

歩行形態判別機能を備えたホルター心電計の開発

Development of a Holter ECG (Electrocardiograph) recorder with estimation of human gait

○塚本真樹, 佐川貢一, 高橋隆行, 猪岡光

○Masaki Tsukamoto, Kouichi Sagawa, Takayuki Takahashi,
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: 加速度波形 (acceleration waveform), 歩行形態 (walking state), 基準波形 (criterion waveform),
クラスタリング (clustering), 無拘束計測 (ambulatory monitoring)

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
塚本真樹, Tel.: (022)217-7021, Fax.: (022)217-7019, E-mail: tukamoto@control.is.tohoku.ac.jp

1. はじめに

歩数計とホルター心電計を組み合わせることで歩数と心電図を同時に記録できる小型運動計測システムが開発され¹⁾, 日常生活における歩行運動から心臓病患者の診断及び治療効果判定に有効な情報が得られることが報告されている。しかし, 歩数計を用いた歩行時の運動量では, 歩数の変化のみしか運動情報を得ることができず, 運動量の定量的診断を行うには不十分である。そのため, 階段の昇降のような運動の違いといった情報についても知る必要がある。従来この情報を得るため, 患者が作成した行動記録メモの参照や聞き取りなどが行われてきた。しかし, これらの方法は患者に対する負担が多く, 詳細な行動記録を得ることは不可能であった。

人間の日常動作を無拘束に測定する試みは, これまでいくつものなされてきた。その中で階段の昇

りや降りといった歩行形態を識別する方法として, 腰部加速度波形²⁾を用いる方法がある。これは, 何種類かの歩行形態に対してあらかじめ測定した基準波形とのパターンマッチングを行うことで, 歩行形態の違いを識別しようというものである。また大沢, 高橋らは, 上記の方法を用い, 実時間で歩行形態判別を行う小型無拘束歩行判別装置を開発し, その有効性を確認している。そこで本論文では, 上記の装置によって得られる判別結果をホルター心電計に記録し, 心電図波形の解析装置 (Marquette2000) によるデータ解析の可能性について考察した。

2. 歩行判別法

歩行判別を行うための大まかな流れを以下に示す。

1. 基準波形の作り方

2. 実時間での歩行形態判別法

2.1 基準波形の作り方

- 1) 歩行時の人体の上下，前後方向の2方向の加速度波形を測定する．歩行形態は，平地歩行，階段の昇り，降りの3種類である．
- 2) 上下方向の加速度について，周期的に下向きに鋭いピークが現れるが，そのピークの時刻を1歩の区切りとして，加速度を一步波形として切り出す．また，同じ時刻で前後方向の加速度波形も一步として切り出す．
- 3) 一步毎に切り出された前後方向の加速度において，隣り合った二つの一步波形の平均を求め，これを二歩波形³⁾とする．
- 4) 形成された二歩波形は，被験者や歩行形態によって時間が異なるため，時間軸についてデータを正規化し，データ数を100にする．
- 5) 計測した全ての二歩波形に対して類似度を比較し，クラスタリングを行って，同じ歩行形態の二歩波形が同じクラスタに分類されることを調べる．
- 6) 同じクラスタに分類された二歩波形について平均した波形を基準波形とする．

2.2 実時間での歩行形態判別法

未知の二歩波形を基準波形と比較し，歩行形態の判別を行う．測定した二歩毎の加速度波形は，あらかじめ測定されている歩行形態が既知の基準波形と比較され，その加速度波形と最もよく似ている基準波形の歩行形態が，求める歩行形態となる．

3. 基準波形の作成と予備実験

3.1 実験装置

実験に用いた歩行判定システムを Fig.1 に示す．このシステムは，小型の無拘束歩行判定装置 (カ

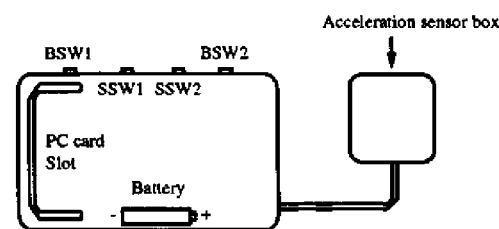


Fig. 1 無拘束歩行判定装置及び加速度センサ

ロリメータ，トキコ (株) 製) と加速度センサから構成されている．加速度センサは，被験者の左腰に装着し，Y(上下) 方向と X(前後) 方向の2軸の感度の加速度を測定できる．無拘束歩行判定装置は，縦 58mm，横 90mm，厚さ 20mm の大きさで，加速度波形の取り込みと歩行状態判定の2種類の機能を持つ．この装置の CPU には 8bit の H8(日立 (株) 製) を使用しており，H8 はメモリとして ROM32KByte, RAM512KByte を内蔵している．加速度波形の取り込み機能では，5ms 毎に Y 方向，X 方向に 8bit でサンプリングした加速度データを，装置上のスロットに差し込んだ PC カードに記録する．歩行状態判定機能では，判定結果を各歩行形態毎に継続時間が異なる方形波パルス (Fig.2,3,4) として出力する．

3.2 実験方法

最初に基準波形を作成するため，歩行時の加速度波形を測定した．実験場所は，東北大学工学部機械系棟 2 号館 2 階の廊下と，1 階から 5 階への階段である．階段は 1 階から 2 階までが 21 段あり，それ以後は次の階まで 20 段ある．実験は，被験者にとって普通と感じる速度で歩いてもらい，平地 (廊下)，階段の昇り，降りの 3 種類の歩行形態に関して行った．それぞれの歩行形態における歩数は，約 70 から 80 歩とし，履物は被験者本人が普段履き慣れたもの (主としてサンダル) を用いた．被験者は 20 代の健常男性 4 人である．この実験の計測システムの概略を Fig.5 に示す．

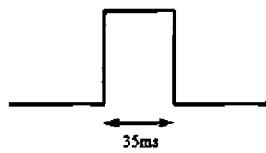


Fig. 2 パルス 1(平地)

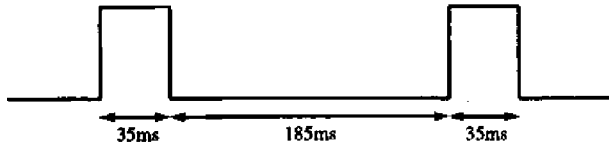


Fig. 3 パルス 2(階段昇り)

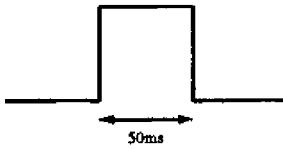


Fig. 4 パルス 3(階段降り)

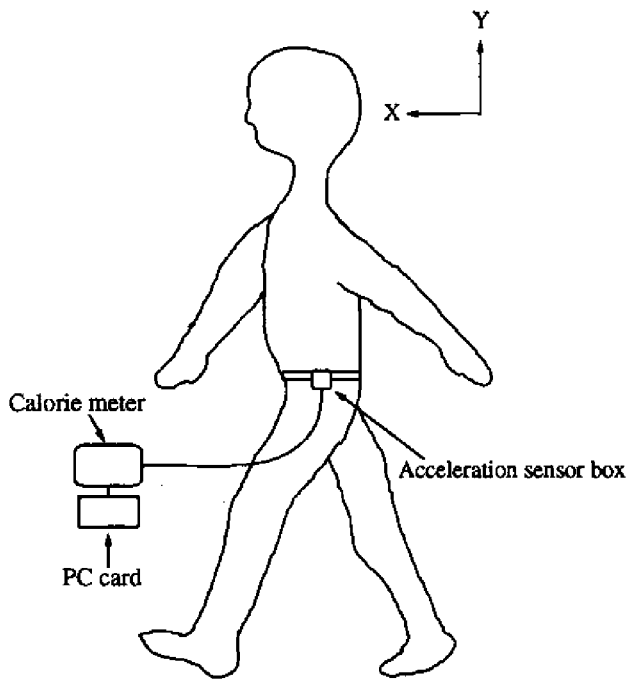


Fig. 5 計測システムの概略

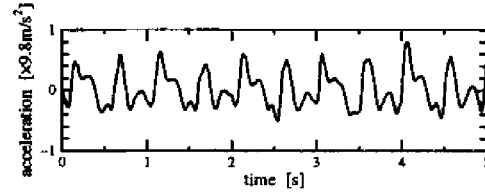
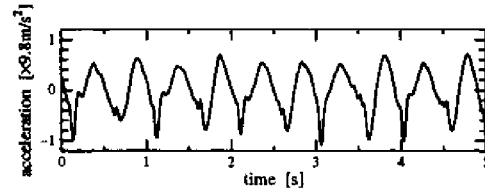


Fig. 6 平地歩行時の加速度波形

3.3 実験結果

測定された加速度波形の例を Fig.6に示す。これは平地(廊下)を歩いた時のもので、上から Y(上下) 方向, X(前後) 方向の加速度である。次に、この加速度波形をもとに基準波形を作成する。まず、それぞれの歩行形態毎に二歩波形を作る。ここでできる二歩波形は約 40 個である。この二歩波形に対して予備クラスタリングを行い、代表的な 20 個の二歩波形を選び出す。歩行形態は 3 種類なので、全部で選び出す二歩波形は 60 個である。この 60 個の二歩波形に対し、異なる歩行形態が同じクラスタ内に分類される直前までクラスタリングを行い、類似度の高い波形同士を分類する。

クラスタリングの結果、4 人の被験者ともクラスタ数は 3 個となり、それぞれのクラスタは、平地、階段昇り、降りの歩行形態毎に分類された。この分類されたクラスタ内の二歩波形群の平均を、基準波形とした。被験者 1 のクラスタリングによる分類結果として、それぞれのクラスタ内の波形を Fig.7,8,9に示す。また、この被験者の基準波形を Fig.10に示す。

3.4 歩行形態の判別

ここで作成した基準波形を用いて、実際に歩行判別を行った。判定装置は、PC カードに記録さ

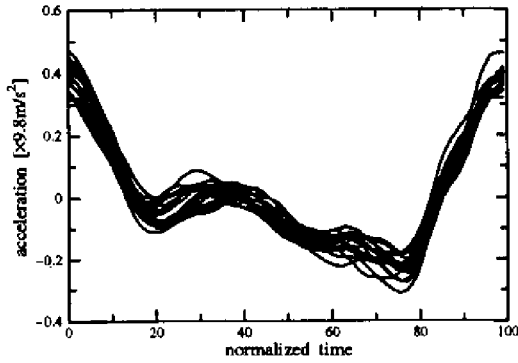


Fig. 7 クラスタ1(平地)の波形

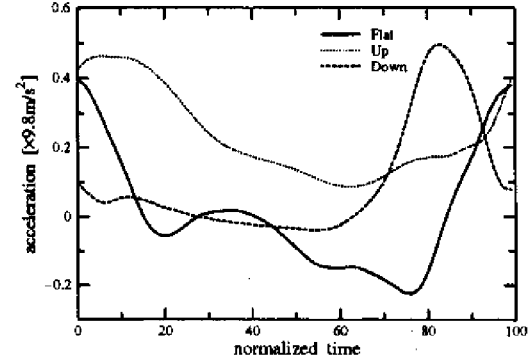


Fig. 10 被験者1の基準波形

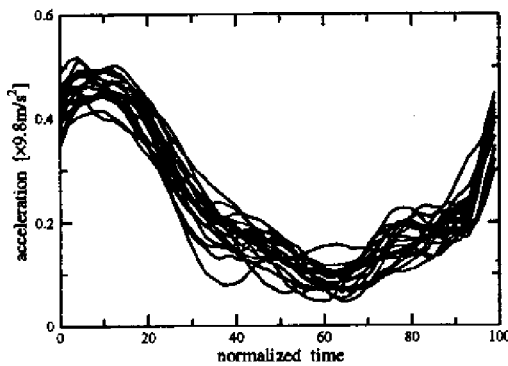


Fig. 8 クラスタ2(階段昇り)の波形

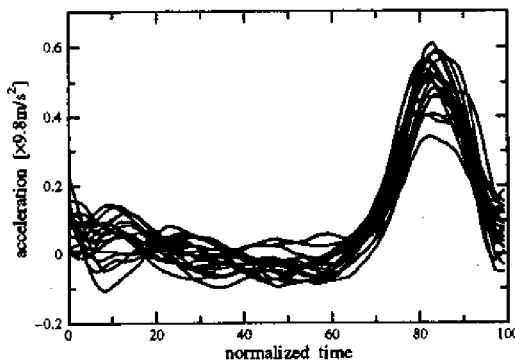


Fig. 9 クラスタ3(階段降り)の波形

れている基準波形と歩行中の加速度波形とを比較し、最も類似している歩行形態を判別する。4人の被験者における誤判別率の結果を Table.1 に示す。この結果より、歩行形態の判別はほぼできている。最も良く判別できたのは階段の昇りであった。逆に階段降りは、どの被験者も20%程度の誤判別率が生じた。

4. 判別結果のホルター心電計への記録

4.1 実験方法と測定条件

ここでは歩行判定装置から出力される判別結果パルスホルター心電計へ記録する実験を行った。

現在、ホルター心電計に記録された心電図波形は、解析装置 Marquette2000 で一拍毎の心電図波形の形状によって数種類のラベルが付けられる。本論文では、この点を利用するため、ホルター心電計に記録する信号は、解析装置が判別結果を認識できるようにする必要がある。ここでは、Fig.4,5,6

Table.1 誤判別率

	1	2	3	4	平均
平地 (%)	11.5	25.8	14.1	4.2	13.9
階段昇り (%)	9.8	2.6	5.6	3.3	5.3
階段降り (%)	27.3	22.2	21.9	21.4	23.2

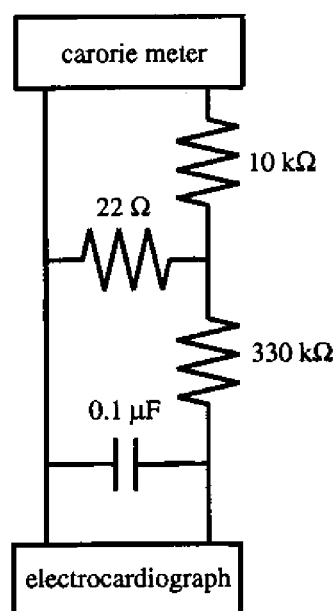


Fig. 11 記録波形作成回路

の出力波形を Fig.11で示した記録波形作成回路に通し、心電図状の波形に整形した (Fig.12). (a)は平地, (b)は階段昇り, (c)は階段降り時の波形である.

実験は、大泉記念病院で行い、被験者にとって普通と感じる速度で指定した経路を歩いてもらった。被験者は、20代の健常男性3人である。歩く経路は、

- 昇り→平地→降り→昇り→平地→降り

とし、これを3回繰り返した。階段の昇り、降りは約50段、平地は約80歩である。

4.2 解析結果

ホルター心電計に記録された波形を Fig.13に示す。(a)の波形は心電図波形で、(b)の波形は判定結果を示した波形である。判定結果の記録を解析した結果を Table.2~5に示す。ホルター心電計に記録した信号の解析結果からは、階段降りの場合が判別できなかった。これはホルター心電計に記録された階段降り時の信号と平地時の信号が非常に類似しており、解析装置が区別できなかった

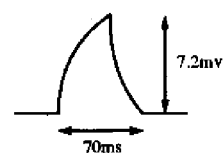


Fig. 12(a) 整形した波形 (平地)

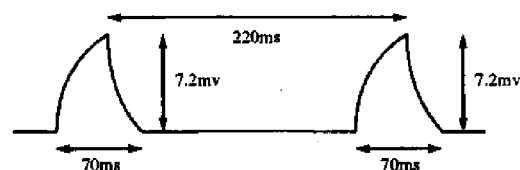


Fig. 12(b) 整形した波形 (階段昇り)

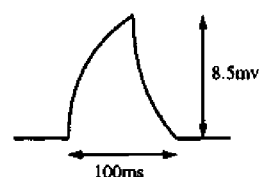


Fig. 12(c) 整形した波形 (階段降り)



Fig. 13 ホルター心電計に記録された波形

たためであると考えられる。そのため、表には記していない。

被験者1では平地及び階段昇りの歩行形態の判別をすることができた。被験者2,3の場合も階段昇りの判別はうまくできている。しかし、平地の判別に関して、一部にかなりの割合で階段昇りと判別している部分があった。原因としては、加速度センサの取り付けが不十分で歩行中にずれてしまったためだと考えられる。ベルト等で十分固定し、加速度センサが歩行中にずれないようにする必要がある。

5. おわりに

基準波形を用いて歩行判別を行うことができたが、ホルター心電計への歩行判別結果の記録に関しては、まだ不十分といえる。今回は、平地と階段降りの場合の信号を解析装置が互いに区別することができなかったが、歩行形態毎に出力する信号をもっと区別しやすいものにする必要がある。しかし、階段昇りの時に消費されるカロリーは平地や階段降りの時の消費カロリーの約2倍であることが報告されており、現時点で階段昇りの運動が判別できることから、十分有効な運動量情報が得られたと言える。

また本文中では述べなかったが、病院で使用する場合、さまざまな医療機器からの電磁波の影響により判定装置の出力する信号にノイズが現れる場合があった。ノイズを押える何らかの対策が必要になるだろう。

参考文献

- 1) 山中信幸, 佐川貢一, 高橋隆行, 石原正, 猪岡光, 猪岡英二, 高橋孝: 長時間歩行計測システムの開発, 日本ME学会専門別研究会(生体信号の長時間無拘束計測と解析研究会) 研究報告集, 1-6, 217/220 (1992)
- 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, 33-2, 125/134 (1995)
- 3) 大沢博文: 加速度波形の実時間処理による歩行形態の無拘束計測, 東北大学大学院情報科学研究科修士論文 (1995)

Table.2 誤判別率 (%)

経路	被験者 1		
	1回目	2回目	3回目
階段昇り	19.2	15.4	28.6
平地	14.5	10.0	9.5
階段降り	-	-	-
階段昇り	26.9	23.1	26.9
平地	5.0	4.7	10.0
階段降り	-	-	-

Table.3 誤判別率 (%)

経路	被験者 2		
	1回目	2回目	3回目
階段昇り	8.6	9.4	10.5
平地	78.0	34.7	84.8
階段降り	-	-	-
階段昇り	3.7	3.0	10.3
平地	100.0	34.0	24.8
階段降り	-	-	-

Table.4 誤判別率 (%)

経路	被験者 3		
	1回目	2回目	3回目
階段昇り	0.0	13.8	6.9
平地	25.5	95.6	18.6
階段降り	-	-	-
階段昇り	11.1	7.4	0.0
平地	22.7	18.2	38.6
階段降り	-	-	-

Table.5 平均誤判別率 (%)

	被験者 1	被験者 2	被験者 3
階段昇り	23.4	7.6	6.5
平地	9.0	59.4	36.5