

特 集

モニタ機器とコンピュータ処理

山村 剛康*

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¹⁻³⁾。しかし、一方ではモニタから得られる情報判断、情報の記録が複雑になり、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. モニタとコンピュータとのインタフェース
2. 情報の処理と保存
3. 臨床におけるコンピュータの有用性

1. モニタ・コンピュータインタフェース

モニタは生体現象を定量化し、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。生体現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の幅 (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) してコンピュータの入力ポートに与える必要がある (図1)。

1) A/D 変換の精度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、これと量子化誤差という。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。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。

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込む場合には、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。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。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、この様な場合には、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) データ転送

*北海道大学医学部麻酔学講座

A BASIC COMPUTER

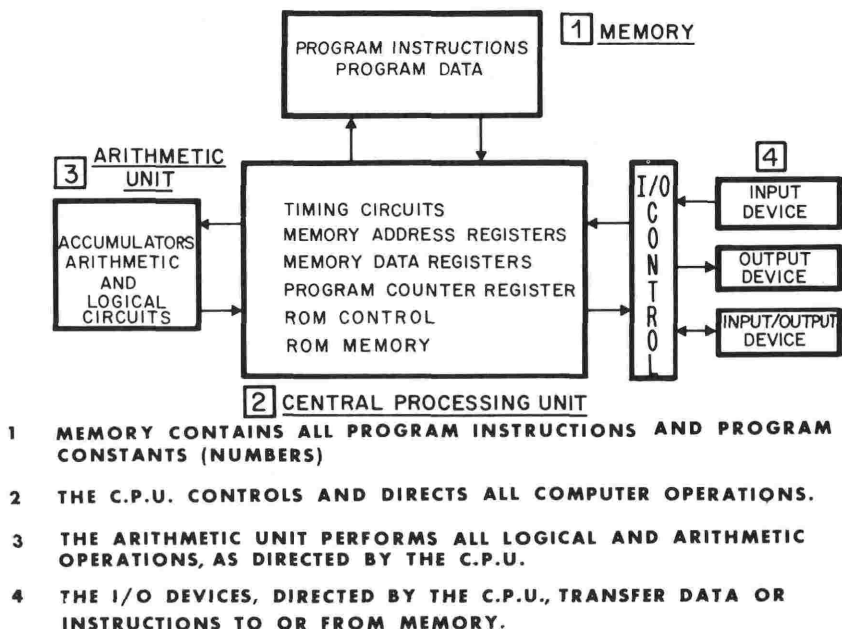


図1 stored program 方式のデジタルコンピュータの基本構成

A/D 変換で量子化されたデータはインタ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。汎用のインタフェースバスは直列 (serial) 伝送と並列 (parallel) 伝送に大別され、主なものに前者は RS-232C、後者はセントロニクスと、HP-IB (GP-IB) 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、出力されるデータの内容 (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2に示した。

3) データ保存

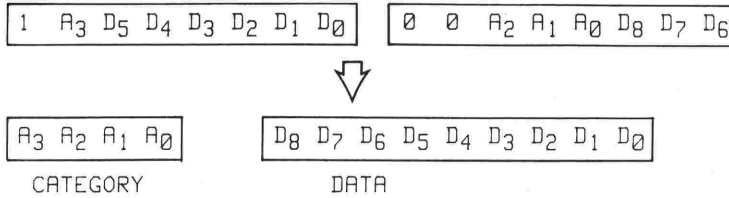
データは通常フロッピーディスクなどの外部記録装置に保存して、必要に応じてコンピュータの内部メモリに読み込んで処理を行う。波形データなどを保存するには時として膨大な量となることがあるので注意を要する。2HD のディスクはフォーマット時の容量が 1.4 M バイトで英数字であれば、1,400,000文字も保存できるのに対し、分解能 12 bit、サンプリング速度

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。

2. 情報の処理と保存

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と考える。この場合、コンピュータは複数の機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重要となる。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

Wave Form Data



Average Values Data

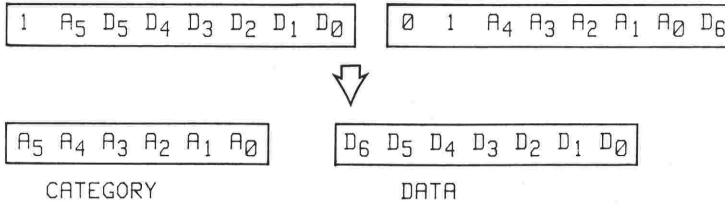


図2 bit 操作による直列伝送データの再現
直列伝送では 8 bit (1 バイト) ずつデータが伝送されるが、データの中身に関しては規格が無い。波形データ、数値データとも 2 バイトで意味を成すので、これをビット並び変えによってコンピュータ内部にデータを再現する。

主プログラム

サブプログラム

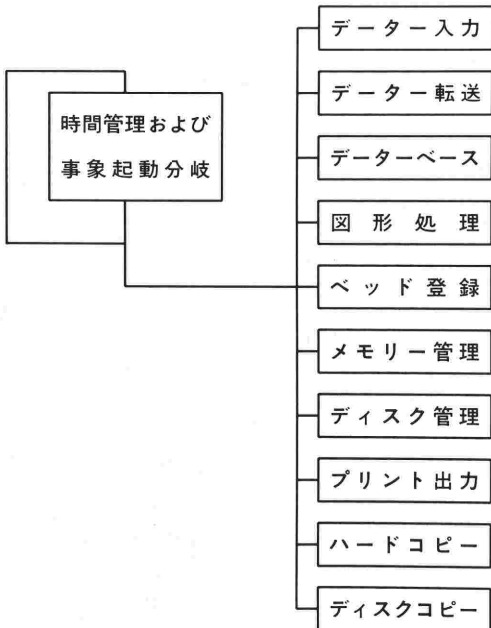


図3 プログラムの概要
主プログラムは時間管理と事象起動分岐の制御を行い、各々のサブプログラムの動作は12レベルの割り込み優先度の下に管理されており、見かけ上10個の異った処理が並行して行われているように扱われる。

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たシステムについて述べる。

著者らが作成した ICU のためのコンピュータシステムでは、ベットサイドモニタ、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 バスなどを介してコンピュータ(HP9836CS)に転送される¹⁰⁾。プログラムの構成は図3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4~5に示した。

麻酔記録の自動化に関しては図6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。

3. 臨床におけるコンピュータの有用性

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

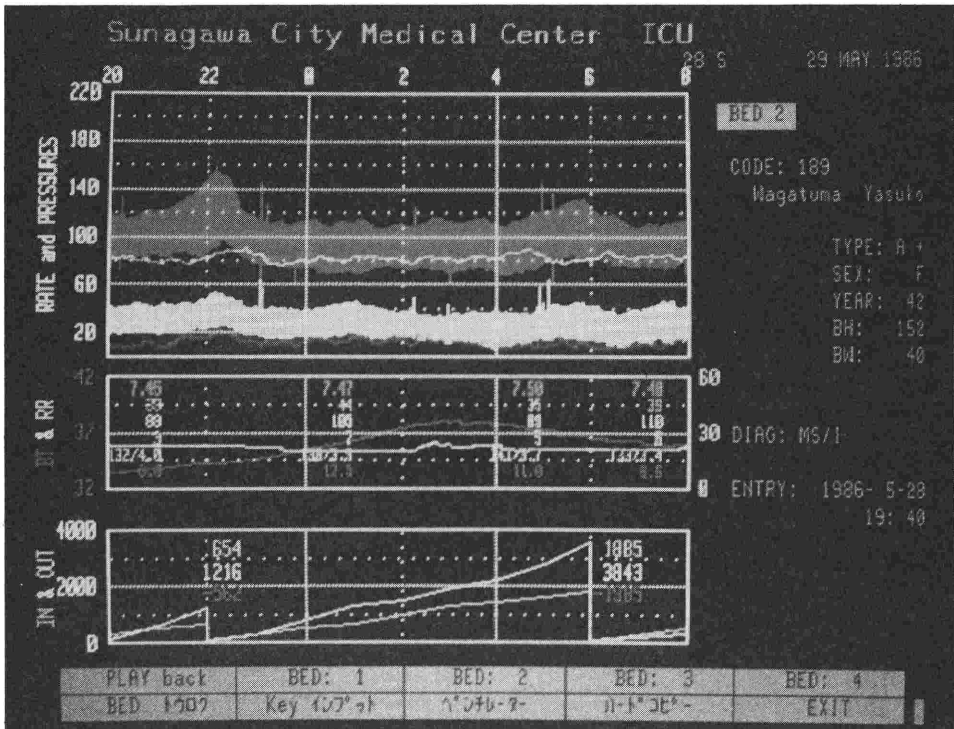


図4 バイタルサインデータ

ファクションキーによる指定で特定の患者の過去の 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。

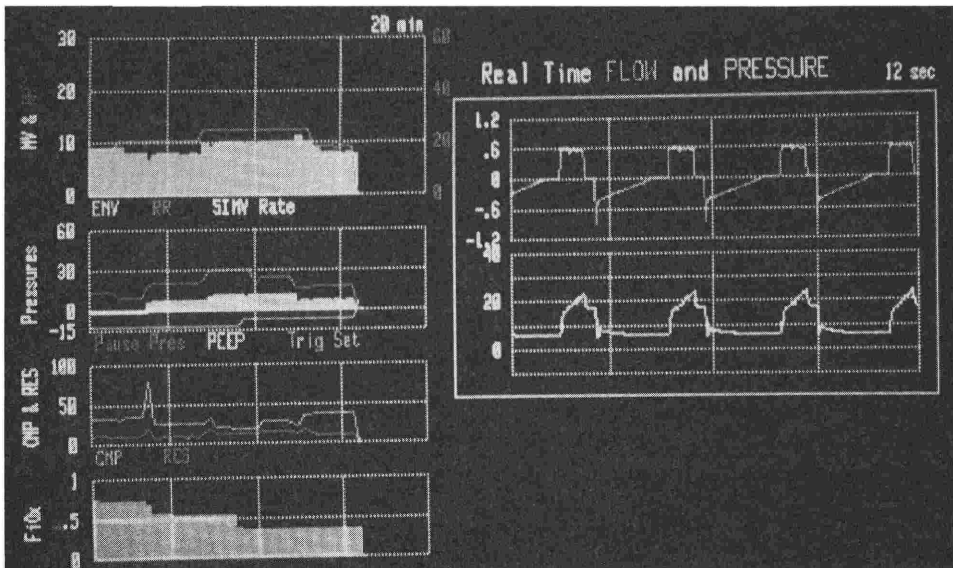


図5 ベンチレータデータ

ファクションキーによる指定で特定の患者の過去の Ventilator M/C 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、コンプライアンス, レジスタン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。

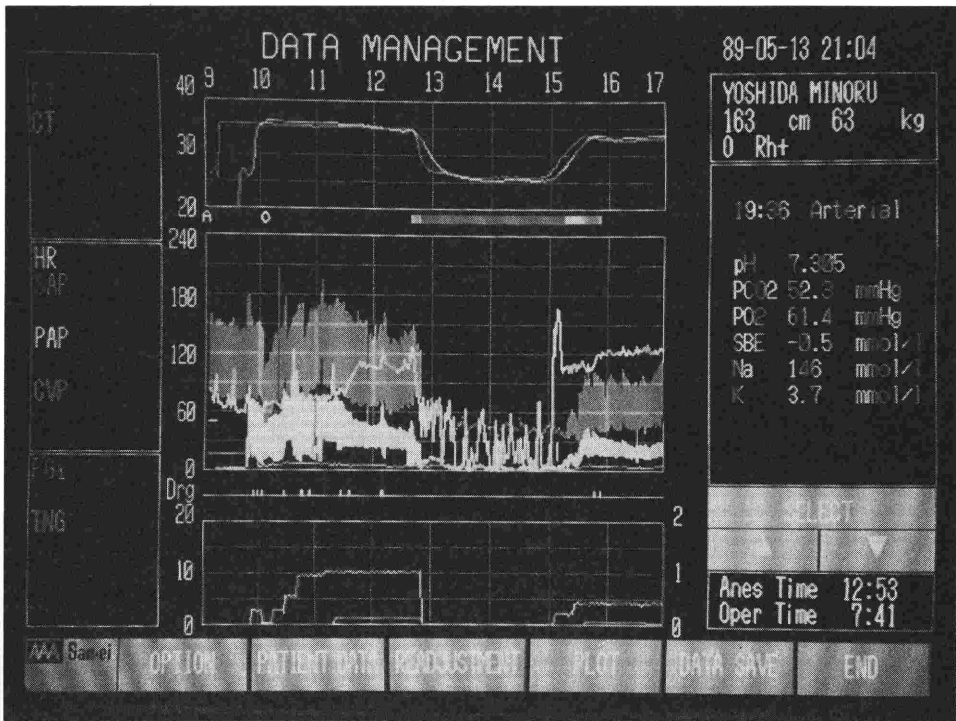


図6 心臓麻酔記録システムの画面
循環系，呼吸系モニタからの情報とともに薬物投与などの経過が圧縮されて処理，保存される。操作はタッチスクリーンで行われるのでキーボード操作を必要としない。

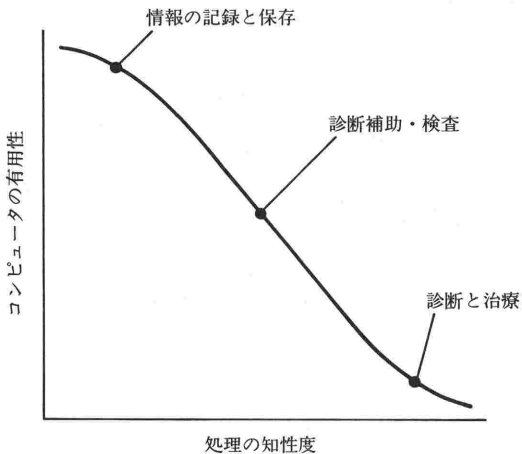


図7 処理内容の知性度とコンピュータの有用性
臨床医学の分野におけるコンピュータの実用度は処理の知性度と相反する。

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¹²⁾。

自動性の観点から臨床におけるコンピュータの有用性を評価すると，処理内容の知性度と相反関係にあるように思われる(図7)。推論，演繹などは現段階のコンピュータシステムが最も不得手な分野であり，また，適切な判断を行わせるために必要となる十分な情報をコンピュータに入力することが著しく困難なことも一因である。

診断補助の試みを図8に示した。診断と治療など高度な知性を要求される分野におけるコンピュータシステムの応用は将来の課題であると思われる。

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，記録の整備と保存，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，

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

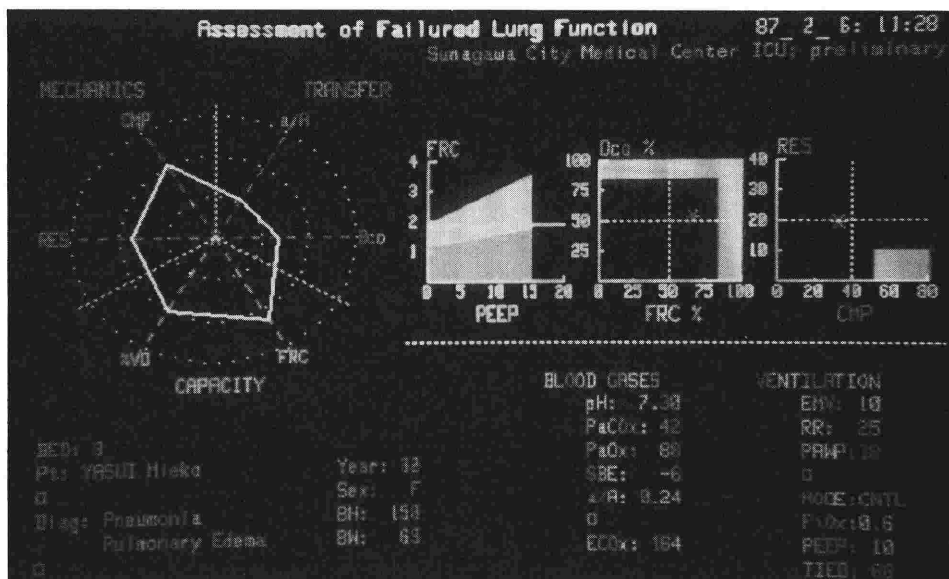


図8 呼吸不全の病態診断補助の試み

人工呼吸下の患者で、換気メカニクスを含む総合的な肺機能検査を行い、その結果を図形処理することによって急性呼吸不全の病像を分析する。

A/D 変換器の分解能とサンプリング速度の決定、インタフェースの設計、配線とコネクタの製作から始まって、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。

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践. 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—. 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験的な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験的な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.
- 12) 山村剛康, 劔物 修: モニタリングとコンピュータ. 循環制御 9: 523-530, 1988.