

修士論文

令和元年度

# 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 博士前期課程

機械工学専攻

生体システム工学研究室

青木 一真

# 目 次

---

1 章 緒言 .....	1
2 章 脊椎の構造および機能 .....	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 脊椎の靱帯 .....	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 脊椎疾患 .....	15
2.5.1 Kissing spine .....	15
3 章 Kissing spine が FSU に及ぼす生体力学的影響 .....	16
3.1 緒言 .....	16
3.2 実験概要 .....	16
3.2.1 試験体 .....	16
3.2.2 試験機 .....	17
3.2.3 座標軸の設定 .....	19
3.2.4 実験準備 .....	20
3.2.4.1 試験体の作製 .....	20
3.2.4.2 試験体の固定位置 .....	22
3.2.4.3 初期位置の決定 .....	22
3.2.5 試験体モデル .....	23
3.2.6 実験内容 .....	25

3.2.6.1	曲げ試験	25
3.2.6.2	中立軸の算出	27
3.3	実験結果	30
3.3.1	曲げ試験	30
3.3.2	変形挙動解析	32
3.4	考察	34
3.5	結言	36
4 章	Kissing spine が上下隣接椎間に及ぼす生体力学的影響	37
4.1	緒言	37
4.2	実験概要	37
4.2.1	試験体	37
4.2.2	試験機	38
4.2.3	座標軸の設定	38
4.2.4	実験準備	38
4.2.4.1	試験体の作製	38
4.2.4.2	試験体の固定位置	40
4.2.4.3	初期位置の決定	40
4.2.5	試験体モデル	41
4.2.6	実験内容	43
4.2.6.1	曲げ試験	43
4.2.6.2	変形挙動解析	43
4.3	実験結果	45
4.3.1	トルク規定試験	45
4.3.2	角変位規定試験	47
4.4	考察	50
4.5	結言	51
5 章	結言	52
参考文献		53
謝辞		55

# 1 章 緒言

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

脊椎は体幹の支持、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役割を持つ生体器官である。複雑な構造を持つ脊椎は上半身の支持や曲げ、ねじりなどの力学的環境下にある。そのため、脊椎の構造や機能を力学的観点から評価することは重要である。したがって脊椎のバイオメカニクスに関する研究は需要が高く、様々な研究が行われている。その中で当研究室では、ヒト腰椎およびシカやイノシシなどの腰椎を用いた *in vitro* の実験的手法にて、脊椎疾患に対して脊椎固定具が及ぼす生体力学的影響の解明や新しい脊椎固定具の開発などを行ってきた。

脊椎は椎間板や椎間関節や各種靱帯などの様々な要素から成り立っており、そのひとつに棘突起がある。棘突起は椎骨の一部で脊椎の後方に位置しており、脊髄の保護や筋肉の付着部といった役割を担っている。棘突起は加齢とともに肥大することが報告されており、棘突起の肥大化が進行すると、棘突起同士が接触する。この状態を棘突起接触症 (Kissing spine) という。Kissing spine は 1825 年に Mayer らによって隣接する棘突起間の関節形成として初めて報告され、1929 年に Brailsford らによって Kissing spine という名前が始めて使用された<sup>[1][2]</sup>。その後 1933 年に Bastrup らにより棘突起の接触が腰痛の一因となることが報告された<sup>[3]</sup>。それ以降 Kissing spine に関する臨床報告は散見されるが、生体力学的観点からの報告はほとんど見られない<sup>[4][5]</sup>。

そこで本研究では、Kissing spine が脊椎に及ぼす生体力学的影響を解明することを目的とした。当研究室で開発された脊椎強度測定用 6 軸材料試験機<sup>[6][7][8]</sup>を用い、シカ屍体腰椎に対して Kissing spine を模擬したモデルを作製して、前後屈方向に曲げ試験を行い、Kissing spine が脊椎の変形挙動に及ぼす影響を調査した。

本論文の構成は以下の通りである。第 2 章では、脊椎の解剖学的構造や生体力学的機能について紹介する。第 3 章では、単椎間のシカ屍体腰椎に対して 6 軸材料試験機を用いた曲げ試験を行い、Kissing spine が責任椎間に及ぼす影響について実験的に検討する。第 4 章では、3 椎間のシカ屍体腰椎に対して 6 軸材料試験機を用いた曲げ試験を行い、Kissing spine が隣接椎間に及ぼす影響について実験的に検討する。第 5 章では、得られた研究成果を取りまとめ、本研究の総括を行う。

## 2 章 脊椎の構造および機能

本章では、脊椎の解剖学的な理論について述べる。

### 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、靱帯より構成される<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。

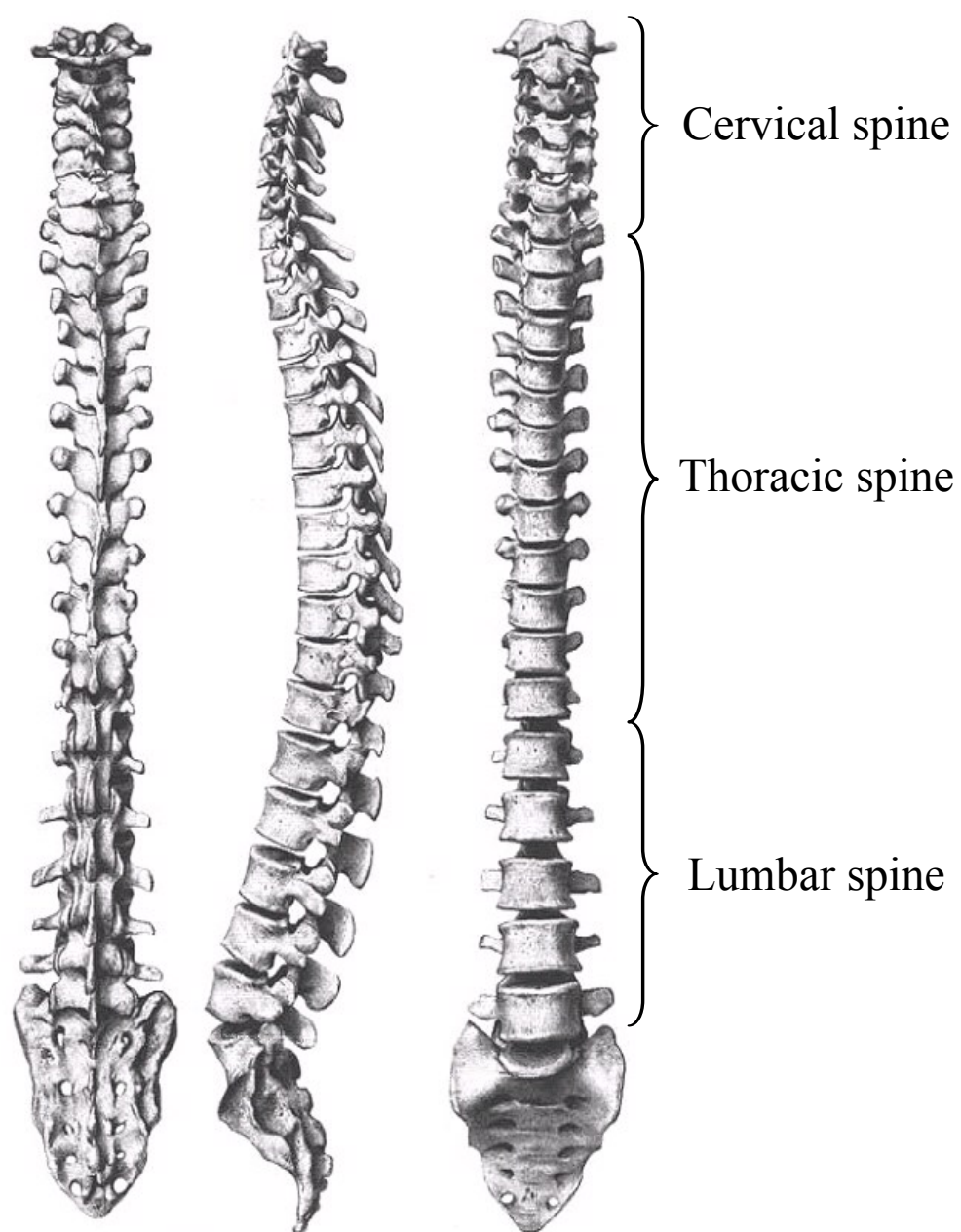
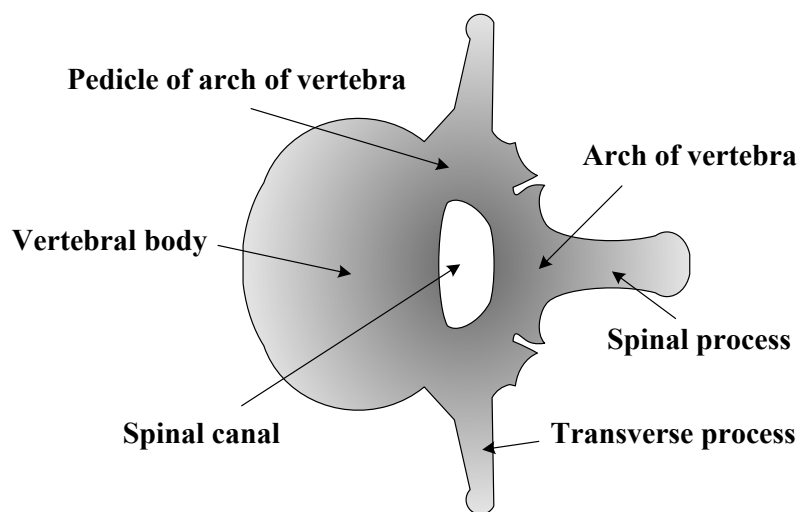
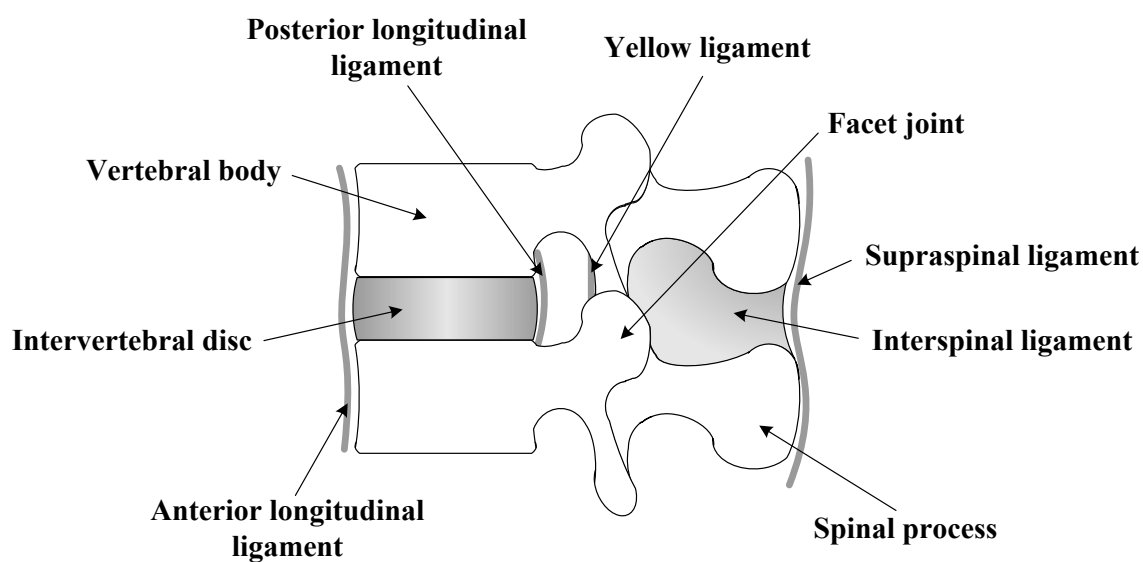


Fig.2.1 Schematic of spine



(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<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。



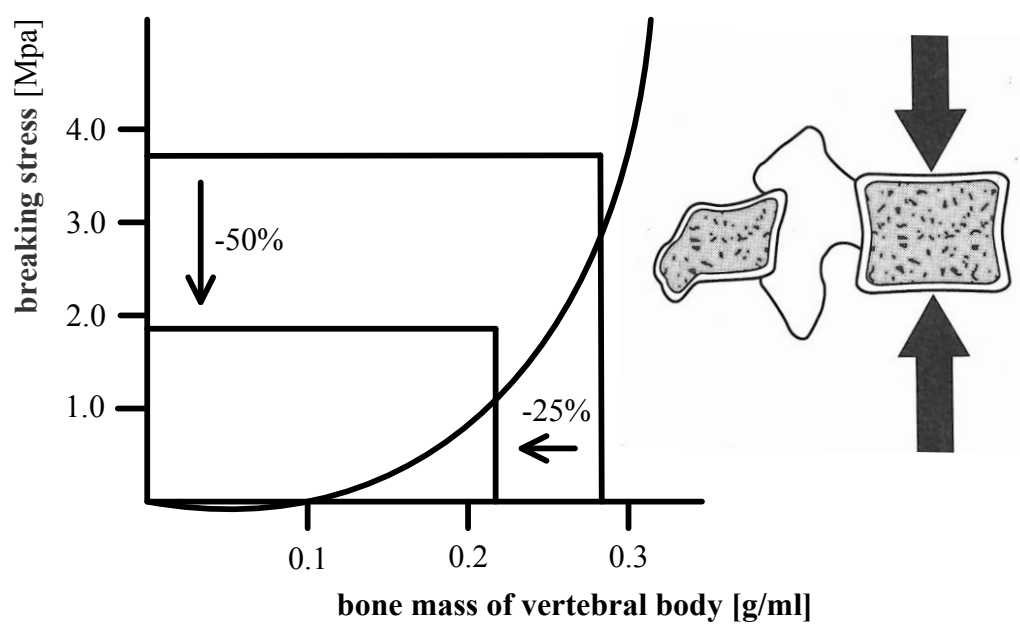


Fig.2.3 Bone mass and fracture strength of vertebral body

## 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 5.7kN 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>[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>[14]</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。

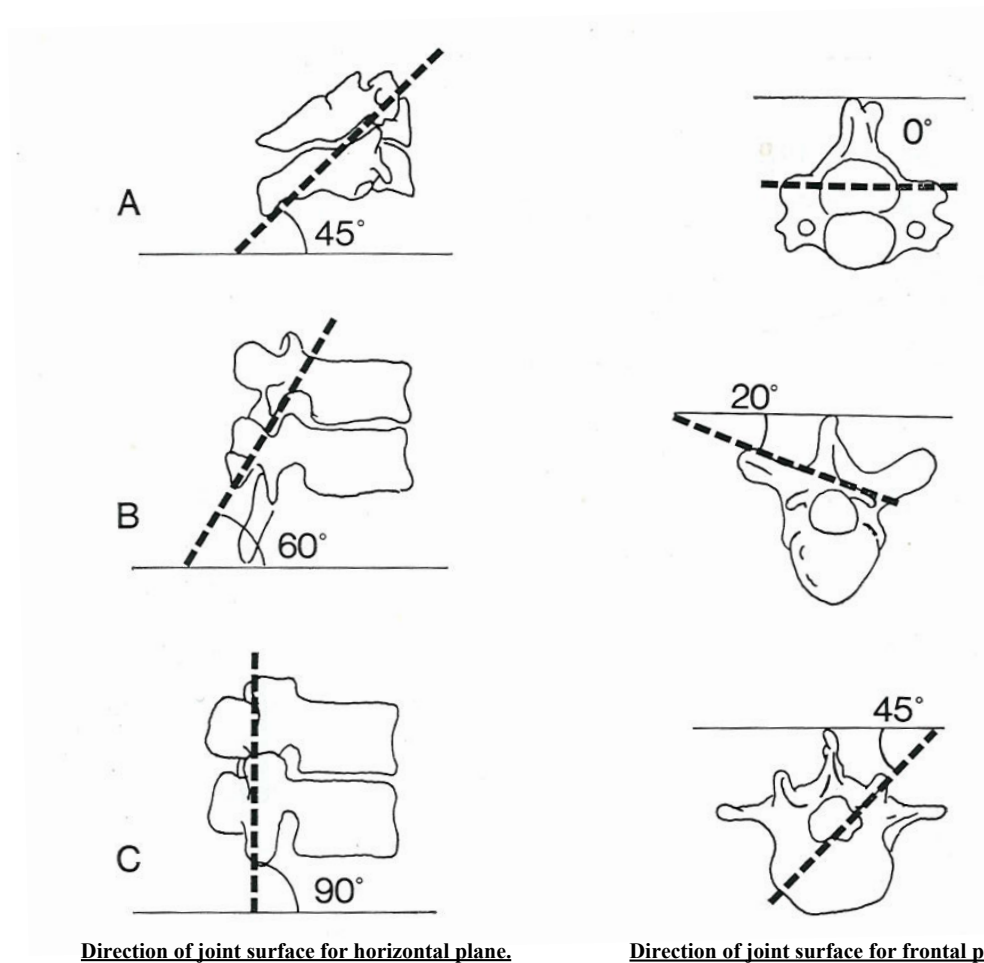
ヒト屍体からの正常およびやや変性した腰椎髄核における椎間板内圧の測定では, 負荷を受けない椎間板での固有の圧力が 10[N/cm<sup>2</sup>]であることを示している<sup>[14]</sup>。椎間におけるこの圧力は靱帯の力によるものである。また, 圧力負荷を受けた椎間板内の圧力は, 単位面積当たりにおいて外部より加えられた負荷の約 1.5 倍であることが示されている。このようにして, 圧縮負荷は椎間板を外側に膨隆させ, そして円周張力が輪状線維

に加えられる。これに対する繊維輪の引張強さは椎間板の外側で最も強くなるが、垂直方向へは  $0.7\sim 1.4\text{MPa}$ 、水平方向へはその約 5 倍、さらに繊維方向へは水平方向の約 3 倍の強度を持つとされている<sup>[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  $45^\circ$  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  $60^\circ$ 、前額面に対して  $20^\circ$  傾いている。この配列は側屈、回旋、そしてある程度の屈曲および伸展を許容している。腰椎部での椎間関節は水平面に対して直角、前額面に対して  $45^\circ$  の傾きを持っている<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は椎体が前方にずれる危険があることから具体的に示されている。



A : Cervical spine. Joint surface inclines at horizontal plane by  $45^{\circ}$  , and is parallel to the frontal plane.  
 B : Thoracic spine. Joint surface inclines at horizontal plane by  $60^{\circ}$  , and incline at the frontal plane by  $20^{\circ}$  .  
 C : Lumbar spine. Joint surface inclines at horizontal plane by  $90^{\circ}$  , and incline at the surface plane by  $45^{\circ}$  .

Fig.2.4 Direction of joint surface of facet joint

### 2.3.3 脊椎の靱帯

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>[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>[20]</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。

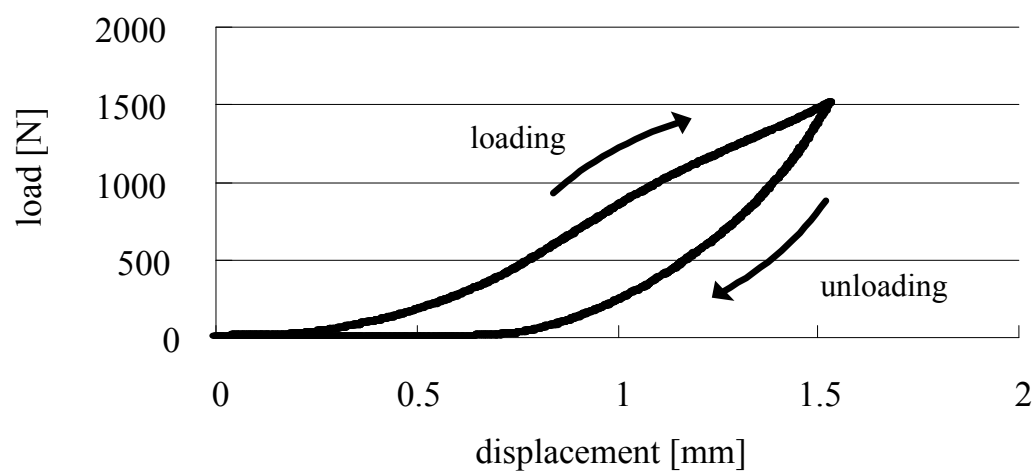


Fig.2.5 Load-displacement curve indicates Hysteresis



### 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>[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。

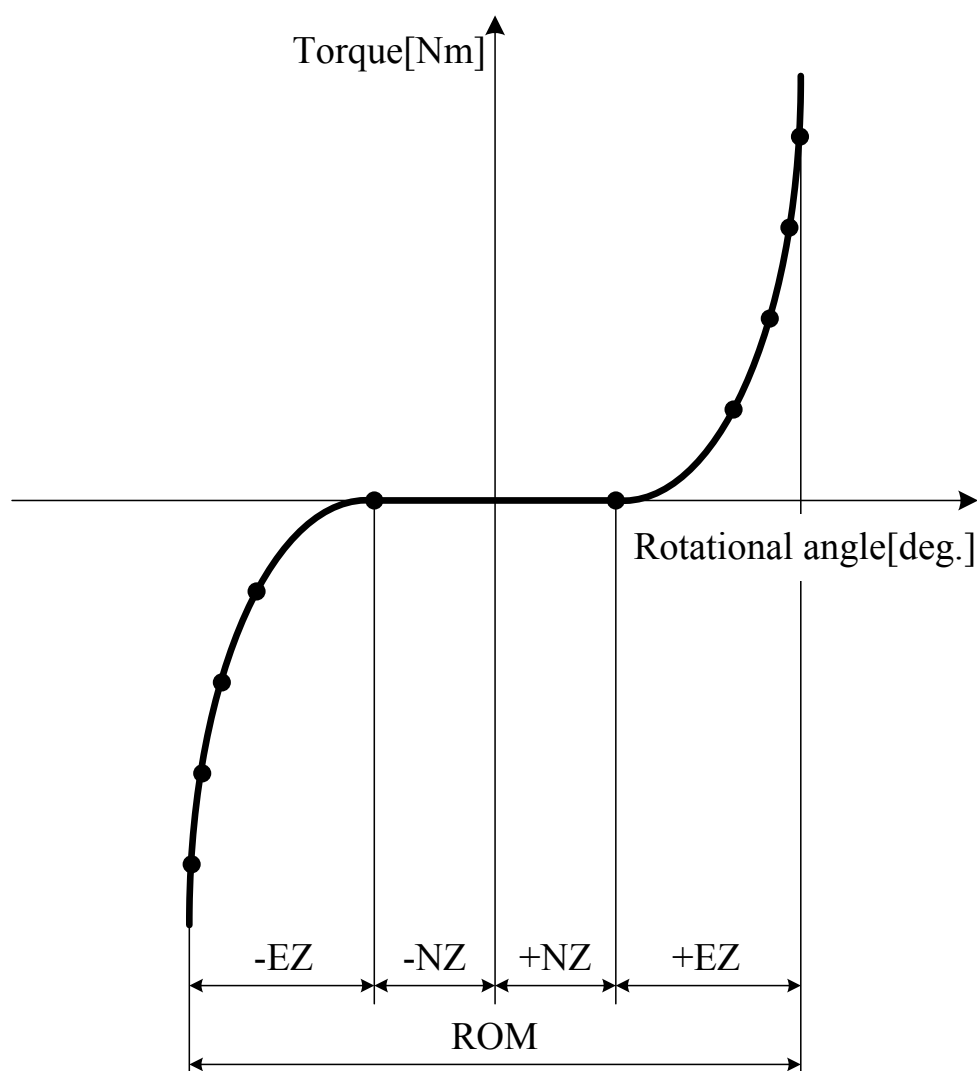


Fig.2.6 Torque and rotational angle curve of spine

#### 2.4.4 中立軸 (Neutral axis)

図 2.9 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、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、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>[24]</sup>。

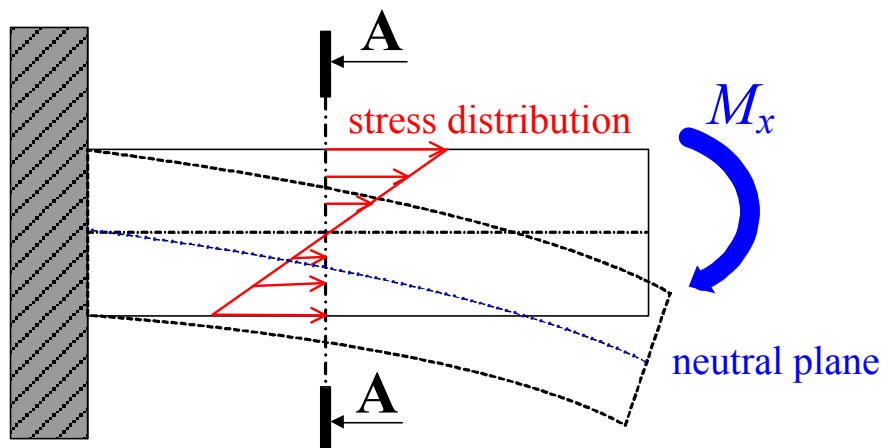


Fig.2.7 Neutral axis and stress distribution of the cantilever

## 2.5 脊椎疾患

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、脊椎疾患のひとつである **Kissing spine** について述べる。

### 2.5.1 Kissing spine

日常生活において人間の体は様々な動きをしている。それに伴い、運動を伝達する役割を持つ脊椎、また脊椎の安定要素である棘上・棘間靱帯も日々圧縮および引張をはじめとする様々な力を受けている。長年圧縮および引張を受けることにより靱帯に生体的負荷がかかり、より強固になるよう細胞が変位し骨化する。棘上・棘間靱帯の骨化による棘突起寸法の高さおよび幅は1年ごとに、 $0.03-0.07[\text{mm}]$ 、 $0.05-0.06[\text{mm}]$ 増加すると報告されている<sup>[25]</sup>。棘突起が肥大化するにつれて上下棘突起間の間隔が減少し、接触する（図 2.10）。この状態は棘突起接触症（**Kissing spine**）と呼ばれている。**Kissing spine** は1825年に Mayer らによって隣接する棘突起間の関節形成として初めて報告され、1929年に Brailsford らによって **Kissing spine** という名前が始めて使用された<sup>[1][2]</sup>。その後1933年に Baastrup らにより棘突起の接触が腰痛の一因となることが報告された<sup>[3]</sup>。



Fig.2.10 X-ray photograph of kissing spine

## 3 章 Kissing spine が責任椎間に及ぼす 生体力学的影響

---

### 3.1 緒言

本章では、Kissing spine を有する椎間を責任椎間とし、Kissing spine が責任椎間に及ぼす生体力学的影響を解明することを目的とした。シカ屍体腰椎 FSU にて Kissing spine を模擬したモデルを作製し、6 軸材料試験機を用いて前後屈方向へ曲げ試験を行い、Kissing spine が責任椎間に及ぼす生体力学的影響を調査した。

### 3.2 実験概要

#### 3.2.1 試験体

試験体には、獣害対策として狩猟され、食肉に供されたシカ屍体腰椎 FSU を 5 体用いた (図 3.1)。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・棘間靱帯などを残した状態を正常状態とした。



Fig.3.1 FSU of deer cadaver

### 3.2.2 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 3.2）。本試験機の機構は、2 本 1 組の直動型アクチュエータを  $120^\circ$  対称に並列配置した垂直直動型パラレルメカニズムであり、6 本の駆動源を独立して制御することにより空間中で任意の 6 自由度運動を実現することが出来る（図 3.3）。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。

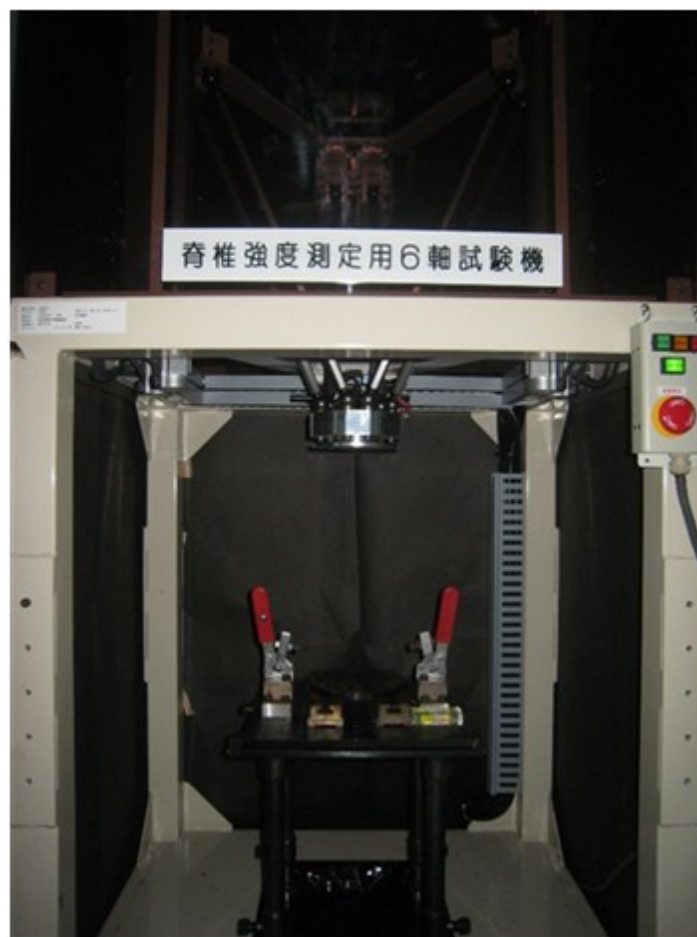


Fig.3.2 Six-axis material testing machine

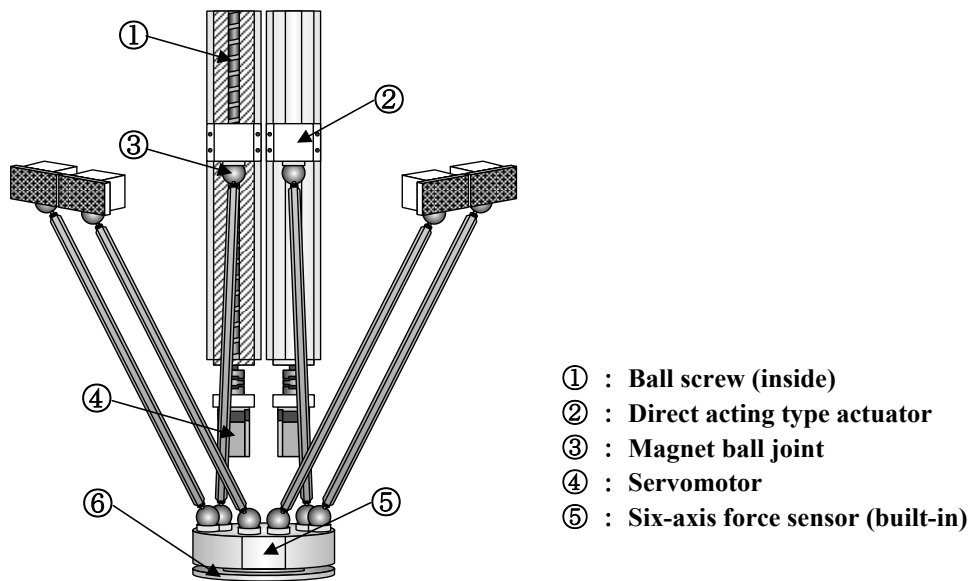


Fig.3.3 Moving part of the testing machine

Table.3.1 Revolution of the tester

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 tester

$x$ 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

### 3.2.3 座標軸の設定

図 3.4 に本研究における座標軸を示す．同図に示すように， $x$  軸まわりの回転が前後屈方向への曲げ運動となり， $y$  軸まわりの回転が左右側屈方向への曲げ運動となるように設定した．各軸の回転における正負は，同図に示すように右ねじの方向を正とした．例えば， $x$  軸まわりの正の角度は脊椎の後屈方向への角度を示し， $y$  軸まわりの正の角度は脊椎の右側屈方向への角度を示す．

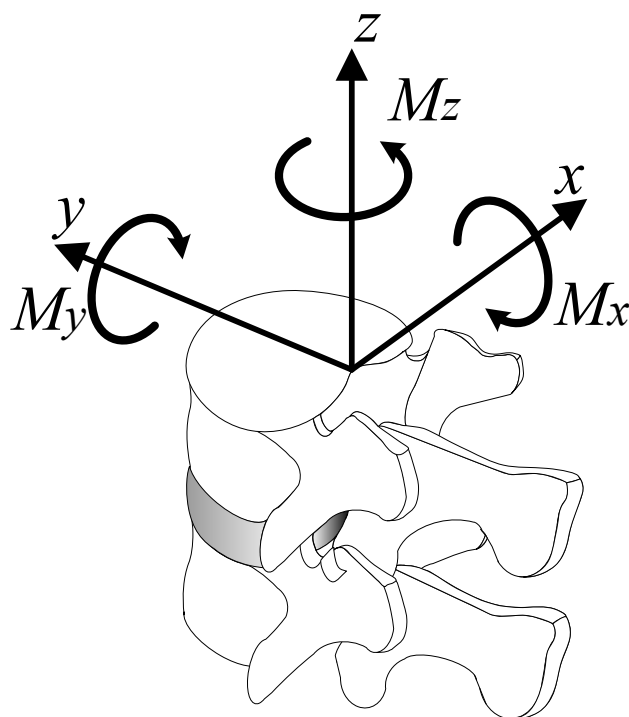


Fig.3.4 Coordinate axes for specimen



### 3.2.4 実験準備

#### 3.2.4.1 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℃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、FSUに切り取る（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（図 3.5）。
- (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进行固化させる（図 3.6）。
- (4) 試験体を試験機に取り付ける（図 3.7）。

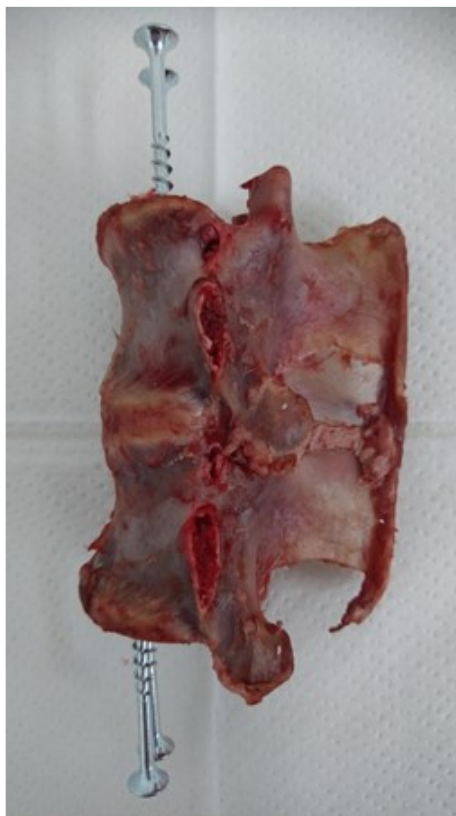


Fig.3.5 FSU with screw

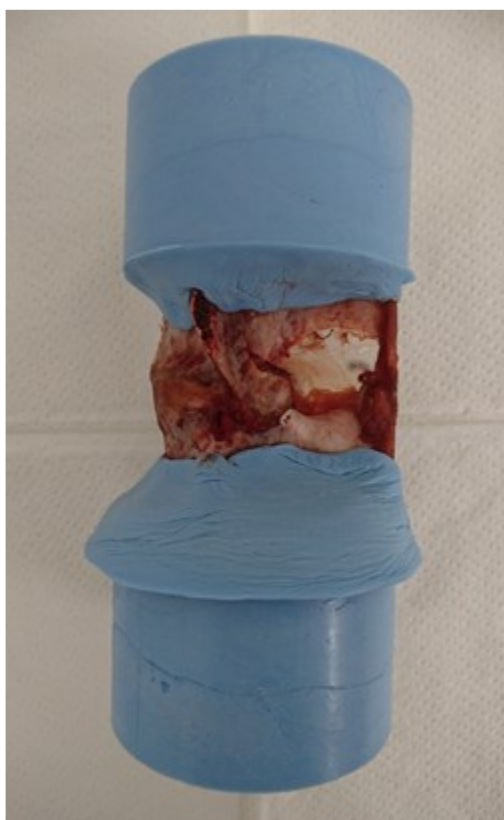


Fig.3.6 FSU with resin fixation

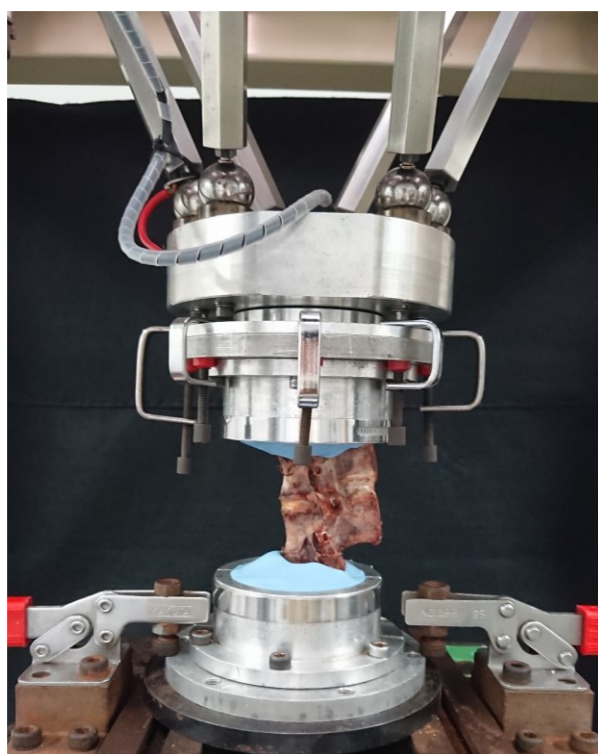


Fig.3.7 Specimen fixed on tester

### 3.2.4.2 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 3.8 参照）．

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

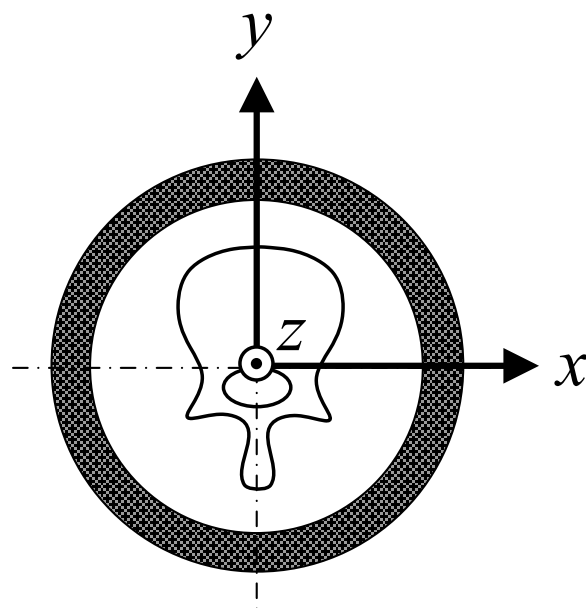


Fig.3.8 Fixed position of specimen to jig

### 3.2.4.3 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．

### 3.2.5 試験体モデル

試験体として、正常モデル (Intact)、靱帯切除モデル (Damage)、Kissing spine モデル (Kissing spine) の計 3 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 (Intact)

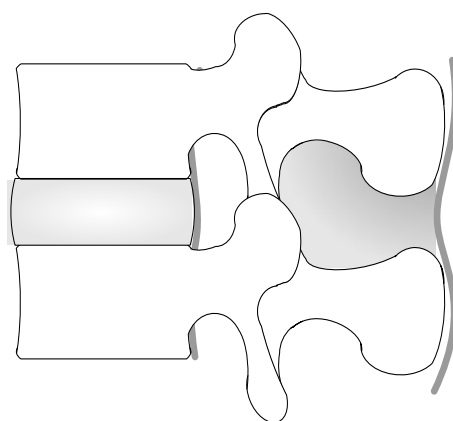
脊椎の内的安定要素である椎間関節や椎間板、棘上靱帯および棘間靱帯を全て残したモデル (図 3.9(a))。

#### (b) 靱帯切除モデル (Damage)

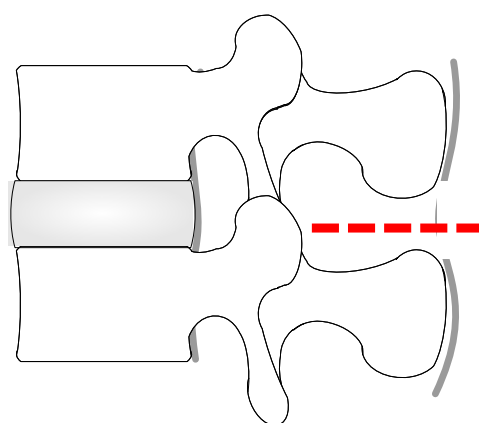
正常モデルに対して、棘上靱帯および棘間靱帯を切除したモデル (図 3.9(b))。

#### (c) Kissing spine モデル (Kissing spine)

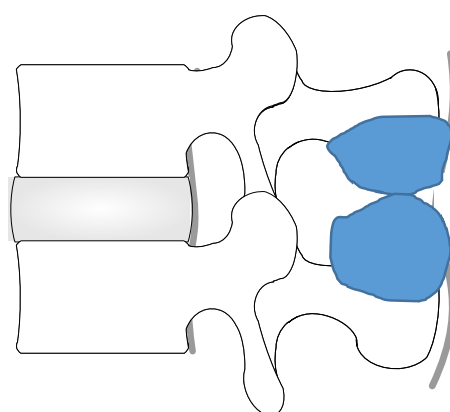
靱帯切除モデルに対して、棘突起に歯科用レジンを取り付けることにより、Kissing spine を模擬したモデル (図 3.9(c))。



(a) Intact



(b) Damage



(c) Kissing spine

Fig.3.9 Experimental models

### 3.2.6 実験内容

#### 3.2.6.1 曲げ試験

各モデルに対して図 3.10 に示すように前後屈方向へ、クロスヘッド角速度  $0.1[\text{deg./sec}]$  にて  $3[\text{Nm}]$  のトルクを連続的に 2 回負荷した。なお、負荷トルクに関しては脊椎の変形挙動において NZ から EZ への移行が確認されるよう  $3[\text{Nm}]$  とし、クロスヘッド角速度に関しては脊椎の粘弾性特性が現れないよう低速で実験を行うため、 $0.1[\text{deg./sec}]$  とした。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、2 回目の負荷によって得られたトルク・回転角度曲線における  $3[\text{Nm}]$  負荷時の回転角度を椎間可動域 (Range of motion: 以下, ROM) とした。また、図 3.11 に示すように 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。なお、統計検定法には関連 2 群の差の検定である paired t test を用い、 $p < 0.05$  を有意差ありと判定した。

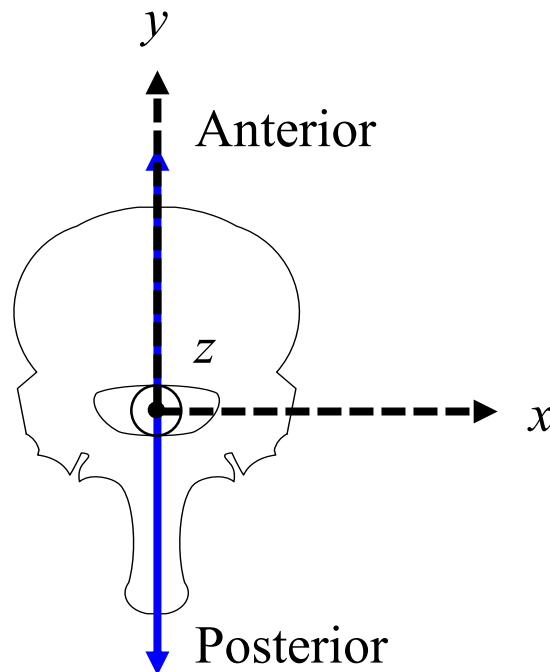


Fig.3.10 Schematic representation of bending direction

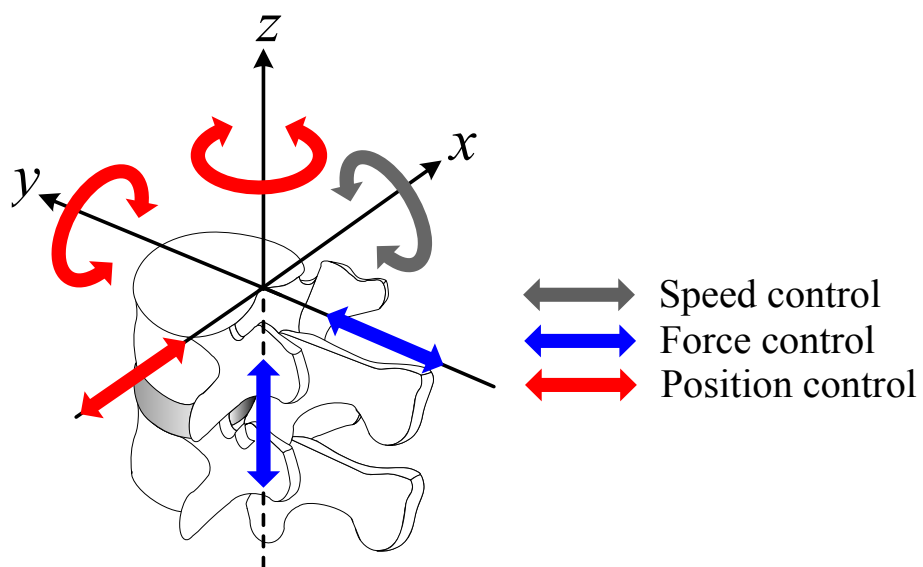


Fig.3.11 Condition of bending test for flexion and extension



### 3.2.6.2 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、動画解析手法を用いて中立軸を算出した。以下に、解析手法、中立軸の座標系および中立軸の算出方法を示す。

#### (a)変形挙動解析手法

図 3.12 示すようにデジタルビデオカメラ (HDR-CX590V, sony 製) を撮影面が運動面と並行になるように設置し、有効画素 265 万画素にて動画撮影を行った。試験体の変形挙動を観察するにあたり、上下椎体の前方、中央および後方に 2 箇所ずつ、計 6 箇所のマーキングを施した (図 3.13)。なお、照明によってマーカを際立たせるため、マーキングにはマップピンに反射テープを貼り付けたものを使用した。得られた動画における各マーカを 2 次元動画計測ソフトウェア (Move-te/2D 7.0, ライブラリー製) を用いて自動追跡し、各マーカの挙動を計測した。

#### (b)中立軸の座標系

図 3.14 に示すように、中立軸の座標系は椎間板前縁下端部を原点とし、脊椎後側方向を  $x$  軸とした。

#### (c)中立軸の算出方法

図 3.15 に示すように、椎体の前方、中央および後方の上下マーカ間距離を 2 次元動画解析ソフトにより計測し、各位置における無負荷時のマーカ間距離とトルク 3[Nm] 負荷時のマーカ間距離との差を求めた。(1) 式に示すように、得られたマーカ間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のひずみを算出した。

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

式 (1) において、 $\varepsilon$  は椎間板のひずみ、 $h$  は無負荷時のマーカ間距離、 $h'$  はトルク 3[Nm] 負荷時のマーカ間距離、 $d$  は椎間板高さをそれぞれ示す。一般的な公称ひずみの定義では式 (1) における分母は  $h$  であるが、脊椎の曲げ運動において椎体に対して椎間板の剛性ははるかに小さいため、マーカ位置における変形は椎間板の変形が支配的であると考え、式 (1) の分母を  $d$  と設定した。B 点、C 点においても式 (1) を用いて同様に求め、得られた 3 点の値から最小二乗法にて近似直線を求め、ひずみが 0 となる位置を中立軸と定義した。ただし、椎間板前縁部を原点とし、椎間板前後径が 1 となるように数学的处理を行った。

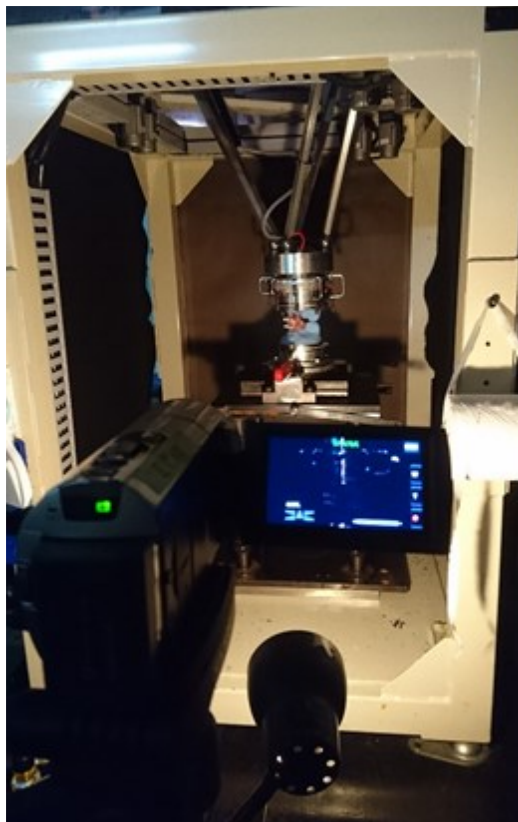


Fig.3.12 Conditions of recording

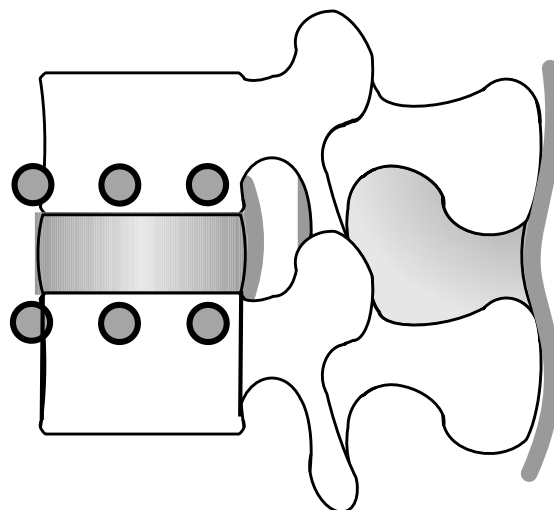


Fig.3.13 Position of markers for measurement of spinal deformation

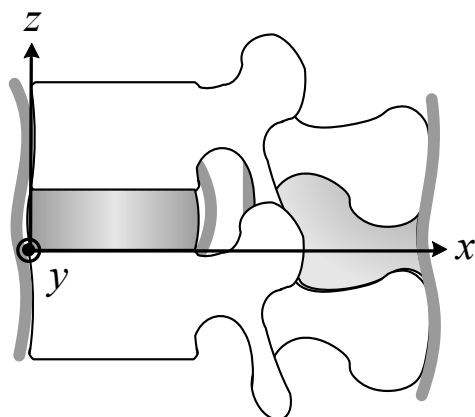
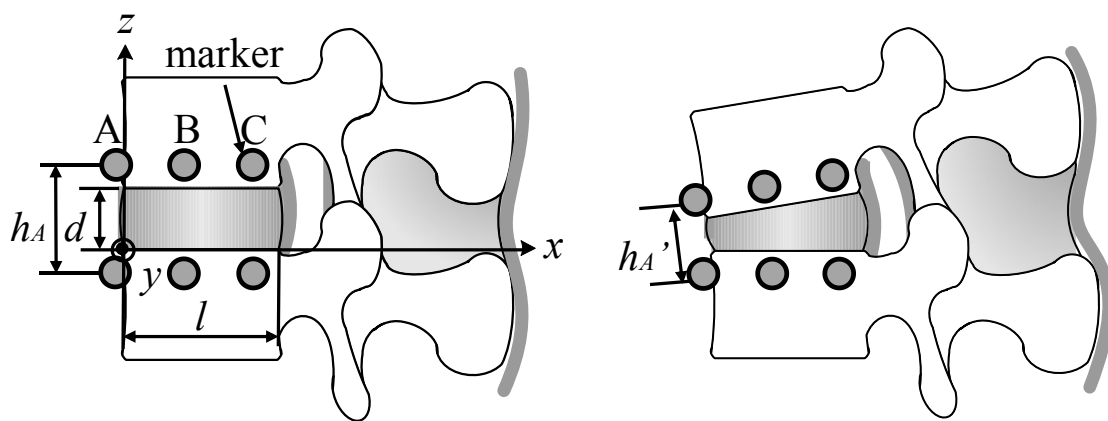


Fig.3.14 Coordinate-system for neutral axis



(a) Before deformation

(b) After deformation

Fig.3.15 Method of calculation for strain

### 3.3 実験結果

#### 3.3.1 曲げ試験

まず、図 3.16 に曲げ試験により得られた各モデルの前後屈方向における ROM の平均値を示す。正常モデルの ROM（平均±標準偏差）は、前屈時で  $5.4 \pm 1.5[\text{deg.}]$ 、後屈時で  $6.3 \pm 0.9[\text{deg.}]$  であった。靱帯切除モデルの ROM は前屈時で  $6.3 \pm 1.8[\text{deg.}]$ 、後屈時で  $6.5 \pm 1.2[\text{deg.}]$  であり、後屈時は正常モデルとほぼ同程度であったが、前屈時には約 17% と有意に増加した ( $p < 0.05$ )。Kissing spine モデルの ROM は前屈時で  $6.3 \pm 1.9[\text{deg.}]$ 、後屈時で  $1.1 \pm 0.16[\text{deg.}]$  であり、前屈時は靱帯切除モデルとほぼ同程度であったが、後屈時には有意に減少した ( $p < 0.05$ )。

次に、図 3.17 に曲げ試験により得られた各モデルの前後屈方向におけるトルク-角変位曲線の代表例を示す。同図において、縦軸および横軸はそれぞれトルク [Nm] および下位椎体に対する上位椎体の角変位 [deg.] をそれぞれ示す。また、青色は正常モデル、赤色は靱帯切除モデル、緑色は Kissing spine モデルをそれぞれ示す。正常モデル、靱帯切除モデルにおいては小さい負荷で変形する NZ を経て、トルクが角変位に対して線形的に増加する EZ へ移行することが確認されたが、Kissing spine モデルの後屈時には EZ のみが認められ、NZ は認められなかった。

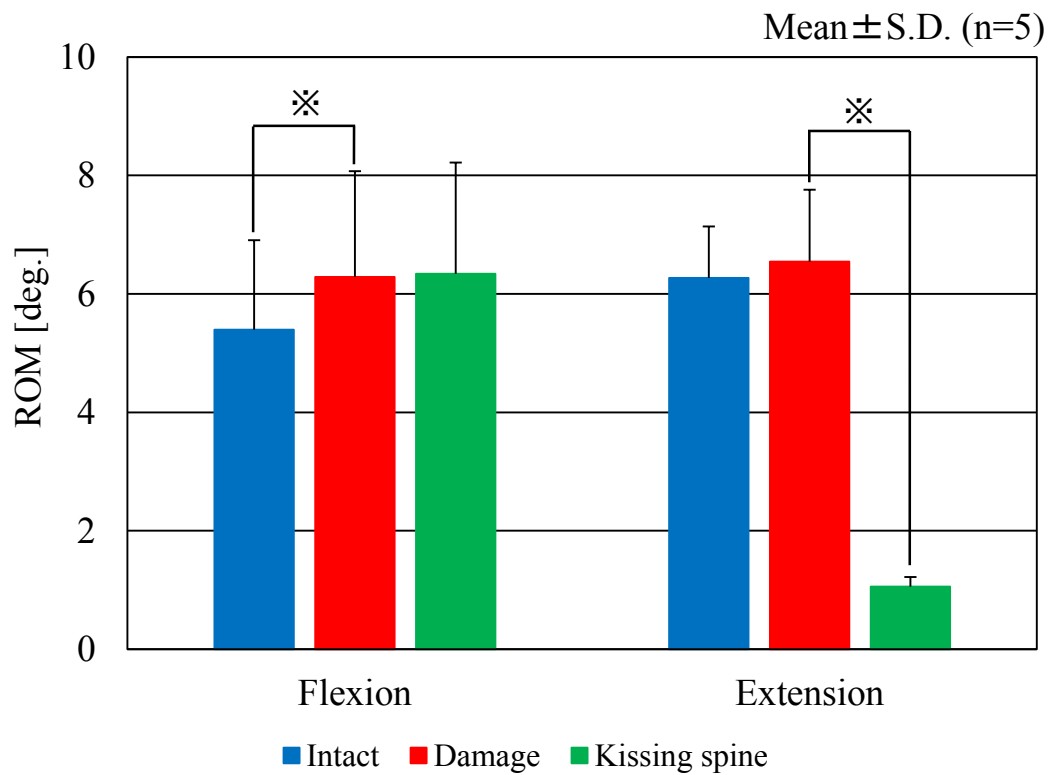


Fig.3.16 Mean ROMs of each model in bending test

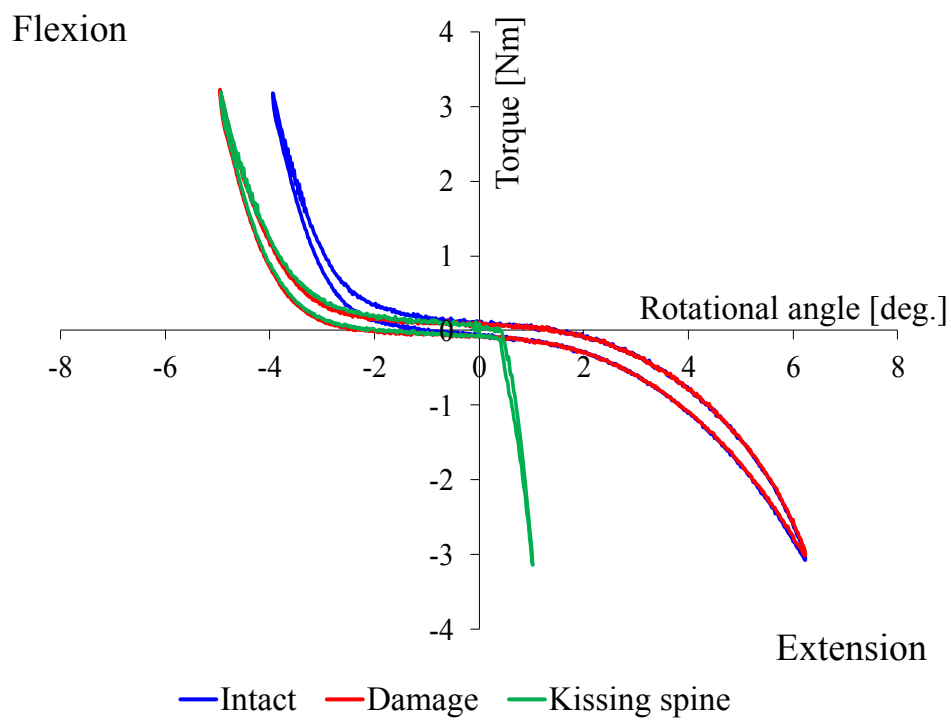


Fig.3.17 Torque-rotational angle curve of each model

### 3.3.2 変形挙動解析

図 3.18 および図 3.19 に曲げ試験により得られた各モデルの前後屈方向における最大モーメント負荷時の中立軸の位置の平均値を示す。各図において、横軸は椎間板前縁部を原点とし椎間板前後径が 1 となるように正規化した距離を示す。また、青色は正常モデル、赤色は靱帯切除モデル、緑色は Kissing spine モデルをそれぞれ示す。図 3.18 より前屈時において正常モデル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。前屈時における靱帯切除モデルの中立軸は正常モデルの中立軸に対して前方に位置する傾向を示したが、有意な差は認められなかった。Kissing spine モデルの前屈時における中立軸は靱帯切除モデルの中立軸とほぼ同程度の位置を示した。図 3.19 より後屈時において正常モデルの中立軸は椎間板のほぼ中央に位置していた。後屈時における靱帯損傷モデルの中立軸は正常モデルの中立軸とほぼ同程度の位置を示した。一方、Kissing spine モデルの中立軸は靱帯切除モデルの中立軸に対して大きく後方に位置しており、有意な差が認められた ( $p<0.05$ )。

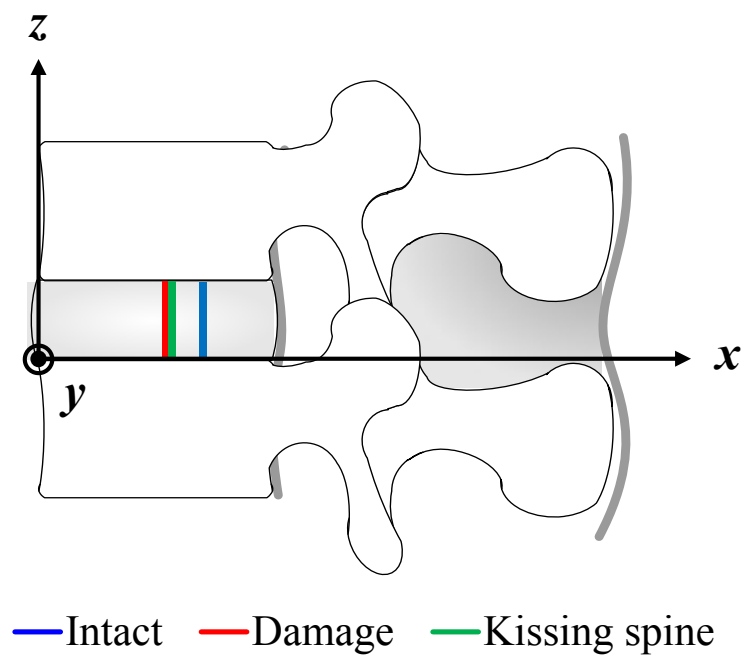


Fig.3.18 Position of neutral axis in flexion

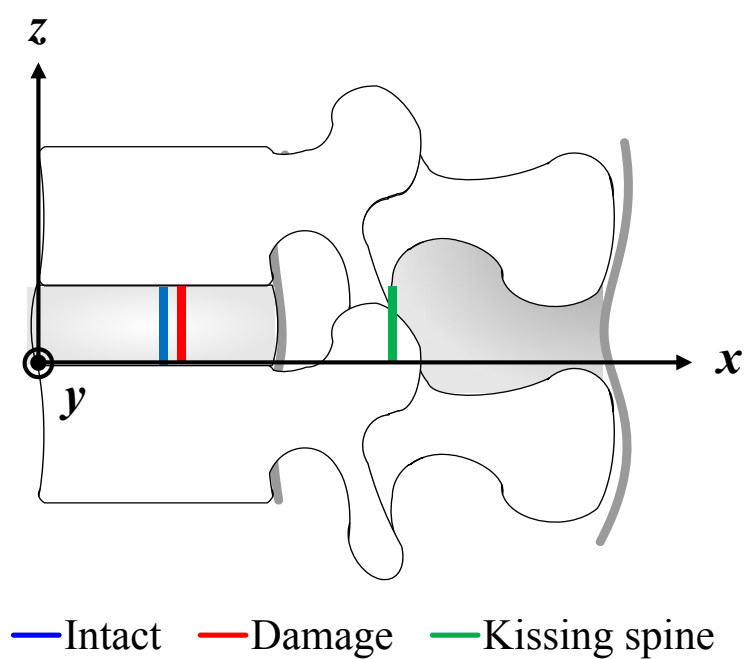


Fig.3.19 Position of neutral axis in extension



### 3.4 考察

今回の実験結果をふまえ、まず前屈時について考察する。正常モデル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。中立軸とは、ある部材に曲げモーメントを加えた場合、曲げ応力が 0 となる位置と定義され、この中立軸を境に部材はふくれた側では引張を、へこんだ側では圧縮を受ける<sup>[26]</sup>。よって、脊椎運動において椎間板は曲げを受ける部材としてみることができる。したがって脊椎が前屈運動を行った場合、中立軸よりも前方は圧縮を受け、中立軸よりも後方は引張を受ける。靱帯切除モデルは正常モデルに対して ROM は増加し、中立軸は前方に位置した。この理由として、靱帯は引張時においては抵抗を示す一方で、圧縮時には抵抗をほとんど示さないゴムバンドのような性質を有していることが考えられる。前屈時において棘上靱帯および棘間靱帯は引張の力が作用する。したがって棘上靱帯および棘間靱帯を切除したことにより、靱帯切除モデルは正常モデルに対して ROM が増加したと考えられる。また棘上靱帯および棘間靱帯を切除したことで脊椎後方の剛性が低下したことにより、中立軸が正常モデルよりも前方に位置したと考えられる。一方、Kissing spine モデルは靱帯切除モデルと比べて ROM および中立軸はほぼ変化を示さなかった。これは隣接した棘突起はそれぞれが離れた方向、すなわち接触しない方向に移動するため、今回作製した Kissing spine モデルでは前屈時において脊椎の変形挙動に影響を及ぼさなかったと考えられる。

次に後屈時について考察する。正常モデルの中立軸は椎間板のほぼ中央に位置していた。また靱帯切除モデルにおいても正常モデルとほぼ同程度の ROM および中立軸を示した。脊椎が後屈運動を行った場合、中立軸よりも前方は引張を受け、中立軸よりも後方は圧縮を受ける。よって棘上靱帯および棘間靱帯は後屈時において圧縮の力が作用しており、靱帯は圧縮時にはほとんど抵抗を示さない性質を有しているため、今回の研究において棘上靱帯および棘間靱帯を切除したことは後屈時における ROM および中立軸に影響を及ぼさなかったと考えられる。一方、Kissing spine モデルは靱帯切除モデルに対して ROM が大きく減少し、中立軸が大きく後方に移動した。これは、棘突起は椎間板に比べ剛性が極めて高いため、後屈時において棘突起同士が接触した際に FSU 後方の剛性が高くなり、ROM の減少および中立軸の後方への移動が生じたためであると考えられる。茂木らは、椎間板や棘上靱帯および棘間靱帯を損傷させたヒト屍体腰椎 FSU モデルに対し、Pedicle screw and rod system を施したモデルは後屈時に ROM が大きく減少し、NZ が認められず EZ のみが認められる変形挙動を示すことを報告している<sup>[8]</sup>。そして、spinal instrumentation の過度な固定によって失われた責任椎間の ROM を隣接椎間の動きによって補おうとするため、隣接椎間に生理学的に可能な範囲内で大きなトルクが負荷されることが隣接椎間障害を発症する要因であると考えられている<sup>[28]</sup>。

以上の結果から、Kissing spine を有する椎間では、後屈運動によって、その隣接椎

間に大きく急峻なトルクが負荷され, 隣接椎間に椎間板変性やすべりなどの隣接椎間障害が生じやすくなる可能性があると推測された. また, 中立軸が大きく後方に移動することによって, 椎間板への持続的な力学的負荷が増加し, 椎間板変性が進行しやすくなる可能性が示唆された.

### 3.5 結言

本章では、Kissing spine が脊椎の前屈・後屈の際における責任椎間の変形挙動へ及ぼす影響について調査した。その結果、今回作製した Kissing spine を模擬したモデルでは、Kissing spine は後屈時にのみ ROM やトルク-角変位曲線の軌跡および中立軸の位置に強く影響を及ぼすことが明らかになった。隣接する棘突起が接触すると、ROM が大きく減少するとともに、トルク-角変位曲線における Neutral zone が確認されず、中立軸が脊椎後方に移動することが明らかとなった。

今回の結果から、Kissing spine を有する椎間では、後屈運動によって、その隣接椎間に大きく急峻なトルクが負荷され、隣接椎間に椎間板変性やすべりなどの隣接椎間障害が生じやすくなる可能性があるかと推測された。また、中立軸が大きく後方に移動することによって、椎間板への持続的な力学的負荷が増加し、椎間板変性が進行しやすくなる可能性が示唆された。したがって FSU だけではなく多椎間での生体力学的実験を行い、Kissing spine が隣接椎間にどのような影響を及ぼしているのか調査する必要があると考えられた。

## 4 章 Kissing spine が上下隣接椎間に及ぼす 生体力学的影響

---

### 4.1 緒言

第 3 章より，Kissing spine を有する椎間では，後屈運動によって，その隣接椎間に大きく急峻なトルクが負荷されることが示唆された．そこで本章では，3 椎間のシカ屍体腰椎に対して中央の椎間に Kissing spine を模擬したモデルを作製し，6 軸材料試験機を用いて前後屈方向へ曲げ試験を行い，Kissing spine が上下隣接椎間に及ぼす生体力学的影響を調査した．

### 4.2 実験概要

#### 4.2.1 試験体

試験体には，獣害対策として狩猟され，食肉に供されたシカ屍体腰椎 L3-L6 を 4 体用いた（図 4.1）．3.2.1 項と同様に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・棘間靱帯などを残した状態を正常状態とした．



Fig.4.1 Lumbar spine of deer cadaver

#### 4.2.2 試験機

試験機には、第 3 章と同様に脊椎強度測定用 6 軸材料試験機を用いた (図 3.2 参照)。

#### 4.2.3 座標軸の設定

座標軸は第 3 章と同様に設定した (図 3.4 参照)。

#### 4.2.4 実験準備

##### 4.2.4.1 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℃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、L3-L6 の多椎間脊椎に切り取る (図 4.1)。

(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 4.2)。

(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 4.3)。

(4) 試験体を試験機に取り付ける (図 4.4)。



Fig.4.2 Specimen with screw



Fig.4.3 Specimen with resin fixation

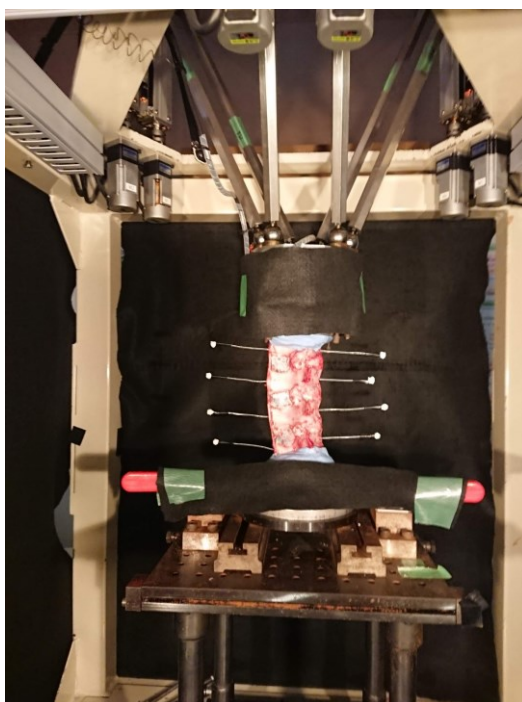


Fig.4.4 Specimen fixed on tester

#### 4.2.4.2 試験体の固定位置

治具に試験体を固定するにあたり, 固定位置を第 3 章と同様に定めた (図 3.8 参照).

#### 4.2.4.3 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.

#### 4.2.5 試験体モデル

試験体として、正常モデル (Intact)、靱帯切除モデル (Damage)、Kissing spine モデル (Kissing spine) の計 3 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 (Intact)

脊椎の内的安定要素である椎間関節や椎間板、棘上靱帯および棘間靱帯を全て残したモデル (図 4.5(a))。

##### (b) 靱帯切除モデル (Damage)

正常モデルに対して、L4/L5 間の棘上靱帯および棘間靱帯を切除したモデル (図 4.5(b))。

##### (c) Kissing spine モデル (Kissing spine)

靱帯切除モデルに対して、L4/L5 間の棘突起に歯科用レジンを取り付けることにより、Kissing spine を模擬したモデル (図 4.5(c))。



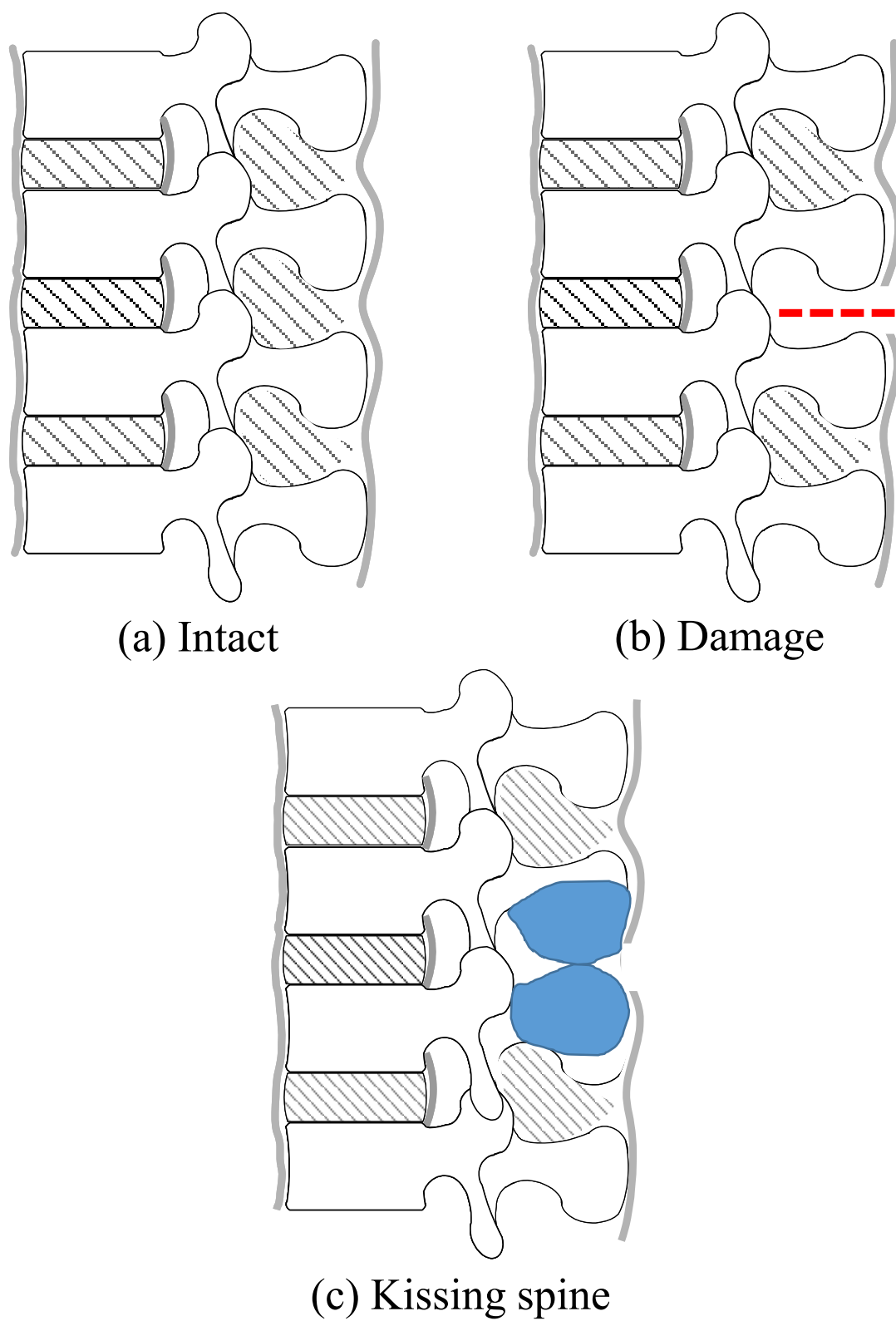


Fig.4.5 Experimental models

## 4.2.6 実験内容

### 4.2.6.1 曲げ試験

各モデルに対して前後屈方向へ、クロスヘッド角速度  $0.1[\text{deg./sec}]$  にて  $2[\text{Nm}]$  のトルクを連続的に 2 回負荷する試験（以下、トルク規定試験）を行った（図 3.10 参照）。その後、クロスヘッド角速度  $0.1[\text{deg./sec}]$  にて 3 椎間の角度の合計を規定した試験（以下、角変位規定試験）を行った。なお、規定した角度は正常モデルにおいて  $\pm 2[\text{Nm}]$  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 3.11 参照）。そして、規定のトルクおよび角変位に到達した際の各椎間の ROM と、脊椎に加わる最大トルクを調査した。ただし、各椎間の ROM の算出については次項の通りである。

### 4.2.6.2 変形挙動解析

図 4.6 に示すように 3 台のデジタルビデオカメラ（HDR-CX590V, sony 製）を設置し、有効画素 265 万画素にて動画撮影を行った。各椎間の変形挙動を解析するために各椎体の前後 2 箇所ずつ、計 8 箇所のマーキングを施した（図 4.7）。なお、照明によってマーカーを際立たせるため、マーキングにはマップピンに反射テープを貼り付けたものを使用した。得られた動画における各マーカーを 3 次元動画計測ソフトウェア（Move-tr/3D, ライブラリー製）を用いて自動追跡し、各椎間の変形挙動を計測した。

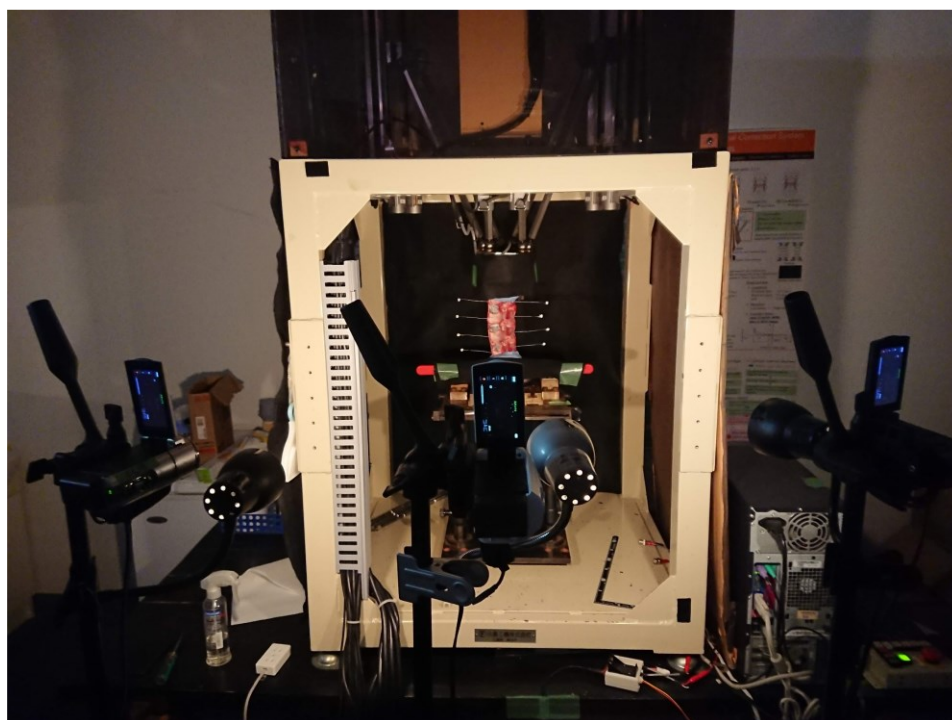


Fig.4.6 Conditions of recording

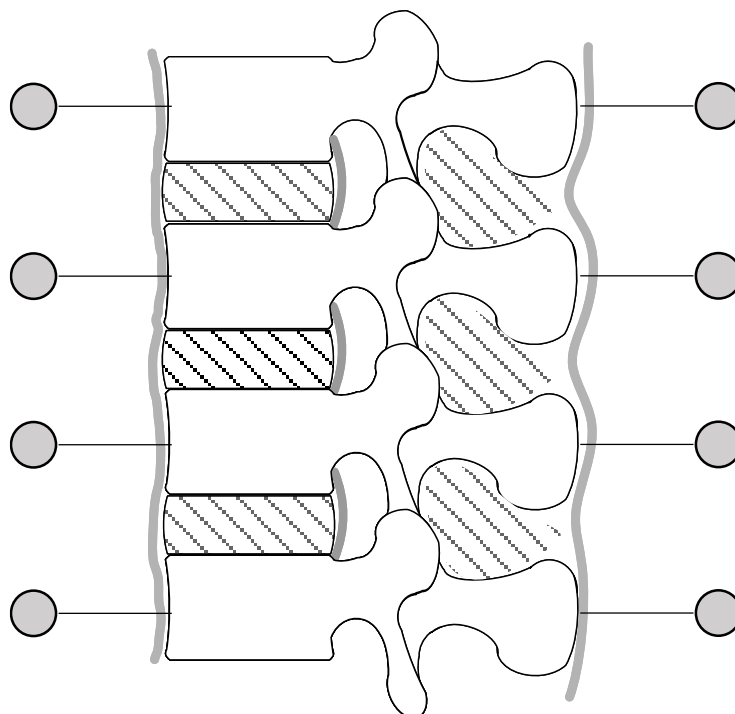


Fig.4.7 Position of markers for measurement of spinal deformation

## 4.3 実験結果

### 4.3.1 トルク規定試験

まず、図 4.8 および図 4.9 にトルク規定試験より得られた前後屈方向における各椎間の ROM をそれぞれ示す。なお、グラフの値は 4 体の平均値であり、エラーバーは標準偏差を示す。また、L3/L4 および L5/L6 が上位および下位隣接椎間であり、L4/L5 が責任椎間である。

これらの図より、責任椎間である L4/L5 の正常モデルの ROM（平均±標準偏差）は前屈時で  $3.6 \pm 1.4$ [deg.]、後屈時で  $4.3 \pm 0.3$ [deg.]であった。靱帯切除モデルの ROM は前屈時で  $4.0 \pm 1.4$ [deg.]、後屈時で  $4.5 \pm 0.2$ [deg.]であり、正常モデルと比較して後屈時における ROM はほぼ同程度であったが、前屈時における ROM は約 11%増加した。Kissing spine モデルの ROM は前屈時で  $4.1 \pm 1.4$ [deg.]、後屈時で  $0.32 \pm 0.2$ [deg.]であり、靱帯切除モデルと比較して前屈時における ROM は同程度であったが、後屈時における ROM は約 93%減少した。

上位隣接椎間である L3/L4 の正常モデルの ROM は前屈時で  $4.1 \pm 0.9$ [deg.]、後屈時で  $4.6 \pm 0.5$ [deg.]であった。靱帯切除モデルの ROM は前屈時で  $4.3 \pm 1.0$ [deg.]、後屈時で  $4.5 \pm 0.4$ [deg.]であり、正常モデルと比較して前後屈ともに同程度の ROM を示した。Kissing spine モデルの ROM は前屈時で  $4.2 \pm 0.9$ [deg.]、後屈時で  $5.0 \pm 0.5$ [deg.]であり、靱帯切除モデルと比較して前後屈ともに同程度の ROM を示した。

下位隣接椎間である L5/L6 の正常モデルの ROM は前屈時で  $5.4 \pm 1.7$ [deg.]、後屈時で  $7.8 \pm 0.7$ [deg.]であった。靱帯切除モデルの ROM は前屈時で  $5.6 \pm 1.7$ [deg.]、後屈時で  $8.0 \pm 1.2$ [deg.]であり、正常モデルと比較して前後屈ともに同程度の ROM を示した。Kissing spine モデルの ROM は前屈時で  $5.6 \pm 1.8$ [deg.]、後屈時で  $8.3 \pm 0.9$ [deg.]であり、靱帯切除モデルと比較して前後屈ともに同程度の ROM を示した。

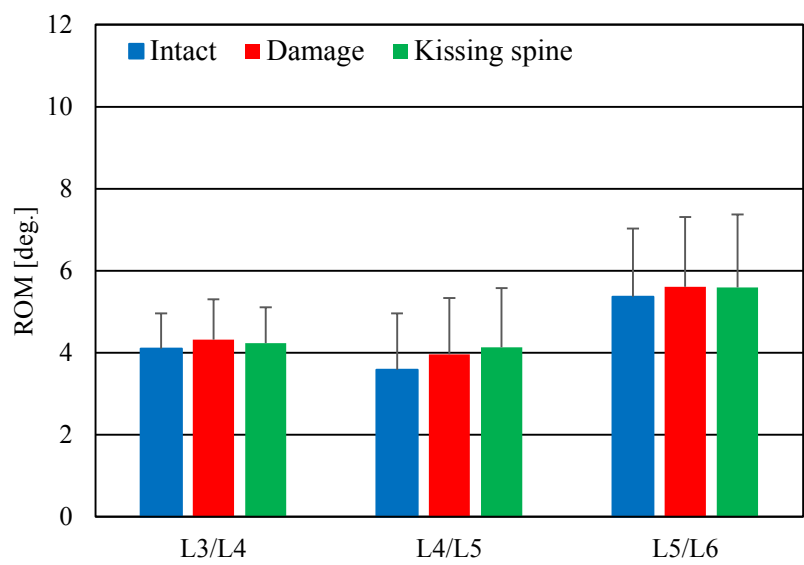


Fig.4.8 ROM of each segment of flexion direction in torque test

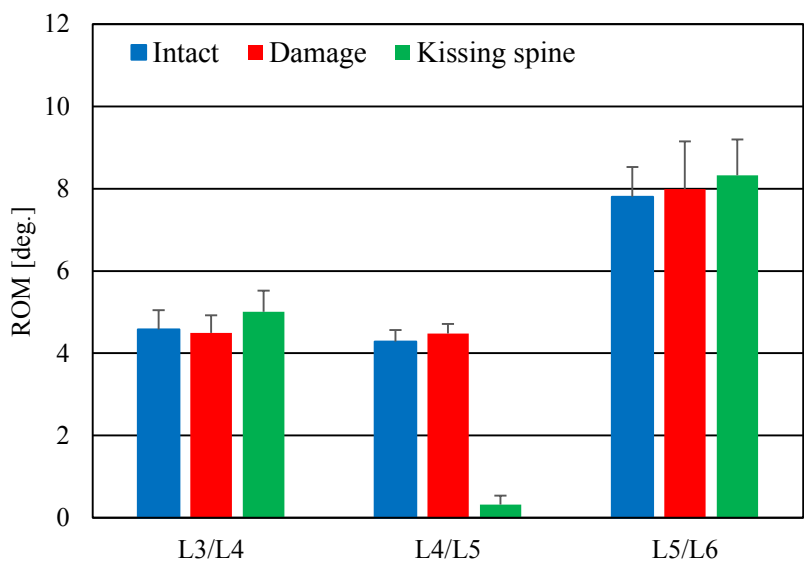


Fig.4.9 ROM of each segment of extension direction in torque test

### 4.3.2 角変位規定試験

まず、図 4.10 および図 4.11 に角変位規定試験より得られた前後屈方向における各椎間の ROM をそれぞれ示す。なお、グラフの値は 4 体の平均値であり、エラーバーは標準偏差を示す。また、L3/L4 および L5/L6 が上位および下位隣接椎間であり、L4/L5 が責任椎間である。

これらの図より、責任椎間である L4/L5 の正常モデルの ROM（平均±標準偏差）は前屈時で  $3.6 \pm 1.4$ [deg.]、後屈時で  $4.3 \pm 0.3$ [deg.]であった。靱帯切除モデルの ROM は前屈時で  $3.7 \pm 1.3$ [deg.]、後屈時で  $4.4 \pm 0.4$ [deg.]であり、正常モデルと比較して前後屈ともに同程度の ROM を示した。Kissing spine モデルの ROM は前屈時で  $3.9 \pm 1.3$ [deg.]、後屈時で  $0.33 \pm 0.16$ [deg.]であり、靱帯切除モデルと比較して前屈時における ROM は同程度であったが、後屈時における ROM は約 93%減少した。

上位隣接椎間である L3/L4 の正常モデルの ROM は前屈時で  $4.1 \pm 0.9$ [deg.]、後屈時で  $4.6 \pm 0.5$ [deg.]であった。靱帯切除モデルの ROM は前屈時で  $4.1 \pm 0.9$ [deg.]、後屈時で  $4.4 \pm 0.4$ [deg.]であり、正常モデルと比較して前後屈ともに同程度の ROM を示した。Kissing spine モデルの ROM は前屈時で  $3.9 \pm 0.8$ [deg.]、後屈時で  $6.3 \pm 0.8$ [deg.]であり、靱帯切除モデルと比較して前屈時における ROM は同程度であったが、後屈時における ROM は約 43%増加した。

下位隣接椎間である L5/L6 の正常モデルの ROM は前屈時で  $5.4 \pm 1.7$ [deg.]、後屈時で  $7.8 \pm 0.7$ [deg.]であった。靱帯切除モデルの ROM は前屈時で  $5.3 \pm 1.6$ [deg.]、後屈時で  $7.9 \pm 0.9$ [deg.]であり、正常モデルと比較して前後屈ともに同程度の ROM を示した。Kissing spine モデルの ROM は前屈時で  $5.3 \pm 1.7$ [deg.]、後屈時で  $10.0 \pm 0.8$ [deg.]であり、靱帯切除モデルと比較して前屈時における ROM は同程度であったが、後屈時における ROM は約 27%増加した。

次に、図 4.12 に角変位規定試験より得られた各モデルに作用した最大トルクを示す。なお、グラフの値は 4 体の平均値であり、エラーバーは標準偏差を示す。同図より、正常モデルにおける最大トルク（平均値±標準偏差）は前屈時および後屈時の両者ともに  $2.0 \pm 0.0$ [Nm] であった。靱帯切除モデルにおける最大トルクは前屈時で  $1.5 \pm 0.2$  [Nm]、後屈時で  $1.9 \pm 0.1$ [Nm]であり、正常モデルと比較して後屈時における最大トルクは同程度であったが、前屈時における最大トルクは約 25%減少した。

Kissing spine モデルにおける最大トルクは前屈時で  $1.4 \pm 0.1$ [Nm]、後屈時で  $3.0 \pm 0.1$ [Nm]であり、靱帯切除モデルと比較して前屈時における最大トルクは同程度であったが、後屈時における最大トルクは約 58%増加した。

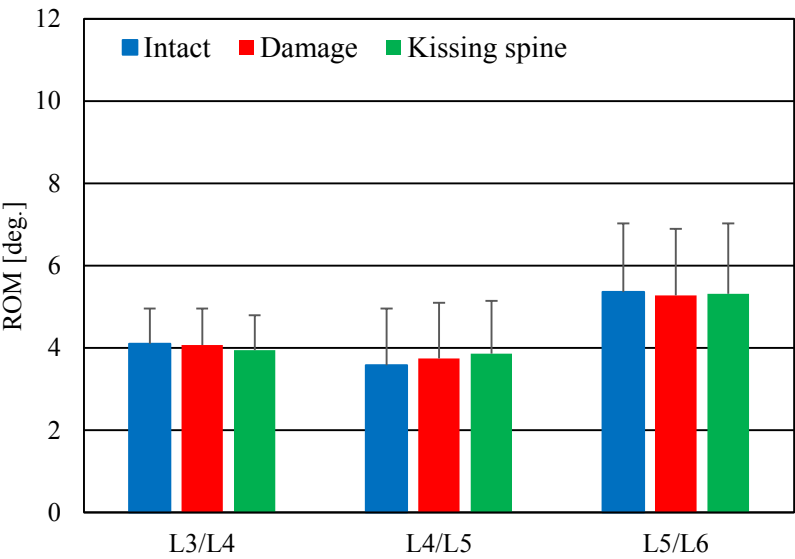


Fig.4.10 ROM of each segment of flexion direction in angle test

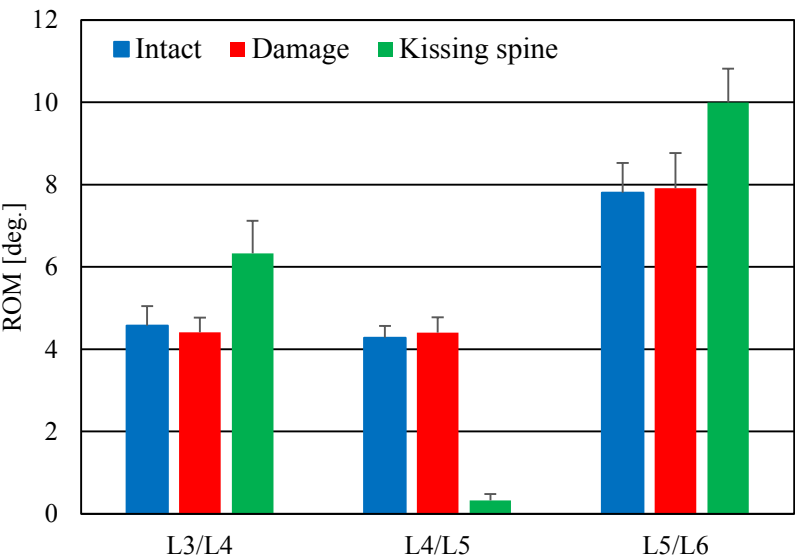


Fig.4.11 ROM of each segment of extension direction in angle test

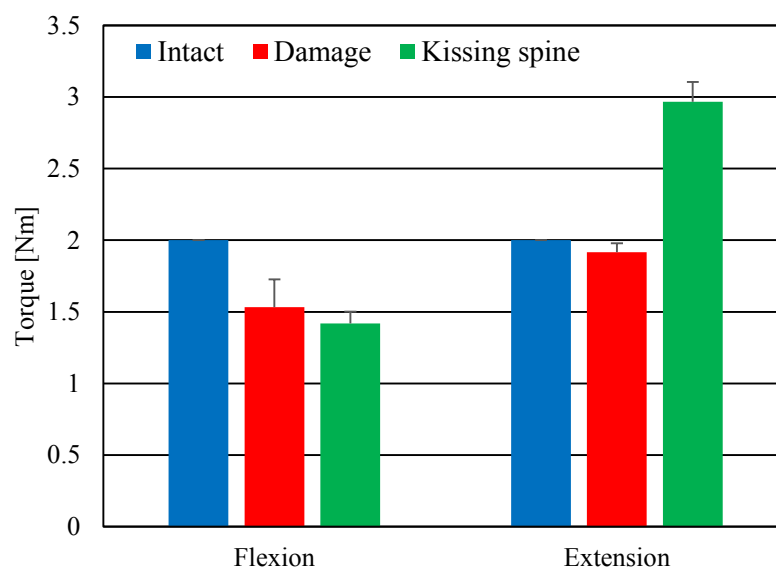


Fig.4.12 Maximum torque in angle test



#### 4.4 考察

まず、トルク規定試験における実験結果について考察する。責任椎間である L4/L5 の Kissing spine モデルの ROM は靱帯切除モデルと比較して前屈時および後屈時の両者ともに同様の傾向を示した。また、この結果は第 3 章の実験結果と同様の傾向を示した。隣接椎間である L3/L4 および L5/L6 の Kissing spine モデルの ROM は靱帯切除モデルと比較して前屈および後屈時の両者ともに同様の傾向を示した。この理由として、トルクは脊椎の状態に関係なく各椎間に均一に負荷されていることが考えられる。今回作製した靱帯切除モデルおよび Kissing spine モデルでは、責任椎間のみ処理を施したため、隣接椎間の状態は正常モデルから変化していない。したがって、一定トルクを負荷するトルク規定試験では、隣接椎間である L3/L4 および L5/L6 の状態が変わっていないものに対して同じトルクが負荷されることから変形挙動に影響を及ぼさないと考えられた。

次に、角変位規定試験における実験結果について考察する。トルク規定試験では、隣接椎間である L3/L4 および L5/L6 の Kissing spine モデルの ROM は靱帯切除モデルと比較して前屈時および後屈時の両者ともに同様の傾向を示した。一方、角変位規定試験では、隣接椎間である L3/L4 および L5/L6 の Kissing spine モデルの ROM はトルク規定試験とは異なる傾向を示した。Kissing spine モデルにおける L3/L4 および L5/L6 の ROM は靱帯切除モデルと比較して、前屈時は同様の値を示したが、後屈時には L3/L4 および L5/L6 の ROM が増加した。また、この時 Kissing spine モデルに負荷されたトルクも靱帯切除モデルと比較して増加していた。この理由としては、以下の通りであると考えられる。後屈時において Kissing spine モデルを想定した責任椎間の剛性は棘突起同士の接触により大きくなっている。したがって、多椎間脊椎において正常脊椎と同様の角変位を与えるためには大きなトルクが必要となる。このトルクは責任椎間だけでなく、全ての椎間において均一に負荷される。その結果、隣接椎間の ROM が増加したと考えられた。

以上の結果より、Kissing spine を伴う脊椎が正常脊椎と同程度の後屈運動を行った場合、脊椎に正常脊椎よりも大きなトルクが負荷され、隣接椎間に加わる負荷が大きくなるため、隣接椎間において椎間板変性など新たな脊椎疾患を生じる可能性が示唆された。

## 4.5 結言

本章では Kissing spine が脊椎の前屈および後屈の際における隣接椎間の変形挙動へ及ぼす影響について調査した。その結果、今回作製した Kissing spine を模擬したモデルでは、後屈時において隣接椎間の ROM に影響を及ぼすことが明らかとなった。隣接する棘突起同士の間隔が狭くなることによって失われた責任椎間の ROM を補うために大きなトルクが負荷され、隣接椎間の ROM が大きくなることが明らかとなった。

## 5 章 結言

---

本研究では **Kissing spine** が脊椎に及ぼす生体力学的影響を解明することを目的とした。試験機には脊椎強度測定用 6 軸材料試験機を用い、FSU および 3 椎間のシカ屍体腰椎に対して曲げ試験を行った。その結果、得られた知見を以下に述べる。

### **Kissing spine** が責任椎間に及ぼす生体力学的影響

**Kissing spine** を伴う脊椎の責任椎間は正常な脊椎の場合と比較して、前屈時には ROM やトルク一回転角度曲線および中立軸の位置について影響を及ぼさないことが明らかとなった。一方、後屈時には棘突起同士の接触によって FSU 後方の剛性が高まり、ROM は明らかに減少した。また、**Neutral zone** が確認されず、中立軸の位置が大きく後方に移動することが明らかとなった。

### **Kissing spine** が上下隣接椎間に及ぼす生体力学的影響

**Kissing spine** を伴う脊椎の上下隣接椎間は正常な脊椎の場合と比較して、一定のトルクを加えた際には、前屈および後屈時において ROM について影響を及ぼさないことが明らかとなった。一方、一定の角変位を加えた際には、後屈時における隣接椎間の ROM は増加することが明らかとなった。

本研究において得られた結果から、**Kissing spine** は後屈時にのみ影響を及ぼすことが明らかとなった。**Kissing spine** を伴う脊椎が正常な脊椎と同程度の後屈運動を行った場合、棘突起同士の接触により責任椎間の剛性が高まることで責任椎間の ROM が減少し、正常な脊椎よりも大きなトルクが負荷され、その結果隣接椎間の ROM が増加することが明らかとなった。したがって、隣接椎間に加わる負荷が増大し、隣接椎間において椎間板変性など新たな脊椎疾患を生じる可能性が示唆された。

## 参考文献

- 
- [1] Mayer O.: Über zwei neu entdeckte Gelenke an der Wirbelsäule des menschlichen Körpers. Z Physiol. 2: 29-35, 1825.
  - [2] JF Brailsford.: Deformities of the lumbosacral region of the spine. British Journal of Surgery. 562-627, 1929.
  - [3] Baastrup I.: On the spinous processes of the lumbar vertebrae and the soft tissues between them, and on pathological changes in that region. Acta radiol. 52-55, 1933.
  - [4] Amit S, Vivek S et al.: Baastrup's disease: The kissing spine. World Journal of Clinical Cases. 45-47, 2014.
  - [5] Fernando A, Ellie B et al.: Baastrup's Disease: A Comprehensive Review of the Extent Literature. 331-334, 2017
  - [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.
- [25] Aylott CE, Puna R, et al.: Spinous process morphology: the effect of ageing through adulthood on spinous process size and relationship to sagittal alignment. Eur Spine J, 1007-1012, 2012.
- [26] 戸伏壽昭, 稲葉忠司 他 : 材料力学 機械設計の基礎, コロナ社, 63-68, 2014.
- [27] 正岡卓也, 稲葉忠司 他 : Pedicle screw and rod system が脊椎回旋運動において固定隣接椎間へ及ぼす生体力学的影響, 臨床バイオメカニクス学会誌 29 : 305-310, 2008.

## 謝辞

---

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

この3年間、懇切丁寧に医学の知識を教えていただき、臨床学的観点から研究の指針と多数のご助言を賜りました石井病院 ASEAN 事業部の笠井裕一先生、三重大学大学院医学系研究科脊椎外科の水野哲太郎先生に多大なる感謝をいたします。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浦口さん、藤本さんに心から御礼申し上げます。

そして、共に研究し、支えあったバイオメカニクスチームの後輩である林君、松岡君に深く感謝いたします。

最後に共に研究に取り組んだ河野君、栗本君、中村君、柳谷君、吉村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。皆さんのおかげで充実した研究室生活を送ることができました。本当にありがとうございました。

青木 一真