

# マルチマイクロコンピュータシステムの医学応用

## — 心電図不整脈監視システム —

福島正勝\*, 石川澄\*, 稲田紘\*, 井上通敏\*, 日根修治\*\*, 大村皓一\*\*

\* 大阪大学医学部第1内科.

\*\* 大阪大学工学部電子工学科.

### 1. はじめに

急性心筋梗塞患者では75~90%の患者に何らかの不整脈が認められ、<sup>(1)(2)</sup>CCU (coronary care unit)が開設されるまでは急性期の死因の約1/2が不整脈で占められていた。CCU開設後は急性心筋梗塞で入院した患者の死亡率は25~35%から20~25%に減少したが、<sup>(2)</sup>それはCCUにおける心電図持続監視による不整脈死の減少によるところが大きい。心室性頻拍、心室細動、完全房室ブロックなどの致死的な不整脈は、早期に発見し、速やかに適切な処置を施せば救命しうるものであるし、またこれらは前駆となる不整脈を伴っていることも多いため、重症心疾患患者が多いCCUやICU (intensive care unit)においては心電図持続監視は不可欠なものである。しかし心電図監視を人間の眼で行う限り、その任にあたる医師、看護婦などの医療スタッフの負担は大きい。そこで医療スタッフの負担を軽減し、治療に専念できる時間的余裕を与えるため、不整脈自動監視装置の開発が進められてきたが、既存の装置は価格、信頼性などに關して問題点が残されており、広く普及するまでには至っていない。本研究はこれらの問題点を解決するために、個々の処理過程毎の開発とversion upが容易なマルチ-マイクロコンピュータシステムによる不整脈監視装置の開発を試みたものである。不整脈監視は複数の患者の心電図をリアルタイム処理する必要のあるため時間的な制約が大きくこの点でも機能分散型マルチ-マイクロコンピュータ方式は大きい利点を有しているといえる。近年のマイクロコンピュータの機能向上と低価格化はこの方式の応用を容易にしている。

### 2. システムの概略

#### 2-1. システムのハードウェア構成

本システムは心電信号入力部、アナログモニタ部、中央処理部、データ出力部、データ記録部からなる(図1)。心電信号は4人の患者から直交誘導により採取し、A-Dコンバータによりデジタル変換して中央処理部に入力する。A-D変換のサンプリング頻度は240ヘルツ、精度は9ビットである。心電図は同時にアナログモニタに表示される

とともに、随時記録紙に

記録することができる。

次項で述べるように5台

のマイクロコンピュータ

からなる中央処理部は4

人の患者の心電信号をリ

アルタイムで処理し、リ

ズム異常の有無を検出す

る。もし異常が検出され

れば、その緊急度に応じ

てブザーおよびディスプレイによりアラーム信号

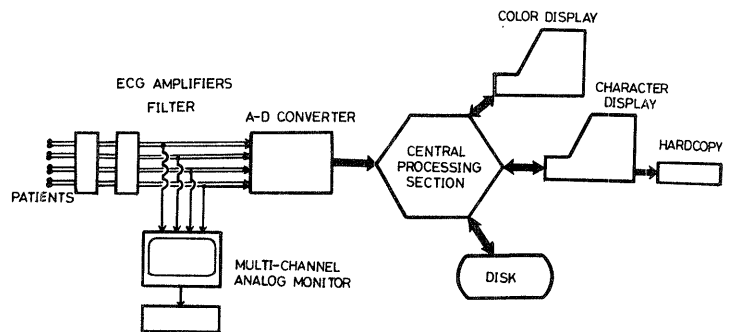


図1. システムのハードウェア構成

が出来る。ディスプレイ装置としては医師、ME技術者用にキャラクタディスプレイ、看護婦、パロメディカル用にカラーディスプレイが用意されている。一定時間毎およびアラーム発生時の心電図は帯域圧縮してディスク(記憶容量2Mbit)に格納され、随時呼び出して再生することができる。

2-2. 中央処理部の構成とデータの流れ.

中央処理部は5台のマイクロコンピュータ(単体コンピュータ, UC)から構成されている。単体コンピュータは図8に示すような構造を有する16ビットのマイクロコンピュータであり、"internal memory (IM, 記憶容量2k~8k bit)"の実行プログラムにより、"process memory (PM, 記憶容量2k~8k bit)"に書き込まれた処理プログラムを実行する。(4) 各UCは2種類のターミナル、すなわちデータ転送のためのターミナル (terminal for loose-coupling) とコントロール信号授受のためのターミナル (terminal for common bus) を有する。これらのターミナルにより各UCは結合され、互いに処理データを交換しつつ固有の処理を行うが、全体としては master computer に管理されて1つのシステムとして稼働する。各UCの結合ターミナルには冗餘があるため、必要に応じてシステムの拡張をはかることができる。

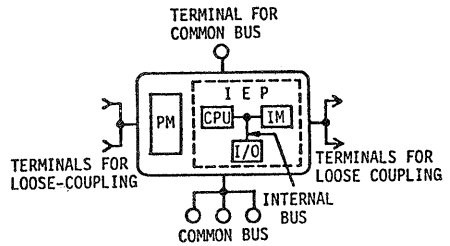


図8. 単体コンピュータ(UC)の構造

( IEP: interpretation and evaluation processor  
IM: internal memory  
PM: process memory )

各UCに割り当てた処理機能と中央処理部におけるデータの流れを図9に示す。

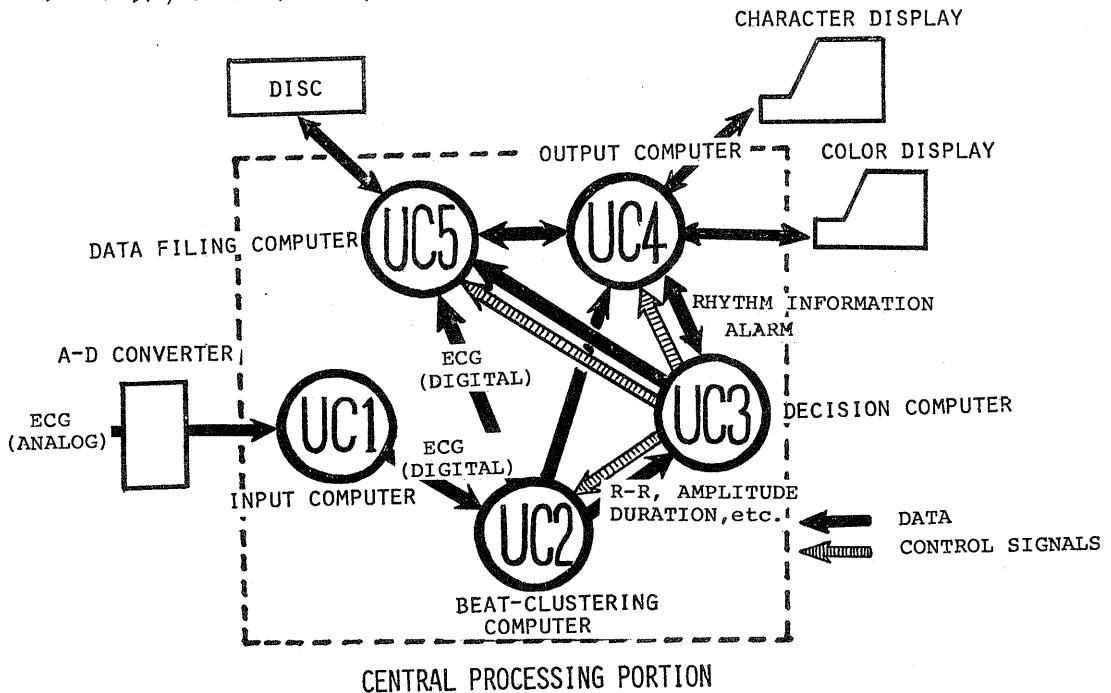


図9. 中央処理部の構成とデータ処理の流れ

デジタル変換された心電信号はUC1(入力コンピュータ)によりスムージング処理されたのち、UC2(QRS波分類コンピュータ)の“循環メモリ”に書きこまれる。UC2は入力された心電図信号の時系列からQRS波を検出するとともに、その特徴を示すパラメータを計測して、そのQRS波形が正常波形か異常波形かを判定する。UC3(リズム診断コンピュータ)はUC2からのR-R間隔、波形情報を受け取りリズム診断を行い、異常が検出されれば、そのアラーム情報をUC4に送り、アラーム番号を出力させる。UC4(出力コンピュータ)はユーザーとの接点となり、アラームセットレンドラムの出力をおこなうとともに、キーボードを通じてユーザーからのコントロール信号を受け取る。UC5(データファイリングコンピュータ)はUC2から送られてくる心電信号を帯域圧縮して格納、再生するなど患者データのファイリングを行う。これらの各UCに割り当てられた処理プログラムはモジュール化されており、モジュール毎のversion upに適している。

### 3. 不整脈診断アルゴリズムの概略

#### 3-1. QRS波の検出

QRS波の検出は不整脈診断のfirst-stepであり、本システムではconvolutionの手法を用いて行った。この手法は本システムが持つ関数同士の演算機能を利用し、基準関数 $g(k)$ と入力関数 $f(t)$ (この場合は心電図時系列データ)との間で

$$H(t) = \sum_{k=0}^n g(k) f(t+n-k)$$

を連続的に計算するものであり、適切な基準関数を選べば棘波を検出することが出来る(図4)。本システムではQRS波の検出精度を上げるため、検出に直交誘導を用いるとともに、QRS波は一定値以下の中で鋭い振れか、続く性質を利用して、検出した波がQRS波かどうかを確認するようにしている。

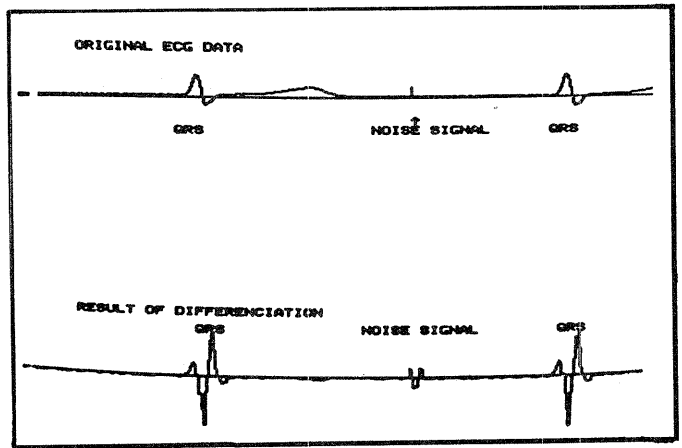


図4. convolution法によるQRS波の検出。

(上段: デジタルの心電波形)  
(下段: convolutionのアダプティブの例)

#### 3-2. QRS波の波形判定 (clustering of QRS waves)

検出したQRS波が上室性か、心室性かを判定することは不整脈診断では極めて重要であり、診断精度を左右するものである。本システムではQRS波の特徴を示すパラメータ(QRS巾, QRS群の波高値, QRS波初期部分の微分値)を計測し、正常波形の平均値と比較することにより、異常波形を判定した。正常波形の平均値はモニタの開始に先立って求めるが、モニタ中にも随時interruptをかけて修正することが出来る。

### 3-3. リズム診断と処理結果の出力

R-R間隔とQRS波の波形情報(正常波形か異常波形か)を総合してリズム診断を行うが、検出した異常はその重要度に応じて3段階(緊急、準緊急、注意)に分けてアラームを出す(表1)。アラームの緊急度はブザーの音およびカラーディスプレイのバックグラウンドの色(緊急-赤、準緊急-黄、注意-緑)で区別し、それをフラッシュさせるとともに、アラームの内容はディスプレイ装置に文字で表示する(図5)。さらに随時、過去24時間までの心拍数、心室性期外収縮の数、血圧(キーボード入力)などのトレンドグラム(図6)を表示するとともに、その期間のアラームの内容、eventの内容(キーボード入力)をテーブルの形で出力できるようにした(図7)。

IN CASES WITH SINUS RHYTHM	
URGENCY	
1.	Ventricular Fibrillation or Standstill
2.	Ventricular Tachycardia or Flutter
3.	Excessive Bradycardia
CAUTION	
1.	Ventricular Rhythm
2.	Marked Tachycardia
3.	Marked Bradycardia
4.	Ventricular Premature beat--multiple
5.	Ventricular Premature Beat--short run
6.	Ventricular Premature Beat--R on T
7.	Ventricular Premature Beat--multi-form
8.	Block--multiple
9.	Marked ST Deviation
Attention	
1.	Mild tachycardia or Bradycardia
2.	Block--sometimes
3.	Mild ST Deviation
4.	Sensitivity Mismatch
5.	Noisy Electrocardiogram

### 4. man-machine interaction

本システムでは操作性を向上させるため、ユーザーのレベルに合わせて3段階のman-machine interactionを用意した。看護婦、パラメディカルにはカラーディスプレイを用い、漢字と仮名、図により情報(アラーム内容と簡単な指示)を与え、操作はファンクションキーを用いて、ワンタッチで行えるようにした。医師にはキャラクタディスプレイを用い、英語でより詳細な情報(アラーム内容、トレンドグラムなど)を与えると同時に、キーボードからアラーム内容の選択、診断パラメータの変更が行えるようにした。ME技術者にはシステム開発とversion upの便宜を図るため、各ICに割り当てるプログラムをモジュール化するとともに、アセンブラに替る高級言語を用意中である。

表1. アラームの種類とその緊急度  
(基本調律が洞調律の場合)

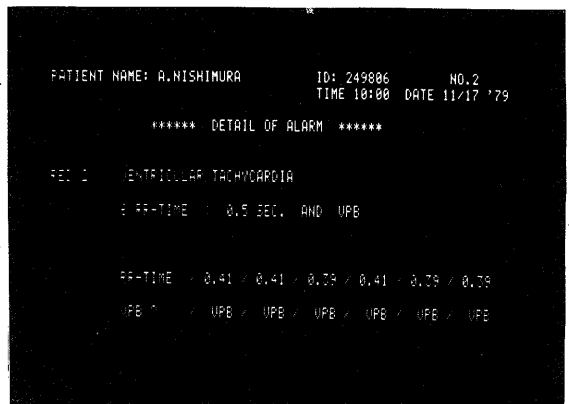


図5. キャラクタディスプレイ装置に表示されたアラームの内容

### 5. 不整脈自動監視装置の問題点と今後の方向

不整脈監視装置の開発は1960年代の後半から始められ、数多くのシステムが報告されるとともに、<sup>(57)(6)</sup> その一部はすでに市販されている。自動監視装置がCCU, ICUなどに普及するかどうかは、その診断精度と価格の相互関係(cost-performance)のほかにも診断精度に大きく左右される。診断精度を決定する因子はQRS波の検出と

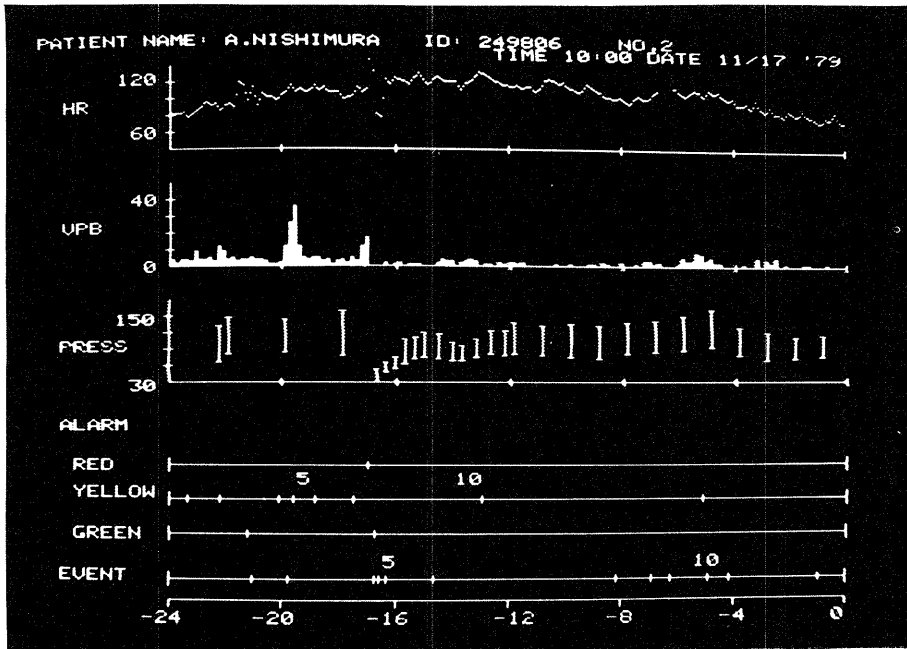


図6. トレンドグラフの1例。

上段より拍数、心室性期外収縮の数、血圧の経時的な変化が表示され、下段には検出したアラームとeventの発生時刻が示されている。アラームとeventの内容は別画面にテーブルの形で出される(図7)。

その波形分類 (clustering) であるといっても過言ではなく、各システムともこの部分の検出に多くの時間を費している。この両者を誤らせる最大の原因は雑音の混入であり、したがって誘導電極、誘導コード、フィルタなどハードウェア面の改良により、可能な限り雑音の少ない安定した心電信号を入力できるように努力すべきであろう。

ソフトウェア面からは医師の思考過程により近い方法の検討が今後の課題となるであろう。QRS波の検出に関しては鋭い振れがあることを利用する場合が多いが、医師はそれに加えて、その前後のRR間隔、すぐ後にT波と思われる波が続くことなどを参考にしている。波形分類については、医師はQRS中、振幅などのパラメータだけでなく、QRS波からT波までをパターンとしてとらえ判定している。QRS波の検出に関しては、各システムとも満足すべき精度に達しているが、QRS波の波形分類の精度は不十分である(たとえば心室性期外収縮の検出率は50~75%)。これはQRS波の特徴を示すパラメータの計測が区分別識に依存することから、雑音の影響を受けやすいためであり、正常波形と異常波形の一致度を調べる Template matching Shape method など、より医師の判定法に近い方式の応用が期待される<sup>(7)</sup>。P波の情報はいずれも診断、とくに上室性不整脈の診断には不可欠であるが、検出率が低く、かえって誤診の原因となることが多い。これに対処するため、

PATIENT NAME: A. NISHIMURA ID: 249806 NO. 2  
TIME 10:00 DATE 11/17 '79

\*\*\*\*\* ALARM \*\*\*\*\*

TIME	ALARM	EVENT
10:00	YELLOW	UPB MULTIPLE
10:01	YELLOW	UPB MULTIPLE
10:02	GREEN	CHANGE IN HEART RATE
10:03	YELLOW	UPB SHORT RUN
10:04	YELLOW	UPB MULTIPLE
10:05	YELLOW	UPB SHORT RUN
10:06	YELLOW	UPB SHORT RUN
10:07	RED	VENTRICULAR TACHYCARDIA
10:08	GREEN	CHANGE IN HEART RATE
10:09	YELLOW	UPB SHORT RUN
10:10	YELLOW	UPB MULTIPLE

図7. 検出したアラームの内容と発生時刻のテーブル

食道誘導や右心房内電極などが試みられているが、<sup>(8)</sup>長期にわたるモニタには不適當である。我々は致死的不整脈の監視という観点からみれば、心室性不整脈の検出に重点を置き、P波の情報は重視しなくともよいと考えている。

中央処理部は、初期のシステムでは1台のコンピュータにより構成されていたが複数の患者の心電図をリアルタイム処理する必要があるため、処理時間に制約があり、充分な解析ができなかった。これに対処する方法としては複数のコンピュータに処理を分散させるマルチコンピュータシステムと処理プログラムの一部をマイクロプログラミングとしてハードウェア化する方法が考えられる。我々はシステム開発とversion upの容易さを考慮して、マルチマイクロコンピュータ方式を採用したが、マルチコンピュータ方式はそれだけシステムダウンの危険性も高く、また実際にはUC1とUC2を除いては時間的余裕も有するため、version upの時点では整理統合するとともに、できる限りハードウェアでカバーする方向へ持っていくと考えている。

不整脈自動監視装置に対する臨床医の期待は大きく、今後、価格面での改善とともに、診断精度の向上、man-machine interactionの改善に基づく操作性の向上、ファイリング機能のような付加機能の充実などにより、有用性、信頼性をよりいっそう高めることができれば、ICU、CCUなどに広く普及するものと思われる。

#### (文献)

- 1) Lown, B., Fakhro Ali, M., Hood, W.B. and Thorn, G.W. : The coronary care unit. J.A.M.A. 199:188, 1967.
- 2) Day, H.W. : Acute coronary care-A five year report. Am. J. Cardiol. 21:252, 1968.
- 3) Acute Myocardial Infarction. ed. Julian, D.G. and Oliver, M.F., Edinburgh and London, E & Livingstone, 1968.
- 4) Murakami, M. and Omura, K. : A multi-computer system for medical applications. Proceedings of International Symposium of Medical Information System'78, p275, 1978.
- 5) Cox, J.R. Nolle, F.M., Fozzard, H.A. and Oliver, G.C. : AZTEC a preprocessing program for real-time rhythm analysis. IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-15, 181, 1968.
- 6) Haywood, J.H., Murthy, V.K., Harvey, G.A. and Saltzberg, S. : On-line real time computer algorithm for monitoring the ECG wave form. Comp. Biomed. Research 3, 15, 1970.
- 7) Willmann, R., Judell, N. and Kuo, S. : Replacement of AZTEC by correlation for accurate VPB detection. IEEE, 29, 1978.
- 8) Bernard, R., Sajet, M., Demester, M., Vainsel, H. and Rey, W. : Experience with 2 lead monitoring system. Advantages-disadvantages-evaluation. Trends in Computer-processed Electrocardiograms. ed. Van Bommel, J.H. and Willems, J.L., North-Holland Pub. Co., p65, 1977.