

高齢者における杖歩行時の歩数計測法の開発

順天堂大学	関根紀子
(共同研究者) 千葉大学	関根正樹
同	田村俊世
順天堂大学	内藤久士
同	形本静夫

Development of the Accuracy of Pedometer Used by the Elderly During Walking with a Cane

by

Noriko Ichinoseki-Sekine, Hisashi Naito, Shizuo Katamoto

Juntendo University

Masaki Sekine, Toshiyo Tamura

Chiba University

ABSTRACT

The aim of this study was to develop the accuracy of accelerometer-type pedometer used by the elderly during walking with a cane. The attendees of the gait training at the commuting rehabilitation services center participated in this study. Eighteen subjects walked with a cane (male; 5, female; 13, age; 80.9 ± 7.7 yrs, height; 148.1 ± 7.7 cm, weight; 51.8 ± 8.8 kg [mean \pm SD], 9 had an impaired gait), and 31 subjects walked without a cane (male; 7, female; 24, age; 80.9 ± 7.7 yrs, height; 148.1 ± 7.7 cm, weight; 51.8 ± 8.8 kg, 15 had an impaired gait). Subjects walked about 20 m there and back at their own speed. We estimated the number of steps based on the cadence obtained from the

composite power spectrums of triaxial acceleration signals using FFT algorithm (FM). FM was compared with the number of steps visually counted by a physical therapist (RM) and by pedometer (PM). As results, PM measured by the pedometer was inaccurate. But this FFT method was reasonably accurate when estimating the number of steps. PM was significantly less than the RM ($p < 0.05$), and the error of PM was $53.2 \pm 34.1\%$ of RM. In contrast, FM did not differ from the RM, and the average error of FM was $-0.7 \pm 7.9\%$ of RM (absolute value; $5.8 \pm 5.3\%$). We suggest that our method is adequate and suitable for estimating the number of steps in elderly people during walking not only with a cane but also with slow walking speeds or gait disorders.

要 旨

本研究は、高齢者の杖歩行時における歩数計測法を新たに開発することを目的とした。被験者は、通所型リハビリテーション施設に通う高齢患者49名 (80.9 ± 7.7 才)で、18名が杖歩行(下肢機能障害9名)、31名が杖なし歩行(下肢機能障害15名)であった。被験者は加速度計および歩数計を腰背部に装着し、直線約10mを各個人に適した速度で往復した。理学療法士が目視で測定した歩数(RM)、歩数計により検出された歩数(PM)、および本研究にて開発した手法を用いて検出された歩数(FM)とを比較した結果、PMはRMより有意に($p < 0.05$)低く、RMとの誤差は $53.2 \pm 34.1\%$ であった。一方、FMとRMとの間に差は認められなかった。FMとRMとの誤差は $-0.7 \pm 7.9\%$ であり、杖や下肢機能障害の有無による影響を受けなかった。以上のことから、本研究で提案した歩数計測法は、杖歩行のみならず、下肢機能障害などのため従来の歩数計で計測が困難であった高齢者の歩数をも精度良く計測することが可能であるものと考えられた。

はじめに

高齢者において、廃用性の機能低下を防ぎQOLを高めるため、筋機能のトレーニングは重

要である。高齢者に対するトレーニングでは、日常生活動作に関わる様々な運動が積極的に行われている¹⁾。ADL(日常生活動作)を維持・改善し健康寿命を延長する上で、主要な日常生活動作である歩行の訓練は重要である。効果的な歩行訓練を行うためには、正確かつ簡便に歩数を計測することが望ましい。

歩行の量的評価には、歩数計の利用が一般的である^{2,3)}。従来、機械式の歩数計が用いられてきたが、MEMS技術の向上とともに加速度センサを内蔵した歩数計が市販され広く用いられている^{4,5,6)}。しかしながら、このような歩数計では、杖歩行や下肢機能障害などにより歩行リズムが不規則である場合や、歩行速度が遅い場合、正しい値が得られないことがしばしば見受けられる⁷⁻¹¹⁾。特に高齢者において上記の条件が当てはまることが多く、歩行訓練などのリハビリテーション現場や、日常生活での活動量評価の際の正確な歩数計測が困難な状況となっている¹²⁾。

そこで、本研究では新たな歩数計測法を開発し、杖歩行時の歩数を精度良く計測することを目的とした。従来の歩数計での計測が困難であるような高齢者の歩容は様々であることから、提案する手法は、杖の有無にかかわらず下肢機能障害を持つ場合などにも広く対応可能であることを目指した。また、市販の歩数計に組み込めるよう、加速度信

号を用いて歩数を推定した。本研究では、歩行時の加速度信号から求めた歩行周期をもとに歩数を推定し、市販の歩数計により得られた歩数および目視により得られた歩数と比較することで、提案手法の測定精度の評価を行ったので報告する。

1. 研究方法

1.1 対象

被験者は、通所型リハビリテーション施設に通う高齢者49名(表1)で、18名が杖歩行者であった。被験者は、それぞれの歩行条件により4群に分けられた(杖歩行9名、杖歩行+下肢機能障害9名、杖なし歩行16名、杖なし歩行+下肢機能障害15名)。被験者には、脳梗塞による片麻痺患者、パーキンソン病患者、膝関節置換術や骨折経験者などの下肢に何らかの機能障害を持つ被験者を含んでいる。また、疾病や障害による明らかな下肢機能障害を持たない被験者であっても、歩行速度が遅く歩行が不安定な高齢者特有の歩容を示す被験者が多くみられた。なお、本研究は、藤元早鈴病院倫理委員会の承認を得た後、被験者およびその家族に対し実験内容を説明し書面にて同意を得て行った。

1.2 測定

歩行中に身体に生じる加速度を測定するために、加速度計とマルチテレメータシステム(WEB-5000, 日本光電)からなる測定システムを構築した。加速度計は3軸ピエゾ抵抗型加速度センサ(曙ブレーキ)、増幅器、およびローパスフィルタから構成されている(測定範囲 $\pm 2g$, カットオフ周波数50Hz, サイズ $30 \times 40 \times 20\text{mm}$, 重さ

20g)。加速度信号のサンプリング周波数は128Hzとし、被験者の前後(x), 左右(y), 上下(z)方向の加速度信号を計測した。伸縮性のあるベルトを用いて、較正後¹³⁾の加速度計を被験者の腰背部中央に装着した。また、比較対象として市販の加速度歩数計(HJ-720IT, オムロンヘルスケア, サイズ $73 \times 47 \times 16\text{mm}$, 重さ37g)を使用し、加速度計と同様に同ベルトに取り付けた。

歩行は、屋内直線約10mを個人に適した速度で往復するものとした。なお、靴等の履物や歩行補助具については、被験者が通常使用しているものを用いた。被験者の安全の確保および歩数の真値(実歩数)の把握のため、理学療法士が被験者の後方を付いて歩き、目視にて歩数をカウントした。さらに、ストップウォッチを用いて往路10mの歩行時間を計測した。

1.3 加速度信号を用いた歩数計測法

本研究では、歩行中の3軸加速度信号のパワースペクトルをもとに歩数を求めた(図1)。まず、3軸それぞれの加速度信号に対し、窓長512サンプル(4秒間)ごとに高速フーリエ変換(FFT)を施し、パワースペクトルの0.5~3.0Hzの範囲に対し、それぞれの窓内のパワーの最大値で正規化した。得られた3軸の正規化パワースペクトルを合成し、そのパワーが最大となった周波数を歩行周期とした。この歩行周期に窓長を乗算することで4秒間の歩数を求めた。この過程を歩行中すべての加速度信号に施してそれぞれの窓ごとの歩数を求め、それらを合算することで歩行中の歩数を求めた。

表1 Physical characteristics of subjects

	SC (n=9)	IC (n=9)	SN (n=16)	IN (n=15)
Age, yrs	80.7 \pm 9.7	78.1 \pm 6.4	81.5 \pm 9.5	82.0 \pm 4.8
Height, cm	149.2 \pm 10.1	149.2 \pm 5.9	147.2 \pm 6.4	147.8 \pm 8.8
Weight, kg	48.2 \pm 9.0	53.0 \pm 7.1	51.7 \pm 8.8	53.3 \pm 9.8

SC: senile gait with cane; IC: impaired gait with cane; SN: senile gait without cane; IN: impaired gait without cane.

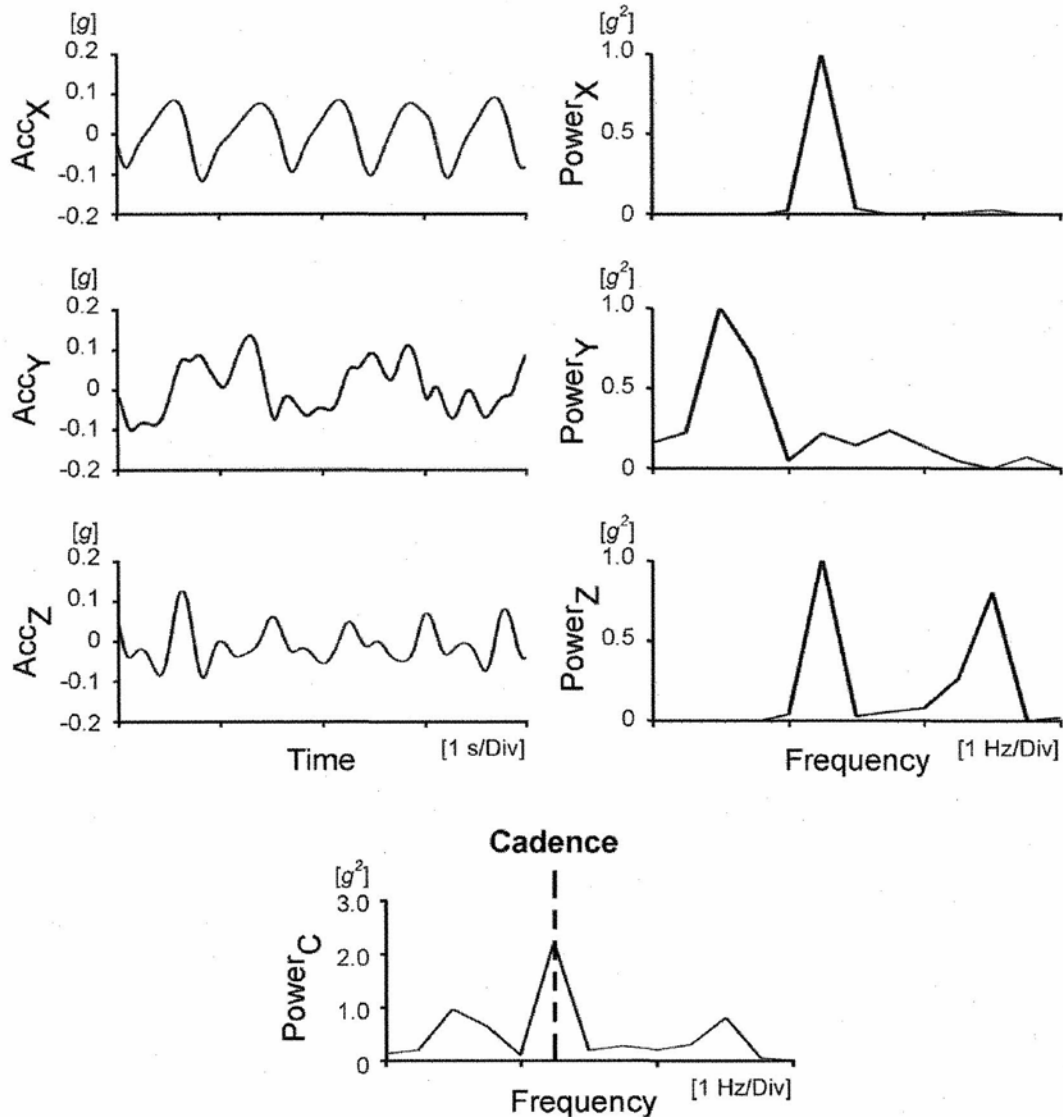


図1 Typical examples of the acceleration signals, AccX, AccY, AccZ, and their normalized power spectrum, PowerX, PowerY, and PowerZ. The frequency at the maximum power of the composite power spectrum, PowerC, was considered as the cadence of each window.

1. 4 データ解析と統計処理

歩行速度は、往路の平均歩行速度とした。歩数計により計測された歩数 (PM) と本研究で提案する手法により得られた歩数 (FM) の誤差は、理学療法士の目視により得られた歩数 (RM) に対する割合として以下のように求めた。

$$\text{Error (\%)} = 100 \times (\text{PM or FM} - \text{RM}) / \text{RM}$$

PM と FM のそれぞれの誤差の比較には対応のある *t* 検定を行った。それ以外の比較には一元配置分散分析 (ANOVA) を用い、多重比較には Schéffe 法を用いた。有意水準は 5% とした。

2. 結果

全ての被験者の歩行速度の平均値は $39.5 \pm 11.1 \text{ m} \cdot \text{min}^{-1}$ であった。また、往復 20m (折り返し地点を含む) の RM は 74.5 ± 18.5 歩 (46 ~ 113 歩) であった。すべての被験者において、PM (32.3 ± 24.5 歩) は RM より有意に少なかったが、FM (74.0 ± 19.3 歩) は RM と有意な差を示さなかった (図 2)。4 つの被験者群内でそれぞれ比較すると、すべての群で PM と RM との間に有意な差が認められたが、FM と RM との間に差は認められなかった。また、被験者群間では、RM、FM および歩行速度に有意な差はみられなかった

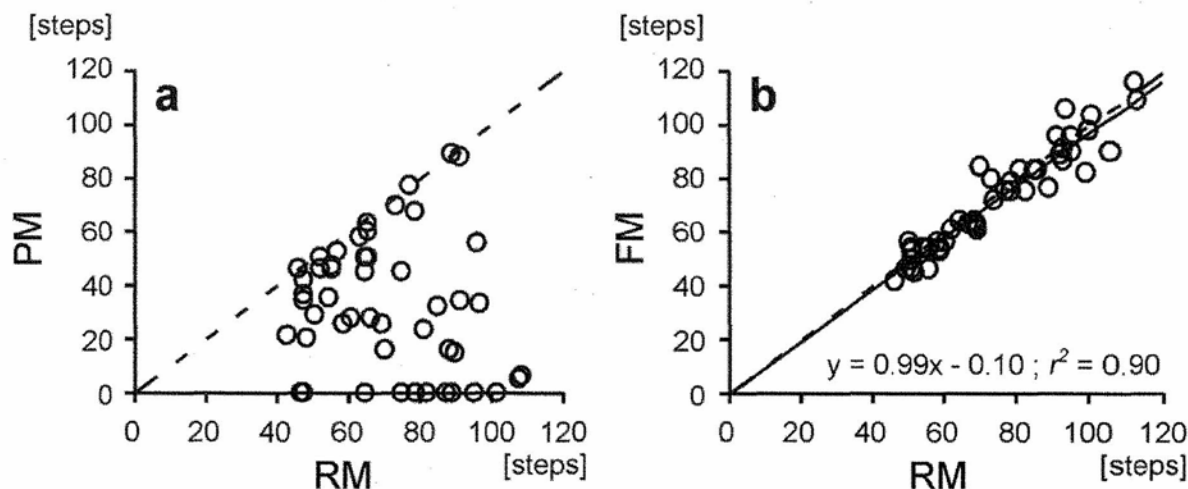


図2 Relationship between number of steps counted visually by a physical therapist, RM and number of steps counted by pedometer, PM (a) and number of steps estimated using our method, FM (b). FM significantly correlated with RM ($p < 0.0001$).

表2 RM, PM, and FM and walking speed

	SC (n=9)	IC (n=9)	SN (n=16)	IN (n=15)
Number of steps, steps				
RM	80.3 ± 14.5	78.3 ± 19.1	74.2 ± 17.5	69.0 ± 21.3
PM	33.0 ± 18.6**	26.7 ± 28.1**	36.9 ± 27.5**	30.4 ± 23.5**
FM	81.4 ± 13.5	78.6 ± 21.1	72.1 ± 18.7	68.7 ± 21.6
Walking speed, $m \cdot min^{-1}$	35.0 ± 11.5	33.0 ± 12.8	44.1 ± 11.2	41.2 ± 7.2

RM: number of steps counted visually by a physical therapist; PM: number of steps counted by pedometer; FM: number of steps estimated using the FFT algorithm. SC: senile gait with cane; IC: impaired gait with cane; SN: senile gait without cane; IN: impaired gait without cane. **: $p < 0.01$ vs. RM.

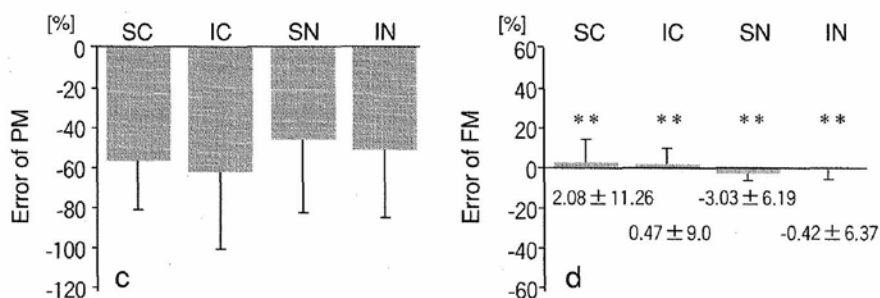


図3 The errors of PM (% of RM, c) and the FM (d) for senile gait with cane, SC, impaired gait with cane, IC, senile gait without cane, SN, impaired gait without cane, IN. **: $p < 0.01$ vs. the errors of PM within the same group.

(表2).

PMの誤差の平均値は $-53.2 \pm 34.1\%$ ($-5.4 \sim -100\%$)であり、歩行速度に反比例した($r=0.56$, $p < 0.01$). 4つの被験者群のPMの誤差の平均値はそれぞれの -40% 以上を示し、群間に有意な差はみられなかった(図3). 一方、FMの誤差の平均値は $-0.7 \pm 7.9\%$ (絶対値 $5.8 \pm 5.3\%$)であり、歩行速度と有意な相関関係はみられなかった. 4つの被験者群ごとのFMの誤差は、同群のPMの誤

差よりも有意に小さい値を示した($p < 0.01$).

3. 考察

Le Masurieら¹⁴⁾は、トレッドミルを用いて5段階の速度での歩数計の測定精度について検討し、健常成人の歩行速度の範囲であれば速度は測定誤差に影響しないと報告している. しかしながら、彼らは、歩行速度が遅い高齢者を測定する場合は大きな誤差が生じるだろうとも指摘している. 近

年、健常成人を対象として様々な歩行速度（個人に適した速度）で歩数計の測定精度が検討されたが、それらの平均歩行速度は $96\text{m}\cdot\text{min}^{-1}$ であった¹¹⁾。それよりも遅い速度の場合、多くの歩数計が大きな誤差を示すことがこれまで報告されている^{8,14)}が、本研究の被験者の歩行速度は、上述の先行研究と比べ非常に遅かった。本研究において、歩数計が非常に大きな誤差を示したことや、その誤差が歩行速度と高い相関関係を示したことは、先行研究と一致している。

歩数計の精度について検討した多くの先行研究において、直線歩行またはトレッドミル上での歩行を対象としている¹⁵⁾のに対し、本研究では対象に折り返し部分、つまり歩行が不安定な部分を含んでいる。さらに、本研究の被験者は下肢機能障害者や杖歩行者を含んでおり、本研究の検討条件は先行研究よりも非常に厳しいものであったといえる。このような条件下において、歩数計は精度良く歩数を計測することができず、10名の被験者で歩数の計測が不可能（0歩）であった。

本研究では、従来計測が困難であった高齢者における歩数計の測定精度を向上させるため、加速度信号から歩数を推定する方法を提案した。従来の歩数計で用いられている衝撃加速度を検出して歩数を算出する方法とは異なり、本手法は、加速度信号のパワースペクトルをもとに歩行周期を得て歩数を算出するものである。本研究の被験者は歩行速度が非常に遅いため歩行時の衝撃加速度が小さく、従来の歩数計では検出することが不可能であったものと推測される。一方、本研究で提案する手法の測定誤差は、実歩数の1%未満と非常に小さく、歩行速度や、杖歩行および下肢機能障害の影響を受けなかった。これらのことから、本手法は本研究で対象としたような高齢者の歩数計測に適していることが示された。

上述の通り、われわれが提案する手法の測定誤差は非常に小さいものではあったが、実歩数の

10%以上の誤差を示した例が9例あった。誤差の最大値は14.3%であり、従来の歩数計の誤差と比較すると大幅に改善されてはいるものの、今後さらなる改善が必要である。誤差が生じる原因としては、折り返し時の歩数が検出されにくいことが主に挙げられる。また、本研究ではFFTを施す際の窓の長さを4秒間としたが、端数が生じた場合は切り捨てられたため、その間の歩数がカウントされなかったことも誤差に影響したものと考えられ、今後の検討課題である。しかしながら、先行研究よりも厳しい検討条件下において、われわれが提案する手法は従来の歩数計に比べ高い測定精度を示したことから、本手法を用いることで、これまで測定が困難であった対象者の正確な歩数計測が可能となり、適切なりハビリテーショントレーニングが可能となるものと期待される。さらに、歩数が目で見えることで、トレーニングへの動機付け⁷⁾も期待できるものと考えられる。

4. まとめ

本研究は、従来の歩数計では歩数の計測が困難である杖歩行や下肢機能障害がある高齢者を対象とし、歩数計の測定精度を向上させるための新たな歩数計測法を提案することを目的とした。提案する手法は、3軸速度信号のパワースペクトルから得た歩行周期をもとに歩数を算出するもので、従来の衝撃加速度から歩数を算出する手法とは異なる。杖歩行や下肢機能障害を持つものを含む49名の高齢者において測定精度を検討したところ、従来の歩数計が実歩数の $-53.2 \pm 34.1\%$ の誤差を示したのに対し、本研究で提案する手法の誤差は $-0.7 \pm 7.9\%$ であり、大幅な測定精度の向上がみられた。本研究で提案する手法は、杖歩行時のみならず、歩行速度が遅い、または下肢機能障害を持つなど従来の歩数計で計測が困難であった高齢者の歩数検出率を高めることが可能であり、適切なりハビリテーショントレーニングの提供に

貢献できるものと期待できる。

謝 辞

本研究を行うあたり、藤元早鈴病院の皆様にご多大なるご協力を頂きました。また、本研究の一部は、第28回（財）石本記念デサントスポーツ科学振興財団学術研究助成の補助を受けて行われました。ここに深甚な感謝の意を表します。

文 献

- 1) Tudor-Locke, C., Williams, J.E. Reis, J.P. Pluto, D. Utility of pedometers for assessing physical activity; construct validity, *Sports Med.*, 34; 281-291 (2004)
- 2) Bohannon, R.W., M.G. Horton, J.B. Wikholm. Importance of four variables of walking to patients with stroke., *Int. J. Rehabil. Res.*, 14; 246-250 (1991)
- 3) Tudor-Locke, C. E., and A. M. Myers, Methodological considerations for researchers and practitioners using pedometers to measure physical (ambulatory) activity, *Res. Q. Exerc. Sport*, 72; 1-12 (2001)
- 4) Bouten, C. V., K. T. Koekkoek, M. Verduin, R. Kodde, and J. D. Janssen, A triaxial accelerometer and portable data processing unit for the assessment of daily physical activity, *IEEE Trans Biomed. Eng.*, 44; 136-147 (1997)
- 5) Kumahara, H., Y. Schutz, M. Ayabe, M. Yoshioka, Y. Yoshitake, M. Shindo, K. Ishii, and H. Tanaka, The use of uniaxial accelerometry for the assessment of physical-activity-related energy expenditure; a validation study against whole-body indirect calorimetry, *Br. J. Nut.*, 91; 235-243 (2004)
- 6) Montoye, H. J., R. Washburn, S. Servais, A. Ertl, J.G. Webster, and F.J. Nagle, Estimation of energy expenditure by a portable accelerometer, *Med. Sci. Sports Exerc.*, 15; 403-407 (1983)
- 7) Bassett, D. R. Jr, B. E. Ainsworth, S. R. Leggett, C. A. Mathien, J. A. Main, D. C. Hunter, and G. E. Duncan, Accuracy of five electronic pedometers for measuring distance walked, *Med. Sci. Sports Exerc.*, 28; 1071-1077 (1996)
- 8) Crouter, S. E., P. L. Schneider, and D. R. Bassett, Jr., Spring-levered versus piezo-electric pedometer accuracy in overweight and obese adults. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 37; 1673-1679 (2005)
- 9) Le Masurier, G. C., and C. Tudor-Locke. Comparison of pedometer and accelerometer accuracy under controlled conditions. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 35; 867-871 (2003)
- 10) Melanson, E. L., J. R. Knoll, M. L. Bell, W. T. Donahoo, J. O. Hill, L. J. Nysse, L. Lanningham-Foster, J. C. Peters, and J. A. Levine, Commercially available pedometers; considerations for accurate step counting, *Prev. Med.*, 39; 361-368 (2004)
- 11) Schneider, P. L., S. E. Crouter, O. Lukajic, and D. R. Bassett, Jr., Accuracy and reliability of 10 pedometers for measuring steps over a 400-m walk. *Med Sci Sports Exerc.*, 35; 1779-1784 (2003)
- 12) Cyarto, E. V., A. M. Myers, and C. Tudor-Locke, Pedometer accuracy in nursing home and community-dwelling older adults. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 36; 205-209 (2004)
- 13) Fahrenberg, J., F. Foerster, M. Smeja, and W. Muller, Assessment of posture and motion by multichannel piezoresistive accelerometer recordings, *Psychophysiology*, 34; 607-612 (1997)
- 14) Le Masurier, G. C., S. M. Lee, and C. Tudor-Locke, Motion sensor accuracy under controlled and free-living conditions. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 36; 905-910 (2004)
- 15) Crouter, S. E., P. L. Schneider, M. Karabulut, and D. R. Bassett, Jr., Validity of 10 electronic pedometers for measuring steps, distance, and energy cost. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 35; 1455-1460 (2003)

