

# 携帯用24時間心拍数記録装置

— その試作と応用 —

山本高司, 真鍋篤広, 加藤好信, 藤松 博  
(中京大学体育学部運動生理学研究室)

## A PORTABLE BIO-INFORMATION MEMORY SYSTEM FOR RECORDING HEART RATES OF A WHOLE DAY

Takashi YAMAMOTO, Atsuhiro MANABE, Yoshinobu KATO and Hiroshi FUJIMATSU

(Laboratory for Exercise Physiology, School of Physical Education, Chukyo University)

### ABSTRACT

A portable heart rates (HR) memory system is very convenient for the field study. Such kinds of equipments are now put on the market. They are, however, highly expensive or of capacity of short recording time. Therefore, the authors participated in making a portable and low-priced equipment for recording a day's HR on an experimental basis. This kind of portable equipment has to record HR with a high degree of accuracy however strenuous the exercise may be. The authors forced so hard exercise on the adult male subjects that HR reached to about 200 beats per minute. Then, they led HR from the subject with the above-mentioned equipment and with the polygraph (i.e. direct method) simultaneously. As a result, the discrepancy of HR between two methods was so small as to be negligible for practical use. It has been supposed that this equipment offers an effective means to the field work of health science.

### I. はじめに

我が国の将来推計人口<sup>2)</sup>によれば, 65歳以上の人が全人口に占める割合は, 平均余命の延長もあって, 今後, ますます増加の一途をたどることが示されている。すなわち, 昭和55年に8.9%だったのが, 10年後には11.0%, 20年後には14.3%, 30年後には16.7%, 40年後には18.8%, 50年後には17.6%, 60年後には18.0%, 70年後には18.1%と増加していくことが推定される。

65歳以上の人口は, 30年後には現在の約2倍になることが予想される。いわゆる高齢化社会の到来である。当然のことながら, 今後, 特に健康科学の立場から適切な対策の講じられることがなければ, 国民医療費の急速な増加が見込まれよう。昭和55年度の医療費の国民負担は, 実に, 12兆円に達し, 今後, 1年に1兆円の割合で増え続けることが報じられている。また, 人口動態統計<sup>1)</sup>から, 我が国の疾病構造は欧米型に近付きつつあることがわかる。すなわち, 我が

国の心臓血管系の疾患による死亡数の全死亡数に占める割合は、年々増加し、昭和53年度には45%に達した<sup>4)</sup>。この現象の背景としては、栄養の過剰摂取と運動不足が考えられる。このような状況を考えると、中高年齢者の健康増進を通して、労働力の再生産を積極的に計ることが、さしあたって、今後、数十年間の国民的な重要課題として浮かび上がってくる。健康増進を目的とした施設が各地に設立されるようになってきたのも、今まで述べてきたような社会的必要性から考えると当然のことと考えられる。筆者の所属する大学からも、この方面へ就職する学生が少なからずみられる。

ヒトが健康な生活を営むためには、適度な運動、栄養、休息が必要である。しかし、この「適度な」は、量的に表現されなければならない。これが運動処方であり、生活処方である。このためには、個人の生活状態、体力の程度を把握する必要がある。体力の把握に関しては、現在、種々の体力テストが考案されており、一応、科学的根拠も与えられている。しかし、生活状態を把握するには、時間調査法が主であり、これには、調査者側の多大の負担を必要とする。一方、心拍数は、多少の問題点はあるにしても、労働あるいは運動の強度、ひいては、消費カロリーの大きさと極めて高い相関関係のあることは間違いない。したがって、生活状態を代謝水準という立場からみた場合、心拍数は適切な指標になり得ると考えられる。ここに、携帯用心拍数記録装置の大きな意義が存在するのである。無拘束生体情報収集記憶法の原理については、すでに、柴田ら<sup>3)</sup>の報告がある。今回、筆者らは、V社の協力を得つつ、種々の運動生理学的基礎実験を積み重ねることによって、携帯用心拍数記録装置を実用化することができた。しかし、どんなに優れた機能を有している機械でも、高価なものであっては、一般への普及にもおのづから限度があり、その使用範囲は実験的にならざるを得ない。ここに紹介する携帯用心拍数記録装置は、従来のもものと比較して極めて安価であり、経費の面からも十分、同時多人数記録を可能にするものと考えられる。今回、試作にか

かわった1人として、携帯用心拍数記録装置が、今後の健康増進、健康管理に果たす役割には非常に大きなものがあると考えられるので、ここに、その性能試験の結果を報告する次第である。

## II. 装置の概要と測定法

### a. 装置の概要

本装置は、半導体記憶素子（IC）技術をベースとして開発された携帯用心拍数記録装置である。図1に本装置および接続用専用コードを示した。本装置の大きさは、70mm×130mm×26mmであり、重量は170gである。したがって、携帯用に優れた小型軽量タイプといえる。図2は、本装置の各部の名称と機能を示したものである。図3は、本装置のメモリー部から心拍数をデジタル出力として読み取り、印字する再生器を示したものである。図4は、本装置および周辺機器のブロック図を示したものである。

本装置のメモリー容量は、2048ワードである。測定可能時間は、測定間隔が10秒の時、すなわ

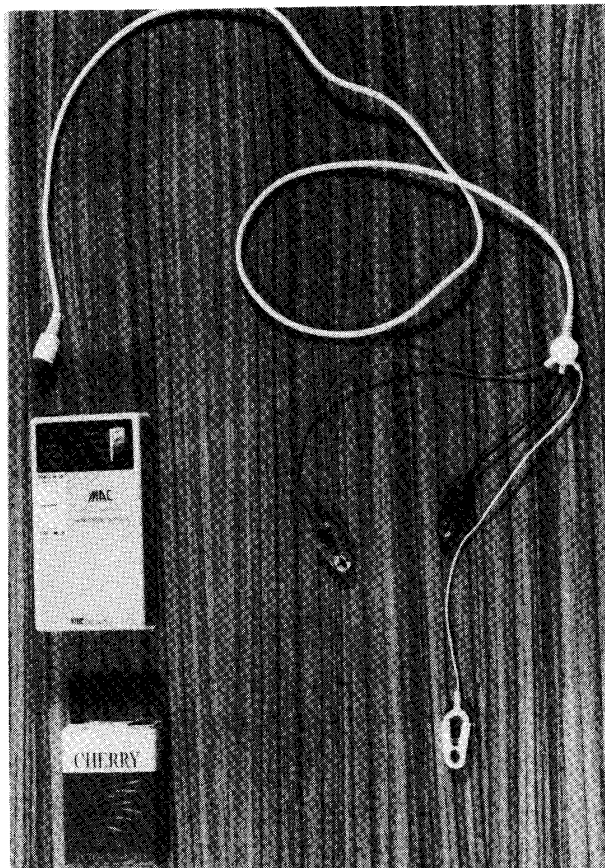


図1 携帯用心拍数記録装置の概観。心拍数記録部と心電信号導出用専用コードを示す。

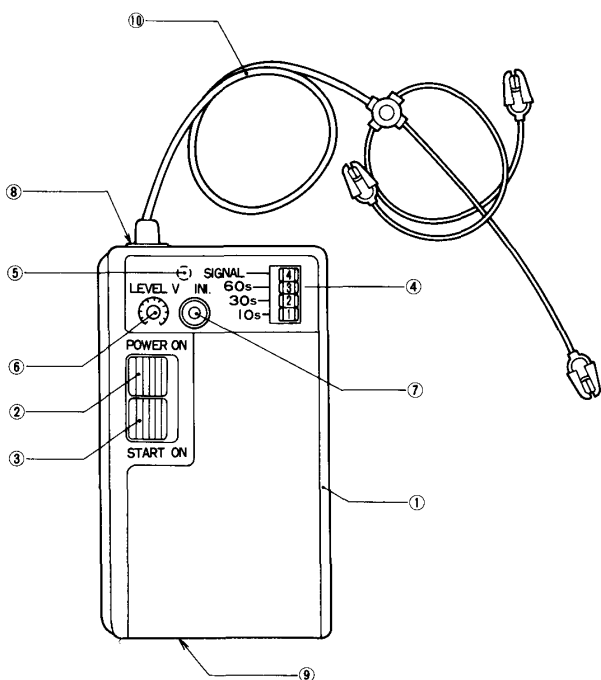


図2 携帯用心拍数記録装置の各部の名称と機能。

- ①：心拍数記録部本体
- ②：POWER SWITCH
- ③：START SWITCH(記録を開始させるスタートスイッチ)
- ④：TIMER SELECT SWITCH(測定間隔の切り換えとSIGNAL-LEDの点滅)
- ⑤：SIGNAL-LED(心電信号が正しく入力されているかを赤の点滅で観察するモニター部)
- ⑥：LEVEL V. (LEVEL VOLUMEの略。トリガレベルのこと。被検者の心電信号の強弱に応じてドライバーで調整する)
- ⑦：INI. (INITIAL BUTTONの略。心拍数を記録する際に、メモリー部の開始番地(0番地)を指定する。
- ⑧：INPUT コネクター
- ⑨：OUTPUT コネクター
- ⑩：心電信号導出用専用コード

ち10秒間の積算心拍数を連続的に記憶していく場合には、 $10\text{秒} \times 2048 \div 5\text{時間}40\text{分}$ である。測定間隔を30秒とすれば、測定可能時間は、 $30\text{秒} \times 2048 \div 17\text{時間}$ となり、60秒の場合には、 $60\text{秒} \times 2048 \div 34\text{時間}$ となる。本装置のカウンターは、心電図のR波の個数を数えるようになっている。基線の動揺はフィルターによって除去されている。心拍数測定範囲は、0～255拍/分である。

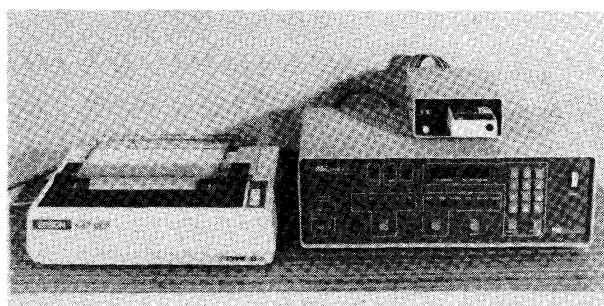


図3 心拍数デジタル出力読み取り器。右側が読み取り器で、左側がプリンター。

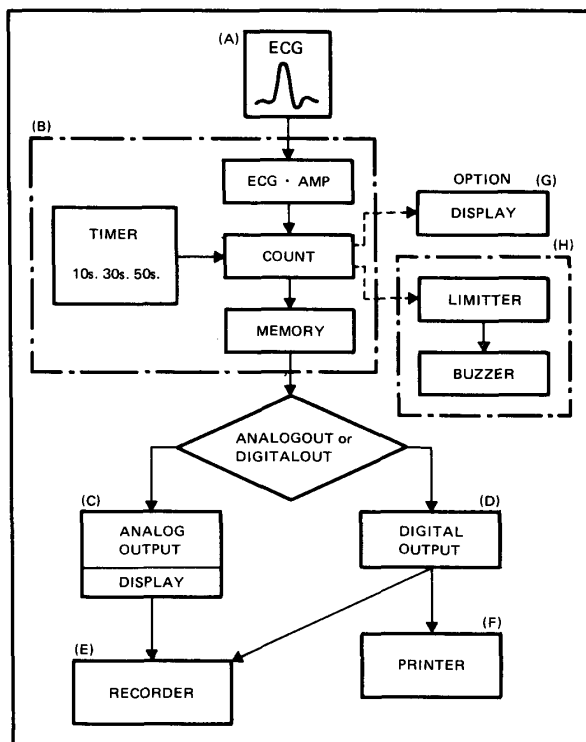


図4 心拍数の記録、読み取りおよび統計処理システムのブロック図。

- (A)：心電信号検出部
- (B)：心拍数積算記録部
- (C)：ANALOG出力読み取り器
- (D)：DIGITAL出力読み取り器(マイクロコンピュータを内蔵し、統計処理が可能)
- (E)：汎用記録器
- (F)：プリンター
- (G)：心拍数デジタル表示器
- (H)：異常心拍数警報器

b. 測定法

心電信号(R波)を胸部誘導で導出するために、被検者の胸部の電極装着部位を消毒用エタノールでよく拭き、使い捨て電極(スリーエム薬品製あるいは日本光電製)を装着した。体毛の多い被検者の場合には、装着部位の体毛を剃

ることが望ましい。電極の装着部位は、成人の場合には図5に示してあるように、胸骨上部、右乳頭の約6—7cm下方、左乳頭の約5—6cm下方とする。いずれの電極も胸郭上に位置する。

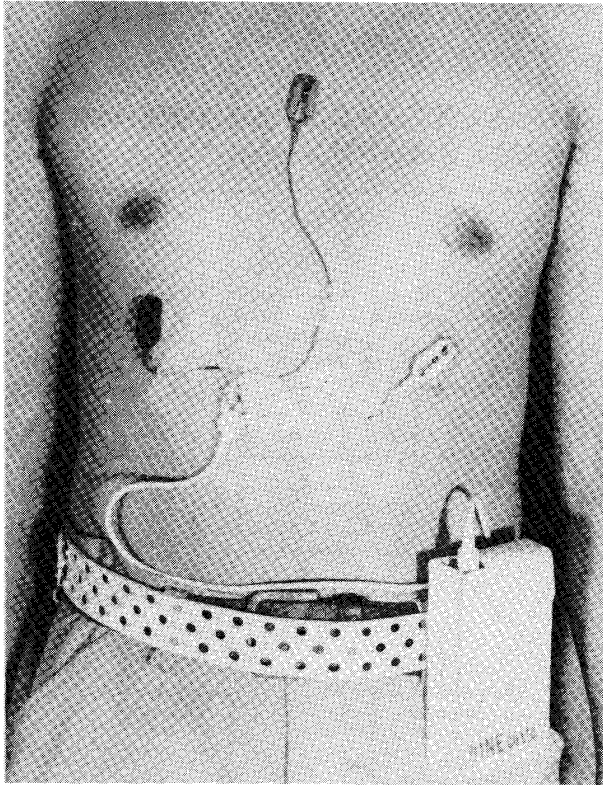


図5 電極の位置および本体の装着状態。運動時の心拍数を記録する時には、さらに、電極部をサージカルテープで上から固定する。

次に、専用リード線を用いて本体と電極を接続する。リード線の末端部は赤、白、黒の3色の線に分かれているので、赤い線についている同色のスナップで、胸骨上部につけた電極の中央突出部をはさみ込む。同様にして、白いスナップは左乳頭下につけた電極と、黒いスナップは右乳頭下につけた電極と接続する。電極およびリード線をテープで固定する。

次に、測定間隔をタイマーセレクトスイッチ（図2の④、以下同様）で設定する。また、シグナルスイッチ④もONにする。パワースイッチ②をONにする。シグナル-LED⑤をみながらレベルボリューム⑥をマイナスのドライバーで左右に回転し、赤の点滅がR波のみと同期するように調整する。心起電力の大きい被検者の場合には、ドライバーを時計の針の回る方向に

回し、心起電力の小さい場合には、時計の針の回る方向と反対の方向に回して調整する。参考のために、被検者T.Y.（40歳男子）の場合の調整例を記しておく。この被検者は、日頃、運動を行なっておらず、座業を主としている。ポリグラフでR波の振幅の大きさを調べたところ、時定数0.003秒の時のR波のpeak-to-peak値は、3.2mV（時定数2.0秒の時は1.8mV）であった。この時の電極の位置は、携帯用心拍数記録装置の場合と同様であった。すなわち、胸骨上部と左乳頭下との間の電位差であった。この時、携帯用心拍数記録装置のレベルボリュームの矢印の位置が7時以上（矢印の位置を時刻で表示、以下同様）～10時未満の間にある時、赤の点滅はR波以外の波とも同期していた。しかし、10時以上～5時までの間にある時は、R波とのみ同期していた。したがって、この時は、12時の位置が適当と考えられる。この位置では、胸部に力を入れても、筋電の干渉は全くみられなかった。後述の実験結果を得た被検者S.T.のR波の振幅（時定数0.003秒の時のpeak-to-peak値）は5.5mVであり、レベルボリュームの矢印を、トレッドミル走運動の場合11時30分の位置に設定した。

レベルボリュームの設定に関連して、運動によるR波の振幅の変化を被検者S.T.について調べたところ、毎分心拍数が180前後に達するような激運動時には、呼吸による胸郭の大きさの変化に起因すると考えられるR波の振幅の変化がみられた。すなわち、運動時のR波の最小振幅は、安静時のR波の最小振幅の約90%前後に減少していた。このR波の減少に伴う心拍数のミスカウントを避けるために、レベルボリュームの設定に関しては、赤の点滅がR波に同期する最小位置から2時間位進ませた位置に矢印を設定するのが妥当と考えられた。また、被検者によっては、心電図のT波の振幅が仰臥位をとることによって増加する場合があるので、レベル調整は仰臥位で行なうことが望ましい。特に、幼児の場合には、立位から仰臥位になると、R波高の減少のみられることがある。レベルボリュームの決定に関しては、今後、基礎データを

さらに蓄積することによって、ここに記述した以上に具体的な数字で提示し得るものと考えられる。すなわち、レベルボリュームの位置を心電図のR波の振幅の函数として表わし得ると考える。

次に、イニシャルボタン⑦を細いドライバーの先端で押すことにより、メモリー開始番地(0番地)が指定される。次に、スタートスイッチ③をONにした瞬間から測定が開始され、データがメモリー部に記録される。したがって、測定開始時刻を記録しておく。ここで、電池の消耗を少しでも防ぐために、シグナルスイッチのみをOFFにし、赤の点滅を消す。日常活動時には、本体を背広の内ポケットに入れておく。激運動時には、付属のケースに入れてベルトで腰部につけておく(図5)。測定が終了したら、スタートスイッチ③をOFFにし、その時刻を記録しておく。パワースイッチ②をOFFにする(メモリーは、イニシャルボタン⑦を押さない限り、そのまま保持される)。被検者から本体を外す。

次に、図3に示したデジタル出力読み取り器で、心拍数を印字し、かつ、統計処理の結果も印字する。

なお、本装置は、携帯用心拍記憶装置(VHM1-102型)という品名でV社にて取り扱われており、近日中に市販される予定である。

### Ⅲ. 性能試験の方法

この種の装置は、激運動時の筋電干渉あるいは衝撃にも耐えて安定したデータを記録しなければならない。このため、以下のような運動を課した時の心電図を有線で同時記録し、携帯用心拍数記録装置による結果と照合した。測定間隔は、タイマーセレクトスイッチによって60秒に設定した。この操作によって、スタートスイッチのONの瞬間から、1分間の心拍数が連続的に記録されることになる。有線直記方式による毎分心拍数は、1分間のR波の数をもって表わした。

被検者は、本学男子学生2名である。表1に被検者の身体的特性を記した。

なお、実験室の温度は19.5~20℃、湿度は53~64%であった。

表1 被検者の身体的特性

Subj.	Age (year)	Height (cm)	Weight (kg)
S.T.	23.3	173.3	72.0
H.M.	23.0	175.8	71.5

#### a. 自転車エルゴメータ運動

被検者S.T.は測定開始2時間前に昼食をとり、測定に入る30分前から椅座位安静を保った。測定は午後1時に開始した。測定開始に先立ち、心電信号を携帯用心拍数記録装置に導く電極と有線記録用電極とを被検者の胸部に装着した。有線による心電図の記録には、ポリグラフ(日本光電製, RM-85型)およびデータレコーダ(SONY製, DFR-3915型)を用いた。図6に、自転車エルゴメータによる運動負荷条件を図示した。運動負荷は、毎分心拍数が180以上に達するようにタコメータで監視しつつ、これを漸増した。

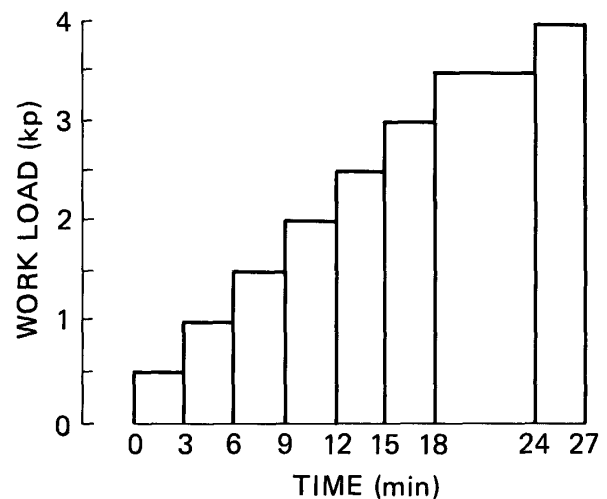


図6 自転車エルゴメータ運動の負荷条件。ペダルの回転数は、メトロノームを用いて毎分50回転とした。運動に先立ち、椅座位安静時の心拍数を5分間記録した。また、作業後の回復期心拍数を25分間記録した。被検者S.T.

#### b. トレッドミル走運動

被検者S.T.は、図7に示すような負荷条件で日を改めてトレッドミル走運動を行なった。心拍数の記録様式は自転車エルゴメータの場合と同様であった。回復期の心拍数は、作業後20分

経過するまで記録した。

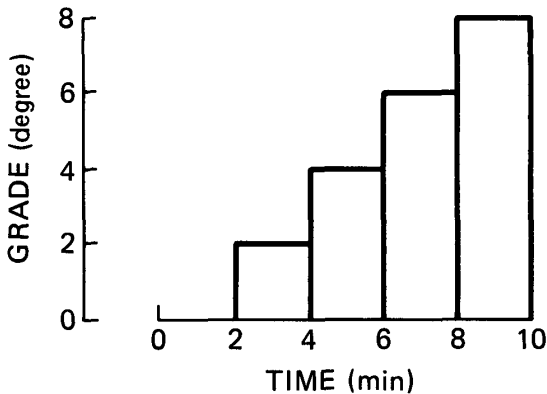


図7 トレッドミル走運動の負荷条件。トレッドミルのスピードは、150m/minとした。運動に先立ち、椅座位安静時の心拍数を5分間記録した。また、トレッドミル走運動後の回復期心拍数を20分間記録した。被検者S.T.

c. 日常生活時（24時間）の心拍数記録

携帯用心拍数記録装置を用いて、被検者H.M.の日常生活時の心拍数を24時間（1981年3月26日正午～同27日正午まで）にわたって連続記録した。電極の装着方法は、自転車エルゴメータ運動の場合と同じである。心拍数の記録と同時に、生活時間調査票記入方式によって、生活時間の調査も行なった。

IV. 性能試験結果と論議

a. 自転車エルゴメータ運動の場合

表2は、自転車エルゴメータ運動時および回復時の心拍数を有線直記方式と携帯用心拍数記録装置によって同時記録した場合の、それぞれの方式による心拍数を作業強度別および回復時間の経過別に示したものである。毎分心拍数が180拍にまで達するような激しい運動においても、有線直記方式と携帯用心拍数記録装置の値は、ほぼ、完全に一致していた。ただ、4kpの運動時に、携帯用心拍数記録装置による値が有線直記方式に比較して2拍ほど少なかった。4kp運動時のR波の高さを有線直記方式によって調べたところ、安静時の最小振幅の約90%前後に減少しているR波があった。このうち、2個が設定レベルボリュームの値より小さかったため、

カウントされなかったものと考えられる。この問題は、レベルボリュームの矢印の位置をさらに時計の針の回りと反対の方向に少し動かすことによって解決されるものと考えられる。すでに述べたように、運動によるR波振幅の変動幅がどの程度のものが明らかになれば、レベルボリュームの矢印の位置をR波の振幅の大きさの関数として具体的数字で表わし得るようになり、このようなミスカウントはほとんど零のレベルにもっていくことが可能と考える。しかし、方法のところで述べたような現在のレベルボリュームの設定の仕方でも、有線直記方式の結果とほぼ一致した結果を得た。表2にみられる両方式の心拍数の差異は、実用的には、なんらさしつかえない程度のものであると考えられる。

表2 自転車エルゴメータ運動時の2方式同時記録による心拍数の比較。毎分心拍数は、図6の各運動負荷時の最後の1分間の値を採用した。被検者S.T.

LEVEL OF PHYSICAL ACTIVITY	HEART RATE (beats/min)		DIFFERENCE (X-Y)
	DIRECT METHOD (X)	PORTABLE H.R. MEMORY SYSTEM (Y)	
Rest	61	61	0
Work load (KP)			
0.5	73	73	0
1.0	85	85	0
1.5	94	94	0
2.0	106	106	0
2.5	124	124	0
3.0	142	142	0
3.5	171	171	0
4.0	184	182	2
Recovery (min)			
0-1	164	162	2
1-2	136	136	0
2-3	124	124	0
3-4	117	117	0
4-5	110	110	0
5-6	108	108	0
6-7	105	105	0
7-8	103	103	0
8-9	106	106	0
9-10	103	103	0

DIRECT METHOD：有線直記方式  
PORTABLE HR MEMORY SYSTEM：携帯用心拍数記録装置

b. トレッドミル走運動の場合

表3は、トレッドミル走運動および回復時の心拍数を有線直記と携帯用心拍数記録装置の2方式によって記録した場合の、それぞれの心拍数を示したものである。トレッドミル走運動で毎分心拍数が198拍に達するような激運動時にも、両方式の値は、ほぼ、完全に一致していた。ただ、有線直記方式に比べて携帯用心拍数記録装置による値が、運動を始めて2分目に2拍、6分目に1拍、回復時6分目に1拍それぞれ大きかった。この時は、レベルボリュームを11時

30分の位置に設定した。この時使用した携帯用心拍数記録装置は、心起電力の小さい人のために、自転車エルゴメータ運動時に用いたものよりレベルボリュームの感度を3倍上げたものに改良したものであった。したがって、レベルボリュームの矢印が、感度をやや上げすぎた状態になるように設定され、表3に示したような若干の部分における1~2拍多めのミスカウントが生じたものと考えられる。しかし、いずれにしても、この表に示されている差異は、実用上、無視し得る程度のものと考えられる。

**表3** トレッドミル走運動時の2方式同時記録による心拍数の比較。  
毎分心拍数は、図7の各傾斜時の運動における最後の1分間の値を採用した。被検者S.T.

LEVEL OF PHYSICAL ACTIVITY	HEART RATE (beats/min)		DIFFERENCE (X-Y)
	DIRECT METHOD (X)	PORTABLE H.R. MEMORY SYSTEM (Y)	
Rest	65	65	0
Grade (degree)			
0	145	147	-2
2	160	160	0
4	172	173	-1
6	186	186	0
8	198	198	0
Recovery (min)			
0-1	183	183	0
1-2	146	146	0
2-3	123	123	0
3-4	120	120	0
4-5	115	115	0
5-6	116	117	-1
6-7	115	115	0
7-8	115	115	0
8-9	109	109	0
9-10	113	113	0

c. 日常生活時(24時間)の場合

図8は、被検者H.M.の1981年3月26日の正午から翌日正午までの毎分心拍数を、携帯用心拍数記録装置を用いて記録し、再生器にてアナログ出力したものである。表4は、図8の毎分心拍数をデジタル出力し、その最初の部分を示したものである。表5は、図8に示されている24時間の毎分心拍数(24時間×60個/時間=1440個のデータ)を統計処理した結果である。ここでは、24時間の総心拍数、1日の毎分心拍数の平均と標準偏差、最高心拍数、最低心拍数、およびある一定の範囲内の毎分心拍数の個数と全個数に占める割合が印字される。

V. まとめ

今回試作のなった携帯用心拍数記録装置は、毎分心拍数が約200拍近くに達するような激しい運動時にも、ほぼ正確に心拍数をカウントし、十分実用に供し得ることが有線直記式と同時記録することによって実験的に確かめられた。本装置が携帯用として十分な小型化、軽量化を計り、また比較的低価格なことから、運動処方あるいは食生活も含めた生活処方を取り入れた大規模な健康管理システムまたは健康増進システムへの導入の可能性を開くものといえる。

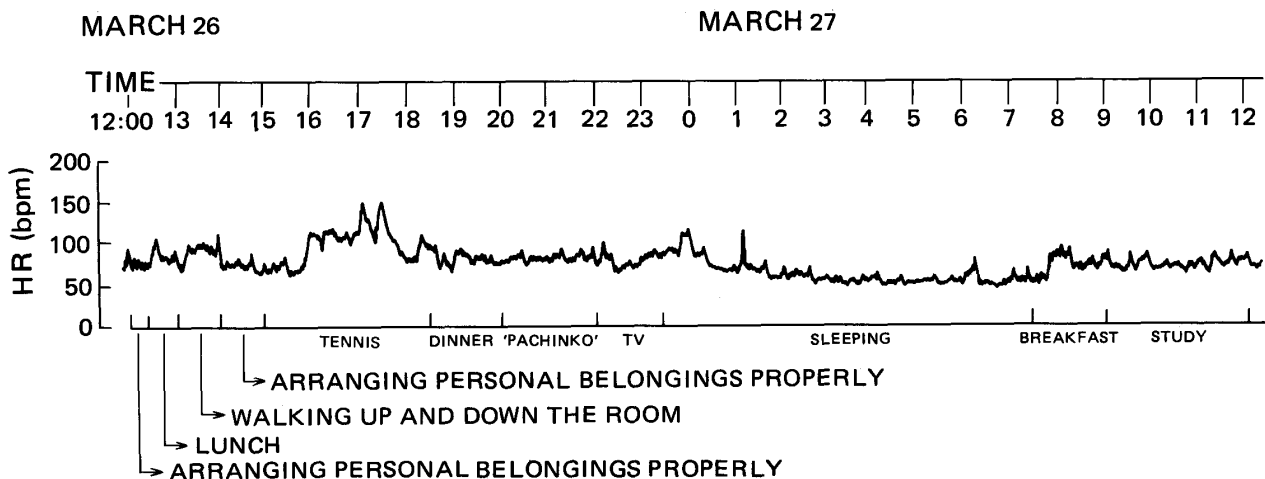


図8 携帯用心拍数記録装置による24時間心拍数の記録(アナログ出力)。

表4 日常生活時の毎分心拍数（デジタル出力の1部）。

図8の最初の6時間のデータを示してある。  
1個のデータが1分間に相当し、横1行が10分間に相当する。

- HEART RATE MEMORY DATA LIST -										
#0000-1460#	*60SEC*									
ADDRESS	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9
*0000	65	74	81	80	82	87	81	73	70	78
0010	75	74	81	78	74	73	77	79	76	81
0020	84	75	68	63	71	81	90	99	98	86
0030	93	104	108	89	85	84	89	81	79	90
0040	89	82	83	86	87	83	81	76	80	82
0050	82	80	82	84	92	90	85	83	84	79
*0060	78	75	74	75	79	75	75	71	72	73
0070	82	92	103	110	94	78	87	104	88	84
0080	94	86	94	104	90	99	100	102	95	99
0090	99	95	99	102	97	100	96	91	82	76
0100	95	95	84	87	107	114	97	83	84	82
0110	102	117	85	82	85	97	98	88	81	70
*0120	69	67	67	74	70	71	78	70	73	84
0130	78	84	80	72	74	70	75	74	79	73
0140	75	76	76	76	77	81	85	77	74	74
0150	78	79	76	77	71	78	79	75	70	68
0160	75	72	81	75	78	80	85	72	67	70
0170	69	68	66	69	72	69	71	68	64	67
*0180	70	77	65	66	67	64	65	68	73	69
0190	77	67	67	78	72	72	70	70	70	68
0200	72	82	68	67	69	79	82	84	79	65
0210	61	64	68	70	66	63	67	67	70	64
0220	70	73	71	69	66	73	70	71	77	80
0230	80	81	80	77	86	85	96	111	117	119
*0240	107	108	110	104	112	110	106	111	108	112
0250	113	106	91	103	104	98	113	117	112	116
0260	110	112	109	110	121	110	112	119	110	109
0270	114	110	103	107	104	99	107	100	103	100
0280	109	111	116	115	111	120	118	114	114	111
0290	109	107	108	112	111	116	116	114	111	113
*0300	117	140	151	159	152	138	129	136	134	129
0310	131	132	128	119	116	116	114	123	123	120
0320	113	111	106	108	135	157	144	149	136	136
0330	119	119	113	119	114	110	109	111	107	104
0340	105	109	106	104	103	100	100	94	93	89
0350	84	84	84	85	83	82	85	83	82	80

謝 辞

今回、携帯用心拍数記録装置の開発および性能試験に関し、幾度も足を運ばれ、種々の便宜をいただいた(株)VINEの穴吹氏に感謝の意を表します。

文 献

- 1) 厚生省大臣官房統計情報部（編）：昭和53年人口動態統計，上巻，1978.
- 2) 厚生省人口問題研究所：日本の将来推計人口，1976.
- 3) 柴田政広，山越憲一，島津秀昭，戸川達男：無拘束生体情報収集記憶法，医用電子と生体工学，18（特別号）：54-55，1980.
- 4) 山本高司：文明病の一つ「運動不足病」，中日新聞日曜版，1980年7月13日.

表5 1日の全心拍数の統計処理のデジタル出力。  
図8の24時間の毎分心拍数（データ数は1440個）を統計処理した結果（説明は本文）。

- HEART RATE MEMORY STATISTICS LIST -			
		*60SEC*	
VALID AREA	#0000-1439#		
COUNT OF VALID DATA	****1440		
THE SUM TOTAL	****108611		
AVERAGE	*****75		
MAXIMUM	*****159	**303	
MINIMUM	*****45	*1098	
THE STANDARD DEVIATION	*****18		
FLUCTUATION BORDER	**25 <= X <= 250 LIMIT		
	CNT.	%	
X < 30	0	0	
30 <= X < 40	0	0	
40 <= X < 50	71	5	
50 <= X < 60	239	17	
60 <= X < 70	251	17	
70 <= X < 80	323	22	
80 <= X < 90	308	21	
90 <= X < 100	107	7	
100 <= X < 110	57	4	
110 <= X < 120	59	4	
120 <= X < 130	10	1	
130 <= X < 140	8	1	
140 <= X < 150	3	0	
150 <= X < 160	4	0	
160 <= X	0	0	