

# 3次元モデルを用いた重回帰分析による腰部負荷推定

## Estimation for Lumbar Loads Based on Multiple Regression Analysis by 3D Model

知能機械工学コース

ヒューマンメカトロダイナミクス研究室 岩瀬 大知

### 1. 緒言

腰痛は多くの人を経験する症状であり、その要因は様々あるが、そのうちの1つとして日常的に腰部への負担が大きい姿勢を取り続けることが挙げられる。上記の要因に対する予防策として自ら姿勢改善を行う、セルフヘルスケアが有効であると考えられる。

本研究グループでは日常生活の中で腰部負荷を定量的に評価することで姿勢改善を促すシステムの開発を行っている。腰部負荷の定量的な測定法として Nachemson ら<sup>(1)</sup>が行った、椎間板に直接針を刺し、内圧を計測する実験がある。この手法は高精度な値が取得可能な一方、使用者への負担が大きく、日常的な使用には不向きという点が挙げられる。そのため、本研究グループでは日常生活での使用を見据え、非侵襲的な腰部負荷推定法について提案した。その中の一手法として、既報<sup>(2)(3)</sup>では脊柱を弾性梁、骨盤を土台とモデル化しピンジョイントしていると仮定して、このモデルに対し力のつり合い式を作成し、腰部負荷の定量的指標としている椎間板にかかる力を推定した。これまでこの手法によって2次元矢状面静止姿勢時<sup>(2)(3)</sup>における腰部負荷を推定した。結果、Nachemson ら<sup>(1)</sup>の実測値と同様の傾向が得られ、既報<sup>(2)(3)</sup>が提案した腰部負荷推定法が有用であることがわかった。

本研究では日常的に行われる動作の1つである歩行に着目する。Khoo ら<sup>(4)</sup>は歩行時における腰部負荷は前屈に加え、側屈・回旋を含む3次元動作で捉えることが有効であると述べている。また、Zhang ら<sup>(5)</sup>は歩行時においては椎間板圧縮力だけでなく、椎間板側方せん断力にも2峰性が生じていると述べている。そのため、提案する歩行時の腰部負荷推定法では第4腰椎(L4)第5腰椎(L5)間椎間板圧縮力とL4L5間椎間板側方せん断力の2つを、腰部負荷の定量的な指標とする。よって本研究では、歩行時における腰部負荷推定式を作成し、高精度な推定法の確立を目的とする。なお本要旨ではページ数の都合上、各2次元体幹運動である前傾・側屈・回旋時における各腰部負荷推定式<sup>(6)</sup>のみを示し、それらを合成した歩行時における腰部負荷推定式及び推定結果について詳述する。

### 2. 歩行時の腰部負荷推定法

#### 2.1 歩行時における力学的つり合い式の作成

先行研究<sup>(7)(8)</sup>では歩行動作は各体幹運動の複合によって行われていると述べている。そのため本手法では、各体幹運動時の腰部負荷の和が歩行時の腰部負荷に相当すると仮定する。各体幹運動時における腰部負荷推定式は既報<sup>(2)</sup>の手法を基に作成する。前傾・側屈時においては上半身質量 $m$ が重力によって生じる力 $mg$ 及び3方向に発生する慣性力 $ma_x$ ,  $ma_y$ ,  $ma_z$ ( $a_x$ : 左右方向加速度,  $a_y$ : 進行方向加速度,  $a_z$ : 鉛直方向加速度)は、脊柱軸に対して圧縮力成分とモーメント成分に分解する。脊柱起立筋筋張力 $T_{er}$ は脊柱軸に対してなす角が微小であり、筋張力と等価な圧縮力が生じると考える。ま

た、腰椎下端に骨盤回転角度と等価な強制角変位が発生し、曲げ応力が生じると考える。体幹側屈時においては椎間板ひずみ $\gamma$ によるせん断力が存在する。回旋運動時には側方成分を持つ多裂筋 $T_{mul}$ と内・外腹斜筋筋張力 $T_{ob}$ がせん断力として働き、体幹回旋運動によるモーメントが加わる。よって体幹前傾・側屈角度を $\theta_1$ ,  $\theta_2$ , 骨盤に対する体幹回旋角度を $\phi$ , 骨盤前傾・側屈角度を $\alpha_1$ ,  $\alpha_2$ , L4L5から第8胸椎(T8)までの距離を $l_1$ , 椎間板断面係数を $Z$ , 椎間板ヤング率を $E$ , 椎間板断面2次モーメントを $I$ , 内・外腹斜筋と多裂筋のモーメントアームをそれぞれ $l_2$ ,  $l_3$ , 椎間板のせん断剛性係数を $G$ , 椎間板断面積を $S$ , 回旋時における椎間板側方せん断力を体軸周りのモーメントにおける力とみなした際のモーメントアームを $L$ とすると、前傾時椎間板圧縮力 $y_1$ , 側屈時椎間板圧縮力 $y_2$ , 側屈時椎間板側方せん断力 $y_3$ , 回旋時椎間板側方せん断力 $y'_4$ は式(1)~(4)となる。

$$y_1 = mg \cos \theta_1 + \frac{mgl_1 S}{Z} \sin \theta_1 + \frac{EIS\alpha_1}{ZL} + T_{er} + ma_y \sin \theta_1 + ma_z \cos \theta_1 + \frac{ma_x l_1 S}{Z} \sin \theta_1 + \frac{ma_y l_1 S}{Z} \cos \theta_1 \quad (1)$$

$$y_2 = mg \cos \theta_2 + \frac{mgl_1 S}{Z} \sin \theta_2 + \frac{EIS\alpha_2}{ZL} + T_{er} + ma_z \sin \theta_2 + ma_x \cos \theta_2 + \frac{ma_x l_1 S}{Z} \sin \theta_2 + \frac{ma_z l_1 S}{Z} \cos \theta_2 \quad (2)$$

$$y_3 = T_{ob} + G\gamma \quad (3)$$

$$y'_4 = \frac{l_2}{L} T_{ob} + \frac{l_3}{L} T_{mul} + \frac{GI_p}{L} \quad (4)$$

作成した各体幹運動時の腰部負荷推定式を基に、歩行時の腰部負荷推定式を作成する。上半身質量による重力と慣性力、骨盤角度による要素は各体幹・骨盤角度を3次元的な傾斜角度として導出する。体幹の3次元的な傾斜角度 $\theta$ は直立時を基準として、極座標の考え方により脊柱長さ $L$ と水平面から見た直立時に対する変位から導出する。3次元的な骨盤傾斜角度 $\alpha$ も同様の手法によって導出し、それぞれ推定式に必要な $\sin \theta$ ,  $\cos \theta$ ,  $\alpha$ , 圧縮方向慣性力, モーメント方向慣性力は以下の式(5)~(9)となる。

$$\sin \theta = \sqrt{\sin^2 \theta_1 + \sin^2 \theta_2} \quad (5)$$

$$\cos \theta = \sqrt{1 - \sin^2 \theta_1 - \sin^2 \theta_2} \quad (6)$$

$$\alpha = \tan^{-1} \sqrt{\frac{\sin^2 \alpha_1 + \sin^2 \alpha_2}{1 - \sin^2 \alpha_1 - \sin^2 \alpha_2}} \quad (7)$$

$$m \left( a_x \sin \theta_2 + a_y \sin \theta_1 + a_z \sqrt{1 - \sin^2 \theta_1 - \sin^2 \theta_2} \right) \quad (8)$$

$$m \sqrt{\left( a_y \cos \theta_1 + a_z \sin \theta_1 \right)^2 + \left( a_x \sin \theta_2 \right)^2} \quad (9)$$

よって歩行時の椎間板圧縮力 $y_A$ , 及び椎間板側方せん断力 $y_B$ の推定式は式(10)(11)と表す。

$$y_A = mg \sqrt{1 - \sin^2 \theta_1 - \sin^2 \theta_2} + \frac{mgl_1 S}{Z} \sqrt{\sin^2 \theta_1 + \sin^2 \theta_2}$$

$$\begin{aligned}
& + \frac{EIS}{ZL} \tan^{-1} \sqrt{\frac{\sin^2 \alpha_1 + \sin^2 \alpha_2}{1 - \sin^2 \alpha_1 - \sin^2 \alpha_2}} \\
& + T_{er} + m \left( a_x \sin \theta_2 + a_y \sin \theta_1 + a_z \sqrt{1 - \sin^2 \theta_1 - \sin^2 \theta_2} \right) \\
& + \frac{ml_1 S}{Z} \sqrt{(a_y \cos \theta_1 + a_z \sin \theta_1)^2 (a_x \sin \theta_2)^2} \quad (10) \\
& y_B = \left( 1 + \frac{l_2}{L} \right) T_{ob} + G\gamma + \frac{l_3}{L} T_{mul} + \frac{GI_p \varphi}{L} \quad (11)
\end{aligned}$$

## 2.2 重回帰分析による推定

前節で提案した式(10)(11)には椎間板断面積などの個々人や姿勢によって変わる特定困難なパラメータが存在する。これらパラメータは重回帰分析における偏重回帰係数によって補う。目的変数の取得には AnyBody Technology 社が提供する筋骨格モデルによるバイオメカニクス解析ソフト（以下 AnyBody）が算出した L4L5 間椎間板圧縮力と椎間板側方せん断力を用いる。AnyBody が算出する値は T.Bassani ら<sup>(9)</sup>が行った実験値と同様の傾向を示したことから、AnyBody の有用性が確認されている。そのため本研究では、AnyBody が算出する椎間板圧縮力と椎間板側方せん断力を正解値とする。また既報<sup>(9)</sup>において、AnyBody が算出する筋張力の代わりに筋電計が取得する筋活動量を説明変数に用いた場合であっても、同程度の推定精度を示した。そのため本研究では、筋張力の取得に AnyBody を用いるが筋電計によって取得可能なパラメータであると考え。偏重回帰係数  $A, B, C, D, E, F, G, H, I, J$  を用いることで、椎間板圧縮力と椎間板側方せん断力の式はそれぞれ式(12)(13)となる。

$$\begin{aligned}
y_A &= Amg \sqrt{1 - \sin^2 \theta_1 - \sin^2 \theta_2} + Bmg \sqrt{\sin^2 \theta_1 + \sin^2 \theta_2} \\
& + C \tan^{-1} \sqrt{\frac{\sin^2 \alpha_1 + \sin^2 \alpha_2}{1 - \sin^2 \alpha_1 - \sin^2 \alpha_2}} + DT_{er} \\
& + Em \left( a_x \sin \theta_2 + a_y \sin \theta_1 + a_z \sqrt{1 - \sin^2 \theta_1 - \sin^2 \theta_2} \right) \\
& + Fm \sqrt{(a_y \cos \theta_1 + a_z \sin \theta_1)^2 (a_x \sin \theta_2)^2} \quad (12) \\
y_B &= GT_{ob} + H\gamma + IT_{mul} + J\varphi \quad (13)
\end{aligned}$$

## 3. 身体位置データの取得実験

本実験は AnyBody の解析に必要な身体位置データの取得を目的とする。本学倫理審査委員会の承認(No.319)を得て、事前に内容を説明し、同意を得られた実験協力者 5 名(男性、年齢  $23.0 \pm 1.0$ [歳]、身長  $1.685 \pm 0.054$ [m]、体重  $68.4 \pm 9.6$ [kg])を対象に行う。床反力データは床反力計 4 台(テック技販社製、TF-6090, TF4060)を用いる。カメラ(Motion Analysis 社製: Kestrel Digital Camera) 12 台と、直径 12.7[mm]の再帰性マーカを身体の 42 か所に貼り付け、光学式モーションキャプチャシステム(Motion Analysis 社製: MAC3D)により身体位置データを取得する。本研究は将来的なウェアラブル化を見据えているが、推定結果が測定機器の精度に依存しないよう、測定パラメータである体幹・骨盤の傾斜角度や上半身質量中心(T8)の加速度データも光学式モーションキャプチャを用いて導出している。歩容条件は自然歩行・下向き歩行・左右揺れ歩行とし、1 歩行周期を解析範囲とする。各歩容を 5 試行ずつ行い、1 人あたり 15 データ取得する。

## 4. 推定結果

重回帰分析に用いるデータとして、推定する 1 人の実験協力者及び自然歩行を除く 4 人の 2 種類の歩容データを用いた。重回帰分析に用いていない歩容を推定対象にすることで、本手法が提案する腰部負荷推定式の推定可能な動作の適応

Table 1 Average estimated results for intervertebral disc compression force and lateral shear force in 5 participants

	$y_A$	$y_B$
Correlation coefficient	0.802±0.118	0.905±0.151
MAE[N]	115.56±42.97	11.53±4.78
Percentage of MAE variation	13.50±2.71	13.85±6.50

範囲について検討ができると考えた。他の歩容を推定する場合や、全ての歩容データを重回帰分析に用いた推定も行ったが、本要旨ではページ数の都合上省略する。推定精度の評価指標として相関係数と平均絶対誤差(MAE)、変動量に対する MAE の割合をそれぞれ用い、5 人の実験協力者における自然歩行時の推定結果を平均した値を表 1 に示す。相関係数は椎間板圧縮力  $y_A$  では 0.8 程度、椎間板側方せん断力  $y_B$  で 0.9 程度を示し、変動量に対する MAE の割合は両方とも 13%程度であった。先行研究<sup>(10)(11)</sup>にて最もよい腰部負荷の推定結果として相関係数が 0.85、変動量に対する MAE の割合が 11.8%と述べている。本研究が提案する推定手法は先行研究と同程度の結果であったことから、十分な精度であると考え。

## 5. 結言

本研究では歩行時における高精度な腰部負荷推定法の確立を目的とした。歩行時の腰部負荷は、前傾・側屈・回旋の各 2 次元体幹運動時における腰部負荷の和であると仮定し、体幹の各運動時における椎間板圧縮力と椎間板側方せん断力の力学的なつり合いを導出した。そして、これら式を合成して歩行時の 2 つの指標の腰部負荷推定式を作成した。これら推定式には、姿勢や個々人によって変わる特定困難なパラメータが存在する。そこで、それらを重回帰分析による偏重回帰係数によって補った。実験協力者 5 名での実験を行った結果、先行研究<sup>(10)(11)</sup>と同程度の推定精度を示したことから、本研究が提案する歩行時の腰部負荷推定式は十分な推定精度であると考え。

本研究にて、重回帰分析に用いていない歩容も高い精度での腰部負荷推定ができた。そのため、今後、歩行動作だけでなく日常的に行われる 3 次元動作を対象とした腰部負荷推定を行う際に、本研究が提案する腰部負荷推定法が有効であると考え。

## 文献

- (1) A.Nachemson et al., I.Studies on an Experimental Chair. Scand J Rehab Med 6, (1974), pp.104-114.
- (2) 姫田晃希 他, 日本機械学会中国四国支部 第 60 期総会・講演会, (2021), 講演番号 08c5
- (3) 岩瀬大知 他, 日本機械学会中国四国支部 第 54 回学生員卒業研究発表講演会, (2023), 講演番号 02d3
- (4) B.C.C. Khoo et al., Medical engineering & physics,1993
- (5) Zhuodong Zhang et al., Frontiers in bioengineering and biotechnology,2024, Vol12,
- (6) 岩瀬大知 他, SOBIM2024, 1B4-1
- (7) 西守隆 他, 理学療法学 33 巻, 6 号, pp318-323, 2006
- (8) 潮平健太 他, Vol.43 Suppl.No.2, 2016
- (9) T.Bassani et al., Journal of Biomechanics Volume 58, 14 June 2017, pp.89-96.
- (10) Charlotte.C.R et al., Sensors 2021,Vol21, 2476
- (11) Xiang et al., Appl. Sci. 2021, Vol.11 No.2, 726