

傾斜歩行時の運動強度の推定

加登万裕子*・嶋田裕哉*・古市泰郎**・高倉久志**・増田和実***

Estimation of Physical Intensity in Uphill and Downhill Walking

Mayuko KATO *, Yuya SHIMADA *, Yasuro FURUICHI **,
Hisashi TAKAKURA ** and Kazumi MASUDA ***

Abstract

There is no report that examined the validity of accelerometer based portable activity monitor (SEI: Score of Exercise Intensity) in a voluntary speed walking in nature trail including uphill and downhill. The purpose of the present study was, therefore, to assess the validity of SEI in hill walking in "Satoyama", combined with HR- $\dot{V}O_2$ slope in the laboratory exercise tests. Eleven young females walked at a voluntary speed in the Satoyama-hill, that consisted of 1825 m distance and 69 m undulation (field test). The subjects also had the incremental cycling tests and the treadmill walking test in order to obtain the HR- $\dot{V}O_2$ slopes (lab test). The METs was estimated by SEI, HR- $\dot{V}O_2$ slopes and measured $\dot{V}O_2$. The METs values from SEI during uphill, level and downhill parts in Satoyama field test were 3.8 ± 0.6 METs, 4.2 ± 0.6 METs and 5.1 ± 0.9 METs, respectively. In contrast, the METs values from HR- $\dot{V}O_2$ slopes were 6.5 ± 1.4 METs, 6.5 ± 1.6 METs and 4.9 ± 1.3 METs, respectively. The METs from SEI was lower values than that calculated based on HR- $\dot{V}O_2$ slope at uphill part and level part in the field test ($p < 0.01$ at uphill and $p < 0.05$ at level). The simulated level walking and uphill walking at mean speed of the field test also showed METs in simulated uphill walking became lower than it calculated from HR- $\dot{V}O_2$ slope ($p < 0.05$), if METs was estimated by SEI. These results suggested that the physical intensity in uphill walking at voluntary speed would be underestimated, and the error tended to expand with increasing in uphill grade, if an accelerometer based activity monitor was utilized.

Key words: accelerometer, error, field walking, heart rate, METs

* 金沢大学大学院教育学研究科
Graduate School of Education

** 金沢大学大学院自然科学研究科
Graduate School of Natural Science and Technology

*** 金沢大学人間社会研究域人間科学系 (〒920-1192 石川県金沢市角間町)
Faculty of Human Sciences, Kanazawa University, Kakuma-machi, Kanazawa-city, Ishikawa 920-1192, Japan

I. 緒言

健康の維持・増進や心臓病、糖尿病などの疾患を防ぐためには、日常生活の中で一定量の身体活動を確保することが推奨されている^{14,16,21}。その中でも、歩行動作は日常生活において習慣的・無意識的に行われていることから、運動の中でも一番身近なものであると考えられる。さらに、歩行運動は安全で、特別な機器や場所を選ばず手軽に行える利点がある^{14,19}。したがって、歩行運動は運動療法や健康づくりのために幅広く活用されるべきであろう。また、適切な運動プログラムを計画するためには、歩行運動の運動強度および身体活動量を正確かつ簡便に測定することが重要である。

運動中の身体活動レベルの指標には、酸素摂取量 ($\dot{V}O_2$) から算出される代謝当量 (METs) や心拍数 (HR) が広く使われている。特に METs は、厚生労働省 (2006) の健康づくりのための運動指針2006¹⁰で活用されているように、非常に有効な運動指標である。加速度計を組み込んだ計測機で評価した運動強度指標 (SEI; Score of Exercise Intensity) と METs の関係については、トレッドミルでの平地 (*level*) 歩行中において METs と SEI との関連性が認められている^{2,3,18}。一方、SEI の推定は身体振動が算出根拠となるため、身体振動が小さい上り傾斜や振動が大きい下り傾斜における歩行での SEI は測定誤差を生むことが報告されている^{4,13,15}。例えば傾斜1.5%のトレッドミルを歩行した際の身体振動 (上下振動, 前後振動, 左右振動) の加速度と $\dot{V}O_2$ の関係を調査した研究がある⁹。それによると、加速度に対する $\dot{V}O_2$ は *level* 歩行時に比べて上り (*uphill*) 歩行時に高値を示し、下り (*downhill*) 歩行時に低値を示した。しかしながら、この報告で用いた傾斜角度は小さい⁹。つまり、傾斜角度が大きくなった場合には、*uphill* 歩行時においては加速度に対する $\dot{V}O_2$ がより大きくなること、また、逆に *downhill* 歩行時においてはブレーキング作用がより強く働き²⁰、加速度に対する $\dot{V}O_2$ がより小さくなることが予想される。しかしながら、その誤差の程度についての十分な資料がない。つまり、*uphill* 歩行時と *downhill* 歩行時の加速度に対する $\dot{V}O_2$ の回帰線の傾きは異なり、特に傾斜角度の大きい *uphill* や *downhill* を含む歩行路では、加速度計から算出した身体活動量 (SEI) と $\dot{V}O_2$ から算出した身体活動量との算出誤差を拡大させる可能性がある。また、*uphill* と *downhill* の組み合わせによっ

て、その誤差が相殺されるかどうか不明である。したがって、*uphill* と *downhill* 歩行時の運動強度あるいは身体活動量を別々に検証する必要がある。つまり、*uphill* や *downhill* を含む遊歩道の歩行を対象にして、SEI と HR 等の生体情報に基づく運動強度 (生理的負担度) の関連性や誤差を検証することによって、人々が傾斜の大きい遊歩道を歩行する際の運動強度及び身体活動量をより正確に推定することができると考えられる。

本研究は、金沢大学所有の里山を利用して傾斜歩行時の運動強度やエネルギー消費量 (EE) を SEI や HR を基に推定し、それらの値における誤差の有無を検証することを目的とした。また、実験室テストを通して、推定された運動強度と傾斜角度との関係を明らかにすることを目的とした。

II. 方法

本研究は、金沢大学教育学部におけるヒトを対象とした実験研究に関する倫理委員会の承認を得た。

A. 被験者

実験参加希望者には事前に実験内容を説明し、任意に参加の同意を得た。被験者は健康な女子大学生11名を対象とした。被験者の身体特性 (mean \pm SD) は、年齢: 21.0 \pm 1.2歳、身長: 160.5 \pm 4.3 cm、体重: 53.1 \pm 3.6 kg、BMI: 20.6 \pm 1.3 kg \cdot m⁻²、 $\dot{V}O_{2max}$: 43.2 \pm 8.9 ml \cdot kg⁻¹ \cdot min⁻¹であった。被験者の $\dot{V}O_{2max}$ は、体力評価区分⁷において5段階中3番目の“Average”に相当した。

B. 里山歩行 (*Field Test*) における手順

被験者には、実験前夜からの飲酒、高強度の運動、ならびに実験開始2時間前からのカフェイン含有物や刺激物の摂取、食事を禁止した。被験者は測定会場に測定開始1時間~30分前に集合し、準備運動を行った後、実験開始まで座位にて安静を保った。

里山歩行 (*Field Test*) の実施に当たり、被験者はHR モニタ (Polar Accurex Plus, Polar, Finland) と簡易型身体活動量測定機 (Life Corder EX, Suzuken, Japan) を装着した。被験者は6分間の座位安静後、里山歩行を開始した。実験に用いた歩行ルートは全長1825 m、標高差69 m から構成されており、傾斜の特徴によってA, B, Cの3つのルートに区分した。各ルートはそれぞれ、ルートAが主に上り坂 (平均

傾斜歩行時の運動強度

斜度: +12.4%), ルート B が主に平坦な道, ルート C が主に下り坂 (平均斜度: -10.9%) という特徴を有している (Figure 1). 被験者は任意の速度 (自分が快適だと思う速度) で歩行するよう指示され, あらかじめ決定されたチェックポイント地点 (CP) で, 主観的運動強度 (RPE) と HR を検者に報告した. なお, 飲水は歩行前後にのみ認め, 歩行中の飲食や会話は禁止した.

C. 実験室測定 (Laboratory Test) における手順

被験者に対する実験前日と当日の注意事項は, *Field test* の通りである.

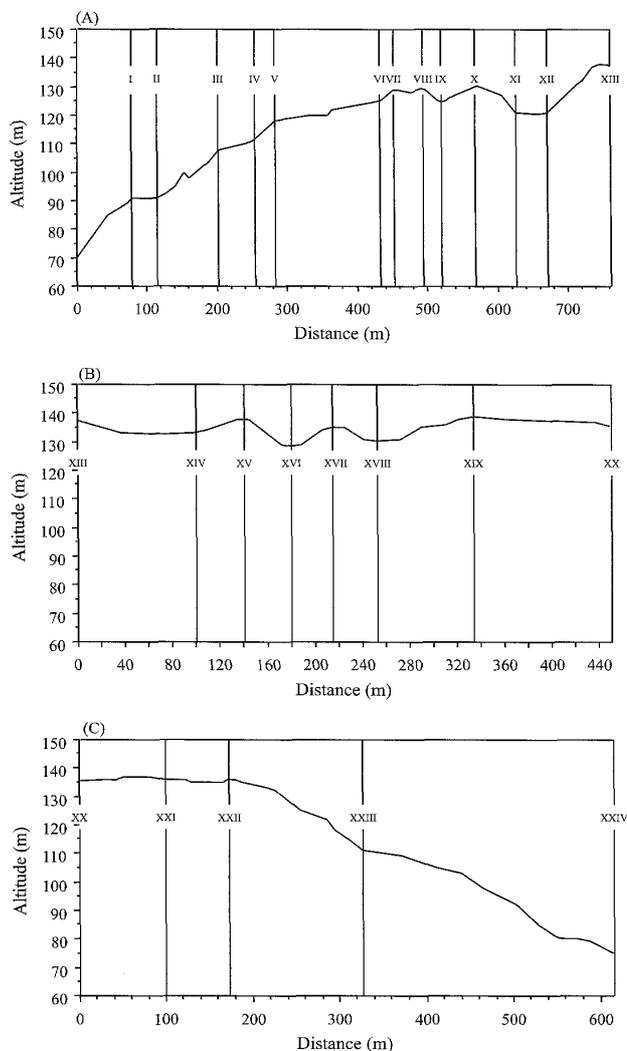


Figure. 1 2-D geography of the field test course in Satoyama.

A: Route A, B: Route B, and C: Route C. Roman figures represent the check points where RPE and HR were confirmed.

各被験者の最大有酸素的作業能力を測定するために, 自転車エルゴメータ (Ergometer 232C, Combi, Japan) を用いたランプ式漸増負荷運動を行った. 被験者は実験開始1時間~30分前に実験室に来室し, 実験開始まで椅座位にて安静を保った. 運動プロトコルは, 3分間の座位安静後, 無負荷で3分間のウォーミングアップを行い, 引き続き25 W \cdot min $^{-1}$ ずつの漸増負荷運動を疲労困憊まで行うものとした. なお, 被験者には運動時のクランク回転数として60 rpm 前後を維持し, RPE を1分毎に指し示すように指示した. 実験開始とともに, HR モニタ (Polar Accurex Plus) と呼気ガス分析機 (Medical gas analyzer MG-360, Minato Medical Science, Japan) による $\dot{V}O_2$ 測定も実施した.

また, 別の日にトレッドミルエルゴメータ (Sports Art 1250N, Sports Art, USA) での歩行テストを実施した. 被験者は, 実験開始1時間~30分前に実験室に来室し, 実験開始まで椅座位にて安静を保った. 実験時には, 被験者に HR モニタ (Polar Accurex Plus) と呼気ガス分析器用マスク (Medical gas analyzer MG-360), Life Corder EX を装着し, 4分間の椅座位安静後, 測定を開始した. 被験者は, 以下に示す3つの傾斜でのトレッドミル歩行を行った.

- (1) 傾斜0% : CP XX-XXII の平均歩行速度 : ルート B (平均的に平坦) に相当
- (2) 傾斜4.3% : CP V-VI の平均歩行速度 : ルート A のやや緩い上り坂部分に相当
- (3) 傾斜10.3% : CP I-VIII の平均歩行速度 : ルート A の平均勾配に近似

各歩行条件での歩行時間は5分とし, 歩行速度は, *Field Test* における各被験者の個別速度に近似させた (各傾斜における歩行速度の平均値は Table 1).

D. 測定項目

1. 主観的運動強度 (RPE)

Borg の20段階表を用いて, *Field Test* の各 CP や *Laboratory Test* での運動負荷試験中に RPE を測定した.

2. 心拍数 (HR)

HR は HR モニタを用いて測定し, 5秒毎に記録・解析した. 測定に用いた Polar Accurex Plus の妥当性は先行研究で確認されている^{5,11,20}. また, *Field Test* ならびに *Laboratory Test* での運動時 HR は, 心拍

予備率 (% HRreserve; % HRR) に換算した。安静時 HR は運動開始 2 分 30 秒前～30 秒前の平均値を用い、HRmax は 220- 年齢から算出した。

3. 最大酸素摂取量 ($\dot{V}O_{2max}$) ならびに HR- $\dot{V}O_2$ 回帰式

Laboratory Test における自転車運動を用いた漸増負荷試験での呼気ガス分析によって、各被験者の最大酸素摂取量 ($\dot{V}O_{2max}$) を決定した。 $\dot{V}O_{2max}$ は疲労困憊直前 (運動終了直前) の $\dot{V}O_2$ の 30 秒間の平均値とし、得られた $\dot{V}O_{2max}$ を被験者の体重で補正 ($ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$) した。安静時 $\dot{V}O_2$ は運動テスト開始 1 分前～30 秒前の平均値を採用した。また、 $\dot{V}O_2$ を HR で除すことによって O_2 pulse ($ml \cdot beat^{-1}$) を算出した。

なお、トレッドミルエルゴメータ上での歩行運動時の $\dot{V}O_2$ と HR を被験者毎に直線回帰し、下記の METs 算出に利用した (5. 代謝当量 (METs) 参照)。

4. 推定運動強度 (SEI)

Field Test ならびに *Laboratory Test* での歩行中の SEI は Life Corder EX を用いて測定した。Life Corder EX は 1 軸の加速度センサを内蔵しており、その振幅と振動頻度から運動強度 (SEI) や歩数を算出している。また、SEI は 4 秒毎に測定され、2 分間で最も多く観察された値がその 2 分間の運動強度として記録された。

5. 代謝当量 (METs)

Field Test での METs は、*Laboratory Test* で得られた HR- $\dot{V}O_2$ 回帰式から METs を換算する手法を採った。このことによって、呼気ガス分析を実施できない *Field Test* における METs を算出した (以後、この HR- $\dot{V}O_2$ 回帰式から算出した METs を HR-METs と表記する)。

Laboratory Test として行ったトレッドミル上での傾斜歩行では、実測した歩行時 $\dot{V}O_2$ を安静時 $\dot{V}O_2$ で除して METs を算出した (以後、この METs を実測 METs と表記する)。安静時の平均 $\dot{V}O_2$ は $3.5 \pm 0.4 ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$ であった。

Field Test と *Laboratory Test* に共通して、Life Corder EX によって算出される SEI から METs を算出した。この METs は SEI を換算式 ($METs = 1.17 + 0.88 \cdot SEI$) に当てはめることによって算出でき

る¹⁸⁾ (以後、この SEI から算出した METs を SEI-METs と表記する)。

6. エネルギー消費量 (EE)

Field Test 中の EE は、上記の方法で得られた各 METs と安静時代謝量 (RM; Resting Metabolism) を考慮した次式を用いて算出した。

$$RM (kcal \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}) = \text{基礎代謝基準値} \cdot 1.2 \quad \text{--- F1}$$

$$EE (kcal) = METs \cdot RM \cdot w \cdot t \quad \text{--- F2}$$

第 6 次改定日本人の栄養所要量⁹⁾では、RM は基礎代謝量 (BM; Basal Metabolism) の約 1.2 倍に設定されている。そこで、20 代女性の基礎代謝基準値 ($kcal \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$) である 0.0165 を 1.2 倍した (F1)。EE は上述した方法で算出された METs, RM, 体重 (weight; w), 時間 (time; t) から算出した (F2)。

E. 統計処理

全ての統計量は平均値 \pm 標準偏差で表した。*Field Test* における HR-METs と SEI-METs (EE 含む) の比較、および *Laboratory Test* における傾斜毎の各パラメータの差の検定には paired Student's *t*-test を用いた。*Laboratory Test* における実測 METs と SEI-METs の比較には二要因の分散分析 (傾斜 \times 測定方法) を行い、平均値に有意差が認められた場合には、Post-hoc test として Tukey-Kramer を行った。さらに、傾斜角度と実測 METs と SEI-METs との差の相互関係を検討するにあたって、ピアソンの相関係数を算出した。有意水準は 5% 未満とした。

III. 結果

A. *Field Test* 及び *Laboratory Test* の各パラメータ

Table 1 は各コース、各傾斜における *Field Test* 及び *Laboratory Test* の各パラメータを示した。*Laboratory Test* の各傾斜における歩行速度は、*Field Test* における近似傾斜区域 (CP 区間) を歩行した時の歩行速度にあわせてため、傾斜角度が大きくなるにつれて歩行速度が低下する傾向にあった ($p < 0.01$ vs 0%, 4.3%)。 *Laboratory Test* の % HRR は傾斜角度の上昇にともなって上昇する傾向にあった ($p < 0.01 \sim 0.05$ vs 0%, 4.3%)。 SEI は、傾斜角度の上昇にともなって低下する傾向にあった ($p < 0.01 \sim 0.05$ vs 0%)。 O_2 pulse は、level 歩行に比べて傾斜 4.3% で 7.7%、傾斜 10.3% で 10.3% の上昇であり、傾斜角度の上昇に伴って上昇した ($p < 0.01$ vs 0%)。

傾斜歩行時の運動強度

Table 1 Mean values of the variables obtained by the field test and the laboratory test.

variables (unit)	Field Test				Laboratory Test		
	Route A (uphill)	Route B (level)	Route C (downhill)	All	0 %	4.3%	10.3%
Walking speed (m min ⁻¹)	64.4±7.2	77.0±5.8	89.6±6.4	72.3±14.9	82.3±4.9	79.7±9.3	60.6±6.7**‡
%HRR (%)	46.5±12.7	44.2±14.3	33.1±13.4	43.6±11.5	25.1±7.8	35.7±10.1**	38.6±8.0**†
SEI (A.U.)	2.9±0.7	3.4±0.7	4.4±0.9	3.3±0.2	4.5±1.1	4.3±1.2	2.7±0.6**‡
RPE (A.U.)	11.6±1.0	11.4±1.5	10.9±1.2	11.4±0.8	9.7±1.9	11.0±1.5**	10.8±2.0*
O ₂ pulse (m beat ⁻¹)	-	-	-	-	7.8±1.5	8.4±1.8**	8.6±1.6**

Values are means±SD. n=11. %HRR: percent of heart rate reserve, SEI: Score of Exercise Intensity, RPE: rate of perceived exertion of Borg scale, A.U.=Arbitrary Unit. *, p<0.05, **, p<0.01 vs grade 0%, †; p<0.05, ‡; p<0.01 vs grade 4.3%.

B. 各歩行ルートにおける METs と消費エネルギーの比較

HR-METs は、ルート A において 6.5 ± 1.4 METs, ルート B において 6.5 ± 1.6 METs, ルート C において 4.9 ± 1.3 METs であり, *Field Test* 全体の平均 HR-METs は 5.9 ± 1.4 METs であった. SEI-METs は, それぞれのルートにおいて 3.8 ± 0.6 METs, 4.2 ± 0.6 METs, 5.1 ± 0.9 METs であり, *Field Test* 全体の平均 SEI-METs は, 4.4 ± 0.5 METs であった (Figure 2-a). ルート A とルート B, *Field Test* 全体の平均 METs では, SEI-METs が HR-METs に比べて低値を示した (ルート A: 41.5%, p<0.01, ルート B: 33.8%, p<0.05, 全体: 25.4%, p<0.01). ルート C では有意差は認められなかった.

HR- $\dot{V}O_2$ 回帰式から算出した EE は, ルート A において 89.0 ± 19.0 kcal, ルート B において 33.8 ± 8.3 kcal, ルート C において 38.0 ± 9.4 kcal であり, *Field Test* 全体 EE は 160.8 ± 35.1 kcal であった. SEI から算出した EE は, それぞれのルートにおいて 52.1 ± 13.7 kcal, 23.5 ± 7.5 kcal, 38.8 ± 8.4 kcal であり, *Field Test* 全体での EE は 114.3 ± 19.0 kcal であった (Figure 2-b). SEI から算出した EE は HR- $\dot{V}O_2$ から算出した EE に比べてルート A では 41.2% (p<0.01), ルート B では 30.5% (p<0.05), 全体では 28.9% (p<0.01) の低値を示した. ルート C では, 有意差は認められなかった.

C. Laboratory Test における METs の比較

実測 METs は, 傾斜 0% において 4.4 ± 0.9

METs, 傾斜 4.3% において 5.3 ± 1.2 METs, 傾斜 10.3% において 5.6 ± 0.9 METs であり, SEI-METs は, それぞれの傾斜において 5.3 ± 0.9 METs, 5.3 ± 0.9 METs, 3.7 ± 0.5 METs であった. (Figure 3). 傾斜 10.3% において SEI-METs が実測 METs よりも有意に低値を示した (p<0.01). SEI-METs は傾斜角度の上昇にともなって低下する傾向であった (p<0.01). 一方, 実測 METs は歩行傾斜角度の上昇にともなって上昇する傾向であった (p<0.05).

D. 規定傾斜歩行時の METs の比較

傾斜角度と実測 METs と SEI-METs の差との間の回帰式は, $\Delta \text{METs} = -1.003 + 0.273 \times \text{grade}$ であった. この結果, SEI-METs が実測 METs よりも, 傾斜 0% で 1.0 METs 高く, 傾斜 4.3% で 0.2 METs, 傾斜 10.3% で 1.8 METs 低くなった (Figure 4).

IV. 考察

本研究では, 金沢大学保有の里山道を任意速度 (自分が快適だと思える速度) で歩行したときの生体情報 (HR) から推定される METs や EE と加速度計から推定されるそれらとを比較検討した. その結果, uphill 歩行において, SEI は HR に対して METs や EE を過小評価していた.

ルート別に評価したところ, uphill 歩行時には HR-METs が SEI-METs よりも有意に高く, これは先行研究^{4,13,15)}と同様の傾向であった (Figure 2-a). uphill 歩行 (ルート A) では, 歩行速度の減少とともに身体振動が減少したため, SEI-METs が過小評価

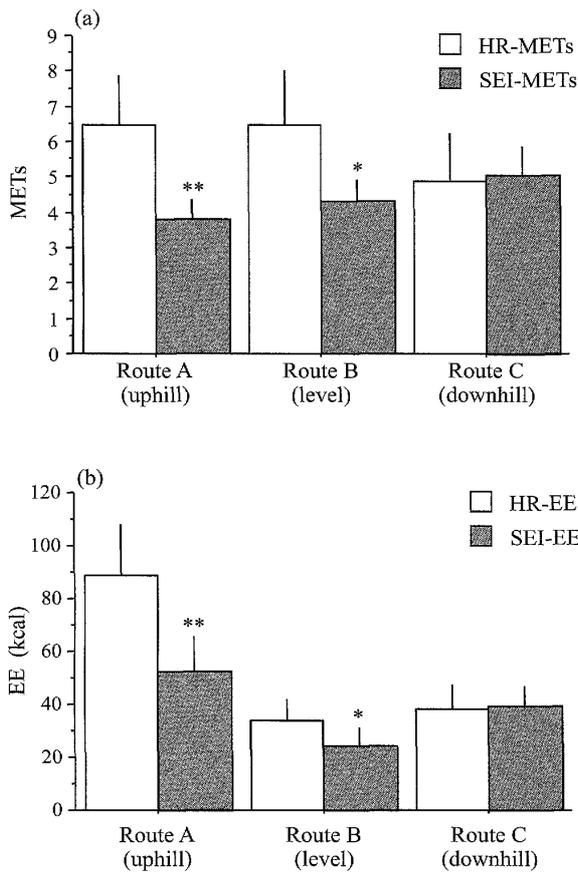


Figure 2 Comparison of METs and EE values obtained by HR and by SEI in field walking. On the route A (*uphill walking*) and route B (*level walking*), the METs calculated by HR- $\dot{V}O_2$ slope showed significantly higher values than those by SEI (Figure 2-a). The EE values obtained by SEI accompanied the trends of SEI-METs (Figure 2-b). Values are means \pm SD (each bar; $n=11$). HR, heart rate; METs, metabolic equivalents; SEI, score of exercise intensity; EE, energy expenditure. Asterisks represent significant difference in METs values between HR and SEI (*; $p<0.05$, **; $p<0.01$).

されたと考えられる。また、*uphill* 歩行では下肢筋群は主に短縮性収縮を行う。短縮性収縮は伸張性収縮に比べて大きな心臓血管応答を引き起こし、 $\dot{V}O_2$ や HR の上昇を招きやすい¹⁾。傾斜角度を変えて歩行した際の心臓血管応答を測定した研究では、上り傾斜角度の上昇に伴って HR 及び $\dot{V}O_2$ が上昇した¹⁷⁾。したがって、HR-METs と SEI-METs との差は、身体振動と心臓血管応答の両方によって拡大していたのかもしれない。

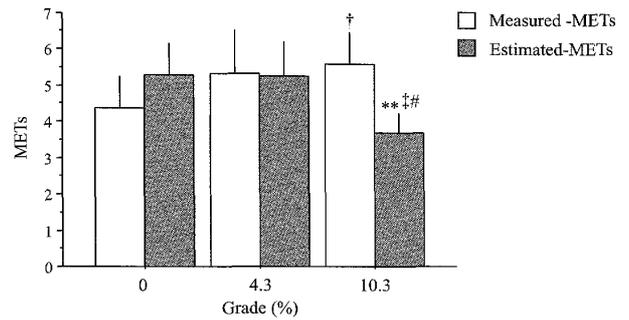


Figure 3 Comparison of METs values obtained by different methods in laboratory gradient walking test.

The measured-METs obtained by $\dot{V}O_2$ measurement, gradually increased as increase in the gradient. In contrast, the estimated-METs obtained by calculation using SEI, tended to become lower. The significant difference in METs values between Measured and Estimated when 10.3% gradient walking ($p<0.01$). Values are means \pm SD (each bar; $n=11$). Abbreviations are the same as in figure 2. Asterisks represent significant difference from Estimated-METs (**; $p<0.01$). Daggers represent significant difference from grade 0% (†; $p<0.05$, ‡; $p<0.01$). Sharps represent significant difference from grade 4.3% (#; $p<0.05$).

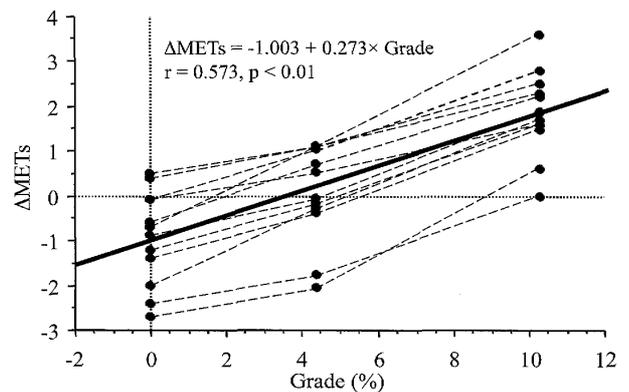


Figure 4 Individual plots and a regression line between the uphill grade and difference in METs between Measured-METs and Estimated-METs.

The difference in METs (Δ METs) was calculated by subtraction Estimated METs from Measured-METs. The difference in METs between two methods extends significantly as an increase in the grade of treadmill walking ($r=0.573$, $p<0.01$).

一方, *level* 歩行時 (ルート B) の HR-METs は SEI-METs よりも有意に高く, 我々の予想 (両者の値はほぼ近似する)^{2,3,18)}と一致しなかった. これは, ルート A の *uphill* から連続した歩行によって, HR が高めに推移していた (ルート A での HR とルート B の HR の差は約 2 bpm) ことが影響していたと推察される.

また, *downhill* 歩行時 (ルート C) の METs には測定法による違いが認められず, 我々の予想と矛盾した^{4,13,15)}. ただし, *downhill* 歩行時の SEI-METs は *uphill* 歩行や *level* 歩行のそれに比べて高値傾向を示していた (Figure 2). このことから, 本研究においても身体振動の増大^{12,22)}が *downhill* 歩行時の SEI-METs を上昇させていたと推察される. また, *downhill* 歩行時には傾斜角度が大きくなっても, HR や $\dot{V}O_2$ は変化しない, もしくは低下することが報告されている¹⁷⁾. このことは, *downhill* 歩行時には下肢筋群が心臓血管応答にあまり影響を及ぼさない伸張性収縮を主に行っていることに起因しているのかもしれない⁶⁾. 本研究でも *downhill* 歩行時には *level* 歩行時よりも 11 bpm 程度の低下が生じていた. 結果的に *downhill* 歩行時の HR-METs は減少傾向を示し, SEI-METs と近似したと考えられる.

歩行条件に伴う O_2 pulse の変化は本研究の結果に若干影響を与えるかもしれない. 佐々木ら¹⁷⁾ は, 上り傾斜が大きくなるにつれて O_2 pulse が上昇することを報告した. O_2 pulse は HR に対する $\dot{V}O_2$ の割合を示していることから, 上り傾斜が大きくなるにつれて HR- $\dot{V}O_2$ 回帰式の傾きが大きくなることを示唆している. 本研究の *Laboratory test* における O_2 pulse は, *level* 歩行に比べて傾斜 4.3% で 7.7%, 傾斜 10.3% で 10.3% 上昇した (Table 1, $p < 0.01$). 本研究の *Field test* における METs 換算では, *Field test* での各 CP 間の平均速度に基づいて *Laboratory test* におけるトレッドミルエルゴメータ運動を実施し HR- $\dot{V}O_2$ 回帰式を算出したので, 速度条件による O_2 pulse の変化を十分に考慮できなかった. *uphill* 歩行時の速度上昇は HR の上昇を引き起こすことを考慮すると, 規定速度 (例: *level* 歩行での速度) での *uphill* 歩行時には本報告の METs 値よりも若干高い METs 値になることが予想されるので, HR-METs 値と SEI-METs 値との差を拡大するかもしれない. なお, 本研究では下り傾斜についての検討が及ばなかったが, 下り傾斜が大きくなるにつれて O_2 pulse

が低下する¹⁷⁾ことを考慮すると, 本研究での *downhill* 歩行時の HR-METs はさらに低値となり, SEI-METs に比べてもさらに低値となる可能性がある. 下り傾斜における METs 値の誤差については今後の検討課題としたい.

傾斜歩行時の生体負担度と加速度センサの差は *Laboratory test* における傾斜 10.3% の歩行において実測 METs が SEI-METs に比べて有意に高値を示したこと (Figure 3) にも反映された. また, 実測 METs と SEI から算出した METs の差は傾斜約 0% で -1.0 METs, 傾斜 4.3% で 0.2 METs, 傾斜 10.3% で 1.8 METs の差があったこと (Figure 4) は, 上り傾斜角度が大きくなるにつれて, 加速度センサによる METs が一定の割合で過小評価される可能性を示している. ちなみに, 本研究で用いた里山道の最大上り傾斜は 27.2% であり, Figure 4 の回帰式に基づけば, このときの加速度センサによる METs は 6.4 METs 過小評価するかもしれない.

以上のことから, *uphill* と *level* の任意歩行を行った場合, SEI-METs は傾斜に依存的な誤差を生じ, エネルギー消費量を過小評価する可能性があることが示唆された. 元来, 加速度センサに基づく簡易型身体活動量測定機は概ねの身体活動量 (一日全体の身体活動量) を推定することを目的としており, 身体活動内容の詳細な変化を測定することを目的にしていない. 簡易型身体活動量測定機による身体活動量の概算は日常の身体活動量を概ね反映すると考えられるものの, 上り傾斜のある場所において活動する場合には身体活動量を過小評価し, 下り傾斜のある場所において活動する場合には身体活動量を過大評価することも考えられ, このようなデバイスを健康管理や健康増進プログラムに活用する場合, 対象者の運動場所を考慮し, 運動プログラムを設定, あるいは身体活動量レベルを評価する必要があるだろう.

謝辞

本研究は, 平成 19 年度金沢大学里山研究プロジェクト (代表: 増田和実) で得られた成果の一部である. 本研究にご協力頂きました佐川哲也 教授 (金沢大学) に感謝申し上げます. また, 本稿に対して貴重な意見を賜りました宮地元彦 氏 (独立行政法人国立健康・栄養研究所) に感謝の意を表します.

参考文献

- 1) Carrasco DI, Delp MD and Ray CA (1999) Effect of concentric and eccentric muscle actions on muscle sympathetic nerve activity. *J Appl Physiol* 86: 558-563
- 2) 樋口博之, 綾部誠也, 進藤宗洋, 吉武 裕, 田中宏暁 (2003) 加速度センサーを内蔵した歩数計による若年者と高齢者の日常身体活動量の比較. *体力科学* 52: 111-118
- 3) 板倉正弥, 中村好男 (2003) 簡易加速度計における運動強度指標とMETsとの関連性. *早稲田大学体育学研究紀要* 35: 81-85
- 4) Jakicic JM, Winters C, Lagally K, Ho J, Robertson RJ and Wing RR (1999) The accuracy of the TriTrac-R3D accelerometer to estimate energy expenditure. *Med Sci Sports Exerc* 31: 747-754
- 5) Karvonen J, Chwalbinska-Moneta J and Saynajakangas S (1984) Comparison and heart rates measured by ECG and microcomputer. *Phys Sports Med* 12: 65-69
- 6) 加藤達雄, 岩田 怜, 藤田慎吾, 西島吉典, 吉澤正尹, 宮下充正 (2007) 坂道歩行中の筋活動様式ならびにその定量分析. *ウォーキング研究* 11: 201-206
- 7) 小林寛道 (1982) 成人 (中高年者) の Aerobic Power. In 小林寛道, 日本人のエアロビックパワー～加齢による体力推移とトレーニングの影響～, 初版, 125-156. 杏林書院, 東京
- 8) 小熊祐子, 山本哲史, 木下訓光, 勝川史憲, 大西祥平, 山本 元 (1999) 心拍同時記録3次元加速度計を用いた活動強度と身体活動量の評価 1) 基礎的検討. *慶応義塾大学スポーツ医学研究センター紀要* 25-31
- 9) 健康・栄養情報研究会 (1999) 第六次改定日本人の栄養所要量, 初版, エネルギー所要量, 31-51, 第一出版, 東京
- 10) 厚生労働省 - 運動所要量・運動指針の策定検討会 - (2006) 健康づくりのための運動指針2006～生活習慣病予防のために～<エクササイズガイド2006>. 厚生労働省 1-46
- 11) Leger L and Thivierge M (1988) Heart rate monitors: validity, stability and functionality. *Phys Sports Med* 16: 143-151
- 12) Minetti AE, Ardigo LP and Saibene F (1993) Mechanical determinants of gradient walking energetics in man. *J Physiol* 472: 725-735
- 13) Montoye HJ, Washburn R, Servais S, Ertl A, Webster JG and Nagle FJ (1983) Estimation of energy expenditure by a portable accelerometer. *Med Sci Sports Exerc* 15: 403-407
- 14) Murtagh EM, Boreham CA and Murphy MH (2002) Speed and exercise intensity of recreational walkers. *Prev Med* 35: 397-400
- 15) Nichols JF, Morgan CG, Sarkin JA, Sallis JF and Calfas KJ (1999) Validity, reliability, and calibration of the Tritrac accelerometer as a measure of physical activity. *Med Sci Sports Exerc* 31: 908-912
- 16) Pate RR, Pratte M, Blair SN, Haskell WL, Macera C A, Bouchard D, Ettinger W, Heath GW, and King AC (1995) Physical activity and public health: a recommendation from the Centers for Disease Control and Prevention and American College of Sports Medicine. *JAMA* 273: 402-407
- 17) 佐々木誠, 山下弘義, 白鳥常男 (2000) 下り勾配トレッドミル歩行の運動負荷について. *理学療法科学* 27: 17-23
- 18) 竹島伸生, 小泉大亮, Mohammad M, 岡田暁宜, Michael ER, 藤原孝之, 李 美淑 (2002) 高齢者の健康づくりと自立を目指すために加速度計を用いた日常生活時身体活動量と質に関する国際共同研究. *Research Papers of The Suzuken Memorial Foundation* 21: 27-31
- 19) 田中淑子, 丸山仁司, 西田裕介 (2002) 運動様態からみたエネルギー代謝の違い - 歩行・ニューエクスサイズウォーキング・ジョギングの比較 -. *理学療法科学* 17: 83-86
- 20) Treiber FA, Musante L, Hartdagan S, Davis H, Levy M and Strong WB (1989) Validation of a heart rate monitor with children in laboratory and field settings. *Phys Sports Med* 21: 338-342
- 21) U. S. Department of Health and Human Services (1996) Physiologic Responses and Long-Term Adaptations to Exercise. In U. S. Department of Health and Human Services, Physical Activity and Health - A Report of the Surgeon General -. 1st Ed., 61-80, National center for Chronic Disease Prevention and Health Promotion, Atlanta
- 22) Wanta DM, Nagle FJ and Webb P (1993) Metabolic response to graded downhill walking. *Med Sci Sports Exerc* 25: 159-162
(平成20年10月6日受付, 平成21年3月16日訂正, 平成21年4月16日受理)