

講座

モニタリングとコンピュータ

山村剛康* 劔物 修*

はじめに

手術室や ICU では数多くのモニタが使用されて患者の全身状態をさまざまな角度から監視し、変化に対して迅速な対応がなされるようになってきている¹⁻³⁾。しかし、一方ではモニタの種類が多いためモニタから得られる情報の判断、情報の記録などが複雑となり、これらの問題を解決するためにコンピュータ処理が要求されるようになった。

本稿では、モニタ機器からの情報をコンピュータ処理する際に特に問題となると思われる以下の3点を中心に解説する。

1. 情報の量子化：A/D 変換
2. モニタとコンピュータとの間のインターフェース
3. データベースの作成と図形処理

1. モニタリング：生体现象の定量化

モニタは生体现象を機能別に定量化し、その瞬時値の測定を連続的に繰り返す。大部分のモニタでは出力は電圧値で得られる。生体现象は一般にある限定された範囲内で変動するので測定値の変動の上限と下限 (full scale) は経験的に定めることができる。測定値は通常連続値 (アナログ量) で得られるが、コンピュータで扱えるのは離散値 (デジタル量) のみであるので測定値を量子化 (digitize) する必要がある。これを A/D 変換と呼ぶ。

1) A/D 変換の分解能⁴⁻⁷⁾

アナログ量である入力電圧をデジタル値に変換する際には誤差を生じ、これを量子化誤差とい

う。無限にあるアナログ量を有限個のデジタル値に置き換えるので、量子化誤差は本質的に避けることができない。量子化誤差の程度は A/D 変換器の分解能 (resolution) に依存する。分解能は A/D 変換器の bit 数で表し、例えば 8 bit では $2^8 = 256$ 点に分割する。この場合、入力レンジを 2 V とすると、最小分解能は $2\text{ V}/256 = 7.8\text{ mV}$ となり、これ以下の変化は端数として切り捨てられることになる。図 1 に 8 bit A/D 変換器の出力の一例を示した。full scale を 2 V とすると出力は $2 \times (2^6 + 2^4 + 2^3 + 2^0) / 256 = 0.695\text{ (V)}$ となる。最上位 bit を MSB (Most significant bit), 最下位 bit を LSB (Least significant bit) という。bit 数が増すと分解能は向上し、通常は 10 bit から 14 bit の分解能を有する A/D 変換器を使用することが多い。full scale は $\pm 1, \pm 2$, あるいは $\pm 5\text{ V}$ のものが一般的である。ちなみに full scale $\pm 2\text{ V}$, 12 bit の A/D 変換器の分解能は 1 mV である。

2) サンプリング速度

量子化に際して次に重要なのはサンプリング速度である。信号の変化の様子すなわち周波数成分の再現性はサンプリング速度に依存する。ある波形を A/D 変換器を介してコンピュータの中にデータとして取り組む場合には、一定周期で次々と A/D 変換を繰り返すが、原波形を保存するためにはサンプリング速度は信号の周波数の 2 倍以

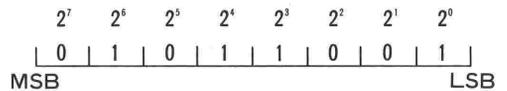


図 1 8 bit A/D 変換器からの出力
2 進数, 2 の補数で出力される。最上位 bit を MSB, 最下位 bit を LSB という。

*北海道大学医学部麻酔学講座

上でなければならない。これを Nyquist のサンプリング定理という。(図2)。これ以下の周期でサンプリングを行うと、本来の信号に含まれない低い周波数の成分が誤差として出現してくる。この現象をエイリアシング (aliasing) といい、例えばストロボスコープの光で速い回転体を照らすと回転が遅くなったり、止まったりして見える現象と同じである(図3)。実際には、記録しようとする信号に高周波の雑音が大きく含まれている場合などが問題となり、このような場合には、雑音由来のエイリアシングを生じてデータの解釈を誤める危険性が生じる。これを防止するためには、信

号成分の周波数以上で急峻な low pass filter を用いるのが良い(8,9)。原波形を忠実に再現するためには、少なくとも信号の周波数の10倍以上のサンプリング速度で A/D 変換を行うことが望ましい。

2. パラメータの入力と保存

1) データ転送

A/D 変換で量子化されたデータをコンピュータで扱うためには、これらをコンピュータに入力する必要がある。最も原始的にはキーボードからデータを一個ずつ入力する方法があるが、通常はインターフェースバスを介してオンラインでコンピュータに入力する。汎用のインターフェースバ

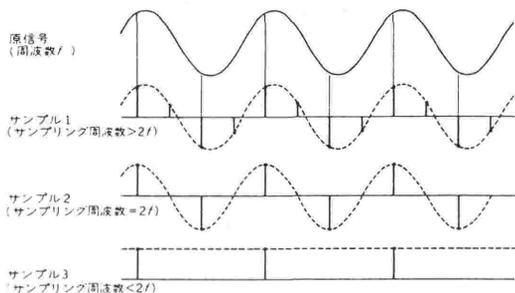


図2 Nyquist のサンプリング定理

原波形の周波数成分を保存するためには、最低原波形の2倍のサンプリング周波数が必要である。

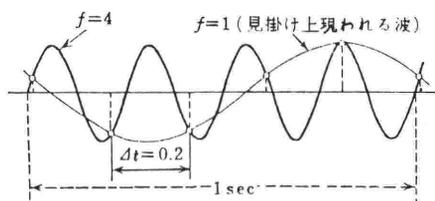


図3 サイン波のサンプリングにともなう aliasing

4 Hz のサイン波を 5 Hz の速度でサンプリングすると、原信号には含まれない 1 Hz の遅い成分がサンプリング誤差として出現する。

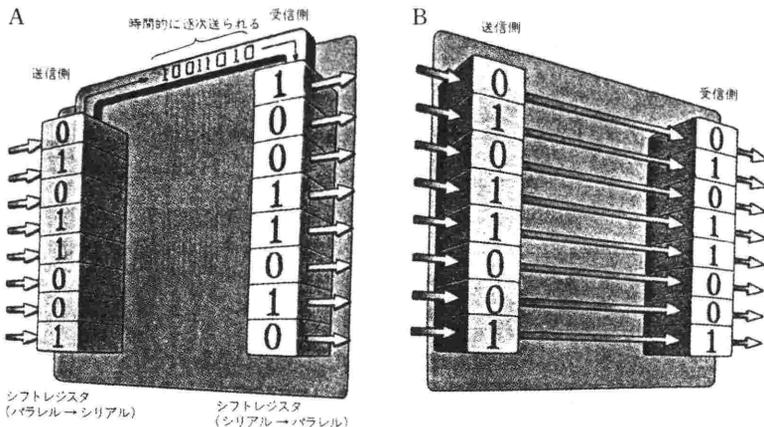


図4 直列伝送と並列伝送

A: 並列伝送 (キャラクタは並列に同時に送られる)

B: 直列伝送 (キャラクタはビットごとに逐次送られる)

コンピュータ内部で扱うデータは、もともと並列である。したがって直列伝送のためには、直一並列の変換を必要とする。しかし長距離通信の場合、信号線の本数がシステムのコストに最も大きな影響を与える。データ通信で直列伝送が用いられるのはこの理由による。

スは直列 (serial) 伝送と並列 (parallel) 伝送に大別され (図 4), 主なものに前者は RS-232C (図 5), 後者はセントロニクスと, HP-IB (GP-IB) (図 6) がある. コンピュータ内部でのデータ処理は本来並列であるので後者の方が伝送速度や信頼性が高い.

最近のモニタ機器の中にはコンピュータにデータ転送するためにいずれかのインターフェース出力を標準として備えているものもあるが, 出力データの内容 (bit format) を再現するためには, bit 操作を含むプログラミングを行う必要がある. データ転送と bit 処理の例を図 7, 8 に示した.

2) データ保存

データは通常フロッピーディスクなどの外部記録装置に保存して, 必要に応じてコンピュータの内部メモリに読み込んで処理を行う. 波形データなどを保存するには時として膨大な量となることがあるので注意を要する. 2HD のディスクはフォーマット時の容量が 1.4 M バイトで, 英数字であれば 1,400,000 文字も保存できるので, 分解能 12 bit, サンプリング速度 1000 Hz の波形データは僅か 12 分弱しか記録できない. コンピュータでアナログ量を扱う際の問題の 1 つである.

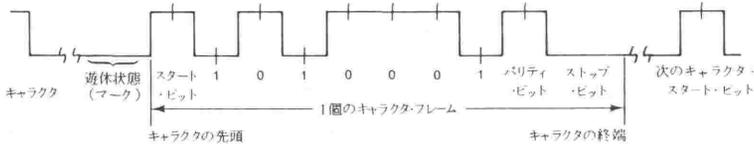


図 5 RS-232C インターフェースの信号

直列伝送の代名詞のように称されているが, インターフェース規格では電気的及び機械的条件のみを設定しているので入出力条件は個々に決定する必要がある.

伝送速度 (ボーレート: bit/sec), スタートビット, パリティビット, データビット, ストップビットの決定は最低限必要で, その他, ハンドシェイクラインのコントロールも時に必要となることがある. モニター機器とコンピュータとの接続に際しては, 同時に 1 台の機器とのみとしかデータ転送ができない点が大きな問題となる.

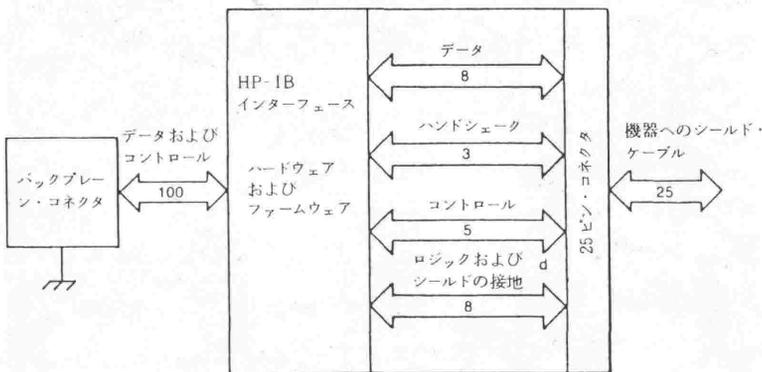
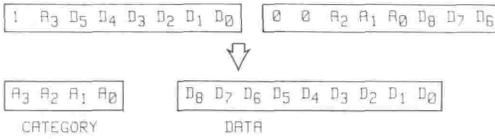


図 6 HP-IB インターフェース

Hewlett-Packard Interface Bus は HP 社内部の入出力バスとして発展したが, その有用性のために IEEE 488-1978 規格として公開され GP-IB (General Purpose Interface Bus) とも呼ばれて広く利用されている. コンピュータと外部機器との間のデータ転送に必要な条件をほぼ全て満足しており, 一台のコンピュータで同時に複数の入出力機器との間でデータ転送が可能である. 汎用インターフェースバスの中で現在最も操作性が高いと考えられる.

Wave Form Data



Average Values Data

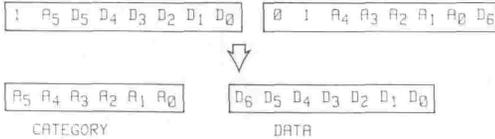


図7 bit 操作による直列伝送データの再現
直列伝送では 8 bit (1 バイト) ずつデータ
伝送されるが、データの中身に関しては規
格が無い。クリティコン社の換気力学モニ
タ VRP では出力が RS-232C インターフ
ェースで得られる。波形データ、数値デー
タとも 2 バイトで意味を成すので、これを
ビット並び変えによってコンピュータ内部
にデータを再現する。

3. モニタリングとコンピュータ処理

モニタからのデータをコンピュータ処理するこ
との利点の 1 つは、複数の機器からのデータをコ
ンピュータで同時に処理し、統合化して表示す
ることにある。この場合、コンピュータは複数の機

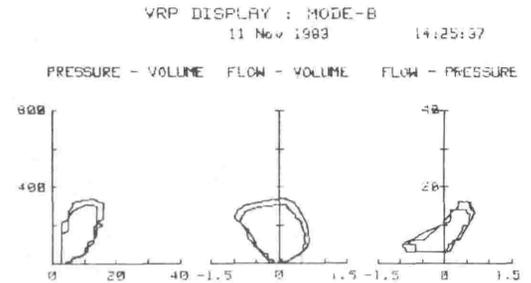
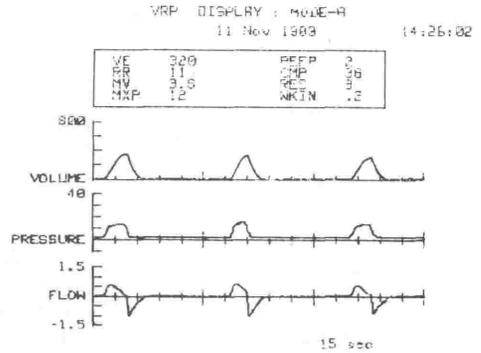


図8 bit イメージからのデータの再現
図7のように処理したデータ群から数値
データと換気波形を図形的に再現した。一
度データを取り込むと、Pressure-Volume,
Flow-Volume, Flow-Pressure などを図形
化することは簡単である。

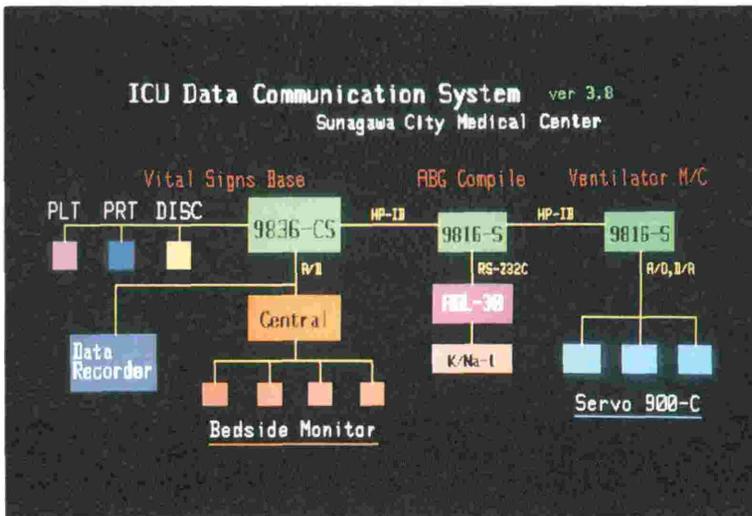


図9 システムのブロック図
Vital signs base, ABG compile, Ventilator M/C の3つのサブシ
ステムからなり、各々のコンピュータは機能的に独立している。サブシ
ステムのデータは HP-IB ラインで 9836-CS に集約される。

器から異なったサンプリング速度で同時にデータ転送を受ける必要が生じる。更にこれと並行して、種々の演算や図形表示のための処理も遂行しなければならない。従って、プログラムの作成に当たっては、いくつものリアルタイム処理を厳密に管理された割り込み優先度の下で行わせることが必要となる。1台のコンピュータが1台のモニタからのみのデータを受け取り、演算、演算結果の出力などを細切れに行うプログラミングはコンピュータの利用法として著しく非効率的である。割り込み処理を用いたプログラミングによってコンピュータは複数のモニタ機器からデータ転送を受けつつ、演算、ディスクへのデータ保存、プリンタやプロッタへの結果の出力、ディスプレイへの図形処理結果の表示などの一連の仕事を間断なく同時に行うことが可能となる。

以下に手術室やICUにおけるモニタリングのコンピュータ化のために著者らが作成して実際に用いているシステムについて述べる。

4. モニタデータのコンピュータ処理

著者らが作成したICUのためのコンピュータシステムの構成を図9に示した¹⁰⁾。ベッドサイド

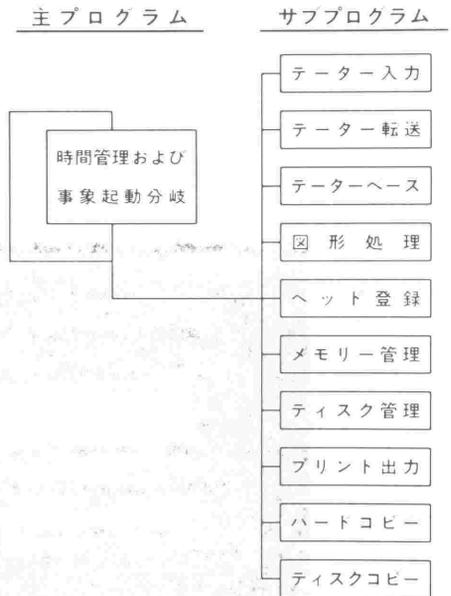


図10 プログラムの概要
主プログラムは時間管理と事象起動分岐の制御を行い、各々のサブプログラムの動作は12レベルの割り込み優先度の下に管理されており、見かけ上10個の異なった処理が並行して行われているように扱われる。

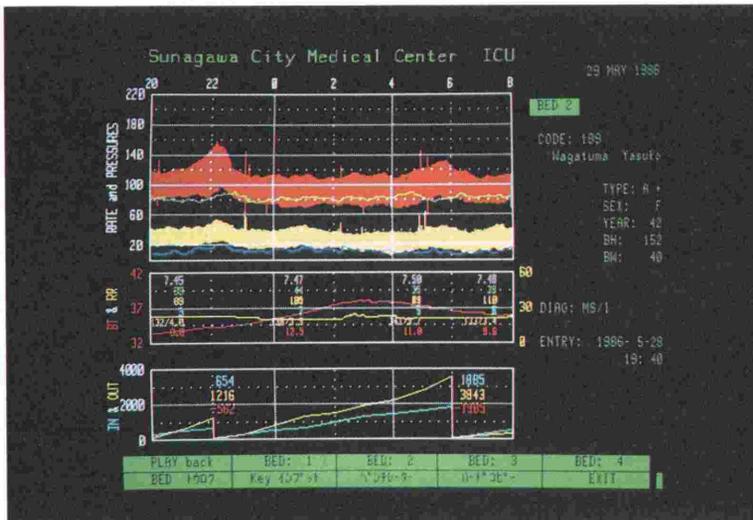


図11 バイタルサインデータ
ファンクションキーによる指定で特定の患者のVital signs baseのデータを任意の時間軸で表示する。再現に要する時間は通常4秒以内である。このモードでは、肺動脈圧(黄)、CVP(青)体温、血液ガス、電解質、補液、尿量などの出納バランスも表示され、経過の把握にきわめて有効である。

モニタ, 人工呼吸器 (サーボ 900C), 血液ガスと電解質測定器などからのデータは64チャンネル A/D 変換器, HP-IB, RS-232C パスなどを介してコンピュータ (HP9836CS) に転送される。プログラムの構成は図10に簡単に示した。コンピュータに集約されたデータ群は, ハードディスク

上にデータベースを構築し, 様々な様式で出力させることができる。これらの例を図11~14に示した。

麻酔記録の自動化に関しては図15~16に示した¹¹⁾。いずれのシステムも, 割り込み制御下でのリアルタイム処理を行い, 複数のモニタからの

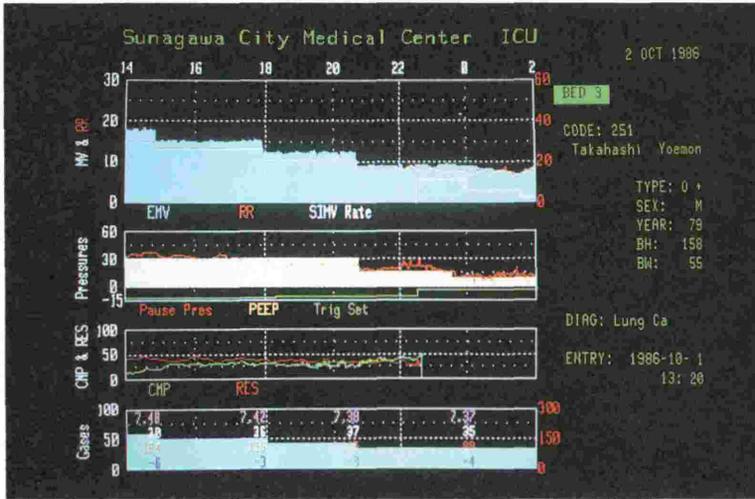


図12 ベンチレータデータ

ファクションキーによる指定で特定の患者の Ventilator M/C のデータを任意の時間軸で表示する。このモードでは, コンプライアンス, レジスタンス, 血液ガスなども表示されるので, 人工呼吸管理の経過を把握し易い。

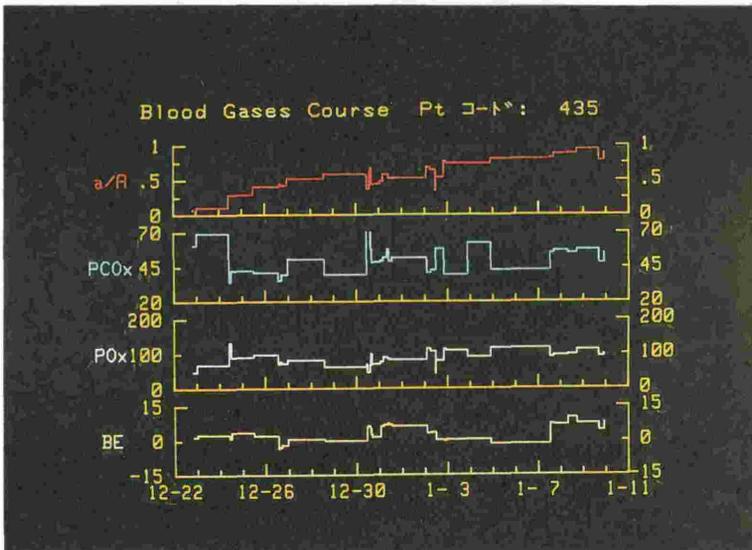


図13 血液ガスデータファイルの図形処理

血液ガスのファイルは任意の時間軸でグラフ化される。図は肺水腫の改善経過を示す。a/A-POx ($\text{PaO}_2/\text{P}_A\text{O}_2$) はガス交換の程度を良く反映し, 呼吸不全の指標として有効であると思われる。

** BLOOD GAS DATA * トウモロコシ ** Pt コード: 195

DATE	TIME	PH	PCO _x	PO _x	SBE	SAT	OxCT	a/A	FiO _x
B6-	6-11	16:15	7.42	35.4	64	-1.4	93.6	11.2	.20
B6-	6-12	03:47	7.47	42.4	108	6.0	98.0	11.9	.45
-	-	04:50	7.48	39.8	97	5.4	97.5	11.8	.40
-	-	05:52	7.46	37.7	144	2.9	99.0	12.1	.59
-	-	06:47	7.48	36.1	85	2.9	96.8	16.5	.35
-	-	07:56	7.38	46.6	86	1.7	95.8	16.3	.36
-	-	17:53	7.41	36.0	91	-1.5	96.7	16.5	.37
-	-	19:52	7.39	43.0	99	.9	97.2	16.6	.41
-	-	21:28	7.39	38.7	100	-1.0	97.4	16.6	.41
-	-	23:51	7.41	39.1	98	.2	97.3	16.6	.40
B6-	6-13	03:59	7.42	38.1	103	0.0	97.7	16.7	.42
-	-	05:40	7.42	38.5	100	.8	97.5	16.6	.41
-	-	08:50	7.42	38.4	106	.6	97.9	16.7	.44
-	-	19:51	7.43	41.8	88	3.1	96.6	16.5	.36
-	-	22:45	7.45	40.9	107	3.8	98.1	16.8	.44
B6-	6-14	02:57	7.43	40.2	103	2.3	97.8	16.7	.42
-	-	14:45	7.49	35.5	111	3.5	98.4	16.8	.45
-	-	16:26	7.47	36.6	69	2.9	94.3	16.0	.28
-	-	18:25	7.38	46.5	102	2.0	97.3	16.6	.43
-	-	18:53	7.48	37.4	87	4.0	97.0	16.5	.35

図14 血液ガス値のデータベース
オンラインで入力される血液ガス値は患者ごとにファイルされてデータベースを形成する。

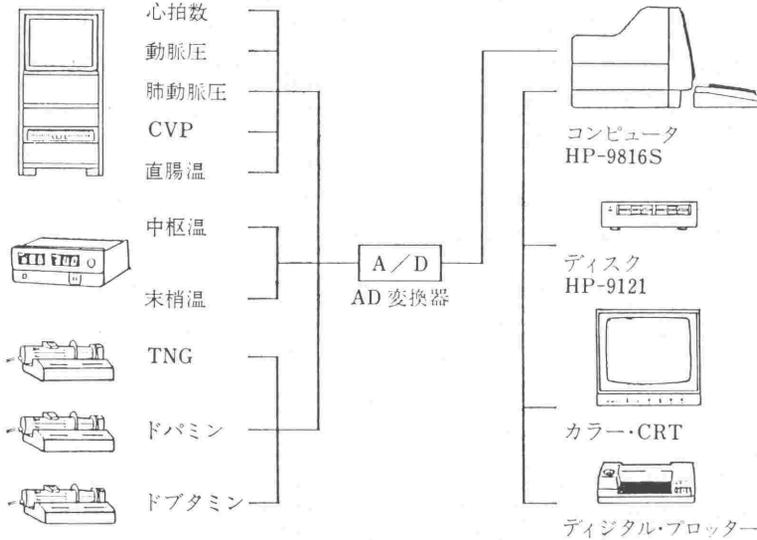


図15 心臓麻酔記録システムの構成

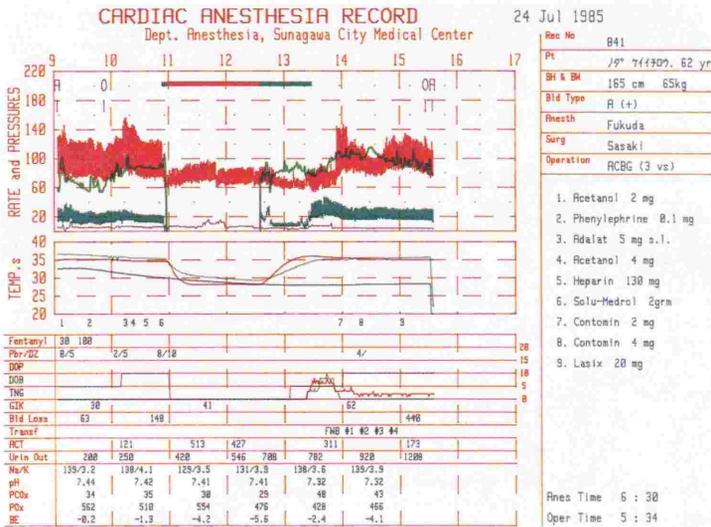


図16 ハードコピーされた麻酔記録

情報を統合化して直接的に理解し易い図形処理を施した。

著者らのシステムからも明らかのように、コンピュータを用いて複数のモニタからのデータを統合して処理することは、生体现象の理解、記録の整理と保存などの点から極めて有用である。しかし、現在、手術室や ICU などで日常的に用いられているモニタの種類は多く、様々な規格の製品が混在せざるを得ない。これらを統合化するためには各々の機器からの出力様式の解明、A/D 変換器の分解能とサンプリング速度の決定、インターフェースの設計、配線とコネクタの製作などから始まって、膨大なプログラミング作業を行う必要がある。これがモニタとコンピュータとの接続を困難にする大きな理由であると考えられる。

モニタ機器からの出力様式の統一化、あるいは HP-IB インターフェースの装備を標準化するなどの試みが必要と考える。

5. 自動集録装置としてのコンピュータの役割

臨床の場にコンピュータを導入すると却って仕事が増えたり煩雑になってしまうことがある。またコンピュータ化しない方が操作性や経済性の点で便利で実際的なことも多い。臨床の場でコンピュータ化の効率を上げるためには、オンライン化された自動集録装置としての特性を追求し、できるだけコンピュータ操作を意識しないで済むシス

テム構成が良いと思われる。この点からは、モニタ機器からの情報の統合化とデータベース作成はコンピュータ化で最も効果を発揮する分野であると考えられる。

著者らの経験を基にコンピュータを用いたモニタデータの統合化について概説した。

文 献

- 1) 劔物 修, 相馬一玄, 前川和彦, 大和田隆: 救急医学講座(10)救急医療におけるモニタリングの実際. 北里医学 12: 1-8, 1982.
- 2) 劔物 修: 麻酔中の患者モニタリング—最近の動向一. 北海道医誌 63: 151-156, 1988.
- 3) 山村剛康, 劔物 修: 救急患者モニタ. 病態生理 7: 383-390, 1988.
- 4) 日野幹雄: スペクトル解析. 朝倉書店, 1983.
- 5) 宮川 洋他: デジタル信号処理. 電子通信学会編, 1975.
- 6) Bendat, J. S., Piersol, A. G. 得丸英勝訳: ランダムデータの統計的処理. 培岡館, 1976.
- 7) Lee, Y. W. 宮川 洋訳: 不規則信号論. 東京大学出版会, 1977.
- 8) 山村剛康, 古川幸道: 臨床と研究のための実際的な ME の知識(1): 生体からの電気現象の記録. 麻酔 32: 460-467, 1983.
- 9) 山村剛康, 武谷敬之, 古川幸道: 臨床と研究のための実際的な ME の知識(3): 基本的生体情報処理. 麻酔 32: 751-757, 1983.
- 10) 山村剛康, 福田正人, 原田幸二, 塩谷 勉: 自動集録装置の追求した ICU のコンピュータシステム. ICU と CCU 11: 583-588, 1987.
- 11) 福田正人, 山村剛康, 原田幸二, 塩谷 勉: 心臓麻酔記録のコンピュータ化. 臨床麻酔 10: 801-806, 1986.