The University of Osaka
Institutional Knowledge Archive

Title	“心電図自動診断とその広域化”
Author(s)	稲田, 紘; 伯耆, 徳武; 福島, 正勝
Citation	大阪大学大型計算機センターニュース. 1974, 12, p. 49-57
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/65224
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

https://ir.library.osaka-u.ac.jp/

The University of Osaka

“心電図自動診断とその広域化”

稲田　紘*・伯耆徳武*
福島正勝*

1．まえがき

近代医学の進歩は臨床検査開発に伴う情報の客観化，精度向上と，治療技術の充実に負うところが大きいが，情報処理の過程である。いわゆる診断は未だ記述的な体系にとどまり，その科学化が今後の問題とされている。一方，臨床情報の急速な増加によって，医師個人の能力では情報処理（判断）の誤りの発生がさけられぬ事態となりつつある。このような理由から，医学におけるコンピュータ利用，とくにコンピュータによる自動診断はわが国を含めた先進国において重要度の高いプロジェクトとして取扱われており，積極的な研究が進められている。なかでも心電図の自動診断に関しては数多くの研究報告があり，わが国でも一部では実用化されるに至っている。

心電図検査は循環器疾患はもとより，その他の疾患においても診断，治療のための多くの医学的情報を提供しうること，さらに付随的には現在の健保制度における臨床検査の高収益率と相まって，わが国ではあらゆる医療機関に広く普遍化している。しかるに心電図の判読にはかなりの熟練を必要とするため，このデータを臨床面に十分活用することが困難であることや，critical な判断は専門家といえどもかならずしも容易とはいえず，またその診断の客観性，再現性が乏しいことなど，少なからぬ問題がある。これらの問題の大部分がコンピュータを利用した心電図の自動診断によって解決されるであろうことは疑問の余地もない。

ところで，コンピュータの導入にあたっては，経済性など運用に関する問題に解決を見出しておくことが極めて重要で，しばしばコンピュータの有用性にもかかわらず，実用化が防げられる原因をなしている。したがって心電図自動診断システムの効率や経済性を高めるには，心電図情報の伝送によって広範囲の利用をはかり，一般医療機関，保健所などからはもとより，船舶や救急車，あるいは僻地などの末端医療機構から，心電図情報を大学病院などに設置されたコンピュータ・センターに送り，判読の結果を直ちに返送しうるようなシステムが望まれる。

本稿ではこのような心電図処理の広域化をめざした伝送とコンピュータによる自動診断システムに関する著者らの研究について概説する。

2．心電図伝送システム

心電図をはじめとする各種アナログデータの伝送には患者監視装置などの伝送距離の短い場合を除き，各種の変調技術が利用されるが，変調方式としては雑音の影響を受けにくく，かつ

＊ 大阪大学医学部第一内科情報科学研究室

変調技術も容易な周波数変調(FM)方式が用いられることが多い。伝送方式には有線伝送と無線伝送とがあるが，どちらの方法を用いるかは目的や場所によって異なり，効率や経済性を考慮して選択されるべきである。有線方式には専用回線あるいは準専用回線を用いる方法と，一般電話回線を用いる方法があるが，特定医療機関の間では前者が，一般の医院や往診先からの伝送では後者の方法が望ましい。一般電話回線を用いる方法はアメリカではすでに実用化されているが，わが国でも著者らをはじめいくつかの実験がおこなわれており，そのための法規の改正もすでになされている。無線方式は救急車や僻地・離島からの伝送に適しているが，電波管理法により制約を受けており，その実施にあたっては伝送に最適な周波数帯を確保しておくことが必要である。

われわれの心電図伝送は1KHzを搬送波とする周波数変調を用い，0～200Hzの心電図情報を600～1400Hzの周波数域へ変換し，さらに1700～2500Hzの間で，200Hzごとの周波数の組み合わせで構成される送信場所，患者番号，心電図誘導部位を示す識別符号を一括してさきの心電図情報とともに電話1チャンネル分の帯域内におさめた。この方式によると送信場所，送信目的に応じて，一般電話回線（音響結合方式も含めて），専用搬送多重有線回線，多重無線回線のいずれをも利用することが可能である(図1)。

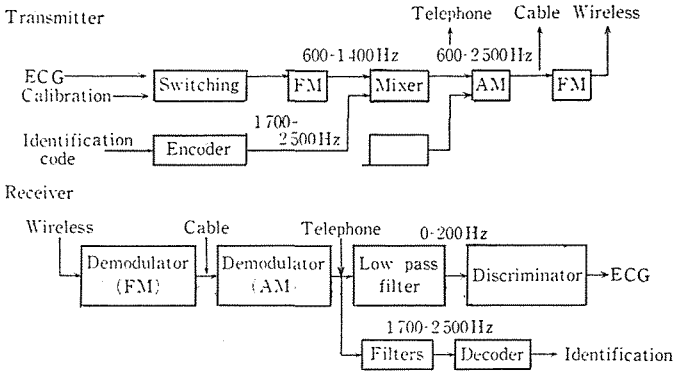

図1　送受信機のブロック図

このような方式により，阪大病院内科病棟と中央循環器検査室間(500m)で専用有線路による伝送実験をおこなった結果，送信心電図と受信心電図は肉眼的に差異はなく，また歪みも見られなかった(図2)。送信・受信心電図についてフーリエ解析を行ない，各周波数成分のフーリエ係数及びパワースペクトルを算出し，比較・検討しても実用上問題となるような差異は認められず，十分忠実な伝送が行なわれていることが確められた。

さらに，和歌山県日高郡の無医村と阪大病院間約200kmにおいて，一般電話回線と音響カプラを用いて行なった心電図伝送実験においても満足すべき結果を得ている。

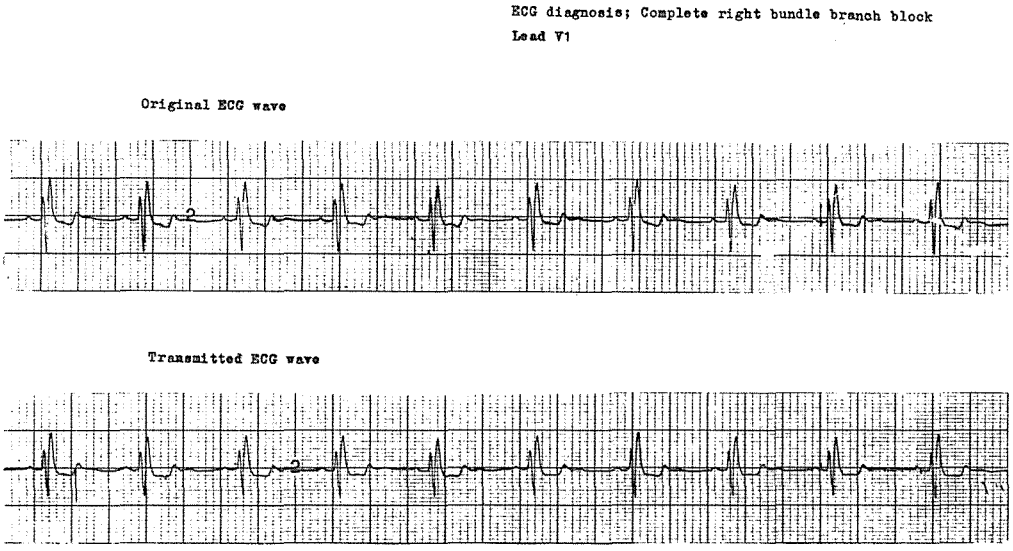

図２　送受信心電図の一例（上段；送信心電図，下段；受信心電図）：症例は右脚ブロック（V_1 誘導）

３．心電図自動診断

心電図の自動診断は一般にA-D変換，雑音除去などの前処理と，区分点認識などの特徴 抽出過程を経てなされる(図３)。著者らの方式では，まずアナログ量の心電図信号をサンプリング周波数 480 Hz でディジタル化し，N点加重平均法を用いて筋電図,商用周波数などの雑音除去をおこなう。すなわち，平滑化された時系列データ $E^*(t)$ はもとの時系列を $E(t)$ とすると

$$E^*(t) = \sum_{r=-n}^{n} g(r)\,E(t-r)$$

であらわされる。ただし，$g(r)$ はフィルタの重み関数である。
周波数伝達関数を $F(\omega)$ とすれば

$$F(\omega) = \sum_{r=-n}^{n} g(r)\,e^{j\omega r} = g(0) + 2\sum_{r=1}^{n} g(r)\,\mathrm{coo}\,\omega r$$

と表わされ，ここで

$$F(\omega) = F\left(k\,\frac{\pi}{n}\right) = \begin{cases} 1 & k=0,\ 1 \\ 0 & k=2,\ 3,\ \cdots,\ n \end{cases}$$

$n = m/f$　　f ：雑音周波数

m ：サンプリング周波数

として，$g(0)$, $g(1)$, $\cdots$, $g(n)$ が求められる。$f=60$Hz とすると関西での商用周波数はほとんど除去される。

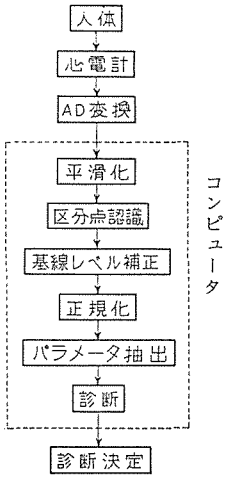

図３　心電図自動診断過

心電図診断では，各棘波の時間巾や波高値などを測定するため，動揺している基線を補正しなければならないが，このため，心電図時系列データに含まれる第２心拍，第３心拍の各Ｐ波を後述の方法により認識し，各々の開始点より前の15点について，回帰直線を求めることによっておこなっている。ついで，平滑化，基線補正処理を施したデータについて，波高値計測のため，心電図波形とともにA-D変換された１mV較正波によって規準化を行なう。そして，診断に必要なパラメータ抽出のために１心拍を選び出し，その心拍についてＰ，QRS，Ｔなどの各波の区分点認識をつぎのような過程で行なう。この際の足がかりとなる点は，心電図時系列データの差分心電図を $\Delta E(t)$ として，一定の閾値をこえる $\Delta E(t)$ を示す点 τ より求め，ついで，差分心電図にＰ波，Ｑ波などの開始点，終了点ごとに一定閾値を設定し，それに時間的制約などの付随条件を設けて，これらを満足する点を求めている（図４）。

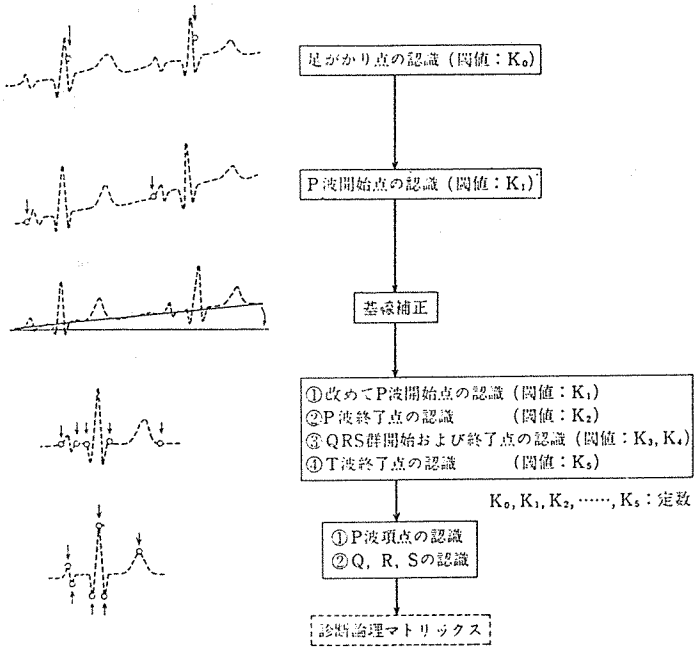

図４　区分点認識過程

次に表１に示すような54コのパラメータを自動計測し，抽出したパラメータについて，表２に示すような診断項目と疾患群で構成する診断論理マトリックスに従い，論理演算を行なうことにより，病期，病態を含む123の疾患について診断を下すことが出来る。

以上のような方式により，伝送された心電図を含む多数例の心電図について，大阪大学大型計算機センターのNEAC2200モデル500を使用し，自動診断を行なったところ，きわめて良好な成績が得られた。図５はそのコンピュータ・アウトプットの一例である。

表1　診断基準項目

No	パラメータ	誘導	判定基準	No	パラメータ	誘導	判定規準
1	PQd	I & II	120 msec	31	RV_1a+SV_6a	V_1, V_6	10.5 mm
2	PQd	I & II	220 〃	32	SV_1a+RV_La	V_1, V_6	35 〃
3	Pd	I	110 〃	33	STa	I & II & aV_L & V_1 & V_3 & V_6	−0.5 mm
4	Pd	II	110 〃	34	STa	I	1 〃
5	Pa	I	0 mm	35	STa	II	1 〃
6	Pa	II	2.5 〃	36	STa	III	1 〃
7	Pa	III	2.5 〃	37	STa	aV_L	1 〃
8	Pa 1	V_1	2.0 〃	38	STa	V_6	1 〃
9	Pa 2	V_1	−2 〃	39	Ta/Ra	I & II & III	1/10
10	QRSd	I	120 msec	40	Ta	III	ただしIII>10 mm −1 mm
11	QRSd	V_1	120 〃	41	Ta	aV_L	−1 mm ただしRaV_L>5 mm
12	QRSd	V_6	120 〃	42	Ta	III	−5 mm
13	QRd	V_1	60 〃	43	Ta	V_1	−10 mm
14	QRd	V_6	60 〃	44	Qa & Qa/Ra	aV_L	40 msec & 1/4 ただし RaV_L>3 mm
15	Qd	I	40 〃	45	Ta	I & II & V_6	−1 mm
16	Qd	II	40 〃	46	Ta	I	−5 〃
17	Qd	III	50 〃	47	Ta	V_3	−10 〃
18	Qd	V_3	40 〃	48	Ta	V^6	−5 〃
19	Qd	V_6	40 〃	49	Qa/Ra	III	1/4
20	Q	V_6	+ −	50	Ra	I, II, III & V_6	5 mm
21	Qa/Ra	I	1/4	51	Ra	V_1	5 〃
22	Qa/Ra	II	1/4	52	Ra/Sa	V_1	1.0
23	Qa/Ra	V_3	1/4	53	STa	V_1	2 mm
24	Qa/Ra	V_6	1/4	54	STa	V_3	2 〃
25	Ra	aV_6	12 mm				
26	Ra	V_6	26 〃				
27	R′	V_1	+ −				
28	R′a/Ra	V_1	1.0				
29	RV_1a/RV_3a	V_1, V_3	1.0				
30	Ra/Sa	V_6	1.0				

表2　診断論理マトリクスの一部

No.	診断 \ HPE	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30	31	32	33	34	35	36	37	38	39	40	41	42	43	44	45	46	47	48	49	50	51	52	53	54	備考
1	Healthy	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1						ただしNo.1に関して
2	Low V.	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1		0	1				はNo.2～4を捨る
3	RVH III	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1			0	0			49～54のII&IIIに関し
4	STv₁, v₂'	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1					0	0	(0,1) いずれもとる
5	WPW	0	1								0							

PATIENT : JOKER

PARAMETER MEASUREMENT

PA	PD	PCD	QRSD	QRD	QD	QA	RA	SA	PAP	RAP	STJ	TA
1.0	80.0	160.0	80.0	40.0	30.0	1.0	10.0	2.0	.0	.0	.0	3.0
1.5	105.0	160.0	80.0	40.0	30.0	1.0	10.0	2.0	.0	.0	.0	3.0
1.5	90.0	160.0	80.0	40.0	30.0	1.0	10.0	2.0	.0	.0	.0	3.0
.8	60.0	160.0	80.0	40.0	30.0	1.0	10.0	2.0	.0	.0	.0	3.0
.6	70.0	160.0	80.0	40.0	30.0	1.0	10.0	30.0	.0	.0	.0	3.0
1.0	80.0	160.0	80.0	40.0	30.0	1.0	10.0	2.0	.0	.0	.0	5.0
1.0	90.0	160.0	80.0	40.0	30.0	1.0	40.0	2.0	.0	.0	.0	4.0

LOGICAL VALUE OF 54PARAMETERS

1)	1	2)	1	3)	1	4)	1	5)	1	6)	1	7)	1	8)	1
9)	1	10)	1	11)	0	12)	1	13)	1	14)	1	15)	1	16)	1
17)	1	18)	1	19)	1	20)	1	21)	1	22)	1	23)	1	24)	1
25)	1	26)	0	27)	1	28)	1	29)	1	30)	1	31)	0	32)	1
33)	1	34)	1	35)	1	36)	1	37)	1	38)	1	39)	1	40)	1
41)	1	42)	1	43)	1	44)	1	45)	1	46)	1	47)	1	48)	1
49)	1	50)	1	51)	0	52)	1	53)	1	54)	1				

COMPUTER DIAGNOSIS OF ECG

LVH-2

RVH-2

図５　心電図自動診断のコンピュータ・アウトプットの一例

４．対話形式による心電図診断

データ通信技術は今後の医療において重要な役割を果しうるものと期待されているが，著者らはこれを心電図自動診断に利用し，さらに広域化する研究を試みている。ここではその一例として対話形式による不整脈心電図診断について紹介したい。

大阪大学大型計算機センターにおける時分割システムの開発とともに，我々の研究室では簡易ターミナルを使用し，コンピュータに精通していない医師であっても，いつでも容易にベッドサイドで利用出来る対話形式による心電図自動診断プログラムの作成を試み，これをより広域化するため，電々公社と協力して，電々公社のデータ通信サービスの一つであるDEMOSを利用した診断システムを開発した。このうちの不整脈心電図自動診断プログラムは，臨床上問題となる17の不整脈（図６）を対象にしており，不整脈の論理マトリックスおよび治療法病態などを数量化して，コンピュータに格納し，演算開始後端末装置を通して出される簡単な質問に応じて，心電図情報を順次入力すれば，不整脈診断名はもとより，その病態および疾患名，治療法が出力されるようになっている（図７，図８）。このような対話形式によるプログラムの意義は，一般の医師が容易に使用しくる点に加え，さらに重要なのは臨床医学に最も必要な即時性が満足されるということである。そのうえ，この方法を用うると演算時間も短かく，繰り返し実行可能であることより，不整脈診断論理を把握するのに有用である。また。不整脈自体の診断のみならず，治療法および不整脈の背景に存在すると考えられる原因疾患が出力されるので，研修医および学生などが，より臨床と密着した学習をすることが可能となる。

診断基準 ＼ 診断名No	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18
1. P(+) ?	1	1	1	1	1	1	0	0	0	1	1	1	1	1	0	0	0	0
2. PP regular ?	1	1	1	0	1	1				1	1	1	1	1				
3. The same QRS pattern ?	1	1	1	1	1	1	0	0		1	1	1	1	1				0
4. QRS<0.12 sec ?	1	1	1	1	1		0	0		1		1	1				0	0
5. RR regular ?	1	1	1	0	1	0	0	0	0	1	0	1	0	1	0	1	1	0
6. RR=PP ?			1		1						0							
7. PQ regular ?	1	1	1		1	0	0	0		1	0	0	1	0				
8. PQ duration normal ?	1	1	1							0		1		0				
9. RR>0.6 sec ?	1		0														0	
10. RR<1.2 sec ?	1	0																
11. f wave or F wave (-) ?	1														0	0		
12. RR'+R'R=2 (RR) ?				0			1	0										
13. RR<PP ?												0	0	0				
14. PQ<0.22 sec ?			1							0								
15. RR>0.4 sec ?			1		0					1								
16. PP>0.4 sec ?						0					1							
17. RR'<RR ?				1			1	1	0									
18. Basic rhythm (+) ?							1	1										0

診断名
1. Normal sinus rhythm
2. Sinus bradycardia
3. Sinus tachycardia
4. Supraventricular premature beat
5. Supraventricular tachycardia
6. Paroxysmal atrial tachycardia with block
7. Ventricular premature beat (compensatory)
8. Ventricular premature beat (interpolated)
9. Escaped beats
10. First degree of A-V block
11. Seconed degree of A-V block (Wenckebach)
12. Second degree of A-V block (Mobitz II) (2:1)
13. Second degree of A-V block (Mobitz II) (others)
14. Third degree of A-V block
15. Atrial flutter, Atrial fibrillation
16. Atrial fibrillation, atrial flutter+third degree block
17. Ventricular tachycardia
18. Ventricular fibrillation

図6　典型的な不整脈診断の論理マトリックス

```
*RUN ECG-1

     RUN ｶｲｼ
:01590 1 2 3 5
:01590 /EOF

DIAGNOSIS OF ARRHYTHMIA
***********************

      THIRD DEG AV BLOCK

PROBABLE ETIOLOGY
*****************

      DRUGS
        DIGITALIS
        QUINIDINE
        PROCAINEAMIDE
      RHEUMATIC HEART D.
      CORONARY HEART D.
      ACUTE MYOCARDIAL INFARCT
      MYOCARDITIS
      MYOCARDIOPATHY
      PULMONARY EMBOLISM
      ELECTROLYTE IMBALANCE
      HYPOXIA
      INFLAMATORY PROCESS
        RHEUMATIC FEVER
        DIPHTHERIA
        MEASLES
        MUMPS
      TYPHUS
        UPPER RES INFECT
      NEOPLASMA
      SURGICAL TRAUMA
      OTHERS

STOP

     ｼﾞｯｺｳ ｽｳｼ. ｼﾞｯｺｳｼﾞｶﾝ    3.
```

図7　DEMOSによる不整脈心電図の対話形式診断（その1）
（診断名と考えられる病因が打出されている。）

```
DIAGNOSIS OF ARRHYTHMIA
***********************

      VENTRICULAR FIBRILLATION

        ***CARDIAC MASSAGE***

        ***ELECTORICAL CONVERTER***


STOP

    ｼﾞｯｺｳ ｽｸﾘｭ. ｼﾞｯｺｳｼﾞｶﾝ    2.
```

図８　DEMOS による不整脈心電図の対話形式診断（その２）
（診断名と治療法が打出されている）

５．むすび

以上，我々の心電図伝送と自動診断システムに関する研究について述べたが，心電図に限らず，各種医療情報処理に関する水準は研究機関と一般医療施設で格差が甚だ大きく，他方診断論理の計量化にあたり，画一的なデータを多量に収集する必要があることと併せ，医療機関の間での通信技術を開発することが重要である。すなわち，病院，保健所，一般医療施設など各種医療機関の間で，通信回路網を設置して医療データをを伝送し，診断などの処理結果を返送するシステムにより，情報処理を広域化することができ，さらに大学病院などセンターとなるべき医療機関に設置されたコンピュータと通信回路網とをオンラインで結合し，医療データに高次の処理を施せば，疾病診断，治療法選択，予後推定などの臨床医学ににおける重要な情報処理を迅速化，高度化することが可能となる。また医学の発展に重要な計量化に必須の多数例の臨床データの収集が容易，かつ正確，迅速となり，コンピュータ利用の効率化，経済性の向上などの運用面にも，かかるシステムが不可欠である。さらに無線伝送などにより高度の広域化をはかれば，災害発生時や都市における救急医療対策，船舶や僻地などにおける医療水準確保にも効果が期待できる。

このようなシステムの実現には，医療データの性質上，医学以外の分野で用いられているデータ通信システムをそのまま導入することは不適当で，医療データの特質を考慮した端末装置やプログラム言語など，ハードウェア，ソフトウェアの両面にわたって十分な検討を行ない，最適のシステムを設計，構成しなければならない。

それゆえ，このようなシステムの実現をめざして，医学関係者，ＭＥ研究者を中心に，電々公社，電波監理局などの関係者をもまじえたプロジェクト・チームを結成し，技術的，理論的な面はもとより，行政面にわたっても早急に検討を行ない，システムの実現を促進することが望まれる。

参考文献

1）H. V. Pipberger & F. W. Stallmann: Computation of differential diagnosis in electrocardiography, Ann. New York Academy of Science, 115, p. 1115-1128 (1964).

2）R. J. Dobrow, A. Fieldman, W. P. C. Clason, C. A. Caceres & R. F. Reinfrank: Automated electrocardiography at a community hospital utilizing computer diagnosis, Connecticut Med., 32, p. 201-210 (1968).

3）阿部　裕，仁村泰治，古川俊之，望月茂樹，北畠　顕，稲田　紘，伯耆徳武，大庭　宏：心電図情報の伝送技術と自動計測，総合臨床，19，p. 700-709 (1970).

4）阿部　裕，仁村泰治，古川俊之，稲田　紘，北畠　顕，伯耆徳武，宮脇一男：心電図情報の伝送とコンピュータ診断システム，医用電子と生体工学（日本ＭＥ学会雑誌），９，p. 100-108 (1971).

5）阿部　裕：テレメータ心電図，診断と治療，59，p. 1936-1942 (1971).

6）阿部　裕，仁村泰治，伊藤勝啓，稲田　紘，北畠　顕，伯耆徳武，古川俊之：心電図の自動診断の現況，内科，28，p. 879-887 (1971).

7）H. Inada & H. Abe: On-line computer diagnosis and treatment through MAC system, Proceedings of MEDIS'72 Osaka, p. 191-197, Kansai Institute of Information System (1972).