

修士論文

令和元年度

数値解析を用いた脊椎運動の
力学的評価

三重大学大学院 工学研究科 博士前期課程

機械工学専攻

生体システム工学研究室

吉村 伸太郎

目 次

1 章	緒言	1
2 章	脊椎の構造・機能および力学特性	2
2.1	脊椎の構造	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	脊椎の前方要素	7
2.3.2	脊椎の後方要素	8
2.3.3	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
2.5	脊椎の損傷	14
2.5.1	安定要素の変性	14
2.5.2	脊椎疾患	15
2.6	脊椎手術	17
2.6.1	脊椎固定術および脊椎固定具	17
3 章	線維輪を線形材料とした解析	18
3.1	脊椎運動の数値解析	18
3.1.1	解析対象	18
3.1.2	有限要素モデル	20
3.1.3	材料パラメータ	21
3.1.4	拘束条件および荷重条件	22
3.1.5	トルク - 回転角度の関係の算出	23
3.2	比較対象とする実験	24
3.2.1	試験体	24

3.2.2	実験準備	24
3.2.2.1	初期位置の決定	24
3.2.3	脊椎前屈曲げ試験	25
3.3	解析結果と実験値の比較	26
4 章	線維輪を超弾性体とした解析	27
4.1	エラストマーの弾性理論	27
4.1.1	ひずみエネルギー密度関数	28
4.1.2	ひずみエネルギー密度関数と応力 - ひずみ関係	32
4.2	線維輪の非線形な数理モデル	35
4.2.1	単軸引張試験	35
4.2.1.1	実験方法	35
4.2.1.2	実験結果	35
4.2.2	数理モデル	37
4.3	解析結果と実験値の比較	39
5 章	脊椎固定術を対象とした解析	40
5.1	PS 固定モデルに対する圧縮解析	40
5.1.1	解析モデル	40
5.1.2	比較対象とする実験	42
5.1.3	解析結果と実験値の比較	43
5.2	椎体間 cage を併用した解析	46
6 章	結言	48
参考文献	49
謝辞	51

第1章 緒言

脊椎を構成する要素には、椎体、椎間板、椎間関節および各種靱帯などがある。さらに隣接する椎体の間に位置する椎間板は、線維輪と髄核という2つの要素から構成されている。椎間板の力学的特性により、脊椎の曲げや回旋といった柔軟な動きが可能となっている。そのため、椎間板の一部に外傷や変性、疾患が生じると、脊椎の運動機能は著しく低下する。特に脊椎に対する曲げ、回旋および圧縮などの力学的負荷は線維輪によって支持されていることから、脊椎の運動機能の理解には線維輪の力学的特性の把握が重要となる。

機能的脊椎単位に関する研究はさまざま行われており、本研究室ではこれまで脊椎の力学的特性を明らかにするために、6軸材料試験機を用いた曲げや回旋試験により変形挙動の評価を行ってきた^[1]。そこでは、負荷したトルクと脊椎の回転角度の関係や、最大回転角度のような脊椎全体の運動特性について評価してきた。さらに圧縮負荷における椎間板の力学的特性を明らかにするために、圧力センサを用いて椎間板に加わる内圧を評価する実験も行われた^[2]。そこでは、脊椎の前屈曲げ試験における椎間板前方部分の圧縮荷重を計測し、椎間板の力学的特性に関する基礎的なデータを得るための第一歩となった。このように、実験的手法により脊椎の変形挙動を解析することで、脊椎疾患や手術手技に関する有用な知見が得られてきた。その一方で、条件の異なる実験を多数行うことは困難であった。

実験が困難な対象を解析する手法として数値解析が挙げられる。脊椎の変形挙動を評価するために数値解析と実験的研究を相互に補完することで、脊椎治療などの手術手技に関する事前検討に貢献することが期待できる。現在、生体に対して数値解析を用いた解析は数多く行われており、本研究室でも脊椎の変形挙動の力学的評価に数値解析の活用が試みられてきた^{[3][4]}。しかしながら、そこでは線維輪の材料特性を線形的な特性として単純化した数理モデルによる解析にとどまっており、実験を補完するために活用するには不十分であった。そのため、線維輪の力学的特性を考慮した数理モデルの構築を行う必要があった。

そこで本研究では、数値解析の一つである有限要素法を用いて脊椎の運動を力学的に評価することを目的に、脊椎の曲げ試験より得られたトルク-回転角度の関係を基に線維輪の数理モデル構築を試みた。さらに、脊椎治療の一つである脊椎固定術を模擬した解析により、構築した数理モデルの有用性を示した。

第2章 脊椎の構造・機能および力学特性

本章では、脊椎の解剖学的な構造および機能について述べる。次に、代表的な脊椎疾患および手術手技について概説する。

2.1 脊椎の構造

人体における脊椎の役割は主として3つに大別される。第1に、頭や手、胴体の重みを骨盤に伝える。第2に、頭や胴体、骨盤の間に十分な動きを作り出す。第3に、脳から続く重要な神経（中枢神経）である脊髄を取り囲み、外力によるダメージから保護する。脊柱は、24個の椎骨と5個の仙骨および3～4個の尾椎の合計32～33個の脊椎と、これらを連結する椎間板、靭帯より構成される^[5]。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靭帯が存在している。これら椎骨、椎間板、各種靭帯が脊椎の安定要素として構成されている。

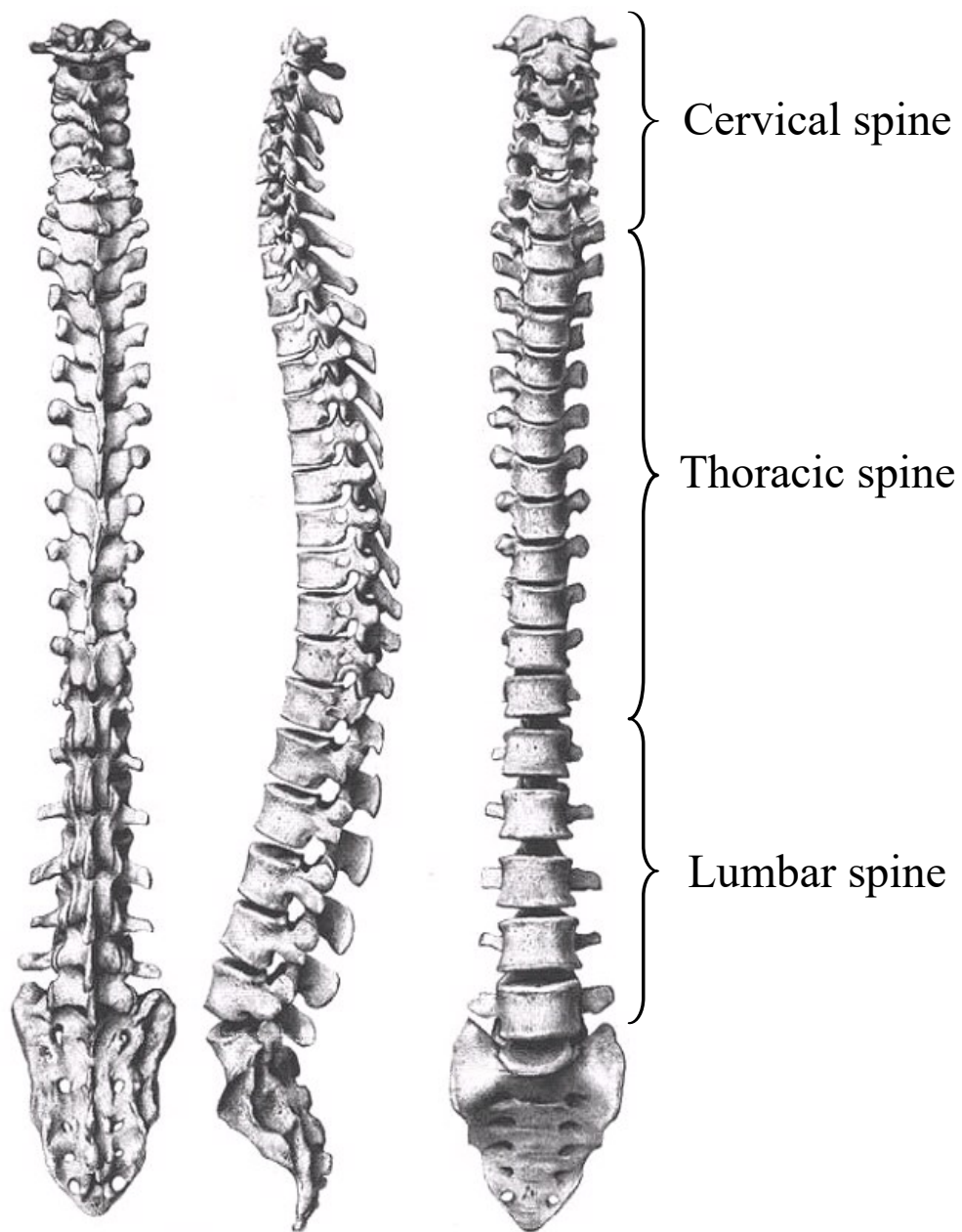
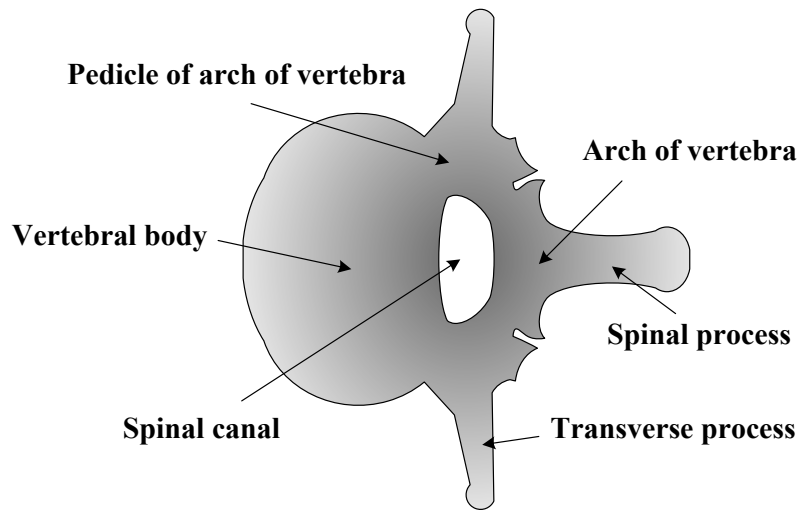
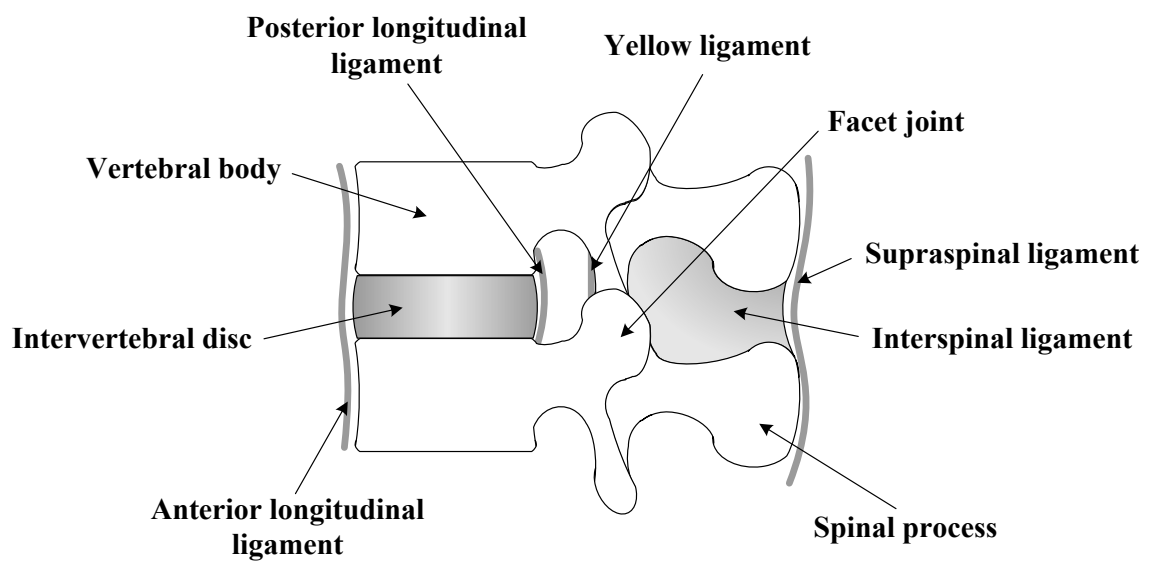


Fig.2.1 Schematic of spine



(a) Cross section diagram.



(b) Left lateral view.

Fig.2.2 Components of spine

2.2 椎骨のバイオメカニクス

骨格は、生体の内部臓器を保護しており、筋肉の働きを介して生体の運動に関与している。それゆえ、骨はきわめて独特の機械的特質を有している。例えば、骨には自己修復能があり、機械的要求に応じてその性状と形状を変化させることが可能である。一般に、骨の密度は、長期間使用されない場合や、使いすぎた場合に変わることが確認されている。また、骨折の治療後あるいは、ある種の骨折手術後に、骨の形状が変化することも確認されている。すなわち、骨は機械的要求に適合する能力を有しているといえる。

さて、椎骨は前方要素と後方要素の2つに大きく分けられる。前方の要素としては椎体、後方の要素としては椎弓や棘突起などが含まれる。体重の支持機構としての役割は主に前方要素である椎体が担っている。椎体のみで行った圧縮試験では6000～8000[N]の破壊荷重を示しており、体重を10倍した負荷にも抵抗することが可能であるといえる^[6]。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^[6]。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）^[6]。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。

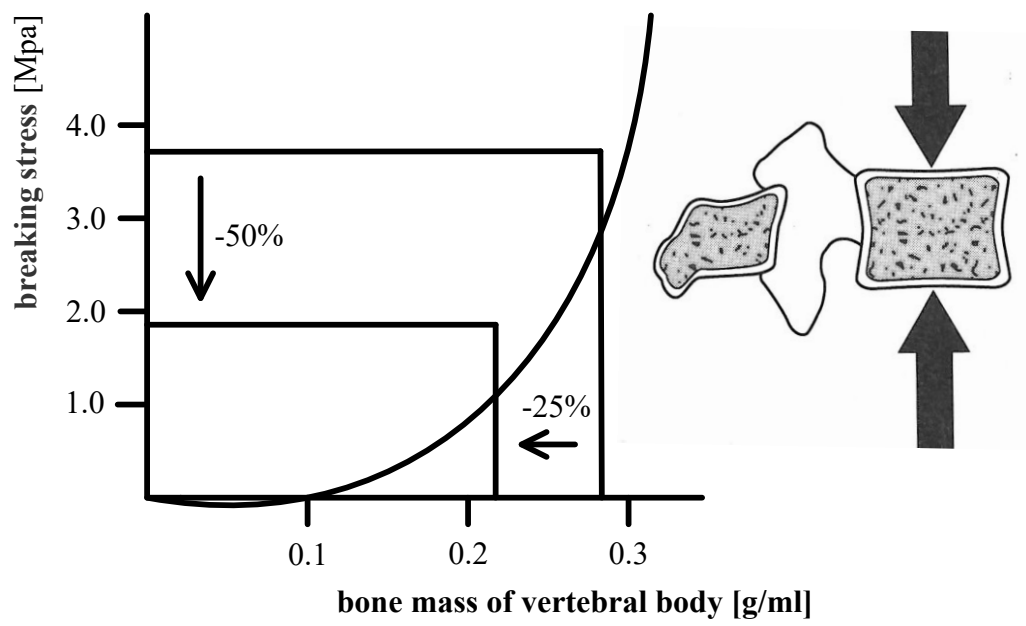


Fig.2.3 Bone mass and fracture strength of vertebral body

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 脊椎の前方要素

前方要素は脊椎における静的支持機構の中心であり、圧縮負荷の大部分が椎体と椎間板によって支持される。椎体は、主に圧縮負荷を支持するように形作られ、上部に積み重ねられる重量が増すにつれて大きくなる。つまり、腰椎における椎体は、頸椎や胸椎と比較してより高く、かつ、より大きな横断面を持つ。腰椎はこのようにサイズが大きいため、同部分が受けなければならないより大きな負荷を支持することが可能となる。よって、椎体の圧縮強度は頸椎から腰椎へと下方へ進むにつれて増加し、腰椎での強度は最下段に位置するL5において5.7[kN]といわれている^[7]。

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^[8]。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。各層の線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^[9]。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^[10]。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。

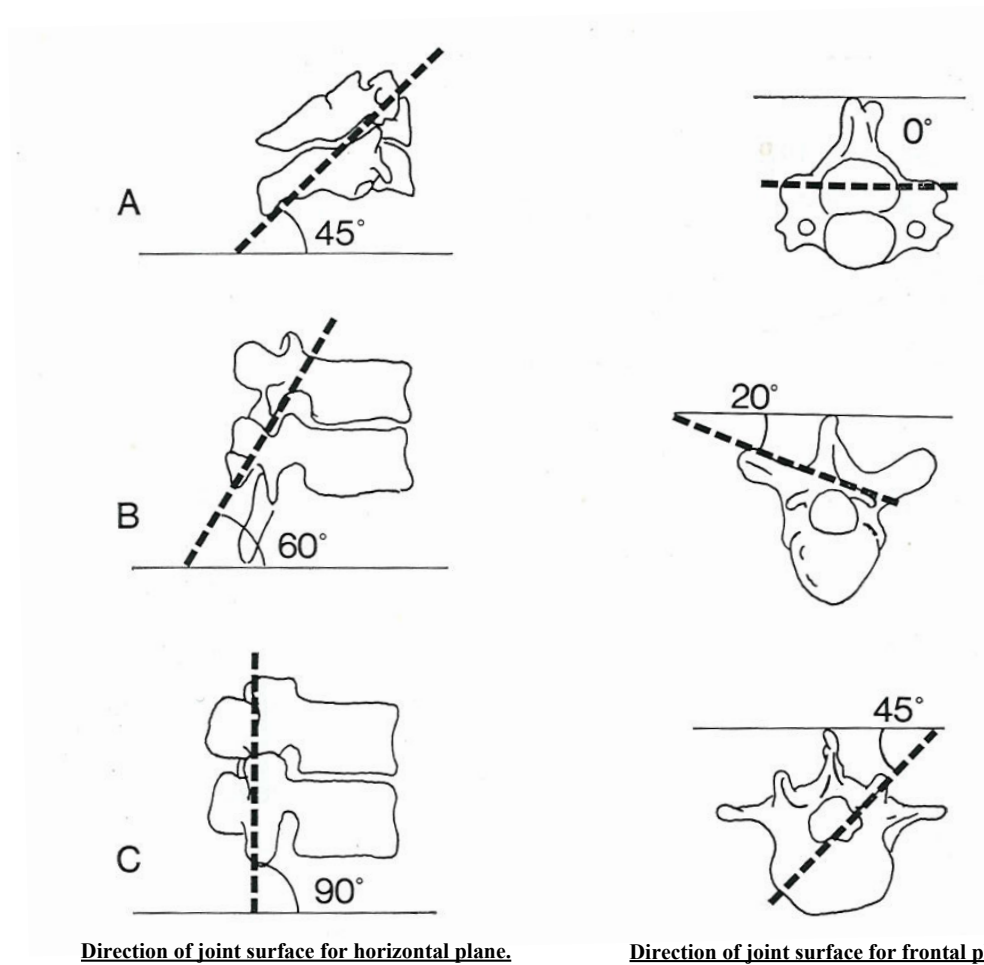
ヒト屍体からの正常およびやや変性した腰椎髄核における椎間板内圧の測定では、負荷を受けない椎間板での固有の圧力が10[N/cm²]であることを示している^[10]。椎間におけるこの圧力は靱帯の力によるものである。また、圧力負荷を受けた椎間板内の圧力は、単位面積当たりにおいて外部より加えられた負荷の約1.5倍であることが示されている。このようにして、圧縮負荷は椎間板を外側に膨隆させ、そして円周張力が輪状線維に加えられる。これに対する線維輪の引張強さは椎間板の外側で最も強くなるが、垂直方向

へは $0.7\sim 1.4\text{MPa}$ 、水平方向へはその約 5 倍、さらに線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^[11]。しかし、変性した椎間板では、圧縮負荷が加わると上下方向の力が線維輪を通じて椎体終板に伝わるのみであり、このとき、線維輪には均等な力が加わらず、ストレス集中によって一部が破壊されやすくなる。

2.3.2 脊椎の後方要素

後方要素は運動分節の動きを導いており、椎間関節の働きによるところが大きい。椎間関節は、一对の上下関節突起で形成されており、関節包と靭帯で囲まれた滑膜関節である。また、この突起の関節面は硝子様軟骨で覆われている。椎間関節は脊椎運動のコントロールに最も大きく関与し、この運動方向は椎間関節の関節面の向きに依存している（図 2.4 参照）。この方向は脊椎全体を通じて横断面と前額面に関連して変化する。下部頸椎、胸椎、腰椎における椎間関節の関節面の方向を図 2.4 に示す。最上部にある二つの頸椎の関節は水平方向に向いているが、それら二つを除いた頸椎における椎間関節の関節面は水平面に対して 45° 傾き、前額面に対しては平行である。これらの頸椎椎間関節の配列は屈曲、伸展、側屈および回旋を許容している。胸椎の椎間関節面は水平面に対して 60° 、前額面に対して 20° 傾いている。この配列は側屈、回旋、そしてある程度の屈曲および伸展を許容している。腰椎部での椎間関節は水平面に対して直角、前額面に対して 45° の傾きを持っている^[12]。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^[13]。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^[14]。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° , and is parallel to the frontal plane.
 B : Thoracic spine. Joint surface inclines at horizontal plane by 60° , and incline at the frontal plane by 20° .
 C : Lumbar spine. Joint surface inclines at horizontal plane by 90° , and incline at the surface plane by 45° .

Fig.2.4 Direction of joint surface of facet joint

2.3.3 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、線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、脊髓を保護すること、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^[15]。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^[16]。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^[16]。

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。

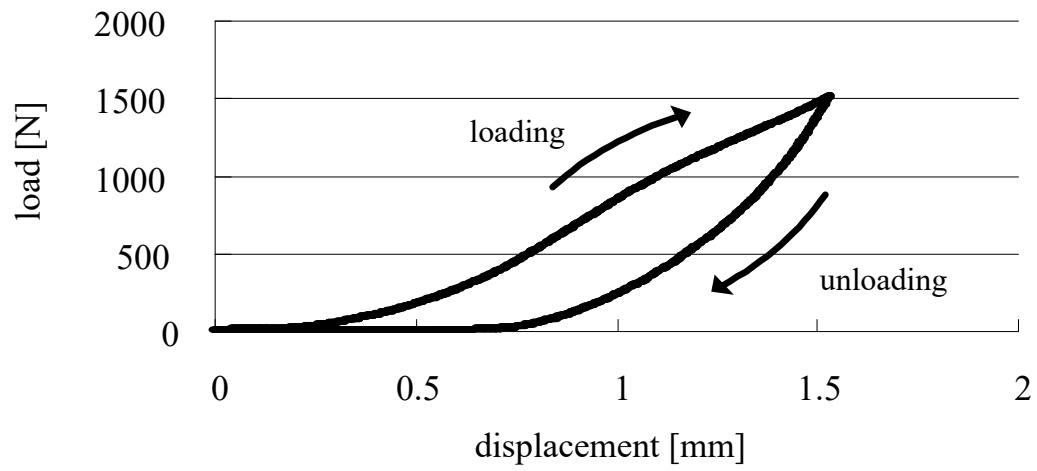


Fig.2.5 Load-displacement curve indicates Hysteresis

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^[17]。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^{[18][19]}。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。

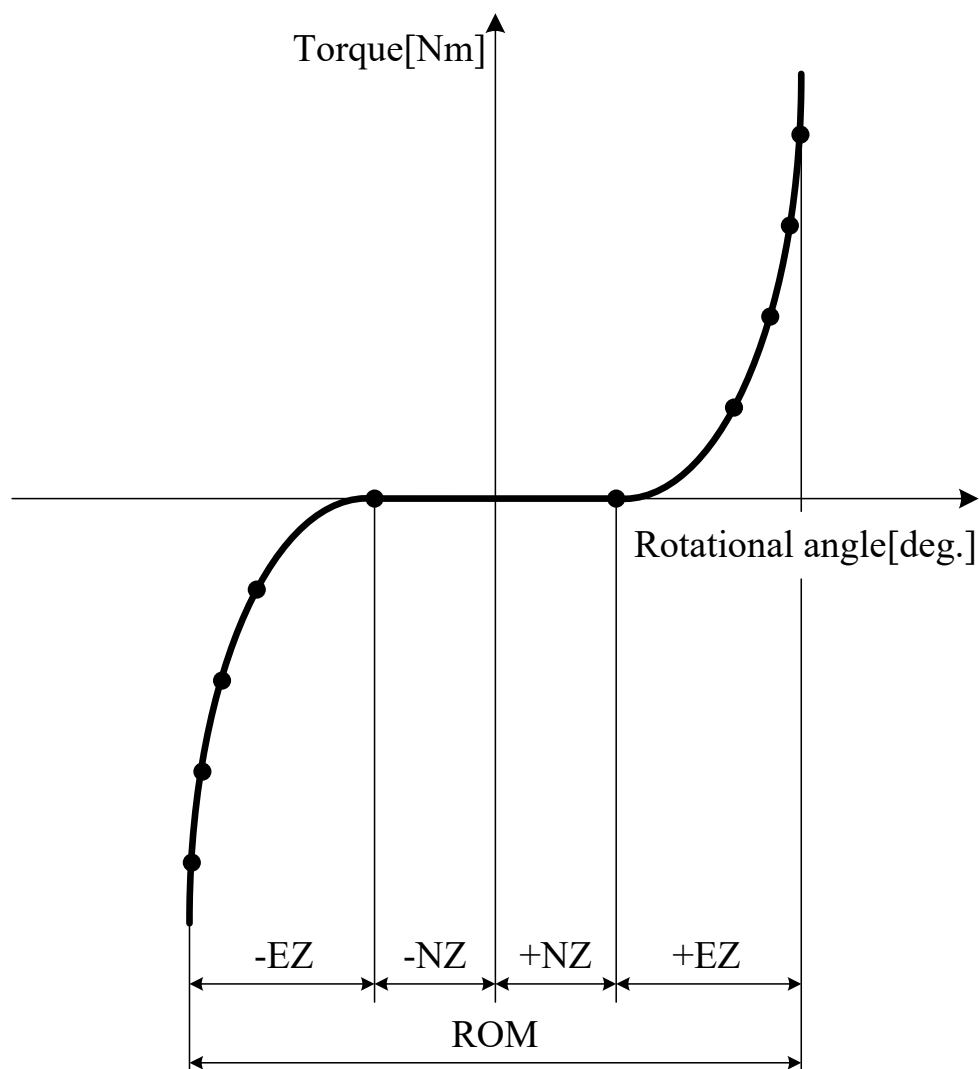


Fig.2.6 Torque and rotational angle curve of spine

2.5 脊椎の損傷

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

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

2.5.1 安定要素の変性

脊椎には体重による負荷や運動に伴う負荷が一生を通して加わり続けるため、脊椎を構成する安定要素に変性が生じる。以下に安定要素の変性について簡単に述べる。

椎間板変性

椎間板は水分を多く含む軟骨組織であり、高い弾性を持つことから椎体間においてクッションの役割を担っている。椎間板に含まれる水分量は加齢とともに減少することが知られており、水分量の減少と共に椎間板の持つ弾性が失われる。この状態を椎間板変性と呼ぶ。変性した椎間板には、椎間板高の減少や線維輪の損傷および髄核の突出などが生じやすく、椎間板ヘルニアやすべり症など様々な脊椎疾患の原因となる^[20]。

椎間関節変性

椎間関節は脊椎に生じる全負荷の 16%を支持し、残りの 84%を椎体および椎間板が支持する^[21]。一方、椎間板変性およびそれに起因する椎間板高の減少により、椎間板によって支持される負荷が減少し、椎間関節によって支持される負荷が増大する。この状態が長期間続き、椎間関節が異常な負荷にさらされ続けると、椎間関節に変性が生じ、疾患の原因となる^[22]。

2.5.2 脊椎疾患

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

脊椎分離すべり症

脊椎分離症とは、椎骨の後方要素である椎弓部分の関節突起間部に骨欠損（分離）がある状態で、それに起因して腰痛や下肢痛が生じる疾患である。また、脊椎すべり症とは、上下の椎体がある椎間板の部分ですべりの現象を起こしている状態で、それに起因して脊椎分離症と同様の臨床症状がみられる疾患である^{[23][24]}。治療方法としては、症状の軽い場合であればコルセットや薬物療法が選択されるが、症状が重い場合には椎弓の切除を行い、圧迫されている神経の除圧、いわゆる神経除圧術を行う。

脊椎腫瘍

脊椎腫瘍は原発性脊椎腫瘍と転移性脊椎腫瘍の二つに区別される。原発性脊椎腫瘍は病巣が脊椎自体から発生する疾患であり、転移性脊椎腫瘍は病巣が他の器官から脊椎に転移することによって発生する疾患である。脊椎腫瘍が脊髄を圧迫することによって疼痛や麻痺が生じる。治療方法としては、腫瘍となった椎骨を摘出することで、神経除圧術を行う^[25]。

脊柱管狭窄症

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

Table2.1 Typical disease of spine

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

2.6 脊椎手術

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

除圧術（神経除圧術）

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

固定術

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

なお、これら除圧術と固定術はしばしば併用して行われることがあり、その手術法を脊椎除圧固定術、あるいは単に脊椎固定術と呼ぶ。

2.6.1 脊椎固定術および脊椎固定具

Pedicle screw and rod system (PS)

脊椎固定具の中でも最も使用頻度が高く、背中側から進入して椎弓根部へスクリューを挿入し、それらをロッドで連結することによって安定性を確保するものである。

実際の手術手順は、まず背中側から切開を行い、筋肉などの組織を展開し、疾患部の脊椎に到達する。その後、圧迫されている神経を除圧するため、また視野の確保のために神経を取り巻く棘上および棘間靱帯や左右の椎間関節などの安定要素を取り除く。除圧後、不安定になった椎間の上下椎弓に対して、後方から左右2本ずつの計4本のスクリューを挿入し、それらスクリューとロッドの連結を行い、左右両側をPSによって固定する。また、疾患が多椎間に至る場合は、それに応じて多椎間にわたりスクリューを挿入し、ロッドにて連結固定を行う。

3 章 線維輪を線形材料とした解析

本章では、数値解析に必要な有限要素モデルの構造や要素分割、各種パラメータおよび拘束条件の設定について述べる。次に、前屈曲げ試験を模擬した解析において実験値と比較した結果について示す。

3.1 脊椎運動の数値解析

3.1.1 解析対象

解析対象は、シカ屍体腰椎（図 3.1 参照）を想定した寸法の椎体、線維輪および髄核にて構成した。図 3.2 にシカ屍体腰椎を模擬した解析モデルを示す。楕円上の髄核を取り囲むように線維輪を配置することで椎間板を構成し、それを椎体の間に配置した。椎体の高さは 20[mm]とし、線維輪および髄核の高さは 5[mm]とした。また、椎体と線維輪の断面形状は等しく、幅 25[mm]、厚さ 18[mm]とした。線維輪の円周方向の厚みは 1.25[mm]とし、線維輪の内周に収まるように髄核の寸法を設定した。また本解析には、同図に示す座標系を用いた。

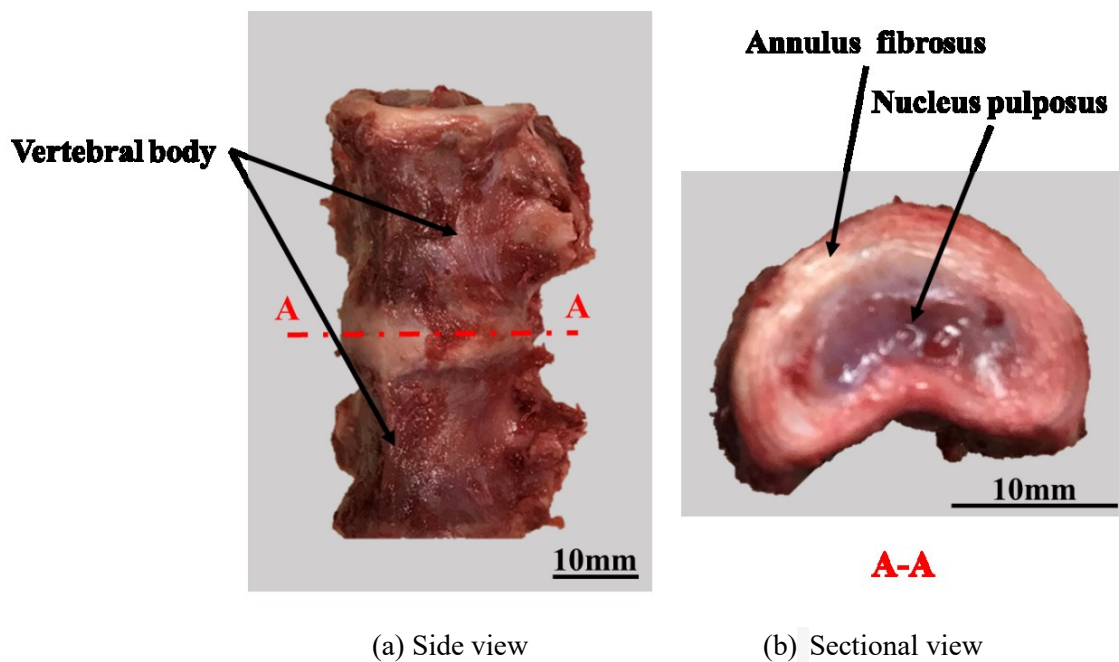


Fig.3.1 Specimens used in experiments compared for numerical analysis

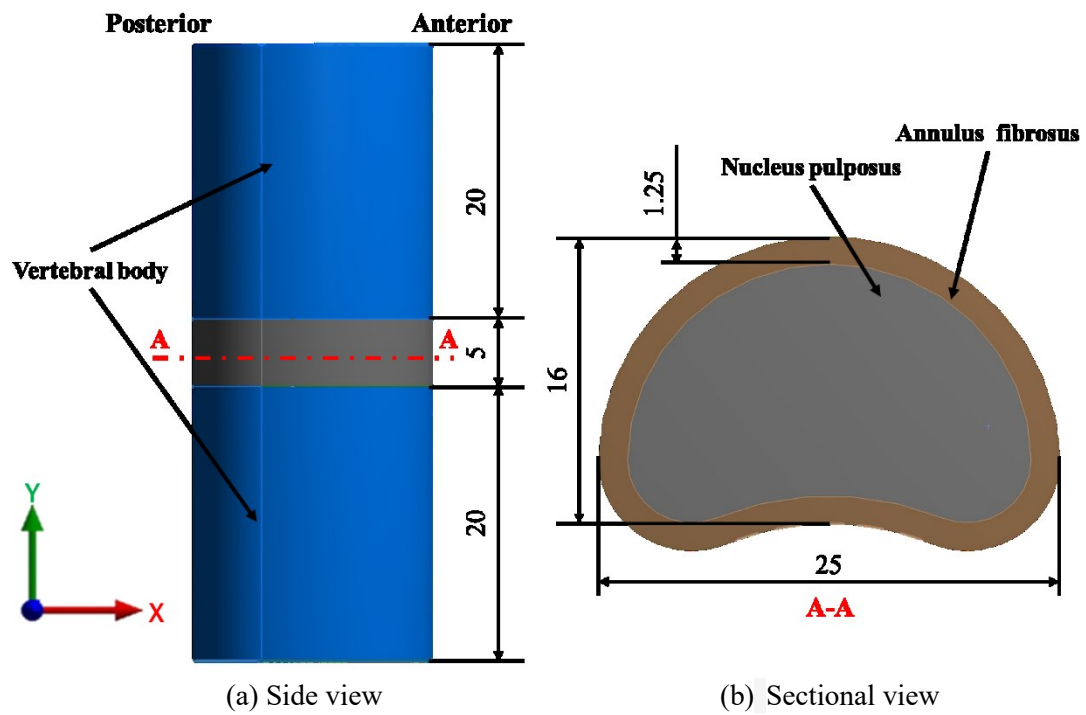
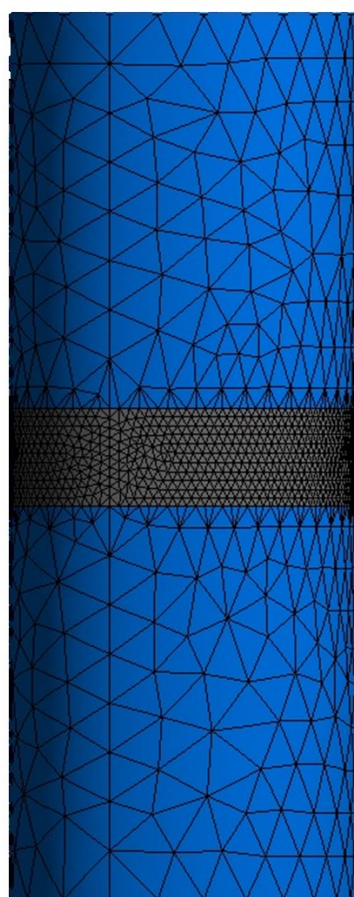


Fig.3.2 Analysis model for the spine

3.1.2 有限要素モデル

図 3.3 に解析モデルを基に要素分割した有限要素モデルを示す。本研究には、有限要素解析ソフト（ANSYS Workbench 19.1）を使用した。有限要素法は連続体力学における問題を数値的に解析する上で、連続体の自由度、特性を損なわないように近似する方法である。有限要素法を用いてある種の解析を行なうとき、採用した要素によって計算時間や計算精度が左右されるため、要素の選択は極めて重要である。そこで本研究では、変形量が大きくなると予測される椎間板には、適当と思われる 3 次元ソリッド要素（低次四面体要素，4 節点）を用い、自動メッシュ機能により 0.5[mm]のサイズで解析対象を分割した。また、椎体はほとんど変形しないことが予測されるため、自動メッシュ機能により 2.5[mm]のサイズで解析モデルを分割した。作製した有限要素モデルは、144993 節点，71006 要素であった。



Number of nodes
144,993

Number of element
71,006

Fig.3.3 Finite element model constructed based on analysis model

3.1.3 材料パラメータ

表 3.1 に本解析に用いた各構成要素の材料パラメータを示す．脊椎モデルの構成要素のうち，椎体に関しては過去の先行研究^[26]に示された材料パラメータを参考に，ヤング率 1.20[GPa]，ポアソン比 0.3 の等方線形弾性体として定義した．髄核はゲル状の非圧縮性物質であり，脊椎の変形挙動に対してほとんど影響を示さないことが予測されるため，本研究では材料パラメータを，ヤング率 1.00×10^{-3} [GPa]，ポアソン比 0.49 の等方線形弾性体として定義した．線維輪は脊椎運動に寄与していることから，剛性に関しては椎体より低く，髄核より高いことが考えられる．そこで，線維輪のヤング率を適切な範囲で調整し，材料パラメータの設定を試みた．その内の一例として，ヤング率 7.75×10^{-3} [GPa]，ポアソン比 0.49 の等方線形弾性体として定義した．

Table.3.1 Material properties of each component used for this analysis

Component	Material model	Material parameters
Vertebral body	Linearly elastic	$E=1.20$ GPa $\nu=0.30$
Nucleus pulposus	Linearly elastic	$E=1.00 \times 10^{-3}$ GPa $\nu=0.49$
Annulus fibrosus	Linearly elastic	$E=7.75 \times 10^{-3}$ GPa $\nu=0.49$

3.1.4 拘束条件および荷重条件

図 3.4 に脊椎の前屈曲げ試験を模擬した解析の拘束条件および荷重条件を示す。脊椎の前屈曲げ試験を模擬した解析を行うために、作製した脊椎有限要素モデルの下面を固定し、上面に 3[Nm]のトルクを負荷した。

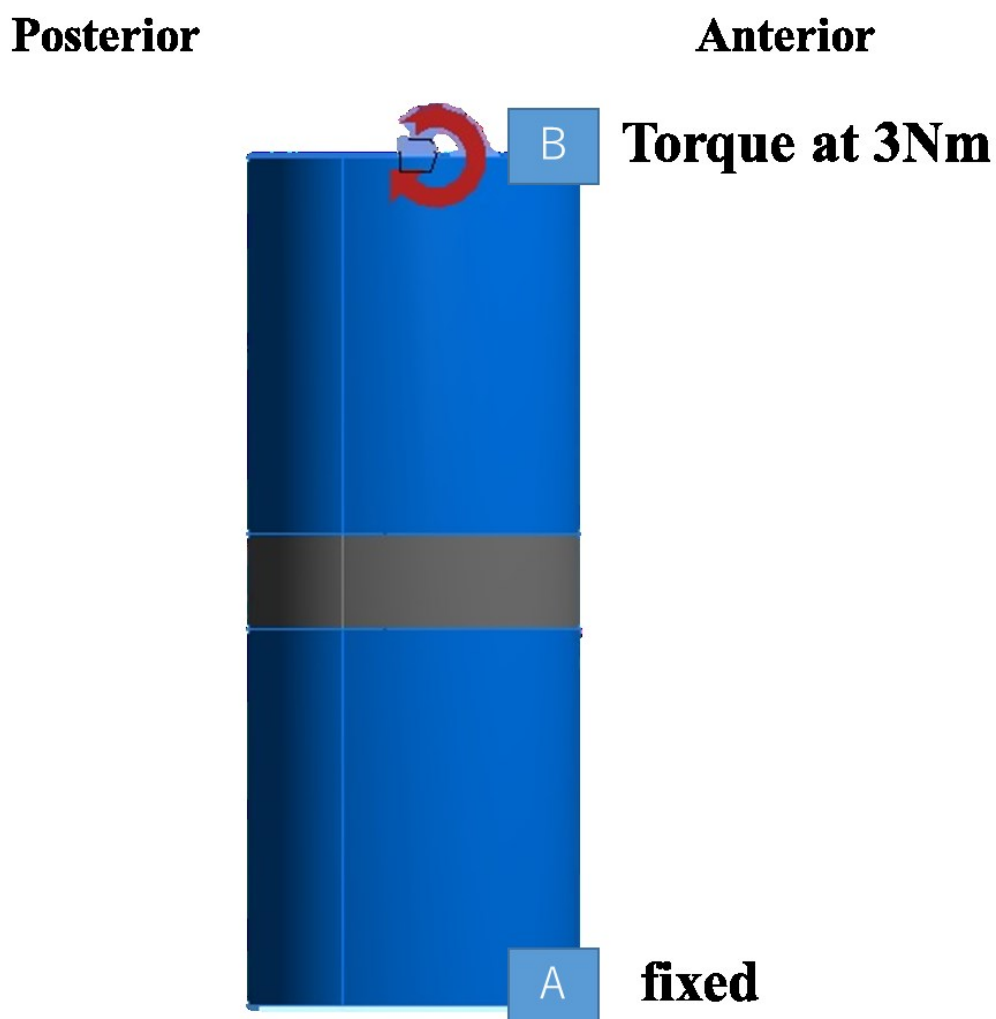


Fig.3.4 Constraint and load conditions for an analysis simulating the spine pre flexion test

3.1.5 トルク - 回転角度の関係の算出

解析結果からトルク - 回転角度の関係を算出するために、図 3.5 に示すように脊椎有限要素モデル上面の前方および後方にそれぞれ物体点を設定した。この物体点における x 軸変位および y 軸変位を用いて回転角度を算出し、トルク - 回転角度の関係を得た。

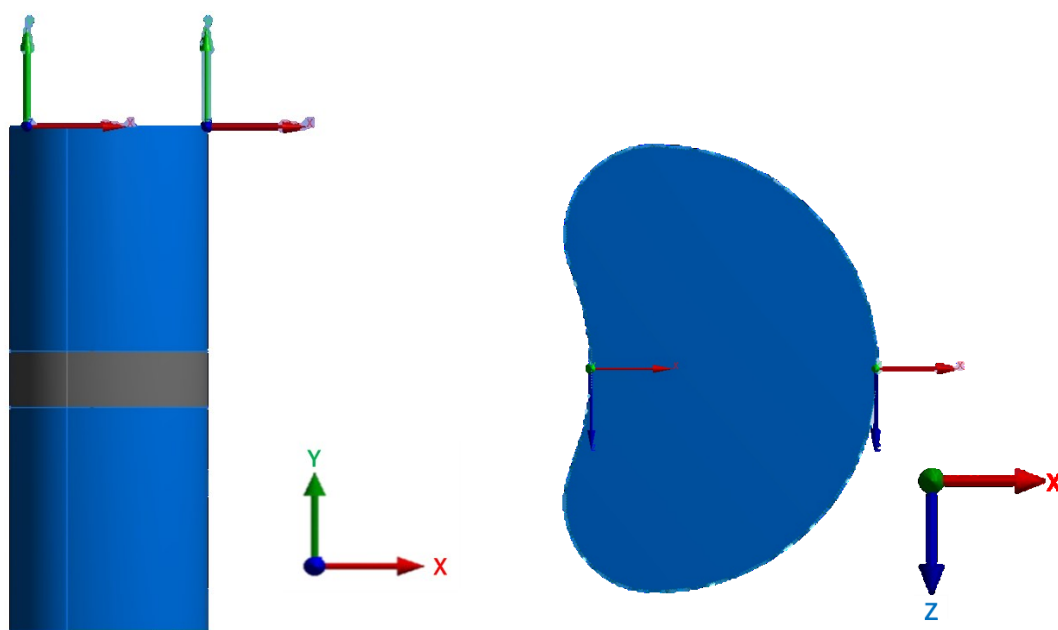


Fig.3.5 Object point set to calculate rotation angle

3.2 比較対象とする実験

3.2.1 試験体

試験体には、解析対象に合わせて椎体と椎間板以外の安定要素を切除したシカ屍体腰椎（図 3.1 参照）を用いた。

3.2.2 実験準備

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、余分な筋肉や脂肪および椎体と椎間板以外の安定要素を取り除き、試験体を作製する（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。
- (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。
- (4) 試験体を試験機に取り付ける。

3.2.2.1 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回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。

3.2.3 脊椎前屈曲げ試験

作製した試験体に対して脊椎強度測定用 6 軸材料試験機を用い、曲げ試験を行った。図 3.6 に前後屈方向への曲げ試験における拘束条件を示す。曲げ試験において、試験体に対して脊椎の粘弾性特性を考慮し、前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。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 $5[\text{Hz}]$ にて記録した。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。

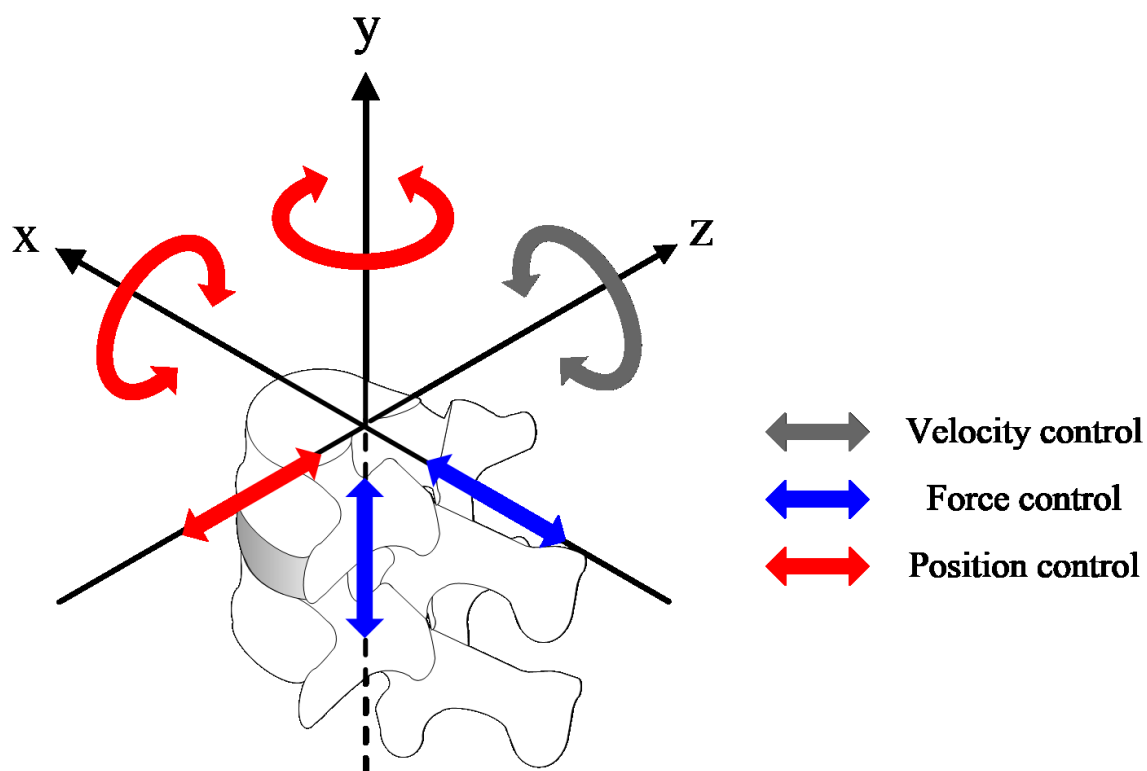


Fig.3.6 Restraint conditions for flexion test

3.3 解析結果と実験値の比較

図 3.7 に、解析および実験より得られたトルク - 回転角度の関係を示す。縦軸はトルク $[\text{N} \cdot \text{m}]$ 、横軸は回転角度 $[\text{deg.}]$ である。本実験では、前屈試験を 2 往復計測しているが、粘弾性の影響が少ないと考えられる 2 往復目の結果のみを記載した。同図より、線維輪の材料として等方線形弾性体を用いた解析では、トルク - 回転角度の関係は線形となることが分かった。また、ヤング率として大きな値を設定した解析では、トルク - 回転角度の関係の傾きが大きくなり、ヤング率として小さな値を設定した解析では、トルク - 回転角度の関係の傾きが小さくなった。これは、脊椎の曲げ運動が線維輪の力学的特性に依存しており、線形的な材料特性を反映したためであると考えられる。一方、実験ではおよそ $9[\text{deg.}]$ まで小さな負荷で変形が進行していく NZ と、およそ $14[\text{deg.}]$ まで剛性が増大する EZ を有する非線形なトルク - 回転角度の関係が認められた。よって、線維輪の材料として線形材料を用いた解析では、脊椎の非線形な変形挙動を再現できないことが分かった。

以上より、脊椎の非線形的な変形挙動を再現するためには、線維輪の材料として NZ と EZ を再現し得る非線形的な特性を導入する必要があると考えられた。

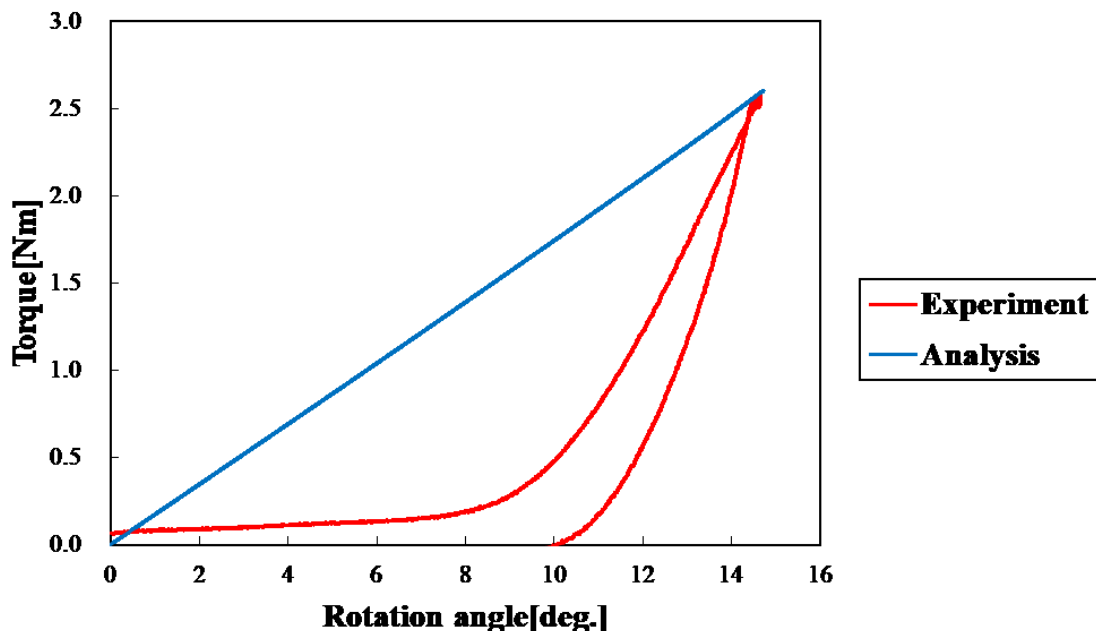


Fig.3.7 The relationship between torque and rotation angle obtained from analysis and experiment

4章 線維輪を超弾性体とした解析

本章では、非線形な機械的特性を有する超弾性体の弾性理論について述べる。次に、線維輪の材料として超弾性体を用いた解析において実験値と比較した結果について示す。

4.1 エラストマーの弾性理論^{[27][28]}

エラストマー(Elastomer)とは、常温でゴム弾性を示す高分子材料であり、弾性的(Elastic)なポリマー(Polymer)の造語である。高分子材料はポリマー分子の集合体である。エラストマーの弾性特性の本質はエントロピー弾性であり、分子の熱運動により統計的に決まるポリマーの配位になるまで収縮することで生じる。また、エラストマーは引張負荷に対して、(1)ポリマーが負荷方向へと配向、(2)ポリマーの伸び切り、という2段階の変形挙動を示すため、応力 - ひずみの関係は非線形となる。図 4.1 に、ANSYS Workbench 19.1 に付属されている、典型的なエラストマーの引張負荷に対する応力 - ひずみの関係を示す。縦軸は公称応力[MPa]、横軸は公称ひずみ[-]である。

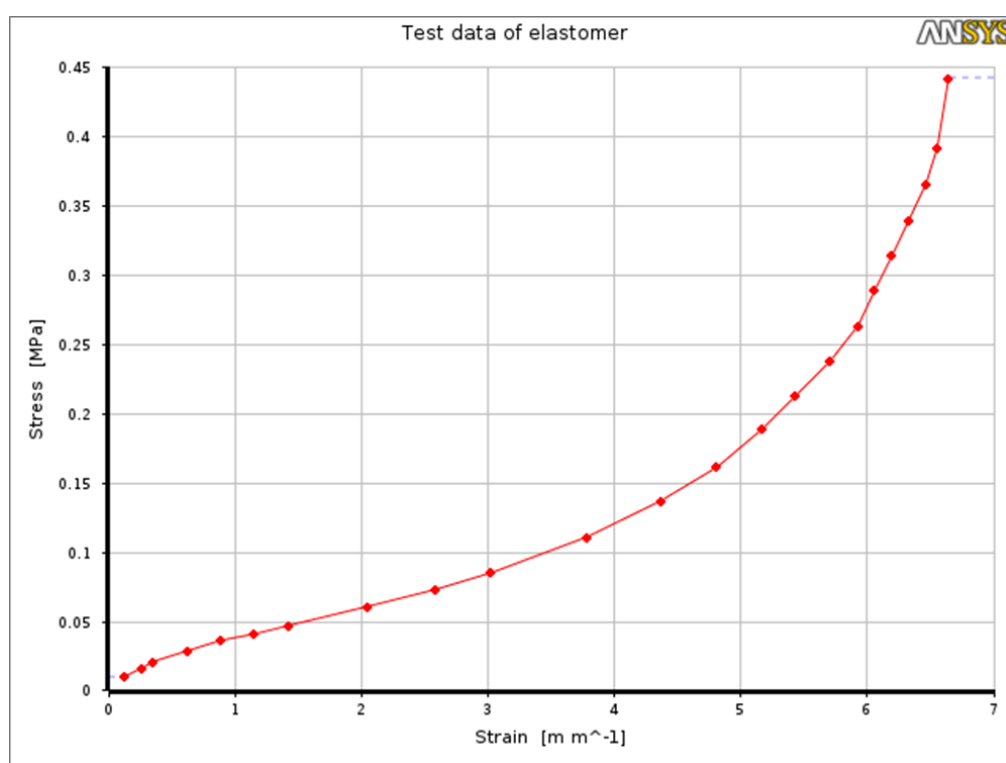


Fig.4.1 The relationship between stress and strain of elastomer under tensile load

4.1.1 ひずみエネルギー密度関数^{[27][28]}

エラストマーの弾性理論において、最も基礎的な Neo-Hookean 則の導出過程を概説する。

エラストマーの変形と外力および温度の関係は、Helmholtz の自由エネルギーより、変形による内部エネルギーの変化はないと仮定すれば

$$W = -T\Delta S \quad \text{Eq.4-1}$$

となる。エントロピー S は、ボルツマン定数 $k=1.38 \times 10^{-23} [\text{N} \cdot \text{m} \cdot \text{K}^{-1}]$ と確率関数 P を用いて、次の Boltzmann の関係式で表される。

$$S = k \log P \quad \text{Eq.4-2}$$

ポリマーのエントロピーを考えると、分子全体の平均的な形状、つまりポリマーが空間的にどの程度の広がりを持つかが重要である。このとき、空間的な広がりを表す尺度として、ポリマーの両末端間ベクトルの2乗平均 $\overline{r^2}$ を用いる。そこで、確率関数 P として、ポリマーの両端長さが取り得る確率を導出する。

まず、1本のポリマーが取り得る平均長さ r を求める。長さ l 、分子数 n 個のモノマーにより構成されるポリマーの長さ r はベクトル表示すれば、

$$r = \sum_{i=1}^n l_i \quad \text{Eq.4-3}$$

となる。これよりモノマーの長さはすべて l なので、 i 番目と j 番目の結合角度を θ_{ij} とすれば、2乗長さは

$$\begin{aligned} r^2 = r \cdot r &= (l_1 + l_2 + \dots + l_n) \cdot (l_1 + l_2 + \dots + l_n) \\ &= (l_1 \cdot l_1 + l_2 \cdot l_2 + \dots + l_n \cdot l_n) + 2(l_1 \cdot l_2 + l_1 \cdot l_3 + \dots + l_n \cdot l_{n-1}) \\ &= nl^2 + 2l^2(\cos \theta_{1,2} + \cos \theta_{1,3} + \dots + \cos \theta_{n,n-1}) \end{aligned} \quad \text{Eq.4-4}$$

となる。分子数 n が十分大きいとき、 N 本のポリマーの平均2乗長さは

$$\begin{aligned}
 \overline{r^2} &= \frac{1}{N} \sum^N [nl^2 + 2l^2(\cos \theta_{1,2} + \cos \theta_{1,3} + \cdots + \cos \theta_{n,n-1})] \\
 &= nl^2 + \frac{2l^2}{N} \sum^N (\cos \theta_{1,2} + \cos \theta_{1,3} + \cdots + \cos \theta_{n,n-1}) \\
 &\simeq nl^2
 \end{aligned}
 \tag{Eq.4-5}$$

となる．ここで，1次元に広がるポリマーの末端間長さについて考える．取り得る値が Gauss 分布に従うと仮定すると，

$$\begin{aligned}
 P(x) &= \frac{1}{\sqrt{2\pi\overline{r^2}}} \exp\left(-\frac{x^2}{2\overline{r^2}}\right) \\
 &= \frac{1}{\sqrt{2\pi nl^2}} \exp\left(-\frac{x^2}{2nl^2}\right)
 \end{aligned}
 \tag{Eq.4-6}$$

となる． $x \sim x+dx$ の範囲に存在する確率は， dx をかけることで得られるため，

$$P(x)dx = \frac{1}{\sqrt{2\pi nl^2}} \exp\left(-\frac{x^2}{2nl^2}\right) dx
 \tag{Eq.4-7}$$

となる．次に，3次元に広がるポリマーの確率密度関数に拡張する．ポリマーの一端が原点に固定されており，もう一端が微小体積(dx_1, dx_2, dx_3)の中に存在するときの確率密度関数を導出する．このとき， $r^2 = x_1^2 + x_2^2 + x_3^2$ より， $x_1 = x_2 = x_3$ とすると， $x_1 = x_2 = x_3 = \frac{r}{\sqrt{3}}$ であるため，3軸方向の確率密度関数を掛け合わせると，

$$\begin{aligned}
 &p(x_1, x_2, x_3) dx_1 dx_2 dx_3 \\
 &= \frac{b}{\sqrt{\pi}} \exp(-b^2 x_1^2) dx_1 \times \frac{b}{\sqrt{\pi}} \exp(-b^2 x_2^2) dx_2 \times \frac{b}{\sqrt{\pi}} \exp(-b^2 x_3^2) dx_3 \\
 &= \frac{b^3}{\pi^{3/2}} \exp[-b^2(x_1^2 + x_2^2 + x_3^2)] dx_1 dx_2 dx_3 \\
 &= \frac{b^3}{\pi^{3/2}} \exp(-b^2 r^2) dx_1 dx_2 dx_3
 \end{aligned}
 \tag{Eq.4-8}$$

となる．なお， $\frac{3}{2nl^2} = b^2$ とした．

ここから、変形に対するエントロピーの寄与を考えていく。一本のポリマーの変形後のエントロピー s は変形後の座標 (x_1, x_2, x_3) を用いて、式 4-2 より

$$s = k \ln p(x_1, x_2, x_3) = k[\ln(\text{Constant}) - b^2 r^2] = C - k b^2 r^2 \quad \text{Eq.4-9}$$

となる。一方、変形前のエントロピー s_0 は変形前の座標 (X_1, X_2, X_3) を用いて、

$$s_0 = c - k b^2 r_0^2 = c - k b^2 (X_1^2 + X_2^2 + X_3^2) \quad \text{Eq.4-10}$$

となる。ここで、変形前 (X_1, X_2, X_3) と変形後 (x_1, x_2, x_3) の関係を伸長比で表すと、 $x_1 = \lambda_1 X_1$, $x_2 = \lambda_2 X_2$, $x_3 = \lambda_3 X_3$ であるため、式 4-9 は、

$$s = c - k b^2 r^2 = c - k b^2 (\lambda_1^2 X_1^2 + \lambda_2^2 X_2^2 + \lambda_3^2 X_3^2) \quad \text{Eq.4-11}$$

となる。したがって、変形によるエントロピーの変化量は以下ようになる。

$$\Delta s = s - s_0 = -k b^2 [(\lambda_1^2 - 1) X_1^2 + (\lambda_2^2 - 1) X_2^2 + (\lambda_3^2 - 1) X_3^2] \quad \text{Eq.4-12}$$

単位体積あたりに N 本の高分子鎖が存在するとき、平均的に伸長比 λ が同じとすると、単位体積当たりのエントロピーの変化 ΔS は、

$$\begin{aligned} \Delta S &= \sum^N \Delta s \\ &= -k b^2 [(\lambda_1^2 - 1) \sum^N X_1^2 + (\lambda_2^2 - 1) \sum^N X_2^2 + (\lambda_3^2 - 1) \sum^N X_3^2] \end{aligned} \quad \text{Eq.4-13}$$

となる。変形前のポリマーの平均長さを考慮すれば、 $\sum^N X_1^2 + \sum^N X_2^2 + \sum^N X_3^2 = \sum^N r_0^2$ であり、すべての軸方向成分が等しいとすれば、 $\sum^N X_1^2 = \sum^N X_2^2 = \sum^N X_3^2 = \frac{1}{3} \sum^N r_0^2$ と考えることができる。したがって式 4-13 は、

$$\Delta S = -k b^2 \frac{1}{3} \sum^N r_0^2 (\lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 - 3) \quad \text{Eq.4-14}$$

となる。 N 本の高分子鎖の長さの総計は、平均長さの N 倍と考えると、 $\sum^N r_0^2 = N \overline{r_0^2}$ であるため、 $\overline{r^2} = \frac{3}{2b^2}$ の関係から式 4-14 は、

$$\begin{aligned}\Delta S &= -\frac{1}{3}Nkb^2\overline{r_0^2}(\lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 - 3) \\ &= -\frac{1}{2}Nk(\lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 - 3)\end{aligned}\tag{Eq.4-15}$$

となる．これを $W = -T\Delta S$ に代入すれば,

$$W = \frac{1}{2}NkT(\lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 - 3)\tag{Eq.4-16}$$

が導出される．これが，ゴム弾性理論における最も単純な Neo-Hooke 則である．ここで，係数は材料のせん断弾性率 G と $G = NkT$ の関係を持つ．そのため Neo-Hooke 則は， $G/2 = C_{10}$ として伸長比とひずみ不変量の関係から，

$$W = C_{10}(I_1 - 3)\tag{Eq.4-17}$$

と表されることが多い．

以上のエラストマー弾性理論を基に，実験結果を精度良く近似するための関数が展開されてきた．その中の一つとして本件研究では，Yeoh モデルを用いて線維輪の数理モデル化を試みた．式 4-18 に Yeoh モデルのひずみエネルギー密度関数を示す．

$$W = \sum_{i=1}^3 C_{i0}(I_1 - 3)^i = C_{10}(I_1 - 3) + C_{20}(I_1 - 3)^2 + C_{30}(I_1 - 3)^3\tag{Eq.4-18}$$

4.1.2 ひずみエネルギー密度関数と応力 - ひずみ関係^{[27][28]}

図 4.2 に単位体積の立方体に均質なひずみが作用している状態を示す．1 軸方向の公称応力 F_1 に着目すると， $d\lambda_1$ の微小な仮想伸長を与えるために必要な仮想仕事は

$$dW = F_1 d\lambda_1 \quad \text{Eq.4-19}$$

となる．一方，単位体積当たりのひずみエネルギーは W であるので，一軸方向の勾配を用いて

$$dW = \frac{\partial W}{\partial \lambda_1} d\lambda_1 \quad \text{Eq.4-20}$$

と表すことができる．したがって，公称応力 F_1 は式 4-19，4-20 より

$$F_1 = \frac{\partial W}{\partial \lambda_1} \quad \text{Eq.4-21}$$

となる．同様に 2 軸，3 軸方向に対しても同じ関係が得られるため，以下のように一般化することができる．

$$F_i = \frac{\partial W}{\partial \lambda_i} \quad \text{Eq.4-22}$$

以上より，Yeoh モデルのひずみエネルギー密度関数の伸長比による微分に連鎖束を用いれば

$$\frac{\partial W}{\partial \lambda} = \frac{\partial W}{\partial I_1} \cdot \frac{\partial I_1}{\partial \lambda_1} \quad \text{Eq.4-23}$$

となる．式 4-18 の Yeoh モデルのひずみエネルギー密度関数を I_1 で微分すると

$$\frac{\partial W}{\partial I_1} = C_{10} + 2C_{20}(I_1 - 3) + 3C_{30}(I_1 - 3)^2 \quad \text{Eq.4-24}$$

となる．

以上の関係式を用いて、(a)単軸引張、(b)二軸均等引張、(c)純せん断の3つの変形モードにおける理論解を導出する。

(a)単軸引張

単軸引張状態での、応力と伸長比の関係はそれぞれ以下のようになる。

$$\begin{aligned} F_1 &= F, & F_2 &= F_3 = 0 \\ \lambda_1 &= \lambda, & \lambda_2 &= \lambda_3 = \frac{1}{\sqrt{\lambda}} \end{aligned} \quad \text{Eq.4-25}$$

よって Yeoh モデルの単軸引張における公称応力は、式 4-23, 4-24, 4-25 より

$$F = \frac{\partial W}{\partial \lambda} = \{C_{10} + 2C_{20}(I_1 - 3) + 3C_{30}(I_1 - 3)^2\}(2\lambda - \frac{2}{\lambda^2}) \quad \text{Eq.4-26}$$

という関係式によって与えられる。

(b)二軸均等引張

二軸均等引張状態での、応力と伸長比の関係はそれぞれ以下のようになる。

$$\begin{aligned} F_1 &= F_2 = F, & F_3 &= 0 \\ \lambda_1 &= \lambda_2 = \lambda, & \lambda_3 &= \frac{1}{\lambda^2} \end{aligned} \quad \text{Eq.4-27}$$

ここで W には1軸方向と2軸方向の能動的な変形がなされていることに注意すれば、公称応力は

$$F = \frac{1}{2} \frac{\partial W}{\partial \lambda} \quad \text{Eq.4-28}$$

となる。よって Yeoh モデルの二軸均等引張における公称応力は、式 4-23, 4-24, 4-27, 4-28 より

$$F = \frac{1}{2} \frac{\partial W}{\partial \lambda} = \{C_{10} + 2C_{20}(I_1 - 3) + 3C_{30}(I_1 - 3)^2\}(2\lambda - \frac{2}{\lambda^5}) \quad \text{Eq.4-29}$$

という関係式によって与えられる。

(c)純せん断

純せん断状態での、応力と伸長比の関係はそれぞれ以下のようなになる.

$$F_1 = F \quad , \quad F_3 = 0$$

$$\lambda_1 = \lambda \quad , \quad \lambda_2 = 1 \quad , \quad \lambda_3 = \frac{1}{\lambda}$$
Eq.4-30

よって Yeoh モデルの純せん断における公称応力は、式 4-23, 4-24, 4-30 より

$$F = \frac{\partial W}{\partial \lambda} = \{C_{10} + 2C_{20}(I_1 - 3) + 3C_{30}(I_1 - 3)^2\}(2\lambda - \frac{2}{\lambda^3})$$
Eq.4-31

という関係式によって与えられる.

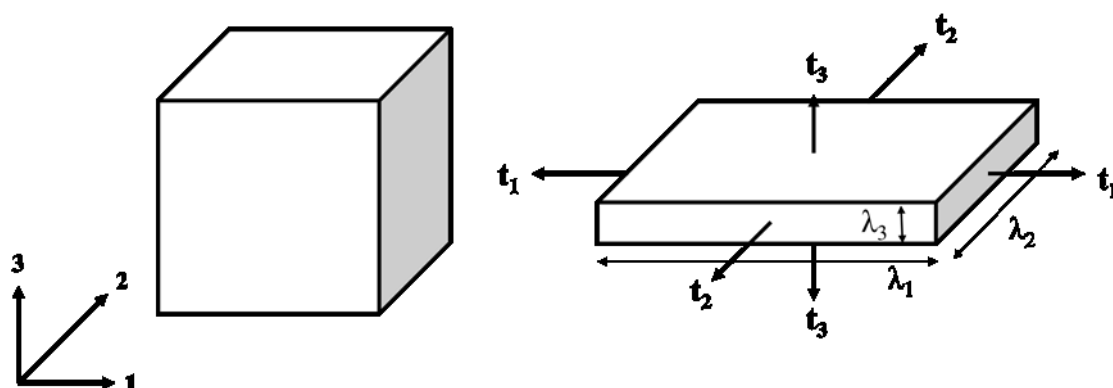


Fig.4.2 Uniform strain acting on a unit volume cube

4.2 線維輪の非線形な数理モデル

線維輪の材料として超弾性体の Yeoh モデルを用いて数理モデル化を試みた。ただし、Yeoh モデルを数理モデルとして組み込むためには、単軸引張試験データが必要であった。そこで、非線形な線維輪のモデルを構築するために、同様の試験体（図 3.1 参照）に対して単軸引張試験を行った。

4.2.1 単軸引張試験

4.2.1.1 実験方法

試験体に対して脊椎強度測定用 6 軸材料試験機を用い、単軸引張試験を行った。単軸引張試験において、試験体に対して脊椎の粘弾性特性を考慮し、Z 軸正方向（図 3.7 参照）へクロスヘッド速度 0.005[mm/sec]にて 2[mm]の変位に達するまで連続的に 2 回負荷した。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[Hz]にて記録した。また、純粋な引張を行うために自由度は 1 自由度とした。図 4.3 に Z 軸正方向への引張試験における拘束条件を示す。

4.2.1.2 実験結果

図 4.4 に単軸引張試験より得られた負荷 - 変位の関係を示す。縦軸は引張負荷[N]、横軸は変位[mm]である。本実験では、引張試験を 2 往復計測しているが、粘弾性の影響が少ないと考えられる 2 往復目の結果のみを記載した。同図に示すように、非線形な負荷 - 変位の関係が得られた。ここで、髄核はゲル状の物質であり、単軸引張負荷に対して抵抗力はほとんど示さないことが考えられる。そのため、同図に示す変形挙動は線維輪の機械的特性であると言える。

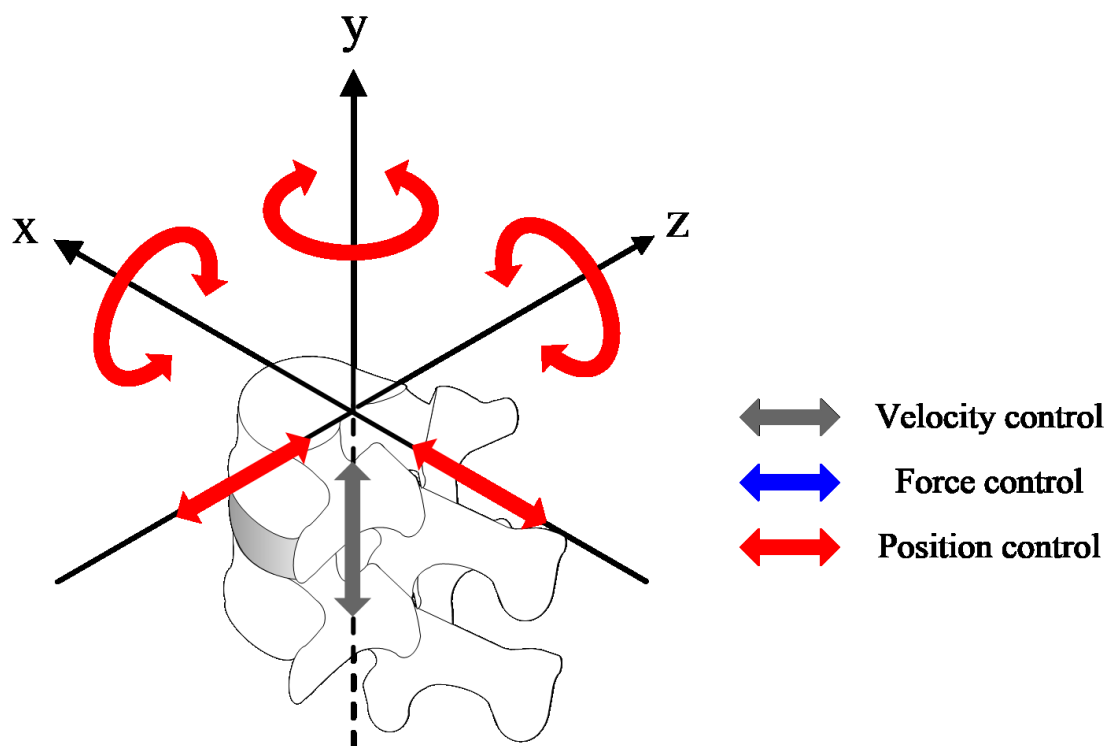


Fig.4.3 Restraint condition in uniaxial tensile test

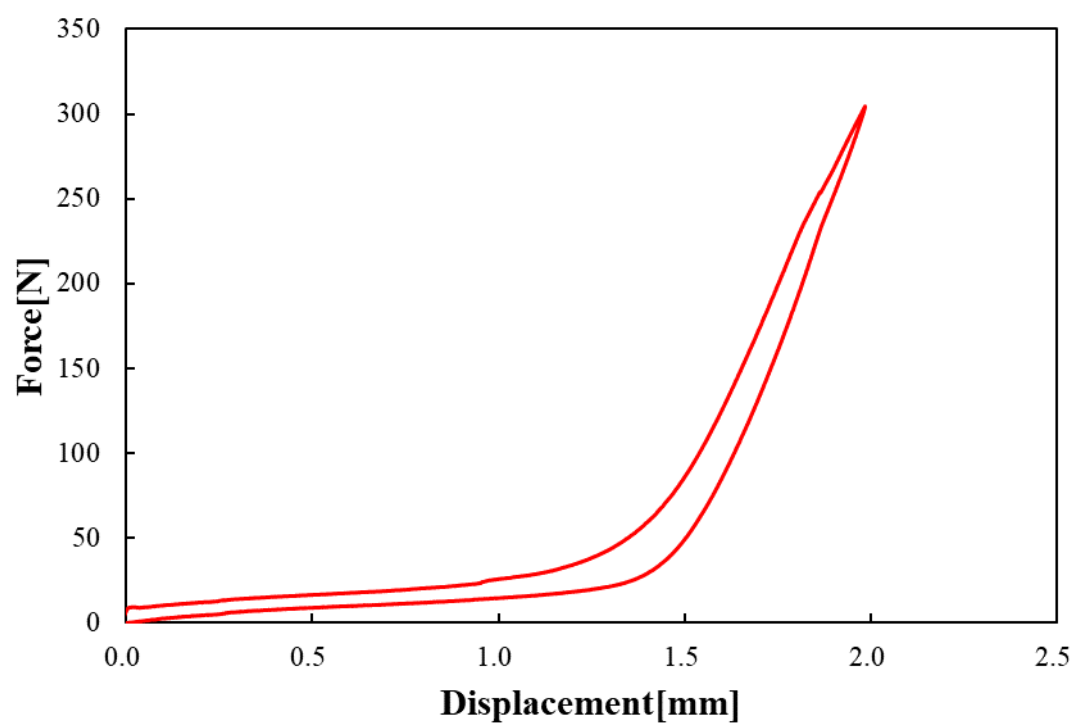


Fig.4.4 The relationship between force and displacement obtained from uniaxial tensile test

4.2.2 数理モデル

単軸引張試験より得られた負荷 - 変位の関係を基に応力 - ひずみの関係を算出し、Yeoh モデルを線維輪の材料として組み込むための単軸引張試験データとした。図 4.5 に算出された公称応力 - 公称ひずみの関係を示す。縦軸は公称応力[MPa]、横軸は公称ひずみ[-]である。なお、試験体の形状に関する正確な計測は行っていないため、線維輪の有限要素モデルにおける断面積および椎間板高さを用い、応力 - ひずみの関係を算出した。また粘弾性の影響を無視すると、応力 - ひずみの関係において負荷時と除荷時で同じ軌跡を辿ることが想定される。そのため同図に示すように、プロットした応力 - ひずみの関係を線維輪の引張特性として用い、Yeoh モデルのひずみエネルギー密度関数にてフィッティングさせることにより材料パラメータを同定した。図 4.6 に線維輪の数理モデルとして用いた応力とひずみの関係を示す。縦軸は公称応力[MPa]、横軸は公称ひずみ[-]である。

表 4.1 に解析に用いた各構成要素の材料パラメータを示す。椎体と髄核には前章と同様の材料パラメータを用いた。また、線維輪には Yeoh モデルのフィッティングにより得られた材料パラメータを示した。構築した数理モデルに対して 3 章の解析条件と同様に、脊椎の前屈曲げ試験を模擬した解析を行った。

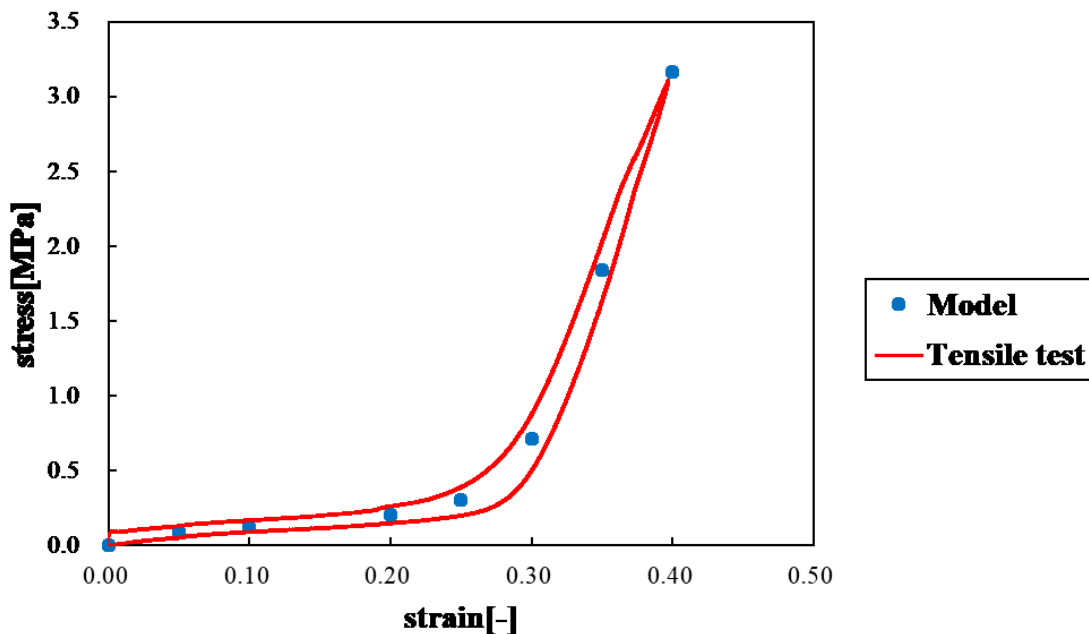


Fig.4.5 The relationship between nominal stress and nominal strain obtained from uniaxial tensile test

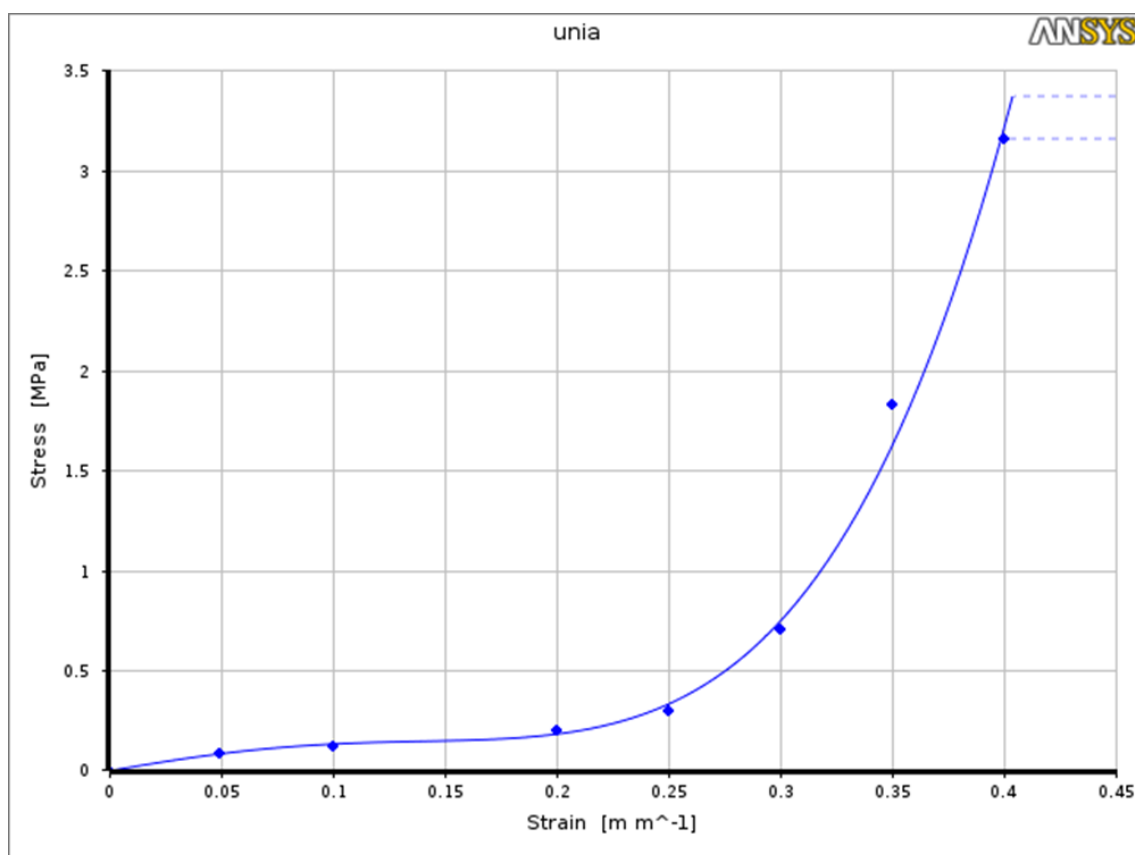


Fig.4.6 The relationship between stress and strain used as mathematical model of annulus fibrosus

Table.4.1 Material properties used for this analysis

Component	Material model	Material parameters
Vertebral body	Linearly elastic	$E=1.20 \text{ GPa}$ $\nu=0.30$
Nucleus pulposus	Linearly elastic	$E=1.00 \times 10^{-3} \text{ GPa}$ $\nu=0.49$
Annulus fibrosus	Hyperelastic (Yeoh)	$C_{10}=0.32 \times 10^{-3} \text{ GPa}$ $C_{20}=-1.63 \times 10^{-3} \text{ GPa}$ $C_{30}=6.07 \times 10^{-3} \text{ GPa}$

4.3 解析結果と実験値の比較

図4.7に超弾性体を用いた解析および実験より得られたトルク - 回転角度の関係を示す。縦軸はトルク[N・m]，横軸は回転角度[deg.]である。同図に示すように，線維輪の材料として超弾性体を用いた解析により，脊椎の曲げ運動におけるNZとEZが認められた。また，ROMの数値においても，解析結果が15.2[deg.]であったのに対し，実験値は14.6[deg.]とほぼ同等の結果となっていることが分かった。

これは，線維輪がコラーゲン線維束から構成される高分子材料であるため，同じ高分子材料である超弾性体を用いることで，類似した変形挙動が再現されたと考えられる。また，過去にウシ椎間板から剥離した線維輪層板に対する引張試験^[29]が報告されており，そこには線維輪の数理モデルに類似した非線形な応力と伸び率の関係が示されていた。つまり，非線形な線維輪の変形挙動はすべての脊椎動物に共通の特性であることが考えられる。

以上より，椎間板に対する単軸引張試験から得られた応力 - ひずみの関係を基に，超弾性体を用いて線維輪の数理モデルを構築することにより，脊椎の非線形な変形挙動を再現できることが示された。

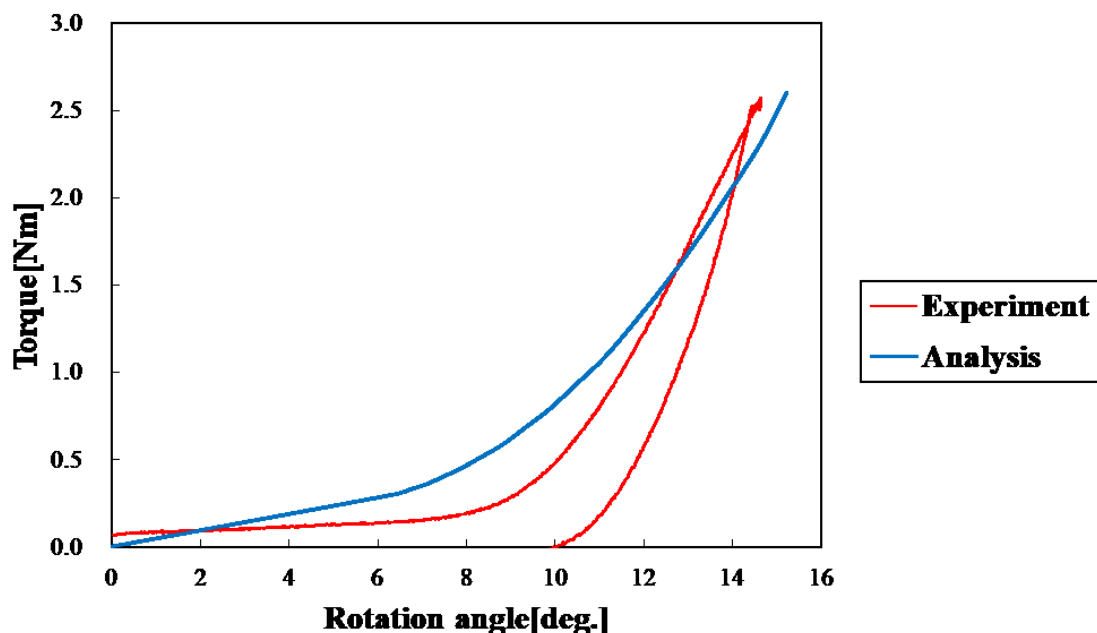


Fig.4.7 The relationship between torque and rotation angle obtained from analysis and experiment

5 章 脊椎固定術を対象とした解析

本章では，構築した脊椎の数理モデルの妥当性を検討するために，脊椎固定術を模擬した解析を実験値と比較した．また，数値解析を用いた活用例として，PS 固定術に椎体間 cage を併用した解析を行った．

5.1 PS 固定モデルに対する圧縮解析

5.1.1 解析モデル

解析対象は，脊椎を模擬した解析モデル（図 3.2 参照）を基に，スクリューとロッドが一体となった固定具を後方から挿入したモデル 1（図 5.1 参照），モデル 1 に対してロッドと椎体の距離を狭くしたモデル 2（図 5.2 参照），モデル 1 に対して固定具の挿入角度を変えたモデル 3（図 5.3 参照）をそれぞれ作成した．なお，固定具と椎体は互いの節点を共有し，物体間の挙動は完全固着とした．固定具の材料には，ヤング率 96 [GPa]，ポアソン比 0.36 のチタン合金を使用した．以上より作製した 3 つの脊椎固定モデルの椎体上面に対して，700 [N]の単軸圧縮荷重を負荷した解析を行った．本解析では，ロッドの①後方②中間③前方部分の垂直ひずみおよび④椎間板側方部の垂直応力（図 5.1 参照）を出力し，実験値との比較を行った．

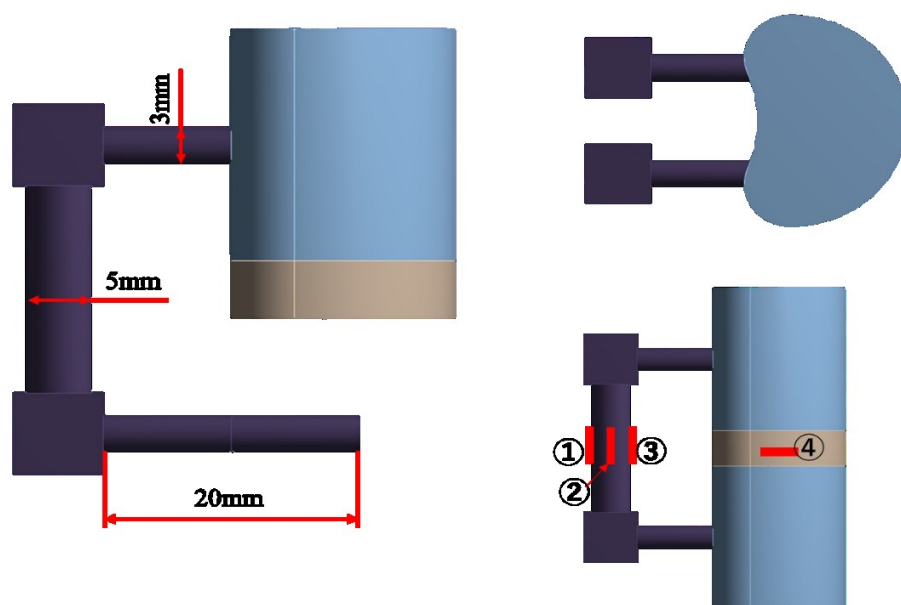


Fig.5.1 Model 1 with spinal fusion

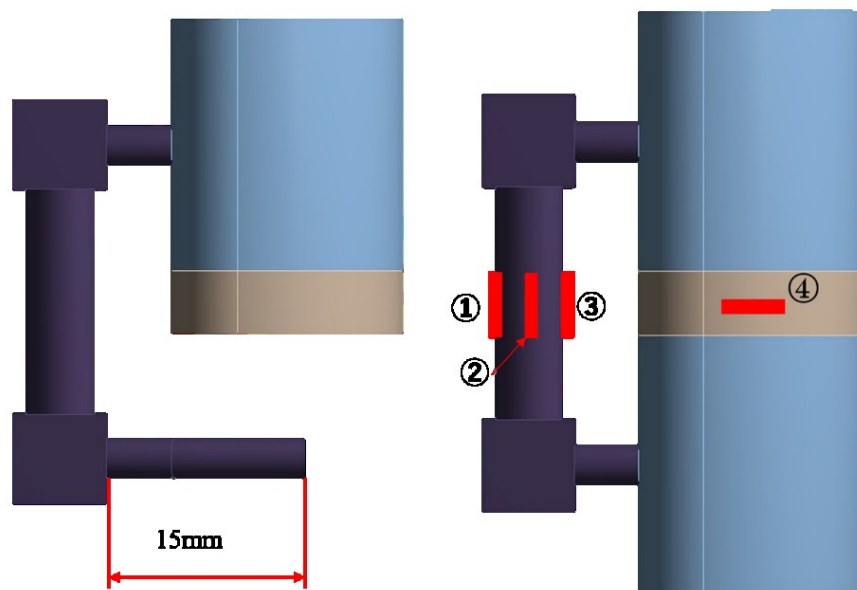


Fig.5.2 Model 2 with reduced distance between rod and vertebral body

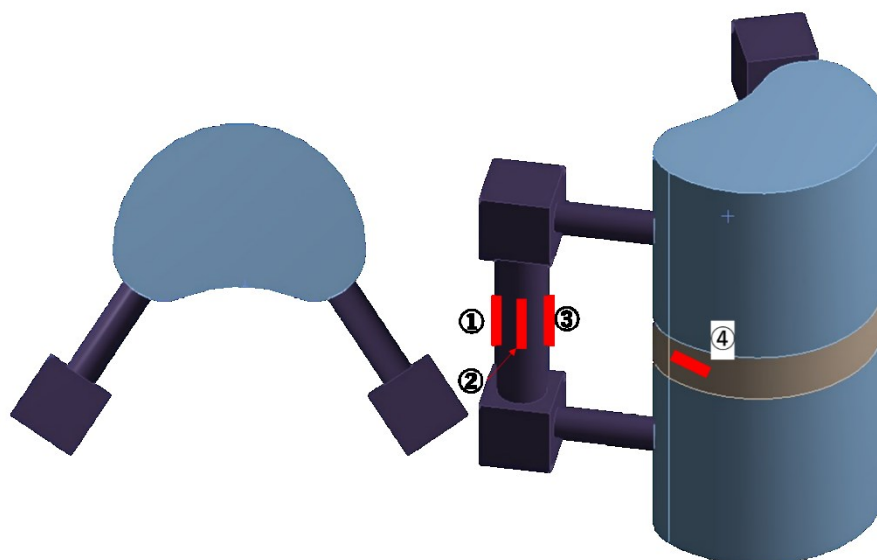
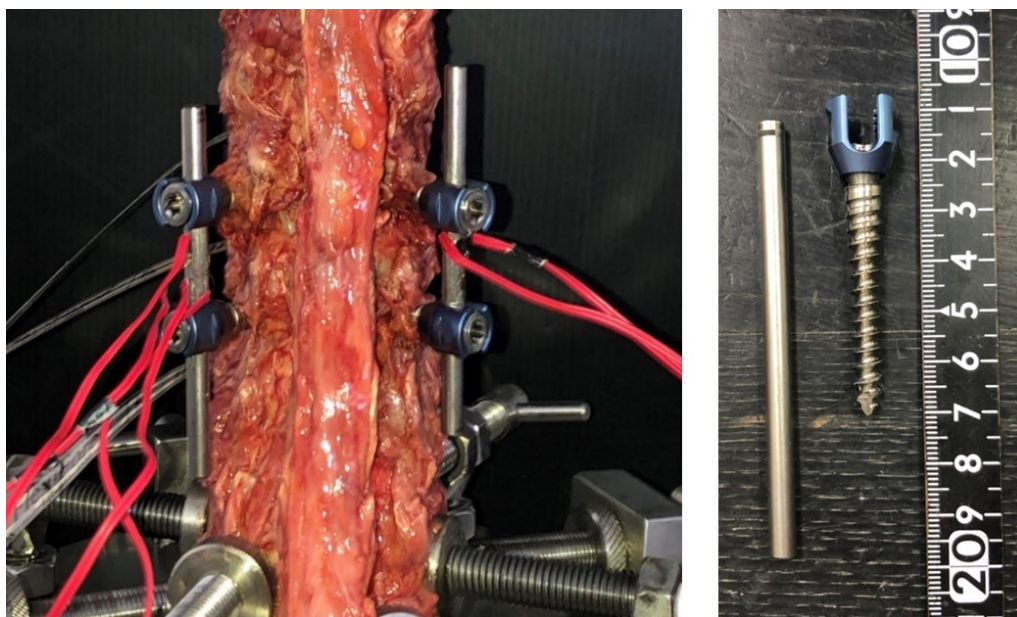


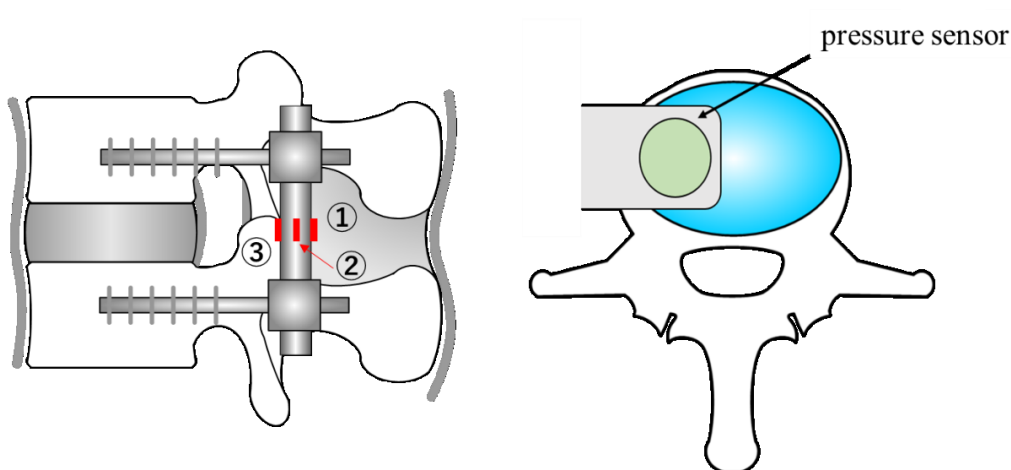
Fig.5.3 Model 3 with a screw inserted obliquely to the vertebral body

5.1.2 比較対象とする実験

試験体には、コンケン大学（Thailand）の協力のもと、ヒト屍体腰椎 L1-L5 を4体用いた。試験体の L3-L4 間に対して PS 固定術を施し、700 [N]の圧縮荷重を負荷した。なお、本実験で用いたスクリューのねじ部の長さは約 45[mm], 外径は約 3[mm]であった。また、ロッドの外形は約 5[mm]であった（図 5.4 参照）。このとき、ロッドの①後方②中間③前方部分に貼付したひずみゲージによりロッドのひずみを計測し、L3-L4 間の椎間板に側方部から挿入した圧力センサ（図 5.4 参照）により内圧の計測を行った。



(a) Specimen



(b) Schematic

Fig.5.4 Experimental models

5.1.3 解析結果と実験値の比較

図 5.5 に解析と対応する 4 体の実験により得られたロッドのひずみを示し、図 5.6 に解析により得られた椎間板に加わる圧縮荷重を示す。同図より、すべての解析結果においてロッドの後方は引張、ロッドの中間および前方は圧縮を受けているような傾向が認められた。これは、脊椎に負荷した圧縮荷重により、ロッドには純粋な圧縮荷重に加え偏心荷重による曲げ（図 5.7 参照）が加わるため、ロッドの後方は引張、前方には圧縮の応力が負荷されたと考えられる。また、ロッドの中間のひずみはおよそ一桁数値が小さくなっていることが分かった。これは、ロッドの中間付近は中立軸と考えることができ、曲げによる負荷は加わらず純粋な圧縮荷重のみ負荷されたためであると考えられる。以上のように、有限要素法を用いた解析において、ロッドに加わる負担が正しく表現できることが示された。また、実験値においても、定性的に解析結果と同様の傾向を示していることが分かった。したがって、本解析により得られた解析結果は妥当であり、至適な固定具に関する相対的な評価に活用できることが示された。

そこで、モデル 2 をモデル 1 と比較すると、スクリューの挿入量の増加に伴い、ロッドの前方と後方のひずみは共に減少していることが分かった。また、椎間板に加わる圧縮荷重も減少していることが分かった。したがって、ロッドと椎体の間の距離を狭くすることにより、ロッドと椎間板の負担を軽減できることが示唆された。

次に、モデル 3 をモデル 1 と比較すると、スクリューの挿入角度の違いにおいて、解析結果にほとんど差が認められないことが分かった。したがって、スクリューの挿入角度を変更することは、ロッドのひずみに影響を与えないため、手術時に患者の椎弓根に合わせた至適な角度で挿入しても問題ないと言える。

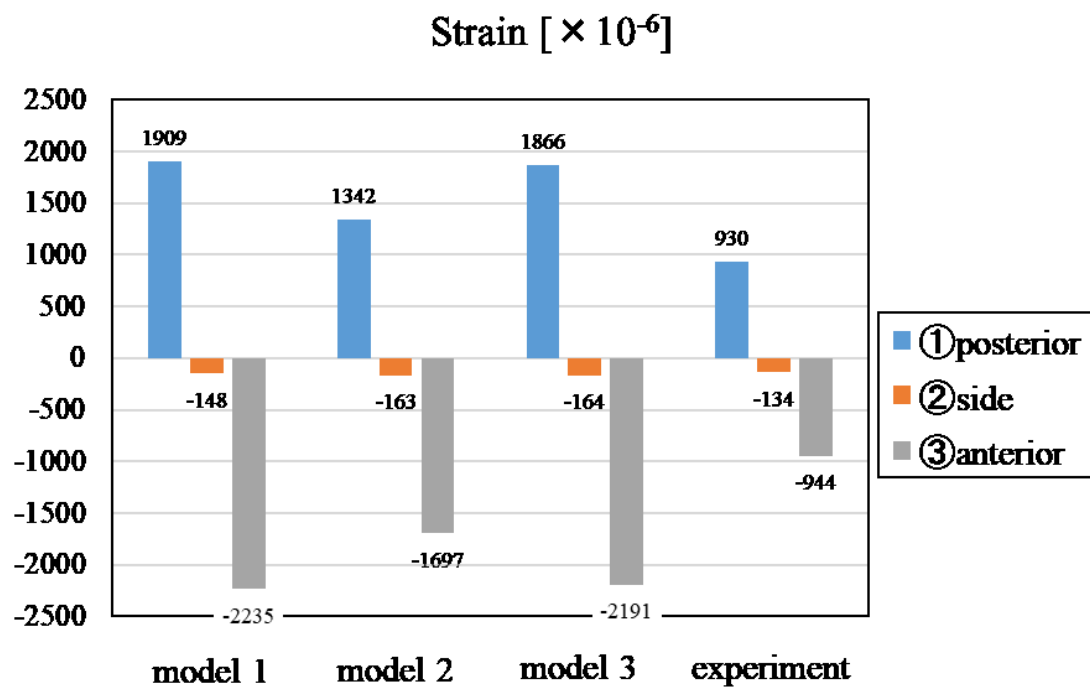


Fig.5.5 Strain of the rod on analysis and experiment

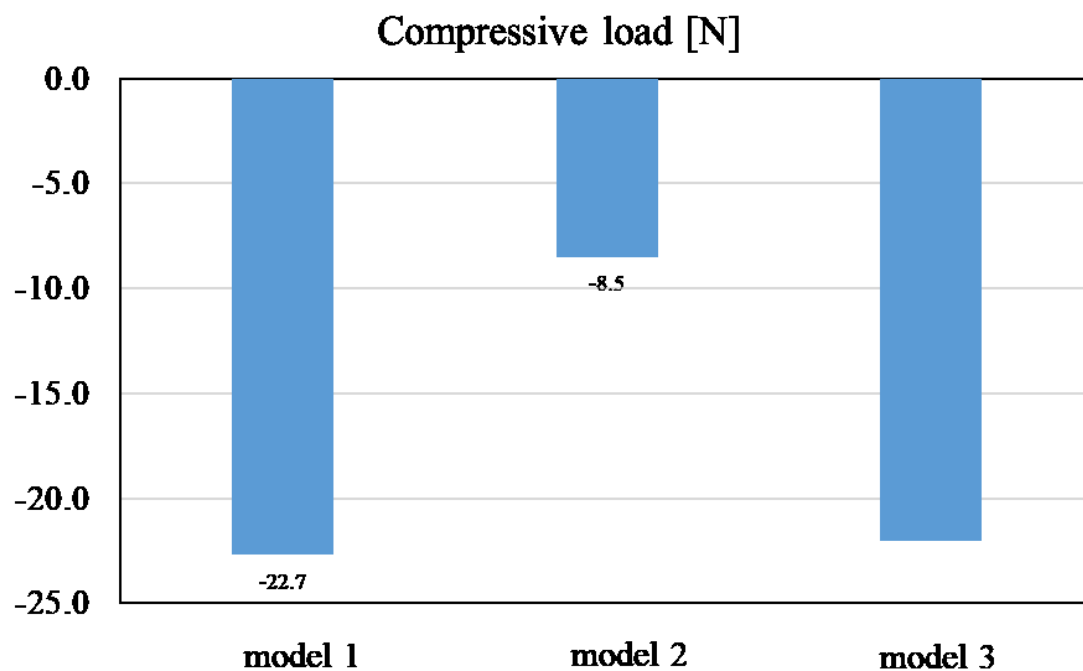


Fig.5.6 Compressive load on the intervertebral disc

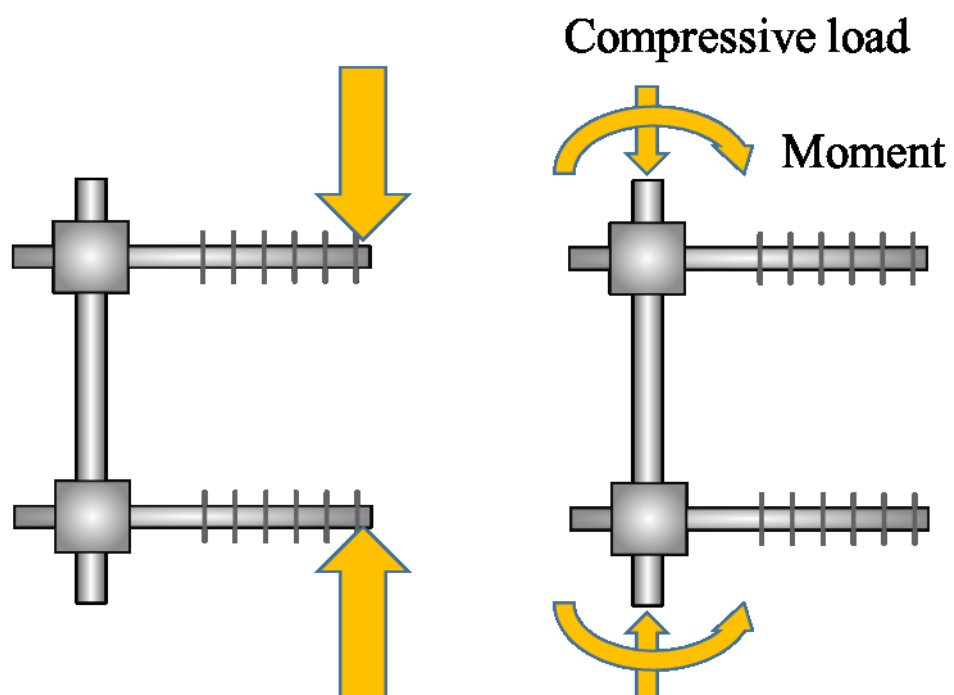


Fig.5.7 Moment applied to rod by eccentric load

5.2 椎体間 cage を併用した解析

解析対象は、モデル 1 (図 5.1 参照) に対して、4[mm]の cage を構成したモデル (図 5.6(a)参照)、5[mm]の cage を構成したモデル (図 5.6(b)参照) とした。cage の材料には、固定具の材料と同様にチタン合金を用いた。作製した 2 つの cage モデルの椎体上面に対して、700[N]の単軸圧縮荷重を負荷した解析を行った。表 5.2 に解析より得られたロッドの垂直ひずみおよび cage に加わる垂直応力をそれぞれ示す。

同表より 4[mm]の cage、5[mm]の cage どちらを用いたモデルにおいても、ロッドのひずみは大きく減少していることが分かった。また、4[mm]の cage より 5[mm]の cage を用いた方が、ロッドのひずみを減少させることが分かった。したがって、PS 固定術に椎間板と同じ高さの cage を併用することで、ロッドの負担をより軽減させることが期待できる。

PS 固定術に椎体間 cage を併用した際の固定性の評価に関して、過去の実験的研究により報告されていた^[30]。しかしながら、そこではロッドのひずみや cage に加わる応力などの評価は行われていない。このように、数値解析では、実験では困難な応力やひずみの解析が容易に行なえる。そのため、臨床的に行われている手術手技に関する実験と相互に補完することで、より詳細な解析が可能であることが示された。

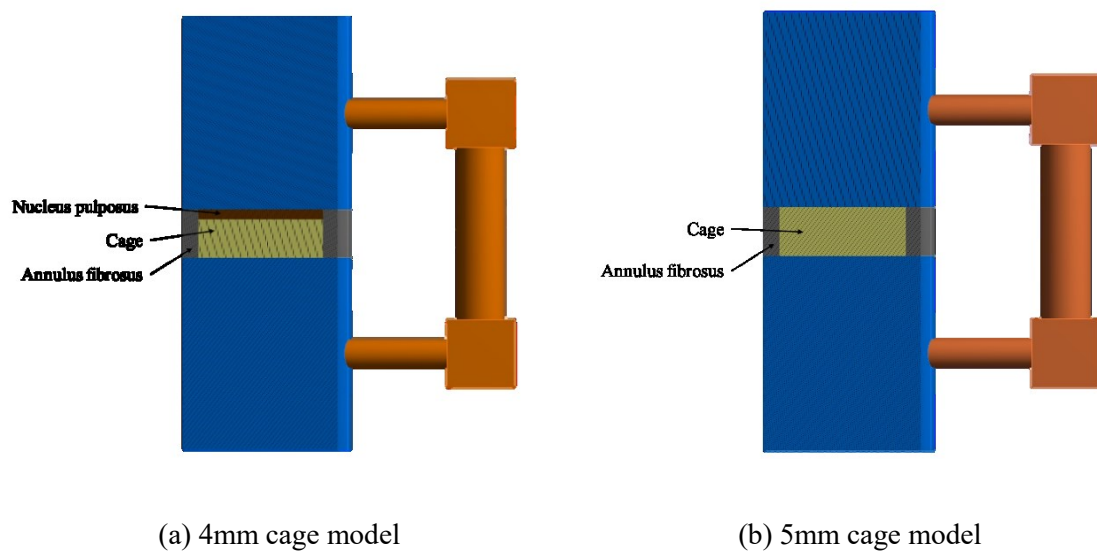


Fig.5.8 Models combining cage with PS fusion

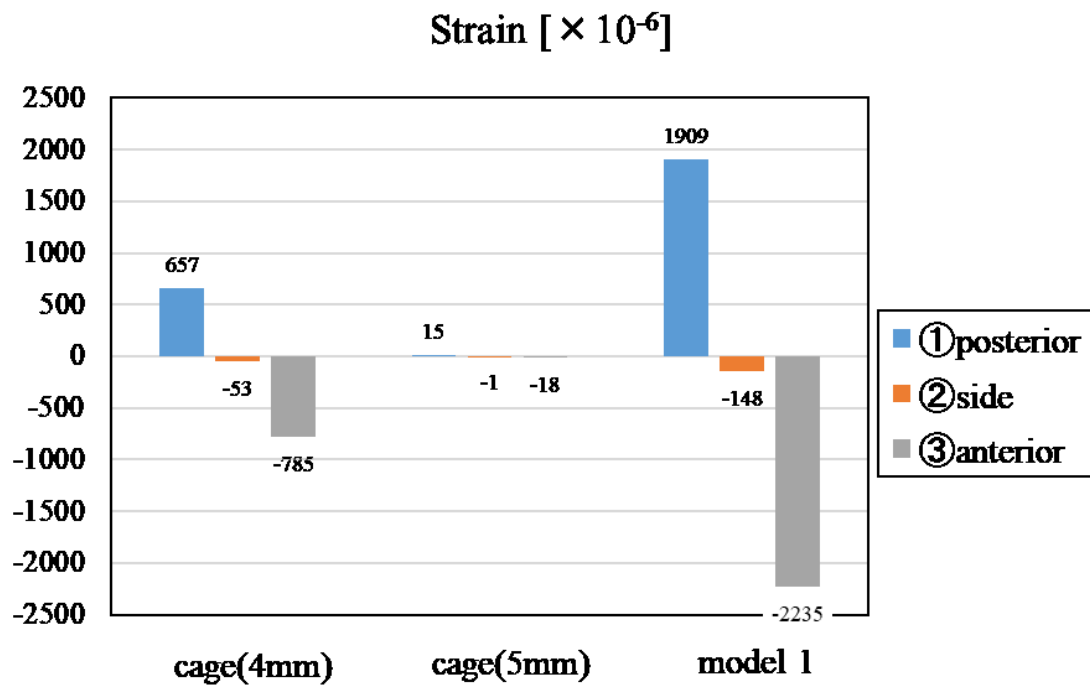


Fig.5.9 Strain of the rod on analysis used cage

6章 結言

本研究では、数値解析の一つである有限要素法を用いて脊椎の運動を力学的に評価することを目的に、実験結果から得られたトルク - 回転角度の関係を基に線維輪の数理モデル構築を試みた。さらに、脊椎固定術を模擬した解析を行うことで、構築した数理モデルの有用性を検討した。以下に得られた知見を示す。

シカ屍体腰椎を想定した寸法の椎体、線維輪および髄核にて構成した有限要素モデルに対して前屈試験を模擬した解析を行い、対応する実験結果と比較した。線維輪の材料として等方線形弾性体を用いた解析では、トルク - 回転角度の関係は線形となることが分かった。一方、実験では NZ と EZ を有する非線形なトルク - 回転角度の関係が得られた。よって、線維輪の材料として線形材料を用いた解析では、脊椎の非線形な変形挙動を再現できないことが分かった。そこで、非線形なモデルを構築するために、線維輪の材料として非線形な機械的特性を有する超弾性体を導入した。超弾性体を用いるためには単軸引張試験データが必要なため、同様の試験体に対して単軸引張試験を行い、数理モデルを構築した。その結果、NZ と EZ を有する非線形なトルク - 回転角度の関係が得られた。したがって、線維輪の材料として超弾性体を用いることで、非線形な脊椎運動を再現し得ることが分かった。

構築した脊椎の数理モデルの妥当性を検討するために、PS 固定術を模擬した解析を行い、実験値との比較を行った。その結果、単軸圧縮を負荷した際のロッドのひずみおよび椎間板側方部の圧縮荷重において、定性的に同じ傾向を示した。よって、本解析により得られた結果は妥当であり、スクリューの挿入量や角度を変化させたときの相対的な評価に活用できることが示された。

また、PS 固定術に椎体間 cage を併用した解析を行った結果、椎間板高さと同じ高さの cage を併用することでロッドのひずみは大きく減少していることが分かった。したがって、PS 固定術に椎間板高さと同じ高さ cage を併用することで、ロッドに加わる負担を軽減できることが示された。このように、数値解析では、実験では困難な応力やひずみの解析が容易に行なえる。そのため、臨床的に行われている手術手技に関する実験と相互に補完することで、より詳細な解析が可能であることが示された。

以上より、本研究で構築した数理モデルを用いた解析を実験と相互に補完することで、脊椎治療の手術手技に関する事前検討に活用することが期待できる。

参考文献

-
- [1] 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.
 - [2] 浦口 雅隆: 脊椎運動における椎間板内圧に関する実験的研究, 三重大学大学院工学研究科修士論文 (未公刊), 2019.
 - [3] 田中 孝則: 三次元有限要素法による脊椎構成要素の応力解析, 三重大学大学院工学研究科修士論文 (未公刊), 2015.
 - [4] 吉岡 勇徳: 三次元有限要素法を用いた脊椎運動解析, 三重大学大学院工学研究科修士論文 (未公刊), 2016.
 - [5] 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.
 - [6] 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.
 - [7] White, A.A, and Panjabi, M.M : Clinical Biomechanics of the Spine. J.B.Lippincott, 22, 1978.
 - [8] 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.
 - [9] White, III.A.A, Panjabi, M.M.: Clinical Biomechanics of the Spine. 2nd edition, J.B.Lippincott, Philadelphia, 1-83, 1990.
 - [10] Nachemson, A.: Lumbar intradiscal pressure. Acta Orthop. Scand., Suppl. 43, 1-140, 1960.
 - [11] 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.
 - [12] 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.
 - [13] 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.
 - [14] King, A. I., Prasad, P., and Ewing, C. L.: Mechanism of spinal injury due to caudocephalad acceleration. Orthop. Clin. North Am., 6-19, 1975.
 - [15] 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.
 - [16] Miles, M., Sullivan, W. E.: Lateral bending at the lumbar and lumbosacral joints. Anat. Rec., 139: 387-398, 1961
 - [17] 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.

- [18] Virgin, W.J.: Experimental investigations into the physical properties of the intervertebral disc. *J. Bone Joint Surg.*, 33-B, 607-611, 1951.
- [19] Twomey, L.T., Taylor J.R.: Flexion creep deformation and hysteresis in the lumbar vertebral column. *Spine*, 7, 116-122, 1982.
- [20] 伊丹 康人, 西尾 篤人, 腰部脊柱管狭窄症 整形外科 MOOK No.41, 金原出版, pp.52-54, 1985.
- [21] Adams MA, Hutton WC. The effect of posture on the role of the apophyseal joints in resisting intervertebral compressive forces. *J Bone Joint Surg.* 62B: 358-362, 1980.
- [22] Atsushi Fujiwara, Kazuya Tamai, Minoru Yamato, et al. The relationship between facet joint osteoarthritis and disc degeneration of the lumbar spine: an MRI study, *European spine journal* 8, pp.396-401, 1999.
- [23] 大谷 清：骨折・外傷シリーズ 3, 脊椎の外傷 その 1. 南江堂, 1986.
- [24] 圓尾 宗司：腰椎分離・すべり症の後側方固定術. *MB Orthop* 11, 41-48, 1989.
- [25] Shikata, J., et al.: Posterior Instrumentation about Thoracic and Lumbar Growth. *Orthopedic Surgery MOOK Spinal Instrumentation*, No.60, 197-205, 1990.
- [26] 鳥取部 光司, 田島 直也, 他：三次元有限要素法による腰椎の応力解析, 整形外科と災害外科 43, (1)142-145, 1994.
- [27] 石川 覚志：ゴムの有限要素法の学び方！超弾性体の基礎理論と実践, 日刊工業新聞社, 2015.
- [28] 深堀 美英：設計のための高分子力学, 技報堂出版, 2000.
- [29] 田中 正夫, 竹林 泰弘：椎間板線維輪層板の引張特性, 臨床バイオ Vol.16, 1995, 169-172.
- [30] 藤本 貴大：脊椎の変形挙動に及ぼす椎体間ケージ高さの影響, 三重大学大学院工学研究科修士論文 (未公刊), 2019.

謝辞

本研究を遂行するにあたり、稲葉忠司教授には、本質的理解の助けとなるご指導・ご助言を何度もいただきました。吉川高正准教授には、厳しくも親心を感じさせるご指導を賜りました。馬場創太郎助教授には、学生と先生方の橋渡しのような、親身な助言を頂きました。本当に感謝しております。

この3年間、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石井病院 ASEAN 事業部の笠井裕一教授、三重大学医学部脊椎外科医用工学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地域社会連携センターの加藤貴也助教授には、文武両道ともにご指導を賜り、厚く御礼申し上げます。3年間本当にありがとうございました。

また、先代の脊椎チームの先輩である浦口さん、藤本さん、には多くの指導と研究の基礎を教えていただきました。心よりお礼申し上げます。また、失敗を繰り返しての実験や学会発表等を共に乗り越えてきた脊椎チームの仲間たちである林君、松岡君、SUI君、池田君、石川君、富永君に感謝いたします。

最後に、同期として3年間を共に過ごした、青木君、河野君、栗本君、中村君、柳谷君に心から感謝いたします。みなさんのおかげで充実した研究室生活を過ごせたと思います。

以上で謝辞とさせていただきます。

吉村 伸太朗