

麻酔・集中治療と テクノロジー

1993

編 集

大分医科大学教授

本多 夏生

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1回麻酔・集中治療コンピュータ研究会が1983年に発足し、第7回からはその名称も日本麻酔・集中治療テクノロジー学会と改称して、今回第10回総会を九州で初めて開催させて頂くことになった。

現在、この方面の技術は急速に発達しつつあり、戦後間もない時代からすると想像もつかぬ位である。あの当時、すなわち1950年代のはじめは、まだ手動の計算機しか見たことがなかったし、コンピュータの原理の解説書を見ても、精々数値計算の役に立つ程度にしかなっていなかった。あの頃数学の本には、円周率に関してShanksが707位まで計算で出したと記してあったし、また数学の未解決の問題の一つに四色問題というのがあることも記載されていた。特にこの問題は数値計算ではないので、紙と鉛筆によるエレガントな証明がなされたものと私自身想像していた。しかし、その後コンピュータで円周率は707位より遥かに先の位まで算出されたことを雑誌で読んだことがある。他方数値計算とは関係がないと思われた四色問題も、1976年コンピュータを駆使して劇的に解決されたことが報じられた。

ところで上記の事柄は数学に関する問題であり、コンピュータと数学理論とは密接な関係があるから、まだある程度コンピュータにのせ易い気がしていたが、一般の文章になるとどうなるのか、特に和文の場合は漢字が入っているし、その漢字は多大の種類があるので、和文の場合は片仮名か平仮名だけならいいが普通の文章までは極めて困難であろうし、原稿の升目に字を書き込む作業はそのまま続くものと信じていた。

しかしこれも一旦ワープロが出現すると事情は一変した。原稿の加筆訂正は、肉筆の時は行間に書き込む作業があったのが、ワープロになると追加された文章を挿入すると、たち所に文章は再編成され、原稿が出来上がる仕組みになっている。また、この原稿を印刷に出す場合も、原稿の字が鮮明な活字なので、誤植が極めて少ないという利便をも生み出した。ただその反面、手で字を書くことが少なくなったので、字を読めても書き方を忘れるという弊害があると言われるけれども。

また、モニターに関して考えてみても、1960年代は麻酔時もモニターと言えば心電図と呼吸曲線ぐらいのもので、肝心の血圧などはまだ非観血的方法（主にマンシェットによる方法）に頼っていたので、血圧が低下した時は麻酔管理には随分神経を尖らしたものであった。ところが1980年代に入ってから、モニターと言えば観血的動脈圧表示があたりまえになり、更にPA圧その他の生体現象も加わり、コンピュータの利用は急速に広がってきて、往年、麻酔時の心停止の監視に最も気を使ったのが夢のような気がするのである。そして現在では、コンピュータは色々な分野で利用されるようになり、数値だけでなく図形の分野でも、立体図形を思うままの方角から眺めたり、研究分野では基礎資料がありさえ

すれば必要な研究論文のリストが入手できるし、一つ一つの研究分野に限らず、もっと広い立場、例えば医療の分野で見ると、コンピュータとそれに関係する情報通信技術は驚く程の進展をみせつつある。しかし我が国の医療は、高額化する医療費、国民の高齢化、医療制度や看護の問題など多難な問題にも直面している。しかしコンピュータやそのネットワークに基づく高度情報化社会の出現は人類の歴史上かつてない現象であり、この方面のテクノロジーの進展は目前に迫った二十一世紀の人類社会に大きな影響を持っていることは明確である。そういう点で、本学会に参加される会員の間からより新しい展開が生まれ、そしてまた新しい時代へ引き継がれることを期待するものである。

終に臨み、本書の編集のため多大の御尽力頂いた浜松医大の風間富栄助教授に深甚の謝意を表する次第である。

1993年 6 月

大分医科大学麻酔学教室

本 多 夏 生

目 次

1. モニタ

ラット実験モデルにおける低出力レーザー解析装置の

有用性 渡邊興次, 森 浩子, 青木基夫,
荒井俊之, 森健次郎..... 1

CCOM, Lotus1-2-3, DataLoggerによるS V R連続測定 井本真帆, 佐和貞治,
小川雅巳, 田中義文..... 4

ノートブック型の小型コンピュータを用いた術中脳波の

リアルタイムモニタリング 加藤秀一, 杵淵嘉夫, 滝口 守,
山崎陽之介, 山本道雄..... 7

鼻カニューラによる術中呼気CO₂モニタリングについて … 夏山 卓, 中川美穂, 田中義文..... 11

ホルターパルスオキシメトリーの可能性 佐和貞治, 野土信司, 小川雅巳,
井本真帆, 田中義文..... 14

心エコー画像のデジタル処理による右心系空気塞栓の

自動検出 内田 整, 大西佳彦, 畔 政和..... 18

PAC (肺動脈カテーテル) から忠実な波形を得るために … 鈴木利保, 杵淵嘉夫, 竹山和秀,
滝口 守, 山崎陽之介, 山本道雄..... 22

高規格救急車搬送患者のバイタルサイン無線伝送システム

の開発 鮎川勝彦, 財津昭憲, 相原啓二,
久米盛夫, 柴晃清..... 26

2. 生体情報処理

自律神経系バランス調節能判定器の試作とその臨床応用 … 後藤幸生, 柳本政浩, 中嶋一雄..... 31

インドシアニングリーンを標識物質とした循環血漿量および

肝排泄速度の評価—非線形最小二乗法を用いて— 中川美穂, 田中義文,
藤田和子, 福井道彦..... 35

人工呼吸中の呼気CO₂排出曲線の分析 越智元郎..... 38

瞬時心拍数のリアルタイム測定とその周波数解析 森田耕司, 池田健彦,
土井松幸, 池田和之..... 41

家兔脱血における呼気終末炭酸ガス分圧の変化 住吉直秀, 佐野五朗, 大家宗和,
田口仁士, 美馬正彦..... 45

逆フーリエ変換による動脈波形再合成の試み 斎藤智彦, 太田吉夫, 平川方久..... 48

動脈圧呼吸性変動のフーリエ解析による数量化

- 中心静脈圧との比較— …………… 横山博俊, 元塚朗子,
岸槌進次郎, 久世照五 …… 51

神経筋遮断のモニタにおけるTOFfadeとテタヌスfadeとの関係 …… 菅井直介, 矢島 直 …… 55

- デジタルフィルターの周波数特性評価プログラム …………… 森田耕司, 池田健彦,
土井松幸, 池田和之 …… 58

3. CAI (Computer Aided Instruction)

自作症例集を利用した研修用麻酔ガイド …………… 福留武朗 …… 62

- 手術部内ネットワーク上の麻酔マニュアルの作成 …………… 池田 恵, 小原章敏, 高階 雅紀,
萩平 哲, 森隆比古, 池田卓也,
吉矢生人 …… 65

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 (第2報)

- MacintoshにおけるQuickTimeの応用— …………… 片山勝之, 石川岳彦, 櫻谷憲彦,
大野幹夫, 剣物 修 …… 68

4. シミュレーションとモデリング

アナログ回路シミュレータによる薬物動態解析 …………… 津崎晃一, 青山康彦 …… 71

- シミュレーション法によるthiopental metabolismの解法 …… 加山裕高, 福山東雄, 杵淵嘉夫,
山崎陽之介, 山本道雄 …… 78

- 農薬Cartapの体内代謝過程の解析 …………… 清田和也, 本間正人, 繁田正毅,
三宅康史, 坂本哲也, 有賀 徹 …… 82

5. データベース

- 光磁気ディスクを用いて波形データを保存するシステム …… 大塚将秀, 磨田 裕, 大竹美佳,
岡崎 薫, 奥村福一郎 …… 86

豊川市民病院における手術室システム

- 手術予定表の作成・手術台帳管理など— …………… 加藤 忠, 久世 明, 中村正夫,
辻村美枝子, 高橋睦治, 角岡秀彦 …… 90

愛知医科大学ICUにおける患者管理システムの有用性と

- 問題点 …………… 堀場 清, 山本康裕, 坂中清彦,
高木美保子, 野口 宏, 侘美好昭 …… 94

市販画像データベースを用いた集中治療部患者監視装置管理

- データベース構築の試み …………… 小川雅巳, 佐和貞治,
井本真帆, 田中義文 …… 99

麻酔台帳作成のためのデータ入力法の検討 …………… 杵淵嘉夫, 加山裕高, 滝口 守,

- 山崎陽之介, 山本道雄 …… 103

文献データ有効活用のためのReference Transform Manager (Macintosh)

- の試作 讃岐美智義, 中尾正和, 佐藤暢芳,
西岡憲吾, 河本昌志, 弓削孟文 108

⑥. ネットワーク

集中・救急治療情報ネットワークの紹介: VITAL NETの

- 目的と構造 速水 弘, 堀場 清, 吉山 毅,
副島由行, 小林 聡, 丸川征四郎 112

USIONIS (Uwajima Municipal Hospital, Stat laboratory-ICU-OR Network

- Information Service) の構築—手術部サブシステムについて— … 新田賢治, 新井達潤 115

マルチタスクOSとプロセス間通信を用いた

- データ収集システム 岩瀬良範, 崎尾秀彰, 奥田千秋 117

市販モニタ装置の通信情報を修飾・編集できる一次通信

- バッファ装置の開発 田中義文, 中川美穂, 藤田和子,
畑中哲生, 福井道彦 121

⑦. コンピュータの研究利用

- 対話式データ処理ソフトMCの使用経験 盛 直久, 西村弘美, 太田直克 125

- 再利用可能なソフト 太田直克, 盛 直久, 西村弘美 129

麻酔記録をCANDY 4で作成するための変換プログラムの

- 作成 北野敬明, 帆足修一, 瀬戸口薫,
岩坂日出男, 野口隆之, 織田俊介,
谷口一男, 本多夏生 132

- プログラミングは難しいか 西村弘美, 盛 直久, 太田直克 135

⑧. コンピュータの一般利用

- 電子媒体雑誌の刊行 諏訪邦夫, 森隆比古, 岩瀬良範 139

- 医局事務のOA化 浅山 健, 横田美幸, 田中清高, 関 誠 141

- 「愛麻ニュースレター」の発行に伴うファクシミリ通信の問題点 新田賢治, 木村重雄,
宮崎博文, 新井達潤 144

⑨. 自動制御

- 輸液ロボット (試作2号機) 財津昭憲, 相原啓二, 久米盛夫,
鮎川勝彦, 河野智幸, 梅津浩章,
上村哲司, 谷口健司 146

- 仕事無しの呼吸 越川正嗣, 池田和之 153

1. モニタ

ラット実験モデルにおける低出力レーザー解析装置の有用性

渡邊興次* 森 浩子* 青木基夫*
荒井俊之* 森健次郎*

はじめに

近赤外光を用いた低出力レーザー解析装置（以下NIR）はその波長の相違により総ヘモグロビン、酸化ヘモグロビン、還元ヘモグロビンの相対的变化を経時的に測定することができる。今回、ラットの低酸素モデルと脳梗塞モデルを用いてその有用性を検討した。

方 法

両モデルとも270～300 gのSDラットを用いた。

1) 低酸素モデル

酸素（50%）、笑気（50%）、ハロセン（3%）のGOF麻酔下でラットの尾静脈に24Gの留置針で静脈確保し、気管切開を施行した。ハロセン投与を止めて酸素（50%）笑気（50%）を吸入させ、筋弛緩薬を静脈内投与し、3 ml×60回の調節呼吸とした。NIRの測定用プローベは発光部と受光部を結ぶ線上に大脳が来るように表皮上に固定した。測定開始後、純酸素を数分間吸入させたのち純笑気を1分間吸入させ再び純酸素に戻した。

2) 脳梗塞モデル

低酸素モデルと同様にGOF麻酔下で尾静脈の確

保、気管切開の後、筋弛緩薬を投与し調節呼吸とした。頸部切開後、顕微鏡操作下に外頸動脈と内頸動脈の分岐部を露出した。外頸動脈から動脈分岐部へ向けて逆行性にカテーテルを挿入し、内頸動脈の閉塞を避けてカテーテルの先端を動脈分岐部直前に固定した。NIRの測定用プローベは低酸素モデルと同様に固定した。測定開始後、ラットの血液と造影剤を1：1で混合した液をカテーテルからゆっくりと注入し注入側の半脳の梗塞を作り注入前後のNIRの変化を観察した。

なお、両モデルとも外部散乱光の混入を避けるため、実験中のラット周辺の照明条件が一定になるよう留意した。

結 果

1) 低酸素モデルの結果を図1に示す。純笑気吸入後約30秒で酸化ヘモグロビンの低下と還元ヘモグロビンの増加が始まり、約60秒後にはその変化は小さくなった。再び純酸素を吸入させるとその約30秒後には急速な酸化ヘモグロビンの増加と還元ヘモグロビンの低下が生じ、低酸素負荷前の状態に復した。

2) 脳梗塞モデルの結果を図2に示す。造影剤と血液の混合液の注入所要時間は約180秒であった。注入開始後約60秒で酸化ヘモグロビンの増加

*京都大学医学部麻酔学教室

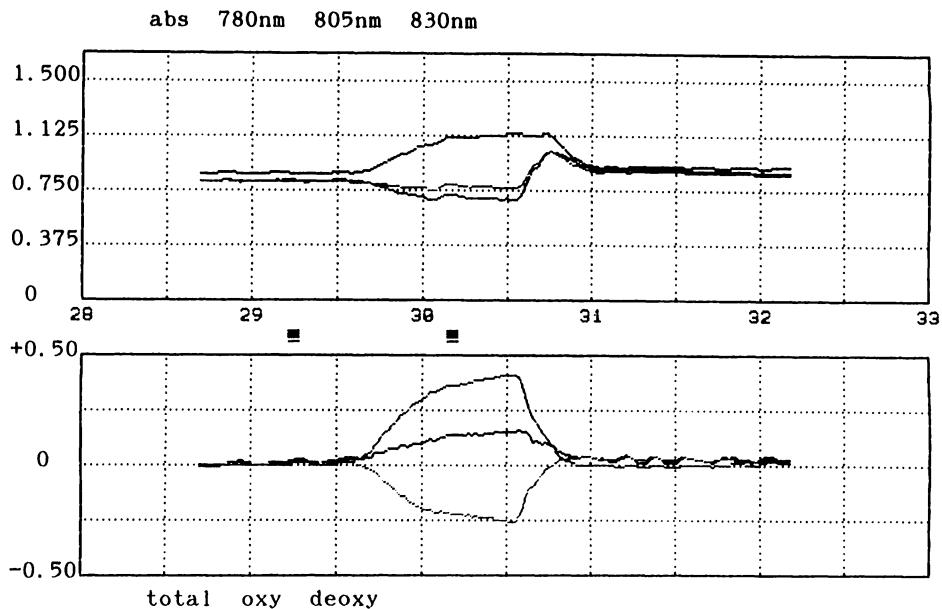


図 1

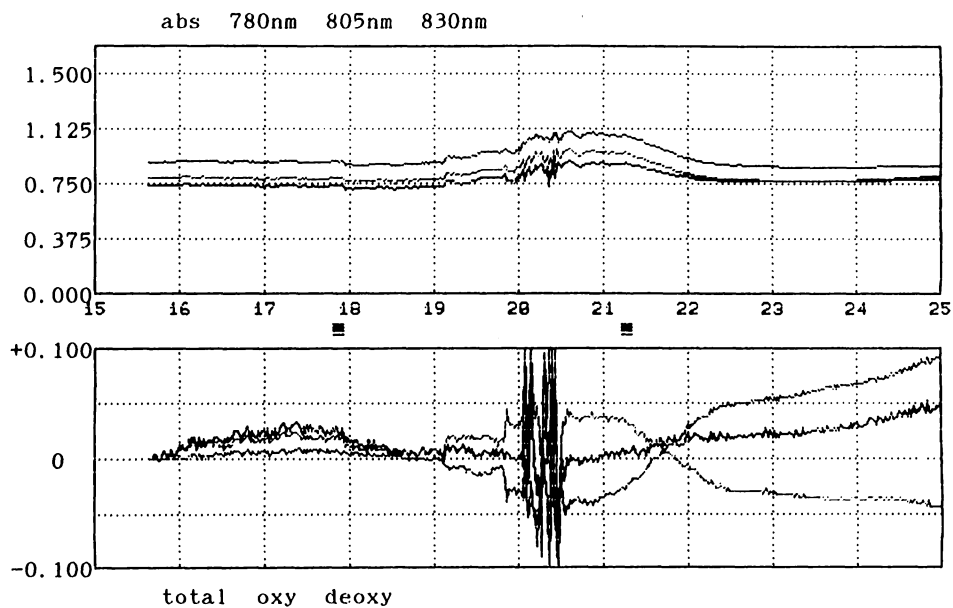


図 2

と還元ヘモグロビンの低下が始まるが注入終了時から増減は逆転し数秒後には酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの曲線は交叉しさらにその差は拡大した。

考 察

近赤外光を用いた生体組織の酸素化状態を計測する試みは、Jobsisら¹⁾の動物実験に始ま

り、本邦では田村ら²⁾の動物実験と乳児、成人への臨床応用に始まる。現在、臨床各科でさまざまな試み^{3) 4) 5)}がなされている。

今回の低酸素モデルでは低酸素状態におけるヘモグロビンの変化と純酸素に戻した時の再現性を確認でき、田村ら²⁾の結果と一致した。脳梗塞モデルでは、造影剤と血液の混合液の注入前後で酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの増減が明確に把握でき、非可逆的な病態を反映した。

NIRは、今回の研究で示されたように血中ヘモグロビン値の変動する病態において、その値を即時に測定し表示でき有用であると思われた。しかし、一個体での相対的变化を経時的に見ることができると他個体間で比較するための定量化は非常に困難である。また、プローベの固定が難しい、あるいは体動によって容易に測定値が影響を受けるなど技術的な問題も残されている⁶⁾。

参考文献

- 1) Jobsis F.F.: Noninvasive, Infrared Monitoring of Cerebral and Myocardial Oxygen Sufficiency and Circulatory Parameters. *Science*, 198: 1264~1267, 1977.
- 2) 田村正秀, ほか: 近赤外レーザー光を用いる無侵襲生体測定, とくに本法の臨床応用をめざして. *人口臓器* 18: 1573~1580, 1989
- 3) 星 詳子: 起立性調節障害における脳内血液量の検討—近赤外分光法を用いて. *小児神経学会 大分* 1991
- 4) 三宅秀則, ほか: 非侵襲的近赤外線酸素モニターの頸動脈血栓内膜剥離術の術中および術後の評価への応用. *日本脳循環代謝学会* 1991
- 5) 灰田宗孝, ほか: 近赤外光を用いたラット脳ヘモグロビン酸素飽和度の画像化の試み. *日本脳循環代謝*

学会 1991

- 6) 星 詳子: 近赤外領域分光の生体計測への応用. *病態生理* 9: 892~898, 1990

ABSTRACT

Usefulness of NIR Laser Spectrophotometry in Rat Hypoxic and Ischemic Models

Koji WATANABE*, Hiroko MORI*, Motoo AOKI*,
Toshiyuki ARAI* and Kenjiro MORI*

Using a near infrared (NIR) spectrophotometry, we observed the changes in oxyhemoglobin (oxy-Hb), deoxy-Hb and total-Hb during hypoxic and ischemic challenges in rats.

Hypoxic challenges were performed on mechanically ventilated rats. The inspired 100% oxygen was substituted for 100% nitrous oxide for 1min. During hypoxia, a rapid decrease in oxy-Hb and increase in deoxy-Hb were observed within 30sec.

They returned to the control levels as soon as 100% oxygen was administered again. Ischemic models were made by the embolization of internal carotid artery with a mixture of blood and contrast media. The oxy-Hb increased and deoxy-Hb decreased temporary during the injection of the mixture. However, after the injection, they moved to opposite directions resulting in the persistent decrease in oxy-Hb and increase in deoxy-Hb.

These findings suggest that the NIR spectrophotometry is useful for the rapid detection of the changes in oxygenation status due to hypoxia and ischemia.

Key words: NIR laser spectrophotometry, Hb, Hypoxia, ischemia

*Department of Anesthesia, Kyoto University Hospital, Kyoto 606

CCOM, Lotus1-2-3, DataLoggerによるSVR連続測定

井本眞帆* 佐和貞治* 小川雅巳* 田中義文*

はじめに

最近の医療機器は、RS-232C等のシリアルポートを備えているものが多いが、通信プロトコルはさまざまであり、プログラムを組んでデータを採取するのは容易ではない。さらに、複数のモニタ機器の出力を1台のパソコンに取り込んで、演算等の処理を加える必要がある場合には、プログラミングはますます複雑になり、われわれ素人には非常に困難である。

今回、市販の表計算ソフトであるLotus1-2-3と、アドインソフトの1-2-3DataLoggerを用いて、比較的簡単なマクロプログラムにより、連続心拍出量測定装置（テルモ、CCOMシステム）および観血的血圧測定（日本光電、Life Scope12）を組み合わせ、パーソナルコンピュータ上でSVRを連続的にモニターし得たので報告する。

方 法

パーソナルコンピュータとしては、RS-232C

ポートを2つ備えている、東芝DynaBook SX001Pを使用した。Soft Wareは、市販表計算ソフトのLotus1-2-3R2.3Jおよび市販アドインソフトの1-2-3Data Loggerを使用した。DynaBookの2つのRS-232CポートにそれぞれCCOMシステムおよびLife Scope12を接続した。CCOMシステムは、0.3秒毎に一連のデータを出力し、一方Life Scope12は、リクエストコマンドを受けることによりデータを出力する。

Lotusのスプレッドシート上に図1のようなワークエリアを作成した。BUFにLife Scope12からの出力を取り込み、制御コードを取り除いてWOKに格納する。同様にCCOMの出力をBUF2に取り込み、制御コードを取り外して、WOK2に格納する。

図2にデータ受信プログラムの一部を示す。WOKに格納された文字列に対して、“HR”等の項目名を検索して、データを分離し、数値データに変換して、スプレッドシートに書き込んでいく。

```

T-TERM      @      <---@char(2)+@char(64)      ;データ送信要
BUF          PROOM-11  DATE '92/8/21 11:32  HR:86  VPC:0/m 1
WOK          PROOM-11  DATE '92/8/21 11:32  HR:86  VPC:0/m 1/h  ST:
CNT          144      ;カウンタセル
NO           120      ;文字列位置カ
REC          9/3(6) mmHg  AR      ;データセル
POS          1        ;文字列位置
POS1         3
POS2         5
DAT          6
;
BUF2         16FB8000800080000083508000A1025800A3
WOK2         16FB8000800080000083508000A1025800A3
SVR          1019.8878
    
```

図1 ワーク領域

```

%A      (if @isapp("DLOG")=0) {app4} aDLOG~9q      ;ア・インの接続
%B      {app3} sc0~mb918s2pnfxt{esc}03~r{esc}03~ ;通信設定
        {esc}gpNt10~rA1..A8192
        {esc}t
        cl~mb917s2pefnt{esc}00~r{esc}03~
        {esc}gpNrB1..b8192~
        {esc}tq
%C      {BLANK HYO}                                ;取込領域初
        {LET CNT, 0}                                ;カウンタ初期化
%D      {GOTO} A1~                                  ;データ受信フ
        {PANELOFF}
        {BORDERSOFF}
        {DOWN}
%W1      {IF CNT>0} {ESC} Q~ {DOWN}
        {WINDOWSOFF}
        {app3} sc0~ {esc} oc {esc}
        tAB4..AB4~                                  ;送信要求コト
        rAB5..AB5~                                  ;データ受信
        scl~ {esc} oc {esc}
        rAB15..AB15~
        {LET WOK, @CLEAN(BUF)}
        {PUT HYO, 0, CNT, CNT+1}
        {PUT HYO, 1, CNT, @NOW}
        {PUT HYO, 2, CNT, @MID(WOK, 23, 5)}          ;SAMPLE TIME
        {LET NO, @FIND("HR:", WOK, 0)}              ;"HR:"検索
        {IF NO} {PUT HYO, 3, CNT, @VALUE(@MID(WOK, NO+3, 3))}
        {LET NO, @FIND("ST:", WOK, 0)}              ;"ST:"検索

```

図 2

```

{LET WOK2, @CLEAN(BUF2)}
{PUT HYO, 17, CNT, @DECIMAL(@MID(WOK2, 0, 4))}; CARDIAC OUTPUT
{PUT HYO, 18, CNT, @DECIMAL(@MID(WOK2, 4, 4))}
{PUT HYO, 19, CNT, @DECIMAL(@MID(WOK2, 8, 4))}
{PUT HYO, 20, CNT, @DECIMAL(@MID(WOK2, 12, 4))}
{PUT HYO, 21, CNT, @DECIMAL(@MID(WOK2, 16, 4))}
{PUT HYO, 22, CNT, @DECIMAL(@MID(WOK2, 20, 4))}
{LET SVR, (@INDEX(HYO, 7, CNT)-@INDEX(HYO, 16, CNT))/@INDEX(HYO, 17,
{PUT HYO, 23, CNT, SVR}
{WINDOWSON}
{WAIT @NOW+@TIME(0, 0, 10)}
{LET CNT, CNT+1}
{BEEP}
{graphon}

```

図 3

図3は、CCOMのデータを処理している部分である。CCOMの場合は、項目名のない16進数の羅列であるため、文字数で区切ってデータを分離し、10進数に変換している。最後にSVRを計算して表に書き込む。

結 果

図4に、書き込まれたワークシートを示す。グ

ラフ機能を使うことにより、グラフをリアルタイムで表示させることもできる。

考 察

データ通信の難しさは、プロトコールと、データ形式の多様性によるところが大きく、マニュアルにも詳しく書かれていないことが多い。1-2-3DetaLoggerのテストモードを利用することで、

Life Scope 12 & CCOM On-Line Data Logging System													
No.	S-TIME	THR	SSYS	DIAM1	SDMS	SDMS	SDMS	DIAM4	CO	SMD	TERM	HSVR	
1	10:47:30	176	99	65	81	*****	9	6	7	5195	131	1139	
2	10:47:44	176	95	64	78	*****	8	5	7	5296	131	1072	
3	10:47:59	176	95	63	78	*****	9	5	7	5734	131	890.5	
4	10:48:13	175	96	65	79	*****	8	5	7	5619	131	1025	
5	10:48:27	175	100	66	81	*****	9	6	7	5786	131	1023	
6	10:48:42	175	97	65	80	*****	8	5	7	5419	131	1077	
7	10:48:56	174	102	68	84	*****	8	5	7	5604	131	1099	
8	10:49:10	173	107	71	87	*****	9	7	8	5359	131	1179	
9	10:49:26	175	104	67	85	*****	11	8	9	5369	131	1132	
10	10:49:41	176	100	65	82	*****	12	8	10	5470	131	1053	
11	10:49:56	176	96	65	80	*****	11	6	9	5592	131	1015	
12	10:50:12	176	97	64	80	*****	9	6	7	4133	0	1413	
13	10:50:28	176	97	65	80	*****	8	4	6	5769	131	1026	
14	10:50:44	175	97	61	75	*****	8	4	6	5758	131	958.6	

図4 Life Scope 12 & CCOM On-Line Data Logging System

トライアンドエラーで解明することができる。
Lotusのキーボードマクロにより、その操作をプログラムとして利用できるのでプログラミングの負担が非常に軽減される。また、取り込まれたデータ文字列に対しては、ワークシート上での操作で、数値変換が可能であるので、データ形式を解明するのも比較的容易になる。

欠点としては、インタプリタ言語と同じく、実行速度の遅いことがあげられるが、コンパイルでプログラムする前処理として、プロトコールやデータ形式を調べる手段として十分に価値があると考えられる。

まとめ

Lotus1-2-3, 1-2-3DataLoggerを用いて、CCOM, Life Scope12よりデータ取り込みを行い、Lotus上のマクロプログラムにより、SVRを連続的に算出、グラフ表示させた。1-2-3DataLoggerは、非常

に有用であった。

ABSTRACT

Continuous Measurement of SVR with CCOM and Lotus1-2-3, DataLogger

Maho IMOTO*, Teiji SAWA*, Masami OGAWA* and Yoshifumi TANAKA*

We measured cardiac output and bloodpressure continuously and calculated SVR. Using Lotus1-2-3 and 1-2-3DataLogger, an addin software, it was easy to connect and put data from CCOM and Life Scope12. The test mode of 1-2-3 DataLogger was very useful to communicate between a computer and monitors.

Key words : Lotus 1-2-3, 1-2-3DataLogger, CCOM, SVR

*Department of Anesthesiology, Kyoto Prefectural University of Medicine, Kyoto602

ノートブック型の小型コンピュータを用いた術中脳波のリアルタイムモニタリング

加藤秀一* 杵淵嘉夫* 滝口 守*
山崎陽之介* 山本道雄*

はじめに

さまざまな術中モニターが発展してきたが、脳のモニタリングの手法は非常に少なく、いまだ脳波がその主体をなしている。その脳波をノートブック型の小型コンピュータを使って画像化脳波 DSA, DTA (density-modulated t's array) にリアルタイムで処理でき、このシステムが術中モニターとして使用可能かどうかを検討した。

対象と方法

対象は脳疾患の既往がない ASA 1 の 21 歳から 50 歳までの男女 10 名で、電気メスを使用しない膝もしくは足関節の手術患者であった。手術室で 0.5% プピバカインを用いて脊椎麻酔を施行し、直ちに脳波を皿電極を用いて F3, F4 から単極導出し始め、10 分間記録したのちに、ミダゾラム 0.1mg/kg を静注投与、笑気 50%, 酸素 50% をマスクで吸入開始した。

脳波は 2 チャンネル増幅器 MEG-2100 (日本光電) を用いてローパスフィルタ 30 Hz の帯域制限で導出し、AD 変換器 ANALOG PRO II (CANOPUS) とデジタル信号プロセッサ FLASH16 (CANOPUS) を I/O 拡張ユニット NOTE-PACH-2A (CONTEC) に備えたノート型パソコン PC-9801NC (日本電気) に入力し、DSA と DTA を作成した (図 1)。

周波数分析については、サンプリングレートを 10msec, ポイント数 512 としたので最大周波数は 50Hz, データ長は 5.12sec, 周波数分解能は 0.2Hz である。

DSA はパワースペクトルの大きさを疑似カラー 8 色 (白, 赤, 桃, 黄, 緑, 水, 青, 黒) で表示した。

また周波数分析によって得られた 2 つのスペクトル列 $|P_{xi}|$ と $|P_{yi}|$ 間で、5 個のスペクトルデータをもつ 1Hz 毎のパワーに差があるかスチューデントの paired t test を行って図 2 のような t プロフィールを得ることができるが、この t の値を疑似カラー 12 色で表し、時間経過とともに連続表示した画像を DTA とした¹⁾。

結 果

DSA と DTA を別々にリアルタイム表示させることは可能であったが、DSA と DTA の同時演算によるリアルタイムモニターは演算時間が不足気味でデータ落ちを伴うこともあり、できなかった。図 3 は一度フロッピーディスクにおとしたデータから作成した、26 歳男性の DSA, DTA であるが、2 つの DTA のうち DTA (FX) は一つのスペクトル列を基準に t 検定したもの、DTA (MV) は常に 5 本前のスペクトル列を基準として t 検定したものである。ミダゾラム投与直後には速波が出現したが、笑気の影響もあり、次第にその速波は消失するとともに徐波成分が増大し、 α 帯域にやや優勢

*東海大学医学部麻酔科学教室

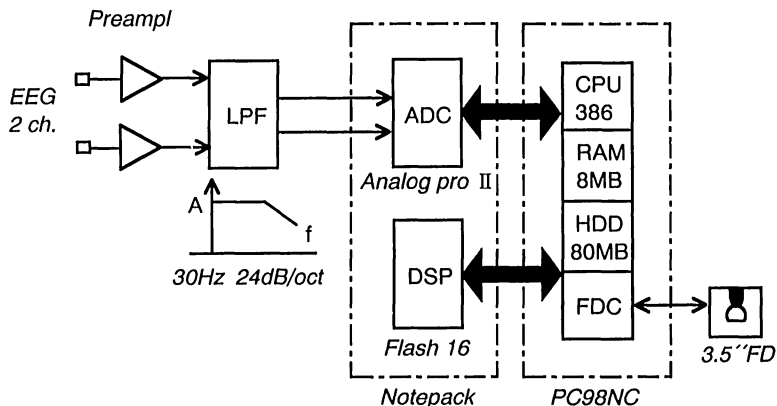


図 1

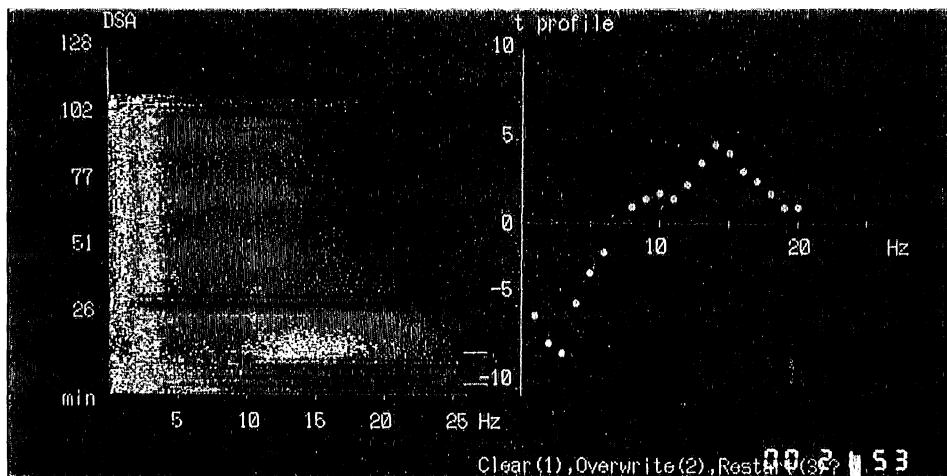


図 2

なスペクトルが出現した。そして、笑気投与中止後は速やかに覚醒パターンとなったのが視覚的によく把握できた。

考 察

リアルタイムの信号解析を目的とした信号処理は、おおむね小型コンピュータの処理能力を超えるが、信号処理専用のモジュールを付加すると専用装置に劣らない威力を発揮し、安価かつ汎用の

モニター装置として使用できる可能性がある。しかし、今回はDSPと拡張ユニットとの相性がわるく、或る信号用のラインを処理する必要があった。すなわち、すべての拡張ユニットやボード類がノートブック型のコンピュータに適合するとは限らないと思われた。

その処理後、AD変換器とDSPを組み込んだI/O拡張ユニットを小型コンピュータに接続し、DSAとDTAをリアルタイムでモニターすることを試み

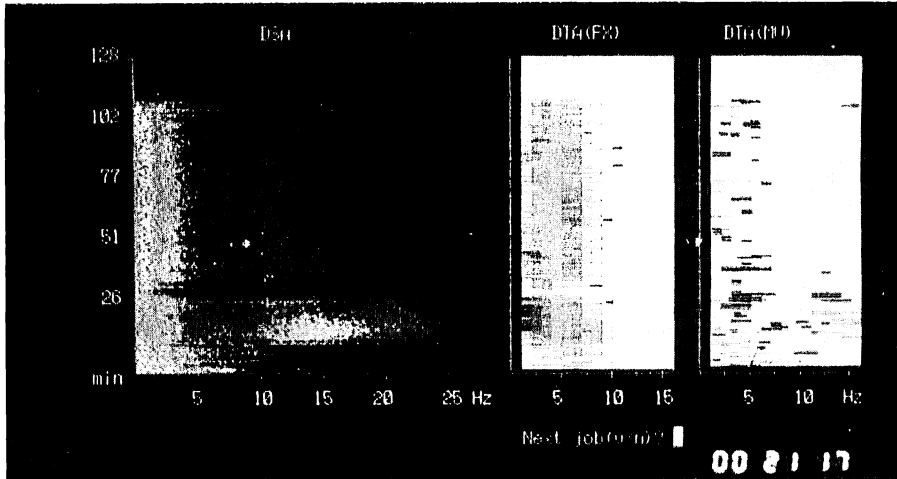


図 3

たが、演算時間が不足気味でDSAとDTAの同時演算によるリアルタイムモニターはできなかった。しかし、2つの画像を別々にリアルタイム表示することはもちろんのこと、モニター時にフロッピーディスクにおとしたデータから2つの画像を同時表示することは可能であった。

医療機器にパーソナルコンピュータを接続して、その機能を拡大しようという試みがあるが^{(2)~(4)}、パーソナルコンピュータは医療用として持つべき条件を備えていないので、特別の配慮が必要である。漏れ電流に対する対策⁽⁵⁾が必要であるが、電気メスを使用する手術においてはシステムの暴走や電氣的破損にたいする懸念があるので、電力容量の制限があるもののバッテリー使用が好ましいと思われる。

まとめ

多少の問題はあるものの、このパーソナルコンピュータと拡張ユニットはともに軽薄短小であり、脳波処理のみならず、他のリアルタイムデータ処理の装置として汎用かつ強力な道具であると思われた。

参考文献

- 1) 杵淵嘉夫, 加藤秀一, 大谷育子, ほか: 術中脳波のモニタリング: 2つの脳波像の類似性の評価法. 麻酔・集中治療とコンピュータ1988~1989, 克誠堂出版, 1988, pp75~81
- 2) 北岡吉民, 角田太郎, 片野俊男, ほか: 人工臓腑とパーソナルコンピュータの接続による臨床応用の拡大. 麻酔・集中治療とテクノロジー1990, 克誠堂出版, 1990, pp129~131
- 3) 戸野保, 佐藤英俊, 鶴田智子, ほか: コンピュータによるICU患者監視システムの開発. 麻酔・集中治療とテクノロジー1991, 克誠堂出版, 1991, pp27~31
- 4) 岩瀬良範, 飯田正幸, 崎尾秀彰, ほか: モニター, パソコンとマルチプレクサーによる麻酔記録システム. 麻酔・集中治療とテクノロジー1991, 克誠堂出版, 1991, pp46~49
- 5) 戸野保, 田中勝男, 前山達也, ほか: 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. 麻酔・集中治療とテクノロジー1992, 克誠堂出版, 1992, pp76~79

ABSTRACT

Intra-operative EEG Monitoring with a Lap-top Personal Computer

Hidekazu KATO*, Yoshio KINEFUCHI*,

Mamoru TAKIGUCHI*, Yonosuke YAMASAKI*
and Michio YAMAMOTO*

We attempted to construct a simple, light-weight, inexpensive outfit to utilize processed EEG for an important intraoperative brain-monitoring with the use of a lap-top personal computer (PC-9801NC, NEC) interfaced with an external I/O box (NOTE-PAC H-2A, CONTEC). The latter consists of an A/D Converter (ANALOG PRO II, CANOPUS) and a digital signal processor (FLASH 16, CANOPUS). EEG signals from the amplifier (MEG2100, NIHON KOHDEN) are processed and displayed as DSA (densitymodulated spectral array) with a sampling interval of 10 msec. for an epoch of 5.12sec, the power is represented in 8 colors. In addition, two spectra are compared and Student's t-test are carried out simultaneously and t values are displayed as DTA (Density-

modulated t's array) in 12colors.

Though the device proved to be capable of processing and calculating fast enough to be used on real time basis for either job, simultaneous display of both DSA and DTA required a separate feeding of processed data stored in a memory device in advance. In actual field work in the O.R., cautions against electrical hazards should be exercised to avoid harm to the patient (leakage current) and to the computer (runaway accident from electrocautery etc).

Key words : EEG, Intra-operative monitoring, Personal computer, DSA, DTA

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

鼻カニューラによる術中呼気CO₂モニタリングについて

夏山 卓* 中川美穂** 田中義文**

はじめに

高齢者の手術が増加しており、麻酔科業務のなかで腰椎麻酔や硬膜外麻酔の重みが増し、さらには状態の悪い患者では局所麻酔も管理の対象となりだしている。こうした高齢者では術前より呼吸機能が十分でなかったり、意識レベルが必ずしも高くなかったりするので、全身麻酔でなくても術中に呼吸停止を来しやすい。そのためこれまで以上に非挿管患者の術中呼吸監視の重要性が増してきている。

一方、全身麻酔での呼吸監視にはパルスオキシメータに加えカプノグラフィーも常識となりつつある。患者の呼吸様式や呼吸停止のモニターとしては、即時性のあるカプノグラフィーのほうが有用である。しかしその使用は挿管を前提とすることが多く、非挿管患者での使用は普及していない。

そこで、今回われわれは鼻カニューラ型サンプラーを用いて酸素を投与しつつ覚醒時の患者の各呼吸毎のCO₂モニターを行い、局所麻酔・腰椎麻酔下の手術における呼吸モニターとしてその有用性を検討したので、報告する。

対象および方法

対象は腹部操作を伴わない整形外科・泌尿器科の手術を受けた患者8例（男性5例、女性3例、年齢 67 ± 14 歳（SD））で、術前評価はASA 1～

2、肺機能検査で異常を認めなかった。

手術中、鼻カニューラより測定した呼気終末二酸化炭素分圧と動脈血二酸化炭素分圧とを比較した。鼻カニューラ（SALTER LABS製ET_{CO₂}サンプリングカニューレ）を患者に装着後、酸素を2l/minで投与し、そのときの呼気終末二酸化炭素分圧をカプノメーター（B & K社製麻酔ガスモニター1304型）で測定した。また橈骨動脈にカニューレーションを行い、観血的動脈圧測定と動脈血採取に使用した。動脈血二酸化炭素分圧の測定は5分ごとに行い、採血直前1分間の呼気終末二酸化炭素分圧の平均値と比較した。

さらに、健康成人女性9例のボランティア（年齢 34 ± 12 歳（SD））を対象とし、同鼻カニューラを装着した。カニューラより酸素を0, 1, 2, 3l/min投与し、そのときの呼気終末酸素分圧と二酸化炭素分圧の1分間の平均値を安静呼吸状態でそれぞれ測定した。呼吸商を0.8、呼気終末酸素分圧・二酸化炭素分圧をそれぞれ肺胞内酸素分圧・二酸化炭素分圧に等しいと仮定し、それらの分圧から肺胞換気式を使ってカニューラより酸素投与を行ったときの吸入酸素濃度を計算した。

また、上記鼻カニューラを使用し術中酸素を2l/minで投与した患者25例（男性13例、女性12例、平均37歳）に対し手術終了後退室時に鼻カニューラ装着の不快感について問診した。

統計的解析には最小自乗法および相関検定を行い、危険率5%以下を有意差とした。

*綾部市立病院麻酔科

**京都府立医科大学麻酔科

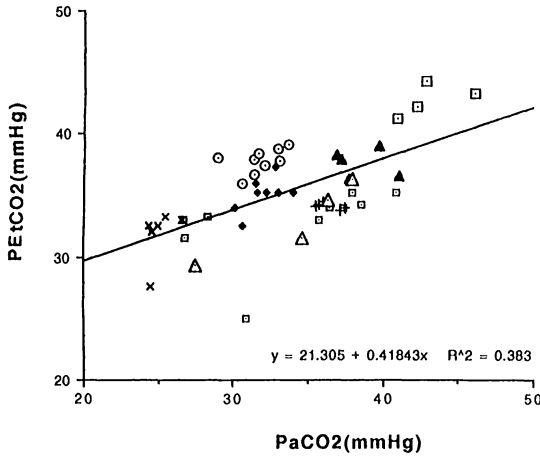


図1 動脈血二酸化炭素分圧と呼気終末二酸化炭素分圧の比較

開腹操作を伴わない手術を受けた非挿管患者8例の51点の動脈血と呼気終末の二酸化炭素分圧を比較した。症例の年齢は34～82歳にわたったが有意の相関を示した ($p < 0.001$)。各マーカーは同一症例でのデータ対を表す。

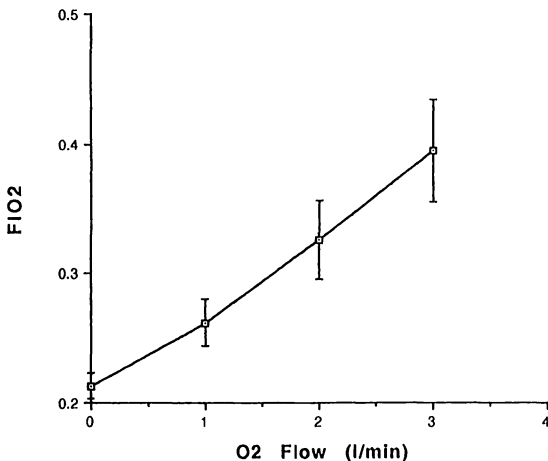


図2 鼻カニューラより投与した酸素流量に対する肺胞換気式より換算した吸入酸素分画

健康成人9例に鼻カニューラより酸素を投与し同時に測定した呼気終末二酸化炭素分圧と酸素分圧から肺胞換気式を用いて実際に吸入した酸素濃度を求めた。各Error bar は標準偏差を表す。

結 果

8例、計51回の動脈血および呼気終末二酸化炭素分圧の測定値を最小自乗法により直線回帰したところ、

呼気終末二酸化炭素分圧 = $0.42 \times$ 動脈血二酸化炭素分圧 + 21.38 mmHg

となり、回帰の相関係数は0.61で危険率0.1%以下で有意に相関した。この式から、呼気終末二酸化炭素分圧と動脈血二酸化炭素分圧の測定値は36.9 mmHgで等しくなり、それよりも動脈血が低い場合には呼気終末ではやや高めに、また動脈血が高い場合には呼気終末ではやや低めに測定されることがわかった。

また、個々の症例ごとのばらつきをみるとすべて右肩あがりの分布を示し、動脈血二酸化炭素分圧よりも呼気終末のほうがばらつきが大きい傾向にあった。

鼻カニューラより酸素を投与した場合の吸入酸素濃度では、酸素流量が0 l/minのときは吸入酸素濃度は $21.3 \pm 1.0\%$ 、1 l/minでは $26.2 \pm 1.8\%$ 、2 l/minでは $32.6 \pm 3.0\%$ 、3 l/minでは $39.5 \pm 4.7\%$ となった (mean $\pm$ SD)。吸入酸素濃度は酸素流量を増すとほぼ直線的に増加しており3 l/minではまだ飽和状態に達してはいなかった。

鼻カニューラの装着感についての問診の結果は、92%の症例が「なにも感じなかった」と答え、「気になった」は8%、「不快であった」、「耐えられない」と答えたものはともに0であった。

考 察

鼻カニューラによる呼気終末二酸化炭素分圧測定は、動脈血での測定に比べやや不正確ではあるが、患者モニターとしては十分だと考えられる。相関係数が0.6程度しかないことから呼気二酸化炭

素分圧だけを測定しておけば動脈血での値をみなくてもよいことにはならない。しかし、個々の症例ごとではばらつきが少ないこと、また測定値全体でみたとき症例の年齢が34歳から82歳までの幅広い年齢層を含むものであっても呼気終末と動脈血の二酸化炭素分圧が等しくなる値が37mmHgとほぼ生理学的な正常値となることから、手術中の呼吸モニターとしては十分な精度を持つといえる。

さらにサンプリング方法をとってみても、挿管患者で動脈血と呼気二酸化炭素分圧を比較した Whitesellらのものでも相関係数は0.7程度¹⁾、白石らがICUで鼻カニューラからサンプリングしたものでも同様²⁾で、今回の結果と大きな違いはない。挿管せず鼻カニューラからサンプリングしていても呼気ガス分析の測定値に大きな影響を与えないことがわかる。今回挿管状態と比較していないが、気道系や循環系の有用な情報が得られる二酸化炭素呼出曲線^{3) 4)}をかなり正確にモニターできる可能性も大きい。

また、今回使用した鼻カニューラは片鼻孔から呼気をサンプリングしつつ他側から酸素を投与できる。安静時呼吸では毎分3 lの酸素投与で約40%の吸入酸素濃度となり、流量と吸入濃度との直線的であることから調節性にも富むことになる。そのうえ、約33%の吸入濃度に相当する毎分2 lの酸素投与では覚醒状態の患者でカニューレ装着の不快を訴えるものはいなかった。

このように患者に不快感を与えず呼気二酸化炭素分圧の値や呼出曲線をモニターをしながら酸素が投与できるため、万が一の呼吸停止時でも低酸素症の時間を短くでき、実際に呼吸停止した場合には呼吸波形からその場で発見できる。したがって、鼻カニューラによる呼気二酸化炭素分圧測定は局所麻酔・腰椎麻酔手術での非挿管患者管理にきわめて有用であると評価できる。

参考文献

- 1) Whitesell R et al : Relationship between arterial and peak expired carbon dioxide pressure during anesthesia and factors influencing the difference. *Anesth Analg* 60 : 508~512, 1981
- 2) 白石義人, ほか : 非挿管患者における P_{ETCO_2} の測定と酸素投与-ディバイデッド・カヌラの有用性一。呼吸11 : 656~657, 1992
- 3) Weingarten M : Respiratory monitoring of carbon dioxide and oxygen. A ten-year perspective. *J Clin Monit* 6 : 217~225, 1990
- 4) Weingarten M : Anesthetic and ventilatory mishaps : prevention and detection. *Crit Care Med* 14 : 1084~1086, 1986

ABSTRACT

Respiratory Monitoring of Non-intubated Patients via Nasal Cannula during Operation

Takashi NATSUYAMA*, Miho NAKAGAWA*
and Yoshifumi TANAKA*

Comparison between end-tidal PCO_2 sampled via nasal cannula and arterial PCO_2 was made on 8 fit awake patients during non-abdominal operations. Also, inspiratory oxygen concentration was calculated with alveolar ventilation equation from end-tidal PO_2 and PCO_2 sampled via nasal cannula during oxygen administration on 9 healthy volunteers. The result of linear regression was

End-tidal $PCO_2 = 0.42x$ arterial $PCO_2 + 21.3$ (mmHg)

The correlatoin of end-tidal PCO_2 and arterial PCO_2 was significant ($r=0.61$, $P<0.001$). The calculated inspiatory oxygen concentrations showed linear increase as nasally administrated oxygenflow was increased, and when nasal oxygen flow was 3l/min, inspiratory oxygen concentration reached to 40%. No saturation of inspiratory oxygen concentration was observed during increase of oxygen administration from 0 to 3l/min.

Key words : Carbon dioxide, Capnography, F_{IO_2} , Monitoring, Non-intubated patient

*Department of Anesthesia, Ayabe Municipal Hospital, Kyoto 623

**Department of Anesthesia, Kyoto Prefectural University of Medicine, Kyoto 602

ホルターパルスオキシメトリーの可能性

佐和貞治* 野土信司** 小川雅巳*
井本真帆* 田中義文*

はじめに

パルスオキシメータが携帯化でき、長時間の動脈血酸素飽和度の経過を記録保存できるならば、不整脈に対するホルター心電図の利用のように、呼吸不全や心疾患患者に装着することにより、酸素療法の適応や評価、手術前後の酸素化状態の評価など幅広い利用が考えられる。しかし、実際のところこの実現には体動の影響や携帯性の問題などを解決していく必要がある。今回、ミノルタ製携帯型パルスオキシメータPULSOX-5を用いて、日常生活における経皮的動脈血酸素飽和度（以下SpO₂）の経過を測定記録し、携帯連続記録型パルスオキシメータ（いわゆるホルターパルスオキシメータ）の実現には、今後どのような点が問題であり、どういう改良などが必要であるのかを検討した。

方 法

1. 患者および健康成人に、ミノルタ製携帯型パルスオキシメータPULSOX-5を装着し、イアープローブ（CE-8）を使用して日常生活におけるSpO₂の経過をメモリーカードに記録し、同社のPULSOXデータ処理ソフトウェアDS-1を用いて、カードリーダー（BA232NT, FUJISOKU）を介してパーソナルコンピュータ（PC-9801, NEC）に取り込み解析した。

2. 健康成人に、PULSOX-5およびホルター心電図（日本光電）を同時に記録し、SpO₂、脈拍数（以下PR）心拍数（以下HR）の記録を比較検討した。

3. 健康成人に、PULSOX-5および心拍記憶装置メモリーマック（VHM1-016, VINE）を装着し、SpO₂、PRおよびHRを同時に測定記録した。メモリーマックに取り込まれたHRのデータはマックリーダー232（VMS3-232）を介してパーソナルコンピュータに取り込み、PULSOX-5のデータと同じ時間軸のグラフに表示し、解析結果を検討した。

結 果

上述の3種類の実験結果の代表例について、おのおの図を用いて説明する。

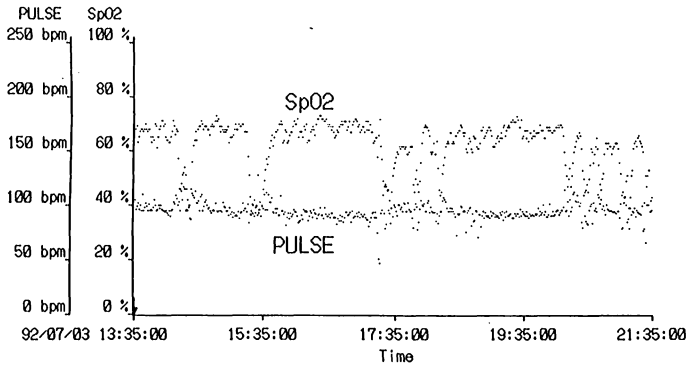
1. PULSOX-5の装着例（図1）：20歳男性、単心室、チアノーゼ改善目的でB-Tシャント手術の予定の患者。測定時間8時間12分。

PRは測定期間およそ90bpmで比較的安定した経過を示した。SpO₂は60～70%くらいであるが、測定期間中に何回か落込みを示しており、これが正確な測定を反映するのか体動による影響による誤った値なのかはわからない。PULSOX-5解析ソフトDS-1による頻度解析ではSpO₂は66～70%、PRは81～100bpmの範囲にピーク値を示し、相当の低酸素血症が存在していることが把握された。

2. PULSOX-5およびホルター心電図の装着例（図2）：31歳男性、健康成人（麻酔科医）。測

*京都府立医科大学麻酔学教室

**京都府立医科大学附属小児疾患研究施設ICU



測定時間 8時間 12分

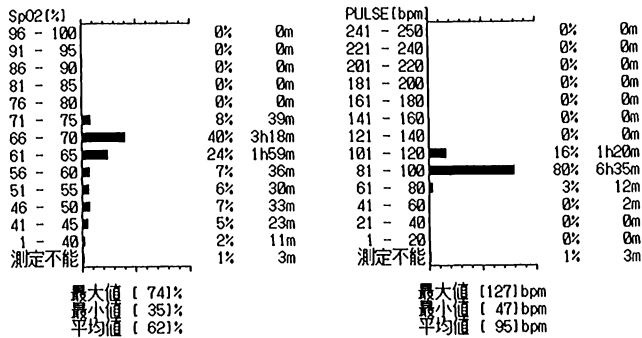


図1 20歳男性，単心室，チアノーゼ改善目的でB-Tシャント手術の予定の患者。測定時間8時間12分。上段：PULSOX-5による脈拍数，SpO₂のトレンド。下段：DS-1による頻度解析結果。

測定時間14時間。

13：20より測定を開始し，昼間は手術室での麻酔指導のため活発に運動。そのため体動影響と思われるSpO₂，PRの変動を認め，ばらついた値を示している。20時すぎに帰宅した後は，SpO₂，PRとも比較的安定した値を示すようになった。パルスオキシメータからのPRの記録とホルター心電図解析によるHRの記録と比較すれば，ほぼ同様の経過が得られていると思われる。ただし，両者の解析システムは異なり，同じグラフ上にプロットはできず詳細を把握することは難しい。

3. PULSOX-5および心拍記憶装置（メモリーマック）の装着例（図3）：26歳，男性，健常成人（麻酔科医）。測定時間3時間。

麻酔アシスタント業務中の測定。11：00より測定開始。11：34～11：43の間，SpO₂，PRともに大きな落込みを認める。この間，心拍計によるHR

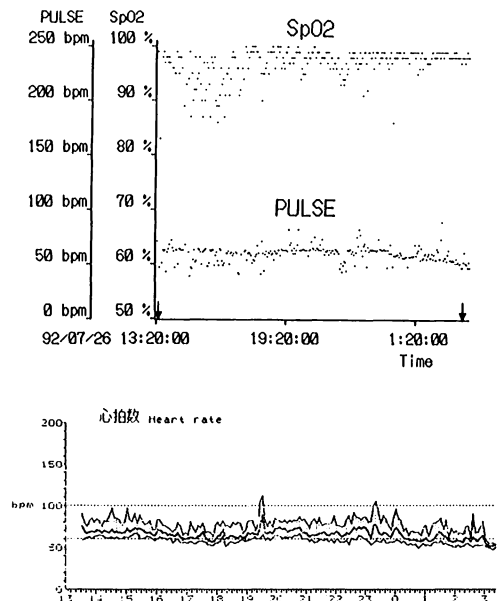


図2 31歳男性，健常成人。測定時間14時間。上段：PULSOX-5による脈拍数，SpO₂のトレンド。下段：ホルター心電図からの心拍数のトレンド。

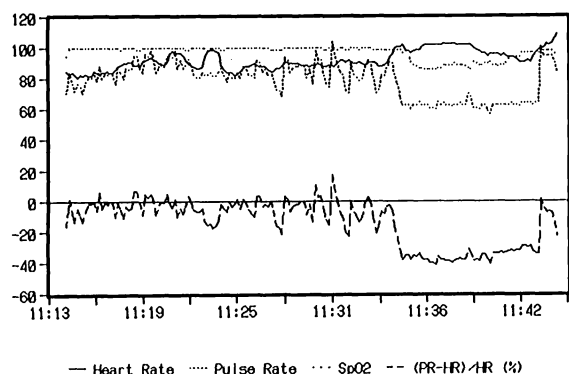
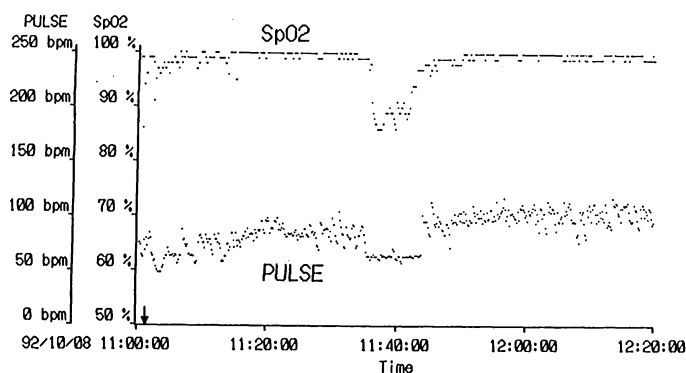


図3 26歳男性，健康成人。測定時間3時間から一部。上段：PULSOX-5による脈拍数， SpO_2 のトレンド。下段：上段のデータにメモリーマックからの心拍数のデータを加えて，脈拍数， SpO_2 ，脈拍数の心拍数からのずれ(%)のトレンドを表示。

の記録ではこのような落込みは認めず，PRとHRの解離が認められる。 SpO_2 ，PRの落込みはおそらく体動等の影響によるアーティファクトであろうことが想像できる。少なくとも，PRとHRの値が同じようであれば，パルスオキシメータが脈拍を正確にとらえている可能性が強く， SpO_2 の値もある程度信頼できるものと考えられる。逆に，PRとHRが大きく解離していれば， SpO_2 の値も信頼性が低くなると言える。したがって $(PR-HR)/HR$ (%) は， SpO_2 の信頼度をある程度反映していると思われる。

考 察

パルスオキシメータは，動脈拍動による光透過強度変化の検出による動脈信号成分の取り出しをその酸素飽和度の測定原理に用いているが，実際に測定においては，光強度の脈動性変化は，動脈

性拍動のみでなく，体動やプローブの揺れなどの影響を受け易く，正確な脈波検出が正確な動脈血酸素飽和度測定の重要なポイントとなる^{1) 2)}。携帯型パルスオキシメータを利用した日常生活動作時での SpO_2 の測定記録では，これらの脈動性変化に影響を及ぼす要因が多く存在していると考えられ，今回の結果に認められたように，不安定な SpO_2 を示すことが多くなる。今後，ホルター心電図のように臨床的に実用化するためには，1. ソフトウェアおよびハードウェア技術により，体動等の脈動性変化に影響を与える要因に強いパルスオキシメータの開発。2. 体動等の影響を判断できる信頼度等の測定。以上2点が必要であると考える。第1点に関しては，心電同期法の採用や，プローブの改良（軽量化，非圧迫タイプ）などが考えられる。第2点に関しては，今回われわれが行ったような，心電図からの心拍数同時測定が有

用であると考ええる。

参考文献

- 1) 宮坂勝之, 青柳卓雄: パルスオキシメータによる血圧血流測定について, 臨床麻酔16: 1167, 1992
- 2) 諏訪邦夫: パルスオキシメータ, 中外医学社, 東京, 1989

ABSTRACT

Possibility of the Holter Pulse Oximeter

Teiji SAWA*, Sinji NOZUCHI**, Masami OGAWA*,
Maho IMOTO* and Yoshifumi TANAKA*

If the change of oxygen saturation of the arterial blood in activities of daily living can be recorded continuously and non-invasively the same as Holter ECG can do, it is

convenient to evaluate the degree of hypoxic stage in the patients with cyanotic congenital heart disease, chronic respiratory failure, etc. We examined what respect was problem in the continuous percutaneous measurement of the arterial oxygen saturation in the daily life using a portable battery powered pulse oximeter (Minolta PUSOX-5). The pulse oximeter occasionally indicated an inaccurate value probably due to the body movement. To ascertain the influence of the body movement, it was useful to simultaneously record not only the pulse rate from the pulse oximeter but also the heart rate from the ECG.

Key words : Portable pulse oximeter, Holter ECG, Daily living

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

心エコー画像のデジタル処理による右心系空気塞栓の自動検出

内田 整* 大西佳彦* 畔 政和*

はじめに

経食道心エコー (transesophageal echocardiography, TEE) は、坐位脳外科手術において、術野から静脈系への空気の流入を検知するモニターとして非常に鋭敏である¹⁾。しかし、空気塞栓の早期診断にはTEE画像を連続的に監視することが必要であり、麻酔科医にとって、全身管理との両立がしばしば困難になることも事実である。そのため、画像から自動的に空気塞栓を診断する技術が待望されていた。

われわれは、TEE画像のデジタル処理により、開心術に伴う動脈内空気塞栓を下行大動脈で検出する技術を開発した²⁾。この技術を応用して、TEEの右心房像の画像処理を行い、坐位脳外科手術中の静脈系空気塞栓を自動検出するシステムを開発した。

空気塞栓検出システム

システムの機器構成を図1に示す。TEE画像のデジタル処理に使用したコンピュータはPC9801DA (NEC) である。PC9801の後面スロットにモノクロ画像入出力ボード (MT-9801-FMM, マイクロ・テクニカ) およびA/D変換ボード (ANALOG PRO, カノープス) を挿入し、それぞれ、TEEの画像出力および心電図モニターのアナログ出力を接続した。本システムでは、Bモードエコーで4-chamber viewを描出し、右心房領域を画像処理の対象とした。

画像処理方法を図2に示す。TEE装置の出力は30フレーム/秒の複合映像信号である。1フレームの画像は256KB (512x512画素, 8ビット/画素) のデジタルデータとして画像入出力ボード上のメモリ (フレームメモリ) に入力される。画像は画素の集合であり、各画素は輝度に対応して0 (黒) から255 (白) の値を保持している (グレースケール表示)。前処理として、フレームメモリ上のデータをCRTに表示し、右心房像の領域に画像処理を行う多角形の区画 (作業ウィンドウ) を設定した。

次に、心電図処理で検出したR波をもとに、心房拡張期に同期して1心拍毎にフレームメモリ上の画像データを更新し、作業ウィンドウ内の画素を設定された閾値 (スライスレベル) で2値化した。心エコー画像において、血液に混入した空気の微粒子 (microbubble) はバックグラウンドと比較して高輝度のエコーを示す。画像を2値化、すなわち、スライスレベル以上の輝度の画素を1に、それ未満の画素を0に変換すると、microbubbleや心臓実質など、輝度の高い部分の画素は1になる (図3)。この処理により、microbubbleのみを認識することが可能になる。システムは、作業ウィンドウ内のmicrobubbleエコーの割合 (microbubble index, MBI), すなわち、ウィンドウ内の総画素数に対する、値が1の画素数の比率を計算し、画面に表示した。

結 果

坐位脳外科手術で試用した結果、肉眼で確認で

*国立循環器病センター麻酔科

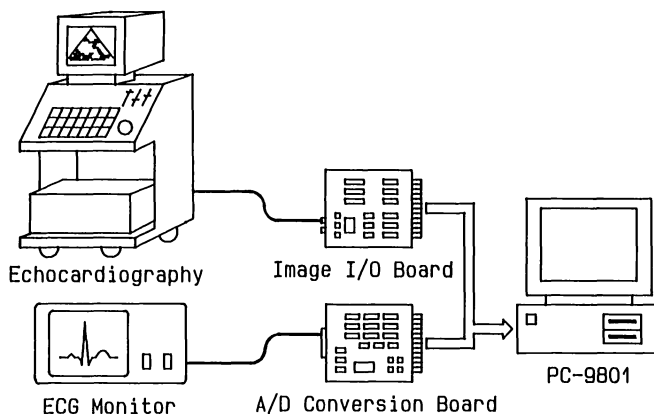


図1 静脈系空気塞栓自動検出システムのブロック図。



digitizing TEE image
(512 x 512 pixels, 8 bits / pixel)



windowing



image data processing
(grey-scale → 2-level)

図2 空気塞栓を検出するための画像処理アルゴリズム。上段：TEE画像（4-chamber view）をデジタル化し、フレームメモリに入力する。中段：右心房の領域に作業ウィンドウを設定する。下段：以上の前処理の後、1心拍毎にフレームメモリを更新し、2値化処理によりmicrobubbleを検出する。

きるmicrobubbleの流入によりMBI値の上昇が認められ、システムは空気塞栓モニターとして有用であった。MBI値のトレンド例を図4に示す。呼吸による画像の変動が認められたが、心電

図同期で画像取り込みを行ったため、作業ウィンドウと右心房像の位置関係はほぼ一定であり、アーティファクトの少ない画像処理が可能であった。

考 察

坐位脳外科手術など、空気塞栓の頻度が高い手術では、静脈系への空气の流入を早期に発見し、適切な処置を行うことが麻酔管理上の重要なポイントとなる。TEEが空気塞栓モニターとして感度が高いという点では異論はない。しかし、画像情報の性質上、麻酔管理と空気流入の監視の両立が必ずしも容易ではないことが使用上の問題であった。

われわれが開発したシステムは、デジタル画像処理により、画像中に占めるmicrobubble量を数値化することで空気塞栓を自動的に検出し、麻酔科医にアラームを発する。従って、麻酔科医が他の業務を行っている場合でも、確実に空气の流入を察知でき、迅速な処置を行うことができる。また、システムは数値化されたmicrobubble量を記録することができ、手術操作との関連や症例間の比較を行う上でも有用な情報を提供する。

空気塞栓の検出感度はシステムの機能評価に重

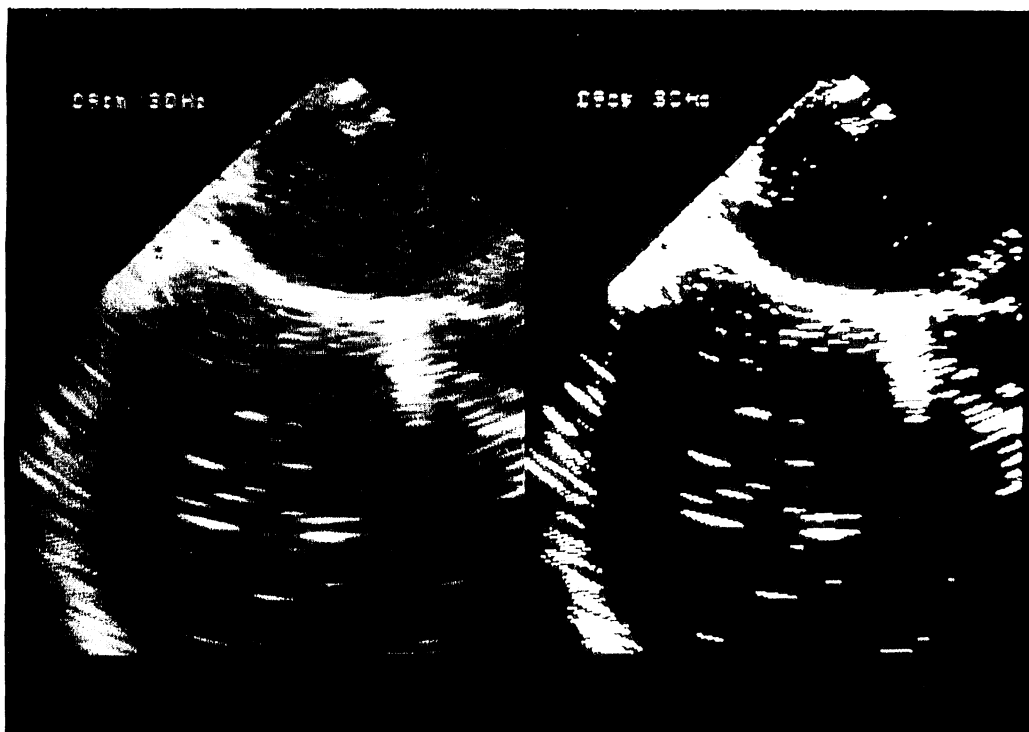


図3 Microbubbleを含む 4-chamber view。左：16階調グレイスケール表示。右：2 値化表示（スライスレベル=95）。2 値化処理により、心臓の実質や右心房内のmicrobubble（写真のほぼ中央にある斑点上のエコー）など、輝度の高い部位のみが白く表示される。

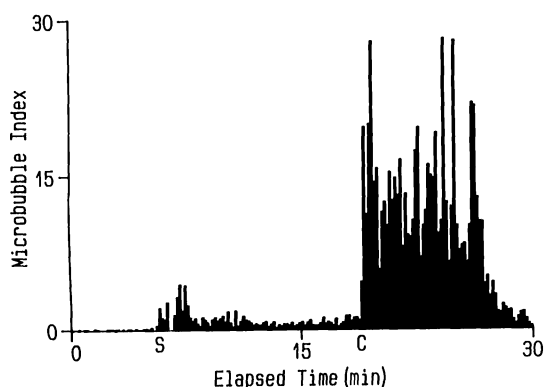


図4 空気塞栓自動検出システムの使用例。症例は44歳，男性。椎骨動脈瘤の診断で，坐位にて後頭下開頭が行われた。この症例では，皮膚切開（S）直後からmicrobubbleが認められ，開頭操作（C）の段階で大量の空気が流入した。Microbubble Index：作業ウィンドウの総画素数に対する値が1の画素数の比率。

要である。Microbubbleのエコーは，バックグラウンドと比較して輝度の差が大きく，1 フレームごとの検出感度は非常に高い。しかし，30フレーム/秒の映像信号に対して画像処理が1回/心拍である点や，作業ウィンドウ外のmicrobubbleが検出不可能である点などの理由により，システムとしての最終的な感度はやや低下する可能性がある。

われわれの使用経験から，検出感度は実用上十分であったが，空気塞栓モニターとしての地位を確立するためには，前胸壁ドップラーや肺動脈圧など，他の空気塞栓モニターと検出感度を定量的に比較することが必要である。また，画像処理の高速化，空気像検出やアーティファクトの除去に関するアルゴリズムの再検討など，性能向上のた

めにシステムを改良する余地も残されている。

TEEの高感度で空気塞栓を検出できる特性を生かすためには、情報をリアルタイムに定量化することが必要である。デジタル画像処理により、TEEが“使える”空気塞栓モニターとして普及することが期待される。

参考文献

- 1) Furuya H, Suzuki T, Okumura F, et al : Detection of Air Embolism by Transesophageal Echocardiography. *Anesthesiology* 58 : 124~129, 1983
- 2) 内田 整, 大西佳彦, 大住壽俊, ほか : 心エコー画像のデジタル画像処理による動脈内microbubble検出システム. *麻酔* 41 : S894, 1992

ABSTRACT

Automated Detection of Venous Air Embolism by
Digital Processing of The Transesophageal
Echocardiography Image

Osamu UCHIDA*, Yoshihiko OHNISHI*
and Masakazu KURO*

Transesophageal echocardiography (TEE) is the most sensitive monitor to detect venous air embolism during neuro-surgical procedures in the sitting position. Though TEE provides a direct visual representation of the intra-cardiac air, its subjective nature requires continuous human observation. We developed a computer-based system that detects venous air embolism by digital image processing. The TEE images are sampled into 512x 512 pixels, 8bits per pixel, on a PC-9801 personal computer and a process window is defined over the right atrial view. The individual pixels in the window are converted into binaries (black and white image) at the preselected threshold. The system computes the ratio of the white (1 in binary) pixel counts to the total number of pixels in the window at every heart beat. Since air bubbles reflect brighter echoes compared to the background, the ratio increases when air enters the heart. The system has demonstrated sufficient sensitivity for clinical usage.

Key words : Digital image processing, Echocardiography, Venous air embolism, Sitting position

*Department of Anesthesiology, National Cardiovascular Center, Suita 565

PAC（肺動脈カテーテル）から忠実な波形を得るために

鈴木利保* 杵淵嘉夫* 竹山和秀*
滝口 守* 山崎陽之介* 山本道雄*

はじめに

日常臨床でスワングアンツカテーテルから導出される肺動脈波形を観察すると、歪んだり、丸みを帯びて鈍化したり、激しく振動していたり、また小さな振動が重畳している現象をしばしば経験することがある。これらの現象の背景にあるカテーテルの周波数特性を推定し、より良い波形を得るための方法を検討した。

方 法

（１）肺動脈圧波形の導出 スワングアンツカテーテルは407-75（BBraun；7F，4lumen，75cm）を使用した。モニターは7010（Marquette）を，トランスデューサはライフキット（Spectramed）を使用した。カテーテル系のラインに32cmの延長チューブ（PT-12，Abotto）と活栓を１個，調整可能な制動素子（Accudynamic，Sorenson）を接続した。室温（27℃）と高温（40℃）に保管した２種の乳酸加リンゲル液を系の充填用とした。

２種の乳酸加リンゲル液を用いてさまざまな状態の肺動脈圧を導出したのち，制動素子を調節して変形の度合を観測した。

（２）周波数分析 導出した肺動脈波形をデータレコーダ（A67，SONY）に収録した後，高速フーリエ変換（Fast Fourier Transform，FFT）を用いて周波数成分の分布を求めた。サンプリングレートは10msecとし，10.24secごと（サンプリン

グポイント1024点）に６回の平均をとった。

結 果

（１）肺動脈圧波形の変化 図１の上段に室温の乳酸加リンゲル液を用いて充填したときに観測した肺動脈圧波形の１例を示す。心拍数は89bpm，肺動脈圧は25／3（平均13）mmHgである。激しい振動が重畳しているため，肺動脈圧波形として認識することが困難である。振幅すなわち肺動脈圧の値も信頼性に乏しい。振動の周期は約7Hzである。制動素子を調節して（調節ノブを閉から約180度開く），振動を止めた直後の波形を図１の下段に示す。心拍数は89bpm，肺動脈圧は19／6（12）mmHgである。振動の立ち上がり点を基準として２つの波形を心電図と比較すると，下段の波形の時間遅れが大きくなっている。

図２の上段は40℃で保温した液を慎重に充填したときに観測した肺動脈圧波形の１例である。心拍数は10bpm，肺動脈圧は21／5（13）mmHgである。振動は認められず，切れ味のよい波形が得られている。制動素子を調整して制動をかけていくと，図２の下段に示す波形となる。心拍数109bpm，肺動脈圧は17／7（12）mmHgである。明らかなオーバードamping状態にあり，波形の凹凸が見られず，振幅も小さくなった。前項同様，２つの波形を心電図と比較すると，制動によって時間遅れが大きくなっている。この例では1.5mm，時間に換算すると60msecに相当する。

（２）周波数成分の分布の変化 室温の乳酸加

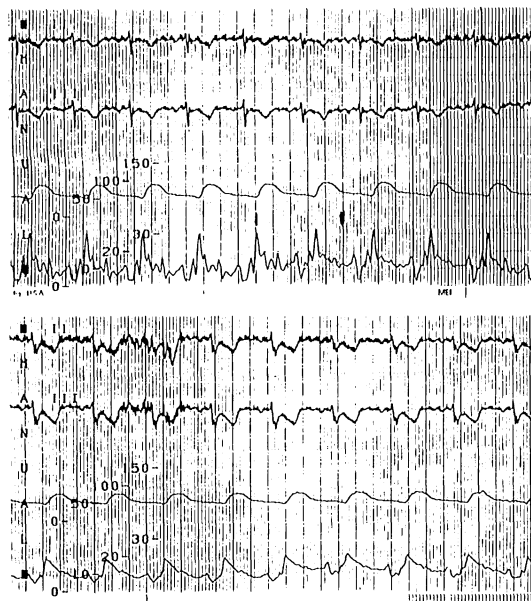


図 1



図 2

リングル液を用いて充填したときに観測した図1上段の肺動脈圧波形の周波数成分の分布を図3の上段に示す。横軸は周波数、縦軸は基本波成分(心拍数)である1.4Hzを1として正規化した成

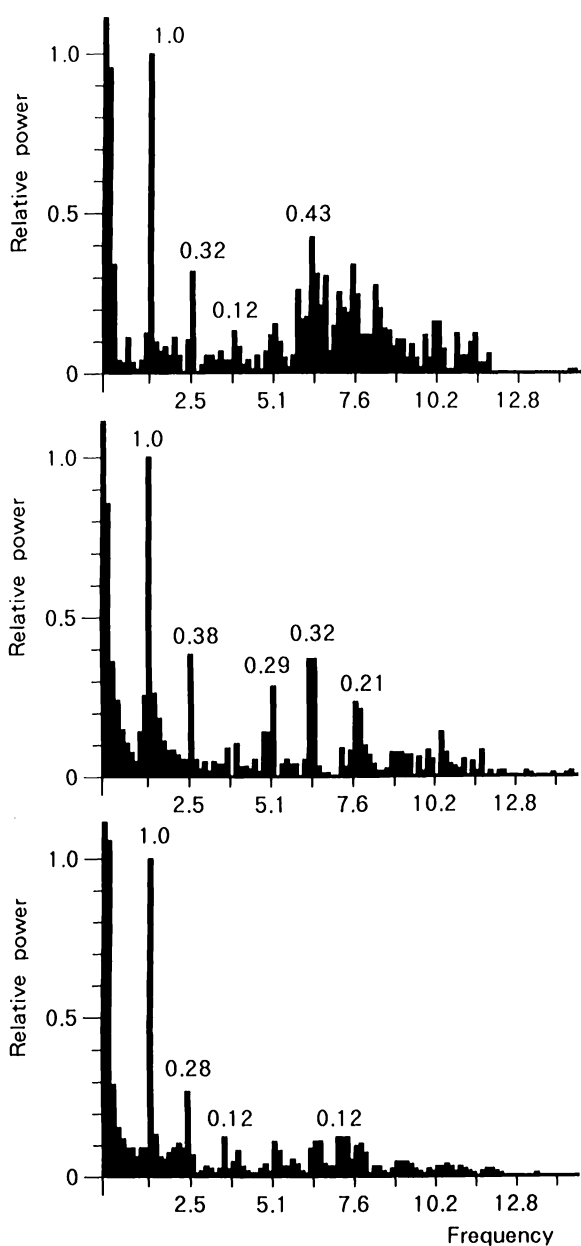


図 3

分の大きさを示している。振動によって生じたスペクトルが5～8Hzに多数見られる。

40℃で保温した液を慎重に充填したときに観測した図2上段の肺動脈圧波形の周波数成分の分布を図3の中段に示す。分布は心拍数に相当するスペクトルがあり、少し間を置いてから肺動脈の立ち

上がり部に相当するスペクトルがあり、高い周波数側に次第に減少していく分布パターンをとる。カテ尖型トランスデューサで導出した分布パターンは概ねこのような分布パターンを持つ。

制動素子を用いてオーバーダンピングとなった図2下段の肺動脈波形の周波数成分の分布を図3の下段に示す。心拍数に相当するスペクトルを除いて、小さなスペクトルしか認められない。

考 察

スワングantzカテーテルを介して導出した肺動脈圧波形がさまざまに変形している例をいくつか示した。図1の上段は肺動脈圧波形の変化率の大きい部分の波形成分が共振して生じた振動である。振動の周波数はピークの間隔から約7 Hzとなり、カテーテルの系が7 Hz前後に共振点を持っていると推定される。制動係数の推定は難しいが、振動の減衰の程度から0.2~0.3と推定され、固有周波数は8 Hz前後となる。407-75の固有周波数は40 Hz程度¹⁾とされるが、臨床条件下では8 Hz程度に低下していることになる。図1の下段では、振動を抑えこむことによって10 Hz程度まで平坦な帯域が確保されているはずである。このときの心拍数が89 bpm (1.4 Hz) であるから、制動調整によって確保した10 Hzの帯域幅は忠実な波形を再現しているとしてよい²⁾。図3に示した周波数成分の分布もこれらの推定と合致している。ただし、制動をかけたことによって波形の時間遅れが増加する点に注意を要する。

図2の上段は心拍数が108 bpm (1.7 Hz) と前項よりやや頻脈であるにもかかわらず共振による振動はみられない。図2では明らかではないが、回路に適当な振動を与えると周期2 mm以下(12.5 Hz)の小さな振動が重畳する。12 Hz前後に共振点があると推定される。心拍数108 bpm (1.7 Hz) の波形を忠実に再現することのできる

帯域幅を持っている。それゆえ、制動をかける必要はない。図2の下段は不要な制動をかけた結果、高い周波数成分が失われると同時に時間遅れが著しく増加している。図3の下段の周波数成分の分布も高い周波数成分が失われたことを示している。

このように、臨床的な手順で組み立てたカテーテルの系に、忠実な波形を導出するために必要な帯域幅を持たせるのは難しく、特に心拍数が高いと必要な帯域幅も広くなるので、さらに困難になる^{1) 2)}。根本的な解決策はカテ先端型カテーテルを用いることになるが、この型のカテーテルは価格、操作性、較正法および安定性にいまだ多くの問題を抱えており^{1) 2)}、容易に使用できる状況ではない。よりよい忠実な波形を得るためには、

(1) 系をできるだけシンプルに組み立てる。

(2) 適当な脱気処理を施したのち、プライミングする。

(3) 脱気処理の1つの方法として、体温より高い温度(40~42°C)で加温保存した内液を使用する。系の固有周波数を数Hz改善することができる。

などの方法が奨められる。現在、得ている波形の評価として、

(1) 波形が明らかに鈍っているときは、共振点がないので、プライミング、フラッシュなどの操作による系の見直しが必要である。

(2) 大きな遅い振動が重畳しているときは、振動の周波数の前後に共振点がある。この周波数が心拍数に比して十分高ければ、制動素子を調整することによって忠実な波形を得ることができ。周波数が低い場合でも制動素子を調整することによって圧の値は概ね正しい値に保たれる。時間遅れがあることに注意が必要である。

(3) 小さな速い振動が重畳しているときは、共振の周波数が高いので、制動素子を軽く調整す

ることによって忠実な波形を得ることができる。
制動をかけすぎないように注意する。

(4) 振動は観測されないが、回路に軽い振動を与えると小さな速い振動が重畳するときは、十分な帯域が確保され忠実な波形が得られている。
制動は不要である。

参考文献

- 1) 杵淵嘉夫, 鈴木利保, 竹山和秀, ほか: P A Cの周波数特性の限界, 循環制御 13: 89~95, 1992
- 2) 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
- 3) 竹山和秀, 杵淵嘉夫, 鈴木利保, ほか: 肺動脈カテーテルの周波数特性改善のための臨床的な対策, 麻酔集中治療テクノロジー1992 克誠堂出版, pp118~121, 1992

ABSTRACT

Improved Fidelity of Pulmonary Pressure Wave Form

Toshiyasu SUZUKI*, Yoshio KINEFUCHI*,

Kazuhide TAKEYAMA*, Mamoru TAKIGUCHI*,
Yonosuke YAMASAKI* and Michio YAMAMOTO*

We examined the effect of deaeration of the priming fluid (Hartmann's solution) of the pulmonary artery catheter on frequency response and wave forms of the catheter-manometer system in clinical situations.

1) Routine priming (Hartmann's solution off the shelf, flushing the system in the usual manner) Marked oscillations are superimposed so heavily that wave form is difficult to discern and the amplitude read-out on the display was not reliable. On frequency analysis, components in 5-7 Hz range were increased. When the damping device was interposed, the amplitude became more reasonable but time-delay became apparent.

2) Priming with deaerated solution (heated upto 40degrees Celcius and then cooled to ambient temperature, flushing the system slowly and repeatedly) Resonance was eliminated, wave forms much improved. Frequency analysis showed the normal pattern. A tendency to overdamping was observed when damping device was interposed.

Key words : Wave form, Pulmonary artery catheter

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

高規格救急車搬送患者のバイタルサイン無線伝送システムの開発

鮎川勝彦* 財津昭憲** 相原啓二**
久米盛夫** 柴 晃清***

はじめに

日本におけるDOA（来院時心肺停止）の完全社会復帰率は低く、小濱報告¹⁾でも1.09%であり、病院到着前の救急処置の向上が急務とされる²⁾。福岡市では救急車が傷病現場に到着するのに平均7分、現場から病院に着くのに平均5分を要する。救急隊によるプレホスピタルケアの充実を図るため、平成3年4月、救命救急士法が制定された。救命救急士に、医師の指示に基づく（1）半自動式除細動器による除細動、（2）乳酸加リンゲル液を用いた静脈路確保のための輸液、（3）食道閉鎖式エアウェイまたはラリngeアルマスクによる気道確保の3つの救急処置がゆゑられることになった。病院にいる医師が救命救急士に指示を与えるためには搬送中の患者の状態を把握できるバイタルサイン伝送システムが必要となった。

救急搬送患者の心電図（ECG）と指尖脈波2波形の同時電送および血圧（BP）、心拍数（HR）、体温（BT）、SpO₂（パルスオキシメータで測定した指尖部動脈血ヘモグロビン酸素飽和度）といったデジタルデータのリアルタイム伝送システムを開発した。

方 法

患者データはPro-paq102（日本電気三栄）で取

*九州大学医学部附属病院集中治療部

**九州大学医学部附属病院救急部

***日本電気三栄株式会社救命救急課

り込み、伝送ユニット（98note+モデム+自動車電話101型）を介して2400bpsの速度で移動電話回線により無線電送した。NTTの電話回線を経て、受信はモデムを介しPC9801DA/U5で行った（図1）。送られた情報は院内の3箇所（集中治療部、救急外来、救急部医員室）に備え付けられたディスプレイで確認できるようにした。3次救急患者搬送時、救急隊員が当直医のポケットベルを鳴らし、直後に、ECG、指尖脈波、SpO₂、HR、BP、BTを電送する。データはリアルタイムで画面上に描出され、ハードディスクに10秒単位で記録される（図2）。当直医は最寄りのディスプレイで送られた患者の情報を確認し、ESCキーで切り換えて、救急隊員と通話し患者の状態を把握したのち、救命救急士に指示を与える。現時点では通話中のデータ伝送は中断される。

結果および症例

福岡市では平成4年7月1日よりこの伝送システムを高規格救急車に搭載し、運用を開始した。指尖脈波をモニターできることにより、四肢末梢の循環が把握でき、パルスオキシメータで測定される動脈血酸素飽和度の信頼性が向上した。ECGと指尖脈波の同時描出で救急車の振動あるいは患者の体動に伴うECG上のアーチファクトを除外できた。当直医は救急搬送患者の重症度、緊急度を来院前に比較的詳しく把握でき、救命救急士への指示が可能となり、救急外来での対応がしやすくなった。

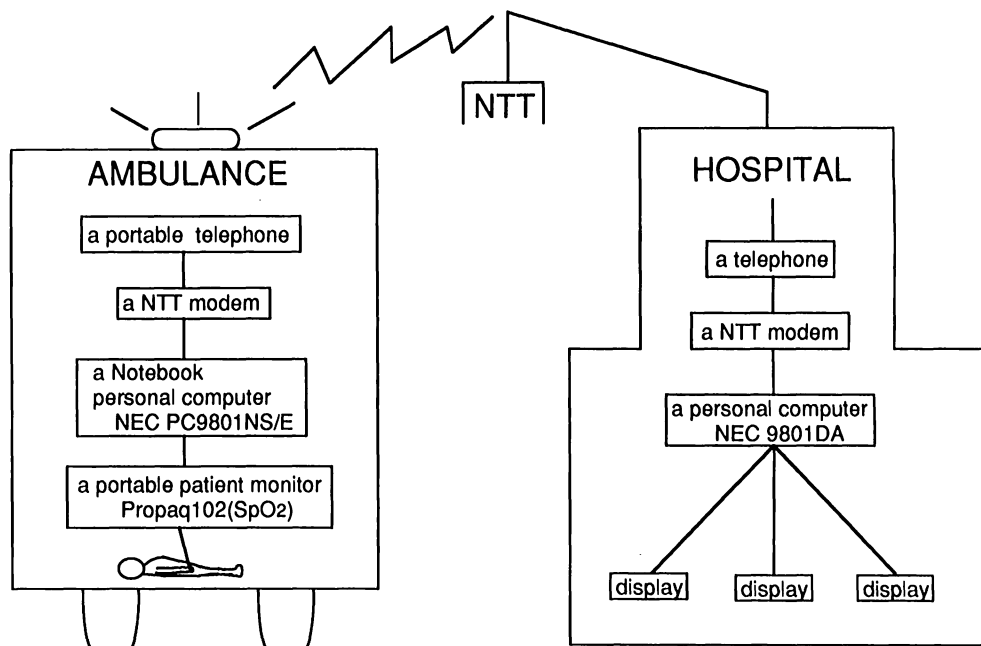


図1 われわれの開発した救急搬送患者バイタルサイン伝送システム。

救急車内のPropaq 102でモニターされた患者バイタルサインは98ノートに取り込まれ、モデムでアナログ信号に変換され、自動車電話で2,400bpsの速度で無線伝送され、NTTの電話回線を介して、病院内の専用電話に送られる。電送された情報はモデムでデジタル信号に変えられ、NEC 9801DAに取り込まれ、分配器で3箇所のディスプレイに表示される。

われわれの開発したバイタルサイン伝送システムが有効に動いたと思われる症例を呈示する。

症例はM.M., 81歳, 男性, 158cm, 50kg. 11年前より, 虚血性心疾患(冠動脈造影でseg3, 11の100%閉塞)のために近医に通院, 投薬を受けていた。1992年6月より, transient atrial fibrillation (Af) が出現していた。

1992年9月8日15:15 喫茶店で食事後友人と歓談中に突然胸部不快感を訴え, Isosorbide dinitrateを服用しようとしたが, 座位のまま意識消失した。

15:27 救急隊覚知。

15:33 救急隊到着時心肺停止, 瞳孔散大していた。喉頭展開し, 咽頭腔を吸引し, 心肺蘇生を開始した(経鼻エアウエイ挿入, デマンドバル

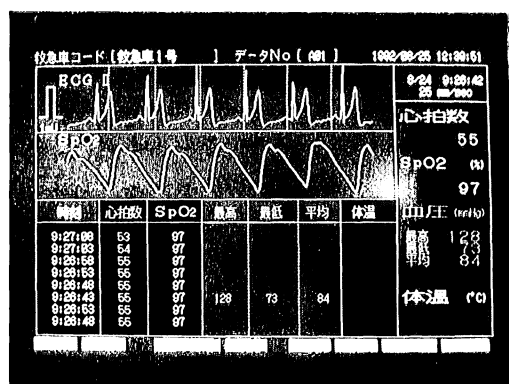


図2 電送されたディスプレイ上のバイタルサイン。

左上段に心電図, 中段に指尖脈波, 下段に5~10秒おきにハードディスクに取り込まれた心拍数, SpO₂, 最高, 最低, 平均血圧および体温が表形式で示されている。右側にリアルタイムの心拍数, SpO₂, 血圧, 体温が表示される。

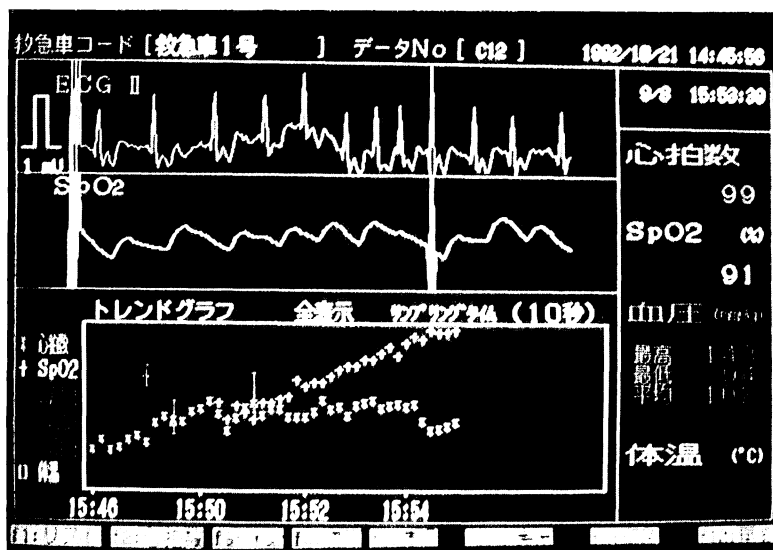


図3 呈示した症例の伝送されたバイタルサインのトレンドグラフ。

画面下段に症例の心拍数 (*), SpO_2 (+), 血圧 (I) のトレンドグラフが示されている。 SpO_2 のスケールは0~100, 心拍数および血圧のスケールは0~200である。最初に伝送された時点では, Atrial fibrillation bradycardiaで SpO_2 はモニターされていない。指示によりラリゲルマスクが挿入されてのち, SpO_2 は測定できるようになり, 急激に改善している。また, 心拍数も100回/分で安定している。

ブによる人工呼吸)。

15:40 車内収容。CPR続行しモニタを装着した。

15:46 モニタ伝送到着。脈拍49/分の徐脈性心房細動で SpO_2 , 指尖脈波はモニタできていなかった。血圧は151/125mmHgと表示されたが, 末梢循環, 酸素化が十分でないと判断した。ラリゲルマスク挿入により酸素化を改善し, 静脈路を確保し, CPRを続行するよう指示した。

15:51 次第にHR増加, SpO_2 70%。次第に指尖脈波が画面に現れるようになってきた。

15:55 九大病院到着。Af, 心拍数93回/分, BP152/80mmHg。自発呼吸15回/分。瞳孔散大し, 疼痛に反応しなかった。

16:05 経口の気管内挿管し, 大量の食物残渣を気管内より吸引した。

16:28 BP80/60mmHgのためドパミン 5 γ /

kg/min.で開始した。

16:35 ICUへ入室後, 動脈穿刺時痛み反応があった。グリセオール20ml/hr, 10% glucose20ml/hr輸液した。

1日後, 昏睡状態 (JCS III-200)。自発運動あり, Af tachycardia出現してきた。

2日後, 昏迷状態 (ICS II)。呼名に開眼し, 説明に対し, うなづく動作がみられた。眼の焦点は合わず, 左下肢から躯幹にかけてのミオクロスがみられた。

4日後, 記憶力低下 (JCS I-3) がみられた。

5日後, 気管内チューブ抜管。開口, 手を握るなどの命令に応じる。発語あり, 相撲をテレビで観戦して喜べるまでになった。

7日後, 記憶力低下 (JCS I-1) があり, 多動ではあったが, 簡単な会話は可能であった。リハビリのため近くの総合病院循環器内科へ転院した。

3 週後、意識清明 (JCS0) となり、家族との会話が十分に可能となった。

以上のように心肺脳蘇生には成功した症例であるが、7 週後右肺癌による無気肺、肺炎を合併し死亡した。

図 3 に伝送された SpO₂, HR, BP のトレンドグラフを示す。ラリングルマスク挿入後 SpO₂ (グラフ中の +, 縦軸のスケールは 0 ~ 100%) が劇的に改善し、心拍数 (グラフ中の *, 縦軸のスケールが 0 ~ 200 回/分) が 100 回/分前後に安定していることがわかる。

考 察

今迄報告されている救急搬送患者情報の無線伝送システムは心電図のみではあったが、CCU (coronary care unit) の中でその有用性が指摘されている^{1), 2), 3)}。パルスオキシメータの性能開発が進み、体動のある患者や搬送中の患者の SpO₂ が比較的安定して記録できるようになり、救急患者の低酸素血症および末梢循環不全の程度が把握できるようになった。われわれの報告したシステムでは、SpO₂ の数値を伝送するだけでなく、ECG と同時に指尖脈波を伝送することにより、心電図波形のアーチファクトが除外しやすくなり、SpO₂ の値の信頼性が高まった。

現在、NTT 電話回線を使うためモデムでデジタル信号をいったんアナログ信号に変換している。2,400bps と電送速度に制限があるため、救急隊と通話するときバイタルサイン伝送を中断せざるえない。通話と同時に伝送できるシステムの開発中である。目下はもう一台の電話回線を使用することでも解決できていると思っている。

SpO₂ および指尖脈波は心肺停止中の患者では測定できないが、呈示した症例のように自己心拍再開後の末梢循環、酸素化能の評価ができるためその後の適切な処置を指示するために非常に有用で

ある。

結 論

今回開発したバイタルサイン伝送システムは 3 次救急患者の搬送という臨床の場で非常に有用であることがわかった。特に次の点を強調したい。

1) ECG と指尖脈波がリアルタイムに同時描出でき、末梢循環における酸素化能の改善が把握できた。

2) アーチファクトを除外でき、デジタルデータの信頼性が向上した。

3) 当直医は救急患者の重症度、緊急度を来院前に詳しく把握でき、救命士への指示および救急外来での対応がしやすくなった。

今後症例を重ね、より使いやすいシステムを開発したい。

参考文献

- 1) 小濱啓次, 石田詔治, 加来信雄, ほか: 厚生行政科学研究; DOA に関する調査研究, 1990
- 2) 三井香児: DOA と救急搬送, 救急医学 15: 291 ~ 297, 1991
- 3) Kereiakes DJ, Gibler WB, Martin LH, et al. Relative importance of emergency medical system transport and prehospital electrocardiogram on reducing hospital time delay to therapy for acute myocardial infarction: A preliminary report from the Cincinnati Heart Project. Am Heart J 123, 835 ~ 840, 1992
- 4) Takano T, Tanaka K, Endo T, et al.: CCU network as primary care of acute myocardial infarction. Jpn Circ J 48: 690 ~ 697, 1984
- 5) 藤原秀臣, 秋山淳一, 徳永毅, ほか: 救急心電図電話伝送システム-運用の実際と有用性-, 日救急医誌 2: 49 ~ 55, 1991

ABSTRACT

Real Time Telephonic Transmission of Monitoring Data of a Prehospital Patient Using a Portable Telephone, a Note PC (PC9801NS/E) and a Patient Monitor (Propaq 102)

Katsuhiko AYUKAWA*, Akinori ZATSU*, Keiji AIBARA*,
Morio KUME* and Kosei SHIBA**

It takes on average 7minutes for the ambulance to arrive at a patient place and 5minutes to carry to a near hospital in Fukuoka city. We want to get prehospital information of vital signs of the patient such as ECG, plethysmograph, SpO₂, pulse rate, blood pressures, etc. in real time, if the patient is serious.

We have developed a prototype of new telephonic patient monitor system from the high grade ambulance to our hospital. The system is composed of a portable telephone, a NTT modem, a notebook personal computer (NEC PC9801NS/E) , and a portable patient monitor

(Propaq 102, Protocol) in the ambulance, and of a NTT modem and a personal computer (PC9801DA, NEC) in our hospital. If the telephone line is switched over to the telephone, we can talk with the ambulance.

The telephonic patient monitoring system is very useful in our acute medicine.

Key words : Ambulance, Telephonic transmission, ECG, Plethysmograph, SpO₂

**Intensive Care and Emergency Service, Kyushu University Hospital, Fukuoka 812*

***NEC San-ei Instruments, Ltd., Tokyo 113*

2. 生体情報処理

自律神経系バランス調節能判定器の試作とその臨床応用

後藤幸生* 柳本政浩* 中嶋一雄*

目 的

心電図R-R間隔変動値から、心臓に対する自律神経系の活動性を探り、ひいては患者の全身的自律神経機能を推測しようという試みは既に1970年代に見られるが¹⁾、わが国でも糖尿病患者の自律神経障害の検出に応用され²⁾、以後この面での報告が数多く行われるようになってきた。近年、コンピュータの急速な進歩はますます身近なものとなり、これら変動値の微妙な波のゆらぎも解析が容易になった。われわれもここ数年来この心電図R-R間隔変動値の解析法を頸部交感神経節ブロック(SGB)との関連で検討してきた^{3) 4)}。この経験から1歩進んだコンピュータによる総合的解析システムの作成に取り組んできたが、そのソフトの改良バージョンアップにより自律神経機能自動解析システムのほぼ完成をみ、発表した⁵⁾。今回はフクダ電子KK技術部の協力を得て、これをさらに発展させ、患者の自律神経系バランス調整能の良否もコンピュータが点数化して表示できるソフトに改良し、併せて基本的ないくつかの自律神経機能を診断する基準の作成を試みた。

方 法

本解析器はNEC 9801シリーズを使用している

*福井医科大学麻酔・蘇生学教室

が、外来診察中でも患者に侵襲なく簡単に検査判定できるように、三角電極版を胸に当てるだけで、安静仰臥位および起立負荷時の心拍動信号を夫々170秒間で1024ポイントのデータとしてオンラインで入力し、直ちに演算の上、画面に描出させると同時にプリントアウトもできるソフトを作成使用している。プリントアウトされた各種心拍変動の解析データから時系列変化を解析する方法と、スペクトル解析を行う方法がある。そして今回若年者40人の協力を得て、この一枚に打ち出された40人のデータをもとに、以後示すような多元的指標を求めて自律神経機能を多角的に解析し、基本になる解析結果の判定基準作成に供した。

結 果

1) 自律神経系バランス調節能の判定

これらのデータのうち、まず第1に交感神経、副交感神経という2つの自律神経系のバランスがとれていることが正常であるとの観点から、それがどのようになっているかをこれらのデータから読み取るため、R-R間隔値を170秒間にわたり連続記録したトレンドグラフに注目した。すなわち安静臥位で記録したcontrolとなるべきトレンドグラフに、続いて記録した起立負荷時のトレンドグラフが如何に早期に接近するかによって、患者の持つ自律神経バランス調節能力の良否を判定する方

法⁶⁾を利用した。例えばこれが早い回復を示す場合は優、中程度なら可、全く両者が離れたまま経過した場合はバランス調節能不良と判定することができる。これらのことを更に詳細にコンピュータ診断させるため、今回、図1のような一定の判定基準範囲を設定して、全統計計算値からと150心拍付近の両トレンドグラフの接近度おのの5点満点、計10点満点の配点を直ちに計算表示できるソフトを完成した。すなわち、安静臥位全経過R-R変動値の平均値(R-Rm)と起立負荷時のそれ[実際にはR-Rmと最高値との中点]の差でもって接近度とし、さらにほぼ回復接近する確率の高い150心拍の前後10心拍部分で同様の計算をさせ、両者の合計でもって10点満点のスコア化した。

2) 自律神経緊張度(交感神経優位度数による)の判定

安静臥位におけるその自律神経緊張度が本質的に交感・副交感、どちらに偏っているのかを知るため、40人(平均25.5歳)の若年者の協力を得てデータを採取した。そのR-R間隔変動値の総平均値(R-Rm-all)が約800m・secであったことより、

安静時における各人の実測平均値(R-Rm)が800m・secより大なるものは本質的に迷走神経優位、小なるものは交感神経優位と判定することができる。そこでこれら40人のこの自律神経の緊張の度合を交感神経優位度数として50m・sec刻みで十一各5段階にその程度を分類した指標を新たに作成した[例えば交感神経優位度が-3ということは迷走神経緊張度がそれだけ高いことを意味する]。次にこの指標と先のバランス調節能点数との関係を検討したところ、バランス調節能の優れた人は本質的には交感神経優位な人に多いことが分かった($r=0.58$)。

3) 迷走神経活動度の判定

本来その人が有する自律神経の緊張度合を交感神経優位度数(十一各5段階)で示し、これと迷走神経活動度を示すとされるCV%($SD/\text{mean} \times 100$)、そしてSD値そのものとの相関性を比較してみた。その結果、迷走神経の活動度の強弱はCV%よりSDに示されるm・secそのものの数値の大小とかなりの相関がみられ($r=0.46$)、この数値の大なるもの程活動度も大と考える方が良いこと

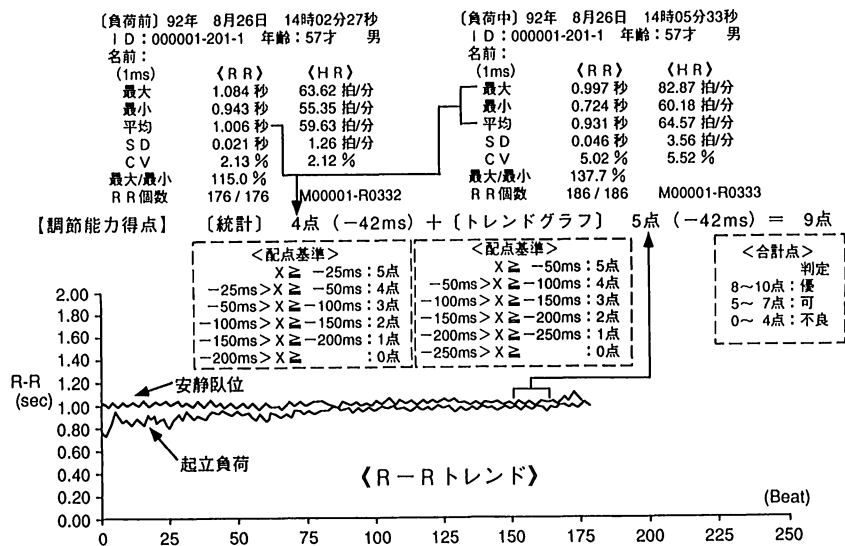


図1 自律神経系バランス調節能判定基準

が示した。

4) 交感神経系の興奮度の強弱の判定

これにはまず時系列変化の指標としては、起立負荷試験前後でどれだけR-Rm値が変動するかを統計計算されたデータで比較すればよい。その差が大である程、興奮度は高いと判定できる。次にスペクトル解析による指標としてR-R間隔変動の“ゆらぎ”をFFT解析し、そのPower spectrumでその低周波成分と高周波成分の比率LF/HF比またはLF/Total比で示す事ができる。メトロノームで1分間15回の呼吸の下、測定しているので、0.25 Hzを中心としたHF成分は迷走神経活動度を示すという点は問題ないが、LF成分には一定の説がない。そこで今回の40人のPower spectrumから0.1付近のいわゆる低周波成分といわれる部分で、1つの山を形成するその頂点を示す周波数の平均値を取ってみたところ、 0.08 ± 0.04 というデータが得られた。そこでこの0.08 Hz中心の周波数をもって低周波成分とした。この基礎にたって、次に明ら

かに交感神経興奮を生ずる起立負荷テストを行い、その前後で得られたデータを検討してみれば、刺激された交感神経活動がデータ上に現れるのではないかと考えた。その結果、起立負荷でLF/HFとLF/Total比が上昇する事が証明された。ただし一定の関係は今回の成績からは得られなかった。次にバランス調節能の良否との関係で詳細に見てみると、不良のもの程LF/HF、LF/Total比共に増加するものが多く、自律神経バランス調節能の優れた患者では、負荷に対する交感神経の被刺激性が低いことを意味し、生体がうまく反応していることが証明できた。

5) 交感神経系の被刺激性の強弱の判定：

これは安静臥位のコントロールとなるトレンドグラフと起立負荷時のトレンドグラフの変動経過特に、起立時のごく初期にグラフが離れて低下するが、その最低値が安静臥位のコントロールラインとどの位離れるか、その差を読めば判定できる。

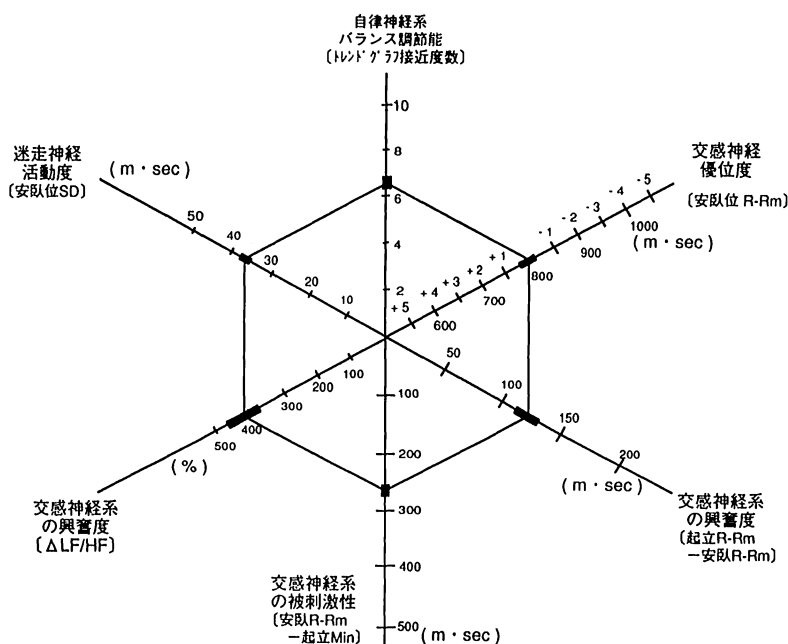


図2 自律神経機能の多元的解析判定図

6) 自律神経反射機能の良否の判定:

また別の見方として2本のトレンドグラフの経過から自律神経反射機能の良否を判定することができる。すなわち25心拍付近の復帰の良し悪しと、その後の経過を見ればその良否は微妙に判定可能である。すなわちその経過から「即時反応完全修復型」「緩徐修復型」「即時反応後疲弊型」「反応不十分型」「無反応型」など、幾つかのタイプに分類できる。

まとめ

心電図R-R間隔変動値の“ゆらぎ”を解析するソフトを開発、これを利用して40人を対象に検討し、一定の基本的判定基準を作成して、次のような多元的な自律神経機能を多角的に総合判定できるようにした(図2)。ただしこれは健康に近いと思われる若年者40人の平均値を基に作成した1つのスケールであり、今後検討する必要がある。その内容、意義は次のようである。

(1) 自律神経系バランス調節能の良否の点数化による判定

(2) 迷走神経の活動度の強弱の判定

(3) 交感神経優位度数により、いずれの自律神経が優位かの判定

(4) 起立負荷による交感神経系の被刺激性または興奮性の強弱の判定

(5) 自律神経反射機能の良否およびタイプの判定

参考文献

- 1) Wheeler T, et al: Cardiac denervation in diabetes. Br Med J 4: 584~586, 1973
- 2) 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
- 3) 後藤幸生, ほか: 星状神経節ブロックの自律神経系への影響に関する検討. ペインクリニック 9: 65

~69, 1988

4) 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

5) 後藤幸生, ほか: 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. 麻酔・集中治療とテクノロジー1992, 68~72, 克誠堂

6) 後藤幸生, ほか: 自律神経刺激鍛練療法としての星状神経節ブロック反復療法の検討. 臨床麻酔 12: 655~659, 1988

ABSTRACT

Software Making for Judgement of the Autonomic Nerve Balance Control Ability Using Fluctuation of R-R Interval Variations of ECG and its Clinical Application.

Yukio GOTO*, Masahiro YANAGIMOTO*
and Kazuo NAKAJIMA*

Since several years, we have studied on the computer analysis system of the fluctuation of the R-R interval variations of ECG. We made the function of these software developed and succeeded in the version-up of the software to be able to show on the CRT and in the print-out the calculation-score about the balance-control ability of autonomic nerve function, which were obtained from the data of the difference between the average of R-R interval (R-Rm) in supine and standing challenge. Otherwise we obtained the middle point between the sympathetic and parasympathetic, that is about 800 m sec. of the each mean values of the R-R interval variations from the data of 40 young persons (25.5 year old average). Therefore if a result is little than 800 m sec., it seems to be sympathetic dominant, and if a result is large than 800 m sec, it seems to be parasympathetic dominant. Moreover, we are able to know the multi-characteristics by other many-sided analysis from our instrument.

Key words: Autonomic nerve balance control ability, Autonomic nerve dominancy, Fast Fourier Transform (FFT), Trendograph of R-R interval variations

*Department of Anesthesiology & Reanimatology, Fukui Medical School, FUKUI 910-11

インドシアニングリーンを標識物質とした循環血漿量および肝排泄速度の評価

—非線形最小二乗法を用いて—

中川美穂*

田中義文*

藤田和子*

福井道彦*

はじめに

従来循環血漿量の測定法として、蛋白標識による希釈法が用いられてきた。これはEvans BlueやRISAなどで血漿蛋白をラベルし、その濃度を測定することにより血漿量を求める方法である。インドシアニンググリーン（以下ICG）は投与後速やかに血漿蛋白と結合し、胆汁排泄によってのみ体外に排泄され、指数関数的に血中より消失するため血漿蛋白標識物質として容易に、頻回に用いられると考える。今回われわれはICGクリアランスメータ（RK-1000、住友電工社製）を用いICG血中濃度を連続測定し、血漿量、間質量、胆汁排泄などを考慮した2コンパートメントモデルで解析し、循環血漿量測定を試みた。

方 法

被検者として健康成人11人（男性7人、女性4人）を選び、両側尺側皮静脈に血管確保をした後コントロールの採血をおこなった。次に左手母指にICGクリアランスメータのプロローベを装着し、キャリブレーション後ICG25～75mgを左尺側皮静脈より一回投与法により投与した。ICGクリアランスメータは指先に装着したプロローベが感知する810nmの光の吸光度変化により、ICG血中濃度変化を測定することができる。クリアランスメータのRS-232C出力信号は1秒ごとにパーソナルコン

ピュータに取り込んだ。測定時間はICG投与後30分とした。また出力信号と実際のICG血中濃度と比較のため、投与後2, 4, 6, 10, 15, 30分に採血し分光光度計を用いてICG血中濃度を測定した。

結 果

ある被検者で記録された出力信号と血中ICG濃度との関係を示す（図1）。両者の対数は正比例した。相関係数 $R=0.999$ であった。他の被検者でも出力信号の対数と血中濃度の対数は相関係数 $R=0.997\sim0.999$ の範囲で正比例した。血中濃度を正確に求めるため、おのおのの被検者の出力信号と血中濃度から濃度の換算式を求め、その式に従い血中濃度をもとめた。

図2に2コンパートメントオープンモデルを示す。このモデルは血漿コンパートメント、間質コンパートメント、胆汁排泄よりなる。血漿の体積を V_p 、ICG濃度を C_p 、間質の体積を V_{isf} 、ICG濃度を C_{isf} とする。血漿と間質の間のICGの移動はそれぞれのコンパートメント間の濃度差に比例し、胆汁排泄速度は血漿のICG濃度に比例すると仮定すると単位時間当りのICGの移動は以下の式で表わされる。

$$V_p \cdot dC_p / dt = -k_e \cdot C_p - k^* (C_p - C_{isf})$$

$$V_{isf} \cdot dC_{isf} / dt = k^* (C_p - C_{isf})$$

$$k = k_1 \cdot V_p = k_2 \cdot V_{isf}$$

このモデルに従い、非線形多変量最小二乗法を

*京都府立医科大学麻酔学教室

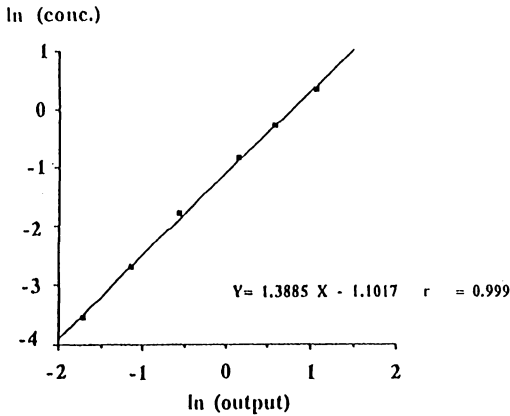
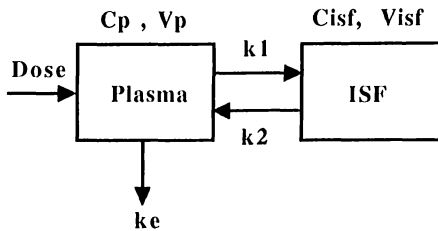


図 1



$$V_p \cdot \frac{dC_p}{dt} = -k(C_p - C_{isf}) - k_e \cdot C_p$$

$$V_{isf} \cdot \frac{dC_{isf}}{dt} = k(C_p - C_{isf})$$

$$k = k_1 \cdot V_p = k_2 \cdot V_{isf}$$

図 2

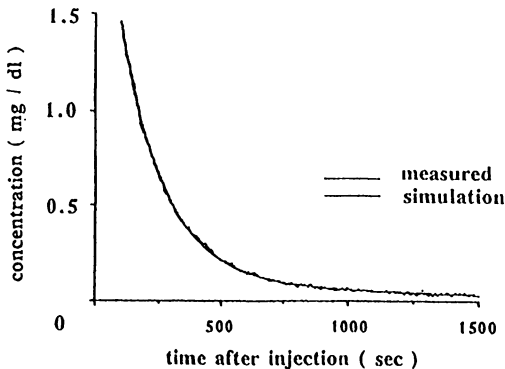


図 3

用いて各パラメータを解析した。図3は測定した血中ICG濃度変化と、シミュレーションによる血中ICG濃度変化の比較である。両者はほぼ重なりあっており、シミュレーションが非常に良好であることを示す。表にシミュレーションにより求めた血漿量 (PV) , 間質量 (Visf) , 移行係数 (k1 およびk2) , 胆汁排泄による肝クリアランス (ke) を示す。測定した血漿コンパートメントの体積は平均 $42.20 \pm 4.19 \text{ ml/kg}$, また肝クリアランスは $204.20 \pm 43.01 \text{ ml/min}$ でそれぞれ再現性の高い値を示した。血漿コンパートメントの体積は既存のノモグラムより求めた血漿量より約9%低値を示した。間質コンパートメントの体積は最小11mlから最大約17Lと非常にばらつきがあり、また移行係数もさまざまな値を示した。

考 察

従来循環血漿量の測定法として希釈法が用いられてきた。この方法は投与した蛋白標識物質が指数関数的に血中より消失するのを利用し、時間を横軸とした血中濃度の片対数グラフを描きその延長線とY軸との交点をその物質が均一に血漿中に拡散した時の仮想濃度C0として血漿量を求める方法である¹⁾。希釈法は血漿からの消失経路を1つであると仮定するため、ICGのように胆汁排泄に加え間質への蛋白漏出という2つの消失経路をもつ物質に用いることはできない。ICGクリアランスメータを用いるとICG血中濃度の連続測定が可能となり、肝排泄および血管外漏出を含めたICGのファーマコカINETICクスを微細に解析できる。今回のシミュレーションは実測値と非常に一致した。またこのモデルより求めた循環血漿量および肝クリアランスは非常に安定した信頼性の高い値であった。一般に従来の蛋白標識法は、血管外への蛋白漏出を考慮しないため循環血漿量を約10%過大評価するといわれている²⁾。今回の

表

Name	Age	BW	P.V. (ml)	P.V. (ml/kg)	k1 (ml/min)	k2 (ml/min)	ke (ml/min)	Visf (ml)
H.T.	39	72	2724	37.83	63.32	43.42	192	3973
F.A.	33	67	3153	47.06	49.31	27.16	242.33	5723
I.M.	34	67	2660	39.70	53.47	96.5	219.84	1474
H.T.	35	54	1960	36.30	59.62	74.98	276.84	1559
F.A.	30	67	2955	44.10	38.73	163.58	161.17	700
N.Y.	24	67	2621	39.12	32.13	85.08	188.58	990
H.Y.	30	59	2456	41.63	160.04	22.63	212.42	17378
F.K.	30	64	2652	41.44	98.08	22.63	117.67	11476
N.M.	29	51	2163	42.41	58.88	115.48	238.82	1103
O.Y.	29	47	2390	50.85	1.11	239.89	183.07	11
O.M.	29	53.5	2342	43.78	-0.57	-95.87	213.54	14

解析により求められた血漿コンパートメントの体積は既存のノモグラム³⁾から算出された循環血漿量より約9%小さく、血漿蛋白が均一に分布するスペースとしては信頼できる値であると考ええる。間質コンパートメントの体積や間質への移行係数は一定した値を示さなかった。血漿蛋白の血管外への移行速度は胆汁排泄速度に比べると非常に小さいため、このモデルは間質の体積や間質への移行係数を解析するには適さないと考える。

参考文献

- 1) Solomon N Albert : Blood Volume and Extracellular Fluid Volume, 2nd ed. Charles C. Tomas Publisher, USA, 1971
- 2) Peters JP : The role of sodium in the production of edema. J Med 239~353, 1948
- 3) Diem K, Lentner C, et al : Scientific tables, 7th ed., p556, Geizy, Basle, 1970

ABSTRACT

Pharmacokinetics of Indocyanine Green and Determination of Plasma Volume Using Two-compartment Kinetic Model.

Miho NAKAGAWA*, Yoshifumi TANAKA*, Kazuko FUJITA* and Michihiko FUKUI*

We measured plasma indocyanine green (ICG) concentration every 1 sec using ICG clearance meter (RK-1000, SUMITOMO ELECTRIC, Osaka) in 11 healthy volunteers. The pharmacokinetics of ICG was analyzed using non-linear least square two-compartment kinetic model, which consisted of plasma space, interstitial fluid space (ISF) and excretion of ICG from hepatobiliary system. The mean value of measured plasma volume was $42.2 \pm 4.2 \text{ ml/kg}$, which was about 9% smaller than the value predicted from normogram. The hepatic ICG elimination clearance was $204.2 \pm 43.0 \text{ ml/min}$. The determination of ISF volume was difficult to analyze due to very small diffusion constants for ICG transfer between plasma and ISF. Plasma volume and hepatic ICG elimination clearance were successfully determined by this model.

Key words : Indocyanine green, Simulation, Pharmacokinetics, Plasma volume

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

人工呼吸中の呼気CO₂排出曲線の分析

越智元郎*

はじめに

人工呼吸中のCO₂排出曲線の勾配を定量的に評価するための新しい指標を提唱し、その有用性を検討した。

方 法

当院ICUで調節呼吸を受けた成人12例を対象とした。人工呼吸はパングロニウム使用下に、つぎの7つの換気条件で5～10分間ずつ施行した。対照は1回換気量8～10ml/kg、呼吸回数毎分12回でETCO₂が約5%となる換気量とした。つぎに1回換気量を対象の80%、続いて120%に変化させた。さらに対照と同じ換気条件で、呼吸回数を毎分8回および16回に変化させた。また5および10cmH₂OのPEEPを負荷した。

呼気CO₂濃度と流量はミナト医器呼吸代謝モニターRM-300を用いて測定し、ADconverterを介して10msecごとにマイクロコンピュータに記録した。これらのデータを用い、流量を時間で積分して呼気volumeを、流量×CO₂濃度を積分してCO₂排出量を計算した。

以上のデータを用い、横軸に呼気volume、縦軸にCO₂濃度を示したF_{CO₂}-volume曲線と、縦軸にCO₂排出量を示したV̇_{CO₂}-volume曲線を描記した(図1)。V_{CO₂}-volume曲線において1呼吸終了時のCO₂排出量をV_{CO₂}/breathとし、その30%、60%および90%呼出までの呼気volumeをV₁、V₂、V₃とした。そしてV₁からV₂、V₂からV₃、V₁か

らV₃までの両曲線の平均勾配をF_{CO₂}-slope [30-60]、同[60-90]、同[30-90]とした。V_{CO₂}-slopeについても同様に計算した。

今回の分析における演算項目は以下のように計算した。FE_{CO₂}はV_{CO₂}/brをtidal volumeを除したもの、V_D/V_TはETCO₂とFE_{CO₂}の差をETCO₂で除したもの、V_{CO₂}/minはV_{CO₂}/brに呼吸回数を掛けた。両曲線において、V_{CO₂}/brの60%呼出から90%呼出までの勾配と30～60%呼出までの勾配の比をF_{CO₂}-slope比およびV_{CO₂}-slope比とした。

統計は、換気条件の変化に伴う各指標の変化をpaired t-testで、各指標相互の関連性を相関分析で分析した。

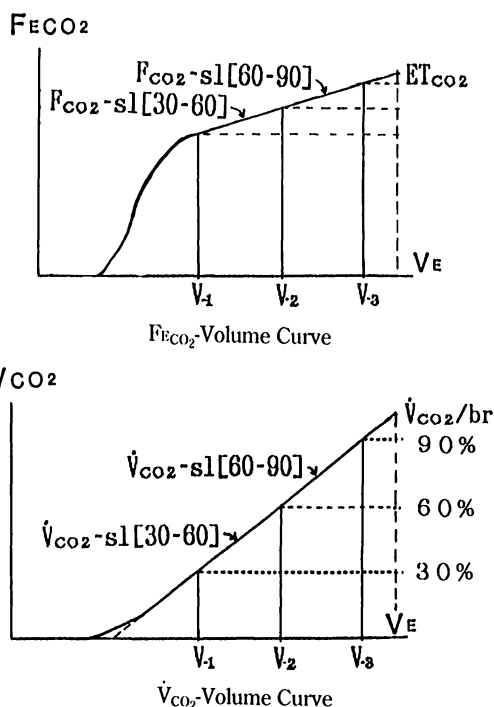


図1

*愛媛大学医学部附属病院救急部

結 果

図2に換気条件の変化に伴う各指標の変化を示した。横軸は換気条件を示し、Cは対照、P1、P2は5および10cmH₂OのPEEPを負荷、R1、R2は呼吸回数を8および16回に変化、V1、V2は1回換気量を20%減少または増加させたものである。

ET_{CO₂}は呼吸回数の増減および換気量の減少で有意な変化がみられた。V_D/V_TはPEEP10cmH₂O負荷で上昇した。V_{CO₂}/minおよびV_{CO₂}/brは呼吸回数と換気量の増減で変化した。

F_{CO₂}-SI [30-60]、同 [60-90]、F_{CO₂}-slope比では換気条件の変化による差はなかった。しかし、F_{CO₂}-slope比では症例ごとに大きなバラツキ

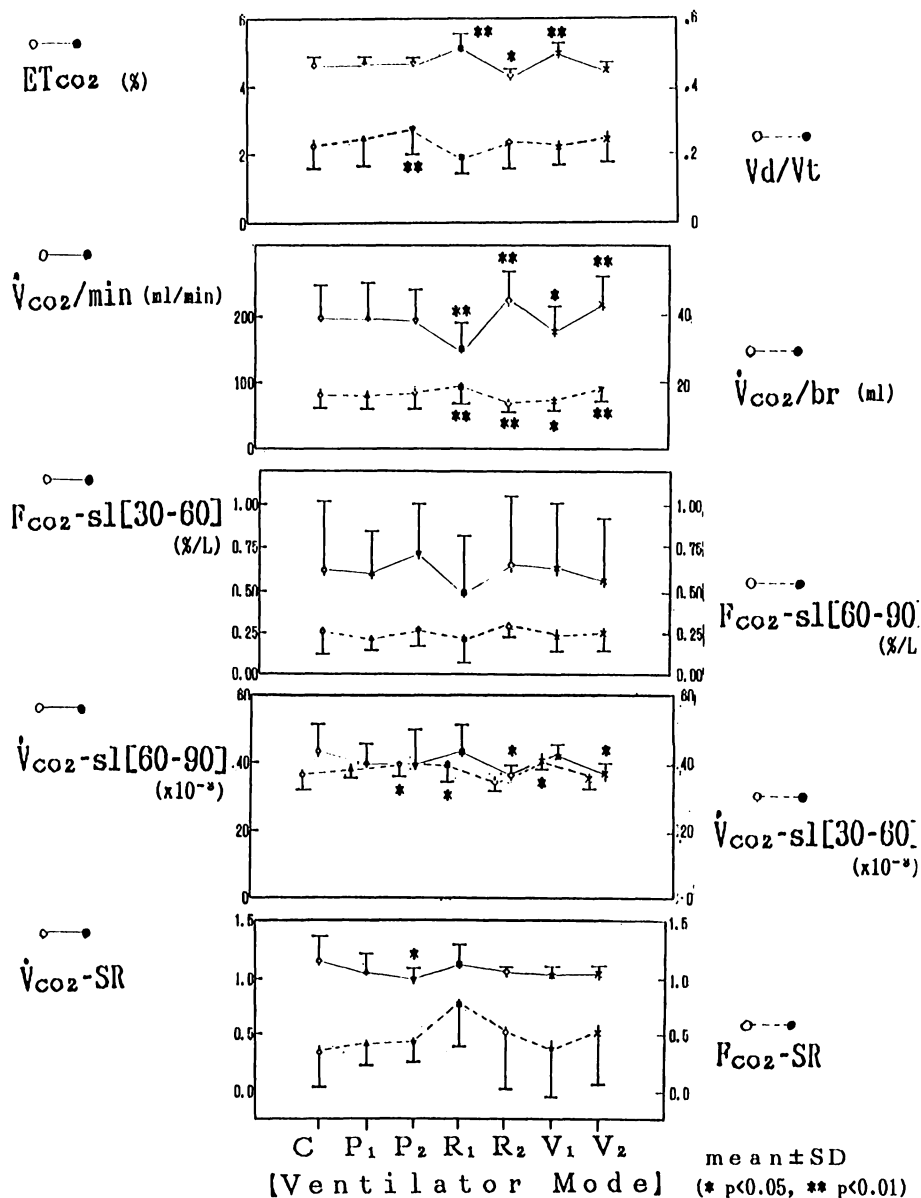


図2 換気条件の変化と各種パラメータ

が見られた。 V_{CO_2} -SI [30-60] , 同 [60-90] ではそれぞれ換気条件による差が認められた。しかし V_{CO_2} -slope比においてはPEEP10cmH₂O負荷を除き差はなかった。 V_{CO_2} -slope比では症例のごとのバラツキはわずかであった。

パラメータ相互の関連性をみると、 F_{CO_2} -SI [30-90] は ET_{CO_2} 、 V_D/V_T 、および V_{CO_2}/br との間に相関を認めた。 F_{CO_2} -slope比ではこれらの指標との間に相関を認めず、1次回帰式の勾配も小さかった。 V_{CO_2} -SI [30-90] は V_D/V_T および V_{CO_2}/min との間に相関を認めた。 V_{CO_2} -slope比ではこれらの指標との間に相関は認められなかった。

考 察

呼気CO₂濃度曲線から得られる指標としては ET_{CO_2} や V_D/V_T があるが、これらは肺の全体的な換気機能を反映する指標である。一方、呼吸器疾患を有する患者ではCO₂排出曲線のプラトーが消失することが知られており、これは換気が良好な肺と不良な部分とが混在するためと言われている。すなわち、排出曲線の勾配は肺の局所的な換気異常を反映異常を反映し、肺疾患の診断や経時的な評価に有用と考えられている。

CO₂排出曲線の勾配の評価法であるが、曲線の種類としては、 F_{CO_2} -time曲線は呼気終了前の流量の少ない部分が過大に評価されてしまう。 V_{CO_2} -volume曲線は F_{CO_2} -volume曲線と比べCO₂濃度を積分したものであるため、それぞれの値の妥当性が高い。

基準とする時相の設定には、 V_{CO_2}/br の30%以降の勾配を用いたが、呼吸回数によっては死腔部分の影響もみられ、40~50%以降の部分を用いるものも一方であろう。呼気終了前10%はノイズが

入りやすいため除外した。

各指標の優劣をみると、 V_{CO_2} -slope比は換気条件やCO₂排出量の影響を受けにくく、かつバラツキの少ない安定した指標であるため最も有用と考えられた。

結 語

人工呼吸中の呼気CO₂排出曲線を評価するための指標を提唱した。 V_{CO_2} -slope比は最も有用な指標と考えられた。

ABSTRACT

An Analysis of CO₂ Elimination Curves During Artificial Ventilation.

Genro Ochi*

We have developed some indices to evaluate phase III slopes in CO₂ elimination curves. The indices were applied to 12 mechanically ventilate patients for determining their stability under various respirator settings. F_{CO_2} -sl [30-90] and V_{CO_2} -sl [30-90] expressed the mean incline of phase III slope in F_{CO_2} -volume curves and V_{CO_2} -volume curves, respectively. F_{CO_2} -SR and V_{CO_2} -SR expressed the ratio of the slopes in the first and second halves the phase III portion in both curves. F_{CO_2} -sl [30-90] and V_{CO_2} [30-90] correlated with ET_{CO_2} , V_D/V_T and the volume of CO₂ expired, but F_{CO_2} -SR and V_{CO_2} -SR were independent of these parameters. V_{CO_2} -SR did not show any significant changes under various respirator settings except for application of PEEP. We concluded that V_{CO_2} -SR was the most useful indice for evaluating the phase III slope in CO₂ elimination curves.

Keywords : CO₂ elimination curve, Artificial ventilation

*Emergency Clinic, Ehime University School of Medicine.

瞬時心拍数のリアルタイム測定とその周波数解析

森田耕司*

池田健彦**

土井松幸**

池田和之**

はじめに

自律神経系は心血管系の制御に重要な役割を担っている。したがって、自律神経の活動度は心血管系のダイナミクス把握に関する重要な指標となる。自律神経の活動度を計測する直接的手法としては、微小電極による自律神経の伝播インパルス電位を積算する方法があり、活動の促進、抑制を高い精度でとらえる事が可能とされる。一方で、間接的な方法は心拍の揺らぎを周波数解析する手法で、麻酔前や術中に使用される薬剤の自律神経系への影響の測定に使用されている^{1, 2, 3)}。麻酔中の患者バイタルサインモニタリングシステムの一つとして、自律神経をリアルタイムで計測する手法は小松ら^{4, 5)}によって発表されている。しかし、瞬時心拍計測装置とフーリエ変換器、表示装置に独立した2台のコンピュータを使用するというものである。今回われわれは同等の機能を一台のコンピュータで実現したが、その形状はコンパクトであり、臨床の場で有力なモニタリング装置となりえるのではないかと考えられた。

方 法

心拍数は患者モニター装置の心電図波形をデジタル変換した後、R波認識アルゴリズムによって、一拍ごとに求めた。デジタル変換における標準化周波数は840Hzで、RR間隔の測定精度の限界は1.19msecである。R波認識アルゴリズムおよ

び、商用周波数ハムフィルター、ドリフト除去のための微分フィルターには、

大須賀⁶⁾の提唱するデジタルフィルターおよびアルゴリズム(M法)を使用した。

測定されたRR間隔はその逆数を計算し、毎分あたりの回数(bpm)に変換した。計算された心拍の時間的な数列は、線形補完法に基づく再サンプリングにより、均一な時間で測定された心拍の数列に変換した。再サンプリングの頻度は0.5秒おきとした。均一な時間で再サンプリングした心拍の数列は512(2の9乗)個おきに、FFT(CooleyとTukeyのアルゴリズム)⁷⁾を使用して周波数領域に変換した。FFT変換の頻度は4秒に一回とした。

周波数変換後のデータはパワースペクトルに変換され、X軸に周波数、Y軸に各周波数域パワーを全周波数帯域パワーで除した%パワーで、Z軸は測定シーケンスを示す3次元表示し、同時にファイルにテキスト形式で保存した。

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

結 果

図1に表示の一例を示すが、一拍おきの瞬時心拍数とそのトレンド、心拍数の揺らぎの周波数分布(電力スペクトル)を示す。図は非験者を仰臥位から起立位に変化させた場合の心拍の揺らぎを

*浜松医科大学医学部手術部

**浜松医科大学医学部手術部麻酔・蘇生学講座

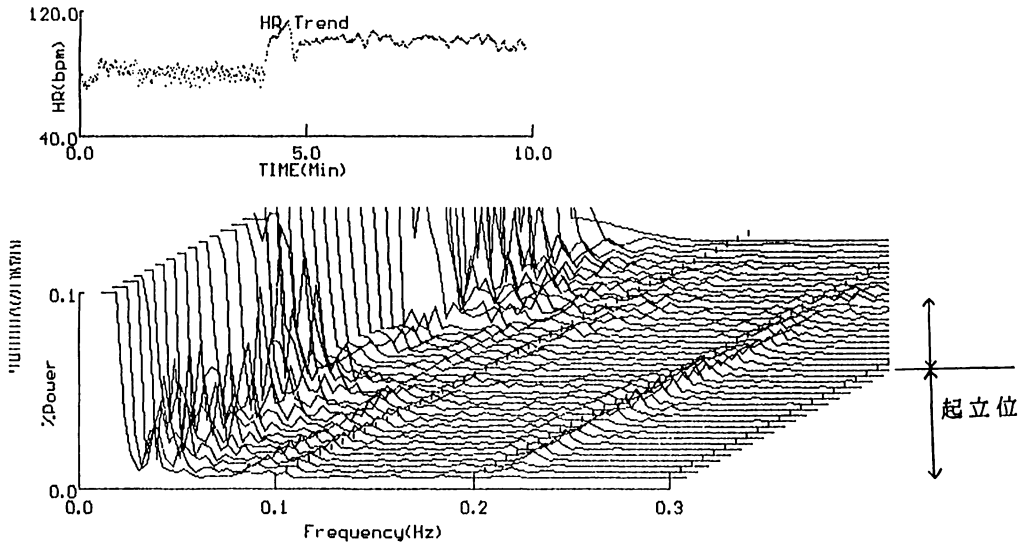


図 1

測定したもので、起立によって低周波のスペクトル成分が上昇、反対に高周波成分が減少している。一般に0.1Hz以下の低周波領域における揺らぎは交換、副交換神経系の興奮伝播による。また高周波領域0.2Hz以上のそれは副交換神経に支配されるとされる。

考 察

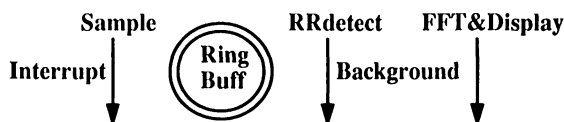
使用したR波認識のためのプレフィルタ、認識アルゴリズムは非常に簡単な構造を持つが、種々の方法に比べ、極めて雑音排除能力が高いとされる。原著ではデジタルフィルタが50Hzの商用周波数のハムを除去する事を目標としているが、著者らの電源環境を考慮して、60Hzの商用周波数ハムを除去するように変更した。

一般に、測定するRR間隔は拍動ごとに異なるため、計算される心拍と次の心拍の時間 (duration) も拍動ごとに変化する。心拍のゆらぎを測定する方法としてわれわれはFFT (CooleyとTukeyのアルゴリズム) を使用したが、このアルゴリズムの適用は均一な時間でサンプルされた2のn乗の数

列を変換する事を前提とする。したがって、不均一な時間間隔をもつ心拍の数列は均一な時間間隔をもつ数列に変換されなければならない。木村ら⁵⁾は積和演算によるデジタルフィルタを使用している。一方、Womack⁸⁾は多項式近似 (2次または1次) で再サンプリングしている。われわれは、Womackの多項式近似の内の1次の再サンプリングに準じる線形補完法を使用し、0.5秒の間隔で512 (2の9乗) ポイントを再サンプリングした。この方法は演算回数が少なく、極めて高速で処理されるため、リアルタイム計測には適当と考えられる。再サンプリング間隔は0.5秒とし、周波数分解能を上げるため標本数は512個とした。周波数領域での性能は周波数下限が0Hz (直流) で上限が1.0Hzとなり、その間を256等分した ($=0.003906\text{Hz}$) 分解能となった。

FFTの変換頻度については、0.5秒間隔で512ポイントだから解析に必要なデータを収集完了までに、最低で256秒必要である。このことは256秒に一回の頻度でFFTを実行すれば十分に事足りることになる。しかし、モニタリング機器として使用

心拍数の検出は連続的かつ、他の処理（例：FFT）
実行中にも継続されなければならない。



一回のFFTには512個：256secのデータを必要とする。
原則的には256secに一回の頻度でFFTを行えばよいが、
経過を観測するため以下の様な方法で測定頻度を上げた。

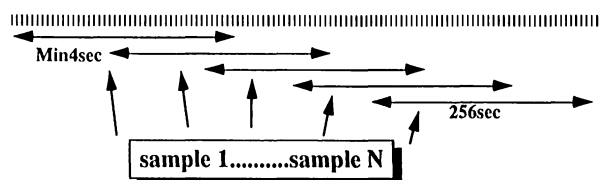


図2 リアルタイムモニタリングへの対応

するには、256秒間に一回と言う頻度は不十分である。われわれはこの点につき、図2に示すように測定された心拍の数列を任意の秒だけずらした数列を作り、解析後、表示するようにした。この方法によれば256秒に一回のデータを移動平均法によってスムージングしながら、任意の秒に一回の頻度で見る事になる。シフトする秒数はコンピュータの能力に依存するが、最低限の能力を持つ機器（V30+8087：8MHz）でも、シフト秒数を4秒とすることで、測定データを失う事なく、連続的にモニタリングできる。これ以上の能力の機種では更にFFTの頻度を上げることが可能であるが、既に述べたように、本来は256秒に一回の頻度で情報量としては十分であるので、シフト秒数をこれ以下にする必要性は無いと考える。

まとめ

自律神経活動度の効果的なモニタリング手段の一つとして、心拍の揺らぎの周波数解析を挙げることができるが、この心拍の揺らぎの解析をリアルタイムで実行できる。麻酔法や使用する薬剤等が及ぼす自律神経系への影響と心血管系への影響

の評価とそのモニタリング可能にする。

参考文献

- 1) Pomeranz B, Macaulay RJB, Caudill MA, et al : Assessment of autonomic function in humans by heart rate spectral analysis. Am. J. of Physiology, 248 : H151-H153, 1985
- 2) Komatsu T, Kimura T, Sugiyama F, et al : Effect of diazepam and midazolam on heart rate variations. Anesthesia and Analgesia 74 : S168, 1992
- 3) Komatsu T, Kimura T, Sanchala V, et al : Evaluation of spectral analysis of heart rate variations during anesthesia. Anesthesiology 65 : A139, 1986
- 4) Komatsu T, Kimura T, Shimada Y : Continuous, on-line, real-time spectral analysis of heart rate variations during anesthesia, Computing and Monitoring in Anesthesia and Intensive Care, p335~338, Springer-Verlag, Tokyo, 1992
- 5) 木村智政, 小松徹, 杉山文彦, ほか : 心拍変動解析による自律神経活動モニタリングの臨床応用 循環制御13 : 423~440, 1992
- 6) 大須賀美恵子 : 心電図QRSの検出法について 医用電子と生体工学30 : 121~129, 1992
- 7) Cooley JW, Turkey JW : An Algorithm for the machine calculation of complex Fourier series, Math. Computation, 19 : 297~301, 1905
- 8) Womack BF : The analysis of respiratory sinus arrhythmia using spectral analysis and digital filter-

ing. IEEE Transaction on Bio-medical Engineering.
18 : 399~409, 1971

ABSTRACT

Continual Measurement of The Spectral Variation of HR and Monitoring the Autonomic Function

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

Autonomic nervous system is deeply related to the control mechanism of the hemodynamic systems such as HR and BP in the patients. Activity of the autonomic function can be evaluated by integrating action potential transferring through the autonomic nervous directly, or alternatively, by measuring the spectral variation of the HR.

瞬時心拍数のリアルタイム測定とその周波数解析

We developed real-time spectral analyzer of the HR variation which monitors the autonomic function of the patient who is anesthetized. Frequency spectrum from 0 to 0.5Hz of HR in the resolution of 0.004Hz can be shown continually as of every 4 seconds. This personal computer based spectral analyzer of variation of HR could be utilized in the assessment of autonomic functions when the patients are anesthetized.

Key words : Autonomi nervous system, Heart rata variation

**Surgical Center, Hospital of Hamamatsu University, Hamamatsu 431-31*

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

家兎脱血における呼気終末炭酸ガス分圧の変化

住吉直秀* 佐野五郎* 大家宗和*
田口仁士* 美馬正彦*

はじめに

呼気終末炭酸ガス分圧（以下 P_{ETCO_2} ）は呼吸、循環、代謝という生体の3つの基本的な要因に影響され、代謝と換気量が一定である場合、 P_{ETCO_2} は循環系（心拍出量）の変化を反映する¹⁾とされている。今回、家兎を用いて肺胞換気量一定のも

と脱血による P_{ETCO_2} の変化を経時的に測定し、血圧との関連について検討した。

対象と方法

体重2～3kgの家兎20羽を対象とした。ペントバルビタールで静脈麻酔、局所麻酔下に輪状軟骨下において気管切開を行い、耳の静脈より輸液路

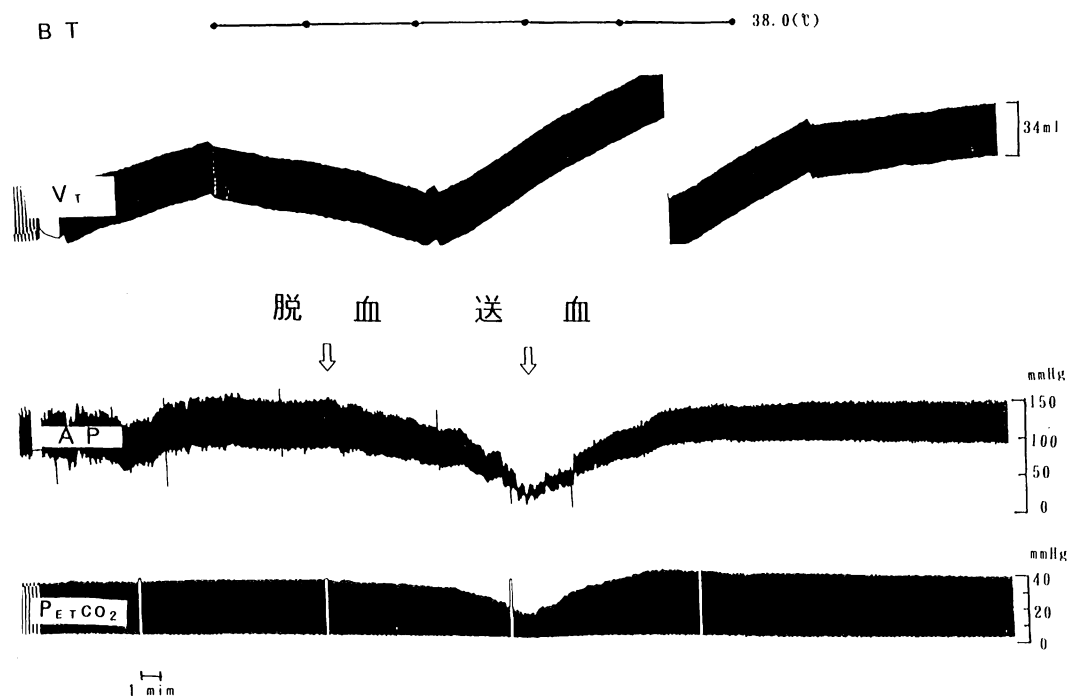


図1 BT (体温), VT (1回換気量), AP (動脈圧), P_{ETCO_2} (呼気終末炭酸ガス分圧) の変化をポリグラフに連続記録したものである。1回換気量は基線の変動が大きい、調節呼吸により一定に保たれている (体重2200g)。

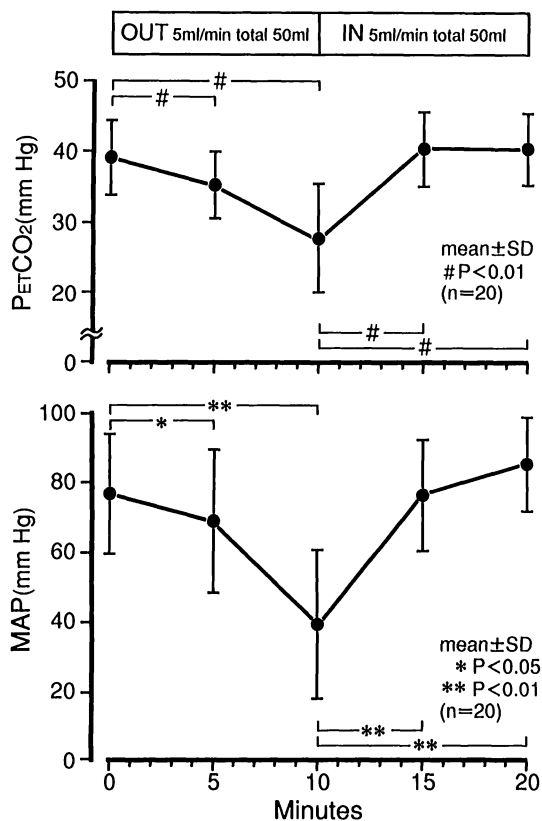


図2 脱血による P_{ETCO_2} と平均血圧の変化

を確保した。パンクロニウムにて筋弛緩を得た後、Servo 900Bベンチレータを用いて一定の換気設定モード ($F_{I_{O_2}}$: 1.0, 分時換気量: 0.8l/kg, 呼吸数: 50回/min) による調節呼吸下に、毎分5mlのスピードで持続的に全50ml脱血、続いて同速度にて脱血した血液50mlを血管内に戻した。脱血前後について体温、1回換気量、ネルコアN1000により測定された P_{ETCO_2} 、直接動脈圧の変化をポリグラフ(日本光電社製RM-85)に連続記録した(図1)。また同時に動脈血ガス分析、乳酸値、電解質等の検査を行った。

結 果

毎分5mlのスピードで脱血すると平均血圧(mmHg)は 77.6 ± 17.1 (mean ± SD) から5分後25ml脱血時で 68.1 ± 20.0 、さらに50ml脱血した時点で 40.7 ± 22.8 となり48%の有意な低下を示した($P < 0.01$)。また P_{ETCO_2} (mmHg)も 38.8 ± 4.3 から25ml脱血時で 35.0 ± 4.0 、50ml脱血した時点で 27.6 ± 6.8 となり29%の有意な低下がみられた($P < 0.01$)。次に脱血した50mlを毎分5mlで血管内に戻したところ、血圧上昇に伴い P_{ETCO_2} は 40.6 ± 5.2 と脱血前値まで上昇し再現性を示した(図2)。

	control	脱血後	
Hb (g/dl)	12.5 ± 2.3	9.9 ± 1.3	$p < 0.01$
PH	7.32 ± 0.09	7.33 ± 0.08	NS
P_{aCO_2} (mmHg)	42.8 ± 9.0	33.7 ± 11.1	$p < 0.01$
P_{aO_2} (mmHg)	432.6 ± 97.8	450.5 ± 86.0	NS
HCO_3^- (mEq/l)	21.9 ± 5.7	18.0 ± 6.2	$p < 0.01$
B E (mEq/l)	-4.0 ± 6.5	-7.2 ± 6.2	$p < 0.01$
乳酸 (mg/dl)	34.9 ± 14.4	49.8 ± 21.7	$p < 0.05$
ビルビン酸(mg/dl)	3.6 ± 2.3	2.6 ± 1.2	NS
Na (mEq/l)	140.7 ± 2.2	143.5 ± 3.6	NS
Cl (mEq/l)	104.6 ± 6.0	102.6 ± 8.2	NS
K (mEq/l)	2.8 ± 0.6	3.6 ± 1.0	$p < 0.05$
P (mg/dl)	6.4 ± 1.6	6.5 ± 1.4	NS

n=20 mean ± SD

図3 脱血前後での動脈血ガス分析、電解質検査

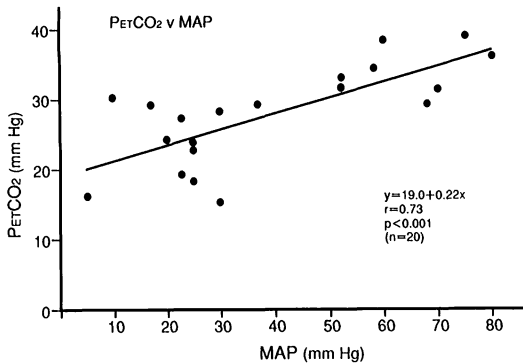


図4 50ml脱血時の平均動脈圧と P_{ETCO_2} の間に相関関係が認められた。

脱血前後での動脈血ガス分析，電解質検査（図3）では，脱血による出血性ショックから乳酸値が上昇して代謝性アシドーシスとなり，カリウム値も上昇した。代謝性アシドーシスによる重炭酸イオンの減少により P_{aCO_2} は有意に低下した。

考 察

炭酸ガスは組織での代謝により産出され，血液循環により肺に運ばれ，換気により呼気として排出されることから， P_{ETCO_2} は代謝，循環，換気という3つの要素の変化を反映している。すなわち炭酸ガス産出量，体温，心拍出量，肺血流量，肺胞換気量に影響される²⁾。本実験では換気量を調節呼吸にて正確に一定に保ったため P_{PETCO_2} は代謝と循環を反映しているといえる。脱血によるhypovolemic shockの代謝系変化として呼吸商RQの増加，炭酸ガス産出量の増加が予想され， P_{ETCO_2} も増加傾向を示すと考えられる。しかし P_{ETCO_2} が循環系との間に相関が認められた（図4）ことより代謝系の変化は循環血液量の30～40%に相当する大量脱血による P_{ETCO_2} の変化に比べて小さく問題にならないと思われ，脱血時の P_{ETCO_2} は循環系の変化を示していると考えられ

た。

以上換気量を調節呼吸で一定に保った場合 P_{ETCO_2} は肺血流量の変化を反映しており，脱血時の平均血圧と P_{ETCO_2} の間に相関が認められた。

参考文献

- 1) Shibutani K, Whelan G, Zung N, et al : END-TIDAL CO₂ : A clinical noninvasive cardiac output monitor. *Anesth Analg* 72 : S251, 1991
- 2) 土肥修司：心肺蘇生中の血液循環とそのモニタリング。岐阜大医紀39：25，1991

ABSTRACT

Changes in End-Tidal CO₂ (P_{ETCO_2}) in hypovolemic model of rabbits

Naohide SUMIYOSHI*, Goro SANO*,
Mumekazu OYA*, Hitoshi TAGUCHI*
and Masahiko MIMA*

Twenty rabbits were anesthetized with pentobarbital (20mg/kg, i.v.) supplemented by pancuronium bromide. Ventilation was mechanically controlled with a volume limited and time cycled mode using a Servo 900 B ventilator. After steady anesthesia condition was obtained, 50 ml of the blood was withdrawn from the femoral artery with asyringe at a rate of 5ml/min. After the procedure, the blood was returned to the vessel at the same rate of infusion.

P_{ETCO_2} was continuously monitored throughout the both procedure. P_{ETCO_2} decreased significantly due to withdrawing of the blood, closely relating to changes in mean arterial pressure (MAP, $p < 0.01$), and reproduced the previous level when blood volume was restored. It is considered that P_{ETCO_2} reflect pulmonary blood flow if ventilatory condition is maintained constantly.

Key words : End-tidal CO₂, Hypovolemic model, Constant volume ventilation

*Department of Anesthesiology, Kansai Medical University, Osaka 570

逆フーリエ変換による動脈波形再合成の試み

斎藤智彦* 太田吉夫* 平川方久*

はじめに

脈波等の周期性を有する波形の解析には、波形を時間の関数としてフーリエ変換を行ない、パワースペクトルによる周波数成分の解析が行なわれている。一方、周波数成分と位相のデータから逆に波形を合成する方法に逆フーリエ変換があり、これはフーリエ変換と一対一に対応する逆変換であることが知られている。しかしこの逆フーリエ変換を生体の周期波形に用いた解析はあまりなされていない。

今回われわれは動脈圧波形をフーリエ変換し、パワースペクトルと位相情報を得た後、これを逆フーリエ変換し、元の波形と比較するパソコン用プログラムを作成した。

このプログラムを使用して、特定の範囲のみのフーリエ変換データから逆フーリエ変換を行い波形を再合成した。この波形を元の波形と比較しその類似性を調べることで、元の波形を再合成するために必要なパワースペクトルと位相情報の範囲を検討した。

方 法

橈骨動脈あるいは足背動脈にカニューレションされた観血的動脈圧ラインからのデータを圧トランスジューサを介し患者監視モニター（Hewlett Packard社製）に接続し、そのデータ出力端子よりアナログ信号を得た。これをデータレコーダ（DR-F1 TEAC社製）に入力し、A/D変換および

ディスクへの保存を行った。サンプリングは1msecごととし、A/D変換の精度は14bitとした。

このデータをNEC PC-9800シリーズで読み込みフーリエ変換を行い、得られたパワースペクトルと位相情報のうち特定の範囲を用いて逆フーリエ変換を行い波形を再合成した。フーリエ変換および逆フーリエ変換に用いたプログラムはSand-Tukeyによるアルゴリズムを使用し、C言語にて作成した。フーリエ変換のサンプル数は1024を採用した。

プログラムについて

A/D変換されたデータをフーリエ変換する際、位相情報も検討対象とするために波形データの極小値からサンプリングするようにした。波形の任意の位置からフーリエ変換すると、パワースペクトルは影響を受けないが位相情報はサンプリングを始めた位置に依存して変化するためである。また、位相情報とパワーを同時に検討するため、実成分・虚成分をx-y軸、周波数をz軸とした3次元スペクトルの表示を可能とした。

得られたパワーと位相情報の範囲を指定し逆フーリエ変換を行い、元の波形と合成表示することで視覚的に再合成の状態が把握できるようにした。

その他、再合成波形と元の波形の差分面積と、元の波形の占める面積との比率を計算することで元の波形との類似性を定量的に表現できるようにした。

*岡山大学医学部麻酔・蘇生学教室

結果ならびに考察

サンプル波形をフーリエ変換することでパワースペクトルと位相情報が得られるわけだが、サンプリングの状態により結果に差が生じてくる。FFTのアルゴリズムは、有限個数のデータ（2の累乗）が繰り返し無限に続くことを前提としているため、FFTサンプル範囲内に動脈波形の整数倍がきちんと入っていれば、その個数を基数とした倍調成分のスペクトルがきれいに観察されるが、動脈波形が中途半端に入っている場合にはこの半端な波形を繰り返すための成分が観察されるため、あらゆる周波数成分にさまざまなスペクトルが観察されることになる。これは、FFTアルゴリズムを使用する限り避けられないことであり、スペクトルの評価において注意すべきである。

逆フーリエ変換による再合成波形は、FFTにより得られたデータを全て用いた場合視覚的にはほぼ完璧に元の波形を再現しており、再合成波形と元波形との差分の誤差率も0.1%程度と十分満足できるものが得られた。この差分の誤差率を尺度として、再合成波形の元の波形との類似度を評価すると、サンプリング区間内に観察される波形数を基数とした高調波として、第6次高調波までで約90%、第10次高調波までで約95%、第24次高調波までで約99%の類似性が得られた。また視覚的には第16次高調波までの波形再合成でほぼ元の波形の特徴が再現できているように見える。パワースペクトルの累積分布をみても、第16次高調波までで99%を越えている。

これらの結果から、元の波形の特徴を再現するのに必要な高調波成分は、脈拍数を基数とする第16次高調波まででほぼ十分であると考えられる。これは心拍60/分の場合で約16Hz、120/分の場合で32Hzに相当する。これ以上の周波数成分の多くは雑音であったり、サンプリング区間内にうま

く脈波が入らなかった場合の不連続性を補正する成分であるとするのが妥当だと考える。

その他、逆フーリエ変換による波形の再合成により、アナログ信号をAD変換する前に混入した高域雑音を除去したり（たとえば電源からのハム雑音など）、連続波形を観察する際、心拍数以上の周波数成分を除いて逆フーリエ変換を行うことで、呼吸その他自律神経による変動分を取りだすことなど、デジタルフィルターとしての応用も考えられる。

結 語

動脈圧波形をフーリエ変換し、パワースペクトルと位相情報を得た後、これを逆フーリエ変換し、元の波形と比較するパソコン用プログラムを作成した。

逆フーリエ変換により再合成した波形と元の波形と比較することで、元の波形の特徴を再合成するために必要なパワースペクトルと位相情報の範囲は、心拍周波数の第16次高調波まででほぼ十分であると考えられる。

参考文献

- 1) 南 茂夫：科学計測のための波形データ処理、CQ出版社、1986 pp140～165
- 2) 横山博俊、元塚朗子、岸植進次郎、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）：pp353～358、1990

ABSTRACT

Reconstruction of Blood Pressure Waves by Inverse Fast Fourier Transform Method

Tomohiko Sarro*, Yoshio Ohta*,
Masahisa HIRAKAWA*

There are many reports about fast Fourier transform (FFT) analysis of blood pressure waves. But inverse Fourier transform method (the inverted function of FFT

method, iFFT) is seldom used in the medical field.

We obtained the power spectrum and the phase information by FFT method of the blood pressure waves. Then, we reconstructed the wave by iFFT method from the power spectrum and the phase information, and compared the reconstructed wave with the original wave.

For the reconstruction, we have used the selected range of the power spectrum and the phase information, (e.g., up to 6th or 16th harmonics data) , and investi-

gated the effective range of the power spectrum and phase information for the adequate reconstruction of the wave form.

Key words : FFT, Inverse FFT, Blood pressure wave

**Department of Anesthesiology and Resuscitology,
Okayama University Medical School, Okayama 700*

動脈圧呼吸性変動のフーリエ解析による数量化

—中心静脈圧との比較—

横山博俊* 元塚朗子* 岸槌進次郎* 久世照五**

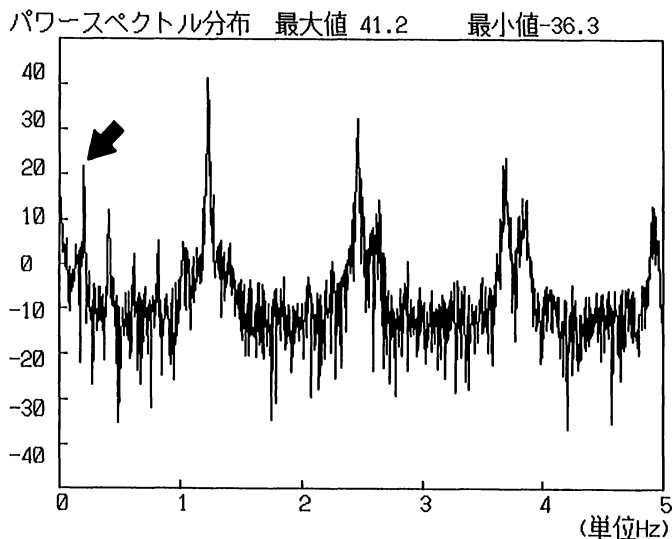
はじめに

動脈圧の呼吸性変動は、循環血液量が不足している状態では大きくなることが知られている。われわれは、第38回日本麻酔学会総会において、動脈圧波形をフーリエ解析することにより、呼吸性変動を数量化できると報告した。今回、循環血液量の指標である中心静脈圧との比較を試みたので、報告する。

対象と方法

対象は、腹部大動脈瘤のため、全身麻酔下に人

工血管バイパス手術を受ける患者である。橈骨動脈に観血的動脈圧測定ラインを挿入した。中心静脈圧測定のため、右内頸静脈にカテーテルを挿入、もしくは鎖骨下静脈よりSGカテーテルを挿入した。麻酔は全例、GO硬膜外で行った。術中、ドーパミン等の強心薬の投与は行っていない。中心静脈圧に圧トランスデューサをセットして、圧が連続的にモニタリングできるようにした。橈骨動脈圧波形はモニター（ライフスコープ11：日本光電社製）からAD変換器（ADX98E：カノーパス電子）を通じてパソコン（PC9801CV21：NEC）に入力した。



スペクトル解析

サンプルタイム
100 (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

図1 動脈圧波形のパワースペクトル分布図
呼吸性変動を矢印で示す

*国立金沢病院麻酔科

**金沢大学麻酔・蘇生学教室

麻酔中は人工呼吸器により、呼吸回数を毎分12回に設定した。動脈圧波形をフーリエ解析することによって、図1に示すように圧波形を周波数成分ごとに分解し、周波数の強度（振幅の2乗＝パワースペクトル）の分布図を得ることができる。したがって、動脈圧の呼吸性変動は呼吸数（12回／分）の基本周波数（ $0.2\text{Hz}=12/60$ ）のパワースペクトルとして算出することが可能となる。

中心静脈圧はトランスデューサの位置によって、値が変動する。このため、今回の測定では、中心静脈圧と動脈圧の呼吸性変動の比較を個々の症例ごとにおこなった。原則として、中心静脈圧はマイナスの値をとらないが、トランスデューサの位置によってはマイナス表示になる可能性がある。今回は、測定の途中でマイナスの中心静脈圧がでて、トランスデューサの位置は変更していない。

波形の記録、解析を行うプログラムはBASICコンパイラで作成した。高速フーリエ変換には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¹⁾。コンピュータで処理されるデータは一定時間間隔ごとの数値の集合である。今回の解析には100ミリ秒間隔で測定された2048個のデジタルデータが用いられている。

フーリエ解析によってパワースペクトル分布を求める場合、解析できる最小周波数と最大周波数は以下の式によって決定される²⁾。

$$\text{最小周波数} = 1 / 2T \text{ (Hz)}$$

$$\text{最大周波数} = 1 / 2\tau \text{ (Hz)}$$

ここでTはデータ列の時間的長さ、 τ はサンプル間隔を示す。今回の測定では100ミリ秒間隔で記録した2048個（204.8秒）を計算対象としているため、解析できる最小周波数は 0.00244Hz 、最大周波数は 5Hz となる。

得られた結果は統計学的に相関係数 r と回帰直線を求め、1%、5%の危険率でそれぞれ有意相関で

あるか、検定を行った。

結 果

図2は、腹部大動脈瘤で血管手術を受けた71歳男性の症例の中心静脈圧と動脈圧の呼吸性変動の相関関係を示すグラフである。中心静脈圧が大きくなると、動脈圧の呼吸性変動が小さくなる統計学的に有意な（危険率1%）負の相関関係が認められる。

図3は腹部大動脈瘤で血管手術を受けた76歳男性の症例である。図4は腹部大動脈瘤で血管手術を受けた76歳女性の症例である。共に、中心静脈圧と動脈圧の呼吸性変動の間に統計学的に有意な（危険率1%）負の相関関係が認められる。

図5は腹部大動脈瘤で血管手術を受けた66歳男性の症例である。中心静脈圧と動脈圧の呼吸性変動の間に統計学的に有意な（危険率5%）負の相関関係が認められる。

考 察

動脈圧の呼吸性変動は、心拍とは別個の基本周波数を持つ。心拍数が毎分60回ならば、心拍の基本周波数は 1Hz である。呼吸回数が毎分12回ならば、呼吸の基本周波数は 0.2Hz となる。したがって、動脈圧波形のフーリエ解析によって、呼吸の基本周波数のパワースペクトルを算出し、動脈圧の呼吸性変動の大きさを求めることができる。

今回、循環血液量の指標とされる中心静脈圧と動脈圧の呼吸性変動の比較を行うことによって、われわれの方法により算出された動脈圧の呼吸性変動が循環血液量の指標となるか検証を行った。このためには、今回測定した中心静脈圧が循環血液量の指標として信頼できるものでなくてはならない。

一般に、中心静脈圧は変動の幅が小さく（3-8mmHg）、トランスデューサの位置によって値

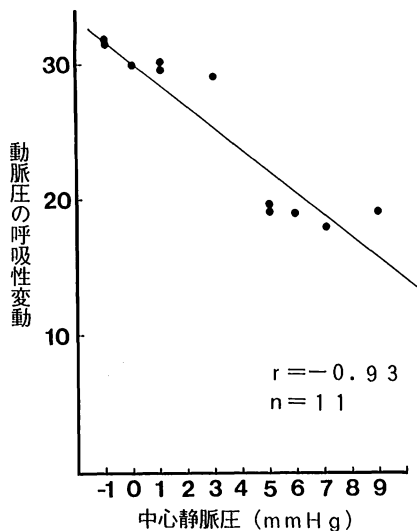


図2 中心静脈圧と動脈圧呼吸性変動の相関関係 71歳 男性 腹部大動脈瘤

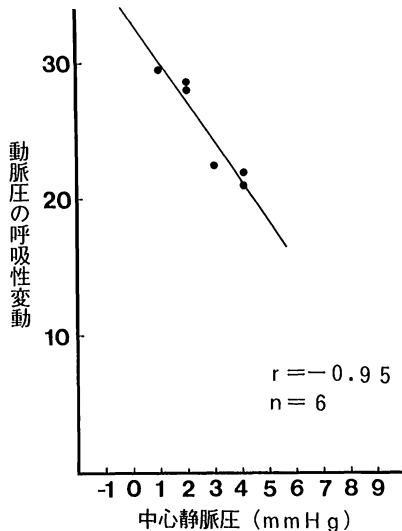


図4 中心静脈圧と動脈圧呼吸性変動の相関関係 76歳 女性 腹部大動脈瘤

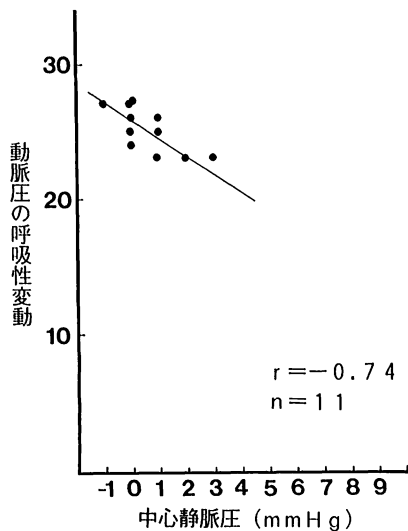


図3 中心静脈圧と動脈圧呼吸性変動の相関関係 76歳 男性 腹部大動脈瘤

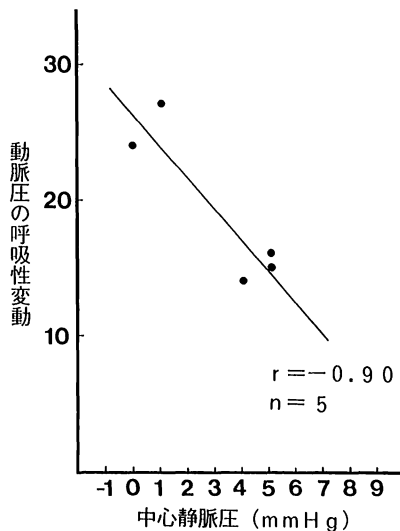


図5 中心静脈圧と動脈圧呼吸性変動の相関関係 66歳 男性 腹部大動脈瘤

が変動するため、絶対値としての信頼性が低く、相対的变化によって循環血液量の変動を推定しなければならないことが多い。また、中心静脈圧は循環血液量のほか、右室収縮力、胸腔内圧、容量血管の緊張度による影響を受けるため、循環血液量の指標としての意味を失っている場合がある³⁾。今回の

症例は全例、心不全を認めず、胸腔内圧上昇を来たすPEEP等の操作は行っていない。また、麻酔はストレスフリー麻酔と考えられるG O硬膜外麻酔で行っているため、容量血管の緊張は来たしていないと考えられる。したがって、今回測定した中心静脈圧は循環血液量の指標としての信頼性

は高いと考えられる。

今回の結果では、中心静脈圧が高くなるにつれて、動脈圧の呼吸性変動は小さくなる統計学的に有意な負の相関関係が得られた。したがって、動脈圧の呼吸性変動は循環血液量の指標として、信頼できる可能性があると考えられる。

一般に、hypovolemic stateの患者に対して、中心静脈圧測定のため静脈穿刺を行うことは困難である。橈骨動脈などの末梢動脈のカニューレーションにより、動脈圧波形と動脈血ガス分析値に加え、循環血液量を推定する情報が得られれば、動脈圧カニューレーションはより有用であると考えられる。

まとめ

動脈圧の呼吸性変動をフーリエ解析によって算出し、中心静脈圧と比較を行った。今回の結果では、中心静脈圧が高くなるにつれ、動脈圧の呼吸性変動が小さくなる負の相関関係を認めた。したがって、動脈圧波形から循環血液量の過不足を推定できると考えられる。

参考文献

- 1) 南 茂夫：科学計測のための波形データ処理。東京、CQ出版社、pp140～165, 1986
- 2) 武者利光, 寺町康昌：パソコングラフィックスデータ処理・信号解析。東京、オーム社、pp90～138, 1984
- 3) 奥秋 晟, 池田和之, 豊岡秀訓：麻酔・集中治療とモニタリング 東京、克誠堂、pp235～243, 1989

ABSTRACT

Estimation of Ventilatory Changes in Arterial

動脈圧呼吸性変動のフーリエ解析による数量化

Blood Pressure using Fourier Analysis —In relation to Central Venous Pressure—

Hirotooshi YOKOYAMA*, Akiko GANZUKA*,
Shinjiro KISHIZUCHI* and Shougo KUZE**

Exaggerated ventilatory changes in arterial blood pressure can indicate hypovolemia. We studied the relation between central venous pressure and ventilatory changes in arterial pressure waveforms.

4 patients undergoing abdominal aorta bypass surgery were studied. ECG, a percutaneous radial artery cannula, and a CVP catheter were used for monitoring each patient. Arterial pressure waveforms were converted digital data using analog-to-digital converter. Data acquisition, storage, and analysis were done using a microcomputer and BASIC compiler. We measured ventilatory changes in blood pressure by Fourier analysis. For analysis of the data, ventilation rate is fixed at 12/min during anesthesia.

From the results, we found that CVP is linearly related to ventilatory changes in blood pressure. We may be able to estimate circulating blood volume by ventilatory changes in arterial blood pressure.

Key words : Arterial pressure waveforms, Fourier analysis, Central venous pressure, Ventilation, Circulating blood volume

*Department of Anesthesia, Kanazawa National Hospital, Kanazawa 920

**Department of Anesthesiology and Intensive Care Medicine, Kanazawa University School of Medicine, Kanazawa 920

神経筋遮断のモニタにおけるTOFfadeとテタヌスfadeとの関係

菅井直介* 矢島 直*

はじめに

神経筋遮断のモニタにおいてTOF収縮のfadeとテタヌス収縮のfadeは、特に非脱分極型神経筋遮断薬のシナプス前への作用を示していると言われてきた¹⁾。しかし、この二つの種類のfadeが同じ程度の場合に神経筋遮断の同じような相を示しているかどうかは明らかにされていない。この研究では、特にベクロニウム持続注入からの回復時にTOF収縮とテタヌス収縮とを比較して、それぞれのfadeがどのように回復するかを検討した。

方 法

患者（ASA1-2）を2群に分けてTOF群とテタヌス群とにした。それぞれ9人ずつで、平均年齢体重に有意な差はなかった。（表1）

表 1			
人数	年齢	体重	(平均±S.D.)
	(歳)	(kg)	
テタヌス群	9	46.8±6.1	55.1±3.7
TOF群	9	47.2±17.8	56.8±8.2

麻酔はチオペンタールとイソフルレンで導入し、神経筋遮断のコントロールをとってから、ベクロニウム0.15mg/kgあるいは0.2mg/kg静注後挿管を行い、麻酔の維持は笑気66%酸素33%イソフルレン1-2%で行い、単収縮あるいはT1が10%に回復したところでベクロニウムの持続注入を開始し、単収縮あるいはT1を5から10%に維持するように

調節した。手術の終了したところで、単収縮あるいはT1の10%のところでネオスチグミン2.5mgとアトロピン1mgで拮抗した。

尺骨神経の刺激はテタヌス群では一方の手首は12秒に一回の単刺激を加え、他方の手首に12秒に一回一秒間の50ヘルツのテタヌス刺激を加えた。記録はそれぞれ力のトランスデューサを用いて拇指内転筋の収縮力で測定した。

TOF群ではレラクソグラフを用いて尺骨神経に20秒に一回TOF刺激を加えて記録した。

結 果

表2は両群の患者のベクロニウムの投与についての基礎データである。

表 2 (平均±S.D.)				
	注入時間	注入速度	注入量	全投与量
	(min)	($\mu\text{g}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$)	($\mu\text{g}/\text{kg}$)	($\mu\text{g}/\text{kg}$)
テタヌス群	123±124	0.78±0.25	85.1±71	252±75
TOF群	223±165	0.86±0.21	177±125	332±128

テタヌス群とTOF群の間に注入時間、注入速度、注入量、注入量プラス初回量である全投与量について有意な差はなかった。また平均注入速度は報告されている外科手術可能な注入速度（0.5～1 $\mu\text{g}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$ ）の間に入っている。

1) テタヌス収縮

ベクロニウムの初回量投与後のブロック開始時期のテタヌス収縮には、著明なfadeは現われなかった。また、テタヌス収縮では、回復時にfadeが現われるが、fadeは急速に回復し、テタヌスの

*東京大学医学部麻酔科

最初の高さが対照値になる前に、テタヌスの最後の値が等しくなる。この点がequalizing pointでこの後はテタヌスの後ろの部分が高くなって行く²⁾。

テタヌス群の回復では、ネオスチグミン静注後急速にテタヌスも回復し、テタヌスの回復途中でequalizing pointが現われる。equalizing pointすなわちfadeが消失する点には拮抗薬投与後6.9分で達するが、この点ではテタヌスの最高値はまだ対照の50.5%に過ぎない。すなわちfadeが消失してもまだテタヌスの収縮力は約半分にしか回復していない。またこの点で単収縮は76.5%に回復している。

2) TOF収縮

一方、バクロニウムの初回量静注後ブロックの発現する場合には、TOFでもfadeは著明ではなかった。

TOF群の回復時には、テタヌス群の単収縮と同じように急速な回復を示したが、T1が100%近くに回復しても、TOFfadeは回復しなかった。

表3は両群について単収縮あるいはT1が75%にまで回復したときの状態を示している。

表 3

	75%回復時間	75%回復での テタヌスの大きさ	T1の75%回復での TOFR
	(分)	(%)	(%)
テタヌス群	6.6±3.8	50.6±10.1	
TOF群	7.1±3.7		47.9±14.7

両群とも単収縮あるいはT1の75%回復は約7分で得られてる。この点でテタヌスの収縮力は対照の約半分であるが、前に述べたようにfadeは殆ど消失している。一方TOFはT1が75%に回復してもTOF ratioは47.9%に過ぎずfadeはまだ半分近くまで回復しているのみで、この時点ではほぼ完全に回復しているテタヌスのfadeとは全く違う様相を示している。

考 察

この研究では神経筋遮断のモニターにおけるテタヌスのfadeとTOFのfadeの違いを検討した。両者とも神経筋遮断の発現時にはfadeは少ないのが見られる。いずれのfadeも神経筋遮断からの回復時に出現するが、その時の単収縮の回復と比較すると、テタヌスのfadeの方がTOFのfadeに比べてはるかに早く回復する。したがって、特に神経筋遮断の回復時にはテタヌスのfadeとTOFのfadeは同じ様相を示さず、神経筋遮断の異なった面を示していると考ええる。もし、fadeが単純にシナプス前からのアセチルコリンの供給の不十分さを示すのなら、テタヌスより刺激頻度の低いTOFのfadeの方がさきに回復するはずであるが、結果は逆である。また、テタヌスのfade回復中にequalizing pointを過ぎると、fadeの反対の現象の起こることは、神経筋遮断薬の回復の途中に、シナプス前の促進現象の起こることを示唆している。この研究の結果から見ると両者のfadeが一様に神経筋遮断薬のシナプス前への作用を示しているとは言えず、fadeの発生に関しては薬物動態、薬効力学も含めた複雑な要素関与が示唆される³⁾。

参考文献

- 1) Bowman WC : Prejunctional and postjunctional cholinergic receptors at the neuromuscular junction. Anesth Analg 59 : 935~943
- 2) 菅井直介, 稲田 豊 : Vecuornium bromide投与後の母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 : 91~95, 1986
- 3) Bartkowski RR, Epstein RH : Relationship between train-of-four ratio and first-twitch depression during neuromuscular blockade : a pharmacokinetic/dynamic explanation. J Pharmacokinetics and Biopharmaceutics 18 : 335~346, 1990

ABSTRACT**The Relationship Between TOF Fade and Tetanic
Fade in the Monitoring of Neuromuscular
Blockade****Naosuke SUGAI* and Choku YAJIMA***

Tetanic fade and TOF fade were compared with the same degree of recovery of T1 or single twitch after continuous infusion of vecuronium when reversal was attempted at 10% of single twitch or T1 of TOF. The mode of recovery after administration of neostigmine was evaluated, in the first group by use of single twitch and tetanic contraction, and in the second group by use of a Relaxograph. Single twitch (every 12 sec) or tetanic con-

traction (50Hz for 1 sec, every 12 sec) of adductor pollicis muscle of each hand were obtained in the 1st group. In the 2nd group, a Relaxograph was used for the measurement. At the end of surgery, reversal was attempted at 10% of the control of the single twitch or T1. At this point fade disappeared on tetanic contraction, but the peak tetanic height was 50.9% of the control. However, in patients with Relaxograph, at 75% recovery of T1, TOF fade was still observed. The results of the study suggest that tetanic fade and TOF fade each reflect different aspects of the neuromuscular blockade compared with the TOF fade at least during the recovery from the neuromuscular blockade.

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

デジタルフィルターの周波数特性評価プログラム

森田耕司*

池田健彦**

土井松幸**

池田和之**

はじめに

信号処理を必要とする領域において、デジタルフィルターの使用頻度が高くなっている。データの計測、収集、処理、表示と保存という一連の信号処理の流れを考えた場合、入力から出力までをアナログで取り扱うことは極めて希で、多くはアナログ量を離散化して、デジタルに変換したのち、コンピュータ内部でデジタル的に処理を行う。したがって、信号処理に必要なフィルターもアナログからデジタルへとシフトしている。通常、フィルターの設計には目的とするフィルターの周波数特性を決定し、その特性を実現するべく、デジタルフィルターの単位パルス応答、またはシステム関数を決定する。しかし、できあがったDGFが目的とした特性（利得と位相の周波数特性）に合うか否かはそのフィルターの実現とテストを必要とする。今回われわれはこの実証テストを効率的に行うプログラムを開発した。この実証テストプログラムを心電図RR間隔のリアルタイム測定に必要なDGFの実現を例にして、説明したい。

方 法

単位インパルス応答 $h(t)$ で示されるシステム（＝フィルター）の周波数特性（利得、位相）を求めるため、フィルターの時間領域での表現である入力 $u(t)$ 、フィルターの単位インパルス応答 h

(t) 、および出力 $v(t)$ をフーリエ変換し、周波数領域での入力、伝達関数、出力（それぞれ $U(f)$ 、 $H(f)$ 、 $V(f)$ ）を利用した。時間領域では $v(t) = \int h(\tau) u(t-\tau) d\tau$ であるが、周波数領域では $V(f) = H(f) U(f)$ で示される。したがって $H(f)$ は $V(f)/U(f)$ により求められ、 $H(f)$ ：複素数の振幅、位相より伝達関数の利得、位相周波数特性がもとめられる。

プログラムは単位パルス応答を入力すると、既知の入力信号数列をこの単位インパルス応答を持つフィルターに入力し、その出力数列を導く。さらにプログラムは入力と、出力数列のフーリエ変換を行なった後、 $H(f)$ をもとめ、その絶対値より利得を、実数部と虚数部の比より位相を求める。既知の入力信号としては一様な周波数スペクトルを持つ事を条件として、デルタ関数を使用するのが望ましいが、デルタ関数の持つ、振幅が無限大であるという特徴は、現実問題として不都合がある。そこで、われわれは振幅を2の補数表現で示した16ビットの最大整数値32768を振幅とする疑似的なデルタ関数を使用した。フーリエ変換にはFFT(CooleyとTukeyのアルゴリズム)を使用した。

結 果

大須賀の提唱するM法¹⁾に使用されるプレフィルターのノッチ周波数特性を電源周波数60Hzに変更した場合のフィルターの伝達関数は以下の式となり、その周波数特性を本プログラムによって求めた結果を図1に示す。

*浜松医科大学医学部手術部麻酔・蘇生学講座

**浜松医科大学医学部手術部

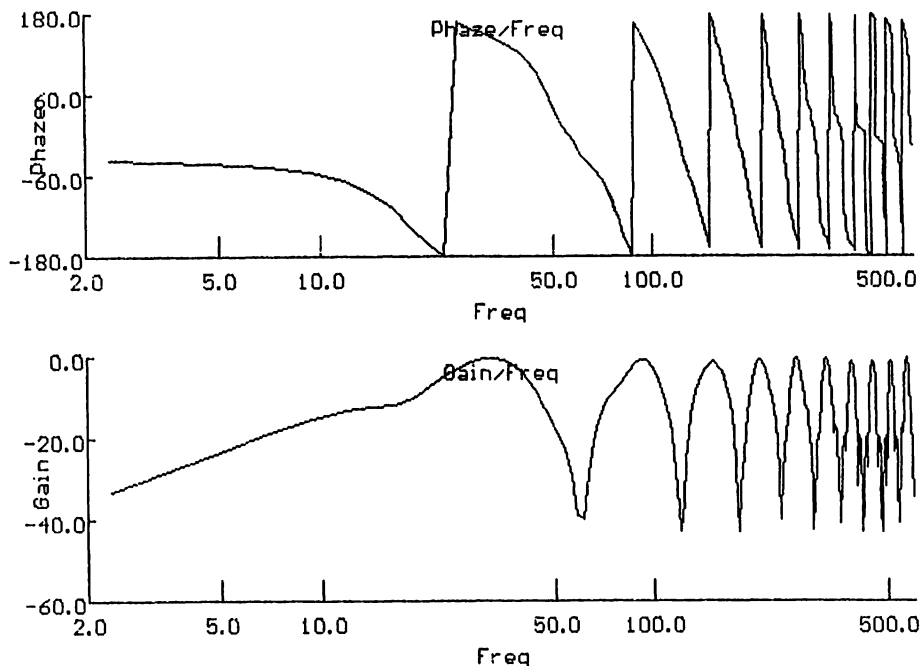


図1

$$H(Z-14) = \{[Z-14-Z-28] - [1-Z-14]\} / 2;$$

(ただし $fs=840\text{Hz}$) 一式1

考 察

M法の原著のフィルターの伝達関数は標準化周波数 (fs) が1KHzの時, Z表現式で

$$H(z) = \{[1-Z-n] - [Z-n-1]\} / 2;$$

(ただし, $fs=1\text{KHz}$, ウィンドウ幅 (n) = 20とする) 一式2

である。この式のままでは、因果律すなわち、現在値は過去の値からのみなり、未来の値よりは決定されないを満たすことができない。原著のようなバッチ処理にはこの因果律を満たさなくても十分であるが、リアルタイム処理（逐次処理）の場合には不都合である。そこでわれわれは、1式の両辺に $Z-n$ を乗じ、因果律を満たす以下の式に変形した。

$$H(Z) * Z-n = \{[Z-n-Z-2n] - [1-Z-n]\} / 2;$$

$$H(Z-n) = \{[Z-n-Z-2n] - [1-Z-n]\} / 2;$$

(ただし $fs=1\text{KHz}$, $n=20$) 一式3

さらに、ノッチフィルターを60Hzに調整するために、サンプリング周波数とウィンドウ幅をそれぞれ, $fs=840\text{Hz}$, $n=14$ とした。その他の組み合わせも種々あり, $fs=1.2\text{KHz}$, $n=20$ も一例と考えられるが、コンピュータの能力上、サンプリング頻度を1KHz以下に設定しなかったため、この組み合わせを選択した。

その他、ECGのプレフィルターに限らず、たとえばCR型のローパスフィルター (-6dB/Oct) を実現する簡単なデジタルフィルターの特性を評価することができる。CR型のローパスフィルターのシステム関数はラプラス領域で $1/(1+TcS)$: $Tc=CR$ (時定数) で示されるが、これを0次のサンプルホールドを考慮してZ変換するとシステム関数はZ領域で、

$$(1 - \exp(-Ts/Tc)) Z^{-1} / (1 - \exp(-Ts/Tc) Z^{-1})$$

Ts : Sampling Frequency, $Tc=CR$

となるが、指数関数は計算時間がかかるので

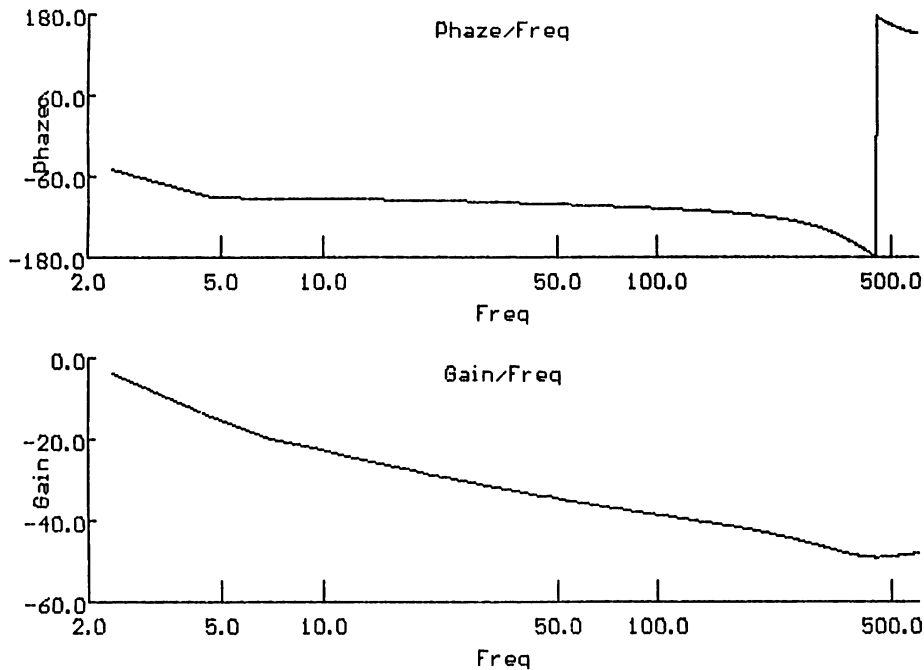


図 2

Taylor近似をとって、徐算にすると都合がよい。
結局、CR型ローパスフィルターのシステム関数は
 $TsZ^{-1}/Tc / (1-Z^{-1} (1-Ts/Tc))$ となる。

このシステム関数をプログラムに入力して、その利得、位相周波数特性を出力すると図2になるが、アナログ回路によって実現されるCR型ローパスフィルタの特性を満足するものと考えられる

まとめ

従来のアナログフィルタに代わって、デジタルフィルタの使用頻度が高くなっている。デジタルフィルタの設計が全くの新規設計であれ、既知の設計値を参考にわずかな修正をするのであれ、設計の意図する特性を満たすことが重要である。本プログラムを使用すれば、設計されたフィルタの単位インパルス応答やそのZ変換であるシステム関数を入力する事により、その周波数利得、位相特性が速やかに得られる。設計と検証がスムーズに進行する事によって、意図する特性に極めて近

いフィルタの実現が容易となると思われる。

参考文献

- 1) 大須賀美恵子：心電図QRSの検出法について 医用電子と生体工学30：121～129, 1992

ABSTRACT

A Simple Program for Evaluation of Frequency Response of Digital Filter.

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

It has become more frequent in use that the digital filter than analog one in the area of signal processing. One of major reason is that the digital numerical processing is usually used after having the digitization of analog sources in the processing streams from signal input to output. However frequency response in gain and phase of digital filter may be unknown, or it may differ from that of one expects theoretically. Repeated trials where design of the filter is modified and its characteristic is tested should be essential to achieve optimization of the filter characteris-

tics. Our made simple program can help one who has tried those procedures. Using the Fast Fourier Transformation of the input and the output signal of the filter, transfer function is determined in the frequency domain. Frequency response of gain and phase are displayed in CRT for testing its performance is satisfactory as expected.

**Surgical Center, Hospital of Hamamatsu University, Hamamatsu 431-31*

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

Key words : Digital filter, Frequency response

3. CAI (Computer Aided Instruction)

自作症例集を利用した研修用麻酔ガイド

福留武朗*

はじめに

九州厚生年金病院で行った麻酔症例の中でとくに特徴のある症例を選び、麻酔経過、問題点あるいは考察などを1-2ページの用紙に簡潔に記録してきた。取り上げられた症例の特徴とは

(1) 重篤な結果に結び付く術前、術中および術後の合併症

(2) 麻酔関係者の不慣れあるいは知識不足に基づくトラブル

(3) 希有な疾患あるいは手術

などを含んでいる。このようにして蓄積された症例は約100例（以下症例集と呼ぶ）に至ったが、この症例集の麻酔医への教育的な影響は大きい。なぜならば、公表されている症例報告と異なり、馴染みのある麻酔医の遭遇した経験であり、身近に感じられるからである。また、症例集にある作業環境は進行中の症例とほぼ同一であり、同じような状況ならば同じようなトラブルに至る可能性は極めて高いと予想されるからでもある。このことを、静脈ラインに関係するトラブルを例にとり説明しよう。静脈ラインおよび薬物投与ルートには色々なトラブルが付きまとう。静脈穿刺とくに深部静脈穿刺のトラブルから始まり、ラインの閉塞あるいはカテコラミンの接続不良などと気

をつけなければならないことは多い。いったん首尾よく設定したラインでも、たとえば上大静脈に留置したカテーテルが開胸あるいは人工心肺の後で閉塞してしまい、そのラインを介して注入していたつもりのカテコラミンが大切な時に投与されていないなかったりもする。しかし、ラインに用いられる製品もその施設では定まっており、発生するトラブルの種類も必然的にパターン化しやすい。

さて、このようなトラブルは抽象的に指摘しておいても効果は少なく、担当麻酔医の熟練度あるいは対象症例に応じて、予測されるライントラブルを具体的に指摘し過去の経験を参照させるのが教育およびトラブル回避には効果的であると考えられる。この場合、研修途上の麻酔医にとっては、問題点を記載した症例記録を自発的に検索する事は困難である。なぜならば経験の十分でない麻酔医にとっては、そのような問題あるいはトラブルが生じ得るという認識そのものがもともと無いからである。したがって、この症例集を効果的に利用する方法は、予定された症例と担当麻酔医あるいは麻酔方法等の組み合わせの結果生じ得るトラブルを指導する側の麻酔医が予想して、担当麻酔医にキーワードを示すことによって該当する症例記録を検索し読ませることであると言える。事実、今までにこのような方法で多大な効果を発揮してきた。

*九州厚生年金病院

そこで、この指導する側の麻酔医の役目、つまり症例と麻酔医等の組み合わせに基づき症例集の有用なキーワードを引き出す役目をパソコンで模倣する試みを行った。

検索対象：対象は症例集に納められた約100例と症例集とは別途に作成した解説文とした。症例集は日付、患者氏名あるいはタイトル等のみを出力し、本文は症例集を紙面で読ませるようにした。解説文は麻酔医の熟練度別に解説の重点を変えて作成した。

検索方法：

(a) 診断名、術式に一致する症例を単純に検索する方法

(b) 麻酔医、(診断名)、術式および麻酔方法、さらに必要ならば術前合併症、年齢区分および体位等からキーワードを抽出し、抽出されたキーワードで症例および解説文を検索する方法
の二方法を利用した。

(b) について説明する。麻酔医はあらかじめ登録されており、入力された麻酔医に対して熟練度(単なる経験年数であるが)が照合される。術式はそのままでは利用しにくいので、手術部位に変換して利用した。麻酔医の熟練度、術式、術前合併症、年齢区分および体位の組み合わせから予想される麻酔上の問題点を記入したリストをあらかじめ作成しておき、キーワードを抽出するため

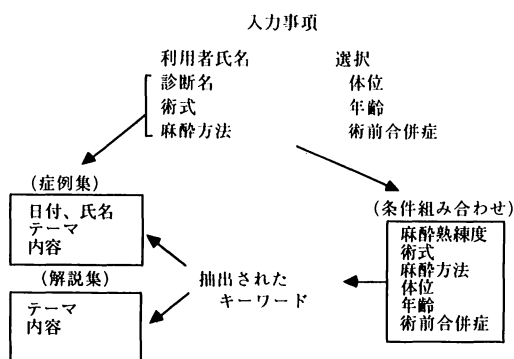
のデータベースとした。利用時に入力された熟練度あるいは術式等の諸項目の組み合わせが上述したデータベースに照合されて合致した組み合わせの問題点が抽出される。抽出された問題点はキーワードとして利用され、目的の症例あるいは解説文を検索するために使用される。したがって、利用者にとっては全く予想しなかったキーワードが抽出される事が生じ得る。このような検索システムをdbase 3で作成した。

考 察

麻酔上の合併症等のトラブルの発生予測は困難である。しかし、発生状況を観察すれば一定のパターンで発生しているものも数多く存在する印象を受けている。したがって、麻酔の主な構成要素、つまり麻酔の熟練度、術式および麻酔方法等の組み合わせでトラブルの発生予測がある程度可能であるとも考えられる。このような組み合わせで得られる問題点を過去の経験から抽出し、麻酔担当医に知らせることができれば安全な麻酔に役立つと考えられる。そこで、自施設で得られた症例集を基にこのようなシステムを試みてみた。その結果、担当麻酔医の予想しなかったような問題点の指摘あるいは解説が示され、有用性を同寄せた。しかし、数少ない材料のもとではこの方法の有用性はいまだ確認できていない。さらに、問題点の抽出を麻酔構成要素の組み合わせに依ったが、構成要素と問題点との関連付けには科学的な裏付けが必要となろう。また、問題点の抽出は単純な組み合わせで処理できるのか、あるいは人工知能等の他の推論機構の手法を使うべきか等の今後に残された問題点も数多い。

ABSTRACT

A Search System of Case Reports and an



図

Anticipation of Anesthetic Hazards

Takero FUKUTOME*

Anesthetic hazards were collected and their backgrounds including anesthetic method, diagnosis, anesthesiologist, surgery, age of patient, preoperative complications and body position during anesthesia (seven parameters) were analysed. The seven parameters were thought to be well correlated with each hazard, hence a possibility of anticipation of anesthetic hazards using the parameters was suggested and a computer program for an

anticipation of the hazards was made and tested. Key words related to anesthetic hazards were provided by a computer according to the seven parameters of a scheduled anesthesia and were used to search the case reports of anesthetic hazards. The case reports searched by this method were thought to be helpful to protect the patient against the hazards during anesthesia.

Key words : Anesthetic hazards, Education, Case report

**Division of Anesthesia, Kyushukoseinenkin Hospital, Kitakyushu 806*

手術部内ネットワーク上の麻酔マニュアルの作成

池田 恵*

小原章敏*

高階雅紀**

萩平 哲*

森隆比古*

池田卓也**

吉矢生人*

はじめに

われわれは研修医や学生の臨床教育に役立たせることを目的として、市販テキストエディタ上で動作するハイパーテキスト形式の「麻酔アドバイザー」を作成し、前回の本学会で公開した¹⁾。その後、手術室でも使いやすくするために、マウスのみで操作できる自作ハイパーテキストソフトLX.EXEで実行させ本年の日本麻酔学会で発表した。これは、手術室に持ち込んだノートブックタイプパーソナルコンピュータを単体で使用し、麻酔中のトラブルシューティングや薬剤投与量の計算などをするものであった。今回はLX.EXEを利用して麻酔マニュアルの電子化を試みるとともに、それを手術部内ネットワーク上で共同利用できるようにした。

方 法

初期のLX.EXEはマウスだけで操作したが、公開後に寄せられた意見を採用し、マウスの付いていないコンピュータでも使えるようにキーボード操作できるものも作成した。操作方法は原理的にはマウス版とあまり変わらないように配慮した。今回はこのバージョンをさらに改造してネットワーク対応にした。麻酔マニュアルの内容は、われわれの施設における各種の疾患・手術に対する麻酔管理の基本方針や具体的方法のスタンダード

を示したものである。研修医には各自が担当したことの疾患・手術を分担してマニュアルの下書きをしてもらい、指導医と共に検討を加え一つ一つを完成させた。さらに月1回の研修医ミーティングで討論しながらダイナミックに改訂や追加が行われている。できあがったものはMS-DOSのテキストファイルに変換し、辞書ファイルを付け加えてLX.EXEの上でのハイパーテキストとした。

実験に用いたネットワークは、P I - N e t IIIという、MS-DOS上の最大128台のパソコンを光ファイバーで接続できるローカルエリアネットワークである。われわれの施設は吹田市に建設中の新病院に来年移転するが、移転後の新しい手術部情報システムを開発するためのプロトタイプネットワークとして実験的に設置したものである。それぞれのパソコンには固有の局番が設定され、他のパソコンのドライブを論理ドライブとして割り付けることで、他のパソコンの持つファイルにアクセスできる、仮想ドライブ方式のものである。通信系ハードウェアはデータ通信用のインターフェイスボードと電源ユニットおよび光ファイバーで構成されており、データの回線上転送速度は毎秒4Mbである。

結 果

今回使用した麻酔マニュアルのテキストはたかだか数キロバイトの小ファイルに細分されており転送と表示は速やかでネットワーク上の共有であ

*大阪大学医学部麻酔学教室

**大阪大学医学部附属病院中央手術部

ることを感じさせるものではなかった。またハイパーテキストとするための辞書ファイルはスループットを上げるために起動時に自動的に転送されるようにしたが、ファイル構成が複雑になると辞書ファイルも巨大となり各パソコンの外部記憶容量も大きなものが必要となるとともに、検索にも時間がかかることが問題点と考えられた。現在のキーワードの検索方式は辞書ファイルの先頭から順に検索していくという単純なものなので、辞書ファイルが大きくなると検索にかかる時間が長くなり、データ量が増加した場合レスポンスが非常に悪くなる。この点は効率のよいインデックスファイルを作ることにより解決できる。ただし、現在の辞書は坂田によるフリーソフトウェア LINX.DEF²⁾ 用辞書に準拠しており、エディタ上で容易に作成できるので、この構造を残したままでインデックスファイルを自動的に生成するようにソフトウェアで処理するのが得策と思われる。

考 察

われわれは麻酔マニュアルだけでなく手術室に備えている各種機器のマニュアル類などもオンライン化したいと考えている。こういった情報はネットワークに載せずに各手術室に持ち込んだ単体のパソコンに載せておくこともできるが、データが巨大化すれば各手術室のハードディスクも大きなものが必要となり、バージョンアップなどのファイルメンテナンスには大変な労力を要する。ネットワーク上におけば各手術室のハードディスクはそれほど大きな容量が必要とはならないし、マスターファイルひとつを更新するだけで簡単にファイルメンテナンスが行える。

本来このような電子マニュアルは、手術室よりもむしろ麻酔科医室や医局のパソコン上に置くべきものだろうが、ネットワークに載せることにより両方での同時アクセスが可能となったわけであ

る。こうしておけば緊急手術の場合など特殊な麻酔管理の方針を手術室内でも調べられるというメリットが生まれる。

われわれの施設では7年前より汎用コンピュータをホストとした手術部情報ネットワークシステムを運用しており³⁾、麻酔管理のための知識の一部は端末で表示できるようになっているが、メニュー選択方式を採用しており、必要な情報を得る操作が煩雑な上に速度も遅く、また情報ファイルの改訂の操作が複雑なためほとんど活用されていない^{4), 5)}。今回のようなハイパーテキスト方式のものは操作性も優れていると考えられた。

まとめ

実験的手術部内ネットワークに自作ソフトウェアによる電子麻酔マニュアルを載せ動作させた。ハイパーテキストのネットワーク化によって各手術室や麻酔科医室などの小型パソコンで快適にマニュアルテキストの共有ができ、ファイルのメンテナンスも効率よく行えることが確認された。

参考文献

- 1) 萩平 哲, 高階 雅紀, 池田 恵, ほか: 手術中にベッドサイドで使用する麻酔アドバイザー, 麻酔・集中治療とテクノロジー1992, 克誠堂出版, 1992, pp34~36
- 2) 坂田 悠: V_Z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, 実川 佐太郎, 太城 力良, ほか: 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, pp96~100
- 4) 森 隆比古: 麻酔臨床におけるコンピュータの利用ー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) 森 隆比古: 手術室におけるキーボードの使用ー手術部情報システムの稼動経験からー, 麻酔・集中治療とコンピュータ1988~1989, 克誠堂出版, 1988, pp68~74

ABSTRACT

An Electronic Manual of Anesthesia on a Local Area Network

Megumi IKEDA*, Akitoshi OHARA*,
Masaki TAKASHINA**, Satoshi HAGIHARA*,
Takahiko MORI*, Takuya IKEDA**
and Ikuto YOSHIYA*

A hypertext software for bedside training of anesthesia, the LX, has been revised. The new software, which runs on an experimental local area network in a surgical center, gives information from an anesthesia manual. The manual was originally written by junior residents and edited by staff anesthesiologists at the Department of Anesthesiology, Osaka University Hospital. Being revised every month at a meeting of the residents, it has been stored

as a collection of MS-DOS text files on a hard disk attached to one of the computers on the network. The software opens and displays an appropriate file by the keyword pointed with a mouse or cursor keys.

Simultaneous use of the electronic manual on the network environment in and around operating rooms would contribute to effective training of anesthesia residents and students.

Key words : Network, Hypertext, Clinical training, Electronic manual

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

***Department of Anesthesiology, Osaka University Medical School and Osaka University Hospital Surgical Center, 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 (第2報)

—MacintoshにおけるQuickTimeの応用—

片山勝之* 石川岳彦* 櫻谷憲彦*
大野幹夫** 劔物 修***

はじめに

近年、コンピュータとほかのメディア（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、マルチメディアがさまざまな分野で利用され始めた。

昨年度の本学会で私共は麻酔科領域で如何にマルチメディアが利用できるか、またどのような可能性をもつものかを検討し、アナログVTRをコンピュータより制御するシステムを用いて硬膜外神経ブロックの立体図譜を作成し報告した。

この方法では動画データをデジタル録画する方法に比べてコストを抑えることができたが、瞬時に頭出しをするランダムアクセスができないという欠点があった。

しかしその後、急速に映像、音声データをデジタル記録再生する技術が汎用化され一般化してきた。中でもApple社が開発したQuickTimeという規格は、IBM-PC上でも互換性をもつ標準的な規格として期待されている。

今回私共はこのQuickTimeを用いて麻酔科領域でのマルチメディアの可能性をさらに検討し、実際の使用例として気管支ファイバースコープの立体図譜を作成してみたので、その結果を報告する。

QuickTimeとは

このQuickTimeは映像、音声データのデジタル記録、再生の標準規格であるばかりではなく、ほかのワープロソフトやDTPソフトに簡単に混在して用いることを意図して作られている。さらに、QuickTime自体にデータ圧縮機能を備えており、必要に応じて画像の質を選択できる。

QuickTimeのデータの記録様式は図1のようになり、各トラックのデータが一つの時間軸に沿って再生される。そして、処理の早いコンピュータでは毎秒30コマ、遅いコンピュータでは毎秒15コマといったようにコマ落としとされて再生され、コンピュータの性能が変わってもデータの再生スピードが変わらないように自動調整される。

ハードウェアとソフトウェア

今回使用したハードウェアは、コンピュータ本体（Macintosh IIcx；Apple Inc.）、大容量ハード

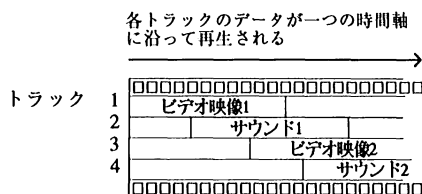


図1 QuickTime Movieの記録様式

*手稲溪仁会病院麻酔科

**岩見沢労災病院麻酔科

***北海道大学麻酔学教室

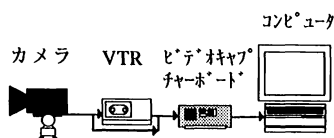


図2 QuickTimeを利用したマルチメディアソースの作成に用いたハードウェア

```
on mouseUp
  QTMovie OpenMovie,windoid,"Rt.bronchus",main,do
end mouseUp
```

windoidという形のウインドウを開き"Rt.bronchus"というQuickTime Movieを開始しなさいという内容

図3 QTMovie XCMDの制御コマンドの説明

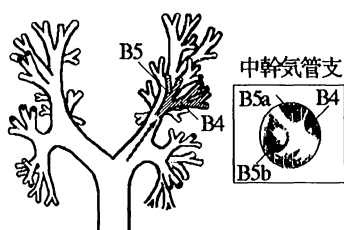


図4 QuickTime Movieを利用した気管支ファイバー図譜の例

ディスク（100Mb Hard Disk）、ビデオ画像入力ボード（VideoSpigot NuBus；SuperMac Inc.）、気管支ファイバースコープ、ファイバースコープ用CCDテレビカメラ、VTRである。

ソフトウェアはQuickTime1.0（Apple Inc.）、画像取り込みソフト（ScreenPlay & Vidio-Spigit extension；SuperMac Inc.）、画像編集ソフト（Adobe Premiere；Adobe Systems Inc.）、ハイパーカード2.0J（Apple Inc.）、QT対応XCMD（QTMovie；Claris Inc.）を用いた。

マルチメディアソースの作成の手順

ハードウェアを図2のようにセットアップ後、QuickTimeのエンジン部分であるQuick-Time extensionと画像入力ボードのインターフェイスのVideoSpigot extensionをシステムフォルダーにイ

ンストールし、画像取り込みソフトScreenPlayを起動する。この状態でVTRから映像データを取り込み始める。こうして取り込んだデータに、さらに編集ソフトで音声を入れたり、テロップを入れて編集してQuick-Time Movieとして完成させる。

QuickTime Movieを利用した気管支ファイバースコープの図譜の作成

作成したQuickTime MovieをHyper Cardで利用するには、本来Hyper Cardのプログラム言語、HyperTalkでサポートしていない拡張コマンド、QTMovieが必要になってくる。これをリソースエディタなどであらかじめHyperCardにインストールしておく。図3に今回用いたQTMovieの制御コマンドを示したが、非常に単純でこれをボタンスクリプトとして記述することで、容易にHyperCard上でQuickTime Movieを再生することができる。

今回作成した気管支ファイバースコープ図譜は、HyperCard上に描かれた気管支樹のある点を指定すると、そこから次の気管分岐までの実際の気管支ファイバースコープで見られる映像が再生され、気管支の解剖が立体的に理解できるというものである。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と問題点

前述したようにこのQuickTime Movieはワープロの文章の中やDTPソフトの中で簡単に混在して用いることができる。つまり、VTR映像付きの手紙や教科書が容易に作成できる時代がやってきたと言える。再生するだけであれば何も特別なハードウェアは要らず、立体的に物事を理解したり、インターアクティブに情報に接することがで

きる。昨年紹介したシステム以上に臨床医学研修のシミュレーション分野でも有用と考えられる。

唯一の欠点は利用するデータ量が多いことである。今回紹介したQuickTime Movieは160X120 pixelsという最も小さな再生画面の大きさで、最も画質を緻密に記録したものであるが、約11秒の映像で約2.5Mbのデータ量となった。この問題の解決はハードウェアの進歩を待たなければならないが、現在でも光磁気ディスクやCD-ROMを利用することで十分実用に耐えうるソフトが流通する環境が整っていると考えられる。

まとめ

マルチメディアの世界にQuickTimeの登場した意義は大きい。とくに医学の領域では従来、2次元の紙の上に描かれた事象を頭の中で3次元に再構築して物事を理解するという作業が非常に多かった。今回紹介したQuick-Timeを用いたシステムは、医学教育の物を伝え理解させるという基本的な作業に新たな局面を与えてくれるものと期待される。

ABSTRACT

Multimedia in Anesthesia, its Availability and Possibility, using a Macintosh & QuickTime

Katsuyuki KATAYAMA*, Takehiko ISHIKAWA*,
Norihiko SAKURAYA*, Mikio OHINO**
and Osamu KEMMOTSU***

Multimedia has been widely accepted as a new way of data transmission in the various fields.

Last year, we reported a simple & cost effective multimedia system using a personal computer & analogue VTR for the epidural block simulation.

But an advancing technology has made the digitalization of VTR data easy. Apple Computer made a QuickTime as a standard for the digital recording technology.

We introduced this technology and made a simulation soft-ware of a bronchial fiber scopy. This system uses a personal computer (Macintosh IICx), video-capture board (VideoSpigot; SuperMac Inc.) and VTR. For the operational soft-ware, we used the HyperCard 2.0J and the XCMD (QTMovie; Claris Inc.).

Through this soft-ware, you can experience the real view of the bronchial fiber scope interactively and get an accurate knowledge about the broncheal anatomy.

This system will accelerate the wide spread of a multimedia in the anesthesia field.

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

*Department of Anesthesia & Intensive Care, Teine Keijinkai Hospital, Sapporo 006

**Department of Anesthesia, Iwamizawa Rosai Hospital, Iwamizawa 068

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

4. シミュレーションとモデリング

アナログ回路シミュレータによる薬物動態解析

津崎晃一* 青山康彦*

はじめに

近年の静脈麻酔薬や筋弛緩薬の進歩、とくに作用時間の短い薬物の出現は、われわれ麻酔科医にとって大きな利益となっている。一方、このような経静脈的に投与する薬物については、その血中濃度推移を推定することが投与計画を考慮する際に必要であることは言うまでもない。薬物投与後の血中濃度推移は、一般に区画モデルから多指数関数曲線に従うとして説明されているが、基本的には、各区画において一次の微分方程式をたて、これらの連立方程式を解くことから、中心区画すなわち血中の濃度変化についての一般解を得ることができる。しかしながら、実際に薬物の投与計画を考慮する際、投与法や投与量の変化によって血中濃度推移がどのような影響を受けるかという初期値問題を解くには煩雑な計算を伴う。この問題については、近年のコンピュータの進歩に伴い、数値計算により微分方程式を解く方法や薬物動態解析専用のプログラム^{1, 2)}により解析を行うことができるが、操作性や自由度といった点で問題がある。今回、これらとは異なり、区画モデルの電氣的等価回路を考え、アナログ回路シミュレータ³⁾ (MICRO-CAP IIITM) による過渡解析から薬物動態解析を行い、有用な結果を得たので

報告する。

方 法

区画モデルにおいて、各区画を一つの抵抗 (R) と一つのキャパシタンス (C) の組み合わせからなる線形一次システムとみなし、2区画モデル、3区画モデルをそれぞれ図1Aおよび1Bに示すような電気回路と等価と考える⁴⁾。ここで、この回路特性の解析を行うためには、各区画における抵抗値、キャパシタンス容量を、それぞれ薬物動態学的パラメータから決定しておく必要がある。2区画モデルの場合、区画間の各速度定数は、それぞれの抵抗とキャパシタンスの積により決まる時定数と等しいと考えられるから、

$$k_{10} = \frac{1}{R_1 C_1}, \quad k_{12} = \frac{1}{R_2 C_1}, \quad k_{21} = \frac{1}{R_2 C_2} \quad (1)$$

が成り立ち、さらに3区画モデルでは、これに加えて、

$$k_{13} = \frac{1}{R_3 C_1}, \quad k_{31} = \frac{1}{R_3 C_3} \quad (2)$$

が成立する。したがって、これら各速度定数と、中心区画容量V1が与えられればV1 = C1であることから、目的とする各R, Cの値が求まる。一方、2区画モデルの血中濃度曲線c(t)は、指数

*済生会横浜市南部病院麻酔科

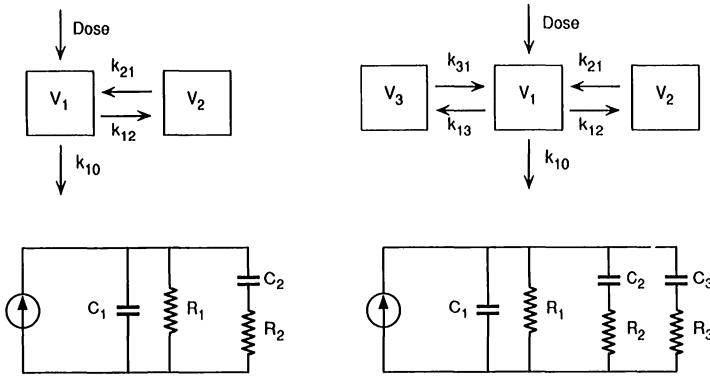


図1 コンパートメントモデルと電気的等価回路

A) 2区画系 B) 3区画系

関数曲線

$$c(t) = A \cdot e^{-\alpha t} + B \cdot e^{-\beta t} \quad (3)$$

で与えられ、同様に3区画モデルでは、

$$c(t) = A \cdot e^{-\alpha t} + B \cdot e^{-\beta t} + G \cdot e^{-\gamma t} \quad (4)$$

であるから、中心区画の容量 V_1 は、投与量を D とすると、これを $t=0$ の時の初期濃度で除すればよい。したがって、

$$V_1 = \frac{D}{A+B} \quad \dots \text{2区画系} \quad (5)$$

または

$$V_1 = \frac{D}{A+B+G} \quad \dots \text{3区画系} \quad (6)$$

である。区画間の各速度定数と血中濃度曲線の各係数との間には表1に示すような関係が存在し、煩雑な計算ではあるが、濃度曲線の係数が与えられれば、速度定数を導くことができる。このようにして求めた R 、 C の各値を回路内にあてはめ、回路シミュレータ上で、種々の入力を負荷した場合の過渡解析を行った。ここで、薬物動態学で用いられる単位と電気回路系の単位間には、投与量と電荷、濃度変化と電圧変化、分布容量とキャパシタンス容量などの等価関係が成り立つ。したがって、両者間での単位変換を円滑に行うた

表1 速度定数と濃度曲線パラメータ

1) 2区画モデル

$$k_{10} + k_{12} + k_{21} = \alpha + \beta$$

$$k_{10} \cdot k_{21} = \alpha \cdot \beta$$

$$k_{21} = \frac{A \cdot \beta + B \cdot \alpha}{A + B}$$

2) 3区画モデル

$$k_{10} + k_{12} + k_{21} + k_{13} + k_{31} = \alpha + \beta + \gamma$$

$$k_{21} \cdot (k_{10} + k_{13}) + k_{31} \cdot (k_{10} + k_{12} + k_{21}) = \alpha \cdot \beta + \alpha \cdot \gamma + \beta \cdot \gamma$$

$$k_{10} \cdot k_{21} \cdot k_{31} = \alpha \cdot \beta \cdot \gamma$$

$$k_{21} + k_{31} = \frac{A \cdot (\beta + \gamma) + B \cdot (\alpha + \gamma) + G \cdot (\alpha + \beta)}{A + B + G}$$

$$k_{21} \cdot k_{31} = \frac{A \cdot \beta \cdot \gamma + B \cdot \alpha \cdot \gamma + G \cdot \alpha \cdot \beta}{A + B + G}$$

め、薬物の投与量については mg 、速度定数については min^{-1} 、また濃度については $\mu\text{g/ml}$ を便宜上、基本単位とした。一方、 R 、 C の単位は、それぞれオーム(Ω)、ファラッド(F)とした。この結果、薬物の投与量 mg には電荷の単位であるクーロンの1/1000が相当し、 C_1 の電圧 μV が、血中濃度 $\mu\text{g/ml}$ に相当することとなった。

結 果

表2に、文献的^{5)~8)}に得た代表的な非脱分極

表2 非脱分極性筋弛緩薬における薬物動態パラメータ

(体重: 50 kg)

	2区画モデル		3区画モデル	
	Atracurium	Pancuronium	Tubocurarine	Vecuronium
Dose, mg/kg	1.00	0.10	0.30	0.15
V_1 , l	2.12	4.93	1.72	2.99
k_{10} , min ⁻¹	0.1189	0.0158	0.0491	0.0919
k_{12} , min ⁻¹	0.1419	0.0271	0.2974	0.1613
k_{21} , min ⁻¹	0.0942	0.0254	0.1252	0.1744
k_{13} , min ⁻¹	-	-	0.0675	0.0290
k_{31} , min ⁻¹	-	-	0.0128	0.0105
A, mg/l	18.70	0.667	6.980	1.640
B, mg/l	4.90	0.347	1.199	0.807
G, mg/l	-	-	0.562	0.064
α , min ⁻¹	0.320	0.0618	0.512	0.405
β , min ⁻¹	0.035	0.0065	0.0357	0.0545
γ , min ⁻¹	-	-	0.0043	0.0076
R_1 , hr/l	0.066	0.214	0.198	0.061
C_1 , l	2.119	4.931	1.716	2.987
R_2 , hr/l	0.055	0.125	0.033	0.035
C_2 , l	3.192	5.261	4.076	2.762
R_3 , hr/l	-	-	0.144	0.192
C_3 , l	-	-	9.050	8.248
Reference	5)	6)	7)	8)

性筋弛緩薬の薬物動態パラメータ, および計算により求められた各R, C値を示す。この中から, ベクロニウム, パンクロニウムについて, それぞれ投与法を変化させた場合の過渡解析の結果を示す(図2~4)。図中, 横軸Tは時間単位, 縦軸は, C₁, C₂の電圧変化を μV 単位で示す。ここで, 回路への入力には, キャパシタンスに対する電荷を負荷する目的で電圧制御電流源を用い, 一回, あるいは間欠投与をインパルス入力, 持続入力をステップ入力とした。この結果, bolus一回投与では, 図2に示すような変化が認められ, ベクロニウム初回量0.15 mg/kgの投与では, 投与後30分でEC75とされる0.15 $\mu g/ml$ 付近まで血中濃度が低下することが示された。一方, 間欠的投与法では, 図3の例に示すように, パンクロニウムを初回量として1mg/kg投与後, 45分間隔で初回量の1/4を間欠的に投与したとすると, EC75であ

る有効血中濃度0.3 $\mu g/ml$ 以上を維持できることがわかる。また, 初回負荷に持続投与を加える方法では, 初回量1 mg/kg投与に0.5 $\mu g/kg/min$ の持続投与(3時間後にoff)を加えると, 同様の血中濃度を維持することが期待できる(図4)。

考 察

いわゆるアナログ回路シミュレータは, アナログ電気回路の回路特性を解析することから, 回路設計に用いられてきた。しかしながら, 薬物動態学における区画モデルに対してその動態解析に適用された報告はない。薬物動態解析については, 今までも専用のプログラム^{1) 2)}が存在しているが, 操作が煩雑であったり, 自由度が低いなどの欠点を有している。回路シミュレータによる方法では, 血中濃度曲線の係数か, 区画間の速度定数のどちらかが与えられていれば, 任意の入力に対

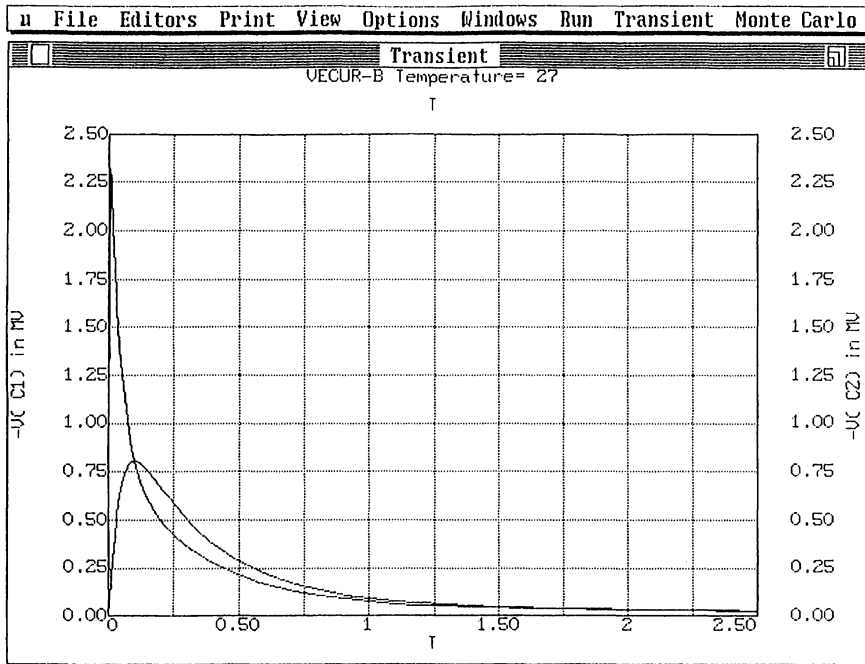


図2 ベクロニウム一回投与後の濃度曲線

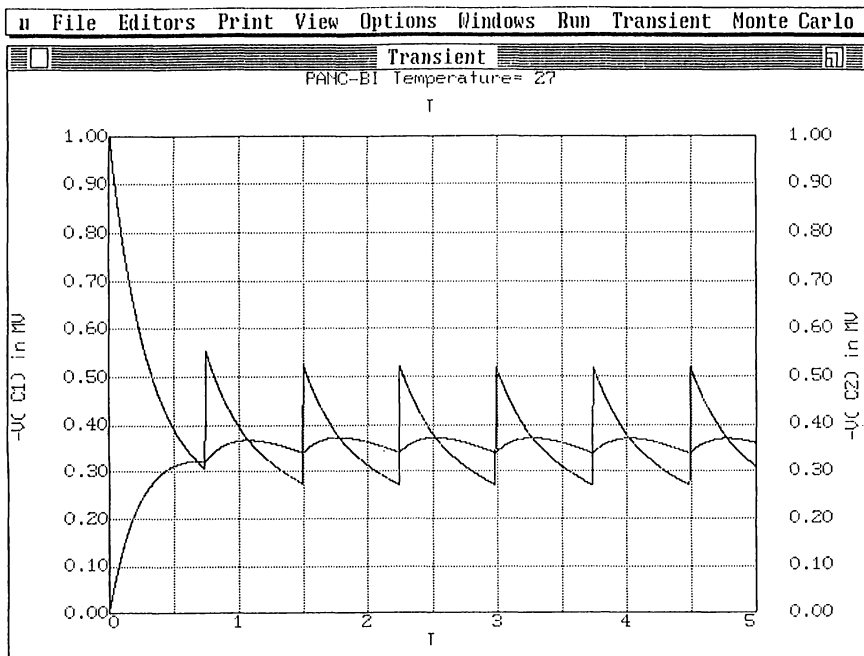


図3 パンクロニウム間欠投与における濃度曲線

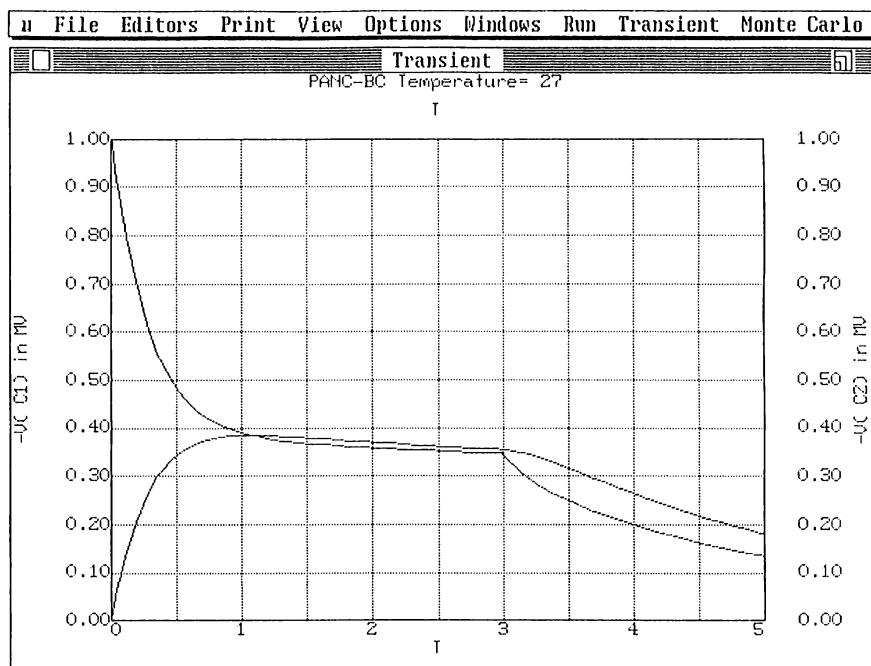
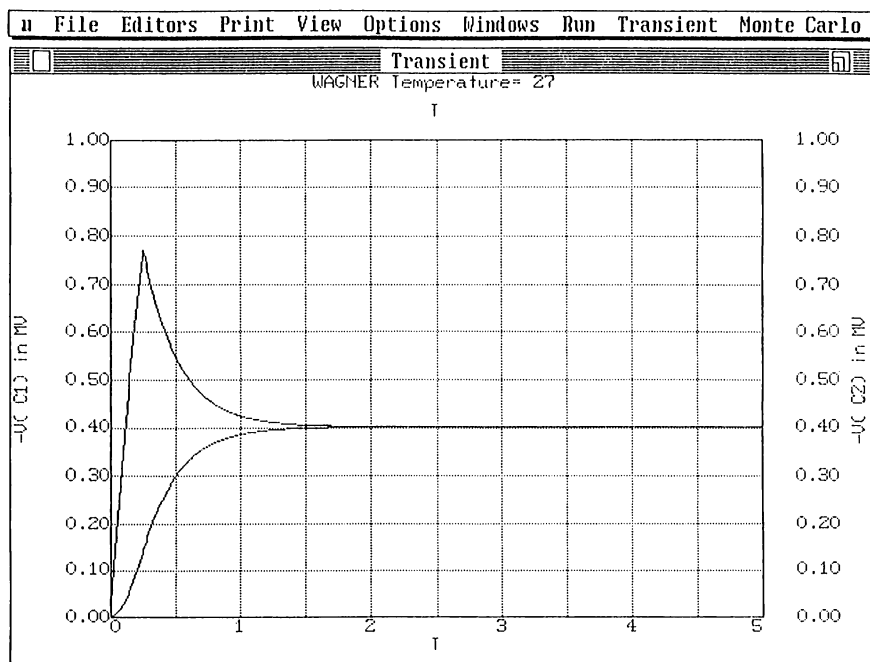
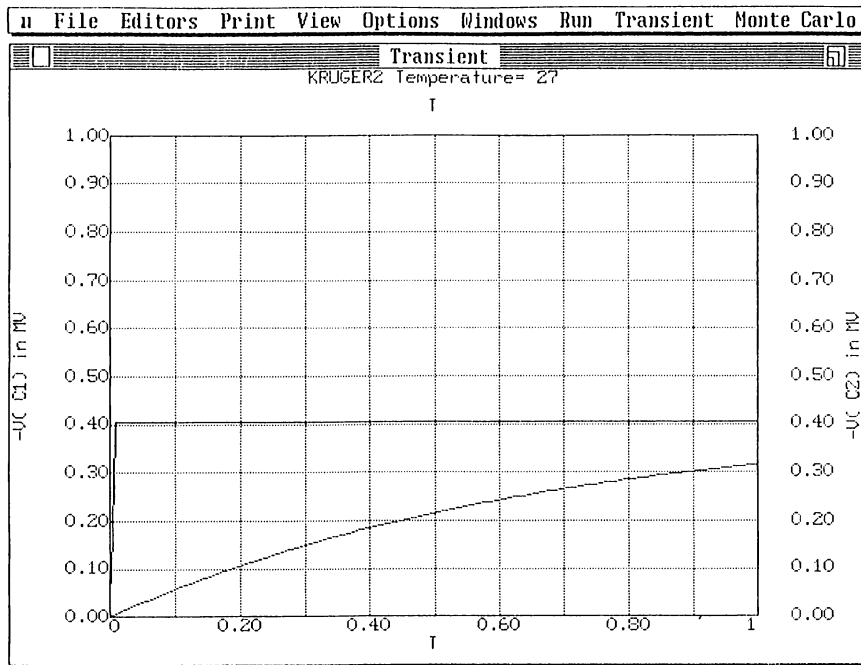


図4 パンクロニウム持続投与における濃度曲線

図5 Wagner⁹⁾ による二段階持続投与法

図6 Kruger-Thiemer¹⁰⁾による指数関数的投与法

して、微分方程式の初期値問題に立ち入ることなく容易に解を得ることができ、有用であると考えられる。さらに、図2から図4に示されているように、一回投与、間欠投与および持続投与について、的確なシミュレーションを行うことができるだけでなく、回路への入力を工夫することにより、複雑な投与法におけるシミュレーションが可能なることも他法に認められない本方法の利点であろう。たとえば、目的とする血中濃度に早く到達させるために、初回投与量 (loading dose) に加えて、維持量 (maintenance dose) の持続投与を行う方法が多く用いられるが、この場合、安全域の比較的狭い薬物では、初回投与に伴う過度の血中濃度上昇が問題となる。この欠点を補う投与法として、Wagnerは二段階持続投与法⁹⁾を、Kruger-Thiemerは指数関数的漸減投与法¹⁰⁾を提唱した。この理論に基づき、図5にWagnerによる方法を、図6に、Kruger-Thiemerによる方法をシミュレートした結果を示す。前者においては、パ

シクロニウムを最初の15分間に20mg/hrの速度で投与した後、1.87mg/hrの持続投与に切り替えたもので、血中濃度の初期の過度の上昇が抑えられていることが理解される。後者においては、初回量として2mgの投与に指数関数的漸減投与を併用し、その結果、投与後直ちに一定血中濃度に達し、以後その濃度が維持されている様子が良くシミュレートされている。回路シミュレータは、以上に述べたような薬物動態解析への応用だけにとどまらない。すなわち、力学系と電気系のアナロジーを考えるならば、肺の換気力学や、人工呼吸の解析への応用が可能であるし、血管などの粘弾性を有する組織の力学的解析にも有用であろう。また、過渡解析だけでなく、周波数解析 (AC analysis) も可能であることから、呼吸器系などのインピーダンスモデル、トランスデューサを用いた圧測定系の周波数特性、ダンピングデバイスによる特性改善などもその応用範囲に含まれる。モデルの要素に、ダイオードなどの非線形素子を

組み入れるならば、線形現象に限らず、非線形現象にまで解析対象を広げることができ、この点でも極めて有用と考えられる。このように、適切なモデルが選択できれば、その動態を容易に、しかも微分方程式を解くというステップを踏まずに解析が行える回路シミュレータは、複雑なモデルを必要とする場合にとくに効力を発揮し、今後の応用が期待される。

参考文献

- 1) Kloos S, Schuttler J : IVA-SIM : Ein Programm zur Simulation der intravenösen Anaesthesie. *Extracta Diagnostica* 6 : 279~285, 1989
- 2) Hull CJ, Stafford MA : Pharmacokinetics for anaesthesia : PROJECT. Oxford, Butterworth-Heinemann, 1992
- 3) Roden SM : The student edition of MICRO-CAP III. Reading MA, Addison-Wesley, 1991
- 4) Hull CJ, McLeod K : Pharmacokinetic analysis using an electrical analogue. *Br J Anaesth* 48 : 677~686, 1976
- 5) Weatherley BC, Williams SG, Neil EAM : Pharmacokinetics, pharmacodynamics and dose-response relationships of atracurium administered iv. *Br J Anaesth* 55 (Suppl) : 39S-45S, 1983
- 6) Duvaldestin P, Saada J, Bergel JL, et al : Pharmacokinetics, pharmacodynamics and dose-response relationships of pancuronium in control and elderly patients. *Anesthesiology* 56 : 36~40, 1982
- 7) Matteo RS, Backus WW, McDaniel DD, et al : Pharmacokinetics and pharmacodynamics of d-tubocurarine and metocurine in the elderly. *Anesth Analg* 64 : 23~29, 1985
- 8) Sohn YJ, Bencini LA, Scaf AHJ, et al : Pharmacokinetics of vecuronium in man. *Anesthesiology* 57 : A256, 1982
- 9) Wagner JG : A safe method for rapidly achieving plasma concentration plateaus. *Clin Pharmacol Ther* 16 : 691~700, 1975
- 10) Kruger-Thiemer E : Continuous intravenous infusion and multicompartment accumulation. *Eur J Pharmacol* 4 : 317~324, 1968

ABSTRACT

Pharmacokinetic Analysis Using an Analog Circuit Simulator

Koichi TSUZAKI* and Yasuhiko AOYAMA*

The pharmacokinetics of intravenous anesthesia is known to follow the theory derived from the multi-compartment model based on a linear first-order process of distribution and clearance. According to this theory, given the initial conditions, plasma concentration profile can be obtained by solving the linear first-order differential equations, but requires complex mathematics and not practical for clinical situations. To avoid this complexity, we applied an analog circuit simulator (MICRO-CAP IIITM) on a personal computer to predict plasma drug concentrations following intravenous infusion. Electrical analog of the multi-compartment model can be constructed by combining a pair of resistance and capacitance representing a certain body compartment. In this circuit, the values of each resistance and capacitance are determined from pharmacokinetic parameters and a current pulse is used to replace a dose of drug. The transient response analysis of the circuit, thus, yields the result equivalent to the concentration time curve.

Key words : Drug concentration, Intravenous infusion, Pharmacokinetics

*Department of Anesthesia
Saiseikai Yokohama-shi Nambu Hospital, Yokohama 230

シミュレーション法によるthiopental metabolismの解法

加山裕高* 福山東雄* 杵淵嘉夫*
山崎陽之介* 山本道雄*

はじめに

シミュレーションモデル

チオペンタールの再分配と代謝に関するシミュレーションに関しては1960年からアナログコンピュータを使用した結果が報告されている^{1, 2)}。アナログコンピュータや演算増幅器を用いた演算回路は演算速度に優れ、簡単にリアルタイム処理を実現することができる。その反面、概ね対象が線形機能に限られること、複雑な演算では機能ブロックが増加するため計算精度の維持が困難になること等の制約がある。デジタル化のためのハードウェアとソフトウェアの急速な発展によって、デジタルコンピュータ上でアナログ方式では実現できないシミュレーションを高い精度で演算することが可能になってきている。ここでは、チオペンタールの動態についてアナログコンピュータでは表現できなかったdistribution, depot, redistributionに係わる動態を小型のパーソナルコンピュータ上で詳細に再検討した。

モデルは図1に示すように、blood poolからbrain, liver, muscle, fat, VRG (vessel rich group), VPG (vessel poor group) に対応する6組のコンデンサー抵抗 (C R) を並列に配置した回路である^{1, 2)}。代謝はliverのシャント抵抗で表現してある。表1にコンデンサと抵抗の値を示す。これらの値はチオペンタールの組織・血液分配係数と組織容量および各部の血流量から設定する。代謝を表す抵抗値はチオペンタールの肝動静脈較差から定める²⁾。blood pool (arterial) に投与され

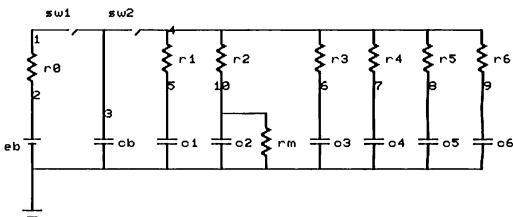


図1

表

Tissue	Volume (L)	λ	Flow (ml./min.)	Capacity (microfarads)	TimeConstant (min.)	Resistor (Mohms)
Brain	1.3	1.4	700	1.82	2.6	1.42
Liver	1.5	1.9	1500	2.85	1.9	2.85
Vessel rich group	3.2	1.5	3200	4.8	1.5	4.8
Muscle	33	1.5	1000	48.5	50	160
Fat	14.5	11	320	160	500	19.75
Vessel poor group	12.5	1.5	75	19.75	260	13.33
Blood pool	5	1	-	-	-	-

λ = Tissue-Blood Partition Coefficient.

*東海大学医学部麻酔科

たチオペンタールの量をコンデンサC bの初期電荷で表し、C bの電圧がその血中濃度である。投与後はC bの電圧を媒介変数として、6個のコンデンサの電荷(各部のチオペンタールの量)の時間変化をシミュレートすればよい。各部の電荷の充放電の微分(積分)方程式をルンゲクッタ法³⁾を用いて解く方法が一般的であるが、連立する方程式数が多くなると、それなりにプログラムが難しくなる。

MicrocapⅢを用いたシミュレーション

MicrocapⅢ (Spectrum Software Co.)はスイッチや増幅器を含む電気回路の電圧、電流、電荷、周波数特性や温度特性等を回路図上でシミュレートすることのできるソフトウェアである。モデルを電気的な等価回路として表すことができるならば高い精度でシミュレーション演算が可能である。図2はblood pool, つまり動脈血とbrainのチオペンタール濃度(コンデンサC bとC 1の電圧)の変化を示している。血中濃度は投与直後か

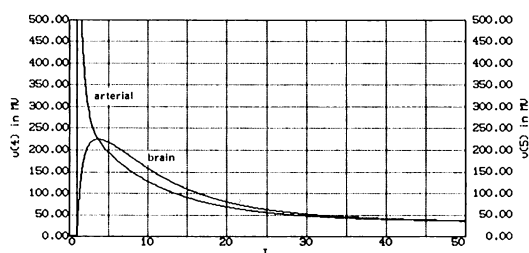


図2

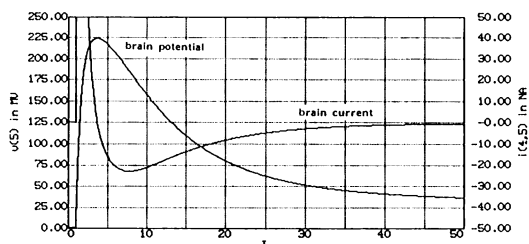


図3

ら一過性に下降し、brainの濃度は血中濃度と $\geq$ まで上昇し、その後両者ともほとんど等濃度で減少していく。brainの濃度が血中濃度を越えると、チオペンタールがbrainから血中に供給され、血中濃度を支えると解釈できよう。図3はbrainの抵抗R 1を流れる電流の変化(チオペンタールの供給量)を表す。電流は急速に増加し、ピークに達した後、やがてマイナス、つまり、電流の向きが逆転する。これはbrainに供給されていたチオペンタールが、濃度の逆転によって血中に吐き出される再分配であると解釈できる。同様の現象が各部で生じ、かつ、チオペンタールのデポ量と吐き出し量、その時間がそれぞれ異なっているはずである。それらの総合的な効果が血中濃度として表れていると考えられよう。なお、MicrocapⅢはP C 98R L (NEC) 上で使用した。

Mathematicaを用いたシミュレーション

Mathematica (Wolfram Research Inc.)は数式処理、グラフ処理を対象にしたプログラム型のシミュレータである。モデルの電気的な等価回路への翻訳が必要なMicrocapⅢに比べて、個々の事象を直接、プログラムで記述する。図1のモデルについて6本の連立微分方程式と、結果を表示するグラフィックスについて記述すると図4と5が得られる。図4はチオペンタールの濃度を血中、brain, muscle, fatについて求めた結果である。横軸はチオペンタール投与後の経過時間を、縦軸は電圧(potential, 濃度)をそれぞれ対数で表してある。血中を除いて各部の濃度はbrain, muscle, fatの順にピークに達し、その後減少していく。ピークに達する時間はbrainとfat間では10倍以上の差がみられる。血中濃度は一過性に減少するが、各部の減衰曲線の抱絡線となっている。厳密には血中濃度が常にやや低いはずであるが(図2参照)、対数表示のため図4では識別できない。brainがピー

クに達するまでは血中からチオペンタールが各部へ供給され、muscleがピークに達するまでは血中とbrainから各部へ供給されていると解釈することができる。図5は各部に蓄積されたチオペンタールの量の変化(百分率)と代謝速度による蓄積量の変化を表している。チオペンタールが各時点でどこに最も多く蓄積されているかを示しており、各部間のピークの移動は再分配が背景にあると推定される。その直接的な証明が電流でみた図3のチオペンタールの供給方向のシミュレーションである。なお、MathematicaはMacintosh (Quadra 700, Apple computer) 上で使用した。

考 察

いくつかの部分的な観測データを基にしてシミュレーションのためのモデルが完成すると、ここで述べたMicrocap IIIやMathematica等を用いればそのふるまいを詳細に把握することができる。本テーマの場合、チオペンタールの各部・血液の分配係数と各部の血流が個別に観測値として把握されると図1のモデルを構築することができる。観測されているチオペンタールの動態はこのモデルを解くことによって説明されることになり、シミュレーションの意義の1つはこの点にある。しかし、モデルから引き出せる情報の量と質、あるいはその利用法はシミュレーションの手法に依存する。アナログコンピュータや演算増幅器を用いた演算回路では引き出せなかったモデルのふるまいがMicrocap IIIやMathematicaを用いて簡単に得られることを示した。電流の変化を用いてチオペンタールの再分配を明示した図3はその1例である。

ところで、チオペンタールの動態と各部の役割との関係はシミュレーションによってのみ知り得た結果であって、実際に観測した直接的な結果ではない。各部の観測データとシミュレーションの

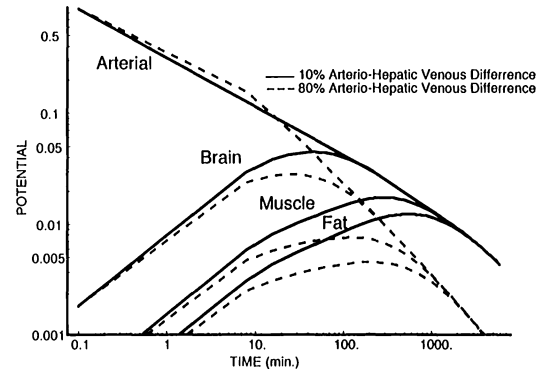


図 4

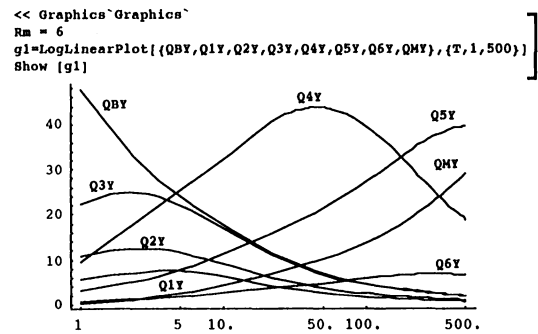


図 5

結果との対比によって、モデルの信頼性、つまりシミュレーションの信頼性を確認するプロセスが必要である。観測できないデータを推定するための信頼性を確保するプロセスでもある。チオペンタールと患者の病態との関係、実験的に作成した病態モデルとの関係等の検討を通じてこのプロセスを補足していきたい。

シミュレーションのもう一つの目的はデモンストレーションである。数式では理解にくい事象や実現不可能な極限下の事象を、時間・空間共に伸張・圧縮して表示することができるので、教育や訓練に威力を発揮する。本テーマの場合、チオペンタールの組織・血液分配係数と各部の血流量からチオペンタールの動態について理解を得ることは難しく、演算増幅器を用いて作成した電気回

路の動きをオシロスコープでモニタすることによってより深い理解を得た経験がある。ハードウェアとしての電気回路によらないMicrocap IIIやMathematicaの使用によってより簡単に、より高度なシミュレーションが可能になったので、この分野での積極的な応用も考えたい。

参考文献

- 1) Price HL: A dynamic concept of the distribution of thiopental in the human body. *Anesthesiology* 21: 40, 1960
- 2) Saidman LJ, Eger EI: The effect of thiopental metabolism on duration of anesthesia. *Anesthesiology* 27: 118~126, 1966
- 3) Verner JH: Explicit Runge-Kutta methods with estimates of the local truncation error. *SIAM J Numer Anal* 15: 772~790, 1978

ABSTRACT

Simulation on Distribution and Metabolism of Thiopental Using Microcap III and Mathematica

Hiroataka KAYAMA*, Yoshio KINEFUCHI*,
Haruo FUKUYAMA*, Yonosuke YAMASAKI*

and Michio YAMAMOTO*

Utilizing the data published previously, an equivalent electric circuit model was constructed on Microcap III, a simulator program of electronic circuit. A simulation study was carried out on distribution and metabolism of thiopental following intravenous administration. Compared with conventional simulation techniques run on an analogue computer or with the use of operational amplifiers, finer definition and versatility of this method facilitated a better demonstration of distribution, uptake and redistribution of thiopental along a dynamic directional flow. In addition, using a second simulation tool Mathematica (run on Macintosh personal computer), a simulation software dealing with mathematical formulae and graphics, a three-dimensional graphic representation of changing thiopental concentrations in blood and various organs was carried out. Potential usefulness of these tools in educational and training purposes as well as in pharmacokinetic studies is discussed.

Key words: Thiopental, Pharmacokinetic, Simulation, Microcap III, Mathematica

*Department of Anesthesiology, School of Medicine, Tokai University

農薬Cartapの体内代謝過程の解析

清田和也* 本間正人* 繁田正毅*
三宅康史* 坂本哲也* 有賀 徹*

はじめに

Cartap（商品名パダン）は環形動物イソメの体内から発見された天然殺虫成分Nereistoxin（NTX）を基礎化合物として開発され広く用いられている農薬である。Cartapはコリン作働性ニューロンの神経接合部位でその後膜にアセチルコリン（Ach）と競合的に作用する¹⁾。われわれはパダン水用剤（Cartap塩酸塩50%含有）を自殺目的に服用した34歳の女性症例を経験した。尿中排泄された代謝産物の定量を行い、非線形最小二乗法により体内代謝過程およびDHPの効果の推定を行い得たので報告する。

意識障害、呼吸障害、瞳孔不同、四肢麻痺、痙攣、唾液分泌亢進を認め、これらがCartapのAchとの競合的作用に基づくものと考えられた。症状が重篤で、早期の薬物排泄が必要と考えられたため、来院後約3時間後より4時間にわたって直接血液灌流（DHP）を行った。また、胃洗浄、吸着剤投与、強制利尿を、対症療法としてジアゼパム投与、人工呼吸を行ったが、拮抗薬の投与は行わなかった。これらの治療の結果、全ての症状は軽快した。

方 法

服用後約3時間以後継時的に採取した12検体の

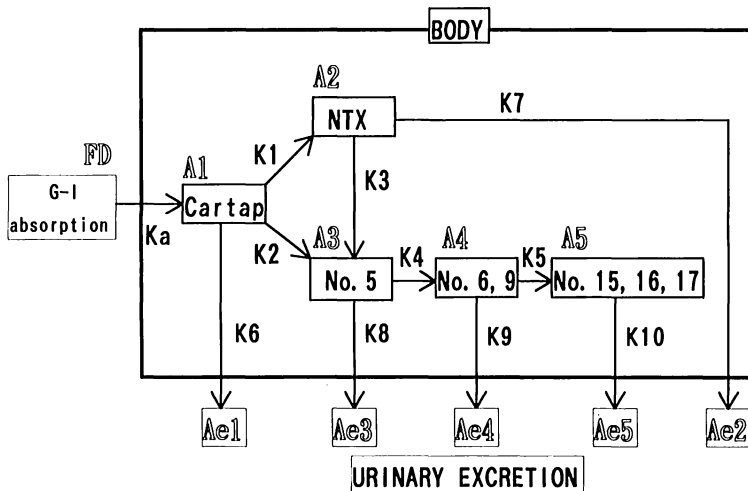


図1 Metabolic pathway of Cartap

尿中の代謝産物を定量した。定量された代謝産物のうち、主要なもののみを対象とし、他は無視することにした。代謝過程を1次吸収、1コンパートメントモデルに仮定した(図1)。すなわち、内服量をD、吸収率をF、Cartapの吸収速度定数をka、各体内総量をA₁、A₂、A₃、A₄、A₅とし、それぞれの累積尿中排泄量をA^e₁、A^e₂、A^e₃、A^e₄、A^e₅とする。各代謝産物の尿への消失速度定数および代謝産物間の代謝速度定数をそれぞれk₁~k₁₀とする。DHPによる消失速度定数は各代謝産物に関して一定、吸着効率は時間とともに低下すると考えられるが一定値を仮定し、k₁₁とする。内服した時刻をt=0とする。内服した時刻は来院の約1時間以内と考えられた。内服時刻と来院時刻1時間前との時間差をTlagとした。DHPの開始時刻をDHPT₁、終了時刻をDHPT₂とする。

代謝産物の体内総量と累積尿中排泄量は以下の微分方程式群で表される。

$$\begin{aligned} & dA_1/dt = FDKae^{Kat} \\ & - (k_1 + k_2 + k_6) A_1 \dots\dots\dots 1) \\ & DHPT_1 \leq t \leq DHPT_2 \text{のとき,} \\ & dA_1/dt = FDKae^{Kat} \\ & - (k_1 + k_2 + k_6 + k_{11}) A_1 \dots\dots\dots 1') \\ & dA_2/dt = k_1 A_1 - (k_3 + k_7) A_2 \dots\dots 2) \\ & DHPT_1 \leq t \leq DHPT_2 \text{のとき,} \\ & dA_2/dt = k_1 A_1 - (k_3 + k_7 + k_{11}) A_2 \\ & \dots\dots\dots 2') \\ & dA_3/dt = k_2 A_1 + k_3 A_2 \\ & - (k_4 + k_8) A_3 \dots\dots\dots 3) \\ & DHPT_1 \leq t \leq DHPT_2 \text{のとき,} \\ & dA_3/dt = k_2 A_1 + k_3 A_2 \\ & - (k_4 + k_8 + k_{11}) A_3 \dots\dots\dots 3') \\ & dA_4/dt = k_4 A_3 - (k_5 + k_9) A_4 \\ & \dots\dots\dots 4) \\ & DHPT_1 \leq t \leq DHPT_2 \text{のとき,} \\ & dA_4/dt = k_4 A_3 - (k_5 + k_9 + k_{11}) A_4 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} & \dots\dots\dots 4') \\ & dA_5/dt = k_5 A_4 - k_{10} A_5 \\ & \dots\dots\dots 5) \\ & DHPT_1 \leq t \leq DHPT_2 \text{のとき,} \\ & dA_5/dt = k_5 A_4 - (k_{10} + k_{11}) A_5 \\ & \dots\dots\dots 5') \\ & dA^e_1/dt = k_6 A_1 \dots\dots\dots 6) \\ & dA^e_2/dt = k_7 A_2 \dots\dots\dots 7) \\ & dA^e_3/dt = k_8 A_3 \dots\dots\dots 8) \\ & dA^e_4/dt = k_9 A_4 \dots\dots\dots 9) \\ & dA^e_5/dt = k_{10} A_5 \dots\dots\dots 10) \end{aligned}$$

これらの微分方程式を解析的方法により解くことは不可能であるので、Runge-Kutta-Gill法により数値的に解くこととした。

FD, Ka, k₁~k₁₀, Tlagの計13個のパラメータを推定するにあたり、山岡らの非線形最小二乗法プログラムMULTI2²⁾を一部修正して、パーソナルコンピュータで計算した。A^e₁~A^e₅の計49の実測値データに最もあてはまるようにパラメータ群を予想した。すなわち、適当な初期パラメータにて数値的に微分方程式を解き³⁾、各観測時刻における計算値を求め、実測値との差の自乗の総和(残差和)が最小となるようにパラメータを推定した。

結 果

内服時刻は来院の0.45時間前と推定され、妥当なものと考えられる。Cartapの吸収量FDは127mgで、内服量50gの0.25%に過ぎないが、嘔吐および胃洗浄の効果によるものと思われる。累計尿中排泄量の実測値と計算値の時間経過を示す(図2)。残差和は113.52 (mg²)であった。DHPを施行したときと、しなかったとしたときの各代謝産物の体内総量のシミュレーションを示す(図3)。DHPによる排泄量の総量の計算値は12.1mgで、吸収量の9.5%に過ぎない。すなわち、Cartapおよび

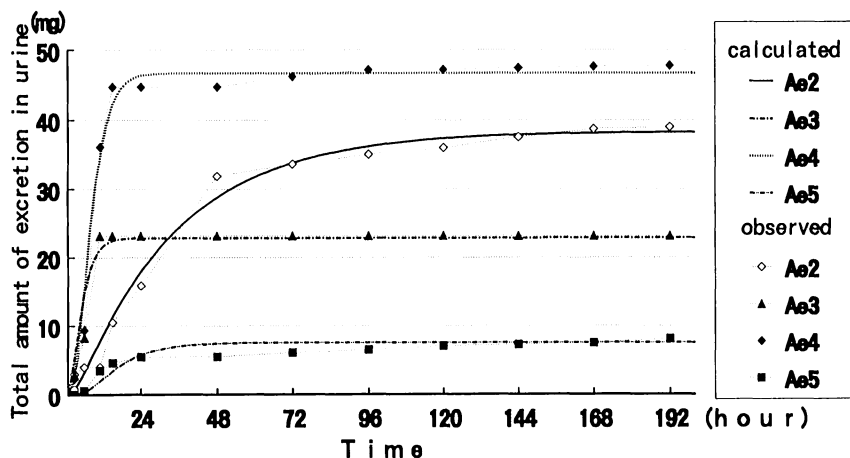


図 2

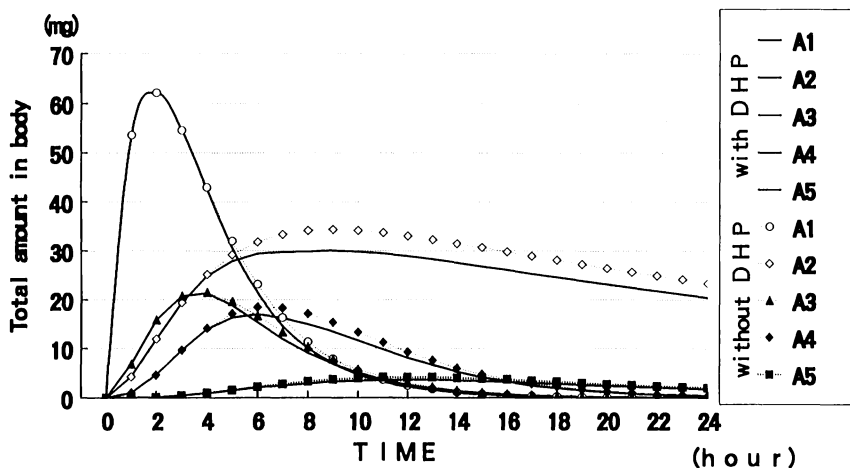


図 3

その代謝産物は血液浄化法を行わなくても24時間以内にその大部分が尿中に排泄され、DHPの効果はわずかである。次に、薬物体内動態におけるモーメント解析⁴⁾を行った。MRT (Mean Residence Time, 平均滞留時間)の計算および各代謝産物間の変換割合より作成した、代謝図を示す(図4)。これを見ると、Cartapの吸収は極めて速く、未変化体はほとんど尿中に排泄されない。約1/3がNTXに変換し、平均31.7時間存在し、尿

中に排泄される。残りの2/3は滞留時間の短いいくつかの代謝産物に変換し、尿中に排泄される。これらのことより、Cartap中毒の治療の要点は意識障害、痙攣、呼吸障害などに対する対症療法を行いつつ、胃洗浄、強制利尿により早期排泄を行うことで十分であり、血液浄化法は不要であると考えられた。

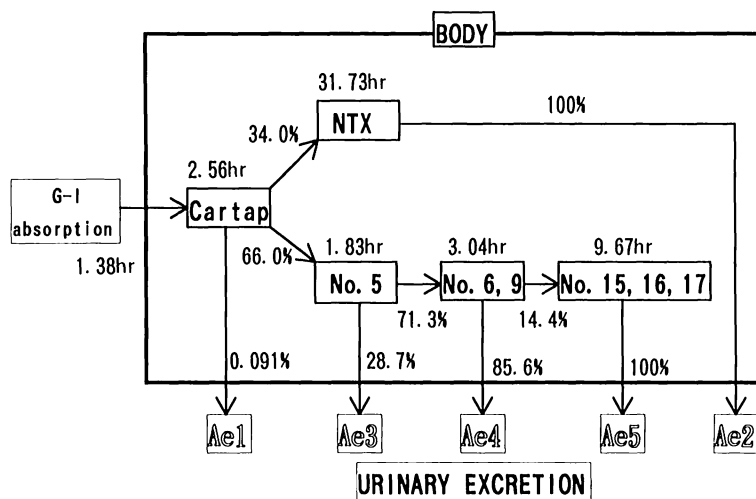


図4 Metabolic flow diagram of Cartap

結 語

1. Cartap中毒の重症例を経験したので、その臨床像を報告した。

2. 尿中代謝産物の定量により、代謝産物の動態を解析した。Cartapは速やかに吸収され、そのほとんどが24時間以内に尿中に排泄された。DHPの効果はほとんど見られなかった。

参考文献

- 1) 小山完二：特集 中毒—新しい治療指針 その他の殺虫・殺菌剤、救急医、1988；12：pp1457～1461
- 2) 山岡清，谷川原祐介：MULTI2 (BAYES)，堀了平監修，薬物血中濃度モニタリングのためのPopulation Pharmacokinetics入門，薬業時報社，東京，1988，pp103～131
- 3) 山岡清：連立微分方程式に基づく非線型最小二乗法。マイコンによる薬物体内動態解析法，南江堂，東京，1984，pp129～133
- 4) 山岡清：確率過程としての薬物体内動態とモーメント解析。マイコンによる薬物体内動態解析法，南江堂，東京，1984，pp145～184

ABSTRACT

Cartap Intoxication-Pharmacokinetical Analysis

Kazuya KIYOTA*, Masato HONMA*, Masaki SHIGETA*,
Yasufumi MIYAKE*, Tetsuya SAKAMOTO*
and Tohru ARUGA*

Cartap (brand name Padan) is one of agricultural chemicals which acts on the cholinergic neurons competing with the acetylcholine. We experienced a woman intoxication case. Direct Hemoperfusion (DHP) was done for 4 hours, which made her asymptomatic. We quantified some metabolites in urine. We estimated 13 metabolic parameters with the non-linear, least square method. The first absorption processes and one compartment model were assumed. The absorbed Cartap is only 0.25% (125mg) of the taking (50g). Each metabolite was almost excreted in urine within 24 hours. The excretion by DHP was only 9.5% (12.1mg) of the absorbed. The mean absorption time of Cartap is extremely fast in 1.38 hours according to the moment analyses. Non-changed body is hardly excreted in urine. About 1/3 converts into Nereistoxin, staying in the body during 31.7 hours on the average. The remainder (2/3) of Cartap is converted into some metabolites with shorter residence time.

Key words : Cartap, Padan, Intoxication, Pharmacokinetics, Non-linear least square method

*Department of Critical Care Medicine, Showa General Hospital, Tokyo 187

5. データベース

光磁気ディスクを用いて波形データを保存するシステム

大塚将秀* 磨田 裕* 大竹美佳*
岡崎 薫* 奥村福一郎*

はじめに

麻酔中やICU入室中の患者には、患者監視モニタが装着されている。モニタから出力されるデータは、データ保存の観点から分類すると、非観血的血圧や心拍出量のような非連続数値データ、心拍数や体温のような連続数値データ、心電図や観血的動脈圧のような波形データに分類される。これらをすべて保存できれば、瞬間的に起きた事象をモニタ上に後日再現できることになる。しかし、数値データは1データあたり2byteのデータ量なのに対し、波形データはサンプリング周波数を125Hz・分解能を8bitとすると1分あたり7500byteと非常に多くの情報量を持つ。そのため、デジタル保存を行う実用的なシステムは、記憶容量と処理速度の制約のために作られていなかった。

最近になって、大容量の外部記憶装置である光磁気ディスク（MOD）が利用できるようになったため、波形データをデジタル保存するシステムを手術室用に試作した。MODを用いて波形データを保存するシステムの報告は初めてと思われるので、ここに紹介する。

システム概要

今回のシステム開発にあたり、術中の波形データをデジタルで保存すること、操作性がよく誰でも簡単に操作できること、患者データの実用的な保存システムとして長期間使用できること、ランニングコストも含めて低コストであることを目標とした。

図1に、開発したシステムの概要を示す。患者監視モニタとしては横川ヒューレットパッカードのM1166A（通称メルリン）を使用した。メルリンには、SDN：Serial distribution networkと呼ばれるネットワーク端子が標準装備されている。データ収集ターミナルは、このSDNからデータを収集し、ハードディスク（HDD）、MODにデータを保存する。

データ収集ターミナルは、中央演算装置に16MHzで動作するi80386SXを持ち、外部記憶装置として40MbyteのHDDと600MbyteのMODを持っている。サンプリング周波数は125Hzで、分解能は8bit、データ圧縮は行っていない。

図2に使用法を示す。まず、データ保存を行う症例の患者監視モニタに、データ収集ターミナルを接続する。電源を投入してネットワークのリンクを行い、記録する波形を指定する。その後サン

*横浜市立大学医学部麻酔科学教室

プリングが開始され、データがHDDに自動的に保存される。手術終了後に、HDDの内容をMODに転送し、MODのディスクを保存する。

連続サンプリングデータ容量はHDD容量に依存する。本システムではデータ領域として28Mbyteを確保しており、28波形・時間（4波形なら7時間）記録することが可能である。HDDはリングバッファ形式にしてあるため、容量を越えるサンプリングを行うと古い部分に上書きされる。

データの永久保存には5inchのMODを用いた。フォーマット済み容量は両面で560Mbyteあり、その片面を10分割にして1データあたり28Mbyteの固定長ファイルとして使用している。

考 察

データをコンピュータシステムに保存する場合、メインフレームとよばれる大型コンピュータに端末を介してデータを集積する方法と、独立した小型コンピュータを使用する場合がある。前者は、データの集中がしやすく、高度な処理が迅速に行える利点がある。一方、本システムが採用した独立型は、全体として安価で、システムが小さいためハード・ソフトともメンテナンスがしやすく、ネットワークが不要になる利点がある。

ファイルの形式には、固定長と可変長がある。固定長は、記憶容量の有効利用や長時間データの連続保存ができない欠点があるが、本システムでは操作性の良さを重視して固定長を採用した。

データ圧縮を行うと、記憶容量の節約になる。しかし、忠実な波形再現と高速処理に難点があるため、今回はデータ圧縮を行わなかった。

外部記憶装置としては、HDD、MOD、磁気テープ（VTR、DATなど）がある。磁気テープは、ランダムアクセスができない点で操作性がかなり落ちる。HDDは、高速処理が可能で、大容量のものも利用できるようになっているが、多くの

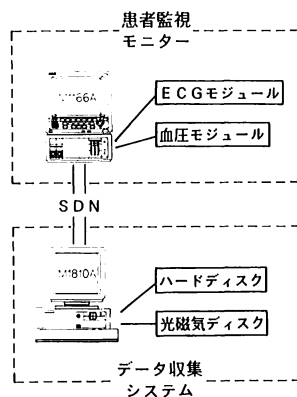


図1 波形データ収集システムの概要

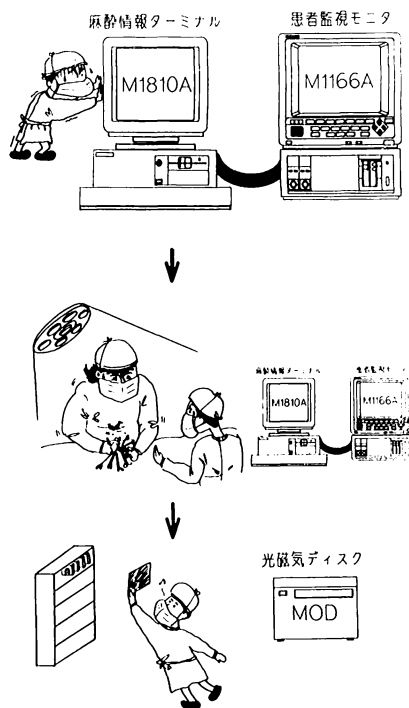


図2 データ収集の手順

データを蓄積していくためにはコストが非常に高くなってしまう。MODは、大容量のため長時間のデータ保存ができ、またディスクを交換することで次々にデータを蓄積していくことができる。しかし、波形データのリアルタイム記録には処理速度が遅すぎる。そこで、本システムでは

表 システムの長所・短所

長 所
波形データがデジタル保存できる 保存されたデータにランダムアクセスできる システム価格やランニングコストが安い 600万円/システム、1500円/患者
短 所
データ収集装置の接続や初期設定が煩雑で時間がかかる retrospectiveなデータ保存ができない 長時間データは分割して保存しなくてはならない

HDDにリアルタイムでデータ収集を行った後に、MODに転送する方式をとった。転送の手間が増えたことと、データの連続記録時間が制限されてしまう点で不満はあるが、波形データを低コストで長期保存するためには現在ではやむを得ないと考える。

また、このようなシステムは、本来ならフライトレコーダーのように24時間稼働させ、突発的な現象も記録保存できるようにすべきである¹⁾。しかし、手術室の部屋数分だけデータ収集システムの台数を揃えることがコスト的に不可能であったことと、サンプリングする波形が症例によって異なることが予想されるため、各手術の開始前に装置の接続を行い、記録する波形をその都度指定する方式とした。そのため、初期設定が煩雑になり、retrospectiveにデータ保存ができない問題点が生じた。

これは、データ収集システムとしてはかなり致命的な欠点である。各手術室の患者監視装置のす

べてにデータ収集システムを接続したままにしておいて、数時間分ではあるが常に最新の波形が記録されるように改善する必要があると思われる。

今後、HDDなみにアクセスタイムが速く、MODの100倍程度の記憶容量がある外部記憶装置が開発されれば、1枚の記憶媒体に1つの手術室のデータを連続して1年分保存できることになる。このようになって、初めて真に実用的な波形記録システムになると考えられる。

参考文献

- 1) 橋本悟, 田中義文, 佐和貞治, ほか: ICUにおける新しい集中監視システムの開発. ICUとCCU, 16: 797~804, 1992

ABSTRACT

Waveform Data Filing System for ana Intraoperative Patient with Magnet-optic Disk

Masahide OHTSUKA*, Yutaka USUDA*,
Mika OHTAKE*, Kaore OKAZAKI*
and Fukuichiro OKUMURA*

We developed a wave form data filing system with magnet-opticdisk. This system consists of 180386sx central processing unit with 16MHz system clock, 40Mbyte hard disk drive (HDD), and 600Mbyte magnet-optic disk drive (MOD). Sampling rate of waveform data is 125Hz, data resolution is 8bit, and no data compression is made. The sequence of data collection is as follows: First of all, this sampling system must be connected to a patient monitor (M1166A, Hewlett Packard) and the system must be initialized. Then the waveform data is stored in HDD automatically. After the sampling, the stored data is transferred from HDD to MOO manually and the diskette can be kept as a patient record.

An advantage of this system is random-accessible filing of patients waveform data. However, this system cant collect the data from a patient unless sampling parameters are instructed before commencing monitoring. A system with larger storing capacity than NOD system is necessary to make full time data sampling possible.

Key words : Patient Monitoring, Data filing, Waveform data,
Magnet-optic disk system

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

豊川市民病院における手術室システム

—手術予定表の作成・手術台帳管理など—

加藤 忠* 久世 明* 中村正夫*
辻村美枝子* 高橋睦治* 角岡秀彦*

はじめに

大学病院での手術室システムの開発についてはすでにいくつか本学会などで報告されている^{1)~4)}。しかし、このシステムの開発には施設により条件が異なるので、他のシステムをそのまま導入する訳にはいかず困難な面が多い。定床483の中規模自治体病院である本院でも総合医療情報システムを開発中であり、その一つとしての手術室システムを1991年7月より稼働させているのでその概要について報告する。

手術室システム

本院の総合医療情報システムによる手術室シス

テムの概要についてはすでに報告したが^{5) 6)}、ホストコンピュータには日本電気のACOS3400モデル10を使用し、ソフトは日本電気の援助のもとに開発された。手術室システムは以下の1)、2)、3)、4) 4つの部分より構成されており、2台の端末機(日本電気N5200)で運用している。なお、本院の手術室は6室で、その内1室はバイオクリンルームに、1室はほぼ外来手術に使用されているが、年間の手術件数は2000件前後である。

1) 手術予約と予定表の作成

手術の予約は以前より用いていた手書き伝票を手術部に提出させ、その伝票の中から図1に示した項目を手術部で入力する伝票集中入力方式であ

R IDLE	KBO	074		R02.01
PO100	03C	***	手術予定入力 ***	04.10.20 14:47:36
仮番号	患者番号	患者氏名	性別	年齢
	09003294	齋知 一郎	男	34
手術日	部署区分	入室時刻	診療科	主/副
920916	1	1000	11 外科	1 主
術名	術名	手術所要時間	略名称	病棟
胃全摘	胃全摘	0300	胃全摘	A 3
術者コード	麻/各管理	略名称	略名称	
11500	1 麻	胃全摘	胃全摘	
山岡 医師		略名称	略名称	
備考		略名称	略名称	

図1 予定表作成のための入力画面

患者番号を入力すると患者氏名、性別、年齢、診療科、主/副、病棟は医事情報より自動的に読み込まれる。仮番号は患者番号が不明な時使用する。略名称は予定表の術名出力が5文字に制限されるため、5文字をこえる術名の場合に適宜使用している。

る。翌週の手術予定は前週に提出させ、週間予定表を作成・印刷し、関係部署に配布している。

さらに、週間予定表に沿って手術の2日前に手術・麻酔に必要な機器・薬品や患者の問題点などを記入した手書きの手術申込票を提出させ、部屋および時間の調整がなされた後、手術予定表として印刷し手術前日に関係部署に配布している。

緊急手術の申込みに関しては、手術部に執刀開始時間等を確認後手術申込票を提出させる。

2) 手術台帳作成

本システムの中心をなすもので、手術終了後、術者により図2に示す項目が入力される。更に別画面で介助看護婦(士)により麻酔時間、手術時間、介助者名など若干の項目が入力される。図1に示すように、予定表の段階で手術台帳として必要な多くの情報はすでに入力済みとなっているので、台帳作成時は若干の変更・追加項目が入力されるのみである。しかし、予定表の段階では病名・術名はワープロで作成されているのみでコー

ド化されていないので、この段階で図3に示すように病名・術名マスタから最もふさわしいものが選択され、コード化された後登録される。

当院では後述の理由により病名・術名マスタが不完全なまま手術室システムの運用を開始せざるをえなかったため、コード化した後、かなりの部分をコンピュータ付属の日本語ワープロで訂正し、それを手術台帳に載せている。この日本語ワープロも市販のパソコン用ワープロソフトに比べて貧弱で多くの問題を有している。

したがって、現在過去1年の病名・術名コードマスタを見直し、病名・術名の再編成に取り組んでいるところである。この台帳の情報は大型コンピュータ(日本電気ACOS3400モデル10)では使用上制約があり、きめ細かな活用のためにMS-DOS形式に変換しパソコンでの利用も可能な状態になっている。なお、この手術台帳は日毎台帳と月毎科別台帳の2種類作成している。

R IDLE KBO		077		R02.01		SEQ.NO	
PO200 04F		*** 手術実施入力 ***					
患者番号	09003294	患者氏名	愛知 一郎	性別	男	年齢	34
診療科	11 外科	主/副	1 主	手術日	920916	病棟	A 3
手術開始時刻		終了時刻		麻酔開始時刻		終了時刻	
体位							
病名コード1	イガン	病名1					
術名コード1		術名1	胃全摘				
病名コード2		病名2					
術名コード2		術名2					
病名コード3		病名3					
術名コード3		術名3					
術者	11500						
麻酔医							
麻酔法	1	麻/各管理	1				
確認							
NO 名称							
01 胃癌							

図2 手術終了時の術者入力画面

大半は予定表作成の段階で入力済みとなる。予定表の段階の予定手術名が読み込まれているがコード化はなされていない。病名・術名コード検索語(図では病名コード1の欄のイガン)を入力すると最下段にN○と名称が展開される。ふさわしい2桁のN○を選択すると6桁のコードと病名・術名が図3に示すように画面にあらわれる。選択された病名・術名が学術的にふさわしくない場合は付属の日本語ワープロで訂正する。マスタの不備で思うようなコードが得られないこと、日本語ワープロ機能としての医学辞書が貧弱なことが問題となっている。

3) 統計

科別、病棟別の予定手術件数、緊急手術件数、麻酔別手術件数、年齢別手術件数、時間外延長手術件数などを報告する手術部月報は瞬時に作成されるようになった。そのほか多くの統計・集計が可能であるが、前述の病名・術名マスタの不完全さや大型コンピュータの利用上の制約によりあまり利用されていない。

4) 看護管理日誌

前述の日毎手術台帳と手術部婦長により入力される看護婦勤務状況より、看護管理日誌が作成され、看護婦（士）の業務割り当てに有効に利用されている。この看護管理日誌の詳細についてはすでに報告した⁶⁾。

5) 院内他システムとの連携

オーダーリングシステムを介した臨床検査システムとの連携は、患者の状態を正確にかつ速やかに手術部で知ることができ有用である。

システム運用の問題点

「なぜコンピュータに入力しなければならないのか」、「入力する利点はなにか」、「誰が入力するのか」など 5 W 1 H について、システム導入

以前にかなり論議したが、常に堂々巡りで十分な合意は得られなかった。設定されていた稼働開始日時が大幅に遅れた関係で、運用を開始すれば何とかなるだろうという楽観的見通しで病名・術名マスタが不十分なまま運用を開始してしまった。そのため、正確な台帳、集計のために多くの労力を必要としている。また、一部には入力に非協力的な医師も見られる。さらに、システムの運用時間が制限されており、延長手術や夜間・休日の緊急手術などの場合、日毎手術台帳や看護管理日誌の速やかな作成のために、手術台帳作成の術者入力部分を手術部職員や情報管理室職員が少なからず代行しており問題を残している。マスタ整備のため前述したように現在過去1年間の病名・術名を検討し、コードの再編成に取り組んでおり、診療報酬請求のための術式マスタと学術術名に整合性をもつように再整備を計っている。また、情報管理室職員や手術部職員の代行人力を軽減させるためコンピュータ端末を増やし、手術予定を直接端末から入力するように計画している。医師には医局会等の各種会合や1989年10月より毎月情報管理室より発行している「院内電算かわら版」等の印刷物で常に啓蒙を計っている。さらに、物品管

R IDLE KBO		077		R02.01	
PO200 04F		*** 手術実施入力 ***		SEQ.NO	
患者番号	09003294	患者氏名	愛知 一郎	性別	男
P S	部屋区分	手術開始時刻	終了時刻	診療科	11 外科
1	1	110010	110010	主/副	1 主
病名コード1	110010	病名コード2	110010	手術日	920916
術名コード1	110010	術名コード2		病棟	A 3
病名コード2		術名コード3			
病名コード3		術名コード3			
術者	11500 11501 11502				
麻酔医	35001			山岡 医師	佐々岡 医 渡辺 医師
麻酔法	1 全麻			加藤 忠	
備考		麻/各管理	1 麻		
					確認

図3 病名・術名等をコード化し、完成した術者入力画面

部屋区分、手術開始時刻、終了時刻、麻酔開始時刻、終了時刻、体位は介助者入力画面からも入力可能であり、術者入力画面から入力されることはほとんどない。

理などにも使用できるよう検討中である。

まとめ

当初手術部運営の効率化が大いに期待されたが、当院ではシステムはいまだ開発途上で、その機能も十分でなく入力に手術部での伝票入力为主体で、入力に時間がかかるなどの不満があり、手術部運営の効率化、業務の軽減にはなお不十分な面がある。

参考文献

- 1) 戸野保, 荒木和那, 十時忠秀, ほか: 発生源入力による手術予約と手術情報システム. 麻酔・集中治療とテクノロジー 1989, 克誠堂 68~73, 1989
- 2) 加藤清司, 木谷泰治: 手術部システムの開発. 麻酔・集中治療とテクノロジー 1990, 克誠堂 94~96, 1990
- 3) 内川峰美, 石田博美, 光井光代, ほか: 自治体病院手術部管理における電算システム導入の経験. 手術部医学 12; 275~277, 1991
- 4) 中丸勝人, 奥野政一, 高道昭一, ほか: 富山医科薬科大学付属病院総合情報システム—手術部運用コンピュータシステムの概略—. 手術部医学 13; 189~192, 1992
- 5) 久世明, 加藤忠, 辻村美枝子, ほか: 豊川市民病院における手術室システムの開発. 医器学 62; 432~436, 1992
- 6) 辻村美枝子, 白山幸子, 久世明, ほか: 豊川市民病院における手術室システムとくに手術室看護管理日誌の運用経験. 手術部医学 (印刷中)

ABSTRACT

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

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

A computerized system of surgical information support has been employed as part of the total hospital information network at Toyokawa City Hospital, a medium-sized community hospital, since July, 1991. It was anticipated that the computerized system would save managerial time and labors compared with the pre-existing conventional system. The system encompasses four sub-systems consisting of an operating room control, a register of operations, statistics regarding operations, and a staff duty schedule. With this system, information is easily accessed, resulting in more effective use of operating rooms and reduction of overtime of the nursing staff. However, since the coding masters for names of diseases and operative procedures are underdeveloped, the daily data input operations require a great deal of labor. Thus, this system has not yet contributed to the anticipated decrease in labor. We are currently developing a new coding masters to simplify the daily data input operations.

Key words: Medium-sized community hospital, Computerization, Surgical information

*Surgical Center and Division of Medical Information,
Toyokawa City Hospital, Toyokawa 442

愛知医科大学ICUにおける患者管理システムの有用性と問題点

堀場 清* 山本康裕* 坂中清彦***
高木美保子** 野口 宏** 佐美好昭*

はじめに

愛知医科大学では1979年7月、救命外来開設時全国に先駆けコンピュータによる患者管理システム¹⁾ (PDMS, Patient Data Management System)を導入し、効率的な患者管理を行ってきた。その際、各ベッドの患者情報(心電図、血圧、脈拍、体温等)はオンラインで常時自動記録されたが、血行動態データ、検査データなどはオフライン入力であった。当時、記録の長期保存は磁気テープが主流であり、コスト、保管場所の問題からハードコピーで行っていた。

近年コンピュータの発達は著しく、UNIX、XENIX使用によりマルチジョブの処理が可能となった¹⁾。それに伴いICUの患者管理システムも全面的な改訂が行われ、血圧、脈拍等だけでなく血行動態データ、検査データ等の入力もオンライン化された。また、日本語処理、マルチトレンド、患者データの検索、カルテの光磁気への保存等、患者管理システムとしての性能が格段に向上したが、なにぶんにも大幅な改訂であり医療従事者とシステムエンジニアとのギャップがかなりあった。今回、愛知医科大学で構築したICU患者管理システムの利点、欠点、構築上の問題、運営上の問題等を紹介する。

方 法

1) ハードシステムの構成

図1にわれわれの施設のシステムの構成を示す。ホストコンピュータはHP9000/375C+でコンピュータルームに設置されている。エンジニアリングワークステーション(WS)は2機あり、ひとつはICUの真ん中のナースステーションにもうひとつは、ICUカンファレンスルームにある。ベッドサイドにはローカルネットワーク(LAN)で接続された端末(VECTRA-AX)が2床に対し1つ用意され、同様の端末が、ナースステーション、緊急臨床検査部、手術室に各1台ずつ設置されている。おのおののWSにはプリンタが接続され、日常のI/Oバランス(Intake Output)、トレンドグラフ、心機能評価のハードコピーに利用されている。ハードディスクは660メガバイトあり患者のデータだけでなく患者原簿のデータベースにも使用されている。停電時のバックアップのための予備電源はもちろんのこと、ファイル保護のために予備のハードディスクは2台用意され2重の安全性が講じられている。

モニタとUNIXとの接続はHP社のSDN(serial distribution network)と呼ばれる高速デジタルネットワークを使用し直接デジタルデータを送受信する。

2) ソフトウェア

図2画面の右側に患者管理に必要なすべての項目がメニュー形式で表示されている。そのバック

*愛知医科大学麻酔・救急医学教室

**愛知医科大学救命センター

***愛知医科大学ME室

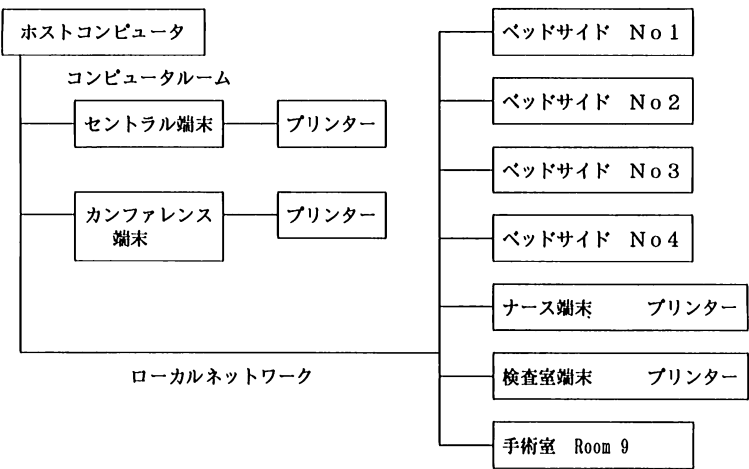


図1 システムブロック図

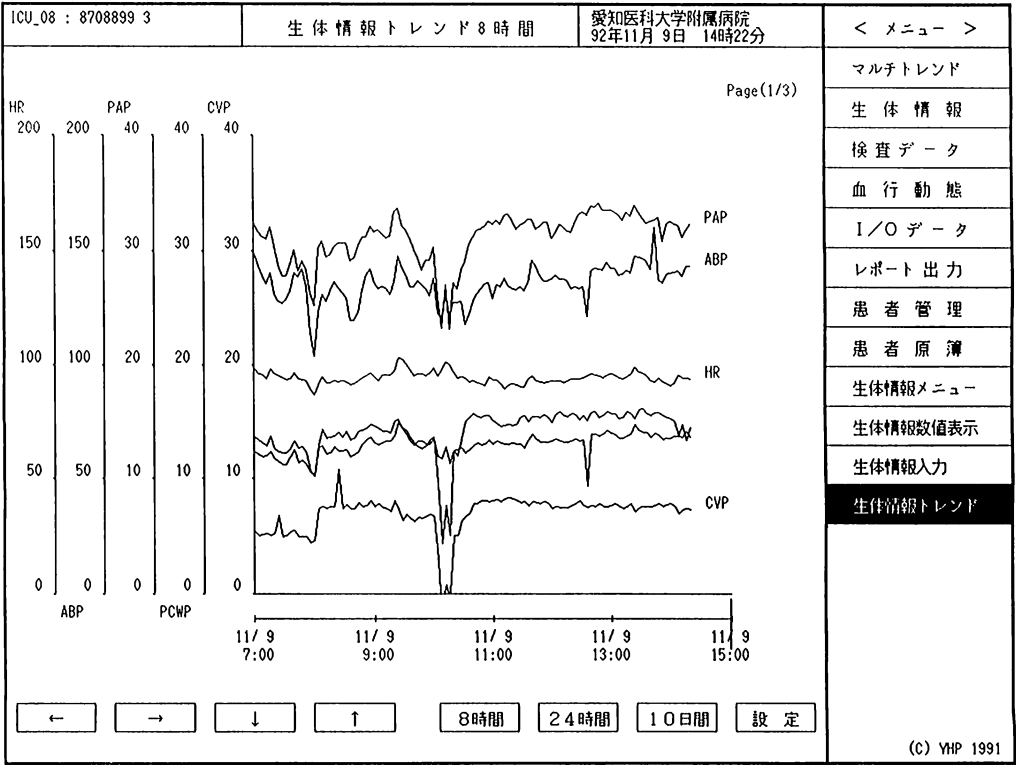


図2 トрендグラフ

グラウンドですべてのベッドからの生体情報を6回 の仕事の内容を以下に示す。
／秒サンプリングする。それぞれのメニューとそ 1) マルチトレンド

ICU_08 : 8708899 3		患 者 登 録		愛知医科大学附属病院 92年11月 9日 14時24分		< メニュー >	
1 入室日時 平成 4年11月 6日21時50分 2 患者ID 8708899 3 3 患者氏名 堀江 徹 4 生年月日 大正 7(1918)年 3月 5日 (74才) M:明治 I:大正 S:昭和 H:平成 5 性 別 男 1:男 2:女 6 身長 (cm) B. S. A 7 体重 60.0 (kg) 8 血液型(ABO) B 1:A 2:B 3:O 4:AB 9 血液型(Rh) + 1:+ 2:- 10 担当科 1:1外 2:2外 3:脳外 4:形成 5:整形 6:耳鼻 7:産婦 8:泌尿 9:口腔 10:眼 11:1内 12:2内 13:3内 14:4内 15:小児 16:放射 17:精神 18:麻酔 19:皮膚 99:その他 11 通番 12 年番						マルチトレンド	
						生 体 情 報	
						検 査 デ ー タ	
						血 行 動 態	
						I/O デ ー タ	
						レポート出力	
						患 者 管 理	
						患 者 原 簿	
						患者管理メニュー	
						患 者 一 覧	
						患 者 登 録	
						患 者 移 動	
モ ニ タ 切 換							
患 者 退 室							
登録						(C) YHP 1991	

図3 患者登録画面

2) 生体情報メニュー

3) 検査データメニュー

4) 血行動態メニュー

5) I/Oデータメニュー

6) レポート出力メニュー

7) 患者管理メニュー

8) 患者原簿メニュー

メニューの選択はアイコンをトラックボールでマウスカーソルを操作しダブルクリックすることにより選択される。さらに各項目ごとにサブメニューが設定されており、より詳細な仕事が行える。図2左側の画面はモニタより得られたデータをもとにグラフ化したものである。血圧、脈拍、肺動脈、中心静脈のトレンドを示す。時間軸を変更することにより8時間、24時間、10日間のトレンドが可能である。通常24時間のトレンドグラフ

をハードコピーしたものを温度版として使用している。

患者管理メニューで患者登録を選べると図3の画面となる。患者入室時、ベッドサイドの端末から患者の初期データを入力すると（すべての項目を入力する必要はなく、緊急の場合は名前だけでよい）、生体情報のサンプリングが開始される。

検査データは、検査室よりLANをとおり検査データが一括して送られてくる。オンラインで入力されないデータは、検査室の端末で入力されるが一部はICUの医療補助員により入力の実行されICUの医師が直接キーボードを触れることはない。

ベッドサイドで利用する端末はWSの機能の一部が移植されておりサブメニューで構成されている。ベッドサイド端末はおもにナースが時間ごと

患者原簿 検索指示		愛知医科大学附属病院 92年11月 9日 14時28分		< メニュー >
				マルチトレンド
				生 体 情 報
				検 査 デ ー タ
				血 行 動 態
				I/O デ ー タ
				レポ-ト 出 力
				患 者 管 理
				患 者 原 簿
				患者原簿メニュー
				検索患者一覧
				検 索 指 示
				検索条件一覧
				データロード
				新規登録
				中止指示
条件一覧 指定取消 全取消 検索開始				(C) YHP 1991

図4 検索条件設定画面

のI/Oデータの入力に使用するが、すべてのICU入室患者のデータ、トレンドグラフなど全経過を見ることができ学生の講義にも使用されている。すべてのデータは基本的に数値データの表示、グラフ表示、ハードコピーができ患者の状態の変化を視覚的にとらえることができた。図4は患者退室時に作られたデータベースから患者検索するための条件一覧である。条件を設定すると検索が開始され、過去の症例の治療経験を参照したり、研究用の目的に利用されている。

考 察

現在まで集中治療室のコンピュータ化は十分に達成されたとはいえず²⁾、従来のPDMSを全面的に改訂するのに不安があった。今回のシステムはデータの測定、記録、表示、保存等を一括して行

うため、コンピュータの処理速度、プログラムの質の問題など未経験な部分が多かった。システムは、モニタ、検査データ、血行動態のデータの取り込みからI/Oデータの入力、過去の症例の参照、研究目的まで含んだ総合的なシステム(YHP PDMS)である。当初はカルテの記載、X線写真等も画像データとして処理する予定であったがイメージデータの処理に時間がかかる事から今回は断念した。

従来のPDMSから改良された点

- 1) データのサンプリング回数の増加
- 2) すべての表示波形と最大32床のデータ入力可能
- 3) 日本語対応になった
- 5) 検査データの入力オンライン化された
- 6) I/Oの計算が簡単になった

7) レポート出力形式が豊富になり、コピーがそのままカルテに貼付できる

8) 患者原簿より過去の症例を参照できる
今後の問題点

1) 画面の切り替え速度が少し遅い

2) 決まった項目以外入力できない

3) 日本語辞書が貧弱、医学用語が少ない

4) レポート印刷が遅い

5) 検索機能が貧弱、利用できるデータに制限がある

6) 保守点検に時間がかかる、ときどき壊れる

7) バージョンアップの回数が少ない、メーカーの対応が遅い

8) 光ディスクからの呼び込みがめんどろ

9) 処理量が多くシステムに余裕がない。

以上愛知医科大学で導入されたYHP-PDMSの概要、改善された点、今後の問題点について紹介した。ICUでコンピュータを利用し、患者の診断の手助けや患者の経過の自動解析、患者データの統計処理などさまざまなに応用しようとすれば、従来のようにパーソナルコンピュータではもはや対応できず、マルチジョブが可能なUNIXとイーサネットワークの組み合わせが必要である。

おわりに

UNIXとSDNネットワークを使用したYHP-PDMSは現時点としてはICUで受け入れられるシステムである。機能的にも従来のPDMSから改善が測られ、すべてのWSでICU患者の全経過を観測できる。このことは逆にシステム、プログラムの開発に相当の負担がかかり使用上煩雑な面も多数あった。システムの使いやすさは、マンマシンインターフェースによるところが大であり、多くのICUで受け入れられるシステムとなるには、ユーザーの意見を受け入れ、度重なる変更が重要で、システムオペレーターのきめ細やかな対応が

必要である。また本システムにより集積されたデータを有効に使用し医療に生かすためには、コンピュータ技術者がICUに常駐する必要があると思う。

参考文献

- 1) 田中義文, 橋本悟, 智原栄一, ほか: UNIX&Xウィンドウを用いた中央手術部患者集中監視装置に付いて, 麻酔41: 145-51, 1992
- 2) Mrochen H, Hieronymi U, Meyer M, et al: Physiological profiles and therapeutic goals-graphical aids support quick orientation in intensive care. Int J Clin Monit Comput 8(3): 207-12, 1991

ABSTRACT

The Usefulness of Patient Data Management Systems in Intensive Care Unit, in Aichi Medical University

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

We have used YHP-PDMS for one and half year. This system, was connecting ICU bedside monitors, a laboratory room and a operating room with Star lan, has a powerful processor such as the Motorola 68030 then we could monitor 10 rooms in intensive care unit and one room in the operating room. Using UNIX system with multi-task and multi-window, the system could obtain the bedside waveform and the laboratory data automatically, display and store the collected data. It could easily show us all of the information and graphic display of data. As a result, the system is useful for management for clinical patient care and help for diagnosis. A YHP-PDMS is useful for monitoring in intensive care and available for research purpose.

Key words: Patient data management System, Unix, Monitor, Data base

Department of Anesthesiology and Acute Medicine, Acute Medical Center** and Department of Clinical Engineering***, Aichi Medical University, Aichi 480-11

市販画像データベースを用いた集中治療部患者監視装置管理 データベース構築の試み

小川雅巳* 佐和貞治* 井本眞帆* 田中義文*

はじめに

最近の患者監視装置の患者に装着する部分は院内感染の防止のためにディスポーザブルなものが多く、またその形状も患者の年齢・体格や装着する部位に合わせて多岐にわたってきている。このこと自体は合目的ではあるが、このためにわれわれの管理すべき消耗品の数と種類は非常に増加することになる。

一方、われわれの施設では研究施設であるという性質上種々の機種を使用する機会が多い。このため消耗品類の管理が非常に煩雑になってきている。とくに管理者が交替するとどれがどの消耗品

であるのか判らなくなることもある。そこで今回われわれはマルチメディアパソコンと電子スチルカメラを用いた画像データベースを利用して消耗品等の管理を試みた。

システム概要

コンピュータには、富士通製マルチメディアパーソナルコンピュータFM-TOWNS II UXを用いた。周辺機器として170MBハードディスク、ビデオ信号をコンピュータに入力・出力するためのビデオカード（富士通社製、FMT-412A）を接続している。データベースプログラムには富士通OA株式会社製の「画DB」を用い

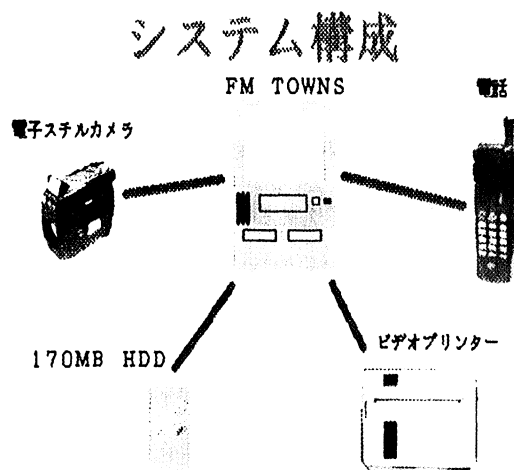


図1 システム構成図

た。画像入力装置として今回は京セラ社製電子スチルカメラ「サムライフロッピーV70」を用いた。「画DB」の標準画像出力装置はコンピュータ用各種プリンタであるが、今回は三菱電機株式会社製モノクロビデオプリンタ「AP-9000」を用いた(図1)。

F M-T O W N Sは18の画面モードを持ち、表示画面が320×480の場合同時に表示できる色数は32768色と原画のイメージを損なうことはない。また、オプションのビデオカードを装備すると簡単にコンピュータに画像を取り込むことができる。

画像入力装置としては、V H Sなどのビデオカメラも利用可能であるが、静止画にした場合の解像度が低く、撮影時に電源を確保する必要がある。また、暗い場所では光源を別に用意しなければならない。それにくらべて電子スチルカメラは本体内のリチウム電池でストロボを発光させるので、本体以外に特別に用意するものはない。

「画DB」で利用可能なデータ数はハードディスクの容量に依存するが、100MBのハードディスクに約1000枚の画像を保存することができ、現在のハードディスクの価格から考えて100MBあれば実使用上問題はないと考えられる。

使用法

「画DB」を立ち上げ画像検索モードに入ることとで、管理しているモニタ機器の写真を一覧することができる(図2)。ここから画像をクリックすることで、各機器の消耗品の写真と取り扱い代理店等を記載したデータベース画面に移動することができる。

図3は現在われわれの施設で主に使用しているサチュレーションとエンドタイダルC O₂モニタであるネルコアN-1000の消耗品一覧画面である。ネルコアの消耗品はわれわれが使用している

だけで13種類ある。これだけ多数の消耗品があるところのように写真で一覧できることは管理面において有効であると考えられる。文字データ領域では、おのおのの消耗品の名前を確認することもできる。

代理店やメーカーの電話番号を登録し、モデムを介して電話回線にコンピュータを接続しておけば、画面上の電話コマンドをクリックするだけで自動的に相手先へ電話を掛けることも可能である。

「画DB」を起動する前にフリーウェアのビデオ出力ソフトを常駐しておけば、ビデオカードからビデオプリンタに画像を転送して出力することもできる。これにより画像ならびに文字データをドキュメント化し、ファイルにしておくこともできる。

考 察

このようにマルチメディアパソコンと家電製品である電子スチルカメラを組み合わせることで、比較的安価に画像データベースを構築することが可能であった。視覚的に消耗品を把握することにより、管理者が交替する場合でも申し送りのミスによって生じるさまざまな問題を回避することが期待できる。

今回は実現できなかったが、マルチメディアパソコンと電子スチルカメラを用いた本システムによって消耗品等の在庫管理を行えば、発注のミスや在庫の不足を生じる危険はかなり回避できると考えている。また、使用したビデオカードは富士通の純正品であるので、F M-T O W N S用のB A S I CやC言語が対応している。これを用いてプログラムを作製すれば、手術室において使用される手術用具の教育ソフトを作ることもそれほど困難ではないだろう。個人レベルの開発は困難だが、ファクトリーオートメーションのロボットを

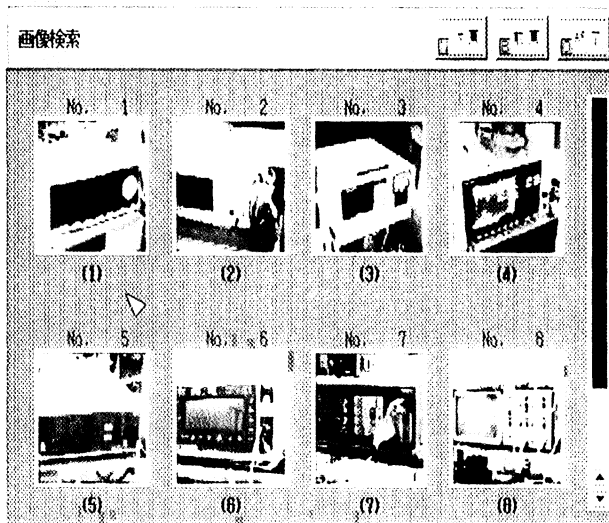


図2 機種の一覧

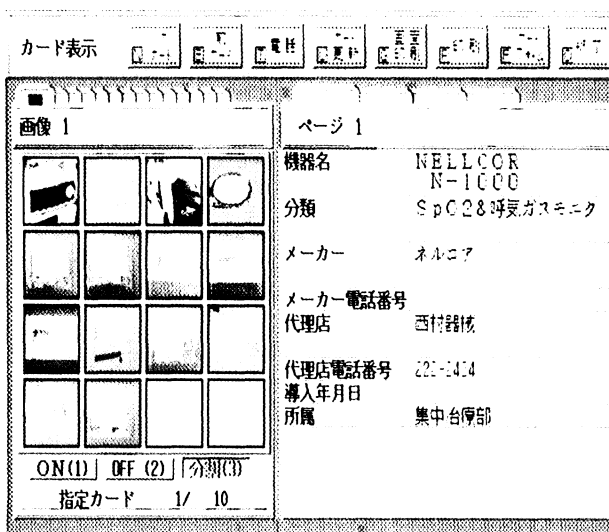


図3 分割表示画面

組み合わせれば器具の画像をクリックすることにより、自動的に手術器械を組み合わせることができる。現在の技術で可能であろう。

まとめ

マルチメディアパソコンと電子スチルカメラを用いて患者監視装置の管理データベースの構築を試みた。煩雑な消耗品の管理が視覚的に行うこと

ができ、有用であった。

ABSTRACT

A Visual Data Base for Patient Monitoring Systems
in Multi Media Personal computer

Masami OGAWA*, Teiji SAWA*, Maho IMOTO*
and Yoshifumi TANAKA*

There are many disposable sensors in recent patient monitoring systems. So it becomes very complex to manage them.

We attempted to manage these articles of consumptions with a multi media personal computer visually. It was easy to input image data by using electronic still camera. Moreover, the visually comprehensive data base helps smooth alternation of the manager.

In the future, this system will make it easy to con-

struct the education program of the surgical instruments in the operation room.

Key words : Multimedia, Data base, Management, Personal computer

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

麻酔台帳作成のためのデータ入力法の検討

杵淵嘉夫* 加山裕高* 滝口 守*
山崎陽之介* 山本道雄*

はじめに

計算機へのデータの入力方法は、扱うデータの性質によって異なるが、特別な入力手段を持たないときはキーボードが唯一の手段となる。入力形式が自由に変更できる、入力の間違いが少ない、修正が容易である、入力したデータをどんなデータベースソフトウェアからも利用できる等に留意したキーボード用入力プログラムを作成し、麻酔台帳の入力にに応用した。

キー入力におけるマン・マシンインターフェイス

キーボードからデータを打ち込むときに必要であろうと思われる機能をまとめると次のとおりである。

(1) CRT画面上のどこからでも入力することができる(フルスクリーンエディット)。

(2) 誤操作に適切に対応する。適当なヘルプ表示やガイダンスを備えている。

(3) 入力するデータの型に対応したチェックを行う。

(4) ファンクションキーやコントロールキーを用いた複数の操作法を用意する。

(5) 参照データから引用して入力することができる。

(6) 長い文章データを入力することができる。

市販のデータベースの多くはこれらの機能を有

してはいるが、実際に使用してみるといくつかの項目に細かな不満を感じることが多い。麻酔台帳を入力する場合には、診断名や術式名のリストを参照しながら選択入力する(5)の機能が不可欠である。入力の誤りを防止するとともに、用語の統一を図る目的もある。

入力項目と入力方法

表形式の入力方法とし、1つのレコードの入力項目は手術日、患者名、ID、生年月日(年齢)、診療科、診断名、術式、術者、前投薬、麻酔法、麻酔医、手術時間、麻酔時間等15項目とする。リマーク欄を設置して自由な文章入力欄とした。図1が表形式の入力画面である。ファンクションキーを操作すると、レコード全体が前後や指定したレコード、あるいは追加モードに入れ替わる。入力項目に応じた属性(日付、時間、全角/半角、文字数)を定義し、誤入力を防止してある。診療科、診断名、術式、術者、前投薬、麻酔法は複数入力ができる。診療科、診断名、術式、前投薬、麻酔法は参照データから引用して入力することができる。たとえば、診療科の入力コラムが選択されると、ウィンドウが開いて診療科のファイルを表示する。ウィンドウ内の1つの診療科を選択すると、次に診断名のコラムで、選択した診療科に対応する診断名が、術式名のコラムでは対応する術式名がそれぞれウィンドウに表示される。前投薬、麻酔法のウィンドウへの表示についても同様である。表上では入力項目の順序は問

*東海大学医学部麻酔科

病歴番号	7	手術日	1984	4月16日
患者名	田中 一郎			
生年月日	平成	4月16日	16	
診療科				
診断名				
術式				
術者				
前投薬				
麻酔法				
麻酔薬				
手術時間	0:0	麻酔時間	0:0	
リマーク				

検索 前参照 追加 書き込み 削除 終了 年変更

図1

わないが、診療科が入力されないと診断名、術式の参照データを利用できない。なお、プログラムはC言語を使用した。

入力したデータの利用方法と麻酔台帳としての運用

入力したデータは表の項目順に1つのレコードとしてシーケンシャルファイルに保存される。レコードの追加、削除、データの修正は本プログラム上で入力要領に準じて行える。またレコードの保存形式をシーケンシャルファイル形式としたので、このままでも市販されている多くのエディタ、ワープロ、データベース等のソフトウェアから利用することができる。ほとんどのデータベースはデータ形式を明示するか、テキストファイルから自己ファイルへの変換ユーティリティを持っている。保存したシーケンシャルファイルを、適当な形式に変換するコンバートプログラムを通すことによってデータベース上で利用できる。本プログラムでは、シーケンシャルファイルの外に、

テキストファイルの標準形式（"項目1"，"項目2"，）と知子の情報（テグレット技術開発）の形式（#S，#Tタイトル，#Kインデックス1，#Kインデックス2，，本文，#E）に変換するプログラムを用意した。ほとんどの市販データベースは標準形式のファイルを直接読むことができる。また、知子の情報は文章型データベースである。参考資料を差込みながら本の頁を繰るようなデータベースを作り上げることができる。

麻酔台帳としての形式は読み込ませた各データベースによって作成する。検索や分類方法およびそれらの速度も各データベースの機能に依存する。麻酔台帳をデータベースとして有効に利用する上で最も重要な用語の統一に関しては、診療科、診断名、術式、前投薬、麻酔法について参照入力を原則とした。図2は外科1を選択後、診断名の1部分がウィンドウに表示され、カーソルによって選択しているところである。図2で診断名の選択が終ると、次の術式名が表示される。また、図3はウィンドウに表示された参照入力用の

-B: *DF1985_1.TTM No.92/100

手術日 : 19850916^t
 患者名 : 長○茂○^t
 ID : 367444-9^t
 生年月日 : 19400707^t
 診療科 : gynec^t
 診断名 : uterine myoma^t
 術式 : abdominal hysterectomy^t
 術者 : 堀畑、中内^t
 前投薬 : pentobarb, pethidine, atropine^t
 麻酔法 : GOE^t
 麻酔医 : 桑原、横田^t
 麻酔時間 : 2:02^t
 手術時間 : 1:45^t
 リマーク : none^t

-[1 :1] 189kB-<知子の情報> 11:30 - NF HOK[挿入]-

図 4

せた台帳の1例である。検索の際のインデックス情報、台帳の一覧表示等も可能であるがこの画面では表示されていない。

メインプログラムの大きさは93kB、画面上のポインター（カーソル）の制御のための定義ファイルの大きさが72kB、入力参照入力用のデータファイル容量は100kB以下である。他に日本語のFEPが必要である。

考 察

麻酔台帳のデータベース化は個人用も含めて着実に実用化が進んでいると思う^{1~5)}。個人用ではデータベース用に使いやすいソフトウェアが入手しやすくなったことや各施設単位のコンピュータ化が進展していること等が背景にある。しかし、データの输入の誤りや煩わしさ、用語の統一に関する問題は必ずしも解決されたわけではない。本稿では特別なソフトウェアを必要としない、それ自体が実行型である、どんなデータベースへも組み込める入力専用のプログラムの開発を意図し

た。本プログラムは（1）入力形式の変更が容易である、入力のためのポインター（カーソル）の制御は定義ファイルに記述する、（2）文章データを扱うことができる、（3）参照入力ができる、データの標準化ができる、（4）標準形式（" ", " "）や知子形式（# S, # K, # E）に加工し直すことができる等の特徴とする。しかし、日本語の入力のためのFEPを除き、メインプログラムと定義ファイルおよび参照入力ファイルを合わせて265kB以上の容量が必要となった。汎用の入力専用プログラムとして考えると、やや容量が大き過ぎるともいえる。C言語にありがちな冗長度の大きなプログラムになってしまった点については今後の検討を要する。これまでデータベースに付属するマクロ様のコマンドや³⁾ ハイパーカードのソフトウェアを利用した入力方法⁵⁾を検討してきた。これらのプログラムはハードウェアへの依存とサイズの大きなシステムプログラムの常駐を前提とするので、汎用性はなかった。この意味では本プログラムの意義は十分にあ

ると思う。

参考文献

- 1) 内田整, 大住寿俊, 奥村福一郎: 入力方式を工夫した麻酔台帳用データベース. 臨床麻酔 10: 1106~1108, 1986
- 2) 鈴木尚志, 安本和正, 細山田明義: 新しい麻酔記録自動作成装置K-PMSの使用経験. 麻酔・集中治療とコンピュータ88/89 克誠堂, 1988, 138~144
- 3) 杵淵嘉夫: 伝送回線を利用した麻酔記録の計算機による管理. 科研成果報告書(60570731), 1988
- 4) 金子ゆき子, 鈴木利保, 杵淵嘉夫, 田島英雄, 山崎陽之介: 麻酔記録のデータベース. 麻酔・集中治療とテクノロジー90, 克誠堂, 78~83, 1990
- 5) 加山裕高, 杵淵嘉夫, 滝口守, 山崎陽之介, 山本道雄: ハイパーカードをフロントエンドとする麻酔記録の入力方法. 麻酔・集中治療テクノロジー92, 克誠堂, 132~136, 1992

ABSTRACT

Data Entry Program for Anesthesia Record

Yoshio KINEFUCHI*, Hirotaka KAYAMA*,
Mamoru TAKIGUCHI*, Yonosuke YAMASAKI*
and Michio YAMAMOTO*

We developed a stand-alone program for exclusive use for data-entry in such a way that the data thus entered may be incorporated later into any data-base system (program) for further handling. The main functions of this program are as follows;

(1) entry format can be modified with ease because the control of the cursor pointer is written in the definition-file which is in the text file format and can be handled by any editor program,

(2) document-type entry can be dealt with,

(3) the items for diagnosis, operative procedures, premedications and anesthetic techniques can be selected from the list read from the item-files displayed automatically in the window and this technique enables the operator to simply enter the standard-form item,

(4) these items selected are stored and can be reformed in the K3 format and can be easily put into any data-base system, such as dBASE III/IV and Lotus 123 etc. In final analysis, the size of this program including the definition-file and item-files came to an excess of 265 kilobites, conceivably a little too large for a general purpose front-end processor.

Key words : Anesthesia record, Data entry, Data base.

*Department of Anesthesia., School of Medicine, Tokai University, Isehara 259-11

文献データ有効活用のためのReference Transform Manager (Macintosh) の試作

讃岐美智義* 中尾正和* 佐藤暢芳*
西岡憲吾* 河本昌志* 弓削孟文*

はじめに

医学文献数の急速な増加に伴い、個人で管理する文献の量も膨大になってきた。一方、パーソナルコンピュータや周辺機器の普及、性能向上により大量の文献カードを整理することが比較的容易に行えるようになった。パーソナルコンピュータ上の文献カードは従来の手書きのカードとは異なり、文献データベースとしての利用が期待できる。さらに進んだ利用法としてワープロで作成した論文や資料にこのデータベースの情報をとり込むことが考えられる。しかし、これらの元データを各種のデータベースソフトで活用するにはすべての文献リストを目的のデータベースソフトで利用できる形式に整形¹⁾しなければならず手作業では時間を要する。この作業を自動化するために文献データ変換ソフトReference Transform Managerを試作した。

Macintosh上の文献管理データベースソフトとして、EndNote Plus (Niles & Associates社) [文献データベース; 各種の医学雑誌の参考文献の形式でテキスト出力できるソフトウェア], HyperCard (Apple社) [カード型データベースを作成できるSystemに標準添付のソフトウェア; HyperTalk (プログラミング言語) 内臓], ファイルメーカーPro (Clariss社) [カード型データベースソフトウェア; 検索が強力かつ高速] など

がある。これらのデータベースファイルに入力する方法としてキーボード入力、MEDLINEやJOIS等のオンライン/オフラインのデータベース出力の利用、文字認識ソフト (OCR)²⁾を用いて印字されたデータを電子化する方法が考えられる。

そのなかで、今回、対象としたデータファイルは、(1) MEDLINE, PaperChase³⁾やJOIS等のオンライン/オフライン (CD-ROM) のデータベース出力 [MS-DOSテキストデータ], (2) 過去にキーボードより入力された麻酔学領域の文献データ (①タッチちゃんを探せ⁴⁾: 新田氏 [PC-9801用桐V3データ], ②文献ノート^{5, 6)} [麻酔メモ内のスタックの1つ: Macintosh用HyperCardデータ])。 (3) LITERA Forane Base ([PC-9801用専用データベースデータ] ダイナボット社提供) (1993年よりAnesthesiaBaseと改称予定) である。

データ変換の実際

MS-DOSテキストデータは、そのままMacintoshへ転送した。PC-9801シリーズソフトのデータは98上でMS-DOSのテキストファイルに変換した後、Macintoshへ転送した。以上のMacintoshのファイルへの転送はMS-DOSの720Kフォーマットフロッピーディスクを介してAppleFileExchangeないしDosMounter (Dayna communications Inc.) を使用して行った。文献ノートのHyperCardデータはHyperTalkを使用してタブ区切りテ

*広島大学医学部麻酔・蘇生学教室

表 ファイル読み書き互換表

	ファイルメーカーPro®	EndNote Plus®	HyperCard®
テキスト	◎	×	◎*
CSV	◎	×	◎*
BASIC	◎	×	△
Merge	◎	×	△
Pro-Cite	×	◎	△
Refer	×	◎	△
MEDLINE	×	○**	△
各種参考文献	×	●	△
プログラミング言語	なし	なし	あり

◎：読み書き可能

○：読み込み可能

●：書き出し可能

△：プログラムにより可能

*：PowerTool要(フルセット版HyperCardに含有)

**：EndLink要

BASIC, Mergeは1フィールド256byteまで

キストファイルに変換した。各種のデータをMacintoshで読めるデータに変換した後ファイルメーカーPro, EndNotePlusへデータ取り込みを行うため、プログラムReference Transform Manager (Macintosh) を使用して各ソフトに対応できるテキストデータに書き換えた。表1に示すように、ファイルメーカーPro, EndNotePlus, HyperCardのテキスト形式の間には文献データ互換はほとんどなく相互にデータを入出力するには変換操作が必要となる。図1Aに元データ(MEDLINE形式のCD-ROMからの出力)、BにReference Transform Manager (Macintosh) により変換されたタブ区切りテキストファイル、CにPro-Cite形式ファイルを示した。

図2にReference Transform Manager (Macintosh) の変換画面を図3に作成したデータベースファイル(AはファイルメーカーPro, BはEndNote Plus)の画面を示した。

考 察

近年CD-ROMを使った文献検索システム(MS-DOS)が大学図書館に導入されはじめている。こ

のシステムの場合、検索結果をフロッピーディスクに書き出して、個人的に利用することができる。これをMacintoshのデータベースソフトに取り込むことができれば、慣れた検索コマンドやレイアウト画面といった条件下で使用可能^{7, 8)}となる。さらに、Macintoshのカット&ペースト機能を生かして、取り込んだデータをワープロや表計算などの別のソフトウェアで利用することができる。また、これまでにキーボードより入力されたデータをMacintoshのデータベース上で利用できれば、異なったアプリケーションや異機種からの文献データを一定形式で一ヶ所にまとめることが可能となり、既存データを有効に活用できることになる。しかし、これらのデータから必要な部分を抜き出し、定型のファイルに整形するには手作業では時間がかかる。

一方、HyperCardは、HyperTalk^{9, 10, 11, 12)}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ースに優れたプログラムの作成が容易である。また、HyperCardはプログラムを作りながら

TI: Systemic mexiletine relieves chronic allodynia-like symptoms in rats with ischemic spinal cord injury.
 AU: Xu-XJ; Hao-JX; Seiger-A; Arner-S; Lindblom-U; Wiesenfeld-Hallin-Z
 AD: Department of Clinical Physiology, Huddinge University Hospital, Sweden.
 SO: Anesth-Analg. 1992 May; 74(5): 649-52
 ISSN: 0003-2999
 PY: 1992
 LA: ENGLISH
 CP: UNITED-STATES
 AB: We have recently reported a chronic allodynia-like symptom in rats after ischemic spinal cord injury. This pain-related behavior is resistant to a number of pharmacologic treatments, including morphine, clonidine, carbamazepine, baclofen, and muscimol. In the present report, we present evidence indicating that systemic mexiletine, a local anesthetic and antiarrhythmic agent, effectively relieves the allodynia-like symptoms at doses of 15 and 30 mg/kg in these rats without inducing major side effects. It is suggested that systemically applied mexiletine may be useful in treating central pain in patients with spinal cord injury.
 MESH: Animal-; Female-; Injections-; Intraperitoneal-; Motor-Activity-drug-effects; Pain-etiology; Pain-Measurement; Rats-; Rats-Inbred-Strains; Support-Non-U.S.-Gov't
 MESH: *Ischemia-complications; *Mexiletine-therapeutic-use; *Pain-drug-therapy; *Spinal-Cord-Injuries-complications
 PT: JOURNAL-ARTICLE
 RN: 31828-71-4
 NM: Mexiletine
 AN: 92231138
 UD: 9207
 SB: AIM

図1A MEDLINE形式 (CD-ROM)

Systemic mexiletine relieves chronic allodynia-like symptoms in rats with ischemic spinal cord injury.⇒ Xu-XJ; Hao-JX; Seiger-A; Arner-S; Lindblom-U; Wiesenfeld-Hallin-Z⇒ Anesth-Analg⇒ 1992⇒ 74(5): 649-52⇒ ENGLISH⇒ We have recently reported a chronic allodynia-like symptom in rats after ischemic spinal cord injury. This pain-related behavior is resistant to a number of pharmacologic treatments, including morphine, clonidine, carbamazepine, baclofen, and muscimol. In the present report, we present evidence indicating that systemic mexiletine, a local anesthetic and antiarrhythmic agent, effectively relieves the allodynia-like symptoms at doses of 15 and 30 mg/kg in these rats without inducing major side effects. It is suggested that systemically applied mexiletine may be useful in treating central pain in patients with spinal cord injury.⇒ Animal-; Female-; Injections-; Intraperitoneal-; Motor-Activity-drug-effects; Pain-etiology; Pain-Measurement; Rats-; Rats-Inbred-Strains; Support-Non-U.S.-Gov't

⇒ Tab 1: Return

図1B タブ区切りテキスト形式

@C⇒ Xu, X. J./Hao, J. X./Seiger, A./Arner, S./Lindblom, U./Wiesenfeld, Hallin Z.
 ⇒ ⇒ ⇒ Systemic mexiletine relieves chronic allodynia-like symptoms in rats with ischemic spinal cord injury⇒ ⇒ ⇒ ⇒ Anesth Analg⇒ 1992 ⇒ 74 ⇒ 5⇒ 649-52⇒ ⇒ ⇒ ⇒ We have recently reported a chronic allodynia-like symptom in rats after ischemic spinal cord injury. This pain-related behavior is resistant to a number of pharmacologic treatments, including morphine, clonidine, carbamazepine, baclofen, and muscimol. In the present report, we present evidence indicating that systemic mexiletine, a local anesthetic and antiarrhythmic agent, effectively relieves the allodynia-like symptoms at doses of 15 and 30 mg/kg in these rats without inducing major side effects. It is suggested that systemically applied mexiletine may be useful in treating central pain in patients with spinal cord injury.⇒ ⇒ ⇒ ⇒ Animal-; Female-; Injections-; Intraperitoneal-; Motor-Activity-drug-effects; Pain-etiology; Pain-Measurement; Rats-; Rats-Inbred-Strains; Support-Non-U.S.-Gov't

⇒ Tab 1: Return

図1C Pro-Cite形式

設計の変更が容易であり、どの時点でも動作の確認が行える。たとえ試作版であっても外見は完成版と同等の美しいものができるため、試用者の評価も外見に対するものより内容に対するものが多く、参考になる有用な多くの意見を拾うことが可能である。そこで「Reference Transform Manager (Macintosh)」をHyperCardで開発した。

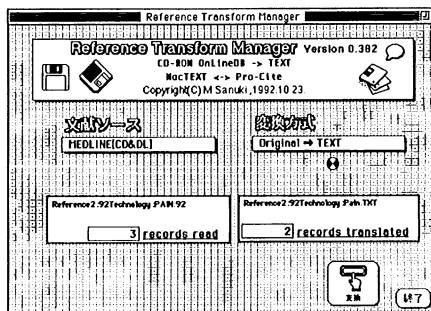


図2 Reference Transform Manager

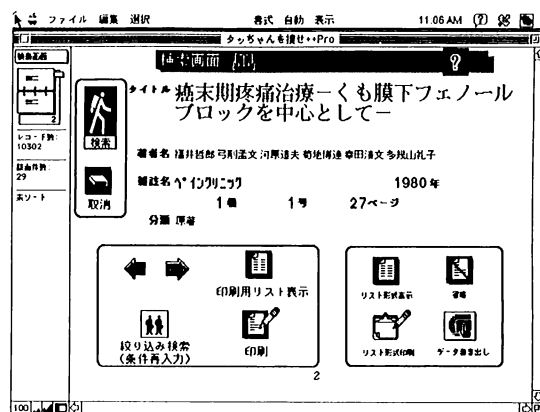


図3A ファイルメーカーPro

EndNote Plus	Showing 74	Reference Type	Journal Article
藤井隆夫	1977 麻酔と呼吸	Author	藤井隆夫
藤井隆夫	1987 呼吸不全の定義と分類	Year	1987
藤井隆夫	1988 急性呼吸器障害の手術時の検討—	Title	呼吸不全の定義と分類
藤井隆夫	1993 2歳4ヶ月児のくも膜下フェノール	Journal	呼吸不全の定義と分類
藤井隆夫	1977 大量 morphine 使用による呼吸器障害	Volume	11
藤井隆夫	1978 肺チアノーゼと急性呼吸器障害の検討	Issue	10
藤井隆夫	1978 小児の呼吸器障害と呼吸器障害	Pages	1291
藤井隆夫	1983 外気環境における三叉神経痛患者の	Alternate Journal	1291
藤井隆夫	1987 重症肺炎に伴う呼吸器障害の	Label	呼吸不全の定義と分類
藤井隆夫	1990 呼吸器障害に伴う呼吸器障害の	Keywords	呼吸不全の定義と分類
藤井隆夫	1987 産科領域におけるDIC	Abstract	呼吸不全の定義と分類
藤井隆夫	1988 脳出血に伴う呼吸器障害の	Notes	呼吸不全の定義と分類
藤井隆夫	1978 半月形肺動脈瘤における気管支	Index	呼吸不全の定義と分類
藤井隆夫	1987 エングストロームエリカ、エリカ		
藤井隆夫	1988 中薬：薬物内服薬、4：タバコ		
藤井隆夫	1990 空気呼吸器障害：空気呼吸器障害の		
藤井隆夫	1988 中薬：薬物内服薬、2：消化石炭ガス		
藤井隆夫	1988 麻酔、手術後麻酔に伴う呼吸器障害に及		
藤井隆夫	1988 呼吸器障害に伴う呼吸器障害に及		
藤井隆夫	1977 呼吸器障害に伴う呼吸器障害に及		
藤井隆夫	1988 エチレングリコール中薬による急性		
藤井隆夫	1990 呼吸器障害に伴う呼吸器障害に及		
藤井隆夫	1987 急性呼吸器障害の		
藤井隆夫	1988 中薬：工業用薬品、7：重リン		
藤井隆夫	1983 レントゲンコンター：ペインタリ		

図3B EndNotePlus

これを、医局内外で試用してもらったところ非常に好評であった。

しかし、問題点として、取り扱うデータの中にはPDD (パブリックドメインデータ) と異なり、データを自由に他人に譲渡することはできないものがあるため、変換したデータを授受する場合は慎重に行わなければならないことや、Reference Transform Manager (Macintosh) はHyperCard上のソフトなので、一度に大量のデータを取り扱うときには処理速度の遅さが目立つことが指摘された。

試作版で変換できるデータは、元データが定型のものだけであるが、さらに汎用性のあるデータ変換を行えるように今後改良を重ね、機会があれば発表したいと考える。

参考文献

- 1) 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・集中治療とテクノロジー1988, 克誠堂出版, 1988, pp 113~120
- 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
- 3) 西岡憲吾, 中尾正和, 森脇克行, 中川五男, 河本昌志, 河原道夫, 弓削孟文: オンラインデータベース-"PaperChase"の使用経験, 麻酔と蘇生26: 177~180, 1990
- 4) 新田賢治, 武智誠, 新井達潤: 愛媛大学麻酔科文献検索システム (タッチちゃんを探せ) の作成, 麻酔41 (9S), S890, 1992
- 5) 讃岐美智義, 中尾正和, 佐藤暢芳, 弓削孟文: 麻酔メモのハイパーカード化の試み, 麻酔・集中治療とテクノロジー1992, 克誠堂出版, 1992, pp 28~31
- 6) 讃岐美智義, 中尾正和, 佐藤暢芳, 弓削孟文, 尾崎真: HyperCardによる実用麻酔メモ-『麻酔メモ Ver1.0』の作成-, 麻酔41 (9s), S882, 1992
- 7) 田中義文, 橋本悟, 夏山卓, 智原栄一, 木下隆, 広瀬宗孝: UNIXのAWKとSHELLを用いたデータベースの構築法, 麻酔・集中治療とテクノロジー1991, 克誠堂出版, 1991, pp 87~92
- 8) 田中義文, 広瀬宗孝, 木下隆, 中川美穂, 林和子, 出村久子: "臨床麻酔"データベース作成自動化の試作, 臨床麻酔16: 747~750, 1992
- 9) 掌田津耶乃: 入門HyperCard, 東京, ビジネスアスキー, 1991
- 10) 掌田津耶乃: 実習HyperCard, 東京, ビジネスアスキー, 1991
- 11) 掌田津耶乃: 応用HyperCard, 東京, ビジネスアスキー, 1991
- 12) 大重美幸: HyperCard2.0ハンドブック, 東京, BNN, 1991

ABSTRACT

A Trial Development of the Utility Program
[Reference Transform Manager (Macintosh)]
for Making Use of the Text File Data of Medical
Bibliography

Michiyoshi SANUKI*, Masakazu NAKAO*,
Nobuyoshi SATO*, Kengo NISHIOKA*,
Masashi KAWAMOTO* and Osafumi YUGE*

We developed the exchange program to convert medical bibliography to the data of various database applications on Macintosh.

Database applications for Macintosh, such as FileMakerProJ, EndNotePlus and HyperCard are well-known to manage the medical bibliography. Since the data formats among these applications are not uniform, we need to translate one data format to another. But manual transformation required much time and labor. We wrote a program to exchange a data format into another format by using HyperCard.

According to a trial use, this program could gain a good reputation.

Key words : Macintosh, Database, Medical bibliography, HyperCard. Data transformation

*Department of Anesthesiology and Critical Care Medicine Hiroshima University School of Medicine, Hiroshima 734

⑥. ネットワーク

集中・救急治療情報ネットワークの紹介：

VITAL NETの目的と構造

速水 弘*¹ 堀場 清*² 吉山 毅*³
副島由行*⁴ 小林 聡*⁵ 丸川征四郎*¹

はじめに

パソコン通信は急速な普及を遂げ、小規模なネットワークも含め、公開されているものだけでも約2000のステーションに登る。医療関係のネットワークとしてもその数は鰻登りだが、診療事項に関する通信は、患者のセキュリティや診療内容の秘密等のため立ち遅れている。しかしこれを実現した場合の恩恵は計り知れないものがあり、1989年から集中治療・救急領域への導入に取り組み本年2月公開に踏み切った。そこで試験的ではあるが活動を開始したICU施設間パソコン通信ネットワーク、VITAL NETの目的と構造について紹介する。

VITAL NETの目的

VITAL NET発足のきっかけは、集中治療専従医師の絶対数が少なく若い医師達の学会等の出席がままならない現状の克服にある。救命困難な重症患者の治療に精いっぱい知識と努力を捧げるに

もかわらず病態の悪化を直視したとき、「誰でも良い、何か良い知恵は」と、心の中で叫ぶことも稀ではない。これらは、パソコン通信ネットワークが提供する時間と地理的制約を超越した新しいメディアを利用することにより解決できるものと考えた。

つまり、現在治療中の症例に対し自由な討論の場を提供することで、即、治療に役立つ知識やノウハウを全国の専門医から得ることを目的としている。また、種々の蓄積されたデータをデータベース化し将来の支援活動などに役立てることも可能である。

現在のVITAL NET

VITAL NETは大阪にホスト局を持ち、電話回線は同時に4回線が24時間アクセス可能である。また、以下に示す6項目のメインメニューと、症例検討会への通常アクセス以外に、セキュリティ保持のためのID、パスワードのチェックを設けている。アクセスポイントは全国16カ所に準備し、必要に応じて増設する予定である。

VITAL NET基本メニューと内容

VITAL NETの基本メニューは、1.はじめの方

*¹兵庫医科大学集中治療部

*²愛知医科大学麻酔救急医学

*³和歌山県立医科大学高度集中治療センター

*⁴山口大学医学部総合診療部

*⁵日本総合研究所

へ、2.メンバープロフィール、3.電子掲示板、4.症例検討会、5.データベース、6.パーソナルメールの6項目からなっている。

1. はじめての方へは、このVITAL NETの趣旨と各メニューの解説を掲載している。

2. メンバープロフィールは主として、セキュリティ維持のためのメンテナンスを行う。つまり、VITAL NETが患者治療内容を詳細に検討する以外に一般的なパソコン通信のメニューも含んでおり、会員も医療関係者を対象とする上で、集中治療・救急医療従事者の他に、一般開業医や医療機器、製薬会社の会員も入会する可能性を持っている。そこで、厳重なセキュリティを持たせるための種々のパスワードを管理する必要がある。またFAX、メールの送信を円滑に行うための住所録の作成、会員の検索や端末マシンの画面表示設定のメンテナンスを行う詳細な設定をここで行う。

3. 電子掲示板は必要に応じ、事務局でフォーラムを作成、削除できる。また、施設ID、施設パスワードを経て入る患者台帳(図)を設け、主要施設の治療中の症例の一覧を可能にし、症例検討会への症例提示のキーの役目を果たす。現在はこれ以外に重症患者治療相談室、バイナリーデータ

ボックスを含め8つのフォーラムを設けている。

4. 症例検討会では、現在治療中の重症患者について経時的に紹介するとともに、各病日毎にディスカッションを重ねていくものである。従来の電子掲示板と異なる点は、どの病日のデータまたはコメントに対する意見かが判るように、階層を組んで収納していることである(図)。また、ここに提示する条件として施設IDおよびパスワードの交付を受けている会員のみが参加できるように、患者台帳の登録症例だけの提示としてセキュリティを維持している。

5. 以上のようにVITAL NETはどれを取っても貴重な、臨床のデータや、教科書にはない治療のノウハウが数多く蓄積されてゆく。この貴重なデータを将来の臨床にも応用できるように、可能な限りデータベースに収納、活用できるよう事務局での種々のデータベースの作成を可能にした。

6. VITAL NETは臨床以外にも、学会や研究会に頻繁に出席できない若手臨床医の親睦の場も提供する目的がある。当直業務の深夜に、よもやま話を送ったり、季節の便りを送ったり、パソコン通信ならではの切手不要、時間制限なしの手紙が書ける。とくに、最近個人持ちのFAXが多くなっ

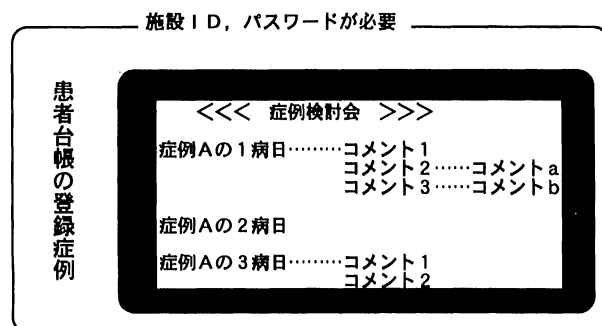


図 VITAL NET 症例検討会のしくみ

症例検討会mは施設ID パスワードのチェックを経た患者台帳の登録症例のみが提示できる。また、症例データとコメントは階層表示し、どの症例のコメントかを判りやすくした。

てきており、手軽に送れるように各個人の住所録からの送信を可能にした。

問題点とまとめ

パソコン通信は医療従事者の間だけでなく、市民との医療情報交換の手段としても利用され始めている。このような時期に構築され、試験的に活動を開始したVITALNETの概要と構造に付いて説明したが、種々の問題点も抱えている。

臨床症例に対するディスカッションには、やはり画像データが必要である。しかし、現段階では画像通信の技術と経費の点で実用には達しておらず今も継続した課題となっている。

また、実際の症例のデータを取り扱う上で極めて厳重なセキュリティを持たせているが、最終的にはユーザーのモラルに依存する面は避けられない。

そして、多くの施設からの臨床データが行きかうネットワークでは、このネットワークを会員全員で作り上げるのだという自覚と、データの提供を惜しまない広い心が不可欠である。

まとめ

時間的、地理的制約を超越した、市民的通信手段であるパソコン通信を、多施設間の集中・救急治療情報ネットワークに取り入れ、VITALNETを構築した。完成にはほど遠いが、プログラムとシステム構築はほぼ整ったので、今後の活発な活用

を期待します。

ABSTRACT

Personal Computer Network for Critical Care Practice in Multi-ICU : Concept and system of VITAL NET

Hiroshi HAYAMI*¹, Kiyoshi HORIBA*²,
Tsuyosi YOSHIYAMA*³, Yoshiyuki SOEJIMA*⁴,
Satoshi KOBAYASHI*⁵, Seishiro MARUKAWA*¹

We developed the computerized medical information network system (named as VITAL NET) for critical care practice based on the personal computer linked with the host computer. This system makes it possible to have a real time bedside conference for the critically ill patients involving staffs in other facilities.

We are going to develop the support system for critical care practice by building the data base of the wide and special knowleges for intensive and critical care medicine.

Key words : Critical care and acute medicine, Personal computer communication, Multiple-ICU computer network, Case conference, Data base

*¹Department of Critical Care Medicine, Hyogo College of Medicine, Nishinomiya 663

*²Department of Anesthesiology and Acute Medicine, Aichi Medical University, Aichi 480-11

*³Critical Care Medical Center, Wakayama Medical College, Wakayama 640

*⁴Department of Critical Care Medicine, Yamaguchi University School of Medicine, Ube 755

*⁵The Japan Research Institute, Limited

USIONIS (Uwajima Municipal Hospital, Stat laboratory-ICU-OR Network Information Service) の構築

ー手術部サブシステムについてー

新田賢治*

新井達潤**

はじめに

平成4年4月、愛媛県南部の救命救急センター（南予救命救急センター）が市立宇和島病院内に開設され、ICU4床、CCU2床、HCU14床が稼働を始めた。それに伴いEWSが導入され検査部、ICU、手術室を結ぶネットワークが構築されつつある。USIONISはこのネットワーク上で稼働するシステムで手術部サブシステムとICUサブシステムからなり、手術室、ICU、検査室間の事務処理を行う。その名前は宇和島地方の守護神「牛鬼」にちなんでつけられた。今回は、部分稼働を始めた手術部サブシステムについての概要を報告する。

機器の構成

ネットワークの機器構成を図1に示す。手術室の受け付け、手術室ドクターラウンジ、麻酔科症例検討室、にそれぞれ1台のEWS4800、ICUには2台のEWS4800が配置され、10BASE5というケーブルリングシステムでイーサネットに繋がっている。8つある手術室内に置かれたPC9801/NSTは10BASETで結ばれる。ICU内のEWSは、モデムにより検査室と愛媛大学情報処理センターに接続されている。院内だけでなく、地域の救急医療関係者のあいだでの情報交換も行われる予定でINS

ネット64が使用される。JUNET (Japan Unix NETwork) への参加は平成4年9月に完了した。

手術部サブシステムの概要

本サブシステムは年間手術件数2500-2600件、手術の年間増加率約2%の予測のもとに作成された。術前、術後情報、麻酔記録イメージ情報を扱う（表1）。機能は6つあり、

（1）手術予定処理機能

手術申込書から氏名、生年月日等患者基本情報や術前状況等の入力および修正を行う。

（2）術前回診表処理機能

手術予定処理で入力された予約情報をもとに術前回診表を作成する。

（3）手術調整、週間予定処理機能

手術予定処理で入力された予約情報より週間予定手術の調整を行い、週間予定表を作成する。

（4）緊急手術受付機能

（5）術後処理機能

術中サマリ処理

麻酔記録保存処理（手書き麻酔記録をイメージ情報として取り込み、ファイリングする。）

麻酔記録検索処理

（6）運営管理処理機能

手術室日誌処理

手術台帳処理

麻酔台帳処理

を持つ。

*市立宇和島病院麻酔科

**愛媛大学医学部麻酔科蘇生科

作業の流れ

具体的なシステムの流れを述べる。現時点では、イメージ処理モジュールと検査室接続モジュールが未完成であるため、手術予定処理と手術調整処理のみが利用可能である。

まず2枚綴りの手術申込書を各病棟から出してもらい、これを基に入力作業を行う。全身麻酔が必要な手術については、最近の検査データを検査室に問い合せてその結果を記載した麻酔申込書を発行し、手術申込書の1枚めと重ねあわせて、前投薬の指示を出す。手術患者の入力画面では、主にキーボードに不慣れな人が作業を行うことを前提にマウスをできるだけ使うようにして入力する。手術部位と、診療科名から術式を選択する方法をとる（現時点ではベータバージョンのため術式は手入力である。EWS用の医療辞書がなかったためPC-9801のものを移した）。手術室を割り振る画面でもマウスを多用する。手術室の変更もボタンをドラッグすることで行う。術後処理画面では手書きの麻酔記録をスキャナから読み込み、光磁気ディスクに保存する。

まとめ

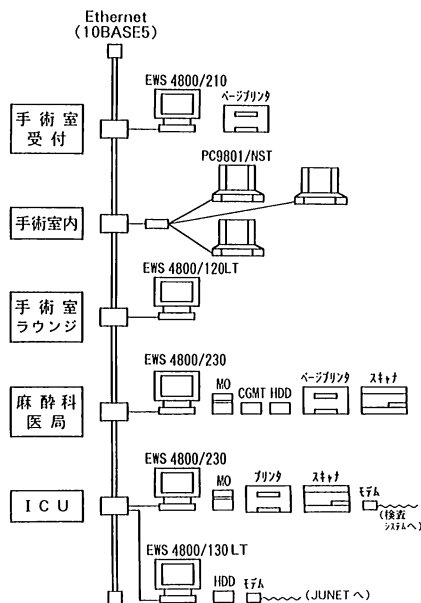
本手術部サブシステムは手術部内の事務処理の省力化に大きな役割を果たすことが期待されている。運用後の評価、システムの改良すべき点の検討は今後の課題である。

ABSTRACT

OR Management System Using USIONIS
—Uwajima Municipal Hospital, Stat Laboratory-
ICU-OR Network Information Service—

Kenji Nitta*, Tatsuru Arai**

We designed an information service system for OR administration using UNIX. This system has 6 functions.



図

表

項目	内容
手術件数	2,500～2,600件/年
増加率	年 約2% (約50件)
保存期間	2年以上 2ヵ月間の情報は、常時ハードディスク上に保存 以降の情報は、光ディスクにて保存
取扱い情報	術前情報 術後情報 麻酔記録イメージ情報 (検査情報)
出力帳票	手術・麻酔申込書 麻酔記録 (A4 イメージ) 手術室日誌 手術台帳 麻酔台帳
	手術室受付 注) 手術室受付 手術室受付 手術室受付

注) 麻酔記録は、イメージ情報として処理し、ICU ナースステーションのプリンタを使用して、印刷する事とする。

(1) Scheduling of regular surgical operations. (2) Scheduling of emergency surgical operations. (3) Printing of preoperation records. (4) Filing of anesthetic charts on the MO disk. (5) Retrieving patients' records using patient IDs. (6) Statistical analysis for anesthetic records.

Although this system has not yet been completed, we believe it may lessen our workload in the daily management of OR administration.

*Department of anesthesiology, Uwajima Municipal Hospital, Uwajima 798

**Department of anesthesiology and Resuscitology, Ehime University School of Medicine, Ehime 791-02

マルチタスクOSとプロセス間通信を用いたデータ収集システム

岩瀬良範* 崎尾秀彰* 奥田千秋*

はじめに

多くの有用なモニタがわれわれの实地臨床に役だっている。われわれはこれまでに本学会を通じて、これらのモニタ情報を同時に計算処理すると臨床的に有用なパラメータを得られることを報告してきた。現在のモニタリング機器の多くはRS-232Cなどのパソコンインターフェースが標準装備され、その可能性はさらに広がっている。

しかし、モニタ情報を受け取るパソコンは、多くの場合1台のみのモニタ機器の接続は可能だが、2台以上のモニタ情報の取り込みには、ハードウェアに拡張インターフェースボードやマルチプレクサなどの追加、およびソフトウェアにも割り込み処理を主体とする多くの「工夫」が必要になり、常に技術的困難さを伴っている。

パソコンによるこのようなシステムを構築するにあたり、われわれはパソコンにはPC-9800シリーズ(NEC)を、その開発および実行環境であるオペレーティングシステム(OS)にはシングルタスクOSであるMS-DOSを用い、そこで自作したソフトウェアを使用してきた。しかし、このような仕事をMS-DOS下で実現するためには、1. インターフェースの制御、2. データの計算処理、3. 記録、などのすべての必要機能を搭載したソフトウェアが必要になる。このようなソフトウェアは高機能化するに伴いデバッグも困難となり、些細なバグでも処理が停止する。このような状況は、試験運転の際には正常でも、臨床データ取り込み

の際に発生することが多く、ソフトウェアが停止しているため、貴重な臨床データが「気付かぬうちに」失われるという本末転倒なことになる。なぜならば、このようなデータ統合処理の目的は、二次的情報のリアルタイムモニタリングによる「麻酔の安全への寄与」と、自動記録による麻酔臨床への「集中」にあるからである。

近年のパソコン環境の進歩は、われわれが日常使用するパソコンでさえも複数のタスクを同時に実行し得るマルチタスク環境を実現するに至った。今回われわれはこの点に着目して、先に述べた問題点を改善する試みを行ってみた。

MS-Windowsによるデータ収集システムの概要

今回のシステム構築の目的は、モニタリングデータ収集のために必要な個々の「機能」を分散し、1つ1つの「機能」を確実に実行することにある。このために、1. データ取り込みおよび記録部と、2. 計算処理部を完全に独立させ、同時に実行するようにした。取り込まれたデータは、MS-Windowsの一機能である“Dynamic Data Exchange (DDE)”により、計算処理部に即座に転送される。こうして、個々の「機能」は互いに完全に独立したタスクとしてパソコン上で実行される。エラー発生時には、当該タスクだけが終了することになり、理論的には他のタスクは影響を受けることはない。

今回のシステム構築にあたり、使用したシステムは以下の通りである。

<ソフトウェア>

*獨協医科大学第二麻酔科

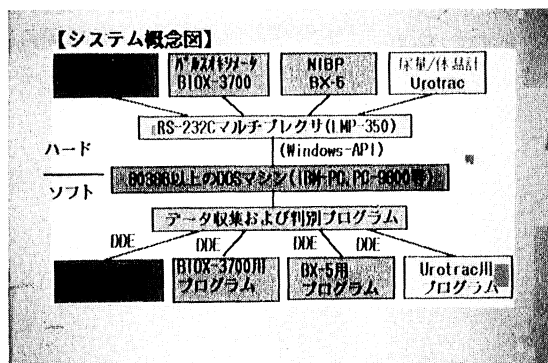


図1

日本語MS-Windows 3.0

Visual BASIC

Windows-API (Application Interface)

(以上, Microsoft)

これらを起動するシステムとして, DOS/V (J5.0) を使用した。

<ハードウェア>

IBM-PCコンパチブル機 (80486CPU搭載)

マルチプレクサ (Logitec : LMP-350)

今回のシステムは, MS-Windows 3.0が「386拡張モード」で使用できる環境であれば, 機種は問わない。すなわち, 80386SX以上のCPUと5.6Mバイト以上のメモリを搭載した機種であれば, PC-9800でもIBM-PCでも利用可能である。

以上に述べた環境下で, Visual BASICを用いて以下のプログラムを作成した (図1)。

1. RS-232Cインターフェースおよびマルチプレクサ (Logitec : LMP-350) の制御と取り込みデータのファイル記録プログラム

2. 各モニターデータ表示プログラム

2-1. パルスオキシメータ Ohmeda : BIOX-3700/3740用

2-2. 麻酔ガスモニター Datex : Capnomac用

2-3. NIBP Colin : BX-5用

2-4. 尿量/体温計 BARD : Urotrac用

1. と 2. の各プログラム間にはただちにデータが転送される"DDE Hot-link"が定義されている。また, エラーを少なくするために各プログラムはなるべく簡単なアルゴリズムになるように配慮した。

今回使用したVisual-BASIC 1.0にはRS-232Cインターフェース関連の機能がない。そのため, Windows-APIのRS-232C制御命令を使用した。

結 果

図2に示すような画面が得られた。これは5つのタスクが同時に実行されている。画面はPC-9800FA (80486SX) のものであるが, さらにCPU機能には余裕がある。

一方, 期待に反してRS-232Cインターフェースの制御はバッファの状態によって, パソコンそのものがハングアップ状態になることがあった。

考 察

新しいOSとしてMS-Windowsは, Version3.0となってから大幅な機能拡張がなされた。80386拡張モードによるマルチタスク機能もその一つであり, これにより身近なパソコンでマルチタスク環境が実現できるようになった。

また, MS-WindowsはMS-DOSの一アプリーケー

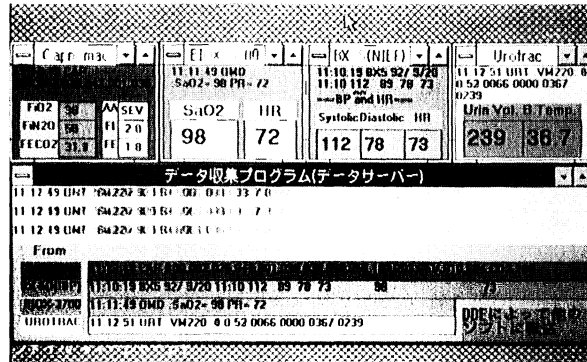


図 2

ションの位置づけであり、IBM-PCおよび互換機でもPC-9800でも利用可能なことも利点である。今回は、IBM-PC用に購入したVisual-BASICがそのままPC-9800で使用できた。また、コンパイルしたプログラムも同様であった。

今回のシステム構築により、以前のような巨大なソフトウェアのデバッグに苦心することも少なくなると思われる。しかし、肝心のRS-232Cを制御するWindows-APIの動作が不安定で、現段階では実用に耐えるとはいえない。米国ではすでにRS-232Cの制御命令を含んだVisual-BASIC Version 2.0が発売されているといわれ、こちらに期待したい。

近年はMS-Windowsだけでなく、Macintosh OSなどGraphical User Interface (GUI) の機能が豊富なパソコンが多くなってきている。このようなパソコンの操作性は非常に良好であるが、一方で「イベント駆動型」プログラミングという概念の導入が必要となり、われわれは「上から下へ (Top to bottom)」のプログラムからの脱却が困難であった。

しかし、グラフィックベースの画面は表示面で利点も多く人間工学に沿ったモニタリングデータの表示が可能になり、麻酔の安全に寄与することが多いと思われる。

まとめ

マルチタスクOSを用いたデータ収集システムを構築した。プロセス間通信を応用することにより、さまざまな利点があり今後も有望な方法と思われる。

ABSTRACT

New Data Acquisition System Applying Multi-task Operating System

Yoshinori IWASE*, Hideaki SAKIO*
and Chiaki OKUDA*

A new data acquisition system applying multi-task operating system (MS-Windows) was developed. The system accepted four RS-232C monitoring data (Anesthesia gas monitor: CAPNOMAC/Datex, Pulse-oximeter: BIOX-3700/40/Ohmeda, NIBP: BX-5/Colin, Urin Volume and Body temperature: Urotrac/BARD). These monitoring output were connected to IBM-PC compatible (80486CPU) via buffer multiplexer (LMP-350/Logitech).

The software was described with Visual BASIC 1.0 (Microsoft) and MS-Windows API for RS-232C handling. Five programs were described for data acquisition. 1. multiplexer handling, data collection, recording and data transfer, 2. Four programs for receiving and display data for every monitoring devices. These programs were

executed under "80386 enhanced mode" (multitask mode) to obtain data contemporaneously. Data transfer between the process was applied "Dynamic Data Exchange".

With these framework, "multiple monitoring data acquisition" was obtained more easy than previous single task operating system.

Key words : Data acquisition, Operating system, Multitasking job

**Second department of Anesthesiology, Dokkyo University. School of Medicine, Tochigi 321-02*

市販モニタ装置の通信情報を修飾・編集できる一次通信バッファ装置の開発

田中義文* 中川美穂* 藤田和子*
畑中哲生* 福井道彦*

はじめに

近年の医療用モニタ装置はマイクロコンピュータが搭載され、原始データの計測だけでなく、データ収録、トレンドグラフ、アラーム機構などの多くの付加価値を備えた製品が市場に出回ってきた。また、個々のモニタ装置はRS232C通信ターミナルが装備され、汎用コンピュータとの測定情報の交換がきるように設計されている。これらのモニタ装置の情報を逐次コンピュータに取り込み、整理や記録ができれば、非常に有益であると思われるが、現状では良いデータ収録装置が無いためになかなか実現できない。そこで、われわれは機器組み込み用コンピュータボードを3台利用して、最大5チャンネルのRS232C通信ターミナルのデータ処理ができる汎用データ収録装置を開発したので紹介する。

方 法

1) 各社モニタ装置の通信規格の概要

RS232C通信規格はIEEEで国際的に規定された通信方式で、今日では電話モデム、コンピュータ端末装置などのデジタル信号伝送に利用されている。この規格はハード面でのbyte単位の信号伝送についてのみ規定し、プロトコルと呼ばれる伝送内容の通信形式などについては各メーカーが独自に設計してもよいことになっている。とくに医療機

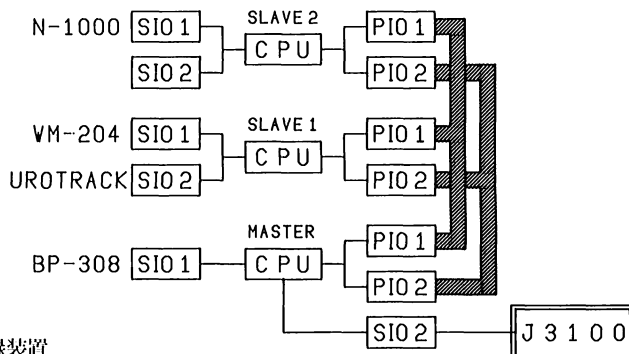
器についてはRS232Cの統一された通信形式は現状では規定されていない。表はわれわれの施設で使用しているモニタ装置の通信規格である。

表 RS232C通信規格

日本コーリン自動心電図血圧計 BP-308 300 baud, 8 bits data, parity even, 1 stop bit TX端子のみ結線されている。 パネルによる測定間隔セット、測定終了時にデータ出力。 \$0f year / mon / day sp hour : min : sp sys al sp mean sp dia sp puls al sp c/r l/f
Bard社製超音波尿量測定装置 Model 220 9600 baud, 8 bits data, parity none, 1 stop bit TX端子のみ結線されている。1秒毎にデータ出力。 VMI220: mode min. hr. volume(now) volume(past) flow rate volume(total) c/r l/f EOT
日本光電自動体重計 WM-204 9600 baud, 8 bits data, parity none, 1 stop bit TX端子のみ結線されている。1秒毎にデータ出力。 \$2 WM204A: al o9999A9999C±9999c/r l/f \$3 flow_rate volume(total) c/r l/f EOT
ネルコア呼吸経皮酸素モニター N-1000 9600 baud, 8 bits data, parity none, 1 stop bit RS232C端子すべて結線されている。 各種パラメータを受信し、データが確定すると出力される。

資料によるとネルコア経皮酸素モニターN-1000の
みが正規のRS232C通信規格に従っており、モニタ

*京都府立医科大学麻酔学教室



装置とコンピュータ間との双方向通信が可能である。したがってコンピュータからの命令を受けてモニタ装置の制御やモニタ装置に記憶されている測定データの授受ができるようになっている。その他、日本コーリン社製自動心電血圧計や、Bard社製超音波尿量測定装置、日本光電自動体重計などは送信信号TXだけがRS232C端子に接続されており、他の端子にはいかなる電気信号も接続されていない。これではモニタ装置から自由にデータの送信ができるが、コンピュータからの制御に対してはまったく考慮されていないといえる。モニタ装置のソフトウェアはRS232Cの複雑な通信制御をいっさい考慮せずに作成でき、またモニタ装置そのものが外部からの干渉を受けずに動作させることができる。モニタ装置は安易な開発を行っているといえるが、一方のコンピュータ側にとっては、いわゆる無手順通信方式に対応しなければならないために、よほど卓越したプログラムを作成しないかぎり受信文字の誤認や脱落現象などから免れることはできない。また、尿量測定装置や体重計は1秒ごとに大量の文字を送信するから、受信側におけるデータ処理は相当の負担がかかる。したがって、これら各社まちまちの通信形式に対応できる一次処理装置が必要となる。

2) RS232Cデータ収録装置の概要

機器組み込み用超小型コンピュータボードは秋月電子社製AKI80を3台使用した。AKI80は

CPU-CPU COMMUNICATION

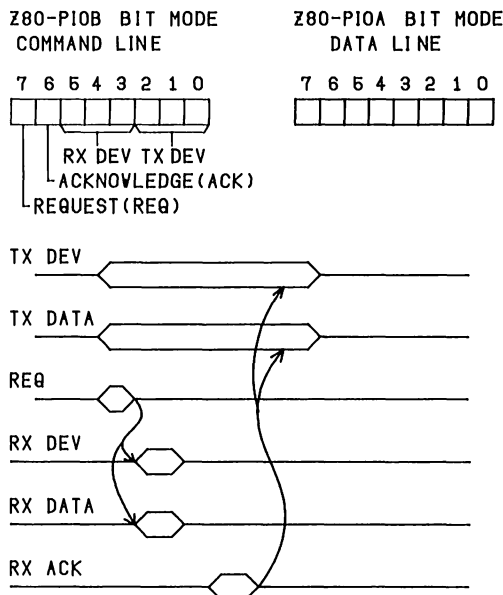


図2 MPU間のデータ通信形式

ポート 1 は通信制御，ポート 2 はデータ転送に利用している。

7CmX5Cmのプリント基盤に東芝製MPU TMPZ84C015BF-10, 32Kbyte ROMおよび32Kbyte RAMが納められている。MPUはザイログ社Z80 CPU, PIO (2ポートの平行データ転送装置), SIO (2ポートのRS232C通信装置), CTC (経時時計機構) がすべて装備された超LSIである。図1にデータ集録装置のブロック図を示す。6基のRS232Cの内1基はホストコンピュータ

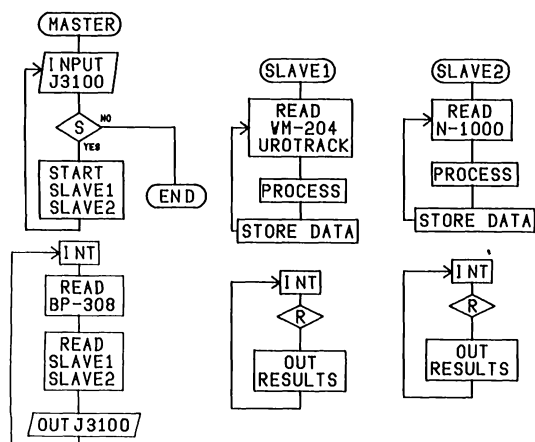


図3 データ集録プログラムのフローチャート

RS232C信号処理は全て割り込みにより処理され、MPU間の通信でマスターコンピュータにデータ転送を行う。マスターコンピュータは一定の時間間隔でホストコンピュータに一次処理されたデータを文字列で転送する。



図4 心電血圧計は2.5分単位でデータ転送を行い、呼吸経皮酸素濃度モニターは不定期な時間、尿量計および体重計は1秒毎にデータ転送されている。

である東芝製J3100ラップトップコンピュータとの通信を行い、他のRS232Cはそれぞれのモニタ装置と接続している。J3100と通信を行うコンピュータボードはマスターボードとなり、他のコンピュータをスレーブコンピュータとなる。マスターとスレーブ間のデータ通信にはPIOを用いてパラレル

データ転送を行っている。図2にこのデータ転送の形式を示す。ポート1はデータ転送の制御に使用し、ポート2はデータそのものを転送に用いている。ポート1のbit7はデータ転送のための要求信号であり、通常は受信モードに設定されている。bit6は受信装置がデータ受信の完了を示す信号であり、送信装置はこの信号を受けて送信データの終了を行う。データ送信装置と受信装置の番号を示すためにそれぞれ3bitを用意した。この方式は最大8台までの装置を識別することができ、またコンピュータ間のデータ転送は1byteにつき20 μ sec以下で完了する。制御プログラムのフローチャートを図3に示す。マスターコンピュータはJ3100からの指令を受けて制御の開始や終了を行う。そしてまた、各コンピュータはそれぞれのモニタ装置の出力信号を受信し、平均値を求めてホストコンピュータに転送すべきデータの計算を行っている。マスターコンピュータからの指令を受けるとPIOを通じてマスターにデータを転送する。マスターはそれぞれのモニタ装置の情報を整理し、ホストコンピュータであるJ3100にデータを文字列で転送する。この方式によりJ3100ホストコンピュータは一般の通信ソフトが使用でき、全てのモニタ装置の出力情報を集録することができる。

結果および考察

以前はマルチコンピュータシステムは特殊な仕様であり、自作しなければ実現できなかったが、今日ではほとんど市販既成品を組み合わせるだけでマルチコンピュータシステムのハードウェアを作成できる時代となった。本装置開発に苦慮する問題点はコンピュータボードのソフトであるROMの作成と医療モニタ装置のRS232C信号伝送方式の正確な知識である。今回用いた東芝MPUはザイログ社製Z80MPUと互換品であるため、MSDOSシ

システムで作動する開発用クロスコンパイラを使用し、またROM作成に関しては32Kbyte SRAMエミュレータを使用してプログラム開発の効率化を行っている¹⁾。

コンピュータ間のデータ転送にはメモリーのダイレクトアクセス、メモリーの共通化などがよく行われているが、今回はbyte単位でパラレル転送のできるPIOを使用した。本方式の通信原理はGPIB規格を模倣したものであるが、ハードウェアの負担もなく、小規模コンピュータ間の通信には最も適しているといえる。

各モニタ装置でのRS232C設計仕様は製品取扱説明書および積水社製RS232CプロトコルアナライザLE-2000を使用して確認を行った。図4にこれらのモニタ装置を同時使用した場合のタイムチャートを示す。尿量計および体重計は1秒ごとにデータが送信され、経皮酸素モニタは不定期にデータ転送が行われる。心電血圧計はパネル設定に従って2.5分ごとにデータ転送を繰り返すが、血圧測定が失敗した場合は成功するまでデータ転送が行われない。したがってマスターコンピュータは定時的にその時のデータ集録の状態を整理してホストコンピュータに転送させる必要がある。

おわりに

従来はコンピュータシステムのハードウェア部門が高価であるため、ソフト開発の努力により目的を達成してきたが、今日ではハードウェアシステムが非常に安価に入手できるようになっている。複雑な技巧に満ちたソフトウェアの開発は不要となり、ハードウェアの分散処理によりソフトを単純化させて全体としてのパフォーマンスを向上しなければならない時代だと言える。今回各社ばらばらのRS232Cプロトコルに対し、それぞれ独立したハードウェアで対応させることによりホ

ストシステムの負担を軽減したが、このようなシステム設計は将来にわたって一つの方向性を示すものと思われると同時に各社ばらばらのシステム設計は何かの規格で標準化されなければならない。

参考文献

- 1) 田中義文, 夏山 卓: Z80シングルボードコンピュータ開発用ROMエミュレータの製作, トランジスタ技術27: 559~566, 1990

ABSTRACT

A Versatile RS232C Communication Buffer Device for Medical Data Acquisition System

Yoshifumi TANAKA*, Miho NAKAGAWA*,
Kazuko FUJITA*, Tetsuo HATANAKA*
and Michihiko FUKUI*

We are now in the jam of medical monitoring devices. Although each device is equipped with RS232C terminal, the inconstancy of the transmission protocols among the devices has yielded a complicated processing for data acquisition. We have developed a data-logging system which relays the data between five independent monitoring devices and a host computer. The system consists of a J3100 computer (Toshiba) and 3 micro computer boards (AK180, Akizuki Electronics). One of these boards acts as a master board and the rest as slave boards. Each slave board, connected with the monitoring device, can collect and process the data on an individual bases. The data are then transmitted via parallel interface to the master board, which in turn relays the data to the host computer every 2.5 minutes. Employing multicomputer hardware system has made an advantage of eliminating the complicated software construction.

Key words : Data acquisition, Communication buffer device, Data-logging system

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

7. コンピュータの研究利用

対話式データ処理ソフトMCの使用経験

盛 直久* 西村弘美** 太田直克***

はじめに

モニタ類は麻酔・集中治療管理中の患者状態把握の非常に重要な情報源であり、リアルタイムの情報とともにトレンドグラフなど過去の蓄積データの利用も可能である。しかし提供される情報の形は固定化されており、パラメータ間の計算処理・結果表示などひとたび新たな特殊処理を行おうとすると、別な処理プログラムが必要となる。しかしこれにはコストおよび時間上非常に大きな制約が生じることになり、簡単にはできないのが現状である。一方近年急速に普及したパソコンを用いると手軽に各人の必要に応じた種々の処理が

可能になるが、こんどはプログラミングが自由にできないという問題が生じてくる。

パソコンの臨床データ処理のために、ある程度のパソコンの知識があれば簡単に自由に処理プログラムが作れるソフトの開発がまたれていたが、対話式データ処理ソフトMatrix Calculator (MC)を開発し、これを用いて医療データ処理を行っているので一般ユーザの立場からその使い勝手を報告する。

MCの基本概念

西村は先にエディタ上でワープロ感覚でプログラム(説明文、コマンド、結果表示からなる)を作成して実行できるソフトとしてXcalcを作成したが¹⁾、MCはこれを発展させたものである。

全体の処理過程のうちの1部分をエディタ上で説明文、コマンド、結果表示からなるプログラムを作成して実行してみて、不具合が無ければこれを1つのサブプログラムとして名称をつけて1つのボタンとして登録しておく(図1)。各処理過程につき同じ処理を行い、MC画面上には各サブプログラムを示すボタンを作業順に表示するとともに処理結果表示部分をもうけておく(図2)。これによりMCの画面をみることにより全体の作業内容が把握できるようになる。マウスにより必要な処理のボタンをクリックすることによりその

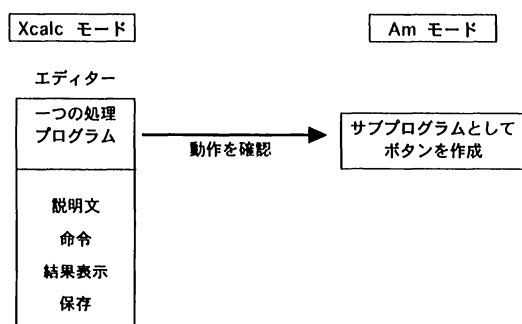


図1 MCプログラミング

*秋田大学麻酔学教室

**秋田県立脳血管研究センター脳神経外科

***日本光電監視装置事業部

プログラムが実行され、結果が表示画面に表示される。それを確認してから、次の処理過程のボタンをクリックする。

データ処理例

人工呼吸器の1呼吸分の流量、気道内圧および呼気中炭酸ガス濃度信号から換気力学および肺ガス交換能を計算する処理例を紹介する。処理内容

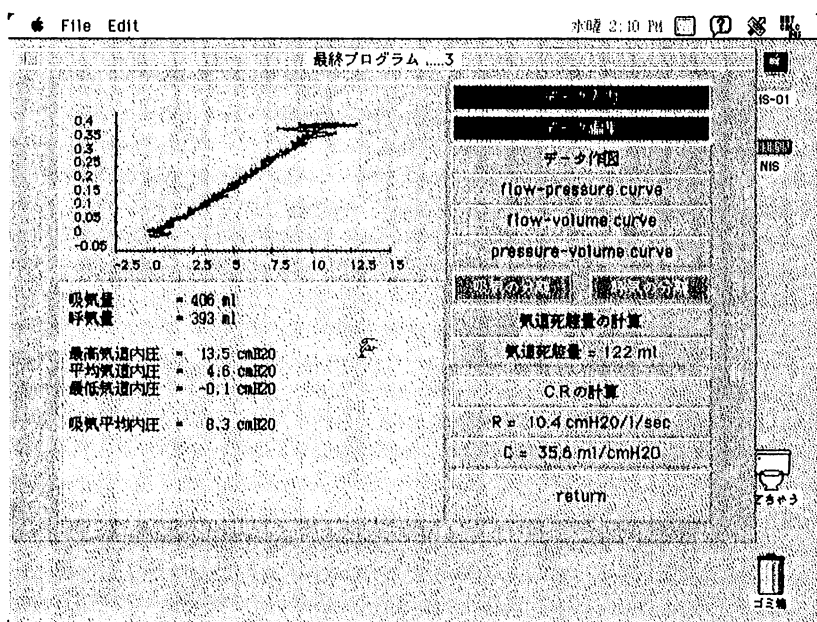
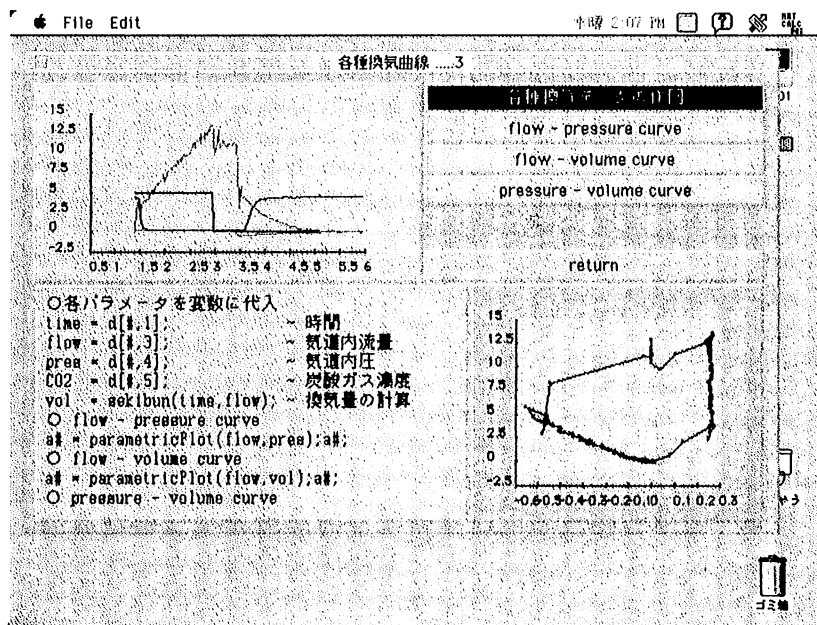


図2 MC画面

は全波形データの入力、必要部分のデータ切り出し、換気量計算、flow-volume curve, pressure-volume curve, flow-pressure curveなどの曲線表示、コンプライアンスおよび気道抵抗計算などの処理過程から成り立っており、MCの画面は図2のようになっている。一つのサブプログラムをマウスでクリックするとプログラムが実行されて図や計算結果が表示領域に表示される。これを順繰りに行うことにより全体の処理が完成する。

考 案

パソコンを用いて一連の処理を行う場合、ひとつひとつのコマンドをキーボードから入力して実行するのでは、専門的な知識が必要であるとともに時間がかかり、一般の人には実行困難である。逆にこれをバッチで一括処理させると、結果は得られてもその処理過程が見えず、処理過程に不具合が生じてチェックが難しくなる。

全体の処理は幾つかの部分処理のつなぎあわせであり、部分処理の結果を確認しながら次の処理に移行できることが望ましい。またプログラム作成には専門知識が必要となるが、1つの処理過程

```
データの入力
dat = load("");

単位の変換
d = dat*[1,1,0.2,7,2];

入力データの作図
a# = parametricLinePlot(d[#,1],d[#,2[5]]);

作図結果の表示
a#;

一呼吸データの切り出し
d = grEdit(d,1,2);

吸気・呼気データの分離
insp = grEdit(d,1,3);
exp = -grEdit(d,1,3);

換気量の計算
Vi = sekibun(insp[#,1],insp[#,3]);max(Vi);
Ve = sekibun(exp[#,1],exp[#,3]);max(Ve);
```

図3 サブプログラム例

を説明文、コマンドおよび結果表示からなる一つのファイルとして蓄えておき、必要に応じてcut and pasteでエディタ上に展開してデータ形式に合わせて多少の変更を加えるだけで新たなプログラムが作成できるようにすると、専門的な知識を持ち合せなくてもプログラミングが可能となり、小さなプログラムを並べることにより1つの大きなプログラムが完成する。

またMCの画面上のサブプログラムに処理内容が判るようなタイトルをつけておき、マウスによりボタンをクリックすることによりそのプログラムが実行され結果が表示されるようにしてあるため、全体の作業内容を用意に理解できるとともに、操作も非常に簡単になっている。

MC画面上のサブプログラムの表示順をかえてデータ処理順序を代えることにより新たな処理プログラムに変更できる。また以前使用したサブプログラムがシステム内にあるため、それを持ってきて画面上に追加することにより新しいプログラムが構築できる。図3に示したように各サブプログラム内のプログラムは数行のコマンドから成立っているが、あるサブプログラムに別なサブプログラム内の一部分をcopy and pasteで持ってくるにより新たなサブプログラムが作成できる。このようにサブプログラムの追加により、各人の目的に合わせて自分なりにプログラムの作成、拡張が可能となる。

パソコンの内容に精通していない一般のユーザが医療現場でパソコンを活用する場合には、プログラムの使い勝手がいいこと、操作が簡単であること（余計な操作を必要としないこと）、処理過程が容易に理解できること、利用者の目的に合わせて自由に簡単にプログラムの改変、追加が可能であることなどの条件が必要であるが、MCはこの理想に一步近いソフトである。

参考文献

- 1) 西村弘美：数値データ処理用言語. 麻酔40：S332, 1991

ABSTRACT

Use of Matrix Calculator (MC) to Calculate
the Lung Mechanics

Nahohisa MORI*, Hiromi NISHIMURA**
and Naokatsu OHTA***

Use of a new software Matrix Calculator (MC) was shown to calculate the lung mechanics during mechanical ventilation. The data analyze program consists of some subprograms such as the inputting, extracting, and displaying data of flow-volume, pressure-volume and flow-pressure curves and calculation of volume, compliance and resistance.

In MC subprograms are registered as buttons on the main menu screen, and a subprogram runs by clicking a mouse. Other programs are constructed by changing the order of the subprograms. To create new subprogram, commands can be copied from other subprograms and pasted on a new editor sheet.

The important for an ideal software used in clinical practice are easy to operate it, to understand the process and to create new programs. With this concept, it's easy to create new programs on MC without knowing about the detail of programming.

Key words : Lung mechanics, Computer, Language

**Department of Anesthesiology, Akita University Hospital, Akita 010*

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

****Nihon Kohden*

再利用可能なソフト

太田直克* 盛 直久** 西村弘美***

はじめに

近年ワークステーションの臨床利用が増えているがその多くは脳波やバイタルサインなどの専用モニタとして利用されている。しかし得られた結果を更に詳しく分析しようとしても処理ソフトが少ないためデータが十分に生かされていないのが現状である。この原因としては研究目的によって分析の対象や方法が異なるためメーカーが市販できる汎用のソフトを開発できないこと、利用可能なソフトがあったとしても高価であったりワークステーションはパソコンほど1秒ごとが多くないためソフトの入手が困難なことがあげられる。

そこでこのような現状を改善する一案として組み合わせ可能なプログラムを考案した。これは1秒ごとが必要に応じて組み合わせることにより柔軟に希望する処理が実行できるのでこれを紹介する。

システム概要

1. 開発環境

本システムはsun4/IPC (Sun Microsystems, Inc.以下ワークステーション) を用いて, Macintosh IIx (Apple Computer, Inc.) で作成した旧XCALCをUNIXに移植し (これをmatrix calculator, 以下mc), これを利用して組み合わせ可能なプログラムを開発した。

2. 機能

収集したデータはmcで作成した複数のプログラムを組み合わせることによって処理を行える。また, データ処理を実行しながらシステムの設計を行い, 処理の終了と共にプログラムができあがる。1秒ごとがプログラムを自由に組み合わせて処理を行うことによって一番良い解析方法を見つけることができ, この手順が目的の処理を行うプログラムとなる。

3. データ構造

2. で述べた統一したデータ構造は次の通りである。

- ・データは全てテキスト数値である。
- ・データとデータの区切りはスペース, タブである。
- ・データの数を全パラメータに一致させる必要がある。

実際のデータ例を下に示す。

例

1.000 2.000 4.000

2.000 3.000 5.000

3.000 5.000 7.000

4. データ処理

mcでは入力・出力データは2.3で述べたデータ構造であり, 処理結果はこれに一致するファイル書式として出力される。入力ファイルと出力ファイルの構造が一致するため連続的な処理を行うことが可能である。これはある処理の出力データを次に行う処理の入力データ使えるために各プログラムは他のプログラムの影響を受けにくい。

* 日本光電工業株式会社

** 秋田大学医学部麻酔教室

*** 秋田県立脳血管研究センター脳神経外科学研究部門

使用例

1. データ収集

秋田大学医学部付属病院のICUおよび中央手術部のワークステーションCWS-8100（日本光電）を利用し、患者監視システムのデータファイル出力機能よりバイタルサインデータの収集を行った。ファイル出力にはMS-DOSマルチプラン用ファイルと固定長テキストデータ用の2種類があり、今回はテキストデータ出力の結果を利用した。

2. 使用例

mcで作成したプログラムを組み合わせるバイタルサインデータの処理を行う一例を図1～3に示す。図1はワークステーションより収集したバイタルサインデータのトレンドを行うプログラム（trend）で、時間に対する心拍数、最高血圧、最低血圧、血圧の平均値、体温、酸素飽和度をトレンド図にしたものである。図2はこの傾向を把握しやすくするために単純移動平均（smoothtrend）

を実行した結果である。生データには動脈血圧にアーチファクトが含まれておりアーチファクトの除去を行うためのプログラムを実行し、再びtrendとsmoothTrendのプログラムで処理を行った結果が図3である。

trend プログラム

```
fileName$ = inputString ("load file name :  
= ") ; /*ファイル入力*/  
system ("ore "+fileName$+" &") ;
```

smoothTrend プログラム

```
fileName$ = inputString ("load file name :  
= ") ; /*ファイル入力*/  
sm = inputNumber ("smooth range : =  
") ; /*移動幅*/  
dat = load (fileName$) ; /*ファイル読込*/  
/*  
dat = smooth (dat, sm) ; /*平滑化処理*/  
save (dat, "sm.dat") ; /*データファイル出力*/  
system ("ore sm.dat &") ;
```

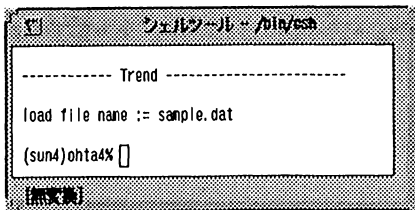


図1 トレンドグラフ

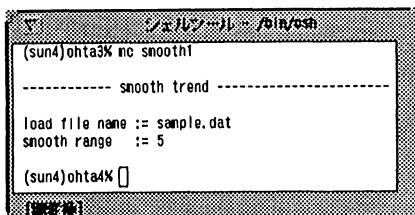
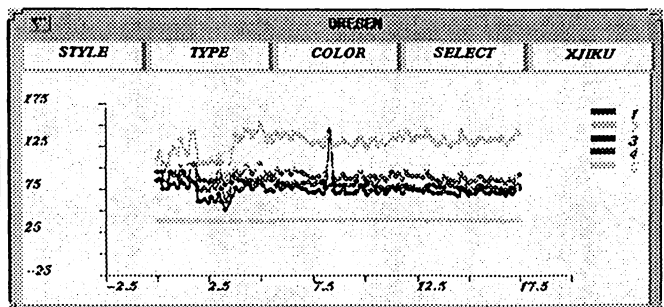
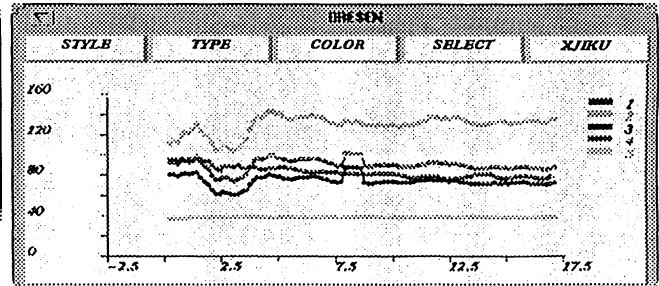


図2 スムービング



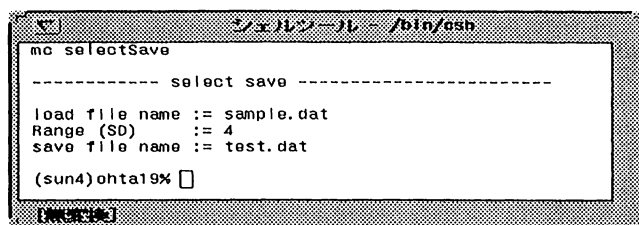


図3 クリッピング処理

考 察

個々のプログラム (trend, smoothTrend) は全て独立し、データに対して繰り返し処理を行うことができる。研究者が実行したい処理を組み合わせることによって希望する処理を見つけることができる。また試行錯誤の過程はプログラムになる。本システムは専用目的で作られたシステムと異なって、データ書式を一致させているのでデータの受け渡しが容易である。

まとめ

- ・ワークステーションで利用できる組み合わせ可能なソフトを開発した。

- ・ソフトの開発にはワークステーションに移植したmcで行った。

- ・ソフトは単独でも使用できるが入出力のデータ書式が一致しているのでデータの受け渡しが容易である。

ABSTRACT

New Software Matrix Calculator on Work Station

Naokatsu OHTA*, Naohisa MORI**,
and Hiromi NISHIMURA***

Recently, work station (WS) has become increasing popular in clinical practice. It is used in a fixed way such as monitoring ECG and other vital signs, and its alternative use is difficult. As WS and its own programs are not so popular as personal computer and the purpose and the methods to analyze data are different in each investigator, it is time and money consuming for a maker to correspond to each need.

We developed new software so that investigators can analyze their data in their own way on WS. The software consist of some programs to treat a fixed format data. Selecting a program, they can input, extract, smooth, and display the data. As input and output routines have same format on each program, we can choose any programs repeatedly and in any sequence to analyze the data.

Key words : Computer, Work station, Matrix calculator

*Nihon Kohden

**Department of Anesthesiology, Akita University Hospital

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

麻酔記録をCANDY 4で作成するための変換プログラムの作成

北野敬明* 帆足修一* 瀬戸口薫* 岩坂日出男*
野口隆之* 織田俊介* 谷口一男* 本多夏生*

はじめに

現在、実験データ処理、グラフ化、プレゼンテーションなどの分野では、パーソナルコンピュータ上で非常に強力なソフトウェアが存在し多用されている。しかし、われわれが麻酔記録を学会などで発表する際は、効率よく作図できるソフトが少なく¹⁾、手作業で作図するが多い。その原因として第1に、発表時は麻酔記録上の必要項目のみを作図するが、通常の麻酔記録には多くの項目があり、その全項目に対応したソフトの作成には多くの時間と労力を要する。第2に、市販作図ソフトを使用した場合、血圧と心拍数データを作図する部分が自動化されておらず、血圧および心拍数を記号で描画する際に多大な労力を要する。

そこで、今回われわれは、市販の製図ソフトとしては安価で、一般的であるASCII社のCANDY4で麻酔記録を作図する際に、血圧と心拍数を自動的に描画する補助プログラムを作成したので報告する。

作図補助プログラムについて

使用したハードウェアはNEC PC-9800RX+80MHD、作図機器としてRoland D.G.社のスケッチメイト RP-21Wを使用した。ソフトウェアは、作図ソフトとしてASCII社のCANDY4 ver.1.01、自作補助プログラムの作製にはMS-DOS

上のNEC社製N88-BASICを使用した。

CANDY4のファイル形式には通常の形式（拡張子がC4）とは別にベクトル形式（V3）が存在し、MS-DOS上のテキストファイル形式で容易に作図命令を記述する事ができる²⁾。たとえば、座標（x1, y1）から（x2, y2）に直線を実線で、色調を黒で描かせる場合、各データ間をスペースで区切り、

```
L x1 y1 x2 y2 0 1
```

とエディタで記載し、そのファイルを読み込めばCANDY4で直線を描画してくれる。

今回作製した補助プログラムは、血圧、心拍数をキーボードより入力、編集し、データを保存あるいは読み込み、さらに血圧と心拍数を麻酔記録記号に変換してCANDY4のベクトル形式のファイルを作成するプログラムである。今回の変換データは、心拍数と最高、最低血圧データのみ変換し、時刻、血圧値ラベル、薬剤名、薬剤使用量などはCANDY4上で作図する方法をとった。

結果および考察

図1に、上記ソフトを使用しRoland D.G.社のスケッチメイトで作図した麻酔記録を示す。

現在、当教室では、今回の麻酔記録作図以外に、以前から、実験データを統計処理し、そのデータをCANDY4上のグラフデータに変換するプログラムを使用している。そのため、CANDY4の使用法に習熟している医局員が多く、使用に際してとくに問題はなかった。血圧、心拍数データの

*大分医科大学麻酔学教室

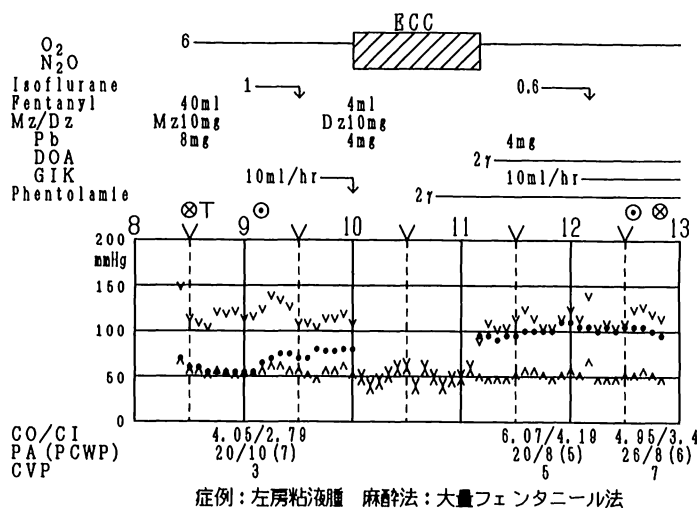


図1 CANDY4, スケッチメイトによる作図例

みを変換し、時刻、血圧値ラベルなどの文字データなど他の項目を変換しなかったのは、プログラム作製に要する労力と時間を考えあえて作製しなかった。しかも、CANDY4上にはパーツ登録が可能で、各麻酔法に対応した麻酔形式や麻酔記号、手術記号、挿管、抜管記号などをあらかじめパーツ登録したものを使用すれば、作図労力は非常に軽減される。

このソフトを使用することにより、学会発表用の麻酔記録作図に要するわれわれの労力は大幅に軽減された。現在、ワープロ、表計算ソフトと同様、作図ソフトも麻酔科領域の診療、研究に必須のものとなってきた。

今回作図に使用しているRoland D.G.社のプロッター、スケッチメイトは従来のプロッターに比べ安価で、また、PC-PR201Hのエミュレート機能もあり、Roland DG社よりプレゼントメイト、スケッチグラフなどMS-DOS上で、麻酔科業務に有用なソフトが無料で供給されており、当教室では投稿用原図やポスター発表用原稿などに活用している。

今回の作図方法で、一つの問題点は、プロッ

ターで作図させた場合、文字フォントが貧弱である事である。現在、マッキントッシュや、MS-WINDOWSなどでは各種フォントを使用したプレゼンテーションが可能となっている。CANDY4も、ある種のレーザプリンタ（CanonのLIPS3仕様など）上のアウトラインフォントが使用可能であり、各種フォントを使用した作図が可能と思われる。

参考文献

- 1) 丸山正則, 羽柴正夫: スライド用麻酔表作製プロセッサの試作, 麻酔 41: S889 1992
- 2) アスキー社, CANDY4リファレンスマニュアル: 1990

ABSTRACT

Converting Program from Blood Pressure and Heart Rate Data Inputted from Keyboard to Graphical Data in the CAD Software CANDY4 for Anesthesia Record Presentation

Takaaki KITANO*, Syuichi HOASHI*,
Kaoru SETOGUCHI*, Hideo IWASAKA*,
Takayuki NOGUCHI*, Syunsuke ODA*,
Kazuo TANIGUCHI* and Natsuo HONDA*

It is still difficult to make the anesthesia record for the presentation in symposium by using computer, because the CAD (Computer Aided Design) software on the market can not plot the symbols of blood pressure and heart rate automatically.

In this study, we programed the software which can convert blood pressure and heart rate data inputted from keyboard to graphical data file, which can be used in the CAD software CANDY4 (ASCII Co.) 。 The converting

software was written in N88-BASIC on MS-DOS for NEC PC-9800 personal computer. By converting the blood pressure and heart rate data with this program, we can easily make the anesthesia record for presentation in short time with high quality.

Key words : Anesthesia record, Computer aided design

**Department of Anesthesiology, Oita medical university, Oita 879-55*

プログラミングは難しいか

西村弘美* 盛 直久** 太田直克***

はじめに

コンピュータの進歩は快適なデータ処理環境を提供し、コンピュータを便利な臨床研究の道具にしている。しかしコンピュータの進歩に比べ研究者によるプログラム開発の環境と意識は依然として前近代的な段階にある。研究に直接関わるプログラムの開発は将来にわたって避けることのできない作業であり、研究者がプログラムを簡単に作れない環境は根本的な改善を必要としている。

筆者らは医学研究者に必要なコンピュータの環境と開発言語は如何にあるべきかを検討し、その一つの成果として新しいコンピュータ言語（mc：matrix calculator）を開発した。本稿では、mcによるデータ処理プログラムを例にあげプログラミングについて紹介する。

言語の選択

プログラムとはコンピュータが理解できる言葉で処理の方法を記述したものである。またコンピュータ言語とは一般に人間の理解する言語をコンピュータが実行できる機械語に翻訳するアプリケーションソフト（コンパイラ）である。コンピュータ言語ソフト、これは翻訳以外にも開発に必要な道具や汎用のプログラム（ライブラリ）を含んで提供される。同じ名称の言語でもソフトによっては著しく内容は異なるのが普通である。自分が必要とする処理をどのコンピュータ言語で記

述するかは自由であるが、少なくとも自分の研究に合ったコンピュータ言語を選ぶのが重要なポイントである。しかし、医学研究者の必要とするプログラムの範囲は非常に広く何が研究者にとって良い言語かとは断定できない。ただプロが使う一般のコンピュータ言語を選択しても大半はうまく行かないであろう。

近年、Mathematica, MATLAB, MAPLE, などアプリケーションソフトでありながらプログラミングも可能なソフトがある。このソフトは複雑な機能を持つプログラム（関数）が最初から利用でき、ユーザは必要な関数の組み合わせでデータ処理をさせるソフトである。一般的なコンピュータ言語にとらわれず、このようなソフトもプログラム開発言語ととらえ、選択することも研究者には必要ではないかと思う。筆者らが開発したmcもこの部類に属するソフトで、mcはバイタルサインからMRI, PETの画像まで、主に医学系の問題を扱えるよう開発したものである。

研究者のプログラミングは変わっている

一般のプログラマーが行うプログラミング、これは処理の方法が細部にわたって明確に決定されていなければできない作業である。これに対し研究者は、処理の方法を決定すること自体が研究となり、最終的にどのような処理方法になるか不明なのが普通である。一般に使われているコンピュータ言語のFORTRAN, BASIC, PASCAL, Cなどの言語は処理の仕様が決定されているものに対して非常に有効であるが、研究者のプログラミン

*秋田県立脳血管研究センター脳神経外科

**秋田大学麻酔学教室

***日本光電監視装置事業部

グには必ずしも有効とは言えない。研究者には研究者に合ったプログラミングができるコンピュータ言語および環境が必要である。

ソフトの組み合わせもプログラム

研究活動においては複数のソフトを組み合わせ試行錯誤でデータ処理を行うのが普通である。プログラミングを広い意味でとらえた場合、複数のソフトを使ったとしても目的の結果を得たプロセスがアルゴリズムであり、過程を記述したものがプログラムである。このように考えると、論文やレポートも処理のプロセスを記しているのでプログラムと言える。ただし现阶段ではコンピュータがその文章を理解しないため、一般にプログラムとは言えないだけである。レポートに書かれている文章を理解し実行する。このようなコンピュータシステムが無いことがプログラミングを難しいものにしている。これはコンピュータ研究者の怠慢である。

プログラム

プログラムとは処理プロセスの記述である。これに注目し、mcによるプログラムを見てみる。例1はバイタルサインのトレンド図を描くプログラムである。

例1：バイタルサインのトレンド図

```
a = load ("trend.dat") ; ~データの入力
```

```
a# = Plot (a) ; ~作図
```

```
save (a#, "trend.pict") ; ~作図結果の保存
```

第一行目はファイル (trend.dat) に書かれているデータを変数aに代入する命令で、次の第二行目はこのデータを折れ線図にしその結果を変数a#に代入する命令である。また最後の第三行目は作図結果をtrend.pictという名前でファイルに保存する命令である。

このようにmcではバイタルサインのデータを作

図しファイルに保存するプログラムは3行の命令で実行される。上記命令の各行が一つのアプリケーションソフトで、書かれた順番がアルゴリズムと考えればプログラミングとは如何に簡単にできるかが理解できるであろう。

階層構造

バイタルサインのトレンド図を描くプログラムが数行で済むには理由がある。例1の第二行目の作図命令Plotは一段下のレベルの命令から作られている。これを例2に紹介する。

例2：Plot関数のプログラム

```
module Plot (a) ~関数の宣言
```

```
{
```

```
x = a[#, 1] ; ~ x 軸のデータを選択
```

```
y = a[#, 2:nsz(a)] ; ~ y 軸のデータを選択
```

```
parametricPlot (x, y) ; ~作図
```

```
}
```

第一行目はPlot関数の宣言。第三行目は引数aの第一列目を変数xに代入する命令。第四行目は引数aの第二列目以降を変数yに代入する命令。第五行目はxを横軸に、yを縦軸に指定し作図する命令である。このように、Plotという関数は例2のようなプログラムから作られている。

プログラマーなら例2のプログラムを理解する必要があるだろう。しかし研究者はPlot関数の使い方さえ理解できれば例2のプログラムを理解する必要は無く、例2のレベルまで戻らなくても目的のデータ処理を実行するプログラムを作ることができる

更に、次の例3を見ると例1の3行のプログラムを一つの関数として宣言している。

例3：Trend関数のプログラム

```
module Trend (file$)
```

```
{
```

```
a = load (file$) ;
```

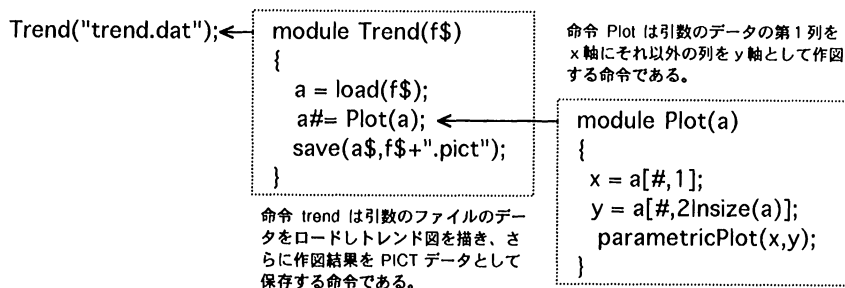


図1 プログラムの階層構造

処理プログラムは具体的なレベルの命令から作られ、命令は次第に抽象的なレベルへと進化する。どのレベルからプログラミングを始めるかは任意である。過去の資産を利用できればそれだけプログラミングは楽になる。

```

a# = Plot (a) ;
save (a#, file$ + ".pict") ;
}
  
```

例1の段階からプログラミングを開始し例1が汎用のデータ処理である場合、例3の宣言により次回からTrend ("trend.dat") ; を実行するだけで、例1の処理ができるようになる。

このように、プログラムは面倒な記述を要する低いレベルから高度の機能をもつ高いレベルのプログラムへと階層的な構造を持っている（図1）。従来の言語では例2のレベルより低いレベルからプログラムを開始しなくてはならない。これはすべて開発時におけるコンピュータ言語および環境に依存するものである。研究者がプログラミングをする場合には、研究者に合ったレベルの環境から始めるのが重要なポイントである。

まとめ

プログラミングとは人間の理解する言葉をコンピュータが処理できる言葉に翻訳する単純な作業である。この単純な作業をわれわれがするのはなくコンピュータ自身に行ってもらおう。このようになればプログラミング自体が不要になり、研究者は純粋にデータ処理を行うだけで済むようになる。

る。プログラミングは難しいのではなく、研究者がプログラミング言語や環境をうまく選択しないため、難しくしているだけにすぎない。

これからも、研究者によるプログラミングは研究が専門的になればなるほど避けて通れない作業であろう。これを無理なく行うには、研究者に合った言語と環境で行わなくてはならない。また、コンピュータ言語の命令を記したものだけがプログラムではなく、アプリケーションの組み合わせやレポートに書かれた文章もプログラムであるという認識が必要である。そして、プログラミング自体が不要になる環境こそが、研究者に必要なコンピュータ環境となる。

最後に、脳神経外科での応用例を図2に紹介する。この例は脳波などの電極電位を二次元上にマッピングし等電位図や電位を高さに見立て鳥瞰図に表したものである。これら作図はわずか数行の命令で実行され、命令の説明をしなくとも何をしているかが理解できると思う。このような処理はデータを変えるだけで麻酔科領域の問題にも応用できると思う。

本稿で紹介したmcは秋田県立脳血管研究センター脳神経外科学研究部門で開発したコンピュータ言語である。このmcは商用ネットのNifty-Serve

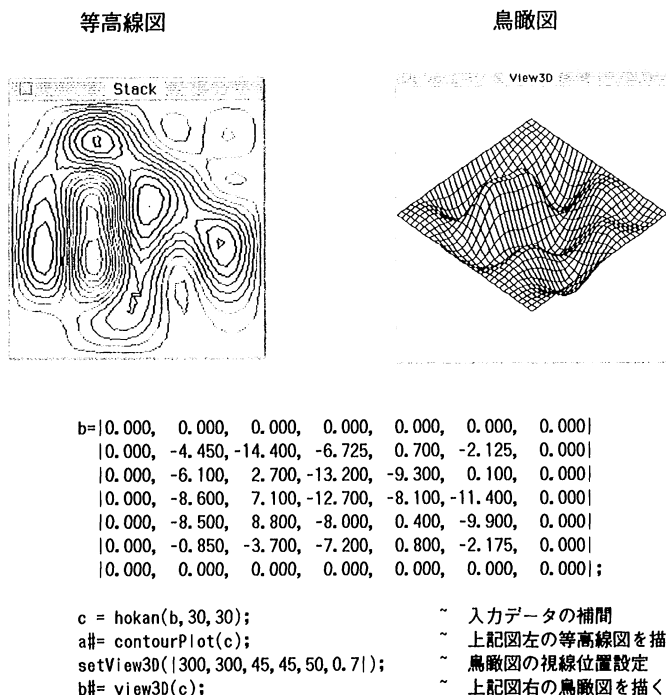


図2 脳波データの表現

脳波電極データなど2次元データを等電位図や鳥瞰図にするmcのプログラム。データを変えると麻酔科関連のデータも同様の表現をすることができる。

のFMACPROにfree wareとして登録しているので
興味があればダウンロードし試してもらいたい。

ABSTRACT

Is Computer Programming Difficult ?

Hiromi NISHIMURA*, Naohisa MORI**
and Naokatsu OHTA***

Though computer is becoming very convenient tool for clinical researchers, few of them can develop their own programs on their computer. Holding a wrong image about the computer programming, nearly all the beginners try to impersonate the professional's programming style, choosing an inappropriate computer system and computer language. However, the computer program-

ming is not so difficult for the beginners.

We developed a new computer language MC (matrix calculator) that has the new style of the programming. As the syntax of MC is similar to the popular mathematics expressions, the user programs based on MC are more compact than the programs developed by the ordinary languages. This paper introduces the way of computer programming using MC for clinical researchers.

Key words : Computer, Language, Matrix calculator

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

**Department of Anesthesiology, Akita University Hospital

***Nihon Kohden

8. コンピュータの一般利用

電子媒体雑誌の刊行

諏訪邦夫* 森隆比古** 岩瀬良範***

はじめに

1992年11月の大分市における日本麻酔・集中治療テクノロジー学会第10回総会を機会に、電子媒体雑誌の刊行を開始した。学会場で配付し、さらに継続希望者の受け付けをしている。

目的：新しい情報交換の媒体の可能性を探索する。

方法：文字情報とソフトウェアを中心に、フロッピーによる配付に意義の認められる情報を、利用しやすい形態で提供する。

名称：“Monitor World”

内容：内容は以下の通りである。

- ・外国文献抄録テキストファイル
- ・日本麻酔学会総会ソフトウェアコンテスト入賞作品の一部（MS-DOS版およびMAC版）
- ・Journal of Anesthesiaの文字部分を電子化したテキストファイル
- ・その他

形態：3.5インチフロッピー、MS-DOSフォーマット（1.2Mバイト）。

パンフレット数ページ。

使用方法：MS-DOSが動き、1.2Mバイトの3.5インチフロッピーの読めるパソコンならば使用で

きる。実際の使用にあたっては、日本電気PC9801を予測している。なお一部のファイルはマッキントッシュ用であり、その使用に際しては読者がマッキントッシュにファイル変換する。

全体を閲覧するための目次とページをめくるための特殊プログラムは、職業的な会社に依頼して作成した。

一部のファイルは、LHAを使用して圧縮しており、それを特殊プログラムから自動的に解凍して閲覧する。

刊行回数：年4回を予定している。順調に進めば、Journal of Anesthesiaの文字情報が、今後はフロッピーで全号提供できることになる。

配付対象：申し込みをいただければ、日本麻酔・集中治療テクノロジー学会会員および日本麻酔学会会員に無料で配付する。

考 察

作成の過程で、マッキントッシュとの共通性を考慮して720Kディスクの使用も検討した。しかしながら、情報量が少なくなる欠点が決定的で、上記の形式に落ち着いた。

著作権に関しては、Journal of Anesthesiaのそれは日本麻酔学会が保有する。それ以外はすべてフリーソフトウェアなので、記名の著者が保有する。ディスク全体や個々のファイルをそのままコ

*東京大学医学部麻酔学教室

**大阪大学医学部麻酔学教室

***獨協医科大学麻酔学教室

ピーして個人で使用するのは自由である。しかし、かつてに書き換えたり作り替えたりして、作者名を消したり変更することは許されない。もちろん、商品とすることも許されない。

謝辞：日本麻酔・集中治療テクノロジー学会の後援と日本麻酔学会の指導を戴いている。実際の技術面として、Journal of Anesthesiaの処理について克誠堂の、プログラムとディスク製作面でジーアンドディー・マネージメント株式会社の援助を受けている。実際の編集と発行は、チバコーニングダイアグノスティックス株式会社が継続的に担当する。

ABSTRACT

Publication of An Electronic Anesthesia Journal

Kunio Suwa*, Takahiko Mori**
and Yoshinori Iwase***

We started publishing an Anesthesia Journal in a dis-

kette format in November, 1992. AIM : We intend to search for a potential for this medium as a means of information exchange / spreading. METHOD : We supply with informations, suitable for distribution in a diskette form. It consists of literary information and various softwares. NAME : We call it " Monitor World ". CONTENTS : 1. The text part of the Official Journal of the Japan Society of Anesthesiology, " Journal of Anesthesia ". 2. Selected free-software from the Software Contests for the Japan Society of Anesthesiology. 3. Journal Club. 4. Anesthesia / Medical News from various computer network bulletin board. We plan to publish this quarterly. We believe this is the first anesthesia journal of this format.

Key words : Computer, Publication, Technology, Electronics, Diskette

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

**Department of Anesthesia, Faculty of Medicine, Osaka University, Suita 565

***The First Department of Anesthesia, School of Medicine, Dokkyo University, Tochigi 321-02

医局事務のO A化

浅山 健* 横田美幸* 田中清高* 関 誠*

はじめに

personal computerを医局の事務処理に用いた。本院の麻酔科の環境特徴として、独立の麻酔科の事業所であり、したがって、病院に対して、麻酔の診療報酬の請求権を有する。反面で、病院と術者が望む高い品質の麻酔業務を、一般社会の論理に従う合理的な費用で提供する義務を負う。

ここに、人事管理と経理事務を事業所の責任で行う必要があり、医局事務のO A化を行い、麻酔科の合理的運営を目指している。

方法および結果

1) 医局の意志決定を記録する定例会議の議案書および議事録の作成と保存を、日本語word processorの一太郎で作成した。このfileを共有のhard diskに保管して、内容を複写し、公開する、検索を容易にする、保存上での省スペース化を図った(担当; 関)。

2) 夜間休日の緊急手術の要求に対する(表1)麻酔科の宅直表を、表計算のMultiplanで作成した。日付けの記入には、これが初日に始まり、順に1を足す性質により、関数の利用で; 曜日の記載には、月曜より決まった順に並ぶ性質により、7日1組の順に並ぶ曜日群の複写で; 担当者氏名と連絡先の記載には、前記の一太郎で作った日本語の辞書機能で、おのおの利用した。

宅直表は、基本的に縦と横の枠組の構成である。この目的に、Multiplanの枠および罫線の構造

が有効であった(担当; 田中)。

3) 給料支払の基礎になる出勤簿を同じくMultiplanH 33 1440 1440 0 0 1440 0 1 1 0 Hで作成した。まず、常勤医に対する不出勤を、以下の6区分に分類する基準の制定作業を行った。

1) 休暇と無関係の症例減による有給の自宅学習、

2) 有給休暇、

3) 有給の学会出席、

4) 給料を差し引く欠勤、

5) 給料を差し引かぬ病欠欠勤、

6) 同慶弔の休暇

以上に分けた。これら手術室に出勤しない個人別の情報を、処理し易いようにcode化して表現し、入力した。印刷した個人別の情報を公開すると共に、保存と検索に利用する一方で、この情報に基づく給料計算を行った(担当; 横田)。

次に、前記の宅直表の転用によって、非常勤医に対する日給の支払表を作成した。個人別の出勤日の確認作業と連動する支払の資料である。

表1 麻酔科当直表

1992年9月		緊急 監督		日直		日直者出勤	合計
日付	曜	宅直	出勤(正)	(副)	日直者		
04/9/1	火	堀内	横田	品川	片岡	西野	3
04/9/2	水	関	塩谷		兼松	福田C	3
04/9/3	木	南	関		兼松C	福田	6
04/9/28	月	南	横田	行田	堺	片岡	2
04/9/29	火	塩谷	塩谷	横田	品川	菊池B 山内章	2
04/9/30	水	横田	横田	塩谷	兼松C	福田B	2
sum							50
stdevp							2.50

* 癌研究会付属病院麻酔科

表2 麻酔従事者数変動一覧（その1）

1992年 9月	曜	AA	BB	FF	GG	II	LL	MM	秘	出勤	ハート	常勤	朝出	総支
									書	総数	医数	者数	人数	払数
920901	TUE	B		C	10		10	B	8	14	3	11	9	15
920902	WED	B					B	10	7	14	3	11	10	15
920903	THU	B	B		B		10		7	16	6	10	10	17
920924	THU		B		B		10		7	14	3	11	9	14
920925	FRI			10	B		10	10	B	7	15	3	12	15
920928	MON						B	10	8	14	2	12	10	15
920929	TUE				10		10	B	8	13	2	11	8	14
920930	WED	B					B	10	7	14	2	12	10	14
sum										256	50	206	183	289
average										12.8	2.5	10.3	9.15	14.5
maximum										16	6	13	13	17
minimum										5	1	3	4	12
stdevp										3.43	1.32	2.92	2.24	1.16

最後に、週日における常勤医の出勤者数，非常勤医のそれ，朝の出勤者数，全体の支払対象の医師数を入力した。この入力値を月末に計算して，総数，平均値，最大値，最小値，そして不偏標準偏差値を印字して，従事者数の変動の実状を数量化して，把握した（表2）。

4）この基礎資料に加えて，同じ表計算soft wearで，朝，昼，夕刻の3出勤区分別の勤務体制におおの対応する時間外手当に，および宅直料支払の追加資料に用いた（担当；横田）。

5）以上の作業とは別に，1975年以降の麻酔科日報を専用のdata base soft wear；PC-PAL super plusに入力している。その主な項目は，各科別の麻酔件数，その時間，そして当日の出勤医師数である。この日報を基に，月報を作成する時，data baseにおける従事者医師数と，前記の表計算における数の一致を確認できた。したがって，誤入力を訂正できる利点がある。

考察および結語

医局の意志決定を記録する作業，および定型の日報と月報の作成作業，およびこれらを基礎にする請求と支払の事務処理にcomputerを利用し

表3 麻酔従事者数変動一覧（その2）

DATES	WEEK	麻酔科 麻酔の		1人当たり 1件当たり	
		医師数	総件数	総時間 仕事量;分	時間;分
920901	TUE	14	12	2,460	176 205
920902	WED	14	12	3,350	239 279
920922	TUE	14	11	2,210	158 201
920924	THU	14	12	2,490	178 207
920925	FRI	15	12	3,380	225 282
GRAND	SUM	260	194	47,927	

緊急例を含む総数

た。文書の修正と編集，文書および表計算のfileを複写し，検索し，計算し，印刷し，保管する，これらの作業にpersonal computerを利用して，事務処理を合理化した実状を報告した。

参考文献

1) Holley HS, Heller F : Computerized Anesthesia Personnel System. Int J Clin Monit Comput : 1988, 5 (2) P103-10
2) Rucquoi M, Camu F : Computer registration and processing of census data for an anesthesiology department. Acta Anaesthesiol Belg. 1987, 38 (1) P5~8

ABSTRACT

Anesthesia Office Administration with

Personal Computers

Ken ASAYAMA*, Miyuki YOKOTA*, Kiyotaka TANAKA*
and Makoto SEKI*

We are doing anesthesia for both our hospital and surgeons under firm. High quality with reasonable cost is of primary importance, and we have used personal computers for the administration.

1) We have made our monthly meeting minutes with a Japanese word processor, named ITTARO, which is the most popular one in Japan. We have stored the files in the hard disk for reading and retrieving by our department persons, who can handle the computer.

2) We have also made on call duty schedule for emergency surgeries during holidays and midnight with spread sheet soft wear, named MULTIPLAN. Making special words in the former ITTARO as a part of dictionary, it becomes easily to input both person's names and it's telephone numbers.

3) We have determined person's not attendance in the operating rooms in the following six categories.

①paid absence due to less anesthesia cases

②paid holiday due to work regulation

③paid absence due to meeting

④unpaid absence due to personal reasons

⑤paid absence due to illness

⑥paid absence due to marriage or funeral

4) Finally, we have made our data base on number of dairy personal attendance, based on dairy or monthly pay persons. Calculation of numbers on the summation, average, maximum, minimum, and its standard deviation, showed clear status of personal power in our dairy business.

We have shown utility of personal computer for the anesthesia service business.

Key words : Meeting minutes, On call schedule, Paid or unpaid regulation, Anesthesia department, Personal computer

**Department of Anesthesia, Cancer Institute Hospital,
Tokyo 170*

「愛麻ニュースレター」の発行に伴うファクシミリ通信の問題点

新田賢治*

木村重雄**

宮崎博文**

新井達潤**

はじめに

平成3年11月27日に愛媛大学麻酔科医局に直通のファクシミリが導入され、関連病院との文書通信が郵便からファクシミリに切換えられた。これに伴い、医局と関連病院相互の情報交換と知識技術の向上を目的として「愛麻（愛媛大学麻酔科）ニュースレター」の定期発行（月2回）が開始された。平成4年10月末現在で第21号を数えている。ファクシミリ通信は情報伝達手段として非常に有効であるが、情報の伝達は一方向になりがちである。また配信する側の問題としてニュースを多施設に送る時間的な手間が問題となる。これらをふまえファクシミリ通信における問題点について報告する。

何をニュースにするか

当初「愛麻ニュースレター」は、CASE REPORT, 文献紹介, アイデア, お知らせ, 近況報告, エッセイ等で構成される予定であった。各施設はこれらの話題を原稿用紙1枚程度にまとめ医局にファクシミリで送ることになっていた。しかし、ほとんど原稿は集まらなかった。これは、関連病院に勤務する者にとってファクシミリが身近にないためと考えられた。そのため、ニュースレターは大学病院で月曜日から金曜日の朝8時から30分間行われている症例検討会で読まれた論文、毎週水曜日の午後6時から開かれる医局会で

読まれた論文の抄録を中心に構成された。症例検討会や医局会は7-8月はお休みとなるのでその期間に発行されるものに、各施設からのレポートを載せるようになった。

配信時の手間

次に問題となったのは手動でファクシミリを送るのに結構時間がかかることであった。ニュースレターは1部あたり送付案内を貼付し4枚となり、1施設に送るのに2.5分を要した。配信者は受信している13施設へむけて30分以上ファクシミリの前から離れることができず単調な作業を行わなければならなかった。また、ヘッダファイルを13箇所分作成するのも面倒な手続きであった。そこで、この問題を解決するためメガソフト社のパソコンファクスシステムが医局に追加導入された。このファクシミリボードはパソコン内の拡張スロットに差込むタイプで、電話回線とファクシミリの間に接続し使用する。この装置の導入により以下の点が改善された。

(1) 同報配信の機能により13施設へのニュースレターの連続送信が自動で可能となった。

(2) 送付案内をいちいち作成しなくても自動的に挿入することができた。

(3) 原稿をあらかじめ印刷することなく直接関連病院のファクシミリに送信できるようになった。

(4) 関連病院に同じファクシミリボードがある場合原稿をファイルで受取ることができた。

(5) ファクシミリに出力される文字の解像度

*市立宇和島病院麻酔科

**愛媛大学医学部麻酔科蘇生科

が上がった。

まとめ

(1) ファクシミリ通信は多施設間を結ぶ情報伝達手段として有用である。とくに出先の機関に勤務するものにとっては、新しい情報を得ることができ非常にありがたい。

(2) ニュースを送る側にとっては配信時の時間的な手間が問題となる。

(3) 一度に多施設にニュースを配信する際には、パソコンファックスシステムが優れている。

ABSTRACT

Facsimile Basis Network News is Useful for Multi-institution Communication

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

We have been publishing facsimile basis network news twice a month since Dec. 1991 in order to communicate between departments affiliated with Department of Anesthesiology & Resuscitology, Ehime University School of Medicine. The advantage of this system is the faster communication compared with postal service. But it is time consuming to send them to each department separately because we have to send/fax them to 13 institutions. Therefore we added another computer facsimile board to our set. By this we now can send news automatically to affiliated hospitals. We recommend having a computer facsimile board system when a facsimile communication system is to be built.

Key words : Net work, Facsimile

**Department of Anesthesiology, Uwajima Municipal Hospital, Uwajima 798*

***Department of anesthesiology and Resuscitology, Ehime University School of Medicine, Ehime 791-02*

9. 自動制御

輸液ロボット（試作2号機）

財津昭憲*

河野智幸***

相原啓二*

梅津浩章***

久米盛夫*

上村哲司***

鮎川勝彦**

谷口健司***

目 的

重症患者の心血管作動薬のポンプ投与は日常的になっており、使用薬剤数が増えるとポンプだらけになり、緊急事態の時に素早い対応ができない。そこで、輸液ポンプ（アトムP-300）4台とシリンジポンプ（アトム235）8台の合計12台のポンプをシステム化し、multiple taskのOSであるOS2+Present manager（Ver.1.1a）を搭載したポータブルコンピュータPC9801T（NEC）で、インターフェースを通じてまとめて監視する輸液ポンプ監視装置を開発¹⁾し、臨床応用を試みた（1991）。しかし、まだ実用化にはほど遠いものであった。今回輸液ポンプ監視の向上に加え、薬剤のスケジュール化注入、患者退院サマリーの書き込みを可能にした輸液ロボット（試作2号機）プログラムの開発し、実用化に一步前進したので報告する。

輸液管理のコンピュータ化のために

輸液循環管理をコンピュータ化するためには、従来の輸液法を根本的に変えざるを得ない。すなわち、1) コンピュータが計算できるように、輸

液や薬剤の全てをポンプで投与すること。2) 各ポンプがどのような組成の輸液や薬剤を投与しているかを教え込むこと。3) 決められた位置のポンプは決められた薬剤の決められた濃度と決められた組成溶液で投与することが望ましい。コンピュータにとっては、薬剤濃度の変更や溶液の組成の一部変更でも、全く別の薬剤投与と同じ扱いになる（投与量の調節は濃度の調節とするより、投与速度の変更で対処するのが实际的である）。4) 投与量の変更が必要な心血管作動薬や電解質を必要最少限度の成分に分解して、個々のポンプに分担させ、輸液ルートの中で混和する。5) 薬理効果の強力な心血管作動薬の持続投与には、坦送輸液速度を一定にした持続薬剤投与ルートが必要である。6) 水分投与量の調節や緊急輸血や緊急薬剤投与のルートも必要である。

装置の概要（図1）

輸液ポンプ（ATOM P-500）5台、コンピュータ制御可能の特別仕様シリンジポンプ（ATOM 1235）7台、手動操作専門のシリンジポンプ（ATOM 1235）8台、インターフェース内臓のマルチプレキサー1台、それぞれのポンプとマルチプレキサーはRS232Cケーブルで連結。このシステムポンプとコンピュータ（OS2+Present manager

*九州大学医学部救急部

**九州大学医学部集中治療部

***JALデータ通信

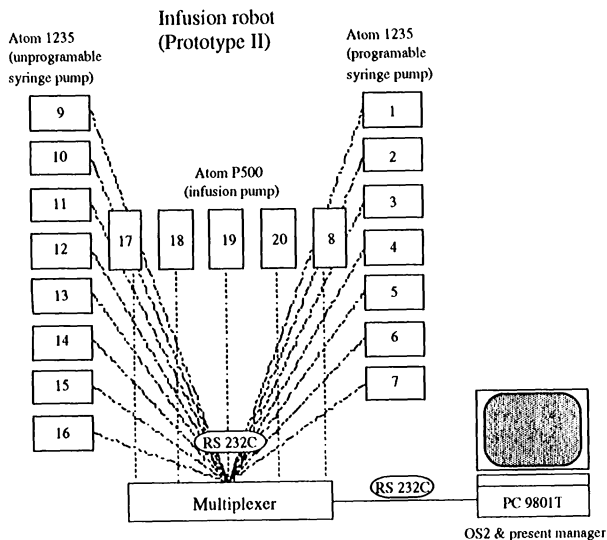


図1 輸液ロボット（試作2号機）装置の概要

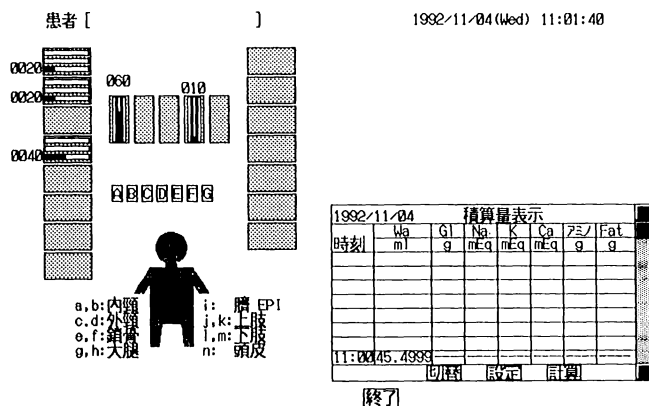


図2 メインルーチン・プログラムのみによる表示画面。左半分はポンプ監視モニターで、動作中のポンプの位置とその設定流量が一目瞭然である。右下4半分は輸液の水分量のみ表示。

搭載 NEC PC9801T) をRS232Cケーブルで接続し、ソフトプログラムで運用した。スケジュール化可能特別仕様シリンジポンプはコンピュータからの指令を待つため、常時電源ONでも操作忘れアラームを任意にOFFにできる機能を持たせたものである。

ソフトプログラムの概要

コンピュータの電源ONで自動的にポンプの活動状態の監視に入る。

1. メインルーチン・プログラム（図2）

メインルーチン・プログラムは以下の3つのプログラムに分けられる。

1) 時間管理プログラム：コンピュータは各サブプログラムからの情報入力待ちの待機状態にある。時間を観察しながら、毎正時には水分電解質投与量計算プログラムを走らせる。毎朝7時には水分電解質投与量レポートプログラムを走らせる。スケジュール化ポンプ作動が設定されていれば、設定時間にポンプの流量設定とON/OFFを行う。

2) ポンプ活動監視プログラム（図2，左半）：マルチプレキサーが各ポンプの活動状況の異変を20msecでポーリングする。異変を察知すると、コンピュータへ情報を流す。正しい情報の伝達を確認できたら、マルチプレキサーはストアーしていた情報を消す。コンピュータは画面の各ポンプの位置にその情報を画像表示し、データの種類（流量とそれ以外の情報）に応じて所定の場所（ポンプ番号別）に情報収納する。

3) 水分電解質投与量計算プログラム（図2，右下4半分）：時間管理プログラムにより毎正時に定期的に走らされる。各ポンプの時間投与と水分量の和を計算し、数値表示する。ブドウ糖，電解質（Na,K），脂肪，アミノ酸の時間投与量を計算し、表示する。

2. サブルーチン・プログラム

1) 個々のポンプに関するサブルーチン・プログラム（図3）

(1) ポンプ輸液ルート設定プログラム（図3，4左，5左）：輸液経路を図示するプログラムである。個々のポンプの注入経路と注入速度をreal timeで図形表示し、ひと目で全ポンプの作動状況を把握できる。

(2) 薬剤設定プログラム：各ポンプの輸液組成と薬剤濃度をコンピュータに教え込むプログラムである。登録薬剤データベース（図5）を内蔵しており、薬剤名や輸液製剤名で組成を計算する。これが水分電解質投与量計算プログラムの基礎となる。心血管作動薬剤に関しては、薬剤名と希釈液を選択し、溶液総量と単位薬剤投与量（時間1mlの溶液投与で何mcg/kg/minの薬剤投与となるか）を入力すれば、薬剤と希釈液の混和量を自動計算する。

(3) 流量グラフ表示プログラム（図4右上4半分）：最高3つまでの輸液速度のトレンドグラフ表示をさせる。心血管作動薬の使用量の傾向を

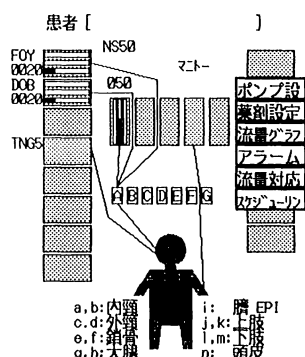


図3 個々のポンプのサブルーチン・プログラムのメニューボタン。すでに、ポンプ設定プログラムで、輸液ルートが表示されている。

観察したり、スケジュール投与と薬剤が確実に投与されたかを確認するのに適している。

(4) アラーム表示プログラム（図6右上4半分）：ポンプの異常や誤操作の有無を発見するために、ポンプ情報を発生時間と共に収納し、必要があれば表示させるプログラムである。

(5) 流量対応プログラム：同じポンプで違う種類の溶液や薬剤を投与した場合、後からの水分電解質投与量の修正再計算をさせるためのプログラムである。

(6) スケジュール化薬剤投与プログラム（要パスワード）（図4左，7）：36時間以内で、一つのポンプにつき5回までの薬剤投与設定をスケジュール化できる。設定にはパスワードを必要とする。手動操作がコンピュータによるプログラム操作より優先する。（定時投与する抗生剤や抗潰瘍剤の投与，または，2つのシリンジポンプを自動切り換えでシリンジポンプによる同一薬剤の持続投与に利用できる。将来の人工知能による輸液循環管理の自動化における実行部分のプログラムである。）

2) システム全体に関するサブルーチン・プロ

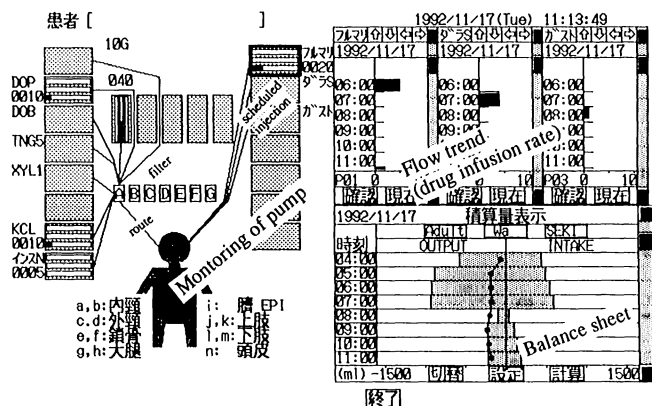


図4 サブルーチン・プログラムを作動させて表示させた監視画面。

左半分はポンプ監視中で、各ポンプは薬剤設定がなされ、右内頸静脈へ輸液ルート設定されている。10%ブドウ糖を担送輸液剤として細菌フィルター (A) を通して投与されている。フルマリン注入中のシリンジポンプはコンピュータ・プログラムでスケジュールされて投与されている。

右上4半分はポンプ01, 02, 03番の流量トレンドグラフである。右下4半分は表示切り替えで表された水分出納の積分棒グラフで、全水分バランスの中心の変動が折れ線グラフで表されている。負の水分バランスにある。

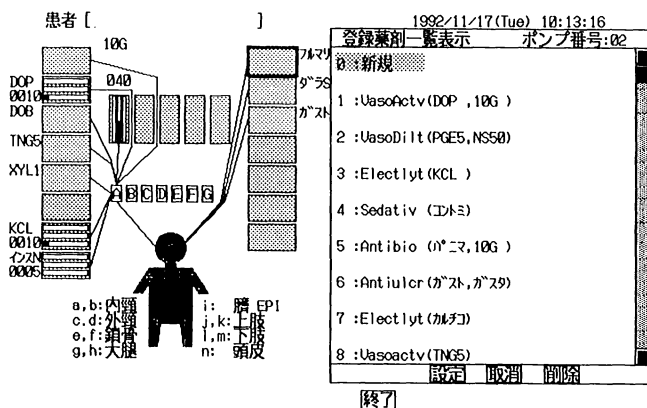


図5 ポンプ02番の薬剤設定プログラムの起動画面。薬剤を登録薬剤一覧表示から撰択する。

グラム

a) プリンタ起動プログラム

b) 水分出納手入力プログラム：輸液ポンプで測定できない水分出納である尿量、出血量、胃管排泄量、経口経管水分摂取、および、手動注入の注射投与量を入力する。

c) 水分出納表示画面切り換えプログラム (図4右下4半分)：このボタンを押せば、数字表示からグラフ表示に、替わる。

d) アラーム表示プログラム (図6右上4半分)：流量変更以外のすべてのポンプ動作を表示できる。時系列か、または、ポンプ系列+時系列

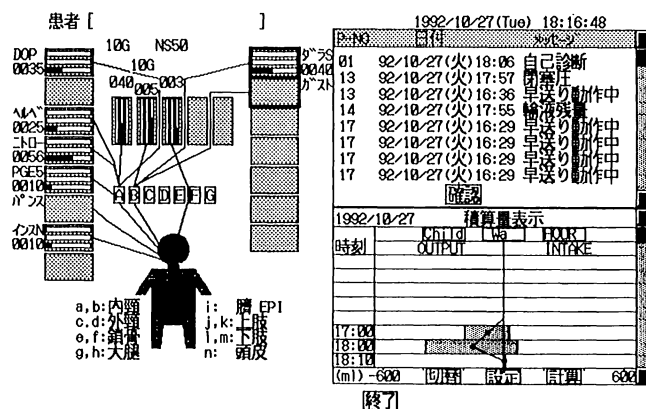


図6 ポンプ別アラーム表示画面。

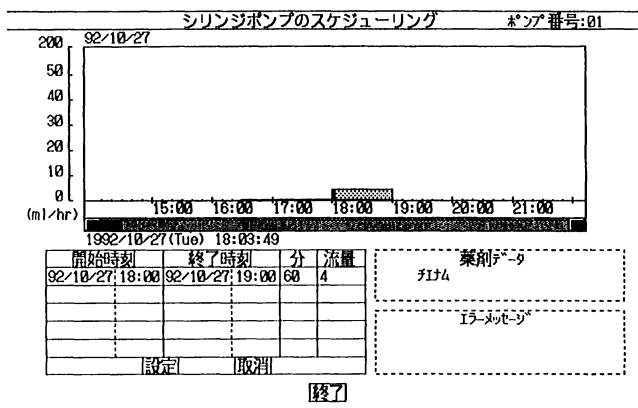


図7 コンピュータによる時間予約（スケジューリング）の薬剤投与。ポンプ01番で92/10/27 18：00に4 ml/hrで注入開始して、3分49秒後である。19：00まで60分間の注入が予定されている。投与薬剤はチエナムである。

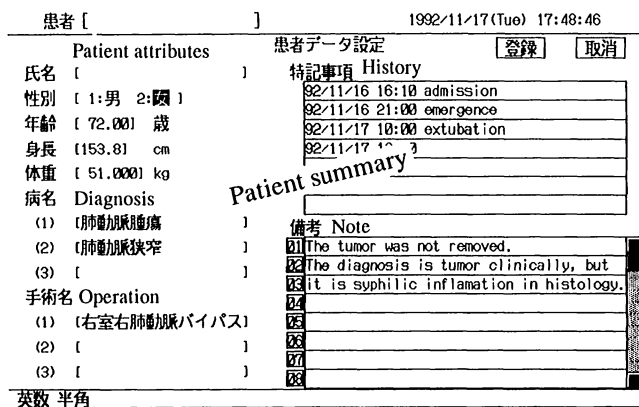


図8 患者サマリー。患者属性（氏名，性別，年齢，身長，体重），病名，手術名，特記事項，備考を入力する。

で表示させられる。

e) 患者サマリープログラム (図8) : 患者属性 (氏名, 性別, 年齢, 身長, 体重), 病名, 手術名, 特記事項, 備考 (治療日誌) を手入力する。

臨床使用の結果

以前の輸液ポンプ監視装置のプログラムに比べて, 各プログラムの高速度化とデータの完全収集に成功した。

頻繁に使用する輸液薬剤組み合わせを任意に最大百種類まで記憶させ, 時間短縮が図られた。このソフトに不慣れな医師でも, 1つのポンプの薬剤設定は1分間以内で完了した。更に時間短縮するためには, 輸液薬剤登録の使用頻度によるソート機能と処理命令のキー入力併用が必要である。単味薬剤の成分化輸液をするのが望ましい。また, それ程治療に必要とは思われぬ多数の薬剤を切り捨て, 単純化する必要がある。

輸液路設定も簡単になった。ポンプのON/OFFがなされていれば, 後から注入薬剤組成の修正と投与水分電解質栄養量の再計算が可能となった。しかし, 後からの修正は看護記録から拾い出さねばならず, 非常に苦痛である。その場で薬剤再設定をやるべきである。それが嫌ならば, このポンプシステムのように使用できるポンプ数を増やし, 同一ポンプでは同一薬剤しか使用しないようにすべきである。

持続注入の心血管作動薬剤の設定は, 患者の体重 (kg) があらかじめ入力されているので, 1) 心血管作動薬の撰択, 2) 希釈液の撰択, 3) シリンジ総量総量, 4) 希望薬剤濃度の4因子を入力し, 確認ボタンを押せば, 即座に混和量を計算する。

完全な水分出納, 水分+血液出納がグラフ化ができた。ただし, 今回は尿量や出血量の手入力を

必要とした。その都度, 入力していれば面倒ではなかったが, 後でまとめてするのは苦痛であった。尿量と出血量の自動入力の開発が急務である。

今回の新機軸であるスケジュール化薬剤投与はテスト中である。

毎朝7:00に水分, 電解質, 栄養の投与量の報告書, および, 任意にCRT画面のハードコピーが永久保存用の報告書として可能であるのは, 旧バージョンと同じである。今回, 退院時患者サマリーを新設したので, コンピュータによる患者ファイル管理がしやすくなった。

考 察

難治性の重症呼吸不全患者の治療において, 循環の正常化と体液分布の正常化という体液循環管理を中心にせねばならない。

また, 呼吸終末圧に陽圧負荷 (PEEP) することは呼吸終末の肺容量 (機能的残気量) を増やし, 末梢気道を押し広げられる。しかし, 肺コンプライアンスの改善がなければ, PEEPの効果は一過性で, PEEPを外せばまた末梢気道は閉塞する。

体液循環管理で大切な原理は, 肺酸素化能を指標に, 体液循環管理をすることになるが, 治療や病態の変化で時々刻々変化する水分電解質バランスを知ることが重要である。重症患者の治療において, 水分電解質バランス計算の面倒さを回避するために, コンピュータで統括管理するこの輸液ロボットは有用であると考えられる。

この試作2号機はポンプとインターフェースの刷新でコンピュータ通信の確実性が向上し, 安全性が増した。ポンプの小型化でより多数のポンプをベッドサイドに配置でき, ほとんど全部の薬液を投与は可能であった。

結 論

輸液ロボット (試作 2 号機) システムの効用は,

1) システムポンプ使用による輸液療法の単純化と精密化が図られ輸液監視業務が軽減された。

2) コンピュータによるポンプ監視が可能になった。流量トレンドグラフで心血管作動薬投与速度の変化から、循環状態の安定度が一目で理解できるようになった。

3) プログラム予約による自動注入が確実に可能になった。人工知能による重症患者治療の手段の一部が手に入った。

4) 患者治療サマリーは電子情報としてコンパクトに保管できるので医者にとって大変有用である。

後記: 本研究は文部省科学研究費 (課題番号 01440065) の支援で行われたものである。

参考文献

- 1) 財津昭憲, 相原啓二, 久米盛夫, ほか: 輸液ポンプ監視装置 (A Monitoring System of an Infusion Robot Composed of 4 Infusion Pumps and 8 Syringe Pumps). 麻酔・集中治療とテクノロジー (1992) 克誠堂 東京 1: 93~97, 1992
- 2) Zaitu A, Sjoestand UH, Hedstrand H, : Effects of Surfactant in Acute Severe Respiratory Failure due to Surfactant Depletion in Piglets. 日本界面医学雑誌 (J Jpn Med Soc Biol Interface) 22, 59~65, 1991

ABSTRACT

An Infusion Robot (Prototype II)

Akinori ZAITSU*, Keiji AIBARA*, Katsuhiko AYUKAWA**,
Mori KUME**, Tomoyuki KAWANO**,
Hiroaki UMEZU**, Tetsuji UEMURA**
and Kenji TANIGUCHI**

We have used too many pumps in a critical ill patient to understand all the motion of pumps at a glance. Therefore we have tried to build up an infusion robot to monitor all pumps in real time since 1987. Now the Prototype II robot completes. Its pump unit is composed of 5 infusion pumps (ATOM P-500) and 15 syringe pumps (ATOM 1235) on a special hand-made stand built in a hand-made multiplexer. Its monitor is a portable computer (NEC PC9801T) for a bedside use. The computer communicates with RS-232C through the multiplexer to the unit. The operating system is OS/2 and present manager for the necessity of simultaneous management of multiple jobs.

All pumps can work by manual setting without the computer. Seven syringe pumps can work on a time-schedule setting by the computer for the periodical administration of antibiotics and H2 blocker. In real time we can monitor all actions of each pump and hourly summation of intake of water at a glance. Every o'clock we can see hourly intakes of summation of electrolytes and nutrition as a graph and a table, if input the fluid composition of each pump, which is supported by their calculation programs. We can see a hourly balance of fluid and blood as a graph, if manually input the data of the output volume such as urine, gastric juice, feces, and drainage fluid and the data of the input volume such as blood transfusion and fluid infusion without the pump.

This system makes us save time to endure the calculation of balances of water and electrolytes to get data automatically from the pumps system and to simplify to input manually raw data without calculation. The hourly balance of water and electrolytes makes us indicate the direction of fluid therapy. Time scheduled injection of drugs makes us release from the stress to keep strictly to start and stop the pump periodically.

Key words : Pump, Infusion robot, Monitoring, Scheduled infusion

*Emergency Service and Intensive Care Unit, Kyushu University Hospital, Fukuoka 812

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

仕事無しの呼吸

越川正嗣*

池田和之*

はじめに

現在、自発呼吸の補助手段として使用されているpressure supportは、support圧を一定にして呼吸努力を増加させた場合、患者肺胸郭complianceと、support圧で決まる一定のtidal volumeまでは患者の呼吸仕事量を減少させるが、それを越える大きな呼吸を患者が行った場合には超過分の呼吸仕事量は患者が負担しなければならない。

一般に、患者の呼吸は常に一定のtidal volumeではなく間欠的に深呼吸を伴うことが知られている。そこで自発呼吸下での呼吸補助は、突発的に生じる大きな呼吸に対しても通常の呼吸に対するのと同程度に患者呼吸仕事量を減じる方式が望ましいと考えられる。今回われわれは、tidal volumeの大小を問わず患者呼吸仕事量を一定割合で減少させることのできる呼吸補助方式を考案し、その性質についてcomputer simulationによる実験を行った。

原 理

患者肺は換気力学的に、気道抵抗、肺compliance、胸郭complianceが直列に持続されたものとして表される。患者が空気抵抗をもったマウスピースを通して呼吸すれば、患者気道抵抗にマウスピースによる付加抵抗が加算されて、気道抵抗が増したことになる。もし付加抵抗が負の値をもっていたら、正の値である患者気道抵抗と負の値である付加抵抗が直列に持続されて、合成抵抗は本来の患

者気道抵抗より少なくなるはずである。complianceについても同様に直列接続となり、

$$\text{合成compliance} = \frac{1}{\frac{1}{\text{肺胸郭compliance}} + \frac{1}{\text{付加compliance}}}$$

において、付加complianceが負の値をもつなら合成complianceは肺胸郭complianceより大きい値になる。仮に、負の付加抵抗の絶対値が気道抵抗と等しく、かつ、負の付加complianceの絶対値が肺胸郭complianceと等しければ、見かけ上、complianceは無限大で抵抗が0の換気系ができてあがる。通常の抵抗においては、流体は圧の高いほうから低いほうへ流れる。ここで“負の抵抗”とは、「一端を大気圧に開放した負性抵抗の他端を口にくわえて息を吸い込むと吸気流量に比例してP_{mouth}が大気圧より上昇する」という意味である。同様に“負のcompliance”とは、「吸い出した量に比例して内圧が高くなる風船」を意味する。このventilatorは吸気流量と吸気量に比例してsupport圧が時々刻々変化するpressure supportの一種である。

方 法

肺モデルはWestのRespiratory physiology掲載の、肺気量と肺胞static recoil pressure、胸郭recoil pressure、気道抵抗の図表をもとに、患者肺compliance、胸郭compliance、気道抵抗の肺気量に対する近似式を作成し、オイラー法によってsimu-

*浜松医科大学麻酔・蘇生学教室

lationを行った。自発呼吸は胸郭を正弦波形の陰圧で外方へ牽引することにより模倣した(図1)。呼吸は通常のventilatorと同様に気道を大気圧に開放することによって行った。用いた補助呼吸方式は、1吸気時間内に時々刻々の吸気量と吸気速度に比例して、 $P_{mouth} = \dot{V} \cdot R + V \cdot C$

ただし、

P_{mouth} : 1吸気期間内に刻々変化する気道内圧

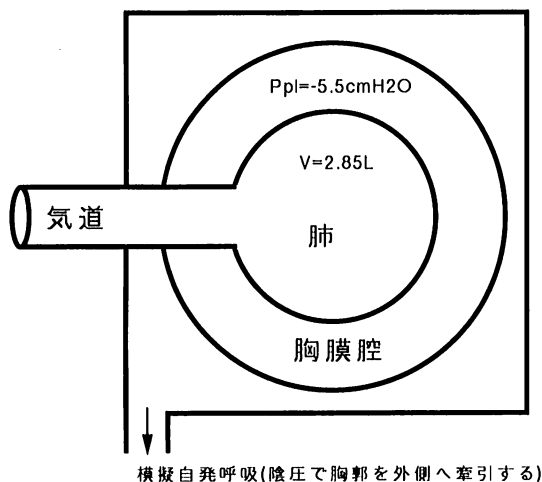
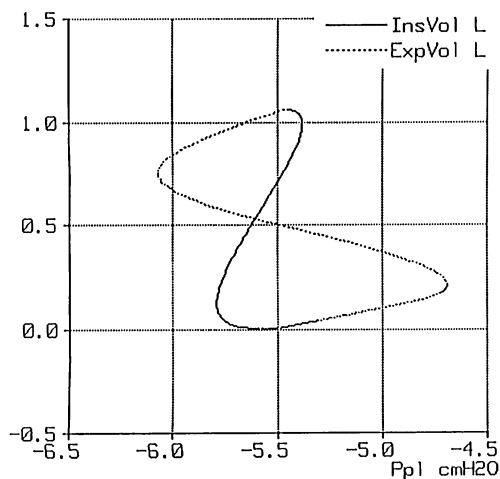


図1 肺モデル 各数値はFRC時を表す
気道抵抗=5.5cmH₂O/L/sec
肺胸郭コンプライアンス=0.106L/cmH₂O



のある時点の値

$\dot{V}$: その時点での吸気流量

V : 吸気開始時からその時点までの吸気量

R : 抵抗に相当する比例定数

C : complianceに相当する比例定数

によってもとめられる吸気気道内圧波形を発生させるものである。この負性抵抗と負性complianceをもったventilatorモデルを患者肺モデルに接続し、肺気量と胸腔内圧を測定し、ventilatorの負性抵抗と負性complianceをおのおのの変化させたときの患者呼吸仕事量を計算した。

結 果

ventilatorの抵抗とcomplianceの絶対値をそれぞれ患者肺FRCにおける気道抵抗と肺complianceに等しく設定したところ、患者は胸腔内圧の変動をほとんど伴わずに自発呼吸を行うことができた。この時の吸気量と胸腔内圧のリサージュを図2に、気道内圧、吸気量、吸気流量、胸腔内圧の各波形を図3に示す。この状態で患者呼吸仕事量は胸郭complianceに起因する成分のみとなったと考えられた。さらにventilatorのcomplianceを0に近づけていくと患者呼吸仕事量は減少したが同時にtidal volumeがモデルの限界を超えて増加したた

図2 吸気気道抵抗と肺complianceを補償した場合の胸腔内圧-吸気量 リサージュ波形
縦軸・吸気量 (L) , 横軸 : 胸腔内圧 (cmH₂O) , 実線 : 吸気相, 点線 : 呼気相
ventilatorのcompliance : -2.2L/cmH₂O
ventilatorの抵抗 : -5 cmH₂O/L/sec
呼吸数10回/分, 胸郭牽引圧振幅 4 cmH₂O

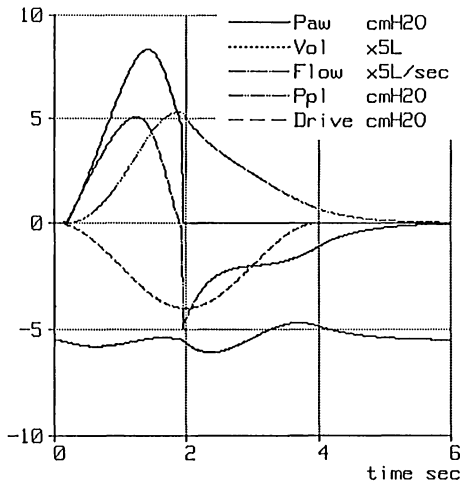


図3 図2と同様の条件での各種波形

縦軸：圧および流量，横軸：時間

Paw：ventilatorによって加えられる気道内圧 (cmH₂O)

Vol：FRCを基準とする肺気量 (縦軸5が1 L)

Flow：流量 (縦軸5が1 L/sec)

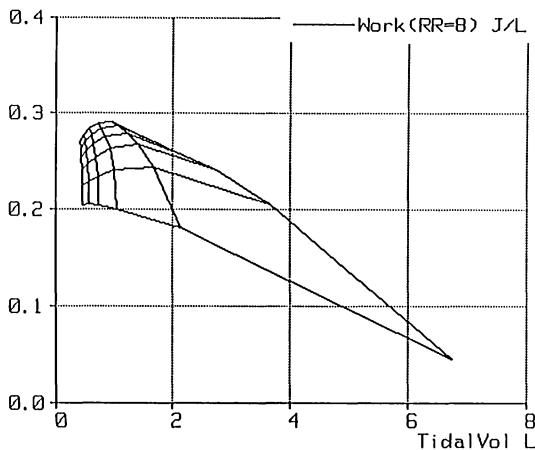
Ppl：胸腔内 (cmH₂O)Drive：自発呼吸を模倣するために胸郭を牽引する陰圧 (cmH₂O)

図4 ventilatorの条件を種々に変化したときの患者呼吸仕事量とtidal volume

縦軸：tidal volume当たりの患者呼吸仕事量 (J/L)

横軸：tidal volume (L)

縦方向の線は，ventilator complianceを左から $-\infty$ ， -0 ，67， -0 ，33， -0 ，22， -0 ，17， -0 ，13 (L/cmH₂O) と変化した場合の等compliance線横方向の線は，ventilator抵抗を上から，0， -1 ， -2 ， -3 ， -4 ， -5 (cmH₂O/L/sec) と変化した場合の等抵抗線呼吸数8回/分，胸郭牽引圧振幅4 cmH₂O

め，肺胸郭complianceとventilatorのcomplianceの絶対値を等しくした“患者仕事量無しの呼吸”は模倣できなかった。図4は吸気努力一定の条件でventilatorの負性抵抗と負性complianceを種々に変化したときのtidal volumeと単位tidal volumeあたりの患者呼吸仕事量を示す。

考 察

今回われわれは負性complianceと負性抵抗を患者の呼吸系に接続して，肺胸郭complianceと気道抵抗を補償することの可能性を正常肺モデルも用

いて示した。この方法で異常肺のcomplianceと抵抗を，見かけ上正常に近づけることにより患者呼吸仕事を減少させることが可能と思われる。また，本方法は患者のtidal volumeあたりの呼吸仕事量をtidal volumeとはある程度独立して変化させることができ，患者の状態に応じた呼吸仕事負荷を設定するための手段として有用と思われる。

なお，実機の制作は今後の課題である。

ABSTRACT

Breathing without Work of Breathing : A Theoretical Study for a Technique to Assist Spontaneous Respiration

Masatsugu ECHIKAWA* and Kazuyuki IKEDA*

Pressure support ventilation (PSV) reduces patient work of breathing (WOBp) theoretically only when patient tidal volume matches to some volume determined with patient lung and chest wall compliance and support pressure. Patient who want to inspire tidal volume larger than that determined must pay WOBp concerning about volume exceeded above that determined.

If the ventilator has a constant negative compliance independent from tidal volume of patient, a series connection of the negative compliance to patient's lung and chest

wall compliance can make patient's lung and chest wall compliance increased virtually and reduce elastic WOBp in same degree even when larger inspired volume or smaller. In same manner, a constant negative resistance of the ventilator can reduce resistive WOBp.

This study shows an ability of the ventilator with negative compliance and with negative resistance to assist spontaneous respiration of patient. And, the ventilator is categorized into intermittent positive pressure ventilator but not with constant flow or constant pressure.

Key words : Pressure support ventilation, Compliance Work of breathing

**Department of Adesthesiology and Intensive Care Medicine, Hamamatsu University, School of Medicine, Hamamatsu 431-31*