

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

増田峰知*, 藤原基芳*

Development of 6-Axis Material Testing Machine for Spinal Mechanical Property Measurement

Takanori MASUDA and Motoyoshi FUJIWARA

The relations of mechanical property of spine that have multiple degrees of freedom were conventionally difficult to measure. In this study, we developed the 6-axis material testing machine which was applied to the force control method of a parallel mechanism. And we arranged 6-axis testing methods and checked the performance of the 6-axis material testing machine by using polyurethane rubber as substitution of the spine.

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

1. 緒言

図1に示すような頸椎、胸椎及び腰椎からなる脊椎は、体幹の支持、関節や筋肉を介した運動の伝達、および脊髄の保護の役割をもっている¹⁾。脊椎は、人間の運動器の中心であり、脊椎に機能障害疾患が生じた場合には患者のQOL (Quality of life) は著しく損なわれる。それゆえ、脊椎を力学的に解析し、その運動特性や力学データ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など、医学的・福祉工学的に極めて重要である²⁾。

脊椎の力学的特性は、立体的に可動するため、複雑な空間運動条件下での計測が必要である。しかし、実際に空間中で任意の姿勢変化を与えて、力と変位の関係を計測することは、大変困難であり従来は限られた自由度でしか行えなかった。

一般に3次元空間中の剛体の運動は、空間6自由度運動で表現でき、その場合に発生する力及びトルクは、6軸の力成分(X, Y, Z方向の力、及び

その軸回りのモーメント)で表現される。よって本来、脊椎に限らず、力を受ける材料や構造物は、6軸の試験力と変位の関係に基づいて、強度などの力学的特性が評価されることが望ましい。しかし、一般的な既存材料試験機は、1軸方向の引張または圧縮試験が可能な形態がほとんどであり、まれに2,3軸目の負荷機構が付属したものが知られているに過ぎない。

本研究では、主として脊椎の力学的特性の解析



図1 脊椎 (左: イノシシ 右: 人模型)

* 金属研究室研究グループ

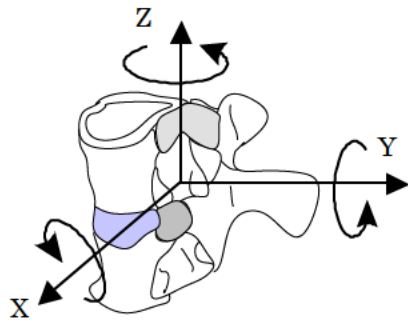


図2 脊椎および脊椎の6自由度運動

に供することを目的として、6自由度パラレルメカニズムと位置-力ハイブリッド制御手法を活用した6軸材料試験機を開発し、6軸材料試験方法を検討した。本報では、装置の概要と、人脊椎を模擬したウレタンゴム及びイノシシ屍体胸腰椎を用いて行なった実験の結果を報告する。

2. 脊椎の構造と力学的特徴

2. 1 脊椎の6自由度運動

Panjabi³⁾らは、脊椎の運動を三次元的に考えるために、図2に示すような **right-hand orthogonal coordinate system** を提唱した。脊椎は、3つの空間座標軸に対してそれぞれ並進と回転の運動を持つため、その運動自由度は6自由度であり、また複数の軸において、並進や回旋が同時に生じ、それぞれが干渉しあった状態が想定される。よって、脊椎の力学的特性を正確に理解するためには、6自由度すべてにおいて、力/トルクおよび変位/角度の関係を計測する試験機が必要である。脊椎の力学的特性の計測を対象にした研究は、古くからあるものの、6自由度条件下での評価は見当たらない。

2. 2 機能脊椎単位と安定要素

図3は、脊椎の強度評価の単位である機能的脊椎単位 (FSU: functional spinal unit) と、その安定要素の部位を示している。FSUは、隣り合う2つの椎が一組になったものであり、良く知られた力学評価単位である。FSUは、椎間板(Disk)、靭帯(ligament)、椎間関節(intervertebral joint)、で連結され、これらの要素を安定要素と呼ぶ。

安定要素が加齢や事故により損傷すると、脊椎は著しく力学的特性が劣化する。その劣化の程度を定量的に評価するためには、FSUの安定要素に

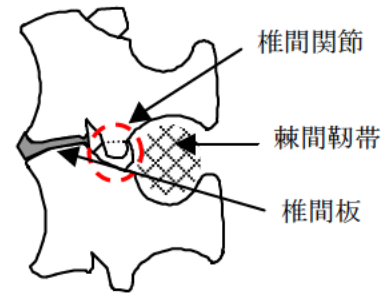
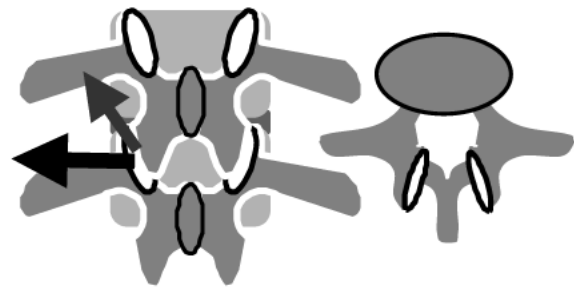


図3 機能脊椎単位 (FSU) の安定要素



(背面図)

(上面図)

図4 椎間関節の摺動面形状

任意に損傷を与え、その程度が力学的特性にどのような影響を与えるかを測定することが効果的と考えられる。

2. 3 特性評価項目

FSUの力学的特性を評価する指標として、代表的なものにNZ (Neutral Zone)とCM (Coupling Motion)がある。

NZは、無負荷で生じる変位の大きさ、即ちFSUをひとつのリンクとして考えた場合の「遊び」に相当する。安定要素に損傷を受けると、NZが大きくなり、脊椎の不安定性が増大する。臨床において不安定性の大きさは、疾病の程度を示す指標として用いられるため重要な指標となっている。

CMは、主運動として回旋や並進を与えたときに、他方向に回旋や並進が発生する現象である。この状態がCouplingであり、その動きをCoupling motionと呼ぶ。CMは、主に椎間関節の影響を受け発生すると考えられる。図4に椎間関節の摺動面の様子を示す。椎間関節は、すべり軸受けと回転軸受けの両方の機能を持ち、回旋運動に対し上方への力を生じさせる。

これら以外にも評価指標³⁾として知られるものに、IAR (instantaneous axis of rotation: 瞬間回転中心)、Viscoelasticity (粘弾性) などがある。

これら各種評価指標は、いずれも試料に任意の運動を与えた時の変位と力の関係を用いることで、得られる。よって、これらを空間 6 自由度運動の中で定量的に求めるために、FSU に任意の運動を与えて、運動の 6 自由度に力/トルクと変位/姿勢関係を測定しなければならない。前項で示した指標を測定するための具体的な方法としては、下部の 1 椎を固定し、上部の 1 椎に 6 自由度の運動を与えながら、各軸の負荷(トルク)と変位(角度)の関係を測定する試験方法が考えられる。これは、力制御の 6 自由度ロボットと同じ原理になる。

3. 開発した 6 軸材料試験機

3. 1 機構構造

既に脊椎を対象とした多軸ロボットを用いるアイデア⁴⁾は、知られているが、それらに採用されている多関節型ロボット機構は、一般に剛性が低く、エンドエフェクタ部における運動特性の等方向性が悪いため、6 自由度すべての方向に対する特性評価装置への応用には必ずしも適した構造ではない。そこで、本研究では 6 自由度運動発生機構として、手先の等方向性に優れたパラレルメカニズムを採用した。これは、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できる。

本研究に用いた装置は、2 本 1 組の直動型アクチュエータを 120° 対象に平行配置した垂直直動型パラレルメカニズム⁵⁾である。これは、可動部が軽量なため運動特性が良く、垂直方向に広い動作領域を持ちながらも手先の等方向性に優れた構造である。手先部には 6 軸力センサを備え 6 自由度の力を検出できる構造となっている。センサの仕様は、X,Y 方向 400N, Z 方向 800N, XYZ 軸周り 40N・m である。

3. 2 制御方法

制御手法は各軸ごとに位置と力を選択できる位置-力ハイブリッド制御法⁶⁾を採用した。これは、一般に多自由度系の作業では、全ての自由度に対して力制御が必要とされることは少なく、軸毎に力制御と位置制御が選択されるためである。力制御原理は、接触/非接触の状態を連続的に扱うことができるダンピング制御法とした。ブロック図を図 6 に示す。制御 OS は ART-Linux, サンプリ

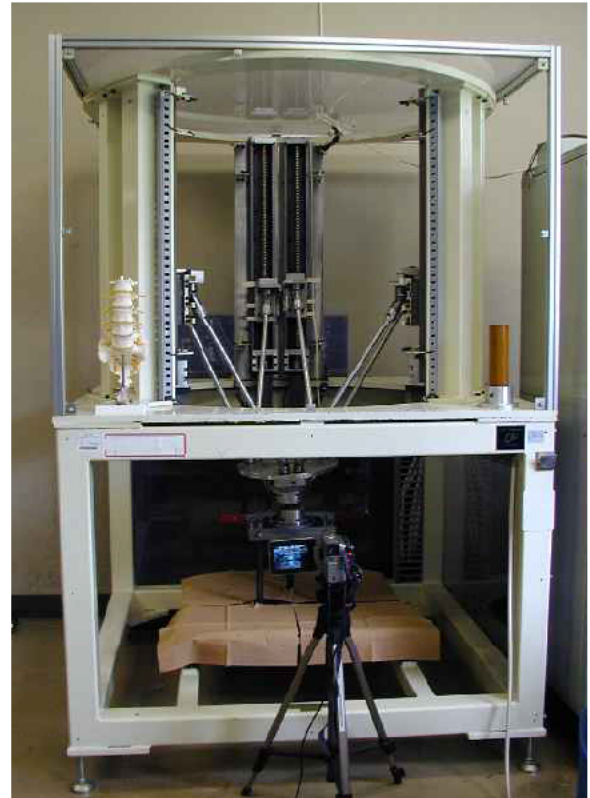


図 5 6 軸材料試験機
(上 : 全景 下 : 試料取り付け位置)

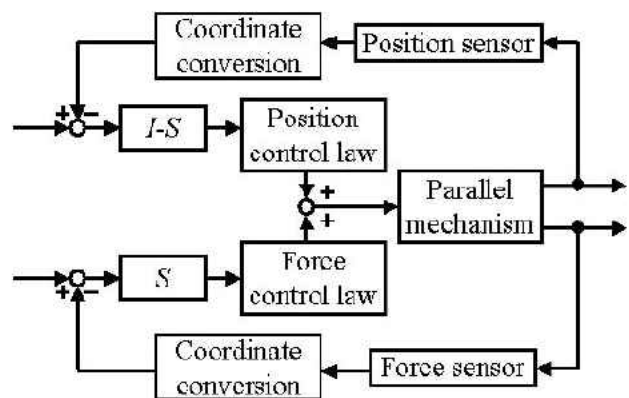
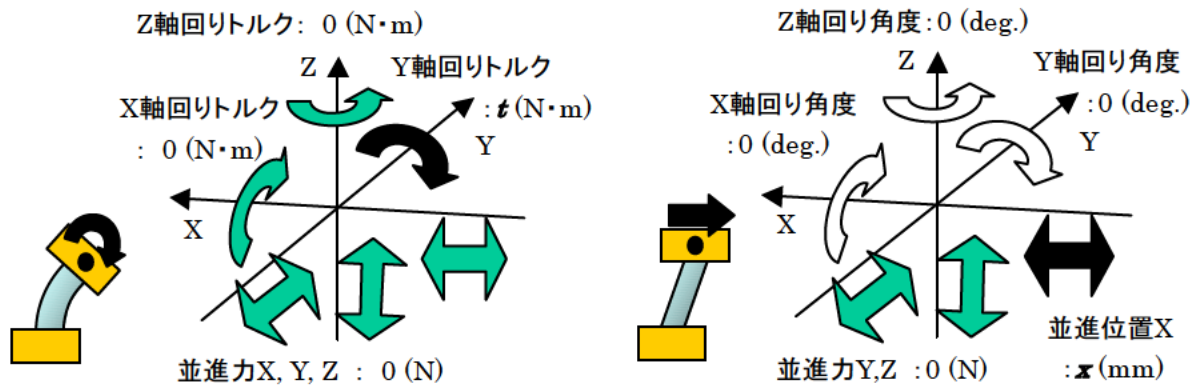


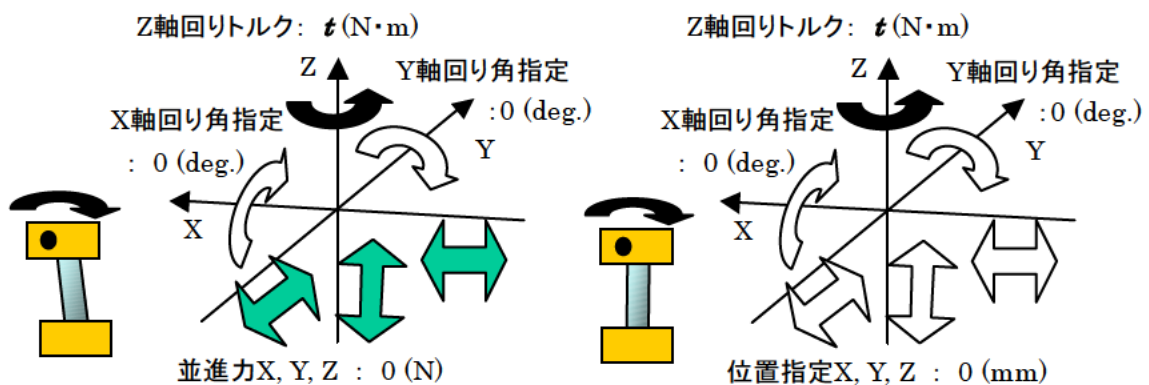
図 6 位置-力ハイブリッド制御

ングタイムは 10 (msec)とした。



(1) 6軸力制御条件：特定軸回りを指定トルクとした場合、曲げ試験（図例では側屈）に相当する。

(2) 姿勢固定条件：姿勢を固定し、並進方向を力制御した場合、せん断試験に相当する。



(3) 半姿勢固定条件：指定方向以外の姿勢変化を固定し並進方向を力制御した場合、回転により発生するCM変位量が計測できる。

(4) 位置姿勢固定条件：指定方向以外への姿勢と並進変位を固定した場合、CMにより発生する力とモーメント負荷を計測できる。

図7 6軸材料試験方法（力制御(指令値)：←→ 力制御：←→ 位置制御：←→）

3.3 6軸材料試験方法

本試験機は、6軸の位置・力制御条件を軸ごとに適宜組合せた試験が可能である。具体的な制御例を図7に示す。図7-(1)は、指定方向以外すべてを0負荷とする制御条件である。これは、前後屈や側屈などの曲げ試験に用いることができる。図7-(2)は姿勢を保持したまま並進負荷を与える制御条件である。これは、せん断試験に用いることができる。これらの試験では、NZの計測や曲げモーメントと変位角の関係が計測できる。図7-(3)は、指定方向以外の姿勢を固定したまま並進成分に発生する力を0負荷にする制御条件である。これは、回旋試験時のカップリング変位（特にZ方向）を計測することができる。図7-(4)は指定方向以外の姿勢や変位を固定した制御条件である。これは、曲げ試験でCMにより発生する曲げ方向以外のモーメント負荷や並進力を計測することができる。

3.4 試料保持方法

通常、生体材料は、柔らかく形状が不安定である。よって、1軸材料試験機で一般的な二面把持式の試料保持方式では、把持が不安定になったり、大きな内部応力が発生したりする恐れがある。そこで、本試験機では、液相から固相への変化を利用し、試料を全体的に包み込む方式を採用した。しかし、生体材料を金属製の治具に保持するためには、(1)発熱が小さく試料を変性させないこと、(2)収縮が小さいこと、(3)試料から発生する水分や油分とのなじみがよいこと、(4)治具からの分離が容易で作業性が良いことなど、などの条件を満たす必要がある。本研究では、歯科用石膏やフェノールウレタン樹脂を用い条件を変えて検討したところ、フェノールウレタン樹脂と砂を体積比2:1で混合したものが上記条件に対して良好な結果であったため、以降の実験に供した。

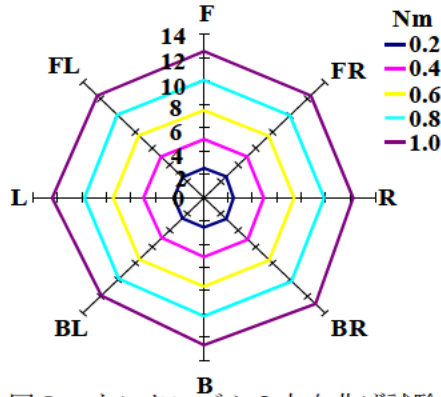


図8 ウレタンゴム8方向曲げ試験



図9 負荷モーメントと変位角の関係

4. 実験

4. 1 ウレタンゴムによる実験

脊椎の代わりにウレタンゴム円柱を使った力制御の特性実験結果を図8に示す。これは図7-(1)の条件の曲げ試験を、前後屈(F, B)と左右側屈(R, L)およびそれらに対してZ軸周りに45°ずらした方向の、右前屈(FR)、右後屈(BR)、左前屈(FL)、左後屈(BL)の計8方向を想定して行ない、発生モーメント負荷と曲げ角度の関係を示したものである。

図8では若干のひずみを観測されたものの、ほぼ等方的な特性を示し、実用上問題ないことが分かった。また、ウレタンゴムは、等方的な材料と考えられるため当然であるがNZ, CMは検出されていない。

4. 2 動物脊椎による実験方法と結果

次に、動物脊椎を用いて、前項と同様の試験を実施した。FSU試料は、-30°Cで冷凍保存されていた正常イノシシ屍体脊椎(胸腰椎)を室温(約20°C)で自然解凍し、内的安定要素以外の余分な脂肪や筋肉を除去して製作した。試料の取り付けは、FSUの上下椎体をそれぞれ治具にマウントし、まず上治具を試験機の手先部に固定し、次に6軸全軸が0負荷になるように制御しながら下治具を固定した。実験は、XY平面での8方向曲げ、およびZ軸回り左右回旋の2種類を行った。

実験1として、NZの定量化を目的としてウレタンゴム同様に8方向に、0~1N・mのトルクを連続的に与え、そのときに生じる上位椎体の変位を0.2N・m毎に計測した。

実験2として、CMの定量化を目的として、FSUのZ軸まわりの左右回旋方向に2N・mのトルクを

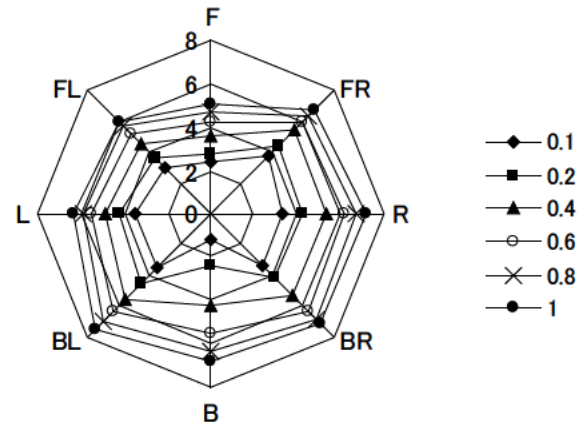


図10 動物脊椎の8方向曲げ試験

与え、それによって生じた上位椎体の変位を計測した。その際、各軸における拘束条件を以下の3種類とした。実験2-aは、図7-(4)に相当する制御を用い、Z軸の回旋以外の変位を拘束した1自由度回旋実験とした。実験2-bは、図7-(3)に相当する制御を用い、Z軸の回旋以外の姿勢を固定しながら、並進3軸方向は0負荷とした4自由度回旋実験とした。実験2-cは、図7-(1)に相当する制御を用い、Z軸回旋以外のすべての軸を0負荷とした6自由度回旋実験とした。

4. 3 動物脊椎実験の結果および考察

図9及び図10に実験1の結果を示す。図9は、前屈方向に曲げ試験を行なった時の、負荷モーメントと変位角の関係である。但し、変位角は座標系の都合より負値となっている。試験に供した6軸力覚センサは、定格が大きいため微小負荷の検出時にはノイズが大きく出てしまう傾向をもつが、トルクと変位角の関係を導くことができた。

図10は、8方向に与えた0~1N・mのトルクとその時に変位角の関係である。図10よりすべての方向で0~0.1N・mで大きな変位が生じ、その後

の変位の増加は、特に $0.4N \cdot m$ から少ないことがわかった。FSU の NZ は、定義では無負荷時の可動域ではあるが、現実的な計測では微小負荷時の可動域で評価することが妥当である。よって、図 10 における $0.1N \cdot m$ の線で囲まれた領域が、FSU の NZ に相当すると考えられる。イノシシ腰椎の場合、前後屈方向に比べ側屈方向に大きなニュートラルゾーンが得られることは、FSU 構造から予想される結果とも整合している。更に、6 軸力覚センサの仕様やゲインを適切に選択すれば、図 9 で見られるノイズを減少でき、より正確な NZ の計測が可能であるものと考えられる。

次に、実験 2 の結果を図 11 に示す。図 11 の a が実験 2-a、b が実験 2-b、c が実験 2-c の結果である。グラフにおける縦軸が z 軸周りの回旋の角度であり、同じトルクを ($2N \cdot m$) 与えた場合でも、左右回旋ともに自由度が増すにつれて、回旋の角度が増加することがわかった。また、図 12 に実験 2-b、c において Z 軸回旋角度と Z 軸方向への並進変位との関係を示す。グラフの縦軸が並進変位で (+) が伸び、(-) が縮みを表し、横軸が回旋角度で (+) が右、(-) が左を表している。図 12 より、左右回旋で値の大きさは異なるが、

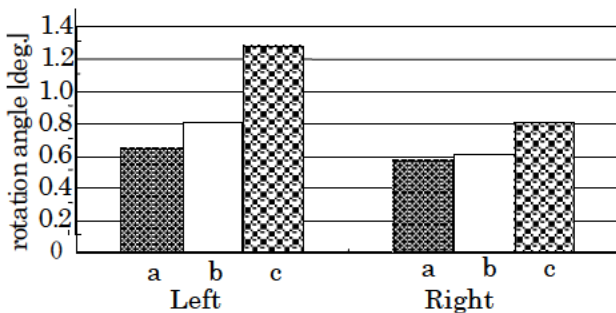


図 11 拘束条件の違いによる回旋角度

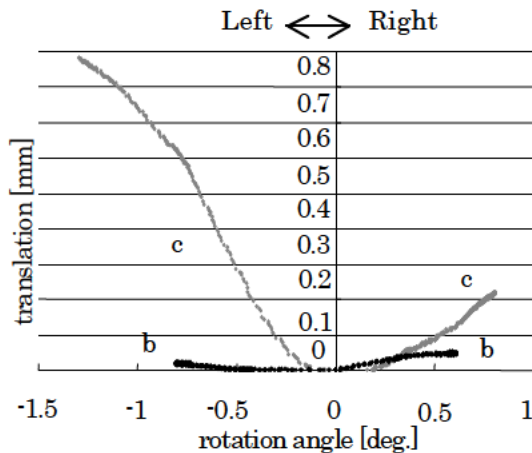


図 12 回旋に伴う CM 効果

回旋運動に伴って Z 軸方向の伸びにあたる並進運動を生じており、これらは明らかに CM と考えられる。更に、実験 2-b から 2-c へと自由度が増すと、CM の並進運動も増加している。このことから、FSU の可動域は、CM を伴うことで増加しているものと考えられる。よって、本試験機は CM の影響を計測できるものと考えられる。

5. 結言

脊椎運動の特性評価を行うために、6 自由度に位置と力を選択できる 6 軸材料試験機を開発した。実験の結果より、未だ精度に問題を残しているが、本試験機及び試験方法は、脊椎の NZ や CM に対して詳細な計測が可能であり、脊椎疾患の治療において有用な情報を提供できることが示唆された。

今後、本試験機を用い、安定要素を様々な状態に調整した FSU に対し、適当な運動を与えたときの力/トルク-変位/角度関係について計測実験を行う予定である。

謝辞 本研究は、三重大学医学部笠井裕一講師および工学部稲葉忠司助教授のご指導と同生体システム研究室の学生諸氏のご協力により実施しました。ここに紙面を借りて謝意を表します。

参考文献

- 1) 金田清志 : Spinal Instrumentation のための解剖とバイオメカニクス, 整形外科 MOOK, No.60, 24-35, 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) Panjabi, M.M., White, III.A.A. : A note on defining body parts configurations. J.Biomech., 7, 385-387, 1974
- 4) Doehring, T.: Simulation and Control of a Robotic/UFS Testing System with Application to Lumbar Spine Biomechanics, ASME. BED, Vol.51, pp163-164, 2001
- 5) 増田峰知他 : 垂直直動型パラレルメカニズムの運動学解析と試作, 日本機械学会論文集 C 編, 65 巻, 638 号, 4076-4083, 1999
- 6) 藤原基芳他 : パラレルメカニズムのハイブリッド制御計の構築と実験, 第 22 回日本ロボット学会学術講演会, 講演 CD-ROM, 1H-32, 2004