

麻酔・集中治療と テクノロジー 2001

●編集

愛媛大学教授

新井達潤

京都府立医科大学助教授

橋本 悟

京都府立医科大学教授

田中義文

克誠堂出版

序 文

第18回麻酔・集中治療テクノロジー学会は2000年11月に松山市にある愛媛大学工学部の教室で行われました。ホテル内の会場を借りようかとも思ったのですが“テクノロジー”という点から設備の整った工学部がよいのではという意見が勝りました。ところがやはり場所が不便で、また学会当日は松山の11月にしては肌寒く、会場が冷え、ご出席の皆様にご迷惑をおかけしました。未だに申し訳なく思っています。

演題は、一般演題19題と、2001年度会長太田吉夫岡山大学教授によるワークショップ「ソフトウェアのユーザーインタフェースと使用者に対する教育」、愛媛大学医療情報部石原謙教授による特別講演「インターネットの医学・医療応用における形而上学的諸問題と解決策の模索」の21題でした。

私自身は“テクノロジー”関係は全くの素人で内容に関してコメントできる立場にありませんが、ご出席の皆様の熱意には感銘を受けました。特に創意工夫的な発表が多く、それを誇らしく発表し、またそれに対し惜しみなく讃辞を送る光景はこれまでに見た日本のどの学会とも違うものを感じました。ディスカッションも和やかな笑いに包まれアットホームな雰囲気、本当に好きな方々が楽しむために学会を開催していることが実感されました。またかなり長時間の会であったにもかかわらず最後まで真剣な討論が続けられたエネルギーにも感心しました。

若い会員の新規加入、学会への出席が少ないという声を聞きましたが、私はそれほど心配する必要はないと思っています。社会情勢は本会の発展に有利な方向に動いていますし、なによりも本会の出席者がほとんど個人の立場で来られ、本会を楽しんでいるからです。このタイプの学会は爆発的には拡大はしませんが、長続きがします。少しずつ同好の士を集め真に実りのある学会に育てるべきと思います。

はるばる松山まで来ていただきました会員の皆様、ワークショップ、特別講演をいただきました太田先生、石原先生ありがとうございました。

新井 達潤

目 次

1. ハードウェアほか

"Dual Cabling"による手術部・ICUネットワーク（第3報）	岩瀬良範，崎尾秀彰	1
全静脈麻酔を想定した麻酔器の試作	長田 理，磯山裕子，尾崎 眞	5
機器組み込み小型LinuxボードuCsimの紹介	田中義文，橋本 悟	10
パルスオキシメーターを「健康機器」に—富士登山と旅客機内の息こらえ—	諏訪邦夫	14
英国麻酔科医の仕事量	浅山 健	18

2. モニタリング1

観血的動脈圧モニタリング波形から実際の測定部の血圧波形を オンラインで推定する試み	林 和子，田中義文，橋本 悟	21
血管モデルを用いた大動脈・橈骨動脈間内圧分布のシミュレーション —CPB中に橈骨動脈が大動脈圧から解離していく現象との関連—	齊藤 聡，福山東雄，杵淵嘉夫， 金沢正浩，滝口 守	31
肺動脈カテーテルを挿入したまま圧測定系の周波数特性を 測定することはできるか	福山東雄，杵淵嘉夫，齊藤 聡， 金沢正浩，滝口 守	35
MP-100を用いた一酸化窒素産生量測定	渡邊和宏，斎藤重行，斎藤歌織， 豊岡秀訓	40
プロポフォル使用時の呼吸商の測定	斎藤歌織，斎藤重行，渡邊和弘， 豊岡秀訓	42

3. ソフトウェア

年齢によるpharmacodynamicsの影響を取り入れたTCIソフトウェア	増井健一，野中明彦，榎本 温， 熊沢光生	45
入力が容易になるように知能を持たせた静脈麻酔薬オフライン シミュレーションソフト（マッキントッシュ版）の開発	中尾正和，恩地いづみ	48
救急医療メーリングリスト運用の困難性について	越智元郎，森 隆比古，坂野晶司	54
WEBによる手術予約システム	讃岐美智義，木下博之	57
医療情報データベースにおける内部セキュリティ対策	斎藤智彦	62

4. モニタリング2

近赤外線スペクトロスコープ（INVOS 4100™）を用いて測定した rSO ₂ の正常人での検討	北村咲子，多保悦夫，惣谷昌夫， 萬家俊博，足立尚登，新井達潤	67
医療データにおける，ブラインド信号分離の応用	松本尚浩，松岡清利，佐多竹良， 重松昭生	68
脳波から個々の患者の麻酔深度（hypnotic level）を探る試みについて	萩平 哲，高階雅紀，森 隆比古	72
BIS関連の各種パラメータ算出に関する問題点について	萩平 哲，高階雅紀，森 隆比古	76

●ワークショップ：ソフトウェアのユーザーインターフェースと使用者に対する教育

救急医療領域におけるユーザーインターフェースと使用者教育 —救急医療機関と消防本部との情報共有をどう実現するか—	越智元郎	79
ソフトウェアのユーザーインターフェース—使いやすさを考える—	増井健一	81
ソフトウェアのユーザーインターフェースと使用者教育 —IV_SimとPropofolFMonを実例として—	中尾正和	85
ソフトウェアのユーザーインターフェースと利用者教育 —ユーザーインターフェースの歩み—	斎藤智彦	90
ユーザーインターフェースの将来—あるべき姿と将来像に対する一提案—	讃岐美智義	93

1. ハードウェア ほか

"Dual Cabling"による手術部・ICU ネットワーク（第3報）

岩瀬良範*

崎尾秀彰*

はじめに

本学手術部および集中治療部は、DS-5300 シリーズ（フクダ電子）によるネットワークモニタリングを行っている。ケーブル工事時に、コンピュータ用のネットワークケーブルも並行に敷設し手術室内からでもインターネットの利用が可能な環境を確立した（既報告）^{1) 2)}。

導入から満4年を経過した現在、ネットワークに対する理解や要望も大きく変化した。前回の報告からの変化を中心に、新たに実現した機能を報告する。

1. 要望（目的）

特に要望が強かったのは、①データ収集ソフトウェアの信頼性向上、②症例別のバイタルサインの記録と一元化、③麻酔器の移動への対処、④オフラインモニターの同時記録、などの機能だった。

2. 方 法

①データ収集ソフトの信頼性向上は、前ソフトの挙動を徹底的に分析し、エラーでソフトが停止

するさまざまな状況を再現し、対策を講じた。同時にCPUパワーの浪費をしないようにデータ取り込みの構造を割り込み主体に変更した（Microsoft, Visual Basic 5.0で作成）。

②症例別のバイタルサインの記録と一元化もソフトウェアの改訂時に行い、表計算ソフト（Microsoft, Excel）で簡単にトレンドグラフが書けるようにマクロを作成した。ICUと手術室では、データ量と区切りの範囲が異なるため、それぞれに対応した。

③麻酔器の移動に対しては、指向性赤外線LAN装置（昭和電線, SIL010C/E2）を手術室内に配置して、モニターの10Base-T ケーブルの代用として使用できるか検討した。

④オフラインモニターの同時記録は、手術室に小型のパソコンを設置し、パソコン上にデータを収集してネットワークを介してサーバーから取り込むように工夫を重ねている。

3. 結 果

①データ収集ソフトは、初期にはデータ収集中のCPU占有率は100%を示していたが、改良により結果表示時でも瞬間最大で75%程度、バックグラウンドでは瞬間最大でも30%程度に減じることができた（Pentium-200MHzのWindowsNTサ

*獨協医科大学第二麻酔学教室

ーバー使用時)。信頼性も向上し、メンテナンス以外の予期せぬデータ収集の停止は大幅に少なくなった（図1-a～c）。

②症例別のバイタルサインの記録と一元化は比較的容易に実現できた（図2-a, b）。

③麻酔器の移動に対する赤外線LANの使用は、まず指向性の調整が必ずしも容易ではなかった。最良の通信指向性を確認した後でも、波形データは測定時間の約半分しか伝送されなかった。一方、血圧値などの数値データはほぼ完全に伝送された（図3）。

4) オフラインモニターの同時記録は、データ収集ソフトが完成している部分に関しては、手術室内の小型パソコンで取り込み、PC用のLANケーブルを介してWindowsNTサーバーから同パソコンを遠隔マウントして、サーバー側からデータが取り込めることを確認した。

4. 考察とまとめ

ネットワーク開設時の熱狂的な機運はすでに過去となり、情報資源を有効利用するかが問われる時代になった。手術室内からのインターネット利

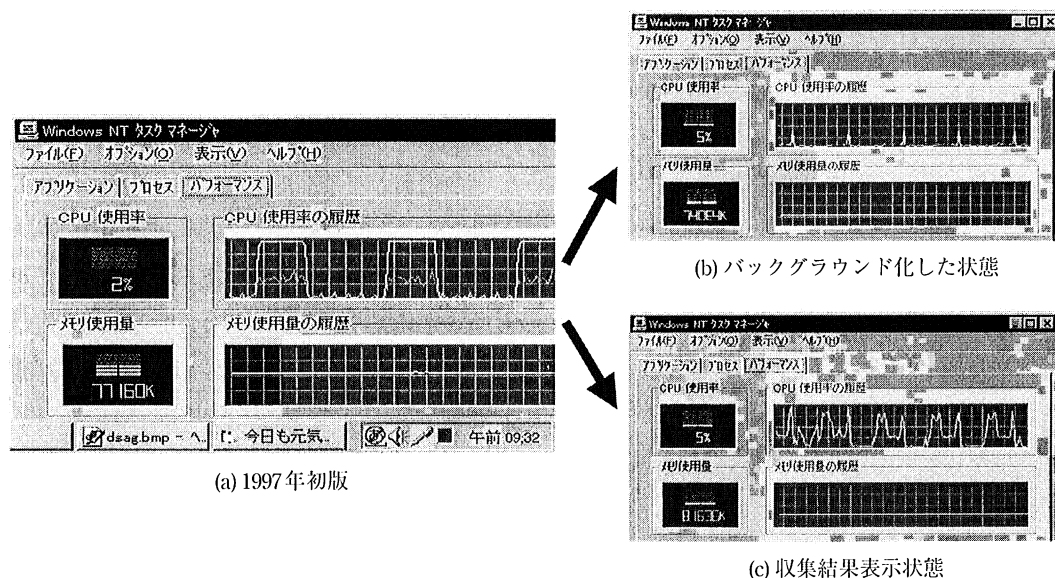


図1 データ収集ソフトのCPU使用率

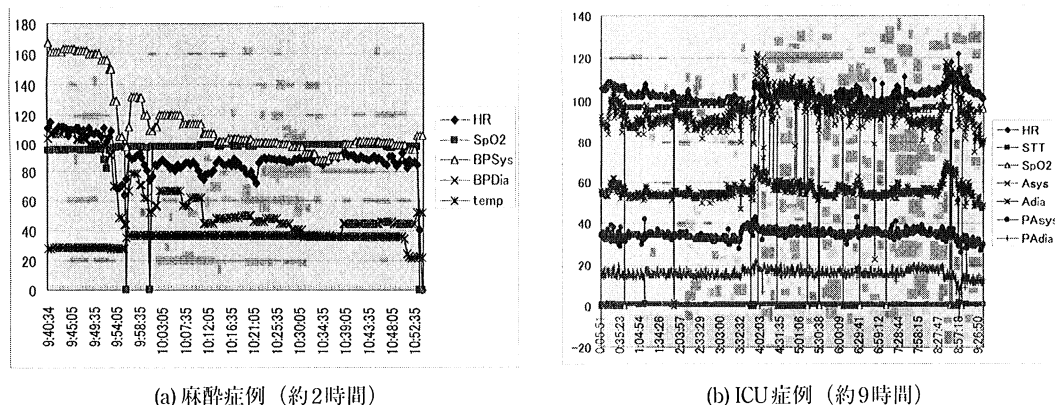


図2 データ収集例

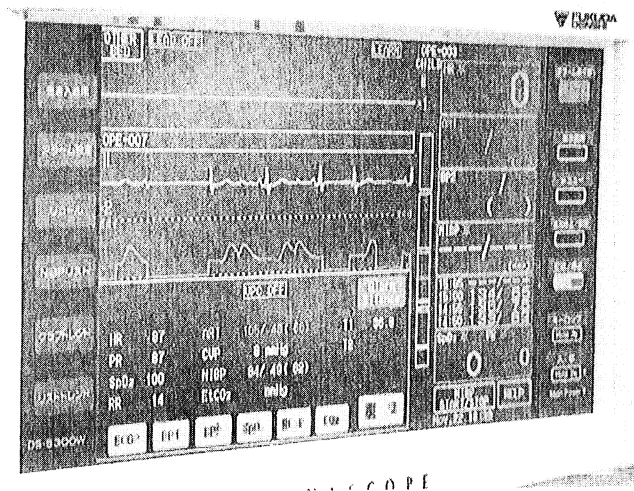


図3 赤外線LANの使用画面

用を意図して敷設したケーブルは、パソコンを配置することでネットワークのノードになり、さらに多くの生体情報が記録できるようになった。その原動力は、第一線を退いた比較的低機能のパソコンが数多く使えるようになったことが大きい。また、周辺装置もUSBなどにより洗練された。

データ収集ソフトは、自作に頼らざるを得ない状況は、以前も現在も大差ない。信頼性が高く、サーバー機に大きな負担をかけないソフトウェアの作成は必ずしも容易でなく、モニター機器の出力形式および書式と製作者の能力に大きく依存する。無手順、2,400bps、フローコントロールなし、かつ出力要求コマンドが必要な本機からのデータ取り込みは、「ジェット機で自転車を追いかける」ようなもので、出力要求コマンドに対するモニター側の挙動を徹底的に解析して、モニター側には最大出力を、パソコン側では最良の効率でデータ取り込みが行えるようにソフトウェアを作り直した。この原動力は、1997年の本学会での討論によるところが大きい。

この結果、LAN接続された症例のデータ記録はほぼ完全なものになったが、「LANケーブルが邪魔になる状況」では、記録そのものが行われな

いことが浮き彫りになった。このため、赤外線LANを試用して実用に耐えるかを検討した。現在では無線LANが広く普及しているが、電気メスなどを多用する手術室環境ではその利用は推奨されない。赤外線LANによる接続実験は必ずしも良好な結果は得られなかったが、本学会での討論により大阪府立羽曳野病院麻酔科の萩平哲氏より、赤外線変調の方式としてCSMA (carrier sense multi access) 方式を採用している場合は、CSMA/CD (carrier sense multi access/collision detect) 方式に比べて転送時のエラーが多いことをご指摘頂いた。メーカーによる変調方式の変更は可能とのことなので、再度試行したいと考えている。学会討論によって得られる生きた情報のありがたさは、本学会ならではのものと感じている。以上の試行実験はメーカーが本来想定していない使用方法であり、当該メーカーおよび機種のパフォーマンスには一切の不備はないことを申し添えたい。

麻酔管理には生体監視装置のほかに、麻酔ガスモニターなどのオフライン機器が使用され、そのデータは用手転記に頼らざるを得ないのが現状である。また、麻酔器設定などもコンピュータ出力を得られる機種が増加しているが、記録の活用例

はまだ少ない。手術室内に小型パソコンを配置し、これらの機器のデータをRS-232Cを介して取り込む技術はすでに確立している。さらに、これらのパソコンは、当手術部・ICUの場合は“Dual Cabling”によりPC線を使用して、ネットワーク接続が簡単に実現できる。この方法によりサーバー側から見ると、ハードドライブ内の1つのファイルとして、麻酔ガスモニターなどのデータを記録することが可能になる。

2000年11月現在、Windows 98/Me/2000が主流であるが、Windows 95はCPUとして80386搭載機であれば動作する。Windows 95以上のOSがインストールされたパソコンであれば、この程度のデータ取り込みは十分に動作し得る。すなわち、現役を退いた機種であっても、まだまだ利用価値はあるのである。

しかし、手術室内や麻酔に関するスペースは必ずしも余裕があるとはいえない。次にパソコンの小型化について考察してみると、現在ではISAインターフェースの大きさのパソコンや葉書大のパソコンが入手し得る。これらには最先端のOSをインストールできる。USBを介せば、接続できるシリアル機器は事実上無制限となり、ほぼすべてのモニターがオンライン化できることになるのである。また、本学会で京都府立医科大学の田中義文氏が発表された μ CSimmを応用することにより、UNIXやLinuxベースであれば、RS-232C機器は5×7cm程度の「ワークステーション」でネットワークノードが完成するのである。

完全に電子化された麻酔の記録が細密に行われる時期は遠い将来でもないという感触を得ているが、一方で膨大に得られた各患者の記録をどのように処理・保管するかが新たな問題として浮上しはじめている。

参考文献

- 1) 岩瀬良範, 崎尾秀彰: プラグアンドプレイ手術部/ICUネットワーク—どこまで目標は達成できたか—, 麻酔・集中治療とテクノロジー1998. 田中義文ほか編. 東京, 克誠堂出版, 1999, pp1-3
- 2) 岩瀬良範, 崎尾秀彰: ネットワークモニターと手術部/ICUイントラネット—自験例からの考察—, 麻酔・集中治療とテクノロジー1998. 田中義文ほか編. 東京, 克誠堂出版, 1999, pp56-57

ABSTRACT

OR/ICU Data Acquisition System Applying Dual Cabling System (The Third Report)

Yoshinori IWASE* and Hideaki SAKIO*

Since 1996, we have operated and developed a data acquisition system applying dual cabling system with DS-5300 patient monitoring system (Fukuda Denshi, Japan). In current report, we discussed; 1. revision of acquiring software from non-flow controlled to flow controlled with interruption technique, 2. development of utilizing software for acquired data, 3. an attempt of infrared wireless communication between DS-5300 and central monitor to facilitate moving anesthesia apparatus and 4. strategy for on-line availability to off-lined monitoring devices. Acquisition software was dramatically improved in both performance and reliability. These improvement was based on the appreciative discussion at JSTA meeting in 1997, especially in the technical aspect. Acquired data now easily imported to spread sheet software. The infrared wireless communication was not successful, because the adjustment of the infrared modem was not easy in the OR environment.

Nowadays, ultimately small computers are available. Most of them were installed serial and USB ports. They may be a new network node in OR/ICU data acquisition environment.

Key word : data acquisition, network, software

*Second Department of Anesthesiology, Dokkyo University School of Medicine, Tochigi 321-0293

全静脈麻酔を想定した麻酔器の試作

長田 理*

磯山裕子*

尾崎 眞*

はじめに

現在市販されている麻酔器には、酸素・亜酸化窒素・圧縮空気の流量計を通した供給、セボフルラン・イソフルランなどのハロゲン化合物の気化器を通した供給、呼吸回路内の二酸化炭素吸収装置、バッグ・人工呼吸器による陽圧換気装置が組み込まれている。このようなシステムは、吸入麻酔薬を用いた全身麻酔を行うためには非常に効率的なものであるが、近年急速に普及しつつある静脈麻酔薬による全身麻酔を行うためには適したものではない。そこでわれわれは、プロポフォールによる全身麻酔を想定した全身麻酔器に必要な条件を整理し、麻酔薬投与の自動制御¹⁾や遠隔制御²⁾など最新テクノロジーによる全静脈麻酔用の全身麻酔器 Anesthesia Machine for TCI and CLC (AMTC) を試作するとともに、臨床で使用した場合のメリット・デメリットについて検討した。

1. 対象と方法

本システムの構成を表に示す。酸素・亜酸化窒素・圧縮空気の流量計、麻酔ガス供給システム、呼吸回路および人工呼吸器は、アコマ社製麻酔器のものを利用した。揮発性麻酔薬（イソフルラン、セボフルランなど）の気化器は今回試作する麻酔器からは取り除いた。

今回の静脈麻酔システムでは、使用する静脈麻

表 本システムの構成

ガス供給・機械換気システム
・アコマ社製麻酔器から気化器を取り外して使用
静脈麻酔薬供給システム
・制御用ノートパソコン：PowerBook G3 /400 (1999)
・Graseby社製シリンジポンプ3500：3台
・制御用ソフトウェア：ConGrase-3（自作）
・USB-Serial コンバータ，USBハブ
全身麻酔用モニタ
・BIS モニタ：Aspect社製 A-1050 / A-2000
・筋弛緩モニタ：Datex社製 Relaxograph, AS/3

酔薬をプロポフォール、フェンタニル、バクロニウムと想定した。それぞれの薬物を別々に投与するために3台のシリンジポンプ（英国，Graseby社製：Graseby3500）を装着した。さらに、ノート型パソコン（アップル社製：PowerBook G3/1999）からシリンジポンプを制御するために、ノート型パソコンに3つのUSBシリアル変換器（米国KeySpan社製：KeySpan PDA Adapter）をUSBハブを経由して接続し、D-sub 9 pinメスRS-232Cリバースケーブルを用いて3台のシリンジポンプに接続した。さらに、麻酔専用モニターとして、鎮静度評価用脳波モニター（米国，Aspect社製：A-2000）と筋弛緩モニター（筋弛緩モジュールを装着したDatex社製：AS/3，またはDatex社製：Relaxograph）をUSBシリアル変換器（米国，KeySpan社製：KeySpan USB Twin Serial Adapter）を経由して、シリアルケーブルにより接続した。

制御用コンピュータでは、モニター機器からの

*東京女子医科大学麻酔科学教室

情報をオンラインで取り込むとともに、静脈麻酔薬の投与制御機能を備えた静脈麻酔システム制御用アプリケーションプログラムを動作させることとした。さらに、コンピュータ内蔵のEthernet端子を利用して、研究用LANへ接続した。

2. 結 果

今回作成した麻酔器の外観を図1に示す。気化器を装着していた位置にシリンジポンプとBISモニターを、麻酔器下部に筋弛緩モニターとシリンジポンプを配置した。

次に、本システムの制御用コンピュータ画面を図2に示す。

本システムを実際に臨床現場で使用した（図3）が、動作中の問題は見られなかった。本システムを作成するまでは静脈麻酔管理のたびにコンピュータ・シリンジポンプ・ケーブルを持ち運びその都度システムを構築していたが、本麻酔器を移動させるだけで静脈麻酔の準備がすべて終了するようになった。しかし、3つのシリンジポンプに、プロポフォール（原液）・フェンタニル（5倍希

釈）・ベクロニウム（1mg/mlに調製）の3本の50mlシリンジに延長チューブを1.2m×2（本）×3（セット）を接続し、三連三方活栓に接続するという準備には、予想以上の手間がかかった。また、コンピュータシステムの設定手順が複雑であるという指摘があった。

3. 考 察

今回試作した麻酔器は、東京女子医科大学のみで使用することを前提に開発された専用器で、一般販売対象品ではない。このため、本麻酔器を作成・使用するに際して、販売を前提とした商品に必要な薬事法に基づく承認は不要であった。

1) 静脈麻酔用全身麻酔器に必要な条件

静脈麻酔を想定した麻酔器には、次のような条件が必要と考えられる。すなわち、①全身麻酔に使用する酸素、圧縮空気が供給されること（ハロゲン化合物の供給は不要）、②呼吸回路内に二酸化炭素吸収装置を含み、用手換気、機械換気が可能であること、③使用する静脈麻酔薬の数だけ投

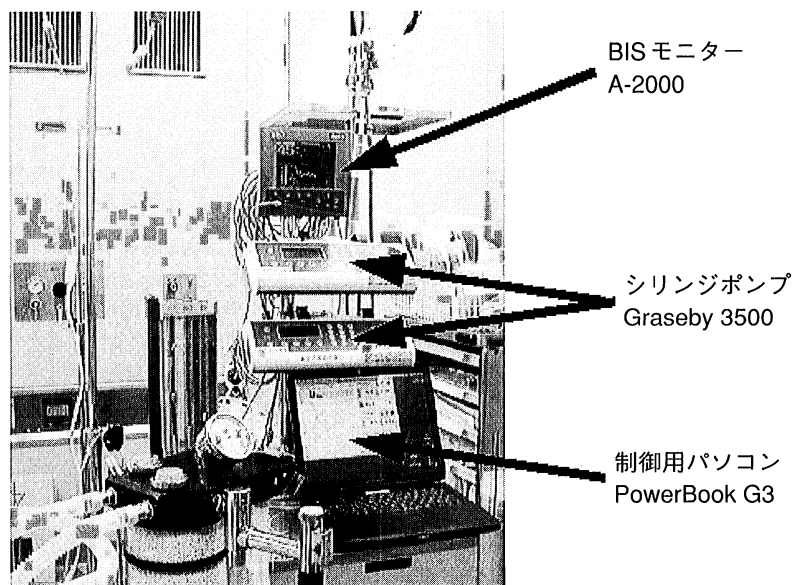


図1 試作した静脈麻酔器の全景

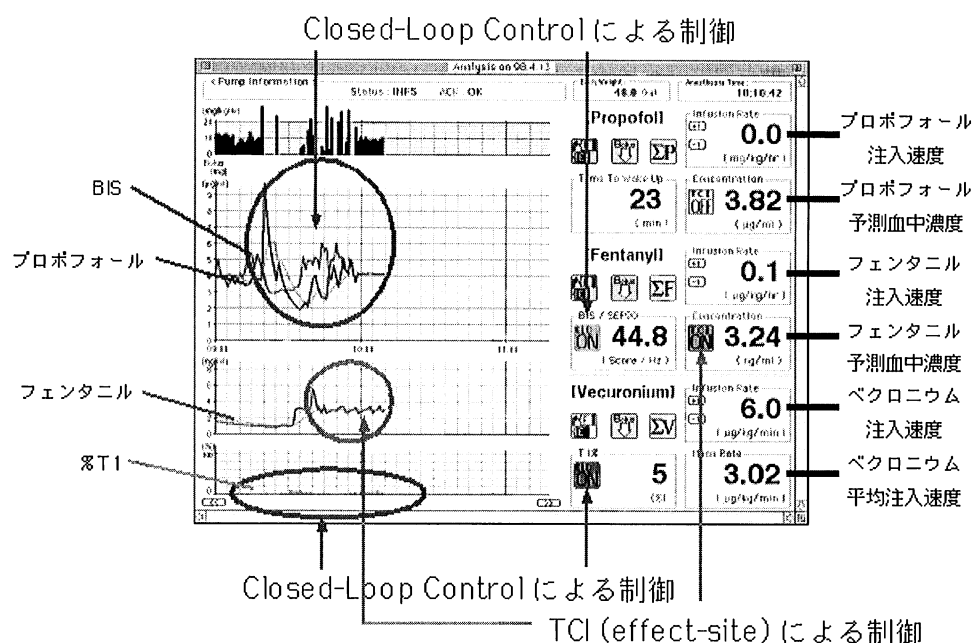


図2 制御用コンピュータの画面

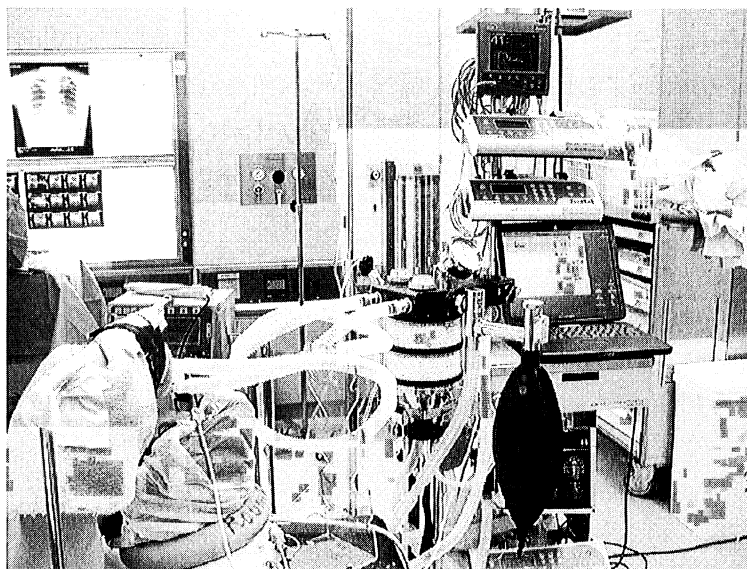


図3 臨床現場での静脈麻酔器

与装置（シリンジポンプ）を装備すること，である。これらの項目については，現在の吸入麻酔を想定した全身麻酔器から気化器を取り外し，複数台のシリンジポンプを取り付けることで作成可能であった。

2) 静脈麻酔用全身麻酔器に望まれる要件

静脈麻酔を想定した麻酔器には，次のような機能を備えることが望ましい。まず，静脈麻酔薬の効果を評価する適切なモニターを装備していることが挙げられるが，本システムでは鎮静度を評価する BIS モニターと筋弛緩モニターを組み込むこ

とで対処した。

次に、静脈麻酔薬の効果を調節・維持するのに適切な投与制御機構（目標制御注入法，target-controlled infusion：TCIや、閉鎖制御システム，closed-loop control：CLC）を備えていることが挙げられるが、本システムではノートパソコン上でTCI/CLCを実現する静脈麻酔器コンピュータシステムを動作させることとした。なお、ノートパソコンの使用により、本システムは停電の影響を受けない無停電システムとすることが可能であった。

また、静脈麻酔薬の投与状況を、生体情報（心拍数、血圧、経費的酸素飽和度、回路内酸素濃度など）とともに電子媒体に記録できることが挙げられるが、本システムでは生体情報をオンラインで静脈麻酔器コンピュータシステムに転送し、情報を一元的に管理することとした。麻酔薬の投与状況とそれに付随する情報（予測血中濃度・効果部位濃度など）、測定している生体情報を、遠隔地からモニターできること、さらに十分なセキュリティを確保した上で、静脈麻酔薬の投与制御を遠隔地から操作できることも将来的に期待されるが、この2点に対しては静脈麻酔器コンピュータシステムをネットワーク対応に改良するというソフトウェアによる対処で実現可能であると考えられた。

本システムを実際に臨床現場で使用した際の感想は、次のようなものであった。

①“特殊な麻酔器”というイメージが強い

吸入麻酔薬が使用できないため、静脈麻酔薬のみで全身麻酔管理に対応できない場合に吸入麻酔薬を併用することができないという不安が大きいものと考えられた。

②薬物投与法の理解が必要

TCIを前提とした本システムで静脈麻酔管理を行うためには、薬物動態に基づく静脈麻酔薬の投

与という概念が必要である。このため、TCIを利用した薬物効果の調節について習熟する必要がある。

③注入制御システムの完成度

プロポフォール・フェンタニルのTCI制御システムについては、臨床で使用しても何らトラブルはなく、十分な完成度と考えられた。一方、BISによるプロポフォールCLC制御システムについては、電気メスのノイズなどでBIS値が変動することなど不利な状況に遭遇したが、その場合には一時的にTCIに変更することができるため十分実用的であると考えられた。しかしながら、システムの操作性・安定性については、さらなる改良が必要と考えられた。

④麻酔器としての完成度が不足

本システムでは試作器という制約上、シリンジポンプやモニター機器、制御用コンピュータの配置が最適化されていなかった。このため、シリンジ交換がしづらい、麻酔チャートを記録するスペースが不十分である、機器類が見やすい配置ではなく監視しづらい点が指摘された。今後、試作器での不具合を改善した「実用器」を作成することにより、これらの点が将来的に解決されることを期待する。

結 語

全静脈麻酔を想定した、気化器のない全身麻酔器を試作することで、シリンジポンプ・BISモニター・制御用コンピュータなど、静脈麻酔管理の際に個別に機材を準備する手間を省くことができた。また、TCI/CLCなど高度な麻酔薬投与制御機能を備える麻酔器Anesthesia Machine for TCI and CLC（AMTC）を開発することで、吸入麻酔のダイヤルを回すような簡便さで麻酔を調節することが可能であった。麻酔薬の投与をコンピュータ制御できるため、遠隔操作による麻酔管理（遠隔麻

酔)を実現することが可能である。改良を重ね操作性を向上させることで, AMTCは安全かつ確実な全静脈麻酔を実現すると考えられた。

参考文献

- 1) Sakai T, Matsuki A, White PF, et al : Use of an EEG-bispectral closed-loop delivery system for administering propofol. *Acta Anaesthesiol Scand* 44 : 1007-1010, 2000
- 2) 長田 理, 井手康雄, 藤原治子ほか : プロポフォール静脈麻酔システムの遠隔制御の試み, 麻酔・集中治療とテクノロジー 2000. 豊岡秀訓ほか編. 東京, 克誠堂出版, 2001, pp32-35

ABSTRACT

An Experimental Anesthesia Machine for Total Intravenous Anesthesia

Osamu NAGATA*, Hiroko ISOYAMA* and
Makoto OZAKI*

We developed an experimental anesthesia machine to

evaluate the features that were necessary and desirable for total intravenous anesthesia (TIVA) through the use of such a machine. The machine we developed supplies oxygen, compression air, and nitrous oxide, and in place of an vaporizer, it is equipped with more than three syringe pumps for the drug delivery of intravenous anesthetics such as propofol, fentanyl, and vecuronium. The machine also has a computer that controls these syringe pumps and collects information for anesthesia such as bispectral index (BIS) and the level of muscle relaxation from the instruments. The computer system also realizes the closed-loop control of propofol delivery by calculating the sigmoidal relationship between BIS and the effect-site concentration of propofol, as well as the feature of target-controlled infusion of propofol and fentanyl. This machine provided good anesthesia and operated safely without any serious troubles.

Key word : general anesthesia, total intravenous anesthesia (TIVA) , anesthesia machine, target-controlled infusion (TCI) , closed-loop control (CLC)

**Department of Anesthesiology, Tokyo Women's Medical University, Tokyo 162-8666*

機器組み込み小型 Linux ボード uCsim の紹介

田中義文*

橋本 悟*

はじめに

今日ではパーソナルコンピュータの価格が低下し、臨床現場でも安易にコンピュータ・オンライン処理ができる環境になりつつある。しかし、現在市販されているパーソナルコンピュータはディスク駆動であり、突然リセットボタンが押されたり、電源ラインの接続がはずれるとディスク情報が破壊され、その後の動作に決定的ダメージが生じ、診療現場で安心して使用できるまでには至っていない。また、ラップトップと言えども臨床現場での場所の専有が大きな制約となっている。したがって、モニター機器からの単純なデータ収録だけにパーソナルコンピュータを使用するには、信頼性、コスト、運用のすべての面について満足できる環境には至っていない。イントラネットが種々の診療現場に普及してきた現在、突然の電源遮断でもダメージを受けず、種々の通信手順に対応でき、超小型ネットワークコンピュータの出現が待たれていたといえる。近年フラッシュROMによるパームトップCPUが普及し、その部品構成を利用したフラッシュROM組み込み超小型Linuxシステム（SIMMボード）が市販されるようになった。われわれはそのボード基板であるLinuxシステムのRS232C⇔イーサネット通信変換媒体としての可能性を検討した。

1. 方 法

1) SIMMボード作成について

Rt-Control社製、フラッシュROM搭載のLinuxボード（SIMMボード）は半完成品であり、幅3cm、長さ9cmのSIMMボード、幅5cm、長さ10cmのユニバーサルボードに安定化電源、RS232Cインターフェースとソケット、および10BTインターフェースとソケットが配置されている（図1、図2）。約10点ほどの部品をプリント基板に差し込み、半田付けを行う必要がある。本装置はパームトップコンピュータの液晶表示部分がない代わりに、電源（5V）端子、RS232C端子、10BTイーサネット端子がついている裸のLinuxシステム基板だと言える。完成した段階でRS232Cコネクタを別のパーソナルコンピュータと接続し、通信ソフト（設定：9,600bps, 8N1）を駆動し、本体のリセットボタンを押すとコンピュータの駆動メッセージが表示され、BIOSモードになる（図3）。“go” ボタンの実行で通常のLinux login messageが表示され、表1に示す種々の命令が実行できる。IPアドレスは192.168.1.200, gatewayは192.168.1.100に、name serverは192.168.1.100に設定されており、その変更はROMに書かれている/etc/rcおよび/etc/resolv.confを再書き込みをする必要がある。

2) プログラム開発エミュレータについて

プログラム開発は同社よりC言語クロスコンパ

*京都府立医科大学麻酔学教室

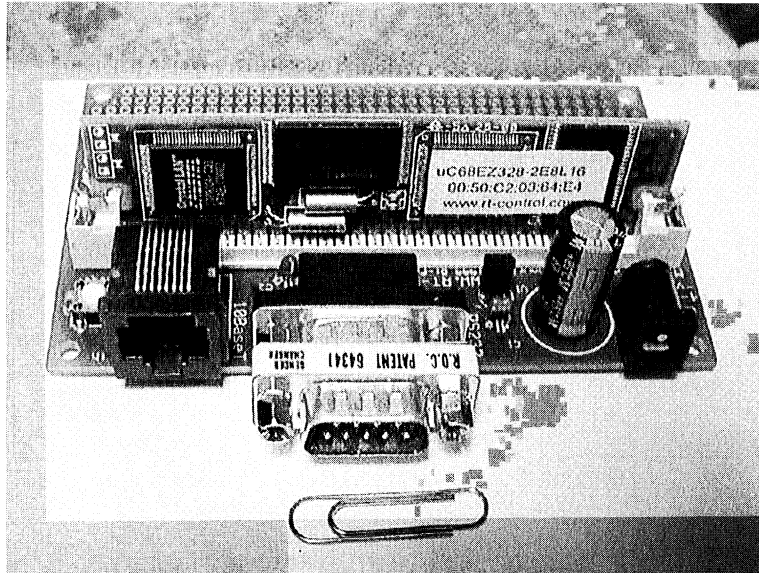


図1 正面から見たSIMMボード

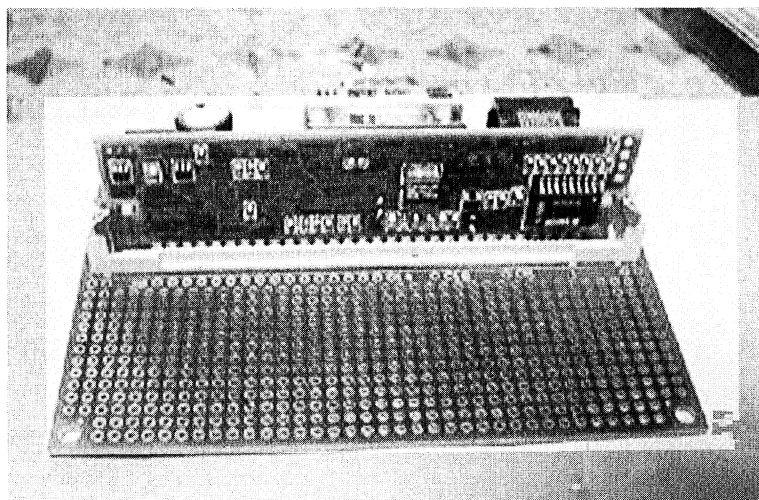


図2 背面からみたSIMMボード

イラ gcc およびシステムの全ディレクトリ構造が CD-ROM で供給されており、これを標準的な Linux 装置にインストールすると、ユーザディレクトリ内にフラッシュROMと同じファイル構成のミラーディレクトリが作成される。またクロスコンパイラである gcc もインストールされ、C 言語で目的とするプログラムを作成することができる。前述の `/etc/rc` と `/etc/resolv.conf` の IP アドレスを書き直し、`make` を行くとフラッシュROM イメ

ージである `image.bin` が作成され、これを BIOS の `rx` 命令によりすべてのエミュレーションファイルが RAM 上に転送する。転送後 BIOS のプログラム命令を実行すると、RAM に記録されたデータがフラッシュROMに書き込まれる。

3) ネットワーク通信とモニター記録

イーサネット環境が整うとホスト CPU と `telnet` で通信が可能になる。この時点で SIMM ボードは

```

uCbootstrap v1.2 (c) Copyright 1999 Rt-Control All Rights
ReservedFLASH type 0043 [TC58FVB160]DP1004000
DP1006000 DP1008000 DP1010000 D-1020000 D-1030000 D-
1040000 D-1050000 D-1060000 D-1070000 D-1080000 D-1090000
D-10a0000 D-10b0000 D-10c0000 D-10d0000 D-10e0000 D-10f0000
D-1100000 D-1110000 D-1120000 D-1130000 D-1140000 D-1150000
D-1160000 D-1170000 D-1180000 D-1190000 D-11a0000 D-11b0000
D-11c0000 D-11d0000 D-11e0000 D-11f0000 D-1200000 B$

```

図3 SIMMボードのリセット直後のBIOS表示画面

イーサネット通信ができるRS232C変換アダプターとして機能する。telnetでloginを行い、

```
#> cat </dev/ttyS0
```

を実行すると、RS232Cより入力した文字コードがホストCPUの画面上に表示できた。これですらなくとも単なるデータ吐き出ししかプログラムされていない、コーリン社製モニター、Baxter Vigilanceなどのオンラインデータ記録は十分対応できるはずである。テルモシリンジポンプなどは双方向通信が必要であり、そのためのプログラム開発が必要である。

2. 考 察

RS232C⇔イーサネット変換装置は数年前より市販されているが、ほとんど一方向通信だけであり、双方向通信となるとプログラム開発を必要とし、市販品がないのが現状であった。今回紹介したSIMMボードのRS232C機能は受信専用であるが、ホストCPUでTcl/tkの派生言語であるexpectを使用すれば、自動login、自動データ収録とデータの一次整理、ディスクへの実時間記録が可能であり、この機能だけでも実用範囲は非常に広い。患者モニター装置背部に小さなボックスを接続するだけでイントラネットを介してモニターの全測

表1 /binディレクトリの命令群

```

# ls /bin
cat cmp cp df echo false flashloader free
hostname kill ln login ls mkdir more mount
mv ping pppd printenv ps pwd reset rm rmdir
sh shutdown stty tip true umount vi which
whoami

```

定項目が自動記録でき、またホストCPUで記録トレンドをグラフィック表示することも可能である。SIMMボードは実時間動作するLinuxシステムであり、かつ自由にプログラミング可能とあって、臨床、実験に十分利用可能と期待できる。

ABSTRACT

Evaluation of Embedded Linux SIMM Board

Yoshifumi TANAKA* and Satoru HASHIMOTO*

We evaluated an embedded Linux SIMM board which stands an inchhigh, with a standard 30-pin SIMM form factor. The operating system of the uCsim is mimic to ordinal Linux system and has Ethernet capability and also RS232C as a console terminal. We can modify anykind of soft environment to the re-writable flush ROM by means of RS232C transport connection with development Linux systems. We also evaluated the telnet communication to the SIMM board

and found only the command “cat < /dev/ttyS0” makes transports character codes from RS232C to the Ethernet line. From this views, the SIMM board has a lot of potency to fix clinical monitors to intra-net lines in hospitals.

of Medicine, Kyoto

参考資料： <http://www.anesth.or.jp/gijutu/ucLinux> ucLinux
について

**Department of Anesthesiology, Kyoto Prefectural University*

tanaka@sony3.anesth.kpu-m.ac.jp

パルスオキシメーターを「健康機器」に

—富士登山と旅客機内の息こらえ—

諏訪邦夫*

はじめに

パルスオキシメーターは医療機器としてだけでなく健康機器として一般大衆が利用する可能性がある。今回、5万円未満の機種（小池メディカル、FSO2）の販売を機会に、登山者のデータを採取した。同時に、筆者自身の旅客機内でのデータも紹介する。

パルスオキシメーターは、動脈血酸素飽和度（ SaO_2 ）を無侵襲で連続的に測定する装置である。手の指にプローブをはめるだけで計測できる。

原理は日本光電の青柳卓雄氏が1970年代初頭に発明し、世界中の企業が競って改良を加え、手術室やICUでのモニター機器としての用途と、呼吸器病患者、とくに在宅酸素療法を受ける患者の酸素投与法を定める面での用途が確立している。こうした「医療機器」としての用途は、それぞれに重要な役割を果たしている。

ここでは、パルスオキシメーターのそうした医療機器としての用途を拡張して、「個人使用」、「健康機器」としての役割を予測する。

パルスオキシメーターの「個人使用としての役割」とはこういうことである。見かけ上は健康な中高年層の人たちの呼吸や肺の微妙な変化が動脈血酸素飽和度には反映する。したがって、「運動」「緊張」「睡眠」などで変化が出る可能性が否定できない。しかるにこの面の実測データは存在せず、そういう考え方もない。

たとえば山に登ると気圧が下がって動脈血の酸素レベルも低下する。特に中高年者の SaO_2 は必ず低いはずで、正常値の98%ではありえない。高度による SaO_2 の低下を「肺機能は完璧」との仮定で計算すると、高度2,000m（奥多摩の最高点の雲取山山頂、北海道・四国・九州の最高点もほぼ同じ）で94%に、3,000m（日本アルプスの各所）で91%に、富士山頂では89%まで低下する。

表1 2名の富士登山者のデータ

時刻	高度	気圧	66F			61M		
			SpO_2 (%)	PR (/min)	Qs/Qt (%)	SpO_2 (%)	PR (/min)	Qs/Qt (%)
14:00	2,775	732	88	117	9	81	115	21.5
15:00	2,775	732	94	70	0	93	67	0
17:00	3,175	695	85	113	13	80	118	21.5
18:00	3,175	695	89	83	7	90	67	4

*帝京大学医学部麻酔学教室

中高齢者の肺機能は実際には必ず低下しているから、実際の SaO_2 は上記の値を大きく下回っても不思議ではない。しかるに、高山病の生理は従来若年健康者を中心に検討されていて、高齢者の登山での肺ガス交換障害をはじめとする検討は極めて不行き届きである。

高山病発症時には、 SaO_2 は90%どころか70%以下といった極端な低値になる。肺水腫の病態から考えて、 SaO_2 はゆっくりと進み途中から急速に加速すると推測されるから、肺ガス交換をパルスオキシメーターで常時ないし間欠的にチェックしていれば、高山病発症が明らかになる以前に SpO_2 のわずかな低下で高山病の前駆状態が検出できる可能性がある。

「 SaO_2 低下の理由と上限値」が登山の場合は理論的に推定できるが、その他の条件ではわからない。それでも、睡眠時呼吸障害や睡眠時無呼吸症候群の例から、睡眠時には SaO_2 は下がるだろう。

1. 方 法

2つの手順で、健康人の SpO_2 の推移を検討した。

1) 山と溪谷社の企画による高齢者富士登山での検討

山と溪谷社の高山病研究プロジェクトで、60歳代の登山者2人を伴って富士山に登りながら、パルスオキシメーターを使用して SpO_2 のデータをほぼ1時間ごとの休憩時に適宜採取した。被検者は2名とも登山経験者で、1名は66歳女性で登山歴40年、ヒマラヤ6,000m峰4座に登頂している。もう1名は61歳男性で登山歴は学生時代に活発に活動し、6年前に再開している。この66歳女性は、グループよりも一足先の前日に新5合目に到着宿泊して高地順化を図っていた。

実際のスケジュールは、他の隊員は第1日に新

5合目(2,240m)まで車で行き、上記女性とおちあつて正午に登攀を開始して14:00に標高2,770mの7合目救護所に到着、1時間休憩後15:00に登攀を開始して17:00に標高3,175mの8合目白雲荘に到着して宿泊した。

翌日は5:00に登攀を開始して7:00に標高3,665mの吉田口頂上(浅間神社)に到着し、そこで休憩してから9:10に下山を開始し、14:00に標高2,305mのスバルライン5合目河口湖口に到着して登山を完了した。その間、速度はコースタイムより20%遅く設定し、休憩・水分摂取に注意し、両名とも極端な疲労その他の特別な症状は訴えなかった。

使用したパルスオキシメーターは小池メディカル発売のFSO2で、この機種は価格は安いがデータの記憶機能はないので、目視で読んで記録した。この他に、時間・気圧・心拍数などを別の機器で記録した。

シャント率の計算は、得られた SpO_2 と気圧より溶存酸素分を無視して $Q_s/Q_t = (\text{SA} - \text{SpO}_2)/(\text{SA} - \text{SvO}_2)$ として算出した。SAとして、 PAO_2 に対応した値を採用して、2,775mで92%、3,175mで91%とし、 $\text{SaO}_2 - \text{SvO}_2$ は登攀中は40%で休憩中25%と仮定した。

2) 筆者自身の国際線長距離旅客機内でのデータ
2000年6月のモントリオール出張時に偶然に上記のパルスオキシメーターを持参していたので、旅客機の中でテストした。安静状態での SpO_2 と、息こらえで低下するレベルを測定した。息こらえは、FRCからの息こらえ(30~40秒程度)を中心に検討した。

2. 結 果

1) 富士登山の結果

富士山頂(今回の最高点は浅間神社の3,680m)

での酸素飽和度は、理論値89%程度である。

2人の登山者は、1時間の休憩で2,775mで88→94%と81→93%に（理論値92%）、3,175mでは85→89%と80→90%（理論値91%）にとSpO₂が回復した。これをシャント率に換算すると、2名のデータは、2,775m到着の時点でおのおの9%と21.5%が1時間の休憩で0%に回復し、3,175m到着の時点ではおのおの13%と21.5%が1時間の休憩で0%と4%に回復したことになる。

2) 息こらえの結果

旅客機内の気圧は高度1,700mレベルで、気圧換算で614mmHgであり、軽度の過換気（PaCO₂=34）を仮定してPAo₂=79mmHg、SaO₂=95%が予測値であり、実測のSpO₂は95～96%で、予測値と一致した。FRCから30～40秒程度の息こらえでSpO₂は80%付近まで低下し、十数回のテストの最低値は72%であった。息こらえ経過中の数値は記録できなかったが、後で計算したところでは、表2のような予測値が算出された。すなわち、安静時のSpO₂の差は海面レベルと旅客機内では2%強と小さいが、息こらえ30秒後のSpO₂の差は10.6%と大きくなり、極端なハイポキシアの危険が否定できない。

3. 考 察

富士登山の経過で、2時間の登攀（高度差は最

初が540m、二度目が400m）の直後のSpO₂は極端に低く、その後1時間休憩した後にSpO₂は回復した。この間、登山者自身は特別の疲労や高山病の症状は何も呈していなかったが、ごく軽度で可逆性の肺病変が発生していたと解釈する。ガス交換能障害の度合いは、シャント率換算で10～20%程度に及んだ。

登攀直後には混合静脈血の酸素飽和度が低値であったと予測され、これが傷害を受けた肺による酸素摂取障害をさらに拡大した可能性が高い。2名の登攀者のうち、66歳女性のSpO₂低下の度合いとシャント率の増加が少なかったが、それが登山経験の豊かさに基づくか、前日に新五合目で宿泊して高地順化を図っていた事実に基づくか、あるいはそれ以外の例えば性差などに基づくかは不明である。

下降時のSpO₂は同じ高度で登攀時より常に高かった点も、SpO₂が高度だけの関数ではなくて、運動強度に依存することを示している。

旅客機での息こらえでSpO₂が大きく下がるのは、低圧では酸素解離曲線上の動作点が平圧と比較してやや急峻な部位にあることで説明できる。この点は判明すれば解釈は容易であるが、当初は意外に感じた。欧州空路や北米東海岸への空路の場合、途中で必ず長時間の睡眠をはさみ、さらに飲酒量も多くなる危険もある。今回観察された事実は、こうした長距離空路の旅客機内での睡眠時

表2 FRCでの息こらえ：海面レベルと1,700mのレベル（計算値）

時間（秒）	SpO ₂ （%）		差
	海面	1,700m	
0	97.2	94.8	2.4
5	96.5	93.5	3.0
10	95.6	91.9	3.7
15	94.3	89.6	4.7
20	92.6	86.5	6.1
30	86.2	75.6	10.6

無呼吸の危険，特に飲酒を伴った場合の危険を示唆している。

パルスオキシメーターの一般健康機器としての使用の可能性を示した。

結 論

高齢者の富士登山では，登攀中の SpO_2 は高度から予測されるよりはるかに低値であり，休息によって予測値付近まで回復する。低圧と運動による軽度の肺水腫の発生を示唆する。旅客機内での息こらえで SpO_2 が大きく下がる事実は，長距離旅客機内での睡眠の危険を示す。2つの経験が，

謝辞：機器の提供を頂いた小池メディカル（株），特に久保田博南氏，プロジェクトを組んで研究を進められた山と溪谷社に感謝する。

参考：富士登山の各種データの詳細と山行の記録などは「山と溪谷」2000年9月号に報告されている。

英国麻酔科医の仕事量

浅山 健*

はじめに

1999年の本研究会で、Ramseyが発表した米国麻酔科医の仕事量を紹介した。今回、1975年英国麻酔学会のそれを報告する。

1. 目 的

資料をデジタル化することで、編集・処理が容易となった現在、仕事量設定の考え方を、2000年現在の本邦病院麻酔科に応用する提案である。

2. 方 法

- ① WORKLOAD FOR CONSULTANT ANAESTHETISTS UNDER THE EXISTING CONTRACT by Association of Anaesthetists of Great Britain and Ireland, November. 1975
- ② REPORT OF A WORKING PARTY ON MANPOWER AND STAFFING, by the Association, on August, 1978, entitled "The Workload and Staffing of 17 Non-Teaching Hospitals in England

処理方法で、Prestol Page Manager Soft Wear ; Epson Scanner ; IBM PC with NT4.0を用いた。

3. 結 果

25年前の紙質は黄褐色に変化していたが、PCは印字を正確に認識した。結果をMS/Wordと

Excelに転送した。例外は1/2などの分数，A4版4ページで1バイト文字が2バイトに文字化けするほか，25年前の英国文法と現代の米国文法の違いを認識できなかった。例えば，原文のAnaesthetistsを綴りの間違いと認識した。

ここです，麻酔科専門医が医療保険者と契約する仕事量の例を示す。週40時間の常勤医契約で，手術室勤務，麻酔前後の患者評価，緊急手術待機の換算時間の各数字を示す。

その1；週6日の手術室勤務の場合

Theatre lists 6×4.5 hours = 27 hours

Pre- and post-operative assessment = 6 hours

Emergency work-equivalent of 6 hours

39 hours or 11 + N.H.D.'s

説明：1日に手術室勤務時間が4時間30分，これに術前・術後の患者評価に必要な時間が1日当たり，1時間で合計の5時間30分。緊急手術待機の評価が1日に1時間。以上合計で週40時間の勤務が成立する。

その2；

Theatre lists 5×4.5 hours = 22.5 hours

Pre- and post-operative assessment = 6 hours

Emergency work-equivalent of 6 hours

34.5 hours

I.T.U. duty (1 week in 4 rota) = 5.5 hours

* ASA Firm

40 hours or 11 + N.H.D.'s

説明：週に5日の手術室勤務で4勤務当番表あたり1週間の回復室勤務を行う場合の勤務体制。手術室勤務が1日少なくなった分を手術室外の勤務に充当する。患者評価と緊急待機の評価は前者と同じ。

双方で、手術室勤務時間と緊急待機が別立てであり、手術室勤務時間は手術台での麻酔実施時間より長いのは当然。麻酔従事の時間が1日の時間と定めることを注目する。

その3；

この3年後、英国麻酔学会は、仕事量を一般病院の手術件数に対して必要の麻酔科医数に適用して基準を定めた。1978年の改定版は、人工1万人あたりの年間麻酔件数とその内訳を記す。

General and acute surgery	6,545
Neurosurgery	23
Orthopaedic surgery	985
Out-patient surgery	805
Obstetrics	280
Thoracic surgery	163
Plastic surgery	71
Ophthalmic surgery	609
Electroconvulsive therapy	1,001
TOTAL	10,410

その4；

ここで紹介した後の麻酔科医の勤務取り決めに資料の年代順に記す。

1980, THE ROLE OF THE ANAESTHETIST, AN EXPLORATORY STUDY; by List Klein

The Association of Anaesthetists of Great Britain and Ireland set up its Working Party on Fatigue

against background discussions about the performance and well-being of its membership. Performance 職務の遂行, well-being 福利 and fatigue 身体・精神の疲労 of anaesthetists interrelate with all aspects of their job. Review of the literature and consultations with experts in other relevant disciplines led the Working Party to conclude that little progress would be made in assessing the significance of fatigue in the practice of anaesthesia without gathering more evidence from within the specialty, under a fairly wide selection of subject headings. Of the exploratory studies initiated to this end. Dr. Klein's on the role of the anaesthetist in his organisational setting was the first to be completed. Discussion other report would be welcomed. Correspondence should be addressed either to Dr. Lisi Klein at the Tavistock Institute of Human Relations, Tavistock Centre, Belsize Lane, London, N.W.3, or to Dr. W. D. A. Smith at the University Department of Anaesthesia, 24 Hyde Terrace, Leeds LS2 9LN.

W.D.A.S. September 1980

4. 考 察

病院医療の先進国英国では、1975年、すでに麻酔専門医が、支払側の医療保険者との間の契約で、手術室および病室での勤務時間、さらに緊急手術に対応する待機時間を決めた。その後15年を要して、改良を加えて、1990年代には麻酔科医に適当な勤務体制を整えた。専門医資格を有する医師、これになる以前の医師の対する勤務時間やその緊急手術に対する当直の回数がそれぞれ決まっており、一般病院の必要麻酔科人員を定めた。

結 論

病院麻酔科を充実させるには、まず基本となる

仕事量を決めねばならないので、25年前の英国
例を参考に示した。

次に、外科手術に対応する麻酔科医師数が決ま

る。そして最後に麻酔科に必要な予算を支払側に
求めねばならない。

2. モニタリング 1

観血的動脈圧モニタリング波形から 実際の測定部の血圧波形をオンラインで推定する試み

林 和子*

田中義文*

橋本 悟*

要 旨

モニター上の観血的動脈圧波形は、トランスデューサや、延長チューブ等の圧モニタリングシステム全体の応答特性に大きく影響されることが知られている。動脈圧測定部位での入力としての本来の圧波形と、圧モニタリングシステムを介した出力としての測定圧波形との関係は、質量－ばね－ダンパ系のモデルとして、2階の微分方程式で近似できることが知られている。システムの入力に対する周波数応答（固有周波数、ダンピング率）をこの微分方程式に置き換えることで、少ない計算量で本来の入力測定部の圧を計算することが可能となる。

今回、当病院で日常的に使用されているBaxter社製血圧モニタキット（TC2601SC）の動脈留置カテーテルを含めた全体としての周波数応答を計測し、このシステムを用いて得られる観血的動脈圧波形から、微分方程式を用いた時系列的手段により、測定部位の圧波形を逆算した。この逆算方法により、オンラインで測定波形のゆがみが補正され、高い精度で本来の動脈圧波形を復元できることが明らかとなった。

はじめに

観測される動脈圧モニタリング波形は、圧モニタリングシステム全体の周波数応答特性に大きく影響され、圧モニタリングシステムの性質に依存して実際の圧波形は歪んで表示される。また波形の歪み具合は循環動態にも影響される¹⁾²⁾。それゆえ、使用している圧モニタリングシステムの特性を理解し、表示圧モニタリング波形から実際の圧波形を推定することは簡単ではないが、正しく循環動態を把握する上で重要である。これら周波数応答特性は、一般にフラッシュテスト等を用いて比較的簡便に調べることが可能であり、臨床においてその場で容易に周波数応答特性の概要を知ることができる。動脈圧測定部から圧モニタリングシステムへの入力と圧モニタリングシステムからの出力情報との関係から求めた周波数応答特性は、その比である伝達関数として表わすことができ、逆に伝達関数を求めれば、モニター上の出力圧波形から測定部位での実際の圧を算定することができる^{1)~3)}。しかし、この方法での逆算では広い周波数領域での多大な計算量を必要とするため、これをリアルタイムで臨床応用することは容易でなく、正確な波形の復元は難しかった。一方、

*京都府立医科大学麻酔学教室

従来、圧モニタリングシステムの特性は二次応答をすることを前提として固有周波数とダイビング係数で表わされてきた。これは、圧モニタリングシステムを二次のローパスフィルタとみなして解析した結果と一致する。二次ローパスフィルタの伝達関数は2階微分方程式で表わされ、入出力関係を1つの式で記述できる。私たちは当施設で使用している圧モニタリングシステムの特性を調べ、その結果を2階微分方程式に代入して表示モニタリング圧波形から本来の圧波形をオンラインで近似的に逆算することを試みた。

1. 方 法

1) 近似的逆算方法

入力としての本来の圧波形と、圧モニタリングシステムを介した出力としての表示圧波形との関係は、図1に示すように質量－ばね－ダンパ系のモデル ($M \frac{d^2y}{dt^2} + D \frac{dy}{dt} + S y = F(t)$, $F(t)$: external driving force, $D \frac{dy}{dt}$: damping force, $S y$: spring force), または電氣的に等価な LCR モデル ($L \frac{d^2q(t)}{dt^2} + R \frac{dq(t)}{dt} + 1/C q(t) = e(t)$, L : induc-

tance, C : compliance, R : resistance) の回路として、2階微分方程式で記述できることが知られている。圧モニタリングシステムの特性をこの LCR 電気回路を用いた線形2階微分方程式として考察する。この式の入力と出力を同じパラメータの電圧に変換するために、 $1/C q(t) = e_0(t)$, $1/C \frac{dq(t)}{dt} = de_0(t)/dt$, $1/C \frac{d^2q(t)}{dt^2} = d^2e_0(t)/dt^2$ の関係式を用いると、 $LC \frac{d^2e_0(t)}{dt^2} + RC \frac{de_0(t)}{dt} + e_0(t) = e_i(t)$, ($e_0(t)$: 出力電圧, $de_0(t)/dt$: 出力1階微分波形, $d^2e_0(t)/dt^2$: 出力2階微分波形, $e_i(t)$: 入力電圧) の2階微分方程式となる (図2)。2階微分方程式の係数 LC , RC は、システムの二次応答の性質から、固有周波数 (f_0) とダンピング係数 (β) を用いて、 $LC = 1/(2\pi f_0)^2$, $RC = \beta/\pi f_0$ として算出できる。このように、システムの入力に対する周波数応答を固有周波数: f_0 , ダンピング係数: β として測定して微分方程式の係数を決定すれば、本来のシステムへの入力波形出力 $e_i(t)$ は、出力信号波形 $e_0(t)$ と、その微分波形 $de_0(t)/dt$, さらに2階微分波形 $d^2e_0(t)/dt^2$ を合成して逆算できることになる。これが用いた圧波形逆演算の方法で

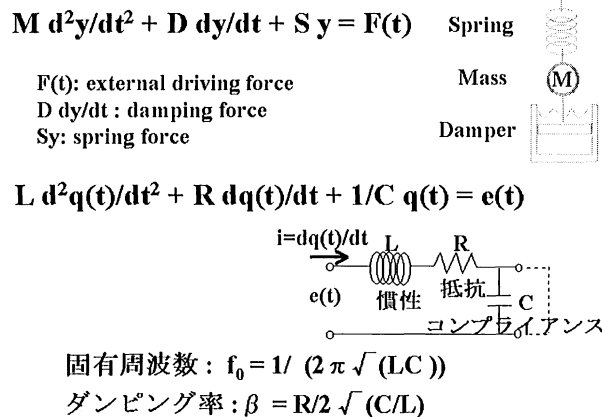
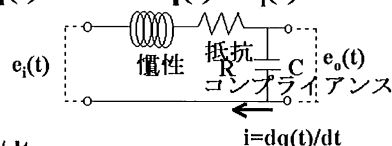


図1 Manometer theory

入力としての本来の圧波形と、圧モニタリングシステムを介した出力としての表示圧波形との関係は、質量－ばね－ダンパ系のモデル、または電氣的に等価な LCR モデル (L : inductance, C : compliance, R : resistance) の回路として、2階微分方程式で記述できる。

$$L \frac{d^2 q(t)}{dt^2} + R \frac{dq(t)}{dt} + \frac{1}{C} q(t) = e_i(t)$$



$$\frac{1}{C} q(t) = e_o(t)$$

$$\frac{1}{C} \frac{dq(t)}{dt} = \frac{de_o(t)}{dt}$$

$$\frac{1}{C} \frac{d^2 q(t)}{dt^2} = \frac{d^2 e_o(t)}{dt^2}$$

$$LC \frac{d^2 e_o(t)}{dt^2} + RC \frac{de_o(t)}{dt} + e_o(t) = e_i(t)$$

$$\text{固有周波数: } f_0 = 1 / (2 \pi \sqrt{LC})$$

$$\text{ダンピング率: } \beta = R / 2 \sqrt{C/L}$$

$$LC = 1 / (2 \pi f_0)^2$$

$$RC = \beta / \pi f_0$$

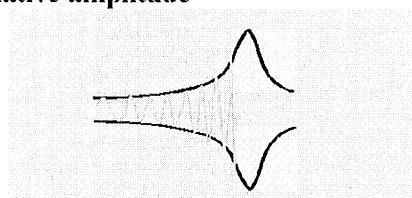
図2 LCR電気回路を用いた線形2階微分方程式としての
圧モニタリングシステム特性の考察

ある。

2) 圧モニタリングシステムの周波数応答計測

当病院では、Baxter社製血圧モニタキット (TC2601SC) を用いて、手術室、集中治療部での観血的動脈圧のモニタリングを行っている。この血圧モニタリングシステムは、トランスデューサ (P/N: 570228001) と耐圧チューブから構成され、臨床使用に便利であり、またモニタキットの入力に対する応答特性は、ヒトの生理的循環動態下では測定部の血圧を比較的良好にモニターするとされる。圧モニタリングシステム特性計測は、現実に当病院で使用している動脈留置カテーテル、耐圧延長チューブ、トランスデューサの組み合わせを用いて、その周波数応答特性を swept sine wave test により調べた。Swept sine wave test は、低周波から高周波にいたるサイン波を段階的に対象物へ入力して対象物からの出力信号を計測し、その増幅度 (ゲイン) を入力周波数の関数として表すものである (図3)。その結果から、相対増幅度 (M_m) をピークのゲイン (M_p) と低周波でのゲイン (M_L) の比として求め、この値から、ダンピング係数 (β) と固有周波数 (f_0) を二次

Relative amplitude



Frequency (Hz)

図3 Swept sine wave test

周波数応答を調べるため、低周波から高周波にいたる正弦波 (sine wave) を段階的に対象物へ入力して、その出力信号を入力信号の振動数の関数として計測したもの。

応答の性質に基づいて算出した以下の式から計測した (図4)。

$$M_m = M_p / M_L$$

$$\beta = \{1 - (1 - 1/M_m^2)^{0.5}\} / 2^{0.5}$$

$$f_0 = F_p / (1 - 2\beta^2)^{0.5}$$

ここに F_p はゲインがピークを来す周波数 (共振周波数) である。動脈に留置するカテーテルは、現在多用している 20G インサイト® と 22G サーフロー® の2種で調べた。また、チューブについては、モニタキットを構成するチューブを直接に留置動脈カテーテルに接続する場合と、術野等の問題からさらに耐圧延長チューブ (SL36", 90cm,

ダイナボットモニタリングシステム)で延長した場合の2種について調べた(図5)。

2. 結果

1) 圧モニタリングシステムの周波数応答結果

Swept sine wave testによる周波数応答結果を図6に示す。耐圧チューブで延長することで、ゲインがピークに達する共振周波数が低くなる、つまりピークの部分が低周波側に左にずれる。これらから得られた固有周波数とダンピング係数を表に

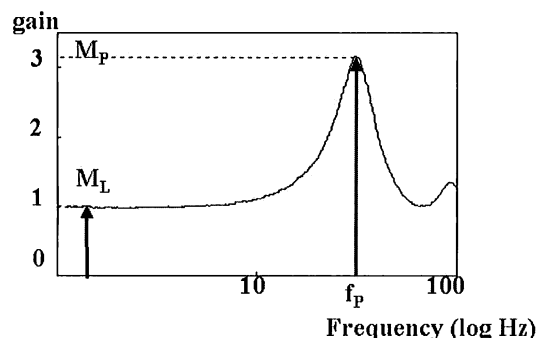


図4 固有振動数とダンピング係数の計測
ダンピング係数(β)と固有周波数(f_0)は、以下の式から計測できる。

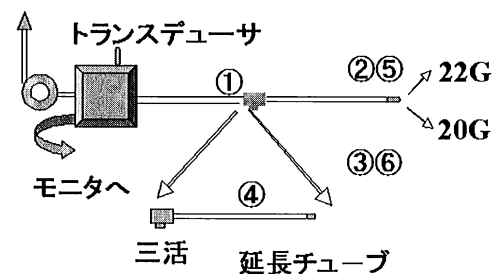
$$M_m = M_P / M_L$$

$$\beta = \{1 - (1 - 1/M_m^2)^{0.5}\} / 2^{0.5}$$

$$f_0 = F_P / (1 - 2\beta^2)^{0.5}$$

(M_m : 相対増幅度, M_P : ピークのゲイン, M_L : 低周波でのゲイン, F_P : 共振周波数)

示す。トランスデューサ単独の固有周波数は、94.8Hzであり、ダンピング係数は0.17とされ、臨床使用に十分な固有振動数と、低減衰系の特性を有していた。付属のチューブを含めた圧モニタリングキット全体では、固有周波数は低下したものの32.05Hzと比較的高い値を維持していた。さらに耐圧チューブで延長すると、23.18Hzに低下した。一方、動脈留置カテーテルは2種とも、固有周波数を10%程度減少させた。ダンピング係数



- 1: モニタキット
- 2: モニタキット + 22Gサーフロー
- 3: モニタキット + 20Gインサイト
- 4: モニタキット + 延長チューブ
- 5: モニタキット + 延長チューブ + 22Gサーフロー
- 6: モニタキット + 延長チューブ + 20Gインサイト

図5 計測圧モニタリングの概要

20G インサイト®と22G サーフロー®の2種の動脈留置カテーテル、耐圧延長チューブ(SL36", 90cm, ダイナボットモニタリングシステム)のありなしの組み合わせで、モニタキットの周波数応答を調べた。

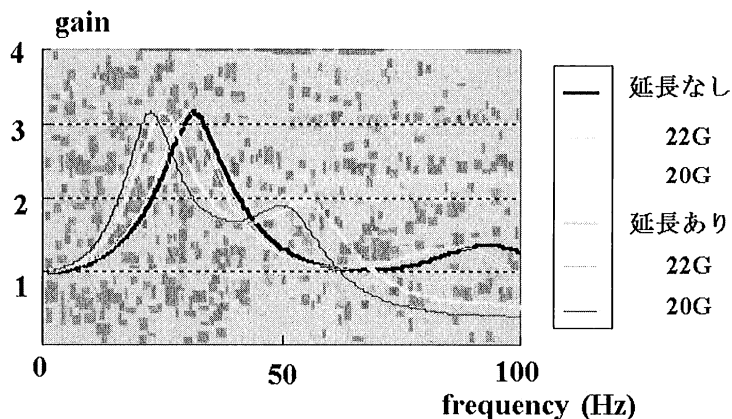


図6 圧モニタリングシステムの周波数応答
Swept sine wave testによる周波数応答結果を示す。

表 固有周波数とダンピング係数の計測結果

	回路	peak frequency	damping coefficient	natural frequency
1		31.20	0.16	32.05
2	+ 22G	28.85	0.17	29.19
3	+ 20G	28.98	0.16	29.79
4	+ ET	22.56	0.16	23.18
5	+ ET + 22G	21.27	0.18	21.95
6	+ ET + 20G	21.74	0.16	22.32

表に示されていないが、トランスデューサ単独の固有周波数は、94.8Hzであり、ダンピング係数は0.17である。
(ET：延長チューブ、20G、22G：各表記サイズの動脈留置カテーテル)

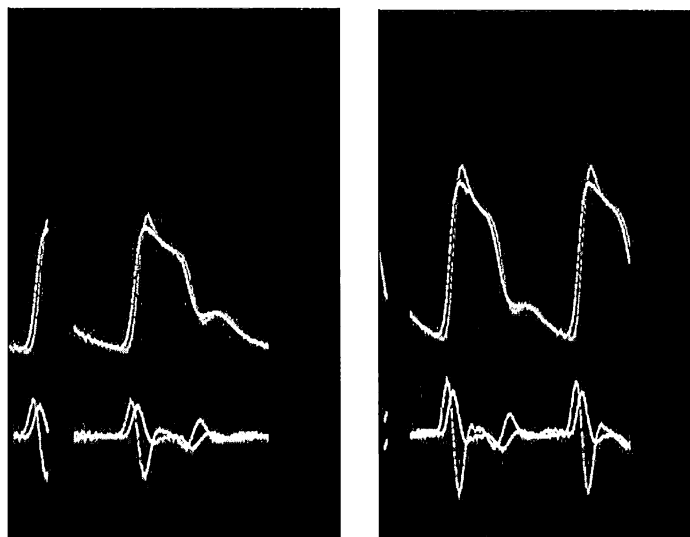


図7 実際のオンライン逆算

オンラインで実際のモニター上の動脈圧モニタリング波形から歪みを除いた圧波形を復元したコンピュータの画面を示す。ピンク色がモニターで観察される出力波形で、白色はオンラインで逆算した動脈圧波形である。

については、延長チューブ、留置動脈カテーテルとも影響は軽微であった。

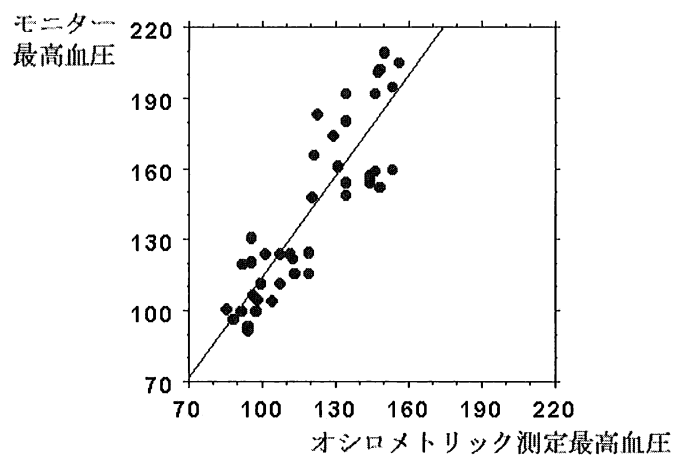
2) 2階微分方程式による逆算結果

図7は、実際にこの逆算法を用いて、オンラインで実際の橈骨動脈圧モニタリング波形から本来の圧波形を復元した、コンピュータの画面である。上段の細点線がモニターで観察される出力波形で、太線はオンラインで逆算した本来の動脈圧波形である。下段はそれぞれ本来の動脈圧波形を逆算するためにモニター出力波形を一回微分と二回微分したものである。右はリバース時に心拍数が

100台に上昇し、ピーキングが見られたときの逆算波形である。収縮期のピーキングがこちらで除かれて、より本来の波形に近い状態で描出できる。

3) モニター圧、推定圧と、オシロメトリック圧との比較

この方法で波形の歪みの補正が正しくなされていることを確認するには、橈骨動脈の測定部にカテ先血圧計を留置して確認する必要があるが、それは臨床においては困難であるので、今回、モニター上の表示波形、および二次微分方程式を用い

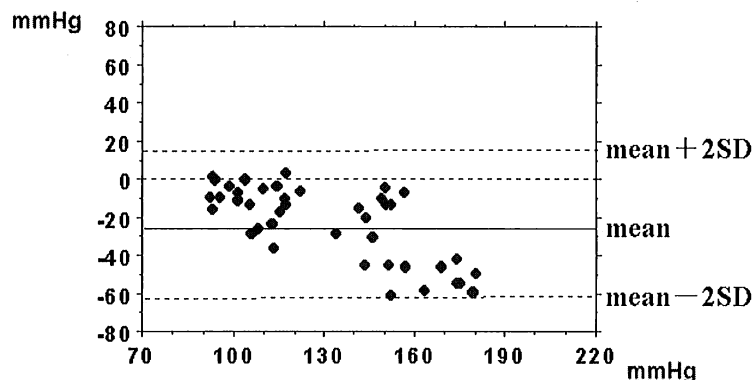


$$\text{モニター圧} = -27.4 + 1.42 \times \text{オシロメトリック圧}$$

$$R^2 = 0.771$$

(a) モニター圧とオシロメトリック圧との比較

オシロメトリック圧－モニター圧 $\text{mean} \pm \text{SD} = 22.7 \pm 19.6$



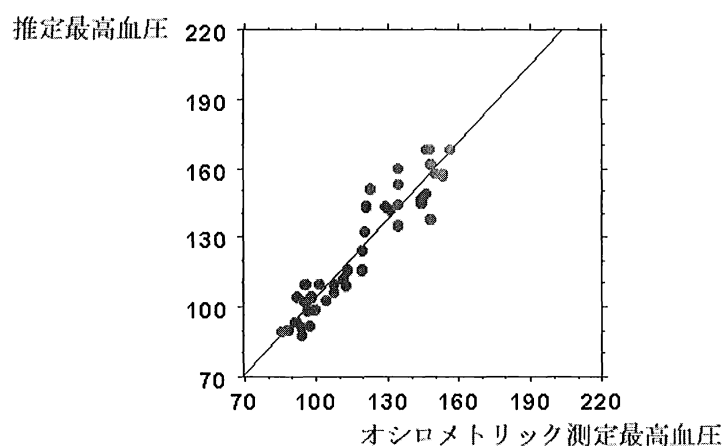
$(\text{オシロメトリック圧} + \text{モニター圧}) / 2$

(b) オシロメトリックとモニター圧との分布

図8 モニター圧、推定圧と、オシロメトリック圧との比較

た補正波形のそれぞれと、同側上腕で測定したオシロメトリック法での測定圧との比較検討を行い、圧波形歪み補正の確認とした。図8-a, bは、耐圧チューブで延長した場合の、モニター上の収縮期血圧とオシロメトリック法で測定した収縮期血圧の関係である。両者の間の相関は良いとは言えず、また分布も右下下がりで不均一、ピーキング現象を反映して、高血圧部で両者の差が負に拡大しており、また、差の平均も、 $\text{mean} \pm \text{SD} =$

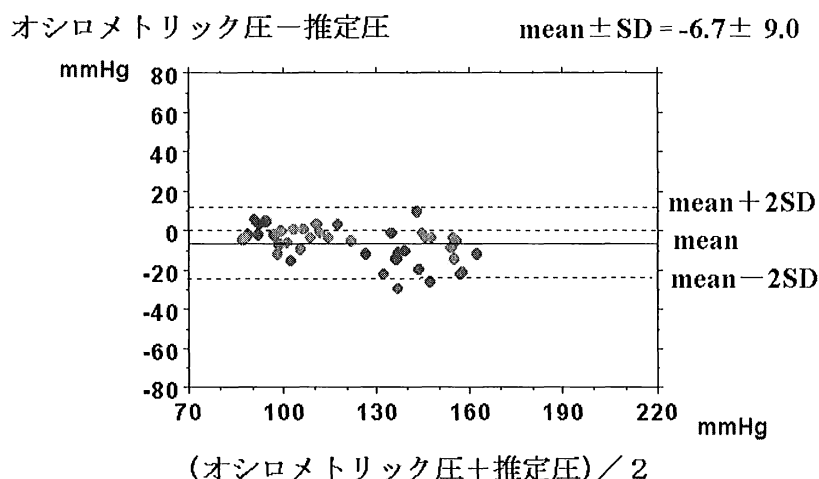
$22.7 \pm 19.6 \text{ mmHg}$ と、バイアスとSD値は大きかった。同じ測定について、2階微分方程式を用いて補正した圧波形の収縮期血圧とオシロメトリック法で測定した収縮期血圧の関係を図8-c, dに示す。両者の間の相関が改善され、差の平均は $\text{mean} \pm \text{SD} = -6.7 \pm 9.0 \text{ mmHg}$ と減少し、均一な分布となっている。



$$\text{推定圧} = -7.58 + 1.12 \times \text{オシロメトリック圧}$$

$$R^2 = 0.893$$

(c) 推定圧とオシロメトリック圧との比較



(d) オシロメトリックと推定圧との分布

図8 モニター圧、推定圧と、オシロメトリック圧との比較

3. 考 察

トランスデューサや、チューブから構成される圧モニタリングシステムの特性は、線形の二次振動応答の性質に近似できるとされる。実際に、フラッシュテストやswept sine wave test（正弦波掃引テスト）等により、応答特性を定量化するためにはダンピング係数や固有周波数を算定するときにも、圧モニタリングシステムが二次振動応答の性

質をとることを前提として計測がなされている。そこで、実測の周波数応答を二次応答モデルと比較して二次応答を前提とすることの適否を確認した。図9に圧モニタリングキットの実測の周波数応答と、実測値と同じ、ダンピング係数0.16、固有周波数32Hzの際の二次応答モデルの理論的周波数応答を示した。最大の増幅率を示す共振周波数にあたる30Hzあたりまでは両者がよく合致しており、実際に臨床で対象となる周波数領域では

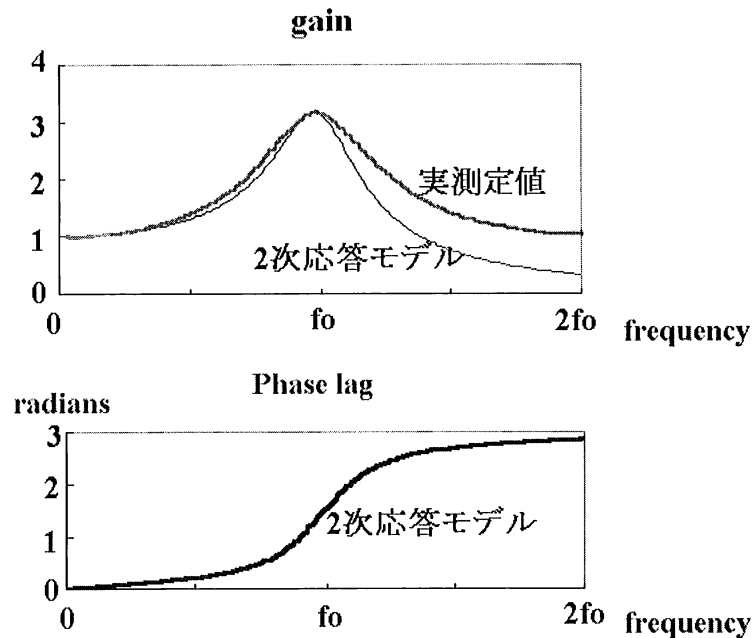


図9 二次応答（減衰係数：0.16、固有周波数：32Hz）と実測定値の周波数応答の比較

圧モニタリングキットの実測の周波数応答と、実測値と同じダンピング係数0.16、固有周波数32Hzの時の二次応答モデルの周波数応答を示す。

今回の計測では位相に関するデータが得られないので、二次応答モデルでの位相の遅れを図下に併せて記載した。

二次応答に近似できることが確認できる。今回の swept sine wave test による計測では位相に関するデータが得られないので、二次応答モデルでの位相の遅れを代用して示した。これを時系列に換算すると位相のずれは最大1～2ミリ秒程度であり、またこの部分では周波数と位相のずれが線型に近似できるので、臨床上、位相のずれは圧モニタリング波形へあまり大きな影響を及ぼさないと思われる。

動脈圧波形を詳細に描出するには20harmonicの正弦波周波数成分が必要であるが、臨床的には5～8harmonicで、動脈圧波形情報がほぼ正確に反映でき圧波形が描出できるとされる。圧波形に5harmonicの情報が含まれると過程して、周波数応答の最大ゲイン増幅を各心拍数時に換算してシミュレーションしたのが図10である¹⁾²⁾。つまり、最大ゲイン増幅は圧波形に含まれる高周波数成分

による影響が大きいと考えられるので、心拍数が1Hz（60bpm）時には、動脈圧波形を構成する高周波成分である5Hz正弦波を、心拍数が2Hz（120bpm）時には同様に对应する10Hzの正弦波を対象とした。ゲイン増幅率（G）は、圧モニタリングシステムの二次応答の性質より、relative frequency（ γ ＝対象周波数/固有周波数、 f_0 ）とダンピング率（ β ）を用いて、

$$G = 1 / \{ (1 - \gamma^2)^2 + 4\beta^2\gamma^2 \}^{1/2}$$

で表わされることが知られているので²⁾、この式を延長チューブのありなしで得られた各固有周波数（延長なし：32.05Hz、延長あり：23.18Hz）とダンピング率：0.16で置き換えたものである。心拍数が2Hzの頻拍時でみると、圧モニタリングキットのみの場合のゲイン増幅は1.1倍程度だが、耐圧チューブで延長すると1.3倍以上に増幅し、ピーキング現象が起きやすいことがわかる。しか

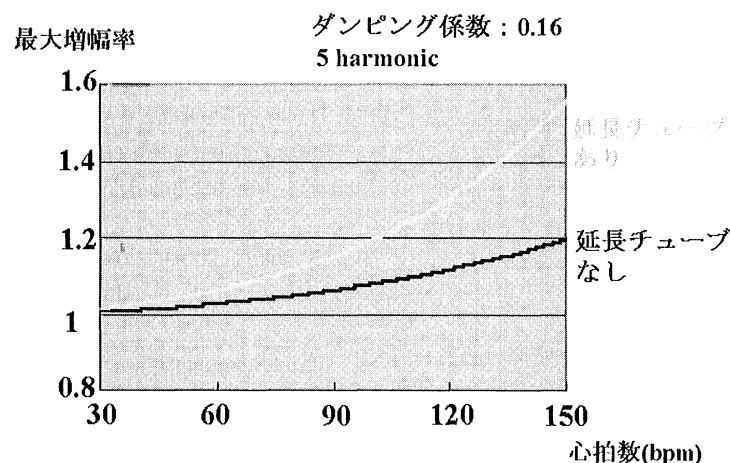


図10 最大増幅率と心拍数の関係のシミュレーション

心拍数が60bpm, 120bpmの時、動脈圧波形を形作る高周波成分（5倍基波長）についてのゲイン増幅率（G）を、圧モニタリングシステムの二次応答の性質から示した。

延長チューブのありなしで得られた各固有周波数は、延長なし：32.05Hz、延長あり：23.18Hzとし、ダンピング係数：0.16で計算した。

し、延長チューブを使用しない時には、心拍数増加の影響が軽微であることが示された。耐圧チューブ延長時には、固有周波数が約2/3倍に低下するため、心拍数依存の圧波形の歪みが起きやすいことに留意する必要がある。また、心拍数の増加は波径の歪みを大きく増幅することも注意したい。

今回、圧モニタリングシステムの性質を、入出力間の関係から線形の集中定数系として2階微分方程式を用いて時系列で表わし、その方程式から直接、元圧波形の描出を試みた。この方法は、計算量が少ないため、容易にパーソナルコンピュータ等を用いて、ベッドサイドでリアルタイムの圧波形の補正が可能である。実際に入力した圧波形を正確に逆算するには逆フーリエ変換などの周波数領域での膨大な計算量が必要となるが、この2次微分方程式を用いて逆算すると、少ない計算量で圧波形が逆算でき、オンラインでの圧波形の描出が可能である。圧モニタリングシステムの周波数応答は、毎回始業前にフラッシュテスト等を用いて近似的に求められるので、この逆算法をソフト

的に、または電気回路的に応用すれば、容易により生の波形に近い圧波形が得られ、臨床応用が期待できると考える。また、応答特性を定量化する固有周波数とダンピング係数の各値と、電気的回路のモデルにおける、インダクタンス、コンプライアンス、レジスタンスの各値が一意的に対応しているのも、その圧モニタリングシステムの示す物理的意味が理解しやすく、また電気回路的に補正することも可能であり、臨床応用が期待できる。

この逆算方法は、圧モニタリングシステムの二次応答を前提としており、実際にはほぼ二次応答で近似できることを示したが、正確には、実測した周波数応答からシステムの伝達関数を計測して逆演算した元波形の復元と比較検討する必要がある。今回の周波数応答測定は、swept sine wave testにより施行しており、位相に関する正確な情報が得られなかったためこの比較はできなかったが、今後、位相も同時測定して検討することを課題としている。

最後に、本法が周波数領域での逆算法同様に、

システムの線形性を前提としていること，ならびに，圧モニタリングシステムの応答特性測定が，生体血管内で施行されないため，終端インピーダンスが異なり⁴⁾，若干の誤差が含まれるであろうことを追記する。

結 論

モニタリング血圧波形から，2階微分方程式を用いて元の圧波形の逆算を試みた。この方法は，循環動態にも依存する圧モニタリング波形の歪みを簡易にオンラインで補正し，容易に本来の血圧波形の描出を可能にする。

参考文献

- 1) Milnor WR : Method of measurement & behavior of second-order systems, Hemodynamics. second edition. Edited by Collins N. Baltimore, Maryland, Williams & Wilkins Press, 1989, pp 299-314, pp357-361
- 2) Yang SS, Bentivoglio LG, Maranhao V, et al : Basic measurements and calculations, Cardiac Catheterization Data to Hemodynamic Parameters. third edition. Philadelphia, F.A.DAVIS company Press, 1988, pp 11-21, pp 365-371
- 3) Swept sine wave test. Association for the Advancement of Medical Instrumentation. 1993, pp 36-43
- 4) O'Rourke MF, Kelly R, Avolio A : The Arterial Pulse. Philadelphia, Lea & Febiger Press, 1992
- 5) 足立修一 : LTI システムの表現, 信号とダイナミカルシステム, システム制御工学シリーズ2, 池田雅夫ほか編. 東京, コロナ社出版, 1998, pp115-140

ABSTRACT

The Input Pressure Waves of the Radial Artery Were Restored from the Monitored Output Pressure Waves on the Same Display at the Same Time

Kazuko HAYASHI*, Yoshifumi TANAKA* and Satoru HASHIMOTO*

It is known that the characteristics of the signal transfer through the monitoring system effect on the wave shape of arterial pressure on the monitoring display. The relationship between input and output signal of the monitoring system is described as a second-order differential equation with three coefficients, those are mass (M), damper (D), and spring (S) or inductance (L), resistance (R), and capacitance (C). Once the natural frequency (f_0) and the damping ratio (β) of the monitoring system are measured, three coefficients of the differential equation are uniquely obtained. Then, the input signal can be calculated with the output signal on the display using this equation. The calculation of this equation was less than that using Fourier's translation. We measured the frequency response of the monitoring system, which we usually use in our hospital, to obtain f_0 and β . The pressure waves of the radial artery both monitored (output) and restored (input) were depicted on the same display at the same time.

Key words : arterial pressure wave, damping, natural frequency, second-order differential equation, frequency response

*Department of Anesthesiology, Kyoto Prefectural University of Medicine, Kyoto 602-8566

血管モデルを用いた大動脈・橈骨動脈間内圧分布のシミュレーション

—CPB中に橈骨動脈が大動脈圧から解離していく現象との関連—

斉藤 聡*
金沢正浩*

福山東雄*
滝口 守*

杵淵嘉夫*

はじめに

われわれは人工心肺（cardio-pulmonary bypass, 以下CPB）後の大動脈－橈骨動脈圧較差の成因に血管弾性率の変化が寄与していることをすでに報告した¹⁾。すなわち、圧較差がみられた症例では中枢側（大動脈）から末梢側（橈骨動脈）に向かって血管弾性率が漸減すること、したがって、次第に血管が伸展しやすくなって血管内圧の上昇を抑制すると考えている。このことは血管壁の容量・圧特性（ $\Delta v / \Delta p$, 弾性率の内圧依存特性）が次第に立ち上がってくることを意味し、容量・圧特性上を低圧方向に移動すると考えることもできる。圧較差を生じた症例ではなんらかの原因で血管内圧の急激な低下が起こり、容量・圧特性上の動作点が低圧側に移動し、内圧の上昇が抑制されたまま固定するのではないかと考えている。CPB中の橈骨動脈圧と大動脈圧（大腿動脈）を連続的にモニターすると、大動脈圧に対して橈骨動脈圧がある時点から次第に低下しはじめ、血管作動薬の投与をトリガーとしながら両者の解離は拡大していく過程が観測される²⁾。血管壁の容量・圧特性がS字状で非直線的であることに関してはいくつかの報告がある。血管壁が2重構造を持つからである。本報告では細管を用いて血管モデル

を作成し、モデルの容量・圧特性を実測した後、特性上の動作点を移動させたとき、上記の現象が再現できるか検討した。

1. 方 法

1) 血管モデルの作成

血管壁の弾性率に匹敵する程度の柔らかい細管は見あたらない。Ethylene vinyl rubber（Cell Chemical, EVR）を沸点の異なる複数の溶媒に溶かした後、長さ15cm、2mmφのステンレス芯を用いた数回のデッピング法により内径1mm、長さ10cmのチューブを作成し、血管モデルとした。硬度は10ショア以下と推定され、おおむね血管の弾性率に匹敵する。

2) 血管モデルの容量・圧特性（静特性）の測定

モデル管内を生理食塩水で満たし、その後0.05mlずつ生理食塩水を管内に注入して内圧を測定し、容量と内圧の関係（静特性）を測定した。

3) シミュレーションによる血管モデル内圧の変化

EVRの特性上の制約により、血管モデルに拍動流を加えることができなかった（後述）。そのため、前項で求めた血管モデルの容量・内圧特性（静特性）を回路シミュレータ（Pspice, MicroSim, USA）に組み込み、シミュレータ上でモデル内圧

* 東海大学医学部外科学系麻酔科学部門

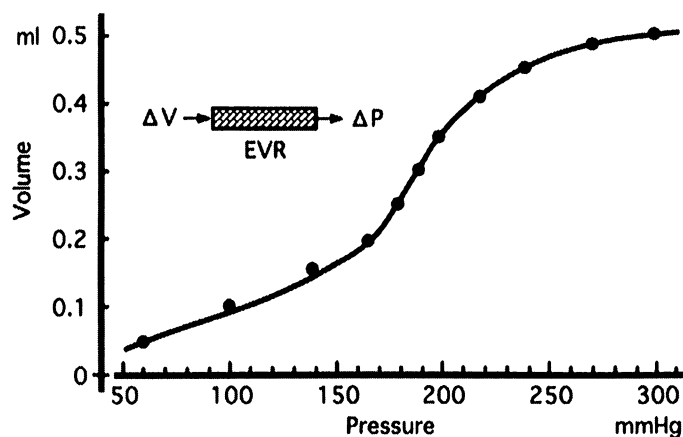


図1 Ethylene vinyl rubber (EVR) により作成した
血管モデルの容量－内圧曲線

の変化を観察した。シミュレータに正弦波信号および動脈圧波形を入力し、出力が平均血管内圧に相当する入力のバイアスによってどのように変化するかを検討した。

2. 結果

血管モデルの容量・圧曲線を図1に示す。扁平なS字状に、非直線的に変化している。同じ容量を負荷した場合、高压側（右側）の圧変化は低压側（中央部）より大きい。

シミュレータに正弦波信号を入力した結果を図2に示す。入力のバイアスが大きい、つまり管内圧が高い状態の出力は、入力のバイアスが小さい、つまり管内圧が低い状態の出力よりも大きい。

シミュレータに動脈圧波形を入力した結果を図3に示す。正弦波を入力した場合と同様に管内圧が高い状態の出力は、管内圧が低い状態の出力よりも大きい。

3. 考察

作成した血管モデルの容量・圧特性の形状はこれまでに報告されている特性に類似している。生体内の動脈は周囲組織に拘束されており、年齢や動脈硬化の程度による特性のばらつきの大きさを

考慮すれば、作成した血管モデルは実際の血管（動脈）とそれほどかけ離れてはいないと考えてよい。ただし、この血管モデルに拍動流を加えると、血管モデルの局所に応力集中が生じて内圧の低下を招き、しばしば動特性が得られないことがあった。シミュレーションによらざるを得なかった理由であるが、応力集中を防止しうる実際の動脈の仕組みまでは模倣できない。

シミュレーションの結果は、入力のバイアスが大きく管内圧が高い状態は、圧較差が生じる前の動脈圧の状態を示しており、入力のバイアスが小さく管内圧が低い状態は何らかの原因で動脈圧が低下し、圧較差を生じた後の状態を示していることになる。両者の波形自体をみると、管内圧の高い状態、つまり圧較差を生じる前では出力波の脈圧が大きくなり、形も尖った形状を呈しているのに対して管内圧の低い状態、つまり圧較差を生じた後では出力波の脈圧が小さくなり、形もなまった形状をしている。これは実際の大動脈・橈骨動脈間圧較差が起こった時のCPB前後での大動脈圧波形と橈骨動脈圧波形の関係と類似している。大動脈・橈骨動脈間圧較差を生じた症例ではCPB中に血管内圧を急激に低下させる要因（血管拡張薬や鎮静剤の投与、大動脈遮断解除、CPB中の血

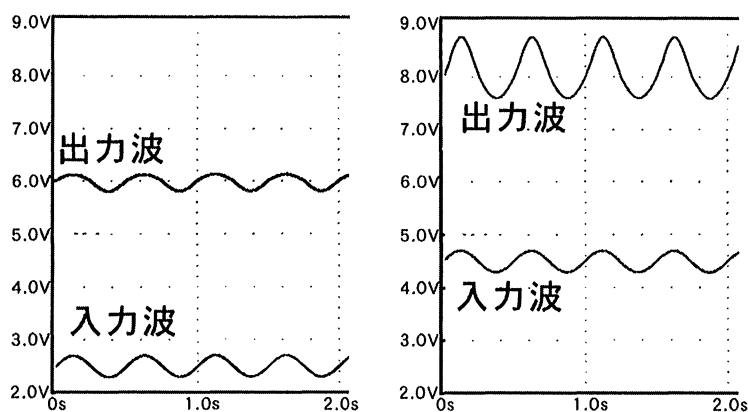


図2 正弦波信号を入力した時の波形変化

入力波のバイアスが大きい（管内圧が高い状態）出力波に比較して入力波のバイアスが小さい（管内圧が低い状態）出力波の方が脈圧が小さくなっている。

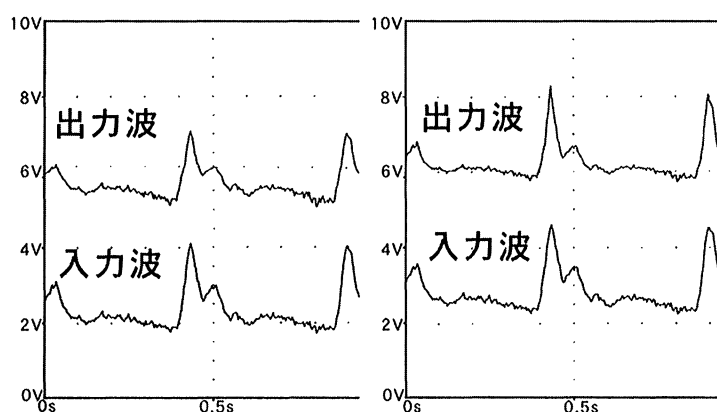


図3 実際の動脈圧波形を入力した時の波形変化

管内圧が高い状態での出力波に比較して管内圧が低い状態での出力波のほうが脈圧が小さく、大動脈－橈骨動脈間圧較差を生じた状態に類似していると考えた。

流量の減少など）が頻回に作用した時に圧較差が形成されている²⁾。いずれも血管内圧の急激な低下を招く要因であり、容積・圧曲線上の動作点の移動を示す現象である。また、それぞれの時点での橈骨動脈波形を詳細にみるとCPBのローラーポンプによる拍動性の振幅が漸減し消失していく現象が認められており、管の弾性率が低下し血管壁のローパスフィルタとしての作用が強くなった（遮断周波数の低下）と考えられる。やはり、容積・圧曲線上の動作点の移動を裏付ける現象であ

ると考えている。

この報告では、作成したモデルの静特性を測定した後、シミュレーションによっていくつかの動特性を得た。理想的なモデルの作成が困難なときには、このような部分的シミュレーションも研究手法の1つではないかと考えている。

参考文献

- 1) 金沢正浩, 福山東雄, 杵淵嘉夫ほか：体外循環後の大動脈-橈骨動脈圧較差の検討—脈波伝搬速度と血管弾性率の関係—, 日臨麻会誌 9: 552-560, 1999

- 2) 齊藤 聡, 福山東雄, 金沢正浩ほか: 人工心肺後の大動脈・橈骨動脈間圧較差の成因—心肺中の橈骨動脈圧波形の変化—. *Cardiovasc Anesth* 4 : 109, 2000

ABSTRACT

Simulation of Aortic-to-Radial Artery Pressure Distribution

Satoru SAITOH*, Haruo FUKUYAMA*,
Yoshio KINEFUCHI*, Masahiro KANAZAWA* and
Mamoru TAKIGUCHI*

During cardio-pulmonary bypass, we observed that the radial artery pressure gradually decreased with time, whereas the femoral artery pressure kept the fixed level, as a result, the aortic-to-radial-artery pressure gradient was produced after CPB. We also reported that the occurrence of the pressure gradient was accompanied with gradual decrease of the arterial wall elasticity from the aorta to radial artery. In order to clarify the relationship between the pressure and elasticity gradients, we investigated the dynamic response of the arterial vessel model made of ethylene vinyl rubber. The model elasticity showed a non-linear s-shaped curve corresponding to the intra-vessel pressure increase, similar to the actual arterial wall elasticity already reported. This means that the intra-vessel pressure of the higher or lower range

gives the higher elasticity, whereas, the pressure of the middle range gives the lower elasticity, so that, the magnitude of the pressure changes in the vessel depends on the quiescent (bias) pressure on the elasticity-pressure curve. In other words, if the quiescent pressure changed by some event, pressure changes in the vessel would also increase or decrease depending on its bias. The relationship between the pressure and elasticity gradients observed in the actual arteries may be also identical to the above considerations. We performed the simulation study. Using a computer, we created the programmable gain controller identical to the elasticity-pressure curve of the model, then, computed the changes of the output signal amplitude corresponding to the bias level change added to the input sinusoidal wave. The results showed that the output amplitude decreased or increased depending on the bias level shift. These results indicate that some events such as the administration of catecholamine (vaso-acting drugs) brings about the bias level shift on the elasticity-pressure curve, and yields the changes in the blood pressure level.

Key word : aortic-to-radial artery pressure gradient, arterial vessel model, simulation

**Department of Anesthesiology, Tokai University School of Medicine, Isehara 259-1193*

肺動脈カテーテルを挿入したまま圧測定系の周波数特性を測定することはできるか

福山東雄*
金沢正浩*

杵淵嘉夫*
滝口 守*

斉藤 聡*

はじめに

われわれはカテーテルを含めた動脈圧測定キットのダイナミックレスポンスの変化を評価する方法について報告した¹⁾。カテーテル挿入前にある程度のダイナミックレスポンスを知ることは大事だが、カテーテルを用いた圧導出系はプライミング状態によってまったく異なった周波数特性を持つ導出系となる。それゆえ、導出した圧波形の信頼性を評価するためにはカテーテルを挿入した状態で周波数特性、ないしは2次系のパラメータを測定する必要がある。今回は新たな測定法（タッピング法）を考案したので報告する。

1. 測定理論

カテーテルを用いた圧導出系の動特性は系の構成法やプライミングによって変動する。それゆえ、患者にカテーテルを挿入した状態の圧導出系の動特性を知ることが重要である。従来行われているフラッシュ法はカテーテルを挿入した状態で測定できるとされている。ある容量を急速に注入したときに発生する振動の周期と振幅から、特性を算出できる（図1）。しかし、容量を注入することによる影響は大きい。そこで、減衰していく振幅の時定数に着目した。

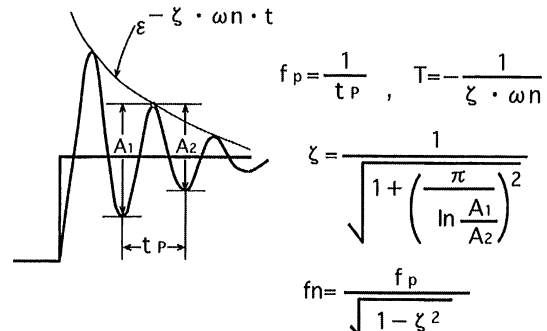


図1 測定理論

カテーテルに振動を発生させたときの減衰していく振幅の時定数に着目した。振動の振幅 A の変化は、 $A \propto e^{(-\zeta \cdot \omega n \cdot t)} \cdot \cos\{\omega n \cdot (1 - \zeta^2)^{1/2} \cdot t - \Phi\}$ となる。この式を誘導して、実測した振動の周波数と振幅の減衰の時定数から固有周波数 f_n と制動係数 ζ を算出した（本文参照）。フラッシュ法では共振周波数 f_p と振幅比率 (A_1/A_2) から、右式により固有周波数 f_n と制動係数 ζ を算出する。

PAC（肺動脈カテーテル）を軽く叩いて強制的に振動を発生させると、振動の振幅 A の変化は、

$$A \propto e^{(-\zeta \cdot \omega n \cdot t)} \cdot \cos\{\omega n \cdot (1 - \zeta^2)^{1/2} \cdot t - \Phi\}$$

となる。

振幅の減衰の時定数は指数項の係数 $-1/(\zeta \cdot \omega n)$ で与えられるから、振幅 A が $1/e$ ($= 0.367$) に減衰するまでの時間を T としたとき固有周波数 f_n と制動係数 ζ の関係は、

$$\begin{aligned} T &= 1/(\zeta \cdot \omega n) \\ &= 1/(2 \pi f_n \cdot \zeta) \\ \therefore \zeta &= 1/(2 \pi f_n \cdot T) \end{aligned}$$

となる。

*東海大学医学部外科学系麻酔科学部門

実測した振動の周波数を f_p ($=1/t_p$) とし、振幅の減衰の時定数を T としたとき、

固有周波数 f_n ($=\omega_n/2\pi$) を代入すると、

$$f_n = f_p / (1 - \zeta^2)^{1/2}$$

$$= f_p (2\pi f_n T) / \{(2\pi f_n T)^2 - 1\}^{1/2}$$

$$\therefore 1 = (2\pi f_n T) / \{(2\pi f_n T)^2 - 1\}^{1/2}$$

$$\therefore (2\pi f_n T)^2 = (2\pi f_p T)^2 + 1$$

$$\therefore f_n^2 = \{(2\pi f_p T)^2 + 1\} / (2\pi T)^2$$

$$= f_p^2 + 1 / (2\pi T)^2$$

また、 $\zeta^2 = 1 - (f_p/f_n)^2$ であるから、

$$\zeta^2 = 1 - f_p^2 / \{f_p^2 + 1 / (2\pi T)^2\}$$

$$= 1 / \{1 + (2\pi f_p T)^2\}$$

である。

ある固体に振動を与えたときにその振動の振幅が5%以内になってしまうまでの時間を整定時間といい、これは $3T$ で表される。すなわち時定数 T は整定時間の $1/3$ ということになる。カテーテ

ルに振動を発生させたときの、振幅の時定数すなわち整定時間と周期を測定することによって、 f_n と ζ が求められる。

この T と f_p をパラメータとして f_n と ζ の関係をこの2式について計算してチャートを作成する(図2)。実測した T と f_p の値がわかれば、一目で f_n と ζ を求めることができる。

2. 実験

1) PACの周波数特性測定

実験室において脱気水で充填したPAC (407-75 B.Braun) の周波数特性を以下の3つの方法で測定し、比較検討した。

(1) 周波数特性 (以下F)

血圧キャリブレータ (Model 601A, BIO-TEK) を圧源とし、0.3~10Hzの正弦波様圧振動をPACに加えた。PACの入力部と出力部の圧波形を2つ

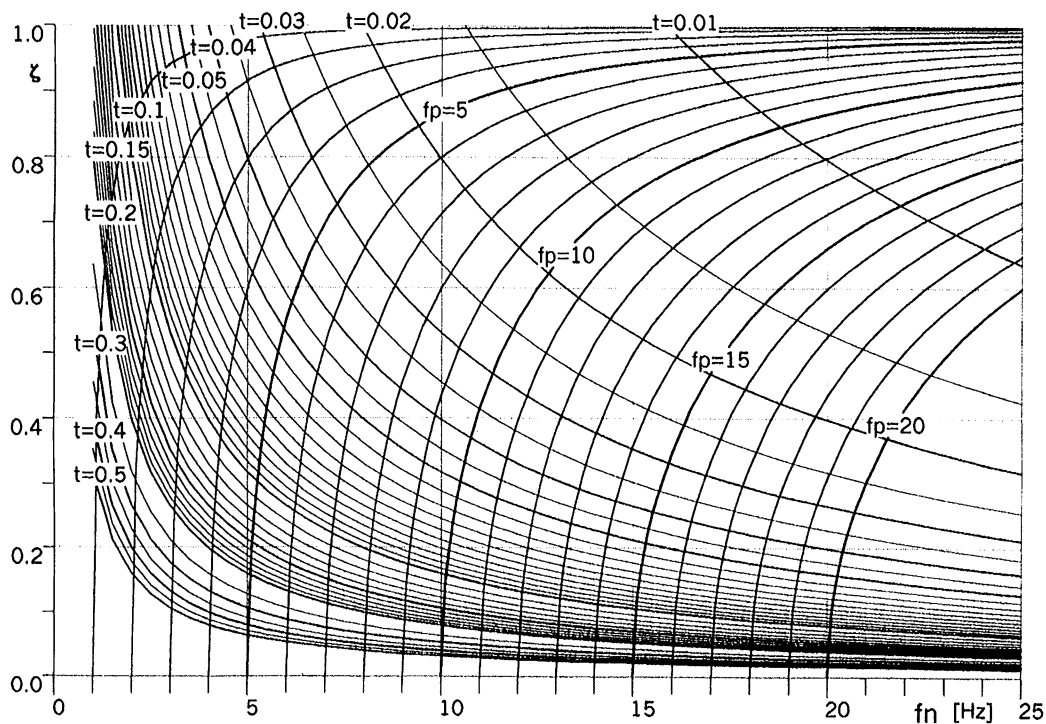


図2 fp-Tチャート

振動の時定数 T と共振周波数 f_p をパラメータとして f_n と ζ の関係をこの2式について計算してチャートを作成した。実測した T と f_p の値をプロットすることで、 f_n と ζ を求めることができる。

の圧力トランスデューサ (Model TNF-R, Ohmeda) で観測し、入出力の比 (A/A_0) を周波数順に配列して周波数特性を作成した。測定した周波数特性上の共振周波数を f_p 、共振周波数における振幅の大きさの比を A_p とする。これを用いて、固有周波数 f_n と制動係数 ζ を次式で計算する。

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

$$f_n = f_p / (1 - 2\zeta^2)^{1/2}$$

(2) タッピング法 (以下 T)

PAC に振動を加えたときの圧波形を圧力トランスデューサで観測し、その周波数と時定数から固有周波数 f_n と制動係数 ζ を計算する。

(3) フラッシュ法 (以下 FL)

動脈測定用のフラッシュシステムを PAC に接続し、フラッシュしたあとの圧波形を圧力トランスデューサで観測しその共振周波数 f_p と振幅比率 (A_1/A_2) から固有周波数 f_n と制動係数 ζ を計算する (図 1)。

$$\zeta^2 = 1 / [1 + \{\pi / \ln(A_1/A_2)\}^2]$$

$$f_n = f_p / (1 - \zeta^2)^{1/2}$$

2) 臨床測定

患者に挿入した PAC を 37℃ の温水で充填し、肺動脈圧を 120cm の耐圧管と、圧力トランスデューサ (DTX Plus, Ohmeda, USA) を介してポリグラフ (LifeScope12, 日本光電) に接続した。タッピング法施行中の肺動脈圧波形を、記録紙にチャートスピード 100mm/sec で記録し、同時にデータレコーダ (A67, Sony Magnescale) にも記録した。データレコーダを再生しながらオシロスコープ (TDS-420A, Tektronix, USA) 上で共振周波数と時定数を計測し、動特性の測定を行った。

3. 結 果

1) PAC の周波数特性

F 法で測定した f_p は 37Hz, A_p は 2.23 であった。これから求めた f_n と ζ は 39.2Hz と 0.23 となった。

T 法を行ったときの圧波形を図 3 に示す。振動の 1 周期は 26msec, 振動の整定時間は 52msec であった。 f_p 38.5Hz と時定数 0.017sec となり、これから求めた f_n は 38.5Hz, ζ は 0.24 となった。

FL 法では f_p 32.8Hz, 振幅比率 (A_1/A_2) 2.83 となり、これから求めた f_n は 34.5Hz, ζ は 0.31 とな



図3 タッピング法 (実験室)

実験室において脱気水で充填した PAC に振動を加えたときの圧波形。振動の 1 周期は 26msec, 振動の整定時間は 52msec であった。 f_p 38.5Hz と時定数 0.017sec となり、これから求めた f_n は 38.5Hz, ζ は 0.24 となった。

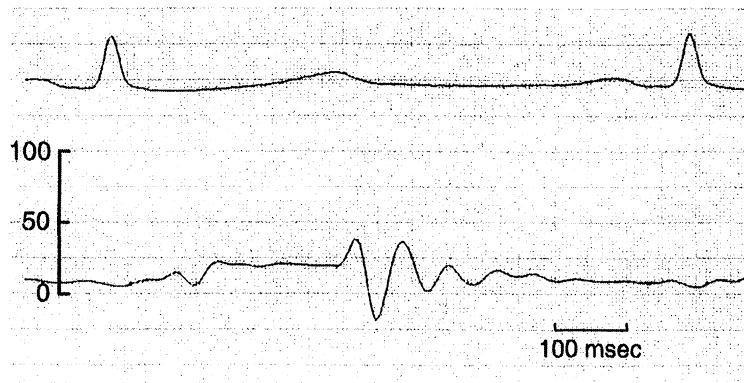


図4 タッピング法（臨床）

患者に挿入したPACを37℃の温水で充填し、振動を加えたときの圧波形（下段）。上段は心電図波形。振動の1周期は70msec、振動の整定時間は270msecであった。fp13.3Hzと時定数0.09secとなり、fnは13.4Hzと ζ は0.13となる。

った。

2) 臨床測定

図4にタッピング法施行時の圧波形を示す。振動の1周期は70msec、振動の整定時間は270msecであった。fp13.3Hzと時定数0.09secとなり、fnは13.4Hzと ζ は0.13となる。

記録紙上から測定したfnと ζ はオシロスコープ上で測定した値は同値であった。

4. 考 察

タッピング法は周波数特性から算出した値と同等であり、周波数特性をおおむね正確に反映した。臨床測定において、肺動脈圧と振動が干渉して整定時間の測定が困難な場合があったが、繰り返しタッピングすることにより測定できた。測定上で算出された ζ は0.13と小さかったが、これは温水を用いたことによるものと考えられた。

対照として施行したフラッシュ法はカテーテルを挿入した状態で測定できるとされている。初回測定ではF法やT法とあまり変わらない値を示したが、繰り返し行くと測定値に変化を来してしまう。繰り返し測定時の液体容量の変動や気泡の巻

込みによるばらつきが大きいと考えられる。

また今回の実験系は静圧で行っているため振幅比の測定誤差は少なかった。しかし臨床では脈圧下で測定するため、振幅に脈圧が加わり振幅比が正しく計測できなくなり、測定精度は劣化すると考えられる。

一方、タッピング法では、振幅の減衰する時間だけを測定すればよく、圧波形の干渉が問題にならず、繰り返しの測定にも問題は起こらない。記録紙上から測定したfnと ζ はオシロスコープ上で測定した値は同値であったことから、タッピング法を施行したその場でfpとTの計測ができることになる。そして、作成したチャート上でfpとTからでfnと ζ を直読できるため、臨床での有用性も高いと考える。以前報告したわれわれの作製したfn- ζ チャート²⁾にfnと ζ をプロットすることにより、最高周波数、時間遅れが一目でわかることになる。

タッピング法の計測上の問題点としては時定数の測定にある。周波数特性が劣化した場合は、整定時間の計測誤差が大きくなることが予想される。脱気水より常温水を用いた時の方が測定精度は劣化しており、カテーテルのプライミング時に

微少の気泡が発生するなどして周波数特性が劣化した場合は、整定時間の計測誤差が大きくなることが予想される。

結 語

1) カテーテルを強制的に振動させたときの振幅とその減衰の時定数から、周波数特性、ないしは2次系のパラメータを推測した。

2) 本法で算出した固有周波数 f_n と制動係数 ζ は周波数特性から算出した値と同等であり、周波数特性をおおむね正確に反映した。

3) 臨床でも簡便に行える、カテーテルを用いた圧導出系の動特性測定法を考案した。

参考文献

- 1) 福山東雄, 杵淵嘉夫, 金沢正浩ほか: 圧導出系のダイナミックレスポンスの評価, 麻酔・集中治療とテクノロジー 2000. 豊岡秀訓ほか編. 東京, 克誠堂出版, 2000, p18
- 2) Kinefuchi Y, Suzuki T, Takiguchi M, et al: Natural frequency/damping coefficient relationship of the catheter-manometer system required for high-fidelity measurement of pulmonary arterial pressure. J Anesth 7: 419-426, 1993

MP-100を用いた一酸化窒素産生量測定

渡邊和宏*
斎藤歌織*

斎藤重行**
豊岡秀訓**

はじめに

最近、微量な一酸化窒素（NO）の測定が可能となり、呼気中にNOがわずかながら存在することが知られてきた¹⁾。NOは不安定な分子であり、生体内では酸素と短時間で反応し、NO₂等の窒素酸化物になることが知られている²⁾。ダグラスバッグに呼気を集積しNOを測定する場合に、酸素濃度が高ければさらに酸化がすすみ、NOがNO₂に変化し正しい濃度を表さない可能性がある。今回、呼気ガスNO濃度を測定中に吸入気酸素濃度を変化させて、同時に換気量を測定記録したデータからNO産生量の測定を行ったので報告する。

1. 対象および方法

健康成人（男5，女2，平均年齢30歳，身長169±9cm，体重69±8kg，喫煙者1名，治療中のアレルギー性鼻炎罹患患者1名）を対象とした。半閉鎖式回路の麻酔器を用い，毎分6lの定常流にて仰臥位，安静マスク換気下に補助呼吸を行った。被験者には可能な限り鼻腔を通して呼吸するように指示した。吸入気酸素濃度をFiO₂ 0.21, 0.4, 0.6, 0.8, 1.0に無差別に設定し変化させた。それぞれ5～7分程度の安静換気の後，マスクに装着したコネクターから呼気ガスをサンプリングレート150ml/minで採取した。NO濃度（vol/vol）は化学

発光法による測定器（NOA280，Sievers社製）を用いて測定した。同時に呼気炭酸ガス濃度，換気量をAS/3麻酔モニターで測定し，自動記録計（Mac，MP-100，フィジオテック社）に記録し，測定解析に用いた。酸素濃度変更後5～7分後の呼気NO濃度の最大値を各10呼吸採取し記録し，呼気NO産生量をMP-100の積分モードを用いて測定した。

2. 結果

約40ppbの終末呼気NO濃度が得られ，吸入酸素濃度によるNO濃度測定値に差は見られなかった。計算された分時NO呼出量は，12 μl程度であった（表）。

3. 考察

呼気ガス中には，ppb単位 of NOが含まれていることが明らかになって，より精密な測定が必要とされている。呼気中のNO濃度は，鼻腔を通した場合は高く，口腔のみの場合は低く検出される。また，喘息患者の活動期や慢性拘束性肺疾患の患者では高くなる。息ごらえをした場合は高くなることが知られているが，産生量を測定したものは少ない。今回使用したNOA280は，5ppb単位の精度を有し，90%応答速度が0.2秒と反応速度が速いため，breath by breathでの呼気NO濃度測定が可能となり，同時に換気量を測定することでコンピュータを用いて波形分析から，呼吸の時相を一

*筑波大学付属病院麻酔科

**筑波大学臨床医学系麻酔科

表 酸素濃度と呼気NO濃度およびNO産生量

酸素濃度	0.21	0.4	0.6	0.8	1.0
呼気NO濃度 (ppb)	39 ± 14	40 ± 13	41 ± 13	43 ± 13	36 ± 12
NO産生量 (μ l/min)	12 ± 3	12 ± 4	12 ± 5	13 ± 4	12 ± 4

致させ単位時間ごとの濃度を求め積分することで産生量の測定が可能となった。

吸入気酸素濃度を無差別に変化させた本研究では、吸入気酸素濃度の変化によって呼気NO濃度の測定値に影響を与えないことが明らかになった。また呼気NO濃度と換気量を測定しMP-100を用いて分析することで、呼気中の分時NO産生量を求めることができた。

参考文献

- 1) Robbins RA, Floreani AA, Von Essen SG, et al : Measurement of exhaled nitric oxide by three different techniques. Am J Resp Crit Care Med 153 : 1631-1635, 1996
- 2) Gerlach H, Rossaint R, Pappert D, et al : Autoinhalation of nitric oxide after endogenous synthesis in nasopharynx. Lancet 343 : 518-519, 1994

ABSTRACT

Measurement of Exhaled Nitric Oxide Production by
MP-100

Kazuhiro WATANABE*, Shigeyuki SAITO**,

Kaori SAITO* and Hidenori TOYOOKA**

We measured exhaled nitric oxide production by combination of chemiluminescence analyzer and flow meter using Acqknowledge III for the MP-100. The exhaled gas from seven subjects performed normal respiration through the nose was aspirated into a chemiluminescence analyzer to measure wave form of nitric oxide (NO) concentration. Respiratory flow was measured by AS/3 anesthesia monitor. NO and flow curve were analyzed by Acqknowledge III software using Macintosh computer. NO production was not changed under different oxygen concentration. This method for NO production measurement is suitable for high oxygen condition.

Key words : nitric oxide, chemiluminescence, AS/3 anesthesia monitor

*University of Tsukuba Hospital, and **Institute of Clinical Medicine, University of Tsukuba, Tsukuba 305-8575

プロポフォール使用時の呼吸商の測定

斎藤歌織*
渡邊和弘*

斎藤重行**
豊岡秀訓**

はじめに

プロポフォールは、溶媒にイントラリピッド®と同様な脂質（10%大豆油、主に triglyceride）が用いられており、全身麻酔などで投与する際に代謝になんらかの影響を与えていると考えられる¹⁾。Datex 社製代謝モニター CS/3 はベッドサイドで容易に換気量、呼気炭酸ガス濃度、酸素濃度を精密に測定、これらの測定値から酸素消費量、二酸化炭素産生量、および呼吸商を得る機能を有している。そこでわれわれは、全身麻酔中に CS/3 を用いて酸素消費量、二酸化炭素産生量および呼吸商を測定し、プロポフォールの代謝に及ぼす影響を調べた。また、CS/3 におけるこれらのパラメータの測定機序を推察し、測定限界を考察した。

1. 方法

対象（表1）は甲状腺、乳腺等の体表手術を受ける ASA I～II の男性3名、女性6名の患者で、年齢は 38 ± 16 歳、身長 160 ± 7 cm、体重 56 ± 6 kg、糖尿病や脂質代謝異常等、代謝性疾患のある患者は除外した。

半閉鎖式麻酔回路を用い、サイアミラール 5mg/kg で導入し、ベクロニウム 0.1mg/kg で筋弛緩を得たのちに気管内挿管を行い、酸素、空気、

表1 対象

男/女	3/6
年齢	38 ± 16 歳
身長	160 ± 7 cm
体重	56 ± 6 kg

セボフルランで麻酔を維持した。FiO₂ は 0.4 に設定した。導入1時間後にプロポフォールを 4mg/kg/hr で投与し、投与前30分間をコントロール、投与15分経過後の30分間をプロポフォール投与下とした。測定には、CS/3 のエアウェイセンサーを用いた。

2. 結果

プロポフォール投与によって酸素消費量は $170 \pm 7\text{ml/min}$ から $175 \pm 6\text{ml/min}$ にわずかに増加し、二酸化炭素は $152 \pm 6\text{ml/min}$ から $139 \pm 5\text{ml/min}$ に減少した。呼吸商は 0.90 ± 0.04 から 0.80 ± 0.04 へと有意に減少した ($p < 0.05$, 表2)。

3. 考察

エネルギー代謝の基本は、基質 + O₂ = エネルギー + CO₂ + H₂O という化学式によって表される。呼吸商とは、組織が定常代謝状態にある時の二酸化炭素産生量/酸素消費量と定義され、基質が炭水化物のときは1.0、蛋白質で0.81、脂質で0.71となる。今回、プロポフォールを投与した際には呼吸商の低下が見られ、プロポフォール投与により脂質が蓄積、代謝されていることが明らか

*筑波大学附属病院麻酔科

**筑波大学臨床医学系麻酔科

表2 各種パラメータの変化

	プロポフォール投与前	プロポフォール投与後
酸素消費量 (ml/min)	170 ± 30	175 ± 21
二酸化炭素呼出量 (ml/min)	152 ± 30	139 ± 18
呼吸商	0.899 ± 0.092	0.795 ± 0.058*

(*p<0.05, 投与前後)

になった。投与された triglyceride は、肝臓で代謝されるが、Krebs cycle は CO_2 を産生し、ketogenesis はケトン体を産生し、very low density lipoprotein となって血中に入るといふ、代表的な3つの経路が示唆されている。正常な酸素濃度下では、プロポフォール投与下の血清脂質の変動がみられないという報告からも Krebs cycle 経路で直ちに消費されていると考えられる。また、酸素濃度によって代謝経路が異なることが指摘されており、低酸素状態では肝臓での代謝が抑制され、遊離脂肪、中性脂肪の増加を来すとされている²⁾。

CS/3 の代謝パラメータ測定方法であるが、われわれの推測は以下のとおりである。

- ①測定しようとするガスの A フロー、B 濃度変化を測定し、波形として表示する
- ②A フローは、差圧センサーによって直ちに波形として現れ、サイドストリームで吸引された酸素、炭酸ガスの濃度変化はわずかに遅れて検出されるため、A と B の時相のずれを補正する
- ③A × B を新たな波形 C として表示する
- ④1 分間の C を積分した値が波形の正の値の面積、すなわち測定されたガスの量 (ml/min) として求められる。

CS/3 の測定方法に影響を与える因子として麻酔ガスの影響が考えられる。酸素、空気の組成は測定には影響を与えないが、今回用いたハロゲン化炭素であるセボフルランは、測定値に何らかの影響を及ぼすことが考えられる。プロポフォール投与前後でセボフルランを含むガス組成を変更し

ていないので測定値の変化量には影響は与えなかったものと考えられる。測定の時期について、プロポフォール投与後に15分の間隔をおいて測定しているが、脂質がエネルギーとして利用されるまでの時間は明らかではない。今回、投与直後より呼吸商が変化したことから代謝される基質が速やかに変わることが考えられる。

一般に麻酔薬は脳の酸素消費量を抑え、吸入麻酔にプロポフォールを加えた場合には麻酔深度が深くなる。今回は、脳波などの麻酔深度モニターを用いていないためこの評価はできないが、脳のグルコース消費が抑制されたことも推察される。

今回われわれはプロポフォール投与時の代謝を測定し、また測定デバイスである CS/3 の測定機序を推測した。結果的にプロポフォールは呼吸商を低下させていることが明らかとなった。これより、全身麻酔時にプロポフォールを投与する場合は、脂質が代謝されている可能性を考慮しつつ使用することが重要と思われた。

参考文献

- 1) Pestana D, Garcia-de-Lorenzo A, Madero R : Metabolic pattern and lipid oxydation during abdominal surgery : Midazolam versus propofol. Anesth Analg 83 : 837-843, 1996
- 2) Tsubokawa T, Yamamoto K, Nishimura K, et al : Effects of inhaled oxygen concentration on fat metabolism during propofol infusion in rabbits. Br J Anaesth 81 : 761-765, 1998

ABSTRACT

Measurement of Respiratory Quotient under Propofol Infusion

Kaori SAITO*, Shigeyuki SAITO**,
Kazuhiro WATANABE* and Hidenori TOYOOKA**

Propofol includes an emulsion similar to 10 % Intralipid®, and it suggests that lipid accumulation affects the metabolism during its infusion. In this study we used CS/3 metabolic monitor (Datex) to measure lipid metabolism in nine ASA physical status I or II patients. After rapid

induction, anesthesia was maintained with air, oxygen and sevoflurane. One hour after induction, additional 4mg/kg/hr propofol was infused. We measured oxygen consumption (VO_2), carbon dioxide production (VCO_2), and respiratory quotient (RQ) with CS/3 before and after infusion of propofol. Although VO_2 and VCO_2 did not change significantly, RQ decreased from 0.899 ± 0.04 (control) to 0.795 ± 0.04 (under Propofol infusion) ($p < 0.05$). This result suggests that lipid oxidation increase in patients under propofol infusion. We could investigate metabolic changes indirectly and easily by measuring RQ with CS/3.

**University of Tsukuba Hospital and **Institute of Clinical Medicine, University of Tsukuba, Tsukuba 305-8575*

3. ソフトウェア

年齢による pharmacodynamics の影響を取り入れた TCI ソフトウェア

増井健一*1

野中明彦*2

榎本 温*3

熊沢光生*3

はじめに

プロポフォールの覚醒時濃度は年齢によって異なることを, Schniderらはを数式として報告した(数式は後述)¹⁾。筆者らは, 昨年開発したプロポフォール薬物動態シミュレーションソフトにこの数式を取り入れた, 覚醒予測時間表示, および TCI 機能を付加したので報告する。また, その他にもいくつか機能を付加したので簡単に触れる。

1. 開発環境

使用言語は Visual Basic 6.0 (SP4) for Windows98/2000。シリンジポンプはGraseby3500を使用した。

2. 数式の紹介

Schniderらは25～81歳のボランティア24人から次式を得た¹⁾。

$$P_{\text{asleep}} = C^{4.29} / (C^{4.29} + (2.9 - 0.022 \times \text{age})^{4.29})$$

C: 血漿プロポフォール濃度, age: 年齢,

P_{asleep} : プロポフォール濃度がCのときに就眠している確率

この式で使用されている血漿プロポフォール濃度は, 一定速度で60分持続注入した時点での濃度から算出されている。この場合のCと効果部位濃度の差は, $k_{\text{eo}} = 0.456$ としたとき最大で約0.05 $\mu\text{g/ml}$ 程度なので, Cを効果部位濃度と考えても差し支えないと考える。

筆者らはこの式から, TCIの濃度設定に C_{95} ($P_{\text{asleep}} = 95$ となるときのCの値) および C_{80} ($P_{\text{asleep}} = 80$) を用い, 覚醒予測時間表示の覚醒濃度として C_{20} および C_5 を採用した。なお, 濃度設定は変更可能にした。

3. その他の付加機能

- ・血中濃度および効果部位濃度のTCI機能追加
- ・フェンタニル濃度のシミュレーション

ワンショット投与時に, 投与量をボタンで入力する形式である。現段階ではシリンジポンプと接続して使うようにはしていない。

- ・USBポートに対応 (USB-RS232C変換ケーブルが必要)

シリアルポートの備わっていないノートパソコン

*1 諏訪中央病院麻酔科

*2 富士吉田市立病院麻酔科

*3 山梨医科大学麻酔科学教室

ンも多いので、今後医療機器への USB ポート搭載が期待される。

・プロポフォール基本投与法であるステップダウン法のシミュレーション

ステップダウン法での投与がどのような血中および効果部位濃度を導くのか視覚的に捉えられる。

4. 考 察

今回は年齢による pharmacodynamics の影響を TCI ソフトに取り入れた。実際に何回か使用してみると硬膜外併用でフェンタニルを使わない場合はおおよそ C_{20} 前後で開眼する。しかし、フェンタニルの使用量が多いときや、高齢者でフェンタニルを併用すると開眼は C_{10} 前後またはそれ以下の効果器濃度で開眼する。このばらつきを一言で個人差といってしまうばそれまでだが、考えられる理由が2つある。

まず、現段階では k_{eo} 一定としているが年齢や個人によりばらつきがあることが考えられる。Pharmacokinetics parameter がある程度適合していることが条件となるが、 k_{eo} の値を補正する方法がある。 k_{eo} が血中濃度や投与時間等に影響されず常に一定とすれば、TCI ソフトと脳波モニターを連動させたうえで、設定濃度を変更すれば k_{eo} の値を推測できる。ただし、手術中の鎮痛が不十分であるときには睡眠レベルが変化しやすいので、手術開始前や鎮痛が十分のときに計測するという限定が必要である。

次に、フェンタニルの影響である。若年者ではそれほど大きくないであろうが、高齢者ではフェンタニルの濃度が覚醒に大きく影響するものと考えられる。加えて、覚醒に必要なプロポフォール濃度が低いので、フェンタニルの覚醒に対する影響は若年者に比べてより大きくなる。今後、フェンタニルとプロポフォールの相互作用を加味した

ソフトウェアへの発展を検討しなくてはならない。

商用の TCI 用シリンジポンプは、設置の簡便さやバグのチェックが十分になされているという点で、パソコンとシリンジポンプを接続して行う TCI に比べ有利である。しかし、他方でパラメータの変更、新しい投与法の検討、データの収集など研究用途や、パソコンを利用したシステムのほうが利用価値が高い。また、TCI ソフトウェアはバージョンアップも容易であるし、シミュレータとしても使用できる。

導入時における TCI は、従来の投与法に比べ操作が簡便である。しかし、効果部位をターゲットとした TCI で導入すると血圧が下がりやすいという欠点がある。効果部位濃度を急速に上昇させる場合には、より急速な血中濃度の上昇が必要であることが原因の一つである。この問題を解消するために、今後の TCI では血中濃度の上限を設定できるなどして安全性を高める必要が生じると考えられる。導入後から手術中の麻酔維持の間では、pharmacodynamics の差を脳波モニターで測定し修正を行っていくようなシステムが理想的ではないかと思われる。プロポフォールでの TCI の調節は、吸入麻酔での気化器のダイヤル調節と同様と言われるが、静脈麻酔は体内濃度を測定できない。脳波モニターを体内濃度測定のだ代用とできるため、TCI の今後の発展には脳波モニターが必須と考える。

結 語

TCI ソフトに年齢による pharmacodynamics の影響を取り入れた。TCI ソフトウェア単独で精度を上げるためには、フェンタニルの影響や年齢によるパラメータの違いを検討しなくてはならない。脳波モニターとうまく連動させることが、今後の TCI 発展には必要である。

参考文献

- 1) Schnider TW, et al : The influence of age on propofol pharmacodynamics. *Anesthesiology* 90 : 1502-1516, 1999

ABSTRACT

Target-Controlled Infusion Software Introduced the Effect of Age on Propofol Pharmacodynamics

Kenichi MASUI^{*1}, Akihiko NONAKA^{*2},
Satoshi KASHIMOTO^{*3} and Teruo KUMAZAWA^{*3}

We introduced the effect of age on propofol pharmacodynamics into propofol target-controlled infusion (TCI) software. The development system is Visual Basic 6.0 (Service Pack 4) for Windows98/2000 (Microsoft, USA) . A supported device is Graseby 3500 (Graseby, UK) , syringe driven pump.

Schnider et al showed the formula with effect of age on propofol pharmacodynamics¹⁾ . The formula express the probability (P) of unconsciousness with the propofol con-

centration and age. We established two new button, C_{95} (the concentration as P is 0.95) and C_{80} (P is 0.8) , for the set concentrations during TCI.

In addition, our TCI software has following functions; to simulate the fentanyl concentration, to simulate the step down method for propofol delivery, to calculate the time to awake concentration as C_{20} or C_5 (P is 0.2 or 0.05, respectively) .

We developed the TCI software introduced the influence of age. More development of TCI system will be with the drug interaction and electroencephalogram.

Key words : target-controlled infusion, propofol, pharmacodynamics, age, software

^{*1}*Department of Anesthesiology, Suwa Central Hospital, Chino 391-8503*

^{*2}*Department of Anesthesiology, Fujiyoshida City Hospital, Fujiyoshida 401-0013*

^{*3}*Department of Anesthesiology, Yamanashi Medical University, Yamanashi 409-3898*

入力が容易になるように知能を持たせた 静脈麻酔薬オフラインシミュレーションソフト(マッキントッシュ版)の開発

中尾正和*

恩地いづみ*

はじめに

近年、静脈麻酔が普及してきたが、静脈麻酔では血中濃度を実測しながらの麻酔管理は不可能なため、薬物動態データをもとにシミュレーションする手法がよくとられる。そのため薬物動態を理解するソフトがあると実用的であり教育的でもある。

筆者は1992年の日本麻酔学会ソフトウエアコンテストでIBMコンパチブル/NECのDOSマシン用とマッキントッシュ用オフラインシミュレーションソフト IV_sim を発表し、公表手段としては付録CD-ROMに掲載されたソフトを解説する書籍の体裁をとっていた¹⁾。当時は3本のソフトを各OS版のQuick-BASICで開発したがOSは改訂されたもののマイクロソフトがこのQuick-BASIC自体のサポートを中止したため改訂が困難となり、いずれのソフトも最新のOSでは動作しなくなった。

筆者はその後、開発環境をマッキントッシュOSのもとで作動する構造化BASICであるFutureBASICへ移行し、ポンプとコンピュータをオンライン接続して濃度を自動計算させ、あたかもモニターするような感覚で利用できる実時間シミュレーションソフトPropofolFMonの開発を続けていた^{2)~4)}。

当初よりこのPropofolFMonにはオンラインで

の利用のみならず、投与履歴ログファイルを読み込んで再現できる機能も付加してあった。よってエクセルなどのスプレッドシートソフトでこのログファイルと同じ形式のファイルを作りタブ区切りテキスト形式で保存すれば、シミュレーションできた。しかし、エクセルのような汎用ソフトの利用では入力のガイドがないため、一般のユーザーにとっては敷居が高すぎ、もっと簡便な方法の希望があった。

たしかにWindows環境ではP-Ksimなどの商品版を始め各種のオフラインでの使用を意図したシミュレーションソフトがあるが、現在のマッキントッシュで使えるソフトが少ない。今回はこのPropofolFMonのエンジン部分を再利用して、オフラインで利用するマッキントッシュ版静脈麻酔薬シミュレーションソフトIV_Sim3を開発した。

1. 開発環境と動作環境

Apple社PowerBookG3を用い、開発言語はマッキントッシュOS 9.0.4で稼働するStaz社FutureBASIC ^3 release 4を利用した。動作はマッキントッシュOS 7.5.1以降から最新のOS 9.0.4までが稼働する環境で、PowerBook520CやLC IIIなどの68KのCPUから最新機種PowerMac G4でのPowerPC nativeでの動作を確認した。

* 中国電力(株) 中電病院麻酔科

IV protocol

INPUT desired IV protocol, then Push

PLOT Clear Load

Age 30.0 BW kg 55.00 Sex M Drug 1 propofol Drug 2 fentanyl

Event #	Timing h:m(s)	Bolus		Continuous		Bolus		Continuous	
		mg/kg	mg	mg/kg/hr	ml/hr	mcg/kg	mcg	mcg/kg/hr	ml/hr
1	12:48:56	0.00	0.0	0.000	0.0	0.00	0.0	0.000	0.0
2	12:50:06	0.00	0.0	0.000	0.0	1.82	100.0	0.000	0.0
3	12:53:23	1.02	56.0	0.000	0.0	0.00	0.0	0.000	0.0
4	12:53:24	0.00	0.0	10.000	55.0	0.00	0.0	0.000	0.0
5	13:02:46	0.00	0.0	9.000	49.5	0.45	25.0	0.000	0.0
6	13:02:47	0.00	0.0	8.000	44.0	0.00	0.0	0.000	0.0
7	13:04:01	0.00	0.0	7.000	38.5	0.00	0.0	0.000	0.0
8	13:04:02	0.00	0.0	6.000	33.0	0.00	0.0	0.000	0.0
9	13:08:10	0.00	0.0	0.000	0.0	0.00	0.0	0.000	0.0
10	13:09:20	0.00	0.0	6.000	33.0	0.00	0.0	0.000	0.0
11	13:26:29	0.00	0.0	5.000	27.5	0.00	0.0	0.000	0.0
12	13:26:30	0.00	0.0	4.000	22.0	0.00	0.0	0.000	0.0
13	13:29:00	0.00	0.0	0.000	0.0	0.00	0.0	0.000	0.0
14	13:31:00	0.00	0.0	4.000	22.0	0.45	25.0	0.000	0.0
15	13:55:45	0.00	0.0	0.000	0.0	0.00	0.0	0.000	0.0
16	13:55:49	0.00	0.0	4.500	24.8	0.00	0.0	0.000	0.0
17	13:56:45	0.00	0.0	0.000	0.0	0.00	0.0	0.000	0.0
18	13:56:49	0.00	0.0	5.000	27.5	0.00	0.0	0.000	0.0
19	13:57:05	0.00	0.0	0.000	0.0	0.00	0.0	0.000	0.0
20	13:57:08	0.20	11.0	5.000	27.5	0.45	25.0	0.000	0.0
21	14:19:04	0.00	0.0	0.000	0.0	0.00	0.0	0.000	0.0
22	14:19:18	0.00	0.0	5.000	27.5	0.00	0.0	0.000	0.0
23	14:21:39	0.00	0.0	4.000	22.0	0.00	0.0	0.000	0.0
24	15:04:53	0.00	0.0	0.000	0.0	0.45	25.0	0.000	0.0
25	15:04:56	0.22	12.0	4.000	22.0	0.00	0.0	0.000	0.0
26	16:06:22	0.00	0.0	3.000	16.5	0.00	0.0	0.000	0.0
27	16:23:14	0.00	0.0	0.000	0.0	0.00	0.0	0.000	0.0
28	16:31:57	0.00	0.0	0.100	0.6	0.00	0.0	0.000	0.0
29	16:31:59	0.00	0.0	0.000	0.0	0.00	0.0	0.000	0.0
30									
31									
32									
33									
34									
35									

図1 データ入力画面

スプレッドシート風の画面になっており時系列で投与量を入力できる。外部ファイルからのデータ読み込み、データの消去、シミュレーションしてトレンド表示を開始する機能の3つは頻用されるためプルダウンメニューだけでなく、ボタンによる操作も可能とした。

2. 3つの機能モード

(*は旧IV_Simよりの改良点)

①プロトコルをスプレッドシートの形式で入力

して(図1)再現する(ステップ数の増大*)。

②過去の投与記録を再現する*: 投与速度変更歴が多すぎて上記の入力形式では現実的でない TCI (target controlled infusion) のログファイルな

表 プロトコール入力ウィンドウでの工夫

1. 時間入力は曖昧性を認める* (表示は時：分：秒形式)	
数字のみ	→ 分 とみなす (60分以上も自動変換して表示)
××：××	→ 時：分 とみなす
××：××：××	→ 時：分：秒 とみなす
2. 投与量を体重あたりか実際量のどちらでも入力可能*	
一方を入力すると他方を自動的に再計算する*	
3. 体重, 溶液濃度を変更したら実際量を再計算*	
4. 入力抜けがおけると総投与量の計算が狂うので, 持続投与データはその時間以降も自動入力される*	
5. 時間のデータ入力が時系列になっていないと問題のセルを警告*	
6. あり得ない数値の入力は受け付けない (体重, ボーラス量, 持続投与速度など)*	
7. 全角文字は半角へ自動変換*	
8. セル間の移動はスプレッドシートと同様の操作性 (マウスのクリックや矢印キー以外にreturn, tab, shift-tabなども可能とする)*	

ども再現できるように対応する

③TCIを机上で再現する*

1) 詳細仕様

効果部位を含んだ3コンパートメントモデルの連立微分方程式をルンゲークッタ法*で解く。

複数の麻酔薬の同時計算*。

プロトコール入力操作の簡便*, 知能化* (表)。

薬物動態パラメータの編集, 取り込み機能* (図2)。

2) 計算された濃度の表示方法 (図3)

数値表示, 投与速度や血中/効果部位濃度のトレンドグラフ, コンパートメントモデルの水柱表示*, 鎮痛薬と鎮静薬濃度の相互作用が理解しやすいようにするための2次元表示*, 投与歴などの表示。

図2 薬物動態パラメータと濃度の設定ダイアログウィンドウ

パラメータの編集のみならず, 外部からのパラメータ読み込みや保存も可能としている。

3) ファイル出力

投与プロトコールと計算された濃度はそれぞれタブ区切りテキスト形式で保存される。そうすることで他の汎用グラフソフトなどに取り込んで好

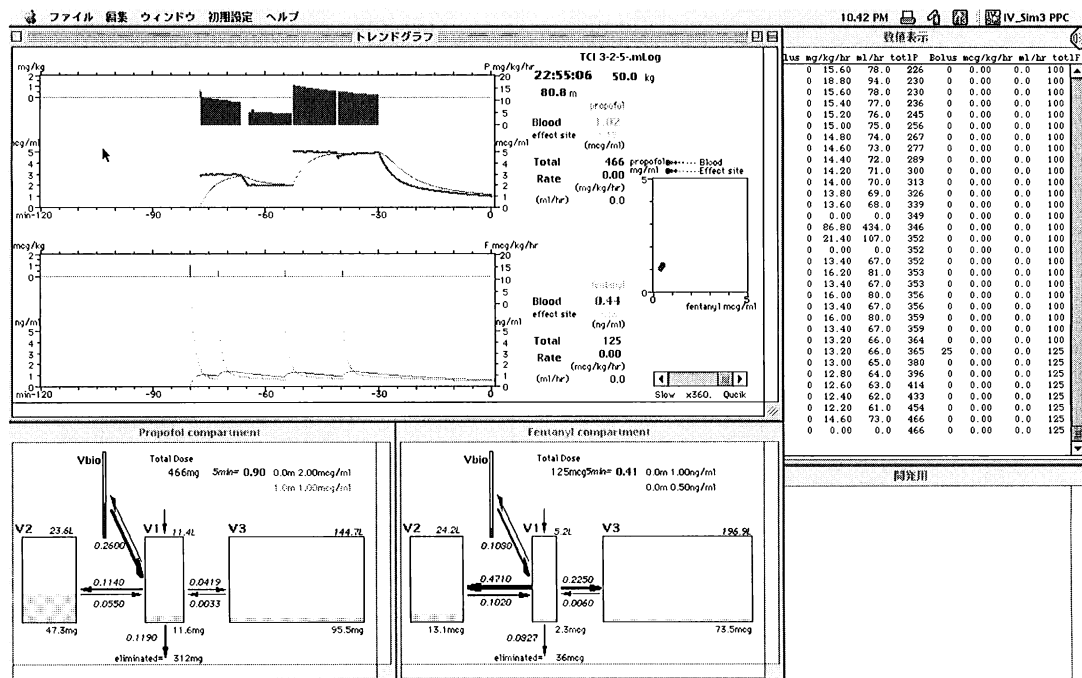


図3 トレンド出力画面

プロポフォールとフェンタニル2薬剤併用例でのログファイル再現例。投与速度、濃度のトレンドグラフ表示、コンパートメントモデルが理解しやすいための水柱モデル表示、投与履歴画面が見える。

みのグラフを作ることが行いやすいようにした。

3. データ入力 の簡便化 (表)

マンマシンインターフェイスについては、特別な教育がなくてもマッキントッシュでの基本操作法を知っているユーザーには使えるように配慮した。データ入力画面ではスプレッドシート風のインターフェイスとした。例えばフィールドの移動にはマウスのクリックやカーソルキーでの操作以外に、スプレッドシートでもよく利用されるタブキーやリターンキーでの移動にも対応した。また列ごとに、時間、ボラス量 (kgあたりと実際量)、投与速度 (mg/kg/hrと ml/hr) のように決めており (図1)、それぞれで入力できるデータのパターンを限定することで、多少の曖昧性を許し、無駄な入力が不要となるように設計した (図4～図8)。

Event#	Timing	Bolus		Continuous	
	h:m(:s)	mg/kg	mg	mg/kg/hr	ml/hr
1	00:00:00	1			
2					

Event#	Timing	Bolus		Continuous	
	h:m(:s)	mg/kg	mg	mg/kg/hr	ml/hr
1	00:00:00	1.00	60.0		
2					

図4 投与量入力の簡便化

ボラス量を体重あたりで入力したら、体重 (この場合60kg) での実際量は自動入力される。また実際量を入力したら、体重あたりのデータは自動的に改訂される。

まとめ

オフラインで静脈麻酔薬の薬物動態をシミュレーションするソフトのマッキントッシュ版を開発した。特別な教育がなくともユーザーが使用できて、入力が容易で、無駄な繰り返し入力がないよ

Timing		Timing	
Event#	h:m(:s)	Event#	h:m(:s)
1	00:00:00	1	00:00:00
2	10	2	00:10:00
3		3	

図5 時間入力1

数字だけは分とみなして時:分:秒に変換する。

Timing		Timing	
Event#	h:m(:s)	Event#	h:m(:s)
1	00:00:00	1	00:00:00
2	00:10:00	2	00:10:00
3	75	3	01:15:00

図6 時間入力2

60分より大きいときは自動的に時:分:秒に変換する。

Continuous		Continuous	
mg/kg/hr	ml/hr	mg/kg/hr	ml/hr
10.000	60.0	10.000	60.0
8.000	48.0	8.000	48.0
6		6.000	36.0
		6.000	36.0
		6.000	36.0
		6.000	36.0
		6.000	36.0
		6.000	36.0

図7 自動入力1

持続投与の場合は次のセルにも自動入力される。

Continuous		Continuous	
mg/kg/hr	ml/hr	mg/kg/hr	ml/hr
10.000	60.0	10.000	60.0
8.000	48.0	8.000	48.0
6.000	36.0	6.000	36.0
6.000	36.0	6.000	36.0
6.000	36.0	6.000	36.0
6.000	36.0	6.000	36.0
6.000	36.0	6.000	36.0
6.000	36.0	6.000	36.0

図8 自動入力2

持続投与の場合に新規入力部をクリアするとそれ以降で自動入力されていた部分もクリアされる。

Timing	
Event#	h:m(:s)
1	12:48:56
2	12:50:06
3	12:53:23
4	13:53:24
5	13:02:46
6	13:02:47
7	13:04:01
8	13:04:02
9	13:08:10
10	13:09:20





時刻設定がその前より早いです
 13:53:24 > 13:02:46
 OKでは次の日であると自動認識します
 だめなら再設定のボタンを押してください

OK (翌日と自動認識)
再設定

図9 プロットボタンを押したら、まず時間データが時系列通いかチェックし、順序よく並んでいないときには確認画面が出て注意を促す。

うに配慮したマンマシンインターフェイスを意図した。

ご希望の方は masa.nakao@nifty.ne.jp まで。筆者のダウンロード用ホームページ、
http://homepage1.nifty.com/m_nakao/ から最新プログラムをダウンロード可能である。

参考文献

- 1) 中尾正和：静脈麻酔薬血中濃度計算シミュレーター、CD-ROMによる医科学フリーソフト、諏訪邦夫ほか著、東京、克誠堂出版、1995、pp58-59
- 2) 中尾正和：シリンジポンプのデジタル情報を利用したオンライン静脈麻酔薬プロポフォルシミュレーション、麻酔 46: 279-283, 1997
- 3) 中尾正和：プロポフォル血中濃度計算ソフトを多種類のポンプに対応する際の問題点とその対策、麻酔・集中治療とテクノロジー 1998、田中義文ほか編。

東京, 克誠堂出版, 1999, pp19-22

- 4) 中尾正和：術中の麻酔管理を行いながらコンパートメントモデルでグラフィック表示し，静脈麻酔薬の薬物動態を理解しやすくする教育用ツールの開発, 麻酔・集中治療とテクノロジー 1999. 橋本保彦ほか編. 東京, 克誠堂出版, 2000, pp33-36

ABSTRACT

The Development of Off-line Simulation of Intravenous Anesthetics for Macintosh

Masakazu NAKAO* and Izumi ONJI*

Off-line simulation software for intravenous anesthetics is developed under Macintosh OS.

There are three modes of actions available. First mode is a conventional style of simulation for intravenous anesthetics. Users can enter and edit the timing, bolus dose, and rate of continuous infusion in similar to a spreadsheet software style. Second mode is play back mode, which simulates a log

file from such as PropofolFMon in tab-separated text format. Third is an emulation mode of the target controlled infusion.

The output provides trend graph of infusion rate and concentration of drugs, 2 dimensional illustration of hypnotics and analgesics, hydraulic column presentation of compartment models.

Man machine interface of manual entries are designed according to Macintosh human interface guidelines so that data entry is easy and the learning of software is less time consuming.

This program is downloadable via http://homepage1.nifty.com/m_nakao/

Key words : intravenous anesthetics, pharmacokinetics, off-line simulation

**Division of Anesthesia and Pain Control, Chuden Hospital, Chugoku Electric Power Co. Inc., Hiroshima 730-8562*

E-mail: masa.nakao@nifty.ne.jp

救急医療メーリングリスト運用の困難性について

越智元郎^{*1}

森 隆比古^{*2}

坂野晶司^{*3}

はじめに

メーリングリスト（以下、ML）は電子メールの同報機能を用いた一種のフォーラムであり、職種や所属組織、地域などの壁を超えた豊かな情報交換の場となると言われている。今回、わが国屈指の医療系メーリングリストである救急医療ML（eml）の、発足以来の運用の経過と、特徴、遭遇したさまざまな困難について紹介する。

1. 救急医療 ML（eml）運営の経過とその特徴

救急医療メーリングリスト（eml）は救急災害医療をテーマとしたMLで、さまざまな領域、職種の会員が海外を含む全国から参加している。本MLは1996年2月にスタートし、ピーク時の登録メンバー数は980人を数えた。配送メール数は2000年8月末までで通算29,697通で、年平均5,930通となっている。しかし、本会は配送メールの無断持出事件を契機に、2000年9月休会となった。その後は救急災害医療に関する論議を中止して、ML運用にしばった論議を継続し、2001年1月の活動再開を目標としている。

emlの特徴であるが、会員全員が氏名や連絡先を公開し、会員データベースを整備した。また、交信記録をすべて会員内で共有することにより、

各自が発言に責任を持ち、同時に有用な知的資源として活用してきた。さらに本会における重要な論議の合意事項は可能な範囲で、ウェブや医学誌への投稿の形で公開した。さらに会員の横のつながりにより、多数の有意義な社会的活動を実施している。学会などの際には親睦会を開催し、人間的な絆を強めている。以上のような活動の結果、MLが救急災害医療領域におけるきわめて重要な情報交換の手段であることが、関係者の間で次第に知られてきたところである。

emlとして行った社会的活動を列挙すると次のようになる。1997年、用語「患者監視装置」は不適切ではないかという論議がおり、医療機器メーカーに生体情報監視装置などの名称に変更していただいた¹⁾。1997年8月、カンボジアの蛇咬傷多発に対し、蛇毒血清について情報支援をした²⁾。1997年8月から3回、災害通信訓練を主催または参加した。1998年4月から乳幼児の突然死を減少させるためのキャンペーンを開始した³⁾。その後emlをベースにして地域内での連携が自然発生的に生まれ、各地での救命講習会に繋がって行った。その他、救急医療における守秘義務の問題の論議⁴⁾、ML間の災害時バックアップ計画、救急処置シミュレーションに関する論議⁵⁾、脳死報道に関する論議⁶⁾、国際蘇生法連絡委員会（ILCOR）による勧告の翻訳⁷⁾、American Heart Association（AHA）心肺蘇生法会議への出席⁸⁾、臨界事故対策のための緊急提言⁹⁾などが挙げられる。

一方、emlの活動については、近代消防¹⁰⁾、エ

^{*1}愛媛大学医学部救急医学

^{*2}大阪府立病院麻酔科

^{*3}秋田大学医学部救急医学

マージェンシー・ナーシング¹¹⁾、ICUとCCU¹²⁾、日本臨床麻酔学会誌¹³⁾、臨床と研究¹⁴⁾など、各誌に総説として紹介し、特に災害医療情報の分野では草の根のネットワークとして重視されることとなった。

2. emlが過去に遭遇した問題

emlはこれまでにさまざまな問題に直面してきた。その1つは、1996年11月「配送メールが多すぎて読めない、関心のない話題も配送される」などと批判して、一部会員が退会した。その対策として、交信記録のある非公開ウェブを閲覧できる準会員の制度を開設し、強制的に受信させられるのではなく、ウェブを見にゆくことによりメールを読めるようにした。次に、特定のテーマを扱う複数のMLを同時運用し、話題を切り分け、emlメンバーがそれらの交信記録を閲覧できるようにした。切り分けた話題には、ML間バックアップ計画、ILCOR勧告翻訳、乳幼児突然死撲滅キャンペーン、救急関連ジャーナルのウェブ化計画などがある。

第2には、外部へ持ち出されたメールが発信者の職場で取り沙汰され、叱責を受けたというもので、この件はメールを持ち出した会員が名乗り出て謝罪し、解決した。そしてこれを機に「申し合わせ事項」を作成した。これはメールの無断持ち出し禁止など、ネットワーク上のエチケット（ネチケット）の尊重を誓うもので、毎年、検討・改訂するとともに、会員全員が毎年「申し合わせ事項」遵守を誓ってemlへの再登録をするシステムとした。また新入会に際しても、遵守の誓約を得た上で登録した。この「eml申し合わせ事項」¹⁵⁾はウェブ上で公開され、各方面のMLで申し合わせのモデルとなっている。

「申し合わせ」作成後2年間は平穏に経過したが、その後、メールの無断持ち出しに関する苦情

が頻発した。2000年7月、ある会員がeml会員でない上司から、投稿メールの内容を守秘義務違反と言われ、処分を暗示された。emlでの調査・検討の結果、当該メールの内容は守秘義務をおかしていないか、少なくともグレーゾーンの範囲であると考えられた。一方、再三の要請にもかかわらず、メールを持ち出したと名乗り出る会員は出なかった。濃厚に関与が疑われた会員は、守秘義務という法を犯す行為の前ではMLの申し合わせは無意味と主張した。

3. 今後の方向性

emlでは2000年9月から12月末まで救急災害医療に関する情報交換は休止し、MLの運営にしばらくの論議を継続した。MLの利点を活かしながら、節度ある情報共有の場を維持できるよう、広範な運営ボランティアの参画や、会則の再整備、任意団体への移行準備などを行い、MLとしては2001年1月から新たな活動を開始することとなった。

結 語

MLは電子メールによるすぐれた情報共有の手段であり、emlは救急災害医療関係者のために極めて生産的な場を提供してきた。しかし、運営担当者の細やかな配慮と参加者の協力なしには円滑な運用を続けることは難しいと思われる。

参考文献

- 1) 越智元郎, 藤田康幸, 高田宗明ほか: 「患者監視装置」という用語について. 日本集中治療医学会雑誌 6: 147, 1999
- 2) Ochi G, Shirakawa Y, Asahi S, et al: Information transmission through the internet for the preparedness against venomous snake as the aftermath of cambodian flood in 1997. Jap J Dis Med 4: 47-50, 1999
- 3) 越智元郎, 円山啓司, 中村徳子: ネットワークを用いた乳幼児救急処置の普及活動について. エマージェンシー・ナーシング 12: 653-655, 1999

- 4) 越智元郎, 白川洋一, 藤田康幸ほか: 救急医療における守秘義務の問題. 日救急医学会誌 10: 113-114, 1999
 - 5) 越智元郎, 野上和秀, 安田康晴ほか: 救急処置シミュレーションに関する論議. プレホスピタルケア 13: 42-48, 2000
 - 6) 越智元郎: NHK脳死報道に関する疑問. 愛媛県医師会報 756: 6, 1999
 - 7) 国際蘇生法連絡委員会による勧告 (翻訳版) <http://ghd.uic.net/99/ilcor.html>
 - 8) 富岡譲二: 特集・心肺蘇生法2000年の潮流 (前書き). LiSA 7: 541, 2000
 - 9) 水野義之, 越智元郎, 田中健次: 臨界事故周辺住民の健康状態推測と対策のための緊急提言. 治療 82: 91-98, 2000
 - 10) 越智元郎: コンピュータ通信の救急医療への応用—救急医療メーリングリストの紹介—. 近代消防 34: 95-96, 1996
 - 11) 越智元郎: 災害医療とコンピュータ通信. エマージェンシー・ナーシング 10: 173-183, 1997
 - 12) 越智元郎ほか: インターネットによる救急災害医療情報の伝達. ICUとCCU 24: 91-96, 2000
 - 13) 越智元郎: 災害救急医療と通信ネットワーク. 日臨麻会誌 20: 83-90, 2000
 - 14) 越智元郎, 大友康裕, 水野義之ほか: 草の根型の救急災害医療情報ネットワークについて. 臨床と研究 77: 1503-1507, 2000
 - 15) 救急医療メーリングリスト (eml) 申し合わせ事項 (971218) <http://ghd.uic.net/98/hceml.html>
-

WEBによる手術予約システム

讃岐美智義*

木下博之*

1. 背景

1997年より当科では電子化麻醉台帳を開発し運用してきた^{1)~3)}。1998年には、手術室業務（事務仕事）の軽減を目的に麻醉台帳とデータを共有する形で手術台帳⁴⁾を立ち上げた。1999年からは手術台帳に看護婦の労務管理、手術材料管理、手術室器械管理、麻醉点数、手術点数計算、日本麻醉科学会偶発事故調査報告データ集計機能などを統合した統合型手術室業務支援システム（ASA city hospital -OR support system : ASA-OS）^{5) 6)}として運用している。ASA-OSの運用開始後、手術症例データ管理の信頼性が高いため、外科系各科医師から、手術台帳を見たいという要望が出された。そこで、これらのデータ提供を行い、手術室以外の部署から手術予約を可能にする目的で、ASA-OSと連携した手術予約システム（ASA city hospital-OR reservation system : ASA-OR）を開発した。今回、産婦人科外来と病棟のLANが麻醉科・手術室LANに接続されたのを利用して、ASA-ORのテスト運用を開始したので報告する。

2. ハードウェア

TCP/IPで接続されたMacintoshG3サーバをサーバとし、手術室内の別MacintoshマシンにファイルメーカーProのWEB共有機能を使用してWEBサーバとして麻醉科・手術室ネットワークー産婦

人科ネットワーク上（図1）で運用した。

3. ソフトウェア（図2）

データベースサーバソフトウェアとして、MacintoshG3サーバには、同時に125の端末からのアクセスが可能であるファイルメーカーPro5.0Server（ファイルメーカー社、以下FMServer）をインストールし、WEBサーバ機能を使用するためにファイルメカPro（ファイルメーカー社、以下FM）を別のMacintosh機にインストールした。クライアントのWEBブラウザからWEBサーバ機能を持ったMacintosh機にアクセスすると、FMがFMServerからのデータをWEBブラウザに表示する。またWEBブラウザ側の準備としてはインターネットエクスプローラーやネットスケープナビゲータが必要で、それらのソフトウェアのJavaオプションを有効にする必要がある。

4. 使用言語

WEBブラウザからFMへの接続を行うためにCDML言語（Claris Dynamic Markup Language）を用いた。またフィールドの入力制限・チェック・自動修正、カレンダー表示、ヘルプ機能を実現するためにJavaScriptとHTMLを使用した。

5. システムの概要

開発した手術予約システムは、①病棟、外来末端からの申し込み（予約）入力、②手術台帳の外来・病棟からの検索、③手術予定表示、④手術器

*広島市立安佐市民病院麻醉・集中治療科

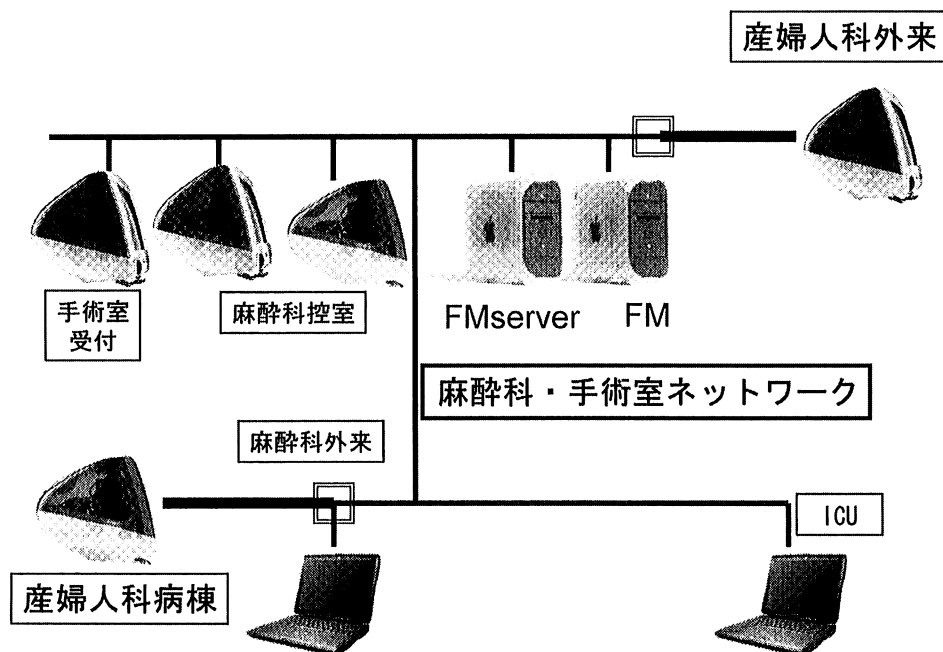


図1 麻酔科・手術室ネットワーク+産婦人科

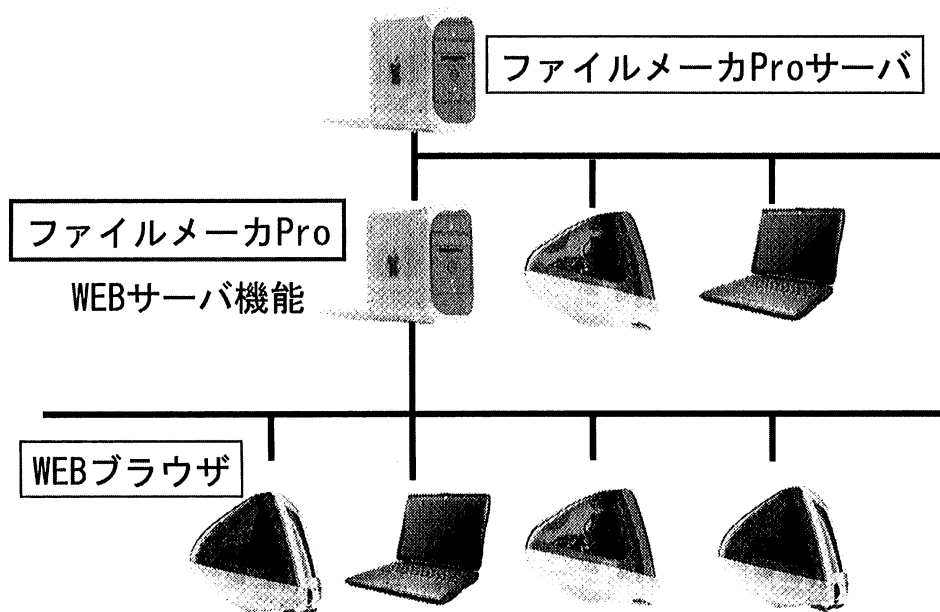


図2 ハードウェアの構成

械組リスト表示&検索、⑤手術室日報、月報の表示機能よりなっている。病棟、外来端末から診断、術式、手術日、希望麻酔などのデータを入力する（図3）。申し込みが一旦終了してからも、手術日、

手術開始時刻、手術予定時間、および希望麻酔以外のすべての条項は、オーダー受付の制限時間前であれば変更が可能である。予約の制限機能を設けて、一定以上の予約をする場合や遅れて入力す

Netscape: 手術予約 - 新規レコード

http://192.168.0.101/FMPPro2-00=手術予約&-lay=産婦人科&-format=newG.htm&-view

新規登録

*印の項目にはすべて入力しないと登録できません

*手術科: 産婦人科 *病棟: 北3

*手術日: 2000年 1月 1日

*開始時刻: 9時 00分 *所要時間: 0時間 00分

*主治医 1: 選択 *主治医 2: 選択

ID: - - -

*患者名: _____

*患者名よみ: _____

*年齢: _____ *性別: 選択

*病名: _____

*術式: _____

術式コメント: _____

特殊手術器械: _____

備考: _____

*感染症 1: 選択 *感染症 2: 選択 *感染症 3: 選択

*術式略号: 選択

*麻酔: 麻酔科

*体位: 選択

新規登録 やり直し

ホームページに戻る

図3 ASA-OR登録画面

る場合には、電話連絡をすることとした。これ以外の申し込みや複数科で調整を要する場合には別画面に一覧表として表示される。手術室側での調整（当該科に連絡調整）の後、手術予定（確定）が表示される。週間予定および1日の予定表は、ネットワーク上どの端末からでも容易に閲覧できる。入力されるファイルはASA-OSで使用している本ファイルとは別のファイルとし、通常の操作による入力ミスや操作ミスによっては影響されない構造とした。

6. テスト運用

産婦人科医師4名（コンピュータに対する経験

やレベルはさまざま）を対象として、ASA-ORをテスト運用を2週間行った。プログラムに関する何も説明もせず、WEB画面より入力すると、手術室に申し込みができることだけを知らせた。結果として2週間分では入力間違いや、不備はまったくなかった。しかし、機能の追加に関して数々の要望がでた。テスト運用後の変化と要望をまとめると以下の通りである。

(1) 従来は一括して申し込みを書いていたが、予定が決まるごとにあらかじめ入力可能になった

(2) 手術予約のためにスケジューラの機能が欲しい

(3) 仮入力を許す設定（不完全な入力で一旦終

了したい)

(4) 入力したデータを各科で手術基本台帳として利用したい

(5) データ出力形式はテキストファイルで各科の端末から出力したい

これらの要望を満たすために、WEB版のみでなくFM版(クライアント機にFMがインストールされている場合、直接FMServerにアクセス可能、図2)も追加で開発(前述の機能に加えてスケジュール機能とセットデータ抽出機能を加えたもの)し、公開することとした。これは、WEB版開発後に当院イントラネットの標準ソフトウェア(すべての業務用端末にインストールすることを許されたアプリケーションソフトウェア)が決定され、データベースソフトウェアとしてFMが加えられたため実現可能になったことである。WEB版は入力、閲覧のみが可能で、FMのアプリケーションソフトウェアを必要としない。FM版はアプリケーションソフトウェアは必要だが、ある程度の自由度を持って、データの入出力が可能である。これらを各部署の都合により使い分けることができる。

7. 考 察

3年前まで当院では手術台帳は手書きであり、それらの記録事項から集計項目を手動で拾い出し、手計算により各種統計や手術室日報を作成していた。先にLAN上で麻酔科の電子麻酔台帳システムが稼働していたため、麻酔台帳に手術台帳に必要な項目を追加することで麻酔科と手術室の台帳共同運用が始められ、昨年ASA-OSとして発展した。今回のシステム(ASA-OR)は、ASA-OSへのデータの受け渡しと、各科ごとの手術に関連したスケジュール等を表示可能にしたものである。そのため、基本的にはASA-OSの持つ機能はASA-ORでもほとんどが閲覧可能である。当初、

ASA-ORは、(1)手術室(手術台)の有効利用、(2)手術器械や手術材料などの物品の管理、(3)各科手術台帳の一括管を期待して開発された。テスト運用を行った後は、(1)手術予定が早期に把握可能(手術室)、(2)特殊機械や材料の早期準備(手術室)、(3)手術室の空室状況の早期把握(手術当該科)、(4)入力の手間の大幅軽減(手術室)が期待できることが判明した。

本システムの役割としては、病院全体のシステムとして別プログラムが稼働するまでのつながりであるだけでなく、自前で作成したプロトタイプのシステムとしても有用である。本システムはFMで作成されているためユーザー側でデータベースの構造の手直しが容易である。最大の利点は、変更が容易であり使い込んでいくうちに改良を重ね、ユーザーの思い通りのものに育て上げられる⁷⁾⁸⁾ことである。今回のASA-OSにASA-ORが接続したことで病院全体のシステムとして新たに開発^{9)~11)}しなくても、オーダリングシステムとして十分に活躍が期待できるシステムにまで成長したと思われる。残された課題として、病院の患者基本情報とのリンクがある¹²⁾。これが実現すれば、IDの入力(カードリーダー、キーボード入力)のみで患者名や生年月日(年齢)、性別等の入力是不要となる。

結 語

WEBによる手術申し込みシステムを開発し、テスト運用によりユーザーの欲しい機能が盛り込まれた。外科系各科が、本システムの導入を希望しており、2001年3月末に全科にLANケーブルが設置されるのを待って全科でのテストを開始する予定である。この接続が実現すれば、ASA-ORは病院全体の手術管理システムの役割を担うだけでなく、草の根ネットワークから病院全体のネットワークへの第1歩となる。

なお、本ソフトウェアは、全病棟での実運用の後にインターネットでダウンロード可能になる予定である。

参考文献

- 1) 讃岐美智義, 河本昌志, 弓削孟文: Macintoshを用いた電子麻酔台帳, 麻酔・集中治療とテクノロジー 1995. 新井豊久ほか編. 東京, 克誠堂出版, 1995, p46
- 2) 讃岐美智義ほか: MacintoshのLANを用いた電子麻酔台帳. J Anesth 10 (supplement): 327, 1996
- 3) 讃岐美智義: 麻酔台帳 (麻酔科医の永遠のテーマ). LiSA 3: 688, 1996
- 4) 讃岐美智義, 木下博之, 河本昌志ほか: ネットワークで使用する麻酔台帳—どんな機能を付加すれば手術室業務と共有可能か—, 麻酔・集中治療とテクノロジー 1998. 田中義文ほか編. 東京, 克誠堂出版, 1999, p37
- 5) 讃岐美智義: 手術室業務支援システム (ASA-OS) の開発, 麻酔・集中治療とテクノロジー 2000. 豊岡秀訓ほか編. 東京, 克誠堂出版, 2001, p55
- 6) 讃岐美智義: 統合/手術室業務支援ソフトウェア (ASA-OS) の開発. J Anesth 14 (supplement): 121, 2000
- 7) 沢井清司, 新谷千枝子, 松村久美ほか: リレーショナルデータベースによる中央手術部管理運営業務の省力化, 麻酔・集中治療とテクノロジー 1998. 田中義文ほか編. 東京, 克誠堂出版, 1999, p29
- 8) 岡野龍介, 竹田貴雄: コンピュータ・ワンポイントアドバイス: 麻酔科が作る院内LAN—Macによる麻酔台帳からオンライン手術予約システムへ—. LiSA 3: 488, 1996
- 9) 石川正恒, 森健次郎, 湊小太郎: 病院内コンピュータネットワークを用いた手術オーダーシステムの開発. 日本手術医学会誌 14: 471, 1993
- 10) 石川 悟: パーソナル・コンピュータによる入院予約, 手術申し込み, 手術簿作成システム. 日立医学会誌 33: 85, 1996
- 11) 山上浩志: 手術予約システムの再構築—大型汎用コンピュータからPCサーバシステムへの移行—. 日本手術医学会誌 17: 81, 1996
- 12) 斎藤智彦, 光本留美, 坂根英義ほか: 院内ネットワークによる患者データの共有化. 麻酔・集中治療とテクノロジー 1998. 田中義文ほか編. 東京, 克誠堂出版, 1999, p41

ABSTRACT

Development of Hiroshima City ASA Hospital OR Reservation System (ASA-OR)

Michiyoshi SANUKI* and Hiroyuki KINOSHITA*

We developed a patient database program for use on a local area network (LAN) within the operating room (OR) area, as no computerized database of records previously existed. The system, known as the Hiroshima City ASA Hospital OR Support System, or ASA-OS, consists of a patient database, OR staff database, and support program for statistics, as well as some integrated utility software. More recently, we developed another system, called the Hiroshima City ASA Hospital OR Reservation System, or ASA-OR, that accesses the ASA-OS to make reservations for elective operations at the surgical ward OR and outpatient department. The LAN connects both Microsoft Windows and Apple MacOS computers, using the FileMakerPro application. With it, we can more easily manage surgery schedules and OR staff requirements, along with surgical instrument and materials inventory. In the future, we intend to add to its convenience by integrating a total OR system.

Key words: database, OR reservation system, LAN

*Department of Anesthesia and Intensive Care, Hiroshima City Asa Hospital, Hiroshima 731-0293

医療情報データベースにおける内部セキュリティ対策

斎藤智彦*

はじめに

当施設では、処方・検査を中心とした医療情報データベースを構築・運用しているが、構築当初は10台以下の小規模なネットワークで、限定された医療スタッフのみが利用していた。このためユーザーレベルのセキュリティはあまり考慮していなかった。しかし、ネットワークの拡大に伴って、より多くの患者情報（医療情報、看護・介護情報）が管理されるようになり、ネットワークの利用も医師・看護婦以外の職員に広がっていったため、個人情報に関するセキュリティが問題となってきた。今回これらの問題に対処するためにユーザー認証を含むセキュリティ対策システムを構築したので報告する。

1. システムの構成

サーバOSにはWindows NT4.0 Serverを使用しドメインを管理した。ファイルサーバ、データベースサーバの一部にはPC-UNIX (FreeBSD3.4) を使用した。クライアントOSにはWindows NT4.0 Workstation, あるいはWindows 2000 Professionalを使用した。

データベースサーバにはMicrosoft SQL Server 6.5およびPostgreSQL 6.5.3を使用し、クライアントソフトウェアはVisual Basic 6.0にて作成、画像処理など一部の処理にはVisual C++ 6.0を使用

した。

2. セキュリティについて

1) 外部に対するセキュリティ（第三者からの情報保護）

外部との接続は厚生省HOSPnetとスクリーンダサブネット型ファイアウォールを経由して接続している。ネットワーク内部でもNTドメイン以外のユーザーからの使用を制限している。

2) 物理的データ保護に対するセキュリティ

サーバを2重化しデータの保護を行い、個々のサーバには無停電電源装置の設置を行っている。また手動であるが、定期的なバックアップを行うようにしている。

3) 内部に対するセキュリティ

利用者個人個人への情報教育を行っているが、さまざまな職種の職員がいるため十分な効果はあがっていない。権限にあわせたプログラム利用の制限を行うようにしているが、入口（ログオン）を守るだけでは、プログラムが起動されたあとと放置された端末に対しては無力である。

3. システムの特徴

正規利用者が運用し、放置された画面情報に対するセキュリティとして、規定時間（5分間）以上サーバと通信がない場合、自動的にすべての患者情報データベースプログラムを非表示状態にし

*国立療養所邑久光明園麻酔科

ログオン画面に戻るようにした。サーバとの接続をチェックしており、ワープロ等を使用することで指定時間が経過しても、自動的にログオン画面に復帰するようにしている。しかし、処置等で時間が経過してログオフした場合でも、同じ利用者が再度ログオンすることで、ログオフする直前の画面を再現するようにした。一方、別の利用者がログオンした場合、すべての患者情報プログラムを終了させ、初期画面に戻るようにした。

メンテナンスの目的から、サーバからのコマンドで全端末に注意メッセージを送ったり、患者情報プログラムを終了させたり、場合によっては端末システムを強制終了させたりする機能を追加した。また、OSによるユーザー認証では職員数から考えて現実的でない判断、職員独自のデータベースを構築した。これら職員データベースは、共済部門のデータと共用している。パスワードは暗号化されて保存されており、すべてのデータ登録・更新を行うたびに、日時・変更者名をデータ

に残すようにした。

しかし、通信自体は暗号化されているわけではなくプレーンテキストが流れている。イントラネットという環境下では十分と考える。

その他、患者情報を扱うデータを印刷する場合、日時と利用者名を必ず印字するようにした。印刷した用紙には患者情報が含まれており、印刷・用紙の扱いには責任があることを利用者に教育した。

4. プログラムについて

図2に示すように、まず一台の端末内部で、メニュープログラムと個々の情報処理アプリケーションとの間をTCP/IPソケットで通信し、利用者の利用権限の管理や、データベースを利用しなくなってからの放置時間の監視などを行うようにした。強制ログオフや同一利用者の再ログオン時のアプリケーション再表示もすべてメニュープログラムがTCP/IPソケットを通じて個々のアプリケ

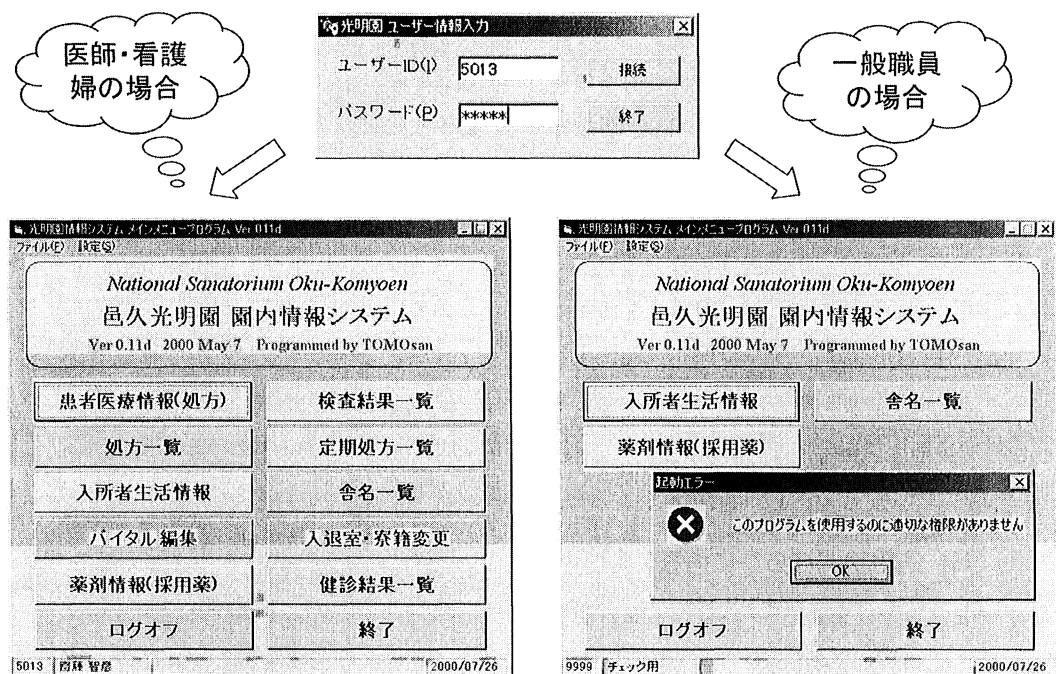


図1 ユーザーごとのログオン画面

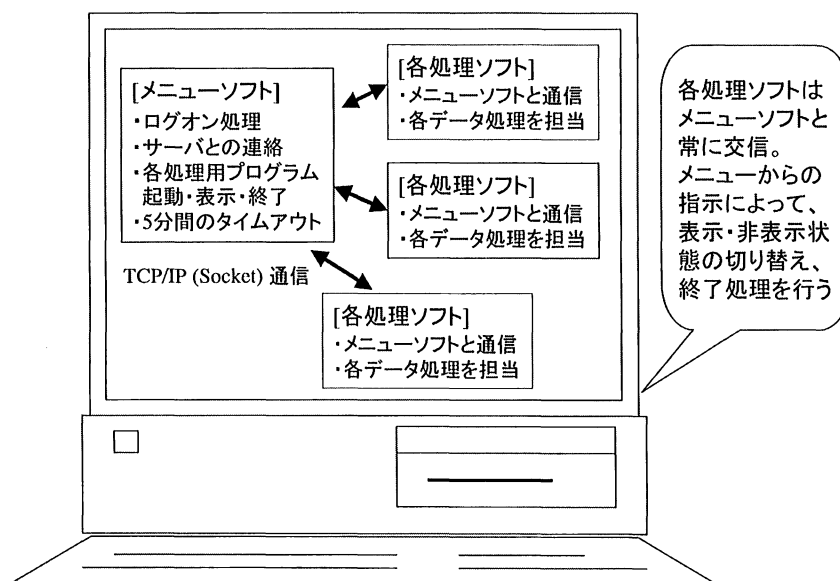


図2 端末コンピュータ内部でのメニューと各処理ソフトの接続

ーションに通知することで行っている。

また、これら端末のメニュープログラムは、起動時にデータベースサーバ上で稼動するメンテナンス用のグループサーバとTCP/IPにて接続を行っており、データベースからの切断や再起動、あるいはメッセージ通知の必要がある場合、グループサーバからTCP/IPソケットを通じて個々の端末のメニュープログラムに指示を通知し、各端末の一斉管理を実現している。

その他の新しい機能として、12誘導の心電図データファイルをサーバ上に置きこれを閲覧するコンポーネントの追加や、胸部X線写真をスキャナにて72dpi白黒JPEGファイルで保存・閲覧するコンポーネントの追加など、一部ではあるが文字情報のほかに画像情報をデータベースシステムに追加した。

5. 運用状況ならびに考察

当初はユーザー認証に伴う煩雑さに対する不満もあったが、一度認証を行うことで今まで以上に多くの情報にアクセスすることが可能となった。

また、今まではサインが必要だった書類もサインレスとしたり、書類自体をペーパーレスとすることが可能となった。

患者情報を含む印刷物に利用者の氏名を印字することで、不必要な印刷が減少し、患者情報を含む用紙の放置も減少した。しかし、不慣れな一部の職員は業務を他人に任せるためにパスワード管理が不十分となり、今後セキュリティに関する教育の必要性が示唆された。

サーバとデータ通信を行わなくなった端末の自動ログオフ機能により、不用意に診察室を離れることの多い医師が起動したソフトウェア上でもセキュリティを確保することが可能となった。ログオフまでの5分間という時間設定は、処置の多い部署では短すぎるものの、これ以上の時間では放置時のセキュリティに対する効果が少なく、おおむね満足できる結果が得られた。

まとめ

セキュリティを考慮した患者情報データベースシステムを構築した。患者データに関する職員の

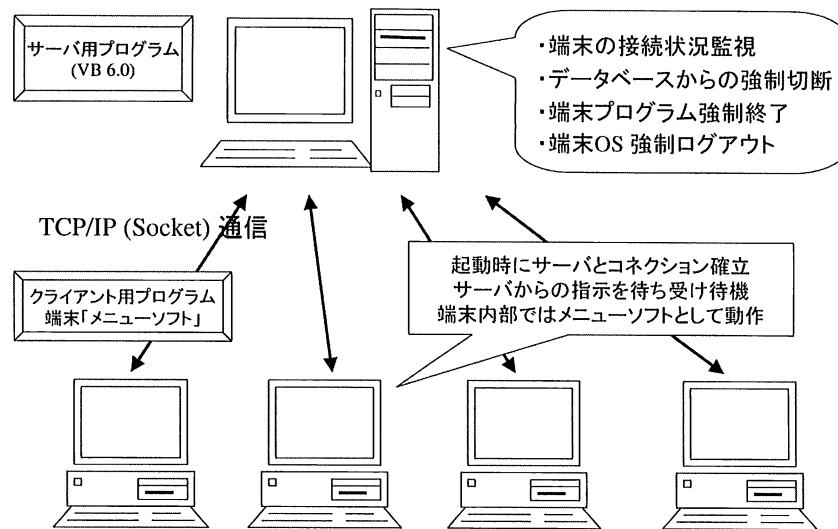


図3 サーバコンピュータと端末コンピュータとの接続

意識改善をはじめ、内部セキュリティに関して十分な効果をあげることができた。本システムにより、業務としての安全性が向上し、オーダーリングシステムへの移行をはじめ、今後のシステム拡張の基盤を確立することができた。

参考文献

- 1) 斎藤智彦, 畑野研太郎: 患者情報の一元管理データベースの構築, 第18回医療情報学連合大会論文集, 1998, p438
- 2) 斎藤智彦, 光本留美, 坂根英義ほか: 院内ネットワークによる患者データの共有化, 麻酔・集中治療とテクノロジー 1998, 田中義文ほか編. 東京, 克誠堂出版, 1999, p41
- 3) 斎藤智彦, 河原英朗, 田中洋子ほか: 患者データベースへの検査データのオンライン取り込み, 麻酔・集中治療とテクノロジー 1999, 橋本保彦ほか編. 東京, 克誠堂出版, 2000, p68
- 4) 斎藤智彦, 畑野研太郎: 患者情報データベースと他部門の連携, 麻酔・集中治療とテクノロジー 2000, 豊岡秀訓ほか編. 東京, 克誠堂出版, 2001, p51

ABSTRACT

A Measure against the Internal Security of the Medical Database

Tomohiko SARITO*

In our hospital, the original medical database is used. But it was not taken into consideration about security at the beginning.

The new system was developed as measure against internal security of a medical database. This system performs user attestation and offers the menu according to a user's authority.

As security to the opened database application, when there was not a communication to the database server for 5 minutes, it was made to log off automatically. In addition, when printing patient information, it was surely made to print a user's name and printing date. The internal security of the medical database improved by this system.

Key words : medical database, TCP/IP, internal security

*National Sanatorium Oku-Komyoen, Okayama 701-4593

4. モニタリング 2

近赤外線スペクトロスコープ (INVOS 4100™) を用いて測定した rSO₂ の正常人での検討

北村咲子*
萬家俊博*

多保悦夫*
足立尚登*

惣谷昌夫*
新井達潤*

近年、内頸動脈内膜剥離術や開心術など、術中に大脳への血流が変化する症例におけるモニターとして、近赤外線スペクトロスコープを用いた持続的脳酸素飽和度測定の実用性が報告されている。しかし、その測定値は症例毎にばらつきが多く、絶対値として信用できるものかどうかは疑問が多い。今回、脳血管系に異常は認められないと推測されるボランティアおよびASA1～2の全身麻酔症例でSOMANETICS社のINVOS 4100™が示す脳酸素飽和度値 (rSO₂) のばらつきについて検討した。

【研究 1】

ボランティア 35 名 (22～27 歳, 平均 24 歳) を対象とした。仰臥位で INVOS 4100™ のセンサーを前頭部の左右にそれぞれ貼り付け, room air および酸素マスク 10 l 投与時の rSO₂ 値を測定した。結果は room air での左 rSO₂ 値は 65 ± 8 % (38～

80 %), 右 rSO₂ 値は 65 ± 9 % (35～82 %) で, 酸素投与によりそれぞれ 67 ± 9 %, 69 ± 10 % に有意に上昇した。

【研究 2】

ASA1～2の全身麻酔症例 38 例 (20～83 歳, 平均 59.8 歳) を対象とした。麻酔導入後, ETco₂ 値が 35 ± 2 mmHg に安定した時点で INVOS 4100™ のセンサーを右側前頭部に貼り付けた。同時に右内頸静脈から採血を行い, rSO₂ 値と S_{jv}O₂ との相関を検討した。結果は相関係数 0.17 (p = 0.31) で両者に有意な相関関係は見いだせなかった。

【結 語】

INVOS 4100™ による脳酸素飽和度値は正常人でもばらつきが大きく, 絶対値としては信用すべきではない。

*愛媛大学医学部麻酔・蘇生学教室

医療データにおける，ブラインド信号分離の応用

松本尚浩^{*1}
佐多竹良^{*3}

松岡清利^{*2}
重松昭生^{*3}

緒 言

ブラインド信号分離 (blind signal separation : BSS) は，原信号が未知の混合過程により混合された観測信号のみから，原信号の統計的な性質を用いてそれを抽出する技術である。われわれは，昨年この学会で，胃電図データ解析において BSS を応用し，独立成分を抽出する試みについて報告した。今回われわれは，BSS での新たなアルゴリズムを用いて胃電図データ解析を行ったので報告し，あわせて，他の医療データでの BSS 応用例について概説する。

1. 対象および方法

胃電図記録の対象は，この研究に関して，説明を行い同意を得られた新小倉病院入院中の患者とした。胃電図データは，図1のごとく体表表面電極を貼って，ニプロ胃電計 EG (株式会社ニプロ，大阪市) で記録した。胃電計 EG 専用ソフト EGS (グラム株式会社，浦和市) を用いてデータをコンピュータへ取り込み，テキスト変換を行った。BSS による解析には，matlab (cybernet 社製) を用いた。

2. 結 果

全身麻酔下患者から得られた胃電図データ (測定時間は約5時間，サンプリング周期は1秒) のうち，10,000 サンプルを用いて解析した。図2はこのデータを高速フーリエ変換 (FFT) で周波数解析を行った波形である。図3は BSS により各電極で推定された4つの独立成分を示している。第2独立成分に胃電位と思われる約3cpm (cycle per minute) の信号が分離された。

3. 考 察

胃電図解析には通常 FFT が用いられ，図2の電極3および4からの信号のように，ノイズのため胃由来信号の判定が困難になることが多い。これに対し，今回の方法では，図3に示したごとく，これらの電極からも，胃電位と思われる成分が抽出されている。胃電図測定では，他臓器からの雑音，呼吸，体動によるアーチファクトのため，各電極のデータの解釈が困難となるが，この BSS を用いるとこれまで確認困難であった胃由来信号を抽出することが容易になる可能性が示唆された。ただし，この独立成分が真に胃平滑筋の活動電位を反映していると断定するには解決すべき問題点がある。

BSS による解析は原信号から観測信号までの混合過程と，観測信号を分離して独立成分を得る分離過程に分けられる。今回のわれわれが用いた解

^{*1} 国家公務員共済組合連合会新小倉病院麻酔科 (現：九州厚生年金病院麻酔科)

^{*2} 九州工業大学工学部制御工学

^{*3} 産業医科大学麻酔科学教室

測定センサ(電極)の位置

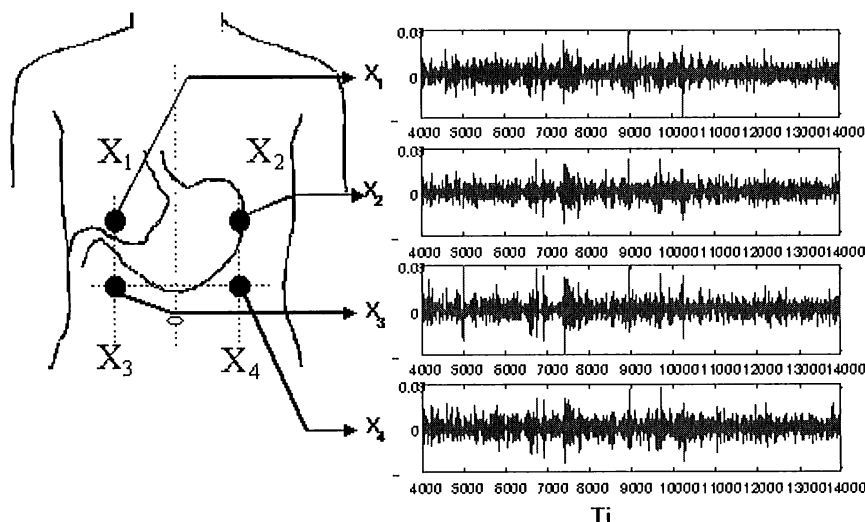


図1 胃電図記録時の電極部位

胃電図記録に用いた電極を X_1 , X_2 , X_3 , および X_4 の部位に装着した。グラフ縦軸は胃電位 (μV)、横軸は時間 (秒) を示す。

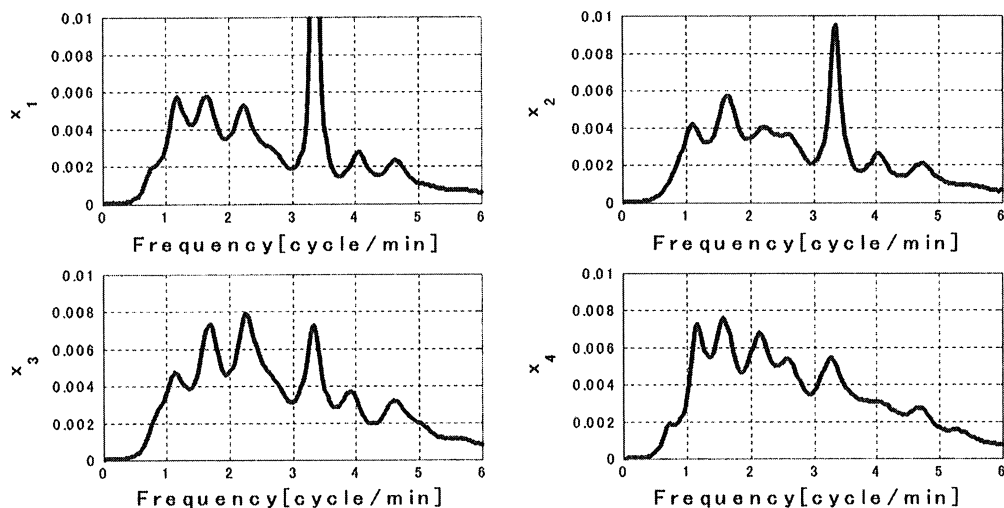


図2 各電極胃電データの周波数解析結果

図1のように得られた胃電データから、安定した箇所を選び、高速フーリエ変換で求められた周波数解析結果。 X_1 , X_2 , X_3 , および X_4 は図1に示した電極部位。横軸に周波数、縦軸はシグナル強度を示す。

析方法について、2点に焦点を当てて考察する。第一に、胃電位信号の混合過程は、時間要素を考慮に入れた畳み込み混合であると仮定したこと、第二に、分離過程では、Cayley変換を用いて、分離器更新則を簡素化したことである。

胃電データの解析にBSSの手法を用いたWangらは、原信号の混合過程を瞬時混合であると仮定した¹⁾。例えば、脳神経細胞で発生する信号(原信号)は、ほとんど時間遅れを伴うことなく、減衰し各電極へ届くと考えられるから、混合過程は

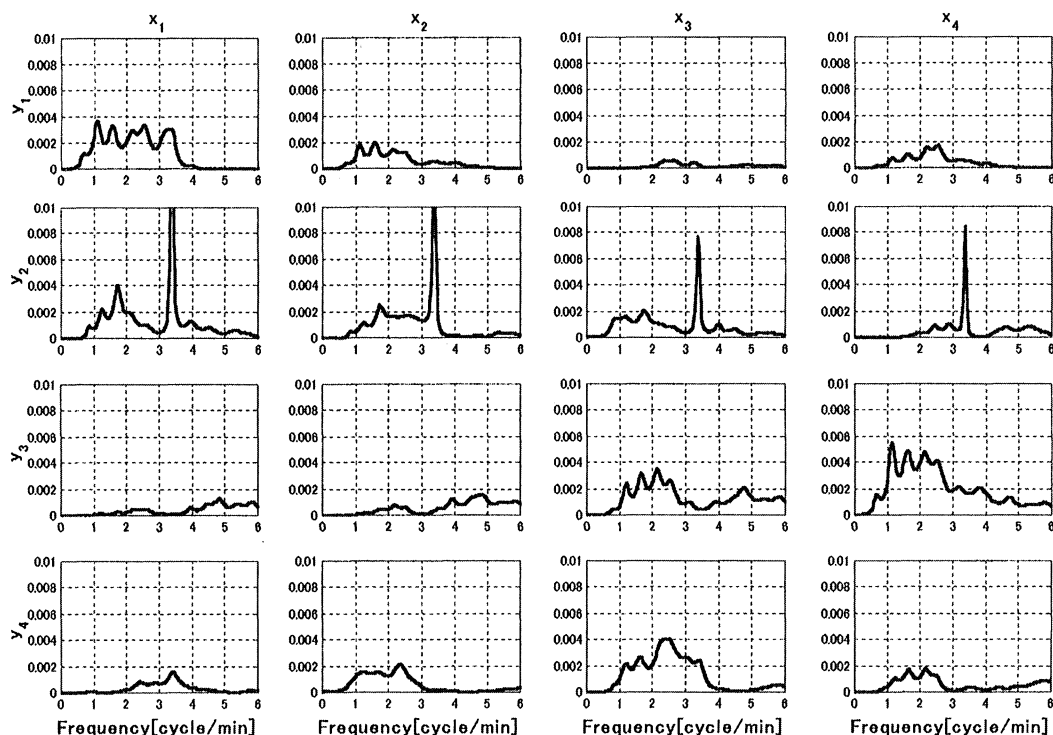


図3 推定された独立成分

胃電図データ 10,000 サンプルについて BSS を用いて解析し、各電極 (X_1, X_2, X_3, X_4) で推定された 4 つの独立成分 (Y_1, Y_2, Y_3 , および Y_4) を示している。グラフの軸は図 2 と同様である。

瞬時混合として扱える。しかし、胃の蠕動運動を誘発させる信号はある一点で発生し、それが胃の各部分に伝播し、胃を蠕動運動させると考えることができる。その蠕動運動により生じる信号を電極で観測しているので、各電極では同じ信号でも遅れた信号も含んだ信号が観測される。したがって、この場合は混合過程を畳み込み混合として取り扱うほうが適切と考えた。この研究では、原信号が瞬時混合される場合の手法を、畳み込み混合に拡張した BSS アルゴリズムを用いて、胃電位を抽出した。

独立した原信号を復元するには、分離過程を経て分離された出力の信号も統計的に独立であることが必要である。観測信号から出力を得る場合に用いられる行列である分離器を表現するためには、出力が独立な信号と評価されるまで、分離器の更新則に従って繰り返し計算される。各出力信

号が互いに独立になったかどうかの判別は、各出力信号の相互コユムラントの自乗和を評価することで達成できる。今回、われわれは、4 次の相互コユムラントを評価し、原信号の復元を達成した。また、Cayley 変換を用いることで、分離器の更新則が簡単に表現できた。

学会では脳波の解析における BSS 応用の 1 例を示した。

結 語

胃電図解析に BSS を応用し、従来の解析法では得られなかった胃電位の抽出が可能となることが示唆された。ブラインド信号分離は医療データの解析方法として、今後の発展が期待される手段である。

この研究は北九州医工学術者会議研究開発奨励金の

助成を受けている。

なお、この発表に際し、九州工業大学工学部制御工学大学院の大畑正志氏、中島 聡氏および田島朋委氏に多大なご協力を頂いたことに感謝を表します。

参考文献

- 1) Wang ZS, Cheung JY, Chen JD : Blind separation of electrograms using independent component analysis based on a neural network. Medical & Biological Engineering & Computing 37 : 80-86, 1999

ABSTRACT

An Application of Blind Signal Separation for the Analysis of Medical Data

Takahiro MATSUMOTO^{*1}, Kiyotoshi MATSUOKA^{*2},
Takeyoshi SATA^{*3} and Akio SHIGEMATSU^{*3}

Electrogram data contain not only the signals originated from gastric smooth muscles but also various noises from the nearby organs. It is difficult to identify pure

gastric myo-electrical activities in the noisy data. In the previous meeting, we reported an application of blind signal separation (BSS) for the analysis of electrogastrigraphy (EGG). As a further report, we presented a result that was obtained using a new algorithm. We expanded a conventional method for instantaneous mixture to convolutive mixture, because the mixing of gastric signals and others can be considered to be convolutive.

The obtained EGG data was analyzed with MATLAB (Cybernet Systems). Figure 3 shows the power spectra of the independent components estimated by the present method. One component revealed a roughly sinusoidal wave with a peak frequency of 3 cycles per minute. This component seemed to be generated from the gastric origin.

BSS may have a great potential in certain analysis of medical signals, particularly as a new method for noise reduction.

Key words : electrogastrigraphy, blind signal separation

^{*1}*Department of Anesthesia, Kyushu Koseinenkin Hospital, Kishinoura, 806-8501 Japan*

^{*2}*Division of Control, Kitakyushu Institute of Technology*

^{*3}*Department of Anesthesiology, University of Occupational and Environmental Health*

脳波から個々の患者の麻酔深度 (hypnotic level) を 探る試みについて

萩平 哲^{*1}

高階雅紀^{*2}

森 隆比古^{*3}

はじめに

麻酔薬の作用には個人差が大きいため、投与量や血中濃度・呼気中分圧から適正投与量であるか否かを判断することは困難で、その効果から適正さを判定する必要がある。そこで鎮静の指標を脳波から得ることを試みた。

これまでに用いられている Spectral Edge Frequency (SEF) や Bispectral Index (BIS) ではその絶対値から個々の患者の麻酔深度を的確に示すことはできない。例えば Glass^{ら¹⁾} の報告では BIS が 50 を示すようなプロポフォールの血中濃度は 1 ~ 10 $\mu\text{g/ml}$ といった幅広い分布を示していた。また、Rehberg^{ら²⁾} は SEF 95 の値には個人差が存在するため、例えば IMAC あたりの麻酔レベルを SEF 95 で示すのは困難であるとしている。

一方で、揮発性麻酔薬やバルビタール系薬剤、ベンゾジアゼピン系薬剤、プロポフォールなどは、その種類による差異はあるものの用量依存性に脳波を徐波化させる。さらに使用量を増加させるとやがては burst and suppression と呼ばれる高振幅波とほとんど平坦な脳波が繰り返される状態を経てやがて脳波は平坦化する。このような脳波の変化パターンは症例によらず共通である。

この点に着目し、いくつかの脳波パラメータの

変化パターンから個々の患者の麻酔レベルを推察することを試みた。

今回われわれは SEF 90 と BIS のサブパラメータである relative β ratio (RBR), burst suppression ratio (BSR)³⁾ に着目して硬膜外麻酔併用のイソフルラン麻酔を施行した患者について検討した。

1. 対象および方法

羽曳野病院で開腹術の予定された患者 25 名 (ASA I ~ III, 36 ~ 80 歳) について、インフォームドコンセントを得た後、術中の脳波を昨年の本学会で発表した脳波解析ソフトウェア Bispectrum Analyzer (BSA) を用いて記録しながら解析を行った。イソフルランの呼気濃度は BP-508 (Nippon Colin, Nagoya, Japan) で測定し、同時にコンピュータに取り込んだ。

硬膜外カテーテルを留置後、覚醒時の脳波を測定した。チオペンタール 3mg/kg で麻酔導入し、ベクロニウムで筋弛緩を得た後、気管内挿管を行いイソフルランと硬膜外麻酔 (1% リドカインを適宜ボース投与) にて麻酔を維持した。

導入から 1 時間以上経過した後、イソフルランの呼気濃度がそれぞれ 0.5%, 1.0% で安定した状態での脳波を記録し、手術終了後に 0.2% での脳波を記録した。また、覚醒時には呼名開眼時の呼気イソフルラン濃度を記録した。

^{*1}大阪府立羽曳野病院麻酔科

^{*2}大阪大学附属病院手術部

^{*3}大阪府立病院麻酔科

2. 結 果

図1はRBRの変化を示したものである。覚醒時のRBRは -0.12 ± 0.60 ($-1.32 \sim 0.79$)であったが、イソフルラン濃度が0.2%から0.5%に上昇すると -1.27 ± 0.60 ($-3.28 \sim -0.16$)から -3.15 ± 0.56 ($-4.20 \sim -2.10$)に急激に低下した(値はMean $\pm$ SDとrange)。25例中22例では0.5～0.6%程度で最低値を示した。さらに高いイソフルラン濃度ではRBRは逆に上昇するという2相性の変化パターンを示した。なお3例ではイソフルラン濃度が0.7%付近でRBRは最小値を示し、結

果的にはイソフルラン濃度0.5%時よりも1.0%時でRBRは低値となった。これら3例の呼名開眼時のイソフルラン濃度の平均は0.27%と、残り22例の平均0.21%よりも高値であった。なおイソフルラン1.0%時のRBRは -2.77 ± 0.49 ($-3.71 \sim -1.41$)であり、変化パターンは25例すべてにおいて2相性であった。

図2はSEF90の変化を示したものである。覚醒時および呼気イソフルラン濃度0.2%、0.5%、1.0%と増加するにつれてSEF90は低値を示した。ただし、一部の症例ではイソフルラン濃度が0.2%と0.5%の間でparadoxicalな変化を示した。

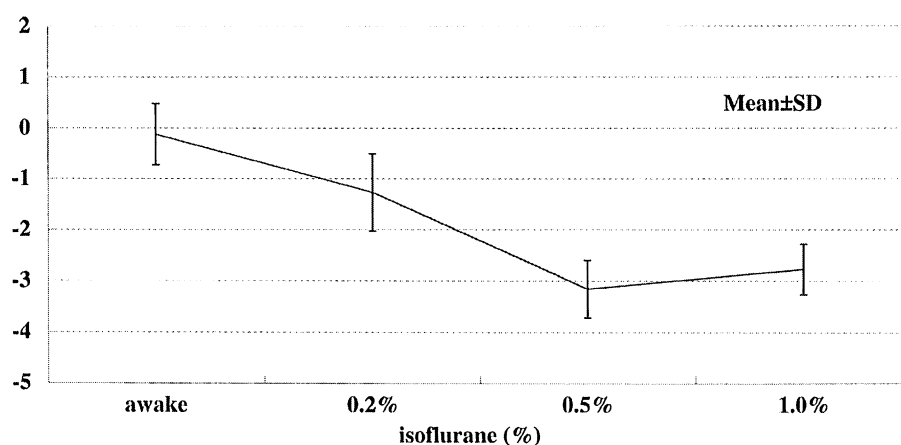


図1 イソフルラン麻酔中のrelative β ratioの変化

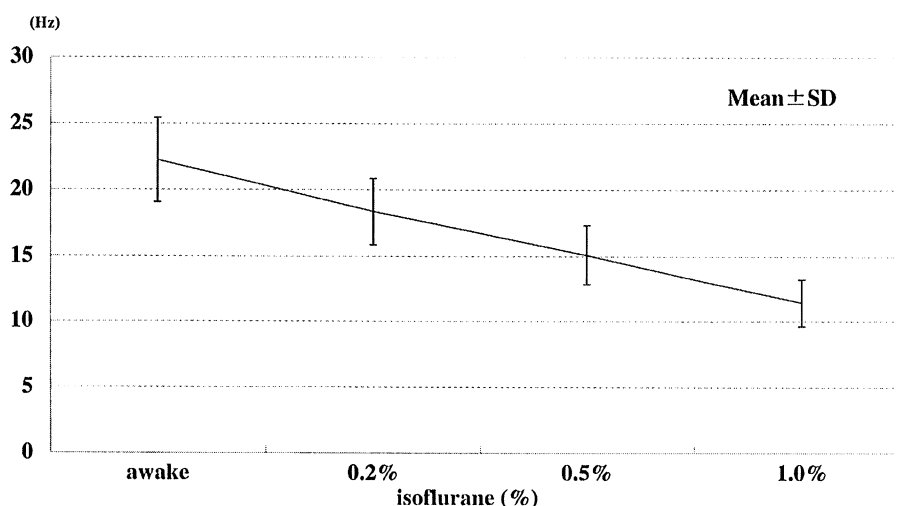


図2 イソフルラン麻酔中のSEF90の変化

なおRBR, SEF 90ともその絶対値には個人差があり, 絶対値からイソフルラン濃度を推定することは困難であることも伺われた。

BSRは深い麻酔レベルを捉えるパラメータであり, イソフルラン濃度が1.0%まででは常に0であった。一部の症例でburst suppressionが認められるレベル(イソフルラン1.5%程度)で管理を行ったが, この状態ではSEF 90はイソフルラン濃度に対しparadoxicalな変化を示した。

3. 考 察

スペクトル解析に由来するRBR, SEF 90はいずれもその絶対値には個人差が存在することが今回の結果でも示された。したがってその絶対値を元に麻酔レベルを推察することは困難であると言える。一方で, われわれは個々の症例においてRBRやSEF 90が麻酔レベルと非常によく相関して変化することを示した。RBRはイソフルラン0.5~0.6%あたりで最低値を示した。この濃度は本研究のように硬膜外麻酔を併用している場合やフェンタニルなどの麻薬が適切に使用されている場合ではほぼ必要十分な濃度であると考えられている⁴⁾。さらにRBRが最低値を示した濃度が高かった3症例で, 呼名開眼時の呼気イソフルラン濃度も高かったことを考慮すれば, RBRが最低値を示すレベルは麻酔薬の作用の個人差も視野に入れた目安となる可能性が示された。もちろんこの際にはBSRとSEF 90の変化パターンも参考にしなければ広い範囲での麻酔レベルの判定が困難である。

結 語

鎮痛が十分なされているという条件下ではBSR, SEF 90, RBRの3種の脳波パラメータの変化パターンを元にRBRが最低値を示すイソフルラン濃度を目標にすれば必要十分なhypnotic effectが得られると考えられた。

参考文献

- 1) Glass PS, Bloom M, Kearse L, et al : Bispectral analysis measures sedation and memory effects of propofol, midazolam, isoflurane, and alfentanil in healthy volunteers. *Anesthesiology* 86 : 836-847, 1997
- 2) Rehberg B, Bouillon T, Zinserling J, et al : Comparative pharmacodynamic modeling of the electroencephalography-slowing effect of isoflurane, sevoflurane, and desflurane. *Anesthesiology* 91 : 397-405, 1999
- 3) Rampil IJ : A primer for EEG signal processing in anesthesia. *Anesthesiology* 89 : 980-1002, 1998
- 4) Ghoneim MM : Awareness during anesthesia. *Anesthesiology* 92 : 597-602, 2000

ABSTRACT

Finding the Optimal Anesthetic Level for Each Patient by Electroencephalographic Parameters

Satoshi HAGIHIRA ^{*1}, Masaki TAKASHINA ^{*2} and Takahiko MORI ^{*3}

As we could not precisely estimate the level of hypnosis in each patient from EEG derived parameters because of their individual variation, we tried to estimate it from the trends of EEG derived parameters.

We investigated relative β ratio (RBR), spectral edge frequency 90% (SEF 90) and burst suppression ratio (BSR) in twenty-five patients who underwent abdominal surgery with isoflurane anesthesia.

In all cases, RBR showed bi-phasic changes and it reached the bottom at about 0.5-0.6% of isoflurane concentration.

And SEF 90 were correlated well to the isoflurane concentration when burst suppression pattern was not appeared.

Three cases, whose RBR reached to the bottom at about 0.7% of isoflurane concentration, opened their eyes at higher isoflurane concentration (0.27%) than others (0.21%).

Our results indicate that we can estimate the level of hypnosis in each patient by watching the trends of RBR, SEF 90 and BSR.

Key words : electroencephalogram, depth of anesthesia, relative β ratio, spectral edge frequency, burst suppression ratio

^{*1}Department of Anesthesiology, Osaka Prefectural Habikino

Hopital, Habikino 583-8588

**³Department of Anesthesiology, Osaka Prefectural General
Hospital, Osaka 558-8558*

**²Osaka University Hospital Surgical Center, Suita 565-0871*

BIS 関連の各種パラメータ算出に関する問題点について

萩平 哲^{*1}

高階雅紀^{*2}

森 隆比古^{*3}

はじめに

米国では高い評価を得ている麻酔深度モニターである BIS モニターはその内容が公開されていないために科学的検証に用いるには多くの難点がある。BIS の内部に関する情報源は非常に限られており、われわれが入手可能な資料はわずかに末尾に示す 3 つ程度の総説¹⁾ および論文^{2) 3)} のみである。

われわれは昨年の本学会で Bispectral Analysis を行い BIS のサブパラメータを算出するためのソフトウェア BSA の構築に関して発表した⁴⁾が、BSA を作成する際にこれらの資料の数々の不備に直面した。

今回はこれらの不備を検証しその数学的な問題点について考察を加えたので報告する。

1. SynchFastSlow の算出方法について

SynchFastSlow サブパラメータは Rampil¹⁾ によると Bispectral Analysis を元にしてしているとされており、その計算式は以下のごとく記されている。

$$\text{SynchFastSlow} = \frac{B_{0.5-47.0\text{Hz}}}{B_{40.0-47.0\text{Hz}}} \quad (1)$$

B_{x-y} については以下のような注釈が付いている。

B_{x-y} means the sum of the Bispectrum activity in the area subtended from frequency x to y on both axes in the frequency versus frequency bispectral space.

この通りであるとすれば SynchFastSlow は以下の式から算出されることになる。

$$B_{x-y} = \sum_{i=x}^y \sum_{j=x}^y B(i, j)$$

ところで Bispectrum は Triple product の和の大きさとして以下の式から算出される。

$$TP_j(f_1, f_2) = X_j(f_1)X_j(f_2)X_j^*(f_1 + f_2)$$

$$B(f_1, f_2) = \left| \sum_j TP_j(f_1, f_2) \right|$$

ここで $X(f)$ は FFT から算出された各周波数のコンポーネントを意味し、この値は複素数である。さて Rampil の記述通りに SynchFastSlow を計算するには、例えば $B(40.0\text{Hz}, 40.0\text{Hz})$ が必要である。さらに $B(40.0\text{Hz}, 40.0\text{Hz})$ の計算には各 epoch ごとの $X(80.0\text{Hz})$ が必要となる。ところが BIS モニターでは 128Hz で脳波がサンプリングされており 80Hz はナイキストレート（サンプリング周波数の半分）を越えているため、 $X(80.0\text{Hz})$ は算出できない。さらに BIS では交流ノイズを除くために 50Hz, 60Hz の notch フィルタも使用しているとされているが、このフィルタリングにより $X(50.0\text{Hz})$ や $X(60.0\text{Hz})$ も得られない。

^{*1}大阪府立羽曳野病院麻酔科

^{*2}大阪大学附属病院手術部

^{*3}大阪府立病院麻酔科

また、Rampilのreview¹⁾にはプロボフォール麻酔時のSynchFastSlowの値が記載されているが、これらの値は一貫して負数であった。一方、Rampilの記述した式は決して負になることはない。

ASPECT社に問い合わせたところRampilの書いたSynchFastSlowはschematicなものであり、実際にはあの式の値に変換を加えているため負数となっているという回答を得た。またbispectrumの演算領域は実際には $(0 < f_2 \leq f_1, f_1 + f_2 < 48\text{Hz})$ であることも判明したが、実際の B_{x-y} に関しては詳細な回答は得られなかった。

2. Bicoherenceの算出方法について

Bispectral analysisから得られるbispectrumの値は元の脳波の振幅の大きさに左右される。そこで振幅の大きさによる影響を除き2つの周波数の波の相互作用の度合い (degree of phase coupling) を見るためにbicoherenceが用いられる。BarnettらやSiglらはbicoherenceの算出式を以下のように記述している。

$$BIC(f_1, f_2) = \frac{B(f_1, f_2)}{\sqrt{\sum_j P_j(f_1)P_j(f_2)P_j(f_1 + f_2)}} \cdot 100$$

しかしながらこの通りの計算を実際に行うと本来0～100%に収まるはずの値がしばしば100%を超えてしまう。Bispectrumは複素数の和の大きさとして与えられるため、bispectrumをスケールするには個々の複素数の大きさの和を用いなければならない。

これは以下のように証明できる。 z を複素数とすれば、以下の関係が成立する。

$$|z_1 + z_2| \leq |z_1| + |z_2|$$

等号は z が0でないなら z_1 と z_2 の位相が一致する

時にのみ成立する。この関係式から、

$$|\sum_j X_j(f_1)X_j(f_2)X_j^*(f_1 + f_2)| \leq \sum_j |X_j(f_1)X_j(f_2)X_j^*(f_1 + f_2)|$$

となる。さらに、複素数の積の大きさは元の複素数の大きさの積に等しいこと、共役複素数の大きさは元に複素数の大きさに等しいことを用いれば以下のような式が導かれる。

$$\begin{aligned} |X_j(f_1)X_j(f_2)X_j^*(f_1 + f_2)| &= |X_j(f_1)||X_j(f_2)||X_j^*(f_1 + f_2)| \\ &= \sqrt{P_j(f_1)P_j(f_2)P_j(f_1 + f_2)} \\ B(f_1, f_2) &\leq \sum_j \sqrt{P_j(f_1)P_j(f_2)P_j(f_1 + f_2)} \quad (2) \end{aligned}$$

等号はすべてのtriple productの位相が等しい場合にのみ成立する。したがってbicoherenceは正しくは以下の式から算出しなければならない。

$$BIC(f_1, f_2) = \frac{B(f_1, f_2)}{\sum_j |TP_j(f_1, f_2)|} \cdot 100 \quad (3)$$

$$= \frac{B(f_1, f_2)}{\sum_j \sqrt{P_j(f_1)P_j(f_2)P_j(f_1 + f_2)}} \cdot 100 \quad (4)$$

われわれはこの点に気付き、BSAでは正しいbicoherenceの値が算出できるように修正している。

3. Relative β ratioの算出に関して

Rampil¹⁾のreviewではrelative β ratioは11～20Hzのpower spectrumの和と30～47Hzまでのpower spectrumの和の比の対数であると記載されている。一方、Glassら³⁾の論文のappendixによると30～47Hzではなく40～47Hzであると記載されている。これに関しては最終的にはASPECT社からRampilの式が正しいという回答を得た。

4. Bispectral analysisの原理に関する解説について

Bispectral analysisの原理に関してはSiglら²⁾の論文に詳細に記載されている。一口で言えばBispectral analysisとはrandomからの偏りの有無を評価する方法であり、統計的な手法が必要な解析法である。

実際には各epochから算出されるtriple productの位相がrandomであるのかそれとも偏りがあるのかを調べるものである。ところがRampilのreviewの解説では個々のtriple product位相が揃うかどうかではなく、「triple productを算出する3つのpower spectrumのコンポーネントの位相が揃うかどうか」が大切であると記載している。現実には複素数の積の大きさは、元の複素数の大きさの積となり位相には無関係である。原理そのものはSiglら²⁾の論文と比較しながら読めば間違いは明白である。

まとめ

BISに関する情報は極めて限られているが、さらにここに示したようにその理論の解説や用いられているパラメータの算出式に関して間違いや不備な記述が認められる。

Bispectral analysisの原理やBISがどういうものを理解するためにはこういった問題点を知っておかなければならない。

参考文献

- 1) Rampil IJ : A primer for eeg signal processing in anesthesia. Anesthesiology 89 : 980-1002, 1998
- 2) Sigl JC, Chamoun NG : An introduction to bispectral analysis for the electroencephalogram. J Clin Monit 10 :

392-404, 1994

- 3) Glass PS, Bloom M, Kears L, et al : Bispectral analysis measures sedation and memory effects of propofol, midazolam, isoflurane, and alfentanil in healthy volunteers. Anesthesiology 86 : 836-847, 1997
- 4) Barnett TP, Johnson LC, Naitoh P, et al : Bispectrum analysis of electroencephalogram signals during waking and sleeping. Science 172 : 401-402, 1971

ABSTRACT

Problems around Bispectral Analysis and Calculation of BIS Subparameters

Satoshi HAGIHARA *¹, Masaki TAKASHINA *² and Takahiko MORI *³

While designing our software BSA for bispectral analysis, we found several wrong descriptions concerning bispectral analysis and calculation method of BIS subparameters.

(1)Rampil wrote the calculating method of SynchFastSlow, which is one of the BIS subparameter derived from bispectral analysis. But it was impossible to calculate according to his description.

(2) Sigl et al. introduced the principle of bispectral analysis and how to calculate bispectrum and bicoherence, normalized parameter of bispectrum. Rampil also wrote the principle of bispectral analysis in his review, but his explanation was essentially wrong.

(3) On the other hand, calculating method of bicoherence written by Sigl et al. was mathematically incorrect.

(4) Glass et al. and Rampil wrote the calculating method of Relative β ratio, but two were not identical.

As written above, we should carefully reevaluate correctness of the publications.

Key words : bispectral analysis, BIS, electroencephalogram

*¹Department of Anesthesiology, Osaka Prefectural Habikino Hospital, Habikino 583-8588

*²Osaka University Hospital Surgical Center, Suita 565-0871

*³Department of Anesthesiology, Osaka Prefectural General Hospital, Osaka 558-8558

救急医療領域におけるユーザーインターフェースと使用者教育

—救急医療機関と消防本部との情報共有をどう実現するか—

越智元郎*

はじめに

消防本部と救急医療機関はプレホスピタルケアを接点として、ともに市民へのサービスを任務として活動している。しかし、設立母体、指導官庁などが異なり、両者の間の関係は必ずしも緊密ではない。一方、救急救命士法施行10年を迎え、メディカル・コントロールの重要性が叫ばれる今、両組織のより緊密な情報共有が望まれる。インターネットは多忙な救急医と消防署本部とを結び、重要な手段となるであろう。同時に、患者情報の保護などには工夫が必要と思われる。

1. 消防本部と救急医療機関が共有したい情報

消防本部と救急医療機関が共有したい情報には以下のものがある。

1) 個々の患者の搬送時情報

救急患者を病院に収容した際の患者引き渡し時には、診療が急がれる場合が多く、救急隊員と病院関係者の間で情報交換の時間が十分でないのが一般的である。また外傷患者の重症度を予想する上で、事故現場の写真など、画像情報も有用である。さらに、心肺停止例における統計解析の標準となった Utstein 様式での記載を完成する上でも、プレホスピタルでの情報が欠かせない。

2) 個々の患者の病院収容後情報

確定的な転帰情報は消防統計をまとめる上でも、心肺停止例における Utstein 様式の記載を完成する上でも欠かせない。また収容した患者が HIV、肝炎、結核などに罹患していたと判明した場合、その情報が消防本部に伝えられる必要がある。さらに個々の患者における救急隊活動の内容が結果として適切なものであったか、医師による評価はきわめて有用である。

3) プレホスピタルケアの事後評価

医療機関による救急隊員への適切なメディカルコントロールを実現する上で、症例検討会を実施したり、共同研究としてまとめたりすることは重要である。そのためには両組織が搬送患者全員に関する情報を効果的に共有することが望まれる。

2. 消防機関と医療施設間の情報交換における注意点

消防機関と医療施設間の情報交換において注意すべき点として、まず守秘義務の問題がある。救急救命士や医師などは守秘義務に縛られているが、消防本部—救急医療機関間の情報共有は許されるべきである。これは個々の患者治療に反映し、地域の救急医療レベル向上のために必要な情報であるからである。

通信手段としては病院到着直後の口頭伝達、記

*愛媛大学医学部救急医学

録手渡しなどがあるが、時間的制約があり、表面の情報交換にとどまらざるを得ない。電話は適切な相手とつながるまでが大変であるし、FAXを用いた場合でも、1対少数の伝達に限られる。これに対し、インターネットでは画像を含むマルチメディアを利用でき、相手の都合のよい時間に送受信でき、1対多・多対多の通信も可能である。

ただ、宛先違いなどにより思わぬ個人情報の漏洩が起こりうることを知っておく必要がある。

3. 消防・医療機関連携とインターネット

1) 消防、医療機関におけるインターネット整備状況については、両組織ともに整備は不十分と言わざるを得ない。また両組織の指導者の中に、インターネットと言えばクラッカー侵入・情報漏洩などの悪いイメージと結びつける人が少なくないのが現状である。

2) 電子メールでは送付先違いによる個人情報漏洩を防ぐために、患者氏名や搬送期日などは別メールまたは別手段で送った方がよいかも知れない。電子メールは統計作成、事例検討、異職種間の交流に極めて有用であり、実際の応用例としては中国労災病院と呉市消防局との間で電子メールによる症例検討などが行われている。さらに、救急医療メーリングリスト（eml）のようにメーリングリストを用いれば、細分された自治体消防の壁を越える、大規模な情報共有の場とすることが可能になる。

3) ワールド・ワイド・ウェブ（WWW）では

市民への情報提供をも兼ねることができる。消防本部、医療機関の双方がホームページを持ち情報発信をし、互いにリンクしあうのがよい。それによりウェブ資料を共有し、救急医療に関する地域の合意形成をはかることができる。また救急医療協議会の議事録、地域防災計画や災害医療計画などを積極的にウェブ資料として公開する価値がある。

4) ネットワーク利用であるが、異なった組織でデータベースを共有し、オンライン入力をできれば省力化につながる。できれば自治省消防庁などによる入力項目の標準化が望まれる。またユーザーフレンドリーな入力方式が切望される所である。守秘性の観点からは地域内の各消防本部、医療機関でLANを組むのも一法と思われる。

結 論

以上より、次のように結論した。

1) 消防本部と救急医療機関はプレホスピタルケアを接点として、ともに市民へのサービスを業として活動している。しかし、両者の関係は必ずしも緊密ではない。インターネットはその溝を埋めるきわめて有用な手段であり、消防側と医療側の双方が、ソフト・ハードの両面から通信環境の整備に努める価値がある。

2) 麻酔・集中治療医にとっても地域の救急隊員の育成は関心事であり、情報共有の場を築くために協力をする価値がある。

ソフトウェアのユーザーインターフェース

—使いやすさを考える—

増井健一*

はじめに

ユーザーインターフェースとは、辞書によれば「コンピュータとそれを使う人間（＝ユーザー [著者注]）の間にあって、人間の指示をコンピュータに伝えたり、コンピュータからの出力結果を人間に伝えるためのソフトウェアやハードウェアの総称（三省堂デイリー新語辞書より）」である。具体的には、マウス、キーボード、モニタなどのハードウェアや、画面に表示される内容など（ソフトウェア）がある。これらユーザーインターフェースはコンピュータの使いやすさの大きな要因となる。

1. 総 論

ソフトウェアはユーザーとスムーズに会話できる方がよい。円滑な会話をするために、ソフトウェアには次に挙げるようなことが求められる。

- 1) ユーザーと同一の「定義・言葉・世界」を持っていること

ユーザーは初めて使うソフトウェアを起動したときに、まずそのソフトウェアを理解しなければならない。例えば、メニューバーに羅列されている単語が独善的であると、ユーザーは多大なる時間をメニューの理解や、ソフトの操作時に費やす

こととなる。人間同士の会話と同じように、なるだけ共通の定義や言葉を使うことでユーザーの操作性は上がる。

- 2) ユーザーに要求する最低限必要な知識ができるだけ少ないこと

ユーザーがソフトウェアを使うにあたっては、新しい知識が少なからず必要となってくる。複雑な機能を追加すれば、必要とされる知識も増える。必要とされる知識が多いソフトウェアは、ユーザーにとって使いにくい。この問題を解決するためには、ソフトウェアの基本部分をなるべくシンプルに作成し、必要な機能をオプションで追加できるようにする。そうすれば、最低限必要とされる知識も減らすことができ、使い勝手も良くなる。

- 3) 「速やか」で「わかりやすい」応答をすること

いくら多機能であっても、ソフトウェアの動作や反応が遅くては使いやすいとはいえない。また、オブジェクトの配置、フォントや色使い、言葉遣いなど、わかりやすさの工夫も必要である。

ソフトウェアのユーザーインターフェースを作りこむ過程では、これらの条件を意識すると良いと考えられる。

2. 各 論

ソフトウェアの使いやすさを向上させるために、私は以下に挙げるような具体的な工夫を行っ

*諏訪中央病院麻酔科

ている。ユーザーインターフェースはマウスやキーボードなどによる入力部分と、モニターの表示や音声などの出力部分に分かれる。入力の工夫なのか、それとも出力の工夫なのかを念頭に置くと、よりすっきりとユーザーインターフェースを考える助けとなるかもしれない（これから列記する項目が入出力のどちらに該当するか明記しておく）。

1) 使い慣れたもの・見慣れたものに似せる

- ・普段使っているものとの類似（入出力）

例えば、電卓のソフトの数字ボタンの配置が、卓上電卓のボタンの配置と異なると見にくいであろう。

- ・汎用ソフトとの類似（入出力）

コンピュータを使い慣れているユーザーには強力な補助となる。

2) 長時間使っても疲れにくい

- ・一度に見える情報量が多すぎない（出力）

多くの情報が一度に見えてしまうと、ユーザーはそこから必要な情報を選び出さなくてはならないため、より多くの労力を強要される。

- ・重要な情報が、自然に目に入る（出力）

大事な情報は、画面を一瞬見ただけでも目に飛び込むように工夫すると良い。赤・黄などの色は目をひく。背景色との明度差を適度に大きくすると目に入りやすい（色の詳細については後述）。

- ・目の疲れにくい色づかい（出力）

背景に無彩色（灰色）や淡色を使うと視覚的な刺激が少なくすむ。また、コントラストが高い（＝明度差が大きい）と目が疲れやすくなる。

- ・煩わしくない操作（入力）

基本的なひとつの操作のための動作回数があまり多くならないように工夫する。ただし、ショートカットや右クリックを多用すると、操作の選択肢が増えるため使いにくくなる。機能が多くなっ

てくると、煩雑さを回避するのが難しくなる。

3) ユーザーのスムーズな動作のために

- ・目の動きを考える（出力）

- i. 必要な情報を、探さずに済むように

大事な情報を目立つように画面を構成する。

- ii. 目の動きを少なく

例えば、麻酔中にすべて別の機械で血圧、ETCO₂、SpO₂をモニターすると画面が3カ所に分散するため、チェックに割く時間が増えてしまう。同様にソフトウェアのウィンドウのあちこちに情報を分散させると、視線の動きが大きくなる。大事な情報をなるべく1カ所に集めたり、重要性が低くたまにしか見ない情報を小さい文字で表示すると良い。

- ・操作（入力）

例えばマウスの動きを少なくするために使う頻度の高いオブジェクトをまとめたり、数値入力テキストボックスではFEP（日本語入力ソフト）をOFFにするなどして、入力の手間を減らす。

4) 柔軟さを求めて

- ・欲しい機能を盛り込む（出力）

シンプルなほうが操作のみを考えれば使いやすいが、さまざまな機能を付加しソフトウェアの自由度を上げることも使いやすさにつながる。

- ・同一操作を複数の方法で（入力）

例えば、キー入力を好むユーザーとマウス入力を好むユーザーがいる。頻度の高い操作に対して入力方法をいくつか用意することを考える。ただし、前述したように操作の選択肢を増やしすぎないようなバランス感覚が、ソフトウェア製作者に求められる。

3. 色について

使いやすさの要素の一つである見やすさを向上

させようとするとき、オブジェクトの配置やサイズ、フォントの種類などとともに色使いが重要な要素となってくる。たいていの市販ソフトウェアには、フォントや背景色を自由に選べるように色の編集画面が備わっているが、うまくイメージしている色を選び出すことはなかなか難しい。しかし、色というものは理論である程度まで理解することができ、また色はコンピュータ上では数値で表現されるので、理屈がわかるとイメージした色を表現しやすくなる。詳細な解説は成書におまかせして、ここでは簡単に解説する。なお、インターネット上でも色の見本とその色を表す数値を載せているページがあり、参考になる（色見本の館 <http://www.color-guide.com/>）。

色感の三属性

色には明度・彩度・色相という三つの要素がある。

・明度（Lightness, 明るさ）

色の明るさを表す。明度を最高にする（コンピュータ上では明るさを表す数値を最大にする）と彩度・色相に関わらず、すべての色は白になってしまう。逆に明度を0にすると、すべての色は黒になる。ソフトウェアの色の編集画面では、白と黒にはさまれるように（例えば）淡赤から濃赤が表示されているバーで、明度を表現している。

・彩度（Chromaticness, 鮮やかさ）

色の鮮やかさを表す。彩度を最高にすると、いわゆる原色といわれる鮮やかな色になる。逆に彩度を0にするとすべての色は灰色または白・黒（＝無彩色）になる。無彩色は明度のみで表現される。無彩色はすべての色から彩度をなくした色なので、すべての色と合わせられる。コンピュータでウィンドウの基本色に無彩色が採用されているのはどの色とも合わせられるからであろう。

・色相（Hue, 色合い）

色合いを表す。色相環は色相を少しずつずらして赤・橙・黄・黄緑・緑...と色を並べた環のこと。色相環で向かい合わせにある色を補色という。補色同士を隣り合わせて使うと、鮮やかさが増す。

4. ユーザーインターフェース開発の落とし穴

ソフトウェア製作をする場合、作っているうちに陥ってしまう落とし穴がある。

1) 作っているうちに、ユーザーの感覚を忘れる

製作者はソフトを開発している間じゅうソフトウェアを操作するので、習熟したユーザーとなってしまう。それゆえ、使い慣れていないユーザーの感覚から遠ざかってしまう。また、製作者の使いやすさが、他ユーザーの使いやすさと同じとは限らない点にも注意が必要である。

2) 作っているうちに、ユーザーの存在を忘れる

作ることに熱中しすぎると、多機能にしてしまうがゆえに使いやすさから遠ざかってしまう。

3) 作っているうちに、ソフトウェア本来の目的を忘れる

製作する時間は他の仕事のない日の夜しかないので、開発期間は一般的に長期間となる。また、種々の機能も追加し風呂敷を広げすぎると、方向性を見失う可能性がある。

さまざまなユーザーを想定しソフトを検証し、ユーザーの意見を大事にすることで落とし穴にはまらないようにすることが肝要である。

結 語

使いやすいユーザーインターフェースは、ソフトウェアとユーザーがスムーズにやりとりするた

めに必須である。使いやすいソフトウェアを作ろうとするのなら、ユーザーを感覚を常に大切にすべきである。

ABSTRACT

The Design of the User Interface for Software Development

Kenichi MASUI *

User interface is the software or the hardware that enables a user to work with the computer. To develop a simple software, we should improve its interface.

For good design of the user interface, the software

should have the same definition, word, and world as the user, require less of the user, and reply immediately and simply to user's commands. The concrete plans are followings: to imitate the spread software or usual hardware; to develop the graphic user interface legibly and the important information prominently; to lead the user to manipulate the software smoothly; to develop the functionally software that replies the user's demands.

Simple user interfaces are essential to develop a simple software. We should always develop softwares with user's convenience.

Key words : user interface, software development

* *Department of Anesthesiology, Suwa Central Hospital, Chino 391-8503*

ソフトウェアのユーザーインターフェースと使用者教育

—IV_SimとPropofolFMonを実例として—

中尾正和*

はじめに

ワークショップ「ソフトウェアのユーザーインターフェースと使用者教育」での論点は、

- ①ユーザーインターフェースに関する工夫点
- ②ソフトウェアを使用することで仕事量はどうか
- ③他の人が使用するとき、特別な教育がいるか
- ④教育が必要であるとしてそれにかかる手間は？
- ⑤使用後に起こるトラブルへの対処法

であったが、筆者は自ら開発したソフトウェアを中心にユーザーインターフェースに関する工夫点について述べる。

1. ユーザーインターフェース

マッキントッシュの場合、GUI (Graphical User Interface) をもち、初代Macintosh 128Kが出てきた十数年前から培われた詳細なユーザーインターフェースに関するガイドラインHuman Interface Guidelines¹⁾があり、WYSIWYG (What You See Is What You Get) の概念や、クリック、ダブルクリック、ドラッグ、プルダウンメニュー、ウィンドウなどの標準的な操作法などが規定されている。またショートカットキーとしてもコマンド (アッ

プルキーとも呼ばれる) + Xはカット、コマンド + Cはコピー、コマンド + Vはペースト、コマンド + Zは元に戻す、コマンド + Nは新規、コマンド + Oはファイルを開く、コマンド + Wは閉じる、コマンド + Qはプログラム終了、などがキーボードのレイアウト (ZからVはキーボードの左下に並んでいる) や文字の形 (Xははさみに似ている) や英語の頭文字 (Copy, New, Open, Quit) から推定しやすいように予約されている。またすべてのソフトウェア用ではないが、比較的よく使用される機能を割り付けた非予約ショートカットコマンドもある (図1, 図2)。これらが多くのソフトウェアにおいて普遍的に利用されている。

よってエンドユーザーは一つのソフトの操作に慣れれば他のソフトの操作の基本も直感的にだいたいわかるようになる。プログラムを開発する側がこのガイドラインに沿ったユーザーインターフェースとすれば、ソフトごとに0から教育を必要とするようなことにならないですむ。

一方、同様なGUIのOSであるWindowsでは、このあたりはマッキントッシュほど厳格なガイドラインがないためか操作性の統一がとれておらず、各プログラマーが勝手に設定しているため、エンドユーザーが戸惑う場合がある。たとえば、アプリケーションの終了がファイルメニュー - Xであったり、ファイルメニュー - Cであったり、あるときはファイルメニュー - Eのこともある。メニューもプログラムの終了であるにもかかわらず

*中国電力 (株) 中電病院麻酔科

Table 4-1 Apple-reserved keyboard equivalents for all systems

Menu	Keys	Command
File	x-N	New
File	x-O	Open...
File	x-W	Close
File	x-S	Save
File	x-P	Print...
File	x-Q	Quit
Edit	x-Z	Undo
Edit	x-X	Cut
Edit	x-C	Copy
Edit	x-V	Paste
Edit	x-A	Select All
Edit	x-period	Terminate an operation

図1 予約ショートカットコマンド（文献1より引用）

Table 4-3 Common keyboard equivalents that are not reserved

Menu	Keys	Command
File	x-F	Find
File	x-G	Find Again
Style	x-T	Plain Text
Style	x-B	Bold
Style	x-I	Italic
Style	x-U	Underline

図2 非予約ショートカットコマンド（文献1より引用）

ず，“閉じる”というメニューが終了する動作のこともある。コントロールキーとの組み合わせについても同様である。

小生の発表した静脈麻酔薬のオフラインでのシミュレーションソフトウェア IV_Sim 3は明確なユーザーインターフェースガイドラインがあるマッキントッシュOSで動くソフトウェアである。しかもソフトウェアの目的が静脈麻酔薬のシミュレーションと特定されているため，エンドユーザーが分かりやすいソフトウェアは作りやすい素地がある。1つの動作目的に多種類の方法での対応も有用である。たとえばデータ入力ではスプレッドシート風の画面を採用しており，一つの項目か

ら次の項目への移動には初心者にとっても直感的な操作法であるマウスのクリックやカーソルキーが使える。さらにそれら以外に，商用スプレッドシートでもよく用いられるパワーユーザー向け操作法（タブキー，シフトタブキー，リターンキーでの移動）にも対応しており，入力時にキーボードから手を離さないでも移動できる。またデータの入力内容では，データ項目ごとに受け付けるデータを限定されているので冗長性や曖昧性を許すことができ，誤った入力も排除しやすい（詳細は参考文献2の表1を参照）。

また手術室での実時間で使用することを意図したソフト PropofolFMonでは（図3），忙しい麻酔

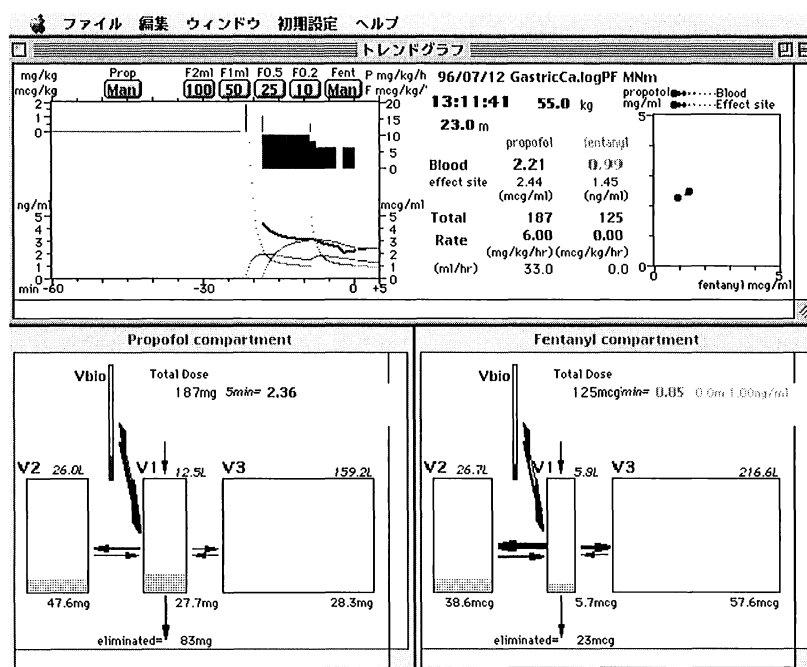


図3 実時間静脈麻酔シミュレーションソフトPropofolFMon Version3の画面

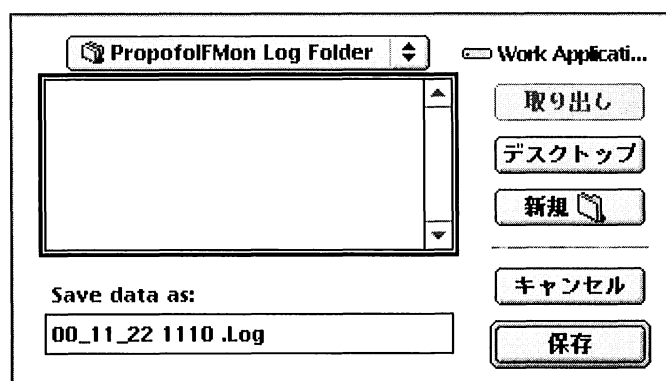


図4 ファイル名入力

日時の情報は自動的にファイル名の一部になるようにしてある。

管理中に余分な操作なしで使えることを主眼においている。ちょうど麻酔ガスモニターにおいて電源を入れてサンプリングラインを患者の気道アダプターに接続したら自動的に作動するのと同じ感覚である³⁾⁴⁾。ポンプのデータをオンラインで自動取り込みできる環境ではソフトウェアを起動したとき、ログファイルの名前の入力さえしてしまえば、まったく入力なしで使える。図4はファイ

ル名入力画面だが、デフォルトで日時の情報は自動的にファイル名の一部になるようにしてある。本来は名前を加えることを意図しているが、リターンキーを押すだけでもソフトを開始することができ、症例終了後には開始日時より患者データの同定ができる。オンライン接続されていない薬剤についても容易に入力できる。例えばフェンタニルでは、よく利用されるボーラス投与量が100,

50, 25, 10 μg の場合は1クリックのボタン操作ですむ。さらに間違えにくいようにそのボタンの上には原液での実際量も ml 単位でも表示している。また定義していない投与量や持続投与には別のウインドウを開き、体重あたり (ng/kg/hr) か実際の投与速度 (ml/hr) のどちらで入力しても体重あたりで自動変換させて他方を表示させるようにしてある (図5)。

このようなエンドユーザーにとって使いやすい配慮は、理論的には仕様を正しく規定できていればプログラマーにとっては容易なはずである。しかし実際には仕様書を正確に書けるユーザーは少ないし、プログラマーもユーザー環境を知っているとは限らない。やはりエンドユーザーもプログラム開発を理解し、開発者も実際に利用するエンドユーザーの目的や作業環境、希望を正しく知って、ユーザーとプログラム開発者の距離が近づくほど使いやすい作品となる。

まとめ

ユーザー教育が不要なシステムはないと思われるが、マッキントッシュ OS のように OS レベルで厳格なガイドラインがあり、標準となっている操作法に準じた動作をさせれば、ユーザーが直感で使用しても動かしやすいソフトはできる。さらに実際のエンドユーザーの立場にたち、無駄な動作が少なくなるように工夫すれば教育に必要な時間を最小限とできて保守も容易になる。後者の工夫に関しては開発者とエンドユーザーの距離が近いほど良いものが作れる素地がある。

参考文献

- 1) Human Interface Guidelines Apple Computer Inc., Inside the Macintosh CD-ROM Addison-Wesley Publishing Company, 1994
- 2) 中尾正和：入力が容易になるように知能を持たせた静脈麻酔薬オフラインシミュレーションソフト (マッキントッシュ版) の開発, 麻酔・集中治療とテクノロジー 2001. 新井達潤ほか編. 東京, 克誠堂出版, 2001, pp48-53 ●
- 3) 中尾正和：シリンジポンプのデジタル情報を利用し

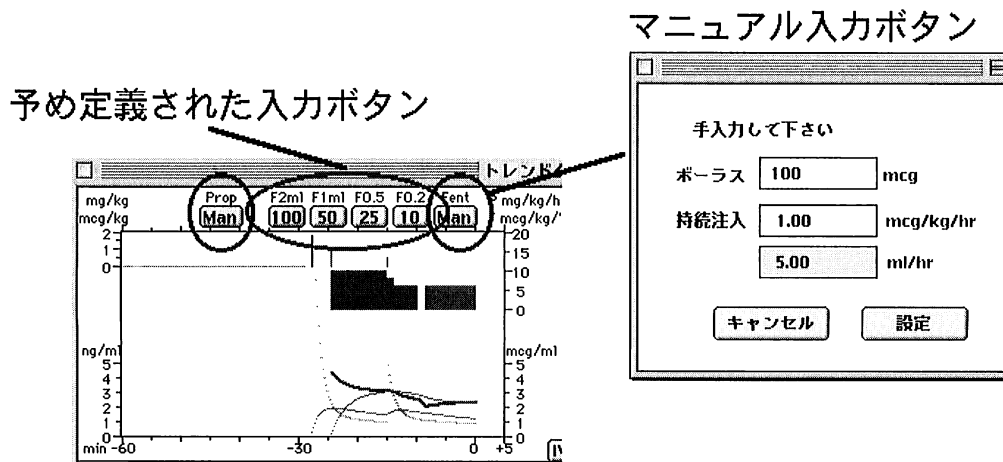


図5 ボーラス投与のボタンとマニュアル入力ボタン

頻回に使用されるボーラス投与では1クリックで入力できるようにあらかじめ定義した投与量のボタンをつけ、詳細な入力が必要な場合にはマニュアルボタンで対応している。さらにマニュアル入力時には持続投与の速度を体重あたり (ng/kg/hr) または実際の注入速度 (ml/hr) のどちらで入力しても他方が自動変換させるようにしてある。

たオンライン静脈麻酔薬プロボフォルシミュレーション. 麻酔 46: 279-283, 1997

- 4) 中尾正和：術中の麻酔管理を行いながらコンパートメントモデルでグラフィック表示し，静脈麻酔薬の薬物動態を理解しやすくする教育用ツールの開発，麻酔・集中治療とテクノロジー 1999. 橋本保彦ほか編. 東京，克誠堂出版，pp33-36, 2000

ABSTRACT

The Man-Machine Interface of the IV Anesthetics
Simulation Software for Macintosh

Masakazu NAKAO *

The software with the graphical user interface is generally easier to use than that with character-based interface. But the lack of guidelines makes end-user's education hard

and learned skill can't be extended to other software. Standardization of common user interface is desirable. While Windows OS does not provide strict guidelines, Macintosh OS proposes strictly defined "Human Interface Guidelines". Most Macintosh software follows these guidelines and users have accustomed to this user interface. Thanks to these guidelines, end-user can learn second software quicker than first one. Education can be minimized if software developers keep in mind of these potential problems.

Key words : man-machine interface, Macintosh, programming

* *Division of Anesthesia and Pain Control, Chuden Hospital, Chugoku Electric Power Co. Inc., Hiroshima 730-8562*

E-mail: masa.nakao@nifty.ne.jp

ソフトウェアのユーザーインターフェースと利用者教育

—ユーザーインターフェースの歩み—

斎藤智彦*

はじめに

ソフトウェアのユーザーインターフェースと利用者教育について考えるとき、コンピュータの進歩とともに、ユーザーインターフェースがどのように進歩してきたかを考える必要がある。ユーザーが何を求め、プログラマが何を伝えようとしてきたのか、その歴史を振り返ってみる。

1. 太古のインターフェース

1) ENIAC

プログラムはハードウェアのロジックを組替えていたため、ユーザーインターフェースに相当するものはまったく存在し得なかった。

2) 大型計算機

入力パンチカードによる一括処理、出力はラインプリンタからの一括出力。処理自体が一括処理であり、操作時にユーザーへの情報のフィードバックはなかった。

3) 初期のマイクロコンピュータ

ビット単位のLED出力、DIP-SWによる入力。やがて、8セグメントLED、16進キーによる入力が可能となった。

外部記憶装置もなく、直接16進数の入力や16

進数の出力を行っていた。プログラム自体も直接マシンコードを入力していた。プログラマは、ハードのこともある程度知っており、利用者自身がプログラマであった。したがって、ユーザー教育という概念自体、存在し得なかった。

2. マイコン時代のインターフェース

1) ディスプレイとキーボードの普及

英数字での入出力が可能となり、人間にとって意味のある文字出力が可能となった。また出力にはCRTが用いられ、ディスプレイ上任意の位置に文字を出力可能になった。これにより、画面上でキー入力の編集ができるようになったが、多くは行単位のラインエディット機能しか持っていなかった。

2) 外部記憶装置の普及

安価な外部記憶装置として音楽用カセットテープにプログラム・データを記録できるようになった。これによって、プログラムの再使用、データの蓄積が容易になった。

3) パソコンとして社会的地位獲得

プログラミング言語は、BASICおよびマシン語。一行単位でのメッセージの出力と必要なデータの入力による逐次型データ処理が中心だった。このため、不適切な値に対してはエラーメッセージの出力と再入力により対処していた。簡単な集計と、

*国立療養所邑久光明園麻酔科

統計計算のようなデータ処理に利用され始める。この頃からLoad Run (ner) とよばれる、読み込んで実行するだけの「ユーザー」が誕生した。

3. パソコンの処理能力アップ

1) 外部記憶装置の普及

FDの標準搭載、HDの普及。このころから、セットアップとか、インストールといった作業が必要になってきた。

2) 画像表示能力の進歩

日本語の出力、任意の画像の表示が可能となった。また、画面単位での入出力が可能となり、ラインエディットからフルスクリーンエディットへ操作性が向上した。

3) ワープロ、計算処理等の市販ソフトの時代

MS-DOSの普及。一太郎とハードディスク普及の効果(?) コマンドプロンプトからの使用が中心だった。アプリケーションは、DOSという同一のプラットフォーム上に構築され、簡単なバッチ処理の他は、コマンドラインでの処理が中心だった。

コマンドを知っていなければ何もできず、さらに処理する対象はコマンドライン上でオプションとして指定していた。指定しなかった場合デフォルト値が採用されるなど、あらかじめ使用方法を知っているユーザーのみが利用できる手続き型処理が中心だった。また、一旦起動したあとの画面操作は、各アプリケーションごとに独自の世界を構築していた。

MS-DOS時代の画像は、640×400（16色）の解像度が主流であり、機種間での互換性はまったくなかった。DOSにはグラフィック処理に関する取り決めがなく、アプリケーションごとにまったく

独自の処理を行っていた。画面表示にはグラフィックを用いることがあっても、ユーザーインターフェースとして利用されることは少なく、入力に関してはキャラクタベースで行われていた。

4. 手続き型処理からオブジェクト指向へ

Macintoshがやってきた！ サウンド機能や、アイコンを中心としたグラフィカルなインターフェースを搭載。OS自体がGUIをサポートしており、各アプリケーションは同じ操作方法で使えるようになった。何よりもオブジェクト指向に基づいた操作方法を提供したことが革命的だった。

1) オブジェクト指向とは

操作したい対象物を指定する。そのオブジェクト自体がその時に可能な動作、および変更可能な属性を知っており、ユーザーはオブジェクトできる範囲でそのオブジェクトを操作する。どのオブジェクトが選択されるかユーザー次第であり、オブジェクトが見つければ操作は容易である。オブジェクトが見つからない場合の処理は行いにくいですが、一般ユーザーに必要な処理は、OS内部に隠されるようになってきた。

2) 手続き型処理とは

まず、メニューなりコマンドを選択する。続いてその対象範囲を指定、指定しない場合は、場合によって対象にデフォルトが使用される。自動処理、繰り返し処理等ユーザーの入力を介さない処理に向いている。しかし、常に処理（動作）を先に指定する必要がある、コマンドを知らないと使いこなせない。多くのコマンドの中から適切なものを探す必要がある。また事前にエラー処理を行い難いなどの欠点がある。

5. そして今・・・

Macintosh, Windowsの時代。OS自体がサウンド機能, 動画機能をポートし, 操作の基本はオブジェクト指向。これによって, 選択形式による入力を中心とした規定外入力のミスのチェックと, 具体的なエラー表示, ナビゲーションが充実してきた。ソフトウェアはアプリケーション本来の処理よりも, 適切な入力のサポート, エラーチェック, 丁寧なナビゲーションにウエイトが移行してきた。今後コンピュータの進歩とともに, よりヒューマンエラーをなくす方向にユーザーインターフェースは進歩を続けてゆくと思われる。

まとめ

ユーザーインターフェースの歴史は, パソコンの進歩の歴史である。ハードウェアの進歩に伴う処理能力の飛躍的な増大の結果, ソフトウェアでより多くのユーザーインターフェース処理を行うことが可能となった。また, パソコンの普及につれて, 利用ユーザー層が変化し, ユーザーはパソ

コンの内部処理を知る必要がなくなった。

ユーザーインターフェースの進歩により, パソコンの利用にユーザー教育が不要になる日もそう遠くはないのかもしれない。

ABSTRACT

The User Interface and User Education of the
Software
—History of the User Interface—

Tomohiko SARTO *

The history of a user interface is a history of the progress of a personal computer. It was enabled to perform more user interface processings in software as a result of fast increase of the processing capability accompanied by progress of hardware. Moreover, along with the spread of personal computers, the user layer changed and the user lost necessity of knowing internal processing of a personal computer.

It may not be so far that the day to which user education becomes unnecessary by progress of a user interface at use of a personal computer.

* *National Sanatorium Oku-Komyoen, Okayama 701-4593*

ユーザーインターフェースの将来

—あるべき姿と将来像に対する一提案—

讃岐美智義*

インターネットの普及によりパソコンの使用は一般家庭にも常識となり、年々ユーザーは増え続けている。新聞社の調査によれば、1999年12月現在、パソコン使用率は40%に上る。パソコンの使用が活性化すれば、ユーザー層は多様化し、初心者ユーザー（初級者）から上級ユーザー（上級者）までのレベル差は大きくなる一方である。初心者はユーザーインターフェース（UI）にきちんと動く（理解しやすい）ことを要求し、上級者は便利に動くこと（簡単操作）を要求する。しかし、現在のUIは、そういった多様なユーザー層すべてに合うように作られていない。

ヘルプ機能というものが、OSやアプリケーション

ソフトウェア（SW）には用意されている。このヘルプ機能を表示すると画面には、これから探したいものに関するキーワードを入力するようなダイアログが表示されているのみ（図1）である。これから探したいことが、どんなことに関係あるのかを文字で入力しろというのである。わからないことを探すのに、初級者では役に立たない代物である。初級者では何がわからないのかわからないのであって、言葉を入力する形式のヘルプ機能は、初級者には全然、やさしくない。初級者の場合、何かエラーを起こしたときに懇切丁寧に導いてくれる、ガイド機能の方がよい。また別の例では、エラーを起こしたときのアラート（ダ

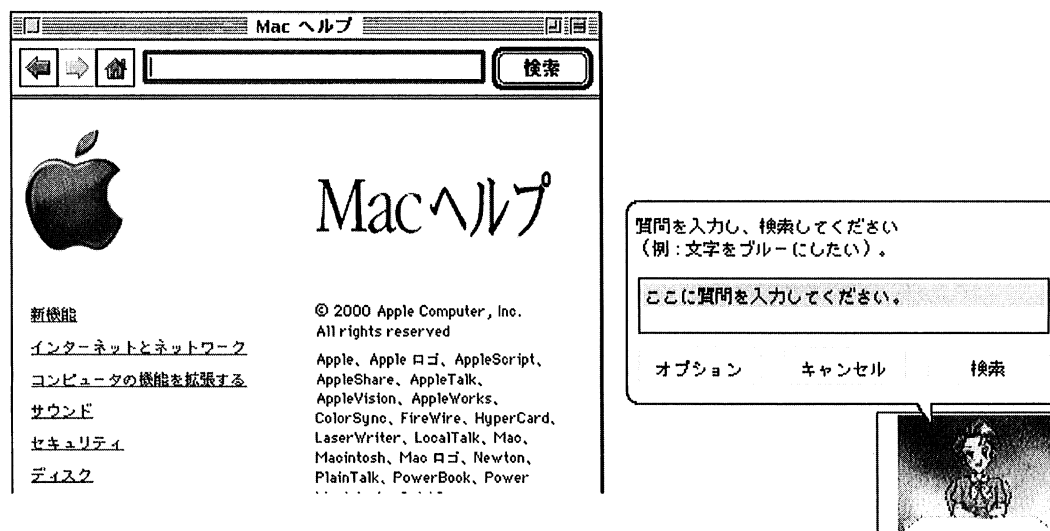


図1 ヘルプ機能の充実だけでよいのか？

*広島市立安佐市民病院麻酔・集中治療科

イアログ)が、まったく意味がわからない場合がある。Macintoshを例にとると、「ファイルとフォルダは入れかえできません。したがってフォルダ“shigoto”は入れかえることができません。」とか「動作中のシステムソフトウェアを含んでいるので起動ディスクはデスクトップから移動できません。」というのがある(図2)。前者は“shigoto”という名前のフォルダを“shigoto”という名前のファイルのあるところにコピーをしようとした時にでるメッセージで、後者はシステムフォルダをゴミ箱に捨てようとした時に表示されるメッセージである。これらを理解するには、ある程度の慣れが必要であり、このアラートを見て理解できるユーザーは中級以上のユーザーであろう。アラートの問題だけであれば、アラートの内容をもう少し丁寧に記述すればすむ。前者のアラートの場合、

図3のように記述することを提案する。これで理解できない初級者の場合には、対策まで示す必要があり、図4のようなダイアログを追加で表示する。また、逆に上級者では、こういった丁寧すぎるアラートは必要ない。上級者は、前述したようにUIに簡便さを求めているのに、現在のGraphic User Interface (GUI) システムにおいては、Character User Interface (CUI) よりも不便になった感がある。あるフォルダに納められたテキストファイルのみを別のフォルダにコピーすることを考えてみる。図5に示すようにテキストファイルのみを飛び飛びに選択して別のフォルダあるいはディスクにドラッグしなければならない。飛び飛びになっているほど、数が多くなればなるほど、操作ステップは多くなる。しかし、CUIでは、copy*.txt a: などと type すれば、容易に達成でき

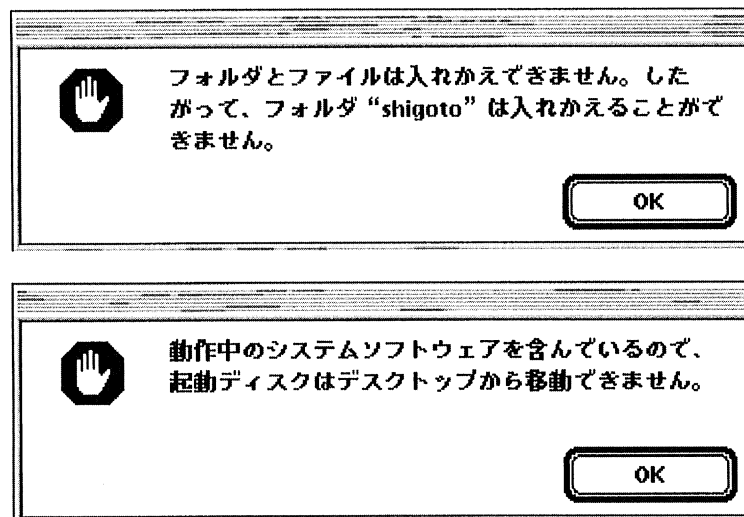


図2 意味不明なアラートの例

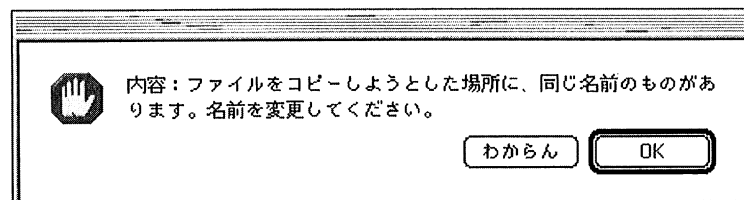


図3

る。

これらのことから、すべての人が同じUIを求めていることは明らかである。上級者では、あまり、UIが、エラーメッセージを出したりなんかするとかえって、だめな（できの悪い）ソフト

だという評価を下す。そこで、考えたのが「AI機能付きユーザーインターフェース」である。ユーザーの出すエラーパターンを見て、表示するメッセージを変える。とんでもない、初歩的エラーを出す人には、どの程度のレベルのエラーか、次

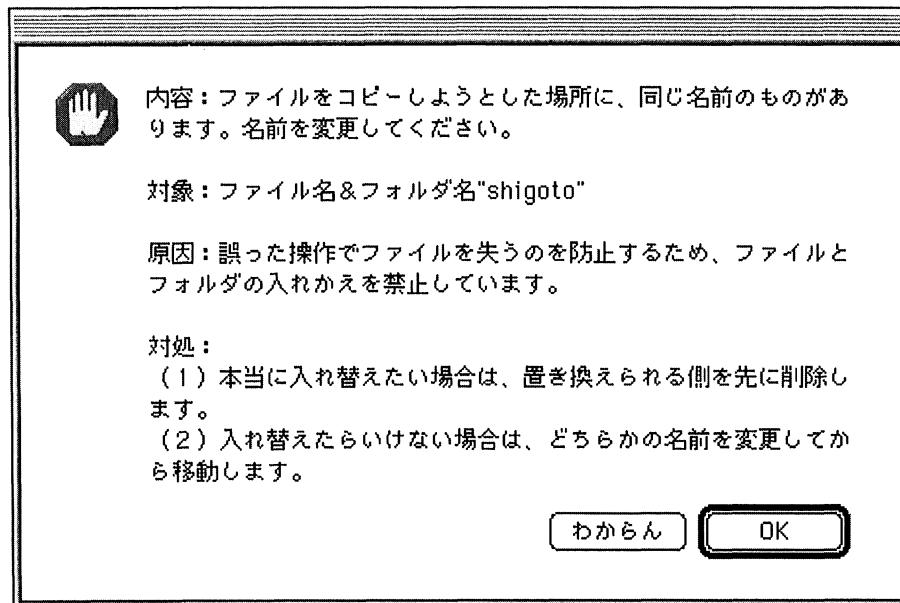


図4

C>copy *.txt a:

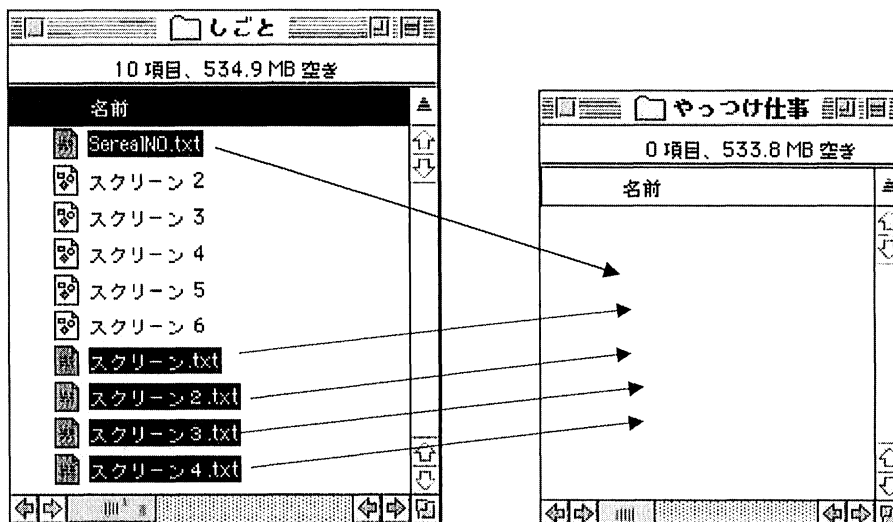


図5 GUIの不便な例

にどうしたらよいか、対処方法をいくつか示すなど、懇切丁寧なダイアログを次々に表示する。中級者には中級者なりのメッセージ。オタクユーザーと判断される人には、的確に短い言葉で一言で答える（うるさがられないように控えめに）。扱っているうちに、ユーザーレベルをソフトウェア自身が判断する機能が必要である。

そこで、万人に向くUIのあるべき姿（条件）を挙げてみた。(1) エラーを起こさせない、(2)

不安を与えない、(3) 思考（動作）を中断させない、(4) 迷惑をかけない（不便にさせない）ことである。これらの条件を満たすべくUIを進化させるのが、今後のパーソナルコンピュータ（OSやSW）の歩むべき道であると考ええる。使いやすいソフトウェアというのはUI次第である。将来、このようなUIが開発されることによりユーザー教育は、不要になるかもしれない。
