

## □総 説□

## 人工呼吸中のモニタリングシステムへのコンピュータ応用

三条 芳光\* 池田 和之\*\*

## はじめに

コンピュータを使って、これまで各ベッドサイドや検査室に散在していたデータを一元化しデータの運用を円滑にするプロジェクトを、1980年の質量分析装置を利用した時分割の呼吸モニタを自主開発と、YHP 社の重症患者管理システム (PDMS-78706 A) 導入を契機に、以来6年間に渡り続けて来た。主な仕事は三条ら<sup>1)</sup>の時分割質量分析システムや森田ら<sup>2)</sup>の検査機器のデータ自動入力システムの開発と、両システムとホストコンピュータ PDMS-78706 A との RS-232 C 回線を用いてのコンピュータ間リンクであった(図1)。この仕事を通じて得た知見を織り混ぜながら、人工呼吸中モニタリングとコンピュータの係わり合いについて述べたい。

## コンピュータ利用の意義

人工呼吸中の患者モニタリングの対象は、医師から見た場合、患者・人工呼吸器に代表される機械装置類・そして両者のインターフェイスに大別でき、三者からそれぞれ多数の一次データを得ることができる(図2)。

このデータは、患者を中心としたデータ展開に、医師自らあるいは機械により整理整頓あるいは加工されて、結局は医師の知性に伝達される。したがって、患者監視装置の仕事も、本来は、患者と医師に代表される治療に携わる側とのインターフェイスの支援と考えてもよい。コンピュータの利用はこのインターフェイスの量・質を高めるとともに、円滑化、つまり、データを分かりやすく加工したり、取り出しやすい形で保存する仕事のために有効と思われる。したがって図2-aに示

す Sanders ら<sup>3)</sup>のコンピュータの利用方法に、著者らは上述した患者と医師を中心とした価値観で、重みづけし、方向づけを行っている(図2-b)。つぎに、色々な段階でのコンピュータ応用の例を見て行きたい。

## コンピュータ応用の実例

## 1. センサ=データ発生源でのコンピュータ応用の例

臨床では、患者装着用センサが、小型軽量で扱いやすいもの、つまりセットアップが大掛かりで装着の利点が煩わしさを超越しないセンサは、機能が十分であっても使用する機会が格段に減少してしまい、用をなさない場合が多い<sup>4)5)</sup>。

コンピュータの力を借りてセンサと患者とのインターフェイスを良くしている例をつぎに、換気量センサの例をあげる。

Osborn の variable orifice (V.O.) ニューモタ

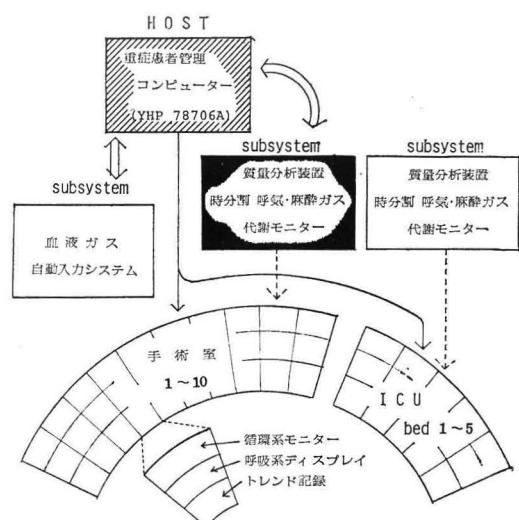


図 1 RS 232 C 回線を用いたコンピュータネットワークシステム (浜松医大)

\* 浜松医科大学附属病院手術部

\*\* 浜松医科大学教授 (麻酔学教室)

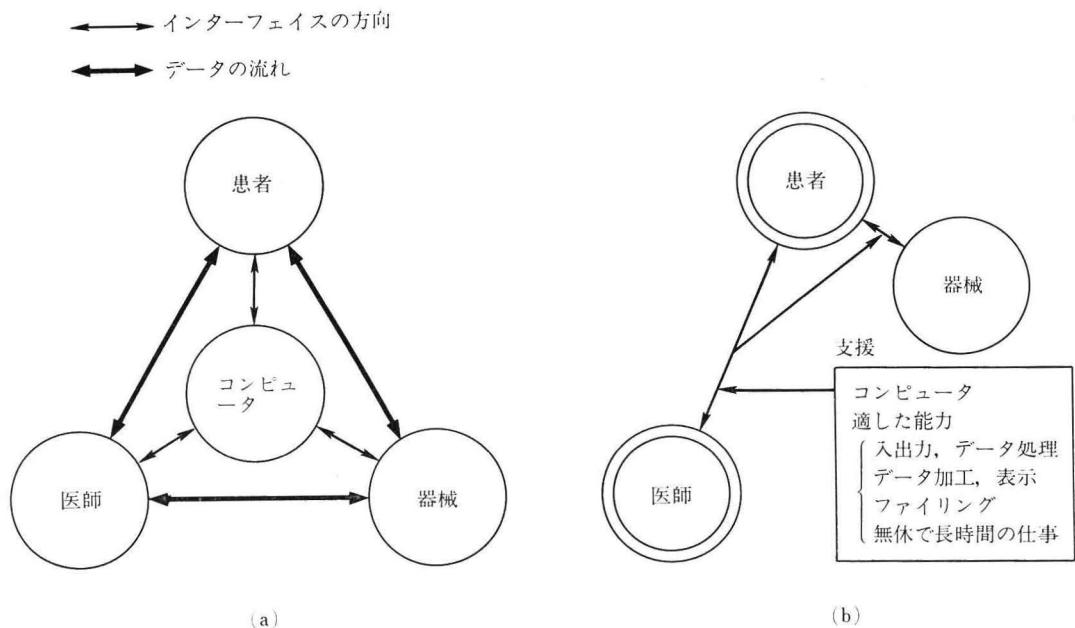


図 2 モニタリングに利用できるコンピュータの能力

(a) 機能的側面 (b) 値面  
(a)は Sanders らの考え方 (森田ほか<sup>2)</sup> より引用)

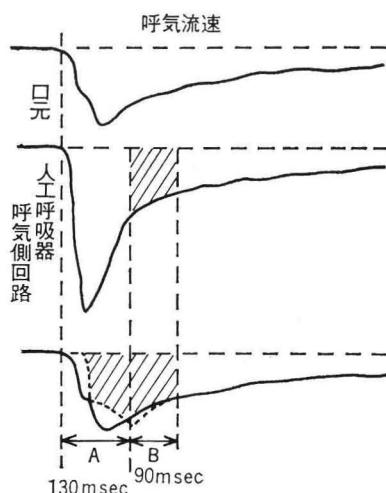


図 3 回路中センサから呼気流量を演算する方法  
(Jonson, 1975<sup>8)</sup> より引用)

呼気回路にセンサを置いた場合、呼気の初めの部分は回路中圧縮されていた部分なので、呼気開始後 130 msec から 90 msec の面積を 2 倍にすると圧縮気量を除ける。

コトランスデュータ (乱流型)<sup>6)</sup> は直径 1.6 cm, 重さ 10 g と小型軽量でありしかもディスプレイのため、著者らの行ったテストでは<sup>7)</sup>、直線性は落ちるがコンピュータによりリニアライズすることにより、臨床使用上さしつかえない程度まで補正することで解決している。また、水滴の付着やガスの種類による誤差が少ないなどの本来の利点もあり、RDC 社 (米) の VRP, G-21, PF-41 などを組み合ったシステム的呼吸モニタ、マックゴー (米) の呼吸モニタ VP-1、フクダ電子呼吸モニタ (VM-700) などに使われている。

Jonson ら<sup>8)</sup>の報告しているシーメンス社の肺機能コンピュータ 910 の方法は、図 3 に認められる通り、人工呼吸器の圧縮気量をソフトウエアで除き、換気量を算定する方式で、Yピースよりも患者側に流量センサを置かず、人工呼吸器の呼気側回路 (本体の中) にあるセンサで間に合わせているので口元の煩わしさがなく大変使い勝手が良い。そのほかセンサの問題については、他誌で紹介したので省略する<sup>5)</sup>。

また、超音波を利用したセンサもコンピュータを利用したものである<sup>9)10)</sup>。

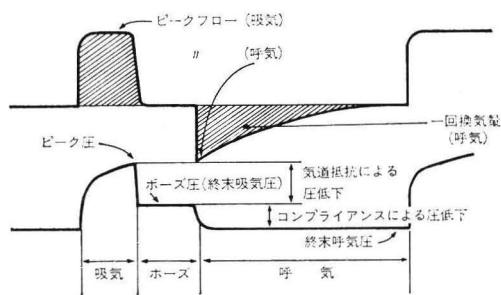


図 4 換気メカニクス演算値の求め方

シーメンス肺機能コンピュータ 910, パーキンエレマ超音波換気モニタ, メンネン社(イスラエル) Respiratory Solo などで用いられている方式。

## 2. コンピュータによるデータの二次加工（換気メカニクスの例）

流量と圧の測定から、換気メカニクスに関するデータが得られる。人工呼吸中は、人工呼吸器から得られた圧変化に対する肺と胸郭のコンプライアンスを求めることができる。また、流量波形のピーク値と、ピーク圧(吸気)－ポーズ圧(終末吸気圧)から気道抵抗を求めることができる。モニタリングの手段としては、いろいろなタイプの演算方法がとられているが、よく知られているシーメンス社サーボベンチレータに接続できる Johansson らの報告している肺機能コンピュータ 910 の方法<sup>8)</sup>を紹介する(図 4)。このような方式はパーキンエレマ社 RMS-III F<sup>9)</sup>、メンネン社 Respiratory Solo<sup>11)</sup>、日本光電肺機能コンピュータなどでも使われている。

$$\text{コンプライアンス} = \frac{\text{一回換気量(呼気)}}{\text{(呼気)} \cdot \text{ポーズ圧} - \text{終末呼気圧}} \text{ ml/cmH}_2\text{O}$$

$$\text{レジスタンス} = \frac{\text{ピーク圧(吸気)}}{\text{(吸気)} \cdot \text{ポーズ圧(終末吸気圧)} - \text{ピークフロー(吸気)}} \text{ cmH}_2\text{O/ml/sec}$$

$$\text{レジスタンス} = \frac{\text{ポーズ圧} - \text{ピークフロー}}{\text{(呼気)に同期する圧} - \text{ピークフロー(呼気)}} \text{ cmH}_2\text{O/ml/sec}$$

また Osborn らが開発した RDC 社の呼吸モニタでは、呼気について 圧－量曲線を描かせ、これから最小二乗法により直線当はめを行ってコンプライアンスを求めている<sup>12)</sup>。この方法の利点

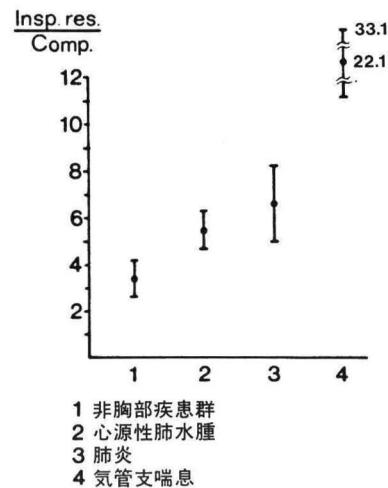


図 5 肺疾患と新パラメータ(レジスタンス+コンプライアンス) (Friberg ら<sup>13)</sup>より引用)

は、ノイズや気道分泌物による圧－量曲線のゆれなどによる誤動作が少ない利点がある(図 6)。

### コンピュータ演算パラメータの価値と新パラメータ

最近、これらのパラメータの評価法にても計算・表示ができるだけの段階から、臨床的意義についての知見も得られるようになった。シーメンス社のサーボベンチレータ用の呼吸モニタをシステム化した Friberg ら<sup>13)</sup>は、Jonson らの方法<sup>8)</sup>で得られるコンプライアンス、レジスタンスのうち、コンプライアンスは一回換気量と正の相関があること、肺水腫・肺炎・気管支喘息などで有意に低下すること、レジスタンスはバラツキが多いが、コンプライアンスで除した値は、患者の病態をよく反映することを報告している(図 5)。

Rudowski らは気胸などを防ぐ意味から人工呼吸器の至適設定に役立つ peak respiratory power (PRP) の概念をコンピュータシミュレーションと臨床での観察から提唱している<sup>14)</sup>。

$$\text{PRP} = \dot{V} (\text{PEEP}) + (\dot{V}_T/C + \dot{V}_R)$$

ただし、 $\dot{V}$ =inspiratory max  $\dot{V}$ ,

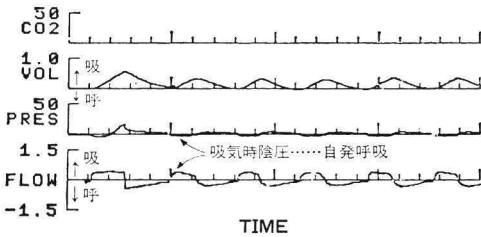
$$\dot{V}_T=\text{Tidal Volume},$$

$$C=\text{Compliance},$$

$$R=\text{Resistance}.$$

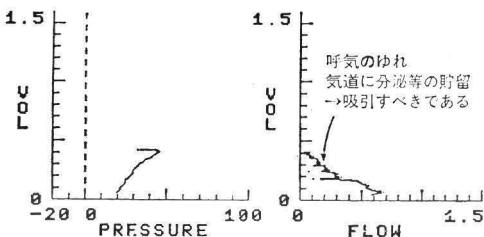
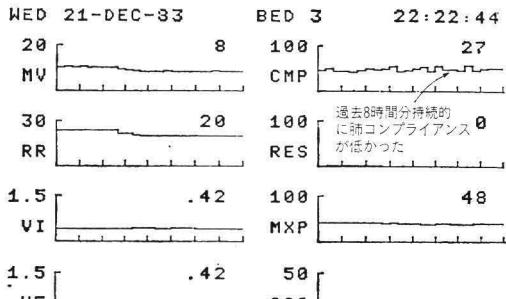
その他、

011-128-64		BED 1		22:21:16
RR	19	CMP	0	
MV	6	RES	0	
VI	.36	MN02		
VE	.32	ECO2		



A. 四現象の波形ディスプレイ

WED 21-DEC-83		BED 3		22:22:13
RR	20	CMP	63	0
MV	8	RES		0
VI	.42	MN02		
VE	.42	ECO2		

B. 吸気圧量曲線(左)と呼気流量曲線(右)  
左から肺のコンプライアンス、右からレジスタンス  
性の変化が見て取れる。

C. 過去8時間分のトレンド表示

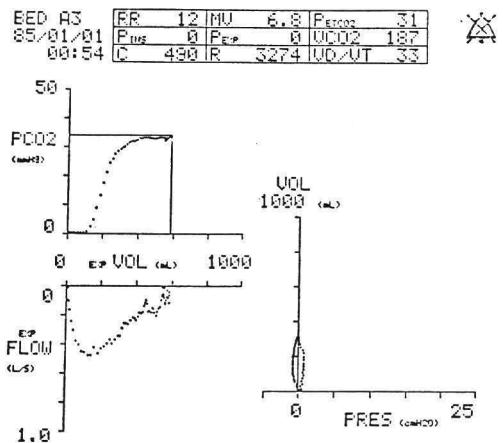
図 6 Osborn のアイディアによる RDC 社 (米)  
の呼吸モニターの表示画面

呼吸仕事量 = コンプライアンス × レジスタンス,

解剖学的死腔換気率 =

$$(PETCO_2 - PECO_2) / PETCO_2$$

生理学的死腔換気率 =  $(Paco_2 - PECO_2) / Paco_2$   
などの計算方法がよく用いられる<sup>14)</sup>。

図 7 日本光電呼吸モニタ OMR-7101 表示画面  
直接型 CO2 センサによる CO2-Volume 表示が特徴。

### 3. 表示=医師マシンインターフェイス

Osborn らが発案し、臨床の場で改良を重ねて来た RDC 社の呼吸モニタの方式<sup>12)</sup>を最近日本のメーカーも追随する例が多くなり、標準的な表示方法になる感がある。著者らは、RDC 社 (米)の呼吸モニタ 1981 年以来 ICU で用いており、最近、日本光電製<sup>15)16)</sup>、フクダ電子製の呼吸モニタについても試用することができたので、これら呼吸モニタの表示方法について紹介する。

図 6 は RDC 社のディスプレイ画面のうち 3 種のものを示している。A の四現象の波形記録も図のように視覚効果の良い方法でディスプレイされると、PEEP の有無や吸気時の陰圧から、人工呼吸に混入する自発呼吸の有無などの理解を助ける。B の圧-量 (P-V) の X-Y 表示からはコンプライアンス性の変化が見て取れるし、流-量 (F-V) の X-Y 表示からはレジスタンス性の変化が読み取れ、図 6 のように気道内分泌の貯溜などの理解を助ける。このほか最新のバージョンでは量-CO<sub>2</sub> 曲線の表示も可能である。図 6-c に示しているトレンドグラフは、治療の計画や方針の決定などに有用である。

日本光電 OMR-7101 は同様な表示ができるし、福田電子 VM-7000 は量-CO<sub>2</sub> 曲線以外は同様な表示が可能である。OMR-7101 は超音波流量セ

ンサとシーメンス社サーボベンチレータ用の  $\text{CO}_2$  アナライザー 930 と共に、直接口元は接続して濃度を測定する直接型赤外線  $\text{CO}_2$  アナライザーを用いており、図 7 や炭酸ガス産生量などの測定には能力のあるシステムといえる<sup>10)15)16)</sup>。ただセンサ部のデザインが濃度流量センサが複雑な形状をしており、患者まわりがシンプルとはいえない。せめてコード類の一体化をはかり、ユーザインターフェイスが改良されれば、モニタ装着の利点がセットアップの煩わしさを上回り著者らの主張する<sup>4)22)</sup>“ルーチンに使いたくなるシステム”としての可能性があると思われる。VM-7000 はセンサ一式は、RDC 社と同 V.O. 流量トランジューサと吸引型の赤外線  $\text{CO}_2$  アナライザーを用いていて患者まわりはシンプルであるという点が特徴である。ただし、いまのところ、ネットワーク機能などの点で、RDC 社の呼吸モニタを越える工夫は見当たらない。

### システム化

各個別に存在する呼吸モニタを複数患者対応にするレベル、さらにはほかの心血管系などのモニタから得られるデータとの連結させ一元化するレベルでのシステム化により、統一されたデータファイリングや、相互関係の観認をやさしくしかも強力にすることなどの利点が生じ、患者と医師とのインターフェイスを支援することができると、考えられている<sup>17)18)</sup>。著者らは両レベルでのシステム化を行ったので著者らの例を紹介する。

### 時分割複数患者呼吸監視システムについて

この方法は、Davis, Denison ら<sup>19)20)</sup>が発案したもので、長いサンプリングチューブを用いて、バルブ切り換えで、複数患者のガスデータを経済的に手軽に得ることができるので、Ozanne, Severinghaus らのグループ<sup>21)</sup>を筆頭に、多くのグループにより、そのバリエーションが開発された。当施設では自主開発し、以来、5 年間に渡り、使い勝手に関する自然発生的改良が、臨床の場で積み重ねられた。これは、麻酔医や ME 技師および看護婦などの助言による改良だったため、やがて、モニタ装着の利点が煩わしさを上回り、強制しな

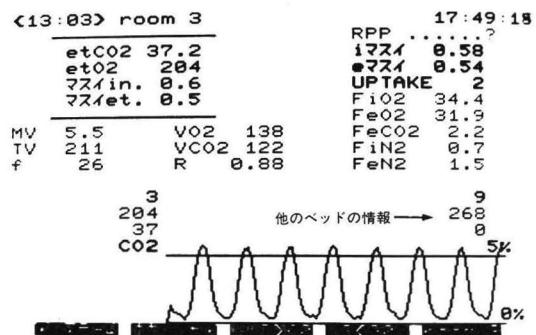


図 8 ベッドサイド数値ディスプレイ

くても、すべての全身麻酔症例に使用され、日常の臨床に、欠くことのできない存在になっている。

### 1. 設計の基本理念

“ベッドサイドの使い勝手を最優先し、ルーチンに使いたくなるようなシステム”を念頭に置いて設計した。設計理念は、1) 操作が簡単で無手順、2) ベッドサイドの装置が小型、3) 信頼性と先端的機能などであるが、3)の目標を達成するために、1), 2)を犠牲にするような方向を固く戒めた。

システムのあらましは 1 ベッド当たり口元用と mixing sample 測定用の 2 本のサンプリングチューブと必要に応じてミキシング蛇管（分流型 mini mixing chamber を蛇管とを一体化したものの<sup>24)</sup>を装着し、呼吸・代謝系の 10 ベッド分のデータが得られるシステムである。とくに、代謝系のデータが、コンピュータのキーボードなどに一切触れることなく無手順で、呼気終末系のデータと同格に、しかも、複数患者について得られるシステムとしては今のところ唯一のものと言える。つまり、研究目的のみでなく、ルーチンのモニリングに使えるところに意義があると考えている。システムとしての詳細、データの前処理プロセッサー (end tidal processor) などの開発によるメインソフトウェアの簡略化などシステム化実現のためのノウハウに関する問題は、ほかの文献<sup>4)22)~24)</sup>に詳しく紹介した。

使用法はベッドサイドで、装置の電源コンセント (ECG など他のバイタルサインモニターと一緒に) を差し込んで、ターミナルのスイッチを入れることと、サンプリングチューブを口元に装着す

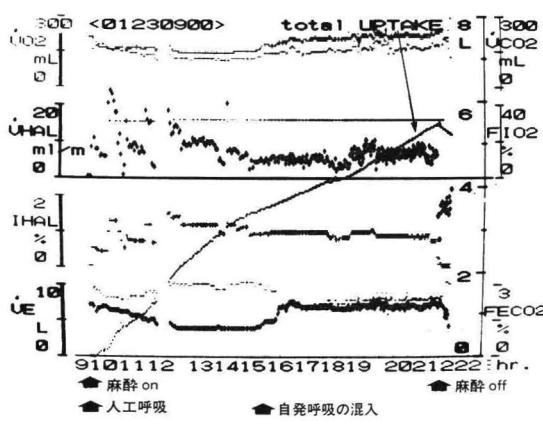


図 9 ベッドサイドトレンドディスプレイ  
(カラー)

数値表示と切り換えて見ることができる。麻酔開始直後の過換気による  $\dot{V}CO_2$  の高値や halothane の uptake 量 ( $\dot{V}HAL$ ) の経過などを観察できる。積算値 (total UPTAKE) では 14 時間の麻酔で 5.7 l/body になることが示されている。

ことの二点である。代謝などの測定には、これにミキシング回路と二本めのサンプリングチューブが必要だが、演算モードの切り換えなどはソフトウエアで解決しているので、スイッチ類の操作は一切ない。起動やモード切り換えのためにコンピュータ類の操作がある場合には、使用率が大幅に落ちてしまうのが、その理由である。利用者側の心理的あるいは生理的な手順や流れを考慮することが、大切な一例である。

## 2. ベッドサイド CRT ターミナル

図 8 は、手術室で日常利用している画面である。呼吸系の中央システムより、通信回線で送られて来るシリアル (RS-232 C) のデジタル信号を表示している。受信は、通信機能のある安価なハンドヘルドコンピュータでも可能である。ただし、視覚効果のちがいから、カラーディスプレイが望ましい。この場合の画面は、臨床上もっとも良く利用される終末呼気  $CO_2$  や麻酔ガスを中心に展開され、順次、換気量や代謝など専門的項目に移行している。終末呼気  $CO_2$ ・ $O_2$  についてはアラーム機構がある。

さらに、画面切り換えによりトレンド表示も可能である (図 9)。このような機能が各ベッドサイドで同時に得られる点が本システムの特徴

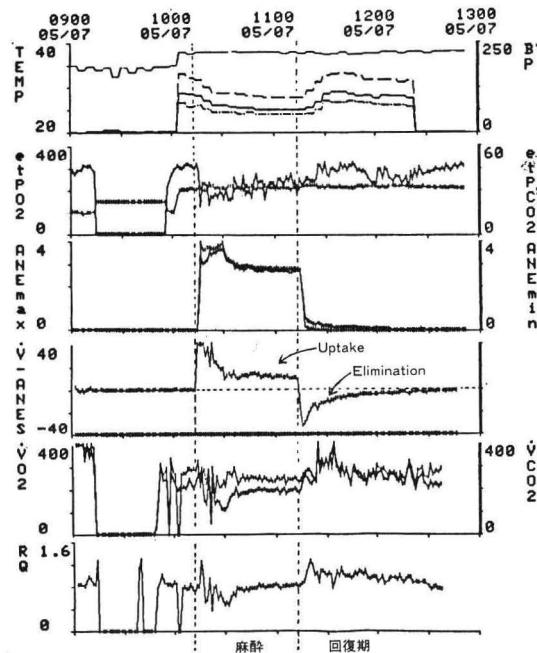


図 10 ホストコンピュータ上のトレンドレポート  
体温・血圧などのパラメータと呼吸麻酔などに関するパラメータを一元的に観察することができる。新しい麻酔剤セボフルレンの臨床試験時のデータが示されている。導入後の呼吸循環抑制などによる諸パラメータの動的変化が把握できる。

である。

## 3. ホストコンピュータを用いた異種モニタ間のリンク

さらに、ホストコンピュータとの通信機能により (図 1), 循環・呼吸など異種パラメータを同列に扱えるしくみである (図 10)。

## おわりに

人工呼吸中のモニタリングに関するコンピュート応用例について呼吸モニタリングを中心にしながら、いくつかの具体例、著者らの考え方や知るところを述べた。最後に、著者らが携わって来たシステム化に限り意見を述べる。①よい使い勝手のためには最大努力を設計時に払うこと、②全ベッドサイドにターミナルを残す所なく導入し、中途半端は避けること、そのためのパーソナルコンピュータを使った価格の低減が有効なこと、③誤動作などの対策を考え、役立つかどうかを徹底して吟

味したアラーム機能の効果的運用法、などを検討することで使いやすいシステムができると思われる。

また、モニタリングの現場でサーボード類の操作を、1つでも要求すると稼働率が格段に落ち、基本的には電源投入で自動的に動作し、IDなどの入力の有無にかかわらず、とりあえず、ベッド番号・時間などで、ホストコンピュータへモニタードデータが自動入力される方が自然、と思われる。失われたデータは戻らないが、IDなどはいつでも入力できるからである。モニタリングへのコンピュータ利用と、仕事やこれまでの手書き記録のコンピュータ化とは混同しない方がよいと思われる。

### 文 献

- 1) 三条芳光、森田耕司、池田和之：マイコンによる呼吸モニターとホストコンピューターとのオンラインリンク. 第3回医療情報学連合大会論文集. 1983, p 147-150
- 2) 森田耕司、三条芳光、池田和之：手術室およびICUにおける検査データ自動収集システム. 第3回医療情報学連合大会論文集. 1983, p 175-177
- 3) Sanders RJ : The computer in anesthesia, Monitoring in anesthesia and critical care medicine. Edited by Blit CD. New York, Edinburgh, London, Churchill Livingstone, 1985
- 4) 三条芳光、池田和之ほか：麻酔器安全モニタリングの効果とシステム的意義. 医科機械学 55 (10) : 505-512, 1985
- 5) 三条芳光、池田和之：人工呼吸器に関するソフトウェアー人工呼吸器とモニタリングー. 医科機械学 54(2) : 77-89, 1984
- 6) Osborn JJ : A flowmeter for respiratory monitoring. Critical Care Medicine 6 (5) : 349-351, 1978
- 7) 三条芳光、池田和之：Soft Mixing chamber を利用した  $\text{VO}_2$ ,  $\text{VCO}_2$ , RQ モニター. 呼吸と循環 28 (2) : 153-159, 1980
- 8) Jonson B, Nordstrom L, Olson SG, Akerblom D : Monitoring of ventilation and lung mechanics during automatic ventilation. A New Device. Resp 11 : 729-745, 1975
- 9) Perkin Elmer Co. Aerospace Division : The Perkin-Elmer respiratory-ventilation monitor-ing system with flow および Model 1150 Ventilation monitoring system technical manual. RMS III F description and specifications, 1981
- 10) 日本光電：呼吸モニタ OMR-7101 取り扱い説明書. 1985
- 11) Kalinsky D : A microcomputer-based multi-patient monitoring system for respiratory intensive care unit. New York Mennen Medical Inc., Clarens Hospital.
- 12) RDC Co. : VRP respiratory monitor users manual. RDC Co., 1980
- 13) Friberg B, Forsblad M, Baehrendtz S, et al : Evaluation of indicies for respiratory mechanics from an automated system. Computers in critical care and pulmonary medicine. Edited by Oswald PM. Berlin, New York, Tokyo, Springer-Verlag, 1985, pp 228-246
- 14) Rudowski R, Matel G, Ekenbäck K, et al : Mathematical Modeling for Prediction of Optimatical Ventilator Settings. Computers in critical care and pulmonary medicine. Edited by Oswald PM. Berlin, New York, Tokyo, Springer-Verlag, 1985, pp 235-246
- 15) 町田薰ほか：超音波赤外線  $\text{CO}_2$  アナライザーを一体化したベッドサイド呼吸モニタリング. 医用電子と生体工学 23 (特別号), 1985
- 16) 齋田達也ほか：新ベッドサイドモニターの有用性とその応用. 第12回日本集中治療医学会総会抄録集, ICU と CCU, 1985
- 17) 福井康裕：手術室におけるコンピュータ利用の現況と将来. 麻酔・集中治療とコンピュータ 1984. 東京, 克誠堂, 1980, pp 97-120
- 18) Ransil BJ : Organizing and analyzing clinical information using table-based, graphics-oriented, interactive computer systems. Computers in critical care and pulmonary medicine. Edited by Oswald PM. Berlin, New York, Tokyo, Springer-Verlag, 1985, pp 8-16
- 19) Davis NJH, Denison DM : The use of long sampling probes in respiratory mass spectrometry. Respiration Physiology 37 : 335, 1979
- 20) Davis NJH, Denison DM : The measurement of metabolic gas exchange by mass spectrometer alone. Respiration Physiology 36 : 261,

1979

- 21) Ozanne GM, Young WG, Mazzei WJ, Severinghaus JW : Multipatient anesthetic mass spectrometry. *Anesthesiology* 55 (1) : 62-70, 1981
- 22) 三条芳光, 池田和之ほか : 呼吸系情報の前処理とコンピュータ処理(1)一時分割質量分析法を主軸とした処理システム開発の経験一. ICU と CCU 7 (1) : 23-36, 1983
- 23) 三条芳光, 池田和之ほか : 質量分析装置時分割使用による呼気, 麻酔ガス  $VO_2$ ,  $VCO_2$ , RQ 2 モニターとその効用. *日本手術部医学誌* 2(1) : 141-144, 1981
- 24) 由良正幸, 三条芳光ほか : 中央演算制御による換気量モニター, *日本手術部医学誌* 3 (1) : 146-148, 1982
-