

小型センシングデバイスを用いた動作分析手法の開発 - モーションセンサによる歩行時体幹動揺の評価 -

梶 幸伸, 中村 浩, 川崎 翼, 兎澤 良輔, 高木 亮輔

了徳寺大学・健康科学部理学療法学科

要旨

本研究の目的は、小型モーションセンサの技術で歩行時の体幹運動の変位とその軌跡長を計測し、健常学生と高齢者の歩行時の体幹動揺の特徴を明らかにすることであった。対象は、健常大学生27名、および地域在住の高齢者20名であった。歩行時の体幹動揺の計測にはモーションセンサを用い、骨盤部背側と上部体幹部背側に固定した。計測課題は歩行とし、歩行速度は快適速度と努力速度の2種類とした。結果、学生群の努力速度では快適速度に比べ、骨盤部の動揺は大きくなり上部体幹部の動揺は小さくなった。高齢者群では努力歩行で、骨盤部、上部体幹部ともに動揺は大きくなる傾向が認められた。快適速度での1歩行周期に要する時間は、学生群、高齢者群のどちらも同じ時間であった。学生群と高齢者群では歩行速度を上げる戦略が異なり、体幹の動揺に相違が出ると考えた。歩行時の骨盤部と上部体幹部の変位量を計測し歩行分析をする今回の手法には新規性があり、簡便で拘束の少ない分析手法である。この動作分析手法は、臨床応用可能な評価手法であると考えた。

キーワード：センサ, 歩行分析, 体幹動揺, 変位, 軌跡

Development of the Motion Analysis Technique Using Small Sensing Device - Evaluation of the Trunk Sway During Gait Using Motion Sensors -

Yukinobu Hiiragi, Hiroshi Nakamura, Tsubasa Kawasaki,

Ryosuke Tozawa, Ryosuke Takagi

Department of Physical Therapy, Faculty of Health Science, Ryotokiji University

Abstract

The purpose of this study was to measure the displacement and the trajectory length of the trunk sway during gait using small motion sensors, and to clarify its characteristics. The subjects were 27 healthy university students and 20 elderly people. Two motion sensors were used in this study. One sensor was attached to the back side of the pelvic, and the other was attached to the back side of the upper trunk. Subjects performed a comfortable speed gait for 10 seconds and a maximum speed gait for 10 seconds. In the student group, the displacement and the trajectory length of the trunk sway during the maximum speed gait was increased in the pelvic, and was decreased in the upper trunk. In the elderly group, the displacement and the trajectory length of the trunk sway during the maximum speed gait was increased in both the pelvic and the upper trunk. The time of one gait cycle in comfortable speed gait was the same for both the student group and the elderly group. As the strategies to increase gait speed were different between the student group and the elderly group, the difference in trunk sway was detected. This measurement

technique was easy and useful for motion analysis, and it would be applicable in clinical settings.

Keywords : sensor, gait analysis, trunk sway, displacement, trajectory length

はじめに

動作分析は、理学療法学分野における臨床評価項目の中でも症例を把握するために重要な項目である。しかしながら、臨床における動作分析はおもに理学療法士の観察に基づいて実施され、その客観性が問題視されてきた。今まで、観察による分析手法の統一や着眼点の検討、分析表現の統一等が計られてきたが、客観的な動作分析を行うには何らかの機器による計測が必要である。しかしながら、3次元動作解析装置を代表とする現在の動作分析機器は、導入費用と計測環境の制限より研究機関での使用に限られ、臨床普及に至るものではない。

近年、小型通信デバイスやロボット技術の進歩により、運動のセンシング技術が確立されてきた。この技術に用いられている小型センサは、そのコンパクトさ、低価格、非拘束計測という特徴より、理学療法臨床に適した機器であると判断できる。しかし、理学療法分野では、小型センサを動作分析に応用する研究は増えてきたものの、未だその計測・分析手法に統一されたものがないのが現状である。筆者ら¹⁾は、2005年に角速度センサを用いた歩行分析手法を開発し、臨床応用への研究を続けてきた。木藤ら²⁾は、加速度センサを用いて歩行時の下腿運動を分析した。菅川ら³⁾は、角速度センサを用いて歩行時の大腿および下腿の運動を解析した。これらの研究を皮切りに、本邦理学療法分野でも小型センサを用いた研究が散見されるようになった。また、その対象は歩行動作時の下肢運動だけでなく、体幹運動や静止姿勢時のわずかな運動を捕らえようとするものもある⁴⁾。また、小型センサを用いた動作計測の信頼性と妥当性を検証した研究^{5, 6)}も存在し、臨床普及が待たれる状態である。

臨床理学療法において、歩行分析は対象者の移動能力の評価や転倒リスクの把握に非常に重要な評価項目である。歩行分析は下肢のみの分析ではなく、体幹運動の評価も重要である。特に体幹の回旋運動は、歩行速度や歩行安定性の評価時に重要な指標となる。しかし、この回旋運動は水平面上の運動であり、観察や2次元画像による分析では正確な評価が難しい。Kennethら⁷⁾は、ゴニオメータを用いて背臥位で体幹回旋角度を計測し、くり返し計測の信頼性はICC値で0.59~0.82、検者間の信頼性は0.62~0.83であると報告している。Paulら⁸⁾は、3次元動作解析装置を用いて健常大学生と高齢者を対象として立位姿勢での体幹回旋動作を計測した。その結果、回旋開始から終了までの時間を100%とした場合、25~50%と75~100%の時点で両者に差があり、高齢者で優位に回旋角度が小さいことを示した。歩行動作中の体幹回旋運動を計測した研究では、WATANABEら⁹⁾は、磁気センサを用いて歩行時の体幹運動を計測し、上下(X)、前後(Y)、左右(Z)の各方向への移動量を報告している。Wenら¹⁰⁾は、簡易的な赤外線動作解析装置を用いて、妊婦の歩行時の体幹回旋の特徴を報告した。スポーツの分野では、Glennら¹¹⁾が、3次元動作解析装置を用いて野球の投球時やバッティング時の体幹回旋を詳しく解析して報告している。このように、動作時の体幹回旋運動の分析は重要であり、その計測には様々な手法があるが、リハビリテーションの臨床場面で簡便に用いることができる計測手法には統一されたものが無いのが現状である。

本研究では、近年普及が著しい小型センサの技術により、歩行時の体幹運動の変位を3次元で計測できる機器およびソフトウェアを用いて、健常学生と高齢者の歩行時の体幹動揺の特徴を明らかにすることを目的とした。この計測手法は臨床場面で応用可能なものであり、今後の理学療法評価の発展に寄与するものと考えた。

対象

本研究の被験者は、理学療法士養成大学の健常学生27名（男性14名、女性13名）、および、千葉県浦安市の介護予防アカデミアの事業に参加する地域在住の高齢者20名（男性4名、女性16名）であった。高齢被験者は日常生活が自立しており、計測環境まで公共の交通機関を利用して来場できる運動能力を有する高齢者であった。学生被験者の平均年齢は 20.8 ± 0.5 歳、平均身長は 164.7 ± 8.7 cm、平均体重は 61.7 ± 13.2 kgであった。高齢被験者の平均年齢は 71.0 ± 4.0 歳、平均身長は 154.9 ± 7.5 cm、平均体重は 56.6 ± 8.8 kgであった。

本研究は了徳寺大学研究倫理審査委員会の承認（平成27年、No.2706）を受けて開始した。被験者には書面を提示しながら、本研究の主旨、研究の手順、参加に伴う利益・不利益、個人情報の取り扱いへの配慮等を説明した。研究への参加は個人の意志に基づくものであり、いかなる時点でも撤回できることを説明した後、同意書への署名により研究参加の承諾を得た。

方法

歩行時の体幹動揺の計測には、「体幹2点重心動揺計」（MVP-WS2, microstone(株)）を用いた。当該機器は、加速度センサと角速度センサを内蔵した小型モーションセンサを2セット用いて骨盤部中心と上部体幹部中心の2点の変位を計測するものである。モーションセンサはBluetoothによる無線通信機能でパーソナルコンピュータに接続され、リアルタイムに計測が可能である。モーションセンサを取付ける部位は、被験者の骨盤（仙骨）部背側、上部体幹（胸椎）部背側とし、付属の骨盤ベルトおよび体幹ベルトにより固定した。計測は機器に付属するソフトウェアを用いて行った。サンプリング周波数は500Hzに設定した。

(図1)

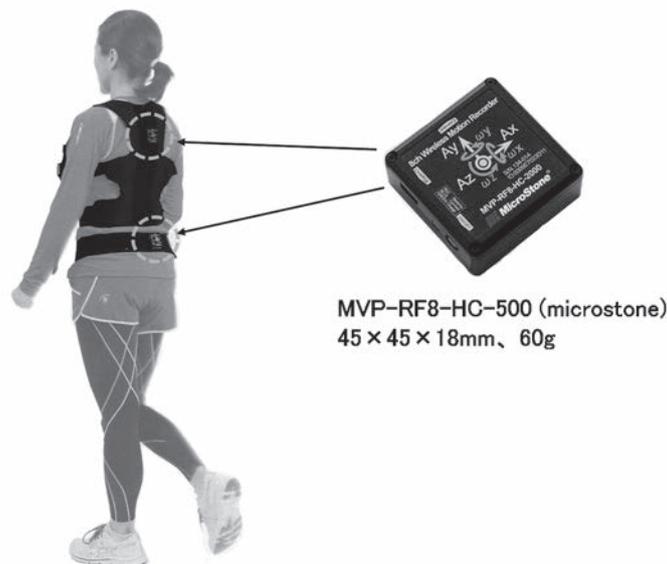


図1 体幹2点重心動揺計

計測課題は歩行とし、歩行速度は快適速度（普通に歩く速度）と努力速度（できるだけ早く歩く速度）の2種類とした。それぞれの歩行速度は被験者の主観により決定することとし、客観的な統制は行わなかった。歩行環境は大学施設内の廊下を利用し、十分な直線距離を確保した。検者の合図で歩行を開始し、開始直後より10秒間の歩行を計測した。計測された歩行データの最初の3歩行周期をカットし、その後の5

歩行周期のデータの平均値を算出した。学生群は快適速度および努力速度でそれぞれ2回歩行し、その平均データを採用した。高齢者群はそれぞれ1回の歩行データを採用した。

比較検討パラメータは、歩行中の骨盤部および上部体幹部の3方向（前後、左右、上下）の変位（mm）、3つの運動面（前額面、矢状面、水平面）上の移動軌跡長（mm）、平均歩行周期（sec.）、左右の垂直加速度より算出された衝撃加速度（m/s²）とした。統計処理にはSPSS Ver.19を使用し、学生群と高齢者群のそれぞれの群内の快適速度と努力速度での比較には、対応のあるサンプルのt検定を、両群間の比較には、独立したサンプルのt検定を用いた。統計学的有意水準は5%とした。

結果

学生群の歩行において、骨盤部の左右方向の変位は、努力速度の歩行で有意に大きくなった。骨盤部の水平面および前額面上の移動軌跡長は、努力速度で有意に長くなった。上部体幹部の左右方向および前後方向の変位は、努力速度で有意に小さくなった。上部体幹部の水平面の移動軌跡長は努力速度で有意に短くなった（表1）。

高齢者群の歩行において、骨盤部の左右方向および上下方向の変位は、努力速度の歩行で有意に大きくなった。骨盤部の移動軌跡長は、努力速度ですべての運動面上で有意に長くなった。上部体幹部の左右方向の変位は、努力速度で有意に小さくなった。反対に、上下方向の変位は、努力速度で有意に大きくなった。上部体幹部の前額面および矢状面の移動軌跡長は努力速度で有意に長くなった（表1）。

表1 歩行中の骨盤部・上部体幹部の変位とその軌跡長

		(単位 : mm)			
		学生群		高齢者群	
		快適速度	努力速度	快適速度	努力速度
骨盤部	左右幅	60.4±18.1	70.2±22.6 *	41.2±10.2 +	49.2±17.6 **
	上下幅	37.1± 8.4	41.5±11.2	41.6±10.6	51.0±13.4 **
	前後幅	34.8± 5.2	36.3± 7.7	31.9± 6.4	33.3± 9.7
	軌跡長(水平面)	179.8±29.5	202.5±47.3 *	148.1±27.5 +	166.9±45.5 **
	軌跡長(前額面)	194.2±34.3	222.9±46.4 *	178.7±35.6	222.0±58.3 *
	軌跡長(矢状面)	193.9±24.9	199.0±37.8	202.3±43.0	229.1±59.4 *
上部体幹部	左右幅	38.8± 9.7	33.9± 7.3 *	30.0±12.0 +	23.3±10.5 **
	上下幅	43.0± 7.2	43.0±12.4	43.5±11.0	52.4±13.6 **
	前後幅	20.1± 4.7	17.7± 5.8 *	19.8± 6.1	21.8±10.7
	軌跡長(水平面)	106.9±19.9	94.0±19.4 *	94.0±24.5	95.8±35.4
	軌跡長(前額面)	181.2±26.7	179.8±46.3	175.3±36.3	203.9±50.8 *
	軌跡長(矢状面)	177.6±26.2	168.1±53.0	177.1±44.1	207.8±65.2 **

* 群内(快適速度と努力速度)に有意な差

+ 群間(健常学生群と高齢者群)に有意な差 (p<0.05)

学生群の1歩行周期にかかる平均周期時間は、快適速度で $1.01 \pm 0.06 \text{sec.}$ 、努力速度で $0.80 \pm 0.08 \text{sec.}$ であり、努力速度での歩行周期は快適速度の $79.2 \pm 8.1\%$ であった。両者には有意な差を認めた。左右それぞれの歩行周期中の最大衝撃（上下方向の最大加速度）は、努力速度で有意に大きかった。（表2）

高齢者群の1歩行周期にかかる平均周期時間は、快適速度で $1.01 \pm 0.06 \text{sec.}$ 、努力速度で $0.87 \pm 0.07 \text{sec.}$ であり、努力速度での歩行周期は快適速度の $86.1 \pm 6.3\%$ であった。両者には有意な差を認めた。左右それぞれの歩行周期中の最大衝撃（上下方向の最大加速度）は、努力速度で有意に大きかった（表2）。

表2 1歩行周期に要する時間と下肢にかかる衝撃

	学生群		高齢者群	
	快適速度	努力速度	快適速度	努力速度
平均周期(sec.)	1.01 ± 0.06	0.80 ± 0.08 *	1.01 ± 0.06	0.87 ± 0.07 **
衝撃(左) (m/s ²)	9.1 ± 2.9	15.0 ± 3.7 *	7.6 ± 2.3	13.7 ± 3.7 *
衝撃(右) (m/s ²)	8.5 ± 2.8	14.5 ± 3.6 *	8.2 ± 2.7	14.0 ± 2.9 *

* 群内(快適速度と努力速度)に有意な差
+ 群間(健常学生群と高齢者群)に有意な差 (p<0.05)

考察

小型モーションセンサを応用した「体幹2点重心動揺計」を用いて、歩行時の骨盤（仙骨）部と上部体幹（胸椎）部の変位と3次元平面上でのその軌跡、および下肢への衝撃加速度を計測した。結果より、学生群では快適速度での歩行と比較して努力速度の歩行では、上部体幹の動揺が小さくなる傾向を認めた。高齢者群では上部体幹の左右動揺以外は、努力速度での歩行で学生群とは反対に大きくなった。学生群では、歩幅を大きくすることで歩行速度を上昇させる戦略をとり、そのことにより骨盤部の動揺が大きくなったと考えた。一方、上部体幹は頭部（視線）の動揺を抑えるために有効に働く必要があり、動揺が小さくなったものと考えた。高齢者群では、歩行速度の上昇はケイデンスの増加による戦略を採用する傾向があると考えた。歩行時の重心の上下動は、単脚支持期に高く、両脚支持期に低くなる。したがって、ケイデンスの増加は重心の上下動を増加させる要因となる。さらに踵接地時の制動と立脚後期の加速は前後動揺を伴うため、ケイデンスの増加に伴いその動揺も大きくなる。高齢者群の場合、その際の動揺の増加を骨盤部の動きのみで吸収できず、上部体幹の動揺増加につながったものと考えた。今回は、歩行時の頭部（視線）の動揺は計測していないが、高齢者の努力歩行で頭部の動揺が大きくなるのであれば、転倒との関連も検討する必要があると考えた。

今回の歩行計測では、歩行速度を客観的に一定とせず、被験者個々の主観的な通常速度を快適速度とし、「できるだけ早く」歩く速度を努力速度とした。客観的にみて、学生群と高齢者群では快適速度に明らかな差があると考えられるが、その1歩行周期に要する時間を計測すると両者とも 1.01sec. であり、差は無かった。1歩行周期時間は年齢に依存しない傾向が認められたことから、高齢者での快適速度の低下は、歩幅の低下が大きく影響すると考えた。また、努力速度では、学生群は 1.01sec. から 0.80sec. へと約20%の短縮がみられ、高齢者群では 1.01sec. から 0.87 に約13%の短縮にとどまった。この可変量の小ささも高齢者の歩行の特徴を表していると考えた。

歩行時に発生する衝撃の大きさは、両群ともに歩行速度の増加により上昇したが個人差が多く、足部のロッカー機能や下肢各関節の衝撃吸収能の影響を受けるものと予想した。

今回の小型モーションセンサを用いた歩行時の体幹動揺の評価手法は、新規性があり、臨床場面での歩行評価の新たな視点となるものであった。簡便で被験者の拘束も少なく、比較的安価な装置であることから、臨床普及も期待できるものであった。今後、体幹動揺の変位から各疾患の歩行特徴の分析や、加齢に伴う転倒リスクの評価等への応用を行い、臨床場面にエビデンスを与えるための研究が必要であると考えた。

文献

- 1) 柘幸伸, 加藤宗規, 佐藤仁ほか (2005) 3軸角速度センサを用いた動作分析の試み. 理学療法科学. 20 (2), 93-98.
- 2) 木藤伸宏, 島澤真一, 弓削千文ほか (2004) 加速度センサを用いた変形性膝関節症の歩行時下腿運動の解析. 理学療法学. 31 (1), 86-94.
- 3) 菅川祥枝, 木藤伸宏, 島澤真一ほか (2004) 内側方変形性膝関節症における歩行時大腿・下腿回旋運動の解析. 理学療法学. 31 (7), 412-419.
- 4) 大西智也, 橋浩久, 武田功 (2014) 加速度・角速度センサによる立位時の骨盤の動きの検討. 理学療法科学. 29(4), 595-598.
- 5) 高田耕太郎, 安田雅博 (2004) 小型三次元加速度計を用いた歩行分析の臨床的有用性の検討. 慈恵医大誌. 119, 331-338.
- 6) 芥川友彰, 榎勇人, 竹林秀晃ほか (2015) 加速度センサを用いた歩行分析の妥当性. 保健医療学雑誌. 6(1), 10-14.
- 7) Kenneth A. Olson, Meri T. Goehring (2009) Intra and inter-rater reliability of a goniometric lower trunk rotation measurement. Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation. 22, 157-164.
- 8) Paul S. Sung, Kyung-Joon Lee, Woo-Hyung Park (2012) Coordination of trunk and pelvis in young and elderly individuals during axial trunk rotation. Gait & Posture. 36, 330-331.
- 9) Shu WATANABE, Kazushige KOBAYASHI (1996) An analysis of three-dimensional trunk and leg movements in gait of normal subjects. Jikeikai Med J. 43, 255-262.
- 10) Wen Hua Wu, Onno G. Meijer, Sjoerd M. Bruijn, et al (2008) Gait in Pregnancy-related Pelvic girdle Pain: amplitudes, timing, and coordination of horizontal trunk rotation. Eur Spine J. 17, 1160-1169.
- 11) Glenn S. Fleisig, Wellington K. Hsu, Dave Fortenbaugh, et al (2013) Trunk axial rotation in baseball pitching and batting. Sports Biomechanics. 12(4), 324-333.

(平成27年11月27日稿)

査読終了日 平成27年12月10日