

修士論文

平成 19 年度

# 多椎間脊椎の変形挙動解析

(Instrumentation が上下隣接椎間に及ぼす生体力学的影響)



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

正岡 卓也

# 目 次

|   |    |
|---|----|
| 1 章 緒言  | 1  |
| 2 章 脊椎のバイオメカニクス                                     |    |
| 2.1 脊椎構成と機能   | 3  |
| 2.2 骨のバイオメカニクス                                      | 5  |
| 2.2.1 骨組織の構造  | 5  |
| 2.3 脊椎の安定要素   | 6  |
| 2.3.1 脊椎の前方部分                                       | 6  |
| 2.3.2 脊椎の後方部分                                       | 7  |
| 2.3.3 脊椎の靱帯   | 7  |
| 2.3.4 脊椎の損傷   | 8  |
| 2.3.5 脊椎固定術による隣接椎間への影響                              | 8  |
| 2.4 脊椎のバイオメカニクス                                     |    |
| 2.4.1 Right-hand orthogonal coordinate system       | 9  |
| 2.4.2 Coupling motion (Coupled motion)              | 9  |
| 2.4.3 Instantaneous axis of rotation (IAR : 瞬間回転中心) | 10 |
| 2.4.4 Viscoelasticity (粘弾性)                         | 10 |
| 2.4.5 Neutral zone (NZ) および ROM (Range of motion)   | 11 |
| 3 章 試験装置および解析方法                                     |    |
| 3.1 6 軸材料試験機  | 12 |
| 3.1.1 6 自由度パラレルメカニズム                                | 12 |
| 3.1.2 パラレルメカニズムの種類                                  | 17 |
| 3.1.3 制御手法  | 19 |
| 3.2 動画計測システム  | 22 |
| 3.2.1 マーキング方法                                       | 23 |
| 3.2.2 動画撮影方法  | 24 |
| 3.2.3 2次元動画計測ソフト                                    | 25 |
| 3.2.4 精度試験  | 25 |
| 3.2.5 精度試験結果  | 26 |

|                               |    |
|-------------------------------|----|
| 4 章 実験概要                      |    |
| 4.1 試験体の概要                    | 27 |
| 4.2 試験体の取り付け                  | 28 |
| 4.3 座標軸の規定                    | 29 |
| 4.4 実験準備                      | 30 |
| 4.4.1 試験体の固定                  | 30 |
| 4.4.2 マーキング                   | 30 |
| 4.4.3 初期位置の決定                 | 30 |
| 4.5 実験内容                      | 33 |
| 4.5.1 試験モデル                   | 33 |
| 4.5.2 実験方法                    | 35 |
| 4.5.3 ROM, ROM 変化率および最大トルクの既定 | 36 |
| 5 章 実験結果および考察                 |    |
| 5.1 多椎間脊椎における変形挙動             | 37 |
| 5.1.1 曲げトルクに対する回転角度           | 37 |
| 5.1.2 各モデルの曲げトルクに対する回転角度      | 38 |
| 5.2 各椎間の変形挙動                  | 40 |
| 5.2.1 曲げトルクに対する回転角度           | 40 |
| 5.2.2 各椎間の ROM および ROM 変化率    | 44 |
| 5.2.3 角変位試験における最大発生トルク        | 45 |
| 6 章 結言                        | 55 |
| 参考文献                          | 57 |
| 謝辞                            | 60 |

# 1 章 緒 論

近年、様々な工学の知識、技術が医学領域の発展に大きく貢献している。例えば、手術室にずらりと並ぶ精巧な医療機器や、血管よりも細いカテーテル、健康診断で 사용되는超音波診断装置やMRI、セラミックの人工骨や義歯などの生体材料など、多くの医療機器、医療器具は工学の知識、技術あってこそその物である。よって、これら最先端の工学技術なくしては、もはや正常な医療が成り立たないと言っても過言ではないほど、工学と医学は深く結びついている。医療の進化は留まることなく、高度化・専門化を続けており、今後もより質の高い医療活動を目指して、さらに高度な知識・技術を必要とする医療機器、医療器具や素材が次々と開発され、臨床現場に導入されていくと考えられる。しかしながら、身体の構造や運動が完全に把握されたわけではなく、新しい医療機器、医療器具や素材を導入するにあたり、今後もこれらを明らかにするよう努めなければならないことは明白である。

さて、ヒトは脊椎動物であり、脊椎は生体の中でも非常に重要な役割を果たす。その役割は体幹の支持、運動性賦与および神経保護であり、先天性奇形や外傷、変性、腫瘍などによる組織の破壊や、構造のバランスが崩れることによって脊椎の機能障害が生じる。それゆえ、脊椎を力学的に解析し、その変形挙動を明らかにすることは、脊椎疾患における病態の把握や治療方法の選択や spinal instrumentation（脊椎固定医療器具）が身体に及ぼす影響の解明、さらには新たな spinal instrumentation の開発に有効なアプローチである。

脊椎は非常に複雑な構造を持つことから、力学的実験を行う際に、その運動を三次元的にて考える必要がある。よって、脊椎の変形挙動を解析するにあたって Panjabi ら<sup>1)</sup>が提唱した right-hand orthogonal coordinate system が広く用いられている。これによれば、3つの区間座標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。過去の研究で、これら脊椎の現象に対して様々な力学的実験が行われているが、6自由度すべてにおいて、力・モーメントおよび変位の制御が可能なシステムおよび試験機は構築されておらず、それらは脊椎のメカニズムを正確に理解する上で求められている。そこで、我々はこれまでに、直動型平行メカニズムを用い、6自由度すべてにおいて、トルクおよび変位の制御が可能な脊椎の力学試験機の構築を行ってきた。試験機の有用性はすでに確認<sup>31)</sup>されており、本研究で用いた6軸材料試験機は脊椎の力学試験を行う上で十分な精度及び性能を持つことが確認されている。

さて、現在隆盛を極めている spinal instrumentation では一般的に短期の臨床成績は

良好であるが、長期成績では固定隣接椎間の椎間板変性やすべりなどの障害が発生すると報告<sup>27, 28)</sup>されている。森ら<sup>29)</sup>は、腰椎変性すべり症に対して pedicle screw 併用の後側方固定術を行い、術後9年以上経過観察された31例のうち、13例で隣接障害によると考えられた症状が発現したと報告している。この隣接椎間障害は spinal instrumentation の過度な固定性によって誘発されていると考えられているが、その発生原因の詳細は未だ十分に解明されていない。その理由としては、脊椎に対する生体力学的研究が主に FSU によって行われていて、多椎間の変形挙動についての研究がほとんど行われていないことが現状だからである。須藤ら<sup>30)</sup>は仔牛屍体の多椎間腰仙椎 (L2-S1) を用いて前後屈方向への純トルクを負荷し、脊椎固定術が隣接椎間に与える生体力学的影響について研究したが、1椎間固定を行っても上位隣接椎間の椎間板内圧の変化は損傷を加えていない正常腰椎と比べて有意差がなかったと報告している。その研究はトルクを規定した実験で、角変位を規定した実験ではない。よって本研究では、生体内で常に一定のトルクが負荷されているわけではないことから、トルクを規定するより角変位を規定した方が、より臨床に則していると考え、実験を行った。

よって、本研究では脊椎固定後の隣接椎間における変形挙動の解析を目的とし、6軸材料試験機を用いて、イノシシ屍体より得られた多椎間脊椎に対してトルクを規定したトルク試験および角変位を規定した角変位試験の2通りの曲げ試験を行った。また、各椎間の変形挙動を計測するため、治具および試験体へマーキングを施した後、その試験体をデジタルハイビジョンカメラで撮影し、それによって得られた動画を2次元動画解析ソフトで各マーカーを自動追跡して2直線間の角度を算出することで各椎間の変形挙動を連続的に計測および解析を行い、隣接椎間における変形挙動を調査した。

## 2 章 脊椎のバイオメカニクス

### 2.1 脊椎構成と機能

脊椎は主に椎体、椎間板、椎間関節、靭帯から構成されており、体幹の支持、運動の伝達、脊髄の保護などの役割を担っている。脊椎は図 2.1 に示すように 7 個の頸椎(Cervical vertebra), 12 個の胸椎(Thoracic vertebra), 5 個の腰椎(Lumbar vertebra)により構成され、略称を用いた場合、胸椎は頭部から T1, T2, …T11, T12, 腰椎は L1, L2, L3, L4, L5 と呼ばれており、それぞれの形状は多少異なるが構成要素(図 2.2)は同様に有している。

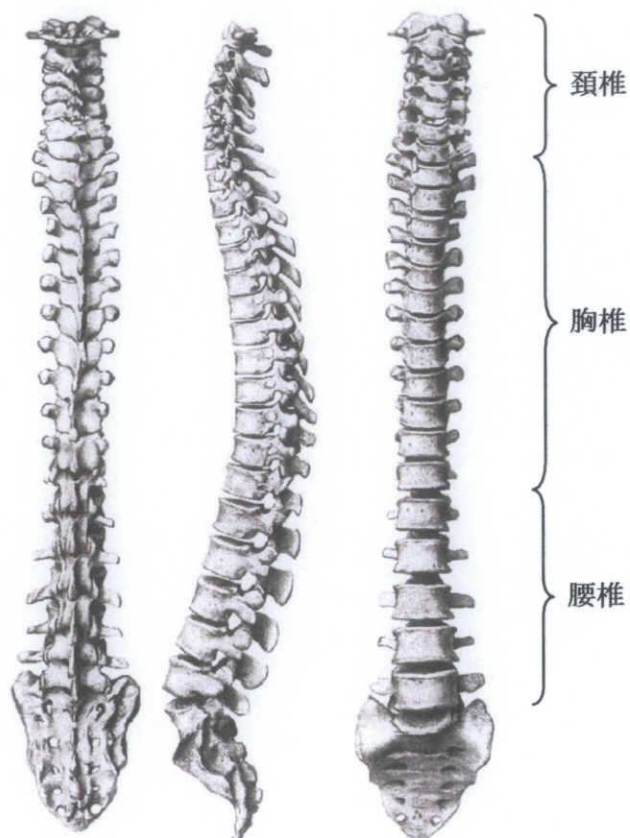


図 2.1 脊椎

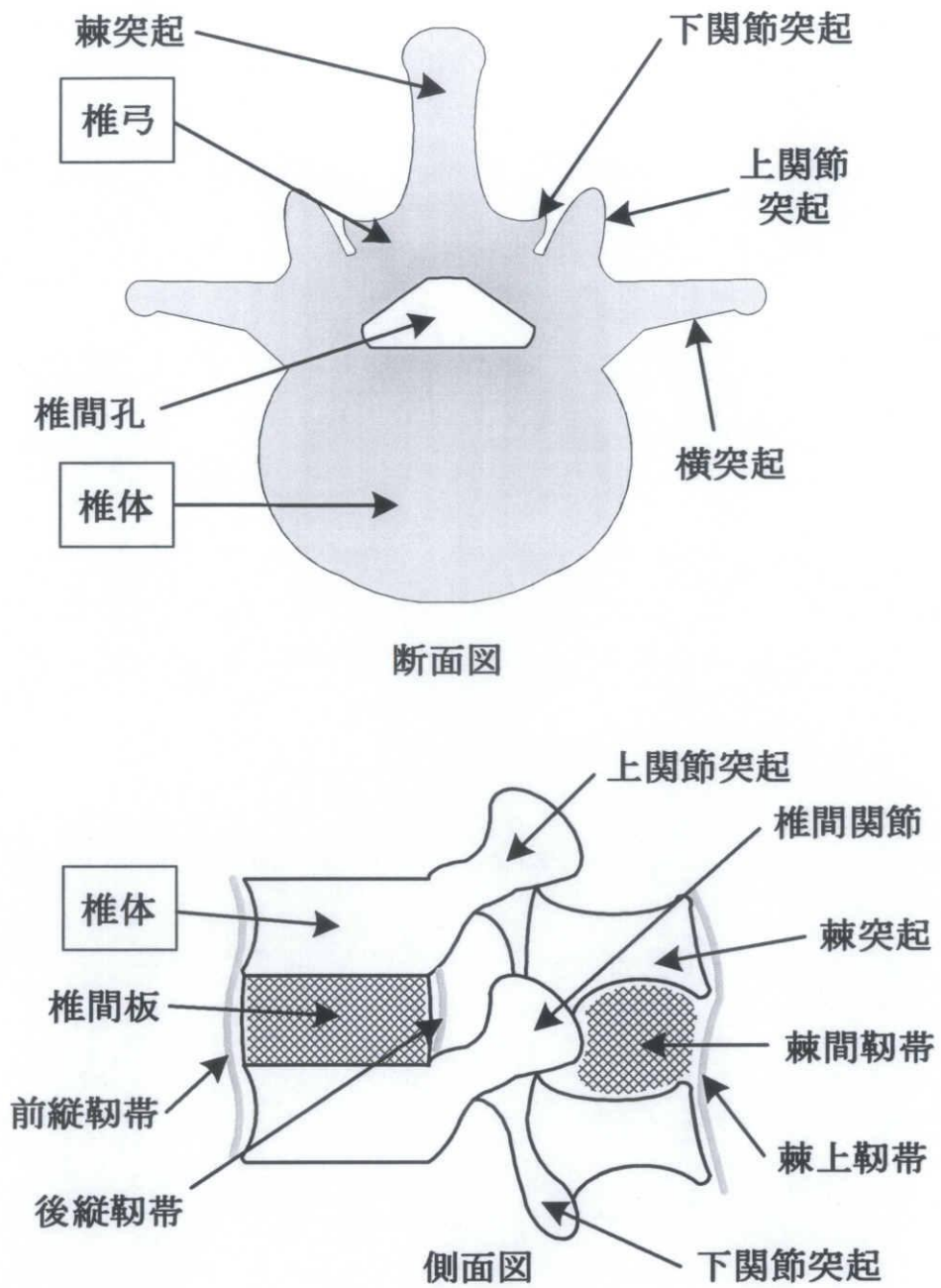


図 2.2 脊椎の構成要素



## 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わ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、皮質骨と海綿骨からなる。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<sup>2)</sup>。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、多孔度の高い海綿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%以上のひずみが加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<sup>3)</sup>。

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。骨の強度は、負荷の方向でかなり変化する(図2.3)。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<sup>4)</sup>。

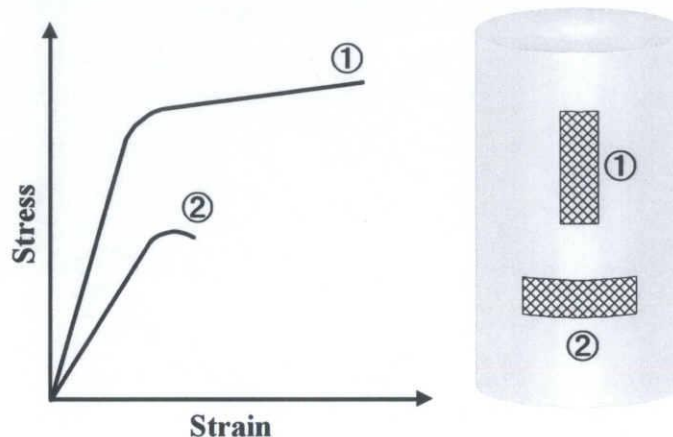


図 2.3 皮質骨（ヒト大腿骨）における縦軸方向と横軸方向の応力-ひずみ線図<sup>4)</sup>



## 2.3 脊椎の安定要素

### 2.3.1 脊椎の前方部分

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。腰椎はこのようなサイズが大きいので、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、腰椎におけるそれは、最下段に位置するL5において5.7kNといわれている<sup>5)</sup>。

椎間板は機械的にまた機能的に非常に重要である。それは二つの構造物からなっている。内側部分は髄核であり、外側部分は線維輪である。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ある。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、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。硝子軟骨でできており、椎間板の重要な部分である軟骨終板は、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、静水圧的に作用しており<sup>6)</sup>、負荷を受けている間でも圧力は均等に分布している。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。

屍体からの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 $10[\text{N}/\text{cm}^2]$ であることを示している<sup>7)</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、そして円周張力が輪状線維に加えられる。

### 2.3.2 脊椎の後方部分

後方部分は運動分節の動きを導いている。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、この運動の方向は、椎間関節の関節面の向きによって規定される。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  $45^\circ$  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、回旋を許容している。胸椎の椎間関節面は水平面に対し  $60^\circ$ 、前額面に対し  $20^\circ$  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  $45^\circ$  の傾きをもっている<sup>8)</sup>。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<sup>9)</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<sup>10)</sup>。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。

### 2.3.3 脊椎の靱帯

靱帯は脊椎の内因的安定性の一部を担っている。脊椎の靱帯の多くは主としてコラーゲン線維から構成されており、それは長さを最小にしている。椎弓を縦に連結する黄色靱帯は、弾性線維を高率に含んでいる例外的なものである。黄色靱帯の弾性は脊椎の圧縮時に黄色靱帯が短縮し、伸展時には伸張することを可能にしている。このように、この靱帯は常に一定の緊張を保っている。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る。すなわち椎間板内圧を作り出しており、脊椎に対する内因的安定性を与えることになる。

靱帯のもう一つの機能は、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している。

### 2.3.4 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起こす。ここでは、不安定となる原因であ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、その一つは骨折や骨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。前者の代表的な例として、椎間板ヘルニアと脊椎分離すべり症がある。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。

椎間板ヘルニア<sup>11,12)</sup>とは、その名の通り椎間板の線維輪に変性や損傷があつて、髄核が後方に脱出し、脊髓や神経根を圧迫して神経症状を起こす病態であり、激痛を伴う。治療の方法として、多くは手術を行わない保存的療法が選択されるが、症状が強い場合にはヘルニアを摘出する手術が行われる。その手術の際に椎間関節の一部分を切除するが、それによって脊柱が不安定になることはほとんどない。次に、脊椎分離すべり症について簡単に解説する。まず、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<sup>13,14)</sup>とは、上下の椎体がある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。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。このような手術手技を神経除圧術と呼び、この場合、脊柱は安定要素である椎弓を切除されることとなる。したがって、その程度によって手術の行われた椎間（責任椎間）に不安定性が生じる。本研究において用いた損傷モデルは、これらの損傷を想定したものである。

### 2.3.5 脊椎固定術による隣接椎間への影響

上述したとおり、脊椎に疾患が認められた場合は神経除圧術を行うが、靱帯や椎弓等の安定要素が切除されることにより、その椎体は著しく不安定化する。よって、通常の手術では神経除圧術後に脊椎固定具（spinal instrumentation）を用いて機能再建を図る。この手術手技を脊椎固定術と呼ぶが、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固定隣接椎間の椎間板変性やすべり症の機能障害発生が報告<sup>27,28,29)</sup>されている。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 spinal instrumentation 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十分に解明されていない。

## 2.4 脊椎のバイオメカニクス

### 2.4.1 Right-hand orthogonal coordinate system

脊椎の運動を生体力学として3次元的に考えるために Panjabi らによって提唱，導入されたものである(図2.4)．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．

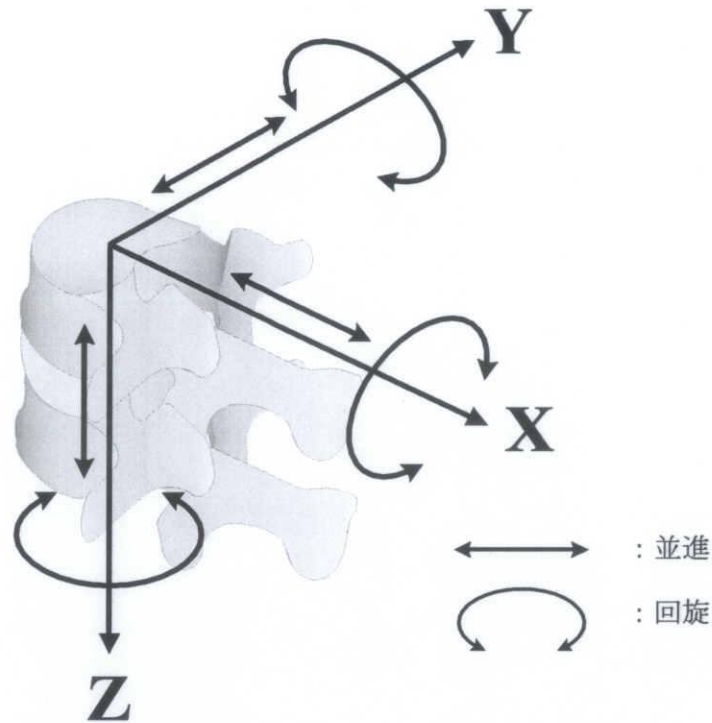


図 2.4 Right-hand orthogonal coordinate system<sup>15)</sup>

### 2.4.2 Coupling motion (Coupled 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** とよんでいる<sup>15)</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．

### 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、イノシシ 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。

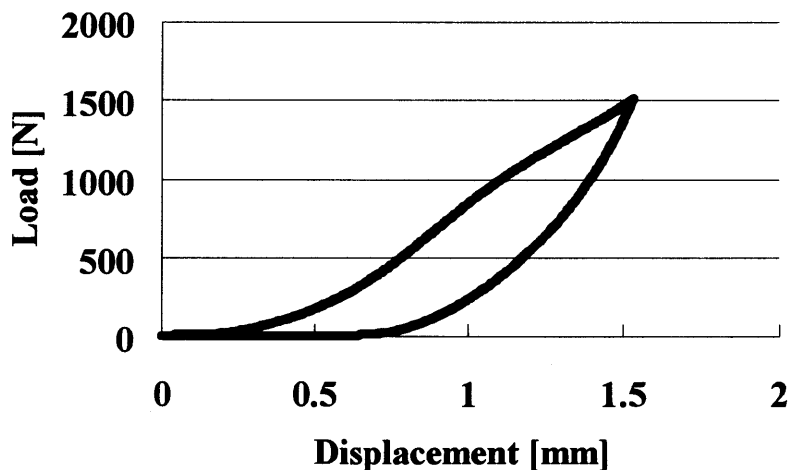


図 2.5 負荷－変位曲線

#### 2.4.5 Neutral zone (NZ) および ROM (Range of motion)

FSU における負荷 0 での変位の大きさを Panjabi<sup>16)</sup>らは Neutral zone (NZ) と称した (図 2.6). NZ を始点として, 負荷-変位曲線は Elastic zone (EZ) に入り, NZ と EZ を合わせたのが可動域 (ROM: Range of motion) である. 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<sup>17,18)</sup>. 一般に, 安定要素に損傷を加えると, NZ が大きくなるといわれ, 臨床において NZ 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を表している.

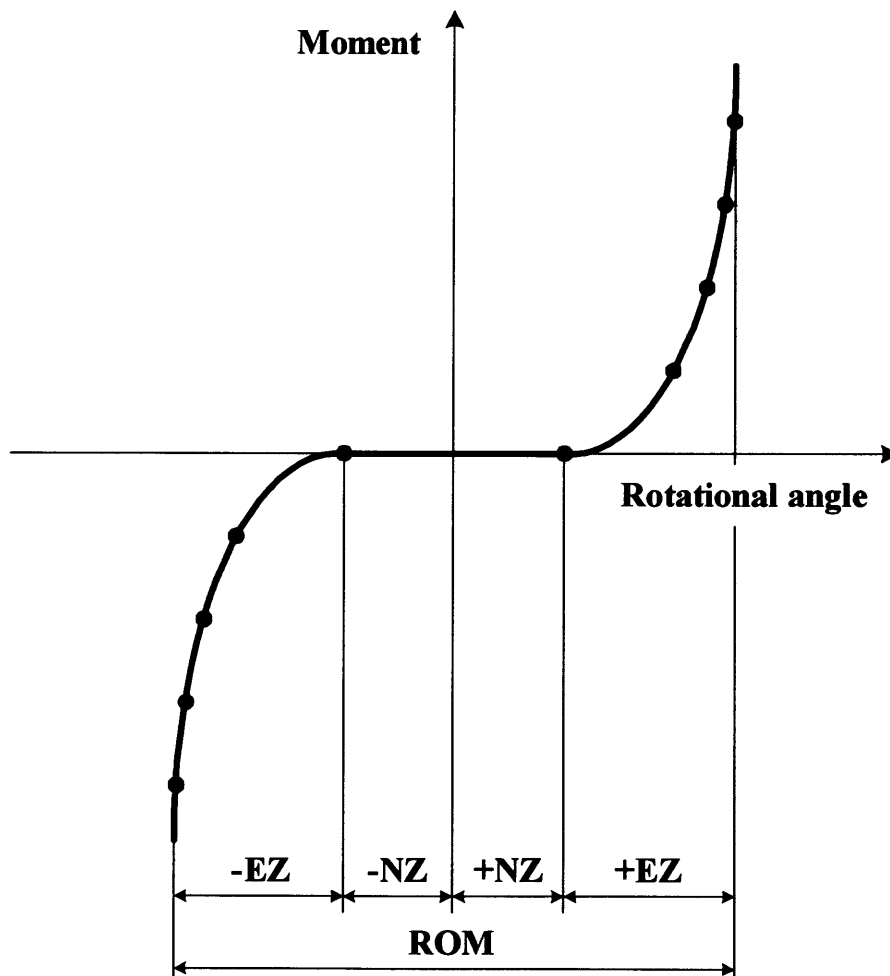


図 2.6 FSU における負荷-変位曲線

## 3 章 試験装置および解析方法

脊椎は2章で述べたとおり、非常に複雑な構成要素を有していることから6軸方向の力/モーメントと変位/角変位を計測・制御することが可能な試験機が必要不可欠である。また、多椎間脊椎の各椎間における変形挙動を正確に把握するために、本研究では動画解析を行った。本章では、脊椎の力学的解析用に構築した6軸材料試験機の概要と動画解析の方法を紹介する。

### 3.1 6軸材料試験機

前述したとおり、脊椎のバイオメカニクス解明を行うためには6自由度全ての力/モーメントおよび変位/角変位を計測・制御することが可能な試験機が必要不可欠である。よって本項では脊椎の力学的解析用に構築した6軸材料試験機の概要について記述する。

#### 3.1.1 6自由度パラレルメカニズム

脊椎試料の6軸方向の力/モーメントと変位/角変位を計測するためには、多軸ロボットを用いる方法が考えられる。多軸ロボットには主にパラレルメカニズムとシリアルメカニズムがあり、それぞれの特徴を表3.1に示す。両機構の特徴は、相対性を有している。このことは、どちらの機構が優れているということではなく、これらの特徴を踏まえて、使用条件に合わせて機構を選択することが重要である。

シリアルメカニズムとは多関節型ロボット機構のことをいい、これは手先における動作の等方性が悪く、6自由度すべての方向に対する特性評価には必ずしも適した構造ではない。パラレルメカニズムとは手先の等方性に優れ、高精度高負荷作業に向けた多自由度ロボット機構の一種であり、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自由度運動を生成することが可能である。

本試験機では、脊椎の力学的解析には精度が高くリンク誤差が少ないこと、手先の等方性に優れていること等が望まれる。このことから、本試験機（図3.1）では精度が高くリンク誤差の少ない、手先の等方性に優れたパラレルメカニズムを採用した。なお、本試験機の分解能を表3.2に示す。



表 3.1 シリアルメカニズムとパラレルメカニズムの比較

| 機構      | シリアルメカニズム | パラレルメカニズム |
|---------|-----------|-----------|
| アクチュエータ | 直列        | 並列        |
| 精度      | 低い        | 高い        |
| 出力比     | 小さい       | 大きい       |
| 動作領域    | 大きい       | 小さい       |
| 順運動     | 容易        | 困難        |
| 逆運動     | 困難        | 容易        |
| リンク誤差   | 累積        | 平均化       |
| 手先特性    | 異方的       | 等方的       |
| 部品の共通化  | 困難        | 容易        |

表 3.2 試験機の分解能

|        |                   |
|--------|-------------------|
| サーボモータ | 0.02°             |
| ボールネジ  | 0.2 $\mu\text{m}$ |
| 手先     | 5 $\mu\text{m}$   |

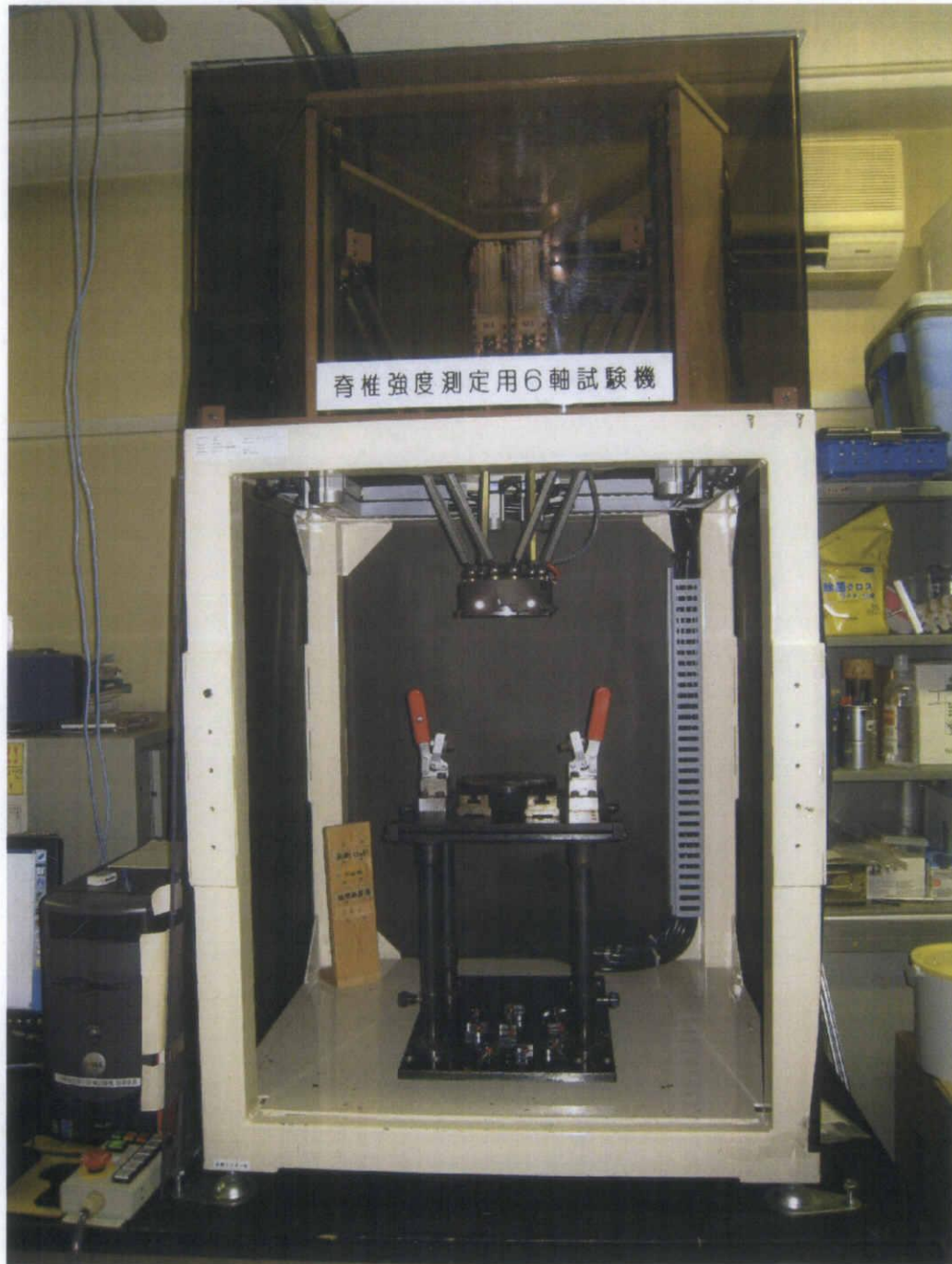
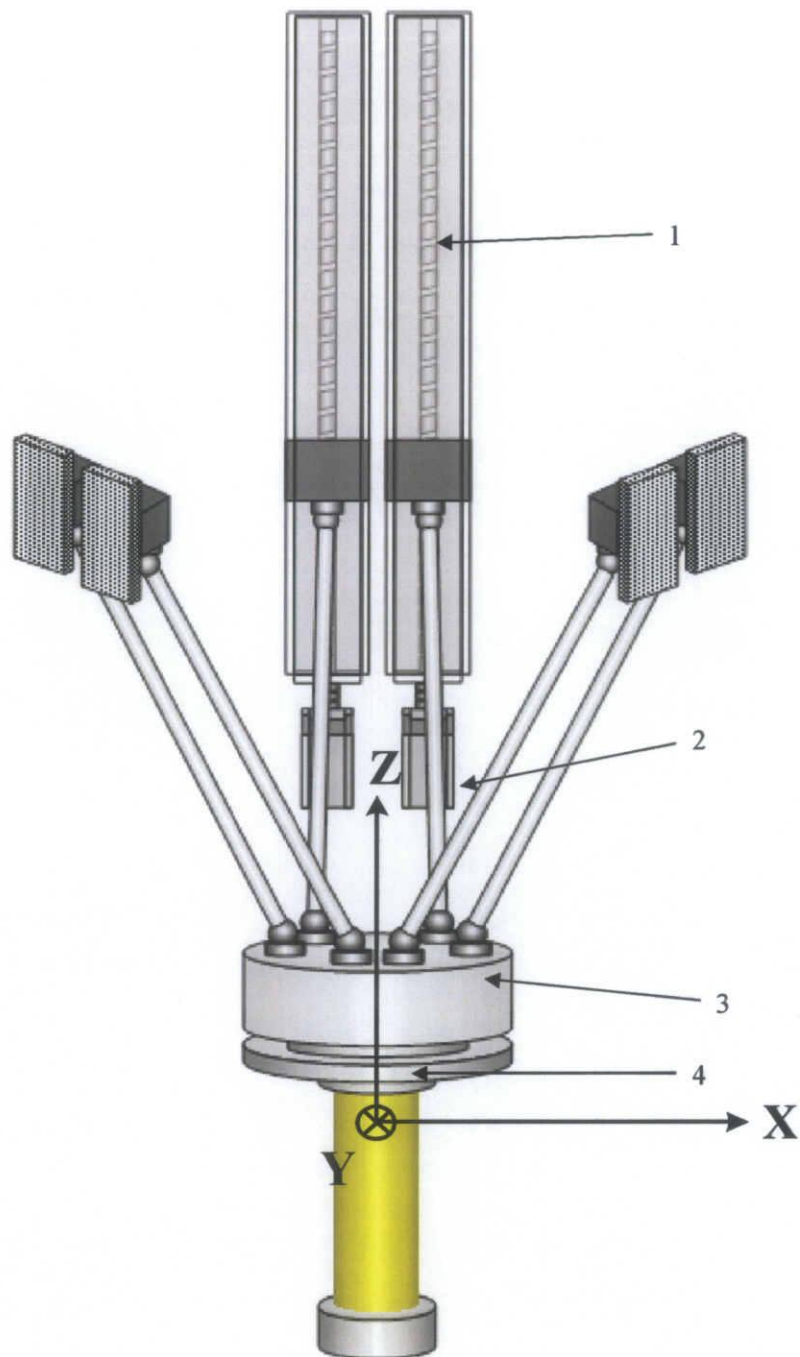


図 3.16 軸材料試験機



- 1:ボールねじ
- 2:サーボモータ
- 3:マグネットボールジョイント
- 4:6 軸力センサ (内部)

図 3.2.6 軸材料試験機

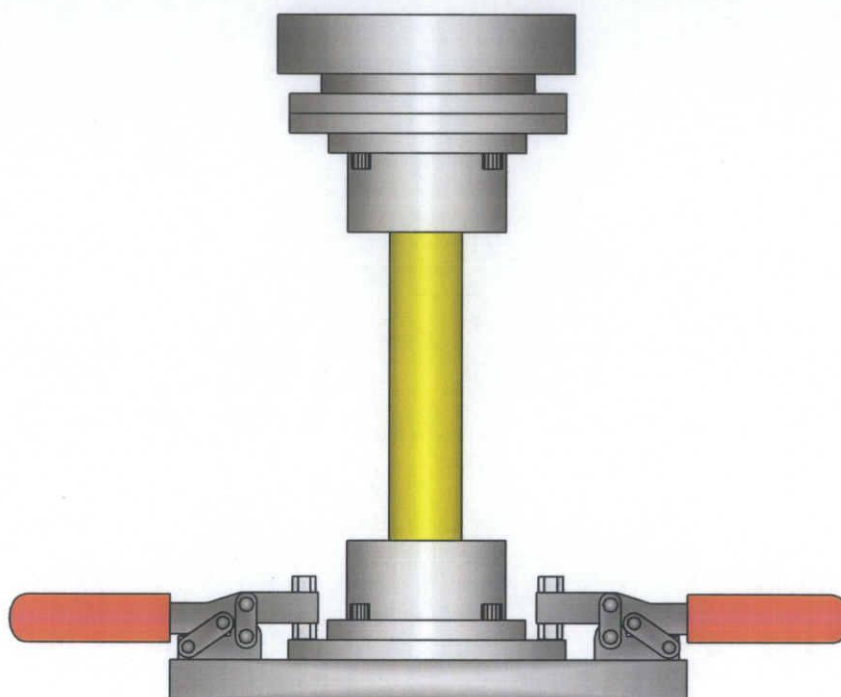


図 3.3 試験機チャック部

### 3.1.2 パラレルメカニズムの種類

パラレルメカニズムには主に伸縮型、回転型、直動型の3種類がある。それぞれの特徴を表 3.3 に示す。

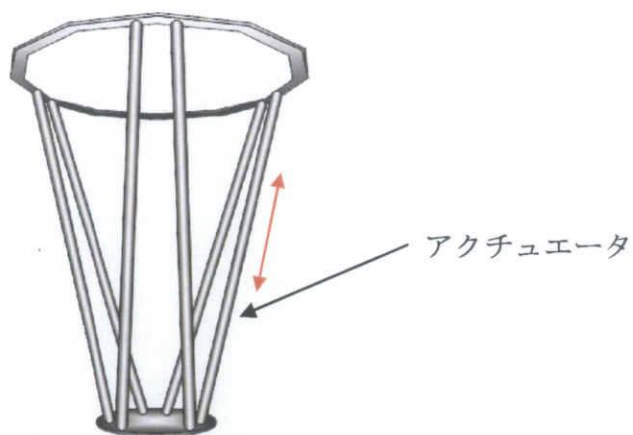
表 3.3 パラレルメカニズムの種類

| 種類    | 伸縮型 | 回転型 | 直動型 |
|-------|-----|-----|-----|
| 出力    | 大きい | 小さい | 大きい |
| 駆動源   | 可動  | 固定  | 固定  |
| 可動部質量 | 大きい | 小さい | 小さい |
| 速度    | 遅い  | 速い  | 速い  |
| 剛性    | 高い  | 低い  | 高い  |
| 精度    | 高い  | 低い  | 高い  |
| 可動領域  | 小さい | 大きい | 小さい |
| 設置面積  | 小さい | 小さい | 大きい |

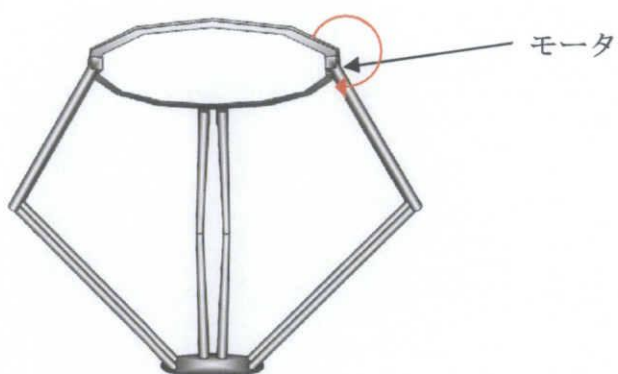
伸縮型、回転型、直動型はそれぞれ以下のように動作することで並進 3 自由度と回転 3 自由度の合計 6 自由度の運動を得る機構である。

- ・ 伸縮型 (図 3.4 (a) 参照)  
中間リンクがアクチュエータとなっておりそれが伸縮することで運動する。
- ・ 回転型 (図 3.4 (b) 参照)  
ベースプレートに固定されたモータが回転することにより運動する。
- ・ 直動型 (図 3.4 (c) 参照)  
ベースプレートに固定された直動型アクチュエータが直線運動することにより運動する。

他の 6 軸試験機を用いた脊椎の研究<sup>2,3)</sup>では、主に伸縮型を採用しているが、これは運動特性が悪く、中間リンクにアクチュエータを組み込むために、リンクの径を大きく取らざるを得ず、その結果機構干渉が発生しやすくなるため動作領域を確保することが困難である。また、回転型は、アクチュエータ側リンクに曲げトルクが発生する機構のため、高剛性でかつ高精度な機構を作ることが困難である。よって本研究では、高剛性でかつある程度の動作領域を確保できる直動型を採用することにした。



(a) 伸縮型



(b) 回転型



(c) 直動型

図 3.4 パラレルメカニズムの種類

### 3.1.3 制御手法

脊椎のメカニズムを解明するためには、任意の自由度を選択し、様々な条件下での力学的試験を行う必要があると考えられる。そのため、制御手法は、各軸ごとに位置と力を選択できるハイブリッド制御を採用し、力制御には、ダンピング制御法を用いた。また、試験を一定速度という条件下で行うために、指定方向のみ速度制御を用いた。

#### (i) ダンピング制御

ダンピング制御とは抗力に応じて物体の速度を修正する制御方法で次式によって表される。

$$V = V_d + BF \quad (1)$$

$V$  : ロボットハンドの速度

$V_d$  : ロボットハンドの目標速度

$B$  : アドミッタンス

$F$  : ロボットハンドに作用する抗力 (力覚センサに検出される力)

$V_d$  と  $B$  はロボットの動作前に設定しておく。今、 $V_d = 30$  [mm/s] と  $B = 1$  [mm/s/N] と設定した場合を考える。

ロボットハンドが外部の物体に接触していない場合、力覚センサに検出される力は  $F = 0$  [N] であり、 $F = 0$  を式 (1) に代入すると、ロボットハンドの速度は  $V = V_d$  ( $= 30$  [mm/s]) となり、ロボットハンドは  $V_d$  の初期設定値  $30$  [mm/s] で自由空間を動く (図 2.5 (a))。ロボットハンドが外部の物体に接触した場合、力覚センサに検出される力は  $F < 0$  となる。 $F$  の値が徐々に大きくなり、 $F = -30$  [N] となった場合を考える。 $F = -30$  [N] を式 (1) に代入すると、ロボットハンドの速度は  $V = 0$  [mm/s] となる。よって、ロボットハンドは外部環境に  $-30$  [N] の力を与えながら静止する (図 2.5 (b))。

このように  $V_d$  と  $B$  を指定することにより、マニピュレータが空間中を運動するときの最高速度と、外部の物体に接触したときの接触力を指定することができる。ただし式 (1) より、 $B$  の値が大きいときは、 $F$  の変化に対して  $V$  の変化が大きくなることがわかる。したがって、ロボットハンドが外部物体に接触したときに、 $F$  は短時間で目標値  $V_d/B$  に達するが、振動しやすくなる。逆に、 $B$  の値が小さいときは、 $F$  の変化に対して  $V$  の変化は小さくなる。したがってロボットハンドが外部の物体に接触したときに、振動しにくい  $F$  が目標値  $V_d/B$  に達するのに時間がかかる。



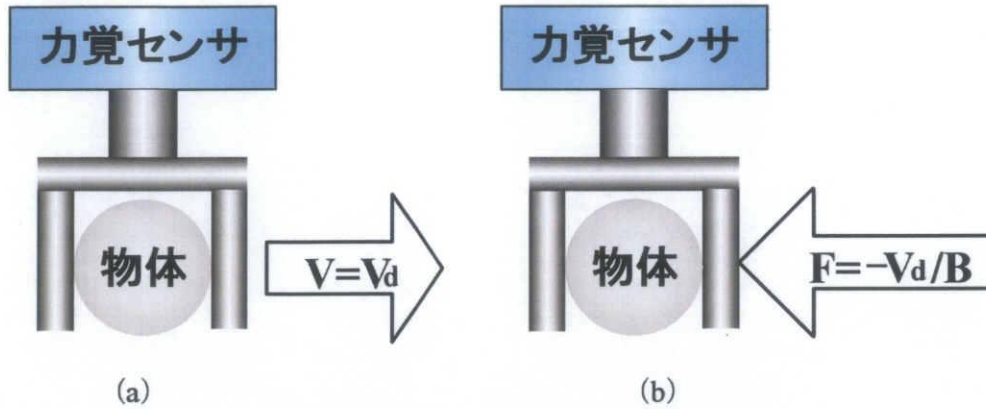


図 3.5 外部接触のない場合 (a) とある場合 (b)

## (ii) ハイブリッド制御

任意の自由度を選択可能にするために、ダンピング制御を多自由度系に拡張し、さらに Selection Matrix により位置/速度制御も可能なハイブリッド制御系とした。

パラレルメカニズムの各軸方向, 各軸回りの速度ベクトル  $V$  について次式のような制御系を考える。

$$\begin{bmatrix} V_x \\ V_y \\ V_z \\ R_x \\ R_y \\ R_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} V_{dx} \\ V_{dy} \\ V_{dz} \\ R_{dx} \\ R_{dy} \\ R_{dz} \end{bmatrix} + SB \begin{bmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \\ M_x \\ M_y \\ M_z \end{bmatrix} \quad B = \text{diag} \begin{bmatrix} B_{fx} \\ B_{fy} \\ B_{fz} \\ B_{mx} \\ B_{my} \\ B_{mz} \end{bmatrix} \quad S = \text{diag} \begin{bmatrix} S_{fx} \\ S_{fy} \\ S_{fz} \\ S_{mx} \\ S_{my} \\ S_{mz} \end{bmatrix}$$

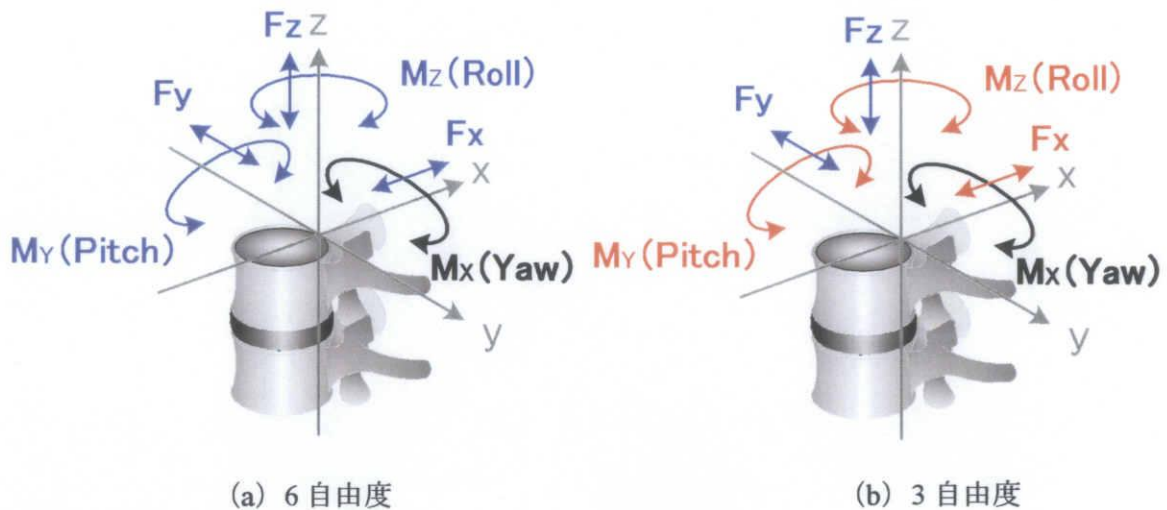
ここで,  $F_x, F_y, F_z$  はベース座標系の各軸方向の力を,  $M_x, M_y, M_z$  はベース座標系の各軸回りのモーメントを,  $V_x, V_y, V_z$  はハンドの各軸方向の速度指令値 (ベース座標系) を,  $R_x, R_y, R_z$  は各軸回りの速度指令値 (ベース座標系) を表す。

力制御を行う座標系を選択するために, Selection Matrix を導入した。S の各要素について対応する座標軸  $i$  が力制御を行う場合は  $S_i=1$ , それ以外の場合は  $S_i=0$  とする。なお, エンドエフェクタの姿勢を変えると, ハンド座標系とベース座標系の軸方向が異なる。力覚センサで検出した各軸方向の力, 各軸回りのモーメントはハンド座標系のものであるので, これらをベース座標系の各軸方向の力, 各軸回りのモーメントに変換して用いた。

以下にハイブリッド制御を用いて脊椎にモーメント負荷を与えた場合 (図 3.6) の例を述べる。

図 3.6 (a), (b) は, それぞれ 6, 3 自由度の条件下で x 軸回りのモーメント ( $M_x$ )

を負荷した例である。図 3.6 (a) は指定したモーメント ( $M_x$ ) 以外の力・モーメント ( $F_x, F_y, F_z, M_y, M_z$ ) を 0 とするように変位を許容し、脊椎に対して純粋なモーメントを負荷した状態のことを示している。また、図 3.6 (b) は  $y$  軸方向の力 ( $F_y$ ) と  $z$  軸方向の力 ( $F_z$ ) を 0 となるように変位を許容し、また、位置制御により  $x$  軸方向の変位と  $y$  軸回り、 $z$  軸回りの回旋を拘束することによって、脊椎に対して強制的な曲げを負荷した状態のことを示している。



—— 速度制御  
 —— 力制御  
 —— 位置制御

図 3.6 自由度

### 3.2 動画計測システム

本研究では多椎間脊椎の各椎間における変形挙動を詳細に調査するため、2次元動画計測システムを導入した。この2次元動画計測システムによる動画解析の手順を図3.7に示す。本項では、この動画計測システムの概要について記述する。

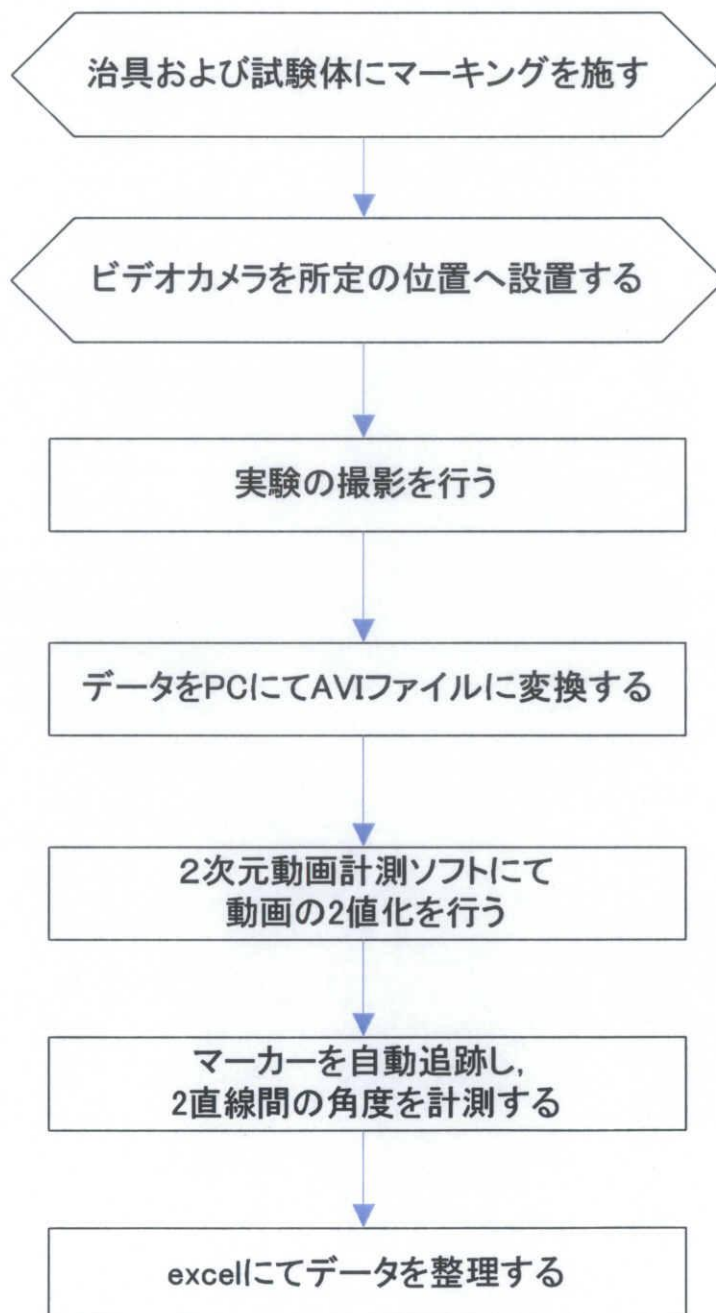


図3.7 2次元動画計測システムフローチャート

### 3.2.1 マーキング方法

動画解析を用いて各椎間の変形挙動を計測するために、図 3.8 に示すように治具に 4 ヶ所、試験体に 16 ヶ所の計 18 カ所に球体が先に付いたピンを用いてマーキングを施した。なお、後述する動画解析ソフトにて 2 値化を容易にし、計測精度の向上を図るためにピンの先の球体には反射テープを貼りつけた。

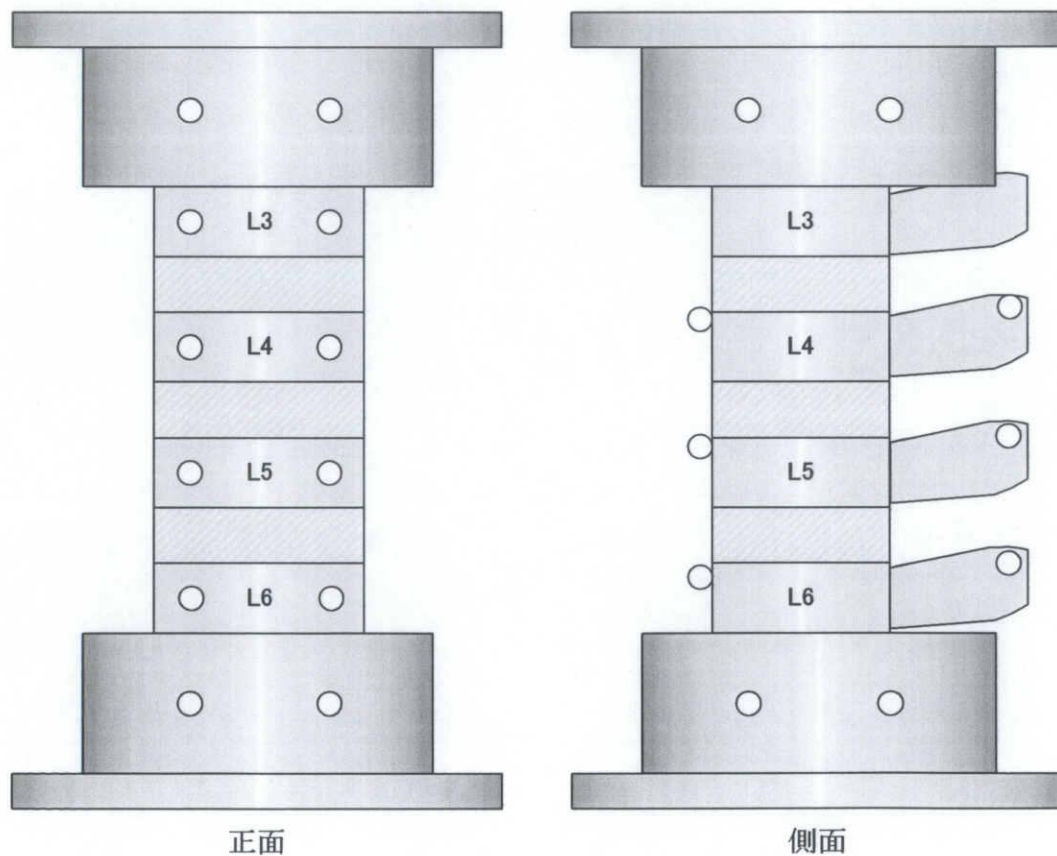


図 3.8 マーキング



### 3.2.2 動画撮影方法

動画撮影にはデジタルビデオカメラ（HDR-SR1, sony 製）を用い、記録方式 AVCHD（1080/60i）、有効画素数約 143 万画素にて撮影を行った。撮影方向は図 3.9 に示すように 6 軸材料試験機の正面より行い、動画解析ソフトにて 2 値化を容易にし、計測精度の向上を図るためデジタルビデオカメラのレンズ付近より明かりを照らし、他方向からの光を遮断した。また、出来るだけ試験体に近づいて撮影を行うことで動画解析ソフトによる自動追跡の精度が向上することから、デジタルビデオカメラは図 3.9 に示すように横方向に設置した。



図 3.9 動画撮影

### 3.2.3 2次元動画計測ソフト

2次元動画計測ソフトには Move-tr/2D 7.0 (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、追跡したいターゲットを無制限に指定して対象物を自動認識し、対象物の面積重心を計測しながら自動追跡を行うことが可能である。このソフトで計測できる画像フォーマットは、BMP, JPEG, TIFF, AVI, MPEG, VOB 形式となっており、本研究では撮影された動画を AVI 形式に変換し、解析を行った。また、動画解析は動画を 8 ビットのモノクロに変換して行い、256 段階の輝度に対してしきい値を設定し、マーカーを認識するために 2 値化を行った。

### 3.2.4 精度試験

本試験機の精度に対する信頼性を得る目的で、ウレタンゴム (図 3.10) を試験体とした予備実験を行った。実験は 6 軸材料試験機を用いて 3 自由度の条件下で角速度  $0.05[\text{deg/s}]$  にて回転角度  $-25[\text{deg.}]$ ~ $25[\text{deg.}]$  まで曲げ試験を行った。また、治具の上部、下部にそれぞれ 2 ヶ所の計 4 ヶ所へマーキングを施し、実験をデジタルハイビジョンカメラにて撮影を行い、手先部の回転角度を算出するために 2 次元動画計測ソフトを用いて解析を行った。これより得られた解析値と、6 軸材料試験機によって計測される回転角度を比較検討することで精度を確認した。

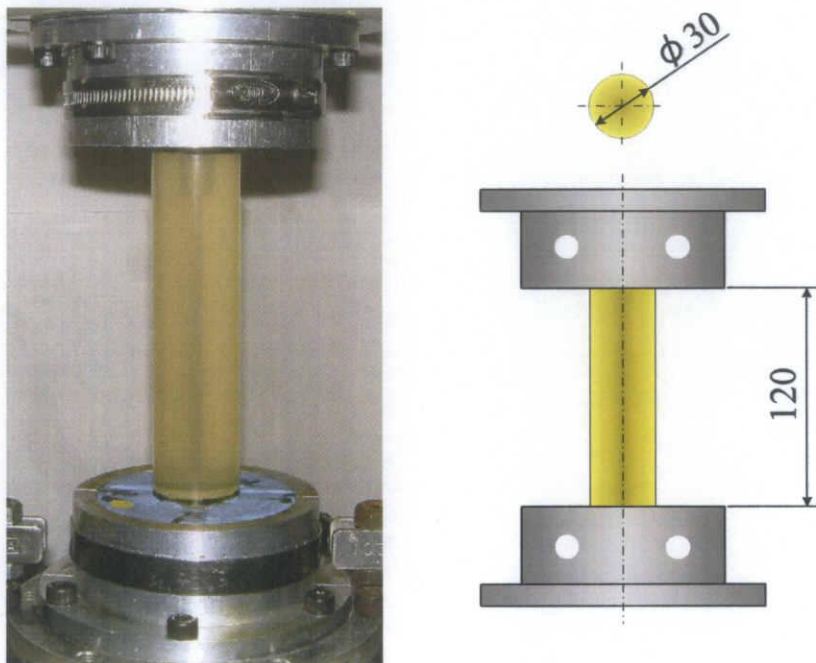


図 3.10 ウレタンゴム (ショア A70)

### 3.2.5 精度試験結果

図 3.11 に 6 軸材料試験機にて計測された回転角度と変形挙動システムにて解析して得られた回転角度を示す。グラフの横軸は時間[s]，縦軸は回転角度を示す。このグラフより 6 軸材料試験機によって計測された回転角度と変形挙動システムにて解析して得られた回転角度との差は僅かであり，差の平均値は 0.11[deg.]であった。この結果より，本研究で用いた 2 次元動画計測システムが多椎間脊椎の各椎間における変形挙動を解析する上で，十分な精度を持つことが確認された。

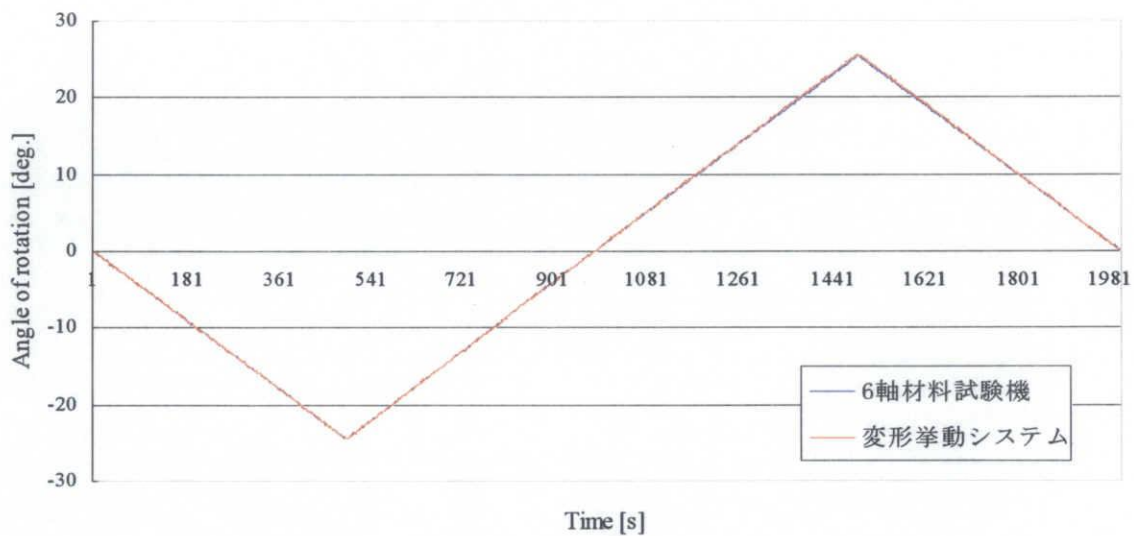


図 3.11 精度試験結果



## 4 章 実験概要

本研究では、6 軸材料試験機を用い、イノシシ屍体腰椎の多椎間脊椎（L3-L6）に対して、前後屈・左右側屈方向への曲げ試験を行い、その角椎体の変形挙動について調査した。本章では、用いた試験体および実験内容の詳細を紹介する。

### 4.1 試験体の概要

本研究において用いた試験体は、イノシシ屍体腰椎の多椎間脊椎（L3-L6）5 体である（図 4.1）。脊椎の安定要素である椎間板、椎間関節、棘間・棘上靱帯等の安定要素を全て残した状態を正常モデルとした。

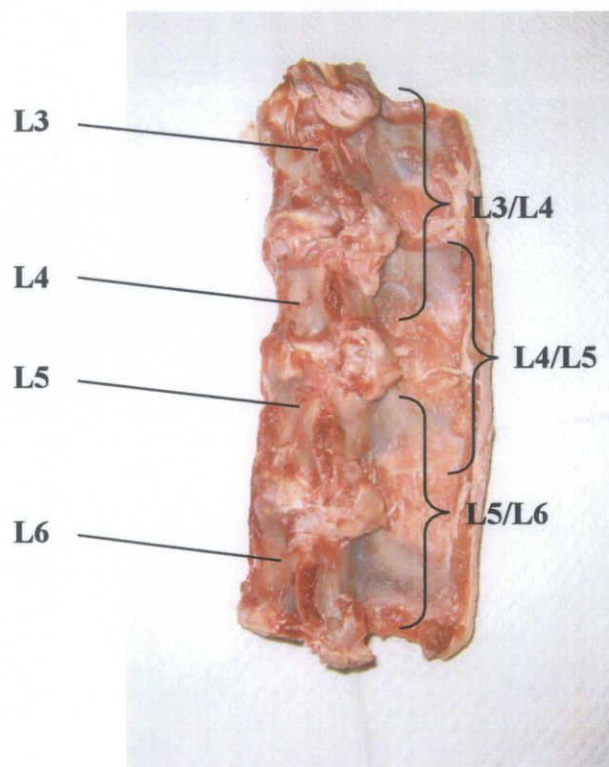


図 4.1 イノシシ屍体腰椎（L3-L6）

## 4.2 試験体の取り付け

本研究で用いた試験体はイノシシ屍体腰椎という生体材料であり、寸法や形状などに個体差があるため、その影響を可能な限り排除するために試験体の固定方法を次のように定めた。なお、多椎間脊椎では自然に湾曲していることから中間椎間である L3-L4 を基準とした。

- ・左右 (Y 軸) 方向：椎体の対称軸を治具の中心線と合わせる (図 4.2)。
- ・前後 (X 軸) 方向：椎弓部と棘突起部の境界を治具の中心線と合わせる (図 4.2)。  
目安として、椎間孔を中心線に合わせるようにする。
- ・Z 軸方向の平行：6 軸材料試験機にて治具の水平を得る。(図 4.3 (a), (b))

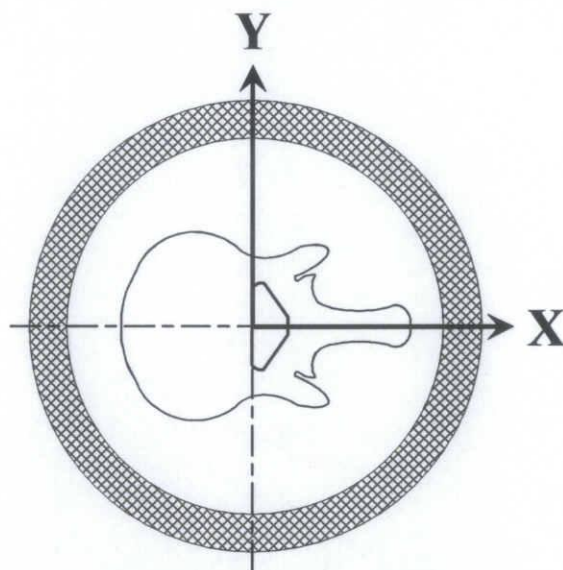


図 4.2 試験体の取り付け (断面図)

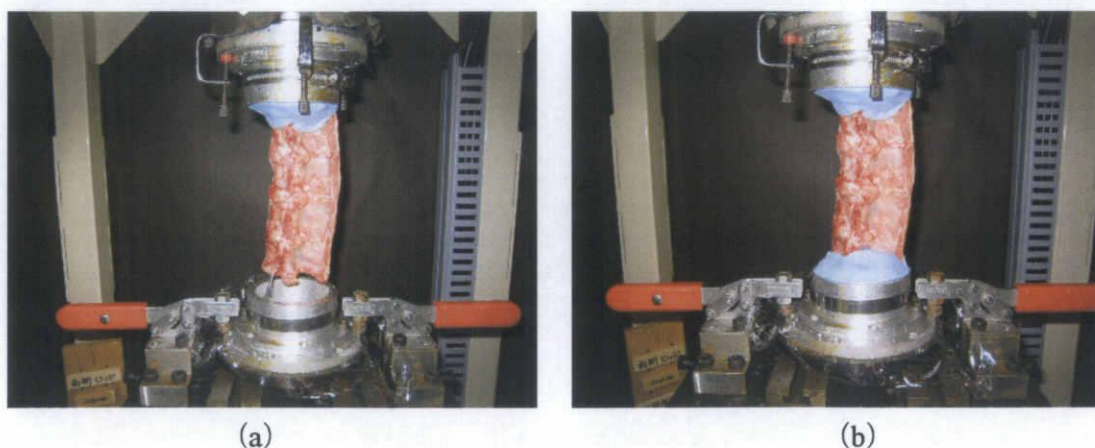


図 4.3 試験体の取り付け

### 4.3 座標軸の規定

本研究における座標軸は図 4.4 のようにとり、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 軸回りの回転は脊椎から見て左右側屈方向に曲げる運動となり、Y 軸回りの回転は脊椎から見て前後屈方向に曲げる運動となる。また各軸における正負は、図 4.4 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、脊椎の左側屈方向への角度を示し、Y 軸回りの負の角度 (Pitch, 負) は、脊椎の前屈方向への角度を示している。

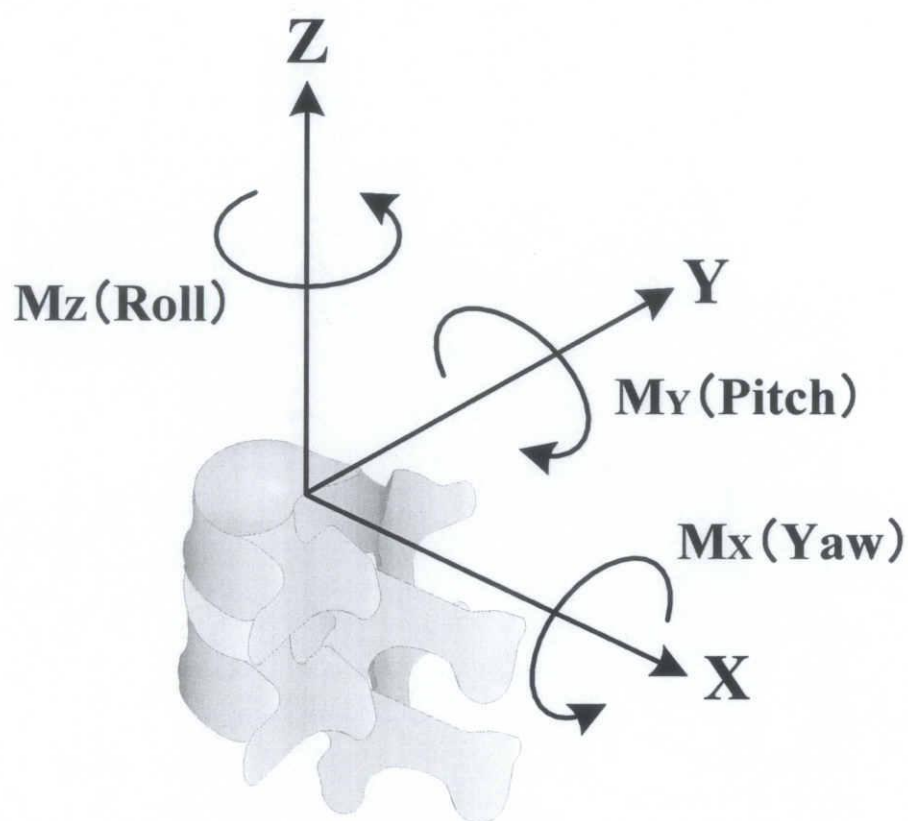


図 4.4 試験体に対する座標軸

## 4.4 実験準備

### 4.4.1 試験体の固定

- (1) -30℃で冷凍保存しておいたイノシシ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、L3 から L6 の多椎間腰椎を切り取る (図 4.5).
- (2) 試験体と樹脂のすべりやずれを防止する目的で、上下椎体部分である L3 および L6 の椎体へネジを挿入する (図 4.6).
- (3) 治具に固定用樹脂を流し込み、上下椎体部分である L3 および L6 の椎体を固定、室温にて樹脂を固化させる (図 4.7).
- (4) 試験体を試験機に取り付ける (図 4.8).

### 4.4.2 マーキング

4 章にて述べたとおり、動画解析を用いて各椎間の変形挙動を計測するために、試験体に 16 ヶ所 (図 3.8 参照) に球体が先に付いたピンを用いてマーキングを施した。

### 4.4.3 初期位置の決定

本研究では、脊椎の無負荷時における姿勢を初期姿勢と定義し、その際のヘッドの位置 (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、個体差等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、脊椎には治具の重みや自重等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、腰椎に対して全軸無負荷の状態を再現した。この操作は、すべての試験体に対して同様に行った。



図 4.5 多椎間脊椎 (L3-L6)



図 4.6 固定用ネジ挿入後





図 4.7 固定用樹脂固化後



図 4.8 試験機取り付け後

#### 4.5 実験内容

本研究は、正常、および損傷、Spinal instrumentation を用いて固定術を行った場合をモデル化したイノシシ屍体多椎間腰椎（L3～L6）5 体に対して、前後屈・左右側屈方向への曲げトルクを連続的に加え、それぞれの負荷に対する腰椎の変形挙動、およびその ROM を調査したものである。以下にその詳細を述べる。

##### 4.5.1 試験モデル

本研究では、脊椎の安定要素である椎間板や関節等を全て残した状態のものを正常モデルとした。損傷モデルは、中間椎間である L3/L4 へ椎間板の前方・中央・後方の 3 ヶ所に側方から 3mm のドリルで穴を作成し、棘間・棘上靭帯にはさみで切り込みを入れ、両側の椎間関節を全切除したものとした。固定モデルは損傷椎間である L3/L4 へ Spinal instrumentation（pedicle screw system）を用いたものとした。

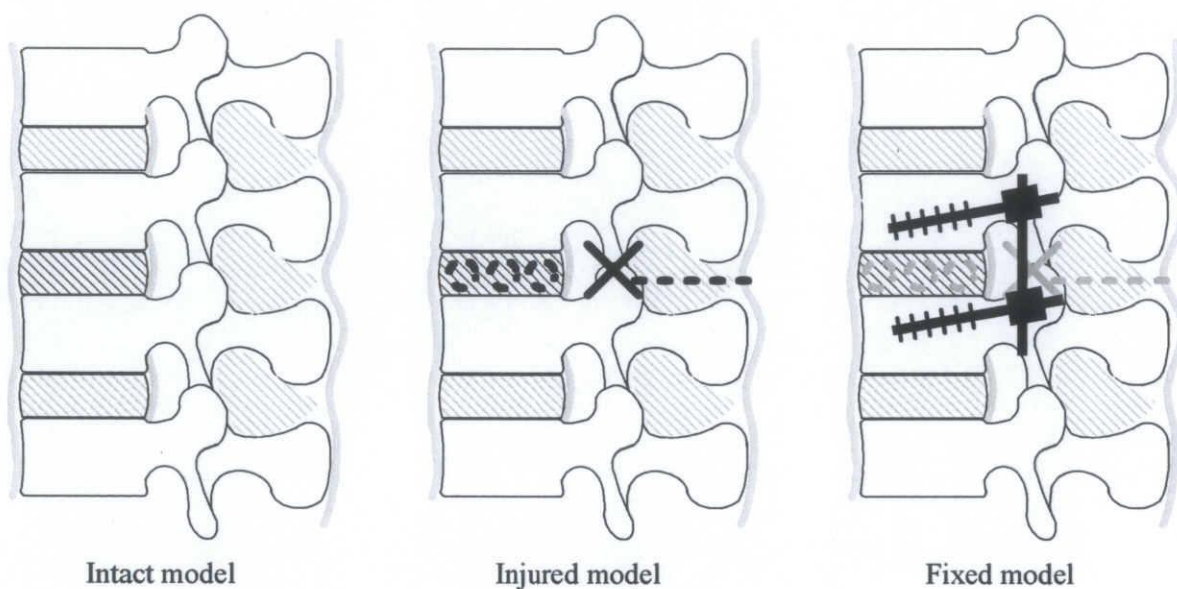


図 4.9 試験モデル



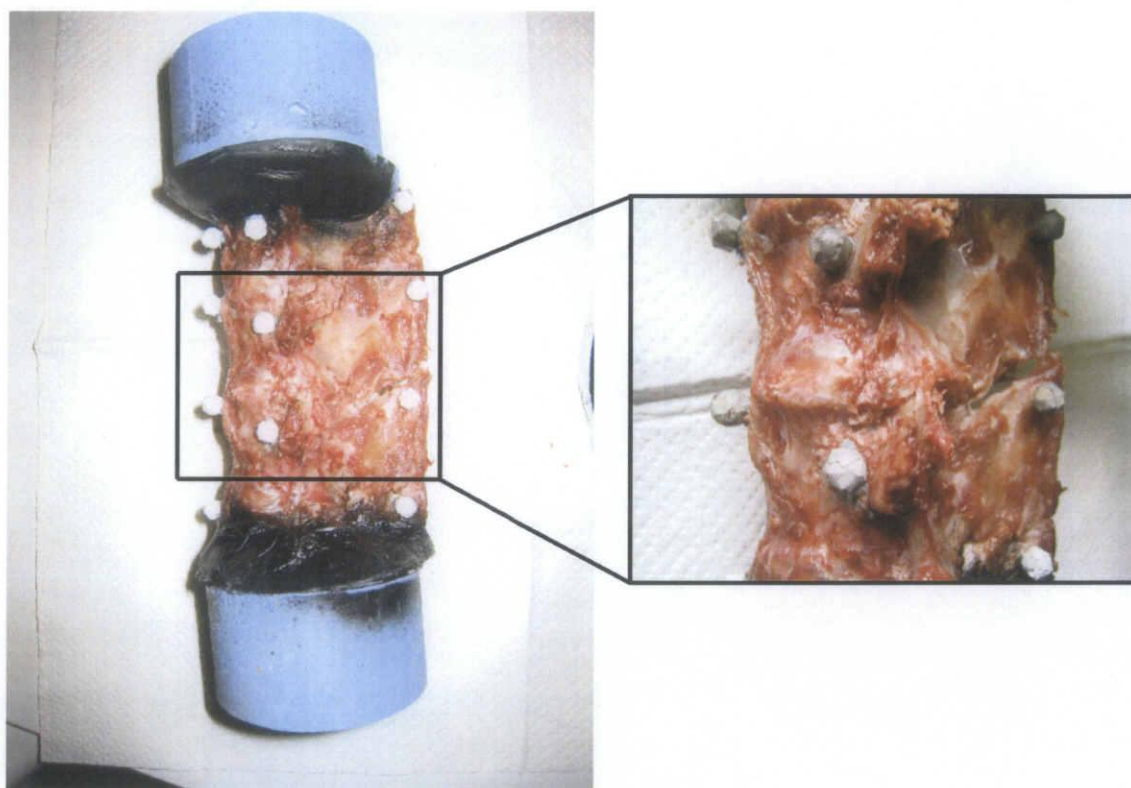


図 4.10 損傷モデル

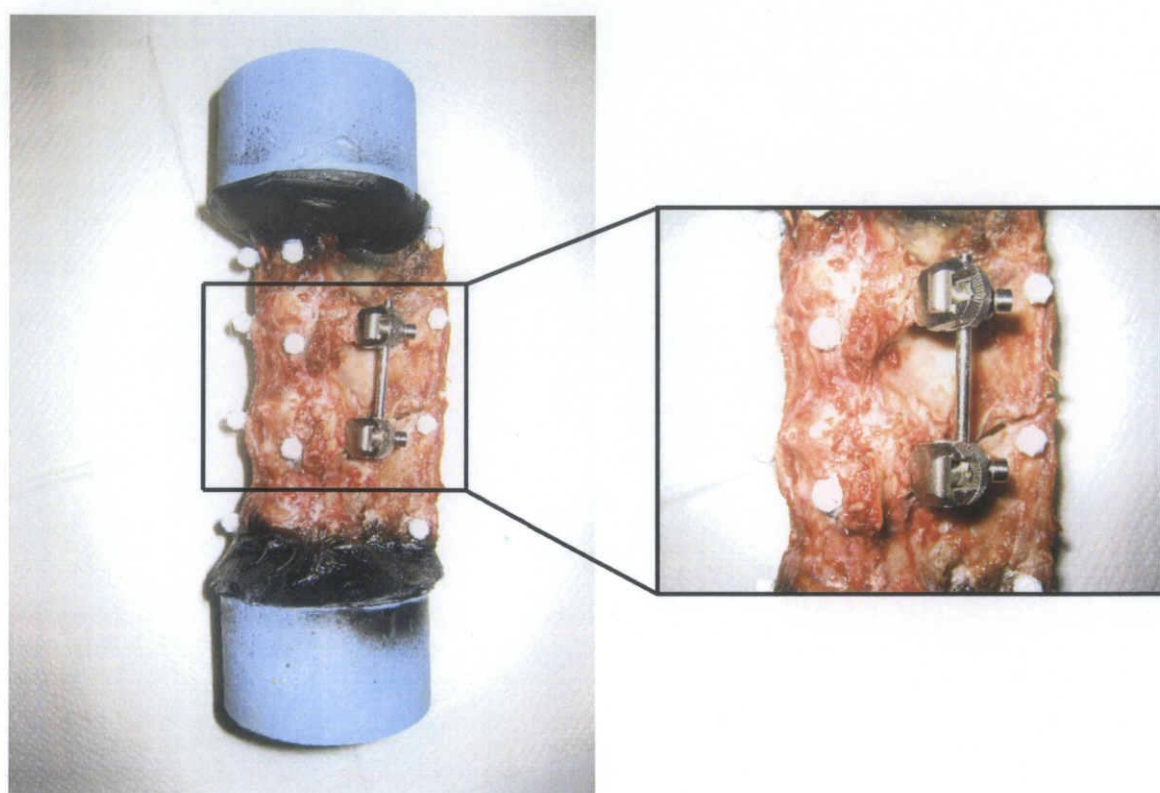


図 4.11 固定モデル

## 4.5.2 実験方法

試験方法としては、まず正常モデルに対して、3 自由度の条件下で図 4.12 に示す前後屈（①－②）方向および左右側屈（③－④）方向へ角速度  $0.05[\text{deg./s}]$  で  $2[\text{Nm}]$  までのトルクを負荷し、発生した最大曲げ角を測定した。続いて損傷・固定モデルに対して  $2[\text{Nm}]$  のトルクを負荷した試験（以下、トルク試験）、および損傷・固定モデルに対して正常モデルにおける最大曲げ角までの角変位を与えた試験（以下、角変位試験）を行った。各試験を行った際の全椎間の変位/角変位、各軸に発生する力/トルクを計測し、サンプリング周期  $1[\text{Hz}]$  にてコンピュータに記録した。

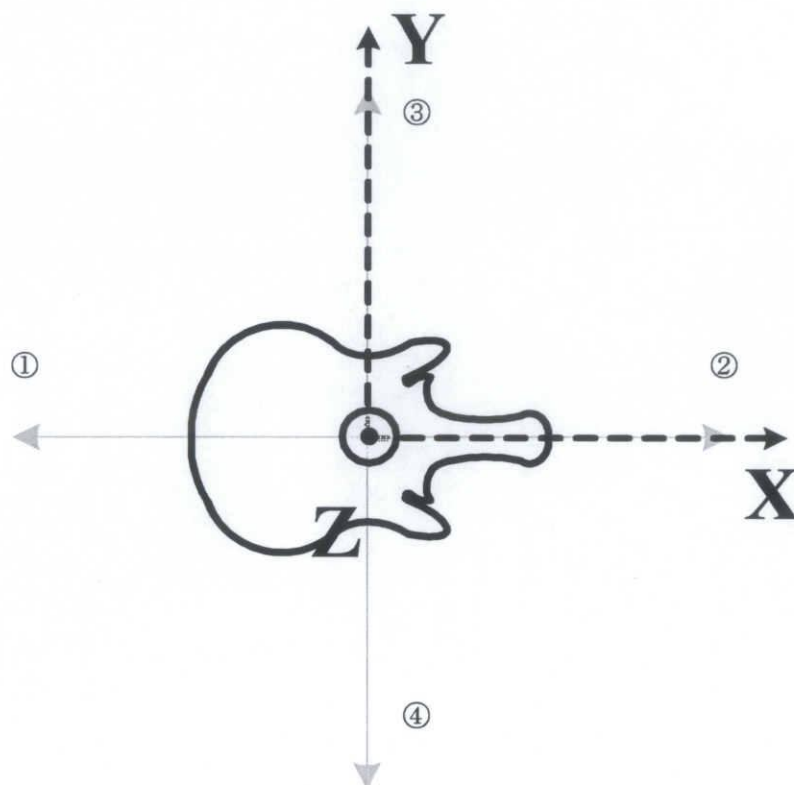


図 4.12 曲げ試験の方向（上方断面図）

#### 4.5.3 ROM, ROM 変化率および最大トルクの規定

多椎間脊椎の各椎間における変形挙動の評価を行うため, 実験より得られたトルク—角変位曲線より, 椎間可動域 (ROM) および最大トルクを図 4.13 に示すように定義して評価した. さらに, 正常モデルにおける ROM を基準として, 各モデルにおける ROM の変化率 (以下, ROM 変化率) を算出し, 正常モデルに対して ROM が増加した場合は正で, 減少した場合は負の値で示した.

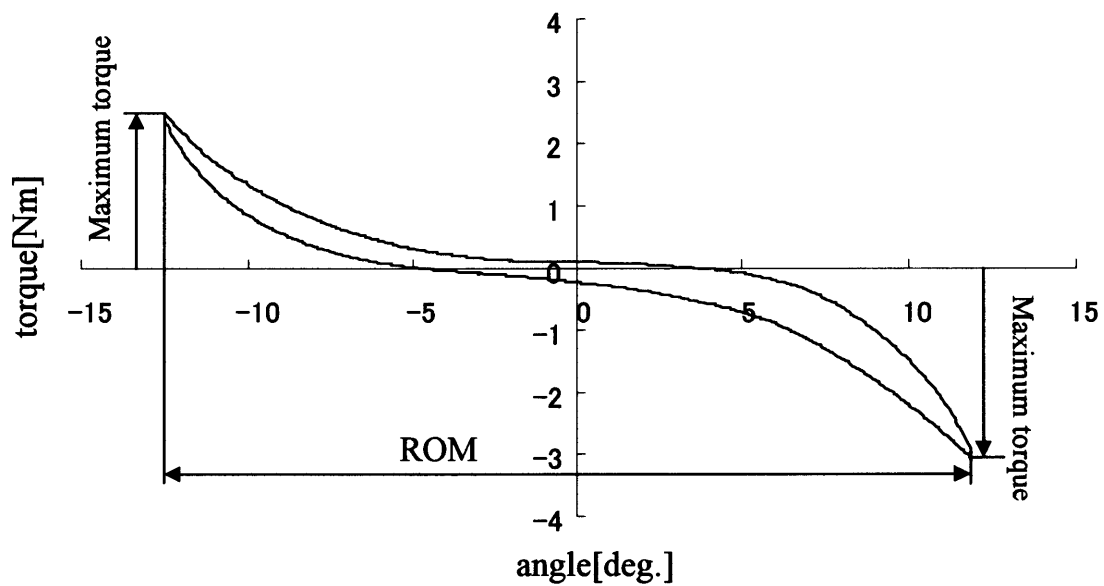


図 4.13 ROM および最大トルクの規定

## 5 章 実験結果と考察

本章では、4 章で説明した実験方法によって得られたデータに対する解析結果、およびその考察を述べる。

### 5.1 多椎間脊椎における変形挙動

#### 5.1.1 曲げトルクに対する回転角度

図5.1は、今回の試験条件にて得られた多椎間脊椎のトルク－回転角度関係の曲線である。黒色が1回目、青色が2回目、赤色が3回目のトルク負荷における結果を示している。なお、グラフは5体中1体の代表例（正常モデル・前後屈時の結果）であるが、他の試験体においても同様の傾向がみられた。

グラフより、負荷時と除荷時において、両者の曲線が異なった経路を辿っていることが確認できる。これは、粘弾性特有のHysteresisによる結果であると考えられた。また、1～3回目の結果を比較すると、それぞれにほとんど差意はみられず、繰返し負荷に伴う回転角度の増加もみられなかった。

粘弾性を有する物体に対して力学的試験を行う際、粘弾性特有の効果を損なわないためには、試験の速度・回数選択が重要となる。特に、試験速度が高速である場合、粘弾性による効果が発現されない可能性も高い。また、比較的低速であっても、負荷－除荷を繰り返すとCreepによって変位が増加する、いわゆる“なじみ”に相当する変化が生じることがある。これは、回数を重ねる毎にその変化も小さくなり、やがて一定値（最大変位）に達するが、より少ない回数で最大変位に達するためには、十分に遅い速度で試験することが望ましいと考えられる。以上のことから、今回選択した試験速度（0.05 [deg./s]）がイノシシ多椎間脊椎の力学的試験を行う上で、適した速度であるということが確認された。

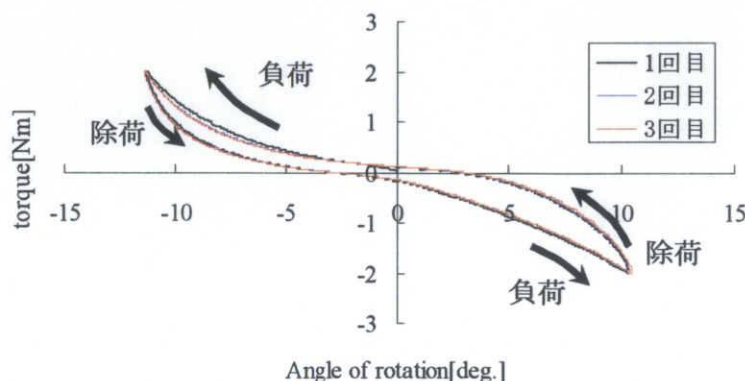


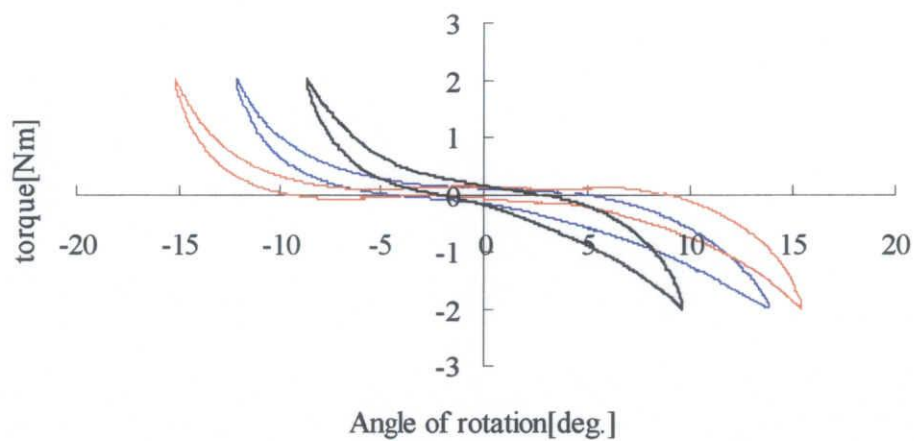
図 5.1 曲げトルクに対する回転角度

### 5.1.2 各モデルの曲げトルクに対する回転角度

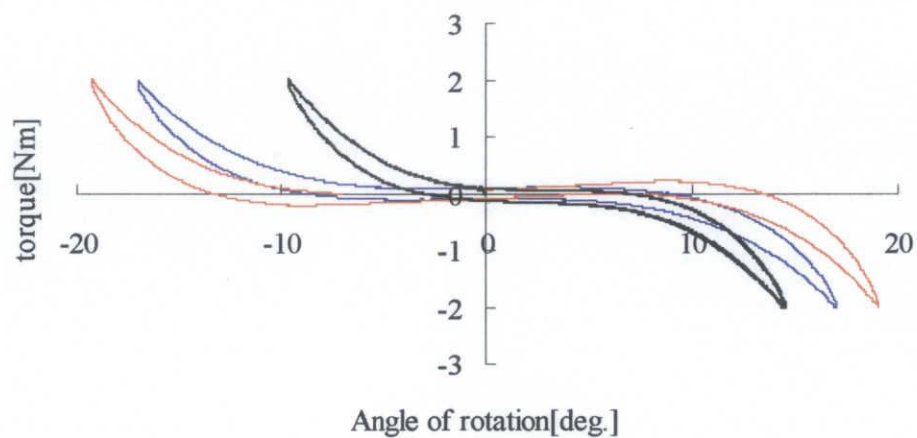
図5.2 (a) (b) は、各モデルにおけるトルク－回転角度関係の曲線を前後屈・左右側屈方向（図4.12参照）についてまとめたグラフである。損傷の度合いをそれぞれの色によって表しており、青色が正常モデル、赤色が損傷モデル、黒色が固定モデルを示す。なお、グラフは5体中1体の3回目のトルク負荷における結果を採用しており、他の試験体においてもほぼ同様の傾向がみられた。

このグラフより、正常モデルの前後屈における ROM は約  $25^{\circ}$ 、左右側屈における ROM は約  $35^{\circ}$  であることが確認され、前後屈に比べ、左右側屈のほうが大きいことが認められた。また、損傷モデルの前後屈における ROM は約  $30^{\circ}$ 、左右側屈における ROM は約  $40^{\circ}$  であり、前後屈・左右側屈、共に同程度の ROM 増大が認められた。よって、本研究で作成した損傷モデルは正常モデルに比べて全方向に同程度の ROM 増大が発生することが認められた。また、固定モデルの前後屈における ROM は約  $20^{\circ}$ 、左右側屈における ROM は約  $25^{\circ}$  であることが確認され、本研究で用いた spinal instrumentation (pedicle screw system) は全方向に対して正常モデルより ROM が減少していることから過度の固定性を有すると示唆された。





(a) 前後屈



(b) 左右側屈

— 正常 — 損傷 — 固定

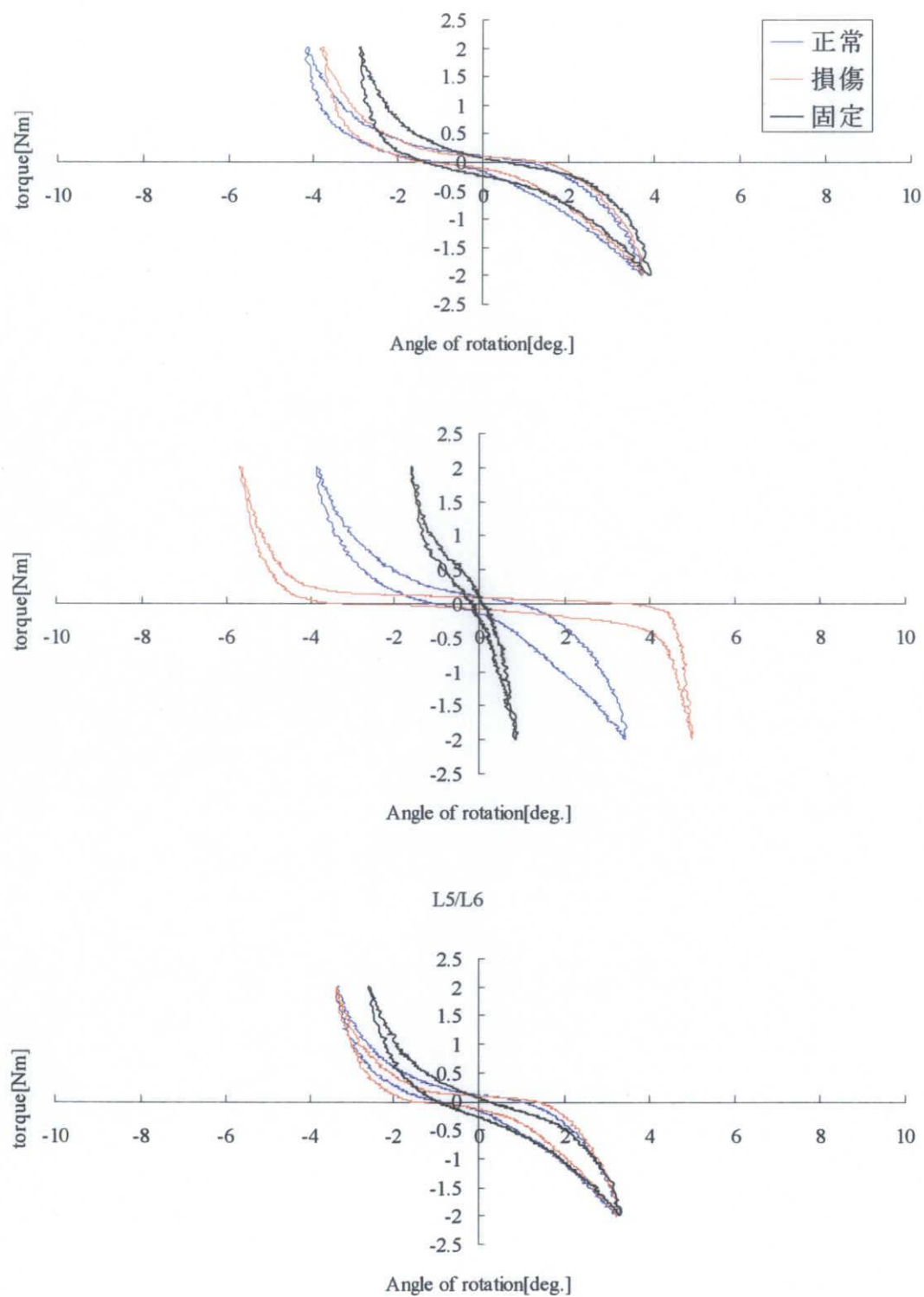
図 5.2 各モデルにおけるトルク－回転角度

## 5.2 各椎間の変形挙動

### 5.2.1 曲げトルクに対する回転角度

生体内では脊椎に対して常に一定のトルクが負荷されているわけではないので、トルクを規定するより角変位を規定した実験が、より臨床に則していると考え、トルク試験に加えて角変位試験を行い、多椎間脊椎（L3-L6）における各椎間の変形挙動を調査した。図 5.3 (a) (b) はトルク試験および角変位試験によって得られた各椎間のトルク－回転角度関係の曲線である。作製した各モデルをそれぞれの色によって表しており、青色が正常モデル、赤色が損傷モデル、黒色が固定モデルを示す。なお、グラフは 5 体中 1 体の代表例（前後屈時の結果）であるが、他の試験体においても同様の傾向がみられた。このグラフより、トルク試験および角変位試験の両試験において全ての椎間で粘弾性による Hysteresis が確認できる。また、図 5.4 は図 5.3 の正常モデルのトルク－回転角度関係の曲線のみを取り出し、重ね合わせたグラフである。各椎間をそれぞれの色で表しており、青色が上位椎間である L3/L4、赤色が中間椎間である L4/L5、黒色が下位椎間である L5/L6 を示す。このグラフより、正常モデルにおける変形挙動は各椎間にて大きな差異は見られないことが認められた。

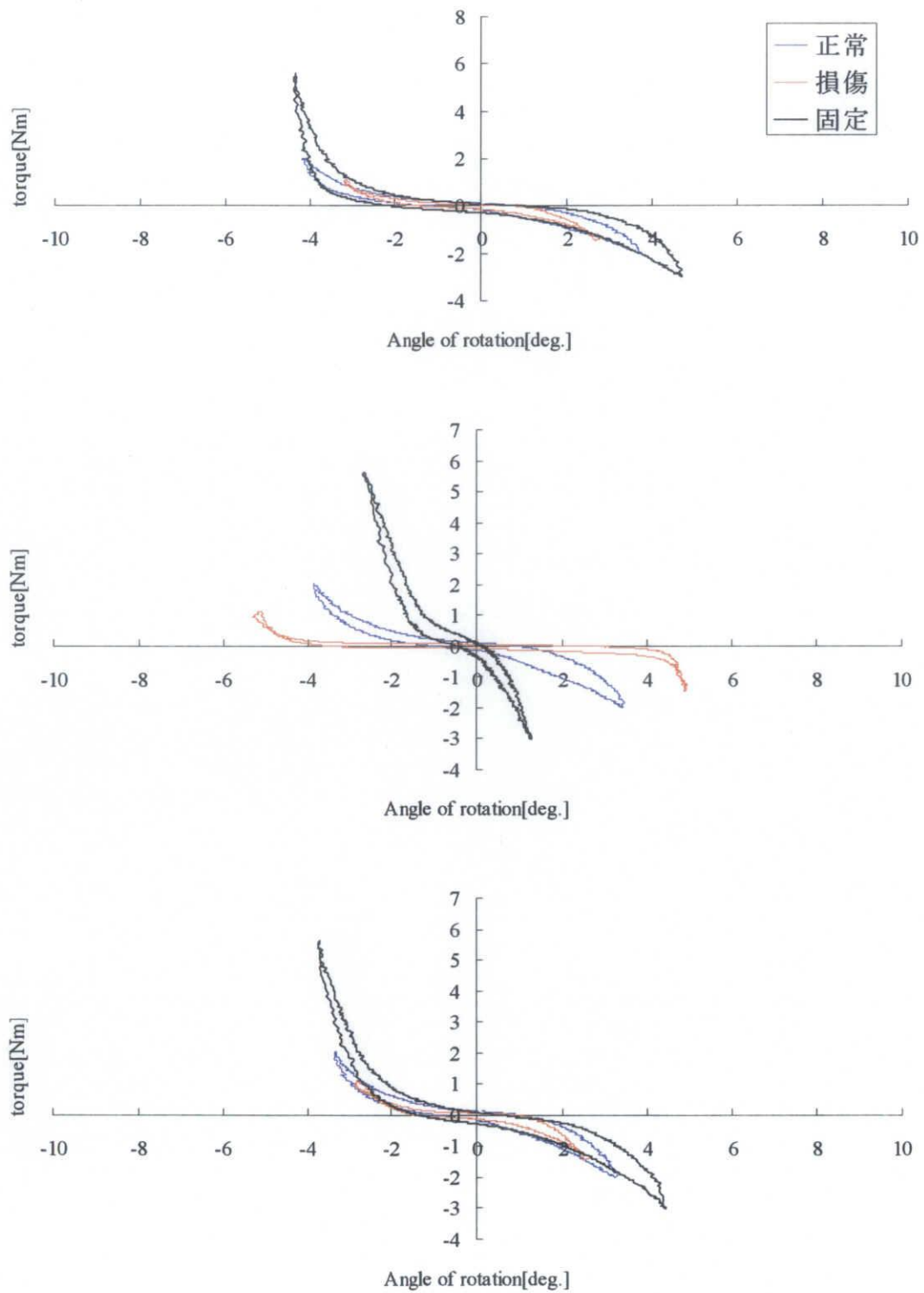
これらより、脊椎が曲げに対して、どの椎間においても一様に粘弾性を有しており、各椎間における変形挙動はほぼ同等であることが認められた。鑑ら<sup>15)</sup>はこれまでの生体力学的研究で、腰椎の各レベル間に大きな運動性の相異はないとしており、今回の試験結果と一致する。以上より、本研究で用いた動画計測システムは各椎間の変形挙動解析を行う上で、適したシステムであることが確認された。



(a) トルク試験

図 5.3 各椎間のトルク－回転角度関係





(b) 角変位試験

図 5.3 各椎間のトルク-回転角度関係

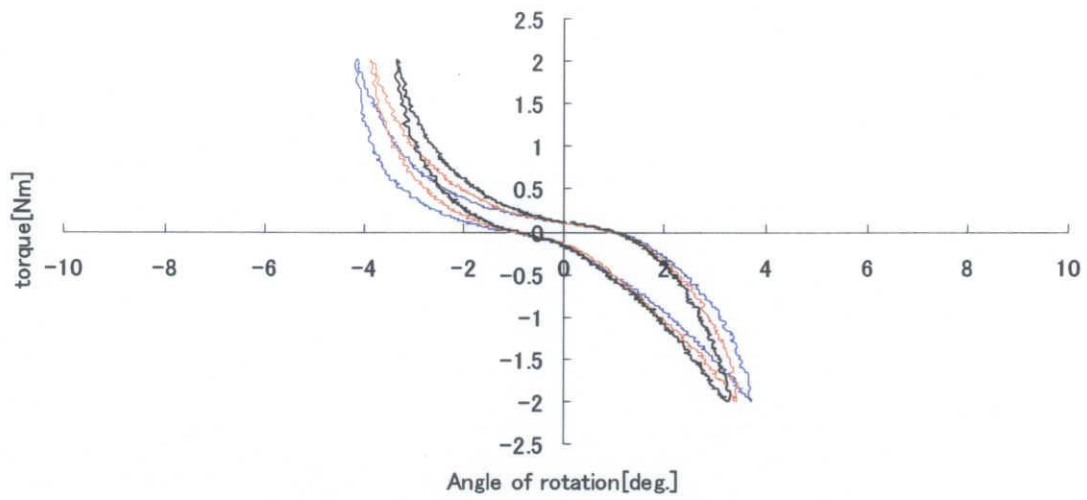


図 5.4 正常モデルのトルク－回転角度関係

### 5.2.2 各椎間の ROM および ROM 変化率

図 5.5 (a) ～ (d) にトルク試験および角変位試験によって得られた各椎間における ROM を示す。横軸の 1 は正常モデル, 2 は損傷モデル, 3 は固定モデルを示しており, 縦軸は ROM[deg.]を示す。また, 図 5.6 (a) ～ (d) にトルク試験および角変位試験によって得られた各椎間における ROM 変化率 (4 章参照) を示す。横軸の 1 は正常モデル, 2 は損傷モデル, 3 は固定モデルを示しており, 縦軸は ROM 変化率[%]を示している。なお, 両グラフともに値は 5 体の平均値であり, エラーバーは標準偏差を示す。

これらのグラフより, 前後屈, 左右側屈のトルク試験において損傷椎間, 固定椎間である L4/L5 では, 正常モデルと比べて損傷モデルで約 60% の ROM 増加, 固定モデルで約 70% の ROM 減少が認められた。また, 上位隣接椎間である L3/L4 および下位隣接椎間である L5/L6 では, 損傷モデル, 固定モデルの ROM は正常モデルとほぼ同じであった。また, 前後屈, 左右側屈の角変位試験において, 損傷椎間, 固定椎間である L4/L5 では, 正常モデルと比べて損傷モデルで約 40% の ROM 増加, 固定モデルで約 40～60% の ROM 減少がみられた。また, 上位隣接椎間である L3/L4 および下位隣接椎間である L5/L6 では, 正常モデルと比べて損傷モデルで約 20% の ROM 減少, 固定モデルで約 20～30% の ROM の増加が認められた。

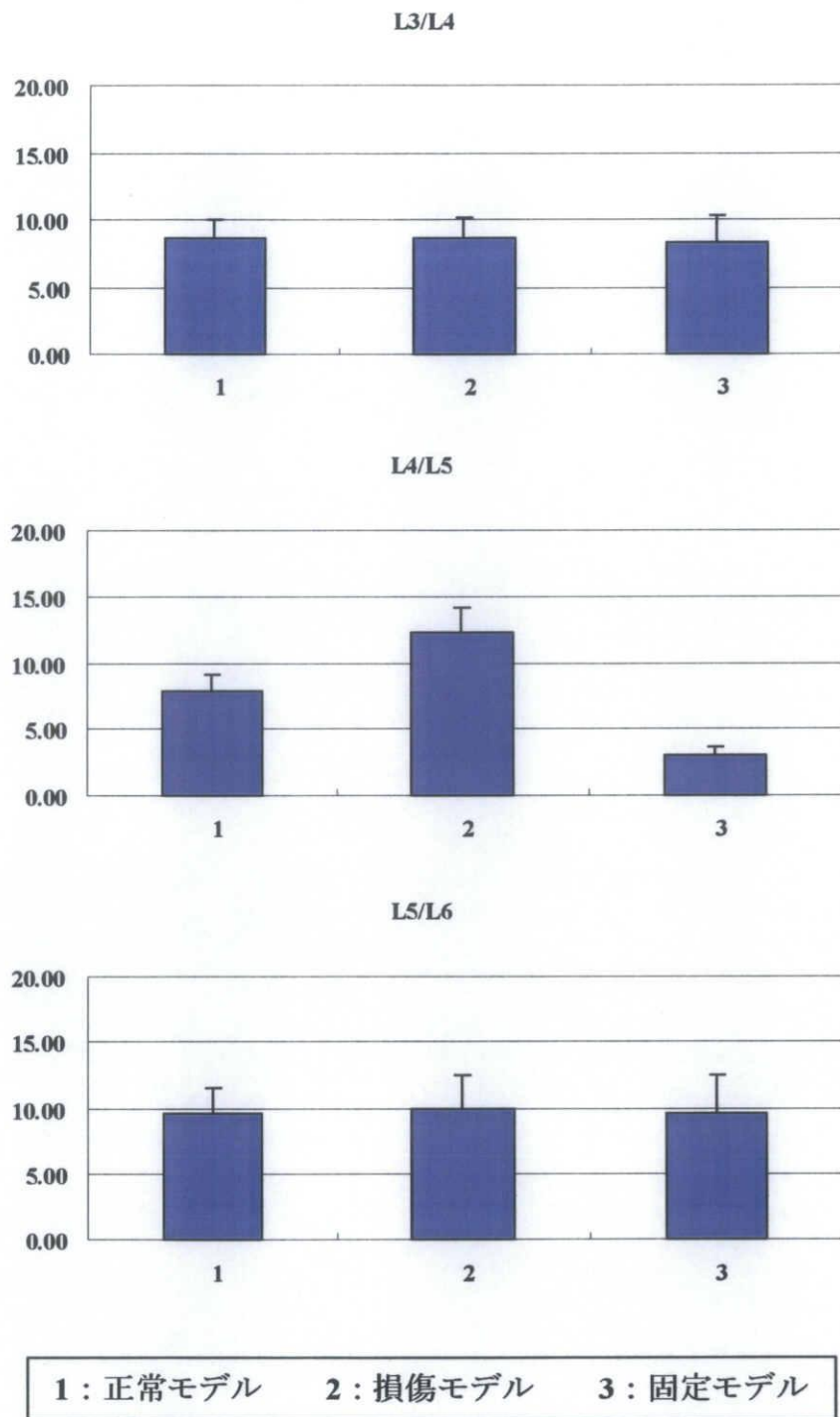
以上より, トルク試験における損傷・固定隣接椎間である L4/L5 では, 前後屈・左右側屈とも正常モデルに比べ, 損傷モデルでは大幅に増大すること, 固定モデルでは大幅に減少することが確認された。この傾向は, 我々が過去にヒト屍体腰椎の FSU を用いて純トルクを負荷した実験<sup>31)</sup>, の結果と一致する。しかしながら, トルク試験における上位および下位隣接椎間である L3/L4, L5/L6 の ROM は正常・損傷・固定モデルの各モデル間で差異が認められなかった。この結果は, 須藤ら<sup>32)</sup>が仔牛屍体の多椎間腰仙椎 (L2-S1) を用いて前後屈方向への純トルクを負荷した実験結果と一致する。この結果の要因はトルクが損傷・固定モデルでも正常モデルと同様に各椎間に一様に与えられるため, 各モデルでの変形挙動が一定となることによると考えられた。一方, 角変位試験においては, 前後屈・左右側屈ともに上位および下位隣接椎間である L3/L4, L5/L6 の ROM は正常モデルに比べ, 固定モデルでトルク試験に比べてかなり増大した。この結果は, 固定モデルでは損傷・固定隣接椎間である L4/L5 の ROM が減少したことにより, 正常モデルにおける最大曲げ角まで達するために上位および下位隣接椎間である L3/L4, L5/L6 の ROM の増大がみられたことによると考えられた。

### 5.2.3 角変位試験における最大発生トルク

図 5.7 に角変位試験において各モデルにて発生した最大トルクを示す。縦軸の 1 は正常モデル、2 は損傷モデル、3 は固定モデルを示しており、横軸が発生トルク [Nm] を示している。また、各モデルの棒グラフは上から順に前屈、後屈、右側屈、左側屈の順で示されている。なお、このグラフの値は 5 体の平均値であり、エラーバーは標準偏差を示す。

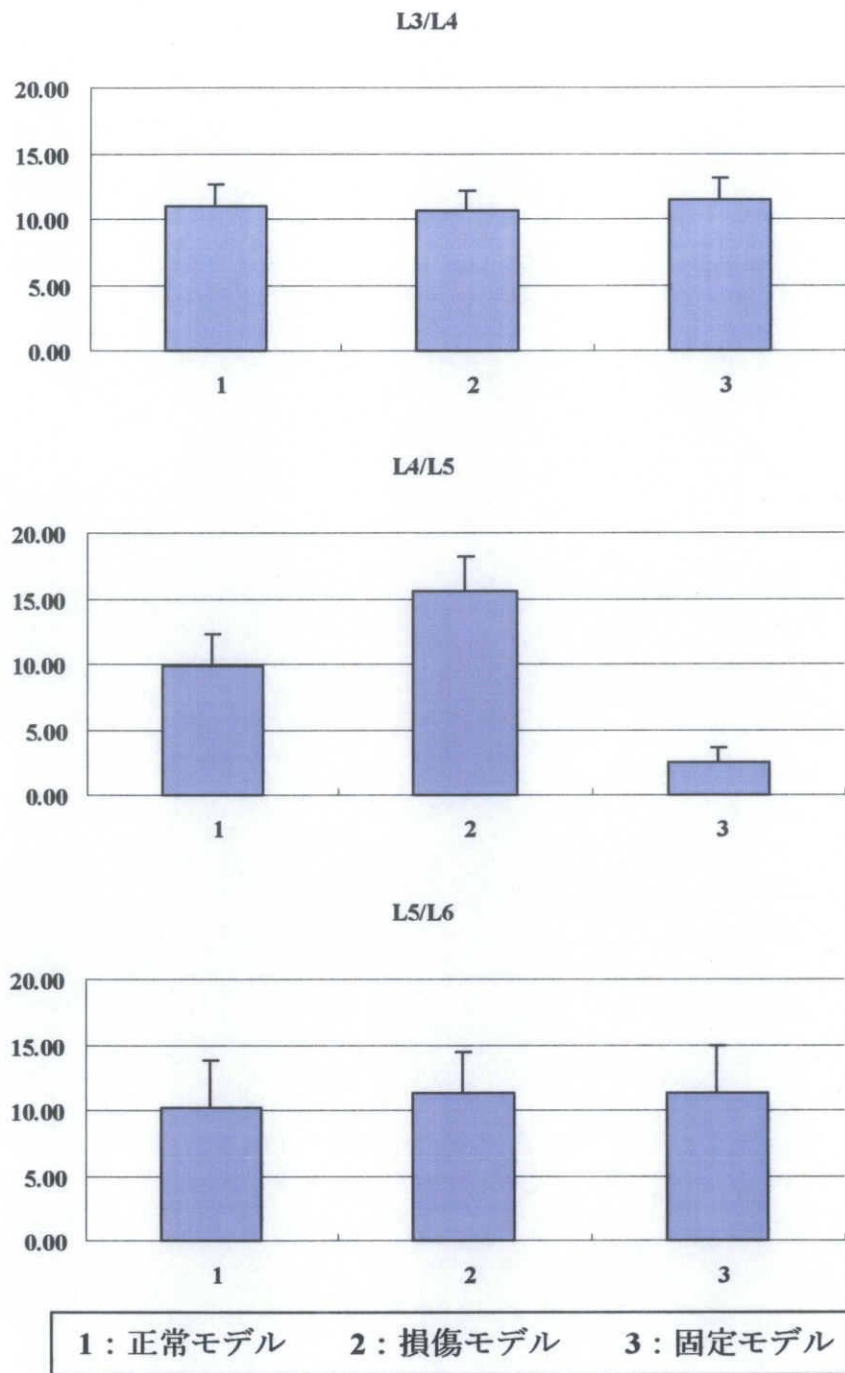
このグラフより、最大トルクは前屈時において損傷モデルでは 0.94[Nm]、固定モデルでは 4.10[Nm]で、後屈時では損傷モデルでは 1.41[Nm]、固定モデルでは 3.01[Nm]であった。また、左側屈時においては損傷モデルでは 1.16[Nm]、固定モデルでは 2.82[Nm]で、右側屈時では損傷モデルでは 0.93[Nm]、固定モデルでは 3.44[Nm]であった。

以上より、前後屈・左右側屈ともに最大トルクは、損傷モデルで約 1[Nm]と正常モデルと比べて約半分、固定モデルでは約 3~4[Nm]と正常モデルと比べて 1.5~2.0 倍の値であった。これより、脊椎固定術後の隣接椎間障害は、spinal instrumentation の過度な固定によって失われた可動域を隣接椎間の動きによって補おうとするため、大きなトルクがその隣接椎間に負荷されて、隣接椎間の椎間板変性やすべりが進行して生じるのではないかと思われた。



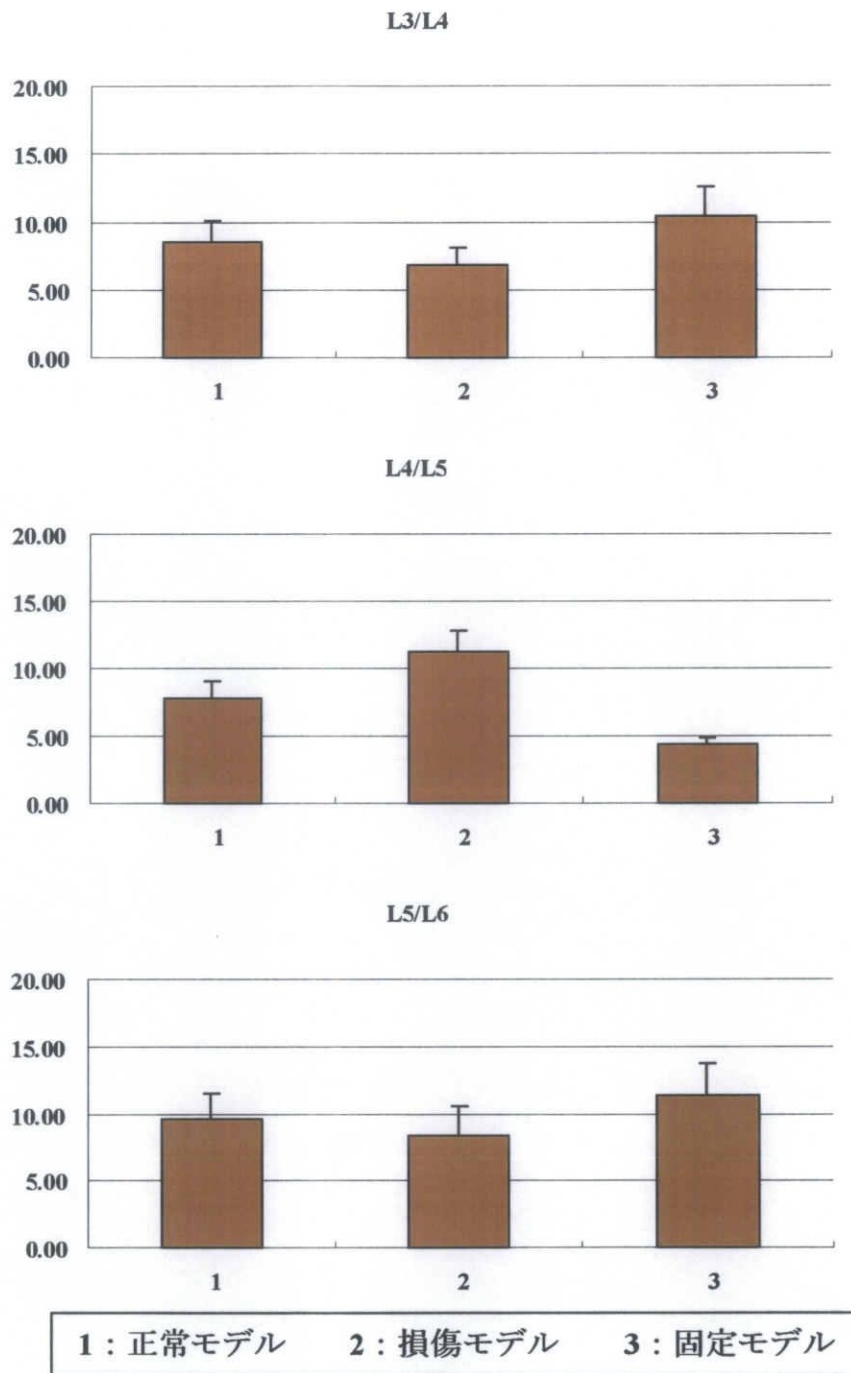
(a) トルク試験 前後屈における結果

図 5.5 各椎間における ROM



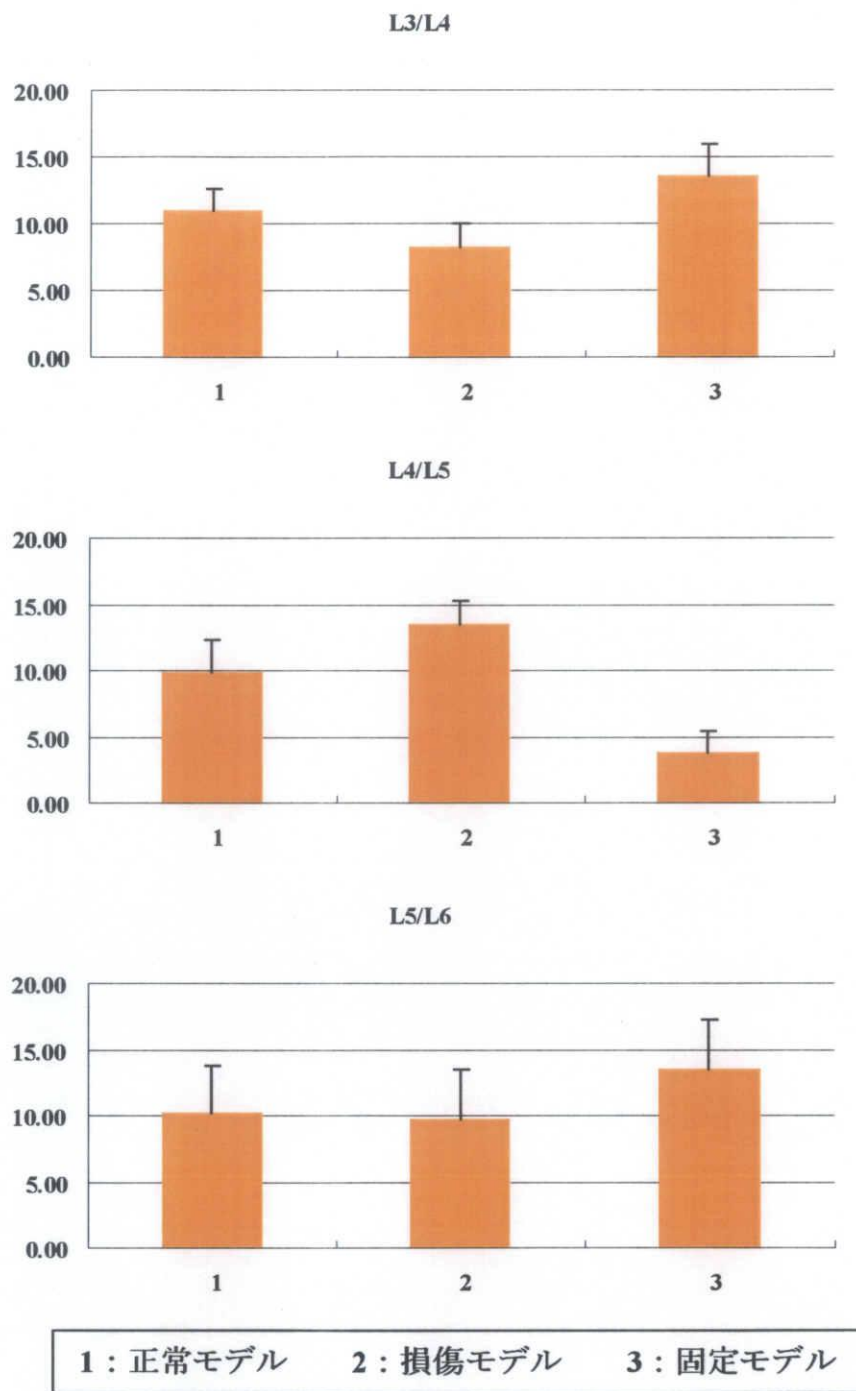
(b) トルク試験 左右側屈における結果

図 5.5 各椎間における ROM



(c) 角変位試験 前後屈における結果

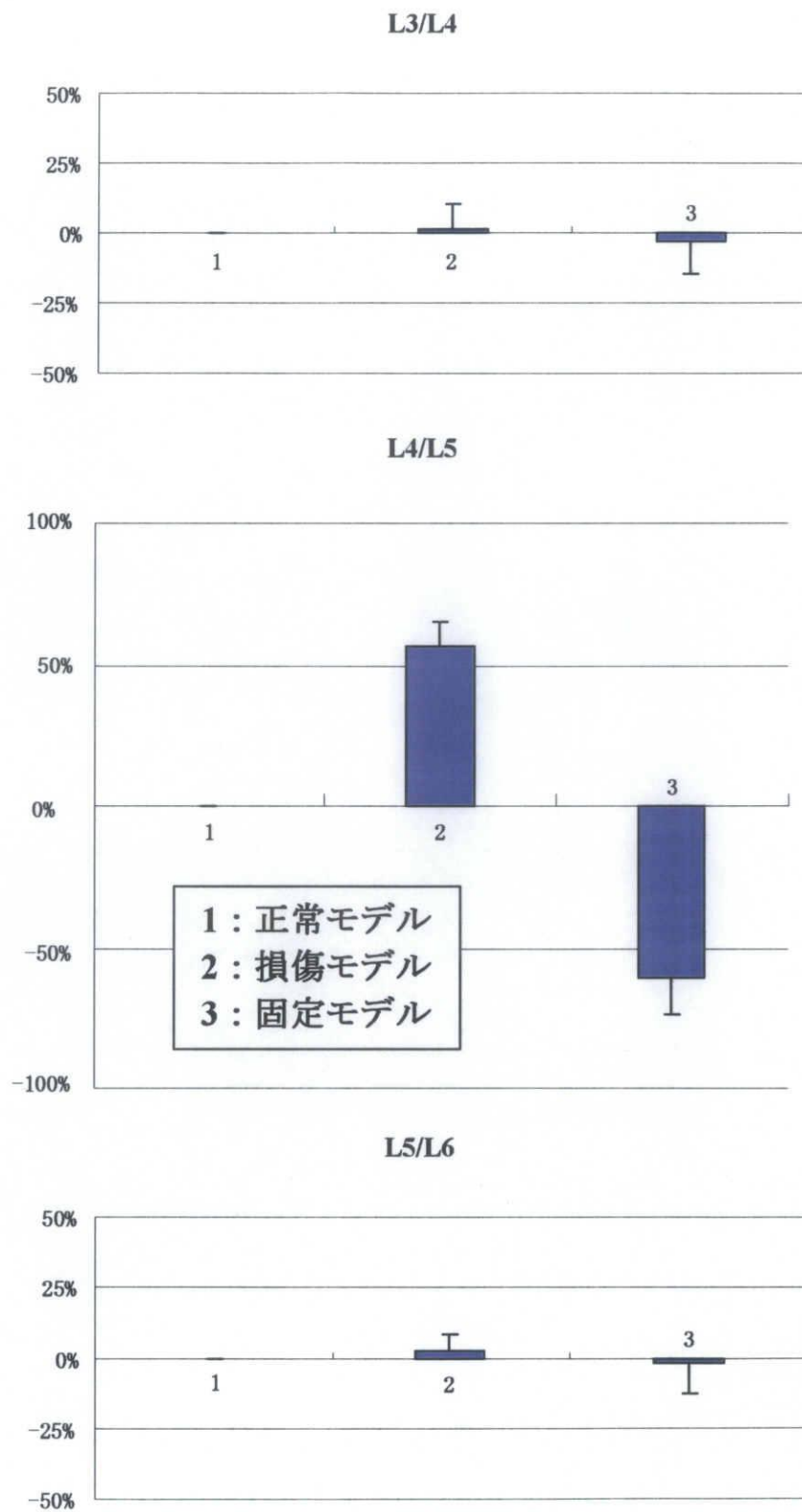
図 5.5 各椎間における ROM



(d) 角変位試験 左右側屈における結果

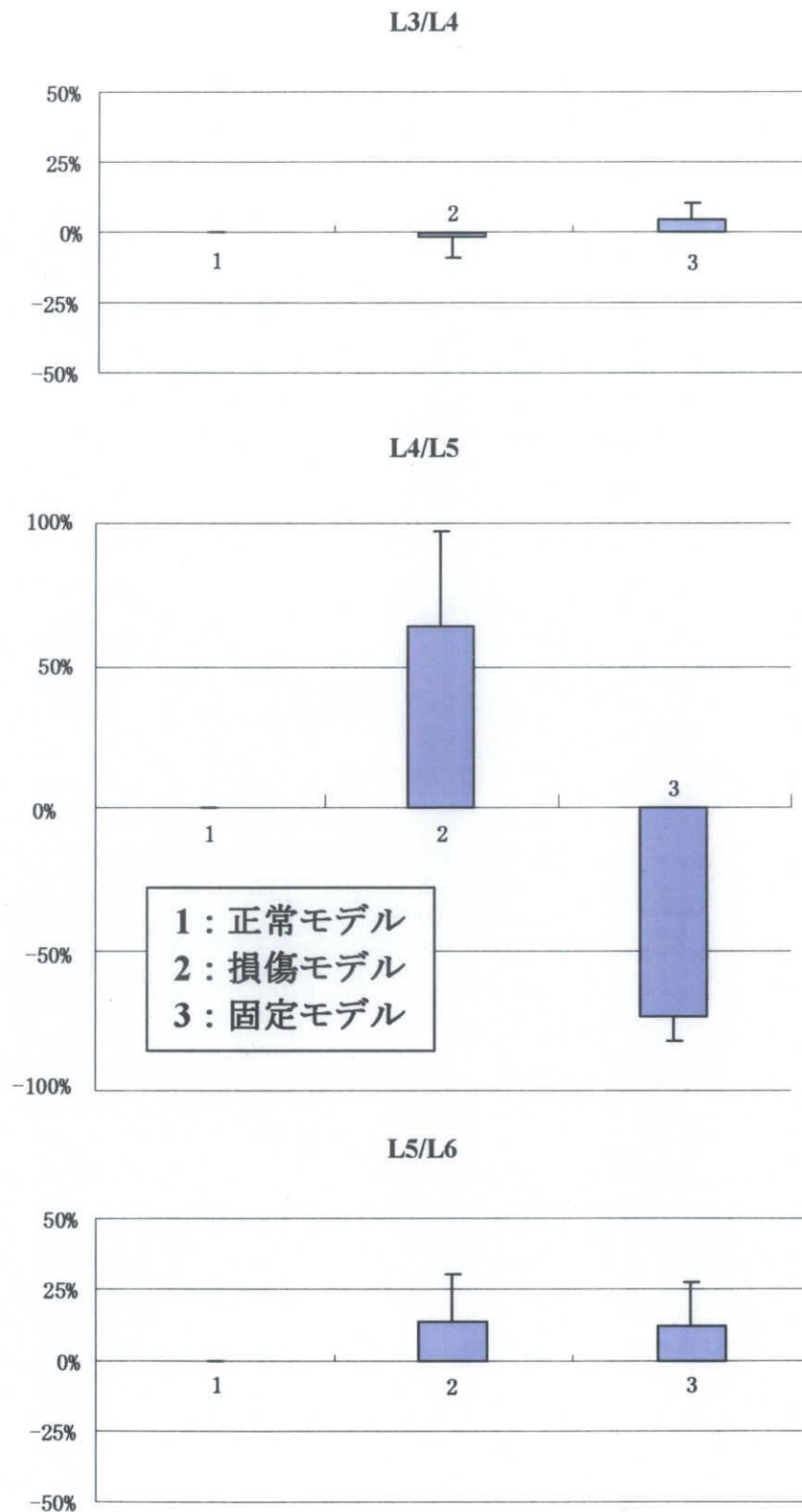
図 5.5 各椎間における ROM





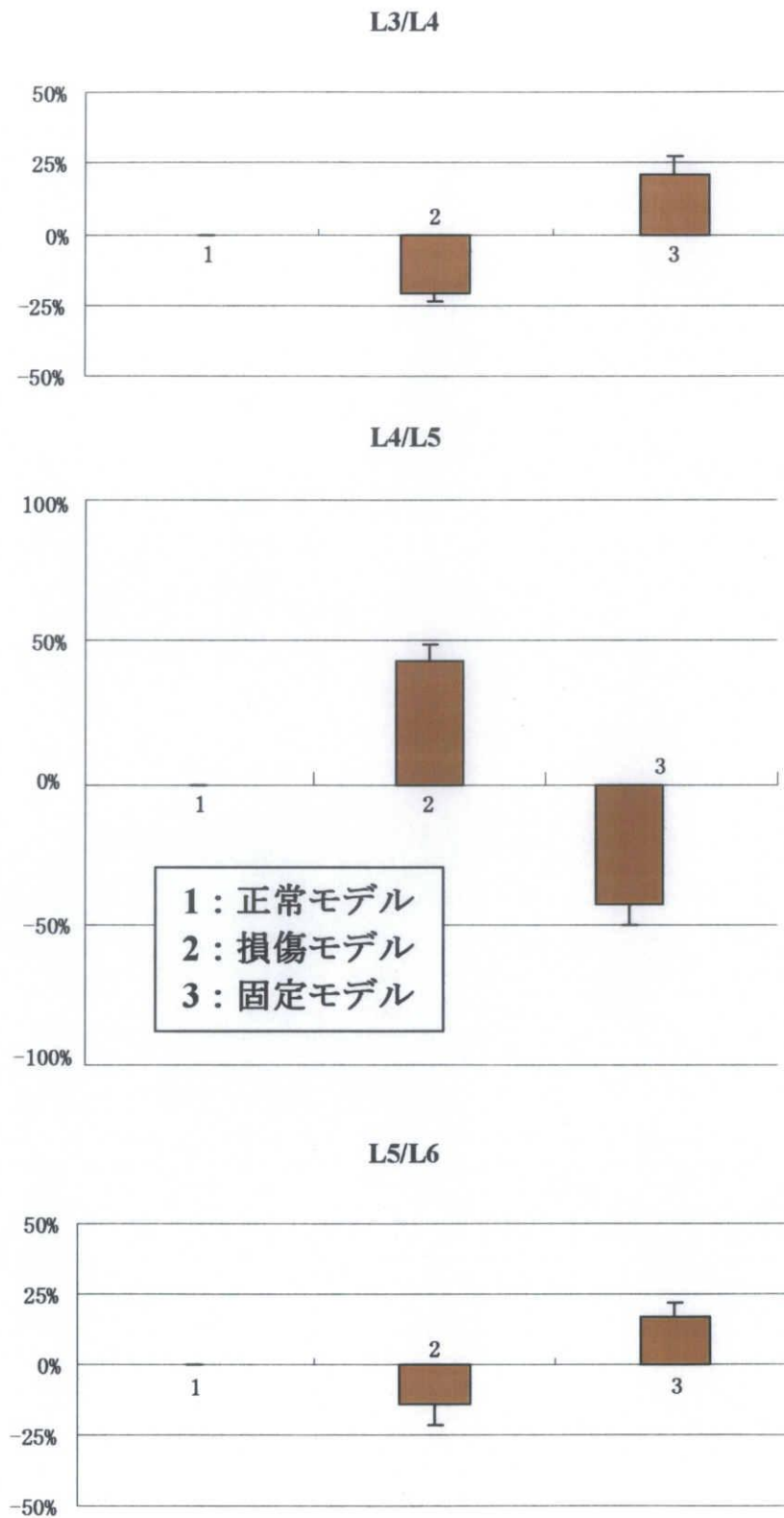
(a) トルク試験 前後屈における結果

図 5.6 各椎間における ROM 変化率



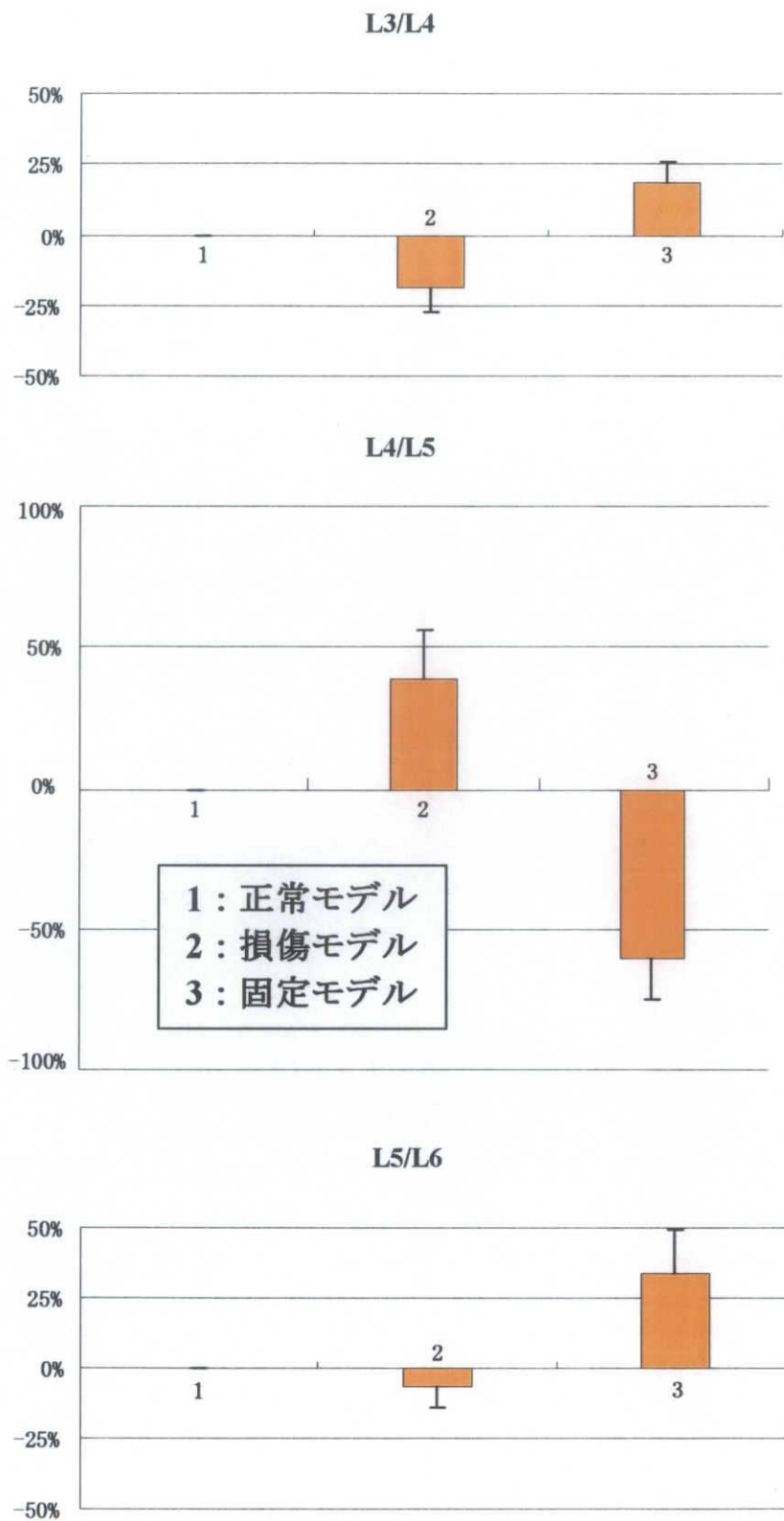
(b) トルク試験 左右側屈における結果

図 5.6 各椎間における ROM 変化率



(c) 角変位試験 前後屈における結果

図 5.6 各椎間における ROM 変化率



(d) 角変位試験 左右側屈における結果

図 5.6 各椎間における ROM 変化率

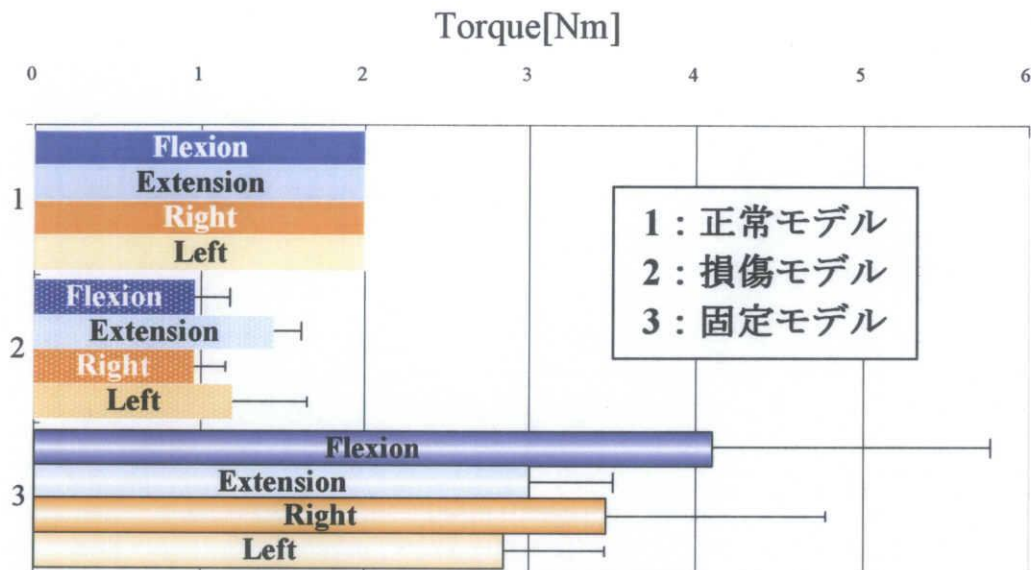


図 5.7 角変位試験における最大トルク

## 6 章 結 論

本研究では、われわれが開発した 6 軸材料試験機を用いてイノシシ屍体より得た多椎間脊椎 (L3-L6) へ前後屈、左右側屈方向へ純トルクを負荷し、トルク試験および角変位試験を行い、spinal instrumentation が上下隣接椎間へおよぼす影響を生体力学的に検討し、以下の知見を得た。

### ・多椎間脊椎の変形挙動

正常モデルにおいて得られたトルク-回転角度曲線から、曲げを与えたすべての方向に関して、粘弾性特有の Hysteresis および Creep を確認することができた。また、多椎間脊椎 (L3-L6) における ROM は、正常モデルでは前後屈に比べ、左右側屈のほうが大きいことが認められた。損傷モデルでは正常モデルと比較すると前後屈・左右側屈、共に同程度の ROM 増大が認められ、椎間板に穴を作成し、棘間・棘上靱帯にはさみで切り込みを入れ、両側の椎間関節を全切除した場合、全方向に同程度の ROM 増大が発生することが認められた。固定モデルでは正常モデルと比較すると前後屈・左右側屈ともに同程度の ROM 減少が認められ、本研究で用いた spinal instrumentation (pedicle screw system) は全方向に対して正常モデルより ROM が減少していることから過度の固定性を有すると示唆された。

### ・各椎間の変形挙動

正常モデルにおける変形挙動は各椎間 (L3/L4, L4/L5, L5/L6) にて大きな差異は見られないことが認められ、脊椎が曲げに対して、どの椎間においてもほぼ一様に粘弾性を有しており、各椎間における変形挙動はほぼ同等であることが認められた。

### ・各椎間の ROM および ROM 変化率

トルク試験での隣接椎間の ROM は前後屈・左右側屈ともに正常・損傷・固定モデルの各モデル間で差異が認められなかったが、これは、トルクが損傷・固定モデルでも正常モデルと同様に各椎間に一様に与えられるため、各モデルでの変形挙動がほぼ一定となったと考えられた。一方、角変位試験においては、前後屈・左右側屈ともに隣接椎間である L3/L4, L5/L6 の ROM は正常モデルに比べ、固定モデルでかなり増大した。固定モデルでは正常モデルにおける最大曲げ角まで達する際に発生する最大トルクは正常モデルの 1.5~2.0 倍あり、それによって固定隣接椎間の ROM の増大がみられたのではないかと推論された。



以上より，脊椎固定術後の隣接椎間障害は，spinal instrumentation の過度な固定によって失われた可動域を隣接椎間の動きによって補おうとするため，大きなトルクがその隣接椎間に負荷されて，その隣接椎間の椎間板変性やすべりが進行して生じるのではないかと考えられた．

## 参考文献

1. Panjabi, M.M., White, III, A.A., Brand, R.A.: A note on defining body parts configurations. J.Biomech., 7: 385-387, 1974
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, 194: 1174, 1976.
4. Frankel, V. H., and Burstein, A. H.: Orthopaedic Biomechanics. Philadelphia, Lea & Febiger, 1970.
5. White, A.A, and Panjabi, M.M.: Clinical Biomechanics of the Spine. J.B.Lippincott, 22, 1978.
6. Nachemson, A.: Lumbar intradiscal pressure. Acta Orthop. Scand., Suppl. 43: 1-140, 1960.
7. Nachemson, A.: Lumbar intradiscal pressure. Acta Orthop. Scand., Suppl. 43: 1-140, 1960.
8. White, A.A., and Panjabi, M.M.: Clinical Biomechanics of the Spine. Philadelphia, J.B. Lippincott Co., 1978.
9. 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.
10. King, A. I., Prasad, P., and Ewing, C. L.: Mechanism of spinal injury due to caudocephalad acceleration. Orthop. Clin. North Am., 6: 19, 1975.
11. 栗原 章：腰椎椎間板ヘルニアの治療法. 整災外, 26 : 117-121, 1990,
12. 佐野 茂夫：腰椎の単純 X 線診断. 整災外別冊 腰椎—その診断と治療の全て, 金原出版, 東京 : 7-23, 1983.
13. 大谷 清：骨折・外傷シリーズ 3, 脊椎の外傷 その 1, 南江堂, 1986.
14. 圓尾 宗司：腰椎分離・すべり症の後側方固定術. MB Orthop11 : 41-48, 1989.
15. 鏡 邦芳, Panjabi, M.M. : Spinal Instrumentation のための解剖とバイオメカニクス—胸腰椎～腰仙椎—. 整形外科 MOOK No.60 : 23-36, 1990.
16. 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.
17. Virgin, W.J.: Experimental investigations into the physical properties of the intervertebral disc. J, Bone Joint Surg., 33-B: 607-611, 1951.
18. Twomey, L.T., Taylor J.R.: Flexion creep deformation and hysteresis in the lumbar vertebral column. Spine, 7: 116-122, 1982.
19. Doehring, T. : Simulation and Control of a Robotic/UFS Testing System with Application to Lumbar Spine Biomechanics, ASME. BED, Vol.51: 163-164, 2001.

20. Ian, A.S., Mack, G.M., et al.: Measurement of a spinal motion segment stiffness matrix. *Journal of Biomechanics*, 35: 517-521, 2002.
21. Kevin, A.G., James, P.D.: Biomechanical Role of Lumbar Spine Ligaments in Flexion and Extension: Determination Using a Parallel Linkage Robot and a Porcine Model. *Spine*, 29: 2004.
22. 加藤貴也, 稲葉忠志, 他: 直動型パラレルメカニズムを利用した機能的脊椎単位におけるニュートラルゾーンの計測. 第 17 回バイオエンジニアリング講演会講演論文集: 127-128, 2004,
23. 藤原基芳, 増田峰知: ロボットによるなぞり動作 —パラレルメカニズムの位置/力 ハイブリッド制御系の構築と実験—. 平成 15 年度三重県科学技術振興センター工業研究部研究報告, No.28: 100-104, 2004.
24. 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, No.29:41-46, 2005.
25. 平子貴浩, 笠井裕一, 他: 7 椎間圧縮試験による脊椎変形挙動. 第 31 回日本臨床バイオメカニクス学会: 166, 2004.
26. 西村伊代, 笠井裕一, 他: 椎体間スペーサーの設置位置に関する生体力学的検討. *日本臨床バイオメカニクス学会誌*, 26: 109-114, 2005.
27. Gary Ghiselli, Jeffrey C. Wang, et al.: Adjacent Segment Degeneration in the Lumbar Spine. *J Bone Joint Surg* 86: 1497-1503, 2004.
28. 徳橋泰明, 西村太一, 他: 腰椎変性すべり症に対するpedicle screw fixationを併用した後側方固定術後10年以上の臨床成績. *脊椎脊髄* 17: 185-192, 2004
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* 40: 791-798, 2005.
30. 須藤英毅, 鎧邦芳, 他: PLF単独およびPLIF併用の脊柱再建術が隣接椎間に与える生体力学的影響. *臨整外* 38: 487-491, 2003.
31. 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* 28: 139-144, 2007.
32. 須藤英毅, 鎧邦芳, 他: PLF単独およびPLIF併用の脊柱再建術が隣接椎間に与える生体力学的影響. *臨整外* 38: 487-491, 2003.
33. Bastian L, Uta Lange, et al: Evaluation of the mobility of adjacent segments after posterior thoracolumbar fixation: a biomechanical study. : *Eur Spine J* 10: 295-300, 2001.
34. Fujiwara M, Masuda T, et al.: Development of 6-Axis Material Tester for Measuring Mechanical Spine Properties. *Journal of Robotics and Mechatronics* 18: 160-166, 2006.
35. Kasai Y, Uchida A, et al: Influence of injury or fusion of a single motion segment on other motion segments in the spine. *Spinal Reconstruction: Clinical Examples of Applied Basic Science, Biomechanics and Engineering*, Informa, New York, pp109-117, 2007.

36. Shono Y, Kaneda K, et al : Stability of posterior spinal instrumentation and its effects on adjacent motion segments in the lumbosacral spine. Spine 23 : 1550-1558, 1998.

## 謝辞

本研究を遂行するにあたり、懇切丁寧にご指導いただき、夜の飲み物の面倒までみて下さった徳田正孝教授に深く感謝いたします。また、終始本研究の進むべき道をご教示していただき、一緒に楽しくソフトボールもしていただいた稲葉忠司准教授には心より御礼申し上げます。

本研究は、生体工学と医学の境界分野に属し、多数の先生や研究者の方々に協力していただきました。学部4年次から3年間に亘り、医学に関して全く知識の無かった私に医学、特に整形外科分野の様々な知識を授けていただき、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整形外科の笠井裕一先生に多大なる感謝を致します。本研究に用いた試験機、パラレルメカニズムの製作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科学技術振興センターの増田峰知先生、藤原基芳先生に深く感謝いたします。そして、常に冷静かつ的確に、それでいて熱意のこもった意見を出し、本研究のための資金調達をしてくださり、さらに私生活の面においても多大なるバックアップをしていただき、また、スノーボードにおいても基礎からご教授いただき、さらには私だけでなく生体システム工学研究室を全面的にサポートしていただいた加藤貴也さんにはひとかたならず厚く御礼申し上げます。3年間、非常に楽しく研究・生活ができました。本当にありがとうございました。また、長時間に及ぶ実験や膨大な量のデータ整理を手伝ってくれた、M1の奥野君、4年生の打田君、渡邊君、西田君？に深く感謝いたします。さらにM2の同胞である浅井君には楽しいお酒の時間を、河合君にはジャンプを、木南君には素敵な彼女の話を、元気君には楽しい麻雀の時間を、でぐっちゃんには嬉しいスロットの時間を、茂木ちゃんには楽しいお酒の時間や研究の話を、皆にはここでは書ききれない多くのモノを貰いました。本当にありがとうございました！心から感謝しております。

研究室生活を楽しく過ごし、充実した時間を過ごすことができたのは、先輩方、研究室の皆さん、また研究室外の友達のおかげであり、最高の学生の思い出をつくることができました。ありがとうございました。

正岡 卓也