

# 心肺機能の強化を意図した運動強度, 運動量 および心拍数, 血圧の同時長時間測定

新潟大学 和 泉 徹

(共同研究者) 同 相 崎 俊 哉

同 林 千 治

## A Basic Study on the 24-hour-Monitoring Device of Physical Daily Activity Using the Accelerometer

by

Toru Izumi, Toshiya Aizaki, Senji Hayashi

*Departments of First Internal Medicine, and Public Health,  
Niigata University School of Medicine, Niigata 951, Japan*

### ABSTRACT

Recently, physical exercise has been investigated as an important preventive therapy for arteriosclerotic diseases. But, in contrast to this point of view, exercise also has a negative aspect: it may provoke an ischemic attack in people with a history of coronary artery disease, if the exercise level is excessive. The number of people who intend to promote health by exercise has gradually increased.

Thus, the present task is how to monitor their daily physical activity in order to provide information to maintain health. A new device which monitors body movement, heart rate, and systemic blood pressure for 24 hours, has been designed and tested. Two kinds of accelerometers to measure body movement are employed. The first is a one-dimensional-accelerometer, the other is a three-dimensional one. The accuracy and usefulness of these two devices were investigated.

## 要 約

近年、動脈硬化性疾患の予防因子として、運動療法の重要性が認識されてきている。しかし、一方で狭心症などの冠動脈硬化性疾患患者にとって、無理な運動は危険因子としての側面もある。また、社会的にも健康対策として運動を行う人々が急激に増加してきており、その安全対策が重要問題となってきている。

より安全に運動療法を行うためにも、運動強度と心電図の継時的測定は必要である。このため、われわれは24時間心電図測定装置と加速度センサーを用いて、継時的に運動強度、心電図を測定する装置を開発した。加速度センサーは、1次元方向のみの加速度をとらえるセンサーと、3次元方向の加速度をとらえるセンサーの2種を用いて、運動強度との関係を検討し、本装置の有用性について検討した。

## 緒 言

疫学的調査などから、冠動脈硬化症をはじめとする、動脈硬化性疾患に対する運動習慣の予防因子としての重要性が、認識されてきている。一方、狭心症などの冠動脈硬化性疾患患者にとって、無理な運動は心筋虚血発作を誘発することなどから、運動は危険因子としての側面も合わせもつ。また、社会的にも健康対策として、あるいは楽し

みとして運動を行う人々が急増しており、その安全対策が重要問題となってきている。

この安全対策上、運動量・運動強度を量的に把握する必要がある。たとえば、個人の運動耐容能の指標として最大運動能があるが、これは呼気ガス分析を用いて、運動負荷時に得られる最高酸素摂取量 (Peak  $\dot{V}O_2$ ) から判定される。しかし、この方法では最大運動能は測定できるが、その個人が、日常生活においてどの程度の運動強度の運動を行っているか、あるいは運動量がどのくらいなのかという点については分らない。

このため、日常運動量を推定する方法として、一日の生活日誌より推定する方法、万歩計による歩行数の測定<sup>1)</sup>、加速度センサーを用いた運動量の測定<sup>2-4)</sup>などが行われている。しかし、これらの方法では一日の総合運動量としての評価は可能であるが、運動量の継時的変化、およびそれに対する生体側の反応などを把握できない。

われわれは、24時間携帯データレコーダと加速度センサーを用いて、継時的に運動強度、心電図、血圧を同時に測定する装置を開発した。その精度と有用性について検討したので報告する。

## 1. 方 法

### 1.1 機器の構成

装置は、フクダ電子製携帯データレコーダ (SM-28) をベースとして、図1に示すように記

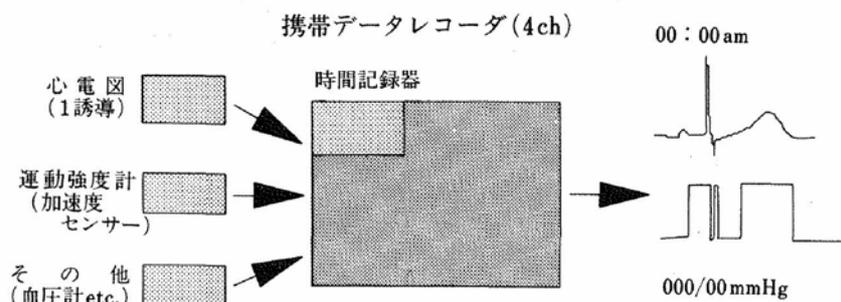


図1 機器の構成を示す。携帯データレコーダには記録チャンネルが4つあり、時間、心電図 (1誘導)、運動強度 (加速度センサーからのデータ)、血圧を記録することが可能である。

録可能な4チャンネルに、時間、心電図、運動強度、血圧を記録できるように設計した。加速度センサーは本体とは別にし、取り替えが可能である。本研究ではこのセンサーとして、1次元加速度センサーと3次元加速度センサーを用い、その精度について比較、検討した。

### 1.2 対照と方法

表1に示した健常成人12名(男性9名、女性3名、平均年齢28.8歳)に、加速度センサーを装着し、トレッドミル運動負荷検査を行った。また、その一部では同時に呼気ガス分析を行った。

[トレッドミル運動負荷試験] Bruce法、Ellstad法の2つのプロトコルを行った。Bruce法では、被験者#10のみステージ3まで歩行し、他の11名がステージ4まで歩行した。Ellstad法では5名がステージ4まで行った。

[運動強度測定] 3次元加速度センサーは、GMS社製アクティブトレーサ(AC-100)(外形:縦74mm、横52mm、奥行き21mm、重量約100g)で、検出センサーにピエゾ発振体7BB-20-6を用い、上下、左右、前後3方向の動きを検出し、最高4Gまでの加速度を検出することが可能である。1次元加速度センサーは、Kenz社製カロリーカウンターα(外形:縦62.8mm、横

46.4mm、奥行き16.5mm、重量約42g)で、上下1方向の加速度のみ検出が可能である。

アクティブトレーサを、右膝直上外側に矢状面に平行に取り付け、カロリーカウンターαをズボンのベルトの位置に取り付けた。それぞれのセンサーより運動負荷中、10秒ごとに電圧を直接測定し、周波数変換を行い、これを記録した。各運動負荷段階で、10秒ごとのカウント数を平均することで、それぞれの段階のカウント数とした。カロリーカウンター本体のカロリー表示については評価しなかった。

[呼気ガス分析] ミナト医科学社製AE-280を用いて行った。Bruceのプロトコルでは12名中7名、Ellstadのプロトコルでは5名中3名の呼気ガス分析を行い、酸素摂取量から実測の運動強度(METS)を算出した。

トレッドミル運動負荷の各段階における推定運動強度を、Pollockらによる推定法<sup>9)</sup>にしたがって算出し、推定運動強度、実測運動強度、加速度センサーから得られたカウント数について、その関連性を検討した。なお、推定運動量は、生体側の反応を無視した、単純な物理的運動量であり、実測運動量は、生体側の反応からみた運動量を意味している。したがって、後者は個人的な差が認められる。

## 2. 結 果

呼気ガス分析から得られた、各人の酸素摂取量から算出した実測運動強度と、推定運動強度との関係を図2に示した。回帰式は $y = 0.60x + 0.88$ であり、相関係数( $r$ , 以後同)は0.96(Bruce法で7名、Ellstad法で3名測定し、計46ポイント)と非常に良い相関が得られたが、推定運動強度に比べ、実測運動強度の方が、20~30%程度少ない値を示した。

この実測運動強度とカウント数との関係を、図3と図4に示す。カロリーカウンターは $Y = 0.06$

表1

| 被験者 | 年齢(歳) | 性別 | 身長(cm) | 体重(kg) |
|-----|-------|----|--------|--------|
| 1   | 25    | M  | 173    | 69     |
| 2   | 32    | M  | 175    | 65     |
| 3   | 29    | M  | 173    | 65     |
| 4   | 30    | M  | 174    | 63     |
| 5   | 23    | M  | 167    | 72     |
| 6   | 32    | M  | 182    | 67     |
| 7   | 36    | M  | 171    | 74     |
| 8   | 29    | M  | 165    | 63     |
| 9   | 29    | M  | 157    | 52     |
| 10  | 24    | F  | 151    | 46     |
| 11  | 27    | F  | 161    | 45     |
| 12  | 29    | F  | 157    | 39     |

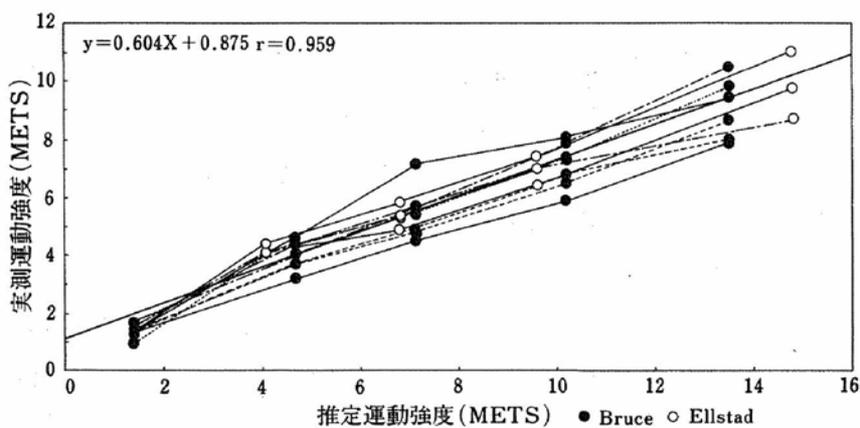


図2 Pollock らによる推定運動強度と、呼気ガス分析から得た実測運動強度の関係を示す。  
相関係数 0.96 と非常に良い相関を示したが、推定運動強度に比べ、実測運動強度は約 20 ~ 30% 小さく算出された。

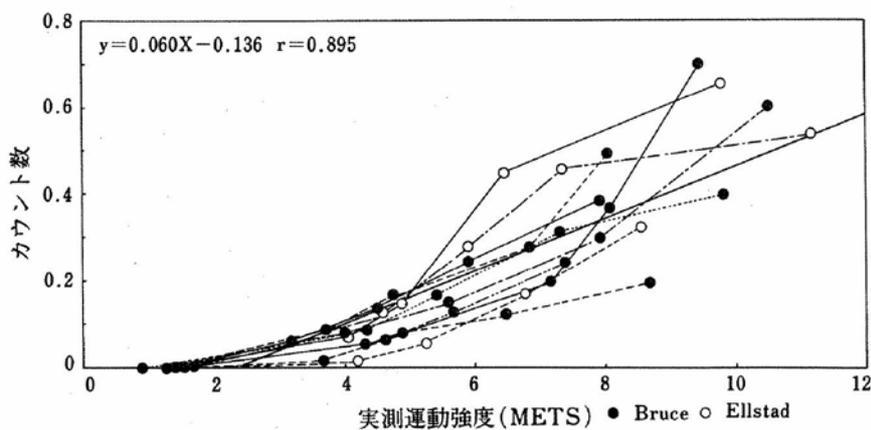


図3 カロリーカウンターのカウント数と実測運動強度の関係を示す。相関係数 0.90 と良い相関を示した。

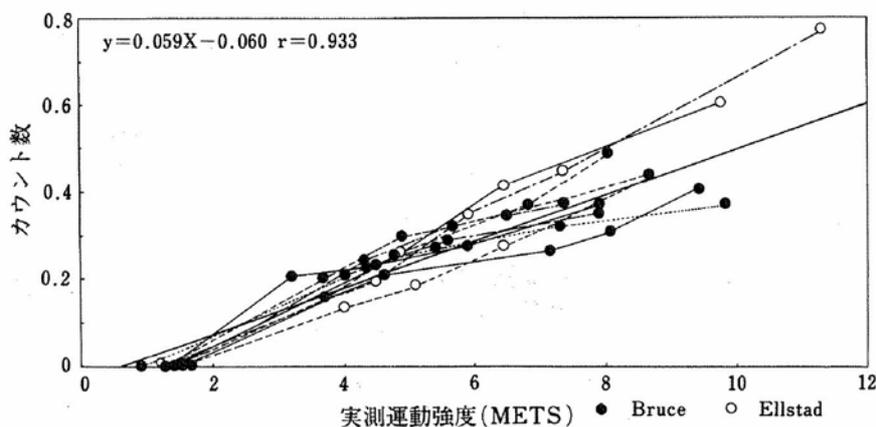


図4 アクティブトレーサのカウント数と実測運動強度の関係を示す。相関係数 0.93 と良い相関を示し、カロリーカウンターに比べ小さい運動強度を鋭敏にとらえ、また大きな運動強度でのカウント数のばらつきが少なかった。

$x - 0.14$   $r = 0.90$ , アクティブトレサは  $y = 0.06x - 0.06$   $r = 0.93$  (Bruce 法で 7 名, Ellstad 法で 3 名, 計 46 ポイント) で, とともに実測運動強度と良い相関を認めるが, とくにアクティブトレサは, 運動強度が増した際のカウント数のばらつきが少ない. また運動強度が小さい場合, カロリーカウンターに比べ, 反応性が優れていた. Bruce 法と Ellstad 法の 2 つの異なるプロトコルで行ったが, 実測運動強度とカウント数の関係はプロトコルによらず, いずれのセンサーでも保たれていた.

先に述べたように, 実測運動強度と推定運動強度は, 非常に良い相関を認めており, この推定運動強度とカウント数の関係を, 図 5 と図 6 に示す. 斜線部分は Bruce 法による, カウント数の平

均值と  $\pm 2$  SD ( $n = 12$ ) である. ○印は Ellstad 法でのカウントを示す. いずれのセンサーのカウント数も, 推定運動強度と良い相関を認めた. またいずれのセンサーでも, カウント数と推定運動強度の直線性は, 回帰分析にてそれぞれ有意に認められた ( $P < 0.01$ ). しかし, 実測運動強度とカウント数の関係でもみられたように, カロリーカウンターに比べ, アクティブトレサでは運動強度が大きな時のばらつきが少なく, 運動強度の小さい動き (約 5 METS まで) を鋭敏にとらえていた.

### 3. 考 察

推定運動量と実測運動量は, 相関係数 0.96 の高い正相関を認めた. ただし, 実測運動強度は推定

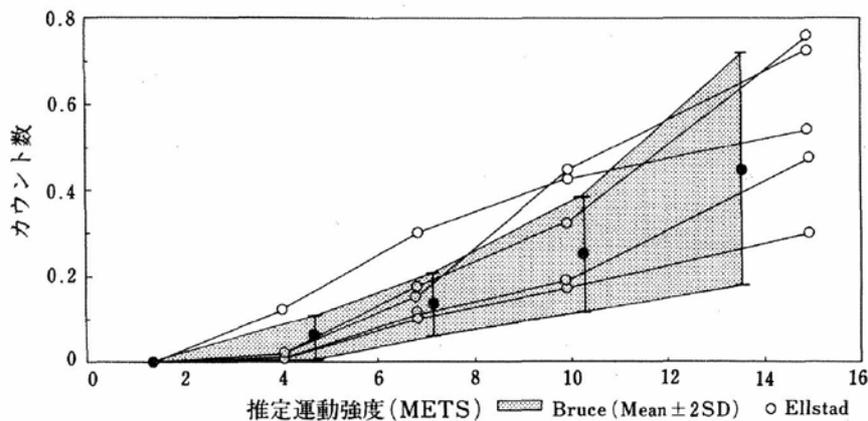


図 5 カロリーカウンターのカウント数と推定運動強度の関係を示す.

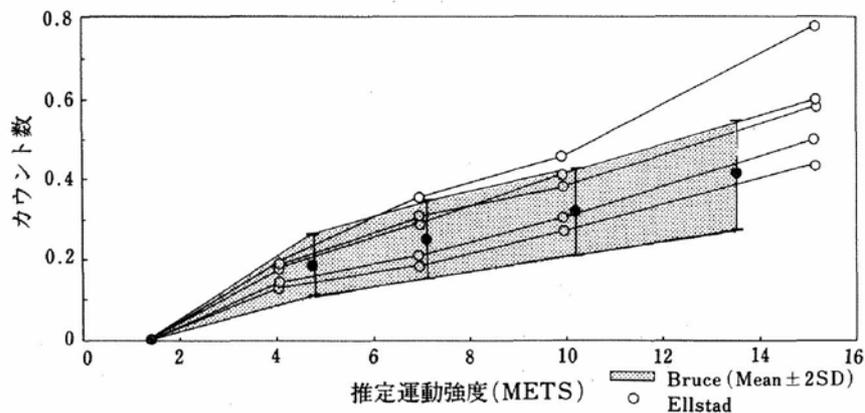


図 6 アクティブトレサのカウント数と推定運動強度の関係を示す. 実測運動強度の場合と同様に, カロリーカウンターに比べ, 小さい運動強度を鋭敏にとらえ, 大きな運動強度でのカウント数のばらつきが少ない.

運動強度に比べて、約 20～30% 少ない値を示した。これは、Pollock らの推定運動強度の定義が、手すりなどにつかまらないで、トレッドミル上を運動した時の運動強度であり、今回は全員トレッドミルの際、手すりにつかまって行ったために、運動強度が小さく出たものと考えられる<sup>7)</sup>。加速度センサーは、両者とも実測運動強度、推定運動強度と良い相関を示した。

また、トレッドミルのプロトコルを変えても、カウント数と運動強度との関係に変わりがなかった。しかし、両者の加速度センサーを比べてみると、アクティブトレサの方が運動強度と、より相関が強く、運動強度の小さい場合、運動強度を反映しやすい傾向にあった。また運動強度が大きな場合、カロリーカウンターよりもカウント数の個人間でのばらつきが少なかった。

今回、カロリーカウンターを腰に、アクティブトレサを膝直上に装着して検査を行ったが、問題点としては、アクティブトレサとカロリーカウンターの差が、センサーそのものの特性によるものか、あるいは、センサーの装着部位の違いによって生じたものか、今回の結果では明らかでないことである。これについては、それぞれの加速度センサーの装着部位を逆にして、さらに検査を行う予定である。

原理的には、1次元加速度センサーは、上下方向の加速度をとらえるのみであるのに対し、3次元加速度センサーでは、上下に加えて、前後、左右の加速度をとらえることができる。そのため、上下に加え、前後、左右の加速度運動がみられる日常生活では、さらに3次元センサーで広範囲の運動を、より正確にとらえることができる可能性を持っている。

トレッドミル上の歩行は、身体の重心の動きを考えた場合、前後、左右方向の加速度運動はほとんどない。そのため、腰部にセンサーを取り付けた場合には、もっぱら、上下方向の加速度運動の繰り返しを計測することになる。アクティブトレサを膝直上に取り付けた理由は2つある。カロリーカウンターを腰部に装着した場合、運動強度の小さい時にカウントの上昇がほとんど認められず、これを改善するために、腰部に比べ、移動距離および加速度の大きな膝に、センサーを装着したことである。もう1つの理由は、膝を前に踏み出す加速度に限ってみれば、トレッドミル歩行時も平地歩行時もほぼ同じと考えられ、これを指標にして、平地歩行時の運動強度を調べることができるのではないかと考えたことである。膝の歩行時の動きは、前後、上下方向の運動の合わさったものであり、この点で3次元加速度センサーの

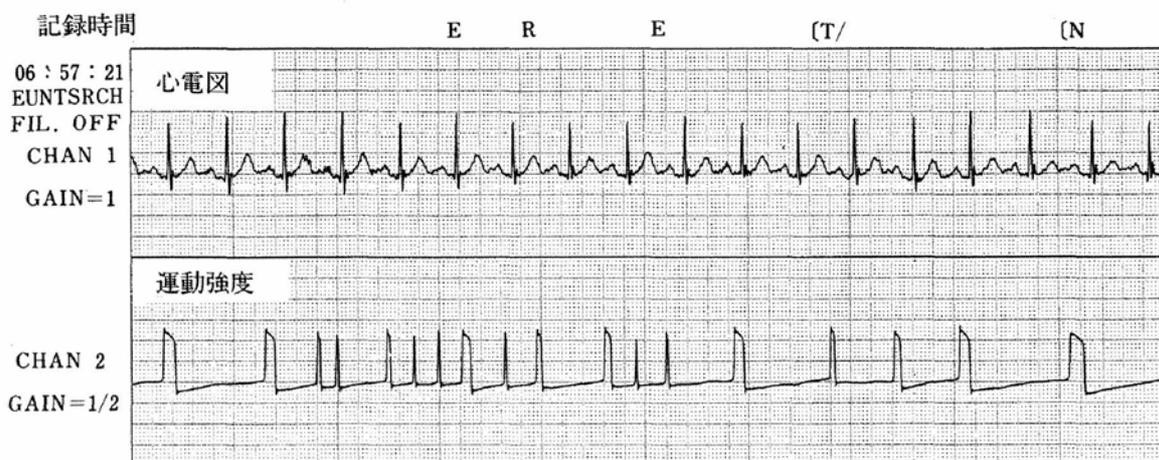


図7 記録器による出力例の一例で、記録時間、心電図、運動強度計の周波数を出力したものを示す。運動強度記録は凸波の幅が狭く、かつ頻度が多いほど運動強度が大きい。

方が、膝の動きをよくとらえると考えられる。

今回の結果からは、アクティブトレサを膝直上に装着することが、運動強度をよりよく反映すると考えられた。よって、これを応用し、この加速度センサーを24時間記録計に組み込み、運動強度、心電図、これに加えて、血圧なども含めて、24時間測定と記録を行い、心肺機能の強化を意図した運動処方と、その検索をすすめている。

図7に、実際に24時間記録計で得られた記録の1例を示した。ここに示した1例は、時間記録、心電図、運動強度記録のみのものであるが、血圧など他の情報も含め、全部で4chの記録が可能である。図7の運動強度計の記録は、周波数変化を記録しており、凸波の幅が狭く、かつ頻度が多いほど運動強度が大きい。

24時間記録計の利点としては、たとえば、虚血性心疾患患者の場合、運動強度と心電図の同時記録によって、無理なく日常生活を過ごしているかどうかを評価することが可能である。また、糖尿病や、高脂血症患者の運動療法を行う場合、これまで運動量を測定する試みとして、被験者のインタビューによる回想法が用いられてきたが、客観性、正確性に乏しかった。しかし、無拘束計測である<sup>9)</sup>24時間記録計を用いることによって、簡便に安全かつ正確に、課せられた運動量をこなしているかどうかを調べることができる。

さらに、運動強化選手のトレーニングを効率良

く行なうために、運動負荷が実際にどれほど与えられているかを調べることに資すると期待される。

ただ、ここで留意すべきことは、加速度センサーの限界は、動的運動を測定することはできても、静的運動をとらえることはできないことである。

最後に、共同研究者として、相崎俊哉が加わったことを報告する。

#### 文 献

- 1) 後藤敏之, 岡島光治; 体位, 歩行の連続計測, BME, 4, 52-58 (1990)
- 2) 船崎俊一, 江部克也ほか; カロリーカウンターによる動的運動時消費エネルギー量の測定に関する検討, 医学のあゆみ, 150, 161-162 (1989)
- 3) 横地 裕, 加藤雅彦ほか; 姿勢および運動量の自動記録機能を備えた超小型 Holter 心電図記録装置の開発, 医用電子と生体工学, 26, 376 (1988)
- 4) 山田清二, 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, 32, 253-257 (1990)
- 5) 戸川達彦; これからの ME センサー, BME, 3, 35-41 (1990)
- 6) Pollock ML, et al.; A Comparative Analysis of Four Protocols for Maximal Treadmill Stress Testing, *Am. Heart J.*, 92, 39-46 (1976)
- 7) 運動処方の指針-運動負荷試験と運動プログラム (第3版), アメリカスポーツ医学協会編集, 日本体力医学会体力科学編集委員会監訳, 東京, 南江堂, 163-180 (1992)