麻酔・集中治療と コンピュータ 1987~1988

大阪市立大学工学部 志 水 英 二 福島県立医科大学麻酔科学教室 奥 秋 晟 名古屋市立大学医学部麻酔学教室 清 田 豊 秋 浜松医科大学麻酔学教室 增田忠訓,池田和之 渡辺広昭 札幌医科大学麻酔学教室 京都府立医科大学麻酔学教室 田中義文, 夏山 卓 橋本 悟, 重見研司 木下 隆, 宮崎正夫 弘前大学医学部麻酔学教室 石原弘規 岡山大学医学部麻酔 • 蘇生学教室 太田吉夫 剛康 砂川市立病院麻酔科 山村 東北大学医学部麻酔学教室 皆 瀬 敦 九州大学医学部附属病院救急部 財津 昭 憲

第4回麻酔・集中治療コンピュータ研究会が昨年11月15日に開催されてからこの序文を書いている今日までに5ヵ月余り経過したが、この分野の発展は目ざましく本書が出版されるころには内容が既に古くなっていないかと危惧するほどである。いま日米半導体摩擦で安売りが問題となっているようなチップも、1年後には価値のないものとなると考えられる。しかし学問の進歩は先人の試行錯誤の上に立つものであろう。この意味で今回の研究会の記録を小冊子にまとめておくことは大いに意義があると感じる次第である。

特別講演にお願いした志水教授は「マイクロコンピュータによる画像処理」 について平易に解説され、とくに将来のコンピュータとして電気より光、現 在の半導体より生物学的導体が主流になることを示唆された。シンポジウム (ICUのコンピュータ化の現状と問題点) は奥秋教授のご努力で多岐にわたる問 題点が提起され今後われわれが解決していかなければならない事柄が浮き彫 りになった。

一般演題からは多くを学びとることができて本書の読者に学問的刺激を与えることができよう。

本書の編集にあたり浜松医科大学 佐藤一雄助教授にご助力を願ったことを 感謝する次第である。

昭和62年4月22日

目 次

マイクロコ	コンピュータによる画像処理 志水	英二…	1
1.	まえがき		
2.	マイクロコンピュータの進歩		5
3.	画像処理用マイコンシステム		8
4.	パソコンによる画像処理	•••••	11
5.	あとがき	••••••	11
シンポジ			
ICU の	コンピュータ化の現状と問題点		18
司会	≑者のことば奥 秋		
1.	コンピュータに何を期待するか清田		
2.	コンピュータで何ができるか増田 忠訓	ほか…	28
3.	入力の問題点渡辺	広昭…	33
4.	メーカー製と自作の集中監視装置の比較田中 義文	ほか…	37
5.	検査データの on-line 化·······石原	弘規…	45
6.	数値データの図形表示を中心に太田	吉夫…	48
7.	ファイリングシステムと知識ベースシステム山村	剛康…	53
8.	輸液栄養のコンピュータ管理皆 瀬	敦…	58
9.	HC - 40 による輸液ポンプのシステム制御財津	昭憲…	65
10.		和之…	73
第4回麻	酔集中治療コンピュータ研究会記録		76

マイクロコンピュータによる画像処理

大阪市立大学工学部 志水英二

1. まえがき

図1に示すように画像情報処理の応用分野は、人間の体内を対象とする医用分野、人間の生活・活動の場を対象とする画像通信、生産現場での非破壊検査・目視検査そして地球からはるか離れた距離にある宇宙あるいは人工衛星を対象とするテレメータ画像処理とすべての場にわたり、画像処理技術は人類が必要とする技術の中枢を占める一つとしての位置を確保したと思われる。

このような重要な画像情報処理の対象となる画像情報は

- ① 上下左右の関連をもつ情報である。
- ② 情報量が飛躍的に大きい情報である。

がゆえに、その技術的実現を困難としてきた。

たとえば、②については、図2に示すようにテレビ画像では35万画素、キャビネ写真では100万画素についての処理が必要となり、これに時間軸を考慮すると音声処理では1秒当り1万回程度の処理で十分であったが、テレビ画像情報では1秒当り2000万回程度の処理となる。

画像情報処理手法は、アナログ的手法とディジタル的手法に大別されるが、 われわれが必要とする精度を維持し、われわれが必要とする機能を実現する 能力をもつのは後者であるため、本稿では後者について述べる。

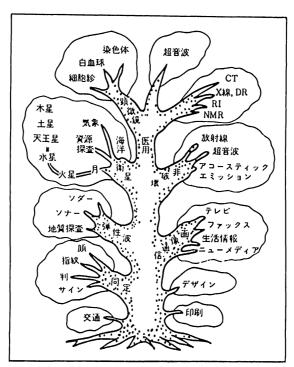


図1 画像情報処理の応用分野(尾上:未来をきり拓く 新基幹技術.日本の科学と技術 24:223, 1983. より)

ディジタル画像処理は、図3に示すように観測した画像について歪の補正、画像の強調、画質改善を主とする「画像変換」あるいは「前処理」することから始まり、目的とする画像の中から特徴を抽出したり、計測および分類を行い、その構造を解析する「画像解析」を経て、これらの結果を用いて画像中の対象を「記述」することで終わる。

以上のように画像処理は、ぼう大なデータについて比較的高速に複雑な処理を行わねばならず、一般には、図4に示すように高速処理が可能でかつ大容量の高速メモリを制御することができる汎用コンピュータに画像入出力機

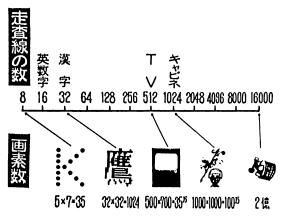


図2 画像情報の画素数(尾上:未来をきり拓く新基 幹技術.日本の科学と技術 24:223, 1983. よ り)

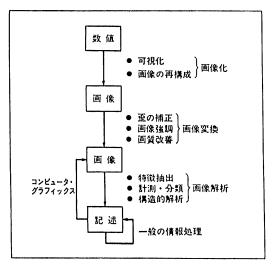


図3 画像処理の形態(手塚ほか:ディジタル画像処理工学、日刊工業新聞社,1985.より)



図 4 画像情報処理システム (手塚ほか:ディジタル画像処理工学. 日刊工業新聞社, 1985. より)

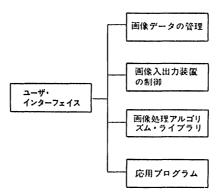


図5 画像処理ソフトウェアの構成 (手塚ほか:ディジタル画像 処理工学.日刊工業新聞社, 1985.より)

器および画像メモリを接続したシステムによって実行されてきた。そして、そのソフトウェア体系は図5に示すように画像入出力機器の制御やメモリ上の画像データの管理を行うハードウェアと直接関係のあるソフトウェアと図3に示した画像変換・解析・記述のそれぞれを行う画像処理アルゴリズムライブラリおよびそれぞれの独自応用のソフトウェアからなっている。

コンピュータ上でのソフトウェアの使用形態は、コマンド方式(サブルーチンパッケージ方式)とプログラミング方式があり、前者は必要な各操作に対応した命令を実行することによって、サブルーチンが次々と呼び出され、

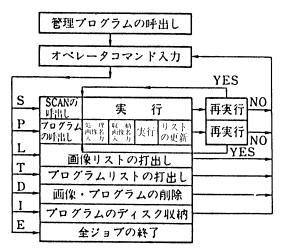


図 6 コマンド方式の画像処理用ソフトウェアシステム(手塚ほか:ディジタル画像処理工学、 日刊工業新聞社、1985、より)

所望の一連の処理を実行する方式で,汎用性は少ないが,使い易く,比較的 高速である。図6にその1例を示した。

一方、後者は、図5に示した各ソフトウェアが汎用性のある高級言語で記述されており、使用者は、その高級言語が使用可能なコンピュータ上で、メモリに格納された画像データについて種々の処理を実行することができる。この代表例としては、電子総合研究所でつくられた FORTRAN で記述された SPIDER がある。

2. マイクロコンピュータの進歩

大規模集積回路:LSIでつくられたコンピュータ,マイクロコンピュータの進歩はすばらしく,その処理速度の向上は、図7から明らかなように1971年の4ビットマイコン4004の誕生以来、4年で10分の1の速度になるという傾向を維持している。そして、今や、16ビットの代表的なマイクロプロ

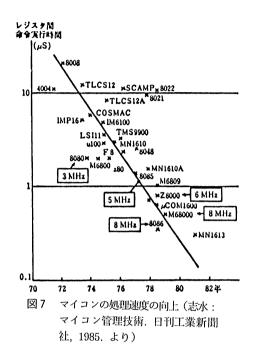


表1 コンピュータの処理速度⁽³⁾

	処 理 速 度
スーパーコンピュータ	100 MIPS 以上
超大形コンピュータ	100~10 MIPS
大形・中形コンピュータ	10~1 MIPS
ミニコンピュータ	1~0.1 MIPS
マイクロコンピュータ	0.1 MIPS 程度

MIPS: Million Instructions Per Second

セサ 68020 は 25 MHz のクロックで 4 MIPS を達成し、 表 1 に示した一般的 なコンピュータの分類では中形の汎用コンピュータに迫りつつある。また、 来年にはその姿を見せる予定である 32 ビットのマイクロプロセサ 68030 は

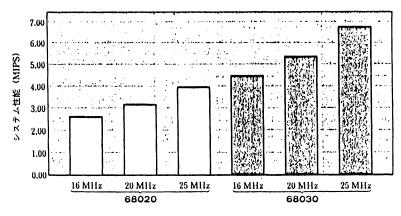


図8 16 ビット、32 ビットマイコンの性能

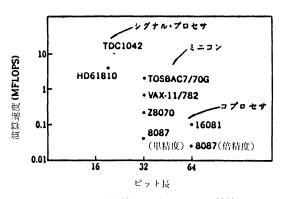


図9 信号処理プロセッサの性能

7 MIPS のシステム性能をもつ予定であり,大形汎用コンピュータに匹敵する。 さらに最近開発が精力的に行われている画像信号専用処理プロセサを用い ることによって、私達は 10 MIPS の処理速度を得ることができ、これは超 大形汎用コンピュータの処理速度に対応する。

以上のような図8および9に示したマイクロプロセッサの処理能力の向上は 高速処理が可能な構造の導入や制御手法の改良にもよるが、主として基本的

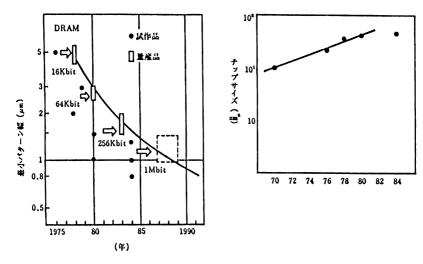


図10 集積回路における微細加工技術およびチップ面積の動向

なハードウェアの動作速度の向上に負うところが大きい。この基本素子の動作速度の向上は、図10に示した微細加工技術の進歩、使用可能なシリコンチップの面積の増大によって、ますます多くのトランジスタを一つのチップ上に集積化することができるため、さらに向上してゆくと思われる。

したがって、現在のマイクロコンピュータは、図4に示した汎用コンピュータと同様の能力、すなわち、画像入出力機器の制御およびメモリ上の多量の画像データについての高速処理が可能であり、私達はマイクロコンピュータという、汎用コンピュータに比べ飛躍的に低価格のコンピュータによって図1に示した豊かな応用分野をもつ画像処理を行うことができる。

3. 画像処理用マイコンシステム

ディジタル画像処理の基本演算の主なものの一つは、図11(a)に示す入 力画像を記憶しているメモリ上において一つの画素について、その近傍領域、 たとえば同図(b)に示す3×3の領域の状態に応じて一つの状態を決定し、 これを同図(c)の出力画像として写像することを入力画像の左上から右下まで行うことである。

この近傍領域に応じた決定関数を選ぶことによって、雑音の除去やぼけ画像の修復, 辺縁の検出、細線化、など前処理に必要な画像処理を行うことが

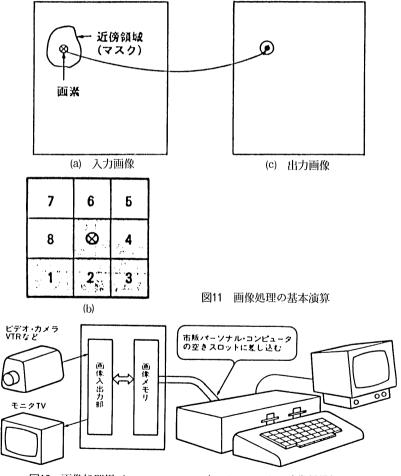


図12 画像処理用パソコンシステム (マイコンによる映像信号処理. インタフェイス. 103, 1985. より)

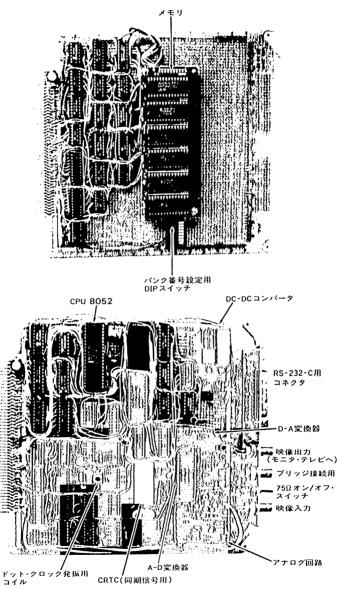


図13 付加回路の外観(マイコンによる映像信号処理. インタフェイス. 103, 1985. より)

できる。

また、これらの組合せをくり返したり、アドレスの変換を加えることによって、領域分割・特徴抽出などの画像解析の基本的なものも実行することができる。

したがって、画像処理用マイコンシステムの最も簡易なシステムは、図12 に示す汎用パソコンに画像メモリと入出力画像計器用のインタフェイスを組込 んだボードを付加したシステムとなる。

すなわち、テレビカメラ等からの入力画像を画像用入出力インタフェイスによって、付加した画像メモリに格納し、パソコン上でつくられたプログラムによって、前述の近傍演算を実行し、パソコン中のメモリに演算結果をつくり、これをくり返し所望の画像処理を行うことができれば、その結果を入出力インタフェイスを通じてモニタ TV などへ出力する。

図13に付加回路の外観の1例を示した。

4. パソコンによる画像処理

パソコンによる画像処理は、コンピュータの中で最も低価格のパソコンを用い、BASIC という比較的画像処理に適した最もわかり易い言語でプログラムをつくることができる特長をもつ。したがって、コンピュータや画像処理についての専門の知識を持たない人が、個人のレベルで、個人の望む画像処理を行うことができる。

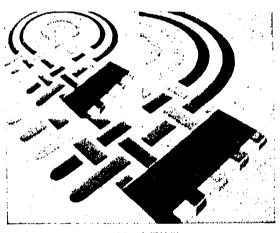
そのプログラムの簡単さは、図 14 および 15 に示した輪郭の抽出や縮小の例でわかる。

5. あとがき

パソコンによる画像処理のすばらしさについて先に述べたが、画像処理について学ぶためのシステムとしてはすぐれているが、実用上は処理速度が遅く用いられることは少ない。

```
400
       REM
410
       FOR I=0 TO 127
420
       FOR J=0 TO 95
430
      A=8192+I+J*256
440
      B=8192+2*I+J*512
450
      C = XBY(B) + XBY(B+1) + XBY(B+256) + XBY(B+257)
      XBY(A) = INT(C/4)
460
470
       NEXT J
480
        NEXT I
499
        END
```

(a) プログラム



(b) 実行結果

図14 画面の縮小(マイコンによる映像信号処理、インタフェイス、103, 1985、より)

実用に耐え得る画像処理システムは、図16に示すように、図6の各サブルーチンをハードウェア化したものを持ち、画像バスによって必要な演算器に画像データを送り込むように構成されている。このようなシステムでのパソコンの役目は、画像バスや演算器の制御をプログラムによって行うに過ぎない。 表2は、これらのシステムの処理速度の比較を代表的な処理例について示したもので、処理速度が飛躍的に向上しているのがわかる。

```
200
       REM
210
       FOR I=64 TO 191
       FOR J=48 TO 143
220
230
      A=8192+I+J*256
       IF XBY(A)=XBY(A+257) THEN X=1 ELSE X=0
240
250
       IF XBY(A+1)=XBY(A+256) THEN Y=1 ELSE Y=0
260
       IF X*Y=0 THEN XBY(A)=255 ELSE XBY(A)=0
       NEXT J
270
280
       NEXT I
299
       END
```

(a) プログラム(すでに2値化された画面に対して使う)

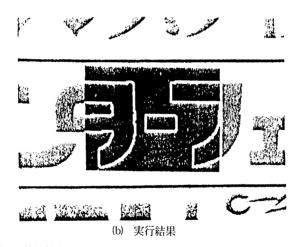


図15 輪郭抽出(マイコンによる映像信号処理. インタフェイス. 103, 1985. より)

その他にも、図4に示した画像処理システムの構成要素の機能向上はめざましく、たとえば、代表的な入力機器であるテレビカメラは撮像管からCCDによる固体カメラとなり10年以上の無調整で、残像も無く、耐震特性にもすぐれ、唯一の欠点であった解像度も1280×970が実現されている。一方、出力機器の代表的なものであるCRT表示装置も20インチで1024×

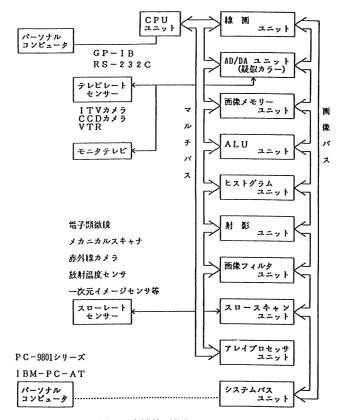


図16 高機能画像処理システム

表2 ソフトとハードにおける処理速度

処 理 内 容		ソフト (約~秒)	ハード
局所領域演算(3×3)	縦微分	76	300 msec
(画像フィルター)	横微分	76	
	ラプラシアン	76	
	スムージング	71	<u>_</u>

1024, 256 階調が容易に入手可能となり、CRT 表示の画像による医療分野における診断も夢でなくなりつつある。また、画像データ用記憶装置は、光

表3 光ディスク装置の主な仕様(6)

- ① デ ー タ 容 量:1.8 G バイト/片面×2面
- ② データ転送速度:1.43 M ビット/秒
- ③ ランダムアクセス速度:2.0秒(平均)
- ④ 平均回転待時間:0.5秒
- ⑤ インターフェース: IEEE 標準インターフェース

画 像 サ イ ズ	登録枚数
半 切 (2000×2460×10 ビット)	350
大 角(2000×2000×10 ビット)	400
大 陸(1600×2000×10 ビット)	500
四ツ切(1450×1740×10 ビット)	700
六ツ切(1140×1450×10 ビット)	1,000
(1024×1024×10 ビット)	1,500
(1024×1024× 8 ビット)	3,000
(512× 512×10 ビット)	6,000
(512× 512× 8 ビット)	12,000
(256× 256×10 ビット)	24,000
(256× 256× 8ビット)	48,000

ディスク装置の出現によって、データ容量および読出し時間においてようやく実用に耐え得るものを入手できたと言っても過言でない。表3にその諸特性と格納することができる X 線フィルムの枚数を示した。

画像処理の重要性は自明のことでありながら、その実現と具体的な利用は、 実用に十分耐えることのできる種々の構成要素のハードウェアの実現を待た なければならなかった。

そして、今、「まえがき」で述べたように人間から遠く離れた宇宙からの画像の処理の重要性と、その反対の人間の体内からの画像の処理の重要性の二つの重要性が画像処理技術発展の原動力となり、一枚の画像からより多くの情報を抽出するための努力が続けられている。

抽出された情報による判断を個々人が行うのであれば、そのための画像処理もそれぞれの個人に合ったものでなければならない。そのような観点から、

筆者は、医療にたずさわる人々が、画像処理の結果得た情報から判断を行お うとするならば、一人一人に応じた画像処理が実現されなければならないと 思う。

本稿が、個々人流の画像処理の重要性を重視し、発展させる一助になれば、 また、一人でも多くの人達が、自分で自分の画像処理をするきっかけになれば幸である。

Picture Processing by Micro-Computer

Eiji Shimizu

Faculty of Eng. Osaka City Univ., Osaka, 558

A sheet of picture - data has a lot of information. So, picture processing become to be very important in various fields, for example, medcine.

At first, this paper describes the state of picture processing.

Ability of micro-computer is comparable to that of general purpose medium computer, now.

Next, the development of micro-computer is describes.

If we add some circuits, memories for picture-data and interfaces to TV camera and monitor CRT, to personal computer, we can use PERSO-COM instead of general purpose computer for picture processing.

This system is very low cost and, on it we can use BASIC which is very easy and powerful language.

Only one disadvantage of this system is low speed. But we can overcome it by changing a part of software to hardware.

When you perform intelligent works, for example, diagnosis, by picture processing data, you had better use personal picture processing system of which characteristics are according which your own needs.

You can construct it easily by Personal Computer.

Key words: Picture - processing, Micro - computer, BASIC

参考文献

- 1) 尾上:未来をきり拓く新基幹技術. 日本の科学と技術 24:223, 1983.
- 2) 手塚ほか:ディジタル画像処理工学. 日刊工業新聞社, 1985.
- 3) 志水:マイコン管理技術. 日刊工業新聞社, 1985.
- 4) 志水:マイコンセンサシステム入門. 海文堂, 1986.
- 5) マイコンによる映像信号処理. インタフェイス 103, 1985.
- 6) 市川: 検診における画像データベースシステムの構築とその評価. 映像情報 IND 18(4), 1986.

ICU のコンピュータ化の現状と問題点

司会者のことば

福島県立医科大学麻酔科学教室 奥秋 晟

はじめに

わが国に ICU の考え方が導入されて、いまだ十数年であるが、その後の ICU の発展には目をみはるものがある、ICU というと、即モニターと考えが 走るほどモニターが普及し、モニターさえあれば ICU は成り立つという危険な考えが存在した。

初期のモニターの現状は、安定性が悪く、ノイズが多いながらも、心電図 をブラウン管の上にデスプレイすることが画期的なことであった。

さらに時代が進むにしたがって、ナースステーションにおいて監視する、 いわゆる中央監視装置が一時期を風靡した。

一方、LSI、超LSIの発達によるところの大きいコンピュータの発達は、 高度医療の場である ICU を見逃す筈はなく、急速な勢いで普及してきた。 そして ICU のモニターの様相を一変した。

即ち、モニターは単に中央で心電図や呼吸状態を監視しているということにとどまらず、データーを蓄積し、解析して新たな情報として提供する方向に変革した。そしてそれぞれのベッドサイドにおいて、それらの結果を知ることができるようになってきた。

ところが、最近パソコンレベルでのいわゆる手作りのソフトによる素晴ら

しいものが活用されているとともに、各所に高価なコンピュータ付きのモニターが設置されている。

しかしながら、ICU のコンピュータの導入も思わぬところに障害があり、かならずしも十分にその機能を発揮できないというのが現状で、これらの問題点を明らかにして、解決の方向を見出して行くことこそ、ICU のコンピュータの正しい発展に繋がるものであると思われる。

1. コンピュータに何ができるか

ICU におけるコンピュータ利用に当たって、コンピュータに何ができ、なにが不得意かを十分に理解する必要があろう。

コンピュータに何が出来るか、なにが得意かをあげると"記憶する""計算する""ファイルする""トレンドする"等があり、さらに、ある条件のもとでは"判断する""解析する""制御する""シミュレーションする"等の機能をもっている。

他方,コンピューターには"パターン認識が弱い""複雑な操作を必要とする""高価である""システムエラー・システムダウンが発生する""妥協がない"などの欠点も有している。

これらコンピュータの特性をよく理解することによってこそ、ICU における適切な応用がなし得る。

2. コンピュータを使いこなすために

ICUでうまく、コンピュータを使いこなすためには、前述のコンピュータの得意とするところ、不得意とするところをよく理解する必要がある。

まず、どの様な考えでコンピュータを導入するのかを明確にさせる必要がある。あれもやりたい、これもやりたいという考え方は実用的ではない。また使用にあたっては、このコンピュータシステムはどの様な考え方にたって設計・導入されたものかを理解し、いかにすればそれを使いこなせるかを考える事が大切である。

第2にICUのデーター処理は、生のデーターを収集し、それを表示する

ことに力が注がれた,しかし,無差別に収集された多種多様のデーターを揃えただけでは,決して治療に役立たず,かえって混乱を招き,真の力を発揮できない。

これらのデーターは整理し、解析し、そして表示されてこそ、その価値を 発揮する。利用価値を高める為に大切なことは、データーを正確にとる努力 をする必要がある。もしデーターが正確でなければそれをファイルし、統計 処理を行ってもまったく意味のないことであるし、それを計算処理するに至っ ては、なおさらである。たとえば、非常に一般的にとられている心拍数や血 圧も、現れてきたデジタル信号は厳密に考えると大変曖昧なものである事を 忘れてはいけない。脈搏数とは何か、血圧とは何かを十分に理解しておく必 要がある。この意味からも、トランスデューサーの選択は非常に大切なこと である。

第3に、いかにうまくデーターをコンピュータに入力してやるかの問題である。ICUのコンピュータの利用の場合、入力の煩わしさがコンピュータの利用を阻害している場合が多い。

キーボードアレルギーを取り除き、コンピュータを身近なものにする必要があるとともに、入力方法をできるだけ簡素になるように工夫すべきである。 バーコードやタッチキーの活用、コード化など今後大いに検討する必要がある。

オンライン入力は電気生理学的情報や検査結果を、それぞれの器機より直接コンピュータに取り組むもので、入力の簡素化、データーの取り込みミスを無くするなどのメリットから、最近非常に多用されている方法である。これにはインターフェースとそれに纏わるケーブルが問題となる。最近は信号を光信号に変えて、光ファイバーにより送信する方法がノイズを少なくする意味で使用されているが、比較的安価になってきたので用い易くなった。

この場合,無選択的にデーターを取り込みデーターが氾濫してしまう恐れ があること,コードの打ち込みを忘れてしまうことなどが問題点としてあげ られる。

3. 図形化表示

ICUにおいては大量のデーターが発生するが、これらデーターを数値の羅列のみで表現しては患者の状態の把握には役に立たず、この場合、何等かの全体的なイメージとしてとらえやすく表現することが便利である。このためには図形化表示を行うことが効果的である。これによって的確に患者の状態が把握でき、対処できるようになる。

図形化表示の方法には、レーダーチャート方式、折れ線グラフ方式などい ろいろなものがあるが、要はいかに応用しやすく表示するかにある。

4. ファイリングシステム

ファイリングシステムこそ, ICU において大いに利用されるべきものである。

患者ごとのファイリングを行い、必要に応じこれを取り出し、整理し、表示する。時には多数患者の同一項のデーター整理を行い解析する場合に用いられる。この場合、漫然とファイルするのではなく、後での解析にいかに便利であるかを考えて項目を選ぶ必要がある。

5. 器械・器具へのコンピュータの応用

現在ICUの中で使用される器具の多くには、意外なところにコンピュータが使用されている。たとえば、人工呼吸器はコンピュータを導入することにより機能が数段アップしたし、パルスオキシメーターはコンピュータを導入することによって、始めて可能になった。したがって、これらの器械を十分に使いこなすにはコンピュータの知識を必要とする。そのような意味でも、コンピュータの性質を理解しなければならない。

また、各種の器具にはコンピュータ用のインターフェースが付いており、これら器具の作動状況をコンピュータを通じてモニターすることも容易となり、これら器具の作動状態の情報と生体の情報とよりクローズドループコントロール・システムを作り上げることができる。これらのシステムは今後急

速に実用化されて行く方向にある。

6. 終わりに

ICUでのコンピュータの応用は緒についたばかりであり、そのため多くの問題点をかかえている。しかしながら、一方では高価なコンピュータ化したモニターが各所のICUに導入され、使用されようとしている。そのような状況下にあるため、現場は大変混乱している。

このようなとき、ICU のコンピュータの問題点を整理し、解決法を少しずっでも示して行くことは、ICU のコンピュータ化の将来を考えたとき、大変大切なことと思われる。

1. コンピュータに何を期待するか

名古屋市立大学医学部麻酔学教室

清田豊秋

医療分野にコンピュータが導入されて以来,実にさまざまな応用が試みられてきた。しかし身近になった分だけコンピュータ利用の本質を見失ない,とりあえずコンピュータを導入するといった風潮も見受けられるようである。コンピュータを前にして, さて何に使おうかと考え込んでしまうのは, あってはならないはずであるが、現実には最もよくある状況ではなかろうか。

コンピュータは万能ではない。小回りがきかない、きめ細かい処理ができない、仕事を標準化しなければならない、費用がかかるなど、欠点もたくさんある。これらをすべて利用者側で解決しようとするのは、コンピュータを積極的に利用しているようで、実はコンピュータに振り回されているにすぎない。コンピュータの利用にも限界があるのだということを知るべきである。

日頃の現場での体験を生かして、今必要なものは何か、それをコンピュータで処理する価値があるのかを、十分検討することが大切である。

現在われわれが用いているシステムは、すべて自分たちで開発したものである。これは細かい修正が容易であり、すみずみまで血の通ったシステムが作れるというメリットがある。それゆえ臨床で、われわれの手足となって、たいへんよく働いてくれている。

われわれはコンピュータの利用を、四つのレベルに分けて捉えている。この分類では段階が進むにつれて、人間の関わる割合が減り、コンピュータに 負うところが大きくなってゆく。

表にはわれわれの施設で利用しているシステムが、レベル別に示してある。 これらの分類にしたがって、われわれの施設のシステムを例にとりながら、 コンピュータに何を期待し、いかに利用するかを考えていくことにする。

1. データベースの利用

まずはじめは第 I 段階の「データの収集」である。データベースの目的は、 ひとりひとりの患者データを参照して、ただちにその治療に役立てることと、 蓄積したデータを集計して、将来よりよい管理を行うことにある。

われわれは3年前に、麻酔台帳のデータベースを作った。これを使えば、 手作業でやっていた集計が簡単にできるので、ずいぶん役に立つだろうと意 気込んでいた。しかし入力作業のわりには、そこから得られる情報がすくな いことがわかり、やがて利用されなくなってしまった。

この失敗から学んだことは、「明確な目的を持って、必要最小限のデータベースを作るべきだ」ということであった。 1 例を示す。 ICU 入室早期の12 の検査データから重症度と予後を判定する APACHE II スコアは、他の方程式やスコアよりも実用的であろうと考えて、われわれの施設でも追試してみた。

初期の90例を転帰別に集計したところ、予測率50%で生死を分けた場合、 正解率は90%となり、十分利用できるのではないかということがわかった。 利用目的が変わりやすいのが医療データの特徴であり、このためただ多く の情報を詰め込もうとしたデータベースよりも、目的ごとに小さなデータファ イルを作る方が好ましいのではないかと考えている。

データが少ないうちから、入力作業以上に役立つデータベースシステムが 理想的である。この考えに副ってできたのが、『特殊疾患の麻酔コンサルテー ションシステム』である。

日常的でないまれな疾患は、麻酔上の問題点など、とっさに思い浮かばないものである。このようなとき、"情報ファイル"から手軽にそのポイントを見つけ、必要なら"文献ファイル"から、引用文献を探し出す。麻酔が済めば、簡単なメモを"症例ファイル"に入力しておき、次回の同疾患の麻酔に役立てる。このようにすれば、入力したデータに無駄がなく、情報は常に新しいので、入力作業に対する意欲を損ねることも少なくなる。

2. 循環動態把握のための critical care chart

第Ⅱ段階は「データの整理」であるが、最近では各施設で同じような試みがいくつか行われている。しかし ICU で本当に必要なのは、9割以上を占めるといわれている非数量的な情報であり、これらを含めた綜合的な判断力である。この点を十分踏まえて利用しなければならない。

われわれは10年前から、初期のマイコンを用いて、種々のパラメータを計算させていた。そして出力は単なる演算結果の羅列とせず、循環を一巡する血行動態の評価と、その究極の目的である酸素需給の動向を、パターンとして認識できるようにしている。

3. 自動麻酔記録作成システム

次に麻酔記録の自動作成システムであるが、正確な術中記録を残すことが 主眼になっている。汎用性を意識しすぎて、高性能大規模化の方向へ進み、 かえって他の施設での導入を難しくしているように思われる。

われわれは汎用性を機能ではなく、機器構成に求めて、一般に普及しているコンピュータと自動血圧計を RS - 232 C で繋ぐという、シンプルな麻酔記録自動作成システムを開発した。薬剤などの選択項目は必要最小限にとどめ、手書きを併用することで煩わしいキー入力をなるべく避け、より実用的なも

のにした。

しかし実際に利用してみると、手書きを併用したとしても、ほとんどキーボードに向かいづめで、とても安全な麻酔管理とはいえないものであった。これは多分に慣れの問題もあるが、今の段階では、本来の目的である術中の血圧や心拍数の正確な記録のためなら、もっと効率のよい別の方法があるはずである。

4. 救急患者管理コンサルテーションシステム

第Ⅲ段階の「診断および治療計画」には、先に述べた、『特殊疾患の麻酔コンサルテーションシステム』とともに『救急患者管理コンサルテーションシステム』がある。コンピュータは疲れたり忘れたり飛ばしたりすることをせず、系統的に調べるという点で、人間をはるかに上回っている。そこに、コンサルテーションシステムやエキスパートシステムの存在価値がある。

Gill, W. & Long, W. が著した『Shock Trauma Manual』のアルゴリズムは、YES, NOの decision tree 形式で書かれており、われわれはこのアルゴリズムを利用して、救急患者の治療を進めるためのコンサルテーションシステムを作成した。

本システムは自己学習用として、ICUの新人医師や学生・看護婦などのトレーニングに適している。さまざまなモジュールを作ることで、さらに発展させることもできる。

5. 降圧・昇圧作用薬の並行制御による動脈圧自動制御装置

最後の第IV段階の「自動治療」に相当するものとして、二つのシステムがある。

まずはじめは、『動脈圧自動制御装置』である。今までの動脈圧自動制御はすべて血管拡張薬だけを扱っていた。われわれは 1977 年に、昇圧薬(主に norepinephrine)と降圧薬(主に phentolamine)の二剤を同時に制御する closed - loop system を開発して以来、ICU の重症患者 600 例以上に適用してきた。

ICU の重症患者は循環薬剤に対する反応が安定せず、しばしば動脈圧の維持に難渋することがある。このような動脈圧の変動に対して血管収縮薬を併用することで、予期せぬ血圧低下に備えることができる。

動脈圧制御のアルゴリズムは、現場の医師の思考法をシミュレートしている。このため突然のトラブルにも、あわてずに手動に切り替えることができ、器械任せになることが防止できる。

6. 薬効動態に基づいた静脈麻酔薬自動注入装置

二つめのシステムは『静脈麻酔薬自動注入装置』である。最近,薬物動態 理論が臨床にも応用され,特に麻酔科領域で盛んになっている。これは麻酔 薬の有効血中濃度を保ち,しかも速やかに覚醒させることを目指したもので ある。

われわれのシステムは至適血中濃度に達するまで急速に注入し、自動的に 緩徐注入に移行させる。方程式は2コンパートメントオープンモデルを用い ている。今までのところケタミン、サイアミラールの症例を重ねており、開

表 ICU におけるコンピュータ利用の四段階

		, (21) 2 - 7 - 7	13/13 - 2 12/15 13
段階	内 容	Ø	われわれの施設の利用例
	夕収樂 a acquisition	監視、測定、記録、 表示装置	各種ベッドサイドモニター 麻酔症例データベース (1983) APACHE II スコア解析 (1986) その他のデータベース
	-夕整理 a communication	二次情報の算出 各種情報の統合	循環動態把握のための Critical Care Chart(1976) 自動麻酔記録システム(1985)
***	fおよび治療計画 ision-making	多要素データに基づい たコンピュータ相談	敷急患者管理コンサルテーション システム (1983) 特殊疾患の麻酔コンサルテーション システム (1986)
aut	b治療 omated treatment losed loop)	薬剤や輸液の自動 制御	降圧・昇圧作用薬の並行制御による 動脈圧自動制御装置(1978) 薬効動態に基づいた静脈麻酔剤 自動注入装置(1983)

心術での大量フェンタニール麻酔にも応用している。ケタミン麻酔では,導入からポンプ停止まで,すべてコンピュータに任せても十分安定した麻酔が得られた。

ただしフェンタニールの薬物動態パラメータは報告によって、無視できないほど大きな開きがある。パラメータが適切でなければ、コンピュータが一瞬のうちに複雑な演算を行ったとしても、臨床では何ら役に立たないものになってしまう。

以上われわれの施設で開発したシステムを紹介しながら、その是非を論じてきた。

コンピュータは医療の中では、わずか30年ほどしか経たない、まだまだ新しい道具である。汎用性であるがゆえに、はっきりとした利用法も定まっていない。コンピュータが有益であることをいまさら否定する人はいないと思うが、付き合い方を誤れば無用となるばかりか、患者の生命を脅かす凶器にもなりかねない。

医療に直接携わっているわれわれひとりひとりが、コンピュータの正しい 在り方を探り、今後より一層の有効利用を図れるよう心掛けていくことが、 一番の基本であり成功への最短距離であろうと確信している。

Possibility of Computer Utilization

Toyoaki KIYOTA

Department of Anesthesiology, Nagoya City University Medical School, Nagoya, 467

We have classified computer utilization into four stages. The contents of the four stages are data acquisition, data communication, decision-making and automated treatment. The more the stage go forward, the more its system owes computer capability.

At every stage, we are utilizing some computer application systems that we have developed independently. Following presentation of the example of our application systems, we are discussing about what we expect to computer technology and how validly we use it.

A wide use of computer means to be useful to every purpose not whatever you hope, but whatever you make a proper choice. It's the most important thing that physicians, not computer technicians, look for a possibility of computer utilization, and attempt to computerize it.

Key words: Computerized, Intensive care, Anesthesia, Application system

2 コンピュータで何ができるか

浜松医科大学麻酔科学教室 増田忠訓, 池田和之

はじめに

患者管理において、人員、機器、情報を集中し、濃厚で強力な治療および 看護を行う集中治療棟を開設する病院が増加している。こうした集中治療棟 において、重症患者の管理が容易にかつ適切になったことは、電子工学を応 用した各種医療機器の普及およびコンピュータをベースとした医療情報処理 装置の出現に負うところが大きい。

今回、本シンポジウムのテーマ「ICUのコンピュータ化の現状と問題点」を考えるにあたり、浜松医科大学のICUを例にあげ、実際の使用をとおしての問題点を考えてみたい。

1. コンピュータ導入の目的

一般的にコンピュータ導入の目的として3つ挙げることができる。まず第 1に重症患者の各種生体情報を効率的に監視処理するとともに、より高次の 情報を得て治療に反映することであり、第2は現在多くの労力を要している 記録、データの保存などの業務の省力化を図ることであり、第3はこれらデー タの研究面への応用である。

2. 浜松医科大学の現状

患者モニタリングシステムの1例として浜松医科大学手術部,ICUの現状を説明したい。全体の構成は図1にあげたようにホストコンピュータ HP-PDMS を最上位に位置させて(レベル1)、それより下のいくつかのサブシステムを統合する。本来の HP-PDMS は図1の♪で示したような患者モニタ、およびデータ入力のための端末が備えられている。浜松医大ではこの既成のシステムにさらにサテライト A~C で示すマイクロコンピュータを付加したネットワークを形成することにより、本システムの内容の拡張をはかっている。

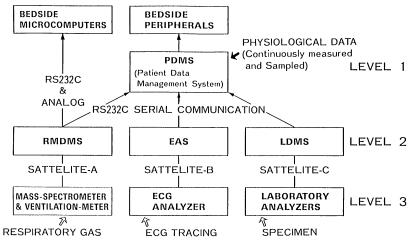
このようなネットワークによってサブシステムから送り出された、あるいは端末を使用して入力されたデータは PDMS のデータソースとなる。データの総項目 840 項目を 99 名について処理する能力をもつ。さらに磁気テープへの長期保存も可能である。

1) 呼吸管理サブシステム

Perkin - Elmer MGA 1100 質量分析計を中心として、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て、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りたっている。測定項目は、一回換気量、分時換気量、呼吸数および数種のガス濃度で、ミキシングチャンバーを呼吸回路内に付加することにより、酸素摂取量、炭酸ガス排泄量および両者の比などが測定される。

2) オンライン心電図解析装置

手術室、ICU における心電図モニター装置(HP - 78342 A)より出力される心電図波形をマルチプレキサーで順次スキャンし、心電図波解析装置 (NEC KARTIZER - 2800) に入力する。解析結果はシリアル通信で、マイコン (NEC PC - 9801) を経て、患者管理システム(HP - PDMS)にオンラインで入力される。解析項目は、PR - interval、QRS time、QTc、ST



HAMAMATSU OPERATIVE PATIENT MONITORING EQUIPMENT (HOPE) SYSTEM

CONFIGURATION

図1 患者管理のためのコンピュータネットワークの例(浜松医科大学 手術部・ICU)

HP - PDMS を最上位に位置させて、さらにサテライト A \sim C で示すようなマイクロコンピュータを付加したネットワークを形成している。 (ICU では、サテライト Aを現在作成している。B、C はすでに完成。)

change (ST junction, 40 msec after ST junction, 80 msec after ST junction) の4項目である。

3) オンライン検査データ処理サブシステム

本システムはマイコン(HP - 87)を核として検査項目の自動取り込みを 行うローカルネットワークである。マイコンはネットワークバスにカスケー ド接続された各検査機器からデータを収集するとともに、このデータを HP -PDMS に搬送するという 2 つの機能を有している。

3. 問題点について

1) 患者監視装置(HP 78342 A)の問題点

警報の重要性は疑うべくもないが、警報レベル設定の方法が複雑化している。たとえば、マイコン内蔵のものは、警報レベルセットのフレームを選択し各項目ごとに入力する労力を要する。また警報は時に誤報を伴うが、これに対する対策も必要である。通常警報は一つの判定基準に基づき作動するが、判定基準を多項目に、できうれば知能をもって状況に応じる能力が要求される。

また患者監視装置は高度の技術を導入しその機能を飛躍的に向上させたが、 それに伴って操作性が煩雑化した。望むべきは操作性を単純化するために、 高度な技術を使ってほしいことである。

一方、治療の高度化に伴い監視装置の機能拡張に迫られることが多い。この場合、各機器のソフトウェアの互換性、プログラムの開放、低価格などが 実現されれば、スムーズな機能拡張ができる。

2) HP-PDMSの問題点

HP - PDMSの問題を大別すると3つに分かれると思われる。

まず第1にシステム自体の問題がある。誰しもが痛感するものとして、Man-machine interface の問題があるとおもわれる。キーボード操作の煩雑性、オフラインデータの入力の煩わしさなど問題は大きい。この用手入力を避けるためにもオンライン化を進めなければならない。用手入力が必要な場合、バーコードの利用、マウス、音声入力など入力方法が簡単なものが好ましい。さらに日本語の使用ができないことも、大きな障壁となっていると考えられる。

システム全体の構成を考える上で、本体、モニタ、端末機のバランスも重要である。端末機が非常に少ない場合、使用場所に端末機を移動させなければならない。また端末機の価格をもっと安くすればシステム自体の活用が十分できると思われる。

次にデータ送信に係わる問題であるが、PDMS にはアナログ系にノイズフィルター、ディジタル系にはチェックサム、パリティチェックなどが取り

入れられている。また将来、光結合通信も有効な手段になると考えられる。 第3として人的問題がある。近年ますます複雑化する機器がユーザーであ る医師あるいは看護婦にいたずらに負担を加えていることが憂えられる。 Friendly interface こそ、最優先されるべき問題である。

またコンピュータの保守、点検は非常に専門的知識や技術を要し医師にとってきわめて困難なものとなってきた。さらに業者に依頼する場合にも高額な費用を必要とすることが少なくない。円滑にコンピュータシステムを活用するには、Clinical engineeringの要請が是非とも必要になってくると思われる。

3) LDMS の問題点

患者監視システムのオフライン入力をオンライン入力に変えていくことは 将来の趨勢であることに異論はないと思われる。この LDMS の問題点の第 1は、各検査機器自体に「患者識別能力」がないため、患者インフォメーショ ン(ID番号、動脈と静脈の区別)は用手入力で行わなければならないこと であり、第2は、データ送信の信頼性をあげるために、すでに述べた手段が 必要となることである。

4) EAS の問題点

本システムはすでに述べたようにベッドサイドの心電図モニターより出力 される波形を心電図波解析装置に入力している。この際採用されるセンサー の精度およびデータ送信の信頼度を下げる要因などにより雑音を生じ、誤っ た解析結果を導きかねない。このような外乱の検出削除も大きな課題である。

4. 最後に

これまで、浜松医科大学のHOPE(Hamamatsu Operative Patient Monitoring Equipment)systemの現状およびその問題点について解説した。今後さらにこれら問題点の解決とくに Man - machine interface の問題が重要視されてくるであろう。

Computers in Intensive Care Unit: Applications and Problems

Tadanori MASUDA, Kazuyuki IKEDA

Department of Anesthesiology, Hamamatsu University School of Medicine, Hamamatsu, 431 - 31

The computer applications are facilitated in modern ICU for medical performance with high technology. But there are many problems which we should solve. The first problem through using the computers is the trouble to input data. We should develop or apply new ways to input data. Second problem is concerned about clinical engineering. We have to use equipments depending on high technology. And it is too hard to manage them integrally. Clinical engineers take new technology as we need and the cost of maintenance will become low.

In this paper the adequate and effective usage for these problems are mentioned.

3. 入力の問題点

札幌医科大学附属病院救急集中治療部(現麻酔科)

渡辺広昭

われわれの ICU は開設後 2 年半経過したところである。稼働ベッドは4 床で専任医師 6 名と看護婦 18 名で年間約 260 人の患者の治療に当たっている。使用システムは三栄測器の Bioview 800 シリーズでバイタルサインシステム, 不整脈解析システム, 患者情報管理システムからなっている。開設前より ICU のコンピュータ利用について検討してきたが, 当初の予定とは異なり現在では一部の機能しか使われておらず大いに反省させられている。開設当初は珍しさもあって, われわれがオフライン入力を毎日行っていたが, じき入力される頻度はすくなくなり, 現在ではコンピュータとしてよりもセントラルモニタとして使われている様な状況である。その原因としてはコン ピュータシステム自体とそれを使用する側の両方にあると考えられる。

1. コンピュータシステムへの入力の問題点

現在使用されている患者監視システムはカタログにも書かれているように、実に多くの機能を持っている。必要な項目を入力してやりさえすれば、きれいな色のついた種々のディスプレイ画面によってわれわれに多くの情報を与えてくれる。これは実に素晴らしいことである。しかしこのような夢を実現するにはいくつかの問題を乗り越えていかなければならない。"入力してやりさえすれば"ということが実に大変なのである。図1にわれわれのシステム程度の規模で考えられる入力データについて示す。患者を入床登録すると通常バイタルサインはベッドサイドモニターからシステム内に自動的に取り込まれるが外部機器データや検査機器データはオフラインまたはインターフェイス装置を付けオンラインで入力しなければならない。オフライン入力の場合手間がかかるため入力されないことが多く、実際に毎日検査結果が出る度にわれわれがオフラインで入力してみるととても煩わしくてせいぜい2-3日しか続かない。われわれのシステムについてオフライン入力項目をみても数が多く、すべてを入力するのは難しい。そこで入力の手間を省くためオンライン入力を考えるわけであるがそのためには外部機器1台につき市販のも

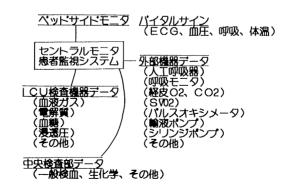


図1 ICU におけるコンピュータシステム

ので百万円以上の費用がかかり、しかも機器により出力信号の出方が一様でなく困難な場合もある。それでもお金をかけてオンラインにすれば検査機器に検体を入れる操作だけで結果がシステムに入力されるかのように考えがちであるが決してそうではなく、いくつかのキー操作が必要であり、特に市販の汎用インターフェイス装置ではキー操作の数が多く、キー操作が煩雑ということでまったく使われていない例も経験している。入力を確実にするためにはキー操作を簡単にした上で、患者番号またはベッド番号を打ち込まなければ検査機器等が働かないというようなことも必要である。

離れた検査部とのデータ転送については病院全体がコンピュータ化されていないわれわれの施設で問題となったが、以下のものはいずれも実現しなかった。ファクシミリは市内の検査センターの検査報告に用いられているおり院内の検査報告にも利用できるが、コンピュータにはオフラインで入力しなければならない。ICカードの場合は、検査部でデータを入力しそれを搬送器などでICUまで運ぶ手間はいるが、装置さえあればコンピュータへの入力は非常に簡単となる。また最近盛んになってきたコンピュータ「信によるデータのやりとりについても今後検討すべきであろう。

2. 入力する側の問題

コンピュータへの入力は誰がするかというと専任オペレータが配属になれば良いが、われわれの施設では予算などの関係でまったくその可能性がなく看護婦と医師に任されてしまう。看護婦は患者の入退床入力を行い、そのほかは入力の点では頼りにならない医師がすべて行わなければならず、特に多忙な時間にはまったく入力されない。その他看護婦が記載する観察表についてみるとコンピュータに入力されているバイタルサイン等をそのまま利用すれば良いのであろうが、実際は手書きのものの方が簡便で自由に記載できるため未だに中心的な記録となっている。またプリンター用紙の大きさがカルテの大きさと異なる点も使いずらい点の一つである。

3. まとめ

患者集中監視装置の入力の問題点について検討してみたが現在のところ種々の欠点がありコンピュータとして十分利用されているとはいい難い。より使われる装置を目指すためには次の事を考慮にいれて設計して欲しい。医師や看護婦はあてにならないものであり過大な期待をしてはならない。可能な限りキー操作を少なくしたオンライン入力にすべきである。オンライン入力を容易にするため周辺機器の規格統一が望まれる。使用する側については専任者をおくことを望むが実際は難しいため、やはりハードやソフトの面で医師や看護婦の手を煩わせないものを開発して欲しい。

Problems in Data Inputting

Hiroaki WATANABE

Dept. of Emergency and Critical Care Medicine, Sapporo Medical College, Sapporo, 060

Tow and a half years passed since we opened our ICU. Though we investigated the use of computer for patient's care before opening of the ICU, only a few functions are used now. I think that the main reason is complicated inputting of patient data, not only offline but online data. Considering laboratory data inputting, we must push some keys to input even the online data. In fact, in some ICU nobody come to input the online data for this bother.

I hope that computer aided patient monitoring system will come to be complete online system as possible, and make us free from troublesome key manipulation.

4. メーカー製と自作の集中監視装置の比較

京都府立医科大学麻酔学教室

田中義文, 夏山 卓, 橋本 悟, 重見研司, 木下 隆, 宮崎正夫はじめに

京都府立医科大学は、昭和58年12ルームの新中央手術部および8床のこども病院ICUを開設した。われわれは、その建築設計の際、それぞれの部門においてコンピュータ技術を駆使した集中監視装置の導入を期待を持って検討した。その結果、a)ICU用にはメーカー製監視装置が市販されているが、手術室用には適当な中央監視装置は見あたらない。b)ICUでは監視装置をナースが操作するが、手術室ではその可能性はまずない。むしろ、人手を取らない無人運転によるデータの自動記録が好ましい。c)ICUの業務内容から、監視装置を規格化することは容易であるが、手術室ではどのようなプロトコールが監視装置として適当であるか不明な点が少なくない、などの結論を得た。

以上の検討内容より、ICUには三栄測器製患者監視システム 801 型を購入した。中央手術部については、特に規格化されたメーカー製監視装置を求めず、単に各手術室よりモニター室までの信号伝達の配線、モニタースクリーン、アナログデーターレコーダ、汎用マイクロコンピュータのみを購入し、教室員によるシステム製作を行うことにした。本稿ではメーカー製と自作の集中監視装置の 3 年間の運営経過を比較し、これからの監視装置のあり方について述べたい。

1. 三栄測器製患者監視システム801型について

ICU に設置された本システムの機能は、1)各ベッドサイドモニタースコープの画面を中央の監視装置で観察できる。2)全患者の心電図波形を1画面で見ることができる。3)バイタルサインのうち、心拍数、血圧、呼吸数、体温などの数値で表示可能なパラメーターは24時間記録でき、その数値や

トレンドグラフを感熱用紙に記録できる。4) 患者の入床手続きや医療内容 をカタカナで記録できるメモ機能を備え、キーボードはアイウエオ順の配列 で入力しやすくなっているなどの4項目にまとめられる。

項目1)、2)のCRT表示については美しくまとめられており、使いやすい機能であった。図1の画面は8人までの心電図を同時観察でき、心電図の横の数値は血圧や脈拍、呼吸数などを表示している。項目3)のトレンドグラフは画面の左側に血圧、脈拍、呼吸数の変動が過去24時間にわたってグラフ表示され、グラフ上の項目の正確な数値はキーボードの矢印を押して画面カーソルを移動させることにより、画面右側に数値表示される。項目4)のメモ機能は患者名、生年月日、身長、体重、疾患名、ベッド番号などの入床手続きと治療のエピソードをカタカナ表示または英数字表示により記入できるが、アイウエオ順配列のキーボードでのデーターの記入は相当の労力と時間とを要するために3年間一度も実用に用いたことがなかった。感熱用紙はトレンドグラフまたは数値表示のみハードコピーができ、心電図や血圧波形は記録できなかった。そのために、心電図記録用の熱ペンレコーダーや電気信号を取り出すBNCコネクターを用意し、必要に応じて多ペンレコーダーで記録している。

システム 801 型の表示機能の素晴らしさは十分認めて、あえて問題点と利用状況をまとめると、1)心電図や血圧の原波形の記録は人手によるボタン操作で行うため、従来のモニタースコープの記録となんら変わらない。2)感熱用紙以外の記録媒体がないため、データ整理や比較のための研究材料として役にたたない。3)記録内容が24時間を経過すると、以前のデータは消去されて保存できない。4)メモ機能は単に装置のメモリーに記憶されるだけで、カルテの代わりにはなれないなどが挙げられる。そのために、このシステムは単に8人の心電図の同時ディスプレーに用いているだけで、トレンドグラフの表示を観察して患者の状態を検討したり、感熱用紙のハードコピーを実用にもちいたことはないのが現状である。

2. 中央手術部の自作監視システムについて

中央手術部監視システムは、メーカーに各手術室からモニター室までの心電血圧計の信号伝達のための配線と BNC や 24 pin プラグのターミナルボードそして 4 ch モニタースクリーンの設置を依頼して基本構成を形作った。心電図や血圧の原波形は、診断にはぜひとも必要であるため、TEAC 社製アナログデーターレコーダー RT - 30 A を設置し記録している。各手術室の血圧や脈拍の表示と記録には、汎用マイクロコンピュータである SORD 社製M 223 Mark V と A/D コンバーターのみを購入、教室員により 36 ch のアナログマルチプレクサーとシステムプログラムを製作した ^{1) 2)}。使用言語は CP/M Turbo Pascal である。

まとめると本装置は、常時 4 ch の表示ができ、 7 ch までの心電図や血圧 の原波形が 10 時間連続記録でき、全手術室の脈拍、最高および最低血圧の 平均値を数値で一分ごとにフロッピーディスクに記録できる。フロッピーディ

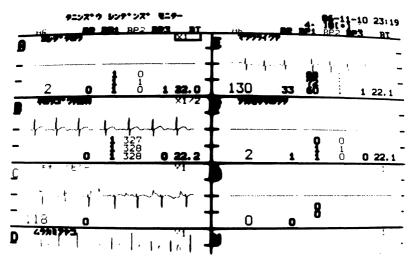


図1 三栄測器製集中監視装置の多人数心電図モニター

8人までの心電図が同時観測できる。数値は血圧、呼吸数などのバイタルサイン。 表示は見やすく美しいが、この画面のハードコピー機能がないのが欠点である。 スクが記録媒体であるために、他のパーソナルコンピュータを用いてトレンド表示や解析に容易に利用できるなどの特長をもつ。図2に監視装置の全容と図3にある一日の全手術室の血圧と心電図とのトレンドグラフを示す。

本装置の利点と欠点をまとめると、その利点として1)オリジナル波形が記録されているため診断解析に何回も再生できる。2)コンピュータの記録媒体(フロッピーディスク)が標準形式であるため、記録ファイルを他のコンピュータに写して研究材料に用いることが容易である。3)完全無人運転が行えることなどがあげられる。欠点としては、1)安価なコンピュータを用いているために、一ジョブしかプログラムが走らず、そのために記録途中で再生を行うことができない。2)グラフィク表示ができない。3)フロッピーディスクをドライブにセットしたりコンピュータの立ち上げを億劫がるドクターには敬遠されることなどが挙げられる。

3. これからの集中監視装置の構想について

本学に設置したメーカー製監視装置は、心電図その他の生体信号を直接記録保存する機能が貧弱なために突然の不整脈や心停止などの現象を後日解析し検討をくわえる材料として役に立てることができない。また、メモ機能といっても単に Key in された内容を感熱用紙にプリント出力するだけでは、多忙なドクターやナースが従来通りカルテに記入するほうが正確であり利用価値に乏しい。すなわち、本装置は言葉通りの監視装置であって、単に複数の心電血圧モニターを集中化させただけの機能を持つにすぎない。ICUでは、スタッフが集中監視装置に向かって作業をするのではなく、ベッドサイドで行う作業が圧倒的に多いことを認識してこれからの集中監視装置を設計してもらいたい。

一方,パーソナルコンピュータとアナログデーターレコーダーとをもちいた手術部監視装置の表示機能はメーカー製と比べるまでもなく貧弱であるが,監視よりも自動記録装置としての性格が強く,メーカー製の欠点をよく克服している。われわれは,術中不整脈に陥った患者の心電図を何度も再生して

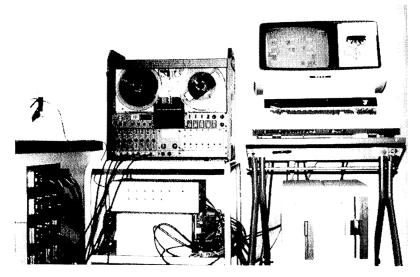


図2 手術部モニター室の監視装置

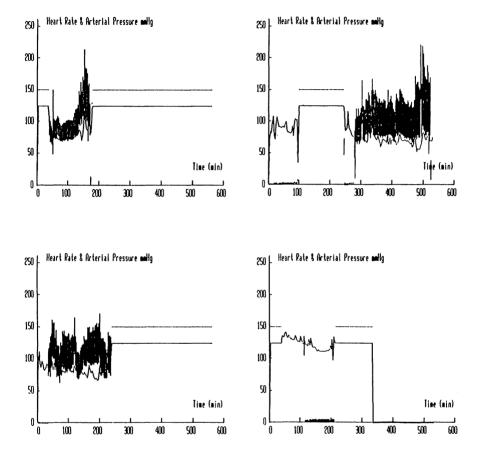
左テーブル側面に各手術室のモニター信号が出力されている。中央上はアナログデーターレコーダー、下はアナログマルチプレクサーとインターフェース。 右は数値記録のためのマイクロコンピュータ。

検討を行ったり、他のコンピュータを使って好みの様式のトレンドグラフを 作成したり、術中記録をアクティブに利用している³。

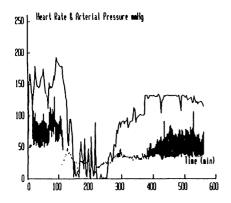
また、将来においてメモ機能は有用と考えられる。メモ機能でコンピュータ内に治療経過の蓄積を増加させ、それを基礎データにする人工知能のプログラム(現在ではLISP、Prolog など)と組み合わせれば立派なコンピュータコンサルテーションシステムに発展することは間違いない。

おわりに

ICU におけるコンピュータ利用はその端緒についたばかりだといえる。今後の開発については ICU 業務を正確に理解した上で、分散型コンピュータによる首尾一貫したシステムつくりが進められるであろう。すなわち、1) ベッドサイドモニターの集中化、2) 生体現象の完全な連続記録とその保存



再生, 3)治療経過の記録および公文書化, 4)統計解析や数値解析プログラムの利用, 5)強力なデーターベースと検索能力の実用化, などをかねそなえたシステムの完成が望まれる。



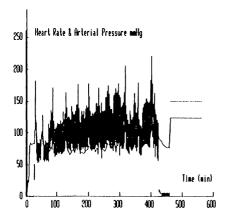


図3 ある日の全手術症例のトレンドグラフ。

中央上の午前の症例は脈拍記録のみで観血的血圧測定を行っていない。午後の症例で血圧測定を行っている。左上は人工心肺をもいた心臓手術例。途中で血圧と脈拍がなくなってる。右下の症例 45 分ごとに血圧がピークを示し、NLA 麻酔でフェンタネストと筋弛緩剤の追加投与の影響が記録されている。

A Commercially Available Intelligent Monitoring System and Selfmade Monitoring System

Yoshifumi Tanaka, Takashi Natsuyama, Satoru Hashimoto, Kenji Shigemi, Takashi Kinoshita, Masao Miyazaki

Department of Anesthesiology, Kyoto prefectural University, School of Medicine, Kyoto, 602

Two types of intelligent monitoring systems were tested. The one is commercially available system, which provided clear monitoring of 8 patient's ECG on a CRT and able to record a trend graph for 24 hours. However, the system is unable to store the original data on any magnetic recording devices to analyze the progress of patient's history. The other monitoring system was built by ourselves using an ordinary micro-computer and an analog magnetic data recorder. This system facilitated perfect recordings of original physiological data such as ECG, pressure curves, and numerical values of heart rate, systolic and diastolic blood pressures every minute. We concluded that analog and digital magnetic recording devices are indispensable for intelligent monitoring system.

Key words: Intelligent monitoring system, Digital recording, Analog recording, Standard recording format.

文 献

- 1) 田中義文,夏山 卓,橋本 悟,重見研司,滝沢洋之,宮崎正夫:アナログ/ディジタル技術を利用した中央手術室での集中監視装置.麻酔 35:1288-1293,1986.
- 2) 田中義文,夏山 卓,橋本 悟,重見研司,宮崎正夫:マイクロコンピュータ 応用の中央手術部監視装置.麻酔・集中治療とコンピュータ 1986. 1986, p 90-95.
- 3)田中義文, 柴 禄郎, 夏山 卓, 橋本 悟, 重見研司, 滝沢洋之, 宮崎正夫:

甲状腺癌頸部郭消術中に一過性循環虚脱をきたした 1 症例. 臨床麻酔. 11 (4), 550-552, 1987.

5. 検査データの on - line 化

弘前大学医学部麻酔科学教室

石原弘規

当院 ICU は昭和 58 年に新設され、その際オンラインの検査データ使用も 考慮し、約3年に渡って運用したので現状と問題について述べる。

セントラルモニターにはオンライン化されているデータとして、アナログでは ECG、呼吸、血圧の波形を、またデジタルでは ICU 検査室からの血液ガス、電解質(Na、K、Cl、Ca⁺⁺)、末梢血検査を得ている。検査室には8ビットマイクロコンピュータによる中央処理部と CRT ディスプレイ、プリンターを設置している。

1. 入力時の問題点

入力時の問題点としては、以下の3点が考えられる。(1)入力方法の簡素化、(2)入力データのチェック、(3)人的問題

1) 入力方法の簡素化

3年前のマイクロコンピュータのため、一つの Job しか実行できない。 即ち、入力の際には、患者ベッド番号を選び、何の Job を実行するか指定しなければならず、その度、コンピュータのキーボードまで、足を運ばねばならない。またキーボード自体も汎用のためなかなか慣れない面もある。現在では multi task の可能なコンピュータ(例 NEC 5200 - 07 など)もデータ表示や処理をしながら、データ入力も随時可能となった。入力をより簡素化するために、改良した青森市民病院のシステムを紹介する。オンライン入力操作は測定器ごとに、測定器のすぐ脇に設置されたテンキーのみの小型のインターフェイスでなされる。サンプルを測定器に注入する際、患者のベッ

ド番号をインプットするだけでよい。またそのときのデータが同時にプリントアウトされる。今後 ICU 内での検査データオンライン化ではこのような方式がよいと考えられる。

2) 入力データのチェック

たとえば呼吸・代謝モニターでも、Fio ②変更や気管内吸引操作により、データが影響を受ける。血液ガスのオンライン化の場合でも、入力ベッド番号の誤りや、ヘパリンの多量混入による影響が考えられる。このため、ICU専任医師が、1日に1回程度はオンラインデータをチェックし、誤ったデータを削除することが、正確なデータ記録、保存のため必要である。

3) 人的問題

当院 ICU では専任の検査技師がおらず、オンラインデータ入力は、ICU の専任医師、看護婦が中心に行っている。しかし、上述した入力に手数がかかることより、必ずしも全検査データがオンライン入力されないのが現状である。

2. デジタル転送の問題点

血液ガス分析装置や、電解質測定装置等にはプリンター用の出力を有し、コンピュータとは接続端子(RS-232C)を介して接続されている。RS-232C用メタリックケーブルはデータ伝送距離がせいぜい 30 m 程度であり、伝送距離が短く、われわれの狭い ICU でも、ケーブルは 30 m を必要とし、検査室とコンピュータが離れている場合には、伝送の正確さが問題となる。最近光ファイバーを用いたモデムが市販されている。光ファイバーモデムを使用すれば、伝送距離は 1 km 程度となるので伝送距離が長くなる場合には光ファイバーによる方式が有用であろう。

伝送速度に関しては、われわれのシステムは当初 9600 ボーで行っていたが、伝送エラーの出現頻度が高いため、バッファー設定し、2400 ボーに転送速度を落した所、伝送エラーは見られなくなった。ICU では、検査のため回線が混みあうこともまれと思われるので、伝送速度は現在の 2400 ボーで

もほぼ満足している。

3. オンライン化にあたって

1) オンラインデータの項目決定

上述したようにオンライン化には RS - 232 C の接続端子を有するものは比較的容易にオンライン化ができる。現在は RS - 232 C の接続端子を有する血液ガス分析、血液電解質、末梢血などごく一部の項目に限られる。ICU の検査は人的問題もあり、可能な限り最小必要限度の項目のオンライン化に限った方がよいと考えられる。ICU でオンライン化しなかった項目の多くは 1 日 1 回程度のデータ採取で十分であるので、中央検査部を利用したオンライン化の方が、人的・経済的効率からみても望ましい。

2) データの表示,保存

オンライン化したデータをどのように表示し、保存するかも問題である。 患者のベッドサイドに最新のオンラインデータを表示する施設もあるが、われわれのような狭いICUでは却って邪魔になりかねない。一方セントラルモニターへの表示では、実際に患者のベッドサイドで治療に専念している医療スタッフには、オンラインのホットな情報は伝わりにくい。オンラインデータをどこに表示するかは、ICUのスペースや管理体制等により各施設で異ると思われるので、最良の場所を決定しなければならない。またハードコピーは通常騒音源となるため、できるだけ患者から離れた位置で、しかもサーマルプリンターなどの使用により、騒音源とならないよう努めねばならない。

オンラインで入力されたデータは通常ハードディスクや、フロッピーディスクに保存されるが、これらデータを死蔵しないためのデータの活用法は今後の課題である。

4. 今後の課題

1) ICU 経過表のコンピュータ化

ICU での呼吸・循環動態などのバイタルサインのオンライン化と同時に検査データのオンライン化も取り入れた ICU 経過表を作製するのが目標であ

る。

2) 中央検査部からの検査データのオンライン化

前述したように ICU 内のオンライン化のみでは検査項目に限度があるため、今後は中央検査部からデータのオンライン化が重要と考えられる。

3) ファイル化したオンラインデータの活用法

ファイルに保存されたデータをもとに症例の検討,統計処理など今後考慮 しなければならない。

On-Line Data Laboratory System

Since 4 years, on-line laboratory data system including blood gas, electrolyte and CBC has been available in our ICU. There are many points to be changed for promoting quality of the system particularly in input method, checking entered data file.

Lack of the ICU personnel who are taking care of the system every day is another problem. On line communication with central laboratory of the hospital is mandatory for further on line data system in ICU.

6. 数値データの図形表示を中心に

岡山大学医学部麻酔 • 蘇生学教室

太田吉夫

ICUにおいては、大量のデータが発生し、それを管理・活用するための手段としてコンピュータが使用されるようになってきた。しかし、データの記録や保持に関しては大容量の記憶媒体の低価格化により長期保持および即時呼び出しが可能になってきたものの、データの入力や記録されたデータの利用に関してはまだ多くの問題がある。

岡山大学 ICU においては、約10年前よりヒューレット・パッカード社製 患者監視装置 (HP 1000、PDMS) を導入し、またその後の患者数およびオ ンラインデータの増加に対応するため昭和59年にバージョンアップを行い, ICU でのコンピュータ利用を進めてきた。しかし、残念ながらその利用頻度 はあまり高いとはいえない。われわれの使用例の紹介を通して、ICU におけるコンピュータ使用上の問題点とその解決法並びに限界について説明する。

岡山大学 ICU では、8 床用の中央監視装置(セントラルモニター)と不 整脈監視装置があり、これらにより患者の心電図の中央監視と記録および不 整脈の監視を行っている。

これに加えて、10 床用の HP 社製患者監視装置(PDMS)があり、これ が ICU のコンピュータの中心となっている。各ベッドサイドからは、心拍 数,最高血圧,最低血圧,平均血圧,静脈圧,体温の情報がアナログ信号と して送られ、コンピュータ内の A/D コンバータによってディジタル信号に 変換される。信号は30秒ごとにコンピュータに取り込まれ、各端末に表示 されるとともに、1時間はそのまま記録される。1時間を過ぎたデータは平 均化されて5~60分間隔で記録される。また、不整脈に関する情報も不整 **脈監視装置より送られ同時に表示,記録される。血液ガス分析のデータは,** ABL-2 (RADIO METER 社) からの BCD 信号をシリアル信号に変換した 後,RS - 232 C を介してパソコン(HP - 85)に送り,ここで検体情報を入力 してから PDMS に転送している。これら以外の検査データはキーボードよ り入力しなければならない。端末は ICU の中央にフルキーボードのものが 1台、さらに2ベットに1台ずつビデオキー端末が壁際に設置してある。こ れらの端末からは、任意の患者のデータを参照することができ、また入力す ることも可能である。オンラインでモニター可能なベッド数は 10 台である が,患者は最大 69 人まで登録可能であり,患者の ICU 退室後のデータの保 存に使用されている。これ以上のデータは、磁気テープに記録して保管して いる。

ICU でのコンピュータ使用上の問題点はいろいろあるが、入力、データ処理、出力(表示)の3点について検討したい。

入力は,

- オフライン入力 キーボードからの入力 磁気テープ,フロッピーディスク
- ・オンライン入力モニター機器との接続検査機器との接続他のコンピュータとの接続

などが考えられる。われわれの例ではモニター機器および血液ガス分析装置はオンライン接続されているためデータの入力は容易である。しかし、生化学検査や、一般検血等のデータはキーボードから入力しなければならず、手間がかかりまた入力漏れも多い。われわれの施設では現在はICUの検査技師がおもにこの入力作業を行っている。

現在、岡山大学医学部附属病院では大型コンピュータを導入中であり、これにより中央検査部などのデータはオンライン化されることが予定されており、また病名や薬剤処方などもオーダーリングによりホストコンピュータで管理することが予定されている。このように病院全体にコンピュータが導入される例は現在非常に多くなっておりまた今後も増加すると考えられるが、この場合 ICU 独自のコンピュータはどのような位置付けになるであろうか。ICU においてはその性格上、1人の患者に多くのモニターを行いまた頻回に血液ガス分析などの検査を行うため、一般病棟と比較にならないほどの多量かつ異質のデータが発生する。したがって、ICU で独自にコンピュータを持ち、ホストコンピュータと共用できるデータはオンラインで交換するのが望ましいと考えられる。われわれもそのように準備を進めているが、実際にはホストコンピュータと ICU のミニコンとの直接接続は困難なため、ホスト側の端末として設置されるパソコン (F9450)を使っての接続を考えている。データ処理は本来コンピュータ処理の中心になるべき業務であるが、それ

だけによく検討されており、ICUでのコンピュータ使用上の大きな障害となることは少ない。心仕事量や酸素消費量などの二次情報の計算は良く利用されている例であるが、今後モニター項目の増加に伴ってさらに利用範囲が拡がることが予想される。たとえば、パルスオキシメータと OPTI - CATH による動静脈血酸素飽和度と呼気ガス分析による酸素消費量を組み合わせた心拍出量の連続計算などは、すでに発表されているがそのよい例であろう。また、検査データ等からの病態診断や自動診断等は今後検討すべき問題であろう。ただ、ICUでは独自に検査機器を有する場合が多く、この場合中央検査部とのデータの整合を十分検討する必要がある。

次に出力,表示の問題であるが,端末の設置場所や表示様式など,実際の 運用上非常に問題が多い。ICU においては呼吸,循環,代謝など,複数のパ ラメータから判断しなければならないことが多く,またこれらのデータは頻 回の検査によって短時間のうちに次々と更新されていくので,その時間的変 動を把握する必要がある。時系列表示に関してはトレンドグラフが用いられ ることが多いが、項目数が増えるとカラー表示等を用いないと見にくくなる。 PDMS ではカラー表示ができないため、必要なデータをパソコン (PC 9801) へ転送してパソコン上でカラー表示させるため,PDMS から RS - 232 C を 介してデータを送るルーチンを作成している。複数データの表示には従来レー ダーチャートが良く用いられてきた。これは 10 個程度のデータを図形とし て表示しまた正常値との関係も図示されるため利用しやすい。しかし、パター ンが星形で意味がないため覚えにくいこと、発表者によってパラメータの取 りかたがまちまちで比較しにくいこと,人工呼吸中の患者の静脈圧データ等 のように常に一般の正常値からずれているものがあると他のパラメータが正 常化しても図が正多角形にならない等,いくつかの欠点がある。1971 年に Chernov はヒトの顔を使って複数のデータを図形表示することを提唱した。 これはヒトの顔がパターンとして覚え易く,また小さな変化も比較的容易に 見分けることができるからである。この顔の場合は簡単な線画でも約20個

のパラメータを表示することができる。同様の試みを風景画を用いて行ったものも発表されている。ICU においても複数のパラメータのパターンを時間を追って検討していくことは重要であり、多施設で共通の図形表示を用いて、病態の変化を検討することは有用なことであると考えられる。

今後、ますます色々な部署にさまざまなコンピュータが導入されるようになると思われるが、この場合データの互換性がその利用の難易を決定すると考えられる。現在でもコンピュータに限らず検査機器でも RS - 232 C 等の出力を用意してそれに対応しているかに見えるが、実際は同型の端子にディジタル出力が出ているだけのものも多く、また共通のプロトコールもないため、異機種間のデータ転送は困難なことが多い。本研究会が中心となってデータの互換、共用プログラム等の開発などが推進されていくよう期待したい。

Two Topics in ICU Computer System

Computers in ICU, and it's role in total hospital computer system.

Problems in graphical expression of numerical data.

Yoshio OHTA

Department of Anesthesiology, Okayama University Medical School, Okayama, 700

Computer has been utilized to handle a huge amount of patient related data that are generated daily in intensive care unit. Recently, many hospitals have started to introduce computer systems to manage complicated medical insurance system in Japan. In these cases, some data are overlapped in two computer systems, though ICU system accumulates more clinical data with a fewer number of patients. Data communication between two (hospital and ICU) systems would be able to reduce the work of data input which has been one of the major problems in ICU system.

In ICU, to recognize a pattern of clinical data (e.g. hemodynamic profile) and to trace their changes, graphical expressions of numerical data have been utilized. Among them are trend graph, radar chart,

Charnov's faces method, etc. Although, raw data are stored in main frame or mini-computer, micro-computer is more suitable for this purpose because of its flexibility.

Considering above two topics, main frame, mini-and micro-computers have their own merits in each situation. So, data communication between different systems might be a critical problem for flexible use of computer systems in medical fields.

Key words: Data communication, Graphics, Hospital computer system

7. ファイリングシステムと知識ベースシステム

砂川市立病院麻酔科

山村剛康

コンピューターが ICU の業務の一部、たとえば、各種モニターや検査機器からの情報収集と処理、機器の動作状態の監視、簡単な検査や治療などを代行できるということに関しては、今や、ほとんど疑問の余地がないように思える。したがって、現在問題となっていることは、診療過程におけるシステムの実用度と有効度、そして、個々の処理の統合性の程度であると考えられる。しかし、これまで開発されたシステムは、我が国の事情(コンピューターを導入しても担当者が配属されないので、医師や看護婦が仕事の合い間に操作しなければならない)や現場の要求に対して、必ずしも十分な配慮を行っていなかったために操作性や処理方法、入出力方式などの点で改善の余地があるように思える。

私共は、ICUへのコンピューター導入に際して、何よりも実用的であり、 現場の要求に応じて柔軟なシステム変更が可能であり、投資に見合った程度 の業務の能率向上が達成されるように考慮した。既存のシステムでは此等の 点が十分に満足されなかったので、システム設計とプログラム開発は著者が 行い、現場の要求が反映されるようにした。本システムは自動集録装置とし ての機能を追求した統合的なシステムとして稼動中である。

1. システムの構成と機能

コンピューターシステムは、汎用機であるヒューレット・パッカード 9836-CS (カラーグラフィックディスプレイ、メモリー容量: 1 MB) と 2 台の 9816-S (おのおの 768 KB, 512 KB) からなり、HP-IB によるネットワークを組んだ。周辺装置としては、ハードディスク (9133 A)、フロッピーディスク (TEAC, PS-9020 F)、カラーグラフィックプロッター (7475 A 9)、プリンター (82906 A)、64 チャンネル A/D コンバーター (TEAC, PS-9030) などを備えている。アナログ信号をディジタル処理で扱うと膨大な記憶容量と処理時間を要するので、心電図、動脈圧波形などは時間管理された14 チャンネルデーターレコーダー (TEAC, SR-51) に常に記録されるようにした。システムは、1) ベッドサイドモニターからの情報のデーターベース (Vital Signs Base)、2) 血液ガスおよび電解質値のデーターベース (ABG Compile)、3) 人工呼吸器の動作監視と一部制御 (Ventilator M/C)の3者が機能的に独立に働くようにした。

言語は HP - BASIC 3.0 を用いた。HP - BASIC はインタープリター自体で約 400 KB を占めるが,高度な割込み処理や図形処理が可能であり,さらにインターフェイスとの信号のやり取りやビット操作などのアセンブラー的な機能も備えているので,計測制御分野でのプログラム開発には非常に優れている。本システムのプログラムでは,これらの特長を十分に活用して 12 レベルの割込み優先度の下に外部機器の制御とデータ処理を行った。

2. Vital signs base (9836 - CS)

心拍数、血圧、呼吸数、体温など主にベッドサイドモニターからの情報を A/D コンバーターを介して患者ごとにファイルし図形処理する。ハードディスク上におのおの 10 日間のデーターを保存し、必要に応じてフロッピーディスクにコピーできる。過去のデーターの再現にも高速(5 秒以内)で応じる。

3. ABL compile (9816-S)

ABL - 30 と KNA - 1 からのデーターを RS - 232 C インターフェイスを介して取り込み、図形処理を含むデーターベースとして機能する。FiO₂、Hb,体温はキーボードから入力するが、プログラムの工夫により最低 2 個のキー操作で済むようにした。人工呼吸器を使用中は FiO₂が自動的に入力される。

4. Ventilator M/C (9816-S)

SV - 900 C の動作状態を A/D コンバーターを介して連続的に監視し、それを図形表示するとともに保存する。また、コンピューターを用いた人工呼吸器の計測制御の試みとして、PEEP 負荷に応じた肺気量の変化を自動計測する機能も備えた。

おのおののデーターは、ネットワークを介して 9836 - CS に集約されるので、たとえば、人工呼吸器の設定と循環動態の変化や動脈血ガス分析値の変化の関連などの統合的なデーター解析が可能となる。

知識ベースシステムの試みとしては、コンピューターを用いた人工呼吸器のトレーニングシステムについて報告した。これは、テストラングを換気しながら SV - 900 C の設定方法と効果を実際の換気状態をカラーグラフィックディスプレイ上で確認しつつ学習するものである。

5. 考察

1) ICU コンピューターシステムの実用性

臨床の場にコンピューターを導入するとかえって仕事が増えたり煩雑になってしまうことがある。また、コンピューター化しない方が操作性やコストパーフォーマンスの点で便利で実際的なことも多い。医師や看護婦が、合い間にコンピューターを操作しなければならないような状況下でコンピューター化の効率を上げるためには、できるだけ自動集録装置としての特性を追求するのが良いと思われる。入力の際のキー押しの回数は極限まで減らし、かつ無味乾燥にならないようにプログラミング上の配慮をすべきであると考える。

私共の経験から、適応の少ない処理は思い切って捨てることによって自動 化の程度を上げた方が実用度は増すと思われた。出力形式は直観的に理解し 易い図形処理を行い、また、見かけの処理速度を速くする工夫も重要であった。或る出力を指定した場合に、コンピューターが応答したと思われるまでと、処理が完了するまでにわれわれが待てる時間は最大限おのおの1秒、6秒程度である。コンピューターが実際に効果的に稼動するためには、コンピューター化によって明らかに仕事が減り、かつ仕事の質が向上したことを、現場のスタッフが実感できることが重要であると考える。

2) システムの可塑性と発展性

新しいモニターや検査に対応したり、日常処理以外の処理の実行が必要になるなど、ときとともにシステムの変更や改造が必要になる。これらの場合に柔軟に対応するためには、複数のコンピューターからなるネットワークシステムの下で、理解し易い共通の高級言語を用いてプログラムを作成するのが最良の解決法であると考える。これによって、必要に応じてその都度プログラムを作成し、主要ルーチンを停止させることなく独立に処理することが可能であるし、予期せぬエラーや故障のためにダウンする部分を最小限に留めることができる。短期間の特殊な実験治療目的のために、システムの一部を切り離して使用することも可能である。このようなシステムの可塑性や発展性に対する考慮も重要な問題であると思われる。

3) ICU におけるコンピューターの役割り

ICU業務のコンピューター化に関して最も重要な問題は、それをコンピューターで行うことができるかどうかではなく、それをコンピューターで行うことが適切かどうかという点であると思われる。われわれの経験からは、情報の収集と処理の自動化や検査過程の一部の自動化に関してコンピューターは著しい効果を上げるが、治療過程の自動化については実用的な価値を発揮しないように思われた。その主な理由は、現段階では、処理に必要な判断と選択をするための情報のすべてをコンピューターに与えることができないために、自動化の範囲が極めて限定された非実用的な範囲に留まってしまうことにあった。また、教育的な観点からも、医師や看護婦が処置をする際にコン

ピューターに気を配ったり、当の患者よりもコンピューターの動作状態により多くの注意を向けなければならないような状況は、少なくとも ICU では好ましくないように思う。むしろ、他の業務を省力化して、たとえ些細なことでも患者の処置や治療は医師が自分で行うべきであると信じる。

Practical Aspects of the Integrative Data-management System of the ICU

Takeyasu Yamamura

Department of Anesthesia, Sunagawa City Medical Center, Sunagawa 073 - 01

Practical capability of our integrative data-management system of the ICU was reported. The system activates three workstations, HP-9836 CS and two HP-9816 Ss, each of which deals with vital signs data from the bed-sides, blood gases and electrolytes data and respiratory data from the ventilators, respectively. HP-IB communication lines established shared data managements and functional independences between them. Event-selected interrupts controlled 12 system priority levels. Simplified key-input operations and sophisticated graphics outputs made the system highly accessible to ICU staff. The system also supported computer aided training system of the SERVO 900 - C ventilator. It is so designed that the fresh members study the basic concepts of artificial ventilation, setting up of the ventilator and patient - ventilator interactions. Designing and realization of our system claimed that the operation of the computer system must be highly automated and simple enough not to bother the staff and an interpreter language is desirable for the probable reconstructions or reextensions of the system performance.

Key words: ICU, Computer, Automated data management, Computer graphics, Computer aided ventilator.

参考文献

1) 山村剛康,木村智政,古川幸道:コンピューターによる人工呼吸器の自動制御.

呼吸と循環 30:777-780, 1982.

- 2)福田正人,山村剛康,原田幸二,塩谷 勉:心臓麻酔記録のコンピューター化. 臨床麻酔 10:801-806, 1986.
- 3)山村剛康,武谷敬之,古川幸道:臨床と研究のための実際的な ME の知識(3): 基本的な生体情報処理. 麻酔 32:751-757, 1983.

8. 輸液栄養のコンピュータ管理

東北大学医学部麻酔学教室

皆瀬 敦

輸液栄養管理とは、①患者が必要としている水分、電解質、栄養の量を推計し、投与計画をたて、②その計画にそって実行し、③さらに、実際に投与された内容を確認し、検査所見などとあわせて、投与計画の妥当性を評価し、必要であれば変更を加える、といった一連の作業である。

これらのすべての過程をコンピュータに任せると、輸液の自動制御(Closed Loop Control)になる。たとえば、熱傷患者のショック期における自動輸液システムは、いくつかの施設で試みられている。輸液量が適切かどうかの評価には時間尿量、中心静脈圧(または肺動脈拡張期圧)、および動脈圧を用いる。すなわち、時間尿量が減少した際には輸液速度を速め、また中心静脈圧が上昇しすぎる場合には輸液速度を減じる、といった作業をコンピュータが制御する。ただし、このシステムではコンピュータは輸液速度のみを制御しており、輸液の組成については医師が決定する。

ここで、輸液栄養の管理にコンピュータを用いることの意義は、まず fine なコントロールを実現することにある。重症の患者ほど、投与計画、実行、再評価という作業を短いサイクルで行う必要があるが、コンピュータの助けによって、この作業を能率的に行うことができる。また人間の仕事につきものである見落としや勘違いを防止する効果も期待できる。

さて、熱傷ショック期の輸液管理の場合は単純なモデルを想定でき、比較的容易に自動制御が実現できたが、日常の輸液栄養管理をすべて自動化することは難しい。というのは、自動制御を行うためには、評価の基準となるパラメータをオンラインでコンピュータに取り込まねばならない。しかし、輸液栄養管理を評価するには非常に多くのパラメータを必要とし、しかもこれらをすべてオンラインで取り込むことが困難だからである。たとえば電解質バランス、窒素バランスなどの情報をオンラインで取り込むのは現時点では不可能であろう。

そこで、われわれの施設では、医師が輸液栄養管理を行うにあたっての有用な情報提供源としてコンピュータを利用している。たとえば、患者の年齢、身長、体重、性別および病態などから、水分、電解質、栄養の必要量を推測し、投与計画の参考にする。実施の後、実際に投与された水分、電解質、栄養の量を計算し、血液や尿の検査所見とあわせてバランスを判定し、投与計画の再検討を行う。将来は簡単なシミュレーションも行ってみたいと考えている。すなわち現在の投与計画を続けていった場合、患者の病態がどのように変化するかを予測しようという試みである。

われわれの施設ではほとんど行っていないが、輸液の実施の際にコンピュータを利用しようという試みもある。輸液の速度の制御は、最近マイコン内蔵の輸液ポンプが普及してきたので、比較的容易に実現できる。輸液の組成に関しては、いくつかの異なった組成の輸液ラインを混注することで実現可能だが、かなり大掛かりなシステムにならざるを得ない。

以下、われわれの施設における輸液栄養管理の実際について述べる。当 ICU では入室患者全員について、毎朝、電解質、BUN、Cr、末梢血所見、血液ガス、体重を測定している。またパソコンを用いて、前日に投与された水分、電解質、栄養の合計、および窒素バランスを計算し、前述の検査所見と合せて投与計画の評価、再検討を行っている。

当初はハンドヘルドコンピュータを用いていたが、記憶容量に限界があり,

印刷の速度にも不満があったため、現在は PC 9801 を使用している。プログラム作成にあたっては、ほとんどの操作が数字キーとファンクションキーだけでできるように配慮した。プログラムは初め BASIC で書いたが、扱うデータの量が次第に増えてきたので、DATA BASE IVというデータベース管理言語に移植中である。図1は、その画面表示を模式的に表したものである。まずベッド番号および患者名を入力し、次に薬剤名と投与量を順次入力してゆく。薬剤名はコード化されており全部で 999 種類まで登録可能だが、現在われわれの施設では 100 種類の薬剤を使用しておりまだ十分に余裕がある。薬剤を入力するたびに画面の左側に薬剤名とその投与量が表示され、右側には水分、電解質、栄養の合計が表示される。図1では3種類の薬剤がすでに入力されており、右側には、日付と患者名、その下に、ナトリウム、カリウム、マグネシウム、カルシウム、塩素、燐、ぶどう糖、糖質の合計、脂質、アミノ酸、アルブミン、窒素、カロリー、ノンプロテインカロリー、カロリー/N比、Volumeの順に、表示されている。

中心静脈栄養などで、多くの薬剤を混合して投与することがあるが、その一部だけが使用された場合、個々の薬剤がどれだけ使用されたかを計算するのはめんどうである。このような計算も容易に実現される。「混合」のファンクションキーを押し、混合する薬剤を入力し、再度ファンクションキーを押したのち、実際の使用量を入力する。すると、混合液の内容が計算される。すべての薬剤の入力が終わると計算結果が印刷される。図2のようにコンパクトに印刷されるので、われわれはそのままカルテにはって保存している。なお、われわれのシステムではプリンタバッファを使用しているので、印刷の待ち時間なしに次の作業に移ることができる。

このプログラムの使い道としては、既に投与された輸液の栄養計算を行えることはもちろん、新しく投与計画を考える際の参考にすることができる。 つまり画面の右に常に表示されている電解質や栄養の合計を見ながら、投与する薬剤を追加したり、削除したりして最良の組み合わせを検討することが

		85/09/28	Α.	Kaise
1 ハイカリック 2号	1400ml	Na	9 0	mE q
2 プロテアミン 12X	600ml	K	60	mEq
3 イントラファット	200ml	Mg	20	mE q
		Ca	17	mE q
		Cl	90	mЕq
		P	396	m g
		ブドウ糖	350	g
		糖質	380	g
		脂質	20	g
		アミノ酸	68.1	g
		アルブミン	0	g
		N(窒素)	10.8	g
		カロリー	2013	Cal
		カロリー*	1700	Cal

図 1

できる。

さらに、患者の身長、体重、年齢、性別から、基礎代謝量を計算する機能、 BEE (Basal Energy Expenditure)

体重 (kg), 身長 (cm), 年齢 (years)

また、前日と本日のBUN値、蓄尿中の尿素窒素、クレアチニン値および尿量を入力すると、窒素バランスやCHI(Creatinine Height Index)など、栄養評価に関する計算機能も備えている。

窒素 OUT=UUN×尿量÷100000+4

+ (当日 BUN-前日 BUN)×0.6×体重÷100

$$CHI (%) = \frac{Ucr (mg/dl) \times 尿素 (ml/day)}{$$
体重 (kg) × C

(男:C=23 女:C=18)

	,
- 1 ハイカリック 2号 - 1400m	1
2 プロテアミン 12X 600m	l
3 イントラファット 200m	l
Na 90 mEq	
K 60 mEq	
Mg 20 mEq	
Ca 17 mEq	
C 1 90 m E q	
P 396 mg	
ブドウ糖 350 g	
糖質 380 g	
脂質 20 g	
アミノ酸 68.1 g	
アルブミン 0 g	
N(窒素) 10.8 g	
カロリー 2013 Cal	
カロリー* 1700 Cal	
カロリー*/N 157 Cal/	′g
Volume 2200 ml	_

表1に、現在試みられている栄養評価法を示した。われわれの施設では、 窒素バランスの計算、体重測定をルーチンに行っている。ただし重症患者に おいては、体重は栄養状態よりも、むしろ水分バランスを反映するようであ る。呼吸モニターによる、酸素消費量、炭酸ガス産生量、呼吸商の測定も、 必要に応じて行っている。

図 2

輸液栄養管理においては、その評価が重要なポイントになる。われわれの システムにおいても、電解質バランス、窒素バランスなどを計算して、評価 の参考としているが、必ずしも能率的なものとはいえない。

図3は現在開発中のシステムの一部である。患者の属性データ、1日分の 主な検査データ、バランスデータが一つの画面に収まる。正常値をはずれた ものは色を変えて表示する。さらに、前日のデータと比較して、有意の変化 を示しているデータには矢印(↑または↓)が付加される。そして、この画

表1 栄養評価に関する指標

- 1) 身体計測
 - 体重, 上腕周囲, 上腕三頭筋部皮下脂肪厚, 上腕筋肉周囲
- 血液,生化学的検査 血清蛋白,血清アルブミン,レチノール結合蛋白, プレアルブミン,トランスフェリン,α₂-HS糖蛋白 末梢血所見
- 3) 尿検査 窒素バランス, CHI (Creatinine Height Index)
- 4) 免疫学的検査 末梢血リンパ球数, リンパ球のサブセット, 様々の補体活性, 遅延型アレルギー反応
- 5) 全身面からの評価 酸素消費量 (ൎVo₂), 炭酸ガス産生量 (˙Vco₂), 呼吸商

面は先に示した輸液栄養計算プログラムからいつでも呼出せるようにする計画である。無論,任意の項目についてトレンド表示も可能である。データ入力の手間など問題は残っているが,こうしたシステムがあれば,能率的な輸液栄養管理に役立つと思われる。

結論として、輸液栄養管理を能率よく行うためには、患者の検査データと、水分、電解質、栄養のバランスデータを、統合して管理するシステムが必要と思われる。しかし、データの入力に関しては、今のところすべてオンラインというわけにはいかず、その労力が問題である。ちなみにわれわれの施設では、データ入力専門の事務員を雇うことも検討している。自動制御に関しては、輸液量、速度の制御は比較的容易だが、輸液組成の制御は不可能ではないにしろかなり大掛かりなシステムを必要とし、現在のところ、その適用範囲はかなり限られたものとなっている。

佐藤	— AK	м зоу 5	5M 167.0c	em 64.5k	g BEE=1	581 胸部	外科 12-3	456-7 8	6/11/01
血液		生化。	*	生化含	‡	ΙN		оит	
WBC	7.2 1	ТВ	1.2	Na	145 †	Na	120	Na	42
RBC	402	DB	0.3	K	5.3	К	80	K	12
нв	13.5 †	GOT	35	C1	104	C1	100	Cl	36
Нt	41.5 †	GPT	32	Mg	2.5	Mg	20	窒 素	9.1
Plt	15.2	LDH	245	Ca	4.7	Ca	30	水分	1520
ВТ		ALP	85	P	2.2	P	300	4. 73	1000
PT	85	CHE	1200			Glu	320	バラン	, 7
PTT	35.5	TP	7.0	尿		糖質	360	Na	+78
TT		Alb	3.8	UNa	70	胎質	50	К	+68
FDP	5 ‡			UK	20	蛋白	60	C1	+64
AT3	75 †	BUN	44 1	UCl	60	Alb	0	窒素	+0.5
PLG		Cr	1.9	UUN	550	窒 素	9.6	水分	+1080
		UA	5.8	UCr	80	CAL	2230	4. 73	
生化生	学			Cer	19	npCAL	1990		
FBS	190	TG		Uosm	-	npCAL/		BEE	1581
Osm		TChol		尿量	600 +	水分	2600	CAL/BI	

図3

Fluid and Nutrition Management using a Computer

Atsushi Kaise

Department of Anesthesiology, Tohoku University School of Medicine Sendai 980

A computer program written in BASIC, run on a personal computer (NEC PC-9801), has been created to simplify routine fluid and caloric calculations in the intensive care unit. The user is prompted for the code number of intravenous fluids or diluted feedings, and their volume. Then the sums of electrolytes (Na, K, Mg, Ca, Cl, P), nutritive components (Calorie, Nitrogen, Cal/N), and the total volume. They are always displayed on CRT, and are renewed when another fluid is inputed. This program is useful in not only calculating previous administration but also planning fluid and nutrition management.

Key words: ICU, computer, Fluid, Nutrition

9. HC - 40 による輸液ポンプのシステム制御

九州大学医学部附属病院救急部

財津昭憲

1. 目的

医者はコンピュータには素人であり、プログラマーには医学的知識がない。 医者とプログラマーとの接点はフローチャートである。そこで、われわれの 医学知識をフローチャートに表現してみると、意外にも重複や空白が多く、 その曖昧なのに驚かされる。仕方なく、独断と偏見でフローチャートを完成 させ、臨床で応用しながら、その理論を磨き上げることになる。

現在の集中治療室における患者観察のためのモニター類のコンピュータ化 はめざましく、省力化と日常臨床では十分に満足のいくものになっている。

表1 集中治療患者の輸液管理の問題点

- 1。水分削限、Na削限
- ・薬剤濃度の高濃度化、
- ・微量化、
- ・中心静脈カテーテル柱人化
- 2。<u>注入輸液剤や薬剤の多様化</u> ・維持輸液(水、ブドウ糖、Na、K)
- ・袖正輪液(KCL、NaCL)
- 血液製剤(濃厚赤血球、硬粘血漿、企血、血小板浮遊液)
- ·昇圧剤 (DOP, DOB, Norad)
- ·血管拡張剤(SNP、TNG)
- DIC予防、治療剤(FOY、ヘパリン)
- ・抗不整脈剤 ・インスリン
- ・サイアミラール
- 3。輪液ポンプの実用化
- ・輪液ポンプ、 **放量**注入ポンプ ・コンピュータ側御方式への移行
- |・コンピュータ側御方式への移行 |・複数輪液ポンプの併用
- 4。複数薬剤の回一ライン共有化
- ・延煙の在在
- ・主輸液剤の往入速度の変更による 機量往入薬剤投与量の一適性変動

輸液ポンプをハンドヘルド コンピュータで制御できれ ば、微量注入薬剤の一過性 変動を抑えられ、輸液モニ ターとしても便利な筈である また、人工呼吸器もコンピュータ化され、自動的に weaning までするよう に発達しており、これで呼吸管理の省力化もほぼ完成されつつある。しかし、輸液管理や循環管理はコンピュータ化されたポンプ類が普及しているにも拘らず、まだ自動化されていない。それは個々のポンプが独立しており、全体的統一がなく、輸液管理の理論が十分に整備されていないからである。

集中治療患者の輸液管理には現在いくつかの問題点が生じている(表1)。 まず患者が重症になればなるほど,水分や電解質の制限を厳しくせねばなら ないのに,使用する薬剤は基本的維持輸液,補正用電解質液,全血,濃厚赤 血球液,血小板浮遊液,血漿製剤,昇圧剤,血管拡張剤,DIC治療剤,抗不 整脈剤などと増加する一方である。患者に投与できる水分が制限されている ので、薬液は高濃度、高浸透圧にならざるを得ず、静脈炎を避けるために中 心静脈ラインから注入することになり、勢い同一ラインに複数の薬剤が集中 する。厳密な輸液管理を目的に微量注入ポンプや輸液ポンプを用いても,複 数輪液剤混合ラインには合流部からライン先端開口部までの死腔の存在は宿 命的で,一つの薬剤の注入速度を変更しても,他の薬剤の投与速度に一時的 な影響が必ずでる。昇圧剤や血管拡張剤は作用時間が短くても強力であるの で、一過性であっても危機的な変化が現われ、その時間は死腔通過時間に比 例して遅れて現われ、流速変化度に反比例して強く現われる。これを解消す るために,コンピュータで輸液ポンプをシステム制御し,死腔通過の時間遅 れを相殺して定常流を確保し、かつ、時々刻々変化する輸液状況を監視する 輸液のシステム制御の必要が生じる。そこで,市販されている輸液ポンプで コンピュータ管理が可能な機種を探したところ、幸にもわれわれが日常使用 しているアトム社製輸液ポンプは EP - ROM の焼き直しだけで可能なこと が判明した。インターフェイスとして別の目的に開発されたものが流用でき ることがわかった。患者の輸液管理の実際はベッドサイドでキーボードの配 列が解らない看護婦でも喜んで使用でき、決して現状以上の負担を強制しな いとの前提でハンドヘルドコンピュータ(HC - 40)で輸液ポンプシステム

管理のプログラムを考案し、完成すればアイテムキーボードの HC - 41 に交換して輸液ポンプ専用制御機にする予定である。

2. システムの概要

主輸液ポンプにはアトム社製 P - 300 , 微量注入ポンプには同 235を, コンピュータはベッドサイドで使用できるエプソン社製ハンドヘルドコンピュータ HC - 40 を使い, RS - 232 C マルチプレキサー (M 100 A), インターフェイス (IPC - 303) を用いた (図1)。RS - 232 C マルチプレキサーは 4 つの出力ポートをもち, インターフェイスは 3 つの入出力ポートがあるので, 1 台のマルチプレキサーだけで合計 12 台までの輸液ポンプ類を制御できる。

3. プログラムの概要

スタートプログラムを通過すると後は、時間分割プログラムで輸液速度確認と注入量積算およびそのRAMへの書き込みのメインループと、アラームの確認とその発生時間と異常の種類と輸液速度のRAMへの書き込みをするアラームループ、それに毎正時に各ポンプで投与した水分量、Na、K、ブドウ糖量、および薬剤量を報告する積算量読み出しループで常時動いている(図2)。さらにスペースキーでこの流れは中断でき、メニュープログラムに

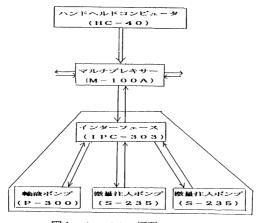
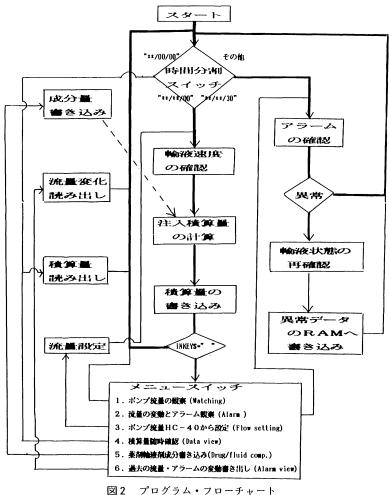
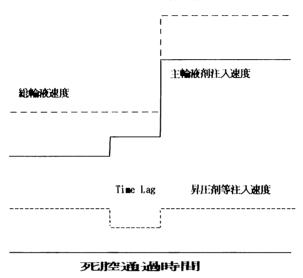


図1 システムの概要

入る。メニュープログラムで1)ポンプ流量の観察(メインループ), 2) 流量の変動とアラームの観察(アラームループ)、3)ハンドヘルドコンピュ ータからの流量の設定、4) 積算投与量の随時確認、5) 積算量計算の根拠 とする薬剤濃度、輸液剤の組成の入力プログラム、および 6) 過去の流量変





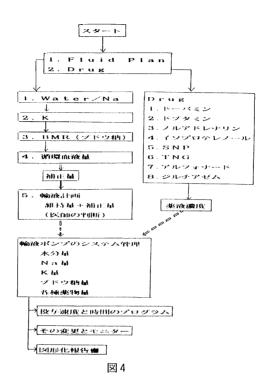


↑ ↑ ↑ ▼ ↑ 図3 流量設定プログラムの概要

化およびアラームの書き出しプログラムが選択できる。各作業後はまたメインループへ戻る。

注入速度はポンプからもコンピュータからも設定可能とした。ハンドヘルドコンピュータからの流量設定プログラムの概要(図3)は輸液ラインの死腔量、恒常投与させたい薬剤と全流量調節用の主輸液剤のポンプ番号をそれぞれ指定しておく。各ポンプの設定値を変更すれば、全流量の変化率と死腔中の液がフラッシュされる死腔通過時間を自動計算し、フラッシュの間は恒常投与薬剤を変化率の逆数倍の速度で注入し、主輸液剤を調節して全流量は前のまま保持しておく。フラッシュ完了後は新設定値に切り替え、定常投与薬剤注入速度は以前に戻す。普段は各ポンプの現注入速度を表示させておく。

素人でも扱えるように、数値キーとスペースキー、ファンクションキー (RUN)、Y キー、N キーおよび G キーの操作で動かせるようにした。

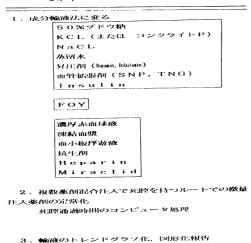


4. 考案

プログラムは一応完成し、やっと安全性と精度管理実験を始める段階になった。これで、輸液の状態を常時ベッドサイドで自動監視記録でき、看護婦の負担を軽減できる。また輸液のオーダーを一日必要量で入力すれば自動的に成分輸液を開始してくれ、昇圧剤や血管拡張剤は確実に定常流で投与される。

今後は前回(第3回本研究会)発表した輸液計画作成プログラムとこの輸液ポンプのシステム制御プログラムを連結すれば、輸液管理の自動化にかなり近づける(図4)。もちろん、医師の判断を必要とするので、ドクターの輸液計画の承認があればポンプシステムは作動を開始するオープンループが絶対条件である。

表2 輸液ボンプのシステム管理で、何が変 るか?



輸液ポンプのシステム管理をすれば、何が変わるのか(表2)を予想すれば、まず成分輸液法に変わらねばならないであろう。さらに、重症患者の管理には最低でも3本の輸液ルートが必要なので、これらを上手にまとめる工夫も必要になる。複数薬剤の混合注入でも安心して強力な作用を持つ微量注入薬剤が投与可能となる。輸液の状況を図形化して報告させることも可能なので、患者の状態把握に非常に役にたち、今までのドンブリ勘定的な輸液管理が次第に合理的なものに成り、過剰輸液や脱水で悩まされる患者は軽減できるであろう。

5. 結語

ハンドヘルドコンピュータ(HC-40)を用いて輸液ポンプ 12 台まで同時にシステム制御するプログラムの試作に成功した。これで輸液の状況が看護婦の手元で一目でわかるようになった。さらに、昇圧剤や血管拡張剤のように定常流で微量に注入する必要のある薬剤の複数薬剤混合注入ルートでも安

全に恒常的に一定投与が可能となった。

A Group Control Computer System of Multiple Infusion Pumps by a Handheld Computer (HC-40)

Akinori ZAITSU

Kyushu University, Faculty of Medicine, Emergency service Fukuoka, 812

A computer system was manufactured for purpose of group and systemic control of multiple infusion pumps. The system was composed of a handheld computer (Epson, HC-40), a RS-232-C multiplexer marketing things. The program was described by BASIC language, and RS-232-C communication was performed by 9600 baud rate. The program was largely divided into three looping programs, which were a monitoring loop program, a data reporting loop program, and a pump flow rate setting loop program. The pump flow rate setting was able to input from both the pump itself and the handheld computer. The computer setting had a merit of cancellation of harmful dead space effect, which was born by gathering into the same I V line from multiple infusion pumps.

Key words: Handheld computer (HC-40), Infusion pump, System control

文 献

財津昭憲:ベッドサイドにおけるポケコン(PC - 1350)の利用法.第3回麻酔・集中 治療コンピュータ研究会抄録集.1985 東京

10. 特別発言

浜松医科大学麻酔学教室

池田和之

一般に、診療の現場においてコンピュータ応用のめざすところは1)省力化、2)患者の安全性の向上、3)診療レベルの向上、にある。このような目的にそったコンピュータ応用例として、ICUの領域において挙げられるものを表1にまとめた。

このなかで患者情報管理システムとしてのコンピュータ応用が当面の最も大きな問題点である。オン・ライン入力される生体情報(患者の生理学的諸機能の情報)の処理は容易であるので、この面での応用がコンピュータの価値が最も効果的に発揮されるところである。入力された生体情報を、ICUスタッフに対していかに見易く、かつ理解され易い形で提示するかについては現在、もっとも応用が進んでいる面である。しかし多数の患者の蓄積された生体情報をデータ・ベースとして利用するための方策についてはこれからの課題となろう。

さてICUにおけるコンピュータ応用の最大のメリットになるものでありながら、現状では溢路になっているのが、キーボード入力に頼らざるをえないスタッフ・ノート、ラボ・データなどに関する患者情報管理である。この際のデータ入力、検索の方法、さらにデータの表示、記録にかかわるいわゆるマン・マシン・インターフェースを、利用者に対してなじみ易い装置・形態に整えるような考慮が実現されるか否かは、ICUにおけるコンピュータ応用の最大の課題になっている。

これに答えるべくいくつかの試みがなされている(表2)。たとえば、キーボード操作を単純化あるいは効率化するための特殊キーボードが作られ(HP社)、あるいは使用薬剤などの入力をバー・コードや改ペーヂ方式のブック入力で行うことがなされている。また麻酔チャートの自動記録化をねらっ

表1 ICU におけるコンピュータ応用

患者情報管理システム

key board 入力:スタッフ・ノート

ラボ・データ患者

情報検索など

on - line 入力

入力:各種生体情報

治療, 診断支援

closed loop control 薬剤投与制御

教育

シミュレーション

表 2 コンピュータ・オペレータ・ インターフェース改善の試み

- ・特殊目的キーボード, ブック入力
- バーコード
- ・グラフィック・インプット ライト・ペン タッチ・スクリーンなど
- 音声入力、出力
- ・CRT ディスプレイ(色表示による 重み付け、三次元表示など)
- プロッタ (リバース・プロッタ)

た製品として開発されたオメダ社のタッチ・スクリーンなどがある。しかし 究極的には音声入力が望ましい形であることには異論がなかろう。

記録に関しては生理学的機能に関するパラメータ(血圧、脈搏数、呼吸数など)のオン・ライン入力による記録の自動化に併用してオフ・ラインの患者情報を手書きで書き加える方式(ダータスコープ社のリバース・プロッタ)が現在のところ妥協策として受け入れられよう。

コンピュータ応用で今後、積極的に取り上げられるべきものとして教育面への応用がある。今後ソフト面での充実が望まれるが、たとえばわれわれの

施設ではM. Leavitt 「hemodynamic management of the critical care patient: a computer simulation」などのソフトを用いているが、学生教育において1つの動機付けを行うという意味で効果をあげている。

How to Use Computers in Intensive Care Unit Kazuyuki IKEDA

Department of Anesthesiology, Hamamatsu University School of Medicine, Hamamatsu 431 - 31

Main problem for use of computers in intensive care unit is on the computer /operator interface. Typewriter keyboards are not easily accepted to intensive care unit staffs. Touch sheet input terminal, bar code reader, touch screen have been used, but they should be replaced with voice recognition interface in the near future. Graphic three dimensions display with color code has been recommended. Finally, computer softwares of simulation for decision-making or proper treatment in intensive care unit were introduced.

Key words: computer/operator interface, simulation software

第4回麻酔・集中治療コンピュータ研究会記録

会長:大阪市立大学教授 藤森 貢

会期:昭和61年11月15日

会場:大阪チサンホテル

(一般演題)

演題 1. ~ 5. 座長:森 秀麿

金沢医科大学麻酔学教室

1. 薬物, 血液, 呼吸

1. モーメント解析へのコンピュータの応用

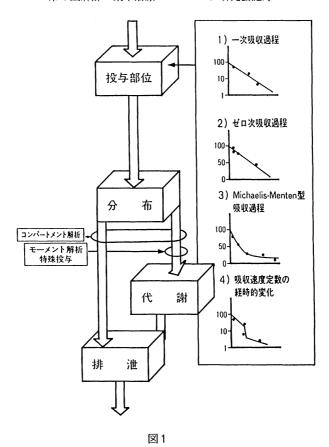
-吸収過程と代謝過程-

大阪市立大学医学部麻酔学教室

西 信一, 浅田 章, 藤森 貢

はじめに

生体に投与された薬物は吸収・分布・代謝・排泄をうけて、体内より消失する。その吸収過程には様々なものがある。1)一次吸収過程、2)ゼロ次吸収過程、3)Michaelis - Menten 型吸収過程、4)吸収速度定数が経時的に変化するものなどである。これらの過程は吸収部位における薬物の濃度あるいは量的変化を経時的にみることにより考察されるが、吸収部位において量を知ることは不可能なことが多い(図1)。1963年に Wagner と Nelson は一分画モデルにおいて血中濃度から投与部位における濃度を推測する(デコンボリューション)方法を発表した。さらに、1968年に Loo と Riegelman は同様の方法を 2 分画モデルを用いて発表した。。この論文中に計算の簡便化のために表を用いる計算が示されている。これは現在の表計算型の簡易言語



と形を同じくするものである。そこで今回アスキー社製マルチプラン(以下マルチプラン)を用いて Loo - Riegelman の方法によりリドカインの硬膜外腔あるいはクモ膜下腔からの吸収過程の解析を行った。以上のようにして吸収された薬物は体内各組織に分布したのち代謝・排泄を受けるが、従来のコンパートメント解析では代謝と排泄が混じって評価される場合がある。そこで、特殊な投与経路と分画によらない解析方法であるモーメント解析を組み合わせてリドカインの肝における代謝を検索した。このようなモーメント解

硬膜外腔に投与された リドカインの吸収の経路

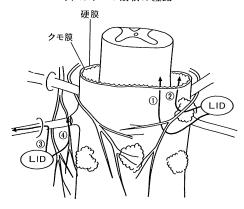


図2 硬膜外腔に投与されたリドカイン の吸収の経路

析においては、濃度の経時的変化曲線と時間軸とで囲まれる曲線下面積(AUC: area under the curve)と一個の薬物分子が平均どれくらいの時間体内に存在したかを示す平均滞在時間(MRT: mean residence time)は重要なパラメータとなる。この二つのパラメータを算出する一方法として、時刻 0 からピーク濃度までを台形公式により、さらにピーク濃度から無限大の時間までは非線型最小自乗法による関数のアテハメにより計算しそれらの和を取る方法が考えられる。この計算も表計算型のものでありマルチプランが有用であった。

1. 吸収過程の解析ーリドカインの硬膜外腔およびクモ膜下腔からの吸収ー 硬膜外腔に投与されたリドカインは主に4つの経路を通って吸収される" ①直接,硬膜およびクモ膜を通過して脳脊髄液中へ。②クモ膜絨毛より吸収されて脳脊髄液中へ。③椎間孔より末梢神経周囲へ。④血管より吸収されて全身へ、などである(図2)。脳脊髄液中のリドカインの濃度を測定し、脳脊髄液内投与と硬膜外腔投与を比較することにより、主に①の経路による吸

収が大であるという報告もある"。今回、デコンボリューションにより投与 部位におけるリドカイン残存率の経時的変化を比較することにより硬膜外腔 およびクモ膜下腔からのリドカインの吸収について若干の知見が得られた。

〔対象〕硬膜外投与群(EPI群) 15 例, クモ膜下投与群(SUB 群) 10 例 を対象とした。

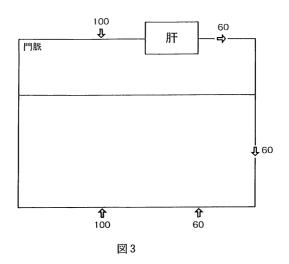
〔方法〕両群とも、リドカイン投与後、5、10、15、20、30、40、60分に動脈血を採取した。血清を遠沈分離した後、血清リドカイン濃度を螢光偏光免疫法により測定した。この血中濃度の経時的変化に対してLoo-Riegelmanの方法³⁾を用いることにより投与部位でのリドカインの残存率の経時的変化を算出した。

〔結果〕残存率の変化は EPI 群では、一次の移行過程を示したのに対して SUB群では、ゼロ次の移行過程が示唆された。

2. リドカインの肝代謝に対する薬物動態解析-肝切除術とリドカインの 肝通過-

〔目的〕肝に流入した血液中のリドカインは一回の通過により約70±16%が代謝される。しかし臨床においては肝を通過しない血流も含めた肝通過率が問題となると考えられる。今回,肝切除術症例に対して不整脈予防のために門脈にリドカインを注入し,末梢静脈へのリドカイン投与と比較することにより手術侵襲下でのリドカインの肝通過に対して検討した。

〔方法〕肝切除術症例 7 例を対象とした。術中、門脈にリドカインを 1 mg /kg 注入した。その後、1、3、5、10、15、30、60、90、120 分に橈骨 動脈より採血し、遠心分離の後、螢光偏光免疫法により血清リドカイン濃度 を測定した(Cp_{iv})。さらに抜管時に血圧上昇防止のため末梢静脈よりリドカインを 1 mg /kg 注入し、同様にして血清リドカイン濃度を測定した (Cp_{iv})。AUC、MRT の分析には分散分析を用いた。AUC $_{ii}$ と AUC $_{iv}$ の比は、末梢静脈投与リドカインの肝通過率を表す(R_{hep})。すなわち、図 3 に示すごとく肝に流入する直前に 100 のリドカインを投与した時 60 が 1 回の通過に



より通過してきたと仮定すると、結果的には末梢に 60 のリドカインを投与したに等しい。したがって、末梢から 100 のリドカインを投与した時の AU Cと比較すれば 1 回肝通過率が得られる。また、MRT_i, と MRT_i, の差は平均肝通過時間を表す(T_{hep})。

〔結果〕リドカインの血中濃度の変化をみると門脈内投与では低いピーク 濃度であり、減衰過程は同様であった。つまり、門脈内投与では小さな AUC であった。この時間 – 濃度曲線より得られた AUC、MRT から算出された R_{hep} は、 72.12 ± 12.73 (%)であった。 T_{hep} は、有意な値が得られなかった。

The Application of Computer to the Moment Analysis Shinichi NISHI, Akira ASADA, Mitsugu FUJIMORI

Department of Anesthesiology, Osaka City University, Osaka, 545

The drug is absorbed, distributed, metabolized and excreted after it is administered to the body. Loo and Riegelman reported the method to

know the concentration in the site, where the drug was administered, by using the plasma levels of the drug (Deconvolution). The table was made to calculate the concentration in the site which is very similar to "tablecalculation type language" of software in computer.

The moment analysis is independent upon any compartment model. The analysis can be done by the data of the area under the curve (AUC) and the mean residence time (MRT). These parameters were calculated easily by the same software.

Key words: Moment analysis, Lidocaine, Absorption, Metabolism

参考文献

- Shantha TR, et al: The relationship of epidural anesthesia to neural membranes and arachnoid villi. Anesthesiology 37: 543-557, 1972.
- Usubiaga JE, et al: Transfer of local anesthetics to the subarachnoid space and mechanism of epidural block. Anesthesiology 25: 752-759, 1964.
- 3) Loo JCK, et al: New method for calculating the intrinsic absorption rate of drugs. J Pharm Sci 57: 918-928, 1968.
- 4) Rowland M: Local Anesthetic Absorption, Distribution and Elimination, Anesthetic Uptake and Action. Edited by Eger E I II. Baltimore, Williams and Wilkins, 1974, p332-360

2. マイクロコンピュータによる血液ガス連続分析装置 の制御とデータの補正

東海大学医学部麻酔学教室

杵淵嘉夫, 米田義典, 鈴木利保, 山崎陽之介

はじめに

麻酔管理時に呼吸機能が刻々と変化し、血液ガスデータを頻繁に必要とすることが多い。心電や動脈圧と同じようにガスデータを連続的に監視することが理想である。連続測定に関する報告は幾つか散見されるが^{ルー3)}、われわれは動脈ラインから連続的に血液を吸引して分析するフロースルー型の血液ガス連続分析装置の基礎的な試験を進めており、その諸特性とこの方式特有の問題点について以下に報告する。装置のシーケンスの制御、較正および血液の通過時間と電極の反応時間による応答特性の改善等はマイクロコンピュータを用いて行った。

1. 分析装置の概要

本装置のダイアグラムを図1と2に示す。ガス成分に対して極めて安定な専用のステンレスチューブ(内径0.5 mm,長さ100~150 cm)を用いて本装置内に連続的に血液を導入した(0.4 ml/min)。同時に採血部位で三方活栓を用いてヘパリンを添加し(0.04 ml/min,750 U/ml),血液の凝固を防止した。Po₂、Pco₂、pHを計測対象項目とし、電極は従来法と同様に、それぞれClark型酸素電極、Severinghaus型電極、ガラス電極を用いた。各電極の較正と回路の洗浄等のシーケンスはすべてマイクロコンピュータ(Z80A)によって制御され、バルブ類の切り換えによって行う。測定時間は連続30~90分で、次に約15分の再較正が自動的に行われる。各電極の陰極電流はプリアンプおよびADコンバーターを介してコンピュータに取り込まれ、分圧値に変換されてLEDおよびプリンタへ出力される。その他、血液温度、気圧および恒温槽のセンサー信号もコンピュータに入力し、補正および制御対象とした。

13

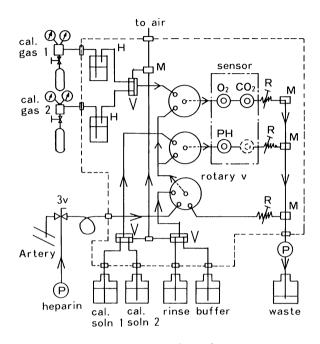


図1 フローダイアグラム

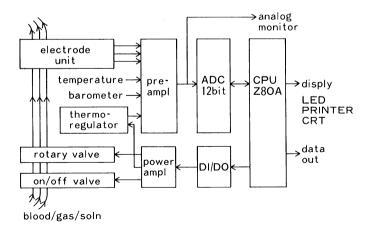


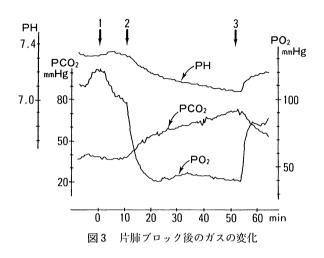
図2 ブロックダイアグラム

2. 評価方法

- 1) 静特性 標準ガスで飽和させた蒸溜水を用いてガス/液相比を求め,次に雑犬を用いて調節呼吸の条件を変えて液相/血液比を求めた。同時に適宜採血して従来の装置(IL 213)の値と比較し、直線性と測定の範囲を調べた。pH については 2 種の標準液を使用して検量線を求め、その後 IL 213 と比較した。
- 2) 動特性とその補正 2種の標準ガスをバルブによって切り換え、ステップ入力とし、電極の電流をチャートに出力し、電極単体の応答特性とした。次に雑犬を用いて、同じガスで飽和させた蒸溜水をステンレスチューブから導入し、同様な方法でトータルのステップ応答特性を調べた。両者の差はステンレスチューブを含む導入系の過渡応答時間に相当し、むだ時間、つまり血液が導入系を通過するのに要する時間中に、前後のサンプルが混ざり合って生ずる等価的な遅れの時間である。電極の膜による拡散時間はFickの拡散の式に従うっとされており、同様に上記の過渡応答時間も拡散によると考えればやはり拡散の式が適用できる。その解はそれぞれ時定数の異なる1次遅れの積で表わされるから、トータルの応答特性もこの形の解に従うと考えられる。その逆関数をコンピュータにプログラムするか、演算増幅器を用いたアナログコンピュータ回路を組み込んで補正すれば、この応答特性を改善できる。現装置には1次遅れ要素の最も簡単な1次補正のプログラムをコンピュータに組み込んで検討した。
- 3) 実験的検討 体重 9.0~12.5 kg の雑犬を用い、ペントバルビタールで 導入挿管後 GOE で麻酔を維持した。気管切開後ユニベントチューブを挿入して、両肺換気で Po₂ が 100 mmHg 以上、Pco₂ が 20~40 mmHg となるように呼吸条件を調節した。右開胸後、片肺換気時の血液ガスの変化を測定した。動脈血は適宜採血して IL213 と比較した。また実験前後の ACT を測定しへパリンの逆流を監視した。

3. 結果と考察

- 1) 静特性 Po_{2} , Pco_{2} および pH の測定値を IL213 と比較するとそれぞれ $0 \sim 300$, $0 \sim 100$ mmHg, $6.2 \sim 8.2$ の範囲で相関係数はすべて 0.97 以上となり直線性はよい。但し、血液/ガス比が酸素の場合 1.3 程度になり、陰極電流が多く構造上に若干の問題が残る。較正ガスを流しながら各電極のドリフトを正確に評価することは難しいが、長期の一過性の変化をドリフトとみなすと時間当たりの最大値はそれぞれ 0.9, 1.6, 1.8% となり、実用的な精度が得られたと考える。
- 2) 動特性とその補正 Po², Pco² および pH の電極単体の応答時間は95%の立ち上がり時間で評価するとそれぞれ17,30,27秒であった。また150cmのステンレスチューブを用い、同様な評価法で測定したトータルの応答時間はそれぞれ77,90,87秒であった。つまり、導入系の過渡応答時間はおよそ60秒である。また通過に要するむだ時間は約55秒と見積られる。それぞれの応答特性をチャート上のトレースで検討すると1次遅れ要素の特性と矛盾はしない。導入系の応答時間はフロースルー型に特有の遅れ要素であり、構造上の検討によって若干の改善を図ることができるが、数分以内で変化する速いガス変動に対して追従できないと推定される。そこで、トータルの応答時間で定まる時定数と差分で定まる補正値を各電極の出力値に加算して応答特性を改善した。むだ時間は時間のサンプル値の操作で補正した。
- 3) 動物実験 図3は開胸後(図の矢印1)、ユニベントチューブを用いて右肺をブロック(矢印2)、次いでブロックを解除した時(矢印3)のガス変化を示している。 Po_2 は開胸後、圧の変化に対してやや減少し、ブロック後急速に低下、 $8\sim15$ 分後に最低値となりその後 hypoxic pulmonary vasoconstriction によると思われる上昇があり、解除後速やかに上昇した。 Pco_2 とpHの変化は緩徐である。ブロック直後から Po_2 が急速に低下することはよく知られているが、この部分は呼吸・循環系の様々な特性が反映する時相であり、ガスの連続測定を意義あるものにするためには良好な応答特性



が保証されなければならない。詳細には触れないが、実際の変化は図よりもう少し速いと考えられる点があり、応答特性の補正法については他の方式を含めてさらに検討したい。IL213による測定値と比較するとヘパリンの影響が認められ、pH はやや低値を示した。ヘパリンの添加量を減らすための工夫が必要であるが、先に述べた導入系と添加方法の改善によって不可能ではない。また、実験前後の ACT 値に有意の変化はなく、ヘパリンの逆流を認めなかった。

まだ若干の検討の余地は残されているが、本法による連続血液ガス分析の信頼性と有効性は確認されたと考えている。装置のシーケンスや温度の制御をマイクロコンピュータで行うことは易しい。それほどの速度も要求されない。しかし、高次の逆関数の作成には専用のコプロセッサを使用するか、アナログコンピュータによる方法が必要であると考えている。このように応答特性上の要求の限界とその最適なシステム構成のあり方については興味ある問題である。

A micro-computer based blood gas monitor for continuous measurement of Po₂, Pco₂ and pH

Yoshio Kinefuchi, Yoshinori Komeda, Tosiyasu Suzuki, Yonosuke Yamasaki

Department of Anesthesiology, School of Medicine, Tokai University, Isehara, 259-11

The on-line blood gas monitor has been developed for making it possible to analyze the gas components continuously by connecting directly with artery through the flow tube. The system is composed of the flow through electrode unit which contains three electrodes, Po₂, Pco₂ and pH, and of the computer system for the control of sampling, measurements and data analysis obtained. The system dynamic response caused by the time required for the passing through the flow tube is assumed to be expressed as {(1+Tn.s)}⁻¹ and is compensated also by the computer. By using this system, it has become possible to monitor simultaneously and continuously the rapid changes in blood gas components, i.e., Po₂, Pco₂ and pH in the cases of cardiopulmonary bypass and one lung anesthesia.

Key words: On-line blood gas monitoring, Flow-through electrode unit, response time compensation, One lung anesthesia

文 献

- Parker D, et al: Catheter-tip electrode for continuous measurement of Po₂ and Pco₂. Med Biol Eng Comput 16: 599-600, 1978.
- Hagiwara B, et al: Intravascular oxygen monitoring with a polarographic oxygen cathode. J Biomed Eng 3: 9-16, 1981.
- 3) 小林,山林:血液ガスの連続測定装置の開発.病態生理5:627-631, 1986.
- 4) 三上, 渡辺他: 質量分析計による in vivo 計測. 医用電子と生体工学 17: 18-23, 1979.

3. 血液ガス連続モニターの on - line 化

金沢医科大学病院中央手術部

知久田博

金沢医科大学麻酔学教室

森 秀麿

金沢医科大学胸部心臓血管外科

清水 健

はじめに

体外循環中に血液ガス酸塩基平衡の検査を頻回に測定することは、時々刻々と変化する患者の状態および人工肺の機能を知るための重要な検査の一つである。すでにわれわれは血液ガスおよび循環動態のパターンを試みているがい 1,2)、今回われわれは,体外循環回路にセンサーを装着することで簡単に体外循環中の血液ガスを連続モニターできる CDI 社製 Blood Gas Monitor Model 200(以下,CDI モニター)とパーソナルコンピュータ PC - 9801 VM 4(以下,パーソナルコンピュータ)とを RS - 232 Cインターフェイスを介して on - line 化し,継続的にデータを表示,作図,記録,データ処理を試みたので報告する。

1. 構成および方法

1) 装置

CDI モニターは、体外循環回路の脱血側および送血側にセルおよびセンサーを装着することにより、動静脈血の pH、Pco2、Po2、温度を連続的に測定することができる。また、出力装置としての RS - 232 C が実装されている。また、パーソナルコンピュータにも RS - 232 C が実装されており on - line 化は容易に行われた。記憶装置にはパーソナルコンピュータ本体内蔵の 5 インチフロッピーディスク、出力装置として NEC 日本語シリアルプリンター PC - PR 201 HC を用いた。また、日本光電社製電磁血流計 MFV - 1200 を用いて、送血側回路に電磁血流計プローブを装置し Λ /D コンバータを介し体外循環

中の灌流量をパーソナルコンピュータに取り込んだ。ヘモグロビン量(Hb)は Radiometer 社ヘモオキシメータ OSM - 2を人工心肺装置右側に置き、測定結果をパーソナルコンピュータに off - line で入力した。 同様に F_{102} も変化させるたびに off - line 入力した。

2) 演算方法

CDI モニターは動静脈血の pH, 酸素分圧(Po_2), 炭酸ガス分圧 (Pco_2)を血液温度で測定されているため、他の演算パラメーターを求めるには pH, Po_2 , Pco_2 , を 37° C に補正しなければならなかった。その補正式には諏訪 3 および NUNN らの式を用いて求めた。

$$\begin{aligned} \mathrm{pH}^{ss} &= \left(\mathrm{pH} - 0.0335 \; (\mathrm{BT} - 37) \right) / \left(1 - 0.0065 \; (\mathrm{BT} - 37) \right) \\ \mathrm{Pco}_{2}^{ss} &= \mathrm{Pco}_{2}^{\mathrm{irt}} \bullet 10^{-0.019(\mathrm{irt} - 37)} \\ \mathrm{Po}_{2}^{ss} &= \mathrm{Po}_{2}^{\mathrm{irt}} \bullet 10^{\mathrm{fx}(37 - \mathrm{irt})} \\ \mathrm{f} &= 0.0052 + 0.0268 \; \left(1 - \mathrm{exp} \; \left(-0.3 \cdot \mathrm{desat} \right) \right) \\ \mathrm{desat} &= \; \left(100 - \mathrm{So}_{2} \right) \end{aligned}$$

酸素飽和度(So₂)は諏訪, ADAIR の式を用いて求めた。 P₅₀ は 26.73 mmHg である。

$$\begin{split} \text{So}_2^{37} &= 100 \times \text{ (A}_1 \text{P} + 2 \text{ A}_2 \text{P}^2 + 3 \text{ A}_3 \text{P}^3 + 4 \text{ A}_4 \text{P}^4) \text{ / 4 / (1 + A}_1 \text{P} + 2 \text{ A}_2 \text{P}^2 \\ &\quad + 3 \text{ A}_3 \text{P}^3 + 4 \text{ A}_4 \text{P}^4) \\ \text{P} &= \text{Po}_2 \times 10 \wedge 0.48 \text{ (pH} - 7.4 - 0.0013 \bullet \text{BE} + 0.24 \text{ (37} - \text{BT))} \end{split}$$

$$A 1 = 0.0257 \quad A 2 = 0.00078$$

$$A 3 = 4.44E - 6$$
 $A 4 = 2.55E - 06$

Actual Base Excess は Siggaard - Anderson Curve Nomogram から得られた式を用いた。

a/A比の PAO2 は次の式で求めた。

 $P_{AO_2} = (P_B - P_{H_{20}}) \cdot F_{1O_2} - Paco_2$

また、体外循環中において希望する Pao₂ を得るために a/A 比から人工 肺吹送ガス濃度を以下の式で求めた。

(望まれる Pao₂) / (a/A 比) = P_{AO₂}

 $(P_B-P_{1120}) \cdot F_{1O_2}-P_{aco_2}=P_{AO_2}$

また、人工肺のガス交換能を示す指標として阪大方式の評価法⁶を用い有効肺血流量率(酸素添加能)を次の式で求めた。

 $Q_p/Q_t = \triangle O_2/(C_{C'}O_2 - C_{VO_2})$

ただし、Cc'o₂: 人工肺により 100%飽和された場合の酸素含量

Cvo₂:人工肺流入静脈血酸素含量

炭酸ガス排出能は、橋本[®]らが Van Slyke - Sendroy 法の数式化を試みているのでその式を用いた。

 $\triangle co_2/Paco_2 = (Tvco_2-Taco_2) \cdot 2.24/Paco_2$

酸素運搬量(O₂ delivery)は心拍出量と血液の酸素運搬能力との関数であり次の式で求めた。

- O₂ delivery (ml/min) =灌流量 Cao₂
- 3) 通信方法

送信速度は 4800 ボーレートに設定した。また、データフォーマットは標準アスキー形式で 1 start bit, 1 parity bit, 7 data bit, 2 stop bits である。なお、ボーレートは 300,600,1200,2400,4800 と選択可能である。

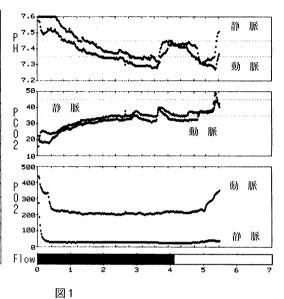
4) プログラム

使用プログラム言語は、Nss - 日本語 BASIC (86) を使用した。

作図プログラムは高分解能カラーモード(640×400) 2 画面を使用した。 1 画面目には左側にデータ表を右側には動静脈血 pH, Pco₂, Po₂ のトレンドグラフを表示した。また、トレンドグラフの下に灌流量を表示した。

2画面目も同様に左側にデータ表,右側には動静脈血の ABE, So2, Temp.

	動脈		静脈	
Tem.	39.1		37.5	
PH	7.37		7.51	
PCO2	40.0		42.0	
P02	360.0		39.0	
ABE	-1.0		11.7	
SAT	99.7		76.4	
02CT	10.6		10.6	
FLOW	4.11		2.70	
02 delivery		3.84		
Pa02/PA02		0.54		
V02		126.79		
VC02		55.85		
Qp/Qt		0.78		
CO2/PaCO2		0.2704		
Hb	7.0			
F102	1.00		0.58	
15:19:53 140.8 min				



	量力脈		静脈	
Tem.	39.1		37.5	
PH	7.37		7.51	
PCO2	40.0		42.0	
P02	360.0		39.0	
ABE	-1.0		11.7	
SAT	99.7		76.4	
02CT	10.6		10.6	
FLOW	4.1	1	2.70	
02 delivery		3.84		
Pa02/PA02		0.54		
V02		126.79		
VC02		55.85		
Qp/Qt		0.78		
CO2/PaCO2		0.2704		
Hb	7.0			
F102	1.00 0.58		0.58	
15:19:53 140.8 min				

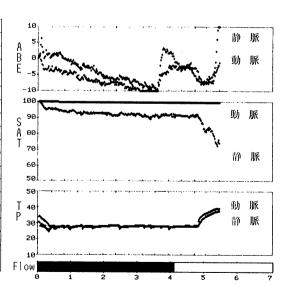


図 2

のトレンドグラフを表示し下方に灌流量を表示した。データは普通1分間の 平均をトレンドグラフにプロットするが、6秒から2分までの6秒間隔で変 更することも可能である。そのためグラフの上方および下方に10分ごとの マークをつけた。

2. 結果

動脈血 pH は体外循環(以下, CPB)開始時には 7.6 以上の高値を示したがしだいに降下した。90 分に重炭酸 Na を投与したため pH 値は上昇したが、加温と同時に低下した。

 $Paco_2$ は CPB 開始時には約 20 mmHg と低値を示した。 $Paco_2$ を正常値にするため人工肺吹送ガスに炭酸ガス 4%を加えたところ徐々に上昇し約 33 mmHg で安定してきた。 92 分ごろに Pco_2 が上昇したのは重炭酸 Na 投与のためと思われる。

Pao, は人工肺吹送ガスを F_{10} , を 1.0,制御指数 1.5 で CPB を開始した。約7分後に Pao, の平衡がトレンドグラフ上で認められた。Pao, を 200 mm Hg にコントロールするため,a/A 比から求められた F_{10} , 値 0.6 に変更したところ,Pao, は低下し約 2 分後には約 200 mmHg に安定し維持することが出来た。加温時には, F_{10} , を 1.0,制御指数は 1.5 に変更した。

動脈血 BE は CPB 開始後から徐々に低下し、約 90 分後には-10 と低値を示したため重炭酸 Na を半量補正した。その後加温とともに再び低下し再度重炭酸 Na による補正を行った。

静脈血 So₂ は開始後から 90%以上と高値を示した。これは低体温および pH, Pco₂ のアルカローシスにより酸素解離曲線が左方移動で変位し Hb の 酸素親和性が増大したためと思われる。その結果動脈血 So₂ が高値であって も組織での酸素の移行は少なく静脈血 So₂ は高値を示したと思われる。また, BE の低下もそれらの原因として嫌気性代謝のための代謝性アシドーシスと 思われた。

3. 考案

CDI モニターと血液ガス分析装置 ABL - 3 との pH, Pco₂, Po₂ との相関関係は、織田"らの報告と同様の相関関係を示した。しかし、測定値から求めた演算パラメータ Hco_3 ", Tco_2 , BE, So_2 , Co_2 も相関関係を認めたが実測値ほどの相関係数は示さなかった。これは温度補正式、演算パラメータの計算式の違いと思われる。

今回、CDI モニターから得られたデータをパーソナルコンピュータに on line 化し pH,Pco₂,Po₂,BE,So₂,Temp. をトレンドグラフにした結果,特に変動の大きい冷却及び加温時において急激な変動を認めることが出来た。佐藤⁶ の報告にある分時酸素消費量(Vo_2)と混合静脈血酸素飽和度(Svo_2)の関係も興味深く,今後は,トレンドグラフのパラメータの変更と,よりデータを把握しやすい,くもの巣型グラフのパターン化を試みたい。その結果より,また違った見方の体外循環が行われるように思う。

今回使用したパーソナルコンピュータは心臓手術室内では大型で設置場所の問題があげられる。そのため、コンパクトで高解像度のディスプレイを備え RS - 232 C を実装した NEC ハンドヘルドコンピュータ PC - 98 LT との変換も考えている。

4. 結 語

- 1) CDI 社 Blood gas monitor model 200 と PC 9801 VM 4 とを online とした。
 - 2) 測定パラメータから各種パラメータを計算しディスプレイに表示した。
- 3) 動静脈血の pH, Pco₂, Po₂, BE, So₂, Temp. をトレンドグラフであらわした。

Continuous Blood Gas On-line Monitor in Heart-lung Machine

Hiroshi Chikuda*, Hidemaro Mori**, Takeshi Shimizu***

*Central Operation Division, * *Dept of Anesth and * * *Dept of Cardiovascular Surg., Kanazawa Medical University, Uchinada, 920 - 02

Blood gas monitors are essential in heart-lung machine during cardiac surgery and anesthesia. Continuous and/or on line monitoring are not used usually, but patient conditions are changing second to second under perfusion.

Blood gas data in heart-lung machine are introduced continuously by using CDI monitor (Model 200). Blood pH, Po₂, Pco₂ and temperature were directly measured by CDI sensors and were sent directly to PC-9801 VM4 by RS-232C interface. Arterial and venous pH, Po₂ and Pco₂ were corrected to 37 °C Oxygen saturation, Base Excess and oxygen content were calculated and especially a /A, Qp/Qt, Vco₂, Vo₂ and Oxygen delivery were calculated furthermore to control perfusion flow and Fio2 of heart-lung machine. Data then are displayed and also figured to trendgraph in color.

Key words: Blood gas, Heart-lung machine, On line monitor, Computer graphic

参考文献

- 知久田博,森秀麿:血液ガスデータのパターン化の試み。北陸麻酔学雑誌 19: 83-87, 1985.
- 2) 知久田博, 森秀麿: 術中モニターのオンライン化についての問題点。第3回麻酔・集中治療コンピュータ研究会講演論文集。1985, p38-39.
- 3) 諏訪邦夫:パソコンで遊ぶ血液ガス。中央医学社,1985,p156-170.
- 4) 野村望:人工肺の検定.人工肺の理論と実際,人工臓器学術セミナー③. 1973, p115-120.
- 5) 橋本聡一ほか:全血炭酸ガス含量の新しい測定法に関する研究, Van Slyke -Sendroy の方法の数式化. 医療 35:313, 1981.

- 6) 佐藤和子:人工心肺中の持続的静脈血酸素飽和度の観察-小児における Vo₂の 意義-. 循環器病研究の進歩 4:106-118, 1985.
- 7) 織田俊介ほか:連続的血液ガス測定装置(ガススタットモニターシステム)の 信頼性について. 臨床胸部外科 6:343-346, 1986.

4. ICU 呼吸モニターの作製

弘前大学医学部附属病院集中治療部, 麻酔学教室 石原弘規, 谷岡富美男, 松本明知, 尾山 力

ICUでは、持続的呼吸系モニターはもちろん、最近では代謝系のモニターの重要性が指摘されている。今回われわれは日本電気三栄株式会社と協同して、ICUで使用可能な呼吸代謝モニターを作製し、5ヶ月以上に渡りICUで人工呼吸器使用中の症例に使用した。作製したシステムについて紹介し、併せて本システムの問題点について報告する。

1. システムの概要

本システムはベッドサイドモニターとセントラルモニターより構成されている。ベッドサイドモニターは、円筒形のミキシングチャンバー、サンプル切換器、 O_2 、 CO_2 ガス分析装置、熱線流量計、圧トランスジューサ等からなる呼吸代謝測定部分と、8 ビットマイクロコンピュータによる演算処理部分よりなる(図1)。

酸素消費量($\mathring{\mathbf{V}}_{0a}$)や分時換気量($\mathring{\mathbf{V}}_{E}$)などのデジタルデータと,気道内圧,呼吸側での流量,容量曲線などのアナログデータをセントラルモニターへ転送する。

測定開始とともに、サンプリング切換器が気管チューブ側に切換わり、20 秒間で F_{1O_2} 、 $F_{ET_{CO_2}}$ の平均値を読みとる。この後サンプリング切換器はミキシングチャンバー側に切換わり、 V_{O_2} 、 V_{CO_2} 算出のための F_{EO_2} 、 $F_{EC_{CO_2}}$ を40 秒間測定する。コンプライアンス、死腔率、呼吸数、一回換気

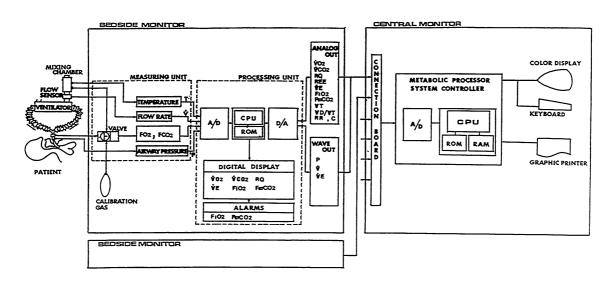


図1 ブロックダイアグラム

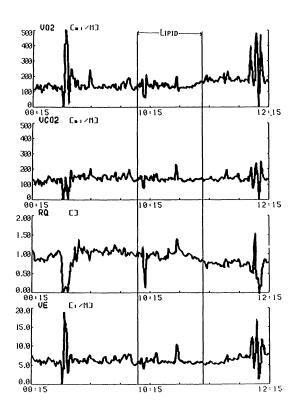


図2 52 歳女性. 脂肪乳剤負荷

量、分時換気量は常時測定する。

· Vo₂, · V_{co2}, RQ (呼吸商), V_D/V_T (死腔率) REE (安静時エネルギー消費量) は以下の如く算出した。

$$\begin{split} &\overset{\bullet}{V}_{O_2} = \overset{\bullet}{V}_E \times \frac{F_{1_{O_2}} \left(1 - F_{E_{O_2}} \right) - F_{E_{O_2}}}{1 - F_{1_{O_2}}} \times (STPD \text{ MIE}) \\ &\overset{\bullet}{V}_{CO_2} = V_E \times F_{E_{CO_2}} \times (STPD \text{ MIE}) \\ &RQ = \frac{\overset{\bullet}{V}_{CO_2}}{\overset{\bullet}{V}_{O_2}} \end{split}$$

$$V_{\rm D}/v_{\rm T} = \frac{1 - F_{\rm E_{\rm O_2}}}{F_{\rm ET_{\rm O_2}}} \times 100$$

REE=
$$(3.9 \times \dot{V}_{O_2} + 1.1 \times \dot{V}_{CO_2}) \times 1440$$

REE は Weier の式により、各 1 分ごとのデータを 24 時間値に換算して表示した。

ベッドサイドモニターは約 $42 \times 25 \times 37 \text{ cm}$ の大きさであり、パネルの表面に LED 表示部分を有し、上述のパラメーターのうち、 $\overset{\bullet}{V}_{O2}$ 、 $\overset{\bullet}{V}_{CO2}$ 、 $\overset{\bullet}{RQ}$ 、 $\overset{\bullet}{F}_{ETO2}$ 、 $\overset{\bullet}{V}_{E}$ をディスプレイする。

セントラルモニターはサブシステムに一度データを取り込み、現在の時点の波形や過去のデータの表示をカラーディスプレイやグラフィックプリンターに表示させる。計測値は24時間コンピュータ内に保存される。測定精度はコンプライアンス±15%以内の誤差であり、その他のパラメータは±10%以内であった。

2. 症例(図2)

52歳女性で急性薬物中毒のため ICU 入室となり,人工呼吸器装着の際の \dot{V}_{O2} , \dot{V}_{CO2} , RQ, \dot{V}_{E} の 4 時間の経過を示した。 8 時 45 分頃,気管内吸引後バギングし, \dot{V}_{O2} をはじめ各パラメータに変動がみられた以外,脂肪乳剤投与前まで比較的安定していた。この間 7.5% ブドウ糖のみ投与していた。脂肪乳剤投与前の RQ はほぼ 1.0 前後でブドウ糖が燃焼していたと思われた。しかし脂肪乳剤投与開始後, \dot{V}_{O2} は増加し,また RQ は 0.7 程度まで低下し,脂肪が利用されたと考えられた。

このようにわれわれのシステムでは代謝変化に迅速に反応することが判明した。

3. 考按

われわれのシステムでは demand valve 型の人工呼吸器であれば、ほぼどの機種でも使用可能であり、また T ピースを用いた場合にも一方弁を用いれば、測定可能である。今まで 5ヵ月 ICU で実際使用し、長期間の連続使

用も可能であり、最高48日1症例に使用した。

問題点として、体重 15 kg 以下の症例や定常流型の人工呼吸器使用のもとでは使用不可能である。また人工呼吸器の加湿器や T ピース時のネブライザーによる水滴がシステムの連続使用に多大の悪影響を及ぼした。人工呼吸器の加湿器による水滴には、熱線入りのサンプリングチューブ、ウォータートラップを付加することで、満足する結果を得、長期使用も可能となった。しかし、T ピース時のネブライザーによる水滴対策は末だ十分でなく長期使用が不能であり、今後改良すべき問題である。

また、キャリブレーションが手動のため、毎日キャリブレーションに時間を費すこと、24時間以上経過したデータは自動的に消去されてしまうなどの改良を必要とする部分もみられた。

さらにデータそのものが、吸入 O₂ 濃度変更や気管内吸引などにより大きく影響を受けることを考慮しなければならない。

4. 結 語

- 1) ミキシングチャンバー方式の呼吸代謝モニターを作製し、5ヵ月以上 ICUで臨床に用いた。
- 2) 幾つかの改良すべき点はあるが、狭い ICU でも使用しやすく、長期間の人工呼吸器使用中に連続モニター可能であり、呼吸代謝管理に有効であった。

New Respiratory Monitoring System in ICU

Hironori ISHIHARA, Fumio TANIOKA,

Akitomo Matsuki, Tsutomu Oyama

Intensive Care Unit and Department of Anesthesiology, Hirosaki University, School of Medicine Hirosaki, 036

We and NEC-Sanei Ltd. developed computerized indirect calorimetry system to measure gas exchange as well as respiratory data including compliance and dead space. The system consists of bedside monitor and central monitor. Signals from flow detection, gas analyzer and pressure transducer enter 8 bit microcomputer.

 \dot{V}_{O_2} , \dot{V}_{CO_2} , RQ, energy expenditure (EE) are computed every one minute basis. Measured parameters are stored for 24 hours and retrieval of the data is made in easy access.

Artifact such as tracheal suctioning, fighting respiration and the change of inspired oxygen concentration may interfare the values. However, it appears that the system developed in our ICU allows ICU physicians to promote respiratory and metabolic management of critically ill patients in space limited ICU.

Key words: Indirect calorimetry, Oxygen consumption

5. Pressure Support による自動ウィーニングーServo - 900 C と PC - 8001 の Interface 横浜市立大学医学部麻酔科学教室 大塚将秀, 磨田 裕, 山口 修 吉田 元, 沼田克雄

はじめに

人工呼吸器からのウィーニングには、以前より on - off 法、IMV などが 用いられている。最近ではPressure Support Ventilation(以下 PSV)を 漸減する方法も用いられるようになってきている。今回われわれは、dyspnea の指標として呼吸数を用いてフィードバックをかけつつ, サポート圧 をコンピュータ制御で自動的に漸減するシステムを開発した。

1. 方法

人工呼吸器としてはシーメンス社のサーボ900 C を、制御用コンピュータとしては日本電気の PC - 8001 ディスクシステムを用いた。インターフェースは、市販の A - D コンバーターと D - A コンバーターを用いた。1 回換気量、気道内圧、最高気道内圧、終末呼気炭酸ガス濃度を読み込み、適正なサポート圧を演算して呼吸器の制御を行う。

制御のアルゴリズムは図1の通りである。基本の流れは、一定時間毎にサポート圧を下げていってウィーニングを完了するところにある。ただし、呼吸回数によってフィードバックをかけてあり、20回を超えたならば、呼吸困難の兆候と見なしサポート圧を増加させるようにしてある。また、終末呼気炭酸ガス濃度もモニターしてあり、これが6.0%を超えるようならば患者の CO₂ レスポンスに問題があるわけで、PSV モードは不適当として警告を表示し、他の換気モードに変えるよう促す機構になっている。頻呼吸が持続してサポート圧が上昇しすぎたときにも警告を表示し、換気モードの変更や鎮静など適切な処置がとれるようになっている。これらの各定数は症例に応じて可変である。なお、プログラミング言語は、BASICを用いた。

患者はICU入室中の患者で、胸部 X 線写真、聴診、動脈血液ガス分析、呼吸機能検査などでウィーニング可能であろうと考えられた症例を選んだ。

2. 結 果

図2は、本システムを患者に接続して自動ウィーニングを行ったときの経過表である。症例は57歳の男性で、前壁中隔の急性心筋梗塞のためICUに入室となったが、呼吸困難が強く、動脈血液ガス分析の結果も悪かったため鎮静、挿管して陽圧呼吸を行った患者である。利尿剤や強心配糖体などの投与や、種々の治療に反応して全身状態や呼吸循環系の改善が見られたためウィーニングを開始することとした。この時の動脈血液ガス分析の結果は、Fi02

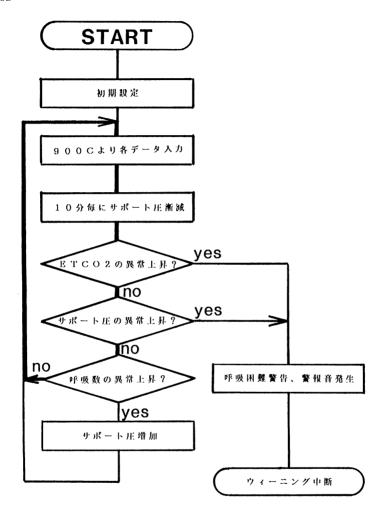


図1 自動ウィーニングのためのアルゴリズム. 太い線がメインループで、基本の流れは10分毎にサポート圧を漸減することにある。呼吸回数を呼吸困難の指標として用いている。終末呼気炭酸ガス濃度の上昇、コンプライアンスの異常低下が起きたときのアラームも備えている。

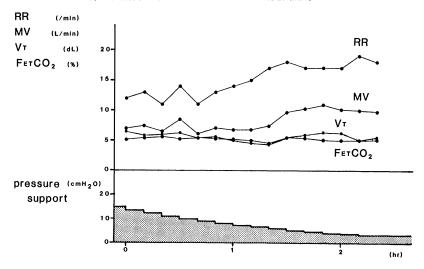


図 2 臨床応用時の経過表。次第にサポート圧が下がっているが呼吸数の異常上昇、一回換気量の低下、終末呼気炭酸ガス濃度の上昇は見られず順調にウィーニングが進んだ。サポート圧 $3 \text{ cmH}_2 \text{O}$ にてウィーニングを終了し、そのまま翌日まで経過観察して抜管した。

40%, Pressure Support 15 cmH₂O で pH 7.443, PaCO₂ 40.5 mmHg, PaO₂ 116.2 mmHg ,base excess +3.2 mEq/lであった。グラフは上から順に呼吸数,分時換気量,1回換気量,終末呼気炭酸ガス濃度,およびサポート圧の推移である。サポート圧が下がるにしたがって,呼吸数はやや増加しているが毎分 20 回を超えることはなかった。終末呼気炭酸ガス濃度の上昇もなく順調にウィーニングが進んでいるのがわかる。サポート圧 3 cmH₂O にてウィーニングを終了した。そのときの動脈血液ガス分析の結果は, F_{IO_2} 40%で pH 7.413, $PaCO_2$ 41.7 mmHg, PaO_2 75.3 mm Hg,base excess +1.6 mEq/lであった。そのまま翌日まで経過観察し,胸部 X 線写真,動脈血液ガス分析などで異常がないことを確認の上,抜管した。なお,患者は,ウィーニング中およびその後に呼吸困難感を訴えることはなかった。

3. 考察

Servo-900 Cの Pressure Support モードは、呼気の始めに最大流速があるっため、患者は無理やりにガスを押し込まれるような感じがあり、ERICAなどに比べて違和感があるといわれている。しかし、900 Cは、パネルに表示されるデータのほとんどがアナログ信号として出力されていて、また操作ツマミで与えるデータのほとんどがアナログ信号として外部からコントロール可能であるため、コンピュータ制御には非常に向いている人工呼吸器である。

自動ウィーニングの換気モードとしては、MMVで代表されるような IMV ベースのものが知られており、すでに一部の呼吸器には換気モードの 1 つとして組み込まれている。MMV モードは、呼吸抑制のある薬剤を投与したときでも分時換気量が保証されているので比較的使いやすいモードである。しかし、浅い自発呼吸が頻発したときには有効な分時肺胞換気量が得られず、実質上の低換気になってしまうことがある。。また、IMV は患者の意志と無関係に吸気を送り込むことがあるため、意識が清明な患者では違和感を訴えることがある。

一方今回われわれの試作した Pressure Support モードのようなウィーニングでは、 CO_2 レスポンスが正常であれば、1 回換気量が十分に保たれるため肺胞換気量も保証される。また、患者の吸気を補助するように陽圧がかかるので、自然な換気が得られる。

MMV とわれわれの方法とは換気モードが基本的に異なるため、いずれが 優れているかは決めがたいが、それぞれの長所短所を理解したうえで両者を 使い分けるのが良いと考える。

4. 結 語

シーメンス社 Servo - 900 C と PC - 8001 とを接続し、Pressure Support モードによる自動ウィーニング装置を試作した。MMV とは方式が異なるため、それぞれの適応を考えて使い分けることが望ましいと考えられた。臨床応用

例でもとくに問題なくウィーニングが行えた。そのとき患者は違和感や呼吸 苦を訴えることはなかった。

Automated Weaning System of Pressure Support Ventilation — Interface between Servo - 900C and Personal Computer

Masahide OHTSUKA, Yutaka USUDA, Osamu YAMAGUCHI, Gen YOSHIDA, Katsuo NUMATA

Department of Anesthesiology, Yokohama City University, School of Medicine, Yokohama, 232

We developed an automated weaning system from the ventilator using pressure support ventilation (PSV). The PC-8001 personal computer (Nippon Electric co. ltd.) controls pressure support (PS) level of the Servo-900C ventilator (Siemens Elema) with monitoring respiratory rate, airway pressure, and endtidal CO₂ concentration. The main algorithm is that PS level is decreased gradually with feedback of respiratory rate. Respiratory rate is selected as the indicator of dyspnea, for tachypnea is the first symptom of dyspnea. If tachypnea should occur, PS level increases automatically. Weaning from the ventilator controlled by this system was smooth enough for practical application. We conclude this automated weaning system of PSV is useful.

Key words: Respiratory failure, Mechanical ventilation, Ventilator, Weaning from ventilator, Automated system

参考文献

- 1) 窪田達也,小野寺文雄:成人用人工呼吸器の最近の進歩. ICU と CCU 10: 631-642, 1986.
- 2) 橋本恵二, 吉成道夫, 天羽敬祐: MMV の臨床的検討. 人工呼吸 1:74-77, 1984.

Ⅲ. モニタリング(演題 6.~8.) 座長:神山守人杏林大学医学部麻酔学教室

6. マイクロコンピューターを用いた頭蓋内圧モニタリングシステムの 有用性

多根病院麻酔科, 脳神経外科

佐野隆信, 立石彰男, 得能永夫, 鈴木俊久

はじめに

脳障害患者における頭蓋内圧(ICP)モニタは、ICP 亢進の早期診断、脳障害の治療を行う際の指標として有用である。今回われわれは、ICP 値をon-lineでヒストグラム表示し、加えてフロッピィディスクユニットを用いて off-lineでの処置も可能なシステムを試作し、ICP モニタリングの補助手段としての有用性を検討した。

1. ハードウェア

図1に機器の構成をしめす。ICPは、患者の硬膜外腔に留置したゲルテック社頭蓋内圧測定用トランスデューサーICT/b、あるいは脳室カニューレに接続したゲールド社トランスデューサーT4812 ADを用いて測定した。ICP信号は、上記トランスデューサーにてポリグラフに出力され、同時にキャリブレーションボックスを介してマイクロコンピューターに送られる。使用したマイクロコンピューターは富士通 FM - 8 で、入力 4 チャンネル、8 bit 精度のアナログインターフェースが標準実装されている。CPU はメインメモリ RAM 64 KB と BASIC プログラム ROM 32 KB のメモリを有する。補助記憶装置として富士通ミニフロッピィディスクユニット FD 27611 を接続した。使用したミニフロッピィディスクは両面倍密度で 320 KB×2 の容量をもつ。

2. ソフトウェア

図2に、ICP サンプリング、統計処理、データ出力の制御ダイアグラムを

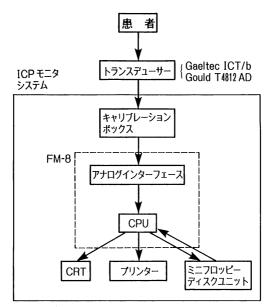


図1 ICP モニタシステムの機器構成

図示する。プログラムは FM - 8 がプログラミング言語としてサポートしている F-BASIC で作成した。 ICP サンプリングは 1 秒ごとにサブルーチンを実行させることにより行い,そのサブルーチンには ICP 値の統計処理をおこなうプログラムも含む。

患者データおよび ICP データのフロッピィディスク出力形式はランダムファイルで、入出力バッファの変数領域の割り当てを図3 に示す。ICP データのファイル名は測定年月日、レコード番号(01~99)をならべた 8 桁の数字列とした。このファイル名と測定下限値(0~90)を並べた数字列が ICP データファイルが新しく作られるごとに、患者のデータファイルの「ICP データファイル名」の変数領域(140 バイト)に順番に並べられる。ICP データ 処理値は表1のように配列変数に割り当てられ、ICP データファイルの変数領域の番号と対応する。データ出力の最小単位は 5 分で、5 分ごとの ICP

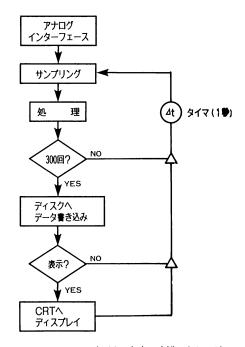


図2 ICP データの処理、出力の制御ダイアグラム

処理値は合計 108 バイトとなり、1 セクターあたり 5 分×2 のデータが格納 される。

3. ICP 測定とデータ処理の実際

まずキーボードより患者のデータとICP測定の条件設定をおこなったのち、ICP測定を開始する。ヒストグラムは5分の倍数の間隔で表示できる。測定中にそれぞれの条件を変更することも可能である。測定は日付がかわるごとに新しいファイルが作られるので、フロッピィデイスクの容量が一杯になるまで記録され、8日以上の連続記録が可能である。

フロッピィデイスクに記録された ICP データは任意の時間間隔でヒストグラム処理することができ、また 24 時間の最大値、平均値、最小値のトレンドが表示できる。

形式:ランダムファイル(1セクタ=256バイト)

バッファの変数領域割りあて:

1. 患者のデータファイル



2. ICP データファイル

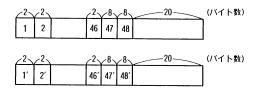


図3 患者データ、ICP データ入出力バッファの変数領域割り当て

D(1)~D(40): 度数分布表の値

D(41):最小値

D(42):最大値

D(43): 総和D(44): 平均

D(45):二乗和

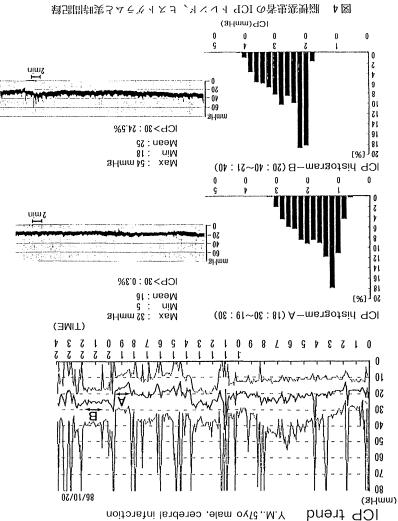
D (46):標準偏差

D (47): サンプリング開始時間

D (48): サンプリング終了時間

表1 ICP データ処理値の配列変数割り当て

図4に、脳梗塞患者でえられた24時間のICPトレンドと、時間AとBにおけるICPヒストグラム、実時間記録をしめす。実時間記録と比較して、ICPトレンドによって、より明瞭な変化がわかり、またヒストグラムによって、より定量的な把握が可能である。



The Application of the Computerized Processing System for the Intracranial Pressure (ICP) Monitoring

Takanobu Sano, Akio Tateishi, Hisao Tokuno, Toshihisa Suzuki

Tane Hospital Dept. of Anesthesia and Neurosurgery, Osaka, 550

Intracranial pressure (ICP) monitoring is important for the management of patients with cerebral disorders. It is sometimes difficult, however, to analyze long-term ICP data on the quantitative basis. We developed the ICP processing system which enables statistical processing of ICP and its display at any given interval for bed side monitoring and retrospective evaluation.

ICP value sampled every 1 second is calculated to yield statistical parameters (distribution table values, mean, standard deviation, maximum, and minimum) and stored in a mini floppy disc every 300 samplings. Processed data can be displayed in a histogram or a trendgram at any given interval on CRT. Data stored in a mini floppy disc can be also served for the retrospective analysis.

This system has, compaired with a chart recorder, advantages as follows;

1. easy in operation (hardware and software), 2. a quantitative evaluation of ICP, and 3. economical.

Key words: ICP, Histogram, Retrospective analysis

7. Swan-Ganz カテーテルによる右室駆出率測定の解析プログラム

埼玉がんセンター麻酔科

唐沢富士夫, 布施嘉亮

駆出率を熱希釈法にて求める原理は30年程前から報告されているが、臨床にはあまり応用されていなかった。しかし、近年、熱応答時間が比較的に短いサーミスターを用いて一心拍ごとの熱波形の変化を観測できるようにな

り、この比から求めた駆出率が臨床的にも応用されつつある(図1)。特に 僧帽弁置換術後や肺高血圧を伴う疾患のモニターとして、また、右室拡張終 期容量を計算して熱傷患者などの前負荷の指標としてその有用性が報告され ている。今回、演者らはSWAN-GANZカーテルから得られた熱希釈曲線を パーソナルコンピュータを用いて解釈し、右室駆出率を求めることを試みた ので報告する。

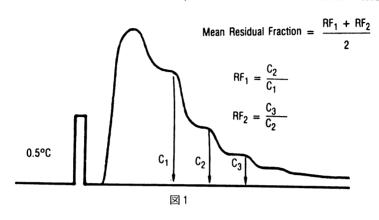
SWAN-GANZ カーテルはエドワーズ社製 RAPID RESPONSE THER-MODILUTION CATHETER (MODEL 93 A - 431 H - 7.5 F) を用いた。 THERMODILUTION AMP (NIHON KOHDEN) からの信号を直流アンプにて 2 倍に増幅し、12 ビット A/D コンバーターを介して 16 ビットパーソナルコンピューター PC 9801 U 2 (NEC) に入力した。

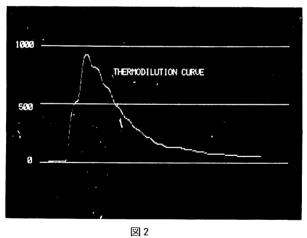
A/Dコンバーターの作動とデータの転送にはハンドラソフト(CANOPUS)を用い、データの解析プログラムはN88-BASIC(MS DOS 版)にて作成した。A/D変換開始のトリッガーはThermodilution Injector の打ち込み時にキーボードより行った。変換時間は20 μ sec、変換間隔は20 μ sec、即ち、1秒間に50点で行い、20秒間、1024点の変換入力を行った。データ処理はまず加算平均によりSMOOTHINGを行い、最初の40ポイントの平均値をベースラインとした。ディスプレイは縦軸の符号を反転してあり、温度の下降は上向きに表現されている(図2)。

拡張期における熱希釈曲線の値を一心拍ごとに求めるには、曲線上のプラトーにおける値を得れば良いが、実際にはプラトーが認められないことがしばしばある。そこで演者らは、熱希釈曲線上の変曲点をパーソナルコンピューターにて求め、この点の値を拡張期のものとした。変曲点を求めるための微分は図3に示す近似式を用いた。

実際にプログラムを走らせて駆出率を求めたときのディスプレイを図4に示す。通常は微分曲線は表示していないが図では2次微分(f"(t))のみ表示してある。駆出率算出のための解析は熱希釈曲線の下降部分において行っ

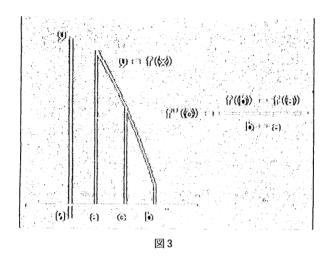
Ejection Fraction = 1 - Mean Residual Fraction

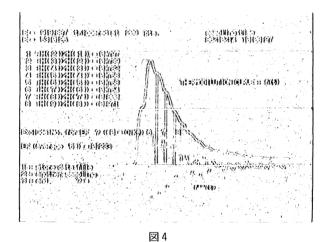




た。 2 次微分曲線が X 軸をマイナスからプラスへ横切る点を求めることにより熱希釈曲線が下向き凸から上向き凸に変わる変曲点を求めた。

拡張期の高さの比より RESIDUAL FRACTION を求め、幾つかの RESIDUAL FRACTION の平均値を 1 から減ずると EJECTION FRACTION が求まる(図1)。





このシステムではサーミスターの応答時間が重要なもののひとつと考えられる。時定数 100~200 msec のサーミスターが推賞されていたが、駆出率が低値に出る傾向があるために最近では応答時間がより速いサーミスターで、99%応答時間が 0.5~1.0 秒のものが良いとする報告がみられる。応答時間

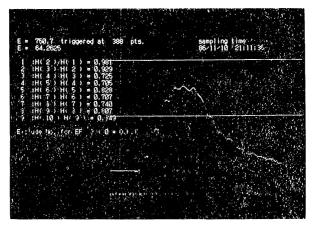


図 5

以外にもカテ先きの位置や付着した血栓、その他の何らかの原因によりカーブが平坦化して変曲点が求まらないこともある。また、不整脈が散発する場合は識別のためには ECG の同時記録は必須なものと思われる(図5)。

以上、SWAN-GANZカーテルにて右室駆出率を求めるためのシステムとプログラムの概略を報告した。

A BASIC Microcomputer program for Determination of Right Ventricular Ejection Fraction on Thermodilution Curve

Fujio Karasawa, Yoshiaki Fuse

Anesthesiology Clinic, Saitama Cancer Center, Saitama, 362

We could obtain thermodilution curve with beat-by-beat changes, when we used fast-response thermistors such as Swan-Ganz Rapid Response Thermodilution Catheters (Edwards Labo.). The thermistor was connected to Thermodilution Amplifier and DC Amplifier (NIHON KOHDEN). The analog outputs were simultaneously A/D converted 50 times each second for 20 seconds and stored by 16 bits personal computer, PC9801 U2 (NEC). The base line was determined by the

average of the initial 40 points. The thermodilution curve was displayed inversely. The descending portion of thermodilution curve was differentiated twice by using our BASIC microcomputer program. It determined the points of inflexion at which the negative quadratic differentiation changed to positive one and represented them as the respective diastoles. The ejection fraction was calculated from the differences in digital data between base line and the respective diastoles.

Key words: Ejection fraction, Thermodilution technique, Microcomputer program

8. 心拍出量の実時間計測(手術中において)

浜松医科大学附属病院手術部,麻酔学教室 森田耕司,土井松幸,三条芳光,池田和之

心拍出量を測定する方法は、侵襲、非侵襲、また連続、不連続測定を問わず、数多く存在するが、臨床の場、中でも、術中麻酔中において利用出来る方法は限られている。これは術中管理にともなう制約、主として、信頼度、精度、操作性、装置の大きさ、価格等によるからである。今回われわれは、このような制約を妥当なレベルまで解決し、また心拍出量、全末梢血管抵抗を連続的に測定できるように、FICKの原理を使用した測定システムを開発した。

FICK 原理による心拍出量は酸素消費量(\mathring{V} o₂)を動静脈酸素含量の差で割れば求められる。また,全末梢血管抵抗は平均動脈圧と平均右房圧の差を心拍出量で割れば得られる。このように心拍出量はきわめて簡単な式によって求められるが,臨床,特に術中での使用がポピュラーではない原因の一つは,式の各要素,特に \mathring{V} o₂ と混合静脈血酸素飽和度を連続的に求める方法に数多くの技術的な問題があったからである。しかし,最近ではファイバーオプティクカテーテルによる混合静脈血酸素飽和の連続測定がオキシメトリッ

クス社によって現実化され、さらに当教室で開発された質量分析計を中心とする呼吸、代謝測定システムによって、 \hat{V}_{02} の連続測定が具体化するに至っている。われわれは今回こうしたシステムの恩恵に与かって心拍出量、全末梢血管抵抗の連続的な測定を、術中に可能にした。酸素消費量は上記システムより通信回線を経て、患者モニター装置の上部にセットされたマイコン (PC 8001 NEC) に送られた。オキシメトリックスの出力、および、患者モニターから出力される動脈圧、右房圧は A/D コンバーターを経て連続的に入力した。動脈血酸素飽和度、ヘモグロビン濃度、環境温度は適宜、キーボードによって入力した。

心拍出量,全末梢血管抵抗は30秒に一回の割合で演算され,麻酔医に提供される。この情報は更に同じ頻度でフロッピーデイスクに保存され、研究,分析に使用される。

こうしたシステムを耳鼻科の頸部郭清術時の患者管理に使用し、この方法による心拍出量の妥当性をみるため、熱希釈法のそれと比較した。その結果は相関係数 0.96 (N=17) と良好であった。

まとめ

- 1) COを Fick 法にて、術中連続的に測定した。
- 2) 熱希釈法との相関は高かった。(0.96)

A Continuous Measurement of Cardiac Output (CO).

Koji Morita, Matsuyuki Doi, Kazuyuki Ikeda

Surgical Center and Department of Anesthesiology, Hamamatsu University School of Medicine, Hamamatsu, 431 - 31

We developed microcomputer based Cardiac Output (CO) and Total Peripheral Resistance (TPR) calculater. Calculation methods are based on the FICK principle which was originally described by ADOLPH FICK in 1870. Oxygen consumption is measured by our originally developed

Respiratory - metabolic Measurement System (RMS) and that data are transferred directly to this system by communication network. Mixed-venous hemoglobin saturation with oxgen is measured by Oximetrix fiberoptic - catheter system and directry transferred to this system. This system can measure CO and TPR continuously with good performances in anesthesia.

Key words: Continuous measurement, CO, TPR, Microcomputer

Ⅲ. データ通信等(演題 9. ~11.)座長: 侘美好昭 愛知医科大学麻酔学教室

9. 特殊疾患の麻酔コンサルテーションシステムの試作

名古屋市立大学麻酔学教室

清田豊秋,宮野英範,青地 修

医療分野でのデータベースは、今や病院全体の病歴データベースシステムにまで発展している。しかしこれらは病院事務の立場から開発したシステムであり、われわれの役に立つ情報を直接手に入れるのは難しく、なんらかのデータの加工を施さなければならない。われわれは、このような不便さを嫌って、ICUや麻酔領域のデータベースを自分たちで作り上げようとしてきた。われわれは3年前に麻酔症例の検索、統計処理が簡単に行えるよう、いわゆる麻酔台帳のコンピュータ化を図った。このシステムは各症例に対して、基本的な事項と合併症・その他の問題点を含めた18項目を設定しており、各種の検索から作図機能までサポートした、当時としてはかなりの大作であった。これによって時間をかけた手作業の集計が迅速に処理でき、たいへん便利であろうと意気込んだ。しかし2ヵ月もたつと、さまざまな不平の声が挙がってきた。すなわち入力が面倒である、今入力しているデータがどのように役

立つのか、集計結果から新たな知見が得られるのか、といったものであった。 それに対する明確な答えを出せないまま、このシステムは開発に一年以上要 したにもかかわらず、3ヵ月と用いられずに消滅してしまった。

われわれはこの経験を深く反省し、本当に必要なデータベースは何である かを模索した。

麻酔台帳をデータベース化することは、データベースというものを理解するのには恰好である。しかも1ヵ月もするとかなりの症例が蓄積される。そして各種付属機能を用いて年齢別・科別・疾患別などに集計し、グラフ化したりする。しかしひとしきりこれらの操作を堪能すれば、次に行うことが見出せない。こうなると日々の単調なデータ入力が無味乾燥となる。しかも入力項目が麻酔記録への記入と重複するため、ますます億劫になってしまう。ただ単に組み込みやすいという理由だけで採用したデータは無駄であり、データベース化するに価しないものであるといえる。

入力作業以上に利用価値があり、しかもデータの少ない時点でも、効果が得られるようなデータベースが理想的である。われわれはこのようなデータベースを"生きたデータベース"と呼んでおり、この考えに副って試作したのが、今回の『特殊疾患の麻酔コンサルテーションシステム』である。これは現在話題になっているエキスパートシステムの応用ではなく、あくまでもデータベースシステムのひとつの利用法として捉えている。

特殊疾患を持つ麻酔には普段遭遇しないだけに病態や麻酔上の注意点など、とっさに思い浮かばない。このような時に手軽に情報が得られれば便利である。しかしそれだけでは、"生きたデータベース"にはならない。この情報のもとになった文献を参照したり、経験した麻酔症例の経過や反省点などを書き込むことで応用範囲が拡がり、次の同疾患の麻酔にも役立てることができるようになる。

具体的には、本システムは"情報"・"症例"・"文献"・"索引"の4つのデータファイルから構成されている。疾患番号をデータベース理論でい

- う「主体」として、各ファイルを関係づけている。
- "情報"ファイルは、このシステムの中核をなすデータファイルであり、 特殊疾患の病態と麻酔上の注意点、その他の付随データを持っている。
- "症例"ファイルには患者氏名・ID番号・日付などの患者基本情報と、麻酔経過の要約・注意点が書き込める。
- "文献"ファイルは、各疾患に関する文献を検索するためのデータと、簡単なサマリーから成っている。
- "索引"ファイルは必要な疾患名を見つけ出すため、疾患名の別の呼び名 を網羅した検索用データファイルである。

使用したデータベースソフトウェアは、最もポピュラーでプログラマブルな dBASE Ⅲである。

次に具体的な利用法を示す。特殊疾患の名称を入力すると"検索"ファイルから疾患番号を探し出す。このファイルには別名や略称をできるだけ多く収録してあるので、たいていは事足りるが、1文字の入力ミスのため、すべてを入力し直すといった無駄がないよう、類似疾患を探しだす工夫が施されている。

"情報"ファイルから疾患番号のレコードを探し出し、ディスプレイに表示する。必要ならばプリンターにも出力できる。

特殊疾患の麻酔が済めば、"症例"ファイルに簡単なサマリーを書き込んでおき、のちの同様の麻酔の参考にしたり、症例が集まった時の集計に役立つようにしておく。

疾患情報の、もとになった文献を探したい時には、"文献"ファイルから 簡単に見つけ出すことができる。簡単な要旨が記されているので、必要な文 献がすぐに見つかる。画面には3件ずつ表示するようになっており、キー入 力で、残りの文献を順次表示していく。また、新しい文献があれば追加登録 することで、情報の内容が固定化せず、常に最新の情報を提供することがで きる。 本システムはまれな疾患、特に小児の先天性代謝異常から入力し始めたため、実際に経験した症例は、稼働後6ヵ月間に10数例しかなかった。システムの対象が特殊疾患であるための当然の結果であろうと思われる。しかしいつでも気軽に疾患情報を参照できるため、その利用率は高く所期の目的は達成できた。従来のデータベースと異なるのは、このあとの利用が減らない点である。入力したデータは、どれをとってみても無駄になるものはなくすべてが有効に活用される。このことはデータ入力に対する意欲を常にかきたてることにもつながる。

現在,成人の特殊疾患ことに心疾患や内分泌疾患を新たに加えており,ますます現場のニーズに合うようシステムを拡張させている。過去の反省を生かし,データベース理論に基づいて周到に設計された本システムは,"生きたデータベース"として今後とも有用であり続けると確信しています。

Application of Computer Consultation System for the Anesthesia of Uncommon Diseases

Toyoaki KIYOTA, Hidenori MIYANO, and Osamu AOCHI

Department of Anesthesiology, Nagoya City University, Medical School, Nagoya, 467

We have developed computer consultation system for the anesthesia of uncommon diseases. This system is consisted of four data files based on data base theory, that is information file, article file, case file and searching file.

If you consult with this computer consultation system about anesthesia of an uncommon disease, you can get desired informations from information file. In addition, if you want to get details about the disease, you can look for some reference articles from article file. If you fulfilled anesthetic procedure, you can input the anesthesia summary into case file. Searching file includes different name of disease as many as possible, so that you can immediately search for necessary

name of disease.

This system is very useful because it supports not only to perform daily anesthetic procedure but also to investigate anesthesia cases.

Key words: Computer, Consultation system, Anesthesia, Uncommon disease

10. パーソナルコンピュータを使用した術中検査データの自動転送システム 国立循環器病センター麻酔科

内田 整, 奥村福一郎

国立循環器病センターでは、1977年の開設以来、臨床検査部の協力のもとに緊急検査の24時間体制が敷かれてきた。1984年には、臨床検査部のミニコンピュータの端末が、手術部やICUをはじめとする特殊病棟に設置され、緊急検査の結果がオンラインで出力されるようになった。当麻酔科では、このシステムをさらに拡張し、臨床検査部から受信したデータを、パーソナルコンピュータを使用して患者別に区分し、対応する手術室に転送、印字するシステムの開発を行い、1985年12月より運用を開始した。今回、この検査データ自動転送システムの概要を紹介する。

1. システムの紹介

国立循環器病センター臨床検査部の緊急検査処理システムを図1に示す。 データ処理用コンピュータ(TOSBAC 7/4OE, 東芝)と各検査機器は オンラインで接続されているが、さらに、モデムを介して各特殊病棟にも端 末が設置されている。通常、これらの端末にはラインプリンタが接続され、 検査結果の印字が行われる。また、図では省略したが、各特殊病棟にはもう 一つの端末回線があり、コンピュータに蓄積された過去の検査データに対し て、問い合わせや検索を行うことが可能となっている。

図2に今回開発した手術室内検査データ自動転送システムを示す。処理用

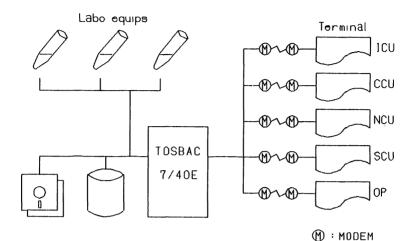


図1 国立循環器病センター臨床検査部の緊急検査処理システム

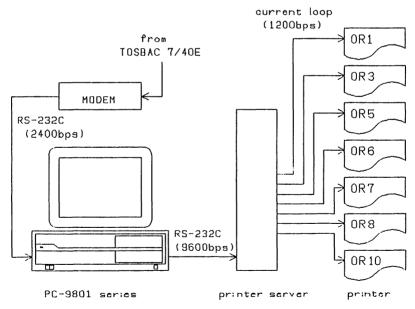


図2 国立循環器病センター手術室における、術中検査データ自動転送システム

コンピュータは PC - 9801 F(NEC)を採用し、RS - 232 C の 2 回線めをサポートするため、PC - 9861 を後部スロットに挿入して使用している。データの分配には、CPUとして Z - 80 を搭載したプリンタサーバーを製作した。各手術室には小型のプリンタボックス(大きさ $142 \times 212 \times 120$ mm)を設置した。この内部には、受信したシリアル信号をパラレル信号に変換する回路があり、内蔵の小型感熱プリンタ(三栄電機 μ TP - 5824 A)でデータを印字する。また、小型のブザーも装備されており、データ終了時にはブザーが鳴り音で知らせる仕組みになっている。プリンタサーバと各手術室のプリンタ間の通信にはカレントループを使用したが、そのための専用回線は手術室天井裏のダクトスペースに敷設した。また、フロッピーディスクに記録したデータの一覧表を印字するため、PC - 9801 には汎用のプリンタ(EPSON、RP - 80)を接続した。

次に自動転送の手順について述べる。麻酔科医は、麻酔開始前に担当する 患者の ID 番号と手術室の番号をコンピュータに登録する。登録にあたって は、入力を容易にするため、ファンクションキーとテンキーのみで可能なよ うに配慮した。PC - 9801 は、臨床検査部からデータを受信すると、データ に含まれている患者 ID と、麻酔開始前に登録した ID との比較を行う。受 信データに含まれる ID が、登録されたいずれかの ID と一致した場合は、 対応する転送先の情報を先頭に付けて、検査結果をプリンタサーバに送信す る。プリンタサーバは、PC - 9801 から得た情報にしたがって、対応する手 術室への回線をオープンし、検査結果を送信する。さらに、検査結果は、各 手術室に転送されると同時に、手術室ごとにフロッピーディスク上のファイ ルに記録される。また、受信データに含まれる ID が、登録されたいずれの ID とも一致しない場合は、フロッピーディスク上にのみ記録が行われる。

データ転送処理プログラムの機能としては、上記の転送機能のほか、フロッピーディスク上のデータを付属のプリンタに一覧表として印字する機能も有している。また、患者ごとの検査結果をグラフ化するプログラムも開発中で

ある。

処理プログラム本体は、MS - DOS 上の BASIC で記述した。また、プリンタサーバ内のプログラムは ROM 化されている。プログラムは運用開始以来、幾度かの改良を行い、現在では誤動作はほとんど生じていない。

1986年11月よりは、手術室内ポリグラフのデータ取り込みシステムと本システムがリンクされた。これにより、手術中の循環動態と検査結果が同一のフロッピーディスク上に記録できるようになった。

2. 考察

心臓手術をはじめとする重症患者の麻酔においては、適切な麻酔管理を行うために、血液ガス、電解質などの術中検査が必要であるが、これらの結果を迅速に入手することも重要な要素である。当施設では、従来は手術部内の検体移送用エレベータに到着した検査結果を、外回り看護婦が配送するシステムであった。緊急検査システムのオンライン化で、検査結果がプリンタに出力されるようになっても、結果用紙の配送は依然として看護婦により行われていたので、業務内容に大きな改善はなかった。しかし、本システムの導入により、検査結果の転送が完全に自動化されたので、手術室業務の省力化に大きな効果があった。また、検査室からデータを受信すれば直ちに転送されるので、結果入手までの時間が短縮され、特に、入手の手薄な深夜帯においても、遅滞なく結果を入手できるようになった。

当施設では、麻酔記録の自動化の一歩として、ポリグラフのデータをコンピュータに記録するシステムを開発している。本システムの稼働により、患者の術中データ記録システムに、検査結果を含めて記録できるようになったが、この点においても本システムが与えた付加価値は大きい。

コンピュータを導入する場合, 誤動作や故障時の対応については, 常に考慮しておく必要がある。人為的エラーに関しては, キーボードからの入力操作が, ファンクションキーとテンキーのみでできるようにしたので, 短時間の教育で全員が操作可能になった。また, IDの入力ミス, 入れ忘れについ

ては、受信したデータがすべてフロッピーディスクに記録されるので、一覧 表により結果を見ることができ、現在のところ問題は生じていない。

本システムの稼働開始以来,ハードウェアの故障は生じていないが,電源のブレーカー遮断によるシステムの停止が数回あった。システムの停止時には,データの転送ができないだけでなく,フロッピーディスク内のデータが一部失われたので,業務に支障をきたした。したがって,このような事態に対処するためには,無停電装置の導入などを考慮する必要があるであろう。

本システムは、手術室業務の省力化と効率化に大きく貢献し、コンピュー タ導入の成功例であった。通信回線の問題さえ解決すれば、他施設において もわずかの変更で応用可能であり、有望なシステムである。

> A Computerized Transfer System of Intraoperative Laboratory Reports in the Operation Rooms

> > Osamu UCHIDA, Fukuichiro OKUMURA

Department of Anesthesiology, National Cardiovascular Center, Suita, 565

We have developed and utilized an automatic transfer system of laboratory reports using a personal computer in our operation rooms. A 16-bit NEC computer PC-9801 receives results of intraoperative blood samples from the clinical laboratory through an RS-232C interface. This computer compares the patient's ID number included in the reports with registered ID numbers which are entered beforehand by anesthesiologists from the keyboard. The reports are then transferred to the corresponding operation room. A thermal printer is placed in each operation room, and anesthesiologists can obtain printed results. Reports are also stored in floppy disks for later data retrieval. This system has proved to be very useful in reducing turn-around time and saving human tasks.

Key words: Laboratory report, Operation room automation, Data transfer system

11. パソコン通信による麻酔科電子会議

東京女子医科大学麻酔学教室

尾崎 真,野村 実,椎名恭子,野村ゆう子, 川真田美和子,渡辺雅晴,藤田昌雄

はじめに

パーソナルコンピューターを用いて通常電話回線を介して通信を行ういわゆるパソコン通信は、その可能性が、最近とみに注目されつつある。われわれは、以前より麻酔科医が情報収集を行うに際してパソコン通信を利用することの有用性を種々のデーターベース、電子掲示板に実際にアクセスすることにより確認していた。今回は、さらに多人数対多人数の情報交換を実現する電子会議システムに麻酔科医が参加することの意義を検討した。

1. パソコン通信の道具

いわゆるパソコン通信に必要なものは、まずパソコンと電話回線である。パソコンは、RS 232 C 端子を持っている物なら種類は問わない。電話回線との間に音響カプラー又はモデムが要る。これらは、電話回線を伝わってきたアナログ信号をパソコンが理解できるデジタル信号に変換してくれる機器である。音響カプラーは、電話機の受話器をはめ込んで受話器から流れ出てくる音(キャリアー音)を変換して RS 232 C 端子を介してパソコンへ伝える。したがって受話器とカプラーの間から雑音が入る可能性がある。一方モデムは、電話回線に直接接続して伝わってくるアナログ電気信号をいきなりデジタル信号に変換するので雑音の入り込む余地がない。家庭へ来ている電話回線へモデムを接続するには、モジュラージャックが必要である。モジュラージャックへの付替は、NTT へ頼べばすぐに付け替えてくれる。要するに電話機の線の根元が、一種の差し込み口になるのである。

以上の3つが、ハードウェアとしてのパソコン通信の必要条件である。十分条件としてホストのコンピュータから送られてくる信号をちゃんと受け取り、われわれが理解できる文字に変換してくれる通信用のソフトウェアが要

る。BASICで自分で組むことも可能であるが、今やかなり使いやすいソフトが出回っているのでそれらを利用したほうがよいと思われる。有名なものとしてマッキントシュ用のSmartCom II、ASL term、IBM-PC用のCrossTalk、NEC98用のCTERMがある。これらのソフトを使うかぎり一度通信手順をセットしさえすれば後は面倒なことはない。

通信手順では、まず通信速度が重要である。1秒間に凡そ30文字を送れる速度を300ボー(baud)という。現在の主流は、その4倍の1200ボーである。この通信速度は、ソフトよりもモデムに規定され、CCITTとBELL規格がありいずれにしろホスト側の条件に合わせなくてはならない。次いで、1文字を8 bit で表すか7 bit で表すか、パリティが有るかないか、1ストップビット、Xon/Xoff であるなどの通信手順がある。これらをまとめて8 N1SX などと書いたりするが、要するに通信ソフトのそれらの項目をホスト側のそれに合わせてセットすればよいにすぎない。

このように書いてくると何だか難しく聞こえるかも知れないが、心配不要である。これらの内容に関してほとんど知らなくても通信ソフトが、貴方をホストのコンピューターと繋げてくれる。後は、パソコンの画面に文字が広がるのである。

2. 電子掲示板と電子会議

さてここまででパソコン通信に必要な道具建ては済んだ。次は、一体どんなホストと通信するかが問題である。実際今や日本国内だけでもたくさんのネットが、活動している。小さいものでは、いわゆる草の根ネットワークと呼ばれるものでホストのコンピュータも8ビットのパソコンで、回線数も1回線であったりする。一方大きなネットでは、ホストはいわゆるメインフレームと呼ばれる大型コンピュータで回線数も50回線、60回線というのもある。大きさにかかわらずこれらのネットに共通しているのは、電子掲示板を中心とした構成になって点である。ここが、よく文献検索等で利用するデーターベースと異なる点で、各種ネットワークでの主体は、何か役立つ情報を貰う

ことよりむしろこちらも何か発言することにある。

すなわち双方向通信,互いに情報を交換し合う点が特徴である。この点から言うと電子掲示板の構造は、議論し合うことには少々欠点もあろう。なぜならあるメッセージを一人から多人数へ発信するだけだからである。電子掲示板にアクセスすると単に継時的に前回アクセス後の新しいメッセージが出てくるに過ぎない。単に普通の掲示板にどんどん新しい掲示が増えてくるだけである。したがって、ある A という主張なり発言に対する AA という意見は、すぐ A の後に掲示されるとは限らず間に B, C, D, E がはさまってしまうことがある。よってその AA にこれは、A に対する発言であると明記しなければ何に対するものかもわからなくなってしまう恐れさえある。国内の草の根ネットワークの中には、この電子掲示板を苦労してそのまま電子会議に使っているところもある。

一方電子会議システムでは、アクセスすると属した会議で前回読んだメッセージ以降の新しいものが自動的に届けられるようになっている。また各メッセージを読んだ後に即座にそれに対するコメントを付けられるような機能も持っている。したがってある特定の論題に関しては、連続した流れで議論を続けることが可能である。有名な電子会議システムとして PARTI および Cosy システムがあげられよう。

3. 医学用電子会議システム、電子掲示板

図1に医学用電子掲示板の実例としてCompuServe(アメリカのネットワーク名)の Medical SIG(special interest group)の例をあげた。この例では、吸入療法による気管支拡張療法に関する議論が行われている。一目して分かるように電子掲示板を会議用に用いているために後に続くメッセージが、読みにくい面がある。

図2は、MIX(McGRAW - HILL Information eXchange, これは日本ネットワーク名)の medical の会議室でのやり取りである。世界で初めて麻酔科で運営しているアイオワ大学の電子掲示板(bulletin board system - BBS)

#: 37904 S1/Professional 30-Oct-86 21:49:47 Sb: #Bronchodilators Fm: Michael Gunderson 73067,207 To: All

I am partcipating in an effort to revise the Pinellas County (Florida) EMS System protocols. One issue we are dealing with is nebulized bronchodilator use in the field for treatment of asthma, emphysema and anaphylaxsis. We currently carry aminophylline and epinephrine. Aminophylline has been causing

frequent incidents of significant ventricular ectopy. Thus, we are hoping to use a drug with more beta-2 specificity. We are leaning towards albuterol in an aerosol. I would appreciate any suggestions regarding choice of drug for field use. I also have found conflicting data comparing aerosol versus oxygen powered nebulizer delivery systems. Those who have had some ENS experience in this matter might keep us from reinventing the wheel. Also, I would like to get some opinions on use of nebulized albuterol in pediatrics - Would it be an appropriate first line intervention over epinephrine in actue asthma?

*** There is a reply: 37906

#: 37906 S1/Professional 31-Oct-86 02:21:59 Sb: #37904-#Bronchodilators Fm: chris hilton 76347,3404 To: Michael Gunderson 73067,207 (X)

ex in responce to your question of pre hosp, treatment. Our EMS protocol is Alupent. Although I can't site the lit for it it is said that it is possible to achieve the desired effect with either nebulizer or metered dose inhaler. A study was just completed with alupent inhalers that were used with a injected into a breathing bag of sorts to see if more of the desired dose would reach the patient, initial review of the study did not support that it made much of a difference. The advantage of the nebulizer is the amount of moist air that you are able to deliver to the patient. Otherwise, I think that it is a matter of preference as to which is better.

Metered dose or nebulizer. Just depends who you ask

#: 37927 S1/Professional 01-Nov-86 10:06:31 Sb: #37906-Bronchodilators Fm: BOB ROSEN 75026,631 To: chris hilton 76347,3404

agree. Our system uses alupent; a couple of squads carry updraft sets; othersu others use mettered dose inhalers, aminophylline is too tricky, takes to long to set up in field, can't get theo level in field, etc. Wouldn't advise using it.

このメッセージへのコメントがあります。

それは、アイオワ大学の麻酔科BBSです。 Venus-Pをサポートしていないので、ダイアル直通 国際電話 でかけなくてはなりません。くわしくは、またのちほど。

尾崎 真 mozaki

The dict of 10.38.30 190 これは 20 へのコメントです。

Iowa Univ. Anesthsia BBS のことは、初めてききました。 何か御存知でしたら、また是非お教え下さい。 山田恒夫(yamodo)

標題: 再びIOWAUniv. Anesthesia BBS IOWA大学の麻酔科BBSの電話番号は、001-1-319-353-6528です。最初の部分は、ダイヤル直通国際電話での国番号他です。8bit, NP, 1Sで300/1200Bellです。ホストは、IBM-PCで、現地での週末は、24時間やっています。平日は、夜間のみの様です。残念ながら静かなBBSでした。

尾崎 真mozaki

図2-1

についてのメッセージとそれらに続くコメントが一目でわかる。というのも MIX は、アメリカの BIX(Byte Information eXchange、アメリカのネットワーク名)と同じ COSY system という電子会議システムを日本語化したものを使用しているので、あるメッセージとそれに対する意見がすぐわかる。 COSY は、カナダのゲルフ大学で開発されたもので、新しい討議を始めるときには、say というコマンドを使って口火を切ることができる。ただし会議場は、その内容によって適当な場を選択しなければならない。まったく毛色

IOWA UNIV. ANESTHESIA BBSについてですが、 平日は夜間のみとのことですが、これは現地時間のことですね。

それから、麻酔科以外にもこういったネットワークはあるのでしょうか。 これは個人の運営ですか。いわゆる草の根ネットワークでしょうか。 神立 進

medical/main 36番, mozoki から, 211 文字, Tue Oct 14 01:07:46 1986 これは 32 へのコメントです。

IowaABBS そうです、現地時間です。従って私は、ダイヤル直通深夜 割引を利用するため週末しかか けたことが、ありません。 大学医局内で運営している様です。

麻酔科以外では私は、しりません。

尾崎 真mozaki

図2-2

の変わった内容の討議を始めるときには、その全体のシステムオペレーター にその旨頼み、新たなる会議場を作ってもらわねばならない。

自ら新しい会議の場を開ける電子会議システムには、SOURCE(アメリカのネットワーク名)における PARTI と呼ばれるシステムがある。日本国内でこれと同じものを使っているところに TWICS BeeLine(日本のネットワーク名)がある。このシステムでは、ある基幹になっている会議場で議論を進めていく過程でいくつでも子会議場を open というコマンドを使うことにより開くことができる。

いずれにしても電子会議システムでは、初めに参加する会議場に自分を登録する必要があり、登録すればアクセスする度に新しいメッセージが届けられる仕組みである。それだけ積極的な討議への参加が、要求されよう。

医学関係の電子会議システムがあるネットワークは、国内では、TWICS

BeeLine, MIX, 電子村, ASCII net, PC-VANであるが, 電子掲示板を会議システムに流用したものが HITO - net を初めとしてまだこれ以外にも存在するかも知れない。

アメリカでは、CompuServe、SOURCE、Delphi、BIX などに medical の電子会議がある。これらのネットワークには日本からは、Venus-Pという KDD のパケット通信回線を介して通常の国際電話回線を使うよりは安価に利用できる。パケット通信網というのは、ある量のデータをある単位ごとに小荷物にしてやり取りするシステムで、それだけ通常の声の電話回線よりは効率良い通信が可能になっている。この Venus-Pへの接続は、日本中のNTTの通常電話回線からできる。KDD へ申し込んで ID 番号とパスワードを持ってさえいればよい。一方国内だけのパケット交換網として、NTT のDDX-Pと呼ばれるものがある。これを使えば国内の長距離電話に要する電話代は1/3以下に節約可能である。

電子会議システムで落とすことができないものに議長の役割がある。特に 医学にまつわる会議においては、相反する意見や種々のコメントが飛び交い がちでありそれらを取りまとめ、議論を続けていくために議長の役目は必要 不可欠である。議長は自分の受け持つ会議室で生じた意見、コメントに関し て目をとおし、盛り上がりにかける場合は自らも意見を書いたり、参加者個 人に電子メールを送ってあることについてコメントを書いてくれと頼んだり する場合もある。

4. 麻酔料ネットワークの可能性

麻酔科医個人が、以上のような各ネットにアクセスして情報を交換することの意義と現状は、ここまで述べたことで明らかであろう。今度は、日本中の各麻酔科を結んだネットワークの話である。ある大学または機関にホストのコンピュータとモデムを設置して、専用の電話回線を引き、電子会議システムのホスト用のソフトを走らせればネットワークの中心は完成である。ホストのコンピュータには16ビットのパソコンに20メガバイトのハードディ

スクがあれば、当初は良いであろう。電子会議システムと並行して掲示板や データーベースを構築することは可能である。データーベースに「麻酔と稀 な疾患」を入力しておいて各関連文献を検索可能にしておけば次のようなこ とができるであろう。

麻酔医 G は、今日の症例の出血量の多さに疲れ果てて医局に戻ってきた。そこで明日ウェルナー症候群の糖尿病合併例の足の切断症例の麻酔に当たっていることを知らされて、疲れが倍化してしまった。ウェルナー症候群とは、何だ? G は思った。図書館はもう既に閉館している。手元に参考にできる本もない。そこで、G は自分のパソコンとモデムのスイッチを入れ通信用ソフトを走らせた。先月から稼働している麻酔科ネットにアクセスした。ネット内の Rare Disease Database に入り、「検索するキーワードは?」のところで「Werner syndrome」と打ち込んだ。すると、疾患の概念、その麻酔管理の実際、関連文献と次々にディスプレーに表示された。それらをGは、ディスクに落し後でゆっくり読んで検討することにした。次いで電子会議室をメニューで選択すると、属している各会議ごとに新しいメッセージが出てくる。麻酔と免疫の部屋では G は議長をしているので各メッセージにコメントを書き、先週の議論のまとめを書き込んだ。

以上のようなことは、今すぐにでも実現可能である。時間と空間を飛び越 えた議論や検索ができるのである。

5. まとめ

パソコン通信に必要なハードとソフトおよび通信手順の概略について述べた。実際に現在稼働している医学関係の電子掲示板,電子会議システムの麻酔科医から見た利用の実例と麻酔科ネットワークの将来の可能性について展望した。

日本で初めて専門医制度を導入した麻酔科で世界に先駆けて各大学、病院を結ぶネットワークを構築し、広い範囲の意見を、時と場所を超越して集約する電子会議の開催を実現したい。

Telecommunication for Anesthesiologist Makoto Ozaki, Minoru Momura, Kyouko Shiina

Department of Anesthesiology, Tokyo Women's Medical College, Tokyo, 162

The possibility of telecommunication via personal computer is being paid attention very much recently. From before we have asserted about the usefulness of telecommunication in an information collection for anesthesiologist. As the method we tried to gain access to various data base and bulletin board system actually.

At this time we report about the possibility of a participation to an electronic conference system as anesthesiologists. An electronic conference materializes an information exchange between a great number of persons. We got the password from a couple of networks, BIX, Compu-Serve, Delphi, Denshi-mura and MIX. They have already medical conference room in their network electronically. The members of these rooms are not all anesthesiologist, but the discussion are interesting and informative. We conclude, although the electronic conference are lack of being timely, we can discuss together wherever we are living and whenever we are sleeping. It's great to discuss altogether beyond the space and time.

Key words: Personal computer, Telecommunication, Electronic conference

IV. 統計等(演題 12. ~14.)座長: 吉矢生人 大阪大学医学部麻酔学教室

12. 中規模一般病院における麻酔症例の検討

川崎医科大学麻酔学教室

藤田喜久,福井 明,松本信夫,森下俊男

はじめに

大規模病院において麻酔科は必須の科として認められ活動しているが、一般病院においては麻酔科の常設されている病院は未だに数少なく、中規模一般病院における麻酔科の活動状況についてはほとんど知られていない。

済生会松阪病院においては、昭和60年7月より麻酔科が新設され著者の一人(藤田)が赴任した。本稿では済生会病院において麻酔科開設より昭和61年2月迄の8ヶ月間に経験した症例について検討を加えた。

1. 対象と方法

済生会病院の概要

総ベット数340床を有し、内科、小児科、皮膚科、外科、整形外科、泌尿器科、産婦人科、歯科が常設され、耳鼻咽喉科、眼科が非常勤で開設されている典型的な中規模一般病院である。手術部には、4つの手術室があり月曜日から金曜日まで5日間稼働している。手術部は、中央部門制でなく、看護婦3名、補助婦1名が常勤しており手術に際してその科の外来、病棟の看護婦が応援する形を取っている。

手術麻酔に関して、整形外科、泌尿器科では、伝達麻酔、脊椎麻酔以外の 手術症例すべてが麻酔科に依頼され、外科、産婦人科については原則として 麻酔上問題のある症例のみが麻酔科に依頼された。他に少数例であるが皮膚 科、歯科よりの麻酔依頼もあった。昭和60年7月1日より昭和61年2月末 までの8ヵ月間に麻酔科に依頼された全患者を対象としてその症例について の麻酔申込用紙、麻酔記録よりデータベースを作成し、麻酔方法、麻酔上の 問題点,麻酔時間,患者の年齢分布を調べた。さらにこの期間の延べ麻酔時間を計算し曜日別の一日当りの平均麻酔時間を求めた。

2. 結果

1) 全症例数,科別症例数

麻酔科で管理した麻酔症例数は156例であった。昭和60年7月より昭和61年2月末までの、土、日曜日、休日を除いた実質労働日数は166日であり平均一日当り0.94例の麻酔があった。麻酔科で管理した症例の科別の割合をみると整形外科手術92例、泌尿器科手術38名でこの2科で83%を占め、それに産婦人科15例、外科7例、歯科3例、皮膚科1例と続いた。

この期間に麻酔科が管理しなかった麻酔症例についてみると全身麻酔症例は外科で140例、産婦人科33例(人工流産を除く)で、腰椎麻酔および硬膜外麻酔は、外科、産婦人科でおのおの63例、73例であったことから、病院全体の全身麻酔症例の約半数、全麻酔症例の1/3を麻酔科で受け持ったことになる。

2) 麻酔患者の年齢構成

年齢構成について見ると、60歳以上の患者が大半を占めた。手術件数は10歳以下、10-20歳では、おのおの10、12例と少なく、20歳台では緊急帝王切開、子宮外妊娠による開腹術のため手術件数はやや増加しているが、30歳台で手術件数は最低となりその後年齢とともに増加し60歳台に手術件数のピークがあった。80歳以上の患者が8例あったがその内訳について見ると、5名は、大腿骨頸部骨折、1例は下肢血行障害(98歳)で、高齢者に頻度の高い疾患であり今後、平均寿命の増加とともに、高齢者の手術症例は更に増加すると考えられる。

3) 麻酔時間,手術時間,緊急手術の割合

平均手術時間,麻酔時間はおのおの111分,155分と比較的短時間であった。その内訳をみると3時間未満の麻酔時間が109例で全体の70%を占めた。麻酔時間6時間を越えた症例は9例で,黄靭帯骨化症の1例を除いた8

例のいずれも悪性腫瘍に対する手術であった。緊急または予定外手術が,24 例あり全体の 15%であった。麻酔開始が 21 時を越えた深夜の手術が 2 例あった。

4) 麻酔方法

153 例の麻酔法をみると気管内挿管麻酔を行った症例は95 名であり、次いで硬膜外麻酔単独の麻酔が53 名あった。全身麻酔に硬膜外麻酔を併用した症例も多く、41 名あった。整形外科、泌尿器科が大半を占めていることから、硬膜外麻酔の頻度が多くなったと思われるが、麻酔科医が1 名であることより術後管理の点から深度が浅く、術後覚醒の速やかな麻酔を、選んだこともその理由である。

5) 延べ麻酔時間,一日当りの平均麻酔時間

延べ麻酔時間は、24,198分であり、これに対して延べ手術時間は17,320分であった。1日当りの平均麻酔時間は146分である。曜日別の一日平均麻酔時間をみると月、日、水曜日の平均麻酔時間はおのおの175分、231分、201分であり、木、金曜日は、57分、76分と少なかった。

3. 考察

一般病院での麻酔科の普及が遅れていたが、それは、全国的な麻酔科医の絶対数の不足に加えて、麻酔科医が一般病院に於て十分活用されるかどうか不明なことが最大の原因であると思われる¹⁾。われわれは、済生会松坂病院を対象として一般病院での麻酔患者の分析、麻酔医の活動状況について分析を行った。

今回の調査により一般病院の手術では高齢患者の占める割合の多いことと、一例当りの麻酔時間が比較的短いことの2点の特徴が明らかになった。高齢者は、加齢による各臓器機能の低下に加えて高血圧症、糖尿病、虚血性心疾患等の合併症を有することが多く、そのため一般病院での麻酔科医には高齢者の循環、呼吸、体液の病態生理、老人麻酔に関する深い知識が必要である。1例当りの麻酔時間は3時間以内の患者が大部分を占めていたがこのことは、

大規模病院においては悪性疾患等の侵襲の大きい手術を対象としているのに 比べ、一般病院では良性疾患、外傷患者の手術患者に占める割合の多いこと を反映していると思われる。一般病院においては比較的短時間の手術が多い ことから限られた麻酔科医を効率的に運用するには、原則にとらわれない外 科系各科での協力がなによりも大切である。

済生会病院で実施した麻酔の種類についてみると硬膜外麻酔が圧倒的に多かった。これは手術時間の比較的短時間の手術が多かったこと,下腹部,下肢の手術が多かったこと,麻酔科医が一人であるために術後管理の点から覚醒のすみやかな麻酔法を選択したことが理由である。伝達麻酔は一般病院の麻酔において選択されるべき麻酔法の一つであると思われる。

次に麻酔時間からみた麻酔医の必要人員について考える。浅山らの行った 大病院における麻酔医の必要人員設計の検討でにおいて麻酔科医の仕事危険 値を300分/日/人を考慮して、午前中外来、入院患者の診察に従事し午後 麻酔をおこなう中規模病院での仕事危険値を200分/日と仮定すると、現在、 済生会病院においては月、火、水曜日はほぼ麻酔能力限度に達しており、木 曜日、金曜日に120-150分/日の麻酔時間の増加分の余裕があることにな る。将来耳鼻咽喉科、眼科が常設され手術が1週間当たり1-2件増加する としても、他科の手術件数が現在のままであると仮定するなら、この木曜日、 金曜日をあてることにより麻酔科1名の定員で十分対応できると思われる。 病院全科の麻酔を麻酔科で担当するには常勤麻酔科医を現在の1名から2名 にし、午前中より一部手術を開始し麻酔能力を現在の1000分/週から2500 分/週とすることが必要となる。 Analysis of Anesthesia Cases in a Middle Size Hospital Yoshihisa FUJITA, Akira FUKUI, Nobuo MATSUMOTO, Toshio MORISHITA

Dept. of Anesthesiology, Kawasaki Medical School, Okayama, 701 - 01

Anesthesia cases from July 1985 to February 1986 in Matsusaka Saiseikai General Hospital with 340 beds were analyzed by using a relational data base program. The analysis revealed two charachteristics in a middle size hospitals, namely short durations of poeration (80% of cases were less than three hours) and high percentage of elderly patient s. Mean duration of anesthesia per day was 146 min. As the anesthesiologist (Y. Fujita) could cover the one third of all anesthesia cases in the hospital, it is estimated that at least two anesthesilogists are needed in order to respond all requirements for anesthesia cases in the hospital.

参考文献

- 1) 山本道夫: Man power の現況、麻酔: 34(2): 251-256, 1985.
- 2) 浅山健, 尾崎恭輔, 師岡高次ほか:病院麻酔科の人員設計. 麻酔:33, S 144, 1984.

13. 手術部コンピュータシステムの麻酔科医の利用とその問題点 大阪大学医学部附属病院中央手術部*,麻酔学教室** 森隆比古*,太城力良**,吉矢生人**

はじめに

当院手術部は1985年3月汎用コンピュータとLANによる手術部情報システムを導入した。われわれはそのシステムを利用して1985年9月から麻酔データベースへの入力をはじめ、本年11月8日現在3530例の麻酔に関するデータを蓄積した。今回このシステムの麻酔科医の利用経験を報告する。

術前データの入力

(1症例あたり所要時間)

		例数	平均	標準偏差
研修医	ow	31	2分15秒	1分17秒
	1 W	54	1分15秒	35秒
	4 M	59	37秒	17秒
	8 M	36	46秒	18秒
教官		17	51秒	23秒

表 1 術前診察後のデータ 入力に要した時間

1. 処理の流れ

麻酔科医は全員が自分の症例に関して責任をもって麻酔データベースへの入力をすることとしている。まず、手術予定表が手術日の2日前午後に作成されると術前検査データの一部が病院情報システムから自動的に取り込まれ、また麻酔科医控え室のプリンタより麻酔科管理症例のみ抜き出した麻酔予定表と各症例ごとの術前回診票が出力される。術前診察を終えた担当麻酔科医は術前薬剤、ASA評価、NYHA評価、前投薬種類などの入力をする。

手術当日には手術室での「麻酔開始」入力によりバイタルサインの自動取り込みが始まり「麻酔終了」入力まで続けられる。麻酔終了後、担当麻酔科医は麻酔科医控室か手術室の端末から麻酔時間や麻酔法・術中問題点など実績データや使用薬物の入力を行う。これらのデータと術後第21日に自動的に得られる術後検査データは術後3週間を経た最初のデータ保守の時にリレーショナルデータベースに編集される。

2. 実態と問題点

術中のバイタルサインデータの取り込み・表示を全例に義務付けたところ 「麻酔開始」により取り込みは始まっても患者帰室時に「麻酔終了」入力を

術中データと薬品の入力 (1症例あたり所要時間)

		例数	平均	標準偏差
研修医	o w	40	7分29秒	2分58秒
	1 W	50	5分18秒	2分00秒
	4 M	61	3分26秒	1分08秒
	8 M	30	3分11秒	1分04秒
教官		23	3分56秒	1分34秒

表2 麻酔後のデータ入力 に要した時間

忘れてしまい、データを取り込み続けるトラブルが続出した。目下この点の 改良を行ってテスト中である。呼吸・循環パラメータや薬物微量投与法の計 算などの利用もあまり活発でない。これはこのような支援が本当に必要な症 例の際には麻酔科医は忙しくて端末を使うことができないことにもよる。

患者氏名,年齢,病室,主治医,術者,病名,術名などの手術部により正確に管理された手術基本データが利用できるため,麻酔前に麻酔科医が入力するのは9項目(内術前使用薬と術前問題点の2項目は複数コードの入力が可能)である。表1にこの入力に要した実時間を示した。ほとんどの症例を扱う研修医の学習効果があきらかである。術中データの入力は26項目(内5項目が複数入力可能)の麻酔管理データと使用薬物(計80種)で表2はこの入力に要した時間である。術前の入力に比して時間がかかるが同様な学習効果が認められる。

このようにして入力されたデータは手術部において他のデータとともに保守されている。具体的には週1回,入力されたデータファイルや磁気ディスクボリュームを磁気テープ計13本にセーブしてヒストリジャーナルファイルを初期化する。この際応答の速いCODASYL型データベースに入ってい

るデータのうち3週間を経過したものをリレーショナル型に編集しなおすわけである。セーブされた磁気テープとヒストリジャーナルを併用すれば万一の事故の場合もデータは完全に復旧できる。この処理にはバイタルサインデータの量にもよるが約1時間40分から4時間かかる。

こうして合計 14 の表, 272 の項目からなるリレーショナルデータベースに編集されたデータには厳重な保護がなされる。現在麻酔科スタッフと大学院生各 1 名に麻酔データに関する検索・追加・修正・削除の権利を与え、研修医 1 名に検索権のみを与えている。またこの 3 名といえども手術部データを変更することはできない。今月の日本臨床麻酔学会への緊急症例に関する報告の出血量の解析や研修医毎の麻酔症例数・麻酔時間の集計など利用が活発に始まっている。

さてこのようなシステムを利用していると、少なくとも麻酔データベースの作成ならば経費がかかり一室を占拠してしまう汎用コンピュータを用いずとも手軽なパソコンでできないかと考えることが多い。その観点からわれわれの用いているコンピュータシステムの特徴をまとめてみる。まず主記憶が大きく高度なオペレーティングシステムが用いられているため、マルチユーザ・マルチタスク処理のもとで厳重なデータ保護と同一ファイルへの同時アクセス制御を伴うデータの共同利用がされる。また無人24時間運転が安全におこなえ、毎日定時のジョブ起動が自動的にできる。さらにヒストリジャーナルなど障害時のデータ復旧対策が整ってデータが確実に保守される。データ入力やシステム内外の通信時のエラーのチェックと処理も確実なデータを得る助けとなっている。

もちろん外部記憶容量は大きい。1540 MB の磁気ディスクをもっているので余裕をもってデータの保存や処理ができる。 1 Mbps の LAN を利用することで入出力画面の表示や送受信の待ち時間はほとんど感じられない。手術室内で時折ノイズによると思われる通信エラーが発生して再送処理が行われているがユーザにはほとんどわからない。

こういった長所を生かしてわれわれは手術部データと麻酔科データを有効に相互利用している。たとえば患者の氏名,術者,病名,術名などを麻酔科で入力する必要はなく逆に手術時間など麻酔科で入力したものを手術部でも用いている。さらに病院の汎用コンピュータから中検データを自動的に取り込んで来るので術前・術後の合併症のチェックに有用である。

反面、経費や空間占拠はさておいても大きな欠点はプログラムの修正がパソコンほど手軽でないことである。140本ある使用中のオリジナルプログラムのうち136本はCOBOLまたはCOBOL/Sで書かれ、残りはFORTRANで書かれている。これらの言語やジョブコントロール言語とともにデータベースの構造に精通していないとプログラミングは困難で、特に迅速なため日常のデータ管理に用いているCODASYL型データベースはまったく素人向けでない。結局手術部・麻酔科などの仕様によってソフトウェア会社の技術者が詳細設計・コーディングしたものが上述のうち127本を占め、これらの改訂はほとんどの場合彼らに依頼せざるを得ない。

われわれの用いている端末は16ビットパソコンであるが現状ではその能力を十分生かしていない。現在、ローカル処理をより充実させ、更に麻酔科の研究室・医局・教授室の16ビットパソコンともデータ交換が容易にできるよう改善を試みている。

3. まとめ

手術部情報システムの麻酔科医による利用の1年余の経験を報告した。それを必要とする症例においてかえって忙しさのゆえに手術室での利用は行い難く、マン・マシンインタフェイスの改良が待たれる。麻酔データベースの作成は順調に進み、3530 例の麻酔に関するデータが蓄積され、それらの解析が始められている。これに要する入力時間は1症例にあたり当初約10分かかったものが習熟により約4分ないし5分となった。このような汎用コンピュータを用いたシステムではデータ保護や保守、大量記憶、自動運転、データの部門間の有効利用については有利だがプログラムのフレキシブルな修正

がし難い。今後はこのシステムの端末にパソコンとしての処理をもっと受け 持たす方向で改良を進めていきたいと考えている。

The Use of a Computer System by Anesthesiologists at the Surgical Center

Takahiko Mori, Chikara Tashiro, Ikuto Yoshiya

University Surgical Center and Department of Anesthesiology, Osaka University, Medical School, Osaka, 553

A computer-based patient data acquisition system was built for the Osaka University Surgical Center in 1895. Since then the Osaka University Department of Anesthesiology has been utilizing the system to store anesthesia data. The data on 3530 anesthesia cases have been stored in the data-base by November 8, 1986. It took about 10 minutes per case for novices to input data, but after 4 months of daily use the input-time shortened to 4-5 minutes.

Although the "mainframe" - computer - based system like this is good at handling large amount of data efficiently and safely, it lacks flexibility bacause special skills are needed to write or revise programs on such a system.

Key words: Computers, Data management, Record-keeping, Surgical anesthesia, Man-machine interface

参考文献

- 1) 森隆比古ほか: コンピュータを用いた手術部情報システムの研究(第1報) コンピュータシステムの手術部への導入一.手術部医学7:86-88,1986.
- 2) 河井敏博ほか:コンピュータを用いた手術部情報システムの研究(第2報) -手術予定表作成の電子化-.手術部医学7:88-91,1986.
- 3) 太城力良ほか:コンピュータ利用の生体情報監視システムによる麻酔中患者監視. 手術部医学 7:95-98, 1986.

4) 大月宏ほか: 術中生体情報システムの導入について、 - 手術室への OA 機器導入の対応策-. 手術部医学 7:98-100, 1986.

入の対応策-. 手術部医学7:98-100,1986.

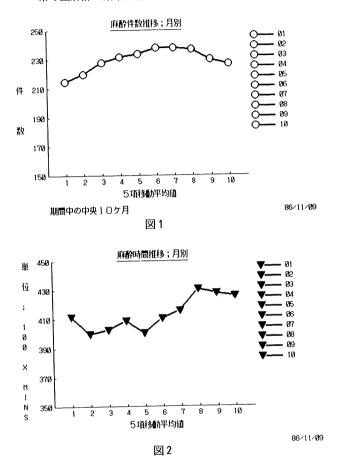
14. 麻酔需要の予測 癌研病院麻酔科 浅山 健

1. 目 的

病院麻酔科の需要は、着実に伸びております。その内訳では、麻酔件数の伸びに限らず、1件当たりの麻酔時間にも、伸びが見られます。したがって、将来の需要の伸びを予測して、所要の人員計画を、あらかじめ立てるのが、素直な方法と思います。この目的に、personal computer を利用して、需要の伸びの実体を知り、これによって、人員の採用計画を、樹立する調査を行いましたので、報告致します。

2. 方 法

1982年に PC - 8800の機器一式を導入しましたことに始まりまして, 1984年夏に 16 ビットの PC - 9801 F 2 へ移行し, 更に, 1986年に PC - 9800 Vm 4 へと進みました。当初, PC - PAL - 2 に, 毎日の麻酔の管理資料を, 入力しましたが, 機器と PALの双方の進化にともなって, 入力した資料の転送を行い続けました結果, 1986年 11 月現在, PC - PAL - SUPER に過去 11 年間の資料が収っております。今回, 1986年 7 月迄の過去 24ヵ 月を対象とし, 月別の件数と時間を, 検索し, 計算しました。ここで得られた結果をMultiplan およびこの実務フォーム集に対して, 再入力しました。この時, 5ヵ月の移動平均として, 20ヵ月にまとめた数字を算出し, これを処理して, 直線回帰の傾向線を知って, 需要予測を立てました。そして, これに基づく人員計画を立てました。



また、この5ヵ月の移動平均の推移を目で見て確認するために、折れ線グラフをOFFICE GRAPHで作りました。

3. 結果

まず、各月の件数は、 $y=0.6\times$ (基準月からの数)+217.4 でありました。次に、その時間は、 $y=146.7\times$ (基準月からの数)+40,623(単位:分)となりました。これをグラフ化する時、OFFICE GRAPH の能力の関係で、

10 n 月の推移を描記するに止まりました(図1、2)。ここに記す基準月とは $85 \oplus 10$ 月でありまして、需要は 1 次直線の条件下で増加すると、仮定しました。

4. 考察および結語

手術が高度化するにともないまして、麻酔の需要も伸びて参ります。件数の伸びに止まらず、私たちの対象が癌の手術に対する麻酔ですから、1件当たり約200分の所要時間となっております。さらに、1件当たり420分を越す麻酔の症例が1日に1-2件を数え、時に麻酔11時間を超す症例があります。この長時間麻酔症例に対して、従事者の2-3交代制を採用して、対応しておりますので、必要人員の判断を行うに当たって、件数の伸びで判断するよりも、時間のそれで見るのが、現実的と思います。

既に、1日1人当たり麻酔科の仕事量を、平均で215分、平均値に3 sigma を加算した量大臨界値を、240分として、麻酔科の業務量を設計するのが、最適であると、わかっています。ここで、1ヵ月を4.2週とします時、月に147分の需要の伸びがある条件で、一人が1日に215分の麻酔科の仕事量に設計するために、人員を6.1ヵ月ごとに、週1回の出勤医1名を増やす必要があるとの、結論であります。

人員を計画的に確保するに必要の根拠を、麻酔の管理資料を、personal computerを用いる方法で、得ることができました。すなわち、過去2年間の資料で経時変化を、処理し、これと同様の方法で得た仕事量の知識を、組合わせて、結論を出しました。

Prediction of Anesthesia Monpower, Using with Personal Computer

Ken Asayama

Department of Anesthesia, Cancer Institute Hospital, Tokyo, 170

Our daily anesthesia administrative data were inputted, sorted, calculated into personal computers of PC8801 & PC9801 since last ten years. Present data were obtained last 24 months since July 1985, for which 5 column mean was calculated using MULTIPLAN software.

With the following two calculations, prediction of increasing anesthesia demands were obtained. On the cases, $y(cases)=0.6\times(no \text{ of month from October 1985})+217.4$ and on the minutes, $y(minutes)=147\times(no \text{ of month from the same month})+40,622$.

Providing personal daily anesthesia workload is 215 minutes with 240 minutes of the 3-sigma maximal load, the increase in the demand represents that one anesthetist per day per week is necessary in 6.1 months.

Key words: Anesthesia manpower. Prediction of demand, Linear progression models, Personal computer

V. 画像等(演題 15. ~18.) 座長:池田和之 浜松医科大学麻酔学教室

15. アナログオペレーションアンプを利用した 心電図波形 DC サーボ回路の検討

京都府立医科大学麻酔学教室

本下 隆, 田中義文, 夏山 卓, 重見研司, 橋本 悟, 宮崎正夫 はじめに

心電図の計測中,体動や電気メス等の影響により基線がずれ,波形がスケールアウトし,観測に支障を来すことはしばしば経験する。このような現象も

CRT の垂直軸の位置を手動で調整すれば、ある程度の波形観察は可能であるが、今回、アナログ演算回路をもちいて自動的に心電図波形の基線のずれを抑える回路を考案した。また、パーソナルコンピュータと接続することにより R-R 間隔を 1 msec の精度で計測しえたので報告する。

1. 方法

1) それに基づく同路

ECG 波形の基線を安定化させる DC サーボ回路は図1 a に示すように、アナログ演算素子 2 個で構成される。左側の演算素子はローパスフィルターを形成し、心電図波形の基線部分を増幅する。右側の演算素子は心電図の元波形から基線信号を打ち消す引算回路である。図1 b は心電図の QRS を検知し 200 msec の pulse を発する検出器である。電気メス等のアーティファクトにたいして、200 beats/min 以上に反応しないように monostable multivibrator を使用した。図1 c はディジタルパルスの時間間隔を計測する時計機構とコンピュータの割り込み処理フラグの回路である。コンピュータには PC - 9801 を用い、時計機構にはコンテック社製タイマー・カウンターモジュール TIR - 6 (98) を用いた。

2) アナログフィルターの設計条件

この回路を設計する際に問題となるのは、ローパスフィルターの遮断周波数の決定である。心電図の基線の揺れの性質から考えると経験的に 0.2 Hz 位が下限である。上限の設定をするために、われわれは以下のシミュレーションを行った

心電図波形をデジタイザーを使ってコンピュータに取り込み、フーリエ変換1)を行いパワースペクトラムを求め、どの程度までの低域成分を取り除いても心電図の再現性が保たれるかを、逆フーリエ変換することによって調べた。

その結果,正常な心電図波形では,2 Hz までの成分を取り除いても,ほぼ同じ波形が得られるが,心室性期外収縮等の幅の広い QRS 波形では,1

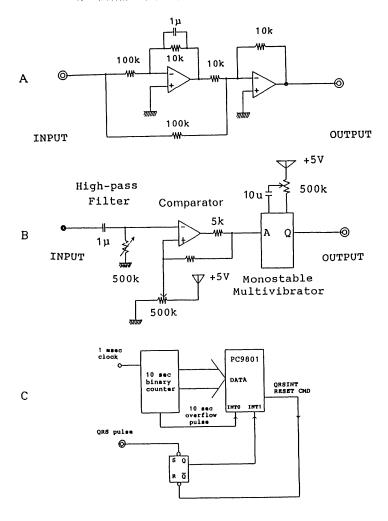


図1 R-R interval 測定システム

- A) ECG 基線変動を抑制する DC サーボ回路
- B) QRS 検出回路, C) 時計機構と CPU 割り込み回路

Hz までの成分を取り除いても、波形がかなり変化してしまうことがわかった。この処理の仕方では、ある周波数以下を完全に取り除いてしまうので、6 db/oct で低域が減衰していくアナログフィルターを通した結果とは異なるが、波形の再現性を考え、カットオフ周波数を1.2 Hz にした。

3) ディジタル入力のためのインターフェース

図1 bのごとく、この回路を利用して後に、ハイパスフィルター、コンパレーター、単安定マルチバイブレーターを組み合わせコンピュータに接続して、正確な R-R間隔を計測するオンラインシステムを製作した。これはさきほどの回路からの出力を基にして QRS 波形のタイミングに一致してひとつのパルスを出し、コンピュータとインターフェースする回路である。順を追って説明すると、まずハイパスフィルターによって心電図の p 波およびST 波を取り除く。次ぎに、コンパレーターによって QRS 波形がある時は+5 v を、ない時は 0 v を出力させる。最後に、その出力を一定幅のパルスとするための単安定マルチバイブレーターを通す。これら一連の回路によってQRS 波形はコンピュータの外部入力となりえる。

コンピュータ本体には図1 cの様に 10 秒間にわたって 1 msec の最小精度でパルス間隔を測定できるタイマー機構が付加されている。このタイマーは先のインターフェースからの信号がはいると、逐次その時の時刻をコンピュータに送ることができる。これによって、 1 msec の最小精度で R - R間隔を記録することができる。

2. 結果

1) 回路の検定

以下に実例を示す(図2)。基線のふらついた波形がこの回路によりふら つきがおさえられている。加えて、電気メスからの復帰もより早くなってい る。

2) 迷走神経反射の計測例

実例として、術中迷走神経反射による著しい徐脈を起こし、極度の低血圧

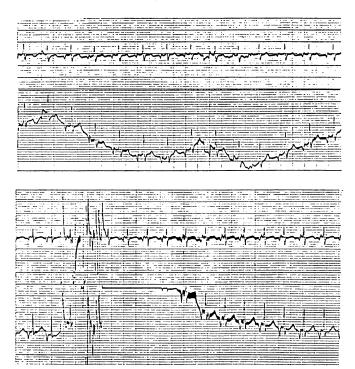


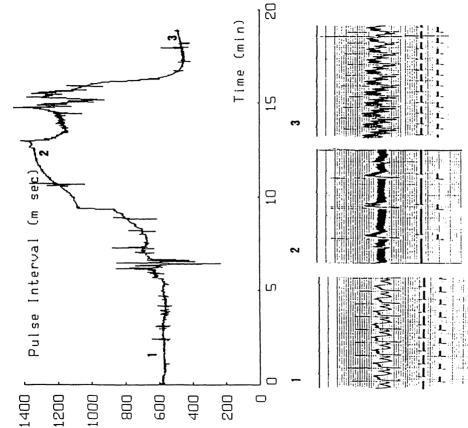
図2 DC サーボ回路の入出力波形 上図は一般的な基線変動をうまく抑えている。下図は電気 メスにより大きく変動し、スケールアウトした原波形でも 再現できている。

状態にいたったが、蘇生に成功した症例の心電図を R - R 間隔を測定するシステムによって一拍ごとの R - R 間隔を計測してみた(図3)。

グラフの上の点 1 、 2 、 3 が下の心電図波形 1 、 2 、 3 に対応している。 1 は発作以前の心電図である。 2 は最も徐脈になった時点での心電図である。 3 は蘇生後の心電図である。 3 になったほのである。 3 になったほのである。 3 になった。

3. 考察および結論

1) この回路の必要性



ハムの混入した頻脈にたいして正確に 上図:迷走神経反射により極度に徐脈になった 20 分間の心電図から R - R ハムの混入した徐脈, interval の変化を計測した。 QRSを検出している。 下図:頻脈, <u>図</u>

らに 電気 も この回路によりモニター表示のスケールアウトが少なくなり、 ス等のノイズからの波形の復帰もより早くなった。 \propto

/D変換器を通じて取り込み, 心電図の出力をコンピューターに A/ の処理を施そうとする際に、基線のずれは支障を生じる。これをディジタル的に抑えようとすると、処理時間のうえからリアルタイムの処理が困難となり、またそのために使用するメモリーも無視できない。その点からするとオペアンプ2個でできるこの回路は簡便で効果的な方法であるといえる。

2) 回路の設定条件の限界

これらの結果からより安定した心電図モニタリングに役立つことがわかる。しかし、問題点として、先のシミュレーションの結果のごとく、この回路が本来的に波形を変形させるものだけに心電図波形そのものの変形が挙げられ、特に心室性期外収縮の波形において変化が著しい。カットオフ周波数を変化させて試してみると、心室性期外収縮の場合、カットオフ周波数は 0.4 Hz 以下にする必要がある。他にも、この回路は本来的に基線を安定させてしまうために、horizontal の st 波の上下を評価する際にも支障を来すと考えられる。R-R間隔を計測するシステムにおいては、現時点として、所々に電気メスのノイズのためにグラフから大きくはずれてしまうことや、QRS間隔が広くなり、立ち上がり速度が小さくなると、読み取りできなかったり、逆に急峻な p 波ではそれ自体をひろってしまうこと等が問題として挙げられる。

3) ディジタル計測の有効性

しかし、従来のモニターからの出力よりも、より正確な心拍数が得られるし、心電図の出力をコンピュータに A/D変換器を通じて取り込んでディジタル的に心拍数を計測することと比べても、リアルタイムではるかに簡単に心拍数を得ることができる。今後、心房細動やⅢ度の AV ブロックなどの心電図から R-R間隔のヒストグラムを作るなどの術中計測としての応用に期待される。

The DC Servo Circuit for ECG Using Analog-operational Amplifiers

Takashi Kinoshita, Yoshifumi Tanaka, Takashi Natsuyama, Kenji Shigemi, Satoru Hashimoto, Masao Miyazaki

Department of Anesthesiology, Kyoto Prefectural University of Medicine, Kyoto, 602

We devised a circuit that reduces miscellaneous drifts of ECG. The circuit consists of two analog operational amplifiers as a lowpass-filter and a subtracter. This circuit enables us to perform more stable ECG monitoring and save time and memories on the occasion of A/D conversion of ECG with a computer.

Also we designed the on-line system that measures the R-R intervals of ECG. This system consists of a highpass-filter, a comparator, a monostable multi-vibrator and a microcomputer with a programmable timer, additional to the circuit described above. Utilizing this system, we can measure R-R intervals with 1 msec accuracy. Application of these circuits to the ECG monitoring of various types of arythmia, such as atrial flutter or AV blockage, would be greatly useful for intra-operative management of anesthesia.

Key words: Reduction of drift of ECG, CPU on-line measurement of accurate R-R Intervals

16. 心電図解析情報のオンライン化

浜松医科大学附属病院手術部,麻酔学教室

森田浩司,池田和之

術中に心電図解析情報を得ることは、有意義である。たとえば、STの変化をモニターすることは虚血性心疾患の既往歴のある患者の術中管理に不可欠であるし、また、その他の患者に対しても心筋酸素消費量と酸素供給量の

バランスを把握する示標として有意義である。その他、QTc タイムをモニ ターすることによって、血中カルシウム濃度を、T波の高さからはカリウム イオン濃度を推定できる。従来、こうした情報を得るために、心電図波形の 変化を目で確認し、定性的に判断するか、あるいはレコーダーに記録して定 量的な判断を行っていた。かかる煩雑な手順を排除するためには、心電図自 動解析装置を手術室に導入する必要があるが、導入方法によって、二種類考 えられる。第一の方法は,ECG アナライザーをすべての手術室に配置する 方法(方法1),もう一つは手術部の中央に配置して,時間的に分割して, 解析を行う方法(方法2)である。これら両者を簡単に比較してみる。解析 オーダーを出してから結果を受け取るまでの時間(ターンアラウンドディレ イ)は後者の方式では前者のそれに比べて、順番が回ってくるまでの待機時 間と通信時間が加わり遅れがでる。また、自動診断の可能性は両者共に存在 するが、方式1では12誘導の心電ケーブルを患者に接続するだけで良いが、 方式2では12誘導ものアナログ波形を遠隔地に置かれたアナライザーまで 送信することにかなりの技術的な問題がついてくる。しかし、価格、操作性 など方式2の方がメリットを持つものもある。

今回われわれは、経済的なメリットの大きい後者の方法による装置を開発しサービスを始めた。全手術室(10室)および ICU、CCU(4ベッド)の患者モニター装置から出力される心電図波形(標準肢誘導のうち1チャンネル)を中央に配置された信号スキャナーに入力する。スキャナーはこの10室の心電図の中から、1室だけを選択し、心電図解析装置(カルタイザー2800、日本電気三栄)に入力するが、現時点では自動化されていない。心電図解析装置によって解析された解析情報は自動的にそれに接続されたマイコン(PC 9801、NEC)に蓄積され、さらに、通信路を経てミニコンよりなる患者管理システム(78706 A、HP)に送信される。これら一連の操作に必要な時間は、心電図解析と接続されたマイコンに送信するために約80秒、送信されたデータの復元とマイコンから患者管理システムに送信するために

必要な BSC プロトコルの計算に 20 秒, 総計 100 秒, 一室を走査するのに必要である。心電図解析情報が患者管理システムに送信された時点で,これら心電図情報は,種々の方法によって入力された患者データと関連を持つことになる。したがって,手術室に心電情報のみならず,血液ガス結果,電解質濃度,質量分析計による呼吸情報など心機能をシステム的に捉らえるために必要な種々のデータを送り出すことが可能となる。現時点で,ベッドサイドに提供可能な心電図解析情報は HR, PR, QRS, QTc, ST。(0 msec), ST。(40 msec), ST。(80 msec) である。勿論, 関連する情報として,たとえば,加圧(SYSP, DIAP, MEAN),血液ガス,電解質,呼吸代謝データなど一台の端末器で,表形式にせよ,グラフィック形式にせよ提供可能である。

このシステムは完成して日が浅いため、そのパフォーマンスについては、 定量的に評価できていない。またどのような心電図解析パラメータが術中、 ICU、CCU での患者管理に必要なのかを模索している段階である。

まとめ

解析情報を術中、また ICU での患者管理に使用できる。機能当りの価格を抑えた、心電図解析情報システムを開発した。

Automated ECG Analysis Data Acquisition to the Patient Data Management System (PDMS).

Koji Morita, Kazuyuki Ikeda

Surgical Center and Department of Anesthesiology, Hamamatsu University School of Medicine, Hamamatsu, 431 - 31

We developed a low-cost time-shared ECG analysis system. One ECG analyzer is located in the central area within the surgical center and the ICU. ECG tracings from each operating room (total 10) and from ICU beds (total 4) are connected to the scanner located beside the ECG analyzer and one tracing selected within all tracings is transferred to the ECG analyzer at one time, at the next time another tracing is

selected and goes, and so forth. ECG analyzer processes this tracing and transmitts analyzed information to the microcomputer and they are stored temporally, and finally they are transferred to the PDMS and they become PDMS data resources.

This system shows good performance by its cost.

Key words: ECG analysis, Time-shared use, PDMS data resources

17. 術中脳波の3次元画像化とその特徴パラメータの抽出

東海大学医学部麻酔学教室

杵淵嘉夫,加藤秀一,滝口 守,山崎陽之介

はじめに

脳波を周波数分析によって時間領域から周波数領域へと変換し、横軸に周波数、縦軸に時間をとり、スペクトルの大きさを時間の順に配列すると、3次元の絵を作ることができる。脳波の性質によって周波数領域ではスペクトルの平均加算が許されるので、1.5~6時間の脳波記録を1枚の絵に入れることができる。スペクトルの急な変化や細やかな構造の変化は失われるが長い時間レンジでみたトレンドを把握しやすくなり、術中の脳波をモニターする有効な手法である。われわれがモニターの対象としている術中脳波の画像は麻酔法によって異なった特徴を有し、画像間の比較と評価は画像の特徴を表すいくつかのパラメーターを抽出し、その比較によって記述することになる。以下にわれわれが開発した分析装置による脳波画像の特徴抽出法について報告する。

1. 分析装置の概要

われわれが試作した分析装置は IEEE 796 マルチバスと呼ばれる並列処理が可能なシステムである。即ち、脳波用増幅器と AD コンバータ、FFT プロセッサ、CRT コントローラー、数値演算コプロセッサ、その他の入出力

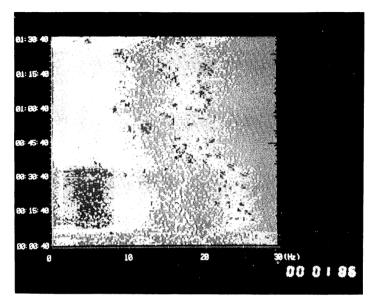


図1 GO・エンフルレン

制御,主プロセッサ (8086) とメモリー (640 KB) をバスに接続し、並列 分散処理を行う。2 チャネルの脳波に対して、CSA、DSA、パワートレンドグラム等の周波数分析と画像処理をリアルタイムないし、テープ等に記録されたデータを再生速度 64 倍まで処理する能力がある $^{\rm n}$ 。下記のプログラムを組み込むと、処理速度は低下する。OS は CPM \angle 86、言語は C で記述した。

2. 術中の脳波画像の特徴とそのパラメーター

1) %エッジ周波数 ハロセン (H群), エンフルレン (E群) やイソフルレン (I群) 等の吸入麻酔薬の呈する脳波像の変化は導入の初期に見られる低振幅の速波から維持濃度における中等度振幅の徐波, より高濃度でみられる平坦化に至るまで,振幅と周波数成分が一対になった広範囲の変化に特徴がある。この基本的なパターンは笑気の使用によっても変らない²。この

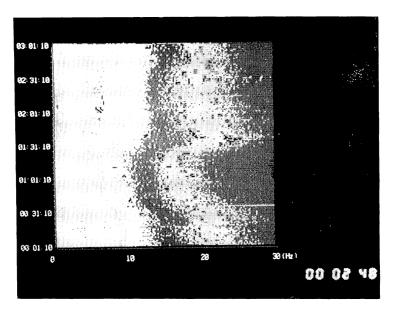


図2 O₂・モルヒネ (体外循環)

ような脳波変化を吸入濃度を変えて画像化すると、図1に示すように濃度の増加にしたがって徐波化と高振幅化が進行する過程を明瞭に示すことができる(GO・エンフルレン2.5%まで)。図中の2列の白いドット列をエッジ周波数と呼び、以下の手法で計算した。周波数分析の結果得られたパワースペクトルの大きさを各図の一本のラスターについて加算し、これをトータルパワーとする。低周波側(または高周波側)からパワースペクトルを加算し、トータルパワーのx%に等しくなった時の周波数をエッジ周波数 Fe と定義する。

 $\Sigma^{\text{Fe}} \text{fi} \cdot \text{Pi} = (x/100) \ \Sigma \, \text{fi} \cdot \text{Pi}$

fi:パワースペクトルの周波数

Pi:パワースペクトルの大きさ

x:パーセント点

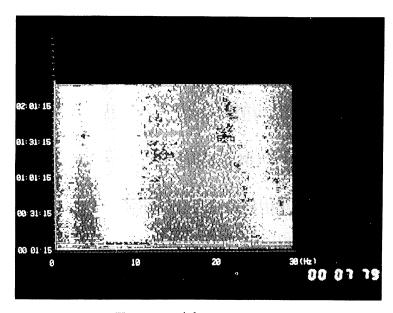


図3 GO・ブプレノルフィン

と表すことができる。定義から明らかなようにエッジ周波数は各時相のパワーと周波数によって定まり、 δ~β帯域の変化や特定の周波数成分の変化では表せない、各帯域を横断するパラメータである。

2) 平均周波数 モルヒネ(M 群)、フェンタニール(F 群)等の麻薬を主とした麻酔法による体外循環時の脳波像は、麻薬に由来する θ ないし α 帯域にある優勢な周波数成分の変化が特徴である 9 。この成分は体温の変化(低下)にともなって連続的に徐波化する。この過程は図 2 に示すような独特の鍋底の軌跡を作る(モルヒネ 3 mg/kg)。軌跡の周波数は麻薬の種類と体温の程度によって変り、投与量にはあまり依存しない。これらの麻薬は 2 Hz以下の徐波帯にも優勢な成分を有し、やはり鍋底様の変化を認めることができるが、体外循環時のポンプ周期や体動等のさまざまなアーチファクトを受けやすい帯域にあり、量的な評価は難しい。図中の軌跡上の白いドッ

ト列を平均周波数と呼び、以下の計算によって求める。2つの周波数で指定した区間について、ラスターごとのパワースペクトルの加重平均周波数を求め、これを平均周波数 Fm と定義する。周波数の指定は%エッジ周波数か、直接2つの周波数(1とm)で指定する。同時に Fm を中心値として区間巾内で分散(標準偏差)を求める。

 $Fm = (1/N) \Sigma fi \cdot Pi$

fi:パワースペクトルの周波数

Pi:パワースペクトルの大きさ

N:区間内のスペクトル数, N=m-l+1

と表すことができる。

非麻薬性ではあるがブプレノルフィン(B 群)を主とした麻酔法においても同様な周波数成分が認められる。通常、侵襲の大きな手術に適用することはないので、平均周波数は図3のように時間軸に平行な軌跡を描く(GO・ブプレノルフィン6 μ g/kg)。図からは明らかではないが、平均周波数が急に消滅するか、そのパワーが減少して分散が増加する時があり、追加投与期ないし維持が困難になった時と一致する。

3. 2つの脳波画像の比較

モニター中の脳波の画像はディスクに存在する平均的なパターンと比較し、これらの特徴パラメーター間の検定によって類似の程度を知ることができる。一方、2つのチャネル間の比較は、塞栓症や血栓症等の脳合併症の早期発見のための重要な手掛りを与え、術中の脳波モニターの最も重要な目的の1つである。この左右差の程度の指標として、より演算速度が速く、かつ数学的厳密さが期待できるコヒーレンス関数 Coh と帯域別のスチューデント t 関数を求める。すなわち、

 $Coh^2 = (1/N) \Sigma Pxy^2i/Pxi \cdot Pyi$

 $t = (1/N) \Sigma (Pxi-Pyi) / SQR (Vxyi/N)$

Pxyi: 2チャネル間のクロススペクトルの大きさ

表1 各麻酔法におけるエッジ周波数と平均周波数

	1 T 1 T 1 T 1 T 1 T 1 T 1 T 1 T 1 T 1 T					
1	エッジ周波数(50%、75%)					
	H (0.8%)	7.8 ± 2.0	13.0±2.6			
	E (1.6%)	5.4 ± 1.8	10.8±2.2			
	1 (1.3%)	(5.6)	(11.4)			
2	平均周波数					
	B $(6\mu g/kg)$	7.1±2.1				
	K (1mg/kg/hr)	5.7±1.4				
3	平均周波数 (CPB, Cooling前後)					
	M (3mg/kg)	9.7 ± 2.0	5.8±1.6			
	F (100 μg/kg)	9.2±1.7	3.7±1.4			

Pxi, Pyi:パワースペクトルの大きさ

Vxy: 2チャネル間の差の不偏分散

である。コヒーレンスの値は CSA や DSA と同時に表示される。また $2\,\text{Hz}$ ごとに計算した t 値群は t プロフィールと呼ぶ,やはり 3 次元の画像で表現される。

4. 評 価

エッジ周波数と平均周波数を麻酔法によって H 群 6, E 群 20, I 群 5, M 群 6, F 群 16, B 群 24 例の各症例について分析した結果を表 1 に示す。ジアゼパム・ケタミン持続点滴(2 mg/kg bolus, 1 mg/kg/hr micro-drip)で麻酔を維持した症例 29 例についても B 群と比較して示した。H, E, I の各群は MAC 単位で比較してある。M と F 群は体外循環における平均周波数の最低値を示した。

コンピュータ技術の発達によって、かつて数分を要した周波数分析(FFT)が2~3 msec で終了し、さまざまな画像処理も高速で処理できるようになっ

て来た。これらの技術がわれわれの手の届くところにあり、パソコンとあまり変らないコストでシステムの構成ができることを示した。われわれの分析 装置はまだマルチチャネルの画像処型と波形解析の機能, すなわち異常脳波の検出とその分類等の高速化を実現していない。より実用的なシステム作りを目指して検討してゆきたい。

Intra - operative EEG Monitoring (2): Parametric Representation of CSA/DSA Patterns during Anesthesia

Yosio Kinefuchi, Hidekazu Kato, Mamoru Takiguchi, Yonosuke Yamasakiy

Department of Anesthesiology, School of Medicine, Tokai University Isehara 259 - 11

The EEG analyzer we have developed is capable of processing raw EEG to display in the form of CSA, DSA by colour. In order to reduce the three dimensional CSA and DSA data into a two dimensional display so that these processed data can be better chracterized, we defined the percent spectral edge frequency as a frequency at which the one-sided-power sum comes the designated percentage of the total; and the mean frequency as a powerweighted mean within the interval that includes a dominant spectrum in the frequency distribution. EEGs recorded from patients undergoing halothane and enflurane anesthesia and high dose morphine and fentanyl anesthesia were processed by the analyser and these variables were superimposed on displays to evalute their ability to characterize EEG changes. The edge frequencies appear to be adequate to describe changes of EEGs produced by halothane and enflurane. The mean frequency proved to be a better indicator in the cases anesthetized with high dose morphine and fentanyl.

Key words: Intra - operative EEG monitoring, CSA, DSA, Edge frequency, Mean frequency

文 献

- 1) 杵淵, 加藤ほか: 超高速脳波分析装置の試作. 麻酔・集中治療とコンピュータ. 克誠堂, 1986.
- 2) Bart Aj, et al: Changes in power spectra of electroencephalograms during halothane and cyclopropane anesthesia with fluroxene, methoxyflurane, and Ethrane. Anesth Analg 50: 53-63, 1971.
- 3) Wright JS, et al: Electroencephalographic studies during openheart surgery. J Thorac Cardiovasc Surg 63: 631, 1972.
- 4) 多田, 石寺ほか: 脳波パワスペクトラムからみた大量ブプレノルフィンと大量フェンタニールの比較. 臨床麻酔 9:169-174, 1985.

18. マイクロコンピュータを用いた画像解析装置(UHG-100S1)による 脳循環・代謝マッピング

山口大学医学部麻酔学教室

石川敏三,副島由行,武下 浩

はじめに

オートラジオグラフ法を用いると、微細な脳局所の代謝を同時に観察できる。しかし、オートラジオグラムは相対的な放射活性を示すのみで定量的でない。1980年に Goochee らっは、初めて撮像部、データ処理部および表示部から構成される画像処理システムを用い、オートラジオグラムを定量的にカラーマッピングする方式を考案した。しかし、大規模なコンピュータ制御によるシステムであったため、普及に至らなかった。今回、われわれはマイクロコンピュータ制御による画像解析装置を用いて、局所脳血流量(local cerebral blood flow: LCBF)あるいは glucose 代謝率(local cerebral glucose utilization: LCGU)を定量的にマッピングするシステムを開発し

たので紹介する。

1. 機器構成とデータ処理方法

図1にシステム(ユニグラフィー UHG - $100\,\mathrm{S}\,1$)の機器構成を模式的に示した。まず、オートラジオグラムを CCD(charge - coupled device)カメラでスキャンし($256\times240\,$ ドット画素、複合映像信号)、得られた画像データは高速 A-D変換器(8 ビット、 $0.166\,\mu\mathrm{sec}/$ ドット)および画像入力器(edec image PC)を介してイメージ処理装置(NEC $9801\,\mathrm{Vm}\,2$)に格納する。ここで、画像入力器は画像データを $16\,\mathrm{Ee}$ ドットでアクセスし、メモリは $64\,\mathrm{K}$ バイト $2\,\mathrm{em}$ 面分を内蔵し、また、イメージ処理装置とは専用のインターフェイスで接続されている。このデータの転送はいくつかの I/O コマンドとメモリアクセスにより行う。これらは従来の大規模なシステムに匹敵する機能を有している。一方、実験データ(動脈血中トレーサー濃度の推移など)

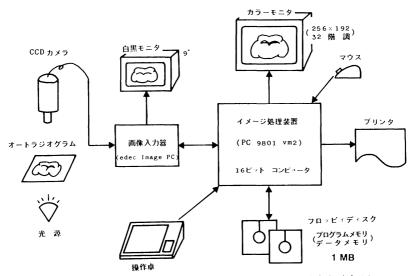


図1 画像解析装置 (ユニグラフィ: UHG - 100 SI) の構成を示す (本 文参照)。

を操作卓より入力し、またフロッピィディスク内に取り込んだ画像データもメインメモリに転送し、BASIC言語で書かれた計算式(後述)により、1 画素ごとに血流値あるいはぶどう糖代謝率に換算する。結果は表示部(ディスプレイ)に、カラー 32 階調で定量スケールと共に表示出力させる。さらに、画面上のデータは、関心領域(ROI: region of interest、最小値径は 12.5 μ)をマウスを使って任意の形状で囲み、その解剖学的部位名と平均血流値あるいは glucose 代謝率をフロッピィディスクに格納する。計算結果はプリンタに出力する。

2. 定量的オートラジオグラフ法

本研究に用いた LCBF および LCGU の測定方法について簡単に述べる。

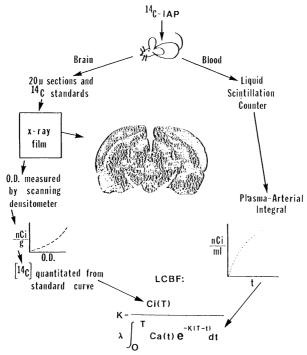


図2 オートラジオグラフ法による LCBF 測定, 計算法

局所脳血流量:

Kety²⁾ の組織血流量測定の原理にもとずき、トレーサーに〔"C〕- Iodoantipyrine (["C]- IAP)を用いた。図2にオートラジオグラフ法による LCBF 測定、計算を模式的に示した。すなわち、ラットに〔"C〕- IAP を持続静注しながら、動脈血を経時的に採取し60 秒後に断頭する。脳は凍結したのちクレオスタット $(-20^{\circ}C)$ で組織切片 $(20\,\mu\mathrm{m}$ 厚さ)を作成する。その後、["C〕標準線源とともに X 線フィルムに感光させ、約7日後に現像しオートラジオグラムを作成する。オートラジオグラムの局所の黒化度(光学的濃度)は、標準線源により較正し〔"C〕濃度活性を求める。一方、動脈血中〔"C〕濃度活性(Ca)はシンチレーションカウンタで測定し、得られた濃度を時間に対してプロットする。"C- IAP 投与後 T 時間における局所 i の〔"C〕濃度活性(Ci)は以下のように表わされる。

λは局所の組織/血液分配係数

ただし、局所血流 ki は直接には計算できないので、(2)式において、見掛けの ki 値を与えた時の局所("C)濃度活性 Ci と動脈血中〔"C〕濃度活性 の積分値(\int Ca(t) $e^{-\kappa(\tau-\nu)}$ dt)の関係を予めコンピュータ内で表にしておく、そして、オートラジオグラムの 1 画素ごとの Ci を ki に換算しマッピングする。

局所ぶどう糖分代謝率:

[¹⁴C]- deoxyglucose ([¹⁴C]- DG)を単回静注したのち,動脈血を経時的に採取し45分後に断頭する。脳標本の処理はLCBFと同様であるが,動脈血は血漿を分離し血漿中〔¹⁴C〕濃度活性とぶどう糖分(G)濃度を測定する。LCGUの計算はSokoloffら³⁰の方法に準じて以下の計算式より求める。局

所iのぶどう糖代謝率 Riは,

分母= $\left(\lambda \text{Vm*Km} / \phi \text{VmKm*}\right) \left(\int (\text{Cp*}/\text{Cp}) dt - e^{-(\kappa_2^* + \kappa_3^*)}\right)$ $T \int (\text{Cp*}/\text{Cp}) e^{(\kappa_2^* + \kappa_3^*)} t dt$

ここで、Ci'(T):局所iの["C] 濃度活性、K1'、K2'、K3': ["C]-DG の血液脳関門に関する反応速度定数 (K1', K2')、あるいは脳内での hexokinase によるリン酸化に関する反応速度定数 (K3')、λ:脳組織

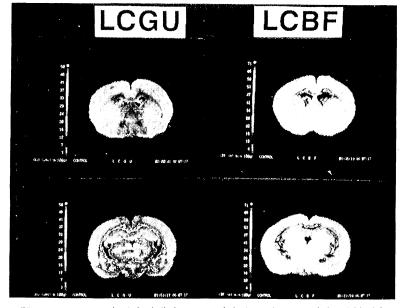


図3 Enflurane (2%) 麻酔時 LCGU (a) および LCBF (b) の例を示す。 上段は頭側(線条体を含む),下段は尾側(視床,海馬,扁桃核を含む)。 LCBF は広範囲に高く, enflurane の脳血流増加作用を示している。また, LCGU は局所的に差がある。

内への DG と G の分配比, φ:リン酸化された G がそのまま解糖系に入る 比率, km¹, Vm¹, km, Vm: DG と G の hexokinase に関する Michaelis -Menten 定数である。[λ Vm¹ km/ φ Vm Km¹] は集中定数(lumped constant)といわれる。

3. 応用例

Enflurane 麻酔時の LCBF および LCGU:

比較的広範囲の部位で LCBF が高いが (図3), LCGU については、局所的に代謝活動 (局所機能の変化) が著しく異なっている。

脳虚血と LCBF:

高血圧自然発症ラットを用い両側総頚動脈結紮をしたときのLCBFの変化を示す(図4)。内頚動脈系の前頭葉では、ほぼ完全な虚血状態となり(b,上段)、椎骨動脈系からの供給をうけると考えられる視床、脳幹部では、中

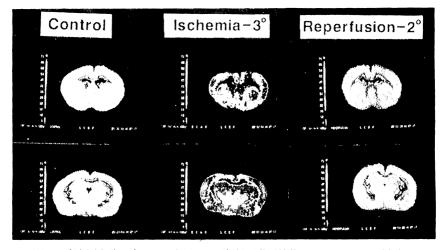


図4 高血圧自然発症ラットを用いた両側総頸動脈結紮モデルにおける脳虚血 (LCBF)。a; 虚血前,b; 虚血3時間,c; 虚血後再灌流2時間。上段 は頭側(線条体を含む),下段は尾側(視床,海馬,扁桃核を含む)。虚 血状態および再灌流後の血流分布がカラーマッピングによりひと目で分 る。

等度の虚血となった(b, 下段)。その後再灌流したが, 前頭葉では依然血流が回復していない。

5. まとめ

マイクロコンピュータ制御による画像解析装置を用いて,局所脳血流量およびぶどう糖代謝率の定量的マッピングを可能にした。システムの特徴は,周辺機器の制御,操作性および経済性について,マイクロコンピュータの利点を生かしていることである。

Mapping of Cerebral Blood Flow and Metabolism by a Microcomputer-based Image Processing System (Unigraphy UHG-100-S1)

Toshizo Ізнікама, Yoshiyuki Soejima, Hiroshi Такезніта

Department of Anesthesiology, Yamaguchi University, School of Medicine, Ube, 755

A microcomputer - based image processing system was developed for quantitative analysis of autoradiograms obtained with ("C)-Iodoantipyrine (local cerebral blood flow) or ["C] - Deoxyglucose (local cerebral glucose utilization) method. The system is composed of commercially available components of charge-coupled device (CCD) camera, image processor (image PC, edec), microcomputer (PC 9801, NEC), image memory and color display. The computer programs are written in BASIC language. Autoradiograms are automatically scanned, and optical density of each spot is digitized (8 bit) at 256 x 240 readings per 15 mm² area and is stored in memory (64 KB, two flames). The digitized data can be used to calculate cerebral blood flow and glucose utilization with the operational equations of the ("C)-Iodoantipyrine method and of the ("C) - Deoxyglucose method and then images of autoradiograms can be reconstructed on the color display as quantitative flow or metabolic maps. The system will provide an economical and easily operable methode for the determination of local cerebral blood flow and metabolism in relation to anesthesia and ischemia.

Key words: Densitometry, Autoradiogaphy, Imaging, Iodoantipyrine, 2-deoxyglucose

参考文献

- Goochee, C, Rasband, W, Sokoloff, L: Computerized densitometry and color coding of (¹⁶C) deoxyglucose autoragiographs.
 Ann Neurol 7:359-370, 1980.
- Kety, SS: Measurement of local blood flow diffusible substance.
 Methods in Med. Research 8: 228-236, 1960.
- 3) Sokoloff, L, et al: The ("C) deoxyglucose method for the measurement of local cerebral glucose utilization; theory, procedure, and normal value in the conscious and anesthetized albino rat. J Neuroch 28:897-916, 1977.

麻酔・集中治療とコンピュータ 1987 ~ 1988 <検印省略>

1987年11月25日 第1版印刷 1987年11月30日 第1版発行

定価 3,800円

編集者 藤 森 貢・池 田 和 之・ 尾 山 カ 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 3-23-5-202 電話 (03) 811-0995 振椿東京 8-196804

ISBN 4-7719-0070-1 C 3047 Y 3800 E

印刷 春恒社

Printed in Japan @Mitsugu Fujimori, et al., 1987 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 1985

池田和之・尾山 力 編

j.d.

è

A5判 134頁 定価 2,500 円

不整脈解析におけるコンピュータ応用 …… 角 田 興 — 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

パソコンによるワープロと

シミュレーションの応用とその現況 …… 豊 岡 秀 訓 コンピュータによる自動制御の現況 …… 田 中 義 文 呼吸系のインピーダンス …… 杵渕嘉夫はか 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しない ために

(司会) 豊岡秀訓(パネリスト), 島田康弘 um, 長谷場純敬, 森田耕司 um, 片山国正, 石井 弘好

第2回麻酔・集中治療コンピュータ研究会記録

麻酔・集中治療とコンピュータ 1986

神山守人•池田和之 編

A 5 判 126頁 定価 2,500円

マイクロコンピュータによる自立型

知能ロボット………油 田 信 一

ロボット研究の流れ・自立型知能ロ

ボット・山彦9号―自立型知能ロボ

ットの1例

パーソナルコンピュータと医療にお

ける計測・制御の現況………藤 正 巌

医学研究と医療のためのオートメー

ションの考え方・医療における計測,

制御のオートメーションに必要な機

能

シンポジウム

パソコンデータベースの使い途・長

所・問題点・パソコンデータベース

第3回麻酔・集中治療コンピュータ研究会記録