

携帯型 3 軸加速度計を用いた運動量計測への試み

谷川智宏*¹ 太田 茂*² 長尾光城*³

要 約

本論文は、3 軸の携帯型加速度計を用いて運動量を計測するにあたりどのような指標を利用するのが妥当かを検討したものである。加速度波形から情報を得る場合には一般に単純な振幅が用いられているが、本論文では加速度波形の絶対値を時間軸方向に積分した値、面積加速度を新たな指標とした。

被験者は背腰部に加速度計を取り付け、トレッドミル上で歩行を行い、運動強度に対応する心拍数に達したときの加速度波形を計測した。その結果、前後、上下、左右それぞれの面積加速度と運動強度の間には相関関係が見られた。これは振幅と運動強度の間の傾向と同様であり、振幅を面積に置き換えることが可能だといえる。最終的な対象となる高齢者は、振幅の表れにくいような低速な歩行がみられるため、振幅よりも面積加速度を用いることの利点がありうると考える。

はじめに

長寿と少子化傾向が続く我が国においては、高齢者の増加は避けられない事態である。必然的に、独居高齢者数も増加しているが、幸い、元気な高齢者の割合が圧倒的に高いことが救いである¹⁾。高齢になると老化による体力の低下は誰しも否めず、予期せぬ疾病や事故に見舞われる危険性も高くなる。そのため、高齢者の状態を常時把握して、生活上の不安を軽減する仕組みが必要となる。

一般に、人は体調が良ければ日常的な行動をとる。つまり、各人の健康状態と運動量は密接な関係にあると思われ、高齢者の日々の運動量は健康状態の一つの指標と考えてよいであろう。しかし、運動量という概念は曖昧であるため、本論文では、運動量は瞬時の運動強度の積算値と想定した。最終的な対象者を高齢者としているため、安全性の観点から事故の心配が少ない歩行時の運動量を計測した。測定機器の条件としては、軽量小型で日常生活を妨げず、長時間装着できるもので、しかも、安定した結果が得られるものが望ましい。そこで、我々は携帯型の加速度計を使用して、高齢者の日々の運動量の長期的変動を計測することを計画しており、その際の問題点を把握するための基礎実験を行った。運動量の計測に限らず加速度計を用いた研究は古く、Montoyeら²⁾は携帯型加速度計を用いたエネルギー消費量の

評価を1983年に行っている。信友³⁾も加速度計を用いてのエネルギー消費量の推定を1994年に行っている。これらの研究では、加速度波形の振幅からエネルギー消費量の推定をしている。我々は、今日加速度計の入手が容易になったという背景を踏まえて、歩行時の運動量を計測した。

方 法

1. 対象

被験者は表1に示すような健康な成人男性5名および女性5名の計10名である。特別なトレーニングを行っている被験者はいない。また、各被験者には実験に先立ちに趣旨を説明して同意を得ており、倫理面、安全面に十分配慮した。

表1 被験者

	N	Age
Male	5	26.6±2.8
Female	5	21.4±0.5
		(mean ± SD)

2. 実験装置

加速度の計測には、静的加速度と動的加速度の両方が計測できる容量型の2軸加速度計測素子（Analog Devices 社製 ADXL202）を2個直交させて3軸化したものを新規に開発し、9×5×2.5cmのプラスチックケースに収納したものを使用した。サンプリ

*1 川崎医療福祉大学大学院 医療技術学研究科 医療情報学専攻 *2 川崎医療福祉大学 医療技術学部 医療情報学科

*3 川崎医療福祉大学 医療技術学部 健康体育学科

（連絡先）谷川智宏 〒701-0193 倉敷市松島288 川崎医療福祉大学

ング周波数の上限は50Hzであるが、今回の実験では後述する理由から20Hzを使用した。2軸加速度計を用いた我々の実験⁴⁾では、加速度計の装着位置に制約があり右腰に限定していたが、3軸化することで装着位置の自由度が増したため、体の重心に近い背腰部に装着することにした。この位置であれば加速度計を体に密着させることができ加速度計自体の揺れではなく体動を加速度波形に、より正確に反映させることが可能という利点がある。

今回開発した加速度計を背腰部に装着すると、直立状態で前後方向がX軸、上下方向がY軸、左右方向がZ軸に一致する。この加速度計の出力信号をRS-232Cインタフェースを介して携帯情報端末(Handspring社製VISOR Deluxe)に記録した。加速度計、携帯情報端末とも電池駆動式であるため、計測時間は8時間程度である。

また、運動負荷の安定を図るため、今回の実験では、移動速度を一定に保つことが可能なトレッドミル運動負荷装置を用いた。また、歩行時の心拍数の計測にはポラールハートレートモニターを使用した。

3. 計測方法

運動生理学の分野では、心拍数と酸素摂取量との間にはリニアな関係があることが知られている^{4,5)}。本実験では、30%から80%までの各%最大酸素摂取量に対応する心拍数を運動強度のパラメータとして採用した。この実験方法の前提として、各被験者の心拍数と酸素摂取量との関係を把握する必要がある。酸素摂取量の計測には幾つかの方法があるが、今回は安全性の観点から、自転車エルゴメーターによる計測を行った。最初に、自転車エルゴメーターとダグラスバッグを用いて、各被験者における酸素摂取量と心拍数との関係を求めた。計測のプロトコルには今日最もよく用いられている漸増負荷法を採用し、各人の酸素摂取量と心拍数の対応関係を求めた。

次に、上記心拍数を運動強度の指標として、トレッドミル運動負荷装置上で歩行を行い、その際の加速度変化を計測した。前述したように、本実験の最終的な対象は高齢者であることから、走行は除外している。

また、適正なサンプリング周波数を決定するために3km/hと5km/hの歩行時の加速度変化についても計測した。

杉山ら⁷⁾は大学構内の学生および一般人の歩行速度は平均80m/分(4.8km/h)であると報告している。また、阿久津ら⁸⁾は平均の歩行速度は男子で平均85m/分(5.1km/h)、女子で平均70m/分(4.2km/h)であり、全体としては60m~105m/分

(3.6km~6.3km/h)の歩行速度が一般的であると報告している。以上の知見を踏まえ、また、対象として高齢者を想定していることから一般人よりも遅い速度として3km/hを、一般的な速度として5km/hを設定した。

4. 評価方法

加速度波形を評価する場合、前述の先行研究例^{1,2)}などでは単純に振幅を用いる方法が一般的である。振幅は加速度変化がもたらす情報を端的に表す最も単純な指標であり、エネルギー消費量と関係があるとの報告³⁾もあるが、速度に関する情報が無視されている点が問題である。我々は、1歩分の振幅を、それに要した時間で除算して正規化した値(以下これを正規化振幅という)の方が速度の影響も加味されていることから、より適切な指標であると考えている。加速度計の装着位置と歩行速度によって、加速度波形のピークは、1歩より2歩の方が見分け易い場合があり、その際には2歩を基準に計算する。我々が考案したこの指標は、1歩または2歩分の波形が明確に切り出せる高速歩行時や走行時に関しては有効であり、歩行と走行を連続的に考えられるという利点もある。しかし、高齢者にしばしば見られる摺り足のような加速度変化が極めて小さい低速歩行時には、1歩または2歩の識別が困難で適用不能になることも考えられる。そこで、各軸の加速度波形の絶対値を時間軸方向に積分した値を新たな指標とすることにした。これは波形が占める面積に相当するもので、以下これを面積加速度と称する。

前述した方法で加速度計を装着すると、直立静止状態では上下方向に1G($G=9.8m/s^2$)の重力加速度が常に加わるので、積分にあたってはこのバイアス値を除去する必要がある。実際には、加速度計の取付位置や被験者の姿勢によって、前後および左右の軸にも重力が影響する可能性があるため、まず各軸の計測値については全て低域成分のみを通過させるフィルタ処理を行って直流成分を検出した。次に、各軸の計測値からこの直流成分を除去した後に面積加速度を求めている。なお、低域通過フィルタに関しては、重み付き移動平均法で対処した。

結 果

図1と図2は、歩行速度が3km/hと5km/h時の前後、上下、左右軸に対する加速度波形である。同図にはその加速度変化を周波数解析した結果も示している。前述したように、計測に用いた加速度計はサンプリング周波数最50Hzまで計測可能であるが、図から明らかなように15Hz付近よりも高い領域に有効な成分を認めることができなかった。一方で、

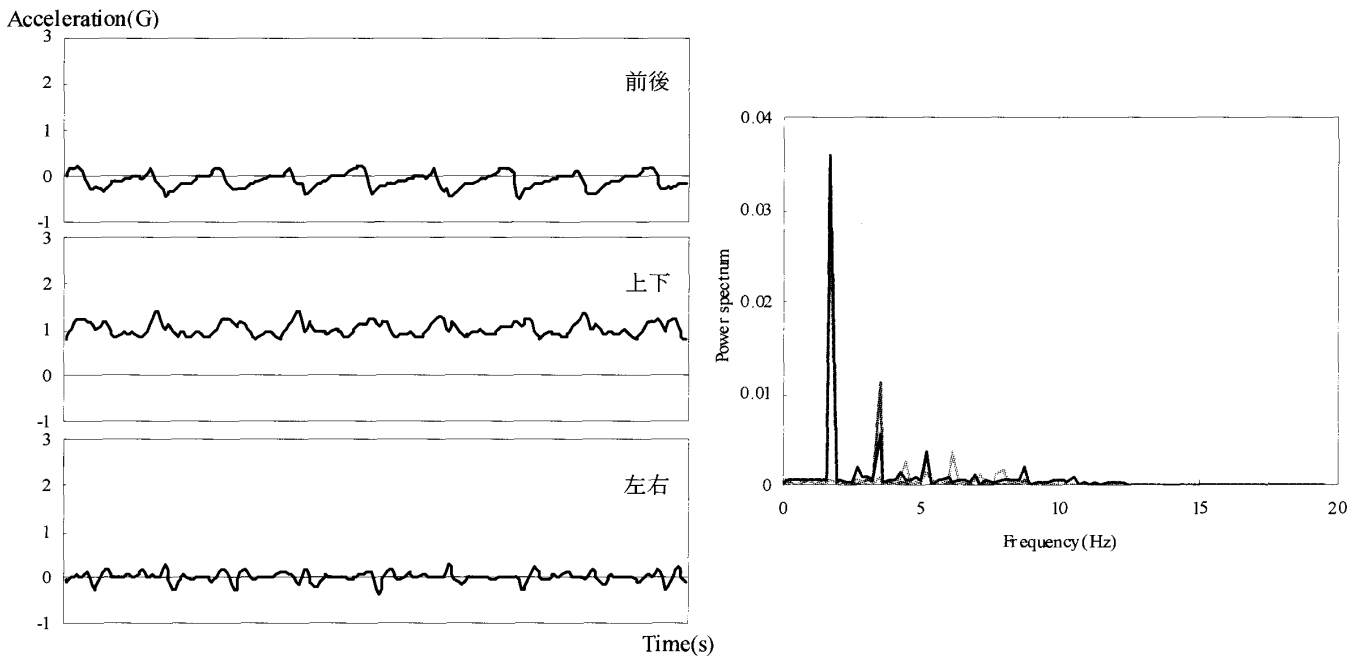


図1 3km/hにおける加速度波形と周波数解析

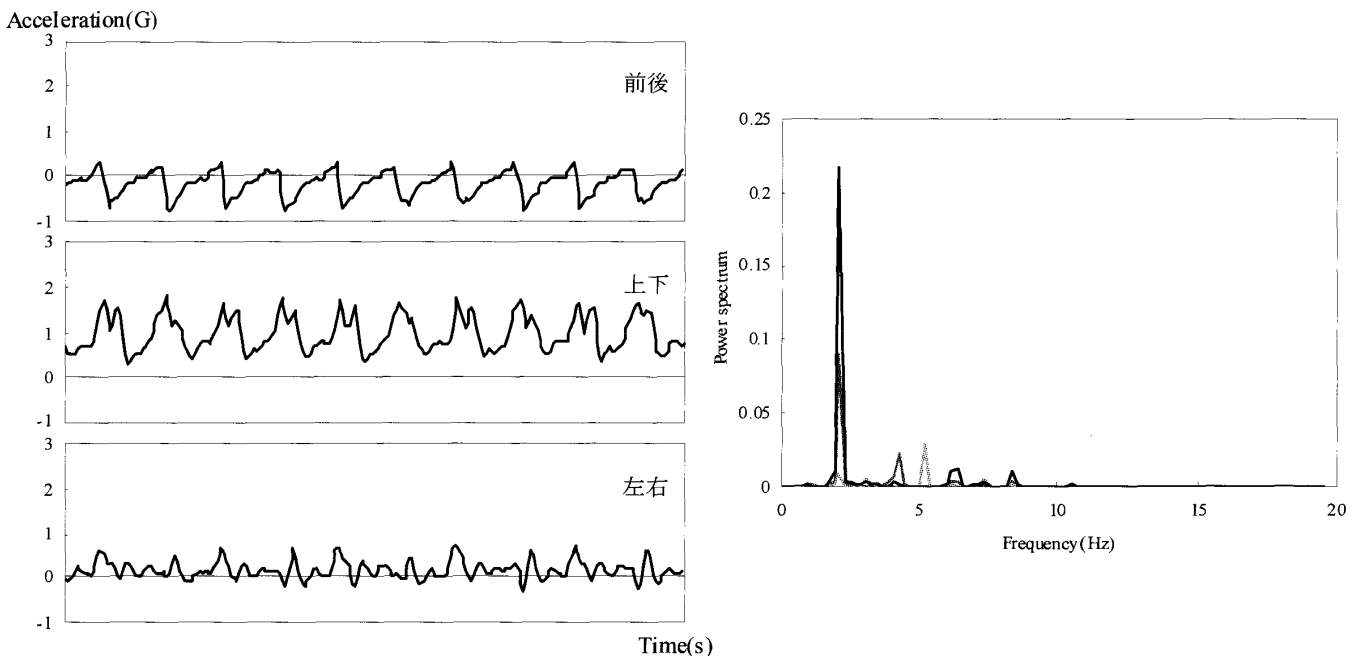


図2 5km/hにおける加速度波形と周波数解析

サンプリング周波数を下げることにより加速度計およびデータ記録装置として用いている携帯情報端末の電池寿命を延ばす効果が期待できる。そこで本実験ではサンプリング周波数を20Hzとした。

3軸加速度計のデータ量は、当然2軸加速度計より多いが、それ以上に有益な情報が得られ、各人の歩行の特徴などを明白にできる利点があるので有用である。

考 察

前述したように、加速度波形の評価には振幅のみを指標とする方法が一般的であるが^{1,2)}、我々は振幅を次の1歩に要した時間で除算した正規化振幅の方がより合理的な指標であると考えている⁴⁾。図3

は、上下、前後2軸の正規化振幅を要素とするベクトルの大きさと%最大酸素摂取量の関係を文献4より引用したものである。図中の各点は10人の平均値を示しており、 R^2 は決定係数であり、 $0 \leq R^2 \leq 1$ の値をとり、回帰直線の適合度を示す。また、平方根をとることにより相関係数を示す。図3の横軸は%最大酸素摂取量であり、縦軸はベクトル化正規化振幅の大きさである。図からも明らかなように正規化振幅と運動強度の間にはリニアな関係があり、強い相関関係も見えてとれる。上下、前後方向の振幅はそれぞれに有用な情報をもっていたため、それぞれを要素とするベクトルの大きさを新たに求めた。これは縦軸に用いている指標であり、これをベクトル化正規化振幅と呼ぶことにする。

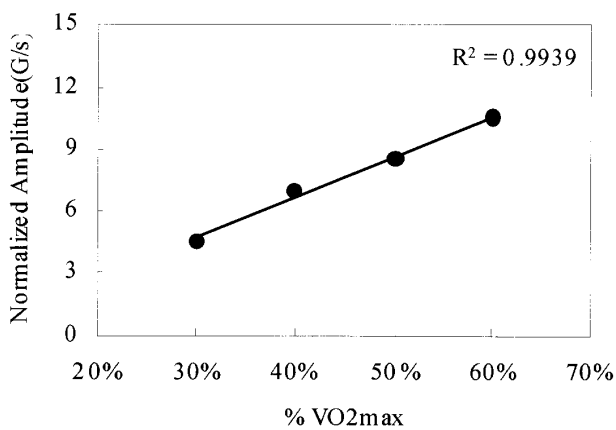


図3 ベクトル化正規化振幅と運動強度の関係

しかし、この指標にも問題があり、1歩または2歩分の波形分離が容易な高速の歩行・走行時は別にして、摺り足に代表される加速度変化が極めて小さい低速歩行時には適用が難しい。そこで、今回の実験では、加速度変化の直流成分の絶対値を一定時間軸、本実験では1分間加算し、かつサンプリング時間を乗算した値を新たな指標とした。加速度の積分値は一般に速度と呼ばれており、事実、上記の指標も速度と同じ m/s という単位で表現されることになる。しかし、今回の実験は全てトレッドミルを用いて一定速度を保った状態で計測しているので、重力加速度の作用を無視すれば、全ての軸において加速度の積分値は0で、速度の変化はありえない。一方で、一定速度で走行中は空気抵抗や転がり摩擦に拮抗するための少量のエネルギーしか要しない自動車とは異なり、人間の歩行や走行は加速減速を繰り返しながら結果的に一定速度を維持しているため、移動速度が高まるにつれ体動が大きくなることは図1, 2に示す加速度波形の振幅が大きくなっていることから明らかである。そのため前述の指標が正規化振幅と同じように人体のエネルギー消費量と深い関わりをもつことは容易に推測できる。また、この指標は範囲を1分と限定しているので、厳密に言えば速度とは異なるものと見ることもできる。そこで、この指標を速度ではなく、加速度の派生情報という意味で、面積加速度と呼ぶことにする。

この面積加速度と運動強度との間には、正規化振幅の場合と同様に強い相関が見られる。図4は体動を最もよく表す上下方向の運動強度と面積加速度の関係である。横軸は運動強度の指標である%最大酸素摂取量、縦軸は面積加速度である。図から、運動強度の増大につれて面積加速度が直線的に増大している様子がうかがえる。次に図5と図6に前後方向、左右方向それぞれの運動強度と面積加速度の関係を示す。縦横の各軸は上下方向の場合と同様である。これらも上下方向同様、リニアな関係を示している。

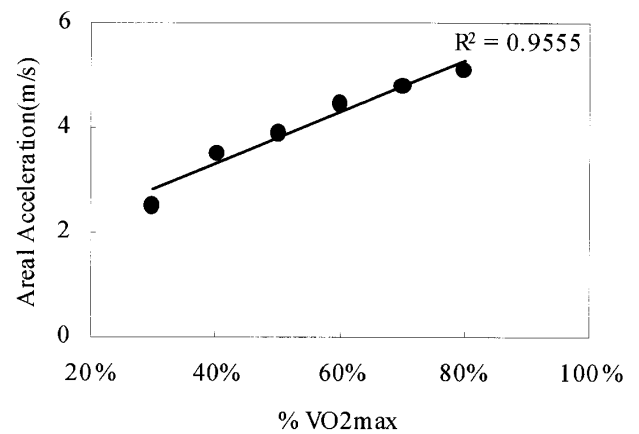


図4 上下方向の面積加速度と運動強度の関係

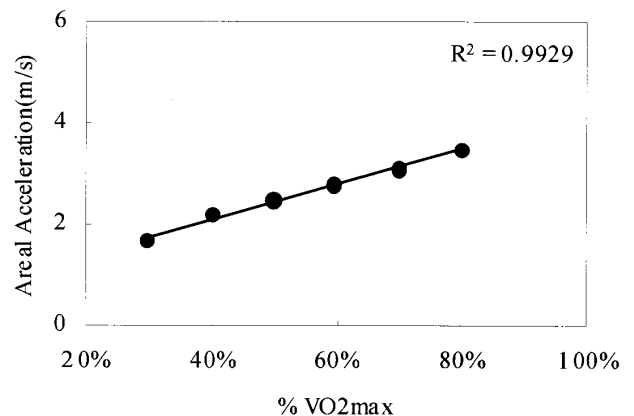


図5 前後方向の面積加速度と運動強度の関係

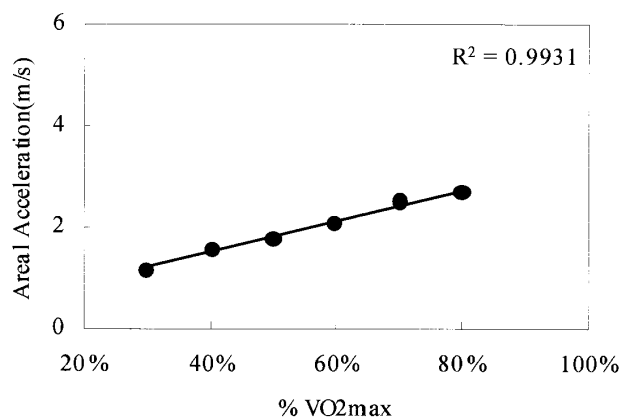


図6 左右方向の面積加速度と運動強度の関係

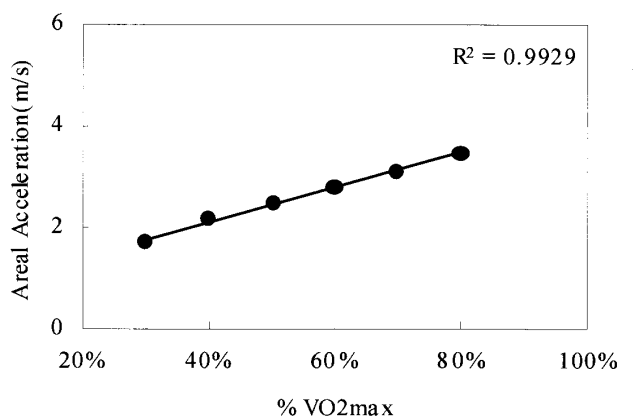


図7 ベクトル化面積加速度と運動強度の関係

また、図4から図6までの各値を要素とするベクトルの大きさと運動強度との関係を図7に示す。この図は2軸加速度計における図3に相当するものである。前回の実験では2軸、今回は3軸の加速度計を用いているが、図3と図7は似通った傾向を示しており、ベクトル化した面積加速度の有用性を示している。2軸と3軸で類似の傾向を示す理由は、図4と図6と比較すると容易にわかるように左右方向の面積加速度が上下方向のそれより小さいためである。

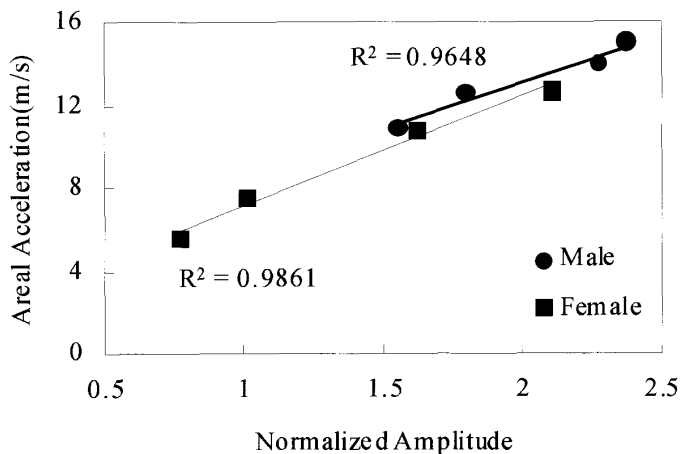


図8 正規化振幅と面積加速度の関係

図3と図7のもう一つの類似性を図8に示す。これは男性被験者、女性被験者における正規化振幅と面積加速度の関係を示す図である。この図から、両者のリニアな関係がわかる。以上の事実から今後の解析に面積加速度を利用することの妥当性がうかがわれる。

なお、先行論文で提案した正規化振幅の趣旨を継承する観点に立てば、面積加速度を1歩又は2歩の時間で除算して正規化する方法も考えられる。少数の被験者の計測値を用いて検証したところ、この正規化面積加速度も、これまで述べた面積加速度と同様運動強度と強い相関を示すことが確認できた。しかし、我々が正規化振幅から面積加速度に移行した理由は、前述したように1歩又は2歩の時間の算出が困難な場合に備えるためであり、今回は正規化は行わない。

以上述べたように、面積加速度の有効性は明白であり、今後の歩行解析の指標としては、面積加速度を使用する。

おわりに

本研究は高齢化社会への対応を念頭においたものであり、本来の対象である高齢者での計測を今後実施する予定である。その際には、使い易さや安全性などへのさらなる配慮が不可欠であるが、酸素摂取量の計測などを高齢者に対して行うことは安全面および手間の観点から難しい。つまり、高齢者の運動評価という目的を果たすためには、手軽で安全な新しい計測方法確立し、どこでも簡単に実施できるようにする必要がある。この趣旨から、酸素摂取量に依存しない運動指標の導入について検討した。現在の計測機器は大きさや情報伝達方式などにまだ問題が残っているため、より自由度の高い機器を開発したいと考えている。

文 献

- 1) <http://www1.mhlw.go.jp/toukei/h11k-tyosa/3-1.8.html> [平成13年9月現在].
- 2) Montoye HJ, Washburn R, Serval S, Ertl A, Webster JG and Nagel FJ (1983) Estimation of energy expenditure by a portable accelerometer. *Medicine and Science in Sports and Exercise* **15**(5), 403-407.
- 3) 信友浩一 (1993) 新しい加速度センサを用いた体動、姿勢の無拘束計測とエネルギー消費推定への応用, 長寿科学総合研究 No.8, 318-323.
- 4) 谷川智宏, 品川佳満, 藤谷恭信, 太田 茂, 長尾光城 (2001) 携帯型加速度計を用いた運動強度の計測—加速度波形と運動強度の関係—, 川崎医療福祉学会誌, **11**(1), 99-105.
- 5) 山地啓司 (1981) 運動処方のための心拍数の科学. 第6版, 大修館書店, 東京.
- 6) 山地啓司 (1982) 心臓とスポーツ—心拍数による健康法—. 初版, 共立出版, 東京.
- 7) 杉山充宏, 桐島日出夫, 大八木達也 (1981) 歩行のエネルギー消費. 人間工学, **17**, 259-265.
- 8) 阿久津邦夫 (1981) 歩く健康法, 女子栄養大学出版部, 東京.

(平成13年11月16日受理)

An Attempt to the Volume of Exercise Measurement Using a Portable 3 Dimensional Accelerometer

Tomohiro TANIKAWA, Shigeru OHTA and Mitsushiro NAGAO

(Accepted Nov. 16, 2001)

Key words : PORTABLE 3 DIMENSION ACCELEROMETER,
INTEGRATED VALUE OF INTENSITY OF EXERCISE, AREAL ACCELERATION,
CORRELATION

Abstract

The aim of this study is to determine the best index for intensity of exercise using 3 dimensional accelerometer. A simple amplitude of acceleration waveform can give us much information but our new index, areal acceleration which means the section area enclosed between an acceleration waveform and the average line, was examined in this study.

We attached our newly developed accelerometer to the back waist of the subject, who then walked on a treadmill. During this exercise, we measured 3 dimensional acceleration waveform when the heart rate reaches a specific value corresponding to the assigned intensity of exercise expressed by $VO_2\text{max}$ which means maximum volumes of oxygen. The results showed a correlation between the $VO_2\text{max}$ and the areal acceleration of each axis (i.e. front to back, top to bottom and right to left). This was similar to the relationship between normalized amplitude (i.e. the quotient of the amplitude/one step time, and $VO_2\text{max}$). Thus, it appears areal acceleration can be substitute for amplitude. Areal acceleration may be more suitable for use in elderly people because they usually walk slowly and it is difficult to determine a precise amplitude.

Correspondence to : Tomohiro TANIKAWA Doctoral Program in Medical Informatics, Graduate School of Medical Professions, Kawasaki University of Medical Welfare Kurashiki, 701-0193, Japan
(Kawasaki Medical Welfare Journal Vol.11, No.2, 2001 313-318)