歩行により生じる加速度と荷重値の関連

—— 3軸加速度計と足圧分布計を用いて ——

Relationships between Acceleration and Walking Weight Load Determined by Triaxial Accelerometry and a Foot Pressure Measurement System

小野崎 彩可^{1,2)} 小川 美也子^{2,3)} 新田 潮人^{2,4)} 佐藤 瑞騎^{2,5)}
佐竹 将宏²⁾ 塩谷 隆信²⁾

AYAKA ONOZAKI^{1,2)}, MIYAKO OGAWA^{2,3)}, SIOTO NITTA^{2,4)}, MIZUKI SATO^{2,5)},
MASAHIRO SATAKE²⁾, TAKANOBU SHIOYA²⁾

¹⁾ Department of Rehabilitation, Social Medical Corporation Meiwakai, Nakadori General Hospital: 6-1-58 Nakadori, Akita-shi, Akita 010-0001, Japan. TEL+81 018-833-1131 E-mail: nini.am.27@gmail.com

²⁾ Department of Physical Therapy, Akita University, Graduate School of Health Sciences

³⁾ Department of Rehabilitation, Nigata Prefecture Hamagumi Medical Rehabilitation Center for Disabled Children

⁴⁾ Department of Rehabilitation, Noshiro Kousei Medical Center

⁵⁾ Department of Rehabilitation, JA Omagari Kosei Medical Center

Rigakuryoho Kagaku 30(6): 903-907, 2015. Submitted Jun. 30, 2015. Accepted Aug. 3, 2015.

ABSTRACT: [Purpose] The purpose of this study was to define the relationships between accelerations of the X-axis (mediolateral), Y-axis (vertical) and Z-axis (anteroposterior) measured by a triaxial accelerometry system and the weight load calculated by a foot pressure measurement system. [Subjects and Methods] The subjects were 17 healthy college students (9 males, 7 females; mean age, 21.0 ± 0.1 years old). Subjects performed the 10-m walking test with triaxial accelerometry and a foot pressure measurement system. We analyzed the correlations between the accelerations and the weight loads on the dominant and non-dominant legs. Accelerations of the X, Y and Z axes were measured when the weight load was at its maximum. [Results] There were significant correlations between the accelerations of the Y and Z axes and the weight loads on both legs, but there was no significant correlation between the acceleration of the X-axis and the weight load. [Conclusion] This study found correlations between the accelerations of the Y and Z axes and weight load. The results of this study will be clinically useful for converting acceleration values into weight loads.

Key words: triaxial accelerometry, acceleration, load

要旨:〔目的〕本研究は、歩行時に3軸加速度計から得られるX軸（左右）・Y軸（上下）・Z軸（前後）の加速度と、床反力計により得られる荷重値との関連を明らかにすることを目的とした。〔対象〕健常大学生17名とした。〔方法〕3軸加速度計と足圧分布計を装着し、10 m歩行試験を実施した。次いで、各対象者の両脚における加速度と荷重値の相関関係を検討した。X・Y・Z軸それぞれの加速度は荷重値が最大の時の歩数から算出した。〔結果〕両脚でY・Z軸加速度と荷重値に有意な相関が認められた。一方、X軸加速度と荷重値に相関は認められなかった。〔結語〕本研究では垂直・前後加速度と荷重値には有意な相関関係が示された。本研究の結果を臨床で役立てるためには、今後加速度から荷重値を換算する方法を検討する必要があると考える。

キーワード: 3軸加速度計, 加速度, 荷重値

¹⁾ 社会医療法人明和会 中通リハビリテーション病院 リハビリテーション科: 秋田県秋田市中通6-1-58 (〒010-0001) TEL 018-833-1131

²⁾ 秋田大学 医学部 保健学科 理学療法専攻

³⁾ 新潟県はまぐみ小児療育センター 診療部理学療法室

⁴⁾ 能代厚生医療センター リハビリテーション科

⁵⁾ 大曲厚生医療センター リハビリテーション科

I. はじめに

歩行分析に関する研究では、これまで主として歩行速度や歩行率あるいは床反力などの運動学的および運動力学的パラメーターの測定や、エネルギー効率等の生理学的指標を用いた評価が行われてきた^{1,2)}。脳卒中片麻痺者の自立歩行獲得は、リハビリテーションにおける目標の一つであり、早期の自立歩行獲得は歩行機会を増加させ、さらなる身体機能の向上や生活空間の拡大に繋がると考えられている^{1,2)}。歩行の安定性には歩行動作の円滑性や再現性・体幹の動揺性・対称性などが関与するが、これまで歩行時の安定性について標準化された客観的評価法は存在せず、その評価は観察者の主観に基づくものであることが多い²⁾。脳卒中片麻痺患者などの歩行自立度の過小評価は、身体活動量の低下から、廃用を助長する可能性が高く、歩行自立度の判断は、客観的、かつ明確な基準値を設定することが望ましいと考える。

糸谷ら³⁾は片麻痺患者の歩行自立群では非自立群と比較して有意に麻痺側下肢荷重値が高値であるとし、歩行中の麻痺側下肢荷重値は歩行自立度の判定の指標となり得ることを示唆している。このことから、荷重値を把握することは有用と考えるが、現在荷重値の測定が可能である足圧分布測定システムや大型の歩行分析計は、測定する場所が限定され、日常生活における歩行の評価は困難である。そこで、ニュートンの法則($F=ma$)に従い、加速度を用いることで荷重値を測定し、歩行自立度の客観的判定ができないか考えた。

近年開発された歩行分析計 MG-M1110TM は 3 軸の加速度センサーを用いた歩行分析が可能であり、対象者の腰背部 (L3 棘突起部) に装着することで歩行速度や歩幅等の算出が自動で行われる。また、MG-M1110TM は身体に装着が可能のため、場所を選ばずに歩行分析をすることができ、さらに生活場面における 24 時間の長時間測定も可能である。もしこの 3 軸加速度計で加速度から荷重値を換算できれば、臨床や生活場面における歩行の評価に有用となる。

しかし、これまでは、加速度と荷重値の関連を検討した先行研究論文は非常に少ない⁴⁾。そこで、本研究では、健常大学生を対象として、歩行中の 3 軸加速度計から得られる加速度と、床反力計により得られる荷重値との関連を明らかにすることを目的とした。

II. 対象と方法

1. 対象

秋田大学に通う健常大学生 17 名 (男性: 9 名, 女性: 8 名, 年齢: 21 ± 0 歳, 身長: 165.9 ± 1.6 cm, 体重: 58.6 ± 1.8 kg, BMI: 21.3 ± 0.6 , 利き脚: 右: 15 名, 左: 2 名) とした。本研究は平成 26 年度秋田大学医学

部保健学科倫理委員会において承認され、対象者には本研究について説明を行い、書面同意を得た。

2. 方法

加速度の計測のため歩行分析計 MG-M1110TM (LSI メディエンス社, 東京) を使用した。このモーションレコーダー (以下 3 軸加速度計) は、外形寸法 $75 \times 50 \times 20$ mm, 重量約 120 g であり、ポケットが付いた専用ベルトにより腰背部 (L3 棘突起部) に固定できるように設計されている。周波数 100 Hz である。歩行速度や歩幅、歩行率、METs 等を自動で算出することができる^{5,6)}。加速度は左右・上下・前後の 3 方向を感知し、左・上・前をそれぞれ正としている。サンプル周期は 10 ms, 連続サンプル測定時間は 24 時間以上であり、加速度データは内蔵されている microSD カードに記録され、得られた加速度データは専用ソフトで解析される^{5,6)}。

また、荷重値の測定のため足圧分布測定システム F-スキャン IITM (ニッタ, 東京, 以下 F-スキャン) を使用した。F-スキャンはセンサーシート・カフユニット・パソコンからなっている。センサーは二枚のシートからなっており厚さ 0.15 mm のシートに 995 点の感圧点を持ち、感圧点にかかっている圧力から荷重値を計算する。この薄型のセンサーシートを靴内に装着し、更にセンサーシートを接続した左右のカフユニットを足関節に固定し、圧力分布を動的に測定する^{7,8)}。なお、本研究で必要とする荷重値は、歩行における踵接地時の荷重値である。それには重力加速度や、筋力等が影響するため、被験者の体重と同値になるとは限らない。そのため本研究では F-スキャンを使用することで足圧分布から荷重値を測定することとした。

本研究の具体的方法としては、測定条件を統一するために、被験者は同じタイプの運動靴を着用した。3 軸加速度計と F-スキャンを同時に装着し、10 m 歩行試験を休みを入れながら 3 回実施した。3 軸加速度計は第 3 腰椎棘突起付近に装着し、10 m 歩行試験は 10 m の走行路の前後に補助路として 3 m 準備し、被験者が楽に歩くことのできる快適速度で歩行した。

解析の段階で F-スキャンと 3 軸加速度計の同一周期を把握できるように、10 m の目印である線を踵が越えた瞬間に F-スキャンと 3 軸加速度計の計測を開始した。また、F-スキャンのパソコンの標準時と 3 軸加速度計の標準時を合わせた。

利き脚、非利き脚の荷重値と加速度を読み取るには次の方法をとる。データは 3 回分あり、3 回のデータのうちそれぞれで最も大きな荷重値を示す波を抜選する。さらに抜選した 3 つのうち最大の値のものを採用する。加速度はその波に対応する加速度波形から任意の値を読み取る。

図1 右：3軸加速度計のX軸，Y軸，Z軸波形 左：F-スキャンによる荷重値の波形
▲各波形上で定めた分析ポイント，Y軸波形は重力 9.8 m/s^2 の影響を受けているため上方に位置している。

今回の加速度の3方向における分析ポイント(図1右)と分析方法は，歩行時加速度の特徴的なパターンを検討した先行研究論文^{2,4,9,10)}をもとに行った。踵接地前後では，特徴的な加速度ポイントが認められる。

X軸(左右)加速度は踵接地直後に，対側方向(左方向：+，右方向：-)への加速度を生じる¹⁰⁾(X high：以下Xh)。利き脚は各被験者で左右異なることから，X軸波形の値は符号が異なる。そのため全て絶対値化した。また，左右方向では踵接地付近に加速度がピーク(Xh)を示すが，その後の減速のタイミングや立脚中期から反対側の踵接地までの波形においては，対象者間で大きな差がみられるなど，異なる加速度パターンを示すと報告されている^{2,10)}。また，Yackら¹¹⁾は左右方向の加速度の分析ポイントは直観的には分かりにくく，解釈が難しいと述べている。そのため，Xh以外の分析ポイントは対象者間でタイミングに差があり，また読み取りにくいことから，本研究ではXhのみ荷重値との関連を検討した。

Y軸(上下)加速度は各対象者間で共通して踵接地付近に上下方向の特徴である2峰性の振幅ピークが出現する²⁾。踵接地直前に，下方向(-)へ加速度を生じ(Y low：以下Yl)，その後急激に上方向(+)へ加速する^{2,10)}(Y high：以下Yh)。

上下の加速度を示すY軸波形は，重力加速度 9.8 m/s^2 の影響を受けているため，X軸，Z軸波形よりも重力加速度の分，上方に位置している。

Z軸(前後)波形は踵接地の直前に前方向(+)加速度を生じ(Z high：以下Zh)，その後，踵接地の衝撃により瞬間的に急激な後方向(-)への加速度を生じる¹⁰⁾(Z low：以下Zl)。また，本研究ではYhとYlと

表1 加速度と荷重値の平均値

	平均	標準偏差
加速度 (m/s^2) Xh	-0.14	0.15
Yh	1.49	0.24
Yl	1.13	0.09
Yd	0.36	0.22
Zh	0.31	0.08
Zl	-0.43	0.16
Zd	0.74	0.2
荷重値 (kg)	73.46	13.14

の差をY distance(以下Yd)とし，ZhとZlとの差をZ distance(以下Zd)とした。

更にF-スキャンから読み取るデータ(図1左)は，荷重値を示す波形が踵接地と蹴り出しにより2峰性を呈する。本研究では踵接地時における最大荷重値を読み取った。

すべてのデータは正規性の検討のためにShapiro-Wilkの検定を行い，その結果に応じて続く統計を選択した。左右・上下・前後方向の加速度と荷重値との関連を検討するために，Pearsonの積率相関係数またはSpearmanの順位相関係数を行った。すべての統計処理は統計ソフトSPSS version21を用い，有意水準は5%とした。

III. 結果

被験者全員に快適歩行速度で歩くよう指示した結果，10 m歩行における平均歩行速度は 1.20 m/s (± 0.21)であった。また，加速度と荷重値の平均値を表1に示した。

表2には，両脚における加速度と荷重値との相関関係を数値で示した。利き脚では，Y軸(上下)において，Yh，Ydに荷重値との有意な正の相関がみられた(Yh： $p < 0.01$ ，Yd： $p < 0.05$)。Ylと荷重値には有意な相関関係は認められなかった。さらに，Z軸(前後)において，Zh，Zdに荷重値との有意な正の相関がみられた(Zh： $p < 0.05$ ，Zd： $p < 0.05$)。また，Zlと荷重値には，有意な負の相関がみられた(Zl： $p < 0.05$)。非利き脚では，Y軸においてYh，Yd，Z軸においてZhと荷重値に有意な相関がみられた。

なお，利き脚・非利き脚ともに，Xh(X軸：左右)と荷重値との間に相関関係は認められなかった。また，X軸ではY軸，Z軸と異なりXhとXlに関しては値を読み取ることができなかったため，表2では荷重値との相関検討は行わなかった。

表2 利き脚, 非利き脚における加速度の各ポイントと荷重値の相関関係

	利き脚	非利き脚
加速度	r	r
Xh	-0.137	-0.074
Xl	—	—
Xd	—	—
Yh	0.645**	0.732**
Yl	0.137	-0.097
Yd	0.550*	0.703**
Zh	0.501*	0.554*
Zl	-0.512*	-0.367
Zd	0.607*	0.483

*<0.05, **<0.01, —: Xl, Xd は荷重値との相関の検討は行っていない (本文参照).

IV. 考 察

本研究は健常大学生を対象とし, 3 軸加速度計から得られる加速度と, 床反力計により得られる荷重値との関連を調べ, 3 軸加速度計で歩行時の荷重値を推測し得るかを検討した.

歩行は高度に自動化された運動であり, 健常成人では一定のパターンが反復・連続したもので構成されているということが加速度データから裏付けられている²⁾. 特に Y 軸, Z 軸加速度では踵接地付近に特徴的な分析ポイントが存在し, 対象者間や, 一人の対象者で歩行中連続する波形において, 一致することが確認されている^{2,9,10)}. 以下, Y 軸加速度, Z 軸加速度それぞれの分析ポイントでの重心の動き, 荷重値との関連を述べる.

Y 軸加速度に関して, 荷重値との有意な相関が認められたのは Yh, Yd であった. 踵接地の瞬間には身体の下方向移動にブレーキがかかるため, 上方加速度 (Yh) が生じる. 踵接地時の衝撃が大きくなるとこの上方加速度 Yh も大きくなることから^{2,11)}, Yh と荷重値に有意な相関がみられたと考えられた. 下方加速度 Yl は, 踵接地直前の重心の下方への加速度を示している. Yl と荷重値では, 統計学的に有意な相関はなかった. Yd に関しては, Yh と荷重値に有意な相関がみられることから, それに伴い踵接地時の衝撃が大きくなると Yd も大きくなり, 加速度との有意な相関が得られたと考えられた.

また, 身体に外から加わる力と重心の動きの間にはニュートンの法則 $F=ma$ (F : 外力の大きさ m : 質量 a : 加速度) が成り立つ¹²⁾. 外力を床反力とし, 作用・反作用の法則より床反力は荷重値とする. この式からも垂直方向加速度と荷重値に関連性があることが予想され, 本研究で, 歩行時踵接地にもこの関連性が当てはまること

が示唆された.

Z 軸加速度に関して, 荷重値との有意な相関が認められたのは Zh, Zl, Zd であった. しかし, 垂直方向である荷重値と, 前後加速度 (Zh, Zl, Zd) の間には一見関連性がないように思える.

ここで, 前後加速度とは, 踵接地直前に下肢の振り出し (対側下肢蹴り出しによる進行方向へのアクセラ) によって生じる歩行中の推進力である. また, 踵接地時に生じる垂直加速度は衝撃力である. その衝撃力は推進力である前後加速度に影響されると考えられる. よって前後加速度は結果的に荷重値にも影響し, 本研究で相関関係が認められたのではないかと考えられた. 前方加速度 Zh が大きくなると, 振り出した下肢の踵を床に付いた際, 荷重値も大きくなる. また, 踵接地の瞬間に身体の前方向移動にブレーキがかかることで後方加速度 (Zl) が生じるため, 踵接地の衝撃が大きくなると, この後方加速度 Zl もマイナス方向に大きな値を生じる¹²⁾. 踵接地時の衝撃が大きくなれば Zh と Zl の差である Zd も大きくなる. 以上より, 前後加速度 (Zh, Zl, Zd) も荷重値との有意な相関が認められた.

本研究では Xh と荷重値に相関は認められなかった. X 軸加速度の波形に特徴が少ないことに関して, 各対象者の歩行中の上肢の振りが関係していると考えられる. 歩行中の上肢の振りは, 骨盤の回旋の反作用として働くことで, 歩行中の身体の回旋を最小限にし, 水平面だけでなく, 前額面の安定性に寄与している^{13,14)}. つまり, 歩行中の左右方向加速度には床反力だけでなく, 上肢の振りの影響も強く関係しているため, X 軸加速度と荷重値との間に相関は認められなかった可能性が考えられた.

本研究では, 3 軸加速度計を用いることで得られた垂直加速度, 前方加速度と, 足圧分布計より得られた荷重値には相関関係があることが示された.

今後, 加速度から荷重値を換算する方法を検討する必要があると考える. また, 本研究では被験者を健常者としたため, 本研究の結果を臨床で役立てるためには, 脳卒中片麻痺患者や高齢者等, 歩行障害のある人を対象とした歩行中の加速度の詳細な検討が必要であると考えられる.

引用文献

- 1) Zijlstra W, Hof AL: Assessment of spatio-temporal gait parameters from trunk accelerations during human walking. *Gait Posture*, 2003, 18(2): 1-10.
- 2) 小椋一也, 大淵修一: 通常歩行時の骨盤加速度に注目した歩行分析. *理学療法科学*, 2005, 20(4): 171-177.
- 3) 糸谷圭介, 岩本美紀, 植田智裕・他: 脳血管片麻痺患者の歩行自立度における歩行中の下肢荷重率の変動について. *理学療法科学*, 2013, 29(2): 189-192.

-
- 4) 高田耕太郎, 安保雅博: 小型三次元加速度計を用いた歩行評価の臨床的有用性の検討. 慈恵医大誌, 2004, 119: 331-338.
 - 5) Yoneyama M, Mitoma H, Okuma Y: Accelerometry-based long-term monitoring of movement disorders: from diurnal gait behavior to nocturnal bed mobility. J Mech Med Biol, 2013, 13(2): 1350041.
 - 6) Terashi H, Utsumi H, Ishimura Y, et al.: Independent regulation of the cycle and acceleration in parkinsonian gait analyzed by a long-term daily monitoring system. Eur Neurol, 2013, 69(3): 134-141.
 - 7) Saito I, Okada K, Nishi T: Foot pressure pattern and its correlation with knee range of motion limitations for individuals with medial knee osteoarthritis. Arch Phys Med Rehabil, 2013, 94(12): 2502-2508.
 - 8) Hastings MK, Gelber JR, Isaac EJ: Foot progression angle and medial loading in individuals with diabetes mellitus, peripheral neuropathy, and a foot ulcer. Gait Posture, 2010, 32(2): 237-241.
 - 9) Auvinet B, Berrut G, Touzard C, et al.: Reference data for normal subjects obtained with an accelerometric device. Gait Posture, 2000, 16(2): 124-134.
 - 10) Menz HB, Lord SR, Fitzpatrick RC: Acceleration patterns of the head and pelvis when walking on level and irregular surfaces. Gait posture, 2003, 18(1): 35-46.
 - 11) Yack HJ, Berger RC: Dynamic stability in the elderly: identifying a possible measure. J Gerontol, 1993, 48(5): 225-230.
 - 12) 江原義弘, 山本澄子: ボディダイナミクス入門 歩き始めと歩行の分析. 医歯薬出版, 東京, 2002, pp102-113.
 - 13) Perry J, Burnfield JM: 歩行分析 原著第2版. 医歯薬出版, 東京, 2012, pp89-92.
 - 14) Ortega JD, Fehlmann LA, Farley CT: Effects of aging and arm swing on the metabolic cost of stability in human walking. J Biomech, 2008, 41: 3303-3308.