

# 麻酔・集中治療と コンピュータ 1985

浜松医科大学教授 池田和之 編集  
弘前大学教授 尾山 力

克誠堂出版株式会社

執筆者（執筆順）

千葉県救急医療センター 角 田 興 一

京都大学工学部 桑 原 道 義

東京大学医学部麻酔学教室 諏 訪 邦 夫

東京大学医学部附属病院救急部 豊 岡 秀 訓

京都府立医科大学麻酔学教室 田 中 義 文

東海大学医学部麻酔学教室 杵 渕 嘉 夫， 滝 口 守

山 崎 陽 之 介

パネルディスカッション司会

東京大学医学部附属病院救急部 豊 岡 秀 訓

パネリスト

大阪大学医学部附属病院集中治療部 島 田 康 弘， 武 澤 純

妙 中 信 之， 高 橋 英 夫

日 月 裕， 吉 矢 生 人

長崎大学医学部附属病院集中治療部 長 谷 場 純 敬

浜松医科大学手術部 森 田 耕 司， 三 条 芳 光

池 田 和 之， 由 良 正 幸

滝 井 利 勝， 大 村 守 弘

日本光電工業㈱監視装置部 片 山 國 正

日本電気三栄㈱MED第一部 石 井 弘 好

## 序 文

本書は昨年末に大阪において開催された第2回麻酔・集中治療コンピュータ研究会の成果をもとにして作られた。しかし単なる研究会記録ではない。特別講演、シンポジウム、さらに一般演題のなかから特にテーマを絞り、これらについて各講演者の方においてお願いして専門外の方にも興味をもてるように総説的に執筆していただいた。もちろん一般演題すべてについても抄録、座長コメントを集録させていただいた。したがって本書は現時点で麻酔・集中治療の領域におけるコンピュータ応用の1つのレベルを示すものとしてよからう。このような意味で本書は麻酔や集中治療に携わる医師、コメディカルスタッフ、メーカーの方に役に立つものと信じる。

欧米においてもこの方面での研究は盛んになりつつあり、研究会がいくつか開かれるとともに、この分野の専門誌がヨーロッパ、アメリカで各1誌ずつ発刊された。本書は年次シリーズ書として昨年度から発刊され始めたものであって、本年度は2冊目である。わが国におけるコンピュータ応用は欧米と比較して引けを取らない状況であるので、テクノロジーの進歩とともに今後ともこの分野は益々発展しよう。したがって本書のシリーズも年次刊行書としてその年度内の研究成果を1冊で集録しきれなくなる日が恐らく近い将来に来るであろうし、その時点で脱皮がはかれるであろう。

お忙しい時間を割いて本書のために執筆をいただいた方々に感謝するとともに、本書の編集に努力された佐藤一雄助教授の協力を多とする。

昭和60年8月1日

池田和之  
尾山力

# 目 次

1. 不整脈解析におけるコンピュータ応用	角田 興一	1
1. はじめに		1
2. コンピュータによる不整脈監視の必然性		2
3. 不整脈解析システムの仕組み		3
4. まとめと問題点		8
2. 無侵襲心機能計測におけるコンピュータの応用	桑原 道義	11
1. はじめに		11
2. Mモード心エコー図		11
3. 左心室エコー断層像		13
4. 左心室立体像の再構成		17
5. むすび		19
3. パソコンによるワープロとデータファイル	諏訪 邦夫	20
1. はじめに		20
2. パソコンをワープロに使うのには、何が必要か		20
3. コンピュータワープロは何処が便利か		23
4. 欠点・問題点		25
5. 入力は何を選ぶか		25
6. ファイルが2種類できてしまった場合の解決法		25
7. 使う人の問題		26
8. 現在のパソコンワープロへの不満		27
9. 結 論		28
4. 血液ガス交換解析におけるコンピュータ・ シミュレーションの応用とその現況	豊岡 秀訓	30
1. はじめに		30
2. 基礎的な計算式		30
3. 系のモデルとそのシミュレーション		35
4. より comprehensive なモデルとそのシミュレーション		38

5. おわりに	38
5. コンピュータによる自動制御の現況	田中 義文 44
1. はじめに	44
2. 血管作動薬自動注入装置	44
3. フィードバック制御による血圧調節	48
4. まとめ	53
6. 呼吸器系のインピーダンス	杵淵 嘉夫ほか 55
1. はじめに	55
2. 呼吸器のコンパートメントモデル	56
3. モデルのベクトル解と周波数特性	61
4. インピーダンスの測定法と実験例	63
5. おわりに	64

パネルディスカッション

コンピュータ化監視システムを飾りものにならないために

(司会) 豊岡 秀訓	67
(パネリスト) 島田康弘ほか	73
長谷場純敬	81
森田耕司ほか	88
片山 国正	96
石井 弘好	103

第2回麻酔・集中治療コンピュータ研究会記録	111
-----------------------	-----

## Ⅱ。不整脈解析におけるコンピュータ応用

### 1. はじめに

現在の集中治療は複雑な system を備えていると考えることができ、その system の中で numerical な rigid な data は、しかも反復処理が行われる場合には、system analysis という手法により把握する方向にある。たとえば、呼吸系の計測や心血管系の計測は、system 中の subsystem として、computer-based の考え方が行われるようになっている。

CCU や ICU の中で、心電図をモニターし不整脈を監視するようになって20年になる。初期の心電図監視の方法は、analog device により心電波形を連続的に観察する方法であったが、次には rate-meter 機能が加わり、R-R間隔が計測され心拍数が表示され、それにもとづくアラームを発する機構をもつようになった。これらの機器は現在でももちろん有用であるが、不整脈の監視という点では、①full time のモニタリングはできない、②定量的評価ができない、③主観的評価となる場合がある、④データの収録や呼び出しがしにくい、等の点が指摘され、コンピュータを用いる不整脈監視装置の必要性を生じた。

心電図診断のコンピュータの応用には、臨床的に十分に有用となっているものに限れば、標準12誘導やベクトル心電図の解析と、連続的モニタリングにおける不整脈の解析という二つのカテゴリーがある。ここでは前者について触れないが、両者はそのロジックの初めの部分からかなり別様のものであるといえる。

## 2. コンピュータによる不整脈監視の必然性

1960年代の米国におけるCCUでの心電図監視はstaff-monitoringの形をとるものであったが、急性心筋梗塞の観察からはほとんどすべての患者が心室性の不整脈を高頻度に起こしていることがわかった。Lownらは、心室細動に先行しその前兆となりうる心室性期外収縮（以下VPB）をランク付けし、Grade-1：単発性（2/分以下，30/時間以下），-2：頻発性（2/分以上，30/時間以上），-3：多源性，-4A：2連続，-4B：心室頻拍（3連続以上），-5：R-on-T，とし、より重篤な心室性不整脈の検知と即座の治療が死亡率の減少を図りうることを示した。その後、Romhilt<sup>1)</sup>は、警報つき心拍数計を備えたCRT画面による心電図監視と、初期の自動不整脈監視装置（RR間隔の延長とQRS中の拡張を自動的に捉えるものでハードウェアロジックのみで構成された機器）による監視能力の差異を比較検討したが、それによると、前者によってはVPBの64.5%が捉えられたが、後者では100%の検出率であり、重篤な不整脈の検出率はそれぞれ16.1%対93.5%であり、staff-monitoringに頼る従来の監視方法には正確性や不整脈の早期検出に関して信頼性を欠いており、CCUにおいてあらゆる不整脈の確実な検出を行うには、オンライン処理が可能な自動不整脈検出システムが必要であると主張した。人間の監視能力については、90/時間以上の不整脈が生じている際には98%の検出率であるが、20/時間の発現頻度になると検出率は9%に低下した、という報告もある<sup>2)</sup>。Staff-monitoringの特性は、十分にトレーニングされたスタッフであればその診断精度は非常に高いが、監視時間の持続性についてはむらがあったり低いことが想定される。一方、機器によるモニタリングでは監視時間は100%でありうるが、その診断精度が低い可能性がある。

機器による不整脈の監視が具体化されてゆくうちに、Fozzar, Harrisonら<sup>3)</sup>は、コンピュータによる不整脈監視システムの条件を次のように勧告した。

すなわち、①連続的にモニターしえ、②リズム不整を正確に捉えること（真陽性率を高め偽陽性率は低いこと、また、伝導障害や脈拍欠損も検出すること）、③graded alarms を有し、④alarm を発した現象を記録しうること、⑤過去・現在の status を呈示しうること、⑥artifact があっても作動しうること、⑦集中治療室に適合し、⑧スタッフが扱いえ、⑨routine care の改善に役立ちうること、⑩機器の信頼性が高く、かつ、⑪cost-effective であること、等である。

### 3. 不整脈解析システムの仕組み

上述の条件を満足させるように、現在のコンピュータによる不整脈監視システムは、図1に示すような論理構成をもっている。解析は普通1チャンネルの心電信号を取り込むところから始まる（図2）。収集された心電波形は、high-pass filter で noise を取りのぞかれ、low-pass filter で筋電図をのぞかれた後に、データの圧縮すなわち200~250 samples/秒の A-D 変換が行われる。ペースメーカのパルスは0.5~1 msec でありサンプリングされないので、アナログロジックによりパルスの時刻をとらえ、それを解析の段で用いる形をとっている。A-D変換されたデータはコンピュータ（以下 CPU）で処理されることになるが、そこでのプロセスは、①ある波形が QRS であるかどうか、②その QRS は、“normal QRS” として“learn”されたものと同様のものか別様のものか（Beat diagnosis）、③連続した beats の診断（Rhythm diagnosis）、と進行する。

標準誘導の心電図解析システムが QRS 以外にP波やT波をも厳密に解析するのに対して、不整脈解析システムでは、VPB に代表されるような QRS 波の変形や時相のずれの処理を中心にロジックが構成されており、ventricular-oriented であり、そこでの主な課題は VPB の検出であるといえる。各メーカーの装置とも、①VPB を VPB と判断する、②VPB でない QRS を VPB と判断しない、③Artifact 等

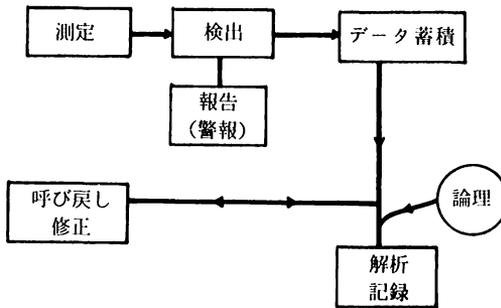


図 1 CPU-based monitoring の考え方

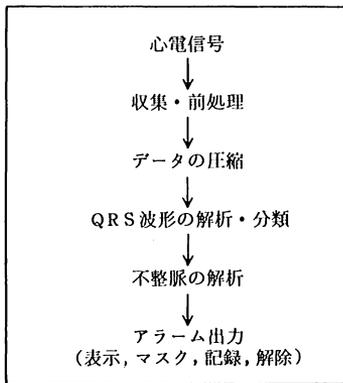


図 2 不整脈解析システム

を VPB と判断しない、という sensitivity と specificity の向上に向けての諸種のロジックが行われているわけだが、その詳細は明らかにされていない。しかしその algorithm は大別すると、①特徴抽出法 (feature extraction method), ②テンプレート法 (template method) とにわけられ、後者では matching 法や cross-correlation 法が行われている。

特徴抽出法は図 3 に示すように、QRS の高さ、幅、面積等を絶対値として計測し、さらに T 波の方向や prematurity などをデータとして learn-

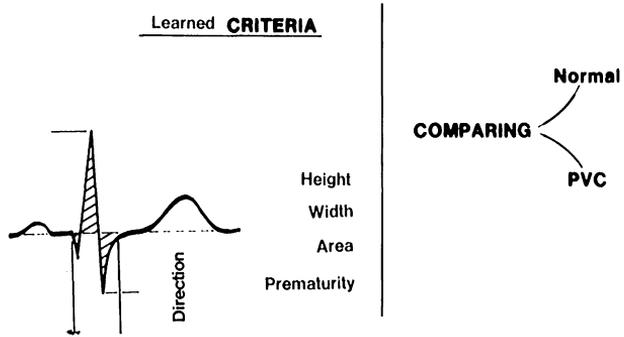


図 3 Feature extraction method

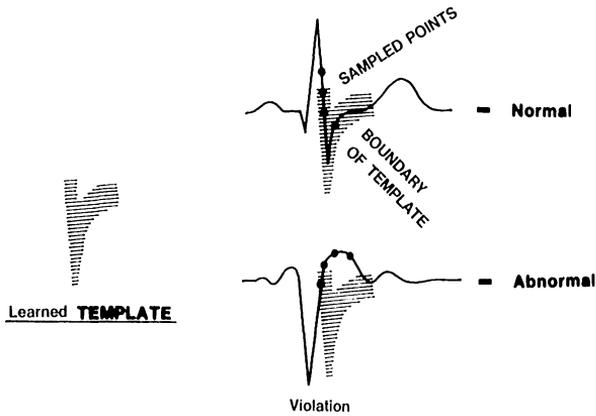


図 4 Template method

ed QRSの criteria と比較することにより、それが VPB であるかどうかを判定する方法である。一方のテンプレート法では、図 4 に示すように、learned QRS に誤差範囲を設定しそれを template とし、その中に比較される波形が合致する (matching) か否かを判定する。相関係数法では基準波形と比較される波形との相関係数を求め、基準波形との異同を判定する。いずれの方法によっても、筋電図の混入や基線動揺に対しては限界があり、その解決のためにプログラムを複雑にするとリアルタイム処理がしにく

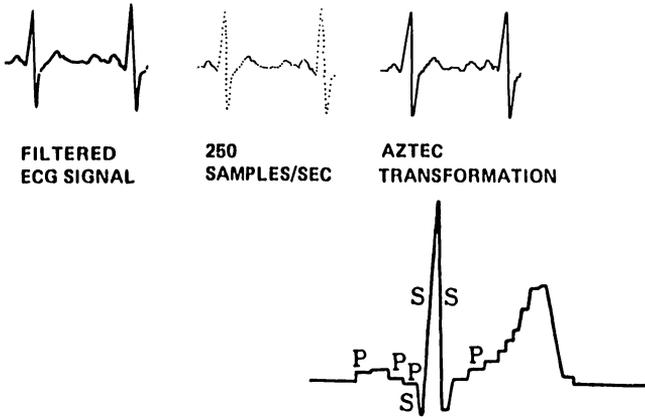


図 5

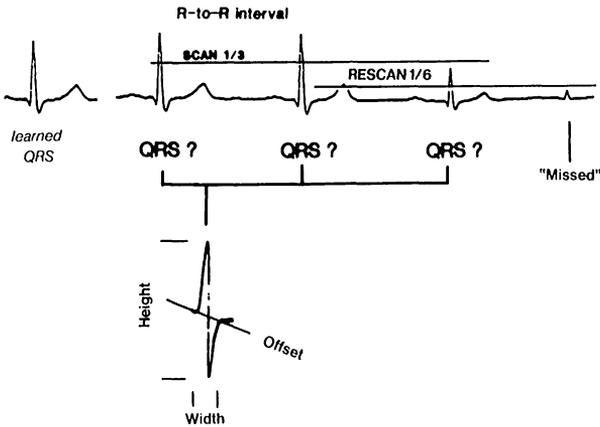


図 6 Find the Beat

くなるとか、基準値として設定した誤差範囲を幅広くとれば感度が落ち、逆に幅を狭くすると matching ができなくなる、といった問題が生じる。

千葉県救急医療センター CCU の不整脈監視装置は、HEWLETT-PACKARD 社製の HP-78225 であるが、世界で最も多く使用されている機種であり、本邦でも多数の施設が使用しておりその使用経験について

は報告があるので<sup>4)</sup>、ここでは本装置の不整脈解析の方法の概略を述べる。

フィルターにかけられた心電波形は、250/秒でA-D変換が行われ(図5)、次にAZTEC法(amplitude-zone-time-epoch-coding)によりデータ量の圧縮が行われる。この方法は、QRS波のように変動の大きい部分については傾斜と時間幅をもったコード(slope)として、P波やT波や基線部分については平均化された電圧と時間幅をもったコード(lineあるいはplateau)としてまとめ、この二つのコードを用いてデータ量を約十分の一に圧縮する方法であり、次段以降のプロセスを容易に行わしめる。QRS波の見出し方は(図6)、learned QRSの高さの3分の1の高さで不応期をスキップしながら前方にスキャンし見出されたslopeをR波と認識するが、見出されないときには6分の1の高さで再度スキャンしそれでも見出されないときにはmissed beatと扱う。R波を同定した後、直前・直後にスキャンが行われ、V型をしていること、上昇脚と下降脚があること、それらと始点と終点の条件を設定し、QRS波と同定し、その高さ、幅、持続時間、オフセット量(図中上向きのR波を $h_1$ 、下向きのS波を $h_2$ とするとき、 $64 \times \{(h_1 - h_2) / (h_1 + h_2)\}$ という量を定義している)、R-R間隔が測定される。他方、T波はR波との区別のための条件を満たしたときにT波と判定され、P波はsinus rhythmを診断するために用いられている。

次に、QRSについて求められた4つの量のうち、高さ、幅、オフセットに関してnormal(="learned")beatのそれらとの偏差を三次元座標の中にとると、1つのbeatについて空間座標上の位置が定まることになり、それと原点(すなわちnormal beat)との距離(D)をユークリッドの式により、偏差平方和の平方根として求めることができる。このDはnormal QRSとの形の差を示すものであり、Dが大きければaberrancyが大きいことを意味する。そしてDの値により、1つのQRSを、正常、恐らく正常、恐らくVPB、VPBの4群の中のどれかに組み入れる。そうして、normal QRSの幅が広い場合と狭い場合に分け、prematurityについて

3群, オフセット量について2群, QRS 幅について2群, Dについて5群を分けると,  $2 \times 3 \times 2 \times 2 \times 5 = 120$ 個の QRS に分類することができる。

このようにして1拍毎の QRS の波形診断が行われた後, 前後のQRSの並び方から, “single VPB”, “paired VPS's”, “multiform V's”等々の Rhythm diagnosis が行われる。同時に, 装置は臨床的な重症度 criteria をもっており, 致命的 (life-threatening) - 赤, 警告的 (premonitory) - 黄, 注目しておくべき (minor, interesting) - 緑, とクラス分けされた視・聴覚的アラームを発する。たとえば, 心室細動や心拍停止では赤灯が点灯し, gong が鳴り続け, CRT 画面上には3つの asterisc がフラッシュし続け, 同時に, アラームを発した心電図が delayed の形で診断名をメッセージしつつ記録される。心電波形はディスクメモリーに貯えられ, 後刻呼びもどすことが可能で, 診断の正しさを確認したり修正を行うことができるようになっていいる。さらには, CRT上にまた記録紙上に, 心拍数や VPB 数をトレンドグラフの形で表示するようになっていいる。

#### 4. まとめと問題点

現在の不整脈監視装置は, 心電図を正しく入力してやれば, かなりの精度で診断を行ってくれる。たとえば, single VPB は代償性であれ間入性であれ, また, 心室細動・頻拍は上述のロジックとは別のロジックで処理されるが, はば妥当に診断される。しかし, artifact は容易に誤診断を招き, それによるアラームはスタッフの疲労を生ぜしめ, 機器に対する不信を生ぜしめる可能性がある。基線の近傍の動揺が関係する不整脈, たとえば心房細動や疎動, あるいは房室ブロックや解離等については, その正しい診断を強く求めるべきではないと認識しておく必要がある。そして, この種の機器を有効に使用するための使用者側の care として, ①正しい電極の装着を行うこと, ②アラームを無視したり, turn-off しないで, 忠実に即応すること,

③system を支援する対応をすること，が要求されよう。

不整脈監視装置はかなり複雑なシステムであり，これを理解しないと，誤診ばかりしている余計なもの，とする態度が生じうる。しかし，一定の理解と機器に対する慣れが生じると，見逃していた可能性のある不整脈を十分にとらえてくれる——そのことは治療方針の決定に役立つ，という考え方を持てるようになるようである。装置に対する満足度の米国での調査では，1980年には83のユーザーの中の57%が満足としたに過ぎないが，翌年になると109ユーザーの中の71%が満足としており<sup>5)</sup>，この種の機器の使用に当たっては，試行錯誤のプロセスが多少とも必要と思われる。

不整脈解析システムは，10数社から販売されているが，VPB の検出率について明示しているのは，HEWLETT - PACKARD 社と DATAMEDICS 社の製品のみのものである。それも，データとしての心電図原波形を自社で調達して調べているので，検出率の差を云々することはむずかしい。現在のところ，製品の優劣はそれを使用して経験したところから論じる以外にないが，American Heart Association からは基準となる心電波形 data base も呈示されている（1979年）ので，今後は同一の土俵での評価も可能かも知れない。

コンピュータの発達はこの2，3年を振り返っても恐るべき速さで進行している。そして不整脈監視の方法論にも変化が生じている。すなわち，従来のCPUを中心に星型（star）に端末を配置する方法から，輪状（ring）あるいは樹枝状（tree）に端末を設置し個々の端末に microprocessor を配置して，端末のみでも不整脈解析を行ってしまい，network を通じて自在に data-processing せんとする方法である。一つには従来型のものの価格が高額でもあるので，今後の主流はこの型のものになると思われる。

## 参考文献

- 1) Romhilt DW, et al: Unreliability of conventional electrocardiographic monitoring for arrhythmia detection in coronary care units. Amer J Cardiol 31 : 457, 1973
- 2) Lindsay J Jr, et al: Conventional coronary care unit monitoring. JAMA 232 : 1, 1975
- 3) Harrison DC, et al: State of the art of automated arrhythmia detectors Commercial systems. Computers in Cardiology, NIH, 1974
- 4) 安藤光子ほか : 不整脈自動監視装置使用による看護について. ICUとCCU 5 : 91, 1981
- 5) Arrhythmia monitoring systems. Health Devices: 211 (Jun-Jul), 1982

(角田興一)

## 2。 無侵襲心機能計測におけるコンピュータ応用

### 1. はじめに

心機能計測のために従来から種々の手法が開発されて臨床検査法として使用されているが、特に心電図と超音波心エコー像は無侵襲性と実時間観察という点で、心機能の検査法として広く一般に用いられている。

心電図についてはすでにコンピュータによる自動診断が行われるようになってきているが、また一方で体表面上の多数点での電位分布の経時変化を計測することによって、心臓の機能を推測したり、この電位分布をカラー表示したり、心表面あるいは心筋内の電気現象を解析する手法が研究されている。

超音波診断法は無侵襲的に動態画像が超音波エコー像として直視できる利点があるために、画像に不鮮明な部分があるにもかかわらず、日常の診療に最も多く用いられている手技であると言えよう。超音波診断装置内での画像作成のために多くのデジタル技術が用いられて画像の鮮明化がはかられているが、さらにその画像をコンピュータ処理する技術は、最近における半導体技術やデジタル技術の進歩とともに急速に進展し、従来その画質の悪さとデータ量の多さのために敬遠されていたものが、臨床診断用として各地で実用化研究がなされるようになってきた。そこで本稿では従来から筆者らが行ってきた研究成果を中心に超音波左心室エコー像の画像処理について述べ、読者の方々のご参考に供したい。

### 2. Mモード心エコー図

心臓の拍動の経時変化を、これに向かって照射した1本の超音波ビームのエコー像としてとらえ、この像をチャート紙上あるいは写真フィルム上に記

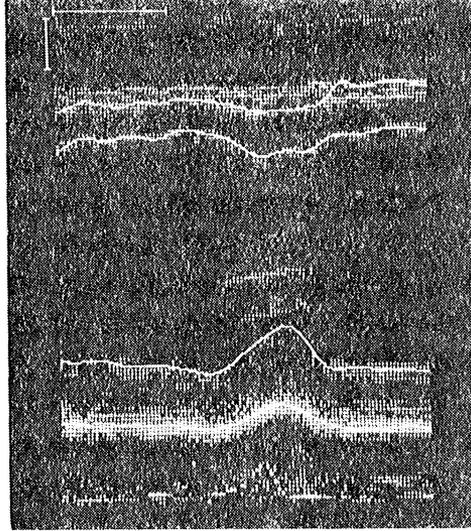


図 1 Mモード心エコー図からの自動辺縁追跡

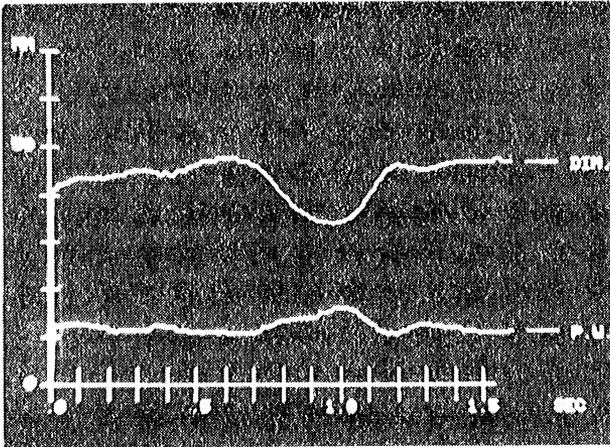


図 2 左心室直径と後壁壁厚の経時変化

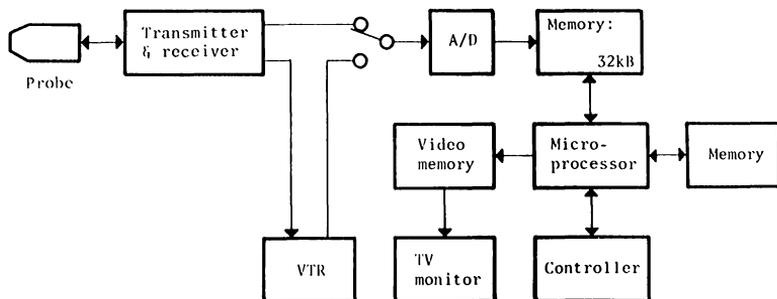


図 3 Mモード心エコー図の記録解析装置の構成図

録する方式が、超音波Mモード心エコー法として用いられてきた。このMモード心エコー図から、左心室壁内外の輪郭線をカーソルその他の手法で目視によって追跡し、このデータをコンピュータに入力して、左心室直径、壁厚、容積および $V_{cf}$ などの経時変化を計測する手法が比較的早い時期から用いられている。また左心室の輪郭を自動追跡する手法や、これらの処理をマイクロプロセッサを用いて実行する装置も開発されている。図1は輪郭の自動追跡結果、図2は図1の結果から得た左心室直径(DIM)と後壁壁厚(PW)の経時変化を示したものであり、図3はマイクロプロセッサを用いたMモード心エコー図記録解析装置の構成図である。

### 3. 左心室エコー断層像

二次元的に心機能を検査するために用いられる超音波診断装置は主としてセクタ走査方式のものであり、これによって得られる断層像としては種々のものがある。しかしコンピュータによる画像処理の対象となっているものは左心室エコー断層像であって、短軸断層像と長軸断層像が用いられる。われわれは後の左心室立体再構成の便宜のために、心尖方向からの長軸断層像をコンピュータ処理の対象としてきたので、以下にはこの場合の手法について簡単に述べることにする。

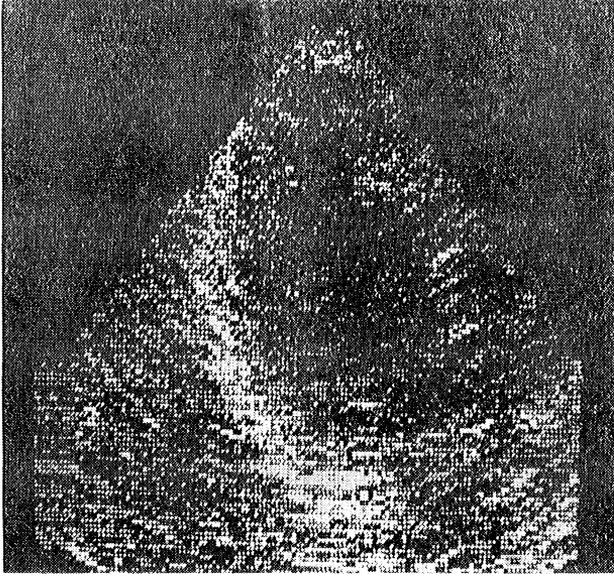


図 4 左心室エコー断層像

コンピュータに入力された超音波左心室エコー断層像の原画像の1例が図4であるが、これから左心室内腔の輪郭線を得るために2つの方法を実行した。その1つはこの画像の心内膜辺縁部分の濃度の階調強調を行った後、空間微分処理をして左心室輪郭線を追跡する方法であり、他の1つは画像データを左心室内腔の重心点からの放射状のデータに変換し、それぞれの放射状データ上を走査することによって左心室の輪郭点を検出する方法である。後者の方法によれば、データ変換に多少の時間を必要とするけれども、輪郭検出の時間が短縮でき、自動化も容易であり、さらにこれをマイクロプロセッサを用いた画像処理システムとして構成することも可能である。

マイクロプロセッサMC68000を用いて専用画像処理システムを研究室内で試作した。これによる左心室エコー断層像の画像処理過程を図5に示す。

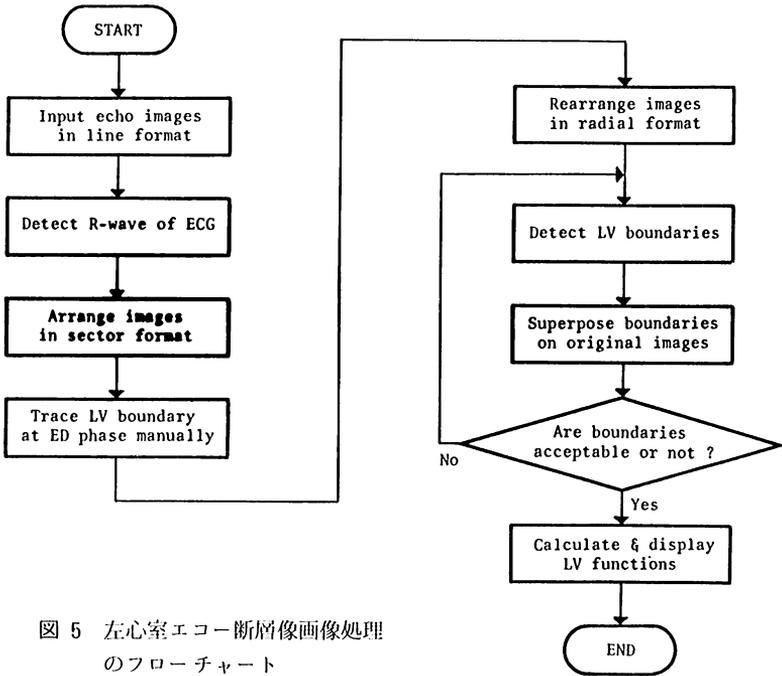


図5 左心室エコー断層像画像処理のフローチャート

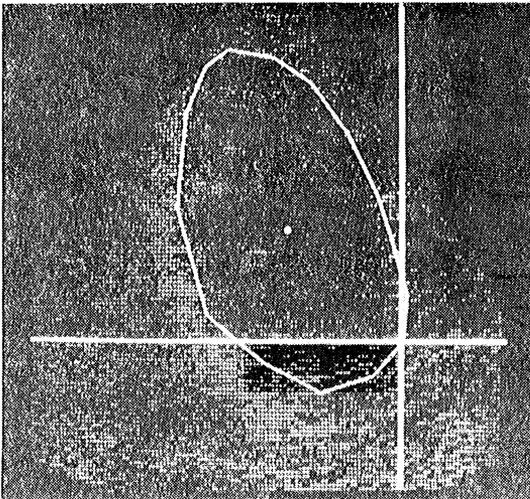


図6 左心室輪郭線のトレースと重心の決定

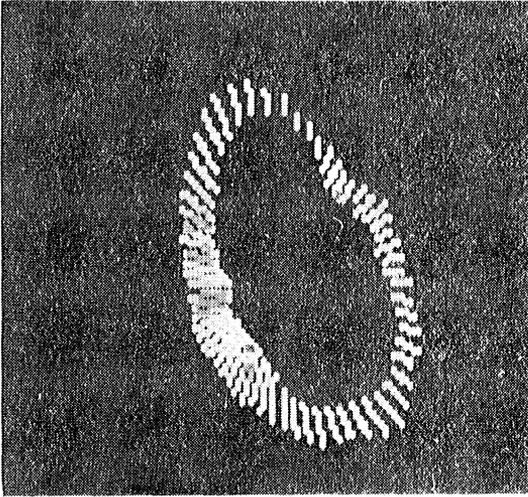


図 7 1心周期分の左心室輪郭線

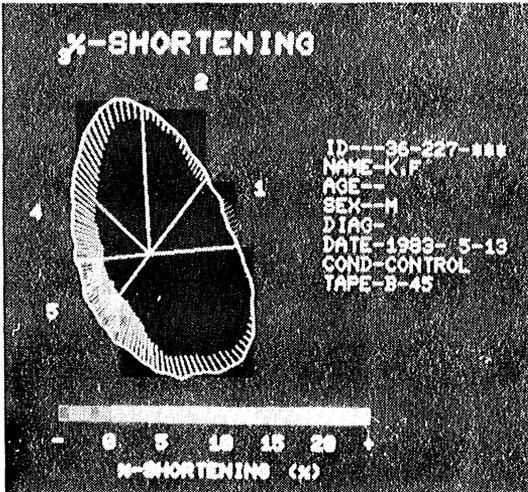


図 8 左心室壁の百分率収縮率

最初の拡張終期（ED）の画像から左心室内腔輪郭線上にあると考えられる点を目視的に決定して入力すると、図6に示すようにその重心が定まり、この点を中心に画像データは放射状データに変換される。この放射状データを走査して左心室輪郭点を定め、これを1心周期分について示したものが図7

である。なおこのアルゴリズムは短軸断層像についてもそのまま適用できる。ED と ES (収縮終期) の輪郭線を重ねて左心室壁の動きを線分で示したものが図 8 である。またこれらの線分上に百分率収縮率を色で示すこともできる。

#### 4. 左心室立体像の再構成

セクタ走査用の探触子を心尖部に近い胸壁上に置いて、これを適当な角度ずつ回転させることにより、種々の方向からの左心室長軸断層像を得ることができる。探触子を $30^{\circ}$  ずつ回転させたときの同一心時相の左心室輪郭線と探触子の回転軸を示した 1 例が図 9 である。これらを心尖を下にして回転軸を重ねて空間的に再配置し、これを回転軸に垂直な平面で切って 12 の交点を

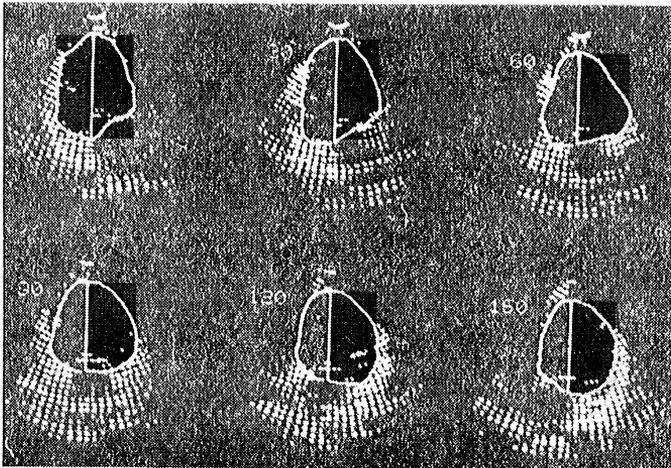


図 9 6 方向左心室断層像

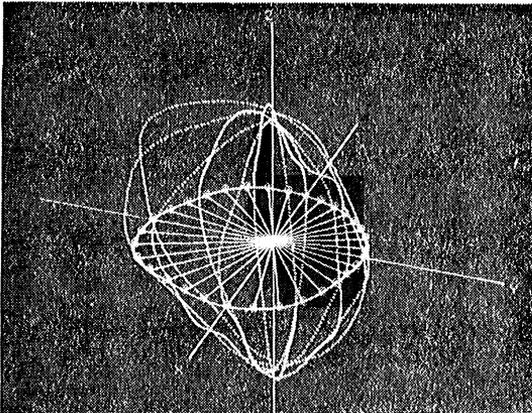


図 10 6断面からの左心室内腔像の立体構成

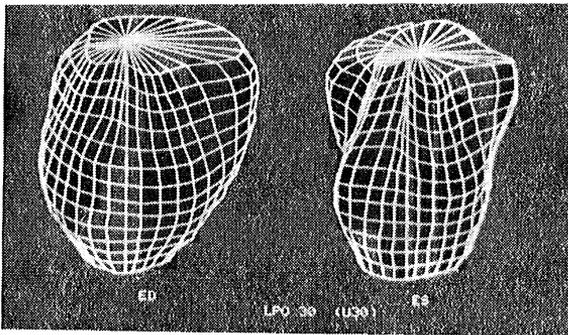


図 11 超音波断層像から得た左心室立体像の線画表示

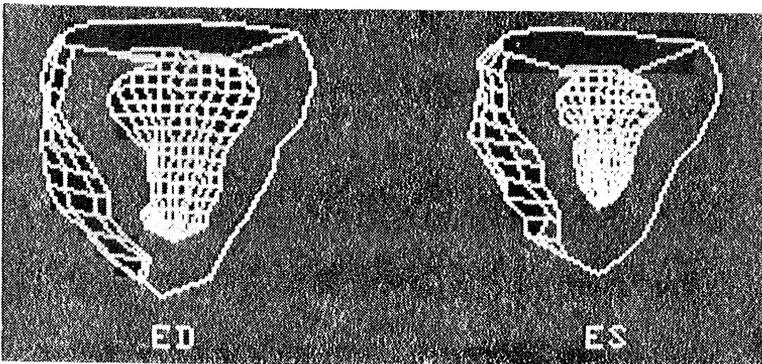


図 12 左心室心筋立体剖面像の線画表示

得、これらを滑かな曲線で結んだものが図10である。これを基礎にして図11のような左心室内腔の三次元立体像を構成することができる。また1心周期にわたるこのような立体像から三次元的な左心室機能を計測し表示することも可能である。なお図12は超音波エコー像から得た左心室心筋の立体像を割面表示したものである。

## 5. むすび

超音波左心室エコー像をコンピュータ処理することによって無侵襲的かつ定量的に心機能を計測する手法の一部を簡単に示した。何らかのお役に立てば幸いである。

(桑原道義)

### 3. パソコンによるワープロとデータファイル

#### 1. はじめに

本稿はワープロ専用機でなくてパソコンをワープロに用いるうえでの注意・問題点を考察したものである。なお標題の「データファイル」という部分はワープロとの結合の問題を考察したものなので、本稿では付属的である。この領域は現在進歩・変革が非常に速いので本稿の情報は出版時にはかなり古くなってしまっているであろうことをあらかじめお断りしておきたい。

#### 2. パソコンをワープロに使うのには、何が必要か

パソコンをワープロに用いるのに必要なものは、パソコン本体・ディスク・プリンター、それにソフトの四者である。基本的には漢字の使えるものならどれでもよいが、コンピュータのほかの使いかたと同様に、使い込んでいくとハードおよびソフトの限界に苦しめられることにもなるので、最初の選択も大切である。

なおワープロとしての使用は、日々の「思考」とかなり密接に直結する。それ故にこそ、よくできたものが必要であるが、2種類の装置、2種類のソフトを使いわけるとは非常な困難を伴うことを承知しておいてほしい。ちょうど2カ国語を話しているようなことになって、能率が著しく低下する。

パソコンの本体としては普及している機種を選ぶのが好ましい。その方がソフトが多いし、副次的な機能も充実している。高速なものほどよいことは無論である。同じ機種でも8メガで使いなれていて5メガにするとのろくていらいらする。日本語ワープロは8ビット機でも可能ではあるが、16ビット機を用いた方が無難なようである。どのみち、コンピュータ本体はとても安

表 1 5" ディスクとハードディスクとの比較  
JWORD の場合

	5"	ハード
起動時間 (OSから)	22秒	6 秒
熟語の検索	1 秒	瞬時
使用者登録熟語数	2 千	1 万以上 (實際上無限)
騒音	あり	なし
価格	15万	50万
(8" ディスクは両者の中間の性能と価格)		

注：ハードディスク最高の利点はソートの速力

5" ディスクとハードディスクとの性能比較。後者はいろいろと利点が多いのだが、高価なことだけが大きな欠点

価だからである。歴史の長いアメリカ合衆国ではまずワープロソフトを選んだから、これに合致したパソコンを選ぶというのが標準的なやりかたの由だが、ソフトの蓄積が少なくハードがどんどん進歩している日本の現状ではこの考え方は必ずしも妥当でないように思う。

ディスクは少なくとも 2 台は必要である。日本語ワープロ用には、320k/ドライブのものは容量不足であり、少なくとも 640k/ドライブのものが必要である。8 インチ (1000k/ドライブ) ならさらによい。ハードディスクなら高速で、静かで一層使い心地がよい (表 1)。

プリンターは字が綺麗なことが重要だが、最近の 24ドットのプリンターはすべて十分に美しい。大勢で使用するなら、たとえば個人用でなくて教室全体で使うなら、スピードも重要な要素である。漢字は、8,000字ぐらいの、いわゆる JIS 第二水準の漢字が必要であり、第一水準のみでは医学用語の漢字が決定的に不足して使いにくい (表 2)。

ソフトは辞書の充実、文法解析、印刷の多機能性などは無論だが、速度も大切である。のろいと使いにくいより前に使う気にならない。ファイル変換の可能性を考慮する場合は汎用の OS (operating system ; 具体的には

表 2 第二水準漢字の有無の表現の差

有り	無し	
喘息	ぜん息	
怒噴	怒せき	
腫瘍	しゅよう	
肛門	こう門	
彎曲	湾曲	
腋窩	えきか	
攣縮	れん縮	
閥値	いき値	医師のワープロ使用には漢字第二水準が絶対的に必要である。第一水準のみでは格好わるいのみでなく、そもそも使う気になれない。
腎盂	腎う	
爵血	うっ血	

表 3 現在ワープロソフトの代表とされている2つの製品の性能比較

	「松」	JWORD
文節変換	強力	普通
合成語の変換	可能	不能
データベースとの連結	やや困難	容易
OS	BASIC	MSDOS, CP/M
予備のディスク	なし	あり
価格(5"版)	10万	7万

もっと安くて良いソフトもあるらしい!

「松」は入力機能は優秀だが、OSがBASICであることと予備ディスク添付のないのが大きな欠点である。ワープロ単体としてはJWORDよりも松のほうがかなり優れている。

CP/MかMS-DOS)のものが便利かもしれないが、種類は多くない。表3に代表的なもの2種の比較を掲載した。

CRTはワープロとしての使用には、カラーでなくてもよいし、モノクロ特にグリーンは大変に見やすいが、コンピュータとの併用ならカラーを使う方が何かと便利だろう。

参考のために筆者の使用システムを表4に示しておく。

表 4 パソコンワープロの使用例：OSはMS-DOS

使い方の例	
パソコン本体+CRT+プリンター	
PC98F2 (漢字第二水準) (ハードディスク)	PR201 (漢字第二水準)
ソフト	
JWORD	WORDSTAR
↓↑	↓↑
dBASE II	

### 3. コンピュータワープロは何処が便利か

コンピュータワープロの利点は大きく2つに分けられる。第1はワープロ自体の利点である。よくいわれる通り、文章を書くさいに、計画の段階から綺麗なメモをつくり、それを発展させていくことができる。この原稿も発表の依頼を受けた昭和58年秋のメモから始まって約1年半にわたってメモの充実・スライド原稿・抄録とひねりまわしたものを最後につなぎあわせながら文章化している。その他、原稿が綺麗で読みやすいのも、特に筆者のように字の上手でないものにとっては有用である。修正・改訂等に便利なのはもちろんであり、文章に推敲を重ね、それが終了した時点で清書ができているのが有難い<sup>1)</sup>

使用の前には予測していなかったことが2つある。1つは原稿用紙と比較して1ページに沢山書けるので、文章の全景がとらえやすいことである。もう1つは長時間の使用が可能なこと、私自身は手で書くよりもはるかに楽であり、1日で50枚分書いたことがある。

第2はパソコンをワープロに用いることの利点である。一般的にはワープロ専用器のほうが利点は多いであろうが、併用のほうがよい点もいくつかは挙げられる。その1番目は専用器が購入の時点で機能が確定してしまってい

のに対して、コンピュータワープロは後から改良の余地が十分にあることである。ソフトが改良され、機能が強化されて、とても使いやすくなったのを経験した。筆者が愛用している JWORD も改良版は旧版よりはるかに良好なうえに、未使用であるがすでに JWORD2 が発表になっている。今後も、既存のソフトが改良されたり、新しいソフトが開発されて、古いコンピュータでもまだまだ使いよくなり、寿命を延ばす可能性がある<sup>2)</sup>。

2 番目は部品の改良である。初期のワープロを使用している人達はその印字の質に不満を抱いている場合が多い。これはプリンターの交換のきくコンピュータなら対応できる。その他、大きいディスク（8 インチ）やハードディスク等を後から開発に応じて追加したり、医学用語に必要な JIS 第二水準漢字を後から搭載することも容易である。

3 番目はコンピュータとしての使用が可能な点で、これにはワープロとはまったくべつに独立のコンピュータとして使用する方法（これはワープロ専用機では不可能）や、ワープロで作成したデータを同じパソコンでコンピュータ的に処理すること（これは、ワープロ専用機でもしだいに可能になっているものが多いが、パソコンのほうが自由度が大きい）、他のコンピュータやワープロとのファイルの交換、連結の可能性が大きい。廉価なワープロは図の書けないものが多いが、パソコンなら必ず可能である。

このうちで特筆すべきはデータベースソフトとの結合の問題である。データベースのネックは入力にある。データベースソフト自体も入力機能は持っているが、ワープロに比較すると辞書をはじめとして弱体である。そこで基本的に入りに適しているワープロで入力してからデータファイルにいれば、はるかに使いやすいのである。

RS232C の使用も利点である。安物のコンピュータでもたいていは可能だが、安物のワープロ専用機ではたいていは不可能となっている。

#### 4. 欠点・問題点

パソコンワープロの欠点・問題点は利点の裏返しでやはりワープロ自体の欠点とパソコンワープロの欠点とに分類できる。ワープロ自体の問題点としては、筆者には正直なところ思いあたることがない。強いて挙げれば「手書きなら何処でも書けるのに、なまじワープロを用いる故にワープロがないと仕事ができない」ことであろうか。キーボードが高速で打てることは絶対の必要条件で、これがのろい場合はワープロ使用をあきらめるか、逆に練習するかの別れ道である。

コンピュータワープロの問題点としては、一般の汎用の機器すべてにあてはまることがここにもあてはまる。多機能であることは、使いにくさに通じるわけである。なお現時点で、高級なワープロ専用機ではフロッピーから直接印刷原盤を作れるが（参考文献の3の書籍はこの手順で作成した）、パソコンワープロの場合印刷会社のコンピュータにフロッピーベースではいるソフトはないそうである。

#### 5. 入力は何を選ぶか

専用機を別として一般のパソコンを使用する場合は、入力方法は仮名かローマ字の2種類である。筆者は強くローマ字を勧めたい。われわれ医師の場合、英字キーへの必要度も低くないが、ローマ字なら両方に対応できるからである。ローマ字は仮名キー入力に比較してストローク数が2倍になると考えるのは誤りで、実は増加の比率はずっと低い（表5）。

#### 6. ファイルが2種類できてしまった場合の解決法

パソコンワープロを用いるうちに、ソフトやハードの機種を変更してファイルが2種類できてしまうことがある。この場合の対応法は次の幾つかがあり、筆者は1)と2)とを経験した。

表 5 ローマ字入力は仮名入力より遅くない  
ストローク数の比較

	ローマ字	仮名
あ, い, う, え, お	1	1
か, さ, た, な	2	1
が, ぞ, だ, ば	2	2
ぱ, び, ぶ, べ, ぼ	2	2
ぎゃ, ぎゅ, ぎょ	3	4
じゃ, じゅ, じょ	2	4

英文タイプを打てる人, よく打つ人は仮名キーよりローマ字入力の方が合理的である。「ローマ字は仮名キーより2倍のストローク数が必要」というのは誤りで, 表に示すように2倍よりはかなり少なくてすむ。

- 1) 一方が少なければ, それを「捨てる」, 「入力し直す」。
- 2) 一方のシステムが劣っているのに, データが沢山あって捨てられないとき——ファイル変換する。
  - (1) ディスク同志で転送——たとえば IBM 規格の 8 インチを經由
  - (2) コンピュータをつないで転送 (RS232C の利用)
- 3) 2つのシステムをひきつづき使用したい場合  
——2つのシステムを恒久的に接続する。ただし既述のように効率はよくない。

## 7. 使う人の問題

ワープロあるいはパソコンワープロを用いるわれわれ自身の努力・労力の問題を検討しよう。最も重要なのはブラインドタッチである。「キーボードは使っているうちに自然に覚えるだろう」と考えるより, 秩序だったプログラムに添って身につけていくほうが, 熟達した速度も速いし最終レベルも高いとされている。ワープロのブラインドタッチへの要求は, 英文タイプよりも厳しい。それは仮名漢字変換のために常に画面を見ていなくてはならないからである。

表 6 熟語登録の例

t o u d a i	→	東京大学医学部麻酔学教室
s u w a	→	諏訪邦夫
A a	→	アセタゾルアマイド A - a D o 2
アカ	→	赤血球
シロ	→	白血球
a g a	→	血液ガス
c a	→	カテコールアミン
v e	→	分時換気量 → 人工呼吸器
w e	→	人工呼吸からの離脱 ウィーニング

登録略語を忘れてしまうのが欠点

熟語登録の例を筆者の辞書から。現在1,000語弱。速記者のようなプロではもっと徹底的に略語登録をして高速化を計っているらしい。

その代わりワープロは使えば使うほど具合がよくなる。辞書が自分用に並び変えられてくるし、自分用に必要な言葉を登録もするからである。ワープロ登場で職場を失うとも懸念された速記者が実は略語の取り扱いが上手なためにワープロの性能を最も十分に引きだして用いているということである<sup>4)</sup>。

〔われわれ自身の変革を〕：ワープロの敵はわれわれ自身の中にも存在する。従来からの慣習にとらわれて、ワープロの性能を殺す場合である。ワープロを慣習に合わせるのではなく、状況によっては慣習をワープロに合わせて変えるべきである。たとえば学会演題への応募には当然ワープロの使用を認めるべきであるし、雑誌への投稿も同様である。400字詰め原稿用紙に書くことや、和文タイプ使用を規定するのは時代錯誤である。

## 8. 現在のパソコンワープロへの不満

現在のパソコンワープロへの不満はいろいろと多いが、個々の機種・個々のソフトの考察は止めて一般性のあることを2, 3述べておく。ディスクに

アプローチして字や語を捜すことが多く、入力に速度に追いつかない。もっと徹底的に、高速化してほしい。16ビット機の空アドレスなどを用いて RAM 上の処理をすべきであろう。ハードディスクを付ければ速度の問題は解決するが、現時点では高価すぎて個人使用は限定されよう。

文法解析はいろいろと工夫を重ねているようであるが、まだまだ不満足である。漢字に“にごり”を打ってくるなどは初歩的なトラブルに過ぎる。

辞書の問題は大切である。初めから提供される辞書も良質なことに越したことはないが、特に使用者の登録領域が十分に広いことと、書き換え機能が強力なことを要求したい。また矛盾した要求にはなるが、OS の辞書を使ってほしい。さもないと折角改良した辞書が他のソフトでは使用できないからである。

## 9. 結 論

現時点でパソコンワープロは十分に使用に耐え、大変に有用である。ただし、ワープロとしてのみの使用なら、おそらく専用機のほうが合理的であろう。コンピュータとしても使いたいのなら、あるいはさまざまな発展の可能性をっておきたいなら、単体のワープロでなくパソコンワープロを使用するほうが合理的である。

ワープロで文章を書くことの利点と意味は「手書き」と全く異なっている。ただ速度だけを比較しても意味がない。文章作成の手順、訂正・推敲のやり方、清書などが変わってしまうからである。疲労が少ないのも特徴である。ただし基本的な努力としてブラインドタッチの練習が必須である。

ワープロ最大の欠点はそれがあまりにも具合がよいので、ワープロがないところでは「書く」気が一切しなくなることである！

参考文献

- 1) 山本直三：日本語ワードプロセッサの活用法．東京，オーム社，1981
- 2) 月刊ソフト情報：昭和58年2月号「特集日本語ワープロ徹底研究」パソコン・ワープロのキー入力を10倍速くする法．技術評論社，東京，1984
- 3) 諏訪邦夫 編著：麻酔を引き受ける前に．東京，克誠堂出版，1984
- 4) 坂元正剛：ワープロ速記法．東京，オーム社，1984

(諏訪邦夫)

## 4. 血液ガス交換解析におけるコンピュータ・シミュレーションの応用とその現況

### 1. はじめに

呼吸生理に関する研究は、その性格上数学的または物理学的なモデル化をしやすく、またそれにより有用な結果が得られやすいので、いわゆる数学的、物理的なアプローチは古くから試みられてきた。デジタルまたはアナログコンピュータを用いたシミュレーションについても同様であり、生物医学系の中では比較的これが早くよりとり入れられてきた分野といえるであろう。したがって、このようなシミュレーションには数多くの例があるが、ここではわれわれ麻酔科医の興味の対象と思われしかも容易に応用の可能と思われる血液ガス交換に関するシミュレーションを中心に話を進めることにする。

生体のどの範囲の生理的現象をモデル化するのかという包含範囲でこれらを作為的に分類すると次のようになろう。

- 1) 基礎的な計算式といえるもの
- 2) 系のモデルとそのシミュレーション
- 3) より comprehensive な呼吸モデルとそのシミュレーション

以下上記の順により、簡潔に概説する<sup>1)</sup>。

### 2. 基礎的な計算式

これらの試みはそれ自体が血液ガス交換の基本的な細かい部分の数学的な表現またはシミュレーションとなっているもので、比較的理論的な根拠に基づくものも存在するが、生物学の常として単に実験式そのものにすぎないようなものまで含まれる。しかしこれらの多くは、より広汎な生理学的現象のシ

#### 4. 血液ガス交換解析におけるコンピュータ・シミュレーションの応用とその現況 31

シミュレーションのための基礎となる重要なものであり、いわゆるサブルーチンとして多くのプログラムの中で頻用されるものである。

##### 1) 酸素解離曲線

これらのうちで、血液ガス交換の問題を扱うさいにもっとも頻繁に使用されるものはいうまでもなく酸素および炭酸ガスの解離曲線に関係するものである。酸素解離曲線の数式的表現は数多く報告されている<sup>2)~5)</sup>。Kelman<sup>6)</sup>は Adair の理論式<sup>3)</sup>を修飾し Severinghaus<sup>7)</sup>の提唱した正常測定値をあてはめた回帰式を作成し、同時にこれを FORTRAN のサブルーチンとして発表した<sup>8)</sup>が、これが今日正常人の解離曲線として他のコンピュータ言語にも変換されもっとも良く用いられているものである。このサブルーチンは  $P_{O_2}$ ,  $P_{CO_2}$ , pH, および温度よりヘモグロビンの酸素飽和度  $S_{O_2}$  を計算するものであり、 $P_{O_2}$  が 10mmHg 以上では十分な適合性を有するものである。 $P_{O_2}$  が 10mmHg 未満の場合には後に同じ Kelman により別式 (2 次式) が追加されている<sup>8)</sup>。上述の Kelman 式<sup>6)</sup>は標準状態における  $P_{50}$  が 26.8mmHg となるものであるが、 $P_{50}$  の値がこれからずれる場合には、さらに  $P_{O_2} \text{ virtual} = P_{O_2} \cdot 26.8 / P_{50}$  によるシフトを考慮すればよい。

pH,  $P_{CO_2}$  の他に [2, 3-DPG] / [Hb] 比を与えて酸素飽和度を求める方法としては Winslow らの報告<sup>9)</sup>がある。Kelman の方法<sup>6)</sup>は諸因子による酸素解離曲線の移動が  $P_{O_2}$  方向への等倍率移動であるのに対し、Winslow の方法は各因子を与えることによりそれに対応する 4 つの Adair 定数をいちいち算出する方法であり、2, 3-DPG などの変動による影響を主眼としたモデル解析には、より適切なものと思われる。

##### 2) 炭酸ガス解離曲線

$O_2$  解離曲線の場合に比べ報告数は少なく、やはり Kelman のもの<sup>10)</sup>がもっともポピュラーである。これはまず血清の  $CO_2$  含量を Henderson-Hasselbalch 式を用いて計算し、これと、実験的に求められた血球中  $CO_2$  と血清  $CO_2$  量の比とから全  $CO_2$  含量を計算するもので、 $P_{CO_2}$ , pH,  $S_{O_2}$ ,

```

a
10000 REM:SUBROUTINE FOR CALCULATION OF SO2 FROM GIVEN
(P02,PCO2,PH,TEMP,P50)
10010 A1=-8532.23:A2=2121.4:A3=-67.074:A4=935961 :A5=-3
1346.3:A6=2396.17:A7=-67.1044
10020 X1=.024*(37-TEMP)+.4*(PH-7.4)+.06*.43429*(LOG(40)
-LOG(PCO2))
10030 X=P02*10^X1:X=X*26.8/P50
10040 IF X>10 THEN 10060
10050 SO2=.3683*X+.0584*X*X:GOTO 10070
10060 SO2=100*(X*(X*(X*(X+A3)+A2)+A1))/(X*(X*(X*(X+A7)+
A6)+A5)+A4)
10070 RETURN
b
11000 REM:SUBROUTINE FOR CALCULATION OF CONCO2 FROM GIV
EN (PCO2,PH,SO2,HCT,TEMP)
11010 P=7.4-PH
11020 P9=6.086+.042*P+(38-TEMP)*( .00472+.00139*P)
11030 T=37-TEMP
11040 S2=.0307+.00057*T+.00002*T*T
11050 D1=.59+.2913*P-.0844*P*P
11060 D2=.664+.2275*P-.0938*P*P
11070 D3=D1+(D2-D1)*(1-SO2*.01)
11080 C1=S2*PCO2*(1+10^(PH-P9))
11090 C2=D3*C1
11110 CONCO2=(HCT*C2*.01+(1-HCT*.01)*C1)*2.22
11120 RETURN
c
12000 REM:SUBROUTINE FOR CALCULATION OF PH FROM GIVEN (
PCO2,Y):'Y=0.003*HB(1-0.01*SO2)
12010 IF PCO2>.001 THEN 12030
12020 PCO2=.001
12030 PH=7.59+Y-.2741*LOG(PCO2/20)
12040 RETURN

```

図1 基礎的なサブルーチン

- a : 酸素解離曲線……(PO<sub>2</sub>, PCO<sub>2</sub>, PH, TEMP, P50) から SO<sub>2</sub> を求めるもの  
b : 炭酸ガス解離曲線……(PCO<sub>2</sub>, PH, SO<sub>2</sub>, HCT, TEMP) から CONCO<sub>2</sub> を求めるもの  
c : Pco<sub>2</sub> から pH……(PCO<sub>2</sub>, Y) から PH を求めるもの

Hct, 温度を与えると炭酸ガス含量Cco<sub>2</sub> を返してくるものである。

### 3) pH-Pco<sub>2</sub> の関係

pHとPco<sub>2</sub> の関係は Siggard-Andersen により示されたような pHとlogPco<sub>2</sub> の直線関係を用いるものが普通である<sup>11)</sup>。ここでこの直線は So<sub>2</sub> と Hb 濃度によって変位するので、結局サブルーチンとしては Hb, So<sub>2</sub>, Pco<sub>2</sub> を与えると pH を返してくるものとなる。なおBEが0でない場合の計算法は文献<sup>11)</sup>を参照されたい。

4. 血液ガス交換解析におけるコンピュータ・シミュレーションの応用とその現況 33

```

15000 REM:SUBROUTINE FOR CALCULATION OF (PO2,PCO2) FROM
      GIVEN (CONO2 ,CONCO2,HB ,TEMP,P50)
15010 GCONO2=CONO2:GCONCO2=CONCO2
15020 PI(1)=10:PI(2)=1:PI(3)=.1:PI(4)=.01:PPCO=0
15030 FOR K=1 TO 4
15040 PPCO=PPCO+PI(K):GOSUB 15100
15050 IF(CO2CT2-GCONCO2)<0 THEN 15040 ELSE 15060
15060 PPCO=PPCO-PI(K)
15070 NEXT K
15080 PO2=PPO:PCO2=PPCO
15090 RETURN
15100 REM:SUBROUTINE FOR CALCULATION OF (CO2CT2,PPO) FR
      OM GIVEN (PPCO,GCONO2)
15110 E=0:F=800
15120 G=(E+F)/2
15130 Y=0:PCO2=PPCO:GOSUB 12000:PHB=PH
15140 PO2=G:PCO2=PPCO:PH=PHB:GOSUB 10000:Y5=.003*HB*(1-
      SO2*.01)
15150 PCO2=PPCO:Y=Y5:GOSUB 12000:PH3=PH
15160 PO2=G:PCO2=PPCO:PH=PH3:GOSUB 10000:SAT3=SO2
15170 O2CNT2=.0139*HB*SAT3+.003*G
15180 A10=ABS(O2CNT2-GCONO2)
15190 IF(A10-.001)<=0 THEN 15230 ELSE 15200
15200 IF(O2CNT2-GCONO2)<0 THEN 15210 ELSE IF(O2CNT2-GCO
      NO2)=0 THEN 15230 ELSE 15220
15210 E=G:GOTO 15120
15220 F=G:GOTO 15120
15230 PCO2=PPCO:PH=PH3:SO2=SAT3:GOSUB 11000
15240 PPO=G:CO2CT2=CONCO2
15250 RETURN
    
```

図1 基礎的なサブルーチン (続)

d : 含有量から分圧…… (CONO2, CONCO2, HB, TEMP, P50) から (PO2, PCO2) を求めるもの

以上の基本的な3つのサブルーチンの例を図1 (a-c)に掲げる。このうち酸素解離曲線のものは  $P_{50}$  による補正および  $P_{O_2}$  が10未満のときの修正をも含んでいる。言語は現在のパーソナルコンピュータにおいてもっとも普遍的に用いられているマイクロソフト系の BASIC を用いている。

4)  $Co_2$ ,  $Cco_2$  ペアから  $PO_2$ ,  $Pco_2$  ペアを求める方法

上述の Kelman の方法により  $PO_2$  および  $Pco_2$  のペアから血中  $O_2$  含量 ( $Co_2$ ),  $CO_2$  含量 ( $Cco_2$ ) を簡単に求めることが可能であるが、この逆の計算すなわち  $Co_2$ ,  $Cco_2$  から  $PO_2$ ,  $Pco_2$  を求めるにはやや工夫をこらした反復計算 (iteration) が必要である。このための方法として

Ingram の方法<sup>12)</sup>, West & Wagner の方法<sup>11)</sup>などが知られているが、図 1 (d) に後者を BASIC に書き替えたものを掲げる。この式は 2 種以上の異なる  $P_{O_2}$ ,  $P_{CO_2}$  を有する血液を混合した場合の  $P_{O_2}$ ,  $P_{CO_2}$  の計算、ある量の酸素消費、炭酸ガス産生のある組織を通過した血液の  $P_{O_2}$ ,  $P_{CO_2}$  の計算などに必要となる。

##### 5) $\dot{V}_A / \dot{Q}$ ライン ( $O_2$ - $CO_2$ diagram) の計算

混合静脈血および吸入気のガス組成が与えられている時に、与えられた換気・血流比 ( $\dot{V}_A / \dot{Q}$ ) を有するガス交換ユニットの  $P_{O_2}$ ,  $P_{CO_2}$  を求める過程すなわち  $\dot{V}_A / \dot{Q}$  ラインの計算は、不均等な  $\dot{V}_A / \dot{Q}$  分布を有する肺の全体としてのガス交換能を解析するためには不可欠のものである。この方法は、まず、Rahn<sup>13)</sup> および Riley & Cournand<sup>14)</sup> により独立にグラフ解法のかたちで考案されたが、コンピュータシミュレーションに応用するためには別のかたちの数値解法が必要であった。この数値解法は Kelman<sup>8)</sup> および Olszowka & Farhi<sup>15)16)</sup> の 2 グループによりやはり独立に、ほぼ同時期に発表された。Kelman の方法は前述のグラフ解法の論理をたどって行うもので、まずガス交換比  $R$  を与え、ガス  $R$  ライン上を iterate することにより  $R$  (ガス) =  $R$  (血液) となる  $P_{O_2}$ ,  $P_{CO_2}$  を捜し、これより  $\dot{V}_A / \dot{Q}$  値を計算するという過程を繰り返すものである。一方、Olszowka 法は、酸素、炭酸ガス、窒素に対する質量保存の法則 (Fick の原理) から出発するもので、肺胞への窒素ガスの出入りをも考慮してある点、モデルとしてより真の肺胞に近いものである。Kelman 法では、ガス交換ユニットにおける窒素 (または他の第 3 のガス) の出入りを考慮してないので、 $\dot{V}_A / \dot{Q}$  が極端に低い場合や  $F_{IO_2}$  が高い場合、または笑気などの血液溶解係数の高いガスが存在する場合には誤差が大きくなる。筆者の経験では Kelman 法では  $\dot{V}_A / \dot{Q}$  の低い (ダイアグラム上混合静脈血に近い) ところでは曲線がやや下に凸になるが、Olszowka 法では曲線は上に凸になる。生理学的には Haldane 効果のため  $\dot{V}_A / \dot{Q}$  の低いところではユニットの

#### 4. 血液ガス交換解析におけるコンピュータ・シミュレーションの応用とその現況 35

$P_{CO_2}$  は混合静脈血のそれを上回ってしかるべきなので、このあたりにも Olszowka 法の優位性があるようである。

いずれの方法においても  $\dot{V}_A / \dot{Q}$  ラインの計算には上記の諸サブルーチンが駆使されるのは勿論である。Olszowka 法により  $\dot{V}_A / \dot{Q}$  ラインを求めるサブルーチンについては紙数の関係で掲載を省略するが、文献<sup>11)</sup>に FORTRAN 版による全文の記載があるので参照されたい。

### 3. 系のモデルとそのシミュレーション

肺の換気・血流比 ( $\dot{V}_A / \dot{Q}$ ) 分布の A-aDO<sub>2</sub> に及ぼす効果については Riley & Courmand<sup>14)</sup>によってその基礎が築かれた。彼らは正常または病的肺を、いわゆる“ideal”なガス交換ユニットと、シャントおよび死腔の3つのコンパートメントにより simulate したことはあまりにも有名である。

Farhi & Rahn<sup>17)</sup>は、あまりに簡素化されすぎていた Riley らのモデルに対し、より真実に近いと思われるモデルすなわち、より連続的な  $\dot{V}_A / \dot{Q}$  分布を持つモデルを導入し、 $F_{I}O_2$  を変化させた時の A-aDO<sub>2</sub> につき検討している。時代の背景もあり、コンピュータを用いた自動計算の応用にまでいかず、正常肺をシミュレートした6コンパートメントモデルにとどまり、また繰り返し計算の困難さのため、混合静脈血のガス組成も一定としているが、それにもかかわらず、彼らの推論および考察は以後のより sophisticated な同種モデルに匹敵するものがある。

より複雑な肺のガス交換モデルについては、O<sub>2</sub> およびCO<sub>2</sub> の解離曲線が非直線的であることと、両者が互いに関連しあって移動するため手のかかる iteration が本質的に必要であるという理由から、その計算の実現は一時途絶したが、West<sup>18)</sup>は前述の Kelman による換気・血流ラインのコンピュータによる計算法<sup>8)</sup>の出現を待ち、精密なモデルにおいて種々のパラメータを変化させるシミュレーションを実現させた。このモデルは Lenfant ら<sup>19)</sup>の知見にもとづき、肺の単位容量に対する換気および血流の分布がそれぞれ

対数正規分布をすと仮定し、換気・血流比不均等分布の程度を分布の標準偏差を変えることにより表現したもので、試験的に用いられたコンパートメント数は3ないし1,000個に及んでいる。本法においては酸素消費量と炭酸ガス産生量から混合静脈血の  $P_{O_2}$ ,  $P_{CO_2}$  を計算しなおし、これにより新たな  $\dot{V}_A/\dot{Q}$  ラインを作成し新たな計算サイクルを繰り返すことにより、より正しい値を求めているが、この点においても Farhi らの方法に勝り、まさにシミュレーションにおけるコンピュータの威力を見せつけるものとなっている。この論文中およびひき続く別の論文中<sup>20)</sup>には酸素解離曲線が直線と仮定した場合など、酸素解離曲線の形状やスロープのガス交換に与える影響なども計算されているが、これなどもコンピュータシミュレーション技法の醍醐味といえるものである。なお Kelman 自身<sup>21)</sup>も West とほぼ同様の換気および血流の対数正規分布モデルを用い、分布の標準偏差を変化させた時の空気呼吸時の  $P_{aO_2}$ ,  $A-aDo_2$ , およびそれらに及ぼす混合静脈血酸素含量の影響を主に検討している。

肺胞換気は通常呼気ガス量でうんぬんされるものであるが、換気・血流比の極端に低いユニットにおいては、厳密には吸気および呼気の肺胞換気量を区別して考える必要がある。Dantzker ら<sup>22)</sup>は吸入気肺胞換気量の血流に対する比 ( $\dot{V}_{A1}/\dot{Q}$ ) が対数正規分布をするものと仮定したモデルを作成し、呼気換気量がゼロまたは負になる肺胞はすべて collapse するとの仮定のもとに、 $F_{iO_2}$  を変化させた時に生ずるシャント量の推定を行っている。

以上のような換気・血流比不均等がパラレルに分布した伝統的なモデルに対し、West<sup>23)</sup> は、たとえばある肺胞が別の肺胞のガスを呼吸するなどのように、不均等がシリーズ（直列）に分布したモデルにおけるガス交換についてシミュレーションを行い、パラレルモデルとの比較を行っている。

以上のシミュレーションは、いずれも FORTRAN や ALGOL などの言語でかかれ、大型コンピュータを用いて行われたものであるが、近年マイクロまたはパーソナルコンピュータの一般化とともに、これら先人の行

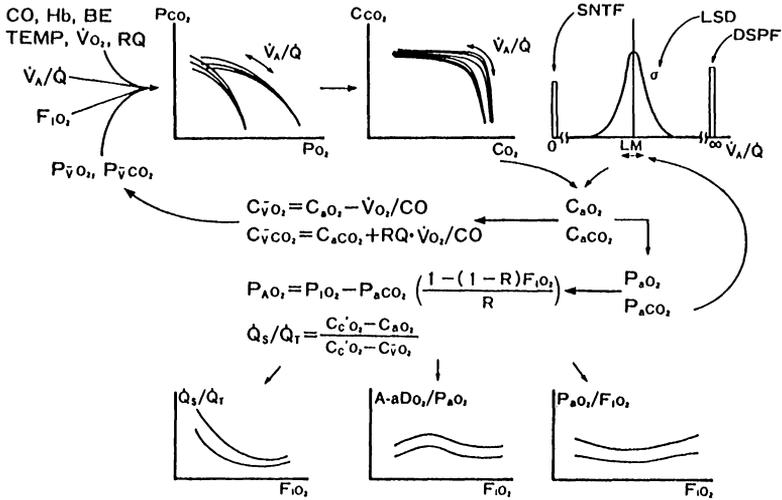


図2 不均等換気シミュレーションの一例(文献<sup>25)</sup>より)。本文参照

ったこととほとんど同程度のことがデスクトップで簡単に行えるようになりシミュレーションも非常に身近のものとなってきている。このためたとえわれわれが日常診療上疑問をもったような点についても、比較的気軽に安価にこれをシミュレートすることにより、問題点の解明、整理に役立たせることができるようになってきているといえよう。栗林ら<sup>24)</sup>は8ビットマイクロコンピュータを用い、正常および異常の  $\dot{V}_A/\dot{Q}$  分布モデルにおいて、 $F_{iO_2}$ ,  $\dot{V}O_2$  の変化が  $\dot{Q}_s/\dot{Q}_T$  値や  $A-aDO_2$ ,  $A-aDO_2/P_{aO_2}$  に与える影響を検討している。筆者ら<sup>25)</sup>は、現在オフィスなどでワープロなどとしてポピュラーに使われている16ビットパーソナルコンピュータを用い、いわゆる Riley (3コンパートメント) モデルと Farhi-Rahn ( $\dot{V}_A/\dot{Q}$  連続分布) モデル、および両者の混合型モデルにつき、現在臨床的に用いられている血液酸素化能の諸指数の  $F_{iO_2}$  依存性を検討し、本研究会の報告においてもこれにふれた。図2にそのシミュレーションプログラムにおける計算過程の概要を模式的に示す。

以上、肺の換気・血流比分布のガス交換効率に及ぼすモデルについて述

べたが、いうまでもなくコンピュータシミュレーションの手法は呼吸生理学の他の多くの分野で用いられており、その例は枚挙にいとまがない。生体内の酸素運搬に限ってみても、肺からミトコンドリアに至る酸素分圧カスケードの経路のすべて、すなわち肺内ガス相、ガス・血液移行相、血液相、毛細管・組織移行相、組織・細胞・ミトコンドリア相にまでその適用はおよんでいる<sup>26)~29)</sup>。またガス交換の問題とは直接関係ないが呼吸の制御系に関して、アナログまたはデジタルの手法を問わずコンピュータシミュレーションの適用の盛んな分野である<sup>30)~33)</sup>。

#### 4. より comprehensive なモデルとそのシミュレーション

2.に述べたような比較的小規模なシステムを数個組み合わせることによる大規模で総合的な呼吸系コンピュータシミュレーションもいくつか試みられている<sup>30)34)~36)</sup>。これらは肺におけるガス交換モデルも当然包含するものであるが、この他に循環系、血液・組織におけるガスのプール、組織におけるガス交換、脳循環、血液ガス分圧に対する換気の応答、脳脊髄液のガス交換と中枢化学受容器の反応などの問題も含むことが多い。Milhorn<sup>34)~35)</sup>は、主に制御論的な立場からこのような広範なモデルを対象としたシミュレーションの報告をしている。Dickinson<sup>12)36)</sup>は図3に示すようにさらに壮大なモデルを使ったシミュレーションを行っている。これには、たとえば組織における酸素負債や乳酸の合成および代謝、脳血流と脳組織 pH、酸塩基平衡、気道閉塞、人工呼吸時や PEEP 付加時のシャント率や心拍出量の減少などが組み込まれてあるほか、呼吸機能 (FEV<sub>1</sub>, FVC, D<sub>Lco</sub> など) のデータを入力することによりモデルのパラメータが設定されるなどの複雑なアルゴリズムも組み込まれている。幾つかのパラメータを変えることにより定常状態は勿論のこと、dynamic な過渡状態を追跡することも可能であり、教育・研究の両用に大いに役立っていることが報告されている。

4. 血液ガス交換解析におけるコンピュータ・シミュレーションの応用とその現況 39

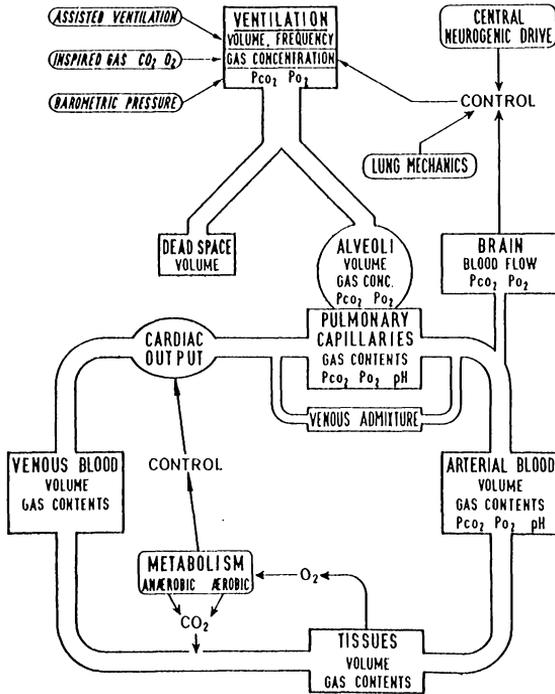


図3 comprehensiveなシミュレーションの一例 (Dickinson, C.J.: A Computer Model of Human Respiration, Baltimore, University Park Press, 1977.より)。本文参照

5. おわりに

コンピュータシミュレーションは無論万能ではなく、たとえばシミュレートした結果が実際の知見と食い違うことは日常よくあることである。しかしこの食い違いは逆に考えれば『生体ではモデルと違った何かがおきている』ということであり、生体に対するさらに深い洞察力または探索の方向をわれわれに供給してくれるものでもある。コンピュータが安価で身近な存在となり、その使用法も簡便となり、また性能も向上してくると、過去には比較的に専門家にのみ許されていたシミュレーションの手法がわれわれにも容易

に使えるものとなってきたといえる。一昔前にはパンチミスに悩まされながら紙カードに打ち込んだプログラムやデータの入力、今日のパーソナルコンピュータでは画面入力により、修正ともに格段に容易になったし、また結果のグラフィック出力の美しさと正確さは過去のラインプリンタの活字による擬似図形打出しのその比ではない。現時点では計算スピードおよびメモリ容量の点でやや不満が残らないでもないが、4.でふれたような大規模なコンピュータシミュレーションをわれわれの机上のパソコンで扱えるようになる日も遠くないものと思われる。

#### 文 献

- 1) 諏訪邦夫：シミュレーションによる肺のガス交換。呼吸と循環 21：996, 1973.
- 2) Hill AV：The possible effects of the aggregation of the molecules of hemoglobin on its dissociation curve. J. Physiol. London 40：IVp, 1910.
- 3) Adair GS：The hemoglobin system. (VI) The oxygen dissociation curve of hemoglobin. J Biol Chem 63：529, 1925.
- 4) Roughton FJW：The oxygen equilibrium of mammalian hemoglobin. J Gen Physiol 49：105, 1965.
- 5) Reeves RB, Park JS, Lapennas GN, et al：Oxygen affinity and Bohr coefficient of dog blood. J Appl Physiol 53：87, 1982.
- 6) Kelman GR：Digital computer subroutine for the conversion of oxygen tension into saturation. J Appl Physiol 21：1375, 1966.
- 7) Severinghaus, JW：Blood gas calculator. J Appl Physiol, 21：1108, 1966.
- 8) Kelman GR：Computer program for the production of O<sub>2</sub>-CO<sub>2</sub> diagrams, Respir Physiol 4：260, 1968.

4. 血液ガス交換解析におけるコンピュータ・シミュレーションの応用とその現況 41
- 9) Winslow RM, Samaja M, Winslow NJ et al: Simulation of continuous blood O<sub>2</sub> equilibrium curve over physiological pH, DPG, and Pco<sub>2</sub> range. J Appl Physiol 54:524, 1983.
- 10) Kelman GR: Digital computer procedure for the conversion of Pco<sub>2</sub> into blood CO<sub>2</sub> content. Respir Physiol 3:111, 1967.
- 11) West JB and Wagner PD: Pulmonary gas exchange. in West JB (ed): Bioengineering Aspects of the Lung. New York, Dekker, 1977.
- 12) Dickinson CJ: A Computer Model of Human Respiration. Baltimore, University Park Press, 1977.
- 13) Rahn H: A concept of mean alveolar air and the ventilation-blood flow relationships during pulmonary gas exchange. Am J Physiol 158:21, 1949.
- 14) Riley RL and Cournand A: 'Ideal' alveolar air and the analysis of ventilation-perfusion relationship in the lungs. J Appl Physiol 1:825, 1949.
- 15) Olszowka AJ and Farhi LE: A system of computer subroutines for blood gas calculations. Respir Physiol 4:270, 1968.
- 16) Olszowka AJ and Farhi LE: A digital computer program for constructing ventilation-perfusion lines. J Appl Physiol 26:141, 1969.
- 17) Farhi LE and Rahn H: A theoretical analysis of the alveolar-arterial O<sub>2</sub> difference with special reference to the distribution effect. J Appl Physiol 7:699, 1955.
- 18) West JB: Ventilation-perfusion inequality and overall gas exchange in computer models of the lung. Respir Physiol 7:88, 1969.
- 19) Lenfant C and Okubo T: Distribution function of pulmonary blood

- flow and ventilation-perfusion ratio in man. *J Appl Physiol* 24 : 668, 1968.
- 20) West JB : Effect of slope and shape of dissociation curve on pulmonary gas exchange. *Respir Physiol* 8 : 66, 1969.
- 21) Kelman GR : A new lung model: An investigation with the aid of a digital computer. *Comput Biomed Res* 3 : 241, 1970.
- 22) Dantzker DR, Wagner PD and West JB : Instability of lung units with low  $\dot{V}_A/\dot{Q}$  ratios during  $O_2$  breathing. *J Appl Physiol* 38 : 886, 1975.
- 23) West JB : Gas exchange when one lung region inspires from another. *J Appl Physiol* 30 : 479, 1971.
- 24) 栗林恒一, 上野 脩, 上山英明 : コンピュータ・シミュレーションによる肺ガス交換指標の検討. *麻酔* 33 : 959, 1984.
- 25) 豊岡秀訓, 坂本哲也, 山下雅知ほか : 肺における血液酸化能の諸指数と  $F_iO_2$  : シミュレーションによる検討. *麻酔* 34 : 180, 1985.
- 26) Hills BA : *Gas Transport in the Lung*. Cambridge, Cambridge University Press, 1974.
- 27) West JB (ed.) : *Bioengineering Aspects of the Lung*. New York, Dekker, 1977.
- 28) Middleman S : *Transport Phenomenon in the Cardiovascular System*. New York, Wiley-Interscience, 1972.
- 29) Kessler M et al (eds.) : *Oxygen Supply, Theoretical and Practical Aspects of Oxygen Supply and Microcirculation of Tissue*. Munchen. Urban & Schwvalzenberg, 1973.
- 30) Grodins FS, Gray JS, Schroeder KR, et al : Respiratory responses to  $CO_2$  inhalation. A theoretical study of a non-linear biological regulator. *J Appl Physiol* 7 : 283, 1954.

4. 血液ガス交換解析におけるコンピュータ・シミュレーションの応用とその現況 43

- 31) Defares JG : Principles of feedback control and their application to the respiratory control system. in Fenn. W. O. et al. (eds.): Handbook of Physiology. 3. Respiration. Vol. 1. Washington D. C., American Physiological Society, 1964.
- 32) Grodins FS, Buell J and Bart AJ : Mathematical analysis and digital simulation of the respiratory control system. J Appl Physiol 22 : 260, 1967.
- 33) Yamamoto WS : Computer simulation of experiments in responses to intravenous and inhaled CO<sub>2</sub>. J Appl Physiol 50 : 835, 1981.
- 34) Milhorn HT Jr, Benton R, Ross R et al : A mathematical model of human respiratory control system. Biophys J 5 : 27, 1965.
- 35) Milhorn HT Jr and Brown DR : Steady state summation of the human respiratory system. Comput Biomed Res 3 : 604, 1971.
- 36) Dickinson CJ : A digital computer model to teach and study gas transport and exchange between lungs, blood and tissues ('MacPuf'). J Physiol (Lond.), 224 : 7P, 1972.

(豊岡秀訓)

## 5. コンピュータによる自動制御の現況

### 1. はじめに

心血管外科の発展にともない、血管作動薬の使用頻度は術中術後を通じて増加の一途をたどっている。しかし、種々の新しい血管作動薬の開発にもかかわらず、患者への投与にさいし、慎重な循環管理を必要とすることは今も変わらない。そのため、循環動態を目的に応じた最も適当な状態に自動的に調節するシステムが古くから試みられ<sup>1) 2)</sup>、またフィードバック制御理論の観点からも研究されている。本稿では、まず血管作動薬自動注入装置について紹介し、ついで低血圧麻酔の自動制御に際して生じた問題点を、システム制御理論より考察し、ネガティブフィードバックの制御限界について考察したい。

### 2. 血管作動薬自動注入装置

医師が患者の血圧を調節する場合、最も単純な作業ですらその中にフィードバック制御の存在をみることができる。患者の前歴と現在の血圧を知り、投薬を行い、効果を判定しながら投薬量の調整を行うが、その過程を患者→血圧→測定→医師→薬剤投与→患者への一巡フィードバックループとみなすことができる。コンピュータによる血圧自動制御の設計には、血圧を入力情報としてコンピュータへ転送し、また、コンピュータの出力情報で直接駆動できる血管作動薬注入装置を考案すればよい。ICUにおいて Sheppard は10年間に8,500人以上の血圧調節を CPU on line で行い<sup>3)</sup>、宮野は昇圧降圧2剤併用により血圧調節を行っている<sup>4)</sup>。いずれの場合も調節の目的は高血圧発作に対して正常値を維持するものであり、調節の力価を示すフィードバックゲインはそれほど強くない。

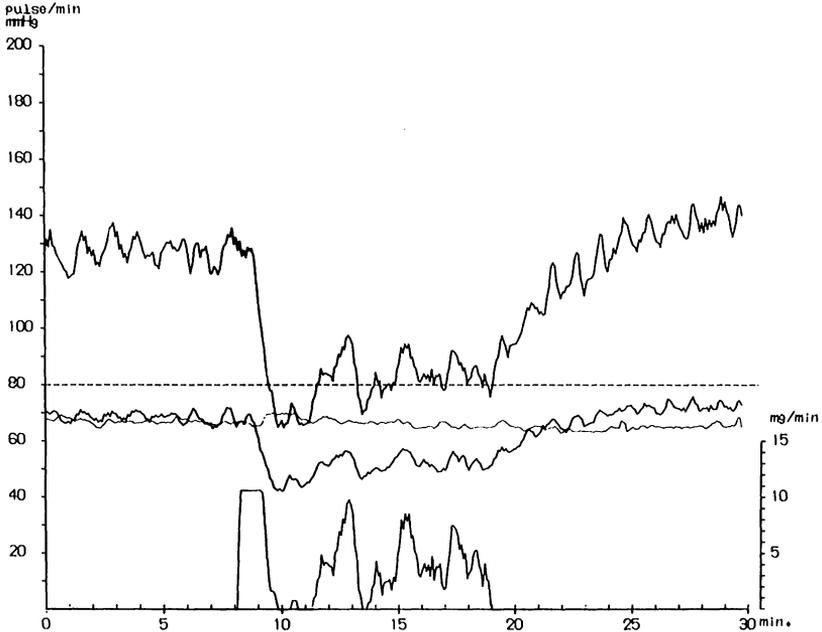


図1 Trimethaphan による定値比例制御，太い線は収縮期および拡張期圧，細い線は脈拍数，下方は薬剤濃度を示す。自発的な血圧振動を伴っているが血圧調節は漸近的安定に向かっている。文献6)より引用

脳血管手術に要求される低血圧麻酔では収縮期圧80 mmHg 程度の降圧が要求され，しかも短期間内の降圧および昇圧操作が要求される。当教室では血管拡張薬に Trimethaphan, Sodium nitroprusside (SNP) を用い，脳血管手術に対応できる低血圧麻酔を on-off 制御やアナログオペアンプによる定値比例制御を用いて低血圧麻酔を試みてきたが，血圧が振動したり，導入期に血圧が下がり過ぎることもあり，安全にしかも全自動で制御できるとは限らなかった<sup>5)</sup>。その結果，画一的な定値比例制御のみに頼らず，従来医師の匙加減とされていた内容を考慮した制御が求められた。

マイクロコンピュータはプログラム変更のみの簡単な操作で，種々の高等な制御を試みる事が可能であるため，CPU on line による自動制御は上述の on-off 制御やオペアンプによる制御に比して，はるかに期待の持て

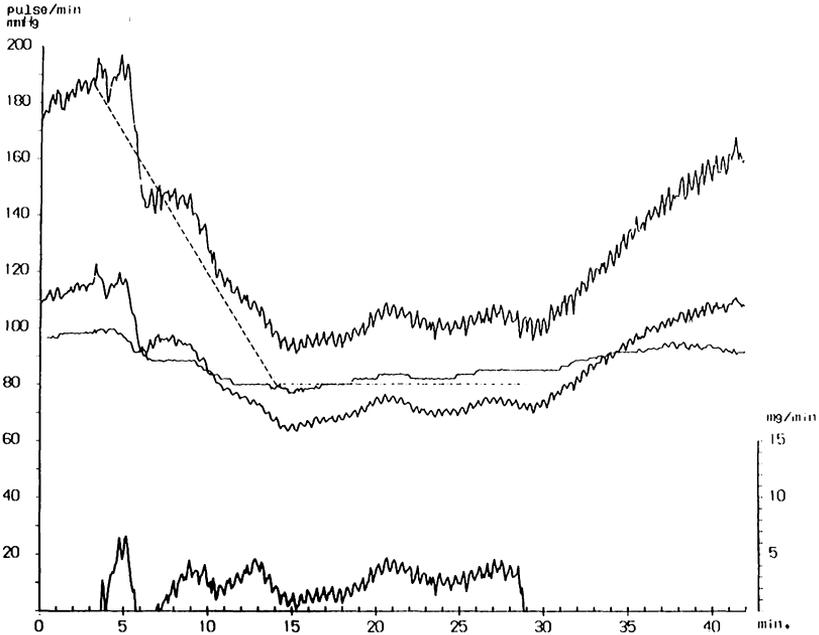


図2 'Trimethaphan'によるプログラム比例制御、破線は目標圧の移動を示している。過度の血圧低下を招かずにコントロールできている。文献6)より引用

る分野である。そこでわれわれは自動血圧制御装置としてソード社製M223マイクロコンピュータシステム、三栄測器製心電血圧計マルチスーパー2F21A、薬液投与ポンプに Watson-Marlow 社製 MHRE-200を用いた。橈骨脈穿刺により動脈圧測定を行い、また CVP カテーテルを右房入口部に位置して薬剤投与を行い、これらより患者から薬剤投与までの一巡フィードバックループを構成した。

図1および図2は trimethaphan を用いてそれぞれ定値比例制御およびプログラム制御を行ったチャートである。破線は収縮期圧80 mmHgの目標制御血圧を示している。図1では、降圧薬を投与してもただちに血圧の低下は得られず、約1分間最大投与速度で薬剤が注入されている。血圧の降下度に比例して薬剤注入速度は減少し最後には停止するが、その時点で既に必要量以

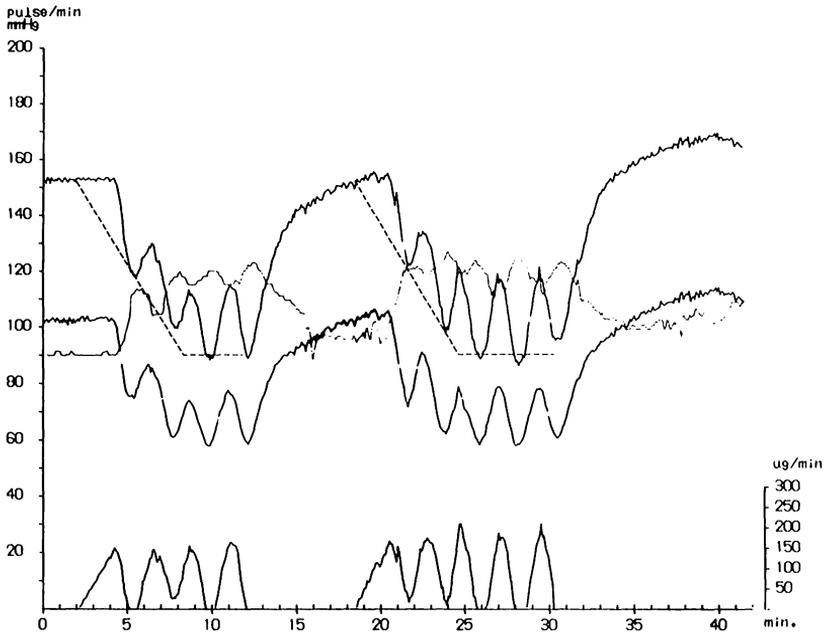


図3 SNPによるプログラム比例制御，2回の投与で同じ周期の血圧振動が生じた。文献6)より引用

上の降圧薬が投与されているため，血圧は目標値以下に低下する。薬剤の効果が消失すると血圧は回復し始め，再び降圧薬の注入が開始される。血圧はこのように減衰振動を繰り返しつつ，目標値より少し高い値で定常状態に達する。これは比例制御のフィードバックゲインが大きいため生じる現象である。ゲインを下げると系は安定するが，一方定常状態において目標値との誤差が大きくなり，制御の目的を達しない。

われわれが開発したプログラム制御では，最初に制御の目標値を患者の血圧の値にセットし，最終目標値に至るまで10 mmHg/min の速度で目標値を低下させるものである<sup>6)</sup>。図2は同様に trimethaphan を用い，プログラム制御による血圧調節を行った1例である。図1と同様に，図2でも血圧降下の初めに収縮期圧が目標値以下になり，一過性に降圧薬の投与が停止して

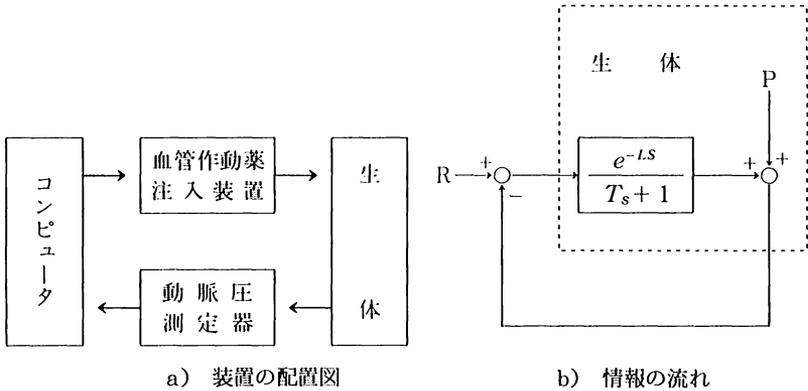


図 4 ネガティブフィードバックシステムのブロック線図

いるが、過度の低血圧状態を招くこと無く、全自動で最終目標圧に到達することができた。この方法は目標値と実際の圧との差を常に少なく保ちながら目標値をプログラムに従って下げているため、比例制御のゲインを上げても、過大な量の薬剤を投与することはないと考えられた。

同様のプログラム制御で SNP を用いたところ、図 3 のように、同一症例でも、一定周期で血圧の振動現象がみられた。Trimethaphan では 20 例中 5 例において血圧振動がみられたが、SNP で同じゲインの制御を行うと、8 例中全例に血圧振動が生じた。制御終了時より血圧がもとの値にもどるまでの半減期を求めると Trimethaphan で 211 秒 ± 90 秒，SNP で 62 秒 ± 21 秒 (S.D.) であった。

以上の経験より生体系を一要素を含むフィードバック制御においては、必ずしも安定な制御が得られるとは限らず、振動現象の発生することの無い安定条件を明らかにしなければならない。

### 3. フィードバック制御による血圧調節

#### 1) ネガティブフィードバックシステムの特徴

血圧の自動制御を行うために、前述のごとく動脈圧検出器、目的圧との比

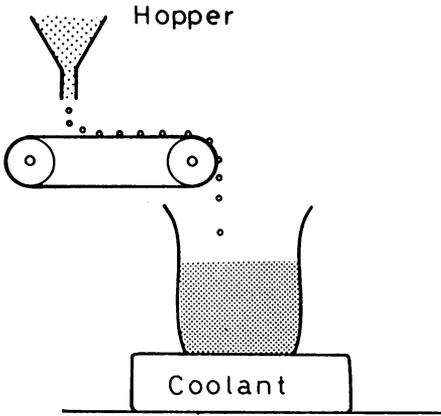


図 5 生体での薬剤反応のシェーマ，水槽の温度変化を薬効と見なしベルトコンベアで発熱物質が運ばれる。

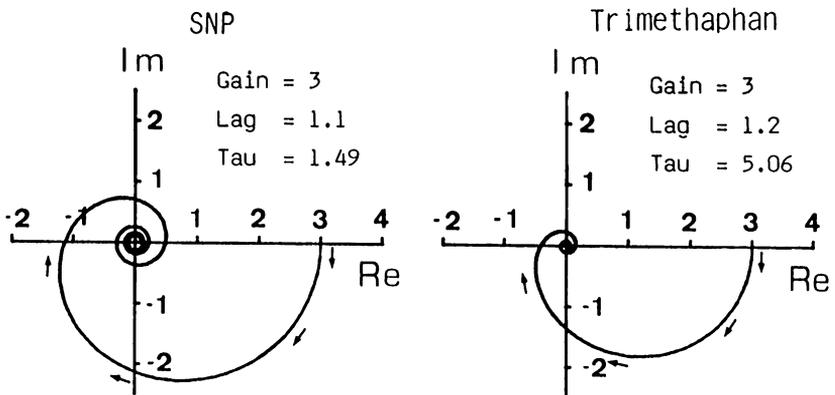


図 6 プログラム制御のデータより求めたナイキスト線図

Gain: フィードバック gain の絶対値, Lag: むだ時間 (分), Tau: 時定数 (1/分)。SNP: (-1, 0) の臨界点を右に見るため制御系は不安定である。

Trimethaphan: (-1, 0) の臨界点を左に見るため制御系は安定である。

較器，そして操作器である血管作動薬注入器を，プロセスである生体に対して図 4-a のように設置する必要がある。これを制御情報に着目して図示すると，図 4-b ブロック線図ができる。目的圧を  $R(s)$ ，血管作動薬による血圧変化の伝達関数を  $G(s)$ ，血圧を  $C(s)$  で示している。一方，生体は薬理作用による血圧変動を受けると本来の血圧に戻るべく生理反応が生じるが，フィードバック制御系よりみると，この生理反応は外乱  $P(s)$  と表示

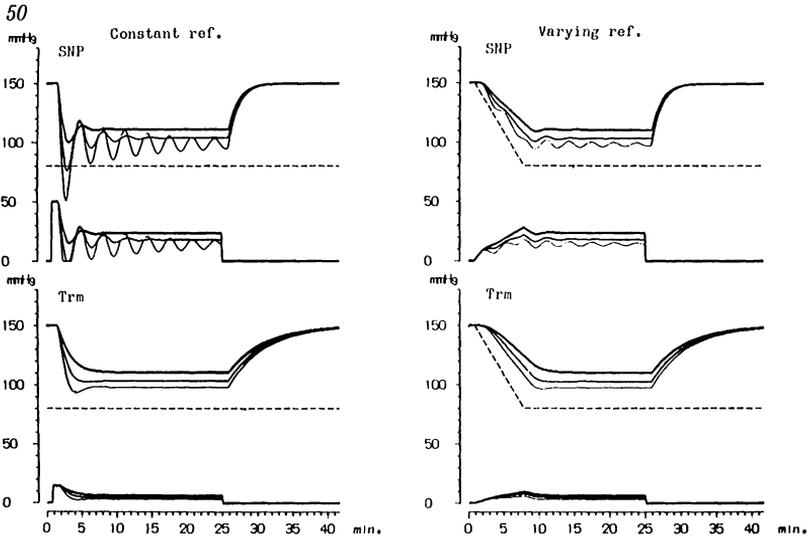


図 7 Runge-Kutta 法による実時間シミュレーションの結果  
 左上: SNP 定値比例制御, 右上: SNP プログラム制御, 左下: trimethaphan 定値比例制御, 右下: trimethaphan プログラム制御。制御ゲインが大きくなるにつれて細い曲線で描いている。血圧は目標値に近づくが同時に振動も大きくなる。プログラム制御は振動を抑制している。

できる。ラプラス変換を用いると、これらの関係を代数的に表現することができ、入力である目的圧と出力である血圧との関係は、式-1) で示される<sup>7)</sup>

$$C(s) = \frac{G(s)}{G(s)+1} R(s) + \frac{1}{G(s)+1} P(s) \quad (1)$$

上式の第一項は伝達関数 $G(s)$  のゲインが大きくなればそれだけ入力関数と出力関数が近づき、第二項は外乱 $P(s)$  の影響が $1/(G(s)+1)$  に減少して制御性能が上がることを示している。また、何らかの理由で伝達関数 $G(s)$  が $\Delta G$ だけ変動しても(たとえば、血管作動薬の生体における反応定数が変動する等), 変動量は $\Delta G/(G(s)+\Delta G+1)$  に抑えられるため安定した血圧制御が期待される。ラプラス変換の性質より制御が安定した定常状態では $s=0$  と置くことができる。目標圧 $R$ , 制御する前の血圧 $P$ および安定した状態での血圧 $C$ を1)式に代入すると、フィードバックゲイン

である伝達関数 $G$ の絶対値を算出することができる。図1から図3までの例では、フィードバックゲインの絶対値を3で制御した。しかし、伝達関数 $G(s)$ は生体の薬理反応を含む時間関数であるため単なる定数では有り得ず、血管作動薬濃度を高くしてゲインを大きくすれば制御系は不安定となる。以下の節では、伝達関数 $G(s)$ について検討を加え、実用可能なゲインの求め方について述べたい。

## 2) 血管作動薬の pharmacodynamics

生体内に投与された血管作動薬が、生体にどのように薬理作用を生じるかという問題は pharmacodynamics と呼ばれ、薬剤の生体内濃度が低下していく分解過程を論じる場合は pharmacokinetics と呼ばれ区別されている<sup>8)</sup>。血管作動薬の pharmacodynamics の詳細は明らかではないが、前述のようにフィードバック制御においては、オープンシステムとは異なり、ある程度制御プロセスのモデルが不完全であっても、制御装置の自動的な試行錯誤により、目的とする状態に達することができる。その意味において複雑な血管作動薬の生体反応も単純な数学モデルで表すと、むだ時間+一次おくれモデルで十分説明することができる。

むだ時間+一次おくれは、図5のようなモデルで示される。血管作動薬はここでは発熱物質と見なされる。発熱物質はホッパーに溜られており、 $x(t)$  の速度でベルトコンベアに落下する。コンベアは発熱物質を $L$ 時間かけて容量 $V$ の水槽に転送する。水温は発熱物質により加温されるが、水槽が冷却槽の上にあるため同時に $k_1$ の効率で冷却される。水槽に単位時間あたりに蓄積される熱量は流入量より冷却量を差引いた量に等しいため、微分方程式2) が成り立つ。

$$V \frac{dy}{dt} = x(t-L) - k_1 y \quad 2)$$

これを1階微分方程式の標準形で示すと、

$$T \frac{dy}{dt} + y = Kx(t-L) \quad 3)$$

ただし、

$$T = \frac{V}{K_1} \quad \text{時定数} \quad 4)$$

$$K = \frac{1}{K_1} \quad \text{ゲイン} \quad 5)$$

となる。x(t) を入力関数 y(t) を出力関数、また y(t) の初期値を 0 とし  
てラプラス変換すると

$$G(s) = \frac{Y(s)}{X(s)} = \frac{K}{Ts+1} e^{-Ls} \quad 6)$$

となり、伝達関数が得られる。以上をまとめると、血管作動薬の薬理効果の  
特性はそのゲイン、消滅時定数および効果発現までのむだ時間で定義するこ  
とができる。

これらのパラメーターに関しては、むだ時間は降圧剤を投与してから効果  
が出るまでの時間、すなわち血液の循環時間（心拍出量）と血管作動薬が  
site of action に到達してから効果が出現するまでの時間の和であるため、  
われわれが外部から操作できない値である。同様に、血管作動薬の消滅時定  
数も作動薬そのものの薬理的性質であるため外部より操作することができな  
い。結局、薬剤濃度または投与速度を変更することによるゲイン調節以外に、  
フィードバックシステムの調節因子は外部に存在しないことになる。

伝達関数 G(s) のナイキスト線図は、フィードバック制御システムの安  
定性を求める方法としてよく用いられている<sup>7)</sup>。詳細は成書にゆずるが、む  
だ時間、半減期より求めた時定数を用いてナイキスト線図を描くと図 6 とな  
り、trimethaphan の場合は (-1, 0) の臨界点の右側を経過するが、SNP  
では左側を通過し、SNP の自動制御は明らかに不安定であることが証明で  
きる。安定条件の範囲でも絶対的安定（全く減衰振動が生じない条件）と漸

近的安定（減衰振動が発生する）と区別して解析すると、絶対的安定条件では trimethaphan のゲインは2以上の大きな値を採ることができない。一方、この値では目標値との誤差が大きく、とても血圧の自動制御を満足することはできない。そのためには少なくとも制御ゲイン3の値が必要であるが、定値比例制御でオーバーシュートが生じるのは当然といえる。

プログラム制御ではこの安定条件を、理論値の上限すなわち漸近的安定の上限までもち上げることができる。明らかに制御系は持続振動に近い減衰振動の動作をするが、誤差の絶対値が常に小さな値をとるために減衰振動の振幅は小さなものである。この論理を実時間シミュレーションで求めると、図7に示すように定値比例制御ではオーバーシュートしていた条件が、プログラム制御により安定した制御形態になっていることが明らかとなる。

#### 4. まとめ

フィードバック制御による低血圧麻酔の経験より、生体を一巡ループに含む制御系の安定条件を求める方法について検討を加えた。生体では、むだ時間を取り除くことはできず、時定数の長い薬剤では制御の安定性は増加するが、制御性能が悪くなり、短時間に血圧調節を必要とする低血圧麻酔には使用できない。逆に時定数が短いと制御可能なゲインを得るまでに、系が不安定となり制御系は振動する。プログラム制御はこれらのジレンマに対して一つの解答を与えるものであり、マイクロコンピュータの出現によりこれが実現可能となった。Trimethaphan は、伝達関数の特性ではフィードバック制御に適した降圧薬と考えられるが、tachyphylaxis もあり、作用が確実ではない。今後種々の血管作動薬を上記の見地より洗い直し、フィードバック制御に適した薬剤を求めたい。

最後に投稿の機会を与えてくださった池田和之先生に感謝の意を表すとともに、諸先生方の興味が得られ、この分野の研究が進展することを希望するところである。

## 参考文献

- 1) Sheppard LC, Kouchukos NT, Kurtts MA, and Kirklin JW: Automated treatment of critically ill patients following operation. Ann Surg 168 : 596, 1968
- 2) Hammond JJ, Kirkendall WM, Calfee RV: Hypertensive crisis managed by computer controlled infusion of sodium nitroprusside. Comp Biomed Res 12: 97~108, 1979
- 3) Reves JG, Sheppard LC, Wallach RW, et al: Therapeutic uses of sodium nitroprusside and an automated method of administration. Internat. Anesth Clin 16 : 51~88, 1978
- 4) 宮野英範, 松尾功一: クローズドループの試み, 血管作動薬のコンピュータ制御. ICUとCCU 4 : 91~99, 1983
- 5) 光藤 努, 田中義文, 宮崎正夫: 血圧自動制御の試み. 循環制御 2 : 67~72, 1981
- 6) 田中義文, 光藤 努, 滝沢洋之, 橋本 悟, 夏山 卓, 宮崎正夫: 麻酔中の循環自動制御. 循環制御 4 : 383~396, 1983
- 7) 伊沢計介: 自動制御入門. pp13~111, OHM文庫(1), 1967
- 8) Hull CJ: Pharmacokinetics and pharmacodynamics. Br J. Anaesth. 51 : 579~594, 1979

(田中義文)

## 6. 呼吸器系のインピーダンス

### 1. はじめに

呼吸器のコンプライアンスや気道抵抗が周波数依存性を示すことはよく知られている。いま、肺を深吸気によって膨ませ、ついで弛緩させると、肺は自身の弾性によって収縮する。この呼出過程を微分方程式で表わすと

$$V/P=C, \quad P/\dot{V}=R$$

V: 肺気量, P: 肺胞内圧

R: 気道抵抗,  $\dot{V}$ : 気流量

C: コンプライアンス

この2式から

$$V=V_0 \cdot e^{-1/R \cdot C}$$

となる。すなわち、弛緩呼出における肺気量の変化は指数関係で表わされ、その変化速度は時定数 RC で規定される。つまり、呼吸の周期が時定数に比べて短くなると、ガスの出入が圧の変化に追従できなくなり、見かけ上のコンプライアンスの低下が起こることを示している。特に、動肺コンプライアンスを測定するときは、この“遅れ量”の評価が測定の際の大きな誤差要因となりうる。

さてインピーダンス (impedance) は、圧力と気流量の比で定義され、その取扱いの中で抵抗やコンプライアンス、イナタンス成分を一括して表現することができ、上に述べた(遅れ量)の評価も含まれるので、より数学的な厳密さを期待することができる。容量と圧力の比で規定されるコンプライアンスよりも、測定量の次元が低いことも有利な点である。以下に、呼吸器系のメカニカルインピーダンスの分布とその分析法について述べ、いくつかの

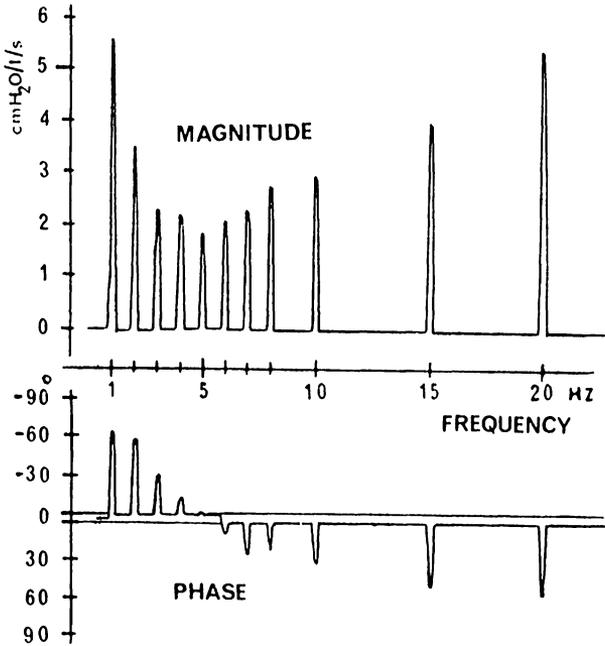


図 1 呼吸器インピーダンス周波数特性  
(ヒト, 挿管後)

実験例を紹介する。

## 2. 呼吸器のコンパートメントモデル

インピーダンスは大きさ (magnitude) と位相 (phase) の 2 つの要素を持ち、数学的な取扱いは実数部 (real part, resistance) と虚数部 (imaginary part, reactance) から成る複素数で記述される。前に述べた動肺コンプライアンスは、虚数部をコンプライアンスの次元に換算した量に相当し、コンプライアンス成分だけで構成されるとは限らない。口腔側からみた呼吸器系のインピーダンスを実測すると、その大きさは 3 ~ 6 Hz に最低値を持つ凹状の周波数特性となり、この周波数の近傍で圧・流量間の位相差はゼロとなる (図 1)。Otis ら<sup>1)</sup>、DuBois ら<sup>2)</sup> の解析から、圧流量間の運動

方程式は

$$P = L \frac{d\dot{V}}{dt} + R\dot{V} + \frac{1}{C} \int \dot{V} dt \quad \dots\dots\dots (1)$$

L: 総慣性抵抗, R: 総粘性抵抗

C: 総コンプライアンス

となり, Pを電圧に,  $\dot{V}$ を電流に対応させると上式は直列 RCL 回路と等価である。回路両端のインピーダンス (駆動点インピーダンス) は,  $Z_D = R + j(\omega L - 1/\omega C)$  である。  $Z_D$  の大きさ  $|Z_D|$  は  $\omega^2 = 1/LC$  のとき最小となり, このとき  $Z_D = R$  となる。図 1 および式(1)は forced oscillation<sup>2)~6)</sup> 法による呼吸器抵抗測定法の理論的な根拠をなしている。しかし同時に位相差を実測して  $Z_D$  の実数部を計算すると, 弱い容量性の変化が観測され, 気道に沿って分布するコンプライアンスの影響が無視できないことを示している。そこで, 総コンプライアンスを2つに分け, 気道に沿って分布するコンプライアンスが small airway に局在すると仮定したモデルを図 2 に示す。慣性抵抗Lは抵抗成分と不可分なので, 抵抗も2つに分けてある。 large airway のインピーダンス  $Z_C$  を  $R_1$  とし, small airway のインピーダンスをコンプライアンス  $C_1$ , これに続く肺胞部分のインピーダンス  $Z_a$  を  $R_2$  と  $C_2$  でモデル化したと考えてよい。  $C_1, R_2, C_2$  から成る部分のインピーダンスを  $Z_p$  とすれば,  $Z_p$  はガス交換に関与する部分のインピーダンスであり, Mead<sup>7)</sup> が動肺コンプライアンスと気道コンプライアンスの関係をシミュレートしたモデルと同じである。 Blesser, Slutsky ら<sup>9)</sup> も同様なモデルを用いている。モデル両端のインピーダンス  $Z_R$  は

$$Z_R = Z_C + Z_p \quad \dots\dots\dots (2)$$

$$Z_C = R_1 + j\omega L \quad \dots\dots\dots (3)$$

$$Z_p = \frac{\omega R_2 C_2^2 - j[\omega^2 R_2^2 C_1 C_2^2 + (C_1 + C_2)]}{\omega[\omega^2 R_2^2 C_1^2 C_2^2 + (C_1 + C_2)^2]} \quad \dots\dots\dots (4)$$

である。

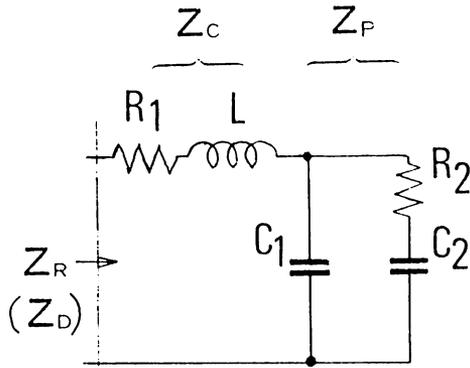


図 2 呼吸器の等価回路

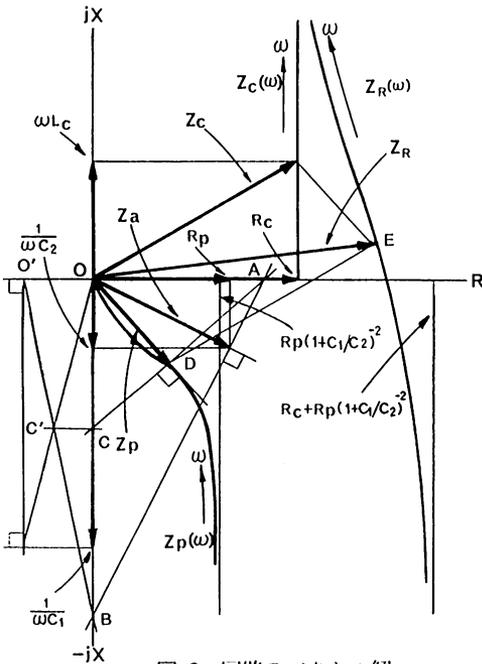


図 3 回路のベクトル解  
( $Z_R$  の合成)

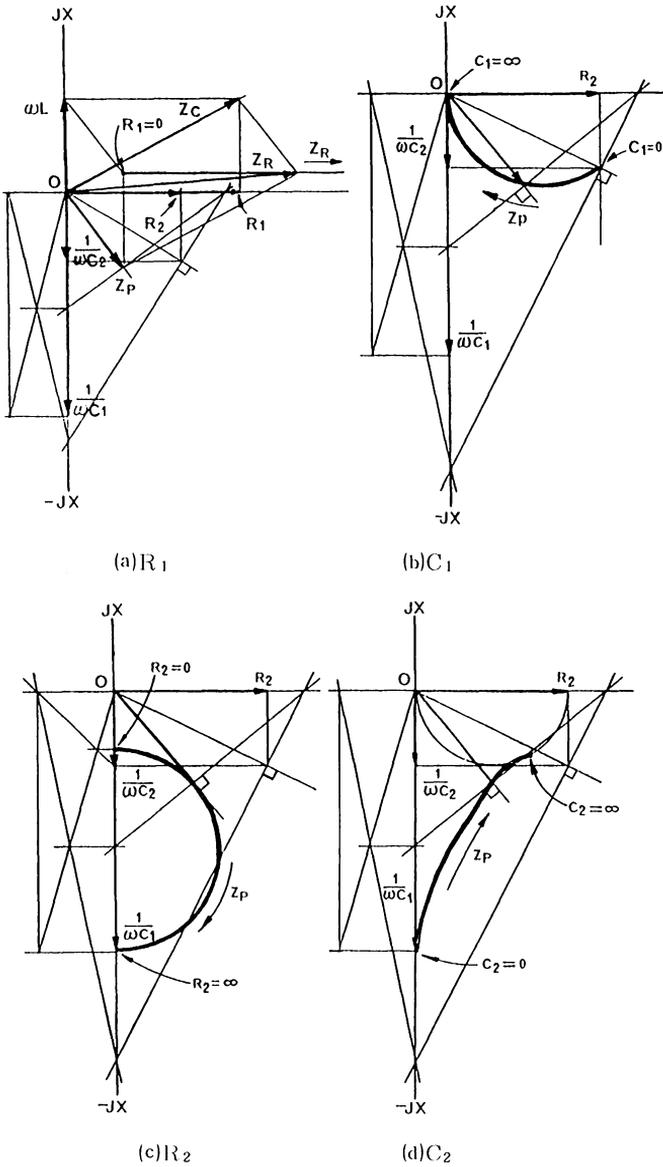
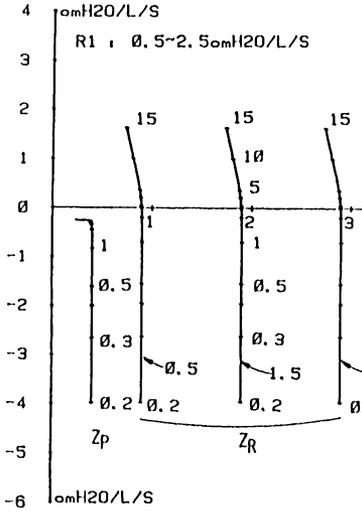
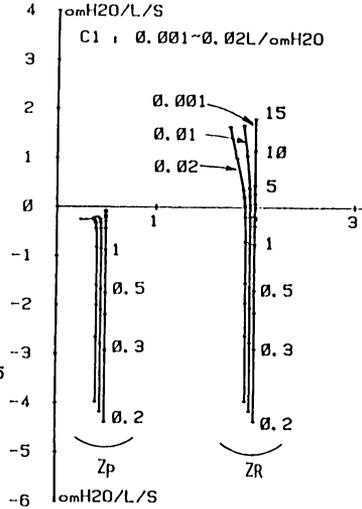


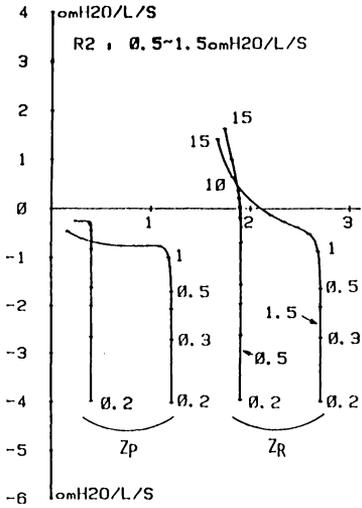
図 4 パラメータ変動による  $Z_P$ ,  $Z_R$  の軌跡変化



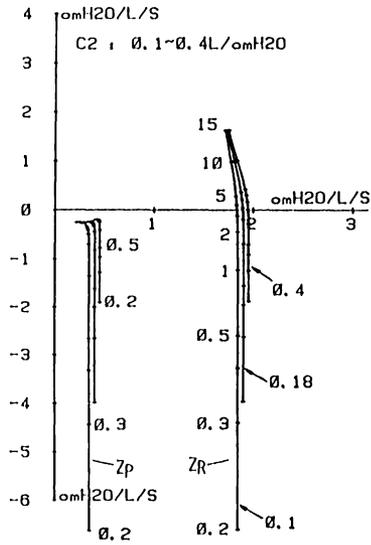
(a)  $R_1$



(b)  $C_1$



(c)  $R_2$



(d)  $C_2$

図 5 パラメータ変動による  $Z_R$  の周波数特性の変化

表 1 パラメータ変動 (増加) による  $Z_R$  の変化

		magnitude	phase	resonant frequency	slope
$R_1$		↑↑	↓↓	—	—
$C_1$		↓	↓	↓	↑
$R_2$	LF HF	↑↑ ↓↓	↓ *	↑↑	↑↑
$C_2$	LF HF	↓↓ ↑	↓ *	↓	↑

notes ↑↑, ↑↑ : 増加または上昇  
 ↓↓, ↓↓ : 減少または低下  
 — : 変化なし  
 \* は定義できず

### 3. モデルのベクトル解と周波数特性

前式(2)~(4)の数値計算により  $Z_p$ ,  $Z_c$ ,  $Z_R$  の周波数特性を求めることができる。また、 $Z_p$  や  $Z_c$  の虚数部を  $X$  とし、 $C_{dyn} = 1 / \omega X$  とすれば、前述の動肺コンプライアンスである<sup>7)10)</sup>。ここでは、インピーダンスが大きさと位相を持つ物理量としてベクトル (vector, phasor) で表わすことができる性質を利用して前式左辺の周波数特性を図式解によって求めてみる。図 3 にそのプロセスを示した\*。 $Z_a$  は抵抗  $R_2$  とコンプライアンス  $C_2$  の和

\*  $Z_a$  の先端を通り、これと直交する直線が実数軸、虚数軸と交わる点を  $A$ ,  $B$  とすればベクトル  $\vec{OA}$  と  $\vec{OB}$  は  $Z_a$  と等価な並列成分である ( $Z_a \equiv \vec{OA} // \vec{OB}$ )。  $\vec{OB}$  と  $1 / j\omega C_1$  は共に虚数軸上にあり、両者の合成インピーダンスは互いに先端からタスキ掛けした直線の交点  $C'$  の長さ  $\vec{OC}'$  に等しい ( $1 / j\omega C$  を任意な距離だけ左へ移動する)。  $\vec{OC}'$  を虚数軸上の  $\vec{OC}$  とし、 $A$  と  $C$  を通る直線に原点から垂線をおろし、その交点を  $D$  とすれば  $\vec{OD}$  が  $Z_p$  である ( $Z_p \equiv \vec{OA} // \vec{OC}$ )。次に  $Z_p$  と  $Z_c$  を 2 辺とする平行四辺形の対角線を  $\vec{OE}$  とすれば  $Z_r = \vec{OE}$  である。

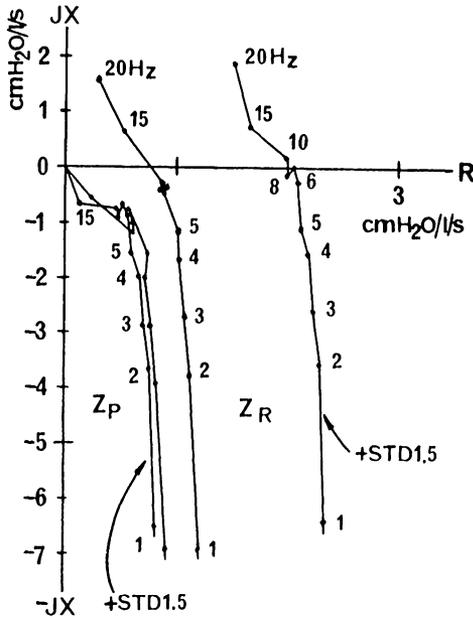


図 6 抵抗挿入による軌跡変化  
(ヒト, 笑気・エンフルレン麻醉)

ベクトルで表わされ、 $Z_p$  は  $Z_a$  とコンプライアンス  $C_1$  の並列ベクトルとして合成される。 $Z_c$  は抵抗  $R_1$  とイナタンス  $L$  の和ベクトルで表わされる。 $Z_r$  は  $Z_p$  と  $Z_c$  の和ベクトルとして合成される。周波数  $\omega$  が変化したとき、各ベクトルの先端の軌跡  $Z_p(\omega)$ 、 $Z_c(\omega)$ 、 $Z_r(\omega)$  が複素平面上におけるそれぞれの周波数特性である。原点 0 から軌跡までの長さがインピーダンスの大きさを、実軸となす角が圧、流量間の位相角を与える。 $Z_r(\omega)$  は周波数の増加とともに負の象限(位相遅れ)から正の象限(位相の進み)へ向かい、虚軸に対して傾斜している。実軸と交わる点が、いわゆる共振周波数点である。

同様なプロセスを用いて、図 2 のモデル要素の変化が、 $Z_r(\omega)$  に与える影響を知ることができる。図 4 は  $R_1$ 、 $C_1$ 、 $R_2$ 、 $C_2$  を  $0 \rightarrow \infty$  に変化したときの  $Z_p$ 、 $Z_c$  の軌跡変化を示し、図 5 は生理学的代表値<sup>(7)(17)(18)</sup>を用いて

電子計算機に描かせた $Z_R(\omega)$ の軌跡変化である。その特徴を定性的に表1にまとめて示した。要約すれば、large airwayの抵抗の増加は、インピーダンスを増加させるが、共振周波数は変化せず、位相は正負ともに減少する。small airwayのコンプライアンスの増加は、インピーダンスの傾斜、つまり実数部の周波数依存性を増大させるが、大きさ、位相および共振周波数への影響は少ない。時定数に関与する肺胞部の抵抗とコンプライアンスの増加は、ともにインピーダンスの傾斜を増大させるが、大きさと共振周波数に与える影響は対照的である。すなわち、抵抗の増加は大きさと共振周波数の増大・上昇を招くが、コンプライアンスの増加は大きさと共振周波数の減少・低下となる。インピーダンス軌跡の変化が、すべて表1に従ってクリアカットに説明できるとは限らないが、軌跡パターンを分析することによって、麻酔薬の作用、疾患の部位、程度を知る手がかりとなりえよう。さらに、インピーダンスの周波数特性から、モデルの各要素の値を推定する手法が提案されているが、<sup>9)</sup><sup>11)~14)</sup>詳細については省略する。

#### 4. インピーダンスの測定法と実験例

インピーダンスの測定は forced oscillation 法によって行われる。気流振動を口腔に与えると、振動圧とそれによって生じた気流量との比はインピーダンスの次元を有し、振動の周波数を変えることによって駆動点インピーダンスの周波数特性が得られる。この方法は前掲 DuBois らによって提案され、その後呼吸器抵抗(式1のR)の測定法として応用されるようになった。振動圧の波形は単一の正弦波である必要はない。ホワイトノイズ<sup>15)</sup>、インパルス列<sup>16)</sup>、複合波<sup>14)</sup>を使用し、圧・流量のクロススペクトル分析によってインピーダンスの周波数特性を算出する方法がとられる。電子計算機を使用して、これらのデータ処理が極めて短時間で処理されるので、連続的な変化を知ることも可能である。

複合波を用いた forced oscillation 法によって測定したインピーダンス

軌跡の1例を図6に示す。笑気・エンフルレン麻酔中に、気管内チューブを測定系に接続し、無呼吸状態で約15秒間測定し、次にチューブと測定系の間定抵抗管 ( $1.5\text{cmH}_2\text{O}/l/s$ ) を挿入して測定を繰返した結果である。軌跡は、抵抗管の挿入によって右方へ、ほぼ平行に移動する。図4の結果と対比すれば、抵抗管が large airway の抵抗  $R_1$  を増加させたことと等価である。この実験例は、測定系と呼吸器系のモデルを検証するための一部であるが、詳細については、別な機会に報告したい。

## 5. おわりに

電子計算機、特に8~16ビットのマイクロコンピュータが普及し、複雑なデータ処理が手元で、簡単に行えるようになった。われわれのインピーダンス分析もマイクロコンピュータを利用することによって、連続的な分析が可能になったといえる。今後、コンパイラ言語が普及すれば、さらに高度なデータ処理を期待することができよう。

### 参考文献

- 1) Otis AB, et al: Mechanics of breathing in man. J Appl Physiol 2 : 592~607, 1950
- 2) DuBois AB, et al: Oscillation mechanics of lungs and chest in man. J Appl Physiol 8 : 587~594, 1956
- 3) Grimby G, et al: Frequency dependence of flow resistance in patients with obstructive lung disease. J Clin Invest 47:1455~1465, 1968
- 4) Goldman M, et al: A simplified measurement of respiratory resistance by forced oscillation. J Appl Physiol 28 : 113~116, 1970
- 5) Pimmel RL, et al: Instrumentation for measuring respiratory impedance by forced oscillation. IEEE Trans Biomed Eng 24 : 89~93, 1977

- 6) Fisher AB, et al: Evaluation of the forced oscillation technique for the determination of flow resistance to breathing. *J Clin Invest* 47 : 2045~2056, 1968
- 7) Mead J: Contribution of compliance of airways to frequency dependent behavior of lungs. *J Appl Physiol* 26 : 670~673, 1969
- 8) Blesser WB: A system approach to biomedicine. McGraw-Hill, 1969
- 9) Slutsky AS, et al: Estimating central and peripheral respiratory resistance. An alternative analysis. *J Appl Physiol* 47 : 1325~1331, 1979
- 10) 神辺, 平本, 西田: 病態生理からみた Large-airway と Small-airway. *呼と循* 24 : 565~571, 1976
- 11) Pimmel RL et al: Estimating central and peripheral respiratory resistance. *J Appl Physiol* 45 : 375~380, 1978
- 12) Tsai MJ, et al: Respiratory parameter estimation using forced oscillatory impedance data. *J Appl Physiol* 43 : 322~330, 1977
- 13) Eyles JG, et al: Estimating respiratory mechanical parameters in parallel compartment models. *IEEE Trans Biomed Eng* 28 : 313~317, 1981
- 14) 杵淵, 中村, 滝口, 山崎ほか: 呼吸器系インピーダンスの測定とその系内分布の推定. *医用電子と生体工学* 22 : 117~123, 1984
- 15) Michaelson ED, et al: Pulmonary mechanics by spectral analysis of forced random noise. *J Clin Invest* 56 : 1210~1230, 1975
- 16) Landser FJ, et al: A new method to determine frequency characteristics of the respiratory system. *J Appl Physiol* 41 : 101~106, 1976
- 17) Spells KE: Comparative studies in lung mechanics based on a study

of literature data. *Resp Physiol* 8 : 37~57, 1969

- 18) Bobbaers H, et al: Simulation of frequency dependence of compliance and resistance in healthy man. *J Appl Physiol* 38 : 427~435, 1975

(杵渕嘉夫・滝口 守・山崎陽之介)

## コンピュータ化監視システムを飾りものにしない ために

### 司会者の言葉

東京大学医学部附属病院救急部

豊岡 秀訓

ICU, CCUの発展の初期の段階で各ベッドサイドごとに孤立していたモニター機器は、やがていわゆるセントラルモニターと接続され、総括的な監視が可能となると同時に、時代の趨勢とともに、多くの生体情報を効率的に、しかも半ば自動的に処理をするためにシステムにコンピュータが利用されるようになった。今日、いわゆるコンピュータ化患者監視システムといわれるものにも様々なものがあり、その定義の仕方にもいろいろのものが考えられようがここではひとまず、患者の集中治療、管理に必要な複数の生理学的時系列パラメータまたは検体検査結果などの諸情報のオンラインまたはオフラインによる取り込み、および各種の表示 (display) を行い、さらに簡単な論理過程に基づくアラームの発生、二次的な派生値の計算、解析、データファイルの作成、複数患者の一括処理、その他多彩な機能を有するミニコンまたはマイコンベースのモニターシステムとしておく。

一般的に、複数の患者の多種類にわたるデータをより効果的に監視できること、各種データを総括することにより、より高次の情報を得ることができること、複雑な手計算、記録やデータの保存に労力を消費せず、より人間的な看護、治療にスタッフが専念できるであろうことなどが、かかるコンピュータ化監視システムの導入にあたりねらいとされることである。

わが国においてもこのようなシステムが手術室や ICU に導入されはじめてからすでに数年以上たち、かなりの使用経験も積まれていることと思

われる。しかし各施設において、これらシステムが初期の期待どおり100%有意義に使われているかどうかは疑問のあるところであり、たとえばカタログにうたわれている諸機能の数分の1程度しか、日常的に使用していない施設も結構多いのではないと思われる。しかし一方では、種々の工夫と努力により、与えられたシステムの運用体制を改善したり、システムそのものの欠点を改良したり、独自の新しい機能を付け加えたりして、非常に有効にこれを使用している施設も存在するようである。このような意味で、コンピュータ化監視システムの導入は一種の反省期または再評価期にあるものと思われる。

本日のパネルディスカッションでは、この折角の有能(なはず)のシステムをいかにして有効に利用してゆくべきかをテーマにとりあげた。

パネリストは現場で日常臨床にこれらシステムを使用している先生方3名と、代表的な国産メーカーのシステム設計担当の技師の方2名をお願いした。内容がとかく難解となりがちなことを懸念し、司会者としては予め比較的現実的な問題として、次のようなことを話題にさせていただきたい旨を各演者に依頼しておいた。

- 1) 現時点におけるコンピュータ化監視システムの最大の問題点は何か。
- 2) 使用法、特にデータの用手的入力が繁雑なため、システムの機能のほんの一部しか使用されていないといったことはないか。たとえば、有能なはずのシステムがせいぜいトレンドモニターとしてしか使用されていない、といったことはないか。
- 3) データの用手的入力是谁が、どのように行っているか。
- 4) システムに蓄積されたデータの保存はどのような形で、またどのようなメディアで行っているか。
- 5) コンピュータの持てる機能を十二分に発揮させ、臨床上のニーズに応えさせるためにはシステムをどう構成すべきか。また既存のシステムをどう改良すべきか。各施設では実際にどんな努力を行ってきたか。

6) 以上の諸点に対するメーカーサイドの考えはどうか。

以下に掲げる5編の論文は、当日行われた各パネリストの講演内容と、それに引きつづくディスカッションで述べられた内容とを、後日各パネリストにお願いして、まとめていただいたものである。許されたスペースが限られているため、当日に述べられた内容のすべてが織りこまれていない可能性があるが、少なくともパネルの主題に直接に関連している部分については、十分に意が尽くされているものと思われる。

内容が多岐にわたるため司会者としてここに述べられた問題を系統的にまとめるのは至難の技なので、以下、司会者の感想を、自身の使用経験からの印象も含めて簡単に記させていただく。

### 1) 現状とその解析

コンピュータ化監視システムの導入にあたり、何を期待するかは主義の問題であろう。またこのようなシステムの導入後の評価についても、これを行う基準には様々のものがあろう。しかし、一般的には、少なくとも導入前のバラ色の期待に反して、導入後現実にそれなりの役をはたしていない、あるいはメーカーから供給されるカタログ上の機能の一部しか活用されていない（現実に活用できない）ことが多いことは確かであろう。本日のパネリストの方々も多かれ少なかれこれを感じているようである。片山氏のアンケートの結果はこのへんの現状を知るためにも興味あるものである。

システムが十分活用されにくい理由には色々あるがおおまかに次のように考えられる。

a) システム自体に欠陥がある。

現在のハードウェア技術では解決の難しいと思われるものも多く、欠陥というのは語弊があるかもしれないが、利用者として『もう少しどうにかならないものか』と感ずることを列記する。

システムダウンの問題は大きい。ダウンの原因が一時的な停電や、自家発電装置に切り替わるわずかなパワーダウンに引き続いて起こるのは、頻度の間

題から我慢できて、ベッドサイドのX線撮影その他日常のありふれたノイズその他の不明な原因で簡単にダウンし再び自動的に立ち上がらないことが多いのは問題である。

次いでよくある問題はアラームの誤作動である。これはまた、以下のb)すなわち情報の質に関係したことでもあるがさらに広い見地からいえば、システムの自動診断能に関する問題でもあり、ノイズの認識能力の不足によるものといえるものである。折角のトレンド表示がノイズにより実用にならないなどというのもこれと同列のものである。

システムの使用方法が繁雑で、手間がかかるという事実は恐らく現在のコンピュータ化監視システムの最大の欠点である。特にオフラインデータ入力の繁雑さは多くの使用経験者の指摘するところである。この繁雑さは単にキーボード操作の煩わしさのみにあるのではなく、必要な画面を呼び出すまでの操作にも原因がある。特に画面が現われるまでに複数のステップを必要としたり、待ち時間が長かったり、またこれを入力したことによって新たに得られる出力に情報価値の少ない場合にはシステムの該当部分が実際に使用されることは全く期待薄となる。

蓄積されたデータは、システムの capacity に制限がある限り、古いものから廃棄するか保存のためのなんらかのメディアに移しかえる必要があるが、現在このための大容量記憶媒体として適切なものがなく、長期の生理学的時系列データ（特に『波形』など）の保存が現実には困難となっている。

b) システムに供給される情報の質または正確度に問題がある。

オンラインリアルタイムでコンピュータに取りこまれる情報は現在のところ限られているが、これら限られたものについてすらノイズ、校正のドリフトなどの点でその信頼性にいまひとつ欠けるものが多く、これがシステムの全体の信頼性を低下させることがあるのは否めない。監視システムのオフライン入力を可能な限りオンライン入力に変えていくことは将来の趨勢であろうが、この際採用されるべきセンサー自体の技術的未熟性の問題は今後とも

システム設計上の重要な課題となることと思われる。

c) システムをとりまく環境またはユーザー側の体制に問題がある。

システムの稼働を支えるためにはある程度のユーザーの努力が必要である。これがなされていないところにシステムが有効に働いていない原因のあることが多い。必要な努力は多方面にわたろうが、新たなシステム要員の確保などもこの中に含まれる。システムを導入することの目的として『省力化』がうたわれることがあまりに多いためか、システム稼働のための新たな要員を確保することに異論の多いことは確かである。しかしこのシステムにわずかな専業事務員を配置することにより、ICUにおける看護業務のみならず、保険請求、在庫管理、ICU患者データベースの同時作成などの面で大幅な省力化が得られる可能性も十分にあることである。このようにコンピュータ化監視システムの採用もつきつめれば病院全体としてのシステム化の努力のなかで行われるべきものなのかもしれない。

## 2) 対 策

コンピュータ化監視システムを有効に使用していくための対策については各パネリストが多くの試案または御自身の経験について述べておられるが、現時点でのハード上の制約もあり難しい問題である。大きく分けて、システムそのものの改善およびシステムを使用する側の体制の改善の2つがあろうがこれらも互いに無関係なものではありえない。

まず、用手入力の手間、または不必要な反復入力の回避の努力が必要であろう。諸種検査機器（ICU検査室、中央検査室）からの検査結果（血液ガス、電解質、血液生化学など）のオンライン入力の活用は現時点で比較的容易に行える対策の1つであり、長谷場先生他の示されたごとくである。将来的にはたとえば血液ガスの持続的モニターの開発や、現在人手に頼って計測することの多いパラメータ（時間尿量、非観血的な動脈圧など）の測定をできるだけ自動化する努力も必要であるが、これは常に上記1b)の問題が関係してこよう。すでに入院事務で登録されているはずの患者情報（氏名、

年齢、住所など)もできればこれを利用し、再入力の手間を避けたいものである。

さて、人手を介する入力がどうしても必要な場合は、入力方法をできるだけ簡素化する必要がある。このためのアプローチとして、諸種コード体系の利用、キーボードの工夫、ライトペン、マウス、音声入力、手書き入力法の採用などが考えられよう。

従来の手書きカルテ、温度表、看護記録、その他のチャート類の記入法の簡便さ、盛りこめる情報量の大きさ、それら媒体の保存の容易さ、情報収集の簡便さ、などには侮りがたいものがあり、一般的にはこのような面のコンピュータ化には多くの危険が伴いがちなものである。しかしこれがうまく成功すれば診療報酬事務の簡素化を含め、そのメリットは多大のものであろう。島田先生の示されたシステムはまさにこれらを扱おうとするものであり、用いられる種々の工夫とともに注目すべきものと思われる。

与えられたシステムのさらなる用途を開拓する1つの手段として、通信回線を利用して院内大型機などと結合したり、パソコン端末を介しての特殊なアプリケーションを開発したりすることが考えられる。これらはシステムをより積極的に、高度に、無駄なく利用していこうとする態度であり、その1例を浜松医大(森田先生)のシステムにみる事ができる。

システムを導入するにあたってはシステム使用の目的を具体的にしぼり、システムに要求したい機能を明確にし、既存の関連部門との互換性を考慮しそれに合致した最良のものを選択、またはメーカーに要求することが最良のコストパフォーマンスを得るために必要である。石井氏はメーカーの立場から特にこのことを強調されておられる。

利用者側の体制としての有効な人員のシフト(システム稼働のために必要な用手入力事務を専業にする要員の確保などを含めて)、病名や薬剤のコード化(できれば統一規格によるもの)、チャート類のチェックリスト化その他診療業務全般のシステム化の努力、院内各部門(事務、情報処理部、中央

検査部, 中央放射線部, 中央手術部), 大学計算機センターなど, より広い範囲との積極的な連携なども, 今後システムをより有効に利用するために必要であろう。

以上, 本パネルを司会しての感想を簡単に記した。近い将来, 処理スピードの飛躍的な上昇, 大容量メモリーの発達, 通信ネットワークの進歩, 生体情報センターの発達, その他の新技術の進歩に支えられて, コンピュータ化監視システムは急速に現在のスタイルを脱皮し, より使いやすいものへと進歩していくであろう。いずれにしてもコンピュータ化監視システムの有効かつ効果的な使用は, ユーザーとメーカーの両サイドがこれを常に心掛け, 緊密な相互関係を保ちつつ努力を重ねることにより, はじめて達成できるものと思われる。

## 【 1 】

大阪大学医学部附属病院集中治療部  
島田康弘, 武澤 純, 妙中信之  
高橋英夫, 日月 裕, 吉矢生人

### 1) はじめに

集中治療における生体情報の監視装置の役割は単なるモニタリングおよび警報機能にとどまらず, 患者の病態の診断や closed-loop を用いた治療にまで発展しつつある<sup>1)~3)</sup>。最近のコンピュータ技術の発達はこれらの装置に多くの機能を持たせることを可能にした。一方, コンピュータ化監視装置の役割を人手の省力化に求めた場合には, しばしばその装置を飾りものにしかなないことが考えられる<sup>4)</sup>。

本稿では筆者らの施設におけるコンピュータ化監視装置導入にあたって, その利用の方法を医師, ナース, 医療事務関係者およびメーカーで協同して検

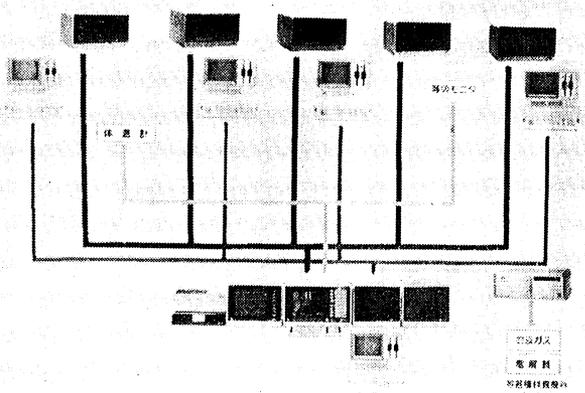


図1 システムのブロック図

討し作成しつつあるシステムの概要を報告する。

## 2) コンピュータ化監視装置導入の目的

(1) 重症患者の生体情報，治療内容，看護内容の正確な記録および保存

集中治療の場においては患者の生体情報や治療内容を経時的に記録したいわゆる熱型表をはじめとして多くの書類が患者の状態の把握，治療方針の決定および評価，医療費請求，臨床研究等のために記録され保存される。それらの中心となるべき熱型表は主にナースの手により記載されるが，記録された内容の量および質にはしばしば大きな較差がみられる。重症患者の治療方法はいまだ確立されたものはなく，一人一人の患者の治療経過が貴重な経験となり次の重症患者の治療方針決定に大きな貢献をなす。このため，バイタルサインのオンラインデータを経時的にコンピュータに取り込ませるだけでなく，治療や看護および検査内容の漏れのない正確な記録および保存を第一目的にあげる。

(2) 患者属性データの収録および検索

患者属性データの検索はコンピュータの得意とする部分であり，その有用性については報告が多い<sup>5)</sup>。

```
TIME 20:33
10月 10日 A
***** 処 理 M E N U *****
F1 : 患者管理画面
F2 : 入力画面
F3 : 出力画面
F4 : 作成画面
F5 : チェックリスト画面
F6 : オンライン入力
F7 : アレスト画面
F8 : 検索画面
F9 : DMP画面切替
ESC : 患者選択
LF  : 処理終了
```

図 2

### (3) 正確な医療費請求

最近、高額医療に対する見なおし、しめつけは厳しく、これに対処するには正確なレセプト作成、医療内容の記録が必須となる。筆者らは集中治療部において行われた処置、検査および薬剤のリストアップをコンピュータの1つの目的とした。

### (4) 省力化

コンピュータ導入が省力化につながるか否かについては疑問視する意見が多い。筆者らのシステムはいまだ臨床使用を行っていないので不明であるが、患者1人にナース2人の看護を行ってはじめて30~40%の省力化につながるとの報告<sup>4)</sup>は的を射ているのではないかと考えられる。

### 3) コンピュータ化監視装置の概略

図1に監視装置システムのブロック図をあげる。システムは各ベッドサイドモニター(OMP-7201, 日本光電), セントラルモニター(OGP-7111,

TIME 20:38  
↑\*↑\*NO. A

\*\*\*\* 入力画面 \*\*\*\*

A-呼吸	B-4
A-1 人工呼吸	終了 / :
終了 10/30 20:38	
■	B-5 I A B P
■	終了 / :
A-3 加温	C-ト'レ'ン', 洗浄
終了 / :	D-切開, 手術
B-人工臓器	E-看護処置
B-1 人工心肺	F-検査
終了 / :	G-輸液
B-2	H-モニター
■	I-与薬, 注射
■	J-呼吸モニタ
B-3	
■	
■	
終了 / :	
体重( )Kg	

図 3

日本光電), 患者データ管理装置 (OCG-7101, 日本光電) および各ベッドサイドに置かれる端末 (リモートターミナル, IF-800 Model 50, 沖電気) で構成される。ベッドサイドで得られたオンライン情報はすべてセントラルモニターのデータ管理装置 CPU を介してリモートターミナルに転送される。ベッドサイドモニターを介さない換気量モニターや血液ガス分析装置, あるいは中央検査室からの情報もすべてインターフェイスを介してセントラルの CPU に入り, 必要な情報はリモートターミナルに取り込まれる。一方, リモートターミナルからはキーボードを介して処置や治療内容を手入力できるが, この際後述する画面選択を行うことによりほとんどの情報はテンキーで入力できるようになっている。入力された情報は熱型表等の形式で CRT およびプリンター上に表示出力される。また, 必要あればフロッピーディスクあるいは磁気テープにて保存される。

TIME 20:43  
 ヴォットNO. A

\*\*\*\*\* 呼吸入力 \*\*\*\*\*

-人工呼吸-

開始 10/30 20:42  
 変更

10. JET Hz ( )  
 11. JET Wp ( )

-自発呼吸-

開始  
 変更

-加湿-

開始  
 変更



- C-材料**
- 1. HA-1
  - 2. 9-本
  - 3. CV2000
  - 4. BP200
  - 5. ヒータ
  - 6. PR2
  - 7. フー ( )
- B-条件**
- 1. FiO<sub>2</sub> ( . )
  - 2. CMV ( )BPM
  - 3. PIP ( )cmH<sub>2</sub>O
  - 4. PEEP ( )cmH<sub>2</sub>O
  - 5. TV ( )ml
  - 6. IMV ( )BPM
  - 7. FLOW ( . )l
  - 8. CPAP ( )cmH<sub>2</sub>O
  - 9. Te<sup>+</sup>-ス ( )l/min

- C-材料**
- 1. 本\*マウス ( )
  - W. 気切
  - X. 気切水付
  - Y. 経鼻
  - Z. 経口
7. フー ( )
- 2. マウス ( )
  - 3. フー ( )
- D-フリー**
- ( )

- A-種類**
- 1. O<sub>2</sub> テスト
  - 2. グラフ
  - 3. Nasal
  - 4. O<sub>2</sub> マスク
  - 5. ノット\*マウス
  - 6. フー ( )
- B-条件**
- 1. FiO<sub>2</sub> ( . )
  - 2. FLOW ( . )l
  - 3. IPPB ( )min
  - 4. PIP ( )cmH<sub>2</sub>O
- C-薬剤**
- 1. 70マウス ( )
  - 2. ヒート\*マウス ( )
  - 3. アスチン\*マウス ( )
  - 4. ヒート\*マウス ( )
  - 5. フー ( )

- A-機種**
- 1. 本付
  - 2. インスタント
  - 3. ヒューマン
  - 4. 本付
  - 5. フー ( )
- B-種類**
- 1. 超音波
  - 2. フー ( )
- C-フリー**
- ( )

図 4

PAGE 1

\*\*\*\*\* チェック リスト \*\*\*\*\*

TIME 21:50  
 ヴォットNO. A

表	10/30	19:00	表	10/30	19:00	表	10/30	19:00
1	FFP 肝臓(血漿) 透析(血漿)		1	ボトル-2	80 80			
2	ボトル-3 その他(血)	120 120	3	ボトル-4	40 40			
1	肝排液		3	限外口過量				
2	出血量		1	出力量				
	脳室		3	心のう1				
	硬膜外		2	尿				
	腔道		*	意識 し <sup>+</sup> ル	*			
3	ガクガク			体動				
	縦隔1			瞳孔大 R				
	出血			瞳孔大 L				
	採血			瞳孔反射 R				
	透析(水漿)			瞳孔反射 L				
2	注入量			瞳孔偏位 R				
				瞳孔偏位 L				

図 5

## \*\*\*\* 熱 計 表 \*\*\*\*

TIME 14:57  
1\*ト\*No. C

名前 イワ マミ	性別年齢 F 0才04月	身長 日 48 cm	体重 .6 kg	外来患者ID/ICU番号 84218	
病棟 0 RH+	禁忌	病名 POA	術式		
入室 84年11月6日					
HR. BP	RR+ BT	11/08 02:00	11/08 03:00	11/08 04:00	11/08 05:00
220		.	.	.	.
200	100-42	.	.	.	.
180		.	.	.	.
160	80-40	.	.	.	.
140		.	.	.	.
120	60-38	.	.	.	.
100		+	+	+	+
80	40-36	.	.	.	.
60		.	.	.	.
40	20-34	.	.	.	.
20		.	.	.	.
0	0-32	.	.	.	.
マーキング		S	S	S	S S

図 6

## \*\*\*\* 熱 計 表 \*\*\*\*

TIME 15:01  
1\*ト\*No. C

名前 イワ マミ	性別年齢 F 0才04月	身長 日 48 cm	体重 .6 kg	外来患者ID/ICU番号 84218	
病棟 0 RH+	禁忌	病名 POA	術式		
入室 84年11月6日					
		11/08 00:00	11/08 01:00	11/08 02:00	11/08 03:00
水分 出入	カク3 入財+イナ	15/ 15 1/ 1	15/ 30 1/ 2	15/ 45 1/ 3	
	その他	150/ 150	5/ 155	10/ 165	
	小 計	166/ 166	21/ 187	26/ 213	
	尿	15/ 15	10/ 25	0/ 25	
	その他	0/ 0	0/ 0	0/ 0	
小 計	15/ 15	10/ 25	0/ 25		
計	151/ 151	11/ 162	26/ 188		
総バランス	146/ 146	11/ 157	26/ 183		

図 7

\*\*\*\* 熱 計 表 \*\*\*\*

TIME 15:09  
No. C

名前 イワガミ	性別年齢 F 0才04月	身長 日 48 cm	体重 .6 kg	外来患者ID(CU)番号 84218
病棟 0 RH+	禁忌	病名 PDA	術式	
入室 84年11月6日				
	11/08 00:00	11/08 01:00	11/08 02:00	11/08 03:00
処置欄		ビタリスト F102 .3 PIP 18cmH2O PEEP 5cmH2O IMV 58PM FLOW 101  F102 .3 PIP 18cmH2O PEEP 5cmH2O FLOW 101 静注	静注 ラククス  静注 ビルソ  静注 アンタゲン	5mg        2mg    3mg

図 8

4) 熱型表作成のためのソフトウェア

筆者らのシステムの第一目標である熱型表作成に向けての現在までの進捗状況を次に示す。図 2 には各リモートターミナルにより処理できる項目のリストを示す。患者管理画面では患者属性データとして病名、術式、合併症等を入力でき、これらは検索の対象となる。入力はいくつかのマスターを作成することにより略号入力が可能となる。入力画面では熱型表に記載すべき呼吸様式、各種臓器の作動様式、ドレナージなど手術や看護処置、オンライン入力不可能な、あるいはオンラインデータを訂正するための検査入力やモニター入力、薬剤の入力が行われる。図 3 では入力項目として自発呼吸、人工肝臓、血液透析、腹膜灌流が選択されたことを示す。入力画面を代表して呼吸入力を示す(図 4)。項目は多いがほとんどの入力はテンキーで行える。また、フリー入力も可能である。ソフト開発上特色のあるものとして、チェックリスト作成をあげる。前述したようにオンライン入力ができない重要な生体情報はすべてここから入力される。意識レベルセットや呼吸セットなどのチェ

ック項目を各患者の必要に応じて組み、入力を行う(図5)。1時間前の値を表示することによりチェックの漏れや著しい異常値がただちにわかるようになっている。図6～8に出力画面の一部を示す。熱型表に関してはバイタルサインの経時変化を示すもの以外に持続注入薬(カテコラミン等)の投与状態、水分および血液バランスシート、看護処置欄と同一時間帯に4枚の用紙に出力されることとなりやや煩雑となっている。

### 5) 問題点と対策

まとめとして、現在までに危惧されている問題点とその対策をあげる。第1はオンラインデータの信頼性であり、これは精度に優れゼロドリフトの少ないトランスジューサの誤りのない使用である程度補えるが、さらにオフライン入力を可能にすることにより不備なオンラインデータを訂正することができる。第2はシステムのパワーダウン対策である。入力されたデータは一旦ハードディスクに入るため電源が切られてもそれまでのデータが失われることはないが、入力しつつあるデータは失われる。これに対する策は持っていない。第3はキーボード入力の煩雑さであり、これが多くのコンピュータ化監視装置を飾りものにしていく大きな原因と考えられる。筆者らはチェックリストの作成およびテンキーにより入力を考えているが臨床使用経験がないためこれでよいのか否かは不明である。音声入力は将来的方向として有用であろう。

コンピュータ化監視装置を飾りものにならないためには医師、ナース、メーカー三者の熱意と努力がうまくかみ合うことが重要であることを付記する。

### 参考文献

- 1) Osborn JJ: Computers in critical care medicine: promises and pitfalls. Crit Care Med 12:807~810, 1982
- 2) Gardner RM, West BJ, Pryor TA, Larsen KG, Warner HR, Clammer TP, and Orme JF Jr: Computer-based ICU data acquisition

- as an aid to clinical decision-making. Crit Care Med 12 : 823 ~ 830, 1982
- 3) 福井康裕 : ICUにおけるコンピュータ利用の現状と将来. ICUとCCU 7 : 3 ~ 9, 1983
  - 4) Greenburg AG, Civetta JM and Barnhill G: Neglected components of intensive care. J Surg Res 26 : 494~498, 1979
  - 5) 野上俊光, 森岡 享, 野上玲子, 宇都宮高賢, 小島弘久, 岡元和文, 勝屋弘忠 : マイコンコンピュータを使った, 集中治療部のカルテ検索と症例検討. ICUとCCU 7 : 947~952, 1983

## 【 2 】

長崎大学医学部附属病院集中治療部

長谷場 純敬

LSIの開発により, 最近の medical engineering の発達はめざましく, あらゆる場面でコンピュータが利用されている。反面, コンピュータアレルギーなる言葉が生まれた背景には, 十分にその機能を引き出せないでいる現状がある。

長崎大学集中治療部にもコンピュータ化監視装置が設置されて1年半を経過したが, 80%はおろか60%も活用されているとはいえない。当装置は, 幸いに設計の段階からわれわれも関与した, いわゆるセミオーダーメイドであるが, その費用効率比は極めて低い。そこには, 大きな誤算, すなわち省力化への期待と万能という盲信があったことはいなめない。

ともあれ, 本パネルディスカッションのテーマ「コンピュータ化監視装置を飾りものにならないためには」を考えるにあたって, コンピュータとは何か

を基に、当集中治療部の装置と対比させて、今までの経験を踏まえて検討してみたい。

コンピュータの基本構成は、一次情報の入力、それらの記憶および演算、そして二次情報の出力である。したがって、利用価値の高い二次情報を得るためには、正確な大量の一次情報の入力と適正な演算が基本になるといえよう。

ところで、入力に際しての問題点として、まず、マンマシンインターフェイスがとりあげられよう。いわゆるフルキーボードはコンピュータアレルギーの第1の抗原である。したがって、オフライン入力の方法として、操作の単純化が要求される。当集中治療部では、特別のファンクションキーや、50音およびアルファベット順キーを採用することにより、幾分キーボードへの親しみは出てきているが、まだ、カナはもちろん、英語入力に抵抗を示す者もあり、あまり入力はなされていない。今後、日本語処理の導入を考えてみたいと思っている。さらに、キー操作の手間を省くために、コードやリストによるアシスト画面の利用やバーコードの応用も行っている。しかし、そのためには、入力される情報の分類コード化が大きな課題となっており、先程の総会で、本研究会に分類に関するワーキンググループが設置されることが報告されたことは非常に喜ばしいことである。なお、患者が必ず持っているエンボスカードを使えば、簡単に患者のIDを入力することができるので目下検討中である。

しかし、いずれにしてもオフライン入力は人手を要することが欠点であり、その用手入力を避けるためにはオンライン化が進められなければならない。従来からのベッドサイドモニターによるいわゆるバイタルサイン以外の情報を入力するためには、物別の接続器やインターフェイスを作る必要がある。かくて、当集中治療部では表1に示すごとき26の生体情報を得ることができ。なお、これら情報の入力の選択は、検出端子接続部とセンターの2カ所でチェックしている。このオンライン入力法にも問題点がある。それは、量的質的制約、すなわち検出端子の安全性と精度の問題である。たとえば、日

表1 一次生体情報

## ケイソクチ

HR ( )	AOPS ( )	AOPM ( )	AOPD ( )
PAPS ( )	PAPM ( )	PAPD ( )	CVP ( )
TEMP ( )	$\Delta T$ ( )	ICPM ( )	RR ( )
Fco <sub>2</sub> ( )	$\dot{V}A$ ( )	Pp ( )	RIAW ( )
C ( )	UV ( )	UV/H ( )	USG ( )

## ハケイ

ECG ( )	AOP ( )	PAP ( )	CVP ( )
ICP ( )	$\dot{V}A$ ( )		

常最も多く撮られている心電図を例にとると、重症度別のアラームの設定によりトレンドグラフ上では種々の不整脈が頻発したように記録されているが、実際は雑音がほとんどである。このような外乱の検出削除も大きな課題である。この外乱が、コンピュータ化監視装置を遊ばせる第2の原因であると考えられる。なお、現在はおかしなデータは消去できるようにしている。

このようにして集積された膨大なデータを、瞬時に整理分析することを得意とするのがコンピュータである。当集中治療部のナースステーションに設置されている装置は、バイタルサインを中心とするベッドサイドモニター用のセントラルモニター、不整脈監視システム、そしてメインとなる患者情報処理システムより構成され、それぞれのディスプレイ装置のテーブルの下にコンピュータを組み込んで、いわゆる分散処理型にすることにより、システムダウンのリスクを少なくしている。図1は、患者情報処理システムの画面系統図であるが、上半分の入力画面と、下半分の出力画面の2群からなっている。患者の登録は、本装置はもちろん、セントラルモニター、あるいは不整脈監視システムのいずれかにIDが入力されると3システムに情報のフェイリングが始まるようになっている。また、情報はベッドサイドからの生体情報だけでなく、検査室からのデータも集められる。検査データは、検査室に設置されている端末機のキー操作によりオフライン入力か、オンライン入力が選択され、オンラインの場合はさらに検査器機が指定される。現在、

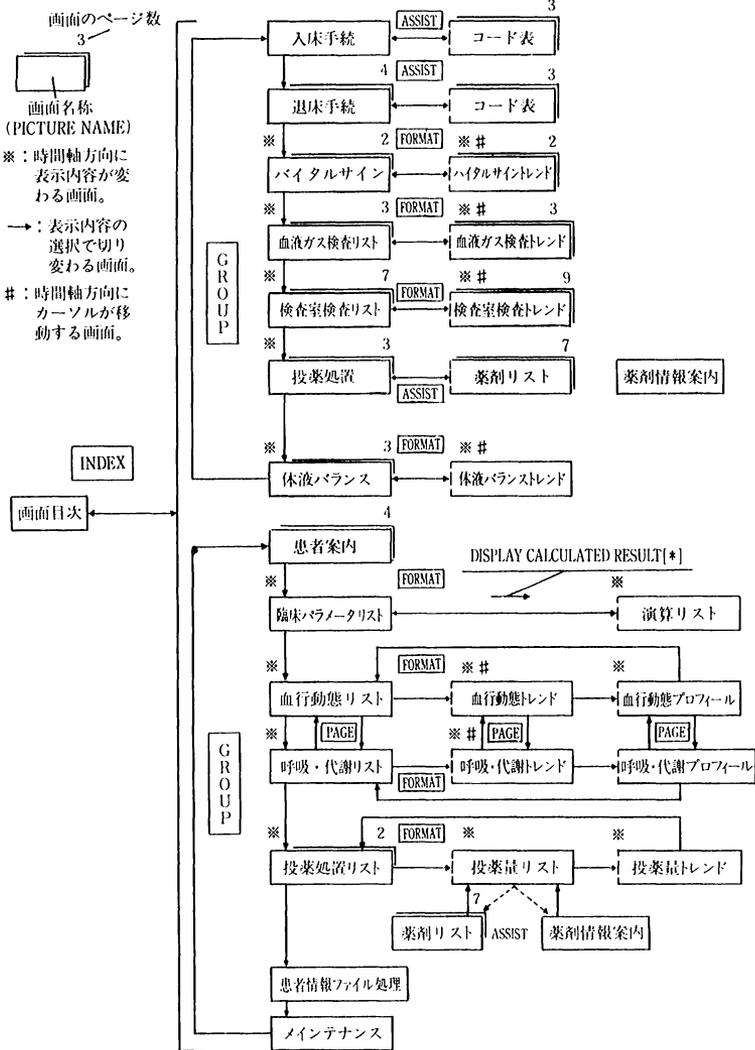


図1 患者情報処理システムの画面系統図

当集中治療部では、Radiometer社の血液ガス自動分析装置 ABL-2と、DuPont社の自動生化学分析装置 aca-2をオンライン化している。もちろん、ここでもデータの信頼性を高めるために、データの修正、追加、ある

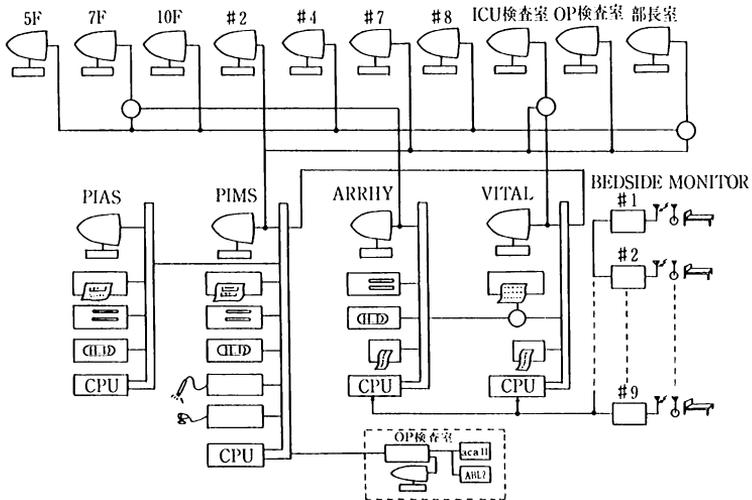


図2 コンピュータ化監視装置のブロックダイアグラム

いは削除ができるようにしてある。出力画面は、演算されたデジタルリストと、そのグラフ化よりなっている。すなわち、オンライン、またはオフラインで入力されたデータを基に演算されたリストができ、それをさらにプロフィール化、あるいはトレンドグラフ化して二次情報を提供してくれる。このようにして得られた様々な情報は、症状の把握、治療方針の決定、あるいは治療効果の判定などに即応用されなければならない。そのために、当集中治療部では図2のブロックダイアグラムに示すごとく、ベッドサイドだけでなく、病棟やカンファレンスルームにもリコールターミナルを設置して利用している。その場合も、目的に応じてキーボードを選んで置いている。

カンファレンスルームのリコールターミナルではすべての情報がディスプレイされるようにして、学生の病室実習を含めて症例検討に利用できるようにしてある。しかし、ここで大きな問題が一つ出てきた。従来から、病状の総合評価を行う場合、いわゆるバランスシートが用いられてきている。すなわち、一頁で多方面の情報を提供してくれる。ところが、ディスプレイ上は

<010> DISCHARGE

PATIENT CODE: \_\_\_\_\_ NAME: \_\_\_\_\_  
 DATE OF BIRTH: \_\_\_\_\_ AGE: Y M D  
 BLOOD TYPE: [ ] RH( ) [ ]  
 HEIGHT /WEIGHT: [ ] [ ] [ ] BSA: [ ]  
 CASE NO. AT ICU: [ ] DOCTOR: [ ]

COMPLAINT: [ ]  
 [ ]  
 [ ]  
 FINAL DIAGNOSIS: [ ]  
 [ ]  
 [ ]

MOST IMPORTANT OR MOST LIFE THREATING ILLNESS:  
 TYPE: [ ]  
 ORGAN: [ ]  
 REGION: [ ]

IMPORTANT PRE OR CO-EXISTING MEDICAL OR SURGICAL CONDITION:  
 SPECIFY\*  
 [ ] CARDIOVASCULAR P. [ ] VENTILATORY P.  
 [ ] RENAL P. [ ] HEPATIC P.  
 [ ] GI TRACT P. [ ] INFECTIOUS (IMMUNE) P.  
 [ ] COAGULATION (DIC) P. [ ] NERVOUS P.  
 [ ] MUSCULO SKELETAL P. [ ] METABOLIC (NUTRITIONAL) P.  
 [ ] OTHER [ ]

OPERATION:  
 DATE: [ ] [ ] TYPE: [ ]  
 DATE: [ ] [ ] TYPE: [ ]  
 DATE: [ ] [ ] TYPE: [ ]  
 DATE: [ ] [ ] TYPE: [ ]

SPECIAL SUPPORT:  
 [ ] RESPIRATOR [ ] IABP  
 [ ] SWAN-GANZ CATHETER [ ] DEFIBRILLATOR  
 [ ] PACEMAKER [ ] HEMODIALYSIS  
 [ ] PERITONEODIALYSIS [ ] DIRECT HEMOPERFUSION  
 [ ] ENDOSCOPE [ ] BLOOD TRANSFUSION  
 [ ] PLASMA EXCHANGE [ ] SPECIAL DRUG THERAPY  
 [ ] INTRACRANIAL PRESSURE [ ] IAH (TPN, ED)  
 [ ] COMPUTED TOMOGRAPHY [ ] ECHOGRAM  
 [ ] GIK THERAPY  
 [ ]  
 [ ]  
 [ ]  
 [ ] OTHER

COMPLICATION AT ICU:  
 [ ] CARDIOVASCULAR P. [ ] VENTILATORY P.  
 [ ] RENAL P. [ ] HEPATIC P.  
 [ ] GI TRACT P. [ ] INFECTIOUS (IMMUNE) P.  
 [ ] COAGULATION (DIC) P. [ ] NERVOUS P.  
 [ ] MUSCULO SKELETAL P. [ ] METABOLIC (NUTRITIONAL) P.  
 [ ]  
 [ ] OTHER

RESULT:  
 [ ] RECOVERY [ ] IMPROVED  
 [ ] NOT IMPROVED [ ] NOT TREATED  
 [ ] DIED [ ] AUTOPSY

TRANSFERRED TO: [ ]  
 DATE/TIME: [ ] [ ] [ ] [ ] STAY: D H

OTHER NOTE: [ ]  
 [ ]  
 [ ]  
 [ ]

CLINICAL RESEARCH: [ ]  
 [ ]  
 [ ]  
 [ ]

CHANGE INFORMATION OF ADMISSION: [ ] (INPUT WIHT "YES")  
 FILE PROTECT: PROTECT ON( )/PROTECT OFF( )  
 FILE HANDLING: FILE COPY:[ ] (INPUT WITH "YES")  
 SET FILE:[ ]  
 MESSAGE:  
 FILE ERASE:[ ] (INPUT WIHT "YES")

図3  
 データベース  
 のフェイスシ  
 ート

カラー化しても、せいぜい各臓器系にまとめられるぐらいで、質はともかく同じ量の情報を得るためには数画面を要する。したがって、コンピュータ化監視装置が100%活用されていない第3の原因はここらあたりにあるものと思われる。

ところで、このようにして集積された貴重なデータのファイルには限界がある。当集中治療部の装置は、ハードディスクの容量の関係から退室患者のデータは16人分しか保留できず、それ以上は、古い順に消去されてしまう。したがって、われわれは、図3に示すようなデータベースのフェイスシートを作り、フロッピーディスクに落としている。それと同時に、フェイスシートのデータは併設の統計処理システムに7,000人分がファイルできるようになっているので、再入室患者のデータ検索などには十分余裕がある。また、統計データは臨床や研究のみならず、運営委員会の資料作成などにも利用している。

以上、当集中治療部における装置の使用状況を基に問題点を挙げてみたが、集中治療部でのコンピュータは患者情報処理を行って、病状の総合評価を行う手段であるので、情報が多いほど、正確な判断は下せるかも知れない。反面、検出端子の増加は患者の危険と苦痛を増し、あるいはその保守に手をとることとなり、ここに第4のマイナス因子が生じてくる。したがって、その利用体制の確立が要求され、その上で、病状分析に必要なソフトウェアが要求されるのではなかろうか。メーカーもユーザーもまだ経験が浅く、前述したこと以外にもまだまだ多くの難問を抱えているが、今回のような機会を足掛かりにバージョンアップがなされれば、やがて、コンピュータ化監視装置が飾りものでなくなる日もくるものと思われる。

## 【3】

浜松医科大学手術部

森田耕司，三条芳光，池田和之

由良正幸，滝井利勝，大村守弘

## 1) 緒言

「コンピュータを飾りものにしないために」という命題に対して必要で十分な解答を示すものではないが，当浜松医科大学手術部，ICU 部での試みはその命題を解くための1つの解答，いわば特殊解になることを願っている。

## (1) システムの使用頻度

浜松医科大学手術部，ICU 部では，最初にミニコンピュータによる患者管理システム（PDMS）として YHP 社の78706Aシステムを導入したが，当初は必要最小限の機器構成であった。オンラインで取り込むことのできるバイタルサインは7種（拡張期圧，収縮期圧，平均圧，心拍数，CV P，呼吸数）であり，当然のことながらこれらに関しては自動的な入力保証されているため，きわめて有益な情報源となった。しかし血液電解質，生化学検査結果，輸液管理，輸液に加える薬品類，呼吸管理，等に必要なパラメータはあくまで手入力であり，専門の入力要員を配置しないでこれらの入力操作を行うことを要求されたため，データの欠損がふえてしまった。入力されたデータを核として処理，表示するサブシステムの価値はこれら入力の欠損値が増えると共に低下するがその低下の程度は単に直線的でなく，自乗曲線的であるようだ。それはデータ入力の欠損値が増えれば，そのデータを使用したサブシステムの信頼度を低下させ，そのことがさらにサブシステムを使用したいと欲している人々の使用意欲を低下させ，欠損値を増やしていくという，構造的悪循環を増大させるからである。

(2) 現実に使用されているシステムの数とそれらがリンクされていないことによる弊害

当手術部、ICU 部で広義の意味合いで患者管理に使用されているシステムを挙げると、HP-PDMS、質量分析計を核とした呼吸管理システム、マイクロコンピュータを使用した循環管理システム、血液生化学分析システム、呼吸力学解析装置、等である。このような独立したシステムが多い場合はデータ入力のリダンプが起きやすく、それがまたデータ入力の欠損を増やすことになる。データの欠損は単なるシステムの信頼度を低下させるのみならず、システムごとに出てくる結果が異なることにもなり、使用者に対して無用の混乱を招くことになる。

(3) システムのリンク化、拡張、およびそれに付帯する問題点

これらのシステムは異なったメーカーにより製造されたもので、異なったテクノロジー、テクニカルコンセプトよりなるものである。したがって、これらのシステム間でデータを共有しあうことは基本的にサポートされていない。これはハード的にも、ソフト的にも言えることであり、またたとえ、ハード的に通信機能が付属しており、通信によるデータの共有化が可能であってもその付加した通信機能によって、何らかのシステムエラーが起きたときのことを考えてか、接続される両者の間で、明確な責任分岐が存在しない場合以外は企業としてサポートしないのが常のようである。

2) 浜松医科大学での対策

コンピュータの有効使用を計るためには前項で述べたような数多くの問題点を解決しなければならない。われわれはこの解決法として、独自の方法をとった。それはユーザーサイドでシステム間をリンクする方法である。リンクに必要なハードウェアの設計、ソフトウェアの製作、各システムに所属する機器に関する保証責任分岐点の明確化、および機能復帰が必要な場合における原因の分析と対策の要請、等をわれわれがすべて管理する方法である。専門的知識を持つ要員が必要であるが、それを持つことによる付随的なメリッ

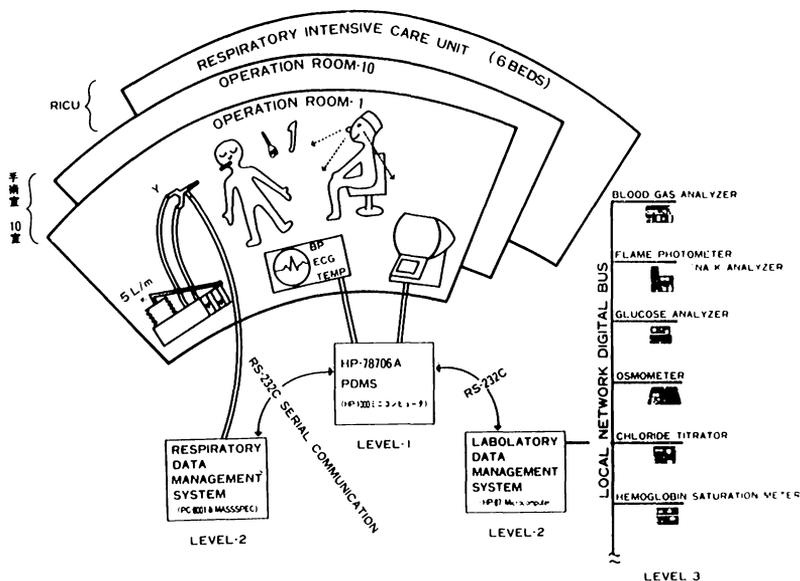


図1 浜松医科大学手術部、ICU部における患者管理システム

ト（たとえば、完成されたシステムのメンテナンス等）もあるので有用であると思われる。こうして、

- (1) システム—システム間の通信を行い、データ入力の重複化を排する。
- (2) オンラインで取り込むデータの項目をふやす。
- (3) 現場の状況にシステムを適合させる。

といった、コンピュータの有効使用に不可欠な条件を順次満たしていった。もちろんこれらの条件は当手術部、ICU部に存在するすべてのシステムにおいて満たされているわけではないが、将来のシステム拡張において、この種の条件を満たすべきであろうと考えている。次項では浜松医科大学においてすでに使用されているこれらの条件を満たしたシステムを紹介する。

### 3) 浜松医科大学で使用されているシステム

- (1) システムの概略と中心となるシステム

図1は当手術部、ICU部における3種のシステムを包括的に示すものである。それぞれのシステムが如何なる構成を持ち、どのような手段でリンクされているかを示している。これらのシステムは構成上、3レベルに分割されている。各レベルは完全に独立して機能しており、データのみを共有するといった最も緩やかなリンク形態をしている。中核となるシステムはHP-PDMSでレベル2のシステムより送られるデータを50MバイトのDISCに集積する。集積されたデータはPDMSに内包されたソフトウェアサブシステムによって、検索、整理され、また必要に応じて表、図の形式に加工され、出力される。出力可能なターミナルは手術室、あるいはICU部に設置されており、術中、術後に限らず、ベッドサイドにおける患者管理に使用される。もちろんHP-PDMSの使用している1000シリーズミニコンはFORTRAN（およびそのPRE-PROCESSORであるRATFOR）が使用可能であるので、ユーザーはデータリソースを利用したプログラムを開発することができる。

## (2) MASS-SPECを核とした呼吸ガス濃度分析システム

PERKIN-ELMER MGA1100質量分析装置を中心に、ガス分配を行うマルチプレキサー、質量分析計のアナログ出力をデジタル変換し表示、保存、二次的データを計算するマイクロコンピュータより成っている。より詳しく紹介すると以下のとおりである。

各手術室、ICUにおける患者の送管チューブ、マスクよりサンプルされたガスは30m長、内径1.2mmのカテーテルによって質量分析計に、ガスマルチプレキサーを経つ入力される。このサンプリングカテーテルは各部屋当り2系統用意され1系統はダイレクトに呼吸気ガスをサンプリングするもので、もう1系統はガスマキシングチャンバーを経た後MASS-SPECに入力する、代謝計算のためのものである。サンプリング流量は毎分200mlで30m長のカテーテルを通過するための遅れは約10秒である。手術室10室をスキャンするのに必要な時間は約300秒であるが、空室はスキップされるの

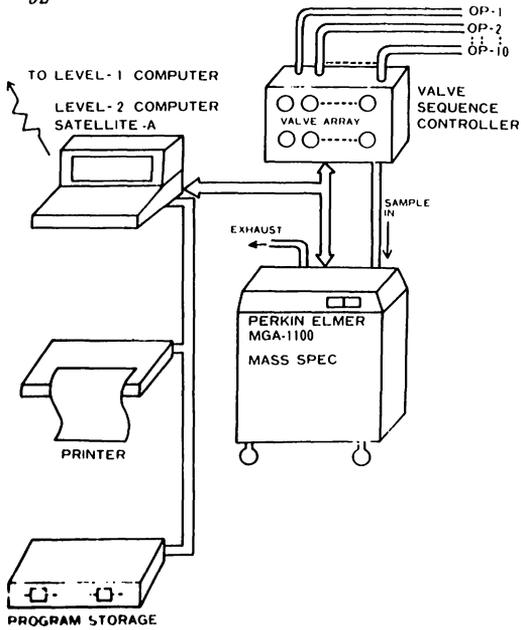


図2 質量分析計を中心とした呼吸ガス分析システム  
レベル2に属するマイコンは通信装置を2系統持ち、1系統は各室の麻酔器上におかれたマイコンにデータを送信する。他の系統は上位のPDMS（レベル1）にデータを送信する。

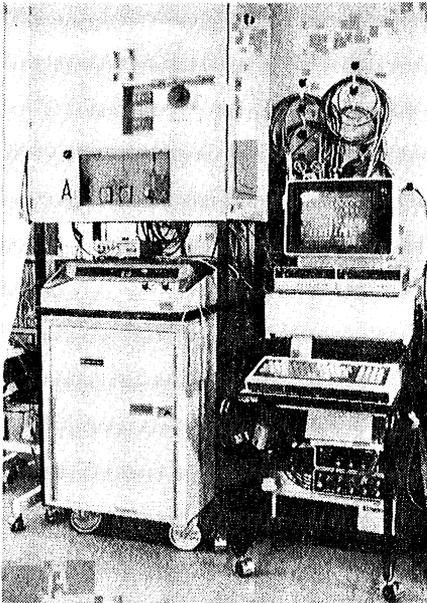


図3 質量分析計とマイコン  
全室の呼吸ガス濃度分析結果は、写真右上部にあるCRTに表示される。

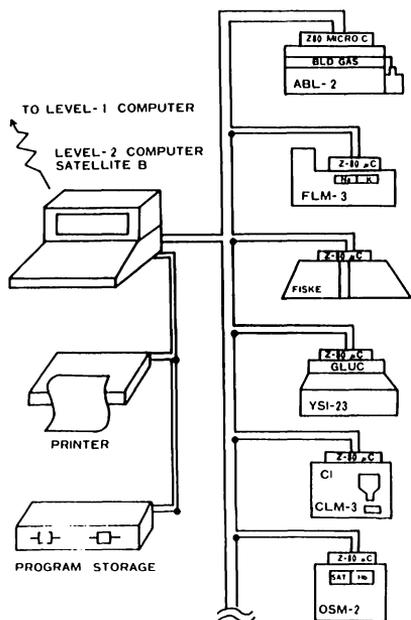


図4 検査室にある6台の分析機器からデータを取り込むマイクロコンピュータ（レベルー2）。取り込まれたすべてのデータはCRTディスプレイに表示（図5）され確認された後、高位に位置するPDMS（レベルー1）に送信される。

でこの限りではなく、これが最長の時間である。

質量分析計よりのアウトプット（アナログ）は専用のアナログ信号線を経て各手術室に配置されたディスプレイに表示されるが、同時にマイクロコンピュータ（PC-8001）によってA/D変換され、中央のCRTにステータス情報として供給される。このマイコンはまた通信回線を二系統持っており、1つは各手術室の麻酔機上にセットされたマイコンに当核情報を提供する。もう一系統は患者監視装置の中核をなすレベルー1のコンピュータ（HP-PDMS）に全室のデータを送信する（図2、図3）。

### (3) オンラインによる検査データ取り込みシステム

術中、ICU入室中患者の電解質検査や血液ガス分析は普通、ルーチ的にきわめて頻回に測定されるが、これらをオンラインで入力するためのシステムである。

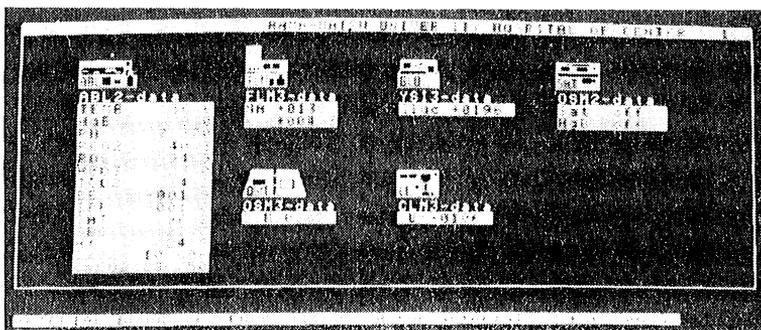


図5 検査機器より収集されたデータは、レベル-2のマイコン上で、ID情報を付け加えられる。その後これらのデータは自動的に PDMS (レベル-1) に送られる。

概要を図4に示すが、コンピュータ (HP-PDMS) とリンクされている検査機器は6種でそれぞれ、血液ガス分析計 (ABL-2)、NA/K 測定用フレームフォトメータ、浸透圧計 (FISKE)、血糖測定装置 (YSI-23)、クロライドタイトレータ (CLM-3)、酸素飽和度、ヘモグロビン濃度計 (OSM-2) である。これら各検査機器にマイクロプロセッサ (Z-80 with 8255 PIA & 8251 ACIA) を内蔵したコントローラを付加し、検査機器からのデータ取り込みと、そのデータをネットワークバスに送り出す機能を持たしている。データ取り込みの方法は各機器においてそれぞれ異なるが、必要とするコントロールソフトは内蔵する ROM に記憶され、また取り込まれたデータをネットワークのタイミング的な問題から失うことのないように、一時記憶するための RAM が内蔵されている。これら取り込まれたデータは一時、レベル-2のマイコン (HP-87) に送られ ID インフォメーションを付け加えられた後、レベル-1の HP-PDMS に送信される (図5)。検査機器とレベル-2のマイコンを結ぶ通信線路はシリアル方式のデジチェイン接続として、配線ケーブル数の減少と、必要とするインターフェースを共に減少している。レベル-2とレベル-1の

通信線路はRS-232Cシリアル通信である。

データの送信に係わる信頼度を上げるために、通信コントロールソフトには最大限の注意が払われている。送信の信頼度を下げる3つの要因、つまり通信路に起因するビットエラー、マスターとスレーブのコンピュータの処理速度や実行中のプログラムに起因するタイミングエラー、ホストコンピュータにあたるHP-PDMSがマルチタスクで動いており、通信要求があった時にさらに優先度の高いプログラムが動いているために生じるタイムアウトエラー、これらのエラーに対処するために、それぞれテキストブロックごとのチェックサム(レベル1-レベル2)、キャラクター単位のパリティチェック(レベル2-レベル3)を、Bid, Ack, Nak等の制御コードを使用したソフトウェアによるハンドシェイクを、リトライ回数を設けた通信制御プロトコルを使用している。

これら3項で述べた質量分析計を核とした呼吸ガス分析システムやオンラインによる検査データ取り込みシステムに共通することは、

- ① マイコンによってコントロールされるインテリジェント機能を持つ。
- ② 測定データをオンラインで取り込み、できるかぎり入力に必要な手順を簡素化している。
- ③ 上位のコンピュータと接続されており、そのコンピュータ上でデータリソースを構築している。

である。インテリジェント機能を有することにより、データリソースを構築する上位のコンピュータが複雑で細かい操作を要求されるデータ入力操作を管理する必要がないため、処理速度の増大、プログラム製作、保守の簡素化が可能である。またなんらかの原因によってシステムがダウンするような場合でも一度にすべてのシステムがダウンする可能性は低く、ダウンした当該システムのみを復帰すればよい。呼吸ガス分析システムでは炭酸ガス、酸素ガス、窒素ガス濃度を検出することによって分析が開始されるため、ID番号、名前、部屋番号(ICUではベッド番号)の入力といった繁雑な操作を

必要とせずに患者にガスサンプリング用のカテーテルを接続するのみでよい。一方検査データ取り込みシステムにおいては、各検査機器自体に、「患者識別」インフォメーション（ベッド番号、動脈、静脈の区別）の識別能力がないためにデータ入力をコントロールするマイコン（レベル-2）上でそれらの情報を入力しなければならない。したがって100%オンラインではないが、このことがまた測定データの補正、入力データの確認という意味で長所になっている。このような現場の状況に適合させることは重要であるが、これらが可能になったのもマイコンによるインテリジェント化の結果であるようだ。

#### 4) 最後に

これまでに述べたことは浜松医科大学におけるシステムの運営方法であり、コンピュータの有効使用のための対策の1例である。今後さらにこれらの対策、広義の意味でのマンマシンインターフェースが充実することを願っている。

### 【4】

日本光電工業株式会社監視装置部

片山 國正

#### 1) 序

近来、医学分野におけるコンピュータの利用には目覚ましいものがある。初期には汎用コンピュータを利用しての窓口計算業務や病歴管理、薬品在庫管理などの病院管理を目的としたものが主であった。その後心電図検査、血液検査、生化学検査、呼吸機能検査等にミニコンピュータが広く使用され始め、マイクロコンピュータの急速な発展に伴って、現在ではこれらの検査機器の内部にコンピュータが組み込まれる時代となっている。

一方、通信ネットワークやパーソナルコンピュータあるいはインテリジェント端末の発達によって医学教育や処法・処置、予後判定、自動治療にまでコンピュータが利用されるようになってきている。このような状況の下で、今まで医師の判断のみに頼っていた臨床の場にも次第にコンピュータが入り

つつある。臨床の場におけるコンピュータ利用の最大の目的は広義な意味での「最適治療」の補助とすることであり、今後 ICU・CCU・手術室でのコンピュータ化の方向はますます増大し、不可避のものとなると考える。

## 2) ICU・CCU・手術室でのコンピュータの利用目的

利用目的は大別して3つ挙げることができ、第1は現実の診断、治療行為をよりさらに質の高いものとするための補助とする臨床面での利用であり、第2は実際の診断、治療行為の結果として得られるデータから新しい知見を得、それをさらに実際の臨床面にフィードバックするための研究面での利用であり、第3は病院情報処理システムが持っている患者情報・病歴データ、検査部システムが持っている検査データ等との相互アクセスや一元化、薬剤管理、保健報酬計算などといった管理面での利用である。

### (1) 臨床利用

濃厚看護：治療効果の判定、治療方針の決定のための適切な情報（心機能・呼吸代謝機能の演算データ、不整脈解析データ、バイタルサイントレンドデータ、電解質・体液バランスデータなど）を提供する。

省力化：データの自動入力、自動レポート等により従来の医師・ナースの雑用を軽減し、より高度な作業のための時間を作る。

### (2) 研究利用

新しい知見の利用：任意のパラメータの組み合わせによるトレンドグラフや図形の表示ができたり、ユーザーが簡易な言語を利用して演算を行ったりすることができる。

データベースの利用：蓄積された患者データを複数の利用者が利用でき、統計処理などを行うことができる。

外部機器の制御（クローズドループ）：システムに逐時入力されてくる生体情報を基に患者に治療を行っている機器を制御し、患者の状態をよりよい状態に保つための処理を行う。

### (3) 管理利用

病院情報処理システム、検査部システムなどとの関係。

#### 3) コンピュータ化ICUの現状での問題点

私どものシステムや世の中の多くのシステムが持っている問題点は以下のような事柄である。

##### (1) データ入力

オンライン入力データの質：オンライン入力データについては、トランスデューサと生体結合部分に問題がある。心電図の場合では体動によるアーティファクト混入や電極の乾燥による検出不良、体位変換による波形の変化などがあり、血圧測定については体位変換に伴うレベル変化、カテーテル内の凝血による入力不良、採血やフラッシュ時の測定中断などがある。

オンライン入力可能データが少ない：バイタルサイン以外の連続的に測定可能な生体情報、たとえば呼気ガスデータ、換気力学データ、経皮ガスデータや輸液データなどについてあまりオンラインで取り込むことが行われていないと同時に、未だ取り込み可能なデータがそう多くはない。また間欠的に測定される検査データのオンライン入力も立ち遅れている。

オフラインデータの入力と入力方法：投薬処置データ、意識レベル、スタッフ所見などはすべてフルキーボードからオフラインで入力する必要がある、入力手法の改善をするとともに抽象的データや非数値データのコード化も同時に進める必要がある。

##### (2) データの処理・解析

不整脈解析の質：新しい解析手法の開発により一時代前に比べ安定性が増したとはいえ、まだ誤検出が多く、警報として全幅の信頼を置いて利用することができない。

バイタルサインデータの誤警報：バイタルサインがおのおの独立してアラーム基準を持っているため、アーティファクトが入った時に個別に単発的な誤警報を発しやすく、パラメータ間の関係や時系列的な変化に対するデータ

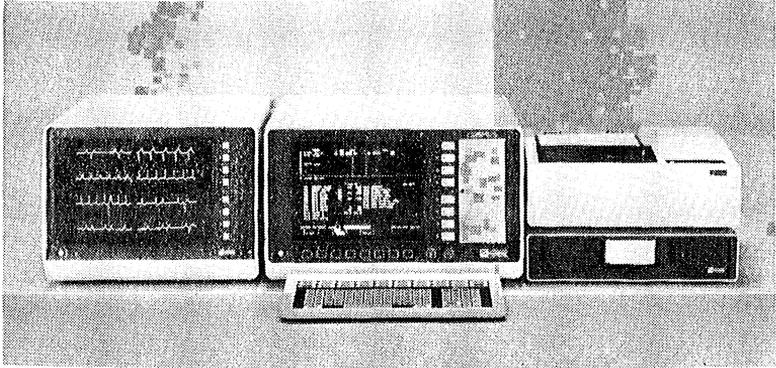


図 1

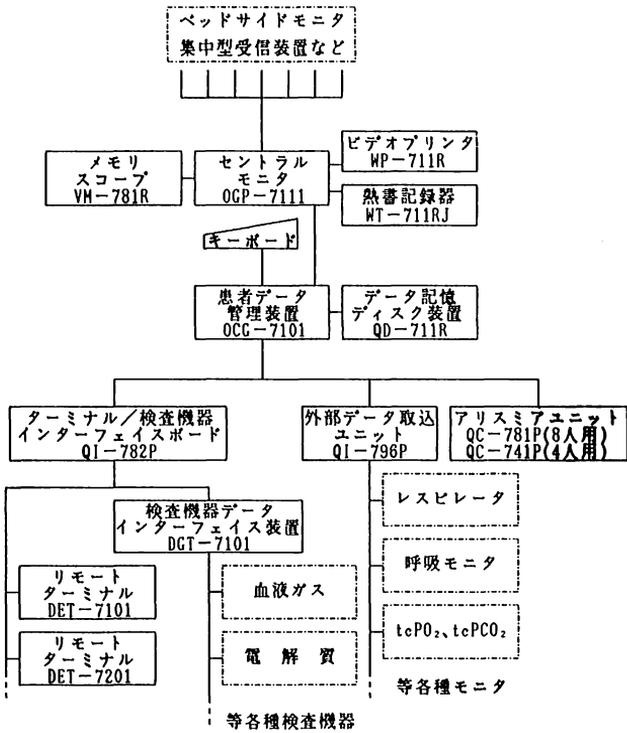


図 2

分析能力が欠けている。

総合評価能力の欠除：時系列生体情報や投薬・輸液などの加療に関する諸情報や検査情報を基とした病態の解析、予測といった総合評価能力が欠けている。

### (3) その他

安全性・信頼性：できるだけ多くの生体情報をオンライン化しようとする方向にあり、多数のトランスデューサを装着、挿入することとなり、患者の苦痛や感染の危険性を増大するとともに、複雑化するために全体の信頼性が低下し、信頼性を維持するための努力や事故防止のための努力に多大な労を要する。

教育効果・経済性：教育のための機能が不十分であり、経済的にも経費に見合った省力化の効果や診断・治療への寄与が少ない。

### 4) 新しく開発されたコンピュータ化監視システム

以上のような目的と問題点を踏まえて、われわれは新しいシステム（DMP-7100）を開発した。

図1がシステムの外観で、図2がシステムの概要を示すブロック図である。

#### (1) 基本思想

このシステムはICU・CCU・手術室内における生体情報・患者情報・治療情報・検査情報などの統合化を目指した一つのサテライトシステムで、病院情報処理システムとのデータの授受も可能となっている。16ビットマイクロプロセッサをメインとしたマルチマイクロプロセッサによる垂直型分散処理システムの形態をとっており、小規模でありながら豊富な機能と、データの一元化が実現されている。

#### (2) 特徴的機能

外部機器データ取り込み：ベッドサイドで利用される呼気ガスモニタや換気力学モニターなど色々な単体モニターのデータを連続的に取り込んだり、パラメータ間の演算を行うことができる。

検査機器データ取り込み：血液ガスアナライザや電解質アナライザなどの検査結果をインターフェース装置で一度受け、ベッド番号やデータの種別（血液ガスであれば動脈血か静脈血か）、時刻などを与えてオンラインで入力ができる。

不整脈監視：不整脈が発生した時のエピソード波形を20,000回分記憶できる。また最高24時間、心電図を連続的に記憶して表示したり、1ページに30分分を圧縮記録でき、単位時間ごとの心拍数・ST レベルの最高/平均/最低、VPC・SVPC・COUPLETT・SHORT RUN の発生数を表にしたアリスミアサマリーも得ることができるので、正にホルター的な利用が可能となっている。

ホストコンピュータとの結合：通信回線を介して本システムが有している全データについて読出し、書き込みが可能であり、病院情報処理システムや特殊なアプリケーションのためのパーソナルコンピュータとの結合が容易となっている。

表1 コンピュータ化ICUシステムの機能別使用頻度

機 能	看 護 婦			医 師		
	良く使用	時々使用	余り使用せず	良く使用	時々使用	余り使用せず
波形表示・記録	100			44		56
患者属性データ	19		81	13		87
トレンドグラフ	31	6	63	75	6	19
投薬処置データ	6		94			100
体液・電解質データ			100		6	94
血行動態データ	6	13	81	44	25	31
メモデータ			100	19		81
アリスミアデータ	25	25	50	83	17	

対象16施設（内4施設はアリスミア無し）（%）

### (3) 実際の利用状況

医師・看護婦にとって利用価値のあるシステムを作ること常に関心を持っているが、本システムのように機能が豊富であるとすべての機能が利用され

るとは限らない。そこでどの機能がどの程度利用されているかを調査した結果が表1である。この結果から、不整脈データ・血行動態データ・トレンドデータがよく利用されるが、手入力の煩わしさの割に利用価値が低いためであろうかその他の機能はほとんど使われていない。

#### 5) 臨床上のニーズに応えるには

以上のような調査結果からも現在のシステムが十分なものであるとは言えない。今後われわれが臨床上のニーズに応じていくために行わねばならない事柄、また比較的取り組みやすい事柄は次のようなものであると考えている。

##### (1) 種々の装置との連係化

ベッドサイドで使用される心拍出量計のデータが直接システムに取り込まれるようにしたり、輸液ポンプのスピードを取り込み積算し、時間ごとの輸液量を求めるなどの改善が挙げられる。

##### (2) 警報の改善

心拍数については観血血圧測定が行われていれば、血圧波形からの計数を参照するように改善し、単一パラメータによる警報を極力避け、複数パラメータを複合させて意味のある信頼性の高い警報とする必要がある。

##### (3) データ入力方法の改善

現在のフルキーボードによる入力の手元と画面の両方を見る必要があり、さらに簡便なタッチスクリーン入力や音声入力、手書き入力の利用が望まれる。

##### (4) 看護婦業務の軽減化

使用薬剤の集計やカロリー計算など看護婦の事務的作業を支援する機能を入れ、作業負荷を軽減する必要がある。

【 5 】

日本電気三栄㈱ MED 第一部

石井 弘好

1) はじめに

患者監視システムは、臨床の現場で日常業務の中の的確に組み込まれるべき側面と、新たな研究や応用のために変革をしていくべき側面の両面を持っており、かつ急激に進むエレクトロニクス、特にコンピュータ技術の進展により変貌を余儀なくされている。新しい技術や手法が、ルーチン業務の中に導入され定着するためには、システム的な必然性と、ある程度の時間的安定期間が必要である。しかし、こうした条件は、安定なシステムを設計する上で困難な問題を提起している。ここでは、システムをデザインする立場からこうした問題のいくつかにふれ、対応策について考えたい。

2) コンピュータ化患者監視システムをとりまく環境

コンピュータ化患者監視システム（以下、コンピュータ化モニター）の背景として次のような特徴的な環境変化がある。

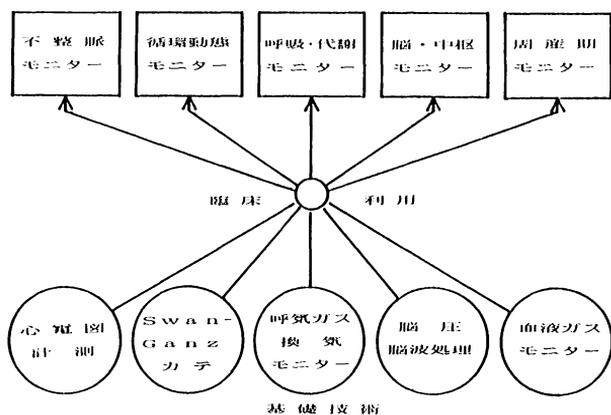


図1 コンピュータ化モニターと計測技術

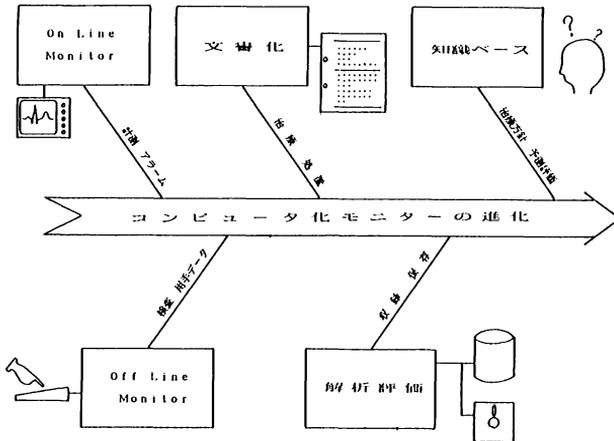


図2 コンピュータ化モニターの発展過程

①近年のマイクロコンピュータ等の進展でシンプルでコンパクト、多機能なモニターが実現され、コンピュータを意識しないで使われるようになった。このためモニターの一般的普及が広まり、日常業務の中でモニターの果す役割が確立されてきている。

②一方パーソナルコンピュータの普及にみられるように、コンピュータの果す可能性の認識が広まり、新しい応用への期待が高い。この結果、普及型の臨床ニーズと個別の研究ニーズの両者が混在されて求められる傾向にある。

③技術的な背景では、その技術進展の速さが特徴的である。これはコンピュータを構成するLSIやメモリー等の素子の技術、コンピュータアーキテクチャや、通信技術等のシステム技術、さらに人工知能や認知科学などの新しい工学領域まで含めて、メディカル工学が期待する技術領域の進展はめざましい。

しかし残念ながら現在のコンピュータは未だ“万能”ではない。したがって1つの仕事をコンピュータ化する手段も、目的、内容、技術の進展等と共に変化せざるをえない。同時にこうした新しい技術を日常業務に導入するには、受け入れ体制側の変革も必要である。こうした点を認識することがシス

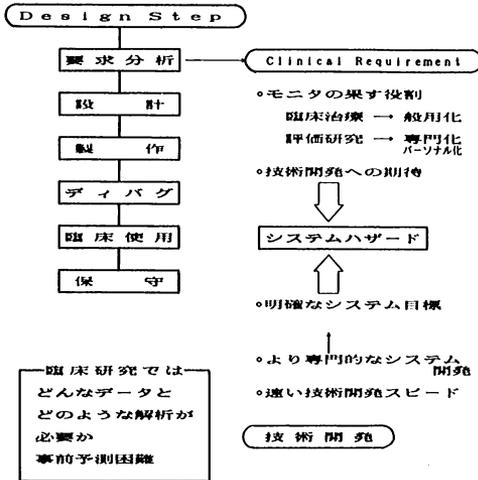


図3 システムデザイン  
そのハザード

テムの導入を成功させるための前提となろう。

### 3) 臨床のニーズ

こうした中でコンピュータ化モニターは、モニターの多機能化を果し、オンラインの計測現象のモニターを中心に発展してきた。また不整脈モニターのごとくコンピュータのプログラムによって初めて実現されたものなどを生んだ功績がある。しかし図1に示すように、その基礎になっているものは計測技術の開発である。したがってコンピュータ化モニターといえども、計測法の未熟さや、患者への invasive な面と、benefit とのバランス等の問題が、常に課題の中心にある。臨床におけるデータの利用価値、頻度、手法、運用体制などが、システム設計の重要なポイントとなるわけである。

次に病院内情報処理システム等の普及に伴い、ICUやCCUのような重症病棟で扱われるデータも、コンピュータ化によって画一的に取り扱えないかという要望がある。看護婦の扱う事務的業務、薬や器材、人や施設運用上の管理データ等を含めてのコンピュータ化の要望である。これは重症病棟が持つ複雑な処理のために、一般の院内情報として画一的に取り扱いきれな

い部分をモニター側から補っていく要求とも考えられる。また複雑な看護記録をコンピュータ化し、カルテレスのシステムも実現していく過程の要求であるともいえよう。しかし重症病棟での看護業務の内容は、未だ画一的に取り扱えるまでの解析は行われていないと考えるべきであろう。

このような経緯の中でコンピュータ化モニターの役割は次第にその範囲を広げて、簡単にまとめると、図2の示すような発展過程をもってきている。すなわち、

- ①複数患者の生体信号をリアルタイムで集中監視し、アラームの報知および記録を行うこと。
- ②検査や用手計測によるデータの収録整理
- ③治療や処置によって発生する記録の収録（言葉による data）
- ④データの保存、臨床成績の解析、評価
- ⑤治療の方針決定や治療予後の観察評価（診断支援のシステム）

これらのすべてが実現できることが目的ではあるが、現実には上記のどのレベルで実用的なシステムを作るかを定めることも成功のための重要な鍵となろう。

#### 4) システムデザインとその要点

こうしたシステムをどう設計し製作していくかのステージを図3に示す。この過程において特に重要なのは要求分析である。その第1は実際の運用体制の中で、使う側がルーチン化、汎用化すべきものと、個別の研究のために専門化すべきものとを可能な限り明確にすることである。ここで汎用化する上での不定要因として、技術的にみて未成熟なものがある場合と、臨床的な評価が不確実である場合があり、これらをどう位置づけるかも重要である。

次の専門化への指向では、常に personal oriented なシステムへの願望があるが、運用体制の中でそれらをどう調和させてシステムに組み込むかは、運用方針として明示されるべきである。特に多数の人々によるチーム医療の場で使われるシステムであることからこれは重要で、個人的な好みや、将来

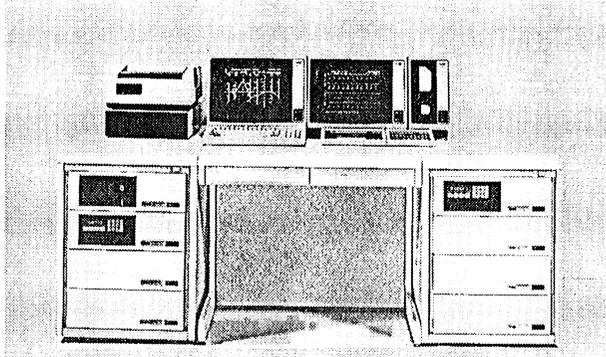


図4 コンピュータ化患者監視システム

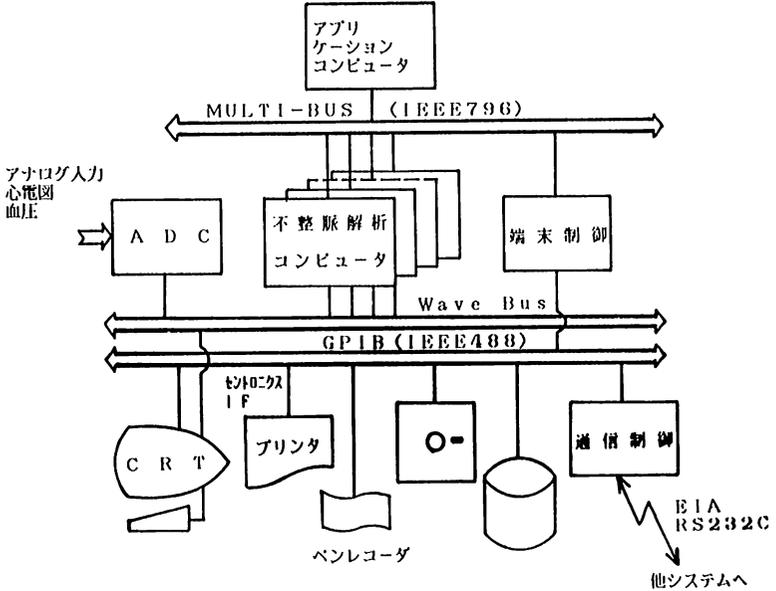


図5 マイクロコンピュータによる不整脈モニター

技術への過剰な期待に走る傾向に注意しつつ、使い方のコンセンサス作りをする必要がある。

一方技術サイドでは、技術開発のスピードを維持することが重要である。

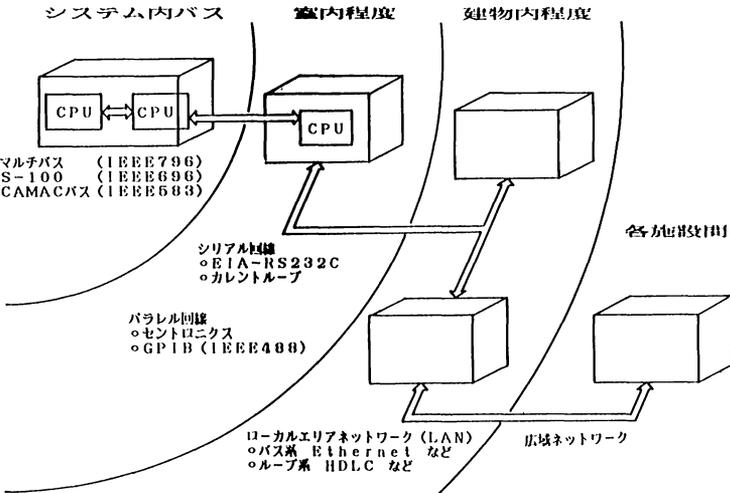


図6 標準バス・通信回線

すなわち臨床および技術における専門分化と内容の高集積化が進む中で、共通に理解される目標が明確に示されているか、またその内容の階層化はうまく図られているかが、システム開発においては、重要なファクターとなる。このために、システム技術者には、①臨床業務的的確な把握、②その受け入れ体制の見極め、③ある期間内でのその目標を達成可能にする技術の選択などの能力が求められる。

ところがここに、コンピュータ化モニターシステム、特に臨床研究の目的を含むシステムにおける目標設定のむずかしさがある。すなわち『どのようなデータと解析法が必要となるか、またそのプライオリティはどうかは事前にはなかなか予測できない』という特性があるという点である。これは使う側、作る側とも留意しておく必要があり、これが技術への過剰期待や、システム目標のあいまいさとして後に残ると、そのシステムは、開発のスピードに残され、ハザードに陥る危険が生ずる。つまり、技術の集積度が高く進展が早い中で、あまり欲ばった未成熟な機能を盛り込むことは、技術の選択を

困難にする。

#### 5) 実際のシステム設計

こうした設計上の隘路をさけ、技術の進展を十分に反映したシステムを作るために一般的には、次のような方法がよいと考えられている。

- ①システム機能を成熟度別に階層化し、機能分化したサブシステム構成をする。
- ②さらにそのサブシステムを構成するユニットも、ハードウェア、ソフトウェアともパッケージ化を進める。

サブシステム構成については、たとえば図2に示したような機能単位ごとにサブシステムを構築するといった考え方である。これは経済性、すなわち使う側が自分の要求に合ったシステムを選択できるということの他に、技術の未成熟部分や臨床評価の不確定部分を部分的に切り出して改善したり、追加して開発のスピードを上げることにも役立つ。図4はこうした考えにより組み立てられたシステムの1例で、16人用のバイタルサインモニター、不整脈解析、患者データ管理ファイル、統計解析、などの機能がおのおのサブシステム化されており、組み合わせられたものである。

次にサブシステム内のパッケージ化について、図5に不整脈モニター内の内部ブロックの1例を示す。解析やファイル、表示部が、おのおの独立のコンピュータとソフトウェアで構成され共通バスで接続されている。こうすることにより技術の進展（たとえば、外部メモリー容量、高分解能CRTなど）を部分的に導入することができる。

#### 6) システムネットワーク

ところが、いくつかのサブシステムを導入していくと、おのおのが closed なシステムになり臨床の場がコンピュータの展示場になってしまうという心配や批判が一方にある。こうした恐れを防ぐために、各サブシステムは他システムとの接続手段を持つ必要がある。図6は現在標準化されつつあるシステムネットワークの概要を示したもので、今後病院内にもローカルエリア

ネットワーク（LAN）などの通信回線が普及すると考えられる。

現在のコンピュータ化モニターは、ある限られた範囲の中での通信にとどまっている。しかし今後院内で十分なネットワークを構成し、長期のデータ解析に耐えるデータファイルを構築するためには、ハードウェアの開発と共に、カルテのフォーマットや、入出力情報、特に現在文章データとして扱われている診断名や治療処置等のデータをコード化し標準化することも重要な課題となると思われる。

## 第2回麻酔・集中治療コンピュータ研究会記録

会長：浜松医科大学教授 池田和之

会期：昭和59年11月14日

会場：大阪府中小企業文化会館

〔一般演題〕

### 1. 新生児の身体発育と栄養管理の支援システム

神戸大学医学部小児科学教室

中村 肇，松尾雅文，本池俊行，

本地川裕之

新生児・未熟児の保育管理のうちで，児の身体発育を的確に把握し，日々の哺乳量を決定することは極めて重要な作業である。

児の1日摂取水分量・摂取カロリー量は児の体重・日齢・臨床症状に応じて決定される。今日，新生児特に未熟児では2～3種のミルク（カロリー量・蛋白量の異なる）が投与されており，1日当たりのこれらの摂取量を算出することはかなり繁雑である。

われわれは栄養管理支援システムとして，児の日齢・体重・前日の哺乳量，さらに臨床症状をinputし，毎日のミルク量を決定するためのプログラムをBASICにて作成し，実用化している。

マイコンの導入により，児の経目的な体重・哺乳量の変化を正確に把握できるようになったこと，さらに，当日のミルク量の指示をこれらの情報のもとに自動的に算出し，より正確な指示が可能になったとともに，日常業務の省力化に寄与しているので，本システムを紹介した。

## 2. パーソナルコンピュータによる輸液管理ならびに 適正血液浄化方法の検索システムの検討

和歌山県立医科大学付属病院腎センター

谷口昌弘, 阿部富弥, 高野 登

和歌山県立医科大学麻酔学教室

上山英明

ICU管理技術が進歩した現在においても急性腎不全および肝不全などの重大な合併症を来すことがある。今回、パーソナルコンピュータを用い、腎不全における輸液システムを作成するとともに高速液体クロマトグラフィー (HPLC) のデータにより病態を解析し、適正血液浄化法を検討する方法について若干の知見を得たので報告する。

輸液管理システムでは各検査値の入力により、Na・Kなどの電解質投与の計算をし、膠質浸透圧値より、総蛋白、アルブミン濃度の推定を行い、さらにアルブミンの投与量を計算する。高浸透圧血症時に血液透析を施行する場合、浸透圧シミュレーションを行い、不均衡症候群減少の目的のため、グリセオール使用量を決定する。

一方 HPLC による病態解析システムは、HPLC とパーソナルコンピュータを接続し、オンラインデータ収集を行い、そのデータより CRT 表示し、ピーク検索プログラムにより、グロブリン・アルブミン分画の表示および、hepatic toxins・uremic toxins の定性を行い、適正な血液浄化法決定のための有力な資料を提供する。

### 3. マイクロコンピュータを使った、集中治療部のカルテ検索と症例検討

—予後との関連からみた10年間の統計

熊本大学医学部麻酔学教室

野上俊光, 江崎公明, 東 兼充, 森岡 亨

熊本大学医学部付属病院集中治療部

岡元和文, 佐藤秀俊, 浦田賢治, 勝屋弘忠

マイクロコンピュータ（以下マイコン）を利用すると検索作業を能率的に行うことができる。そこでわれわれは熊本大学医学部付属病院集中治療部にこれまで入室したことのある患者について、種々の角度から検討を加えられるようにマイコンの応用を試みた。

対象および方法：熊本大学医学部集中治療部が開設した1973年から1982年12月までの10年間に入室した全症例，1,280例を対象とした。使用したマイコンはシャープの PC-3200システムである。入力用資料としては、従来使用していたパンチカードを使い24項目をコード化した。入力、検索のプログラムは必要に応じて自作した。1枚のミニフロッピーディスクに500人分の記録をした。

結果：合併症からみた死亡率では、肝障害、大量出血、敗血症、ショック、腎不全、急性呼吸不全、意識障害等で高かった。臓器障害の数が増えるほど、予後も悪かった。

検討：マイコンを利用すると正確で迅速な検索処理ができるので有用である。プログラム作製自体は大変であるが、一度完成したプログラムのコピーは簡単にできるので、当研究会で委員会を作り、各施設で共通に使える分類法やプログラムを開発し、使用するようになれば、全国集計を迅速に処理できる可能性が開けてくると考える。

#### 4. TSS からの ANALYST 利用による手術症例の統計処理

愛媛大学医学部麻酔学教室

新田賢治, 新井達潤

マイクロコンピュータを用いて手術症例を管理する場合、その統計処理にはさまざまな制約が生じる。なかでもデータベースソフトと集計ソフトの間のデータのやりとりが、一方向ないしは全くない現状では、一度検索した数値を再び集計のため入力しなおさなければならないことが多く、症例数が増えれば増えるほどこの手間は大となる。われわれは、昭和51年から現在までの9年間の手術症例を情報処理センターの大型コンピュータに入力し、FACOMOS-IVで作動する統計処理パッケージ ANALYST を利用して統計や検索を行っている。このパッケージの利点は、(1)一度データを入れてしまえば加工が自由に行える、(2)データ項目数、ケース数が無制限である、(3)会話形式で行えるため、BASICのコマンドを操作する要領で自由に集計、作表が行えるなどである。マイクロコンピュータを TSS 化することにより、それ自体の機能を上回る仕事が可能となる。

#### 演題1~4. 座長のコメント

杏林大学教授 神山守人

第1席の神戸大学医学部小児科の新生児の身体発育と栄養管理の支援システムは、マイコンBASICにより書かれたプログラムで、新生児の栄養摂取量ならびに、水分摂取と身体発育を関係ずけて大量のデータ処理をしたもので、マイクロコンピュータの利用法としては、オーソドックスなものである。今後プログラムが開発され、定着してゆくことによりこのようなデータ処理は、大部分がコンピュータ化されることが予測され、その意味で先駆者としての努力がうかがえる。

第2席のパーソナルコンピュータによる輸液管理ならびに適正血液浄化方法の検索システムの検討は、ICU 管理下にある重症患者の、腎および肝不

全状態の電解質アルブミンなどの投与量の決定を、off line の入力で行っているばかりでなく、血液透析のための浸透圧シミュレーションを行っている。さらに、高速クロマトグラフィーのデータは、パーソナルコンピュータと組み合わせて、on line でデータの収集を行い、適正な血液浄化法の資料を提供するシステムを作成している。この方法は中間に人間が介在しているが、将来の全自動化への一步を進めたものとして評価されるべきであろう。むしろ介在する方程式の適正化が今後の課題として大きくクローズアップされてくるのではなかろうか。

第3席の熊本大学医学部麻酔科、集中治療部の野上らのマイクロコンピュータを使った、集中治療部のカルテの検索と症例検討は、シャープのPC-3200を用いて、入室患者の種々のデータを扱っている。入力の合理化として、パンチカードを使い、24項目をコード化している。これらのデータを利用して、合併症と、死亡率との関係について言及している。発表の際に各施設間で同じような統計がとりやすいように、各施設で共通につかえるプログラムを作成したり、コードの標準化を行う委員会を作ってはどうかとの貴重な提案がなされた。60年度は、この提案を受けて、コードの標準化に向けて委員会が発足している。全国的な有用な統計資料が出来てくることを願ってやまない。

第4席の愛媛大学麻酔科の新田らによる TSS からの ANALYST 利用による手術症例の統計処理は、大量の手術症例のデータを大型コンピュータの中に入力し、データベースを作成し、これを TSS 化したマイクロコンピュータで、データの再入力などの手間を省き、大量のデータをあらゆる角度から検討が出来るシステムを構築している。日本ではこのような大型機器へのアプローチはあまり頻繁になされていない傾向があり、インターフェイスの改善で、これからますます盛んになると思われるので、この研究はまことに時宜を得たものといえよう。また一方マイコンの発達も目をみはるものがあり、つい昨今、マイコンでできなかったものが、大量の記憶装置の開

発とリレーショナルデータベースの活用により、従来のミニコンをしのぐ能力を発揮できるようになってきているのも事実である。

## 5. 人工呼吸中の breath-by-breath による

### $\dot{V}_{O_2}$ , $\dot{V}_{CO_2}$ 測定における問題点

#### —呼吸ガス分析計の time lag の気道内圧による変動

横浜市立大学医学部麻酔学教室

磨田 裕, 山口 修, 沼田克雄

最近、コンピュータを利用し、breath-by-breath で  $\dot{V}_{O_2}$  や  $\dot{V}_{CO_2}$  を連続測定する装置が開発されている。これは、flow と呼吸ガス濃度を連続的に測定し、濃度計の time lag や response time を考慮し、コンピュータで計算処理を行っている。われわれは、この装置を人工呼吸中の  $\dot{V}_{O_2}$ ,  $\dot{V}_{CO_2}$  の測定に応用し、呼気ガス採集法と比較検討したところ、time lag や response time を補正しても、大きな誤差を生ずる場合を認めた。すなわち、呼吸ガスの分析を質量分析計で行った場合は精度が高いが、ポーラログラフ型酸素分析計、赤外線炭酸ガス分析計を用いた場合には誤差が大きくなった。しかし、安静自発呼吸や一般の運動負荷試験などではこのような差はわずかであった。これは、ガス分析計が陽圧呼吸により何らかの影響をうけていることが考えられた。そこで、これらの原因を知るため、陽圧下での分析計の特性について検討した。その結果、ガス分析計の吸引流量は、質量分析では一定であったが、ポーラログラフ型酸素分析計では、気道内圧の上昇に伴い増加した。また、time lag についても、ポーラログラフ型では陽圧により短縮した。以上のように、ガス分析計によっては、その sampling 部分に加わる圧力により、吸引流量が変化し、time lag などが変動することが推測された。このことから人工呼吸中には、分析計の特性を十分に考慮する必要があると思われた。

## 6. Breath by breath 法による術中の酸素、および笑気摂取量の測定

—トランスデューサの校正法とコンピュータによるデータ処理法について

東海大学医学部麻酔学教室

高谷哲夫，杵淵嘉夫，滝口 守，山崎陽之助，天野道之助

Breath by breath 法による術中の酸素および笑気摂取量の測定は、患者のモニターとして、その即時性に意義があるばかりでなく、低流量麻酔の生理動態を解明する上で、不可欠な技術である。

しかしながら測定すべきパラメータには様々な誤差要因が含まれる。流量の測定法、酸素および笑気濃度の測定、およびサンプリングの際の時間遅れ、計算機パターン認識の誤差等が本法の信頼性を低下させる。われわれは、これらの誤差要因を個別に検証し、補正のためのソフトウェアをマイクロコンピュータ上に組み込んだ。

すなわち、本法における酸素および笑気の摂取量は一般に、 $\Delta$ （ガス濃度×流量）で表わせるが、濃度と流量の間には時間差が存在し、さらに流量は濃度の影響を受ける。そこで、時間差は、ステップ波形の発生装置を作成することによって実験的に定め、流量は湿式ガスメータおよびライトレスピロメータにより校正した。吸気および呼気相の検出には移動積分法によるゼロ点検出を行い、小流量時のドリフトを補正した。

術中麻酔下における酸素摂取量はガス採取法による値にほぼ等しく、その有用性は検証されたが、笑気についてはまだ疑問点が多い。これについては、誤差パラメータによるシミュレーションを試みているので、それについても触れた。

## 7. 呼吸器インピーダンスと肺のコンパートメントモデル —電子計算機によるシミュレーションとリアルタイム分析法

東海大学医学部麻酔学教室

杵淵嘉夫, 中村武志, 米田義典, 高谷哲夫,  
滝口 守, 山崎陽之助, 天野道之助

呼吸器の抵抗やコンプライアンスが周波数依存性を示すことはよく知られている。この周波数依存性の形（周波数特性）は、呼吸器系のメカニカル配置を反映し、抵抗 $R$ 、コンプライアンス $C$ 、イナダンス $L$ からなる電気回路との相似性によって説明されてきた。しかし、呼吸器抵抗をこのようなインピーダンスの概念で表現するようになって、周波数特性の解釈や、その定義にやや混乱が生じたように思われる。

そこで、肺を3つのコンパートメントに分け、large airway を $R1$ と $L$ 、small airway を $C1$ 、肺胞部を $R2$ と $C2$ で表わし、呼吸器インピーダンスの周波数特性に、これらのコンパートメント要素がいかに関与するかを電子計算機によるシミュレーションおよびフォーストオッシレーション法による実測結果によって明らかにした。シミュレーションでは、インピーダンスの大きさと位相をベクトルで表現した二次元の図式解析法を紹介した。また、フォーストオッシレーション法は、口腔に与える振動圧に複合波を用い、電子計算機によるクロススペクトル分析によって、呼吸器インピーダンスの周波数特性をリアルタイムで CRT やプロッタ上に算出する手法を示す。本法によって、周波数特性の変化とそれに対応するコンパートメント要素との関係が明らかとなり、麻酔薬と呼吸器系の動態との関係を知るための簡単でノンインベイシブな手段となった。動物実験および麻酔中のインピーダンスの変動データについても触れた。

## 8. 人工呼吸中における肺機能連続モニター

秋田県立脳血管研究所脳神経外科

西村弘美

秋田県立脳血管研究所麻酔科

盛 直久

手術中における呼吸管理を適切に行うには、術前の肺機能検査は必要不可欠である。しかし、手術適応のある脳血管障害の場合、当センターでは、すみやかに手術処置を行う方針をとっており、また、本疾患の特徴として意識障害を伴うことが多いことなどから十分な術前肺機能情報を入手することができない場合がある。そのためわれわれは手術中、人工換気装置900C (Siemens Elema) およびCO<sub>2</sub>アナライザー930 (Siemens Elema) より得られる流量、気道内圧、呼気二酸化炭素濃度の情報をもとに換気時間、吸気・呼気1回換気量、肺・胸郭コンプライアンス、吸気・呼気気道抵抗、流速-流量曲線、呼気流量-二酸化炭素排出量曲線、毎分二酸化炭素排出量、生理学的死腔および死腔率、気道死腔率をマイクロコンピュータMZ-80B (Sharp) で計算し1呼吸遅れでCRT 上に表示した。さらに流量、気道内圧、呼気二酸化炭素濃度および動脈血圧は50msec ごとにサンプリングしミニコンピュータ VAX11/750 (DEC) に転送し、術中呼吸状態の記録保存と呼吸管理の評価を行っている。

その結果、本モニターを用いることによりリアルタイムで肺機能の評価ができるとともに、最適な換気パターンを選択でき呼吸循環管理の man-machine による feed back control が容易に行えた。また、手術中における呼吸パラメータはミニコンピュータに保存されており、術後呼吸循環動態の変化や呼吸管理操作の評価を行うことができた。

## 演題5.~8. 座長のコメント

大阪大学教授 吉矢生人

呼吸のモニタリングは、重症患者の全身管理上きわめて重要であるが、循環のモニタリングに比してその方法の完成度は低いといわざるをえない。

最近、マイクロコンピュータの小型化に伴い、ベッドサイドのモニター機器内で演算処理を行って、呼吸、代謝機能の監視を行う方法が種々開発されている。本セッションでは、オンライン方式による酸素消費量、炭酸ガス排泄量、笑気摂取量の連続測定法に関する演題(5., 6., 7.)ならびに、肺・気道・胸郭系のメカニクスに関する指標をオンラインで求める方法についての演題(7., 8.)が発表された。

呼吸ガス交換( $\dot{V}_{O_2}$ ,  $\dot{V}_{CO_2}$ )のオンライン計測の1つの問題点は、演題5.および6.で指摘されたごとく、流量計とガス濃度計の動的応答性による誤差を如何に補正するかにある。これをマイクロコンピュータによる演算することに関してはすでに解決済みの問題と考えられる<sup>1)</sup>。むしろ測定値の精度は、演題5.にも指摘されたように、ガス濃度計や流量計の性能により左右されるところが大きい。このことは、コンピュータ処理を行う上に常に問題となる。

演題7., 8.が取り扱う呼吸のメカニクスに関しては、ベッドサイドで気道粘性抵抗や肺コンプライアンスそのものを測定することが困難な現在、動的肺胸郭系コンプライアンス、呼吸器インピーダンス等の間接的指標にたよらざるをえない点が問題である。現在のところ、呼吸メカニクスの連続的モニターとしては、演題8.で示されたように、流速・流量曲線、呼気流量・二酸化炭素排出量曲線、あるいは、気道内圧・流量曲線などアナログの情報眺めているほうが安心できるのではないかとさえ思える。コンピュータ側から見れば、呼吸機能側の診断法、診断基準の整備が望まれよう。

1) Noguchi H, Ogushi Y, Yoshiya I, et al: Breath-by-breath  $\dot{V}_{CO}$  and  $\dot{V}_{O_2}$  require compensation for transport delay

and dynamic response. J Appl Physiol: Respir Environ Exercise Physiol 52: 79~84, 1982

## 9. 血液ガス交換解析におけるコンピュータシミュレーションの応用

東京大学医学部附属病院救急部

豊岡秀訓, 坂本哲也, 堤 晴彦

目的: 臨床上議論の多い問題点を明らかにすることを目的に次の2点, (1) 肺における血液酸素化の諸指標の  $F_{I_{O_2}}$  依存性, (2) Best PEEP, についての検討を行い, 興味ある結果を得たので, ガス交換に関するコンピュータシミュレーションの例示として紹介した。

方法: (1) 3つのよく知られた肺モデル, すなわち A:  $\dot{V}_A/Q$  (0.001-100) の不均等分布を有するもの, B: 単一の  $\dot{V}_A/Q$  と true shunt を有するもの, C:  $\dot{V}_A/Q$  の不均等分布と true shunt を有するもの, について,  $P_{aO_2}$ ,  $A-aDO_2$ ,  $\dot{Q}_s/\dot{Q}_t$ ,  $A-aDO_2/P_{aO_2}$  および  $P_{aO_2}/F_{I_{O_2}}$  の  $F_{I_{O_2}}$  による変化を, 他の諸因子を固定した条件下で計算した。

(2) PEEP を上昇させた場合  $P_{aO_2}$  は単調に上昇, 心拍出量は単調に減少するという仮定のもとに best PEEP を計算した。なお best PEEP とは末梢において一定の酸素消費がある場合に  $P\bar{v}_{O_2}$  を最大とするものと定義した。

結果: (1) モデル A, C においては, いずれの指数も  $F_{I_{O_2}}$  に大きく依存した。モデル B においては,  $\dot{Q}_s/\dot{Q}_t$  値のみ true shunt に一致した固定値をとった。(2)  $P\bar{v}_{O_2} > 0$  の場合には上記 best PEEP 値は  $O_2$  delivery を最大とする PEEP 値より常に大となった。この傾向は  $O_2$  delivery と末梢での酸素消費量の差が大となるほど著明となった。

以上の結果を臨床上の問題点と関連づけて討論した。

## 10. コンピュータを用いた心電図R-R時間の変動の測定

### — 硬膜外ブロックについて

熊本大学医学部麻酔学教室

東 兼充, 野上俊光, 岡崎止雄

牛島一男, 櫛山三蔵, 森岡 亨

パソコンを用い心電図R-R時間の変動を測定できるようにし、硬膜外ブロックがどのようにこの変動に影響するかをみた。連続する100個のR-R時間ごとに平均、標準偏差、変動係数(標準偏差/平均値)を算出し検討した。

結果：頸部および胸部硬膜外ブロック後には、変動係数が増加する例が多くみられた。腰部硬膜外ブロックでは変動係数に変化はみられなかった。

考察：心電図R-R時間は、交感神経および迷走神経の緊張変化による影響をうけており、迷走神経ブロックにより変動が抑制されることが知られている。このことから逆に、硬膜外ブロックにより交感神経を抑制すると変動が増加することが予想された。実際に穿刺部位により差はあったが変動は増加傾向にあった。心臓への交感神経支配は、頸部および胸部第1～4の神経節から行われているため、ブロックの部位により、心電図R-R時間の変動におよぼす影響が異なったのであろう。

## 11. コンピュータ応用による ICU での ECG 連続モニター

弘前大学医学部麻酔科

谷岡富美男, 石原弘規, 鈴木 猛

磯崎健一, 松木明知, 尾山 力

従来、ICU や CCU における ECG の1日以上にわたる連続記録には、ミニコンピュータが必要とされた。われわれの ICU は狭く、大型のコンピュータを設置することは不可能であったが、今回のマイクロコンピュータを用いた不整脈の記録、解析装置(日本電気三栄社製)を導入したの

で紹介し、併せて本装置の問題点についても報告した。

装置の概要：CPU には16ビットマイクロコンピュータを用い、波形の記録には RAM19.6M バイトのハードディスクを用いた。マイクロコンピュータ使用によっても全波形の連続記録は不可能であった。このため、不整脈や波形が変化した場合のみデータファイルに入るようになっている。ICU 入室の4名おのおのについて、不整脈の記録は6秒間ずつ計720件が可能であった。また、入室時みられた dominant wave (5秒間に同じく3個生じた波形)の変遷もヒストグラムで見ることができる。さらに ST セグメントの変化やT波の高さの増減も1分ごとに記録可能であった。

## 12. コンピュータコントロールによる血圧の自動制御と問題点

京都府立医科大学麻酔学教室

田中義文, 夏山 卓, 橋本 悟  
滝沢洋之, 重見研司, 光藤 努

血管作動薬を自動的に投与し患者の動脈圧をその目的に応じて最適な状態に維持する試みは古くからなされている。今や、自動制御理論の発達、血管作動薬の開発、コンピュータの小型化などこの目的のためのリソースはすべて整っている。われわれはアナログ回路による血圧の自動制御に始まり現在はデジタルコンピュータによる制御を行っている。しかし、単純な自動制御法のみでは、血圧を一定値に保つことがしばしば困難であることが明らかになった。これは、(1)自動制御が可能な薬剤の選択、(2)薬効の個人差によるばらつき、(3)薬剤投与より血圧変化が生じるまでの時間おくれなどによる。これらの問題点を検討して、最も調節性に富む自動制御のアルゴリズムを開発しなければならない。われわれは術中低血圧麻酔の自動化を目標に、まず定値比例制御を行った。この方法では制御初期に大量の薬剤が投与され、しばしば過大な血圧低下を招く。これに対し徐々に目標圧を下げるプログラミング制御を行ったところ、このアンダーシュートはなくなり、大きな制御利得

を得ることができた。しかし、薬剤投与より効果発現までの時間遅れにより生じる発振現象は、この方法でも除去できなかった。現在は、薬剤投与速度と血圧降下の関係を経験式で表わしフィードバック制御と組み合わせることにより血圧の調節を行っている。

### 演題 9.~12. 座長のコメント

徳島大学教授 斎藤隆雄

豊岡氏は肺におけるガス交換について、シミュレーションを用いて換気/血流比の不均等分布、シャント、両者の合併などの場合の  $F_{I_{O_2}}$  と PEEP の効果を調べた。換気/血流比の不均等があると、 $P_{aO_2}$ ,  $A-aDo_2$ ,  $\dot{Q}_s/\dot{Q}_t$ ,  $A-aDo_2/P_{O_2}$ ,  $P_{aO_2}/F_{I_{O_2}}$  などは  $F_{I_{O_2}}$  に大きく影響され、true shunt の場合にも  $\dot{Q}_s/\dot{Q}_t$  が固定する以外は同様の結果を得たというのが骨子のようなのである。興味ある発表だが、7分間の口演とスライド何枚かを見てよく理解できるには内容が濃すぎたように思う。ポスターセッションなど別の発表形態をとったほうがより適切だったかも知れない。

東氏は心電図のRR間隔の変動係数が交感/副交感バランスの指標として有用とされていることから、頸、胸、または腰部硬麻時の $\overline{RR}$ 変動係数をパソコンを用いてモニターし、心臓交感神経が抑制される範囲の麻酔では明らかに変動係数が増加することを観察した。計算素材として $\overline{RR}$ が取り扱いやすいということだろうが、現在の心拍数計からの信号を利用することはできるのだろうか。

谷岡氏は弘前大 ICU に導入された不整脈解析・記録装置を紹介し、問題点を論じた。心電図波形変化や不整脈を生じた時のみデータとして記録されるようになってきているという。利用度も高いようである。かなり高価なようでもある。

田中氏は電算機による血圧自動制御について発表した。その要点は、単純な自動制御では血圧を一定に維持するのが容易でなく、たとえば低血圧麻酔

では自動制御初期に過度の血圧下降をみることがあることから、緩徐な血圧下降が得られるよりプログラムを工夫したということである。血圧下降薬の選択、個体差、薬効の立ち上がり時間などに留意し、制御目標血圧値を徐々に下げて当初の目標に到達させるのがよいという。電算機は時に「暴走」することがあり、生理機能の自動制御には何重もの安全対策を施す必要を感じる。

麻酔・集中治療とコンピュータ 1985 <検印省略>

---

1985年8月25日 第1版印刷

1985年9月1日 第1版発行

定価 2,500円

編集者 池田和之・尾山 力

発行者 今井 彰

発行所 克誠堂出版株式会社

〒113 東京都文京区本郷 3-23-5

電話 (03) 811-0995 振替 東京 8-196804

---

ISBN 4-7719-0055-8 C 3047 Y 2500E

© 1985 印刷 春恒社

Printed in Japan

本書の内容の一部あるいは全部を無断で(複写器等いかなる方法によっても)  
複写、複製すると、著作権および出版権の侵害となることがありますので、  
ご注意下さい。

---

麻酔・集中治療とコンピュータ 1984

尾山 力・池田和之 編

A 5 版 134 頁 定価 2,500 円

コンピュータ応用による閉鎖式麻酔……石原弘規  
重症患者治療における

closed-loop control……………豊岡秀訓  
呼吸系の情報集録のための

コンピュータ利用……………大櫛陽一  
人工呼吸の自動制御……………三上智久  
呼吸ガス監視のための時分割

質料分析装置……………三条芳光<sup>ほか</sup>  
吸入麻酔薬の pharmacokinetics……………田中義文<sup>ほか</sup>  
重症患者の生理学的モニタリング：

コンピュータ利用によるデータ収  
集，予後判定，治療の組織化およ

び予測手法の臨床検討……………W.C. Shoemaker  
手術室におけるコンピュータ

利用の現況と将来……………福井康裕

---

---

## 麻酔を引き受ける前に

第3回日本臨床麻酔学会総会シンポジウム (1983年11月)

諏訪邦夫 編著

久保田行男・山本 亨・古川幸道  
野村正規・下地恒毅・木内道祥 共同執筆

A5判 96頁 定価 2,000円

## 拮抗性鎮痛薬

第29回日本麻酔学会総会シンポジウム (1982年8月)

藤田達士・高橋長雄 編集

高橋長雄・高木博司・柳田知司  
宮崎正夫・村上誠一・壇 健二郎 著

A5判 90頁 定価 1,500円

## 心筋虚血と麻酔

第26回日本麻酔学会総会シンポジウム (1979年5月)

斎藤隆雄 編集

古谷幸雄・熊沢光生・斎藤隆雄  
保岡正治・遊佐津根雄 著

A5判 164頁 定価 3,500円

---