

3軸加速度センサー搭載型活動量計の測定精度について

小泉大亮*, 北林由紀子**, 倉田晃***, 竹島伸生****

Accuracy level of newly developed tri-axial accelerometers

Daisuke KOIZUMI*, Yukiko KITABAYASHI**, Akira KURATA***, Nobuo TAKESHIMA****

Abstract

Accelerometers are widely accepted and applied to assess physical activity, however, several limitations of this method such as low retest reliability, measurement errors remained in conventional accelerometers. The aim of this study was to assess the accuracy level of a newly developed tri-axial accelerometer (NTA) in following conditions 1) counting steps simultaneously measuring the volume of performed physical activity while walking 2) energy expenditure (EE) measurement by indirect respiratory gas analysis using noninvasive portable sensors simultaneously estimating EE of the same subject by wearing NTA, and 3) comparison of NTA parameters (step count, EE) while wearing the NTA at different body sites of the person. Thirty-five participants, aged 27-60 years, were recruited in this study. All participants wore a NTA (e-style 2, SUZUKEN Co.). The results of this study showed that NTA estimated step rate was little less (less than 5% error) than that of the actual rate, and a tendency of larger error was noted when participants walked at lower speed (50m/min). The accuracy of NTA in estimating EE was higher when participants walked at a speed between 50m/min and 100m/min but the error was larger when the participants ran at a speed of 120m/min. No significant difference was noted in step counting and in EE estimation when NTA was worn at different sites such as hip, neck, foot, chest, and a rucksack. Based on these findings, we concluded that the accuracy of NTA in counting steps and estimating EE is acceptable and could be used as index of measurement of physical activity and its pattern.

キーワード：3軸（次元式）加速度計，身体活動量，正確性

Keywords：tri-axial accelerometer, physical activity, accuracy

はじめに

近年，歩数計が開発され，身体活動量の評価の一手法として日常の一日あたりの歩数などが使用されている（吉武，2001）．日本では世界で最初にデジタル式歩数計を開発したことからその手法が積極的に利用されてきた．一方，最近では歩数のみならず，エネルギー消費量をより正確に評価するために身体の動きを強度別に評価できる加速度センサー搭載型活動量計（以下加速度活動量計）が用いられている．初期は1次元（軸）のセンサーを内蔵した機器が開発されている（Welk，

2002）．これら加速度活動量計による身体活動量の評価は，歩数計などと比べてエネルギー消費量との相関がより高いことからその有用性が推奨され，世界中で利用されてきた（Hendelmanら，2000）．

このようにさまざまな加速度活動量計が開発市販されているが，機器による測定のアプローチや信頼性等は異なり，機器毎に身体活動量の評価の有用性を検討することが求められる．Kumaharaら（2004）は，本研究で使用した機器を開発したメーカーによる1軸式加速度活動量計を用いて実験室チャンバー内での自由生活とト

*鹿屋体育大学博士研究員，**名古屋医専，***株式会社スズケン，****鹿屋体育大学スポーツ生命科学系

レッドミル上の歩・走行運動時のエネルギー消費量を算出し、実測値との比較からその活動量計による身体活動評価の有用性を認めている。しかし、1軸式加速度活動量計の測定は基本的に腰部ベルトの位置で固定するなどの条件があり、その使用の範囲での信頼性や妥当性が認められている(Ojiamboら:2012, Kaminskyら:2012)。

その装着位置が異なると身体活動量の評価の精度が変わるということも考えられ、測定条件に影響を受ける可能性があることや平面上での動きの観察は良いが起伏のある状況での活動などの場合に1軸式加速度活動量計の精度をさらに高める必要性が求められてきた。最近では3軸式による加速度活動量計が開発されている。身体の動きを3次元(X, Y, Z)で解析できるため、得られたデータから論理式などを作成することでさらに身体活動量評価の精度や質を高めるものとみられている。Vanhelstら(2012)によると1軸式と3軸式のセンサーを内蔵した機器で13~16歳の子どもの生活を調べたところでは両者の測定に違いが無かったとする報告もある。このように1軸と3軸の違いは無いとする報告も散見されるが、多くの場合に腰部ベルトで測定したという条件が多い。しかし、特にズボンやベルトを常時利用しない女性などの場合には通常の測定が困難となり、実用性が低いケースも考えられる。このために、腰部以外の場所(首, 足, 胸, 鞆の中など)での装着可能な機器を開発する必要がある。こうした場合には3軸式の加速度活動量計による評価法は測定の信頼性を高めるとみられるが、その精度については明らかでない。

本研究は、国内で新たに開発された3軸式加速度活動量計の精度の検証を試みた。具体的には、トレッドミル歩行、走行時における1)3軸式加速度活動量計による歩数計測の誤差、2)呼気ガス分析法と3軸式加速度活動量計によるエネルギー消費量の測定誤差、および3)装着部位の違いによる活動量評価の相違について検討した。

方 法

1. 被験者

被験者は、男性25人、女性10人の計35人(表1)である。研究に際しては、事前に研究目的、内容と手順およびメリット・デメリットを説明し、自発的な参加とインフォームドコンセントを得て実施した。被験者は、トレッドミルによる歩または走行運動が可能な人とした。測定開始前2時間は、水以外の飲食は禁止するよう指示した。

なお、本研究は名古屋市立大学大学院システム自然科学研究科倫理委員会の承認を得て実施した。

表1. 被験者の身体特性

	男性 (n=25)	女性 (n=10)
年齢(歳)	40 ± 9(27-60)	33 ± 8(24-50)
身長(cm)	172.1 ± 6.2(160-183)	160.1 ± 5.4(150-166)
体重(kg)	68.1 ± 6.6(57-83)	51.7 ± 5.0(44.3-60.6)
	平均値 ± 標準偏差 (最小 - 最大)	

2. 測定期間とプロトコル

測定期間は、2010年5月7日から7月9日の2ヶ月間であった。すべての測定は、名古屋市立大学大学病院西棟1Fセミナー室で実施した。測定は、トレッドミル(AEROMIL, 日本光電社製, 東京)を使用し、歩行・走行による7ステージの漸増運動負荷法にて実施した。各ステージは3分間とし、斜度0%, 速度を毎分50m, 60m, 70m, 80m, 90m, 100m(歩行)および120m(走行)とした(表2)。

表2. 測定プロトコル

7ステージ	歩行・走行速度
1ステージ	50 m/min (歩行)
2ステージ	60 m/min (歩行)
3ステージ	70 m/min (歩行)
4ステージ	80 m/min (歩行)
5ステージ	90 m/min (歩行)
6ステージ	100 m/min (歩行)
7ステージ	120 m/min (走行)

各ステージ: 3分

被験者は、測定前にトレッドミルでの歩行、走行に慣れるため、7ステージの各速度で練習した。測定時の室温は20度から24度の範囲に設定した。歩数は、ステップカウンターを用いて、各ステージ3分の最終1分間の実測値を計測した。呼気ガス分析装置は、エアロソニック AT1100（アニマ社製、東京）を用いた。呼気ガス法により各ステージ3分の最終1分間の酸素摂取量からエネルギー消費量を求め、同時に METs（安静時のエネルギー消費量を3.5 ml/kg/minとして計算）を算出した。なお、すべての測定では機器装着後に座位で安静状態を5分程度維持し、安静後に負荷テストを実施した。

3. 加速度活動量計

3軸式加速度活動量計は、e-style 2（スズケン社製、名古屋）を用いた。本器の測定範囲は±3Gであり、このセンサーからの出力値を32Hzでサンプリングし、スズケン社独自のアルゴリズムによって各測定値（0から9の任意の強度）に変換されている。3軸式加速度活動量計の測定部位は、被験者の腰ベルト（腰）・左胸ポケット（胸）・ネックストラップ（首）・左足ポケット（足）・リュックサック（鞆）とし（表3）、データ変換装置として活動量計データロガーを腰ベルトに取り付けた。また、1軸式加速度活動量計（Lifecorder EX：スズケン、以下 LC）との検討をおこなうために、被験者の腰部ベルトに LC（腰 LC）を装着した（表3）。

表3. 加速度活動量計の装着部位

加速度活動量計装着部位または装着場所	
鞆	背中リュックサック
胸	左胸ポケット
腰	腰ベルト 右腸骨と臍の中央部
腰 (LC)	右腸骨と臍の中央部 (上記に LC を重ねる)
足	ズボン左ポケット
首	ネックストラップ

LC: 1軸加速度活動量計

4. データ処理と解析

測定データは、3軸式加速度活動量計により計測される歩数、活動水準（activity level）、活動時のエネルギー消費量（EE）を用いた。データ解析は各ステージ3分の最終1分間の値を採用した。

各ステージでの実測歩数と3軸式加速度活動量計による計測歩数との比較は対応のある t検定を用いた。また、ステージごとの実測と加速度活動量計計測による歩数との差の割合を算出した。呼気ガス分析法と活動量計による EE の比較には、1元配置分散分析を用い、post-hoc testにより検討した。2変数間の関係、とくに加速度活動量計の活動水準（activity level）と生理的強度 METs との関係は、回帰分析法によって検討した。装着部位における関連性は、部位間のエネルギー消費量、計測歩数の相関係数や級内相関係数を求め、比較検討した。なお、統計的有意水準は、5%と未満とした。

結 果

1. 3軸式加速度活動量計による歩数計測の精度

各ステージでの実測歩数と3軸式加速度活動量計による歩数計測の平均値と標準偏差を表4に示した。

3軸式加速度活動量計で計測した歩数は、50m/min, 70m/min, 80m/min, 90m/min, 100m/min の条件下ですべての装着部位と実測歩数との間に有意差が認められた。3軸式加速度活動量計は、実測歩数と比較して50m/minで8歩から17歩、70, 80および100m/minで、1歩から2歩、90m/minで1歩、過小評価していた。

各ステージ（50m/min, 60m/min, 70m/min, 80m/min, 90m/min, 100m/min（歩行）、および120m/min（走行））での実測と3軸式加速度活動量計による歩数計測の相違をみると、鞆が8.4%, 1%, 0.8%, 0.8%, 0.7%, 1.2%, 0.9%, 胸が10.4%, 1%, 0.8%, 0.7%, 0.7%, 1.1%, 0.9%,

表4. 実測値と加速度活動量計による部位別各ステージの歩数計測値の比較

	歩行・走行速度						
	50m/min	60m/min	70m/min	80m/min	90m/min	100m/min	120m/min
実測歩数	95 ± 10	104 ± 9	109 ± 8	115 ± 7	120 ± 7	126 ± 7	162 ± 11
髀 - 計測歩数	87 ± 18*	103 ± 9	108 ± 8*	114 ± 7*	119 ± 7*	124 ± 8*	162 ± 11
胸 - 計測歩数	85 ± 18*	103 ± 9*	109 ± 7*	114 ± 7*	119 ± 7*	124 ± 8*	161 ± 10*
腰 - 計測歩数	80 ± 23*	102 ± 9*	108 ± 8*	114 ± 7*	119 ± 7*	124 ± 8*	162 ± 11*
足 - 計測歩数	86 ± 18*	102 ± 9*	108 ± 7*	114 ± 7*	119 ± 7*	124 ± 7*	161 ± 10
首 - 計測歩数	84 ± 18*	101 ± 9*	108 ± 8*	113 ± 7*	119 ± 7*	124 ± 7*	159 ± 10*
腰 LC - 計測歩数	78 ± 21*	98 ± 10*	107 ± 8*	114 ± 8*	119 ± 7*	125 ± 8*	162 ± 11*

* 実測歩数と有意差が認められたもの (P<0.05)

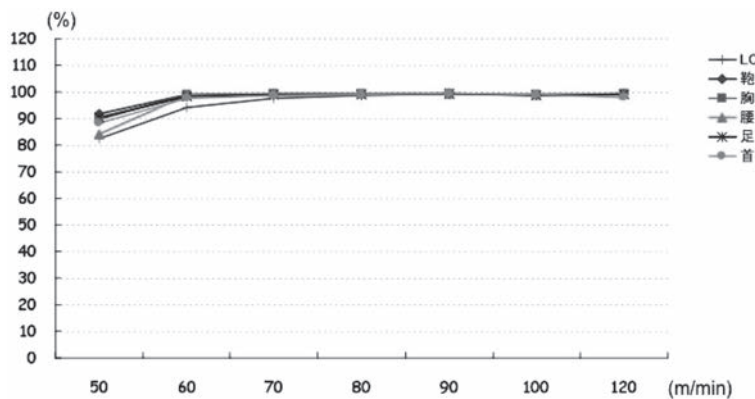


図1. 実測歩数と加速度活動量による歩数計測の誤差 (割合)

表5. 呼気ガス法と加速度活動量計による部位別各ステージにおけるエネルギー消費量測定値の比較

	歩行・走行速度						
	50m/min	60m/min	70m/min	80m/min	90m/min	100m/min	120m/min
EE: 呼気ガス法 (kcal)	3.4 ± 0.8	3.6 ± 0.7	3.8 ± 0.7	4.4 ± 0.9	5.0 ± 0.9	5.8 ± 1.1	8.0 ± 1.4
EE: 髀 (kcal)	3.4 ± 0.7	3.9 ± 0.7	4.2 ± 0.7	4.6 ± 0.8	5.1 ± 0.9	5.9 ± 0.9	9.6 ± 1.7*
EE: 胸 (kcal)	3.4 ± 0.7	3.9 ± 0.7	4.2 ± 0.7	4.5 ± 0.7	5.0 ± 0.9	5.7 ± 1.0	10.1 ± 1.7*
EE: 腰 (kcal)	3.3 ± 0.7	3.9 ± 0.7	4.2 ± 0.7	4.6 ± 0.8	5.1 ± 0.9	5.7 ± 1.0	9.6 ± 1.7*
EE: 足 (kcal)	3.4 ± 0.7	4.0 ± 0.8	4.3 ± 0.9*	4.8 ± 1.0	5.4 ± 1.1	6.0 ± 1.3	10.2 ± 2.0*
EE: 首 (kcal)	3.3 ± 0.6	3.9 ± 0.7	4.2 ± 0.8	4.6 ± 0.9	5.2 ± 1.0	6.0 ± 1.0	10.3 ± 1.8*
EE: 腰 LC (kcal)	3.2 ± 0.6	3.7 ± 0.6	4.2 ± 0.7	4.6 ± 0.8	5.0 ± 0.8	5.6 ± 1.0	10.3 ± 1.7*

EE: 運動中エネルギー消費量, * 呼気ガス法と有意差が認められたもの (P<0.05)

腰が[§]16.1%, 1.4%, 0.9%, 0.7%, 0.7%, 1.1%, 0.8%, 足が[§]9.6%, 1.8%, 1.1%, 1.1%, 0.9%, 1.6%, 1.1%, 首 が[§]11.7%, 2.6%, 1.4%, 1.2%, 0.7%, 1.1%, 2.3%, LC が[§]17.7%, 6%, 2.5%, 1.4%, 0.8%, 1.0%, 0.7% となり, すべてのステージの平均では, 髀が[§]2.5%, 胸が[§]2.8%, 腰が[§]3.6%, 足が[§]3.5%, 首が[§]3.4%, LC が[§]4.6% の誤差率となった。

2. 3軸式加速度活動量計のエネルギー消費量測定の精度

3軸式加速度活動量計で測定した部位毎の運動中のEEは, 呼気ガス分析法によるエネルギー消費量推定値と比較して120m/min (走)を除き, すべての部位で両者間に有意差が認められなかった(表5). 120m/min (走)時では, それぞれの装着部位でおよそ1.6 kcal から2.3 kcal 過大評価していた。

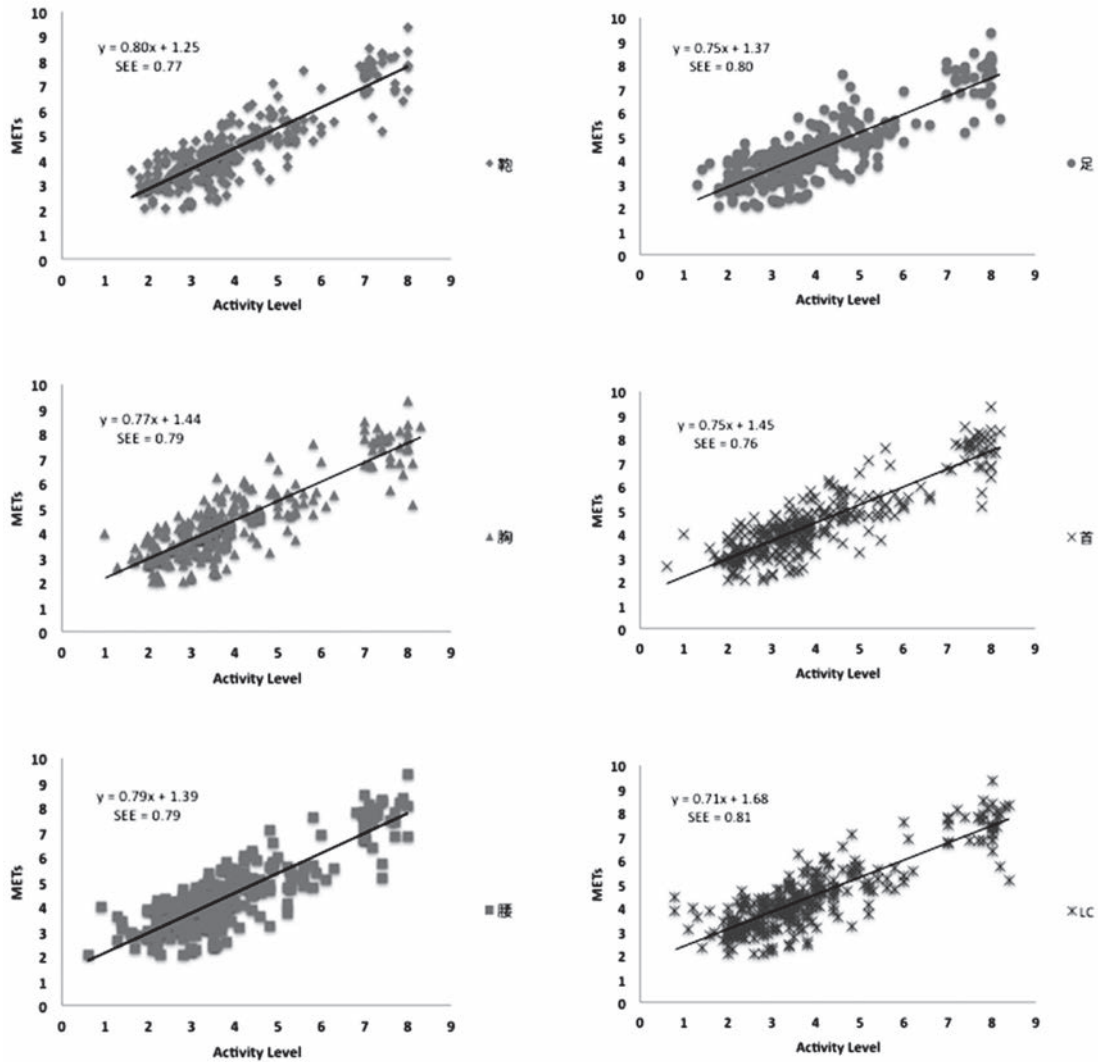


図2. 加速度活動量計の活動水準 (Activity Level) と METs との関係

それぞれの部位に装着した3軸式加速度活動量計の活動水準 (activity level) から生理的強度 (METs) を推定したところ, 靴で $y = 1.25 + 0.80x$, $r^2 = 0.73$ ($y = \text{METs}$, $x = \text{靴 activity level}$, $\text{SEE} = 0.77$), 胸で $y = 1.44 + 0.77x$, $r^2 = 0.73$ ($y = \text{METs}$, $x = \text{胸 activity level}$, $\text{SEE} = 0.79$), 腰で $y = 1.39 + 0.79x$, $r^2 = 0.73$ ($y = \text{METs}$, $x = \text{腰 activity level}$, $\text{SEE} = 0.79$), 足で $y = 1.37 + 0.75x$, $r^2 = 0.73$ ($y = \text{METs}$, $x = \text{足 activity level}$, $\text{SEE} = 0.8$), 首で $y = 1.45 + 0.75x$, $r^2 = 0.75$ ($y = \text{METs}$, $x = \text{首 activity level}$, $\text{SEE} = 0.76$), LC で $y = 1.68 + 0.71x$, $r^2 = 0.72$ ($y = \text{METs}$, $x = \text{LC activity level}$, $\text{SEE} = 0.81$) の有意な回帰式が得られた (図2).

3. 異なる装着部位での測定値の関係について

3軸式加速度活動量計によってそれぞれの装着部位 (靴, 胸, 腰, 足および首) で計測した歩数との間には, $r = 0.957 \sim 0.988$ ($n = 240$) の有意な高い相関関係が認められた (表6). また, 装着部位間での級内相関係数は, $\text{ICC} = 0.995$ (95% 信頼区間: 0.993-0.996) であった.

表6. 異なる装着部位間の歩数計測値の相関

	n=240				
	靴	胸	腰	足	首
靴	—	.976*	.968*	.984*	.957*
胸	.976*	—	.985*	.979*	.988*
腰	.968*	.985*	—	.973*	.974*
足	.984*	.979*	.973*	—	.969*
首	.957*	.988*	.974*	.969*	—

*有意差あり ($P < 0.05$)

装着部位間での EE との間には, $r=0.974\sim 0.987$ ($n=240$) の有意に高い相関関係が認められた (表 7). 装着部位間での級内相関係数は, $ICC=0.995$ (95% 信頼区間: $0.993\sim 0.996$) であった.

表 7. 異なる装着部位間のエネルギー消費量の相関

	n=240				
	靴	胸	腰	足	首
靴	—	.984*	.985*	.979*	.980*
胸	.984*	—	.987*	.974*	.985*
腰	.985*	.987*	—	.974*	.982*
足	.979*	.974*	.974*	—	.982*
首	.980*	.985*	.982*	.982*	—

* ($P<0.05$)

考 察

本研究は新たに開発された 3 軸式加速度活動量計の精度を検討することが目的であったが, トレッドミルを用いて歩または走運動時においてこれら加速度活動量計による歩数計測値はステップカウンターで得られた実測値と比較して, 加速度活動量計が過小評価する結果であった.

3 軸式加速度活動量計は, 3 次元 (軸) の加速度センサーを搭載しているために 1 軸もより弱いまたは強い (速い) 動きも測定が可能とみられたが, 60 m/min 歩行時の測定誤差は, 3 軸式加速度活動量計はすべての部位で 3% 未満, 1 軸式加速度活動量計は 6% であった. 歩数計は, 日本工業規格 (JIS) によって, 歩数計表示の誤差を $\pm 3\%$ にする性能規程があるが, 3 軸式加速度活動量計は, 1 軸式のものと比較して, より計測できる速度の範囲が広がっていると思われ, 精度が改善されていることが明らかとみられた. しかし, より低速 (50 m/min) 歩行時では 8.4% から 17.7% の差が観察された. Crouter ら (2003) は, 本研究と同様の方法により, 一般に市販されている 10 種の歩数計 (多くが 1 軸式加速度活動量計) の精度を検討しているが, すべての歩数計で低速時 (54m/min) に誤差が増大したと報告しており, 低速歩行時での腰部における垂直方向の加速度が小さいことが計測に影響していると指摘してい

る. 本研究で使用した 3 軸式加速度活動量計においても先行研究と同様の結果であり, 低速歩行時の評価に課題が残るといえる.

近年, 高齢者数の増加に伴い, 介護を必要とする人や虚弱者への支援が重要視されているが, 活動量の低い, 動きの速度が遅い人への利用が求められている. 1 軸式加速度活動量計に比べて, 3 軸式加速度活動量計は歩行の評価に関してその精度が高まっているようにみられるが, より遅い, ゆっくりした動きなどについてもさらに精度を高める必要があり, 今後の課題といえよう.

加速度活動量計は, エネルギー消費量を推定することが可能となっている. 本研究結果から, 3 軸式加速度活動量計と 1 軸式加速度活動量計によって求めた歩行時の推定エネルギー消費量は, 呼気ガス分析法による推定エネルギー消費量との間に有意差が認められずその精度が確認できたといえる. しかし, 走行時では明らかに両者に有意差が認められ, 両機器ともに走行時にエネルギー消費量を過大評価していた. 本研究に用いた機器は, 開発した会社独自のアルゴリズムを用いて活動強度を判別し, エネルギー消費量を算出しているが, 走行時のエネルギー消費量評価においてはアルゴリズムの変換または修正が必要とみられた.

本研究で使用した 3 軸式加速度活動量計は, 加速度センサーが感知する任意の強度を 10 段階に分類し, 人の動きを質的に把握できるようになっている. 本研究では, 活動水準 (activity level) と生理的強度 (METs) の関連性を部位別に検討したが, すべての部位で両者間に有意な相関関係が認められ, METs の推定式が得られた. 竹島ら (2002) は, 1 軸式加速度活動量計における活動水準と生理的強度の関係を明らかにしているが, 本研究から 3 軸式加速度活動量計も同様な評価が可能なものと思われ, 今後, 身体活動の質的な分析の利用も期待できるものと思われる.

加速度活動量計は, 安価でかつ非侵襲的に簡単に活動量を評価することが求められている. 1 軸

式加速度活動量計等は, 測定精度の点から腰部でベルトを使って装着するなどの必要性があったが, 女性などでズボン等を履かない場合には測定ができないなどの課題があった. 3軸式加速度活動量計は, 身体の中のどの部位に装着しても, また携帯する鞆の中に入れても測定が可能であることを目指し開発された. 本研究では, 異なる装着部位間の相違を検討したが, 腰部, リュックの中, 胸ポケット, 足ポケット, ネックストラップ間での級内相関係数は $r=0.99$ (95% 信頼区間: 0.993, 0.996) であった. Crouter ら (2003) は, 1軸式加速度活動量計による腰部装着時の左右差を検討しているが, その級内相関係数は $r=0.94$ (95% 信頼区間: 0.90, 0.97) であったと報告している. 本研究では, 3軸式加速度活動量計を用いた異なる装着部位での歩数計測の関係は, 先行研究で報告されている1軸式加速度活動量計による左右の関係と同程度であり, 腰部, リュックの中, 胸ポケット, 足ポケット, ネックストラップのどこに装着しても同様な評価が可能なものと考えられた.

ま と め

本研究は, 国内で新たに開発された3軸式加速度活動量計の精度の検証を試み, 1) 歩行や走行に伴う活動量計による歩数計測の誤差の程度, 2) 呼気ガス分析法と3軸式加速度活動量計によるエネルギー消費量の測定誤差, および3) 装着部位の違いによる活動量評価の相違などについて検討した. 3軸式加速度活動量計による歩数計測は, 低い速度 (50 m/min) では誤差が大きいが, 歩行時 (60 m/min から100 m/min), 走行時 (120 m/min) は低く見積もるものの, 実際の評価では許容範囲とみられた. エネルギー消費量の推定では120 m/min 時の走行時では誤差が大きいが, 歩行時 (50 m/min から100 m/min) の精度は高いものとみられた. 腰, 首, 足, 胸, リュックサックの中など異なる部位, 場所で測定を試みたが, ほぼ同様な評価が可能とみられた. 以上から, 本研

究で使用した3軸式加速度活動量計は身体活動量の評価の計測器としてその精度が確認され, 有用性が高いものとみられた.

引用文献

- Crouter, E. S., Schneider, L. P., Karabulut, M., and Bassett Jr, R. D. (2003) Validity of 10 electronic pedometers for measuring steps, distance, and energy cost. *Med Sci Sports Exerc.* 35 (8) : 1455-1460.
- Hendelman, D., Miller, K., Baggett, C., Debold, E., and Freedson, P. (2000) Validity of accelerometry for the assessment of moderate intensity physical activity in the field. *Med Sci Sports Exerc.* 32 : S442-S449.
- Kaminsky, L. A., and Ozemek, C. (2012) A comparison of the Actigraph GT1M and GT3X accelerometers under standardized and free-living conditions. *Physio Meas.* 33(11): 1869-1876.
- Kumahara, H., Schutz, Y., Ayabe, M., Yoshioka, M., Yoshitake., Shindo, M., Ishii, K., and Tanaka, H. (2004) The use of uniaxial accelerometry for the assessment of physical-activity-related energy expenditure: a validation study against whole-body indirect calorimetry. *Br J Nutr.* 91 (2) : 235-243.
- Ojiambo, R., Konstabel, K., Veidebaum, T., Reilly, J., Verbestel, V., Huybrechts, I., Sioen, I., Casajús, J. A., Moreno, L. A., Vicente-Rodriguez, G., Bammann, K., Tubic, B. M., Marild, S., Westerterp, K., and Pitsiladis, Y. P. IDEFICS Consortium. (2012) Validity of hip-mounted uniaxial accelerometry with heart-rate monitoring vs. triaxial accelerometry in the assessment of free-living energy expenditure in young children: the IDEFICS Validation Study. *J Appl Physiol.* 113(10) : 1530-1536.
- 竹島伸生, 小泉大亮, Islam, M. M., 岡田暁宣, Rogers, M. E., 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. 鈴木謙三記念 財団法人医科学応用研究財団研究報告. 21: 26-31.

Vanhelst, J., Beghin L., Duhamel, A., Bergman, P., Sjstrom, M and Gottrand, F. (2012) Comparison of uniaxial and triaxial accelerometry in the assessment of physical activity among adolescents under free-living conditions: the HELENA study. *BMC Med Res Method.* 12: 26.

Welk, G. J. (2002) Physical activity assessments for health-related research. Welk, G. J. (Ed.) *Human Kinetics : Illinois*, pp126-141.

吉武裕 (2011) 身体活動量評価のゴールドスタンダード -二重標識水法から歩数計まで-. *運動疫学研究* . 3:18-28.