

【総説】

三軸加速度センサー内蔵活動量計を用いた身体活動量、 座位行動の調査と身体活動疫学研究への応用

熊谷 秋三¹⁾ 田中 茂穂²⁾ 岸本 裕歩³⁾
内藤 義彦⁴⁾

1) 九州大学基幹教育院, 人間環境学府 2) 国立健康・栄養研究所基礎栄養研究部
3) 九州大学医学研究院環境医学分野 4) 武庫川女子大学生活環境学部食物栄養学科

【要約】自由生活下における単位時間の身体活動の強度を最も正確に推定できる方法は、加速度センサーを用いた活動量計である。加速度センサーを内蔵する活動量計は、加速度と身体活動強度との間に相関がみられることを利用して、活動強度を推定する。従来は、上下方向だけ(一軸)の加速度センサーであったが、最近では二～三軸の加速度センサーが主流である。歩行を含む日常生活でみられる活動の多くは、 $\pm 2G$ (重力加速度; $1G=9.8\text{ m/s}^2$) 以内であるが、歩行以外の日常生活の場合は、多くが数十 mG かそれ以下、座位行動の場合は 20 mG 程度以下であることから、座位行動を含む低強度の活動強度を評価するにあたっては、低強度での分解能が要求される。歩・走行とそれ以外の活動では、加速度と活動強度との関係式が異なるが、それらを判別するために、加速度の大きさを反映するカウントの変動係数、垂直と水平成分の比率、および重力加速度から姿勢の変化をとらえる方法などが提案されている。特に強度が弱い活動において、三軸加速度センサー内蔵活動量計 (Active style Pro) の推定誤差が小さい。なお、自転車漕ぎ、坂道の昇り降り、重い物を持つての自立姿勢などにおいては、加速度の大きさは、必ずしもエネルギー消費量と対応しないため、機種やアルゴリズムを確認したうえで使用する必要がある。我々は、Active style Pro を用いて久山町住民を対象に身体活動を調査した。活動強度 3 メッツ以上の活動量は男女ともに加齢に伴い有意に減少し、その身体活動パターンには性差が存在することを明らかになった。すなわち、男性では歩・走行活動が多い一方で座位時間も長く、女性では歩・走行以外の活動によって活動量を維持する傾向にあることが観察された。更に、三軸加速度センサー内蔵活動量計を用いた疫学研究の意義および可能性について要約した。最後に、現在継続中もしくは実施予定の三軸加速度センサー内蔵活動量計を用いた縦断研究(前向きコホート研究含む)を紹介した。これらの継続中の疫学研究は、三軸加速度センサー内蔵活動量計による客観的調査に基づいた軽強度、中高強度の身体活動および座位行動に関連したガイドライン開発に必要である有効な情報をもたらすであろう。

Key words : 疫学, 客観的測定, 身体活動, 座位行動, 三軸加速度センサー内蔵活動量計

1. はじめに

近年、座業中心のライフスタイルの臨床結果が報告された¹⁾。すなわち、その健康不利益(=死亡、生活習慣病や老年病などの発症、QOL 低下、および寿命の短縮)が Nature 誌に報告された。この報告を契機に、座位行動を含む身体不活動の疫学や、身体不活動と健康不利益との因果関係の背景にあ

る分子的メカニズム研究が進行中である。また、平均的な身体活動量や体力水準を維持している集団が長期に身体不活動を継続した場合、その後に健康不利益が生じるとする研究仮説が提唱されているが²⁾、疫学的には未解明のままである。今日の社会において、多くの疾患が運動を含めた種々の身体活動の不足(=身体不活動(inactivity))や座位中心の生活習慣から誘発されるとする証拠が蓄積されつつあるが、両者の因果関係に関する証拠の更なる蓄積とともに、そのメカニズムの解明が急務となっている³⁾。また、疫学でいう曝露指標としての座位行動の定義を含め、その客観的な評価の方法論にも課題は山積している。欧米の研

連絡先: 熊谷秋三, 九州大学基幹教育院 学修・健康支援開発部 健康・運動疫学研究室, 〒816-8580 福岡県春日市春日公園 6-1, shuzo@ihs.kyushu-u.ac.jp

投稿日: 2015 年 1 月 29 日, 受理日: 2015 年 5 月 13 日

究では、主に質問紙法による座位時間やテレビ視聴時間等で評価された活動的ではない時間は、身体活動量とは独立して死亡率⁴⁾、肥満および2型糖尿病の発症⁵⁾などと関連することが報告されているが、最近では、ActiGraph (GT3x, GT1M: ActiGraph, 米国)、Actical (Philips Respironics, 米国) および activPal (PAL Technologies, 英国) によって客観的に測定・評価された身体活動疫学研究が紹介されるに至り、前向き研究が進行中である⁶⁾。しかしながら、本邦においては、客観的評価に基づく身体活動量や座位行動の実態調査や、それらを曝露指標とした前向き研究も極めて限られている。

日常生活における身体活動量を正確に評価するためには、質問紙のような主観的な方法ではなく、後述するように、客観的な方法を用いる必要がある。その中でも、現時点で最も実用可能性の高い方法が活動量計である。特に、最近の三軸加速度センサー内蔵活動量計の一部は、三方向の動きをとらえることができるだけでなく、高い感度や行動判別アルゴリズムによって、低強度から中高強度のさまざまな身体活動の強度を正確に推定できるようになってきており、客観的な評価に基づく身体活動疫学研究に大きな関心が集まっている。

そこで本総説では、まず身体活動量や座位行動の客観的評価のための三軸加速度センサー内蔵活動量計の測定原理や、その妥当性を要約し、次に本機器を用いて調査された久山町研究に参加している一般地域住民の身体活動や座位行動(時間)の実態を評価・考察し、三軸加速度センサー内蔵活動量計を用いた身体活動疫学研究を実施することの意義、実施する際の留意点、更には現在継続中の身体活動疫学研究を紹介し、その将来を展望する。

2. 三軸加速度センサー内蔵活動量計の測定原理および妥当性

2-1. 身体活動、活動強度の定義、および評価法

身体活動とは、安静にしている状態より多くのエネルギーを消費するすべての動きを指し⁷⁾、評価法としては、二重標識水法、心拍数法、加速度計法、活動記録法、および質問紙法などがある⁸⁾。これらのうち、二重標識水を用いる方法が、日常生活における身体活動量の総量を求めるうえで最も正確であると考えられている。しかし、本法は

分析のコストや測定評価の困難性に加え、1~2週間程度の期間における平均の総エネルギー消費量のみを推定する方法であるため、数秒~1日単位の評価はできない。また、日常生活の大部分を占める低強度の活動時において身体活動強度と心拍数の相関関係は弱いことを考えると、心拍数法にも限界がある。

身体活動に関する疫学研究(身体活動疫学研究)における身体活動量の評価には、対象者数が多い場合は、質問紙法が主に使われてきたが、1)被験者の認知情報に基づくこと、2)記述した活動内容から活動強度に対応させる場合の妥当性に問題(個人差)があること、3)記述した活動内容の記述の漏れや活動時間に曖昧さがあることなど、被験者の主観が評価に大きく影響することが指摘されてきた。それに対して客観的な身体活動量の評価が望まれ、これまで多くの調査・研究に歩数計がよく用いられてきた。歩数計は、比較的安価で疫学研究にも導入しやすいが、それでも質問紙に比べ高価であり、機種間の特性や誤差等の問題が存在する⁹⁾。歩数計に比べ加速度計は更に高価であり、ともに大規模疫学調査に用いる際には機器の経費が課題となっている。

一方、身体活動と健康との関連を検討する中で、エネルギー消費量との関連とは異なる観点から活動強度が注目されるようになってきた。多くの質問紙を用いた疫学研究により、曝露指標としての3メッツ以上の中高強度身体活動の有益性が確認され、更に最近の欧米のガイドラインでは高強度の活動も推奨されている¹⁰⁾。その意味で、加速度計は活動強度を客観的に評価できることの意義が深いことから疫学研究への導入が急速に進みつつある^{6,11)}。

加速度計を用いた臨床・疫学研究では、当初から最近まで一軸加速度計を用いたものが主流であったが、多種多様な身体活動を高精度に評価するために三軸加速度センサー内蔵活動量計のニーズが高まってきた。更に、近年の情報通信技術の発展により高機能で使いやすい機器を低価格で利用しやすい環境になりつつある¹²⁾。このように、現時点で、自由生活下における単位時間の身体活動の強度を最も正確に推定できる方法は、加速度センサーを用いた活動量計であると考えられる^{8,13,14)}。

一般に、3メッツ以上6メッツ未満の活動強度を中強度(moderate)、6メッツ以上を高強度(vigorous)と分類している¹⁵⁾。近年、座位行動に

については、「座位および臥位 (reclining) における、エネルギー消費量が 1.5 メッツ以下のすべての覚醒行動」という定義が提案されており¹⁶⁾、最近はこの定義が用いられるようになってきた。ただし、姿勢と強度 (メッツ) の両方を評価したうえで分類することは少なく、どちらか一方、特に強度 (1.5 メッツ以下) で分類されることがほとんどである。そのため、1.5 メッツと 3 メッツの間の強度は、軽強度 (light) とすることが多い¹⁷⁾。

なお、inactive という用語が、これまで sedentary (sedentary behavior) と類似の意味で用いられてきたが、こちらは、「中高強度活動時間が不十分な人 = ガイドラインに示された中高強度活動時間の目標値 (例: 150 分/週) を満たさない人」として区別された¹⁶⁾。

2-2. 加速度センサー内蔵活動量計の基本原則

活動量計は、小型化が進み、現在は 10~80 g 程度なので、参加者への負担感および不快感は少ない。2010 年頃までは、上下方向だけ (一軸) の加速度センサーであったが、最近では二~三軸の加速度センサーが主流である。加速度センサーも、圧電型 (piezoelectric) から、高感度で重力加速度を含むピエゾ抵抗型 (piezoresistive) あるいは静電容量

型 (capacitive) などが用いられるようになっていく^{13,14)}。

加速度センサーのレンジ、および、それと bit 数で決定されるセンサーの感度は、エネルギー消費量の推定にとって重要である。歩行を含む日常生活でみられる活動の多くは、±2G (重力加速度; 1 G = 9.8 m/s²) 以内であるが、ランニングなどでは瞬間的に ±10G を超えることもありうる¹⁸⁾。一方で、特に日常動作などの軽微な動きを感知するには、分解能が小さいことが要求される。歩行以外の日常生活の場合は、多くが数十 mG かそれ以下、座位行動の場合は 20 mG 程度以下なので、座位行動を含む低強度の活動強度を評価するにあたっては、低強度での分解能が要求される。研究で利用される主要な国内機種のうち、スズケン社の Lifecorder は約 60 mG 以上でないと感知しない¹⁹⁾ が、オムロンヘルスケア社の Active style Pro²⁰⁾ は 3 mG、パナソニック電工社の Actimarker²¹⁾ は 4 mG の分解能を有する。

2-3. 加速度センサー内蔵活動量計を用いた活動強度評価の妥当性

加速度センサーを内蔵する活動量計は、加速度と身体活動強度との間に相関がみられることを利

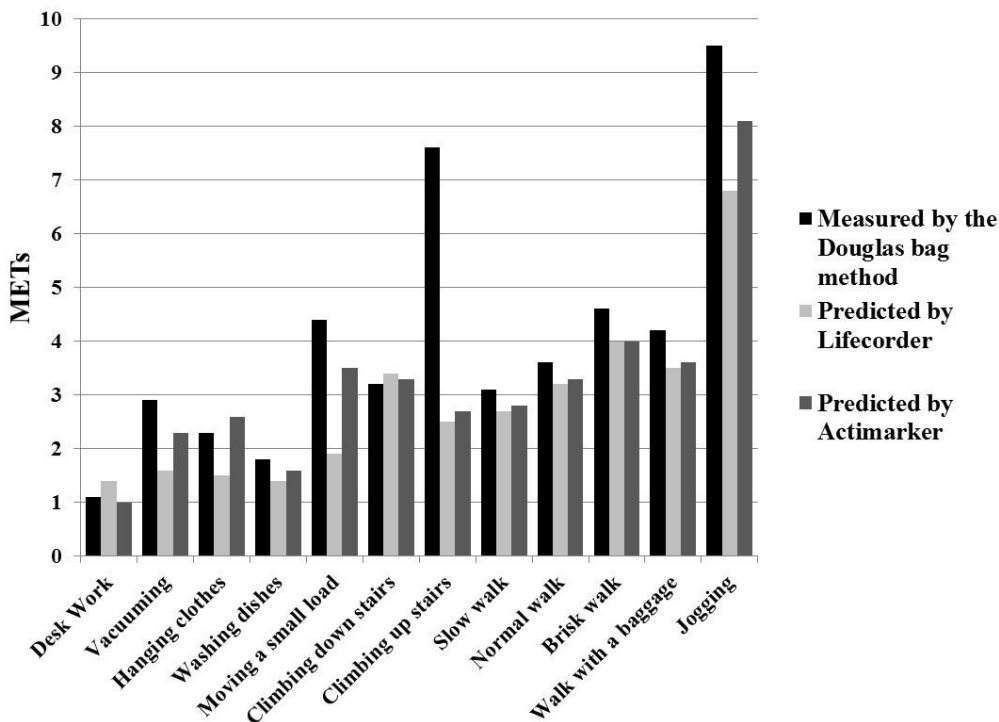


図 1 Measured and predicted METs values by using accelerometers in various physical activity in healthy Japanese adults (n=65). Values are average. Data from reference²⁴⁾.

用して、活動強度を推定する。ただし、日常生活で高頻度に観察される動作のうち、歩・走行 (locomotive) とそれ以外の活動 (non-locomotive) では、両者の関係式が大きく異なっている^{20,22)}。また、日常生活においては、総エネルギー消費量の中で歩・走行以外の活動が大きな割合を占めるため²³⁾、これらの活動を判別し、異なる推定式を当てはめることができるかどうか、日常生活のさまざまな活動の強度を推定するうえでは、重要な条件となる。

図1には、国内で研究用に用いられる主要2機種について、さまざまな活動の強度評価の妥当性を示している²⁴⁾。Lifecoderは、歩行およびゆっくりとしたランニングの強度評価に関して妥当性の高い一軸加速度センサーを用いた活動量計である¹⁹⁾。しかし、歩・走行以外の活動については、概して過小評価する傾向にある。3方向の加速度は互いに強い相関がみられるため、三軸の加速度情報を用いても、全体の推定精度が大きく改善されるわけではない²⁵⁾。パナソニック電工社のActimarker²¹⁾の場合も、誤差はやや小さくなるものの、歩・走行以外の活動における誤差が大きい。

そこで、歩・走行とそれ以外の活動を判別するために、加速度の大きさを反映するカウントの変動係数²⁵⁾、垂直と水平成分の比率^{26,27)}、および重力加速度から姿勢の変化をとらえる方法^{20,28,29)}などが提案されている。そのうち、国外で最も利用されているActiGraphのmodel 7164 (Manufacturing

Technology, Inc., 米国)で、その加速度の大きさを反映するカウントの変動係数を用いて判別した場合²⁵⁾と、国内で重力加速度から姿勢の変化をとらえることによって判別を行うActive style Proを用いた場合²⁰⁾について、論文中で報告されている推定精度を図2に要約した。特に強度が弱い活動において、Active style Proの推定誤差が小さいことがわかる。その主な原因としては、歩・走行とそれ以外の活動の判別精度と、分解能の違い (50 mG vs. 3 mG) が考えられる。

なお、自転車漕ぎ、坂道の昇り降り、重い物を持つての自立姿勢などにおいては、加速度の大きさは必ずしもエネルギー消費量と対応しない。そのためどのような活動をどの程度正確にとらえることができるのかなど、可能な限り論文や説明書などによって、機種やアルゴリズムの特性を確認したうえで使用する必要がある。

2-4. 1日の身体活動に占める各活動強度や活動の種類別の割合

各種活動量計を用いて、1日の身体活動量に関する報告が数多く報告されている。中でも、かつて大きな注目を浴びたのは、1日の身体活動レベル (= 総エネルギー消費量 ÷ 基礎代謝量。すべての身体活動量を反映する) と各活動強度の所要時間との関連であった。Westerberp³⁰⁾は、成人において身体活動レベルと相関が強いのは、6メッツ以上の高強度活動ではなく、3~6メッツの中強度活

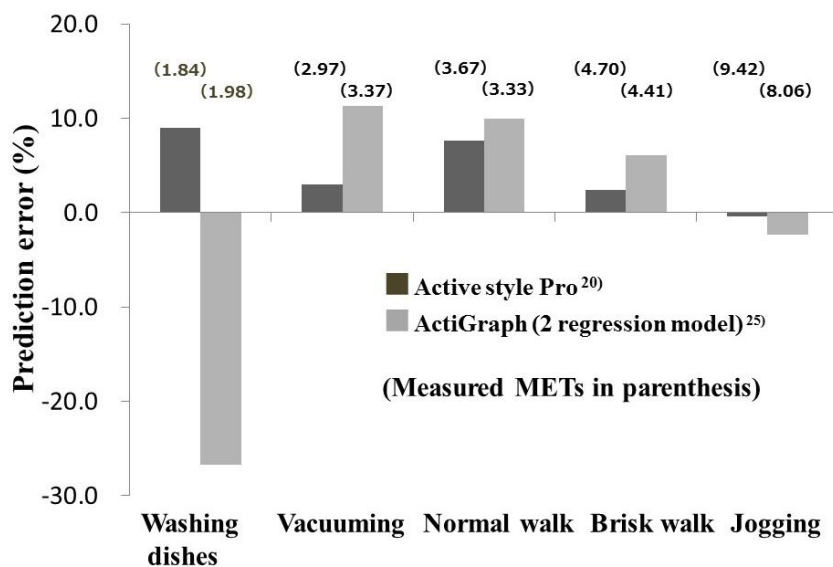


図2 Comparison between prediction errors by Active style Pro²⁰⁾ and ActiGraph (model 7164)²⁵⁾. Values were obtained from the cross-validation group of healthy Japanese adults (n=22)²⁰⁾ and healthy US adults (n=48)²⁵⁾.

動のほうであることを Nature 誌に報告した。その後、こうした点に関する報告はそれほど多くない。最近、Thompson ら³¹⁾は、成人における身体活動レベルは、3 メッツ以上 (moderate-to-vigorous physical activity; MVPA) および 1.5 メッツ以下 (sedentary) の活動時間と強い相関がみられることを報告した。また、例えば 10 分間以上の MVPA のように各活動強度が連続的に持続している時間より、単純に 1 日の総量とのほうが、身体活動レベルと相関が強いことも示された。

最近では、活動強度だけでなく、活動の種類に関する報告もみられるようになってきている。先に述べた三軸加速度センサー内蔵活動量計を用いて、女性は男性より歩数が少ない一方で歩・走行以外の活動は加齢とともに大きく減少することが明らかとなった³²⁾。また、清掃員や調理従事者をはじめ、幼稚園教員や保育士や主婦等のように、歩・走行はそれほど多くないものの、歩・走行以外の活動がかなり多い職種があることが示された³³⁾。更に細かく活動の種類を分類して、1 日の中での所要時間をみた報告もみられる^{34,35)}。それらによると、1 日の身体活動の中で、10 時間近くが座位行動に相当し、立位での軽度の活動まで含めると大半を占めることが判明した。

2-5. 今後の課題、および結果の解釈における注意点

最近では、座位行動が MVPA などと独立に、肥満や生活習慣病、総死亡などに関連するという報告が数多くみられるようになった^{17,36,37)}。当初は、質問紙法によって座位行動時間が評価されていたが、最近では活動量計によって客観的に評価した、より信頼のおける疫学研究も増えてきている^{17,36,38)}。しかし、先に述べたように、座位行動を正確に評価するには、加速度センサーの分解能などが求められる。また、「座位」という名前のおり、強度だけでなく姿勢も評価した報告はそれほど多くない。これらの評価精度は年々改善しているが、今後、座位行動の定義に従って正確に座位行動を評価し、そうして得られた座位行動の実態やアウトカムとの関連などについての検討が求められる。更に、加速度計を利用して分析できるようになった座位行動の中断 (break) については、いくつかアウトカムとの関連性を示した報告があるものの^{17,36,38,39)}、その break の実態やアウトカムとの関連、break が疾病などにつながるメカニズムなど、今後の更なる検討が俟たれる。また、MVPA や座

位行動が検討されるようになった今、十分に検討されていないのは軽度 (light: 1.6 メッツと 3.0 メッツの間) の身体活動である。軽度の身体活動と座位行動は、「一方が多ければその分、他方が少なくなる」といった表裏一体の関係にあるという報告もある^{39,40)}が、例えば、性別や年齢・職業特性や居住環境といった対象特性によって各強度間の関係が異なる可能性がある。

活動量計を用いた報告を解釈するにあたって、同じ活動量計 (例: ActiGraph) でも、用いる推定式やカットオフ値によって結果が大きく異なる点に留意する必要がある⁴¹⁾。更に、活動量計での評価において、活動評価の最小単位時間 (epoch length) にも注意が必要である。一般に、epoch length を 1 分間とした評価が多かったが、特に断続的な活動が多い子どもにおいては、10・15・30 秒といった、より短い epoch length が用いられることが多くなってきた⁴²⁾。epoch length が異なると、たとえ同じデータであっても、各活動時間の推定結果に影響が出る。対象によってその程度は異なるが、例えば、epoch length を 10 秒とすると、60 秒の場合と比べ、歩・走行の MVPA は若干多くなる程度であるが、歩・走行以外の MVPA の時間は、この活動が断続的なため、約 20 分以上多くなる^{43,44)} (図 3)。異なる epoch length 間での結果同士の相関は強いが、集団や個人の特性の把握や、活動量計の結果に基づいて身体活動ガイドラインの目標値の達成状況を見る場合などは注意を要する。

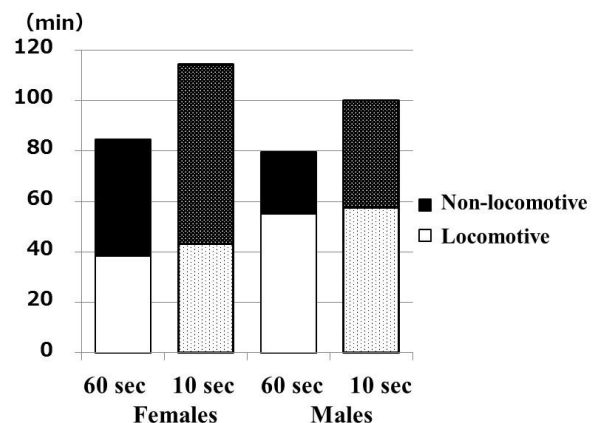


図 3 Time in moderate-to-vigorous physical activity for locomotive and non-locomotive physical activity using 60 and 10 second epochs by using Active Style Pro in Japanese women (n=308) and men (n=183). Data from reference⁴⁴⁾.

3. 三軸加速度センサー内蔵活動量計を用いた地域住民の身体活動量および座位時間の現状—久山町住民における身体活動調査の成績から—⁴⁵⁾

久山町は福岡市に隣接する人口約 8,000 人の町で、この町の年齢・職業構成、住民の栄養摂取状況は過去 50 年以上にわたり全国平均とほとんど変わらないことから、久山町住民は産業構造、年齢構成および栄養比率から判断して日本人の標準的な集団とみなせる。久山町研究は 1961 年から住民の循環器健診（以下、健診と略す）と追跡調査を継続している。本章では、2009 年の健診で実施された身体活動調査の成績をもとに、身体活動量と座位行動時間の実態を示す。身体活動調査は参加者に三軸加速度センサー内蔵活動量計を貸与し、入水時を除いた起床から就寝までの活動量を測定した。測定は約 7 日間連続して行った。

3-1. 歩・走行活動と歩・走行以外の活動

健診を受診した 40 歳以上の住民 2,322 名のうち、身体活動調査への同意が得られたのは 2,066 名（参加率 89%）であった。このうち、1 日 10 時間以上の測定データが週 3 日以上得られた 1,807 名（男性 740 名、女性 1,067 名）を解析の対象とした。非

装着時間の定義は、測定中の加速度が検出閾値未満の場合（3 分間の短い活動はノイズとする）と定義した。全対象者の 1 日当たりの装着時間の中央値は 833 分、歩数は 5,910 歩であった。

図 4 に性・年齢階級別の 1 日当たりの身体活動量（メッツ・時/日）を、歩・走行活動と歩・走行以外の活動に分けて示した。これらの活動は重力加速度成分をフィルタ処理で除いた前後での合成加速度の比から上半身の傾斜を判断することによって、歩・走行活動と歩・走行以外の活動（荷物運びや掃除機がけなど）に分類した²⁵⁾。本結果の活動量は、活動強度 3 メッツ以上の活動の集計である。

歩・走行活動は男女ともに加齢に伴い有意に減少し（傾向性 $p < 0.05$ ）、40 代、50 代、および 70 代では、男性は女性よりも有意に多かった。一方で歩・走行以外の活動をみると、男女ともに加齢に伴い有意に減少するが（傾向性 $p < 0.05$ ）、すべての年齢階級で一貫して男性よりも女性で有意に多かった。歩・走行活動と歩・走行以外の活動を合計した身体活動量には男女差を認めなかった。つまり、日常生活における活動強度 3 メッツ以上の身体活動パターンは男女で異なり、この活動パターンの違いは 40 代以降一貫してみられた。

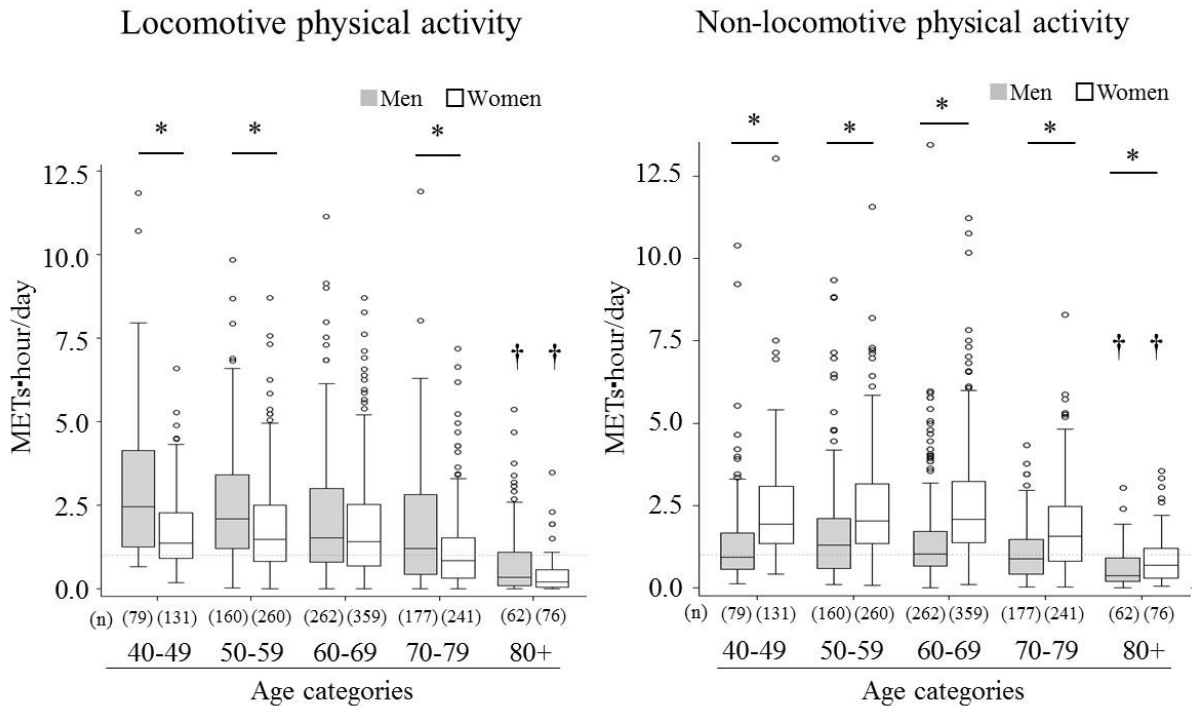


図 4 Locomotive and non-locomotive physical activities per day according to age categories in men and women⁴⁵⁾.

* $p < 0.05$ vs. women in the same age category, † $p < 0.05$ for trend.

3-2. 座位時間と歩数

性・年齢階級別に1日当たりの座位時間と歩数を図5に示した。座位時間は活動強度が1.5メッツ以下の活動時間と定義した^{16,46)}。また、歩数は加速度の振幅が閾値を越えて2秒以上継続した時にカウントした⁴⁷⁾。座位時間は男女ともに加齢に伴い有意に長かった(傾向性 $p < 0.05$)。男性の座位時間は50代以降のすべての年齢階級で女性よりも有意に長かった。結果には示していないが、装着時間に占める座位時間の割合も同様の傾向であった。歩数は男女ともに加齢に伴い減少し、40代および70代男性の歩数は女性に比べ有意に多かった。その他の年代には男女間の違いを認めなかった。

3-3. 結果のまとめと今後の課題

久山町住民の身体活動調査結果より、活動強度3メッツ以上の活動量は男女ともに加齢に伴い有意に減少し、その身体活動パターンは男女で異なることを明らかにした。男性では歩・走行活動が多い一方で座位時間も長く、女性では歩・走行以外の活動によって活動量を維持する傾向にある。このような身体活動量の加齢変化や性差について、更に詳細に検証し、健康づくりの現場に応用して

いくことが今後の課題となろう。

4. 疫学の視点からみた三軸加速度センサー内蔵活動量計の活用

ここでは、三軸加速度センサー内蔵活動量計を疫学研究に使用する意義と限界、活用のための留意事項、研究テーマとしてどのような展開が期待できるかについて論じる。

4-1. 三軸加速度センサー内蔵活動量計の意義と限界

活動強度を客観的に指標化できることとさまざまな動きの身体活動を評価できることが、三軸加速度センサー内蔵活動量計が利用される最大の意義と考えられるが、後でも述べるように、将来的には新たな意義を見いだすことが可能である。ただし、現在市場に出ている腰部装着タイプの三軸加速度計では、階段昇降しているときや、上肢主体の運動をしているときなどに活動強度を正しく評価できないこと、活動の場面(domain)の判断が困難なこと等がある⁴⁸⁾。これらの中には、心拍数計⁴⁹⁾や気圧計の内蔵⁵⁰⁾、手首の装着⁵¹⁾等の改善策が既に提案されている例もあるが、更に工夫をすることによってこの問題の解決が望まれる。

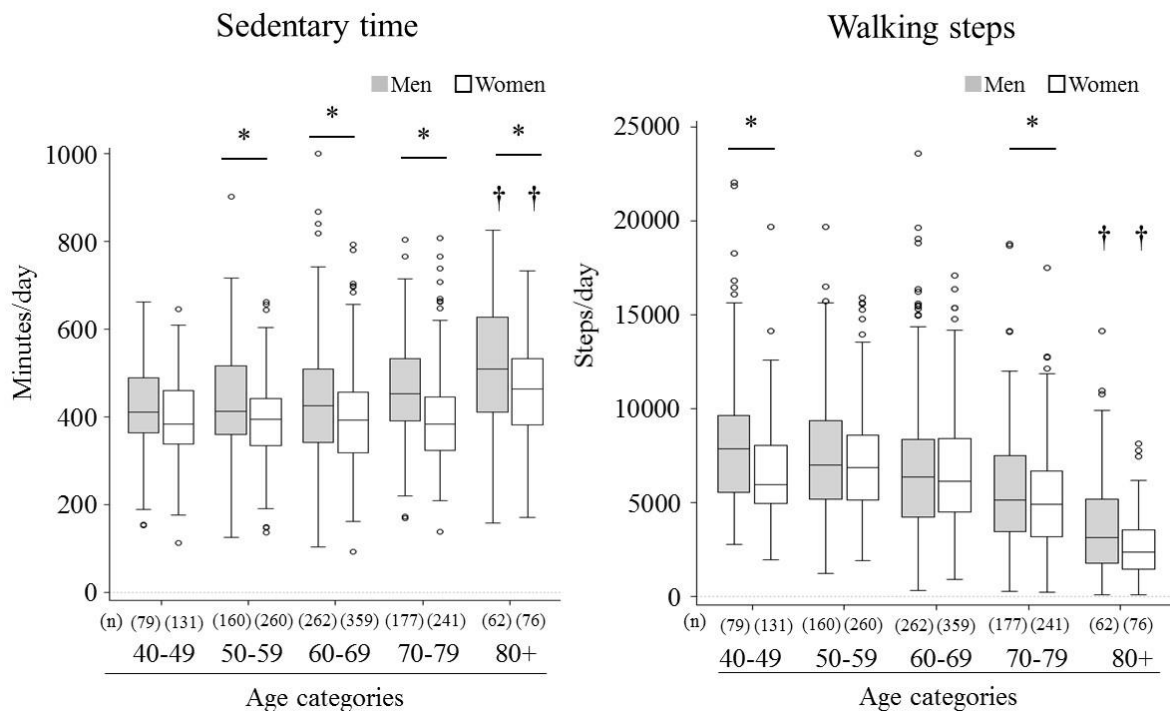


図5 Sedentary time and walking steps per day according to age categories in men and women⁴⁵⁾.

* $p < 0.05$ vs. women in the same age category, † $p < 0.05$ for trend.

4-2. 三軸加速度センサー内蔵活動量計の活用の留意事項

活動量計を用いた疫学研究を行う場合、先にも述べたように、加速度の分解能やレンジ、座位行動のカットオフ値⁵²⁾、加速度から活動強度への換算方法⁵³⁾、epoch length⁴³⁾等に関して機器間の差が少なからずあることに留意すべきである。研究の目的にもよるが、現時点で活動量計の規格の標準化が達成されていない以上、単独はもちろん共同研究においても、できるだけ同一機種を用いるべきと考えられる。

次に、加速度計の必要装着日数および1日の必要装着時間⁵⁴⁾についても、研究の目的によりさまざまな設定条件があることに留意すべきである。また、活動量計の装着部位も定めておく必要がある。利便性を考えて、ポケットやポーチに入れても測定可能という機器があるが、同一部位(腰部)のベルトにしっかりと装着することがデータの信頼性を高めるとされる⁵⁵⁾。また、機器のディスプレイに歩数などの活動データを表示しておくことで歩く意欲が高まるおそれがあるので評価期間中はデータを見えないようにする工夫が望ましい⁵⁶⁾。

次に、多くの疫学研究では、活動強度から総消費エネルギー量やメッツ・時を算出しそれを用いることが多いが、活動強度の情報からさまざまな二次的指標を設定でき、それらの指標と疾患等との関連を検討するという研究課題があることに留意すべきである。具体的には、先に述べたように、3メッツ以上(MVPA)および1.5メッツ以下(sedentary)のような強度別の指標を用いた検討²⁷⁾、身体活動の日内、日差、季節等の変動に着目した検討⁵⁷⁾等が考えられる。更には、最近では、座位行動の中断¹⁷⁾やMVPAのbout(一定時間の継続した運動:例えば10分間に歩行)⁵⁸⁾の評価に活動量計が利用されており、さまざまな情報の活用方法があることに留意すべきである。

4-3. 三軸加速度センサー内蔵活動量計の活用の可能性

運動疫学研究において三軸加速度センサー内蔵活動量計をはじめとした今後の活動量計に期待したいのは、加速度情報を基に、日常生活のさまざまな場面の身体活動を質的・量的に可能なかぎり再現することである。身体活動に関する最近の疫学研究では、身体活動量を評価するとともに、座位行動時間や身体不活動状態を評価するために三

軸加速度センサー内蔵活動量計が利用されつつある。

近年登場し、またこれから市場に出てくると予想される機器では、単に不活動状態を区別するだけでなく、さまざまな活動内容を区別できるようになり、身体活動の質的差異に関する検討が可能になりつつある^{65,69)}。具体的には、今後、加速度の変動を分析して姿勢(臥位、座位、立位、さまざまな体勢による移動等)とともに、睡眠、歩・走行、階段昇降、乗り物移動、デスクワーク、家事等の細々とした動きのある活動、比較的高強度の持続した運動のような活動内容を区別できるようになると、身体活動を奨励する指導を実施する際に、どの活動が問題なのか判断しやすくなり有益な情報になると期待される。また、身体活動状況を評価するだけでなく、さまざまな疾患や身体障害のハイリスク者のスクリーニングにも役立つ可能性がある。睡眠障害のおそれがある人のスクリーニングに加速度計が既に利用されているが⁶⁰⁾、静止時の動揺性や歩行時の足どりの不安定さを評価することにより、平衡感覚の異常やロコモティブシンドロームの発見に役立つ可能性もある⁶¹⁾。三軸加速度センサー内蔵活動量計の高機能化によりさまざまな活用方法が期待できるが、高度や心拍数、GPS信号等の他の情報も同時計測し照合することにより、新たな指標ができたり精度を上げたりすることが可能になると期待される⁶²⁾。

5. 日本における三軸加速度センサー内蔵活動量計を用いた身体活動疫学研究と身体活動・座位時間の標準値策定などの必要性

我が国において、地域住民を対象に、ActimarkerやActive style Proを用いて身体活動および座位時間と肥満度⁴⁰⁾、心血管系危険因子^{63,64)}、およびメタボリックシンドローム^{65,66)}との関連性を検討した研究が既に数編報告されているが、すべて横断研究である。表1には、現在展開中の我が国における三軸加速度センサー内蔵活動量計(Active style Pro)を用いた縦断的研究およびコホート特性の記述とアウトカム指標が明確である代表的な諸研究を掲載している^{45,67-71)}。生活習慣病関連では、日本における前向きコホート研究である久山町研究で、40歳以上の一般地域住民(n=2,000)を2009年と2012年に繰り返し調査しており、現在、

表 1 Summary of several epidemiological studies using tri-axial accelerometer in Japan.

Study (Institution)	No. subjects (age)	Study design	Year of investigation	Main outcomes
Hisayama study ^{45,67)} (Kyushu Univ.)	2000 (≥ 40 years olds)	prospective	2009 & 2012	Mortality, Dementia
Sasaguri study ⁶⁸⁾ (Kyushu Univ.)	2000 (≥ 65 years olds)	prospective	2011 & 2013	Long-term care, depressive symptom, cognitive function
Dazaifu study ⁶⁹⁾ (Kyushu Univ.)	900 (≥ 65 years olds)	longitudinal	2009-2012	Cognitive function, depressive symptom
EQUISITE Study ⁷⁰⁾ (Kyushu Univ.)	2100 (18-19 years olds)	prospective	2010	Academic performance, be late for school, be absence
Job site study ⁷¹⁾ (Kyushu Univ.)	1400 (≥ 20 years olds)	longitudinal	2009	Metabolic syndrome, depressive symptom

総・死因別死亡および認知症発症をアウトカムとした前向き研究が展開中である^{45,67)}。また介護予防関連では、福岡県糟屋郡久山町に隣接する篠栗町でも、地域在住高齢者を対象に、介護認定状況や介護費用をアウトカムとした前向き研究が展開されている⁶⁸⁾。諸外国においても、ActiGraph (GT3x, GT1M), Actical および activPal を用いた座位行動や身体活動を評価した前向き研究⁶⁹⁾が展開されていることは前述したとおりであるが、これらの研究成果は、我が国における「健康づくりのための身体活動基準 2013」の5年後の改定に向け健康政策面で有効な情報を提供してくれるものと予測される。更に今後は、疫学的な視点から、日本人の身体活動・座位時間の標準値策定も必要となろう。日本人の標準値作成のためには、調査された集団の偏り(集団特性)の把握や測定バイアスなどを最小限にしたうえで、対象者の身体活動や座位行動時間および運動量の性・年齢別の標準値に加え、国民各層の健康維持に必要な基準値を提供することにより、我が国の健康政策立案等に貴重かつ重要な健康情報が提供できる可能性が高い。更に、活動量計で得られたデータ転送にかかわる無線通信などのネットワーク環境の改善も既に実現化されており、将来的には定期的な身体活動標準値の改定に加え、幼児・学童児・青少年およびさまざまな業種の勤労者の調査への着手も可能となろう。

6. 今後の展開

今後は、活動量計の高機能化により疫学研究にかぎらずさまざまな活用方法が期待できるが、高度や心拍数、GPS 信号等の他の情報も同時計測し照合することにより、新たな指標ができたり精度を上げたりすることが可能になると期待される。近年、活動量計で得られたデータ転送にかかわる無線通信などのネットワーク環境の改善も既に実現化されており、将来的には成人データの基準値の定期的な改定に加え、幼児・学童児・青少年およびさまざまな業種の勤労者を対象とした研究の推進が期待されている。

謝 辞

本研究は、平成 25・26 年度厚生労働科学研究費補助金循環器疾患・糖尿病等生活習慣病対策総合研究事業(研究代表者:熊谷秋三)、平成 27 年度日本医療研究開発機構研究費循環器疾患・糖尿病等生活習慣病対策実用化研究事業(研究代表者:熊谷秋三)、平成 25・26 年度文部科学省科学研究補助金基盤研究 A(研究代表者:熊谷秋三)および平成 25・26 年度九州大学教育研究プログラム・研究拠点形成プロジェクト:A タイプ(研究代表者:熊谷秋三)の研究助成を受けて実施された。

文 献

- 1) Handschin C, Spiegelman BM. The role of exercise and PGC1 α in inflammation and chronic

- disease. *Nature*. 2008; 454: 463-9.
- 2) Hamilton MT, Hamilton DG, Zderic TW. Role of low energy expenditure and sitting in obesity, metabolic syndrome, type 2 diabetes, and cardiovascular disease. *Diabetes*. 2007; 56: 2655-67.
 - 3) 熊谷秋三(編集責任). 健康と運動の疫学入門—エビデンスに基づくヘルスプロモーションの展開—. 医学出版, 東京, 2008.
 - 4) Katzmarzyk PT, Church TS, Craig CL, Bouchard C. Sitting time and mortality from all causes, cardiovascular disease, and cancer. *Med Sci Sports Exerc*. 2009; 41: 998-1005.
 - 5) Hu FB, Li TY, Colditz A, Willett WC, Manson JE. Television watching and other sedentary behaviors in relation to risk of obesity and type 2 diabetes mellitus in women. *JAMA*. 2003; 289: 1785-91.
 - 6) Lee I-M, Shiroma EJ. Using accelerometer to measure physical activity in large-scale epidemiological studies: issue and challenges. *Br J Sports Med*. 2014; 48: 197-201.
 - 7) Caspersen CJ, Powell KE, Christenson GM. Physical activity, exercise, and physical fitness: definitions and distinctions for health-related research. *Public Health Rep*. 1985; 100: 126-31.
 - 8) Westerterp KR. Physical activity and physical activity induced energy expenditure in humans: measurement, determinants, and effects. *Front Physiol*. 2013; 4: 90.
 - 9) Schneider PL, Crouter SE, Bassett DR. Pedometer measures of free-living physical activity: comparison of 13 models. *Med Sci Sports Exerc*. 2004; 36: 331-5.
 - 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) Trost SG, McIver KL, Pate RR. Conducting accelerometer-based activity assessments in field-based research. *Med Sci Sports Exerc*. 2005; 37: 531-43.
 - 12) Freedson P, Bowless HR, Troiano R, Haskell W. Assessment of physical activity using wearable monitors: Recommendations for monitor calibration and use in the field. *Med Sci Sport Exerc*. 2012; 44: 1-4.
 - 13) Bonomi AG, Westerterp KR. Advances in physical activity monitoring and lifestyle interventions in obesity: a review. *Int J Obes (Lond)*. 2012; 36: 167-77.
 - 14) Chen KY, Janz KF, Zhu W, Brychta RJ. Redefining the roles of sensors in objective physical activity monitoring. *Med Sci Sports Exerc*. 2012; 44: S13-23.
 - 15) US Department of Health & Human Services. Physical Activity Guidelines Advisory Committee Report 2008. <http://www.health.gov/PAGuidelines/Report/> (アクセス日: 2015年3月18日)
 - 16) Sedentary Behaviour Research Network. Letter to the editor: standardized use of the terms “sedentary” and “sedentary behaviours”. *Appl Physiol Nutr Metab*. 2012; 37: 540-2.
 - 17) Owen N, Healy GN, Matthews CE, Dunstan DW. Too much sitting: the population health science of sedentary behavior. *Exerc Sport Sci Rev*. 2010; 38: 105-13.
 - 18) Chen KY, Bassett DR Jr. The technology of accelerometry-based activity monitors: current and future. *Med Sci Sports Exerc*. 2005; 37: S490-500.
 - 19) 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.
 - 20) Ohkawara K, Oshima Y, Hikiyama Y, et al. Real-time estimation of daily physical activity intensity by triaxial accelerometer and a gravity-removal classification algorithm. *Br J Nutr*. 2011; 105: 1681-91.
 - 21) 松村吉浩, 山本松樹, 北堂正晴, 中村秀樹, 木寺和憲, 藤本繁夫. 3軸加速度センサを用いた高精度身体活動量計. *松下電工技報*. 2008; 56: 60-6.
 - 22) Matthews CE. Calibration of accelerometer output for adults. *Med Sci Sports Exerc*. 2005; 37: S512-22.
 - 23) Ohkawara K, Ishikawa-Takata K, Park JH, Tabata I, Tanaka S. How much locomotive activity is needed for an active physical activity

- level: analysis of total step counts. *BMC Res Notes*. 2011; 4: 512.
- 24) Hikiyama Y, Tanaka S, Ohkawara K, Ishikawa-Takata K, Tabata I. Validation and comparison of three accelerometers for measuring physical activity intensity during nonlocomotive activities and locomotive movements. *J Phys Act Health*. 2012; 9: 935-43.
- 25) Crouter SE, Kuffel E, Haas JD, Frongillo EA, Bassett DR Jr. Refined two-regression model for the ActiGraph accelerometer. *Med Sci Sports Exerc*. 2010; 42: 1029-37.
- 26) 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.
- 27) Midorikawa T, Tanaka S, Kaneko K, et al. Evaluation of low-intensity physical activity by triaxial accelerometry. *Obesity (Silver Spring)*. 2007; 15: 3031-8.
- 28) Oshima Y, Kawaguchi K, Tanaka S, et al. Classifying household and locomotive activities using a triaxial accelerometer. *Gait Posture*. 2010; 31: 370-4.
- 29) 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.
- 30) Westerterp KR. Pattern and intensity of physical activity. *Nature*. 2001; 410: 539.
- 31) Thompson D, Batterham AM. Towards integrated physical activity profiling. *PLOS ONE*. 2013; 8: e56427.
- 32) Tanaka C, Fujiwara Y, Sakurai R, Fukaya T, Yasunaga M, Tanaka S. Locomotive and non-locomotive activities evaluated with a triaxial accelerometer in adults and elderly individuals. *Aging Clin Exp Res*. 2013; 25: 637-43.
- 33) 田中千晶, 田中茂穂. 日本人勤労者の日常の身体活動量における歩・走行以外の身体活動の寄与. *体力科学*. 2012; 61: 435-41.
- 34) Westerterp KR. Assessment of physical activity: a critical appraisal. *Eur J Appl Physiol*. 2009; 105: 823-8.
- 35) Bonomi AG, Plasqui G, Goris AH, Westerterp KR. Aspects of activity behavior as a determinant of the physical activity level. *Scand J Med Sci Sports*. 2012; 22: 139-45.
- 36) Healy GN, Clark BK, Winkler EA, Gardiner PA, Brown WJ, Matthews CE. Measurement of adults' sedentary time in population-based studies. *Am J Prev Med*. 2011; 41: 216-27.
- 37) Koster A, Caserotti P, Patel KV, et al. Association of sedentary time with mortality independent of moderate to vigorous physical activity. *PLOS ONE*. 2012; 7: e37696.
- 38) Dunstan DW, Howard B, Healy GN, Owen N. Too much sitting - a health hazard. *Diabetes Res Clin Pract*. 2012; 97: 368-76.
- 39) Healy GN, Matthews CE, Dunstan DW, Winkler EA, Owen N. Sedentary time and cardio-metabolic biomarkers in US adults: NHANES 2003-06. *Eur Heart J*. 2011; 32: 590-7.
- 40) 本田貴紀, 檜崎兼司, 陳 涛, 他. 地域在住高齢者における3軸加速度計で測定した座位時間と肥満との関連. *運動疫学研究*. 2014; 16: 24-33.
- 41) Guinhouya BC, Samouda H, de Beaufort C. Level of physical activity among children and adolescents in Europe: a review of physical activity assessed objectively by accelerometry. *Public Health*. 2013; 127: 301-11.
- 42) Kim Y, Beets MW, Welk GJ. Everything you wanted to know about selecting the "right" Actigraph accelerometer cut-points for youth, but...: a systematic review. *J Sci Med Sport*. 2012; 15: 311-21.
- 43) 中田由夫, 大河原一憲, 大島秀武, 田中茂穂. 3軸加速度計 Active Style Pro を用いた身体活動量評価において epoch length が解析結果に及ぼす影響. *運動疫学研究*. 2012; 14: 143-50.
- 44) 田中千晶, 田中茂穂. 3次元加速度計で評価する身体活動量における epoch length の役割, および肥満との関係. *体力科学*. 2013; 62: 71-8.
- 45) 岸本裕代, 大島秀武, 野藤 悠, 他. 日本人地域一般住民における身体活動量の実態: 久山町研究. *健康科学*. 2012; 32: 97-102.
- 46) Owen N, Bauman A, Brown W. Too much

- sitting: a novel and important predictor of chronic disease risk? *Br J Sports Med.* 2009; 43: 81-3.
- 47) 大島秀武, 引原有輝, 大河原一憲, 他. 加速度計で求めた「健康づくりのための運動基準2006」における身体活動の目標値(23 メッツ・時/週)に相当する歩数. *体力科学.* 2012; 61: 193-9.
- 48) Lütznert C, Voigt H, Roeder I, Kirschner S, Lütznert J. Placement makes a difference: accuracy of an accelerometer in measuring step number and stair climbing. *Gait Posture.* 2014; 39: 1126-32.
- 49) Strath SJ, Bassett DR Jr, Swartz AM, Thompson DL. Simultaneous heart rate-motion sensor technique to estimate energy expenditure. *Med Sci Sports Exerc.* 2001; 33: 2118-23.
- 50) Yamazaki T, Gen-No H, Kamijo Y, Okazaki K, Masuki S, Nose H. A new device to estimate VO₂ during incline walking by accelerometry and barometry. *Med Sci Sports Exerc.* 2009; 41: 2213-9.
- 51) Tracy DJ, Xu Z, Choi L, Acra S, Chen KY, Buchowski MS. Separating bedtime rest from activity using waist or wrist-worn accelerometers in youth. *PLOS ONE.* 2014; 9: e92512.
- 52) Kim Y, Lee JM, Peters BP, Gaesser GA, Welk GJ. Examination of different accelerometer cut-points for assessing sedentary behaviors in children. *PLOS ONE.* 2014; 9: e90630.
- 53) Crouter SE, Churilla JR, Bassett DR. Estimating energy expenditure using accelerometers. *Eur J Appl Physiol.* 2006; 98: 601-12.
- 54) Herrmann SD, Barreira TV, Kang M, Ainsworth BE. How many hours are enough? Accelerometer wear time may provide bias in daily activity estimates. *J Phys Act Health.* 2013; 10: 742-9.
- 55) Boerema ST, Velsen LV, Schaake L, Tönis T, Hermens HJ. Optimal sensor placement for measuring physical activity with a 3D accelerometer. *Sensors.* 2014; 14: 3188-206.
- 56) 奥野純子, 西機 真, 松田光生, 小川浩司, 大島秀武, 久野譜也. 中・高齢者の歩数計使用の主観的有効感と歩行数増加・運動継続との関連. *体力科学.* 2004; 53: 301-9.
- 57) Rich C, Griffiths LJ, Dezateux C. Seasonal variation in accelerometer-determined sedentary behaviour and physical activity in children: a review. *Int J Behav Nutr Phys Act.* 2012; 9: 49.
- 58) Ayabe M, Kumahara H, Morimura K, Tanaka H. Interruption in physical activity bout analysis: an accelerometry research issue. *BMC Res Notes.* 2014; 7: 284-9.
- 59) Lee MH, Kim J, Kim K, Lee I, Jee SH, Yoo SK. Physical activity recognition using a single tri-axis accelerometer. *Proceedings of the World Congress on Engineering and Computer Science (IWCECS).* 2009; 14-7.
- 60) McClain JJ, Lewinb DS, Laposkyc AD, Kahled L, Berrigana D. Associations between physical activity, sedentary time, sleep duration and daytime sleepiness in US adults. *Prev Med.* 2014; 66: 68-73.
- 61) Buckinx F, Beaudart C, Slomian J, et al. Added value of a triaxial accelerometer assessing gait parameters to predict falls and mortality among nursing home residents: A two-year prospective study. *Technol Health Care.* 2015; 23: 195-203.
- 62) Intille SS, Lester J, Sallis JF, Duncan G. New horizons in sensor development. *Med Sci Sports Exerc.* 2012; 44(Suppl.1): S24-31.
- 63) Gando Y, Yamamoto K, Murakami H, et al. Longer time spent in light physical activity is associated with reduced arterial stiffness in older adults. *Hypertension.* 2010; 56: 540-6.
- 64) Gando Y, Murakami H, Kawakami R, et al. Light-intensity physical activity is associated with insulin resistance in elderly Japanese women independent of moderate-to vigorous-intensity physical activity. *J Phys Act Health.* 2014; 11: 266-71.
- 65) Kim J, Tanabe K, Yokoyama N, Zempo H, Kuno S. Association between physical activity and metabolic syndrome in middle-aged Japanese: a cross-sectional study. *BMC Public Health.* 2011; 11: 624.
- 66) Kim J, Tanabe K, Yokoyama N, Zempo H, Kuno S. Objectively measured light-intensity lifestyle activity and sedentary time are independently associated with metabolic syndrome: a cross-sectional study of Japanese adults. *Int J Behav Nutr Phys Act.* 2013; 10: 30.

- 67) 熊谷秋三. 平成 25 年度厚生労働科学研究費補助金 (循環器疾患・糖尿病等生活習慣病対策総合研究事業) 総括研究報告書. 2014; 21-8.
- 68) Narazaki K, Nofuji Y, Honda T, Matsuo E, Yonemoto K, Kumagai S. Normative data for the Montreal Cognitive Assessment (MoCA) in a Japanese community-dwelling older population. *Neuroepidemiol.* 2013; 40: 23-9.
- 69) 熊谷秋三. 太宰府市受託研究成果報告書. 2013; 5-33.
- 70) 野藤 悠, 山下幸子, 林 直亨, 熊谷秋三. 疫学的アプローチによる学生のメンタルヘルス支援に向けたシステム構築: 身体活動量, 食物摂取量. 九州大学 P&P 研究 EQUISITE Study3. *健康科学.* 2011; 33: 79-81.
- 71) 本田貴紀, 岸本裕歩, 山下幸子, 熊谷秋三. 勤労者のメタボリックシンドロームと抑うつ: 勤労者を対象とした 2 コホート研究. *健康科学.* 2013; 35: 33-43.

【Review Article】

Measurements of Physical Activity and Sedentary Behavior by Tri-axial Accelerometers and their Application to Epidemiological Studies

Shuzo Kumagai¹⁾, Shigeho Tanaka²⁾, Hiro Kishimoto³⁾,
Yoshihiko Naito⁴⁾

Abstract

At present, an accelerometer is the most accurate method for measuring minute-by-minute physical activity intensity under free-living conditions. Activity monitors with acceleration sensors can predict activity intensity due to the relatively strong relationship between acceleration and physical activity intensity. Uni-axial accelerometers were widely used previously, however, recently multi-axial accelerometers have become popular. Most activities in daily life including walking, are within $\pm 2 G$ ($1 G = 9.8 \text{ m/s}^2$), and most non-locomotive activities are $<$ tens of mG, while sedentary behavior is $<$ about 20 mG. Therefore, high resolution is necessary for evaluation of lower intensity activities including sedentary behavior. Different relationships between acceleration and physical activity intensity were observed for locomotive and non-locomotive activities. In order to classify locomotive and non-locomotive activities, several types of indices, such as the coefficient of variation of acceleration count, the ratio of vertical to horizontal acceleration, and the ratio of unfiltered to filtered synthetic acceleration, have been proposed. Prediction errors by the Active style Pro (Omron Healthcare) are relatively minor, particularly in lower intensity activities. Because waist-worn accelerometers are unable to detect the additional energy expenditure resulting from some activities such as cycling, uphill/downhill walking, and holding standing posture with extra weight, the characteristics of the device and algorithm must be considered when determining the type of accelerometers to use. We investigated physical activity levels in a Hisayama population by a tri-axial accelerometer (Active style Pro). Physical activity of 3 METs or more gradually decreased according to age, and a significant sex difference was observed in 2 physical activity patterns. Specifically, locomotive activity and sedentary time were significantly higher in males, and non-locomotive activity was higher in females. We have summarized the significance and feasibility of using tri-axial accelerometer in epidemiological studies, and have introduced several ongoing longitudinal studies, including prospective studies. These ongoing epidemiological studies will provide useful information that can contribute to the development of guidelines related to light-, and middle to vigorous-intensity activities, and sedentary behavior based on objective measurement by a tri-axial accelerometer.

Key words: epidemiology, objective measurement, physical activity, sedentary behavior, tri-axial accelerometer

-
- 1) Faculty of Arts and Science and Graduate School of Human-Environmental Study, Kyushu University, Fukuoka, Japan
 - 2) Department of Nutritional Science, National Institute of Health and Nutrition, Tokyo, Japan
 - 3) Department of Environmental Medicine, Graduate School of Medical Sciences, Kyushu University, Fukuoka, Japan
 - 4) Department of Food Science and Nutrition, Mukogawa Women's University, Hyogo, Japan