

■ 原著

加速度センサを用いた歩行分析の妥当性 — 体幹加速度と重心加速度の比較から —

Validity of trunk accelerometric gait analysis: In comparison with analysis by force plate

芥川 知彰¹⁾ 榎 勇人²⁾ 竹林 秀晃³⁾ 室伏 祐介¹⁾ 小田 翔太¹⁾ 近藤 寛¹⁾

細田 里南¹⁾ 永野 靖典¹⁾ 池内 昌彦¹⁾

Tomoaki Akutagawa¹⁾ Hayato Enoki²⁾ Hideaki Takebayashi³⁾ Yusuke Murofushi¹⁾
Shota Oda¹⁾ Hiroshi Kondo¹⁾ Rina Hosoda¹⁾ Yasunori Nagano¹⁾ Masahiko Ikeuchi¹⁾

1) 高知大学医学部附属病院リハビリテーション部

〒783-8505 高知県南国市岡豊町小蓮 Tel : 088-880-2490 Fax : 088-880-2492

E-mail : jm-akutagaw@kochi-u.ac.jp

2) 徳島文理大学保健福祉学部理学療法学科

3) 土佐リハビリテーションカレッジ理学療法学科

1) Department of Rehabilitation Center, Kochi Medical School Hospital: Kohasu, Oko-cho,
Nankoku City, Kochi 783-8505, Japan. TEL + 81 88-880-2490

2) Department of Physical Therapy, Faculty of Health and Welfare, Tokushima Bunri University

3) Department of Physical Therapy, Tosa Rehabilitation College

保健医療学雑誌 6 (1): 10-14, 2015. 受付日 2015 年 1 月 5 日 受理日 2015 年 2 月 25 日

JAHS 6 (1): 10-14, 2015. Submitted Jan. 5, 2015. Accepted Feb. 25, 2015.

ABSTRACT:

The purpose of this study is to investigate the validity of trunk accelerometric gait analysis in comparison with analysis by force plate for healthy young subjects. The trunk acceleration during normal gait was measured by the accelerometer attached at the level of third lumbar vertebra (L3) and second sacral vertebra (S2). The Cross-correlation coefficients (CC) between the trunk acceleration and the center of body mass (COM) acceleration calculated from ground reaction force in lateral, antero-posterior, and vertical axis were evaluated. The CCs in antero-posterior and vertical axis showed high values, especially at the level of L3 were significantly higher than S2 ($p < 0.05$). In contrast, the CCs in lateral axis showed low values regardless of accelerometer level. It was suggested that the trunk accelerations in antero-posterior and vertical axis at the level of L3 are useful as substitution of the COM accelerations for gait analysis.

Key words: gait, trunk acceleration, center of body mass acceleration

要旨:

若年健常人を対象に加速度センサによる歩行分析の妥当性を検討した。自由歩行中に第3腰椎 (L3) および第2仙椎 (S2) 高位に装着した加速度センサから得られる体幹加速度と、床反力から計算した重心加速度の相互相関係数を左右、前後、垂直成分別に求めた結果、前後と垂直方向において体幹加速度と重心加速度の相互相関係数が高く、S2 より L3 が有意に高値であった ($p < 0.05$)。一方、左右方向では体幹加速度と重心加速度の間に相関がなかった。加速度センサの特徴を十分に理解した上で、前後と垂直方向の体幹加速度を重心加速度の代用として用いることで、臨床応用が期待できることが示唆された。

キーワード: 歩行, 体幹加速度, 重心加速度

はじめに

リハビリテーションの臨床現場において、歩行分析は治療者の目視によって観察する方法が一般的である¹⁾が、正確なデータを得るには歩行分析の効果的な実施のための一定の基準を満たす必要がある²⁾。一方、床反力計や3次元動作解析装置を用いた歩行分析では、高い精度で定量的な評価が可能になるが、装置が高価で、解析に時間を要し、測定空間も限られるため臨床現場には不向きである。しかも、歩行器や杖などの歩行補助具を用いた歩行の測定が床反力計では困難である。つまり、熟練した観察能力がなくとも容易に客観的な指標が得られ、歩行形態にも捉われない歩行分析ツールが臨床現場には適しており、有用性も高いと考えられる。

近年、比較的安価で測定空間の制約を受けにくい小型加速度計を用いた歩行分析が臨床普及の観点から注目されており、歩行中の体幹、或いは膝や足関節から得られた加速度波形を分析し、重心移動の円滑さや下肢への衝撃の強さを検討した報告が散見される^{3,4)}。医学中央雑誌刊行会 Web⁵⁾にて、「(歩行分析) and (加速度計 or 加速度センサ)」をキーワードに会議録を除外して検索した結果、データベース化された1983年から2000年までの間には3編の論文しか抽出されなかった。2001年以降は、特に2005年頃から増加傾向に転じ、2013年までに95編の論文が抽出されたことから本邦における注目度の増加は明白である。その中でも、加速度計を腰背部に取り付け、歩行した際に得られる加速度が重心加速度を反映するとして歩行分析に用いている報告は多い^{3,6-10)}。しかし、従来の床反力計から求める重心加速度と比較して妥当性を検討した報告は少なく^{11,12)}、十分なコンセンサスが得られていないのが現状である。田中ら¹²⁾は、腰背部に固定した加速度計で測定した加速度波形と床反力左右合成波形の相関を求め、加速度データの妥当性を検討しているが、床反力波形から重心加速度を求めるための補正を行っておらず、力と加速度の相関を確認しているに過ぎない。

本研究の目的は、歩行中の体幹加速度を腰背部に取り付けた加速度センサにて計測し、同時に床反力計から得られる左右合成床反力から求めた重心加速度と比較することで、加速度センサを用

いた歩行分析の妥当性を検討することである。

対象と方法

対象

対象は健常成人男性12名(年齢:20.4±1.4歳, 身長:171.8±5.0cm, 体重:64.8±6.4kg, BMI:21.9±1.5kg/m²)とした。実験で得られるデータはすべて匿名化して管理し、対象者には研究内容およびデータの使用範囲について事前に十分な説明を行い、口頭で同意を得た。

方法

体幹加速度は、2つの3軸加速度センサ(マイクロストーン社製 MA3-04Ac)を腰背部に巻いたベルトにベルクロで固定し(Figure 1)、左右、前後、垂直方向に分けて測定した。固定する高さは重心加速度を最も反映する³⁾とされている第3腰椎(L3)高位と、一般に身体の重心位置と考えられている第2仙椎(S2)高位とした。



Figure 1
Back view of a subject wearing the belt. The accelerometers are attached with Velcro.

歩行形態は裸足での自由歩行とし、連続して3回測定した。歩行路には2枚の床反力計(アニマ社製 MG-1090)を左右並列で前後にずらして設置し、4歩目以降に右下肢からその上を通過するよう歩行開始位置を対象毎に調整した。用いた床反力計では左右各1歩分(両脚支持期は1回)の床反力しか計測できないため、解析対象を左 toe off (TO) から次の右 heel contact (HC) までの左右合成床反力に限定した。左 TO と右 HC は、

圧力センサ（ニッタ社製 FlexiForce）を左母趾末端と右踵部に貼付し、加速度センサの信号と同期して医用テレメータシステム（日本電気三栄社製 00W-CH1021）に取り込むことで同定した。加速度データと床反力データの同期は、右 HC のタイミングで行った。なお、使用した計測機器のサンプリング周波数は 200Hz で統一した。

重心加速度は、左右、前後、垂直方向別に左右合成床反力から以下の数式に従って算出した¹³⁾。

$$a_x = F_x/m \dots \dots \dots (1)$$

$$a_y = F_y/m \dots \dots \dots (2)$$

$$a_z = (F_z - mg)/m \dots \dots \dots (3)$$

- a_x : 左右方向の重心加速度
- a_y : 前後方向の重心加速度
- a_z : 垂直方向の重心加速度
- F_x : 床反力左右方向成分
- F_y : 床反力前後方向成分

- F_z : 床反力垂直方向成分
- M : 体重
- g : 重力加速度 (9.8m/sec²)

加速度センサで測定した体幹加速度と床反力計から求めた重心加速度の波形の類似性の指標として、同一歩行時の両波形の相互相関係数を左右、前後、垂直方向別に算出し、3回の歩行の平均値を採用した。相互相関係数は、2信号間の類似度や時間遅れの測定に利用され、ここでは係数が1に近い程2つの波形の類似性が高いことを意味する。また、加速度センサを固定した高位の比較として、L3、S2各高位の相互相関係数を対応のあるt検定にて比較した。相互相関係数の算出には多用途生体情報解析プログラム（キッセイコムテック社製 BIMUTAS II）を用い、統計処理には、統計解析ソフトウェア（IBM社製 IBM SPSS 21.0）を用いた。なお、統計学的有意水準は5%に設定した。

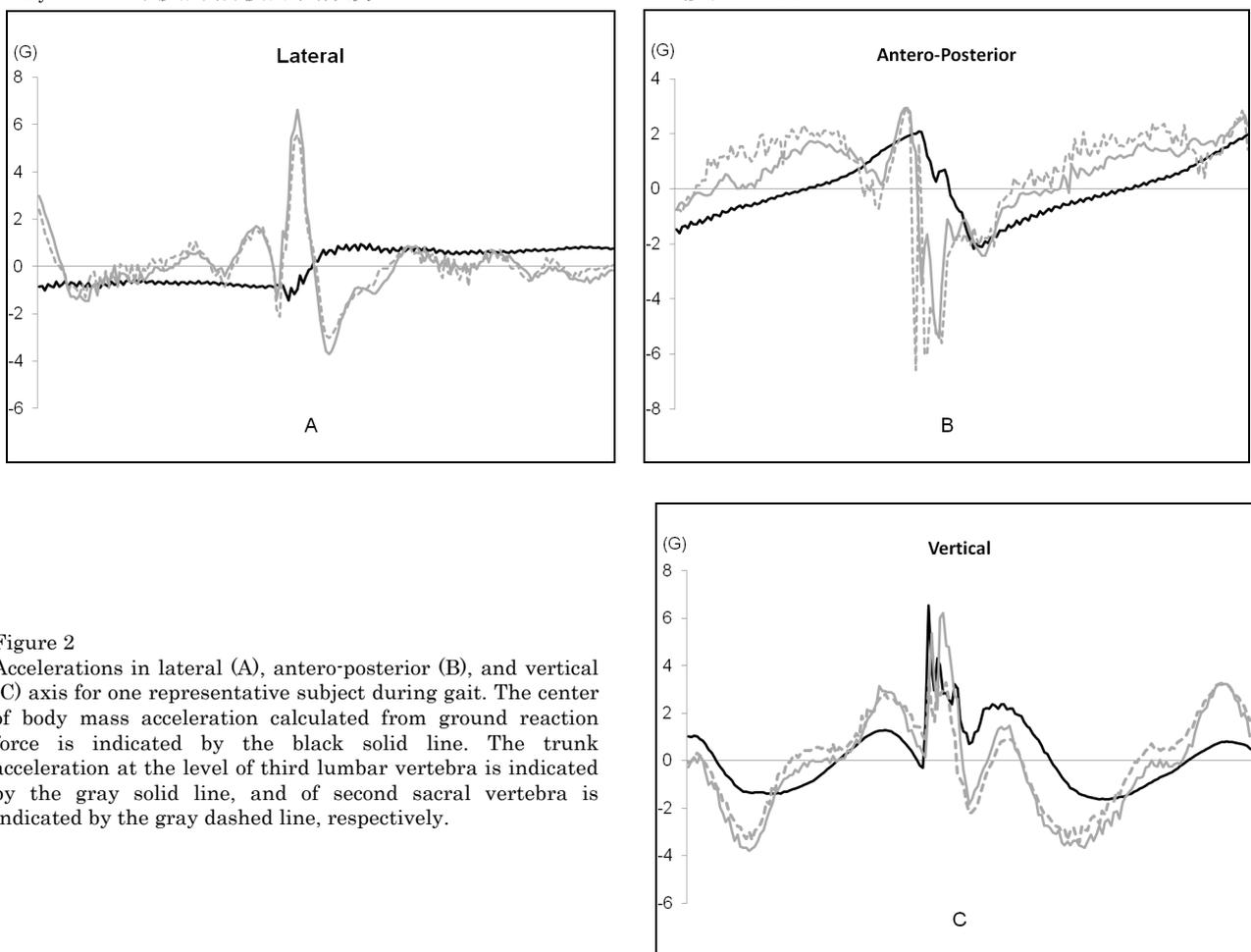


Figure 2
Accelerations in lateral (A), antero-posterior (B), and vertical (C) axis for one representative subject during gait. The center of body mass acceleration calculated from ground reaction force is indicated by the black solid line. The trunk acceleration at the level of third lumbar vertebra is indicated by the gray solid line, and of second sacral vertebra is indicated by the gray dashed line, respectively.

結果

加速度波形は、重心加速度より体幹加速度で平均的に大きな振幅を示した (Figure 2). 左右方向の波形は重心加速度が両脚支持期で左右逆転し、片脚支持期ではほぼ一定なのに対し、体幹加速度は全域で多峰性の大きな振幅を示した (Figure 2A). 前後方向の波形は両脚支持期で体幹加速度が多峰性と大きな振幅を示す以外は重心加速度に近く (Figure 2B), 垂直方向の波形は峰数も振幅の大きさも重心加速度と体幹加速度が類似していた (Figure 2C).

重心加速度と体幹加速度の相互相関係数は、左右方向においては L3: -0.16 ± 0.06 , S2: -0.10 ± 0.08 で、両高位とも類似性が低かった. 前後方向においては L3: 0.66 ± 0.08 , S2: 0.62 ± 0.06 , 垂直方向においては L3: 0.72 ± 0.07 , S2: 0.65 ± 0.06 と、両方向とも高い相互相関係数を示した. 高位による比較では、全方向で L3 高位と S2 高位の相互相関係数に有意差を認めた ($p < 0.05$) (Table 1).

考察

体幹加速度と重心加速度の波形は、前後と垂直方向において高い類似性を認めた. さらに、S2 より L3 の高さで相互相関係数が有意に高値となり、L3 高位の体幹加速度が重心加速度を反映するという諸家の報告を支持する結果となった. 加速度センサの装着部位については、大坂ら¹⁴⁾が実際の床反力と加速度センサからの推定床反力の相互相関係数で検証しているが、高位の異なる装着部位を同時に計測しておらず、歩行条件が一定ではない. 本研究では、床反力から推定した重心加速度と加速度センサで計測した体幹加速度

との関係を見るという逆の手順を用いたが、S2 および L3 高位を同時に計測しており、同一条件での比較であった. 従って、S2 より L3 高位で前後および垂直方向の相互相関係数が高い点では一致する結果であったが、相互相関係数の値には差を認めた.

前後と垂直方向で体幹加速度と重心加速度が高い相関を示した一方で、左右方向においては相関を認めなかった. 要因として、波形全体の多峰性から加速度センサの左右への動揺が大きかったことが推察できる. つまり、固定された床反力計に動的な人体が接触することで得られる床反力と、動的な身体に接触している加速度センサから得られる加速度の違いが左右方向で最も如実に表れた結果と考えられる. Moe-Nilssen³⁾は、加速度センサを用いた健常人と軽度のバランス障害を有する対象者の加速度データの周波数解析結果の比較において、左右方向のみバランス障害を有する対象者で多くの高周波成分を含んでおり、前後および垂直方向ではその傾向は認められなかったと報告している. このことから歩行中の体幹加速度は左右方向でその動揺を捉えやすいことが示唆される.

加速度センサによる歩行分析の限界としては以下の点が挙げられる. 測定軸がセンサ自体の移動や回転で変化する¹⁵⁾ため、歩行中は常に軸が移動している状態であり、空間上で正確に重心の変化を捉えているとは言い難い. 脊柱の変形や骨盤の傾斜などで空間上の左右、前後、垂直軸と加速度センサの軸が一致しない場合にも加速度データの解釈に注意が必要となる. また、床反力は体幹の動きがなくても、四肢や頭部の動きがあればその作用点やベクトルが変化するが、体幹に装着した加速度センサではその変化は捉えきれない.

Table 1 Cross-correlation coefficients between the center of body mass acceleration calculated from ground reaction force and trunk acceleration

	Lateral	Antero-Posterior	Vertical
Level of trunk acceleration			
L3	$-0.16 (0.06)^{\S}$	$0.66 (0.08)^{\S}$	$0.72 (0.07)^{\S}$
S2	$-0.10 (0.08)$	$0.62 (0.06)$	$0.65 (0.06)$

Values are presented as the mean (standard deviation).

L3 indicates third lumbar vertebra; S2, second sacral vertebra.

[§]Significant differences between L3 and S2 ($p < 0.05$).

加速度センサは数歩行周期に及ぶ解析によって歩行の周期性や対称性を検討できる利点を有し、その点においては床反力計より臨床的な応用が見込める。しかし、上に挙げた欠点も有しており、床反力計から得られるデータの完全な代用とはなり得ない点で注意が必要である。加速度センサの特徴を十分に理解した上で、前後と垂直方向の体幹加速度を重心加速度の代用として用いることは、臨床場面やフィールド調査において有効な手段と考えられる。

文献

- 1) 石井慎一郎：動作分析 臨床活用講座 バイオメカニクスに基づく臨床推論の実践，pp2-12，メジカルビュー社，2013.
- 2) Kirsten Gotz-Neumann：観察による歩行分析，pp81-102，医学書院，2005.
- 3) Moe-Nilssen R: A new method for evaluating motor control in gait under real-life environmental conditions. Part 2: Gait analysis. *Clinical Biomech* 13: 328-335, 1998.
- 4) 木藤伸宏，島澤真一，弓削千文・他：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, 2004.
- 5) 医学中央雑誌刊行会 Web: <http://www.jamas.or.jp/index.html> (閲覧日 2015年1月5日)
- 6) Auvinet B, Berrut G, Touzard C, et al.: Reference data for normal subjects obtained with an accelerometric device. *Gait Posture* 16: 124-134, 2002.
- 7) Henriksen M, Lund H, Moe-Nilssen, et al.: Test-retest reliability of trunk accelerometric gait analysis. *Gait Posture* 19: 288-297, 2004.
- 8) Menz HB, Lord SR, Fitzpatrick RC: Acceleration patterns of the head and pelvis when walking on level and irregular surfaces. *Gait Posture* 18: 35-46, 2003.
- 9) Menz HB, Lord SR, Fitzpatrick RC: Age-related differences in walking stability. *Age Ageing* 32: 137-142, 2003.
- 10) Moe-Nilssen R, Helbostad JL: Estimation of gait cycle characteristics by trunk accelerometry. *J Biomech* 37: 121-126, 2004.
- 11) 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* 119: 331-338, 2004.
- 12) 田中尚文，園田茂，村岡慶裕・他：小型加速度計による歩行分析の再現性および妥当性の検討. *リハビリテーション医学* 33(8):549-553, 1996.
- 13) 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，pp106-113，医歯薬出版，2002.
- 14) 大坂裕，渡邊進，藤田大介・他：歩行分析における加速度計の適切な装着部位—相互相関係数を用いた比較—. *理学療法科学* 26(6): 785-789, 2011.
- 15) 石井慎一郎：異常歩行の運動学的・運動力学的分析 I. *理学療法* 26(1): 86-96, 2009.