

麻酔・集中治療と テクノロジー

1994

編 集

金沢医科大学教授

森 秀麿

浜松医科大学助教授

風間 富栄

浜松医科大学教授

池田 和之

弘前大学名誉教授

尾山 力

克誠堂出版株式会社

序 文

日本麻酔・集中治療テクノロジー学会の節目の第10回の総会を大分で迎え、今回第11回の総会を金沢で迎えることができたのはたいへん光栄である。

本学会はその名の示すとおり麻酔集中治療の分野で常に新しい試みを行ってきた。学会発表の方法についてもスライドのみではなくパソコンやビデオによるプレゼンテーションあるいは、自作のソフトのデモンストレーションなどを積極的に取り入れ成功してきた。

また、特異的なことは発表演題についてその応募方法がパソコン通信やフロッピディスクとによるという今までの学会にはみられない、新しいテクノロジーを取り入れたことである。はじめは応募者にも戸惑いと躊躇があったが、主催者側、発表者側双方の積極的な対応により完全に軌道に乗った感がある。

主催者側のメリットは数知れずある。すなわちこれによって、1. 極端に締切期間を短縮できること、2. プログラムの編集が短縮はもちろん簡単になったこと、3. 印刷期間が短くなったこと、4. プログラムの電子化がその時点で完成していること、5. 文字の誤植の心配がないこと、6. 印刷の段階での校正が必要でないことなどなどである。また、応募者側も当然原稿は電子化しているのでそのまま送信でき郵便で送る手間が省けることが大きなメリットとなる。

今回の金沢での演題応募の方法を見ると総演題数29題のうち22題が通信によるもので、フロッピによるものが6題あり、その他1題であった。フロッピによるもののうちNEC98が1題、あとはMACであった。その他の1題はワープロ原稿の郵送によるものであった。これで98が多いかMACが多いかは分からない。なぜなら、通信を利用している人に、もし98使用者が多ければ、当然98でのフロッピ提出が減るからである。

ただ一つ主催者側として困ったことはMACによる応募で、テキストファイルでと断ったにも関わらずアプリケーションフォーマットでのファイルがほとんどであったことである。別にかようなフォーマットでも困らないのであるが、編集を98で行うにあたってMACから98へ転送するのにいちいちテキストに変換しなければならなかったからである。MACを使用する場合にはファイルフォーマットはほとんど気にしないで使用しているので、MACのファイルにクーリエータがあるということを知らずに使っているが、実際はアイコンをダブルクリックで立ち上げるときには、アプリケーション側はこのクーリエータを読みとってアプリが立ち上がるのである。

通信での問題点もいくつかある。通信は相手がなくても送信はできるが、受信側はアクセスしなければ分からない。昨年このような事故があったので本年は通信と同時に電話かFAXによる確認連絡をお願いした。実に不便な話である。これは、当方にも責任がある。すなわち、通信を毎日アクセスすれば解決するのであるが何しろ残念なことに金沢医科大学麻酔科では通信は小生のみしかできない。電話は相手がいないければ連絡できない。

これは留守番電話をつければ解決するが原稿送信はできない。FAXは相手がいなくても送信できしかも原稿は送れるがイメージとしてしか送信できない。ただ唯一の方法はISDNでの電子メール送信である。これは実現はされているが現在のところ一般には全く普及していない。しかし、新聞社では支局からはフロッピーディスクの内容を直接ISDNで本社に送信している。

通信による方法は今述べたような欠点はあるが、現在得られる方法としてはいちばん良い方法である。たとえ受信側が世界中何処にいても電話回線のあるところならば、受信が可能でしかも送信も可能である。

主催者側での問題点は、パソコンによるプレゼンテーションでのハードの条件の多様性である。1つは機種での多様性でありもう1つは内装オプションでの多様性である。機種については現在のところNEC98とMACがほとんどでDOS/Vの要望はなかった。しかしこれも時間の問題であり、今回もウィンドウズの関係でコンパックを1台提供した。解決法としては、1つには日本麻酔学会のソフトウェアコンテストのようにハードの条件に制限をつける方法が考えられる。内装オプションについては特殊なものは演者に持参をお願いすることが望ましいと考える。むしろ、現在の状態で解決しやすい方法として提案をすれば、演者はすべてノートを持参していただく方法である。これだけノート型が普及している現状から考えてあながち不自然な提案であるとは思わない。あと残るのはスイッチャーと投影器である。この2つのレンタル料は非常に高価である、本学会に余裕があればこれら2つを学会で所有することであるがあまりにも高価である。

特別講演には、メモリ製造会社のアイオーデータ社社長である細野昭雄氏にお願いした。学会では大学の教授に高度なアカデミックな内容の講演を依頼するのが常であるが、今回は金沢にしかない高度なレベルの会社であり、十分有益な内容を持った講演でありかなり好評であった。現在の高度情報社会においては通信情報でのタイムラグは考えなくても良いが、しかし製造業においては立地条件が大変重要であり、どの地方に存在しても良いというものでもない。製造業にはそれなりの製造の歴史なり文化なりのバックグラウンドが必要である。

今回は会員参加があまり多くなかった。最先端のハイテクノロジーの開発利用普及を目的とする本学会に、より若い人達の参加が少ないというこのことは、将来的な問題として残る重要な点である。より一層の会員層の充実が望まれる次第である。

1994年6月

金沢医科大学麻酔科
森 秀麿

目 次

1. モニタ

神経筋モニタにおける母指内転筋の単収縮力と

足の筋肉のEMG との比較菅井直介, 矢島 直..... 1

経食道心エコー画像のデジタル処理による

心室壁運動の定量化内田 整, 大西佳彦, 畔 政和..... 5

2. 生体情報処理

カロリーメータを用いたマウスの流出熱量の測定前田勝宏, 杵淵嘉夫, 滝口 守,

山崎陽之介, 山本道雄..... 9

吸気終末閉塞法による肺の末梢インピーダンス

の推定福山東雄, 杵淵嘉夫, 鈴木利保,

山崎陽之介, 山本道雄..... 13

人工呼吸中の気道コンダクタンスの測定堀場 清, 坂中清彦, 山本康裕,

野口 宏, 佐美好昭..... 17

Thromboelastograph (TEG) 自動計測プログラム

の作成斎藤智彦, 岩藤 晋, 福島臣啓,

太田吉夫, 平川方久..... 21

瞬時心拍数のリアルタイム測定とその周波数解析

(動脈圧波形を使用して)森田耕司, 池田健彦, 土井松幸,

池田和之..... 24

PAC (肺動脈カテーテル) から得られる肺動脈圧波形の

臨床的改善法 (二酸化炭素パプリングの効果)鈴木利保, 杵淵嘉夫, 滝口 守,

山崎陽之介, 山本道雄..... 27

R-R 間隔変動解析器による自律神経機能の歪み判定法の呈示後藤幸生, 柳本政浩..... 30

動脈圧波形を構成する周波数成分の逆フーリエ変換

による検討横山博俊, 元塚朗子, 岸槌進次郎..... 33

3. シミュレーションとモデリング

表計算ソフトウェア (Excel™) を応用した

薬物動態解析プログラム津崎晃一, 吉山礼子, 飯田由紀,

立川俊一, 山田達也..... 37

イソフルレンによる緩徐導入における

コンピュータシミュレーション応用	加藤孝澄, 池田和之.....	42
模擬脊柱管と電気抵抗を用いたリアルタイム脊椎麻酔		

シミュレータの試作	岩瀬良範, 崎尾秀彰, 奥田千秋.....	45
脳内グルコース濃度のコンピュータ		

シミュレーション解析	佐和貞治, 中川美穂, 原田優人, 奥田千恵子, 藤田和子, 田中義文.....	48
------------------	---	----

4. データベース

マッキントッシュ市販画像データベース, グラン・ミュゼ

を用いた麻酔記録管理台帳作成の試み

(中小病院麻酔科での実例)	濱 直, 中野弘行, 平賀康彦, 兵頭正義.....	53
---------------------	-------------------------------	----

輸液・輸血記載のコンピュータ化: 自動麻酔記録の

1 問題点	三条芳光, 中島玲子, 池田和之, 一条大作.....	58
-------------	--------------------------------	----

看護記録プログラム	財津昭憲, 鮎川勝彦, 古賀 格, 梅津浩章, 河野智幸, 谷口健司.....	65
-----------------	--	----

豊川市民病院における手術室システム

— 2 年間の運用経験 —	加藤 忠, 久世 明, 中村正夫, 辻村美枝子, 柴田和男, 高橋睦治, 角岡秀彦.....	74
---------------------	--	----

手術室の稼働率 — 人, 器械など —	山崎陽之介, 金子ゆき子, 杵淵嘉夫, 滝口 守, 山本道雄, 渡辺一平.....	78
---------------------------	--	----

5. ネットワーク

救急車搬送患者のバイタルサイン無線伝送

システムの開発と問題点	鮎川勝彦, 財津昭憲, 古賀 格, 柴 晃清.....	81
-------------------	--------------------------------	----

MS-Windows 上にて動作する麻酔中央監視

システムの作成	北澤 実, 金子義郎, 石津泰彦, 小林裕子, 佐野博美, 白鳥倫治.....	86
---------------	--	----

UNIX-Xウィンドウとイーサネットによる

患者循環動態の情報伝達	田中義文, 林 和子, 中川美穂, 藤田和子, 溝部俊樹.....	92
-------------------	--------------------------------------	----

手術部情報システムによる手術部内PBX管理	高階雅紀, 河井敏博, 池田卓也.....	97
-----------------------------	-----------------------	----

6. コンピュータの研究利用

医学用テキストビューワー (Macintosh) の試作

一汎用性の模索一	讃岐美智義, 諏訪邦夫, 森隆比古, 岩瀬良範.....	102
----------------	---------------------------------	-----

医学情報のパソコン通信による入手	浅山 健.....	107
------------------------	-----------	-----

7. コンピュータの一般利用

TeX を応用した電子教科書作成の研究	萩平 哲, 高階雅紀, 池田 恵, 小原章敏, 森隆比古.....	108
---------------------------	--------------------------------------	-----

電子版麻酔学教科書のフロッピーによる配布	諏訪邦夫.....	111
----------------------------	-----------	-----

「愛麻ニュースレター」メーリングリストの作成	新田賢治, 宮崎博文, 木村重雄, 新井達潤.....	114
------------------------------	--------------------------------	-----

疼痛外来における, 患者予約に関するコンピュータ

の利用	神山守人, 大橋 勉, 安藤正彦.....	118
-----------	-----------------------	-----

1. モニタ

神経筋モニタにおける母指内転筋の単収縮力と 足の筋肉のEMGとの比較

菅井直介* 矢島 直*

はじめに

神経筋遮断をモニタするときに母指内転筋の単収縮力は最もよく用いられ、標準とされる指標である。しかし術中の体位や手術部位によっては手に測定装置を付けることが不可能であり、また力のトランスデューサには外科医が触ったりして、これによる安定した記録の得られないことがある。このような場合に足の筋肉が利用されることが多い¹⁾。特に足の筋肉のEMGは張力に比べて比較的記録装置が手に入りやすくよく利用される。しかし、母指内転筋の張力と足底の筋肉のEMGとがどのように関連しているのかは明らかでない。したがって、われわれは母指内転筋の張力と、脛骨神経を刺激して得られる足の筋肉のEMGとを同一患者で同時に記録してこの両者を比較検討した。

被検者と方法

被検者は神経筋障害のない男性5人女性6人(ASA, I~II)であるが、このうち男性1人(27歳)と女性1人(25歳)では足のEMGの対照値が取れず男性4人、女性5人のデータを解析した。この9人の年齢は22~68歳、平均 47.6 ± 15.0 (SD)歳で、

平均体重は 60.9 ± 11.0 (SD)kgであった。

1) 神経筋遮断の測定

標準的な方法で母指内転筋の張力を測定するために尺骨神経を手首で12秒に1回0.2ミリ秒幅の矩形波で域上刺激した。記録には日本電気三栄とともに開発したアームボード付きの力のトランスデューサとアンプならびに記録装置を用いた²⁾。尺骨神経刺激には日本光電の心電図用表面電極を使用した。こうして得られた母指内転筋の張力をtwitchと呼ぶことにする。

足底の筋肉のEMGはレラクソグラフを装着したABM(Anesthesia Brain Monitor, デンマークDatex社製)で記録した。これで20秒に1回脛骨神経にTOF刺激を行い、 T_1 とTOF比を記録した。内顆とアキレス腱の間に付けた2個の刺激電極により脛骨神経を刺激すると全ての足指が屈曲する。足底の筋肉のEMGを記録するためにレラクソグラフからの電極は足底に付け、不感電極は足の甲に付けた。脛骨神経刺激と足の筋電図の記録には、いずれも日本光電の心電図用表面電極を使用した。

2) 麻酔法ならびに神経筋遮断薬と拮抗薬の投与方法

麻酔はチオペンタール3~5mg/kgで導入しサクシニルコリン1mg/kgで挿管し、イソフルレン

*東京大学医学部麻酔科

0.5~1.5%と笑気4/酸素2/毎分で維持した。また術中は適正換気を維持し、 SpO_2 は98%以上に保った。挿管後すぐに母指内転筋の単収縮の記録を始めサクシニルコリンの影響が完全に消えたことを確かめて対照値を取り、またこの時点でレラクソグラフで足のEMGの対照値も取った。男女1人ずつで対照値をレラクソグラフでうまく記録できなかったが、いずれも20代の患者で、おそらく足の底は皮膚が厚いことなどから、表面電極ではうまく記録できないことがあることに注意する必要がある。

手と足の対照値がうまく取れたことを確かめてベクロニウム0.15mg/kgを1回で静注した。母指内転筋のtwitchが10%に回復したところでベクロニウムの持続注入を開始しtwitchを対照値の5~10%に維持した。筋弛緩の必要がなくなり注入終了時点で拮抗を行うためにアトロピン1mg、ネオスチグミン2.5mgを2分かけて静注した。統計処理には対になったデータにStudentのtテス

トを行い $P < 0.05$ を有意差ありとした。

結 果

1) 初回量による作用開始時間すなわち投与からtwitchあるいはEMGの T_1 が0になるまでの時間はtwitchで平均 1.6 ± 0.3 (SD)分、 T_1 で平均 1.5 ± 0.2 (SD)分で有意差はなく、作用開始については両者には差のないことが分かった。すなわち作用開始の時点では2つの測定法は同じような反応を示している。

2) 図1(表にデータ示す)はネオスチグミンによる拮抗を始めてから母指内転筋のtwitchと足のEMGの T_1 がどのように回復していったかを示している。黒丸がtwitchでX印が T_1 である。対照値の25%, 50%, 75%の回復の平均値を示している。25%回復時点ではtwitchが T_1 に比べて有意に速く回復しているが50%と75%では有意ではない。最終的には全ての症例でtwitchは回復が頭打ちになるまで確かめることができた。この時

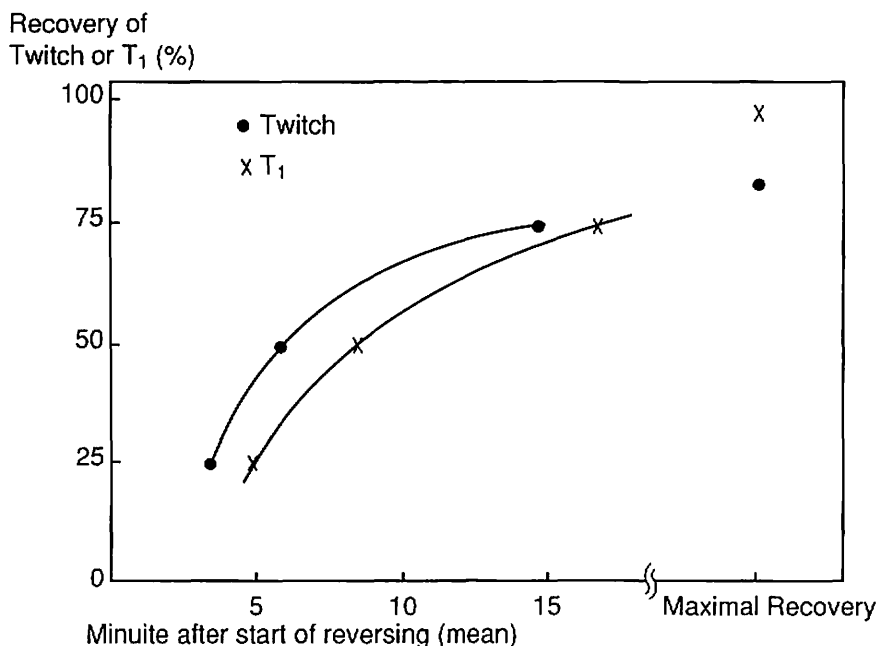


図1 母指内転筋の単収縮(twitch)と足のEMGの T_1 の回復の様相

の twitch の最高の値が右端の黒丸で平均 $83.4 \pm 15.1\%$ の回復を示している。このうち 100% 以上にまで回復したのは 1 例にすぎない。T₁ は回復の立ち上がりは 25% 回復時点で見られたように遅いが最終的には回復が良く 100% 以上に回復を続ける症例が多く、5 例が 100% 以上に達した。EMG の T₁ は頭打ちになる前に測定を中止しなければならなかった症例もあるが一応得られた最高の値を平均すると右端の X 点になり $98.3 \pm 16.8\%$

で、母指内転筋の twitch を超えている。

3) 図 2(表 1 にデータ示す)は EMG の回復時点での TOF 比を示している。25%, 50%, 75% 回復時の TOF 比はそれぞれ 5.1%, 19.2%, 33.5% で、測定できた最高回復点でも 53.6% にすぎない。このように T₁ の回復は最終的には良いが TOF 比は低い値を示している。しかし全例において呼吸の回復は問題なく、臨床的には順調な神経筋機能の回復がみられた。

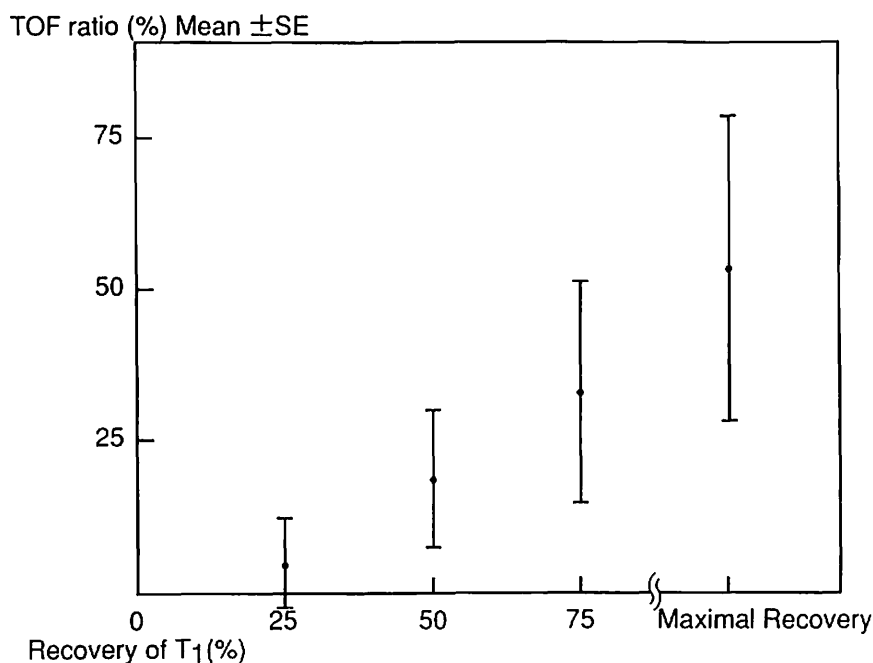


図 2 足の筋肉 EMG における T₁ の各回復点における TOF 比の回復の様相

表 1 ネオスチグミンによる拮抗後の神経筋遮断回復の様相 (平均 ± SD)

回復点	25%	50%	75%
母指内転筋の 単収縮力回復時間 (分)	3.4 ± 1.3*	5.7 ± 3.4	9.5 ± 4.7
足底筋の EMG の T ₁ 回復時間 (分)	4.7 ± 2.0*	8.2 ± 5.0	11.5 ± 5.8
その時の TOF 比 (%)	5.1 ± 7.7	19.2 ± 12.0	33.5 ± 19.3

* 互いに有意差あり (P < 0.05)

考 察

今回の研究でベクロニウムの初回量投与後の作用開始時間は、母指内転筋の単収縮(twitch)と足の筋肉EMGの T_1 とは同じ結果を示した。しかし対照値を取ってからさらに時間が経過して、ベクロニウム持続注入後すぐに拮抗した場合に、母指内転筋の張力に比べて足のEMGは回復の立ち上がりは遅いが T_1 は最終的にはtwitchを超えて回復する場合の多いことが分かった。この理由として、表面電極でEMGを測定した場合に時間が経つにつれて電極と皮膚との関係が変化して対照値よりも高い値が出る可能性が考えられる。しかし T_1 のこの良い回復が必ずしも実態を反映していないことは母指内転筋のtwitchの回復の低さと足のEMGのTOF比の低さで表されていると考える。また足の筋肉のEMGはときにうまく記録できないこともある。今回でも若い男女で1例ずつうまく取れない例があったが、このために、必ず測定できる母指内転筋の張力に比べて利用しにくいといえる。足のEMGをモニタとして利用するときにはこのような母指内転筋の張力と異なる点を考慮する必要がある。

参考文献

- 1) Hudes E, Lee KC: Clinical use of peripheral nerve stimulators in anaesthesia. *Can J Anaesth* 34: 525-534, 1987
- 2) Sugai N, Yajima C: A system for on-line analysis of neuromuscular blockade during anesthesia by use of a personal computer. In Ikeda, et al. ed. *Computing and monitoring in anesthesia and intensive care*, Springer-Verlag, Tokyo, Berlin, pp367-368, 1992

ABSTRACT

Comparison of the force of the adductor pollicis muscle and EMG of the foot muscles in monitoring neuromuscular blockade

Naosuke SUGAI* and Choku YAJIMA

For monitoring neuromuscular blockade, EMG of the foot muscles is often employed. Its relationship, however, to the single twitch force of the adductor pollicis is unclear. We evaluated these two modes of monitoring simultaneously in patients under isoflurane-nitrous oxide-oxygen anesthesia. Single twitch of the adductor pollicis muscle (TWITCH) was elicited by ulnar nerve stimulation (every 12 seconds). EMG of the foot muscles was recorded using surface electrodes by stimulating the tibial nerve transcutaneously (TOF stimulation every 20 seconds) employing Relaxograph incorporated with Anesthesia Brain Monitor (Datex). After vecuronium 0.15mg/kg, the onset time was similar by both methods. After this bolus administration, vecuronium was infused continuously to keep TWITCH between 5~10% of the control. After stopping infusion, neostigmine 2.5mg with atropine 1mg was administered intravenously. At 25% recovery, TWITCH recovered faster than T_1 of EMG but T_1 recovered to higher levels compared with TWITCH although T_4/T_1 was relatively low compared with the good recovery of T_1 . It is important to note that single twitch of the adductor pollicis and T_1 of the EMG of the foot muscles recover differently.

Key words : single twitch of the adductor pollicis, T_1 and T_4/T_1 of the EMG of the foot muscles, vecuronium, recovery of neuromuscular blockade

*Department of Anesthesiology, University of Tokyo
Faculty of Medicine

経食道心エコー画像のデジタル処理による 心室壁運動の定量化

内田 整* 大西佳彦* 畔 政和*

はじめに

経食道心エコー(transesophageal echocardiography, TEE)は、心臓や周辺臓器の解剖学的・機能的情報を画像としてリアルタイムにモニタリングすることができ、麻酔科領域においてもさまざまな場面で応用されるようになってきた。TEEが提供する画像情報は直接的で、他のモニタ機器では得ることができない性質のものである。しかし画像モニタリングによる心機能の評価には連続的な画面監視が必要であり、実際に麻酔科医が使用する際には問題となる場合がある。したがって術中モニタとしてTEEを活用するためには、画像情報の定量化が望まれている。

デジタル画像処理は、心エコー画像を定量化する手段として研究が行われてきた¹⁾。われわれは、パーソナルコンピュータを使用して、TEE画像のデジタル処理を行い、左心室の壁運動をリアルタイムに定量化するシステムを試作したので紹介する。

画像処理システム

試作した画像処理システムのハードウェアは、PC9801DA(NEC, CPUはCyrix486DLC/20MHzに交換)パーソナルコンピュータとモノクロ画像入出力ボード(MT-9801-FMM, マイクロ・テクニカ)で構成されている。画像入出力ボード上のフレームメモリの容量は256KBであり、1フレー

ムの画像は512×512画素、8ビット(256階調)/画素でデジタル化される。画像処理の対象はTEEの左心室短軸像である。システムへは、心エコー装置の画像出力から複合映像信号を入力する。

システムは、前処理としてフレームメモリ上の画像において、画像処理を行う領域(処理ウィンドウ)を設定する。次に、輪郭検出処理により画像から心内膜を同定し、心室断面積を計算する。心内膜の同定には、次に示すアルゴリズムを使用した。フレームメモリにデジタル化された画像において、画像を構成する画素は二次元配列として記憶されている。この配列に対して左右方向の画素列を取り出し、平均化処理を行う。次に、平均化された連続する画素列を一次微分する。心エコー画像において、心筋など実質のエコーは高輝度であるのに対し、心腔内の血液エコーは輝度が低い。したがって、輝度が負の方向に大きく変化する点を画面の向かって左から、正の方向に大きく変化する点を右から検出すれば、この2点が心筋実質と血液との境界点、すなわち心内膜となり、心室腔の径が推測できる。図1に以上の処理の例を示す。この処理を処理ウィンドウ内において上下方向に行うことで、心室全体の輪郭を検出し、左心室の断面積(画素数)を求める。

心室壁運動を評価するためには、拡張終末期および収縮終末期の画像が必要であり、通常、心電図に同期して画像処理を行うことが要求される。今回はビデオテープに記録した画像も処理できる

*国立循環器病センター麻酔科

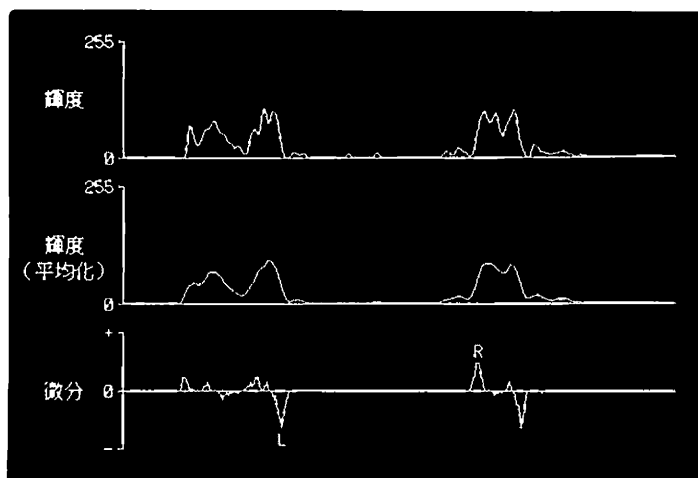


図1 TEEの左心室短軸像からの輪郭検出アルゴリズム。上段：左右方向の画素の輝度変化。中央部分が心室腔、その両端の高輝度の部分が心室壁である。中段：平均化された輝度変化。下段：平均化された画素列の微分を示す。TEE画像は、心内膜の前後で輝度が大きく変化する。図において、LおよびRが心内膜と推測され、両者間が心室径として計算される。



図2 デジタル画像処理による心内膜同定の例。左：原画像（8階調）。右：同定された心内膜が点線で表されている。実線は処理ウィンドウを示す。

利便を考慮して、心電図同期ではなく、面積計算を連続的にを行い、一定時間(通常5秒間)ごとの最大値および最小値をそれぞれ、拡張終末期および収縮終末期としてfractional area change(FAC)を計算する方法とした。

結 果

図2に画像処理システムによる左心室断面の輪郭検出例を示す。システムで使用したコンピュータでは、1秒間に約5～7フレーム(処理可能なフレーム数は処理ウィンドウの大きさに依存する)の処理能力があった。システムで計算されたFACは、Hewlett Packard社のAcoustic

Quantification(AQ)法²⁾と比較して、やや過小評価される傾向であったが、症例数が少ないため統計学的な比較は行っていない。

考 察

TEEによる左心室壁運動の画像モニタリングは、左室機能の評価や心筋虚血の診断に有用である。しかし、診断のためには画像の連続監視が必要であるため、麻酔管理と画像モニタリングの両立性は臨床応用における問題点となっている。デジタル画像処理による心室壁運動の定量化は、このような問題に対する1つの解決方法である。壁運動を定量化することにより、TEEの長所を生

かしたモニタリングが麻酔管理と平行して行える。

今回、TEE 画像から左心機能を評価する方法としてFACを計算したが、計測精度の評価は今後の課題である。一般にコンピュータによる心室断面積の自動計測は、乳頭筋などの影響により過小評価されることが報告されており²⁾、本システムにおいても同様の誤差が生じる可能性がある。また、本システムを試用した症例において、システムで計算したFAC値は、AQ法よりも低値の傾向であったが、これはコントラストの変動や心腔内エコーの不均一性などにより、輪郭検出が不完全であったことが一因であろう。また、30フレーム/秒の画像信号に対して、処理可能なフレーム数が限定されるため、処理したフレームの中に拡張あるいは収縮終末期の画像が含まれない可能性も否定できない。

画像処理アルゴリズムは、リアルタイムに処理を行えるように高速性を優先して、画像の平均化や輪郭検出は一次元処理で行った。輪郭検出の精度を向上させるためには、二次元方向の平均化や空間微分の採用などが考えられる。これらのアルゴリズムは、一次元処理と比較してより多くのデータ処理を必要とするため、実用的な処理速度を得るためにはさらに高性能のコンピュータが必要になる。現在では、今回使用したコンピュータの3倍以上の処理能力を持つ機種がすでに普及しており、今後はリアルタイム性を犠牲にせずに、より精度の高い画像処理が可能になると考えられる。

原画像の画質に関して、前述したコントラストの変動のほか、超音波のビームと心内膜あるいは心外膜がほぼ平行になっている場合に生じるエコーの抜け(drop out)なども、輪郭検出を不確実にする原因である。コンピュータによる輪郭検出では、画像が欠けている部分を予測することは不可

能である。したがって画像処理による輪郭検出の精度が原画像の描出の良否に依存することは、現時点においてシステムの限界である。

デジタル画像処理は膨大な量の画像データを高速に処理する必要があるため、従来では専用の高速コンピュータが必要であった。しかし、ここ数年のコンピュータ技術の飛躍的な進歩により、パーソナルコンピュータでも実用的な処理速度が得られるようになってきた。TEEが手術室内でモニタ機器として普及するためには、デジタル画像処理による心室壁運動の定量化は重要な技術であり、今後の研究が期待される。

参考文献

- 1) Skorton DJ, Collins SM, Garcia E, et al : Digital signal and imageprocessing in echocardiography : The Americal Society of Echocardiography Subcommittee on Digital Image Processing. Am Heart J 110: 1266-1283, 1985
- 2) Cahalan MK, Ionescu P, Melton HE, et al : Automated real-time analysis of intraoperative transesophageal echocardiograms. Anesthesiol 78: 477-485, 1993

ABSTRACT

Computerized quantification of left ventricular wall motion for transesophageal echocardiographic images

Osamu UCHIDA*, Yoshihiko OGINISHI*
and Masakazu KURO*

We developed a computerized image processing system that quantifies left ventricular wall motion from two-dimensional transesophageal echocardiographic images. The system consists of a PC9801 personal computer and a built-in image I/O board. Short-axis left ventricular images are fed into the system for digital image processing. Within a user-defined region of interest, automated border detection is performed by a differentiation of a pixel array following a smoothing process. In the implemented algorithm endocardial borders are

identified at the point where brightness of the pixels changes abruptly. The system processes five to seven frames per a second, calculating cross-sectional area for each frame. The wall motion is evaluated by a calculation of the fractional area change from the maximum and the minimum of areas calculated in the pre-determined period. Though several limitations remain, the system may provide real-time estimates of ventricular

wall motion.

Key words: computer, image processing, echocardiography, monitoring

**Department of Anesthesiology, National Cardiovascular Center*

2. 生体情報処理

カロリメータを用いたマウスの流出熱量の測定

前田勝宏* 杵淵嘉夫* 滝口 守* 山崎陽之介* 山本道雄*

はじめに

Whole Body Calorimeter(全身熱量計)は、マウスやラットのような小動物によって放出される熱を連続的に測定する装置である。Whole Body Calorimeter(Biodynamic calorimeter, BDC200, ESCO)を用いてマウスの流出熱量を測定すると、生体リズムが観測される¹⁾。この流出熱は、痛み刺激や麻酔ガスによって特定の変化を来すことも観測されているが、特定の麻酔濃度に暴露する時間が短い時のデータにややばらつきが認められ、カロリメータの応答速度の遅さが問題になった。そこで、カロリメータのデータの一次遅れを補正すべく、ステップの応答と補正速度について検討

した。この手法を用いてマウスにアルコール水を投与したとき、イソフルレンを投与したときの生体リズムの変化を観察した。

方 法

カロリメータのデータをAD変換器(DAS1098, Micro Science)を介してコンピュータに読み込む。カロリメータに較正用の熱ステップを発生させ、熱ステップに対する応答から遅滞時間と反応時間を求め、算出した時定数を用いて一次遅れの逆関数で全データを補正した。

図1にデータ補正の方法の図解を示した。応答速度の遅い曲線がある。Aの点に注目してみると、本来あるべき点Cとなるためにはyにcの分を加

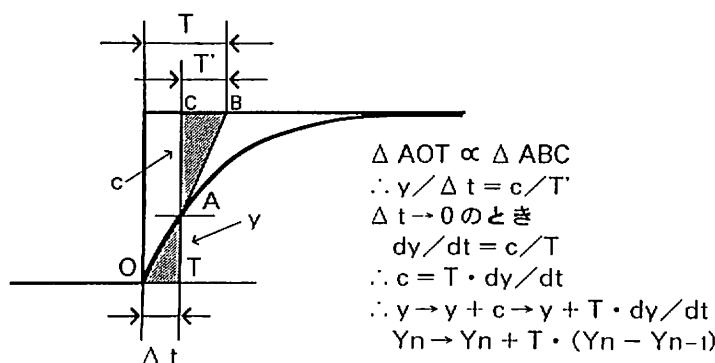


図1

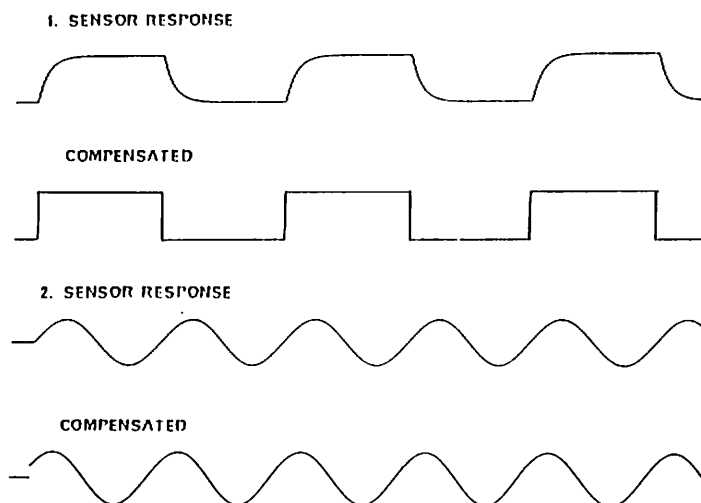


図2

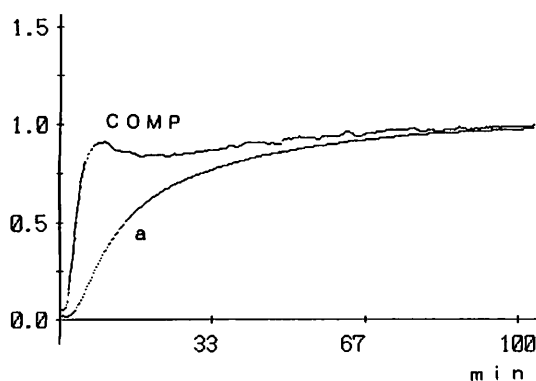


図3

では、下段の補正後の波形を真の波形とみなせば、上段の観測した波形は一次遅れによって位相が遅れ、振幅が小さくなっていたことが読み取れる。

カロリメータ内で体重25～30gのマウスを飼育し、数日間の生体リズムを記録しコントロールデータとした。①飲料水に2%のアルコールを加えた時、②新鮮空気に0.5～1.5%のイソフルレンを加えたときの1日単位の生体リズムを記録し、コントロールデータと比較した。

結果・考察

えてやらなければならない。そこで c は、三角形AOTと三角形ABCは相似であるから $y/\Delta t = c/T$ となり、 Δt を限りなく0に近づけたとき $dy/dt = c/T$ となる。ゆえに $c = T \cdot dy/dt$ となるから y にこれを加えればよい。コンピュータ上ではAの点を Y_n とすると、その1つ前の Y_{n-1} を Y_n より引き、それに時定数 T を乗じたものを Y_n に加えている。もちろん、この補正の方法は、代数的に厳密に証明されている^{2) 3)}。図2に、コンピュータ内に作成した1. 矩形波を指数関数でスムージングした波形、2. 正弦波の2つの波形を補正した例を示す。1. では一次遅れによって鈍った波形が完全な矩形波に復元されている。2.

図3のグラフ(a)は、Whole Body Calorimeterに0.5Wの発熱体を入れ、スケーリングのためのデータを記録したものである。縦軸の利得は1に正規化してある。カロリメータの応答速度は極めて遅く、図の例ではほぼ完全に平衡に至るまで、70分をも要している。時定数に換算すると18.4分である。COMPで示した曲線が、この時定数を用いて補正した結果である。理想的な直線にはなっていない。AD変換のサンプルリングレートの設定と関連して、微分を最も単純な差分で置き換えたことが影響しているとも考えられるが、演算時間を気にしなければGolayらの微分法を用いた方がよい。補正したことによってカロリメータの温

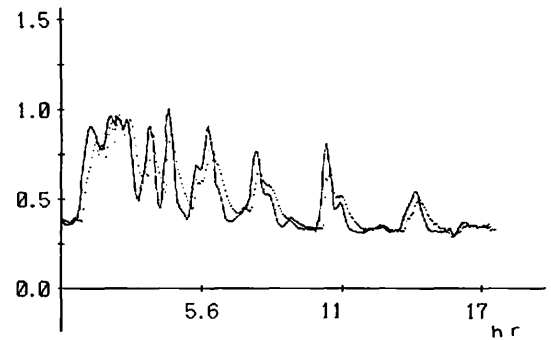
度制御特性によると思われる小さな揺らぎが観測できるようになったとも考えられる。

図4に、マウスに2%のアルコール水を投与したときの生体リズムの変化を示す。コントロール群(a)、アルコール投与群(b)ともに、応答補正をほどこしてある(実線のグラフ)。応答補正によって活動期の小さな熱変動が抽出され評価対象となってきた。2%のアルコール水は大きなストレスにはならず、生体リズムはおおむね保たれた(1日単位では酔って寝込むことはない)。図4(a)(b)はともに活動期の熱変動を示しているが、この期に認められる“活動する”“ちょっと休む”の間隔はコントロール群では25~30分、アルコール群では45~50分となり、アルコール投与の影響が明瞭に認められた。

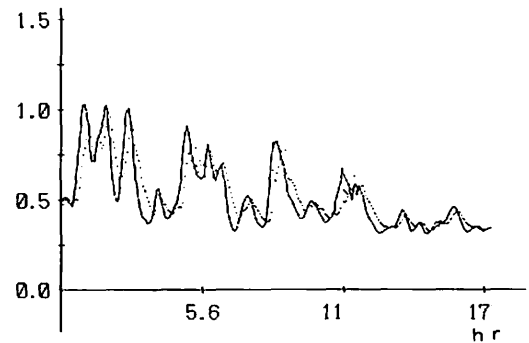
マウスをそれぞれ0.5~1.5%の濃度でイソフルレンに暴露させた時の熱変動の結果を図5に示す。COMPは応答補正を示す。イソフルレン暴露によってマウスは不動化するので5時間で測定を中止、イソフルレンを止めている。0.5%暴露では流出熱の低下が認められる程度であるが、1%以上では最初の短時間のあいだ活発に活動して流出熱は増加する。マウスがイソフルレンの存在を認識して対応しようとした時期であろう。その後、単純に流出熱は低下していった。イソフルレンの濃度によって下降の時定数に差が認められるが、個体差も大きい。限りなく低下して流出熱

がゼロになる例も観測された。生体リズムを保ちながら、マウスに対する吸入麻酔薬の種類、濃度の効果を観察しようとする場合、かなり低い濃度に保つ必要がありそうである。

Whole Body Calorimeter, つまり、熱の計測によるモニタ法の研究は端緒についたばかりである。生体内で産生された熱は、いくつかの熱抵抗と、各部での蓄積を経ながら対外へ排出される⁴⁾。



(a)



(b)

図4

Isoflurane

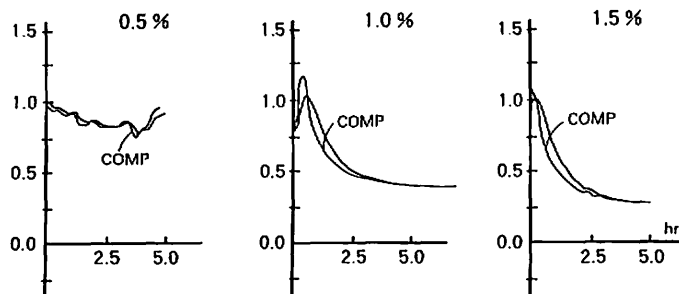


図5

これらのさまざまな要素を定量することは困難であるが、Whole Body Calorimeterを用い、“活動する”“ちょっと休む”などの活動期の流出熱の変化、生体リズムの変化などを追うことによってさまざまな情報が得られる可能性を示した。

参考文献

- 1) 山村雅一, 石原良美, 大久保朋一ほか: 生物の熱測定: 状態の測定. 熱測定 20: 154, 1993
- 2) William LB, Karlman W, Brian JW: On-line computer analysis and breath-by-breath graphical display of exercise function tests. J Appl Physiol 34: 128, 1973
- 3) Noguchi H, Ohgushi Y: Breath by breath V_{CO_2} and V_{O_2} require compensation for transport delay and dynamic response. J Appl Physiol 52: 79, 1982
- 4) Blesser WB: A system approach to biomedicine. McGraw-Hill Book Company, 1969

ABSTRACT

Whole body calorimetry
— compensation for dynamic response —

Katsuhiro MAEDA*, Yoshio KINEFUCHI*,
Mamoru TAKIGUCHI*, Yonosuke YAMASAKI*
and Michio YAMAMOTO*

Whole Body Calorimeter is a device that houses a small animal such as a mouse or rat and continuously measures heat put out by the animal. As was evident from the preliminary study on a mouse, the delay in response of the device was considerable and this factor alone may jeopardize proper interpretation of the data obtained. We propose to improve accuracy in the studies with this device by introducing a correcting process of mathematical lag compensation to these first order equations. First, the time constant of the system was determined from the response time to a step-up input (i. e. switching on a 0.5 watt heater in the calorimeter). Next, the time course of heat emanation of the mouse exposed to 0.5-1.5% isoflurane became better defined by carrying out an overall correction on all the data using this time constant and we believe that this revised curve depicts the actual process more faithfully. Various new informations may be gained by following the changes in the heat emanation with a whole body calorimeter. Being totally non-invasive, the method may find many ways to become a new, sensitive empirical/clinical tool.

**Department of Anesthesiology, School of Medicine,
Tokai University*

吸気終末閉塞法による肺の末梢インピーダンスの推定

福山東雄* 杵淵嘉夫* 鈴木利保* 山崎陽之介* 山本道雄*

はじめに

近年の人工呼吸器の発達に支えられてさまざまな換気方法が開発されている。これらの機能のうち吸気期間中、吸気を一定の流速に保つ、いわゆるコンスタントフローと、吸気終了後ただちに呼気に移行せず、所定の期間だけ気流がないまま気道内圧を陽圧に保つ(プラトー)調節呼吸法がある。この場合の気道内圧 P_{aw} は図1のように変化し、コンスタントフローの大きさ I 、閉塞までの時間 t 、吸気停止直後の圧降下 P_1 とプラトーの圧 P_2 から全呼吸器抵抗 R_{rs} 、全コンプライアンス C_{rs} を知ることができる。 I と R_{rs} による圧降下分が P_1 、換気量 $I \times t$ が C_{rs} に生じた圧降下分が P_2 となるからである。言い換えるとこの方法は呼吸器系を R_{rs} と C_{rs} でモデル化したことになる。

気道内圧波形を詳細に観察すると、吸気停止直後の急速な圧降下部分に続いて、緩やかに低下し

てプラトーに至る部分がある。この緩やかに低下してプラトーに至る部分は肺末梢気道部¹⁾の抵抗とコンプライアンスの分布によって圧変化の形が決定される。なぜなら、図2のモデルに示すように、吸気停止直後の急速な圧降下は上部気道¹⁾の抵抗 R_1 × 吸気流速による圧降下に相当し、抵抗 R_1 は吸気停止後の圧変化過程に関与しないからである。緩やかな圧の低下は、肺末梢部に分布するコンプライアンス間の気流の再分布が気流停止後に起こっていると考えられる。つまり、この部分の圧変化の形から肺末梢気道部の抵抗 R_2 とコンプライアンス C_1 、 C_2 の値を求めることができる。以下に、胸部のインピーダンスも考慮した呼吸器モデルを構築し、これらのインピーダンス要素を個別に推定するアルゴリズムについて述べる。

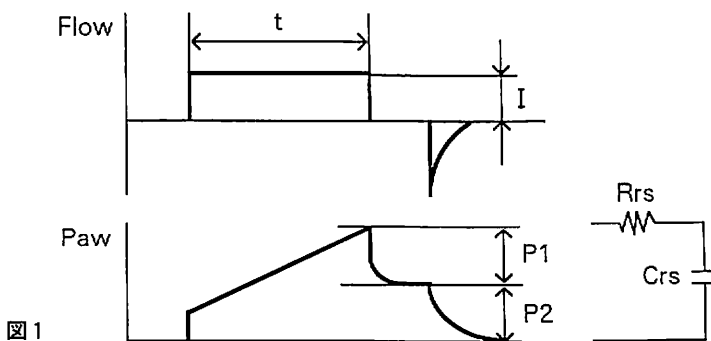


図1

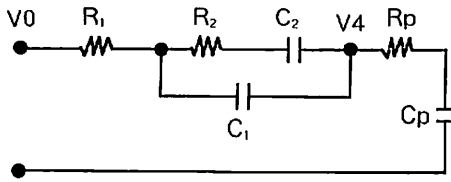


図2

理 論

呼吸器のモデルを次のように定義する。図2において、上部気道は固い導管とみなし、粘性抵抗を R_1 で示す。気管支がある程度の拡張性を持つ末梢気道部(第12分岐～)は、コンプライアンスを C_1 で、粘性抵抗を R_2 で示す。肺胞系は1つのコンプライアンス C_2 で表す。胸郭はコンプライアンス C_p と機械抵抗 R_p で表し、肺のモデルにカスケードに接続する。図にモデル各部の圧波形(電圧)を示す。上段の曲線 V_0 は気道内圧を、下段の曲線 V_4 は胸腔内圧を表す。図2から明らかなように、

$$V_1 = V_0 - V_4 \quad (1)$$

となり、気道内圧から胸腔内圧を引いた波形、すなわち、中段の波形 V_1 が胸腔内圧の影響を取り除いた肺のインピーダンスに対する気道内圧曲線となる。波形 V_1 について、コンスタントフローの大きさを I とし、吸気期間の圧の上昇勾配を Δe_1 とすれば、

吸気終末閉塞法による肺の末梢インピーダンスの推定

$$C_1 + C_2 = I / \Delta e_1 \quad (2)$$

である。波形 V_1 において、吸気停止直後の圧降下を Δe_2 とすれば、

$$\Delta e_2 = R_1 \cdot I \quad (3)$$

である。吸気停止直後の気流の再分配の時定数は、

$$T = R_2 \cdot (C_1 \cdot C_2) / (C_1 + C_2) \quad (4)$$

である。再分配によって下降する圧の大きさを Δe_3 とすると、

$$\Delta e_3 = R_2 \cdot C_2 \cdot \{C_2 / (C_1 + C_2)\} \cdot \Delta e_1 \quad (5)$$

である。胸腔内圧の上昇勾配を Δe_4 、吸気停止直後の圧下降分を Δe_5 とすると、

$$C_p = I / \Delta e_4 \quad (6)$$

$$R_p = \Delta e_5 / I \quad (7)$$

である。式(1)～(7)よりすべてのインピーダンス要素を知ることができる。

方 法

図2のモデル回路をアナログ回路シミュレータ (MicroCap III, Spectrum Software) に入力し、6個のインピーダンス要素の値を変えたときの V_0 と V_4 をCRT上に表示する。 $\Delta e_1 \sim \Delta e_5$ 、および T をシミュレータのカーソル機能を用いて計測し、6個のインピーダンス要素を算出する。

モデル肺 (TTL Model 1600, Michigan Instruments / Model T3, Igarashi) を用いて、上部気道抵抗 R_1 、肺末梢気道部のコンプライアンス C_1 、 C_2 と抵抗 R_2 、胸郭の抵抗 R_p 、コンプライアンス C_p の6つの定数をすべて既知の値に設定する。コンスタントフローと吸気終末プラトーの機能を持つ人工呼吸器(E200, Newport Medical Instruments)をこのモデルに接続し、気道内圧波形および胸腔内圧波形からアルゴリズムに従って定数を算出し、精度を評価する。

ビーグル犬を、麻酔導入、挿管後、側臥位で人工呼吸器を接続し、コンスタントフロー+プラト

一の調節呼吸とする。胸郭のインピーダンスを分離するため、胸腔スペースに先端圧トランスデューサ型カテーテル(PT157J, Goodtec Inc.)を外科的に挿入しておく。同時に食道バルーンを挿入し、カテーテルの圧と比較する。メサコリンを所定量静注して気道内圧波形、食道バルーン圧波形、カテ先圧トランスデューサの圧波形をモニタする。投与前後の各インピーダンス要素の値を算出し比較する。

結 果

回路シミュレータを用いた検証ではシミュレータの精度内で各インピーダンス要素の値を算出することができた。

モデル肺のコンプライアンス値を設定した後、既知の抵抗管を接続した。コンプライアンス値と抵抗管の値はキャリブレーションアナライザ(RT200, Tymeter Instrument)を用いて校正した。気道内圧と胸腔内圧波形から算出した各インピーダンス要素の値は誤差 $\pm 5\%$ 以内で既定値と一致した。

図3はビーグル犬にメサコリンを投与する前後の気道内圧と胸腔内圧波形である。メサコリン投与後、気道内圧は上昇し、時定数も長くなっている。図の例では肺末梢部の抵抗 R_2 は $37\text{cmH}_2\text{O}/\text{l}/\text{sec}$ 、コンプライアンス C_1 は $0.002\text{l}/\text{cmH}_2\text{O}$ 、肺胞のコンプライアンス C_2 は $0.013\text{l}/\text{cmH}_2\text{O}$ となり、投与前に比べると抵抗は約7倍、コンプライアンスは約1/3に変化している。

考 察

シミュレーションとモデル肺の結果からアルゴリズムの精度は十分である。犬のメサコリン投与前後のインピーダンス値は、他の検査の結果とおおむね同じであり¹⁾、実験的な実用性も実証されたと考えている。

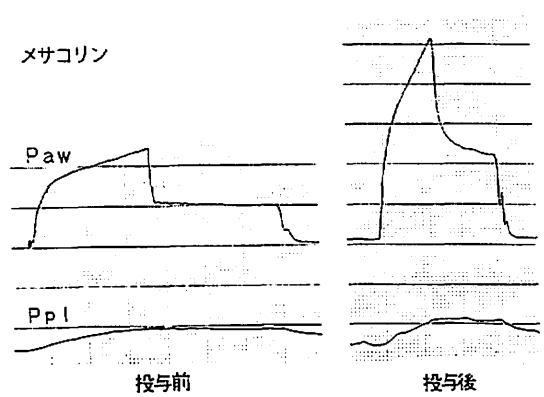


図3

胸腔内圧をモニタする場合、その圧波形は心拍動の影響を受けやすい。この点を除けば圧波形に変化は先端圧トランスデューサ型カテーテルを用いて直接導出した圧波形とおおむね同じである。簡単な波形処理操作で心拍動の影響をカットすることができるので、臨床的な実用性も確立したとしてよいだろう。

呼吸器系のインピーダンス分布を求める試みについてはいくつかの手法が発表されている^{2)~4)}。手術中、あるいは他の検査中の測定ではフォーストオシレーション法が臨床的な唯一の方法であった。本法はこれらの条件下でも施行できる。オシレーション法より簡単で、1呼吸ごとに測定できる特徴があり、連続測定を可能にするはずである。

Silent zoneと呼ばれる肺末梢気道部の状態、一般的にはインピーダンス、を求めるために動肺コンプライアンス、オシレーション法、フローボリュームカーブ、クロージングボリューム法などによる検査が行われているが、被検者(または患者)の負担が大きく、大がかりな検査装置と煩雑な手技を要し、かつ、必ずしも確定的な結論を導けない。これらの手法に対して、本法は侵襲がなく、かつ極めて簡便な検査法となりうる。また、人工呼吸中の患者に適用しうる点も大きな利点の

1つである。さきに述べたように治療および薬物投与によって諸定数が変化していく過程を連続的に知ることができるから患者管理に絶大な威力を発揮するはずである。

参考文献

- 1) Campbell EJM, Agostoni E, Davis JN: The respiratory muscles: mechanics and neural control. Lloyd-Luke Ltd, 1970
- 2) Pimmel RL, Tsai MJ, Winter DC, et al: Estimating central and peripheral respiratory resistance. J Appl Physiol 45: 375-80, 1978
- 3) Slutsky AS and Drazen JM: Estimating central and peripheral respiratory resistance: an alternative analysis. J Appl Physiol 47: 1325-31, 1979
- 4) Kinefuchi Y, Suzuki T, Takiguchi M, et al: Effects of inhalation anesthetics on airway dynamics determined by phasor analysis of respiratory impedance using the forced oscillation method. Tokai J Exp Clin Med 13: 175-84, 1989

ABSTRACT

Estimation of Central and Peripheral Pulmonary Impedance from Pressure-time Curve Produced by Cessation of Constant Flow Inflation

Haruo FUKUYAMA*, Yoshio KINEFUCHI*,
Toshiyasu SUZUKI*, Yonosuke YAMAMOTO*
and Michio YAMAMOTO*

When the expiratory valve is held closed at end-inspiration of a constant flow respirator, the airway pressure falls precipitously to a certain level from which further decline of the pressure takes a more gradual course. The curve should represent a process of dissipation of pressure during redistribution of tidal volume into the peripheral small airways and alveoli and should be characterized by the pulmonary impedance. It consists of flow resistance of the conducting airway (R_1), the peripheral airway (R_2), the chest wall (R_p), compliance of the peripheral airway (C_1), the alveoli (C_2) and the chest wall (C_p). We designed an algorithm using an equivalent circuit model of the respiratory system and conducted a simulation study of a end-inspiratory pause on Microcap III. We measured those parameters on the test lung to ascertain the accuracy of this algorithm, and finally established its clinical feasibility from animal(dog) experiments.

*Department of Anesthesiology, School of Medicine,
Tokai University

人工呼吸中の気道コンダクタンスの測定

堀場 清* 坂中清彦*** 山本康裕* 野口 宏** 佐美好昭*

はじめに

気道コンダクタンスは肺気量によりさまざまに変化する。肺実質の弾性圧は気道を開く方向に作用し、肺気量が多いほど気道が開いており、気道抵抗は小さい。逆に肺気量が減少すると、気道が狭くなり気道抵抗は大きくなる。したがって気道抵抗のみで気道障害を評価することはできない。人工呼吸療法は、ICUで最も多く用いられる治療法の一つであるが、その指標として換気抵抗、コンプライアンス、動脈血ガス分圧などを用いて行うため気道系の評価が十分になされていない。一般に閉塞性疾患における気道コンダクタンス、肺気量、肺内外圧差の関係はよく知られており、気道コンダクタンス—肺内外圧差の関係と、気道コンダクタンス—肺気量の関係はその病態により変化する¹⁾。これらはその病変が気道自身に存在するかそれとも肺実質の弾性圧によるものであるかを鑑別するのに有用である。そこで今回われわれは人工呼吸療法の気道系の評価の指標として、肺コンダクタンス(GL)の測定装置を制作したので報告する。

方 法

気道抵抗は、肺胞内圧—口腔内圧差を流速で割ることにより求められる。現在、肺胞内圧の測定法で最も有用な方法はボディプレシスモグラフィによる方法であるが、これは人工呼吸下では応用

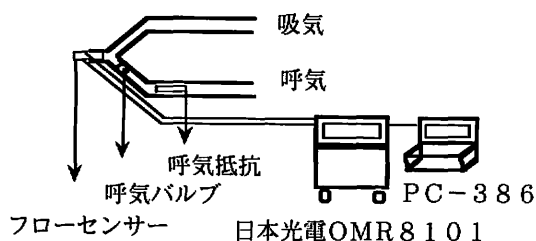


図1 システムの概略図

できない。胸腔内圧(PL)は食道内圧とほぼ等しく臨床的には食道バルーンを用いて測定される。Millic-Emiliら²⁾の方法に従い、人工呼吸中の患者に食道バルーンを挿入した。全体の回路を図1に示す。患者の口元にフローセンサをつけ日本光電社 OMR-8101 のオプション QI-825P からのアナログデータを汎用の A/D コンバータを介し PC-386SR 食道—挿管チューブの差圧、流速を得た。測定は患者肺を 2~3 回加圧後、再度 30cmH₂O となるまで加圧し、呼気バルブを閉塞し圧が平衡に達することを確認した後、再度呼気バルブを解放した。この際、呼気流速を制限するために呼気側に直径 5~10mm の抵抗をつけ呼気流速が 0.3~1.0 l/sec になるよう調節した。

ゆっくりとした換気では、慣性による圧はほぼ 0 と考えられるので、呼気の圧曲線は肺の弾性によって生ずる圧と粘性によって生ずる圧の合成されるものであり、その範囲で肺の圧量曲線が直線であるとする、肺の粘性成分による圧は図 2 に示すように ΔP である。肺コンダクタンスは、抵抗の逆数で表されるので該当する流速を ΔP で割るこ

*愛知医科大学麻酔・救急医学教室

**同 救命センター

***同 ME 室

とにより求められる($GL=flow/\Delta P$)。また、流速を積分し、換気量を求め機能的残気量(FRC)に加えることにより肺気量とし、各肺気量におけるコンプライアンス(C)も同時に測定した。

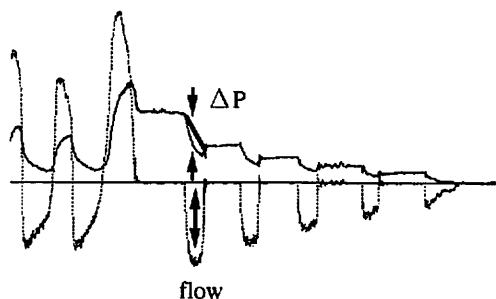


図2 肺コンダクタンスの測定法

症例は、術前よりいずれも肺機能の障害のない女性2名、男性1名で行った。麻酔の導入は、チアミラール5mg/kg, SCC 40mg/m²で導入した。挿管後、麻酔は酸素イソフルンで維持し、筋弛緩はベクロニウムを0.08mg/kg投与した。測定は1.5MACのイソフルンを吸入させ循環が安定した後、行った。

結 果

症例1, 2のデータを図3に示す。右はGLと肺内外圧差, 左はGLと肺気量の関係を示す。肺気量のグラフは30cmH₂Oを全肺気量(TLC)と仮定しその%TLCで表した。

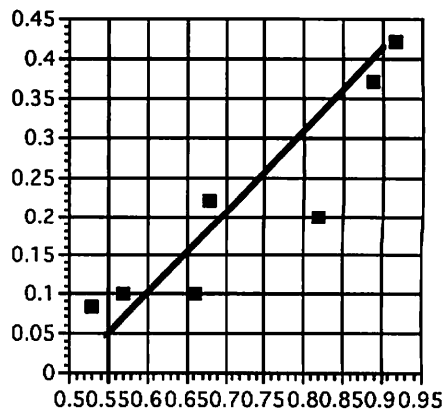
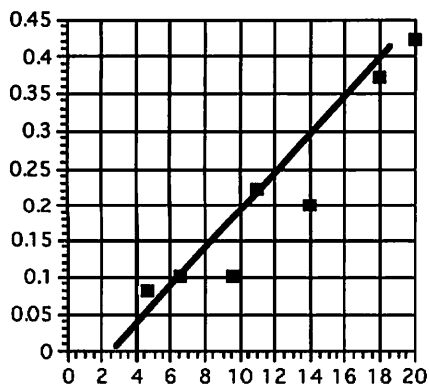
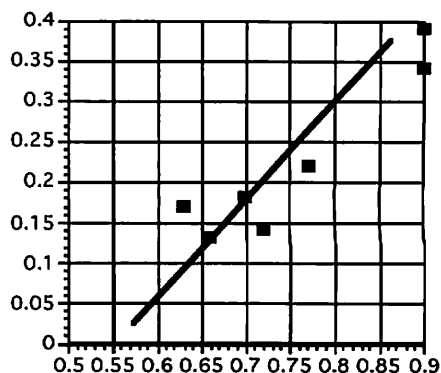
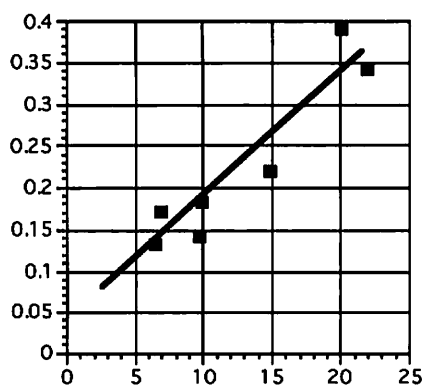


図3 肺気量, 肺内外圧差, コンダクタンスの関係

左: 肺内外圧差(X)—コンダクタンス(Y), 右: 肺気量(X)—コンダクタンス(Y)

上段: 症例1, 下段: 症例2

GL, $\Delta GL/\Delta PL$, $\Delta GL/\Delta V$ はそれぞれ症例1, 0.13 ~ 0.42l/sec/cmH₂O, 0.0152l/sec/cmH₂O/cmH₂O, 1.00l/sec/cmH₂O, 症例2, 0.1 ~ 0.42l/sec/cmH₂O, 0.022l/sec/cmH₂O, 1.04l/sec/cmH₂Oであった。同時に測定したコンプライアンスは平均で症例1, 20ml/cmH₂O, 症例2, 28ml/cmH₂OであったがPにより異なり, P20cmH₂Oで14ml/cmH₂OでP10cmH₂Oで21ml/cmH₂Oで(症例1のみ示す)あった。

考 察

測定上の問題点としては,

1. 肺内時定数不均等分布が存在すると圧の平衡に時間がかかる
2. Volume historyにより値が変化する
3. 食道バルーンによる胸腔内圧測定が難しい
4. 呼気バルブ応答時間の遅れ, 回路のコンプレッションボリューム, などがある。

不均等肺ではガスの流速と実際の肺胞圧とは均一でない, そのため呼気遮断により測定された肺胞圧は他の経路を通った流速による圧を必ずしも反映しない。すなわち, 時定数の小さな肺胞からの気流変化は大きな部分に比べ胸腔内圧の変化より位相が進み気流変化と圧変化の時相にズレが生じることになる。しかし, 同様のことはボディプレチスモグラフを使用した測定法でも同じである。呼気ガスの遮断による測定法はFryら³⁾により報告された方法と同様の原理に基づいているが, この場合, 呼気の遮断時間が短いとquasi-staticな状態にならないため正確な測定ができない。また, Pplが口腔内圧より陽圧である努力性の呼気では胸腔内の気道が圧迫され, 呼気の流速は制限される。その結果, 全換気抵抗を増加する。胸腔内圧が陽圧であることによるGLに対する影響は, 正常な患者では10%以下といわれているが, 今回われわれが測定したデータでもGL/PL

の傾斜が他の測定より高値を示したのはそのためかもしれない。しかし, 麻酔中はFRCの低下, 気道分泌物などによる抵抗の増加も影響しているため不明である。いずれにしろ人工呼吸下でのGLの測定はほとんど試みられていないため胸腔内圧が陽圧であることの影響は不明であるが, 人工呼吸中の呼気は受動的に行われるためその影響は少ないと思われるが詳細は今後の検討による。

一般に気道コンダクタンスの測定はボディプレチスモグラフにより肺胞内圧を測定し計算されるが, 今回のわれわれの測定法はボディプレチスモグラフでの測定法に比べ決定的な利点が2つある。第1は人工呼吸中の特殊な条件下, 重傷な喘息や肺気腫の患者でも測定できることである。もちろん, 肺の粘性抵抗を含むためGを過少評価するが, より重要なことはGL/VLとGL/PLの関係を分析することにより気管支壁と肺実質の弾性圧の状態を明らかにすることであり, Colebatchら¹⁾によりその有用性は報告されている。第2に, GLの測定は, 一点測定が標準化されているが, GLが肺の膨張により変化するの明白であり, 肺気量によりGLはさまざまな値を示す。そのため一点測定では, 肺の流速—抵抗の関係を適正に表現できない。今回の測定データでもGLと肺気量, PLの関係は一定でない。またコンプライアンスも肺気量の増加により高値を示すのはよく知られた事実であり, 肺の静的弾性圧を一定とするよりも, 測定時の肺気量におけるコンプライアンスを使用する方法が合理的である。

以上により, 今回われわれが試みたGLの測定法は2, 3の問題点を有するがICUにおいて人工呼吸下の患者で測定でき有用であると思われる。ICUにおいてはさまざまな人工呼吸モードが使用されているが, 気管支壁の収縮, 拡張という問題点についてはいまだ検討されていない。また, PEEPがFRCを増加させることは知られている

が、それが気管支壁の拡張によるものか肺胞の拡張によるものかは分からない。今後データを集積し気道の評価を含めた呼吸管理をしてゆきたい。

まとめ

呼気流速を遮断することにより、人工呼吸中の肺コンダクタンスを測定した。現時点では、いくつかの問題点を有するが、ボディプレチスモグラフ法に比べ重傷患者でも測定できICUにおける人工呼吸患者の気道系の一評価法として有用と思われる。今後データの集積をし人工呼吸中の気道の評価法を確立してゆきたい。

参考文献

- 1) Colebatch HJ, Finucane KE and Smith MM : Pulmonary conductance and elastic recoil relationships in asthma and emphysema. J Appl Physiol 34: 143-53, 1973
- 2) Milic-Emili JJ, Mead JM and EM Glauser: Improved technique for estimating pleural pressure from esophageal balloons. J Appl Physiol 19: 207-11, 1964
- 3) Fry DL, RV Ebert, WW Stead, et al: Mechanics of pulmonary ventilation in normal subjects and in patients with emphysema. Am J Med 16: 80-97, 1954

ABSTRACT

A Method for Measurement of Pulmonary Conductance during Mechanical Ventilation

Kiyoshi HORIBA*, Kiyohiko SAKANAKA***,
Yasuhiro YAMAMOTO*,
Hiroshi NOGUCHI** and Yoshiaki TAKUMI*

Airway conductance varies with the state of inflation of the lungs. This variation is in a function of the elastic recoil of the lungs which provides a force tending to distend airways. We describe a method for measurement of Pulmonary conductance (GL) during mechanical ventilation. We measured tracheal pressure, esophageal pressure, flow and lung volume during an interrupted expiration from total lung capacity. To ensure that the measurements of GL were made at approximately same flow in an individual at different lung volume we controlled flow during deflation by using an external resistance. The present method offers some advantage over GL determined in the plethysmograph, in that it is easier to apply in critical patients and to represent the flow-resistive behavior of the lung on random tidal measurements. GL is the useful index to evaluate of one of physiologic variables involved in respiratory control in ventilated patients.

Key words : pulmonary conductance, static recoil pressure, mechanical ventilation

*Department of Anesthesiology and Acute Medicine,

**Acute Medical Center,

***Department of Clinical Engineering, Aichi Medical University

Thromboelastograph (TEG) 自動計測プログラムの作成

斎藤智彦* 岩藤 晋* 福島臣啓* 太田吉夫* 平川方久*

はじめに

近年、心臓血管手術、肝移植手術など、大量出血、輸血に伴う凝固・線溶系のモニタとしてトロンボエラストグラフ(以下 TEG)が見直されている。しかし、計測が複雑であり、反応時間(reaction time: R 値), 凝固時間(coagulation time: K 値), 最大振幅(maximum amplitude: MA 値)などを得るためには、出力された図形を紙面上で計測しな

ければならない。このため各パラメータをリアルタイムで知るのには難しく、また各パラメータの測定、特に MA 値、MA 値に達するまでの時間計測に主観が入りやすい。

今回われわれは TEG 測定装置のペン駆動用アナログ信号を A-D 変換装置を通してパーソナルコンピュータに取り込み、TEG 波形ならびに各種パラメータを画面表示し、各パラメータを算出するプログラムを作成したので報告する。

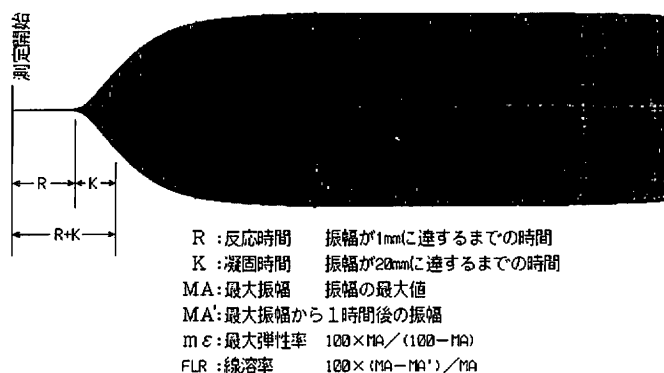


図1 TEGの各パラメータ

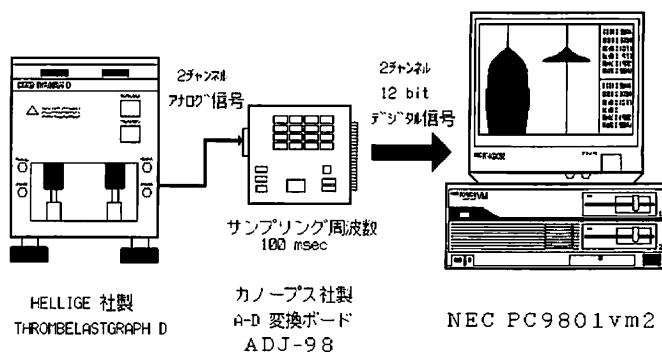


図2 TEG計測システムの模式図

方 法

TEG 測定装置 THROMBELASTOGRAPH D[®] (西独 HELIGE 社製) の記録ペン駆動用アナログ信号を取り出し、これをパーソナルコンピュータ (NEC 製, PC-9801vm) に装着した A-D 変換ボード (カノーブス社製, ADJ-98[®]) に接続しデータを取り込んだ。A-D 変換の精度は 12bit, サンプルングは 100ms ごととした。100ms ごとのサンプルングにはタイマー割り込みを用い、この部分は MASM Ver 6.0 を用いアセンブリ言語にて作成した。

この TEG 測定装置ではセルの振動周期が 10 秒間で、両端で約 1 秒間停止することから 10 秒間の最大値・最小値を振幅のデータとした。パラメータの算出、データの保存などの作業には、10 秒ごとの振幅のデータを使用した。プログラム全体の作成には、Microsoft C/C++ Ver 7.0A を用いた。得られたデータをディスプレイ上にグラフ表示し、各種パラメータを算出可能になった時点でリアルタイムに表示するようにした。

プログラムについて

この TEG 測定装置では 2 チャンネルの同時計測が可能だが、本プログラムも 2 チャンネル分のデー

タを同時に扱えるように入力は 2 系統として、画面表示ならびに各種キー操作も表示画面を 2 分割し、左右 2 系統独立操作ができるようにした。

計測の開始は、TEG を測定する際、採血時からの時間計測が必要であり、これを自動的に行うことは困難であるため、ファンクションキーにより開始・終了の指定を行うこととした。

その時点での TEG 測定値、計測開始からの経過時間は常に画面に表示することとした。

各パラメータは、算出可能となった時点でただちに表示するようにした。検体を TEG 測定装置にセットする時点では、すでに計測が始まっているわけだが、セット時に入るノイズ(測定用ピンの上下、流動パラフィンによる被覆作業など)はプログラムの除去し、R 値、K 値に影響が出ないようにした。MA 値は常にその時点での最大値を表示し、その時間も合わせて表示するようにした。

TEG では、反応自体が比較的緩やかなため、サンプルング間隔は 100ms と大きくとったが、入力データをポーリングするとその間他の作業ができなくなるため、データの計測はタイマー割り込みによって行い、キー入力により画面の再表示、データの保存、他チャンネルの独立操作を行えるようにした。これにより、1 チャンネルでデータを計

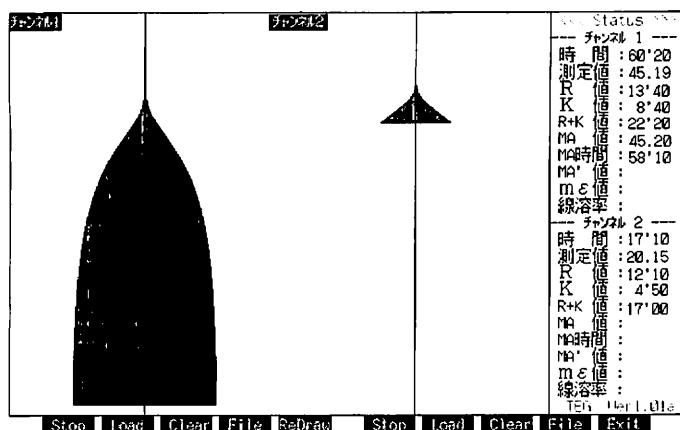


図3 計測中のコンピュータ画面

測している間も、別チャンネルで保存しておいたデータを読み込み、表示、比較ができるようになった。

計測は、8時間(2,880points)を最高とし、任意の時間で終了、データのディスクへの保存を指定できるようにした。

結果ならびに考察

従来、記録チャート紙だけから各パラメータが測定されるため、主観による測定誤差が含まれたり、欲しい測定値がすぐには得られないという欠点があったが、本プログラムを使用することで、これらの欠点が改善された。客観的に値が算出されるので、TEG測定そのものへの信頼度も大きくなったと思われる。

記録チャート紙上での凝固開始からの角度 α を計測している報告もみられるが、今回われわれは角度 α の算出は見送った。これは、角度 α が、どの角度を示すか客観性に乏しいこと、正しく測定のポイントを示す報告がほとんど見られなかったからである。

本来、TEGの測定はチャート紙上でのパターン認識がその基本となっている。凝固抑制、亢進、線溶亢進など、見ただけである程度の病状が分かるのが最大の利点である。しかし、病状を比較する時など客観的なパラメータが得られると有用である。今後、本プログラムもパラメータの計測だけでなく、パターンによる病状の判断や、追加すべき臨床検査、行うべき治療法の示唆などの機能を追加すれば、より有用な診療補助が可能になると思われる。

結 語

トロンボエラストグラフの各パラメータを自動計測、リアルタイムに表示するパソコン用プログラムを作成した。このプログラムを用いることで、

R値、K値、MA値を算出可能となった時点で得ることができ、各パラメータの値を客観的に計測し比較できるようになった。

参考文献

- 1) 利康商事株式会社:西独ヘリゲ社製 スロンボエラストグラフD型取扱説明書
- 2) 中村克己:トロンボエラストグラフ. 日本臨床47巻増刊号:910-3, 1989
- 3) 松野一彦:トロンボエラストグラフ. Med Pract vol.4 臨時増刊号:559-63, 1987
- 4) カノーブス株式会社:ADJ-98 USER'S GUIDE
- 5) NEC株式会社:PC-9800vm ハードウェアマニュアル
- 6) マイクロソフト社:Microsoft C/C++ compiler, reference manual

ABSTRACT

Program for Automatic Analysis of Thromboelastograph

Tomohiko SAITO*, Susumu IWADO*,
Tomihiko FUKUSHIMA*, Yoshio OHTA*
and Masahisa HIRAKAWA*

Thromboelastograph (TEG) is rediscovered as a valuable monitor of blood coagulation system, especially during massive bleeding and transfusion. But, it has been difficult to get the parameters (reaction time : R, coagulation time : K, maximum amplitude : MA etc.) during measurements.

We made a program for automatic measurement of TEG parameters. The analog signal was obtained from the output for the recording pen, and digitized to 12 bit data using an analog to digital converter with personal computer. The sampling rate was 10/sec and the amplitude data were calculated every 10 seconds.

The amplitude data are shown on graphic display, and each parameter is calculated as soon as possible during the measurement. With this program, it is possible to get the TEG parameters easily, quickly and objectively.

Key words : thromboelastograph, TEG

*Department of Anesthesiology and Resuscitology,
Okayama University Medical School

瞬時心拍数のリアルタイム測定とその周波数解析 (動脈圧波形を使用して)

森田耕司*

池田健彦**

土井松幸**

池田和之**

はじめに

自律神経系は心血管系の制御に重要な役割を担い、その活動度は心血管系のダイナミクス把握に関する重要な指標となる。自律神経の活動度の計測手段としては直接法と間接法がある。微小電極による自律神経の伝播インパルス電位を積算する方法は前者の代表であり、活動の促進、抑制を高い精度でとらえることが可能である。しかし、周手術期におけるモニタリングとしては間接法と分類される、心拍の揺らぎの周波数解析がより使用価値が高い。われわれは前回(92年JSTA：大分)において、心電図波形より周期解析する自律神経モニタリング手法を報告したが¹⁾、今回は心電図に代わって動脈圧波形を周期解析する方法を取った。この場合、電気メスに対する雑音に不応であること、心拍周期の検出が容易であること、収縮期圧の周期的変動も自律神経活動の有力な指標となることなど、心電図解析に比べ利点が多い。昨年の報告どおり、心電図によって麻酔中の患者の自律神経をリアルタイムで計測することは実現可能であるが、血圧波形からの方法はより簡便で、より信頼度に満ちた、優れたモニタリング手法となりうるのではないかと考えられる。

方 法

心拍数は患者モニタ装置の血圧波形をデジタル

変換した後、収縮期圧認識アルゴリズムによって、1拍ごとに求めた。デジタル変換における標準化周波数は100Hzで、RR間隔の測定精度の限界は10msecである。収縮期圧認識アルゴリズムは差分法を差分値のゼロクロスにて収縮期を認識した。商用周波数や電気メスほかに起因するノイズ除去のため、基本周波数(心拍数)の8次以上の周波数を除去する(12db/oct)遮断周波数可変型低域通過フィルタを使用した。

測定された収縮期間隔はその逆数を計算し、毎分あたりのパルスrate(bpm)とした。

また、心拍数はこのパルスrateに等しいと仮定した。心拍数の時間的な数列は、線形補完法に基づく再サンプリングにより、均一な時間で測定された心拍の数列に変換した。

再サンプリングの頻度は0.5秒おきとした。この再サンプリングした心拍の数列は512(2の9乗)個おきに、FFT(CooleyとTukeyのアルゴリズム)²⁾を使用して周波数領域に変換した。FFT変換の頻度は4秒に1回とした。

周波数変換後のデータはパワースペクトルに変換し、各周波数域パワーを全周波数帯域パワーで除した%パワーで表示した。同時にファイルにテキスト形式で保存した。

心電図波形のサンプリング、R波認識アルゴリズム、心拍の計算と再サンプリング、表示、書き込みの各処理は、ハードウェア割り込みを使用した、疑似的なマルチタスクによってデータの取りこぼしをなくした。

*浜松医科大学医学部附属病院手術部

**同 麻酔・蘇生学講座

結 果

動脈圧波形による瞬時心拍数と心拍数の揺らぎの周波数分布(電力スペクトル分布)は心電図によるそれらと同等である。しかし、今回の血圧によるRR間隔の時間精度が10msecであるのに対し、先回の心電図による方法では1.19msecと、時間精度の点ではデメリットをみた。さらに、直接動脈圧測定下の患者しか測定できないなどもデメリットとなった。しかし、術中の電気メス使用下または、電磁的雑音の多い環境下においてもRR間隔の測定が可能であった。

考 察

術中動脈圧波形のシグナルコンディショニングに関して、高域遮断フィルタは有効である。しかし、動脈圧波形の持つ高調波成分を保存しながら雑音のみを遮断するという必要性から、そのカットオフ周波数の選定には難を伴う場合がある。動脈圧波形の場合は基本周波数(心拍数)の何倍までの高調波を保存すればよいかの検討になる。これについては、過去種々報告されているが、一般的には6倍とされている³⁾。われわれは実際に、血管病変や、不整脈のない患者の動脈圧波形を取得し、その周波数成分を求めた。さらにその周波数成分のうち、基本波の4次、6次を高域遮断周波数に設定し、その周波数成分で逆フーリエ変換を行って波形を再合成した後、再合成波形と元波形の自乗誤差の平方根の平均値を求め、適切な遮断周波数の検討を行った(表)。6次までで、誤差は0.849%(絶対値で0.934mmHg)になり、1%以下

の誤差を許容するなら6次までの周波数成分でよいことになる。われわれは8次までの周波数成分を保存することとした。基本周波数すなわち心拍数は、個体差、また同一個体でも条件により変動するため、8次まで遮断周波数でも、固定した設定値のフィルタでは不都合で、その患者の現在の状態に適合して、周波数を可変にするフィルタが望ましい。この要件を容易に実現するためにはデジタルフィルタが最適で、図1に示す簡単なフィルタを実現した。このフィルタはCR結合フィルタを2段カスケード接続したアナログフィルタを数値的に実現したもので、減衰特性は-12db/octであり、位相の回転は連続的である。

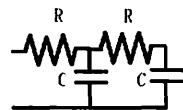
不均一な時間間隔をもつ心拍の数列は均一な時間間隔をもつ数列に変換されなければならないが、この点では以前の心電図解析による心拍検出と同様な方法を取った。つまり、Womackの多項式近似⁴⁾における最簡略な方法である、1次の再サンプリングに準じる線形補完法を使用し、0.5秒の間隔で512(2の9乗)ポイントを再サンプリングした。再サンプリング間隔は0.5秒とし、周波数分解能を上げるため標本数は512個とした。サンプリングの定理とFFTの基本定理によって、このサンプリング間隔、標本数においては、

表 高域遮断周波数の設定値と誤差

高域遮断周波数	誤差	
	(mmHg)	(%)
4次	2.71	2.57
6次	0.93	0.85
8次	0.35	0.33

図 抵抗(R)とキャパシター(C)よりなる高域遮断フィルタ(左)とそれと等価な特性を持つデジタルフィルタを示す。

TC:時定数($T_c = R \cdot C$)、T:サンプリング周期、Z:Z演算子



$$= \left(\frac{Z^{-1} - e^{-1/T_c} Z^{-1}}{1 - e^{-1/T_c} Z^{-1}} \right)^2$$

アナログ(TC固定)

デジタル(TC可変:心拍に追随)

周波数領域での性能は周波数下限が0Hz(直流)で上限が1.0Hzであり, その間を256等分した0.003906Hzが分解能となり, 前回の方法と変わらない。解析の頻度(FFTの変換頻度)については, 0.5秒間隔で512ポイントだから解析に必要なデータを収集完了までに, 最低で256秒必要である点や, 256秒に1回の頻度でFFTを実行すれば十分にこと足りること, モニタリング機器としての解析頻度を上げるために, 測定された心拍の数列を任意の秒だけずらした数列を作り, 解析後, 表示するようにした点などは不変である。

まとめ

自律神経活動度の効果的なモニタリング手段の一つとして, 心拍の揺らぎの周波数解析を挙げることができる。この心拍の揺らぎの解析は心電図の解析により, RR間隔を求め, 周波数変換する手法が一般的であった。われわれは術中での心拍の揺らぎの周波数解析の実施という観点で, さらに安定性の高い血圧波形からの導出を試みた。この方法は心電図解析に比較して, より簡便で, より信頼度に満ちた, 優れたモニタリング手法となりうるのではないかと考えられた。

参考文献

- 1) 森田耕司, 池田健彦, 土井松幸, ほか: 瞬時心拍数のリアルタイム測定とその周波数解析. 麻酔・集中治療とテクノロジー 1993. 本多夏生ほか編. 東京, 克誠堂出版 1993, pp41-4
- 2) JW Cooley and JW Turkey: An algorithm for the machine calculation of complex fourier series. Math Computation 19: 297-301, 1905
- 3) Welch J and DeCesare R(森田耕司訳): ベッドサイドにおけるバイタルサインのモニタリング. MGH 術後管理の手引き(第2版). 稲田英一監訳, メディカル・サイエンス・インターナショナル 1993, pp99-130

- 4) Womack BF: The analysis of respiratory sinus arrhythmia using spectral analysis and digital filtering. IEEE Transaction on Bio-medical Engineering 18: 399-409, 1971

ABSTRACT

Continual Monitoring the Autonomic Function by Measuring the Spectral Variation of Pulse Rate

Koji MORITA*, Takehiko IKEDA**,
Matsuyuki Doi** and Kazuyuki IKEDA**

Autonomic nervous system is deeply related to the control mechanism of the hemodynamic systems as of HR and BP in the patients. We had reported the monitoring of this autonomic activity by measuring the spectral variation of the HR in the previous annual meeting of JSTA(1992 OITA). This method had shown good performance in the monitoring of the autonomic function in the pre-, post-period of the surgery, however, in the surgical period this method had met a noise interference while using the electro surgical unit. Our new method for the same purpose is measuring spectral variation of pulse rate of the patient by detecting beat-by-beat interval of systolic peak repetition of the arterial pressure wave.

Specification of the system in the frequency spectrum from 0 to 0.5 Hz of pulse rate and in the resolution of 0.004Hz and they were updated continually every 4 seconds had been same as of that of our previous HR detection system.

This personal computer based spectral analyzer of variation of pulse rate could be utilized in the assessment of autonomic function when the patient are anesthetized.

Key words : autonomic nervous system, heart rate variation

*Surgical Center, Hospital of Hamamatsu University

**Department of Anesthesiology and Intensive Care Medicine, Hamamatsu University School of Medicine

PAC（肺動脈カテーテル）から得られる肺動脈圧波形の 臨床的改善法（二酸化炭素バブリングの効果）

鈴木利保* 杵淵嘉夫* 滝口 守* 山崎陽之介* 山本道雄*

はじめに

日常臨床でスワングアンツカテーテルから導出される肺動脈波形を観察すると、歪んだり、激しい振動が重畳したり、丸みを帯びていることを経験する。この原因はプライミングした充填液に含まれる気泡や気泡化されやすい溶存空気によって充填液のコンプライアンスが増加し、周波数特性が著しく劣化しているからである。それゆえ、通常の充填方法では忠実な肺動脈波形を導出することはほとんど不可能である。そのためには充填液に含まれる気泡をいかにして除去するかがポイントになる。気泡の除去、つまり脱気法として、われわれは室温で真空ポンプを用いて攪拌しながら沸騰させる強制脱気法や¹⁾、42度以上で長時間冷蔵庫に保管した充填液を用い、温度差を利用する方法を検討してきた^{2) 3)}。いずれの方法も周波数特性の改善に有用であるが、強制脱気法は臨床的には液の作成の時間や清潔さに問題があり、温度差法は脱気がやや不完全であるなどの問題点がある。そこで水に対する溶解度が空気に比べて著しく大きい二酸化炭素を用いたバブリングの脱気効果を検討した。

方 法

（1）充填液の作成：室温25度と42度まで加温した乳酸加リンゲル液を二酸化炭素1 l/minでバブリングし5分、10分、15分後の空気(酸素と窒

素)と二酸化炭素の置換の程度を酸素分圧でモニタした。酸素分圧は臨床使用を考慮して血液ガス分析装置(GEM プレミア)を使用した。

（2）気泡の確認：液中の気泡は流れていれば超音波ドップラーに反応するので、液中の気泡の存在を可視化し観測することができる。加温および二酸化炭素でバブリングした乳酸加リンゲル液を自然流下でチューブに流しドップラーセンサ(806C, Parks Electronics Lab)の出力信号をオシロスコープ(2430, SP100, Tectronics, 岩崎通信機)により観測し、波形をプロッタに出力して、気泡の程度を確認した。

結 果

（1）酸素分圧の変化：血液ガス分析装置による乳酸下リンゲル液の酸素分圧はコントロール値で160から170mmHgを示すが二酸化炭素でバブリングすると速やかに低下し約5分で最低値37mmHgを示し、以後変化を認めなかった。この値は室温で真空ポンプを用いて攪拌しながら沸騰させる強制脱気法の15分値とほぼ等しかった。42度に加温した時の酸素分圧の変化は166mmHgから122mmHgと軽度であった(表)。

（2）気泡の確認：室温で放置した乳酸加リンゲル液はドップラーセンサに反応し、にぎやかな音声信号とオシロスコープ上のランダムなノイズ波形を確認できた。室温で二酸化炭素を5分間バブリングするとノイズ波形は劇的に小さくなった。42度まで加温した乳酸加リンゲル液を5分

*東海大学医学部麻酔科学教室

間バブリングするとノイズ波形はほとんど観測されなかった。室温で二酸化炭素を5分間バブリングしたのち急激に42度まで加温した例では室温

で放置した例よりさらに大きなノイズ波形を認めた(図1)。

考 察

室温より高い温度に加温した乳酸加リンゲルにほんの数分二酸化炭素をバブリングするだけで、真空ポンプを用いて沸騰させた時に匹敵する充填液が得られることを示した。この結果は水に対する二酸化炭素の溶解度変化によって説明される。溶解度と水温の変化を図2に示す⁴⁾。横軸が温度、縦軸が純水1mlに溶けることができる二酸化炭素量を0度、1気圧に換算した値で、単位は $\times 10^{-1} \text{ ml/ml}$ である。図3は水に対する空気の溶解度を示すが、単位は $\times 10^{-2} \text{ ml/ml}$ である。二酸化炭素は空気に比べはるかに溶解度が大きく(0度のとき約60倍)、溶解度曲線が急峻であることが示される。図から常温25度の時の二酸化炭素の溶解度は $8.3 \text{ ml} \times 10^{-1} / \text{ml}$ であり、体温37度の時 $6.4 \text{ ml} \times 10^{-1} / \text{ml}$ より高い。25度の充填液が体内で急速に37度に加温されると、その差分 $1.9 \text{ ml} \times 10^{-1} / \text{ml}$ が過飽和となって充填液中に存在するが、

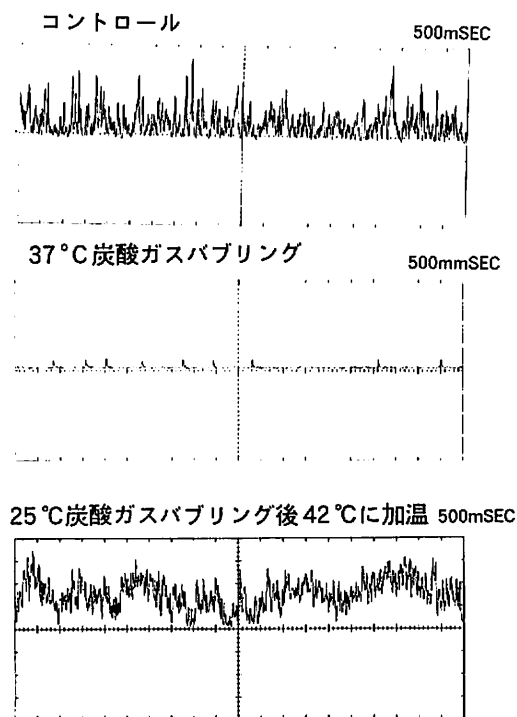


図1

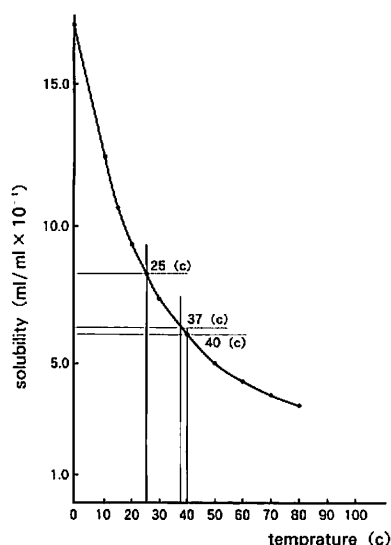


図2 二酸化炭素の水に対する溶解度

表

	コントロール	加振5分	加振10分	加振15分
PaCO_2 (mmHg)	5	5	5	5
PaO_2 (mmHg)	174	84	50	44
	コントロール	二酸化炭素5分	二酸化炭素10分	二酸化炭素15分
PaCO_2 (mmHg)	5	90	96	99
PaO_2 (mmHg)	168	37	38	33
	コントロール	42度加温		
PaCO_2 (mmHg)	5	5		
PaO_2 (mmHg)	166	122		

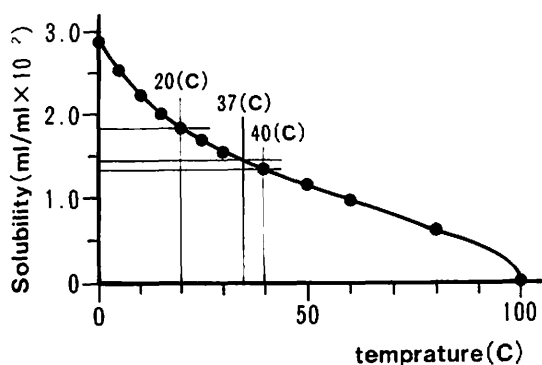


図3 空気の水に対する溶解度

わずかな振動と圧変化により、大量に二酸化炭素の気泡として遊離する。逆に体温より高い40度の溶解度は $6.1\text{ml} \times 10^{-1}/\text{ml}$ であり、37度より低く体温まで低下しても気泡を離すことはない。ドップラーセンサによる結果もこのことを証明している。われわれは腹腔鏡で使用する二酸化炭素気腹装置の気腹針を滅菌し加温した乳酸加リンゲルに約5分間バブリングした液を臨床使用し良い波形を得ている。

二酸化炭素のバブリングが気泡の除去に効果的であることを示し、PACの周波数特性の劣化が防止できることを示した。術中の体温は下がる傾向にあるのであらかじめ充填液を加温しておけば、二酸化炭素を遊離することはない。万一二酸化炭素が遊離した時は、加温したバブリング液を再充填すればよい。すでにバブリングしてあれば加温処理だけでよい。

参考文献

- 1) 杵淵嘉夫, 鈴木利保, 竹山和秀, ほか: PAC(pulmonary artery catheter)の周波数特性の限界. 循環制御 13: 89-95, 1992

- 2) 竹山和秀, 杵淵嘉夫, 鈴木利保, ほか: 肺動脈カテーテルの周波数特性改善のための臨床的対策, 麻酔・集中治療とテクノロジー 1992. 盛生倫夫ほか編. 東京, 克誠堂出版, 1992, pp118-121
- 3) 鈴木利保, 杵淵嘉夫, 竹山和秀, ほか: PAC(肺動脈カテーテル)から忠実な波形を得るために. 麻酔・集中治療とテクノロジー. 1993. 本多夏生ほか編. 東京, 克誠堂出版, 1993, pp22-5
- 4) 日本化学会編: 化学便覧基礎編Ⅱ. 丸善, 1973

ABSTRACT

Improved Fidelity of Pulmonary Pressure Wave Form(Effect of carbon dioxide bubbling)

Toshiyasu SUZUKI*, Yoshio KINEFUCHI*,
Mamoru TAKIGUCHI*, Yonosuke YAMASAKI*
and Michio YAMAMOTO*

We have reported the degree of improvement in the fidelity of pulmonary artery pressure waveform achieved by deaeration of priming fluid of pulmonary artery catheter(PAC). We recently tested the efficacy of a new, simple method of deaeration, bubbling the priming fluid with pure carbon dioxide. Substitution of dissolved air with carbon dioxide was assured with continuous monitoring of partial pressure of oxygen in the effluent and the absence of bubbles with Doppler ultrasound.

Best result was obtained when the fluid was warmed up to 42 degrees, bubbled for 5 minutes with carbon dioxide and then cooled. The partial pressure of oxygen fell from 160-170 mmHg to 35 mmHg and no bubble was detected. We found the method is time-saving, clean (with a bacterial filter), and clinically applicable.

*Department of Anesthesiology, School of Medicine,
Tokai University

R-R間隔変動解析器による自律神経機能の歪み判定法の呈示

後藤幸生*

柳本政浩*

はじめに

ここ数年来、R-R間隔変動の微妙なゆらぎを分析して、一枚のデータシートに記録するコンピュータソフトを開発し報告してきた。その後、ここに打ち出された数値を臨床の現場において、どのように自律神経機能の診断に用いたらよいかを模索してきた。

今回、このR-R間隔変動の分析のみから、多くのパラメータを多角的に取り出し、かつそれらパラメータの相互関係を総合的に表示することによって、自律神経機能を診断しようという一つの方法を考案した。

方 法

まず、患者の心拍信号をon-lineで、170秒間に1,024ポイントのデータとしてコンピュータに入力すれば、これを安静仰臥位のもの、引き続き起立負荷時のものを、同じコンピュータ画面上に並べてモニタ描出させ、それぞれの統計処理結果とFFT解析したパワースペクトラムの描出およびその周波数解析値、さらに連続モニタした両者のトレンドグラフの相互関係が一枚のデータシートにプリントアウトされ、データが得られるようなシステムを完成し、報告してきた^{1) 2)}。

次に、自律神経機能の基準となるものは何か?という問題がある。誰でも一見正常そうに見えても自律神経機能の面から見れば、正常とはいえないように思われる。そこで神経系が完成し、かつ

最も活発と思われる20歳代の若年者のデータを基準にして、それぞれの患者の場合と比較する方法が最も妥当と考え、平均年齢 24.0 ± 1.3 歳の若年者80名から得たデータを基に、その各パラメータの平均値を算出した。そして安静仰臥位でのデータを中心に副交感神経機能、ついで負荷テストとしての起立時の変化率を中心に交感神経機能を意味するものとして意義づけた。

なおこれらパラメータは大別された交感神経機能、副交感神経機能別に、さらに多面的に分類し、この中から代表的な6つのパラメータの平均値をレーダーチャート上に配し、お互いの関係が一見して分かるよう図示してみた。

実際には、別にパソコン;マッキントッシュを使用し、ソフト;デルタグラフを利用して、一定の患者データを入力するだけで、ただちに自動的に上記基準グラフに重ねて上書きされるようにプログラムされ、患者の目前で診断結果が示せるように工夫した。

結 果

6つのパラメータとしては、3つの副交感神経機能を意味すると思われるもの、すなわち安静時の170秒間に得られたR-R間隔変動値の「平均値(mRR)」,「標準偏差値(SD)」,そして「CV_{RR}」をレーダーチャートの下方3軸に、また3つの交感神経機能を意味するものとして、非スペクトル指標の「安静時mRRと起立負荷時の最低値minの差」,および周波数解析したデータのうち、「0.03~0.15Hzの低周波成分の0.15~0.4Hzの高周波

*福井医科大学麻酔蘇生学教室

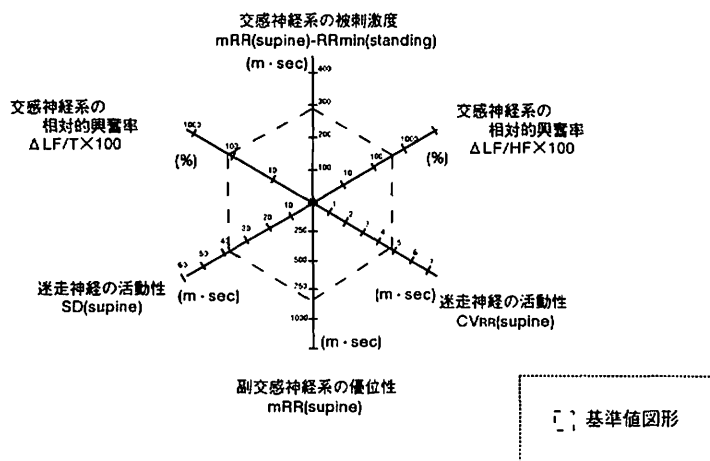


図1 自律神経機能の歪み判定図STD

成分に対する比(LF/HF比)],「低周波成分の全周波数成分に対する比率(LF/T)],これらの安静時から起立負荷した時の変化率(%)で示した各パラメータを選び、レーダーチャートの上方3軸に配した(図1)。

これら6つのパラメータにつき、おのおの80例の平均値をレーダーチャートにそれぞれプロットし、正六角形になるように作図した。これを基準として、患者のデータをプロットすれば、患者のその時の自律神経機能の歪み具合を一見して表示することができる。これを「自律神経機能の歪み図」と名付けた。この歪み図を実際の症例にあてはめると、いくつかのものに大別できる。すなわち基準型に近い「平均安定型」、これよりひとまわり大きい「活発型」、逆にひとまわり縮小したような「鎮静型」、上方が拡大した「交感神経系興奮型」、逆に下方が拡大した「副交感神経系優位型」、その他「不整凹凸拡大型」「不整凹凸縮小型」などである(図2)。

その他、すでに報告したように、自律神経系反射バランス調節能の判定も、同時に上記データから得られるので、併せて診断に利用できる。すなわち、ある一面から見ると、自律神経系が正常な

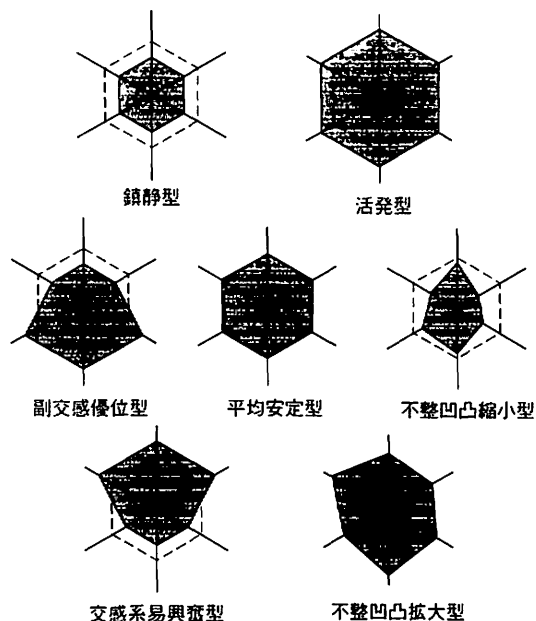


図2 自律神経機能の“歪み”の各タイプ

人は、軽い負荷を与えて交感神経系を興奮させても、ただちに反射的にそのバランスをとる能力を有しているはずであり、この機能を判定するのに連続モニタして得た2つのトレンドグラフの相互関係に注目した。つまり安静仰臥位で記録した一本のトレンドグラフに対し、起立負荷した時のY軸座標で低下したグラフが、いかに早く回復し、

安静時のコントロールグラフの線に復帰するか、その両トレンドグラフの接近度を見れば、その良否が判定できる。そこでその接近度を一定の基準を設けて、コンピュータで自動的に計算表示させることも可能とした³⁾。

R-R間隔変動は、心臓自律神経機能のみしか表現していないとの批判もあるが、現在のところ最も实际的で、患者に侵襲を与えない簡単な方法であり、単にR-R間隔変動値のみからでも、このような多面的な分析法により、自律神経機能を多元的、多角的に解析できることは意義深いものと考ええる。

まとめ

もともと多元的な自律神経機能を、R-R間隔変動のゆらぎのみから、多角的に分析し、実地臨床において診断にすぐに利用できる方法を提案した。

1. 若年者80人の安静仰臥位および、起立負荷時の各総平均値から、基準となる6指標をもって、正六角形のレーダーチャートを作成した。
2. これを基に、被検者のデータをパソコンに入力することにより、3つの交感神経機能、および3つの副交感神経機能を上記歪みグラフに重ねて表示し、自律神経機能全体としての「歪み」として表現した。
3. さらに安静仰臥位、および起立負荷時の両者のトレンドグラフを重ねたグラフより、自律神経機能の反射調節能の良否も併せ診断に利用できるようにした。

参考文献

- 1) 後藤幸生，ほか：自律神経機能判定のための新解析法の提案。臨床検査 34：601-4，1990

- 2) 後藤幸生，柿本政浩，中嶋一雄ほか：自律神経系バランス調節能判定器の試作とその臨床応用，麻酔・集中治療とテクノロジー 1993。本多夏生ほか編。東京，克誠堂出版，1993，pp31-4
- 3) 後藤幸生，ほか：R-Rモニターによる「自律神経機能バランス調節能」の1評価法。臨床検査 37：1159-63，1993

ABSTRACT

Presentation of the Multi-sided Decision as the Strain of Autonomic Nerve Function from a Analyser of R-R Interval Variation

Yukio Goto* and Masahiro YANAGIMOTO*

We have studied on the computer analysis system from the fluctuation of the R-R interval variations of ECG. We made the function of these software developed and succeeded in the version up of the software to be able to show on the CRT and in the print-out the calculation-score about the reflex control balancing ability of autonomic nerve function, which were obtained from the 2 continuous monitored trendgraph of R-R interval in supine and standing.

Otherwise we tried to make a standard of many-sided diagnosis for autonomic nerve function from some mean value which were obtained from the non-spectral analysis or spectral analysis of the R-R interval variations from the data of 80 young person (24 ± 1.3 year old average). That is a radar chart for diagnosis as a strain of autonomic nerve function included the degree of activity of vagal nerve and the strength or weakness of irritability or excitability of sympathetic nervous system.

Key words: strain of autonomic nerve function, R-R interval variation, multisided decision

*Department of Anesthesiology & Reanimatology, Fukui Medical School

動脈圧波形を構成する周波数成分の逆フーリエ変換による検討

横山博俊* 元塚朗子* 岸植進次郎*

はじめに

われわれは動脈圧波形をフーリエ解析(高速フーリエ変換)してスペクトル分布図を作製し、波形を構成する周波数成分を推定してきた。昨年の本学会で岡山大学の斉藤智彦らが逆フーリエ変換による方法を報告した¹⁾。今回、逆フーリエ変換を用いて動脈圧波形を構成する周波数成分を検討したので報告する。

対象と方法

対象は全身麻酔下に手術を予定された患者である。動脈穿刺針を橈骨動脈に挿入し、動脈圧測定ライン(TAK1712:ビゴ・スペクトラメッド社製)に接続した。動脈圧波形はモニタ(ライフスコープ11:日本光電社製)からAD変換器(ADX98E:カノーブス電子社製)を介してコンピュータ(9801VM2:NEC製)に入力した。解析対象の動脈圧波形は10ミリ秒間隔で記録された2,048個のデジタルデータである。

解析に用いたプログラムはLattice C コンパイラ Ver4.1 で作製した。高速フーリエ変換には基数2のフーリエ変換である以下の5種類を選択できるようにした。①2進展開型(ビット逆転ルーチン必要とせず)、②2進展開型(ビット逆転ルーチン必要)、③時間間引型、④非インプレイス型、⑤周波数間引型²⁾。逆フーリエ変換はそれぞれの高速フーリエ変換に対応する。このプログラムでは、逆フーリエ変換を行う場合、フーリエ解析

(高速フーリエ変換)して得られたスペクトル成分の中で、0～1 Hz, 0～2 Hz……0～49 Hz, 0～50 Hzまでの周波数成分を選択して逆フーリエ変換を実行した。

元波形と逆フーリエ変換により再合成された波形との差分の絶対値をデータ数2,048点にわたって合計し、それをデータ数2,048で割った(単位: mmHg)。つまり、データ1個あたりの差分の平均値で波形の再現性を検討した。

データを高速フーリエ変換する場合には、元波形の平均の除去を選択できる。また、窓関数には①Hamming窓、②Taper窓、③Bartlett窓、④Hanning窓、⑤Blackman窓のいずれかをを選択できる²⁾。

結 果

図1に動脈圧波形のフーリエ解析によるスペクトル分布図を示す。振幅の2乗の常用対数値の10倍をパワースペクトルとしている。スペクトル分布図から、動脈圧波形を構成する周波数成分は約15 Hzと考えられる。

図2は振幅になんら処置を加えず周波数成分ごとに表示したものである。図2からは動脈圧波形を構成する周波数成分は約10 Hzと考えられる。図1と図2は全く同じ波形のフーリエ解析にもかかわらず、スペクトル分布表示法によって異なる結果が導かれた。

図3は、3 Hzまでの周波数成分を用いて波形を再合成したものである。わずか3 Hzまでの周波数成分を用いただけで、かなり元波形に近い形

*国立金沢病院麻酔科

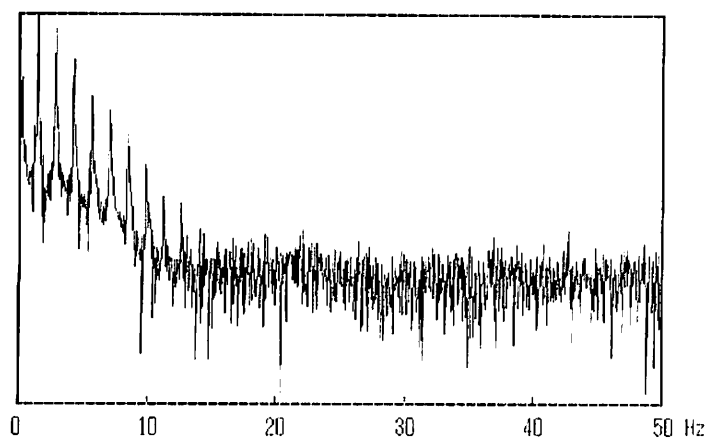


図1 振幅の2乗の常用対数値の10倍の
スペクトル分布: $10 \log (C \times C)$

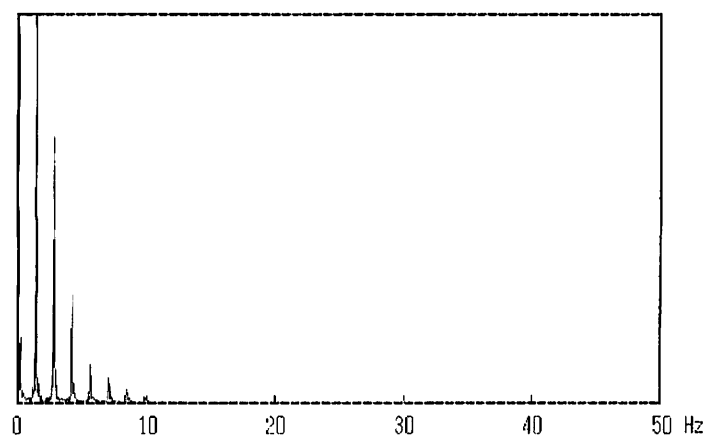


図2 振幅のスペクトル分布: C

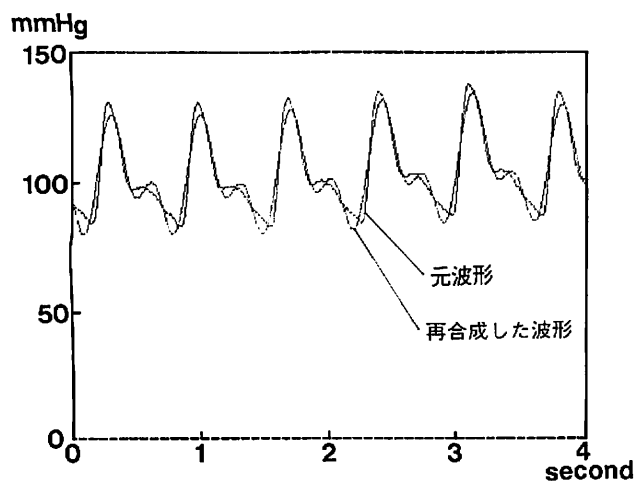


図3 元波形と3Hzまでの周波数成分を逆フーリエ変換して再合成した波形

となった。

図4は元の波形と特定の周波数成分だけで再合成された波形との差分を示す。

考 察

われわれはスペクトル分布を得る場合、それぞれの周波数成分の振幅を2乗し、その常用対数値の10倍をパワースペクトルとして採用してきた。つまり振幅を対数圧縮して表示することになる。これは音のスペクトル分布図を得る場合に用いられる方法であり、これをパワースペクトルと呼ぶことが多い³⁾。振幅の対数値をとることは振幅の小さい成分の評価に有効だと考える。図1と図2は同一の動脈圧波形をフーリエ解析した結果にもかかわらず、表示方法により異なる結果が得られた。これは図2では振幅の小さい高周波数成分が脱落したためと考えられる。

逆フーリエ変換とは、高速フーリエ変換したものを再合成して元の波形を復元する。元波形と逆フーリエ変換によって再合成した波形の差、ここでは差分と呼ぶが、この差分の平均値を縦軸にとった。10Hz程度でも、元波形と再合成した波形の差は非常に小さくなった。逆フーリエ変換により、動脈圧波形を構成する周波数成分を決定することは困難であった。図4のグラフがなだらかなため、周波数成分をどこで切っていいか分からないからである。この現象は動脈圧波形に含まれる高周波数成分の振幅が非常に小さいため生じる。動脈圧波形を構成する周波数成分の推定には、振幅が小さい高周波数成分をどう評価するかという問題があり、慎重に検討しなければならない。

フーリエ解析には、もう一つ問題がある。高速フーリエ変換を行う場合、採取した波形が連続的に続くと考えて数値処理がされる。その際、波形の最初と最後のもので不連続な場合には、スペク

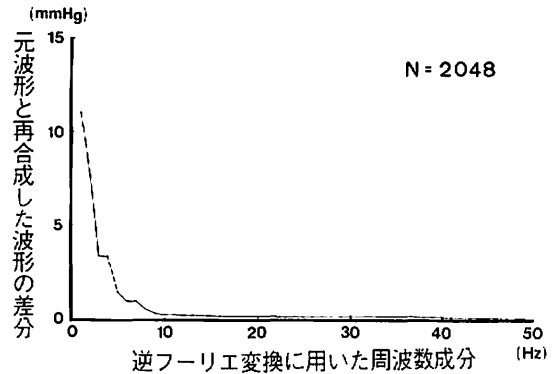


図4 逆フーリエ変換に用いた周波数成分

トル分布図に実際には存在しない凹凸が生じる場合がある。このため、データ列の最初と最後の接続で生じる不連続点を解消するため、データ列に対して最初と最後で0に近づく窓関数という関数をかけるという処理がなされる。

動脈圧波形のスペクトル分布を得る場合、窓関数をかけていないと、スペクトル分布図が滑らかな曲線を呈し、周波数成分の決定が困難になる場合がある。しかしその場合、窓関数をかけることにより周波数成分の決定が可能になる。振幅の対数値をとった場合、窓関数の効果は著明に現れる。振幅のスペクトル分布では、スペクトルの立ち上がりの両側の side lobe が小さくなる。

Lattice C コンパイラ Ver.4.1 は huge モデルをサポートしているため、大きな静的データを扱うことができる。これは数値解析を行ううえで重要である。

まとめ

逆フーリエ変換で動脈圧波形を構成する周波数成分を決定することは困難であった。動脈圧波形を構成する周波数成分のうち、高い周波数成分の振幅はかなり小さいため、その評価は慎重でなければならないと考えられる。

参考文献

- 1) 齊藤智彦, 太田芳夫, 平川方久: 逆フーリエ変換による動脈波形再合成の試み. 麻酔・集中治療とテクノロジー 1993, 本多夏生ほか編. 東京, 克誠堂出版, 1993, pp48-50
- 2) 小池慎一: Cによる科学技術計算—複素数の扱いからFFTのプログラミングまで—. CQ出版社, 1987, pp236-29
- 3) 宇田川博文: パソコンデジタル信号処理. 工学社, 1987, pp20-47

ABSTRACT

Estimation of Spectra Distribution in Arterial Pressure Waveforms by Inverse Fast Fourier Transforms

Hirotooshi YOKOYAMA*, Akiko GANZUKA*
and Shinjiro KISHIZUCHI*

The arterial pressure waveforms are considered to consist of various frequency vibrations. We have studied frequency in arterial pressure waveforms by fast fourier

transforms.

We analyzed arterial pressure waveforms by inverse fast fourier transforms. The purpose of this study was to determine spectra distribution of the arterial pressure waveforms by inverse fast fourier transforms.

The intra-arterial pressure waveforms were recorded in 16-bit personal computer(PC9801VM2: NEC) using an analogue to digital converter(ADX-98E: Canopus).

From the results, we could not determine spectra distribution by inverse fast fourier transforms. Because high frequency were low amplitude.

We speculate that we must estimate carefully frequency components which were high frequency, and low amplitude.

Key word : arterial pressure waveforms, fourier analysis, fast fourier transforms, inverse, fast fourier transforms

*Department of Anesthesia, Kanazawa National Hospital

3. シミュレーションとモデリング

表計算ソフトウェア (Excel™) を応用した 薬物動態解析プログラム

津崎晃一* 吉山礼子* 飯田由紀* 立川俊一* 山田達也*

はじめに

静脈麻酔薬や筋弛緩薬などの経静脈的に投与する薬物について、その血中濃度の消長を推定することは、日常の麻酔管理上重要であると考えられる。このため、現在までも、体内薬物動態をシミュレートする専用プログラム^{1) 2)}や区画モデルと等価な電気回路に対して、回路シミュレータ (MicroCap III™) を応用する試み^{3) 4)}がなされているが、一般的でなく、手軽にシミュレーションを行うことが困難であった。一方、表計算ソフトウェアは、データベースとしての応用など、実務的な用途に多く用いられているが、コンピュータの高速化に伴って、その機能が拡大し、複雑な関数を用いた数値計算への応用が可能となっている。そこで、より簡便な薬物動態解析プログラムの開発を目標とし、汎用性の高い表計算ソフトウェア (Excel™) のマクロ機能を利用した専用アプリケーションの作成を試みた。

方 法

支配方程式：

薬物投与後の血中濃度推移は、一般に区画モデルから多指数関数曲線に従う。したがって、各区

画ごとの物質動態を記述する一次の連立微分方程式を任意の初期条件下に解けば、各区画内濃度変化についての一般解を得ることができる。2区画モデルを例にあげるならば、各区画における微分方程式は、 q_i を区画内薬物量、 k_{ij} を速度定数とすると、次式のように表せる ($i, j=1, 2$)。

$$\frac{dq_1}{dt} = -(k_{10} + k_{12}) \cdot q_1 + k_{21} \cdot q_2 \quad (1)$$

$$\frac{dq_2}{dt} = -k_{21} \cdot q_2 + k_{12} \cdot q_1 \quad (2)$$

ここで、 $q_i = c_i \times V_i$ (濃度 $\times$ 容量)、さらに

$$V_2 = V_1 \cdot \frac{k_{12}}{k_{21}} \quad \text{であることから、結局}$$

$$\frac{dc_1}{dt} = -(k_{10} + k_{12}) \cdot c_1 + k_{12} \cdot c_2 \quad (3)$$

$$\frac{dc_2}{dt} = -k_{21} \cdot c_2 + k_{21} \cdot c_1 \quad (4)$$

が成り立つ。初期条件として、初濃度 c_1^0 、 c_2^0 単回投与量 D 、持続投与量 I とすると、単回投与後の第一区画内濃度は、 $c_1^0 = c_2^0 + D/V_1$ と表せるから、各区画における濃度変化 $c_i(t)$ は、③、④式をラプラス変換などにより解いて、次のように求めることができる。

$$c_1(t) = A \cdot e^{-\alpha t} + B \cdot e^{-\beta t} + C \quad (5)$$

$$c_2(t) = L \cdot e^{-\alpha t} + M \cdot e^{-\beta t} + N \quad (6)$$

* 済生会横浜市南部病院麻酔科

ここで、濃度曲線⑤、⑥式の左辺各項における係数は、 $Y_1 = c_1 \cdot k_{21} + c_2 \cdot k_{12} + I$ 、および $Y_2 = c_1 \cdot k_{21} + c_2 \cdot (k_{12} + k_{10})$ とすると、以下のように示される。

$$A = \frac{\alpha(c_1 \cdot \alpha - Y_1) + I \cdot k_{21}}{\alpha(\alpha - \beta)}$$

$$B = \frac{\beta(c_1 \cdot \beta - Y_1) + I \cdot k_{21}}{\beta(\beta - \alpha)}$$

$$L = \frac{\alpha(c_2 \cdot \alpha - Y_2) + I \cdot k_{21}}{\alpha(\alpha - \beta)}$$

$$M = \frac{\beta(c_2 \cdot \beta - Y_2) + I \cdot k_{21}}{\beta(\beta - \alpha)}$$

$$C = \frac{I \cdot k_{21}}{\alpha \beta} = N$$

同様に、3区画モデルについても⑤、⑥式と類似した多指数曲線による解を得ることができるが、それ以上の多区画モデルについて解析的に解を求めることは困難で、本プログラムにおいては、

2区画および3区画モデルまでの解析に限定している。

定数：

濃度計算に必要な薬物動態学上の定数は、片対数表示とした濃度曲線の勾配を規定する指数部、すなわち⑤、⑥式における α 、 β である。これらは、個々の薬物において文献などから決定しなければならないが、 α 、 β の代わりに各速度定数のみが与えられている場合には、次式に基づいた α 、 β への変換が必要となる。

$$\alpha, \beta = \frac{p \pm \sqrt{p^2 - 4q}}{2} \quad (7)$$

ここで、 $p = k_{10} + k_{12} + k_{21}$ および $q = k_{10} \cdot k_{21}$ である。本プログラムでは、これらの定数を薬物ライブラリとして独立したファイルにまとめ、変更や拡充が容易となるように配慮した。

図1 初期設定ダイアログボックス

図2 薬物選択・投与量設定ダイアログボックス

薬物動態パラメータ (ユーザー定義)

薬物名 (英文)

濃度曲線係数

A	45.9105	$\mu\text{g/ml}$
B	3.7824	$\mu\text{g/ml}$
C	0.9399	$\mu\text{g/ml}$
α	0.6888	$1/\text{min}$
β	0.0192	$1/\text{min}$
γ	0.0009	$1/\text{min}$

薬物投与量 mg/kg

OK
キャンセル

薬物動態パラメータ (ユーザー定義)

薬物名 (英文)

速度定数, $1/\text{min}$

k10	0.039
k12	0.48
k21	0.079
k13	0.107
k31	0.0039

中心区画容量(V1), L/kg

薬物投与量, mg/kg

OK
キャンセル

図3 ユーザ設定ダイアログボックス

ソフトウェア:

プログラムを立ち上げた後、まず、図1に示すような初期設定を行う。さらに、年齢、体重を入力した後、図2に示す薬物の選択リストから希望の薬物を選び、初回の投与量を決定する。設定時間以内であれば、投与スケジュールを変更しながらシミュレーションを繰り返し行うことができる。薬物はリストに掲載されている以外に、ユーザがパラメータを設定することによって自由にシミュレーションが行え(図3)、計算に使用した各パラメータは任意に一覧することができる(図4)。投与量設定後は、シミュレーション実行コマンドにより各区画内濃度を示すグラフ(図5)が一定時間後に表示される。このシミュレーション結果は、表形式として保存ができ、保存しない場合でも任意の時間の各濃度値を別に参照することが可能である。

薬物動態パラメータ (体重 50kg)

ベクロニウム	速度定数, $1/\text{min}$	区画容量, L
フルマゼニル	k10: 0.092	V1: 2.99
フェンタニル	k12: 0.161	V2: 2.76
スフェンタニル	k21: 0.174	V3: 8.25
アルフェンタニル	k13: 0.029	Vdss: 14.00
アルクロニウム	k31: 0.011	
アトラクリウム		
ガラミン	半減期, min	
メトクリン	t1/2 α : 1.711	
バンクロニウム	t1/2 β : 12.718	
ツボクラリン	t1/2 γ : 90.964	
ベクロニウム		

OK ヘルプ

図4 動態パラメータ参照ダイアログボックス

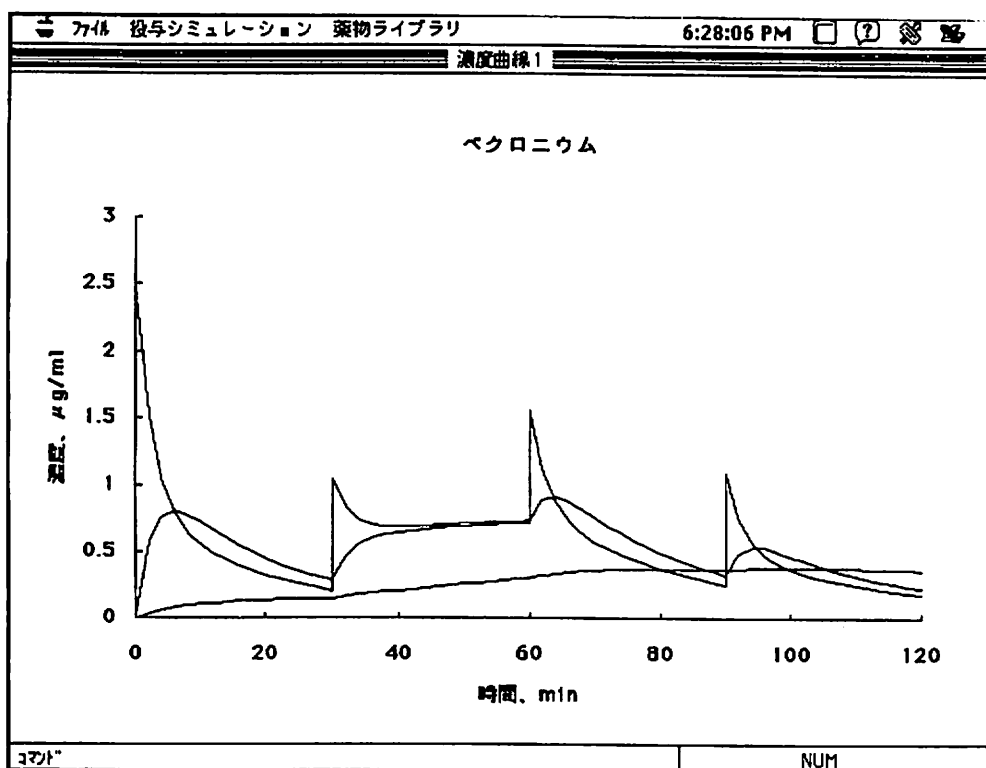


図5 シミュレーション結果 (投与量は図6による)

投与スケジュール				
投与回数	投与時間	単回投与量	持続投与量	
	回	min	mg/kg	μg/kg/min
1		30	0.15	0
2		30	0.05	5
3		30	0.05	0
4		30	0.05	0

図6 投与テーブル

結果および考察

図5にベクロニウムを初回量として0.15mg/kg投与し、その後30分間隔で初回の1/3量を追加投与した結果を示す。また、この例では2回目投与時の30分間のみ、持続投与として $5 \mu\text{g} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ を加えてある(図6)。本プログラムでは、このようにユーザが任意に投与量を変化させた場合

の濃度推移をシミュレートすることができ、実際に臨床の場で行った投与法に基づいてその結果を推定することが可能である。また、現時点では、解析の対象を薬物動態(pharmacokinetics)に限定しているが、薬物の実際の効果を示す薬力(pharmacodynamics)についても Hill's equation から求めた値を同時にグラフ表示することが可能で、今後の課題と考えている。

本プログラムは、代表的な表計算ソフトウェアである Excel のマクロ言語により記述されている。このマクロ言語は、Windows 上の Excel とほとんど共通で、また Lotus など、他の表計算ソフトウェアのマクロ言語とも類似性が高いことから、他機種への移植が容易で、汎用性の高いプログラミングが可能である。一方、他のプログラミング言語、例えばCなどと比較すると、プログラ

ムの実行速度が遅く、プログラミングの工夫によりある程度の速度向上を図ることができるが、快適な操作環境のためには処理速度の速いコンピュータを必要とする。本プログラムにおいても、使用するハードウェアによっては、100ポイントの計算を各区画で実行するのに数秒を必要とし、処理時間を優先するために計算ポイントを減少せざるをえない場合がある。

以上のように、Excel に代表される表計算ソフトウェアにおいては、必要とする数式さえ与えられれば、適当な計算ポイントを選択し、そのポイントにおける数値計算を行うことによって、モデルの動態を容易にシミュレートすることが可能で、今後の他分野への応用が期待される。

参考文献

- 1) Kloos S, Schüttler J: IVA-SIM: Ein Programm zur Simulation der intravenösen Anästhesie. *Extracta Diagnostica* 6: 279-85, 1989
- 2) Hull CJ, Stafford MA: Pharmacokinetics for anaesthesia: PROJECT. Oxford, Butterworth Heinemann, 1992
- 3) 津崎晃一, 青山康彦: アナログ回路シミュレータによる薬物動態解析. 麻酔・集中治療とテクノロジー-1993. 本多夏生ほか編. 東京, 克誠堂出版, 1993, pp71-7
- 4) 加山裕高, 福山東雄, 杵淵嘉夫, ほか: シミュレーション法による thiopental metabolism の解法.

麻酔・集中治療とテクノロジー-1993. 本多夏生ほか編. 東京, 克誠堂出版, 1993, pp78-81

ABSTRACT

A Pharmacokinetic Analysis Program for Intravenous Anesthesia

Koichi TSUZAKI*, Reiko YOSHIYAMA*, Yuki IIDA*, Shunichi TACHIKAWA* and Tatsuya YAMADA*

We developed a program for the analysis of pharmacokinetics during intravenous anesthesia. The program was based on analytical solutions of the differential equations derived from the open two- or three-compartment models. The pharmacokinetic data used for calculations were collected from the literature and treated as an independent library file, allowing the user to modify these parameters within the program. The program was coded by a series of macro command incorporated with a spread-sheet software, Excel on Macintosh, to describe a fate of drug for any specified dosing schedule. Although these macro codings are relatively inefficient as a programming language, its versatility make it possible to use on a wide variety of platforms with only modest modifications.

Key words: drug concentration, intravenous infusion, pharmacokinetics

*Department of Anesthesia, Saiseikai Yokohama-shi Nambu Hospital

イソフルレンによる緩徐導入における コンピュータシミュレーション応用

加藤孝澄*

池田和之*

はじめに

吸入麻酔薬による緩徐導入は、輸液路の確保が困難な時、上気道に狭窄などの問題がある時、挿管困難が予測される時などに、しばしば行われる。イソフルレンによる緩徐導入を行うときは、その気道刺激性により息ごらえ、咳、喉頭痙攣などの呼吸合併症が起りやすいことが知られている。今回われわれは、コンピュータシミュレーションを行い、吸入イソフルレン濃度を脳内麻酔薬濃度推定値に応じて増加させることで、呼吸器合併症発生率を低下させることができたので報告する。

対象および方法

耳鼻科、口腔外科および小児外科の小手術を予定された患者49名(年齢2～65歳, ASA I～II)を対象とした。麻酔前投薬は、全ての患者で行わなかった。患者を無作為に導入方法の違いにより2群に分けた。A群では、はじめに0.5%の濃度で吸入させ、4%まで1分ごとに0.5%ずつ濃度を増加させた。B群では、吸入濃度がコンピュータにより指示された濃度を超えないようにしつつ、その濃度になるべく近づくように気化器のダイヤルを設定した。導入の完了は、4%の吸入濃度で1分間安定して呼吸ができた時点とした。両群とも半閉鎖式呼吸回路を新鮮ガス流量毎分6lで使用し、適当な大きさのマスクにより麻酔導入を行った。口元より毎分200mlで吸気ガスを採取し、

イソフルレン、酸素、二酸化炭素濃度を赤外線吸光麻酔ガス分析装置(カプノマックウルチマ, Datax社, フィンランド)で測定した。校正は、各症例ごとに、校正ガスを用いて行った。10秒ごとにコンピュータシミュレーションを行い、吸入濃度の指示も10秒ごと更新した。

シミュレーション:

肺, vessel rich group, 筋肉群, 脂肪群の4コンパートメントでモデルを作成した。肺からの血液は、他の3末梢コンパートメントを灌流し、再び肺に戻る(図1)。麻酔薬を含んだ血液が3末梢コンパートメントを灌流する際に、以下の式に従い各コンパートメントの麻酔薬分圧が、変化するとした。

$$\frac{dP_{\text{Tissue}}}{dt} = \frac{\text{TBF} \cdot (P_{\text{Art}} - P_{\text{Tissue}})}{V_{\text{Tissue}} \cdot \lambda}$$

ここでは、 P_{Tissue} , P_{Art} , V_{Tissue} , TBF , λ は、それぞれ組織麻酔薬分圧、動脈血麻酔薬分圧、組織容量、組織血流量、組織血液分配係数である。脳内の麻酔薬分圧は、vessel rich groupの麻酔薬

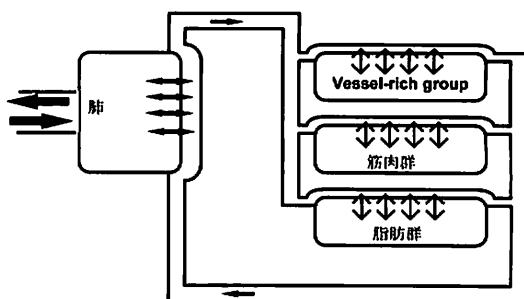


図1 4コンパートメントモデル

*浜松医科大学医学部麻酔・蘇生学教室

と等しいとした。B群の吸入イソフルレン濃度 (C_{in})は、以下の式で設定した。

$$C_{in} = \text{脳内イソフルレン濃度推定値} \times 2.2 + 1.0\%$$

呼吸器合併症として、息ごらえ、咳、喉頭痙攣、唾液分泌について観察した。合併症の発生頻度検定は、Yates補正カイ自乗検定あるいはFisherのexactテストで行い、 $P < 0.05$ を有意とした。

結 果

両群間に、喫煙者、小児の割合に差がなかった。導入時呼吸器合併症として、咳、唾液分泌、息ごらえは、A群に有意に多く、喉頭痙攣の発生頻度は有意差がなかった(表)。

考 察

吸入麻酔薬による緩徐導入は、麻酔導入法の1つとして一般的に行われている。しかしイソフルレンを用いて緩徐導入を行うと、咳、息ごらえなどの呼吸器合併症が起こりやすいことが知られている¹⁾。この合併症を減らす試みとして、鎮静作用の強い麻酔前投薬を投与すること²⁾、吸気を十分加湿すること³⁾、吸気に二酸化炭素を混入すること⁴⁾などが行われている。麻酔前投薬として鎮静作用の強い薬剤を使用することは、小児麻酔など短時間の麻酔の前投薬としては必ずしも適当であるとはいえない。吸気の加湿は、特別に加湿

器を併用するか、あるいは低流量麻酔を行う必要がある。麻酔薬の吸入濃度を急激に変化させる必要がある麻酔の導入の時期には、吸入濃度を変化させにくい低流量法は施行しにくい。吸気に二酸化炭素を混入することは実験的であり、実際の臨床麻酔の場面では応用しにくいと考えられる。

脳内麻酔薬濃度を推定し、それに応じてイソフルレン吸入濃度を徐々に増加させる方法が、機械的に階段状に吸入濃度の増加させた場合と比べて、導入時の呼吸器合併症の発生が少なかった理由は、いくつか考えられる。図2に示すように、麻酔導入中において、同じ吸入濃度に対するその時点の麻酔深度すなわち脳内麻酔濃度は、B群の方が高く、したがって麻酔が深いと考えられる。すなわち、麻酔が深ければ、イソフルレンの気道に対する刺激に反射が起こりにくいので、咳など

表 結果のまとめ

	A群	B群	P
対象数	23	26	
性(男/女)	13/10	11/15	
小児	11	13	ns
喫煙者	6	4	ns
咳	8	1	<0.05
唾液分泌	7	1	<0.05
息ごらえ	8	0	<0.01
咽頭痙攣	3	0	ns

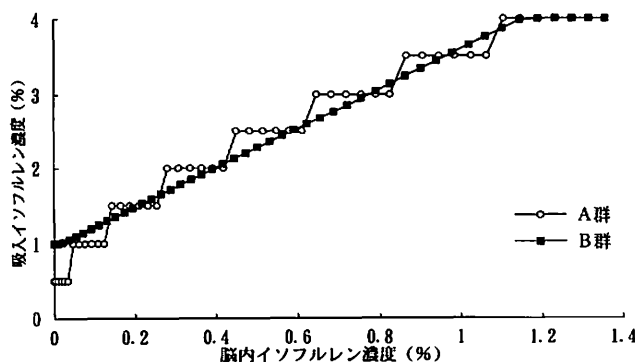


図2 導入期におけるイソフルレンの脳内濃度と吸入濃度の関係(シミュレーション)

の発生率が低くなったものと考えられる。麻酔導入中に、体動などでマスクの密着が悪くなり、一時的に吸入濃度が低下する時、同時に麻酔も浅くなり、機械的に吸入濃度を上げていくと、浅い麻酔に高い濃度のイソフルレンを吸入させることとなり咳などが発生しやすくなる。

最近では、全身麻酔中に麻酔ガスのモニタリングを行うことが、徐々に一般的になってきている。特に、終末呼気濃度の測定は、麻酔深度の指標として明らかに吸入濃度より優れているものと考えられる。しかし急激に麻酔薬濃度が変化する麻酔導入期には、麻酔深度あるいは吸入麻酔薬の標的器官である脳内麻酔薬濃度は、ある時定数をもって動脈内麻酔薬濃度に追従していくため、終末呼気濃度は脳内麻酔薬濃度の指標にはならない。さらに、小児などの場合、終末呼気濃度として測定された値が、吸入気の混入の影響を受け必ずしも真の終末呼気濃度を反映していないことがしばしばある。今回用いたシミュレーションでは、吸入濃度を入力して脳内濃度を推定しているので、終末呼気濃度が必要ではなく、終末呼気濃度の測定ができないときでも脳内麻酔薬濃度を推定できるという利点がある。

結 論

イソフルレンによる緩徐導入時にコンピュータシミュレーションを行い、脳内麻酔薬濃度推定値に応じて吸入イソフルレン濃度を増加させることで、呼吸器合併症発生率を低下させることができた。

参考文献

- 1) Phillips AJ, Brimacombe JR, Simpson DL: Anesthetic induction with isoflurane or halothane. Oxygen saturation during induction with isoflurane or halothane in unpremedicated children.

Anaesthesia 43: 927-9, 1988

- 2) Raftery S, Warde D: Oxygen saturation during inhalation induction with halothane and isoflurane in children: effect of premedication with rectal thiopentone. Br J Anaesth 40: 315-23, 1985
- 3) Van Heerden PV, Wilson IH, Marshall FPF, et al: Effect of humidication on inhalation induction with isoflurane. Br J Anaesth 64: 235-7, 1990
- 4) Coleman SA, Mccrory JW, Vallis CJ, et al: Inhalation induction of anesthesia with isoflurane: effect of added carbon dioxide. Br J Anaesth 67: 257-61, 1991

ABSTRACT

Administration of Anesthetic According to the Computer Simulation Reduces Incidence of Respiratory Complications During Inhalation Induction with Isoflurane

Takasumi KATO^{*} and Kazuyuki IKEDA^{*}

We have studied the incidence of respiratory complications and hypoxic episodes during inhalation induction with isoflurane in 49 healthy adults and children. Problems occurred less frequently when the inspired isoflurane concentration was kept lower than 2.2 times of the predicted cerebral anesthetic concentration plus 1.0% than with traditional techniques using a gradually increasing by 0.5% every minute. Anesthetic concentration in brain was predicted by computer simulation using four compartment linear model. The improved results observed with the former method suggested that although isoflurane had a irritant to airway, if patient was anesthetized enough not to respond to the airway irritation created by isoflurane, respiratory complication did not occurred.

Key words: anesthetic techniques; inhalation induction. anesthetics; volatile, isoflurane. complication; respiratory.

^{*}Department of Anesthesiology and Intensive Care, Hamamatsu University School of Medicine

模擬脊柱管と電気抵抗を用いたリアルタイム 脊椎麻酔シミュレータの試作

岩瀬良範* 崎尾秀彰* 奥田千秋*

はじめに

脊椎麻酔の広がりの評価方法は、臨床的には皮膚分節の所見に留まり、また、"in vitro"でも模擬脊柱管に注入された色素の所見や、麻酔薬濃度の測定に留まり、リアルタイムかつ定量的に測定する方法は知られていない。もし、これが実現すれば、脊椎麻酔のリアルタイムシミュレーションが可能になりうる。今回われわれは、オームの法則を用いて、この問題に取り組んだので報告する。

着想と方法¹⁾

今回の着想は、①脳脊髄液(CSF: cerebrospinal fluid)の電解質組成は、血清電解質に類似した電氣的良導体であるのに対し、②投与される麻酔薬は糖液または蒸留水を溶媒とした低伝導体であること、③左右の脊髄神経を電極とみなせば、麻酔薬の投与により2点間の抵抗が変化するのではないか、④その抵抗を電極の配列に従ってプロットすることにより麻酔薬の広がりを表現するのではないか、という考えによっている。

溶液中の抵抗を測定するためには、オームの法則を用いた。オームの法則は一般に $E=IR$ で知られているが、その理論を展開することにより、直列の抵抗を含む回路内の未知の抵抗(R)と既知抵抗(R_0)、既知電圧(V_0)および測定電圧(V_m)には、 $R=R_0 \times (V_0 - V_m)/V_0$ の関係を導くことができる。

しかし、電解質溶液中で電極に直流電圧をかけると電極が電気分解を起こし、気泡を生じて測定誤差が大きくなるため、本システムでは10V、1,000Hzの交流電源を使用し、ダイオードにより整流し、コンデンサにより電圧の一定化を行った。

使用機器と方法²⁾

模擬脊柱管は、内径10mm、外径13mmの塩化ビニル製チューブである。ここに7.5cmおきに8本の電極を刺入した。電極は針治療用の電極を用いた。ここに乳酸加リンゲル500mlに対して、5%ブドウ糖12mlと5%アルブミン7mlを混合したCSF equivalent 50mlを満たした。CSF equivalentの比重は1.004(24℃)である。

使用した機器は、パソコン(NEC: PC-9800)、リレーボード(Contec: RRY-32)、A-Dコンバータ(同: AD12-16TA)、交流電源、自作による抵抗測定、整流および回路切替用回路である。これらを駆動するためのソフトウェアは、Quick-BASICにより自作した。

抵抗の測定は、左右の脊髄神経間を想定した(Mid)8カ所、左右別の隣接する電極間7カ所×2の計22カ所を回路切替により順次測定し、これを繰り返した(図1)。

結 果

22カ所の抵抗を測定するには、現在約12秒を要し、1分間に約5回の測定が可能である。

*獨協医科大学麻酔学(II)教室

図2に右側臥位を想定した模擬脊柱管に注入した液体の挙動を示す。写真上方のグラフは右側、左側、左右間の各抵抗を示している。注入前の抵抗を100%とし、それに対する変化をプロットした。表示は右上に向かった3次元表示になっている。また、時間経過と実測値が下の表に示される。

まず、9.5%ブドウ糖液を溶媒としたネオベルカミンS(NPS)を緩徐に注入したときの抵抗の変化を示す。投与はL3-4を想定した電極番号2-3間で行った。投与により抵抗は最大3倍になり、徐々に低下しているが、10分経過後も投与部位を中心に高い抵抗を示している。10分後、頭側を約15度下に向けたところ、頭側の抵抗が急激

に高まっている。一方、上になった電極の変化はほとんどみられない。

図3に蒸留水を注入した時の変化を示す。NPSの時とは逆に上側の電極の抵抗が上昇し、下側の電極の影響は少ない。抵抗の増大もNPSほどではないが、抵抗の変化は徐々に続いている。

考 察

以上の方法により、われわれ麻酔医が脊椎麻酔施行時に常に意識している「麻酔薬のゆくえ」を定量的に示すことができた。また投与例においても、一般的に脊椎麻酔が「固定」とされる15分を経過しても、体位変換によって急激な抵抗の変化が認められた。このことは、人為的あるいは偶発的な脊椎麻酔の広がりや説明しうる可能性がある。この抵抗値の測定と麻酔効果がどのような関係があるか、今後検討を進めていきたい。

「麻酔薬のゆくえ」をリアルタイムかつ定量的に測定しえたことは、さまざまな麻酔薬の投与条件下の脊椎麻酔をシミュレートしうる可能性がある。現在、本システムは脊柱管の生理的湾曲を考慮し、電極の固定がより強固で、体位変換も自由に行えるような改良を加えている。

本システムの基本的着想は、左右の脊髄神経を

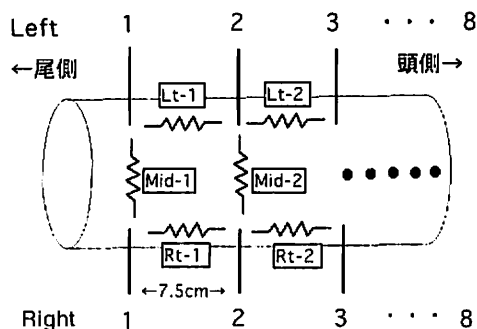


図1 抵抗の測定方法

全ての抵抗は電気的に独立した回路として測定される。

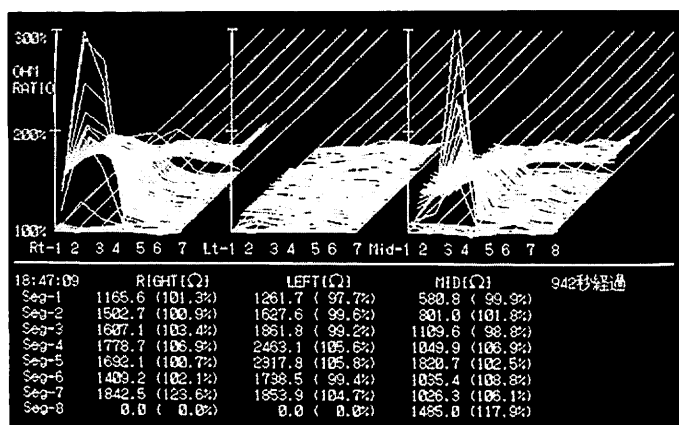


図2

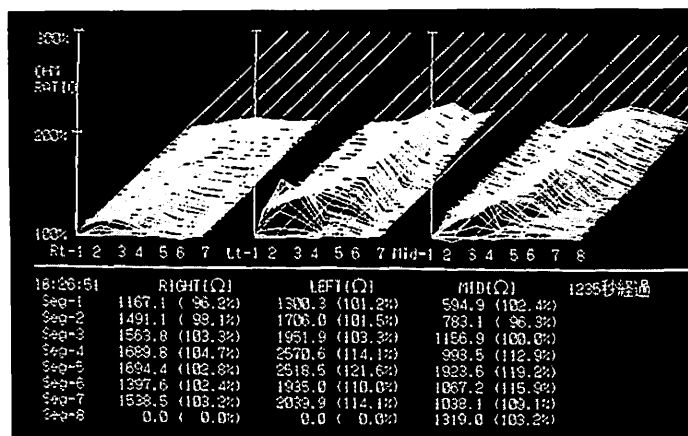


図 3

電極に想定したことにある。しかし、脊柱管には髄液のほかに、脊髄および脊髄神経が存在しており、それらの占める容積および神経の走行も麻酔薬の広がりおよび効果発現に大きな影響を及ぼしていることが予想される。また、脊椎麻酔薬は溶媒との混合物であり、溶媒の比重および溶媒の広がりには必ずしも麻酔薬の広がりとは一致しない、という報告もある。

脊椎麻酔の広がりをさらに検討および理解するためには、溶媒と溶質の関係を物理化学的な理論まで立ち戻る必要があることを痛感している。

参考文献

- 1) Lui ACP, et al : Baricity and the distribution of lidocaine in a spinal canal model. Can J Anaesth 38: 522-6, 1991

ABSTRACT

A Real-time Spinal Anesthesia Simulator
Applying Spinal Canal Model and Ohm's Law

Yoshinori IWASE*, Hideaki SAKIO*
and Chiaki OKUDA*

The author developed a real-time spinal anesthesia simulator applying spinal canal model (SCM) and Ohm's law.

[Idea] The cerebrospinal fluid (CSF) has electrically "well-conducting" property because of electrolytes. In contrast, almost spinal anesthetics are "less-conducting" because it is solved in sugar solution or distilled water. If spinal nerve root could assume as an electrode, the resistance between two electrodes increases when spinal anesthetic reaches close to the electrode.

[Method] The internal diameter and length of SCM is 10mm and 70cm, respectively. Every 7.5cm, 8 electrodes are placed bilaterally. CSF equivalent is filled to SCM. The resistance between electrodes is measured by Ohm's law using automatic circuit selector controlled by computer. The resistance between left and right, and neighbor electrodes (total 22) were measured 5 times per minute.

[Result] The resistance were increased and altered when hyper- or hypobaric solution was administered into SCM. (Fig.2 and Fig.3)

[Discussion] This system illustrates the spread of the solution in SCM. It may illustrate the spread of spinal anesthetics in the real-time. Therefore, it may simulate the spinal anesthesia in many conditions affecting the spread. However, further investigation is required about the correlation of anesthetic spread.

Key words : spinal anesthesia, simulator, electric resistance

*Second Department of Anesthesiology, Dokkyo University School of Medicine

脳内グルコース濃度のコンピュータシミュレーション解析

佐和貞治* 中川美穂** 原田優人****
奥田千恵子* 藤田和子*** 田中義文*

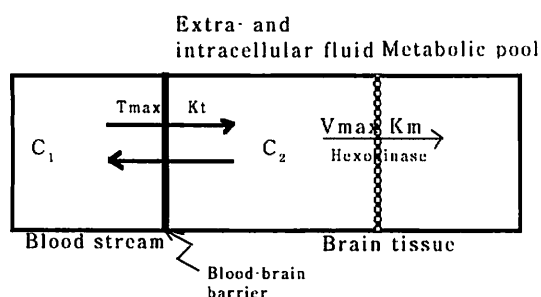
はじめに

血液中のブドウ糖は、脳血管内皮細胞で構成さ

れる血液脳関門に存在する特異的なキャリア蛋白を介して、脳内へ輸送される。今回、われわれは単純なコンパートメントモデルを用いて脳内ブドウ糖濃度のシミュレーションを行い、さらに実際の低血糖発作の症例の解析を行った。

方 法

血液と脳におけるブドウ糖輸送を表すSokoloffらの単純3コンパートメントモデル(図1)を用いた。3つのコンパートメントは、それぞれ血液、脳細胞内および外液、代謝プールである。モデルは以下の3つの仮定を含む。①血液脳関門では、単純拡散はないものとする。②血液脳関門を単一細胞膜とする。③脳内細胞外液および内液をよく混和した一つのコンパートメントに置き換える。



$$\frac{dC_2}{dt} = \frac{1}{V_2} \left[\left(\frac{T_{max}}{C_1 + K_t} \cdot C_1 \right) - \left(\frac{T_{max}}{C_2 + K_t} \cdot C_2 \right) - \left(\frac{V_{max}}{C_2 + K_m} \cdot C_2 \right) \right]$$

図1 単純3コンパートメントモデルおよび脳内ブドウ糖濃度変化を示す方程式

表 血液脳関門ブドウ糖輸送のパラメータ。過去の論文より発表された実験値。

Kt(mM)	Tmax($\mu \text{ mol} \cdot \text{g}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$)	Animal	Ref
9	1.6	Rat	Pardridge
11	1.6	Rat	Brender
4 ~ 22	^	Rat	Lund-Andersen
7		Rat	Buschiazzo
7.2	1.1	Rat	Bachelard
2	0.8	Dog	Crone
8.5 ~ 28.2	1.6 ~ 2.7		Dog Betz

* 京都府立医科大学麻酔学教室

** 同 附属小児疾患研究施設 ICU

*** 同 集中治療部

**** 京都府立宇治市立病院麻酔科

図1の下段の式は、コンパートメント2の濃度変化を微分方程式で表したものである。 C_1 , C_2 はそれぞれコンパートメント1, 2のブドウ糖濃度, $T_{\max}(\mu \text{ mol} \cdot \text{g}^{-1} \cdot \text{min}^{-1})$, $K_t(\text{mM})$ はそれぞれ血液脳関門のブドウ糖最大輸送速度と親和定数, $V_{\max}(\mu \text{ mol} \cdot \text{g}^{-1} \cdot \text{min}^{-1})$, $K_m(\text{mM})$ はそれぞれ解糖系の律速酵素であるヘキソキナーゼの最大反応速度と親和定数, $V_2(\text{ml} \cdot \text{g}^{-1})$ はコンパートメント2の容積, $t(\text{min})$ は時間を表す。参考までにこれまで各種実験によって求められた血液脳関門の K_t , $T_{\max}$ を表に記す。微分方程式の解法はRunge-Kutta-Gill法による。

結 果

【解析1】正常の血糖値が突然変化した場合の脳内ブドウ糖濃度の時間変化を求めた(図2)。正常血糖値(およそ $100\text{mg/dl}=5.6\text{mM}$)における脳内ブドウ糖濃度を 2mM とし、血糖値が突然 1mM および 11mM と変化したときの脳内ブドウ糖濃度変化である。各パラメータはそれぞれ $T_{\max}=1.5$, $K_t=5$, $V_{\max}=0.4$, $K_m=0.04$ とした。新しい定常状態には、それぞれおよそ6分後、15分後に達していることが理解できる。つまり突然の低血糖では、脳内は5～6分後には危機的状態に陥

り、意識不明となる。逆に突然の高血糖では、脳内にその影響が現れるのには、15分というようなtime lagを持つ。すなわちこの時間は、血糖値でもって単純に脳内のブドウ糖濃度を推定できない期間でもある。

【解析2】ブドウ糖負荷時の脳内ブドウ糖濃度を測定した実験へのあてはめを行った(図3)。データはラットを用いたWeglinskiらの論文からである(30分間のブドウ糖輸液による血糖値の上昇とその後120分までの正常への復帰時の脳内ブドウ糖濃度の変化)。各パラメータは、ラットで求められた一般的な値, $T_{\max}=1.5$, $K_t=5$, $V_{\max}=0.4$, $K_m=0.04$ とした。血糖値の変化に対する脳内ブドウ糖濃度のシミュレーションカーブは、ほぼ実験データと一致していた。

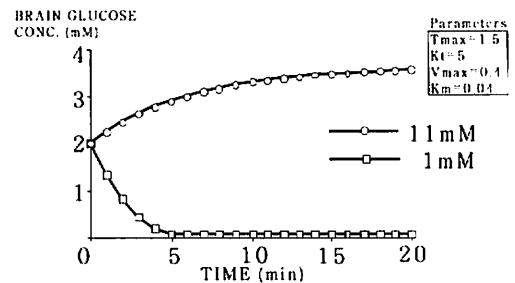


図2 血糖値の急激な変動に対する脳内ブドウ糖濃度変化

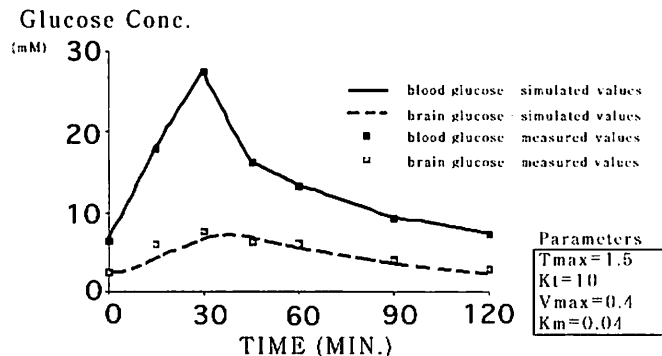


図3 ブドウ糖輸液実験へのあてはめ
(Weglinskiらのデータより)

【解析3】高血糖状態からインスリンを用いて血糖を下げた場合の脳内ブドウ糖濃度を測定した実験へのあてはめを行った(図4)。データはラットを用いたHoferらの論文からである。ヘキソキナーゼのパラメータを $V_{max}=0.4$, $K_m=0.04$ として、実験データより血液脳関門のパラメータをカーブフィッティングにより求めた結果、 $T_{max}=1.801$, $K_t=5.549$ となり、これまでの実験による値と近似した。

【解析4】われわれが行ったブドウ糖輸液によ

り血糖値をほぼ直線的に変化させた場合における、脳内微小透析法で求めた脳内ブドウ糖濃度のデータに対してあてはめを行った(図5)。この実験では血糖値は50%ブドウ糖の持続輸液により血糖値を0.1327mM/minで直線的に上昇したと仮定する。ヘキソキナーゼのパラメータを $V_{max}=0.4$, $K_m=0.04$ として、実験データより血液脳関門のパラメータをカーブフィッティングにより求めた結果、 $T_{max}=0.832$, $K_t=5.486$ となり、これまでの実験結果による値と近似した。

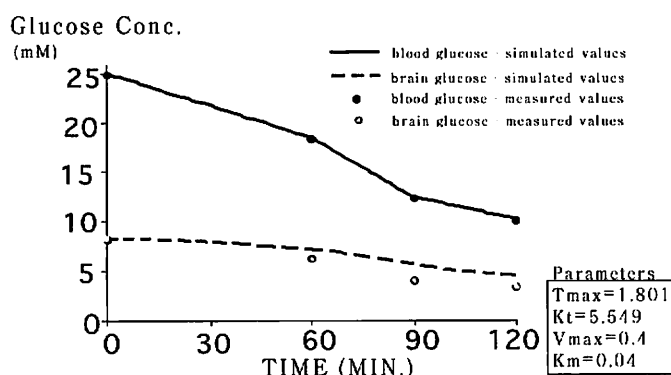


図4 インスリンにより血糖値を低下させた実験へのあてはめ(Hoferらのデータより)

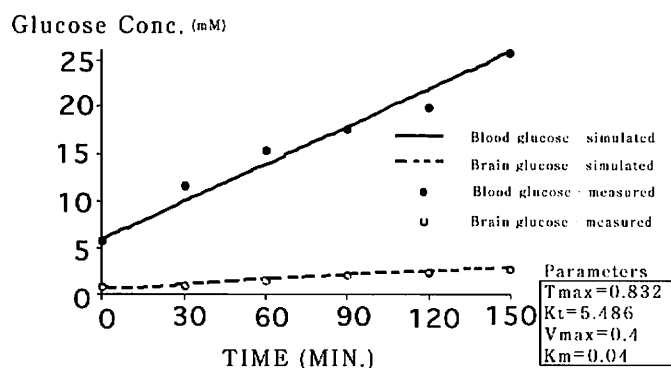


図5 ブドウ糖輸液実験へのあてはめ(われわれの実験データより)。
脳内微小透析法による脳内ブドウ糖濃度測定値を用いて。

【解析5】21歳女性，神経性食思不振症により低血糖発作を起こし，ICUに緊急入室した。入室前およそ6時間前より意識レベルは低下していたようであり，入室直前の血糖値は40mg/dlで意識不明(3-3-9度300)であった。入室後50%糖液20mlを急速静注したところ，意識レベルはただちに改善(3-3-9度10以上)し，開眼，命令に応じるようになった。その後持続のブドウ糖輸液の効果などにより血糖値は100mg/dl以上を保っていたが，およそ10分で再び意識レベルは低下しもとに戻った。50%ブドウ糖負荷後の血糖値の変化を図6上段に示す。血液脳関門およびヘクソキナーゼの最大反応速度が増加していると仮定して， $T_{max}=3$ ， $K_t=5$ ， $V_{max}=1.6$ ， $K_m=0.04$ ， C_2 初期値を0.28mMとして，脳内ブドウ糖濃度変化をシミュレーションした(図6下段)。脳内ブドウ糖濃度の意識レベルを保つcritical levelを1mMとすれば，およそ10分間のみブドウ糖の急速負荷によりそのレベル以上を保つ結果となり，臨床的に意識レベルが改善していた時間とほぼ一致した。

考 察

血液脳関門上のブドウ糖トランスポータは，酵素と同じ性質をもつ細胞膜上の蛋白であり，したがって反応速度と基質の関係は，Michaelis-

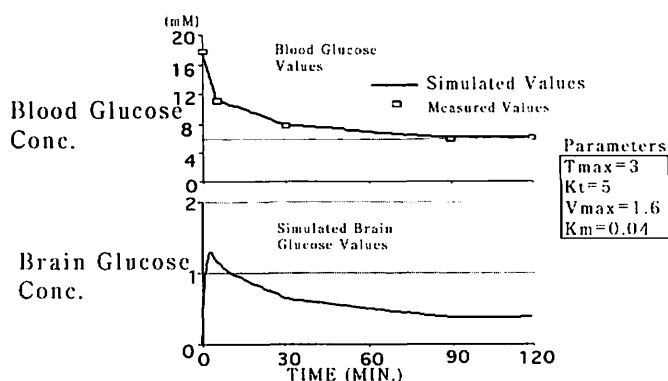
Menten kineticsに従う促進拡散である。したがって，血糖値が急激に変化した場合に，その脳内ブドウ糖濃度を単純に血糖値より求めることは不可能となる。一方で，麻酔・蘇生学において，脳内ブドウ糖濃度を推察することは，特に蘇生後や脳虚血後の神経学的予後を考える場合重要なポイントとなる。脳内ブドウ糖濃度を予想した血糖値の管理がこれらの場合特に重要であると考え，われわれは単純なモデルを用いて，脳内ブドウ糖のシミュレーションを行うことで，理解を深めることができると考えた。

近年，ブドウ糖の輸送蛋白(GLUT)は塩基配列が決定され，脳血管内皮細胞では，そのIsoformの一つGLUT-1のみが存在することが確認されている。このトランスポータの脳虚血や低酸素血症時の動態については今後さらに具体的成果が予想される領域でもあり，それらの結果に基づいて各種病態モデルにあてはまるようなより深いシミュレーションスタディが可能となると考える。

まとめ

単純3コンパートメントモデルは，脳内ブドウ糖濃度の変化などを把握するのに有効であった。臨床においても脳内ブドウ糖濃度を推察する有効な方法であると考えられた。

図6 神経性食思不振症による低血糖発作時のブドウ糖負荷時における血糖値の変動と脳内ブドウ糖濃度のシミュレーション



参考文献

- 1) Lund-Andersen H: Transport of glucose from blood to brain. *Physiol Rev* 59: 305-52, 1979
- 2) Pardridge WM: Brain metabolism: a perspective from the blood-brain barrier. *Physiol Rev* 63: 1481-535, 1983
- 3) Sawa T, Okuda C, Harada M, Murakami T: Effects of glucose infusion on cerebral cortical glucose and lactate concentrations during endotoxemia in rats. *Anesthesiology* 77: 742-9, 1992
- 4) Harada M, Okuda C, Sawa T, Murakami T: Cerebral extracellular glucose and lactate concentrations during and after moderate hypoxia in glucose- and saline-infused rats. *Anesthesiology* 77: 728-34, 1992
- 5) Weglinski MR, Lanier WL: The effects of transient hyperglycemia on brain glucose in rats anesthetized with halothane. *Anesthesiology* 73: 291-6, 1990
- 6) Hofer RE, Lanier WL: The effects of insulin on plasma and brain glucose in hyperglycemic diabetic rats. *Anesthesiology* 75: 637-78, 1991
- 7) 山岡清: マイコンによる薬物体内動態解析法. 東京, 南江堂, 1984

Teiji SAWA*, Miho NAKAGAWA**,
Masato HARADA****, Chieko OKUDA*,
Kazuko FUJITA*** and Yoshifumi TANAKA*

Glucose is transported from blood to brain by the specific carrier protein (glucose transporter) in the blood-brain barrier which consist of the brain endothelial cells. This glucose transport is the passive facilitated diffusion which obeys simple Michaelis-Menten kinetics. We simulated the glucose concentration in the brain with a simplified 3-compartment model describing glucose transport between blood and brain. Compartment 1 represents the blood circulation, separated by the blood brain barrier from compartment 2, which represents the brain's intra- and extracellular space. Compartment 3 represents the metabolic pool. The model fits well into the several experimental data and a clinical hypoglycemic case. This simulation study will be good method to guess the brain glucose concentration also in clinical cases.

Key words: brain glucose, simulation study, blood-brain barrier, compartment model

ABSTRACT

Computer Simulation Analysis for Brain Glucose Concentration

*Department of Anesthesiology, **ICU of Children's Research Hospital and ****ICU, Kyoto Prefectural University of Medicine

***Department of Anesthesiology, Kyoto Prefectural Yosanoumi Hospital

4. データベース

マッキントッシュ市販画像データベース，グラン・ミュゼを用いた麻酔記録管理台帳作成の試み（中小病院麻酔科での実例）

濱 直* 中野弘行** 平賀康彦** 兵頭正義**

はじめに

麻酔記録管理台帳データベース作成の試みがこれまで発表されているが^{1)~4)}，そのほとんどが最初に項目を設定して入力するテキスト主体のカード型データベースである。しかし，苦勞して入力したデータから検索しても自分の望むデータはそのカードにはなく，もとの麻酔記録を探さねばならないことも多い。今回，スキナで麻酔記録を画像として取り込み，市販画像データベース，グラン・ミュゼを用いてその管理を行い，便利に活用できたのでここに紹介する。

システム構成

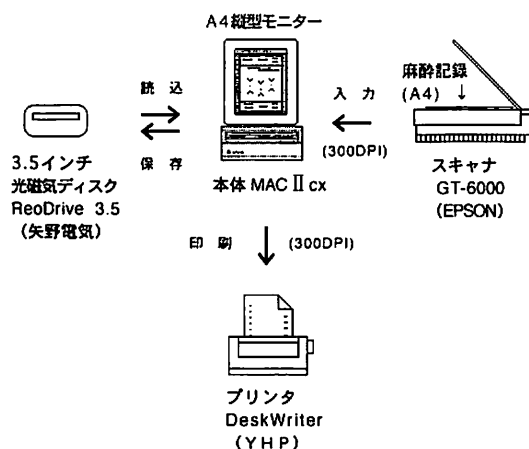
1) ハードウェアシステム構成

使用機器はコンピュータ本体に MAC II cx (Apple Computer)，ディスプレイは当院の麻酔記録が A4 縦のため，A4 縦型モニタ (Apple Computer) を採用した。さらに周辺記憶装置に 3.5 インチ光磁気ディスク (ヤノ電気)，入力スキナに GT6000 (Epson)，プリンタ出力に DeskWriter (YHP) を用いた (図 1)。

2) ソフトウェア構成

使用ソフトはスキナ入力ソフトに Color Magician III (スリースカンパニー) を，画像データベース構築にグラン・ミュゼ (コーシンググラフィックシステムズ) を用いた。

【ハードウェア】



【ソフトウェア】

ColorMagician III (スリースカンパニー)
 グラン・ミュゼ (コーシンググラフィックシステムズ)

図1 システム構成

*香里ヶ丘有患会病院麻酔科

**大阪医科大学麻酔科

使用方法

各症例の麻酔記録(A4)を300DPIの精度でスキャナで画像入力し各症例番号ごとにPICTファイルとして光磁気ディスクに保存する。次に、その画像ファイルをグラン・ミュゼで認識し閲覧ファイルとして保存する。次回からはこのファイルを起動するとライブラリウィンドウに入力した各麻酔チャートの縮小画面(サムネイル画像)が表示される。1つのサムネイル画像を選択しメニューより展示モードにすると、その内容をA4縦型モニタ上でそのままページをめくるように閲覧でき

る。もしこのモードで判読できない数値や文字があれば再びライブラリウィンドウに戻りそのサムネイル画像をダブルクリックすればスキャンしたままのドットイメージが表示されるので判読することができる(拡大モード)。また、このモードで300DPI精度のプリンタにて印刷すれば、鮮明な印字結果が得られる。

図2に示すように、グラン・ミュゼでは、16文字までの文字列、60文字までのコメント、8桁の数値2つ、日付2つを検索情報として画像に付けることが可能である。また、それぞれの検索情報には、タイトルをつけることができる。さらに画

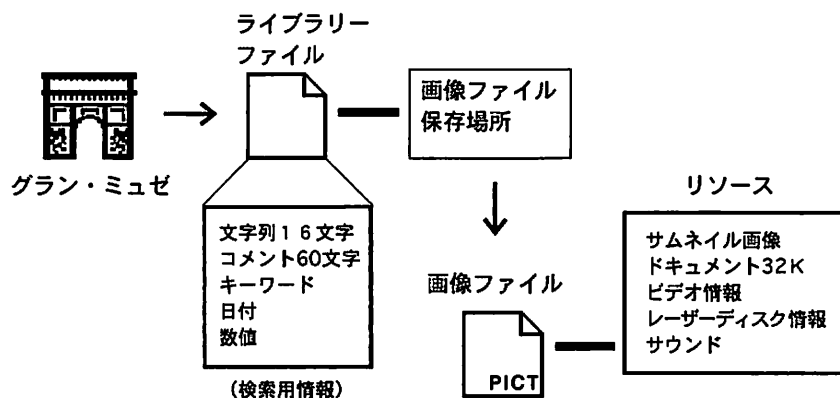


図2 グラン・ミュゼの各画像ファイル管理

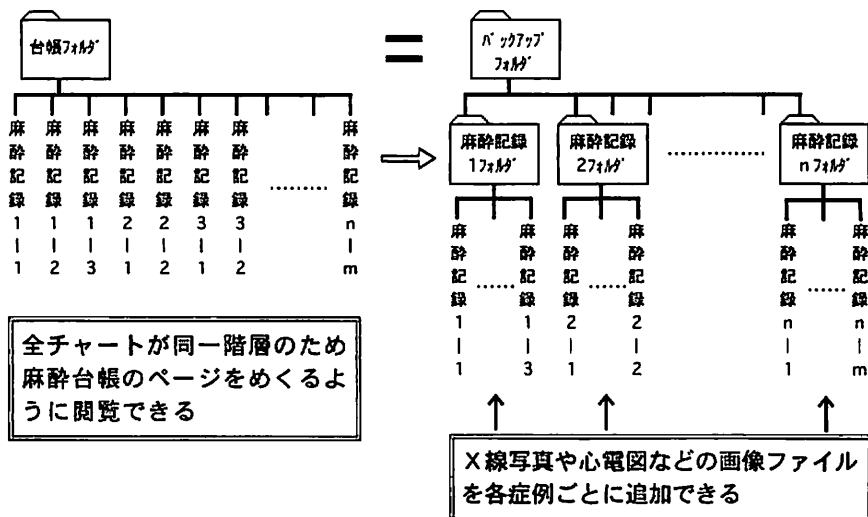


図3 2通りのフォルダ分類によるバックアップファイル管理

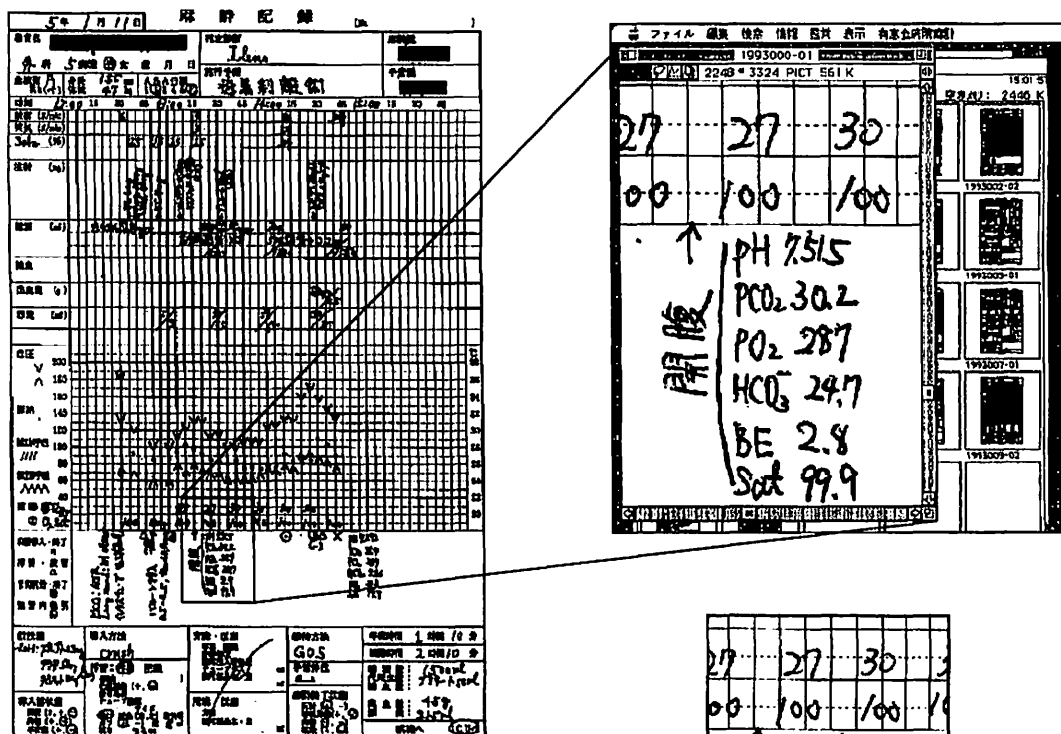


図4 各モードによる実際の麻酔記録表示例

(a) 展示モードでの画面イメージ

麻酔記録全体が閲覧できる。 (左)

(b) 拡大モードでの画面イメージ

細部の数値まで判読できる。 (右上)

(c) (b) と同じ部分の原寸大印字例

(300dpi) (右下)

像には20項目50アイテムのキーワードを設定することができるため、目的チャートはこの機能を使用して検索している。ただし、入力負担を軽減するために検索項目は患者名、ID番号、科名、手術名といった少しの項目しか入力していない。

本システムでは図3に示すように2通りのフォルダ分類によりバックアップディスクを作成している。台帳フォルダは麻酔記録の各画像ファイルを同一階層におくためグラン・ミュゼで認識すると台帳のページをめくるように閲覧できるのに対し、バックアップフォルダでは各症例ごとに麻酔

記録フォルダを作成するので、X線写真や心電図などの画像ファイルを各症例ごとに追加することができる。

実際の使用感

このシステムを構築して約2年間使用したが、まずオリジナルの麻酔記録のイメージ全体が画面上で閲覧でき、展示モードでも血圧や心拍数の変化などは十分確認することができた。さらに判読できない血液ガスデータや薬剤の使用量などの数値も拡大モードにすると画面上で判読できるため、実際に印刷してから確認するようなケースは少なかった。(図4に実際の使用モードによる表示の違いを示す。)

当院は一人の麻酔医で手術室を管理しているため，職務上麻酔記録台帳をきっちりしたシステムで管理していること自体が重要であり，検索情報に関しては，入力負担も考え最小限にとどめている。実際の使用に際しても，全体の症例数が年間200例ほどなので科名や手術名だけからの検索で不自由は感じていない。

考 察

筆者はこれまで大学病院で麻酔記録のテキストデータベース化を試みたが，医局員全員が希望する入力項目をすべて設定すると100項目以上となり，作成しても事実上入力困難であった。そこで麻酔記録自体を画像記録して保存する方法に着目した。ただし，当時は追記型の光ディスクを用いた麻酔記録台帳を作成している報告⁵⁾もあったが，システム自体が高価であったこと，入力量が莫大なことなどにより実現不可能であった。

今回，中小規模の病院に赴任となり，多症例に対応し，多数の医局員のニーズを満たすという必要性がなくなったため，思い切って画像データベースによる麻酔記録台帳管理導入を試みた。本システムが実現した背景には，最近のコンピュータ本体および関連機器の低価格化，大容量記憶メディアとしての3.5インチ光磁気ディスクの普及があり，今や個人でも画像データベースを持てる時代になったことやグラン・ミュゼのような画像を管理するための市販ソフトが登場してきたことが挙げられる。

グラン・ミュゼはもともと美術絵画を観賞するために開発された画像管理ソフトである。機能としては，画像表示のアウトラインプロセッサのような働きをするソフトである。そして，画像表示の階層構造がファインダの構造をそのまま反映し，操作が簡単な点，そのデータベースファイルに画像をリソースとして取り込まないため管理フ

ァイルの容量が少なくすむ点，簡単なキーワード検索があるといった特徴を持つためこのソフトを採用した。

本システムのような画像データベースの長所として，①目的の麻酔記録そのものが閲覧できる，②スキャナにより入力簡単，③画像ファイルを扱うため心電図やX線写真などの画像も同時に管理できる点などが挙げられる。その反面，①検索主体のデータベースではないため大まかな検索しかできない，②画像ファイルは，1個のファイルサイズが大きく保存に大容量のメディアが必要であるなどの欠点も存在する。ただし，大容量メディアの問題は光磁気ディスクや書き込み型CD-ROMの登場により現在解決されつつある。（表に画像データベースとテキストデータベースの比較を示す。）

ちなみに，本システムでは，麻酔記録(A4)一枚の画像ファイルの容量が約600Kbyteのため120Mbyteの光磁気ディスクで約200枚保存可能である。さらに，当科では，現在，書き込み型CD-ROM(600Mbyte)にこのデータをバックアップ保存することも考慮中である。

まとめ

1. 麻酔記録をスキャナにて画像入力し，マッキントッシュ用市販画像データベース，グラン・ミュゼを用いて台帳管理を行った。
2. 約2年間使用し，テキストデータベースのような細やかな検索が行えない欠点はあるが，オリジナルな麻酔記録を直接閲覧できる点が便利であり，不自由なく活用できている。
3. 本システムは症例数の多い大病院では，保存メディアやスキャナ入力時間などの関係で導入困難かもしれないが，症例数が比較的少ない中小規模の病院では有用な麻酔記録台帳管理システムと考える。

表 画像データベースとテキストデータベースの麻酔管理台帳の比較

	画像データベース	テキストデータベース
長 所	・目的の麻酔記録そのものを閲覧できる ・入力が簡単（スキャナ入力） ・画像ファイルのため心電図やX線写真などの画像も同時に管理できる	・入力項目数が多いと細やかな検索が可能 ・データを他のソフトウェアにコンバートして活用できる ・ファイルサイズが小さく、小容量メディアでも保存可能
短 所	・大まかな検索しかできない ・1個のファイルサイズが大きく保存に大容量のメディアが必要 ・画像ファイルのためデータの転用ができない	・項目数が多いほど入力に手間がかかる ・目的の麻酔記録が検索できても、入力項目以外のデータを知るには、オリジナルの記録を探さなければならない ・入力症例数が多くなるほど、後で新たな入力項目の追加が困難
適 応	中小病院向き (少症例・少麻酔医)	大病院向き (入力にマンパワーが必要)

参考文献

- 1) 金子ゆき子, 鈴木利保, 杵淵嘉夫, ほか: 麻酔記録のデータベース, 麻酔・集中治療とテクノロジー 1990. 伊藤祐輔ほか編. 東京, 克誠堂出版, 1990, pp78-83
- 2) 加山裕高, 杵淵嘉夫, 大谷育子, ほか: ハイパーカードをフロントエンドとする麻酔記録の入力方法, 麻酔・集中治療とテクノロジー 1992. 盛生倫夫ほか編. 東京, 克誠堂出版, 1992, pp132-6
- 3) 越川正嗣, 寺本友三, 藤本久実子, ほか: グラフィック入力方式麻酔台帳の試み, 麻酔・集中治療とテクノロジー 1992. 盛生倫夫ほか編. 東京, 克誠堂出版, 1992, pp142-5
- 4) 杵淵嘉夫, 加山裕高, 滝口 守, ほか: 麻酔台帳作成のためのデータ入力法の検討, 麻酔・集中治療とテクノロジー 1993. 本多夏生ほか編. 東京, 克誠堂出版, 1993, pp103-7
- 5) 村岡正敏, 砂糖 宏, 杉原一穂, ほか: 光ディスクシステムを用いた麻酔記録管理, 麻酔・集中治療とテクノロジー 1990. 伊藤祐輔ほか編. 東京, 克誠堂出版, 1990, pp100-1

ABSTRACT

The Usefulness of Image-Scanned Anesthesia Record Data Base System using a Visual Data Base 'Grand musee' in Macintosh Computer

Tadashi HAMA*, Hiroyuki NAKANO**,
Yasuhiko HIRAGA* and Masayoshi HYODO**

The visual database of anesthesia record was developed upon a personal computer 'MAC IIcx' (apple computer) and with the visual database management system 'Grand musee' (KOSHIN GRAPHIC SYSTEMS). We used image scanner 'GT-6000' (EPSON) for taking anesthesia record sheet images (A4 size) at 300 dpi and saved these data (PICT files) into 3.5 inch magnetic optical disk. Once we start this program and recognize each PICT file data, we can see each anesthesia record image in a portrait display as if it were original sheet. If we print this image to a 300 dpi laser printer, we can get clear print nearly original. Grand musee has a function to set some key words to each PICT file, we can search necessary files by using this function. We think this system is useful for management of anesthesia record and help for retrospective research.

Key words: anesthesia record, visual data base, personal computer

*Department of Anesthesiology, Korigaoka Yukeikai Hospital

**Department of Anesthesiology, Osaka Medical College

輸液・輸血記載のコンピュータ化：自動麻酔記録の1問題点

三条芳光* 中島玲子* 池田和之* 一条大作**

はじめに

これまで報告してきた自動麻酔記録装置
VOCAAR (Voice Oriented Command Automated



図1 VOCAAR (Voice Oriented Command Automated Anesthesia Record keeper)

当施設に導入されたVOCAAR (NEC三栄(株),東京)は、多重ヒューマンインターフェイス(タッチスクリーン・音声認識・音声応答・キーボード)を標準装備した麻酔記録装置。

Anesthesia Record keeper)^{1)~4)}が、1993年9月より全10手術室のうち1室に固定的に導入され、臨床テストの段階に入った(図1)。すでに、この手術室の全症例について、従来の手書き記録は中止され、機械書きに移行するなど、システムの大部分が快適に使用できることが現場での実態で証明されつつある。

また、明らかになった多くの問題点はプログラムまたはハードウェアの小改良で対応した。しかし、マン-マシンインターフェイスに関して、最大の壁と思われたのが、輸液輸血などのオフラインでの記載であり、快適な実用化には、より人間側に歩みよったインターフェイスが必要だという問題点が、現場での実践により分かってきた。問題点を分析するとともに、筆者らが行ったプログラムの改良内容について報告する。

方 法

まず、輸液・輸血記載に関する現状と、問題点を分析した。ついで、従来手書きで対応していた記載内容を質的量的に省略せずにコンピュータ化する方法を研究し、実際の装置の機能として組み込んだ。

<輸液・輸血記載に関する現状と、問題点の分析>

代表的なチャートへの記載方法を示し、現状と問題点の分析を行った。

*浜松医科大学麻酔蘇生学教室

**NEC三栄(株)

乳酸リンゲル 500/500---300/1000---500/1500-----350/1850
 左手(18G) NSS---300/500 ST4---250/250---250/500濃赤-----240/240

上段は欧米型の薬液別に記載する方法、下段はルート別の記載方法を示しており、多くはその亜種にパターン分けすることができる。

薬液別記載法は、体液管理の面で合理的で、視認性も良く、コンピュータ化も、他の麻酔薬や尿量などの記載法と同じであるためやさしい。ルート別は、体液管理よりもチャート誌面の節約、麻酔医の引き継ぎ用途など事務的な利点が重要視されている。この場合、同一欄に複数の薬液が出現したり、別のルートに同一種の薬液(例えば、左手と右足に乳酸リンゲル)が存在し、コンピュータ化と入力には複雑を極める。

当部は輸液類の記載は伝統的にルート別であるため、当初ルート別記載機能のコンピュータ化を実現したものの、入力が複雑で、入力後の利点も貧しく、本格的運用には使い勝手が欠けていた。以上の点を考慮したヒューマンインターフェイスの改良を行った。

結 果

〈改良後のヒューマンインターフェイス〉

研究の結果、麻酔医がIn/Outに関する仕事と類同の操作をコンピュータ内でできるようにすれば分かりやすい入力を実現すると考え、コンピュータ内に作業場(In/Out ワークベンチと命名)を設ける基本構想に到達した。この考えを実現するヒューマンインターフェイスを次に実例で紹介する。

In/Out ワークベンチ(図2 B)はメインメニュー

(図2 A)から「IN設定キー」にタッチすると起動する。In/Out ワークベンチには記入できる欄は6欄あり、チャート上の6つの欄(図4)と完全に対応している。マン-マシンインターフェイスは、この欄に直接タッチするという方法に統一した。ぬりつぶし欄はスクリーン上では点滅しており、ラクテートリングル(LR)が現在投与中であることを示している。ボトルが空になり次のボトルに付け替える操作を例にとると(図3 A)、まず、LRの点滅欄にタッチする。そうすると、コンピュータ側から”ラクテート終わり、投与量は”と、音声でたずねられるので、500、と入力確定すると、次にボトル交換時刻を音声でたずねられ、時刻入力画面に進展するので時刻を入力する。現在時であれば入力せずに確定すればよい。すると、“ビッ!”, “開始(次の同薬ボトル)・中断どちら?”, となり、開始キーにタッチすることで、次の同薬ボトルに交換して投与を継続することができる。

また、ユーザはチャートのどの欄にも、自由に、紙に書く要領で薬液を設定できる。例えば、5段目の欄に他の薬液を記載する場合(図3 B)、-----欄にタッチすると、“薬液名?”, と音声でガイドされ、“開始、時刻?” という質問を受ける。もし、ルート名を記載したい場合は、ルートの欄にタッチすると自動的に音声と表示によりルート名入力がガイドされる(図3 C)。

入力後は、入力された各薬液ごとの積算量の表示が実現され、さらに、Outの情報とも連動し、水バランス、血液バランスの表示が実現される(図2 A)。

以上の概略的なフローチャートを図5に示す。

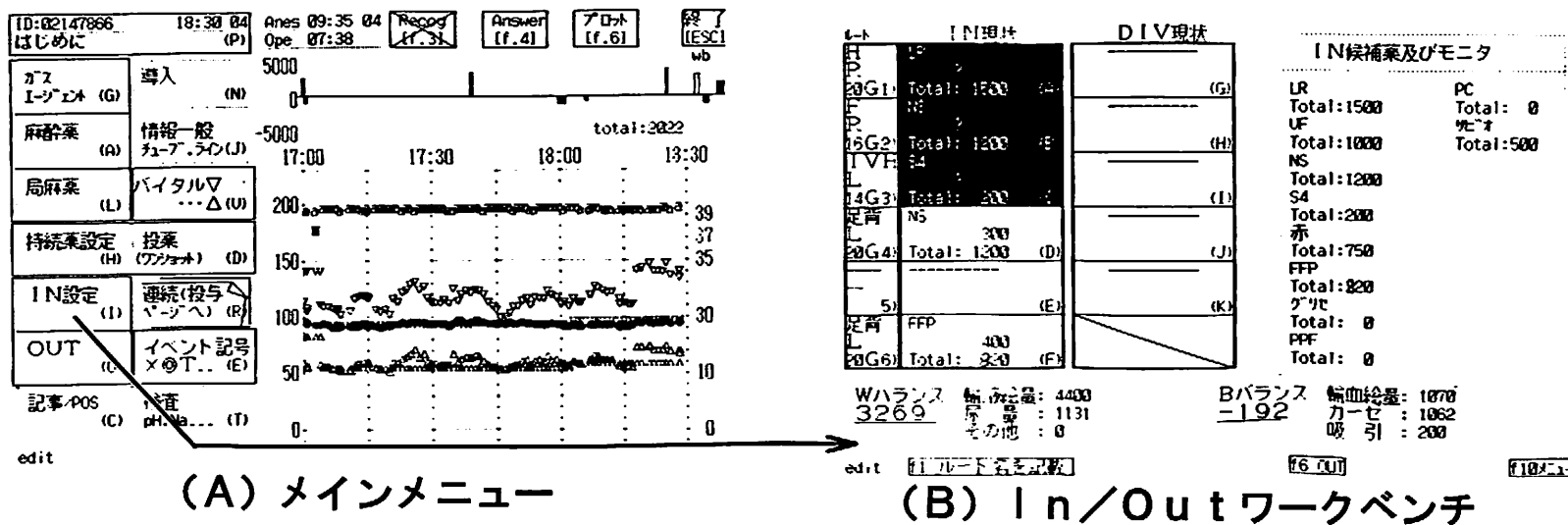


図2 メインメニュー(A)およびIn/Outワークベンチ(B)

(A) In/Outワークベンチ(説明, 本文)は「IN設定キー」にタッチすると起動。

(B) ヒューマンインターフェイス向上のため、タッチスクリーンと入力音声応答機能をそなえている。記入できる欄は6欄あり、チャート上の6つの欄(図4)と完全に対応。マン・マシンインターフェイスは、この欄に直接タッチするという方法に統一。入力された各薬液ごとの積算量の表示・Outの情報とも連動した体液バランスの表示が実現。

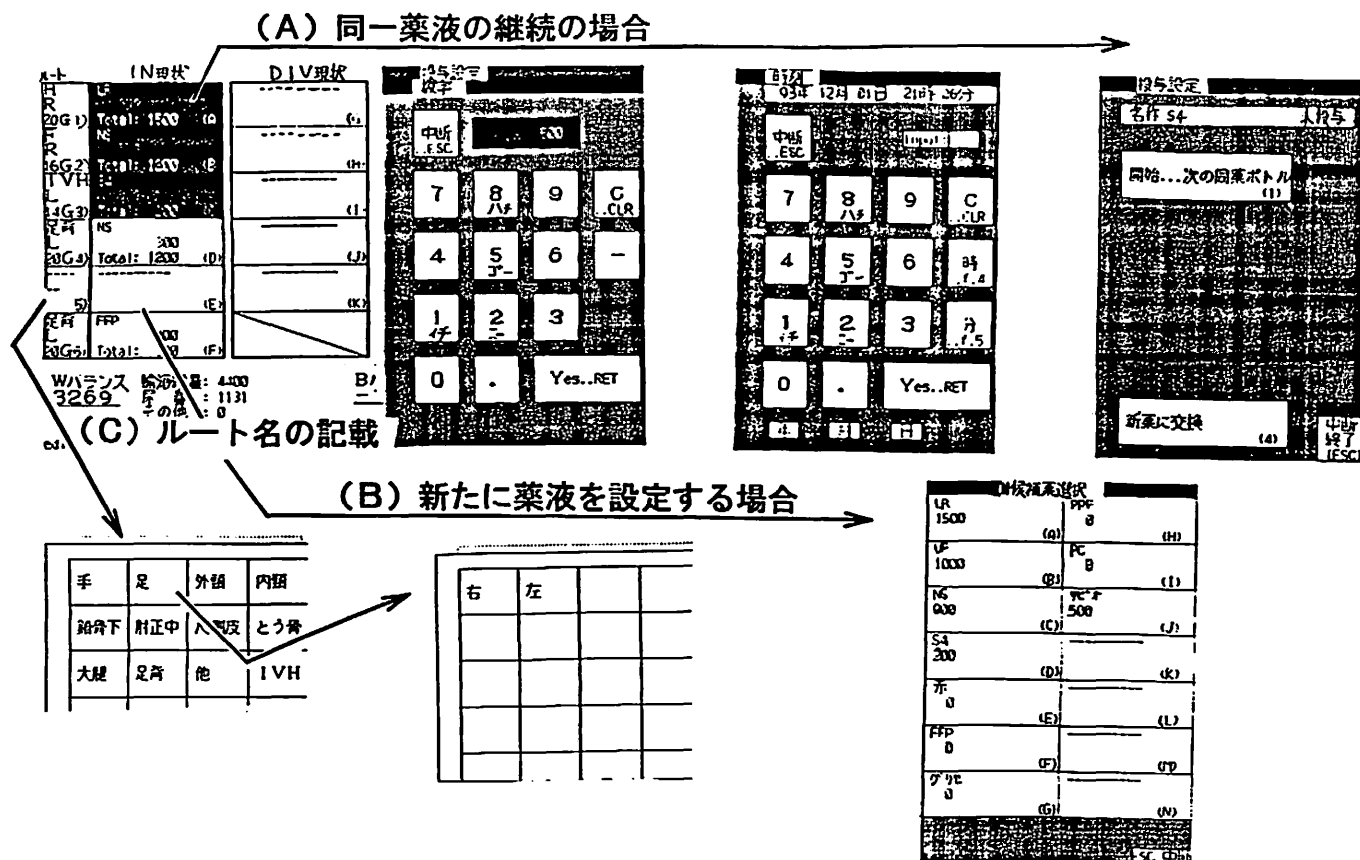


図3 同一種薬液の交換(A)および新たに薬液を設定する場合(B)のメニュー進行

(A) 全て音声でガイドされる(フローチャートは図5)

(B) チャートに対応した6つの欄に、麻酔医の自由意志に従い、紙に書く要領で記録設定操作ができる。

(C) ルート名の記載をする場合のメニュー進行

考 察

オフライン入力を工夫した結果、これまで当施設のシステムでは困難だったルート別記載が可能になった。使用した9名について調査した結果、全員が臨床でのInに関する使い勝手が向上したと答え、不満が消えた。初めて使用したユーザでも迷うことなく迅速に入力を実現でき、熟練後も、入力のための余計な集中力を要さないとの返答が得られた。

このような使い勝手が実現した理由を考えてみる。麻酔医は輸液ボトルや持続投与薬の注射器を付け替えたりする作業を行うが、①新規にボトルをぶらさげる、②付け替える、③使いそうな候補ボトルをあらかじめ準備しておく(多すぎても少なすぎてもだめ、適当数)、④すでに使用した量は整理して数えておく、⑤関連するOutの情報も整理して頭に入れておきたい、といった作業内容になると思われる。①～③までの3つの作業と類同なオブジェクト操作に徹する入力法にした点や音声によるガイドなどが、ヒューマンインターフェイスの飛躍的な向上に役立ったと思われる。また、④、⑤は体液バランスの表示に関するものであり、導入メリットの部分と考えられ、麻酔医の精神労働を軽減したと思われる。今後さらに、①～③までの機能のアイコン化表現を行えば、さらに視覚的に分かりやすくなるであろう。しかし、使い勝手の向上はアイコン化では変わらない。また、現状のオフライン入力は十分快適であるが、輸液・輸注ポンプなどの自動入力に関しては、このIn/Outワークベンチを拡張すれば可能になるものと思われる。

時 刻									
1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12									
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
21	22	23	24	25	26	27	28	29	30
31	32	33	34	35	36	37	38	39	40
41	42	43	44	45	46	47	48	49	50
51	52	53	54	55	56	57	58	59	60
61	62	63	64	65	66	67	68	69	70
71	72	73	74	75	76	77	78	79	80
81	82	83	84	85	86	87	88	89	90
91	92	93	94	95	96	97	98	99	100
101	102	103	104	105	106	107	108	109	110
111	112	113	114	115	116	117	118	119	120
121	122	123	124	125	126	127	128	129	130
131	132	133	134	135	136	137	138	139	140
141	142	143	144	145	146	147	148	149	150
151	152	153	154	155	156	157	158	159	160
161	162	163	164	165	166	167	168	169	170
171	172	173	174	175	176	177	178	179	180
181	182	183	184	185	186	187	188	189	190
191	192	193	194	195	196	197	198	199	200
201	202	203	204	205	206	207	208	209	210
211	212	213	214	215	216	217	218	219	220
221	222	223	224	225	226	227	228	229	230
231	232	233	234	235	236	237	238	239	240
241	242	243	244	245	246	247	248	249	250
251	252	253	254	255	256	257	258	259	260
261	262	263	264	265	266	267	268	269	270
271	272	273	274	275	276	277	278	279	280
281	282	283	284	285	286	287	288	289	290
291	292	293	294	295	296	297	298	299	300
301	302	303	304	305	306	307	308	309	310
311	312	313	314	315	316	317	318	319	320
321	322	323	324	325	326	327	328	329	330
331	332	333	334	335	336	337	338	339	340
341	342	343	344	345	346	347	348	349	350
351	352	353	354	355	356	357	358	359	360
361	362	363	364	365	366	367	368	369	370
371	372	373	374	375	376	377	378	379	380
381	382	383	384	385	386	387	388	389	390
391	392	393	394	395	396	397	398	399	400
401	402	403	404	405	406	407	408	409	410
411	412	413	414	415	416	417	418	419	420
421	422	423	424	425	426	427	428	429	430
431	432	433	434	435	436	437	438	439	440
441	442	443	444	445	446	447	448	449	450
451	452	453	454	455	456	457	458	459	460
461	462	463	464	465	466	467	468	469	470
471	472	473	474	475	476	477	478	479	480
481	482	483	484	485	486	487	488	489	490
491	492	493	494	495	496	497	498	499	500
501	502	503	504	505	506	507	508	509	510
511	512	513	514	515	516	517	518	519	520
521	522	523	524	525	526	527	528	529	530
531	532	533	534	535	536	537	538	539	540
541	542	543	544	545	546	547	548	549	550
551	552	553	554	555	556	557	558	559	560
561	562	563	564	565	566	567	568	569	570
571	572	573	574	575	576	577	578	579	580
581	582	583	584	585	586	587	588	589	590
591	592	593	594	595	596	597	598	599	600
601	602	603	604	605	606	607	608	609	610
611	612	613	614	615	616	617	618	619	620
621	622	623	624	625	626	627	628	629	630
631	632	633	634	635	636	637	638	639	640
641	642	643	644	645	646	647	648	649	650
651	652	653	654	655	656	657	658	659	660
661	662	663	664	665	666	667	668	669	670
671	672	673	674	675	676	677	678	679	680
681	682	683	684	685	686	687	688	689	690
691	692	693	694	695	696	697	698	699	700
701	702	703	704	705	706	707	708	709	710
711	712	713	714	715	716	717	718	719	720
721	722	723	724	725	726	727	728	729	730
731	732	733	734	735	736	737	738	739	740
741	742	743	744	745	746	747	748	749	750
751	752	753	754	755	756	757	758	759	760
761	762	763	764	765	766	767	768	769	770
771	772	773	774	775	776	777	778	779	780
781	782	783	784	785	786	787	788	789	790
791	792	793	794	795	796	797	798	799	800
801	802	803	804	805	806	807	808	809	810
811	812	813	814	815	816	817	818	819	820
821	822	823	824	825	826	827	828	829	830
831	832	833	834	835	836	837	838	839	840
841	842	843	844	845	846	847	848	849	850
851	852	853	854	855	856	857	858	859	860
861	862	863	864	865	866	867	868	869	870
871	872	873	874	875	876	877	878	879	880
881	882	883	884	885	886	887	888	889	890
891	892	893	894	895	896	897	898	899	900
901	902	903	904	905	906	907	908	909	910
911	912	913	914	915	916	917	918	919	920
921	922	923	924	925	926	927	928	929	930
931	932	933	934	935	936	937	938	939	940
941	942	943	944	945	946	947	948	949	950
951	952	953	954	955	956	957	958	959	960
961	962	963	964	965	966	967	968	969	970
971	972	973	974	975	976	977	978	979	980
981	982	983	984	985	986	987	988	989	990
991	992	993	994	995	996	997	998	999	1000

図4 In/Outに関するチャート記載例
X-Yプロット上に記載されたもの

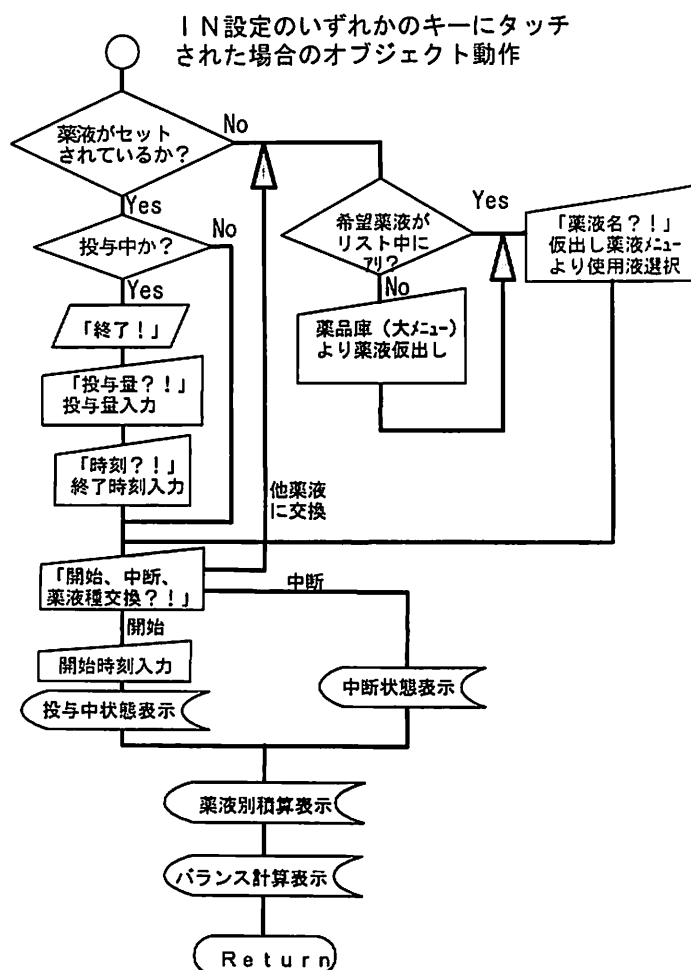


図5 入力に関する概略的フローチャート

おわりに

著者らは麻酔記録装置VOCAARの現場導入の段階で遭遇したIn/Outのオフライン入力に関する入力の障壁を、In/Outワークベンチをプログラム内に設け、麻酔医がIn/Outに関して臨床現場で行う操作と類同なヒューマンインターフェイスを実現し、それぞれの動作に音声応答を組み合わせることにより克服した。この結果、ここ10年来の多くの研究者らの課題と夢であった麻酔記録の自動化は、当施設で快適に実働しており、今後の見直しを経てのち、さらに一般化することを

確信した。

参考文献

- 1) 三条芳光, 池田和之: 音声認識によるヒューマンインターフェイスは麻酔自動記録に使えるか? 麻酔 38: S386, 1989
- 2) 三条芳光, 池田和之, 今村博明, ほか: 音声認識応答麻酔記録装置第2報: 入力用具のヒューマンインターフェイス. 麻酔 40: S316, 1991
- 3) 三条芳光, 中島玲子, 池田和之, 一条大作: 自動麻酔記録装置第3報: マルチ入力録手段による汎用ヒューマンインターフェイスの新提案, 麻酔 42: S386, 1993.
- 4) 中島玲子, 三条芳光, 池田和之, 一条大作: 麻酔自動記録装置における日本語コメント入力法の検討.

日臨麻学誌 13(5): 405, 1993.

ABSTRACT

Off-line Human Interface to Describe the Information of Fluid Infusion on AAR with Voice Guidance and Touch Screen Input

Yoshimitsu SANJO*, Reiko NAKAJIMA*,
Kazuyuki IKEDA* and Daisaku ICHIJO**

Our developed VOCAAR (Voice Oriented Command Automated Anesthesia Record keeper) has featured with multiple user interfaces of voice recognition, voice answering, touch screen and key board input. And it was installed on clinical stage for the test since September in 1993. However a man-machine interface of off-line input method of an infusion drugs and bloods needed more improving for a good user's acceptance. Since almost of anesthesiologists in Japan were using a complicated charting method for the fluid infusion traditionally. They describe names of i.v. access and sizes of needles, and follow drug names and given volume with informa-

tion of its starting times. And some times, several names of infusion drugs appear in a same line. After some trials and errors, we made the interface which intensely accepted by user, named In/Out work bench routine applicable to our and Japanese traditional charting methods. The routine was programmed to simulate anesthetist's behaviors of giving infusion drugs and bloods in the operating room. This was designed with use of touch screen input guided by voice response of computer. As the results, 9 of 9 anesthesiologists were satisfied with this improving. Since then we was being able to use the VOCAAR in every day's practices. We conclude that three technique are important, which consists of objective input methods, voice guidance and merit of calculated information regarding fluid's input and output category.

Key words: voice recognition, voice answer, touch screen, automated anesthesia record, fluid intake

**Department of Anesthesiology and Intensive Care,
Hamamatsu University School of Medicine*

***NEC Sanei, Co., LTD., Tokyo*

看護記録プログラム

財津昭憲* 鮎川勝彦** 古賀 格*
梅津浩章*** 河野智幸*** 谷口健司***

はじめに

近年、重症患者の治療には多数の輸液ポンプが使用されている。患者監視モニタの発達で患者の循環状態の反応を詳細に捕捉できるようになった。そこでわれわれは輸液ポンプ監視プログラムを開発し、患者に対して行った治療という刺激を正確に捕捉することで、患者に対する刺激と反応との正確な時間的対応が取れるようにした。しかし、この開発で判明したことは、看護記録によるポンプ情報よりは時間的に正確であるが、患者の病態を把握するには全くの情報不足であるということであった。輸液ポンプによる治療が治療の全てではなく、また、監視モニタに現れたものが患者の反応の全てではないからである。残念ながら、輸液ポンプの記録と監視モニタの記録だけでは患者に何が起こったのか全く分からない。患者の意識の有無とそのレベル、表情や体動、定期的な体位交換、輸液ポンプを使用しない薬物の投与や注入、他科の医師の往診記録、胸部レントゲン所見など看護記録の文字情報の重要性を再確認した。看護記録という伝統的筆記の手法で残されている輸液ポンプを使わなかった治療情報や監視モニタには現れない上記の種々の情報を総合してやっと全体像がつかめるのである。すなわち、看護記録の電子化なしには重症患者治療記録の完成はない。そこで、われわれの現在行っている患者看護

記録を電子化するソフトプログラムを開発し、問題点を探ってみた。

看護記録プログラムの概要

コンピュータは NEC PC9801NA (Memory 16MB, Hard disk 120MB) で、オペレーティングシステムに OS/2 + Presentation Manager 1.21B を用いて、輸液ポンプ監視プログラムに追加して、看護記録プログラムを作成した。

コンピュータの電源を ON すれば、輸液ポンプ監視プログラムが自動的に立ち上がり、輸液ポンプの活動監視を始める。看護記録ソフトプログラムを走らせるには、画面左上隅の患者名領域がボタンスイッチになっており、ダブルクリックすると看護記録選択ウィンドウ(図1)が開く。看護記録プログラムと輸液ポンプ活動監視プログラムは同時に走っており、看護記録プログラムを走らせても、裏側でポンプの監視は問題なく続いている。

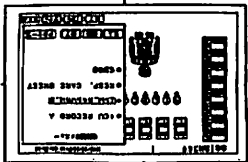
看護記録選択ウィンドウには、ICU RECORD A 用紙(日集計)、ICU RECORD B 用紙(時間集計)、RESP. CARE SHEET(人工呼吸器設定値、血液ガス、一般検血、電解質、血糖、ほか臨床検査成績)4つのメニューボタンと、記入(データを手入力でハードディスクへ書き込む)、印刷(ハードディスクのデータを定型書式での印刷)、FDセーブ(ハードディスクデータのフロッピーディスクへ書き込み)、および、終了(輸液ポンプ監視画面へ)の4つ命令ボタンがある。目的の仕事メニュー

*九州大学医学部附属病院救急部

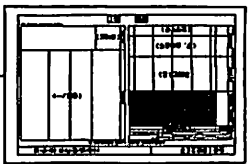
**九州大学医学部附属病院集中治療部

***JAL データ通信

看護記録選択ウインドウ

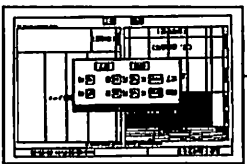


記入



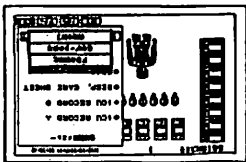
(各欄は画面左上をクリックすることにより移動する。)

印刷

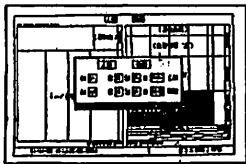


看護記録の補助機能
(各ボタンをクリック)

FDe-J

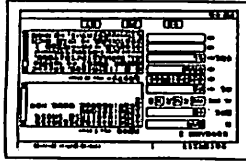


印刷

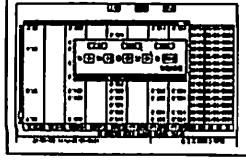
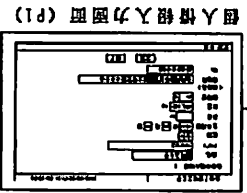


⬅ A

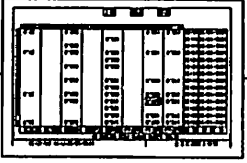
印刷処理画面



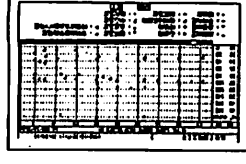
次頁



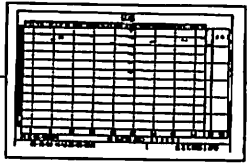
年月日エディット



バーコード入力



切替



薬剤入力票

項目(空)
エディット

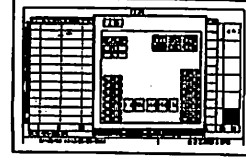


図 1-1 看護記録のフローチャート

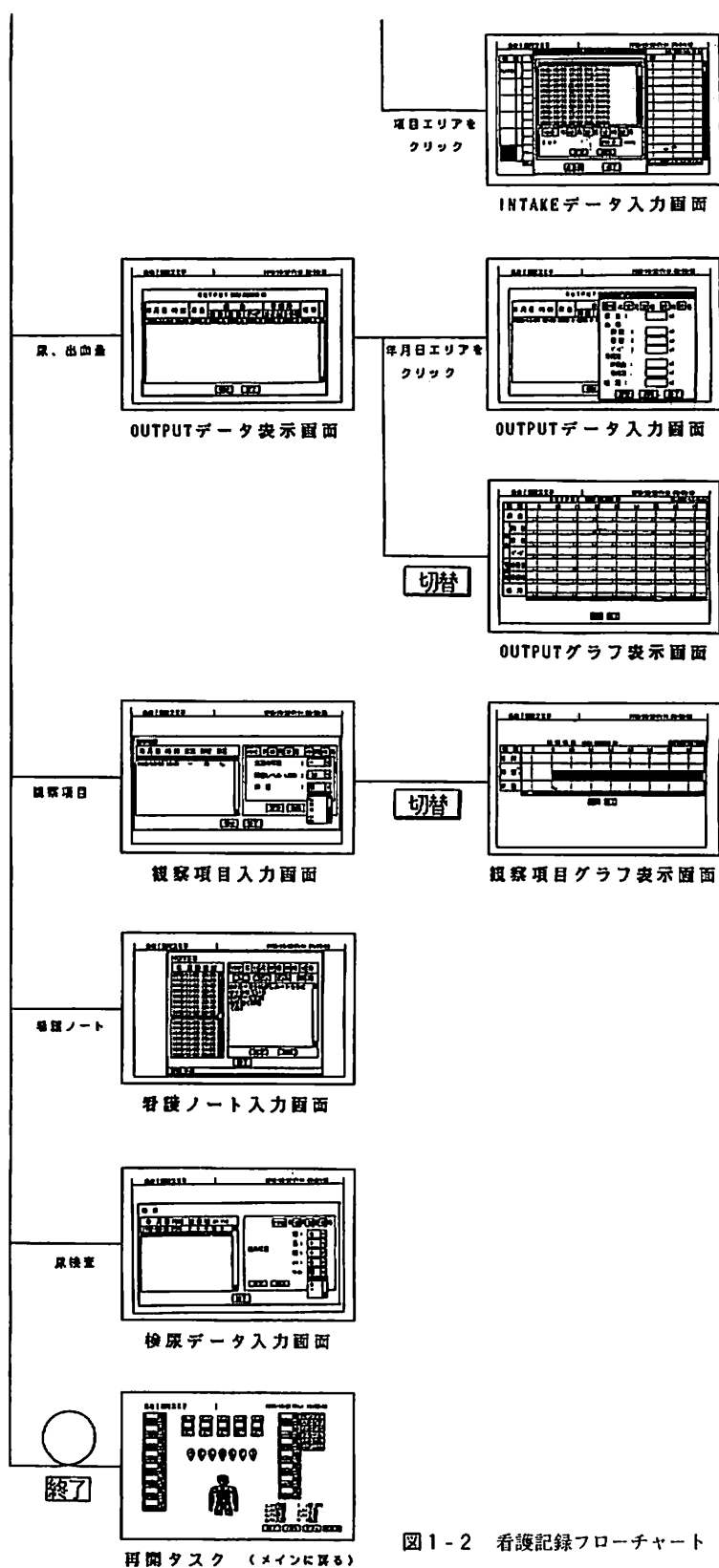


図1-2 看護記録フローチャート (続き)

から選び、命令するという方式である。看護記録の全ての原簿となるICU RECORD Bを選択し、記入ボタンを選択すると看護記録メイン画面(図1)がフルサイズで開く。

A. 看護記録メイン・ルーチン・プログラム

看護記録メイン画面には、個人情報(患者属性と治療サマリー)、バイタルサイン(血圧、脈拍、全呼吸数、強制換気回数、体温、末梢血酸素飽和度 SpO_2 、呼気終末二酸化炭素分圧 $ETCO_2$)、薬剤注入量(輸液と薬液投与量：輸液ポンプ作動トレンド表示、および、ワンショット手動注入薬剤投与量の表示と書き込み)、尿出血量等(体液排出量：尿量、出血量、胃腸液、唾液)、観察項目(意識の有無、意識レベル、体位)、看護ノート(患者情報の数値化、および、定型化できないテキストデータ)、尿検査(潜血、糖、蛋白、pH、ケトン体)、印刷(ハードディスクデータのICU RECORD Bの定型書式での印刷)、終了(輸液ポンプ監視画面へ)の9つのサブプログラムへの命令ボタンがある。各命令ボタンをダブルクリックすれば、それぞれに対応したサブルーチンプログラムが走る。

B. 看護記録サブルーチン・プログラム

1) 印刷サブプログラム(図1-1)：印刷ボタンを押せば、印刷処理画面が現れる。開始日時と終了日時を打ち込み、印刷ボタンを押せば、A4判縦型9時間フォーマット(1看護単位時間=8時間)で印刷される(図2)。1枚目はバイタルサインと薬剤投与量、2枚目は薬剤投与量の残りと尿出血等、および、観察項目、3枚目は看護ノートと尿検査のデータである。終了ボタンを押せば、看護記録メインメニュー画面に戻る。

2) 個人情報サブプログラム(図1-1)：フルサイズで2画面を持つ。個人情報ボタンを押せば、個人情報入力第1画面が開く。患者個人の氏名、

性別、生年月日、身長、体重、血液型、住所、電話などの属性をキー入力で記入する。次頁ボタンを押せば、個人情報入力第2画面が開く。科名、主治医名、入室年月日、病名、手術名、特記事項、治療サマリーのテキストデータをキー入力する。両画面の訂正や追加は上書きすれば修正できる。情報入力が終われば、登録ボタンを押し、ハードディスクに書き込む。次頁ボタンと前頁ボタンで第1画面と第2画面の切り替えを行う。終了ボタンを押せば、看護記録メインメニュー画面へ戻る。

3) バイタルサイン・サブプログラム(図1-1)：フルサイズのバイタルサイン入力画面とグラフ表示画面の2画面と8分の1サイズの日付登録画面の合計3画面持っている。バイタルサインボタンを押せば、第1画面のバイタルサイン入力画面が開く。年月日エリアをクリックすれば、クリック時点の日時を持って日付登録画面が現れる。必要な修正を加えて、バイタルサインの計測日時を登録すると日付登録画面が消えて、登録した年月日と時間の行がバイタルサイン入力画面に書き込まれる。収縮期血圧、拡張期血圧、平均血圧、脈拍数、心拍数、呼吸回数、強制換気回数、腋窩温度、直腸温度、食道温度、血液温度、趾尖温度、末梢血酸素飽和度、呼気終末炭酸ガス分圧の各欄にデータを打ち込む。データの入力ミスは重ね書きで訂正できる。打ち込んだデータが蒸発しないように、登録ボタンをクリックして、ハードディスクに書き込む。計測日時の入力ミスは、その行の年月日をダブルクリックで日付登録画面を呼び出し、削除ボタンをクリックすると、その行が削除されたバイタルサイン入力画面に戻る。日付登録画面の終了ボタンはバイタルサイン入力画面への強制復帰ボタンである。バイタルサイン入力画面で切り替えボタンをクリックすると、後に指定されたパラメータの組合せでグラフ表

[illegible]

画面に切り替わる。グラフ表示されるのはパラメータ名が濃く強調表示されているパラメータだけである。パラメータ名をクリックするたびに表示と非表示に切り替わる。バイタルサイン入力画面、および、グラフ表示画面の終了ボタンは看護記録メインメニュー画面に戻る。

4) 薬剤注入サブプログラム(図1-1、2): 薬剤注入量ボタンを押せば、フルサイズの第1画面のインテークグラフ表示画面が開く。最後に設定された項目の組み合わせで表示される。同時に6つ薬剤表示が可能である。ポンプ、もしくは、空の項目エリアをクリックすると、表示項目撰択画面となる。表示させたいポンプ、または、ワンショット手動投与のIV、IM注射の項目を選び、終了ボタンを押すと、インテークグラフ表示画面に戻り、新たな組み合わせのグラフ表示をする。ポンプによる薬剤投与のデータは全て輸液ポンプ監視プログラムで自動取り込みされたものだけを使用するので、このソフトからは入力やデータの変更はできない。ポンプ以外の項目が既入力された項目エリアをクリックすると、オープンした時間を持ってインテークデータ入力画面になる。入力日時とデータを打ち込み、登録ボタンを押せば、データ表示窓に日時とデータが一行書き込まれる。入力ミスは、登録前ならば重ね書きで、登録後ならデータ表示窓のデータを撰択して削除ボタンを押す。入力が終了すれば、終了ボタンを押すと、インテークグラフ表示画面に戻り、新たなグラフを表示する。また、この項目をグラフから消したい場合は非表示ボタンを押せば、この項目が消去されたインテークグラフ表示画面に戻る。インテーク表示画面で終了ボタンを押せば、看護記録メインメニュー画面に戻る。

5) 尿出血量等サブプログラム(図1-2): 尿、出血量等ボタンを押せば、第1画面はフルサイズのアウトプットデータ表示画面が開く。そこで、

年月日エリアをクリックすると、現在の日時を持ってハーフサイズのアウトプットデータ入力画面が現れる。必要なら日時の修正を加え、尿量、出血量(胸腔ドレーン、腹腔ドレーン、ガーゼ)、胃腸液(糞便量、胃腸液)、唾液のそれぞれの項目に入力する。記入ミスは重ね書きで訂正できる。設定ボタンを押すとハードディスクにデータの書き込みをして、新たなデータを加えたアウトプットデータ表示画面に戻る。アウトプット表示画面で記入ミスを見つけたら、その行の年月日をクリックしてアウトプットデータ入力画面に入り、項目の訂正をする。重複記入などで必要のない場合は削除ボタンを押してデータをハードディスクから削除する。ハードディスクに変更を加えたくない場合は終了ボタンを押して、アウトプットデータ表示画面に戻る。アウトプットデータ表示画面で切り替えボタンを押すと、数値表示されたアウトプットグラフ表示画面になる。アウトプットデータ表示画面、および、アウトプットグラフ表示画面で終了ボタンを押せば、看護記録メインメニュー画面に戻る。

6) 観察項目サブプログラム(図1-2): 観察項目ボタンを押せば、フルサイズの観察項目入力画面ウィンドウが開く。画面左半分は観察データ表示画面で、右半分は入力画面である。入力画面には現時刻がすでに自動入力されており、訂正の必要がなければ、観察項目の記入に入る。観察項目は意識の有無、意識レベル(JCS表記)、体位で、その記入法はデータを揃えるためにマウスによりプルダウンメニュー式にデータを選択する方法である。記入を終えたら設定ボタンを押せば、ハードディスクに書き込まれ、新たにデータを加えて観察項目表示画面に表示される。表示画面に登録されているデータを訂正したり、削除する時には、そのデータ行の年月日時刻をクリックして反転表示させると、入力画面にデータが取り込まれる。

そこで訂正の場合はデータを書き換えて設定ボタンを押す。削除したいデータであれば、削除ボタンを押す。ハードディスクの書き換えが行われて、書き換えられた観察項目表示画面となる。切り替えボタンを押せば、第2画面の観察項目グラフ表示画面がフルサイズで開き、意識の有無、意識レベルが帯グラフで表示され、体位変換は記号で表示される。終了ボタンを押せば、看護記録メインメニュー画面に戻る。

7) 看護ノート・サブプログラム(図1-2): 看護ノートボタンを押せば、フルサイズの看護ノート画面が開く。左半分は年月日時刻表示画面で、右半分がテキストデータ入力表示画面である。入力画面の年月日時刻欄にはウィンドウオープン日時がすでに入力されている。訂正の必要がなければ、看護記録ノートの打ち込みをする。この画面の中ではワープロ同様にマウスを使用して、カット、コピー、ペーストを可能とした。設定ボタンを押せば、その日時で看護ノートのテキストデータをハードディスクに書き込み、年月日時刻表示画面に新たに一行追加される。既入力の日時を読み、訂正したり、削除するには、年月日時刻表示画面の目的の時刻行をクリックして選択すると、入力画面にデータが表示される。看護記録ノートを読み、訂正や書き込みをして設定ボタンを押せばハードディスクが書き直される。削除したければ、削除ボタンを押せば、ハードディスクからそのテキストデータは消去される。終了ボタンを押せば、看護記録メインメニュー画面に戻る。

8) 尿検査サブプログラム(図1-2): 尿検査ボタンを押せば、フルサイズの尿検査データ入力画面ウィンドウが開く。画面の左半分は検尿データ表示画面で、右半分は検尿データ入力画面である。入力画面の年月日時刻欄にはすでにウィンドウオープン時の日時が入力されている。訂正がなけれ

ば、各項目のデータをプルダウンメニュー方式で入力する。設定ボタンを押せば、そのデータがハードディスクに書き込まれ、表示画面に新しく1行追加されて表示される。表示データの訂正や削除は、修正したいデータ行をクリックで選択し、入力画面に表示させる。そこで各項目のデータに上書きで修正を加え、設定ボタンを押せば、ハードディスクが書き換えられる。削除ボタンを押せば、その選択されたデータはハードディスクから消去される。終了ボタンを押せば、看護記録メインメニュー画面に戻る。

9) 終了サブプログラム(図1-2): 終了ボタンを押せば、メインプログラムの輸液ポンプ監視画面に戻る。

方 法

このコンピュータを術後患者の輸液ポンプ監視に装着し、連続使用7日間で輸液ポンプ監視のデータで120MBのハードディスクが満杯になった。その看護記録部分を後から手書きの看護記録原本どおりにデータを入力して、問題点を洗い直してみた。

結果と考察

輸液ポンプ監視メイン画面から看護記録メインメニュー画面に入るには、マウスで3カ所で1回ずつ、合計3回のクリック操作を必要とした。このソフトは素人が使いやすいように、マウスでボタンをクリックする方式を多用している。それぞれのウィンドウが開くのにそれほど時間を要さなかったもので、マウスで位置決めをする操作回数が多くなるとかえって煩わしかった。キーボード操作に慣れた人のためには、ショートカット命令やキー入力命令との併用をすべきであることを痛感した。

個人情報入力では、第1画面と第2画面の切り

替えに若干の待ち時間がある。第1画面は1度書き込めば再三開く必要がない。しかし、第2画面は医師にとって治療経過の書き込みや治療サマリーを完成させるために頻繁に開くので、独立したサブルーチンにした方がよい。医師ノートを加えて電子カルテにするべきである。

バイタルサイン入力は広いワークシートに書き込む方式にしたのは拙かった。バイタルサイン入力画面はテーブル表示画面として、日付登録画面をデータ入力画面にした方が入力しやすい。グラフへの切り替えも十分に実用速度である。しかし、最も古いデータから表示するのは拙かった。現在時刻を画面右端に表し、過去にさかのぼる表示方法が望ましい。時間軸も看護治療単位8時間間隔を基準に考えたが、測定間隔が1時間ごとなので見栄えが良くなり、変化が見えにくい。基本を24時間単位にして、倍数で伸縮自在な時間軸にすべきであった。

薬剤注入量は入力やグラフ表示の出来映えそのものは良い。しかし、蓄積データが多すぎて描画に時間がかかりすぎる。しかも、項目選びやスクロールのたびに、全部を書き直すので、臨床医の我慢の限界を超えて失敗であった。単なる帯グラフの集積なので、もっと早く表示できる表示方法を考案する必要がある。

尿、出血量等は表示や入力は満足のいく出来であったが、グラフ表示は見づらく、表現方法に工夫が必要である。

観察項目はまずまずの出来である。体位の種類が多いので、入力方法の工夫が必要である。グラフ表示は24時間を基準として、現在から過去にさかのぼる形式で表示すべきである。時間軸が伸縮自在になるのが好ましい。

看護ノートの入力で、日本語のテキストデータ入力の難しさを痛感させられた。われわれの日常臨床現場では英語、日本語、略語が無秩序に使用

され、それらを表記するには漢字、ひらがな、カタカナ、英大文字(ABC)と英小文字(abc)、数字の全角文字(1 2 3)や半角文字(123)をごちゃ混ぜに使用する必要がある。よほど使い込まれた辞書をもった文字変換装置(FEP=Front End Processor)が必要である。また、後から情報を分析しやすいように、テキストデータは日時だけのひとまとめではなく、意識、循環、呼吸、注射などの小項目に分類して収納すべきことに気付いた。しかし、この入力作業は大変な仕事で、たとえ看護婦のキーボード・アレルギーがなくなっても、筆記に勝る入力法が考案されるか、看護婦にこの仕事量に勝るメリットが付加されるまで普及しない可能性が高い。

尿検査は入力、表記ともまずまずである。

印刷は非常に整然と綺麗にプリントされるのは良かった。しかし、A4用紙は今までの半分の広さで、1日分の用紙2枚が9枚に増え、紙も倍以上の厚さなので、かえって保管場所をとることが判明した。

残念ながらOS/2 + Presentation Manager 1.21Bのオペレーティングシステムのエラーと思われる停止が2度あった。まだまだ未熟なOSを使用するには、このような停止を考慮したソフトプログラムを作る必要がある。

まとめ

集中治療室における重症患者の治療記録を完全コンピュータ化する目的でプログラムを作成してきた。前回までは、①輸液ポンプの監視(ポンプ活動状況、輸液速度、ルート、薬剤名)、②ポンプによる注入輸液量(水分、電解質、栄養量)と薬剤投与量の自動計算とグラフ化、③定期投与薬剤(抗生剤、抗潰瘍剤など)のプログラム自動投与化、④医師記録(患者サマリー)のプログラムを完成させた^{1) 2)}。これでポンプによる輸液や薬剤

注入のような自動収集できる治療データをコンピュータに自動収集させ、そのデータをグラフ化させることで病態の変化を理解しやすくなった。しかし、患者の顔色や表情、意識レベルなどは文字情報である看護記録として記載されている。そこで、今回、患者監視の看護記録プログラムを試作した。輸液ポンプ監視プログラムを使用した過去の患者看護記録を打ち込み、プログラムのバグや問題点を検討した。スピードの点以外に、OSそのものにもバグがあり、難しいものがあることも分かってきた。看護記録の電子化には解決すべき問題は多々あるものの、一応は臨床現場での使用

が可能であり、看護記録や医師カルテの電子化のめどは立ったと結論できる。しかし、この電子化には今後は現場入力の手間が最大の問題で、これに勝るメリットの創造が急務である。

参考文献

- 1) 財津昭憲, 相原啓二, 久米盛夫, ほか: 輸液ポンプ監視装置, 麻酔・集中治療とテクノロジー 1992. 盛生倫子ほか編. 東京, 克誠堂出版, 1992, pp93-7
- 2) 財津昭憲, 相原啓二, 久米盛夫, ほか: 輸液ロボット(試作2号機), 麻酔・集中治療とテクノロジー 1993. 本多夏生ほか編. 東京, 克誠堂出版, 1993, pp146-52

豊川市民病院における手術室システム — 2年間の運用経験 —

加藤 忠**
柴田和男*

久世 明*
高橋睦治*

中村正夫* 辻村美枝子*
角岡秀彦*

はじめに

本院では日本電気のACOS3400モデル10をホストコンピュータとした、総合医療情報システムの一つとして手術室システムを1991年7月より稼働させており、その概要については昨年の本学会で報告した¹⁾。1993年1月より、病名・術名コードマスタを再整備し、いくつかの改良を試みたので、その経緯について報告する。

システム運用状況

本院の総合医療情報システムは、まずサブシステムを各部署で独自に設計し、「運用を開始すれば何とかなる」という楽観的見通しであらかじめ稼働開始日時を設定し運用が開始された。そのた

めシステムの全体像の把握が困難で、手術室システムも院内での十分な合意のもとに運用が開始されたわけではないが、運用開始後の数度の改善と、データの蓄積とともに運用が軌道に乗ってきた。また、従来時間的制約から手術部内では患者情報が十分得られなかったが、オーダーリングシステムを介した臨床検査システムとの連携で患者の状態を正確にかつ迅速に手術部内で知ることができるようになった。

現在手術室システムでの日常業務は表1に示すように、週間手術予定表、翌日手術予定表、手術台帳および看護管理日誌の作成を手術部で行い、月間科別・病棟別・麻酔別・年齢別手術件数、月間科別手術台帳、月間科別病名・術名一覧表は情報管理室で作成している。また、情報管理室では手術台帳の中の必要なデータを依頼に応じてMS-DOSに変換し、フロッピーディスクで配布している。

当初はデータの蓄積が少なく有効な統計処理ができなかったが、情報管理室でさまざまな統計処理を行い、手術室の効率的な運用に役立つようになってきた。表2に示したものはその一例で、4時以降の手術室運用状況を手術室運営委員会などで提示することにより、手術部職員の時間外勤務時間が減少してきている。

表1 システムでの日常業務

1. 手術部
(1) 週間手術予定表
(2) 翌日手術予定表
(3) 手術台帳
(4) 看護管理日誌
2. 情報管理室
(1) 月間科別・病棟別・麻酔別・年齢別手術件数
(2) 月間科別手術台帳
(3) 月間科別病名・術名一覧表
(4) データのMS-DOSへの変換

* 豊川市民病院手術部情報管理室

** 藤田保健衛生大学医学部麻酔学教室

表2 1993年4月から9月までの16時以降の手術室運用状況

科 名	入 室 時 刻		延 長 手 術		不明	計			合計
	定例	緊急	定例	緊急		定例	緊急	不明	
内 科	0	0	0	1	0	5	3	0	8
外 科	1	34	59	24	0	257	93	0	350
整 形 外 科	3	3	53	2	0	127	13	0	140
形 成 外 科	0	3	21	1	0	81	6	0	87
脳神経外科	0	8	14	10	0	28	44	0	72
小 児 外 科	3	8	12	7	0	49	20	0	69
泌 尿 器 科	1	0	9	1	0	48	2	0	50
産 婦 人 科	4	13	17	9	0	47	32	0	79
眼 科	0	0	0	0	0	80	6	0	86
耳鼻咽喉科	1	0	18	0	0	48	0	0	48
歯・口外科	0	1	21	0	0	33	1	0	34
合 計	13	70	224	55	0	803	220	0	1023

入室時刻の欄は患者搬入が16時以降であった件数。延長手術の欄は16時に患者が手術室から退室件数。

不明の欄は定例か緊急か不明の時。計の欄は16時以降に手術室に入室中の件数。

作成日 1993/10/28 1頁

対象日 1993/4/1～1993/9/30

週間予定表作成は当初金曜日の午前中に申込締切後作成していたが、1993年度より土曜日が隔週休みとなったのを機会に木曜日午前中に申し込みを締め切って作成している。調整に手間取り、作成が翌日になることも時々ある。

病名・術名コードマスタ

当初は昨年報告したように、病名・術名コードマスタは医事会計用のものをそのまま流用し、適宜ワープロで訂正していたので正確な手術台帳の作成や手術集計に多くの労力を必要とした。1年間のデータの蓄積(手術例2,114件)に基づき、東大中央手術部のコードマスタを参考にして²⁾、新たに病名・術名コードマスタを作成した。

当初は全科にわたるコードマスタの作成を試みたが、本院のような中規模病院(定床483)でも各科の特殊性が主張され、科別のコードマスタにせ

ざるをえなかった。細かなコード作成を希望する科や、おおまかなコードで作成した後にワープロで訂正を希望する科などがあり、その結果同一の病名・術名で処理が可能と思われるものでも異なるコードとなる例もみられる。この病名・術名マスタコードの作成には約半年を要した。当初は入力に不慣れもみられたが、新マスタコードは定着してきている。しかし、1年間だけのデータからだけではなお抜けている病名・術名があり、そのつど情報管理室でマスタコードの整備、更新が続けられている。外科を例にとれば当初病名447件、術名437件であったが現在は病名464件、術名455件に増加している。このマスタコードの整備により手術部や情報管理室職員の代行入力の減少が期待されたが、図1に示すように代行入力率はいまだ減少していない。しかし、代行入力の手間は減少した。

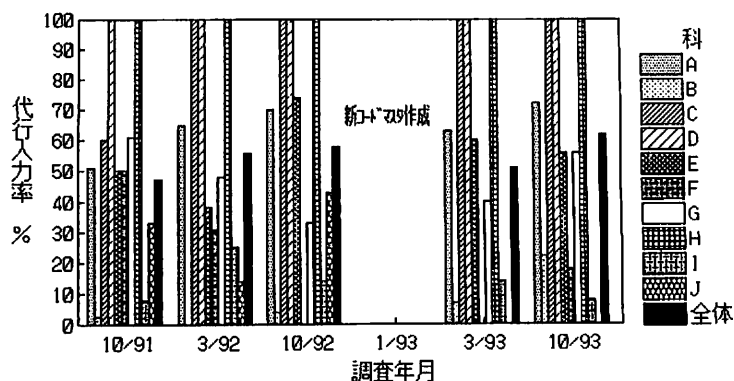


図 代行入力率の推移

手術件数は各調査期間左より191, 183, 192, 161, 188件である。また科別表示は5件以上の手術が調査年月で4回以上あった科を示した。全体の代行入力率は50%前後である。科別の代行入力率は協力的な科は当初より代行入力率が低く、非協力的な所は新たなコードマスタ作成後も代行入力率が高い傾向を示している。

医事会計システムとの連携のため、診療報酬請求のための術式マスタと学術術名に整合性をもつように再整備を計っているが、現時点ではこのマスタコードでは十分でなく今後の課題となっている。

将来への展望

昨年報告したように、手術の予約は現在なお手書き伝票を手術部に提出してもらい、手術部で入力する伝票集中入力方式であるが、この入力には多くの労力を必要とするので、外来にも端末機が導入される本年度末を目標に各端末から入力できるように整備中である。また、前述したように他システムとの連携はまだ不十分でこの点もさらに整備を必要としている。さらに、ホストコンピュータ稼動時間が、平日午前8時より午後8時、土曜日午前8時より午後15時、休日は稼動なしの状態であり、夜間や休日の延長・緊急手術では発生源入力が不可能でありその点も整備を必要としている。

まとめ

運用当初は不慣れやデータの蓄積が少なくその有用性に疑問ももたれ、また、入力に時間がかかるなどの不満があったが、現在ではその有用性がしだいに認識されるようになり、入力時間も数度のシステム改善で短縮した。ただし、本システムは操作や病名・術名コードは本院独自のものであり、関連病院間での汎用性に乏しく、数年で転勤する医師には不満が見られる。

稿を終えるにあたり御校閲を賜った藤田保健衛生大学医学部麻酔科新井豊久教授に深謝する。

参考文献

- 1) 加藤忠, 久世明, 中村正夫, ほか: 豊川市民病院における手術室システム—手術予定表の作成・手術台帳管理など、麻酔・集中治療とテクノロジー—1993. 本多夏生ほか編. 東京, 克誠堂出版1993, pp90-3
- 2) 釘宮豊城, 関野健三郎, 中野信広, ほか: 手術申込における疾患名および手術術式のコード化について. 手術部医学13: 187-9, 1992

ABSTRACT

Usage of a Computerized Surgical Information
Support System at Toyokawa City Hospital,
a Medium-sized Community Hospital

Tadashi KATO**, Akira KUZE*,
Masao NAKAMURA*, Mieko TSUJIMURA*,
Kazuo SHIBATA*, Mutsuji TAKAHASHI*
and Hidehiko TSUNOOKA*

Since July 1991, a computerized system of surgical information support has been employed as part of the total hospital information network at Toyokawa City Hospital, a medium-sized community hospital. The process of development was reported at the last meeting. The system encompasses four subsystems and those involving the surgical center include an operating room control, a register of operations, and a staff duty schedule. Statistics regarding operations are managed in the division of medical information. Data are also con-

verted into MS-DOS in the division of medical information. Since the coding masters for names of diseases and operative procedures had not been thoroughly developed, new coding masters to simplify daily data input was developed from 2,114 cases in the register of operations. The daily data input is easily performed using the new coding master. However, since the new coding master is new to our hospital, about half of doctors have not yet utilized it. We anticipate the development of a universal coding master for names of diseases and operating procedures.

Key words: computerization, surgical information, coding master for names of diseases and operating procedures

**Surgical Center and Division of Medical Information,
Toyokawa City Hospital*

***Department of Anesthesiology, Fujita Health
University School of Medicine*

手術室の稼働率 一人、器械など一

山崎陽之介* 金子ゆき子* 杵淵嘉夫*
 滝口 守* 山本道雄* 渡辺一平**

はじめに

手術件数が増えただけではなく手術の大型化、長時間化が慢性となり、麻酔科、手術室のマンパワーにかかる負担が飛躍的に増大していると言わ

れて久しい。手術時間そのものを短縮することは一実には根本的にはそれしかないにもかかわらず非常に難しい。それでは手術の周辺に、どこか、無駄を省いて仕事がもう少し楽にならないかと、現状分析を試みた。

術中経過の看護記録のコピーから、一つの手術に必要な準備作業に入るところから、患者の入室、麻酔導入、手術の開始、終了、退室、後片付けまでの所要時間を取り出し、dBaseのデータファイルから必要な数字だけをAsciiにして、Basicで作図することにした。

平成5年1月から3月までの約2,000例の入力を終えたときの、そのうち、点検修正を完全にし終えた約800例について、実際の手術時間の前後にどれだけ時間をかけているかを検討した(表、図1)。

表 手術時間の内訳	
	平均±標準偏差
① 準備	36.6±15.2分
② 導入	38.7±18.0分
③ 術中	127.5±110.1分
④ 覚 醒	31.8±17.8分
⑤ 片付け	102.2±157.7分
②～④: 麻酔時間 (在室)	198.0±127.3分
①～⑤: 総時間	374.9±263.9分

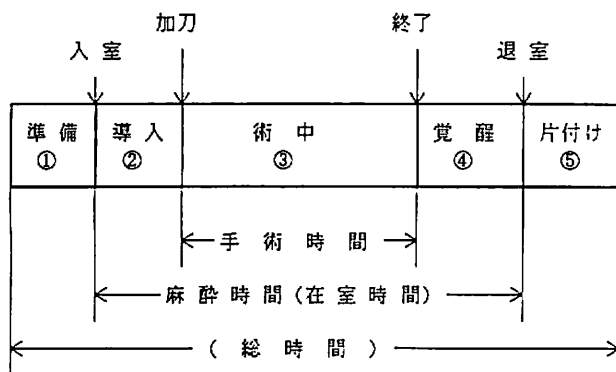


図1 手術時間の定義

*東海大学医学部麻酔科学教室

**同 地域保健学部門

手術室看護婦の始業点検と後片付け

その症例を担当する看護婦2名一組で、患者入室までに、平均36分を準備作業に費やしている。手術の大型化につれて、顕微鏡や、内視鏡、超音波破碎装置などをはじめ、使われる器械が飛躍的に増えてきて、それを漏れなく準備するだけでも時間がかかる。手術終了時の点検、員数合わせもより厳密に、正確にと要求されてきている(図2)。

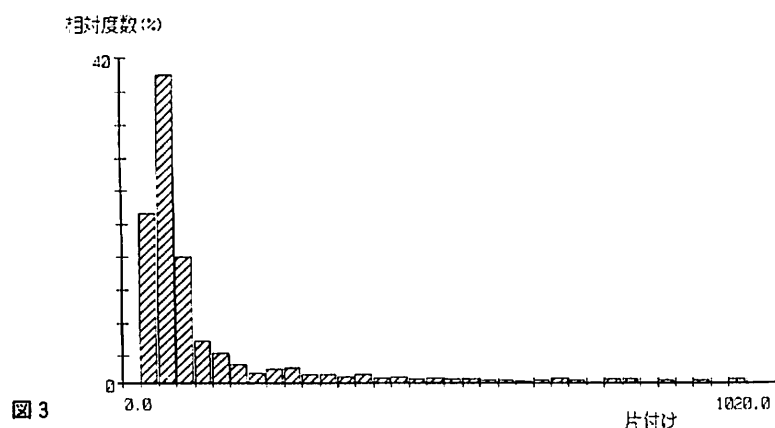
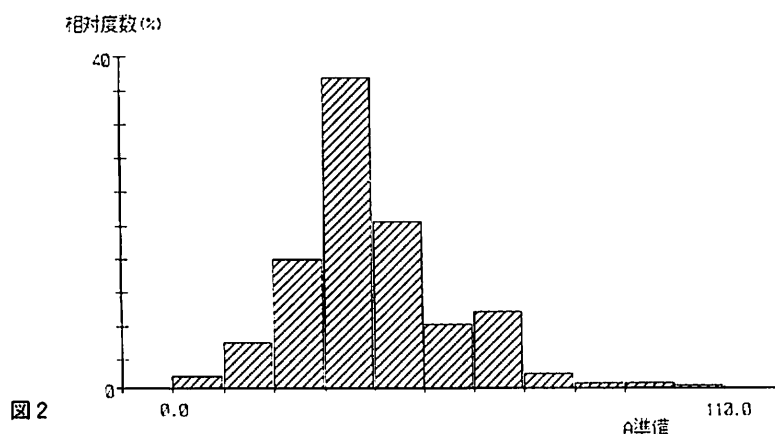
後片付けはさらに102分となっている(これには、夕方から夜間の緊急手術にそのまま移行して、片付けが後まわしになった場合も含むので実際よりも長くなったのかもしれない)(図3)。

手術時間の周辺の刈り込みを考えるなら、これ

らの作業を分解して、個々の作業課程をそれぞれ専門グループに任せるほうが能率的であろうが、現状は症例ごとに担当を決め、その看護婦が準備、手洗いまたは外回り、さらに患者の搬入、搬出から、観察、記録、病棟看護婦との申し送りまでを一つのまとまった仕事として一貫してやるのが正しいとされている。

伝統、習慣が一つ一つ検討されることなしに、仕事量が膨大なものになってきたのに、そのまま守るべきものと盲目的に受け継がれている。

手術周辺の時間を刈り込むには手術器械の消毒、洗浄、再生を含めて、物の管理を事務系の人手や、納入業者に分担させるとか、複雑な器械については、人工心肺や血液透析で行われているよ



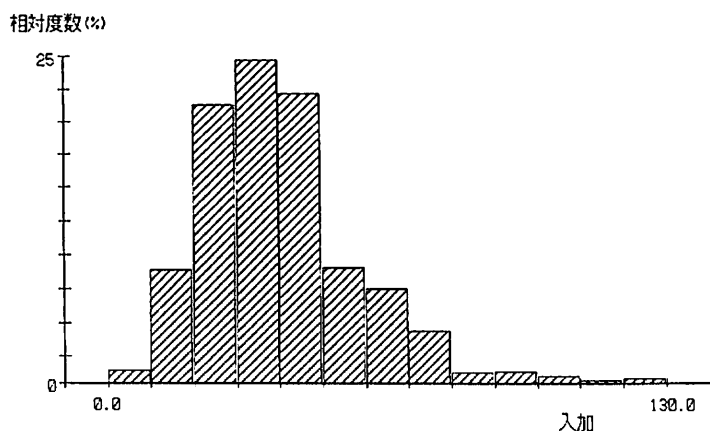


図 4

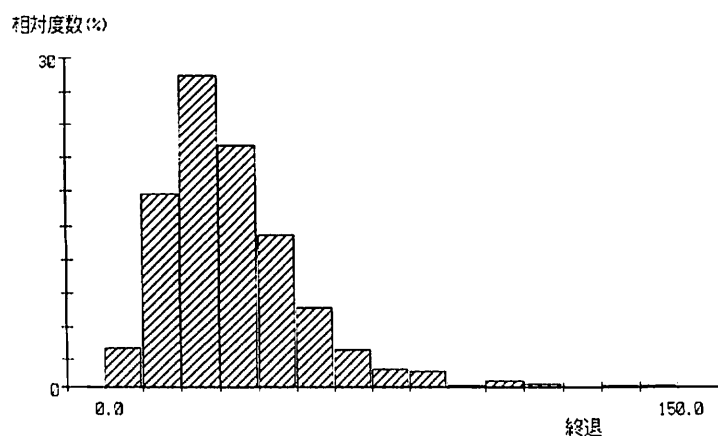


図 5

うに、操作、点検、整備を専門に担当する技術者を手術室のチームに加えれば、かなり改善する。

麻酔の導入と覚醒

入室から手術開始までは、ほぼ麻酔導入に必要な時間を表している(図4)。実際に手術が始まるまでに30分以上かかるものが多いのは、SG カテーテルのように侵襲的モニタを必要とする症例や、体位変換、牽引手術台の場合などではやむをえないこともあるが、特に問題のない症例でも教育病院としての性格から、漫然と余計なモニタを使ったり、無駄に時間をかけているところもある。以前の調査で、新人研修の負担を持たない市中病院や、個人病院では、この半分から3分の1の時

間で手術が始められることが分かっている。

手術終了から退室までの時間は主に麻酔から覚醒し、病室に直接帰室できる状態に至るまでの経過時間、その他、胸腹部レントゲン検査の必要ある時の所要時間を表す(図5)。これは本来麻酔後回復室、ないしPACUが正常に機能していれば当然手術室の使用時間には入らないもので、術後看護に必要な看護力が確保されれば、手術室をもっと早くに空けることができる。

現状の問題点を指摘し、改善の方向を指し示すことはたやすいが、実現に向かって動きだすことは容易でない。習慣と惰性を改めることは最も難しく、特に今までやってきたことが正しいと観念的に思い込んでいる時には、非常に困難である。

5. ネットワーク

救急車搬送患者のバイタルサイン無線伝送システムの開発と問題点

鮎川勝彦* 財津昭憲** 古賀 格** 柴 晃清***

はじめに

1992年4月救急救命士法が制定され、医師の指示に基づく救急救命士の処置が拡大された。病院に待機している医師が救命士に処置を指示するためには救急車搬送患者のバイタルサインを病院に伝送するシステムが必要となった。われわれは、心電図だけでなく指尖脈波も送れるシステムを開発し、その有用性を昨年の本学会で発表した¹⁾。福岡市では1992年7月より1年5ヵ月弱、高規格救急車およびバイタルサイン伝送システムを運用し、DOA(dead on arrival)22症例が当院救急部に搬送された。使用上の問題点と解決策について報告する。

バイタルサイン無線伝送システムの概要と特徴

システムの概要を説明する。高規格救急車搬送患者のバイタルサインを患者モニター Propaq102 (日本電気三栄)でモニタし、パーソナルコンピュータ NEC 9801NS/Eに取り込み、NTTモデムでデジタル・データをアナログ・データに変換し、自動車電話101型でNTTの電話回線を介して病院の電話回線に送る。このデータはNTTモデム

で再びデジタル・データに変換され、パーソナルコンピュータ NEC 9801DAに取り込まれ、九州大学医学部附属病院の救急外来、集中治療部、医員室の3ヵ所にあるディスプレイに描出される(図1)¹⁾。

システムの特徴としては、心電図だけでなく指尖脈波を伝送する点が重要で、そのほか次の点が挙げられる。

- 1) 2,400 baudの伝送速度で2波形(心電図、指尖脈波)と6つのデータ(心拍数、SpO₂：動脈血酸素飽和度、最高血圧、最低血圧、平均血圧、体温)を伝送する。
- 2) 搬送用モニター、パーソナル・コンピュータ、モデム、自動車電話を使用して、ほぼリアルタイムに救急車搬送患者のバイタルサインを伝送できる。
- 3) 伝送されたデータは5秒ごとにコンピュータに取り込まれ、テーブル表示される。後でトレンドグラフ表示もできる。
- 4) 切り替えて救急救命士と通話が可能である。

結 果

高規格救急車によるDOA搬送患者のバイタルサイン無線伝送システム稼働状況は表に示す通りである(図2)。

*九州大学医学部附属病院集中治療部

**九州大学医学部附属病院救急部

***日本電気三栄株式会社救命救急課

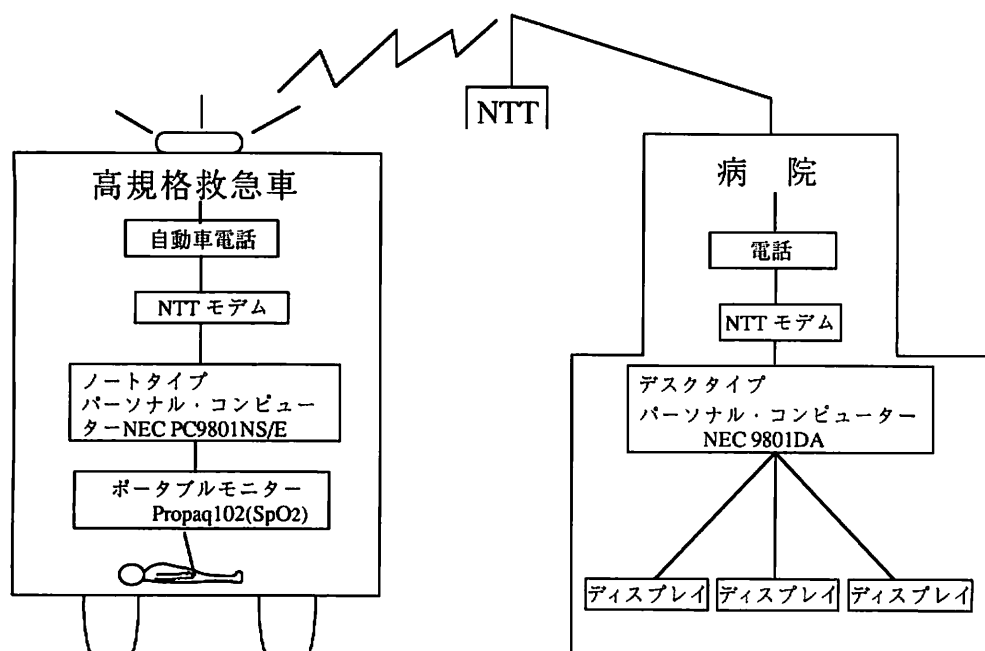


図1 高規格救急車搬送患者のバイタルサイン無線伝送システム

表 高規格救急車によるDOA患者搬送時のバイタルサイン無線伝送システム稼働状況（1992年7月～1993年11月現在）

搬送総数：22件
バイタルサイン伝送のみ：2件
通話のみ：5件
バイタルサイン伝送と通話：15件
バイタルサイン確認後指示が与えられたもの：5件
バイタルサイン伝送後通話が中断したもの：4件
通話の後バイタルサインを伝送したもの：6件

1992年7月から本年11月現在DOA搬送患者件数は22件であり、2件はバイタルサイン伝送のみ、5件は通話のみであった。残り15件はバイタルサイン伝送および、通話がなされたが、4件は通話が中断し、6件は通話後バイタルサイン伝送が行われていた。結局、バイタルサイン確認後通話ができ指示が与えられたものは5件(22.7%)のみであった。そこでもう1台携帯電話を使い、2回線でテストしたところ、データ伝送および通話がスムーズに行えた(図3)。

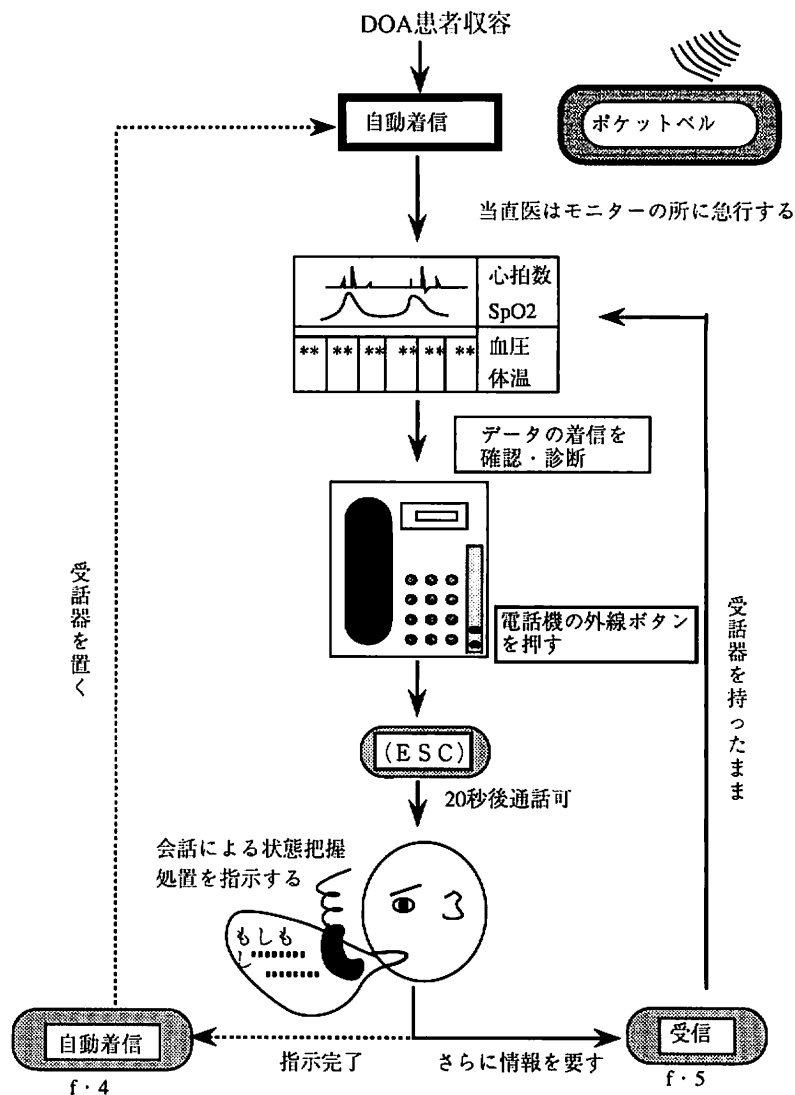
考 察

システム(図2)がうまく稼働しない理由としては、

- (1) データ伝送と通話の切り替えに当直医が不慣れで誤操作する。
- (2) 救命士が誤操作する。
- (3) 当直医と救命士のシステム操作のタイミングがずれてしまう。
- (4) 機器の故障

図2 1 電話回線使用時の当直医の対応

救急車に患者が収容された後、病院に待機している当直医のポケットベルが鳴らされる。Propaq 102でモニタした患者のバイタルサインが自動的にディスプレイに表示される。当直医は、これを確認後電話機の外線ボタンとキーボードのESCボタンを押す。20秒後に救命士との会話が可能となる。さらにデータが必要であればf・5(受信)ボタンを押す。指示完了であればf・4(自動着信)ボタンを押し、次の患者に備える。1回線使用のため、データ伝送と通話を切り替えねばならない。



(5) 搬送中の短い時間にしては操作が煩雑で処置が優先されてしまう。

が挙げられる。これはデータ伝送と通話の切り替えという操作をなくしてしまえば解決する問題である。現行のNTTの2,400 baudの伝送速度ではこれらの情報量と通話を同時に行うことは無理で、どうしても高音域が聞き取りにくくなってしまふ。1回線で無理であれば、2回線使用すれば簡単に解決するという発想で、もう1台携帯電話を使って模擬テストを行った(図3)。2回線だと切り替えミスがないため、伝送および通話がスム

ーズにいった。携帯電話ではヘッドホーンに接続できないため、実際は自動車電話を2台使用する準備をしている。

SpO₂および指尖脈波の伝送は自己心拍のある救急搬送患者の動脈血酸素化や末梢循環および心電図(ECG)の信頼性を評価する意味で非常に有用である。橈骨動脈で観血的に動脈圧をモニタしていて、最高血圧が30mmHg前後でも血圧に同期して指尖脈波が取れることがある。CPRの場合の指尖脈波も末梢循環を反映している場合があるかもしれない。しかし一般的には過大評価につなが

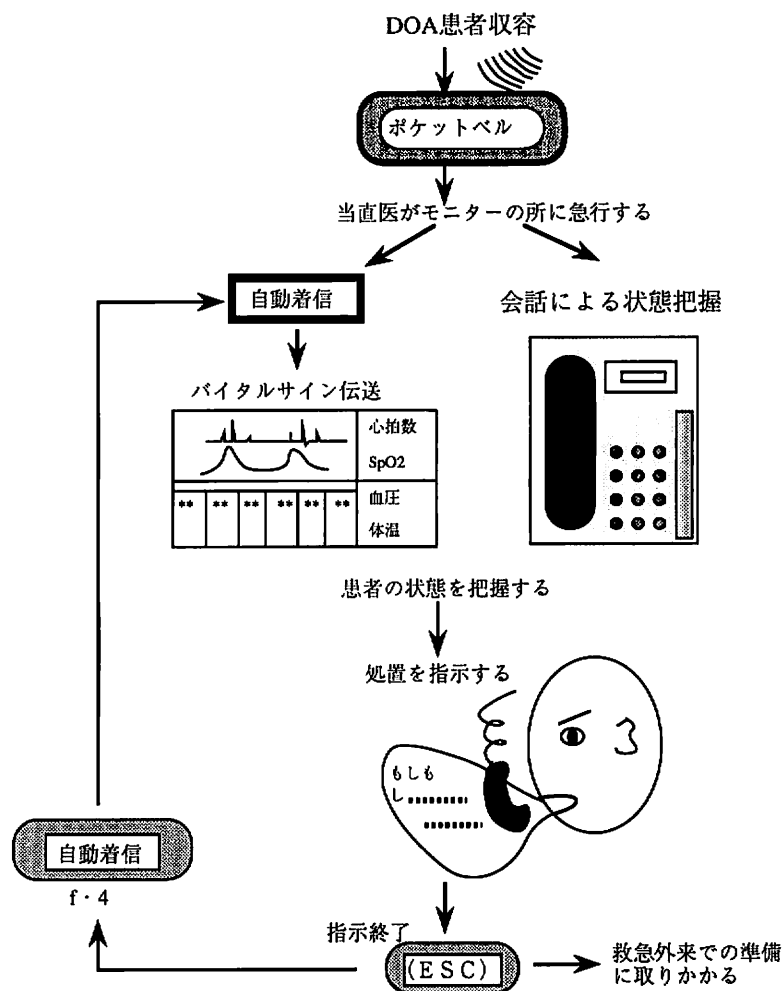


図3 2 電話回線使用時の当直医の対応

救急患者のバイタルサイン伝送と同時に救命士と会話できるため、状態の把握がしやすく、かつ伝送および通話ミスが起こりにくい。

ることが多いようである。救急車上でCPRしながら搬送してくる患者の指尖脈波が心電図と同期して描出されることがある。末梢循環が保たれているCPR有効例かと思っているとアシドーシスも強く薬剤にも全く反応しないケースのことがよくある。蒲原らが指摘する通り、血流が全くないCPRのモデル人形でも一定のリズムで心マッサージを行うと、振動を増幅しSpO₂ばかりか、指尖脈波まで心マッサージに同期して出現することがある²⁾。これもセンサに振動が伝わらないよう

に、コードを腕から浮かすなどの工夫をすれば出現頻度は減るようではあるが、一般的には指尖脈波を心停止中の患者の心マッサージの有効性の評価には使いにくい。それよりは呼気の二酸化炭素分圧をモニタした方が確実だと思われる。本システムにも近々ETCO₂モニタが加わる予定である。

結 論

救急車搬送患者のバイタルサイン無線伝送シス

テムを1年4ヵ月あまり使用し、データ伝送と通話の切り替えは短時間の搬送時間にしては繁雑でうまくいかないことが多かった。そこで電話回線を2回線使用し、データ伝送と通話を同時に行うと、救急車搬送患者の状態評価と救命士への指示が容易に行えた。

参考文献

- 1) 鮎川勝彦, 財津昭憲, 相原啓二, ほか: 高規格救急車搬送患者のバイタルサイン無線伝送システムの開発, 麻酔・集中治療とテクノロジー1993. 本多夏生ほか編. 東京, 克誠堂出版, 1993, pp26-30
- 2) 蒲原隆, 佐藤陽二, 山口均, ほか: パルスオキシメータ過信への警告—CPR実施中 SpO_2 は SaO_2 を反映しない—, 日本救急医学会雑誌4(5): 569, 1993

ABSTRACT

The Use of 2 Telephonic Lines Ensures the Smooth Transmission of Monitoring Data From Prehospital Patients and the Precise Instructions to the Paramedic

Katsuhiko AYUKAWA*, Akinori ZAITSU**,
Itaru KOGA*** and Kosei SHIBA***

We reported our development of real time telephonic transmission of monitoring data of a prehospital patient using a portable telephone, a Note PC(PC9801NS/E) and a patient monitor (Propaq 102) last year. Our system is characteristic with the transmission of 2 waves (electrocardiograph and plethysmograph) and digital data (heart rate, SpO_2 , blood pressure and body temperature). We have to switch the line to a telephone to communicate with ambulance. Since July 1st, 1992, 22 DOA(dead on arrival) patients have been carried to our hospital by this system. In only 5 cases(22%), perfect transmission of data and enough instruction by a doctor have been performed. To dissolve this problem, we planned and tried to use two telephone lines, one line for transmission of data, and another for instructions. In the result, we can make the smooth transfer of data of prehospital patients and the communication with a paramedic.

Key words: DOA, ambulance, paramedic, telephonic transmission, plethysmograph

*Intensive Care Unit, Kyusyu University Hospital

**Emergency Service, Kyusyu University Hospital

***NEC San-ei Instruments, Ltd

MS-Windows上にて動作する麻酔中央監視システムの作成

北澤 実^{*, **}

金子義郎^{*}

石津泰彦^{*}

小林裕子^{*}

佐野博美^{*}

白鳥倫治^{*}

はじめに

以前作成したNEC9800シリーズ上で動作する麻酔中央監視システム(4チャンネル)¹⁾は、画面の解像度が640×400という制約の中で作成されたアプリケーションであったため、一つの画面に同時に表示できる項目が限られていた。そこで、Microsoft社製MS-Windows3.1上で動作するアプリケーションとすることによって、解像度の改善と、操作の簡便性を得ることを目的に、麻酔中央監視システム(4チャンネル)を自作した。

方 法

プログラムの記述は、Visual Basic 2.0J for Windows(Microsoft社製)を使用した。コンピュータは、IBM社製PC/ATおよびその互換機(以下DOS/Vマシン)を動作対象とした。麻酔モニタは、DATEX社製のCardiicapとUltimaを対象としているが、通信プロトコルが同じものであれば多少の変更によって他機種への対応も可能である。プログラム自体MS-Windows3.1(Microsoft社製)がインストールされている全てのコンピュータで動作するが、入力拡張ボードに機種依存性があるためにDOS/Vマシンでのみで利用できる。

結果および考察

作成されたアプリケーションのハードコピーを図1～図8に示した。

NEC9800シリーズは、DOS上では640×400までの解像度でしか表示できない。MS-Windows 3.1上であれば高解像度を得る方法もあるが、現時点では一般的とはいえない。したがって、一画面上の情報量では4室同時表示をした際、各部屋の麻酔モニタより取り込まれた項目を、同時には全てを表示することはできなかった。一方、DOS/VマシンはMS-Windows3.1を用いると、その内蔵されているグラフィックボードの性能に応じて高解像度を得ることができる。今回は、解像度をMS-Windows上で1024×768とした。これによって、一つの画面に表示できる情報量は飛躍的に向上し、必要とされるほとんどの項目は、画面の切り替えを行うことなく、同時に表示できるようになった(図2)。

MS-Windows上で動作させることの利益は、操作性の面でも大きい。つまり、MS-Windowsはその基本的な操作法を習得していれば、個々のアプリケーションごとに特徴はあるものの、マウスによるコマンドの選択操作によって簡単に使用することができる。したがって、DOS上で動作するアプリケーションのように、単にプログラマの好みによる操作法の習得のために、時間をかける必要がないということである。

アラーム設定画面(図5)では、項目ごとに異な

* 日本大学医学部麻酔科学教室

** 日本大学医学部法医学教室

るが、上限値、下限値を各部屋ごとに設定することができる。設定された範囲に値が入った場合、コンピュータの警報音が鳴るとともに、その部屋の該当する項目の値を示す数字が赤く変化して、視覚的にも異常を訴える。さらに黄色表示の設定(図6)がされていれば、警報が鳴り数字が赤に変化する前に、該当する項目の数字が黄色くなり注意を促す。

今回はMS-Windowsのヘルプファイルの機能を利用して電子ブックを試作して組み込んだ。これによってセントラルの動作中でも、研修医や学生が麻酔科に必要とされる情報の利用ができるよ

うになった(図7および図8)²⁾。

結 語

MS-Windows 3.1上にて動作する、4室同時表示の麻酔集中監視システムを作成した。これによって非常に簡単に監視システムの利用ができた。

謝 辞

プログラミングにあたって、麻酔モニタの情報を提供して頂いた株式会社IMIの三森、伊藤両氏、および日本大学医学部法医学教室押田教授、松村先生に感謝致します。

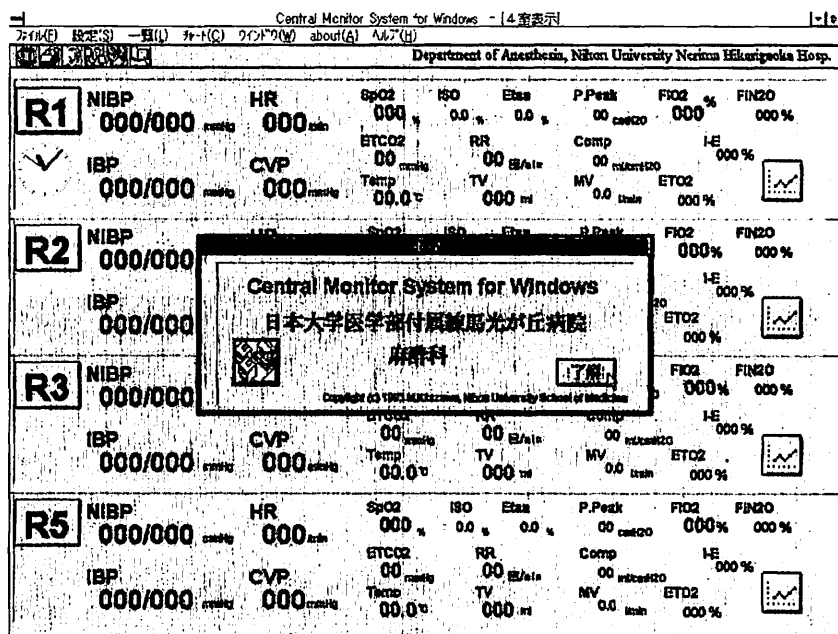


図1 開始画面

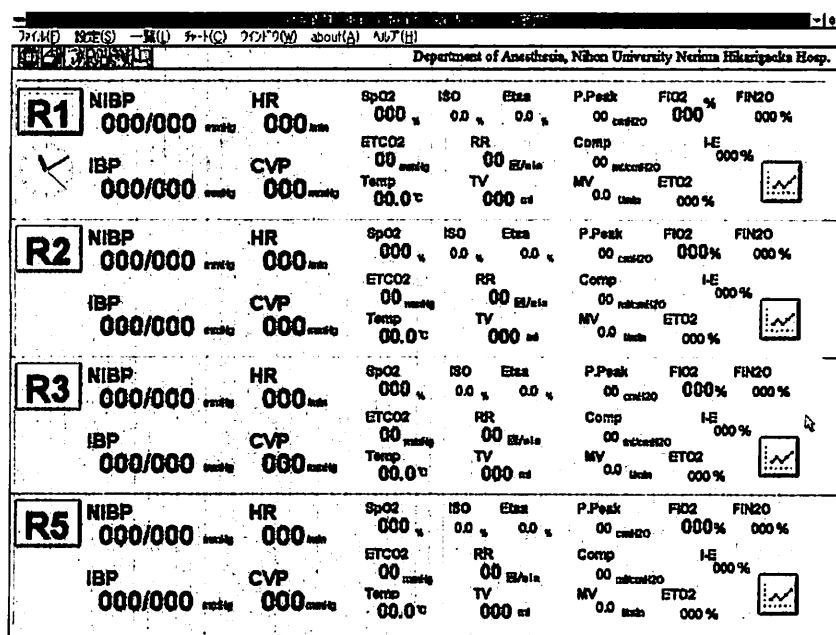


図2 全室表示画面

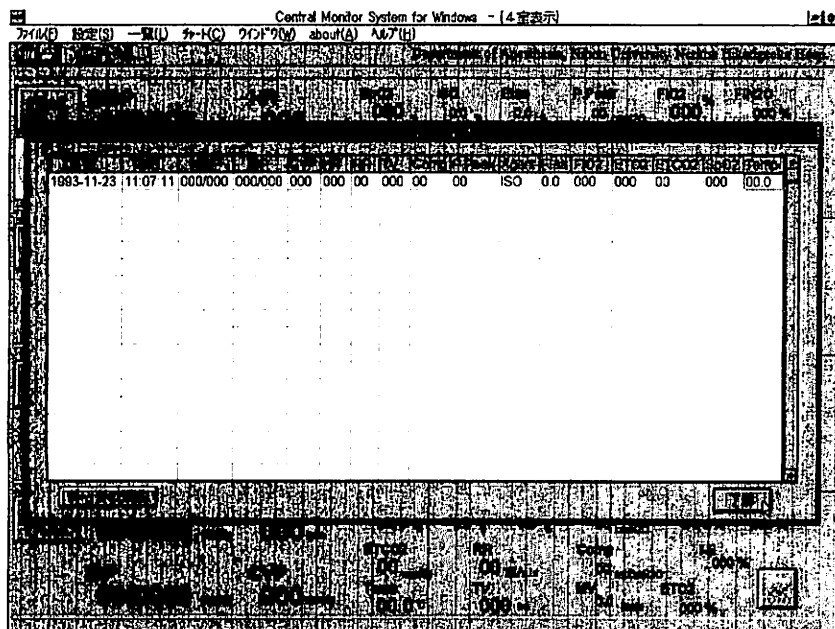


図3 一覧表示画面(手術室1番)

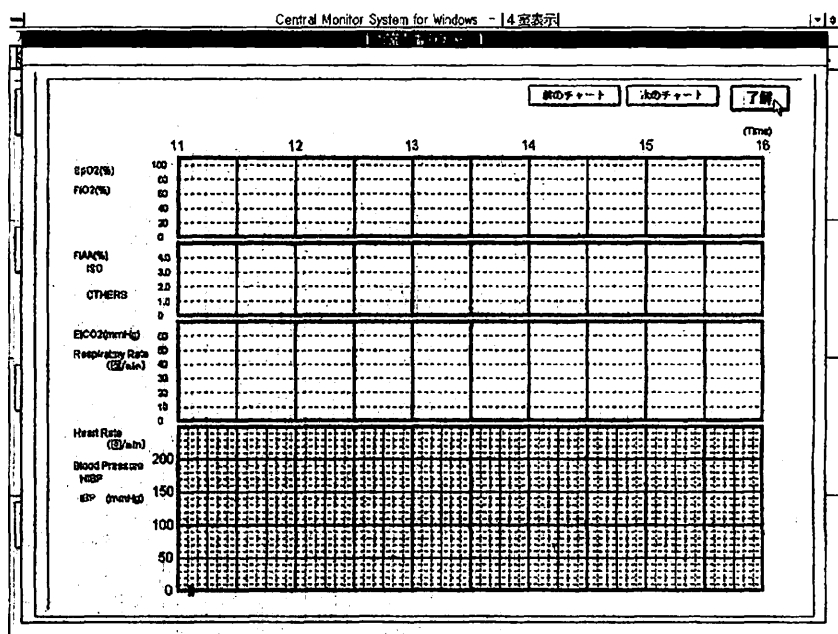


図4 チャート表示画面(手術室1番)

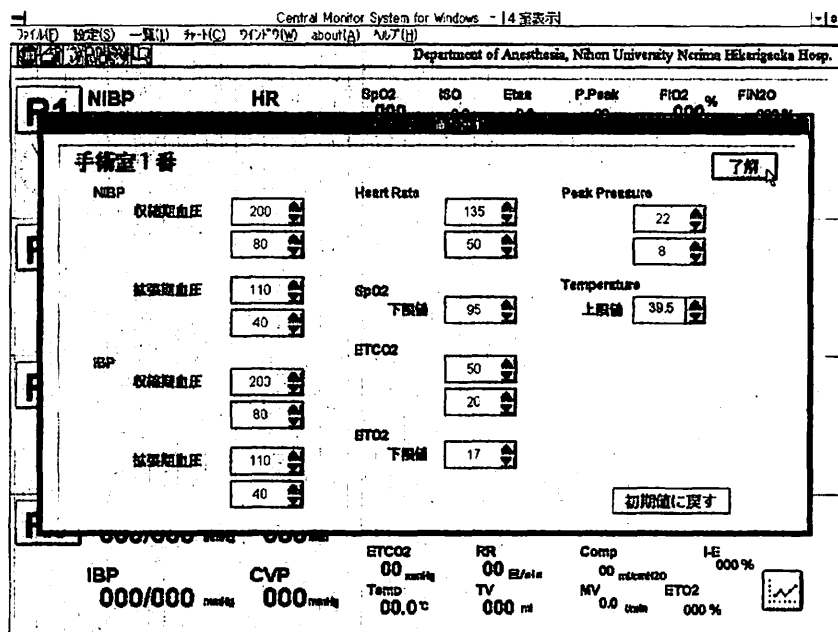


図5 アラーム設定画面(手術室1番)

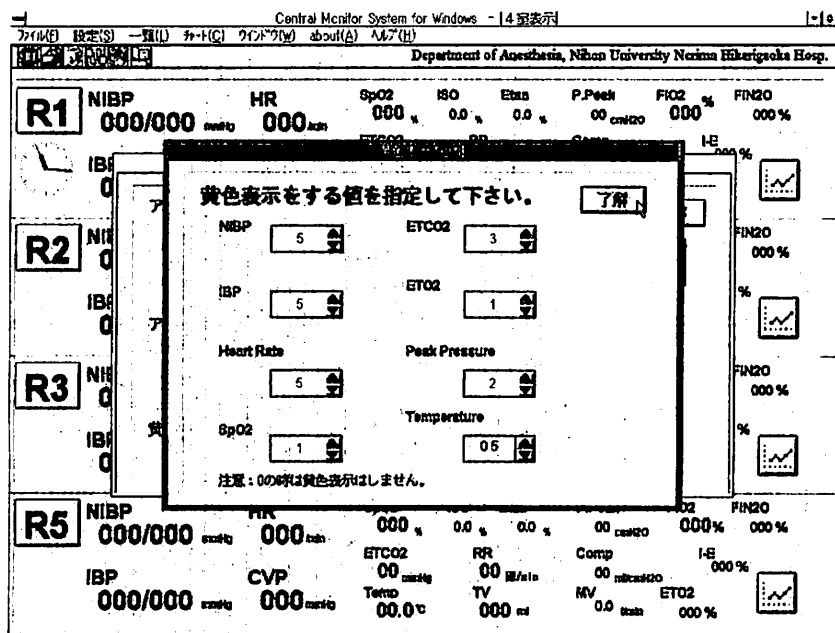


図6 黄色表示の設定画面

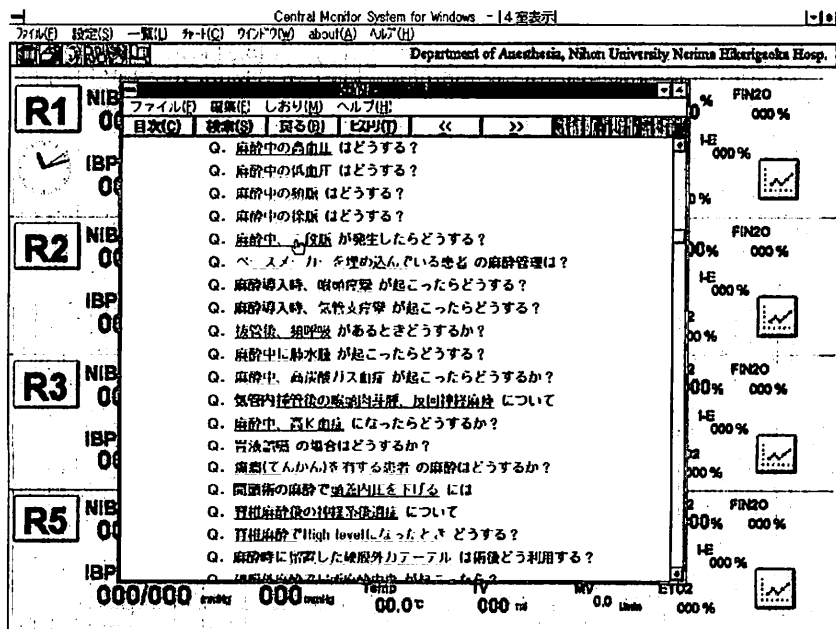


図7 麻酔科ハンドブックの大項目

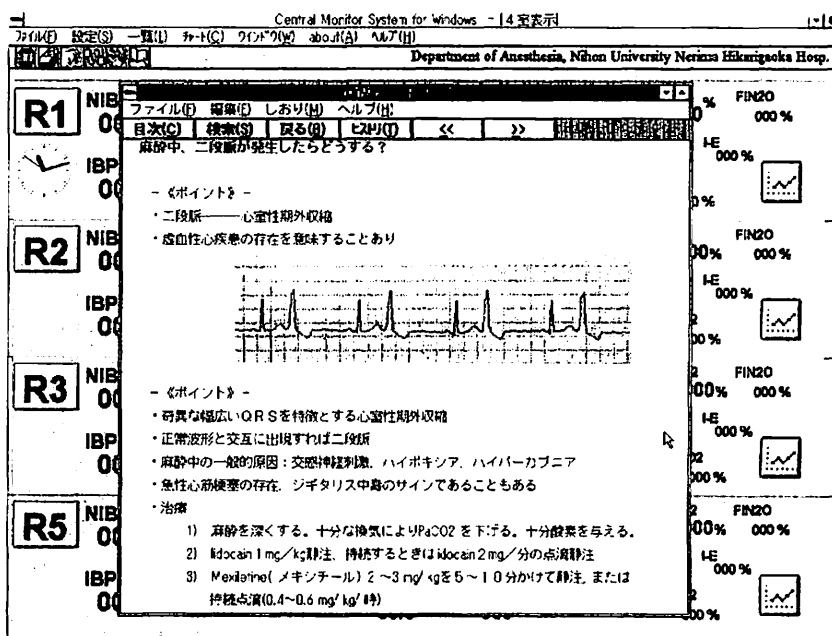


図8 麻酔科ハンドブックの小項目

参考文献

- 1) 北澤 実, 金子義郎, 石津泰彦, ほか: パーソナルコンピュータを用いた麻酔中央監視システムの新しい試み(第一報). 麻酔42(Suppl): S794, 1993
- 2) 山本 亨, 川田 繁, 青野 允, ほか: 麻酔科実践ハンドブック. 東京, 南江堂, 1990

ABSTRACT

Central System of Monitoring for Anesthetized Patients During Surgery by MS-Windows 3.1

Minoru KITAZAWA^{*,**}, Yoshiro KANEKO^{*},
Yasuhiko ISHIZU^{*}, Yuko KOBAYASHI^{*},
Hiromi SANO^{*} and Rinji SHIRATOKI^{*}

Central monitoring system in 4 operating rooms by MS-Windows 3.1 was made. The program was written

by Microsoft Visual Basic 2.0J for Windows. Monitoring data of oxygenation, ventilation, circulation and temperature during anesthesia were observed the list of 17 items in the data with personal computer whenever we need the monitoring data. We could observe the charts of HR, NIBP, IBP, SpO₂, FiO₂, Fiaa and ET_{CO₂}. And we made a manual for anesthesia using help-file of MS-Windows 3.1. This system was effectively for anesthetic management.

Key words : central monitor, MS-Windows, Visual Basic, computer, anesthesia

^{*}Department of Anesthesiology, School of Medicine, Nihon University

^{**}Department of Legal Medicine, School of Medicine, Nihon University

UNIX-Xウィンドウとイーサネットによる 患者循環動態の情報伝達

田中義文* 林 和子* 中川美穂* 藤田和子* 溝部俊樹*

はじめに

近年UNIXワークステーションを患者集中監視装置に導入し、データ表示、記録などに利用している市販システムが普及しつつある。UNIXシステムはマルチユーザ・マルチジョブ処理、各社共通ソフト、そして大型から小型コンピュータまで共通のプロトコルによる通信システム(LAN)を標準装備し、パーソナルコンピュータとは比較にならないほど多様な応用が期待できる。一方業者開発の患者集中監視プログラムはスタンドアローンシステムであり、LANによる患者情報転送などUNIXシステムの特徴を生かす機能を持たない。

われわれはすでにLANにより複数のワークステーションを利用しており、今回LANで使用可能な患者集中監視プログラムを独自に開発した。

対象および方法

1) これまでの経緯および変更点

日本光電製集中患者監視装置および当施設のワークステーション(WS)システム配置図を図1に比較する。日本光電製集中監視装置は1990年当施設集中治療部に第1号製品として納入された¹⁾。本装置は同社製心電図血圧モニタスコープ(ライフスコープ9など)で出力される血圧、脈拍、呼吸数、体温その他の生体情報を専用マルチプレク

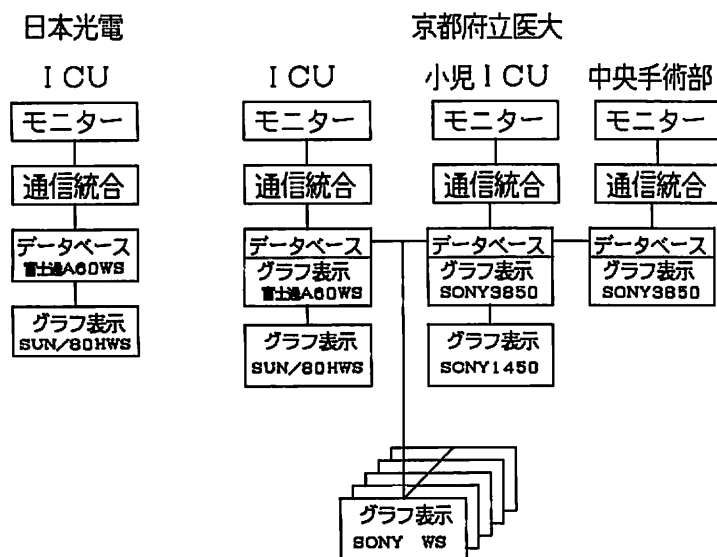


図1 日本光電システムと京都府立医大システムとの比較

左図は日本光電製品を示す。複数のモニタスコープのRS232C信号を通信統合装置を介して富士通製WS(A60)で受信し患者データベースを構築する。グラフ表示など作業部分はSUN社製WS(3/80H)で処理をする。右図は医大方式である。Xウィンドウを用いるためLAN回線された複数のWSでICU、小児ICUそして手術部の患者情報を表示することができる。

*京都府立医科大学麻酔学教室集中治療部

サを介して富士通製WS(A60)で受信し、患者データファイルを作成する。患者データファイルはSUN社製WS(SUN3/80H)で読み取りができるようにNFSリモートマウントする。SUN3では患者データファイルを読み取り、血圧や脈拍のトレンドグラフをディスプレイに表示し、必要となれば画面のハードコピーもできるように設計されている。

当施設では光電製品納入時点ですでに京大大型計算機センターと専用回線で接続されているWS²⁾、中央手術部集中監視装置³⁾などが稼働していた。したがって、再三にわたって当現有施設との有機的な結合について日本光電と検討を重ねたが、根本的な設計変更を余儀なくされ、また納期の問題にも支障を来すとの理由で、最終的には既存装置とのLAN接続のみで光電製品の仕様変更には至らなかった。プログラム作成において、われわれはXウィンドウを、光電側はSUNウィンドウを使用した違いが技術的な最大の理由であった。

1993年、当施設において中央手術部および小児ICUでの患者モニタスコープの更新がなされ、LAN接続による集中監視計画を実施した。モニタスコープは全て日本光電製に切り替えた。WSによる集中監視装置はSONY社製NEWSを使用し、また日本光電製であるA60で稼働するICUシステムプログラムは廃棄し、我々のシステムと同じ条件で稼働するプログラムに変更した。また別にSONY社製WSを医局、研究室、教授室に設置し、中央手術部、ICU、小児ICUのデータをこれらの場所で観測できるようにLAN接続した。その構成を図1右図に示す。

2) 当施設の監視システムの概要

当施設の患者監視システムはオペレータ不要の

自動運転を第一の目的としている。すなわち、術中やICUで管理されている患者の循環動態を掌握するうえで最も重要な因子は血圧と脈拍であり、これらのパラメータの時間変動を全日自動的に記録し、いつでも自由にできるだけ簡単な操作で状況を表示したり、過去のデータを再現することだけを目的とした。患者氏名や疾患名、手術名、また心拍出量や血液ガスなどのデータは、それぞれ重要ではあるが、コンピュータ自動運転という目的には合致せず、別の処理方法で行うべきであるとの基本思考に立って、過去数回にわたって自動運転システムに改良を重ねてきた^{4)~8)}。今回は従来の機能をそのまま継承し、LAN回線により、医局や研究室などスタッフ居住区で患者循環動態を表示させることを目的とした。

監視システムのプログラムはUNIXマルチジョブ処理を生かして、①モニタよりのデータ集録部、②データ表示部、そして③LAN接続のための環境設定に分けられる。データ表示部については当施設現有プログラムを利用した。データ集録部は従来はNEC社製PC9800にA/Dコンバータを用いて、デジタル変換し、最高、最低血圧および、脈拍数の1分間の平均値を算出する一次処理装置を介して行っていたが、日本光電製モニタスコープはこれらのデータが文字列でRS232Cより出力されており、われわれのシステムに適合するデータ集録プログラムは容易に作成することができた。LAN接続の環境設定は容易であった。いったんプログラムが作成されると、LAN接続されている全てのWSにデータ表示プログラムを転送コピーし、また、患者データファイルはFNSリモートマウントを行い、全てのWSより中央手術部、ICUそして小児ICUのデータを表示できるように環境設定を行った。

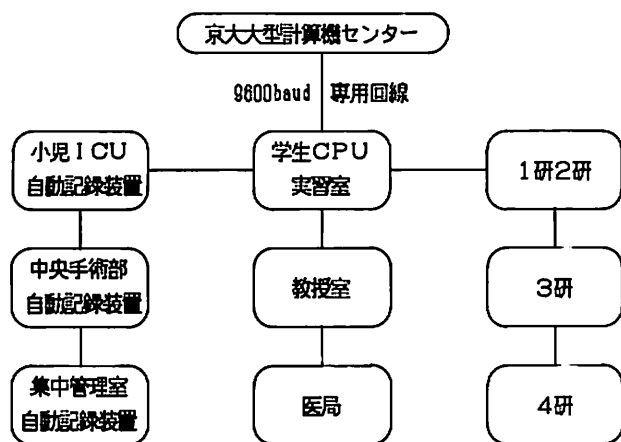


図2 麻酔学LAN回線配置図

ICU, 小児ICU, 手術部のWSはデータ集録と表示を行う。それ以外のWSは表示のみを行う。専用電話回線により京大大型計算機センターと接続されており、患者情報を見ながら、外国コンピュータとの通信も可能である。

結 果

図2に当施設のLAN接続を示し、図3にWSディスプレイの表示のハードコピーを示す。LAN接続すれば、どのような遠くのコンピュータでも自由にリモートコントロールでき距離感を感じることは全くなかった。使い勝手は図3に示すように、マウスによる階層化されたポップアップウィンドウで容易に手術室やICUの血圧、脈拍を表示することができた。Xウィンドウにより最大8画面程度の血圧脈拍表示は可能であった。またデータ表示を行いながら、xtermを開けることにより、京大大型計算機センターを介して米国留学先でのコンピュータシステムを呼び出し使用することも支障なくできた。

考 察

UNIXとMS-DOSを比較すると、UNIXはマルチジョブ・マルチユーザシステムであり複雑難解であるとの意見もあるが、実時間データ集録などには非常に適したオペレーティングシステムである。MS-DOSなどシングルタスクシステムでは、データ集録をディスクファイルに書き込む間、RS232Cよりデータが転送されてもそのデータを受け付けることができない欠点がある。一方の

UNIXは各ジョブが独立して駆動できるように設計されており、RS232Cなど非同期入力に対して時分割で対応できる。また書き込み途中のファイルを読み出すことも可能であり、逐次書き込まれる血圧や脈拍データを別のジョブですぐさま追従しながらデータ表示することができる。MS-DOSシステムではデータをディスクではなく、メモリに蓄積し、一つのプログラム内に時分割ルーチンを作成し、あたかもデータ集録と表示を同時に進行しているごとく作動するプログラムを作成しなくてはならない。

日本光電はデータ集録にランダムアクセスができる固定長ファイルを作成し、約1ヵ月間の記録ができるようにした。一方のわれわれのシステムは文字列からなる1日ごとのファイルを作成している。したがって光電のデータを後日検索する場合、特別にデータ項目のみを抽出するプログラムが必要となり、またそのデータをグラフ表示するためには別のプログラムが必要となり、非常に使い勝手が悪い。一方のわれわれの方法では1日のデータ容量が250K byteですみ、1G byteのディスクであれば10年間以上生データを保存することができる。またファイル構造が同一であるから現在のデータも過去のデータも同一の表示プログラムが使用できる。

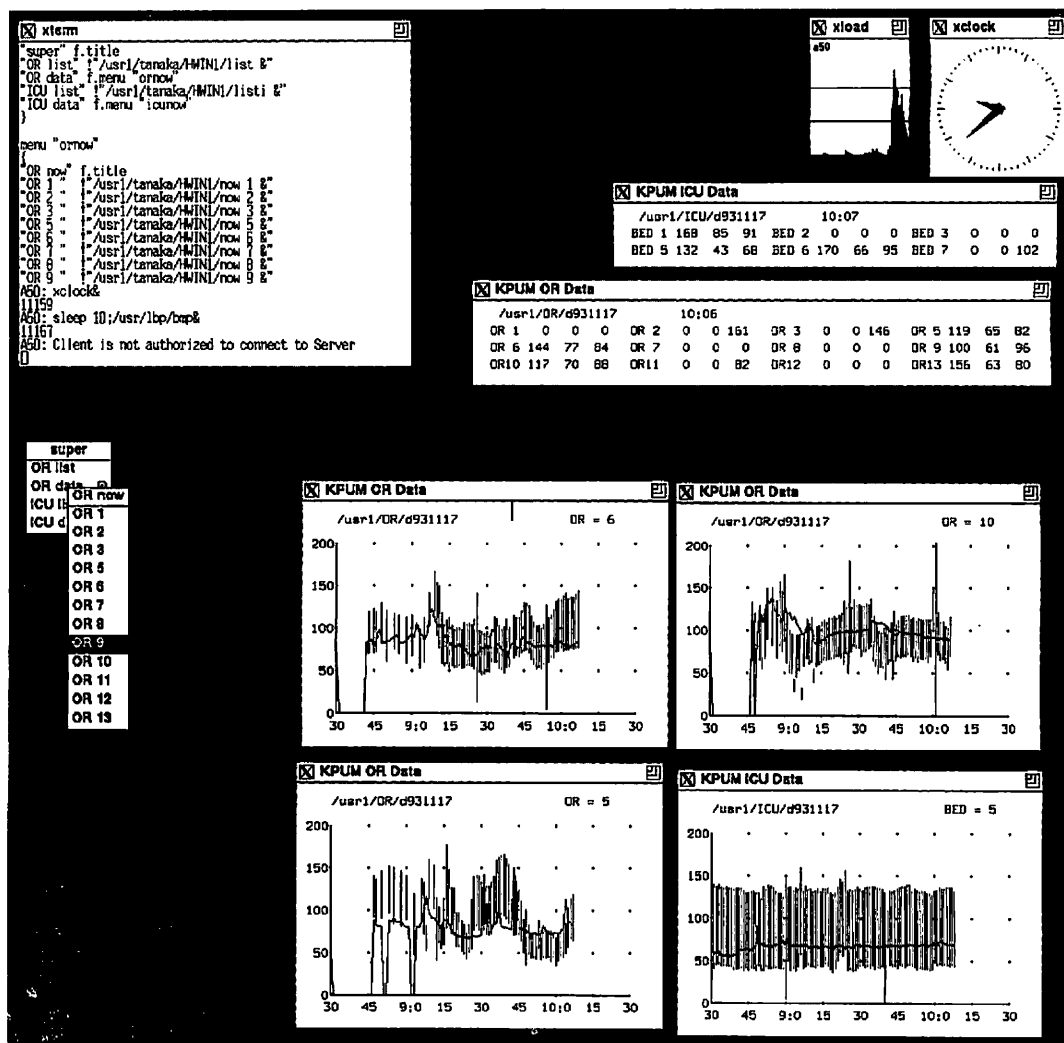


図3 患者情報のハードコピー

d931117は93年11月17日のデータファイル名である。左端の階層化されたポップアップメニューにより手術室、ICUの選択ができ、手術室の選択もできる。左上隅のxtermはポップアップメニューの設定プログラムを示す。右上でコンピュータの稼働状況や時計を示し、その下の数値はICUおよび手術室の最高血圧、最低血圧、脈拍数を数値で示している。

日本光電はデータ表示プログラムにSUNウィンドウを使用した。このプログラムはSUN社製のWSのみに使用できるものであり、一般のWSにはXウィンドウが標準となっている。最近SUN社もXウィンドウに切り替え、SUNウィンドウの供給を中止した経緯もある。われわれのシ

ステムではXウィンドウを使用しているため、WSの機種を選ぶことなくデータ表示が可能であり、したがってLAN接続によりいかなる場所でも患者データを表示することが可能となった。またSUNコンピュータでXウィンドウを駆動するためのソースプログラムがPDSで供給されてお

り、それをコンパイルすることにより、SUNでもXウィンドウが動作する状態に変更した。

業者開発とわれわれのシステムとを比較すると、われわれのは単純で単一機能を重視し、業者開発は一般の利用者に受け入れられるために、多くのオプションプログラムを作成し、そのために大変な労力を費やしている。実際患者データファイルに名前やID、検査結果の値をキーボード入力して稼働している施設があるとは思えない。コンピュータは無人運転で最新データを記録し、マウス操作でできるような単純な操作でデータが呼び出され利用されなければコンピュータとしての価値はない。

参考文献

- 1) 橋本 悟, 田中義文, 佐和貞治, ほか: ICUにおける新しい集中監視システムの開発. ICUとCCU 16: 797-804, 1992
- 2) 田中義文, 夏山 卓, 橋本 悟, ほか: 本学に導入したコンピュータ教育用実習機器について. 京府医大誌 99: 309-16, 1990
- 3) 田中義文, 橋本 悟, 木下 隆, ほか: UNIXシステムを用いた中央手術部集中監視装置, 麻酔・集中治療とテクノロジー 1992. 盛生倫夫ほか編. 東京, 克誠堂出版 1992, 18-21
- 4) 田中義文, 夏山 卓, 橋本 悟, ほか: 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. 神山守人ほか編. 東京, 克誠堂出版, 1986, pp90-5
- 5) 田中義文, 夏山 卓, 橋本 悟, ほか: メーカー製と自作の集中監視装置の比較, 麻酔・集中治療とコンピュータ 1987~1988. 藤森貢ほか編. 東京, 克誠堂出版, 1987, pp37-45
- 6) 田中義文, 夏山 卓, 橋本 悟, ほか: コンピュータを生かすための入力方法—2台のコンピュータの分散処理による全自動中央手術部監視装置を設計して—. 麻酔・集中治療とコンピュータ 1988

~ 1989. 佗美好昭ほか編. 東京, 克誠堂出版, 1988, pp48-56

- 7) 田中義文, 夏山 卓, 橋本 悟, ほか: アナログ/デ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: 1288-93, 1986
- 8) 田中義文, 橋本 悟, 夏山 卓, ほか: マルチコンピュータ・オンラインシステムによる全自動中央手術部監視装置. 麻酔 37: 494-500, 1988

ABSTRACT

Patient Data Management System under LAN Communication

Yoshifumi TANAKA*, Kazuko HAYASHI*,
Miho NAKAGAWA*, Kazuko FUJITA*
and Tosiki MIZOBE*

Although there are a lot of commercial available patient data management systems intended for displaying and/or logging the circulatory status of patients, it might be quite rare to transport those information to another unit through the local area networks (LAN). We, hence, developed a simple and easy handling display systems which could be shown on the work station connected with LAN. At first, we set up the commercial PDMS for our intensive care unit two years ago, which is worked on UNIX system and used Sun windows graphics routine, but the system was planned only for stand alone system and was not applicable to the LAN environment. At that time, already we had developed our own PDMS in the operating center, which had been worked under LAN situation and used them in teaching medical students. We disposed the soft programs of the commercial system and transplanted our soft programs to the commercial hard wares. Mouse handling display system was appreciated to staffs who were not well accomplished to UNIX system.

*Department of Anesthesiology, Kyoto Prefectural University of Medicine

手術部情報システムによる手術部内PBX管理

高階雅紀* 河井敏博* 池田卓也*

はじめに

大阪大学医学部附属病院は平成5年9月に新病院に移転し、それを契機に手術部の設備も一新された。なかでも、手術部運営と患者情報管理をつかさどる手術部情報システムの更新と手術部内の情報伝達を支える音声コミュニケーションシステムの刷新は、日々の業務に密接に関連しているうえでその影響が大きく、ハードウェアの変更に伴うユーザーサービスを充実させるために業務内容に対応したきめ細かいソフトウェアの開発が必要である。

旧病院での手術部内コミュニケーションは、手

術部受付に常駐した専門オペレータがインターホンの親器を操作し各手術室の子器を介していわゆる「おうむ返し」方式で行っていた。また、病棟などの手術部外との電話連絡もこのオペレータが一括して行っていた。医学教育を受けていない事務系職員のオペレータによる「おうむ返し」方式の取り次ぎでは、しばしば伝達内容の間違いが発生することが避けられなかった。新病院への移転に伴い、手術室を含めた部内主要箇所に最新のデジタル式多機能電話を配置し、手術室から病院内の各部署に直接連絡が行えるようになった(図1)。

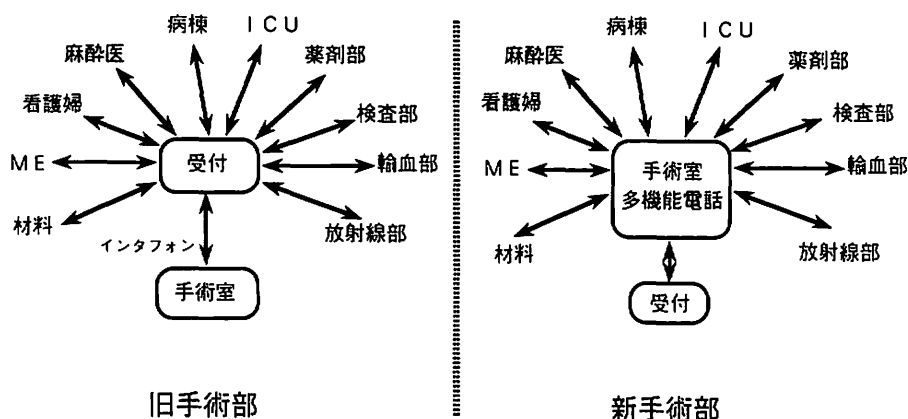


図1 新旧手術部における音声コミュニケーション方式の相違

旧病院では全ての情報が受付のオペレータを介して伝達されたが、新病院では手術室から直接行えるようになった。

*大阪大学医学部附属病院手術部

手術室から手術患者の病棟などに電話連絡を行う際、その都度相手先の内線番号をダイヤルするか、あらかじめワンタッチダイヤルなどのファンクションキーに登録しておいて利用するのが一般的な使用方法である。しかし、当病院のように病棟数が24、手術部内外の主要連絡先だけでも30カ所以上存在すると全ての内線番号をファンクションキーに登録することは不可能である。また、手術中に連絡が必要な病棟は通常その患者の所属する1病棟のみであるから、そのために24個のファンクションキーを占拠するのは非効率的である。そこで今回、手術部内デジタル式電話交換機(PBX)を手術部情報システムから制御し、手術室内の多機能電話の特定の1カ所のファンクションキーにその手術室に入室している患者の病棟の内線電話番号を自動的に割りあてる機能を開発した。

システム構成の概略

本コミュニケーション支援システムは、手術部情報システム(当手術部用特別仕様：日本電気三栄)、手術部内デジタル式PBX(APEX7400：日本電気)、PBX制御用EWS(EWS4800：日本電気)、手術室内デジタル式多機能電話(DTerm60：日本電気)から構成される(図2)。手術部情報システムは手術部業務支援、手術部管理、手術患者データベースの構築、患者生体情報収集を目的に全手術室を含め手術部内約40カ所に端末を有する情報ネットワークシステムである。その本体はイーサネットで接続されたパーソナルコンピュータ(PC9801FA：日本電気)群であり、データサーバー(PC9821FS：日本電気)は病院情報システムと接続しており、病棟からのオンライン手術申し込みとそれに伴った手術予定患者の術前情報の収集が可能である¹⁾。本システムにおいては手術室に

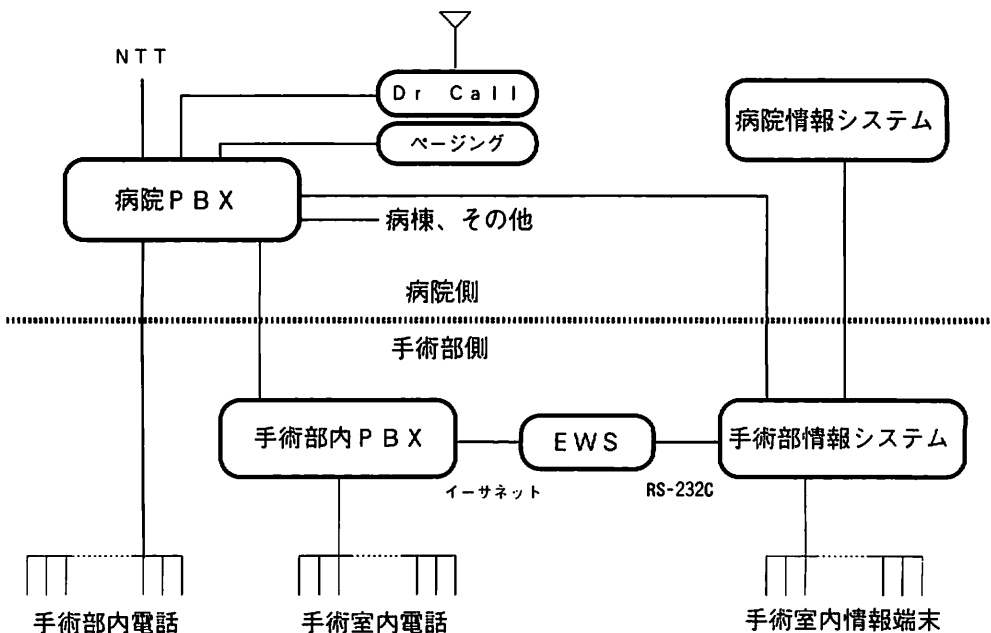


図2 手術部コミュニケーション支援システムの構成概略

情報収集系のシステム群と手術部内PBXがEWSを介して接続されている。

設置された端末で手術患者の入室情報を収集し、PBX制御用EWSとRS-232Cで接続されたネットワーク上の1端末が、EWS上のファイル制御に必要なデータの伝送を行っている。手術室のデジタル式多機能電話は16個のファンクションキーを有し、その制御は手術部内に設置されたPBXを介して行われる。その際、ファンクションキーに登録される内線電話番号のファイルはPBX制御用EWS上で管理され、患者の手術室入室をトリガにして起動される。

システムの機能と情報の流れ

以下に、本コミュニケーション支援システムにおける情報の流れに沿って、システムの機能を説明する(図3)。

(1) 病院情報システムからオンライン手術申込が行われる際に、「患者ID」・「患者帰室先コード」が手術部情報システムに伝送される。多くの場合帰室先は患者所属病棟であるのでデフォルト値は患者所属病棟であるが、術後ICU入室患者や術後転床の場合は異なることになる。

(2) 患者入室情報は、手術室の手術部情報端末に「患者IDカード」を読み込ませることによりトリガされる。この時点で、「患者ID」と「手術室名」のマッチングが行われる。

(3) 「手術室名」・「患者帰室先コード」が患者入手情報とともに手術部情報システムからPBX制御用EWSに伝送される。正常に伝送された場合、手術部情報システムの端末画面上に「回線が接続されました」と表示される。

(4) PBX制御用EWS上で「手術室名」と「手術室電話回線」のマッチングが行われる。

(5) PBX制御用EWS上で「患者帰室先コード」と「帰室先内線番号」のマッチングが行われる。

(6) 該当する「手術室電話回線」上のファンクションキーに「帰室先内線番号」の割り付けが行われ、その情報が手術部内PBXに伝送される。

(7) 上記の機能が自動的に行われるため、麻酔科医師または看護婦は患者入室時に手術部情報システム端末に「患者IDカード」を読み込ませておけば、手術室内電話のファンクションキーを押すだけで自動的に患者帰室先に電話をかけることが可能となる。

「患者IDカード」の読み込みは本システムの起動のためだけでなく、手術室使用状況管理とその表示、患者生体情報取り込み開始のトリガなど、手術室から手術部情報システム起動のための基本的操作であるため、麻酔科医師または看護婦の負担が増加するものではない。

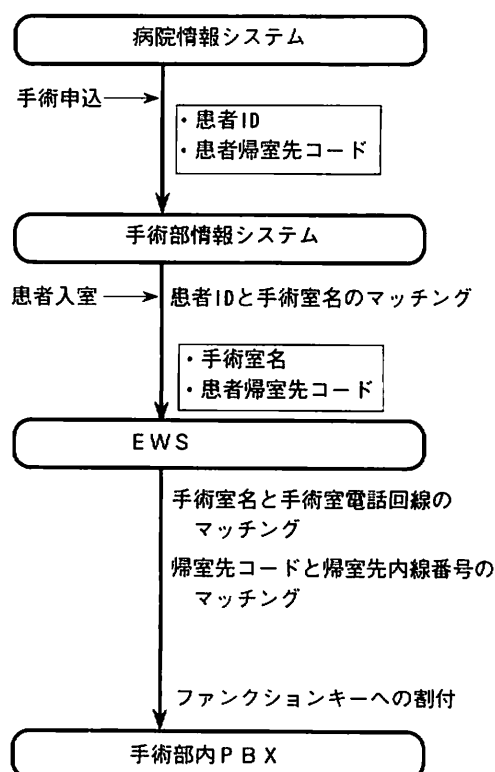


図3 本システムの機能と情報の流れ

考 察

新病院移転を契機に各手術室にデジタル式多機能電話を導入し、受付による「おうむ返し」方式の情報伝達を廃止した。当手術部が導入した電話機は20個のワンタッチダイヤルと16個のファンクションキーを有し、さらに200カ所の短縮番号登録が可能である。このうちワンタッチダイヤルを婦長、麻酔科ライター、ME担当技師、レントゲン技師などのポケットベルの呼び出し機能と手術部内主要連絡場所の内線番号登録に使用し、ファンクションキーの空きを手術部外主要連絡場所の内線番号登録に使用すると病棟などの番号登録の余裕はなくなってしまう。一応全病棟の内線番号を短縮番号登録してはいるものの、20以上の登録件数があると登録番号一覧の設置が必要となるだけでなく、患者の帰室先を確認し、登録番号一覧から探し出し、そしてダイヤルするのは手間であるし間違いも発生する。そこで、今回手術部情報システムとデジタル電話交換機を接続して患者帰室先の内線番号を自動登録できるようにし、ユーザである麻酔科医師や看護婦に負担をかけることなく電話連絡が可能となった。

接続にあたってEWSを使用したのはソフトウェア開発担当会社の都合によることであり、業務の負荷から考えればパソコンレベルで十分であろう。しかしながら、PBX制御プロトコルの公開とユーザサイドでのプログラミングをメーカーが容認しない限り致仕方ないところである。そういう意味において、デジタル電話機・デジタル交換機のシステムは多くの活用方法があるものの、一般ユーザにとってはブラックボックスであり、その機能を自由に利用できる環境は整っていないといえる。

ゆえに、本邦初の本システムのコストパフォーマンスは決して良いものではないが、このような

機能をデジタル電話交換機の基本ソフトとしてパッケージ化すれば大幅なコストダウンが可能なのと思える。大学病院手術部における研究的意義と当手術部における本システムの利用状況をメーカーは考慮し、今後の製品開発に役立てていただきたい。

本システムは10月以降実際に運用され好評であるが、オンライン申し込みされた症例にしか対応していないので緊急手術症例では利用できないこと、また、オンライン申し込みであっても患者帰室先が正しく入力されていないと回線が接続されないことが問題である。

まとめ

(1) 手術部情報システムと手術部内に設置したデジタル電話交換機を接続し、手術室電話機のファンクションキーに割り付けられる内線番号ファイルを手術部情報システムから患者の入退室に連動して登録することにより、ワンタッチで患者の帰室先病棟にダイヤルすることができる。

(2) デジタル電話機・デジタル交換機のシステムは多くの利用方法を持つものの、一般ユーザにとってはブラックボックスであり、その機能を自由に活用できる環境は整っていない。

参考文献

- 1) 高階雅紀, 河井敏博, 洪愛子, ほか: 手術部総合情報システムの開発, 第13回医療情報学連合大会論文集, 1993

ABSTRACT

A New Communication Support System in Operating Room

Masaki TAKASHINA*, Toshihiro KAWAI*,
and Takuya IKEDA*

When Osaka University Hospital moved to new hospital in this September, we introduced new digital PBX for use of surgical center only and digital multifunction telephones in every operating room. Furthermore we developed new computer-based information system for surgical center and tried to connect this information system with digital PBX to control it.

In this system, the terminal of information system senses patient's entrance to operating room and sends "patient's ward code" and "operating room number" to EWS that manages data files of PBX. EWS checks

"patient's ward code" with "ward telephone number" and "operating room number" with "telephone number of operating room". Then EWS renews data file of function keys on PBX, we can call patient's ward automatically during operation only to push one function key.

Key words: communication, PBX, information system, operating room

**Surgical Center, Osaka University Hospital*

6. コンピュータの研究利用

医学用テキストビューワー (Macintosh) の試作 —汎用性の模索—

讃岐美智義* 諏訪邦夫** 森隆比古*** 岩瀬良範****

はじめに

Monitor World¹⁾ は本学会の後援と日本麻酔学会の指導により発行(チバコーニングより無料配布)されている麻酔学領域における電子媒体雑誌である。これまで、このMonitor Worldを連続的に読むにはNEC PC-9801シリーズでのみ可能であった。今回、Macintoshでの閲覧を可能にするため Mac MW Viewer(Monitor WorldのMacintosh用閲覧ソフト)を試作した。

ソフトウェアの特徴と実際

A. 特徴

- (1) HyperCardで作成してあるため、全てのMacユーザが利用できる
- (2) 通常の操作はマウスしか使用しない(キー入力の必要がない)
- (3) メニューの表示(文書ファイルにメニュータイトルが対応)
- (4) タグジャンプ可能(閲覧中のテキストファイル内に記述されたファイルへのジャンプ)

- (5) エディタの指定(エディタ内で文書編集可能)
- (6) Monitor Worldだけでなく他の文章(テキストデータ)を閲覧することが可能(テキストファイルならば、ある一定の規則に従えば、どんなものでも閲覧可能)
- (7) 普通のHyperCardスタックの文書の扱いと異なり、テキストファイルを表示するのみでプログラム本体には文書を保存しないため、本体(スタック)のサイズが増えない
- (8) メンテナンスフリー(HyperCardスタックの場合、使用しているとプログラム内部にワーク領域を確保するため、スタックのサイズが大きくなる。サイズを元に戻すには、ファイルメニューから手動で“スタック整理”を実行しなければならない。この作業を、プログラムにより自動的に行うようにしたため、ユーザは、一切、“スタック整理”を行わなくても安心して使用できる。)
- (9) 印刷機能
- (10) フォント、フォントサイズ変更可能
- (11) サウンドのOn/Off
- (12) その他、オプション機能設定可能

*広島大学医学部麻酔・蘇生学教室

**東京大学医学部麻酔学教室

***大阪府立病院麻酔科

****獨協医科大学第二麻酔学教室

B. 実際

同一画面にメニューと文書を表示する形式を採用している。表示内容がメニューの場合、マウスクリックに反応して指定した文書を表示する。文書表示の場合マウスクリックには反応しない。また、文書内にファイル名が記述してある場合には、

そのファイルにジャンプする(タグジャンプ)。

今回、Monitor Worldの過去の発行分以外に、過去に発表された麻酔学領域のテキストデータ(①電子麻酔教科書²⁾、②麻酔メモVer1.0³⁾)中のテキストの一部分を組み込んでみた。図1aにMW Viewerのメニュー表示画面を、図1bにテキ



図1a



図1b

スト閲覧画面を示した。

タグジャンプの記述

メニューファイルの作成

テキストファイルを連続して閲覧するために、現バージョンでは、メニューファイルを、あらかじめ別に用意する必要がある。メニューファイルは、テキスト形式のファイルで図2のような形式で記述する。なお、Version 0.26以降のものからメニューファイルを半自動的に作成するユーティリティ機能もあわせて持っている。

文章と文章をリンクするために、タグジャンプ機能を持たせた。文章中にファイル名(ディレクトリ名を含む)を記述し、そのファイルにジャンプする機能である。この機能を持たせることにより、文章と文章の効果的な連携が可能になり、メニューに戻らなくとも別の関連ある文章にジャンプできるため、閲覧の能率が向上する。図3にタグジャンプを行わせたい時のテキストファイル内の記述法を示した。

【例】

医学用テキストビューワー (Macintosh)

☆☆☆☆ モニターワールド創刊0号 ☆☆☆%%MW000 

☆☆☆☆ モニターワールド1-1号 ☆☆☆%%MW001 

☆☆☆ 電子麻酔教科書Version 0.95 ☆☆☆%%KSAPフォルダ 

☆☆☆☆ 麻酔メモ Version 1.0 ☆☆☆%%麻酔メモV2 

【記述形式】

タイトル 

(メニュータイトル) %% (ファイル名またはディレクトリ名) 

(メニュータイトル) %% (ファイル名またはディレクトリ名) 

⋮

図2

【例】

これだけで一応使えますが、もっと詳しく知りたい方は下のファイルをご覧ください。

本書の成り立ちと使い方

a:¥ksap¥howksap.doc 

それでは、頑張ってつかって下さい。

ここから、次の行のタグジャンプで本プログラムに入れます。

目次のファイル

a:¥MN00.IND 

【記述形式】

文章 ¥(ディレクトリ名)¥(ディレクトリ名)¥(ファイル名) 

図3

考 察

今日われわれの周りには、抄読会の原稿や学会の抄録をはじめ、これまでにテキストファイル形式で保存されてきた医学関連の文章が多数存在している。本学会の抄録もテキストファイル形式のフロッピーディスクでも提出することになっている。また、本学会で発表されたPDD(パブリックドメインデータ)のなかにも、有益な内容のテキスト形式のファイル^{2)~6)}が多数存在しストックされている。一方、ハードディスクの普及、パーソナルコンピュータの性能向上により大量のデータを高速に処理することが容易に行えるようになり、市販のソフトウェアも多機能になった。しかし、これらの数多くのテキストファイルを一括して管理するために市販のデータベースソフトなどに取り込むとテキストファイルとデータベースファイルの2種類のファイルが存在し煩雑になる。そこで、われわれは個々のテキストファイルをそのままの形で連続して閲覧することができるように、テキストビューワー(ソフトウェア)を開発した。当初は、Monitor Worldを閲覧するためのビューワーであったが、エンジン部分(ビューワー)とテキスト部分(文章)を分けたままで取り扱うことで汎用性を獲得した。これにより、他のテキストファイルの閲覧にも応用可能となった。ただし、メニューファイルは、あらかじめ用意する必要がある、一般の文章を次々に閲覧するためにはさらなる改良が必要である。

医学用テキストビューワーというのは、医学用語に関する辞書を持たせて、将来的にはテキストファイルを読み込みながら、ワープロの文章のようなレイアウト(タイトル、章)や飾り文字(上付き、下付き、半角・全角の統一)を含んだものを表示、印刷可能なものにする予定で命名したのであるが、現段階ではそこまではしていない。現時点

では、医学関連の文章を取り扱うといった意味で用いた。

HyperCardは、HyperTalk^{7)~10)}を利用することにより比較的簡単にMacintoshの持つウィンドウ、グラフィック、サウンドなどの機能を引き出すことができるため、ユーザインターフェイスに優れたプログラムの作成が容易である。また、HyperCardはプログラムを作りながら設計の変更が容易であり、どの時点でも動作の確認が行える。たとえ試作版であっても外見は完成版と同等の美しいものができるため、試用者の評価も外見に対するものより内容に対するものが多く、参考になる有用な多くの意見を拾うことが可能である。また、HyperCardは機種を選ばないので、Macintoshを持つ全ての人が利用でき、致命的なバグが出にくいという利点がある。そこで『MW Viewer (Macintosh)試作版』をHyperCardで開発した。

しかし試作版では、サイズの大きいファイルを取り扱う時には処理速度の遅さが目立った。今後の課題として処理速度の向上やHyperCardに依存しないエンジン(ビューワー)の開発が必要であると考えられた。

結 論

簡単なマウス操作だけで、テキストファイル形式のデータを閲覧することが容易になり、既存テキストファイルを整理でき、有機的に活用できるようになった。

参考文献

- 1) 諏訪邦夫, 森隆比古, 岩瀬良範: 電子媒体雑誌の刊行, 麻酔・集中治療とテクノロジー1992, 盛生倫夫ほか編. 東京, 克誠堂出版, 1992, pp139-40
- 2) 諏訪邦夫: 麻酔学電子教科書KSAPの試作と公開. 麻酔42(Suppl): S797, 1993
- 3) 讃岐美智義, 中尾正和, 佐藤暢芳, 弓削孟文: 麻酔メモのハイパーカード化の試み, 麻酔・集中治療

- とテクノロジー1992. 盛生倫夫ほか編. 東京, 克誠堂出版, 1992, pp28-31
- 4) 讃岐美智義, 中尾正和, 佐藤暢芳, ほか: HyperCardによる実用麻酔メモ「麻酔メモVer1.0」の作成一. 麻酔41(Suppl): S882, 1992
 - 5) 萩平 哲, 高階雅紀, 池田 恵, ほか: 手術中にベッドサイドで使用する麻酔アドバイザー, 麻酔・集中治療とテクノロジー1992. 盛生倫夫ほか編. 東京, 克誠堂出版, 1992, pp34-6
 - 6) 池田恵, 小原章敏, 高階雅紀, ほか: 手術部内ネットワーク上の麻酔マニュアルの作成, 麻酔・集中治療とテクノロジー1992. 盛生倫夫ほか編. 東京, 克誠堂出版, 1993, pp65-7
 - 7) 掌田津耶乃: 入門HyperCard. 東京, ビジネスアスキー, 1991
 - 8) 掌田津耶乃: 実習HyperCard. 東京, ビジネスアスキー, 1991
 - 9) 掌田津耶乃: 応用HyperCard. 東京, ビジネスアスキー, 1991
 - 10) 大重美幸: HyperCard2.0ハンドブック. 東京, BNN, 1991

ABSTRACT

A Trial Production of the Text-Viewer Program (Macintosh) for Monitor World

Michiyoshi SANUKI*, Kunio SUWA**,
Takahiko MORI*** and Yoshinori IWASE****

With a HyperCard® 2.0, we devised a text-viewer program in order to browse text files. We have many text files stored on floppy disks such as abstracts for presentation at medical conferences. Although it is, of course, possible to read text files through our word-processor, it is troublesome. In order to read files one after another, one has to open, then close and once more open each file. To proceed thus through file after file, the mouse has to be clicked repeatedly, making operation both complicated and tedious for the Macintosh user. With this in mind, we devised our text-viewer program to facilitate the procedures for browsing text files. The evaluation of the program by the participants in a trial run was good.

Key words: Macintosh, text file, HyperCard®, HyperTalk

**Department of Anesthesiology and Critical Care Medicine, Hiroshima University, School of Medicine*

***Department of Anesthesiology, Faculty of Medicine, The University of Tokyo*

****Department of Anesthesiology, Osaka Prefectural Hospital*

*****Second Department of Anesthesiology, Dokkyo University School of Medicine*

医学情報のパソコン通信による入手

浅山 健*

目 的

麻酔科領域で、日米の診療水準に専門知識の格差がデータベースの利用状況で生じると痛感し、具体例で記す。

方 法

NEC 9801/DA に組み込んだPCOMソフトウェアで通信した後、フロッピディスクに収めた文章をIBM PS/VにあるMS-WORDで編集した。

結 果

(1)国内情報では、厚生省の公文書を利用できる。例えば、健康政策局の医療審議会の特定機能病院の承認答申書、同看護課の看護業務検討会、同指導課の医療法人制度の検討委員会の内容を編集し、フロッピディスクに収めた。

(2)海外情報では、例えば、彦根の日本臨床麻酔学会で問題になった麻酔事故の文献を検索した。データベースはCCML。検索語に、Adverse Outcome WITH Anesthe\$を利用した。ANESTHESIA AND ANALGESIA; の1/88-12/92; ANESTHESIOLOGY; の8/86-8/93を始めとする関連の雑誌を含むデータベースより41を得た。この意味は同じパラグラフ内にAdverse Outcomeと、語句の始めにAnestheの文字を含む文献数がCCMLに41あることを示す。そして、該当の文献番号を送信する時、表と図を除く全文がフロッピディスクに収まった。初めから20番

目の集録文献がAnesthesiology. 1991 Mar.であった。

(3)別のデータベースのMEDLINEは、1985年以来年間30万件の集録があり、現在約300万件に至っている。CCMLにある全文原稿を直接に利用できぬ欠点に対して、必要文献を指定し、複写をオンライン注文し、マスタカードによる代金決済の手順で、文献を手に入れた。08/24/93 MEDLINE オンラインの注文後、card ID number exp. date signatureを送信し、10日後にA4版3頁文献を、\$16.78で手に入れた。

考 察

専門分野の情報には、狭いが詳しい内容を必要とする特徴がある。情報量が増えるに従って、必要の時、必要の情報を得る作業は、普通的手段では不可能といえる。ここに、オンラインで文献を検索した後、この海外文献の全文をフロッピディスクに収めること、さらに、この複写を、カードで決済する方法で手に入れた。

結 論

書齋のパーソナルコンピュータで必要文献を得る事態は、技術革新である。データベースの利用では米国に遥かに遅れている。高度の医療水準を提供するには、データベースで情報を得ることを必須とする。

*痛研病院麻酔科

7. コンピュータの一般利用

TeX を応用した電子教科書作成の研究

萩平 哲* 高階雅紀** 池田 恵*** 小原章敏* 森隆比古****

はじめに

パソコンやワープロの普及により現在多くの人が文書を電子的に取り扱うようになってきた。学会の抄録や論文の投稿などにもフロッピディスクが用いられることもしばしばある。しかし現在のところでは単にテキストのやり取りだけが行われており、これでは特殊文字や文字飾りなどの本来の文書要素の全てをそのまま受け渡してできない。ワードプロセッサを使用すればこれらの表現は可能だが、この場合機種依存が生じる。つまり特定の機種、ソフトに限定されてしまう。電子教科書を作成する場合やはりテキストだけで作成するわけにはいかないが、かといって特定の機種でしか動かないというのも問題となる。電子教科書の作成にあたってこれらの問題点を克服するために TeX というフリーソフトウェアを応用してみた。

方 法

TeX というのはスタンフォード大学の Donald E Knuth 教授が作成した組版用ソフトウェアで電子写植を目的に作成されている。分かりやすくいえば出版物と同等の美しい文書出力を得るための

ソフトということだ。TeX の大きな特徴として、文書要素の全てが表現できること、コンピュータやプリンタの機種を選ばず同等の出力を得ることができることが挙げられる。もちろん美しさはプリンタによるが、文字フォントやサイズなどは変わらないものが得られるということだ。

TeX は世界中で広く使用されているソフトウェアであり理工系研究者の間では事実上標準に近い地位を得ている。TeX での論文の受付を行っている学会も数多く存在する。

TeX は一種のコンパイラシステムであり、ソーステキストはテキストエディタで作成しこれを TeX に通して DVI ファイルという機種に依存しない出力ファイルにする。これをそれぞれのハードウェアに合ったプレビューアやプリンタドライバに通して最終出力を得る。

表にこの文書の TeX ソースの一部を示す。

TeX はもともと印刷物を作成する目的に作られたものだが、出力を確認するためコンピュータの画面に表示させるツールもあり今回はこれを流用した。さらに電子教科書の作成にあたり索引機能の付加を考慮した。索引の部分は本学会で以前発表した LX.EXE を使用した。今回の方法では完全なハイパーテキストにはなっていないが、LX.EXE で索引を付けることでかなり便利になった。現在 LX.EXE の機能をプレビューアに組み込

*大阪大学医学部麻酔学教室

**大阪大学医学部附属病院手術部

***大阪大学医学部附属病院集中治療部

****大阪府立病院麻酔科

表 TeX のソースプログラムの例

```

\documentstyle[12pt,a4j]{jart2}
\begin{document}
\title{\normalsize{
\TeX を応用した電子教科書作成の研究
}}
\author{\normalsize{
$^1$ 萩平 哲, $^2$ 高階 雅紀, $^3$ 池田 恵, $^1$ 小原 章敏, $^4$ 森 隆比古
}}
\date{\normalsize{
$^1$ 大阪大学医学部麻酔学教室,
$^2$ 大阪大学医学部附属病院手術部, \\\
$^3$ 大阪大学医学部附属病院集中治療部,
$^4$ 大阪府立病院麻酔科
}}
\maketitle

```

パソコンやワープロの普及により現在多くの人が文書を電子的に取り扱うように

むことも検討している。

考 察

電子教科書を作成する上での TeX の利点として以下のことが挙げられる。

- (1) 文書を構成する全ての要素が表現できる。つまり特殊記号や文字飾り、さらには図表や写真まで表現できる。
- (2) TeX 本体から各種サポートソフトウェアまで全てフリーソフトウェアでありソースコードまで入手可能となっている。現在大部分のコンピュータ上で稼働可能となっている。例えば、UNIX マシンから PC9801, IBM-PC, Macintosh 用のものまで存在している。
- (3) 文字フォントまでフリーソフトウェアである(英文の場合)。
- (4) 全世界で広く使用されており、標準化されている。

TeX を利用した電子教科書作成のこれからの課

題として以下のことが考えられる。

- (1) TeX では最終目標が印刷物の作成にあるため図や写真なども文書内に入れ込むようになっていくが、コンピュータ上で扱う場合にはこれらを独立させられる。つまりツールを改造すれば画面上の別ウィンドウにこれらだけを表示させることもできる。
- (2) 表示されているものがテキストではないので画面に表示された電子教科書の一部を自分の文書に取り込むことが難しい。
- (3) ハイパーテキスト化が難しい。もちろん索引を使用する形式なら問題はない。

まとめ

これらが克服できれば素晴らしい電子教科書が作成できるものと思われる。TeX はそもそもは印刷物を作成するためのソフトウェアであったが、このように電子出版物の作成にも大変有用なものであると考えられた。

参考文献

- 1) LaTeX 美文書作成入門, 奥村 晴彦
- 2) Software Design, 1993年7月号
- 3) C Magazine, 1993年10月号

ABSTRACT

Electronic Textbook of Anesthesia
Based on TeX Software

Satoshi HAGIHARA*, Masaki TAKASHIINA**
Megumi IKEDA***, Akitoshi OHARA*
and Takahiko MORI****

There are two problems to make electronic textbooks on computers. One is that description of special symbols and attributes is not generally defined. And another is the device dependency of the viewers of elec-

tronic textbooks on computers. To solve these problems, we used the TeX Software. The TeX Software can handle the whole text, figures and tables. And the output file of the TeX Software is device-independent. We made an electronic Textbook of Anesthesia based on the TeX Software and added an indexing software to utilize it more effectively. TeX Software is originally made to make printed matters, but it can also be useful for making electronic books.

Key words: education, textbook, TeX

**Department of Anesthesiology, Osaka University
Medical School*

***Intensive Care Unit, Osaka University Hospital*

****Surgical Center, Osaka University Hospital*

*****Department of Anesthesiology, Osaka Prefectural
Hospital*

電子版麻酔学教科書のフロッピーによる配布

諏訪邦夫*

はじめに

雑誌 Modern Medicine (現在の「メディカル朝日」)に“電子版麻酔学教科書を差し上げます”という記事が1993年7月上旬に掲載され、その後2ヵ月間で160強の要望があった。さらに続報として“電子版麻酔学教科書配付のてんまつ”という記事が掲載されて再び要望があり、合計200に達した。その内容を解析した。

形 態

電子版麻酔学教科書は、約500の項目からなり、各項目が1つのファイルからなっている。全部で1M弱の量であり、使用の状態でフロッピー1枚を占める。MS-DOSテキスト形式で書いてある。内容と形式については別に発表した¹⁾ので省略する。

配付の形態

配付は下の5つのものを組み合わせて、1枚のフロッピーに収めた。

- 1) 電子麻酔学教科書本体
- 2) 98用のタグジャンプ付エディタ
- 3) DOS/V用のタグジャンプ付エディタ
- 4) 簡単な使用説明：特に解凍の仕方など
- 5) WINICU：自作呼吸管理シミュレーションプログラム

1) は教科書本体である。本電子版麻酔学教科書は、500以上のファイルからなるという形式の

性質上、そのまま配付を受けるとハードディスクへのコピーが難しい。また、エディタや使用説明を付する必要があるので、LHAで実行型に圧縮した。

2) と3) はフリーソフトウェアのエディタである。この電子版麻酔学教科書の使用には、ワープロまたはエディタに付属する“タグジャンプ”という機能が必要である。“FAYE”というフリーソフトウェアのエディタにタグジャンプ機能が付いているのでこれを付した。

4) は簡単な使用説明(1枚の印刷物とフロッピー上のファイル)で、特にディレクトリの作り方、解凍の仕方などを注意して説明してある。教科書の内容に関する説明はない。

5) は自作の呼吸管理プログラムで、いわばおまけである。

請求の方々の専門別分布

請求を受け配付した対象の方々の専門は、麻酔系医師20%、外科系医師25%、内科系医師7%、病院管理・情報関係・薬事関係者7%、基礎医学9%、開業(専門不明)9%、医学生3%、その他や専門の不明のもの20%などである。

医師以外の方々からの請求としては、医学生・薬剤関係者・図書館・獣医などがおのおの少数みられた。なお、歯科医師の方々からの請求も多かったと思われるが、手紙からは区別できないものも多かったので、分類しなかった。

一般に知られる媒体となった雑誌 Modern Medicine が一般医師向けのものであった故もあ

*東京大学医学部麻酔学教室

るが、麻酔系医師からの請求よりも他科の医師、病院管理・情報関係・薬事関係者、基礎医学関係者などからの請求が非常に多かったのは、予想外であった。

請求の手紙に理由を記載してあったものがあったが、「麻酔学を学びたい」というほかに、「とにかくフロッピーの教科書というのを見たい」という希望を記載したものがかなり多数存在した。

請求形態は要求通りで、ほとんど必ず手紙が同封されて“希望”を述べていた。フロッピーや返信用封筒を欠くものはなかった。フロッピーがフォーマットしていないもの、IBM互換機の1.44フォーマットのものが少数あった。

謝金や謝礼の品物を送って下さった方が少数いた。

“マッキントッシュで使いたい”という希望が少数あった。

項目を書かせて欲しい、という申し出が薬理学者の方からあった。

自分の作品を、フロッピーつきで紹介してきた手紙があった。

受領後の感想、希望、示唆を寄せて下さった方が少数あった。

反響の理由

反響の強さは著者の予想を超えたが、その理由としては以下のことを考えている。

1) 「電子教科書」という目新しさ

2) Modern Medicine という雑誌の情報伝達力：この雑誌の発行部数は約9万2千という

3) “無料”ということ。はっきり“タダだから欲しい”と手紙に書いてある人もあり、医学生の方で“医書は高いので”という不満を漏らしている例もあった。

4) ポイントをつけて読者に訴える力が強いジャーナリストの文章：雑誌の記事は、担当の記者

が著者をインタビューし、さらに自分でも電子版麻酔学教科書の一部を読んで執筆している。専門家の文章は、医師のものに比較すると力強い。タイトルの付け方なども、読者の眼を引きやすい言葉を選択している。

以上のような要素が働いていると考える。

派生事項

最初の記事が掲載されて配付してから起こったこととしては、

1) 読者のうち二人の方が、マッキントッシュ版を製作して下さい。そのうちの一つ市立磯波総合病院麻酔科、生垣正先生の作品は配付の許可を頂いている。マッキントッシュ版の入用な方は、著者あてに請求頂ければ配付が可能である。

この他、広島大学讃岐美智義先生も類似のものを製作されている。こちらは来春フリーソフトウェアとして正規に発表される予定である。

2) 二度目の記事掲載後に、請求が少し来ている。第一回目の場合よりはずっと少数であるが、明らかに二度目の記事に触発されている。第一回ものを見落とすこともあろうし、記事の内容を見て改めて興味をそそられることもあろう。それ自体は当然のことではある。現在この請求の続いているので、請求総数が最終的にどのくらいの数になるのかは不明である。

3) どのくらいの方が無事に解凍できて実際に読んだか、などを今後調査したい。

4) なお、この電子版麻酔学教科書は、医療関係者を対象とした商用パソコンネットであるAMS-PCネットにも掲示されている。そこからダウンロードした例はあるが、こちらは統計が取れておらず、総数も内訳も不明である。

参考文献

- 1) Kunio Suwa: Anesthesia Textbook on Electronic Media. Journal of Anesthesia (In press)

ABSTRACT

Anesthesia Textbook on Electronic Media:
distribution in a floppy format

Kunio SUWA*

This author published anesthesia textbook on a floppy diskette. After its formal presentation at the Annual Congress of the Japan Society of Anesthesiology, it was publicized widely by two articles in "Modern Medicine" and its successor "Medical Asahi". The first article was written by a journalist, Mr Kubota, and had triggered about 170 requests for the next two months. The second article was written by this author and was a

report sequences of events since the first article. It triggered additional requests of some twenty. In all, a little less than 200 copies had been sent as of November, 1993.

The requests came not only from anesthesiologists, but also from various other groups of people. Not only physicians, but pharmacists, veterinary physicians, librarians are included. One of the reader modified it to the HyperCard on Macintosh computer and made it available to the public.

Key words : computers, free software, floppy diskette, new media, MS-DOS

**Department of Anesthesia, Faculty of Medicine,
University of Tokyo*

「愛麻ニュースレター」メーリングリストの作成

新田賢治*

宮崎博文**

木村重雄**

新井達潤**

はじめに

われわれは昨年、本学会でパソコンファクシミリを利用した「愛大麻醉科ニュースレター」の配信について報告した。現在も月2回の割合で続けられており、平成5年8月末で第42号に至っている。

本年5月、WIDEプロジェクトとニフティーサーブ、PC-VANの相互接続実験の一環として、電子メールの相互接続がインターネットjpドメイン全域に拡大された。これに伴い、当サイトのニュースサーバに「愛麻ニュースレター」メーリングリストを作成し、パソコン通信に加入している個人にまでニュースレターの配送の範囲を拡大することができた。本メーリングリストの概要について報告する。

メーリングリストとは

特定のグループとメールをやりとりする時、少ない人数の時は、メールアドレスを全部書けばすむが、人数が増えとこの手間が大きくなる。複数のメールアドレスをグループにして、そのグループのメールアドレス(メタアドレス)に送れば全員に届くシステムがメーリングリストである。sendmailのalias機能を応用したもので、パソコン通信でいう電子メールの同報配信にあたるものである。すなわち、麻醉科内のニュースをある1人(MGG01431)がaima@icul.uwajima-mh.go.jpに

むけて発信すると、登録してある全員(ABC1234, AAA9999 etc)にそのメールが届くようになる(図)。

この方法がパソコンBBSと異なる点は、BBSの場合アクセスした人は全員その書き込みを見ることが可能であるが、メーリングリストではあるグループの個人にあてて送られるため読んでほしくない人には見せないし、読みたい人は見ないですむ。したがって、非公開の議論の場として使われたり、オンラインジャーナルとして関係者の間で読まれる。われわれの愛麻ニュースレターメーリングリストは愛媛大学麻醉科におけるオンラインジャーナルとなっている。

ニフティーサーブからのアクセス(送信)

具体的なアクセス方法を示す。ニフティーサーブではメールの量として日本語40文字×300行まで、1回に送信を許されている。

> GO WPNC

W I D E宛メール (1: 送信 2: アップロード
E: 終了)

> 1

本文 (300行まで 終了は行頭で/E)

こんにちは。市立宇和島の新田です。

愛麻ニュースレターメーリングリストの作成が完了しました。

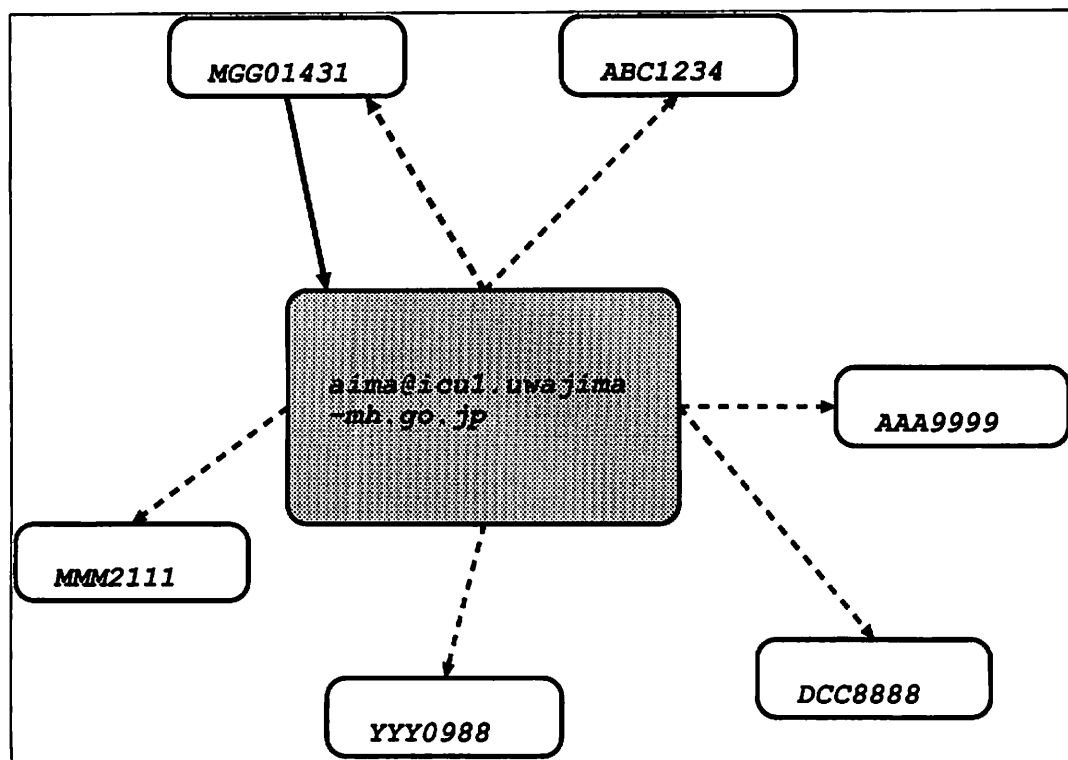
今後ともよろしくお願い申し上げます。

/E

修正 (1: 修正する 2: しない)

*市立宇和島病院麻醉科

**愛媛大学医学部麻醉・蘇生科



図

:2

題名 (漢字で20文字まで)

:test4

確認 test4 (1:OK 2:NG)

:1

宛先 (例 abc@cc.xyz.ac.jp 改行で終了)

:aima@icul.uwajima-mh.go.jp

宛先 (例 abc@cc.xyz.ac.jp 改行で終了)

:

送信 (1: 送信する 2: しない)

:1

-送信完了-

ニフティーサーバからのアクセス(受信)

受信は通常のメールの受信方法と同じである。

1つ注意が必要なのは、ニフティーサーバでは、

デフォルトの個人用メール受信バッファが10通前後と少ないためそれを超えてメールが来た場合、エラーメールとなってメールの発信者に返される(`aima-request@icul.uwajima-mh.go.jp`)。ネットワーク上の不要なトラフィックを避けるために、オプションを付けてメール受信バッファを増やし、かつ読んだメールはただちに削除する必要がある。

>GO MAIL

電子メール (1:受信 2:送信 3:送信簿 0:その他 E:終了)

受信数: 10

番号	送信者	日付	題名
*1	WIDE GATE	07/31	TEST4
*2	WIDE GATE	07/31	TEST3
*3	WIDE GATE	07/31	TEST2

*4 WIDE GATE 07/31 TEST1

. . .
 . . .
 . . .

>1

1 WIDE GATE WID00100 07/31 16:42

題名: TEST4

Date: Fri, 31 Jul 93 16:38:11 +0900

From: aima@icul.uwajima-mh.go.jp

こんにちは。市立宇和島の新田です。

愛麻ニュースレターメーリングリストの作成が
完了しました。

今後ともよろしくお願い申し上げます。

メーリングリストのインストール

現在われわれが使用しているものは、メールを
指定されたユーザに転送するだけの簡単なもの
で、メーリングリストに届いたメールのヘッダを
書き換えるawkスクリプトを用意し、/etc/alias
の設定を行なうだけで完了する。以下がその
awk スクリプトである。

 #!/bin/awk -f

ML に届いたメールのヘッダを書き換えるス
クリプト

From: ftp.kuis.kyoto-u.ac.jp:~/doc/Msc
Summary-190-240.txt.Z

#

body

#/^\$/, NR == 0 {print; next;}

NR == 0 {print; next;}

#header

/^Received:/ {rcv = 1; next;}

/^[]*[]+/ && rcv == 1 {next;}

「愛麻ニュースレター」メーリングリストの作成

{rcv = 0;}

/^(Errors-To|Reply-To|Sender):/ {print "X-" \$0;
next;}

/^From:/ {

print;

print "Sender: aima-request@icul.uwajima-
mh.go.jp";

print "Reply-To: aima@icul.uwajima-mh.go.jp
(Aima Newsletter ML)"

print "Errors-To: aima-request@icul.uwajima-
mh.go.jp"

next;

}

/^(Errors-To|Reply-To|Sender):/ {print "X-" \$0;
next;}

{print;}

最後に

この方法を利用すれば、集中治療テクノロジー
学会の会員用メーリングリストも簡単に作成可能
である。学会前のアナウンス、抄録目次の配布、
会員間の通信など、利用価値が高いと考える。

(会員の皆様のご賛同が得られればすぐに作成
する予定である。)

ABSTRACT

Mailing List Service for AIMA Newsletter

Kenji NITTA*, Shigeo KIMURA**,
Hirofumi MIYAZAKI** and Tatsuru ARAI**

Last year, we reported the usefulness of facsimile
basis network news named "AIMA newsletter". This is a
good communication method between the departement
of anesthesiology and resuscitology, Ehime university
and affiliated hospital members. We have published 42
volumes by the end of August 93.

Since March 93, we have been able to send electric mails from internet jp domains to Nifty Serve and PC-VAN, or vice versa. So we began mailing list service utilizing this wide area network facilities. By this, we now can send our local news to individuals (only affiliated hospitals) and can communicate each other more intimately.

Key Words: internet, local news, mailing list service

**Department of Anesthesia, Uwajima Municipal Hospital*

***Department of Anesthesiology & Resuscitology, Ehime University School of Medicine*

疼痛外来における、患者予約に関するコンピュータの利用

神山守人* 大橋 勉* 安藤正彦*

はじめに

通常のプログラミング言語としては、basicなどのほかに、assemblerに近く高級assemblerと称されるC言語が広く使用されているが、素人にはbasicほど気やすく使用しにくい点がある。その1つは、変数領域で、特にstructなどの変数の塊は、プログラム中の関数によってどこからでも自由にアクセスできるため、プログラム走行中に不用意にデータを書き換えられる欠点があった。この点オブジェクト指向のC++言語では、変数とそれを操作する関数を一塊としてクラス(表1)定義して、不用意なアクセスを避ける利点がある。このためよい関数を定義しなければならないという不便さはあるものの、慣れればそれほど複雑ではない(表2)。

表1 クラス

- | |
|----------------------|
| 1. Cにおけるstructのようなもの |
| 2. メンバ変数、メンバー関数を有する |
| 3. 導出(派生)クラス |
| 4. コンストラクタ、デストラクタ |

表2 C++の特徴

- | |
|-------------------|
| 1. C言語の拡張である。 |
| 2. oop指向である。 |
| 3. メンバ変数およびメンバー関数 |
| 4. 派生クラス |
| 5. 関数のオーバーロード |

方 法

今回われわれは、Borland社製のTurbo C++を使用して、oop的プログラムの例として、ペインクリニック患者の予約プログラムを作成してみた。基礎となるクラスとして、まず「予約テーブル」を作り、各テーブルのファイル名を日付および担当医師名とした。テーブルは最初は空の状態であり、各診療時間は、10～15分区切りとし各区域に番号を付け、番号を指定してそこに予約者氏名を入力できるようになっている。

プログラムを立ち上げての最初のメニュー画面では、1. を選ぶとその月のカレンダーが表示され休日、土日などを認識し、予約日を考慮することができる。2. 医師名日付を加味したファイル名を入力すると空の画面が表示される。3. 任意の空欄番号をタイプし指定して患者名を記入することができる。4. この他もう1つの機能として、次回予約時にいつも同じ患者が同じ時間帯を占めて移動がなく不便なことがあるので、導出クラス(子のクラス)としてオブジェクトを作成して、ここで乱数を発生させて、テーブル上患者予約のない空いている時間帯に適当に割り振ることを考えた。これは同時に任意での入力もオーバーラップで併用でき、しかもすでに予約済みの所には、意識的に消して入力することはできるが、参考とする乱数によりすでに予約した部位が重複して現れることはない。

結果ならびに考案

まとめ

このような簡単なプログラムでも、C++で書くことにより、初めはクラスの構成などに苦勞するが、いったんでき上がってしまえば、プログラムの流れが理解しやすく移植性も向上する。main部が小さくなりすっきりしたプログラムになるのもその特徴といえるであろう。このように書かれたプログラムは、プロトタイプとしては、ある程度有用であった。

1. Broland社のTurbo C++を使用して、ペインクリニック患者の予約システムをプログラミングした。2. 乱数発生機能を応用し、決まった患者が特定の時間帯に偏らないように予約するシステムを開発した。3. oop指向のプログラミングは、最初は煩雑に感じるが、慣れればメインの中が比較的簡単で、理解しやすい。