

修士論文

平成 27 年度

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 機械工学専攻

生体システム工学研究室

吉岡 勇徳

目次

1 章 緒 言	1
2 章 脊椎のバイオメカニクス	
2.1 脊椎の構成要素	2
2.2 骨のバイオメカニクス	4
2.2.1 骨組織の構造	4
2.3 機能的脊椎単位 (FSU) と安定要素	5
2.3.1 脊椎の安定要素	5
2.3.2 FSU の前方部分	5
2.3.3 FSU の後方部分	6
2.3.4 脊椎の靱帯	7
2.4 脊椎のバイオメカニクス	8
2.4.1 Right-handed orthogonal coordinate system	8
2.4.2 Coupled motion (Coupling)	8
2.4.3 Instantaneous axis of rotation (IAR : 瞬間回転中心)	9
2.4.4 Viscoelasticity (粘弾性)	9
2.4.5 Neutral zone (NZ) と Elastic zone (EZ)	10
2.5 脊椎の損傷	11
2.5.1 脊椎疾患	11
2.5.2 脊椎手術	13
2.5.3 脊椎固定器具 (spinal instrumentation)	14
2.5.4 脊椎固定術	15
2.5.5 脊椎固定術における隣接椎間への影響	16
3 章 シカ屍体腰椎を用いた曲げ試験	
3.1 試験体	17
3.2 試験機	18
3.3 座標軸の設定	20
3.4 実験準備	21
3.4.1 試験体の作製および固定方法	21
3.4.2 試験体の固定位置	24
3.4.3 初期位置の設定	24
3.5 試験体モデル	25
3.6 試験内容	26
3.7 実験結果	28

4 章 脊椎運動解析	
4.1 解析モデルの作製	30
4.2 有限要素解析条件	34
4.2.1 材料定数	34
4.2.2 境界条件	35
4.3 解析モデルの妥当性評価	37
4.3.1 椎間板を線形弾性体とした脊椎運動解析.....	37
4.3.2 線維輪の構造を考慮した脊椎運動解析.....	40
5 章 結言	46
参考文献.....	47
謝辞	50

1章 緒言

脊椎は体幹の支持、筋肉を介した運動の伝達および脊髄の保護を果たす重要な器官である。脊椎に外傷や腫瘍などによる組織の変性や破壊が生じることで様々な障害が発生する。脊椎疾患の例として椎間板ヘルニアや脊柱管狭窄症が挙げられる。これらは、変形した組織が神経を圧迫することにより、疼痛や麻痺などの症状が現れる疾患である。脊椎疾患の治療方法は症状の度合いによって方法が異なる。症状が軽度の場合、薬物投与や、コルセットなどの装具を使用することにより、症状の軽減を図る保存療法が用いられる。症状が重度の場合、手術による治療が行われ、疾患部の除圧や術中の視野確保として安定要素を除去する場合がある。多くの場合、椎間に異常可動域が生じるため、その際に脊椎固定具を用いた脊椎固定術を行う。一般的に脊椎固定術の際には手術後の早期離床のため、脊椎固定具（Spinal instrumentation）と呼ばれる金属のインプラントが用いられる。そのため、脊椎運動の評価や脊椎固定具の固定性評価は重要である。現在、脊椎運動を力学的に調査した研究において、三次元有限要素法による数値解析が盛んに行われている。しかし、脊椎の非線形性材料特性による Neutral Zone（以下 NZ）や Elastic Zone（以下 EZ）を含むトルク-回転角度曲線を再現した研究は少ない。そのため、数値解析を用いてトルク-回転角度曲線を再現する必要がある。

そこで本研究では、三次元有限要素法を用いて、脊椎運動を担っている椎間板の非線形な材料特性を考慮したモデルを作成し、NZ および EZ を持つトルク-回転角度曲線を再現することを目的とした。具体的にはまず、解析モデルの妥当性を評価するための実験を行った。試験体にはシカ屍体腰椎一椎間を用いて、椎間板が脊椎運動に及ぼす影響を力学的に調査するために、試験体モデルは各種靱帯および椎間関節を取り除いた損傷モデルとした。このモデルに対して前後方向および左右方向へ曲げ試験を行い、NZ および EZ を持つトルク-回転角度曲線を得た。次に、椎間板を線形弾性体とみなした三次元有限要素法を用いた脊椎運動解析を行い、モデルの妥当性を評価した。最後に、線維輪の構造を考慮した脊椎運動解析を行い、モデルの妥当性を評価した。

2 章 脊椎のバイオメカニクス

2.1 脊椎の構成要素

図 2.1 に示すように、脊椎は 24 個の椎骨、仙骨および尾骨から形成され、大きく分けて頸椎、胸椎、腰椎の 3 部分がある。特に腰椎は 5 つの椎骨から構成され、頭側から L1, ..., L4, L5 とよばれている。

人体における脊椎の主な役割は、身体の支持と運動の伝達、そして特徴的であるのが中枢神経である脊髄の保護である。図 2.2 の (a), (b) はそれぞれ脊椎の断面図と側面図を表し、その構成要素を示す。椎骨は椎体部分と椎弓部分に大きく分けられ、主に椎体が前者の役割を、椎弓が後者の役割を果たしている。椎弓から、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、あるいは周囲に椎間板や各種靱帯が存在し、脊椎の安定要素を構成している。

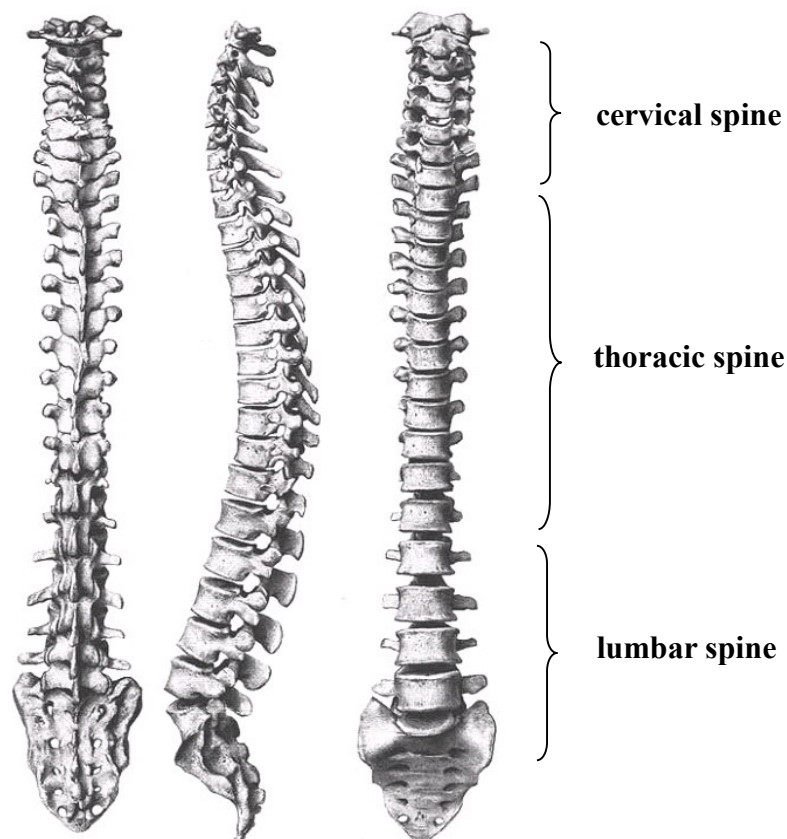
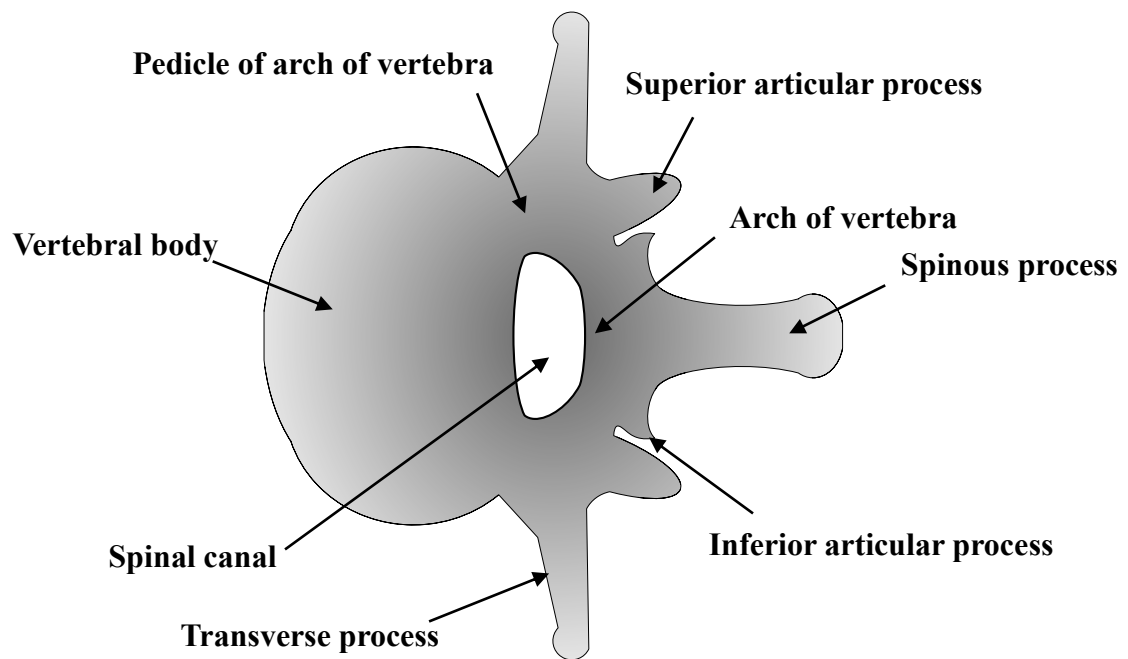
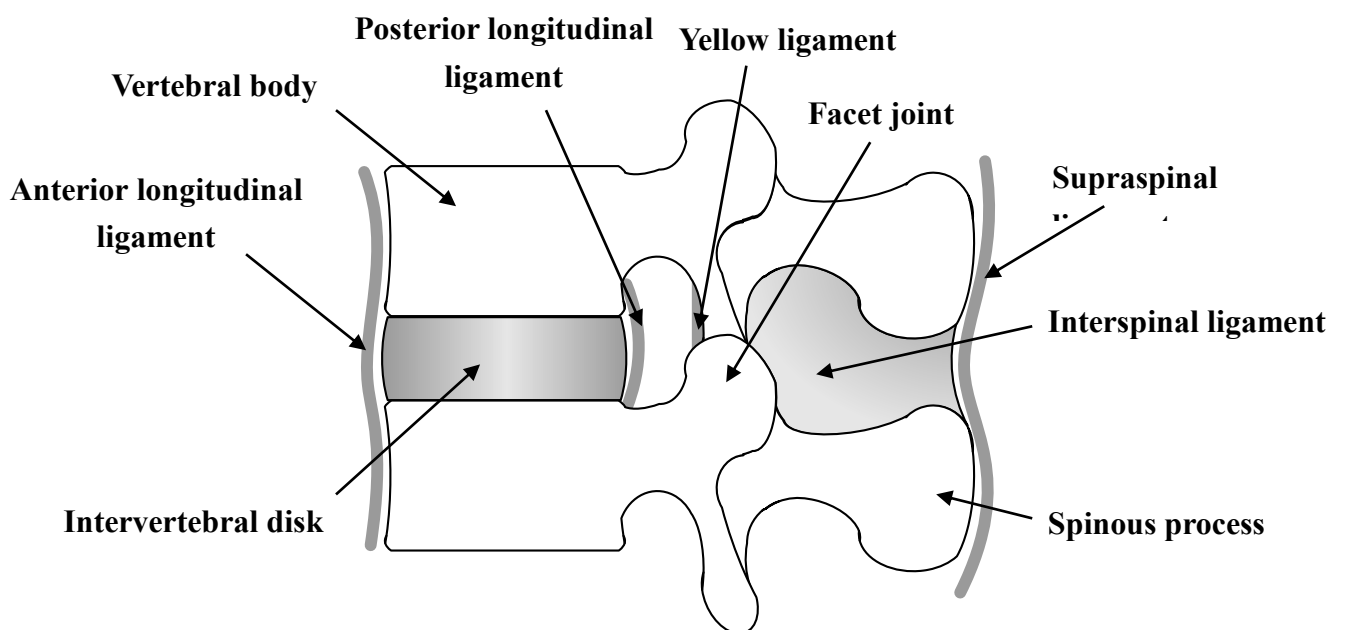


Fig.2.1 Spine



(a) Cross section diagram



(b) Left lateral view

Fig.2.2 Component of spine

2.2 骨のバイオメカニクス

骨格は生体の内部臓器を保護し、筋肉の働きを介して生体の運動に関与する。そのため、骨はきわめて独特の機械的特質を有している。

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できる。例えば一般的に、骨の密度は、使用しなかった場合や、使いすぎた場合に変化することが確かめられている。また、骨折の治療後、あるいはある種の骨折手術の後に、骨の形状が変化することも確かめられている。すなわち、骨は機械的要求に適合する能力を有するといえる。

2.2.1 骨組織の構造

骨は、厚く緻密な層を成す皮質骨（Cortical bone）と網状にほぐれた海綿骨（Cancellus bone）からなる。これらの二つのタイプは、その多孔度に関してかなりの差があるといわれている^[1]。多孔度とは、その骨組織における非鉱質組織を含む割合のことである。皮質骨の場合は、その多孔度は5～30%の範囲であり、海綿骨では30～90%以上とされている。ただし、多孔度の低い皮質骨と、多孔度の高い海面骨の区別はなかなか難しい。また、皮質骨は海綿骨と比較してより剛性が高い。すなわち、皮質骨は応力に対しては強いが、ひずみに対しては弱いといえる。皮質骨は、*in vitro* の実験では、2%以上のひずみがかわると骨折を惹起するが、海綿骨の場合は、7%を超えるまで骨折を惹起しない。というのは、海綿骨はその多孔質な構造によって、より高いエネルギー蓄積能力を有するからである^[2]。

皮質骨も海綿骨も異方性、つまり外力を加える方向に依存して機械的性質が変化する材料の性質を持つ。この異方性物質は、種々の方向に負荷された場合、種々の違った機械的特性を表す。というのも骨組織は、縦軸方向と横軸方向で異なるからである。図 2.3 に示すように骨の強度は、負荷の方向でかなり変化する。骨の強度と剛性は通常、負荷が最もかかる方向において最高値を示すと考えられている^[3]。

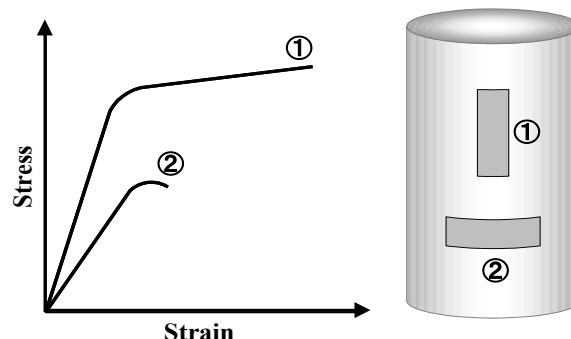


Fig.2.3 Stress-strain diagrams of each direction of longitudinal axis and abscissa axis in cortical bone (human femur)

2.3 機能的脊椎単位（FSU）と安定要素

脊椎の機能単位は運動分節であり、それは安定要素である 2 個の椎体とその間に介在する軟部組織からなる。これを機能的脊椎単位（FSU ; Functional Spinal Unit）とよび、二つの隣接する椎体、椎間板、縦走靱帯がその前方部分を、それに相応する椎弓、椎間関節、横突起、棘突起、そして靱帯が後方部分を構成している。

2.3.1 脊椎の安定要素

FSU は内的小および外的小な安定要素によってその安定が保たれている。外的小な安定要素において最も重要とされているのは、神経-筋系統であり、代表的なものに腹筋群や傍脊柱筋などがあげられる。これらは脊椎の前後屈運動において重要であり、これに損傷などの異常が生じると脊椎は非常に不安定になる。

また、内的小な安定要素は図 2.2 に示す脊椎の構成要素自体であり、前方と後方に分けられる。これらの安定要素は、骨折などの外傷や腫瘍などの疾患、および手術手技により構成要素の破壊や変性が生じ、その程度によって脊椎は不安定になる。どの安定要素がどれくらいの損傷を受けると脊椎の不安定性が生じるかについて明らかになってきており、Panjabi らや Posner らは FSU を用いた力学的な実験からそれらの関係を示している^{[4][5]}。さらに、当研究室の茂木らは脊椎の各安定要素の損傷が FSU に及ぼす影響を報告した^[6]。また、それまでの力学的研究や臨床的研究の結果を検討することによって、Denis は損傷脊椎の安定性に関する three column theory を提唱し、脊椎不安定性の評価において、middle column の損傷の有無が重要であると述べている^[7]。

2.3.2 FSU の前方部分

前方部分は脊椎の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。椎体は主として圧縮負荷を支持するように形づくられ、上部に積み重ねられる重量が増すにつれて大きくなる。腰椎における椎体は、頸椎や胸椎に比べ、その高さはより高く、また、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、脊椎のこの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、腰椎における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^[8]。

椎間板は機械的にまた機能的に非常に重要であり、内側部分の髄核および外側部分の線維輪で構成されている。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%の水分を含んでいる^[9]。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、このような繊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^[10]。椎間板の重要な部分である軟骨終板は、

硝子軟骨でできており、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、ねじりの組み合わせのような複雑な負荷を受けている。もし椎間板に切開を施すと、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し、その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^[11]。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。

屍体における正常およびやや変性した腰椎髄核での椎間板内圧の測定は、負荷を受けない椎間板での固有の圧力が 10N/cm^2 であることを示している^[12]。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、単位面積当たりで外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、そして円周張力が繊維輪に加えられる。これに対する繊維輪の引張り強さは、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^[13]。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一部がストレス集中のため壊れやすくなる。

2.3.3 FSU の後方部分

後方部分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、この突起の関節面は硝子様軟骨で覆われ、関節包と靱帯で囲まれた滑膜関節である。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、運動の方向はこの関節面の向きによって規定される。そして、この方向は、全脊椎を通じて横断面と前額面に関連して変化する。最上部の二つの頸椎を除いて、それらの関節は水平方向に向いているが、頸椎の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、回旋を許容している。胸椎の椎間関節面は水平面に対し 60° 、前額面に対し 20° の傾きをもち、側屈、回旋、そしてある程度の屈曲、伸展を許している。腰椎部での椎間関節は水平面に対して直角に、前額面に対して 45° の傾きをもっている^[14]。この配列は屈曲、伸展、および側屈を許容するが、回旋はほとんどできない。腰仙部の椎間関節は腰椎部における他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^[15]。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、運動分節の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だと考えられていた。しかし、最近の研究では、それらの負荷支持機能はもっ

と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。関節面の負荷支持は 0 から全負荷の約 30% である。関節面の負荷支持機能は脊椎が過伸展位にある時、特に明瞭である^[16]。せん断力に抵抗するのに椎弓と椎間関節が重要であることは、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で具体的に示されている。

横突起、棘突起は脊椎筋の付着部となっており、それらの筋肉の活動が動きを開始させ、また脊椎に対する外因的な安定性に寄与している。

2.3.4 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、棘上の 7 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のコラーゲン線維の束から構成される。これらは繊維方向と同じ方向への引っ張りに対しては強い抵抗能力を持つが、一方で、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る。しかしながら、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で、脊髄を保護すること、さらに、急激な外力を吸収し、脊椎を護ることなどが挙げられる^[17]。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ね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のも靱帯の持つ機能の一つである。

2.4 脊椎のバイオメカニクス

2.4.1 Right-handed orthogonal coordinate system

図 2.4 は脊椎の運動を生体力学として 3 次元的に考えるために White と Panjabi によって提唱，導入されたものである^[18]。図のように，脊椎の運動を 3 次元直交座標で考えると， x ， y ， z 軸に対してそれぞれ並進と回旋の運動を持つため，その自由度は 6 自由度となる。

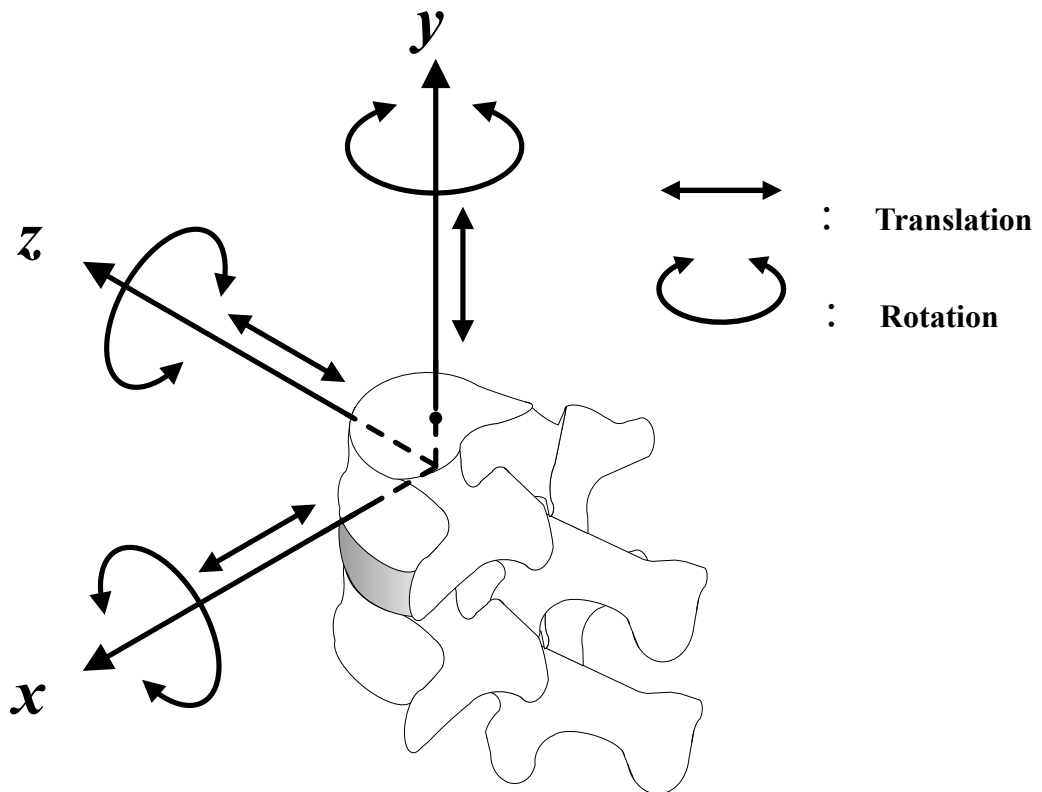


Fig.2.4 Right-handed orthogonal coordinate system

2.4.2 Coupled motion (Coupling)

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，引張と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は，他軸に関する並進や回旋が付随して生じることが通常であり，この付随した運動のことを Coupled motion という^[19]。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]。

2.4.3 Instantaneous axis of rotation : IAR (瞬間回転中心)

脊椎の各軸における回旋運動の中心は、その運動の変化に伴い位置も変化することから、瞬間回転中心、IAR と呼ばれている。前後屈における IAR は、椎間板の中心前後に、また回旋方向においては椎間板の後方にあることが報告されているが、椎間板の変性や各安定要素の損傷などによって、その位置が大幅に異なることも報告されている。

2.4.4 Viscoelasticity (粘弾性)

FSU (機能的脊椎単位) 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, Hysteresis などの現象を呈する。

- **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。
- **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。この現象を Hysteresis といい、エネルギーの喪失を示す。図 2.5 は、FSU を用いた圧縮試験による負荷－変位曲線である。変位は圧縮方向を正とした。

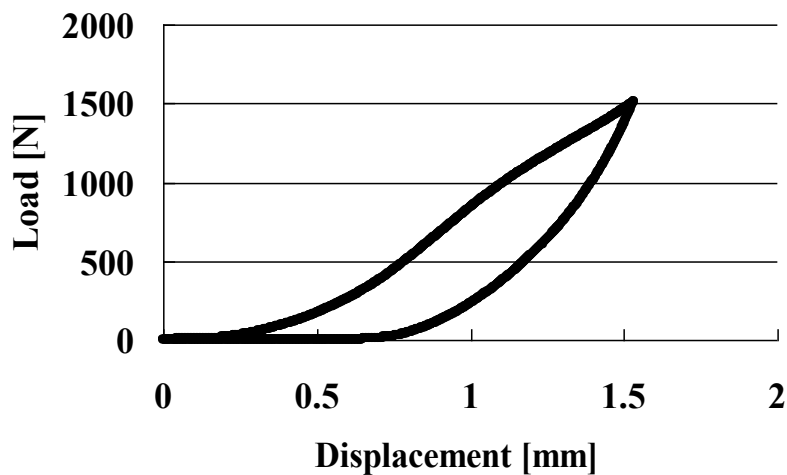


Fig.2.5 Load-displacement curve indicates Hysteresis

2.4.5 Neutral zone と Elastic zone

図 2.6 に示すように FSU における微小負荷での変位の大きさを Panjabi らは Neutral zone (以下 NZ) と称した. NZ を始点として, 負荷-変位曲線は Elastic zone (以下 EZ) に入り, NZ と EZ を合わせたのが可動域 (Range of motion 以下 ROM) である^[21]. 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 により 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 FSU に対し, 前屈方向の曲げトルクを正, 後屈方向の曲げトルクを負とした場合における, 曲げトルクと角変位の関係, つまり, トルク-回転角度曲線を表している.

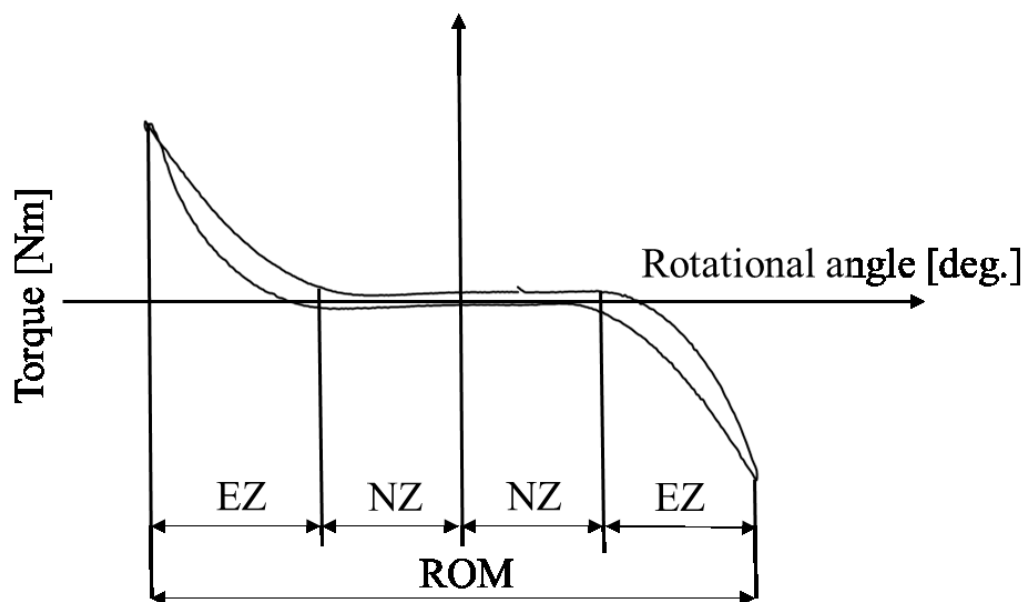


Fig.2.6 Relationship between torque and rotational angle of spine

2.5 脊椎の損傷

脊椎はそれを取り巻く安定要素に対して、変性或破壊などの損傷が加わると不安定になり機能障害を起こす。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 2 つに分類され、その 1 つは骨折や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に、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 に、成因別に分類した脊椎における代表的疾患を示す。その中で、脊椎分離すべり症は前者に相当する症例であり、脊柱管狭窄症は後者に相当する、すなわち手術の際にやむを得ず損傷が加わる症例である。これら代表例について、以下に説明するとともに、次項にて、その代表的な治療法について簡単な説明を付け加える。

- ・ 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^[24-25]。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、大切な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等が考えられ、症状により、薬物療法やコルセットの装着などの保存的治療を受けるが、症状が重い時は椎弓の切除を行い、圧迫されている神経の除圧をし、脊柱管を広げる。この際、すべり症と同様に、手術の行われた椎間に不安定性が生じる。

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

2.5.2 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。前方法固定術として、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。

2.5.3 脊椎固定器具 (Spinal instrumentation)

疾患や手術手技による損傷などによって脊椎に不安定性が生じた場合、程度によっては Spinal instrumentation を用いて脊椎固定術を施すことがある。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。Spinal instrumentation 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、現在では様々な種類の Spinal instrumentation が存在する^[26]。本研究にて使用した Pedicle screw and rod system（以下 PS、図 2.7 参照）は、Spinal instrumentation の中でも最も使用頻度が高く、後方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り安定性を確保する方法である。

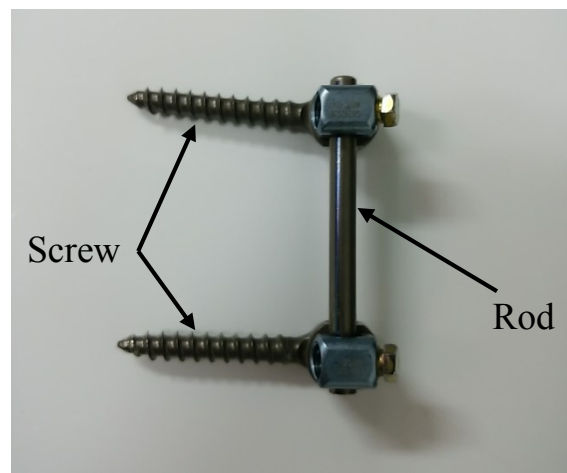


Fig.2.7 Pedicle screw and rod system

2.5.4 脊椎固定術

本研究では、ヒトおよびシカ屍体腰椎 FSU を用い、損傷モデル、PS を用いた固定モデルおよび PS を棘突起に用いた固定モデルを作製した。その際、PS を用いた後側方腰椎固定術という実際に行われている手術法を基にモデル化を行った。そこで、以下に脊椎固定術における手術方法について簡単に説明する。

この手術法は、脊椎疾患に対して最もよく行われている一般的な脊椎固定術であり、主に神経を圧迫している部分の骨を取り除く除圧術が必要となる疾患に対して行われる。その際、各脊椎の安定要素をやむなく切除しなければいけないため、除圧後、脊椎が不安定になり、PS による固定術が行われる。

実際の手術手順は、まず背中側から切開し、筋肉などの組織を掻き分け、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、神経を取り巻く棘上・棘間靱帯や左右の椎間関節などの安定要素を取り除く。図 2.8 に示すように、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、それらスクリューにロッドを通し、左右両側を PS 固定する

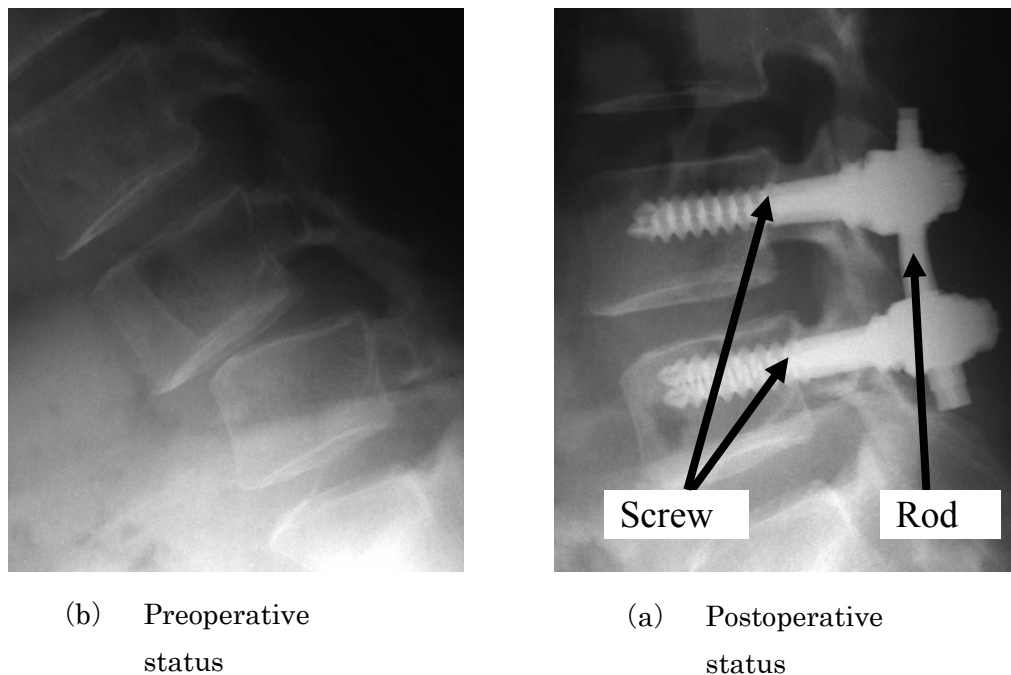


Fig.2.8 X-ray photograph of spinal fusion with pedicle screw and rod system

2.5.5 脊椎固定術における隣接椎間への影響

Pedicle screw and rod system は、一般に短期の臨床成績は良好であるが、長期成績においては隣接椎間の椎間板変性やすべり症など、術後の機能障害発生が報告されている^[27-29]。森らは、腰椎変性すべり症に対する Pedicle screw 併用後側方固定術後 9 年以上経過し、直接検診した 31 例（男 10 例，女 21 例，平均年齢 59.8 歳）中、再手術を要したものが 6 例，再手術までには至らなかったものの固定隣接高位に関与した症状が発現したものが 7 例であったと報告している。この隣接椎間障害は主に Pedicle screw and rod system の過度な固定性により誘発されていると考えられるが、その発生原因の詳細は未だに十分に解明されていない。

3 章 シカ屍体腰椎を用いた曲げ試験

本研究では，有限要素解析結果の妥当性を検討するため，6 軸材料試験機を用い，シカ屍体腰椎の機能的脊椎単位（Functional spinal unit，以下 FSU）に対して曲げ試験を行い，その変形挙動について調査した．

3.1 試験体

本研究では，シカ屍体腰椎 FSU を使用した．図 3.1 に腰椎の各種構成要素の名称を示す．

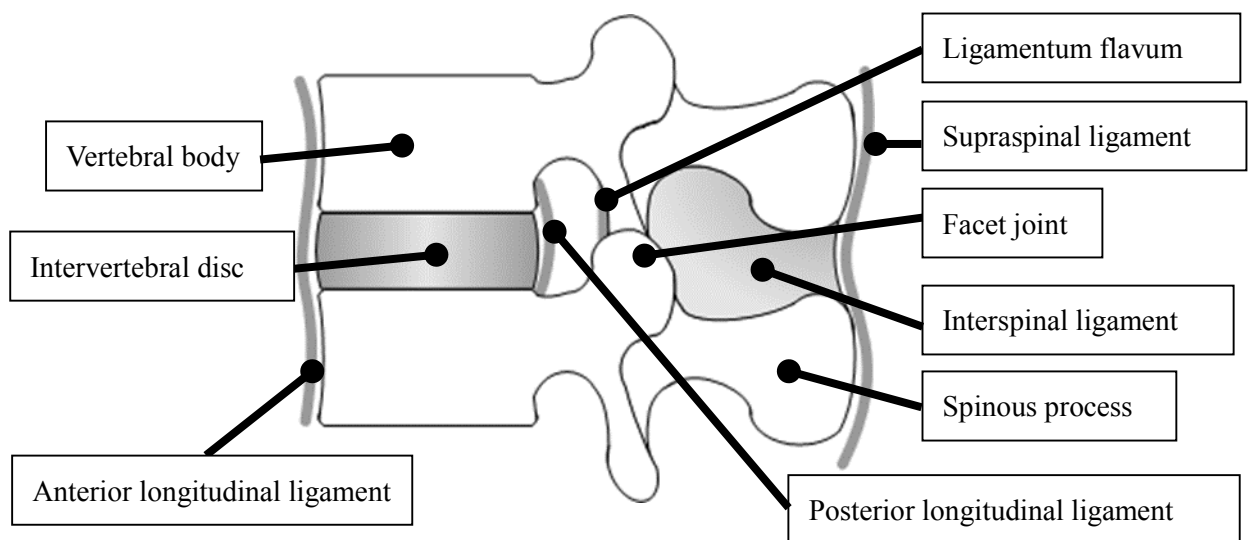


Fig.3.1 The components of the lumbar spine

3.2 試験機

生体力学試験機として、当研究室で開発された 6 軸材料試験機を使用した（図 3.2, 図 3.3）^[30-32]。本試験機は、2 本 1 組の直動型アクチュエータを 120° 対称に平行配置した垂直直動型パラレルメカニズムを採用しており、これら 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 自由度運動を再現することができる。また手先部に 6 軸力覚センサを備えているため、 x , y , z 軸方向の力と各軸回りのトルクを検出することができる。さらに、検出した値を制御系にフィードバックすることによって力とトルクによる制御を行うことも可能である。

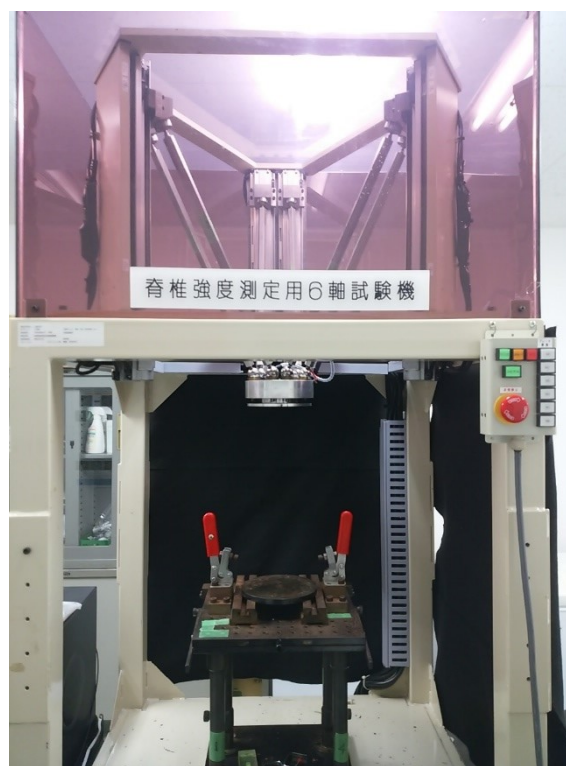
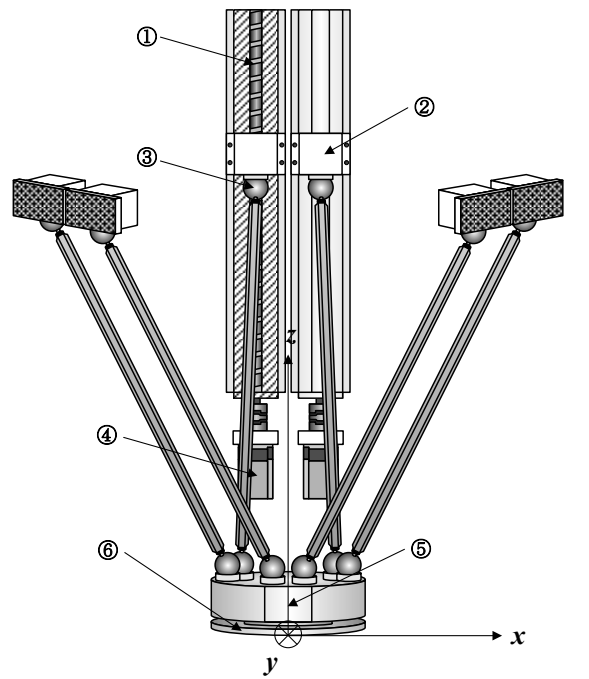


Fig.3.2 6-axis material tester



- ① Ball screw (inside)
- ② Linear actuator
- ③ Magnet ball joint
- ④ Servo motor
- ⑤ 6-axial force censor (built-in type)
- ⑥ End effector

Fig.3.3 Parts of six-axis tester

3.3 座標軸の設定

本研究における座標軸を図 3.4 に示す. x 軸回りの角度を Yaw, y 軸回りの角度を Pitch, および z 軸回りの角度を Roll と定めた. x 軸回りの回転が脊椎における前後方向への曲げ運動, y 軸回りの回転が脊椎における左右方向への曲げ運動となる. また各軸における正負は, 図 3.4 に示すように右ねじの法則を採用している. 例えば, x 軸回りの正の角度 (Yaw, 正) は, 脊椎の後屈方向への角度を示し, y 軸方向の負の角度 (Pitch, 負) は, 脊椎の左側屈方向への角度を示している.

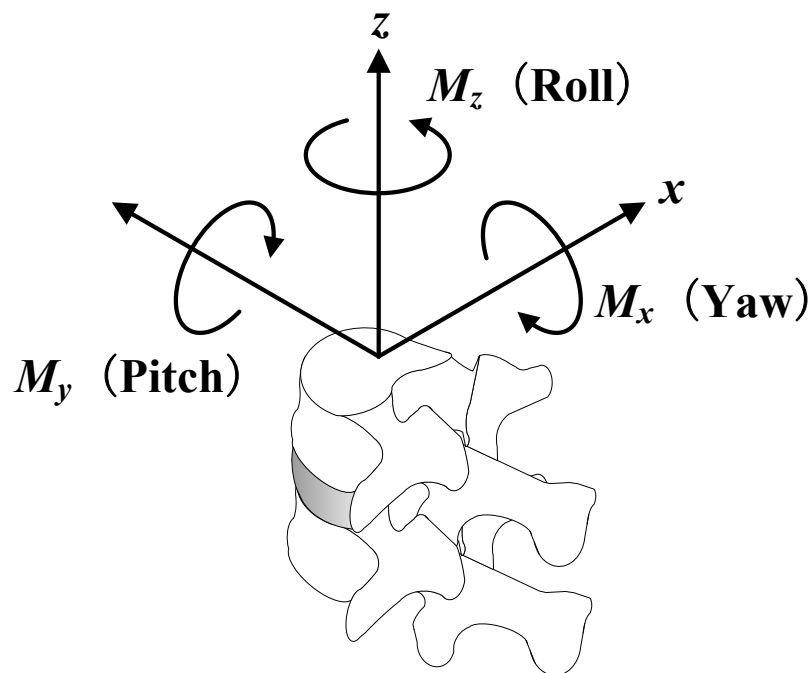


Fig.3.4 Coordinate axes for specimen

3.4 実験準備

3.4.1 試験体の作製および固定方法

試験体の作製および固定は以下の (1) ～ (4) の工程で行った。

- (1) -30℃で冷凍保存しておいたシカ屍体腰椎を自然解凍し、内的安定要素以外の余分な脂肪や筋肉を除去して、FSU を切り取る (図.3.5)。
- (2) 試験体と試験機に固定するために用いる固化性樹脂 (歯科用レジン ; オストロンⅡ, 株式会社ジーシー社製) のすべりや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.3.6)。
- (3) 治具に歯科用レジンを入れ、試験体を固定し、室温にてレジンを固化させる (図 3.7)。
- (4) 試験体を試験機に取り付ける (図 3.8)。



Fig.3.5 Specimen after removed excessive muscles and fat



Fig.3.6 Specimen after screw insertion to vertebral body



Fig.3.7 Specimen after resin fixation

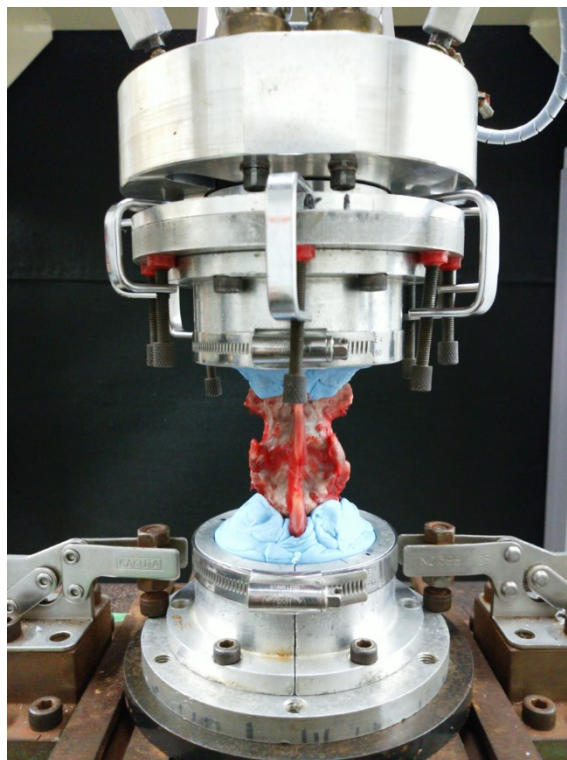


Fig.3.8 Specimen after fixed on tester

3.4.2 試験体の固定位置

本研究では，治具への試験体の固定位置を次のように設定した（図 3.9）．

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

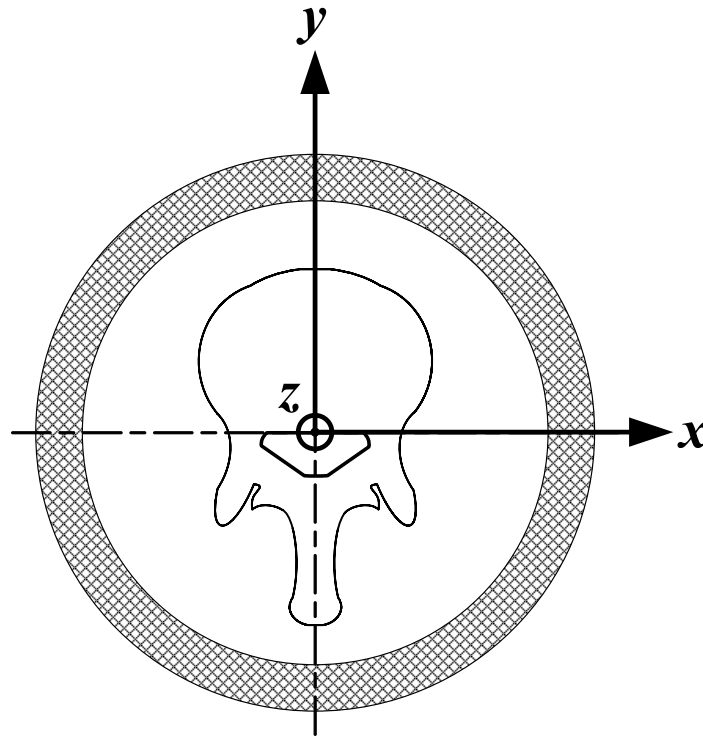


Fig.3.9 Fixed position of specimen to jig

3.4.3 初期位置の設定

本研究では，椎体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（各軸についての座標と角度）を実験開始位置とした．これは，脊椎の非対称性，個体差などの影響を考慮するためである．

試験機への取り付け時において，試験体には治具の重みや自重などによって負荷が加わる．それらは力覚センサによって，各軸方向の力／各軸回りのトルクとして検出され，それらを制御系にフィードバックし，力制御を用いてすべての力およびトルクを 0 にするように変位を許容することで，脊椎に対して全軸無負荷の状態を再現した．

3.5 試験体モデル

本研究の試験体には、シカ屍体腰椎 FSU (L5/6) を用いた。椎間板が脊椎運動に及ぼす影響を力学的に調査するために、試験体モデルは損傷モデルとした。損傷モデルは、内的安定要素である前縦靱帯、後縦靱帯、黄色靱帯、椎間板、椎間関節、棘上・棘間靱帯をすべて残したのに対し、前縦靱帯、後縦靱帯、棘上・棘間靱帯および黄色靱帯をハサミで切断し、さらに両側椎間関節を切除した状態のものとした (図 3.10)。

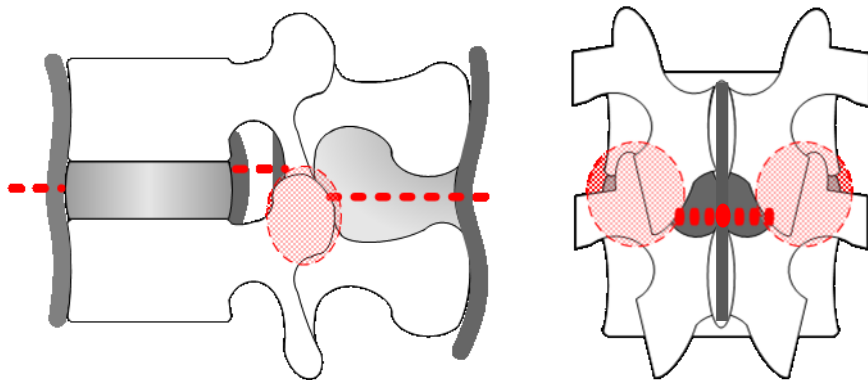


Fig.3.10 Schematic of models

3.6 試験内容

本研究では，椎間板温存モデルに対して 6 軸材料試験機を用いた曲げ試験を行った．試験は，図 3.11 に示すように強制的に平面運動をさせ，その他の運動を拘束した状態である 3 自由度の条件下で行った．曲げ方向を図 3.12 に示すように前後方向および左右方向の計 4 方向とし， $\pm 2\text{Nm}$ のトルクを 0.1deg./s の角速度で負荷した．その際，椎間板の粘弾性を考慮して連続的に 2 回トルクを負荷した．また，変形挙動については，上位椎体 (L5) の変位および角変位と，各軸に発生する力およびトルクを，サンプリング周期 1Hz にてコンピュータに記録した．そして，この試験から最大トルク $\pm 2.0\text{Nm}$ を負荷した際のトルク－回転角度曲線を得た．

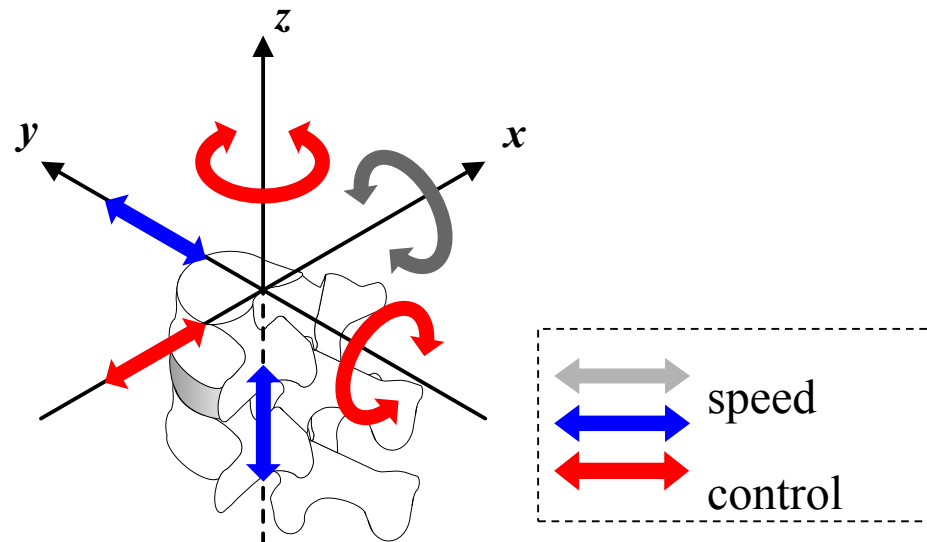


Fig.3.11 Three degree of freedom

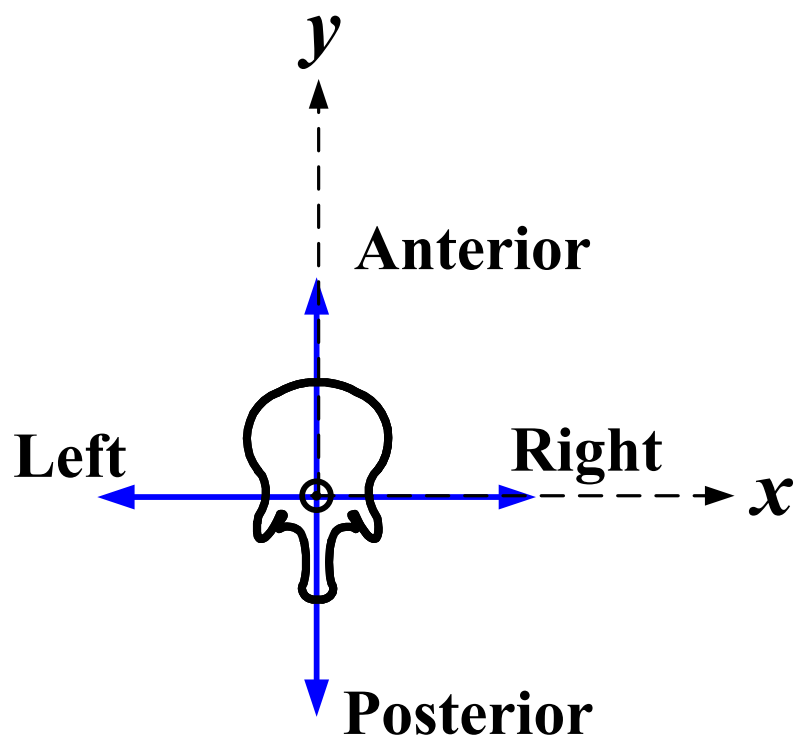


Fig.3.12 Schematic representation of bending direction

3.7 実験結果

図 3.13 および図 3.14 に前後方向および左右方向への曲げ試験より得られたトルク-回転角度曲線を示す。縦軸はトルク [Nm]，横軸は下位椎体に対する上位椎体の回転角度 [deg.]を示す。両図からわかるように，いずれの方向の曲げ試験においても低負荷で大きく変形する NZ を経て，トルクおよび回転角度が線形的に増加する EZ へと移行するトルク-回転角度曲線が得られた。本研究では得られたトルク-回転角度曲線において，NZ から EZ への移行開始を $\pm 0.2\text{Nm}$ 負荷時の回転角度とした。前後屈ではそれぞれ -9.5deg. および 4.3deg. まで NZ を示したのち，EZ に移行した。また，左右側屈ではそれぞれ -5.5deg. および 6.0deg. まで NZ を示したのち，EZ に移行した。

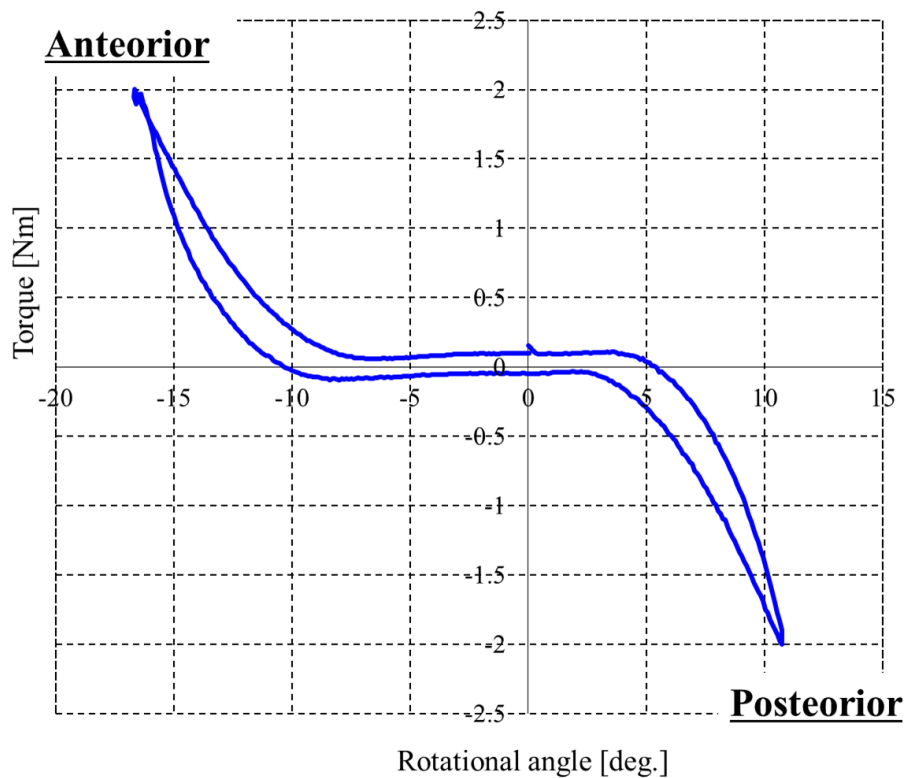


Fig.3.13 Torque and rotational angle curve in anterior and posterior

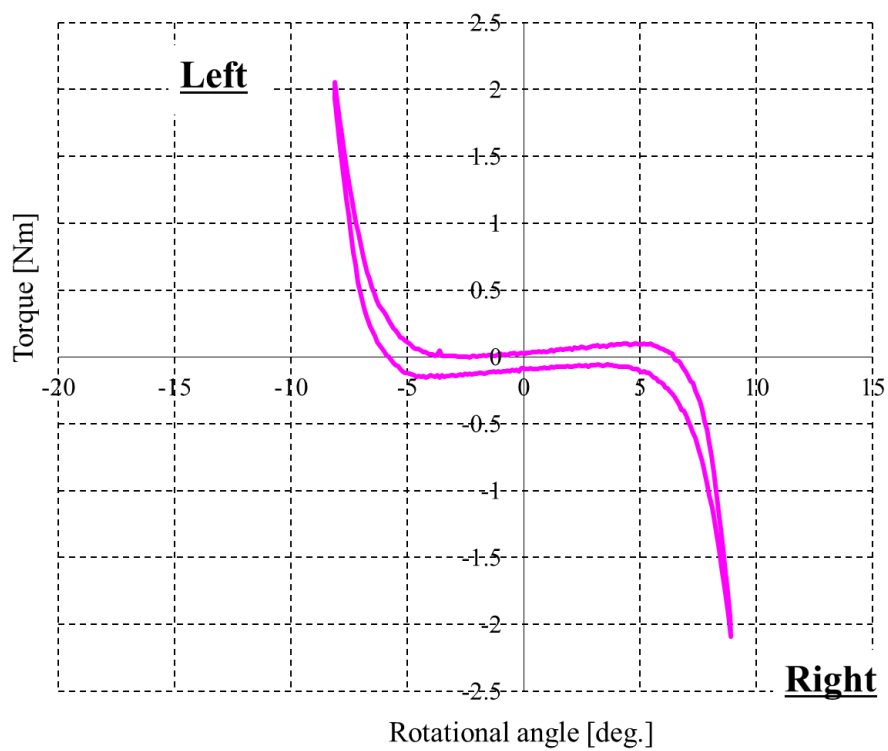


Fig.3.14 Torque and rotational angle curve in left and right

4 章 脊椎運動解析

本章では、椎間板を線形弾性体とした脊椎運動解析および線維輪の構造を考慮した脊椎運動解析を行い、それぞれでトルク-回転角度関係を得た。

4.1 解析モデルの作製

椎間板を線形弾性体とした脊椎運動解析および線維輪の構造を考慮した脊椎運動解析におけるモデルの構築には市販の解析ソフトウェアである MECHANICAL FINDER（計算力学研究センター製）を使用した。本研究では、脊椎運動を担っている椎間板の非線形な材料特性を考慮した NZ および EZ を含むトルク-回転角度曲線を再現することを目的としている。そのため、三次元有限要素解析において前縦靱帯、後縦靱帯、黄色靱帯、棘上・棘間靱帯および椎間関節を取り除いた損傷モデルを以下の手順に従って作製した。椎骨はシカ屍体腰椎（L5/6）の CT 画像を基に海綿骨と皮質骨に分けてモデル化した。なお、皮質骨は CT 画像を基に厚さ 1.8mm のシェル要素としてモデル化した。椎間板は線維輪と髄核に分けてモデル化した。具体的には図 4.1 に示すように、線維輪の大きさは椎体の大きさと同様とし、髄核の大きさおよび位置は実際のシカ屍体腰椎の椎間板を参考にした。また、各曲げ方向において実験と同じ負荷トルク $\pm 2.0\text{Nm}$ による曲げを再現するため、図 4.2 に示すようなオブジェクトを L5 椎体上面に配置した。図 4.3 に椎骨、線維輪および髄核のモデルを、図 4.4 に損傷モデルを示す。

なお、線維輪の構造を考慮した解析では、線維輪に縮みおよび伸び、それぞれの状態の弾性特性を持たせるために、各曲げ方向に応じて髄核を境に線維輪を図 4.5 に示すように分割した。

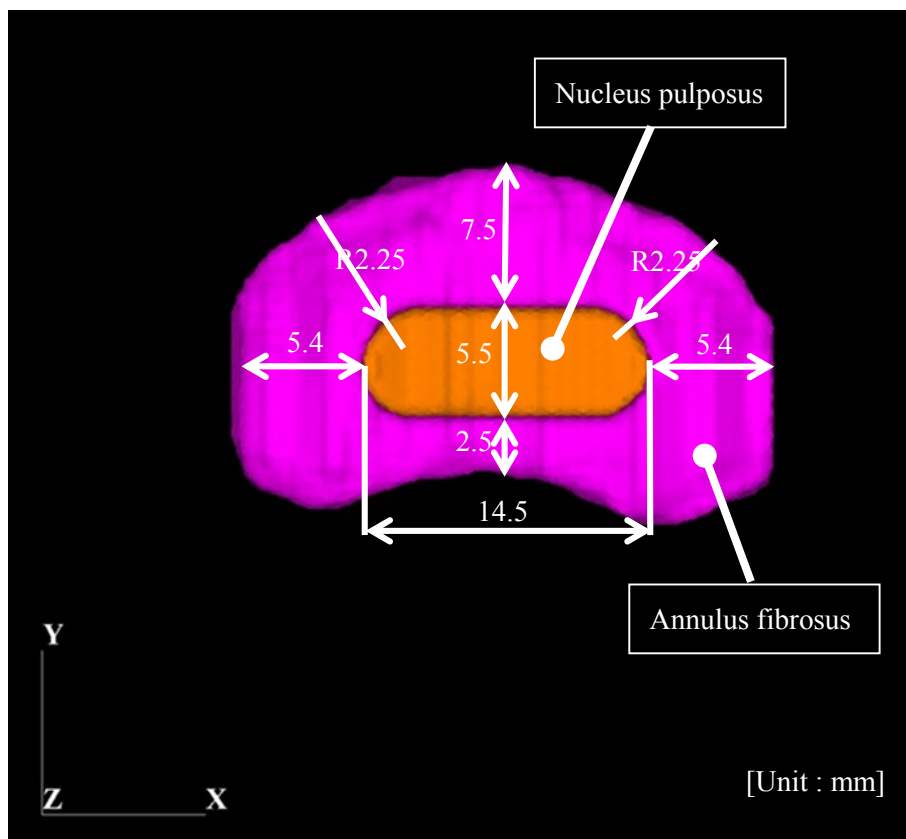
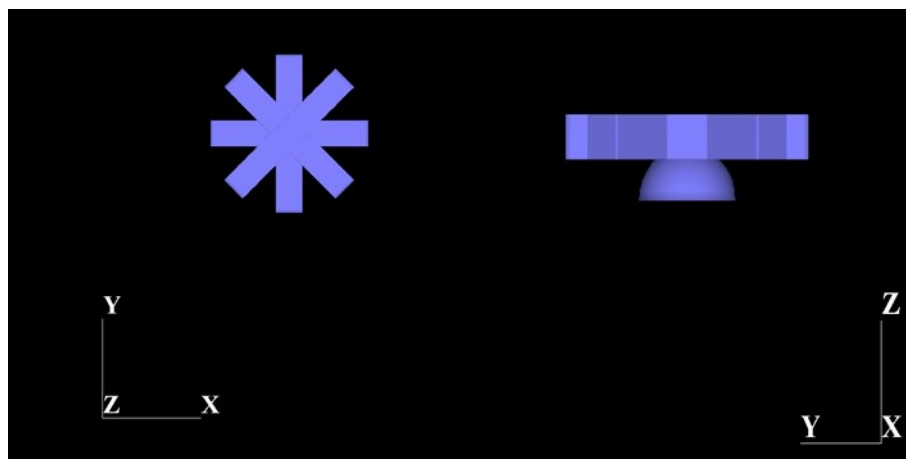


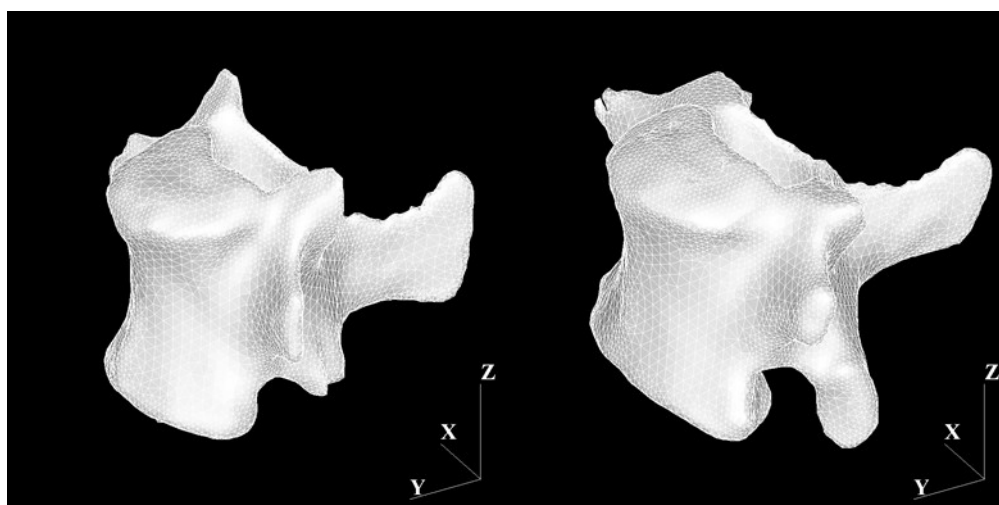
Fig.4.1 Position of the nucleus pulposus in the intervertebral disc



(a) Top view

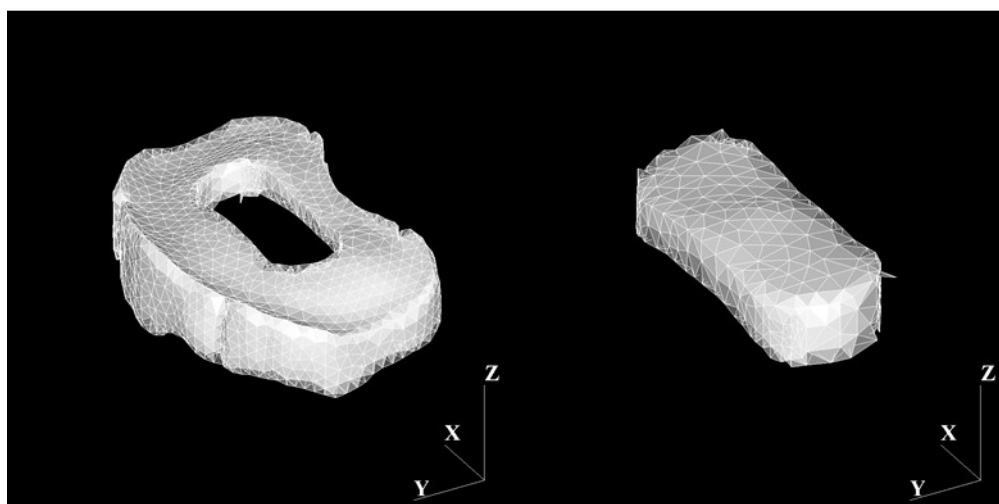
(b) Side view

Fig.4.2 Object to determine the load-bearing position



(b) L5 vertebral body

(a) L6 vertebral body



(c) Annulus fibrosus

(d) Nucleus pulposus

Fig.4.3 Three-dimensional figure of the spinal components

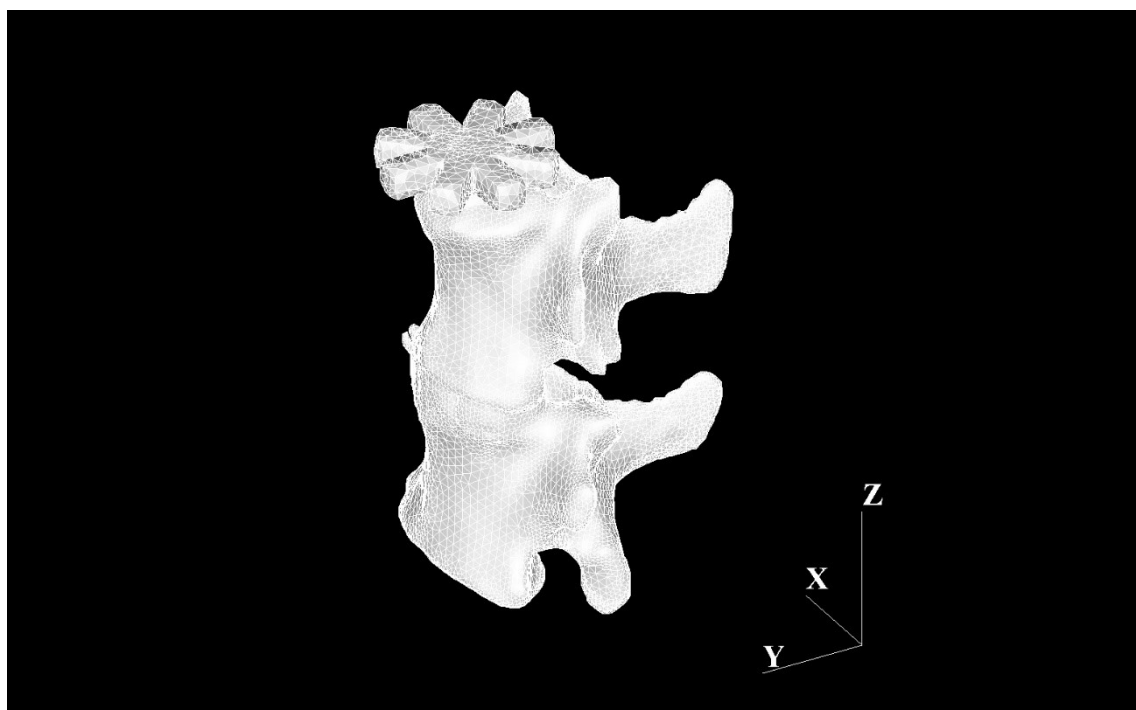
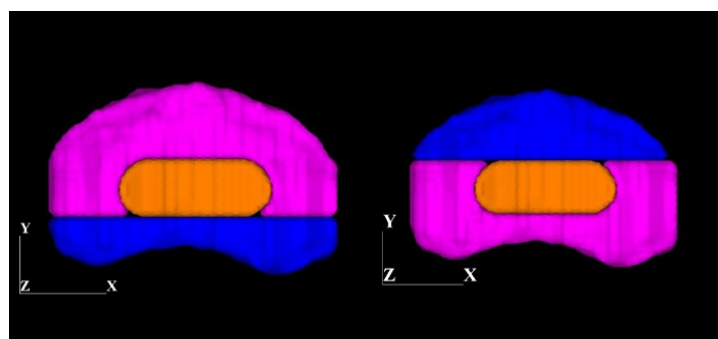
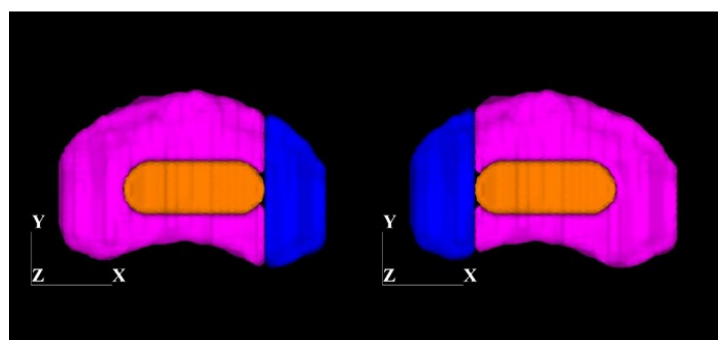


Fig.4.4 Three-dimensional figure of the damaged model



(a) Anterior

(b) Posterior



(c) Left

(d) Right

Fig.4.5 Division of the annulus fibrosus at each bend direction

4.2 有限要素解析条件

両解析ともに、損傷モデルの要素数はシェル要素が約 32000 要素、ソリッド要素が約 208000 要素であった。両解析は、MECHANICAL FINDER（計算力学研究センター製）を使用し、すべての構成要素を等方線形弾性体と仮定して行った。

4.2.1 材料定数

両解析ともに髄核、海綿骨および皮質骨の材料定数は同様とし、以下に示す。髄核のヤング率およびポアソン比は Shin らの報告を基に決定した^[33]。オブジェクトは一般構造用圧延鋼材（JIS SS400）とし、ヤング率およびポアソン比は西村の著書を参考にした^[34]。これらのヤング率 E およびポアソン比 ν を表 4.1 に示す。また、海綿骨を不均質材料、皮質骨を均質材料とした。これらの密度 ρ は、密度値一定のサンプルを複数備えた骨塩定量ファントムの CT 撮影から得られた CT 値と骨塩定量ファントムの密度値の関係を一次近似して得た式 (4.1) から算出した。

$$\rho = \text{CT value} \times a + b \quad (4.1)$$

同式における a および b の値は $0.7 \times 10^{-3} \text{mg/mm}^3/\text{HU}$ および $1.6 \times 10^{-3} \text{mg/mm}^3$ であり、CT 画像を基に得た海綿骨および皮質骨の CT 値はそれぞれ 0HU~2554HU および 535HU であった。そして、表 4.2 および表 4.3 に示す Keyak および南澤の報告を基に、海綿骨および皮質骨の各密度におけるヤング率およびポアソン比を算出した^[35-36]。

なお、椎間板を線形弾性体とした解析において線維輪のヤング率およびポアソン比は Shin らの報告を基に決定した。これを表 4.4 に示す。また、線維輪の構造を考慮した解析では、線維輪がコラーゲン線維でできていることを考慮した。圧縮時は線維が縮み、低いヤング率を持つと考えられる。一方、引張時は線維が伸びるまでは低いヤング率を持ち、線維が伸びたのちに高いヤング率を持つと考えられる。以上を踏まえて本研究で設定した圧縮および引張（伸びるまで）および引張（伸びたのち）における線維輪のヤング率 E およびポアソン比 ν を表 4.5 に示す。

Table.4.1 Material constants of the nucleus pulposus and steel from Shin's and Nishimura's report

	E [MPa]	ν [-]
Nucleus pulposus	1.0	0.499
SS400	205939	0.29

Table.4.2 Young's modulus at each density of trabecular and cortical bone from Keyak's report

ρ [g/mm ³]	E [MPa]
0	0.001
$0 < \rho \leq 2.7 \times 10^{-4}$	$33900\rho^{2.20}$
$2.7 \times 10^{-4} < \rho < 6.0 \times 10^{-4}$	$5307\rho + 469$
$6.0 \times 10^{-4} \leq \rho$	$10200\rho^{2.01}$

Table.4.3 Poisson's ratio in each of the density of trabecular and cortical bone from Minamizawa report

ρ [g/mm ³]	ν [-]
$1.8 \times 10^{-3} \leq \rho$	0.22
$0.2 \times 10^{-3} < \rho < 1.8 \times 10^{-3}$	0.15
$\rho \leq 0.2 \times 10^{-3}$	0.49

Table.4.4 Material constants of the annulus fibrosus from Shin's and Shin's report

E [MPa]	ν [-]
8.4	0.45

Table.4.5 Material constants of annulus fibrosus in the compression and tensile

Compression		Tensile			
		Until fiber is extended		After the fiber is extended	
		E [MPa]	ν [-]	E [MPa]	ν [-]
0.12	0.45	0.12	0.45	200	0.45

4.2.2 境界条件

両解析ともに、拘束条件は L6 椎体の下部を完全固定とした。曲げ方向は実験と同様、前後方向および左右方向の計 4 方向である。各曲げ方向において実験と同じ負荷トルク $\pm 2.0\text{Nm}$ による曲げを再現するため、オブジェクトの任意の面に荷重を負荷した。本解析ソフトでは、あるトルク負荷時の計算を行うとその負荷時における回転角度しか取得できない。そこで、トルク-回転角度関係における NZ および EZ を確認するため、椎間板を線形弾性体とした解析では、負荷トルクは $\pm 0.5\text{Nm}$ 刻みで $\pm 2.0\text{Nm}$ まで負荷した。 $\pm 0.5\text{Nm} \sim \pm 2.0\text{Nm}$ の各負荷トルクによる曲げを再現するための荷重値はそれぞれ $\pm 16.7\text{N}$, $\pm 33.3\text{N}$, $\pm 50.0\text{N}$, $\pm 66.7\text{N}$ である。なお、線維輪の構造を考慮した解析では、

荷重負荷は段階的に 2 回加えた。これは、本解析ソフトウェアで材料定数を変更して解析を行う場合、段階的な荷重負荷は 2 回が限度となるためである。段階的に 2 回加えた負荷トルクは、前屈および左右側屈では一度目 $\pm 0.2\text{Nm}$ 、二度目 $\pm 2.0\text{Nm}$ とした。また、後屈に関しては、一度目 -0.07Nm 、二度目 -2.0Nm とした。なお、一度目のトルク負荷時では圧縮および引張を受ける線維輪の線維は縮み、低いヤング率を持つと考え、二度目のトルク負荷時では引張を受ける線維輪（図 4.5 で示す線維輪の青色部分）の線維は伸び、高いヤング率を持つと考えた。 -0.07Nm 、 $\pm 0.2\text{Nm}$ および $\pm 2.0\text{Nm}$ の各負荷トルクによる曲げを再現するための荷重値はそれぞれ -2.3N 、 $\pm 6.7\text{N}$ および $\pm 66.7\text{N}$ である。両解析ともに、荷重負荷位置間の距離は前後方向および左右方向で 30.0mm である。図 4.6 は、拘束条件の一例として、前屈時における荷重の負荷位置、負荷方向および拘束条件を示したものである。各要素の接触条件はすべて接着による接触とした。

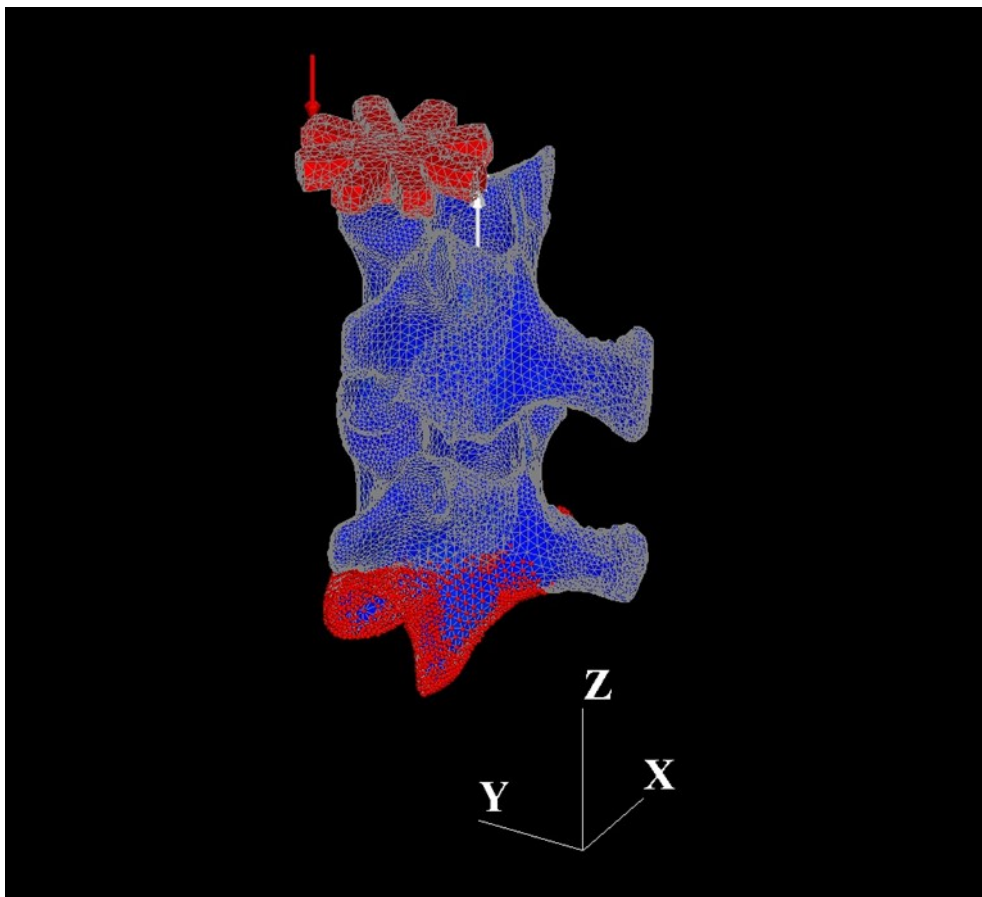


Fig.4.6 Constraints and load direction

4.3 解析モデルの妥当性評価

4.3.1 椎間板を線形弾性体とした脊椎運動解析

荷重負荷位置の2点を結んだ線分が変形前後で成す角度を回転角度とした。図4.7および図4.8に解析により得られた前後屈および左右側屈でのトルク-回転角度関係を実験結果とともに示す。同図に示すように、前後屈において $\pm 0.5\text{Nm} \sim \pm 2.0\text{Nm}$ の各負荷トルクにおける回転角度はそれぞれ $\pm 0.7\text{deg.}$, $\pm 1.4\text{deg.}$, $\pm 2.1\text{deg.}$, $\pm 2.8\text{deg.}$ であった。左右側屈ではそれぞれ $\pm 0.3\text{deg.}$, $\pm 0.5\text{deg.}$, $\pm 0.8\text{deg.}$, $\pm 1.1\text{deg.}$ であった。また、各曲げ方向における解析結果の傾きおよび実験結果のEZの傾きを求めた結果を図4.9に示す。ここで、実験結果のEZの傾きは表4.6および表4.7に示す $\pm 1.5\text{Nm}$ および $\pm 2.0\text{Nm}$ トルク負荷時の回転角度の値を用いて算出した。これは 1.5Nm 以上のトルク負荷における脊椎運動挙動が十分にEZに移行していると考えたためである。なお、実験結果におけるNZの傾きは横軸と平行とみなし、傾きを0とした。図4.8に示すように、実験結果のEZの傾きは前後屈および左右側屈それぞれで -0.3Nm/deg. および -0.4Nm/deg. , -1.6Nm/deg. および -1.8Nm/deg. であり、解析結果の傾きは前後屈ともに -0.7Nm/deg. , 左右側屈ともに -1.8Nm/deg. であった。

以上より、椎間板を線形弾性体とみなした解析において、前後屈および左右側屈におけるトルク-回転角度関係は線形となり、その解析結果の傾きを実験結果におけるNZおよびEZの傾きと比較すると、EZの傾きと同程度であった。したがって、解析結果のトルク-回転角度関係は実験結果のEZに相当すると考えられ、椎間板を線形弾性体とみなした解析ではNZを再現できないことがわかった。

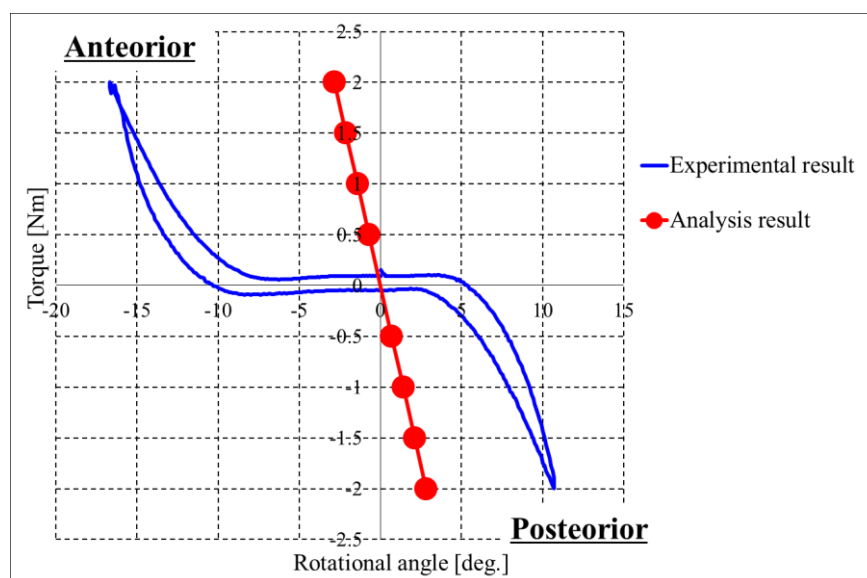


Fig.4.7 Torque and rotational angle relationship in anterior and posterior

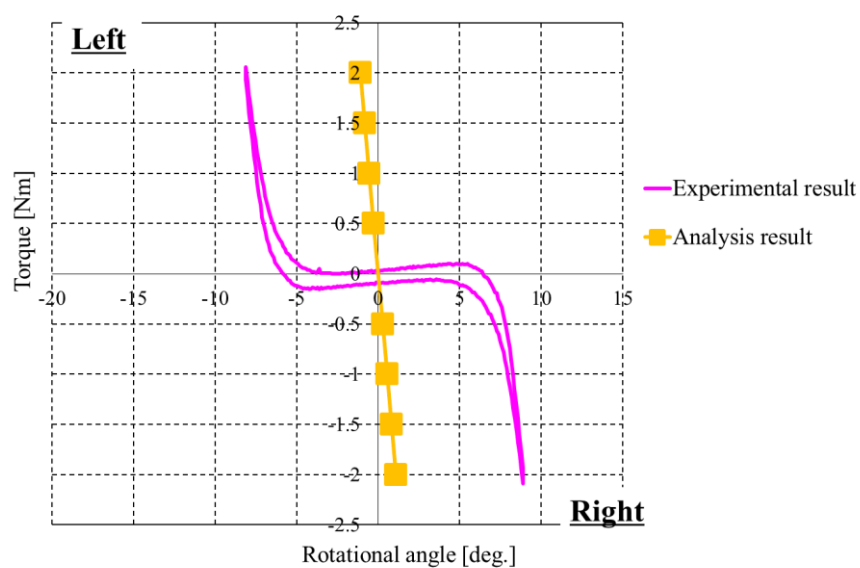


Fig.4.8 Torque and rotational angle relationship at left and right

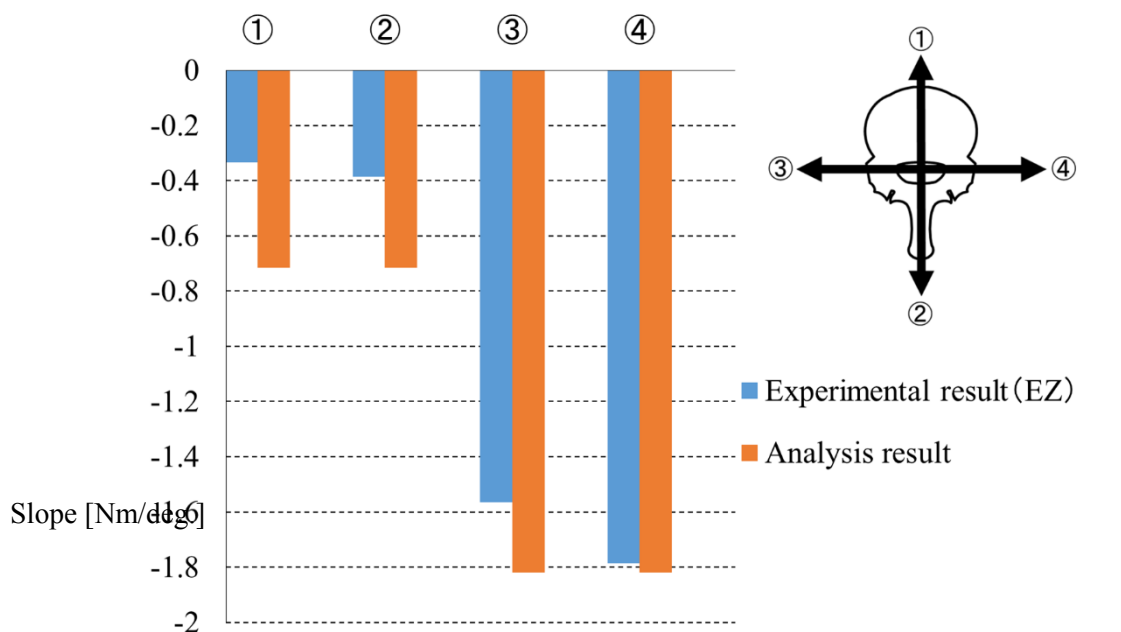


Fig.4.9 The slope of EZ at experimental result and the slope of analysis result

Table4.5 Torque and rotation angle in anterior and posterior

Anterior		Posterior	
Torque [Nm]	Rotational angle [deg.]	Torque [Nm]	Rotational angle [deg.]
1.5	-15.2	-1.5	9.4
2	-16.7	-2	10.7

Table4.6 Torque and rotation angle in left and right

Left		Right	
Torque [Nm]	Rotational angle [deg.]	Torque [Nm]	Rotational angle [deg.]
1.5	-7.7	-1.5	8.5
2	-8.02	-2	8.78

4.3.2 線維輪の構造を考慮した脊椎運動解析

荷重負荷位置の2点を結んだ線分が変形前後で成す角度を回転角度とした．図4.10および図4.11に解析から得られた前後屈および左右側屈でのトルク-回転角度関係を実験結果とともに示す．前屈において0.2Nmおよび2.0Nmの各負荷トルクにおける回転角度は -10.1deg .および -16.5deg .であった．後屈において -0.07Nm および -2.0Nm の各負荷トルクにおける回転角度は 6.1deg .および 9.9deg .であった．左側屈において0.2Nmおよび2.0Nmの各負荷トルクにおける回転角度は -6.6deg .および -10.0deg .であった．右側屈において -0.2Nm および -2.0Nm の各負荷トルクにおける回転角度は 6.6deg .および 9.6deg .であった．また，各曲げ方向での各負荷トルクにおいて，線維輪の代表要素（図4.12参照）におけるz軸方向応力 σ_{zz} およびz軸方向ひずみ ϵ_{zz} を表4.7~表4.10に示す．さらに，各曲げ方向での一度目の負荷トルクおよび最大トルク $\pm 2.0\text{Nm}$ でのz軸方向応力 σ_{zz} -z軸方向ひずみ ϵ_{zz} 関係を図4.13~図4.16に示す．

図4.10に示すように，解析結果では前後屈においてそれぞれ -10.1deg .および 6.1deg .までNZを示したのち，EZへ移行した．さらに，図4.11に示すように，左右側屈に関してもそれぞれ $\pm 6.6\text{deg}$.までNZを示したのち，EZへ移行する脊椎のトルク-回転角度曲線を再現することが出来た．また，図4.13~図4.16に示すように，線維輪の構造を考慮した線維輪の応力-ひずみ関係を，圧縮時には常に低いヤング率を用い，引張時における後屈および左右側屈ではひずみ 2.6×10^{-1} ，前屈ではひずみ 4.0×10^{-1} まで圧縮時と同じ低いヤング率を持つと考え，それ以上では高いヤング率を持つと考えたことによりトルク-回転角度関係におけるNZおよびEZを定性的に再現することができた．このように実験で得られるNZおよびEZを持つトルク-回転角度曲線を再現するためには，線維輪の非線形的な材料特性を考慮した解析を行うことが不可欠であると考えられた．

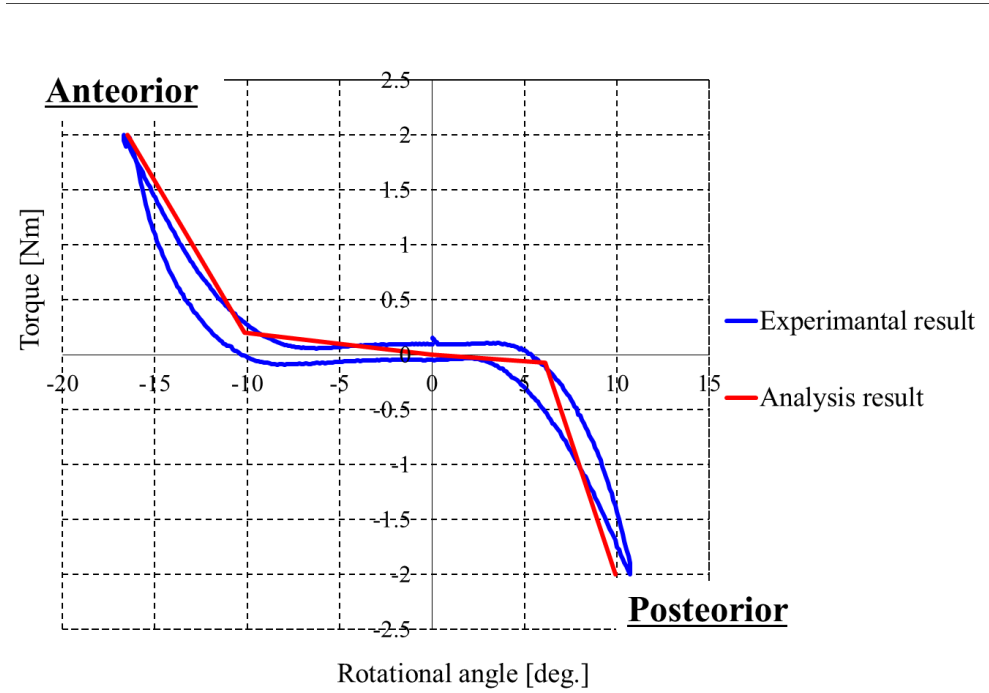


Fig.4.10 Torque and rotational angle relationship in anterior and posterior

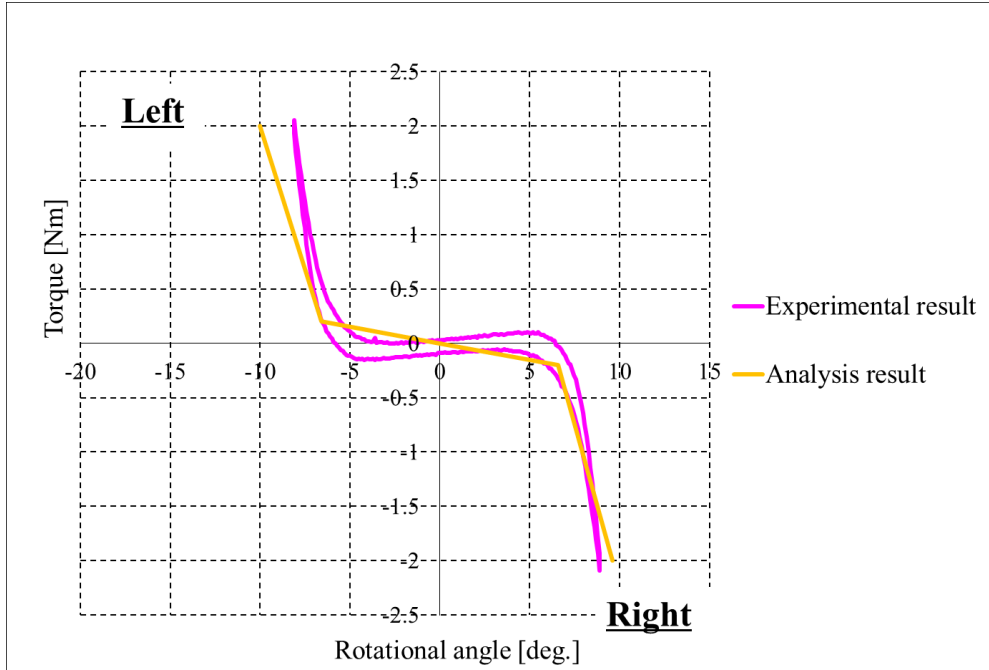


Fig.4.11 Torque and rotational angle relationship at left and right

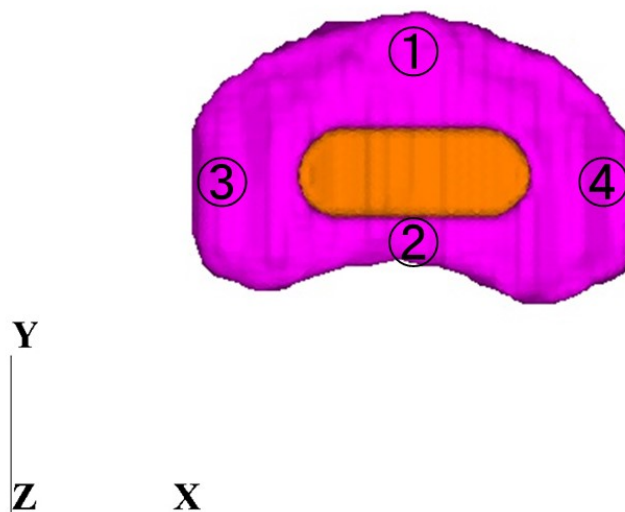


Fig.4.12 Representative element of the annulus

Table4.7 Stress and strain at each load torque in anterior

	①		②	
Torque [Nm]	σ_{zz} [MPa]	ε_{zz} [-]	σ_{zz} [MPa]	ε_{zz} [-]
0.2	-8.9×10^{-2}	-4.2×10^{-1}	6.8×10^{-2}	4.0×10^{-1}
2.0	-1.5×10^{-1}	-9.1×10^{-1}	1.1×10^1	4.7×10^{-1}

Table4.8 Stress and strain at each load torque in posterior

	①		②	
Torque [Nm]	σ_{zz} [MPa]	ε_{zz} [-]	σ_{zz} [MPa]	ε_{zz} [-]
-0.07	2.9×10^{-2}	2.6×10^{-1}	-2.0×10^{-2}	-1.8×10^{-1}
-2.0	4.1	3.0×10^{-1}	-5.2×10^{-2}	-4.6×10^{-1}

Table4.9 Stress and strain at each load torque in left

	③		④	
Torque [Nm]	σ_{zz} [MPa]	ε_{zz} [-]	σ_{zz} [MPa]	ε_{zz} [-]
0.2	-4.5×10^{-2}	-4.8×10^{-1}	2.6×10^{-2}	2.6×10^{-1}
2.0	-1.1×10^{-1}	-1.1	5.4	2.9×10^{-1}

Table4.10 Stress and strain at each load torque in right

Torque [Nm]	③		④	
	σ_{zz} [MPa]	ε_{zz} [-]	σ_{zz} [MPa]	ε_{zz} [-]
-0.2	2.7×10^{-2}	2.6×10^{-1}	-2.6×10^{-2}	-2.5×10^{-1}
-2.0	6.6	2.9×10^{-1}	-7.3×10^{-2}	-6.1×10^{-1}

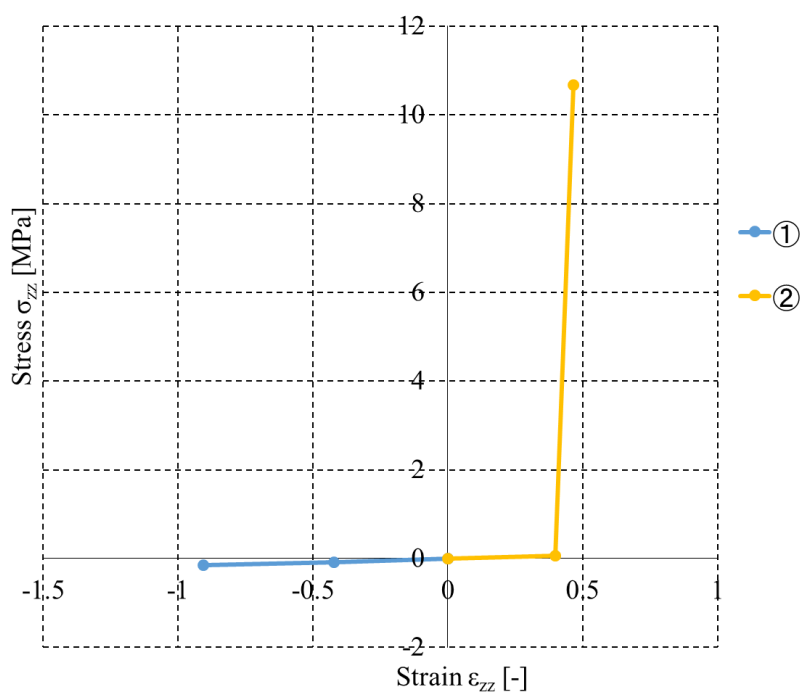


Fig.4.13 Stress and strain relations at representative element in anterior

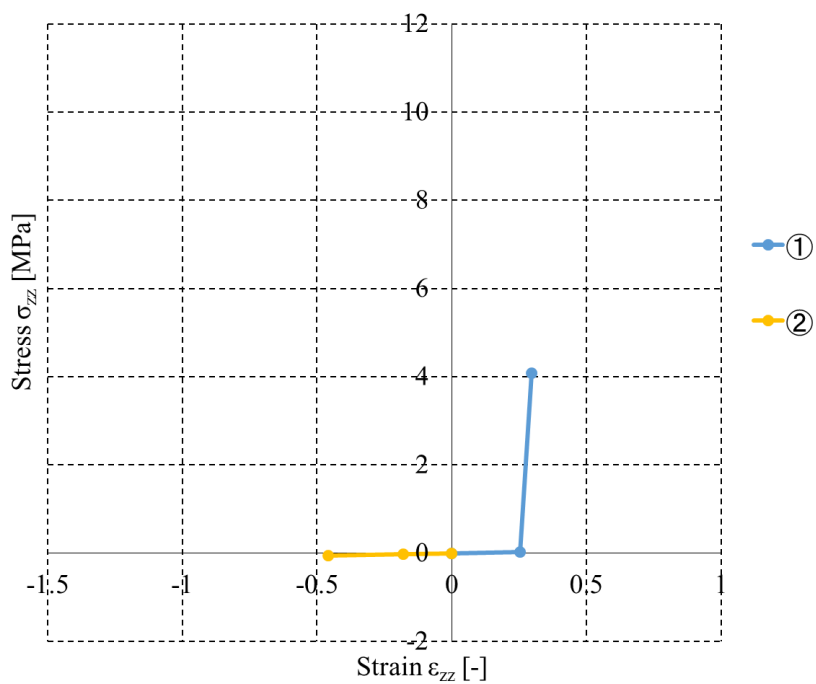


Fig.4.14 Stress and strain relations at representative element in posterior

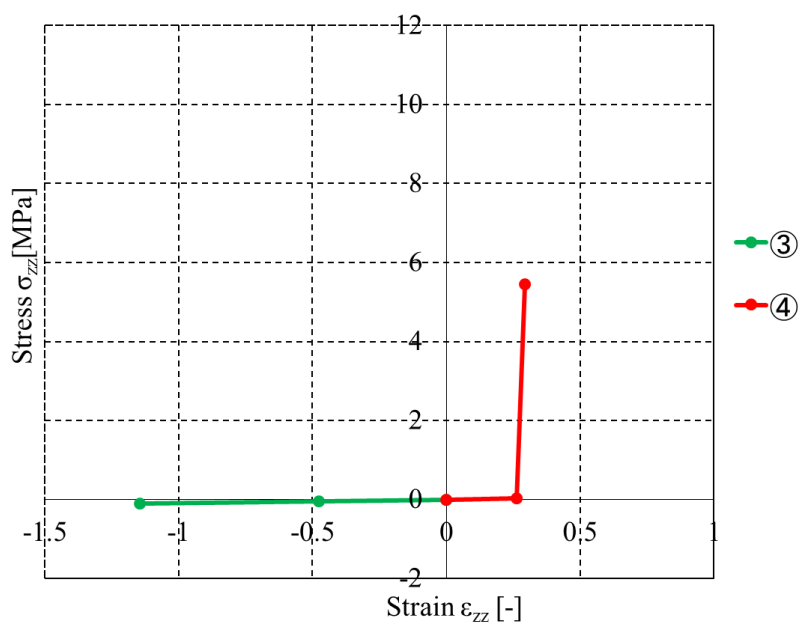


Fig.4.15 Stress and strain relations at representative element in left

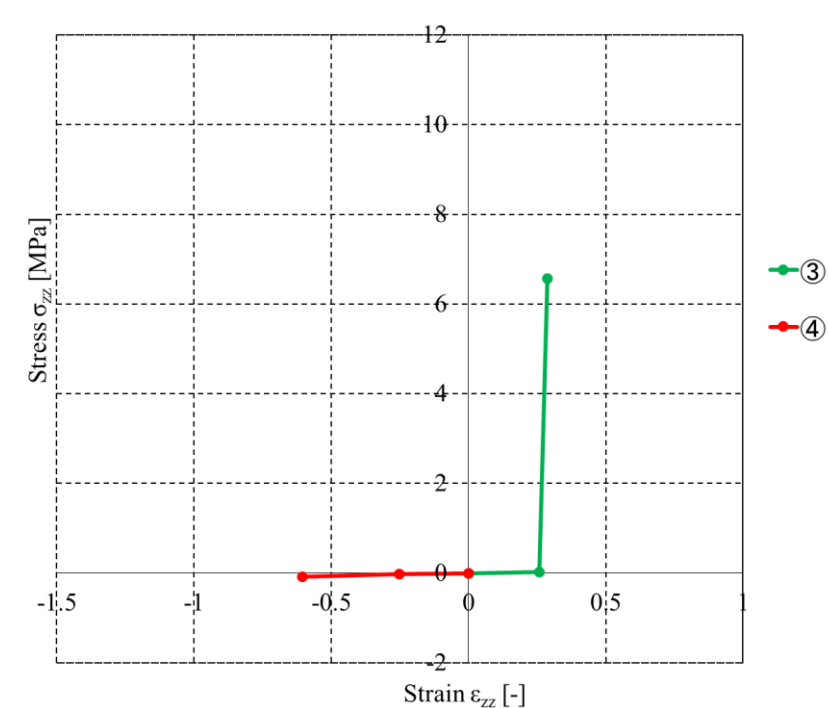


Fig.4.16 Stress and strain relations at representative element in right

5 章 結 言

本研究では三次元有限要素法を用いて脊椎運動を担っている椎間板の非線形な材料特性を考慮した解析モデルを作成し、NZ、EZ を考慮したトルク-回転角度曲線を再現することを目的とした。具体的には、まず解析モデルの妥当性を評価するための実験として、シカ屍体腰椎 FSU を用いて損傷モデルを作製し、これに対して曲げ試験を行い、NZ および EZ を持つトルク-回転角度曲線を得た。次に、MECHANICAL FINDER（計算力学研究センター製）を使用して、損傷モデルを作製し、線維輪および髄核のヤング率とポアソン比にこれまでこの種の数値解析に利用されてきた値を用いて解析を行い、モデルの妥当性を評価した。さらに、線維輪を二種類の弾性特性を持つ材料と考えて解析を行い、解析モデルの妥当性を評価した。以下に得られた知見を示す。

(1) シカ屍体腰椎を用いた曲げ試験

得られたトルク回転角度曲線にて、前後屈ではそれぞれ -9.5deg. および 4.3deg. まで NZ を示したのち、EZ に移行した。また、左右側屈ではそれぞれ -5.5deg. および 6.0deg. まで NZ を示したのち、EZ に移行した。

(2) 椎間板を線形弾性体とした解析モデルの妥当性の評価

線形なトルク-回転角度関係を得た。また、解析結果の傾きを実験結果における NZ および EZ の傾きと比較した。その結果、解析結果の傾きは実験結果における EZ の傾きと同程度であった。これらのことから、解析結果のトルク-回転角度関係は、実験結果の EZ に相当すると考えられ、椎間板を線形弾性体とみなした解析では NZ を再現できないことがわかった。

(3) 線維輪の構造を考慮した解析モデルの妥当性の評価

線維輪を縮みおよび伸び、それぞれの状態で弾性特性を持つ材料と考えて前後方向および左右方向への曲げ試験を模した解析を行った結果、NZ および EZ を含むトルク-回転角度関係が得られた。これは、線維輪の非線形的な材料特性を考慮することで、線維輪の代表要素における z 軸方向応力 σ_{zz} -z 軸方向ひずみ ε_{zz} 関係が非線形となったためであると考えられる。

以上より、数値解析を用いて脊椎の力学的特性を評価する上で椎間板の非線形性を考慮することは重要であると示唆された。

参考文献

1. White, A.A., and Panjabi, M.M. Clinical Biomechanics of the Spine, Philadelphia, J.B. Lippincott Co., 1978.
2. Carter, D.R., and Hayes, W.C., Compact Bone fatigue damage, A microscopic examination. Clin. Orthop., 127, 265,1977.
3. Carter, D.R, and Hayes, W.C., “Bone compressive strength, The influence of density and strain rate”, Science, Vol. 194, pp. 1174,1976.
4. Panjabi M.M., et al., “A biomechanical study of the ligamentous stability of the thoracic spine in man. Acta Orthop” , Scand, Vol. 52, pp. 315-326,1981.
5. Ponsner I., et al., “A biomechanical analysis of the clinical stability of the lumbar and lumbosacral spine” , Spine, Vol. 7, pp. 374-389,1982.
6. 茂木万梨子, 稲葉忠司, 他, “脊椎の各安定要素の損傷が機能的脊椎単位に及ぼす影響” , 日本臨床バイオメカニクス学会誌, Vol. 28, pp. 139-144,2007.
7. Denis F., “The three column spine and significance in the classification of acute thocolumbar spinal injuries” , Spine, Vol. 27, No. 9, pp. 817-831,1983.
8. White, A.A, and Panjabi, M.M., “Clinical Biomechanics of the Spine”, J.B.Lippincott, Vol. 22,1978.
9. Slucky AV, Brodke DS, et al: Less invasive posterior fixation method following transforaminal lumbar interbody fusion: a biomechanical analysis. Spine J, 6, pp. 30-33, 2006.
10. White, III .A.A. and Panjabi, “ M.M.Clinical Biomechanics of the Spine.2nd edition, J.B.Lippincott”, Philadelphia, pp.1-83,1990.
11. Nachemson, “A Lumbar intradiscal pressure”, Acta Orthop. Scand.Suppl, Vol. 43, pp. 1-140,1960.
12. 山本真, 笹田直, “整形外科バイオメカニクス入門”, 南江堂, pp. 225-228, 1983.
13. 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,pp. 228-280,2008.
14. White, A.A., and Panjabi, M.M., “Clinical Biomechanics of the Spine. Philadelphia”, J.B. Lippincott Co,1978.
15. Lumsden, R. M., and Morris, J. M., “An *in vivo* study of axial rotation and immobilization at the lumbosacral joint”, L, Bone Joint Surg.,Vol. 50, No. 1591, 1968.
16. King, A. I., Prasad, P., and Ewing, C. L., “Mechanism of spinal injury due to caudocephalad acceleration”, Orthop. Clin. North Am., Vol. 6, No. 19,1975.
17. 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.
18. Panjabi, M.M., White, III.A.A., Brand, R.A., “A note on defining body parts configurations”, J.Biomech., Vol.7, pp. 385-387,1974.
 19. 鑑 邦芳, Panjabi, M.M., “Spinal Instrumentationのための解剖とバイオメカニクスー胸腰椎～腰仙椎ー” 整形外科MOOK, No.60, pp. 23-36,1990.
 20. Miles, M., Sullivan, W.E., “Lateral bending at the lumbar and lumbosacral joints”, Anat. Rec., Vol. 139, pp. 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, Vol. 7, pp. 192-203,1982.
 22. Virgin, W.J., “Experimental investigations into the physical properties of the intervertebral disc.J”, Bone Joint Surg., Vol. 33-B, pp. 607-611,1951.
 23. Twomey, L.T., Taylor J.R., “Flexion creep deformation and hysteresis in the lumbar vertebral column”, Spine, Vol. 7, pp. 116-122,1982.
 24. 大谷 清, “骨折・外傷シリーズ 3, 脊椎の外傷 その1”, 南江堂, 1986.
 25. 圓尾 宗司 “腰椎分離・すべり症の後側方固定術”, MB Orthop, Vol. 11, pp. 41-48,1989.
 26. Michael. G., et al. “AO 整形外科マニュアル”, シュプリンガーフェアラーク東京, 2002.
 27. 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 , pp. 903-908,2008.
 28. 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の推移と意義”, 脊椎脊髄, Vol. 12, No. 4, pp. 271-278,1999.
 29. 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, Vol. 40, pp. 791-798,2005.
 30. Fujiwara M, Masuda T, et al, “ Development of 6-Axis Material Tester for Measuring Mechanical Spine Properties”, Journal of Robotics and Mechatronics 18, pp. 160-166, 2006.
 31. Kasai Y, Inaba T, et al, “Biomechanical study of the lumbar spine using a unilateral pedicle screw fixation system” , J Clin Neurosci 17:,pp. 364-367, 2010.
 32. 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 年度前県科学技術振興センター工業研究部研究報告 29, pp. 41-46, 2005.
 33. Dong Suk Shin, Kunwoo Lee, et al, “Biomechanical study of lumbar spine with dynamic stabilization device using finite element method” , Computer-Aided Design 39,pp. 559-567,2007.
 34. 西村尚, “ポイントを学ぶ材料力学”, 丸善出版, 1988.
 35. Joyce H.Keyak,Stephen A . Rossi,at al. “Prediction of femoral fracture load using

- automated finite element modeling”, Journal of Biomechanics 31, pp.125-133,1998.
36. 南澤育雄,“高齢者の大腿骨頸部内側骨折の成因に関する研究 ー骨折線の方角と その発生機序の推論”, 日整会誌, Vol55, pp.167-181, 1981.

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、吉川高正准教には心より御礼申し上げます。

学部4年次から修士の3年間に亘り、温かく、懇切丁寧に医学の知識を一から教えていただき、また医学的側面から研究の指針となる多数のご助言を賜りました三重大学医学部脊椎外科・医用工学講座の笠井裕一教授、榊原紀彦助教に多大なる感謝を致します。さらに、生体システム工学研究室の先輩である社会連携研究センターの加藤貴也助教には、文武両道ともにご指導を賜り、厚く御礼申し上げます。3年間本当にありがとうございました。また、解析ソフトウェア **MECHANICAL FINDER** を使用するにあたって、懇切丁寧なご指導をしていただいた計算力学研究センターの皆様にも厚く御礼申し上げます。

そして、脊椎チームとして共に研究し、支え合った押野君、井上君、成瀬君、八木君、西井君、福原君に深く感謝致します。

最後に、同胞である池田君、押野君、小嶽君、鈴木君、林君、水谷君、そして **M1**、**B4** の後輩達がいたからこそ、充実した研究室生活を送ることができました。みなさん本当にありがとうございました。

吉岡 勇徳