

加速度と大気圧を利用した人間の移動形態の推定

Estimation of moving behavior using acceleration and air pressure

○伊奈淳, 佐川貢一, 猪岡光

○ Atsushi Ina, Koichi Sagawa,
Hikaru Inooka

東北大学大学院情報科学研究科

Graduate School of Information Sciences, Tohoku University

キーワード : 二歩波形 (two steps waveform), 加速度 (acceleration), 大気圧 (air pressure), センサフュージョン (sensor fusion), 移動形態 (moving behavior)

連絡先 : 〒980-77 仙台市青葉区荒巻字青葉 東北大学大学院 情報科学研究科 猪岡研究室
伊奈淳, Tel.: (022)217-7021, Fax.: (022)217-7019, E-mail: ina@control.is.tohoku.ac.jp

1. 緒言

現在, 高齢化の進行や食生活の変化に伴い, 心臓病患者は増加する傾向にあり, 医療において大きな問題となることが憂慮されている. 心臓機能の診断には, 病院の検査室内において運動負荷試験を行い, 運動量と心電図の関係を検査する手法がとられている. しかし, この測定法では, 測定できる環境が制限されることや, 患者にかなりの量の運動を強いらなければならないなどの問題がある. そこで, 測定装置を小型化し, 携帯可能にすることで, 患者の日常生活での運動量を, 無拘束で把握することが期待される. 特に, 階段昇りで消費される運動量は, 平地歩行時の約2倍であることから, 移動形態を判別することは, 日常生活における運動量を定量的に計測するために重要である.

従来, 歩数計やカロリーカウンタは, 歩行による消費エネルギーを簡単に求めることができること

から, 広く使用されてきた. 猪岡ら¹⁾は, ホルター心電計と歩数計を組み合わせることにより, 日常生活の運動量と心機能の関係を詳細に調査した. しかし, 歩数計では, 階段昇降, 平地歩行の歩行形態判別を行っていないため, 階段昇降による消費エネルギーの違いを正確に求めることは不可能である. 高橋ら²⁾は, 腰部加速度波形を用い, いくつかの歩行形態に対してクラスタ分析法により得られた基準波形群とのパターンマッチングを行うことで, また塚本ら³⁾は, 腰部加速度波形に対してニューラルネットを用いる方法で, また佐川ら⁴⁾は, 3軸加速度波形の形状特性を簡易的に解析する方法で, それぞれ屋内歩行における歩行形態の判別を行うことに成功している. しかし, 平地歩行と階段昇りの加速度波形が類似しているため, 従来の加速度情報のみを用いる方法では, 階段昇りの検出のために複雑な処理が必要になったり, 加速度波形の個人

差のため、アルゴリズムが適用できない場合があることが問題となる。

本研究では、加速度情報に併せて、階段昇降やエレベーター利用時の大気圧の微小な変化を計測する方法を用いる。これは、気圧変化の情報ならば、上下方向の移動情報を、個人差によらずに計測することが可能であると考えられるためである。ここでは、実際に加速度と気圧の両者を計測する装置を試作し、日常生活における平地歩行、ジョギング、階段昇り、階段降り、エレベーターなどの移動形態、上下方向移動量、移動速度を高精度で推定するアルゴリズムを提案する。さらに、このアルゴリズムを用いて、実際の屋内における移動を推定することで、このシステムの有効性を示す。

2. 実験装置

2.1 計測システムの概要

実験装置の概略を Fig.1に示す。この計測システムは、MPU ボード (Motorola 製 MC68332, 20 MHz), SRAM(PC カード, 2 MBytes), 1 軸加速度センサ (Analog Devices 製 ADXL05JH × 3), 気圧 (絶対圧) センサ (フジクラ製 XFPM-115KPA) および単 3 形アルカリ乾電池 (1.5V × 6) から構成される。

計測システムの寸法は、縦 110mm × 横 100mm × 幅 40mm(乾電池は除く)である。これを被験者の右腰部にくるように、専用のベルトに取り付け、人間の体を基準として、それぞれ前後、左右、上下方向の加速度 $\alpha_x [m/s^2]$, $\alpha_y [m/s^2]$, $\alpha_z [m/s^2]$ と、絶対気圧 $P [kPa]$ を計測する。ただし、この気圧センサの出力 V_{o1} に関しては、センサの次の段階で、フィルタリング、増幅、微分等の処理を施した信号 V_{o2} を計測する。このことに関しては、次節で詳細を述べる。

これらの信号は、A/D 変換ボードを通して、分解能 12bit, サンプル周波数 100[Hz] で SRAM

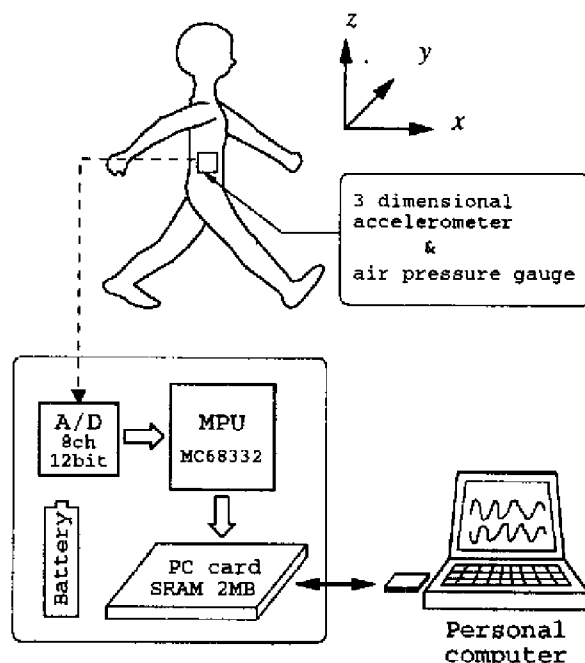


Fig. 1 実験装置の概略図

カードに記録され、計測終了後にコンピュータに取り込まれ、解析が行われる。

2.2 気圧信号に関する処理

本実験で使用した気圧センサの伝達関数を (1) 式に示す。

$$V_{o1} = V_s(0.009P - 0.095) \pm (\text{圧力誤差} \times 0.009V_s C_T) \quad (1)$$

ここで、定格電圧 $V_s = 5.0[V]$, P は入力圧力 (kPa) である。なお、 C_T は、温度誤差乗数で、 $0^\circ C \sim 85^\circ C$ では、 $C_T = 1$ である。

一般的に、1[m] あたりの気圧変化は、約 $1.067 \times 10^{-2} [kPa]$ であるとする、(1) 式より、センサ出力は、1[m] あたり約 $600 [\mu V]$ 変化することになる。この数値は、実験的にセンサを 1[m] 上下に動かすことから得られている。このことより、信号の増幅が必要となる。

また、絶対圧情報を直接測定するためには、測定を行う場所の大気圧の大きさによってオフセットを変化させたり、センサのダイナミックレンジを越えないように注意を払う必要がある。しかし、本研

究で必要とする情報は、大気圧そのものではなく、人間が上下方向に移動しているかどうかの情報である。そこで、ここでは、大気圧の時間微分信号のみを計測することで、オフセットやダイナミックレンジの問題を解決する。

これらのことを考慮して、Fig.2のように、気圧信号を処理することにした。Fig.2に示すように、増幅器を通過する前に、ローパスフィルタでノイズを低減させている。1つめのフィルタ LPF-1 は、センサ出力段階でのノイズを押えるためのもので、カットオフ周波数 f_{c1} を 10[Hz] とした。2つめのフィルタ LPF-2 は、微分回路で生じるノイズを低減するもので、カットオフ周波数 f_{c2} を 0.3[Hz] とした。

(2) 式に、この気圧信号の処理系の伝達関数 $G(S)$ を示す。また、 $G(S)$ のボード線図を Fig.3 に表す。

$$\frac{V_{o2}}{V_{o1}} = \frac{-\tau A_1 A_2 C_0 S}{S^4 + C_3 S^3 + C_2 S^2 + C_1 S + C_0} \quad (2)$$

$$C_0 = (\omega_1 \omega_2)^2, C_1 = \frac{\omega_1 \omega_2^2 + \omega_1^2 \omega_2}{Q},$$

$$C_2 = \omega_1^2 + \omega_2^2 + \frac{\omega_1 \omega_2}{Q^2}, C_3 = \frac{\omega_1 + \omega_2}{Q}.$$

ここで、増幅器 AMP-1, AMP-2 の増幅率 A_1, A_2 は、それぞれ $A_1 = 10, A_2 = 10$ 、微分回路の時定数 $\tau = 10$ 、ローパスフィルタ LPF-1, LPF-2 のカットオフ角周波数 ω_1, ω_2 は、それぞれ $\omega_1 = 2\pi * 10, \omega_2 = 2\pi * 0.3$ 、フィルタ特性のパラメータ Q は、フィルタ LPF-1, LPF-2 とも、 $Q = 0.707$ である。

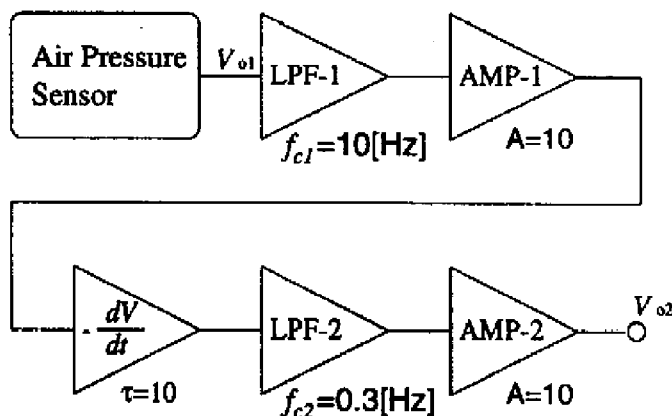


Fig. 2 気圧センサ回路の概略図

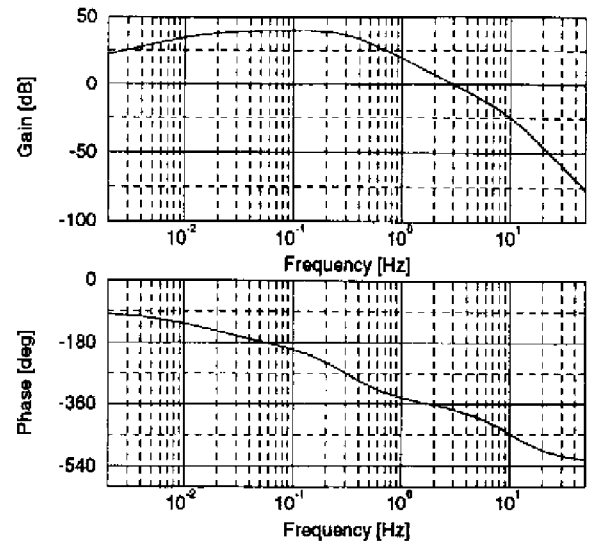


Fig. 3 気圧処理系の周波数特性

3. 実験方法

3.1 予備実験

移動形態推定アルゴリズムを構築する際には、加速度および気圧変化データの特性を知る必要がある。そのため、以下のような2種類の予備実験を行い、加速度と気圧変化の測定を行った。

- 1) 屋外(機械系構内)において、歩行、ジョギング、走行をおり混ぜた移動を行う。
- 2) 屋内(機械系2号館)の1階から5階(高低差約14.58[m])において、平地歩行、階段昇り、階段降り、エレベーター昇り、エレベーター降りを組み合わせた移動を行う。

上記の予備実験に関して、屋外歩行は、硬いアスファルト路面で行い、歩行、ジョギング、走行のペースは、被験者の感覚にまかせた。屋内歩行においても、普段の歩行のペースで実験を行った。ここで用いた階段は、角度約30度、1段の高さ180[mm]で、10段毎に踊り場があり、20段で次の階に到達する。また、利用したエレベーターの速度は、約1.8[m/s]である。両者いずれの実験も、被験者は、20代の健康な男性1名であり、履物は、普段履き慣れた靴を

使用した。

3.2 本実験

本実験では、予備実験で得られた情報から構築されるアルゴリズム(次章に詳細を示す)の有効性を確認するため、3人の被験者に同じコースを移動してもらい、それぞれのデータから提案するアルゴリズムによる移動形態の推定を行う。このコースとは、予備実験(2)と同様に、機械系2号館の1階から5階の間で設定されるため、利用した階段やエレベーターの仕様は前述のとおりである。被験者は、3名とも20代の健康な男性である。移動時のペースは、一部コースと共に設定しているが、基本的には被験者の感覚に任せた。また履物は、普段履き慣れた靴を使用した。以下に実験のコースを示す。

- 1階から計測を開始する。ただし、計測開始から15秒間静止状態を保ち、その後歩行を開始する。
- 1階廊下を約13[m]平地歩行し、階段(西側)に向かう。
- 3階まで、階段を1段ずつ昇る(計41段,7.38[m])。
- 5階まで、階段を2段ずつ昇る(計20段,7.2[m])。ただし、この時のペースは、1段ずつ昇る時と同じペースで昇る。
- 5階廊下を約36[m]平地歩行し、階段(東側)に向かう。
- 3階まで、階段を1段ずつ降りる(計40段,7.2[m])。
- 3階廊下を約33[m]ジョギングして、エレベーターに向かう。
- 5階まで、エレベーターで昇る。
- 3階まで、エレベーターで降りる。

- 3階廊下を約3[m]平地歩行し、階段(西側)に向かう。
- 1階まで、階段を1段ずつ降りる(計41段,7.38[m])。
- 1階廊下を約13[m]平地歩行し、スタート地点に戻る。
- 歩行終了から15秒間静止状態を保ち、その後計測を終了する。

4. 移動形態推定アルゴリズム

4.1 全体的な処理の流れ

本研究で提案する移動形態推定アルゴリズムの概略をFig.4に示す。Fig.4にあるように、このアルゴリズムは、Phase1,2,3の3つの処理から構成される。以下に、各処理の詳細について説明する。

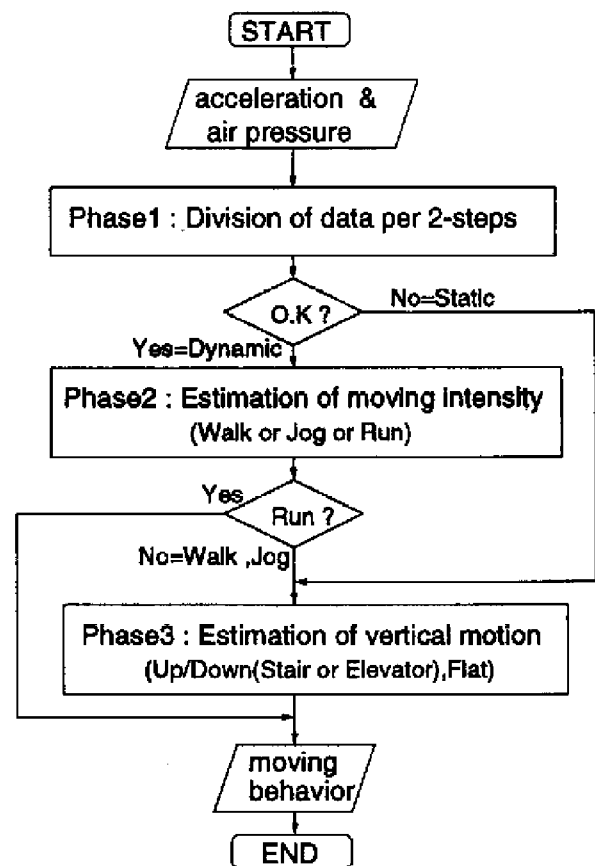


Fig. 4 移動形態推定アルゴリズム

4.2 (Phase1) 2歩波形の形成

この処理の目的は、主に2つある。1つは、各データを単位ブロックに分割すること、もう1つは、移動形態が静的か動的かを判別することである。手順としては、まず上下(Z)加速度を1.5秒間分読み込む。このとき、もし歩行、階段昇降などの動的な状態にあるならば、足の着地時の振動により、この1.5秒間に、次の条件を満たす周期的な上下加速度のピークが複数存在すると考えられる (Fig.5参照)。

[足の着地によるピークの条件]

- ピークの値 $\geq 0.25[G]$.
- このピークが前後0.3秒間で最大。

さらに、人間の歩行の周期が、およそ一歩あたり0.5秒であるとする、歩行、あるいはそれよりペースの速い移動形態(ジョギング、走行など)の場合、上記の条件を満たすピークが、Fig.5のように1.5秒間に3個以上存在すると考えることができ、このとき1番目のピークから3番目のピークまでのデータは、移動の二歩分に相当するといえる。なお、以下では、この二歩分に相当する波形を二歩波形と呼ぶことにする。

これらのことより、Phase1での処理は、以下のよ

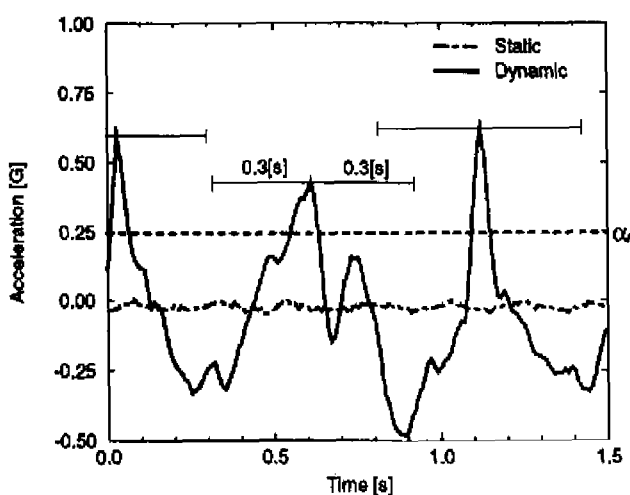


Fig. 5 Static と Dynamic の判別

うにまとめられる。

- 1.5秒区間に、前述の条件を満たすピークが3点以上存在。⇒ 動的状態、データの処理単位を二歩波形として、Phase2へ進む。
- 1.5秒区間に、前述の条件を満たすピークが3点より少ない。⇒ 静的状態、データの処理単位をこのまま1.5秒区間として、Phase3へ進む。

4.3 (Phase2) 移動強度の判別

Phase2では、Phase1で動的状態と判別された場合、その移動強度を判別する処理である。ここでいう移動強度とは、移動の激しさと同義で、具体的には、歩行しているのか、ジョギングしているのか、あるいは走行しているのかの違いを指す。

移動強度の判別には、前後(X)および上下(Z)加速度の二歩波形における分散を利用する。予備実験(1)のデータ Fig.6, Fig.7に示されるように、歩行と比較すると、ジョギングおよび走行時の加速度は、分散がかなり大きくなる。また Fig.7より、ジョギングと走行の違いは、前後方向の加速度の分散に現れることがわかる。

これらのことより Phase2での処理は、前後、上下方向の加速度の二歩波形における分散をそれぞれ S_x^2, S_z^2 とすると、以下のようにまとめられる。

- $(S_z^2 > 0.5) \cap (S_x^2 > 0.3) \Rightarrow \text{Run}$
- $(S_z^2 > 0.5) \cap (S_x^2 \leq 0.3) \Rightarrow \text{Jog}$
- $S_z^2 \leq 0.5 \Rightarrow \text{Walk}$

ここで、判別結果が歩行(Walk)かジョギング(Jog)の場合、Phase3へ進む。一方、走行(Run)の場合、Phase3を通過せずに、平坦な場所での走行として出力する。

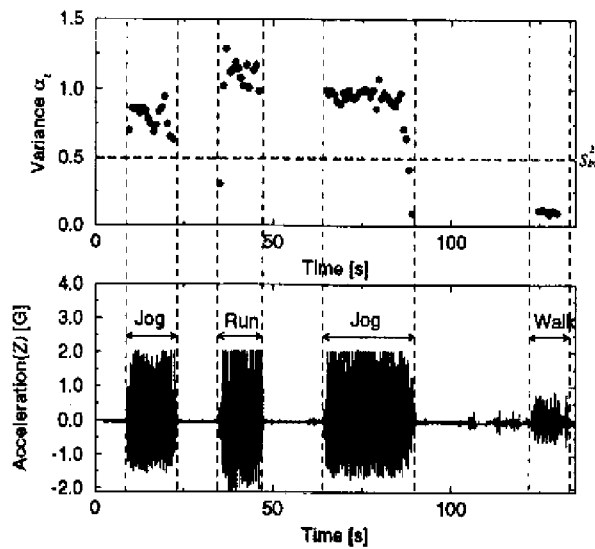


Fig. 6 上下加速度と分散

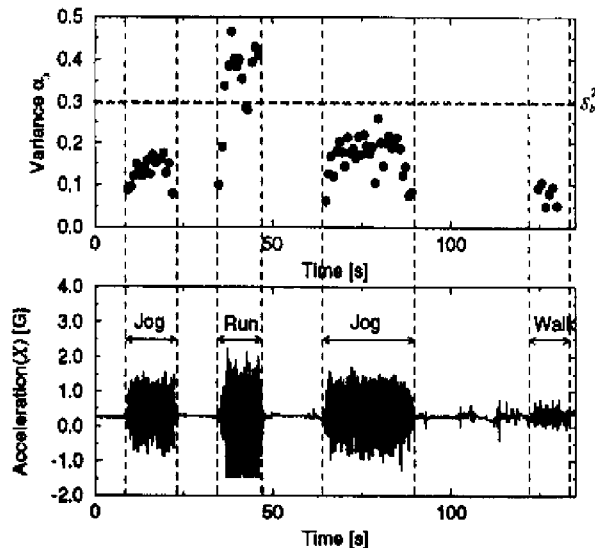


Fig. 7 前後加速度と分散

4.4 (Phase3) 上下動の判別

Phase3は、Phase1で静的状態と判断された場合と、Phase2で歩行かジョギングと判別された際に適用される。(2)式の気圧処理系の出力 V_{o2} は、気圧の時間変化を表す信号であり、上下方向の移動速度の情報につながる。したがって、ここでは、各処理単位区間ごとに、この V_{o2} の平均値 \bar{V}_{o2} を計算し、この値を利用して判別を行う。Fig.8に、予備実験(2)より得られた、上下加速度と \bar{V}_{o2} を表す。このFig.8に示すように、 \bar{V}_{o2} の値に、適当な境界値 P_{up} 、 P_{down} を設けることにより、上下動の判別を行う。さらに、

上下動の情報と、静的状態か、歩行かジョギングかという情報を組み合わせることにより、最終的な移動形態を判別する。

Phase3の処理は、次のようにまとめられる。

[静的状態の場合]

- $\bar{V}_{o2} > P_{up} \Rightarrow \text{Elevator-Up}$
- $P_{down} \leq \bar{V}_{o2} \leq P_{up} \Rightarrow \text{Rest}$
- $\bar{V}_{o2} < P_{down} \Rightarrow \text{Elevator-Down}$

[歩行状態の場合]

- $\bar{V}_{o2} > P_{up} \Rightarrow \text{Stair-Up}$
- $P_{down} \leq \bar{V}_{o2} \leq P_{up} \Rightarrow \text{Walk-Flat}$
- $\bar{V}_{o2} < P_{down} \Rightarrow \text{Stair-Down}$

[ジョギングの場合]

- $\bar{V}_{o2} > P_{up} \Rightarrow \text{Jog-Up}$
- $P_{down} \leq \bar{V}_{o2} \leq P_{up} \Rightarrow \text{Jog-Flat}$
- $\bar{V}_{o2} < P_{down} \Rightarrow \text{Jog-Down}$

ただし、ジョギングでの昇り降りに関しては、さらなる研究が必要であると思われる。

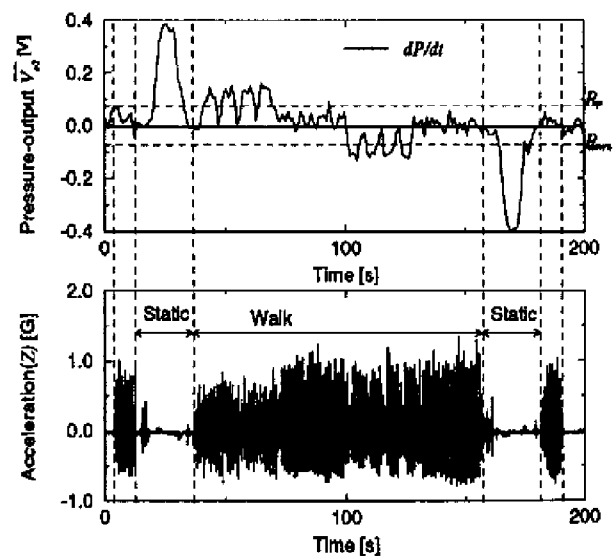


Fig. 8 加速度と気圧変化

5. 実験結果

3.2節に示したコースを3人の被験者が移動した時のデータに対し、前章のアルゴリズムを適用し、移動形態の推定を行った。この結果を Fig.9, Fig.10 および Fig.11に表す。これらの図より、いずれの被験者に対しても、提案したアルゴリズムによる移動形態の推定が成功したと考えられる。

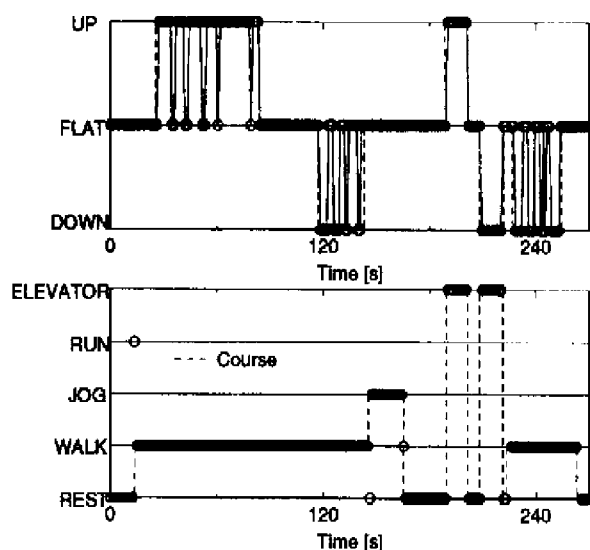


Fig. 9 移動形態推定結果 (被験者 1)

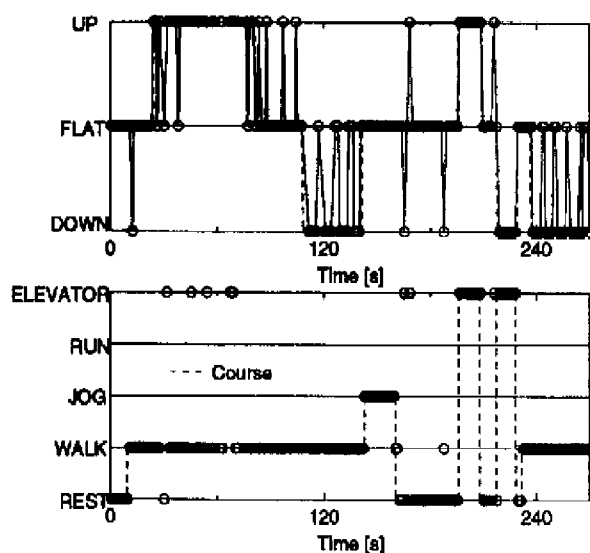


Fig. 10 移動形態推定結果 (被験者 2)

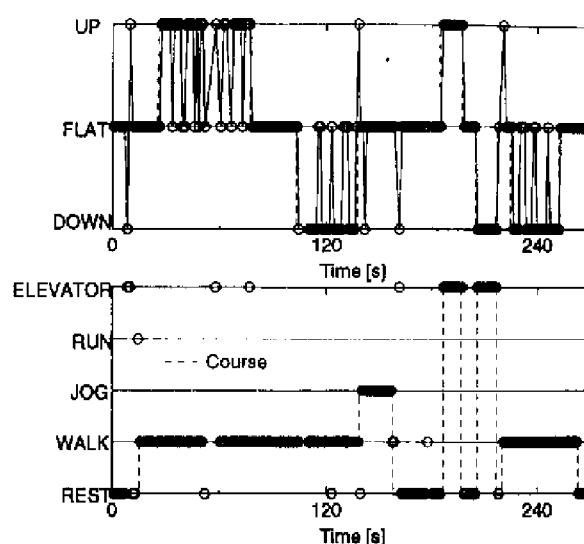


Fig. 11 移動形態推定結果 (被験者 3)

6. 結言

本研究では、日常生活における消費エネルギーの把握を目的とした研究の一環として、加速度と気圧変化情報を計測する装置を試作し、それらの情報を融合して、人間の移動形態を推定することを試みた。その結果、携帯可能な装置から得られる前後、上下加速度と、気圧変化情報により、平地歩行、階段昇り、階段降り、ジョギング、エレベーター昇り、エレベーター降りなどの移動形態を、ほとんど個人差の影響無く、高精度で推定することに成功した。しかし、今回の実験では、被験者の年齢的な偏りがあるため、実際に病人や高齢者のデータを採取することで、アルゴリズムのパラメータの変更が必要になる可能性もある。移動形態についても、階段と坂道、エレベーターとエスカレーターの違い等も考慮に入れられるように、データを集めていく必要がある。

また、今後の課題としては、現段階では、移動形態の推定までを行っているが、単位時間あたりの歩数から移動速度を、歩数と歩幅から前後移動量を推定できる可能性もある。さらに、例えば階段昇りと推定された二歩波形数から、階段を昇った段数を

求めることで、上下方向の位置の把握(今、何階にいるかなど)につなげることも考えられる。

このように、本研究で用いた装置やアルゴリズムを更に改良することにより、日常的な移動による消費エネルギーの推算や、心臓病の診断の補助、あるいは痴呆症患者の行動推定などの分野への応用が可能であると考えられる。

参考文献

- 1) Eiji Inooka, Takayuki Takahashi, Kouichi Sagawa, Hikaru Inooka, "Diagnosis of Silent Myocardial Ischemia Using Ambulatory Electrocardiographic Monitoring with Pedometer, Analysis of Heart Rate, and ST Loop in Ambulatory Electrocardiogram", Clin. Cardiol, vol.19, 467/472 (1996).
- 2) 高橋隆行, 山中信幸, 大沢博文, 猪岡光, "歩行運動の無拘束計測のための歩行形態分析アルゴリズム", 医用電子と生体工学, Vol.33, No.2, 別刷, 25/33 (1995).
- 3) 塚本真樹, 佐川貢一, 猪岡光, "加速度情報を利用した歩行形態判別アルゴリズム", 東北大学大学院情報科学研究科修士論文 (1997).
- 4) Koichi Sagawa, Atsushi Ina, Takayuki Takahashi and Hikaru Inooka, "Classification of Human Walking Patterns using a Three Dimensional Accelerometer", Proceedings of the 2nd Asian Control Conference, July 22/25 (1997).
- 5) 玉村俊雄, "OP アンプ IC 活用ノウハウ", 193/201, CQ 出版社 (1983).
- 6) トランジスタ技術, 403/408, CQ 出版社 (Aug. 1993).