

身体慣性力を用いた歩行時床反力の推定

知能メカトロダイナミクス研究室 1170011 一色 淳

1. 緒言

歩行は子どもから高齢者に至るまで多くの人間が行う、最も身近な運動である。歩行解析により得られる関節モーメント等の情報は、医療、スポーツの分野でリハビリテーションや診断、指導などに有益な情報として用いられている⁽¹⁾。

歩行解析の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方法がある。この測定方法では有益な歩行解析を行うことができるが、歩数や計測範囲に制限が加わり、装置が大掛かりで高価なため、一部の研究施設での使用に留まっており、臨床に使用可能な解析システムが求められている。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⁽²⁾⁽³⁾。この装置は携帯型床反力計4つと慣性センサ8つで構成されており、ウェアラブルな歩行解析を実現、測定環境の制限を解決した。しかしながら、床反力計を足裏に装着しているため歩容が乱れ、自然な歩行の測定が難しい。歩容の乱れない歩行の測定には、床反力計を用いない、簡易的なシステムが必要であると考えられる。

そこで新たな解析法として著者らの研究グループでは、従来の床反力計を使用しない床反力推定システムを提案している⁽⁴⁾。この推定システムは、歩行時の全身の慣性力は床反力と等しくなると仮定し、上半身、下半身の慣性力をそれぞれ体幹下部、左右大腿の加速度から推定できるとしている。この推定法により、慣性センサ3つのみで従来の床反力計と近い値を推定できている。しかしながら仮定の明確な根拠を示すことはできていない。

本研究では、MCより導出した動的加速度から算出する全身の慣性力の総和と、床反力計の値とが同じ傾向を示すか、体幹下部、左右大腿の動的加速度を用いて推定される床反力は上半身部、下半身部の代表となり得るかを調べ、提案する推定法の妥当性を検討する。

2. MCを用いた床反力推定

2.1 床反力推定方法

本研究では、身体を図1に示す15の部位に分け、それぞれの質量と動的加速度、重力加速度から慣性力を推定する。推定する際に必要となる身体質量と動的加速度の導出方法を以下に述べる。

まず、各身体質量は体重計で求めた全身質量と各身体質量比をそれぞれ乗じて導出できる。各身体質量係数は、阿江ら⁽⁵⁾の日本人アスリートの身体部分慣性係数より表1の通りとした。

Table 1 Physical information.

Body part	Mass ratio (One side)	Vertical direction acceleration (The right and left total)	Movement direction acceleration (The right and left total)
Upper body			
Upper trunk			
Lower trunk			
Thigh			
Leg			
Foot			
Lower body			
Head	0.069	a_{hcz}	a_{hcy}
Upper arm	0.027	a_{uacz}	a_{uacy}
Lower arm	0.016	a_{lacz}	a_{lacy}
Hand	0.006	a_{hacz}	a_{hacy}
Upper trunk	0.302	a_{ucz}	a_{ucy}
Lower trunk	0.187	a_{lcz}	a_{lcy}
Thigh	0.11	a_{tacz}	a_{tacy}
Leg	0.051	a_{lacz}	a_{lacy}
Foot	0.011	a_{fcz}	a_{fcy}

Fig. 1 Physical constitution.

次に、動的加速度は、MCから得られた鉛直、進行方向の位置情報をそれぞれ2階微分し、表1にある a_z 、 a_y をそれぞれ導出する。ここで左右ある部位の加速度は左右合計値とする。時刻 i ($i=0 \sim n$)の位置(速度)を f_i 、測定間隔を h とし、次式にて求めることができる。式(1)、(3)はそれぞれ微分開始点、終了点、式(2)はその他の時刻の微分式とする。

$$f'_0 = (-3f_0 + 4f_1 - f_2)/(2h) \quad (1)$$

$$f'_i = (-f_{i-1} + f_{i+1})/(2h) \quad (2)$$

$$f'_n = (f_{n-2} - 4f_{n-1} + 3f_n)/(2h) \quad (3)$$

求めた動的加速度には、通常の歩行では含まれない高周波成分が含まれるため、バターワースデジタルフィルタを用いて遮断周波数9Hzのローパス処理を行い平滑化する⁽⁶⁾。

以上導出した15部位の各身体質量と動的加速度より、上半身、下半身、全身の推定床反力 F_{uz} 、 F_{lz} 、 F_{wz} は、全質量を M 、重力加速度を g として、表1にある鉛直方向動的加速度 a_z を用いて、次式にて求めることができる。なお、重力 Mg を含む項の係数は、考慮する身体部位の質量比を合計した値である。

$$F_{uz} = M(0.069a_{hez} + 0.027a_{uaz} + 0.016a_{laz} + 0.006a_{haz} + 0.302a_{uaz} + 0.187a_{laz}) + 0.656Mg \quad (4)$$

$$F_{lz} = M(0.11a_{thz} + 0.051a_{lez} + 0.011a_{foz}) + 0.344Mg \quad (5)$$

$$F_{wz} = F_{uz} + F_{lz} \quad (6)$$

ここで、上半身部については、上肢の動的加速度を左右対称の動きと考え無視し、頭と胴体の動的加速度は全身重心位置である体幹下部が代表できると仮定する。また、下半身部の動的加速度は下半身質量中心である左右大腿部が代表できると仮定する。よって代表する上半身の推定床反力 F_{repuz} 、代表する下半身の推定床反力 F_{replz} 、 F_{repwz} 代表する全身推定床反力を次式で推定できる⁽⁴⁾。

$$F_{repuz} = 0.558Ma_{taz} + 0.656Mg \quad (7)$$

$$F_{replz} = 0.11Ma_{thz} + 0.344Mg \quad (8)$$

$$F_{repwz} = F_{repuz} + F_{replz} \quad (9)$$

進行方向の推定床反力は、式(4)~(9)において、重力加速度を含む項を除き、 a_z をそれぞれの進行方向動的加速度 a_y (表1)に置き換えることで求められる。

2.2 実験方法

歩行実験では、図2に示したMC(Motion Analysis社製)と検証用として床反力計(テック技販社製、TF-4060)2台を用いる。測定には再帰性マーカーを図3の様に、図1の15部位に貼り付ける。実験参加者は20代男性健常者3名で、床反力計上を図2のように片足ずつ通常の歩行をするように指示した。それぞれ3回ずつ、サンプリング周波数100Hzで測定した。MCより取得した位置情報は式(1)~(3)を用いて鉛直、進行方向それぞれ加速度に変換し、平滑化処理した加速度と体重計で測定した質量を式(4)~(9)に代入して推定床反力を求める。各身体部位から求めた推定床反力と、部位を代表した推定床反力を比較、2つの床反力計の合計を検証用床反力として、全身から求める推定床反力との比較を行う。

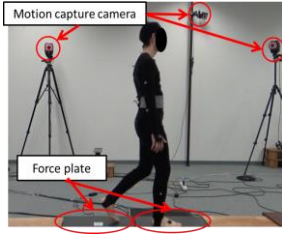


Fig. 2 Motion analysis system.

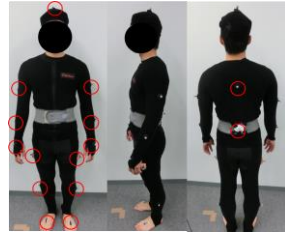


Fig. 3 Marker position.

2. 3 実験結果

以下、実験参加者の内1名1試行の結果を述べる。他の実験参加者でも同様な結果を得ている。式(4)で求めた上半身推定床反力 F_{uz} と式(7)で求めた代表する上半身推定床反力 F_{repuz} の値を鉛直、進行方向それぞれ図4、5に示す。全身体部位を用いて推定した F_{uz} に比べ、体幹下部で代表させた F_{repuz} は、鉛直方向で振幅がやや小さくなっているのに対し、進行方向では振幅が大きくなっている。周期性については両者ともに同じ傾向が見られる。

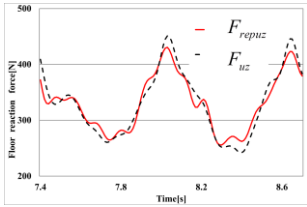


Fig. 4 Floor reaction force of vertical direction by the upper body.

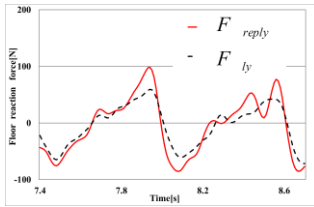


Fig. 5 Floor reaction force of movement direction by the upper body.

次に、式(5)で求めた下半身推定床反力 F_{lz} と式(8)で求めた左右大腿で代表した下半身推定床反力 F_{replz} を、鉛直、進行方向それぞれ図6、7に示す。両図共に周期性では同じ傾向を示しているが、ピーク時で振幅が小さい傾向が見られる。

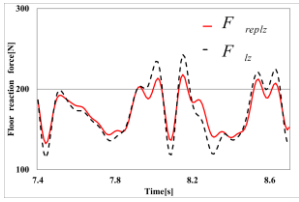


Fig. 6 Floor reaction force of vertical direction by the lower body.

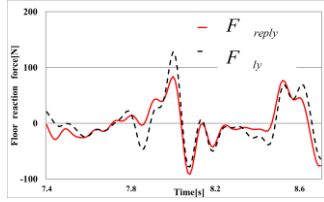


Fig. 7 Floor reaction force of movement direction by the lower body.

式(6)で求めた全身推定床反力 F_{wz} 、式(9)で求めた代表した全身推定床反力 F_{repwz} 、設置した床反力計で測定した検証用床反力を鉛直、進行方向それぞれ図8、9に示す。体幹下部と左右大腿で代表させた F_{wz} は、鉛直方向で全身から推定した F_{repwz} と検証用床反力の値と比べピーク時の振幅がやや小さくなっていることがわかる。また、進行方向では全身で求めた F_{wy} と代表した F_{repy} でピーク時の位相のずれが見られる。

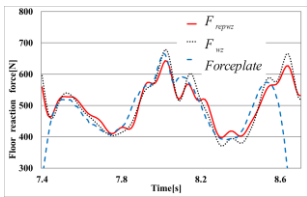


Fig. 8 Floor reaction force of vertical direction by the whole body.

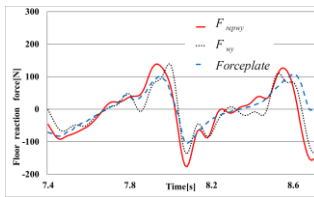


Fig. 9 Floor reaction force of movement direction by the whole body.

式(8)で求めた下半身推定床反力 F_{replz} では、動的加速度と大腿部の質量を乗じている。そこで新たに下腿と足の質量を考慮した F_{replz2} 、 F_{repwz2} を式(10)、(11)で求め、それらを用いて推定した床反力を鉛直、進行方向ともにそれぞれ図10~13に示す。

$$F_{replz2} = (0.11 + 0.051 + 0.001)Ma_{thz} + 0.344Mg \quad (10)$$

$$F_{repwz2} = F_{repuz} + F_{replz2} \quad (11)$$

図10、11を見ると、図6、7で見られた振幅が小さくなる傾向がなくなっている。図12、13を見ると、図8、9と比べ、代表した値の振幅の大きさが全身から推定した値に近づいている。また、進行方向で見られた位相のずれも見られなくなっている。

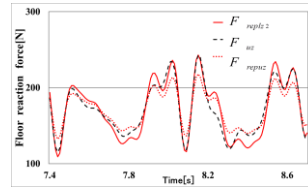


Fig. 10 Floor reaction force of vertical direction by the lower body.

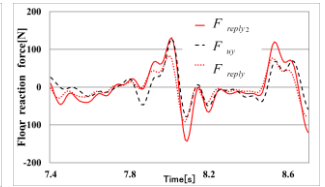


Fig. 11 Floor reaction force of movement direction by the lower body.

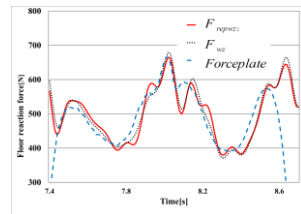


Fig. 12 Floor reaction force of vertical direction by the whole body.

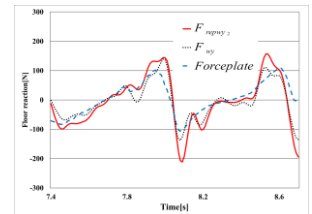


Fig. 13 Floor reaction force of movement direction by the whole body.

3. 結言

本研究では、加速度情報のみでの床反力推定を目的とし、MCを用いた検証実験で、全身の加速度と質量をそれぞれ乗じた慣性力が床反力と同じ傾向が見られることを確認した。また、体幹下部、左右大腿の動的加速度がそれぞれ上半身、下半身の代表となり得る仮定が確からしいという結果が得られた。以上より、体幹下部と左右大腿、3か所の動的加速度をウェアラブルな慣性センサで測定し、提案する推定法を用いて慣性力を求めることで、歩行中の床反力を簡易なシステムで推定できる見通しが得られた。

文献

- (1) Jacquelin Perry, “ペリー 歩行分析 正常歩行と異常歩行”, 医歯薬出版株式会社 (2007).
- (2) 井上喜雄 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, pp.241-243, 2012.
- (3) 足立渡 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”, 機論 C 編, 78巻789号(2012), pp.1607-1616.
- (4) 勝隆志 他 “少数の慣性センサによる歩行時の床反力推定”, 日本機械学会中国四国支部総会・講演会(2016), 講演番号 802
- (5) 阿江道良, 湯 海鵬, 横井 孝志, “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, pp.22-33, (1992),
- (6) 江原義弘, 山本澄子, “臨床歩行計測入門”, 医歯薬出版株式会社. (2008) pp.65-67