原著

ペン書きベクトル心電計の開発研究

高 羽 祥 三*

Studies on the Development of a Pen-writing Vectorcardiograph

Shozo TAKABA

A new high performance vectorcardiograph was developed employing IC memory and X-Y recorder. The pen-writing VCG provides recording (no film required) ready for diagnosis. Extrasystolic waveform, isolation of any segment of the P-QRS-T and Timed Vectorcardiogram are easily achieved. The equipment is now in operation in our clinical laboratory for the routine cardiac examination.

第1章 緒 言

体表面上に直交する3軸から誘導し、その2つの軸の組み合わせで描かれるベクトル心電図は、心筋硬塞の診断および心肥大、心室内伝導障害、心筋虚血等の病態把握に有用なことは広く認められる。最近のベクトル心電図の研究は、データ通信サービスを利用する Digital Spatial Vectorcardiogram¹⁾や小型計算機によるベクトル構成スカラ心電図の心拍加算法²⁾など、数値計算手段を用いる方向へ発展した。一方、臨床面では標準12誘導心電図の著しい普及にくらべて利用度が低いのは記録方法に問題があると思われる。1970年に発表された電子機械工業会のME未来予測³⁾に「ベクトル心電図のベクトル・ループの直記」として、医用計測装置26機種のうち9位に掲げられ、直記式ベクトル心電計の出現に期待が寄せられた。

本稿では、オフ・タイムでペン書きする方式のベクトル心電計について、開発過程、設計意図、装置構成法、日常検査への応用、および従来のブラウン管写真撮影方式との比較検討に

ついて述べる。

第2章 開発の意図

諸種ペン・レコーダの中で平衡型は記録幅が大きいうえに感応性が悪く、ペンがフル・スケールを描くの約1 secを要するため、心電図、脳波等の生体信号は直記できない。平面図法に常用されるX-Yレコーダもこの範疇にあることは周知のとおりである。そこで、一時的に磁気テープあるいは記憶回路に信号をたくわえ、X-Yレコーダが追従できるまで時間軸を遅延し、オフ・タイムで再生すれば描記が可能となる。磁気テープの場合、簡単な操作と短時間に確実な記録を要求する日常検査には取り扱いが面倒であり、テープの駆動に録／再比の大きいメカニズムやQRSとP, T, U波との波高の差が大きいため、低歪率、高S/N比の性能が必要となる。

最近、機械的または物理的試験、電気的過渡現象の解析などに、画期的装置としてデジタル・メモリが採用され、医用計測装置への応用もきわめて広く限らない発展性を秘めている。しかし、汎用装置との組み合わせは人体への安全性や臨床検査の能率に問題があるので誘導から記録までの一貫したシステムが望まれる。そこで、ICメモリで構成した小容量の記憶回路

* 名古屋市立大学病院中央臨床検査部技師

同 第2生理学教室研究員

(原稿受付：昭和51年5月13日)

(2)

をベクトル心電計に組み込み、X-Yレコーダでペン書きすれば、QRS、T環のほか、P、U等の微小環の形態、大きさ、持続時間、回転方向、始起ベクトル等の記録はハレーションがないため識別しやすいものとなり、そのうえ、写真処理を全く要しない方眼紙上のペン書き記録は診療に即応できる利点がある。さらに附加的機能としては、期外収縮などの不整脈のねらいどり、微小環の分別ならびに強拡大記録が容易になる。従来、一定速度でフィルムを送りながら記録した Timed Vectorcardiogram (以下、T-VCGと略す) は、紙送り装置付きのX-YレコーダまたはX軸に一定の掃引信号を重畳することにより、通常のベクトル心電図と同一心拍のT-VCGが描記される、このように、記録方法をX-Yレコーダによるペン書き方式にすることにより、従来のブラウン管写真撮影方式では困難であった諸記録を容易にすることを目的として、本装置の開発を企てた。

第3章 各部の構成

ベクトル心電計が具備すべき条件に関しては心電計JISのような規格がないので、中曽根⁴⁾の指摘した問題点や日本ME学会ベクトル心電計委員会(以下、委員会と略す)報告^{5~7)}ならびに1966年アメリカ心臓学会報告⁸⁾を参考とした。

Fig.1は本機のブロック・ダイアグラムで、特長のある構成および電気回路の主なものは、つぎの諸点である、

- 1) 入力回路とプリ・アンプ
- 2) デジタル記憶回路(メモリとして用いたシフト・レジスタ(以下、S-Rと略す))

Fig. 1 Block diagram of the pen-writing vectorcardiograph.

とそのインターフェイス周辺を含め、Data Acquisition System と呼ぶことにする.)

3) 刻時と回転方向の表示

以下、順に検討を加えながら記述する。

第1節 入力回路とプリ・アンプ

委員会は入力方式に Frank 誘導法を採用し、プリ・アンプの入力インピーダンス (Z_i) を $10\text{ M}\Omega$ 以上、回路網の基本結合抵抗値(以下、基本R値と略す)を $100\text{ K}\Omega$ とする案をまとめた。

Fig. 2 に示す Frank 誘導回路網は導子側のイ

Fig. 2 Frank's net work and the positions.

ンピーダンスを 0 , Z_i を ∞ と仮定しており、イメージ・ベクトル⁹⁾の最も小さい V_y (136 単位)に他の V_x , V_z を同一レベルに合わせるための attenuator である。しかし、現実には皮ふ接触抵抗を数 $\text{K}\Omega$ 以下にすることが困難な場合があり、 Z_i も無限大ではない、 Z_i に並列に 7.15 R および 13.3 R を接続する V_x , V_z では、

皮膚接触抵抗が高いと歪みを生ずるので、これになるべく避けるために基本R値を高くする必要がある、一方 V_y については減衰を防ぐために低い方が望ましく、両者の間に矛盾がある。このため電極と誘導回路網との間に「Buffer Amp. が備えてあることが望ましい。」との参考項目が付記された、Buffer Amp. を挿入すると、高インピーダンスで受けて、低インピーダンスで送り出すインピーダンス変換ができるため、皮膚接触抵抗が高くても歪みが小さく、基本R値を低値にとることが可能となる。このことは雑音や誘導妨害の対策にも有効であり、 Z_i にそれほど高値を要求しないなど欠くことのできない回路である。本機では構造上、Buffer Amp. を接続箱に内蔵させ、低インピーダンスで導くことによって、浮遊容量による高域歪みの防止と S/N 比の向上をはかった。

本機のプリ・アンプは既製の心電計 ($Z_i=4\text{ M}\Omega$) 用を改造し、基本R値を $10\text{ K}\Omega$ にすると V_x , V_y , V_z は Table 1 (A)に示すイメージ・

Table 1 The magnitude of image vector.

	A	B	C
R	$10\text{ k}\Omega$	$100\text{ k}\Omega$	—
Z_i	$4\text{ M}\Omega$	$10\text{ M}\Omega$	∞
	Buff. Amp.	—	—
VECTOR	$174 \times 78.1\%$	$174 \times 76.9\%$	$174 \times 78.1\%$
	$=135.9$	$=133.8$	$=135.9$
	$100(100)\%$	$100(98.5)\%$	$(100)\%$
IMAGE	$136 \times 99.5\%$	$136 \times 98.0\%$	$136 \times 100\%$
	$=135.3$	$=133.3$	$=136$
	$99.6(99.5)\%$	$99.6(98.0)\%$	$(100)\%$
IMAGE	$156 \times 86.8\%$	$156 \times 85.4\%$	$156 \times 86.9\%$
	$=135.4$	$=133.2$	$=135.6$
	$99.6(99.8)\%$	$99.6(98.2)\%$	$(100)\%$

() は Z_i が ∞ のときに対する比

ベクトルになり、委員会下限値(B)より理想値(C)に近い値になる。実際には皮膚接触抵抗は0でないので、Buffer Amp. を備えない入力回路では歪みを避けることができない¹⁰⁾。

最近、医用計測装置の安全性への関心は高く、本機のプリ・アンプには光学的絶縁方式をとり

入れた。すなわち、プリ・アンプの段間結合を発光ダイオードとフォト・トランジスタで実施して、カプラの前段へは高周波発振による独立電源を供給した。これによって商用交流電源との間に高リアクタンスをもたせ、IEC^{脚註1)}通則における漏れ電流許容値の $100\mu\text{A}$ (人体に接触する機器)¹¹⁾を達成した $18\mu\text{A}$ (Microspectator Model 449^{脚註2)}で測定)を得た。

従来の機械的スイッチの経年の接触不良および多回路の配線の複雑さによる相互干渉を回避する目的で、感度切換、筋電除去フィルタ(−3 dB/30Hz)の ON, OFF に IC アナログ・スイッチを用い、いずれもフォト・カプラ後段に挿入した。

時定数は心電計 JIS の 1.5 sec 以上との規定から 2.2secとし、各チャンネル間の差は $\pm 10\%$ 以内にした。プリ・アンプの出力は最高 $\pm 5\text{ V}$ のシングル・エンドで、次段の記憶回路とモニタ用偏向アンプへ導出される。

第2節 Data Acquisition System

この部分はメモリ・ペン書き方式の主要回路で、サンプル・ホールド、アナログ・マルチプレクサ、A-D コンバータ、ゲート、ラッチ、S-R, D-A コンバータなどで構成される。Fig.3 の実装例では部品点数をなるべく少なくし、信頼性の向上、装置の小型化を目指した。

Fig. 3 Some of the layout of data acquisition system.

3 入力同時性を委員会案の「1~500 Hz における位相差を $\pm 3^\circ$ の範囲」とするには、アナ

脚註 1) 国際電気標準会議

” 2) Neurodyne Dempsey, INC.

(4)

ログ回路に特に問題はないが、デジタル処理の過程でつぎの配慮を必要とした。心電図では特に高速度変換を要しないので、マルチプレクサを用い3入力点数を時分割により直列信号にして、1基のA-Dコンバータで処理することとし、このために3軸の信号を同時点で抜きとり、A-D変換が完了するまで保持するようにした。

サンプル・ホールドの特性はA-Dコンバータの変換速度に関連し重要である¹²⁾。どれほどのサンプリング時間があれば入力をサンプルできるか(Acquisition Time)、同時点にサンプルした3軸の信号を一定の順序で1軸の信号に配列し、A-D変換される時間(Conversion Time)中、A-Dコンバータの精度内の保持特性(Droop, mV/msec)があるかを検討しなければならない。本機の最高時間軸分解能を0.32 msec/wordとすると、このうち1/4の約80 μ secが3チャンネル同時のAcquisition Timeで、あとの約240 μ secのHolding Timeの間に3つの信号を順次A-D変換しなければならない。その結果、サンプル・ホールドにはAcquisition Time=35 μ sec, Droop=1 mV/msecのSH725(Hybrid Systems)を、A-Dコンバータは逐次比較型(Successive Approximation Type)であるConversion Time=20 μ secのADC-10Z(Analog Devices)の8-Bit分を使用することにした。

「サンプリングの定理」から、オリジナルの信号に含まれる情報を欠落なく含有するには、上限有用周波数の2倍をやや上廻ればよい¹²⁾ので、0.32msec/wordは通常的心電図解析には不必要と考えられるが、約2.5msecの持続時間¹⁾と云われる人工ペース・メーカの刺激波形にも十分な分解能を確保するためである。このほか、倍数系列に0.64, 1.28, 2.56msec/wordを設けた。

振幅は5ステップの感度切換えにより、入力1 mVあたり1~20cmでモニタ・ブラウン管に表示されるが、有効振幅の10cmはA-Dコンバータ入力 $\pm 5V$ と等値で、これが8-Bitに分解されるから、最高感度(0.05mV/cm)における振幅分解能は入力換算4 μV 、精度は1/2 LSB^{脚註3)}

脚註3) Last Significant Bit

の2 μV になる。したがって、P, U等の微小環の拡大記録には、目的とする波形がブラウン管からはみ出さない範囲で、なるべく大きく入力することが望ましい。

A-Dコンバータの出力はつぎのように各チャンネルのS-Rへ分配される。直列にデジタル化された3軸の信号は次段の各ゲートへ様にかかるが、X軸の信号のときはX-ゲートにのみストロブ・パルスが加えられてゲートを通過し、他のY-, Z-は通過しない。同時にX-ラッチにセット・パルスが加わり、一時的に保持される。つぎにY-軸信号、さらにZ-軸信号が同様にして各々のラッチに保持される。このように同時点で抜きとった3軸の信号がラッチにそろえると、S-Rクロック・パルスが加えられ、3軸の信号は同期してS-Rにシフトされる。S-Rに次々と信号が入り、右シフトが続いて記憶容量(1024-Bit)を越えると、新しい信号が1つ入るごとに古い信号が1つずつ捨てられ、おきかえられて行く。メモリ・ストップのトリガをかけると、その時点にS-R内にある信号が保存されることになる。メモリ素子に用いたS-R 2533(Fig. 4)は、select(3)端子をLowに

Fig. 4 Logic diagram of 2533(FAIR CHILD shift register).

保持すると、ラッチに接続されたD₂(7)の入力はOFFに、D₁(5)入力がONとなる。D₁(5)とout(1)を接続することにより、ここにリング回路が構成される。clock(6)に加わるS-Rクロック・パルスにしたがって、S-Rの中の信号は周廻しながら、out(1)からD-Aコンバータを経て元のアナログ信号となってとり出される。周廻のS-Rクロック・パルスは固定した2速で、高速の40 μ sec/wordはブラウン管上に記憶波形を静止像として映出し、読み出しでは低

速の 80msec/word により, X-Y レコーダが追従して記憶波形をペン書きする。

以上の Data Acquisition System は, 1,638, 398Hz を基本周波数とする水晶発振器と17段分周回路で構成するクロック・サーキットからの $1.2\mu\text{sec} \sim 80\text{msec}$ の倍数系列時間パルスによって制御される。

第3節 環の刻時と回転方向の表示

従来のブラウン管写真撮影方式では「のこぎり波」で輝度変調し, “tear drop” (涙のしずく) に例えられる輝点の間隔で刻時し, その “blunt edge” (鈍な刃状側) で進行方向が表示された。

本機では製図用 Rotring Pen^{脚註4)}の筆跡でこれら表現するために改良した, X-Y レコーダ^{脚註5)}のペンの構造とその駆動信号を Fig. 5 に

Fig. 5 Pen-writing mechanism of VCG loop and its up-down pattern pulse.

示す。少なくとも2種類以上の線分と間隔でペンの軌跡を分断すると, 描記した時間経過と方向を知ることができる。すなわち, 長い線分と短いスペース, 短い線分と長いスペースが交互に現れるパターン・パルスでペンを上下に

脚註4) Indian Ink Drawing Instrument.

” 5) 新実願 昭50—157213

Fig. 6 The circuit of pattern pulse generator and its timing chart.

電磁駆動する。Fig. 6 にこのパターン・パルスの発生回路例を示す。input に前記クロック・サーキットからのパルスを加えると, 3-Bit カウンタによって $A : B : C$ の時間比が $1 : 2 : 4$ となる3種類の信号が得られ, 4-NAND により $\overline{AB} \cdot \overline{BC}$ として 11101100 なるパターンになり, この1サイクルが8入力パルスで形成されて, 第1と第5パルスがペンの降りはじめとなる等刻時点を描くので, 2刻時点をしるすことになる。この時ペンは力強く圧下されるため, 複写方眼紙を使用すると2枚以上の記録が得られ, 下側の記録紙には Fig. 7 (B) のように刻時点が明瞭に描かれる。

Fig. 7 VCG written on a pair of the carbon section paper. (B) are the copy recording sheets.

(6)

パターン・パルス発生回路の入出力関係を計算すると、STORED TIME 0.64sec にセットして記憶し、これに1.25msec/mark(800marks/sec)の刻時点でベクトル心電図を描く場合、記憶容量 1024-Bit, 読み出しクロック 80msec/word から、

$1.25 \times 80 \times 1024 \times 2 / 0.64 \times 8 = 40(\text{msec})$ となり、クロック・サーキットの16段分周から得られる 25Hz(厳密には 24,999)を input に加えると、実時間の 1.25msec を表示することができる。そのほか、2.5msec/mark(400marks/sec), 5(200), 10(100)の刻時点をしるすることができる。

第 4 章 記録方法

Fig. 8 に本機の外観を示す。本体(同図右)とX-Yレコーダを可搬台に装着し、電極接続箱はフレキシブル・アームで支え、被検者の近く

Fig. 8 An equipment of the pen-writing vectorcardiograph.

へ伸展し、電極付きの短かいコードをピン・ジャックで接続箱へ差し込むようにした。

本体の前パネルに7型半残光性静電偏向ブラウン管を配置し、中央のDISPLAY MODE^{脚註5)}のボタンで、構成スカラのX, Y, Zの3軸と、正面、左側面、水平面の3面図のうち、1つを指定して、リアル・タイムの入力信号、オフ・タイムの記憶波形の静止像およびX-Yレコーダへの読み出し信号がモニタできる。記憶操作はモニタのリアル・タイムの波形を観察しながら、メモリ・ストップのボタンを押して行なう。Fig. 9において、記憶停止のトリガをかける

^{脚註6)} 大文字綴りは操作ボタンの名称

Fig. 9 Memorizing process.

と、その時点より過去へとあらかじめ設定したSTORED TIME 期間の信号が記憶される。MANUALの場合には、ボタンを押したその瞬間からSTORED TIME に相当する過去の信号が、AUTOではボタンを押してのち最初のQRSの急峻な立ちあがりでトリガされ、必要に応じて定めた DELAY 0.2~2sec の記録停止までの遅れ時間を経過した時点より前へ、同様な信号書き込みが行なわれる。特にMANUALでは、標準心電図における1mVの校正電圧を印加する要領でボタンを押すことにより、モニタに見た波形が捕捉できるので、不整脈のねらいどりに適している。メモリ・ストップによって記憶された波形は静止像として映出されるので、基線の動揺、筋電図混入、部分的欠落など不良な波形は、直ちにキャンセルして記憶しなおす。良と判断し READ OUT のボタンを押すと、X-Yレコーダのペンは読み出される信号に追従しながら、TIME MARK が指定する刻時点でベクトル心電図を描記する。T-VCG の記録は、X-Yレコーダ付属の紙送り装置を一定速度で駆動しながら、同様にして描記される。

第 5 章 臨床応用

第 1 節 従来方式との対比

本機による記録の比較対照として、従来のブラウン管写真撮影方式に3面同時に撮影できるベクトル心電計 VA-3(フクダ電子)および1眼レフを用い、同一被検者について撮影記録した。

電極位置、皮膚抵抗抵抗の差異がおよぼす影響を避けるために、いったん装着した電極は両

Fig. 10 Left are film recordings(ordinary), right are pen-written recordings with the new device.

機の入力側で切り換えて共用した。

Fig. 10 は両記録の一部で、上から正常、左脚ブロック、右室肥大のいずれも水平面のみを掲げる。両機では波形の抽出方法が異なるために同一心拍ではないので、比較は必ずしも容易でない。しかし、両記録の QRS 環の形状はほとんど差はなく、臨床上に問題はないと思われる。

第2節 日常検査

Fig. 11 に標準感度 (2 cm/mV) の全ループならびに強拡大 (20cm/mV) の P, T 環を記録した日常検査の 1 例を示す。記録紙は専用の A-4 版 2 枚構成の複写方眼紙で、方眼目盛の上部に記録条件を記入する I. D. 部分が印刷してある。

SENSITIVITY 0.5mV/cm, STORED TIME 0.64sec にて記憶し、TIME MARK 1.25 msec/mark にセットして、次々と 3 面図を描き、メモリ・クリアして再び 0.05mV/cm で記憶し、2.5msec/mark で P, T の拡大環の 3 面

Fig. 11 A sample recording of routine VCG by means of the pen-writing vectorcardiograph.

(8)

図を描記した。データを得るまでの所要時間のうち、1面図につき約80secを要するが、いったん記憶すれば被検者は解放されるので、着衣する間に、ペン書き記録が完成される。波形の抽出、記憶波形の良否判別にはほとんど時間を要しないので、微小環の記録はなるべく高感度にセットして記憶しなおすが、標準感度で記憶した波形から目的の環を拡大するよりも、振幅の分解精度が向上する。

第3節 不整脈のねらいどり

Manual Trigger による波形の抽出によって、不整脈のねらいどりが可能である。その実例を示すと；

Fig. 12 は洞調律とそれに続く心室性期外収縮の2心拍を続けて記録した水平面図である。STORED TIME 1.28sec で記憶したのち、2

Fig. 12 Simultaneous(A) and separated(B, C) VCG from sinus and premature ventricular contraction.

心拍を重ねて描かせる(上)ことも、1心拍ごとに分けて描記(下)もできる。その下に示す構成スカラは、CRT out から他の記録計へ導き記録したものであるが、記憶波形をX-Yレコーダで描くこともできる。その他、T環のみを記憶せしめ、Post Extrasystolic T Wave Change¹³⁾の検討にも応用できる。

呼吸性不整脈は若年者に多くみられ、一般に心拍数は吸気位に増加、呼気位で減少する。安静時換気の呼吸相においても、ベクトル心電図の形状ならびに経過時間にかかりの差異が現れる。Fig. 13 は健常12歳女児の左側面図で呼吸

Fig. 13 Change of loop patterns with the respiratory phase.

相による環の変形を比較したものである。最大QRSベクトル、方向、幅は吸気位ではそれぞれ1.95 mV, $+80^\circ$, 1.2 mVは、呼気位では1.85 mV, $+83^\circ$, 1.0 mVとやや小さくなるが、最大QRSベクトル到達時間は約42 msecでほとんど差がなかった。1心拍のみをデータとするベクトル心電図は、呼吸相によるループの変動を避けるために、呼吸位を定めて記録する必要が示唆される。

第4節 各環の分別と拡大

本機によるペン書き記録は筆跡の太さが均一で、従来の写真撮影方式にみられるハレーションはないが、複数の環が交錯すると識別しにくくなる。その際は各環ごとに基点の位置を移動し、抜き書きすると明瞭になる。

Fig. 14 は同一心拍の記憶を各環に分別した記録で、感度20cm/mVの各面図のT環のわりにU環が認められる。この記録は本体の出力

Fig. 14 Isolation of each segment.

と X-Y レコーダの入力が 1:1 であるが、X-Y レコーダの利得をあげると 40cm/mV の大きさに拡大描記できる。

第 5 節 Timed Vectorcardiography

Selvester¹⁴⁾らは時間値の測定や環の回転方向の観察をしやすくするために、フィルムを一定速度で動かしながらベクトル心電図を記録する T-VCG を創案した。また、T-VCG は P 環の右房、左房成分の分画¹⁵⁾にも優れた方法であり、本機では X-Y レコーダ (理研電子 F-3EP) の紙送り機構を定速駆動して、ベクトル心電図と同一心拍の T-VCG が描記できる。また、機械的紙送りによらない方法として、掃引信号発生器から「のこぎり波」を X-軸信号に重畳することによって、同様な T-VCG を描くことができる。

近藤ら¹⁶⁾は機械的紙送り方法による拡大 T-VCG から、水平面 P 環を前、中、後成分に分類し、健常者、僧帽弁狭窄症、高血圧症、冠疾患群について検討し、T-VCG が P 環の波形と血行動態の解析に有用な方法であることを報告した。

Fig. 15 の右の記録は、それぞれ左のベクトル心電図を紙送り速度 120mm/min で方眼記録紙を動かしながら描記したものである。実時間における掃引速度を計算すると、

$$120 \times 80 / 1.28 \times 60 = 125 (\text{mm/min})$$

ただし、

$$\left(\begin{array}{ll} 80 \text{ sec} : & \text{読み出し時間} \\ 1.28 \text{ msec} : & \text{STORED TIME} \\ 60 \text{ sec} : & 1 \text{ min} \end{array} \right)$$

となり、示標のように 25 mm が 0.2 sec に相当する。

第 6 章 総括ならびに考按

従来のベクトル心電図の記録法は、ブラウン管に映出された 1 心拍のリサーチ像を、カメラを用いて撮影され、装置のほとんどは 3 本のブラウン管を配列し、正面図、左側面図、水平面図を同時に撮ることができる。しかし、

- 1) 写真の現像、引き伸し処理に手間がかかり、ただちに診断に供することができない。(ポラロイドは簡易であるが、印画紙が高価で拡大率が一定)
- 2) 記録の良否は写真ができあがるまでわからない。
- 3) 原点附近の密なスポットがハレーションを起こしやすく、P、U 等の微小環や QRS、T 環の始起および終末部が重畳し、判別が困難である。
- 4) 期外収縮などの不整脈の出現時期が予測できないため、適確な記録が得られない。(あらかじめ不整脈箇所を検出しつつ、データ・レコーダに収録し、これを再生すれば可能)

などの短所があり、機器の操作も熱感紙に直記される標準 12 誘導心電図にくらべると煩雑なため、日常臨床検査への普及度が低いと考えられる。

IC メモリを用いて時間軸を遅延し、X-Y レコーダでペン書きすることによって、記録上の問題のほとんどを解消することができた。本機のほか、同じ趣旨のベクトル心電計が出はじめ、新しい方式になることが予測されるが、刻時と回転方向の表示に統一性を欠く。すなわち、竹内ら¹⁷⁾は連続線に「くさび」を入れることにより、ICR^{脚註 7)}は「small circle」と「dash」により、本機はパターン・パルスを繰り返す打点

脚註 7) Instrument for Cardiac Research INC.

(10)

Fig. 15 The timed vectorcardiograms (right) recorded from VCG (left).

法による。本機の方法は、環の大小にかかわらず表示できる特長があり、他の表示法のように微小環を塗りつぶす心配がない。

本機の現状では人工ペース・メーカーのベクトル心電図に、X-Y レコーダの追従性が不十分である。つまり、STORED TIME 0.32sec で記憶し、80secで読み出すことは、250倍の時間延長になるが、約2.5msecで終了するペース・メーカーの刺激波は、0.6sec程度にすぎないため忠実な描記ができない。しかし、プリ・アンプの周波数特性、0.32 msec/word の時間軸分解

能は十分なため、ブラウン管上の静止像観察あるいはそれを写真撮影することは可能である。

もちろん、STORED TIMEに0.16secを、読み出し時間に160secを設ければ、1000倍の時間軸遅延がなされるのでペン書きできるが、はじめの開発目的が日常検査を目標としたため割愛した。

本機の特長機能を列挙すると、リアル・タイムの波形をモニターで見たのちにメモリ・ストップをかけて、その波形を捕捉するので、期外収縮などの不整脈をねらいどりでき、静止像で再確認できるので記録操作は容易かつ確実である。ペン書き動作が緩徐なため、同一心拍の記録から目標の環や接合部を抜き書きしたり、一定速度で記録紙を送ればT-VCGとして記録できる。フィルム、印画紙等の写真材料の必要はなく、広面積の方眼紙に鮮明なペン書き記録が得られ、ただちに診断に供することができる。Table 2に従来の写真方式との比較を要約した。

以上、ICメモリを用い、X-Yレコーダでペン書きするベクトル心電計の開発過程、構造、臨

床応用、特長などについて記述した。ごく特殊な研究目的を除けば、本方式は従来法に代わる実用性の高いものと確信する。なお、本開発研究の一部は、第50回日本医科器械学会大会¹³⁾および第1回日本心臓ベクトル会議において発表した。

稿を終るにあたり、本開発研究に終始ご指導、ご激励いただいた、名古屋市立大学医学部第2生理学教室大原孝吉教授、小坂光男助教授、同中央臨床検査部長柴田偉雄助教授、同第1内科教室藤浪隆夫助教授に深く感謝いたします。

Table 2 Comparison of characteristics between ordinary and new method of vectorcardiography.

	従 来 の 方 式	新 し い 方 式
記録方法	ブラウン管のリサージュ像を写真撮影	デジタル・メモリと X-Y レコーダでペン書き
波形の抽出	未来の1心拍	過去の1心拍
不整脈環	偶然に撮れることがある	狙い撮りできる
記録の成否	写真が出来上がるまで判らない	モニタの静止像で判る
被検者の拘束	検査時間中	記憶したら解放
記録紙	フィルムと印画紙	方 眼 紙
鮮明さ	原点附近でハレーション	ペンの太さは均一
記録後処理	D.P.E.等写真処理	全く不要
刻時と方向	— — — — — tear drop	— — — — — Morse signal N →
Timed VCG	オシログラフ・レコーダの附加を要する	VCG と同一心拍が画ける

また装置の設計、製作にご協力いただいた、日本光電工業(株)藤井良夫氏ほか関係諸氏、当中央臨床検査部技師岸田捷美、高阪好充両君に深甚の謝意を表します。

文 献

- 1) Travis Winsor; Primer of Vectorcardiography LEA & FEBIGER Philadelphia 1972
- 2) 横田充弘ほか; 僧帽弁狭窄症の Frank 誘導ベクトル心電図 P 環, 心臓, 7: 1261—1269, 1975.
- 3) 渥美和彦; ME の未来, 医学側より, 医用電子と生体工学, 10: 572—578, 1972.
- 4) 中曽根慶蔵; ベクトル心電計の技術的問題点, 医用電子, 1: 9—14, 1970.
- 5) 専門別研究会報告; 医用電子と生体工学 6: 92—93, 1968.
- 6) 同 7: 473—474, 1969.
- 7) 同 8: 181, 1970.
- 8) 佐野豊美; 心電図およびベクトル心電図の誘導に対する命名と装置に対する規格化のすすめ, 医器誌, 40: 242—258, 1970.
- 9) 佐野豊美; 臨床ベクトル心電図学, 医学書院, 東京, 1963.
- 10) 高羽祥三ほか; Frank 誘導における接触抵抗が波形に及ぼす影響と Buffer 回路の効果について, 臨床病理, 22: 599—600, 1974.
- 11) 医用電子機器の安全性に関する調査研究報告書 (II); 日本 ME 学会, 昭和49年3月.
- 12) A-D/D-A コンバータ特集; トランジスタ技術, CQ出版, 12—1, 1975.
- 13) 村山正博ほか; 運動負荷と期外収縮後の T 波の変化, 心臓, 1: 691—697, 1969.
- 14) Selvester, R.H., Haywood, L.J. and Griggs, D.E.; The Timed Vectorcardiogram. A Useful Clinical Tool as Applied to the Study of 1500 Subjects. Dis. Chest 47: 170—178 1965.
- 15) Haywood, L.J. and Selvester, R.H.; Analysis of Right and Left Atrial Vectorcardiograms, Timed Records of 100 Normal Persons. Circulation 33: 577—587 1966.
- 16) 近藤純ほか; Timed VCG による P 環の検討, メモリ・ペン書きベクトル心電計の臨床応用 (第1報) Jap. Circul. J. 40—Suppl. 87, 1976.
- 17) 竹内馬左也ほか; 直記式ベクトル心電計の試作と実用化, 医用電子と生体工学, 13—特別号, 277—278, 1975.
- 18) 高羽祥三ほか; メモリ・ペン書きベクトル心電計とその臨床応用, 医器誌, 45—Suppl. 108—110, 1975.