

# 3軸加速度センサを用いた高精度身体活動量計

## High-Accuracy Physical Activity Monitor Utilizing Three-Axis Accelerometer

松村 吉浩\* · 山本 松樹\* · 北堂 正晴\*\* · 中村 秀樹\*\* · 木寺 和憲\* · 藤本 繁夫\*\*\*  
Yoshihiro Matsumura Matsuki Yamamoto Tadaharu Kitado Hideki Nakamura Kazunori Kidera Shigeo Fujimoto

日常生活における低強度から中等度までの身体活動量を精度良く把握するため、身体活動による3軸合成加速度の標準偏差から身体活動量を推定するアルゴリズムを開発することによって、小型軽量の高精度身体活動量計を実現した。本アルゴリズム開発のため、7種類の家事作業と7水準の歩行・走行速度における酸素摂取量と3軸加速度の関連性の検討実験を行い、身体活動量が酸素摂取量と高相関( $r = 0.93$ )であることを確認している。腰部に開発した身体活動量計を装着することで、日常生活量を簡単、正確、かつ長期間モニタすることが可能であり、生活習慣を把握するためのツールとして広く利用できる。

In order to quantify the accurate body movements during daily activities that require low to medium exertion, a compact, lightweight and accurate physical activity monitor has been developed with the used of an algorithm for estimating physical activity from the standard deviation of 3-axis composite acceleration of body movements. For the purpose of algorithm development, the relationship between the oxygen consumption during the seven types of household work and seven levels of walking / running speed and the 3-axis acceleration was studied, and confirmed that physical activity and oxygen consumption were highly correlated ( $r = 0.93$ ). Wearing this physical activity monitor at waist height enables the easy and accurate monitoring of daily activities for a long period of time, thus making the monitor a convenient tool for identifying the wearer's lifestyle.

### 1. ま え が き

日本人の肥満者の割合はここ20年の間に各年齢層において1.5倍程度に増加している<sup>1)</sup>。若年での肥満は糖尿病の危険因子でもあり、肥満や糖尿病を予防するうえで日常生活の健康管理および運動療法において活動量を正確に測定することは重要である。米国スポーツ医学会(ACSM)などから具体的な運動指針<sup>2)~4)</sup>が示されているが、身体活動強度を正確に把握することは現状では困難である。また、一日の総エネルギー消費量を増やすためには、強い運動を行うよりも、適度な運動を続けるほうが中高年や肥満者にとってはより良い方法であるという報告もある<sup>5)</sup>。

すでに、日常の活動量を測定するためには歩数計が一般的によく用いられている。これは簡便なため広く普及しており、厚生労働省の国民栄養調査や多くの研究<sup>6)</sup>において活動量の測定方法として採用されている。また、生活強度

指数との比較も試みられており、その結果高い相関が得られている<sup>7)</sup>が、身体活動強度(以下、活動強度と記す)の測定は歩数計では不可能である。

活動強度測定のために加速度計を用いたカロリー計が市販され、身体活動量を評価するツールとして用いられている。このカロリー計は歩数計と比べて、歩行速度の影響を受けにくい<sup>8)</sup>。しかし、歩行強度が強くなると指示強度が飽和する傾向が認められ<sup>9)</sup>、低強度から中等度までの幅広い活動強度を測定するには十分とはいえない。そのことから、幅広い活動強度を測定するために3軸加速度センサを用いた研究も以前から行われている<sup>10)</sup>が、大きさや価格などから実用化された機器は少ない。

そこで筆者らは、MEMS<sup>\*1)</sup>技術により実現した小型省電力の3軸加速度センサの応用と活動強度算出アルゴリズムの関係から、低強度から中等度以上の活動まで計測できる身体活動量計(以下、活動量計と記す)を実現した。本

\* 先行技術開発研究所 Advanced Technologies Development Laboratory

\*\* 新規商品創出技術開発部 New Product Technologies Development Department

\*\*\* 大阪市立大学大学院 医学研究科 運動生体医学 Department of Sports Medicine, Graduate School of Medicine, Osaka City University

稿では、技術開発内容と計測精度および装着位置による測定値の変動について述べる。

## 2. 活動量計

従来型の歩数計は歩行により生じる振動を計数するため、歩数は計測できても歩行の強度は計測できない。前述のカロリー計は歩行強度の計測も可能としたものであるが、1軸の機械式の加速度センサを用いているものが多く、歩行強度によってはそのセンサ出力が飽和したり、活動強度が低いと加速度が検知できないなどの問題があった。MEMS技術により加速度検知性能の向上が望めるようになったが、長期間にわたり日常活動を計測できる活動量計の実現には、サンプリング周波数や電池寿命、データ処理速度などの技術的課題がある。この課題を3軸MEMS加速度センサと独自の算出アルゴリズムにより解決を図る。

### 2.1 ハードウェアの仕様

ハードウェアの主な構成を図1に示す。加速度センサの分解能は $0.04 \text{ m/s}^2$ で、線形保証範囲は $\pm 19.6 \text{ m/s}^2$ である。また姿勢変化など緩やかな加速度変化も捕らえるため、定常加速度も計測可能である。電源はCR2032 (3 V)の電池で約1ヶ月の連続駆動が可能である。パーソナルコンピュータとはシリアルインタフェースにより通信が可能である。測定データは同一基板上に実装されたSRAMに記憶され、最大512 KBのデータが記録可能である。

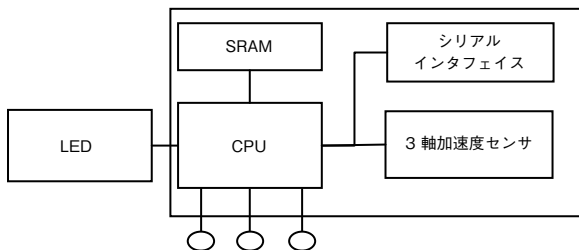


図1 ハードウェアの構成

試作モデルの概観を図2に、その仕様を表1に示す。このモデルの大きさは $60 \times 35 \times 13 \text{ mm}$ であり、質量は電池込みで24 gである。

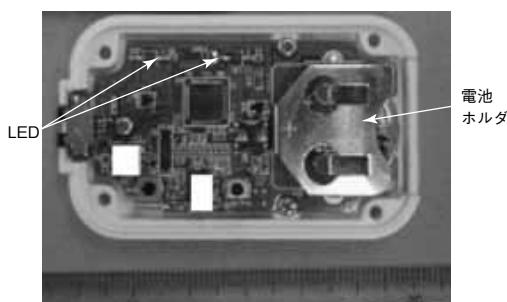


図2 活動量計試作モデル

表1 活動量計試作モデルの仕様

加速度測定範囲	$\pm 19.6 \text{ m/s}^2$
加速度分解能	$0.04 \text{ m/s}^2$
使用温度範囲	$0 \sim 65 \text{ }^\circ\text{C}$
質量	24 g (電池含む)
サイズ	$60 \times 35 \times 13 \text{ mm}$
動作電圧範囲	$2.5 \sim 3.6 \text{ V}$
メモリーサイズ	512 KB
サンプリング周波数	20 Hz

### 2.2 活動強度の演算方法

身体の加速度の総和が活動強度に相当すると考え、活動強度を3軸の合成加速度の標準偏差（以下、3軸平均加速度と記す）により算出を試みる。電池寿命とセンシングの精度を考慮し、加速度のサンプリング周波数は20 Hzとする。後にMETs (metabolic equivalents) と消費エネルギーを推定に用いるため、1分ごとの平均的な加速度値を演算する仕様とする。1分ごとの加速度値 $K_m$ は3軸平均加速度の標準偏差として式(1)で算出される。

$$K_m = \sqrt{\frac{1}{n-1} \left[ \left( \sum_{i=0}^n x_i^2 + \sum_{i=0}^n y_i^2 + \sum_{i=0}^n z_i^2 \right) - \frac{1}{n} \left\{ \left( \sum_{i=0}^n x_i \right)^2 + \left( \sum_{i=0}^n y_i \right)^2 + \left( \sum_{i=0}^n z_i \right)^2 \right\} \right]} \quad (1)$$

ここで、 $x_i$ 、 $y_i$ 、 $z_i$ は1分ごとの個々の加速度値を示しており、サンプリング間隔は20 Hzである。 $n$ は1分間にサンプリングされる個数である。1分ごとの演算された $K_m$ は、時刻歴とともに内蔵メモリーに蓄積される。

また測定モードを切り替えることにより、本モデルは直交した3軸の加速度値をサンプリング周波数20 Hzで内蔵メモリーに記録することも可能としている。

## 3. 検証実験

開発した活動量計により算出される3軸平均加速度値 $K_m$ と活動強度との関係を被験者実験により検証する。歩行実験においては、加速度の各軸の成分と酸素摂取量の関係の比較も行うため、3軸のおおのの加速度値を測定するモードで実験を行い、そのデータをパーソナルコンピュータに取り込んで、演算は活動量計内のCPUで実行させる演算と同じアルゴリズムを用いて行っている。また、生活活動実験においては測定時間と活動量計のメモリー容量の都合上、活動量計内のCPUで3軸平均加速度を算出する。実験の詳細を以下に示す。

### 3.1 歩行実験

#### 3.1.1 対象

対象はとくに運動習慣のない健康男性20名、(年齢： $36.2 \pm 7.9$ 歳、身長： $172.3 \pm 4.6 \text{ cm}$ 、体重： $66.2 \pm 6.0$

kg)である。本実験のプロトコルは大阪市立大学大学院医学研究科の倫理委員会での承認を得るとともに、実験前に被験者に実験の趣旨説明を行い、同意を得たうえで実施している。

### 3.1.2 実験方法

実験は空調設備のある体育館で実施し、室温は $25 \pm 2$ ℃に調節する。歩行時の運動負荷を変化させる場合、トレッドミルで歩行速度コントロールするプロトコル<sup>11)</sup>が主流であるが、本実験では、実用に即するため、平地歩行において歩行速度をコントロールする。小型のコーンを5m間隔に配列した1周80mの周回トラックを体育館内に設置する。概要を図3に示す。活動量計の軸の向きは図4に示すように定める。歩行速度はピッチ音に合わせて5mごとに配置されたコーンの通過を確認することでコントロールする。

座位安静代謝計測後、このトラックを歩行速度40、60、80、100、120、140、160 m/minの7水準で各3分間ずつ連続の漸増負荷で実施する。なお、歩行でコントロールピッチに追従できない場合は走行も可とする。

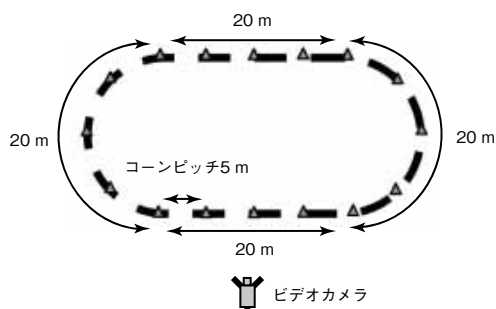


図3 実験に使用した周回トラック

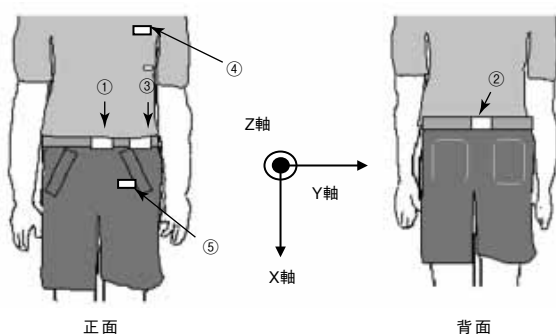


図4 測定部位

### 3.1.3 測定項目

身体の加速度と酸素摂取量およびビデオカメラ撮影による歩幅と歩行速度を測定する。身体の加速度の測定部位は、図4に示す①腹部中央 (FW)、②背面腰部中央 (BW)、③左側臍—腸骨中央 (SW) の腰部3箇所と、④胸部 (CH)、⑤ズボンポケット (PO) の5箇所である。装着方法による誤差を軽減するため、被験者全員同じベルトを用いて活

動量計を腰部に装着する。胸部には活動量計を粘着テープで固定する。なお、ビデオカメラ撮影は20mの片側の直線区間のみを対象とする。酸素摂取量はミキシングチャンバ方式の携帯型の呼気ガス測定装置を用い、活動量計に干渉しないよう背部にベルトで固定する。実験の様子を図5に示す。



図5 実験の様子

## 3.2 生活活動実験

### 3.2.1 対象

対象はとくに運動習慣のない健常男性6名(年齢:37.7 $\pm$ 7.5歳,身長:173.2 $\pm$ 5.9cm,体重:67.8 $\pm$ 9.7kg)である。実験前に被験者に実験の趣旨説明を行い、同意を得たうえで実施している。

### 3.2.2 実験方法

実験はすべて空調設備のある室内で、室温は $25 \pm 1$ ℃に調節して実施する。フロアは段差のないバリアフリーのフローリング床とする。

生活活動として<sup>12)</sup>室内において重要であると考えられるものを8項目抽出し、実験プロトコルを決める(表2)。実験は同表記載の順に行い、一連の作業が試行時間より短い場合は作業を試行時間になるように繰り返し行う。また、食事準備、洗濯、掃除の作業においては、作業に要する道具類を実験開始前に収納場所の確認と必要な用具の確認をした後に作業を実施し、同表の時間を標準時間とするが作業完了までを実際の試行時間とする。なお、実験は食事後、3時間以上経過してから行うものとする。

### 3.2.3 測定項目

身体の加速度、酸素摂取量を測定する。身体の加速度の測定部位は、図4中の③腰部(SW)である。装着方法による誤差を軽減するため、被験者全員同じベルトを使用して活動量計を腰部に装着する。酸素摂取量はミキシングチャンバ方式の携帯型の呼気ガス測定装置を使用して活動量計に干渉しないよう背部にベルトで固定する。実験の様子を図6に示す。

表2 生活活動実験のプロトコル

試行名	試行内容	試行時間
座位安静	いすに座って安静	10分
整容	整髪、歯磨き演技	5分
着替え	ジャージ上下着脱繰返し(立位)	5分
食事準備	卵焼き、りんごむき、味噌汁(即席タイプ)、 ご飯温め(電子レンジ)、お茶入れおよび盛付1人前	約15分
食事演技	呼気ガス用マスクを着けたまま食事の演技を行う	5分
食事片付け	食器4人分(茶わん、おわん、湯飲み)食器洗浄、 食器ふき	約10分
洗濯	取込みおよび畳み作業、 干し作業(フェイスタオル9枚、バスタオル5枚)	約10分
掃除	指定エリア内を掃除機かけ	5分



図6 生活活動実験の様子

## 4. 開発品の機能性検証結果

### 4.1 歩行速度の検証

ピッチ音による平地歩行での速度コントロールを行うため、指示速度との誤差の検証をする。トラックの直線部分に2点の定点を配置し、この間を通過する時間と距離をビデオカメラ撮影画像から導出して歩行速度を算出する。各指示速度の平均実速度と標準偏差を表3に示し、指示速度と実測値の比較を図7に示す。

140 m/minの指示速度で、20名の被験者のうち18名は歩行から走行に遷移している。160 m/minの指示速度では20名全員が走行に遷移している。図7および表3から、走行状態において個人間の速度のばらつきが増大が認められるものの、速度の指示方法としては妥当であると考えられる。

表3 実際の歩行速度

	(m/min)						
指示歩行速度	40	60	80	100	120	140	160
実際の平均速度	43.1	64.3	86.2	108.5	128.7	154.8	176.4
実際の速度標準偏差	2.0	1.6	3.5	4.9	3.6	8.7	7.1

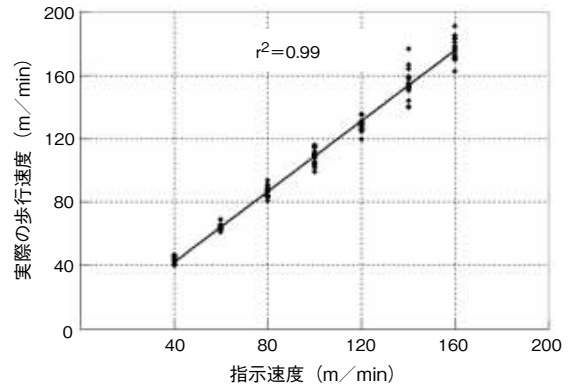


図7 指示速度と実際の歩行速度の比較

### 4.2 歩行・走行時の酸素摂取量と加速度値との関係

歩行実験結果から、前腰部に装着した活動量計の各軸の平均加速度と酸素摂取量の関係について検討を行う。各軸の1分ごとの加速度値  $K_{Am}$  は式(2)から求める。

$$K_{Am} = \sqrt{\frac{1}{n-1} \left[ \left( \sum_{i=0}^n A_i^2 \right) - \frac{1}{n} \left\{ \left( \sum_{i=0}^n A_i \right)^2 \right\} \right]} \quad (2)$$

ここで、 $A_i$  は3軸の合成加速度を表し、式(2)から求めたx軸、y軸、z軸の1分間の加速度値を  $K_{xm}$ 、 $K_{ym}$ 、 $K_{zm}$  と定義する。図8(a)～(d)に前腰部におけるそれぞれの平均加速度値と酸素摂取量( $\dot{V}O_2$ )の関係を示す。なお、図中の実線は近似曲線を表している。いずれの軸方向においても比較的高い相関( $r^2 > 0.7$ )を示しているが、とくに  $K_{xm}$  と  $K_m$  が非常に高い相関を示している。しかし、 $K_{xm}$  のみの場合では、120 m/sの歩行速度において、 $K_m$  の場合と比べて近似曲線からの乖離がやや大きい。これは、歩行速度が増大するに従い腰部の回転などが加わり他の加速度のベクトル成分が大きくなってきたためであると推察される。

図9に各測定部位における  $K_m$  と  $\dot{V}O_2$  の関係を示す。いずれの部位でも比較的高い相関( $r^2 > 0.68$ )を示しているが、部位がズボンポケット(PO)の場合は個人差によるばらつきが大きい。ポケット内に活動量計を入れた場合、ポケットの形状などによって活動量計の状態が大きく異なるためである。また、腰部(FW, BW, SW)のいずれの部位でも非常に高い相関( $r^2 > 0.87$ )を示すとともにほぼ同等の値が得られており、これはセンサを3軸とした特徴である。胸部(CH)でも非常に高い相関( $r^2 > 0.87$ )を示しているが、近似曲線の傾きが緩やかになっており、体幹の関節により加速度が減衰したものと考えられる。

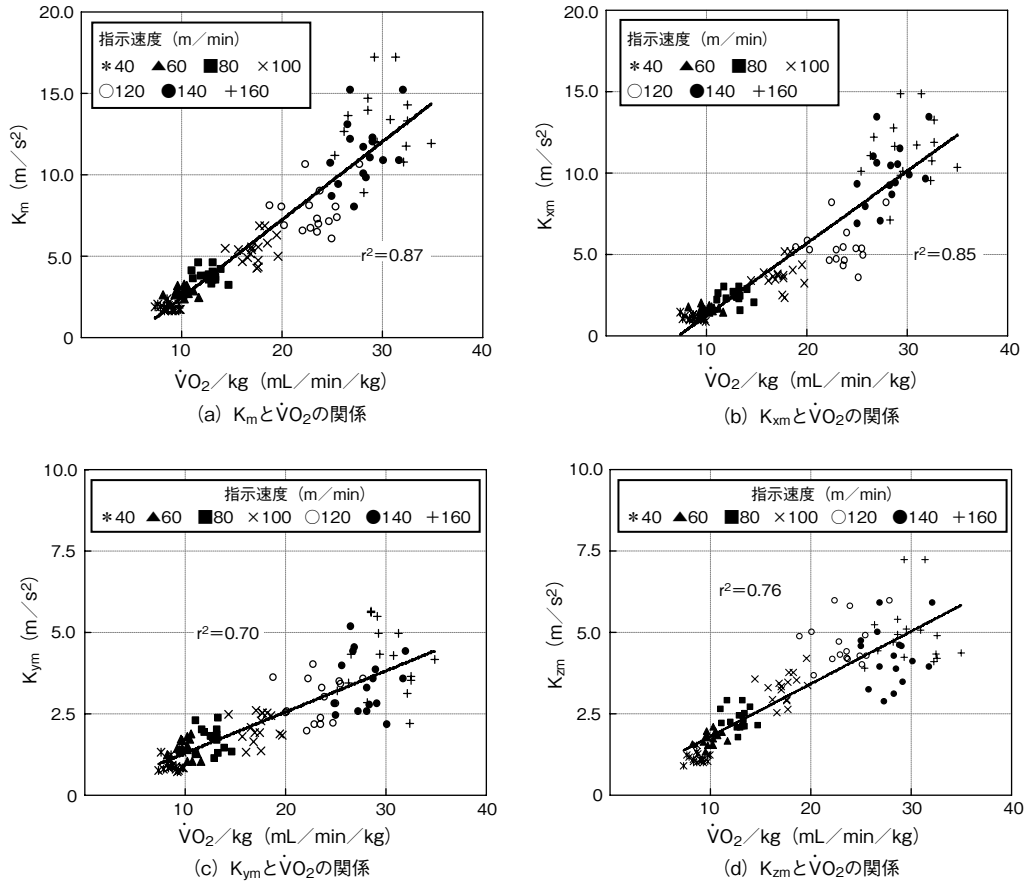


図8 各軸の平均加速度値と $\dot{V}O_2$ の関係(装着部位:FW)

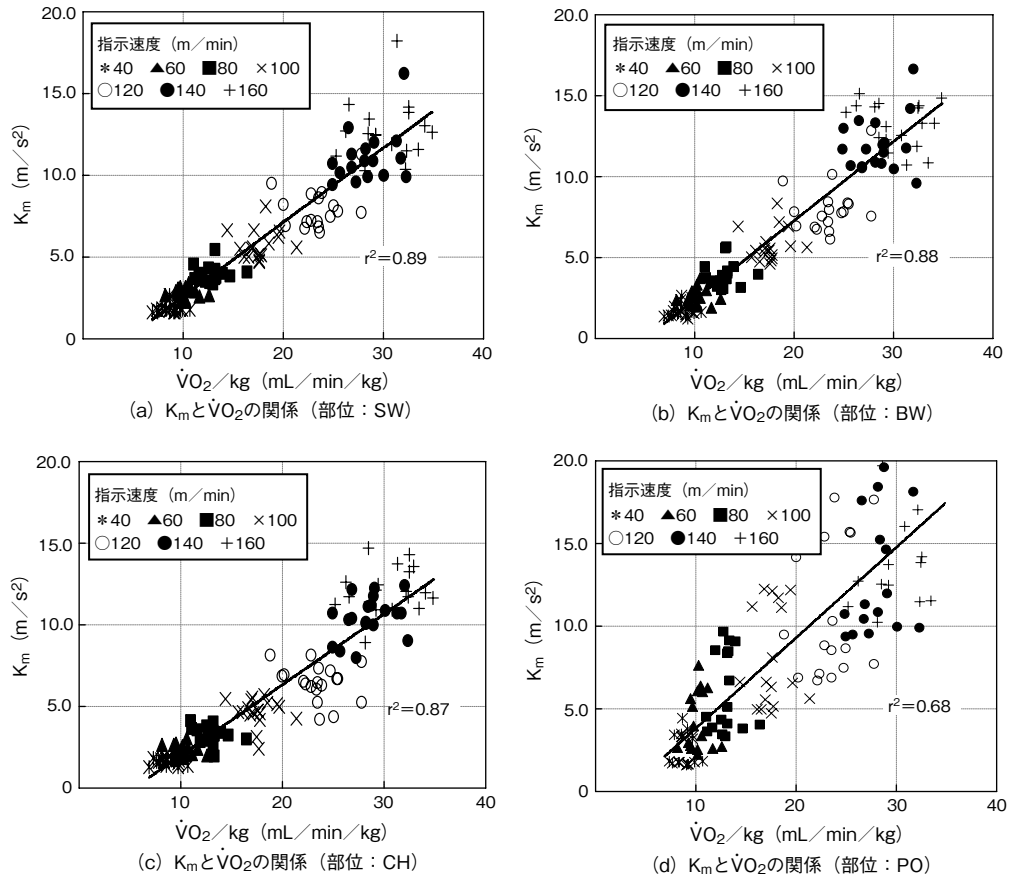


図9 各部位の $K_m$ と $\dot{V}O_2$ の関係

### 4.3 生活活動を含めた $\dot{V}O_2$ と $k_m$ との関係

日常生活での低強度活動からジョギング程度の中等度以上の強度に対応させるため、生活活動実験における $\dot{V}O_2$ と $K_m$ の測定結果について検討を行う。

例としてSWにおける結果を図10に示す。縦軸に $K_m$ 、横軸に $\dot{V}O_2$ を示している。走行時の $\dot{V}O_2$ に対して $K_m$ のばらつきが大きくなっているが、今回の対象が $36.2 \pm 7.9$ 歳の運動習慣を有さない男性であり、40歳代の標準的な体力の男性の $\dot{V}O_2$ が $31.6 \sim 40.9 \text{ ml/kg/min}$ である<sup>11)</sup>ことから、最大酸素摂取量に達したためと推察される。しかし、図10から日常生活での低強度活動から中等度以上の活動強度において $K_m$ と $\dot{V}O_2$ の関係も非常に高い相関( $r^2 = 0.86$ )を示している。また、式(1)、(2)から算出した $K_m$ と身体活動による $\dot{V}O_2$ も非常に高い相関を示しており、これらの結果から身体活動による加速度と身体活動強度の近似式が導出できる。日常生活からジョギング程度までの身体活動強度を高精度に計測できるアルゴリズムなどの開発成果は、活動量計「アクティマーカー EW4800」(図11)に搭載している。その質量は36g(電池込)であり、1日12時間の装着で2ヶ月以上の活動量の連続測定が可能である。

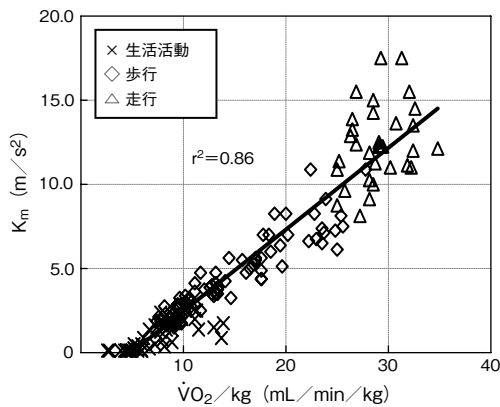


図10  $K_m$ と $\dot{V}O_2$ の関係



図11 活動量計「アクティマーカー EW4800」

## 5. あとがき

日常生活における低強度から中等度までの身体活動量を精度良く把握するため、身体活動による $K_m$ の標準偏差から身体活動量を推定するアルゴリズムを開発することによって、小型軽量で高精度な活動量計を実現した。本アルゴリズム開発のため、7種類の家事作業と7水準の歩行・走行速度における $\dot{V}O_2$ と3軸加速度の関連性の検討実験を行い、身体活動量が $\dot{V}O_2$ と高相関( $r^2 = 0.86$ )であることを確認した。腰部に開発した活動量計を装着することで、日常生活量を簡単、正確、かつ長期間モニタすることが可能であり、生活習慣を把握するためのツールとして広く利用できる。

本研究にあたり、ご協力いただきました島根大学教育学部 原 丈貴 講師、大阪市立大学医学研究科 吉川 貴仁 博士を始めとする研究室の各位に感謝の意を表します。

## ●注

- \* 1) MEMS : Micro Electro Mechanical Systems の略で半導体プロセス技術を応用してシリコン基板上に電子・機械的構造を形成し、微小のセンサや機械素子などを作製する技術を指す

## \*参考文献

- 1) 健康・栄養情報研究会：国民栄養の現状（平成 14 年厚生省国民栄養調査結果），第一出版（2004）
- 2) 運動処方指針原著第 6 版，アメリカスポーツ医学会編，南江堂，p. 133-234（2001）
- 3) 健康づくりのための運動所要量検討会：健康づくりのための運動所要量策定検討会報告書（1989）
- 4) Abby C. King, W. Jack Rejeski, David M. Buchener : Physical Activity Interventions Targeting older Adults, American Journal of Preventive Medicine, Vol. 15, p. 316-333（1998）
- 5) Klaas R. Westerterp : Pattern and intensity of physical activity, Nature, Vol. 410, p. 539（2001）
- 6) 赤田 真一，谷 健二，山本 章：小学生の食事・運動・睡眠並びに体脂肪率に関する健康実態調査，静岡大学教育学部研究報告（自然科学篇），Vol. 48, p. 67-78（1998）
- 7) 木村 みさか，糸井 亜弥，吉樹 伸：スポーツ活動実施高齢者の活動量と栄養摂取状況（ソフトバレーボール継続者における調査結果），京都府立医科大学看護学科紀要，Vol. 13, p. 41-46（2004）
- 8) Scott E. Crouter, Patrick L. Shneider, Murat Karabulut, David R. Bassett, Jr. : Validity of 10 Electronic Pedometers for Measuring Steps, Distance and Energy Cost, Medicine & Science in Sports & Exercise, Vol. 35, No. 8, p. 1455-1460（2003）
- 9) 山田 誠二，馬場 快彦：運動強度を加味したカロリーカウンタによる運動時消費エネルギーの測定，産業医科大学雑誌，Vol. 12, No. 1, p. 77-82（1990）
- 10) Carlijn V. C. Vouten, Karrel T. M. Koekkoek, Maarten Verduin, Rens Kodde, Jan D. Janssen : A Triaxial Accelerometer and Portable Data Processing Unit for the Assessment of Daily Physical Activity, IEEE Transactions in Biomedical Engineering, Vol. 44, No. 3, p. 136-147（1997）
- 11) 山地 啓司：改訂最大酸素摂取量の科学，杏林書院，p. 1-37, p. 161-189（2001）
- 12) 土屋 弘吉，今田 拓，大川 嗣雄：日常生活活動（動作）第 3 版，医歯薬出版，p. 39-81（2005）

## ◆執筆者紹介



松村 吉浩  
先行技術開発研究所  
技術士（機械部門）



山本 松樹  
先行技術開発研究所



北堂 正晴  
電器開発部



中村 秀樹  
電器開発部



木寺 和憲  
先行技術開発研究所



藤本 繁夫  
大阪市立大学大学院  
医学研究科運動生体医学  
博士（医学）