歩行分析における加速度計の適切な装着部位の設定

—床反力特性値による検討—

大坂 裕, RPT, MS^{1,2,†}, 新小田 幸一, RPT, PhD³, 渡邉 進, RPT, PhD¹, 藤田 大介, RPT, MA¹, 石田 弘, RPT, PhD¹, 小原 謙一, RPT, PhD¹, 吉村 洋輔, RPT, PhD¹, 伊藤 智崇, RPT, MS^{1,2}

¹ 川崎医療福祉大学 医療技術学部リハビリテーション学科

² 広島大学大学院 保健学研究科 博士後期課程

³ 広島大学大学院 保健学研究科 心身機能生活制御科学講座

キーワード：歩行分析, 加速度, 床反力

1. はじめに

加速度計を用いた歩行分析は、律動的变化をみせる歩行動作中の周期的な身体重心の挙動を近似的に測定することにより、客観的な歩容の異常の把握を可能にする¹⁾。加速度計を用いた歩行分析法は、床反力計や三次元動作解析装置などを用いた包括的な歩行分析と比較し、簡便に、測定場所を大きく拘束されないという利点があり、様々な報告がなされている¹⁻¹⁴⁾。これらの報告では、加速度計の装着部位を身体背面とする測定方法が一般的であるが、適切な装着部位は報告者により見解が異なる。例えば第3腰椎部への装着がよいものとする報告^{1-6,9-11,13)}の他、第2腰椎部⁵⁾、第2胸椎部⁶⁾、仙骨部^{7,8,12,14)}とするものもあり、適切な加速度計の装着部位に関して一定の見解が得られていないのが現状である。

床反力は、身体重心に働く加速度の変化を反映したものであり¹⁵⁾、床反力を基にして算出した加速度を2階積分することにより、重心の変位を算出することが可能である^{16,17)}。したがって、歩行中に加速度計により測定された加速度信号と床反力を比較することにより、身体重心の加速度を反映する適切な装着部位を同定できると考え、筆者らは、先行研究にて第10胸椎棘突起(Th₁₀)、第3腰椎棘突起(L₃)、第2仙椎棘突起(S₂)に加速度計を装着し、各々測定した加速度波形を床反力と比較した¹⁸⁾。しかし、ピーク値やその出現時間にどのような特性が得られるかに関しては触れなかった。そこで本研究は、異なる部位に装着した加速度計からの出力を基に、適切な装着部位を検討することを目的として行った。

2. 対象と方法

2.1 対象

対象は、歩行に影響を与える整形外科疾患、神経筋疾患の既往歴および現疾患をもたない健康成人男性15名(平均年齢21.2 ± 1.2歳, 平均身長170.3 ± 5.4cm, 平均体重64.7 ± 7.9kg)であった。

本研究は筆者の所属施設の倫理委員会の承認を得た後に実施した。研究の実施に当たり、各対象者に事前に本研究の趣旨と目的を文書にて説明した上で協力を求め、同意書に署名・捺印を得た。

2.2 方法

対象者に約10mの歩行路にて快適速度による歩行を行わせ、身体加速度と床反力を同時に測定した。

加速度の測定は3軸加速度計AS-TG(共和電業社製)を用い、サンプリング周波数100Hzにて記録、解析を行った。身体への加速度計の装着はMoe-Nilssen²⁾の方法に準拠して、伸張性バンドを体幹に巻き、その上にマジックテープで身体背面に貼付した。加速度計の装着部位には、先行研究¹⁸⁾にて床反力との高い一致度の得られた第10胸椎(Th₁₀)と第3腰椎(L₃)の各々の棘突起上を選択した。床反力の測定は床反力計MG-1120(アニマ社製)を4基使用し、サンプリング周波数100Hzにて記録、解析を行った。定常状態における一歩行周期における加速度、床反力の鉛直・前後方向を解析した。各装着部位にて3試行ずつ測定し、装着部位の装着順は無作為とした。

加速度データはカットオフ周波数10Hzのローパスフィルタにて処理した。加速度データを基に、 a_z は鉛直成分加速度、 a_y は前後成分加速度、 m は質量、 g は重力加速度として、以下の運動方程式を用いて床反力鉛直成分の推定値 F_z (以下、推定値)を求めた。

$$F_z = m(g + a_z)$$

床反力前後成分 F_y は以下の式により求めた。

$$F_y = m a_y$$

2011年11月9日受付 2012年1月16日受理

[†]〒701-0193 岡山県倉敷市松島288

川崎医療福祉大学 医療技術学部 リハビリテーション学科

大坂 裕

Tel: 086-462-1111 Fax: 086-463-3508

E-mail: osaka@mw.kawasaki-m.ac.jp

これらの特性値として、臨床歩行分析研究会の提唱している床反力特性値¹⁹⁾を参考に、鉛直方向では第1最大ピーク (F_1)、第1最小ピーク (F_2)、第2最大ピーク (F_3)、第2最小ピーク (F_4)、前後方向では第1最大ピーク (F_5)、第1最小ピーク (F_6)、第2最大ピーク (F_7)、第2最小ピーク (F_8) と、それぞれのピーク時間 ($T_1 \sim T_8$) を求めた (図 1)。

(a) 鉛直成分床反力

(b) 前後成分床反力

図 1 特性値と特性値出現時間

特性値 $F_1 \sim F_8$ 、特性値出現時間は T_2 と T_4 のみ模式的に図示。

床反力実測値と推定値の各々の特性値の差、特性値出現時間の差を絶対値として算出し、 Th_{10} と L_3 装着条件での特性値の差を比較した。特性値出現時間の差は歩行周期にて正規化した。

統計学的解析には統計ソフトウェア SPSS 17.0 J for Windows (エス・ピー・エス・エス社製) を用いた。特性値の差、特性値出現時間の差の Th_{10} と L_3 装着条件間における比較は、正規性が認められた場合は 1 標本 t 検定を、正規性が認められなかった場合は Wilcoxon の符号付順位検定を用いて行った。なお、有意水準は 5% 未満を採用した。

3. 結果

Th_{10} および L_3 装着条件における床反力実測特性値と推定特性値の差を表 1 に示す。前後成分における F_5 と F_7 では、 L_3 測定条件の特性値の差が Th_{10} 装着条件での特性値の差に比し、有意に小さかった ($p < 0.01$)。鉛直成分の特性値の差、前後成分の F_6 、 F_8 では Th_{10} 装着条件と L_3 測定条件間に有意差は認められなかった。

Th_{10} および L_3 装着条件での床反力実測特性値の出現時間

表 1 特性値の差

	Th_{10}	L_3
鉛直成分		
F_1 [N]	26.6 (10.2 ~ 56.0)	24.5 (9.3 ~ 46.7)
F_2 [N]	7.3 (4.4 ~ 16.4)	15.1 (10.8 ~ 26.0)
F_3 [N]	58.5 (31.2 ~ 83.6)	20.8 (5.8 ~ 72.8)
F_4 [N]	6.1 (2.1 ~ 18.4)	10.5 (6.7 ~ 18.7)
前後成分		
F_5 [N]	86.4 $\pm$ 35.8	35.8 $\pm$ 16.0 **
F_6 [N]	75.9 $\pm$ 42.7	61.1 $\pm$ 41.8
F_7 [N]	105.8 (72.8 ~ 125.9)	43.4 (27.8 ~ 54.6) **
F_8 [N]	100.1 $\pm$ 46.4	91.1 $\pm$ 35.8

中央値 (四分位範囲), 平均 $\pm$ 標準偏差, **: $p < 0.01$

と推定特性値の出現時間の差を表 2 に示す。鉛直成分における T_1 と T_3 では、 L_3 測定条件での特性値の出現時間の差が Th_{10} 装着条件に比し、有意に小さかった ($p < 0.05$)。鉛直成分の T_2 、 T_4 、前後成分の特性値の出現時間の差では Th_{10} 装着条件と L_3 装着条件間に有意差は認められなかった。

表 2 特性値出現時間の差

	Th_{10}	L_3
鉛直成分		
T_1 [%stride]	3.6 (3.2 ~ 4.0)	3.3 (2.4 ~ 3.9) *
T_2 [%stride]	1.6 (0.9 ~ 2.0)	1.3 (0.5 ~ 1.8)
T_3 [%stride]	3.4 $\pm$ 1.0	2.5 $\pm$ 1.0 *
T_4 [%stride]	2.1 $\pm$ 1.2	2.1 $\pm$ 1.5
前後成分		
T_5 [%stride]	0.7 $\pm$ 0.5	0.7 $\pm$ 0.6
T_6 [%stride]	2.1 $\pm$ 1.4	1.6 $\pm$ 1.2
T_7 [%stride]	1.6 $\pm$ 1.4	1.1 $\pm$ 0.8
T_8 [%stride]	1.9 (0.8 ~ 2.6)	1.0 (0.7 ~ 1.4)

中央値 (四分位範囲), 平均 $\pm$ 標準偏差, *: $p < 0.05$

4. 考察

床反力実測特性値と推定特性値の差は、前後成分の F_5 と F_7 では L_3 装着条件の方が Th_{10} 装着条件より有意に小さかった。前後成分における特性値 F_5 、 F_7 はそれぞれ歩行周期のおよそ 0% と 50% に近い時間に出現している。これらはともに歩行周期のイニシャルコンタクト (IC) の時期に近く、遊脚期から立脚期への移行期であり床反力では前方ピークを示すとされ²⁰⁾、本研究で測定した推定値でも同様の結果が得られた。 Th_{10} 装着条件での F_5 と F_7 の推定値は実測値と比し小さい値を示した。Neumann²⁰⁾ は、歩行時の前方への加速度は身体各セグメントによって異なり、仙骨で最も高く、頭部で最も低いと述べている。また、Menz⁷⁾ は、整地歩行、不整地歩行にて骨盤より頭部の加速度は低くなることを報告しており、脊柱の衝撃吸収機構が働いた結果によるものと述べている。本研究で装着部位として選択した Th_{10} は、 L_3 より身体上部に位置する部位であり、 Th_{10} 装着条件での最大ピークが低値であったのは、脊椎の緩衝作用により IC までに生じる前方への推進力が緩和された結果と考えられる。

床反力実測特性値の出現時間と推定特性値の出現時間の差は、鉛直成分の T_1 と T_3 において L_3 装着条件の方が Th_{10} 装着条件より有意に小さかった。鉛直成分の T_1 と T_3 の出現時期はそれぞれ歩行周期のローディングレスポンス (LR) の時期に相当し、重心が最も低くなる時期である²⁰⁾。また、推定値特性値の出現時間は実測値に比し遅延を示した。Light ら²¹⁾ は、歩行時踵接地の衝撃を、脛骨に直接固定した加速度計にて測定し、下腿皮膚上で測定した加速度波形や頭部加速度と比較している。その結果、下腿皮膚上で測定した歩行時加速度は、脛骨へ観血的に加速度計を固定し測定した加速度波形よりも遅れを認め、頭部での加速度はさらに遅れを認めたと述べている。本研究でも身体表面に加速度計を装着する方法のため、加速度計の体表での動きは避けられず、床反力と比較して波形の遅れを示したと考えられる。 L_3 、 Th_{10} 装着条件ともに特性値時間は床反力実測値に比し推定値にて遅延を示したが、 L_3 装着条件では Th_{10} と比較し加速度計の体表での動きが少なかったと推察される。

先行研究¹⁸⁾では、相互相関係数 (cross-correlation coefficient : CC) を用いて、 Th_{10} 、 L_3 、 S_2 に装着した加速度計から得られた推定値と床反力との一致度の比較の結果から、鉛直、前後成分では L_3 装着条件で最も高い一致度を示したとされている。本研究は前後成分、鉛直成分における加速度と床反力を、特性値を用いてさらに詳細に比較・検討を行ったものである。先行研究と本研究の結果から、歩行分析に加速度計を用いる場合、 L_3 に装着することにより、加速度の鉛直、前後成分には床反力と近似した挙動として測定することが可能となり、重心の移動を反映する歩行時身体加速度が得られることが示唆された。それとともに、加速度計により IC や LR などの歩行周期における特徴的な近似した重心の挙動を測定できることが示された。

本研究の限界として、健常成人による正常歩行についてのみの測定であることが挙げられる。また、疾病に由来する異常姿勢や異常歩行では正確な測定が困難な可能性がある。実症例を対象に歩行時体幹加速度の測定位置の正確性を検証することが今後の課題と考える。

参考文献

- 1) Kavanagh, J.J. and Menz, H.B.: Accelerometry: a technique for quantifying movement patterns during walking, *Gait Posture*, 28, 1-15, (2008).
- 2) Moe-Nilssen, R.: Test-retest reliability of trunk accelerometry during standing and walking, *Arch Phys Med Rehabil*, 79, 1377-1385, (1998).
- 3) Auvinet, B., Berrut, G., Touzard, C., Moutel, L., Collet, N., Chaleil, D. and Barrey, E.: Reference data for normal subjects obtained with an accelerometric device, *Gait Posture*, 16, 124-134, (2002).
- 4) Kavanagh, J.J., Barrett, R.S. and Morrison, S.: Upper body accelerations during walking in healthy young and elderly men, *Gait Posture*, 20, 291-298, (2004).
- 5) Latt, M.D., Menz, H.B. and Lord, S.R.: Walking speed, cadence and step length are selected to optimize the stability of head and pelvis accelerations, *Exp Brain Res*, 184, 201-209, (2008).
- 6) Yack, H.J. and Berger, R.C.: Dynamic stability in the elderly: identifying a possible measure, *J Gerontol*, 48, 225-230, (1993).
- 7) Menz, H.B., Lord, S.R. and Fitzpatrick RC: Acceleration patterns of the head and pelvis when walking on level and irregular surfaces, *Gait Posture*, 18, 35-46, (2003).
- 8) Zijlstra, W. and Hof, A.L.: Assessment of spatio-temporal gait parameters from trunk accelerations during human walking, *Gait Posture*, 18, 1-10, (2003).
- 9) 山田実, 平田総一郎, 小野玲, 安藤啓司: 体幹加速度由来歩行指標による歩容異常の評価—歩容指標の変形性股関節症患者と健常者との比較, および基準関連妥当性—, *理学療法学*, 33(1), 14-21, (2006).
- 10) 山田実, 平田総一郎, 小野玲, 安藤啓司, 西山隆之, 荷田啓一, 黒坂晶弘: 変形性股関節患者における歩容異常の関連要因—重回帰分析を用いた検討—, *運動・物理療法*, 16(4), 298-306, (2005).
- 11) 浅井剛, 永嶋道浩, 前川匡, 土井剛彦: 小型3軸加速度センサを用いた変形性膝関節症患者の歩行分析, *神戸学院総合リハビリテーション研究*, 4(2), 23-29, (2009).
- 12) 小椋一也, 大淵修一, 小島基永, 古名丈人, 潮見泰藏: 通常歩行時の骨盤加速度に注目した歩行分析—若年者における歩行時加速度の特徴的パターンの同定に関する検討—, *理学療法科学*, 20(2), 171-177, (2005).
- 13) Mizuike, C., Ohgi, S. and Morita, S.: Analysis of stroke patient walking dynamics using a tri-axial accelerometer, *Gait Posture*, 30, 60-64, (2009).
- 14) Itoh, Y., Miyamoto, M., Hojo, T., Hirasawa, Y. and Kubota, T.: Convenient use of accelerometer for gait analysis, *Bulletin of the Osaka Medical College*, 54(1), 21-31, (2008).
- 15) 星文彦: 理学療法機器 19. 床反力計, *理学療法*, 12(5), 389-397, (1995).
- 16) Iida, H. and Yamamuro, T.: Kinetic analysis of the center of gravity of the human body in normal and pathological gaits, *J Biomech*, 20(10), 987-995, (1987).
- 17) Lee, C.R. and Farley, C.T.: Determinants of the center of mass trajectory in human walking and running, *J Exp Biol*, 201, 2935-2944, (1998).
- 18) 大坂裕, 渡邊進, 藤田大介, 石田弘, 小原謙一, 吉村洋輔, 伊藤智崇, 新小田幸一: 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).
- 19) 江原義弘, 山本澄子: 臨床歩行計測入門, 95-118, 医歯薬出版, (2008).

- 20) Neumann, K.: 観察による歩行分析 (訳 月城慶一, 山本澄子, 江原義弘, 盆子原秀三), 5-80, 医学書院, (2005).
- 21) Light, L.H., McLellan, G.E. and Klenerman, L.: Skeletal transients on heel strike in normal walking with different footwear, J Biomech, 13, 477-480, (1980).

Appropriate location of an accelerometer for gait analysis: An examination based on characteristic value of ground reaction force

Hiroshi OSAKA, RPT, MS^{1,2,†}, Koichi SHINKODA, RPT, PhD³, Susumu WATANABE, RPT, PhD¹, Daisuke FUJITA, RPT, MA¹, Hiroshi ISHIDA, RPT, PhD¹, Kenichi KOBARA, RPT, PhD¹, Yosuke YOSHIMURA, RPT, PhD¹, Tomotaka ITO, RPT, MS^{1,2}

¹ Department of Rehabilitation, Faculty of Health Science and Technology, Kawasaki University of Medical Welfare

² Health Science Major, Hiroshima University Graduate School of Health Sciences

³ Department of Physical Therapy and Occupational Therapy Sciences, Hiroshima University Graduate School of Health Sciences

Abstract [Purpose] The purpose of this study was to identify the most appropriate location of an accelerometer used for gait analysis. [Subjects] Fifteen healthy male volunteers participated in this study. [Methods] The trunk acceleration and ground reaction force (GRF) during normal walking were measured using an accelerometer attached at the level of the tenth thoracic vertebrae (Th10) and the third lumbar vertebrae (L3). The estimated GRF was calculated based on trunk acceleration. The maximum peak of GRF and the minimum peak were decided as the characteristic values, and it decided on the appearance times of the characteristic values as the characteristic times. The difference of the characteristic values and the characteristic times between GRF and estimated GRF were compared between 2 locations. [Results] The differences of the characteristic values of maximum peaks in the anterior-posterior direction at L3 were significantly smaller than that at Th10. The differences of the characteristic times of maximum peaks appearance in the vertical direction at L3 were significantly smaller than that at Th10. [Conclusion] The pattern similar to GRF is obtained by the accelerometer attached at the L3.

Key Words: gait analysis, acceleration, ground reaction force

Received Nov 9, 2011 Accepted Jan 16, 2012

[†] Hiroshi OSAKA

Department of Rehabilitation, Faculty of Health Science and Technology,
Kawasaki University of Medical Welfare
288 Matsushima, Kurashiki, Okayama 701-0193, Japan
Tel: 086-462-1111 Fax: 086-463-3508
E-mail: osaka@mw.kawasaki-m.ac.jp