

# 卒業論文要旨

## 少数のウェアラブルセンサを用いた歩行時の床反力推定

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 1200138 本玉 将平

### 1. 緒言

歩行は、子供から高齢者に至るまで多くの人が行う動作である。歩行時の解析データは、医療やスポーツの分野でより効果的なリハビリテーションや指導を行うための重要な情報である<sup>(1)</sup>。一般的な歩行解析は、光学式モーションキャプチャシステム(以下 MC)と設置型床反力計からなる複合システムを用いて計測を行う。この複合システムを用いて行う計測の利点は、関節モーメントが計算できるなど歩行の詳細な分析が可能になることである。しかしこの複合システムは、非常に高価であり、設置式の設備を使用するため測定範囲に制限がある。この問題に対し本研究グループは、床反力計を用いず、身体各部位の慣性力・重力を加算して床反力を推定する方法の開発を進めている。精度よく床反力を推定するためには阿江らの報告<sup>(2)</sup>にあるように身体を 15 箇所部位に分割し、それらの加速度を計測し各部位の慣性力から床反力を導出することが考えられるが、より簡便なシステムにするには、センサ数の削減が必要となる。これまで少数の慣性センサでの推定を試みたが、精度が低下してしまう<sup>(3)</sup>。

そこで、精度を犠牲にせずにセンサ数を削減することを考える。まず計測箇所と削減箇所の関係を把握し、その関係を用いて削減することが考えられるが、時刻歴波形のままに関係を定量的に記述することは容易ではない。本研究ではセンサ数削減のためにまず、歩行を周期運動とみなし各部位の加速度を周波数領域で表現しその特徴を捉え、その上で各部位間の関係を伝達関数で定量的に表現する。

身体各部位の動きの関係を伝達関数で表現する方法については先行研究であまり報告されておらず、前述のセンサ数削減のため以外にも、各部位の歩行現象を理解するのに有効と考える。今回は、その分析方法を提案するとともに、上半身を対象として主要な部位の間の関係がどのようになっているかを示す。

### 2. 周波数解析

#### 2.1 実験方法

実験装置は、MC(Motion Analysis 社製)と設置型反力計(テック技販社製、TF-6090-C、TF-4060-Dを2台)3台、メトロノームを用いた。阿江らの報告<sup>(2)</sup>を基に、再帰性マーカを図1のように15箇所貼付け計測し、加速度を取得する。床反力計は、足部の接地タイミングを計測するために用いる。加速度データは、サンプリング周波数を100Hzで取得し、遮断周波数9Hzのローパス処理を行い平滑化した。被験者は健康男性2名(年齢 $22\pm 0$ 歳、身長 $1.75\pm 0.05$ [m]、体重 $65\pm 5$ [kg])とし、10歩分の直進歩行ができる歩行路を設ける。今回検討するデータは、定常歩行となる5歩目と6歩目の1歩行周期2歩分を対象とする。歩調は100BPM(1歩行周期が0.6秒)となるようにメトロノームに合わせて10回計測する。3方向加速度のうち大きな加速度となる鉛直、進行方向加速度について検討した。



Fig.1 Positions of markers pasted according to Table 1

#### 2.2 解析方法

歩行運動における各部位間の伝達関数を用いれば、対象部位間の加速度の関係が明確になる。今回は、体重の66%を占める上半身に注目し、中でも主要な頭部と体幹上部、体幹下部の動きの関係を伝達関数を用いて調べる。各部位の質量比は、表1に示す阿江ら<sup>(2)</sup>の日本人アスリートの身体部分係数を用いる。今回は、入力を質量比の大きい体幹上部を基準として、頭部、体幹下部とのそれぞれの間の伝達関数を求める。

Table 1 Body part coefficient of Japanese athlete<sup>(2)</sup>

Body part	Mass ratio [%]	Body part	Mass ratio [%]
Head	6.9	Hand	0.6
Upper trunk	30.2	Thigh	11.0
Lower trunk	18.7	Shank	5.1
Upper arm	2.7	Foot	1.1
Fore arm	1.6		

頭部、体幹上部、体幹下部のそれぞれの加速度を1歩行周期2歩分(1.2秒)取り出す。このとき、床反力計を用いて足部の接地タイミングを計測する。解析結果の精度を向上するため、取り出したデータの両端値を等しくする必要があり、被験者はメトロノームのリズムに合わせて歩く練習を十分に行った上で計測した。そのデータをフーリエ級数展開することで周波数成分に分解することができ、伝達関数を導くことで検討部位間の動きの関係を定量的に表すことができる。

#### 2.3 解析結果

被験者2名で同様の結果が得られたため、被験者Aの結果のみを示す。

まず、MCから取得した上半身3箇所の加速度の時刻歴波形を示す。図2は鉛直方向、図3は進行方向で、ある1試行の結果を示す。鉛直方向では、頭部と体幹上部、体幹下部と体幹上部の動きは同様な傾向を示した。進行方向では、体幹下部と体幹上部は同様な傾向を示したが、大きさは体幹上部のほうが体幹下部よりやや小さく、頭部の動きは体幹よりかなり小さいことがわかった。

次に、上半身3箇所各周波数解析結果を示す。鉛直方向では、頭部と体幹下部の時刻歴波形が似ているため、頭部と体幹上部の各周波数解析結果を図4と図5に示し、進行方向では、図6に頭部、図7に体幹下部、図8に体幹上部を示す。解析結果は、10回分の平均と標準偏差で示した。各図で、重要な成分は歩行周波数(1.667Hz)およびその整数倍であり、その間の周波数は1歩目と2歩目の波形の差によるもので、今回は注目しない。

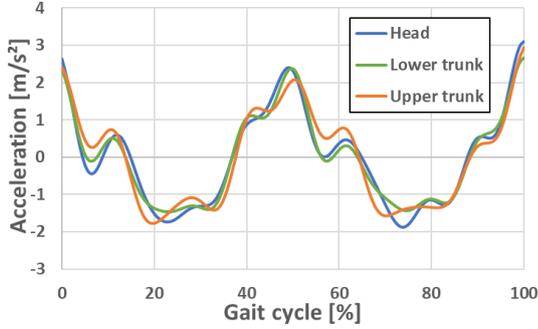


Fig.2 Acceleration in vertical direction of upper body

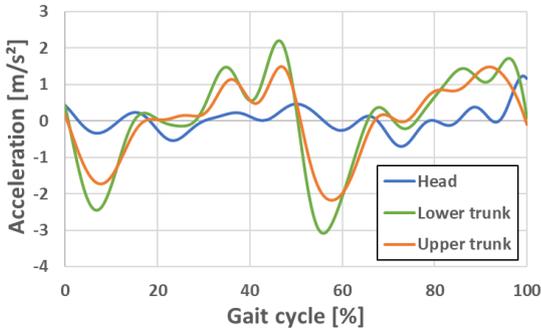


Fig.3 Acceleration in walking direction of upper body

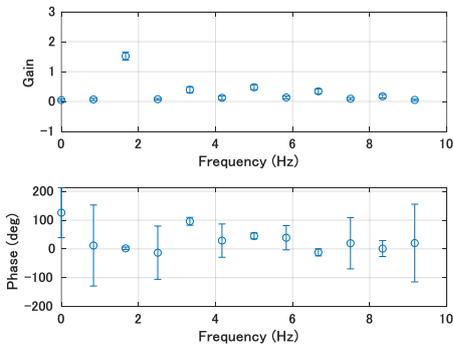


Fig.4 Frequency analysis in vertical direction of the head

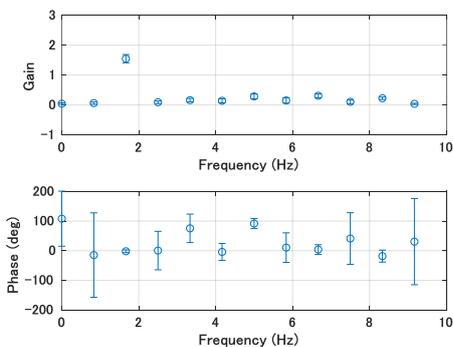


Fig.5 Frequency analysis in vertical direction of the upper trunk

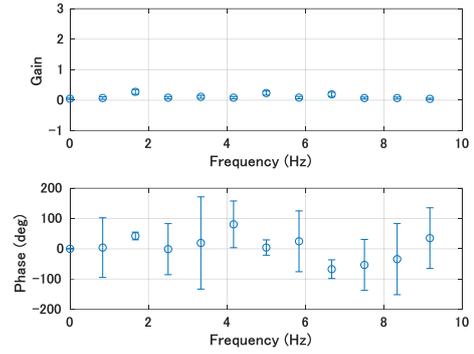


Fig.6 Frequency analysis in walking direction of the head

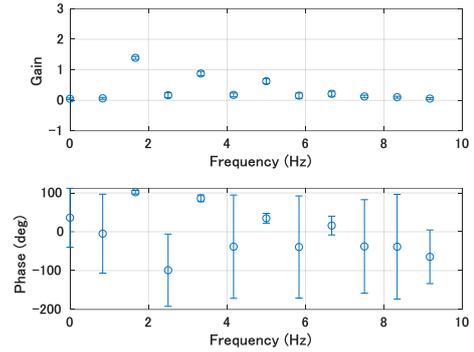


Fig.7 Frequency analysis in walking direction of the lower trunk

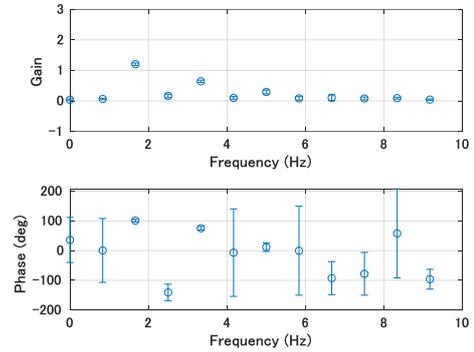
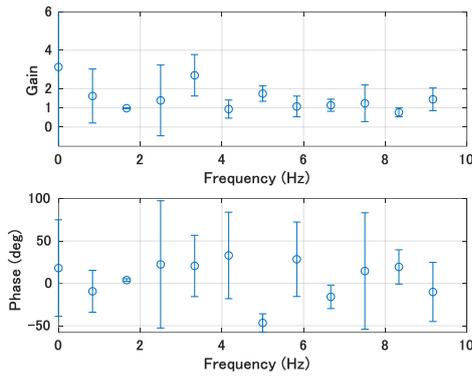


Fig.8 Frequency analysis in walking direction of the upper trunk

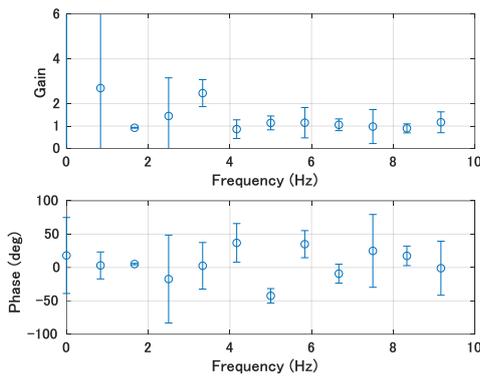
図4と図5の鉛直方向では、頭部と体幹上部ともに基本周波数成分である1.667Hzでゲインが大きな値を示した。よって鉛直方向の動きは基本周波数成分への依存が大きいことがわかる。進行方向では、図6より頭部のゲインの値が小さいため、時刻歴波形の図3の振幅に表れたように動きが小さかったことが明確に示された。図7と図8の体幹下部と体幹上部について、基本周波数成分のゲインの値が最も大きく、2次成分においてもゲインの値が高次と比べると大きいことがわかる。よって進行方向では、頭部は動きが小さく、体幹上部と体幹下部は2次成分までの値が動きに影響していることがわかる。

次に、各部位間の動きの関係を検討するため、周波数解析結果から求めた伝達関数を方向毎に図9と図10に示す。10回分の平均と標準偏差で示した。

まず、鉛直方向での頭部と体幹上部、体幹下部と体幹上部の関係を示す。図9は、入力を体幹上部として、出力を(a)は頭部、(b)は体幹下部とした場合の伝達関数である。図から、

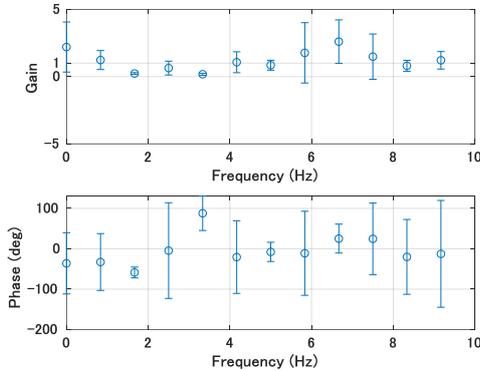


(a) Transfer function between the head and the upper trunk

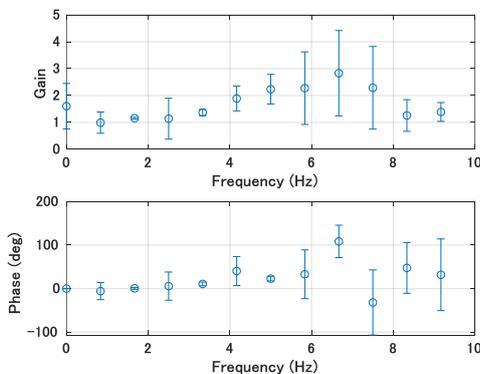


(b) Transfer function between the lower trunk and the upper trunk

Fig.9 Transfer function in vertical direction



(a) Transfer function between the head and the upper trunk



(b) Transfer function between the lower trunk and the upper trunk

Fig.10 Transfer function in direction of movement

それぞれ 2 次成分では差はあるが、主要成分である基本周波数成分においてゲインは 1 近傍、位相差は 0 近傍を示している。よって鉛直方向において基本周波数では同様の動きをしていることがわかる。

次に、進行方向での頭部と体幹上部、体幹下部と体幹上部の関係を示す。図 10 は、入力を体幹上部として、出力を(a)は頭部、(b)は体幹下部とした場合の伝達関数である。図 10 (a)から頭部と体幹上部を比較すると、主要成分である低次の成分においてゲインが小さく頭部は体幹上部と比べて振幅が小さいことがわかる。図 10 (b)から体幹下部と体幹上部を比較すると、主要成分の 1 次、2 次、3 次ともゲインは 1 より大きい。

以上の結果より、鉛直方向における基本周波数の振幅は、3 箇所で大い違いはない。進行方向における低次の振幅は、体幹下部、体幹上部、頭部の順に小さくなっている。ただし、高次ではそれらの関係が逆転する場合もある。

### 3. 結言

床反力値を推定する際に用いるセンサ数を削減するための予備的な研究として、各部位間関係を伝達関数を用いて定量的に評価した。上半身の主要な部位間関係を検討し、鉛直方向では頭部、体幹上部、体幹下部ともに最も重要な基本周波数成分で同様の動きをしていることがわかった。進行方向では、低次において体幹下部、体幹上部、頭部の順に振幅が小さいことがわかった。

今後は、下半身の動きの関係を定量的に評価する。また、各部位間の伝達関数を用いて、計測箇所から削減箇所の加速度推定を行い、センサ数の削減に努める。

### 謝辞

本研究の一部は、科学研究助成事業「基盤研究(C)」(JP18K1106)の補助により実施した。

### 文献

- (1) Jessica Rose, James G. Gamble (Eds), ヒューマンウォーキング, 医歯薬出版株式会社, pp.51-76, 2009
- (2) 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
- (3) Isshiki A., Inoue Y., Shibata K., Sonobe M.: "Estimation of Floor Reaction Force During Walking Using Physical Inertial Force by Wireless Motion Sensor", 19th International Conference on Human-Computer Interaction, HCI International 2017, Communications in Computer and Information Science, Volume 714, pp. 249-254, DOI: 10.1007/978-3-319-58753-0\_37, 2017