

卒業論文要旨

腰部負荷の非侵襲推定法の改善

システム工学群

ヒューマンメカトロダイナミクス研究室 1200126 姫田 晃希

1. 緒言

平成 28 年に厚生労働省によって公表された国民生活基礎調査⁽¹⁾によると症状別にみた有訴者率では男性は腰痛が最も高い。また女性では肩こりが最も高く、次いで腰痛となっている。このことから年齢や性別に関わらず多くの人が腰痛を感じていることがわかる。腰痛の原因は様々だが、本研究では猫背などに代表される腰に負担の大きい姿勢を習慣的に繰り返すことが原因となる腰痛を対象とする。現在の主な腰痛の改善方法としてカイロプラクティックによる施術や姿勢改善ストレッチなどがある。しかし、施術では原因である姿勢の改善効果が一時的であり、また万人向けに作られたストレッチは万人共通の方法のため改善効果の個人差を埋めることができない。

そこで本研究グループでは、日常生活の中で常に腰部への負荷を定量的に評価し、これを基に姿勢の良し悪しを判断し、姿勢の悪化を使用者にフィードバックすることで、使用者の自主的な姿勢改善をサポートするシステムの開発を目指してきた。

既報⁽²⁾⁽³⁾⁽⁴⁾では腰への負荷を定量的に評価する指標として体表面形状から非侵襲的に腰部負荷を推定する方法を提案し、静止時では Nachemson ら⁽⁵⁾の実測値と同様の傾向が確認され、歩行時では両脚支持期での負荷の減少が確認され歩行動作での特徴と一致したことから、推定アルゴリズムの有用性を得た。

また、既報⁽⁶⁾では腰部負荷推定のもうひとつの方法として、脊柱を梁と仮定し、第 5 腰椎(L5)に加わるモーメントを腰への負荷と考え重回帰分析を用いて静止姿勢における腰部負荷を推定し、Nachemson ら⁽⁵⁾と同様の傾向を確認したことで有用性を得た。ここで、本研究グループで対象とする日常動作として歩行動作に推定法の適用を考えたとき、脊柱方向の直接的な軸力の影響による圧縮応力(軸圧縮力)を考慮すべきと考えられる。

そこで本報では、歩行動作に適用する前段階として、軸圧縮力を考慮した新たな回帰式を作成し重回帰分析を用いて静止時の負荷推定を行う。

2. 重回帰分析による静止姿勢での負荷比推定

Nachemson ら⁽⁵⁾は腰椎椎間板内圧の実測値から、上半身を前傾させることで腰部への負荷が上昇し、重量物の保持によりさらに負荷が上昇すると報告している。しかしながら、本研究グループでこれまで提案している負荷推定法⁽²⁾⁽³⁾⁽⁴⁾において重量物の有無に起因する負荷の変化が小さいことから、この負荷推定法では重量物による負荷の上昇を十分に表現できていない。そこで既報⁽⁶⁾では、L5 まわりに加わるモーメントを腰部への負荷と考え、重回帰分析を用いて負荷推定を行った。脊柱を梁でモデル化し、腰椎と骨盤がピン結合と仮

定すれば、曲げモーメントによる曲げ応力の和が腰部への負荷を表す。推定の結果、重量物保持による負荷の上昇が表現できた。

本報では、この方法を歩行時の負荷推定に適用することを考える。アルゴリズム適用の第一段階として、腰部への負荷は、既報⁽⁶⁾で考慮していた、上半身の自重によるモーメント、重量物によるモーメント、骨盤の傾斜による強制変位に起因する腰部の曲げモーメントの 3 要素に、脊柱方向に作用する軸力による圧縮応力を加えた 4 要素の和と考える。そこで新たに回帰式を作成し、推定を行った。表 1 に回帰式のパラメータを示し、図 1 に腰椎に加わる力を示す。図 1 において 3 次曲線は脊柱、三角形は骨盤を表す。両肩の midpoint である第 1 胸椎(T1)に加わっている力は両腕と重量物の重さによる力であり、上半身の質量中心である第 8 胸椎(T8)に加わる力は両腕を除いた上体の重さによる力である。2 点の力の脊柱垂直成分を自重、または重量物により腰椎に加わるモーメント、脊柱成分を軸圧縮力として扱う。加えて、骨盤傾斜による曲げモーメントが L5 まわりに作用する。

Table 1 Parameters of regression formula

Objective variable [%]	y	Gravitational acceleration [m/s^2]	g
Partial regression coefficient	A, B, C, D	Mass of upper body [kg]	m
Rotation angle of pelvis [deg]	θ	Weight [kg]	M
Angle of bending forward [deg]	α	Mass of arm [kg]	m_{arm}

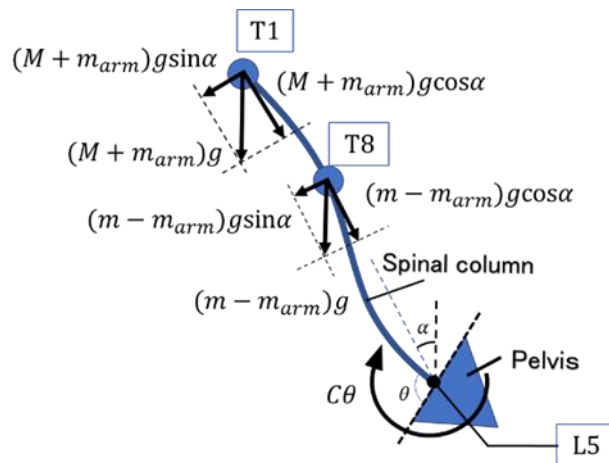


Fig.1 Forces applied on lumbar spine

自重により腰椎に加わる力は

$$(m - m_{arm})g \sin \alpha \quad (1)$$

重量物により腰椎に加わる力は

$$(M + m_{arm})g \sin \alpha \quad (2)$$

骨盤の回転による影響は

$$\theta \quad (3)$$

軸圧縮力の影響は

$$(m + M)g \cos \alpha \quad (4)$$

と表す。これら 4 つの要素を説明変数とし、偏回帰係数を乗じ、足し合わせて回帰式(5)を作成する。

$$y = A(m - m_{arm})g \sin \alpha + B(M + m_{arm})g \sin \alpha + C\theta + D(m + M)g \cos \alpha \quad (5)$$

分析に用いる姿勢は Nachemson ら⁶⁾が用いた以下に示す①～⑥の計 6 姿勢とする。

- ① 直立立位姿勢
 - ② 立位 20°前傾姿勢
 - ③ ②の姿勢で片手に 5kg ずつ計 10kg の重量物を保持
 - ④ 直立座位姿勢
 - ⑤ 座位 20°前傾姿勢
 - ⑥ ⑤の姿勢で片手に 5kg ずつ計 10kg の重量物を保持
- 各姿勢の前傾角 α 、骨盤回転角 θ を測定し、式(5)に代入し、分析を行う。なお、正解値として目的変数の値は Nachemson ら⁶⁾の実測値を使用する。

3. 分析結果

被験者 5 名(男性:年齢 23.0 ± 1.00 [歳], 身長 1.75 ± 0.05 [m], 体重 65.5 ± 8.50 [kg])を対象に回帰式の作成を行った。総データ数は被験者 1 名に対し 6 姿勢の計 30 となる。なお、実験は本学倫理審査委員会の承認を受け、被験者の同意を得た上で実施した。

分析結果を表 2, 3 に示す。回帰式の適合率を表す補正 R^2 は 0.9 以上で高い値とされている。表 2 を見ると今回作成した回帰式では補正 R^2 が 0.957 となり高い適合率を有することがわかる。続いて表 3 より、各要素の重要度を表す標準化偏回帰係数の絶対値に着目すると式(5)では $B > C > A > D$ となり本報で新たに追加した要素である軸圧縮力の影響は他の要素に比べ小さい結果となった。しかし、各値を比較したところ A の 0.30 に対し D の値が 0.23 と近い値となり、軸圧縮力は自重による腰椎に加わるモーメントと同等の影響となった。

Table 2 Result of regression statistics

Regression Statistics	
Multiple correlation (r)	0.998
Multiple correlation of determination (r^2)	0.996
Correction (R^2)	0.957
Standard error	12.66
Number of samples	30

Table 3 Result of regression analysis

	A	B	C	D
Regression correlation	0.28	1.21	-3.32	0.23
Standardized regression coefficient	0.30	0.54	-0.44	0.23

続いて、作成した回帰式から他者の負荷推定が可能か確認する。他者の負荷推定ができれば、一度回帰式を作成することで被験者の体重と前傾角度さえわかれば回帰式から負荷

推定が可能である。被験者 F(男性:年齢 22[歳], 身長 1.78[m], 体重 62.0[kg])を 1 名用意し、求めた偏回帰係数と計測値より式(5)から 6 姿勢時の負荷推定をおこない Nachemson の実測値⁶⁾と比較した。

図 2 に結果を示す。推定の結果、前傾による負荷の増加、重量物保持による負荷の増加が確認され、Nachemson の実測値⁶⁾と推定値には大きな差はみられなかった。以上のことから上半身の自重によるモーメント、重量物と腕の質量によるモーメント、骨盤の傾斜角による曲げモーメント、そして今回追加した軸圧縮力の 4 つの要素から静止時の負荷推定が可能であることが明らかとなった。

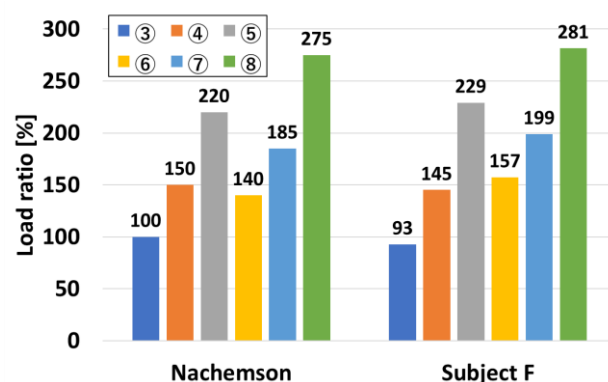


Fig.2 Comparison of load estimation results

4. 結言

本報では、歩行時の負荷推定の前段階として既報⁶⁾での曲げモーメントに加え、軸圧縮力を追加した回帰式を用いて静止姿勢における腰椎部負荷を推定した。回帰式の適合度は高く、また分析の結果、前傾による負荷の上昇と重量物による負荷の上昇が表現できた。よって今回使用した 4 つの説明変数から静止時の負荷推定が可能であり、歩行時の負荷推定に適用する足掛かりとなった。

謝辞

本研究の一部は、科学研究助成事業「基盤研究(C)」(JP18K1106)の援助を受け実施した。

文献

- (1) 平成 28 年度国民生活基礎調査の概要, 厚生労働省 <https://www.mhlw.go.jp/toukei/saiken/hw/k-tyosa/k-tyosa16/dl/04.pdf>
- (2) 芝田京子 他, “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(Vol. 78, No. 791 (2012), pp.130-141
- (3) 鈴木佑 他, 動作中における腰椎椎間板負荷の非侵襲的な推定, 日本機械学会中国四国学生会第 47 回学生員卒業研究発表講演会, pp.313_1_313_3,2017
- (4) 仲田亮太 他, “歩行時における腰椎椎間板負荷の非侵襲的な推定” 日本機械学会中国史国学生会第 49 回学生員卒業研究発表講演会, pp.107_1_107_3,2019
- (5) B.J.G.Andersson., R.Örtengren., A.Nachemson., and G.Elfsström., “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.
- (6) Kyoko Shibata, Yasuhito Tsuyoshi, Yoshio Inoue, Hironobu Satoh and Motomichi Sonobe: "Noninvasive estimation of lumbar intervertebral disk load using multiple regression

analysis to consider the pelvic tilt", 1st International Conference on Human Systems Engineering and Design

(IHSED2018): Future Trends and Applications, Vol. 876, pp. 933-938, 2018.