

Original Article

3軸加速度計システムを用いた歩行速度の違いによる1日の歩行時間の評価

三浦早織,^{1,2} 佐竹将宏,¹ 田村 陽,^{1,3} 池田光範,^{1,4} 川越厚良,^{1,5}
菅原慶勇,⁵ 高橋仁美,⁵ 本間光信,⁶ 坂田俊一,⁷ 塩谷隆信¹

¹ 秋田大学大学院医学系研究科保健学専攻理学療法学講座

² 埼玉医科大学病院リハビリテーション科

³ 東海大学医学部八王子病院診療協力部リハビリ訓練科

⁴ 東京都健康長寿医療センターリハビリテーション科

⁵ 市立秋田総合病院リハビリテーション科

⁶ 市立秋田総合病院呼吸器内科

⁷ くまもとテクノ産業財団産学連携推進センター

要旨

Miura S, Satake M, Tamura Y, Ikeda M, Kawagoshi A, Sugawara K, Takahashi H, Homma M, Sakata S, Shioya T. Evaluation of walking time according to walking speed using a triaxial accelerometer system. *Jpn J Compr Rehabil Sci* 2013; 4: 73-79.

【目的】本研究の第一の目的は、プログラムを改良した3軸加速度計システムを用い、日常生活における歩行速度を歩行速度別に定量化することであり、第二の目的は、そのシステムを用いて若年健常者、老年健常者、慢性閉塞性肺疾患（COPD）患者の1日における遅い歩行時間と速い歩行時間を検討することである。

【方法】対象は若年健常者26名、老年健常者15名、安定期COPD患者11名であった。3軸加速度計システム（A-MESTM）を用い、歩行・立位・座位・臥位の各時間を計測した。次に解析ソフトの閾値を変化させて歩行時間を遅い歩行と速い歩行に分けて評価した。

【結果】歩行速度は2 km/hを境に判別され、遅い歩行は2 km/h未満、速い歩行は2 km/h以上であった。歩行時間のうち約95%が遅い歩行であった。安定期COPD患者の速い歩行時間は、健常若年者および健常高齢者の速い歩行時間と比較して有意に短かった（ $p < 0.01$ ）。

【結論】新しい3軸加速度計システムは、日常生活における歩行時間を遅い歩行（ < 2 km/h）と速い歩行（ ≥ 2 km/h）に判別することが可能である。

キーワード：身体活動時間、3軸加速度計、2 km/h未満の遅い歩行、2 km/h以上の速い歩行、歩行時間

はじめに

近年、身体活動量の低下が生活習慣病の危険因子のひとつとして注目されている[1-4]。また、リハビリテーションの現場においては、治療方法の検討やプログラムの作成を行う上で、患者の身体活動量を正確に把握することが重要である[1,2]。しかし、身体活動量を正確かつ簡便に把握することは難しく、現在のところ、国際的に統一された身体活動量の評価法はない状況にある[3,4]。

従来、臨床では質問票を用いた身体活動量の評価が多く行われているが、誤読、記入漏れ、思い出しという記憶の問題などが結果に影響を及ぼし、特に高齢者や子どもには適さないと指摘されている[5-8]。一方、歩数計や加速度計などの機器によるモニターは、他の評価方法と比べて客観的に身体活動の詳細な状況を比較的簡便に測定できる利点があることから、多くの機器が開発されてきている[4,8]。現在、加速度計を用いた身体活動量の測定が最も多く行われているが、測定指標はカウント数、運動強度、エネルギー消費量などそれぞれの機器独自のものとなっており統一されていない[4,7,8]。さらに、歩行は身体活動の最も基本的なものであり、歩行速度により身体活動量は異なることから、歩行速度を遅い歩行と速い歩行を区別して測定することは身体活動量を評価するためには重要と考えられる。

最近、我々は新しい日常生活における身体活動を評価する3軸加速度計システムを開発し、1日の歩行、立位、座位、臥位の時間が測定できることを報告した[9-11]。歩行速度は、身体活動量の評価法としてより客観的な指標であり、算出した歩行時間を、歩行速度によって区別することで、より詳細な身体活動量が把握できると考えられる。今回、我々は、本評価システムの解析プログラムに新たな改良を加えて、歩行時間を「遅い歩行」と「速い歩行」とさらに細分化して

著者連絡先：佐竹将宏

秋田大学大学院医学系研究科保健学専攻理学療法学講座

〒010-8543 秋田県秋田市本道1-1-1

E-mail: satake@hs.akita-u.ac.jp

2013年10月7日受理

本研究において一切の利益相反や研究資金の提供はありません。

評価することを第一の目的とした。次に、この新しい評価システムを用い、健常若年者、健常高齢者、慢性閉塞性肺疾患 (chronic obstructive pulmonary disease; COPD) 患者において、1日における「遅い歩行」時間と「速い歩行」時間を評価することを第二の目的とした。本研究において、COPD 患者は呼吸機能の低下により、より遅い歩行を行っていると思われるために解析の対象に加えた。

対象と方法

1. 対象

対象は、若年健常成人 26 名 [男性 13 名, 女性 13 名: 年齢 22.3 ± 3.7 歳 (平均値 \pm 標準偏差): 若年者群], 公民館のサークル活動に参加している健常高齢者 15 名 (男性 6 名, 女性 9 名: 年齢 73.1 ± 3.3 歳: 高齢者群), A 病院に通院する COPD 患者 11 名 (男性 10 名, 女性 1 名: 年齢 78.8 ± 6.4 歳: COPD 群) とした。部活動などの激しい運動を行う者は除外した。COPD 患者のうち、6 名は在宅酸素療法を実施中であった。対象者の特性を表 1 に示す。本研究は、2008 年ヘルシンキ宣言 (ソウル) [12] を遵守して行い、A 大学医学部および A 病院の平成 23 年度倫理委員会において承認を受け、対象者からは全員書面にて同意を得て実施した。

2. 測定機器と測定方法

日常生活における活動時間を測定するために、新しい 3 軸加速度計システムである Activity Monitoring and Evaluation System (A-MESTM; ソリッドブレインズ, 熊本) を用いた。本システムには、小型 3 次元 (3 軸) 加速度センサーを格納した 2 つの端末 (サイズ: $69H \times 44W \times 11.5D$ mm, 重量: 28g) とステーションとパソコンに接続された解析器から構成されている。これらのセンサーは非常に小さくて軽いため、これらを被験者の体幹と大腿に 2 つの袋がついた衣装に装着することができる (図 1)。

A-MESTM システムは、姿勢・動作 (臥位, 座位, 立位, 歩行) について加速度信号を 3 次元解析することにより測定する (図 2) [9-11]。図 3 に、体幹部

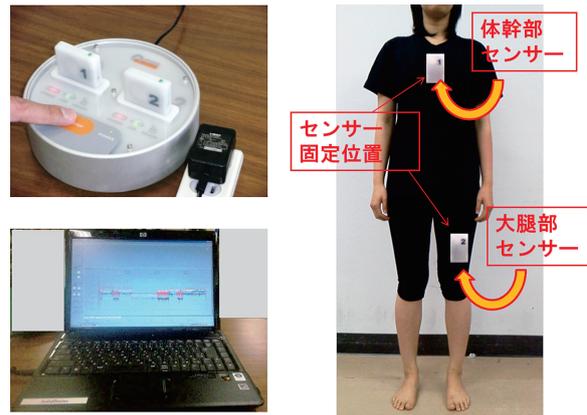


図 1. A-MESTM の構成

(左上:ステーション, 左下:専用の解析ソフト, 右: 端末の装着部位: 文献 11 より引用)

と大腿部の 2 箇所に取り付けた、それぞれの端末から出力された加速度信号の波形と姿勢・動作の判別方法を示した。

本製品の 3 次元加速度センサーによる加速度信号の検出閾値は、製品の基準閾値では、ゆっくりとした歩行でも感知できるように設定してある。本装置では、加速度センサーの検出閾値は、「##倍」という値で変動させることができるように設計されている。今回、この歩行を判別する検出閾値を外部から電気抵抗を変化させて、検出される加速度信号を再解析した。

各被験者の身体能力を評価するために呼吸機能検査を実施し、小型電子スパイロメーター (CHESTGRAPH-HI701TM, チェスト, 東京) を使用して、努力性肺活量、1 秒量、1 秒率、予測 1 秒量を測定した。また、呼吸筋力計 (VITALPOWER KH-101TM, チェスト, 東京) を用い口腔内圧を測定し、呼吸筋力 (最大吸気圧と最大呼気圧) とした [13, 14]。

3. 方法

1) 実験 1: 遅い歩行と速い歩行を判別する歩行速度の決定

実験 1 は、遅い歩行と速い歩行を分ける歩行速度を

表 1. 対象者の背景

	健常若年者 (n=26)	健常高齢者 (n=15)	COPD (n=11)
年齢 (歳)	$22.3 \pm 3.7^{**2, **3}$	$73.1 \pm 3.3^{**1}$	$78.8 \pm 6.4^{**1}$
身長 (cm)	166.9 ± 9.2	156.9 ± 6.8	160.0 ± 5.9
体重 (kg)	58.2 ± 9.7	59.7 ± 5.7	55.1 ± 11.7
BMI	$20.8 \pm 2.1^{**2}$	$24.4 \pm 2.8^{**1, **2}$	$21.4 \pm 3.4^{**1}$
FVC (L)	$4.3 \pm 1.1^{**2, **3}$	$2.9 \pm 0.5^{**1}$	$2.4 \pm 0.6^{**1}$
FEV ₁ (L)	$3.8 \pm 0.9^{*2, *3}$	$2.3 \pm 0.5^{*1}$	$1.0 \pm 0.5^{*1}$
FEV ₁ /FVC (%)	$88.1 \pm 4.9^{**3}$	$76.7 \pm 9.4^{**3}$	$42.3 \pm 15.8^{**1, **2}$
PI _{max} (cmH ₂ O)	$89.1 \pm 34.6^{*3}$	$79.8 \pm 26.1^{*3}$	$59.9 \pm 24.9^{*1, *2}$
PE _{max} (cmH ₂ O)	$112.2 \pm 48.1^{*2, *3}$	$91.6 \pm 24.0^{*1}$	$90.2 \pm 30.3^{*1}$

* : $p < 0.05$, ** : $p < 0.01$, ¹ : 若年者と有意差あり, ² : 高齢者と有意差あり, ³ : COPD と有意差あり
BMI (肥満指数), FVC (努力性肺活量), FEV₁ (1 秒量), FEV₁/FVC (1 秒率), PI_{max} (最大吸気口腔内圧), PE_{max} (最大呼気口腔内圧)

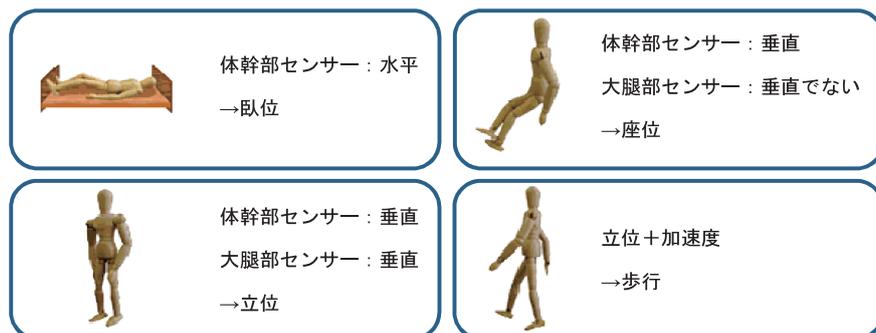


図2. センサーの傾きと姿勢・動作の判定方法 (文献11より引用)

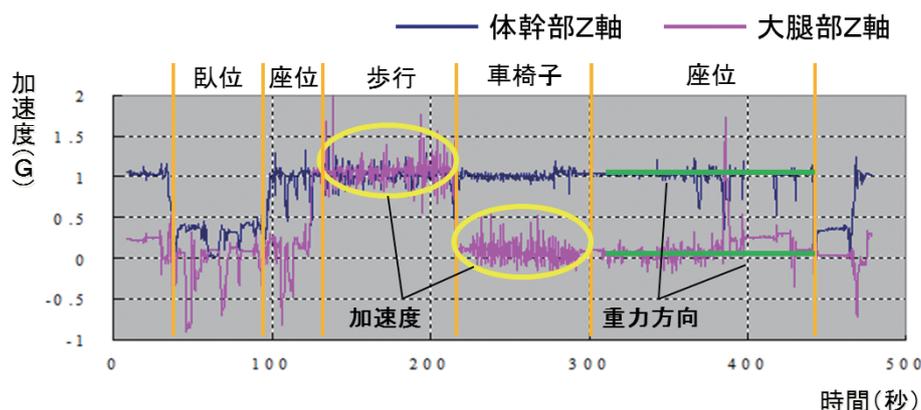


図3. A-MES™における加速度信号の出力波形

決定することを目的に行った。対象者は若年者群26名のうちの17名(男性7名, 女性10名: 年齢 23.1 ± 4.4 歳)であった。

対象者は, A-MES™ 端末を前胸部中央と左大腿部中央の2箇所に装着し, トレッドミル (MAT2600, フクダ電子, 東京) 上で2, 3, 4, 6 km/hの歩行を5分ずつ行った。

得られたデータをパソコンに取り込み, 各歩行速度での歩行時間を基準閾値で求め, 100%とした。次に, 歩行と判別する検出閾値を, 基準閾値の10倍から1000倍まで変化させて, 判別される歩行時間がどれくらい減少していくかを歩行速度ごとに調べた。このようにして求めた歩行速度ごとの歩行時間の減少割合から, 「遅い速度」と「速い速度」を分ける歩行速度を決定した。

2) 実験2: 遅い歩行と速い歩行を区別する判別閾値の決定

実験2は, 遅い歩行と速い歩行を最もよく判別できる検出閾値である判別閾値を決定することを目的に実施した。対象者は若年者群26名のうちの7名(男性3名, 女性4名: 年齢 21.7 ± 0.5 歳)であった。

対象者は A-MES™ 端末を同様に前胸部と大腿部の2箇所に装着し, 「遅い歩行」と「速い歩行」でそれぞれ平地を10分間ずつ歩いた。「遅い歩行」は実験1で決定した歩行速度未満で, 「速い歩行」はそれ以上で歩行した。なお, 歩行速度を一定に保つため, 測定前にそれぞれの速さにて十分に歩行練習を実施した。

得られたデータは, パソコンに取り込み, 各歩行速度での歩行時間を, まずは基準閾値で求め100%とした。次に基準閾値の5倍から60倍まで変化させて, 判別される歩行時間がどれくらいの割合で減少していくかを歩行速度ごとに調べた。「速い歩行」を95%以上判別可能で, かつ, 「遅い歩行」を5%以上判別しない閾値を, 「速い歩行」と「遅い歩行」を判別する判別閾値に決定した。

3) 実験3: 1日の歩行時間の中の速い歩行と遅い歩行の測定

実験3は, 実験2から得られた判別閾値を用い, 1日の歩行時間のうち遅い歩行時間と速い歩行時間がどれくらいあるのかを調べることを目的として行った。対象者は, 若年者群22名(男性12名, 女性10名: 年齢 22.3 ± 4.0 歳)と高齢者群15名(男性6名, 女性9名: 年齢 73.1 ± 3.3 歳)とCOPD群11名(男性10名, 女性1名: 年齢 78.8 ± 6.4 歳)であった。

対象者は A-MES™ 端末2つを同様に前胸部と大腿部の2箇所に装着し, 1日12時間, 3日間連続で身体活動時間を測定した [15]。COPD患者では, 症状により連続3日の測定が困難な場合があったため, 1名は連続2日間のみ測定であった。

測定終了後, 端末に記録された3次元加速度データをパソコンに取り込み, 基準閾値で1日の総歩行時間を求めた。次いで, 実験2で得られた「遅い歩行」と「速い歩行」を分ける判別閾値で, 総歩行時間を「遅い歩行」の合計時間と「速い歩行」の合計時間に分け,

それぞれの歩行時間の総歩行時間に占める割合を求めた。

対象者には事前に使用についての注意点を十分に説明し、測定期間中は起床から就寝までの間に、入浴などの装着できない場合を除いて常にA-MES™を装着するよう指示した。測定時間は、起床から就寝までの間の原則として12時間としたが、日によって測定時間が異なった場合には、1日の測定時間を12時間に換算して統計解析を行った。

なお、実験1ではトレッドミルを用いたために、実験2では一定の速度で歩く歩行練習が必要だったために、それぞれ実験3に比べて健常被験者の数が少なくなった。

4. 統計解析

全ての統計解析に際して、統計ソフトはSPSS11.5J for windowsを用い、いずれも $p < 0.05$ をもって有意差ありとした。実験1において、各歩行速度における歩行時間の割合の有意差の判定は、反復測定による一元配置分散分析(ANOVA)およびBonferroniの多重比較検定により行った。実験2において、「遅い歩行」と「速い歩行」における歩行時間の割合の有意差の判定は、対応のない t 検定により行った。実験3において、総歩行時間、各速度における歩行時間、各速度が総歩行時間に占める割合の3群間の有意差の判定は、一元配置分散分析(ANOVA)およびBonferroniの多重比較検定により行った。

結果

1. 実験1：遅い歩行と速い歩行を判別する歩行速度の決定

対象者の平均の結果を図4に示す。基準閾値で得られた歩行時間を100%とすると、いずれの歩行速度でも、検出閾値を上げていくと、歩行と判別した時間の割合が減少していった。

検出閾値ごとに、歩行と判別した時間の割合がどれだけであったかをみてみると、検出閾値を30倍にし

たとき、3 km/hでは72%、4 km/hと6 km/hでは80%以上を示した。一方で2 km/hでは11%を示し、他の歩行速度と比べて有意に小さい割合であった($p < 0.05$)。これらの結果から「遅い歩行」と「速い歩行」を判別する速度を2 km/hに決定した。

2. 実験2：遅い歩行と速い歩行を区別する判別閾値の決定

「遅い歩行」と「速い歩行」を分ける歩行速度は、実験1の結果、2 km/hであった。よって本実験では、対象者に「2 km/h以上の歩行」と「2 km/h未満の歩行」を行ってもらい、歩行の判別閾値を調べた。

結果を図5に示す。対象者の「2 km/h以上の歩行」の平均速度は 5.1 ± 0.7 km/hであった。

歩行と判別する閾値を上げていくと、「2 km/h以上の歩行」では、検出閾値が25倍くらいから基準閾値での総歩行時間に対する割合は、少しずつ減少していった。一方で「2 km/h未満の歩行」では、5倍の閾値から急激に減少していった。歩行と判別する閾値が基準閾値の30倍のとき、総歩行時間に対する割合は、「2 km/h以上の歩行」が95%、「2 km/h未満の歩行」が5%を示し、有意差があった($p < 0.05$)。これらの結果から「2 km/h未満の歩行」と「2 km/h以上の歩行」を判別する判別閾値を基準閾値の30倍に決定した。

3. 実験3：1日の歩行時間の中の速い歩行と遅い歩行の測定

対象者の3群における各姿勢・動作時間を表2に、歩行速度別の歩行時間を表3に示す。

基準の閾値で得られた総歩行時間は、若年者群および高齢者群とCOPD群との間でそれぞれ有意差が認められた($p < 0.05$, $p < 0.01$)。

「2 km/h未満の歩行」と「2 km/h以上の歩行」の合計時間は、若年者群および高齢者群とCOPD群との間で有意差が認められた($p < 0.01$)。総歩行時間に占める「2 km/h以上の歩行」の割合は、若年者群および高齢者群とCOPD群との間で有意差が認められ

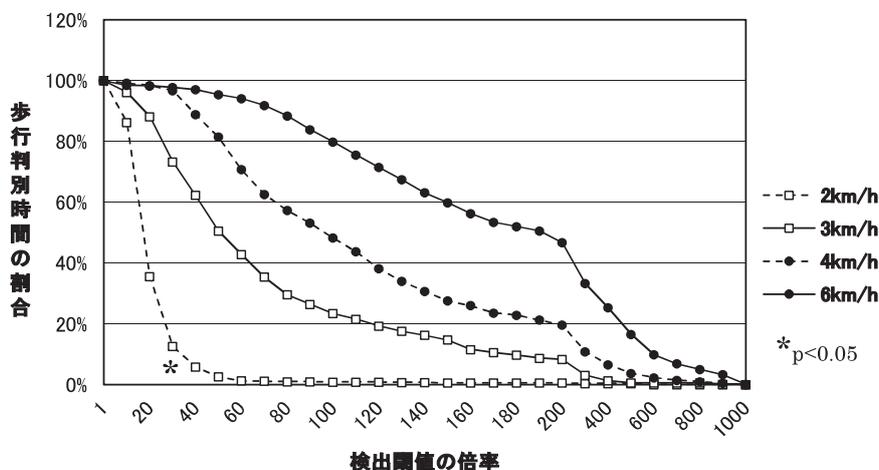


図4. 各歩行速度の各検出閾値による歩行判別時間の割合

歩行判別時間の割合：それぞれの速度で判別された歩行時間の検出閾値を変化する前の歩行時間に対する割合

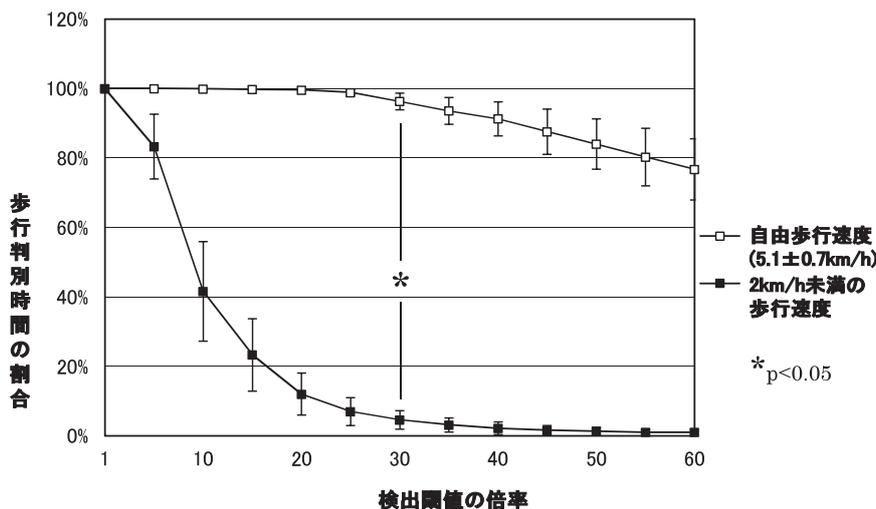


図 5. 自由歩行速度と 2km/h 未満の歩行速度の各検出閾値による歩行判別時間の割合

歩行判別時間の割合：それぞれの速度で判別された歩行時間の検出閾値を変化する前の歩行時間に対する割合

表 2. 被験者 3 群における 1 日の各姿勢・動作時間

	歩行 (min)	立位 (min)	座位 (min)	臥位 (min)
若年者	151.5±49.8 ^{**2,*3}	66.6±31.6	458.1±86.4 ^{**2}	43.5±44.6 ^{*2}
高齢者	234.4±69.5 ^{**1,3}	75.6±25.6	315.6±69.1 ^{**1,3}	97.9±76.2 ^{*1}
COPD	84.7±43.7 ^{**2,*1}	72.5±50.1	480.6±89.0 ^{**2}	77.9±61.4

* : $p < 0.05$, ** : $p < 0.01$, ¹ : 若年者と有意差あり, ² : 高齢者と有意差あり, ³ : COPD と有意差あり

表 3. 被験者 3 群における 1 日の歩行速度別合計時間と割合

	「2 km/h 未満の歩行」 時間 (min)	「2 km/h 以上の歩行」 時間 (min)	総歩行時間に占める 「2 km/h 以上の歩行」 時間の割合 (%)
若年者	95.0±40.3 ^{**2}	56.5±17.0 ^{*2,*3}	38.8±10.7 ^{**3}
高齢者	156.5±48.0 ^{**1,3}	77.9±34.5 ^{*1,*3}	32.4±9.7 ^{*3}
COPD	69.7±37.5 ^{**2}	15.0±11.8 ^{**1,2}	16.6±12.1 ^{**1,*2}

* : $p < 0.05$, ** : $p < 0.01$, ¹ : 若年者と有意差あり, ² : 高齢者と有意差あり, ³ : COPD と有意差あり

た ($p < 0.01$, $p < 0.05$).

考察

本研究は、3軸加速度センサーを備えた A-MES™ を用いて、日常生活における歩行時間を「遅い歩行」と「速い歩行」に別けて評価することを第一の目的として行った。本研究の結果、対象者に 2, 3, 4, 6 km/h の速度で歩行させ、得られた 3次元加速度データをパソコン上で閾値処理したところ、2 km/h での歩行が「遅い歩行」と「速い歩行」を判別する速度と示された。また、歩行と判別する閾値が基準閾値の 30 倍のときに、「2 km/h 以上の歩行」が 95%、「2 km/h 未満の歩行」が 5% を示し、本装置の加速

度信号の判別限界を示唆していると考えられた。

近年、3軸加速度計の応用により、臥位、座位、立位、歩行などの姿勢・動作の解析が可能となっている [7, 8]。しかし、歩行に関しては、総歩行時間のみの測定に留まり、速度別の歩行時間の解析はできなかった [7, 8]。今回、加速度センサー信号の検出閾値を変化させて解析することにより、「2 km/h 未満の歩行」と「2 km/h 以上の歩行」を判別することが初めて可能になった。一般的に日常生活において、「2 km/h 未満の歩行」の多くは身の回り動作を行っている際の歩行、「2 km/h 以上の歩行」の多くは移動の際の歩行であると考えられる [16, 17]。このことから、新しい評価システムを用い「2 km/h 未満の歩行」と「2 km/h 以上の歩行」を区別して測定できることは、

日常生活における主要な動作である歩行を運動強度別に評価できる点で非常に有用であると考えられる。

従来、歩行速度が増すにつれて身体活動の強度が増加するとされ、身体活動量である代謝当量 (METs) は、歩行速度に比例して増加することが報告されている [18-20]。これらの先行研究から、「2 km/h 未満の歩行」は 1~2 METs 程度、「2 km/h 以上の歩行」は 3~4 METs 程度に相当すると推測される。1 MET は酸素消費量 3.5 mL/min/kg に相当することから、本評価システムの解析ソフトに、歩行速度から METs への換算式および安静時エネルギー消費量の予測式を組み込むことで、1日のエネルギー消費量の間接的な測定ができ、呼吸リハビリテーションなどの実施における新しい評価指標としての臨床応用が可能であると考えられた。

次に、健常若年者、健常高齢者、COPD 患者の3群において、1日の総歩行時間と「2 km/h 未満の歩行」時間、「2 km/h 以上の歩行」時間を測定した。その結果、日常生活において、3群ともに総歩行時間に占める「2 km/h 未満の歩行」時間が長かった。さらに、著明に呼吸機能が低下している COPD 患者では、健常若年者および健常高齢者と比較して「2 km/h 以上の歩行」時間の割合は有意に低値であった。この理由として、COPD 患者は、日常動作にて換気亢進に伴う代謝が増加するために、速い歩行速度の歩行を少なくすることでエネルギー消費を抑えようとしている可能性があると思われた [21]。

本研究では、健常高齢者の総歩行時間が健常若年者と比較して有意に高値を示した。今回対象となった健常若年者の多くは、学校で生活する時間などの一定の拘束時間や、学習などのデスクワークの時間が身体活動の大部分を占めていた。拘束時間が多いほど運動時間や余暇時間は減少するため、歩行を含む運動時間を確保することが困難であったと考えられる [21]。また健常高齢者は、公民館のサークル活動に参加しており、運動に対する意識が高いと考えられた。よって、このことが、今回の健常高齢者の総歩行時間が有意に高値を示した一因であると推察された。

本研究において、A-MES™ 端末に格納された加速度センサーの信号を、パソコン上で閾値処理することで、「2 km/h 未満の歩行」と「2 km/h 以上の歩行」を判別することが初めて可能になった。さらに、日常生活における歩行は、「2 km/h 未満の歩行」が大部分を占めていることが明らかになった。しかし、本研究では 2 km/h 以上の歩行速度を段階的に判別することが困難であり、今後は、より速い速度における歩行時間のさらに詳細な判別方法に関する検討が必要であると考えられた。

文献

- Murase N, Katsumura T, Ueda C, Inoue S, Shimomitsu T. International standardization of physical activity: Reliability and validity of Japanese version of IPAQ. *J Health Welfare Stat* 2002; 49: 1-9. Japanese.
- Osawa Y, Oguma Y. Measurement method of physical activity: Evaluation of physical activity by measurement equipment. *Kyoubu Rinsho* 2009; 67(Suppl2): 149-53. Japanese.
- Clemes SA, Griffiths PL. How many days of pedometer monitoring predict monthly ambulatory activity in adults? *Med Sci Sports Exerc* 2008; 40: 1589-95.
- Kawakubo K, Lee JS. General statement of measurement method of physical activity. *Kyoubu Rinsho* 2009; 67(Suppl2): 137-42. Japanese.
- Kawamura T, Ishida A, Kanazawa M, Mori N, Ito O, Kohzuki M. Frequency and duration of moderate to vigorous physical activity and its relationship with exercise capacity among participants in Phase III cardiac rehabilitation program. *Cardiac Rehab* 2009; 14: 119-22. Japanese.
- Kitamura N, Sato T, Kawagoshi A, Satake M, Shioya T. Evaluation of physical activity in the daily life of healthy young subjects with special reference to the reliability and validity of IPAQ as evaluated by triaxial accelerometer. *Rigakuryoho Kagaku* 2010; 25: 767-71. Japanese.
- Pitta F, Troosters T, Spruit MA, Probst VS, Decramer M, Gosselink R. Characteristics of physical activities in daily life in chronic obstructive pulmonary disease. *Am J Respir Crit Care Med* 2005; 171: 972-7.
- Kawagoshi A, Kiyokawa N, Sugawara K, Takahashi H, Abe R, Kitamura N, Satake M, Shioya T. The quantitative assessment of the physical activity of daily life in patients with stable elderly COPD using an activity monitoring and evaluation system. *Rigakuryoho Kagaku* 2011; 38: 497-504. Japanese.
- Sakata S, Nagata M, Nojiri S. Approach to the measurement of ADL (Activities of Daily Living). *Den-o-ken Technical Report* 2002; 12: 19-25. Japanese.
- Sakata S, Nojiri S, Nagata M. The improvement on the A-MES (Activity Monitoring and Evaluation System) for commercialization. *Den-o-ken Technical Report* 2004; 14: 10-4. Japanese.
- Sato T, Kitamura N, Kawagoshi A, Sakata S, Kiyokawa N, Sugawara K, et al. Adequacy of physical activity time evaluated by a triaxial accelerometer. *Jpn J Biomech* 2011; 35: 197-200. Japanese.
- World Medical Association Declaration of Helsinki, Ethical Principles for Medical Research Involving Human Subjects. Available from: <http://www.wma.net/en/30publications/10policies/b3/index.html>, (Cited 2013 June 11).
- Black LF, Hyatt RE. Maximal respiratory pressure; normal values and relationship to age and sex. *Am Rev Respir Dis*; 1969; 696-702.
- ATS/ERS Statement on respiratory muscle testing. *Am J Respir Crit Care Med* 2002; 166: 518-47.
- Benzo R. Activity monitoring in chronic obstructive pulmonary disease. *J Cardiopulm Rehabil Prev* 2009; 29: 341-7.
- Brandes M, Rosenbaum D. Correlations between the step activity monitor and the DynaPort ADL-monitor. *Clin Biomech* 2004; 19: 91-4.
- Shioya T. Metabolic equivalents (METs). In: Takahashi H, Miyagawa T, Shioya T, editors. *Pulmonary rehabilitation understanding by animation* 2nd ed. Tokyo: Nakayama Shoten; 2008. p. 100. Japanese.

18. Kattus AA, Albaro AB, Coulson A. Exercise testing and training of individuals with heart disease or high risk for development, American Heart Association; 1975.
19. Wasserman K, Hansen JE, Sue DY, Casaburi R, Whipp BJ. Exercise testing and interpretation -An overview. In: Principles of exercise testing and interpretation. 4th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 1999. p. 1-9.
20. Nohara R. Rehabilitation after returning to society. In: Kimata S, Saitou M, editors. Cardiac rehabilitation after angina pectoris and myocardial infarction. 3rd ed. Tokyo: Nankodo; 1999. p. 177-235. Japanese.
21. Watz H, Waschki B, Meyer T, Magnussen, H. Physical activity in patients with COPD. Eur Respir J 2009; 33: 262-72.
22. Hirose N, Maruyama H. Influence of times of living activities on physical activity of the young generation. Rigakuryoho Kagaku 2010; 25: 139-42. Japanese.