

ウェアラブルセンサを用いた身体慣性力による歩行時床反力の推定

Estimation of floor reaction force during walking using physical inertial force by wearable inertial sensor

知能機械システム工学コース

知能メカトロダイナミクス研究室 1215001 一色 淳

1. 緒言

医療やスポーツ分野において、歩行をはじめとした運動の解析は重要な研究手段である。運動解析を行う一般的な方法として、光学式モーションキャプチャ（以下 MC）と設置式の床反力計を組み合わせたシステムが知られているが、非常に高価で歩容や測定範囲に制限があり測定準備に時間がかかるため、一部の研究施設で使用されるにとどまっている。そのためリハビリやランニングにおいて日常的に使用できるほど簡易、かつ設置式床反力計なしで運動解析が可能なシステムに対する需要は大きいと考えられる。問題点を解決する一つの解析法として、著者らの研究グループはウェアラブルな三次元動作解析装置を開発した⁽¹⁾⁽²⁾。この装置は、小型の携帯型床反力計4個と慣性センサ10個で構成されており、ウェアラブルな運動解析を実現し測定環境が制限される問題を解決し、MCを用いたシステムと比較して劇的に準備時間が短縮された。しかしながら、個人が日常的に使用するシステムとしてはまだ複雑かつ高価である。

著者らは、より簡易な歩行解析を目指して、床反力計を使用せず、通常歩行時の鉛直方向並びに進行方向の床反力を少数の慣性センサから推定する方法について検討してきた。歩行中の床反力は、身体各部の慣性力と重力の和に等しくなると考え、全身の各部位の加速度と質量比が既知と仮定すれば、理論的には以下の式より垂直床反力の推定が可能である。

$$F_z = \sum_i m_i a_i + Mg \quad (1)$$

ここに、 F_z は床反力の垂直方向成分、 M は体重、 m は各部位の質量、 a は同加速度、 g は重力加速度である。右辺第2項の重力項を除けば、その他の方向成分床反力も求めることが可能である。既報⁽³⁾において、提案法である式(1)の確認実験をMCから算出した加速度を用いて行い、各部位の加速度から推定した床反力、従来法の設置式床反力計で計測した床反力との比較から、一定の精度で床反力を推定できる可能性を示した。また、既報にて、この考えを基に質量比の最も大きい体幹部に生じる慣性力が全身の慣性力を代表できると考え、腰体幹部に装着した単一の慣性センサ⁽⁴⁾で、あるいは、左右大腿部に追加した3つの慣性センサ⁽⁵⁾の加速度情報のみを使用し、少数のセンサでも床反力を推定可能か検討した。本報では慣性センサとMCで全身を15部位に分けてそれぞれの加速度を計測、それぞれ床反力を推定しセンサのみで床反力を推定できるか検討する。さらにこの結果を受けて、少数の慣性センサでの推定について検討する。

2. 慣性センサとMCによる床反力推定

2.1 実験方法

身体を15部位に分け、それぞれに貼付した慣性センサとMCから得られる加速度から式(1)を用いてそれぞれ床反力を推定し、両者を比較する。実験において被験者は慣性センサMtw2 (Xsens社製)を14部位(頭、下胴、左右上腕、左右下腕、左右手、左右大腿、左右下腿、左右足)に装着しバ

ンドやテープを用いてしっかりと固定した。上胴についてはセンサをしっかりと固定することが難しいため、本実験ではMCで測定した加速度データを使用する。MC測定用にマーカはセンサ固定後にセンサ上に貼り付けた。被験者は20代男性健康者3名とし、検証用の床反力計(テック技販社製、TF-6090)を含む水平な床面上を10歩歩行する。裸足とし正面を向き自然な自由歩行となるように指示を与え練習し計測した。被験者の自由歩行かつ床反力計上をはみ出さず2歩歩行した場合を1試行とし、3試行分のデータを取得した。床反力の推定区間は、定常な歩行であると考えられる5歩目以降の2歩分を対象とする。慣性センサ、MC、床反力のサンプリング周期は100Hzで統一し、同期信号を用いて各出力を同期させている。慣性センサから得られた加速度は、クォータニオンを用いて座標変換し床反力計の座標に合わせた。MCから求める加速度は、MCから得た進行、鉛直方向の位置情報をそれぞれ2階微分し導出した。すべての加速度は遮断周波数9Hzのローパス処理を行い平滑化した。なお、本研究におけるすべての実験は本学倫理審査委員会の承認を得て、被験者には内容を説明し同意をもらった上で実施した。

2.2 実験結果

自由歩行時の全身15部位の加速度情報を慣性センサとMCからそれぞれ取得し、式(1)を用いて推定した床反力の1試行分の結果と床反力計値を図1に示す。各部位の質量は、文献⁽⁶⁾の値を用いた。(a)鉛直方向では慣性センサMC共に床反力計値とよく合っている。(b)進行方向でも慣性センサで推定した値は床反力計と概形は一致した。次に歩行テンポを変えた結果を図2に示す。歩行テンポが変わった場合でも、おおよそ自由歩行と同様の結果となった。以上より、MCでの推定同様、センサ数を確保すれば慣性センサのみで2方向の床反力のある程度の精度で推定可能なことが示された。

2.3 少数のセンサでの推定

より簡易な歩行解析の一案として、センサ数の削減について検討する。図3に慣性センサで取得した頭部に対する体幹下部加速度の周波数解析の結果を示す⁽⁷⁾。鉛直方向では両者ともに同様な大きさの加速度を示しているのに対し、進行方向では頭部の加速度が小さくなるのがわかる。紙面の都合上詳細な検討は省略するが、鉛直方向では上半身すべての部位加速度は体幹下部加速度と振幅、位相ともに同じ傾向を示し、左右上肢の進行方向加速度は逆位相で互いに打ち消し合っていることがわかった。以上より、上半身の鉛直方向は体幹下部加速度がその他の部位加速度を代表できるとし、進行方向について上肢は考慮せず、周波数解析の結果から試みに、頭部加速度、体幹上部加速度は体幹下部加速度の半分のみとし、これに、下肢6箇所を加えた計7箇所まで床反力を推定する。また、本研究では下半身部位の詳細な検討は行っていないが、質量比の大きい左右大腿の慣性力が下肢を代表すると考え、体幹下部、左右大腿の3箇所のみを計測に削減し床反力を推定する。結果を図4に示す。7つに削減した結果、両方向とも両脚支持期においては全身15部位を計測した結

果と位相も振幅も同様な推定結果を得た。また、慣性センサ3つでも鉛直方向では全身15箇所と同様な推定結果を得た。

3. 結言

本研究では、手軽で計測範囲に制限のない歩行解析の1つとして、床反力計を使用せずに、全身に装着した慣性センサのみでの鉛直、進行方向の床反力を推定する方法についてMCと比較し検討した。慣性センサで全身を測定し推定した床反力とMCで推定した床反力の傾向はある程度一致し、慣性センサのみで2方向の床反力が推定可能であり、少数のセンサでも推定可能な見通しを得た。

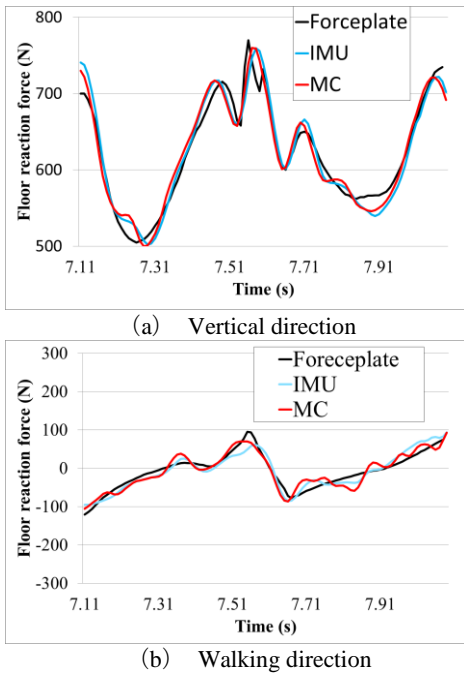


Fig. 1 Comparison of the floor reaction force estimated by using IMU, MC and that by the force plate.

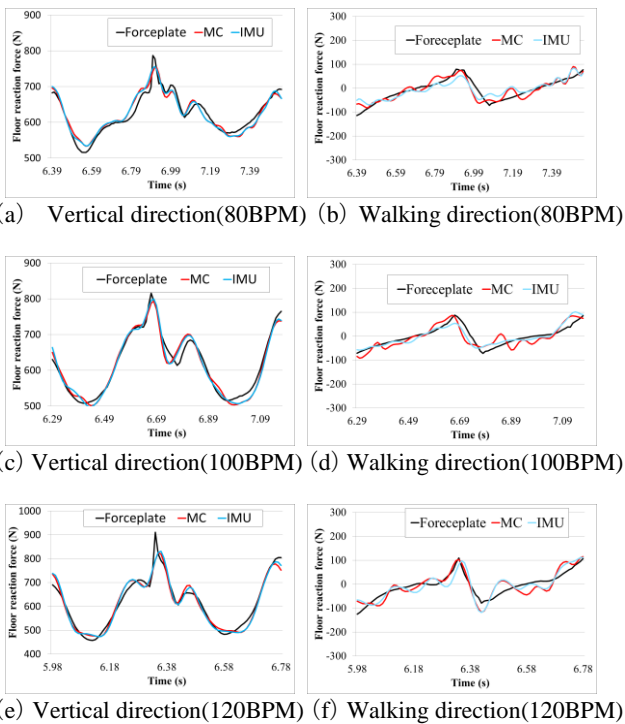
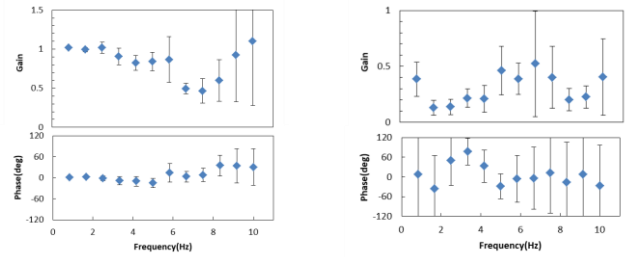


Fig. 2 Comparison of the floor reaction force estimated by using IMU, MC and that by the force plate.



(a) Vertical direction (b) Walking direction
Fig. 3 Frequency response function from acceleration of lumbar and head1(100BPM)

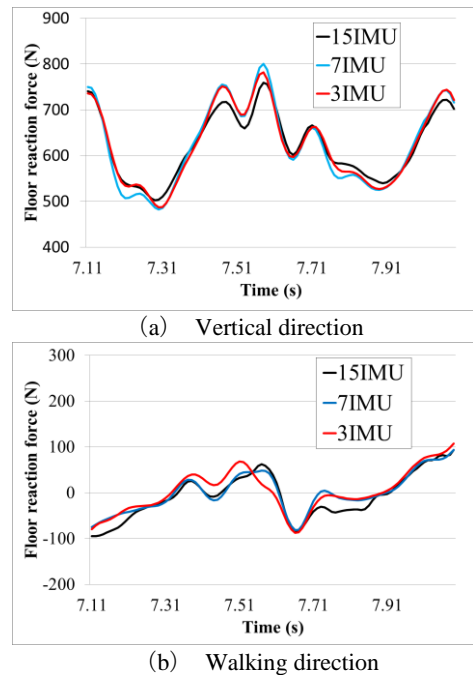


Fig. 4 Comparison of the floor reaction force estimated by using 3IMU and not omitted IMU.

文献

- (1) 井上他 “移動式フォースプレートの開発 - 柔軟でウェアラブルな床反力センサ -”, バイオメカニズム学会誌, 36 巻 4 号, (2012), pp.241-243.
- (2) 足立他, “携帯型床反力計およびモーションセンサを用いた歩行解析システムの開発”, 日本機械学会論文集 C 編, 78 巻 789 号, (2012), pp.1607-1616
- (3) 一色他, “少数のウェアラブル慣性センサを用いた歩行時床反力の推定”, 日本機械学会中国四国学生会第 47 回学生員卒業研究発表講演会, 講演番号 312 (2017).
- (4) 勝他, “単一のウェアラブルセンサによる歩行分析”, 日本機械学会スポーツ・アンド・ヒューマン・ダイナミクス講演論文集 2015, "C-24-1"- "C-24-4", (2015).
- (5) 勝他, “少数の慣性センサによる歩行時床反力推定”, 中四国支部総会・講演会講演論文集 Vol. 2016.54 (2016)
- (6) 阿江他, “日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定”, バイオメカニズム, 11 号, (1992), pp.22-33.
- (7) 一色他, “身体慣性力を用いた歩行時床反力の推定 (各身体部加速度の周波数解析による基礎的検討)” 日本機械学会スポーツ・アンド・ヒューマン・ダイナミクス講演論文集 2017 A-24 (2017)