

卒業論文要旨

ウェアラブルセンサによる走行時の床反力推定

システム工学群

ヒューマンメカトロダイナミクス研究室 1200131 福本 翔也

1. 緒言

走行動作は歩行動作よりも足運びの速い運動であり、歩行動作にはない両下肢支持を有しない期間がある⁽¹⁾。歩行動作解析によって得られる床反力や関節モーメント等の定量的な情報は、ヘルスケアやスポーツ等の分野で診断や指導などに役立っている。

歩行動作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)と床反力計を組み合わせたものが用いられ、非常に高精度な測定が可能である。一方で、装置が高額であり、測定範囲に制限がある。そのため、一部の研究機関でしか用いられておらず、歩行動作解析システムの改善が求められている。

一方、本研究グループでは、医療福祉やスポーツの分野への貢献を目指して、人間が日常的に行う最も身近な運動である歩行動作に関する研究を行ってきた。本研究グループが用いている歩行動作解析法の一つとして、慣性センサを用いたウェアラブルな歩行動作解析システムがある⁽²⁾。この推定システムでは、全身 15 箇所に取り付けた慣性センサにより得られた加速度から推定した各セグメントの慣性力の総和、即ち全身慣性力と重力の和が、床反力とつりあうと仮定して、床反力計を用いずに歩行時の床反力を推定する。

そこで本報ではこの歩行動作に関する研究で得られた知見やアルゴリズムを用いてウェアラブルな歩行動作の推定が可能か検討する。具体的には、床反力計を使用しない歩行時床反力推定システムを歩行動作の推定に適用することを考える。この推定法を用いることにより上記の問題点の解決を図る。さらに被検者への負担を少しでも軽減するために、慣性センサの取り付け位置につき相関性を用いて上記 15 箇所から 5 箇所に削減することを提案する。

2. 走行時における床反力推定

2.1 床反力推定法

本研究では、阿江らの報告⁽³⁾を参考に全身を図 1 の 15 箇所のセグメントに分け、各セグメントの質量 m_n 、動的加速度 a_n から慣性力を推定し、その総和である全身慣性力と重力の和が床反力とつりあうと仮定する。全身質量を M 、重力加速度を g とすると、式(1)で表せる。

$$F = \sum_{n=1}^{15} m_n a_n + Mg \quad (1)$$

ここで、各セグメントの質量は全身質量に表 1 の各身体質量比⁽³⁾を乗じることにより導出でき、動的加速度については、慣性センサの測定値または MC の位置座標から導出する値を用いる。MC から導出する場合は、MC から得られる進行方向位置 y 、鉛直方向位置 z から 5 点の 2 階微分をすることで導出し、微分には中心差分公式を用いる(式(2))。ここで、サンプリング時間を Δt とする。

$$\ddot{y}(t) = \frac{-y(t-2) + 16y(t-1) - 30y(t) + 16y(t+1) - y(t+2)}{12\Delta t^2} \quad (2)$$

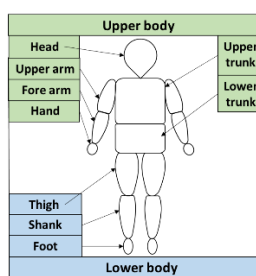


Table 1 Physical information

Segment	Mass ratio (one side)	acceleration
Head	0.069	a_{he}
Upper trunk	0.302	a_{ut}
Lower trunk	0.187	a_{lt}
Upper arm	0.027	a_{ua}
Fore arm	0.016	a_{fa}
Hand	0.006	a_{ha}
Thigh	0.11	a_{th}
Shank	0.051	a_{sh}
Foot	0.011	a_{ft}

Fig.1 Physical constitution

以上導出したセグメント 15 箇所の質量及び鉛直方向動的加速度 a_z より、上半身、下半身、全身の鉛直方向推定床反力 F_{uz} 、 F_{lz} 、 F_{wz} は次式(3)~(5)により求めることができる。ここで、左右ある部位の加速度については、それぞれに添え字 l, r をつけて示す(例えば、右上腕であれば F_{uar} 、左上腕は F_{ual} のように示す)。

$$F_{uz} = M(0.069a_{hez} + 0.302a_{utz} + 0.187a_{ltz} + 0.027a_{uarz} + 0.027a_{ualz} + 0.016a_{farz} + 0.016a_{falz} + 0.006a_{harz} + 0.006a_{halz}) + 0.656Mg \quad (3)$$

$$F_{lz} = M(0.11a_{thrz} + 0.11a_{thlz} + 0.051a_{shrz} + 0.051a_{shlz} + 0.011a_{firz} + 0.011a_{filz}) + 0.344Mg \quad (4)$$

$$F_{wz} = F_{uz} + F_{lz} \quad (5)$$

また、進行方向床反力を推定する場合、式(3)~(5)において重力項を除き、加速度を進行方向加速度 a_y に置き換えることで求められる。

2.2 センサ数の削減方法

15 箇所のセグメントを加速度の傾向が近い以下 3 つのグループに分類し、グループ毎に等価加速度を求める。ただし(B)、(C)については左右別で考える。

- (A)頭部, 体幹上部, 体幹下部
- (B)上腕, 前腕, 手
- (C)大腿, 下腿, 足部

等価加速度 \bar{a} は、3 セグメントの慣性力の総和を 3 セグメント質量の総和で除すことにより導出する(式(6)~(8))。

$$\bar{a}_A = \left\{ M \left(0.069a_{he} + 0.302a_{ut} + 0.187a_{lt} \right) \right\} / (0.558M) \quad (6)$$

$$\bar{a}_B = \left\{ M \left(0.027a_{ua} + 0.016a_{fa} + 0.006a_{ha} \right) \right\} / (0.049M) \quad (7)$$

$$\bar{a}_C = \left\{ M \left(0.11a_{th} + 0.051a_{sh} + 0.011a_{ft} \right) \right\} / (0.172M) \quad (8)$$

次に、(A)~(C)の等価加速度 \bar{a} とそれぞれの3セグメントの加速度を相関係数を基に比較することで、(A)~(C)それぞれの代表部位を選出する。表2に各グループの相関関係を示す。ただし、グループ(B),(C)については右側のみを示す。左側についても概ね同様の結果を得ている。

Table 2 Correlation of three groups

	Head	Upper trunk	Lower trunk	Upper arm	Fore arm	Hand	
Equivalent acceleration of head&trunk	0.354	0.820	-0.194	Equivalent acceleration of Upper arm, Fore arm&Hand	0.819	0.541	0.316
	Thigh	Shank	Foot				
Equivalent acceleration of Thigh,Shank&Foot	0.976	0.059	0.248				

表2より、体幹上部、上腕、大腿が各グループの等価加速度との相関性が高いことから、体幹上部、左右上腕、左右大腿の5箇所を代表部位とする。よって代表部位のみの加速度を用いた、上半身、下半身、全身の鉛直方向推定床反力 F_{reuz} , F_{relz} , F_{rewz} は次式(9)~(11)で推定できる。

$$F_{reuz} = M(0.558a_{utz} + 0.049a_{uarz} + 0.049a_{ualz}) + 0.656Mg \quad (9)$$

$$F_{relz} = M(0.172a_{thrz} + 0.172a_{thlz}) + 0.344Mg \quad (10)$$

$$F_{rewz} = F_{reuz} + F_{relz} \quad (11)$$

また、進行方向床反力を推定する場合、式(9)~(11)において重力項を除き、加速度を進行方向加速度 a_y に置き換えることで求められる。

3. 走行動作実験

3.1 実験方法

被験者は健康常男性2名(年齢: 21.5 ± 0.5 歳, 身長: 1.74 ± 0.04 [m], 体重: 62 ± 5 [kg])を測定対象とする。また本研究では、本学倫理審査委員会の承認を得て、被験者に実験内容の説明し同意を得た上で実験を行った。

実験装置として、図2に示すMC(Motion Analysis社製)と設置型床反力計(テック技販社製, TF-6090, TF-4060)2台、慣性センサMTw2(Xsens社製)15個を用いて測定を行った。測定では図1の15箇所のセグメントの質量中心に慣性センサを取り付け、その上に再帰性マーカーを貼付けた。

動作開始から5歩目の右足が1台目の床反力計に踵接地するように走行を行い、150bpmの歩容で被験者1名につき3回ずつ測定を行った。サンプリング周波数は100Hzとし、遮断周波数9Hzのローパス処理で平滑化を行う。進行、鉛直方向加速度は、測定したMCの位置座標を式(2)に代入し、導出する。導出したMCの加速度及び慣性センサから測定した加速度を式(3)~(5)に代入することで進行、鉛直方向の全身床反力の推定を行う。また、体幹上部、左右上腕、左右大腿の5箇所の進行、鉛直方向の加速度を式(9)~(11)に代入することで全身5箇所の代表部位から推定した代表床反力を推定する。以下、全身15箇所のセグメントから推定した床反力及び全身5箇所の代表部位から推定した床反力と設置型床反力計の実測値との比較を行う。

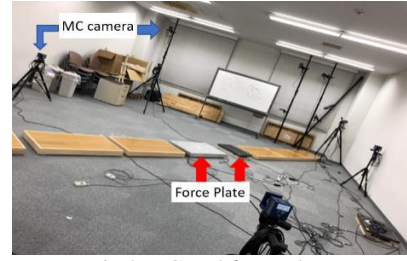


Fig.2 MC and force plate

3.2 実験結果

以下、被験者2名のうち1名1試行の実験結果を示す。その他の試行も概ね同様の結果を得ている。式(3)~(5)で求めたMC及び慣性センサによる全身15箇所推定床反力 F_w と設置型床反力計(FP)の実測値の鉛直方向及び進行方向を図3,4に示す。

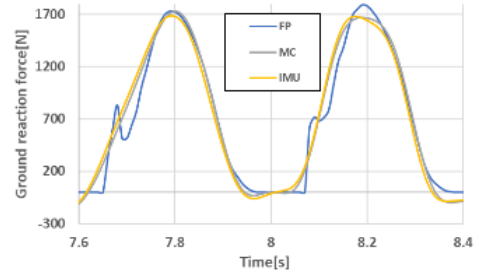


Fig.3 Ground reaction force of vertical direction by the whole body

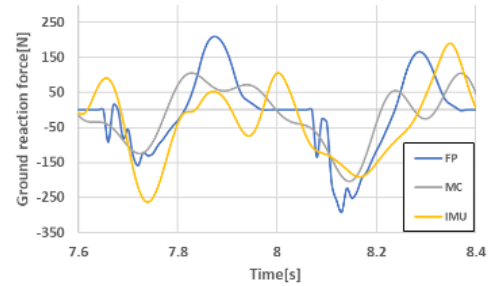


Fig.4 Ground reaction force of progress direction by the whole body

図3の鉛直方向床反力は、実測値である床反力計の値(青)に対し、MC及び慣性センサによる推定値(グレー及び黄)の波形は精度よく一致した。一方、図4の進行方向床反力は、MC及び慣性センサともに実測値に比べピーク値にズレが生じている。また、慣性センサによる推定値に関しては、位相のズレも生じており、鉛直方向に比べ精度が低いことがわかる。

次に、式(9)~(11)により求めたMC及び慣性センサによる全身5箇所からの推定床反力 F_{rew} と設置型床反力計の実測値の鉛直方向及び進行方向を図5,6に示す。

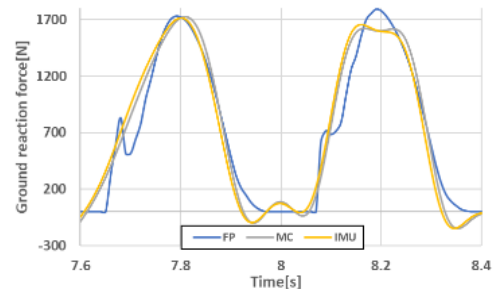


Fig.5 Ground reaction force of vertical direction by the whole body

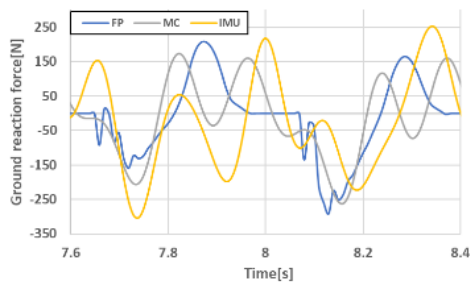


Fig.6 Ground reaction force of progress direction by the whole body

図5の鉛直方向床反力では、6歩目の左足側推定床反力のピーク値が実測値を下回っているが、3者は同様の傾向であることがわかる。一方、図6の進行方向床反力では、MCによる推定値は実測値にやや近い波形であるのに対し、慣性センサによる推定値に関しては、ピーク値も位相もズレが生じている。

また、センサを15個から5個に削減した結果（グレーおよび黄）について比較する。図3、5より鉛直方向については、多少の誤差があるもののセンサ数削減による精度の低下は非常に小さい。図4、6より進行方向については増減のタイミングは同じであるが大きさに誤差が生じた。

4. 結言

本研究では、歩行動作に用いた推定法を用いて走行動作における床反力の推定を行った。結果、歩行動作と同様に走行動作においても慣性センサによる測定加速度から推定した鉛直方向床反力の値が、実測値である設置型床反力計の値と精度よく一致することを確認した。進行方向床反力の推定は、精度が低いため、取り付け方法等の改善を行う必要があると考えられる。また、削減後の床反力推定についても、削減前の推定床反力と比較すると精度は落ちるが、特に鉛直方向に関しては実測値と同傾向をとっており削減法を利用しても精度が保証されることが考えられる。以上から、走行動作推定のウェアラブル化の見通しが得られた。

文献

- (1) 小柳摩毅, 西村敦, 山下協子, 大西秀明, "PT・OTのための運動学テキスト", 金原出版 (2014), pp.410-422.
- (2) 一色淳, 芝田京子, 園部元康, 井上喜雄, "慣性センサのみを用いた歩行中の床反力推定", LIFE, (2018), pp.232-235.
- (3) 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 (1992).