

『姿勢科学から見た椎間板構造を建築工学において検証する』

爲房 晃弘・田辺 江利子・寺山 智恵子
寺井 雅和（福山大学工学部建築学科・准教授）

1：はじめに

我々が日常カイロプラクティック施術を行う際には、姿勢科学の概念を念頭に行っている。通常のカイロプラクティックケアでは、サブクセーション部位に対し障害を解消させるために施術を行うが、人間の体はバランスを保ちながら姿勢を変化させて障害を回避しようとする。そのため、サブクセーション部位のみの施術では十分な効果が得られるとは限らない。その中で姿勢科学では、人間の体を一つの建築構造物に置き換え体の部位ごとに施術を行うのではなく、全体の姿勢バランスを考えて施術を行う。これにより、必要以上の刺激を加えることなく最大限の効果を発揮できると考える。姿勢科学を考える上で重要になるのが人間に備わっている重力中心点を体の中心に戻そうとする抗重力場作用である。この作用により静止時はもちろん、運動時に於いてもある一定の姿勢を保ち体への負荷を軽減させることができる。常に姿勢を安定して保つためには、脊柱が不安定な揺れ（負荷）に対しての特別な機能を有していると仮定し実験を行う。

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。これを機能的脊椎単位（以下、FSU；Functional Spinal Unit）と呼び、二つの隣接する椎体、椎間板、縦走靭帯がその前方部分を、それに相応する椎弓、椎間関節、横突起、棘突起、そして靭帯が後方部分を構成している⁶⁾。

FSU の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。

建築構造物の地震時安全性の合理的・経済的向上を目的として免震構造が注目を集めており、各種免震装置の開発が行われている。これら免震装置の中に積層ゴムを用いた装置がある。積層ゴムは、鉛直方向には硬く、水平方向には柔らかい剛性を与えることで、地震時の地面の揺れを建物に伝えない構造になっている。積層ゴムは、薄いゴムの層と鋼板とを構造に重ね合わせて接直した構造をしている。こうすることで、鉛直方向の変形に伴うゴムの横への膨らみを鋼板が拘束し、建物の重さによる上下変形を小さく抑えることが出来る（図 2、3）。

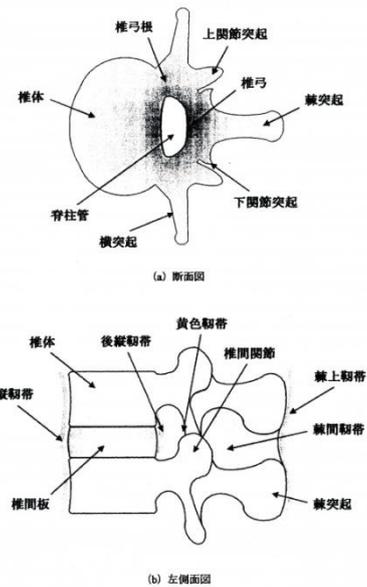


図 1 脊椎の構成要素

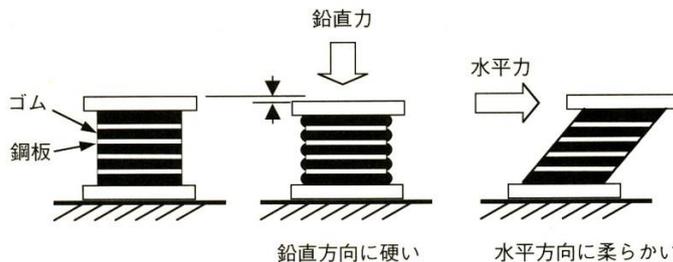


図 2 積層ゴム支承⁷⁾



図3 積層ゴム支承の事例⁸⁾

本章では、人体におけるFSUの力学特性を、積層ゴムを用いた免震装置の力学特性と対比することで、脊椎の構造と機能を力学的に解析し、その結果を姿勢科学の検証に応用することを考える。免震装置に要求される機能として、①支承機能（建物を支えて、かつ、地面からの揺れを伝えない）、②復元機能（建物が移動しても、元に戻る）、③減衰機能（建物の揺れを減衰させる）、の3つの機能がある。脊椎の機能を免震装置に照らして対比させると、①支承機能は、頭（頭蓋骨、脳）を支える、②復元機能は、歩行や運動などの体重移動に対して、元の状態（姿勢）に戻る、③減衰機能は、人体に加わった衝撃を減衰させる、ととらえることができる。

ここでは、FSUの模型を用いて、脊椎の支承としての機能を確認するために、椎骨が受ける様々な基本運動の一つである中心軸圧縮の力学的試験を行った（図4のb）。実験データは、免震装置の開発で得られている既往の実験データと比較・検証した。更に、FSUの剛性評価に対し、簡単なレオロジーモデルを仮定し、理論解析も行った。

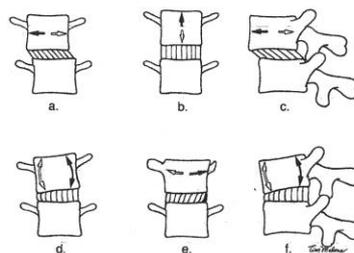


図4 隣接する椎骨に関連するある椎骨の並進と回旋

2：実験概要

①実験方法、実験装置、計測方法

使用した脊椎模型は、PVC(ポリ塩化ビニール)製の等身大模型(写真1)から、胸椎の部分を抜き出して使用した。椎間板は軟質ゴム製と考えられ、脊椎とは分離した作りになっている(写真2)。



写真1 脊椎模型全体図



写真2 FSUの模型(胸椎部分)

試験装置は、図 5 に示すように脊椎模型（FSU）を鋼製ブロックで上下から挟み、上方から荷重を加える方法とした（写真 3）。

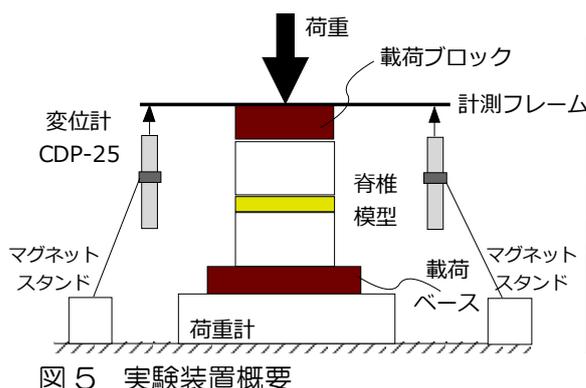


図 5 実験装置概要

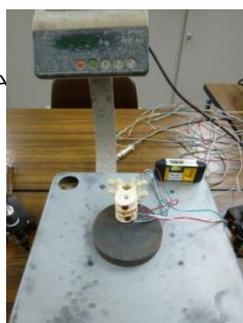


写真 3 実験状況



写真 4 ひずみゲージ貼付の状況

計測は、図 5 に示すように、軸方向荷重を試験体下に据えた荷重計で読み取る。試験体全体の変形量を変位計（CDP-25；東京測器研究所）2 本で計測した。試験体表面にはひずみゲージを貼りつけ、上下の椎体（PVC 製）、椎間板（ゴム製）の軸方向ひずみをそれぞれ計測した（写真 4）。データの収集には、福山大学設置のデータロガー（TDS-303；東京測器研究所）を使用し、集めたデータをパソコンで処理した（図 6、写真 5）。

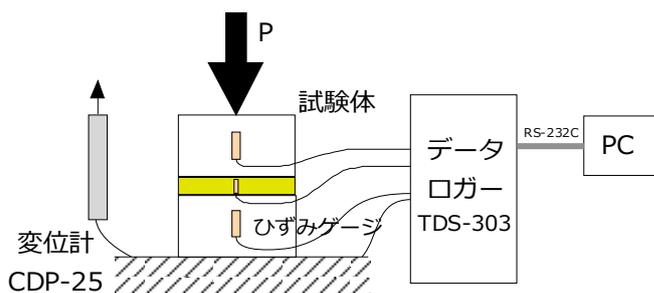


図 6 計測装置概要



写真 5 計測装置

②実験結果

実験によって得られた鉛直荷重-軸方向変形の曲線を図 7 に示す。参考のために、図 8 に免震装置の圧縮実験結果、図 9 に脊椎の変形挙動を研究した既往の実験モデルを示す。図 9 は、脊椎の曲げ変形に対する回転-変形角の関係だが、軸方向に対しても同様の挙動をすることが考えられる。

図 7 より、負荷 0 でも変形だけが進み、軸変形量 2mm 過ぎから負荷がかかりだす。荷重初期の段階では荷重が増大するにつれて、その勾配は大きくなる傾向を示し、荷重 6kg 以降では勾配がほぼ一定（直線的）となる傾向を示す。これは、模型実験において 3 つのブロック（上椎体、脊椎板、下椎体）の間には隙間があり、これが遊びとなっている。また、PVC（ポリ塩化ビニール）製の椎体と、やや柔らかいゴム製の椎間板という、剛性の異なるブロックが積み重なっているために、変形量がそれぞれ異なり、初期の段階では柔らかい椎間板が大きく変形し、ある程度縮んだ後に椎体にひずみが生じると考えられる。このような挙動は、図 8 の免震装置、図 9 の既往の椎間運動で得られているデータと酷似しており、実験データの信憑性が検証できる。

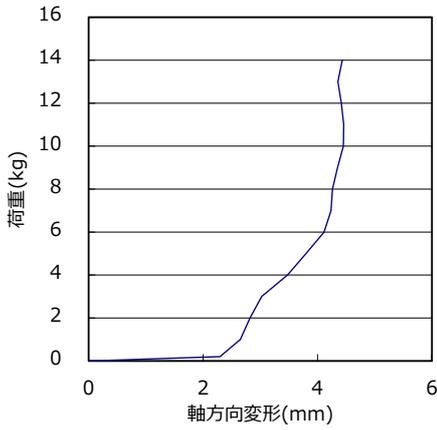


図 7 荷重-軸変形関係

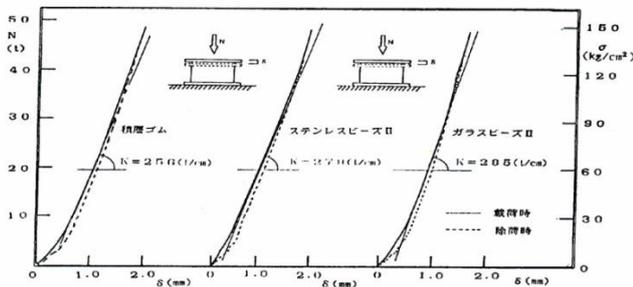


図 8 免震装置の圧縮実験結果 (文献 4,5)

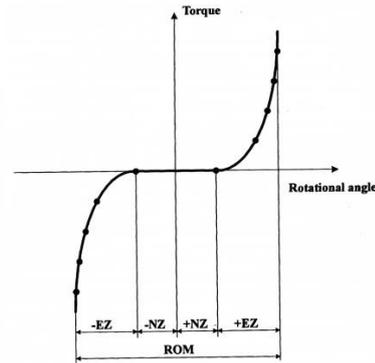


図 2.6 FSU における負荷-変位曲線

図 9 FSU による負荷-変形曲線 (文献 6)

図 10 は、3つのブロック（上椎体、椎間板、下椎体）の表面に添付したひずみゲージのうち、軸方向ひずみの推移をそれぞれ示したものである。荷重 9kg 程度から上下の椎体のひずみが大きくなっていることがわかる。これは、椎間板の圧縮変形が落ち着き、荷重負荷によるひずみが椎体に移ったことを表している。つまり、ある程度の負荷に対しては、椎間板がクッションのような役割をしているが、さらに大きな負荷が加わると骨が支えるという構造になっていることが確認できた。

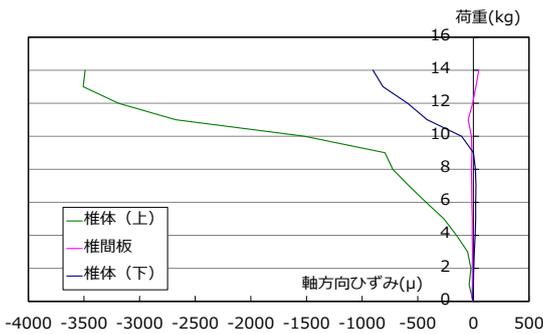


図 10 軸方向ひずみの推移

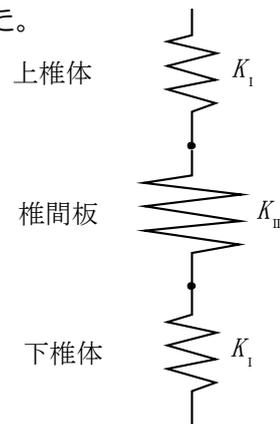


図 11 圧縮に対するレオロジーモデル

③剛性の評価

ここでは、FSU をレオロジーモデルで表現し、人体と模型の剛性について検証を行った。

FSU の 3 ブロックを弾性ばねが直列に繋がっている状態を仮定する (図 11)。それぞれのブロックに生じるひずみを、上から ε_1 、 ε_2 、 ε_3 とすると、軸方向の荷重 P を用いて、次式(1)~(3)の関係が成り立つ。

$$\varepsilon_1 = K_{II} P$$

$$\varepsilon_2 = K_{II} P$$

$$\varepsilon_3 = K_{II} P$$

FSU 全体のひずみ量は、3 ブロックのひずみ ε_1 , ε_2 , ε_3 を累積して、次式(4)で表すことができ、

$$\varepsilon = \varepsilon_1 + \varepsilon_2 + \varepsilon_3 = (2K_{II} + K_{II})P$$

FSU の軸圧縮は、次式(5)で挙動することになる。

$$\sigma = P/A \text{ より,}$$

$$\sigma = \frac{\varepsilon}{(2K_{II} + K_{II})} \dots \dots \dots (5)$$

次に、椎体と脊椎板の剛性、すなわち上式において、 K_I と K_{II} をいくつに設定するかが問題となる。実際の人骨については、既往の文献より 1) と 2) で、模型についても、既往の文献により 3) と 4) で剛性の定量化を試みた。

1) 脊椎板の剛性

文献 3 では、人の脊柱を有限要素モデルを用いて、椎間板内の応力分布の変化について、解析的に検討している。この数値計算では、材料特性として椎間板のヤング率を、図 12 のように、前方、側方、後方と 4 つの領域に分けて、3 種類の値を与えている。

軸圧縮剛性として、4 領域の面積比を重みに、全体に均した値として算出したところ、次の値となった。

$$K_{II} = 6.4 \text{ MPa}$$

2) 椎体の剛性

文献 2 より、骨のヤング率はいくつかの論文に基づいた換算式があることになっている。その中の一つ Carter の式は、次式で表される。

$$E = 2875 \rho^3 \dots \dots \dots (6)$$

ここに、 ρ : 質量密度 (g/cm^3)

骨粗しょう症がない正常な骨の場合 $\rho = 1.043 \text{ g}/\text{cm}^3$ が与えられるので、この値より骨のヤング係数を計算すると、次の値となった。

$$\therefore K_I = 3000 \text{ MPa}$$

3) 椎間板模型 (ゴム) の圧縮剛性

文献 1 によると、ゴムの圧縮剛性は形状率の 2 乗に反比例する(図 13)。この関係式は次式で近似することができ、硬度が異なっても差異は生じないことがわかる(ただし、硬度 55 ± 5)。

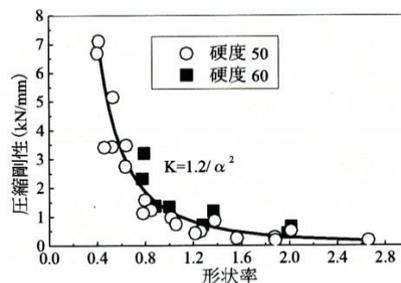


図 13 ゴムの圧縮剛性と形状率の関係

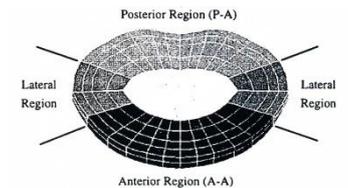


Fig. 1 Structure of Intervertebral Disc Model

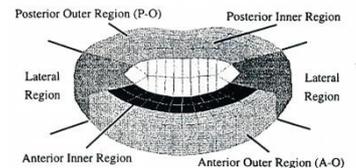


Fig. 2 Degenerated Intervertebral Disc Model

Table 1 Young's Modulus of Annulus Fibrosus

Region	Young's Modulus (MPa)
Anterior Region	6.0
Lateral Region	4.0
Posterior Region	8.0
Degenerated Region	30

図 12 脊椎板の FEM 解析

$$K=1.2/\alpha^2 \dots\dots\dots (7)$$

ここに、 α ：形状率 ($=A_f/A$)、 A_f ：自由表面積、 A ：荷重面断面積

模型実験において、脊椎板のゴム剛性を上式により計算する。直径 33mm、厚さ 5mm の円盤状と仮定すると、 $A_f=165\pi\text{mm}^2$ 、 $A=272.25\pi\text{mm}^2$ となるので、 $\alpha=0.61$ となり、 $K_{II}=3.2\text{MPa}$ となった。この模型のゴム製椎間板は、実際の脊椎板（上記 1）より少し剛性が小さな材料でできていることがわかった。

4) 椎体模型 (PVC) の剛性

材質は PVC(ポリ塩化ビニル)とすると、軟質 PVC は 6-12MPa、硬質 PVC は 56-91MPa である。

3：まとめ

これらのことから、人間の連結装置には現代建築にみられる免震機能がそのまま組み込まれていると言える。このことから、進化の過程で人間が不安定な中でもバランスを保ちいかに体の動き（関節）の円滑さを保持させることがいかに重要であり、また姿勢バランスの崩れがどれほどに体にストレスを与える原因になるのかが推測できる。

今後、これらの数値を用いて様々な臨床症状について、理論的にもモデル解析を行い、実験データの評価と検証に活用する計画である。

【参考文献】

- 1) 北原武嗣，梶田幸秀，西本安志，四元義直：ゴム製緩衝材の圧縮剛性と最大衝撃力の推定に関する検討，土木学会地震工学論文集，2007.8
- 2) 坂本二郎：脊椎骨折の計算生体力学，バイオメカニズム学会誌，Vol.28，No.4，2004
- 3) 山本創太，田中英一，渡辺祐貴，長柄君志：変性椎間板の力学特性を考慮した脊椎分離隔入り症の有限要素解析，日本機械学会 2001 年度年次大会講演論文集（IV），pp.11-12，2001.8
- 4) 宮崎光生，ほか 5 名：建築構造物の地震応答制御設計法への研究（第 1 報：免震装置の性能試験），日本建築学会大会学術講演梗概集，pp.879-880，1987.10
- 5) 中野清司，立花正彦，加地孝敏，深沢協三：粉体コア積層ゴムの圧縮変形性状（免震装置に関する実験的研究 その 1），日本建築学会大会学術講演梗概集，pp.377-387，1988.10
- 6) 奥野仁：片側 pedicle screw system 固定における脊椎変形挙動の力学的評価，三重大学修士論文，2008
- 7) 齊藤大樹著：耐震・免震・制震のはなし，日刊工業新聞社
- 8) ブリヂストン HP
http://www.bridgestone.co.jp/business/dp/construction/antiseismic_rubber/feature.html