

歩行形態の違いを考慮した消費カロリーの無拘束推定

Estimation of consumed calorie applying gait pattern

佐川貢一* , 石原正* , 猪岡光* , 猪岡英二**

Koichi Sagawa* , Tadashi Ishihara* , Hikaru Inooka* , Eiji Ino-Oka**

*東北大学, **大泉記念病院

*Tohoku University, **Ohizumi Memorial Hospital

キーワード : 歩行形態 (gait pattern) , 消費カロリー (consumed calorie) , 無拘束計測 (nonrestricted measurement) , 平地歩行 (level walk) , 階段昇降 (ascending and descending)

連絡先 : 〒980-8579 宮城県仙台市青葉区荒巻字青葉01 東北大学 大学院情報科学研究科 猪岡研究室
佐川貢一 , Tel.: (022)217-7021 , Fax.: (022)217-7019 , E-mail: sagawa@control.is.tohoku.ac.jp

1. 緒言

従来、実験室内での運動負荷試験で大きな負担をかけることが望ましくない心臓病患者の診断や、日常生活での適正な運動量を推定し、リハビリに活用するなどの目的で、ホルター心電計と歩数計を組み合わせた心電図歩行計測装置が開発され、歩行時の心電図波形から心臓病診断を行うことに利用されている¹⁾。しかし、歩数計を使用しているため、歩行以外の振動によって計測される歩数が多くなったり、平地歩行と比較して消費エネルギーが2~3倍多くなる階段昇りを平地歩行と区別できないため、詳細な運動負荷量の導出は困難であった。この問題を解決するため我々は、平地歩行と階段昇降とを無拘束で判別することを目的として、加速度センサと大気圧センサを組み合わせた移動形態計測装置 (ICC: Intelligent Calorie Counter) を開発し、その有効性を確認した²⁾。これにより、歩行や階段昇降時のエネルギー需要量

を推定することが可能になったと考えられる。しかし、エネルギー需要量は運動を行うために必要なエネルギー量であり、循環器の機能や身体能力を知る上で重要なエネルギー摂取量 (消費カロリー) とは異なる。通常、消費カロリーは呼気ガスの成分分析を行うことによって得られる酸素摂取量から導出可能であるが、装置が大掛かりであるため移動を伴う運動時の消費カロリー計測は困難である。一方、エネルギー需要量一定の時の消費カロリーの变化は、一次遅れ要素のステップ応答と同様の变化を示すことが知られている³⁾⁴⁾⁵⁾。また、酸素摂取量と心拍数は直線的に相関関係を有することから、エネルギー需要量と心拍変動の特性を把握することにより消費エネルギーの定性的変化を推定することが可能であると予想される。

そこで本報告では、ICCを利用して求めた平地歩行と階段昇降時のエネルギー需要量と心拍変動を関連づけるモデルを構築し、モデルのパラメータである時定数を用いて消費カロリーの定性的変

Table 1 Estimation method of human behavior

		加速度情報	
		静止	歩行
気圧 情報	上昇	エレベータ上昇	階段昇り
	水平	安静	平地歩行
	下降	エレベータ下降	階段降り

動を推定する方法を提案する。本手法により導出した消費カロリーと心拍数との相関関係が、従来法である歩数計から導出した消費カロリーとの相関関係よりも改善されれば、日常生活での運動負荷量の高精度無拘束計測や心臓病患者の詳細な診断等への応用が期待される。

2. 原理

2.1 移動形態の推定

本報告で使用する移動形態計測装置 (ICC: Intelligent Calorie Counter) の、移動形態の推定法を簡単に述べる²⁾。ICC は、被験者の腰部上下方向加速度と大気圧の微分情報を利用して、静止、歩行、階段昇降、エレベータ昇降などの行動を無拘束で推定することが可能である。加速度センサの出力波形に含まれる周期的なピークの有無から、静止と歩行(足踏み)の判別が可能となる。また、大気圧センサの出力を適当なフィルタを用いて微分することにより、気象の変化のように非常に緩やかな気圧の変化量を除去して、階段昇降時のように短時間での気圧変化のみを抽出することが可能となる。気圧の変化量が適当な基準値を越えたとき、上下方向に移動していると判別する。結局 Table 1 にしたがって、移動形態を判別する。移動形態を推定することによって、各動作毎のエネルギー需要量を求めることが可能となる。

2.2 エネルギー需要量の推定

歩行や階段昇降時のエネルギー需要量は、運

Table 2 Typical RMR (Relative Metabolic Rate)

動作等	RMR
休息 (立位)	0.4
休息 (座位)	0.0 ~ 0.2
休息 (臥位)	0.0
歩行 (50m/min)	1.5
歩行 (60m/min)	1.9
歩行 (70m/min)	2.4
歩行 (80m/min)	3.2
歩行 (90m/min)	4.0
歩行 (100m/min)	5.0
歩行 (110m/min)	6.4
歩行 (120m/min)	8.5
階段 (上がり)	10.0
階段 (下がり)	2.5

動強度を表す RMR (Relative Metabolic Rate) と、被験者の年齢、性別、体重により決定される BMR (Basic Metabolic Rate) を利用することにより推定可能である⁶⁾。RMR は、基礎代謝に対する作業時のエネルギー代謝の比率であり、次式のように定義されている。

$$\text{RMR} = \frac{E_w - E_r}{E_b} \quad (1)$$

ここで、

$$\begin{aligned} E_w & \text{ 運動時代謝量 [kcal]} \\ E_r & \text{ 安静時代謝量 [kcal]} \\ E_b & \text{ 基礎代謝量 [kcal]} \end{aligned}$$

である。RMR の代表的な値を Table 2 に示す。安静時代謝量は、食物をとらない基礎代謝の状態から起き上がって、肉体・精神共に安静を保って椅子に静かに座っている状態での代謝量であり、基礎代謝量の約 1.2 倍に相当する。一方基礎代謝は、早朝空腹時(食物が完全に消化吸収された食後 12 ~ 16 時間)、排便排尿後、快適な温度条件下において静かに仰臥している状態(ただし、睡眠に陥ることなく覚醒している)での代謝量であり、覚醒時における生理的最小のエネルギー代謝である。基礎代謝量 E_b は、基礎代謝率 (BMR: Basic Metabolic

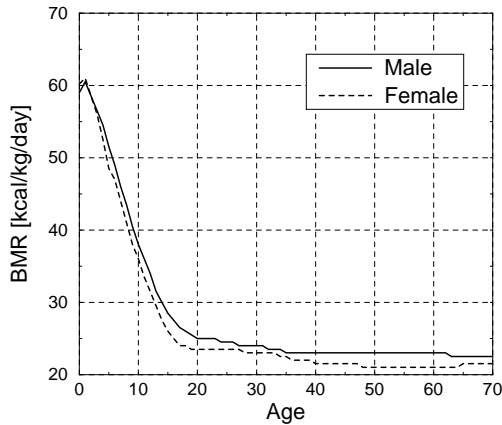


Fig. 1 BMR (Basic Metabolic Rate)

Rate) を用いて以下のように表される。

$$E_b = \text{BMR} \times t_w \times w \quad (2)$$

ここで、

BMR 基礎代謝率 [kcal/kg/day]
 t_w 作業時間 [day]
 w 体重 [kg]

である。BMR は、Fig. 1 のように年齢および性別によって決定される。また、次式によって RMR と BMR から運動時代謝量 E_w を求めることが可能である。

$$E_w = (\text{RMR} + 1.2) \times \text{BMR} \times t_w \times w \quad (3)$$

運動時代謝量は各運動を行ったときの代謝量であるが、これは運動を行うために必要な代謝量であると考えることができる。したがって今後は、運動時代謝量をエネルギー需要量と呼ぶことにする。

2.3 酸素摂取量の変化

人間が安静状態から一定速度の歩行状態に移行した場合、外部からのエネルギー摂取量を表す酸素摂取量 (\dot{V}_{O_2}) や、酸素摂取量と高い相関関係を有する心拍数 (HR: Heart Rate) は各運動強度に対応した値まで瞬間的に増大することなく、2~3分経過したあとで一定の値となる。一方歩行状態から安静状態に移行したときには、酸素摂取

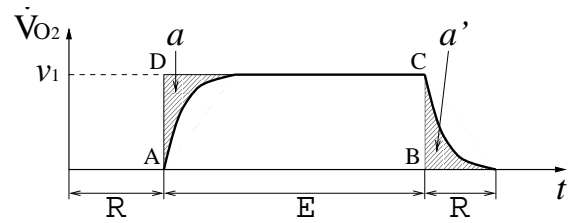


Fig. 2 Oxygen uptake during easy work (R: Rest, E: Easy work)

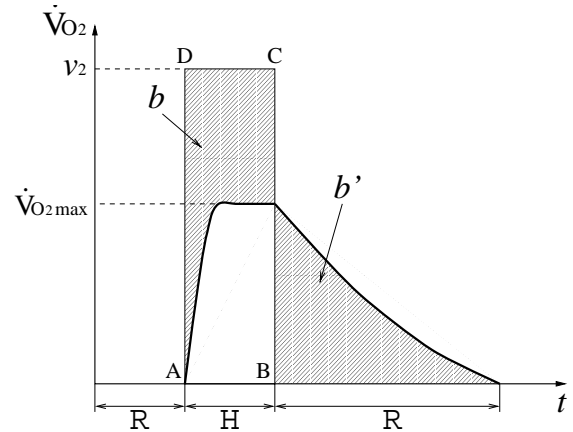


Fig. 3 Oxygen uptake during hard work (R: Rest, H: Hard work)

量や心拍数は瞬時に安静時の値に変化することなく、徐々に減少していく。

例えば、軽度の一定運動負荷時の酸素摂取量 \dot{V}_{O_2} の変化は、Fig. 2 のようになる。R は安静時、E は運動時を表す。特に後半の R は、回復期と呼ばれる。運動時の酸素需要量は v_1 であり、その総量は四角形 ABCE の面積に相当するが、酸素摂取量は運動開始後すぐに増加することなく、徐々に増加する。運動開始直後の酸素摂取量で賄いきれないエネルギーは、筋肉に蓄えられた ATP とクレアチンリン酸とから供給される⁵⁾。このように、酸素需要量と酸素摂取量との差は酸素借りと呼ばれ、その量は図中の a の面積に相当する。運動時間が経過すると酸素摂取量は定常状態 v_1 となり、酸素需要量と等しくなる。また、運動終了後(回復期)の酸素摂取量は、運動開始時と同様に徐々に減少する。この時の酸素摂取量 a' は酸素負

債と呼ばれ、 a とほぼ等しくなる。

一方 Fig. 3は、非常に激しい運動を短時間行ったときの代謝の変化である。図中の H が激しい運動を行っている時間であり、酸素需要量は v_2 である。運動開始後、酸素摂取量は急激に増加するが、最大酸素摂取量 ($\dot{V}_{O_2, \max}$) を越えることはできない。この場合、酸素借りは b の面積に相当する。運動終了後の酸素摂取量 (酸素負債) b' はこの酸素借りを補うように変化するが、その時間は数時間に及ぶ場合もある。

このように、ICC より導出可能な運動時のエネルギー需要量と実際の酸素摂取量や心拍数変化との関係は、適当な時定数を有する一次遅れ要素で表現することが可能であると考えられる⁷⁾。したがって、時定数がわかれば、ICC より求めたエネルギー需要量を利用して酸素摂取量 (エネルギー摂取量) の変化を推定することが可能になると予想される。本報告では、実験で行った全ての運動は Fig. 2に示したような軽度の運動であると仮定してモデルを構築する。

2.4 代謝モデルの構築

前節の酸素摂取量の変化より、人間がエネルギー需要量 E_w の一定負荷の運動を行ったとき、酸素摂取量 (エネルギー摂取量) の増加量 E_o は、次式のようなようになる⁷⁾。

$$E_o = E_w(1 - e^{-\frac{t}{T}}) \quad (4)$$

ここで、 t は時刻 [s]、 T は時定数 [s] である。これは、次式のような一次遅れ要素の伝達関数 $G_1(s)$ のステップ応答であると考えられることができる。

$$G_1(s) = \frac{1}{1 + sT} \quad (5)$$

また、エネルギー摂取量 E_o と心拍数 HR との関係は、心拍数が 90[beat/s] 以上ではほぼ直線の関係にあり⁸⁾⁹⁾、その伝達関数は次式のように表す

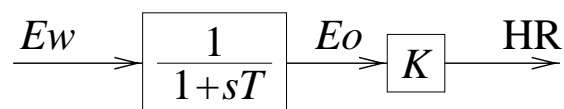


Fig. 4 Block diagram from energy requirement to heart rate

ことができる。

$$G_2(s) = K \quad (6)$$

ただし、 K は比例定数 [beat/kcal] である。したがって、エネルギー需要量から心拍変動までの伝達関数 $G(s)$ は以下のようなになる (Fig. 4)。

$$\begin{aligned} G(s) &= G_1(s) \times G_2(s) \\ &= \frac{K}{1 + sT} \end{aligned} \quad (7)$$

結局、運動時のエネルギー需要量と心拍変動から時定数 T と比例定数 K を同定することによって、(5) 式からエネルギー摂取量の変化を推定することが可能になると考えられる。

本研究では、以下のような方法によりモデルのパラメータを同定する。(7) 式をサンプリング周期 ΔT で離散化すると、次式のようなになる¹⁰⁾。

$$W(z^{-1}) = \frac{b_1 z^{-1}}{1 - a_1 z^{-1}} \quad (8)$$

$$a_1 = e^{-\frac{\Delta T}{T}} \quad (9)$$

$$b_1 = K \left(1 - e^{-\frac{\Delta T}{T}}\right) \quad (10)$$

ICC より推定した移動形態を利用して導出したエネルギー需要量と心拍数の時系列データをそれぞれ $x(n), y(n)$ とおくと、(8) 式は以下のようなになる。

$$y(n+1) = b_1 x(n) + a_1 y(n) \quad (11)$$

係数 a_1, b_1 は、最小自乗法によって導出可能である。また、時定数 T は以下のようなになる。

$$T = \frac{-\Delta T}{\ln a_1} \quad (12)$$

本報告では、 $\Delta T = 5$ [s] とした。鍛練者などでは、 T の値は小さくなる。ここで求めた時定数 T を

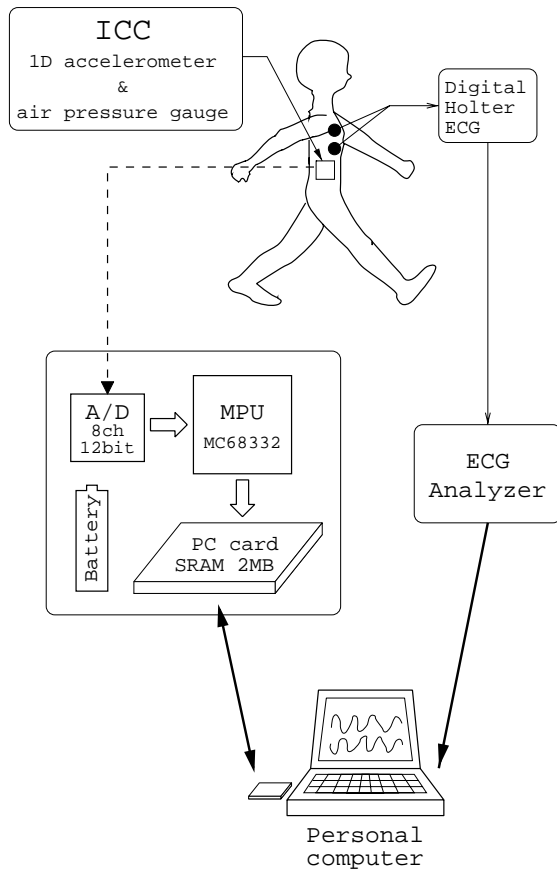


Fig. 5 Experimental apparatus

(5) 式に適応することにより，エネルギー需要量からエネルギー摂取量（消費カロリー）の変化を推定することが可能になると考えられる。なお今後は，単位は異なるがほぼ同じ意味であると解釈して，エネルギー摂取量および酸素摂取量を，消費カロリーと呼ぶことにする。

3. 実験装置・方法

3.1 装置

実験装置の概略を Fig. 5に示す。移動形態計測装置は，加速度センサ，気圧センサ，フィルタ回路，マイクロコンピュータ，SRAM カード，バッテリーを内蔵しており，質量は約 300 [g] である。被験者は，これを右腰部に装着し，歩行運動を行う。実験中，上下方向加速度 α_z [m/s²] と大気圧の微分値 V_p [V] が計測され，メモリカードに記録され

る。記録データのサンプリング周波数は 20 [Hz]，分解能は 4 [bit] である。これにより，2 [MBytes] の SRAM カードで 24 時間の記録が可能となる。また，被験者の心電図波形はデジタルホルター心電計（スズケン）に記録し，実験終了後心拍数を求める。心電図波形のサンプリング周波数は 125 [Hz]，分解能は 11 [bit] である。

計測後 ICC より計測されたデータから移動形態が推定され，5 秒毎の平均エネルギー需要量 E_w [kcal/min] が導出される。また，心電図波形からは，5 秒毎の平均心拍数 HR [beat/min] を求める。これらのデータは行列計算ソフトウェア MATLAB によって処理し，時定数 T と比例定数 K を求める。

3.2 方法

実験は，以下のような手順で行った。

- 1) 安静 (2 ~ 3 分)
- 2) 平地歩行 (2 ~ 3 分)
- 3) 安静 (2 ~ 3 分)
- 4) 階段昇り (1 階 ~ 6 階，120 段)
- 5) 安静 (2 ~ 3 分)
- 6) 階段降り (1 階 ~ 6 階，120 段)
- 7) 安静 (2 ~ 3 分)

安静時は椅子に座り，平地歩行と階段昇降は，被験者が普通と感じる速さで行った。なお，歩行時の RMR は Table 2 に示したように，歩行速度に依存するが，本報告では簡単のため歩幅を 0.6 [m] と仮定し，歩幅と歩行周波数（歩行周期の逆数）の積から歩行速度を求めた。また，履物は被験者が通常使用しているものである。

4. 実験結果

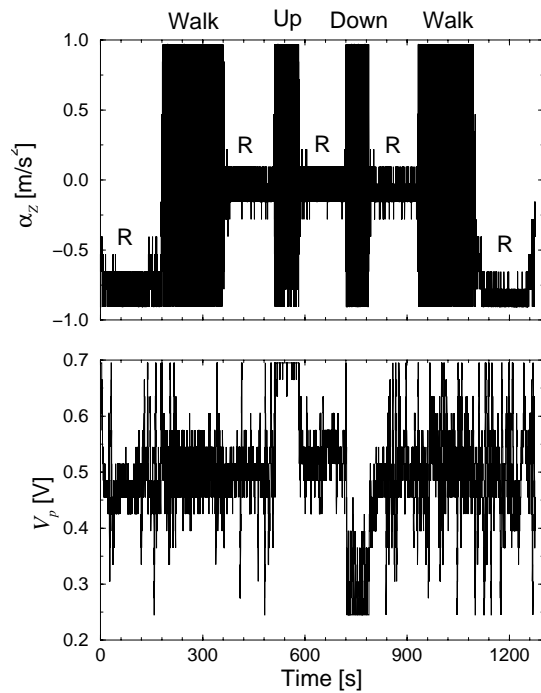


Fig. 6 An example of time trajectories of foot-to-head acceleration and output of pressure sensor (R: Rest)

平地歩行，階段昇り，階段降りを行ったときの上下方向加速度 α_z [m/s²] および気圧の時間変化情報 V_p [V] の一例を Fig. 6 に示す。被験者は，年齢 26 歳，体重 55 [kg] の健康な男性である。平地歩行 (Walk) では，加速度のみが大きく変化し，気圧情報はあまり変化していない。階段昇り (Up) および階段降り (Down) 時には，平地歩行時と同様に加速度は大きく変化し，さらに気圧情報は増加および減少している。このことから，加速度情報および気圧情報を利用して，人間の移動形態を推定することが可能である。

次に，推定された移動形態の RMR と被験者の年齢，性別，体重を利用して求めた 5 秒毎のエネルギー需要量 E_w と心拍数 HR の関係を Fig. 7 に示す。同図上のエネルギー需要量導出の際には，ICC を利用して移動形態の違いを考慮したもの (ICC モード) と，歩数計 (Pedometer) と同様に歩数のみを使用して階段昇降を考慮しない場合 (歩数計モード) の値を示した。その結果，ICC モードで

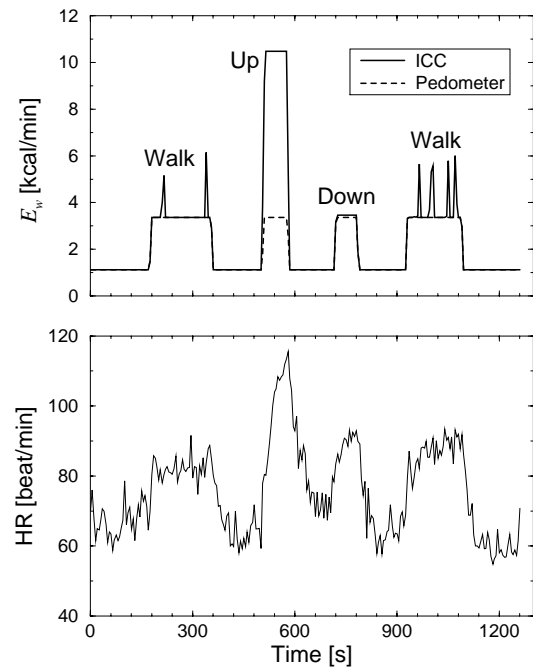


Fig. 7 Energy requirement and heart rate

は，階段昇り時のエネルギー需要量は平地歩行時と比較して約 3 倍の値となっている。一方，歩数計モードでは階段昇降の判別が不可能であるため，平地歩行時と階段昇降時の消費カロリーは同程度の値となる。同図下の心拍数 HR は，移動時に上昇し，安静時は減少している。特に階段昇り時の HR は，最大約 120 [beat/min] まで上昇している。

Fig. 8 は，心拍数と，歩数計モードおよび ICC モードで求めたエネルギー需要量の関係である。歩数計モード (Fig. 8上) の場合，推定可能な移動形態は安静時および歩行時の 2 種類であるため，エネルギー需要量はほぼ 2 種類の値となる。相関係数 R は，0.72 であり，あまり高くない。一方 ICC モード (Fig. 8下) では，階段昇降の判別が可能であるため，エネルギー需要量は大きくばらついており，階段昇り時の影響が反映されていると考えられる。しかし，相関係数 R は 0.70 であり，歩数計モードよりも低い値となった。このようにエネルギー需要量と心拍数の相関があまり高くないのは，心拍数の過渡的な変化が考慮されていないためであると考えられる。より高い相関関係を

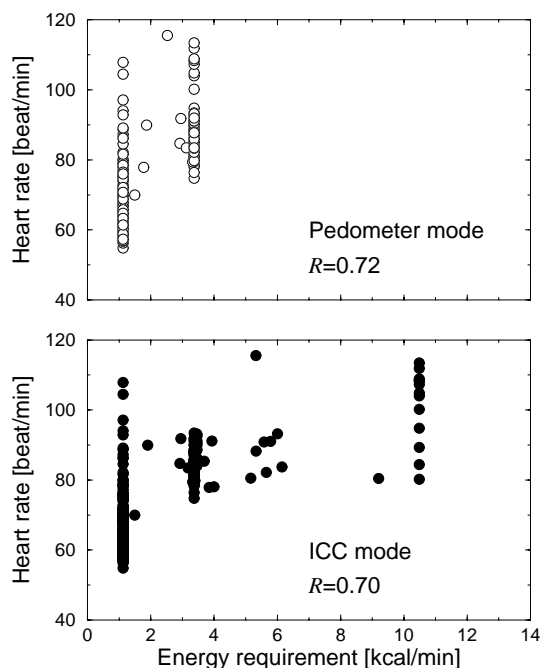


Fig. 8 Relation between heart rate and energy requirement derived from pedometer and ICC

導くためには、過渡的なエネルギー変化を求める必要がある。

そこで、Fig. 7 の ICC モードでのエネルギー需要量 (E_w) と心拍数 (HR) を代謝モデルの入出力データとして考え、両者を関連づけるモデルの同定を行い、時定数 T と比例定数 K を導出する。なお、システムの同定の際には、運動開始前の消費カロリーと心拍数の平均値を全体から引いて処理した。同定の結果、心拍数変動の時定数は $T = 23.2$ [s]、比例定数は $K = 5.8$ となった。ここで得られた時定数 T を有する一次遅れ要素に、Fig. 7 のエネルギー需要量 E_w を適応して求めたエネルギー摂取量と心拍数の変化を Fig. 9 に示す。ステップ上のエネルギー需要量に対して、消費カロリーは緩やかな変化となった。また推定した心拍変動は、階段降り時 (Down) を除いて計測されたものとほぼ同じような変化となった。また、Fig. 10 は、歩数計モードおよび ICC モードで求めたエネルギー需要量に一次遅れ要素を適用して導出した消費カロリーと心拍数の関係である。同図上は歩数計モ-

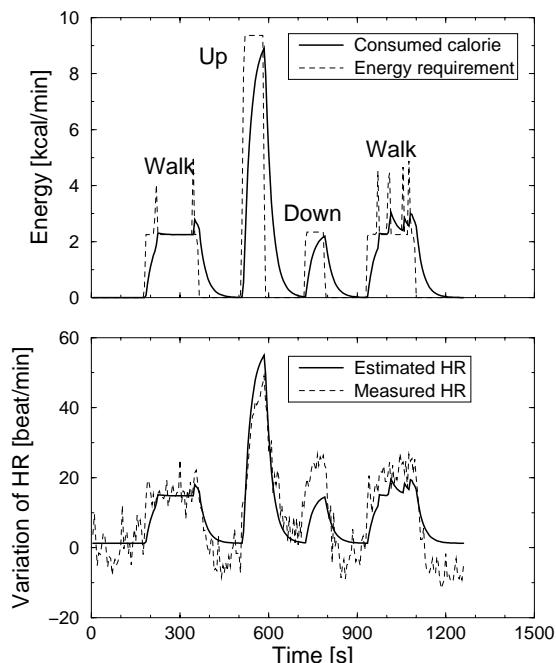


Fig. 9 Variation of energy and heart rate

ドでの結果であり、相関係数は 0.76 となった。この値は、Fig. 8 上の歩数計モードで求めたエネルギー需要量と心拍数の相関係数 0.72 と比較してあまり改善されておらず、時定数適用による相関性改善の効果が少ないと考えられる。この原因は、階段昇り時のエネルギー需要量が正確に推定されていないためである。一方同図下は、ICC モードで求めたエネルギー需要量から導出したカロリー消費量と心拍数の関係であるが、相関係数は 0.85 となり、同図上の歩数計を利用した場合よりも相関性が高くなった。さらに、Fig. 8 下に示した ICC モードでのエネルギー需要量と心拍数の関係と比較して相関係数が大幅に改善されている。

同様に、7 名の健常な被験者を対象として行った実験より求めた時定数 T 、比例定数 K 、歩数計モードおよび ICC モードの相関係数 R を Table 3 に示す。相関係数の変化に注目すると、ICC モードでの相関係数は、歩数計モードでの相関係数と比較して有意に大きな値となった。このことから、ICC から求めたエネルギー需要量に時定数を考慮したモデルを導入することによって、推定した消費エネルギーと心拍変動との相関関係が向上し、

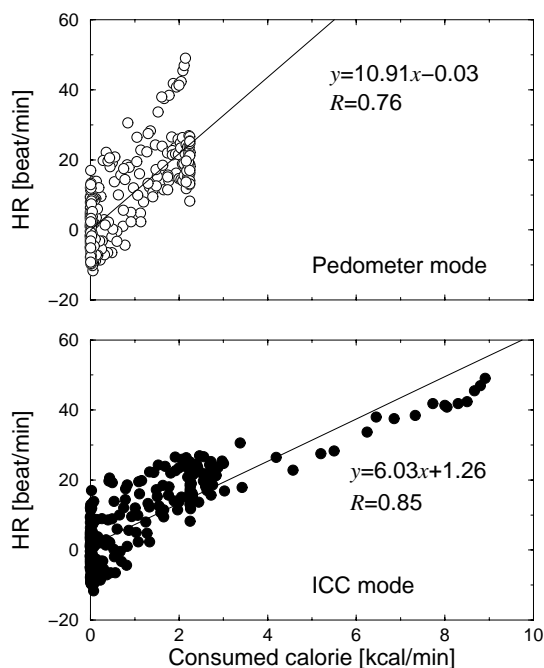


Fig. 10 Relation between heart rate (HR) and consumed energy E_w

歩数計使用時と比較して歩行時消費エネルギーの高精度無拘束推定が可能であることが示唆された。

5. 結言

本研究では、移動形態計測装置より求めたエネルギー需要量から消費カロリーを無拘束推定する方法について考えた。運動時のエネルギー需要量と心拍数とを関連づけるモデルからシステムのパラメータである時定数を同定してエネルギー需要量に適用することによって、消費エネルギーと心拍数との相関が向上し、歩行時消費エネルギーの定性的変動の推定が可能であることが示唆された。しかし、歩行速度の無拘束推定が困難であるため、歩行時の歩幅が一定であるという仮定や、階段昇降時の移動速度を考慮しないなど、ICCより求めたエネルギー需要量には問題が残されている。今後は、複数の被験者を対象とした本手法の有効性の確認と、歩行速度や階段昇降速度の変化を考慮した運動負荷量の推定法の確立などを行う予定である。

Table 3 Result of identification and coefficient of correlation

Subject (Age, Weight)	T [s]	K $\frac{\text{beat}}{\text{kcal}}$	R	
			Pedometer	ICC
1 (26, 55kg)	23.2	5.8	0.76	0.85
2 (36, 70kg)	34.2	6.4	0.71	0.88
3 (23, 63kg)	46.6	8.1	0.66	0.77
4 (22, 65kg)	49.9	7.0	0.42	0.82
5 (22, 63kg)	33.3	5.7	0.47	0.83
6 (25, 72kg)	42.5	7.1	0.64	0.87
7 (28, 68kg)	21.3	7.1	0.60	0.76
Average	35.9	6.7	0.61(*)	0.83(*)

*: $p < 0.01$

参考文献

- 1) Eiji Ino-Oka, Showko Umeda, Yoshiharu Kutsuwa, Takashi Takahashi, Kouichi Sagawa, Takayuki Takahashi, Hikaru Inooka, "The Effects of an Angiotensin-Converting Inhibitor (Enalapril) on Patients with Mild Cardiac Failure — Evaluating Cardiac Function Based on the Relationship between Daily Walking Pace and Heart Rate", *Clinical Cardiology*, Vol. 21, pp.893-898, 1998
- 2) 佐川貢一, 伊奈淳, 高橋隆行, 石原正, 猪岡光, "加速度および大気圧を利用した人間の移動形態の推定", *計測自動制御学会論文集*, Vol.35, No.2, pp.184-190, 1999
- 3) R.W. Stremel, E.M. Bernauer, L.W. Harter, R.A. Schultz, R.F. Walters, "Modeling static and dynamic human cardiovascular responses to exercise", *Computer Programs in Biomedicine*, Vol.4, pp.246-252, 1975
- 4) 朝日奈一男, 水野忠文, 岸野雄三, "講座 現代のスポーツ科学 1 スポーツの科学的原理", pp.182-183, 大修館書店, 1977
- 5) 長嶺晋吉, "講座 現代のスポーツ科学 2 スポーツとエネルギー・栄養", pp.91-92, 大修館書店, 1979
- 6) 佐藤方彦, "人間工学基準数値数式便覧", pp.2034, 技報堂, 1992
- 7) 谷口興一, 吉田敬義, "運動負荷テストとその評価法", pp.56-58, 南江堂
- 8) 猪飼道夫, 広田公一, "スポーツ科学講座・3・運動の生理", pp.163-164, 大修館書店, 1966
- 9) Iwao Sotobata, Tomoyoshi Shino, Teruo Kondo, Jitsuki Tsuzuki, "Work Intensities of Different Modes of Exercise Testings in Clinical Use", *Japanese Circulation Journal*, Vol.43, pp.161-169, 1979
- 10) C. P. Neuman, C. S. Baradello, "Digital Transfer Functions for Microcomputer Control", *IEEE Trans. of Systems, Man and Cybernetics*, Vol.SMC-9, No.12, pp.856-860, 1979