

総説

心電図自動診断の現況

坂東重信* 森博愛*
水沼良幸* 横井良明*

はじめに

心電図検査法は循環器疾患の診断のみならず、各種病態においても不可欠な検査法である。しかし、その判読は専門医にとっても必ずしも容易でなく、判読にさいして interindividual difference や intraindividual difference などの問題もある。

心電図判読におけるこれらの問題点を解決し、心電図診断の正確性、統一性および再現性を向上させる一方法として、電子計算機を用いる心電図自動診断法が開発された。

当初は、心電図自動診断法は、臨床医学領域における自動診断のひとつのモデルとして注目されたが、診断の信頼性や採算性などの点において、きわめて不満足な状態であったため、本法に対する批判的意見も聞かれた。しかし、近年、エレクトロニクスの進歩と各研究グループの努力により、システムの改善による信頼性の向上が行われ、心電図自動診断法は再び大きく脚光を浴びるに至った。

1. 心電図自動診断法の歴史

心電図自動診断法に関する研究は、1959年、Pipberger ら¹⁾が電子計算機を用いて心電図の自動計測を試みたのが最初である。以後、主として米国において、Cady ら²⁾、Rikli ら³⁾、Stein-

berg ら⁴⁾、Cacers ら⁵⁾により研究が展開されてきた。しかしながら、当初は、大型電子計算機を用いてオフライン処理を行っていたため、処理時間が長く、必ずしも満足すべき結果が得られなかった。わが国におけるこの方面の研究は、木村⁶⁾、岡島・安井⁷⁾、野村ら⁸⁾により行われ、米国について古い歴史を有する。

1970年代には、エレクトロニクスの目覚ましい進歩により、心電図自動診断システムにおいても小型電子計算機システムが主として用いられるようになり、波形計測から診断までの全過程のオンライン処理が可能となった。また、診断論理についても、枝分れ法⁹⁾のみならず、判別関数法²⁾、確率密度関数法¹⁰⁾、adaptive matched filter法¹¹⁾などの種々の方法が検討され、心電図自動診断の精度向上に寄与し、現在普及している小型電子計算機システムを中心とした院内システムの原型が完成された。

従来、心電図自動診断法は、わが国においてはそのシステムが高価であり、かつ診断精度が必ずしも満足すべき状態でなかったため、広く普及するまでに至らず、主として集団検診のさいのスクリーニング検査として用いられてきた。しかし、近年、各研究グループの努力により、波形計測および診断精度が向上し、5年前頃から臨床的にも使用する施設数が増加した。

* 徳島大学医学部第2内科学教室

2. 心電図自動診断の現況

心電図自動診断を積極的に取り入れているのは米国およびカナダで、日本およびヨーロッパ諸国がこれに次いでいる。

米国では、年間約1億件の心電図検査が行われ、内約800万件(8%)が自動診断されており、この比率は、毎年増加の傾向にある。とくに注目すべきは、米国においては、各病院より電話伝送された心電図を電子計算機処理し、診断結果を再び電話回線を用いて病院へ返送する心電図電話診断サービスが普及していることである¹²⁾。このようなシステムが普及した理由としては、米国においては1件あたりの心電図検査収入が20ドル前後であるため、自動診断のために1件あたり数ドルの費用を支払っても、十分、採算がとれることがあげられる。他方、わが国では年間約3,000万件の心電図検査が行われており、内約60万件(2%)が自動診断されている。現在、わが国における心電図自動診断システムとしては、外国のシステムを含めて約200台が稼動しており、その大半は集団検診などのスクリーニングを目的とした検査に用いられている¹³⁾。しかし、最近数年は、臨床診断を目的として自動診断システムを設置する施設が増加してきた。

このように、わが国においては、米国にくらべて未だ心電図自動診断システムが十分普及していないが、その理由のひとつとして、わが国における心電図検査料の低価格があげられる。このこと

が、採算性の面から心電図自動診断システムの普及に対する障害のひとつとなっている。

現在、わが国で用いられている心電図自動診断システムは、小型電子計算機を使用した院内システムが主流を占めているが、最近、電話伝送による心電図自動診断システムが数カ所の地域で稼動するようになった。

著者らの心電図自動診断システムに基づいて、日本光電工業が医療情報システム開発センターと協力して開発した心電図電話伝送診断システムが広島県医師会に導入され、実地医家を中心に広く利用されているが、このシステムがわが国における最初の本格的な心電図伝送診断システムである。図1は、本システムの構成を示す。受信用電話回線は8ライン、返信用5ラインで、心電図の計測と解析は2台のミニコンで行い(1台の記憶容量:32K語)、解析所要時間は約3分前後である。今後、このような電話伝送を利用した地域心電図自動診断システムの普及が期待される。

心電図自動診断システムのもっとも新しい型は、マイクロコンピュータ内蔵型の心電計で、計算機回路素子の小型化、高性能化などのため、通常の大サイズの心電計の内部にマイコンを組み込み、記録紙に心電図記録を行うとともに、心電図診断名を type out することができる。岡島によると、1980年9月現在、このような心電計が約1,000台稼動しているという。著者らもこの種の自動心電計の信頼性を検討する機会があったが、診断精度は未だ不満足で、今後の改良が期待される。

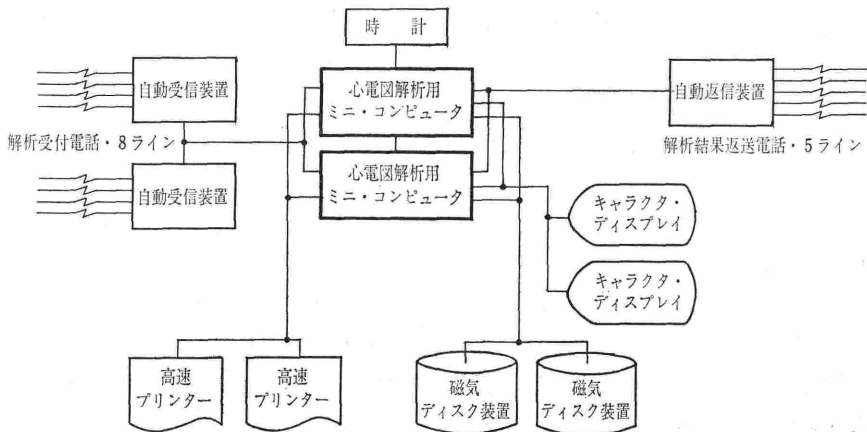


図1. 心電図解析センターにおける電子計算機システムの構成図

心電図自動診断システムを使用する場合、スクリーニングの目的に用いる場合には問題がないが、臨床診断を目的として用いるさいには、医師によるチェック (over-reading) が必要である。これは、現在の心電図自動診断システムにおいては、95%近くの診断能力をもち得るようになったとはいえ、残りの5%前後に誤りがあり、また不整脈の読力が低いためである。

しかしながら、著者らの経験では、心電図自動診断システムを導入すると、多数の心電図を同一基準で評価できるため、医師の不注意や疲労による見落しを回避することができ、心電図診断を効率化することができる。また、over-reading に基づく訂正回数も、1日数件程度と比較的少なく、本システムは今後臨床に十分利用し得るものと思われる。

3. 心電図自動診断システムの概要

心電図自動診断システムは、電子計算機システム (ハードウェア) と解析用プログラム (ソフトウェア) の2つに分けられる。

3・1 電子計算機システム

ハードウェアシステムは、一般に電子計算機を中心に、心電計、A/D変換器、補助記憶装置、データレコーダー、入出力装置などで構成されている。

1) 電子計算機本体 心電図自動診断のために用いる電子計算機としては、デジタル型電子計算機が大部分であるが、デジタル型とアナログ型の両者の特徴を有するハイブリット型電子計算機を用いる場合もある^{14,15)}。電子計算機としては、通常、8~32K語程度の記憶容量をもつ小型電子計算機が用いられているが、他のプログラムとの兼用や時系列診断を目的として大型電子計算機を用いている施設もある¹⁶⁾。

プログラム言語としては、アセンブラー言語あるいはフォートラン言語を用いる機種が多い¹³⁾。

2) 心電計 心電図自動診断を目的として設計された3素子自動心電計が用いられている。この種の心電計は、一定時間の自動入力および自動誘導切り換えを行うことができ、また電子計算機制御下に再入力を自動的に行うこともできる。オフラインで使用すると、心電計本体は通常的心電計

としても使用可能である。標準12誘導心電図とFrank誘導ベクトル心電図構成スカラー誘導心電図の両者をスイッチにより切り換えて記録可能な機種もある¹³⁾。

3) A/D変換器 通常、デジタル型電子計算機を用いるため、アナログ量である心電図をA/D変換器を用いてデジタル量に変換する必要がある。A/D変換器には1チャンネル用と多チャンネル用があり、10 bit前後の精度で変換する場合が多い。

A/D変換頻度としては、Shannon・染谷の定理によると、原波形のもつ最大周波数の2倍以上の周波数で行えば良い。米国心臓学会の勧告¹⁷⁾では、500回/秒以上のsampling頻度を勧めているが、実際に、250回/秒の頻度でA/D変換して得た心電図と原波形とは、波形および振幅に著しい差がないため、A/D変換頻度としては250回/秒を用いている機種が多い¹³⁾。

4) 補助記憶装置 プログラムの記憶あるいはデータエリアとして補助記憶装置を用いることがある。補助記憶装置としては、磁気テープや磁気ディスクなどがあり、記憶容量は主記憶装置より大きいものが使用されている。

5) データレコーダー 通常、オンライン処理およびオフライン処理の両処理が可能な機種が大部分であるため、データの記録のためにデータレコーダーが必要である。オフライン処理は、集団検診などにおいて多量のデータを解析するさいに必要で、データ保存の目的にもデータレコーダーが用いられている。通常、1本の磁気テープには50~200人分程度の心電図の収録が可能である。

6) 入出力装置 入力装置としてはテレタイプ、テープリーダー、カードリーダーなどがあり、プログラムの入力や制御および患者データの入力を行う。出力装置としてテレタイプ、X-Yレコーダー、ブラウン管などがあり、解析データの出力などが行われる。

3・2 解析用プログラム

解析用プログラムは、波形計測プログラムと診断プログラムの2種に分けられる。

1) 波形計測 (認識) プログラム 心電図の各棘波を認識し、振幅および時間幅を計測するプログラムである。

a) 平滑化 A/D 変換された心電図データは、交流や筋電などの雑音を含み、そのままでは波形認識に適しないため、平滑化処理が必要である。この目的のための数学的フィルターとしては、加重移動法¹⁸⁾、最小二乗放物線近似法⁴⁾やm点飛び移動平均との差を用いる方法⁷⁾などがある。

b) QRS波の検出 波形認識の基準点として、まずQRS波を検出する必要がある。このための数学的手法としては、勾配の絶対値の最大点⁴⁾、空間速度の最大点¹⁸⁾、あるいは移動分散の最大点¹⁹⁾を求め、これらを認識トリガーとしてQRS波を認識する方法が用いられている。これらは通常、全データの入力後に行われるが、まず心電図をアナログ的に処理してQRS波の同期信号を作成し、心電図データに割り込みをかける方法を採用している機種もある²⁰⁾。

c) 基線の評価と補正 計測心拍に基線動揺があると、正確な計測を行うことができない。このため基線を評価し、著しいドリフトがあれば補正を行う必要がある。この目的には、通常、直線近似法²⁰⁾による基線補正を行う。

d) 波形認識および計測 平滑化および基線補正などの前処理を行った後、各波形の始点、終点および頂点の認識を行う。通常、QRS波の基準点より前方および後方への変化率がゼロとなる点を求め、これをQRS波の始点および終点として認識する。

P, QRS およびT波の認識には、微分あるいは積分などの数学的手法を用いる。認識された区分点により各波の振幅、時間幅および時間関係を計測する。

2) 診断プログラム 診断プログラムは、波形計測プログラムで得られた各波の振幅および時間幅をもとに心電図診断を行うためのプログラムである。

診断論理としては、心電図波形の測定値が一定の基準値を越えているか否かを調べ、“yes or no”方式で診断を進めてゆく枝分れ法がもっともしばしば用いられている。枝分れ法は、診断の進め方が医師の診断思考過程に近似しているため、プロ

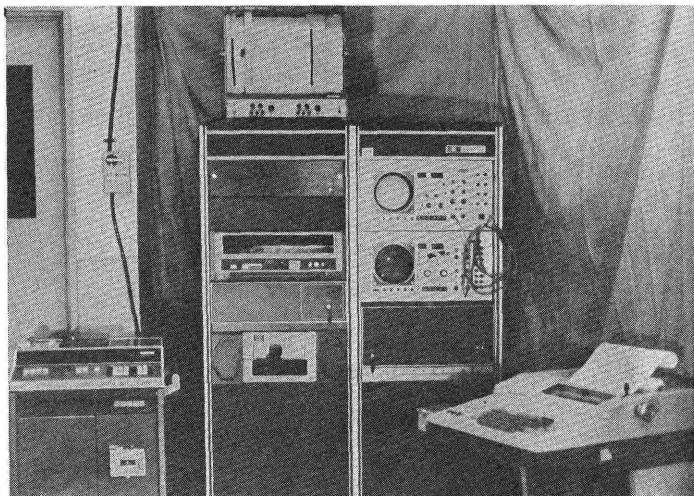


図 2. 心電図自動診断システムの全景

グラムの開発および修正が容易である。その他、判別関数法、確率密度関数法、adaptive matched filter 法、尤度法などの種々の方法を用いる場合もある。

4. 徳島大学における心電図自動診断システム²⁰⁻²⁶⁾

徳島大学においては、著者らが開発した心電図自動診断システム(図2)を付属病院中央検査部心電図室に設置し、外来および入院患者を対象として年間10,000~15,000例の心電図自動診断を行っている。

4・1 電子計算機システム

電子計算機システムは、オペレーターコンソール、A/D変換器、小型電子計算機、印字装置、ブラウン管ディスプレイ装置およびX-Yレコーダーで構成されている。

オペレーターコンソールは3素子自動心電計およびカセット式データレコーダーを内蔵し、キーボードから患者番号、性、年齢、身長、体重および血圧を入力できる。

自動心電計の入力としては、標準12誘導、不整脈分析用誘導(II, V₁およびV₆の3誘導、入力時間20秒)およびFrank誘導ベクトル心電図構成スカラー誘導(入力時間15秒)の3種の誘導を切り換えて入力できる。A/D変換器として64チャンネル multiplexer を用い、入力フルスケールは±5V(精度:10bit)、変換速度は10μsec

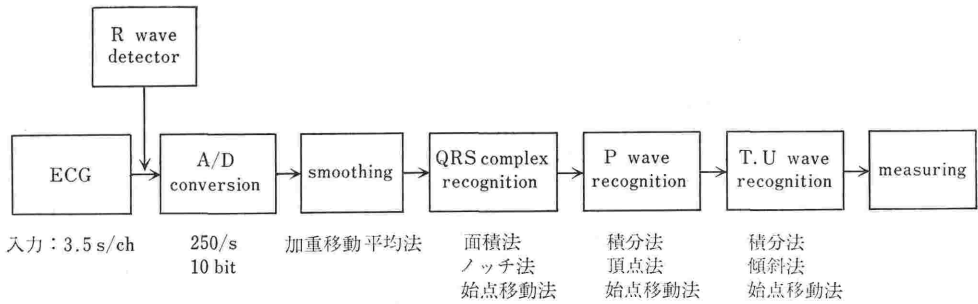


図 3. 心電図波形の計測過程

表 1. 自動計測項目

(1) Interval and duration
P duration, PQ interval, Q duration, QRS duration, Ventricular activation time, QT interval, RR interval
(2) Amplitude and level
P amplitude, Q amplitude, R amplitude, S amplitude, ST-J level, ST level, T amplitude, U amplitude

である。

電子計算機としては、Nova - model 1 型小型電子計算機（記憶容量24K 語，サイクルタイム1.2 μ sec）を用いている。本機の演算速度は、乗算 3.75 μ sec，除算 4.05 μ sec である。入出力装置としては、インクジェット式タイピューター，X - Yレコーダーおよびブラウン管ディスプレイ装置を用い，解析データの出力およびプログラムの制御に用いている。

4・2 波形計測（認識）プログラム

心電図の入力時間は校正波を含めて3.5秒とし，4回に分けて入力している。A/D変換頻度は250回/秒（ベクトル心電図の解析には500回/秒）とし，任意の胸部誘導心電図をアナログ処理してQRS波の同期信号を作成し，QRS波検出の足掛り点として用いている。平坦部の決定，基線の評価と補正，加重移動平均法による平滑化などの前処理を行った後，区分点認識を行う。

1) 波形認識と自動計測 波形認識法としては，面積法，積分法，傾斜法などのサブルーチンを考案し，それらを組み合わせ各区分点を認識する方法をとっている。不整脈解析の場合には，R-R間隔に数個のP波が存在している可能性があるため，

P波認識のための特別な認識法を用いている。

図3に計測過程の流れ図を示す。認識された区分点を基準とし，表1に示す諸項目について自動計測を行っている。

2) 計測精度 心電図自動診断のための波形認識のさいには，P波やQ波のような低振幅波の認識および計測精度が問題となる。用手計測によるP波振幅が0.1 mV以上の例の100%，0.03～0.1 mVの例の87.4～98.2%では，電子計算機によるP波の自動認識が可能であったが，0.01～0.03 mVの例では13.6%のみにしかP波の認識を行うことができなかった。小さいQ波の検出率も上述のP波の成績とほぼ同様で，0.03 mV以上の振幅をもつ波形であれば高率に自動認識が可能である。

表 2. 自動認識と用手認識による心電図各波の始点・終点の比較

No. of leads	time difference between the computer and the visual recognition (msec)						
	-20～	-12～-16	-4～-8	0	+4～+8	+12～+16	+20～
Pb 184	2.2%	0	2.2	60.9	34.7	0	0
Pe 184	0	2.2	45.7	47.8	0	0	4.4
Qb 200	0	0	2.5	68.0	28.0	1.5	0
Se 200	0	2.0	55.5	41.0	1.5	0	0
Te 194	1.1	2.2	43.2	53.6	0	0	0

Pb, Pe: beginning and ending points of P wave

Qb: beginning point of Q wave

Se: ending point of S wave

Te: ending point of T wave

区分点認識についての用手計測と自動計測の比較成績を表2に示す。一般に計算機による心電図波形の自動認識のさいには、波形の内側に区分点を定める傾向がある。

4・3 診断プログラム

標準12誘導心電図、不整脈心電図およびベクトル心電図の診断プログラムを枝分れ法を用いて作成した。

1) 標準12誘導心電図解析用プログラム 標準12誘導心電図の解析のために、年齢により4ブロックに分け、小児から成人までの全年齢層における自動診断が可能となるように配慮した。

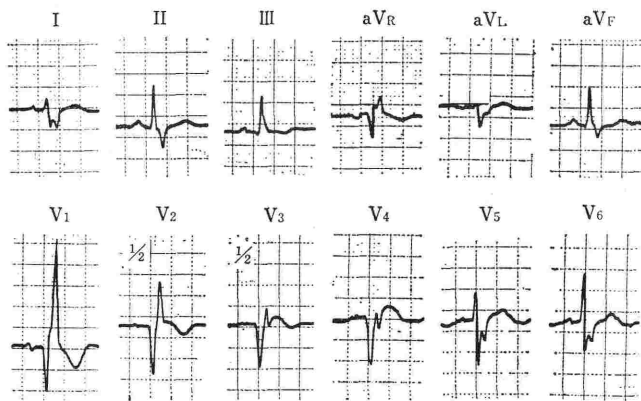
本プログラムとしては、標準12誘導心電図を用い、簡単な不整脈の解析に加えて、心室肥大、心筋梗塞、脚ブロック、WPW 症候群などの33項目の心電図診断が可能なようなプログラムを作成した。診断論理としては、著者らが日常用いている診断基準をもとにし、約20,000例の心電図自動解析結果を参考にし、改良を加えて作成したものである。図4に入力心電図と解析結果の実例を示す。

2) 不整脈心電図解析用プログラム 本プログラムにおいては、II, V₁, V₆の3誘導を入力として用い、洞リズム、期外収縮、房室ブロックなどの24項目の不整脈診断が可能なようなプログラムを作成した。このさい、計算機出力としては、診断名と数項目の計測値のみを打ち出すようにし、必要な場合のみ全心拍の解析結果を印字可能なようにプログラムを作成した。図5に入力心電図と解析結果の一部を示す。

3) ベクトル心電図解析用プログラム 本プログラムは、Frank 誘導ベクトル心電図構成スカラー心電図を入力とし、二次元的および三次元的演算を行わせ、心起電力ベクトルの立体的諸指標の自動計測を可能とした。また、これらの自動計測値を用いて、心室肥大や心筋梗塞、その他の35項目のベクトル心電図診断を行いうるようなプログラムを作成した。

4) 診断精度 徳島大学医学部付属病院中央臨床検査部心電図室における連続1,086例において、医師による心電図診断と電子計算機による心電図自動診断結果を比較した。医師が正常と診断した例の、96.8%、左室肥大の97.2%、左房負荷の90.0%、完全右脚ブロックの94.3%、前壁中隔梗塞の93.4%において、計算機診断は医師による診断と一致した。医師が正常と診断した例で、計算機と一致しなかった例の計算機診断名は冠不全疑い、軸偏位などであったが、両者間におけるこの程度の診断の相違は余り問題にはならないと考えられた。

従来、精度が低かったWPW 症候群の自動診断は、デルタ波認識法の開発により、24例中22例(91.7%)で診断が可能となり、著しく診断精度が向上した²⁵⁾。



***** Tokushima University Hospital ***** 1979-9-1

This report is diagnosed by computer. So, when you have some questions about this, Please ask to the checker.

checked by Dr. Bando

SEX:000	AGE:00y	HR:080	AXIS+120	ID:00000000
HT:000	WT:00	SYS:000	DIAS:000	QT-C:335

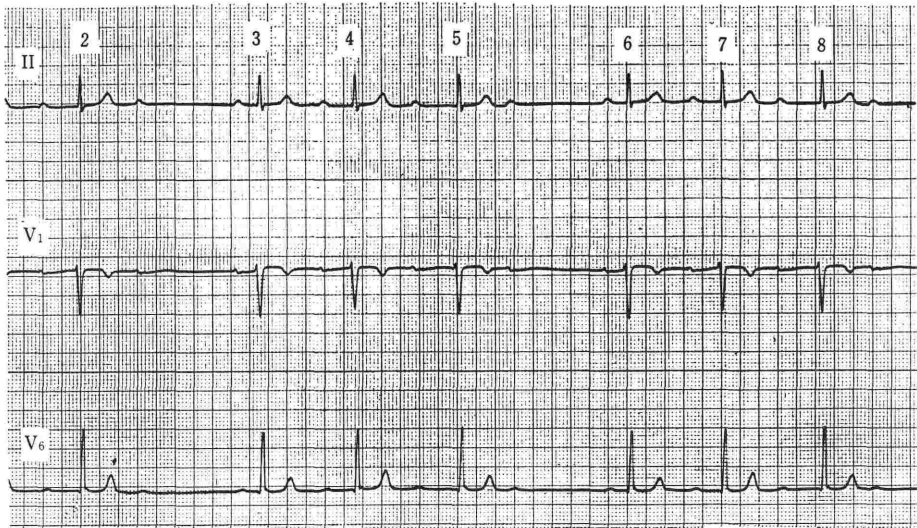
- * Complete right bundle branch block *
- * LPH or RVH *
- * Anteroseptal infarction *
- * Right axis deviation *

図4. 入力心電図とその解析結果

5. 心電図自動診断の問題点

5・1 システム

現在の心電図自動診断システムは高価であり、各病院に広く設置することはきわめて困難である。今後は、マイクロコンピュータを用いた安価なシステムの開発および電話伝送システムの普及が望まれる。



Arrhythmia analysis

Name: K. M.

SEX:m	AGE:55	HR:57	MEAN:1313	AF:0	ID:79110
HT:164	WT:63	SYS:160	DIAS:96	DMR:1313	DMQ:1313

* 2-nd degree A-V block (Wenckebach) *

NO	RR	QQ (2) (V1) (V6)			p	p'	f	F
			PQ	QRS	AREA	PQ	QRS	AREA	PQ	QRS	AREA				
2	1092	1088	* 92	783	* 116	-1811	380	88	2347	p		0	0	0	0
3	1904	1908	232	96	750	236	124	-1603	* 84	2312	s	p	0	0	0
4	1004	1004	336	96	843	* 116	-1622	* 84	2359	s		0	0	0	0
5	1096	1096	439	96	432	440	116	-1784	* 88	2448	s		0	0	0
6	1796	1792	329	96	789	212	120	-1801	* 88	2313	p	p	0	0	0
7	984	988	316	92	786	288	120	-1598	* 88	2347	s		0	0	0

図 5. 入力心電図とその解析結果の一部

心電図波形の自動計測のさいには、雑音混入が常に問題になるため、心電計を含めたシステム全体の内部雑音の減少も今後の重要な課題であると思われる。

5・2 計測プログラム

最近、心電図自動診断における計測精度は各システムともかなり向上してきたが、なおシステム間に差を認める²⁶⁾。区分点認識のさいには、単一なプログラムを適用するだけでなく、再チェックなどにより精度向上を計る必要がある。生体データの解析のさいには、つねに不良データ混入が問題となるため、この点についても十分な対策を考える必要がある。

5・3 診断プログラム

現時点においては、心電図自動診断のための統一された診断基準は未だ作られていない。また、各システム間に波形認識法などに違いがあるため、

同一診断基準を用いることにも問題がある。ミネソタコードを共通の基準として用いる場合があるが、これは疫学的研究における心電図診断基準としては妥当であるが、臨床的な診断基準として適用することには問題がある。

診断精度の向上には、きめ細かい診断プログラムの開発が必要で、今後、多数のデータを蓄積しつつ改良を図ることが大切である。

6. 心電図自動診断法の応用

心電図自動診断法は、日常の心電図解析のほかに、1) CCU, ICUにおける不整脈の自動監視、2)長時間連続記録心電図(Holter心電図)の解析、3)運動負荷心電図の定量的解析、4)過去の心電図データの比較診断、5)体表面電位分布図の作成、など広い分野への応用が検討されている。

近年、ICUないしCCUが普及化するに伴い、こ

れらにおける不整脈自動監視システムの開発が強く要請されており、この方面への研究の展開が期待される。

おわりに

心電図自動診断法の現況およびシステムの概要について述べた。また本法の臨床応用の実例として著者らの研究成績の一端を紹介した。

心電図自動診断法には、未だ解決されねばならない多くの問題があるが、現時点においても十分臨床応用可能な程度に改良されており、今後、一層普及することを期待したい。

文 献

- 1) Pipberger, H. V., Freis, E. D., Taback, L. and Mason, H. L. : Preparation of electrocardiographic data for analysis by digital electronic computer. *Circulation* **21**: 413~418, 1960.
- 2) Cady, L. D., Woodburg, M. A., Tick, L.J. and Gertler, M.M. : A method for electrocardiogram-wavepattern estimation. Example : left ventricular hypertrophy. *Circulation Res.* **9**: 1078~1082, 1961.
- 3) Rikli, A. E., Tolles, W. E., Steinberg, C. A., Carbery, W. J., Freiman, A.H., Abraham, S. and Caceres, C.A. : Computer analysis of electrocardiographic measurements. *Circulation* **24**: 643~649, 1961.
- 4) Steinderg, C. A., Abraham, S. and Caceres, C.A. : Pattern in the clinical electrocardiogram. *IRE Trans. Biomed. Elect.* **9**: 23~30, 1962.
- 5) Caceres, C. A., Steinberg, C. A. and Graman, P. A. : Computer aids in electrocardiography. *Ann. N. Y. Acad. Sci.* **118**: 85~102, 1964.
- 6) 木村栄一 : 電子計算機による心電図診断. 最新医学 **17**: 794~804, 1962.
- 7) 岡島光治・安井昭二 : 電子計算機による心電図の自動解読——パターン認識技術の医学的応用. 医用電子と生体工学 **1**: 277~289, 1953.
- 8) 野村 裕・戸山靖一・高木 義人・宮脇 一男 : 心電図の自動診断システム. 医用電子と生体工学 **4**: 22~33, 1966.
- 9) Bonner, R.A., Crevasse, L., Ferrer, M. I. and Greenfield, J.C. : A new computer program for analysis of scalar electrocardiogram. *Comput. Biom. Res.* **5**: 629~653, 1972.
- 10) Pipberger, H.V. and Stallman, P. W. : Computation of differential diagnosis in electrocardiography. *Ann. N. Y. Acad. Sci.* **115**: 1115~1128, 1964.
- 11) Okajima, M., Stark, L., Whipple, G. and Yasui, S. : Computer pattern recognition techniques, Some results with real electrocardiographic data. *IEEE. Trans. on Bio-Med. Electron. BME-10*: 106~114, 1964.
- 12) 岡島光治 : 心電図自動診断の論理とプログラム. 心臓 **10**: 773~782, 1978.
- 13) 医療情報システム 研究開発 報告書 : 心電図自動解析システムのリクワイアメントの作成. 医療情報システム開発センター, 東京, 213~271, 1979.
- 14) Wortzman, D., Gilmore, B., Schwetman, H, D. and Hirsch, J.I. : A hybrid computer system for the measurement and interpretation of electrocardiograms. *Ann. N. Y. Acad. Sci.* **128**: 876~899, 1966.
- 15) 大林完二・赤染悌三・笠井 源吾・川崎 喜志朗・早川弘一・木村栄一・阿部 善右衛門・鈴木 孝治・加藤慶次郎 : ハイブリッド方式による心電図の自動診断. 医用電子と生体工学 **10**: 41~48, 1972.
- 16) 中村元臣・中垣修 : 電子計算機による心電図自動診断. 臨床と研究 **55**: 154~162, 1978.
- 17) Committee on Electrography, American Heart Association : Recommendations for standardization of leads and of specifications for instruments in electrocardiography and vectrocardiography. *Circulation* **35**: 583~602, 1967.
- 18) Stallman, F. W. and Pipberger, H. V. : Automatic recognition of electrocardiographic waves by digital computer. *Circulation Res.* **9**: 1138~1143, 1961.
- 19) 木村栄一・赤染悌三・壬生倉裕・早川 弘一・大林完二・二宮 理恵 : 電子計算機による心電図自動計測. 医用電子と生体工学 **3**: 29~39, 1965.
- 20) 坂東重信・片山國正 : 心電図自動診断における波形認識法と計測精度に関する研究. 四国医誌 **34**: 195~208, 1978.
- 21) 坂東重信・片山國正 : 心電図自動診断における波形認識法. 医用電子と生体工学 **16**: 360~362, 1978.
- 22) 水沼良幸・坂東重信・伊藤 秀樹 : ベクトル心電図自動診断に関する研究. 四国医誌 **36**: 224~233, 1980.
- 23) 坂東重信・水沼良幸・横井 良明・森 博愛・植田信秀・伊藤秀樹・平井 正明・片山國正 : ベクトル心電図自動解析装置の開発と臨床応用. 呼吸と循環 **29**: 153~157, 1981.
- 24) 横井良明・坂東重信・平井正明 : 不整脈自動診断に関する研究. 四国医誌 **36**: 650~664, 1980.
- 25) 坂東重信・水沼良幸・横井 良明・森 博愛・片山國正 : W P W症候群心電図の自動診断. 臨床病理 **28**: 924~927, 1980.
- 26) 坂東重信・横井良明・水沼良幸・森 博愛 : 心電図自動診断装置に関する問題点. とくに波形計測について. 臨床病理 **26**: 988~991, 1978.