

【総説】

加速度計による活動量評価と身体活動増進介入への活用

笹井 浩行^{1,2)} 引原 有輝^{3,4)} 岡崎 勘造⁵⁾
中田 由夫¹⁾ 大河原一憲^{4,6)}

- 1) 筑波大学医学医療系 2) 日本学術振興会
3) 千葉工業大学工学部教育センター 4) 国立健康・栄養研究所基礎栄養研究部
5) 東北学院大学教養学部 6) 電気通信大学大学院情報理工学研究科

【要約】本総説では、加速度計の仕組み、国内の代表的な加速度計の特徴や妥当性を概説するとともに、加速度計を用いた身体活動増進介入研究を紹介し、今後の研究課題を展望することを目的とした。加速度計には計測本体である加速度センサに加え、時計、A/D変換器、プロセッサ、メモリ、電池などが内蔵されている。加速度センサの性能に加え、各機種が採用するデータ処理のアルゴリズムにより、機種間の違いがもたらされている。また、近年では腰部だけでなく手首や足首、大腿前面などに装着する機種も増えている。国内の加速度計については、二重標識水法やダグラスバッグ法などにより自由行動下および実験室にて妥当性が検証されている。今後は、年齢、職種など多様な生活様式を有する対象者にも適用可能な推定式の開発や、より洗練された統計モデルにより姿勢や行動様式を判別する研究が求められる。加速度計を動機づけツールとして活用した質の高い介入研究については、子どもから高齢者まで、年代にかかわらず十分でない。加速度計が一般消費者に普及しつつある現状を鑑みると、加速度計による身体活動増進介入は、新規性かつ意義のある研究分野であるといえる。

Key words : 加速度計, 妥当性, 身体活動増進

1. 緒言

近年、加速度センサを内蔵する活動量計(以下、加速度計)を用い、身体活動を評価した観察研究や介入研究が飛躍的に増加している¹⁾。加速度計法は、二重標識水(doubly labeled water; DLW)法よりも導入コストが低く、呼気ガス分析法よりも対象者の負担が小さい。また、歩数計法や質問紙法よりも妥当性および信頼性が高いため、生活者としてのヒトを対象としたフィールド研究に導入しやすい点の特徴である。一般に、フィールドにおけるエネルギー消費量測定 of 妥当基準には DLW 法が位置づけられているが、加速度計法では、DLW 法では計り得ない日内変動や日間変動などの身体活動パターンを評価できる点も大きな強みである。更に、加速度計では身体活動の強度、持続時間、タイミングなどが評価できることから、それらと疾患や障害、生命予後との関連を明らか

にすることにより、運動指導現場に有用な知見を提供しうる。

近年、学術調査での活用を前提とした研究用の加速度計が国内外で多数発売されている²⁾。それらの仕様は、形状、重量、測定軸数、サンプリング周波数、測定可能範囲、記憶容量(測定可能日数)および分解能、ディスプレイの有無など多岐にわたる。加えて、身体活動の指標を算出するためのアルゴリズムは極めて多様で、機種ごとに独自性を有している。したがって、機種ごとの特徴をよく理解し、研究デザインに適した機種を選定することは、質の高い研究を遂行するうえで重要な要素であるといえる。

最近では、研究用の加速度計に加えて消費者向け加速度計の普及が目覚ましい³⁾。これらは、身体活動の精確な測定が主眼にある研究用加速度計と異なり、ライフログ(日常生活のデジタルデータによる記録)や携帯端末などによるフィードバックを通じた行動変容への動機づけを狙いとしており、身体活動の維持増進のための介入研究に利用されている。

このように、加速度計が学術調査やライフログ、

連絡先: 笹井浩行, 筑波大学医学医療系, 〒305-8575
茨城県つくば市天王台 1-1-1, sasai@md.tsukuba.ac.jp
投稿日: 2015年2月7日, 受理日: 2015年2月17日

身体活動増進への動機づけなど多様な使われ方がなされている現状を鑑みると、加速度計の仕組みや妥当性、加速度計を用いた介入研究の現況を整理しておく必要があると考えた。そこで本総説では、加速度計の仕組みと精度評価、国内の代表的な加速度計の特徴や妥当性を中心に概説するとともに、加速度計を用いた身体活動増進介入研究を紹介し、今後の研究課題を展望することを目的とした。

2. 加速度計の仕組みと身体活動指標の算出

2-1. 加速度計の仕組み

加速度計には加速度センサに加え、時計、A/D変換器、プロセッサ、記憶媒体および電池などが内蔵されている。計測本体である加速度センサには、圧電素子 (piezoelectric) 型、ピエゾ抵抗 (piezo-resistive) 型、静電容量 (capacitive) 型などいくつかの種類がある。欧米で汎用される ActiGraph (ActiGraph 社) に採用されている静電容量型センサは、図 1 のように櫛歯型を伴った可動電極とその外側に配置された固定電極をかみあわせたコンデンサ (capacitor, 蓄電器) を形成している。身体の動きに伴い可動電極の位置変化が生じ、コンデンサ部分の静電容量 (capacitance, 蓄積可能な電荷) が変化する。それを電気回路により加速度に対応する電気信号として抽出している。一方、圧電素子型やピエゾ抵抗型はともに可動部と固定部をつなぐ梁に取り付けられた素子にもたらされる歪みを電圧や電気抵抗の変化として検出し、加速度に変換することを原理としている。加速度計の機種によるが、得られた信号は増幅後にフィルタリングされることが多い。ヒトの身体活動の大半は 0.25~2.5 Hz の帯域にあるとされ、フィルタリングには極端な振動などのアーチファクトを除く狙いがある。次に、アナログ信号である加速度は A/D 変換器で決められたサンプリング周波数でデジタル化 (デジタル化) される。その後、任意もしくは加速度計固有の時間間隔 (epoch) でデータがまとめられ、機種独自の指標に変換、記憶媒体に保存される⁴⁾。最後に、専用ソフトウェアを用いて保存された情報をパーソナルコンピュータに転送し、後に説明するアルゴリズムを用いて、身体活動指標を算出する。加速度センサ本体の性能には、軸数や測定範囲を除いて機種間で大差なく、すべて加速度を測定している点で共通している。

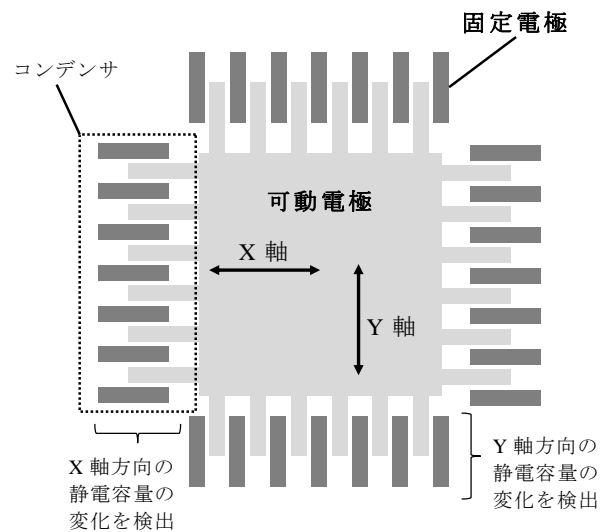


図 1 静電容量型加速度センサの測定原理

しかし、加速度の計測後、出力までの処理過程、すなわちフィルタリングや epoch 長、epoch へのまとめ方 (積算和、中央値、最頻値など)、加速度値から独自の指標への変換により機種間に違いをもたらしている。

なお、加速度計内部で epoch にまとめる利点は、記憶すべき情報量が格段に少なくなり、測定可能日数を延ばすことができる点にある。数年前までは記憶容量が十分でなかったため、多くの機種で定められた epoch 長にデータがまとめられ出力されていた。しかし、搭載する記憶容量が飛躍的に増加した今、フィルタリング前の加速度生値を出力できる機種も出てきている。例えば、ActiGraph GT3X+では 80 Hz の加速度生値が 1 週間以上記憶できる。そうすることで、研究者がより自由度高く解析可能となり、加速度計内での処理過程で失われていた情報を抽出できるようになることから、新たな身体活動変数の算出が可能となる。

2-2. 加速度計で測定できる身体活動指標

加速度計から推定できる身体活動指標の例を表 1 に挙げた⁵⁾。大きく分けて、機種依存指標、エネルギー消費量、活動強度別時間、行動、歩数の 5 つのカテゴリが考えられる。機種依存指標は、ActiGraph や Actical (Philips Respironics 社) では count (両機種で互換性はない)、Lifecorder (スズケン社) では運動強度などである。前述のとおり ActiGraph の最近の機種 (GT3X 以降) や GENE-Activ (Activinsights 社) では加速度生値 G (m/s^2) が出力できる。

エネルギー消費量関連では、総エネルギー消費量 (total energy expenditure; TEE, kcal/day, kcal/min), 身体活動量 (kcal/day) や代謝当量 (metabolic equivalents: METs) が算出できる。METs は機種依存指標を算出項目とした回帰式で表現されることが多い。ただし、ヒトの複雑な自由行動下の活動において、加速度計の出力とエネルギー消費量は必ずしも 1 つの式で表せないため、Active style Pro (オムロンヘルスケア社)^{6,7)} や ActiGraph による Crouter ら^{8,9)} の式では、歩行活動と生活活動を加速度値や count から分類し、別々の式で METs が推定されている。

活動強度別時間では、推定された METs に基づき、epoch ごとの活動強度を、座位活動、低強度、中強度、高強度活動時間などに分類する。米国の身体活動指針¹⁰⁾ では、3 METs 以上の中高強度身体活動 (moderate-to-vigorous physical activity; MVPA) を週 150 分以上 (ただし 10 分以上続く活動のみを採用) と定めており、しばしば加速度計で評価される MVPA がその判定に用いられる。

行動関連では、前述の Active style Pro^{6,7)} や ActiGraph の Crouter ら^{8,9)} の式のように、歩行活動とそれ以外の生活活動に分けられる機種がある。

表 1 加速度計で算出できる身体活動関連指標の例

変数名	単位
機種依存指標	
カウント (ActiGraph や Actical)	総カウント/日
運動強度 (Lifecorder)	総運動強度/日
エネルギー消費量関連	
総エネルギー消費量	kcal/日
身体活動量	kcal/日
METs・時	-
強度関連指標	
座位活動 (≦ 1.5 METs)	分/日
低強度 (1.5~2.9 METs)	分/日
中強度 (3.0~5.9 METs)	分/日
高強度 (6.0 METs~)	分/日
中高強度 (3.0 METs~)	分/日
行動 (姿勢) 関連	
臥位	分/日
座位	分/日
立位	分/日
歩行	分/日
生活活動 (非歩行)	分/日
歩数関連	
歩数	歩/日
歩行率	歩/分
一定歩行率以上に費やす時間	分/日

Matthews ら⁵⁾ を基に著者らが改変

Crouter ら^{8,9)} の式では、10 秒ごとの count を 1 時間にまとめ、そのときの変動係数に基づき、歩行か非歩行かを判別している。つまり、歩行では count が安定しており変動係数が小さくなるのに対し、生活活動など非歩行は count が安定せず変動係数が大きくなることを利用している。最近では、一定 epoch 内における加速度生値から数々の時間領域変数 (変動係数, ゼロ交差数, ピーク間隔など) や周波数領域変数 (有意周波数, エントロピーなど) を抽出し、人工ニューラルネットワークやサポートベクターマシンなどの機械学習法を用いて活動様式の判定およびエネルギー消費量を推定する試みもある¹¹⁻¹³⁾。更に、加速度生波形を用いて、単一の行動、すなわち、日常生活下における歩行や座位からの立ち上がりなどをパターン認識手法により抽出する試みもある^{14,15)}。また、加速度センサは垂直方向の重力加速度 ($9.8 \text{ m/s}^2 = 1 \text{ G}$) を常に測定していることから、その分解成分を抽出し、三角関数を用いて傾斜角を計算すれば、傾斜計としての役割も果たすことができる。実際、ActiGraph の最近の機種 (GT3X 以降) では、ソフトウェアを通じて座位、立位、臥位の姿勢判別が可能である。ただし、正判別率は 60~70% と高くない¹⁶⁾、更なる改善が求められている。また、大腿前面に装着する activPAL (PAL Technologies 社) では独自のアルゴリズムで座位/臥位と立位の判別が可能であり、95.9% と正判別率が高いと報告されている¹⁷⁾。座位/臥位と立位を判別できることから、両者の移行回数についても測定できる。

歩数については、多くの機種で算出できるが、各機種で算出アルゴリズムが微妙に異なるため、特に生活活動が多い場合に誤差が生じやすい。最近では、100 歩/分以上の歩行率 (cadence) や 1 日の歩行率を高い順に 30 分集めた平均 (peak 30-min cadence) が MVPA と関連するという報告もある¹⁸⁾。

3. 国内外で用いられる加速度計の特徴および精度管理

現在、運動疫学分野で用いられている加速度計の種類は非常に多い。大別すると単一の加速度センサのみを情報源とする機種、加速度センサにその他の情報計測機器を組み合わせた機種に分けられる。後者には主に心拍数¹⁹⁾ や皮膚温²⁰⁾ などの生体情報を同時に収集する機種、複数の加速度センサを複数箇所に装着して情報を統合する機

種²¹⁾などがある。最近では気圧計²²⁾を組み合わせた機種、global positioning system²³⁾やカメラ²⁴⁾などから得られる外部環境情報を併用する試みもある。本章では、加速度センサのみを情報源とする国内機種を中心に、その特徴や妥当性を概説する。また、加速度計の実験室的な信頼性および妥当性の検証法、加速度計の精度管理について紹介する。

3-1. 海外で開発された加速度計の特徴

加速度センサのみを情報源とする海外の主な加速度計とその特徴を表2にまとめた。近年の加速度計の技術開発はめざましく、小型化、軽量化、多軸化、記憶媒体の大容量化がなされ、より詳細かつ長期間にわたり、身体活動をとらえられるようになってきている。実際、米国の標準的な加速度計ActiGraphでは、過去20年間で64 KBから512 MBへと記憶容量が飛躍的に増加した。数年前までは、一軸加速度センサを内蔵した機種が主流であったが、最近では三軸加速度センサを内蔵した機種が主流となっている。しかしながら、身体活動指標の算出アルゴリズムは、依然一軸加速度計に依存しており、三軸加速度計を有効活用するためにも、更なる研究が必要となっている。装着部位は腰部が主流であるが、activPALのように大腿前面に装着する機種や、ActiGraphやActical、GENEActivのように、腰部に加え手首や足首に装着できる機

種もある。任意の装着部位における出力と目的とする身体活動指標との関係が妥当性研究によって構築されていれば、どこに装着しても構わない²⁵⁾。また、水中運動やシャワーで使用できないという加速度計の欠点を克服するため、各社が防水や防滴に対応した機種を開発している。ActicalやGENEActivは完全防水であるし、ActiGraph GT3X+はUSB接続部分のねじ蓋を改善することで、シャワー利用時の測定が可能となった。防水機能の付加は、一旦外したあとのつけ忘れを防ぎ、装着時間を確保することにも貢献する。

健康に関する米国の代表的な調査であるNational Health and Nutrition Examination Survey (NHANES)では、2003年から加速度計(ActiGraph 7164)を腰部に装着して身体活動測定を開始して

表3 米国国民健康栄養調査における加速度計の測定方法

	2003~2006プロトコル	2011~2014プロトコル
使用機種	ActiGraph 7164	ActiGraph GT3X+
装着位置	腰部	手首
防水	防滴(シャワー不可)	防水(シャワー可)
装着時間	覚醒時のみ (睡眠時のデータなし)	24時間 (睡眠を測定)
測定軸数	一軸(X軸のみ)	三軸(X, Y, Z)
データ数	20 Hz 測定を1分に 統合 (1個/分)	80 Hz で生値測定 (240個/秒=14,400 個/分)

表2 海外の主な加速度計とその特徴

機種名	ActiGraph GT1M	ActiGraph GT3X+	Actical	GENEActiv	activPAL
製造会社	ActiGraph	ActiGraph	Philips Respironics	Activinsights	PAL Technologies
大きさ	38.0 × 37.0 × 18 mm	46.0 × 33.0 × 15.0 mm	28.0 × 27.0 × 10.0 mm	43.0 × 40.0 × 13.0 mm	35.0 × 53.0 × 7.0 mm
重量	27 g	19 g	17 g	20 g	15 g
装着部位	腰部	腰部, 手首, 足首	腰部, 手首, 足首	腰部, 手首, 足首	大腿前面
測定範囲	0.05~2.00 G	± 6 G	0.05~2.00 G	± 8 G	± 2 G
分解能	50 mG	3 mG	20 mG	4 mG	16 mG
測定軸	X 軸	X, Y, Z 軸	Omni directional	X, Y, Z 軸	X, Y, Z 軸
測定周波数	30 Hz	30~100 Hz	32 Hz	10~100 Hz	20 Hz
Epoch 長	1~60 秒	~4 分	15, 30, 60 秒	-	15 秒
利用地域	北米, 欧州	北米, 欧州	北米	北米, 欧州	北米, 欧州
特徴	独自指標 count を算出。Crouterら ⁹⁾ の式を用い歩行・走行と生活活動を判別可能	米国 NHANES 2011~2014 で使用。手首に装着することで睡眠の解析も可能	完全防水。ActiGraphとは異なる独自指標 count を算出	完全防水。睡眠の解析が可能	傾斜計として、座位/臥位、立位、歩行の判別が可能

おり、2006年まで同じ手法でデータ収集された。既にデータは一般公開されており、誰もがデータを利用できる。2008年のTroianoらの報告²⁶⁾を皮切りに多数の研究者がそのデータを活用して130編以上の研究報告をしている。2011～2014年プロトコルでは、加速度計(ActiGraph GT3X+)の装着部位が腰部から手首へと変更された(表3)。手首に装着する利点は、対象者の負担軽減と測定コンプライアンスの向上(日本に比べ、米国における腰部に装着する加速度計へのコンプライアンスは低い)²⁶⁾、24時間測定の実現に伴う睡眠時間や睡眠効率の測定が可能となることである。一方、過去のデータとの比較が困難になるという課題が指摘されている。NHANESは米国民を代表する標本調査であり、注目度も高い。それゆえ、NHANESでのActiGraphを用いた測定および解析手順が加速度計研究において国際的基準となっている。

3-2. 国内で開発された加速度計の特徴

国内では、1980年代後半より精力的に加速度計が開発され始め、カロリーカウンター(スズケン社)が市販されて以降^{27,28)}、これまでさまざまな加速度計が一般消費者や研究者向けに開発されてきた(表4)。中でも、Lifecorderは、国内の運動疫学研究で頻用される機種の一つである。Lifecorder

は、一軸加速度センサを内蔵しており、32 Hzで検出した加速度信号の大きさと、単位時間当たりの歩行ピッチから4秒ごとに独自の運動強度(Ka)を算出し、それに体重を乗じて運動量(kcal)を求めている。更に、この運動量に、微小運動量と呼ばれる座位や立位での作業時のエネルギー消費量や推定した食事誘発性熱産生と基礎代謝量を加算することで、1日のTEEが算出される。また、独自の回帰式を経てMETsを推定している^{29,30)}。ただし、Lifecorderは歩行や走行時の上下振動に伴う加速度を検出することを想定して開発されており、体幹の左右への捻りや揺れなどに伴う動作には適さない^{28,31)}。また、歩行や走行の評価に優れているとはいえ、加速度の測定上限が1.94 Gであるため、およそ時速8 km(8.3 METs)以上の歩行や走行では速度変化を追従できないという欠点がある^{28,29)}。

国内で販売されている三軸加速度計では、Active style Pro HJA-350IT(オムロンヘルスケア社)、ActivTracer AC-210(GMS社)、Actimarker EW4800(パナソニック電工社)³²⁾などがある。その他、気圧計搭載の三軸加速度計では、熟大メイト(NPO法人熟年体育大学リサーチセンター)²²⁾や、ニプロウェルサポート(日本メディカルファン社)がある。最近では、Active style Pro HJA-350IT

表4 国内の主な加速度計とその特徴

機種名	Lifecorder	Active style Pro	Actimarker	ActivTracer	ViM
製造会社	スズケン	オムロンヘルスケア	パナソニック電工	GMS	マイクロストーン
大きさ	72.5 × 41.5 × 27.5 mm	74.0 × 34.0 × 46.0 mm	60.0 × 13.0 × 35.0 mm	52.0 × 80.0 × 17.0 mm	65.0 × 75.0 × 15.0 mm
重量	60 g	60 g	24 g	72 g	100 g
装着部位	腰部	腰部	腰部	腰部	手首
測定範囲	0.06～1.94 G	± 6 G	± 2 G	± 4 G	± 10 G
分解能	60 mG	3 mG	4 mG	2 mG	>10 mG
測定軸	X 軸	X, Y, Z 軸	X, Y, Z 軸	X, Y, Z 軸	X 軸
測定周波数	32 Hz	32 Hz	20 Hz	50 Hz	20 Hz
Epoch 長	4 秒か 2 分	10 秒か 60 秒	12 秒か 60 秒	4 秒	2 秒
特徴	ピッチと加速度から運動強度を決定。歩数測定の妥当性が高い	歩行・走行活動と生活活動の判別アルゴリズムを内蔵	合成加速度と酸素摂取量の関係を示す1つの推定式からMETsを推定	歩行・走行活動と生活活動を判別	一軸加速度センサと一軸角速度センサから身体活動の強度を決定
備考	アルゴリズムは異なるが、三軸加速度センサ搭載の後継機種 e-style2 を発売 ³³⁾	同一アルゴリズムを搭載し、小型化、軽量化した後継機種 HJA-750C が発売。気圧計も搭載	2014年4月に発売中止。そのアルゴリズムはフィットメーター(任天堂社)に踏襲		

と同一のアルゴリズムを搭載する後継機種として、Active style Pro HJA-750C(オムロンヘルスケア社)が発売された。Active style Pro HJA-750Cは、気圧計を内蔵することから塾大メイトの後継としての役割も期待されている。また、アルゴリズムは異なるが、三軸加速度計を搭載した e-style2(スズケン社)が Lifecorder の後継としての役割を担っている³³⁾。

ActivTracer は、50 Hz で加速度を検出しており、4 秒ごとに平均化された三軸で計測した加速度生値を得ている。Midorikawa ら³⁴⁾ や Tanaka ら³⁵⁾ の推定式を用いることで合成加速度から METs を推定できる。特に METs の推定回帰式の傾きが日常生活活動と歩行や走行活動とで異なることから、それぞれの推定式から METs を推定することを提案している³⁴⁾。日常生活活動か、あるいは歩行・走行活動かの判別には、鉛直方向の加速度値(X 軸)と水平方向の加速度値(Y 軸と Z 軸の合成)との比を用いる。Active style Pro は 32 Hz で加速度を検出しており、10 秒ごとの平均合成加速度から METs を推定する。ActivTracer との相違点は、アルゴリズム開発で用いる動作様式として、約 100 名の成人男女の活動記録から代表的な活動を抽出し、計 12 種類(生活活動 5 種類、歩行・走行活動 7 種類)の活動を採用している点である。また、判別方法では、各軸で検出された加速度をハイパスフィルターにかけて低周波数域(0.7 Hz 未満)をカットし、フィルター前後での加速度の比が、生活活動と歩行・走行活動で異なる点(歩行・走行活動: 1.16 未満、日常生活活動: 1.16 以上)を応用している。これにより、日常生活活動と歩行・走行活動をほぼ 100%判別できることを報告している⁶⁾。

上述した国内の加速度計はすべて腰部に装着するものであるが、手首に装着する加速度計として角速度センサを内蔵した ViM スポーツメモリ(マイクロストーン社)が開発されている。この機種は、20 Hz で鉛直方向の加速度および肘が中心の回転により得られる一軸の角速度を検出している。ViM は、2 秒ごとに平均した加速度と角速度を併用し、身体活動を 10 段階の強度に分類した独自の値を出力し、エネルギー消費量を推定する³⁶⁾。

3-3. 国内で開発された加速度計の妥当性

上述のとおり、国内の加速度計は多種多様で、かつ独自のアルゴリズムを有している。そこで、

これまで報告されている国内の加速度計の妥当性について概観する。

Lifecorder について、DLW 法やヒューマンカロリーメーターなど TEE 測定における妥当基準と比較した研究によると、Lifecorder による TEE は、妥当基準との相関関係はあるものの、有意に過小評価される。その程度は、日本人の平均的な身体活動レベル(physical activity level; PAL)である 1.75 より低い集団で 7.1~9.1%^{29,37)}、PAL が 2.0 を超えるスポーツ愛好家で 25.3%³⁸⁾、野球選手で 35.3%³⁹⁾、消防隊員で 36.8%⁴⁰⁾であった。Hikihara ら⁴¹⁾ は、この過小評価の原因を明らかにするために、ダグラスバッグ法を用いて 12 種類の歩行・走行活動と日常生活活動における METs を実測し、Lifecorder から得られた METs と比較した。その結果、歩行中の METs は 10%程度の誤差で評価できたものの、洗濯物干し、皿洗い、荷物の持ち運び、掃除機かけといった日常生活活動では 20.3~55.6%過小評価した。Lifecorder は、歩行ピッチを運動強度の決定因子の 1 つとしており、日常生活活動中の歩数が 0~7 歩/分程度だったことから、過小評価が生じたと考察している。

Actimarker については、高齢者を対象に DLW 法の TEE を用いて妥当性が検討されている⁴²⁾。その結果、誤差は 1.6%であり、同じ対象者で検討した Lifecorder の誤差 12.5%と比較して、過小評価の程度が小さいことを報告している。この理由としては、Lifecorder が低強度活動(2.0~2.9 METs)を評価しきれていないことや、高齢者の歩行が鉛直方向の加速度センサのみでは測定できない左右方向の加速度を含んでいる点を挙げている。

ActivTracer と Actimarker の妥当性についてダグラスバッグ法を用いて比較した研究⁴¹⁾ では、日常生活活動(洗濯物干し、皿洗い、荷物の持ち運び、掃除機かけ)時の実測値に比べ、Actimarker で 8.7%、ActivTracer で 0.4%の過小評価であった。ActivTracer は 2 本の推定式を用いている点が奏功したと考えられるが、活動によっては 11%前後の過小・過大評価も観察された。

Active style Pro の妥当性についてダグラスバッグ法を用いて検討した Ohkawara ら⁷⁾ の研究では、対象とした日常生活活動(洗濯物干し、皿洗い、荷物の持ち運び、掃除機かけ)時の誤差は-3.5~+6.2%であった。Hikihara ら⁴³⁾ が DLW 法を用いて Active style Pro と Actimarker の TEE の妥当性を比較したところ、Active style Pro で $-0.9 \pm 11.3\%$ 、

Actimarker で $-1.0 \pm 12.5\%$ となり、ともに DLW 法との間に有意差が認められなかった。妥当性に対する年齢の影響も想定されており、Hikihara ら⁴⁴⁾は Active style Pro を用いて、田中ら⁴⁵⁾は Lifecorder を用いて、小学生以下の子どもを評価した場合、METs を過大評価することを報告している。

手首に装着する ViM については、Takahashi ら³⁶⁾が若年成人を対象にブレスバイブレス法を用いて妥当性を評価した結果、歩行活動は過大評価(24~74%)、静的ストレッチや石けり遊びでは過小評価(41%)した。また、7.2 km/h の走行活動では過大評価、9.6 km/h では過小評価と結果が一定しなかった。しかし、歩行・走行活動時に出力される ViM 独自の 10 段階の値を用いた重回帰モデルを性別に作成することで、実測値に比べ $-4 \sim +13\%$ の誤差で推定できることが報告されている⁴⁶⁾。

3-4. 加速度計の精度評価

加速度計を研究に用いる場合、研究者が許容しうる信頼性や妥当性を満たしている必要がある。既知の加速度に対する妥当性を検証するには、ヒトを対象とした研究では困難であり、振動計 (mechanical shaker) を用いた実験室的な検証が有用である^{47,48)}。振動計は既知の加速度を作り出すことができ、多数の加速度計の性能を一度に比較できる。更に、振動計は加速度計の品質管理にも活用できる。Sasai ら^{49,50)}は振動計を用いて日米の主要な加速度計の信頼性 (同一機種内における

動的信頼性)や妥当性(既知の加速度に対する妥当性)を検証した。その結果、Lifecorder では、信頼性が変動係数で 0~10%と上下し、妥当性は回転数依存の関係が示唆された。Active style Pro は、既知の加速度 0.003~2.26 G の範囲において、1%未満の変動係数を示した。妥当性も良好で、ほぼ identity line 上にあった(図 2)。

米国の NHANES では、任意の加速度計を複数の対象者に使用し、かつ使用のたびに郵送での返却を求めている。NHANES で実際に使用した加速度計 ActiGraph GT3X+の精度を、振動計を用いて 1 年間の使用前後で比較したところ⁵¹⁾、加速度生値に有意差はみられず、ほぼ同じ値を得た ($R^2 \approx 1.00$)。複数回使用かつ郵送など加速度センサに衝撃を与える可能性がある使用方法であっても、個人間での比較可能性は保たれていることを示唆している。

このように、振動計を用いることで、1) 既知の加速度に対する動的妥当性の検証、2) 同一加速度計内および加速度計間の信頼性検証、3) 機種ごとの最小検出閾値の判定、4) 加速度計の品質管理 (不良機種の選別・抽出)などに有用であると考えられる。

4. 身体活動増進介入への活用

国民の身体活動量を把握し、科学的根拠に基づく身体活動量の推奨値を提言するためには、大人

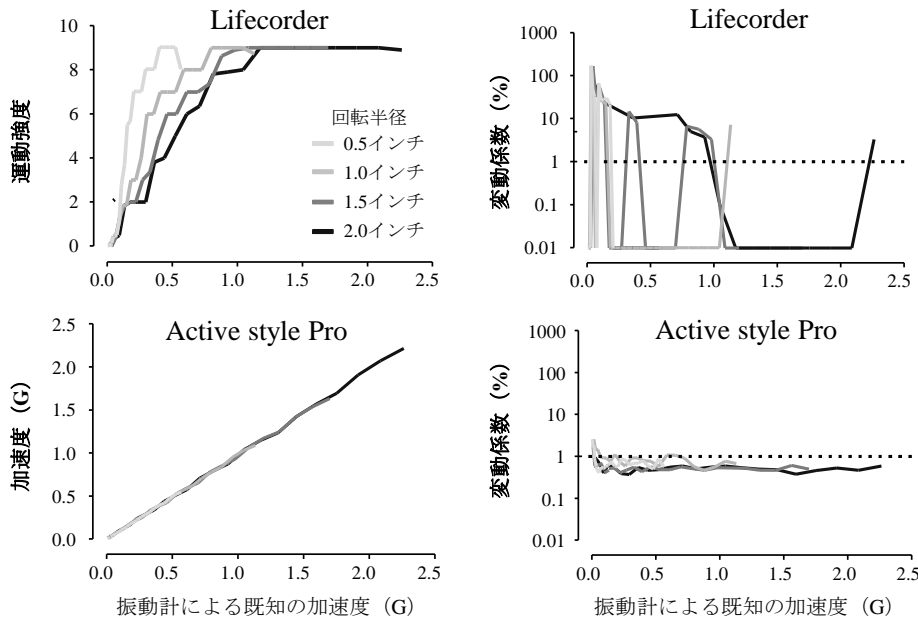


図 2 振動計による既知の加速度に対する国内の加速度計の信頼性、妥当性の検討

数を対象にかつ精確な身体活動データを蓄積することが必要である。一方で、加速度計には個々人の身体活動を促進するツールとしての役割も期待されている。身体活動と健康や疾病との関係についての研究報告が蓄積されつつある今日において、加速度計を用いた持続性かつ有効性の高い身体活動促進プログラムやツールを提案することは、より重要な課題といえる。本章では、子どもおよび成人を対象とした、加速度計を用いた身体活動増進介入研究について概説した。

4-1. 子どもおよび青年(20歳未満)を対象とした研究

Salmon ら⁵²⁾ のレビューによると、4~19歳の子どもの対象とした身体活動促進を目的とした介入研究において、質問紙により評価した研究よりも歩数計や加速度計を用いて評価した研究のほうが、介入の成功率が高かった。前者の介入成功率は38%(66研究中25研究)である一方、後者の成功率は64%(25研究中16研究)であった。その理由として、測定機器を装着することで子どもの身体活動の促進をもたらしたことが考えられる⁵³⁾。現在国内で利用されている加速度計の多くは測定データがディスプレイに表示されるため、機器を装着することによる動機づけ以上の効果が期待される。更に、graphical user interface (GUI)を活用することは、子どもの興味をより引き出すかもしれない。GUIは、画像やアイコンなどグラフィックを多用した表示、操作体系の総称である。例えば、ガイドラインで推奨されている身体活動量までの差に応じてグラフィックやキャラクターが変化する表示であれば、子どもにも理解しやすく、歩数計にはない加速度計の情報を活かした身体活動促進ツールとして活用できる。

最近では、スマートフォンなどの携帯端末の多くに加速度センサが内蔵されており、端末自体が加速度計として身体活動量を評価したり⁵⁴⁾、加速度計の情報を携帯電話、パーソナルコンピュータなどの information and communication technology (ICT)機器と同期・表示したりできるようになった³⁾。加速度計とICT機器を組み合わせた身体活動促進の介入研究として、Slootmaker ら⁵⁵⁾ は、加速度計によって評価された身体活動量をコンピュータに同期させ、コンピュータ上でセルフモニタリングできる専用ウェブサイトを利用し、13~17歳の子どもの身体活動を促進させることに成

功した。専用ウェブサイトには、加速度計から同期された身体活動量がグラフ表示され、目標設定など行動科学的な支援ツールも含まれている。参加者は、専用ウェブサイトを利用する介入群と単に身体活動に関するパンフレットを受け取る対照群に振り分けられている。3か月間の介入終了時において、介入群の中強度身体活動時間は、対照群に比べ週137分有意に多かった。

ディスプレイ表示とは異なるが、加速度計による測定結果を対象者にフィードバックすることの有効性を報告した研究も散見される。Goldfield ら⁵⁶⁾ は、8~12歳の過体重または肥満児を集め、フィードバック+行動強化群(介入群)と対照群に振り分けた。介入群は、加速度計で身体活動量を測定し、約1時間のMVPAを実践したときに1時間のTVやDVD視聴、TVゲームをする権利が与えられる。すなわち、子ども達が好きなTVやゲームが運動をしたことへの報酬となっている。一方、対照群は身体活動量のフィードバックは受けられないものの、活動状況にかかわらずTV視聴などに制限はない。この介入を8週間施した結果、介入群ではMVPAが1日当たり約10分増加し、座位行動が1日当たり約116分減少しており、ともに対照群より有意な改善が認められた。Roemmich ら⁵⁷⁾ は、同様の研究目的で、非肥満かつ運動不足気味の子どもの対象に研究を実施した。介入期間は4か月とGoldfield ら⁵⁶⁾ よりも長く、かつ1年後まで追跡している。その結果、介入群で4か月後に身体活動量が44%増加し、TV視聴時間が1日当たり約68分減少し、対照群よりも有意な改善が認められた。更に、介入後1年経過時においても、介入群は介入前に比べ1日当たり31分TV視聴時間が少なく、TV視聴の減少が維持された。

4-2. 成人(20歳以上)を対象とした研究

Bravata ら⁵⁸⁾ による歩数計提供が歩数に与える効果を検討したシステマティックレビューでは、歩数計提供により約2000歩の改善効果があることを報告している。また、Koizumi ら⁵⁹⁾ は加速度計を60歳以上の高齢者に装着させ、MVPAをフィードバックすることで、身体活動量や持久性体力が高まることを報告している。一方、60歳以上の高齢者約400人を対象としたランダム化比較試験によれば、歩数計の提供と仲間による支援、それぞれに有効性が認められたものの、両者を併用

しても単独の支援による有効性を上回らなかった⁶⁰⁾。同様の知見は、Nakata ら⁶¹⁾の減量介入研究においても認められている。これは、40~64歳の肥満男女188人を対照群、弱介入群、強介入群の3群に割り付けたランダム化比較試験であり、すべての群に動機づけ支援講義を行ったうえで、弱介入群と強介入群のみにテキストとセルフモニタリング用のノート、歩数計を教材として提供した。身体活動量については、すべての群で有意に歩数が増加したものの(約1000歩)、群間差は認められなかった。したがって、歩数計にしても加速度計にしても、自身の活動状況をセルフモニタリングできる機器を提供することは、身体活動量を増加させる手段の1つではあるが、他の支援策と併せて提供する場合には、その効果は他の効果に埋没する可能性が示唆される。

リハビリテーション分野においては、加速度計から得た情報をフィードバックすることで、身体活動増進効果を得ようという試みがなされている。Nicolai ら⁶²⁾は、運動療法が有効とされる間欠性跛行を有する患者を対象に、監視型運動プログラムに日常生活下における身体活動状況のフィードバックを加えることで、歩行距離が伸びるかどうかを検証した。身体活動はディスプレイを有する加速度計で測定され、対象者が身体活動状況を確認することでフィードバックとした。1年間の介入の結果、歩行距離が対照群で100m増加したのに対し、監視型運動プログラム群で310m、監視型運動プログラム+フィードバック群で360m増加した。フィードバックの有無により、群間差は有意ではなかった。Guiraud ら⁶³⁾は、身体活動指針を満たさない心臓病患者を対象に、加速度計による身体活動状況のフィードバックを基にした電話サポートが、身体活動指針の充足に及ぼす影響をランダム化比較試験により検証した。介入群は8週間にわたり加速度計を装着し、15日ごとに身体活動状況のフィードバックを中心とした支援を電話で受けた。その結果、MVPAが週96分から137分へと増加し、約37%が身体活動指針を満たしていた。

4-3. 今後の課題

歩数計と異なり、加速度計は強度ごとの活動時間を算出できることが特徴である。その特徴をディスプレイやICTを活用して可視化し、光、振動、音などの刺激として即座に装着者の気づきを促す

ことができれば、より一層の身体活動増進効果を期待できる。しかしながら、上記の文献レビューにおいても明らかのように、子どもから高齢者に至るまで、そのような視点での質の高い介入研究は未だ十分ではない。したがって、加速度計による質の高い身体活動増進介入は、新規性かつ意義のある研究分野であるといえる。

5. 結 語

本総説では、加速度計の仕組みと精度評価、国内の代表的な加速度計の特徴や妥当性を中心に概説するとともに、加速度計を用いた身体活動増進介入研究を紹介した。国内外でさまざまな加速度計が利用されており、その算出する身体活動指標を単純に互換することは難しい。したがって、各機種の特徴や妥当性検証の有無を理解し、研究デザインによって適した機種を選択できることは非常に重要である。また、加速度計を用いた身体活動増進プログラムやツールの開発、その効果検証は十分でなく、今後の研究課題である。

謝 辞

本総説は、第67回日本体力医学会大会(岐阜)におけるワークショップ企画「加速度計を用いた活動量の評価からヘルスプロモーションまで」の発表内容を土台とし、最近の研究論文を加えて加筆修正したものである。

文 献

- 1) Lee I-M, Shiroma EJ. Using accelerometers to measure physical activity in large-scale epidemiological studies: issues and challenges. *Br J Sports Med.* 2014; 48: 197-201.
- 2) Van Remoortel H, Giavedoni S, Raste Y, et al. Validity of activity monitors in health and chronic disease: a systematic review. *Int J Behav Nutr Phys Act.* 2012; 9: 84.
- 3) Lee J-M, Kim Y, Welk GJ. Validity of consumer-based physical activity monitors. *Med Sci Sports Exerc.* 2014; 46: 1840-8.
- 4) John D, Freedson P. ActiGraph and Actical physical activity monitors: a peek under the hood. *Med Sci Sports Exerc.* 2012; 44: S86-9.
- 5) Matthews CE, Hagströmer M, Pober DM, Bowles HR. Best practices for using physical

- activity monitors in population-based research. *Med Sci Sports Exerc.* 2012; 44: S68-76.
- 6) Oshima Y, Kawaguchi K, Tanaka S, et al. Classifying household and locomotive activities using a triaxial accelerometer. *Gait Posture.* 2010; 31: 370-4.
 - 7) Ohkawara K, Oshima Y, Hikiyama Y, Ishikawa-Takata K, Tabata I, Tanaka S. Real-time estimation of daily physical activity intensity by a triaxial accelerometer and a gravity-removal classification algorithm. *Br J Nutr.* 2011; 105: 1681-91.
 - 8) Crouter SE, Clowers KG, Bassett DR. A novel method for using accelerometer data to predict energy expenditure. *J Appl Physiol.* 2006; 100: 1324-31.
 - 9) Crouter SE, Kuffel E, Haas JD, Frongillo EA, Bassett DR. Refined two-regression model for the ActiGraph accelerometer. *Med Sci Sports Exerc.* 2010; 42: 1029-37.
 - 10) Haskell WL, Lee I-M, Pate RR, et al. Physical activity and public health: updated recommendation for adults from the American College of Sports Medicine and the American Heart Association. *Circulation.* 2007; 116: 1081-93.
 - 11) Liu S, Gao RX, Freedson PS. Computational methods for estimating energy expenditure in human physical activities. *Med Sci Sports Exerc.* 2012; 44: 2138-46.
 - 12) Zhang S, Rowlands AV, Murray P, Hurst TL. Physical activity classification using the GENE wrist-worn accelerometer. *Med Sci Sports Exerc.* 2012; 44: 742-8.
 - 13) Rothney MP, Neumann M, Béziat A, Chen KY. An artificial neural network model of energy expenditure using nonintegrated acceleration signals. *J Appl Physiol.* 2007; 103: 1419-27.
 - 14) Bai J, Goldsmith J, Caffo B, Glass TA, Crainiceanu CM. Movelets: A dictionary of movement. *Electron J Stat.* 2012; 6: 559-78.
 - 15) He B, Bai J, Zipunnikov VV, et al. Predicting human movement with multiple accelerometers using movelets. *Med Sci Sports Exerc.* 2014; 46: 1859-66.
 - 16) Carr LJ, Mahar MT. Accuracy of intensity and inclinometer output of three activity monitors for identification of sedentary behavior and light-intensity activity. *J Obes.* 2012; 2012: 460271.
 - 17) Grant PM, Ryan CG, Tigbe WW, Granat MH. The validation of a novel activity monitor in the measurement of posture and motion during everyday activities. *Br J Sports Med.* 2006; 40: 992-7.
 - 18) Tudor-Locke C, Rowe DA. Using cadence to study free-living ambulatory behaviour. *Sports Med.* 2012; 42: 381-98.
 - 19) Brage S, Brage N, Franks PW, et al. Branched equation modeling of simultaneous accelerometry and heart rate monitoring improves estimate of directly measured physical activity energy expenditure. *J Appl Physiol.* 2004; 96: 343-51.
 - 20) Fruin ML, Rankin JW. Validity of a multi-sensor armband in estimating rest and exercise energy expenditure. *Med Sci Sports Exerc.* 2004; 36: 1063-9.
 - 21) Zhang K, Werner P, Sun M, Pi-Sunyer FX, Boozer CN. Measurement of human daily physical activity. *Obes Res.* 2003; 11: 33-40.
 - 22) Yamazaki T, Genno H, Kamijo Y, Okazaki K, Masuki S, Nose H. A new device to estimate VO_2 during incline walking by accelerometry and barometry. *Med Sci Sports Exerc.* 2009; 41: 2213-9.
 - 23) Kang B, Moudon AV, Hurvitz PM, Reichley L, Saelens BE. Walking objectively measured: classifying accelerometer data with GPS and travel diaries. *Med Sci Sports Exerc.* 2013; 45: 1419-28.
 - 24) Doherty AR, Kelly P, Kerr J, et al. Using wearable cameras to categorise type and context of accelerometer-identified episodes of physical activity. *Int J Behav Nutr Phys Act.* 2013; 10: 22.
 - 25) Skotte J, Korshøj M, Kristiansen J, Hanisch C, Holtermann A. Detection of physical activity types using triaxial accelerometers. *J Phys Act Health.* 2014; 11: 76-84.
 - 26) Troiano RP, Berrigan D, Dodd KW, Mâsse LC, Tilert T, McDowell M. Physical activity in the United States measured by accelerometer. *Med Sci Sports Exerc.* 2008; 40: 181-8.
 - 27) 寺尾俊彦, 住本和博. 簡易な消費カロリー一測

- 定器と摂取カロリー測定器の開発. 学校保健研究. 1987; 29: 109-10.
- 28) 山田誠二, 馬場快彦. 加速度計を利用したカロリーカウンターによる身体活動エネルギー量測定の有効性. 産業医学. 1990; 32: 253-7.
- 29) Kumahara H, Schutz Y, Ayabe M, et al. 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*. 2004; 91: 235-43.
- 30) 足立 稔, 笹山健作, 沖嶋今日太, 角南良幸, 塩見優子. 加速度センサー付歩数計を用いた中学生の日常生活での身体活動量評価の検討. 体力科学. 2009; 58: 275-84.
- 31) Suzuki I, Kawakami N, Shimizu H. Accuracy of Calorie Counter method to assess daily energy expenditure and physical activities in athletes and nonathletes. *J Sports Med Phys Fitness*. 1997; 37: 131-6.
- 32) 松村吉浩, 山本松樹, 北堂正晴. 3軸加速度センサーを用いた高精度身体活動量計. 松下電気技報. 2008; 56: 60-6.
- 33) 小泉大亮, 北林由紀子, 倉田 晃, 竹島伸生. 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. 鹿屋体育大学学術研究紀要. 2013; 47: 13-20.
- 34) Midorikawa T, Tanaka S, Kaneko K, et al. Evaluation of low-intensity physical activity by triaxial accelerometry. *Obesity (Silver Spring)*. 2007; 15: 3031-8.
- 35) Tanaka C, Tanaka S, Kawahara J, Midorikawa T. Triaxial accelerometry for assessment of physical activity in young children. *Obesity (Silver Spring)*. 2007; 15: 1233-41.
- 36) Takahashi S, Suzuki K, Kizuka T. Evaluation of new gyro-sensor and accelerometer device to estimate physical activity. *Int J Sport Health Sci*. 2009; 7: 59-68.
- 37) 海老根直之, 島田美恵子, 田中宏暁, 他. 二重標識水法を用いた簡易エネルギー消費量推定法の評価: 生活時間調査法, 心拍数法, 加速度計法について. 体力科学. 2002; 51: 151-63.
- 38) 彭 雪英, 吉武 裕, 齊藤慎一. 中年女性における簡易エネルギー消費量推定法の検討: 二重標識水法との比較. 肥満研究. 2004; 10: 163-72.
- 39) 引原有輝, 齊藤慎一, 吉武 裕. 高校野球選手における簡易エネルギー消費量測定法の妥当性の検討. 体力科学. 2005; 54: 363-72.
- 40) 東野政貴, Rafamantanantsoa HH, 海老根直之, 他. 通常勤務体制下の消防官の二重標識水法による総エネルギー消費量測定. 体力科学. 2003; 52: 265-74.
- 41) Hikiyama Y, Tanaka S, Ohkawara K, Ishikawa-Takata K, Tabata I. Validation and comparison of 3 accelerometers for measuring physical activity intensity during nonlocomotive activities and locomotive movements. *J Phys Act Health*. 2012; 9: 935-43.
- 42) Yamada Y, Yokoyama K, Noriyasu R, et al. Light-intensity activities are important for estimating physical activity energy expenditure using uniaxial and triaxial accelerometers. *Eur J Appl Physiol*. 2009; 105: 141-52.
- 43) Hikiyama Y, Tanaka S, Ishikawa-Takata K, et al. Comparison of three accelerometers for assessment of total energy expenditure against doubly labeled water method under free-living conditions. 1st International Conference on Recent Advances and Controversies in Measuring Energy Metabolism. 2008.
- 44) Hikiyama Y, Tanaka C, Oshima Y, Ohkawara K, Ishikawa-Takata K, Tanaka S. Prediction models discriminating between nonlocomotive and locomotive activities in children using a triaxial accelerometer with a gravity-removal physical activity classification algorithm. *PLoS One*. 2014; 9: e94940.
- 45) 田中千晶, 田中茂穂, 河原純子, 緑川泰史. 一軸加速度計を用いた幼児の身体活動量の評価精度. 体力科学. 2007; 56: 489-500.
- 46) Takahashi S, Suzuki K, Yoshida Y, Sakairi Y, Kizuka T. Improvement of new gyro-sensor and accelerometer device used for walking and running. *Int J Sport Health Sci*. 2010; 8: 95-104.
- 47) Rothney MP, Apker GA, Song Y, Chen KY. Comparing the performance of three generations of ActiGraph accelerometers. *J Appl Physiol*. 2008; 105: 1091-7.
- 48) Esliger DW, Rowlands AV, Hurst TL, Catt M, Murray P, Eston RG. Validation of the GENE

- Accelerometer. *Med Sci Sports Exerc.* 2011; 43: 1085-93.
- 49) Sasai H, Brychta RJ, Chen KY. Comparability between Kenz Lifecorder and ActiGraph GT1M accelerometers. *Obesity (Silver Spring).* 2011; 19: 204.
- 50) Brychta RJ, Sasai H, Marinac CR, Chen KY. Comprehensive comparison of commonly used physical activity monitors. *Obesity (Silver Spring).* 2011; 19: 200.
- 51) Brychta RJ, Sasai H, McClain JJ, et al. Objective assessment of long-term stability and sensitivity of NHANES physical activity monitors. *Bio-medical Engineering Society 2012 Annual Meeting.* 2012.
- 52) Salmon J, Booth ML, Phongsavan P, Murphy N, Timperio A. Promoting physical activity participation among children and adolescents. *Epidemiol Rev.* 2007; 29: 144-59.
- 53) Lubans DR, Morgan PJ, Tudor-Locke C. A systematic review of studies using pedometers to promote physical activity among youth. *Prev Med.* 2009; 48: 307-15.
- 54) Nolan M, Mitchell JR, Doyle-Baker PK. Validity of the Apple iPhone® /iPod Touch® as an accelerometer-based physical activity monitor: a proof-of-concept study. *J Phys Act Health.* 2014; 11: 759-69.
- 55) Slootmaker SM, Chinapaw MJM, Seidell JC, van Mechelen W, Schuit AJ. Accelerometers and Internet for physical activity promotion in youth? Feasibility and effectiveness of a minimal intervention. *Prev Med.* 2010; 51: 31-6.
- 56) Goldfield GS, Mallory R, Parker T, et al. Effects of open-loop feedback on physical activity and television viewing in overweight and obese children: a randomized, controlled trial. *Pediatrics.* 2006; 118: e157-66.
- 57) Roemmich JN, Lobarinas CL, Barkley JE, White TM, Paluch R, Epstein LH. Use of an open-loop system to increase physical activity. *Pediatr Exerc Sci.* 2012; 24: 384-98.
- 58) Bravata DM, Smith-Spangler C, Sundaram V, et al. Using pedometers to increase physical activity and improve health: a systematic review. *JAMA.* 2007; 298: 2296-304.
- 59) Koizumi D, Rogers NL, Rogers ME, Islam MM, Kusunoki M, Takeshima N. Efficacy of an accelerometer-guided physical activity intervention in community-dwelling older women. *J Phys Act Health.* 2009; 6: 467-74.
- 60) Thomas GN, Macfarlane DJ, Guo B, et al. Health promotion in older Chinese: a 12-month cluster randomized controlled trial of pedometry and “peer support”. *Med Sci Sports Exerc.* 2012; 44: 1157-66.
- 61) Nakata Y, Okada M, Hashimoto K, Harada Y, Sone H, Tanaka K. Comparison of education-only versus group-based intervention in promoting weight loss: a randomised controlled trial. *Obes Facts.* 2011; 4: 222-8.
- 62) Nicolai SPA, Tejjink JAW, Prins MH. Multi-center randomized clinical trial of supervised exercise therapy with or without feedback versus walking advice for intermittent claudication. *J Vasc Surg.* 2010; 52: 348-55.
- 63) Guiraud T, Granger R, Gremeaux V, et al. Telephone support oriented by accelerometric measurements enhances adherence to physical activity recommendations in noncompliant patients after a cardiac rehabilitation program. *Arch Phys Med Rehabil.* 2012; 93: 2141-7.

【Review Article】

Overview of Physical Activity Assessments by Accelerometer-based Activity Monitors and their Potential Application for Physical Activity Promotion

Hiroyuki Sasai^{1,2)}, Yuki Hikiyama^{3,4)}, Kanzo Okazaki⁵⁾,
Yoshio Nakata¹⁾, Kazunori Ohkawara^{4,6)}

Abstract

In this paper, we review the general mechanisms of accelerometer-based activity monitors and validation studies of the activity monitors commonly used in Japan. We also summarize intervention studies aiming to promote physical activity by using activity monitors as motivational tools and discuss future research implications in this field. Activity monitors generally house an accelerometer, internal clock, analog/digital converter, processor, data storage, and battery. Activity monitors vary greatly depending on their sensor properties, filtering process, summarization by epoch, and conversion from acceleration signals to activity outputs. In addition to hip-worn monitors, wrist-, ankle-, and thigh-worn monitors have become increasingly common in recent years. A few representative Japanese activity monitors have already been validated against doubly labeled water and Douglas bag methods under field and laboratory settings, respectively. Future research should use sophisticated statistical models to discriminate posture allocations and activity classifications in individuals with various lifestyles. At present, there is a lack of quality intervention studies using activity monitors. Considering the rapid dissemination of consumer activity monitors, intervention studies designed to promote physically active lifestyles by using activity monitors would be novel and significant.

Key words: accelerometer-based activity monitor, validation study, physical activity promotion

1) Faculty of Medicine, University of Tsukuba, Ibaraki, Japan

2) Japan Society for the Promotion of Science, Tokyo, Japan

3) Faculty of Engineering, Chiba Institute of Technology, Chiba, Japan

4) Department of Nutritional Science, National Institute of Health and Nutrition, Tokyo, Japan

5) Faculty of Liberal Arts, Tohoku Gakuin University, Miyagi, Japan

6) Graduate School of Informatics and Engineering, University of Electro-Communications, Tokyo, Japan