麻酔・集中治療とテクノロジー

1992

編　集

広島大学名誉教授
（現　中国労災病院院長）
盛生　倫夫

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

第9回日本麻酔・集中治療テクノロジー学会を広島でお引受けするに当って，事務局の池田和之教授，本学会の創始者である尾山力名誉教授に種々ご教示を頂きました。近年，われわれが麻酔を始めたころとはかけ離れたコンピューター機器の進歩を目のあたりにしてみると，今まで多少は電気に強いと思って扱っていた従来のME機器とは異なり，しばしば，発想の転換を強いられる結果になりました。

幸い，教室にはこの方面に興味を持つ者も多く，発表された各施設の方々も，このプロシーディングスをご覧戴ければ分かるように，単なるコンピューター屋さんの物真似ではなく，オリジナリティのあるアイデアも発表されており，お世話役を務めた者としてひとまず安堵しているところです。

麻酔および集中治療における安全性は近年急速に向上してきたところでありますが，何と言ってもME機器の進歩とその処理技術の発達に負うところが多いと思います。しかし，生体からの沢山の情報を確実に採取し，これらの機器で通常の医師が正確に処理する事ができるところまで発展させることが重要で，その意味ではまだまだやるべき仕事は多いのではないかと思います。

必要な膨大な量の生体情報を確実にオンラインで蓄えておき，必要に応じて処理して使うことができるという基本的な要請ですらまだ達成されていないのではないかと思います。

刻々変化する生体を扱っているわれわれ麻酔科医や集中治療医は5分おきとか，3分おきの情報では到底満足できる者ではありません。近年，ようやくこのことが認識され始め，オンライン情報を蓄積することが行われるようになってきたことは将来に明るい光りが見えてきました。

また更に，ここに記された多くの優れた個々の研究も，これらをまとめて麻酔および集中治療の安全性のために結び付ける大局的なプログラムやテクノロジーの完成が待たれます。

特別講演には広島大学工学部の中前栄八郎教授にコンピューターグラフィックスの応用面での問題点などをその歴史から発展の過程まで詳細にお伺いすることができました。

確かにコンピューターの進歩はこれまで何日も掛かっていた計算を瞬時にやってのけ，これまで応用できなかった情報を応用可能にすることができるようになりました。このような傾向はコンピューター技術の進歩とともに更に加速されることになるはずです。

しかし，忘れてならないのは，われわれ医師が本来の医療，医学研究を行うための手段であって，このテクノロジーが最終目的ではないということであります。

よりよい技術ができ，人間工学的によりよい応用ができるように，われわれ麻酔および集中治療分野の研究者はこの技術の更なる発展を望むものであります。

最後にお詫び申し上げたいことがあります。それは，私がこの学会をお引受けしましたときには広島大学の現役の教授でありましたが，学会開催時には退職し，広島から少し離れた呉市にある病院に移動しましたため，広島大学の教室に学会の運営を依頼することになりました。そのため私自身の意図が必ずしも十分に反映されたとは言えず，参加された皆様にご満足頂けたかどうか不安に思っています。全て，お引受けした会長の責任であり，ここに改めてお詫び申し上げ，同時に学会運営に参加された広島大学麻酔・蘇生学教室の皆様にこの紙面を借りて感謝の意を表したいと思います。

平成4年6月22日

労働福祉事業団中国労災病院
盛　生　倫　夫

目　次

特別講演

コンピュータグラフィックスとその活用法 ……中前栄八郎…… 1

1．麻酔・集中治療における記録法

A Year's Experience Using the ARC System for Anaesthetic Records and Data Management ……Michael F. FISHER, T.D. PEACHEY, S. REYNOLDS…… 7

UNIX システムを用いた中央手術部集中監視装置 ……田中義文，橋本　悟，木下　隆，広瀬宗孝，中川美穂，八重樫和宏…… 18

ICU 経過記録自動化の試み ……田中行夫，岩下博宣，熊澤光生，斉藤晴久…… 22

2．実践教育ソフト

麻酔中緊急時の危機管理プログラム ……神山守人，大橋　勉，安藤正彦…… 26

麻酔メモのハイパーカード®化の試み ……讃岐美智義，中尾正和，佐藤暢芳，弓削孟文…… 28

麻酔・集中治療業務における電子手帳の有用性―表計算 IC カードを用いた循環作動薬液作成ワークシート― ……輪嶋善一郎，金　徹，井上哲夫，小川　龍…… 32

手術中にベッドサイドで使用する麻酔アドバイサー ……萩平　哲，高階雅紀，池田　恵，森隆比古，吉矢生人…… 34

麻酔科領域におけるマルチメディアの有用性と可能性の検討 ―Macintosh と Vbox による VTR の制御― ……片山勝之，太田善博，櫻谷憲彦，石川岳彦，大野幹男，劔物　修…… 37

ハイパーカードを用いた血液ガスコンサルタント ……尾崎　眞，新　健治，根岸千晴，尾崎恭子，野村　実，藤田昌雄…… 41

酸素の運搬のモデル ……諏訪邦夫…… 45

水蒸気圧および気圧の呼吸気ガスモニターに及ぼす影響 ……森田耕司，城定　聡，土井松幸，池田和之…… 48

3．機器のアイデア

音声録音再生 LSI を使用した麻酔中イベントの音声記録システム ……内田　整，畔　政和…… 52

低血圧麻酔中の血圧の自動制御 ……中木村和彦，大下修造，國井達雄，舩津春美，森本康裕，坂部武史…… 55

脳波と麻酔ガスモニターを用いた「麻酔深度モニタリング」
の試み……岩瀬良範，崎尾秀彰，奥田千秋…… 58
人工調節換気中における気道抵抗とコンプライアンスの推定 ……西村弘美，盛　直久…… 61
心電図 R-R 間隔変動値応用自律神経機能自動解析システム ……後藤幸生，柳本政浩，
中嶋一雄，若村　徹…… 68
ベクロニウム持続注入後の神経筋遮断回復の評価 ……菅井直介，矢島　直…… 73
手術室・ICU でのパーソナル・コンピュータ使用の際の
安全性と安全対策 ……戸野　保，田中勝男，前山達也，
谷口良雄，原野　清，十時忠秀…… 76
結露センサーを用いた加温加湿器の試作 ……大塚将秀，麿田　裕，
山口　修，奥村福一郎…… 80
V-A バイパス時の心拍出量測定についての一工夫……北野敬明，瀬戸口薫，宇野大啓，
森　正和，野口隆之，本多夏生…… 84
手術室における赤外線を用いたケーブルレス・
データ伝送の試み ……高階雅紀，森隆比古，
河井敏博，池田卓也…… 87
Capnomac より Macintosh へのデータ取り込み ……佐々木順司，菊地博達，木下　勉，
篠田貴秀，松井一幸，前田倫子，
塚原純雄，中島映子，嶋田眞人，
佐多　謙，飯田敦子，佐藤裕美，
内田寿美子，長谷川慎一，江崎由美…… 90
輸液ポンプ監視装置 ……財津昭憲，相原啓二，久米盛夫，
鮎川勝彦，河野智幸，梅津浩章，
谷口健司…… 93

4．波形認識

多機能脳波分析装置 QSI-9000 の使用経験……進藤一男，新宮　興，森健次郎…… 98
ディジタル信号処理プロセッサを用いた
突発性脳波形の認識アルゴリズム ……杵淵嘉夫，加藤秀一，滝口　守，
山崎陽之介，山本道雄…… 104
ケタミン，フェンタニールによる完全静脈麻酔下に
脳波をモニターした 1 例……櫛方哲也，石原弘規，松木明知…… 109
気管呼吸音解析による麻酔中気道閉塞モニタリング ……髙井一岳…… 111
肺動脈カテーテルの周波数特性の限界 ……鈴木利保，杵淵嘉夫，竹山和秀，
山崎陽之介，山本道雄…… 114

肺動脈カテーテルの周波数特性改善のための
臨床的な対策 ……竹山和秀，杵淵嘉夫，鈴木利保，
藤田和明，山崎陽之介，山本道雄…… 118
動脈圧波形によるプロスタグランジン E_1 と
ニトログリセリンの比較・検討……横山博俊，元塚朗子，
岸槌進次郎，村上誠一…… 122

5. 事務への活用

本院における手術申込システムとその活用 ……久世照五，畠山　登，伊藤祐輔，
中丸勝人，奥野政一，佐藤根敏彦，
林　隆一…… 127
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……加山裕高，杵淵嘉夫，大谷育子，
山崎陽之介，山本道雄…… 132
ノート型パソコンとバーコードによる手術明細書と
麻酔および手術台帳の作成……岩坂日出男，谷口一男，宮本光郎，
氏原良知，北野敬明，織田俊介，
本多夏生…… 137
グラフィック入力方式麻酔台帳の試み ……越川正嗣，寺本友三，
藤本久実子，池田和之…… 142
小規模 LAN-REXAS による秘書システム ……森　秀麿…… 146
Medical Science Weekly（MSW）基礎の海外文献の検索 ……浅山　健…… 149
学会準備の際に演題を電子メールで受けることの功罪と
OA 化の経験……中尾正和，讃岐美智義，佐藤暢芳，
森脇克行，久保田稔，前川隆英，
前原康宏，佐々木宏，弓削孟文，
盛生倫夫…… 152

特別講演

コンピュータグラフィックスとその活用法

中前栄八郎*

はじめに

コンピュータグラフィックス（CG）の誕生を，Ivan Sutherland がSketchpad を開発した1962年とすると，それから既に四半世紀が経ったことになる。当時（1964年）の科学計算専用機CDC-6600と現在のSX-3との計算速度を比較すると，約1万倍速くなっている。また，メモリをとってみても，ワンチップメモリが登場した1970年と今日のDRAMでは4,000倍の差がある（図1）。この四半世紀の間に，当時1年かけてもできなかった計算が，1時間もかからない（1年は8,760時間）ことになる。約1万倍ということは，当時まったく不可能であったこと，また，話題にものぼらなかったことが，日常茶飯事化したことを意味する。今日，CGが脚光を浴びているもう一つの要因に，CG技術のハード，ソフト両面の長足の進歩が，車の両輪として機能していることも見逃せない。

すなわち，ハードウェアの面では，1950年代後半からの，デジタル情報の図形出力を可能にしたペンプロッタ，会話型の図形入出力を可能にしたランダムスキャン型CRT，面画による本格的な陰影表示を可能にし，フルカラー時代をもたらした1970年代早々からのラスタスキャン型CRT，そして，これらの基礎技術の上に立ってCGの大々的な開発をもたらす発端ともなった1983年に発表されたグラフィックスワークステーション，更に1980年代後半から急速に注目を集めだしたコマ撮りアニメーション装置とステレオ表示装置がある。

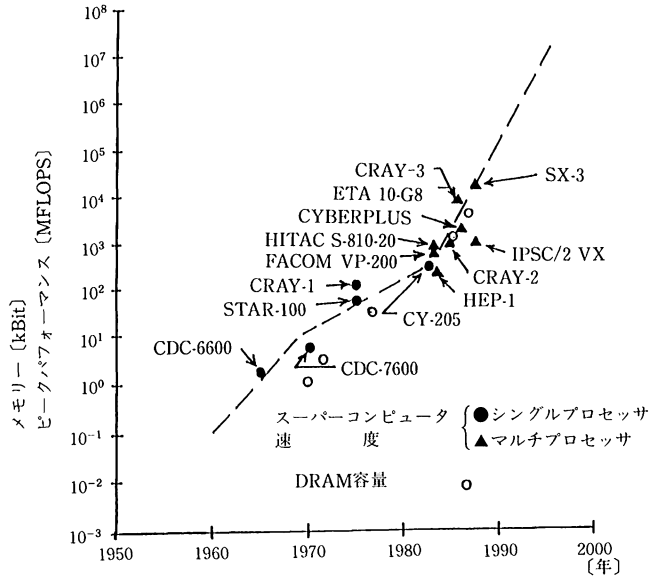
一方，ソフトウェアの面からは，ラスタスキャン型CRTの誕生と同時に着実な進歩を遂げた各種のレンダリング技法，すなわち，各種光源，環境光を考慮に入れた陰影表示技法による光のシミュレーション，光の反射，屈折，透過現象の表示技法とテクスチャ，バンプおよびソリッドの各マッピング手法による材質感の表示，更に3次元構造物を表示するための半透明表示とボリュームレンダリング，より複雑な画像創成のための画像合成法など，その手法は極めて多彩で洗練されてきた。これに加えて，これらアルゴリズムのハードウェア化の急展開，更に並列処理による画像処理専用機の出現など，1980年代後半には，CGの各分野への応用の条件はすべて整っていたと言える（表1）。

本稿では，ここまで進展したCGと，その活用法について探ってみたい。

CGの科学・工学への活用

CGによる可視化は，前述の1950年代後半の

*広島大学工学部第二類教授



スーパーコンピュータの速度とチップメモリ容量の推移

図1　ハードウェアの進歩

表1　ハード・ソフトの進歩

	ハード	ソフト
1955	・ディジタルペンプロッタ	
1960	・フィルムレコーダ ・会話型グラフィックスターミナル	・3次元表示 ・自由曲面
1965	・蓄積管形グラフィックスターミナル	・隠線消去 ・隠面消去 ・陰影表示
1970	・ラスタスキャン形グラフィックスターミナル	・ハーフトーン表示 ・スムーズシェーディング ・Zバッファ法 ・テクスチャマッピング ・半透明表示
1975	・マイクロコンピュータ ・高解像度(512×512)フルカラーターミナル	・鏡面反射 ・バンプマッピング ・アンチェリアシング
1980	・ワークステーション （スーパーコンピュータと接続） ・グラフィックスワークステーション ・カラプリンター	・レイトレーシング ・光のシミュレーション （点，線，面光源） ・自然物（山，樹木）の表示 ・画像合成法 ・モーションブラ
1985	・超高解像度CRT(1028×1028) ・液晶式ステレオ眼鏡 ・超々高解像度CRT(2000×2000)	・ソリッドテクスチャ ・変形モデル （波，カーテン） ・ラディオシティー ・天空光，光芒，散乱光 ・アニメーション化 ・ボリューウムレンダリング
1990		

X-Yプロッタの出現の時期にさかのぼる（もちろん2次元線図形ではあったが）。1974年には，機械応力による歪の様子がフルカラーによって表示された[1]。またわが国でも，1973年の情報処理学会全国大会において「コンピュータ動画の映画会」が催され，シミュレーションの可視化のためのアニメーションが上映されており，1981年には磁束線のステレオ表示法[2]も行われている。また，同年のIEEE Spectrum[3]においても，“コンピュータグラフィックス革命”の題名のもとに科学分野におけるCGの活用法が触れられている。このような経過に加えて，スーパーコンピュータの性能向上による解析内容の高度化が解の多次元化をもたらし，その結果，研究者自身の感性を触発する手段としての可視化の重要性が緊急課題となってきた[4]。すなわち，サイエンティフィックビジュアリゼーションの到来である。

ビジュアリゼーションとは？

「ビジュアリゼーションとは，シミュレーションおよび計算結果の観察を可能にするための，記号から幾何への変換法」[4]であり，(1)不可視現像の可視化手段を提供し，(2)科学的な発見過程を豊富にし，予期しなかった発見にまでも繋げるもので，(3)画像理解と創造に役立つものである。更に，これに加えて，複雑なイメージ入力データの計算機への変換を行い，一般には観察の困難な，複雑な多次元データのイメージを創造するための道具でもある。ビジュアリゼーションは，この双方向性を活用した一つの科学とみなすことができる。そのためには，ビジュアリゼーションは，CG，イメージプロセッシング，コンピュータビジョン，CAD，信号処理，ユーザインタフェイスを複合した分野であるとも言える。

可視化の利点

前述したように，スーパーコンピュータなどから掃き出されるデータは膨大なもので，そのままでは，研究者はその整理に精力の大半を費やすことになる。

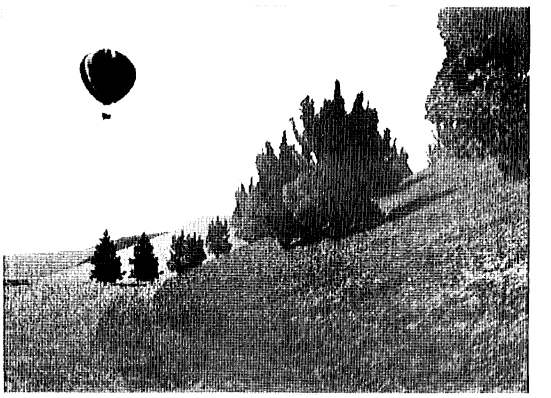


図3　自然景観例（ゴルフ場）

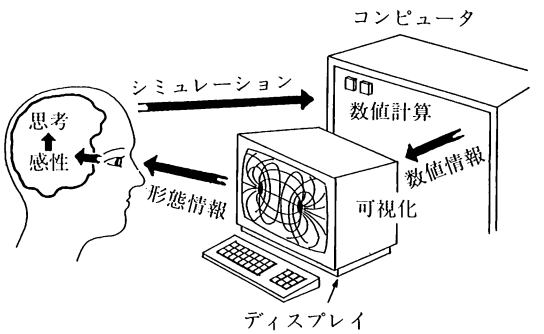


図2　アイディアとCG

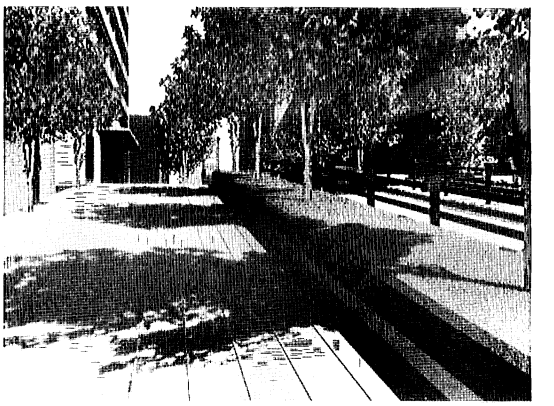


図4　都市再開発例（道路）

われわれは，何かを創り出そうとするとき，対象事象を観察し，モデルを考え，データを作製し，シミュレーションを行い，その結果を感性情報（ここでは視覚情報）として出力し，それを丹念に観察することによって，換言すると右脳と左脳をバランスよく活用することによって，創造的な仕事を推進する（図2）。この視覚情報の提供者としてのCGの役割は極めて大きく，特に，微小

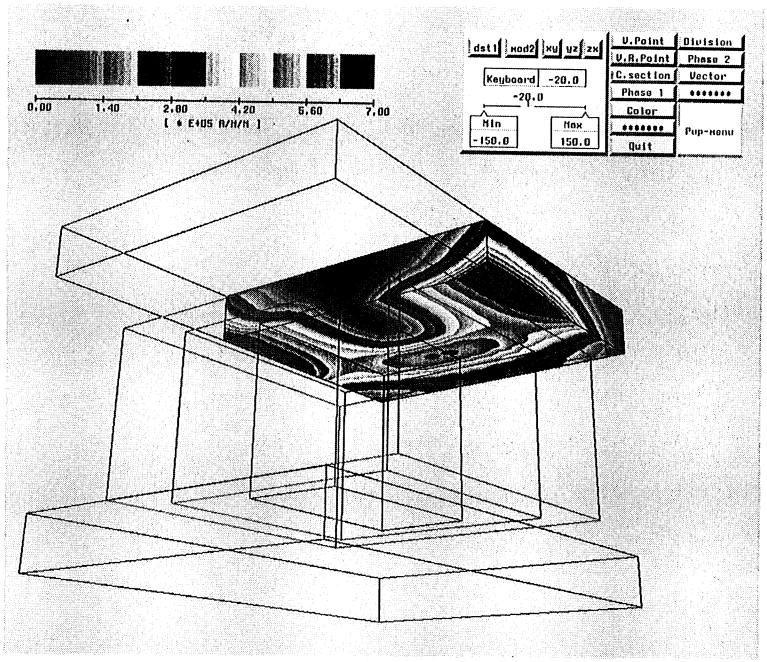


図5　渦電流密度分布

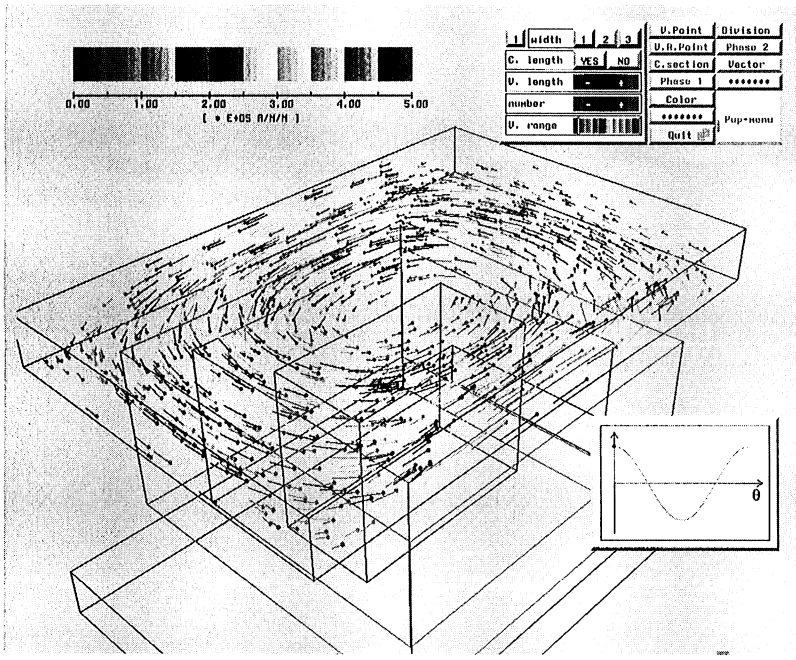


図6　渦電流ベクトル分布

なもの，膨大すぎるものの観察，未完成品の事前評価，本来不可視なものの擬似的表示法は，医・工・理学に留まらず，経済学・心理学についても重要なものになりつつある。これらのほんの一部に過ぎないが，当研究室での例を挙げて，その有用性を示したい。

1)　フォトリアリズムと景観評価

大規模開発の景観に及ぼすインパクトの評価に，CGがここ数年前から日常的に活用され始めた。

これには，自然現象に忠実な光のシミュレーション技法の開発が大きな役割を果たしている。すなわち，太陽の直視光と天空光さらに光の大気拡散，太陽の大きさをも勘案することによって，フォトリアリステックな画像の創生が可能になった（図3，4）[5,6]。

2)　不可視物理量の擬似カラー表示

電界・磁界をはじめ，熱流，気体や液体の運動など，3次元空間に分布した物理量が時間的に変化する場合，仮令数値解析に成功したとしても，そのままでは解析者自身すら，結果を理解するのが困難な場合がある。このような物理現象の可視化法としては，解析者がインタラクティブに画面を操作しながら擬似カラー表示のステレオ画像を，観察することが有効である。図5，6は，それぞれ交流磁場内のアルミ板内に生じる渦電流についてのスカラー量とベクトル量を観察するためのものである[7,8]。図はステレオ表示されていないが，実際には，赤外線と液晶シャッターを用いて，グラフィックスワークステーション上にステレオ画像を実現することができる（図7）。

3)　多重構造物の内部観察

解剖学の構造学的研究においては，個々の臓器の3次元形状の把握だけでなく，臓器相互の位置関係，すなわち多重構造物を同時観察できることが重要である。このためには，各臓器の表皮を半透明ステレオ表示する方法[9]（図8，9）と，内部が詰ったデータを密度関数としてそのまま記憶し，その密度に応じて半透明表示するボリュームレン

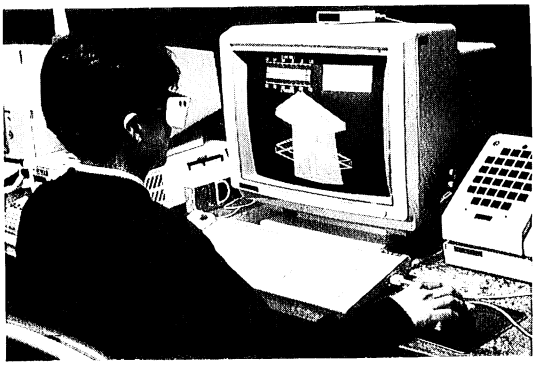


図7　ステレオ観察

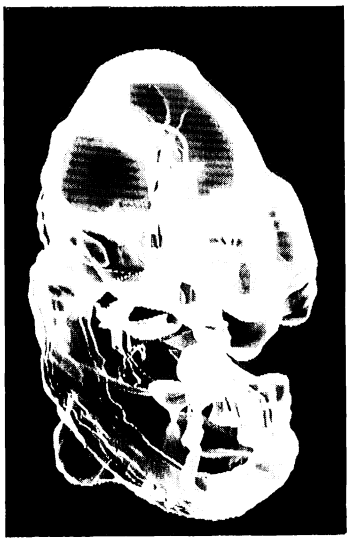


図8　マウス胚子半透明表示

図9　マウス胚子部分表示

ダリング[10]が開発されている。

おわりに

1960年代に誕生したCGは，1970年代の基礎技術の確立期，1980年代の開花期を経て，1990年代，いよいよアプリケーション時代を迎えたと言えるのではなかろうか。ハードウェアの急速な進歩は，パーソナルグラフィックスワークステーションの普及を促進した。それに伴うソフトウェアの開発は，個々の研究者が，インタラクティブに観察対象を自由自在に操りながら，自らの感性を刺激することによって，より深い理解と思わぬ発見に継げることを促すであろう。

参考文献

1) Christiansen H : Application of continuous tone computer generated images in structural mechanics. Structural Mechanics Computer Programs-Surveys, Assessment, and Availability, University Press of Virginia, Charlottesville 1974, pp 1003〜1015
2) Yamashita H, Harada K, Nakamae E, et al : Stereographic display on three dimensional magnetic fields of electromagnetic machines. IEEE Tr. on Power Apparatus and Systems Vol. PAS-100, No.11, Nov. 1981, pp 4692〜4697
3) Lemer EJ : The computer graphics revolution IEEE Spectrum Feb, 1981, pp 35
4) McCormick BH, DeFanti TA, and Brown MD : Visualization in scientific computing. Computer Graphics 21(6) Nov, 1987
5) Kaneda K, Okamoto T, Nakamae E, Nishita T : Highly Realistic Visual Simulation of Outdoor Scenes Under Various Atmospheric Conditions. CG International '90. 1990, pp 117〜131
6) Takita S, Kaneda K, Akinobu T, Iriyama H, Nakamae E, Nishita T : A simple rendering for penumbra caused by sunlight. CG International '90. 1990, pp 188〜201
7) 山下英生，上甲達也，中前栄八郎：3次元交流定常場相互作用のインタラクティブ可視化法．情報処理学会論文誌 32(5) 1991, pp 570〜580
8) 山下英生，上甲達也，中前栄八郎：3次元分布瞬時ベクトルのインターラクティブな可視化法．日本シミュレーション学会第12回計算電気・電子工学シンポジウム，I-30 1991, pp 189〜194
9) Kaneda K, Wakasu Y, Nakamae E, Yasuda M, Sato A : Journal of information processing 14(1) 1991, pp 23〜29
10) Levoy M : A hybrid ray tracer for rendering polygon and volume data. IEEE Computer Graphics & Applications, 10(2) 1990, pp 33〜40 March

ABSTRACT

Computer Graphics and its Applications

Eihachiro NAKAMAE*

Ever since Sketchpad proposed by Ivan. E. Sutherland in 1962, computer graphics have been drastically developing and making efficient use in many fields ; not only in science and engineering but also in economics and psycholigy.

This paper introduces computer graphics viewed from scientific visualization especially on environmental assessment of outdoor-scenes, interactive visualization of magnetic fields, and observation of the internal structure of a complex, multi-layered, three-dimentional object.

Key words : Computer Graphics, Visualization, Photo-realism, Observation tool, Stereo Graphics

Faculty of Engineering, Hiroshima University Hiroshima 724

1．麻酔・集中治療における記録法

A Year's Experience Using the ARC System Anaesthetic Records and Data Management

Michael F FISHER FCANAES*, T D PEACHEY FCANAES**, S REYNOLDS***

1. There have been phenomenal advances in micro-computer technology in the last two decades, and anaesthetists would reasonably expect to see some benefits from this in their daily work. In fact most of the advances in patient monitoring are dependent upon this technology, however, there has also been an upsurge in interest in automated (or strictly speaking semi-automated) anaesthetic record keeping.

2. Why automate record keeping ?
   a. By linking a record keeping computer with patient monitoring systems, data recording and plotting can be carried out more frequently than is the case for hand written charts. The result is a higher quality of trended information.
   b. The computer can receive and display data from a number of different discreet monitors and display the output from these monitors using a consistent layout and style so that a better presentation of information results.
   c. The recording of patient parameters can continue whilst the anaesthetist is busy with other tasks-particularly when emergencies arise.
   d. Medico-legal aspects have to be considered carefully, but on balance a better quality record should reduce exposure to litigation. It has to be admitted however, that so far there is only anecdotal evidence to support this view. Moreover, the work ethic of anaesthetists opting to use a computerised record keeping system might be different from those who do not.
   e. If the charting system is combined with electronic registration of anaesthetic technique and patient details, computerised storage, retrieval and hence analysis of the complete record

*M F Fisher, Consultant Anaesthetist, King's College Hospital, Denmark Hill, London SE5, UK.
**T D Peachey, Senior Registrar, Royal Free Hospital, London
***S Reynolds, Senior Programmer, Integrated Medical Systems Ltd.

becomes possible. This opens up a whole arena of possible reports, both management oriented and medically.

f. Overall-a higher quality of patient care.

3. There are two aspects of interest in the anaesthetic record that have occupied the minds of those working in this field.
   a. The chart itself, and the techniques available for its compilation.
   b. How to construct a database allowing significant features of the record to be subsequently manipulated to produce a variety of reports.

4. Given the technological explosion referred to above, what has been achieved so far ?
   a. Developments seen to have fallen into two main streams.
      i. A " high tech " commercial hardware approach that has to some extent burnt itself out, but is being rekindled.
      ii. " Low tech ", low budget, in-house developed systems.

5. We will look first at experience gained in the commercial world and ask why these expensive initiatives seem to have failed ?
   a. Systems now discontinued in the market.
      i. Certainly two leading companies (Ohmeda and Datascope) hed major contributions in this technology with the " Modulus " machine and the Datascope " Datatrac " respectively. The latter has been withdrawn from the market and the Modulus machine has abandoned its earlier computerised record generator in favour of a third party system (" Arkive ").
      ii. Both of these developments employed state of the art hardware technology which was extremely elegant.
      iii. The " Modulus " used a printer device mounted into the work-top of the anaesthetic machine so that access to the printed chart was available at all times for written comments to be added. User input was via gas plasma a touch screen, very advanced for its time.
      iv. The Datatrac had a plotter mounted in such a way that it was able to plot from behind the paper, again leaving the user free to annotate the record.
   b. Systems Presently Available
      i. The Diatek " Arkive " uses a highly packed gas plasma touch screen front end with a conventional printer. This too began life as a printed chart output device, although unprocessed data were saved to floppy disc for external processing. The importance of the data storage and recall aspect has now been appreciated and a database add-on is now available.
      ii. The Biodata " Recall " system

offers sophisticated communications features including analogue. Originally, this system could only store and retrieve records locally. A networked version is now available. It employs conventional top end of the range microcomputers linked to a proprietary communications interface.

iii. Many other new commercial systems are now beginning to make an appearance, but many are still under development, not commercially released in the full sense of the word and most are very much oriented towards Intensive Therapy applications. Anaesthesia has been a side issue.

c. What can be learned from this experience.

i. "High Tech" state of the art hardware is expensive to manufacture.

ii. The software development costs, as with any system, are very high. This is a result fo the complexity of the task generally excluding "off the shelf" solutions and reguiring bespoke software development.

iii. The medical market is very small. The net result is very expensive, and in a commercial world these costs must be passed on to the customer.

iv. All systems will have very high marketing and support cost overheads.

v. Neither of the first two developments referred to above sttempted to use the electronic record for any purpose other than to produce a printed chart. Since the only tangible return possible was a (partly in some cases) printed chart, anaesthetists would have great difficulty in justifying the resultant high unit cost for the production of each record.

vi. There appear to have been human problems in that many American anesthesiologists wanted nothing to do with automated charting for fear of self incrimination. Since the charts in these two examples were printed as the case progressed, there was no opportunity for corrections to be made electronically, although arguments continue about the wisdom of allowing this.

vii. The user interface on the Modulus, although elegant in hardware terms was unfriendly in that it operated in real time. For example, drugs used at induction needed to be registered as they were used. This imposed demands on the anaesthetist at an inconvenient time. If a system requires an increase in work from its operator, unless there is good reward, it is bound to fail.

d. The Diatek "ARKIVE" and the Biodata "Recall" are more recent developments. The value of a database has been recognised. The systems are well described (Kenny 1990[1]) and the reported experience of users seems typical of this sort of device.

6. What can be concluded ?

   a. That expensive solutions with no real return will fail on cost benefit analysis terms. Vickers (Kenny 1990) feels that an automated record is worth £3.50, but only if the data can be used elsewhere. This is discussed later.

   b. That perhaps uneditable printed outtput is unpopular.

   c. Very careful thought needs to be given to the user front end to avoid stressing the anaesthetist at busy times, or increasing the work necessary for maintaining a record.

   d. Use of the data is essential if the full investment value is to be realised.

7. What then of the in house derived systems.

   a. It is significant that a large number of individuals should want to spend considerable effort to develop their own systems. They are inevitably computer enthusiasts but they must feel that the intellectual rewards are high enough compared to the considerable effort that is required.

   b. The anaesthetist has, however, an enormous advantage in knowing how to design a system to fit in with his work patterns in a way that commercial developers can never have.

   c. There are many such systems and most have employed small portable computers.

   d. Where these developments have been reported it is generally in an optimistic manner, but our own experiences at Kings over many years indicates that there are a number of real problems. These can be summarised as follows.

      i. The true cost of software development will be high just as in a commercial system. It is just never accounted for in commercial terms, and hence hidden from view.

      ii. If the anaesthetist is writing the software himself, he is by definition an amateur and will have a learning curve to go through, very likely without access to many of the labour saving tools that professionals have. He will have sdditional hidden costs as a result.

      iii. Somewhere around 95% on the work in software development will take place after a workable program has been achieved. It is one thing to have something that work for an enthusiast but quite another to have something that a computer illiterate can use. Younger staff have fewer problems. Senior staff may find these solutions very difficult to come terms with.

      iv. The hardware capability and robustness of cheap portable computers are just not up to the task. It is easier to achieve data collection for audit purposes, but true automated record keeping requires serious com-

puting.

v. Portable devices will be abused — i.e. stolen or damaged. Plastic keyboards are remarkably soluble in liquid isoflurane.

vi. Nevertheless the King's experience with up to 6 individuals financing their own computers proved the feasibility of the concepts for the front end design and permitted the development of ideas for database development which have proved so important.

vii. If the development is to be used widely, like a child growing up, it has to become independent of its parent. This is the last and most difficult test that an in house developed system must achieve to be deemed successful. This is virtually impossible without resources for training and support. It cannot be achieved on a shoestring. An early system piloted at King's failed to spread outside in spite of considerable efforts and interest from another hospital. Faling funding for this from other sources, there is no choice but to go commercial.

8. Conversion to the commercial route.

a. From the final stage of the in-house development at King's, a further 10 man-years of work has given us the hybrid in-house／commercial development.

i. A miniaturised PC based system that will reside relatively easily on an anaesthetic machine.

ii. Up to six digital monitor interface connections possible.

iii. Resistant to volatile agents and contamination.

iv. Software designed to maximise ease of input, with on-line help facilities.

v. Emphasis on detailed charting and database engineering

vi. A full range of audit reporting features

vii. A range of management reporting features

viii. Potential for expansion into full outcome reporting

ix. Networked

x. World wild marketing and support including training.

xi. Low unit cost.

9. Description of the system.

a. The stand alone theatre system is computer system with a flat liquid crystal backlit screen driver, additional serial communications card as an option, with a hard disc, one floppy and an environmentally safe keyboard. An inkjet printer is supplied for hard copy output.

b. Records are created in memory and repeatedly backed up to hard disc. Power failure is thus allowed for as the record will self start where it

left off when power is resumed. When the case is completed, the record is saved to hard disc as a file. The floppy disc serves only to provide a source of new software, updated system configuration files and transfer of completed records back to the central storage and processing computer.

c. The record is formed by linking together a series of pages. These pages can be scanned through on the computer terminal and software routines exist to fill them with data. The pages are made up of :

i. The patient monitored parameters. On the theatre terminal this page is configurable to display a wide range of parameters. The printout is self configuring.

ii. The pre-operative status summary.

iii. The anaesthetic technique description. This is intended to include all drugs given during induction and immediately after as part of an established technique of anaesthesia, and also describes if reversal drugs are given at the conclusion.

iv. The reqional anaesthetic technique description.

v. The post-operative orders.

vi. Ad-hoc drug and fluid administration. These are timed events which are distinct from the induction, e.g. the need to give additional top-up muscle relaxant after the initial dose has worn off.

vii. Ad-hoc events. All remarks and observations about the case are time stamped and entered on this page. Some are pre-programmed descriptions like " INCISION " or " TOURNIQUET INFLATED ", others can be free text.

viii. Intra-operative blood chemistry results.

ix. Patient demographic and operation details. Important as no record is complete without this page and cannot be saved.

x. Staff details.

d. Data entry to the technique pages is through a unique simple process of assembling text and details from pull down menus offering multiple selections. These menus are configured by the user.

e. Network.

The networked system has the same configuration but with the addition of a network card. It has to function in a very similar way to allow for continuation of the record keeping functions in the event of a network failure. The computer is, therefore, very much an intelligent terminal requiring the network principally to take over the transport functions otherwise carried out using the floppy disc. The network gives a considerable improvement in the general operation of the system as a whole. An

additional advantage with the networked system is the ability to transmit completed records to a central laser printer for hard copy putput. The installation at King's College Hospital did not include this option.

f. The Central Database (ARC Central) The central database is typically a 386 type PC Compatible computer with a reasonably sized hard disc (100MB upwards) and an optical disc (Write Once Read Many times (WORM) drive. A laser printer is required for reports and graphical output.

g. The principal functions of the Central System are laid out below:

i. To collect anaesthetic clinical patient records from ARC Terminals (as detailed above) and to process them to confirm their validity and suitability for further processing.

ii. To maintain in a computer accessible from, a store of all patients' anaesthetic records collected from ARC Terminals and to allow the reproduction of facsimile paper records as required upon satisfactory identity of the requesting person being confirmed.

iii. To maintain activity statistics on anaesthetic staff members employing where appropriate, reports giving user configurable layouts.

iv. To maintain an updateable profile on the routine expected sessional activity of the anaesthetic (and theatre) department.

v. To permit the booking of patients onto operating lists (scheduled sessions) for a definable period into the future at any given time and to be able to create (unscheduled) sessions if required.

vi. To produce when properly required, a report on all patient bookings for operations ("The Provisional Operating List").

vii. To produce, when properly required, a final report on all scheduled operations ("The Final Operating List") and to make those details available for transmission to the operating theatre terminals (ARC Terminals) as required.

viii. To maintain a distinct record of sessions actually carried out and to match them against those expected producing a variance report when properly requested.

ix. To maintain a record, given the appropriate data inputs, of session over-runs and under-runs with reasons for same.

x. To produce reports on the activity in operating theatres for a standard period.

xi. To develop protocols for the costing of anaesthetic services.

xii. To provide such reports as are necessary from time to time to permit the system manager to monitor

the accuracy and completeness of data recording by the terminals and to allow a means for corrections and additions to be made to such data as appropriate.

xiii. To code to accepted standards, automatically where possible, operation descriptions and to make appropriate datails available in a report from if required.

xiv. To maintain an authorised user base from which system access can be controlled and to supervise and report such access.

10. The Installation at Kings.

King's College Hospital is a very difficult site for an installation of this kind.

a. The operating theatres are scattered over a wide area and have been developed piecemeal. Their internal design reflect a past era when surgeons were important people who were able to have the operating rooms built to their own design. No two theatres are alike, and the anaesthetic room is in many cases very small and substandard by present design criteria.

b. The walls are thick and the layout unsuitable for easy network cable runs.

c. The hospital has no network, and the main patient administration computer is an old ICL mainframe which was designed, before open systems, to be very difficult and expensive to communicate with.

d. The hospital has no centralised recovery rooms and in most instances, patients recover from their anaesthetic in a small alcove in the theatre or in the pessageway. It was not possible to use a centralised printing facility and each theatre station has to have its own inkjet printer.

11. The Installation and Commissioning

a. The original specification for the system was trimmed by the administration by 20% as is traditional in the Government service.

i. The equipment was ordered and installed in a phased manner. During the initial phase only three stations were active out of a maximun of nine. This was seen as an opportunity to take a very gentle, non-threatening approach to the commissioning of the system. The remaining four stations went live in April this year. Two sites remain uncovered. Steps were taken then to institute a paper logging system to account for management reports in those areas where a terminal was not provided.

b. Training was initially given to those consultant anaesthetists working in the operating theatres where terminals were provided. This training was on site in a live situation and took one week to include a full cycle of personnel. This initial training was reinforced by subsequent formal pre-

sentations. of these initial users one, who is now less than a year from retirement and who admitted that automated recording would undoubtedly be the way of the future, but who had a computer phobia, resolutely had nothing to do with the system and has been somewhat of a negative influence. His main criticism is that the computer will distract the anaesthetist from the care of the patient. In fact although this is a risk with all monitoring equipment, and the computer is no exception, the training given stresses that the computer does not drive the anaesthetic, and apart from pressing two keys to indicate that the anaesthetic is starting which should ideally be done immediately before induction, no intervention is necessary except to log the transfer of the patient to recovery. The remainder of the record can be completed when the patient has left the operating theatre.

c. An induction programme for the anaesthetists in training was harder to organise because the qreater number involved and the demands of the service in allowing them to be available for the time involved. It was from this qroup that many of the difficulties arose and it is easy to underestimate the problems involved in taking what is a huge technological and conceptual leap in practice.

d. Training for this group was set up external to the operating theatre using the terminal demonstration software on the central storage computer. It was found most appropriate to do this in small groups of three or less so that at least some hands on experience could be obtained. This initial exposure would typically last about 3／4 hour and was reinforced by request a week or so later.

e. Many criticisms arose, many of which were constructive and were taken on board and implemented.

i. The importance of pre-loading as much of the demographic details as possible was noted and procedures for notification of cases reinforced.

ii. The pre-registered event menu was implemented.

iii. A number of small changes in the way personnel menus were displayed was implemented, although new personnel registration on the central computer remains a problem in a hospital with a desperately understaffed personnel department.

iv. Concerns were expressed about the use of the system for short, high turnover cases. The correct use of the SMART menus was reinforced.

12. In the main the system is being well used with data uptake, still essentially voluntary, being between 75% and 95%. Many of the difficulties referred to above

are administrative, but the lack of a network has been a serious problem in that the transfer of data by floppy diskette requires constant monitoring and control if it is to be effective. We have sought not to generate negative attitudes in such a new development by imposing tight controls on the movement of diskettes and indeed, this would in a way negate some of the principles we have tried to uphold, namely that the system should improve the lot of the staff and not make like harder.

13. Cost Benefit analysis

a. Vickers attempts to put figures to the value of automated anaesthetic records, however, his criteria are already in some respects out of date. Firstly the outputs fall into four categories. These are then rated on the basis of an average hospital with 20,000 cases per year.

b. Potential savings.

i . . Clinical record

(1) Medico-legal estimate £10,000

ii . Management data

(1) Greater awareness of drug and consumable costs £20,000

(2) Billing and accounting

Let us say that there are 30 cost accountants processing invoices and apportioning them to budgets

Lets say 10 are related to surgery. (30% of activity in a general hospital is surgically generated)

They cost £150,000 per year.

If it accepted that a better way is to run a patient costed service items attributed to patient care costed and billed in a work related way, as a by-produst of carrying out the actual work itself, then we mighy only need five. Saving £75,000.

(3) Coding of operations and national reporting requirements. If six coding clerks are required then two are used for coding surgery (30%). This costs £20,000. The computer can do the coding so, saving £1.00 per record.

(4) Activity reporting, training records, information to support employment of anaesthetic staff, otherwise a clerk would need to be employed-£10,000.

iii. Medical Audit data.

(1) Linkage with post-op care and outcome. Better understanding of ways to reduce costs of post-operative care. 10% reduction in length of stay.

? £200,000.

This, of course, may be viewed as a one off reduction because once the lessons have been learned they need not be learned

again. However, it would be essential to constantly monitor the position as new techniques become available.

iv. Research.

Very difficult to quantify. Whilst the data collected might point the way towards future research project design, it is unlikely to be comprehensive enough for detailed research.

14. Againts this we have to offset annual maintenance costs of : -

a.	One System Manager	£20,000
b.	1／5 Coding clerk	£3,000
c.	Maintenance	£20,000
d.	Sundries	£2,000
	Total expenses	£45,000
e.	Cost of system	£150,000

Over a three year period this puts costs at £285,000

savings at £605,000

Overall saving £320,000

15. Much remains to be learned about the role of what is for anaesthetists, "New Technology", and the relevance it has in modern day practice. Some might see this all as an irrelevancen, an intrusion into the art of anaesthesia. Others see a big future in what information technology can bring to the specialty. What is quite clear though is that such developments must bring real advantages if thay are to succeed. For automated anaesthetic records, these advantages have been slow to be realised. Hopefully, we have now turned the corner.

References

1) Kenny (Ed): Automated Anaesthetic Records, Clinical Anaesthesiology, International Practice and Research, Baillière Tindall, 1990

UNIX システムを用いた中央手術部集中監視装置

田中義文*　橋本　悟*　木下　隆*
広瀬宗孝*　中川美穂*　八重樫和宏*

はじめに

京都府立医科大学中央手術部では，1983年より12の手術室を備えるワンウェイ方式の新中央手術部を運用している。開設当時，将来のコンピュータ導入に備え，各手術室より心電図や血圧の電気信号をモニター室に配線し，モニタースクリーンやアナログデータレコーダを利用して，集中的に管理・記録ができるように施工した。その後，1985年CP／Mパーソナルコンピュータを用いて，全手術室の脈拍，最高血圧および最低血圧を1分ごとに記録する設備を付加した。しかし，このシステムではマルチジョブ処理ができないために，記録の再生にはいったん記録を停止させ，再生専用のプログラムに切り替えなければならなかった[1]。1988年，OS9／68Kシステムを付加し，コンピュータの分散処理によりマルチジョブ処理が可能となり，全12室の術中循環動態を24時間自動監視と記録が同時にできる集中監視システムに発展した[2]。近年UNIXシステムが集中治療部，学生モニター室に設置されるようになり，それに伴って中央手術部集中監視装置もSONY社製NEWSを用いたUNIXシステムに変更し，ローカルエリアネットワーク（LAN）により術中患者の循環動態をどのワークステーションでも観測できるようになった[3]。

*京都府立医科大学麻酔学教室

方　法

1）ハードウェアについて

全12室の血圧や脈拍のデジタル化と平均値を算出する一次処理はSORD社製パーソナルコンピュータM223のCP／Mで行い，RS232C通信回線によりSONY社製NEWS1450 UNIXシステムに転送した。以前のシステムではCP／M装置とOS9装置との2台のCPUによる分散処理を行っていたが，今回OS9装置をUNIX装置に切り替えた。UNIX装置にはイーサネットが装備されているため，学生コンピュータ実習室やICUの患者監視用UNIX装置とのLANを構築した。

2）ソフトウェアについて

12手術室のデータはCP／M装置でディジタル化され，付属の通信回線RS232Cで各手術室につき最高血圧，最低血圧，脈拍の順で文字コード形式で転送する。そのためUNIX装置は1分ごとに145文字を受信することになる。UNIXシステムが多重処理が可能である特徴を生かして，①データ収録プログラムget，②最終データ表示プログラムlist，③各手術室の血圧や脈拍の変化をチャート形式でグラフ表示するnow，④以前の収録データを表示させるoldの4プログラムを作成した。まず初めにこの入力文字レコードに受信時間を加えてディスクファイルに記録するプログラムgetであるが，ファイルは午前8時30分にその日の年月日を元に命名されて記録が始まり，24時間後の午前8時29分のデータが記録されるとファ

イルは閉じられるようにした。次いで現在オープンされて記録されているファイルの最終レコードを常に読みだすプログラムである list は，UNIX の特徴をよく捉えている。すなわち，MSDOS や CP／M などでは単一処理であるために書き込み途中のデータファイルを読み出すことは不可能であるが，UNIX は多重処理が可能であるためにこの操作は容易にできる。ただ読み取り操作が書き込みレコードに先行していまだ書き込まれていない部分を読み取ろうとすると，OS9 ではオペレーティングシステムがジョブの中断を自動的に行っていたが，UNIX では強制的にプログラム終了をさせる点が異なっていた。そこでレコードの読み取りの前に eof（end of file）検出を行い新しいレコードが記入されていなければ，しばらくの間実行を中断させた後再び読みだす操作を行った。この方法でプログラムの強制終了を回避している。now は最終レコードより 24 時間前までのデータを読み取り，X ウィンドウに時間経過をグラフ表示する。命令の引数で各手術室を指定する。そして新しいデータが書き込まれたらグラフ表示を更新する。old はデータファイル名と手術室を指定すればその日の始まり午前 8 時 30 分より表示を開始する。マウスボタンにより 2 時間のデータが更新される。データ表示のためのプログラムはそれぞれ非常に似通ったものであり共通のサブルーチンを作成してプログラム開発の効率をあげた。

結　果

データレコードは時間表示も含めると 150 バイトとなり，一日の記憶容量は 150×60×24＝216000 バイトになった。データファイルに 500M バイトを占有すると 2300 日以上の手術レコードが記憶されることになる。データの一次処理に用いている CP／M 装置はプログラムにディスクの稼動する余地が全く無いために 24 時間連続運転を 6 年以上している。いまだ故障はない。今回開発したプログラムは X ウィンドウの twm ウィンドウマネージャのもとに作動する。そのため，ウィンドウマネージャのオプションメニューで list や now が容易にマウスで選択できた。一般の使用者にとっては，図 1 に示されるように，マッキントッシュの手軽さでプログラムが駆動できた。一方，UNIX システムには標準でイーサネットワークが装備され，その利用ソフトには NFS によりデータファイルのリモートマウントができる。すなわち，手術室内のモニター室に装置されているワークステーションの術中記録データは別のワークステーションと共用ができ，自由にデータを読み取ることができる。そこで今回開発したプログラムのソースファイルを富士通社製 A50 および A60 ワークステーションに転送し，学生コンピュータ実習室および ICU で動作テストを行った。C 言語の移植性は素晴しく，何もプログラム変更を必要とせずに実行できた。この操作によりイーサネットワークに接続されているいかなるワークステーションからも術中患者の循環動態が実況中継で見られることが明らかになった。

考　察

今日では多くのモニター装置を患者に装着して麻酔管理を行う機会が増えてきた。また，これらのモニター装置はコンピュータが内蔵されており種々のパラメータが計算され表示される。これらの機能を効率よく収録する方法が望まれているが，各メーカ間での統一規格がなく，われわれ利用者が個々に工夫して対処するより他に解決策がないのが現状である。この問題に答える一つの方法として UNIX 装置がある。UNXI 装置は方法の項で論じたごとく容易に多重処理ができる。すなわち，患者監視装置にはデータの記録とその記録されたデータの表示が同時に必要となる。MSDOS や

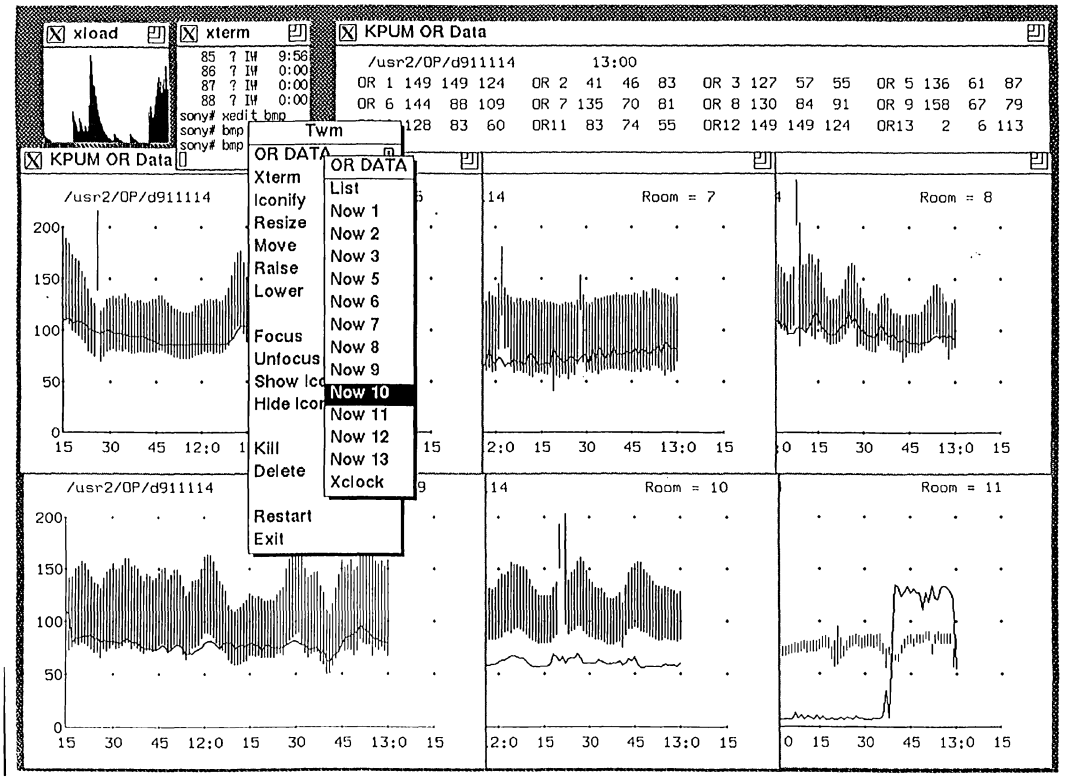


図1

CP／Mのオペレーティングシステムではこの操作を入力，記録，表示を一つにまとめたプログラムを作製しなければならず，大変複雑で苦労するプログラムを開発しなければならない。しかし，UNIX に代表される多重処理ができるオペレーティングシステムではそれぞれの項目についてプログラムを独立して作製し，同時に実行することができる。また，同一ファイルを別のジョブで同時に利用することができるなどの特徴をもつ，UNIX は実時間動作ができないとの判断もあるが，本システムでは時間の早い処理を CP／M 装置を専用に使用して一次処理を行い，その結果だけを1分ごとに 150 バイト程度の転送を行うことにより克服した。分散処理により，一層の実行効率を上げるとともにそれぞれのプログラムを単純化させたことになる。OS9 も多重処理ができ，基本的には UNIX と同じであったが，X ウィンドウなどのグラフィックスのユウティリティが貧弱であったため，複数のパーソナルコンピュータをグラフィック端末に使用してきた。X ウィンドウでは複数のグラフを1台の CRT で表示できるため，以前のグラフィック端末はすべて廃棄することができるようになった。これからはワークステーションによる術中監視が普及され，麻酔チャートがいかなる人でも見られる時代となる。また，この装置に循環動態のリスクチェックを行う AI 機能を備えれば相当効率のよい患者監視としても役立つであろう。

参考文献

1) 田中義文，夏山　卓，橋本　悟，宮崎正夫：マイクロコンピュータ応用の中央手術部監視装置．麻酔・集中治療とコンピュータ 1986．1986，pp 90〜96
2) 田中義文，夏山　卓，橋本　悟，重見研司，智原

栄一，滝沢洋之：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. 1989, pp 48〜56
3) UNIX & X window を用いた中央手術部集中監視装置について．麻酔 41(1)，1992 掲載予定

ABSTRACT

Computerized Monitoring System in the Operating Center with UNIX and X-window

Yoshifumi TANAKA*, Satoru HASHIMOTO*, Takashi KINOSHITA*, Munetake HIROSE*, Miho NAKAGAWA* and Kazuhiro YAEGASHI*

We previously reported the fully automated data logging system in the operating center. Presently, we revised the system with UNIX instead of OS/9. with this multi-task and multi-window (X-window) system, we could monitor all 12 rooms in the operating center at a time. The system in the operating center consists of 2 computers, SONY NEWS1450 (UNIX workstation) and Sord M223 (CP/M, data logger). On the bitmapped display of the workstation, using X-window, the data of all the operating room can be cited. And also 2 other minicomputers (Fijitu A50 in the conference room, and A60 in the ICU) and a workstation (Sun3-80 in the ICU) were connected with ethernet. With the remote login function (NFS), we could easily obtain the data during the operation from outside of the operating center.

Key words : Operating Center, Monitoring System, UNIX, X-window

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

ICU 経過記録自動化の試み

田中行夫*　岩下博宣*　熊澤光生*　斉藤晴久**

ICU経過記録（以下ICU record）は，刻々と変化する患者の状態や診療行為および看護記録が記載されたもので，ICU内の患者に関する医療情報を集約したものと言える。このrecordの記載にはナースが大きな役割を担っており看護業務の大きなウエイトを占めている。今回われわれは，ICU recordをできるだけ自動化することにより患者情報を従来より一層連続的かつ有機的に統合，把握し，かつナースの業務省力化に役立つものと考え，自動化を試みた。

当院ICU recordは，A3版で時間経過を縦方向に取り左側よりVital sign，人工呼吸器の設定条件，輸液，注射の記入欄，尿量，排液に関する記入欄，看護観察項目，POS方式による看護記事記入欄，緊急検査項目記入欄となっている。

システム構成

これを自動化するシステムとしてハードウェアは，日本電気三栄㈱ベッドサイドモニター，スレーブモニター，更にモニターと隣接したタッチ式スクリーンの端末器をオーバーテーブル上に配置した。センターには2台のワークステーション（EWS）を設置し，1台はイメージ入力用に用意したコピー機（Pixcel）よりの情報を取り込めるよう設置した。緊急検査機器（ABL-3，ACA-SX）よりのデータの取り込みおよび編集用についてもタッチ式スクリーン端末を設置した（図1）。システムは，ICUの特徴を生かし分散型システムとし，ネットワークは汎用的なイーサネットを使用した。OSはベッドサイドに配置された端末にはMS-DOS，センターEWSはUNIXを使用した。データのやり取りはNFSを用いた。図2はICU recordの基本画面である。下の機能名を示してあるエリアをタッチすることにより各機能を呼び出せるようにした。例えば，患者が入室した場合，図3-1 の画面を呼び出し患者基本情報を入力していく（図3-2，3-3）。

データの取り込み

脈拍，血圧，呼吸数，体温はRS-232C，MPXを通してベッドサイド端末に5分間隔で画面上にプロットする。またEWSに対して5分間隔でファイルを転送する。EWSはこれをUNIX形式のファイルに変換し保存する。Recordをコピーする際には，Pixcelへファイルを転送しカラーコピーとして出力できるようにした。肺動脈圧，中心静脈圧，左房圧などの表示は数値記載とした。人工呼吸器（ベネット7200a）よりの設定条件も自動的にインプットし表示できるようにした。注射や輸液の指示は，表示入力端末を通して薬剤マスターから必要な輸液，薬剤を選び出しマウスにて入力する（図4）。尿量や出血量の入力は，手入力としベッドサイド端末画面上よりタッチキーを使用して実施するようにした。毎日実施される緊急検査については，ABL-3，ACA-SXよりの検査データを緊急検査用端末で処理し各ベットへ転送できるようにした（図5）。ナースの看護記録は，手書きで文章も入るため入力方法をキーボード使用

*山梨医科大学麻酔科
**山梨医科大学第一内科

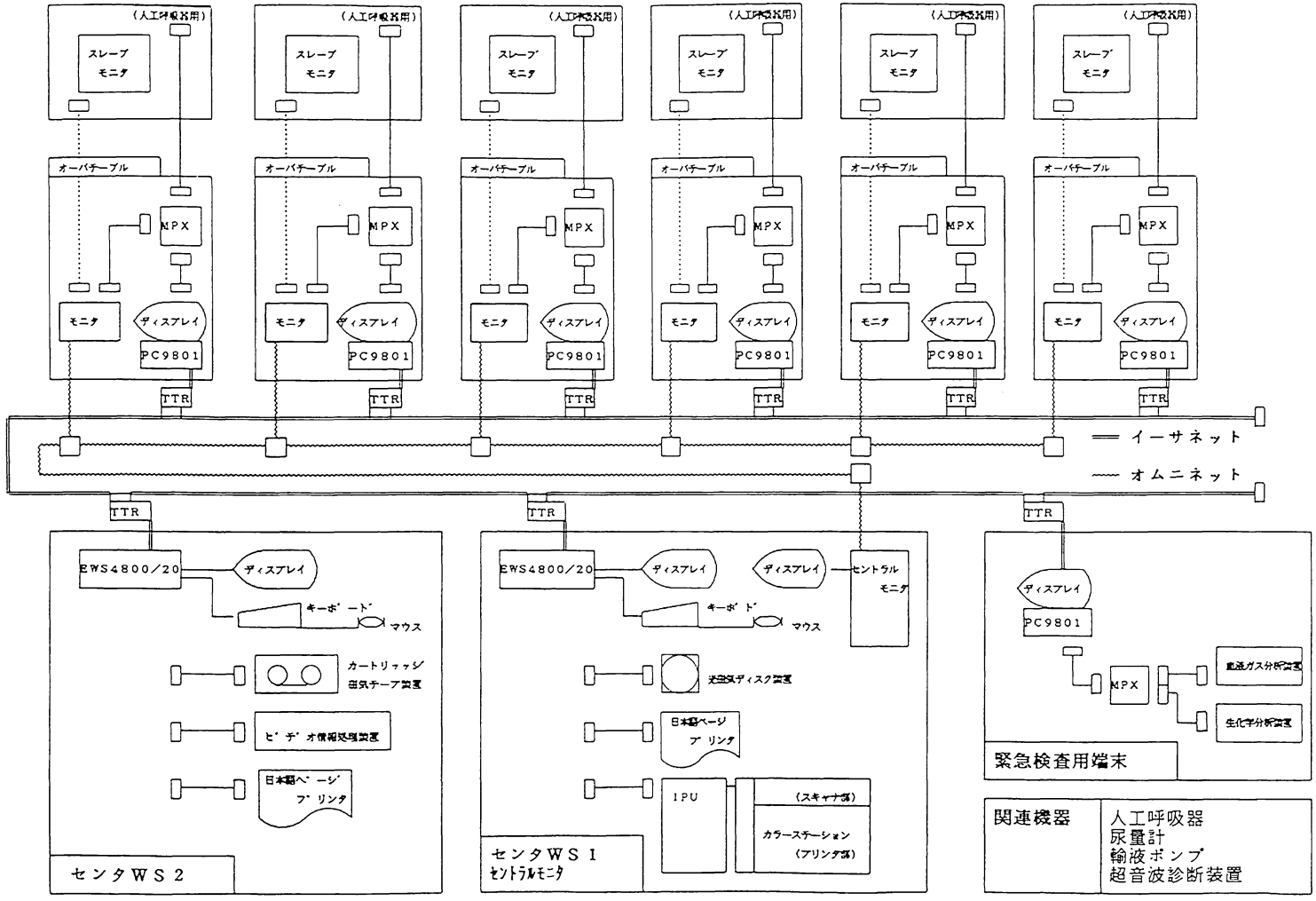

スレーブ
モニタ
オーバテーブル
MPX
モニタ
ディスプレイ
PC9801
TTR
イーサネット
オムニネット
EWS4800/20
キーボード
マウス
カートリッジ
磁気テープ装置
ビデオ情報処理装置
日本語ページ
プリンタ
センタＷＳ２
センタＷＳ１
セントラルモニタ
IPU
（スキャナ部）
カラーステーション
（プリンタ部）
緊急検査用端末
関連機器
人工呼吸器
尿量計
輸液ポンプ
超音波診断装置

図1　システム構成

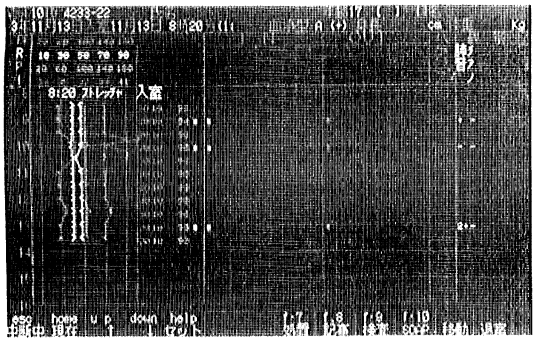


図2　ICU record 基本画面

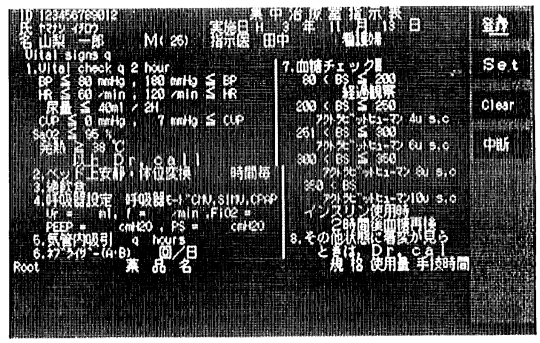


図4　指示表，入力画面

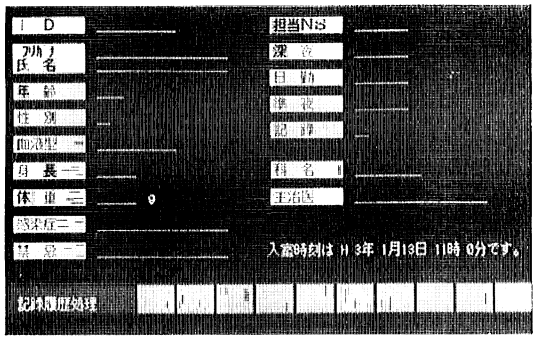


図3-1　患者基本情報入力画面

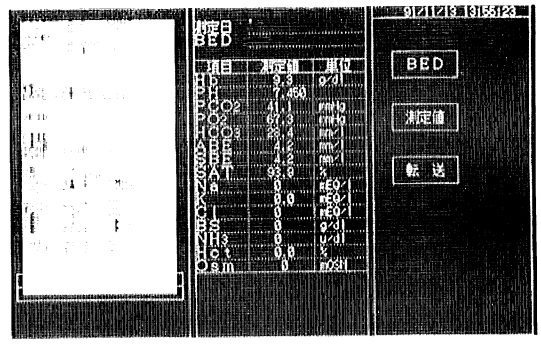


図5-1　緊急検査結果入力画面

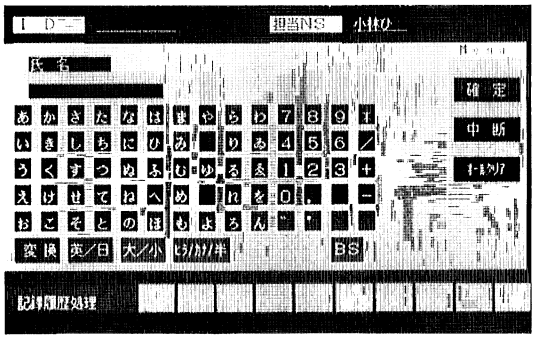


図3-2　患者基本情報入力画面

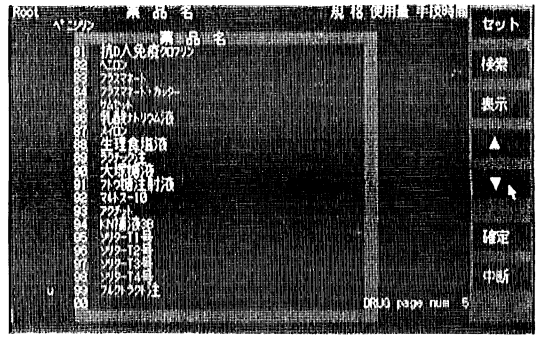


図5-2

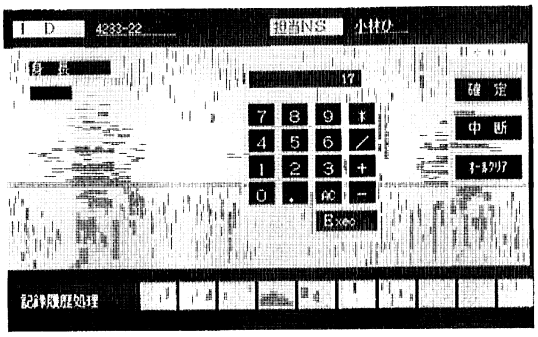


図3-3　患者基本情報入力画面

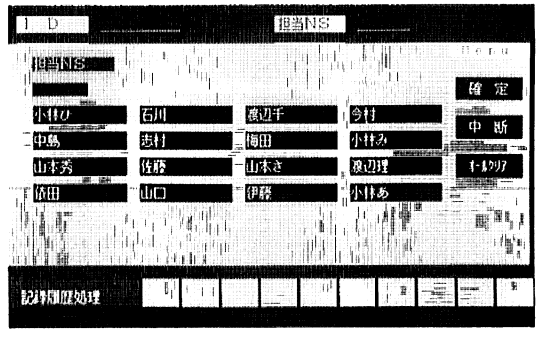


図5-3

による文法とPixcelよりのイメージ入力の2方法としワープロソフトは一太郎を用いた。

考　察

われわれは，ICU record作製にあたってバイタルサインのみならず人工呼吸器や緊急検査機器からの患者情報，更には輸液，注射，尿量，排液，看護記録についてもタッチキーやイメージ入力を用いて情報を取り込む試みを行った。バイタルサイン，人工呼吸器よりのon line化によりナースの転記に費やす時間を減らし看護業務の省力化に貢献できた。本システムの特徴として，ICU recordの各項目についての入力方法を単一化せずその業務の特徴を加味した上で入力方法を検討した。このため，入力方法が，キーボード，タッチキー，マウスと多種類になった。輸液，注射は薬剤マスターより選び出すため従来より指示作成に時間を要するため，更に入力方法を含めて改良を要する点であると思われた。尿量，排尿量，看護観察項目はタッチキー，また看護記録はキーボードあるいはイメージ入力としたためコンピュータに不慣れなナースでも用意に入力することができ，コンピュータに振り回されたりアレルギーになることも少なく看護業務をこなすことが可能であった。本システムは稼働1ヵ月にみたず，現在ICU全床（6床）の一部で導入を開始したばかりである。このため，医療スタッフに対する本システムの理解，コンピュータに対する取り組み方のマニュアルを作成しつつ試行錯誤している段階である。本システムは患者データを連続的かつ有機的に統合，把握することにより多角的な病態解析がより可能になり，看護業務の省力化に大きな役割を果たすことが期待され，実際の運用後の評価，またシステムの改良すべき点の検討は，今後の課題である。

ABSTRACT

An Automated ICU Recording System for Nursing Work

Yukio TANAKA*, Hironobu IWASHITA*, Teruo KUMAZAWA* and Haruhisa SAITO*

For the saving of the nursing routine work in ICU, we tried to automate the ICU records.

Pulse rate, blood pressure, respiration rate, and body temperature of vitai signs of patients are supposed to be recorded automatically.

Touch-screen, mouse, and key-boards are available according to each purpose in inputting patients' basic information and fluid transfusion order, As for nurse records, image input is used.

The automation if ICU records enables us to get more information input to the data-base and analyze the sate of patients from many point of view.

Key words :

*Department of Anesthesiology, Yamanashi Medical College, Yamanashi Pref. 409-38

2. 実践教育ソフト

麻酔中緊急時の危機管理プログラム

神山守人*　大橋　勉*　安藤正彦*

はじめに

麻酔中に呼吸循環系をはじめとする緊急事態が発生したときには，未熟な麻酔科医は混乱し，不完全な知識しか持っていない時は，正しい緊急処置がとれないことが往々にして有り得る。このようなときに，適切な情報が得られるようにパソコンを利用して，呼吸循環代謝そのほかの項目にわたって症状を提示しその理解を早め，またこの際に使用する薬剤の投与量，機械器具の使用方法，その他適切な処置を指示させ，麻酔科医の曖昧な知識の記憶によるミスを防ぐ一種の緊急支援プログラムを作成したので報告する。

作成方法

パソコンとしては，PC-9801 UV 2に20メガバイトのハードディスクを接続させたものを使用した。本プログラムは常駐型のプログラムで，手術に使用するアプリケーションプログラムの実行前にEMGと入力することで，このプログラムは常駐を開始する。使用するキーとしては，アプリケーションプログラムを実行中に，STOPキーを入力することによりこのプログラムが呼び出されて，緊急時の参照が始まる。通常使用するキーとしては，テンキーとファンクションキーを主体とした。この方が緊急時の使用には，間違いが少ないからである。

循環，呼吸の順に比較的危険度の高い順から，ファンクションキーに項目を割り当て，これを押すことにより即座に内容が現れるようになっている。10項目を越えたものについては，shift key＋function keyを押すことによって，次の10項目が更に選択できるようになる。1つ1つの項目の中で，更にテンキーを押すことによりsubmenuが選択できるようにもなっている。

参照できる項目としては，cardiac arrest, hypoxia, hypotension, hypertensionのほか，痙攣など一通りの緊急時の対策は，記載されている。

また同時にtimerの機能も備えており，cariac arrestが発生し，この項目が参照されたときには，timerの記録が開始され，心停止後の時間経過が刻々示されるようになる。

これらの項目は，function keyの表示窓に略号が表示されるようになっている。またこの表示が色分けされているので，緊急時にも押しまちがえることは少ない。

これらのadviceやcommentは，それぞれ一つの小さなfileとして，挿入されており，自作の簡単な読みだしプログラムにより読み出されるようになっている。したがってfileのupdateは，mifesやvz等のeditorで，簡単に行うことがで

*杏林大学医学部麻酔科

き，新しい情報を容易に組み入れることができる。

これらのprogrammingは，c言語を用い，codingは，msc 6.0に依った。一部Quick-cを用い，その動作を確認後，安定しているmsc 6.0でcodingを行った。

timerの一部分は，MASMによるassembleを行った。

結果ならびに考察

このプログラムを使用してみた結果，最も間違いやすい医薬品の量，見落としやすいチェック項目などが現れ，未熟なトレーニング中の麻酔科医の安全性を保つために一役買っており有用であった。

ABSTRACT

The Risk Management of Patients during Anesthesia with an Aid of Personal Computer

Once there occured emergency problems during anesthesia, young untrained anesthesiologist may be confused if he does not have appropriate knowledges. This program was designed to help such doctors with use of personal computer during running of other application program.

This is a kind of stay-resident program, which after starting takes over the ordinary job of DOS system. And re-write the windows of function-keys with special short-cuts of emergency situations, for example, cardiac arrest, hypotension, hypertension, bronchospasm and so on. If you hit the function keys you can find that symptomos are delineated and suitable administrations of drugs and how to manage the situation are displayed.

Although it is a simple program, it is very useful for beginners of anesthesia.

Morito KAMIYAMA*, Tsutomu OOHASHI* and Masahiko ANDOU*

Department of Anesthesiology, Kyorin University School of Medicine, Tokyo 181

麻酔メモのハイパーカード®化の試み

讃岐美智義*　中尾正和*　佐藤暢芳*　弓削孟文*

はじめに

ハイパーカード 2.0J Lite は Macintosh の System 6.07J に付属し，Macintosh の使用者ならば，誰もが利用可能なソフトウェアである。このハイパーカードにはハイパートークというプログラミング言語が組み込まれており，比較的簡単に Macintosh のもつウィンドウ，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。このハイパートークを利用して実践的な麻酔や麻酔教育に役立つようなスタックウェア（ハイパーカードで作成されたプログラム）群を作成し，“麻酔メモ”と命名した。

ソフトウェアの実際

1） メニュー

内容としては，循環作動薬の計算，周術期に必要な電卓を必要とする計算，救急薬品，前投薬，麻酔薬の使用法，簡単な文献検索，過去の当麻酔・蘇生学教室の医学部卒業試験問題などを盛り込んだ。各項目は独立したハイパーカードのスタックとなっており単体でも使用可能だが，今回はメインメニューを作成し，項目の選択により利用できるように統合化を計った。その，メインメニューが（図1）に示すものである。

2） 循環作動薬の希釈計算[1~4]

これは，第38回日本麻酔学会で発表した循環作動薬希釈計算プログラム（PC-9801 シリーズ用：CIRCULATION）のハイパーカードバージョンである。開発コンセプトは PC-9801 シリーズ用（以下98用）と同様で，麻酔科医の緊急事態に備えてあらかじめ希釈法を計算するために作成したものであるが，98用に比較してユーザーインターフェイスが向上している。必要事項（氏名，年齢，性別，身長，体重）を入力（体表面積は自動計算）し希釈法を選択（図2）すると，計算結果があらわれる。結果の印刷機能も備えている。

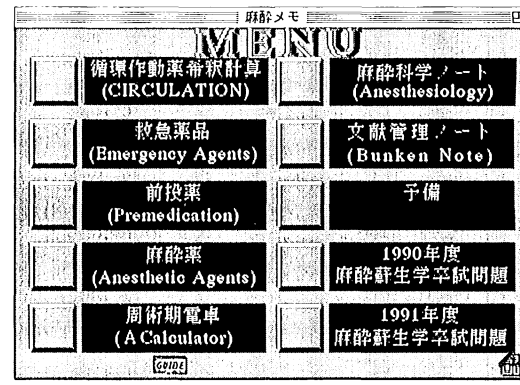


図1

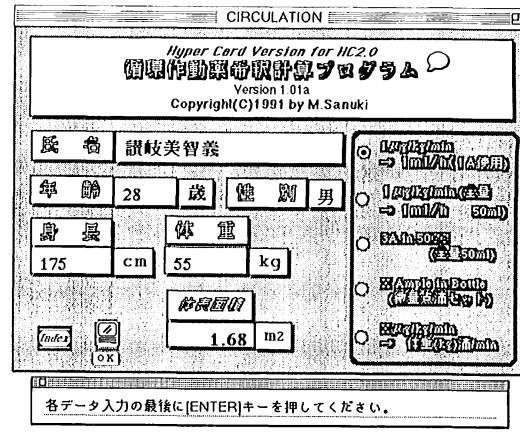


図2

*広島大学医学部麻酔・蘇生学教室

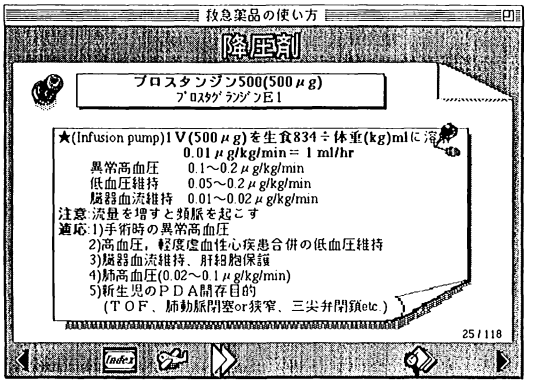


図3

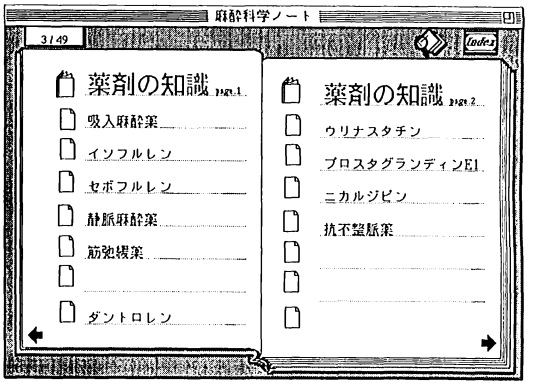


図4

これを印刷して手術室にもって入れば，麻酔中の緊急事態にも威力を発揮する。

3） 救急薬品，前投薬，麻酔薬

メニュー（図1）左の真中の3つが本来の麻酔メモである。救急薬品，前投薬，麻酔薬に別れているが，どれも同じ形式である。メニュー画面には，救急薬品の種類が書かれており，各々の薬品名をマウスでクリックするとそのカードに移る。また，どんな種類の薬かも見当がつかない場合には検索機能が威力を発揮する。一例としてプロスタグランジン E_1 の説明を図3に示した。

4） 周術期電卓

周術期に電卓の必要な計算を容易に行うことが可能である。

5） 麻酔科学ノート

上級研修医の方々にもう少し高度な内容のスタックを用意した。これは，内容的には標榜医のレベルで，指導医試験の勉強に役立つように雑誌や教科書から必要事項を抜粋し，箇条書にまとめた。図4はそのメニューである。知りたい項目名をクリックすると，その説明が表示される。

6） 文献ノート（図5）

特殊ケースの麻酔などに役立つと考え，麻酔や臨床麻酔等の主な麻酔科関連の国内の文献を手軽に検索できるようにした。文献は1987-以降のもので，以前に当教室の西岡らが登録したものを使

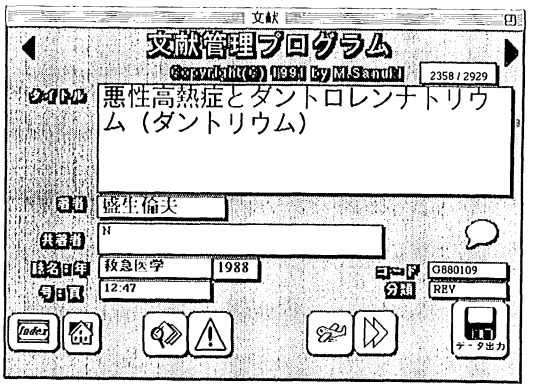


図5

用した。検索機能，カードマーク機能をカード上から行える。また，検索結果は他のソフトウェアでも利用できるようにテキスト形式のファイルに書き出すデータ出力機能を付加した。印刷機能はカードからは不可能であるが，メニューバーの印刷にある機能を利用することで可能である。

7） 広島大学医学部麻酔科卒業試験問題

学生向けとしては，試験問題のハイパーカード化を試みた。当麻酔学教室の試験問題は医師国家試験形式で行っており，多岐選択式問題なのでハイパーカード化に適すると考えられた。問題の一例を図6に示す。このカードの答（a～eのうち一つ）をクリックすると音により正誤を表示する。なお，一部の問題には解説を付け加えた。また，他のものと同様に検索機能，移動機能を備えている。

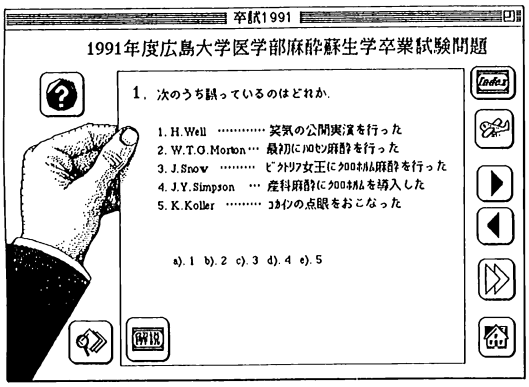


図6

考　察

ハイパーカードはMacintoshのSystemにバンドルされており，Macintoshの使用者ならば誰もが利用可能なソフトウェアであり，既成のスタックとして住所録やスケジュール管理などのものが付属している。しかし，日本語ハイパーカード上で自作のプログラム（スタック）を作成するための手引書は付属しておらず，市販の解説書も不親切であったため，わが国では自作スタックの開発が行い難い状況であった。1991年初頭に日本語ハイパーカードのバージョンが1.2から2.0になり，種々の市販のハイパートーク（ハイパーカードのプログラム言語）の解説書[5~8]が発表されるようになり，その頃より日本でもハイパーカードが注目されはじめている。このような状況を考え，Macintoshの共通言語として誰もがプログラムを容易に行えるハイパートークを“麻酔メモ”の開発言語として選択した。ハイパーカードは，ハイパートークを利用することにより比較的簡単にMacintoshのもつウィンドウ，グラフィック，サウンド等の機能を引き出すことができるため，ユーザー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り，その改良もプログラマーだけでなくエンドユーザーにも可能である。このようなプログラムはこれまでにも他機種や他言語により作られたものが発表されてきたが，ハイパーカード上でその統合を行ったことにこの試みの意義があると考える。また，麻酔メモの内容は実践的であり，操作やプログラムの作成が容易なハイパーカード上のスタックにすることで，楽しく麻酔の勉強ができ学生や研修医の教育に役立つと考えられた。

参考文献

1) 讃岐美智義，瀬浪正樹，中尾正和，弓削孟文：循環作動薬希釈計算プログラム（CIRCULATION）－プログラムに使用した計算式の導き方と活用法－麻酔．投稿中
2) 讃岐美智義，瀬浪正樹：循環作動薬持続注入時の簡便な計算式．臨床麻酔 13：1588，1989
3) 讃岐美智義，瀬浪正樹，河原道夫：緊急時，シリンジポンプにより循環作動薬を持続注入するための簡便な計算式．麻酔と蘇生 26：71，1990
4) 瀬浪正樹，讃岐美智義，瀬尾真弓：救急薬品の使い方．広島医学 43：1262，1990
5) 掌田津耶乃：入門HyperCard，東京，ビジネスアスキー，1991
6) 掌田津耶乃：実習HyperCard，東京，ビジネスアスキー，1991
7) 掌田津耶乃：応用HyperCard，東京，ビジネスアスキー，1991
8) 大重美幸：HyperCard 2.0ハンドブック，東京，BNN，1991

ABSTRACT

Trial Programming of an Anesthesia Memorandum Based on Hypercard®

Michiyoshi SANUKI*, Masakazu NAKAO*, Nobuyoshi SATO* and Osafumi YUGE*

Anesthesiology related stackwares for medical students and residents were developed with HyperCard version 2.0. These stackwares include followings ; a stackware which calculates the recipe for popular cardiovascular agents, a stackware of anesthesia memoranda (emergency agents, anesthetic agents, preoperative

drugs) for practical use, a stackware for search of references, and stacks of graduation examination problems in our department.

Although these stackwares were standalone programs, we integrated these with a menu stack for easy use. These stackware could enjoy a good reputation among residents and students.

Key words : Macintosh, Education, Programing, HyperCard, HyperTalk

Department of Anesthesiology and Critical Care Medicine, Hiroshima University, School of Medicine, Hiroshima 755

麻酔・集中治療業務における電子手帳の有用性

－表計算ICカードを用いた循環作動薬液作成ワークシート－

輪嶋善一郎*　金　徹*　井上哲夫*　小川　龍*

昨今，麻酔・集中治療業務は多岐に渡り，また，使用薬剤も増加している。特に多くの循環作動薬は使用頻度が高い一方，投与量は微量なため，シリンジポンプによる投与が頻繁に行われているが，その注入薬液作製ははなはだ煩雑である。そのため，循環作動薬液の作製を容易にするプログラムなどが発表されているが，その処理にはパソコンが不可欠である。最近，パソコンの軽量化，省スペース化には著しいものがあるが，いまだ，常に携帯できるというレベルにはほど遠い。そこで，われわれは常時携帯も可能な電子手帳（SHARP製電子手帳PA-9500)と，表計算ICカード(64KB)（SHARP製PA-9C1）を用いて，循環作動薬液作製ワークシートを作成し，実際の臨床現場にての有用性を認めたので報告する。

実際のワークシートを表1に示す（便宜上体重を50 kgとした)。

入力項目は「体重」のみとし，出力項目は原則として「希釈すべき薬剤の原液の必要量」であり，原液を希釈し全量を25 mlにすると意図した薬液ができあがる。

対象薬物は，Prostaglandin E_1（PGE1），Nitroglycerin（NTG），Trimetaphan（TMP），Nicardipine，Diltiazem，Verapamil，Lidocaine（10％ lidocaine），Mexiletine，Isoproterenol（ISP），Noradrenaline（NOA），Adrenaline（AD），Dopamine（DOA），Dobutamine（DOB）とした（(　　）内はワークシート上の表記)。

また，シリンジポンプにて1 ml／hrに相当する投与速度，臨床使用量なども参照できるように

表1　ワークシートの実際

体重(kg)↓	原液を全量25mlに希釈する			
50				
一般名	原液の必要量(ml)	1ml/hrに相当する投与速度	臨床使用量	備考
			(mcg/kg/min)	
PGE1	1Vを834÷体重(kg)mlに希釈	0.01mcg/kg/min	0.05-0.2	
NTG	原液のまま	体重×0.12ml/hrが1mcg/kg/min	0.2-5	
TMP	1.5	1mcg/kg/min	5-100	1Vを5mlに溶解する
Nicardipine	7.5	0.1mcg/kg/min	2-10	
Diltiazem	体重×1.5mgを25mlに希釈	1mcg/kg/min	2-10	
Verapamil	5	0.01mg/kg/hr	0.01-0.04mg/kg/hr	
10%lidocaine	7.5	10mcg/kg/min	15-50	
Mexiletine	6	0.1mg/kg/hr	0.4-0.6mg/kg/hr	
ISP	3.75	0.01mcg/kg/min	0.01-0.2	
NOA、AD	3.75	0.05mcg/kg/min	0.1-1.0	
DOA、DOB	3.75	1mcg/kg/min	1-20	

*日本医科大学付属病院麻酔科学教室

した。

なお，出来上がった薬液の濃度は，日本医科大学付属病院中央手術室，集中治療室で慣例的に使用されている濃度とした。

以上のワークシートを実際の臨床現場で使用して感じられたことは以下の通りである。

1） 有利な点

① 携帯性があるため，緊急時などを含め常に煩雑な計算が不必要で容易に薬液を作成することができる，また，付加記述事項も参照可能である。

② パソコンとのリンクも可能であり，機能拡張の余地もある。

③ 他の電子手帳の機能も随時使用可能である。

2） 不利な点

① 一度にワークシート全体が見られず，また，縮小画面にすれば参照できるワークシート画面は広がるが，字が小さくなり，大変見づらい。

② 処理能力（CPU の能力）が低いため，画面の動きが俊敏でない。

③ プリントアウト機能がない。

などである。

より CPU の能力が増し，ディスプレイ部分が広くなれば，より快適な環境が得られると思われる。

ABSTRACT

The Usefulness of an Electronic Organizer in Anesthesiology and Intensive Care
—A Worksheet for the Preparation of Cardiovascular Drugs Using a Spread Sheet IC Card—

Zen'ichiro WAJIMA*, Chol KIM*, Tetsuo INOUE* and Ryo OGAWA*

A variety of cardiovascular drugs are routinely used in anesthesiology and intensive care. Because the dose of such drugs is very small when continuous administration is required, a syringe pump is ordinarily employed for continuous administration. Calculating the volume and concentration of such drug solutions is very complicated, however, and programs designed for personal computers have been reported. Despite the fact that personal computers have been becoming smaller and lighter, they are cumbersome to carry all the time. Hence, we devised a "worksheet for the preparation of cardiovascular drugs" using an electronic organizer (SHARP PA-9500) and spread sheet IC card (SHARP PA-9C1), which are highly portable. All that needs to be input is body weght, output consisting of the volume of undiluted solution required. The advantage of this system is that, because the worksheet is so portable, it can be referred to whenever desired, even in emergencies. The disadvantage are that the amount of the worksheet which is visible is very small and that the CPU power of the electronic organizer is very low.

Key words : Electronic organizer, Spread sheet, IC card, Anesthesiology, Intensive care

Department of Anesthesiology, Nippon Medical School, Tokyo 113

手術中にベッドサイドで使用する麻酔アドバイサー

萩平　哲*　　高階雅紀**　　池田　恵***
森隆比古***　　吉矢生人***

手術室にデータ収集装置や情報システム端末としてコンピュータを持ち込むことが活発に行われるようになってきた。われわれは，手術室でのこのような方面でのコンピュータの活用について，手術中という特殊性から来るユーザインタフェイスの問題や，計測機器とのインタフェイシングの問題の解決に向けて研究を続け，本学会などで議論してきたが，同時に，麻酔の臨床教育にコンピュータが大変役立つのではないかと考え，その検討も続けてきた。コンピュータの優れた情報蓄積能力や検索・表示の速やかさ，そしてその日の気分や前夜の緊急手術に影響されない安定な動作，そして正確迅速な演算の力を麻酔の臨床教育に生かせないかということだ。最近，コンピュータ本体は高性能でかつ小型になり，また表示装置も従来のCRTのみならず液晶やプラズマディスプレイなどが使えるようになり薄く軽くなって，麻酔科医がそれらを手元で利用しやすくなってきた。そこで，今回，われわれは手術室でベッドサイドでの麻酔研修中の研修医や学生の知識確認と演算補助を目的とした「簡易麻酔アドバイサー」を試作したので報告する。

ソフトウェアとしては，ベッドサイドで利用しやすいノートブックタイプのパソコンで稼働させることとしたため，MS-DOS上で動作するものとした。今回のものは試作バージョンだが，特殊なテクニックを使わずにかつ十分実用的なものを作るために，市販のテキストエディターVZおよび作者の坂田氏によりフリーソフトウェアとして公開されているこのエディター用のハイパーテキスト作成マクロコマンドLINX．DEFに若干の変更を加えて利用し，更に自作の演算ソフトウェアを呼び出すように構成した。また，VZ上でマウスを使用するためのVZMOUSE．DEFにも変更を加えLINX．DEFの使用環境を向上させている。

ここに収容された情報はいくつかの索引ファイルと各項目別の文章ファイルで構成されており，索引ファイルや文章ファイル上でキーワードの部分にカーソルを移動させてクリックするだけで目的の内容を表示するようになっている。麻酔中のキーボード操作が煩雑なことを考慮して，ほとんどの操作にマウスを利用できるようにした。また，これらの情報はすべて単純なテキストファイルなので，テキストエディターで容易に内容が追加変更できるようになっている。近頃は講義や抄読会のレジュメや原稿がワープロやMacintosh系，あるいはMS-DOS系のコンピュータで作成されることが多いのだが，これらはそのまま，あるいはファイル変換の後に容易に取り込める。また，このエディター上で麻酔中に気付いたことなどをメモにとっておくことも可能となっている。

図1は「アドバイサー」のメニュー画面だが，このように「アドバイサー」の内容は麻酔中のトラブルシューティングに主眼をおいているため索引項目の大部分はモニターや検査値の異常となっ

*関西労災病院麻酔科
**大阪大学医学部中央手術部
***大阪大学医学部麻酔学教室

＊＊＊　簡易麻酔アドバイザー　Ver1.0　メニュー　＊＊＊

（循環系）
・頻脈　・徐脈　・不整脈　・ST-T変化
・高血圧　・低血圧　・中心静脈圧異常
（呼吸系）
・呼吸音異常　・PIP 異常　・SpO2低下　・PETCO2異常
・血液ガス異常
（代謝系）
・酸塩基平衡異常　・電解質異常　・血糖値異常　・高体温
・低体温　・多尿　・乏尿or無尿
（その他）
・覚醒遅延　・薬剤情報　・始業点検
・各種疾患情報　・特殊麻酔法

・メモ

図1

ているが，特殊疾患の情報や薬剤の情報・機器のチェックリストなど臨床上重要でしかも完全に記憶することは困難なものの閲覧もできるように作成した。更に利用者が様々なノウハウや資料を組み込むことでより幅の広いものとすることができると考えられた。

ただし，ここで注意すべきことが一つある。確かに様々な情報を簡便に得られるということは非常によいことなのだが，研修医や医学生がこれの操作に熱中してしまい肝心の患者を見ることをおろそかにしてしまう場合がありうるということだ。患者の状態が落ち着くと研修医などの注意がこちらの方に引き付けられやすくなる。各種疾患の情報などの教科書的な知識については重要なものに絞り，残りはベッドサイド以外のところで使用するシステムにのせておいた方がよいのではないかと思われた。

今回の試作版では，既存のテキストエディターとそのマクロコマンドを応用したため，いくつかの点でわれわれの思い通りの機能が得られない部分があった。

(1)　リンクコマンドの制約から一部キーワードに制限がある。また，一部のキーワードでは自動指定ができない。これはリンク辞書ファイルの構造上の問題や，エディターのコマンドの問題からきている。

(2)　孫引きの時に同じファイルを呼ぶとリターンで一挙に親ファイルに戻ってしまう。

現在これらを改良し，より効果的なアドバイザーとするために現在自作ソフトへの書換えを行っている。更に，ハードウェアはノート型パソコンから麻酔器に積み込んだパソコンと平面ディスプレイの組合せに最近変更し，この結果，視認性と操作性が大きく改善できた考えている。

自分の仕様をすべて満足させようとすればソフトウェアすべてをゼロから作ることにもなりかなり労力がかかってしまうが，このように市販のテキストエディターでもフリーソフトウェアのマクロコマンドを活用することでかなり実用的なものとすることができた。また，マウスはベッドサイドでの入力装置として十分実用になることを確認した。

参考文献

1）志村　拓，可部正三，鷲北　賢：VZ を 256 倍使うための本，アスキー出版局，1990
2）坂田　悠：Vzでハイパーテキストを実現するLINX. DEF. The BASIC 1991；99：26〜46
3）森隆比古，實川佐太郎，太城力良，吉矢生人：麻酔中モニタリングのシステム化について．麻酔・集中治療とコンピュータ 1986．克誠堂出版，1986，pp 96〜100
4）森隆比古：麻酔臨床におけるコンピューターの利用－モニタリングのシステム化について．日本臨

床麻酔学会誌 8(3) : 228〜231, 1988
5) 高野弘志, 松田 暉, 笹子佳門, 中田精三, 大谷正勝, 川口 章, 西垣恭一, 宮本裕治, 大竹重彰, 大久保修和, 高見 宏, 森隆比古, 河井敏博, 池田卓也, 広瀬 一, 川島康生 : 汎用コンピュータを用いた体外循環情報処理システムの開発. 人工臓器 17(3) : 1293〜1296, 1988
6) 森隆比古 : 手術室におけるキーボードの使用－手術部情報システムの稼働経験から－. 麻酔・集中治療とコンピュータ 1988〜1989. 克誠堂出版, 1988, pp 68〜74
7) 河井敏博, 池田卓也, 宮本徳廣, 中田精三, 森隆比古 : 手術室のデータ処理（自動尿量記録). 医器学 59(Suppl) : 37〜38, 1989

ABSTRACT

A Bedside Electronic Advisory System for Anesthesia

Satoshi HAGIHIRA*, Masaki TAKASHINA**, Megumi IKEDA***, Takahiko MORI*** and Ikuto YOSHIYA***

We designed and built a bedside advisoty system for anesthesia residents or students. This system can provide various educational information and helps the residents to make proper and prompt decision during anesthesia.

The software is essentially a file-handling system based on ' Hypertext ' concept and utilizing a commercially available text editor and its macro commands. We modified the macro commands which have been distributed as free softwares to this system. The system handles a dictionary file and many text files containing knowledge and wisdom. These text files are linked by keywords which have been registered in the dictionary Clinically important calculations can also be done as child processes.

Although the system was originally implemented on a notebook-size MS-DOS computer, we recently transferred it to a desktop computer with a flat electro-luminescence display and a mouse or trackball, which is attached to an anesthesia machine, We believe this combination is quite suitable for intraoperative use because of its light handling and clear vision.

Key words : Education, Computer, Hypertext

*Department of Anesthesiology, Kansai Rosai Hospital, Hyogo 660
**Surgical Center, Osaka University Hospital, Osaka 553
***Department of Anesthesiology, Osaka Unversity Medical School, Osaka 553

麻酔科領域におけるマルチメディアの有用性と可能性の検討

—Macintosh と Vbox による VTR の制御—

片山勝之*　太田善博*　櫻谷憲彦*
石川岳彦**　大野幹男**　劔物　修**

はじめに

近年，コンピュータと他のメディア（ビデオ，CD，LD など）を結び付けてインターアクティブに情報を伝達しようとするいわゆる，マルチメディアが様々な分野で利用され始めた。今回私どもは麻酔科領域でいかにマルチメディアが利用出来るか，またどのような可能性をもつものかを検討し，実際の使用例として硬膜外神経ブロックの図譜を作成してみたのでその結果を報告する。

マルチメディアとは

マルチメディアという用語が盛んにコンピュータ雑誌などで使用されているが，実はその定義は明確なものではなく使用する人によって様々な解釈がされているのが現状である。強いて定義付けるとすれば，「Apple 社が，提唱しはじめた情報伝達をより立体的に行うために，DTP，DTPR の次に登場した動画，音声などを統合して扱う方向性を示した概念」ということになる。この概念は他の機種にも広くひろがり，その実現のために様々なハード，ソフトが開発されてきた。表1にマルチメディアの環境で用いられる機器を示した。

しかし，現実の問題として入力機器からの画像や音などの信号をすべてコンピュータに取り込むために高速な処理能力をもつコンピュータに加えて，高価なビデオ信号入出力ボードを用意すると数百万円規模のシステムとなってしまう。

Vbox インターフェースと VISCA コマンドについて

以上のように従来価格の点から言ってまだまだパソコンユーザーが簡単にマルチメディアの環境を利用できない状況にあった。しかし，最近 SONY が開発したコンピュータから AV 機器を制御するための Vbox インターフェイスを用いることによって，非常に廉価にマルチメディア環境を実現できるようになった。

表1　マルチメディアに用いられる機器

データ入力機器	コンピュータ	データ出力
ビデオカメラ	ビデオ信号入出力ボード	CRT
レーザーディスク	大容量ハードディスク	テレビ画面
CD	Midiインターフェイス	Midi対応シンセサイザー
テープレコーダ		
デジタルカメラ		

*手稲渓仁会病院麻酔科
**北海道大学医学部麻酔学教室

このVboxインターフェイスはコンピュータからのRS-232CまたはRS-422を介してVISCA（video system control architecture）コマンドを，SONY独自のAV機器の制御信号に変換するもので，直列に8台のVboxを接続して8台までAV機器を制御できる。ここで制御できるAV機器はSONYのLANC（Local application control bus）端子を備えているものに限定されており，VTRのほかビデオカメラ，モニターテレビ，レーザーディスクなどがある。Vboxは必ずしもMacintosh専用のインターフェイスではないが，8ピンの接続ケーブルが付属しており当初よりMacintoshからの制御を想定して開発されたものと言える。

使用機器およびソフトウェアとプログラムの実際

今回使用したハードウェアはMacintosh classic（Apple），8mm VTR（SONY-TR705），Vbox interface（SONY）で図1のように接続する。ソフトウェアはHyperCardおよびVbox control XCMD（コーシングラフィックシステム）である。Vbox control XCMDは本来HyperCardのプログラム言語，HyperTalkでサポートしていないVboxを制御するための一種のサブルーチンで，リソースエディターなどであらかじめHyper Cardにインストールしておく必要がある。

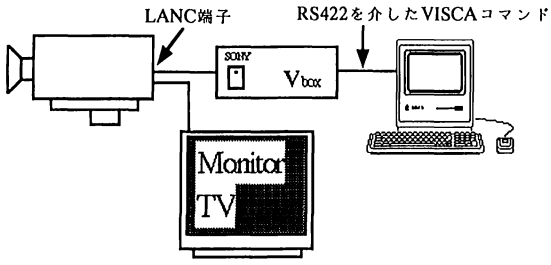


図1　本システムのハードウェア構成

表2にプログラムの一例を示したが，一見してわかるように，このシステムの特長の一つとして非常にプログラムが容易であることが挙げられる。

本システムを利用した立体硬膜外神経ブロック図譜

以上のシステムを用いて立体硬膜外神経ブロック図譜を作成した（図2）。これはコンピュータの画面から硬膜外神経ブロックの穿刺部位と穿刺針の方向，角度を指定すると，相当するVTR画像がモニターテレビ上に再生され，あたかも針先に目があるように骨格標本内を進入してゆく感覚がシミュレートできるというものである。VTR画像はヒステロスコピーを用いて様々な方向から骨格標本を動的に撮影して作成した。これによって従来の平面的な図譜に比べ立体的にしかも直感的に解剖を把握することができ，極めて有用な医学教育手段となると考えられた。

本システムの可能性

VTRをコンピュータから制御する最大の利点は，情報にインターアクティブに働きかけることができる点である。この利点はシミュレーションとして用いれば，臨床医学研修とくに臨床手技の

表2　HyperTalkおよびVbox control XCMDによるスクリプトの1例

「マウスによってボタンを押したらカウンタ（5分0秒）から再生」

```
on mouseUp
  VBOX 0,1,14,0,0,5,0    --モデムポート1に繋がっているビデオの
                         --カウンタ0時5分0秒までテープサーチ
  VBOX 0,1,11,40         --ビデオ再生開始
on mouseDown
```

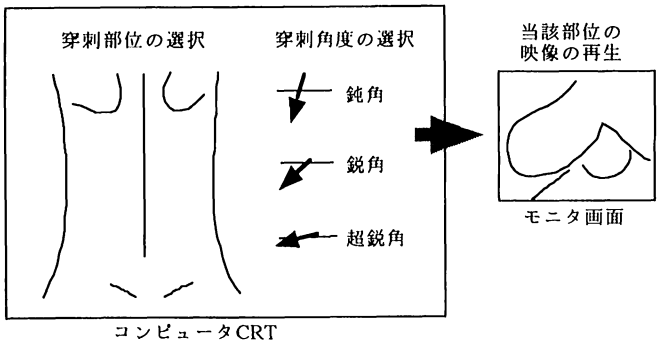


図2　ビデオコントロールによる立体ブロック図譜

修得全般に有用と考えられる。また，患者への術前の説明やペイン患者への疾患の説明などに応用すれば患者は自分の知りたい部分だけを深く理解することができるようになると思われる。

しかし，コンピュータからVTRを制御する場合，頭出しにはカウンタ（録画してある場所）を指定してテープを早送りないし巻き戻してから再生することになり，アクセスに多少時間がかかる。今回作成したブロック図譜のように単純なアルゴリズムではあまり問題にはならないが，複雑に枝分かれしていくソフトを作成する際には頭出しまでの時間が問題となる。その際には何台かのVTRを並列に動かしてアクセス時間を短縮する工夫が必要であろう。

まとめ

本システムは非常に廉価でソースとなる映像も簡単に自作できることなどから，草の根運動的に広まることによって麻酔科領域の様々な知識がマルチメディア化されていく可能性がある。

参考文献

1) 石田晴久：マルチメディア化にいくらかかるか－1990年代の課題－，bit 4，共立出版，1990，pp 373－381
2) ダニー・グッドマン，ザ・ハイパーカード（下），株式会社ビー・エヌ・エヌ，1988

ABSTRACT

Multimedia in Anesthesia, its Availability and Possibility ; Video Control by the Macintosh and the Vbox

Katsuyuki KATAYAMA*, Yoshihiro OHTA*, Norihiko SAKURAYA*, Takehiko ISHIKAWA**, Mikio OHNO** and Osamu KEMMOTSU**

Multimedia has been widely accepted as a new way of data transmission in the various field. But if we wanted to use a multi-media system, we had to endure a tremendous amount of the cost.

We introduced the simple and cost-effective multi-media system into the anesthesia field. This system uses only a personal computer (Macintosh classic), a video-tape recorder (SONY TR705) and the Vbox which is a specially designed interface for SONY AV products. For the oprerational soft-ware, we used the Hyper Card 2.0 and the Vbox control XCMD. In this circumstance we can control a VTR easily from a computer and get various information interactively using a video movie and a sound.

For example, we made the simulation soft-ware of the epidural block by this system. We made the video sorce from a model of the supine. Through the soft-ware we can directly understand the anatomy of the supine from a various direction.

This system will accelerate the wide spread

of a multimedia in the anesthesia field.

Key words : Multimedia, VTR, Simulation, Medical education, Computer, Personal computer

*Department of anesthesia, Teine Keijinkai Hospital, Sapporo 006

**Department of Anesthesiology, Hokkaido University, School of Medicine, Sapporo 060

ハイパーカードを用いた血液ガスコンサルタント

尾崎　眞*　新　健治*　根岸千晴*
尾崎恭子*　野村　実*　藤田昌雄*

はじめに

アップル社のパーソナルコンピュータであるマッキントッシュ上で動くハイパーカードは，電子的なカードを連結・集合させることによりカード上で様々な情報を処理・集積することができる。カード上には，ボタンやテキストフィールドを配置し，それらをハイパートークと呼ばれる言語により定義することにより，ハイパーカードをシェル環境としてのアプリケーションソフトを開発することが可能である。今回このハイパーカードを用いて，麻酔中や集中治療室での呼吸管理中の血液ガス分析結果データの処理を行うツールを作成したので報告する。

初期画面・患者プロフィール画面

このツールを作ろうと思い立った理由は，そもそもICUにおけるセントラルモニター内や，最近の血液ガス分析装置そのものにもビルトインされていることがある血液ガスデータの処理環境を一般病棟など，どこででもパソコンさえあれば使えるようにしてみようということである。データ入力は，キーボードから行うこととし，まず図1の患者プロフィール画面に身長・体重・年齢を入力し，後はカード上方にあるアイコンをマウスでクリックしていくことにより画面を切り替え操作する。

第2画面・血液ガスデータ入力画面

検査室などからデータが到着した時点で，図1に続く「注射器」のアイコンをクリックして切り替わるこの画面からデータを入力する。項目としては，Pa_{O_2}，Pa_{CO_2}，pH，Hb，Fi_{O_2}，気圧の6つである。空欄になっている箱の部分に入力する（図2）。Typical Examplesのボタンをクリックすると正常，COPD例などの実際のデータの組み合わせ例が表示される。

第3画面・結果解析画面

図2で入力後，今後は「紙のレポートの絵」が描かれたアイコンをクリックして切り替わる画面へデータは転送され，図3のように画面向かって左に酸塩基状態に対しての評価が，画面向かって右には酸素化状態への評価が現われる。

酸素化能の評価に関しては，酸素解離曲線であるPa_{O_2}に対するSa_{O_2}を対数関数としてプロットさせ，入力された患者データの位置により，Severe Hypoxemia, Moderate Hypoxemia, Mild Hypoxemia, Adequate arterial Oxygenation そしてHyperoxemiaの5段階に分けて（図4の1〜5），評価結果は図3のOxygenationの項に表示させるようにした。同時にP_{AO_2}を計算させ，Pa_{O_2}/P_{AO_2}が0.2より小さい場合，0.4より小の場合，0.7よりも小さな場合，それ以上の4つに分類してガス交換能をSevere, Moderate, Mild そしてNormalに分けて評価し，表示させた。

*東京女子医科大学麻酔科学教室

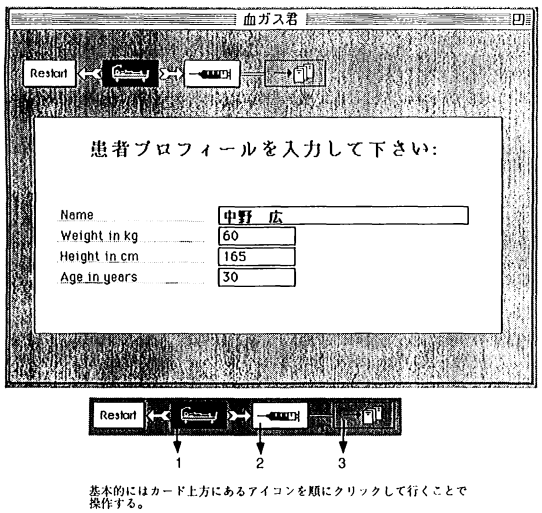


図1　ハイパーカードによる血液ガスコンサルタント「血ガス君」
初期画面患者プロフィールをここでは，入力する。
基本的にはカード上方にあるアイコンを順にクリックしていくことで操作する。

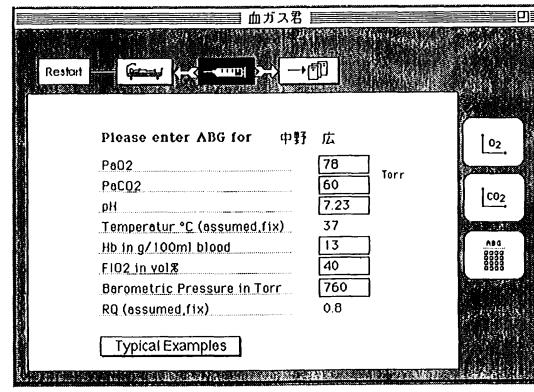


図2　初期画面に続く血液ガスデータ入力画面がこれだ。

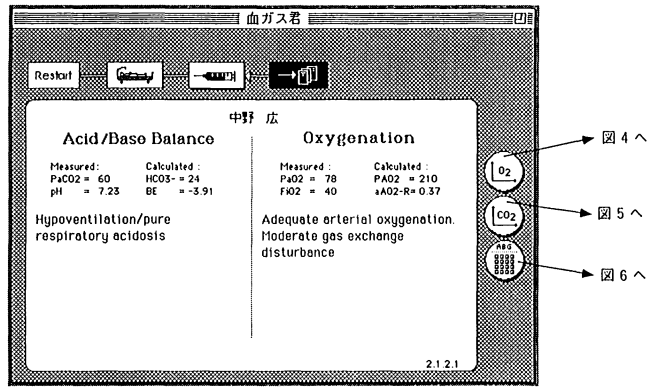


図3　第3番目の血液ガスデータのコンサルタント画面

酸塩基平衡状態へのコメントとしては，酸素化能評価の場合と同じように横軸に Pa_{CO_2} を取り，縦軸に動脈血pHをプロットしたAcid Base diagram上に入力した患者データの位置を表示させることにより分類し行った。患者データ位置の表示に関しては，ハイパートークのround表示機能を用いて，座標表示させた（図5）。この位置により，Metabolic Acidosis，Pure Respiratory Alcalosis，Pure Respiratory Acidosis，Metabolic Alcalosisの4つの評価（図5で，1，2，3，4の範囲）か，またはそれ以外の場合には正常であるのでNormal Acid Base Balanceを表示させた。またそれぞれの範囲によって，Hyperventilation，Adequate Ventilation，Hypoventilationとのコメントも示すようにしてある。

血ガスデータ電卓

これは，図3右端の3つ縦に並んだアイコンの

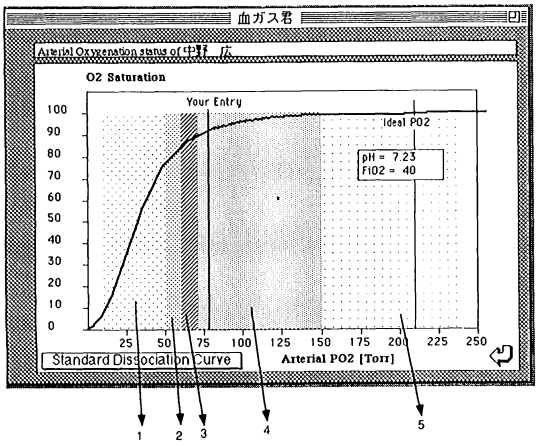


図4　酸素解離曲線を描く

ここで，患者データの該当する位置か表示される。

この図での5段階の分類により，図3での酸素化能の評価がされる。

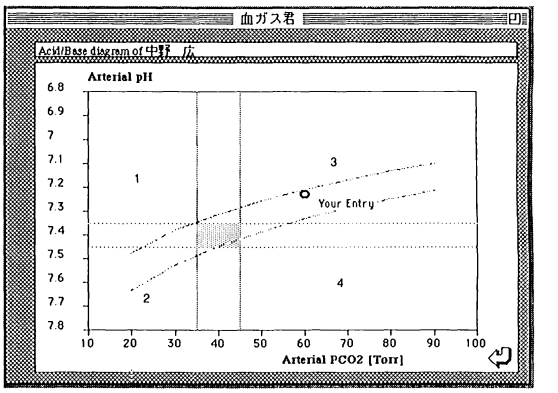


図5　Acid／Base Diagram への患者データのプロット

患者の実際のデータは丸く点として表示され，その位置により図3で，4つのカテゴリーに分類され評価される。

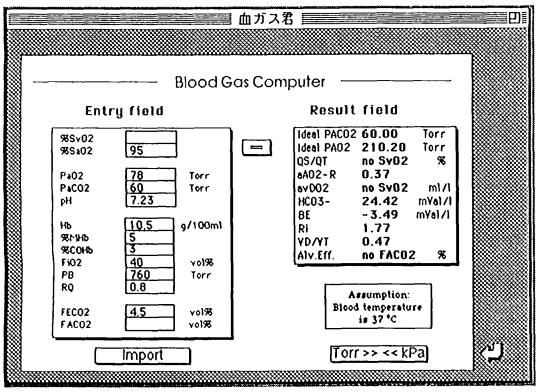


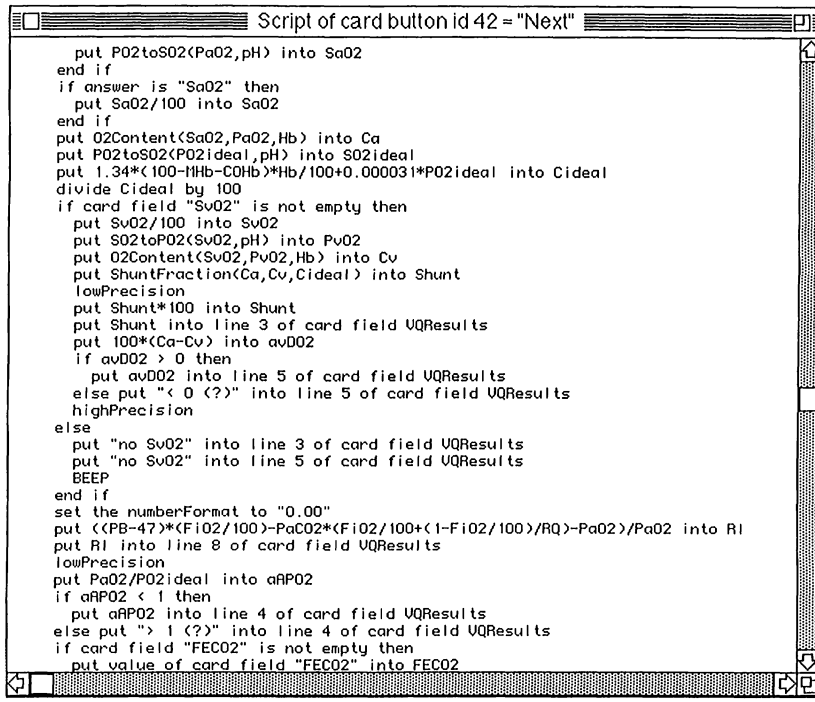
図6　血ガスデータ電卓

中央の「＝」をクリックすると，各種パラメータを一発で計算表示する。

最下部のものをマウスでクリックすると現われる。その画面が図6である。画面左側が，入力データフィールドで，その下のImportボタンをマウスでクリックすることにより，今までのカードが面で入力してきたデータをここへ取り込むことができる。そして，中央にある「＝」ボタンをクリックすると，画面右側の各種パラメータが計算されて，表示される。これは，ハイパートークの機能を使って「＝」ボタンに左側のフィールドの各値を元に計算した結果の諸量を右側フィールドへ出せるように記述したのである。その一部を図7に示した。ここでは，ハイパートークの基本的英単語レベルでの記述が可能である点と書き換えるとすぐに変更したプログラム結果を試せるという利点が有効である。と言うのも，各職場での必要にあった呼吸機能評価のための諸量計算を現場のニーズに合わせてカスタマイズすることが容易であるからだ。

まとめ

血液ガスデータ結果を出来合いの処理プログラムではなく，カスタマイズが容易なハイパーカードの環境を用いてのツールとして処理する，データコンサルトプログラムを作成して検討した。ハイパーカードが走るパソコンがあれば，どこででも血液ガスデータの系統的な処理が可能であった。また現場のニーズにあったパラメータ計算系の作成が容易である点が出来合いのシステム上で固定的に動く処理系に比較して小回りがきき，手軽で



```
Script of card button id 42 = "Next"

    put PO2toSO2(PaO2,pH) into SaO2
  end if
  if answer is "SaO2" then
    put SaO2/100 into SaO2
  end if
  put O2Content(SaO2,PaO2,Hb) into Ca
  put PO2toSO2(PO2ideal,pH) into SO2ideal
  put 1.34*(100-MHb-COHb)*Hb/100+0.000031*PO2ideal into Cideal
  divide Cideal by 100
  if card field "SvO2" is not empty then
    put SvO2/100 into SvO2
    put SO2toPO2(SvO2,pH) into PvO2
    put O2Content(SvO2,PvO2,Hb) into Cv
    put ShuntFraction(Ca,Cv,Cideal) into Shunt
    lowPrecision
    put Shunt*100 into Shunt
    put Shunt into line 3 of card field VQResults
    put 100*(Ca-Cv) into avDO2
    if avDO2 > 0 then
      put avDO2 into line 5 of card field VQResults
    else put "< 0 (?)" into line 5 of card field VQResults
    highPrecision
  else
    put "no SvO2" into line 3 of card field VQResults
    put "no SvO2" into line 5 of card field VQResults
    BEEP
  end if
  set the numberFormat to "0.00"
  put ((PB-47)*(FiO2/100)-PaCO2*(FiO2/100+(1-FiO2/100)/RQ)-PaO2)/PaO2 into RI
  put RI into line 8 of card field VQResults
  lowPrecision
  put PaO2/PO2ideal into aAPO2
  if aAPO2 < 1 then
    put aAPO2 into line 4 of card field VQResults
  else put "> 1 (?)" into line 4 of card field VQResults
  if card field "FECO2" is not empty then
    put value of card field "FECO2" into FECO2
```

図7　図6で血ガスデータ電卓で「＝」のボタンを書き込まれたHypoerTalk記述例
ここで，数個のパラメータを書き換えることにより，容易に新たな呼吸諸量の計算を一発で行わせることが可能だ。

あるにもかかわらず優れていた。完成したプログラムは，通信上およびテクノロジー学会会員に自由に使用してもらい，より優れた改造を施されることを望む次第である。

ABSTRACT

HyperCard basis evaluating tool for the blood gas analysis data

Blood gas analysis data is essential for the modern anesthesia practice and intensive care. We made hypercard basis evaluating tool for it. The data was satisfactory archived patient by patient and consulted from the stand point of oxygenation, acid-base balance and gas exchange function. Many kinds of respiratory parameter coming from blood gas data were calculated easily. We conclude the tool is very useful for the daily clinical decision.

Makoto OZAKI*, Kenji ATARASHI*, Chiharu NEGISHI*, Kyoko OZAKI*, Minoru NOMURA* and Masao FUJITA*

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

Key words : HyperCard, Blood Gas Analysis

酸素の運搬のモデル

諏訪邦夫*

酸素運搬で解決したい問題の例を考えてみよう。例えば，極端な過換気で脳はハイポキシアになるだろうか。高山では，どうだろうか。富士山頂では脳はハイポキシアになるだろうか。エベレスト山頂ではどうだろうか。あるいは，ヘモグロビンはどこまで低下しても大丈夫だろうか。DPG 増加はどの位有利で，減少はどの位不利だろうか。

こういうテーマは実験や臨床のデータから一応の答がでているが，どの要素がどう働いているかは明らかでない。過換気の障害は脳血流低下と酸素解離曲線の左方移動が働くが，両者の比重はどの位か。エベレスト無酸素登頂のデータをみると Pa_{CO_2} が 10 mmHg 以下であるが，それが必要なのか。やむをえずそうなるのか。その時の脳血流はどうなるのか。

こういう疑問に答えるため，酸素運搬に関係する要素を解析して，自由にパラメータを変化させ解析するモデルを作成した。

モデルの構造

吸入気から酸素を取り込んで血流に取り込み，それを単一の臓器に運ぶまでのプロセスをモデル化した。$F_{I_{O_2}}$，PB，酸素解離曲線，脳の酸素需要量など重要なパラメータ値 14 項目を定めると系が確定する。入力項目と正常値は表 1 の通りである。14 項目の数値は自由に選び，与えることができる。

〔基本パラメータから定まる数式系〕

1) $P_{I_{O_2}}=(PB-PH_2O)*F_{I_{O_2}}$

吸入気酸素濃度と体温と大気圧から $P_{I_{O_2}}$ を定める。標準的な式である。

2) $P_{A_{O_2}}=P_{I_{O_2}}-P_{A_{CO_2}}*〔Fi_{O_2}+(1-Fi_{O_2})/R〕$

肺胞気式である。$P_{A_{CO_2}}$ としては Pa_{CO_2} をとるとする。Pa_{CO_2} は可変である。

3) $Ca_{O_2}-Cv_{O_2}=5*3.4/CI$

シャント率計算に（$Ca_{O_2}-Cv_{O_2}$）が必要なので，この式によって規定。

4) $Qs/Qt=(Cc'_{O_2}-Ca_{O_2})/(Cc'_{O_2}-Cv_{O_2})$

標準のシャント式である。

5) $CMRo_2=Q*(Ca_{O_2}-Cv_{O_2})$

5)〜7）の式は脳への酸素の運搬，拡散，消費を規定。この式は脳血流のフィック式。

6) $CMRo_2=Diffc*(Pcpo_2-Ptso_2)$ 拡散式

脳組織の酸素の拡散を表現。

7) $CMRo_2=F(Ptso_2)$ ……組織の酸素消費が組織酸素分圧に依存すると仮定（図 1）。

プログラムの構造

以上の計算の目的で作成したコンピュータプログラムの構造を図 2 に示す。入力は，上記 14 パラメータの正常値を既存の入力値とし，要求により変更する。出力は，表 1 に追加する。他に，“酸素の滝：Oxygen cascade”を描くプログラムを加えた（図 2）。

結　果

解析できた例を挙げる。

*東京大学医学部麻酔学教室

表1　入出力項目と正常値

気圧　760 mmHg，吸入気酸素濃度	0.2093
体温	37
Paco2	40 mmHg
シャント率	0.05
BE	0
2,3DPG	4
ヘモグロビン	15 g/100 ml
Hillのn	2.7
心係数	3.4 L/m2/分
脳血流	50ml/100g/分
脳組織拡散係数	0.2ml/mmHg/100g/分
脳酸素必要量	3ml/100g/分
脳組織臨界酸素分圧	2 mmHg
出力	
肺胞酸素分圧	101.3 mmHg
動脈血酸素分圧	89.1 mmHg
動脈血pH	7.40
脳静脈血酸素分圧	40.3 mmHg
脳酸素消費量	3ml/100g/分
脳組織酸素分圧	25.1 mmHg
高度	0 m

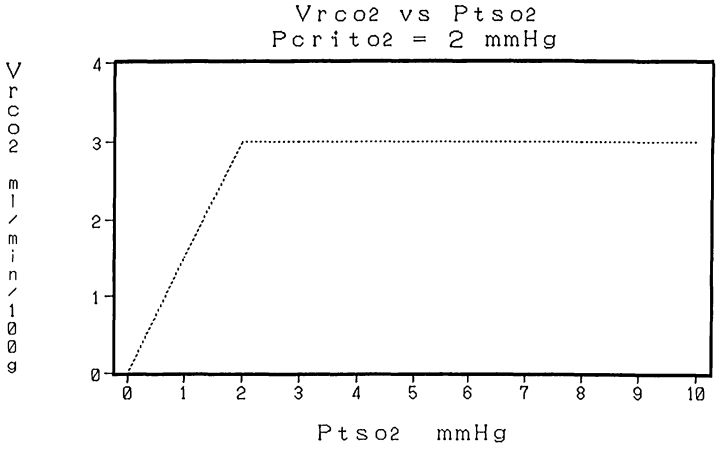


図1　脳の組織酸素分圧と脳酸素消費の関係

開始のメッセージと入力
↓
P_{IO_2}，P_{AO_2}決定
シャント率，心係数よりPa_{O_2}決定
↓
肺ガス交換計算←→酸塩基平衡決定
↓
脳血流，脳拡散能より脳組織酸素分圧計算
↓
脳組織酸素分圧≧臨界脳組織酸素分圧？
　　→no なら反復演算
↓yes なら計算終わり
数値出力，酸素の滝のグラふ，終了

図2　コンピュータプログラムの構造

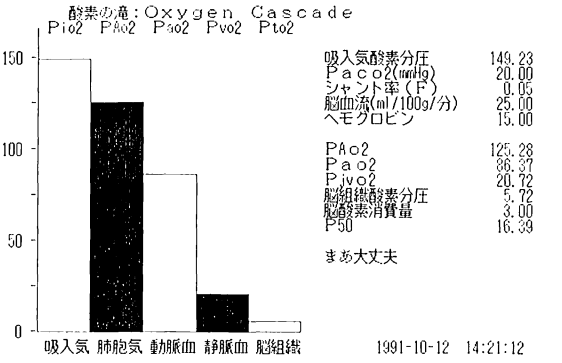


図3　酸素の滝の出力例

1）海面レベルで過換気した場合，脳血流と$Paco_2$が比例する仮定で，$Paco_2$20 mmHg で脳組織酸素供給は危険レベルに近付く。その際の重要度は血流低下の因子が酸素解離曲線の左方移動の因子よりも2倍程度大きい。

2）高地で過換気した場合，酸素解離曲線の左方移動は酸素摂取を改善する要素が大きくなる。したがって，過換気の悪影響はもっぱら脳血流の低下に依存する。

3）エベレスト山頂で酸素吸入なしで生きるには，過換気が絶対に必要で，これが順化である。順化内容は，極度な過換気（Pa_{CO_2}10 mmHg のレベル）が連続的にできるような呼吸筋の鍛練と，それでも脳血流が低下しないことの二つである。

4）エベレスト山頂では，2,3 DPG 上昇は肺からの酸素摂取を障害するから不利である。実際にも2,3 DPG が不変であるが，それはこれで説明できる。しかし，そのメカニズムは不明である。

謝　辞

入力サブルーチンは松山市の形成外科医山野辺祐一氏に，データの変換と画面コピーに関しては，本会の岩瀬良範氏に助力を戴いた。

参考文献

1) Suwa K : Analysis for oxygen transport and oxygen utilization combined. J Anesth 6 : 297〜304, 1992

ABSTRACT

Model for Oxygen Transport to the Brain

Kunio SUWA*

This model describes oxygen uptake from inspired air through the lung, its transport by blood, diffusion to tissue and its consumption at the tissue.

We designed a computer program which solves this model. It enables us to vary 14 input parameters as we wish, and gives 7 ouput parameters with graphic oxygen cascade.

Using this model, we could solve various problems.

Key words : Oxygen consumption, Brain, combined model, Tissue Po_2, Critical Po_2

*Department of Anesthesia, Faculty of Medicine, University of Tokyo, Tokyo 113

水蒸気圧および気圧の呼吸気ガスモニターに及ぼす影響

森田耕司*　城定　聡*　土井松幸*　池田和之*

呼吸気ガス測定装置，特にナフィオンなどの湿度吸収チューブをサンプリングラインに使用したものでは，吸引されたサンプリングガス中の水蒸気が湿度吸収チューブを通して外気の湿度と平衡することが考えられる。したがって，標準ガスなど乾燥気体によるキャリブレーション操作にはこの影響に対して補正が必要と考えられる。また，呼吸気ガス測定装置によって得た値より体内におけるガス濃度を推測する場合においては，その影響に加え気圧，温度の影響を加味する必要があると考えられる。われわれはナフィオンなどを使用したそれらモニターのキャリブレーションおよび，体内ガス濃度推定に対してナフィオンによる水蒸気平衡と水蒸気分圧，気圧がどの程度影響を及ぼすのかをシミュレーションによって推測した。また，適当な湿度を持つ環境をつくり，それら影響を実測した。

方　法

1)　仮定

(a)　水蒸気を含む環境中での乾燥較正ガスによる呼吸気ガスモニタの較正

水蒸気の含まれない，較正ガス中のガスXの濃度（比）をFX_{DRY}とする。このガスは，呼吸気モニターのサンプルラインを経て，測定部に吸引されるまでに環境中の水蒸気を吸収（環境中の湿度H_{ATM}）し，希釈を受ける。したがって，呼吸気モニタの指示値（FX_{CAPNO}）は

$$FX_{CAPNO}=Cf*(P_{BAR}-P_{H2OBAR}*H_{ATM}/100)/P_{BAR}*FX_{DRY} \quad \cdots\cdots(1)$$

ただし，Cf：較正係数

P_{BAR}：環境圧力（大気圧）

P_{H2OBAR}：環境中の水蒸気圧（温度の関数）

と考えられる。

Cfは機器内部較正係数で，較正ガス中の濃度と出力値（指示値）を同一にする（$FX_{CAPNO}=FX_{DRY}$）ために必要な係数である。もし，環境中の湿度が0ならば，Cf＝1.0である。種々の環境中におけるCfの値を表1に示す。

2)　実測

対象呼吸気ガスモニターとして，ナフィオンを湿度吸収，排出チューブとして使用するDATEX社のカプノマックを使用した。環境中の湿度を任意に変化させるために，図1に示すような閉空間を作製した。環境中の湿度のコントロールは，加湿器および，乾燥空気の閉空間への導入にて行った。

湿度および温度の計測はHM 34 Humidity & Temperature meter：VAISALA，Finlandにて行い，大気圧の計測は血液ガス分析装置（ABL 300，Radio meter社）の指示値を使用した。対象ガスとしては較正ガス（乾燥）中の炭酸ガス（濃度5%）とし，低（6.8±0.8%，平均±SD），中（43.2±2.0%），高湿度（81.1±1.2%）環境におけるカプノマックの指示値を測定値とした。推測値としては，まず，低湿度環境において，較正ガスの炭酸ガス濃度にてカプノマックの指示値を補正し，そのときの補正係数（Cf）を固定した

*浜松医科大学附属病院手術部，医学部麻酔・蘇生学講座

表1　大気圧 760（mmHg），温度 10～30℃，湿度 0～100%における Cf 値

			湿度(%)					
大気圧(mmHg)	温度(C)	水蒸気圧(mmHg)	0.000	20.000	40.000	60.000	80.000	100.000
760.000	10.000	9.209	1.000	1.002	1.005	1.007	1.010	1.012
	12.000	10.518	1.000	1.003	1.006	1.008	1.011	1.014
	14.000	11.988	1.000	1.003	1.006	1.010	1.013	1.016
	16.000	13.635	1.000	1.004	1.007	1.011	1.015	1.018
	18.000	15.478	1.000	1.004	1.008	1.012	1.017	1.021
	20.000	17.535	1.000	1.005	1.009	1.014	1.019	1.024
	22.000	19.829	1.000	1.005	1.011	1.016	1.021	1.027
	24.000	22.380	1.000	1.006	1.012	1.018	1.024	1.030
	26.000	25.212	1.000	1.007	1.013	1.020	1.027	1.034
	28.000	28.353	1.000	1.008	1.015	1.023	1.031	1.039
	30.000	31.829	1.000	1.008	1.017	1.026	1.035	1.044

表2　推測値（計算値）と実測値

大気圧(mmHg)	温度(C)	湿度(%)	較正ガス濃度	計算値	実測値
1018	28	5.90	5.00	4.99	4.95
1017	28.1	6.60	5.00	4.99	4.94
1018	27.6	7.80	5.00	4.99	4.95
1018	27.8	41.00	5.00	4.93	4.91
1017	27.7	41.00	5.00	4.93	4.92
1018	28.1	43.60	5.00	4.92	4.89
1018	27.4	44.60	5.00	4.92	4.90
1018	27.7	46.00	5.00	4.92	4.90
1017	27.3	80.00	5.00	4.86	4.84
1018	27.5	80.60	5.00	4.86	4.84
1018	27.3	82.70	5.00	4.85	4.83

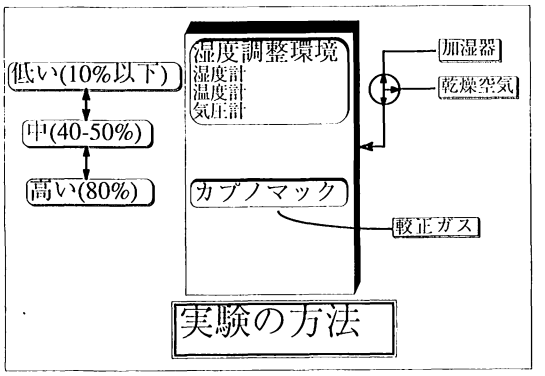


図1

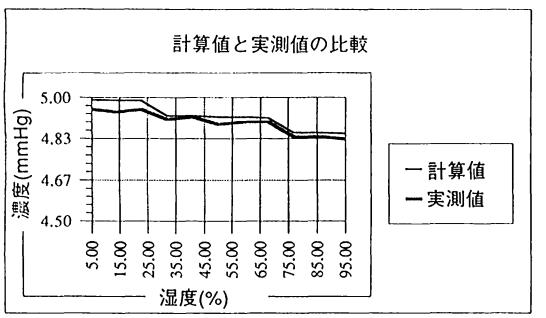


図2

後，環境湿度を変化させ，(1)式にて計算した値を推測値とした。環境中の湿度の変更後，少なくとも 15 分は規定の湿度を維持し，均質な湿度分布を得た後，較正ガスを測定記録した。実測値と推測値（計算値）の一致の評価は推測誤差（PE）と推測誤差の平方自乗誤差（RMSE），および精度（PR）にて行った。

結　果

それぞれの環境湿度における推測値（計算値）と実測値表2，図2に示す。推測誤差のバイアスおよび平方自乗誤差，精度はそれぞれ－0.0239，0.0268，0.0239 であった。

考　察

推測値（計算値）と実測値の結果がよく一致したことにより，ナフィオンなどの湿度吸収チューブをサンプリングラインに使用した呼吸気ガスモニターの乾燥較正ガスによる較正においては，環

境湿度により，モニターの指示値が影響を受け，その影響の程度は(1)式で示されることが判明した。

臨床例における，呼気ガス中のガス分圧の測定においても，較正時と同様の環境湿度の影響が考えられる。それは呼吸気ガスに含まれる水蒸気がモニタの内部で環境中の湿度に関連する水蒸気分圧まで下げられたためである。このとき，モニターの出力値と呼吸気ガス中のガスXの乾燥時の濃度（比）はやはり，(1)式で示される。つまり，呼吸気中のガスXの乾燥時の濃度は(1)式におけるFX_{DRY}である。呼気中においては完全に体温における水蒸気圧によって飽和されているものとすると，そのガスの分圧（PX_{BT}）は

$$PX_{BT}=(P_{BAR}-P_{H2OBAR})*FX_{DRY}/100=(P_{BAR}-P_{H2OBAR})*P_{BAR}/(CF*(P_{BAR}-P_{H2OBAR}*H_{ATM}/100))*FX_{CAPNO}/100 \quad \cdots\cdots(2)$$

となる。もし，測定時の環境が較正時の環境と同一ならば，

$Cf=P_{BAR}/(P_{BAR}-P_{H2OBAR}*H_{ATM}/100)$ または $FX_{DRY}=FX_{CAPNO}$ であるので，(2)式は

$$PX_{BT}=(P_{BAR}-P_{H2OBAR})*FX_{CAPNO}/100 \quad \cdots\cdots(3)$$

と簡略化できる。しかし，一般的には較正時と測定時は環境中の湿度，温度ともに差があるので(2)式によって呼吸気ガス中の分圧を計算するのが妥当と考えられる。この場合簡略式(3)式によって求めたPX_{BT}'と厳密式(2)式によって求めたPX_{BT}との差$((PX_{BT}'-PX_{BT})/PX_{BT}')$は

$$(PX_{BT}'-PX_{BT})/PX_{BT}'=(1-P_{BAR}/(Cf*(P_{BAR}-P_{H2OBAR}*H_{ATM}/100)))=(1-\alpha)$$

Cf は較正時に決定される補正係数

$$Cf=P_{BAR.CAL}/(P_{BAR.CAL}-P_{H2OBAR.CAL}*H_{ATM.CAL}/100)$$

だから，

$$\alpha=(P_{BAR}/P_{BAR.CAL})*(P_{BAR.CAL}-P_{H2OBAR.CAL}$$

表3　αの値

温度(C) \ 湿度(%)	0.000	20.000	40.000	60.000	80.000	100.000
10.000	1.009	1.007	1.004	1.002	1.000	0.997
12.000	1.009	1.007	1.004	1.001	0.998	0.995
14.000	1.009	1.006	1.003	1.000	0.997	0.993
16.000	1.009	1.006	1.002	0.998	0.995	0.991
18.000	1.009	1.005	1.001	0.997	0.993	0.989
20.000	1.009	1.005	1.000	0.995	0.991	0.986
22.000	1.009	1.004	0.999	0.994	0.988	0.983
24.000	1.009	1.003	0.997	0.991	0.986	0.980
26.000	1.009	1.003	0.996	0.989	0.983	0.976
28.000	1.009	1.002	0.994	0.987	0.979	0.972
30.000	1.009	1.001	0.992	0.984	0.975	0.967

表4　$\frac{P_{XBT}'-P_{XBT}}{P_{XBT}'}$ の値

温度(C) \ 湿度(%)	0.000	20.000	40.000	60.000	80.000	100.000
10.000	-0.009	-0.007	-0.004	-0.002	0.000	0.003
12.000	-0.009	-0.007	-0.004	-0.001	0.002	0.005
14.000	-0.009	-0.006	-0.003	0.000	0.003	0.007
16.000	-0.009	-0.006	-0.002	0.002	0.005	0.009
18.000	-0.009	-0.005	-0.001	0.003	0.007	0.011
20.000	-0.009	-0.005	0.000	0.005	0.009	0.014
22.000	-0.009	-0.004	0.001	0.006	0.012	0.017
24.000	-0.009	-0.003	0.003	0.009	0.014	0.020
26.000	-0.009	-0.003	0.004	0.011	0.017	0.024
28.000	-0.009	-0.002	0.006	0.013	0.021	0.028
30.000	-0.009	-0.001	0.008	0.016	0.025	0.033

$*H_{ATM.CAL}/100)/(P_{BAR}-P_{H2OBAR}*H_{ATM}/100)$
である。測定時の環境を大気圧760 mmHg，温度20℃，相対湿度40%とした場合における，呼気分析装置の較正時の環境が及ぼす，αと，簡略式(3)式によって求めたPX_{BT}'と厳密式(2)式によって求めたPX_{BT}との差（$(PX_{BT}'-PX_{BT})/PX_{BT}'$）を表3, 4に示す。ただし，ここでは較正時，測定時の大気圧はともに760 mmHgとした。

測定時と較正時で温度の差異がなく，湿度のみの差異がある場合は最大限1.4%であり，湿度の差異がなく温度のみの差異がある場合はこの表の範囲（10℃より30℃まで）内では最大0.8%である。両者の差異がある場合は最大3.3%であるが，臨床における現実的範囲を湿度20〜60%，温度を16〜24℃と仮定する（表4のなかで四角に囲まれた範囲）と最小は−0.6%，最大は0.9%となる。もし，温度16℃，湿度20%で較正がなされ，測定がそれぞれ，24℃，60%でなされた場合，またその逆の場合の差異は1.5%となる。呼気炭酸ガス分圧の標準的な値は40 mmHg程度であるので，その含みうる誤差は最大0.6 mmHg程度で，臨床的にこの誤差が意味ある場合は少ないと思われるが，酸素や笑気分圧を論じる場合はその絶対値が大きいので，誤差を考慮に入れることは臨床的にみても価値あることだと思われる。また，質量分析装置の指示値は水蒸気の影響を除外したものであり，その値とこの種のモニターの指示値を比較する場合には，この誤差を含めて考えなければならないと思われる。

結　論

ナフィオンなどの吸湿チューブを持つ，呼吸気ガスモニタに対する環境中の水蒸気分圧は，その指示値の較正時，および呼気，吸気ガス分析時における指示値に対して影響する。

ABSTRACT

An Evaluation of Effect of Water Vapor in Respiratory Gas Monitoring

Koji MORITA*, Satoshi JOUJOU*, Matsuyuki DOI** and Kazuyuki IKEDA**

Selective removal of water vapor from the breath is essential for the respiratory gas monitoring, and the tube which can absorb and evaporate the water vapor such an example of Nafion® are usually used as a sampling conditioner. However, this tube dryer may effects the reading of the gas monitor both in the calibration by the dry standard gas and in the measurements of patient breath. This effect and its guantification is our interest and was evaluated. In the calibration period, we usually use dry standard gas and the concentration of each gas excludes the water vapor, but the gas becomes equilibrate with the ambient water vapor after drawn into the monitor, and should be diluted. We evaluated this dilution effect by the mathematical formula and tested it by varying the humidity of the ambient. Estimation of partial pressure of the gas is interested in clinical cases, and this can be calculated by using the formula. We propose a new formula instead of the simplified one, and the estimated error in the result of the simplified calculation was evaluated. The error is dependent on the difference of the ambient condition in calibration process and in the condition of measuring period, but practically, in clinical situation, the error was maximum 1.5% of calculated value.

*Surgical Center, Hospital of Hamamatsu University. School of Medicine, Shizuoka 431-31

**Department of Anesthesiology and Critical Care Medicine, Hamamatsu University, School of Medicine, Shizuoka 431-31

3. 機器のアイデア

音声録音再生 LSI を使用した麻酔中イベントの音声記録システム

内田　整*　　畔　政和*

麻酔記録は麻酔中の患者状態や麻酔科医が行った処置などに関する記録であり，そこに記載された内容は，その後の患者管理や状況分析などに様々な情報を提供する。しかし，患者の状態が急変した場合などでは患者管理が優先され，麻酔科医が正確な麻酔記録を記載することが不可能になることがある。手書き記録に代わるものとして自動記録システムが試みられているが，数値や波形以外のいわゆるイベントの記録に関しては，既存のシステムでは切迫した状況下で効率的な入力は困難である。今回，現在使用されている麻酔記録の不備を補い，確実にイベントを記録するために，音声録音再生 LSI を使用して実音声でイベントを記録するシステムを試作した。

音声記録システム

図1にイベント音声記録システムのブロック図を示す。音声の録音再生には専用 LSI の TC 8830（東芝）[1]を使用した。この LSI は ADM（adaptive delta modulation）方式で音声をディジタル化し，半導体メモリ上に記録する。音声データのサンプリングレートは 8〜32 K BPS（bit per second）が選択可能であるが，本システムでの初期設定は 8 K BPS とした。この場合，記録時間はメモリ 1 KB あたり約1秒である。システムで記録するイベントの最大数は 99 とした。また，1イベントあたりの記録時間は最大約 10 秒に設定した。

記録システムは CPU に Z 80 を使用した 8 ビットのコンピュータである。クロックを登載しており，イベントが入力された時間を自動的に記録するとともに，再生時にはその時間を表示する。また，RS-232 C インターフェイスが装備されており，記録した音声データを外部に接続したコンピュータなどに転送することができる。

音声データの記録媒体には容量 256 KB の半導体メモリカード（ML シリーズ PC タイプ，日立マクセル）を使用した。1枚あたりの総記録時間は約4分である。メモリカードには電池が内蔵されており，記録システムのスイッチを切ってもデータは保存される。

図2に試作したシステムの外観を示す。外形は 9（高さ）×19（幅）×20（奥行き）cm で，麻酔器の上に設置できる。マイクロホンは無指向性のコンデンサマイクが本体に内蔵されている。マイクの感度は，通常の会話の音量の場合，約 50 cm 離れても入力できるように設定した。音声データの記録は，パネル面のキーを押すことにより開始される。

*国立循環器病センター麻酔科

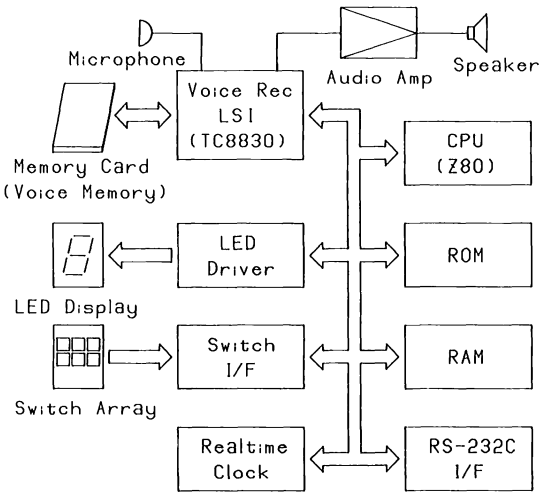


図1　麻酔中イベント音声記録システムのブロック図

図2　試作した音声記録システム

試用結果とデータの利用

われわれの施設において，麻酔中のイベント入力に試用してシステムの有用性を検討した。記録操作が単にキーを押すのみであるため，操作方法の習得は容易であった。音質の点では，サンプリングレートが8K BPSと低いため，再生時にやや劣下が認められたが，通常のしゃべる早さで入力した場合では十分に記録内容が理解できた。しかし，声が小さかったり，あるいは早口で入力した場合では，再生音の了解度が低下する傾向が認められた。

記録した音声データは随時，かつランダムに再生可能である。われわれは本システムを一時的なデータ記録装置として位置づけている。通常，記録した音声は時間的余裕ができた時点で再生し，麻酔記録に転写している。長期保存が必要な音声データは，パーソナルコンピュータに転送し，ディスク上に保存する体制をとっている。

考　察

麻酔中に予期せぬ事態が発生した場合などにおいて，その後に現場の状況を再現し分析するためには正確な麻酔記録が不可欠である。その反面，このような状況では手書きによる記録が困難であることも事実である。このような問題に対し，われわれは麻酔科医が多忙な状況においても麻酔管理と並行して入力できる方式として，音声のディジタル録音によるイベント記録システムを開発した。

われわれの施設では，手書きによる記録を補い，患者状態を正確に記録するために自動記録システムを活用してきた[2)]。数値，あるいは波形情報に関しては，モニター機器の出力をコンピュータで処理して自動記録を行う方法が実用化されている。これに対し，イベント入力は麻酔科医が自ら何らかの手段を用いて入力する必要があり，完全な自動化は容易ではない。マウスやトラックボールなどのポインティングデバイスや音声認識がキーボードに代わる入力方式として研究されてきたが，切迫した状況においては確実な入力は困難である。その点，音声をそのまま記録する方式では，キーを押すのみで記録が開始でき，複雑な操作や訓練を必要としない。また，自由なフォーマットでイベントを表現できるため，状況に応じた柔軟な入力が期待できる。

本システムでは音声をディジタル化し，半導体メモリー上に記録するため，入力時間を自動記録できるほか，記録データの再生や他の記録メディアへの転送が容易であるなど多くの利点を持って

いる。その反面，記録時間はアナログの記録装置と比較すると短い。しかし，現在1MB（すなわち16分間分）のメモリカードがすでに市販されており，記録時間の問題は近い将来解決されると思われる。

航空機に登載されているcockpit voice recorder（CVR）では，事故発生時から30分さかのぼったすべての音声情報を記録するようになっており，flight data recorderに記録されたハードウェア面のデータと併せて事故の分析に役立っている[3]。CVRと比較すると，今回開発した記録システムでは緊急事態の発生時点より前の状況は記録できない。また，麻酔科医が自らの意志により記録開始のキーを押してデータ入力を行う方式のため，通常の麻酔記録と同様，麻酔科医にとって都合の悪い情報は記録されない。しかし，CVRタイプの場合では，記録時間の問題に加えて情報公開のルールやプライバシーなど，解決すべき問題もある。どのような記録方式が手術室で使用する目的に適しているかは今後の経験の積み重ねが必要である。

参考文献

1) CMOS音声録音LSI　TC 8830 AF．東芝集積回路技術資料，1989年5月．
2) Uchida O, Ohsumi H, Okumura F : A computerized anesthesia record system that uses a personal computer (abstract). J Clin Monit 4 : 162, 1988
3) Roberts CA : Automatic recording of data : Experiences from aviation accident investigation. The automated anesthesia record and alarm systems. Edited by Gravenstein JS, et al. Stoneham, MA, Butterworths, 1987, pp.255～268

ABSTRACT

The Operating Room Voice Recorder

Osamu UCHIDA* and Masakazu KURO*

We designed and built a digital voice recording system to record events during anesthesia. The recording system contains a speech record／play LSI that is controlled by a microprocessor. The LSI samples audio messages of events through the built-in microphone and converts them into digital form by adaptive delta modulation method. The system stores digitized audio data with the time of data entry on an IC memory card. Thus the anesthesiologist remains hands-free during event entry. Event messages up to a total of four minutes can be stored on a 256-kilobyte RAM card. The anesthesiologist can read these event messages later at his／her convenience and complete a more legible anesthesia record. Additionally digitized audio data can be transferred to floppy／hard disks for permanent storage. With the voice recording system, anesthesiologists can record events more accurately during a most demanding period of anesthesia.

Key words : Anesthesia record, Voice recorder, Memory card

*Department of Anesthesiology, National Cardiovascular Center, Osaka 565

低血圧麻酔中の血圧の自動制御

中木村和彦*　大下修造*　國井達雄*
舩津春美*　森本康裕*　坂部武史*

麻酔中の血行動態は，手術侵襲，患者の心機能（心収縮性），循環血液量，前負荷，後負荷により変動するため，その管理は容易ではない。われわれは，パソコンを用いた血圧の自動制御システムを開発し，ニカルジピンによる低血圧麻酔に使用して良好な結果を得たので報告する。

自動制御システムについて

概要：自動血圧計－パソコン間およびパソコン－輸液ポンプ間をRS-232Cインターフェイスを介して通信可能とし，自動血圧計で測定した血圧データをもとに，必要と思われるニカルジピン投与速度をパソコンで計算し，その投与速度で輸液ポンプが自動的に作動するようにした。

使用機器：自動血圧計；日本コーリンBP-203i（リストミニなどでも可能，ただし，機種や型式により通信仕様が異なる）。パソコン；エプソンPC-286L（ラップトップ）。輸液ポンプおよび通信用付属品；日本光電，TFV-2200およびQI-220J（RS-232C通信用アダプタ，光ケーブル，RS-232C光変換コネクタ，ACアダプタを含む）。PC-286L用RS-232C増設ボード；八戸ファームウェアシステム，RS2ch-L。その他，RS-232Cメタルケーブル。

自動血圧計のRS-232C通信仕様とパソコンとの接続：通信速度4800 bps，データビット8ビット，ストップビット1ビット，パリティチェック偶数。RS-232C増設ボード上のディップスイッチにより通信速度4800 bpsに設定してから，パソコンの拡張スロットに増設ボードを装着した。増設したRS-232Cポートの通信パラメータは，MS-DOS上のN88 BASICでUSR関数を使って（詳しくは，増設ボードの説明書および文献1）を参照）自動血圧計の通信仕様に合わせた。自動血圧計のRS-232Cポート（15ピン）とパソコンの増設したRS-232Cポート（25ピン）間をRS-232Cメタルケーブルで接続した（各ピンの接続は，自動血圧計－パソコン側の順で，1-1，2-3，3-2，4-5 & 6，5-20，7-7とした）。

輸液ポンプのRS-232C通信仕様とパソコンとの接続：通信速度1200 bps，データビット8ビット，ストップビット1ビット，パリティチェックなし。MS-DOS上のコマンドSWITCHを使って，標準実装しているRS-232Cポートの通信パラメータを輸液ポンプの通信仕様に合わせた（X制御なし）。輸液ポンプにRS-232C通信用アダプタを装着し，輸液ポンプとパソコン間を光ケーブルおよびRS-232C光変換コネクタにより接続した。

自動制御プログラムと本システムの使用法：自動制御プログラムはMS-DOS上のN88 BASICで作成した。自動制御プログラムを起動すると，パソコン画面に指示が現れるので，その指示に従って操作する。プログラム起動後，自動血圧計の電源を入れ，パソコンと自動血圧計間の通信により，1）パソコンの内蔵時計の時刻に自動血圧計の時計を合わせ，2）収縮期血圧の上限，下限のアラームをそれぞれ180，70 mmHgに設定し（キーボー

*山口大学医学部麻酔・蘇生学教室

ドからの入力により，変更可能），3）測定間隔を1分にする。次に，輸液ポンプの電源を入れ，パソコンとの通信が可能な状態にする。最後に，制御の目標とする収縮期血圧をキーボードから入力する。以上で，自動制御の準備ができ，リターンキーを押すと自動制御が開始する。

自動制御規則：血圧制御は，1分間隔の測定で得られた2点の収縮期血圧（1分前の血圧をP0，次の血圧をP1とする）をもとに，表から線形補間によりニカルジピンの投与速度（単位μg／kg／分）を求める。

絶対値変化による計算法；それまでの投与速度＋絶対値変化（表上段）

比率変化による計算法；それまでの投与速度×比率変化（表下段）

絶対値変化と比率変化の両方で計算して，少ないほうを選択する（負の値になれば，投与速度は0，すなわち投与中止となる）。

その他の規則：1）ニカルジピンの最大投与速度を15μg／kg／分とし，それ以上にはしない。

表

dp＝	−60	−40	−20	0	20	40	60
pp＝−60	−15	−15	−15	−15	−15	−15	−10
	0	0	0	0	0	0	0.3
pp＝−40	−15	−15	−15	−15	−13	−10	0
	0	0	0	0	0.1	0.3	1
pp＝−20	−15	−15	−15	−13	−10	2	7
	0	0	0	0.1	0.3	1.5	2.5
pp＝0	−15	−15	−12	0	5	10	15
	0	0	0.2	1	2	3	4
pp＝20	−15	−12	0	5	10	15	15
	0	0.2	1	2	3	4	5
pp＝40	−13	−5	2	7	15	15	15
	0.1	0.5	1.5	2.5	4	5	6
pp＝60	−10	0	5	15	15	15	15
	0.3	1	2	4	5	6	7

dp＝P1〜P0，pp＝P1〜目標とする収縮期血圧。
上段絶対値変化，下段比率変化。それまでの投与速度が0の場合，2（μg／kg／分）に比率変化を掛けた値を比率変化で求めた投与速度とした。

2）ニカルジピンの投与速度が10μg／kg／分以上になれば，パソコンから麻酔を深くするよう命令がでる。

本システムの臨床使用経験

対象と方法：全身麻酔下に施行した鼓室形成術，延べ8例（男5例，女3例，8〜50歳，平均36歳，男性1例に2回手術を施行）に対し，術中血圧制御を行った。麻酔は笑気（50〜66%），イソフルレン（1.5〜3%）およびフェンタニール（0.1〜0.3 mg）により維持した。

ニカルジピンは1 ml／時の輸液速度が0.1μg／kg／分となるように調整し，静脈内留置カテーテルに直接三方活栓を付けて他の輸液とともに投与した。

結果：自動制御時間は1症例あたり平均2時間27分（1時間41分〜3時間46分），制御の目標とした収縮期血圧は86〜90 mmHg，制御中の収縮期血圧は90±7 mmHg（平均±標準偏差）であった。制御時間のうち平均92%（85〜100%）において，血圧を目標値±10 mmHgの範囲内に維持できた。ニカルジピンの総投与量は1症例あたり平均0.4 mg／kg（0.1〜1.1 mg／kg），平均投与速度は2.8μg／kg／分であった。

考　察

鼓室形成術中，良好な術野を得るために，低血圧麻酔を施行することがある。その際，イソフルレンなどの吸入麻酔薬のみで血圧制御が可能なこともあるが，血管拡張薬を必要とすることも少なくない。血管拡張薬によって安定した低血圧状態を得るにはかなりの熟練を要すると思われるが，今回開発した血圧の自動制御システムを利用することで，容易に安定した低血圧状態を維持することができた。このシステムは自動血圧計，輸液ポンプ，およびパソコンをRS-232Cを介して通信

可能とした簡単で安価なシステムである。制御は，1分間隔で得られた2点の血圧データをもとにプログラム中のデータ文を参照することで投与速度が決定するというわかりやすい方法で行っているので，データ文の書き換えで容易に制御方法が変更でき，昇圧薬やニカルジピン以外の降圧薬にも応用できる。

今回，降圧薬としてニカルジピンを選んだ理由は，ニカルジピンは高血圧に対しては血圧を下げやすいが，正常血圧に対する降圧作用は比較的弱く，過度に作用して極端な低血圧状態をきたす危険が少ないと考えたからである。今後さらに，プログラムを改良して，学習機能の追加，操作の簡便化，直接動脈圧の利用を考えている。

最後に本システム開発にあたり，多大な御助力を賜った八戸ファームウェアシステム，宿輪メディカルサービス，日本コーリン，および日本光電の方々に深謝申し上げます。

参考文献

1）河村純一，ほか：ラップトップコンピュータによる科学計測入門．HFS出版部．
2）宮野英範，ほか：クローズドループの試み：血管作動薬のコンピュータ制御．ICU と CCU 7：91〜100，1983

ABSTRACT

Computer Controlled Infusion of Nicardipine for Hypotensive Anesthesia

Kazuhiko NAKAKIMURA*, Shuzo OSHITA*, Tatsuo KUNII*, Harumi FUNATSU*, Yasuhiro MORIMOTO* and Takefumi SAKABE*

We have developed blood pressure controlling system with automatic infusion of vasoactive agents. The system was composed of an automatic blood-pressure apparatus (BP-203 i, Nippon Kolin), a lap top personal computer (PC-286 L, Epson), an infusion pump (TFV-2200, Nihon Koden) and RS-232 C cables connecting these three machines. The computer program calculates the required infusion rate of a vasoactive agent based on the data of blood pressure measured every minute and the infusion of the drug automatically starts at the rate. This system was applied for 8 cases of hypotensive anesthesia for microsurgery of the middle ear. The level of systolic blood pressure which we inteded to control to was 86〜90 mmHg. For ninety-two percent of computer controlled duration, measured blood pressure was within the range of the intended level ±10 mmHg. This automatic blood pressure controlling system has proved a safe and useful device, providing a stable level of blood pressure during the operation.

Key words : Computer, Blood pressure control, Hypotensive anesthesia, Vasodilator

Department of Anesthesiology and Resuscitology, Yamaguchi University, School of Medicine, Yamaguchi 755

脳波と麻酔ガスモニターを用いた「麻酔深度モニタリング」の試み

岩瀬良範*　崎尾秀彰**　奥田千秋**

はじめに

麻酔科医にとって，麻酔中の麻酔深度の評価は重要な情報の一つである。各種の揮発性吸入麻酔薬が進歩した現在にあっても，呼吸状態・瞳孔径や反射などから麻酔深度を評価するGuedel（1937年）の表の臨床的有用性は現在も変わりはない。しかし，定性的な判定に基づく本法による麻酔深度の評価は，必ずしも客観的とはいえない面がある。

脳波（EEG）は，麻酔薬の脳に対する影響を客観的に評価し得るモニターとして，麻酔深度との関係が研究されてきた。1959年，Martinは EEGの電位の積分値と麻酔深度には一定の関係があることを発表した。しかし，EEGの装置自体が大きなこと，電気メス対策が困難なことなどから，手術中のモニターとしての使用は必ずしも一般的ではなかった。

一方，薬物動態学的な見地からの麻酔深度の評価はすでに確立しており，近年急速に普及している麻酔ガスモニターによって，その理論は個々の症例で検証可能になりつつある。

今回われわれは，EEGと麻酔ガスモニターの情報の“real time integration”によって，吸入麻酔薬の投与濃度とEEGの関係のいわば「用量作用曲線」のモニターの開発を試みた。

*大田原赤十字病院麻酔科：（現）獨協医科大学第二麻酔科
**大田原赤十字病院麻酔科

機器と方法

1）脳波計（EEG）

マッキントッシュ用のEEGであるIBVA（Interactive Brain Visual Analyzer：Random Electronics Design, Tokyo）を用いた。IBVAは，医療用ではないが低周波特性に優れたEEGシステムで，（a）脳波電極および無線トランスミッター，（b）無線受信器およびA-Dコンバーターおよび，（c）波形表示および高速フーリエ変換（FFT）用ソフトウェア，から構成される。患者前額部に（a）を装着し，数メートル離れた（b）に送信し，マッキントッシュのRS-422ポート（プリンタポート）に送られる。（c）のソフトには，FFTの解析結果（最頻周波数と電圧）をIBVAが使用しているマッキントッシュのRS-422ポートから出力する機能があり，これをマルチプレクサ（後述）に接続した。

2）麻酔ガスモニター

呼気終末の吸入麻酔薬（sevoflurane, isoflurane, enflurane および笑気）濃度をモニターするために，Capnomac（DATEX）を用いた。本機にはデータ出力用のRS-232Cインターフェイスが装備されており，10秒ごとに測定結果を出力する。同インターフェイスの規格は標準的なものとは異なるので，専用ケーブルを自作し後述のマルチプレクサに接続した。

3）マルチプレクサ

EEGおよび麻酔ガスモニターからのデータを

統合するためにマルチプレクサ（Logitec：LMP-350）を使用した。本機は5回線までのRS-422およびRS-232C出力を1回線に統合可能であり，本システムではこのうち2回線を使用した。統合側の回線はマッキントッシュのRS-422（IBVAで使用していないモデムポート）に接続した。本機の制御はパソコン側から行った。

4） パソコン

（a）ハードウェア

これらの情報の統合処理のためのパソコンには，マッキントッシュ-puls（Apple）を使用した。RAMは4メガバイト（MB）に増設し，処理速度向上のためのアクセリレーターを搭載しているが，本システムは4MB以上のメモリを搭載していれば，どの機種でも動作可能である。

（b）ソフトウェア

マッキントッシュのオペレーティングシステム（Mac OS）には，単一のプログラムを実行する“ファインダ”と二つのプログラムが実行可能な“マルチファインダ”があり，本システムでは英語版System 6.0.7のマルチファインダを使用した。

まず，第一のプログラムとしてIBVAの専用ソフトを実行する。EEGのモニタリングと記録が開始され，IBVAが使用しているプリンタポートからFFTの解析結果がマルチプレクサに向けて出力される。

次にマッキントッシュ版Quick-BASIC（Microsoft）で作成した専用ソフトウェアを起動する。このソフトはモデムポートからマルチプレクサの2回線を制御し，IBVAとCapnomacからの情報の取り込み，計算，表示および記録を行っている。計算は，呼気終末の吸入麻酔薬濃度からMACに対する比と，周波数と電位から積分値の代用値を求めた。縦軸にMACとの比，横軸に積分値の代用値をとり，これらの計算結果をリアルタイムプロットした。

結　果

以上の方法により全身麻酔中の患者のEEGおよび麻酔ガスモニターのデータを統合し，その関係のリアルタイムプロットに成功した。

考　察

インテリジェントな出力インターフェイスを装備されることが多い近年のモニター機器の中で，EEGのインテリジェント化は必ずしも一般的ではない。それはEEGの情報が，計算処理された情報より「波形」そのものに「価値」があるとされるためと考えられる。IBVAは医療用ではないが，インテリジェント化された情報を提供してくれる。また，モニター類の配線が多くなりがちな麻酔患者に対して，小型な送信機と無線の利用は，電気メス等の電波障害が多少あっても，有用なことが多い。ただし，使用機種がマッキントッシュに限定されるという制限がある。

本システムは，①EEGの表示および計算処理（IBVA）と，②マルチプレクサを介した麻酔ガスモニターおよびIBVAからのデータ収集と計算処理（専用ソフト），の2つのプログラムの同時進行によって達成されている。これがマルチタスク処理である。

1989年加部らは，マッキントッシュのマルチファインダーの疑似マルチタスク処理を用いて，2台のパルスオキシメータが1台のパソコンから操作可能なことを示した。本システムは，その着想に注目し，更に応用したものである。すなわち，マルチタスクで2種類のソフトウェアを実行すると同時に，一方のタスクの処理結果を他方のタスク（プロセス）に転送するという，いわゆる「プロセス間通信」を行っている。しかし，それを実現するためには，本来1台のパソコンの中の

各々のタスクで発生したデータを外部のポートを経由して転送する，といった「本末転倒」な処理を行わざるを得なかった。

最近，マッキントッシュのSystem 7.0およびMS-Window 3.0などのマルチタスクOSが発表されている。これらは，本システムで使用したMac OS System 6.0.7とは異なり，完全なマルチタスクが実現されているだけでなく，プロセス間通信の可能性も示唆されている（Dynamic Data Exchange：DDEなど）。これらの普及により，従来からわれわれが行ってきた「複数のモニターからの情報統合」は，1台のモニターに1つのプロセスを割り当て，それらのプロセス間で情報の計算処理を行うことが可能になると考えられ，新たなプラットホームとして注目される。

本システムにより「麻酔深度モニター」の実現の可能性が示唆されたと思われる。しかし，完全なシステムを構築するためには，①さらに完全でフレキシブルな脳波のフーリエ解析システムが必要。②「脳の麻酔薬濃度」を算出するための吸入麻酔薬のファーマコキネティックスの計算処理が必要，と考えられ，今後も臨床的に有用なシステムに発展させたいと考えている。

参考文献

1) 加部一彦，仁志田博司，尾崎　真，渡辺雅晴，藤田昌雄：パーソナルコンピュータと汎用ソフトを利用したPulse oximeterの制御．パルスオキシメトリー 3：110〜111，1989

ABSTRACT

An Anesthesia Depth Monitoring System Applying Electroencephalogram and Anesthesia Gas Monitor

Yoshinori IWASE*, Hideaki SAKIO** and Chiaki OKUDA**

The authors attempted a real-time anesthesia depth monitoring system applying electroencephalogram (EEG), anesthesia gas monitor (AGM), RS-232C multiplexer and a personal computer.

This system was composed under Multi Finder Macintosh Operating System (dual task environment) executing EEG data sampling and FFT analyzing program (IBVA : Random Electronics Design, Tokyo) and multiplexer driving, data plotting and recording program. FFT analyzing result was transfered to the slave channel of multiplexer from printer port of Macintosh. Also, AGM (Capnomac : Datex) was connected to the slave channel of multiplexer. The multiplexer was connected to the modem port of Macintosh. Thus, the data communication between the process was established.

The multiplexer driving, data plotting and recording program was described with Quick-BASIC for Macintosh. The data was plotted between MAC ratio and EEG voltage／frequency instead of calculation of the integral value.

With this system, the possibility of the "real-time anesthesia depth estimation" was established. However, many improvement is required for clinical use.

Key words : Anesthesia Depth, Electroencephalogram (EEG), Anesthesia Gas Monitor, Multitask Operating System, Data Communication

**Department of Anesthesiology, Otawara Red-Cross Hospital, Tochigi 324*

***Department of Anesthesiology, Dokkyo University, School of Medicine, Tochigi 324-02*

人工調節換気中における気道抵抗とコンプライアンスの推定

西村弘美*　盛　直久**

はじめに

脳神経外科領域における手術対象は脳血液循環を制御する機構（auto regulation）が破綻している可能性が高く，術中呼吸管理は細心の注意が必要である。特に脳血液循環に直接影響を及ぼす脳血液灌流圧は動脈血中炭酸ガス分圧や腹腔内圧に強く影響を受け，かつその反応は速い。そのため，麻酔中の呼吸管理では気道抵抗とコンプライアンスの連続モニタリングは安全な呼吸管理を行う上で重要である。これまで当施設における気道抵抗とコンプライアンスの術中監視には人工呼吸装置に接続する計測装置を使用してきた。しかし，この装置で得られる数値の変動は大きくペンレコーダなどで経時的変化を記録しなければ使えず，リアルタイムのモニタリングとしては問題があった。そこで，われわれはこれまで異なる複数の方法で気道抵抗とコンプライアンスの計測を試みた。

目　的

人工調節換気中における気道抵抗とコンプライアンスを呼吸仕事量，線形最小二乗法，および非線形最小二乗法を用いて計算し従来の装置の計測結果と比較し，問題点をあげる。

方　法

人工調節換気装置にはServo Ventilator 900C（Siemens Elema）を用い，比較対照の気道抵抗とコンプライアンスの計測にはLung Mechanics Calculator 940（Siemens Elema，以下LMC940）を使用した。これらの装置から得られる気道内流量，気道内圧，気道抵抗，およびコンプライアンスの情報はServo Computer Module 990（Siemens Elema）を介して汎用パソコン（Macintosh IIfx，Apple computer）に入力し分析を行った。分析には当センターで開発した数値データ処理言語（Xcalc）を使用した。主要計算処理プログラムをリスト1に示す。

原　理

1）呼吸仕事量による気道抵抗とコンプライアンスの推定

患者の自発的な呼吸が停止している状態では人工換気装置が肺に対して行う仕事量は肺が消費する仕事量に等しい。このとき，肺で消費される仕事はすべて気道抵抗で消費される。人工換気装置が肺に対して行う仕事は容積－圧曲線で示される閉曲線の面積に一致し，肺で消費される仕事は容積－流量閉曲線の面積に気道抵抗を乗算した値に等しい。よって求める気道抵抗は容積－圧曲線閉曲線の面積を容積－流量閉曲線の面積で除算した値である。これを式で表すと次のように表現される。

$$R=\frac{\int P\cdot dV}{\int f\cdot dV} \quad \cdots\cdots\cdots\cdots(1)$$

R：気道抵抗，P：気道内圧，
f：気道内流量，V：換気量

*秋田県立脳血管研究センター脳神経外科学研究部
**秋田大学医学部麻酔学教室

リスト1　以下は，一呼吸の気道内圧，気道内流量データから気道抵抗，コンプライアンスを求めるXcalcの実行プログラムである。

●データの入力

```
load "oneBreath.dat" as dat;          /* 一呼吸データの入力 */
```

●補間と各変数への代入

ここで行う補間は非線形最小二乗法でデータ数の制限（2のベキ乗）があるために行う処理で、呼吸仕事量および線形最小二乗法だけの処理では補間の必要は無い。

```
data=hokan(dat,256,4);                /* データの補間 */
time=data[#,1];
flow=data[#,3];
pressure=data[#,4];
volume=sekibun(time,flow);            /* 換気量の計算 */
```

●呼吸仕事量から気道抵抗とコンプライアンスを求める。

```
workR = menseki(pressure,volume)/menseki(flow,volume); /* 気道抵抗の計算 */
Palv = pressure - workR*flow;                          /* 肺胞内圧の推定 */
workC = mean(bibun(volume,20)/bibun(Palv,20))*1000;    /* コンプライアンスの計算 */
¦workR,workC¦;
   9.4346      50.9956
.OK.
```

●線形最小二乗法で気道抵抗とコンプライアンスを求める。

```
x=addParameter(flow,volume);          /* 係数項データの作成 */
x=addParameter(x,size(msize(x),1)+1); /* peep 項の挿入 */
LSM=inv(x'*x)*x'*pressure;            /* 最小二乗法 */
LSMR=LSM[1,1];                        /* 気道抵抗 */
LSMC=1/LSM[2,1]*1000;                 /* コンプライアンス */
¦LSMR,LSMC¦;
   9.4238   47.7507
.OK.
```

●非線形最小二乗法で気道抵抗とコンプライアンスを求める。

以下の2つのモジュールは一度だけ実行すると関数として登録される。

```
/* 実測値と推定値の差を返すモジュール（評価関数） */
module GNFunction(time,pressure,flow,p)
{
  Step=1/p[1]*exp(-time/(p[1]*p[2]));     /* ＲＣモデルのステップ応答の計算 */
  Imp=Step-shift(Step,-1);                /* ＲＣモデルのインパルス応答の計算 */
  f2=fftConvolution(pressure,Imp)-flow;   /* コンボリューション積分による流量の推定 */
  return(f2);
}

/* 非線形最小二乗法でパラメータ推定を行うモジュール */
module GaussNewton(t,x,y,p,dp)
{
  s=GNFunction(t,x,y,p);
  pp=p;pp[1]=p[1]+dp[1];ss=(GNFunction(t,x,y,pp)-s)/dp[1];
  if(nsize(p)>1){
    for(j=2;j<=nsize(p);j=j+1){
      pp=p;pp[j]=p[j]+dp[j];ss=addParameter(ss,(GNFunction(t,x,y,pp)-s)/dp[j]);
    }
  }
  ds=inv(ss'*ss)*ss'*s;
  return(ds');
}
```

リスト1　つづき

●パラメータ推定の実行プログラム

```
p=¦5,0.05¦;                                  /* 気道抵抗とコンプライアンスの初期設定値 */
ds=¦1,1¦;                                    /* 変化量の設定 */
cc=addParameter(0,p);                        /* 0 回めの結果 */
for(i=1;i<=6;i=i+1){                         /* 繰り返し計算 */
  ds=GaussNewton(time,pressure,flow,p,ds);   /* パラメータ変化量の計算 */
  p=p-ds;                                    /* パラメータの計算 */
  c1=addParameter(cc[msize(cc),1]+1,p);
  cc=cat(cc,c1);                             /* 結果を代入 */
}
cc;          /* 計算結果の表示。回数、気道抵抗、コンプライアンスの順 */
   0.0000    5.0000    0.0500
   1.0000    8.7063    0.0324
   2.0000    9.9805    0.0459
   3.0000    9.9820    0.0472
   4.0000    9.8972    0.0471
   5.0000    9.9000    0.0471
   6.0000    9.9015    0.0471
.OK.
```

また，肺胞内圧（P_{alv}）は気道内圧から，気道抵抗に気道内流量を乗算した値を減算し計算され，コンプライアンスは換気量と肺胞内圧（P_{alv}）の散布図の傾きに等しい。

$$C=\frac{\Delta V}{\Delta P_{alv}}=\frac{\Delta V}{\Delta (P-R\cdot f)} \qquad \cdots\cdots\cdots\cdots\cdots\cdots(2)$$

2） 線形最小二乗法による気道抵抗とコンプライアンスの推定

人工調節換気中における肺のモデルを単純なRCの直列電気回路と仮定し直接そのモデルのパラメータを求める方法である。いま，肺のモデルを次のように定義する。

$$P_{(t)}=R\cdot f_{(t)}+\frac{1}{C}\int f_{(t)}\cdot dt \qquad \cdots\cdots\cdots\cdots\cdots\cdots(3)$$

ここで$\int f_{(t)}\cdot dt$は換気量（V）であるから，式(3)は次のように表せる。

$$P_{(t)}=R\cdot f_{(t)}+\frac{1}{C}\cdot V_{(t)} \qquad \cdots\cdots\cdots\cdots\cdots\cdots(4)$$

この式(4)のP，f，Vは計測可能であるから未知パラメータがR，Cだけの方程式となる。実測値からこの方程式を満足するパラメータを最小二乗法にて求める。呼吸終末圧（Peep）を設定する場合には上記式(3)(4)に定数項が未知パラメータとして付け加えられる。

3） 非線形最小二乗法による気道抵抗とコンプライアンスの推定

上記，線形最小二乗法では肺のモデルに積分項が含まれ，吸気および呼気を分離して気道抵抗，コンプライアンスを求めることができない。そこで，肺をRCの直列電気回路と仮定するのは線形最小二乗法と同一であるが，モデルのシステム応答（インパルス応答）$h_{(\tau)}$から実測値気道内圧とのコンボリューション積分にて気道内流量を推定し，実測値気道内流量と比較し差の二乗和が最低になるパラメータを求める。

これを式で表すと，推定気道内流量$\hat{f}_{(t)}$は次のように表せる。

$$\hat{f}_{(t)}=\sum_{k=0}^{\infty} h_{(t-k\Delta t)}\cdot P_{(k\Delta t)}\cdot \Delta t \qquad \cdots\cdots\cdots\cdots\cdots\cdots(5)$$

ここで実測値気道内流量$f_{(t)}$との差の二乗和を評価関数Eとし，

$$E=\sum_{t=0}^{n} (f_{(t)}-\hat{f}_{(t)})^2 \qquad \cdots\cdots\cdots\cdots\cdots\cdots(6)$$

Eが最低になる時のRCをその時点の気道抵抗

とコンプライアンスとする。この場合，評価するデータを吸気のみ，または呼気のみに指定することが可能なため，線形最小二乗法とは異なり吸気，呼気に分離して気道抵抗およびコンプライアンスを求めることが可能である。この方法は一般にGauss-Newton法と呼ばれている。

呼吸仕事量，線形最小二乗法，非線形最小二乗法で得られた気道抵抗とコンプライアンスは，その値がモデルに一致するか否かの判定に上記評価関数Eを使う。

結　果

図1に手術中に計測した気道抵抗の経時的変化と分散を表す確率密度分布を示す。LMC 940の気道抵抗の計測結果は特に吸気の気道抵抗のばらつきが大きくデータの変動は±2 $cmH_2O/l/sec$以上であった。仕事量および最小二乗法で推定した結果では±1 $cmH_2O/l/sec$であった。図2にはコンプライアンスの経時的変化と分散を表す確率密度分布を示す。コンプライアンスの計測では分散に関してLMC 940も非線形最小二乗法も大きな違いはなかった。しかし，非線形最小二乗法では吸気と呼気でコンプライアンスに差が生じ2つの異なった値が得られた。図3には推定肺胞内圧と換気量の散布図を示す。この推定肺胞内圧は仕事量から推定した気道抵抗で気道内圧を補正し求めた値である。また，換気量は麻酔中の呼気と吸気量が等しくなるよう補正した値を使った。この場合，図に示すように推定肺胞内圧と換気量の関係はほぼ直線で面積を持たず，その直線への寄与率は0.985であった。しかし，完全な直線とは言えずやや彎曲している。そこで，推定肺胞内圧と換気量を平滑化微分を行いコンプライアンスを計算すると，推定肺胞内圧とコンプライアンスの関係は図3右のように推定肺胞内圧の上昇に伴って増加していた。

考　察

LMC 940は操作が簡便で一呼吸ごとに結果が得られるが気道抵抗に関して図1のように分散が大きすぎ信頼性は低い。この原因は，LMC 940から得られた気道抵抗値の変動の分布をみると正

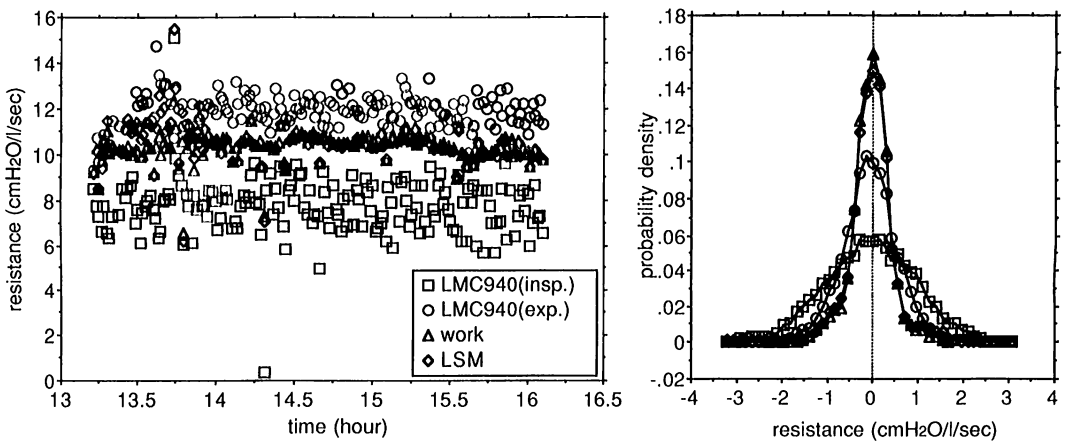


図1　人工調節換気中の気道抵抗の変化（左）と抵抗値の確率密度分布（右）。LMC 940から得られる吸気気道抵抗の95%は±2.34 $cmH_2O/l/sec$の範囲にあり，呼気気道抵抗の95%は±1.11 $cmH_2O/l/sec$の範囲にあった。しかし，呼吸仕事量（work）および最小二乗法（LSM）で計算した気道抵抗はともに95%は±0.86 $cmH_2O/l/sec$の範囲にあった。

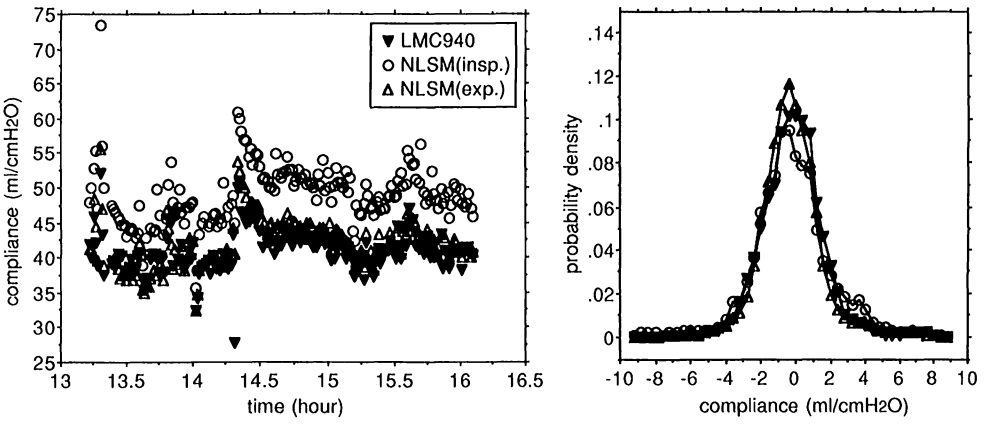


図2　人工調節換気中のコンプライアンスの変化（左）とコンプライアンス値の確率密度分布（右）。LMC 940から得られたコンプライアンスの95%は±4.46 cmH_2O／l／secの範囲にあり，非線形最小二乗法（NLSM）で計算したコンプライアンスの95%は吸気呼気それぞれ±5.59，±4.03 ml／cmH_2Oの範囲にあった。またLCM 940から得られたコンプライアンスは非線形最小二乗法（NLSM）で計算した呼気のコンプライアンスにほぼ一致していた。

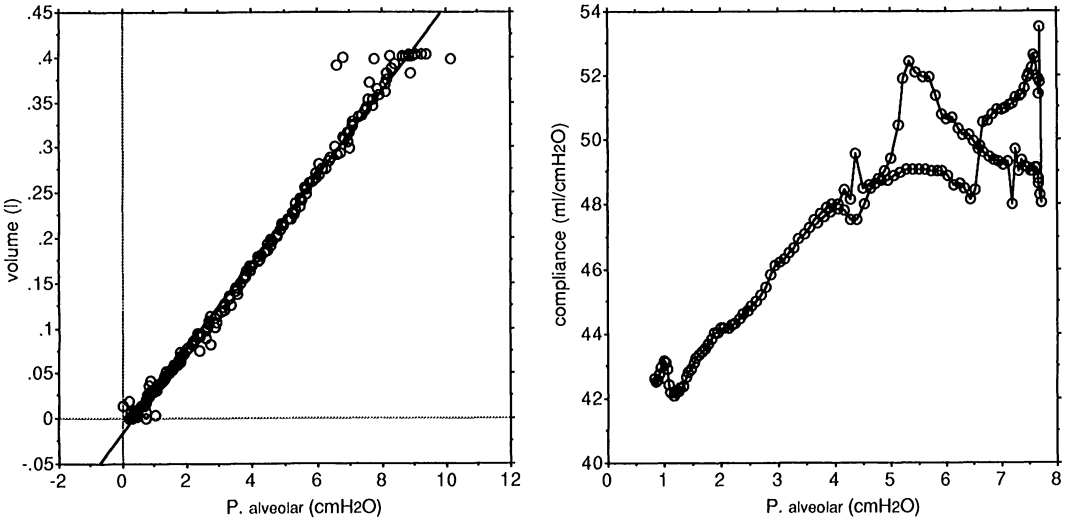


図3　一呼吸内の推定肺胞内圧（P.alveolar）と換気量の関係（左）。肺胞内圧は気道内圧から気道抵抗に気道内流量を乗算したものを引いて推定した。吸気および呼気ともに経路は一致し図は面積を持たない。この散布図の傾がコンプライアンスである。右の図は推定肺胞内圧と換気量の平滑化微分を使って計算した推定肺胞内圧とコンプライアンスの関係である。推定肺胞内圧の上昇に伴ってコンプライアンスは増加し，4〜5 cmH_2O付近でコンプライアンスの増加が鈍ってくる。

規分布をしていることから，計算方法自体に問題があるのではなく計算に必要なデータが外的要因で変動しやすい時期のデータ（吸気最大気道内圧，休止期終了時気道内圧，および呼気開始直後の気道内圧など）を使っているためである。新しい方法である呼吸仕事量，線形最小二乗法，非線形最小二乗法では特定の換気パターンを必要とせず，また，呼吸すべてのデータを使用しているので，

アーチファクト影響を受けにくい特長を持っている。そのため，今回の計測結果では特に気道抵抗ではLMC 940の計測結果はほぼ1／2の小さな変動で計測できた。コンプライアンスは，LMC 940で得られた結果も最小二乗法で得られた結果も両者ほぼ同じ分散を持っており，コンプライアンスの計測に関してはLMC 940で十分であると考える。非線形最小二乗法で得られたコンプライアンスは吸気と呼気で値が異なり，また，LMC 940の計測結果は非線形最小二乗法の呼気のコンプライアンスにほぼ一致していた。図3に示すように吸気と呼気のバランスがとれている場合には，肺胞内圧と換気量はほぼ直線関係にあり，吸気と呼気でその経路は一致し面積を持たない。よって，本質的にコンプライアンスは吸気と呼気で等しいはずで，異なる原因は吸気と呼気換気量の差である。

新しい計測方法はいずれも人工調節換気中の肺換気力学モデルを単純なRC直列電気回路でモデル化している。しかし，このモデルではガスの流れが乱流になった場合や肺弾性が吸気と呼気で異なるとかの場合には当てはまらなくなることが予想される。ところが実際にモデルに当てはめて計算させると図3左のように肺胞内圧と換気量の関係はほぼ直線関係にあり，その寄与率は0.985であった。これは人工調節換気中の肺は単純なRC直列回路でモデル化できるということで，乱流や肺弾性の変化は問題にならない程度に小さいことを示している。ただし，このデータは正常肺での計測結果であり肺に何らかの疾患がある場合には不明である。しかし，新しい方法ではモデル肺に適合させた時の一致度（寄与率）も得られるので，術中の気道抵抗とコンプライアンスの計測に複雑なモデルを考案する必要性は無いと考える。次に新しい方法で得られた気道抵抗とコンプライアンスの位置づけであるが，容積－圧曲線は気道抵抗のために吸気呼気ではその通る経路が異なり容積－圧曲線閉曲線は面積を持つ。しかし，図3左に示すとおり換気量と推定肺胞内圧の関係はほぼ直線関係にあり，その傾きから求めたコンプライアンスはより静的なコンプライアンスに近い値であると考える。

参考文献

1) 安居院猛，中嶋正之：FFTの使い方．産報出版，1981，pp 52〜64
2) 市田浩三，吉本富士市：スプライン関数とその応用，東京，新曜社，1979，pp 43〜59
3) 得丸英勝，柴田　碧，岡村弘之，長谷川利治，添田　喬，中溝高好，秋月影雄，山川新二，共編：統計工学ハンドブック．培風館，1987，pp 283〜325
4) 中谷和夫：多変量解析．新曜社，1978，pp 114〜137
5) 西村弘美，盛　直久：肺の圧－流量関係に関する試み－インパルス応答表現－．麻酔 34：S 366，1985
6) Nishimura H., Mori N. : New method to calculate lung mechanics using work equation. 1. Methodology. Acta. Anests. Scand 33 : A 88, 1989
7) 堀口　剛，重臣宗伯，盛　直久，鈴木正大，西村弘美：人工換気中の肺機能測定法の再検討Ⅲ：最小二乗法から求めた気道抵抗．麻酔 39：S 178，1990
8) 南　茂夫：科学計測のための波形データ処理．CQ出版，1986，pp.181〜211

ABSTRACT

Estimation of Airway Resistance and Respiratory Compliance during Mechanical Ventilation

Hiromi NISHIMURA* and Naohisa MORI**

Measurements of airway resistance (R) and respiratory compliance (C) using a Lung Mechanics Calculator 940(Siemens Elema)by the sudden airway occlusion method is not always

useful for the clinical monitoring of the lung mechanics, because of large variance. We assumed the respiratory system as a simple RC electric circuit model during the controlled respiration. R and C were calculated from three methods ; the work equation of the respiratory system, least squares method, and nonlinear least squares method. The variance of R measured by these three methods were 1／2 of the value from LMC 940. The variance of C from LMC 940 and other three methods were almost same values. Relation between the estimated alveolar pressure and the tidal volume was almost linear, and a hysteresis was not observed. Therefore, we concluded that the respiratory system of patient with normal pulmonary function can be assumed as a simple RC circuit model during the controlled respiration. And these three method are useful for clinical monitoring of the pulmonary function.

Key words : Lung mechanics, Airway resistance, Respiratory compliance, Least squares method

Department of Surgical Neurology, Research Institute for Brain and Blood Vessels-AKITA

**Department of Anesthesiology, Akita University, School of Medicine, Akita 010*

心電図 R-R 間隔変動値応用自律神経機能自動解析システム

後藤幸生*　柳本政浩*　中嶋一雄*　若村　徹**

はじめに

臨床の現場で患者に侵襲を加えずに，その自律神経機能を簡単に測定でき，かつ信頼性のあるデータとなりうる検査機器として満足できるものは現在見当たらない。この中で自律神経の影響を非常に敏感に感受する心電図 R-R 間隔を連続して測定したものから自律神経機能を判定しようという考えは，現在のところ最も上記条件に合致した方法と思われる。そこで現在臨床的に利用可能な心電図から，より多くの R-R 間隔変動測定値を演算分析・統計処理できるようにし，かつそれをいろいろな形で多面的にグラフ化できる機能を持つ機器，すなわち，その中には高速フーリエ変換によるパワースペクトルの即時描出機能も含む一つの，纏めて総合的に診断できる機器システムを試作した。

方　法

外来診療中にでも簡単に検査判定できるように，三角電極板を胸に当てるだけで患者体表面から収録可能とし，心電図第Ⅱ誘導信号の R-R 間隔値を 3 分程度収録し処理を行う。

このソフトの処理内容としては心電図増幅器によりタイマー回路を起動させ，R 波トリガーパルス列の R-R 間隔時間を 1 m・sec 単位で計数し，最高 250 心拍分を連続してメモリー格納する。これをパーソナルコンピュータ PC-9801-RX 4 に収録，演算し，自動的に統計処理して MAX，MIN，MEAN，SD，CV（Coefficient of Variation）を CRT ディスプレイに表示する。これは安静仰臥位時と起立負荷時のものを引続き採取，表示でき，この 2 つのトレンドグラフを同一画面上に表示できるようにすることにより微妙な比較ができると同時に，全値の分布状態をヒストグラムで，更にフーリエ解析したグラフもパワースペクトルとして CRT 上に表示比較できるプログラムを作成した。

結果並びに判定法

図は測定した安静仰臥位，および負荷テスト時のものを並べて，全データをプリントアウトした一例である。

CTR ディスプレイ上にはパソコンのキイボード function key によって画面切り替えで，この図の中の各々のグラフや表が画面表示できる。例えば，比較する両者の数値の統計処理データ，安静時と起立負荷時のトレンドグラフを並べたもの，そしてヒストグラム，フーリエ解析によるパワースペクトルの棒グラフの場合は上段が安静仰臥位でのもの，下段が起立負荷時のもので，それぞれ単独で CRT ディスプレイに描出することができる。

1）　数値の判定

一応 R-R 間隔値の正常平均値 0.86〜0.9 より低値なら交感神経，高値なら迷走神経優位な状態と判断できる。そして自律神経系調節能の良否は，後述のトレンドグラフによるが，数値のみで推定

*福井医科大学麻酔科
**フクダ電子技術部

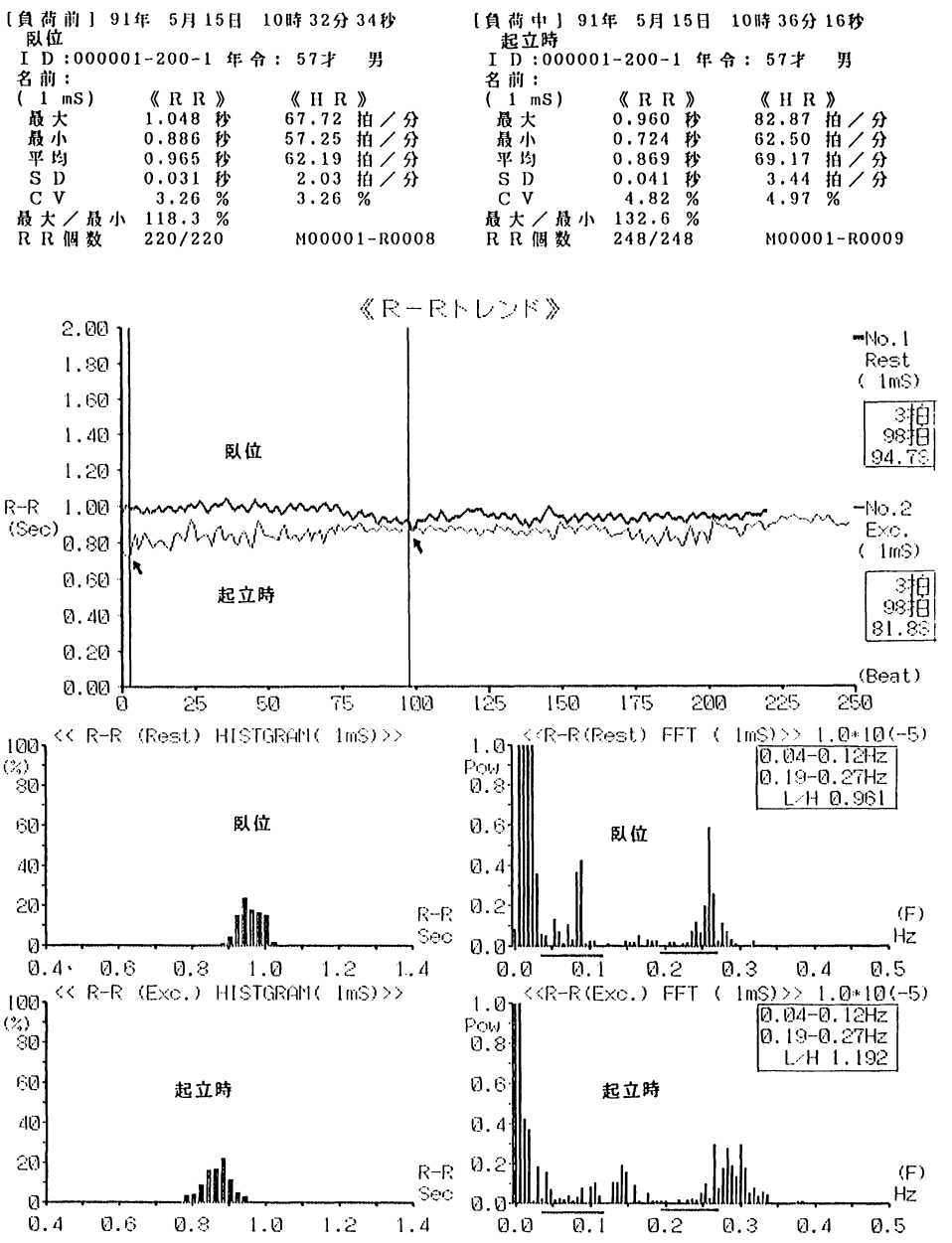


図　本システムでプリントアウトされた１例

するには，起立負荷時の最大時の数値が安静仰臥位時の平均値に達しているかどうかでも推定できる。CV 値の大なるものは，迷走神経の活動が活発であることを示し，若年層に見られる。

2）ヒストグラムの見方

X 軸が R-R 間隔値で，この値が上記と同様 0.86～0.9 より減少して，左方向にグラフが移行すれば交感神経が優勢になったことを，逆に増加して右に移動すれば迷走神経が優勢になったことを示す。

3）パワースペクトル

フーリエ解析パワースペクトルの周波数分布か

ら，0.19〜0.27 Hz を中心とした高周波成分が多い場合は，迷走神経系の影響が強いことを示し，交感神経系の影響が強い場合は 0.04〜0.12 Hz といった低周波成分が特に立位で増加する。したがって，Low frequency 部分の面積の High frequency 部分の面積に対する比率が増すと，交感神経側に傾いていることを，逆にこの比率が低下すると，迷走神経側に傾いていることを意味する。

4）トレンドグラフ

1つ1つの心拍の R-R 間隔値を連続的に線グラフとして結んだもので，縦軸に R-R 間隔値，横軸に心拍数を 1〜250 まで示せるようになっており，中央の横に長いブルーラインとして neutral line（0.86〜0.9）が描出される（CRT ディスプレイ上に）。この neutral line が交感神経・迷走神経両機能のバランス帯で，このラインよりトレンドグラフがより上方で経過すればする程，迷走神経がより優位，下の方で経過する程，交感神経がより優位と判定できる。

この測定システムの大きな特徴の1つは，これがディスプレイ上に示される場合は，安静仰臥位時の R-R 間隔値トレンドグラフを赤ラインで示すが，更に起立負荷時のものを黄色いラインとして，引き続き一つの画面上に重ねて描かせることができることである。そして，起立負荷によって，交感神経が興奮すると，スタート位置が下方に移動するが，その黄色のラインが経過中に control の赤ラインに速やかに重なってゆくような症例は2つの自律神経のバランス調節能が良いと判定できる（図の例では矢印の 98 心拍目で復帰している）。図の中に示すように，フロッピーより再生した画面に必要に応じて，時間間隔の測定も開始心拍，終了心拍の指定を行うことによって可能である。その数値も右方に記載される。しかし，起立負荷時 250 心拍まで観察しても control 位置に復帰しないものは，自律神経のバランス調節能が悪いことを意味する。

このように画面をベッドサイドで患者に見せることによって治療の必要性，予後等を説明，納得してもらうのに非常に便利である。

考　察

われわれの自律神経との関わりは，そもそも術中の麻酔管理における迷走神経反射や交感神経の反射刺激による冠スパズム，脊椎麻酔や硬膜外麻酔による交感神経遮断による血圧低下やショック，また相対的迷走神経亢進による気管支喘息体質患者における気管支痙攣の予防と抑制などがあるが，このような術中はもとより術前・術後の自律神経学的解析は，ともすれば疎かになりがちである。

近年，わが国における情報化社会に働く人々の間には様々なストレスによる自律神経不安定症候群ともいえる患者が増加しつつあり，社会不安の一因ともなっている現状である。そして病院を訪れる患者は内科や精神科はもちろんのこと，麻酔科外来でも痛みや神経疾患を扱うペインクリニックにおいて，関連した疾患を多く扱うようになってきた。すなわち，自律神経失調以外でも，痛みの悪循環に交感神経の深い関わりがあることも知られ，交感神経ブロック療法が痛みのみならず末梢血行障害の改善をもたらし，広く神経機能に好影響を及ぼすことが知られている。このように交感，副交感神経を含めた自律神経系失調が根底にある患者の診断，治療効果の判定の必要度も近年とみに増しているにもかかわらず，現在まで臨床の現場でこれらを総合的に解析，診断できる機器が見当たらない。

この中で心臓自律神経機能は，日常使用頻度の高い心電図所見から比較的容易に把握できることも知られている。すなわち，心拍動は洞結節の自動能に交感・副交感の両自律神経が微妙に影響した結果であり，健常人でも心電図をとって R-R

間隔の値をみると微妙に変動していることが注目される。そして，この変動がアトロピンにより消失するので，これは迷走神経心臓枝の活動を反映するものとして患者の自律神経機能検査法の一つとして用いられるようになった。そして100心拍のR-R間隔値の標準偏差とその平均値を組み合わせたいわゆる変動係数（CV％）がその指標としてよいとされてきた[1]。筆者は頸部の交感神経節である星状神経節を局麻薬でブロック（以下SGB）することが治療対象となる疾患について，安静仰臥位時と起立負荷を加えたときの本検査法による研究の結果，新たに平均値と100心拍分のトレンドグラフを画いてその経過を分析することにより，処置を受けた患者がいま交感・副交感のいずれに緊張度が傾いているか，そして，そのグラフの復帰の様子から患者の自律神経バランス調節機能をも診断できることを発表し[2]，SGBを反復施行することが自律神経を刺激鍛練することにつながり，自己の具えた自然治癒力を回復させるという考え方を披露してきた[3]。更に自律神経不安定症の患者にも有効な方法であり[4]，鼻アレルギーに有効なのも上記の説で説明できる[5]ことを本検査法で証明してきた。しかし，100心拍のみではバランス調節能を判定するのに不十分な症例もあること，また高速フーリエ解析（FFT）にも不足することなどから少なくとも250心拍分を必要とした。今回の試作解析システムのソフトによりR-R間隔値分布のヒストグラムのみならず，FFT解析も即時に行え，その低周波成分の高周波成分に対する面積比も表示可能となり，一段と実地臨床に役立つ機器に発展せしめ得た。しかし，なお今回の報告では呼吸波因子の関与を十分検討していないため，今後も改良を必要と考えている。

ま と め

心電図R-R間隔変動値をPC 9801に連続して収録することにより，1）170秒間で250心拍以内の値を自動統計処理の上，2）各数値を連続したトレンドグラフとして，また3）全数値の分布をヒストグラムとして，更に4）FFT解析，パワースペクトル描出とLF／HF面積比を算出表示するなどの機能を有するソフトを作成した。

これにより，随意の2者をフロッピーより呼び出し，比較することが可能で，例えば，同一人安静時，負荷試験時の同時並列比較，または以前のデータとの比較も可能であり，したがって患者の自律神経機能を定量的に測定できるとともに，自律神経調節能力の良否をも診断でき，病態診断や治療効果の判定に極めて簡便かつ有用である。

参考文献

1）影山　茂，ほか：定量的自律神経機能検査法の提唱．神経内科 9：594〜596，1978
2）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 34：601〜604，1990
3）後藤幸生，ほか：自律神経バランス調整療法としての星状神経節ブロック反復実施の意義．総合臨床 39：2685〜2688，1990
4）麻生佳津子，ほか：自律神経不安定症と星状神経節ブロック対策の評価．北陸麻酔誌 23：23〜26，1989
5）後藤幸生，ほか：鼻アレルギーに対する星状神経節ブロックの奏効機序．アレルギーの臨床 10：432〜436，1990

ABSTRACT

The Automatically Analysable Instrument of Autonomic Nerve Function Availed the Value of R-R Interval Variations of ECG

Yukio GOTO*, Masahiro YANAGIMOTO*, Kazuo NAKAJIMA* and Touru WAKAMURA**

A useful instrument for analysis of autonomic nerve function by R-R interval variations measurement of ECG was produced as new trial. It has next few characteristic functions.

① From the memories of 250 heart beats in maximum, immediate compute is accomplished.

② The power spectrum by Fast Fourier Transforms (FFT) and the histgraph from the many inputed ECG waves are delineated.

③ All R-R interval value of 100-250 beats in 170 seconds are showed on CRT display as continuous trendgraphs at the resting supine and standing exercise, and from the view of these neighboring or unification, the quality of balancing function of autonomic nerve system can be judged before the patient's eyes.

④ These datas preserved in floppy disc can be reuse and compare each other.

Key words : Autonomic nerve function analysis, R-R interval variations of ECG, Trendgraph of R-R interval variations, Fast Fourier Transform (FFT)

Department of Anesthesiology, Fukui Medical School, Fukui 910-11

**Division of Technology, Fukuda Denshi Co., Tokyo 113*

ベクロニウム持続注入後の神経筋遮断回復の評価

菅井直介*　矢島　直*

ベクロニウムの間欠的投与では，ある程度の蓄積作用が見られ[1]，間欠的な投与後には母指内転筋の単収縮力が対照値の25%以上に回復してから拮抗するのが良いとされている[2]。一方，持続注入では間欠的な投与に較べて，常に単収縮などをある程度は維持するために深いブロックに至ることがなく，注入中のベクロニウム使用量も比較的少なく，持続注入終了直後に母指内転筋の力が25%以下でも神経筋遮断が拮抗されることが臨床的にも観察される。この研究では，このような早い時点での拮抗の可能性とその詳細を知るために，ベクロニウム持続注入後単収縮が10%の時点で拮抗を行い，回復の過程を単収縮とテタヌス収縮とを同時に記録して解析した。

被検者と方法

被検者は9人（男2人，女7人：36〜59歳，平均年齢48.1±7.3（S.D.）歳：ASA Ⅰ〜Ⅱ）で，チオペンタールとイソフルレンで導入後，笑気（4 l／min）−酸素（2 l／min）−イソフルレン（0.5〜2.0%）麻酔で手術を受ける患者で両方の手にそれぞれの力のトランスデューサをつけて，片方の手には12秒に1回単刺激を与え，他方には12秒に1回50 Hzで1秒間持続するテタヌス刺激を与えて単収縮とテタヌス刺激が同時に記録できるようにした。テタヌス収縮ではピークの値とともに一つ一つのテタヌス収縮の最初の値と1秒の刺激の終わりの値を求めてfadeを測定し，両者が同じになる点，すなわち，われわれの命名した平衡点equalizing pointを求めた[3,4]。測定と記録にはパーソナルコンピュータによる装置を用いたが，同時に1分間に5 mmの遅い記録紙による記録も行った[3]。対照値を取ってから，ベクロニウム0.2あるいは0.15 mg／kgの静注後挿管を行い，この初回量から10%にまで回復した後，シリンジポンプでベクロニウム持続注入を開始して，単収縮を対照値の5〜10%に維持して，手術終了時には単収縮が10%の時点でアトロピン1 mg，ネオスチグミン2.5 mgを2分かけて静注して拮抗した。

結　果

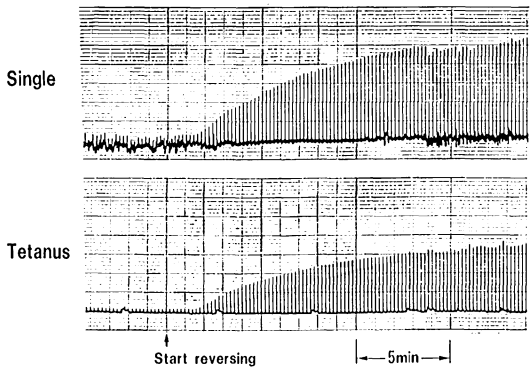
9人についてのベクロニウムの注入データ（平均±S.D.）は次のようである。

総注入量	85.1±71.4 γ／kg
注入持続時間	123.4±123.7分
注入速度	0.78±0.25 γ／kg／分

ここで，注入速度は一般的に0.5〜1.0 γ／kg／分といわれているので，今回のデータは平均的な値である。なお，これは間欠的投与によって筋弛緩維持を得るのに用いるベクロニウムの量と較べてはるかに少なく，しかもこの量で十分な筋弛緩が得られた。

次に拮抗薬投与後の回復の様相を示すために，1症例における単収縮およびテタヌス収縮の回復を図に示す。矢印が拮抗を始めた時点である。対照値は単収縮とテタヌスともに記録用紙の30目盛りとした。これは比較的に遅い回復を示した51歳女性の例であるが，ベクロニウム0.15 mg

*東京大学医学部麻酔科



図

静注後に挿管を行い静注後49分で単収縮が10%に回復したところで持続注入を開始した。平均注入速度は0.99γ／kg／分で，注入時間は53分であり，注入時間は短い方である。注入終了直後に拮抗を開始して，拮抗開始後11分で単収縮の75%回復が得られている。なお，下のテタヌス記録の上縁と下の薄い線が交差するところがテタヌス収縮の平衡点equalizing pointである（図）。

記録した9人に関して回復のデータをまとめると次のようになる。

	75%回復時間	平衡点までの時間	平衡点での回復
単収縮	6.9±3.9分		76.5±17.6%
テタヌス収縮		6.9±4.1分	50.5±15.2%

75%回復を少し過ぎた所で十分呼吸が出て，抜管に至る症例が多くそれ以上のデータは取れなかった例が多かった。

持続投与時間，投与量と回復時間とには相関がないようである。

単収縮は回復が良く，テタヌスのfadeも単収縮の対照値への回復以前に平衡点に達するのが観察された。しかし，テタヌス収縮のピーク値の回復は遅れるのが見られた。しかし，全例において，呼吸運動と気道には問題がなく，順調な麻酔からの覚醒が見られた。

結　論

ベクロニウムの持続注入では，間欠的投与に較べて，投与量が少なくなる。しかも，常に単収縮などをモニターしているので深いブロックに入ってしまう危険性が無い。この研究において，持続注入後に，単収縮の回復が10%という早い時期に，しかも，注入終了直後に拮抗を始めて満足すべき拮抗が得られた。一方，テタヌスのfadeの回復は良いが，テタヌスの絶対値は回復がそれほど良くない点は対照値の取り方の問題もあるかも知れないが注意すべきであろう。しかし，臨床的には呼吸に関してなんら問題はなく，臨床的な経験で感じていた「持続注入の後は拮抗しやすい」という点が確かめられた。

参考文献

1) Fisher D M : A pharmacokinetic explanation for increasing recovery time following larger or repeated dose of non depolarizing muscle relaxants. Anesthesiology 65 : 285〜291, 1986
2) 菅井直介，矢島　直，稲田　豊，ほか：Vecuroniumの人における神経筋遮断作用と薬物動態－Pancuroniumとの比較．麻酔 34 : 59〜65, 1985
3) 菅井直介，矢島　直：麻酔中の神経筋遮断のコンピュータによるオンライン解析．天方，池田，尾山，編．麻酔・集中治療とテクノロジー1991．克誠堂出版，1991，pp.6〜8
4) 菅井直介，稲田　豊：Vecuronium bromide投与後の拇指内転筋テタヌス収縮力の経時的変化．日本臨床麻酔学会誌 6 : 515〜519, 1986
5) 菅井直介：筋弛緩モニター：テタヌス刺激による反応の利用．日本臨床麻酔学会誌 10 : 138〜140, 1990

ABSTRACT

Evaluation of the Recovery of Neuromuscular Blockade Produced by Continuous Infusion of Vecuronium Bromid

Naosuke, SUGAI* and Nao, YAJIMA*

Recovery of neuromuscular blockade after the continuous infusion of vecuronium bromide was evaluated by use of simultaneous measurements of both single twitch and tetanic contractions of each adductor pollicis muscle measured with a device incorporated with a personal computer.

Patients under nitrous oxide-oxygen-isoflurane anesthesia were studied. After the bolus injection of vecuronium 0.15 or 0.2 mg／kg, intubation was performed and when the single twitch recovered to the 10% of the control, vecuronium infusion was started. At the end of infusion, neostigmine 2.5 mg with atropine 1 mg was injected. Single twitch recovered to 75% of control 6.9 minutes after starting giving neostigmine. At this point, tetanic contraction showed the recovery of fade(reaching Equalizing Point of tetanic contraction). No problems with airway or respiratory movement were observed. It is possible to reverse neuromuscular blockade early after continuous infusion of vecuronium bromide.

**Department of Anesthesiology, University of Tokyo, Faclty of Medicine, Tokyo 113*

手術室・ICU でのパーソナル・コンピュータ使用の際の安全性と安全対策

戸野　保*　田中勝男**　前山達也***
谷口良雄***　原野　清**　十時忠秀*

はじめに

近年，手術室・ICU において患者監視装置など医用電気機器とパーソナル・コンピュータを接続し，生体情報を収集する試みが数多く行われている。われわれもここ数年来，同様の試みを行ってきた。しかしながら，医用電気機器と医用として安全設計されていない一般の機器を接続した際の安全性について検討を行い，対策を施して使用している施設は少ないのではないかと思われる。

今回われわれは，医用電気機器の電気的安全性試験方法[1]に従って，各社のパーソナル・コンピュータの漏れ電流を測定し，パーソナル・コンピュータと医用電気機器を接続した際の安全性とその安全対策について検討したので報告する。

方　法

医用電気機器は，商用電源（50 または 60 Hz の交流）で稼働するものがほとんどである。この交流の一部が漏れて患者や周囲の人に流れてしまう電流が漏れ電流である。この漏れ電流が人体に電撃を与え，その程度によりマクロショックあるいはミクロショックを起こす可能性があるので，医用電気機器については，各漏れ電流について許容値が決められている。その詳細については医用電気機器の安全通則[2]を参照されたい。今回われわれは，各漏れ電流のなかで，接地漏れ電流について測定を行った。測定方法としては小野らの報告[3,4,5]に詳しく述べられているが，われわれは医用電気機器の安全性試験方法通則[6]に定められた生体の電撃に対する等価インピーダンスを内蔵した測定装置，すなわち，キャリブレーション・アナライザー，RT-100 を使用した。

まず，特に安全のための対策などはせず，患者監視装置（日本光電社製 BSM 8300）にパーソナル・コンピュータ（日本電気社製 PC-9801 RX）を RS-232 C にて接続し，患者監視装置の接地漏れ電流の変化を調べた。次に，各社のパーソナル・コンピュータについて接地漏れ電流の測定を行った。パーソナル・コンピュータは 0 I 級機器（2 線式電源コードで別途接地配線の機器）がほとんどであるため，別途接地配線の電流を接地漏れ電流とした。また，比較のため，いくつかの医用電気機器の接地漏れ電流，および手術室などでよく使用する他の機器についても同様に接地漏れ電流の測定を行った。なお，測定の際に使用した電源は接地配線方式を用いた。

次に，パーソナル・コンピュータについては非接地配線方式[7]についても，また，漏れ電流を減少させる方法として知られている絶縁トランスを電源とパーソナル・コンピュータの間に挿入し同様の測定を行った。

測定中の電源電圧の変動は 99.7〜100.1 V，室温 25℃，湿度 50%であった。

*佐賀医科大学麻酔科
**佐賀医科大学手術部
***佐賀医科大学集中治療部

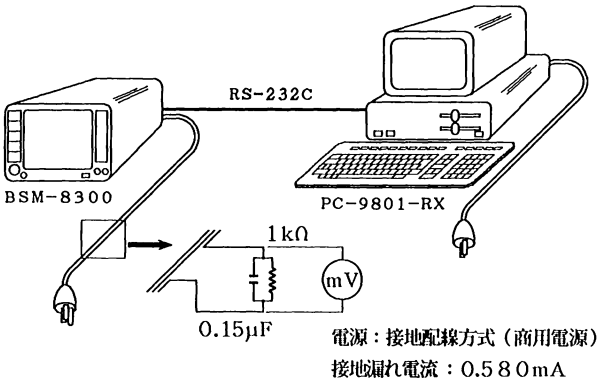


図1　患者監視装置にパーソナル・コンピュータを接続した際の患者監視装置の接地漏れ電流測定の模式図

表1　パーソナル・コンピュータの接地漏れ電流

単位　mA

機　種　名	接地漏れ電流値
PC－9801－RX	0.550
PC－9801－VM2	0.465
FMR－60－FD	0.580
Macintosh SE／30	0.132
PC－9801－LX	0.089

＊0I級機器（2線式電源コードで別途接地配線の機器）については別途接地配線の電流を接地漏れ電流とした。
＊0I級機器は医用機器とては認められていない。（JIS T 1001）

表2　医用電気機器の接地漏れ電流

単位　mA

機　種　名	接地漏れ電流値
電気手術器 SR-400	0.022
電気手術器 Froce-4B	0.016
患者監視装置 BSM-8300	0.028
人工呼吸器 SV-900C	0.016
手術顕微鏡（移動式）	0.062
内視鏡光源 CLV-10	0.095
人工心肺装置（4基）	0.121

＊現在の測定値であり，経年変化のため機械電子検査検定協会での測定値と異なる場合がある。

結　果

図1は，患者監視装置にパーソナル・コンピュータを接続し，患者監視装置の接地漏れ電流測定の際の模式図である。この時の接地漏れ電流は0.580 mAで，定められた許容値0.5 mAを越えていた。

表1はパーソナル・コンピュータの接地漏れ電流の測定値であり，許容値を越えているものも見られた。表2に医用電気機器の測定結果を示すが，そのほとんどがパーソナル・コンピュータの接地漏れ電流の10%程度であった。また表3は手術室でよく使用する医用電気機器以外の機器の測定結果である。

表4は電源方式の違いによる各パーソナル・コンピュータの接地漏れ電流である。クラスI機器と同等になるように，接地極付き2極プラグ（3Pプラグ）に変更している。接地配線方式と比較すると非接地配線方式では10%に，絶縁トランスを使用すると1%にまで減少した。

考　察

パーソナル・コンピュータの電源プラグは，そのほとんどが2Pプラグ（家庭用の電源プラグと同じ）であり，このまま使用すると常に単一故障状態と同じになり，図1で示したように接地漏れ電流はそのまま外装漏れ電流となって患者監視装置側に流れ，患者監視装置の接地漏れ電流となる。この時，もし患者監視装置が単一故障を起こすと患者監視装置の外装に触れた際に電撃を受けることになる。

安全対策の第1点は，クラスⅠ機器と同等になるように電源プラグを3Pプラグに変更する必要である。

表3　手術室で使用する一般機器の接地漏れ電流

単位　mA

機　種　名	接地漏れ電流値
データーレコーダー XR-5000	0.155
モニターテレビ PVM-137/Q	0.133
ビデオテープレコーダー各種	0.047～0.150

＊0Ⅰ級機器（2線式電源コードで別途接地配線の機器）については別途接地配線の電流を接地漏れ電流とした。
＊0Ⅰ級機器は医用電気機器としては認められていない。（JIS T 1001）

表1に示したようにパーソナル・コンピュータの接地漏れ電流は許容値の0.5 mA を越えるものがあり，このままでは使用することができない。また，電源電圧の変動は10%まで許されることから，ここで測定された漏れ電流値，例えば0.550 mA は約0.6 mA となることもある。（電源電圧が110 V となった時）この漏れ電流を許容値以下にする対策が必要であり，できれば表2に示した医用電気機器の接地漏れ電流と同程度の値まで低下させておくことが望ましい。そうすれば漏れ電流および患者測定電流の許容値[2]のうちCF形機器の単一故障時の患者漏れ電流および患者測定電流の許容値についても満足できる値となることが予想される。

表4の電源方式の違いによる接地漏れ電流で見られるように，非接地配線方式では接地配線方式の約10%となる。非接地配線方式は各電源系統別に，容量の大きな絶縁トランスを有していることと同等である。しかし，手術室などは両者の配線方式が混在していることから個別に絶縁トランスを搭載する必要があり，消費電力に見合った容量のトランスの方がよい値を得ることができる。

安全対策としての第2点はパーソナル・コンピュータに個別の最適容量の絶縁トランスを搭載することである。

表4　電源方式の違いによるパーソナル・コンピュータの接地漏れ電流

単位　mA

機　種　名	電　源　の　方　式			
	接地配線方式	非接地配線方式	接地配線方式＋絶縁トランス	非接地配線方式＋絶縁トランス
PC－9801RX	0.550	0.045	0.004	＜0.001
FMR－60－FD	0.580	0.074	0.004	0.001
PC－9801LX	0.089	0.004	0.002	＜0.001

＊クラスⅠ機器と同等になるよう，接地極付き2極プラグ（3Pプラグ）に変更しそれぞれ漏れ電流を測定した。

われわれの施設では院内のコンピュータ端末についてもできる限り3Pプラグとし，手術室・ICUについてはすべて絶縁トランスを搭載し安全対策を行っている。

その他，近年いろいろな方面でクローズアップされてきている電磁波障害[8]がある。デジタル機器のほとんどがこの対象となるため十分な注意が必要である。

ま と め

パーソナル・コンピュータの接地漏れ電流を測定した結果，医用電気機器としての許容値を越えるものが多かった。パーソナル・コンピュータへの電源供給は3Pプラグに変更する必要があり，また，絶縁トランスを介して行うことにより，許容値以下にすることができ，かつ，他の医用電気機器の漏れ電流より少なくすることができた。

参考文献

1) 医用電気機器の電気的安全性試験方法．JIS T 1003，1983，(1988確認)
2) 医用電気機器の安全通則．JIS T 1001，1983，(1988確認)
3) 小野哲章：ME機器の保守管理，第2回，「漏れ電流のチェック(1)」．新医療 19(6)：104～105，1982
4) 小野哲章：ME機器の保守管理，第3回，「漏れ電流のチェック(2)」．新医療 19(8)：70～71，1982
5) 桜井靖久，小野哲章，石山陽事，菊池 眞（編）：MEの知識と機器の安全．南江堂，1987
6) 医用電気機器の安全性試験方法通則．JIS T 1002，1983，(1988確認)
7) 病院電気設備の安全基準，JIS T 1022，1982，(1988確認)
8) 田沼幸男：電磁波障害の実体とその対策，HAM J 12(58)：21～35，1988

ABSTRACT

Safety Assurance on Using Personal Computer in the Operating Room and Intensive Care Unit

Tamostu TONO*, Katsuo TANAKA**, Tatsuya MAEYAMA***, Yoshio TANIGUCHI***, Kiyoshi HARANO** and Tadahide TOTOKI*

There are many trials for applying the personal computers to the medical electrical facilities such as patients' monitoring system in the operating room and intensive care unit.

We have inspected the grounded leak current of several personal computers in persuance of the Testing Methods for Electrical Safety of Medical Electrical Equipment (JIS T 1003). The grounded leak currents were found to be out of permission mentioned in the General Requirement for Saety of Medical Electrical Equipment (JIS T 1001) in many cases. We including manufaturer should difinitely be responsible in anyway to the safety assurence. We could minimize the leak currents from the personal computer if we placed an insulated power transformer between a power supply and personal computer.

Key words : Personal computer, Leak currents, Insulation power transformer, Macro-shock and Micro-shock

*Department of Anesthesiology
**Surgical Center
***Intensive Care Unit, Saga Medical school Hospital, Saga 849

結露センサーを用いた加温加湿器の試作

大塚将秀*　磨田　裕*　山口　修*　奥村福一郎*

気管内挿管時は，上気道の加温加湿機能が失われるため，加温加湿器が必要となる。

加温加湿器は，ヒーターで水を蒸発させて回路に供給するが，蛇管内で吸気が冷却されて結露してしまう。そのため，吸入気温度の低下，絶対湿度の低下，貯留した水による回路抵抗増大，細菌繁殖，気道内注水による酸素化能悪化や気道感染を起こす可能性も高い。

そこで開発されたのが吸気回路内にホースヒーターを入れて，吸気ガスの温度が低下しないようにしたシステム[1]である。加温加湿器のメインヒーターの出口にあるサーミスタと吸気蛇管の末端にあるサーミスタによってヒーター出力をコントロールしている。メインヒーターの能力が十分にあれば，2つのサーミスタ温度が等しいときに，結露もせず適温で高湿度の吸入ガスが供給され理想的である。しかし，温度だけでコントロールされているため，実際にはメインヒーターの能力不足などで乾燥ガスが供給されてしまうことが多かった。

われわれは，湿度のコントロールに結露センサーを用いた加湿器を考案して，安定した加湿性能を得ることができたので報告する。

装置概略

図1に装置の概略を示す。ピューリタンベネット社製カスケード加湿器の本体，フィッシャーパイケル社製ホースヒーター900 MR 510と，吸気蛇管の末端に内蔵したサーミスタ103 AT-1（石塚電子，東京），結露センサーTO-375 A 2（東芝），およびこれらを制御するコントローラーで構成されている。制御は，独立した2つのフィードバックループで構成されている。一方は吸入気温度に

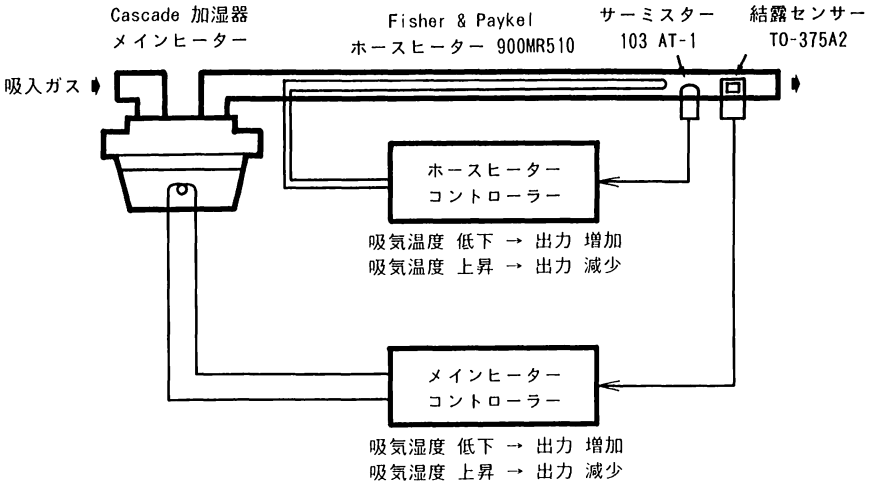


図1　結露センサー付加温加湿器の装置概略

*横浜市立大学医学部麻酔科学教室

関して，サーミスタでホースヒーターの出力を制御するもので，もう一方は吸入気湿度に関して，結露センサーでカスケード加湿器本体のヒーター出力を制御するものである。

今回用いたサーミスタは，比較的大型で応答特性もやや劣るが，耐水構造であるため採用した。湿度の測定には結露センサーを用いたが，結露センサーが湿度センサーと違うところは，湿度とセンサー出力が比例して変化せず湿度90%位から急に変化する点である。今回の用途のように，飽和点近くの制御を行いたい場合には結露センサーの方がより簡単で安定した制御ができる。

検討方法

定常流の空気を10，20，30 l／分加湿器に流したときのガス温度，相対湿度をVAISALA社製HMI-32温湿度計で測定した。その温度での飽和水蒸気圧をAntoineの式[2]より求め，絶対湿度を計算して給湿性能を検討した。

Antoineの式

$PH_2O = 10^{(A-B/(t+C))}$

PH_2O：その温度での飽和水蒸気圧(mmHg)

A：8.04343，B：1716.984

t：ガス温度，C：232.538

絶対湿度（mg／l）

$18\times1000\times(PH_2O\div大気圧)\div(22.4\times(273+t)\div273)\times(RH\div100)$

PH_2O：飽和水蒸気圧

t：ガス温度（℃），RH：相対湿度（%）

対照として，カスケード加湿器，フィッシャーパイケルMR-630加湿器（ホースヒーター付，ソフトウェアバージョン u17）を用いて同様の測定を行った。

吸入気温度は34℃になるようにした。カスケード加湿器は，吸入気温度の調節が不可能なため，少しでも34℃に近づくように本体のヒーターダイアルの設定を最高の“9”とした。

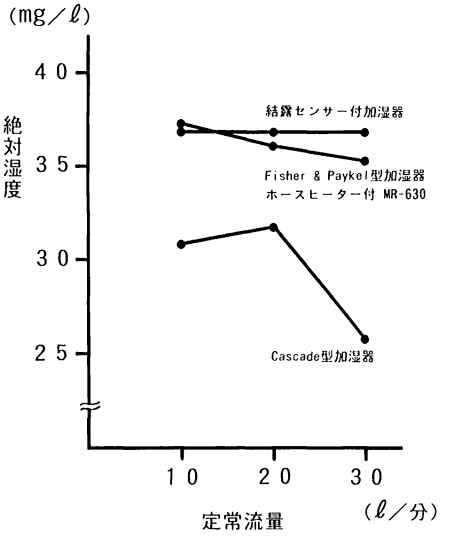


図2　各種加湿器における供給定常流量と絶対湿度
最高に給湿された34℃のガスを得られるように各機種とも調整。

MRヒーター630では，オフセット温度（吸気蛇管の末端温度－加湿モジュールの出口温度）を変えられるようになっているが，給湿能力を最大とするためにオフセット温度を0℃とした。結露センサー付加湿器では，常に最大の給湿能力を持つように設計されているため，温度設定以外の調節は必要ない。

結果および考察

測定された絶対湿度は図2のようになった。今回開発した結露センサー付加湿器は，どの流量でも安定した加湿能力が得られた。フィッシャーパイケルMR-630型加湿器も十分な加湿能力を持っているが，ガス流量が増加するに従って絶対湿度は低下した。これはメインヒーターの能力が小さいことおよび専用モジュールMR-310の濾紙面積が小さいために，ガス流量が多くなると100%まで加湿できないためと考えられた。カスケード加湿器は，他の2機種に比べて加湿能力が劣って

いた。ガス流量を30 l／分にしたときは，ANSI（アメリカ規格協会）の推奨する30 mg／lを大きく下回っていた。これは，相対湿度は100%に達しているのに，ホースヒーターがないために吸入温度を高く維持できなかったことが原因と考えられた。また，回路内には多量の凝結水が貯留し，測定中に何度もドレナージしなくてはならなかった。過去の報告[3,4]ではカスケード加湿器の加湿能力は40〜50 mg／lと高い数値があげられている。坂中ら[3]は，貯水槽の水の減少量を測定して絶対湿度を求めているため，過飽和の水蒸気や粒子として存在している水，蛇管に結露した水を除外できていない可能性がある。今回の測定ではガス温度から求めた飽和水蒸気量に相対湿度をかけて求めているため，絶対湿度は飽和水蒸気量以上にはならず，低い値が出たものと考えられる。また，Thomasら[4]は，2.5〜7.5 l／分と少ないガス流量で検討しているため，給湿能力に差がでたものと思われた。

結　論

ホースヒーターのないカスケード加湿器は，ガス温度が下がるために絶対湿度が低下し，多量の凝結水が回路内に貯留した。フィッシャーパイケルMR-630型加湿器は，ガス流量の増加に伴って加湿能力が低下した。これはメインヒーターの能力の限界のためと考えられた。一方，今回開発した結露センサー付加湿器は，湿度に重点を置いた制御方式なので，30 l／分までのガス流量で安定した高い加湿能力が得られた。加湿の制御に結露センサーを使用することは，有用であると考えられた。

参考文献

1) 清水一二三，萩原さがみ，西岡博子，ほか：呼吸器回路汚染に対する熱線入り回路の効果．ICU と CCU 7：615〜619，1983
2) Rodgers R C, Hill G E : Equations for Vapour Pressure versus Temperature : Derivation and Use of the Antoine Equation on a Hand-held Programmable Calculator. Br J Anaesth. 50 : 415〜424, 1978
3) 坂中清彦，寺沢栄一，野口　宏，ほか：給湿器の給湿能について．ICU と CCU 11：451〜456，1987
4) Poulton T J, Downs J B : Humidification of Rapidly Flowing Gas. Crit Care Med 9 : 59〜63, 1981

ABSTRACT

A Humidifier Controlled with Humidity Sensor

Masahide OHTSUKA*, Yutaka USUDA*,
Osamu YAMAGUCHI* and
Fukuichiro OKUMURA*

We have constructed a new humidifying system for respiratory circuit, in which humidification is controlled by both humidity sensor and thermister. The humidity is controlled by changing the power of main heater according to the output of the humidity sensor and inspiratory gas temperature is controlled by changing the power of hose heater according to the output of the thermister.

The ability of our humidifier was compared with that of Puritan-Bennett Cascade humidifier and Fisher & Paykel MR-630 humidifier (F & P) under the condition of constant flow of air (10, 20, 30 litter／min) at 34℃.

Our device provided sufficient absolute humidity of over 36 mg／litter and it was stable under any air flow examined. That of F & P was also sufficient, though it tended to decrease under high flow. Cascade provided only about 31 mg／litter of absolute humidity, which was decreased to about 25 mg／litter under high flow. These insufficient humidification of Cascade humidifier were due to heat loss in respiratory circuit.

It was concluded that humidity sensor was useful to maintain sufficient absolute humidity

in respiratory circuit.

Key words : Ventilator, Humidification, Humidifier, Absolute humidity, Humidity sensor

*Department of Anesthesiology, Yokohama City University, School of Medicine, Yokohama 236

V-A バイパス時の心拍出量測定についての一工夫

北野敬明*　瀬戸口　薫*　宇野大啓*
森　正和*　野口隆之*　本多夏生*

はじめに

近年，重症のLOS，ARDS症例に対し，体外循環および肺補助を行い救命し得た症例が多数報告されている。われわれも，バイオポンプを用いた静－動脈バイパス法（以下VAB）を用い救命し得た症例を経験し報告してきた。VABを装着された患者の循環管理において，従来のスワンガンツカテーテルを用いた熱希釈法による心拍出量測定は，VABの脱血カテーテルが右房内に存在するため，CVP PORTから注入した冷水が脱血カテーテルの方に流れ心拍出量が過大評価されることになる。VAB離脱時期の自己心機能評価などにVAB中の簡便な自己心拍出量測定法が必要であったため，われわれは右心駆出率（RVEF）カテーテルを用いた熱希釈法による心拍出量測定を試み，従来のFICK法により求めた心拍出量と比較検討した。

症例および方法

症例（表1）は，心臓手術時の人工心肺からの離脱時に測定された者5例，更に，実際のVAB時の測定例1例であった。測定方法（表2）は，FICK法では，自己肺で測定したVO2，および，動脈血，混合静脈血の酸素含量を測定し，心拍出量を計算した。次に，今回検討した右室内冷水注入法では，エドワーズ社製，右心駆出率測定用カテーテルおよびコンピュータを用いた。また，本来三尖弁直上に位置すべき冷水注入孔を三尖弁直下右室内に位置するよう，カテーテルを留置し冷水注入し心拍出量を測定した。このように，右室内に冷水注入孔を位置することにより，VABの脱血カテーテルに冷水が流れなくなると考えられ

表1　症　例

(1) 心臓手術の人工心肺離脱時測定した症例

年齢	性別	手術名
61	女性	左房内粘液腫
58	男性	大動脈弁置換術
61	女性	CABG
51	男性	大動脈弁置換術
55	女性	大動脈弁置換術

(2) Veno-Arterial bypass を使用した症例

年齢	性別	手術名
65	男性	CABG

表2　方　法

(1) FICK 法：
　a) 自己肺より測定したVO2の測定
　　ミナト社製ガス分析器　MG360
　　〃　　呼吸モニター　RM300
　b) 動脈血酸素含量（CaO2）および，
　　混合静脈血酸素含量（CvO2）の測定
　　ラジオメーター社製 Hemoximeter OSM3
　c) 心拍出量：C.O. = VO2/(Cao2-CvO2)
(2) 右室内冷水注入法：
　　Edwards 社製 RVEF カテーテル
　　〃　心拍出量測定装置（REF-1）
　　冷水注入孔：三尖弁直下右室内

*大分医科大学麻酔学教室

る。更に，両者の方法により得られた結果の相関および，Bland[1]らによるLimits of Agreementを求め検討した。

結　果

図1に，FICK法で求めた心拍出量と，右室内注入により得られた心拍出量との相関を示した。相関計数は0.86と良い相関を示している。図2に，そのLimits of Agreementを求めたものを示す。横軸に両方法で求めた心拍出量の平均（すなわち真の値と仮定），縦軸に両者の差をとり図示した。両者には最大で1.5 l／min程度の相違が見られる場合があることがわかる。症例数は1例であるが，実際にVABを行っている際に得られた両者の相関を示す（図3）。相関計数は0.72とそれほど良好ではない。同様にLimits of Agreementも求めた（図4）。両者の差は最大でも0.8 l／min程度でばらつきも少なく，実際のVABの測定例では両者はよく一致し，右室内注入法はFICK法に替わり使用することができると思われた。

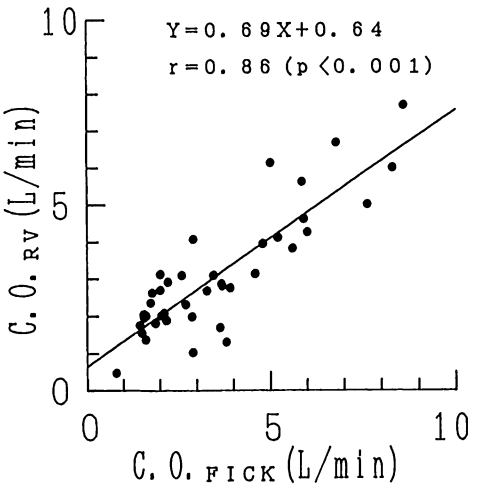


図1　FICK法とRV注入法との相関

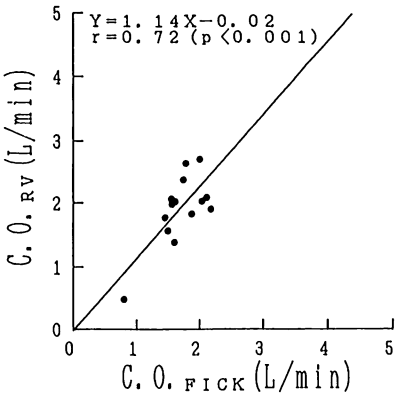


図3　VA bypass時の測定例

考　察

以上，VAB時の自己心拍出量測定方法としてFICK法と右室内に冷水注入する熱希釈法を比較した。FICK法は，実際の使用時はガス分析呼吸モニターの装着，動脈血および混合静脈血の採血

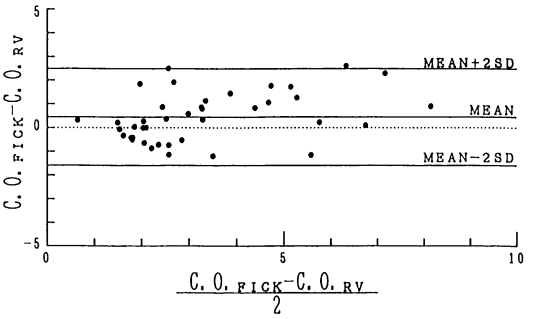


図2　FICK法とRV注入法による心拍出量の平均および差の関係

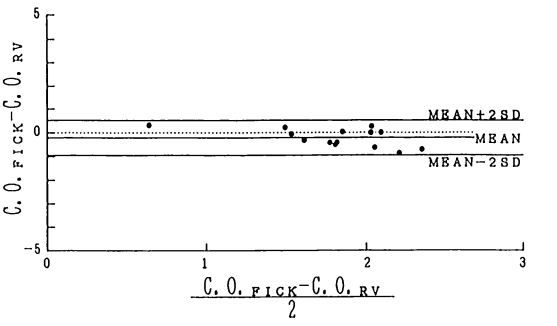


図4　VA bypass使用時の測定例

など操作が煩雑である。自己心血流がまだ少ないときは肺動脈からの混合静脈血の採血ができない場合なども見られた。

また，ARDS など自己肺酸素化が不良な時，すなわち，動脈血酸素飽和度が100%近くを維持できない場合，自己肺を通った低酸素飽和度の動脈血酸素含量と VAB を通った高酸素飽和度の動脈血含量との混合が生じ酸素飽和度を100%に近似できないため，心拍出量計算値が信頼できなかった。今回の右心室から冷水を注入する方法はそのようなことに影響を受けず測定可能であり，しかも，測定は FICK 法に較べ簡便で頻回に測定可能である。ただ，この手技は RVEF カテーテルの正しい使用法ではないため，冷水がよく右室内で混合できるかという問題があるが，注入時の時間－温度変化曲線を見る限り冷水の混合は良好であった。

右室注入法も VAB の脱血カテーテルが三尖弁に当たり三尖弁逆流などを起こせば，不正確になる可能性が考えられる。しかし，実際の VAB での測定を見る限りそのようなことはなく，FICK 法との一致は非常に良好だった。今後更に多くの症例で測定を行いこの方法を検討してゆきたい。

結　語

1) Veno-Arterial bypass 時の，評価が困難であった自己心拍出量測定方法として，右室内冷水注入法を検討した。

2) 心臓手術時の人工心肺離脱時および，実際の静－動脈バイパス法で測定した場合，従来の FICK 法と比較して良好な一致を見た。

参考文献

1) Bland J M, et al. : Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. The Lancet Feb 8 : 307～310, 1986
2) 許　俊鋭，ほか：静・動脈バイパス法．集中治療 3 : 205～211, 1991
3) 森岡　亨，ほか：ECLHA（ECMO：体外式心肺補助法）．集中治療 3 : 213～219, 1991

ABSTRACT

Cardiac Output Determination during Veno-Arterial Bypass

Takaaki KITANO*, Kaoru SETOGUCHI*, Takahiro UNO*, Takayuki NOGUCHI* Masakazu MORI* and Natsuo HONDA*

During veno-arterial bypass (VAB), Cardiac Output (CO) obtained by conventional thermodilution method would be overestimated, because the injected cold solution is stolen by the right atrial drain of VAB. We compared themodilutional CO calculated by using the right ventricular ejection fraction (RVEF) catheter whose injection port was intentionally positioned at right ventricle with that obtained by Fick method. CO obtained by RVEF catheter was well correlated and agreed with that obtained by Fick method. It is suggested that CO obtained by RVEF catheter with RV injection is accurate and useful for the evaluation of cardiac function during VAB.

Key words : Cardiac output, Veno-Arterial bypass, Right ventricular ejection fraction catheter

Department of Anesthesiology, Medical College of Oita, Oita 879-55

手術室における赤外線を用いたケーブルレス・データ伝送の試み

高階雅紀*　森　隆比古**　河井敏博*　池田卓也*

各種術中モニター機器の発達と普及により，手術室内で麻酔科医の管理するモニター機器は増加の一途である。それにつれモニター機器間やモニター機器と情報システムのインターフェイスを接続する情報伝達ケーブルも増加し，手術室の床の上でスパゲッティと化している。清潔を旨とする手術室内の接続ケーブルを減らすことは，手術部情報システムを開発する上での課題の1つである。われわれは，UHF帯電波を用いたデジタルデータの無線パケット伝送方式が，電気メスのノイズなどに妨害されることなく手術中に利用できることを第6回麻酔・集中治療コンピュータ・モニタ国際シンポジウムで報告した。しかし，この方式は多数の手術室で同時に使用すると占有周波数の限界から相互に干渉を起こす恐れがある。そこで，電磁波資源を有効に利用するためにも，より周波数が高く，可視範囲外に漏洩しない赤外線による伝送について検討を続けている。今回は，デジタルデータをパケットコントローラおよび赤外線トランスミッター・レシーバーを用いて手術中に送受信し，データの安定な伝送ができることを確認し，次に，最近発売された赤外線ネットワークモデムを用いてパルスオキシメータからの患者データを麻酔器に登載したコンピュータに伝送する実験を試みた。

*大阪大学医学部附属病院中央手術部
**大阪大学医学部麻酔学教室

方　法

まず，パケットコントローラ（AIWA：APX-M 25，TASCO：TNC μ21）でパケット化したデジタルデータを，オーディオ用の赤外線トランスミッター・レシーバー（SONY：TMR-IF 10，IFP-10，IFS-20）を用いて手術中に送受信した（図1：システム1）。これは850 nmの赤外光を用いた無線通信装置で，通信距離は約7 m，通信速度はパケットコントローラの性能上1200 bpsとなる。

次に，赤外線ネットワークモデム（SYSMS：IRM96）を用いてパルスオキシメータ（Ohmeda：BIOX-3700）からの患者データを麻酔器に登載したパーソナルコンピュータ（NEC：PC9801DA）に伝送した（図2：システム2）。本モデムは0.95 nmの赤外光を用い，通信距離は約20 m，9600 bpsの速度で通信ができ，最大225アドレスまでのネットワーク通信に対応している（表1）。パルスオキ

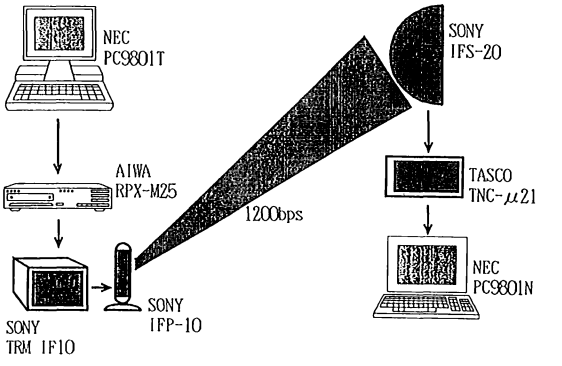


図1　システム1の概略

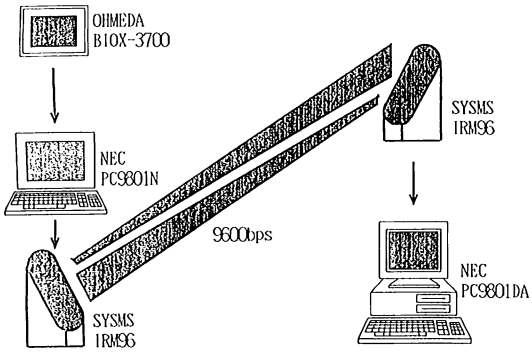


図2　システム2の概略

表1　赤外線モデム IRM 96 の仕様概略

通信方法	赤外線半二重
波長	0.95nm
通信速度	9600bps
通信距離	最大約20m
通信角度	最大±30度
データ長	8ビット

シメータ，パーソナルコンピュータ，赤外線ネットワークモデム間の接続は RS-232 C を用いた。

結　果

システム1で手術室内でデジタルデータの伝送を試みたところ，電気メスなどのノイズによる干渉はなくデータの伝送ができた。しかし，予想されたことではあるが，次の問題点が明らかになった。①通信距離が約7mでは手術室内すべてをカバーできない。②通信角度が狭く，発光部と受光部の間が人体などで遮蔽されると伝送できない。特に，通信距離が長くなるほど顕著に現れた。

問題点①は，出力の大きい IRM 96 の通信距離が 20 m であることから解決でき，問題点②に関しても発光部と受光部の配置を考慮すれば改善できると考えシステム2による患者データの伝送実験を試みた。

システム2もシステム1と同様にノイズに干渉されることなくデータの伝送ができた。通信距離は手術室内全域をカバーできたが，遠距離では通信角度が狭くなる。ベッドサイド程度の近距離では広い通信角度が得られ，赤外線の遮蔽による影響もシステム1より軽微であった。

考　察

われわれは新しい手術部情報システムの開発の一環として各種モニタ機器と手術部情報システムのインターフェースのケーブルレス化を模索してきた。以前，第6回麻酔・集中治療コンピュータ・モニタ国際シンポジウムにおいて UHF 帯を用いたデータの無線パケット伝送が手術中に利用可能であることを報告したが，この方法では占有周波数の制限から多数の手術室で同時に使用すると相互干渉する恐れがある。また，この無線モデムは特定小電力無線機の認定を受けているのでユーザー環境に合わせた改造は問題が多い。そこで，今回赤外線を用いたデータのケーブルレス伝送の可能性を検討した。

予想されたように人体などによる赤外線の遮蔽によりデータ伝送は障害されるが，電気メスなどの手術室内のノイズによる伝送の障害は起こらなかった。この点についても，ベッドサイド程度の近距離の場合は赤外線モデムの仕様以外の広い通信角度が得られることや，発光部と受光部の配置を工夫すること（例えば，麻酔器やモニタ架台の上部に設置する）で改善は可能である。

通信速度は 9600 bps の現時点でも数値データの伝送には十分であるが，ハードウェアの更なる進歩を期待したい。

今回の試みから手術室内での赤外線を用いたデータのケーブルレス伝送は十分実用化が可能と思われた。今後の課題としては，まず，複数のモニタ機器からのデータを収集できるようなシステムを

構築すること，次に今回パルスオキシメータとモデムの接続に用いたコンピュータを廃止し，各種モニタ機器と赤外線モデムの接続を直結またはそれに近いものに簡略化することである。前者に関しては，マルチプレクサを用いる方法と赤外線モデム IRM 96 がネットワーク通信に対応しているのでその機能を用いる方法の２つの可能性がある。後者に関しては新しいインターフェースの開発が必要であろう。

結　語

手術室でデジタルデータの赤外線を用いたケーブルレス伝送試験を行い，発光部と受光部の設置位置に配慮すれば電気メスなどのノイズに干渉することなく，安定したデータ伝送ができることを確認した。

ABSTRACT

Infra-red Transmission of Digital Data in Operating Rooms

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

To keep clean environment of operating room, it is necessary to decrease connection cables between monitoring equipments and operating room information system. As we reported earlier we succeeded in radio packet transmisson of monitoring data using UHF wave in operating rooms under noisy environment of electric cautery. But we noticed potential interference when this method is used in multiple rooms at the same time because of its frequency limit. Then we tried to transfer data using infrared which has higher frequency than UHF waves and cannot leak out of the room. We successfully transmitted digital monitoring data from a pulse oximeter to a personal computer mounted on an anesthesia machine using a pair of 1200-bps radio packet-controllers, an infra-red transmitter and receiver(SONY : TME-IF 10, IFP-10, IFS-20). We also tested a pair of 9600-bps infra-red transceivers, which recently became available, in the same environment and proved it useful in operating rooms.

Key words : Infra-red, Wireless transmission, Digital data, Patient monitoring, Operating room

*Surgical Center, Osaka University Hospital
**Department of Anesthesiology, Osaka University Medical School, Osaka 553

Capnomac より Macintosh へのデータ取り込み

佐々木順司*　菊地博達*　木下　勉*　篠田貴秀*
松井一幸*　前田倫子*　塚原純雄*　中島映子*
嶋田眞人*　佐多　謙*　飯田敦子*　佐藤裕美*
内田寿美子*　長谷川愼一*　江崎由美*

はじめに

近代医療施設の様々な現場，特に手術室，集中治療室などにおいて，患者は様々なモニター機器を装着される。代表的なものとして，cardioscope，自動血圧計，パルスオキシメータ，体温計などがあり，これらからの蓄積したデータを，麻酔管理やその後の治療にあたっての分析，臨床研究に利用できる。そのためこれらモニター機器から発生する生体情報を電子的情報としてコンピュータに入力しておくことは有効なことと考える。患者管理マルチモニター，DATEX 社製 CAPNOMAC からの情報を Macintosh に伝達，分析する試みを行い，この方法で産婦人科領域腹腔鏡検査時の炭酸ガス濃度の変化の研究に取り入れてみたので，このシステムを中心に報告する。

方法および応用例

1）使用機器および使用プログラム

DATEX 社製 CAPNOMAC，Macintosh SE，通信ソフトとして PDS の Ninja Term（Version : 0.962），集計用プログラムとして Microsoft 社 Excel 2.2 J，市販のクロスケーブル，専用中間コネクター（私作）

2）専用中間コネクターの作製と接続法

CAPNOMAC と Macintosh の接続にあたり，CAPNOMAC では出力端子が 25 ピンの RS 232 C となっており，Macintosh のシリアル・コネクターは RS 422 の 8 ピンであるため，市販のクロスケーブルを用いた。しかし，Macintosh からの信号（トランスミッションデータ TxD）が CAPNOMAC を障害し CAPNOMAC が Freeze 状態となり 2 ピンからの出力がそのまま Macintosh へ伝達されないためこれを解除するための専用中間コネクターを作製した。この専用中間コネクター（RS 232 C-RS 232 C）は，CAPNOMAC に常に接続しておき，市販のクロスケーブルは Macintosh 側に接続しておく方法を採用した。

3）CAPNOMAC からのデータ取り込み

CAPNOMAC からは 1,200 bis，8 ビットデータ，1 ストップビットで 10 秒おきに信号が送られてくる。通信ソフトである Ninja Term を用いこれらの情報を受取り，Macintosh の画面に記録した[1]。送信される情報は，Hours，Minutes，$ETCO_2$（%×10），$FICO_2$（%×10），ETO_2（%），F_{IO_2}（%），ET_{N_2O}（%），F_{IN_2O}（%），ET_{AA}（%×10），F_{IAA}（%×10），Selected Anesth，Respiratory Rate，Heart Rate，SaO_2 などである（図 1）。これらの Ninja Term で受けた情報を，Copy し，スプレッドシートソフト Excel 2.2 J へペーストした。更に関数を用い必要な項目のみを選択し，それぞれを個々のセルに入力するようにした（図 2）。

* 東邦大学医学部麻酔科学教室

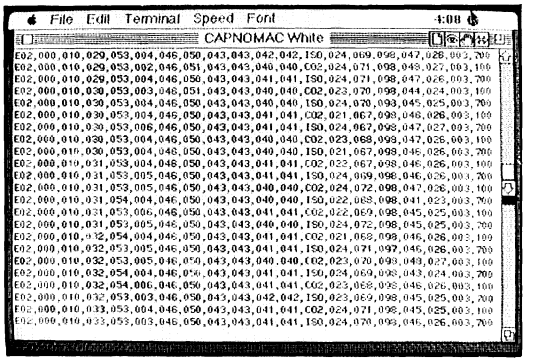


図　1

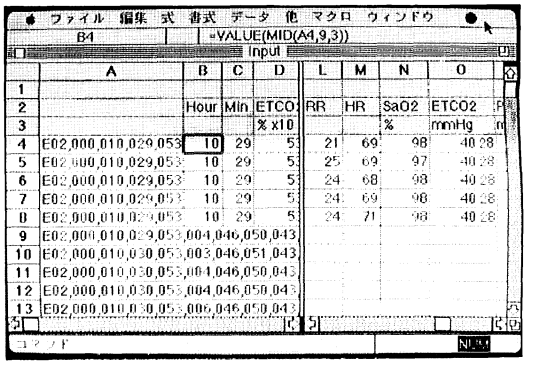


図　2

4）　臨床研究への応用

このシステムを用いてわれわれは，産婦人科領域腹腔鏡検査の研究を行った。腹腔鏡検査では大量の炭酸ガスを腹腔内に注入するためガス塞栓や気胸などの合併症も発生する可能もあり，炭酸ガスの組織内への取り込みにより呼気中の炭酸ガス濃度も上昇するため，麻酔管理上十分な注意が必要である。腹腔鏡検査中におけるCAPNOMACに接続したプリンターでの呼気終末炭酸ガス濃度（$ETCO_2$）のトレンドでは，気腹開始後徐々に$ETCO_2$の上昇がみられ，プラトーに達し脱気後徐々に下降してゆくのが観察される。その間CAPNOMACでは$ETCO_2$濃度，酸素濃度などがデジタル表示されているわけであるが，これらの情報をMacintoshへinputしておいて，その時間一量的分析を後ほど処理した。

腹腔鏡検査時のCAPNOMACからの$ETCO_2$濃度，動脈血採血により得られた$Paco_2$値の経時的変化は，砕石位，Trenderenburg位での両者の値をコントロールとすると，$ETCO_2$濃度はコントロール時は34.4±4.8 mmHgで，気腹開始5分後には37.8±5.2 mmHgとすでに有意な上昇をみた。更にこの値は上昇を続けプラトー時には43.7±6.9 mmHgとなった。また，脱気開始5分後には39.5±6.7 mmHgとコントロール値より約5 mmHg高値を示した。$Paco_2$値もほぼ$ETCO_2$濃度とパラレルな経過をとったが，従来$ETCO_2$値は$Paco_2$値より低値を示すことが当然と考えられているが，本研究ではその逆転をみた。そこでその原因を腹腔鏡検査時の換気／血流比の変化と考え，現在このシステムを活用して新たな研究を進めようとしている。

考　察

CAPNOMACとMacintoshとの接続法として，直接接続する専用ケーブルを作製しなかった。ほとんどの医療機器にはRS 232 Cを用いた出力端子をもっており，多くの場合市販のクロスケーブルを用いるだけで，データを取り込むことが可能であるため，CAPNOMACに中間専用コネクターを作製し，CAPNOMAC側に取り外しが困難なように接続し，この末端のRS232Cに市販のクロスケーブルを接続する方式を採用した。したがって，本手術室にあるほとんどの医療機器のRS 232 Cに市販のクロスケーブルを接続するという基本方針とし，機器による差異に基づく無用な混乱を排除した。

Macintoshに取り込んだデータはグラフ化も簡便で，CAPNOMAC側にこのようなグラフ化機能がなくてもデータの処理，加工が可能である。特にMacintoshの特性を利用し，データを統計処理し，その数字でグラフを作製することができ

た。

ま と め

以上患者管理マルチモニターと Macintosh との接続が麻酔管理上，大変有用である点を紹介したが，このようなパーソナルコンピュータと医療用異機種間でのデータコンバートは麻酔の分野のみならず，医療全般に，より活用されることと思われた。

参考文献

1) 尾崎　眞：医療の現場で生きる通信．Hyper Lib 別冊 Linking No.2, 44〜47, 1989

ABSTRACT

Data Transmission from CAPNOMAC to Macintosh

Junji SASAKI*, Hirosato KIKUCHI*,
Tsutomu KINOSHITA*, Takahide SHINODA*,
Kazuyuki MATSUI*, Noriko MAEDA*,
Sumio TSUKAHARA*, Teruko NAKAJIMA*,
Masato SHIMADA*, Ken SATA*,
Atsuko IIDA*, Hiromi SATOH*,
Sumiko UCHIDA*, Shinichi HASEGAWA*
and Yumi ESAKI*

Communication from DATEX CAPNOMAC to Macintosh was made in order to analyze the data.

Although the transmit data (T×D) of CAPNOMAC via RS 232 C connector are transmitted from 2 pin, Macintosh interferes this transmition in some reason. An intermediary special connector was prepared in order to relieve this system. Using this special connector and the ordinary cross cable in a market, the signals were transmitted from CAPNOMAC to Macintosh.

Macintosh accepted the data from CAPNOMAC using communication soft "Ninja Term (version : 0.962)". Thereafter, the data were copied and pasted on a spread sheet of Microsoft EXEL-2.2 J for processing.

We applied this system for the analysis of the carbon dioxide tension during gynecological laparoscopy.

Key words : Intermediary special connector, Data transmission, CAPNOMAC to Macintosh

**Department of Anesthesiology, Toho University, School of Medicine, Tokyo 143*

輸液ポンプ監視装置

財津昭憲*　相原啓二*　久米盛夫*　鮎川勝彦**
河野智幸***　梅津浩章***　谷口健司***

目　的

重症患者治療では強力な注射剤を，定時，定量，定速で正確に微量注入する必要がある。われわれの施設では輸液ポンプ4台やシリンジポンプ8台，計12台のポンプを組み合わせた輸液ポンプシステムを使用し，業務量の軽減を計っている。医者が輸液薬剤投与計画を立案，看護婦が輸液ポンプシステムでこれを実行，監視，記録しているのが現状である。

これら市販のポンプは既にコンピュータ化されており，インターフェイスと通信ソフトさえ完成させれば，市販の表計算およびグラフ作成ソフトと組み合わせて輸液ポンプ監視の自動化が図れ，将来は計画輸液，更には循環の自動調節も可能となる筈である。

以前(1987)ハンドヘルドコンピュータ(HC40)を用いてポンプ監視装置を試作[1]したが，容量不足とsingle taskのため連続監視できずに実用化には至らなかった。

今回，JALデータ通信の応援を仰ぎ，PC 9801 Tにmultiple taskのOSであるOS 2＋Present manager（Ver.1.1a）を載せ，ソフトの移植に挑戦して，輸液ポンプの監視と記録の部分のコンピュータ化を図った。

*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

システムの概要

特注インターフェイスと輸液ポンプ（P 300）4台およびシリンジポンプ（235）8台とを結ぶケーブルを内蔵したポンプ懸架台をアトム社に製作させ，このシステム化した輸液ポンプを輸液ロボットと呼んでいる。これとRS 232 Cケーブルで PC 9801 Tを結んだ。ポンプはインターフェイスと通信を開始すると輸液ポンプは積算量の表示が無くなり，輸液予定量の設定が外れる。またシリンジポンプはPの字が表示される。それ以外は独立して使用するポンプと全く変わらない。

プログラムの概要

PC 9801 Tのoperating systemはOS 2とpresent manager（PM v.1.1 a）とした。プログラムは，以下の6つのタスクから構成されている。

1） Main（時間表示，キーボードやマウスや各タスクからの通信待ち，通信タスクからのデータ読み込み，前回との照合，不一致ならばハードディスクへの書き込み，画面への流量表示，流量の画面グラフ表示）

2） 通信（各ポンプの流量と状態読み込み，Mainタスクへの送信）

3） ポンプ設定（輸液ルート表示，輸液フィルターと死腔量設定）

4） 薬剤設定（薬剤種類表示，薬剤名表示，混和量計算表示）

5） 積算量表示（毎正時間積算量計算表示，毎

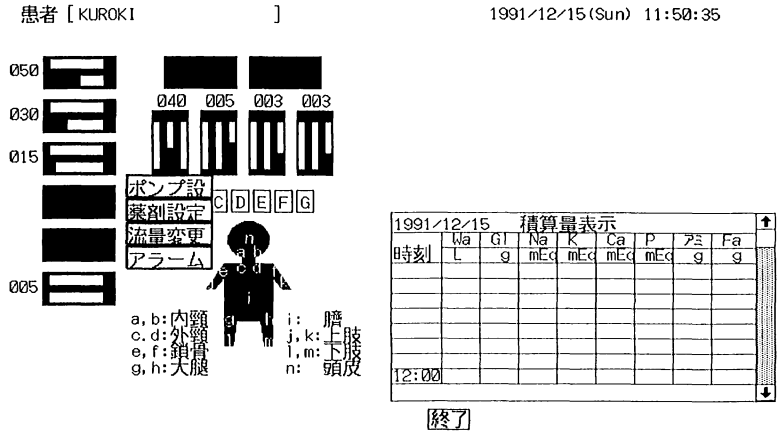


図1　ポンプ設定，薬剤設定，流量変更（未完成），アラーム表示のための操作画面

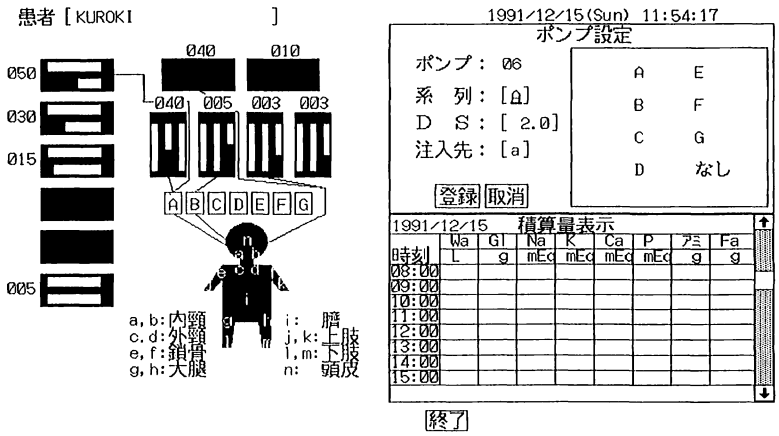


図2　ポンプ06（ルート）の設定中

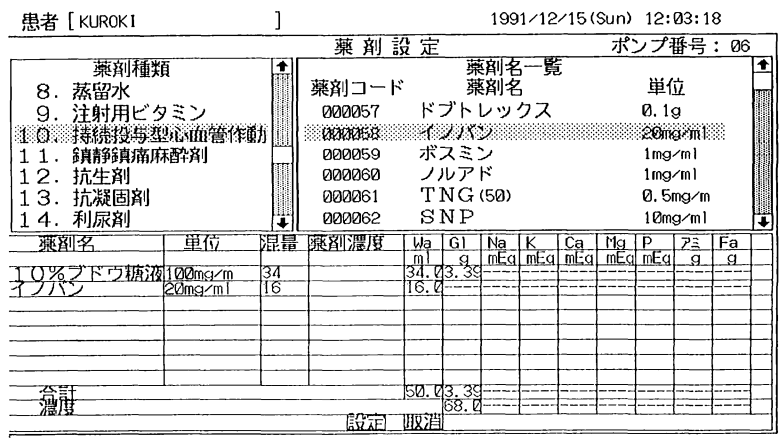


図3　ポンプ06の薬剤設定中

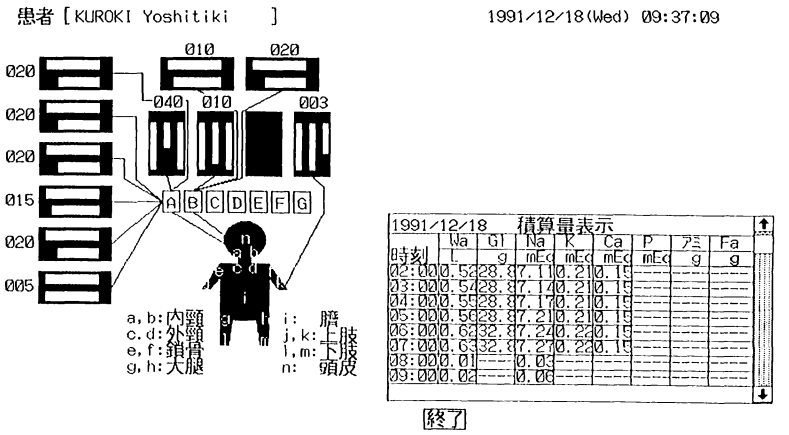


図4　輸液ポンプおよびシリンジポンプの監視と毎正時の注入積算量表示。
毎朝7時に初期化あり。

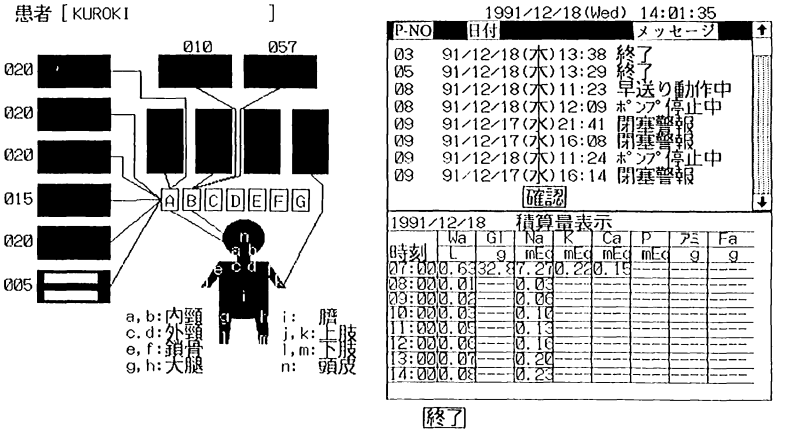


図5　ポンプ別警告（メッセージ）表示

朝7時日量総積算量プリントアウト）

6）アラーム表示（時間順ソフト，ポンプ別ソート）

ハードディスクを介してデータのやりとりをタスク間で行っている。マルチタスクのタスク間通信はこれらの6台のコンピュータ通信をやっているのと同じである。

結　果

このシステムを臨床で使用して，以下の仕事が可能となった。

1）現在のポンプの稼働状況とその注入速度をグラフィックで表示する。

2）異常が起これば，即刻どのポンプに何の異常が起こっているかをグラフィックと文字で警告表示する。

3）全警告データ（メッセージ）を保存。時間順，またはポンプ別に表示，プリントアウトさせる。

4）毎正時に，時間当たり水分，電解質，薬剤量投与量をグラフ，数値表示，プリントアウトさせる。

5） 毎正時，注入積算量を表示させる。

6） 毎朝7時には水分，電解質，薬物の総積算量を集計表示させプリントアウトする。

7） 適宜画面のハードコピーが取り出せる。

8） 2週間以上の長期のデータの取り込みができることも判明した。

考　察

グラフィック表示については結構人気があった。しかし，ハードディスクを介してのデータのやり取りは遅すぎるので，改良の余地がある。また，データの表現をわれわれの業務に適した表現形で表出する作業が残っている。自動記録が可能ならば，現在はポンプを使用しないで投与されている輸血なども，ポンプで入れたいとの希望が出され，これもポンプ数を増やすことで対処する必要がある。直ぐに新たな注文が飛び出すので苦労するが，1）輸液ポンプ監視記録の看護業務を一段と軽減し，2）輸液薬剤治療のグラフィック表示は病態把握にも役立つ感触が得られた。

医療現場の要求は治療の自動化である。しかし，絶対的患者監視技術も無く，また治療法そのものがあいまいな理論に基づいている。患者監視や治療法の立案や実行の決断は今後も医療従事者の絶対領域である。治療支援ソフト[2]は組み込むが，完全閉鎖回路系の自動制御[3]を構築するつもりはない。完全閉鎖システムでなくても，この輸液ポンプ監視記録システムの実用性は十分である。

医療従事者が自由にキーボードを打てなくても，ペーパーレス記録も夢ではなくなった。

結　論

輸液ポンプ監視記録システムの開発で，輸液薬剤注入データ表示，保存，プリントアウトが随時可能となった。重症患者治療で時間に追われる看護や医療業務から開放される日は近い。

後記：本研究は文部省科学研究費（課題番号 0144006 5）の支援で行われたものである。

参考文献

1） 財津昭憲：HC-40による輸液ポンプのシステム制御．麻酔・集中治療とコンピュータ 1987〜1988．克誠堂出版，東京，1987，pp.65〜72

2） 市来俊弘，財津昭憲，野瀬義明，吉武潤一：輸液計画支援システム．医療情報学 7(4)：433〜444，1987

3） 河村剛史，福井康裕：輸液ポンプを用いた輸液管理の自動制御．Clinical Engineering 2(1)：24〜30，1991

ABSTRACT

A Monitoring System of an Infusion Robot Composed of 4 Infusion Pumps and 8 Syringe Pumps

Akinori ZAITSU*, Keiji AIHARA*,
Morio KUME*, Katsuhiko AYUKAWA**,
Tomoyuki KAWANO***, Hiroaki UMEZU***
and Kenji TANIGUCHI***

Many syringe pumps and infusion pumps have been applied to support the life of a critical ill patient. As we use too many pumps we can't understand all the motion of pumps at a glance. Fortunately each our pump of ATOM 235 or P 300 has a port of RS-232 C for the test of its inner circuit and software. A computer can be controlled and monitored the pump through the port.

Therefore we systematize to build up an infusion robot composed of 4 infusion pumps and 8 syringe pumps. The robot connects with a portable computer of NEC PC 9801 T mounted the softwares of OS／2 and present manager via an interface.

The monitoring system can show us as follows :

1） The flow rate and infusion route of each pump are graphically express on screen at real time. We can catch all information of pumps

at a glance.

2) Every hour summation of the volume of water and electrolytes infused is reported table expression on screen.

3) The report infused water and electrolytes during a whole day is print out at 7 : 00 am every morning.

4) We can get a hard copy of the screen at anytime.

Key words : Pump, Infusion robot, Monitoring

Emergency Service, Kyushu University Hospital

**Intensive Care Unit, Kyushu University Hospital, Fukuoka 812*

***JAL Data Communications & Systems, Co., LTD., Fukuoka 812*

4. 波形認識

多機能脳波分析装置 QSI-9000 の使用経験

進藤一男*　新宮　興*　森　健次郎*

全身麻酔中の意識レベルのモニターとして脳波（EEG）が再評価され，特に誘発電位（EP）の有用性が示唆されている[1,2]。また，集中治療室（ICU）では意識障害患者や脳死判定にEEGや聴性脳幹反応（BAER）が用いられる[3,4]。今回，Quantified Signal Imaging社製多機能脳波分析装置QSI-9000を用いて手術室とICUでEEGと聴性誘発電位（AEP）の記録を行った。この装置を用いて測定・記録したEEGとAEPを紹介し，本システムの麻酔中やICUでのモニターとしての有用性について検討する。

装置の概要

QSI-9000は，20チャンネルの小型のプリアンプからのアナログデータを12ビットA／Dコンバータでデジタル変換し，マイクロコンピュータ（CPU：80386，クロック周波数：16 MB，演算プロセッサー：80287，RAM：2 MB）で処理・分析・記憶するシステムである。EPのための刺激はソフトウェア上で設定されて条件に従って付属の刺激装置から出力される。データ記憶装置としては20 MBハードディスク，1.2 MBフロッピーディスク，200 MB光ディスクを装備している。ソフトウェアはMS-DOS上で作動し，20チャンネルのEEG波形やEPの加算平均波形のディスプレイ表示のほか高速フーリエ変換による周波数分析，トポグラフィックマッピング，統計分析が可能である。外寸は幅104 cm，奥行き55 cm，高さ104 cmで，重量は65 kgである。

EEGとAEPの測定

EEGの測定にはECIエレクトロキャップ（Electro-Cap International, Inc.）を用い，国際10-20法に従い電極を装着した[5,6]。両耳朶電極（A_1, A_2）を短絡・接地し基準電極とした。右眼窩下部にも電極をおき，眼球運動（EOG）もモニターした。各電極の抵抗は10 KΩ以下になるようにした。サンプリングタイムは9.77 ms，ゲインは80 Kあるいは40 K，低周波フィルターは0.5 Hz，高周波フィルターは30 Hzとした。

AEPの測定ではCzを感電極とし，左右の耳朶（A_1, A_2）をそれぞれ基準電極とした。接地電極はFpzにおき，各電極の抵抗は5 KΩ以下になるようにした。BAERの測定では，分析時間は12.3 ms，サンプリングタイムは0.048 ms，加算回数は2000回，ゲインは320K，低周波フィルターは150 Hz，高周波フィルターは3000 Hzとした。中潜時聴性誘発電位（MLAR）の測定では，分析時間は100.4 ms，サンプリングタイムは0.392 ms，加算回数は1000回，ゲインは80 K，低周波フィルターは0.5Hz，高周波フィルターは1300Hzとし

*京都大学医学部麻酔学教室

た。音刺激は，粗・密交互の100 dbSPLのクリックをヘッドホン（TDH-39 P，Telephonics）から両側に与えた。刺激頻度はABERでは10回／s，MLARでは6回／sとした。

症例 1

57歳の男性。特記すべき既往歴はない。朝トイレに行った後意識を消失し，本院救急部に搬入され，ICU入室となった。入室時意識は3-3-9度方式でⅢ-200で，瞳孔は縮瞳し，対光反射は無かった。気管内挿管後，人工呼吸を開始した。血圧は入室直後より低下し，ドパミンの持続静注を必要とし，意識もⅢ-300となった。CTにてクモ膜下出血・脳室内血腫と診断された。発症当日の夕刻より尿崩症を起こしバソプレッシンの持続静注を開始した。翌朝，瞳孔は4.5 mmに散大し，脳幹反射は消失していた。脳死判定のためEEG測定を施行したところ，前頭葉中心部優位のα波が見られたが，BAERはフラットで，脳幹死と診断した（図1，2）。発症3日目にはEEGもフラットとなり，脳血流シンチグラフィーでも脳血流の消失が確認され，脳死状態となった。

症例 2

48歳の女性。身長150 cm，体重50 kg。特記すべき既往歴・合併症はない。子宮頸部上皮内癌のため，全身麻酔下に腹式子宮全摘術が施行された。前投薬は麻酔導入2時間前にジアゼパム5 mgを経口投与し，1時間前に硫酸アトロピン0.5 mgを筋注した。フェンタニール100 μg，チオペンター

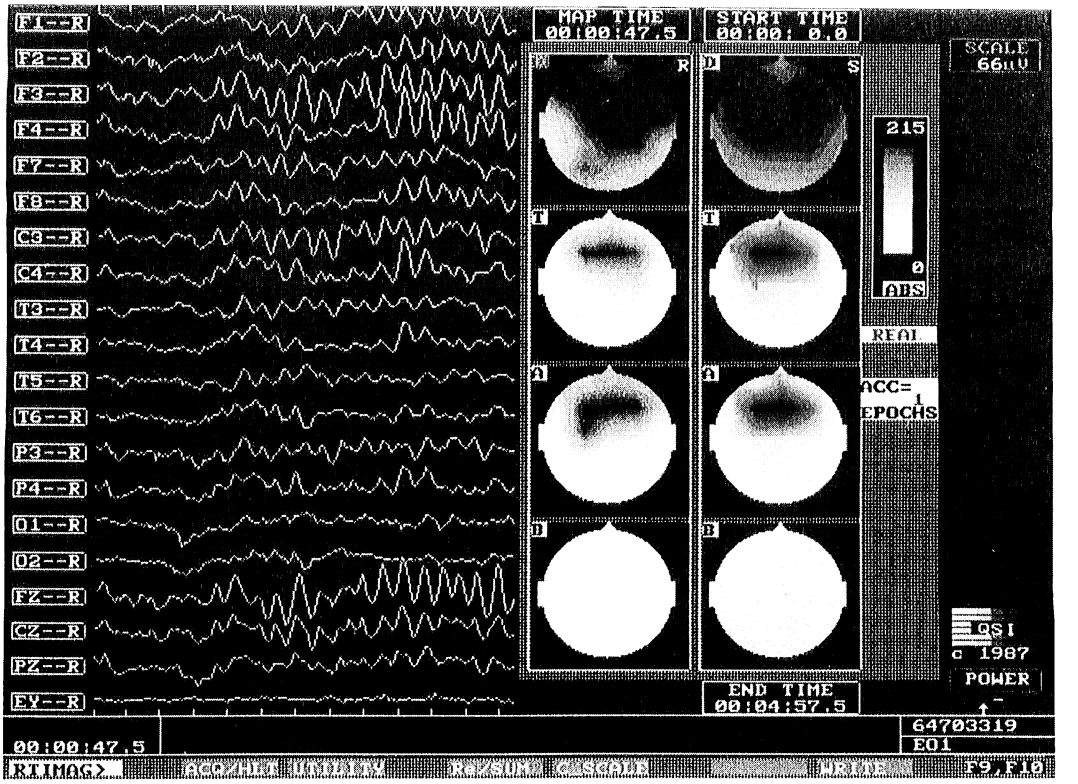


図1　症例1のEEGとトポグラフィーマップ
マップは上段からδ，θ，α，β帯域のパワー分布を示す。左列のマップは左のEEG（1エポック，2.5秒）の，右列は全記録（120エポック，5分）のマップである。

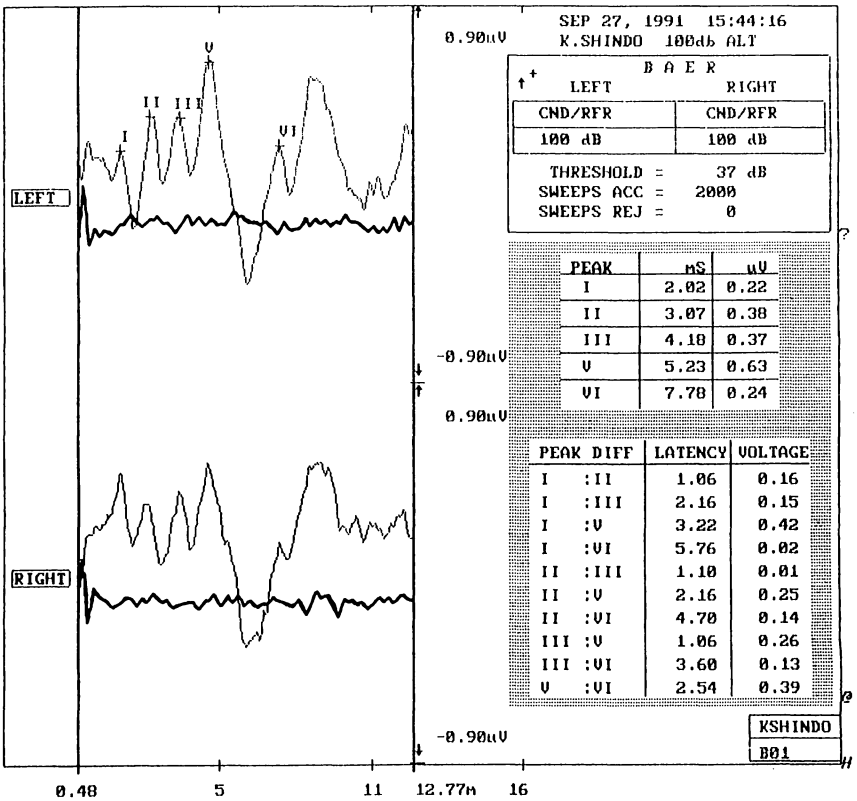


図2　症例1の BAER
太線の波形が症例1の BAER で，フラット。細線の波形は同一条件で測定した健康成人（著者）の BAER で，右はその潜時・振幅の測定結果。

ル 200 mg で麻酔導入し，アルクロニウム 15 mg で非動化し，酸素 2 *l*／min・笑気 4 *l*／min・セボフルレン 2%で換気し気管内挿管した。麻酔導入約 30 分後の皮膚切開時に体動が見られたのでアルクロニウム 5 mg を，また開腹時には血圧と心拍の上昇が見られたのでフェンタニール 100 μg を追加投与した。血圧はフェンタニール投与後一時低下したが，再び上昇し，セボフルレン濃度を 3%に上げても低下しなかった。MLAR は麻酔導入前と比べ潜時・振幅ともにわずかの変化しか見られなかった（図3, 4)。血液ガス分析の結果，動脈血酸素分圧が 447 torr であったことから，麻酔器のフラッシュボタンの異常により高流量の酸素が流れていたことに気付いた。フラッシュボタンを押し直したところ流量は正常化し，以後血圧も安定した。逆行性健忘効果を期待しチオペンタール 100 mg，ミダゾラム 5 mg を投与した後に測定した MLAR は平坦化していた（図4)。

考　察

症例1は ICU で意識障害患者の脳死判定のために EEG と BAER の記録を行い α 昏睡・脳幹死と診断した一例である。脳死判定では EEG 測定が必須であり，アンプのゲインを通常の4倍に増大し，少なくとも4導出の同時記録を行い，最低 30分間観察することが要求される[4]。QSI-9000 ではサンプリングタイムを 9.77 ms に設定した場合，1.2MB フロッピーディスクには9分間，200MB

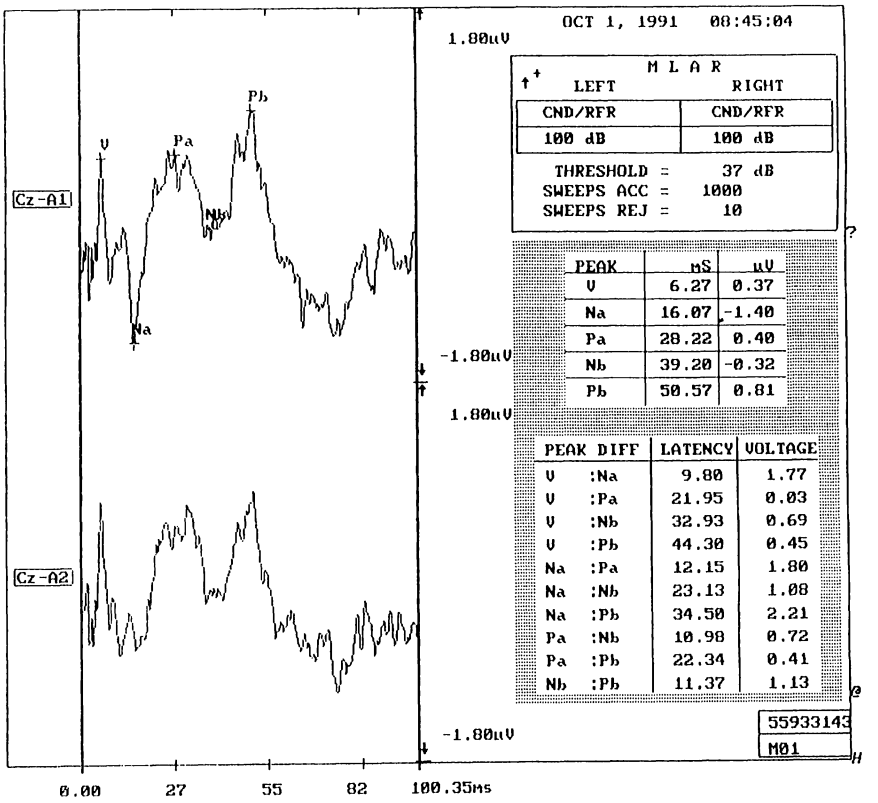


図3　症例2の麻酔導入前のMLAR

光ディスクには約24時間の20チャンネルEEGの同時記録が可能である。また一度記録したEEGは，あとからスケールやモンタージュを変更しディスプレイすることが可能である。これらの点から，本装置は脳死判定の際のEEG記録にも適している。

症例2は麻酔器のトラブルのため偶発的に浅麻酔となり術中覚醒を起こした患者で，麻酔導入前から経時的にMLARを記録した一例である。プロポフォールなどの静脈麻酔薬と筋弛緩薬のみを用いる完全静脈麻酔法の出現により，麻酔中の意識レベルのモニターとしてEEGモニターが再評価されている[1]。しかし，EEGにはバーストサプレッションや等電位のように確実に意識がないことを示すパターンはあるものの，意識があることを確定づけるEEGパターンは存在しない[2,7]。Thorntonらは麻酔中のMLARの変化について検討し，①多くの麻酔薬で用量依存性に振幅が減じ潜時が延長すること，②麻酔により減少した振幅が手術刺激により増大すること，③潜時の延長が軽微な場合には麻酔中に覚醒する頻度が高いことから，麻酔中の意識レベルのモニターとしてMLARが有用であることを示唆している[8~10]。本症例でも術中覚醒時のMLARは麻酔導入前と比べ潜時・振幅ともにわずかの変化しか見られなかった。しかし，昏睡患者でもMLARに異常が見られない場合があり問題点は残る[11]。

EEGは，麻酔中の意識レベルのモニターとして以外にも術中の脳虚血のモニターとしての有用性が認められている[12]。本装置はEEG記録中にもEEG波形と同時にリアルタイムのトポグラフィーマップを表示できる。この機能により，麻酔中

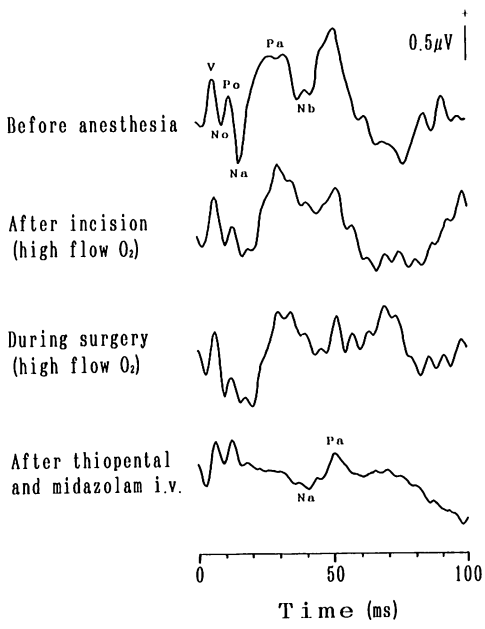


図4　症例2の MLAR の経時的変化

生波形にデジタルフィルターをかけスムージングしたものをトレースした。

上段から麻酔導入前，執刀直後，開腹直後の血圧上昇時，浅麻酔に気付きチオペンタールとミダゾラムを静注した直後の MLAR である。

の EEG の変化を視覚で容易にとらえることができる。

EP は麻酔中の脳・脊髄機能のモニターとして使用される。BAER は後頭下開頭術中の脳幹損傷のモニターとして，体性感覚誘発電位（SEP）は脊椎障害や大動脈手術中の脊髄損傷のモニターとして有用である[13,14]。SEP も本装置で測定可能である。

QSI-9000 は，大きさ・移動性などの面で欠点はあるものの，以上述べたように EEG と各種 EP が測定できる上に多機能を有し，ICU での検査機器としてだけではなく術中モニターとしても有用と考える。

参考文献

1) Chi OZ, Sommer W, Jasaitis D : Power spectral analysis of EEG during sufentanil infusion in humans. Can J Anaesth 38 : 275〜280, 1991
2) Plourde G : Depth of anaesthesia. (Editorial) Can J Anaesth 38 : 270〜274, 1991
3) 横田裕行，中澤省三：致命的脳損傷と脳波および脳死の定義．綜合臨牀 40 : 32〜41, 1991
4) 厚生省科学研究費特別研究事業脳死に関する研究班昭和 60 年度研究報告書．日本医師会雑誌 94 : 1949〜1972, 1985
5) Instruction manual for the ECI Electro-Cap Electrode System. Electro-Cap International, Inc. Eaton, USA
6) Jasper HH : The ten-twenty electrode system of the International Federation. Electroenceph. Clin Neurophisiol 10 : 371〜375, 1958
7) Mori K : The EEG and awarness during anaesthesia. (Editorial) Anaesthesia 421 : 1153〜1155, 1987
8) Thornton C, Navaratnarajah M, Jones JG : Effect of isoflurane on the auditory evoked response in man. Br J Anaesth 59 : 277〜82, 1987
9) Thornton C, Konieczko K, Jones JG, Jordan C, Dore CJ, Heneghan CPH : Effect of surgical stimulation on the auditory evoked response. Br J Anaesth 60 : 372〜378, 1988
10) Thornton C, Barrowcliffe MP, Konieczko KM, Ventham P, Dore CJ, Newton DEF, Jones JG : The auditory evoked response as an indicator of awareness. Br J Anaesth 63 : 113〜115, 1989
11) Ottaviani F, Almadori G, Calderazzo AB, Frenguelli A, Paludetti G : Auditory brainstem (ABRs) and middle latency auditory responses (MLRs) in the prognosis of severy head-injured patients. Electroenceph Clin Neurophisiol 67 : 213〜216, 1986
12) Lavy WJ, Shapiro HM, Maruchak G, Meathe E : Autometed EEG processing for intraoperative monitoring : A comparison of techniques. Anesthesiology 53 : 223〜2361, 1980
13) Grundy BL, Jenneta PJ, Procopio PT, Lina A, Boston JR, Doyl E : Intraoperative monitoring of brainstem auditory evoked potentials. J Neurosurg 57 : 674〜681, 1982

14) Grundy BL, Nelson PB, Doyl E, Procopio PT : Intraoperative loss of somatosensory evoked potentials predicts loss of spinal cord function. Anesthesiology 57 : 321～322, 1982

ABSTRACT

Monitoring of EEG and Auditory Evoked Potentials with Multifunctional EEG Analyzer " QSI-9000 " in the ICU and during Anesthesia

Kazuo SHINDO*, Koh SHINGU*
and Kenjiro MORI*

QSI-9000 (Quantified Signal Imaging, Inc.) is a computerized EEG analyzer. Using this apparatus, we can record and display 20-channels EEG simulaneously, and record evoked potentials of various modality. We presented two cases in which clinically useful EEG and auditory evoked potentials were recorded with this apparatus. The first case was a comatous patient in the ICU. The EEG and its topographic map showed alpha-waves which was dominant in the fronto-central region. However, no response in the brainstem auditory evoked potentials was revealed. Brainstem death was confirmed. In the second case, intraoperative wakefulness from general anesthesia occurred due to trouble of the anesthetic machine. We noticed little change in the latency and amplitude of the middle latency auditory evoked responses during surgery from those in the pre-anesthetic period. This apparatus has a function to make real-time topographic map and to display it with real-time EEG. This function may be useful to monitor intraoperative cerebral ischemia.

Key words : QSI-9000, Electroencephalogram, Auditory evoked potentials, Intraoperative monitoring

Department of Anesthesia, Kyoto University School of Medicine, Kyoto 606

ディジタル信号処理プロセッサを用いた突発性脳波形の認識アルゴリズム

杵淵嘉夫*　加藤秀一*　滝口　守*
山崎陽之介*　山本道雄*

高周波数分析法を応用することによって脳波の背景律動の変化を画像として表現し，過度の徐波化や速波化，左右不同の発生，麻酔法や術式に特有な脳波像の消失などを容易にモニターすることができるようになった。これらの画像の特徴を定量的に把握し，アラームのための閾値を定めることも可能になり，術中の背景脳波のモニター法はおおむね確立したと考えている[1,2]。脳波から得られるもう1つの情報として，鋭波，棘波，高振幅徐波や平坦化などの突発性脳波形群があり，麻酔法や疾患によってしばしば観測される。背景律動の中に不規則に出現するため，波形自体を認識する分析法がいくつか提案されている。背景律動の分析速度に相当する速度で突発性波形を検出し，かつ，その認識精度を向上させるためのハードウェアとソフトウェアについて検討した。術中脳波に対象を限定せず，術前・術後にわたる長時間の記録や睡眠脳波，検査室の脳波をも高速で処理できるように，紡錘波や棘・徐波複合も検出対象に加えた。

方　法

1)　波形要素のひな型の作成

鋭敏，棘波および徐波の立ち上がり部分を波形要素とし，脳波記録中の典型的な波形を採取しひな型とした。紡錘波は立ち上がりの部分と持続・減衰期に分割してひな型とした。

*東海大学医学部麻酔科

2)　相関関数の計算

導出した原脳波形と波形要素のひな型との間で相関関数を計算する。原脳波のデータ系列をx，ひな型のデータ系列をyとし，両者の相関関数をRxyとすると，

$$Rxy=\{\Sigma X*Y-(\Sigma X)*(\Sigma Y)/N\}/\{(\Sigma X^2-(\Sigma X)^2/N)*(\Sigma Y^2-(\Sigma Y)^2/N)\}^{1/2}$$

である。瘤波や徐波に紡錘波が重なる場合のように，原脳波の波形要素が他の波形に重畳して，トレンドを持つ場合にはトレンド除去操作を施す。リニアトレンド（瘤波や徐波はリニアとみなす）の場合，リニア成分をU＝Bt＋Aで表すと，

$$B=\{\Sigma X*t-(\Sigma X)*(\Sigma t)/N\}/\{(\Sigma t^2-(\Sigma t)/N)\}$$

$$A=(\Sigma X)/N-B*(\Sigma t)/N$$

$$X=X-(B*t+A)$$

である。Rxyが2つの波形に似ている度合を表すことは明らかである。Rxyがある値を超えたら原波形の中にひな型と同じ波形があったと判断し，フラグを立てる。原波形といくつかの波形要素のひな型との間で同時に並行して相関関数を計算し，フラグの種類と時間関係によって棘・徐波複合，徐波群発，平坦波等の複合波形の有無を認識する。

3)　ハードウェア

システムのブロックダイアグラムを図1に示す。F3とF4から導出した脳波はプリアンプとアンチエリアシングフィルタを通り，AD変換器を介

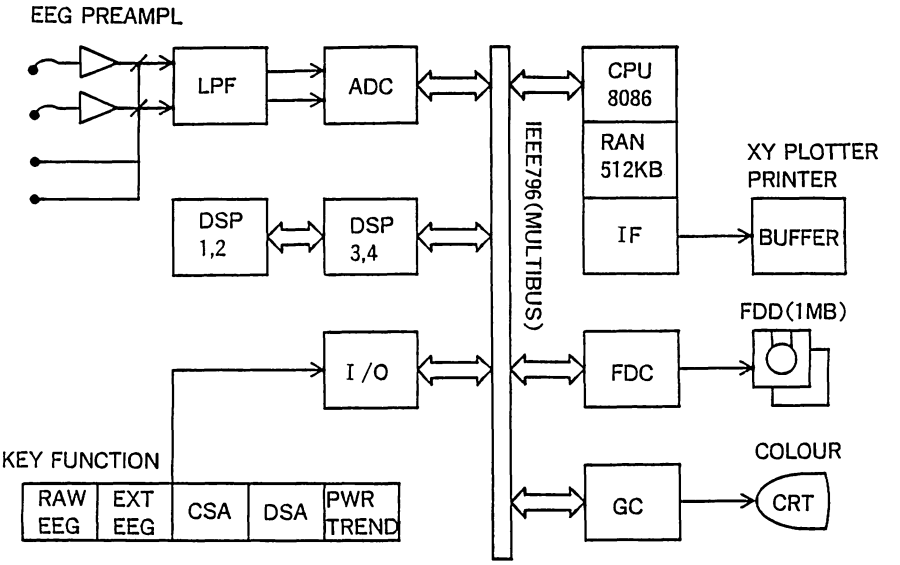


図1　分析システムの構成

して計算機に取り込まれる。AD 変換は 12 ビット，サンプリングレートは 5 msec とした。相関関数演算は波形要素の数に相当するディジタル信号処理プロセッサ（digital signal prosessor, DSP System）を使用した。

4） 表示

突発性脳波形の検出結果はページ単位（10秒），もしくは背景律動の周波数分析結果の圧縮表示（CSA, DSA, パワートレンドグラム, DTA 等）[1,2] のラスタに対応して（30秒〜3分），時間経過とともに表示する。プログラムはC言語（Microsoft C V 6.0）を使用した。

結　果

棘波は麻酔中にもしばしば観測されるが，棘波は持続時間が 80 msec 以下（データの長さは 20 点以下）と短いため，アーチファクトとの波形上の差に乏しい。検出の信頼度は一致率は高いが，取り過ぎが多く信頼度が低下してしまう。鋭波についても同様である。アーチファクトの他に α 帯域や θ 帯域の律動を誤認することもある。

図2はてんかん発作の発現時の棘・徐波複合を検出した1例である。棘波と徐波の2つの波形要素に分け，中段が棘波の，下段が徐波の立ち上がり部分をひな型とした相関係数列の大きさを示している。負の値は原脳波のひな型の極性が反対であることを示す。これらの相関係数値が閾値（図では 0.86 と 0.8）を超えるとフラグを設定し，2つのフラグの間隔が棘・徐波複合の波形構造に合致すると，上段の下部ラインに示すように検出のフラグが描かれる。通常，発作波は数個以上連続するので，論理判断によって1つの発作とみなす。特異な波形なので，検出率は良好である。

図3は入眠期に観測される睡眠紡錘波の検出結果の1例である。紡錘波は周波数と波数のばらつきが大きく，かつ他の波形に重畳することも多い。重畳波形をリニアとみなし，リニア成分のトレンド除去操作を施したのち，紡錘波の成長期と維持・減衰期の2つの波形要素に分けて相関係数を求め，それぞれ図の中段と下段に対応している。ばらつきを考慮し，閾値は低く設定してある（0.8 と 0.76）。α 律動を紡錘波として誤認しやすく，検

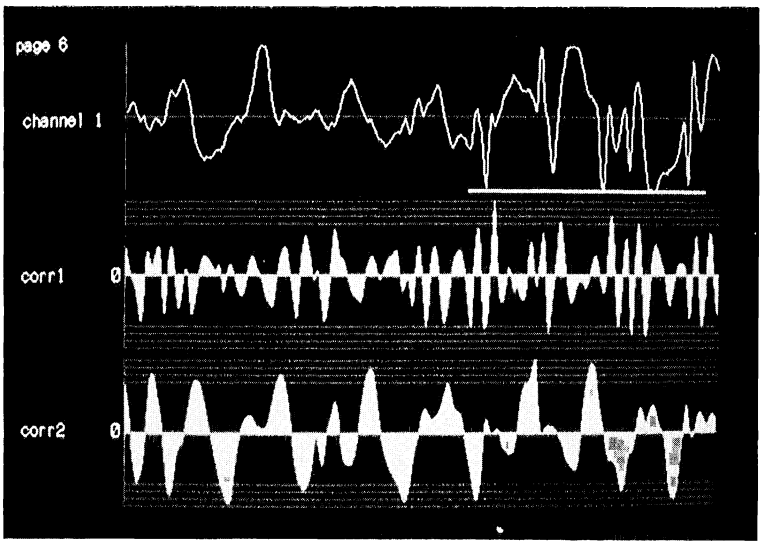


図2　棘・徐波複合の検出

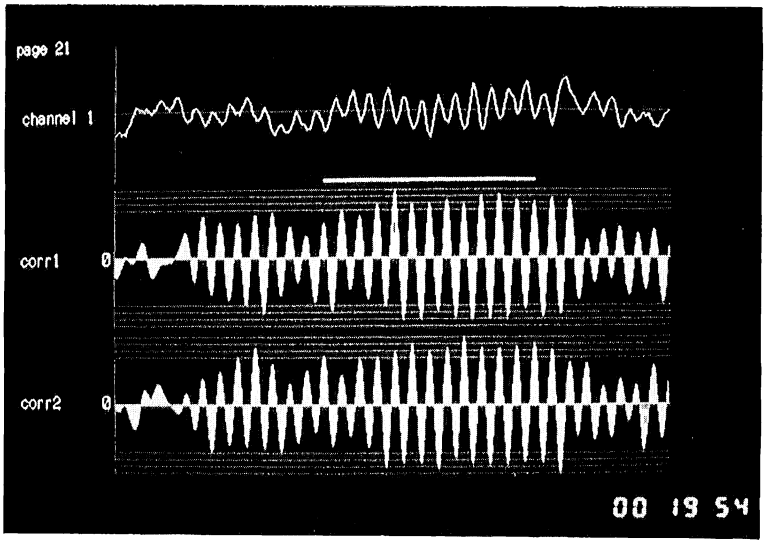


図3　睡眠紡錘波の検出

出率は良くない。孤立性の出現様式を論理判断に加えると検出率は向上するはずである。

図4はGO・イソフルレン麻酔でしばしば観測される平坦化の前段階の緩徐な波形を検出した例である。徐波と誤認しないように，ほぼ斜線となる2つのひな型を用いている。平坦化の検出には斜線と直線の2つのひな型を組み合わせている。この種の波形はエンフルレン麻酔中にも見られ，他に同種の波形が無いので，検出率は良好である。

波形要素に分割することによって要素数の並列演算が可能になったため，演算時間はかなり改善された[3]。しかし，トレンド除去操作のための演算時間は相関係数演算より長く，現状ではリアルタイム演算は難しい場合があった。

考　察

突発性脳波の検出のアルゴリズムについては多くの手法が報告されているが[4,5]，リアルタイム

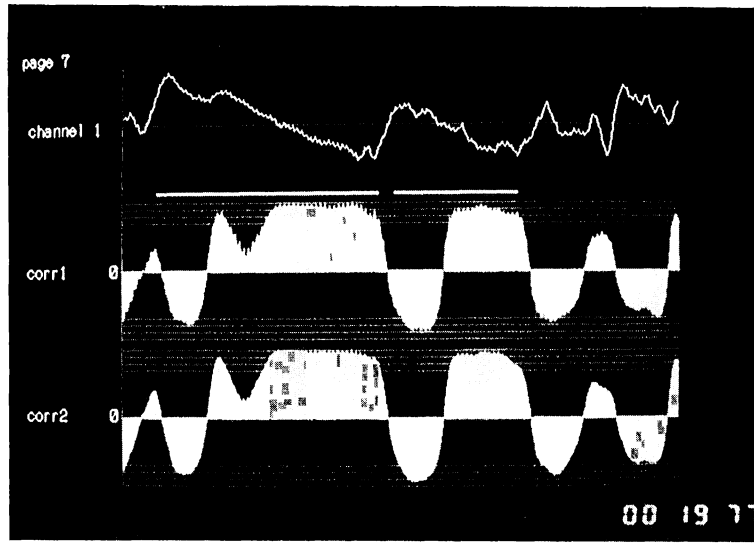


図4　イソフルレン麻酔における平坦化波形の検出

の検出を前提として，相関係数演算を専用のハードウェアに処理させるシステムを構築してきた。複合波形を基本的な波形要素に分け，原波形とひな型の時間ずれをできるだけ小さく抑えるとともに，いくつかの論理判断を加えることによって検出率の向上を図った。また，各波形要素について，同時に並列に演算することによって演算時間を短縮することが可能となった。しかしながら，リニアトレンド除去を施しても検出率は必ずしも良いとはいえない。演算時間の制約でサンプリング時間が5 msec以上必要となり，比較すべき波形のデータ列がやや粗いことが最も大きな原因であると考えている。また，相関係数による判別はある程度2つのデータ列が似ている場合の検出力は必ずしも良くないとされている[6]。取り過ぎの誤認が検出率を低下させるので，対象に応じた出現様式（頻度，間隔，背景律動との関係）を検討して論理判断に加える必要があると考えている。

すでに報告したように，背景脳波律動の分析についてはリアルタイム比4〜32倍の処理能力のあるシステムが完成している。本報告で述べた突発性脳波の高速分析の手法を加えて，周術期の患者監視，更には24時間以上に及ぶambulatory EEGをも対象にした分析システムを目指したい。

参考文献

1）加藤秀一，杵淵嘉夫，米田義典，ほか：術中脳波のモニタリング．臨床麻酔 12：713〜719，1988
2）杵淵嘉夫，加藤秀一，大谷育子，ほか：2つの脳波のシミラリティの評価．麻酔・集中治療コンピュータ 1988．克誠堂出版，1988，pp.103〜105
3）杵淵嘉夫，加藤秀一，鈴木利保，ほか：ディジタル信号処理プロセッサによる術中脳波の高速分析．麻酔・集中治療とテクノロジー 1990．克誠堂出版，1990，pp.41〜45
4）山本紘世：臨床脳波の各種コンピュータ解析．神経進歩 19：1075〜1089，1975
5）Koffer DJ, Gotman J：Automated detection of spile-and-wave bursts in ambulatory EEG recordings. Electroenceph Clin Neurophysiol 61：165〜180，1985
6）森口繁一：統計的方法．日本規格協会，1968

ABSTRACT

Intra-operative EEG monitoring：Improvement in high-speed analysis and accuracy in detection of paroxysmal activities

Yoshio KINEFUCHI*, Hidekazu KATOH*,
Mamoru TAKIGUCHI*, Yonosuke YAMASAKI*
and Michio YAMAMOTO*

Intra-operative EEG contains valuable informations in two areas. Frequency analysis of background EEG is one which may be of help in indicating the depth of anesthesia, development of a complication. On the other hand, informations of paroxysmal activities such as spikes, sharp waves, high-voltage slow waves and flattening are just as important during deep anesthesia or in detection of onset of brain complications. We report a method of high-speed search and recognition of these paroxysmal activities. Wave-forms of paroxysmal activities are broken down into several elements and then complex waves are reconstructed by combining these elements to recreate high-voltage slow waves, flat EEG, spikes and spindles. Unit models of typical spikes, sharp waves, slow waves are collected and stored and used for continuous calculation of cross-correlation with on-going intra-operative EEG. When the result is beyond the threshold, a flag is set. The presence of an paroxysmal activity is recognized according to the nature and order of the flag. A digital signal processors (DSP) was used for the calculation. Short duration of spike and sharp waves can be recognized by the pattern of multiple flag, spike-and-slow-wave by the sequence of flags. These improved the accuracy of recognition.

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

ケタミン，フェンタニールによる完全静脈麻酔下に脳波をモニターした1例

櫛方哲也*　石原弘規*　松木明知*

近年，麻酔中のモニターは大きな進歩を遂げ，患者の全身状態を臓器別に把握できるようになった。特に呼吸，循環型のモニター類の進歩は著しく，非侵襲的なモニターが多く開発されている。しかし，中枢神経系については簡便で信頼性の高いモニターはいまだ開発途上である。脳波は非侵襲的なモニターであるが，操作と評価が複雑で麻酔中には使用しにくい。しかし，近年，この分野でもコンピュータが利用され，いくつもの脳波解析装置が開発されている。今回，演者らはケタミン，フェンタニールを用いた完全静脈麻酔下にHZI社製の脳機能解析装置を用い脳波をモニターする機会を得たので，報告する。

症　例

症例は57歳，体重45 kgの男性，膵仮性嚢胞の下，弘前大学医学部附属病院で膵尾部切除および脾摘を受けた。術前の全身状態は軽度の貧血のほかに異常は認めず，既往歴に中枢神経系の疾患はなくASA 2と判定された。家族歴にも特記事項はない。

麻酔前投薬として手術前夜と手術当日の朝にロキサチジン75 mg，リルマザフォン2 mgを各々服用させた。

麻酔導入はドロペリドール10 mg，フェンタニール200 μg，ケタミン100 mg，サクシニルコリン40 mgを用いて行った。麻酔の維持はケタミンを2 mg／kg／hで持続投与し，必要に応じてベクロニウム，フェンタニールを適宜追加投与した。フェンタニールの総投与量は1000 μgであった。FIO 2は0.3で維持した。手術時間は2時間38分，麻酔時間は3時間35分であった。

脳波の測定はH.Z.I社の脳機能解析装置を用い，誘導部位は国際脳波学会標準電極配置法に準拠し，F3，F4，C3，C4，P3，P4，O1，O2とし，不関電極はA1，A2に装着した。各誘導部位でアルファ，ベータ，シータ，デルタ各波の出現頻度を算出し，出現頻度の最も高い成分を色分けし，その分布を経時的に観察した。

その結果，フェンタニール500 μg投与時には，前頭部と後頭部にδ波優勢で次第に全体的にθ波優勢となった。

フェンタニール750 μg投与時は全体でθ波優勢，850および1000 μg投与時には右側頭部にδ波，左側頭部でθ波が最優勢であった。閉腹時にはθ波が最優勢であったが，β波が次いだ。手術終了後呼名に開眼した時点ではβ波が全体的に優勢で，それまで徐波化傾向だった脳波が突然速波の出現を認めた。

考　察

本麻酔法で用いられた麻酔薬による脳波変化は下地らによれば，ケタミン少量静注では次第に徐波化し，全体的にθ帯域の高振幅波を呈する。フェンタニール中等量静注では徐波化が前頭より後頭部に向け進行する。ドロペリドールは臨床使用量では単独で脳波に影響を及ぼさないが，フェンタ

*弘前大学医学部麻酔科学教室

ニールの効果を増強する。

一般に麻酔中の脳波記録の意義は，薬物が中枢神経系に与える影響の評価，全身麻酔における麻酔深度の判定，中枢神経系合併症の早期発見などにあると考えられるが，従来の脳波モニターは操作，評価が複雑で，その意義が十分果たされているとはいえない。

本機は脳波を経時的にモニター可能で周波数の分布状態を色分けして表示できるため，麻酔薬が中枢神経系に与える影響の評価は従来機より容易であると思われた。中枢神経の合併症の早期発見については，虚血部位に一致して脳波が徐脈化し本機では色調の変化として捉えられるという利点があるものの，麻酔薬による変化との鑑別は今後の検討が必要と考えられた。

結　語

1) ケタミン，フェンタニールによる完全静脈麻酔下に H.Z.I. 社製脳機能解析装置を用い，脳波をモニターした1例を経験した。

2) 手術中の脳波は徐波化安定し，開眼時に速波の出現を認めた。

3) 薬物侵襲による脳波変化を色調の変化により経時的にモニターでき有用であった。

ABSTRACT

An EEG Monitoring under a New Mathod of Total Intravenous Anesthesia with Droperidol, Fentanyl and Ketamine.

Tetsuya KUSHIKATA*, Hironori ISHIHARA* and Akitomo MATSUKI*

We experienced an EEG monitoring under a new method of total intravenous anesthesia with droperidol, fentanyl, ketamine. Patient was 57 y.o. male who had no CNS disorder. He had distal pancreatomy and splenectomy in our hospital. We used HZI's Brain Function Monitoring system to monitor the EEG. During the operation, the EEG had been become slow and stable.

Department of Anesthesiology, Hirosaki, University, school of Medicine, Hirosaki 036

気管呼吸音解析による麻酔中気道閉塞モニタリング

高井一岳*

はじめに

術中麻酔ないし集中治療における呼吸モニタリングとして，現在パルスオキシメータやカプノグラムなどかなり進んだ手法が広く浸透しつつある。しかし，従来通りの聴診器による呼吸音の聴取も，プリミティブではあるが様々な病態の迅速な把握のためには重要な呼吸モニタリングの一手法であることには変りない[1]。

しかしながら，胸壁ないし食道聴診器により聴取された呼吸音の診断は医師の経験的知識に基づき行われるため，客観性に乏しく定性的・順序的尺度でしか捉えることができない（表）。また，麻酔開始から終了まで中断することなく呼吸音を聴取し続けることは業務上困難なこともあり，間欠的なモニタリングではモニターとしての効果が半減してしまう[2]。

そこで，ヒトの耳で聴取し得る以上の情報を獲得し定量的かつリアルタイムに解析を行い，呼吸系異常の早期発見早期診断を可能にするモニタリングシステムの開発を目的に，今回，気管呼吸音の解析により無挿管麻酔中の舌根による気道閉塞モニタリングを試みた。

非侵襲的呼吸モニタリングの新たな一手法として，呼吸音解析は有用であると考えられた。

方　法

硬膜外麻酔とマスクによる全身麻酔を併用した患者を対象に，図に示すように胸骨上縁の気管前部に置いたコンデンサマイク（A081R，ELEHO BBY）から気管呼吸音をアンプ，ローパスフィルタ（自作）およびA-Dコンバータ（DAS-1298 XPC，マイクロサイエンス）を介してパーソナル・コンピュータ（PC-286LS，エプソン）に取込み，基本的な解析プログラムで処理を行った。また，同時に聴診器による聴取も行い，本解析プログラムによる舌根沈下の検出時期と比較した。プログラムはQuick Basicで記述した。

今回の解析法は，舌根沈下が起れば聴取音が大きくなることを利用した。また，手術室で使用することを考慮し，外来ノイズに強いということを基本とした。

気管呼吸音を解析対象とした理由として，1)正常呼吸音の主な発生部位は喉頭部である，2)舌根沈下による気道閉塞音も上気道から発生する，3)従来の呼吸音の研究で気管呼吸音が用いられている，といった点が挙げられる。

表　呼吸モニター法とその情報の性質

呼吸モニタリング	最近の手法	古典的手法
情報の獲得	連続的 自動的 （機械的）	時に断続的 （人間的）
情報の質	客観的 定量的 意味明確	主観的 定性的 不明確な部分も多い
情報量	測定項目に限定	非常に多い
例	パルスオキシメータ カプノグラム	胸壁 食道 聴診器

*鳥取大学医学部麻酔学教室

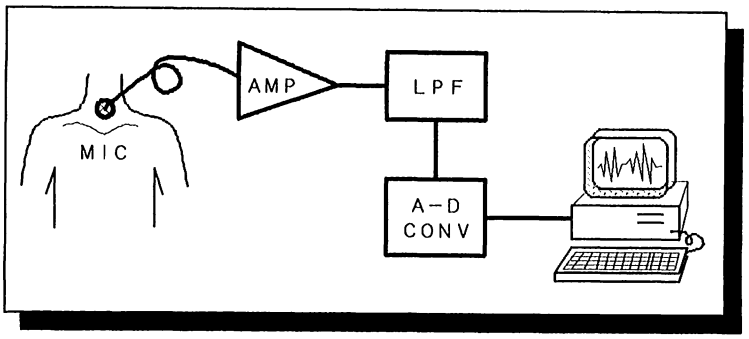


図　呼吸音解析システムのブロック図

結　果

聴診器による聴取結果と比較したところ，わずかに呼吸音が粗くなってきたのとほぼ同時に，解析プログラムによっても検知された。また，手術室で発生し得る外来ノイズに対してはほとんど反応しなかった。本プログラムにより，かなり早期にかつ正確に舌根沈下の発見が可能であると考えられた。

考　察

呼吸系トラブルは麻酔中に最も多くみられる合併症である。その早期発見に聴診は重要なモニター法であるが，麻酔中の呼吸音の連続的聴取は困難であり，聴取による診断は定性的であるという問題点を補うものとして本システムを考案した。しかし，人間にとって聴診器は何ものより多くの情報を提供するものなのかもしれないし，もとより本研究の目的は聴診器に代ろうというものではなく，その補助的な役割を果すことを期待したものである。

近年，コンピュータやDSP（Digital Signal Processor）などディジタル信号解析環境の整備にともない心電図，脳波や呼吸音など生体信号の処理が比較的容易に行えるようになってきた。呼吸音に関する従来の研究として，正常呼吸音の解析[3,4]，異常呼吸音の解析[5,6]，また，睡眠時無呼吸症候群におけるいびきないし無呼吸の検知[7]などが挙げられる。気管呼吸音の解析により異常の自動的検出を可能にしたシステムの開発[8]もあるが，麻酔中モニタリングとしては呼吸音を増幅してスピーカーで聴取できるようにしたもの[9]，無線を用い患者サイドから開放しようとするもの[10]などで，麻酔中モニタリングとしてはいずれも連続的聴取を可能にするが，自動的に解析されるものでなく判断は人間が行うものである。

今回は予備実験段階として基本的な呼吸音解析にとどまり，解析手法には比較的処理しやすい音の強さを用いたが，呼吸音の強度には個人差や部位による差があるため絶対的な基準を設けるのは困難であると思われる[10,11]。

今後，気管部だけでなく別の部位での呼吸音や周波数解析などを取入れたシステムへと発展させていただきたい。また，呼吸音の疾患別データベースを構築し，最終的には呼吸音に関するディシジョン・メイキングのトータル支援システムの構築を目指したい。

おわりに

テクノロジーの進歩にともない，次第に機械が人間の五感に取って代られ，今後ますます定性的→定量的尺度で物事が計られるようになるであろう。しかし，機械は人間を越えるものではなく協調していくものであると思っている。このような

研究が少しでも患者の安全性の増加につながればと考えている。

参考文献

1) Petty C : We do need precordial and esophageal stethoscopes. J Clin Monit 3 : 192～193, 1987
2) Blitt CD : Precordial and esophageal stethoscopes. Monitoring in Anesthesia and Critical Care Medicine. Second Edition. Churchill Livingstone, 1990, pp 29～31
3) Ploysongsang Y, et al : Inspiratory and expiratory vesicular breath sounds. Respiration 57 : 313～317, 1990
4) Soufflet G, et al : Interaction betweeen tracheal sound and flow rate : a comparison of some different flow evaluations from lung sounds. IEEE Trans Biomed Eng 37 : 384～391, 1990
5) Cohen A : Signal processing methods for upper airway and pulmonary dysfunction diagnosis. IEEE Eng Med Bio Magazine March : 72～75, 1990
6) Mussell MJ, et al : Distinguishing normal and abnormal tracheal breathing sounds by principal component analysis. Japanese Journal of Physiology 40 : 713～721, 1990
7) Penzel T, et al : MESAM : A heart rate and snoring recorder for detection of obstructive sleep apnea. Sleep 13 : 175～182, 1990
8) 里村洋一：気管音モニター．最新治療41：1275～1277, 1986
9) Skaredoff MN, et al : New respiratory monitor. Anesthesiology 51 : 570, 1979
10) 土屋正彦ほか：麻酔用FMワイヤレス聴診器の試作．麻酔 37：1552～1556, 1988
11) Hallgren RC, et al : Breath sounds : development of a system for measurement & analysis. J Clin Eng 7 : 135～141, 1982

ABSTRACT

Tracheal Breath Sounds Analysis for Detection of Airway Obstruction during Anesthesia

Kazutaka TAKAI*

We use a lot of high technology equipments for respiratory monitoring, such as pulse oximeter and capnogram, in daily works. An esophageal or precordial stethoscope is a simple, inexpensive monitor, but it is one of useful monitors for early detection of airway troubles.

By auscultation, however, an anesthesiologist can obtain only objective and qualitative information about respiratory system, and it is difficult to keep on listening to breath sounds without any interruption during anesthesia.

For the purpose of developing a monitoring system that enables early detection of respiratory failure using real-time analysis of breath sounds and to get subjective and quantitative information, we attempt to detect airway obstruction using tracheal breath sounds analysis for non-intubated patient under anesthesia.

We suggest that the breath sounds analysis technique is useful as a new noninvasive method for repiratory monitoring.

Key words : Breath sounds, Monitoring, Anesthesia, Patient safety

Department of Anesthesiology, Faculty of Medicine, Tottori University, Yonago 683

肺動脈カテーテルの周波数特性の限界

鈴木利保*　杵淵嘉夫*　竹山和秀*
山崎陽之介*　山本道雄*

はじめに

通常の手法で組み立てたPAC（pulmonary artery catheter）の周波数特性は外寸などの諸元から計算した理論特性や供給元の公称値のおおむね半分以下となっている[1]。周波数特性の劣化の原因は必ずしも活栓や延長管の使用による系の抵抗の増加によるものではない。できるだけPAC単体に近いシンプルな系に組み上げても，期待通りの特性の改善は認められない。活栓を1〜2個付加した系の抵抗の増加分は周波数特性に影響を与える量ではない（高々，長さが2〜3 cm長くなる程度の抵抗増加としてよい）。周波数特性に影響を与える他の要素は系の慣性，つまりPCAの内液の質量と，系の柔らかさ，つまりコンプライアンスである。PAC単体に近い系ならば内液の質量に大差は無いから，慣性変化の影響も無視しうる。それゆえ，特性の劣化に支配的な影響を及ぼしている要因は系のコンプライアンスの増加にあると考えられる。系のコンプライアンスの構成要素はPACの材質によるコンプライアンスとトランスデュサの受圧面のコンプライアンスおよびPAC内の内液のコンプライアンスである。異なった材質による公称値の差は認められず，またトランスデューサも小型化し，かつ受圧面が硬くなっているので周波数特性に大きな影響を与えるとは考えられない。それゆえ，もう1つのコンプライアンスであるPAC内液の性状に原因があると考えざるをえない。この場合のコンプライアンスは内液自体のコンプライアンスではなく（水は硬く，圧縮率は非常に小さい），組立時に内液に混入するか，あるいは溶存していた空気が遊離して生じた微少な気泡である。これらの微少な気泡を完全に除去できればPAC固有の特性が得られるはずである。そこで，減圧沸騰によって溶存する空気を完全に抜いた脱気水を作成し脱気水中でPACの周波数特性を測定した。

*東海大学医学部麻酔科学教室

方　法

1）脱気処理法

図1に水の飽和水蒸気圧と温度との関係を示す。飽和水蒸気圧は100℃のときに760 mmHg，つまり1気圧である。これは水が常圧下では100℃で沸騰することを意味している。沸騰状態では溶存していた空気が水蒸気とともに追い出されるので水に対する溶解度はほとんど0になると考えてよ

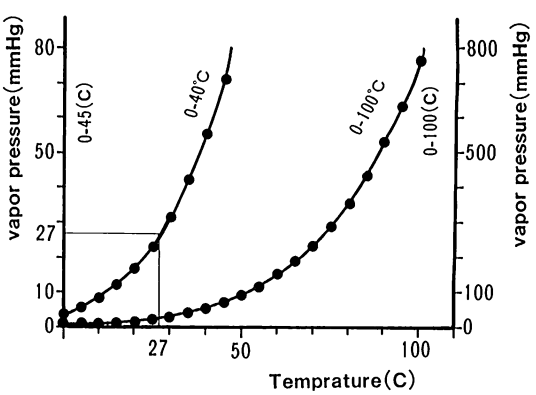


図1

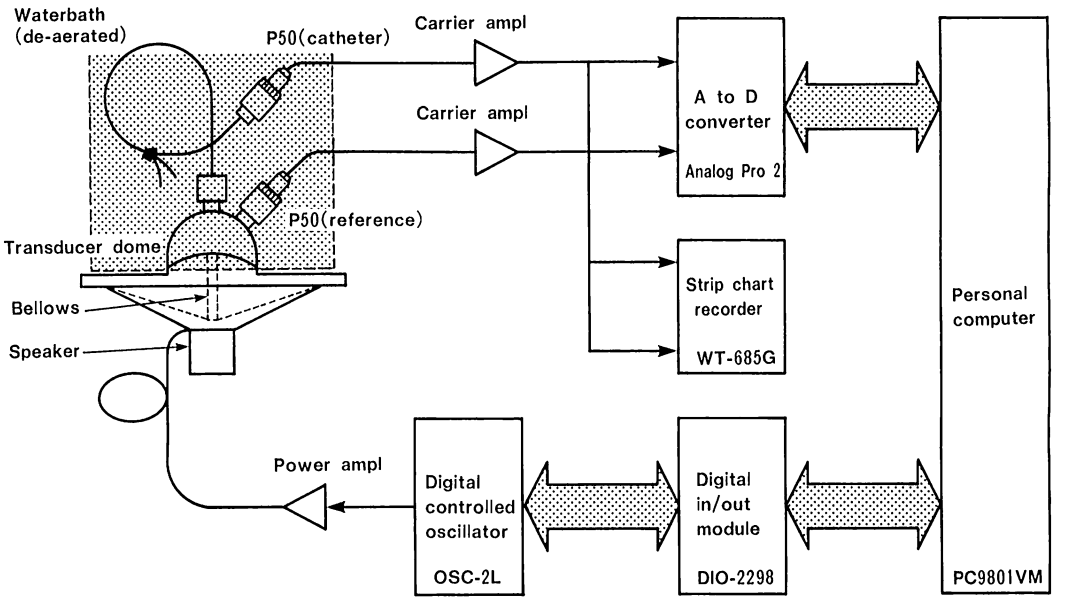


図2

い。湯ざまし水中の金魚が水表面に出てくる理由と同じである（溶存酸素が無い）。図から，常温27℃のとき飽和水上気圧は約27 mmHgである。水表面を押す圧を27 mmHgまで下げれば，水は沸騰して溶存空気を追い出せるので完全に脱気できるはずである。そこで，真空ポンプを用いて乳酸加リンゲル液（ハルトマン液 PH8[R]，ミドリ十字）8リットルを約6時間，飽和水蒸気圧下で加振しながら沸騰させて脱気した（真空ポンプで減圧すると，水が存在する限り飽和水蒸気圧で平衡する）。脱気水を静かに水槽に移し，PACと圧トランスデューサへの内液の充填，および圧ドームを含むすべての系を水槽中で組み立て，外部からの空気の混入も防止した。室温は27℃とした。

2） 周波数特性の測定

7F，4ルーメン，有効長110 cmの標準的なPAC8種類を対象にした。材質はいずれもポリ塩化ビニールである。図2の実験系を用いて周波数特性を測定した。図の左側上部の破線の部分が脱気水を満たした水槽を示す。周波数特性から次式により固有周波数fnと制動係数ζを算出した[2,3]。

$$\zeta^2=\{1\pm(1-1/Ap^2)^{1/2}\}/2$$

$$fn=fp/(1-2\cdot\zeta^2)^{1/2}$$

ここでfpは振幅が最大になる点の周波数（共振周波数），Apはその点の振幅（共振振幅）である。

結　果

図3に8種のPACの周波数特性を示す。横軸は周波数，縦軸は1 Hzの振幅を1としたとき正規化した振幅（A/A_0）を表す。共振周波数と共振振幅から計算した固有周波数と制動係数はそれぞれ27.6〜44.6 Hz，0.24〜0.13に分布し，おおむね公称値と同程度ないしそれ以上の値が得られた。これらの結果によって，通常使用時の周波数特性の劣化が内液に含まれる微少な気泡によって起こることが実証された。周波数特性の形から8種のPACは，固有周波数が40 Hzを超える3種（407-1，td 1704，t-047），35 Hz前後の2種（ah05100，sp5107m），30Hz前後の3種（td407h，

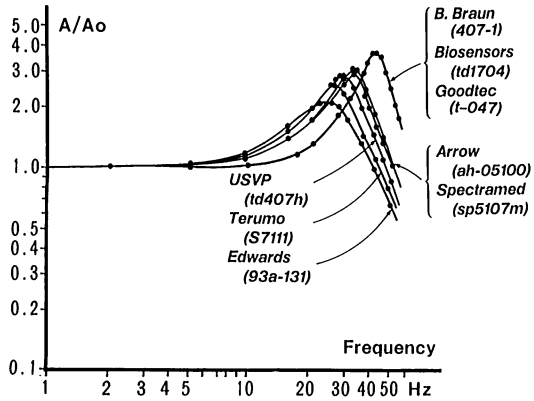


図3

S7111, 93a-131）の3つに分類することができる。

考　察

圧の測定系を組み立てるとき，外部から混入する大小の気泡を慎重に排除しても，微小気泡を除くことはできないようである。系内の圧変化や内液の温度変化によって気泡が遊離し，生み出されると考えるべきである。気泡の除去に関して，真空ポンプ使用による減圧脱気法が臨床使用上でも実用的であるとはいい難い。気泡の遊離を防止する手法について，別な機会に報告したい。

さて，劣化の主要因が除去されたので，図3は内液として乳酸加リンゲル液を使用した場合のそれぞれのPACの限界周波数特性を示していると考えてよい。ちなみに，周波数特性は内液の粘性や密度によって変化する。純水を用いたときの周波数特性が最も良好である。なお，周波数特性が改善され，高い固有周波数が得られたとしても必ずしも忠実な圧波形が得られることにはならない。結果から明らかなように，固有周波数が高いほど制動係数が低下するので，系が不安定になり振動しやすくなることがある。固有周波数を損なわずに，適当な制動を施す必要がある。肺動脈圧波形は心拍数の5倍程度まで主要な周波数成分を含んでおり，これを目安に固有周波数を評価すればよい[1]。

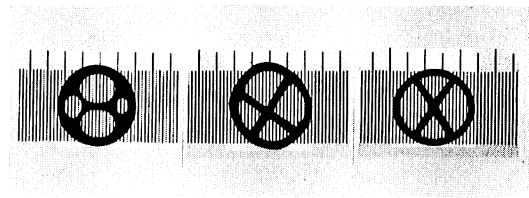


図4

図3の限界周波数特性はそれぞれのPAC間で固有周波数が1.6倍，制動係数が1.8倍ほどばらついている。材質と長さ，およびルーメン数が同じなので，PAC間の周波数特性の差はルーメンの構造に起因すると考えられる。図4は3種に分類したルーメンの断面の構造である。目盛りは0.1 mmである。固有周波数が40 Hzを超える3種は圧ルーメンの断面が円形で比較的厚い材料物質に囲まれている（図4左）。PACの断面積に対するルーメンの断面積の総和を断面積の利用率と定義すれば，このタイプの断面積利用率は3種の中で最も小さい。固有周波数が35 Hz前後の2種と30 Hz前後の3種は扇型の断面と隔壁を持ち（図4中央と右），隔壁は固有周波数が低いほど薄くなっている。ただし，断面積の利用率は隔壁が薄い分大きくなっている。これらの結果は圧ルーメンの断面積が大きいほど周波数特性が劣化することを意味しており，圧導出の常識[2]に矛盾するようにも思える。しかしながら，図4から明らかなように扇型のルーメンは3個のコーナー部を持っており，この部分が死腔化して圧伝搬のための有効な断面積として寄与していないこと，隔壁が薄いためコンプライアンスが生じているなどの理由によると考えられ，やみくもに断面積利用率を上げ，圧ルーメンの断面積を大きくしても必ずしも周波数特性の改善には役立たないことを示している。圧モニタ用と称した2ルーメンのPACが市販されているが，その特性は同様の理由であまり良くない。

参考文献

1) 杵淵嘉夫，鈴木利保，山崎陽之介，ほか：カテーテルを用いた圧導出系の周波数特性とその評価法．循環制御 12：111～119，1991
2) Geddes LA：The direct and indirect measurement of blood pressure. Year book Medical Publishers，1970，pp 49～66
3) 深見登世司，藤巻忠雄編：制御工学．東京電気大学出版局，1985

ABSTRACT

The Ultimate Frequency Characteristics of the Pulmonary Artery Catheter System

Toshiyasu SUZUKI*, Yoshio KINEFUCHI*, Kazuhide TAKEYAMA*, Yonosuke YAMASAKI* and Michio YAMAMOTO*

Frequency characteristics of several pulmonary artery catheters (PAC) were determinded with the whole hydraulic system connecting the catheter to the transducer immersed in deaerated Lactated Ringer solution. The natural frequencies ranged from 28.5 to 41.2 Hz, and damping coefficient from 0.16 to 2.0. Two to three-fold increase in natural frequency and a decrease in damping coefficient of a similar degree were obtained as compared with the performance in usual clinical setting. These values correspond to those declared by the suppliers and also calculated from various dimensions of PAC and seemed their ultimate frequency characteristics. Among the catheters, the ultimate frequency characteristics also depends on the manner of construction of multiple lumens ; a better performance was demonstrated with a thick-walled round luman than with any pie-shaped ones sectioned with thin-walled dividers. Further refinement in setting up the system in clinical use is needed to realize the ultimate characteristics of a given catheter system.

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

肺動脈カテーテルの周波数特性改善のための臨床的な対策

竹山和秀*　杵淵嘉夫*　鈴木利保*
藤田和明*　山崎陽之介*　山本道雄*

肺動脈カテーテル(pulmonary artery catheter 以下PAC）に充填する内液を完全に脱気するとその周波数特性は外寸などの諸元から計算した理論特性におおむね一致する。標準的なスワンガンツカテーテル（7F，4ルーメン，有効長100 cm）の場合，その固有周波数と制動係数は27.6〜44.6 Hz，0.24〜0.13となり，忠実な肺動脈圧波形を得るために必要な周波数帯域幅を確保することができる[1,2]。しかし，内液を完全に脱気するためには，真空ポンプを使用して減圧下で沸騰させなければならず（100℃で沸騰させてもよいが，液中の塩類が変性する），臨床へそのまま適用できるとはいいがたい。もし，臨床的な方法で同程度の脱気効果が得られれば，高価でかつ壊れやすいカテ尖トランスデューサ型のPACを使用する必要もなくなるし，より細いPACを使用できる可能性も生じる。

脱気の目的は内液中に含まれる目視では確認できない微小な気泡や溶け込んでいる空気をあらかじめ除去しておく点にある。通常の手法で内液を充填すると，大小の気泡が混入し，また，温度変化や圧変化によっても気泡が遊離して内液のコンプライアンスを増加させ，周波数特性を劣化させると考えられるからである。そこで微小気泡の成因と臨床への適用が可能なその防止法ないしは除去法を検討した。

*東海大学医学部麻酔科学教室

方　法

1）温度変化の影響

乳酸加リンゲル液（ハルトマン液PH8[R]，ミドリ十字）を1パック（1リットル）単位で3群に分け，1群はそのまま，2群はパック内の空気を注射針で抜き出した状態（パック内がおおむね乳酸加リンゲル液のみとなり，パックが凹んだ状態）とし，それぞれ40℃の恒温槽に24時間保管した後，周波数特性の測定前に37〜30℃程度に温度を下げた状態とした（測定中の温度の維持は難しい）。3群は室温27℃に放置しておき，周波数特性の測定の直前に急速に37〜40℃に加温した状態とした。いずれも，パック内面に付着した気泡を軽く叩いてパックの上部に集め，下部注射口から静かに内液を取り出し，通常の手順でPACと圧トランスデューサへ充填した。

2）圧変化の影響

PACに加圧バッグとフラッシュディバイスを接続して，室温27℃に放置した乳酸加リンゲル液を用いて充填し，フラッシュを2〜3回繰り返した後の周波数特性の変化を測定する。

3）周波数特性の測定

7F，4ルーメン，有効長110 cmの標準的なPAC（sp5107 m，Spectramed）を対象にした。材質はポリ塩化ビニールである。図1の実験系を用いて周波数特性を測定した。周波数範囲は1〜60 Hzとした。周波数特性から次式により固有周波数fnと制動係数ζを算出した[1,4]。

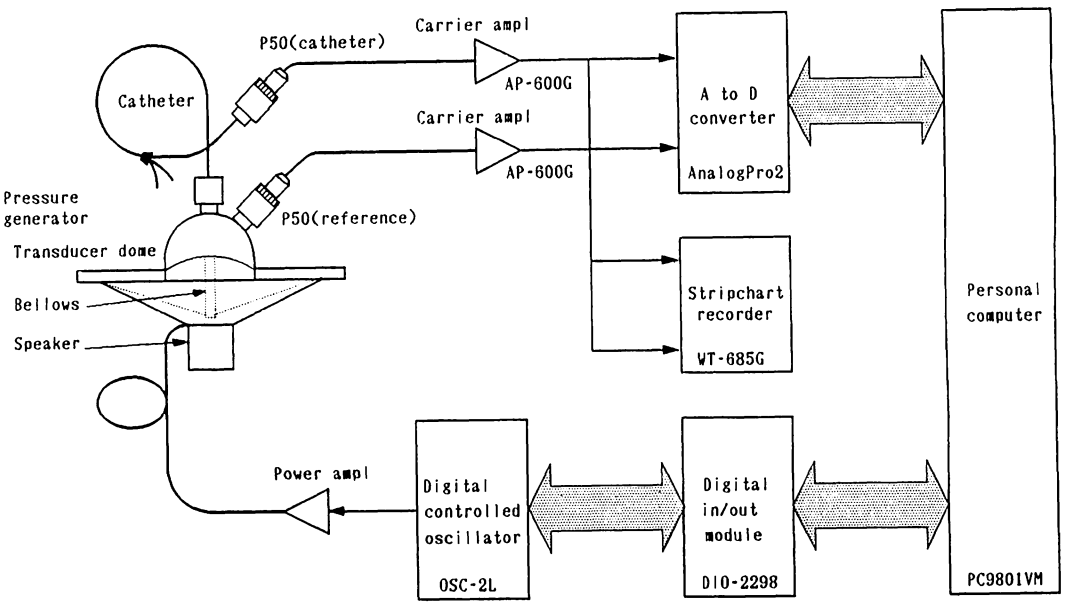


図1

$$\zeta^2=\{1\pm(1-1/Ap^2)^{1/2}\}/2$$

$$fn=fp/(1-2\cdot\zeta^2)^{1/2}$$

ここでfpは振幅が最大になる点の周波数（共振周波数），Apはその点の振幅（共振振幅）である。

4） 気泡の確認

動いている液中の気泡は超音波ドップラに反応するので，液中の気泡発生を観測することができる。恒温水槽に20〜27℃程度の水道水を入れ，37℃に急速に加温した後，この水を自然流下でチューブに流してドップラセンサ（806c，parks Electronics Lab.）の出力信号をオシロスコープ（SP5100，岩崎通信機）により観測する。真空ポンプで完全脱気した水道水を作成し，同様な計測を行い対照とした。PACはセンサの大きさに比べて細すぎ，その材質が超音波に対して不透明であるため，1)と2)における直接の観測はできない。

結　果

図2に各状態の乳酸加リンゲル液を用いたPACの周波数特性を示す。横軸は周波数，縦軸は1Hzの振幅を1としたとき正規化した振幅（A/A_0）を表す。室温から37℃前後に急速加温した3群は充填の際に泡が付着しやすく，その除去が困難なため，データが安定しない。固有周波数は11〜15Hz程度と推定された。40℃に保温した1と2の両群の固有周波数は25〜30Hzとなり，3群の1.5〜2倍程度となった。1と2群間に有意の差は無いようである。

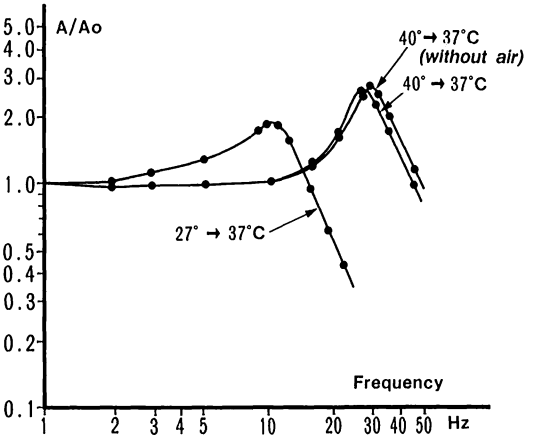


図2

図3はフラッシュディバイスを用いて，2〜3回

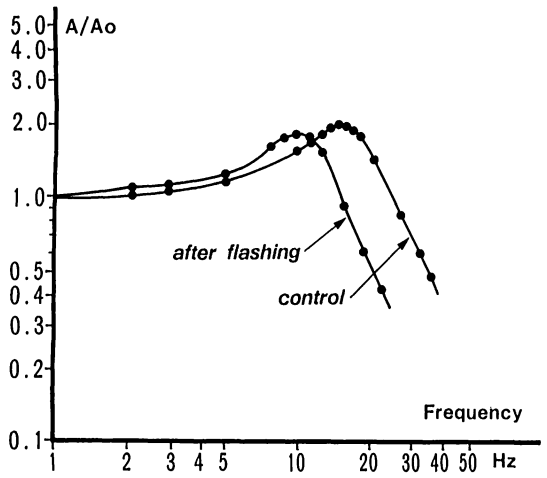


図3

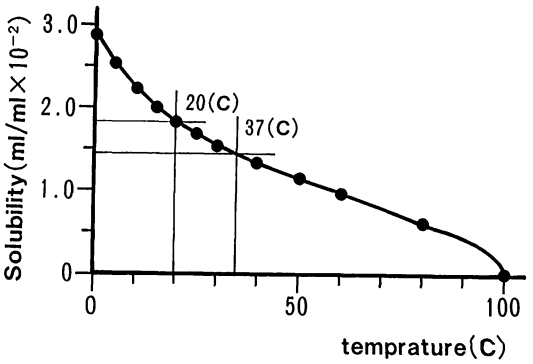


図4

フラッシュを繰り返した直後の周波数特性である。フラッシュによって，固有周波数は15〜22 Hzから12〜14 Hz程度まで低下し，明かな周波数特性の劣化が認められた。

37℃に加温した水道水はドップラセンサに反応し，賑やかな音声信号とオシロスコープ上でランダムなノイズ波形が確認できた。対照とした脱気水では反応しない（信号のレベルが相対的に小さい）。加温によって微小な気泡が発生していることが確認された。

考　察

図2の結果は水に対する空気（酸素と窒素の混合体）の溶解の変化によって説明される。溶解度と水温の関係を図4に示す[3]。縦軸は純水1 mlに溶けることができる空気量を0℃，1気圧に換算した値で，単位は$\times 10^{-2}$ ml／mlである（物理性状が異なるので無名数ではない）。0℃のとき2.9×10^{-2} ml／mlから単調に減少し，100℃でほぼ0になる。気体の溶解度はヘンリーの法則によってその圧におおむね比例するから，この曲線はそのときの空気圧によって，若干上下に移動するが，100℃の溶解度はおおむね0に保たれる。沸騰すれば完全脱気できる理由でもある。図から，常温27℃のときの溶解度は1.6×10^{-2} ml／mlであり，体温37℃のときには1.4×10^{-2} ml／mlに低下する。27℃の内液が体内で37℃に加温されると，この差分0.2×10^{-2} ml／mlは過飽和状態になって内液中に存在する。しかし，わずかな振動や圧変化によって内液は過飽和分を保持しきれなくなり，気泡として遊離するはずである。逆に，40℃の溶解度は1.3×10^{-2} ml／mlであり，37℃の溶解度より低い。それゆえ，内液の温度が体温まで低下しても気泡を離すことはない。図2の結果によって，室温で飽和していた溶存空気が体温程度の温度上昇によって遊離し，周波数特性を劣化させることが実証されたとしてよい。ドップラセンサによる観測結果もこれを裏付けている。40℃に保温した1と2群のパック内壁に気泡がびっしり付着する現象も傍証の1つである。

図3の結果はキャビテーションによると考えられる。高圧の流体が狭い抵抗体を通過すると流速が上がり，キャビテーションが発生することはよく知られている。流速が速いため流量の供給が間に合わず，部分的に減圧状態となり溶存空気とともに水が気化したと考えればよい。発生したキャビテーションは逃げ場がなく，高圧をかけないと潰れないからそのまま気泡として残り，周波数特

性を劣化させるのである。このように，キャビテーションも微小な気泡の発生原因の1つと考えられる。

微小気泡の成因が温度上昇とキャビテーションによることを明らかにした。内液を体温より高い温度に保つことによって，PACの周波数特性の劣化がかなり防止できることを示した。ただし，高温に保っても内液にはまだ大量の空気が溶存しているので，キャビテーションの発生例に示すように取扱い方によっては，すぐに気泡に変わってしまう。こつはそーっと静かに充填することである。このように，高温保管も必ずしも完璧な方法ではない。もう少し効率的な方法も検討し，別の機会に報告したい。

参考文献

1) 杵淵嘉夫，鈴木利保，山崎陽之介，ほか：カテーテルを用いた圧導出系の周波数特性とその評価法．循環制御 12：111〜119，1991
2) 鈴木利保，杵淵嘉夫，竹山和秀，ほか：肺動脈カテーテルの周波数特性の限界．麻酔・集中治療テクノロジー 1992，克誠堂出版，pp 114，1992
3) 日本化学会 編：化学便覧基礎編II．丸善，1973
4) Geddes LA：The direct and indirect measurement of blood pressure. Year book Medical Publishers, 1970, pp 49〜66

ABSTRACT

Method of Improvement in Frequency Characteristics of the Pulmonary Artery Catheter at Daily Clinics

Kazuhide TAKEYAMA*, Yoshio KINEFUCHI*, Toshiyasu SUZUKI*, Kazuaki FUJITA*
Yonosuke YAMASAKI*
and Michio YAMAMOTO*

Frequency characteristics of the PAC (pulmonary artery catheter) assmbled by the usual clinical setting are inferior by less than 1／2 of the frequency characteristics of the PAC measured in deaerated system. On the other hand the waveform of pulmonary artery pressure contains a principal frequency component as much as five times as that of the heart rate, and it is obviously unattainable to measure PAC wave from by the usual clinical setting. Therefore, we examined a way to improve the frequency characteristics clinically. Lactec ringer solutions divided into three groups by one liter for each pack. The first pack was stored in 40 degrees thermostated chamber for 24 hours. The second pack was stored in same condition and was extracted air by shot. The third pack was stored in room temperature of 27 degrees and the frequency characteristics were measured immediately after temperature raised abruptly to 37 degrees. Results. Third pack : raised temperature abruptly to 37 degrees, when water goes through catheter bubbles tend to adhese to the walls and natural frequency was around 10 Hz.

First and 2nd packs : kept at 40 degree, was 20-25Hz. and was improved by 1.5 times more than the usual clinical setting. These results incidicate that the dissolved air which had been saturated by room temperature was isolated by raisad body temperature that made the frequency characteristics inferior. The method of raising temperature to 40 degrees can be used easily at daily practice and it is thought that it is possible to get wave from close to the original wave form of the pulmonary artery pressure by PAC.

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

動脈圧波形によるプロスタグランジンE1とニトログリセリンの比較・検討

横山博俊*　元塚朗子*
岸槌進次郎*　村上誠一**

はじめに

プロスタグランジンE1（以下PGE1）は動脈系に，ニトログリセリンは静脈系・動脈系に血管拡張作用を有する。しかし，これらの薬剤が血管系のどこに作用するかは不明確である。今回，PGE1およびニトログリセリン投与による動脈圧波形の変化を解析し，作用部位について考察を加えたので，報告する。

方　法

対象は，全身麻酔下に手術が施行されたもので，橈骨動脈にカニュレーションし，心電図・動脈圧波形をAD変換器（ADX98E：カノープス電子）を介してコンピュータ（PC9801 CV21：NEC）に入力した[1]。使用した動脈ラインセットはTAK1712（ビゴ・スペクトラメッド社製）で，トランスデューサはP10EZ（ビゴ・スペクトラメッド社製）であり，スクエアウェーブテストで適当であることは確認済みである。数値解析の方法はフーリエ解析で，動脈圧波形を高速フーリエ変換によって周波数ごとの強さの分布をパワースペクトルとして算出した。フーリエ解析によって，周期性を持つ波形を，いろいろな周波数の波の合計と考えて算出することが可能である。高速フーリエ変換（FFT）にはSande-Tukeyの周波数間引型（基数2）の演算プログラムを採用した[2]。高速フーリエ変換の対象となるのは，2048個のデジタルデータである。波形データを記録・解析するプログラムはBASICコンパイラにて作成した。

結　果

ニトログリセリン，PGE1はそれぞれ，臨床的に低血圧麻酔状態が得られた投与を行った。

図1，図2，にニトログリセリンの投与前，投与後の動脈圧波形のフーリエ変換の結果を示す。ニトログリセリンの投与後，波形の高周波成分が失われた。

図3，図4，にPGE1の投与前，投与後の動脈圧波形のフーリエ変換の結果を示す。PGE1を投与しても動脈圧波形を構成する周波数成分に変化を認めなかった。

考　察

ニトログリセリンは血管平滑筋膜のSH基に作用し，血管平滑筋を弛緩させる働きをもつ。PGE1の作用機序はまだ，完全に明白ではないが，血管平滑筋に直接的に作用し，血管平滑筋弛緩作用を持つとされる。作用機序の説明だけでは，ニトログリセリンとPGE1間には違いはないかのように思われる。全く同じ作用の薬剤ならば，ニトログリセリンとPGE1は完全に同じ臨床的効果を持たなければならない。実際の使用に際する臨床的な効果の細かな違いは，これらの薬剤の血

*国立金沢病院麻酔科
**金沢大学医学部麻酔・蘇生学教室

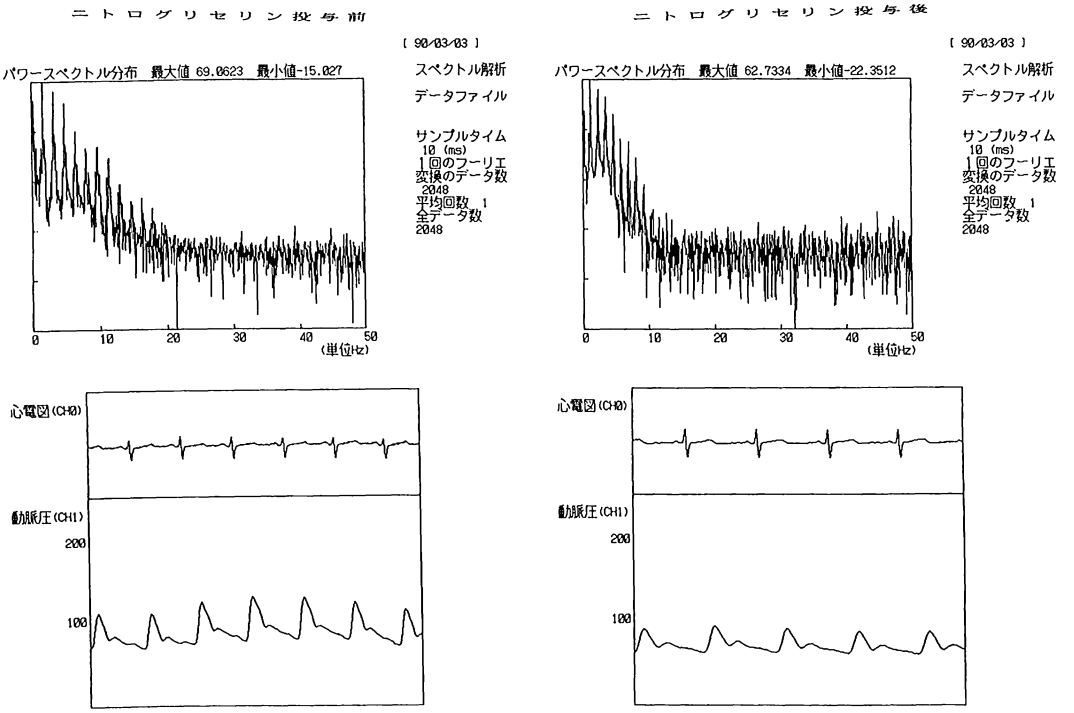

ニトログリセリン投与前
〔 90/03/03 〕
パワースペクトル分布　最大値 69.0623　最小値-15.027
スペクトル解析
データファイル
サンプルタイム
10 (ms)
1回のフーリエ
変換のデータ数
2048
平均回数 1
全データ数
2048
0
10
20
30
40
50
(単位Hz)
心電図(CH0)
動脈圧(CH1)
200
100
ニトログリセリン投与後
〔 90/03/03 〕
パワースペクトル分布　最大値 62.7334　最小値-22.3512
スペクトル解析
データファイル
サンプルタイム
10 (ms)
1回のフーリエ
変換のデータ数
2048
平均回数 1
全データ数
2048
0
10
20
30
40
50
(単位Hz)
心電図(CH0)
動脈圧(CH1)
200
100

図1

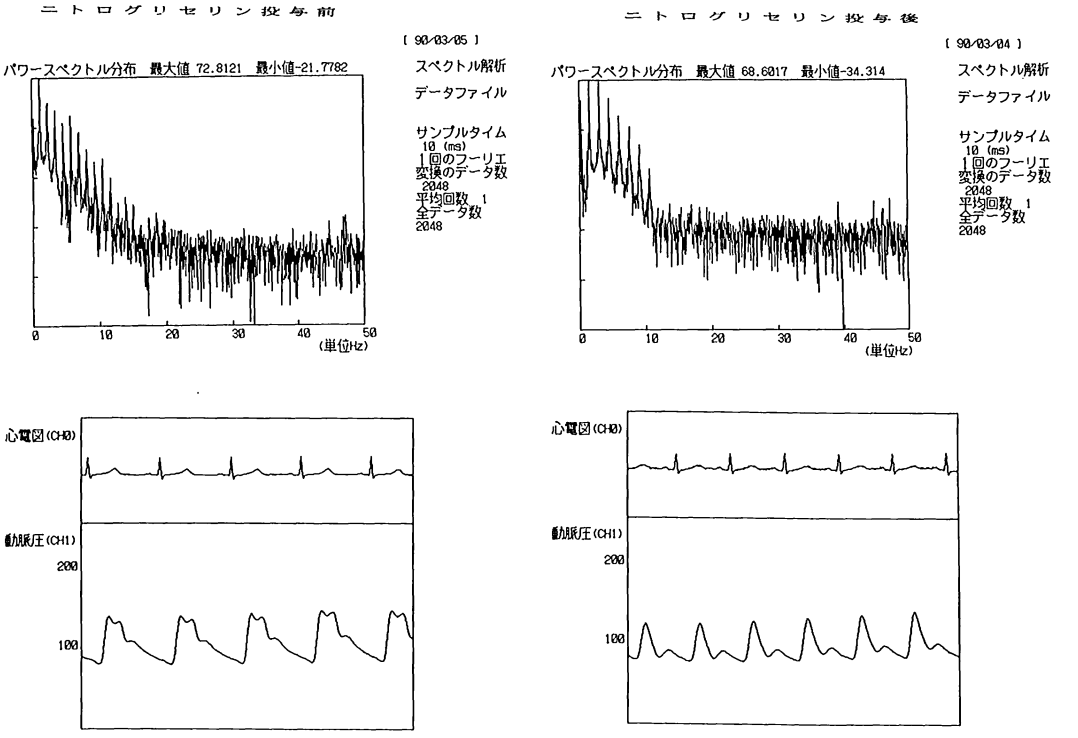

ニトログリセリン投与前
〔 90/03/05 〕
パワースペクトル分布　最大値 72.8121　最小値-21.7782
スペクトル解析
データファイル
サンプルタイム
10 (ms)
1回のフーリエ
変換のデータ数
2048
平均回数 1
全データ数
2048
0
10
20
30
40
50
(単位Hz)
心電図(CH0)
動脈圧(CH1)
200
100
ニトログリセリン投与後
〔 90/03/04 〕
パワースペクトル分布　最大値 68.6017　最小値-34.314
スペクトル解析
データファイル
サンプルタイム
10 (ms)
1回のフーリエ
変換のデータ数
2048
平均回数 1
全データ数
2048
0
10
20
30
40
50
(単位Hz)
心電図(CH0)
動脈圧(CH1)
200
100

図2

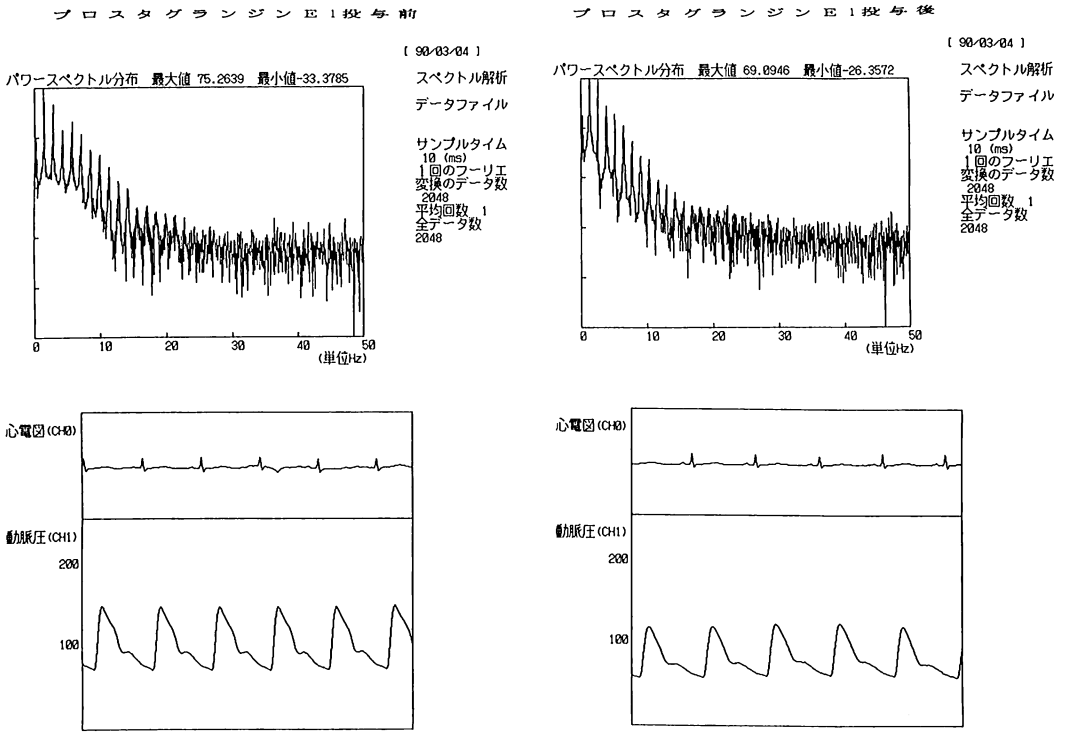

プロスタグランジンE1投与前
[90/03/04]
パワースペクトル分布　最大値 75.2639　最小値-33.3785
スペクトル解析
データファイル
サンプルタイム
10 (ms)
1回のフーリエ
変換のデータ数
2048
平均回数 1
全データ数
2048
0
10
20
30
40
50
(単位Hz)
心電図(CH0)
動脈圧(CH1)
200
100
プロスタグランジンE1投与後
[90/03/04]
パワースペクトル分布　最大値 69.0946　最小値-26.3572
スペクトル解析
データファイル
サンプルタイム
10 (ms)
1回のフーリエ
変換のデータ数
2048
平均回数 1
全データ数
2048
0
10
20
30
40
50
(単位Hz)
心電図(CH0)
動脈圧(CH1)
200
100

図3

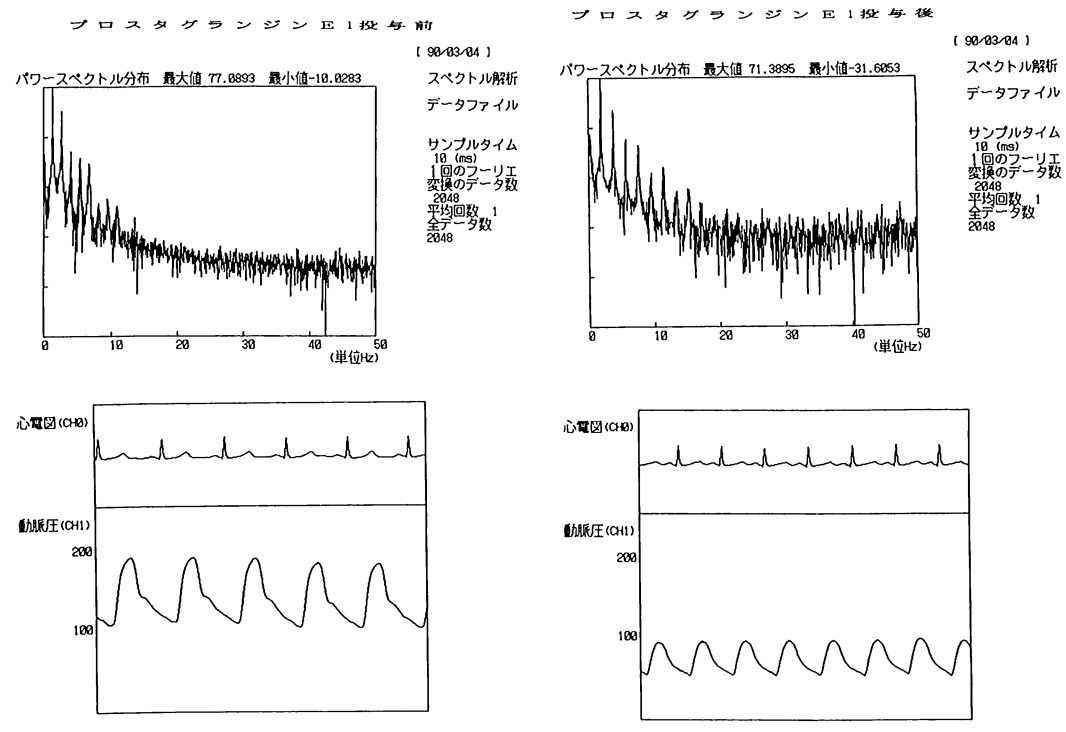

プロスタグランジンE1投与前
[90/03/04]
パワースペクトル分布　最大値 77.0893　最小値-10.0283
スペクトル解析
データファイル
サンプルタイム
10 (ms)
1回のフーリエ
変換のデータ数
2048
平均回数 1
全データ数
2048
0
10
20
30
40
50
(単位Hz)
心電図(CH0)
動脈圧(CH1)
200
100
プロスタグランジンE1投与後
[90/03/04]
パワースペクトル分布　最大値 71.3895　最小値-31.6053
スペクトル解析
データファイル
サンプルタイム
10 (ms)
1回のフーリエ
変換のデータ数
2048
平均回数 1
全データ数
2048
0
10
20
30
40
50
(単位Hz)
心電図(CH0)
動脈圧(CH1)
200
100

図4

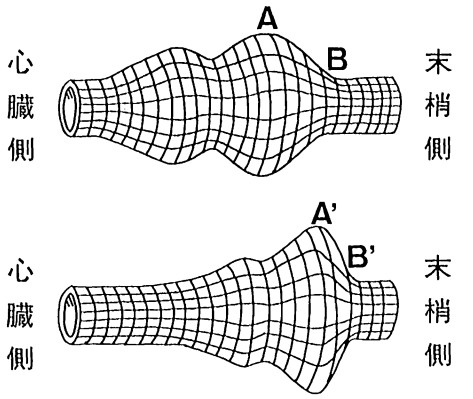


図5　動脈圧波動の伝播現象の図式化
A点の非線形バネはB点のバネより伸展されているので，復元力が強く，速く伝播するため，A'はB'に追いつくように変形する。

管系における作用部位の違いにあるのではないかと著者らは考える。

一般に動脈圧波形は末梢に伝播するにつれて，収縮期圧が上昇し（peaking），立ち上がりが急峻になる（steepening）。この現象は圧波の反射説によって説明されている。圧波の反射説では，動脈圧波形は末梢から逆行性に伝播する反射波と中枢側から順行性に伝播する圧波が合成される。これに対し，われわれは動脈圧波が順行性に血管系を伝播する過程で波形の変化が起こると考える。

われわれは動脈圧波動の物理的機序として，血管弾性の非線形性による非線形波動説を提唱してきた[1]。この説明は，血管が軸方向と円周方向の2方向の非線形バネからなることを根拠とする[3]。血管壁を構成する非線形バネには圧力の接線応力が加わる。非線形バネは伸びの大きい部分ほど復元力が大きく，速く伝播するため，波形は振幅の大きな部分が前へ相対的に前進するように変化する。収縮期圧の部分は血管で最も伸展している部分であるから，復元力が強く速く伝播する（図5）。このため，末梢へ伝播する過程で動脈圧波形の傾きは急峻になる。したがって，動脈圧波動は伝播する過程で，高い周波数成分を増すように変化する。

今回の結果では，ニトログリセリンの投与によって動脈圧波形の高周波成分が失われた。われわれの説明に基づけば，ニトログリセリンの投与によって，大動脈基部から橈骨動脈に至るまでの途中の動脈の血管弾性の非線形性が弱まったことになる。このため，動脈圧波形の伝播の過程で，高い周波数成分を増す効果が弱まったと考えられる。

非線形波動説では，動脈圧波が末梢へ行くに従い収縮期圧が上昇し，かつ急峻になる原因は中枢側の血管にある。動脈圧の脈圧は圧波の進行速度に比例する。つまり，圧波の振幅が大きくなるにつれて，圧波の速度が速くなり，かつ進行方向に向かって急峻になる[5]。

PGE1の投与によって，動脈圧波形の周波数成分に変化は認められなかった。このため，PGE1はニトログリセリンとは異なり，圧測定している部位よりも中枢側の血管の弾性に変化を及ぼさなかったと考えられる。PGE1は橈骨動脈より末梢側の弾性に作用すると考えられる。すなわち，主に細動脈に作用すると考えられる。このため，拡張期圧は低下するが，波形の周波数成分は変わらないと考えられる。

非線形波動とは，一般に非線形の媒質を伝播する波動である。非線形波動は格子力学において研究されている[4]。格子力学は，応力と変化した長さの関係が非線形のバネが数珠状につながったモデルを研究対象とするものである。このモデルに伝播する波動は，周波数成分によって線形化して扱うことができない。非線形波動では伝播する過程で傾きが急峻になり，高周波成分を増すように変化する。また，非線形波の伝播速度は振幅に比例する。

動脈圧波動は，圧波の反射説で完全に説明することは困難である。圧波の反射説で動脈圧波動を

説明するためには，動脈圧波動を線形波動としなければならない。動脈圧波動は非線形波動とするほうが無理がないとわれわれは考える。動脈圧波動は数学的・物理学的には未解決の問題であると考えるべきで，更に研究が必要である。

ま と め

1)　ニトログリセリンの投与によって，動脈圧波形の高周波数成分が減少した。PGE1の投与前後の動脈圧波の周波数成分には変化がなかった。

2)　非線形波動説に基づけば，PGE1は動脈圧測定部位の末梢側に，ニトログリセリンは中枢側で作用するものと推定される。

参考文献

1) 横山博俊，元塚朗子，岸槌進次郎，ほか：動脈圧波形のフーリエ解析による検討．循環制御 11(3)：353〜358，1990
2) 南　茂夫：科学計測のための波形データ処理．CQ出版社，1986，pp 140〜165
3) 坂西明郎，長谷川正光：動脈脈波のソリトン模型．物性研究 42：437〜442，1984
4) 渡辺慎介：ソリトン物理入門．培風館，東京，1985
5) 横山博俊，元塚朗子，岸槌進次郎，ほか：橈骨動脈圧波形とフィナプレス圧波形のフーリエ解析による検討．麻酔・集中治療とテクノロジー 1991．克誠堂出版，1991，16〜21

ABSTRACT

Comparison between Nitroglycerin and Prostaglandin E1 by Fourier Analysis

Hirotoshi YOKOYAMA*, Akiko GANZUKA*, Shinjirou KISHIZUCHI* and Seiitsu MURAKAMI**

Nitroglycerin reduced systolic arterial pressure with minimal effect on diastolic pressure. Prostaglandin E1 decreased arterial pressure through reduction of peripheral vascular resistance. We compared Nitroglycerin with Prostaglandin E1 by arterial pressure waveforms. We examined arterial pressure waveforms using Fourier analysis.

From the results, Nitroglycerin reduced high frequency vibrations in arterial pressure waveforms. Prostaglandin E1 did not effect spectra distribution of arterial pressure waveforms. We speculate that the arterial pressure waves are nonlinearly transmitted by nonlinear elasticity of arterial wall. On the point of nonlinear wave transmission theory, Nitroglycerin produced a effect on large arteries. Prostaglandin produced a effect on arterioles that results in a reduction of diastolic arterial pressure.

Key words : Arterial pressure waveforms, Nitroglycerin, Prostaglandin E1, Fourier analysis, Nonlinear wave transmission

*Division of Anesthesia, Kanazawa National Hospital, Kanazawa 920
**Department of Anesthesiology and Intensive Care Medicine, Kanazawa University School of Medicine, Kanazawa 920

5. 事務への活用

本院における手術申込システムとその活用

久世照五*　畠山　登*　伊藤祐輔*　中丸勝人**
奥野政一**　佐藤根敏彦**　林　隆一***

はじめに

前報[1]において，われわれの病院総合情報システム（SPIRIT, System of Patient's Information and Record Integration in Toyama）の紹介と，外来での顔面痙攣集計システムについて報告した。その際に，システム開発が後程に予定されている部門は，予算の関係から初期計画案が縮小させられることを述べた。手術部システムは後発のために予算不足となり，最初の計画案のうち，物品・在庫管理，術中検査データの取込み，医事会計処理などの遂行は当分は不可能とされ，取り敢えずは手術申込業務のみとなった。しかし，申込だけでは単に入力に終ってしまい「全く意味をなさない」ことより，われわれの強い要望と努力により，申込業務のみに留らずに，以下の機能を含むシステムを開発して，本年3月より稼動にこぎつけた。

1） 患者入室と患者退出の時刻入力により，手術運行表としての機能を充実し，他部所でも手術進行状況の把握を可能とした。

2） 麻酔と手術の，それぞれの開始と終了の時刻入力により，実際の麻酔時間，手術時間の算定を可能とし，集計業務を可能とした。

3） 「期間」項目の設定により，手術が翌日に及んだ場合には，翌日への運行表に該当症例を表示させた。また，その「期間」の値を用いることで，在室時間，麻酔時間，手術時間の自動計算を可能とした。

4） 手術台帳の作成により従来の手書き台帳を廃止し，更にそれをデータベース化し，集計・検索を可能とした。

そこで本稿では，われわれが特に開発に努力した事項について述べる。

「SPIRIT」のハード関係

ホストコンピュータはIBM製3083システム主記憶容量32 MBが2台と磁気ディスク40 GBよりなる[2,3]。4系統（①外来，②病棟，③手術部，検査部，放射線部，医事関係の中央診療棟，④研究棟）のブリッジ結合からなるトークンリングLANにより，ワークステーション312台，うち手術部200台（各手術室内にも配置），高速プリンター144台，うち手術部7台，LAN接続コンセント392箇，うち手術部29箇が機能している。

手術申込と週間予定表の作成

前週の金曜日11時までに申込む従来よりの手書き方式を踏襲し，更にそれ以降で手術予定前日

*富山医科薬科大学麻酔科
**富山医科薬科大学手術部
***富山医科薬科大学医療情報部

までの間に申しこまれた「臨時」，手術当日の申込の「緊急」を含めたオーダリングシステムとした。また，先発施設[4,5]を参考にした。運用支援として，身長，体重，血液型，感染症情報は患者個人情報より，病名（2つまで）は当該患者病名登録ファイルよりの選択とした。また術式（3つまで），術者（6名まで）とコメント（10まで）は各診療科のそれぞれの運用支援ファイルを作成し，また，体位（2つまで），麻酔医（3名までと麻酔科 BST）と手術部直接看護婦（3名まで）・間接看護婦（3名まで）もそれぞれの支援ファイルを作成し，それらよりの選択入力も可能である。

手術予定表は前の週の金曜日 15 時からは院内すべての端末器で見ることができ，プリンター出力も可能である。

手術運行一覧画面

手術予定表画面での患者配列は診療科順，さらに患者 ID 順である。この予定表は術当日は運行表となるが，更に患者の手術室への入退室時刻の入力により図1に示されるような手術運行一覧画面となる。入室時刻の入力により該当症例は上方に移動し，「入」が表示される。その結果，手術進行中の症例は第1画面に集約される。したがって手洗中の術者などが手洗場の画面で各自の手術室番号を容易に確認できるなど，次画面操作なしに手術進行症例が把握できる。

更に退室時刻の入力により「退」の表示とともに表示症例は後方へと送られる。また，「入」の下方で「退」との間の無印の症例は，今からの手術患者が示され，残っている症例の確認も容易である。

左端の No.入力により，該当患者の手術情報入力画面が展開される（図2）。入室時刻，退室時刻，麻酔開始・終了時刻，手術開始・終了時刻，その他の項目に変更があれば入力する。時間は通常は「0」であるが，24 時を越えた場合に所要日数を入力する。これにより該当症例は翌日の運行画面にも表示され，手術室の管理運営に役立っている。また，この数値により手術所要時間や，患

期間 ： 91/11/08　金　　※※　手術運行表　一覧　※※　　11/08/91　13:59
麻酔責任者 ： 久世　　当直医 ： 佐藤根　竹端　　当直看護婦（士 ）： 村井　　岩城

No. 室	開始 終了	科名 区分	患者氏名 性 年齢	手術名 血感 体位	麻酔	麻酔医	看護婦 直接・間接	術者
001	09:00	1外	[redacted] 良市	胸部大動脈人工血管置		畠山	押川　石谷	村上
2　入	17:00		M　071-06	0+　仰－右	全麻	渋谷	長谷	山本
002	12:50	2外	[redacted] 妙子	左拡大根治的乳房切断		十二町	石崎　本江	増子
4　入	16:30		F　068-07	B+　仰	全麻	渋谷		唐木
003	09:25	1外	[redacted] 重盛	右大腿－膝窩動脈間バ		竹端	竹田　金岡	横川
5　入	14:00		M　072-10	A+　※　仰	硬膜外			辻本
004	14:00	2外	[redacted] 和美	甲状腺核出術		もりか	辻口　黒田	坂本
8　入	16:30		F　042-02	B+　仰	全麻	久世		唐木
005	14:45	歯科	[redacted] れい子	顔面		北本	下川　宮崎	小野
7	15:45	臨時	F　061-03	A+　仰	全麻	山崎		岩井
006	15:00	歯科	[redacted] 巧	ダクロン除去		北本	宮崎　下川	古田
7	17:00		M　058-05	A+　仰	全麻	岩城		小野
007	09:15	泌尿	[redacted] とよ	ＴＵＲ－Ｂｔ		藤村	黒田	石川
3　退	09:45		F　080-00	A+　※　砕	腰＋閉	森川		酒本
008	09:30	2外	[redacted] 賢志	左鼠経ヘルニア根治術		十二町	本江　石崎	野本
4　退	10:30		M　003-01	0+　仰	全麻	岩城		山下

次頁あり
選択 ：(　　)　PF2: REFRESH　PF7: 画面↑　PF8: 画面↓　PF9: 前画面　PF12: ﾒﾆｭｰ

図1　手術運行一覧画面
左第2欄の「入」は入室中を，「退」は手術室退出を示している。
この画面は病棟や外来でも見ることができる。

```
        ｶﾝｼﾞｬ ｼﾒｲ                 ＩＤ                    （ 手術施行・内容確認 ）
患者名  患者 氏名              （ 1000001 ）Ｍ  057-09  病室 E751  入院科 ： ２外
-------------------------------------------------------- ※状態 術中  ※区分 予定
手術予定日 ：( 911107 ) 期間 ：( 0 )  入室 ： 0815  退室 ： HHMM   施行科 ： 09
麻酔時間 ：( 0835 )--( 1430 )  執刀時間 ：( 0915 )--( 1400 )  所要時間 ：( 0445 )
麻　　酔 ：( 1 )  1: 全麻  2: 局麻  3: 腰麻  4: 腰麻＋閉麻  5: 硬膜外  6: 静麻
手術場所 ：( 8 )   室番（１～９）、Ｂ．高エネ、Ｃ．中放 、Ｄ．その他
術　者 ：1( 新井  )2( 唐木  )3( 増子  )4( 野本  )5(      )6(      )
        7(      )8(      )9(      )                 +-------------------------+
麻酔医 ：1( 北本  )2( 釈永  )3(      ) BST:( 2 )|    ** 病 名 欄 **      |
看護婦 ：1( 金岡  )2( 伊藤  )3(      )            | 胃癌                    |
        4( 本江  )5(      )6(      )            |                         |
術　式 ：1( 092102 ) 膵脾合併胃全摘術            |    ** コメント欄 **      |
        2(      )                                |1. 吊り上げ鉤            |
        3(      )                                |2. 術中迅速診断          |
体　位 ：( 1 )-(  ) 仰臥位                       |3. ＰＣＥＥＡ              |
準備血液 ：( Ｃ５＿Ｆ＿５Ｗ＿＿Ｂ＿＿Ｐ＿＿ )      |4. Ｘ線造影 伝票有       |
                                                 |5.                       |
-------------------------------------------------+-------------------------+
身長 ： 000  血液型 ： A+  HBS 抗原 ： －  ガラス板 ： －  ＴＰＨＡ ： －
体重 ： 000  ＨＩＶ ： 未検  非Ａ非Ｂ ： 未検  緑膿菌 ： －  結核病巣 ： －

SVSA450                  PF 9: 前画面   PF10: 施行入力        PF12: ﾒﾆｭｰ
```

図２　手術室内での手術患者情報入力画面
この画面は，入室時刻のみが手術室内で入力された段階で，他の表示内容はすべて予定のものである。

《第１次KEY》	《患者データ》	ＨＩＶ	執刀終了時刻・結果
患者ＩＤ	患者氏名(ｶﾅ)	非Ａ非Ｂ	手術所要時間・結果
申込No.	患者氏名(漢字)	緑膿菌	手術責任者ＩＤ
《第２次KEY》	性別	活動性結核病巣	手術責任者氏名
状態FLG	年齢	病名コード(1)	麻酔責任者ＩＤ
手術予定日	外来受診科	病名名称(1)	麻酔責任者氏名
手術施行診療科	入院診療科	病名コード(2)	主治医ＩＤ
手術区分	入院病室	病名名称(2)	主治医氏名
《第３次KEY》	入外区分	《手術予定内容》	期間
状態FLG	生年月日	手術室	《手術担当者》
入院病棟	《患者情報》	手術開始時刻・予定	執刀医(1)ＩＤ
手術予定日	身長	手術所要時間・予定	執刀医(1)氏名
申込No.	体重	麻酔開始時刻・予定	執刀医(2)ＩＤ
《第４次KEY》	血液型（ABO式）	入室時刻・結果	執刀医(2)氏名
状態FLG	Ｒｈ型	退室時刻・結果	執刀医(3)ＩＤ
手術予定日	ＨＢｓ抗原	麻酔開始時刻・結果	執刀医(3)氏名
手術室	ガラス板	麻酔終了時刻・結果	助手(1)ＩＤ
執刀開始時刻	ＴＰＨＡ	執刀開始時刻・結果	助手(1)氏名
申込No.	他，麻酔医、コメントなど１０６項目		合計１７１項目．

図３　手術１症例の関連データ項目の一部（1症例171項目2Kバイト）。

者在室時間，麻酔時間が自動計算される。

手術台帳作成とデータ転送

手術台帳作成までは「SPIRIT」で行うが，集計・検索業務については現システムに余裕がなく不可能とされた。そこで，「SPIRIT」からは手術関連データのみを貰うこととし，集計・検索システムは手術部と麻酔科の予算で別途に開発することとなった。その際にIBM端末をそのまま用いることも考えられたが，われわれが日頃使用していて使い勝手が良く，また，今後の市販データベース・ソフトへの対応も考えて，NECパーソナルコンピュータ（PC9801RX）を用いた。

手術関連データの項目の一部を図３に示した。

1症例のデータは171項目で2Kバイトのランダム・ファイルとして，「SPIRIT」よりパーソナルコンピュータのハードディスク（40Mバイト，年間3600症例として，約6年を想定）へ月単位で転送している。集計・検索プログラム言語は，今後も自由に追加，修正しなければならないことを考慮してMS-DOS版N88-BASICとし，基本プログラミングは業者に依頼した。

集計・検索システム

集計業務としては現在，

1） 麻酔科医別，診療科別に麻酔症例の件数，延患者在室時間とその平均，延麻酔時間と平均，延手術時間と平均値を算出。

2） 麻酔科医別，麻酔法別に麻酔症例の件数，延患者在室時間とその平均，延麻酔時間と平均，延手術時間と平均値を算出。

これらの集計結果は，予定表作成の際の麻酔担当医決定の参考資料として活用している。

3） 看護婦別，術式別に手術件数・手術時間を算出。

4） 診療科別，月別，予定・臨時・緊急別に手術件数・手術時間を算出。

また検索業務では病名や術式について，1文字一致検索も可能とした。

その他にユーティリティとして，データの待避・復帰，麻酔医・看護婦マスター管理を設けた。

まとめ

富山医科薬科大学附属病院総合情報システムのうちの手術申込システムは，本年3月より稼動となった。われわれとしては，単に申込に終わるのではなく，有効に活用することに努力した。その結果，有用な運行表の作成，麻酔・手術所要時間の自動計算，手術台帳の作成，データの集計・検索を達成した。現在，半年を経過したが，ほぼ満足な結果を得ている。

参考文献

1） 久世照五，畠山　登，増田　明，ほか：病院総合情報システムの開発と麻酔科の対応．発足2年目の経過と反省点．麻酔・集中治療とテクノロジー1991，克誠堂出版，1991，pp 79〜82

2） 林　隆一：富山医薬大病院情報システムの設計概念．新医療 16(7)：72〜77，1989

3） 林　隆一：富山医科薬科大学附属病院情報システムの現況と展望．INNERVISION 5(4)：54〜55，1990

4） 戸野　保，平川奈緒美，原野　清，ほか：手術予約と手術情報システム（第2報）．麻酔・集中治療テクノロジー1900．克誠堂出版，1991，pp 84〜86

5） 加藤　清，木谷泰治：手術部システムの開発（第2報）．麻酔・集中治療とテクノロジー1991．克誠堂出版，1991，pp 83〜86

ABSTRACT

Ordering System for Operation Reservation and its Useful Implementation

Shougo KUZE*, Noboru HATAKEYAMA*, Yusuke ITO*, Katsuhito NAKAMARU**, Masaichi OKUNO**, Toshihiko SATONE** and Ryuichi HAYASHI***

The ordering system for operation reservation started in our hospital from March, 1991. The design of this system followed the request format of conventional handwritten slips for scheduled and unscheduled surgery.

Following inputs the number assigend to the operating room to be used, names of charged anesthesiologists and nurses, etc. by the manager of operation center, a operating schedule for a whole week is completed at the previous Friday evening.

On the day of surgery, the time that the patient enters and leaves the operating room are recorded. These information can be used as an online reference on the progress of the surgical operation.

Postoperatively, definite operative records

including actual durations of anesthesia and surgery were filed as the operation ledger and preserved at the recording medium of personal computer as data bases, which have been utilized for statistical analysis and researches.

This system contributes to smooth management of operating rooms.

Key words : Ordering system, Operation reservation, Data base, Statistical analysis, Research

*Department of Anesthesiology, Toyama Medical and Pharmaceutical University.

**Division of Central Operation Theater, Toyama Medical and Pharmaceutical University.

***Division of Medical Informatics, Toyama Medical and Pharmaceutical University, Toyama, 930-01

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

加山裕高*　杵淵嘉夫*　大谷育子*
山崎陽之介*　山本道雄*

近年，麻酔記録台帳作成にパーソナルコンピュータを利用している施設も多くなってきた。しかしながら，多忙な勤務の中で，“誰がどのようにデータを入力するのか？”が問題となる。特に，キーボードによるテキスト入力方法では，“作成したけれど誰も入力しない”事態になることがしばしばである。コード番号による入力方法も考えられるが，入力時の確認に欠けるように思われる。ここでMacintosh（Apple Computer, USA）のハイパーカード（Apple Computer, USA）をデータ入力のフロントエンドとして使用することにより，キーボード操作になれていない者でも容易にマウス操作で入力できる方法を試行した。

入力項目の選定

作成した入力項目，入力チャート図を図1に示す。入力項目は18項目からなり各々選択対象としている。これらは，麻酔に関した検討対象としては不十分かもしれないが，メモフィールドである程度対処できる点，入力の容易さを考慮しオリジナルの麻酔記録が選択できる条件として決定した。ここで，入力データ部分は大きく2つに分類される。ひとつは，患者名，ID番号等の不定型の入力からなる患者属性である。もうひとつは，診断名，術式など，入力が定められているデータ（参照入力データ）である。これまで，われわれはこの診断名，術式などのいわば“入力用語辞書”を作成し発表してきた。図2にその一部を示す。これらは過去の麻酔症例に基づいて作成され，各診療科，部位別分類，診断名，術式に階層化されている。現在の“入力用語辞書”はファイル数で約300，テキスト容量で500Kバイト程度である。また，この様な“入力用語辞書”を作成しておくことにより，誰もが統一された的確な単語で入力することができ，キーボードからのテキスト入力と比較し検索時に入力単語の“あいまいさ”を除外できる。ここでは，“入力用語辞書”ファイルをMacintosh上のハイパーカードに組み込むことにより，マウスを活用し，メニュー形式よりも操作性のよい環境を作成することができるのではないかと考案した。

*東海大学医学部麻酔科

ハイパーカード上の麻酔記録台帳

ハイパーカードとはMacintoshのGUIの操作環境を容易に作成できるアプリケーション開発環境であり，基本的にはカードとそれに付随するオブジェクト（フィールド，ボタン，マウスで押すことによりある動作を実行するコマンド）からなる。プログラム作成環境はオブジェクトオリエンテッドであり，Hypertalkと呼ぶ言語で記載できる（Hypertalkでのプログラムをスクリプトと呼ぶ）。

図3に今回作成ハイパーカードで作成した麻酔台帳入力スタックを示す。基本的には，2種類のスタックから構成されており，ハイパーカードで可能なマルチウィンドウを利用しデータの受渡ができるように作成した。1つは，データが入力さ

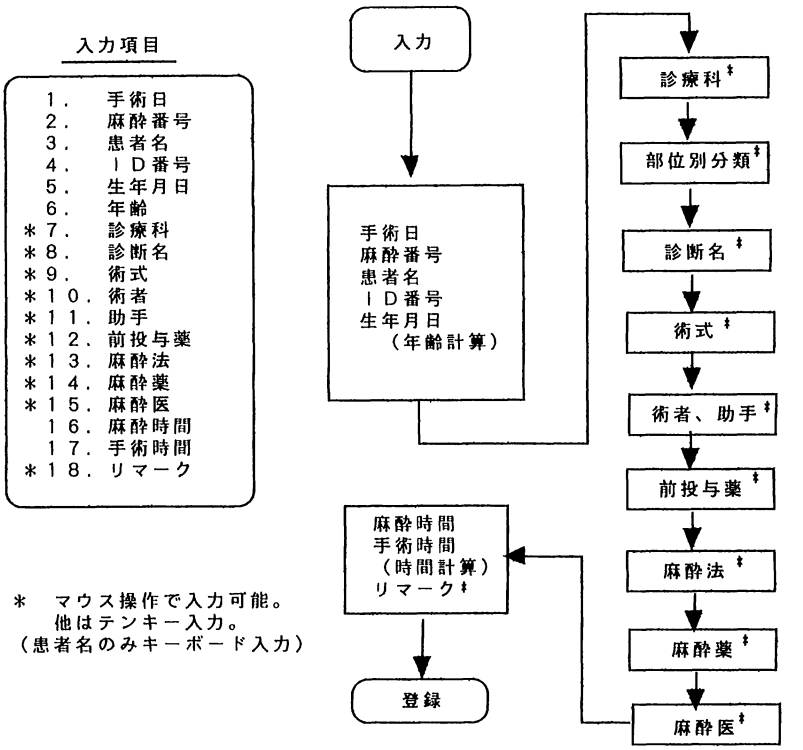


図1

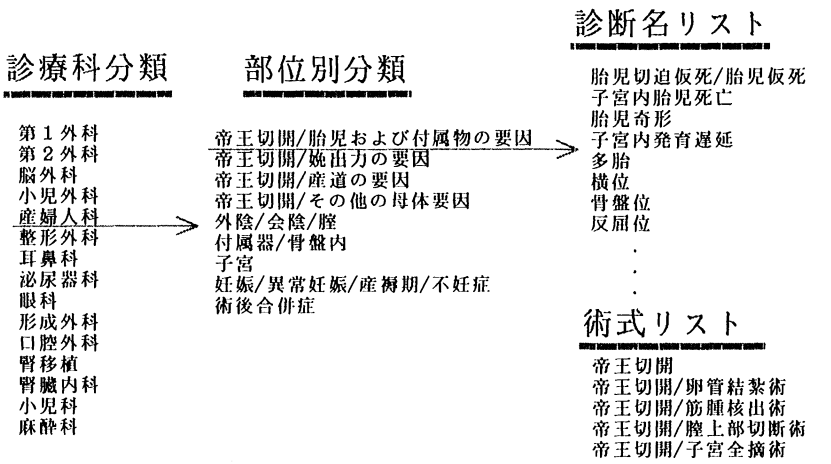


図2

れるスタックであり（データ入力スタック），各入力項目フィールドを作成し，いわばカード型データベースの構造となっている。他方は，先ほどの“入力用語辞書”が収納されているスタックであり（データテンプレートスタック），記載単語をマウスで選択することによりデータ入力スタックに自動入力されるようになっている，これはメンテナンスの容易さから各診療科ごとに作成してある。テンプレートスタックの構成は，最初のカードに部位別分類，次いで診断名，術式カードとリンクされ，最後は術者，助手の共通データカードとなっている。

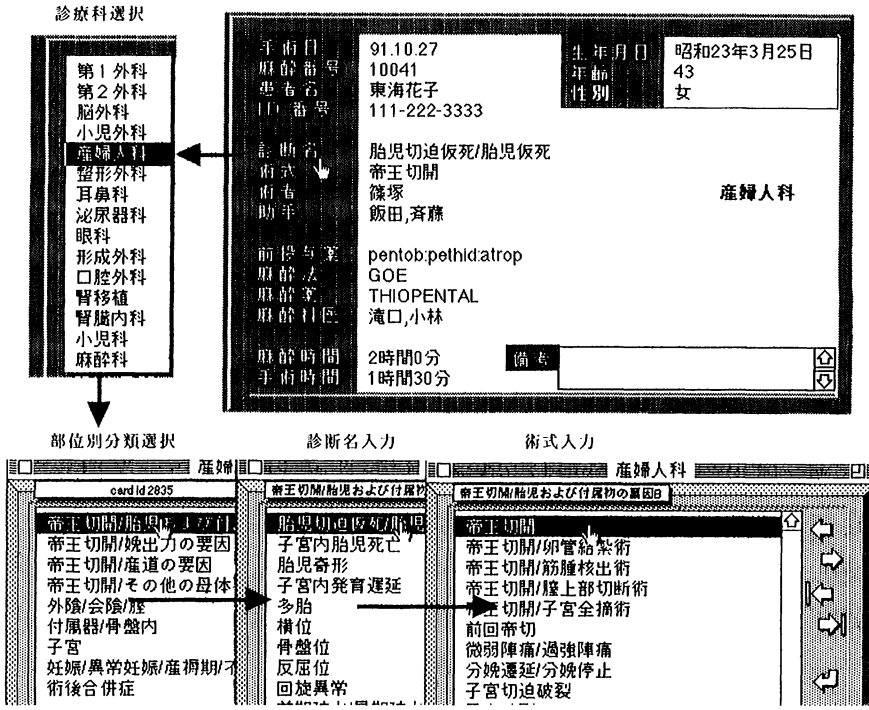


図３

データ入力時には，各項目をマウスでクリックするとその項目フィールドが入力される，もしくはシリーズで入力できるように設計した。また年齢計算，麻酔時間などの時間計算もプログラム上で作成し容易に入力できるようになっている。テンプレートスタックは，スタンドアローンとなっており，追加削除が自由にできる構造である。これによって，データ入力時に“入力用語辞書”にデータの記載がない場合，自由に追加することができる。この操作環境により，ある程度の学習機能を持たせることが可能となる。スタック容量は，データ入力スタック基本構成で25Kバイト，データ１件ごとに約２Kバイトを要し，データテンプレートスタックは，各診療科ごとで20〜30Kバイトである。データ入力に要する操作は，キーボードからのテキスト入力１回（患者名入力），テンキーによる数字入力６回（ID番号，生年月日，麻酔手術時間入力），マウス操作10数回である。

データベースとしてのハイパーカードの限界

ハイパーカードは，Macintoshのユーザーフレンドリーな操作環境を利用したアプリケーションが比較的容易に作成できる反面，データベースとして利用するには，スタック容量や検索時間から処理能力の限界がある。実験的に管理できるデータ数は1000件（カード）程度が限界と思われる。そこで，ハイパーカードで入力したデータを他の検索ソフトのデータに変換する必要がある。今回は“タブ区切りテキスト”形式に変換する方法を使用した。“タブ区切りテキスト”形式は主なデータベースソフトで読み込みが可能であり，ハイパーカード上のデータをこの様な形式で出力することは，簡単なスクリプトを記載することにより可能である。このように，標準テキスト形式に変換すれば，パーソナルコンピュータのハードウェアへ

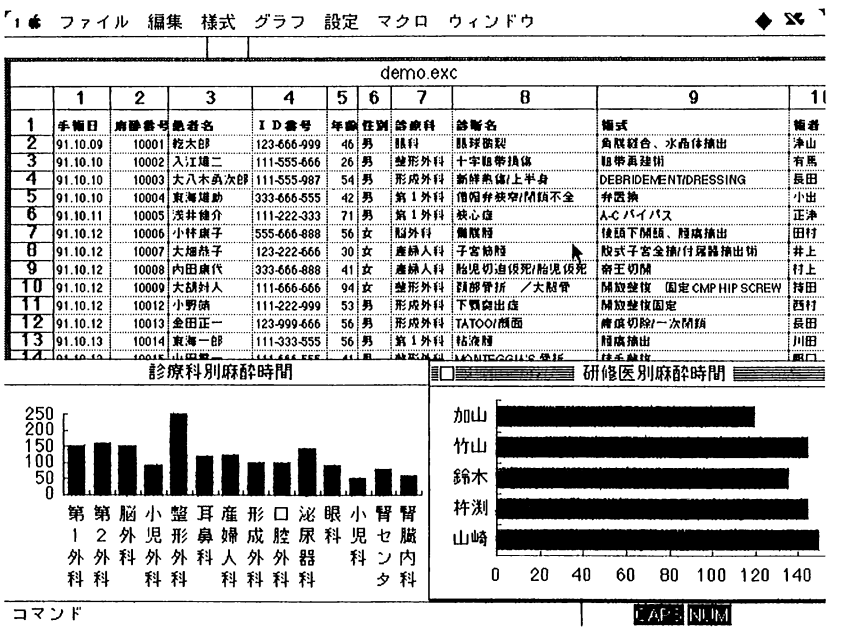


図4

の依存性がなくなり他機種でもデータ利用が可能となる。図4にMacintosh上でExcel（Microsoft）に変換し，Excelのマクロコマンドを実行し，麻酔医の診療科別麻酔時間，各麻酔医別麻酔時間を作表した例を示す。これらの例は，他機種上のデータベースソフト（桐，TheCard 3など）でも十分可能と思われ，Macintosh上のハイパーカードをデータ入力ツールとして利用し，他機種上で月間の各統計計算が容易に作成できる。

考　察

現在多くの施設で手術申込の院内ネットワーク化が進んでいる。この様な装備が進むにつれ麻酔記録台帳作成に必要なデータの入手が自由にできる環境となりつつある。個人，または医局内でデータを作成する時代ではないかもしれない。しかしながら，多くの中小の病院ではネットワーク化は，まだまだの感がある。また，院内のネットワーク化が完成しても過去の麻酔記録をどう入力するかという問題点もある。

作成したスタックを研修医，事務の方に使用させたところ，この程度の入力ならば，という評価を得た。若い研修医に入力させるためにはハイパーカードで利用できる“音”データを利用し効果音，音声による説明などの“遊びの要素”を付加させるのが効果的かもしれない。

パーソナルコンピュータの処理能力や外部記憶容量が著しく向上してきた現在でも，ワープロとしてのみのパソコン利用ではその潜在能力の一部しか利用していないように思われる。日々のデータの蓄積，ならび蓄積されたデータがあってからこそ真のパーソナルなコンピュータの利用法が存在するのではないだろうか。

なお，このプログラムはNiftyServeの“症例研究会”フォーラムに公開してある。

ABSTRACT

Management of Anesthesia Record using Hyper-Card System

Hirotaka KAYAMA*, Yoshio KINEFUCHI*,
Ikuko OHTANI*, Yonosuke YAMASAKI*
and Michio YAMAMOTO*

Informations contained in the anesthesia records fall into two groups. One concerns with "case-identification" and consists of patient's name, date of birth, date of operation, diagnosis, operative procedure and so forth. The other group consists of physiological parameters and intra-operative events. In order to facilitate the compilation of individual patient record by anesthesiologists, we decided on batch entry of the data belonging to the former group by providing cards of menu on which items are displayed and urging the operator to simply enter the appropriate item to register by using a mouse as data entry tool. Numbers of cards are about 300 and are written in the textforms of ASC II code. Memories required are 500 kilobites including the control software by using a hyper-card system of Macintosh II computer as front-end processor. These items selected are stored in the form of k3 format and can easily put into any relational database programs, such as dBASE III and Lotus 123 etc.

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

ノート型パソコンとバーコードによる手術明細書と麻酔および手術台帳の作成

岩坂日出男*　谷口一男**　宮本光郎**　氏原良和**
北野敬明*　織田俊介*　本多夏生*

はじめに

最近は複雑，多岐に渡る医療情報を効率的に処理するために，大病院ばかりでなく，中小の病院においてもコンピュータ化を抜きにしては考えられない時代が到来したといえる。当大分医科大学病院でもコンピュータ導入による総合情報システム化が進んでいる。しかし，手術部としては医療材料の在庫管理システムとしてしか稼動しておらず，手術明細書，麻酔台帳などは手書きで行っていた。今回ノート型パソコンを手術室内に持ち込むことによる合理化を目指したので報告する。

目　的

手術部情報システムの効率化の一方法としてノート型パソコンを各手術室内で利用することにより，手術明細書，麻酔台帳記入などの事務的作業の迅速化，省力化をはかり，手術部でのコストパフォーマンス，経済効率を上げることを目的とした。スペースを取らず，移動の簡単なノート型パソコンを各手術室内に配置した。これにより，間接介助のナースは，医療材料，薬剤の明細を従来の手書きに比べ正確，迅速に行える。これに麻酔法，麻酔時間，手術術式，手術時間を入力することにより同時に麻酔台帳の作成もできる。更に，現在進行中の病院内のトータルシステムとリンクすることにより，より以上の手術部情報システムの合理化，効率化を目指した。以上の考えのもとに，ノート型パソコンとして20 MBのハードディスク内蔵，4 MBのRAMを増設したエプソンの32ビットPC-386-NOTE-Aを使用し，更に，バーコード入力ができるようにハンド型バーコードリーダーを取り付けた。更に，データ保存のため600 MBの光磁気ディスクをつけたサーバーコンピュータを用いた。データベースとしてはdBASE Ⅲ PLUS（日本アシュトンテーツ）上に構築されたものを用いた。以上のことをレイアウトしたものを図1に示した。各手術室でノート型パソコンとハンド型バーコードリーダーを用いて，入力し，これを3.5インチフロッピーディスクに保存しておき，足りない分はフロッピーディスクを回復室まで持って来て，ここにも設置してあるノート型パソコンで入力の追加，訂正を行う。この後フロッピーディスクのデータをサーバーコンピュータで読み込み，プリントアウトと同時に光磁気ディスクに保存しておく。

使用方法

1）メニュー選択

ノート型パソコンの電源を入れ，ついで3.5インチフロッピーディスクを挿入する。この後メニュー選択画面になる。ここで文書入力，訂正，バーコード入力，訂正の4項目が選択できる。まず，文書入力にして，患者ID番号と名前をカタカナ

*大分医科大学麻酔学教室
**大分医科大学手術部

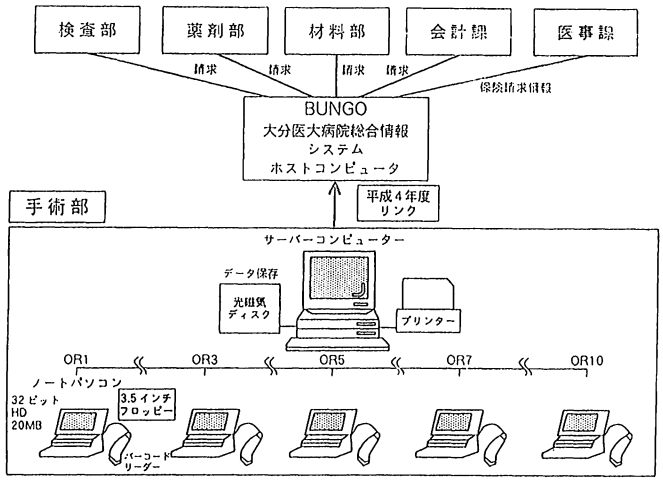


図1

で入力し，次にバーコード画面にいく。

2）　バーコード入力

メニュー選択画面でバーコード入力を選択し，バーコード画面に切り替え入力する。使用ごとに医療材料，薬品を一つずつ，材料在庫マスターコードブックの中からハンド型バーコードリーダーで読み取り入力する。間接介助をしながらこの入力を行う。バーコードブックは各科別に配列してあるので，実際には何ページも使用することはなく短時間で迅速に入力することができる。打ち込んだデータは3.5インチフロッピーディスクに保存され，このディスクのみ回復室に持って移動し不足分などは，回復室に設置されているノート型パソコンで入力できるので時間に追われることも少なく持ち運びも簡単である。

3）　麻酔入力と外科入力画面

回復室で麻酔科医は麻酔科医名，麻酔時間，手術時間，麻酔方法，更に，麻酔薬の使用量，検査回数，時間外区分，特殊麻酔法などをウィンドウから選択し入力できる。外科医は保険コード番号を入力すると手術名が出て来るのでこれを入力する。訂正もメニュー選択画面の訂正部分を選択することにより簡単に行える。

入力がすべて終了した時点で3.5インチフロッピーディスクをサーバーコンピュータに入れ，データを保存し，いつでもプリントアウトが可能となる。

4）　サーバーコンピュータ

病院内のトータルシステムとリンクするまでは，ここでプリントアウトしたものを，医事科，薬剤部に送る。データはこの光磁気ディスクに蓄積しておく。年3000件の手術件数で約30年分蓄積できる。このデータを使用して手術台帳が作成でき，これより手術情報管理統計，情報検索，勤務者管理などの情報管理システム化が可能である。

5）　心臓手術明細書（図2）

これは実際の心臓手術明細書をプリントアウトしたものである。これが入力数としては一番多いものである。

6）　手術台帳（図3）

これは手術台帳としてプリントアウトされたものである。患者名，麻酔法，麻酔時間，術式，手術時間が分かり，更に，麻酔医，術者，看護婦名とから労働状況の把握も可能でありマンパワーの適正配分等に利用可能と思われる。

明細表　　　　　　　　　　平成　3年　10月　07日
＜手術部＞

ID 0017-966-9
[redacted]

診断名 僧帽弁閉鎖不全症	担当 2外	受持医 栗玉 迫	執刀医 栗玉 迫　高崎　木村
	病棟 3E	麻酔医 北野	看護婦 坂井 宮森 飯塚

麻酔開始 08:30　麻酔時間 07:20　　手術開始 09:25　手術時間 6: 5
麻酔終了 15:50　　　　　　　　　　手術終了 15:30
時間区分　　　　　　　　　　　　　加算区分
　　　　　　　　　　　　　　　　　　パルスオキシメータ 07:20
麻酔法　　　　　　　　　　　　　　術式
　46101 閉鎖循環式全身麻酔　　　　　心臓手術（心肺・低体温）

保険区分番号	手術名	保険点数
481-5	弁完全置換術	36000
488	人工心肺（1日につき）	18000
		0
		0

0

	ダブルベロア	5×5cm	5	67078	心拍出量測定		7
62521	HB		13	62521	HCT		13
62107	血清Nacl		13	65402	血清_K		13
65404	血清_Ca		13	60224	血液ガス測定		13
65201	血糖		13	62202	凝固時間		13
25102	イソジン液〔手術用〕	ｲｿｼﾞﾝｴｷ(ｼｭｼﾞｭﾂﾖｳ)	150	27762	ベリプラストP（3ml）	ﾍﾞﾘﾌﾟﾗｽﾄP3ML	1
29120	フォーレン	ﾌｫｰﾚﾝ	10	30023	アミサリン10%2	ｱﾐｻﾘﾝ 10% 2ML	1
30041	アンチレクス 1%	ｱﾝﾁﾚｸｽ 1%	1	30054	アクトラピッドヒューマン40	ｱｸﾄﾗﾋﾟｯﾄﾞﾋｭｰﾏﾝ40	1
30114	イノバン注5 100mg	ｲﾉﾊﾞﾝﾁｭｳ 5ML 100MG	2	30402	大塚糖液 5%500	ｵｵﾂｶﾄｳｴｷ 5%500ML	1
30409	大塚糖液 50%200	ｵｵﾂｶﾄｳｴｷ 50%200ML	1	30411	大塚糖液 5%20	ｵｵﾂｶﾄｳｴｷ 5%20ML	7
30516	カルチコール 8.5%5	ｶﾙﾁｺｰﾙ 8.5%5ML	4	30530	カタボン・HI	ｶﾀﾎﾞﾝ･HI	1
30602	キシロカイン注射液1%	ｷｼﾛｶｲﾝﾁｭｳｼｬｴｷ1%	1	30803	ケイツー注 30mg3	50A	3
30804	KN補液3B 500	KNﾎｴｷ3B 500ML	2	30806	KCL注射液	KCLﾁｭｳｼｬｴｷ	5
31298	生理食塩液－大塚 100	60V	3	31302	生理食塩液テルモ 500	ｾｲﾘｼｮｸｴﾝｴｷﾃﾙﾓ 500ML	1
31330	生理食塩液 1	ｾｲﾘｼｮｸｴﾝｴｷ 1L	7	31345	生理食塩水（大塚）20	ｾｲﾘｼｮｸｴﾝｽｲ(ｵｵﾂｶ)20ML	2
31340	生理食塩液（洗浄用）1	ｾｲﾘｼｮｸｴﾝｴｷ(ｾﾝｼﾞｮｳﾖｳ)	5	31625	注射用水 500	ﾁｭｳｼｬﾖｳｽｲ 500ML	1
31910	トランサミンS注10% 10	ﾄﾗﾝｻﾐﾝS ﾁｭｳ 10% 10ML	2	32516	ハプトグロビン注	ﾊﾌﾟﾄｸﾞﾛﾋﾞﾝﾁｭｳ	1
32536	パンスポリン静注用1g	ﾊﾟﾝｽﾎﾟﾘﾝ ｼﾞｮｳﾁｭｳﾖｳ 1	4	32709	フェンタネスト	ﾌｪﾝﾀﾈｽﾄ	35
32714	プミネート 5%250	10V	1	32751	プロスタンディン（注射用） 2	ﾌﾟﾛｽﾀﾝﾃﾞｨﾝ(ﾁｭｳｼｬﾖｳ)2	1
32802	ヘスパンダー 500	ﾍｽﾊﾟﾝﾀﾞｰ 500ML	1	32808	ヘパリンナトリウム注射液 10	ﾍﾊﾟﾘﾝﾅﾄﾘｳﾑﾁｭｳｼｬｴｷ 10	4
32911	ホリゾン	ﾎﾘｿﾞﾝ	5	33008	マンニットール20% 500	ﾏﾝﾆｯﾄｰﾙ 20% 500ML	1
33101	ミオブロック	ﾐｵﾌﾞﾛｯｸ	6	33107	ミリスロール注 50mg100	ﾐﾘｽﾛｰﾙﾁｭｳ 50MG100ML	1
33305	メイロン8.4%250	ﾒｲﾛﾝ8.4%250ML	1	34002	ラクテック 500	ﾗｸﾃｯｸ 500ML	2
34004	ラシックス	ﾗｼｯｸｽ	3	34109	硫酸プロタミン注射液	ﾘｭｳｻﾝﾌﾟﾛﾀﾐﾝﾁｭｳｼｬｴｷ	7
34118	リンデロン 20mg	ﾘﾝﾃﾞﾛﾝ 20MG	3	34301	レギチーン	ﾚｷﾞﾁｰﾝ	11
34503	ワソラン注	ﾜｿﾗﾝﾁｭｳ	5	55200	酸素		1600
55202	ｿｰﾀﾞﾗｲﾑ		720	25602	ｷｼﾛｶｲﾝｾﾞﾘｰ		20
00470010	カーディオフロー	ASA-1200	1	00720010	ギッシュ心筋冷却保護回路	12ｲﾘ	1
01630070	人工心肺回路	ﾘｻﾞｰﾊﾞｰﾅｼ	1	01630090	人工肺	1300 ﾌｨﾙﾀｰﾂｷﾘｻﾞｰﾊﾞｲｯ	1
01930040	大静脈脱血カニューレ	V-122 32F	1	01930060	大静脈脱血カニューレ	V-122 30F	1
01980020	チェストドレーンバック	MD85530 ﾀﾞﾌﾞﾙ ｺｲﾘ	1	02240070	動脈送血カニューレ	591057 18F	1
02910360	縫合糸	ﾈｵﾌﾞﾚｰﾄﾞ(ｸﾛ) 2-0 40*	2	02910370	縫合糸	ﾈｵﾌﾞﾚｰﾄﾞ(ｸﾛ) 1-0 40*	2
02910540	縫合糸	ｸﾛﾅｲﾛﾝ 6-0 HP-08 12*	13	02910860	縫合糸	ｸﾛﾐｯｸ 3-0 ﾏﾙﾊﾘ 20MM	2
02911200	縫合糸	ﾀｲｸﾛﾝ ｱｵ 3-0 3161-41	12	02911240	縫合糸	ﾀｲｸﾛﾝ SD 2-0(2814-51	10
02911250	縫合糸	ﾀｲｸﾛﾝ ﾌﾞﾙ-2-0(3166-5	17	02911360	縫合糸	ﾌﾟﾛﾘｰﾝ 3-0 8522H 3ﾀﾞ	1
02911390	縫合糸	ﾌﾟﾛﾘｰﾝ 2-0 8523H 3ﾀﾞ	2	02911450	縫合糸	[illegible]	2
02911940	縫合糸	ﾀｲｸﾛﾝ4-0 TE-1 #3180-	2	03350020	レフトベントカテーテル	5962-20	1
04490010	アオルティクルートカニューラ	10014 14G	1	05100030	人工僧帽弁	29MM	1
05240040	ソラシックカテーテル	32FR 10ｲﾘ MAR5705-32	2	05600010	ペーシングコイル	ﾍﾟｰｼﾝｸﾞ [illegible]	[illegible]
05650010	ボーンワックス	2.5G 12ﾎﾝｲﾘ	2	06430010	胸骨ワイヤー	0.7MM [illegible]	[illegible]
	中心静脈圧		3	52231	ｱｰｶﾞｲﾙﾀﾞﾌﾞﾙ		[illegible]

図2

<< 手術台帳 >>　No.00000100～No.00001000　PAGE : 1

No.	手術日	患者番号	氏名	年齢	性別	科階	麻酔法名 / 病名 / 手術名 / 麻酔医 / 手術医 / 看護婦 / 備考	手術室番号	感染症	手術部入退部時刻	麻酔時間 / 手術時間 / 手術室入退室時刻
0591	91/10/03	0123-234-6	[redacted]	30Y	M	眼 2 S	GOI+Epi 出血性緑内症 線維性帯切開術 毛様冷凍凝固術 1.木戸 2.後藤 3. 4. 5. 6. 1.麻生 2. 3.高山 4.畑川 5. 6. 1.石川 2.足立 3.菊池 4. 5. 6. 備考	05	ATV	13:40～15:30	14:30～15:10(00:40) 14:20～15:10(00:50) 13:45～15:25
0592	91/10/03	0123-450-2	[redacted]	0Y12M	F	皮膚 5 E	HDF+Epi 背部母斑 剥皮（削）術 1.工藤 2.安藤 3. 4. 5. 6. 1.柴田 2.. 3. 4.高橋 5.西田 6. 1.梶原 2.石川 3. 4. 5.後藤 6. 備考	06	ATV	13:00～15:25	14:00～14:45(00:45) 13:10～15:00(01:50) 13:10～15:05
0595	91/10/04	0123-235-7	[redacted]	100Y	M	2 外 3 E	GOS+I+E+F 弓部大動脈瘤破裂 動脈瘤切除術 血管形成術 1.岡島 2.小野 3.福井 4.本田 5.高橋 6.内藤 1.藤島 2.阿南 3.井上 4.小林 5.吉田 6.堤 1.清水 2.森田 3.有吉 4.佐藤 5.橋 6.向田 備考	01		08:15～22:10	08:30～21:20(12:50) 10:10～21:10(11:00) 08:18～22:05
0599	91/10/10	0235-263-2	[redacted]	0Y10M	M	麻酔 1 S	GOE+F カウザルギー トータルスパイナルブロック 1.工藤 2.足立 3. 4. 5. 6. 1.柴田 2. 3. 4.小林 5. 6. 1.斉藤 2. 3.望月 4.石坂 5. 6. 備考	02	HIV	13:05～16:45	13:47～16:10(02:23) 13:47～16:10(02:23) 13:10～16:15

図3

まとめ

1） 手術部内の各手術室および回復室にノート型パソコンとハンド型バーコードリーダーでパソコンに入力した。

2） 回復室で手術医は保険コード番号により手術名を入力する。麻酔科医は実施麻酔の選択と麻酔薬を入力する。

3） 麻酔，手術台帳を自動的に作成することができる。

4） 今後，手術一件ごとの手術料，麻酔料，薬品，材料が算出でき手術医，麻酔医，看護婦の人数も把握できるので手術部のコストパフォーマンス，週40時間体制の対策もたてられる。

参考文献

1） 谷口一男，宮本光郎，氏原良和，ほか：ノート型パソコンとバーコードによる手術明細書と麻酔および手術台帳の作成．手術部医学（印刷中）．
2） 中村　宏，板平憲二，古橋正吉，ほか：パソコンによる手術部情報管理－電子カードアイリス使用の実際－．手術部医学 8：111～115，1987
3） 森隆比古，中谷　博，池田卓也，ほか：コンピュータを用いた手術部情報部システムの研究（第3報）．手術部医学 8：120～123，1987
4） 酒井順哉：手術部情報システムによる効率化．手術部医学 10：60～66，1989
5） Westenskow DR：The Anesthesia Workstation．麻酔・集中治療とテクノロジー 1991．克誠堂出版，1991，pp 1～5

ABSTRACT

An Integrated Information System for Operating Room with a Notebook Type Personal Computer

Hideo IWASAKA*, Kazuo TANIGUCHI*, Mitsurou MIYAMOTO*, Yoshikazu UJIHARA* Takaaki KITANO*, Shunsuke ODA* and Natsuo HONDA*

We developed a data base system using the dBASE m plus for recording anesthesia books and detailed statements.

Notebook type personal Computers（PC-386 NoteA, Epson Co, Ltd.）were settled each operating room. Circular nurses input the patient's information and detailed statements of anesthetic drugs and operation material. These data were preserved to 3.5 inch floppy disc. Surgeon input the security cord number of operation and ancsthetist input anesthetic method. Therefore, anesthetic and operation record books are automatically drawn up. Then disc information were translated to the sever computer（PC-9801 DA, NEC Co, Ltd.）settled at recovery room. Using this system, the operation room is managed efficiently, and we can reduce our labor.

Department of Anesthesiology, Oita Medical University, 879-56

グラフィック入力方式麻酔台帳の試み

越川正嗣*　寺本友三*　藤本久実子*　池田和之*

われわれの教室では1989年10月より現在に至るまで，全身麻酔症例の概要，いわゆる麻酔台帳をパーソナルコンピュータ（FMR70）上にdBaseⅢを用いて作成してきた。入力作業は教室員の当番制であったが，後に各自入力するようになった。この入力作業は医局員の間で不評であった。その理由として以下のようなものが挙げられていた。

1）コード表を見ながらの入力は手間が掛かる。コード表を暗記するのも面倒臭い。
2）しかし，かな漢字変換はリカバリーで患者を診たあと，次の患者が入室までに入力するのは不可能である。
3）これは事務員のやる仕事である。医者の仕事ではない。
4）これを入力して，教室員全員にとってどのようなメリットがあるのか。

これらの不満に対して以下のような対策を考えた。

1）習熟を必要としない使い勝手

数値入力（生年月日など）以外はすべて選択入力とし，画面上にすべての選択肢を表示する。同時に，簡単な使用方法も画面上に表示する。取り扱い説明書を読まずに，口伝えだけで使い方がわかるようにする。

2）次の動作を利用者に強要しない

「つぎに部屋番号を入れてください」というような操作順序を指示するのではなく，すべての入力欄は常に画面上に表示されていて，どの項目から入力しても良いようにしておく。これによってとにかく分かっているものから入力していくことができる。

3）できる動作は常にすべて画面に表示しておく

動作（データ登録や削除）も画面上に押しボタンを表示しておいて，いつでも好きなときにそれを押すことができるようにしておく。またすべてを常に表示することにより，メニューのように次々に開いて，いったい何ができるのかを探し回る必要がないようにする。

4）表示はすべて文字で行う

アイコンのような絵文字は見る人によって解釈が異なり得る。文章を画面上に表示することはアイコンよりも大きな面積を必要とするが，あえて絵や記号を用いず文章で説明する。

5）不完全な入力を許す

入力作業途中で患者データを登録し，あとでそのデータを呼出して入力を続行できるように，またその間に別の人が入力を行えるようにする。医師は専従の入力作業員ではないので，いつでも本来の仕事に戻れるようにする。

6）思い立ったときに気軽に検索できる

dBaseⅢによる検索は実行に時間がかかり，また誰でもが気軽に検索式を書けるものでもない。定型的な検索式をいくつか設けておき，それらのうちから選ぶ方法を取らざるをえない。これを画面上の押しボタンと選択肢だけで，できるだけ多様な検索が短時間のうちにできるようにする。

上記の対策のうち6)だけはまだ制作途上であるが，それ以外の部分についてほぼ満足できるもの

*浜松医科大学麻酔・蘇生学教室

表1　データベース登録項目

手術年月日	麻酔法1	チューブの深さ
部屋番号	麻酔法2	出血量
予定?緊急?臨時?	麻酔法3	尿量
Q. A.	特殊麻酔	輸血量
症例番号	特殊モニタ	血漿剤
患者I. D.	特殊薬剤	輸液量
生年月日	術前合併症	麻酔開始時間
年令	術中合併症	麻酔終了時間
身長	術後合併症	手術開始時間
体重	転帰	手術終了時間
感染症	導入法	術名
診療科名	チューブサイズ	麻酔医1
予定手術時間	チューブ種別	麻酔医2
予定開始時間	カフ有無	指導医
手術体位1	挿管操作回数	
手術体位2	経口?経鼻?気切?	

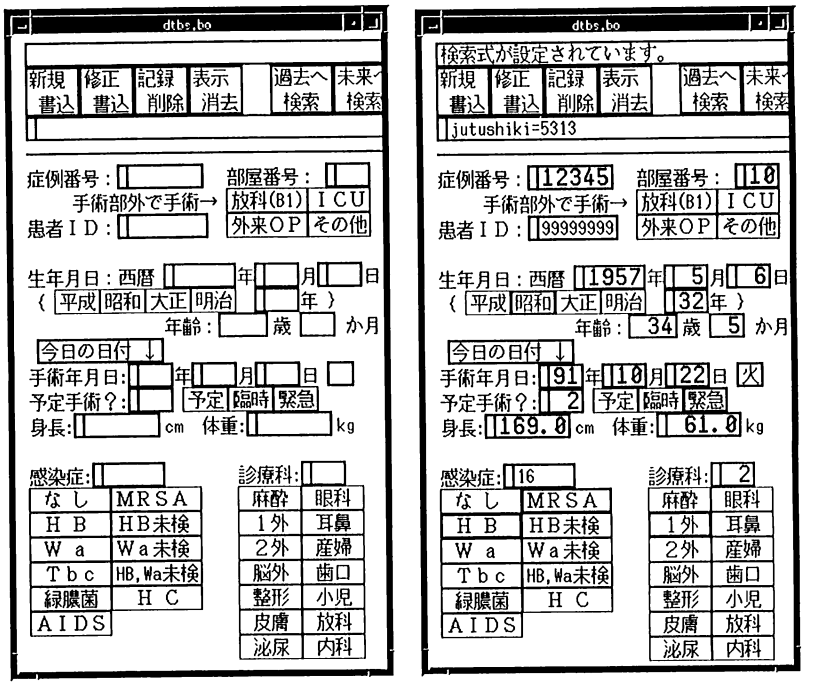


図1　麻酔台帳入力画面の一部分の模式図
左：未入力　　右：入力済み
実際の画面はWindowsやOSF／motif風の影つきカラー画面

が制作できた。また，これらは近年流行しているグラフィックユーザインターフェイス（以下GUI）を前提としているが，筆者ら自身なぜこれを選ぶのかを理屈で説明することはできない。ただマッキントッシュなどを使ってみて好ましいと感じるだけである。

しかし今回の発表はマッキントッシュではなく，unix-workstationとXwindowを使用した。そ

の理由は，大規模なプログラム作成が容易であることと検索作業をより高速に実行するためである。ハードウェアは横河ヒューレットパッカード社製HP9000-300を使用し，GUIとしてXwindowを用いた簡易言語（仮称イグアナ：91年度日本麻酔学会ソフトウェアコンテストにて発表）を使用した。

検索プログラムはまだ作成中であるが高速性を追求するために検索式からオートマトンを生成するスタイルのプログラムをC言語で書くことにより，10000症例（当教室の約4年分の例数）の任意のデータ項目の集計を約30秒程度で行うことを目標としている。この麻酔台帳に登録されるデータ項目は表1の通りである。これは従来からわれわれが使用してきたdBaseⅢ上のものと同一であり，過去のデータとの互換性を考えてあえて変更しなかった。

入力画面は図1に示す通り，数値入力窓，選択肢入力窓，機能ボタン，背景の説明文からなり，入力窓相互の関係やボタンの機能など利用者から見える部分はすべて上記簡易言語で定義される。選択肢入力はマウスによる選択と従来通りのキーボードからのコード入力をモードの切り替えなしに混用できるようにした。

この方法を用いた結果，教室員からの不満の声は出なくなったが，本システムへの入れ替えを急いだために，システム変更前後の比較データ（入力誤りの発生頻度，未入力症例の発生頻度，1症例当たりの入力に要する時間など）を取ることができなかった。データ取りのために一時的にdBaseⅢに戻すことについては一部の強い反対により実現しなかった。

感覚的にはdBaseⅢ当時と比較して，入力誤りは十分の一以下に，未入力症例数も数分の一程度に，それぞれ減少したが1症例当たりの入力に要する時間は逆に2倍程度に増加したように思われる。これはキーボードからのコード入力よりマウスによる入力の方が時間がかかることと，本装置がリカバリにおかれているので，患者への対応のために入力作業がしばしば中断されることが原因と考えられる。逆に，入力作業のために患者への対応が疎かになったための事故などはまだ経験していない。患者のリカバリ滞在中の入力作業をとくに禁止してはいない。

従来システムとの互換性のために設けたコード入力機能は，システム移行後1ヵ月でほとんど使われなくなり，現在では各自の「麻酔医コード」でさえ，画面切り替えの手間にもかかわらずマウスによって選択肢入力されている。このことからグラフィック入力を一種の遊びと考えていることが推察され，マッキントッシュの利用者がPC98の利用者より長時間コンピュータの前に座っていることと関連があると思われる。

今回使用したunix-workstaionはYHPの患者監視装置の一部分として本学手術部に納入されたものであり，ether-netによる5台のワークステーションの集合体である。そのうちの1台をリカバリに設置して本用途に供した。複数台のワークステーションから1つのデータベースを操作するためのアクセスの排他制御については最低限の機能だけを実装し，教室員にはとくに説明しなかった。しかし，利用開始1週間にしてリカバリとICUから同時使用している光景が見られた。1つのデータベースを複数箇所から同時使用できる機能は麻酔台帳にも必要なものであり，かつ自然な発想と思われる。

まとめ

コンピュータによる麻酔台帳の入力方式をGUIを用いたものに変更した。麻酔台帳におけるGUIの利用は入力作業にともなう精神的な苦痛を軽減する。しかし作業能率（単位時間当たりの入力症

例数）の点からは，むしろ有害と思われる。1つの台帳に複数の端末から同時に入力できることは必要な機能と思われる。

ABSTRACT

A Software with Graphic User Interface for Database of Anesthesia Record Summary

Masatsugu ECHIKAWA*, Yuzo TERAMOTO*, Kumiko FUJIMOTO* and Kazuyuki IKEDA*

We had used dBase Ⅲ for keeping records of anasthesia sammary. But it is hard to do input data and search records by query, because it forces persons to learn internal data codes. So, we made database system on unix workstation with graphic user interface.

And it is easy to use for persons who are not good at operating computer.

This system made input errors decrease to about one tenth than dBase Ⅲ, And the systm is very useful for query by push-buttons not by typing alpha-numeric characters through keyboard.

But graphic handling, especially operation with mouse is considered harmful because it takes much time while input action than keyboard operation.

Key words : Anesthesia record summary, Graphic computation

Department of Anesthesiology and Critical care medicine, Hamamatsu University, School of Medicine, Hamamatsu 431-31

小規模 LAN-REXAS による秘書システム

森　秀麿*

はじめに

われわれは小規模なLANの一種であるREXAS SYSTEMを教室内で4つの端末から文献検索用として使用している。これについては昨年報告した通りである。一般にLANなどを含む建物内でのインテリジェント化については会社や研究所に比べて，大学や病院では非常に遅れているのが現状である。例えば，大学内では種々の連絡には相変わらず書類によるものがすべてで，毎日書類の洪水で机の上はあふれ返っている。大学本部内の事務部門でさえもコンピュータネットワークは組まれていない。相変わらず人の往来と書類のやりとりがすべてである。できるだけ早く近い将来において少なくとも通達の書類のやりとりだけでも無くすることが望ましい。今回は，昨年発表した教室内ネットワークによるシステムを使用して，秘書機能の一部としての教授スケジュール機能化を試みたので報告する。

方法および結果

LAN方式としては，市販のPEXASを使用した。ハードはREXAS-GEARと呼び，アプリケーションソフトはREXAS INTEGRALと呼ばれる。REXAS GEAR80には80MBのハードディスクが組み込まれており，基本的に4台のパーソナルコンピュータが接続できるので4台を使用した。

PCの使用でのメモリへ組み込むDEVICEであるが，CONFIG. SYSへの組み込みの必要のあるREXAS用のブロック型ディバイスドライバがいくつかあるので普段使用しているディバイスのCONFIG. SYSでは使用できない。CONFIG. SYSの切り替えはリセットでも良いのであるが，いちいちCONFIG. SYSというファイル名にしないと切り替えて立ち上げることができない。したがって，CONFIG. SYSの切り替えにはI.O. DATA社のREBOOT命令を使用した。これを使うとリセットをせずにCONFIG. SYSおよびAUTOEXEC. BATをセットで自由に切り替えることができ非常に便利である。

また，このREBOOT命令はバッチファイルに組み込むことができるので一気にREXASを立ち上げることができる。また，AUTOEXC. BATに組み込んでおけば，パソコンを立ち上げればそのままスケジュール表がでてくることになる。また，終了時にはオプションなしのリブート命令で通常のメモリに戻るので，同様にバッチファイルの最後にもリブートの命令を組み込んだ。

スケジュールのソフトとしては，同じI.O. DATA社のD.H. TOOLを使用した。あらかじめ秘書側で，スケジュールをインプットしておけば教授側で末端を立ち上げることによって，当日のあるいは1週間の予定が確認でき，当該時刻にブザーを鳴らすことにより会議に出席することができる。秘書側でのインプットにはパスワードを含む一連のLOGIN操作が必要であるが，情報のOUTPUTだけのための操作にはLOGIN操作は必要ではない。FDのドライブ変更と同じような操作で簡単にできる。

*金沢医科大学麻酔学教室

考　察

最近ではNETWARE，イーサネットなどをはじめとしてLAN全盛の観があるが，いわゆるLANでは1)対応する市販ソフトが少ない，2)導入・運用が難しい，3)メモリを大量に食う，4)思ったほどスピードが出ない，5)高価である，のような特徴がある，などが昨年は挙げられていた。しかし，随分その様相も変化してきた。ただ，本年に入ってから，LANそのものはよく知らないので間違いがあるかもしれない。一方，LANではないがハードディスクをサーバーとして使用する方法は今のところ3社が発売している。その1種であるREXASは1)普通のソフトを使用，2)使用が容易である，3)メモリ占有量が少ない，4)高速でHDのスピード，5)低価格，のような特徴があり，大規模なLANの欠点をカバーするようである。この他に重要なことはホストコンピュータがいらないことなとが挙げられる。

接続法はLANと異なり，カスケード接続をして最高で64台のPCを接続できる。4台のPCを接続できるHDは他の製品もあるがREXASの大きな特徴は，LANと同様にこのPC4台が同時にアクセスできること，また，30METERの延長まで保障されており，このコードを使用することで教室内のNETWORKは十分である。しかも，端末PC組み込みのHDはそのまま使用が可能でありREXAS GEARに追加できるHDは4GBまでが可能であるので普通のデータには困らない。LANへの拡張やISDNへの接続も可能である。

ハードディスクのメモリは，300のVOL（パーテイション）に分割が可能であり，各々どのパソコンからでもアクセスできるがNEC PC-98のMS-DOSではドライブ使用はAからZまでの指定なので，1台で300VOLは使えない。分割されたVOLへはREAD-ONLYとREAD-WRIGHTとで，それぞれLOGIN命令をうけ，それぞれのPASSWORDでINする。これらはパソコン通信と同じ方法である。REXASシステムの大きな特徴はスーパーバイザーボリュームを持っていてREADのみであればこのパーティションへはパスワードがなくても可能である。このことはネットワークとして大切なこと，あらゆる端末からの同時読みとりのアクセスを可能にしている。しかも，書き込みの危険性がない。

今回使用したアプリケーションソフトについては，応用として，どの端末からでも見ることができ，また，教室員全員の予定を組み入れることに

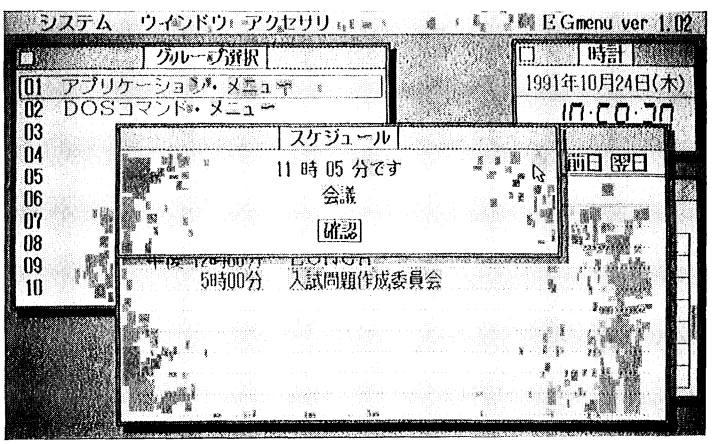


図1

より全体の動きもわかる。欠点として，一日一面の予定表で，しかも，一日10件分しか記入できないこと，また，各人別々の予定表は作ることができないこと，および，このソフトを立ち上げておかないとブザーが鳴らないことである。今後はよりよいソフトの出現により高度の予定表が作れることが期待される。

以上市販ソフトを利用して簡単なスケジュール表を作成した。

ま と め

1)REXAS を使用した教室内 LAN を応用し，2)秘書サイドで予定を入力し，教授室で取り出すことができる，3)D.H. TOOL によるスケジュール表を作成した。

参考文献

1) 森　秀麿，ほか：教室内 LAN による症例文献検索について．麻酔集中治療とテクノロジ 1991，克誠堂出版，1991，pp 103〜105
2) 森　秀麿，ほか：パソコンと電話回線直結による学会演題の原稿送受信．北陸麻酔誌 25：89〜94，1991
3) 知久田博，森　秀麿，松田　修：市販ソフトウェア間のファイル互換性の問題点について．麻酔集中治療とコンピュータ 1988−1987，克誠堂出版，1988，pp 113〜120
4) 村瀬康治：MS-DOS の仕組みと働き．応用 MS-DOS，アスキー出版局，1986，pp 105〜168

ABSTRACT

Secretary System Used by Small LAN-REXAS System

Hidemaro MORI*

We send and receive very vast volumes of document papers everyday. Intel ligent equipments are underdeveloped in a hospital and a university. We now tried to introduce secretary sytem by using a small LAN called REXAS.

REXAS method that we palanned is money saving and convenient. REXAS-GEAR 80 that I used containes 80 MB hard disc and it is used as a host server. Four terminals can be connected in one unit of REXAS. There are two methods to enter the host, which are read only login and read write login. It in not necessary a password to enter read only login.

Application program for schedule which I used is D.H. TOOL by I.O. DATA company. A secretary keyes in a schedule data through read write login method. And a professor pulls out a schedule that needs in a day through read only login.

As a result, this schedule table is very useful because of alarming a time for meetings and other appointments.

Key words : Secretary, REXAS system, LAN, Schedule

Department of Anesthesiology, School of Medicine, Kanazawa Medical University, Uchinada, 920-02

Medical Science Weekly（MSW）基礎の海外文献の検索

浅山　健*

はじめに

Personal computer での世界標準機の IBM PC-DOS と，同種の日本独自の NEC MS-DOS の双方を使って英語の麻酔関連の全文原稿を検索したことを報告する。

英語を母国語としない私達が，必要な検索語を作って，これを data base に送り，欲しい文献を得る作業は困難である。例えば，検索語を表現できないし，正確な綴字の検索語を返信しない限り，目的の検索結果は得られない。

ここに世界標準機でのみ利用できる文献題目を毎週1枚の floppy disk に収める商用 service があり，郵送で受ける Medical Science Weekly から麻酔科学関連の雑誌の files を利用し，これで検索語を得て，data base に接続し報告をする。

方　法

IBM 3.5" floppy disk を毎週，自宅郵送で受ける。この内容を IBM PS／5530-S14 32 bit CPU の 40MB Hard Disk に転送する。1枚の disk には約 5,000 records が含まれる。Install を hard disk に行って後，例えば，雑誌の検索に進む。この際の検索対象には AUTHOR, DOCTYPE, JOURNAL, KEYWORDS, TITLE, etc.がある。

近着の floppy disk を対象に例を取り，雑誌で例えば BR. J. ANAESTH. を選ぶと，36 Records in Vol.67 No 4 Issue が得られる。この内容を先ず function key Export で Ref-Manager 形式で，floppy disk（A：720 KB formatting）に収める。ここまでが IBM machine に頼る必要がある領域である。この 720 KB format は IBM と NEC 双方機器にある共通の媒体である。

筆者の場合，この720 KB floppy disk を NEC 9801／RA Machine に収め，その内容を WORDSTAR で読み込んだ。次いで，この内容を file に収め，編集して，BRS／COLLEAGUE に接続後，CCML data base に入り，ここで PCOM alpha 2 通信 soft wear にある1行送信機能を用いて，検索し，全文原稿を disk に収めて後，型のごとく文章 file に変換，印刷，利用した。

結　果

事例によって検索の経過を示す。MSW で検索した雑誌の内容を，先ず，WORDSTAR が読める形式での IBM 720 KB floppy disk に収め，次にこの disk を NEC 9801 RA，WORDSTAR を用いて必要な論文の部分を選び，更に，WORDSTAR による編集作業を指す。

MSW Ref-Manager 形式

AU-Sharrock NE

AU-Mineo R

AU-Urquhart B

TI-Haemodynamic effects and outcome analysis of hypotensive extradural anaesthesia in controlled hypertensive patients undergoing total hip arthroplasty

LA-ENGL

MH-ANAESTHETIC TECHNIQUES

*癌研究会付属病院麻酔科

MH-EXTRADURAL
MH-HYPOTENSIVE
MH-COMPLICATIONS
MH-BLOOD LOSS MYOCARDIAL INFARCTION
MH-SURGERY
MH-ORTHOPAEDIC
RF-Article
SO-BRJ ANAESTH 1991；67(1)：17-25

以上の形式ではdata baseに送信し，かつ検索語として利用できない。そこで，通信できる形式のASCII fileに変換し，更に各data base固有の検索語に編集する。

送信内容の表示（以下を1行宛の検索結果を見る形式のcommandで利用した）。

ANAESTHETIC TECHNIQUES
EXTRADURAL
HYPOTENSIVE

検索結果

ENTER SEARCH TERMS, COMMAND, OR H FOR HELP
SEARCH 9／D／　→ANAESTHETIC TECHNIQUESSURGERY SEARCHING
ANSWER 9 740 DOCUMENTS FOUND
ENTER SEARCH TERMS, COMMAND, OR H FOR HELP
SEARCH 10／D／　→EXTRADURAL
ANSWER 10 789 DOCUMENTS FOUND
ENTER SEARCH TERMS, COMMAND, OR H FOR HELP
SEARCH 11／D／　→HYPOTENSIVE
ANSWER 11 3302 DOCUMENTS FOUND
ENTER SEARCH TERMS, COMMAND, OR H FOR HELP
SEARCH 12／D／　→9 and 10 and 11
ANSWER 12 2 DOCUMENTS FOUND
ENTER SEARCH TERMS, COMMAND, OR H FOR HELP
SEARCH 13／D／　→ pc；12；m；all

すなわち，最初のANAESTHETIC TECHNIQUESで740文献が，次のEXTRADURALで789が，最後のHYPOTENSIVEで3302が各々得られ，この3条件を満たす2文献があったので，これをmedium形式でdiskに収めた次第。

考　察

例にとったBR J ANAESTHはCCML data baseの全文原稿の対象でないので，代わって他の雑誌に掲載の必要内容が得られる難点はある。しかし，検索語の内容を満たす全文原稿は得られている。MSW利用の検索の最大の利点は必要内容を記した著者の時系列の論文内容が他のdata base；e.g. MEDLINE，EMBASEで得られる点にあり，この時，misspellingに基づく検索の障害はほとんどなかろう。

結　論

文献検索の最大の障害を解決する方法として1)検索語を麻酔関連雑誌の標題をMSWで採取する，2)MSWで得た単語を各data base向きに編集する，3)この段階で検索語の選定とmisspellingの排除が得られる，4)ASCII形式で作ったfileを接続のdeta baseへ1行ごとに送信し，返答を見て，検索結果の採取に進む。

以上の方法で目的の文献を確実にdiskへ収納し，利用した。

参考文献

1) Jeremy W：Computer-based knowledge system；LANCET 1991；338(8780)：1431-1436

ABSTRACT

Medical Data Base Searching with the Medical Science Weekly Disks (MSW)

Ken ASAYAMA*

An effective retrieval method with MSW during reference searching is present.

With MSW, we can obtain manes of author, titles of reference, sources of journal as the following smaple.

AU-Greaves S

AU-Hart H

AU-Camble G

TI-Early prevention of left ventricular dysfunction after myocardial infarction with angiotensin-converting-enzyme inhibition

LA-ENGL

RF-Article

SO.-LANCET 1991 ; 337(8746) : 872-876

During retrieving, we must edit file to send the data base of CCML, as following.

Ventricular dysfunction. TI. with myocardial infarction TI. Sharpe $. AU. and Smith $. AU. and Murphy $. AU. LANCET. SO.

After obtaining accession number, such as MJXA-900121. AN., we will get complete text into the disk.

Key words : Medical data base, Retrieving, Floppy disk

Department of Anesthesia, Cancer Institute Hospital, Tokyo 170

学会準備の際に演題を電子メールで受けることの功罪とOA化の経験

中尾正和*　讃岐美智義*　佐藤暢芳*　森脇克行*
久保田　稔*　前川隆英*　前原康宏*　佐々木　宏*
弓削孟文*　盛生倫夫**

はじめに

第9回日本麻酔・集中治療テクノロジー学会開催にあたって一般演題を電子メールとフロッピーディスクで受付け，更に，オフィスオートメーション（OA）化を試みた。今回はその功罪を含めて主催者側の立場から検討した。

演題申込みについて

1）方法

演題申込みは主に一般商用ネットワークを利用した電子メール，またはフロッピーディスクの郵送によった。

2）結果

一般演題の36題のうち22題は電子メールにより14題はフロッピーディスクの郵送によって行われ，昨年（第8回）より電子メールが増大した。

電子メールの受け取りはほとんど瞬時に行われ，演題申込みは〆切日の深夜のうちにほぼ完了した。AMSネット13題，NiftyServe 11題（以下件数に関して重複のある場合は延べ数とした）であった。読み込みの所要時間は受け取りの電子メール発送を含めるとオペレーターの不慣れであったこともあり1題あたり平均3分を要し，演題締め切りの前後3週間は毎日電子メールの有無の確認をしたため，その費用は延べ2000円程度を要した。更に，入会金と月会費（4-5000円）を要した。

郵送は投函自体が遅かったものや郵送時間（2-4日）も含め〆切日後1週間で完了した。MS-DOSフォーマットが8題（5インチ2DD 2題，5インチ2HD 2題，3.5インチ2HD 4題）で形式は一太郎Ver.3 4題，Ver.4 5題，テキスト形式2題でその他はなかった。Macintoshフォーマットは6題で（2DDが1題，2HD 5題）うち2題は手渡しで，形式はEG word 4題，マックライトII 2題，テキスト形式1題であった。

フロッピーディスクの返却希望は2題であった。

その他の方法として英国からの演題申込みはFAXで受けた。受けた抄録内容は文字認識ソフト（ReadIt OCR Pro®）を利用して電子化した。また，一般演題申込みのうち1題は電子メールの他にNiftyServeによるFAXサービスの利用があった。

考　察

現時点での演題の申込みに関しては種々の方法が行われており，各々には功罪がある（表1）。

1）フロッピーディスク郵送

受ける側の経済性を重視すればフロッピーディスクの郵送のみでよいが，即時性に欠け，種々のディスクのフォーマットがあり，すべてに対応することはどの施設でも可能ではない。できれば今

*広島大学医学部麻酔・蘇生学
**中国労災病院

表1　各種通信方法の比較の試み

		電子メール	フロッピーディスク	Fax	印字して郵送
ﾗﾝﾆﾝｸﾞｺｽﾄ	送信側	100円以下	500円程度	100円程度	500円程度
	受信側	100円以下	0	紙代	0
転送時間		瞬時	数日	瞬時	数日
特殊点		モデム、通信ソフトネットワークへの加入	ソフト	fax	なし
欠点		普及度がまだ足りず、誰でもできない。 自分で読みに行かないと電子メールの到着がわからない。 一般にテキスト形式であり、文字飾り情報が伝わらない。	フロッピーディスクのメディアが3.5", 5.25", 2HD, 2DDと種々あり、保存形式もいろいろである。統一された書式がない。	最終印字は品質不足（最大200DPI）である。 日本語OCRはFAX出力では品質が悪くて誤認識が多くまだ実用にならない。	郵送時間がかかる 印刷業者任せとなり時間がかかる 印字品質がばらばらで統一性がとれない
長所		急速な応答が可能 演者からの情報の再入力が不要であり間違いが起こり難い　（抄録内容、氏名、所属住所等）	演者からの情報の再入力が不要であり間違いが起こり難い　（抄録内容、氏名、所属住所等）	普及度が高くなってきた相手の在室の有無に関係なく連絡可能（電話と比較して）	経済的 特殊なハードウエアーを必要としない 大量に扱う場合は最も簡便である

後は統一のフォーマットがあればより望ましいと考えられた。その統一フォーマットとしてはMS-DOSのフロッピーディスク3.5インチ720 kB 2DDないし2HDで，テキスト形式が現在の印刷業者の受け入れやMS-DOSマシーンの普及から考えると現実的であろう。また，フロッピーディスクの返却に関しては，現在のフロッピーディスク代金が200円以下になっており，返信料金が梱包を簡便にしても120円〜400円程度（書留の場合）かかるので，返却しない方針で十分と考えた。

2）電子メール

一方，電子メールについてはその即時性が〆切寸前まで推敲を繰り返しがちな送り手側や早くまとめたい受け手側両者に有難い。草の根ネットで若干の経験があった筆者らは，今回学会演題を受信する目的で高速な2400 bps MNP Class-5モデムを購入し91年4月より一般の商用ネットワークに新たに加入した。しかし，著者らの場合操作の習熟不足で演題申込みを1題落してしまう不手際があって関係者に多大なご迷惑をかけてしまった。全くの初心者が慣れて通信が十分に活用されるまでにはモデムの結線や各々ネットワークの操作法の習熟に時間を要する。今後はman-machine interfaceが改善された米国CompuServeのInformation Managerのような視覚にも訴えた使いやすいGraphical User Interfaceの出現が日本でも望まれる。

まとめ

1）現状

現時点での各演題申込み方法の功罪と機器の普及を考慮すると，抄録集など容量があり，かつ受け取った後プログラムを作成などの処理が必要な場合はなんらかの電子的な方法（電子メール，フロッピーディスク送付）がよいと考える。再度の手入力の手間と誤入力を避けられ，特に電子メールは即時性と記録の保存修正が可能な点では優れていた。ただし，電子メールは自分からアクセスしないとメールの有無が不明なので，単なる連絡のみの軽作業であればfaxがむしろ簡便であった[1)]。やはり目的によって使い分けるのがよいであろう。

2）将来像

（a）新しい通信形態

英国圏ではすでにコンピュータから直接FAXを送れるFAX modemが普及しており，高品質で送受信できるため，光学的文字認識（OCR）の利用で再入力せずに内容の電子化が実用段階になっている。今後は日本語でもFAXで受けてOCRが可能になり[2]，更にはISDNなどの高速情報通信手段により普及してくるであろう[1]。

（b）統一のファイル形式

医学関係では文字のみならず最低限の文字飾りの情報（superscript，subscript，できれば文字のサイズ，スタイル，フォントも）も電子的な方法で送れるような標準的な書式が望まれる。そうなれば印刷を業者に外注する際に容易になり，印刷費の軽減もはかれる。実際，例えば，Texという文書処理システムは自由に配布できてパソコンから大型コンピュータまで多くの機種で作動し，既に論文投稿をフロッピィーディスクで受付ける理系雑誌もあるが，医学関係では普及しているとは言い難い。様々なコンピュータでハードウェアの違いをこえて他のファイルを文字飾りを含めて読める時代がわが国にも出現することを望む。

今後は本学会のように先進的な学会のみならず，一般の学会でも上記の功罪点を考慮しつつ，電子メールやフロッピーディスクでの演題募集や抄録送付が一層考慮されても良いと考える。

3）OA化について

会員情報

会員情報は事務局（浜松医大）より提供されたフロッピーディスクの会員名簿をもとにスプレッドシート上（マイクロソフトエクセル）にデータベースを構築した。これを会員への各種案内や名札作成，学会出欠チェックに用いた。

4）演題の扱い

パソコン通信はMacintoshでNinjaTerm®，Autolog-J®を利用し電子メールをテキスト保存した。郵送されたMS-DOSフォーマットのファイルのうちテキスト形式でないものは，まず個々のアプリケーションで読み込んでテキスト形式で再出力することで変換した。そして，すべてのテキストファイルを3.5インチ2DD720kBディスク（NEC9801ではFORMAT／9でフォーマットできる）にコピーした。DOS Mounter®をインストールしたMacintoshは2DD720kBのMS-DOSディスクをMacintoshのディスクと同様に読み書きできるので主に本機によった。ソフトとしてはマックライトIIがMacintoshの他のワープロ文書やMS-DOSのテキストファイルも読める自由度があるのでこれを選択し抄録予行集を作った。

プログラム，演題順の検討などに必要な情報（氏名，所属，住所，電話FAX，デモの有無，発表方法など）はエクセルとハイパーカードにクリップボード経由でとりこみ，演者の演題内容に関する情報を追加し運営に利用した。この演者情報データベースを大小分類し，ソートマクロを利用しプログラムでの発表順，時間配分を何度もシミュレーションして検討した。

全文抄録（麻酔・集中治療とテクノロジー92）の原稿に関しても印字のみならずフロッピーディスクでの受け取りを試み全発表者から協力を得た。

5）印刷

最近普及してきているポストスクリプトプリンターは通常の学会程度で要求される印字品質を外注に頼らず行え，時間コストも低減できた。宛名書き，学会場での名札などに上記のデータベースよりマックライトIIの差込み印刷を利用し手書きを省いた。

但しLaser Writer II NTX-Jは100枚単位の印字としてはプリンタが最高毎分6ページと高速ではないこと，大きな封筒は扱えないこと，葉書，封筒の紙送りには不安定などの問題点があった。懇親会の領収書，葉書などの小物はより安価なPersonal Laser Writer LSの方がむしろ問題な

表2　準備に主に使用したもののリスト

項目	機種名	価格（万円）
本体	Macintosh IISi5MB,80MB HD	50
モニター	13" RGB monitor(15" Portraitがより事務には向いていた)	9
プリンター	Laser Writer II NTX-J	50
modem	Aiwa	3
FAX		10
合計		122

価格は市場で入手できる最安値とした。

く扱えた。

機器展示に関しても同様な方法を利用した。

6）経済性

われわれはほとんど既存のものを使用したが，すべて新規に購入するとして表2のように91／10月現在で122万円くらいの投資が必要であろう。従来，学会の準備は多くの人間による人海戦術であったが，汎用のパーソナルコンピュータでも十分可能で，医局員の手間，人件費，印刷などの外注コストを大幅に削減でき非常に有用であった。

参考文献

1）森　秀麿，中村耕一郎，増田　明，久世昭五，伊藤祐輔：パソコンと電話回線直結による学会演題の原稿送受信．北陸麻酔誌 25：89〜94，1991

2）諏訪邦夫：日本語OCRは十分実用になる。麻酔・集中治療とテクノロジー1991，克誠堂出版，1991，pp 98〜99

ABSTRACT

The Electric Mail is potentially Useful for Sending Abstracts for a Meeting.

Masakazu NAKAO*, Michiyoshi SANUKI*, Nobuyoshi SATOH*, Katsuyuki MORIWAKI*, Minoru KUBOTA*, Takahide MAEKAWA*, Yasuhiro MAEHARA*, Hiroshi SASAKI*, Osafumi YUGE* and Michio MORIO**

For congress meetings, typed abstracts had usually been submitted. Based on them, booklet were ordered to be printed in a shop outside. This procedures cost expensive and are time consuming. To avoid retyping and possible mistyping, we prefer to accept digital data instead of conventional method, either floppy disks or the electric mails (E-mail). We have evaluate E-mail, for a possible method to submit abstracts for the 9th annual meeting of Japanese Society of Technology for anesthesia and intensive care held in Hiroshima.

We accepted both E-mail and floppy disks. E-mail were sent through commercial networks in Japan, such as NiftyServe abd AMS network. Common word processor documents in either MS-DOS or Macintosh format were mailed by regular postage service. Both methods were compared.

As a result, 22 papers out of 36 are submitted through E-mail and 14 papers are by mailing disks. All E-mails were submitted within 6 hours after deadline, while the mailing took a week to finalize. Based on text gotten, files are converted Macintosh format and arranged for final printing. The contents were transformed to data base and used for further corresponding works, such as making program and mailing list.

Pro of E-mail was a quick response. It can improve time lag between a submission deadline and meeting itself. Once accustomed procedures, it is cost saving as well.

Con is " One mistake can destroy all data ". Well accustomed operator for E-mail, net work freak, is preferable. Or more user friendly software for telecommunication should be developed.

Although E-mail system has a room to improve, it is a very quick and powerful tool. Therefore at present we conclude that E-mail can be possible method to submit abstract for meetings as well as mailing floppy disks.

Key words : Electric mail, Submission of abstracts, Computerized management of congress

*Department of Anesthesiology and Critical care medicine, Hiroshima University School of Medicine, Hiroshima, 734
**Chugoku Rousai Hospital