

フォースプレートデータを基準とした歩行動作における かかと接地検出アルゴリズムの基礎的検討 —鉛直方向加速度を用いた推定—

A Basic Study of Heel Strike Detection Algorithm in Walking Motion Based on Force Plate Data -Estimation using vertical acceleration-

脇谷 大志^{*1}, 香山 瑞恵^{*1}, 千野 匠^{*2}, 立花 柁樹^{*2}, 館 伸幸^{*1}, 永井 孝^{*3}

Taishi WAKITANI^{*1}, Mizue KAYAMA^{*1}, Takumi CHINO^{*2},
Masaki TACHIBANA^{*2}, Nobuyuki TACHI^{*1}, Takashi NAGAI^{*3}

^{*1} 信州大学工学部, ^{*2} 信州大学大学院総合理工学研究科, ^{*3} ものづくり大学技能工芸学部

^{*1} Faculty of Engineering, Shinshu University

^{*2} Graduate School of Science & Technology, Shinshu University

^{*3} Department of Manufacturing Technologists, Institute of Technologists

Email: 20t2172e@shinshu-u.ac.jp

あらまし：本研究では、歩行動作におけるかかと接地検出アルゴリズムの開発を目的とし、鉛直方向加速度の時系列変化に基づく推定方法と検出特徴を検討した。かかと接地は加速度ピーク付近にあるという先行研究の知見を活かし、歩行周期における各相の割合を考慮し改良したアルゴリズムを提案する。提案アルゴリズムは、健康な若者・健康な高齢者・特別養護老人ホームに通う高齢者計 36 名に適用した場合、適合率は低くなった。

キーワード：かかと接地, 検出アルゴリズム, フォースプレート, モーションキャプチャ

1. はじめに

高齢者の転倒の 34 %は躓きによるものであり、筋力低下によって足があげにくくなるのが原因とされている^[1]。また、脳卒中片麻痺患者の歩行周期の分析により、麻痺の度合いと歩行周期を構成する各相の相対的時間比率には相関があることがわかっている^[2]。歩行周期は注目足のかかと接地(HS : Heel Strike)から始まり逆足の HS を経て、もう一度、注目足の HS までを 1 周期と定義されている。そこで、本研究では歩行周期に基づき歩行を分析すると、筋力低下の予兆も確認できるのでないかと考えた。歩行動作から歩行周期を抽出するには周期の始まりとなる HS の特定が必要となる。HS の特定には光学式モーションキャプチャ(MC)やフォースプレート(FP)による分析が行われることが多い^[3]。しかし、これらの装置は高価で可搬性が低く、日常的な計測には向かない。この課題を解決するため、比較的安価な加速度センサを用いた HS の推定が行われている^[4]。注目する波形の特徴は手法により異なる^[5-7]。本研究では、Menz らの手法^[7]を改良した。本稿では、提案手法の概要と精度評価の結果を示す。

2. 解析対象データ

本研究で解析対象とする歩行データの被験者は、日常生活に介助を必要としない健康な成人男性 5 名である。5m の自然歩行を、時間同期している MC(サンプリングレート:100Hz)と FP(サンプリングレート:1000Hz)で計測した。MC では腰部 2 点(LPSI, RPSI)の位置情報を取得した。MC の位置情報は 30Hz の LPF 処理したのち、中央差分法によ

り加速度データに変換した。FP データは 75 Hz で LPF 処理^[8]したのち、10 N を超えた最初のフレームを正解 HS と仮定した^[3]。5 名の 180 歩データから複数 FP を踏んでいたデータを除いた 152 歩を解析対象とした。このうち、4 名の歩行データ 119 歩をパラメータ決定用データとし、残り 1 名の 33 歩を検証用データとした。

3. 提案手法

提案手法では、MC から得た加速度データに対して離散ウェーブレット変換によりノイズを除去した。その際、Python pywt ライブラリ^[9]により 10 次(db10)で分割した係数に対して、sure 法で求めたしきい値を最初の 3 つのレベルに適用させた。しきい値の処理には soft 法を用いた。

HS 前後の時間区間が歩行周期に占める割合は一定であることが知られている^[10]。また、FP から得た正解 HS は Menz らの推定 HS の数十ミリ秒前であった。これらから、本研究では、正解 HS と Menz らの推定 HS の差は、2 つの Menz らの推定 HS 間(図 1 両矢印区間)を 100%としたときの比率(図 1 矢印部分)で表せると仮定した。その比率について、4.5~6.0%を 0.1%刻みで検証した結果、5.5%の場合に RMSE が最小となった。

4. 結果

4.1 パラメータ決定用データに対する HS 検出精度

提案手法の HS 検出精度を検証するために、先行研究において推定誤差が小さい^[4]とされた

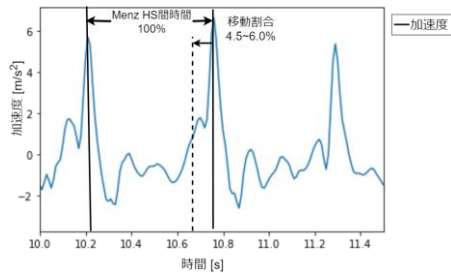


図1 提案手法の概要

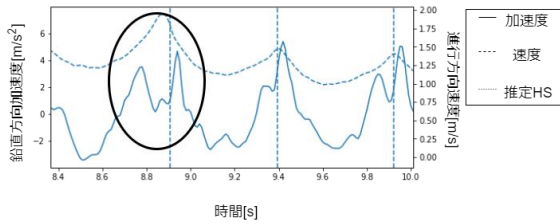


図2 外れ値となった波形

McCamley らの手法^[11]と比較した. McCamley らの手法は 加速度波形を積分した速度データに対してガウシアンウェーブレットを用いて微分し, 得られた波形の極大値を HS としているパラメータ決定用データの正解 HS に対する RMSE を比較(マンホイットニーの U 検定[有意水準 0.1 %])した結果, 提案手法の方が有意に小さいことが示された.

なお, この検証において RMSE が外れ値となったデータには, 「Menz らの HS が進行方向速度付近に存在しない」(図2 ○部分)共通点が確認された.

4.2 検証用データに対する HS 検出精度

検証用データ 33 歩に対して, 提案手法により HS を推定した. 提案手法(MAE: 2.9ms, RMSE: 3.71ms)と McCamley らの手法(MAE: 8.00ms, RMSE: 10.19 ms)を比較(マンホイットニーの U 検定[有意水準 0.1%])した結果, MAE・RMSE 共に提案手法の方が有意に小さいことが示された.

4.3 正解 HS がないデータに対する HS 検出精度

正解 HS が存在しない歩行データに対して, 提案手法を適用し, HS 検出性能を検証した. 検出された HS に対して, 波形特徴から推定した HS との一致率を算出した.

検証用データは, 36 名(20 代健常者 10 名, 要介護レベル3 以上の高齢者 15 名, 健康な高齢者 11 名)の歩行である. 加速度センサ(サンプリングレート: 710 Hz)を背面腰部に固定した状態で 10 m の自然歩行をさせた. この歩行において歩行速度が安定する区間とされる中央 4 m(歩行開始地点から 3 m~7 m)区間における歩行データを検証用データとした.

解析対象とした区間での歩行速度により, 検証データを 2 群(歩行速度が 1 m/s 以上群と未満群)に分けた. これは, 歩行速度 1 m/s 未満が身体の虚弱状態を表すフレイル症状の診断基準の一つであるからである^[12].

1 m/s 以上群に対する提案手法の適合率は 95.8% であり, McCamley らの手法は 100 %であった. 一方, 1m/s 未満群に対して提案手法は 99.0 %, McCamley らの手法は 90.7 %であった. 歩行速度が遅い群に対する適合率は, 提案手法の方が高くなった.

5. 今後の展望

今回, 正解 HS を抽出した被験者は成人男性のみであった. 性差の存在^[13]等を考慮すると, より多様な歩行データでの検証が必要と考える. 今後は, 図2のような波形に対しても HS を正しく推定できるよう手法の改良を図る.

参考文献

- (1) 新野直明, 小坂井留美, 江藤真紀. "在宅高齢者における転倒の疫学." 日本老年医学会雑誌, 40(5):484-486 (2003).
- (2) 大橋ゆかり, 篠崎真枝, 坂本由美. "片麻痺歩行のブルンストロームステージによる歩行周期の変化." 理学療法科学, 23(6):805-809 (2008).
- (3) Hreljac A. and Robert N. M. "Algorithms to determine event timing during normal walking using kinematic data." Journal of biomechanics, 33(6):783-786 (2000).
- (4) Iijima H. and Takahashi M. "State of the Field of waist-mounted sensor algorithm for gait events detection: A scoping review." Gait & posture, 79:152-161 (2020).
- (5) Auvinet B., Berrut G., Touzard C., et al. "Reference data for normal subjects obtained with an accelerometric device." Gait & posture, 16(2):124-134 (2002).
- (6) Mansour K. B., Nasser R. and Philippe G. "Analysis of several methods and inertial sensors locations to assess gait parameters in able-bodied subjects." Gait & posture, 42(4): 409-414 (2015)
- (7) Menz H. B., Stephen R. L., and Richard C. F. "Acceleration patterns of the head and pelvis when walking on level and irregular surfaces." Gait & posture, 18(1):35-46 (2003).
- (8) Pamukoff D. N., Dudley R. I., Vakula M. N., et al. "An evaluation of the heel strike transient in obese young adults during walking gait." Gait & Posture, 49:181-183 (2016).
- (9) Gregory R. Lee, Ralf Gommers, Filip Wasilewski, Kai Wohlfahrt, Aaron O'Leary (2019). PyWavelets: A Python package for wavelet analysis. Journal of Open Source Software, 4(36), 1237
- (10) 西山徹, 鈴木博人, 高橋純平. "歩行速度の違いにおける歩行周期の相区分変化について." 東北文化学園大学医療福祉学部リハビリテーション学科紀要, 8(1):29-32 (2012).
- (11) McCamley J., Donati M., Grimppampi E., et al. "An enhanced estimate of initial contact and final contact instants of time using lower trunk inertial sensor data." Gait & posture, 36(2):316-318 (2012).
- (12) 佐竹昭介. "基本チェックリストとフレイル." 日本老年医学会雑誌, 55(3): 319-328 (2018).
- (13) 牧浦大祐, 土井剛彦, 浅井剛他. "歩行の安定性に性差は存在するのか?— 加速度計を用いた歩行解析による検討—." 理学療法科学, 25(6):923-928 (2010).