

# 歩行時における腰椎椎間板負荷の非侵襲的な推定

システム工学群

知能メカトロダイナミクス研究室 1190112 仲田 亮太

## 1. 緒言

人類は直立二足歩行を獲得したことで大きく進化を遂げたが、その代償で脊柱がS字に湾曲し他の脊椎動物が持たない腰痛という悩みと向き合わなければならなくなった。現在ではさらに、腰痛を患う人の数は男女を問わず高い水準で推移しており誰にとっても身近な問題だといえる。

腰痛には様々な原因が存在するが、その中でも腰部の異常により引き起こされるものに腰椎椎間板ヘルニアがあげられる。腰椎椎間板ヘルニアは椎骨間のクッションの役割を果たす椎間板の変形や線維輪が破れることで内部の髄核が飛び出し椎体を通る神経を圧迫するなどして痛みを発生する疾患である。椎間板ヘルニアになる要因としては、重量物の持ち上げや前傾姿勢での動作など腰部に負荷のかかる動作が考えられる。また、頭部と上半身の重量を腰部だけで支えるという日常の姿勢そのものが腰部に大きな負荷をかけている。そのため、日常の動作において腰部にどれだけの負荷が加わっているか測定できれば、腰痛予防やリハビリに役立つことが期待でき、整形外科の分野に貢献できると考えた。

腰部の負荷を測定する方法はこれまでも提案されてきた。その中の一つに、スウェーデンの整形外科医 Nachemson らが行った椎間板に直接電極を埋め込み内圧を測定する方法がある<sup>(1)</sup>。この方法では、直接測定しているため高い精度が期待できる。しかし、測定には外科的な手術が必要なうえ、被験者の身体を傷つけるリスクがあり、動作中の測定が困難である。

本研究グループでは、腰椎椎間板負荷が姿勢変化に起因する椎骨間の隙間変化により推定できると考えた。そこで、棘突起が背中表面に近い位置に存在し、棘突起の動きから椎骨の動きを推定できることから、棘突起の動きから腰椎椎間板に加わる負荷を評価する方法を提案してきた<sup>(2)(3)</sup>。

既報の研究では静止姿勢やくしゃみ、せきなどの移動を伴わない動作での測定を行ってきた。本研究ではより動作の対象を増やし歩行時の負荷推定に本提案法が有用であるかを検討し、歩行時の負荷の特徴について調べる。また、異なる歩行率による負荷を比較することで、歩容が腰部負荷に与える影響について考察する。

## 2. 提案する負荷推定法の概要

図1に椎体のモデルと腰部の5つの椎骨と椎間板の模式図を示す。腰椎系は姿勢変化に応じて形状を変化させる。椎骨は椎間板に比べて十分にヤング率が高く腰椎系において剛体とみなすことができる。一方、椎間板は弾性と粘性に富み、椎骨間のクッションの役割を担っている。そのため、上体の姿勢変化は椎間板の変形により生じる。椎間板負荷は椎間板の変形、つまり椎骨間の隙間変化に起因して生じるので、椎骨間の隙間変化がわかれば腰椎椎間板に加わる負荷を推定することができる。

本研究グループでは棘突起が体表面近くに位置しており目視や触れて確認できることに着目し、棘突起に相当する腰椎部の体表面上にマーカーを貼りモーションキャプチャを用いて腰椎部形状を二次曲線に近似し曲率半径を求める。曲率半径が小さいとき椎骨間の隙間は広くなり負荷が小さくなる。逆に曲率半径が大きくなると隙間が狭くなり負荷が大きくなる。腰椎系が梁であると仮定すると計測により求めた二次曲線がたわみ曲線であるとみなすことで、曲率半径を求めることができる。曲率半径を $\rho$ 、二次関数を $y(x)$ とおいたときの関係式を式(1)に示す。

$$\frac{1}{\rho} = -\frac{d^2 y(x)}{dx^2} \quad (1)$$

式(1)より腰部の曲率半径を求め負荷を推定する。

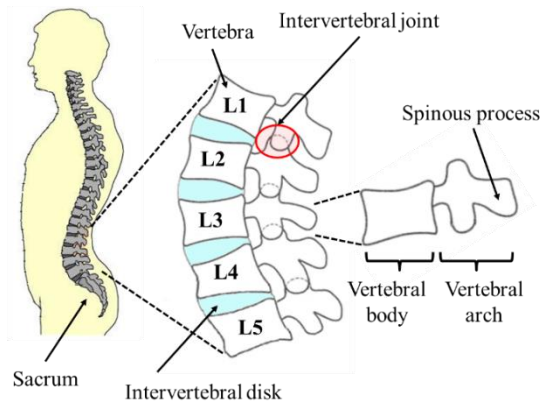


Fig.1 Lumbar vertebra

## 3. 歩行動作における負荷推定実験

まず被験者の固有歩行の5歩目以降の測定を行った。ここでいう固有歩行は、被験者が日常生活においてとる歩行動作のことで、速度や歩幅などの歩容に特に指示を与えないときに被験者が無意識のうちにとる被験者固有の歩行動作のこととする。今回は男性3名(年齢 $21.5 \pm 0.5$ 歳、身長 $1.71 \pm 0.02$ m、体重 $50.5 \pm 8.5$ kg)の被験者を対象とし、マーカーの貼り付け位置は、腰椎5か所に加え、二次近似曲線のフィッティングにずれがないかを確認する目的で、仙椎に1つ、胸椎下部(T10-T12)の計9か所とする。なお、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得た上で実施した。

図2に被験者1名1試行分の9歩目と10歩目の推定結果を示す。縦軸が腰椎椎間板負荷比、横軸が時間経過を表し、推定結果は別に測定した直立立位0度の姿勢の時の負荷比を100として正規化した。

図2を見ると負荷の増大するタイミングと減少するタイミングが周期的に出現していることがわかる。両脚支持期を赤枠で示した。負荷の減少が両脚支持期前期で見られ、その

後遊脚期にかけて負荷が増加する傾向があることがわかる。これは、遊脚期には直前の蹴りだしにより加速度が生じるため上体に進行方向とは逆向きの慣性力が加わり、それを相殺するために上体が前傾し負荷が増大したと考えられる。一方、両脚支持期前期には前方の足が接地することで減速し上体に前向き慣性力が働いたことで後屈が生じ負荷が減少したと考えられる。

歩行時の腰椎部負荷を調べた研究には Cappooze らが行った実験がある<sup>(4)</sup>。Cappooze らは腰椎部のモーメントから腰椎部の負荷を導出した。この実験では両脚支持期に後屈モーメントが増加した結果を示している。歩行時では減速するときに後屈モーメントが増加することから、今回の結果と比較しても矛盾しない。また歩行時のモーメント変化の傾向と今回の推定法による負荷に似た傾向が得られたことから、歩行時の腰椎部負荷推定にも本提案法が有用であることが示された。

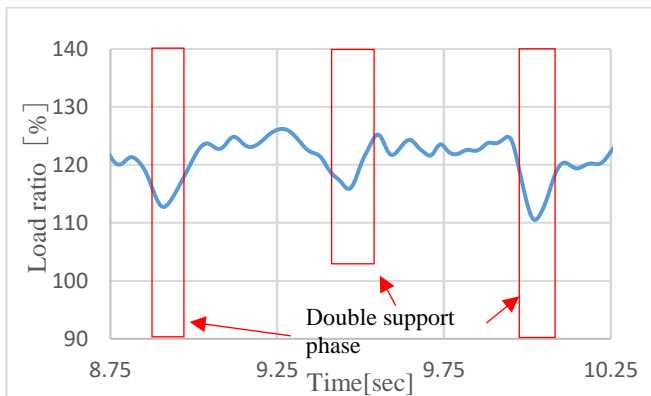


Fig.2 Result of load estimation for 9th and 10th steps (Subject A)

次に、異なる歩行率での歩行時の負荷を推定した。この実験は固有歩行同様3名の被験者を対象に実施した。被験者には測定前にメトロノームに合わせた歩行を数回繰り返してもらい、違和感なく歩行できるようになった状態で実験を行った。図4に60BPMでの歩行時の負荷を、図5に120BPMでの歩行時の負荷を示した。図3と図4は同一被験者による歩行である。測定結果は、別に測定した直立立位0度の姿勢を100として正規化し、時間経過による負荷の変化を表した。図3、図4いずれも両脚支持期前期に負荷の減少し、その後遊脚期にかけて負荷が増加したことがわかる。このことから、歩行時においては、負荷比の傾向が歩容によらず同じ傾向を持つことが示された。

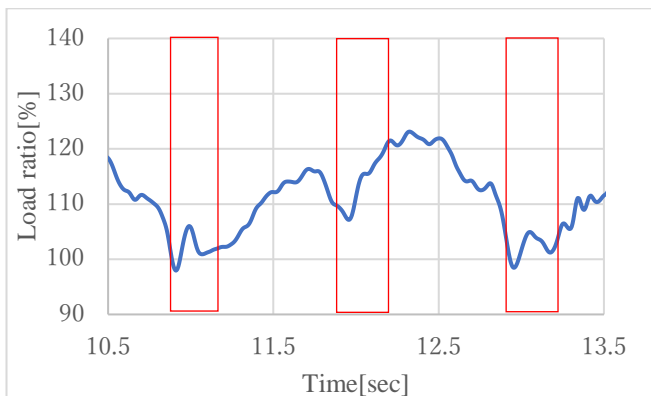


Fig.3 Result of load estimation in BPM 60 walking (Subject A)

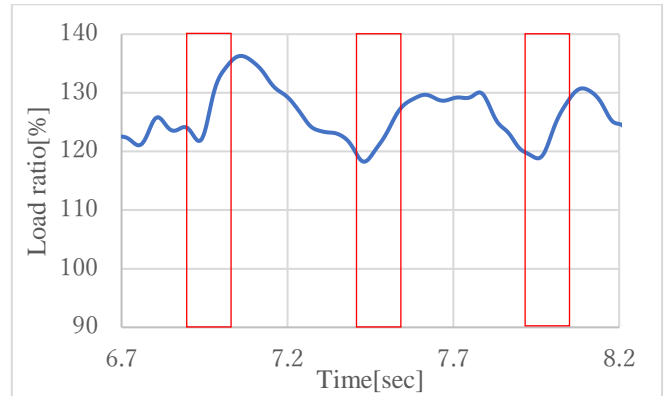


Fig.4 Result of load estimation in BPM 120 walking (Subject A)

また、歩行率が高いときに負荷が大きく歩行率が低いときに負荷の増減の幅が広がる傾向が得られた。歩行率が高いときは全体的に加速度が大きくなり、固有歩行で負荷の減少がみられた両脚支持期が短くなったことで常に高い負荷であったと考える。一方、歩行率が低い歩行では両脚支持期が長く遊脚期の加速度も低くなるために比較的負荷が低くなったと考える。同一被験者の歩行であっても、歩行率の違いから異なる負荷の傾向が得られたことで、本提案法での異なる歩容の腰部負荷の比較が可能であることが示された。

#### 4. 結言

本報では腰部の表面形状の変化から椎骨間の隙間変化を推定し歩行時の腰椎椎間板負荷の推定を行った。被験者の固有歩行時の腰椎椎間板負荷を推定したところ、両脚支持期前期に負荷が減少し、その後遊脚期にかけて負荷が増加する傾向が得られた。これは、先行研究で示された歩行時の腰部に加わるモーメントと比較して同様な傾向があるので、歩行動作時においても本提案法での負荷推定が有用であると考えられる。また、異なる歩行率での負荷推定実験では、歩行率が高い歩行で負荷が上昇する傾向が得られた。このことから、本提案法により異なる歩容における腰部負荷が比較可能と考える。

#### 謝辞

本研究は、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) B.J.G.Andersson. , R.Örtengren. , A.Nachemson. , and G.Elfström . , “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 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回学生会卒業研究発表講演会, pp. 313-1-313-3, 2017
- (4) Cappozzo A., ” The forces and couples in the human trunk during level walking. ” J Biomech. 1983;16(4):265-77.

