原 著

重症患者自動監視システム

——その開発と臨床経験——

Automatic Care System of Serious Cases

——Experiences in Juntendo University Hospital——

阿 部 亮*

MAKOTO ABE, M. D.

ICU, CCU の computer 化は諸外国（特に米国）において開発中である。本邦では ICC, CCU で心電図以外の各種情報を on line で収集し、診断、治療に役立て実用化に成功している例はない。順天堂大学 ICU, CCU においては 1971 年より computer system の開発を行ない、1974 年 6 月より実際の病床に on line で接続、試用を行なって来た。hard ware などの工学的な面については既に発表したもので、本論文では主として soft ware および実用面について述べる。臨床面からみた本 system の特徴は、① on line および off line で入力された data をもとにして status の診断を行なう。② on line で収集された情報を trend-graph で表わし、過去の変化傾向を展望し、乗るべき状態の予測に役立たせる。③ 可能なものは monitoring で同時監視を行ない、必要に応じて alarm を発生させる。の三点に要約される。

主として心疾患術後の患者約 50 例について on line 監視を行なった。status の診断は診断論理その他に検討の余地を残しているが、trend-graph は既に実用の段階に達しており、特に心拍出量を Warner の手法を応用して on line で測定し、全身末梢血管抵抗などとの経時的变化の関連を trend-graph で表わし良い結果を得ている。また心疾患術後の回復過程を知る指標として肺シャント率の算出をも行なっている。その他動脈圧、尿量などの trend-graph 表示も実用の域に達している。信頼性については多少の問題点を残しているが、本邦では最初の試みであり、現在の段階で既に一応実用に耐えうると考えられる。

ICU, CCU における特徴の一つは、重症患者の集中監視治療の必要から、ME 技術の導入が他の分野に先がけて高度に行なわれて来たことであろう。ICU, CCU では疾患の種類を問わず、循環器系、呼吸器系の管理は必要欠くべからざるものであることがその理由と考えられる。

高度に臨床検査法の発達した今日でさえ、ある一つの検査 data は、生体内の複雑な変化の一部を

表わしているにすぎず、多数の検査 data の集積と経時的变化を追いながら、医師（人間）が病態を推察し、診断し、治療を行なっているのが現状である。ところで一人の患者についてある診断を下すに至る過程には、次元の低い多種多量の情報を組み合わせて、全体として高度な情報を作り出すという手順が必要であるが、複数の患者、膨大な data、それに経時的な変化などを考えるときは、人間の能力を越えることのあることは当然といわなければならない。

このような状態において、患者監視や臨床診断に computer を導入しようという考えは必然的に

* 順天堂大学医学部助手（内科：循環器，主任：北村和夫教授）

Department of Internal Medicine, Juntendo University, School of Medicine.

(Sept., 26. 1975 受付)

発生したといつてよい。

ICU, CCU の computer 化は諸外国 (特に米国) において発達して来た^{1)~4)}。本邦でも 1963 年頃から computer の実用化が進んでいるが, ICU, CCU で心電図以外の各種情報を on line で収集し, 診断, 治療に役立て, 実用化に成功している例はないといえる。

順天堂大学 ICU, CCU において, computer system (16KW) を導入すべく 1971 年よりその開発を手がけて来た。system 化のねらいとするとところは大きく分けて, ①各種情報の迅速な収集, 蓄積および表示, ②収集された情報を医師や看護婦に短時間で判断するのに容易な形に加工して表示すること, および ③monitoring の3点である。その他のねらいとして処置の自動化, たとえば輸液, 注射などの処置を computer からの指令で自動的に行なわせることも考えられ, 現に施行して

いるところもある²⁰⁾。

1974 年 6 月より実際の病床に on line で接続, 試用を行なって来たが, 約 1 年が経過した現在, 臨床的立場からみた本 system の実用性, 問題点などについて, 臨床経験をもとに検討を加えてみた。

hard ware などの工学的な面については既に発表した⁵⁾ので, 本論文では主として soft ware および実用面について述べる。

臨床面よりみた system の特徴

本 system は ICU, CCU に直結した real time data 処理部と, 日報作成のための batch 処理部とから成る。前者はさらに bed side 部, nurse station 部, machine room 部に大別されるが, それらの構成の詳細については, 既に報告されている⁵⁾⁶⁾ので省略する。

1. Central Processing Unit	10. Control Module	19. Nurse Trainer Unit
2. Interface Control Unit	11. Daily Report Unit	20. Display Unit 2.
3. Magnetic Dram	12. Display Control Unit	21. Nurse Station Unit
4. Type Writer	13. Display Exchanger	22. Display Unit 3.
5. Control Clock	14. Scan Converter 1.	23. Bed Side Unit 1.
6. Tape Reader & Puncher	15. Scan Converter 2.	24. Bed Side Unit 2.
7. Display Unit 1.	16. Automatic Voltage Regulator	25. Bed Side Unit 3.
8. Magnetic Tape	17. Separate Transformer	26. Bed Side Unit 4.
9. Magnetic Tape Channel	18. Switch Board	27. Hard Copy Unit

図 1 ICU, CCU および machine room に於ける機器の配置

ICU, CCU およびそれと直結した machine room における各種機器と, bed の配置関係を図示すれば図 1 の如くなる. 臨床の現場で直接操作する必要のないものは病室に置くことを極力さけ, 一括して machine room に配置した.

臨床面からみた system の特徴は, ① on line および off line で入力された data をもとにして status の診断を行なう. ② on line で収集された情報を trend graph として表わし, 過去における変化の傾向を展望し, 来るべき状態の予測に役立たせる. ③ 可能なものは monitoring で同時監視を行ない, 必要に応じて alarm を発生させる. 以上の 3 点に要約される.

1. status の診断および論理

ICU, CCU では循環器系, 呼吸器系の管理が主体をなすので, それに即応した実的な状態の把握が要求される.

status の最終的な段階を shock, cardiogenic shock, congestive heart failure, hypoventilation の 4 種類に分類した. shock とは広義には「急性の循環不全であり, うっ血性心不全の症状を伴わないもの」と解釈し, shock を更に hypo-

volemia に基づくものと cardiogenic shock に大別し, 前者を単に shock と表現した. そしてそれらに至るまでの過程を A, B, C の 3 段階に分類し, status の判別を行なう. Step-A では respiratory insufficiency, circulatory insufficiency, undecidable (条件のそろわない場合) に大きく分類した (図 2). これらは心拍数 (いずれも頻脈) と体温, 中心静脈圧, 動脈圧のいずれかの異常値の組み合わせで決定される. circulatory insufficiency は最終的に向かうべき方向を想定して, step B で更に 3 つの方向に分類した. すなわち病態が変化し始めた初期の段階で心拍数が上昇し, 中心静脈圧の低下する傾向にあるもの, 心拍出量の減少する方向に向かっていると思われるもの, および中心静脈圧が上昇する傾向にあるものを, それぞれ将来 shock, cardiogenic shock, congestive heart failure に移行する可能性のあるものと考え, probable shock, probable cardiogenic shock, probable congestive heart failure とした. そしてこの段階では動脈血圧は未だ低下の傾向を示さず, むしろ正常か代償的に高めに保たれている時期とした. 次の段階 (step-C) では, 心拍出量およ

図 2 status の分類

び動脈圧が前二者の間で減少の傾向を示し始めることが予想される。そして更に全身末梢血管低抗 (TPR)，尿量，体温などが新たな情報として加味され，診断論理に参画する。この時期には TPR は増大の傾向が見られ，尿量は一般に減少して来

る。体温も hypovolemia の場合，特に末梢では比較的早期に低下の傾向が出現する。step-B の条件に以上のことが加味された場合，これを shoch, cardiogenic shock, congestive heart failure の前段階とし，おのおのに pre を付して表現するこ

DECISION TABLE DESIGN SHEET																	(		)																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																												
JOB NAME													DATE																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																		
TABLE NAME					NO		FUNCTION					AUTHOR																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																			
DIAG 8					08		VTE																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																								
SPECIFICATION																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																															
C O N D I T I O N																	R U L E																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
																	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																															
0	ABP = N						Y	N		Y	N		Y	N		Y	N																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														

図 3 診断論理の decision table の一部

表 1

[illegible]

とした。そしてこの step-C の中では同じ項目の変動によって最終段階が表示される。すなわち収縮期血圧が 85mm Hg 以下、心拍出量が更に大きく減少し、尿量が 30ml/h 以下と減少し、TPR は大きく減少し、中心静脈圧も 6cmH₂O 以下に低下し、更に体温も低下 (36°C 以下) をみる場合を shock とした。これに対して TPR は前段階と同じかわずかに上昇、中心静脈圧の上昇 (15cmH₂O 以上)、および心拍出量の減少、そして動脈圧が 100mmHg 以下となった場合を cardiogenic shock とした。また心拍出量は前段階と同様かさらに低下、TPR は前段階と同様か更に上昇し、中心静脈圧の大幅な上昇のある場合を congestive heart failure とした。

呼吸関係の status も同様に図 2 に示した如く分類したが、おのおのの項目に対する on line の測定方法や技術、transducer の精度などに問題があり、診断論理についても現在検討中である。

on line で収集された data は、すべて H(high), N(nomal), L(low) の 3 段階に分類し、さらに細分する必要のある区間は 2 または 3 段階に分けた。そして指定された data が前段階に比較して、何段階上昇または下降したかにより次の status を決定する。

以上に述べた on line data による診断論理を通過する前に、各症例に対応した条件を設定する。たとえば、年齢による異常レベルの変更などである。また symptom に属する項目、たとえば cyanosis, bleeding, dyspnea, chest pain など事前に off line で入力され、診断論理に参画する。

診断論理は decision table の形式で computer に格納されている。図 3 はその一部を示したものである。decision table の形式を採用したのは論理の変更が比較的容易に行ないうるという理由による。

2. alarm の設定

on line および off line で収集された data の総合的な判断は、診断論理を経て status に応じて、alarm が発せられるが、これとは別に on line で収集された情報のおのおのについても、必要に応

じて alarm を作動させることができる。

正常範囲 (基準値) の設定は一応生理学的基準に則り行なったが、ICU, CCU という特殊性を考慮して alarm を発生させる必要のない範囲を基準値とした。したがって基準値は各症例毎に変更することが可能である。変更の手続きは display の key board を操作することにより簡単にできる。表 1 に示すごとく、入力された data は C₁……C₄ の間に投入され、C₂ 以下、C₃ 以上が基準値となり、alarm は発生しない。右に示した時間は data 保有期間で、新たな data が投入されない限り、そのまま活用される。

3. trend graph

on line の入力情報については過去における変化の傾向を、経時的かつ連続的に再現できることが望まれる。そこでこれらを trend graph として現わし、来るべき変化の予測に役立たせる。項目は呼吸数、心拍数、動脈血圧、中心静脈圧、体温 (直腸温、末梢温)、尿量、不整脈、心拍出量、全身末梢血管抵抗など on line 入力情報の殆んどについて trend graph として呼び出すことが可能である。

前 7 者については数 10 例について臨床経験を積んだが、中心静脈圧、不整脈を除いてはほぼ実用化の見通しがついた。

scale は 4 分、20 分、1 時間、24 時間毎のものを自由に選び、最高 3 週間までの trend を出す事が可能である。図 4 に trend graph の実例を示す。HR は心拍数を、ABP.D, ABP.S はそれぞれ収縮期および拡張期圧を示す。血圧と脈拍数の経時的変化が良く示されている。

臨床経験と結果

約 1 年間で本 system を稼動して ICU, CCU で監視を行なった症例は以下の如くである (表 2)。年齢は 3 才から 73 才で、先天性心疾患、弁膜症、腹部大動脈瘤、肺癌、縦隔腫瘍 (以上すべて手術後)、CCU では心筋硬塞が主なものである。on line の接続時間は延べ 2,100 時間である。

次に個々の測定項目の臨床経験とその結果につ

表 2

	患者疾患名等	試用項目 (On line)
1	連 合 弁 膜 症 24才 ♀	E C G モニター, 不整脈, 呼吸数, 心拍数, 尿量, 体温(1), (2)
2	肺 癌 63才 ♂	同上トレンドグラフの検討
3	心房中隔欠損症, 肺動脈狭窄症 15才 ♂	同上主として呼吸数についての検討
4	従 隔 腫 瘍 15才 ♀	不整脈, 尿量, 呼吸数, 体温
5	心 房 中 隔 欠 損 症 15才 ♂	動脈圧, 呼吸数, 尿量
6	肺 動 脈 狭 窄 症 16才 ♂	呼吸数の誤差についての検討, 不整脈, 尿量など
7	心 筋 硬 塞 60才 ♂	心電図・ハム混入し中止
8	心 房 中 隔 欠 損 症 7才 ♀	動・静脈圧を除く全項目
9	肺 癌 68才 ♂	尿量計をはじめて on line で使用
10	” 67才 ♀	尿量計をはじめて on line で使用, その他呼吸, 体温, 心電図など
11	心 房 中 隔 欠 損 症 9才 ♀	呼吸, 心拍数, 体温, S T, 不整脈など
12	縦 隔 腫 瘍 65才 ♂	同 上
13	心 房 中 隔 欠 損 症 15才 ♀	上記項目につきトレンドグラフの精度を確認
14	心 筋 硬 塞 50才 ♂	不整脈, 心拍数, 呼吸数
15	肺 静 脈 還 流 異 常 31才 ♀	動脈, 静脈圧を除く全項目
16	心室中隔欠損症, 動脈管開存症, 肺高血圧症術後 11才 ♀	不整脈, 心拍数, 体温, 体温差, 尿量, 呼吸数, その他を検討
17	心 室 中 隔 欠 損 症 25才 ♂	上記全項目
18	心 房 中 隔 欠 損 5才 ♂	心電図 (不整脈, 心拍数), 尿量, 体温(1), (2)
19	フ ァ ロ ー 五 徴 症 14才 ♀	不整脈, 心拍数, 呼吸数, 尿量, 体温(1), (2), 3日間連続監視
20	心 房 中 隔 欠 損 症 僧 帽 弁 閉 鎖 不 全 症 10才 ♀	動脈圧, 中心静脈圧, 心拍数, 呼吸数, 尿量, 体温(1), (2)
21	フ ァ ロ ー 四 徴 症 10才 ♀	動脈圧, 中心静脈圧, 心拍数, 呼吸数, 体温(1), (2)
22	肺 癌 73才 ♂	動脈圧, 中心静脈圧, 心拍数, 呼吸数, 尿量, 体温(1), (2) 2日間連続監視
23	前二者を同時監視	同 上
24	心 房 中 隔 欠 損 症 10才 ♂	同 上
25	心 室 中 隔 欠 損 症 肺 動 脈 狭 窄 症 4才 ♂	心拍数, 呼吸数, 体温(1), (2), 3日間連続監視
26	大動脈弁閉鎖不全症 23才 ♀	不整脈, 心拍数, 呼吸数, 中心静脈圧, 体温(1), (2)
27	僧 帽 弁 狭 窄 症 31才 ♀	不整脈, 心拍数, 尿量, 体温(1), (2)
28	W P W 症 候 群 54才 ♂	不整脈, S T, 心拍数
29	心 房 中 隔 欠 損 症 7才 ♀	尿量, 不整脈, 呼吸数, 体温(1), (2), 2日間連続監視
30	心 筋 硬 塞 64才 ♂	不整脈, S T, 心拍数, 呼吸数
31	心筋硬塞, 僧帽弁閉鎖不全症 68才 ♀	同 上
32	腹 部 大 動 脈 瘤 67才 ♂	動脈圧 (不整脈, S T)
33	” 55才 ♂	不整脈, 心拍数, S T, 体温

	患者疾患名等		試用項目 (on line)
34	大血管転位症, 心室中隔欠損症, 肺高血圧症	3才 ♀	心拍数, 不整脈, 呼吸数, 5日間連続監視
35	ファロー四徴症	11才 ♂	不整脈, 心拍数, 動脈圧, 中心静脈圧, 呼吸数, 11日間連続監視
36	心筋硬塞	60才 ♂	不整脈, ST, 呼吸数
37	僧帽弁膜症	34才 ♀	心電図, 動脈圧
38	僧帽弁狭窄症	32才 ♂	不整脈, 心拍数, 呼吸数, 動脈圧, 6日間連続監視
39	〃	46才 ♀	不整脈, 呼吸数, ST, 4日間連続監視
40	〃	41才 ♀	動脈圧, 不整脈, 心拍数, 3日間連続監視
41	肺癌	56才 ♂	動脈圧, 中心静脈圧, 不整脈, ST, 呼吸数, 尿量, 3日間連続監視
42	心房中隔欠損症	22才 ♂	動脈圧, 不整脈, ST, 心拍出量, 4日間連続監視
43	肺高血圧症	12才 ♂	不整脈, ST, 尿量, 体温 (直腸, 末梢)
44	収縮性心膜炎	16才 ♂	呼吸数, 不整脈, 動脈圧, 中心静脈圧, 心拍出量
45	動脈管開存症	21才 ♀	動脈圧, 不整脈, 体温, 心拍出量
46	異型狭心症	48才 ♂	不整脈, ST, 動脈圧, 中心静脈圧, 尿量, 心拍出量, 体温
47	心室中隔欠損症	9才 ♂	同上, 全身末梢血管抵抗
48	動脈管開存症	7才 ♀	不整脈, ST, 尿量, 心拍出量, 全身末梢血管抵抗
49	僧帽弁狭窄症, 子宮筋腫	40才 ♀	動脈圧, 体温, 心拍出量など

註: 体温(1), (2)はそれぞれ直腸温, 末梢温を, STは心電図のSTを表わす。

いて述べる。なお直接臨床の場で確認することの不可能な事項については, 実験によってその信頼性を確認した。

〔TREND GRAPH END〕

図4 ABPS(収縮期血圧), ABPD(拡張期血圧), HR(心拍数)の trend-graph. 横軸は時間で0が現在, 1, 2, 3……と過去にさかのぼる。

1. 心電図

1) 不整脈

本 system で不整脈の自動監視を行なうに際し, 特に留意した点は次の事項である。① ICU, CCU の特殊性から, 状態の変化を知ることが重要である。したがって最初からある一定の不整脈, 脚ブロックなどの存在するものは, これを基準として監視を行ない, 心電図に新たな変化が生じない限り alarm は発しない。② system に含まれる他の機器の制御も同時に行なうため, 不整脈の解析は主として hard ware で行ない, 処理時間は極力短かくする。③ 患者の体動による筋電図の混入, 基線の動揺などを含んだ不安定な心電図に対しても, 十分正しく判読を行なえるようにするなどの点である。

まず心電波形が増幅されてから, alarm が発生するまでの hard ware の block diagram の概略を図示すれば図5の如くなる。増幅された心電波

図 5

形は一部はそのまま不整脈計へ、他は期外収縮計と心拍数計を経て不整脈計へ送られる。期外収縮計では RR 間隔, QRS の幅, および面積の計算を行ない不整脈計に送る。心拍数計では単位時間内の心拍数を計算し、不整脈計に知らせる。不整脈計ではこれらの情報を統合して新たな不整脈情報を作り出す。

前述した如く、不整脈の解析はすべてその患者固有の平均値が基準となっているため、測定開始時より、固定した不整脈の存在する症例については、新たな変化が生じない限り不整脈として認識されない。したがって、本来の不整脈解析からすれば false negative ということになる。

▷臨床経験

この不整脈計を使用して、外来患者 41 名、入院

表 3

不 整 脈 の 種 類	医師による 診 断	不整脈計による診断		
		一致	偽陽性	偽陰性
発作性心室性頻拍	0	0	1	0
完全房室ブロック	1	0	1	(1)
心室性期外収縮 (出現率20%以上)	3	2	0	(1)
脚 ブ ロ ッ ク	5	2	2	(3)
心房性期外収縮	7	5		2
Ⅱ度房室ブロック	3	2	3 (不整脈のⅠ度と判定)	1
心室性期外収縮 (出現率20%以下)	6	5		1
心 房 細 動	14	13		1
W P W 症 候 群	1	0	0	1
正 常	10	8	0	2

註: () 内の数字は測定開始時 (基準値決定時) より殆ど変化を認めず本 system の性格上やむをえないと思われるもの

患者 (ICU, CCU) 9 名につき不整脈の解析を試みた。年齢は 5 才から 71 才の男女で、不整脈を有すると思われるものを特に多く選んで行なった。ICU, CCU の患者については電極装着後 30 分以内の体動その他の原因による artifact の出現率の少ないと思われる時間帯に行ない、測定時間は 5 分前後とした。結果は表 3 の如くである。

不完全房室ブロック、心房性期外収縮、心房細動、出現率 20% 以下の心室性期外収縮などは、軽症の不整脈として I 度の不整脈とし、一括表示する。P 波の検出を正確に行なうことが技術的にむずかしいなども、敢えて分類を試みない理由である。I 度の不整脈の分類を問題にしない限り、一致率は 74% で、false positive は 7 例認めた。

false positive の内容は、一過性の WPW の頻拍を発作性心室性頻拍症としたもの 1 例、徐脈の心房細動を完全房室ブロックとしたもの 1 例、また脚ブロックと誤認したものの中には、基線の変動に基づく波形のひずみによると思われるもの 2 例がある。また正常者 10 例中 2 例で I 度の不整脈の表示をみたが、いずれも小児で呼吸性の不整脈によると思われるものであった。

2) ST 偏位の検出

心疾患患者の心電図をみる際、不整脈と共に ST 成分のとり態度は非常に重要な要素である。本 system では P 波後の平坦部を基線とし、その基線に対する ST の上昇、下降を hard ware で検出して、数値で表示している。なお測定の信頼性を保つ意味から、1 心拍間での基線の変動が ± 0.5 mV を越える場合、および不整脈計で不整脈が検出された場合には自動的に ST の測定は中止される。なお単位は小数点以下の表示をさけるため、 μ V で表わすこととした。

▷臨床経験

ICU, CCU に入院中の心疾患患者 10 例につき、ST 偏位の測定を試みた。

記録紙に記録された ST の偏位と検出された絶対値を比較することは困難であるが、ST の上昇、下降の経時的変化は良く現わすことに成功している。次にその実例を示す (図 6)。

図 6 on line data list に見る ST 偏位の経時的変化

症例は、12才男児で ASD 術後の患者である。ICU 入室 3 時間後より ST 偏位の検出を試みた。最初は ST の偏位は $300\mu\text{V}$ 前後と中等度の上昇がみられたが、ときに不整脈出現のため入力されていない (7 月 15 日 18 時 17 分～19 時 37 分)。翌朝、夜間に生じた変化を知るため 1 時間間隔で data を call してみたところ、16 日 0 時から 4 時頃にかけて ST はやや上昇の傾向にあったことが理解される。5 時頃より回復の傾向が現われ、6 時以後の data をみると更に低下する傾向にあり、9 時近くには基線近くに達している。心電図 No. 5 は 10 時に記録されたものであり、T 波が陰性化の傾向をみせ、ST は更に低下することが予想される。

2. 尿 量

重症患者の場合、尿量は即輸液量に関係するため、on line で自動的に測定されることが望まし

い。しかしながら腎で産出される尿量の経時的変化を正確に知るには、二本の尿管にそれぞれカテーテルを挿入しない限り不可能で、これは臨床上好ましくない。そこで膀胱という one cushion が存在する限り、許容範囲を越えた誤差を生じない限り良しとせざるを得ない。

測定の方式としては種々の方法があり、重量測定式、容積測定式、摘下式などが考えられるが、本 system における尿量測定は一種の容積測定方式で、digital の数値として格納する必要があるので、現在 2ml の転倒枰を用いた方式を採用している。

▷臨床経験

性能を検討するため、メスシリンダーによる実測値と尿量計によるものとを比較検討したところ、表 3 の如き結果を得た。

症例は心疾患手術後の患者 5 例で、計測時間は 10 時間から 30 時間、1 時間毎にメスシリンダーで実測し、尿量計の表示と比較し、最終的な合計を表 4 に示した。誤差は概ね $\pm 10\%$ 前後におさまられているが、後に述べる問題点があり完全なものとは言えない。

表 4

	測定時間 (時間)	尿量計(A) (cc)	実測値(B) (cc)	A - B (cc)	(A - B) / B × 100
CASE 1	20	892	822.5	+ 3.3	+ 4.6
CASE 2	10	754	806.0	- 52.0	- 6.4
CASE 3	21	1874	2007.0	- 133.0	- 6.6
CASE 4	20	1290	1331.5	- 42.5	- 3.1
CASE 5	30	2267	2710.5	- 452.5	- 16.7

3. 体 温

体温 (直腸および末梢温) を on line で連続測定することの目的の一つは、それを on line で診断論理に組み入れることにある。

transducer の精度については、本 system で使用している直腸 thermistor (中央処理装置を経て nurse station の display に表示され、一方は直接パネルメータに表示される) と従来使用の直腸 thermistor、および水銀温度計の三者を用いて湯

表 5

	水銀温度計	従来使用の 直腸サーミ スタ	本システムの 直腸サーミスタ	
			パネルメータ	ディスプレイ
Bed A	40.0	39.9	40.0	40.2
	39.5	39.4	39.6	39.7
	39.1	39.1	39.2	39.4
	37.9	37.8	37.9	38.1
	37.5	37.3	37.5	37.6
	36.8	36.7	36.8	37.0
	35.5	35.4	35.3	35.4
Bed B	40.1	40.0	40.2	40.4
	39.7	39.5	39.7	39.9
	39.0	38.9	39.1	39.2
	38.4	38.4	38.5	38.7
	37.8	37.7	37.8	38.1
	36.9	36.8	37.0	37.1
	35.6	35.3	35.3	35.5
Bed C	40.0	39.9	40.1	40.4
	39.6	39.4	39.6	39.9
	38.9	38.8	38.9	39.2
	38.4	38.3	38.5	38.7
	37.6	37.4	37.7	38.1
	36.9	36.8	36.9	37.1
	35.5	35.2	35.2	35.3

の温度を同時測定して実験を行なったところ、殆んど有意の差を認めなかった。各 bed につき A MP の精度も異なることが予想されるので、A、B、C 三つの bed につき試みた。実験結果を表 5 に示す。

4. 動脈圧および中心静脈圧

動脈圧および中心静脈圧の連続監視は、症例によっては欠かすことのできないものである。心疾患術後の患者15例につき動脈圧の on line 監視を行なったが、薬剤投与後の反応その他の経時的変化を知る上では、従来の看護婦の手による断続的な測定に比較して、はるかに有利であることを確認した。校正のわずらわしさと、カテーテルのつまりなどによる圧の変動などを除けば、trend graph, data list などはほぼ満足すべき結果を得ている。

中心静脈圧の連続自動監視は現在のところ不安

定な面があり、従来の方式と併用して行ない、必要に応じて on line 入力し、診断論理に参画させている。

5. 心拍出量

動脈内に挿入したカテーテルより、動脈圧の測定および圧波形の monitoring を行ないながら、同時に心拍出量の on line 測定を行なった。pulse contour method を応用した方法としては、最近では Wesseling ら²¹⁾の論文が見られるが、本 system では Warner の手法¹⁸⁾¹⁹⁾を応用した方式を採用し

図 7 (a) TPR (全身末梢血管抵抗) は徐々に減少し、CO (心拍出量) は徐々に増加する傾向を示している。

図 7 (b) 過去20時間に於ける CO (心拍出量) の経時的変化

た。絶対値の校正は Dye-dilution 法を用いて行なう。しかし、心拍出量の絶対値は不明であっても、その経時的变化を知ることにより実用性は十分にありと考えられる。図7a, 7bはそれぞれ心室中隔欠損症術後および異型狭心症における A-C bypass 形成術後の患者で、心拍出量が徐々に増加して行く過程を trend graph で表わしたものである。特に前者は TPR との関係を良くとらえることに成功している。

考 案

1. 診断論理について

診断論理に参画する情報は既に述べたが、on line での測定方式が技術的に信頼度のうすいもの、実際の bed side で測定を必要とする機会の少ないものなどがあり、さらに symptom に属するものでは入力する医師や看護婦の主観の差をいかに取り扱うかは大きな問題である。また ICU, CCU などでは、短時間に生じる symptom の変化をその度に off line で入力しなおすことは不可能に近い。したがっておのおのの生理情報の重みづけ、意味づけは困難でかつ重大な問題となってくる。これらの問題を解決する手段は、使用経験に基づいて診断論理の変更を重ね、医師の思考過程に少しでも近づけて行く以外にないと思われる。現に試用開始以来現在までに、表1における入力情報の項目の変更、削除などを数回にわたり施行して来ている。臨床の現場でその実用性を高く評価されるまでには、さらに検討が必要と思われる。

2. alarm の設定について

ICU における心疾患術後の患者と CCU における心筋梗塞を中心とした内科系疾患では、同じ shock に至る過程でもその診断基準に差を生じるのは当然である。たとえば内科系疾患の場合は、中枢体温と末梢体温の間に生理的範囲を越える差が生じた場合や、体内に出血を生じたと判明した場合は将来 shock に移行する可能性ありと考えることは正しい。しかしながら心疾患術後の患者ではそれらは当然のことであり、これらに alarm を

出す必要はないということになる。現在、診断論理および alarm の設定などについて、内科系疾患と外科術後の症例で分離することも検討中である。

3. trend graph について

現在の時点で最も利点を認められるのは、この trend graph であり、測定項目によっては実用化の段階に入ったと言える。過去の経時的变化を望みの時間単位で展望できることは、将来の変化傾向をある程度予測することにも役立ち、臨床上の利点は大きい。

4. 不整脈の自動解析について

Pipberger ら⁷⁾により、初めて computer による心電図の自動診断が行なわれて以来、わが国でも次々と研究、開発が行なわれ^{11)~13)}、現在ではほぼ実用化の段階に達したといえる。しかし、ICU, CCU における長時間の連続自動監視となると、実際に行なわれているところはそれ程多くない。

初期の頃の心電図自動診断の適中率は専門医によるものと比較して、異常心電図で 70~80% に達していたといわれる⁸⁾。しかし、最近では診断精度が向上し、P 波の異常と WPW 症候群を除いて、90%以上の診断一致率を得たという報告がある⁹⁾¹⁰⁾。しかし、これらの数値はいずれも健康診断における screening を目的としたものか、外来の患者を at random に検査した場合、すなわち安静時の診断一致率であって、患者に協力を要求し得ない ICU, CCU における長時間持続監視を行なう場合とは条件を異にしている。前述した如く本 system における不整脈計は、不整脈の本来の解析よりも状態の変化を知る事を主眼としているため、診断一致率は 74%とやや低いが、電極の接着不良その他の artifact が混入しない限り、状態の変化は比較的良くとらえていると思われる。しかし過去長時間の変化を trend graph でみた場合 false positive と思われる場合が多く、実用段階に至るまでには更に検討を加える必要がある。

5. ST 偏位の検出について

従来、ST segment の形状による心筋の虚血性変化に対する評価は過去の経験の積み重ねに基づ

いて行なわれる場合が場く、そこには専門医の主観に頼らざるを得ない場合が多い。したがって、ST の pattern 認識が可能であるにしても、それぞれの pattern に対しての重みづけを software を通して行なうことは困難であることが予想されるので、そこまでは行なっていない。当然のことながら ST-segment は矩形波として上昇、下降をするのではないから、決められたある一点の電位を検出せざるを得ない。したがって ST の上昇、下降の臨床的意義は実際の心電図と比較検討せざるを得ないが、その経時的变化を知る上では利点がある。

6. 尿量計について

尿量計についての文献はいくつかあるが、中でも滴下式の手法に関するものが多い。これには光学的方法¹⁴⁾¹⁵⁾、機械的方法、電気的方法¹⁶⁾などがある。滴下型 transducer を用いて尿量のみならず、電解質濃度の同時連続記録も可能であるとしている文献もある¹⁷⁾。しかしこれらが一般の臨床の場で普及するに至らないのは、尿量測定だけの目的としては装置がやや複雑であるということ、第2に“尿は水に近いもの”であるという概念に基づいており、高度の血尿、膿尿その他非常に粘度の高い尿の測定については余り考慮されていないなどの理由によると考えられる。

本 system における尿量計もほぼ同様の欠点が認められる。次に実際の臨床使用に際して認められた問題点を列挙すれば、①転倒時に尿が急速に流入する場合（例えば膀胱部を押して排尿させる場合など）、転倒の作動が追いつかず、測定不能となる。このことは注射筒を使用して急速流入させた実験でも同様であった。②尿の比重その他の性状が測定できず、看護婦の手間が二重にかかる。③定時的に尿付着部の洗浄を必要とする、などである。膿尿、高度の血尿などについては問題があると思われるが未確認である。

上記の欠点を修正すべく検討を重ねた結果、②の問題については、測定の終了した尿は従来のメスシリンダーに蓄積し、比重、性状の判定などは従来と同じ方法で行なえるようにした(図8)。

図 8 尿量計の概略図

7. 体温測定について

実験 data で示した如く、transducer の精度に関してほぼ問題ないと思われるが、直腸、末梢の体温差の意義など、各症例毎に異なるため、software の面から診断論理、alarm の設定などに関して更に検討の必要がある。

8. 心拍出量の測定について

元来 Warner の式は正常もしくは正常に近い圧波形について考慮されるべきものであり、圧波形の大きく崩れた症例では応用しにくい欠点がある。また on line 監視のために、長時間カテーテルを大動脈に留置しておくのは好ましくないなどの理由もあり、末梢の動脈の圧波形から計算を行なっている。したがって Warner の手法そのままではないが、前述した如く、症例によっては経時的变化を良く記録しうると考えられ、臨床的実用性は十分にあると思われる。本邦において心拍出量の測定を on line で行ない、成功している例は他にない。

9. その他

呼吸関係の諸量については、測定する患者の協力を必要とする場合が多く、さらに長時間の on line 監視には多少とも患者に対する侵襲を避けられず、また技術的にも安定した data を得ることは期待できないため、呼吸数以外はすべて off line で入力することとした。呼吸数の測定は心電図電

極をそのまま使用し, impedance 法を用いて行ない, 比較的安定した data を得ている。

また West ら²²⁾は心拍出量に対する肺 shunt 量の比, すなわち肺 shunt 率が血液酸素化の能率を表わすと考えているが, これらは心疾患手術後の回復過程を知る上に大きな指標となりうるもので²³⁾²⁴⁾²⁵⁾, 本 system でこれらの算出をも行なうべく, 現在検討中である。

小括: 信頼性については, なお問題点を残しているが, 更に臨床例を積み重ねることにより, 修正が可能である点が多いと考えられる。また, system が真に実用化されるために必要な要素は man-machine の接点にあり, 医師, 看護婦その他, 使用者側の理解が必要条件である。

結 語

1) 1971年より computer を使用した重症患者自動監視 system を開発した。

2) 本 system の特徴は収集された情報の組み合わせにより status の診断を行なうこと, また個々の情報については設定された条件に基づいて alarm を発生させること, および on line で収集された情報については trend graph で再現し, 過去の状態を知ると同時に将来の変化傾向の予測に役立てることの3点にある。

3) 実用性, 信頼性についてはなお細部の点に問題を残しているが, 本邦においては最初の試みであり, 高く評価される。現在の段階で既に一応実用に耐えうると考える。

稿を終るにあたり, 御指導, 御校閲を賜りました恩師北村和夫教授ならびに終始温かい御指導をいただきました鈴木章夫教授, 佐藤光男教授に深甚なる謝意を表します。

また共に開発に従事し, 協力して下さっている富士通株式会社および日本光電工業株式会社の諸氏に感謝する。(本論文の要旨は第15回日本ME学会大会において報告した。)

文 献

- 1) Jensen, R.E., et al.: On-line Computer Monitoring of the Seriously III Patient., Medical and Biological Engineering, **4**, 265, 1966.
- 2) Warner, H.R.: Experiences with Computer-Based Patient Monitoring. Anesthesia and Analgesia., Current Researches, **47**, 453, 1968.
- 3) Osborn, J. J., et al.: Measurement and Monitoring of Acutely III Patients by Digital Computer., Annals of Surgery, **64**, 1059, 1968.
- 4) Sheppard, L.C., et al.: Automated Treatment of Critically III Patients Following Operation., Annals of Surgery, **68**, 596, 1968.
- 5) 北村和夫, ほか: 患者監視診断治療補助システム, FUJITSU, **23**, 831, 1972.
- 6) 阿部 亮, 北村和夫ほか: 患者自動監視・診断補助システム(第1報), 医用電子と生体工学, **13**(特別号), 217, 1975.
- 7) Stellmann, F. W. and Pipberger, H. V.: Automatic recognition of electrocardiographic waves by digital computer., Circulation Research, **9**, 1138, 1961.
- 8) Smith, R. E. and Hyde, C. M.: Computer analysis of the electrocardiogram in clinical practice. Electrical activity of the heart., p. 305~315, Charles C. Thomas, 1969.
- 9) 横井正史, 岡島光治ほか: 今日の心電図自動診断の問題点, 日本臨床, **30**, 1970, 1972.
- 10) 横井正史, 岡本 登, 安井昭二, ほか: 医療に於けるコンピュータの応用形態——心電図——, 総合臨床, **22**, 34, 1973.
- 11) 木村栄一: 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, 1965.
- 12) 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, 1966.
- 13) Yasui, S., Yokoi, M., Watanabe, Y., Okamoto, N., Okajima, M. and Mizuno, Y.: on-line diagnostic system of electrocardiogram by small scale digital computer., Jap. Circulation J., **32**, 1597, 1968.
- 14) Hilton, S. M. and Lywood, D. W.: A photoe-

- lectric drop counter., *J. Physiol.*, **123**, 64, 1954.
- 15) Peiss, C. N. and Mc Cood, R. D.: A simple optically recording flowmeter for drop or integrated flow measurements., *J. Appl. Physiol.*, **12**, 137, 1958.
- 16) Constrantinou, C. E. and Briggs, E. M.: Precision electrostatic urine flowmeter., *J. Appl. Physiol.*, **29**, 3, 396, 1970.
- 17) 戸川達男, 神谷 瞭, 山崎善弥, 藤森義蔵: 尿流量および電解質濃度の同時記録のための滴下形トランスデューサ, *医用電子と生体工学*, **12**, 1, 16, 1974.
- 18) Warner, H. R., Swan, H. C. and Connolly, D. C.: Quantitation of Beat-to-Beat Changes in Stroke Volume From the Aortic Pulse Contour in Man., *J. Appl. Physiol.*, **5**, 495, 1953.
- 19) Warner, H. R., Gardner, R. M. and Toronto, A. F.: Computer-based Monitoring of Cardiovascular Functions in Postoperative Patients. Supplement II to *Circulation*, **37** and **38**, 1968.
- 20) 今井康晴, 高梨吉則: 心臓手術後患者のコンピュータによる自動監視治療, *臨床外科*, **29**, 43, 1974.
- 21) Wesseling, K. H., de wit, B., Weber, J. A. P. and Beneken, J. E. W.: The Cardiac Output Computer Project., Progress Report., **4**, 44, 1974.
- 22) West, J. B.: *Ventilation/Blood Flow and Gas Exchange.*, Blackwell Scientific Publications, Oxford, 1965.
- 23) 海藤 薫: 麻酔における生理学的肺シャントの基礎と臨床(上), *麻酔*, **18**, 475, 1969.
- 24) 海藤 薫: 麻酔における生理学的肺シャントの基礎と臨床(下), *麻酔*, **18**, 565, 1969.
- 25) 海藤 薫, 横山満夫, 中島正良, 浅原広澄, 山村秀夫: 出血性ショック時の肺循環に関する実験的研究, *臨床生理*, **5**, 64, 1975.

Summary

Automatic Care System of Serious Cases

In major hospitals, they usually have special wards named ICU and CCU, where special equipments and facilities are provided to take care of severe patients. These equipments and facilities should be set up for continuous processing the clinical data of the patients during postoperative period and securing their lives.

By the recent improvement of medical techniques, the clinical data of patients have been obtained more exactly and in details. It has resulted in a remarkable accumulation of relevant informations and needed increasing medical staffs.

In order to resolve these problems, the computer system (16KW) was recently introduced in our hospital.

The author and the associates have tested the function of a computer system as a medical equipment since June 1974.

This computer system is characterized as an aid for diagnosis of patients status and as trend-graphs, in which the input data consists of more than 50 items, including urine volume, ECG, blood pressure, body temperature, peripheral pulse wave, cardiac output, total peripheral resistance, respiratory rate, etc. Each datum can be summarized during some period and unified into a trend-graph by which the change of the physical status can be observed continuously. In this trend-graph, the time range of axis will be changed for 4 hours to 3 weeks, and also the data of physical status up to three items can be superimposed on the display board. Each of them may be separately observed on-line 4 beds and off-line 8 beds at maximum.

The author practically tried the automatic care of mainly postoperative patients with heart disease in ICU and CCU by the computer system.

The computer system now could not be available for the estimation of patients status, although it could be highly evaluated in the trend-graphs of the individual physical informations.

The author succeeded in on-line analysis of the cardiac output and could put it on the trend-graph. Further problems still remained in the reliability of the individual informations, for example, analysis of arrhythmia, measurement of ST changes, urine volume, etc. However, the automatic care system would be practically more available by making development.

The medical application may be the first trials as an automatic care system for serious patients in ICU and CCU in our country.

Makoto ABE, M.D.

*Department of Internal Medicine,
Juntendo University, School of Medicine*