

加速度センサを用いた左右分離床反力推定方法の検討

Gait analysis system of presumption of method to estimate right and left

separated ground reaction force using acceleration sensor

○ 森田祐也 (早稲田大学) 岡本淳 (東京農工大学)

川村和也 (早稲田大学) 関雅俊 (早稲田大学) Salvatore SESSA (早稲田大学)

Massimiliano ZECCA (早稲田大学) Zhuohua LIN (早稲田大学) 石井 裕之 (早稲田大学)

高杉 紳一郎 (九州大学) 高西 淳夫 (早稲田大学) 藤江 正克 (早稲田大学)

Yuya MORITA, Waseda University

Jun OKAMOTO, Tokyo University of Agriculture and Technology

Kazuya KAWAMURA, Waseda University

Masatoshi SEKI, Waseda University

Salvatore SESSA, Waseda University

Massimiliano ZECCA, Waseda University

Zhuohua LIN, Waseda University

Hiroyuki ISHII, Waseda University

Shinichiro TAKASUGI, Kyusyu University

Atuo TAKANISHI, Waseda University

Masakatsu G. FUJIE, Waseda University

Key Words: Walk, Acceleration sensor, Acceleration, Floor reaction force, Heel contact, Toe off

1. 序論

先進国では超高齢化が進行しており、それに伴い様々な社会問題が発生している。高齢者や障害者の QOL・ADL の向上には介護予防・リハビリテーションの高度化が必要であり、そのためにはその効果の定量化が重要となってくる。本研究では歩行動作に着目し、簡便かつ正確な歩行計測方法の普及を目指し、床反力計を用いずに加速度センサのみを用いる床反力推定の研究を行なっている。

現在、定量的な歩行計測を実現するための装置として、3次元動作解析装置や床反力計が開発されている。本研究では床反力について着目する。床反力計は、高精度の計測が可能となっているが、計測範囲が狭く、十分な距離の歩行計測が不可能なため、長時間の繰り返しの試行が必要となり、患者への負担となる。また、数 10[cm] 四方の床反力計が直線に並べられており、被験者は左右の足で各床反力計の上を正確に歩行しなければならず、歩幅に物理的制約が発生し、自然な自由歩行の妨げになる。さらに、地面の下に取り付けなければならないため、装置取り付け場所にも制限が発生すると同時に、設置に関わるコストも大きいという課題点がある。

上記課題克服を目的とした研究は、数多くなされている。高知工科大学の越智らは、身体装着式の床反力推定装置の開発を行っている⁽¹⁾。4つの3軸力覚センサ(テック技販製)を履物の下面に取り付け、各力覚センサの出力に校正係数を乗じたものの和を床反力としている。歩幅の制限や繰り返しの試行という課題点を克服しているが、センサが有線であること、足底にアルミ板が取り付けられていること、構造が靴型であることなどの理由から、計測範囲にある程度の制約、自然な自由歩行の妨げ、被験者の制約など

の課題点がある。

そこで、無線の加速度センサを用いることにより、歩幅・歩容・計測範囲などの制約を生むことなく、歩行計測を行うことができる点に着目した。加速度センサを用いて床反力を推定している先行研究では、身体を単一質量のモデルと仮定し、身体重心位置に装着した加速度センサから測定した重心加速度により、運動方程式を用いて床反力を推定している⁽²⁾。しかし、この方法で床反力を推定した場合、推定された床反力は左右足の合成床反力となる。その場合、左右足それぞれに作用する力(以下、左右分離床反力と称す)は未知となり、高齢者、パーキンソン患者、脳性小児麻痺患者などの左右足に非対称性のない歩行を伴う症状に対応できない。

加速度を用いて左右分離床反力を推定するためには、片足支持期と両足支持期では床反力算出方法が変わるため、歩行層を分離する必要があると考えた。そこで本研究では、加速度センサを用いて歩行層の判別を行った。さらに、その歩行層の判別に基づき、両脚支持期においては床反力が線形的に遷移すると仮定した左右分離床反力推定を行い、その有効性を検討した。

2. 身体モデルの構築

山崎の2足歩行の総合解析モデルとシミュレーション⁽³⁾を参考に、本研究では、身体を体幹部、大腿部、下腿部、足部の計7つのセグメントに分かれた剛体リンクモデル(Fig. 1)とし、各セグメントにおける力の釣り合いを用いて床反力を推定する。胴体:b、大腿:1、下腿:2、足部:3における各セグメントの質量:m、部分長:L、セグメント上端から質量中心までの距離:lは日本人高齢者の身体部

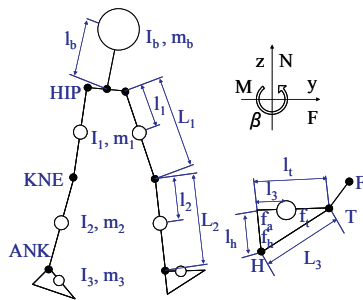


Fig. 1 Rigid link model employing the present study

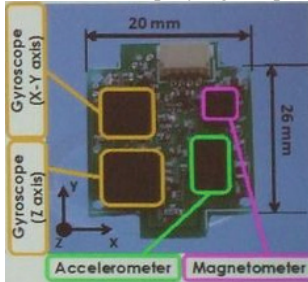


Fig. 2 Waseda Bioinstrumentation system No.3

分慣性特性⁽⁴⁾を用いて、身長と体重から算出する。

運動方程式における位置の項は3次元位置計測装置から、加速度の項は加速度センサの値を用いて導出する。本研究で目指す被験者に対して低負担であり、計測範囲に制約のない計測を可能とするため、小型かつ無線通信を用いてデータの転送ができるものが必要となる。7つのセグメントの3軸の加速度が同時に計測できる加速度センサとして、Waseda Bioinstrumentation system No.3 (以下 WB-3 と称す) を選定した。WB-3 は3軸加速度センサ, 3軸角速度センサ, 3軸地磁気センサを搭載しており、寸法が 30.0×30.0×30.0 [mm], 重さが 100[g]以下の Bluetooth によるデータ転送が可能である⁽⁵⁾。

3. 加速度を用いた歩行層判別と床反力推定手法

3-1 片足支持期と両足支持期の判別

足部の加速度の変化量の波形を利用し、Heel Contact (以下, HC と称す), Toe Off (以下, TO と称す) のタイミングを推定することで、片足支持期と両足支持期の判別を行う。Fig. 3 において、加速度の変化量について紫の矢印を周期として、加速度の変化量が、0 近傍から最初に上がって下がった際の変化量 0 の点を TO, その後再び下がって上がった際の変化量 0 の点を HC とする。

3-2 片足支持期における床反力推定

片足支持期においては、末端である遊脚足部のから運動方程式の釣り合い立て遊脚足関節にかかる力を算出する。以下、同様にして膝関節, 股関節, 支持脚股関節, 膝関節, 足関節にかかる力とモーメントを順次算出していくことにより、最終的に支持脚の床反力を推定する。

3-3 両足支持期における床反力推定

上記工程を行った時点で、片足支持期における左右足それぞれの床反力と、左右足それぞれの HC, TO の時間が推定できている。一例を右足の TO を A, 左足の HC を B としそれぞれを Fig. 4 に示す。Fig. 4 の状態から、Fig. 5 に示すように黄色の両足支持期において片足支持期における波形と A または B 間にて数学的補間を行い、両足支持期における左右分離床反力を推定する。

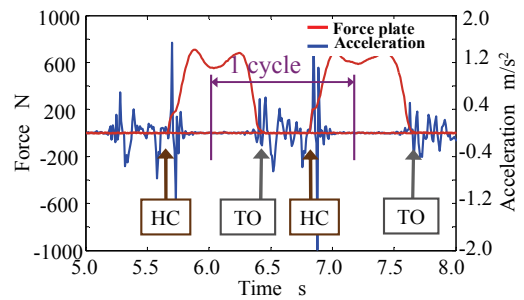


Fig. 3 Algorithm discriminating HC and TO by acceleration

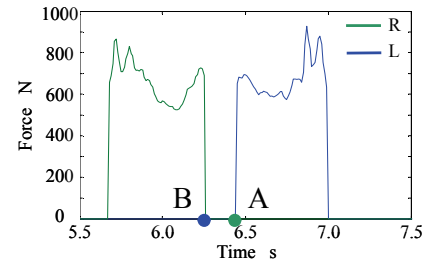


Fig. 4 Flour reaction force at single support phase and HC and TO point

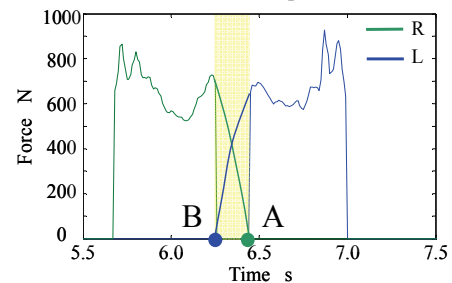


Fig. 5 Mathematical interpolation at double support phase

4. 加速度センサを用いた床反力推定実験

4-1 実験目的

加速度センサ WB-3 を用いた歩行計測を行い、前章で述べた左右分離床反力推定方法を用いて推定した左右分離床反力値と床反力計値を比較し、左右分離床反力の精度を検証することを目的とする。床反力計はひずみゲージ型の AMTI OR6-7 2000[®]を使用し、2章で示した身体パラメータ推定のため光学式3次元位置計測器 VICON612[®]を使用した。

4-2 実験手法

加速度センサ (WB-3) を第2章で示した7つのセグメントの質量中心位置に貼り付ける。厳密には、質量中心は体内部に当たるため、日本人高齢者の身体部分慣性特性⁽⁴⁾で定義されている質量中心比を考慮した体表上の、胴体部は背中, 大腿部, 下腿部は外側矢状面上, 足部は甲に貼り付けた。また、光学式3次元位置計測器のマーカを臨床歩行分析研究会の10点マーカ法⁽⁶⁾に基づいて、肩峰, 股関節, 膝関節, 足関節, 第5中足骨頭に装着する。

床反力計を直線上に4枚設置し、直立状態から自然な直線自由歩行を行う。ただし、床反力計1枚に対して足1歩乗るよう歩行し、片足で床反力計2枚を同時に踏んではならない。今回は、若年健常者2名において検討を行った。

4-3 実験結果

HC, TO において、本手法を用いて推定した時間と床反力計値を比較したところ、誤差 RMS = 0.015[s], 最大で Error max = 0.06[s]となった。

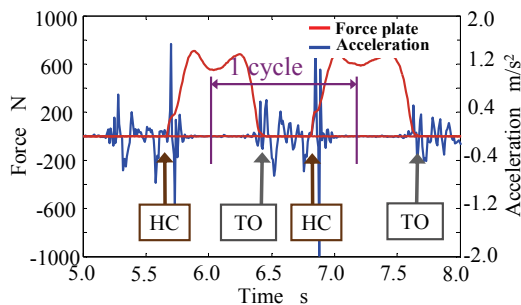


Fig. 6 Estimation HC and TO

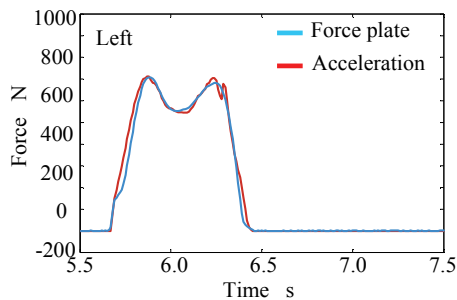


Fig. 7 The force estimated by this method and measured by force plate (Left foot)

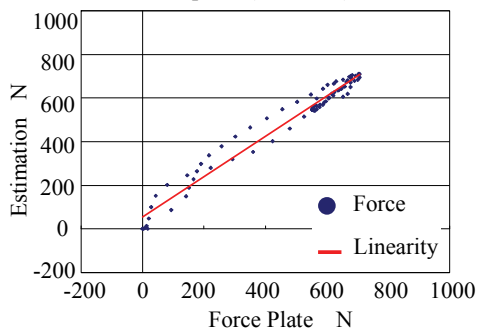


Fig. 8 Linearity of force plate and estimation (Left foot)

長軸方向において推定した左右分離床反力値と床反力計値を比較したところ、1歩行周期における誤差 $RMS = 60.02$ [N]、ピーク時における誤差 $Peak\ error = 51.70$ [N]となった。以上の数値は2名の被験者における誤差の平均値から算出したものである。

また、推定値と床反力計値の線形性において比較したところ、線形性における相関係数は $R^2=0.919$ (サンプル数 292) となった。

4-4 考察

Fig. 6のHC, TOの推定に関して、フットスイッチを用いて同様の実験を行ったところ、誤差 $RMS = 0.1$ [s] となった。以上を考慮すると、本手法はフットスイッチより有用性は高いといえる。

Fig. 7の時間と床反力の関係において、真値である床反力計の波形に対して、推定した左右分離床反力の波形が近似していることがわかる。また、Fig. 8の床反力計値と推定値の線形性を表したグラフにおいて、理想直線に対して、実測値である床反力値が線形に近似していることがわかる。さらに、線形性における相関係数が1に非常に近いことから、推定値は床反力計値に対し強い相関性が見られ、第3章で示した本手法により、左右分離床反力の推定が可能であるという仮説が得られた。

しかし実験結果で述べたように、床反力計値と推定値に

おいて誤差が発生している。誤差の原因の1つは、加速度センサを装着した場所が正確な質量中心位置ではないという理由が考えられる。また、身体の動揺とは別に、加速度センサ自身に動揺が発生している可能性があることや、加速度センサに微小なノイズが発生しているため、推定したHC, TOに時間誤差が発生しているという理由が考えられる。

そこで、上記誤差の原因を解決するためには、加速度センサの装着方法の再検討や、計算による質量中心位置へ変換、加速度センサへのフィルタの検討などが考えられ、今後、計測精度や誤差精度の向上が必要であると考えられる。

5. 結言

本研究では、簡便かつ正確な歩行計測の普及を目指し、床反力計を用いずに加速度センサのみを用いる左右分離床反力推定方法を考案した。

加速度センサを用いた歩行計測を行い、考案した左右分離床反力推定方法を用いて推定した左右分離床反力値と床反力計値を比較し、左右分離床反力の精度を検証する床反力推定実験を行った。本HC, TO推定手法では、推定値と床反力計値の誤差は 0.015 [s]となり、フットスイッチより有用性が高いと判断できた。推定値と床反力計値の線形性における相関係数は、長軸方向で 0.919 (サンプル数 292) と1に非常に近い値を示しており、本手法を用いることにより、左右分離床反力の推定が可能であるという仮説が得られた。しかし、推定値と床反力計値には誤差が発生した。誤差の原因は、加速度によるノイズや、加速度センサの装着方法、推定したHC, TOの時間誤差にあると考えられる。

また、本研究室では長距離において簡便・迅速に歩行動作を計測可能な追従型歩行計測装置を開発しており⁽⁷⁾、本研究と追従型歩行計測装置を統合することにより、歩行分析に必要な歩行動作および力学的パラメータの両方を計測可能なシステムを開発することを展望とする。

謝辞

本研究の一部は、文部科学省グローバルCOEプログラム「グローバルロボットアカデミア」の支援を受けて行なわれた。

参考文献

- (1) 越智貴士, ウェアラブルな床反力推定装置の開発, ジョイントシンポジウム2007, 日本機械学会, pp.321-324, 2007
- (2) 江原義弘, 山本澄子, 田中繁・他, 関節モーメントによる歩行分析. 臨床歩行分析研究会編, 医歯薬出版, 東京, 1997
- (3) 山崎信寿, 2足歩行の総合解析モデルとシミュレーション, バイオメカニズム3, pp.261-269, 1975
- (4) 岡田秀隆, 阿江道良, 藤井範久, 森丘保典, 日本人高齢者の身体部分慣性特性, バイオメカニズム13, バイオメカニズム学会, pp.125-139, 1996
- (5) Waseda Bioinstrumentation system No.3, <http://www.zmp.co.jp/e-nuvo/jp/imu-z.html>
- (6) 江原義弘, 山本澄子, 臨床歩行計測入門, 臨床歩行分析研究会監修, 医歯薬出版株式会社, 2008
- (7) 岡本淳, 野村真理子, 森田祐也, 川村和也, 藤江正克, 剣持一, 高杉紳太郎, 橋爪誠, 静止衛星型歩行分析システムの開発—磁気歪みの補正方法について—, ROBOMECH 2008 in NAGANO, 2A1-C17, pp.1,2,3, 2008