

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（第2報）

—試験機の改良とイノシシ腰椎を用いた実験—

藤原基芳^{*}，増田峰知^{*}，
西村伊代^{**}，正岡卓也^{**}，茂木万梨子^{**}，稲葉忠司^{**}

Development of 6-Axis Material Tester for Measuring Mechanical Spine Properties (2nd)

Motoyoshi FUJIWARA, Takanori MASUDA,
Iyo NISHIMURA, Takuya MASAOKA, Mariko MOGI and Tadashi INABA

Because mechanical spine properties having multiple degrees of freedom (DOF) are generally difficult to measure, we developed a parallel 6-axis material tester with hybrid position/force control. We give examples of 6-axis testing and results of material tests using polyurethane rubber and animal spines.

Key Words: Material Tester, Spine, 6-DOF, Parallel Mechanism, Force Control

1. はじめに

身体における脊椎の役割は、体幹の支持と椎間関節や筋肉を介した運動の伝達、および脊髄の保護であり、これらに対する機能障害は人体に大きな影響を及ぼす¹⁾。それゆえ、正常および損傷した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、不可欠である²⁾。

脊椎は、3つの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。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自由度すべての方向において、トルクおよび変位の制御が可能な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、我々は昨年度、直動型パラレルメカニズムを用い、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材料試験機を構築し、脊椎の力学的特性を計測した³⁾。しかし試験機の精度、分解能および動作領域が不十分であったことなど、脊椎の力学的試験を行う上で必要な条件が満たされていなかった。

本年度は、これらの点を改善し、新たに脊椎用6軸試験機を製作した。そして、試験機の精度について検証した。さらに、この試験機を用いて、正常、および種々の疾患・損傷をモデル化したイノシシ屍体腰椎における機能的脊椎単位(FSU: Functional Spinal Unit)に対して、多方向への曲げトルクを加え、これらの負荷に対する腰椎の変形挙動、および

* 金属研究室研究グループ

** 三重大学工学部

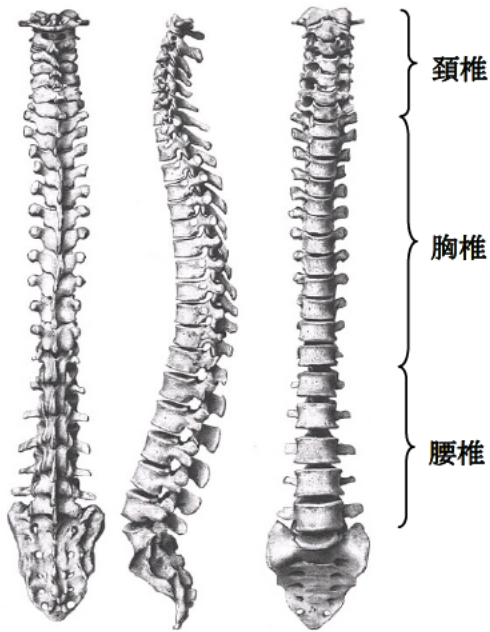


図 1 脊椎

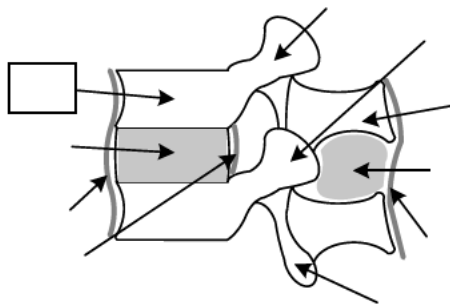
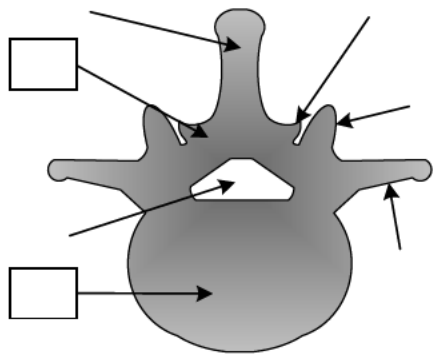


図 2 脊椎の構成要素

その NZ(Neutral Zone), ROM (Range of Motion) について調査した。また、イノシシ用に試作した小型のインプラントをイノシシの脊椎に装着して実験を行い、正常時との比較を行った。本報ではこれらについて報告す

る。

2. 脊椎のバイオメカニクス

2. 1 脊椎の構成要素

脊椎とは、24 個の椎骨と仙骨、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 (図 1)。

図 2 は脊椎の断面図と側面図を表し、その構成要素を示す。

2. 2 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 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 FSU とよぶ。

2. 3 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。

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、視野の妨げとなる靭帯や関節などの安定要素を、やむなく切除することによって生じる損傷である。

2. 4 脊椎のバイオメカニクス

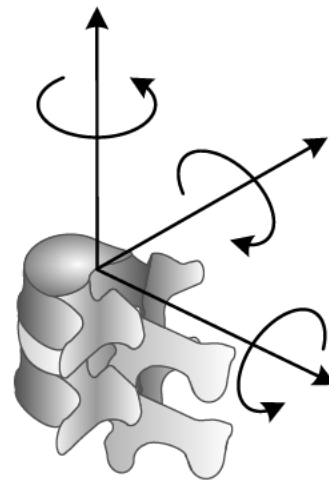


図 3 Right-hand orthogonal coordinate system

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Panjabi⁴⁾らによって提唱、導入されたものである(図3)。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



図4 脊椎強度測定用6軸試験機

ため、その自由度は6自由度となる。

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と呼んでいる¹⁾。

2. 4. 3 Viscoelasticity (粘弾性)

FSUを構成する靱帯や椎間板組織の多くは、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。

2. 4. 4 Neutral zone (NZ)

FSUにおける負荷0での変位の大きさをPanjabi⁵⁾らはNZと称した。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ROMである。

3. 6軸試験機の概要

3. 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/トルクと変位/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。本研究では6軸材料試験機として手先の等方性に優れたパラレルメカニズムを採用した。

本研究に用いた装置(図4)は、2本1組の直動型アクチュエータを120°対称に並行配置した垂直直動型パラレルメカニズムである。手先部には6軸力覚センサを備え、X・Y・Z軸方向の力とそれぞれの軸回りのトルクを検出できる構造となっている。

3. 2 制御手法

脊椎のメカニズムを解明するためには、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。そこで、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、指定方向には速度制御を用いた。

3. 3 改良点

昨年度の試験機^{3),6),7)}は、試験機自体と力覚センサの精度・分解能がともに低く、動作領域も脊椎の解析を行う上では不十分であったこと、一定速度という条件下で試験を行えなかったことなど、脊椎の力学的試験を行う上で必要な条件が満たされていなかった。

よって、本年度は昨年度の試験機より小型の試験機を製作した。これにより試験機の動作精度と分解能が向上した。また、力覚セン

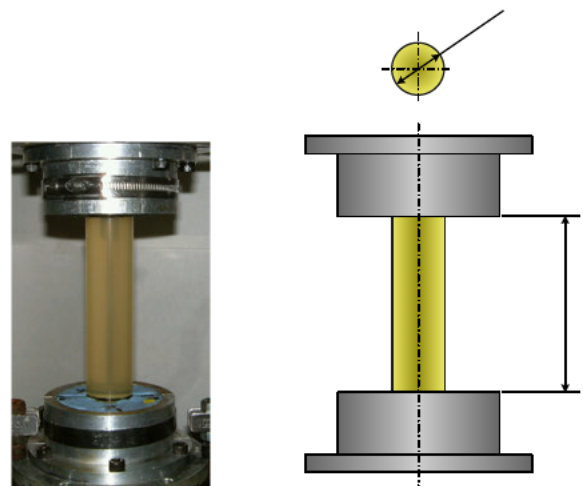


図5 精度検証実験に用いたウレタンゴム

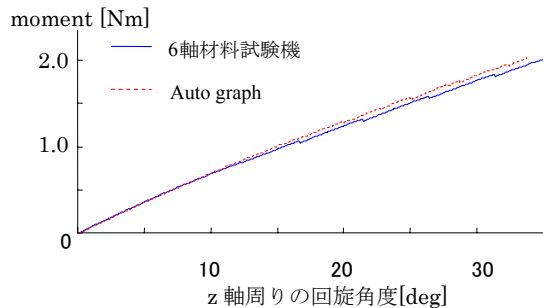


図 6 Autograph と 6 軸試験機の比較（z 軸周りの曲げトルクに対する回旋角度）

サも定格 800N のものから、脊椎試験に適し定格 65N のものに変更した。また、試験時に指定軸周りの角速度を指定してするようにして、一定の角速度で試験を出来るようにした。

3. 4 精度検証実験

脊椎の試験に先立って、本試験機の精度を検証するために島津製作所製複合負荷試験機 Autograph AG-G 型の計測値との比較を行った。試験体としてウレタンゴム（図 5）を使用した。図 6 に実験の一例を示す。実験の結果、水平方向の並進で最大 2% 程度、z 軸周りの回旋で最大 4% 程度の誤差があることがわかった。

この結果から、本試験機は脊椎用の試験機としては十分な精度があるとみなして以降の実験を進めた。

4. 実験概要

本研究では、6 自由度パラレルメカニズムを用い、イノシシ屍体腰椎の機能的脊椎単位に対して、多方向への曲げ試験を行い、その変形挙動および NZ, ROM 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 FSU である（図 2）。

脊椎の安定要素である椎間板、椎間関節、棘間・棘上靭帯等を残した状態を基本（正常モデル）とした。

損傷モデルは、第一段階として、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た椎間板損傷モデル、第二段階として棘間・棘上靭帯にはさみで切り込みを入れた靭帯損傷モデル、第三段階として両側の椎間関節を全切除した両関節損傷モデルとし、徐々に損傷の度合を大きくした。なお、それぞれのモデルは、椎間板ヘルニア等の疾患や、手術手技による損傷を想定したものである。

4. 2 座標軸の規定

本研究における座標軸は図 3 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 3 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。

4. 3 実験内容

本研究では、正常、および種々の疾患・損傷をモデル化したイノシシ屍体腰椎 FSU 5 体に対して、多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 NZ, ROM を調査した。以

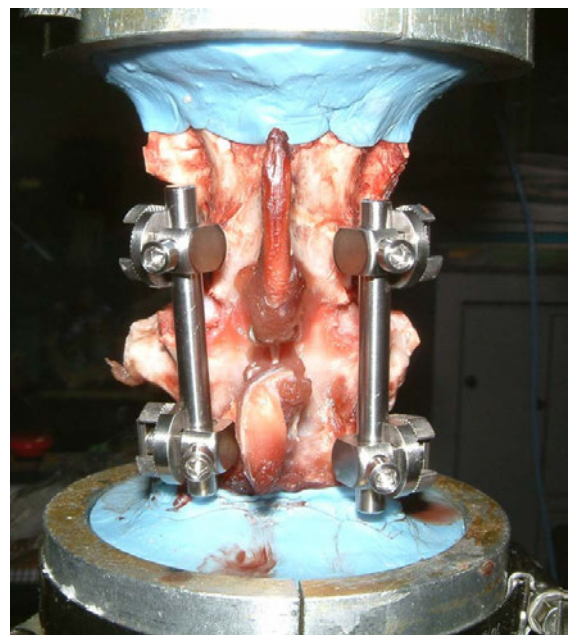


図 7 インプラントを装着したイノシシの脊椎

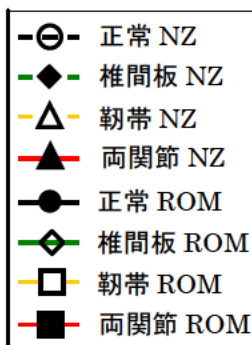
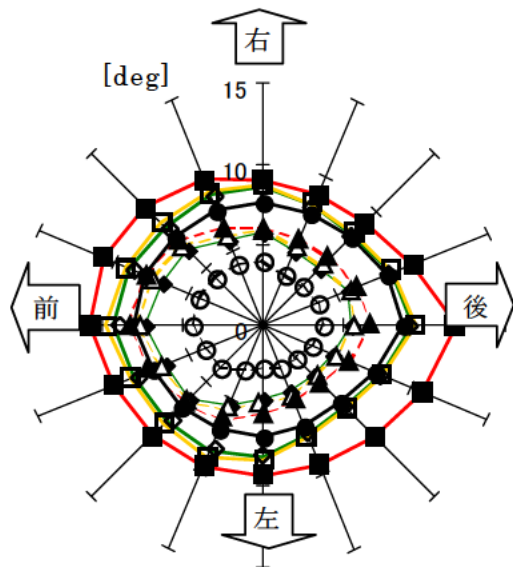


図 8 各方向の NZ と ROM

下にその詳細を述べる。

4. 3. 1 試験方法

正常モデルと損傷モデルに対して、前後左右方向への曲げ試験を行った。具体的には、X 軸を 0°とし、Z 軸を中心として 22.5°ずつ回転させた軸回りにそれぞれ-3~3[Nm]のトルク負荷を連続的に繰返し 3 回加えた (クロスヘッド速度 0.1[deg./s])。例えば、X 軸 (0°) 回りのトルク負荷であれば右側屈-左側屈を、Y 軸 (90°) 回りのトルク負荷であれば、前屈-後屈を 3 回繰返し行う曲げ運動のことを示す。そして、その際の上位椎体の変位/角変位と各軸に発生する力/トルクを計測し、コンピュータに記録した (サンプリング周期 1[Hz])。以下の図 7,8 は 3 回目のデータを用いた物である。

本報告では粘弾性の影響を排除するために低速(0.1deg/s)で試験を行った。

4. 3. 2 インプラント

損傷モデルに試作した小型のインプラント

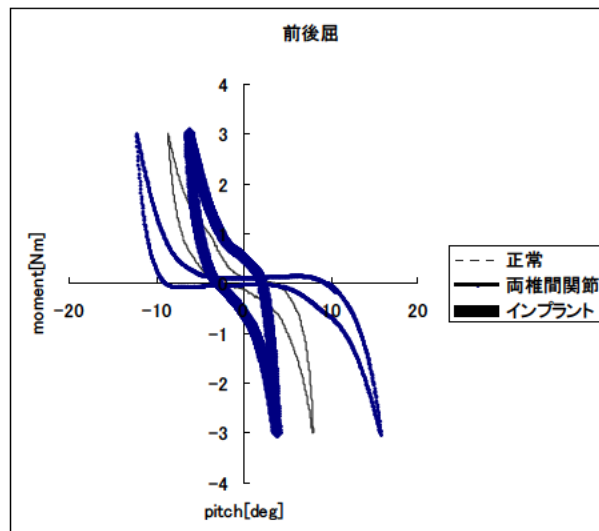


図 9 前後屈時の角度とモーメントの関係 (0.1deg/s)

を装着して正常モデルおよび損傷モデルとの比較を行った (図 7)。

実験方法は 4. 3. 1 と同様であるが、この実験は時間がかかるため前後左右方向のみとした。

5. 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 各モデルの NZ と ROM

図 8 は、各モデルを前後左右方向に曲げて NZ, ROM を各軸上にプロットし、NZ を点線, ROM を実線にて連結したグラフである。正常時においては、NZ, ROM が全方向に対してほぼ一様に分布していることが確認できる。NZ の変化に関して、正常と椎間板損傷を比較すると、椎間板損傷では全方向に 45~70%程度増加し、不安定性が大幅に増加していることが確認できる。しかし、椎間板損傷と靭帯損傷を比較すると、ほとんど変化がみられない。靭帯損傷と両関節損傷を比較すると、両関節損傷では後方において 20%程度の増加が確認できるが、正常から椎間板損傷への変化と比べると、その変化が小さいことがわかる。次に、ROM の変化に関して、正常と椎間板損傷では、特に前方、側方に対して 15~25%程度の増加がみられるが、後方への曲げに対しては、前方、側方に比べその変

化が小さいことが確認できる。椎間板損傷と靭帯損傷では、前方に 8%程度増加しているが、他の損傷時に比べるとかなり微小である。また、靭帯損傷と両関節損傷では、全方向に 10~25%程度増加するが、正常から椎間板損傷への変化に比べて、特に後方に増加しやすいということが確認できる。正常時を基準とした場合については、損傷の度合いが増え、両椎間関節の切除時まで至ると、その不安定性が全方向に対して、ほぼ一様に広がっていることがわかる。

5. 2 インプラント装着時

図 9 は各モデルとインプラント装着状態を前後屈させた時の角度とモーメントの関係である。正常→椎間板損傷→両関節損傷と損傷の度合いが増すほど ROM が広がるが、インプラントを装着すると ROM が正常時より小さくなった。他の動作においても同じ傾向が見られた。

装着の仕方により ROM が正常時より広くなったり狭くなったりすると考えられるが、今回の実験では正常時より狭くなった。したがってインプラントによる脊椎の補強は成功したと言える。ROM が広がった場合や狭くなった場合の日常生活への影響の評価や、適正な装着方法の検討については今後の課題である。

6. 結論

本研究では、昨年度の 6 軸材料試験機より動作精度と分解能を向上させた改良型の試験機を製作した。

この改良型の試験機を用いて、正常、および種々の疾患・損傷をモデル化したイノシシ屍体腰椎における機能的脊椎単位に対して、多方向への曲げトルクを加え、これらの負荷に対する腰椎の変形挙動、およびその NZ, ROM について調査した。その結果、次のことが確認された。

(1)変形挙動

前方、側方への曲げにおいて、微小負荷を維持しながら回転角度のみが増加する領域（微小負荷領域）が存在し、その後トルク→回転角度曲線の傾きに急激な変化がみ

られた。

損傷モデルに関して、椎間板に損傷を加えると、全方向において微小負荷領域が増大したのに対して、棘間・棘上靭帯を損傷させても、ほとんど変化がみられなかった。また、両椎間関節を損傷させると、特に後方への曲げに対して、微小負荷領域の顕著な増大がみられた。

(2)NZ, ROM

正常モデルにおける NZ, ROM は、全方向に対してほぼ一様に分布していた。ROM では、前方、側方への曲げにおいて大きな増加がみられた。また、棘間・棘上靭帯を損傷させても、NZ にほとんど変化はみられなかったが、ROM に関しては、前方への曲げにおいて、微小な変化がみられた。両椎間関節を切除すると、NZ ではあまり変化がみられないものの、ROM に関しては、特に後方への曲げにおいて顕著な増加がみられた。

以上より、今回使用した試験機は、脊椎の NZ, ROM を定量的に評価することが可能であり、損傷に伴うそれらの変化を解析することによって、脊椎の構成要素が有する個々の特性を解明できた。よって、本試験機が脊椎のバイオメカニクスを研究する際に有用であることを確認した。

また、インプラント装着時の ROM を計測し、正常時との ROM の変化を評価した。これにより、本試験機は、Spinal instrumentation の評価や開発にも応用できると考えられる。

参考文献

- 1) 鑑 邦芳ほか：“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. p23-36(1990)
- 2) 原利昭：“脊椎インスツルメンテーションとバイオメカニクス”.日本機械学会第 9 回バイオエンジニアリング講演会夏期セミナー講演論文集, 9-15,1998
- 3) 増田峰知ほか：“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, p41-46(2005)

- 4) Panjabi, M.M., et al.: “A note on defining
body parts configurations”. J.Biomech.,
7, p385-387(1974)
- 5) Panjabi, M.M., et al.: “ Physiologic
strains in the lumbar spinal ligaments;
An in vitro biomechanical study”. Spine,
7, p192-203(1982)
- 6) 加藤貴也ほか：“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)

- 7) 藤原基芳ほか：“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,
p100-104(2004)

(本研究は法人県民税の超過課税を財源とし
ています)