

# 椎間板負荷推定のための脊柱の構造解析

## Structural Analysis of Spinal Column to Estimate Intervertebral Disk Load

知能機械システム工学コース

知能メカトロダイナミクス研究室 1215010 鈴木 佑

### 1. 緒言

近年、腰痛症を訴える患者が男女ともに増加している。腰痛症にはギックリ腰などの急性腰痛や、椎間板ヘルニアなどの慢性腰痛があるが、本研究グループでは椎間板ヘルニアについて着目している。椎間板ヘルニアは、加齢や姿勢の変化によって、椎骨が動くことで、椎骨と椎骨の間に存在する椎間板がつぶれて変形し、神経を圧迫することによって痛みや痺れが生じる病気である。腰痛症発症の原因としては、重い荷物を持ち上げる、くしゃみをするといった動作や労働環境の変化によりデスクワークが増え、長時間座位姿勢を継続することなどが考えられる。また、骨盤が後傾し、猫背姿勢になることも原因の一つである。

腰痛の予防方法として、本研究グループでは腰椎椎間板に加わる負荷を推定し、猫背のような腰に大きな負荷がかかる悪い姿勢を改善し、腰への負荷が少ない、良い姿勢を保つことを考えている。そのためには、様々な姿勢において腰にかかる負荷の大きさを精度良く知る必要がある。

椎間板負荷を測定する方法として、スウェーデンの整形外科医である Nachemson らが行った測定方法がある<sup>(1)</sup>。この方法は圧力センサを椎間板に直接挿入し、椎間板にかかる圧力を計測する方法であり、高い精度で計測することができる。しかし、この方法は外科手術を伴うため、身体を傷つける恐れがあり、安全性に欠ける。そこで、本研究グループでは図1に示す、腰椎の棘突起最後部（以下、椎骨端部）が体表面に近いところに存在することに着目し、体表面形状を測定することで姿勢変化時の椎骨の動きによる椎体間の隙間変化を推定し、間接的に腰椎椎間板にかかる負荷を評価する方法を確立した<sup>(2)(3)</sup>。

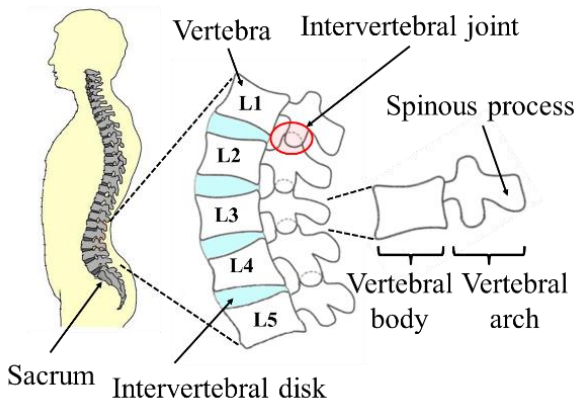


Fig. 1 Lumbar vertebra<sup>(2)</sup>

しかしながら、実際には、人間の脊柱は骨盤が土台となり、仙骨、腰椎、胸椎、頸椎で構成され、S字カーブを描くことで頭を支えている。そのため、下部では骨盤、上部では頭などの上半身の自重が腰椎部に影響を及ぼすと考えられる。既報<sup>(2)(3)</sup>での椎間板負荷推定方法ではこれらの影響が腰椎部の

形状に反映されていると仮定し、体表面形状の測定のみから負荷推定を行っている。そこで本報では、提案する椎間板負荷推定アルゴリズムの妥当性を検討するため、まず、立位時の姿勢において体を前傾させた際の脊柱の形状を確認する。さらに、脊柱をはりと考えることでその形状を下部と上部の要素に分離し、骨盤の強制変位により生じる曲げモーメントと自重による曲げモーメントの腰椎部形状への影響を考察する。また、体を前傾させた際の骨盤の角度も導出し、腰痛症の自覚症状あり（医師の診断は受けていない、以下、腰痛あり）の被験者と腰痛症の自覚症状無し（以下、腰痛なし）の被験者で脊柱の形状が異なる要因も考察する。

### 2. 立位姿勢における前傾時の脊柱の形状

まず、立位姿勢において体を前傾させた際の脊柱の形状を確認する。方法としては、図2に示すように背中の椎骨端部の位置にマーカーを貼り付け、光学式モーションキャプチャ（Motion Analysis 社製：Hawk Digital Camera, Kestrel Digital Camera）で撮影し、マーカーの位置座標を得る。今回は、脊柱がS字であることから頸椎下部2つ、胸椎12個、腰椎5個、仙骨上部1つの計20か所に貼ったマーカーのうち下部12個のマーカーを最小二乗法を用いて3次関数で近似し、脊柱の形状の確認をした。測定する姿勢は立位0°、立位10°、立位20°、立位30°の4姿勢である。測定は3秒間、サンプリング周波数は100Hzで各姿勢2回ずつ計測を行い、解析には3秒間のマーカーの位置座標の平均値を用いた。被験者は腰痛なし20代男性2名（A, B）、腰痛あり20代男性4名（C-F）で行った。実験は本学倫理審査委員会の承認を得て、被験者には内容を説明し同意をもらった上で実施した。



Fig. 2 Marker pasting position

図3に腰痛なしの被験者Aの1試行分の結果を示す。図3の赤丸が下部12個のマーカーの位置、青線が3次近似曲線、青丸が3次近似曲線の変曲点を示している。この変曲点の位置が脊柱の彎曲の向きが変わる点であり、脊柱が猫背になると変曲点が骨盤の方に下がると考えられる。図3は最下部のマーカーを原点に移動し、20個のマーカーの最上部のマーカーとの鉛直線を新たなZ軸として座標変換を行っている。図3より、立位0°から立位30°に体を前傾させていくにつれ

て、変曲点が骨盤の方に下がっていていることがわかる。もう1名の腰痛なしの被験者でも同様の結果となったが、腰痛ありの被験者4名では同様の結果とはならなかった。

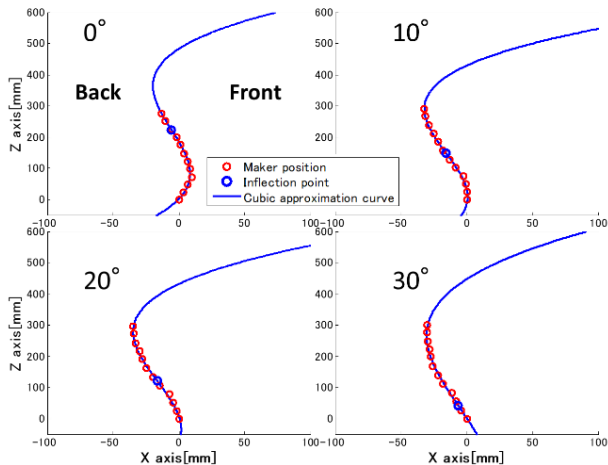


Fig. 3 Shape of spinal column for each posture (Subject A)

### 3. 骨盤および頭部の自重が腰椎部形状へ及ぼす影響

次に、骨盤の強制変位により生じる曲げモーメントと自重による曲げモーメントの腰椎部形状への影響を検討するため、2章で導出した脊柱の形状を下部と上部の要素に分離することを考える。脊柱を横に倒し、図4のように両端単純支持はりと考え、下部では骨盤の強制変位によるモーメント  $M_b$ 、上部では自重によるモーメント  $M_a$  が加わっていると仮定する。ヤング率を  $E$ 、断面二次モーメントを  $I$  とする。また脊柱の長さを  $L$  とする。

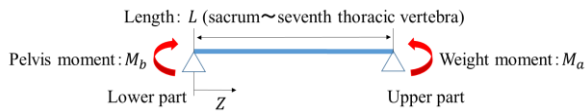


Fig.4 Spinal column model

座標軸  $Z$  を  $S1$  (仙骨) を原点とし、図3での脊柱の形状の変化がモーメント  $M_a$  と  $M_b$  により生じると仮定すると、図3の3次近似曲線をたわみ  $\delta$  で考えることができ、脊柱上部でのたわみ  $\delta_a$  と脊柱下部でのたわみ  $\delta_b$  の線形結合として式(1)で表現することができる。

$$\delta = \delta_a + \delta_b = \frac{(a + 2b)}{2L}z - \frac{3b}{2L^2}z^2 + \frac{-a + b}{2L^3}z^3 \quad (1)$$

ここで  $a = \frac{M_a L^2}{3EI}$ 、 $b = \frac{M_b L^2}{3EI}$  とおいた。式(1)第3式は図3の3次近似曲線であるため、各被験者の各前傾姿勢ごとの3次関数の係数と比較することで  $a$ 、 $b$  を求めることができ、脊柱の形状を上部和下部に分離することができる。

モーメント  $M_a$  によるたわみ  $\delta_a$  は

$$\delta_a = \frac{M_a L^2}{3EI} \left( \frac{1}{2L}z - \frac{1}{2L^3}z^3 \right) = a \left( \frac{1}{2L}z - \frac{1}{2L^3}z^3 \right) \quad (2)$$

となる。一方、モーメント  $M_b$  によるたわみ  $\delta_b$  は

$$\begin{aligned} \delta_b &= \frac{M_b L^2}{3EI} \left\{ \frac{1}{L}z - \frac{3}{2L^2}z^2 + \frac{1}{2L^3}z^3 \right\} \\ &= b \left\{ \frac{1}{L}z - \frac{3}{2L^2}z^2 + \frac{1}{2L^3}z^3 \right\} \quad (3) \end{aligned}$$

となる。なお、脊柱の長さ  $L$  は仙骨から第7胸椎までの長さとし、2章の実験でのマーカの位置座標から求める。このようにして導出した式(1)、(2)、(3)の関数を図5に示す。

図5は図3と同じ腰痛なし被験者Aの結果である。青線が式(1)の関数、黒線が式(2)の関数、赤線が式(3)の関数を示している。まず、赤線で示す下部の関数に着目すると、立位

0°ではS字を描いているが体を前傾させていくにつれて徐々に直線に近づいていることがわかる。また、黒線で示す上部の関数に着目すると、立位0°から立位20°まで徐々に曲率が大きくなり、猫背に姿勢が変化していることがわかる。下部の関数に関しては被験者全員で同様の傾向、上部の関数に関しては腰痛なしの被験者2名で同様の傾向となり、2章での結果と一致した。これにより、提案する椎間板負荷推定アルゴリズムには骨盤や頭・上半身の自重などの影響が反映されていることが示され、腰椎部の形状のみで負荷推定を行うことの妥当性が示されたと考えている。

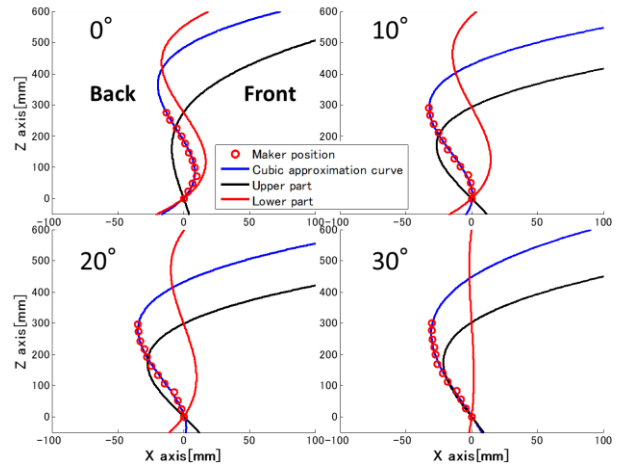


Fig. 5 Shape of divided spinal column (Subject A)

### 4. 骨盤の角度

腰痛ありの被験者と腰痛なしの被験者で結果が異なる要因として骨盤の角度が関係していると考えた。ここでは、L5 (第5腰椎) と S1 (仙骨) の傾きを骨盤の角度とし、2章での実験のマーカの位置座標より各前傾姿勢ごとに導出した。その結果を図6に示す。

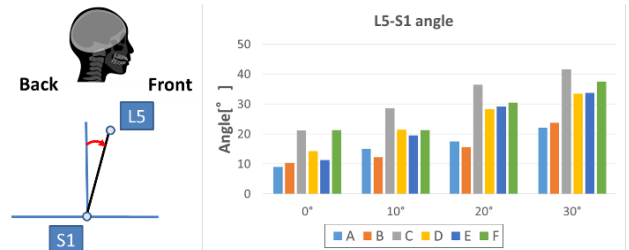


Fig.6 L5-S1 angle

図6は被験者6名分の骨盤の角度であり、このうちAとBが腰痛なしの被験者である。また、骨盤の角度については図6左のように体を前傾させる方向を正としている。図6より、腰痛なしの被験者AとBでは腰痛ありの被験者と比べて、体を前傾させた際に骨盤が前傾する角度が小さいことがわかる。このため、腰痛なしの被験者では図5青線のように体を前傾させていくにつれてS字がなくなり猫背となったが、腰痛ありの被験者ではS字の形状が保たれたり体をそらせたために結果が異なると考えられる。

また、Boulayら<sup>(4)</sup>は立位における骨盤の傾斜角が脊柱に及ぼす影響について、仙骨の前傾角度が小さいほど脊柱は後彎し、仙骨の前傾角度が大きいほど脊柱が前彎することを報告している。塩本ら<sup>(6)</sup>は座位時において骨盤の骨盤傾斜可動範囲と下部胸椎の運動範囲に正の相関があることを報告している。本研究の結果においても、脊柱の形状に骨盤の角度が関係し、このことから、図5における下部の要素にはS字を

つくり良い姿勢を保つ働きがあり，上部の要素には猫背のような悪い姿勢をつくる働きがあると考えている。

## 5. 結言

本研究では，提案する椎間板負荷推定アルゴリズムの妥当性を検討するために脊柱の構造解析を行い，骨盤の強制変位により生じる曲げモーメントと自重による曲げモーメントの腰椎部形状への影響を考察した。その結果，脊柱の下部にはS字を保つ良い姿勢をつくる働き，上部では猫背のような悪い姿勢をつくる働きがあることがわかった。また，腰痛の有無で体を前傾させた際に脊柱の形状が異なる要因として，骨盤の角度が関係していると示された。以上から，提案する椎間板負荷推定アルゴリズムには骨盤や頭・上半身の自重などの影響が反映されていることが示され，腰椎部の形状のみで負荷推定を行うことの妥当性が示されたと考えている。

## 謝辞

本研究は，科学研究費助成事業「基盤研究(C)」(JP18K11106)の援助を受け実施した。

## 文献

- (1) Andersson, B.J.G., Örtengren, R., Nachemson, A., and Elfström, G., “LUMBAR DISC PRESSURE AND MYOELECTRIC BACK MUSCLE ACTIVITY DURING SITTING”, I. Studies on an Experimental Chair, *Scand J Rehab Med* 6, 1974, pp. 104-114.
- (2) 芝田京子, 井上喜雄, 岩田祥孝, 片川準也, 藤井涼, ”腰椎系における椎間板負荷の非侵襲的な推定法”, *日本機械学会論文集 C 編*, Vol. 78, No. 791, 2012, pp. 130-141.
- (3) 木村弘樹, 芝田京子, 井上喜雄, 飯塚卓邦, “非侵襲的な腰椎椎間板負荷推定法の開発”, *中四国学会講演論文集*, Vol. 54, 2016, pp. 1012-1-1012-3.
- (4) Boulay, C., Tardieu, C., Hecquet, J., Benaim, C., Mouilleseaux, B., Marty, C., Prat-Pradal, D., Legaye, J., Duval-Beaupère, G., and Pélissier, J., “Sagittal alignment of spine and pelvis regulated by pelvic incidence: standard values and prediction of lordosis” *Eur Spine J*, 2006, 15: 415-422.
- (5) 塩本 祥子, 松村 純, 森健太郎, 三秋 奏一, “端座位における骨盤前後傾中の脊柱の運動分析”, *理学療法科学*, 26, 2011, 337-340.