

制御工学手法を用いた三次元加速度信号からの 酸素摂取量ダイナミクス計測システムの開発

山形大学大学院 新 関 久 一
(共同研究者) 同 齊 藤 直
山形県立保健医療大学 内 田 勝 雄

Development of A Transfer Function Method for the Assessment of Oxygen Uptake Dynamics during Walking by Use of a Triaxial Accelerometer

by

Kyuichi Niizeki, Tadashi Saitoh
*Graduate School of Science and Engineering,
Yamagata University*
Katsuo Uchida
*Department of Physical Therapy,
Yamagata Prefectural University of Health Sciences*

ABSTRACT

The use of accelerometry to assess physical activity has become more common in recent years. However, accelerometer devices are unable to determine dynamics of energy expenditure (EE) due to the lack of precision and temporal resolution. In the present study, we propose a novel method to predict EE based on transfer function (TF) analysis between oxygen uptake (VO_2) and triaxial accelerometer signals. Ten healthy subjects performed incremental treadmill walking test consisted of 4-min incremental speeds ranging from 2.5 km/h to 6.5 km/h with the increment of 1km/h. The amplitude of the three dimensional vector of body acceleration (A_{3D}) was linearly related with VO_2 during the speeds ranging from 2.5 to 5.5 km/h. Then, we employed pseudorandom binary sequence exercise test switching the speeds between 2.5km/h and

5.5km/h to determine the individual TF relating A_{3D} to VO_2 by applying autoregressive with extra input model. To evaluate the accuracy of the estimated TF, VO_2 response was predicted by convolving the determined impulse response with corresponding A_{3D} obtained from square wave transition treadmill walking test at the speed from 2.5 km/h to 5.5 km/h. The average root mean square error between predicted and measured VO_2 during on-step transition was 1.18 ml/kg/min (range 0.79 to 1.75 ml/kg/min). Gait frequency can be precisely estimated by the phase derivative of A_{3D} signal with the error less than 1.5%. We conclude that VO_2 on-kinetics can be estimated from A_{3D} by using an individual TF estimate together with the gait frequency. The proposed method should be useful for estimating VO_2 dynamics during walking and may be beneficial to the estimation of EE during rehabilitation usually held in situations without a gas analyzer. Further research should be needed whether the method could be applied to the ambulatory activities of walking and/or running.

要 旨

中高年齢者の健康管理や肥満防止、心疾患患者への運動処方などを行う上で、身体活動量（エネルギー代謝）を定量的に把握することは重要であり、その無拘束無侵襲計測法の開発が望まれている。エネルギー代謝を推定するために、加速度計を用いた身体活動量の計測が行われているが、基礎代謝の倍数（代謝当量、METs）で表される大まかな定常値しか提供せず、時々刻々と変化する代謝量を推定する手法はこれまでに提案されていない。本研究では、制御工学的手法により三次元加速度の瞬時振幅（ A_{3D} ）と酸素摂取量（ VO_2 ）間の伝達関数から VO_2 ダイナミクスを推定する新しい手法を提案した。被験者10名にトレッドミルを用いて A_{3D} と VO_2 間の線形性を調べるための多段階漸増負荷（INC）、伝達関数を推定するための疑似ランダム負荷（PRBS）および検証用のステップ負荷（SW）を課した。INCは2.5km/hから6.5km/hまで4分毎に1km/hづつ漸増する負荷であり、PRBSは2.5km/hと5.5km/hの二値系列がランダムに変化する負荷で

ある。SWは2.5km/hから5.5km/hへのステップ状負荷である。INCで計測した A_{3D} と VO_2 の定常状態値は2.5 km/h～5.5 km/hまで線形性が確認された（ $r=0.996$ ）。PRBSで推定したインパルス応答とステップ負荷で計測した A_{3D} のコンボリューションから VO_2 ダイナミクスを予測した。実測値と予測値のRMSEは平均で1.18ml/kg/minであり、良好な推定結果が得られた。また、加速度の瞬時位相から推定した歩行周波数の誤差は1.5%未満であった。本研究で提案する手法は、歩行運動時のエネルギー消費量と歩行リズム周波数の推定ができ、リハビリテーション現場などのガス分析器が使用できない環境などで有用と考えられた。今後、屋外での検証やランニングでの適用性など更なる検討が必要である。

緒 言

日常生活において運動を継続して行うことは肥満予防や心疾患患者の予後やリハビリテーションに重要であり、座りがちな生活は慢性疾患の原因とされている^{9,10,18}。したがって身体活動の指標となるエネルギー代謝量を正確に把握

することは日頃の健康管理やリハビリテーションなどにおける運動処方を行う上で有益な示唆を与えることになる。特に中高年者においてはメタボリックシンドローム予防や健康増進の目的で、適正な運動処方のもとで健康管理を図ることが望まれる。身体エネルギー代謝量の計測は酸素消費量 (VO_2) を測定することが最も正確な方法ではあるが、屋外における VO_2 計測法で簡便かつ個人レベルで用いることができる測定法がないことから、加速度計を利用した身体活動量計測や心拍数、あるいはそれら両者の線形重回帰をもとに推定されている^{1, 4, 11, 16, 17, 20}。しかし、心拍数はその日の体調や自律神経緊張度によって安静時でも日によって異なり、エネルギー代謝は運動のパターンや負荷の強さによって時々刻々変化し、一定運動負荷を課したとしても VO_2 が定常状態に達するまでには2~3分はかかる。一方、加速度計の応答は瞬時である。したがって、加速度計を用いたエネルギー代謝の計測は定常状態のみを推定しているに過ぎず、ダイナミックなエネルギー代謝の様相を反映していない。それゆえに、代謝当量 (METs) をベースにした大凡の代謝量しか情報を提供していない²²。身体活動量を推定する加速度計は通常1秒毎にエポックデータを計測し、1分あたりのカウント数で活動量を表している¹³。この活動量が VO_2 と良く相関するとして研究者の間で使用されている。しかし、これらのデバイスは加速度の物理量 (G) ではなく、振動数 (カウント数) で活動量を表しているため、比較的軽い運動では定常状態といえども METs が高めに推定されるという指摘もあり^{6, 15, 19}、様々な分岐モデルが提案されている^{3, 5, 7, 8}。このような現状から本研究では三次元加速度ベクトルの瞬時振幅と瞬時位相情報を利用し、制御工学的な手法に基づく伝達関数モデルを推定することで、加速度信号のみから酸素摂取量ダイナミクスと運動リ

ズム周波数を同時に推定する新たな計測システムの構築を行った。

1. 実験方法

1.1 被験者

被験者は健常成人男性5名、女性5名 (平均身長 165 ± 10 cm, 平均体重 56.8 ± 9.4 kg) である。被験者には実験内容を十分に説明しインフォームドコンセントを得た。研究計画は山形大学工学部倫理委員会によって承認された。

1.2 実験概要

日常生活において歩行運動は最もポピュラーな運動であり、本研究ではトレッドミルを用いた歩行運動で計測を行った。被験者は3種のトレッドミル運動を行った。1つは多段階漸増負荷運動 (INC) であり、時速 2.5 km から 6.5 km まで 1km ずつ速度を段階的に増加させる運動を行った。これは三次元加速度の瞬時振幅と VO_2 の線形性を確認するために実施した。2つ目は疑似ランダム負荷運動 (PRBS) である。トレッドミル速度を時速 2.5 km と 5.5 km の2段階でランダムに変化させた。この負荷は三次元加速度の瞬時振幅と VO_2 間の伝達関数を推定するために用いた。3つ目はステップ負荷 (SW) であり、時速 2.5 km から 5.5 km まで瞬時に速度を変化させた。これは推定された伝達関数を用いてステップ負荷応答を予測できるかどうかの検証実験である。時速 2.5 km と 5.5 km は通常の歩行速度をカバーする速度であり、また後述するように三次元加速度瞬時振幅と VO_2 間に線形性が確認された速度範囲である。

1.3 実験プロトコル

被験者は呼吸流速トランスジューサ (RF-2, MINATO) の付いた呼吸マスク (Hans rudolph) を装着した。また、歩行リズムを計測するため

にヒール部にマイクロスイッチが内蔵されたシューズを履いた。小型無線三次元加速度センサ (WAA-001, ATR-Promotions) を被験者の腰部臍点に垂直軸 (z 軸) を確認しながらベルクロテープで装着した。運動中の前進方向 (X), 横方向 (Y), 垂直方向 (Z) の加速度信号を Bluetooth インターフェイスを用いてサンプリング周波数 20 Hz でパソコンに送出した。

全ての歩行運動実験はトレッドミル (MAT2700, Fukuda denshi) 上で行った。INC では、被験者は立位安静を 3 分間保った後、2.5 km/h から 6.5 km/h まで 1 km/h ずつ速度を増加させながら、それぞれの負荷を 4 分間維持する歩行運動を行った。PRBS では 6 ビットで構成される 64 ユニットの M 系列信号を作成し、1 ユニット 20 秒間継続する運動負荷を 2.5 km/h と 5.5 km/h で繰り返し 20 分間運動した。この PRBS 信号の有効周波数はそのパワースペクトルから 0.045 Hz と推定され、VO₂ の動特性をカバーするものである。トレッドミル速度は PC によって RS232C 経由で制御した。SW では被験者は 3 分間トレッドミル上で起立安静を保った後、2.5 km/h の速度で 5 分間運動し、続いて 5.5 km/h の速度で 5 分間歩行運動を行った。

1.4 データ収集方法

呼気、吸気ガスを連続的に質量分析器 (WSMR-1400; Arco Co.) で測定し、呼吸流速信号とともに PC で 20 Hz でデジタル化して breath-by-breath で VO₂ を求めた。質量分析器は実験前に標準ガス (14.0% O₂, 6.04% CO₂) を用いて校正を行った。また、流速計はポンプで 3 種の異なる流速で校正を行った。被験者が着用したシューズ靴底に取り付けたマイクロスイッチ信号を DAT に記録し、スイッチ信号のオンセット間隔から歩行リズム周波数を計測した。

1.5 解析手法

加速度センサの X, Y, Z 軸の出力信号から三次元加速度ベクトル (Acc_{3D}) を以下の式で求めた。

$$Acc_{3D} = \sqrt{Acc_x^2 + Acc_y^2 + Acc_z^2} \quad (1)$$

ここで Acc_x, Acc_y, Acc_z はそれぞれ X 軸, Y 軸, Z 軸方向の加速度信号である。瞬時振幅 (A_{3D}(t)) は解析信号より以下の式で求めた。

$$A_{3D}(t) = \sqrt{s(t)^2 + s_H(t)^2} \quad (2)$$

ここで、s_H(t) は信号 s(t) = Acc_{3D} のヒルベルト変換であり、以下のように求められる。

$$s_H(t) = \frac{1}{\pi} PV \int_{-\infty}^{\infty} \frac{s(\tau)}{t-\tau} d\tau \quad (3)$$

ここで、PV はコーシーの主値で積分することを意味する。歩行周波数は瞬時位相 (φ) を微分することで以下の式で求めた。

$$f_g = \frac{1}{2\pi} \frac{d\phi(t)}{dt} \quad (4)$$

$$\phi(t) = \tan^{-1}[s_H(t)/s(t)] \quad (5)$$

瞬時振幅 A_{3D} と同じタイミングの VO₂ を得るため、まず、VO₂ で異常データを取り除き、Lagrange 補間を用いて 1 秒間隔のデータにした。さらに A_{3D} と VO₂ を 5 秒ごとにスムージングした。INC では、各速度における最後の 1 分間の VO₂ と A_{3D} データを平均して相関を求めた。各被験者毎の A_{3D} と VO₂ 間の伝達関数は ARX (autoregressive with extra input) モデルを適用して求めた。このモデルは線形モデルであり、一般的に以下のように表される¹⁴⁾。

$$y(k) = -\sum_{i=1}^n A_i y(k-i) + \sum_{j=d}^{m+d-1} B_j u(k-j) + e(k) \quad (6)$$

ここで、k はサンプル番号、y(k) はシステム応答、u(k) は入力、そして e(k) は誤差項である。また、n と m はそれぞれ自己回帰パラメータ次数

と外因性パラメータ次数を表しており、遅れは d で示される。観測結果を最小のパラメータ次数で表すことのできるモデルを探索するため赤池の情報基準 (AIC) を用いた。パラメータ A_i と B_j は最小二乗法で求めた。VO₂ と A_{3D} の関連性を見るためコヒーレンス関数を求めた。システム同定の解析は MATLAB System Identification Toolbox (MathWorks) を用いた。伝達関数を推定した後、インパルス応答の係数を求め、SW 負荷試験における A_{3D} 信号と畳み込み積分を行うことにより VO₂ を推定した。推定精度は残差と平均二乗平方根誤差 (RMSE) で評価した。RMSE は以下で表される。

$$RMSE = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \sqrt{[VO_{2p}(t) - VO_{2m}(t)]^2} \quad (7)$$

ここで、 N はデータ数であり、VO_{2p}(t) と VO_{2m}(t) はそれぞれ予測された VO₂ と実測の VO₂ である。RMSE 値は 5.5 km/h に遷移する 1 分前から運動終了までの 6 分間のデータから求めた。

1.6 統計解析

INC 負荷試験のデータを用いて定常状態の VO₂ と A_{3D} の相関関係を求めた。推定 VO₂ と実測 VO₂ の差は残差と RMSE で評価し、また、歩行周波数 f_g は実測と推定値の平均値を比較した。値は平均 ± 標準偏差で表した。

2. 結果

INC 負荷試験における VO₂ と A_{3D} の定常状態値、および歩行周波数 f_g の実測値と推定値を表 1 に示す。A_{3D} は三次元加速度ベクトル振動の包絡線であり、歩行速度が上がるにつれ増加している。また、歩行速度に応じて有意に VO₂ も増加した。VO₂ と A_{3D} の間には歩行速度 2.5 km/h から 5.5 km/h までの範囲で線形関係が認められた。回帰直線の傾き (ゲイン) は被験者ごとに異なっていたが、相関係数 (r) は有意であり、 r 値で 0.937 ~ 0.998 の範囲であった。グループ平均の回帰式は、VO₂=9.5+0.048 · A_{3D}, $r=0.996$ であり、2.5 km/h ~ 5.5 km/h の範囲では VO₂ と A_{3D} は線形関係があると推定された。また、瞬時位相から推定した f_g は歩行速度 2.5 km/h では 1.5% の誤差 (推定値 - 実測値)、3.5 km/h では 0.2%、4.5 km/h では -0.2%、5.5 km/h では -0.1%、6.5 km/h では -0.7% の誤差であり、実測値とほぼ一致した。

図 1 に 1 名の被験者における PRBS 負荷試験時の記録例 (図 1A) と ARX モデルによる推定した伝達関数を示す (図 1 B, C, D)。A_{3D} は三次元加速度ベクトル振動の包絡線をよく抽出している。この例では、ARX モデルの次数は $n=2$, $m=2$, $d=1$ でフィッティングされた。伝達関数はローパスフィルタの特性を持ち、コヒーレンス関数から推定して有効な周波数帯域は 0.04Hz と考えられた。図 2 はこの伝達関数を用いて推定した VO₂ ダイナミクスと歩行周波数である。推

表 1 VO₂, amplitude of 3D vector of acceleration (A_{3D}), and gait frequency (f_g) during INC treadmill walking test for all subjects. $f_g(m)$, measured gait frequency; $f_g(e)$, estimated gait frequency

Tread mill speed (km/h)	VO ₂ ml/kg/min	A _{3D} (mG)	$f_g(e)$ (Hz)	$f_g(m)$ (Hz)
0	5.6 ± 0.6	6.0 ± 2.0	-	-
2.5	12.7 ± 1.9	63.7 ± 10.1	0.789 ± 0.098	0.777 ± 0.111
3.5	15.1 ± 1.7	114.8 ± 19.3	0.867 ± 0.084	0.865 ± 0.088
4.5	17.7 ± 1.9	178.4 ± 27.7	0.923 ± 0.071	0.925 ± 0.076
5.5	21.4 ± 1.4	257.2 ± 40.2	0.971 ± 0.060	0.972 ± 0.061
6.5	27.5 ± 1.6	324.8 ± 45.6	1.075 ± 0.084	1.083 ± 0.085

Values are means ± SD. The values at treadmill speed 0 were obtained at standing position. $f_g(m)$, measured gait frequency; $f_g(e)$, estimated gait frequency

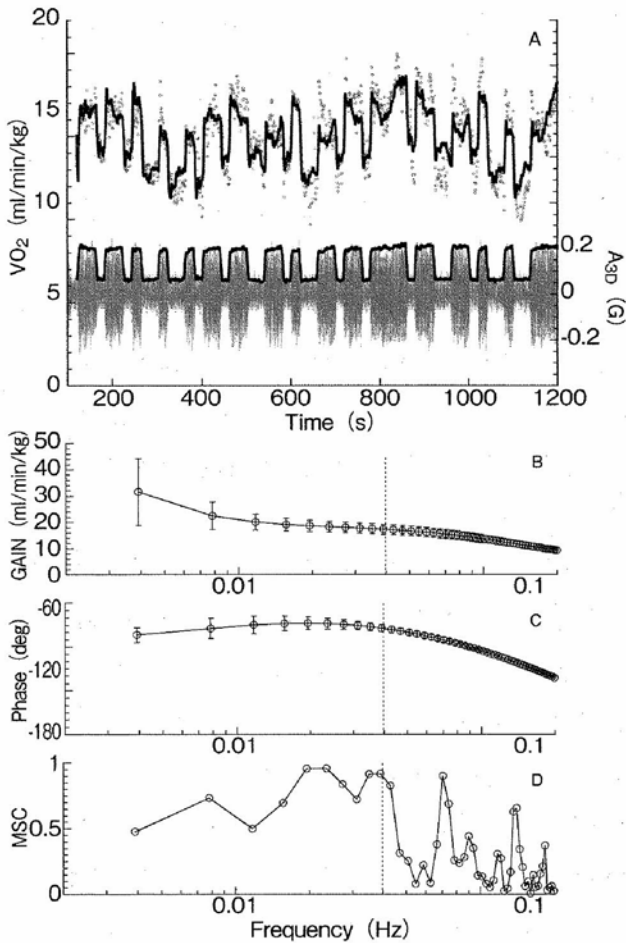


図1 Representative tracing of PRBS treadmill walking test and transfer function of A_{3D} to VO_2 in 1 subject. A: measured (open circles) and reconstructed VO_2 (upper solid line) by convolving corresponding A_{3D} (lower bold line) with the determined impulse response. B: estimated amplitude of the gain, C: estimated phase spectrum., D: magnitude squared coherence function. Vertical dotted lines indicate the upper limit of useful frequency inferred from power spectrum for the PRBS exercise pattern. Error bars in panels B and C indicate uncertainty of estimates.

定された VO_2 はステップ負荷運動時の Phase I や Phase II などの VO_2 ダイナミクスの特徴を捉えていた。歩行周波数は 2.5 km/h の速度で変動が見られる。これは歩行運動としてはかなり速度が遅いためであると考えられる。実測値と推定した VO_2 との残差は -0.26 ± 0.92 ml/kg/min であり、残差のプロファイルに系統的な誤差は認められなかった。

被験者それぞれの伝達関数を用いることで VO_2 ダイナミクスの推定は可能であった。図3に全被験者の VO_2 on-kinetics の推定結果を示

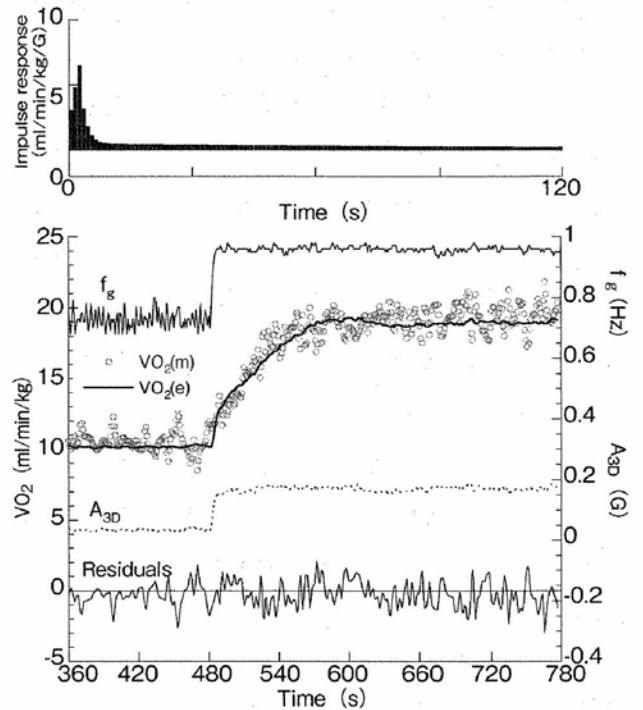


図2 Validation result from 1 subject during the transition from 2.5 to 5.5 km/h treadmill walking using individual impulse response estimate (upper panel). Measured VO_2 (open circles), predicted VO_2 (bold line) and gait frequency (f_g) with the change in A_{3D} (dotted line) are shown. Residuals profile between measured and predicted VO_2 is also shown. Transition from 2.5 to 5.5 km/h begins at 480 s.

し、表2にRMSEをまとめた。全被験者の伝達関数のモデル次数は、 $n=4.1 \pm 1.2$, $m=3.9 \pm 1.2$, $d=0.9 \pm 1.0$ であった。SW負荷におけるゲインは平均で 55.2 ± 13.6 であり、個人差が見られた。 VO_2 推定値のRMSEは平均で 1.18 ± 0.32 ml/kg/min であり良好な推定結果が得られた。

3. 考察

本研究の目的は歩行運動時の加速度瞬時振幅 (A_{3D}) と breath-by-breath で計測された VO_2 間の伝達関数を推定することで、加速度信号から VO_2 ダイナミクスの予測が可能か検証することである。INC負荷の結果から A_{3D} と VO_2 には 2.5km/h から 5.5km/h までの速度で線形関係が見られたことから、この速度範囲内で線形モデルを適用して伝達関数を求めることは妥当であると考えられた。6.5km/h のトレッドミル速度では

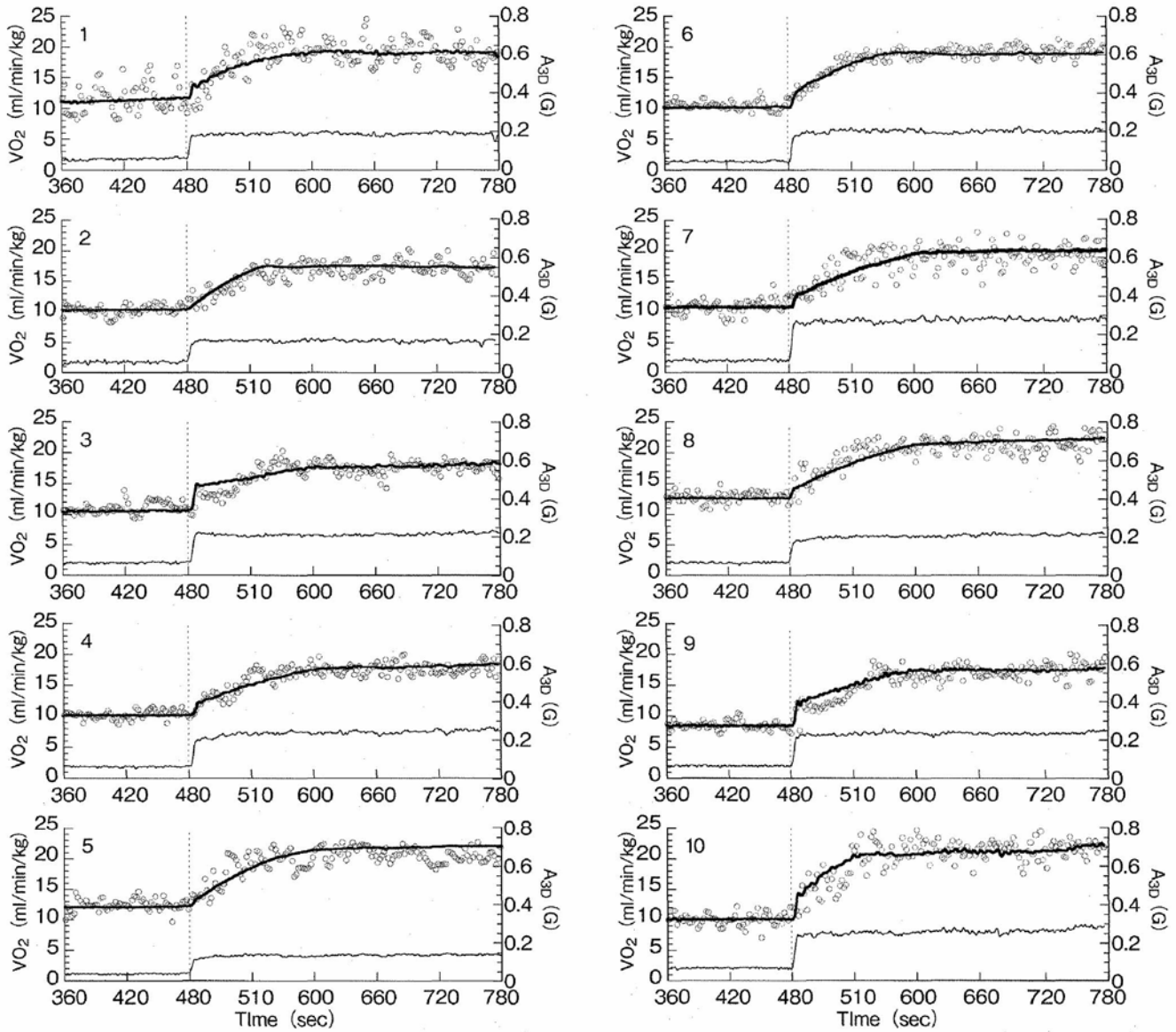


図3 Validation results from all subjects during the transition from 2.5 to 5.5 km/h treadmill walking using individual TF. Measured (open circles) and predicted VO₂ (bold line) with the change in A_{3D} (thin line) are shown in each panel.

表2 Amplitude of VO₂ (Δ VO₂) and A_{3D} (Δ A_{3D}), gain, and prediction results using individual impulse response function. The difference between measured and predicted VO₂ are summarized as the residuals and the root mean square error (RMSE).

subj.ID	Δ VO ₂ (ml/kg/min)	Δ A _{3D} (mG)	Gain (ml/kg/min/G)	Residuals (ml/kg/min)	RMSE (ml/kg/min)
1	6.58	127	51.7	-0.19 ± 1.93	1.56
2	6.70	109	61.3	0.26 ± 1.17	0.96
3	6.28	154	41.0	0.31 ± 1.22	0.98
4	7.20	188	38.4	-0.13 ± 1.05	0.85
5	7.68	100	76.9	0.65 ± 1.65	1.42
6	9.18	155	59.2	-0.26 ± 0.92	0.79
7	8.29	214	38.7	0.97 ± 1.93	1.75
8	11.1	149	74.6	0.04 ± 1.85	1.48
9	9.45	174	54.2	0.45 ± 1.22	1.05
10	11.6	208	55.7	0.11 ± 1.27	1.42
mean ± SD	8.31 ± 2.0	157 ± 239	55.2 ± 13.6	0.22 ± 0.39	1.18 ± 0.32

Δ , difference between 2.5 and 5.5 km/h treadmill speed.
Subject's ID from 1 to 5 are male others are female.

加速度の振幅に対して VO_2 が非線形に増加し(表1), 歩行運動の効率が低下していると予想される。5.5km/hでのガス交換比の平均は0.94であり, 有酸素代謝が行われている負荷レベルである。またこの運動強度はほぼ6METsに相当するレベルであり, 日常生活の歩行運動強度をカバーする速度と考えられる。PRBS 負荷で推定した伝達関数を用いて, SW 負荷の VO_2 ダイナミクスを予測したところ良好な推定結果が得られた。 VO_2 の推定誤差は計測値の10%以内に収まる精度での推定が可能であった。 VO_2 の on-kinetics は cardiodynamic 相である phase I の後, 指数関数的に上昇する phase II を経て定常状態に達する。予測した VO_2 プロファイルは完全に実測値と同一ではないが, 本質的な特徴は捉えている。

これまでの加速度センサを用いたエネルギー代謝計測は, 加速度センサの分時カウント数をベースにしており, カウント数と定常値との相関関係を利用してエネルギー代謝を推測している。したがって, エネルギー代謝のダイナミクスを加速度センサから推定できなかった。本研究で提案する手法では, 時々刻々と変化する VO_2 を推測可能であり, 屋外での歩行運動時に適用できればより精度良くエネルギー代謝の推定が可能と予想される。しかしながら, 本法による VO_2 ダイナミクス計測法を実用化するためには, 個人ごとの校正が必要な点が問題となる。各被験者から得られた伝達関数には個人差が見られ, 平均的な伝達関数でどの程度の精度で推定可能か今後検討が必要である。身長や体重, 年齢, 性別などを入力パラメータとしてグループ毎の平均的なインパルス応答から求めた VO_2 と個人の伝達関数から求めた VO_2 にどの程度の誤差があるか今後検討する必要があるだろう。また, 本手法では, レベルウォーキングについての推定が可能であるが, 傾斜歩行では伝達関数も異なると予想され¹²⁾, 加速度振幅の閾値設定などに

よる分岐モデルの適用も考慮する必要があると思われる。実際, uphill や downhill の運動で加速度計から推定されるエネルギー代謝はレベルウォーキングとは異なることが報告されている^{21, 23)}。同様に, ランニングでも適用可能か問題である。ランニングではカウントベースの加速度計はカウントが頭打ちになるが, A_{3D} はランニングスピードに応じて増加することは確かめている。今後は, 提案手法の傾斜歩行への応用など, より実用化に向けた検討を行う必要がある。

4. まとめ

本研究では歩行運動時の三次元加速度振幅情報から VO_2 ダイナミクスと歩行リズムを推定する新たな計測法の開発を行った。本手法を用いて歩行運動時の VO_2 on-kinetics と歩行リズム周波数を精度良く推定できた。今後は, off-kinetics を含め, 種々の歩行運動速度で推定精度を検証し, 実用化を進める予定である。本手法がリハビリテーション現場などのガス分析器が使用できない環境での使用が可能となれば有益と考えられる。

謝 辞

研究助成を賜りました財団法人石本記念デサントスポーツ科学振興財団に深く感謝申し上げます。

文 献

- 1) Bonomi A.G., Goris A.H.C., Yin B., Westerterp R., Detection of type, duration, and intensity of physical activity using an accelerometer. *Med. Sci. Sports. Exerc.*, 41:1770-1777 (2009)
- 2) Bonomi A.G., Plasqui G., Goris A.H.C., Westerterp R., Improving assessment of daily energy expenditure by identifying types of physical activity with a single accelerometer. *J. Appl. Physiol.*, 107:655-661 (2009)
- 3) Brage S., Brage N., Franks P.W., Ekelund U.,

- Wong M.Y., Anderson L.B., Froberg K., Wareham N.J., Branched equation modeling of simultaneous accelerometry and heart rate monitoring improves estimate of directly measured physical activity energy expenditure. *J. Appl. Physiol.*, **96**:343-351 (2004)
- 4) Brage S., Brage N., Franks P.W., Ekelund U., Wareham N.J., Reliability and validity of the combined heart rate and movement sensor Actiheart. *Eur. J. Clin. Nutri.*, 1-10(2005)
 - 5) Brage S., Ekelund Ulf, Brage N., Hennings M.A., Froberg K., Franks P.W., Wareham N.J., Hierarchy of individual calibration levels for heart rate and accelerometry to measure physical activity. *J. Appl. Physiol.*, **103**:682-692(2007)
 - 6) Carter J., Wilkinson D., Blacker S., Rayson M., Bilzon J., Izard R., Coward A., Wright A., Nevill A., Rennie K., McCaffrey T., Livingstone B., An investigation of a novel three-dimensional activity monitor to predict free-living energy expenditure. *J. Sports. Sci.*, **26**:553-561 (2008)
 - 7) Chen Y.K., Sun M., Improving energy expenditure estimation by using a triaxial accelerometer. *J. Appl. Physiol.*, **83**: 2112- 2122(1997)
 - 8) Crouter S.E., Clowers K.G., Bassett D.R Jr., A novel method for using accelerometer data to predict energy expenditure. *J. Appl. Physiol.*, **100**: 1324-1331 (2006)
 - 9) Grundy S.M., Blackburn G., Higgins M., Lauer R., Perri M.G., Ryan D., Physical activity in the prevention and treatment of obesity and its comorbidities: evidence report of independent panel to assess the role of physical activity in the treatment of obesity and its comorbidities. *Med. Sci. Sports. Exerc.*, **31**: 1493-1500(1999)
 - 10) Hakim A.A., Petrovitch H., Burchfiel C.M., Ross G.W., Rodriguez B.L., White L.R., Yano K., Curb J.D., Abbott R.D., Effects of walking on mortality among nonsmoking retired men. *New. Engl. J. Med.*, **338**: 94-99(1998)
 - 11) John D., Tyo B., Bassett D.R., Comparison of four ActiGraph accelerometers during walking and running. *Med. Sci. Sports. Exerc.*, **42**:368-374(2010)
 - 12) Leicht AS Crowther RG. Influence of non-level walking on pedometer accuracy. *J. Sci. Med. Sports.*, **12**: 361-365(2009)
 - 13) Leenders NYJM, Nelson T.E., Sherman W.M., Ability of different physical monitors to detect movement during treadmill walking. *Int. J. Sports. Med.*, **24**:43-50(2003)
 - 14) Ljung L., System Identification: Theory for the User. Engelwood Cliffs, NJ: Prentice-Hall (1999)
 - 15) Macfarlane D.J., Lee CCY., Edmond YKHo, Chan K.L., Chan D., Convergent validity of six methods to assess physical activity in daily life. *J. Appl. Physiol.*, **101**: 1328-1334(2006)
 - 16) Melanson E.L., Freedson P.S., Validity of the computer science and application, Inc (CSA) activity monitor. *Med. Sci. Sports. Exerc.*, **27**: 934-940(1995)
 - 17) Nichols J.F., Morgan C.G., Sarkin J.A., Sallis J.F., Calfas K.J., Validity, reliability, and calibration of the Tritrac accelerometer as a measure of physical activity. *Med. Sci. Sports. Exerc.*, **31**: 908-912(1999)
 - 18) Pate R.R., Pratt M., Blair S.N., Haskell W.L., Macera C.A., Bouchard C., Buchner D., Ettinger W., Heath G.W., King A.C., Kriska A., Leon A., Marcus B.H., Morris J., Paffenbarger R.S., Patrick K., Pollock M.L., Rippe J.M., Sallis J., Wilmore J.H., Physical activity and public health: a recommendation from the Centers for Disease Control and Prevention and the American College of Sports Medicine. *JAMA*, **273**: 402-407(1995)
 - 19) Rennie K.L., Wareham N.J., The validation of physical activity instruments for measuring energy expenditure: problem and pitfalls. *Public Health Nutr.*, **1**: 265-271(1998)
 - 20) Schutz Y., Weinsier S., Terrier P., Durrer D., A new accelerometric method to assess the daily walking practice. *Int. J. Obesity.*, **26**: 111-118, 2002.
 - 21) Terrier P., Aminian K., Schutz Y., Can accelerometry accurately predict the energy cost of uphill/downhill walking? *Ergonomics*, **44**: 48-62(2001)
 - 22) Troiano R.P., Translating accelerometer counts into energy expenditure: advancing the quest. *J. Appl. Physiol.*, **100**: 1107-1108(2006)
 - 23) Yamazaki T., Gen-no H., Kamijo Y., Okazaki K., Masuki S., Nose H., A new device to estimate VO₂ during incline walking by accelerometry and barometry. *Med. Sci. Sports. Exerc.*, **41**: 2213-2219 (2009)