麻酔・集中治療とテクノロジー 2004

●編集

国立循環器病センター麻酔科部長
畔　政和

京都府立医科大学大学院医学研究科
麻酔学助教授
橋本　悟

京都府立医科大学大学院医学研究科
麻酔学教授
田中義文

序　文

第 21 回日本麻酔・集中治療テクノロジー学会を開催させて頂くにあたり，テーマを「リスクマネージメントにおけるテクノロジーの応用」と致しました．昨今ほど，医療におけるリスクマネージメントが重要であると言われている時はありません．新聞紙上に医療事故の記事が載らない日はないほどで，マニュアルの不備や注意力，経験不足が取りざたされています．医療の現場で働く医師や看護師の精神的負担は極限にも達していると思われます．たとえダブルチェックや指さしチェックを行っても，インシデント，アクシデントは一向になくなりません．人の注意力には限界があることは To Err is Human というレポートにも語られています．この限界のある人の注意力を補ってくれるのはテクノロジーしかありません．麻酔科領域では亜酸化窒素（笑気）事故対策を始めとして，医療におけるリスクマネージメントに関して先駆的な役割を果たして参りました．患者の安全 (patient safety) を確保するにはテクノロジーの応用が不可欠です．一つでも医療の現場で役に立つテクノロジーが応用されることを願ってこのテーマと致しました．このテーマの決定にはさほど時間はかかりませんでした．それは，麻酔・集中治療テクノロジー学会という名が示す学会に，最もふさわしいテーマと考えたからです．

しかし，願いが予想以上の発展を見たわけではありませんでした．幾つかの麻酔に関するテクノロジーが発表されることを期待しましたが，企画に満ちた新しい本を出版するのとは違い，実用可能な多くのテクノロジーが簡単に存在するわけではありませんでした．テーマに沿った企画を実現するには時間がかかりました．シンポジウム「麻酔の安全とテクノロジー」では，麻酔関連領域で使われているテクノロジーについて 4 人の演者の方々に大いに語って頂きました．また,「麻酔シミュレータ」として募集したシナリオをシミュレータに実装して，それを体験する企画を行いました．ご参加頂いた皆様のご努力とご協力に厚く感謝申し上げます．

特別講演は大阪大学大学院情報科学研究科マルチメディア工学専攻の塚本昌彦先生に「ウェアラブルコンピューティング：装着型コンピュータによって変わる現場」をご講演して頂きました．医療の現場で使われる日がもうすぐ来るかも知れません．もう一つのご講演は浜松ホトニクス株式会社システム事業部，鈴木　進氏に「光による組織酸素測定技術の紹介」をして頂きました．近赤外分光法による脳酸素モニターは，未だ完成品でないが故に進歩が期待される最有力機器です．

私がテーマに致しました患者の安全を第一義的に考えたテクノロジーの応用は，本学会の基本的なテーマの１つとして，今後とも受け継がれていくことを願っています． 今一つの願いは，今回は，東京で開催されています好評のパソコンセミナーを本学会に併設して開催しました．それは，日頃パソコンに親しんでおられる方もそうでない方も，１人でも多くの若い方々のご参加です．

第 21 回日本麻酔・集中治療テクノロジー学会
会長 畔 政和

目　次

第21回日本麻酔・集中治療テクノロジー学会論文集

第 3 回麻酔科医のためのパソコンセミナーテキスト

麻酔中の脳波 bicoherence に peak が生じるメカニズムについて

萩平 哲，高階雅紀*，森 隆比古†

はじめに

我々はこれまでに脳波 bispectral analysis の方法論を確立し[1]，麻酔中の脳波 bicoherence の変化を明らかとしてきた[2]．脳波 bicoherence は脳波の各周波数コンポーネント間の phase coupling の程度を直接示す指標であり，イソフルラン，セボフルラン，プロポフォールの麻酔中の脳波 bicoherence には周波数-周波数平面上に 2 つのピークが認められる．これらのピークはいずれも周波数-周波数平面上の対角線 ($f_1 = f_2$) 付近に現れ，その周波数は各々4 Hz, 10 Hz 前後である[2]．これらの周波数は視床でリズム形成される睡眠紡錘波やデルタ波の周波数にほぼ一致しており，脳波 bicoherence の上昇はこれらの波と関連していることが示唆された．

臨床麻酔のレベルではこれらの視床でリズム形成される睡眠紡錘波やデルタ波が優位となっている．Steriade ら[3,4]は睡眠紡錘波が視床-皮質-視床の反響回路によって形成されること，およびデルタ波の一部は視床の内因性リズムによって形成されることを示した．麻酔中には脳波はこれらの視床で形成されたリズムに同期するためそれぞれの半球から計測される脳波は非常に似通った波形を示す．脳波の電位を形成するのは皮質ニューロンであるが，麻酔中の脳波の大部分は視床からのリズムに同期化しているわけである．

auto-bicoherence と cross-bicoherence

bispectral analysis は周波数 f_1 と周波数 f_2 の波を入力信号に，周波数 $f_1 + f_2$ の波を出力信号としてこれらの間の位相関係を解析する方法である．

これまでの研究では 1 チャンネルの脳波中の周波数コンポーネントを対象として bicoherence の算出を行ってきた．しかしながら，同時サンプリングされた異なる信号から得られる周波数成分を対象として bispectral analysis を行う場合もある．これは入力信号と出力信号を別々の部位で観測した場合と考えればよい．つまり周波数 f_1 と周波数 f_2 の波を 1 つの信号から取りだし，周波数 $f_1 + f_2$ の波を別の信号から取り出して解析するのである．さて，bicoherence は以下の (3) 式から算出される．

$$TP_j(f_1, f_2) = X_j(f_1) \cdot X_j(f_2) \cdot X_j^*(f_1 + f_1) \quad \ldots (1)$$

$$B(f_1, f_2) = \left|\textstyle\sum_j TP_j(f_1, f_2)\right| \quad \ldots (2)$$

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

(1) 式の右辺は triple product と呼ばれるが，この triple product の $X^*(f_1 + f_1)$ を同じ信号から取り出して算出した bicoherence は auto-bicoherence と呼ばれる．一方 $X^*(f_1 + f_1)$ を別の信号から取り出して算出した bicoherence は cross-bicoherence と呼ばれる．Bullock ら[5]は脳表から記録された睡眠脳波についての auto-bicoherence と cross-bicoherence の変化を報告している．

大阪大学大学院医学系研究科　生体機能調節医学講座（麻酔科学）
*大阪大学医学部附属病院手術部
†大阪府立急性期・総合医療センター麻酔科

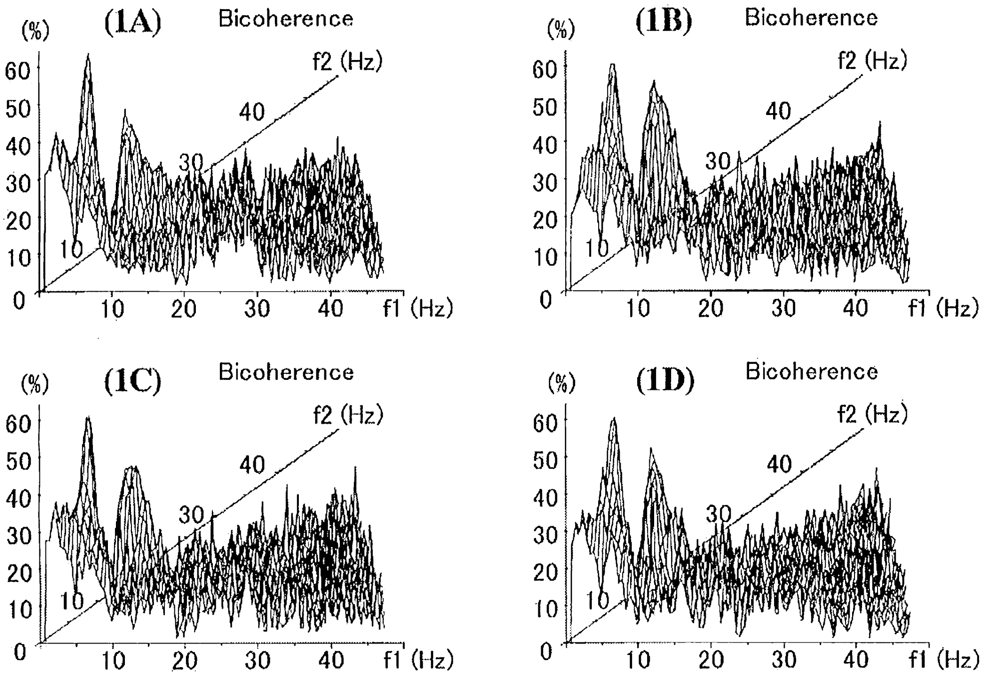


図 1 左右の auto-bicoherence と cross-bicoherence

1A: Fp_1-A_1 の auto-bicoherence, 1B: Fp_2-A_2 の auto-bicoherence
1C: 入力 Fp_1-A_1, 出力 Fp_2-A_2 の cross-bicoherence
1D: 入力 Fp_2-A_2, 出力 Fp_1-A_1 の cross-bicoherence

方　法

脳波 bicoherence のピークが視床でリズム形成される睡眠紡錘波やデルタ波によって生じているかどうかを左右半球から導出された 2 チャンネルの脳波 (Fp_1-A_1 および Fp_2-A_2 導出) について auto-bicoherence と cross-bicoherence の両方を算出し，比較検討した．これらの bicoherence は我々が開発した BSA (Bispectrum Analyzer) Ver 4.02 を用いて算出した．さらに Fp_1-A_1 および Fp_1-Fp_2 導出の同時計測での auto-bicoherence についても比較した．

今回の研究では，以前の研究時[2]に記録されたイソフルラン麻酔中の脳波データを用いた．

結　果

図 1 にイソフルランの呼気濃度を 0.9%で維持した時の Fp_1-A_1 および Fp_1-A_2 導出の脳波の auto-bicoherence と cross-bicoherence のパターンを示す．図 1A は Fp_1-A_1 導出から，図 1B は Fp_2-A_2 導出から算出された auto-bicoherence である．また，図 1C は入力信号を Fp_1-A_1 導出から，出力信号を Fp_2-A_2 導出から取り出して算出した cross-bicoherence であり，図 1D は入力信号を Fp_2-A_2 導出から，出力信号を Fp_1-A_1 導出から取り出して算出した cross-bicoherence である．どの bicoherence も非常に類似したパターンを示している．また 2 つのピークの高さにも差は認められない．15 例 30 ポイントの脳波について検討したが，いずれも図 1 と同様の

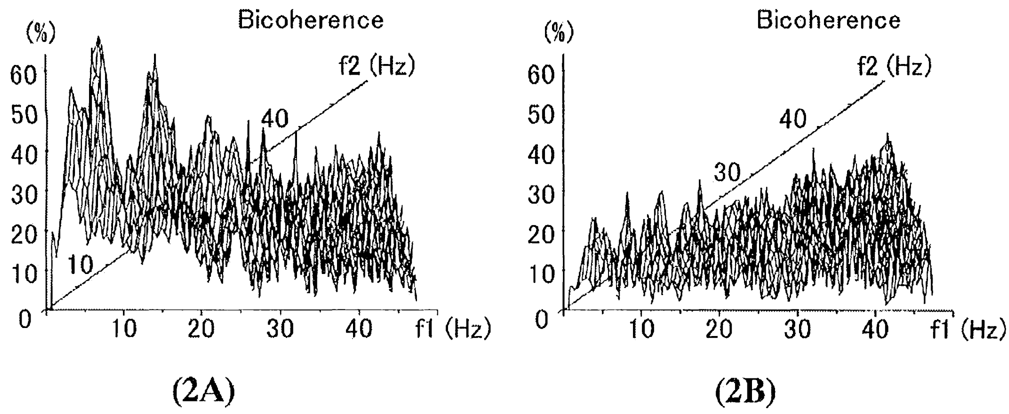


図 2 脳波の誘導と bicoherence

2A: uni-frontal 誘導の bicoherence, 2B: bi-frontal 誘導の bicoherence

結果であった．

この結果は左右の脳波の周波数コンポーネントのうち phase coupling を生じているコンポーネントの位相は同じ起源のリズムに基づいて形成されることを強く示唆している．また，図 2A に Fp_1-A_1 導出を，また図 2B に Fp_1-Fp_2 導出を同時計測した時の脳波 bicoherence のパターンを示す．Fp_1-A_1 導出では図 1 に示されるのと同様に 2 つの明瞭なピークを認めるが，Fp_1-Fp_2 導出では周波数平面全体に渡って脳波 bicoherence は低値であり phase coupling が生じていないと判断された．10 例 20 ポイントについて検討したがいずれも同様の結果であった．つまり，uni-frontal 導出で認められた bicoherence のピークは bi-frontal 導出では観測されなかった．

考 察

研究 1 の結果は左右の脳波の周波数コンポーネントのうち phase coupling が認められるコンポーネントはいずれも共通の起源のリズムに支配されていることを強く示唆するものであった．また，研究 2 では bi-frontal 誘導の場合に bicoherence のピークが観測されなかったが，この誘導では左右に共通するリズムによって形成される波形成分は相殺され左右固有の成分の差に相当する電位が残されることになる．つまり phase coupling は左右に共通するリズムに由来する脳波成分に生じていると言える．

今回の結果はいずれも，左右片方の大脳半球から導出される脳波に認められる phase coupling が共通のリズム生成機構によって生じるコンポーネント間で生じていることを示すものであった．bicoherence の peak の周波数が睡眠紡錘波やデルタ波のそれにほぼ一致することや，これらの波のリズムがいずれも視床に由来することを考慮すれば，bicoherence の peak はこれらの波の activity を間接的に示すものであると推察できる．

一般に，麻酔薬の脳波への影響を調べるには前頭部から導出される脳波を用いるだけで十分であることが知られているが bi-frontal 導出を用いると視床のリズムに由来する睡眠紡錘波やデルタ波は観測できなくなるため注意しておかなければならない．特に bicoherence を何らかの指標とする場合には bi-frontal 導出を用いるのは不適である．

参考文献

1. Hagihira S, Takashina M, Mori T, Mashimo T and Yoshiya I: Practical issues in bispectral analysis of electroencephalographic signals. Anesth Analg 2001; 93(4):966-70
2. Hagihira S, Takashina M, Mori T, Mashimo T and Yoshiya I: Changes of electroencephalographic bicoherence during isoflurane anesthesia combined with epidural anesthesia. Anesthesiology 2002; 97(6):1409-15
3. Striade M, Nuñez A, Amzica F: Intracellular analysis of relations between the slow (<1 Hz) neocortical oscillation and other sleep rhythms of the electroencephalogram.J Neurosci, 1993; 13(8):3266-3283
4. Striade M, Contreras D, Dossi RC, Nuñez A: The slow (<1 Hz) oscillation in reticular thalamic and thalamocortical neurons: Scenario of sleep rhythm generation in interacting thalamic and neocortical networks. J Neurosci, 1993; 13(8):3284?3299
5. Bullock TH, Achimowicz JZ, Duckrow RB, Spencer SS, Iragui-Madoz VJ: Bicoherence of intracranial EEG in sleep, wakefulness, and seizures. EEG Clin Neurophysiol, 1997;103:661?678

ABSTRACT

Generation mechanism of peaks in EEG bicoherence during anesthesia

Satoshi Hagihira, MD. PhD[1], Masaki Takashina, MD[2], Takahiko Mori, MD[3]

We previously reported that two peaks of EEG bicoherence appeared during isoflurane anesthesia. Those peaks seemed to be related with the spindle wave and the delta wave, whose rhythms were generated by thalamic nuclei. To confirm our hypothesis, we examined cross-bicoherence between Fp_1-A_1 and Fp_2-A_2 lead of EEGs as well as autobicoherence. We also compared EEG bicoherence values calculated from Fp_1-A_1 lead of EEG and those calculated from Fp_1?Fp_2 (bi-frontal) lead of EEG. In this study, we used the EEGs recorded in our previous study. In all EEGs we examined, cross-bicoherence patterns were almost identical to auto-bicoherence patterns. Furthermore, EEG bicoherence values calculated from bi-frontal lead were quite low in all bi-frequency space. Those data strongly suggested that the peaks of EEG bicoherence we observed were derived from the common EEG rhythm generator. We also concluded that bi-frontal lead was not adequate to observe EEG bicoherence.

keywords: EEG, auto-bicoherence, cross - bicoherence

1 Department of Anesthesiology, Osaka University Graduate School of Medicine. 2-2 Yamadaoka, Suita City, Osaka, Japan 565?0871.

2 Surgical Center, Osaka University Hospital. 2-15 Yamadaoka, Suita City, Osaka, Japan 565-0871.

3 Department of Anesthesiology, Osaka Prefectural Osaka General Medical Center. 3-1-56 Bandai-higashi, Sumiyoshi-ku, Osaka, Japan 558-8558.

コンピュータによる数値演算と演算誤差

萩平　哲

はじめに

15-20年前のMS-DOSの時代に比べると現在のパーソナルコンピュータの演算処理能力の向上には目を見張るものがある．30年程昔,「πの歴史」という本の表紙の裏に1万桁のπの値が印刷されていたが，この演算には当時のスーパーコンピュータで11時間以上かかったと書かれていたことを記憶している．しかし今のパーソナルコンピュータではこれを遥かに上回る桁数をわずか数分足らずで計算できるようになっている．

さて，ではこの20年余りの間にコンピュータによる数値演算はどの程度精度が向上しただろうか？Microsoft社のBASIC言語が搭載されたパーソナルコンピュータでは単精度で6桁，倍精度で11桁程度の有効数値であった．もっともこの時代のMicrosoft社のBASIC言語にはPRINT文にバグが存在したり，倍精度の除算ルーチンにバグが存在したこともあり実際に数値演算を行うには問題があった．現在のパーソナルコンピュータではIntel社製のCPUを搭載したものでC言語を用いた場合には単精度で32bit (うち仮数24bit)6桁，倍精度で64bit(うち仮数53bit) 15桁程度である．FPU(浮動小数演算ユニット)の内部では80bit (うち仮数64bit)と倍精度よりもさらに高精度であるが，多くの場合数値が外部メモリーに転送される際には倍精度まで丸められてしまう．このようにCPUの演算速度の劇的な向上に比し演算精度の向上はわずかでしかない．

もちろん多くの場合倍精度演算を用いれば十分な精度での演算が可能ではあるが，すべての演算で正確さが保証されている訳ではない.「コンピュータで計算したから間違いはない.」というような発言が時々聞かれるが，このようなせりふの言える人間はコンピュータの本当の演算精度というものを理解していないと言わざるを得ない．

丸め誤差

コンピュータによる演算が有限桁数に限られるために数学的に同値の式の計算が時として同値にならないことがある．乗除算では問題となることは少ないが加減算では注意が必要である．例えば10000+3.14159は単精度の場合だと10003.1となり元々の小数点2桁以下の数値は消えてしまう．プログラムの中で10000+3.14159-10000などという計算が行われたとすると数学的には3.14159という6桁精度の値が保たれるべきものが3.1という2桁精度まで低下してしまうことになる．こういった誤差を丸め誤差(round-off error)と呼ぶ．ここでは簡単な例として単精度演算を出したが，倍精度であっても同様のことは起こりうる．現実的な例としては，同じデータセットを同じ解析方法と有意水準で解析したにもかかわらず，ある統計パッケージでは有意差ありの判定となり，一方で別の統計パッケージでは有意差なしの判定が出たような事例もある．従って，現在の高性能パーソナルコンピュータであっても数値演算を行う場合には昔と同様に演算方法に注意してソフトウェアを構築する必

大阪大学大学院医学系研究科　生体機能調節医学講座 (麻酔科学)

要があることを忘れてはならない．プログラムをコーディングする際に理論式をそのままコーディングしていると思いがけない問題に直面する可能性がある．

丸め誤差対策

では，どのように丸め誤差対策を講じればよいだろうか? 先の例で示したように加減算 (特に大きさの非常に異なる 2 数を扱う場合など) を行う場合に注意しておく必要がある．比較的用途の限られたソフトウェアの場合には変数の変域も限られることが多く対応はそれほど困難ではないと考えられる．おそらく最も問題となるのは汎用性の高い統計関連のソフトウェアや，行列演算を繰り返して行う必要のあるようなソフトウェアであろう．筆者が以前開発した非線形最小二乗法を用いた汎用 curve fitting ソフトウェア LSR では，繰り返し行う行列演算での丸め誤差を小さくするためにノルムの大きさを判断して行や列を入れ替えて計算する pivot 選択を採用したり，逆行列を直接求める代わりに行列分解を行うなどいくつものアルゴリズムを採用した．こういった誤差対策のアルゴリズムはコンピュータによる数値演算の専門分野では数多く蓄積されてきている．すべてのソフトウェア構築にこういったアルゴリズムが必要である訳ではないが，収集したデータを精度よく解析したい場合には検討しておくことをお奨めしたい．

まとめ

近年コンピュータの演算速度は飛躍的に向上したが，演算精度そのものの向上はわずかでしかない．有限桁の演算を行う限り丸め誤差などの演算誤差から解放されることはなく，高精度演算が必要な場合には常に注意を払っておかなければならない.「コンピュータで計算したから間違いはない.」というようなことは言えないのである．

参考文献

1. 最小二乗法による実験データ解析 プログラム SALS. 中川　徹，小柳　義夫．東京大学出版会.
2. 薬物動態解析のための最小二乗法プログラムの作成と応用．萩平 哲，高階 雅紀，森 隆比古，吉矢 生人．麻酔・集中治療とテクノロジー 1999, p22-25

ABSTRACT

Numerical computing and calculation error

Satoshi Hagihira, MD, PhD

In the last decade, calculating speed of the computer was remarkably advanced. On the other hand, how was the degree of precision of numerical calculation? About twenty years ago, the effective digits were at most eleven in double precision. Now, most of CPU equips FPU (floating point unit), which has 80 bits length of internal registers (mantissa field is 63 bits). But once the values stored in the FPU registers are transferred to the external memory, it would be rounded-off to 64 bits (mantissa field 53 bits). Then the effective digits become sixteen. Thus, the degree of precision is not so improved in these twenty or thirty years. As a result, we should take attention on round-off error, especially when we develop a software which is required the high precision of calculation.

Department of Anesthesiology, Osaka University Graduate School of Medicine

Impedance Cardiography (ICG)の使用経験

森本康裕

はじめに

医療工学の進歩により非侵襲的に心拍出量を測定する機器が各種開発された．患者の循環動態を評価し適切に対処することで，より安全な周術期管理が可能になると期待される．胸郭インピーダンスの変化から連続的に心拍出量を測定するImpedance Cardiography (ICG)は簡便，低侵襲であり注目されている．ICGによる心拍出量モニターの使用経験について報告する．

方　法

（色素希釈法との比較）

ICGによる測定値をインドシアニングリーンを指示薬とする色素希釈法(DDG)による心拍出量測定と比較した．3例の予定脳神経外科手術患者を対象とした．麻酔導入後，BioZ ICGモジュールとDASH 3000 (GEマルケット)により心拍出量を連続測定した．血圧の安定した状態でDDG-2001（日本光電）を用いて心拍出量を測定した．測定点は少ないが，両者はよく相関した(n=8, r=0.81).

（症例）

ICGを用いて循環モニターを行い管理した症例を示す．58歳，男性でS状結腸癌に対してS状結腸切除術が予定された．16年前に前壁中隔の心筋梗塞を発症した．術前の心エコーでは駆出率30%と低下し，NYHA II°と軽度の心不全症状をみとめた．循環器内科からはスワンガ

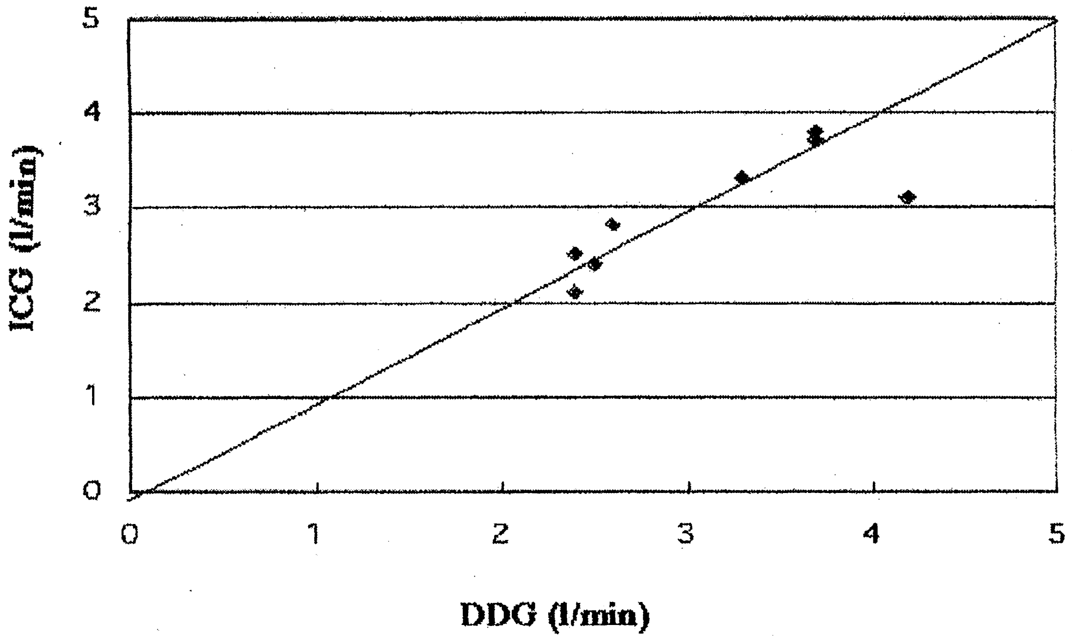


図 インピータンスカーディオグラフィ(ICG)と色素希釈法(DDG)の比較

山口大学医学部麻酔・蘇生学教室

ンツカテーテルの使用を勧められたが，ICGを用いて循環管理を行うことを予定した．麻酔は，亜酸化窒素とセボフルランによる全身麻酔に硬膜外麻酔を併用した．麻酔導入後，麻酔導入後の心係数は2.2 l/minだった．硝酸イソソルビド(1 μ g/kg/min) とドパミン (3 μ g/kg/min) の投与を開始し，手術中は心係数3.0 l/min/m2前後で経過した．麻酔覚醒後，集中治療室に入室し経過観察したが，心不全の増悪はなかった．

考　察

ICGは胸腔に微少な電流を流して心拍毎のインピーダンス変化から血行動態を連続的に計測する方法である．心拍出量の他，収縮時間比，加速度インデックス，胸部体液量などが測定できる．測定は，胸部に4枚の電極を貼るだけであり，簡便で無侵襲である．問題は，正確性であり，スワンガンツカテーテルによる心拍出量測定とよく相関するという報告があるが，正確性に問題があるとする報告もある．

今回の検討では，心拍出量の測定値は色素希釈法とほぼ同等であった．スワンガンツカテーテルを使用するかどうか迷うような中等度の心機能障害患者の周術期管理においてICGは有用と考えられた．

ABSTRACT

The performance of impedance cardiography during anesthesia

Yasuhiro Morimoto

Impedance cardiography (ICG) is a novel continuous non-invasive hemodynamic monitoring that may provides accurate cardiac output. The performance and usefulness of ICG was evaluated during general anesthesia. Cardiac output in ICG and pulse dye densitography were significantly correlated. In the case of general anesthesia for the patient with old myocardial infarction and low ejection fraction, ICG was useful to perform the anesthesia safely. We conclude that ICG is reliable and safe hemodynamic monitor during anesthesia.

Key Words: impedance cardiography, cardiac output, hemodynamic monitor

Teikyo University Hachioji-Campus Department of Anesthesiology, Yamaguchi University School of Medicine

Sabratek 6060ポンプを2倍有効活用するMacintosh用ソフトの開発と7セル型NiMH充電池の利用の紹介

中尾正和

はじめに

Sabratek 6060ポンプ(図1，元JMS扱い，現在Baxterエドワードヘルスケア扱い)はもともとホームケア用に開発されたコンパクト多用途ポンプである．持続投与ばかりでなく，間欠注入，在宅TPN用に緩徐に増量して一定速度で投与後に緩徐減速するオートランプや25段階のプログラム可能などの各種モードがあり，更にモデムと接続して遠隔地からポンプの設定やデータのダウンロードが可能など多機能でユニークな製品である．わが国ではPCAポンプとして利用されることが多いようである．本稿では本ポンプでフェンタニルを投与し，術中は自動計算された濃度を投与の目安としたり，術後のPCA投与歴を後からとり出して周術期の鎮痛薬投与情報を統合的に活用したりするソフトウェアの開発や充電池の利用によるポンプ取扱いの簡便化を報告する．

方　法

1.　PCAログの活用

本ポンプの内部にはイベントを記録しており，Windows95/98/NT用の専用ソフトMediview?を利用すればデータを取りだせるが，すでに開発元のSabratek社がBaxter Healthcareに吸収合併されて開発チームが解散しており，最新のWindowsやマッキントッシュOSでは動作せず，新たな開発は困難である．しかも通信コマンドも公開されていない．筆者はマッキントッシュOS用に，静脈麻酔薬を投与するポンプからデータを取り込んで実時間で血中濃度を計算するソフトウェアPropofolFMonを開発している[1-4]．今回Sabratek社の汎用輸液ポンプ3030対応時のノウハウ[2]を利用し，姉妹機であるSabratek 6060用にPropofolFMonを改訂し，さらにPCA記録などの内部データを取り出す新ソフトを開発した．これらを利用すれば，麻酔開始からSabratek 6060でフェンタニルを投与し，術後も継続的にPCAとして利用する際のデータ収集も可能となった．

開発はMac OS-X 10.3下でFutureBASIC3 (Staz Software, USA)を用い，Keyspan社のUSB シリアル変換器を装着したアップル社PowerBookG4 17”で行った．本ポンプのインターフェイスはRS232Cで，入力，出力，グラウンドの3線接続である．接続ケーブル(図1)は

図1 Sabratek6060と接続ケーブル

広島総合病院　麻酔科

A．ハンドシェーク型コマンド

パソコン		Pump	コメント
A? <CR><LF>	—>		リクエストコマンドを送信
	<—	A?0000 <CR><LF>	4 バイトデータを返信 *
A?0000<CR><LF>	—>		確認用にエコーバック
	<—	<CR><LF>	正しければ <CR><LF> を返信

コマンド	内容	注意点
I?	ポンプの投与速度	mL/hr の 10 倍を 16 進表示
V?	投与量	mL
A?	アラーム情報	
v?	バージョン情報	
D?	画面表示データ***	

注意

<CR>; Carriage Return 16 進では 0D.　<LF>; Line Feed 16 進では 0A

* ポンプが認識できないコマンドに対しては　！<CR><LF> が返信される

** 正しくエコーバックされて来なかったら　　！<CR><LF> が返信される

*** 送られてくる画面表示データのカナ表記；<&H0F> がでたら以降のデータの 8 ビット目を hi にさせて，カナ表記をさせ，<&H0E> で通常の非カナ ASCII にもどす.

B．単コマンド

L? <CR><LF>	内部情報のダウンロード開始コマンド
キー入力コマンド	(在宅など遠隔地からの設定を意図したもの？)
K=H <CR><LF>	スタート/Run/Hold
K=T <CR><LF>	Data (Time/Piggy)
K=P <CR><LF>	Prime/Bolus(注入圧)
K=Y <CR><LF>	Yes
K=N <CR><LF>	No
K=1 <CR><LF>	1
—	—
K=0 <CR><LF>	0; テンキーに相当

表 1 Sabratek6060 のコマンド

PCA ボタンを接続する LEMO 社の 4 ピンコネクタ部に接続するが，特殊形状であるため，Baxter 社から専用ケーブル入手をお勧めする.

【Sabratek6060 のコマンド】

コマンドには表 1 のように，ハンドシェーク型と単コマンドがある．ハンドシェーク型コマンドはリクエストコマンドから，2 往復のやり取りで完結する (Sabratek 社 Mr. Levitas より私信にて入手)．単コマンドはリクエストコマンドに直ちに応答がある.

生データ	その解釈
D3181955	Patient ID 3181955
N0000069A	Pump serial Number (Hex) 1960
B0001AE79	未解明
VAMB.2.10.5.JP	Version Ambulatory 2.10.5 JP
O12010309010310r	ON 12/01/03 09:01:03
E09012105400000	E(投与プログラム 完了) 09:01:21
Z00271000FA00C8	Z(継続)AC, PCA 100ml バッグ
?	2.5ml/hr bolus 2ml
S09012805400000	S(投与開始) 09:01:28 AC PCA
ZC00100271000FA	投与残量 100mL 2.5ml/hr
Z00271000000000	100ml バッグ
b12010309022200	b(ボーラス) 12/01/03 09:02:22
?	
X0903270007D000	X(投与速度変更)09:03:27 2.5ml/hr
ZFA001F40000000	

表 2 ポンプから L?<CR><LF> でダウンロードした
イメージファイルの例

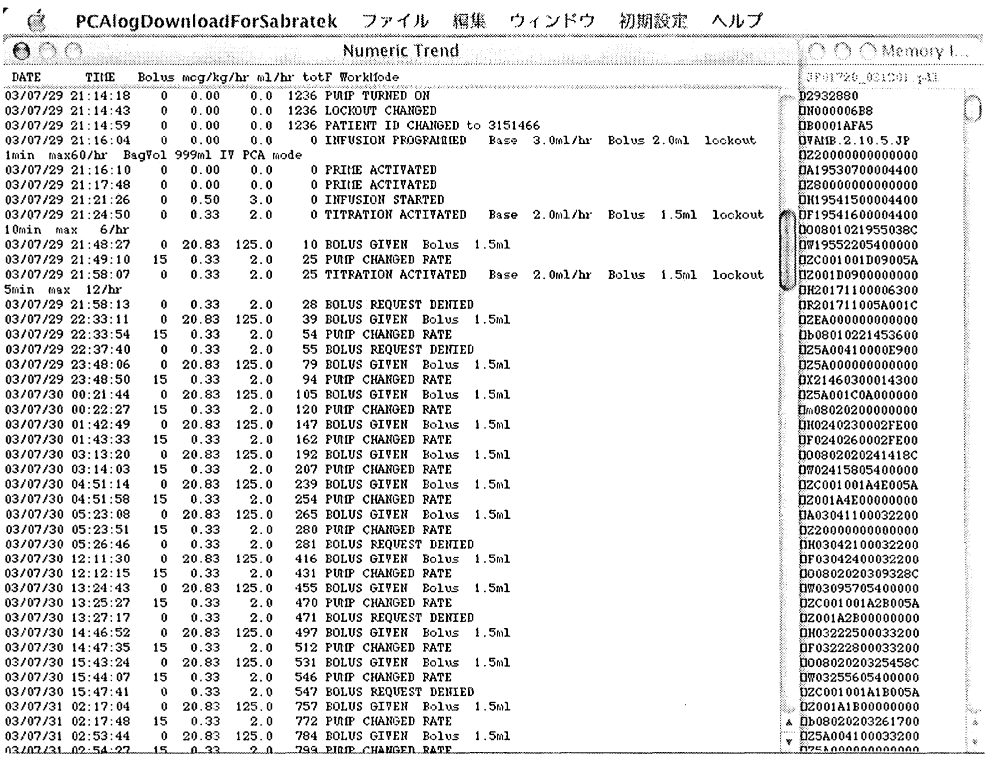


図 3 データダウンロードソフトウェア"PCAlogDownloadForSabratek"の画面

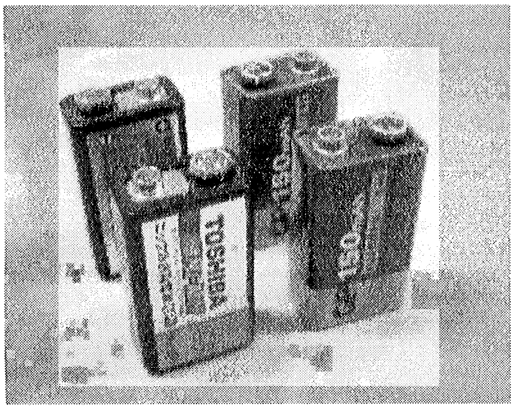


図 4 006P 型積層ニッケル水素型充電池
左：東芝 6TH22G(ドイツ製)
右：金山 GP15F8H(中国製)

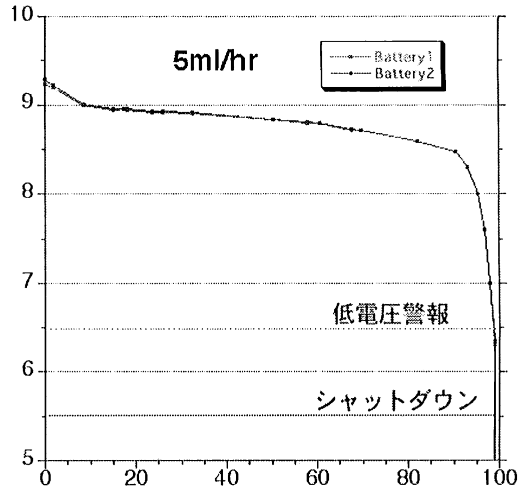


図 5 放電カーブ　GP150 の例

【コミュニケーション設定】

工場出荷時は 2400 bps, 7bit, 1 stop bit, even parity だがスピード設定は 9600 bps まで変更可能である．[No] ボタンを押し続けながら電源を入れ，パスワード 2283 で希望の速度に変更できる．データ処理の注意として，データはバイト単位で受け取るが，データは 7 ビットであり，8bit 目は強制的に Lo にしておく必要がある．ポンプと CPU との通信結果を図 2 に示す．データダウンロードソフトウェア"PCAlogDownload-ForSabratek"の画面を図 3 に示す．とりこまれた Sabratek6060 ポンプ内部データ (pdl) が右に表示され，本ソフトによる解析が左側に表示される．

2. 006P 型積層ニッケル水素型充電池の利用

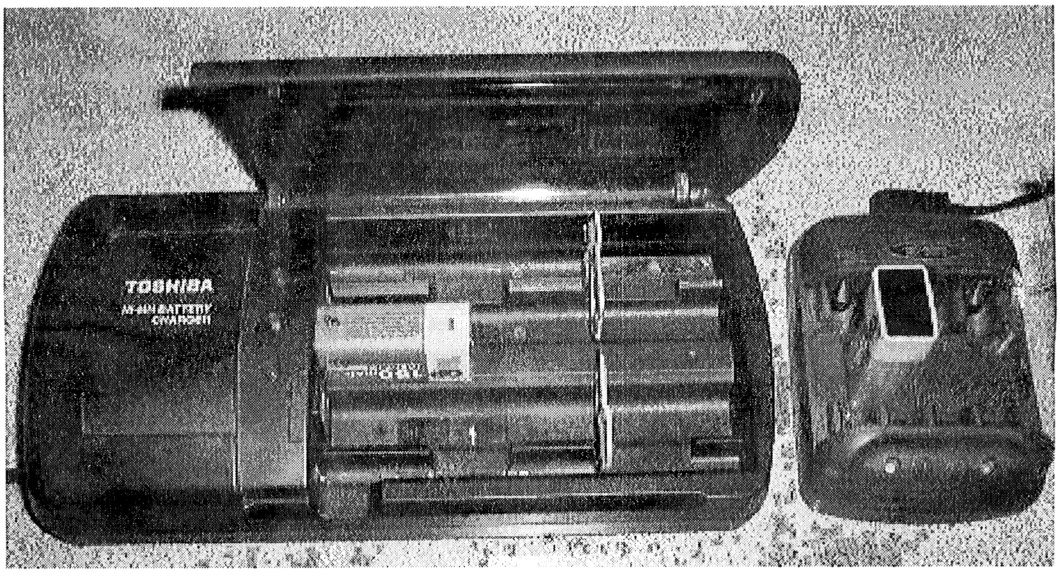


図 6 006P 型積層 NiMH 用　充電器．左；東芝製，右；NEXcell 製

本ポンプは通常006P型積層乾電池(リチウム乾電池，アルカリ乾電池)ないし外部のACアダプターで駆動する．ランニングコスト削減からはACアダプターが望ましいが，ハンディー性に劣る．ランニングコストを下げる目的には充電池の利用も期待されるが，これまでの006P型充電池は6セル型で公称電圧は7.2Vであり，放電しはじめるとすぐに7Vを切ってしまい，公称9Vの006P型積層乾電池の代用とはなりにくかった．今回7セル型ニッケル水素(NiMH)充電池(公称8.4V)が東芝とGP社(図4)から入手可能となったため，ベンチでの持続投与試験を行った．

5ml/hrの持続投与では図5のように，90時間程度稼働可能であった．NiMHではアルカリ乾電池と異なり，放電電圧カーブが終了間際に急速に下がるため，低電圧警報からシャットダウンとなるまでが短くなる．しかし，PCAポンプでは，シャットダウンとなっても充電池を交換してポンプを再開すればよいので実害はないと考えられる．

3.　充電：

これらの充電池は充電電流を大きくできないため充電に半日要する．充電器の選択肢も少ない(図6)．東芝THC-16GRは単1型から単4型，006P型まで充電できる汎用型であるため大きいが，006P型は1個しか充電できないし充電完了検出機能はない．NEXcellのNC-30FCは単3,4と006P用に利用できる．コンパクトであり，自動的に充電完了する．単三，単四型NiMHでは急速充電も可能でメモリー効果対策用の放電機能も使える．

【NiMH充電池，充電器の価格，入手先】
NiMH充電池；GP17F8H ￥520/個
(25個単位),
(通販 秋月通商 http://www.akizuki.ne.jp/),
東芝6TH22G(実売価格 ￥1500),
(一般家電店),
NEXcell NR006P ￥1280,
(通販 http://www.nexcell.co.jp/order/order.htm/)
充電器；東芝 THC-16GR (￥2980),
NEXcell　NC-30FC(直販￥2980)

参考文献

1. 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ールシミュレーション．麻酔, 46:279-283,1997
2. 中尾正和：プロポフォー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．田中義文，風間富栄，池田和之，尾山　力　編．麻酔・集中治療とテクノロジー1998, 19-22 克誠堂出版, 1999
3. 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ッフィック表示し，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．橋本保彦，橋本　悟，田中義文　編．麻酔・集中治療とテクノロジー1999, P33-36, 克誠堂出版, 2000
4. 中尾正和：PropofolFMon．内田整，中尾正和編著．静脈麻酔／TCIソフトウエアガイドブック，克誠堂出版　114-123, 2003.

ABSTRACT

The development of MacOS-X based data logging software for Sabratek 6060 PCA pump during anesthesia as well as postoperative pain control and the practical use of NiMH rechargeable battery to reduce the cost of batteries.

Masakazu Nakao MD PhD,

The use of PCA pumps is a common practice for post-operative pain control. But few anesthesiologists use them during anesthesia. The author developed the Macintosh based software system for dose guiding and data logging by using PCA pumps, which provide the integrated information of peri-operative use of analgesics. The software was developed with FutureBasic3 (Staz Software, USA) and PowerBook G4 17" (Apple Computer, USA) under MacOS-X 10.3. Working environment is Macintosh with USB-serial adapter USA-19 (Keyspan, USA) and the special link cable to Sabratek 6060 (Baxter, USA). The system is composed of two parts. The first is "PropofolFMon", the online simulation of concentration of fentanyl and propofol. After anesthesia, the link cable is switched to PCA button cable. When PCA ends, total dosing profile can be obtained by the second software, "PCAlogDownloadForSabratek". Based on these data, postoperative fentanyl concentration can be re-calculated. Obtained fentanyl concentration and clinical sign can be used for optimization of dose protocol. NiMH rechargeable battery of 006P type with 7 cells was tested for clinical use. Since it last more than 90 hours at 5 ml/hr, we could stop using expensive single use battery and avoid the routine use of AC adaptors.

keywords:
On-line calculation of IV anesthetics, Downloading PCA information, Sabratek 6060 pump, NiMH rechargeable battery.

Div of Anesthesia and Pain Control
JA Hiroshima General Hospital
1-3-3 Jigozen, Hatsukaichi, Hiroshima,
738-8503, Japan
TEL +81-829-36-3111, FAX +81-829-36-5573
masa.nakao@nifty.ne.jp

情報端末としての施設内PHSの利用

斎藤 智彦

はじめに

多くの施設で内線電話としてPHSが利用されているが，ほとんどの場合PHSの通話機能しか利用されていない．一方，市販の携帯電話は電子メールなどインターネット機能が充実し，携帯情報端末としての利用が一般的である．今回，施設内PHSを携帯医療情報端末として利用するためのプログラムを開発したので報告する．

方　法

・ＰＨＳを情報端末として利用する

施設内でコードレス内線電話として利用されているPHS端末は，通話機能の他，専用のメールゲートウェイを導入することで電子メールを利用することが可能である．まず，電子メール機能により医療情報を送受信する方式を検討した．具体的には，決められたメールアドレスに患者IDなど必要な情報を含んだメールを送信し，PHSからのメールに対する自動応答プログラムを作成し，医療情報をPHSに返信するようにした．また，電子メールを利用した情報伝達方法以外にも，WWWブラウザを内蔵したPHS端末を用いることで，携帯電話用Webサイトのようなa HTMLで記述されたページを閲覧する方法も検討した．

・ＰＨＳ情報システムの構成

当施設では，Panasonic製 電話交換機（PBX）と業務用コードレス電話器（PHS）を使用している．このPHSには電子メール機能が付加されており，専用のPanasonic製 E-mail Gatewayを利用することで，交換機を通じて施設内のメールサーバを利用した電子メールの送受信が可能

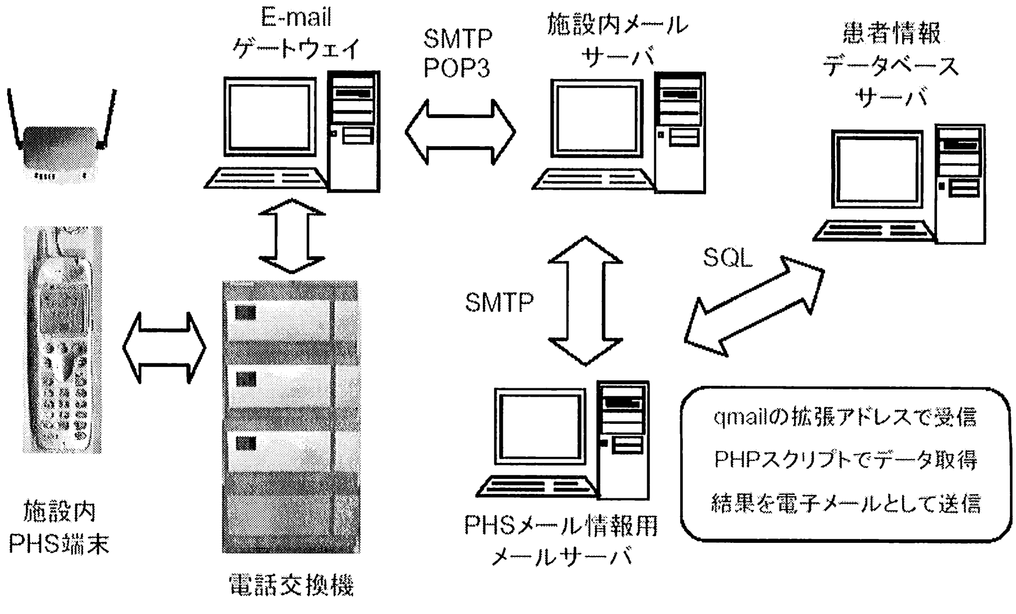


図１ ＰＨＳメール情報システム

国立療養所邑久光明園

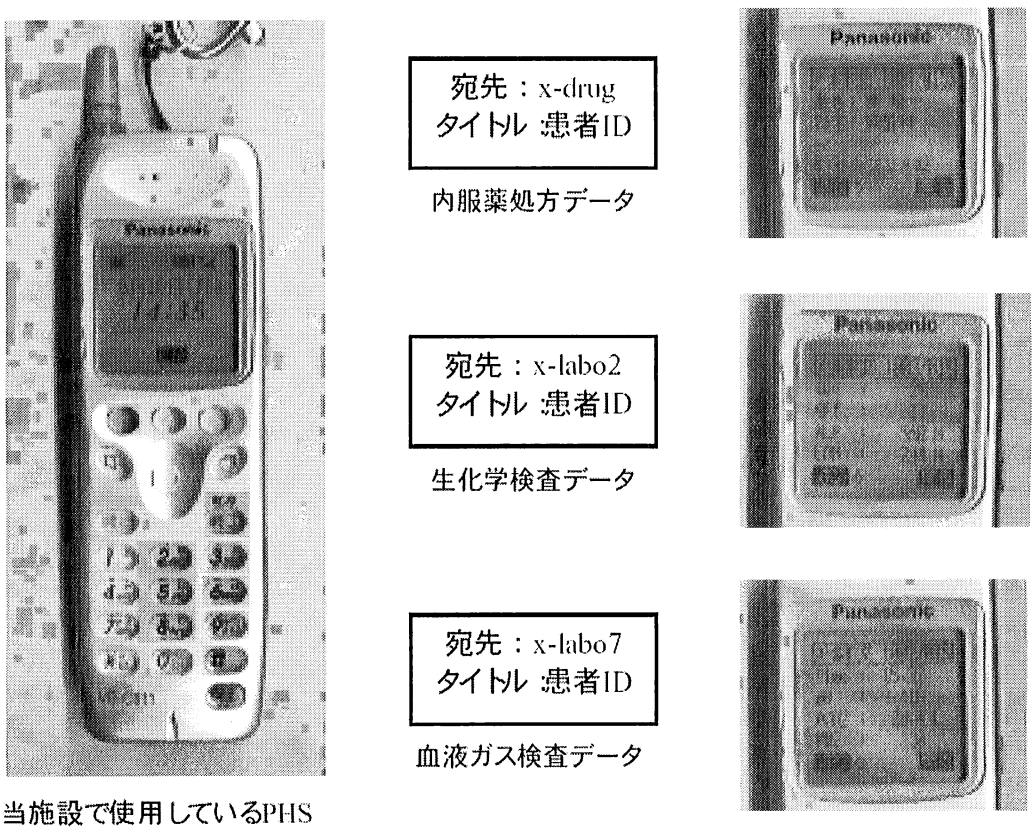
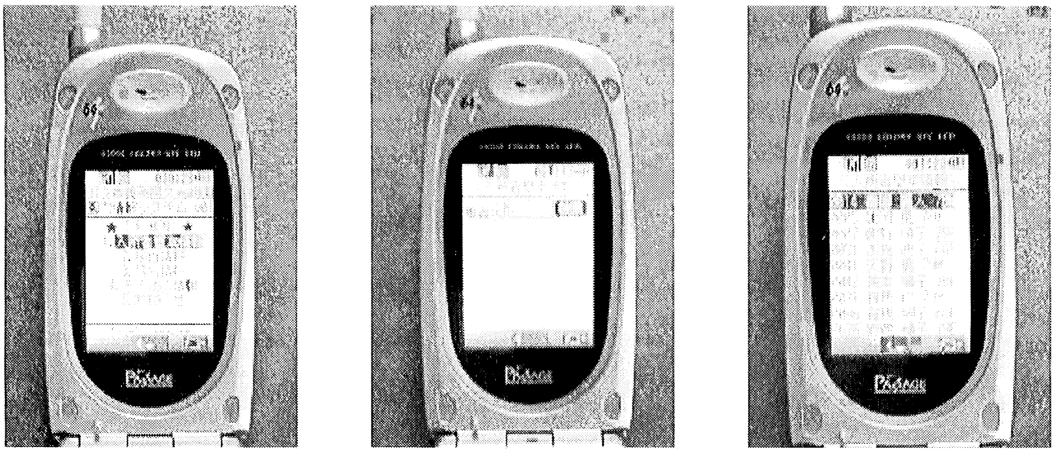


図２ ＰＨＳメールシステムの実際

となる．E-mail Gateway サーバは Windows2000 上で動作する．施設内のメールサーバは OS に FreeBSD4.7R を使用し，メールサーバソフトウェアとして qmail-1.03 を使用した．メールサーバ上でのメールの解析，自動度応答プログラムの作成には PHP4.3.1(CLI 版) を使用し自作した．医療情報データベースは PostgreSQL7.3.2 を使用した．

・ＰＨＳメール処理の流れ

電子メールに対する自動応答プログラムは，特定アドレスに配信されたメールを qmail の拡張アドレス機能で処理した後，パイプを経由し CLI モードで動作する PHP スクリプトに転送した．メールヘッダから問い合わせ情報を得た後，データベースサーバから必要な医療情報を取得，応答用のメールを作成し，発信元 PHS へメールを返信した．メールによる情報取得のプロトコルは，PHS から情報を取得したい場合，メールアドレス x-***@nsok.hosp.go.jp にメールを送信する (以下@以降のドメイン名を省略)．x@ に送信した場合利用方法を返信する．x-labo1@へ送信した CBC 検査，x-labo7@へ送信した場合血液ガス検査，x-drug@で内服処方，x-info@で患者基本情報を返信するようにした．患者 ID の指定は，メールタイトル (Subject) で行い，空白の場合，指定日の全データを対象とした．日付は本文で指定し，空白の場合，当日分のデータのみを処理対象とした．PHS メールシステムの文字



メインメニュー　　患者選択入力　　患者一覧選択

図3 ブラウザタイプシステムの実際

数の制限を考慮し，2000文字程度になるようにデータ件数を調整した．

・ＰＨＳメールの利点・欠点

PHSによるメール情報システムは，時間と場所を選ぶことなくイントラネット上の情報を把握するのに有効である．一方，すべてをメール送受信で行うため操作が煩雑であり，すべての医療関係者が簡単に利用できるシステムとは言い難い．また，メールシステムを利用できる交換機とPHS機種の組み合わせが限定されるといったハードウェア上の問題もある．文字情報の一方向の伝達であるため，文字のみ(単一色)の情報であり，項目をリストから選ぶことや関連事項をリンクすることが難しい．

・ブラウザタイプPHSの導入

電子メールによる文字のみの情報伝達システムの欠点を補うために，ブラウジング機能を内蔵したSHARP製PHS端末を追加購入した．このPHS端末はインターネット機能として，端末自体がHTTP，SMTP，POP3クライアント機能を内蔵しており，リモートアクセスサーバ(RAS)を設置することで交換機の種類に関係なく，直接イントラネットのWebサーバやメールサーバに接続することが可能である．PHSというよりもPIAFSを利用した携帯端末と考えることができる．一方，個々のPHS端末毎にネットワークの細かな設定が必要である．

通常のHTTP端末として動作するため，イントラネットで使用しているサーバをそのまま使用することが可能であり，情報表示には，HTMLとサーバサイドスクリプトによるデータベースアクセスを利用できる．また，項目をリストから選ぶことや関連事項のリンクが簡単に使用でき，文字色の変更やGIF画像の使用が可能である．今後，施設内情報端末としての利用を考えると非常に有用な端末であるが，通常のPHSに比べ購入価格が非常に高い(約7万円程度)欠点がある．

まとめ

施設内PHSを利用した携帯情報端末システムを構築した．既存のインフラを利用した電子メー

ル自動応答システムは，送信アドレス・コマンドを覚える必要があり，今後インターフェースの改良が望まれる．ブラウザタイプの PHS を導入することにより，選択入力やリンクを使用したインターフェースや文字色の変更，画像の使用といった GUI が作成可能となった．しかし，同 PHS 端末はコストが高く RAS サーバの回線数の確保も考慮すると，既存の PHS システムを更新するには，コスト面での課題が残された．

ABSTRACT

PHS terminal - as an informational tool
in the hospital
Tomohiko Saito

PHS terminal is used as an extension telephone in many hospitals. In almost all cases, only the telephone call function of PHS is used. On the other hand, a commercial movable phone has the common use as a personal information tool, such as an e-mail function. We have made portable information system in our hospital, with PHS terminal as an informational tool.

keywords:
PHS, Intranet, WWW Browser,

E-mail National Sanatorium Oku-Komyoen, Okayama, 701-4593

消去されたSONYメモリースティックの復活法

田中義文，橋本 悟

はじめに

近年のカメラはディジタルメディアに記録でき、コピーや消去、そしてメディアの再利用が容易になった．それと同時に不注意な操作ミスで貴重な画像データを消去させる事故も数多く発生している．そこで、消去された画像メディアから画像の復活を試みた所、python プログラムで簡単に出来ることが明らかになり、メディア復活法の詳細を報告する．

SONY メモリースティックは MS-DOS 形式で画像記録がなされており、その構造はデータの目次を示すディレクトリー領域と真のデータ領域とが分離された状態で記録される．MS-DOS 形式でのデータ消去とは単にディレクトリー領域でデータの存在する位置に対して空き状態のマークを書き込むだけであって、データそのものを消去するものではない．従ってディレクトリーに関係なく、データ領域を詳しく調べ、新たなディレクトリを再構築すればメモリースティックを復活することが可能である．もちろん、空き状態とマークされたデータ領域に新たな写真が記録されると古いデータを復活することは不可能である．

方法と結果

メモリースティックはフロッピーやハードディスクと同様にコンピュータではブロックディバスとして認識される．従ってフォルダー内でデータが消去状態であれば画像データは認識されない．通常ディレクトリー操作はオペレーティングシステムが担当し、一般利用者には解放されない構造になっている．そこでメモリースティックのバイナリーデータを生のままファイルにダウンロードし、ファイル構築構造を解析し、また画像ファイルである JPEG 形式を調べて画像データを抽出した．コンピュータシステムは Linux Ver. 2.2 を用いた．

1. メモリースティックの生データをハードディスクに読み取る．

Linux ではハードデバイスの登録に/etc/fstab ファイルを用いている．fstab とは"file system table"の略称である．そのファイルに

```
/dev/hdc1 /flush msdos defaults 1 1
```

と追加記述し、

```
# mount /flush
```

とすればメモリースティックが一般ディスクディバイスと同様の扱いができ、/flush として呼びしが可能となる．通常、

```
# ls -x /flush
```

とすればファイル内容がリスト表示されるが、すでに消去されているため表示できない．

そこで、バイナリーデータを何も加工せずにコピーできる dd 命令をもちいて、

```
# dd if=/flush of=flush.dd
```

を実行する．するとメモリースティックのディレ

京都府立医科大学大学院医学研究科麻酔学教室

```
#!/usr/local/bin/python
# -*- coding: iso-8859-1 -*-
# 日本語 EUC を通すため、

# 第一パラメータのバイナリーファイルを
# 16 進ダンプする.
# 但しダンプアドレスを
# 0x4000000 で打ち切る.

import re,os,sys

b=open(sys.argv[1],"r")
add=0
c=b.read(16)
while c:
  n=len(c)
  data=''
  cata=''
  for i in range(0,n):
    data=data+"%02x" % ord(c[i])
    if (c[i] >=' ') and (c[i] <= '~'):
      cata=cata+c[i]
    else:
      cata=cata+'.'
  data2=data[0:16]+' '+data[16:]
  print "%08x " % add,
  print data2,cata
  add=add+n
  if add>=0x4000000:
    break
  c=b.read(16)
b.close()
```

リスト 1:2 進化 16 進ダンププログラム (dump.py)

クトリ領域やデータ領域などのバイナリーデータが全てユーザファイル名 flush.dd にコピーされる．得られたデータは 2 進数値であるがら読み取り可能な 2 進化 16 進のテキストファイルに変換してデータ解析を行う．このテキスト作成を古くからダンプ作業と呼んでいる．

2. ダンププログラムの作成.

ダンププログラムはファイルから 1 バイトを読み取り、2 進化 16 進数値にテキスト変換する．スクリプト言語 Python をもちいたダンププログラムをリスト 1 に示す．

```
0000000000  e900002020202020
 2020200002200100 ...          .. ..
0000000010  0200020000f81f00
 1000100021000000 ............!...
0000000020  dfdd030000002900
 0000000000000000 ......)........
0000000030  0000000000004641
 5431362020200000 ......FAT16    ..
0000000040  0000000000000000
 0000000000000000 ................
```

リスト 2：ダンプ結果

リスト 1 は第一引数をバイナリファイル名とし、結果を標準出力する．従って、

```
# dump.py flush.dd > flush.txt
```

とすると、2 進化 16 進テキストファイルが作成される．この結果をリスト 2 に示す．

3. ダンプ結果よりデータ構造を調べ、jpg ファイルを抽出する.

メモリースティックのダンプ結果を見ると、0 番地に 0xe9 と記述されている．これは jump 命令を示す機械語であり、また 0 番地にジャンプするように設定されている．このことから本メディアはシステムディスクとして起動できないことがわかる．また 0x36 番地より FAT16 と記載されていることから MicroSoft 社の FAT16 形式で記録されていることもわかる (図 1 参照)．この 0 番地より始まる 128 バイトは BPB 領域 (BIOS Parameter Block) と呼ばれ、メディアのハード情報、すなわちヘッド数、トラック数、そして 1 トラックのセクター数、1 セクターあたりのバイト数、FAT(File Atribute Table) の位置、FAT の数などが記述されている．解析の結果 1 セクターは 512 バイトで区切られることが明らかになった．このことはデータファイルの先頭位置が 512 バイトの倍数番地に存在することを示す．

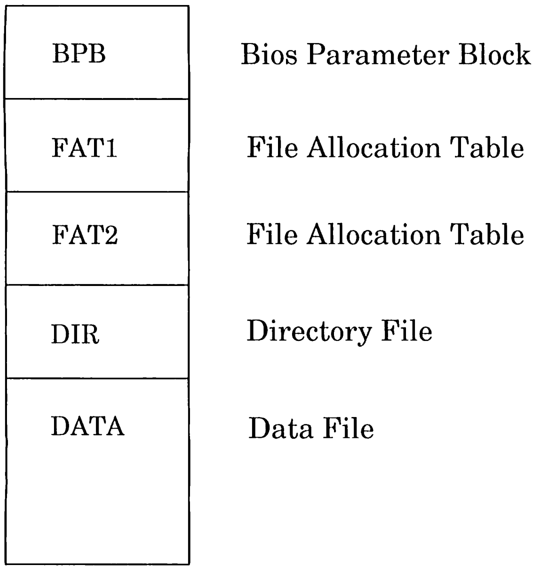


図 1 FAT16 形式のファイル構造

次いで必要な情報はjpgファイル形式の構築様式であるが、先頭番地に特殊なバイトシーケンス(プリアンブル)があればjpgファイルの抽出が可能である．インターネットでJPEGファイル形式を検索すると、0xffd8ffe1がStartof Image、Application Segment 1を示すプリアンブルであることが分かった．そこで、512バイトの倍数番地で上記の4バイトのシーケンスがあれば画像ファイルとして認識して抽出するプログラムを作成した．全プログラムをリスト3に示す．このプログラムの実行速度は大変速く20秒程度で128Mバイトの画像ファイルが抽出できた．

```
#!/usr/bin/python
# メモリースティック削除 jpeg データを拾い
# 読みする．
# 2003 年 11 月 14 日 (金) 14:28:34 JST
import re,os,sys
mark=chr(0xff)+chr(0xd8) \
+chr(0xff)+chr(0xe1)
b=open(sys.argv[1],"r")
add=0
n=1
f=0
c=b.read(512)
while c:
  d=c[0:4]
  if d==mark:
    if f==1:
      jout.close()
    fname=("%04d" % n)+".jpg"
    print "%010x %s" % (add,fname)
    n=n+1
    jout=open(fname,"wb")
    f=1
  if f==1:
    jout.write(c)
  add=add+512
  c=b.read(512)
b.close()
```

リスト 3：jpg 抽出プログラム

考 察

ディジタルカメラの貴重な資料を操作ミスにより消去することはよく遭遇する事故である．一般のファイル削除法はデータ位置を示すディレクトリーのみの未使用マークの記入であって、データそのものを空白に書き換えることはない．もしそのような操作を行うとある程度の書き込み時間が必要で使用者はレスポンスの悪さを訴えるからである．またこのことが個人情報流出の原因でもあり、社会問題に発展することも最近では珍しくもない事実である．

コンピュータオペレーティングシステムでは当然ディレクトリファイルの操作は行ってはいるが、ファイル事故が発生すると大問題になるために一般利用は制限するのが常であり、またその情報についても公開しないことになっている．しかし一旦消去したファイルを生き返らせるためにはディスクメディアの構造を知らなければならない．これらの情報源は一般のコンピュータテキストには記載がなく、インターネット検索で知ることができた[1]．同様にJPEGファイルの規格についてもインターネット検索で知る

ことができた[2]．

次に実際にメディアのファイル構造の抽出やJPEGファイルの抽出のためのプログラムであるが、Python言語を用いた．これは1990年代の始めに開発が始まった会話形式のインタープリータであり、Basicの気楽さで書式が簡単であり、しかも大変豊富なライブラリーが準備されている優れた言語である．CやJAVAなどの表記法である"{}"や";"のマークから開放され、コンパイル不要という特徴は思考錯誤を繰り返すプログラム開発には効果的なツールであることが分かった．JPEG抽出のためのプログラムがわずか25行で完成するとは当初は考えもしなかった驚きである．同じ動作を行うプログラムを作成する場合、一方で100行のステップを必要とし、他方で25行で済むとすると、処理時間などの問題が生じないかぎり、誰でもが25行ですむ言語を選ぶ．単なるタイプミス、変数定義忘れ、そして最大の"{}"や";"の表記違いから開放されることはプログラマーにとっては大きな福音である．C言語が必要なら、まずPythonでプログラムの雛型を作成し、C言語への変換を行うべきであろう．

最近Python言語でJAVA中間言語が作成できるJythonが充実し、JAVAアプレットを容易に作成できる環境になった．今後はブラウザを利用したリアルタイムシミュレータなどに十分応用できると思われる．本稿が削除してしまったディジタル写真の復活に役立てれば幸いである．

参考文献

1. Microsoft Extensible Firmware Initiative. FAT32 File System Specification. FAT: General Overview of On-Disk Format.Version 1.03, December 6, 2000. http://md.hudora.de/presentations/forensics/2004-10-26/fatgen103.doc.pdf
2. JEIDA 規格． ディジタルスチルカメラ用画像ファイル． フォーマット規格（Exif） http://it.jeita.or.jp/document/publica/standard/exif/japanese/Exifj.pdf

ABSTRACT

Restoration of data from deleteed digital camera memory stick.

Yoshifumi tanaka, MD, PhD,
Satoru Hashimoto, MD, PhD

We sometimes delte accidentally very important data of digital camera recording media, such as SONY Memory Stick and become disappointed of the fact. However, ordinal delete command stamps the mark of free area on the delectory of the deleted data file address and still the real data is alive and can be read if you employ the Python program written on this article. Python has strong library such as raw byte order reading ability and we developed the data restoration program from deleted digital camera memory media. The program has only 24 lines and the restoration of 128M bytes was successfly performed within 20 seconds.

Department of Anesthesiology, Kyoto prefectural University of Medicine Graduate School

カテーテルを用いた圧導出系のダイナミックレスポンスの評価法

福山東雄，杵淵嘉夫*，斉藤　聡，
金沢正浩，嶋田勝斗*，鈴木利保

要　旨

導出した圧波形のもとの血管内圧に対する忠実度を評価することは臨床上重要な課題である．何らかの方法で圧導出系の固有周波数 fn と制動係数 ζ を測定できれば，fn と ζ の組み合わせは，その導出系の最高周波数 fh(誤差 ε 内で無歪のまま導出できる最も高い周波数) を一義的に定める．それゆえ，fh は導出系の忠実度を評価する指標となりうる．本稿では，導出系の周波数特性上の共振周波数 fr と共振振幅 Ar から直接，グラフィカルに fh を読みとる方法を検討した．通常，周波数特性上の fr と Ar から fn と ζ を求め，次いで fn と ζ から fh を定める．この逆過程，すなわち fh を与える fn と ζ の組み合わせを求め，次いで fn と ζ の組み合わせを与える fr と Ar を求めた．横軸を周波数，縦軸を振幅とした座標系上の点 (fr，Ar) は周波数特性上に投影された fh の位置となる．同じ fh を与える他の fn と ζ の組み合わせについて同様な操作を繰り返すと fh に対応する曲線が得られる．導出系に必要な周波数帯域について fh を計算すると，fh をパラメータとする曲線群が得られる．この上に導出系の周波数特性をオーバライトすれば，周波数特性上の共振点の位置 (fr，Ar) が fh を与える．

はじめに

直接動脈圧測定では，カテーテルを用いることによって導出した血圧波形が激しく振動したり，鈍って平坦化することがある．この原因はカテーテルの圧伝搬特性が，血圧波形を構成する周波数帯域内に共振ピークを持ったり，帯域の低域側でローパスフィルタとして作用するためである．これらの現象は測定系のプライミング状態や液温の変化に依存して変動する．それゆえ，導出した圧波形がもとの血管内圧に対してどの程度忠実か，どうしたら忠実度を改善できるか等については臨床上重要な課題となる．

カテーテルを用いた圧導出系の圧伝搬特性は，正弦波状の圧源を用いて測定した系の周波数特性から固有周波数 (fn) と制動係数 (ζ) を算出し，fn と ζ の組み合わせによって定まる最高周波数 (fh) の大きさ (誤差 ε 内で無歪のまま伝搬することのできる最も高い周波数) によって評価する．周波数特性から fn と ζ を算出し，次いで fh を求める過程はやや複雑である．本稿では，測定した周波数特性から最高周波数を図上で直接読みとる方法について紹介する．

東海大学医学部医学科外科学系（麻酔科学）
*東海大学開発工学部医用生体工学

理論的背景

(1) 振幅の周波数特性と固有周波数および制動係数との関係

2 次系の振幅の周波数特性は，

$$A = 1/[\{1-(\omega/\omega_n)^2\}^2+\{2\zeta(\omega/\omega_n)\}^2]^{1/2} \quad \ldots\ldots (1)$$

で表される．ω は角周波数を表し，通常の周波数を f とすれば，ω=2πf である．また，ω_n は固有角周波数，ζ は制動係数を表す．固有周波数を fn とすれば，ω_n=2πfn である．

式から明らかなように，$\zeta<2^{-1/2}$ のとき，周波数特性上に共振 (ピーク) が存在する．共振点の周波数と振幅をそれぞれ fr と Ar とすると，fn と ζ との間には，

$$fn=fr/(1-2\zeta^2)^{1/2} \quad \ldots\ldots (2)$$

$$\zeta^2=[1-(1-1/Ar^2)^{1/2}]/2 \quad \ldots\ldots (3)$$

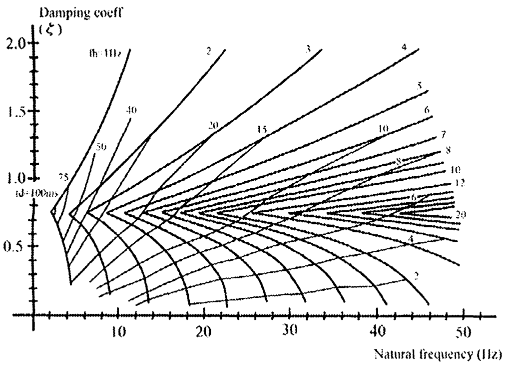


図 1 fn・ζ チャート
縦軸は制動係数 ($zeta$)，横軸は固有周波数 (fn) を示す．測定した fn と $zeta$ をチャートにプロットするとその系が忠実に導出することができる最も高い周波数 fh と伝搬の時間遅れ τ d を知ることができる．

が成り立つ．

$\zeta>2^{-1/2}$ のとき，周波数特性上に共振は存在しない．この場合，コーナー周波数 (対数で表した高周波側の減衰直線が A=1 と交わる点) を fc，およびこの点の振幅を Ac とすると，

fn=fc……………………………………(4)

ζ=1/(2Ac)…………………………(5)

が成り立つ．

(2) 固有周波数および制動係数と最高周波数との関係

図 1 に fn・ζ チャートを示す [1]．縦軸は ζ，横軸は fn である．式 2 と 3 または式 4 と 5 から算出した fn と ζ で定まるチャート上の点 (fn, ζ) の位置が最高周波数 (fh) となる．図から明らかなように，$\zeta<2^{-1/2}$(約 $\zeta<0.7$) のとき (式 2 と 3 の場合) は fh が右下がりの領域に，$\zeta>2^{-1/2}$ (約 $\zeta>0.7$) のとき (式 4 と 5 の場合) は fh が右上がりの領域に，それぞれ対応する．

(3) 最高周波数と振幅の周波数特性の関係の導出理論

まず，図 1 の fn・ζ チャートを，前述のように，$\zeta<0.7$ に対応する領域と $\zeta>0.7$ に対応する領域に分ける．それぞれの領域について，fh を与える曲線上の fn と ζ の組み合わせの 1 つを読み取る．次に，これらの値を，前者については式 2 と 3 に代入して fr と Ar を求め，後者については式 4 と 5 に代入して fc と Ac を求める．振幅の周波数特性上の点 (fr, Ar) および (fc, Ac) は，周波数特性上に投影された fh の位置を与える．同じ fh 曲線上で，他の fn と ζ の組み合わせについて同様な操作を繰り返すと fh に対応する一組の曲線が得られる．すべての fh について計算した結果を図 2 に示す．図 2 において，縦軸は振幅，横軸は周波数を表し，左に尖り，右に開いた曲線群の作る領域がそれぞれの fh を得ることのできる領域となる．このチャート上に圧導出系の周波数特性

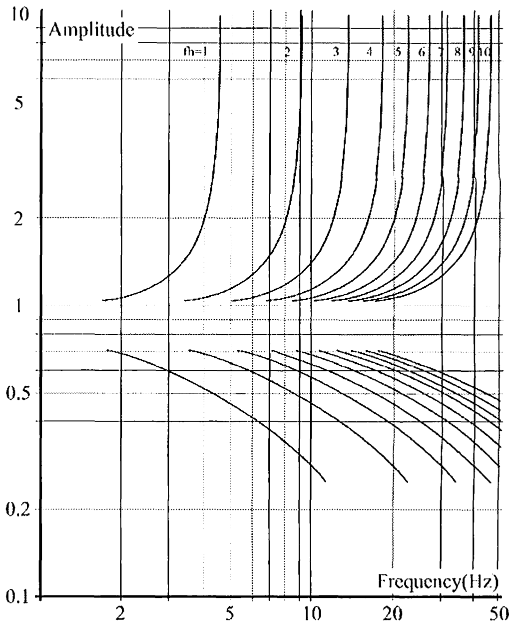
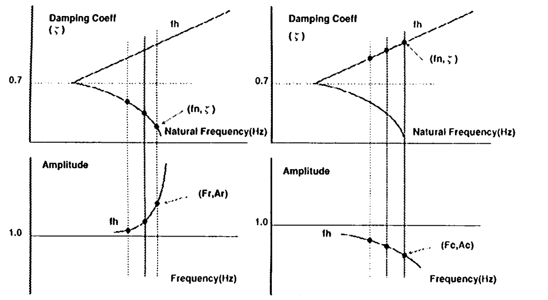


図 2 fh チャート
縦軸は振幅，横軸は周波数を表し，左に尖り，右に開いた曲線群の作る領域がそれぞれの fh を得ることのできる領域となる．このチャート上に圧導出系の周波数特性をプロットすると共振点ないしはコーナー点の位置がその導出系の fh を与える．なお，図 2 では 0.7<Amplitude<1 の領域が空白である．理論上，この領域に共振点やコーナー点が位置することはない．



a (ζ < 0.7)　　b (ζ > 0.7)

図 3 最高周波数と振幅の周波数特性の関係の導出理論

a: $\zeta<0.7$ のとき $fn=fr/(1-2\zeta^2)^{1/2}$, $\zeta^2=[1-(1-1/Ar^2)^{1/2}]/2$ が成り立つ．振幅の周波数特性上の点 (fr, Ar) は，周波数特性上に投影された fh の位置を与える．同じ fh 曲線上で，他の fn と ζ の組み合わせについて同様な操作を繰り返すと fh に対応する一組の曲線が得られる．
b: $\zeta>0.7$ のとき fn=fc, $\zeta=1/(2Ac)$ が成り立つ．a と同様に振幅の周波数特性上の点 (fc, Ac) は，周波数特性上に投影された fh の位置を与える．

をプロットすると共振点ないしはコーナー点の位置がその導出系の fh を与える．なお，図 2 では 0.7<Amplitude< 1 の領域が空白である．理論上，この領域に共振点やコーナー点が位置することはない．$\zeta<0.7$ の場合に対応する図 1 と図 2 との関係を図 3 a に，$\zeta>0.7$ の場合に対応する関係を図 3b にグラフィカルに示した．図 3ab は分かりやすいように 2 つの図に分解してある．これらのチャート群をコンピュータ上で重ね合わせることによって図 2 を作成した．なお，諸計算およびチャートの作成には Maple8（Waterloo Maple Inc.,Canada）を使用した．

対象と方法

前項で述べた理論および図 2 を検証するため，肺動脈カテーテルの周波数特性を測定し，図 1 にプロットして fh を読み取り，計算値と比較する．

乳酸加リンゲル液を充填した肺動脈カテーテル (407, B.Braun) を対象とした．血圧キャリ

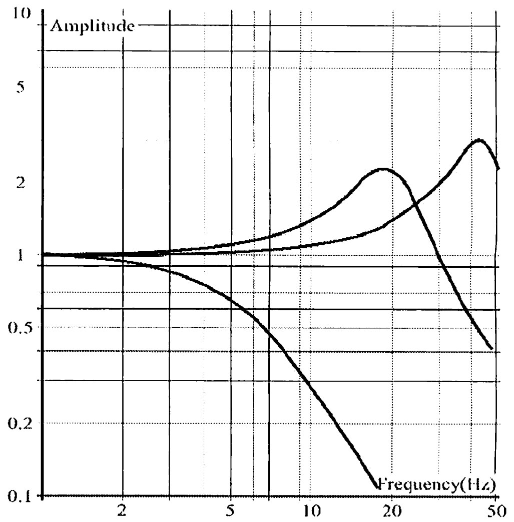


図 4 肺動脈カテーテルの周波数特性

充填する乳酸加リンゲル液を (1) 室温で真空ポンプを用いて脱気処理する，(2) 室温のまま，(3) 空気を注入する，の 3 種の状態について測定した．

ブレータ (601A, BIO-TEK) を圧源とし，カテーテルの入・出力部の圧波形を 2 つの圧力トランスデュサ (DTX Plus,Ohmeda) で測定し，入出力の比 (A/A0) を周波数順に配列して周波数特性を作成した．周波数範囲は 1～60Hz とした．周波数特性は，充填する乳酸加リンゲル液を (1) 室温で真空ポンプを用いて脱気処理する，(2) 室温のまま，(3) 空気を注入する，の 3 種の状態について測定した．周波数特性上に共振が存在するときは，共振周波数 (fr) と共振振幅 (Ar) の大きさを測定した後，式 2 と 3 を用いて固有周波数 (fn) と制動係数 (ζ) を算出した．

周波数特性上に共振がないときは，コーナー周波数 (fc) と振幅 (Ac) の大きさを測定した後，式 4 と 5 を用いて fn と ζ を算出することができるが，ここでは位相の周波数特性を同時に測定し，ナイキスト線図から fn と ζ を算出した．共振点がないときはナイキスト線図を用いた fn と ζ の推定精度の方が高いからである．ナイキスト線図の軌

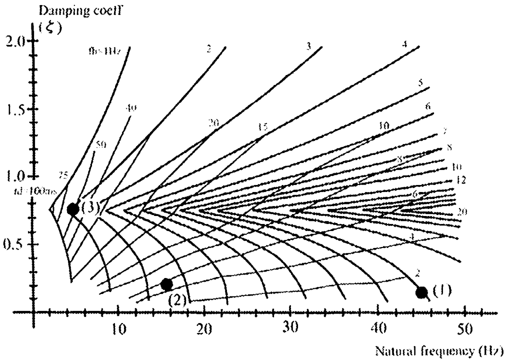


図 5 fn・ζ チャート上での最高周波数測定

(10 室温で真空ポンプを用いて脱気処理する，(2) 室温のまま，(3) 空気を注入する，の 3 種の周波数特性に対応する点がプロットされている．図から fh を読みとった結果はそれぞれ 9.5Hz，4.5Hz，2 .1Hz である．

跡が虚軸と交わる点の周波数を fi，虚軸の座標を (0, -jI) とすれば，

fn=fi ………………………………… (6)

ζ=1/(2I) ……………………………… (7)

である [3]．

このようにして求めた fn と ζ を図 1 に示した fn チャート上にプロットし，3 種の状態について fh を算出した．

次に，3 種の周波数特性を図 2 上にオーバーライトし，共振点の位置ないしはコーナー点の位置から fh を読みとり，上記の計算値と比較した．

結　果

3 種の状態の周波数特性を図 4 に示す．特性 (1) と (2) については明瞭な共振が認められるので式 2 と 3 を用いて fn と ζ を算出すると，fn42.1Hz, ζ0.19 と fn19.6Hz，ζ0.22 となる．特性 (3) については共振が無く，ローパスフィルタ化しているのでナイキスト線図から fn と ζ を算出すると，fn5.8Hz，ζ0.77 となった．また，図に示したように，高周波側の減衰直線を求めるため，振幅が 0.1 程度に減衰するまで測定した．これらの値

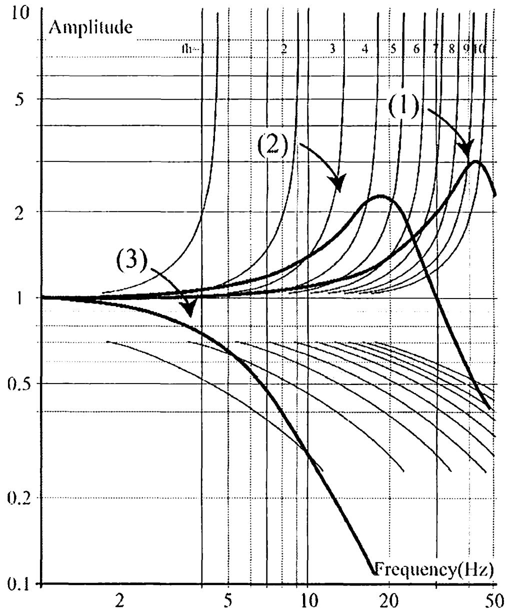


図 6 fn チャート上での最高周波数測定

(1) 室温で真空ポンプを用いて脱気処理する，(2) 室温のまま，(3) 空気を注入する，の 3 種の周波数特性から (1) と (2) については共振点の位置，特性 (3) についてはコーナー点の位置の fh を読みとると，それぞれ 9.5Hz，4.5Hz，2.1Hz である．

を fn・ζ チャート上にプロットすると，図 5 が得られる．図中，(1)～(3) はそれぞれの特性に対応する．図から fh を読みとった結果はそれぞれ 9.5Hz，4.5Hz，2.1Hz である．

次に，図 4 に示した 3 種の周波数特性を図 2 にオーバーライトした結果を図6 に示す．図から特性 (1) と (2) については共振点の位置，特性 (3) についてはコーナー点の位置の fh を読みとると，それぞれ 9.5Hz，4.5Hz，2.1Hz である．これらの結果は表 1 のそれぞれの fh と一致した．

考　察

すでに述べたように圧導出系のダイナミックレスポンスは系の構成方法や充填の状態によって著しく変動する．それゆえ，臨床上，モニターしている血圧波形がカテーテル先端の血管内圧

と同じであるか，あるいはどの程度忠実であるかを評価することは非常に重要である．

我々は，導出系を2次系とみなし，圧波形の歪を振幅の周波数特性に由来する要因と，位相の周波数特性に由来する要因に分け，それぞれに許容誤差を設定したとき，制動係数と固有周波数の組み合わせが波形歪に与える効果を検討した．その結果を図1の fn・ζ チャートにまとめ，導出系の持つ制動係数と固有周波数の組み合わせによって，忠実に導出できる上限の周波数，すなわち最高周波数が定まることを明らかにした[1]．このチャートによって，導出した圧波形の歪の程度を定量的に把握することが可能になった．

このように，圧波形の評価のためには導出系の制動係数と固有周波数を計測する必要がある．臨床的にはカテーテルをフラッシュしたときに発生する減衰振動から計算する方法，カテーテルに強制的に振動を発生させ，その減衰振動から計算する方法[2]が提案されている．これらは，カテーテルを挿入した状態で，つまり，血圧波形をモニターしている状態の制動係数と固有周波数が得られるので，非常に重宝な方法ではあるが，減衰振動の計測を前提とするので再現性にやや乏しい欠点がある．カテーテルを用いた系を設計したり，構成方法を検討するときには，その系の振幅の周波数特性を測定し，式2と3から制動係数と固有周波数を算出する方法が最も正確である．なお，周波数特性に共振が存在しない場合は，制動係数が大きすぎるので，設計段階の系としては評価に値しない．

本稿では，上記のように周波数特性から制動係数と固有周波数を算出した後，fn・ζ チャートを用いて最高周波数を求める方法の代わりに，測定した周波数特性から直接，最高周波数を求める方法について述べた．この方法は共振点の位置が最高周波数そのものに対応するので，簡便で視覚的にも分かりやすい．周波数特性の評価装置としてまとめる際のソフトウエアの負担も極めて小さくなる．共振が存在しない場合には，コーナー周波数の位置を求めれば，同様に扱うことができる．この場合，高周波側の減衰直線の決定が誤差を招きやすいが，共振が存在しない場合は系を評価する意味そのものがあまりない．周波数特性を改善する場合の方向づけとして有効であると考えればよい．周波数特性の良否を判定する手法として，”Gabarith window”と呼ばれるチャートが発表されている[3]．周波数特性上に2.5ないし10%の誤差範囲を示し，導出した圧波形の忠実度を評価するとしている．チャートの作成の論拠は，複数の患者からカテーテル先端型トランスデュサを用いて直接導出した血管内圧波形のパワースペクトル分布の平均値と変動幅を基礎データとし，所定の誤差率を乗じて周波数特性の分布限界を算出したものと考えられるが，計算過程が公開されていないため推論にならざるをえない．いずれにしろ，実測したパワースペクトル分布をベースにしているので，必ずしも理論的に厳密に作成されたチャートとは考えにくい．しかしながら，このチャートは我々の図2のチャートと部分的に類似する点もあり，周波数特性の評価用として実用されている．このチャートが誤りでないことを我々が理論的に証明したと考えてよいであろう．

参考文献

1. Kinefuchi Y., Suzuki T., Takiguchi M. et al.: Evaluation of dynamic response of catheter-manometer systems for pulmonary artery pressure. J Appl Physiol 77: 2023-2028, 1994.
2. 福山東雄，杵淵嘉夫，斉藤聡，他：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，麻酔・集中治療テクノロジー2001．新井達潤ほか編．東京，克誠堂出版，2001,p35

3. Billiet E,Colardyn F: The Gabarith; a new approach in evaluating fluid filled pressure monitoring systems. World Congress of Anesthesiologists, Hargue, 1992, Abstrct 70

ABSTRACT

Evaluation of the Dynamic Response of Catheter manometer Systems

Haruo Fukuyama, Yoshio Kinefuchi*, Satoru Saitoh, Masahiro Kanazawa, Masato Shimada*, and Toshiyasu Suzuki

The highest frequency(fh) can give an index for evaluating the fidelity of pressure waveform derived via a catheter manometer system and be read off by the fn-ζ chart. Fh is determined by the natural frequency(fn) and damping coefficient(ζ) in the frequency characteristics of the system. Inversely, fh determines two pairs of fn and ζ in the fn-ζ chart, one in the case of ζ<0.7 and the another ζ>0.7. Then, each pair of fn and ζ determines the resonant frequency(fr) and its amplitude(Ar) (ζ<0.7), or the corner frequency(fc) and its amplitude(Ac) (ζ>0.7) in the frequency characteristics. Thus, the point (fr, Ar) or (fc,Ac) represents the position of fh projected in the frequency characteristics. Repeating the same operation for other fn and ζ corresponding to the same fh, yields the curve of fh on the frequency characteristics. Calculations for other fh's provide a group of fh curves.

Department of Anesthesiology, School of Medicine, Tokai University

**Department of Biomedical Engineering, School of High technology for Human Welfare, Tokai University*

カテーテルを用いた圧導出系の出力波形から入力原波形を推定する(I)

斉藤聡，杵淵嘉夫*，福山東雄，
金沢正浩，嶋田勝斗*，鈴木利保

はじめに

カテーテルを用いた圧導出系は入力信号（血圧波形）の周波数に依存した応答を示す．これを系の周波数特性といい、出力波形の歪み・変形の主因となる．出力波形の歪み・変形の程度は導出系の固有周波数と制動係数に依存し，この２つのパラメータで定量的に評価しうることを報告した[1,2]．忠実な波形を得る要点は、固有周波数をなるべく高く、制動係数をなるべく小さく保つように圧導出系を組み立てる点にある．しかしながら，実際の圧導出に際しては様々な制約があり，固有周波数や制動係数を任意に調整することは困難なことが多い．このようなとき，出力波形から真の入力波形を推定することができれば，波形評価のいかんによらず圧波形導出の目的を達成することができる．上に述べたように，カテーテルを用いた圧導出系の圧伝搬特性（周波数特性）は固有周波数と制動係数で表すことができる．この２つのパラメータは実験室的にも臨床使用時にも簡単に測定できるので、これらを用いた入力波形の推定方法とその精度について報告する．

推定法の理論的背景

カテーテルを用いた圧導出系は図１に示したように質量，粘性，弾性からなるLRC回路で表される．入力をy，回路電流をiとすれば，

東海大学医学部医学科外科学系（麻酔科学）
*東海大学開発工学部医用生体工学

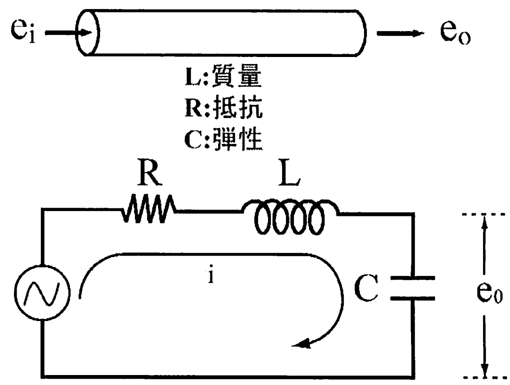


図１ カテーテルを用いた圧導出系

Lは系内の液体質量による慣性、Rは粘性抵抗、Cは系の弾性を表す．出力はCの両端の電圧波形として取り出される．

$$y = L \cdot di/dt + Ri + (1/C)\int idt$$

である．弾性Cの両端の電圧を出力eとすれば，eは圧導出系の出力となり，

$$y = LCd^2e/dt^2 + RC \cdot de/dt + e$$

が成り立つ[3]．この式をラプラス変換して並びかえると，伝達関数$G(s)$は，

$$G(s) = e(s)/y(s) = 1/(LCs^2 + RCs + 1)$$

となる．２次系の固有周波数と制動係数をそれぞれω_n,ζとすれば，一般式は，

$$G(s) = 1/\{(1/\omega_n{}^2)s^2 + 2\zeta/\omega_n s + 1\}$$

と表すことができるから，微分方程式と伝達関数の２つの係数LCとRCは$1/\omega_n{}^2$と$2\zeta/\omega_n$に相当する．しかるに，導出系のω_nとζは実験室的には波数特性から，臨床的にはフラッシュ法やタッピング法によって実用的な精度で測定す

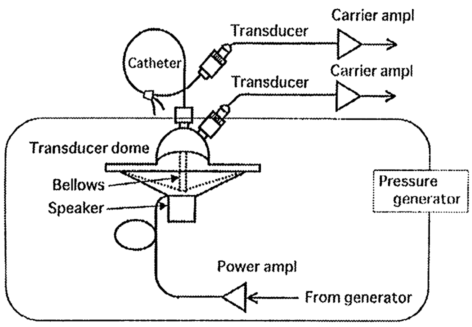


図 2 実験系

圧発生装置 (BioTec601A) の正弦振動を標準的な肺動脈カテーテルの先端に加え，帯域 1〜60Hz の周波数特性を測定する．周波数特性上の共振周波数と共振振幅から固有周波数と制動係数を算出する．

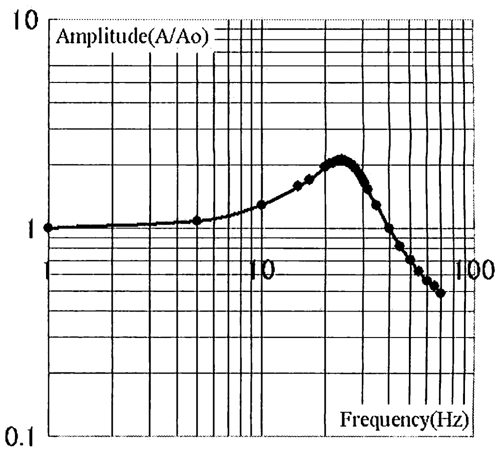


図 3 周波数特性

横軸は周波数、縦軸は入力振幅を 1 とした出力の振幅を示す．図では、共振周波数は 24Hz 付近、共振振幅は 2.2 である．

ることができるので，実用的な精度で測定することができるので，これによって上式の係数を決定し，入出力間の関係を明らかにすることができる．

上の微分方程式の左辺は入力波形，右辺は出力波形とその 1 次および 2 次の微分項の和から成っており，出力波形の微分演算によって入力波形を推定できることを示す．つまり，圧導出系の ω_n と ζ を測定した後，観測した血圧波形を何らかの方法で 2 回微分すれば，導出系の入力である元の血管内圧を算出することができる．

方法と対象

(1) 微分演算

微分出力は対象波形の周波数成分に比例する．出力は高い周波数のノイズに富む波形となるため，ローパスフィルタないしは移動平均処理が必須となる．本稿では多項式適合法による平滑化微分法を用いる．この方法は微分点を中心とした多項式の当てはめによって得られる微分項を利用するので，移動平均の要素を含み，隣接点との間に滑らかな微分波形を得ることができる．実際の演算は，AD 変換後の出力波形のデータ列を $x(i)$，その点の微係数を $y(i)$ とすると，$x(i)$ と多項式の当てはめから求めた Savitzky-Golay の係数列 $w(j)$ とのコンボリューション演算となり，

$$y(i) = (1/W) \cdot \Sigma\, x(i+j) \cdot w(j),$$
$$\mathrm{W} = \Sigma\, w(j)$$

である [4]．

(2) 導出系の ω_n と ζ の測定

図 2 に実験系を示す．圧発生装置 (BioTec601A) に，脱気水で充填した標準的な肺動脈カテーテル（4 ルーメン，7Fr，110cm）を接続した．圧発生装置の正弦振動をカテーテルに加え，帯域 1〜60Hz の周波数特性を AD 変換器を介してコンピュータに読み込んだ．周波数特性上の共振周波数と共振振幅から次式に従って $f_n(=\omega_n/2\pi)$ と ζ を算出した [2]．

$$\zeta^2 = (1 \pm (1 - 1/{A_r}^2)^{1/2})/2,$$
$$f_n = f_r/(1-2\zeta^2)^{1/2} \cdots\cdots\cdots\cdots\cdots (1)$$

f_r と A_r は共振周波数と共振振幅である．次いで，圧発生装置を止め，カテーテルの中央部を軽くたたいて発生した減衰振動をコンピュータに読み込んだ．減衰振動からタッピング法に

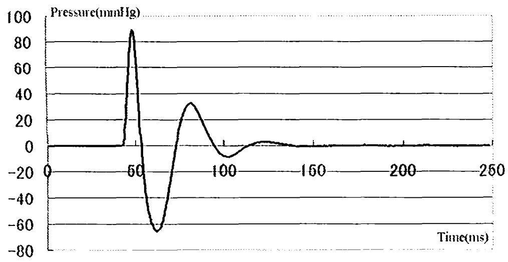


図 4 タッピングによる振動波形

肺動脈カテーテルを軽く叩くと、出力には減衰振動波形が重畳する．振動周期と減衰時定数から固有周波数と制動係数を算出することができる．詳細は本文を参照．

よって f_n と ζ を算出した[2]．

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

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

f_p と T は振動周波数と減衰時定数である．2 つの算出法のうち，前者の方法は実験室で行う基準的な方法であり，後者はカテーテルを挿入したまま行う臨床的な方法である．ここでは後者の精度を確認する．

(3) 波形の推定

データレコーダに記録してある動脈圧波形を圧発生装置に加え，発生した疑似圧波形をカテーテルに加えた．カテーテルの出力，および疑似圧波形を AD 変換器を介してコンピュータに読み込み，前 2 項の方法によって入力波形を推定した．

結　果

肺動脈カテーテルの周波数特性を図 3 に示す．また，肺動脈カテーテルを軽くたたいたとき（タッピング法）の減衰振動波形を図 4 に示す．2 つの図からそれぞれ式 (1) と (2) を用いて f_n と ζ を算出すると両者の値は概ね一致し，$f_n = 25.5Hz$, $\zeta = 0.24$ となる．この結果は，肺動脈カテーテルを挿入したままの状態で，f_n と ζ を概略決定できることを示している．

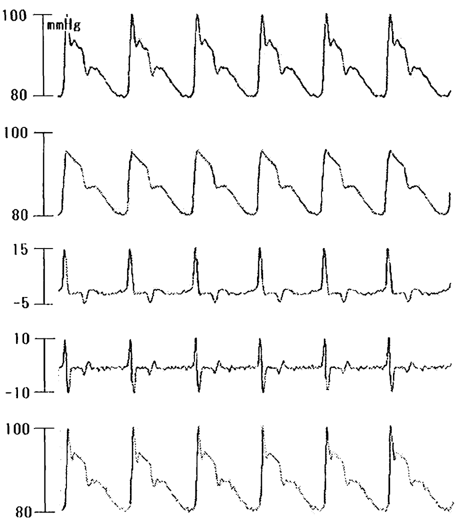


図 5 推定波形

上段から、カテーテルへの入力波形、カテーテルの出力波形、出力波形の 1 次微分、2 次微分、推定波形を示す．入力波形の鋭いピークが推定波形には再現されている．

図 5 のトレースは上段がカテーテルの入力波形（圧発生装置による疑似血圧波形），2 段目はカテーテルの出力波形，3 段と 4 段目がそれぞれカテーテル出力波形の 1 次微分波形，2 次微分波形，下段が合成した推定波形である．

図 6 に上段のカテーテルの入力波形と下段の推定波形を比較して示した．推定波形には微分操作による細かな振動が重畳している．細かな振動をフィルタ操作によって除去することは不可能ではないが，収縮期圧や拡張期圧に影響を与えることはないのでこのままとした．入力波形の大きな変化はよく再現されている．

考　察

ある測定系の伝達関数を何らかの方法で測定して後, その出力波形から入力波形を推定する試みは, すでにいろいろな対象についていろいろな方法が報告されている[5,6]．カプノメータの応答にみられるような 1 次遅れ系では，入力 y と

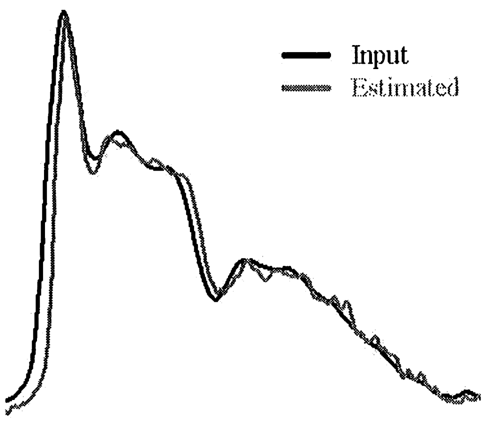


図 6 推定精度
図はカテーテルへの入力波形と出力波形から合成した推定波形を示す.

出力 e の間に，$y = RC \cdot de/dt + e$ が成り立ち，ステップ応答の時定数 T(RC 積に相当) を測定し，出力波形の 1 次微分項の係数を定めることによって入力を合成ないしは推定できることを示した[6]．本稿の場合，カテーテルを用いた導出系の応答は 2 次系となり，上の式に 2 次の微分項 $LC \cdot d^2e/dt^2$ が付加されるが，入力推定の基本的な考え方は同じである．2 次系は L, C, R の値のいかんに関わらず，固有周波数と制動係数の 2 つのパラメータによって一般化できるので，導出系の固有周波数と制動係数を測定することができれば入力波形を推定できる．ここで重要なことは，これらの考え方は 1 次遅れ系では時定数 T によって，2 次系では固有周波数と制動係数によって測定系が厳密に規定されることを前提とする点にある．

入力波形精度を向上させるためには，時定数あるいは固有周波数と制動係数の測定精度を向上させる工夫が必要なことは言うまでもないが，測定系に付加的な要素が加わった複合系では推定理論そのものが成り立たなくなる．

計算機を用いて目的とする波形を選択的に微分することは必ずしも容易ではない．微分操作によって, 出力は対象波形の周波数成分に比例した高周波ノイズが優勢となり, 目的とする微分波形を弁別できないことがある．このように，微分は回避したい演算の 1 つであるが，前述のように微分処理そのものが入力推定法の本質をなす場合には不可避と考えたい．1 次遅れ系の応答のように対象波形の変化が単調で緩やかなときには差分演算やテーラー展開で近似することも可能であるが，弁別のためローパスフィルタや移動平均等の後処理が必要になる．本稿の場合は多項式適合法による平滑化微分法を適用した．対象波形内の隣接する複数個のデータ列を多項式とみなしその微係数を利用する方法なので，本質的に移動平均の要素が加わった滑らかな微係数列が得られる．一般に多項式の当てはめは膨大な計算を必要とするが，本文で述べたように数表を利用すれば単純なコンボリューション演算ですむ．本稿の場合の血圧波形処理ならリアルタイム処理も充分可能である（時間軸の変更は必要であるが）．図 5 に示したように，この処理法によってカテーテル出力波形の小さな変化は無視され，大きな圧変化成分が 1 次および 2 次の微分波形として抽出されている．

2 次系の入出力間の基本関係式である

$$y = LC \cdot de2/dt2 + RC \cdot de/dt + e$$

を忠実に実行することによって出力波形から入力波形を合成ないし推定することを試み，図 5 あるいは 6 の結果を得た．波形のピーク値（収縮期圧）の誤差は 5% 以内である．この値は導出系の f_n が 25Hz，ζ が 0.24 のとき，擬似血圧波形を入力したときの誤差であってこのまま一般化することはできない．臨床的に想定しうる f_n と ζ の範囲で，また，f_n と ζ の組み合わせから想定しうる血圧波形の歪みの範囲で厳密な検証

が必要なことは言うまでもない．本稿で例示した $f_n = 25Hz$, $\zeta = 0.24$ は標準的なカテーテルを用いたときの典型的な値である．導出した血圧波形が極端に鈍ったり，低い周波数で共振していなければ，数%以内で真の血圧波形を推定することができると考えている．ところで，導出した血圧波形が鈍る，あるいは低い周波数で共振する現象の本態が２次系の応答の f_n と ζ の組み合わせによる極端な例であって，あくまでも f_n と ζ の２つのパラメータで規定できるなら，上の式から明らかなように，理論的には忠実に真の血管内圧を合成・推定できるはずである（もちろん，f_n と ζ の測定誤差と微分に伴う演算誤差の範囲内であるが）．本稿では明示しなかったが，実際には f_n の低下によって入力波形の推定精度が低下する傾向が見られた．極端に鈍ったり，低い周波数で共振している場合には，もはや導出系を２次系とみなすことができない場合もあるのではないかと考えている．前にも触れたようにこの場合は測定系に付加的な要素が加わり，より高次の系として扱うべきであろう．ただし，現時点ではカテーテルの出力波形から両者を区別する方法はないので，なるべく導出系の f_n が高くなるように，厳密には最高周波数が高くなるようにアッセンブルすることが血管内圧を推定する精度を向上させることになり，同時に忠実な波形を得ることにもなる．

参考文献

1. Kinefuchi Y, Suzuki T, Takiguchi M, et al: Natural frequency/ damping coefficient relationship of catheter-manometer system required for high-fidelity measurement of pulmonary arterial pressure. J Anesthesia 7: 419-426,1993
2. 福山東雄，杵渕嘉夫，斉藤聡，他：肺動脈カテーテルを挿入したまま圧導出系の周波数特性を測定する．麻酔・集中治療とテクノロジー 200 1，35 − 39，2001
3. Milhorn HT: Application of control theory to physiological systems: WB Saunders, London,1966
4. Savitzky A, Golay MJ: Smoothing and differentiation of data by simplified least squares procedures. Analytical Chemistry 36:1627-1639,1964
5. 林和子，田中義文，橋本悟：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．麻酔・集中治療とテクノロジー 2001,21-30,2001
6. 前田勝宏，杵渕嘉夫，滝口守，他：カロリメータを用いたマウスの流出熱量の測定．麻 酔・集中治療とテクノロジー 1994,9-12,1994

ABSTRACT

Estimating Input Original Waveform from Catheter-Manometer System Output Waveform

Satoru Saitoh*, Yoshio Kinefuchi**, Haruo Fukuyama*, Masahiro Kanazawa*, Masato Shimada**, Toshiyasu Suzuki*

When a catheter-manometer system is regarded as a secondary system, the following relation holds between the waveform of input into the catheter-manometer system, y, and the output waveform therefrom, e: $y = (1/\omega_n^2)\omega d^2e/dt^2 + (2\omega/\omega_n)\omega de/dt + e$. Therefore, the input waveform can be estimated from the output waveform by determining the natural frequency, $f_n(= 2\pi/\omega_n)$ and damping coefficient, ζ, of the said system. This study was performed to investigate the precision of and problems in arithmetic operations for estimation of the input waveform from the output waveform of a pulmonary artery catheter-manometer system on which arterial pressure waveform-like vibration was imposed as an input pressure waveform. The natural frequency and damping coefficient of the catheter-manometer system were calculated on the basis of the frequency characteristics. The smoothing differentiation procedure was used in the differential operations on output waveforms. As a result, accurate estimation of input waveform was achieved except in cases where extreme distortions were involved in output waveform. The precision of estimation diminished with the decreasing natural frequency of the catheter-manometer system.

*Department of Anesthesiology, School of Medicine, Tokai University
**Department of Biomedical Engineering, School of High Technology for Human Welfare, Tokai University

カテーテルを用いた圧導出系の出力波形から入力原波形を推定する (II) ーシミュレーションによる推定精度の検討ー

杵淵嘉夫，斉藤聡*，福山東雄*，
金沢正浩*，伊藤真也，鈴木利保 *

要 旨

カテーテルを用いた圧導出系を２次系とみなすと，出力波形の１次および２次の微分波形から入力波形を合成・推定することができるが，実際には，導出系の固有周波数が低下すると合成・推定の精度が低下する傾向がみられる．２次系および微分演算を回路シミュレータに組み込みこの原因を検討した．圧導出系の固有周波数と制動係数が出力波形を観測したときの導出系の状態に対応したときのみ正しい入力波形が合成されること，導出系に浮遊気泡等の何らかの付加的な要素が加わると，２次系の固有周波数と制動係数では規定することができない複合系となり，もはや入力波形を合成・推定できないことを示した．信頼できる入力波形を得るためには，出力波形の忠実度を表す最高周波数がなるべく高くなるように導出系を組み立て維持することにある．

はじめに

カテーテルを用いた圧導出系を２次系とみなし，入力波形を y，出力波形を e とすれば，

$y = (1/\omega_n)^2 \cdot d^2e/dt^2 + (2\zeta/\omega_n) \cdot de/dt + e$

である．これは，圧導出系の固有周波数 (ω_n) と制動係数 (ζ) の２つのパラメータを測定することができれば出力波形から真の入力波形 (血管内圧) を合成・推定できることを示している．また，この式から入力波形を合成・推定する精度が単純に２つの要因に依存することが分かる．１つは，出力波形 e を観測したときの導出系の ω_n と ζ の測定精度，もう１つは出力波形 e の微分演算に関係する誤差である．これらの誤差は経験的には数%以内と考えてよい．しかるに，実際に出力波形から入力波形を推定すると，導出系の ω_n が低下すると合成・推定の精度が低下する傾向がある．この原因を上記の２つの要因によって説明するのは困難である．単に収縮期や拡張期の血圧値の誤差が増加するのではなく，合成した入力波形の変形の程度が大きくなるからである．この原因を検討するためには導出系に様々な条件を与える必要があるが，実際の圧導出系の ω_n と ζ を任意の値に設定することは困難である．本稿では圧導出系を２次系と見なし，微分・加算等の演算回路とともに電気回路シミュレータに組み込み，入力波形の合成・推定に関与する要因について検討した．

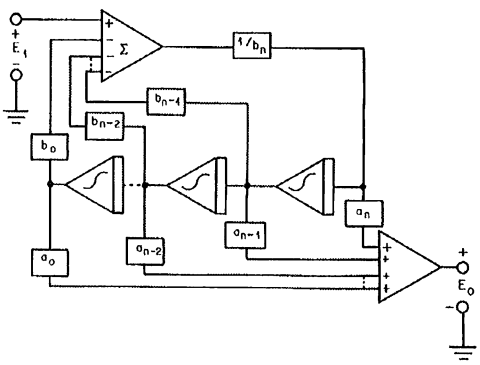


図１ 状態変数回路網

図は本文式 (2) を実現する回路網である．回路三角形 (Σ) は加減算 (器) を，２重線の三角形 (∫) は積分 (器) を表す．

理論的背景

カテーテルを用いた圧導出系に相当する回路網および微分演算のための回路網を作成し，シミュ

東海大学開発工学部医用生体工学
*東海大学医学部医学科外科学系 (麻酔科学)

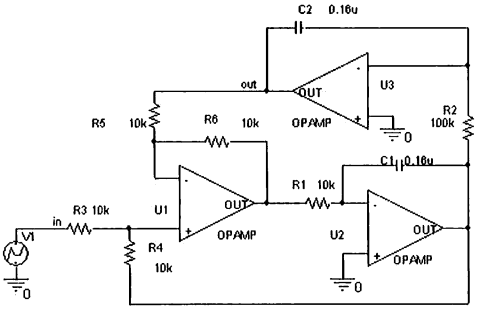


図 2 2 次系回路

式 (1) の 2 次系の伝達関数は式 (2) の特殊な場合である．2 次系の回路は図のように表せる．詳細は本文を参照．

レータに組み込む．

(1) 圧導出系

2 次系とみなすと，伝達関数 $G(s)$ は，

$G(s) = 1/(1/\omega_n{}^2)s^2 + (2\zeta/\omega_n)s + 1 \ldots\ldots\ldots (1)$

で表される [1)]．この式をアナログ回路のシミュレータ (PSpice10, Cadence design) を用いて以下のように解く．伝達関数の一般式を

$$G(s) = \frac{(a_0 + a_1 s + \cdots + a_n s^n)}{(b_0 + b_1 s + \cdots + b_n s^n)} \cdots\cdots\cdots\cdots (2)$$

のように表す．式 (2) は状態変数回路網として図 1 のように構成することができる．三角形 (Σ) は加減算 (器) を，2 重線の三角形 ($\int$) は積分 (器) を表す [2)]．

式 (1) の 2 次系の伝達関数は式 (2) の特殊な場合である．シミュレータ上の回路は図 2 のように表せる．図 1 中の係数設定は抵抗値に，積分器はコンデンサの回路に翻訳してある．これを 2 次系回路ブロックとする．ω_n と ζ を回路内の定数に設定すれば任意の導出系を実現できる [3)]．設定の方法については省略する．

(2) 微分

微分演算も式 (2) の特殊な場合とみなすことができる．シミュレータ上の回路は図 3 のように表せる．図の回路では出力波形が発振して不安定な場合がある．このような場合，図中の定数の一部を変更する必要があるが詳細は省略する．これを微分回路ブロックとする．前項同様，ω_n と ζ を回路内の定数に設定する [4)]．設定の方法については省略する．

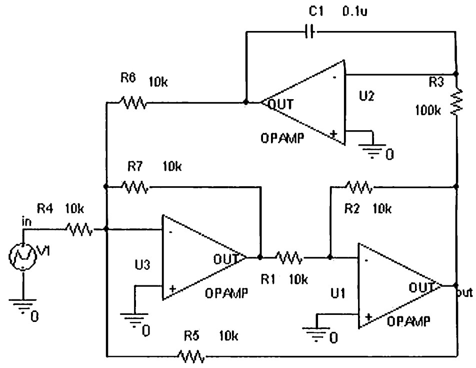


図 3 微分回路

微分演算も式 (2) の特殊な場合とみなすことができる．微分演算の回路は図のように表せる．微分演算ではしばしば出力波形が発振して不安定な状態になることがある．このような場合，図中の定数の一部を変更する必要がある．詳細は本文を参照．

(3) 入力波形の推定

入力波形ファイル (血管内圧に相当する) を上記の 2 次系回路ブロックに入力し，その出力を縦続接続した 2 つの微分回路ブロックに入力する．前掲の，

$y = (1/\omega_n{}^2) \cdot d^2e/dt^2 + (2\zeta/\omega_n) \cdot de/dt + e$

にしたがって，2 次系回路ブロックの出力および 2 つの微分回路ブロックの出力を加算すれば元の入力の推定波形となる．入力波形，導出系の出力波形，2 つの微分波形，合成・推定波形がすべてシミュレータで観測できる．

方法と対象

(1) 入力波形

データレコーダに記録してある動脈圧波形を AD 変換器を介してコンピュータに読み込み圧導出系の入力波形ファイルとした．

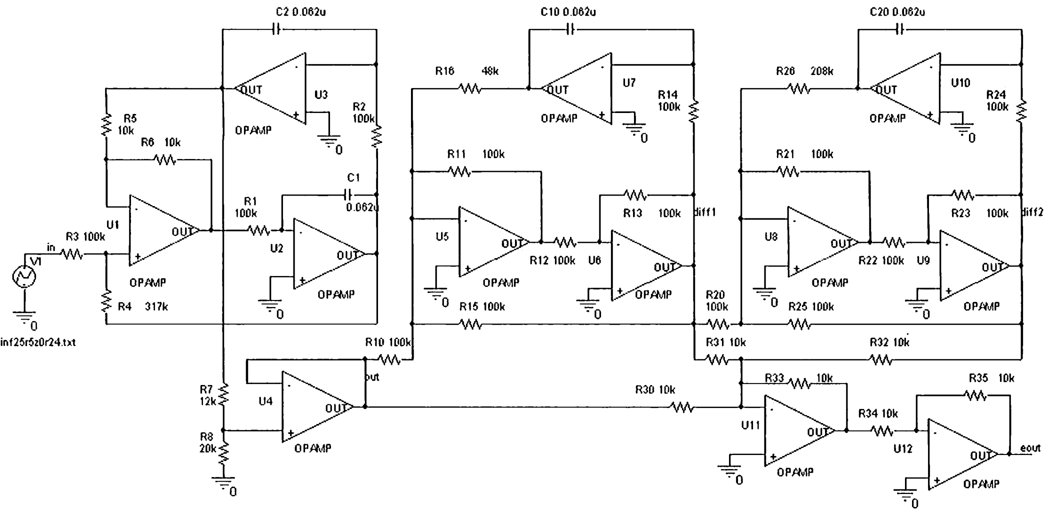


図4 シミュレーション

図は fn=25.5Hz，ζ=0.24 としたときのシミュレータ上の全路図である．左側の回路ブロックが2次系，中央と右側の回路ブロックが，1次および2次の微分回路である．下側は加算回路である．V1は入力波形ファイルを示す．

(2) シミュレータの設定

標準的肺動脈カテーテル (4ルーメン，7Fr，110cm) を用いたときの固有周波数と制動係数の値の1例として $f_n(=\omega_n/2\pi)$=25.5Hz，ζ=0.24，および f_n=20.0Hz，ζ=0.9 の2組についてシミュレーション対象とした．この2組の組み合わせのとき，出力波形の忠実度を示す最高周波数 (fh，誤差 ε 内で入力波形に忠実な出力波形が得られる最も高い周波数成分) は fh=5.9Hz である[5]．つまり，出力波形の忠実度は同じであるが，ζ が $1/2^{1/2}$(≒0.7) の上下となるような2組の圧導出系を対象とした．ζ が0.7より大きいとき圧導出系には共振現象はない．これらの値を2次系回路ブロックと微分回路ブロックの定数に設定した．微分回路ブロックでは2次と1次の加算係数となる $1/(2\pi f_n)^2$ と $2\zeta/(2\pi f_n)$ も設定に組み込まれている．図4は f_n=25.5Hz，ζ=0.24 としたときのシミュレータ上の回路図である．左側の回路ブロックが2次系，中央と右側の回路ブロックが，1次および2次の微分回路である．下側は加算回路である．V1は入力波形ファイルを示す．なお，シミュレーションの逐次計算の時間間隔は0.25msecとした．

結果

2つの回路ブロックの設定を f_n=25.5Hz，ζ=0.24 としたときのシミュレーション結果を図5に示す．上段が入力波形，2段目は2次系回路ブロックの出力波形，3段目と4段目が2つの微分回路ブロックの出力波形，下段が合成した推定波形である．2つの微分回路ブロックの出力波形の大きさには，それぞれの係数 $1/(2\pi f_n)^2$ と $2\zeta/(2\pi f_n)$ が乗じてある．図から明らかなように上段の入力波形と下段の出力波形は全く同じである．2次系回路ブロックと微分回路ブロックの定数が同じ f_n と ζ に対して設定されているので，理論上当然の結果である．

2つの回路ブロックの設定を f_n=20.0Hz，ζ=0.9 としたときのシミュレーション結果でも前項と同様，入力波形と推定波形は全く同じで

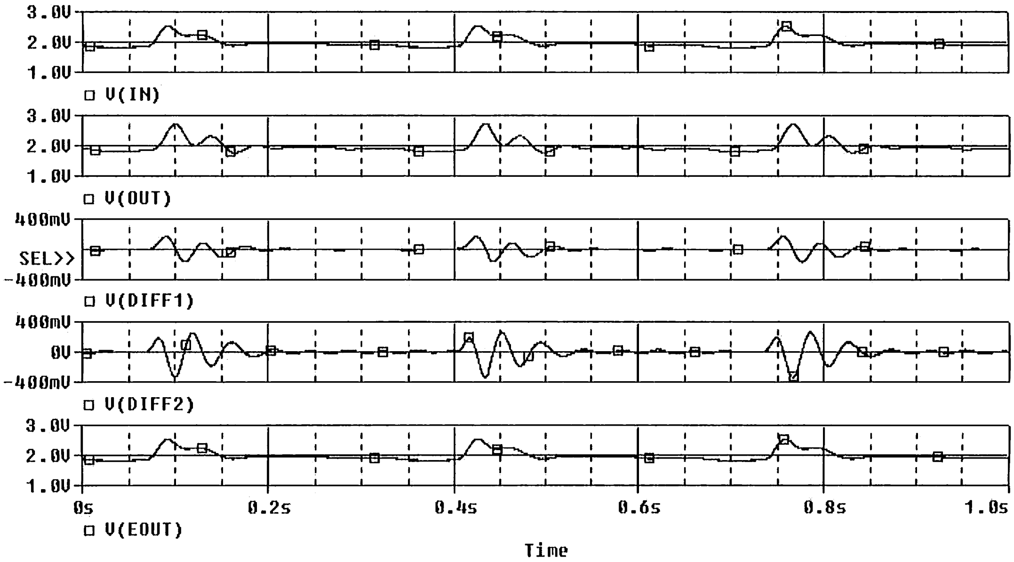


図 5 シミュレーション結果

上段が入力波形，2 段目は 2 次系回路ブロックの出力波形，3 段目と 4 段目がそれぞれ 1 次微分，2 次微分回路ブロックの出力波形，下段が合成した推定波形である．詳細は本文を参照．

ある (結果は省略した)．回路ブロックの設定を，2 次系が f_n=25.5Hz，ζ=0.24，微分回路が f_n=20.0Hz，ζ=0.9 のように設定すると，図 6 のように上段の入力波形と下段の推定波形は明らかに異なる．もはや入力波形は忠実には合成されない．設定を逆にして，2 次系が f_n=20.0Hz，ζ=0.9，微分回路が f_n=25.5Hz，ζ=0.24 としても，忠実な入力波形は合成されない (結果は省略した)．

考 察

圧導出系の f_n と ζ の 2 つのパラメータは系の圧伝搬特性を規定するので，これらのパラメータが正確に測定できれば，いかなる値であっても忠実に入力波形を合成・推定できることになる．シミュレーションによる本稿の結果も，限られたパラメータ値の範囲であるがこのことを裏付けている．また，逆の立場から，測定した f_n と ζ が，出力波形を観測したときの状態に対応していないと，忠実に入力波形を再現することはできないことも示した．このことは実験室で測定した圧導出系の周波数特性からこれらのパラメータを算出する方法は大きな誤差を生じやすいことを意味しており，カテーテルを挿入したまま，測定する方法を採るべきである．フラッシュ法やタッピング法は強制的に振動を与えた際の過渡現象を利用するのでやや安定性に欠けるが，後者の方法の誤差は数%以内と考えてよいから [6]，入力波形の推定においてもパラメータに関する誤差を同程度の範囲に抑えることができよう．

入力の合成・推定に関するもう 1 つの誤差要因は微分演算に伴う誤差である．微分演算の際の de/dt の上限，言い換えると応答速度とダイナミックレンジの制約やノイズ除去のためのフィルタ処理による時間歪みの増加等が誤差要因となる．しかし，血圧波形は，本質的に連続した緩やかに変化する信号であるから，適切な微分

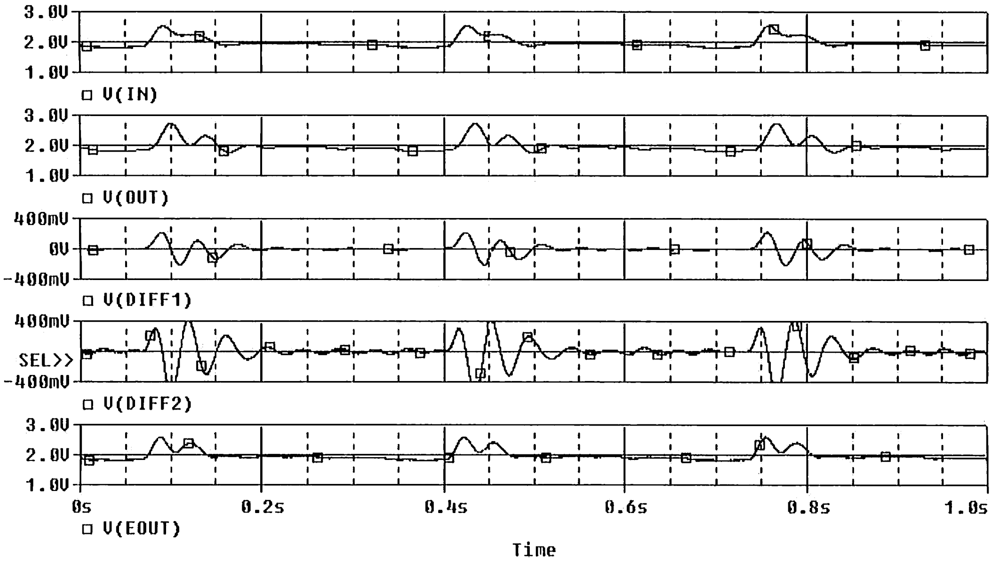


図 6 シミュレーション結果

2 次系と微分回路の定数設定に関して，互いに固有周波数と制動係数が異なるように設定すると，図のように上段の入力波形と下段の推定波形は明らかに異なる．もはや入力波形は忠実には合成されない．詳細は本文を参照．

法をを選択すれば大きな誤差要因にはならないと考えている．本稿のシミュレーションでは微分を積分の逆関数と定義し，アナログ的な回路網によって実現したが，実際の演算遂行は逐次計算によるディジタル的手法に依っている．これはシミュレーションのための方法であって実用性はない．実際の演算については平滑化微分法によってよい結果が得られることをすでに報告した[7]．

実際のカテーテルを用いた圧導出系の出力波形から入力波形を推定すると，導出系の f_n が低下すると合成・推定の精度が低下する傾向がみられる．シミュレーションではこのような現象を再現することはできないが，2 次系と微分回路に異なった f_n と ζ を設定すると入力波形を正しく合成・推定できないことを示した．出力波形の忠実度を示す最高周波数が同じであっても，2 次系と微分回路に対する f_n と ζ の設定が異なる限り入力波形の合成・推定の精度は低下する．これは f_n と ζ の値が出力波形を観測したときの状態に対応したときのみ正しい入力波形が合成されることを意味するとともに，測定した f_n と ζ のみが入力波形推定の手がかりとなることを示している．導出系の f_n が低下すると推定の精度が低下するのは，測定系に何らかの付加的な要素が加わったため f_n と ζ では規定することができない複合系となったからでる．気泡が 3 方活栓等のコネクタ周辺にトラップされたり，溶存空気が気化し微小気泡となって液中を局所的に浮遊することによって起こると考えられる．このような場合，圧導出系を 2 次系として扱うことができず，これまで述べた推定理論そのものが成り立たない．

入力波形の推定精度を向上させる要点は，圧導出系のできるだけ最高周波数が高くなるように圧導出系を組み立て維持することにある．これによって導出系を 2 次系として扱うことができ，同時に出力波形の忠実度そのものが向上す

る．前掲の，

$y = (1/\omega_n{}^2) \cdot d^2e/dt^2 + (2\zeta/\omega_n) \cdot de/dt + e$

において，2次と1次の微分項は入・出力間の誤差項ないしは補正項と考えることができる．ここで，最高周波数を高くすることは ω_n を大きく，ζ を小さくすることと同義であり[5]，2次と1次の微分項の大きさを小さくすることになる．いいかえると，最高周波数を高く保つことは出力波形に対する2次系としての影響をできるだけ少なくすることを意味している．

結論として，カテーテルを用いた圧導出系の出力波形から入力波形を正しく推定するためには，なるべく忠実な出力波形が得られるように導出系の最高周波数を高く保つことが重要である．このことは忠実な波形が得られれば入力波形の推定は不要であることを意味するのではない．導出系を正確にアッセンブルすることによって，カテーテルの影響を排除した真の血管内圧を推定することができる．

参考文献

1. Milhorn HT: Application of control theory to physiological systems.　WB Saunders，London，1966
2. Stephenson FW: RC active filter design handbook.　John Wiley & Sons，New York，1985
3. Graeme JG，Tobey GE，Huelsman LP: Operational amplifiers.　Design and Applications.　McGaw-Hill Book Company，New York，1971
4. 藤田広一：アナログ電子計算機のプログラム．昭晃堂，1973
5. Kinefuchi Y，Suzuki T，Takiguchi M，et al: Natural frequency/ damping coefficient relationship of catheter-manometer system required for high-fidelity measurement of pulmonary arterial pressure.　J Anesthesia 7: 419-426，1993
6. 福山東雄，杵渕嘉夫，斉藤聡，他：肺動脈カテーテルを挿入したまま圧導出系の周波数特性を測定する．　麻酔・集中治療とテクノロジー 200 1，35 − 39，2001
7. Savitzky A，　Golay MJ: Smoothing and differentiation of data by simplified least squares procedures.　Analytical Chemistry 36:1627-1639，1964

ABSTRACT

Estimating Input Original Waveform from Catheter-Manometer System Output Waveform

Yoshio Kinefuchi，Satoru Saitoh*，
Haruo Fukuyama*，Masahiro Kanazawa*，
Shinya Itoh and Toshiyasu Suzuki*

The following relation holds between the waveform of input into the catheter-manometer system，y，and the output waveform therefrom，e:
$y = (1/\omega_n 2) \cdot d^2e/dt^2 + (2\zeta/\omega_n) \cdot de/dt + e$. Therefore，the input waveform can be estimated from the output waveform by determining the natural frequency，$f_n(= 2\pi/\omega_n)$ and damping coefficient，ζ，of the said system. In this study，we attempted to explore the cause of the reduction in precision of estimation due to decrease in natural frequency by constructing a second order system equivalent circuit and a differentiation/addition arithmetic circuit on a circuit simulator. The results demonstrated that correct estimation of input waveform were attainable only when the values of natural frequency and damping coefficient set for the arithmetic circuit coincided with the values of natural frequency and damping coefficient of the catheter-manometer system. Decreases in natural frequency correspond to such instances where the catheter-manometer system can no longer be regarded as a secondary system owing to involvement of various additional factors, thus nullifying the measured natural frequency and damping coefficient. This accounts for the reduction in precision.

Dept. of BME，School of High Technology for Human Welfare，Tokai University
**Dept. of Anesth.，School of Medicine，Tokai University*

弾性管内拍動流の数値シミュレーションモデル

横山博俊

はじめに

動脈圧波形は一般に末梢へ伝播するにつれて収縮期圧が高くなり，立ち上がりが急峻になる現象が知られている．これらの現象を説明するため，McDonald らによって圧波の反射による説明がされている[1]．この考えに従えば，動脈圧波動を順行性に伝播する波動とある部位で反射した逆行性に伝播する波動の 2 種類の波動の合成だと考えなくてはならない．動脈圧波動を線形の波動だと考えるよりも，順行性に伝播していく過程で波形が変化する非線形波動だと考えるほうが妥当なのではないだろうか．第 16 回日本麻酔・集中治療テクノロジー学会において私は動脈壁弾性が伸びに対して応力が比例しない非線形弾性を持つことに着目し，一次元非線形格子に置き換えて動脈圧波動の性質の再現性について検討した．しかしながら，このモデルは動脈系の循環動態モデルとしては不十分なものであった．循環動態について検討するモデルは，円筒管構造を持ち，流体粒子の運動，圧力分布の移動について説明できなくてはならない．今回，弾性管内拍動流の数理物理学モデルについて検討した．

方法および結果果

【数理物理学モデル】

今回の目的は，数値シミュレーション可能な数理物理学モデルを構築することである．非線形波動とは非線形の媒質を伝播する波動の総称である．普通，バネにはフックの法則が知られている．これは，バネに加えられた力と伸びた長さが比例するというものである．実際には，フックの法則のような関係，つまり力と伸びた長さが比例するというような線形の関係は自然界ではまれであって，多くの物質は加えられた力とその結果生じる長さの変化は比例しない，非線形の関係を有する．線形の関係が非線形の関係に勝っている点は，唯一つ，数学的な取り扱いが容易だという点である．非線形波動の取り扱いは厄介で，解析的に解けることはほとんど望めず，コンピュータによる数値解析により，近似的に解かれている場合がほとんどである．

動脈壁は加えた力を増していくと，伸展する割合がだんだん小さくなる，という弾性を有する．つまり，動脈壁は非線形弾性を持つから，その運動方程式は非線形偏微分方程式となる．数学的に取り扱いが困難なのはこの非線形偏微分方程式であって，これを解析的に解くことができないため，つまり式の代入や変数変換では解くことができないために，数値解析の技術が必要になる．

数値シミュレーションモデルは以下のように設定した．動脈は 1 本の円筒状の弾性管とし，その弾性は非線形性，つまり伸展による引っ張り応力が比例しない．また，円筒管の壁の非線形弾性はあらゆる方向で同一であり，他の方向の伸びに対して独立であると仮定した．このようにおくと計算が容易になる．弾性管においては軸方向と円周方向に引っ張り応力が作用する (図

国立金沢病院　麻酔科

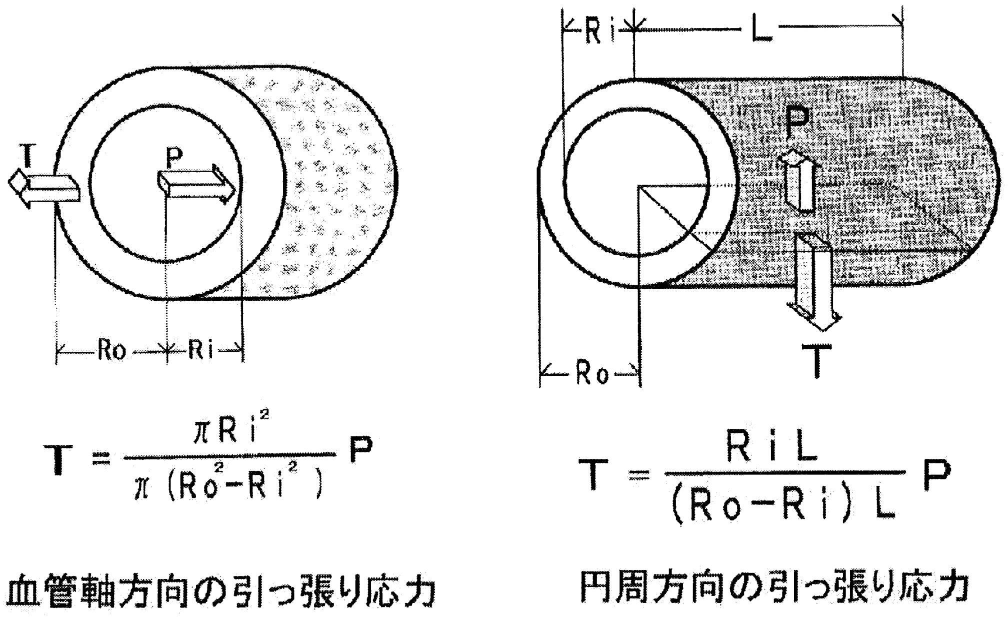


図 1　血管軸方向と円周方向の引っ張り応力

1)．従って，動脈は軸方向と円周方向の 2 方向に伸展する [2)]．つまり，動脈は縦波と横波を含有する．

ここで，注意しなければならないのは 1 次元非線形格子の数理物理学的な取り扱いである．1 次元非線形格子を数学的に処理する場合，原点を固定すると格子点は無限遠点までその運動初期から移動しなければならない．振幅が小さい場合などは無視することも可能だが，振幅が大きければこれは無視する事ができない．従って，一直線上に配列させることは不可能で，少なくとも 2 次元以上に配列させなければならない．このため，血管軸方向の 1 次元非線形格子は円筒管の表面に螺旋曲線として配置した．このように置くことにより，非線形波動の特徴である伸展した一塊の波動をさらに先に置いた格子に影響を与えることなく運動させられる．

このモデルでは壁の非線形性は一様である．このように置かなければ一本の弾性管モデル内で輸送される流体粒子の数が変動し，モデルが成立しなくなる．非線形性が強く

非線形項を含むバネのポテンシャル

$$\phi(x_n) = \frac{1}{2} k \left\{ x_n{}^2 + \frac{2}{3} \alpha x_n{}^3 \right\}$$

非線形格子の運動方程式

$$m \frac{d^2 r_n}{d\ t^2} = \phi'(x_{n+1}) + \phi'(x_{n-1}) - 2\phi'(x_n)$$

図 2　動脈壁を構成する非線形格子のポテンシャルと運動方程式

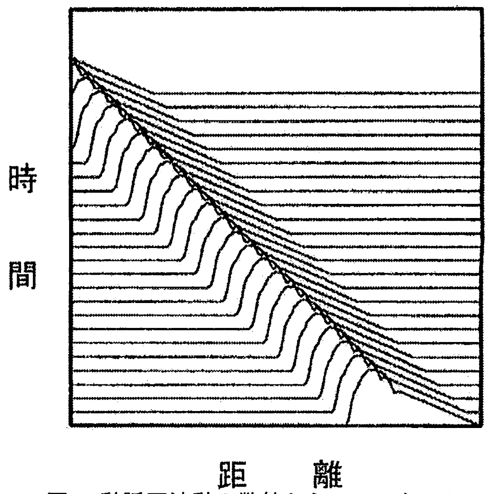


図 3　動脈圧波動の数値シミュレーション

なれば，伸展する程度が小さくなるため運べる流体粒子の量が減少するが，実際の脈管は枝分かれしながら壁の非線形性を徐々に強くしていると考えられる．

非線形格子のポテンシャルは図 2 に示す．非線形偏微分方程式となる運動方程式をたて，非線形微差分方程式に変換し，差分公式を当てはめ，数値解析をおこなった．今回の非線形波動は形を変えず，末梢へと伝播する．プログラムはVisualC++5.0で作成した．(NECPC9821Xt, Windows2000) 結果は図 3 に示す．これは非線形弾性が均一な血管において末梢へ伝播する動脈圧波動を示す．

動脈圧波動を 3 次元上の脈管で伝播させるためには，円筒管のたわみを考慮しなければならない．計算上の便宜のために，円筒管上に螺旋楕円座標を置いた．円筒管上の螺旋曲線に位相のずれを合わせた正弦曲線，つまり円筒管を横切る楕円を置いた．図 4 にその展開図を示す．これはコンピュータでプログラムしたものだが，これは今回，螺旋楕円座標と呼ぶ．この螺旋楕円座標上の 1 つ 1 つの格子の面積は一定である．これは容易に証明できる．これにより，格子の質量を一定に置くことができる．

螺旋楕円座標は状況によって変化しなければならない．つまり，輸送する流体粒子が多ければ螺旋の傾き，円筒を横切る楕円の傾きは急峻となるが，輸送する流体粒子が少なければその逆となる．従って，円筒管は波動を伝播する部分で先端と終点を持ち，螺旋楕円座標に倣って螺旋状にたわんでいなければならない．軸は先端部分と終点部分の楕円面の傾きの影響を受ける．

円筒管内の流体粒子は強い非線形の圧縮性を有する．通常の流体力学では液体の圧縮性は無視できる場合が多いが，弾性管内拍動流では

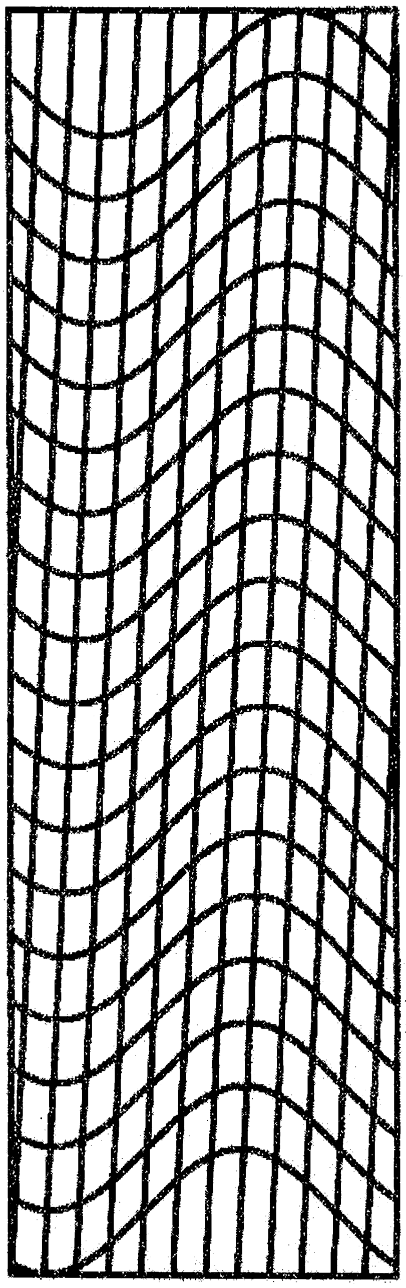


図 4 螺旋楕円座標

管内の流体の圧力分布は非線形の圧縮性によって壁の非線形波動運動に追従する．動脈圧波動は壁の非線形波動に脈管内の流体の非線形圧波動が追従する二重構造であると考えられる．こ

の結果，円周方向の壁の運動は血管内の圧波動によって生じると考えられる．たわんだ部分は螺旋楕円座標に従って，螺旋状に脈管を運動する．それに従って，流体粒子はその粘性によって壁に運動による外力を受けて螺旋状に運動する．つまり，動脈内の流体粒子は間歇的螺旋状層流になると考えられる．

考　察

非線形波動は力とそれによる変位が線形ではない媒質を伝播する波動の総称だが，これらには線形波動に認められない性質がある．非線形波動では線形波動のように周波数成分ごとに分解して考慮することはできないが，波動が媒質の一塊の変位として運動する，一つの集合体として機能する特徴を持っている．このような特徴は近年明らかになったものだが[3]，これは非線形波動の運動方程式が非線形偏微分方程式となるため，解析的に解くことが困難であったためと思われる．自然界の物質のほとんどが非線形の弾性を有するにもかかわらず，我々が線形の物理学しか知らないため，非線形弾性を有する物質の運動等についての研究が不十分である可能性がある．

動脈壁の弾性は非線形性を有しており，このことから動脈壁に関わる波動は非線形波動でなくてはならない．しかも，動脈は3次元の立体であり，壁に1次元非線形格子を埋め込むためには，数学的な研究が必要である．今回の試みでは，円筒管上に螺旋曲線と楕円を貼り付け，楕円は螺旋曲線と位相が一致するように変位させた．このように置けば螺旋曲線と楕円で区切られる格子の面積は一定にすることができる．螺旋曲線が血管軸方向の非線形格子で構成されており，楕円は円周方向の非線形格子で構成される．螺旋曲線は血管軸方向の運動を表すわけだから，動脈圧波動の主体は螺旋曲線上の非線形格子によって決定されると考えられる．これに従って，動脈内の流体の圧波動が誘導され，楕円曲線上の非線形格子の運動が引き起こされると考えられる．

結　語

今回の弾性管内拍動流の数値シミュレーションモデルは，壁は計算上，螺旋楕円座標上に置いた非線形格子とし，脈管のたわみが螺旋状に運動する．血管内の圧波動は液体の非線形性の圧縮性によって，壁の非線形波動運動に追従すると考えられる．流体粒子は粘性によって壁の運動に誘導される間歇的螺旋状層流となると考えられる．

動脈圧波動の研究のためには，動脈系に対応する複雑な枝分かれ構造や曲面の数学的操作，流体粒子運動の計算と視覚化の技術が必要だと思われる．

参考文献

1. Wilmer W Nichols,Michael F O'Rourke: McDonald's Blood Flow in Arteries, 1998, Arnold
2. Y.C. ファン：大橋義夫，村上澄男，神谷紀生共訳：連続体の力学入門　改訂版.p20,1980, 東京，培風館
3. 渡辺慎介：ソリトン物理入門，1985, 東京，培風館

ABSTRACT

Computer Simulation Model of Pulsatile Flow in the Elastic Tube

Hirotoshi Yokoyama

From the viewpoint of mathematical physics ,the ideal model of arterial system doesn't exist yet. An arterial pressure wave can be thought to depend on the non-linear elasticity of the artery wall greatly. I made the mathematical physical model of the arterial system based on this. One elastic tube that has non-linear elasticity is the model of the arterial system. An artery pressure wave progresses with a spiral curve and an oval that pasted on the surface of the elastic tube and sagging along the spiral curve. Fluid particles have the non-linear compressibility. It is led by the movement of the wall, and fluid particles inside the elastic tube exercise in the spiral-shaped. A computer simulation of the arterial pressure wave progression in the elastic tube was done under the fixed non-linear elasticity this time. The numerical analysis of the non-linear partial differential equation occupies a important position in the simulation of the non-linear wave progression.

A new idea from the mathematical physics should be necessary to create the model of the arterial system, and a help of the computer is asked, and it must be researched more.

key word: arterial system, non-linear elasticity, arterial pressure, simulation model, non-linear wave progression

Division of anesthesia , Kanazawa National Hospital, 1-1, Shimoishibiki, Kanazawa, Ishikawa, 920-8650, Japan

大量の謄写版文字のＯＣＲの経験

諏訪邦夫

はじめに

大量の謄写版文字に OCR を使用した経験を述べた．

方　法

材料：

1955～1961 年までに発行した医学生時代のクラス雑誌 4 冊で，総計約 600 頁，でき上がりのテキストのサイズで 1.12MB であった．

引き受けの問題点：

当初引き受けた時点での問題点は，

1. これほど大量である点を忘れていた．一冊だけと思っていた．(自分自身も何度も書いているのだが．)
2. 謄写版印刷であることを忘れていた．活版か少なくとも日本語タイプ印刷と思っていた．
3. 手書きの OCR が極端にむずかしい点を知らなかった．

考　察

仕事を開始してから判明した問題点

一方，仕事を開始してから判明した問題点は以下の通りである．

1. 仕事を開始してすぐ判明した点謄写版文字は手書きと同じで，通常の OCR は性能がまったく不満足である．
2. しかも，謄写版印刷は「かすれ」が多い分だけ，通常のしっかりした手書き以上に OCR 使用が困難である．
3. 試用：数種の OCR ソフトウェアを試用した．手書き文字に対しては，いずれも同様に低性能で特に優れたものも見当たらなかったので，結局使い慣れた「読んでココ：V8」を使用した．テキスト側を処理する時に，対応する原図側を示してくれる点が大きな利点と感じた．この機能は新しい OCR ソフトは持っているものが多い．
4. 分量と処理時間：一頁の処理に 20-30 分程度を要した．したがって，単純計算で 200 時間程度費やした計算になる．気持ちでは「力づくの仕事」という印象を抱いている．

   6 月始めに開始して 9 月半ばに原稿を送付したので，要した期間は 3ヶ月半である．このうち，8～9 月が夏休みで時間の余裕が多くあり，比較的短期間の完成を可能にしたと感じる．
5. 漢字の読み取りは，精度が極端に悪かった．
6. JIS 第二水準にはあるが使用頻度が低くて読みの登録されていない漢字，第三水準まで探さないとみつからない漢字などが多く使われていて，その探索に骨が折れた．第二水準も第三水準も「見つけやすい順序」に並んでいるとは言えない．また，たとえ「読み」が登録されていても，その「読みを知らない」文字も少なくない．
7. 手書き独特の「嘘字」はまったく処理できなかった．たとえば「歴」を「厂」,「権」を「木偏＋又」,「議」を「言偏＋ギ」と書く類である．
8. 個人毎に使用する用語や漢字が異なる点も，変換をむずかしくした．さらに，若者の文章らしくドイツ語やフランス語が自在に挿入されている点も困難を増した．

帝京大学八王子キャンパス (学部所属なし)

9. 仮名の読み取りは,「登録」で精度がかなり向上する．しかし，書く人がかわるとくせが変わり，再登録が必要な場合が多かった．

10. 仮名でも登録で解決できなかった点が一つある．手書き文字は,「どこまでが一文字か判別が困難」らしい．大きさが定っていない故らしい．特にコンポーネントが分割して，しかもその各々にも対応のある字が苦手である.「う」は数多く登録したが，認識率が低く,「点+ つ」という認識が最後まで解決できなかった．

11. 英語では「単語辞書を使う」ことによって認識率が格段に向上する．日本語ではこの利点を発揮できない．認識率の低い場合，特に大きな弱点になる．

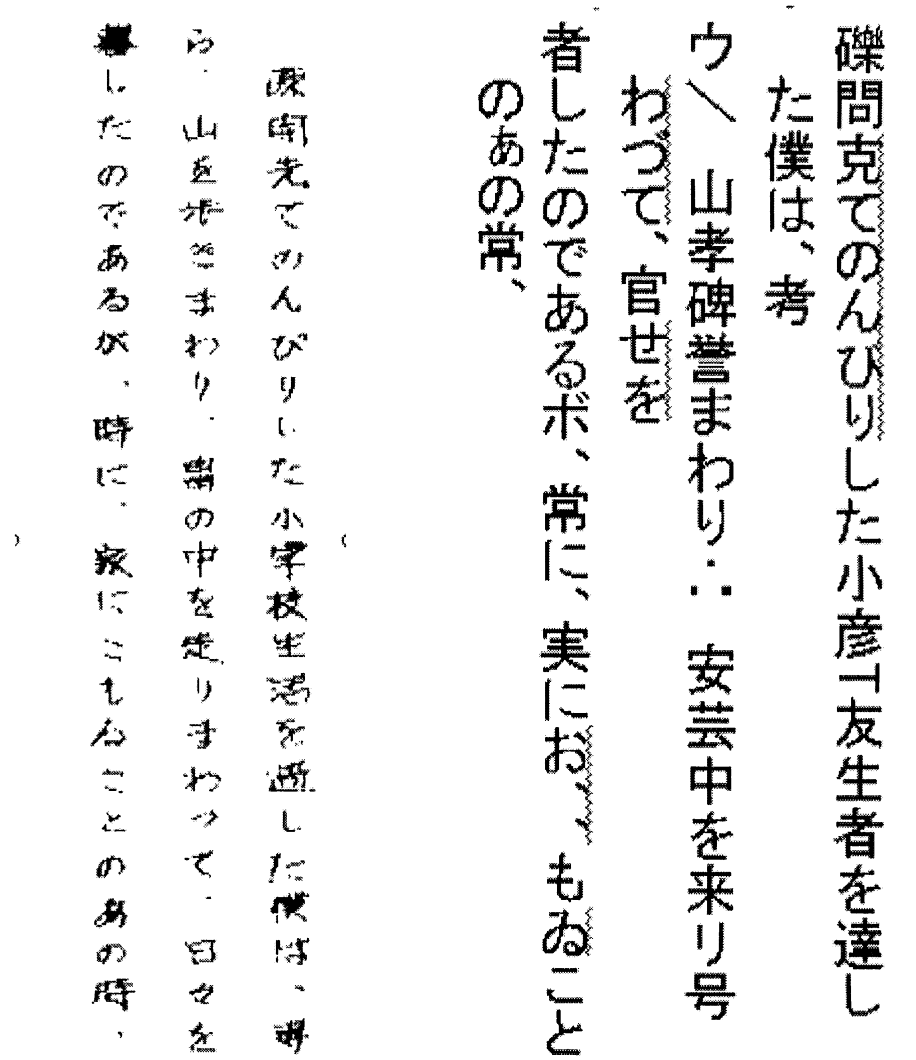


図 1 原文と OCR とを比較したもの．
仮名はかなり判読できているが，漢字は判読できているものが少ない．

楽しかった点

一頁を 30 分で読むという丁寧な「読書」で，それ自体は楽しかった．「40 年前の自分達を眺める気持」と言えようか．

40 年前の文章で，以下の事柄に気づいた．

- 内容面

  1. 安保条約 (日米安全保障条約) の改定，警職法 (警察官職務執行法) 制定に対する学生運動が大きな問題になっている．
  2. 戦時中の記憶，疎開の経験，戦争直後の苦しい経験，外地の経験，引き上げの経験などがまだ生々しい時代で，それを記述した文章が数多くあった．
  3. 若者らしい感覚や議論は予想通りだが，特に感心した点もいくつかあった．

     a) 自然破壊を糾弾する次の文章がある．いろいろと実例を描写した後で,「日本の都市は自然の痕跡を駆逐する事を目標としているかの様であります」と述べている．この号 (最終号) は 1961 年始めの発行で，日本が高度成長に入る以前であり，レイチェル=カーソンの「沈黙の春」と同時点である．日本人の認識としては早期の主張で，私個人がこうした認識に達したのはずっと後のことだったと記憶している．

     b) 英文をつづった小説とエッセイが各一編あり，いずれも英文として立派である．

     c) 乗り物の中で睡眠時無呼吸症候群を観察して，もちろんそういう名前や概念を知らないままで詳細に記述したエッセイがある．

- 文章と文字の特徴：

  1. 旧仮名遣いの癖が少し残っている．

     全文を旧仮名遣いで書いている人はいなかったが，ところどころに旧仮名遣いの癖が少し残っていた．
  2. 単位．

     現在は使わない単位が使われている．例は 1 貫目 (3.75 ｋ ｇ)，1 里（≒ 4km）など．現在も使う単位だが文字が違う場合もある．例は 1 糎 (＝ 1 cm) など．
  3. 印刷して復刻する問題．

     当初から「復刻したい」という希望があるが，費用の点で見通しはついていない．150 部印刷で百万円前後が必要と想像される．たとえ全員が購入しても，一人一万円以上の費用で，賛意を得られそうにない．

     商品化は著作権との関係で困難で不可能に近い．連絡のとれない人もおり，全員が了承するとは考えにくい.「賛成の人だけ」という考えもあろうが，それも含めて今後の検討事項である．

手書き OCR の問題

推察であるが，需要が少ないことが低性能の最大原因と考えられる．しかし，今後需要が増すとも考えにくいので，大幅な改善は望めそうもない．単語辞書の活用，学習によるインテリジェント化などに望みがあるだろう．

結　論

現在の OCR は，印刷文字に対しては良好に機能するが，手書き文字のそれは貧弱で，解決はむずかしい．

ABSTRACT

Optical Character Recognition of Handwritten manuscripts. Lessons learned from arranging old medical school classmate magazines.

Kunio Suwa, M.D.

OCR (optical character recognition) of very large amount of handwritten manuscripts was carried out. The material used was the medical school classmate magazine, published some forty years ago, and consisted of approximately 600 printed pages or 1.12MB as a text-file after being entered into a computer. This reports a few lessons learned from these experiences. Current OCR software's perform quite well for printed pages even for complex Japanese characters. Their function, however, was found to be extremely poor for handwritten characters. OCR of Kana's (phonetic signs) may be acceptable particularly when combined with learning capability of the software. That of Kanji's was of only better than none. Correct recognition rate for these particular manuscripts was less than twenty per cent. The same magazine had some 20 pages of typewritten English text using an old instrument. Their OCR came out nearly perfect, showing advantage of alphabet in this aspect.

Key Words: OCR, handwriting, copyright, Kana, Kanji

Teikyo University Hachioji-Campus Bldg12, Rm:1-15, K. Suwa's Study Rm 359 Ohtsuka, Hachioji, Tokyo 192-0395 Japan. Email：kunio.suwa@nifty.ne.jp

麻酔科学情報処理の国際的な動き DATAMSについて

菅井直介*，岩瀬良範†

はじめに

米国政府は医療情報の管理のために，医学情報を記号化して処理する方針を打ち出し，1970年代から SNOMED (Systematized Nomenclature of Medicine) を立ち上げている．また，HL7 (Health Level 7) も広く使用されており，日本でもこれらの用語集は医学情報処理に用いられている．

DDTFについて

米国麻酔科学会の下部組織である APSF (Anesthesia Patient Safety Foundation) は，麻酔科学関係の用語を符号化して情報処理するための組織として DDTF (Data Dictionary Task Force) を組織し，委員長 Dr. Terri Monk (University of Florida-Gainesville) 技術面は Dr. Iain Sanderson (Duke University) が担当している．2003年10月，サンフランシスコにおける米国麻酔科学会の際に，DDTF についてのワークショップが開かれ，著者らも出席したのでこの動きについて紹介する．

麻酔情報処理の国際化

DDTF はまず米国，英国とカナダを含む英語圏で麻酔科の情報処理の共通化を図ることを目指している．ここで，麻酔関係の用語は SNOMED の一部であるので，これとの統合化を図る．また，連邦政府は米国内で SNOMED を自由に使うことを許可し，これの普及を奨励している．したがって麻酔情報処理にも SNOMED を用いることが可能である．

DATAMS

DDTF が行おうとしているのはデータを比較するためのソフトウエアである Distributed Anesthesia Terms and Mapping System (DATAMS) を作ることである．すなわち DATAMS では麻酔関係の用語，熟語，慣用句の中心的なデータベースを作り，各種の自動麻酔記録装置や各施設で行われているデータ操作の方法などすべてを操作する Reference Set と一連の Application を作ることを目的としている．そして，世界各地のユーザーが Reference Set の作製と維持に関与出来るようにして，将来的には，DATAMS は Internet のように使われることをねらっている．

DATAMSの関係者

DATAMS を構築するにあたっては次のような構成員を考えている．

- Lead Maintainer
  Clinical Working Group(CWG) の一人，Reference Set 改定の最終責任者
- CWG メンバー
  Reference Set の作製維持
- 自動麻酔記録装置を含む装置の Vendor 代表
  必要なデータベースの用語が採用されることをチェック　Reference Set の内容について CWG に提言

*茅ヶ埼徳洲会病院麻酔科
†獨協医科大学救急医学・麻酔部

- 関心のある麻酔科医
  用語とコメントを提言
- 病院と麻酔科の情報処理関係者
  自分たちの用語がReference Setに組み入れられることをチェック
- 統計学専門家
  データ処理できるようチェック

麻酔のＲｅｆｅｒｅｎｃｅ ＳｅｔおよびＤＡＴＡＭＳと日本の麻酔

日本でも電子カルテへの全面移行は必至と考えられており，すでに多くの病院で電子カルテが実用化している．また，麻酔自動記録の普及も進んでおり，電子カルテには自動麻酔記録装置からのデータが収録される．したがって，これらのデータを比較検討するシステムが必要で，これはできるだけ広い範囲の病院で共通に用いられるのが望ましい．したがって，わが国でもDATAMSのようなシステムが使用されるようになる可能性は高いと考えられる．

ＪＳＴＡの取り組み

JSTAはDATAMSの実用化ならびに麻酔自動記録の普及にも備えて，国際的な動きに注目する必要がある．しかし，SNOMEDのような米国政府が特許をもつ用語集の日本における使用が容易になることが前提条件である．また，これらの日本での使用が容易になるには用語の翻訳，日本の麻酔臨床の方法も取り込むなどが必要で，これらの問題を解決してDATAMS普及に積極的に参加する必要があろう．

参考文献

1. Sanderson I, The DDTF reference set, ASA 2003 Materials, Prepared by DDTF for the DDTF Sponsors, The Anesthesia Patient Safety Foundation , 2003

ABSTRACT

International trend in anesthesia information management-DATAMS-

Naosuke SUGAI, Yoshinori IWASE*

In 2002, Anesthesia Patient Safety Foundation (APSF) of the American Society of Anesthesiologists organized Data Dictionary Task Force in order to standardize anesthesia information management with Dr. Terri Monk (University of Florida) as the clinical director and Dr. Iain Sanderson (Duke University) as the technical director. Main purpose of the task force is to develop DATAMS (Distributed Anesthesia Terms and Mapping System). DATAMS enables information management from multiple sources and comparison of these data. Eventually this can be used like Internet to compare anesthesia data from different hospitals world wide. If Japan is to cooperate in this project, it is necessary that SNOMED can be used freely outside the USA and the terminology is translated into Japanese.

Key Words: APSF, DDTF, SNOMED, DATAMS, anesthesia information management

Department of Anesthesiology and Pain Relief Center, Chigasaki Tokushukai Medical Center, Saiwaicho, Chigasaki, Kanagawa 253-0052, Japan

**Department of Emergency Medicine, Section of Anesthesiology, Dokkyo University School of Medicine, Shimotsukagun, Mibucho, Tochigi 321-0293, Japan*

ファイルメーカー Pro で病院情報システムのデータを利用する

讃岐美智義

はじめに

当院では，院内標準アプリケーションソフトウエア（WORD, EXCEL, POWERPOINT, ファイルメーカー Pro）が選定されており，病院全体で同じアプリケーションを使用している．しかし，公認データベースソフトウエアはファイルメーカー Pro（FMP）を，病院情報システムはORACLE を使用しているため通常は相互に情報交換ができない．また，FMP を利用して麻酔台帳などの患者データベースを作成する際，病名・術式などは選択リストを利用することで入力を簡略化できるが，患者属性である氏名・生年月日などは手入力を避けられない．データの確認は，ID カードやカルテなどを参照しなければならず，手入力であることから未入力や不正確なデータが入力されている．そこで，患者基本データを容易に入力できるように FMP で以下の仕様の FMP データベースファイルを作成し，また，当院のイントラネット上で各診療科で利用できるように以下の仕様のプログラムを開発した．

方　法

(1) 仕様

1. 外部と接続されていないイントラネット上にある，患者属性サーバの ORACLE データベース（図 1）上に登録された患者基本情報（約 30 万件）を，ファイルメーカー Pro サーバ上のファイルに ODBC 経由で複製する（図 2）
2. 患者番号（ID），患者氏名（かな），生年月日，性別，患者氏名（漢字），住所，郵便番号，電話番号，入院外来区分のみを取り込んだ FMP のデータベースファイル（表 1）を作成し，内部プログラムにより毎日，自動更新する
3. 当日の新発行 ID に関しては，FMP 検索時に，ORACLE の即時検索を行い FMP データベースに複製する
4. ユーザー側では ID をリレーションフィールドに設定して，ID 以外の項目をルックアップさせる
5. 患者氏名（かな）より ID 候補の検索機能を持つプログラムも作成する

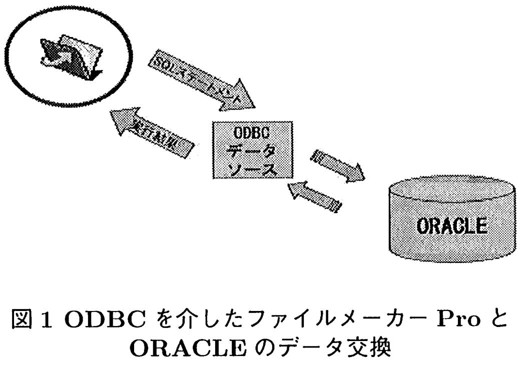


図 1 ODBC を介したファイルメーカー Pro と ORACLE のデータ交換

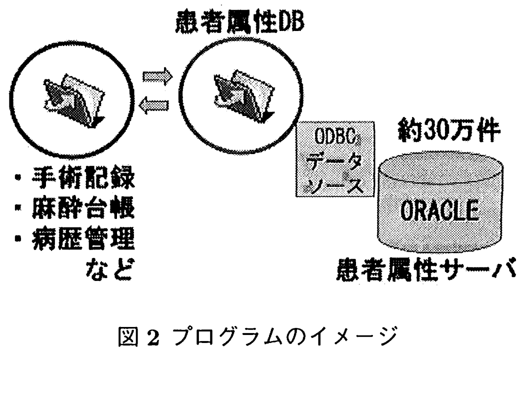


図 2 プログラムのイメージ

広島市立安佐市民病院麻酔・集中治療科

患者番号	半角英数　99-9999-9
患者氏名かな	半角カナ
生年月日	西暦4桁/月/日
性別	M:男性、F:女性
患者氏名漢字	全角10文字
住所漢字	全角40文字
郵便番号	半角英数 999-9999
電話番号	半角英数
入外区分	0:外来、1:入院

表1　患者属性サーバからの情報

```
SELECT "T_KJ_患者登録"."患者番号",
"T_KJ_患者登録"."患者氏名カナ",
"T_KJ_患者登録 "."生年月日",
"T_KJ_患者登録"."性別",
"T_KJ_患者登録"."患者氏名漢字",
"T_KJ_患者登録 "."漢字住所名",
"T_KJ_患者登録"."郵便番号",
"T_KJ_患者登録"."電話番号",
"T_KJ_患者登録 "."入外区分 "
FROM "T_KJ_患者登録"
WHERE "T_KJ_患者登録"."患者番号" =
```

表2 インポート（SQL）プログラム

以上の作業をプログラム内部で自動処理をするため，ユーザーが直接，病院情報システムの患者属性サーバをアクセスする必要がなく，コピーに対して作業を行うため，ハッキングを除く通常の操作においては登録内容の削除，改変の危険は皆無である．

(2) 苦労した点

病院情報システムのから患者基本情報を外部プログラムに取り出すことに関して事務側への必要性の説明とシステム開発会社から患者属性サーバのデータ構造の入手が最も難関であった．これらを進めるに当たって，まず患者属性データベース(FMP)利用に関する規約の作成や院内情報システム検討委員会での承認を必要とした．その後，実際のプログラムを作成するための情報を入手可能になった．ファイルメーカーProのスクリプトを利用（図3）してSQLコマンドを埋め込むことが可能であるが，フィールド名に日本語を使用していたため複雑な表記となった（表2）．ユーザーへの説明用マニュアル作成を行ったが，実際の設定には短時間ではあるがプログラム作成者のサポートを要した．

(3) 運用上の手続き

セキュリティの問題，データの流出に対しては，責任の所在を明文化して職員のデータに関する取り扱い規約（表3）を遵守するように徹底を図った．

(4) 経費効果等

既存のサーバを利用できるように，ファイルメーカーProで動作するプログラムを開発したため開発経費は不要であった．効果としては，全

【利用目的】
診療業務、医学研究および医学教育、医療事務、診療上必要な資料作成、病院長が認めた場合
【当院外部への提供の禁止】
例外規定
【注意事項】
範囲外使用の禁止
不正に加工、改ざんしない
電子データを紛失しない→所属長に報告、措置
退職する場合、所属長に返却
これ以外は、広島市個人情報保護、公開条例による

表3 患者情報の電子データの利用に関する取り扱い

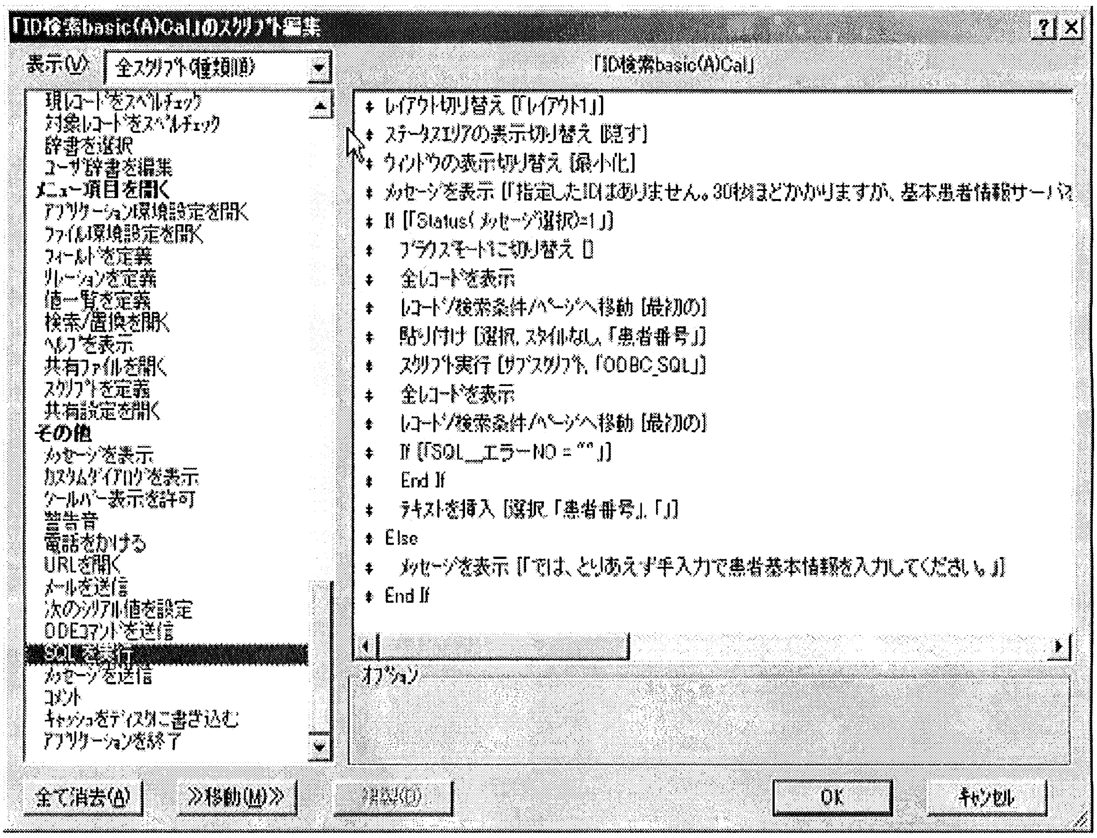


図3 作成したファイルメーカーProのスクリプト

ての診療科，すべての部門で一元管理された患者情報が自作のシステムでも活用できるため，電子カルテシステム，オーダリングシステムのみでは実現できないプログラム（汎用性はないが部門内では有益なものなど）でのデータの活用が可能になる．すでに3科，4病棟で有効に活用されているのを確認している．

(5) システムの発展性

病院基幹情報システムの機能を補完する（自作）診療支援ソフトウエアは，今後の電子カルテの導入で，さらに必要性が高まると考えられる．基幹システムからのデータを，自作ソフトウエアで利用できる環境を整えることに意義がある．また，経費をかけずにFMPを利用したシステムを構築することは，病院の発展にとっても多大な貢献を果たすと考えられる．病院情報システムからのデータをユーザー側で利用できる環境を整えるためには，病院内での手続きやコンセンサスが必要で，十分に議論をしなければならないが，いったん認められればユーザーにとっては使いやすい病院情報システムとなることが期待される．

結　語

病院情報システムと連携してFMPで動作する，患者属性データベースを作成し，院内のFMPユーザー（診療科）に公開した．

参考文献

1. 高岡 幸生, 向井 領治：ファイルメーカーPro応用講座. オーム社　2002, 東京

2. 木下 雄一朗：ファイルメーカー Pro によるシステム構築—for Windows&Mac. アスキー 2003, 東京
3. 浅野 道雄：医療関係者のためのファイルメーカー Pro 活用マニュアル南江堂　2002, 東京

ABSTRACT

The data of a hospital information system is used by FileMaker ProR.

Michiyoshi SANUKI

A hospital information system was developed using the software application FileMaker ProR. Although input has been simplified by allowing the disease and type to be selected from lists when creating the patient database, it is still necessary to input such data as name, birth date, and other basic information with a keyboard while referring to the ID card or chart. Since input errors and inaccurate data are inevitable with manual entry, a program that automatically inputs patient basic information via ODBC from the hospital information system was developed.

keywords:
hospital information system, ODBC, SQL

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

JSA 麻酔台帳の普及のために

讃岐美智義

はじめに

2001 年の本学会でのシンポジウム「全国的な麻酔記録データベースの可能性」では、麻酔台帳のみならず麻酔記録の標準化について議論し、その必要性を確認した．その直後、厚生労働省から「保健医療分野の情報化にむけてのグランドデザインの策定について」が発表され、医療業界はIT 化を急速に推し進める必要性が出てきた．なかでも麻酔科臨床の基本データベースである「(周術期記録を含む) 麻酔台帳」の標準化の必要性が高まってきた．

一方、日本麻酔科学会（JSA）指導病院を対象とした麻酔関連偶発症例調査[1−6]は、2004 年から第 3 次調査（2004 年 1 月 1 日から適用）が始まり、第 2 次調査以上に詳細な報告（偶発症例の報告だけでなく、全麻酔管理症例の当該施設での年齢・性別、麻酔リスク別、手術部位別、麻酔法別分類などのデータ）が要求されるため、入力や集計の手間が少ない麻酔台帳が必須となる．

本学会で発表してきたASA-OS をコアとする電子麻酔台帳[7−11]は、偶発症例調査の麻酔台帳（JSA 麻酔台帳）として日本麻酔科学会より配布されることとなったが、各病院の諸事情（病院情報システムの介在、既存の麻酔台帳の存在）や技術的な理由で移行ができないことも十分に考えられる．JSA 麻酔台帳を偶発症例調査の目的のためだけでなく、全国レベルの「標準化麻酔台帳」とするために解決すべき問題点を報告し、課題項目の実現の可能性について述べる．

広島市立安佐市民病院麻酔・集中治療科

1.「JSA 麻酔台帳」とは

2004 年度から始まった（社）日本麻酔科学会の第 3 次偶発症例調査のために配布された麻酔台帳で、その起源は当学会で発表したASA-OS である．症例の要約を記述する麻酔台帳機能の他に偶発症例集計機能、偶発症例提出データ作成機能を合わせ持つ．麻酔科学会から偶発症例調査報告書とともに毎年 12 月に認定病院に発送される、フリーで使用できる（社）日本麻酔科学会公認の麻酔台帳である（図 1）．

2. JSA 麻酔台帳の目的

JSA 麻酔台帳の目的として、日本麻酔科学会は以下の項目を挙げている．(1) 第 3 次偶発症例調査における各施設の負担軽減、(2) 年間集計, 回答作成の簡素化、(3) 全患者の基本情報提供の促進、(4) 電子カルテとの整合性の促進、(5) データの収集方法や保存形式の標準化の推進（デファクトスタンダードの確立）、(6) 保健医療福祉情報システム工業会 (JAHIS) との連携（電子カルテとの一体化）．これらのことより、偶発症例調査の目的だけでなく麻酔台帳の全国標準化を視野に入れたものであると考えられる．また、標準化のためには、今後、普及するであろう電子カルテを意識しJAHIS に対しても第 3 次偶発症例調査の目的とJSA 麻酔台帳の仕様について連携を図っている．

3. プログラムの特徴

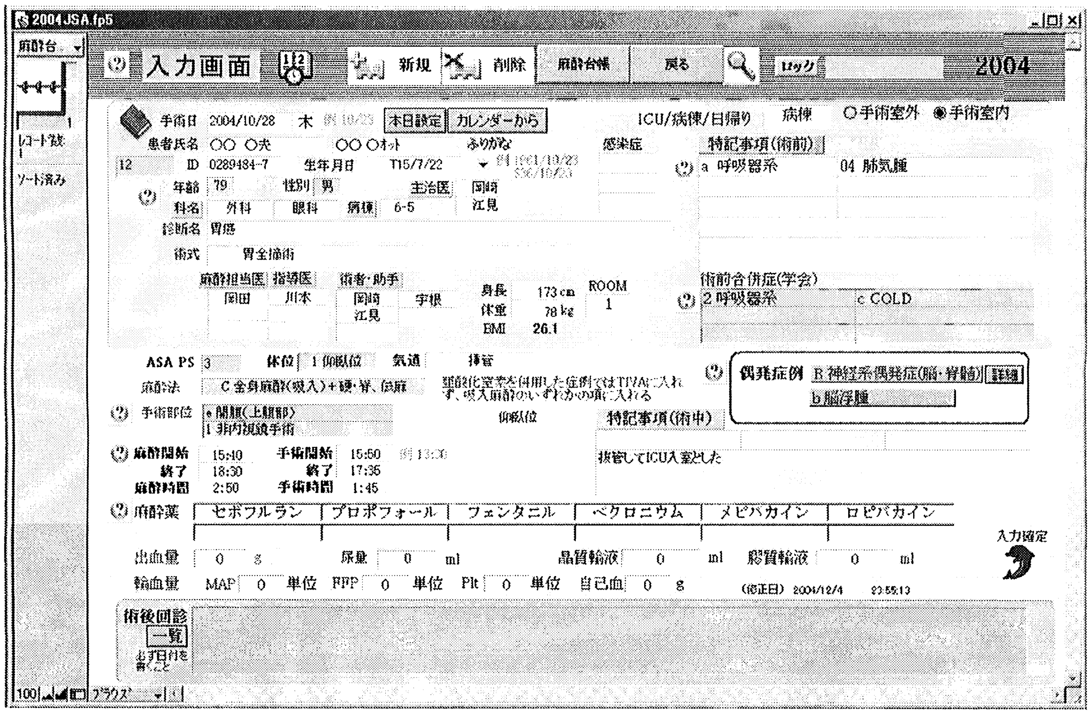


図１（社）日本麻酔科学会公認の麻酔台帳

1. パソコン１台で動作が可能で、特別なデータベースプログラムを必要としない
2. Windows と Macintosh（OSX 含む）の両機種で動作する
3. 2004 年からの調査に完全対応
4. カレンダーからの日付入力と、症例検索時のカレンダーによる日付指定が可能
5. 入力したデータの検索が容易で、テキスト形式データとして外部出力が可能
6. 術者、麻酔科医、病棟、診療科、術前合併症、術中コメントなどは各病院の実情にあわせたカスタマイズ後、リストからの選択が可能
7. パスワードにより管理者モードと一般ユーザーモードの使い分けが可能
8. 各症例の入力を積み重ねれば１ヶ月単位（１年単位）で必要な調査項目の集計が容易
9. できるだけリスト化された語句を利用することで入力時間を節約
10. 詳細なマニュアルを添付

4. JSA 麻酔台帳 FM

「JSA 麻酔台帳」はファイルメーカー Pro(ファイルメーカー社)のランタイム版が含まれており、アプリケーションなしで動作するが、基本的に単体ではデータベース構造の変更はできない．そこで、ファイルメーカー Pro(アプリケーション)

(1) 日本麻酔科学会公認麻酔台帳でないことを理解しています．
(2) 改変は自己責任で行います．それにより、不利益を被った場合も不服を申し立てません．
(3) 学会発表，論文掲載または研究目的で使用する場合，作者に連絡します．
(4) 商用目的 (商品の宣伝活動含む) の場合は別途相談します．
(5) パスワードは口外しないことを誓います．
(6) メーリングリストにメールアドレスを登録します．
(7) ファイル，フィールドやリレーションを削除，名前変更しません (作成のみを行います)．

表 1 JSA 麻酔台帳パスワード公開規約

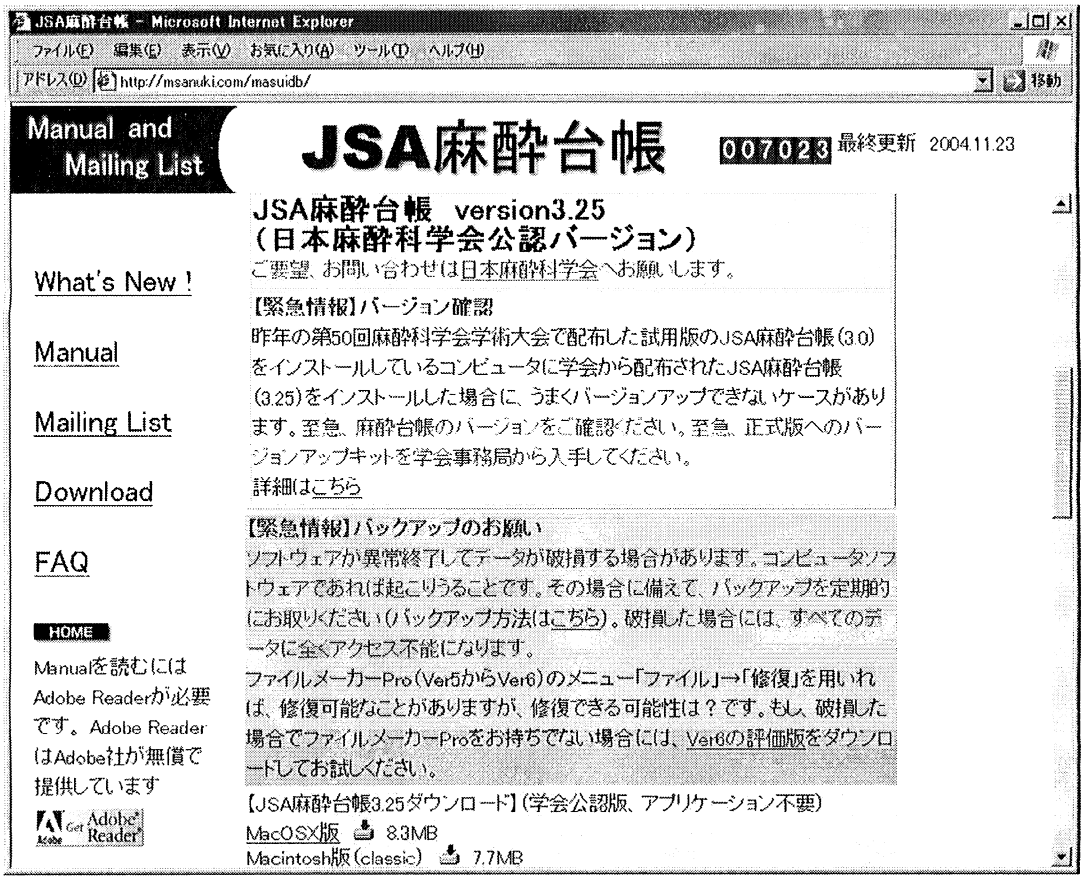


図 2 ホームページ【JSA 麻酔台帳】http://msanuki.com/masuidb/

が必要だが、「JSA 麻酔台帳」と同じ構造のファイルを改変可能なものとした「JSA 麻酔台帳 FM」をホームページ上で配布している．また、ファイルメーカー Server を使用すればネットワークでも運用が可能である．ただし、「JSA 麻酔台帳 FM」は（社）日本麻酔科学会公認版ではない．また、「JSA 麻酔台帳」でもファイルメーカー Pro を使用すれば若干の変更が可能であるが、このような方法で改変したものは麻酔科学会の公認版とは認められない．

なお、JSA 麻酔台帳パスワード公開規約（表 1）に同意が得られた場合に、「JSA 麻酔台帳 FM」のソースファイルのすべてにアクセス可能なスーパーパスワードをインターネット上（http://msanuki.com/masuidb/ 参照）で発行している．

5. 動作環境

【ハードウエア】

MacOS8.6 以上（MacOSX10.1 以上）または Windows98 以上を搭載したコンピュータ 1 台と XGA（1024 × 768 ドット）以上のモニター画面が必要である．

【ソフトウエア】

データベースアプリケーションは不要である．

6. サポート

ホームページおよびメーリングリストで、ユーザー同士あるいは作者間の情報を交換あるいは公開している．

(1) ホームページ

【JSA 麻酔台帳】

http://msanuki.com/masuidb/（図 2）

(2) メーリングリスト

【JSA 麻酔台帳メーリングリスト】

①メーリングリストの登録
Majordomo@mlc.nifty.com 宛に本文に
subscribe jsadb
とだけ入力してメールを送信する．
（署名が入らないように注意．件名は入力しなくてもかまわない.）
②メーリングリストでの発言
jsadb@mlc.nifty.com 宛てに
メールを送信する．

登録者のみが発言可能である．2004/12/2 現在の登録者は 192 名．

7. 普及のための手段および課題

普及や広報活動は上記のホームページ、メーリングリストや麻酔科学会での啓蒙活動にゆだねるとしても、各病院には従来使用してきた麻酔台帳や医療情報システム（以下、病院システム）が存在することが問題である．それらを、JSA 麻酔台帳に移行あるいは統合するのが大きな課題である．JSA 麻酔台帳を使うことにより、各症例の詳細を忘れないうちに入力ができるため、本来であれば全面的に病院システムを JSA 麻酔台帳に移行することが望ましい．しかし、日常業務として病院システムに麻酔台帳内容を記録してる場合、内容の不足が十分に考えられる．2 重入力にはなるが、病院システムに入力すると同時に JSA 麻酔台帳に入力するのが理想である．そのために患者基本情報を病院システムから CSV 形式で JSA 麻酔台帳に入力可能としている．その上で、不足分を JSA 麻酔台帳に入力すれば事実上 JSA 麻酔台帳との併存が可能である．

病院システム運用の都合で、1 か月単位あるいは 1 年単位でしか、患者情報の取り出しができない場合には、病院情報システムに JSA 麻酔台帳の入力項目をすべて備えるしか方法はない．これに関しても、仕様を公開しており、所定の形式で病院システムから出力された CSV 形式ファイルを JSA 麻酔台帳に取りこむことが可能である（2004 年 12 月配布版）．その上で JSA 麻酔台帳上で集計と提出ファイルの作成を行うことが可能である．　日本麻酔科学会は、電子カルテ、自動麻酔記録の開発メーカーに対して、JAHIS に対して、JSA 麻酔台帳の仕様を公開し同機能の組み込みを働きかけている．これが実現すれば、電子カルテあるいは自動麻酔記録が JSA 麻酔台帳と同機能を持つため、病院システムを使用しても 2 重入力はなくなる．

JSA 麻酔台帳に施設ごとの独自機能を組み込む場合には、先に紹介した「JSA 麻酔台帳 FM」を提供している．また、ネットワーク環境で使用する場合にも同様である．

技術的な問題で移行できない場合の対策が必要であるが、現在のところ個別対応は不可能である．その実現には、プログラムのインストールなしで動作するものを開発、運用することも考える必要があるかも知れない．

結　語

JSA 麻酔台帳を全国標準化台帳とするための課題と戦略について報告した．本学会で育った麻酔台帳を、真の意味での全国標準化台帳とすべく努力を継続したい．

参考文献

1. 川島康男，瀬尾憲正，森田潔ほか：麻酔関連偶発症例調査 2000 について 総論 日本麻酔科学会手術室安全対策特別部会報告．麻酔 51:1032,2002.
2. 川島康男：【全身麻酔と Mortality】 全身麻酔と Mortality．臨床麻酔 25:1372,2001.
3. 入田和男、津崎晃一、森田潔ほか：手術室における危機的偶発症と年間症例数との関係：「麻酔関連偶発症例調査 2001」の解析結果より、麻酔、52、1128-1133、2003
4. 入田和男、津崎晃一、森田潔ほか：本邦の麻酔指導病院手術室において発生している危機的冠虚血の実態：「麻酔関連偶発症例調査 1999-2001」より、麻酔 52:304-319、2003

5. 入田和男、津崎晃一、澤　智博ほか：麻酔関連薬剤の投与に関連する危機的偶発症：調査1999～2002より、麻酔 53:577-584,2004
6. 入田和男、津崎晃一、厳康秀ほか、「麻酔関連偶発症例調査 2002」および「麻酔関連偶発症例調査 1999～2002」について：総論、麻酔 53:320,2004
7. 讃岐美智義、河本昌志—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
8. 讃岐美智義：麻酔台帳（麻酔科医の永遠のテーマ）LiSA 3:688,1996
9. 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
10. 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
11. 讃岐美智義、弓削孟文：関連病院麻酔症例データベースの試作（データ収集に関するアイデアと問題点） 麻酔・集中治療とテクノロジー 2002. 太田吉夫ほか編. 東京, 克誠堂出版 2002, p15

ABSTRACT

Development of anesthesia ledger for nationwide anesthesia database

Michiyoshi SANUKI

The Japanese Society of Anesthesiologists (JSA) instituted an annual survey of anesthesia accidents in 1994. Since 2004, the questions have been concerned with not only patient lists, but also other pertinent data, such as age distribution, ASA PS, position of operation, and anesthesia method, from all cases attended to by JSA certified anesthesiologists. As a result, the need has arisen for a computerized database for use when submitting these reports, for which we developed a global anesthesia patient database, a JSA anesthesia ledger that collects data for each anesthesia case.
Since hospital information systems and anesthesia ledgers have already been implemented at individual medical institutions, difficulties can occur when transferring the information to the JSA anesthesia ledger. To address this problem, a method for combining the existing database with data collection was proposed, along with easy access via the Internet, such as using a web site or e-mail mailing list.

keywords:
perioperative database, standardization, customization

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

ヘッドマウントディスプレイと超小型ＣＣＤによる目視視野モニタリング

岩瀬良範，松島久雄，崎尾秀彰

はじめに

気管挿管の教育，特に初心者の教育において，ビデオ喉頭鏡の有用性はほぼ確立した．しかし，研修者自身に適切な喉頭鏡視野が得られているかどうかの確認は困難である．現状では研修者の自己申告によるが，その信頼性は余りにも乏しい．これを確認する機器は米国で"*AirwayCam*^{TM} Direct Laryngoscopy Video System"(Airway Cam Technologies, Inc.) が発売され有用性が報告[1] されているが，本邦には輸入されていない．この機器で試技者は，ファインダーを通して喉頭鏡操作を行う．ファインダーの映像がビデオ出力として得られる．ファインダーはプリズムになっており，基本的には試技者の視界の障害にはなりにくく，その解像度も低下しない．

しかし，"Airway Cam"には大きな欠点がある．それは,「試技者がファインダーを無視して喉頭鏡操作を行った場合，正確な画像は得られない」ことである．また，価格も約$15,000 と高価である． ヘッドマウントディスプレイ (HMD) は，外部が見える透過型と完全に外界から遮断される非透過型があり，ともに高解像化が著しい．

「外部の映像を HMD に中継すれば，HMD 装着者はその画像しか見えない」はずである．これを喉頭鏡試技に応用すれば，"Airway Cam"と同様，あるいはそれ以上に正確な喉頭鏡試技が記録し得る，というのが我々の着想である．

今回我々は，非透過型ヘッドマウントディスプレイで試技者の視野を完全に遮り，視線位置に超小型 CCD を設置し，CCD 画像を HMD に中継することで，試技者の視野映像を第三者にも中継できるシステムを開発した．

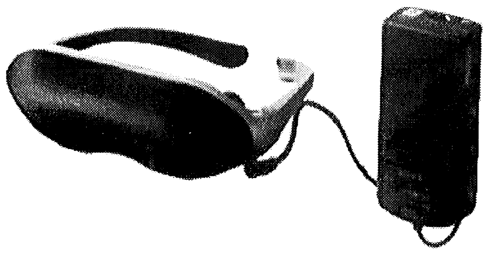


図 1 Glasstoron Lite (Sony, Japan)

機器と方法

市販の HMD(Sony: Glasstron Lite, 18 万画素，図 1）の利き目側前方に，HMD 装着時の視線に合わせて超小型 CCD(KPC-S700CPA3, KT&C Co.Ltd., Korea, 3 × 3cm，41 万画素，図 2) を固定した (図 3)．CCD のビデオ出力を

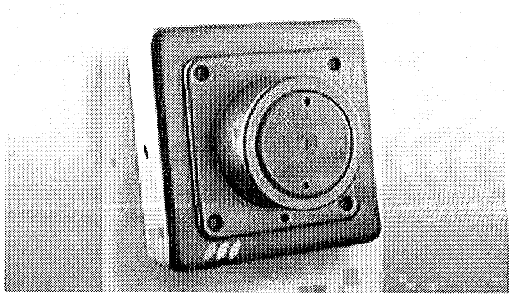


図 2 microCCD (KPC_S700CB, KTC Co.Ltd., Korea)

獨協医科大学 救急医学

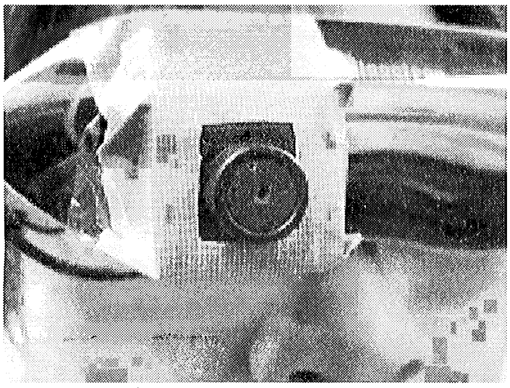


図 3 CCD-HMD システム

非透過型 HMD のため, 装着者は CCD を通した画像のみを HMD 内で見ることができる.

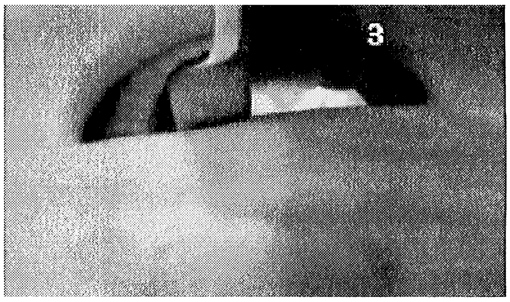


図 4 本システムで撮影した喉頭鏡操作の外部視野例

披裂軟骨が視認できる.

二分配し，一方を HMD に，もう一方を外部ビデオ装置への出力とした．これにより，HMD 装着者の視界は CCD の撮影映像のみになる．

このシステムを用いてマネキン（レールダル）への喉頭鏡展開と気管挿管を試みた．

結　果

HMD の解像度不十分のため多少の違和感があるが，本システムにより装着者は視線上の映像を HMD から得ることができ，同時にその画像を外部に中継することができた (図 4).

気管挿管においては，試技者の喉頭鏡視野そのものを中継することができたが，微細な操作に対する HMD の解像度は十分ではなかった．

考察と結語

HMD を使用するとき，装着者の外部状況は透過型 HMD を使用しない限り察知することができない．しかし，本システムでは，視覚情報を HMD によって一旦完全に遮断することでこれが可能とした．HMD の解像度は日々向上している．また，CCD の入力画像を拡大すれば，微細な部分も現在の HMD で対応可能であろう．端緒についた試みではあるが，今後も改良を継続したい．

参考文献

1. Levitan RM, Mickler T, Hollander JE: Bimanual laryngoscopy: a videographic study of external laryngeal manipulation by novice intubators. Ann Emerg Med 40:30-37, 2002

ABSTRACT

"True" visual field monitoring system with head-mount display and micro-sized CCD for laryngoscopy

Yoshinori Iwase, Hisao Matsushima, Hideaki Sakio

Introduction

To obtain exact laryngoscopic view from external view point was not easy. This might be obtained by "Airway Cam TM Direct Laryngoscopy Video System"(Airway Cam Technologies, Inc.), if it was used properly. We developed an alternative system to obtain "true" view with head-mount display(HMD) and micro-sized CCD.

Devices and Methods

a. The CCD-HMD System.

The laryngoscopists view was obtained by micro CCD (KPC-S700CB, KTC Co.Ltd., Korea) which was mounted in front of right eye position of non-transparent head mount display(HMD; Glasstron Lite (180,000pixels): Sony, Japan). Laryngoscopist could see outside view only through the CCD. The same video output signal was transmitted to video equipments for monitoring and recording by video signal divider.

b. Mannequin study.

The airway trainer (Laerdal, Sweden) was employed to record entire intubating procedure.

Results

"True" layngoscopist's view was obtained by this system. The resolution of the video record was enough to identify laryngeal structure. Due to lack of the resolution of HMD, delicate manipulation was difficult through HMD.

Discussion

Efficient video records were obtained by this system, while laryngoscopist himself encountered difficulty due to lack of the resolution of HMD. Our HMD had only 180,000 pixels. The latest HMD installed several times of pixels. The problems of resolution must be improved. Current video system and technology may have a numerous possibilities of novel analysis in laryngoscopy and tracheal intubation.

keywords:

CCD, Head Mount Display, Laryngoscopy, Visual field

Department of Intensive and Critical Care Medicine,
Dokkyo University School of Medicine
Mibu, Tochigi 3210293, Japan.

無線ヘッドマウントディスプレーを用いた バイタルサイン監視システムの開発

牧野洋，三条芳光*，森田耕司*，
土井松幸，加藤孝澄†，佐藤重仁†

はじめに

我々は，2000年より音声を3次元カラー波型に可視化する装置の開発を行ってきた[1]．従来，手術室内において音声可視化装置の様なバイタルサインを監視するモニターは，麻酔科医の側方か後方に位置せざるを得ず，麻酔科医が挿管などの手技を行う時はモニター監視がおろそかになりがちであった．そこで，手技を行いながらも視野の中に常時バイタルサインを表示し監視が行えるように，ヘッドマウントディスプレー(HMD)を用いたバイタルサイン監視システムの構築を行った．

HMDは眼鏡の様に装着すると視野内に画面が出現し，表示された画像を見る事ができる装置で，現在では航空産業などの分野で実用化がなされている．HMDの麻酔施行時バイタルサイン監視への応用については，過去に数編の報告[2−5]があるが，過去のシステムは有線式であったり，大型であったりと実用性は不十分であった．そこで我々は，最近市販された，HMDに小型(140×90×26mm)・軽量(310g)・無線式のコントロールユニット(CU)がついたウェアラブルインターネットアプライアンスWIA-100NB (Hitachi. Tokyo, Japan)を用いバイタルサイン監視システムの構築を行った．システムは麻酔科医の臨床での動きを妨げないよう無線式とし，手術室のみならず場所を選ばず使えるシステムにする事を目指した．

方法

WIA-100NBのOSはWindows CE3.0で，インターネットへ接続可能．HMD表示部の解像度はSVGAで18ビットフルカラー表示が可能である．モニターの画面上に表示されたシュミレーターのバイタルサインを，35万画素CMOSセンサー搭載PCカメラ(MCM-01SL, Loas. Japan)にて10秒毎に撮影した．PCカメラはUSB1.1にてコンピューターに接続されている．コンピューターにインストールされている監視カメラソフトLive Capture (市川由紀夫©)を用い，画像をWebサーバーに撮影毎にFTP転送し，専用のホームページ上に表示した．FTP転送はPHS（AIR-H", DDI Pocket. Tokyo, Japan）を用い，128Kbpsの速度で無線通信した．ホームページは10秒毎に自動更新されるよう設定した．WIA-100NBにPHSカードを装着し，バイタルサインを含む画像が表示されたHPを無線で閲覧した．こちらのPHS通信もAIR-H"と128Kbpsの速度で行なった．

結　果

HMD上に音声可視化装置の三次元波形や，生体情報監視モニターのバイタルサインを断続的

浜松医科大学 集中治療部
*同 手術部
†同 麻酔・蘇生学講座

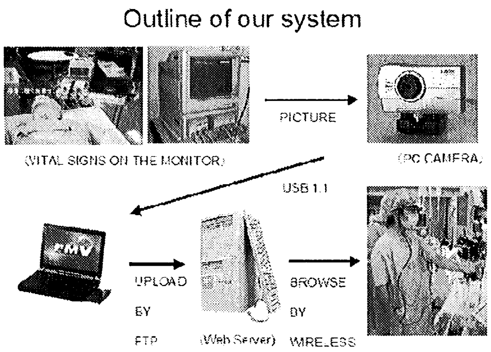


図1 システムの概要

に表示できた．表示された血圧・心拍数・酸素飽和度などの数値，波形が認識可能だった．心電図の大まかな形は認識でき，正常・VT・フラットラインなどの波形の判別は可能だったが，細かなST変化などは識別困難だった．無線式HMDを用いることで，麻酔科医の臨床での動作を制限する事なく，視野の中に常時バイタルサインを表示する事が可能だった．無線通信にPHSを採用したため，院内の様々な場所（手術室・ICU・麻酔科外来）で使用可能であった．

考 察

場所を選ばず使用できるシステムを目指すため無線通信を採用し，通信方法を検討した．無線LANは高速通信が可能であるが，院内LAN等の設備が必要となるため，使用できる場所が限定される．携帯電話またはPHSを用いたデーター通信は，現在では大抵の場所で行える．出張先など，院内無線LANが無い病院でも使用可能である．屋外でも使用可能なので，院外における心肺蘇生活動等に利用できる可能性がある．携帯電話のデーター通信の方がPHSのものより格段に早いが，携帯電話は手術室では使用できないためPHSを採用した．

次に，HMDに表示する画像を検討した．WIA-100NBのＣＵ処理速度が遅かったため，データのみを受信して3D画像などの高度な画面を再構築する事は不可能であった．そこで，ＰＣカメラで撮影した画像をHMDに表示する事としたが，① PHSの通信速度が遅い，②WIA-100NBの処理速度が遅い，などの理由で，満足の行く動画像をフルスクリーンでHMDに表示する事は困難だった．そこで静止画を表示したところ，フルスクリーンで視認可能な画質が得られたため，静止画を採用した．

システムに静止画像を用いた事の得失であるが，利点としては以下の通りであった，①処理速度が遅くても3次元波型など高度で，多量の情報をHMDに表示する事が可能，②静止画なら無線通信速度が遅くても，送受信がストレス無く行える，③モニターに表示する情報が増えても，モニターの種類が変わってもインターフェースやシステムを一切変える必要がない．つぎに欠点としては，①リアルタイム動画ではない，②HMDの画面を任意にカスタマイズできない，という事があげられる．本システムはリアルタイム動画ではなく，静止画が10秒ごとにリフレッシュされるようになっている．しかし，通常の麻酔施行時に麻酔科医は常にモニターを見つめつづけているわけではなく，バイタルサインは10秒ごとの更新でも十分利用可能であると考えられた．本システムではHMDの画面を任意にカスタマイズできないが，無線でデータのみを受け取って，HMDのコントロールユニットで画面を再構築する方式では，自由な画面のカスタマイズが可能である．しかし，三次元波形のような高度なデータを再現するには，ＣＵにそれなりの処理速度が必要になり，結果としてシステムが大きく・重くなってしまう．一方，最近ではモニターの側で画面構成を高度にカスタマイズ

できる機種が市販されているので，モニター上で HMD に表示したい画像をあらかじめカスタマイズしておけば，本システムでも必要な情報を HMD 上に強調して表示できる事となる．

今後の展望としては，新しい無線通信技術，画像圧縮技術を用い，システムの高速化，操作性のさらなる向上，HMD の側から表示される情報を高度に操作できるようにする事，麻酔施行時という特殊な状況に特化した各種付属品やソフトの改良なども行っていきたい．

結　語

我々の構築したシステムは HMD 上に患者バイタルサインを 10 秒毎に断続的に表示でき，表示されたバイタルサインは十分に認識可能だった．システムは院内の様々な場所で使用可能であった．今後システムのさらなる開発を行っていきたい．

参考文献

1. 牧野洋，三条芳光，加藤孝澄，佐藤重仁: 音声可視化装置第 6 報-実用化への基礎-. 日本臨床麻酔学会　2004 年 10 月, 下関市
2. Block FE Jr, et al: Clinical evaluation of the head-up display of anesthesia data. Int J Clin Monit Comput 1995 Feb; 12(1):21-24
3. Ross, B., MD et al: Use of a Head-Mounted Display of Patient Monitoring Data to Enhance Anesthesiologists ' Response t o Abnormal Clinical Events. STA, January 9-12, 2002, Santa Clara, California
4. Via DK, et al: A Head Mounted Display of Anesthesia Monitoring Data is of Value and Would be Used by a Majority of Anesthesia Providers. Anesth Analg 2002 Aug; 95(2S):S132
5. Via DK, et al: A Head Mounted Display of Anesthesia Monitoring Data Improves Time to recognition of Critical Events in Simulated Crisis Scenarios. STA, 2003, San Diego, California

ABSTRACT

A wireless head mount display system for
Aobserving anesthesia data

Hiroshi Makino M.D., Yoshimitsu Sanjo Ph.D.,
Koji Morita Ph.D., Matsuyuki Doi M.D.,
Takasumi Katoh M.D., Shigehito Sato M.D.

Recently a new wearable internet appliance (WIA-100NB, Hitachi, Japan) has become available. WIA-100NB consists of Head Mount Display (HMD) and control unit. The control unit is small and light. It can mount Personal Handy Phone (PHS) card and be connected to Internet. We established the monitoring system of anesthesia data using WIA-100NB to observe vital signs any time.

Vital signs of simulator on the conventional monitor screen were captured as a Joint Photographic Expert Group (JPEG) picture by the pc-camera and sent to web server every ten seconds. The picture of the vital signs on the web server was browsed by wireless WIA-100NB. Quality of the picture was enough to recognize vital signs on it.

Fig-1 shows outline of our system. We established wireless anesthesia data viewing system but vital signs were displayed as a still picture.

keywords:
Head Mount Display, monitor, vital sins,

Department of Anesthesiology and Intensive Care, Hamamatsu University School of Medicine.
1-20-1, Handayama, Hamamatsu, 431-3192, Shizuoka, Japan

無線ヘッドマウントディスプレイでモニター情報を表示するためのソフトウェアインターフェイス

内田　整，畔　政和

はじめに

ヘッドマウントディスプレイ（Head Mount Display, HMD）は頭部に装着する小型の表示装置である．当初，HMDはVR（Virtual Reality）用のデバイスとして開発されたが，その後，画面を見ながらハンズフリーで作業を行うことが要求される用途を中心に産業分野でも使用されるようになってきた．特に，最近のHMDは小型軽量化，高解像度化が進み，ウェアラブル（wearable）コンピュータの表示装置としても注目を集めている．

HMDは医療用としても応用が期待されている．麻酔科領域においては，バイタルサインの表示や教育などがそのターゲットとなっているが，モニター機器の出力を単にHMDに接続する方式では，両者を接続するケーブルにより麻酔科医の行動に制限が加わってしまう．従って，麻酔管理に使用するためには，表示する情報をワイヤレス通信で送信し，それを麻酔科医が携帯するウェアラブルコンピュータやPDA（携帯情報端末）で受信してHMDに表示するシステムが必要である．本研究では，手術室におけるHMD実用化の一段階として，無線LANを使用してバイタルサインをHMDに表示するためのソフトウェアインターフェイスを試作し，評価を行った．

システムの概要

システムはモニター機器からバイタルサイン情報を入手して表示系に提供するデータサーバ，バイタルサインを受信して表示するためのウェアラブルコンピュータとHMD，および通信インフラとしての手術室無線LANで構成される．ネットワークでバイタルサインを送受信するためのツールとして，National Instruments社のComponent Works（現バージョンの名称はMeasurement Studio）に付属するDataSocket[1)]を使用した．DataSocketはTCP/IPを介したデータ転送を実現するソフトウェアツールで，情報の提供側と受信側にそれぞれDataSocketに対応したコンポーネントを組み込むことで，ネットワーク経由で遠隔から波形や数値などを収集したり，機器を制御したりすることが可能になる．

データ表示系のハードウェアには，ウェアラブルコンピュータであるXybernaut社のMobile Assistant IV（MA IV）を使用した．MA IVはWindows98を搭載したバッテリ駆動型のパソコンで，解像度640x480ドットの反射型ディスプレイを使用したHMDが装備されている．今回は，IEEE 802.11b規格の無線LANカードをMA IVのPCカードスロットに装着して，手術室イントラネットに接続できるように設定した．

本システムの構成を図1に示す．モニター機器とデータ提供系のパソコンはアナログインターフェイスにより接続する．このパソコンは波形や数値をデジタルデータに変換して，それをDataSocketサーバ（図では，A/D変換とサーバ

国立循環器病センター 麻酔科

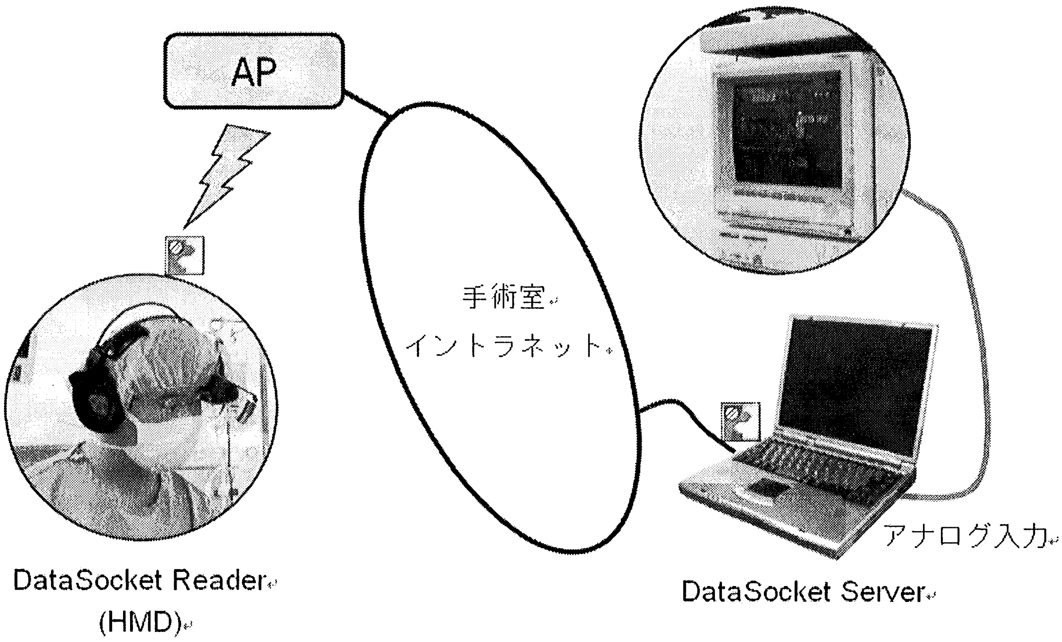


図 1 HMD 用バイタルサイン表示システムの構成図
DataSocket サーバはモニター機器のアナログ出力をデジタル化する．HMD は無線 LAN 経由で DataSocket サーバにアクセスし，データを入手して表示する．AP: 無線 LAN アクセスポイント．

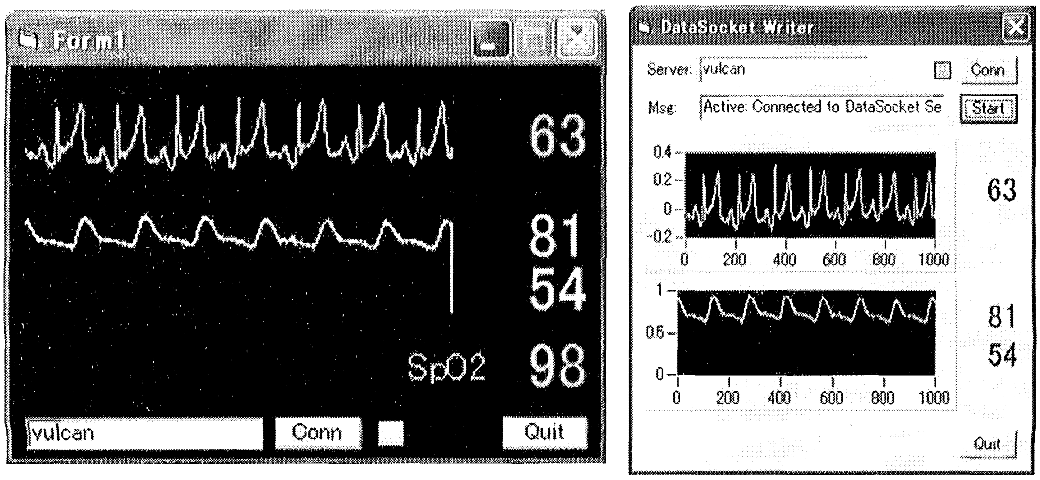


図 2 データ送信側（右），および受信側（左）の画面例
これらの図は同一時刻に画面キャプチャを行ったもので，送受信側で同じデータが表示されている．

を同一のパソコンが兼ねている）に登録する．ウェアラブルコンピュータは，手術室内の無線LANアクセスポイントを経由してDataSocketサーバに接続し，サーバからバイタルサイン情報を入手してHMDに表示する．なお，システムのソフトウェアはMicrosoft Visual Basic 6.0とComponentWorksを使用して開発した．

図2は試作システムの画面例である．今回は，バイタルサインとして心電図および動脈圧の波形および数値，パルスオキシメータの数値を表示に使用した．図では，データ提供側とデータ受信側で同じ情報が表示されていることが判る．

考　察

安全な麻酔管理のためには，ライン確保や経食道心エコーの操作などの作業，あるいは緊急処置を行っている間も，麻酔科医がモニター画面の情報を監視できる環境が理想的である．HMDは，麻酔中，常に患者情報にアクセスできる環境を提供するデバイスとして，機器開発や有用性の評価が行われている[2-5]．

HMDを麻酔管理に使用する場合，モニター機器の画面あるいはコンピュータ画面の出力をHMDに表示する構成が考えられる．しかし，モニター機器やコンピュータとHMDを接続するケーブルが存在すると，それが麻酔科医の行動範囲を制限するため，情報源とHMD間の通信をコードレス化することが実用化への課題となっている．本研究では，無線LAN環境においてバイタルサインをHMDに表示するソフトウェアについて，システムを試作した．

システムの試用結果では，モニター機器の波形や数値をほぼリアルタイムでHMDに表示することが可能であった．数値や波形の視認性は概ね良好で，また，コードレスの結果，HMDの装着が麻酔科医の行動範囲を制限することもなかった．今回使用したHMDの解像度は640x480ドットであるが，数値や波形表示の目的には実用的な性能であると考えられる．しかし，HMDがハーフミラーを使用した反射タイプであるため，表示色については十分な検討が要求された．試作プログラムでは，最終的に黒色の背景に対して明色系の文字や波形を使用したが，十分な視認性を確保するためには，このようなコントラストが大きい組み合わせが必要であった．なお，本システムではウェアラブルコンピュータとHMDを組み合わせて使用したが，本研究で使用したMA IVは麻酔科医が携行するには大きさ，重量とも，やや負担が大きい．また，長時間の麻酔管理を想定すると，バッテリの動作時間も十分とは言えない．今後の実用化に向かっては，ウェアラブルコンピュータやPDAのさらなる小型軽量化や長時間駆動化に期待したい．

今回は，TCP/IPを介してデータ転送を行うプロトコール群であるDataSocketをシステム開発に使用した．DataSocketによる開発は，Visual Basicなどの汎用の開発ソフトを使用できること，表示画面の構成が自由であること，アナログあるいはデジタル入力への対応が容易であることなど，優れた点が多い．また，開発したプログラム自体はアナログインターフェイスでモニター機器と接続する汎用性が高いものであり，各種のモニター機器のデータをHMDに表示することができる．試作プログラムでは，スタンドアロンプログラムを使用してHMDの画面表示を行ったが，DataSocketを含むプログラムをActiveX化すれば汎用のブラウザを表示プログラムとして使用することも可能である．

また，DataSocketでは接続する情報源を“dstp:”で記述されるURLで指定するが，こ

の URL を切り替えることで別の手術室の患者データを参照することもできる．この機能を使用すれば，指導医が複数の手術室を監視する目的にも本システムを応用することができる．

DataSocket を使用してモニター機器のバイタルサインを HMD に表示するシステムは，ほぼリアルタイムの波形や数値表示が可能で，また，汎用性が高い．手術室に無線 LAN が敷設されているという条件が必要であるが，麻酔管理におけるバイタルサイン表示の補助システムとして有望である．

参考文献

1. http://www.ni.com/datasocket/
2. Block FE, Yablok DO, McDonald JS: Clinical evaluation of the 'head-up' display of anesthesia data. Preliminary communication. Int J Clin Monit Comput 12: 21, 1995
3. 半田富美，内田　整，伊藤博隆ほか：臨床麻酔におけるヘッドマウントディスプレイの応用，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，p10
4. Via DK, Kyle RR, Geiger PG, et al: A head mounted display of anesthesia monitoring data is of value and would be used by a majority of anesthesia providers. Anesth Analg 95(2S): S132, 2002
5. Ormerod DF, Ross B, Naluai-Cecchini A: Use of an augmented reality display of patient monitoring data to enhance anesthesiologists' response to abnormal clinical events. Stud Health Tchnol Inform 94: 248, 2003

ABSTRACT

A Wireless Head Mount Display for Anesthetic Monitoring:
Development of Software Interface

Osamu Uchida, Masakazu Kuro

Head mount displays (HMD) would improve anesthesiologists' performance by decreasing distraction when performing high workload routines or emergency procedures. One obstacle to put a HMD into practice is that a connecting cable between a computer or a patient monitor and a HMD may limit the working range of an anesthesiologist. We developed a group of software by which vital signs are displayed on a HMD in a wireless LAN environment. Displaying vital signs over a wireless LAN is achieved by National Instruments DataSocket, which is a software tool for real-time data communication over TCP/IP. A custom program was developed for a DataSocket server, which receives analog output of monitors and converts vital signs into digital form. We installed another custom program with DataSocket on a wearable PC, Xybernaut Mobile Assistant IV, for data display. The wearable PC has a wireless LAN connection and can retrieve data form a DataSocket server via the operating room intranet. With this system, wave or numeric data are displayed on a HMD in a real-time manner. Recognition of vital signs on a HMD was acceptable. Communication of vital signs by DataSocket is a reliable technology and can be used for developing programs for wireless connection between a HMD and data sources.

Department of Anesthesiology, National Cardiovascular Center 5-7-1 Fujishirodai, Suita, Osaka, 565-8565 Japan

直接CCD方式ビデオ喉頭鏡

岩瀬良範，崎尾秀彰，諏訪邦夫*，三池神也†

2001年の本学会において我々は，直接CCD方式の無線/有線ビデオ喉頭鏡を発表し，その技術的可能性を示した．今回我々は，本機のうち有線式の量産型試作機の開発を完了したので報告する．

開発の背景

本機の開発は，類似の課題を追求した大学所属者と企業の産学共同開発である．本課題について，ファイバーテックは東京都による「中小企業助成事業」の助成を受けている．

機器と方法

本機は3号(通常成人用)マッキントッシュ喉頭鏡にビデオ機能を内蔵したもので，喉頭鏡部分とビデオプロセッサー部分よりなる．

1. 喉頭鏡部分 (FLV-501；図1)

画素数41万の超小型CCDを完全防水のマッキントッシュブレードの照明部分に内蔵した．画像はここで結像する．照明はハンドル内のハロゲンライトからライトガイドにより誘導される．洗浄・消毒のために完全防水および機密が保たれている．ビデオ画像は，ハンドル底部のビデオケーブルからビデオプロセッサーに伝送される．ケーブルは，喉頭鏡操作の障害にならない方向に設置した．

2. ビデオプロセッサー (FLV-601；図2)

喉頭鏡映像はここでNTSC規格のコンポジット(通常のビデオ信号)およびY/C分離(S画像)に変換され出力される．画質については，体内の色調や喉頭鏡画像の特性を配慮して，最も適切と思われる画質を選択した．画面への投影は市販のテレビまたはビデオ機器を用いる．電源は通常のAC電源が必要である．また，この部分に喉頭鏡のホルダーを装着する．ホルダーは

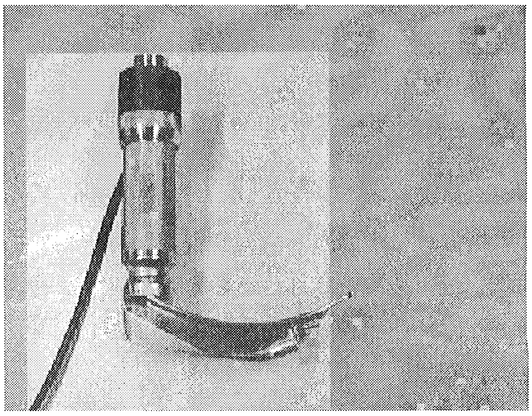


図1 喉頭鏡部分 (FLV-510)

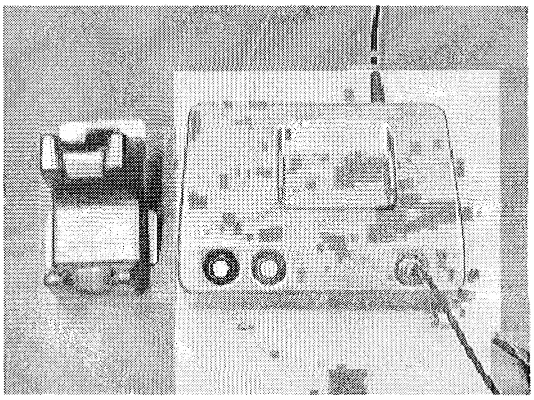


図2 ビデオプロセッサー ((FLV-601)

獨協医科大学 救急医学
*帝京大学
†(株) ファイバーテック

プラスチック形成されており，簡単に取り外して洗浄できるように工夫した．

本機をビデオシステムに接続して，気管挿管用マネキンで試用した．

結　果

直接 CCD 方式による鮮明な喉頭鏡画像が得られた．マネキンへの気管挿管もスムーズであった．

考察と結語

本機は，産学協同で開発し得た医療機器である．ビデオ技術と設計については「産」の技術力，喉頭鏡に関する医学的側面は「学」が全面協力しながら，随所に工夫を重ねながら本機の開発を行った．携帯電話に CCD が容易に内蔵される時代にあっても，喉頭鏡ブレードに高性能の超小型 CCD を組み込む作業は必ずしも容易ではなかった．

現在市販のビデオ喉頭鏡は高価であるが，直接型 CCD 方式によって光学部分の大幅な高解像度化とコスト削減が実現し，本機の高性能化と低価格化に展望が開けた．2003 年 12 月現在，医療機器としての承認を申請中である．

本研究に関する追記

本機は 2004 年 5 月 28 日付けで，医療機器として厚生労働省の承認を受けた (承認番号：21600BZZ00189000，一般名称: 電子内視鏡および光源・プロセッサ装置)．現在，挿管用ビデオ喉頭鏡として日常臨床で使用している．8 月より，ファイバーテック，五十嵐医科工業，東レメディカルより，Fineview という製品名で正式発売された．10 月 23 日，本機の開発によりファイバーテックは「産業交流展 2004」(東京国際展示場) で，「2004 年東京都ベンチャー技術大賞」を受賞し，石原慎太郎東京都知事より表彰された．

参考文献

1. 岩瀬良範，崎尾秀彰，諏訪邦夫: 無線／有線 CCD ビデオ喉頭鏡．麻酔・集中治療とテクノロジー 2002(太田吉夫他編), 克誠堂出版, 東京, p7-9, 2002

ABSTRACT

A Macintosh shape video intubating laryngoscope by direct CCD visualization.

Yoshinori Iwase, Hideaki Sakio, Kunio Suwa*, Shin'ya Miike**

In the current study, we developed a prototype of direct CCD Macintosh shaped video intubating laryngoscope for commercial availability in an academic-industrial collaborating environment. FLV-501 video intubating laryngoscope and FLV-601 video processing unit were manufactured by Fibertech(Tokyo, Japan) as final products. This video intubating laryngoscope system was implemented following features;

1. Fine view by 410,000 pixels of direct CCD,
2. Optic fiber guided halogenated illumination,
3. Perfect airtightness and water proof for sterilization,
4. Composite and Y/C divided NTSC video signal output,
5. Washable laryngoscope holder on the video processing unit.

This laryngoscope was in process of approval for clinical usage by the ministry of health, labor and welfare at the time of presentation. (Approval was obtained May 28, 2004) We discussed the process, feature and hopeful prospect at presentation.

keywords:
video, laryngoscope, direct CCD, Macintosh

Department of Intensive and Critical Care Medicine,
Dokkyo University School of Medicine,
*** Teikyo University,*
**** Fibertech Co.Ltd.*
Mibu, Tochigi 3210293, Japan

バーコード認証を用いた輸血管理システム

宮田茂樹

はじめに

輸血過誤，特にABO不適合輸血は，単純なヒューマンエラーが重篤な有害事象を招きうる医療過誤の典型的事例として取り上げられ，社会問題化している．緊急手術等で迅速性が要求される場合でも，決して間違えることが許されない．このため，輸血療法に関与する医師，看護師，輸血検査技師は常に高度な注意力が要求されることとなる．特に時間外は，対応する人員が減少し，各個人に要求されるタスクがさらに増大する．しかしながら，ABO不適合輸血のような発生頻度の少ない間違えを防止するために常に注意力を持続することに対して，人は無力である[1,2]．医療従事者の記憶，注意力に過度に依存するプロセスに対しては，Information Technology（IT）を導入することの重要性が指摘されている[2]．輸血過誤を防止するために，患者が被害に合わないように安全を保障するプロセスを組織的に設計し，間違うことが難しく，正しくすることがやさしいシステムの構築が要求される．手術室，ICU等で，緊急に大量に輸血を行う必要性が生じる場合には特に，Fail Safe/Fool Proof systemとして輸血システムのIT化は重要となる[3]．

輸血過誤とは

人は必ず間違える"to err is human"という言葉が，輸血過誤の実態をよく反映している[1]．輸血のプロセスは，輸血検査のための採血，血液型ならびに赤血球不規則性抗体等の輸血関連検査，血液製剤のオーダ，血液製剤と受血者の適合性試験，血液製剤の払い出し，病棟での輸血の実施と，医師，看護師，輸血検査技師（場合によっては薬剤師）と介在する関係者が多い．そのいずれのプロセスにおいてもヒューマンエラーが起こり得る．

日本輸血学会が，ABO型不適合輸血実態調査を行った[4]．1995年から1999年までの5年間を調査期間として実施し，対象病院777病院のうち578病院から回答を得た．ABO型不適合輸血ありの病院数は115（20%）で，ABO型不適合輸血の件数は166件（115病院）であった．したがって，ABO不適合輸血は，どこでも，いつでも容易に起こりうる輸血療法上最大の問題であることが明らかとなった．このなかで，血液バッグ，患者の取り間違え等，実際輸血する直前のベッドサイドにおけるミスが半数以上を占め，輸血過誤の当事者は，医師，看護婦が8割以上を占め，時間外，緊急輸血が半数を占めた．これらの事実は，24時間体制による医師，看護婦の業務も包括した輸血管理体制の構築が急務であることを明確に示している．

この輸血過誤の実態は，欧米においてもほぼ同様の傾向を示し，ABO不適合輸血は1:12,000から1:33,000の頻度で発生し[5]，その発生原因の最大の要因はベッドサイドでの血液製剤，患者認証の間違いである[6,7]ことが報告されている．輸血過誤において，Fail Safe/Fool Proof systemとしての輸血管理システムの構築は，世界共通の問題となっている．

国立循環病センター　輸血管理室

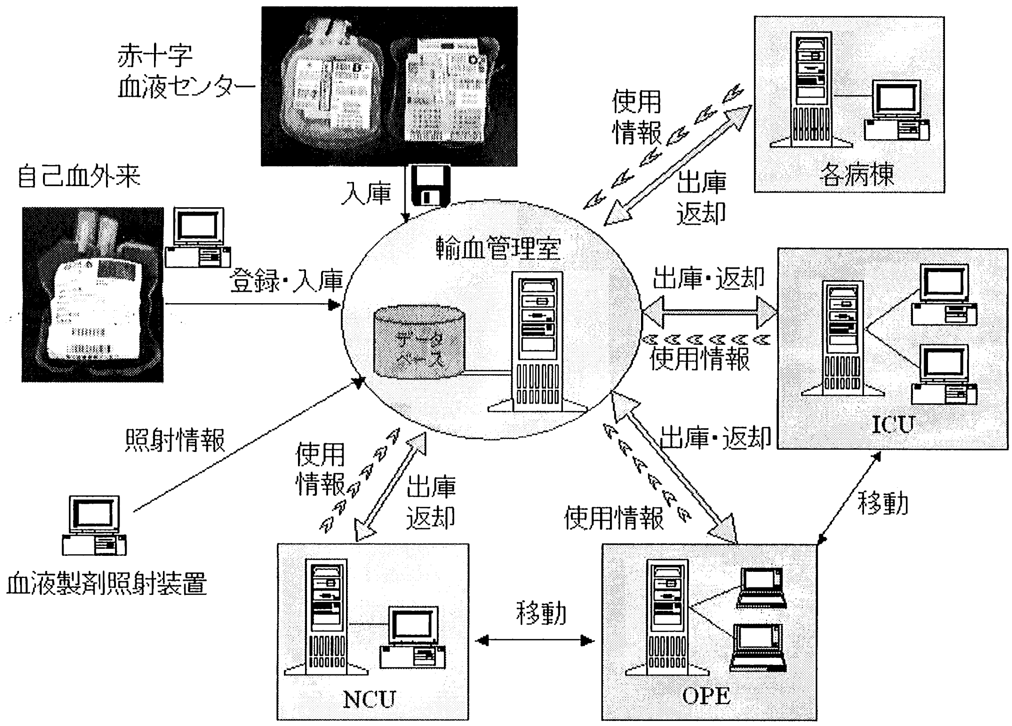


図1 バーコード認証を用いたイントラネットワークによる輸血管理システム
輸血管理室，自己血外来，手術室，ICU，NCU を院内 LAN で接続することにより輸血管理ネットワークシステムを構築した．輸血管理室ホストコンピュータにて患者情報を付加された血液製剤は，このネットワーク内のバーコードリーダーの付属した端末を用いて読み取ることにより認証でき，製剤情報ならびに受血者情報の参照が可能となる．

輸血管理システムの要件

輸血検査は，最終的には，ABO 血液型を基本に供血者と受血者の血液の適合性を判定して提供することを目的とする．したがって，間違えることが直ちに不利益につながる比較的単純な作業を，確実に制御するシステムを構築することが，適正で安全な輸血療法につながる．輸血過誤の責任は，個々の医療従事者の問題に帰結されるべきではなく，患者が被害に合わないよう安全の観点からプロセスを組織的に設計することが必要となる [1]．我々はバーコード認証を用いた輸血管理システムを開発，運用してきた [8,9]．このイントラネットの利点は大きく分けて2つある．第一点は，輸血管理室ホストコンピュータにおいて患者情報が附加された血液製剤を，各病棟で使用直前に患者ベッドサイドにてバーコードを用いて適合性を照合し，患者，血液製剤取り間違えを防止する．第2点は，使用直前の実施入力情報により，血液製剤の病棟における保管，使用状況をネットワーク経由にて輸血管理室のモニター画面でリアルタイムに把握し，血液製剤の効率的な運用を実施することである．

バーコード認証を用いた輸血管理システム

血液型検査を2回以上異なった検体を用いて実施し，その結果が一致することで血液型が確定され，臨床上意義を持つ赤血球不規則抗体が陰性である受血者に対して，これらの情報が正確に保存されることを担保されたコンピュータ

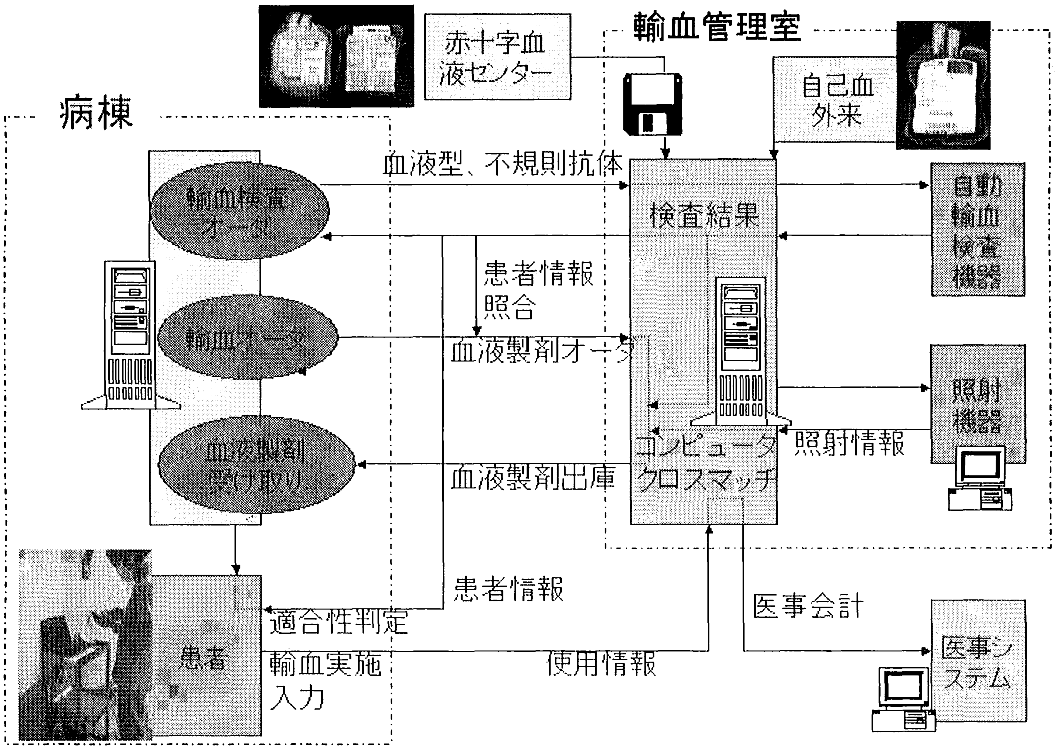


図 2 拡大した輸血管理ネットワークシステム
輸血管理室，各病棟，全自動輸血検査機器，病院情報システムならびに医事システムをイントラネットにてリンクさせることにより，すべての輸血のプロセスが on-line 化されることとなり，データ入力の際の手入力等，人の介在する部分を可能な限り排除できるシステムとして再構築した．

システムを構築することで，実際のクロスマッチを省略し，血液製剤と受血者の血液型の適合をコンピュータで判定するコンピュータクロスマッチの導入が可能となる[10)]．

当センターでは，1999 年 5 月以降，輸血管理室，自己血外来，手術室，ICU（外科系集中治療室），NCU（脳神経外科集中治療室）を院内 LAN（Local Area Network）で接続することにより血液製剤のネットワーク管理を行っている[8,9)]（図 1）．2003 年 3 月よりこの輸血管理ネットワークシステムを病院全体に拡大し，さらに病院情報システムとリンクさせた．血液製剤の依頼入力から，ベッドサイドでの血液製剤の実施入力まで，すべての輸血のプロセスが on-line 化されることとなり，データ入力の際の手入力，思い込み等，人の介在（Human Intervention）を可能な限り最小化することで，ヒューマンエラーを防ぐシステムとして再構築した（図 2）．

血液製剤，患者情報の確実な管理

血液製剤情報（血液型，製剤番号，製剤名，採血年月日，有効期限，照射の有無，納品日等）については，赤十字血液センターからフロッピィディスクに製剤情報をダウンロードして入手することにより，手入力によるヒューマンエラーを防止する．各製剤に血液型，製剤番号，製剤名，採血日，有効年月日に関するバーコードが貼付されているので，これを用いて血液製剤管理を行う．血液製剤照射情報に関しては，院内にある血液製剤照射機器にコンピュータを連動

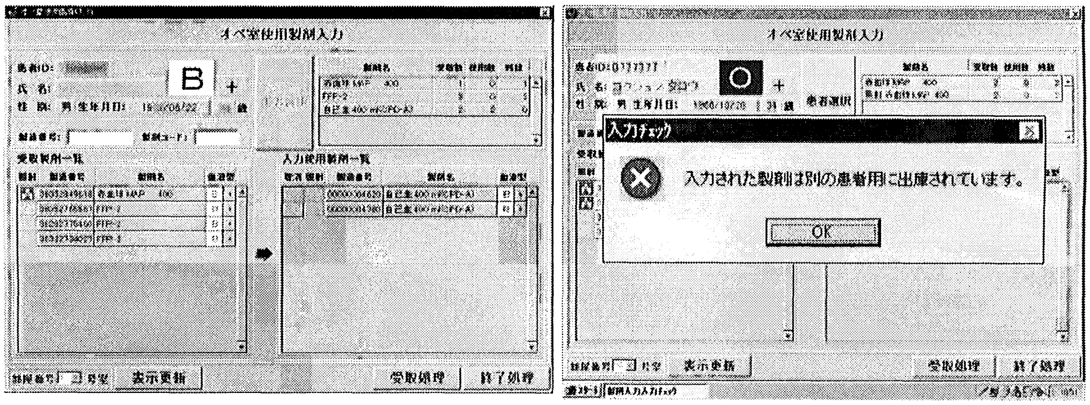


図 3 ベッドサイドにおける患者―血液製剤認証
ベッドサイドに配置されたイントラネットにリンクしたノート型コンピュータまたは端末を用いて，輸血直前に，使用する血液製剤をバーコードで照合し，最終確認を行うことにより，患者ならびに血液製剤の取り間違え，未照射血液製剤の輸血を未然に防ぐ．適合であれば血液製剤情報が左側パネルから右側パネルに移動する（左）．間違った血液製剤を入力しようとした場合，警告が出される（右）．

させ，ネットワーク上で管理することにより，照射情報を輸血管理システム全体に反映することで血液製剤の未照射での輸血を防ぐ．自己血に関しても，独自にバーコードを発行し，バーコードプリンターでラベル印字したものを自己血に貼付し，バーコードリーダーを用いて製剤管理を行っている．

患者情報（氏名，ID，生年月日，性別，妊娠歴等）は，病院情報システムと連携することにより自動的に登録される．血液型，不規則性抗体検査結果などの輸血関連検査も双方向通信可能である自動輸血検査機器を病院情報システム内の輸血検査オーダと輸血管理システムにリンクさせることにより手入力を排除し，輸血管理システムに反映させる．

ベッドサイドでの血液製剤と患者の照合血液製剤のオーダは，病院情報システムの輸血オーダ画面において，患者オーダをたちあげ，出庫先，輸血予定日（手術予定日），輸血目的（術式），診断名，必要な血液製剤の種類と単位数を入力する．

輸血管理室において血液製剤の払い出しの際，オーダされた情報を一括して輸血管理コンピュータに取り込み，オーダ情報に従って血液製剤を準備する．適合性を判定した後，病院情報システムならびに自動輸血検査機器から取り込まれた患者情報を一覧できる製剤出庫画面を用いて，適合性の判定結果とともに各血液製剤を患者に割り当て，患者情報とともに血液製剤を病棟に出庫する．出庫された血液製剤は，各病棟の端末に繋がったバーコードリーダーを用いて受取を行う．この際，誤って，出庫先が異なる製剤の受け取りを行った場合，警告がなされるシステムとなっている．

実際に輸血を行う際には，ベッドサイドに配置されたイントラネットにリンクしたノート型コンピュータまたは端末を用いて，患者情報を呼び出す．輸血直前に，使用する血液製剤を製剤番号，製剤コードを用いてバーコードで照合し，受血者の属性や血液製剤の属性（製剤名，血液型，有効期限，照射の有無），交差適合性などの最終確認を行うことにより，患者ならびに血液製剤の取り間違え，未照射血液製剤の輸血を未然に防ぐ．適合であれば血液製剤情報が左側パネルから右側パネルに移動する（図 3 左）．もし，間違った血液製剤を入力しようとした場合，警告が出されるシステムとなっている（図 3 右）．使用されなかった血液製剤の返納は，各

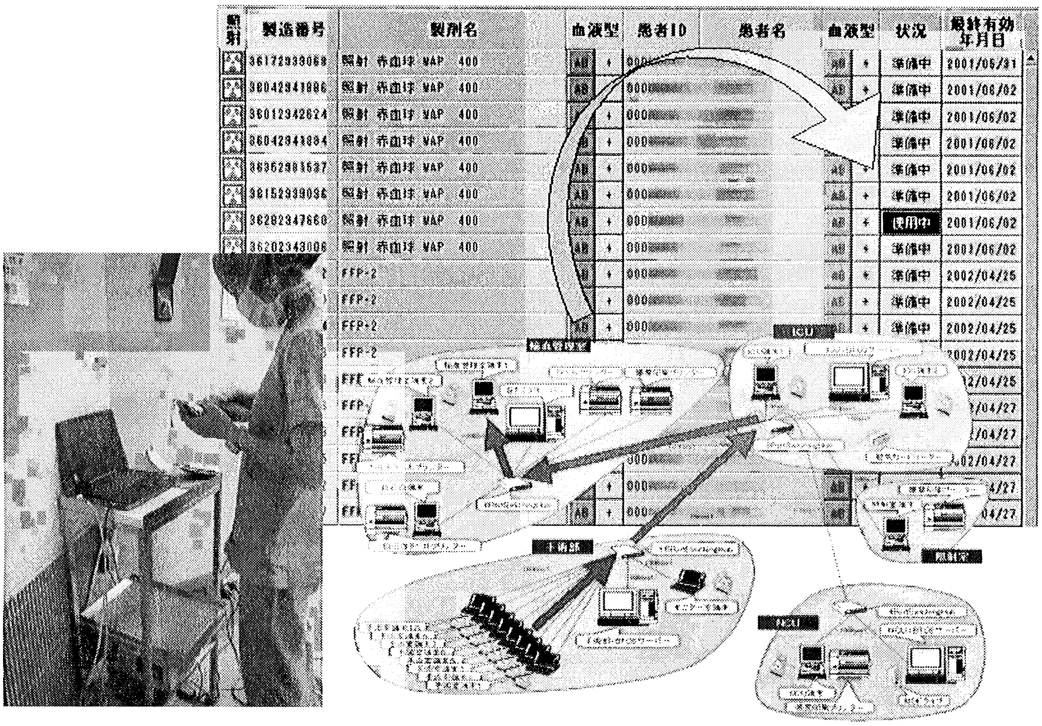


図４ ベッドサイドでの実施入力による血液製剤使用状況のリアルタイム確認
各病棟での血液製剤の実施入力により，血液製剤の使用済みデータが，イントラネットを介して輸血管理室のモニター画面に，リアルタイムに反映される（準備中から使用中へ変化する）．この使用中カラムの増加速度は，各患者の血液製剤の使用速度（すなわち出血量）を反映することとなり，患者の輸血状況を把握することが可能となる．

手術室ならびに病棟に設置された端末を用い血液製剤の返納操作を行う．返納された血液製剤を輸血管理室にてバーコード入力することにより，輸血管理室での在庫血に戻すことができる．万一，返納登録されていない血液製剤が返納された場合は警告が表示され，正確な返納操作が可能となる．また，手術後のICU入室時あるいはICUからの緊急手術による手術室入室の際は，輸血を続行しながらの患者搬送等で血液製剤を手放せない場合が多い．一括（部分）移動機能として，コンピュータ上で一旦輸血管理室へ返納し輸血管理室から移動先へ再出庫する操作を自動処理するシステムを構築しており，血液製剤の移動を容易にし，緊急度の高い状況でも，安全でスムーズな血液製剤の移動（再出庫）が可能となる．

リアルタイム輸血療法管理

血液製剤使用状況が，ベッドサイドでの輸血直前の実施入力により，リアルタイムに把握できることとなる．輸血管理室側システムに，各病棟の血液製剤の使用状況ならびに在庫状況をリアルタイムに把握できる使用状況一覧画面を設定することにより，各病棟に出庫された血液製剤の種類，本数，受け取り日，血液型，最終有効期限，照射の有無，また患者毎の使用状況等の情報が瞬時に把握できる（図4）．病棟での実施入力により，輸血管理室のモニター画面での製剤情報が準備中から使用中へ変化するよう

に設定しておくことにより，各患者の血液使用状況が判明し，使用中への変化の速度は，各患者の血液製剤使用速度（すなわち出血量）を反映することとなる．これらの情報を活用することで，血液センターへの追加発注やクロスマッチなどの輸血管理室における業務を先行させることが可能となり，特に緊急度の高い集中治療室，手術室等からの追加依頼に対して迅速に対応でき，患者の安全確保，血液製剤適正利用に役立てることが可能となる．また，各病棟での過剰な血液依頼のチェックや，長期間在庫製剤あるいは最終有効期限の迫っている血液製剤に対して返納を積極的に指示し，効率的な血液製剤の利用を促進できる．

輸血管理システムの効果

このネットワークシステムの開始以来 4 年間で，70,000 本以上の血液製剤が間違いなく意図された患者に輸血された．また，手術室において間違って血液製剤を違う手術室に搬送し，使用しようとしたヒューマンエラーを，実施入力によって事前に防ぐことができた．欧米の報告では 1:12,000 から 1:33,000 の割合で ABO 不適合輸血が発生し得ることが報告されている．当センターでは，年間約 18,000 本の血液製剤が輸血されており，その頻度から考えれば，起こりえた ABO 不適合輸血をこのネットワークコンピュータによる輸血管理システムによって防ぎ得たものと考えられる [9]．

血液製剤の使用状況をリアルタイムに把握することを可能とし，血液製剤の有効利用が促進される．その結果，当センターにおいて血液製剤の廃棄率および血液センターへの返却率が，両方合わせてネットワークシステム導入以前は輸血された血液製剤金額全体の数％あったものが，導入後 1 ％以下のレベルを維持することが可能となった [9]．

結　語

Fail Safe/Fool Proof system として，イントラネットを活用した輸血管理システムは，適正で安全な輸血療法を実施するための有効な手段となり得る．患者認証に IC チップや指紋，虹彩等による生体認証を用いることが可能となってきている．今後，より簡便で確実なベッドサイドでの患者―製剤認証のシステムの確立を推し進めていくことが重要であると思われる．これらのシステムは，輸血管理だけでなく誤薬を防ぐための薬剤管理，電子カルテ等に応用可能であり病院全体の患者安全性向上に大きく寄与するものと考えられる．

謝辞：この研究の一部は，平成 14 年度循環器病共同研究費の支援を得て行った．

参考文献

1. Kohn LT, Corrigan JM, Donaldson MS. Institute of Medicine (U.S.) Committee on Quality of Health Care in America: To err is human: building a safer health system. Washington, DC; National Academy Pr; 2000.
2. Bates DW: Using information technology to reduce rates of medication errors in hospital. BMJ 2000; 320: 788-91.
3. Jensen NJ, Crosson JT: An automated system for bedside verification of the match between patient identification and blood unit identification. Transfusion 1996; 36: 216-21.
4. 柴田洋一，稲葉頌一，内川誠，他：ABO 型不適合輸血実態調査の結果報告．日輸血会誌, 2000; 46: 545-564
5. Linden JV, Paul B, Dressler KP: A report of 104 transfusion errors in New York State. Transfusion 1992; 32: 601-6.
6. Linden JV, Wagner K, Voytovich AE, et al: Transfusion errors in New York State: an

analysis of 10 years' experience. Transfusion 2000: 40;1207-13.

7. The Serious Hazards of Transfusion Steering Group, Royal College of Pathologists: Serious Hazards of transfusion. Annual report 2000-2001. Manchester, UK, 2002.
8. 河合健，山本賢，宮田茂樹，他：ネットワークコンピュータを活用した院内輸血管理システム．日輸血会誌, 2001; 47: 369-377
9. Miyata S, Kawai T, Yamamoto S, et al : Network computer-assisted transfusion management system for accurate blood component-recipient identification at the bedside. Transfusion 2004; 44: 364-372.
10. Butch SH, Judd WJ, Steiner EA, et al: Electronic verification of donor-recipient compatibility: the computer crossmatch. Transfusion 1994; 34: 105-109.

ABSTRACT

Network computer-assisted transfusion management system with bar coding

Shigeki Miyata

ABO mismatched transfusions caused by human error are among the most serious problems in transfusion therapy. The major cause is misidentification of a recipient or a blood component at the bedside. A network computer-assisted transfusion management system has been developed with bar coding for accurate component-recipient identification at the bedside, which allows us to monitor the usage of blood components in real-time. More than 70,000 blood components have been transfused perfectly to the intended recipients via the network, and one human error was prevented by the system. The real-time monitoring of transfusion process via the network prompts us to efficient inventory control management. The network computer-assisted management system greatly contributes to safe and efficient transfusion therapy.

keywords:
network computer - assisted transfusion management, bar cording, human error, unit-recipient identification, real-time monitoring

Division of Transfusion Medicine, National Cardiovascular Center 5-7-1 Fujishirodai, Suita City, Osaka 565-8565, Japan.
Phone: +81-6-6833-5012 Ext.2294,
Fax: +81-6-6872-8175
E-mail: smiyata@hsp.ncvc.go.jp

麻酔シミュレータによる安全教育

森田耕司

シミュレータの特徴と安全教育の概念

従来の講義における知識獲得過程は，教科書などに示された幅広くて冗長な学問知識全般を，教師が重要部分を取り出し，エッセンスの形で提示するとともに，より密接に臨床に関係する部分を補足するなどであった．この教育手法は効率的で，学習の目的や課題とその結論を明確に示す事が可能である．いわば，if A FACT=true then result=A なる順問題における明確なアルゴリズムをきわめて効率的に教える手段である．しかしその結論 A を導き出すに至った推論過程の提示は，教科書に示された画一のあるいは教師が臨床の場で獲得した唯一の過程を示すに過ぎない．結論が先に有り，関連する事実と推論が逆に導き出されると入った逆問題アルゴリズムとなる場合すらある．近年提唱される教育理論に PBL(problem based learning) がある．この理論では，事実と仮説，結論にいたる順問題過程はそのままに，事実の把握から，結論に至る推論過程を一切提示せず，学生に任意にやらせる手法である．この手法では，結論の正確さは重要ではなく，その推論の自発的組み立てと考察の過程が重要視される．

麻酔シミュレータは従来より麻酔理論と手法などの講義の受講後，会得知識をもとに実践 (ハンドオン) 訓練する教育モデルとして使用されてきたが，この過程はまさしくシミュレータによるトレーニングである．紙上ＰＢＬと異なるのは，訓練対象がグループではなく個人であることと，紙面で与えられる臨床的事実がマネキンの病態の観察に置きかわること，結論と対処が決められた時間に求められること，対処の結果がマネキンに反映される点であろう．こうしたシミュレータを使用した教育モデルの適用は，麻酔の安全生向上にも寄与すると考えられる．

事故の分析

しかし，本論では，そうした使用目的とは別に，安全教育に特化したシミュレータの使用と貢献について述べる．まず，麻酔にかかわる事故の特徴から考えてみる．そもそも麻酔患者は多くの生体コンポーネントからなり，それぞれの仕組みが科学的に未解明なため常に不確定性をはらむということと，患者の状況が動的に変化し，その変化の方向性は起こりうるイベントの種類のみならず患者の置かれている状況により動的に変化する事，さらにそれら動的な状況が緊密に結び合わされ，特徴を異とする新たなる状況へと進行すること，動的相互作用[1]が挙げられよう．また，これら進行する状況と関連する事故には必ず人と，人が起こすエラーが関与する[2,3]事を理解する事が重要である．さらにこれらエラーには発火した活性化エラーと発火前の潜在エラーが存在する[4]こと，潜在エラーは何らかの発火イベントにより活性前状態に変移するが，多くの場合，防御メカニズムにより消火され，大事に至らない[1]とされる．これら

浜松医科大学医学部付属病院手術部

潜在エラーは形而的環境に潜み，デザイン (ここでは設計一般) のまずさ，管理のまずさ，疲労と過労，人間関係のまずさ，低賃金や粗悪な労働，教育の不備，慢心などが関与する．これらは事故の抽象的素因とか心理学的前駆要因[5,6]と呼ばれる場合もある．さらに，こうした人の起こすであろうまたは起こしたエラーの分析とともに，人の行動パターンの分析[7]や一般化エラーモデル[8]の理解も本論に必要であろう．

麻酔シミュレータによる貢献

麻酔シミュレータは上記の過程のどの段階に貢献するのであろうか？まず，形而上的エラーの要因は，その元となる抽象要因の具現 (インスタンス) 化段階で解決される．つまり，病院の事故防止委員会や企業のデザイン研究会などでの討議，多くは他施設での事故，事件と過去生じたそれらの分析により，その具体要因を特定することができる．具体的な要因ごとの標語の作成や要因別事故防止マニュアルの作成と遵守，スタッフの増加，相互の行動チェックなどが例に挙げられよう．

こうした事故防止は，多くの場合，"If condition = (TRUE or FALSE) then (do or don't do) that…….”形式の通則集としてまとめることが可能である．この様な場合には，安全通則集類の出版とその読破に義務を科すような事故防止手法がより効果的で，シミュレータの出番はないと考えられる．

シミュレータは，あるトリガーイベントが生じたことにより潜在エラーが，発火直前状態に移行した状況で持ち味を発揮する．被験者による防御メカニズムの駆動が成功したか否かの評価，また否の場合に移行する遷移した状況の再現とその状況における対処の評価など延々と続く遷移と判断，評価はシミュレータの独壇場である．知り得ない潜在要因やトリガーイベントにより発火した状況に放り込まれた被験者の緊急回避措置 (crisis management) とその評価もシミュレータの独壇場である．

また，こうした緊急回避を目的とするいわば危機管理訓練は，目的とする危機状況を再現するシミュレータ上で被験者の推論に基づく行動と対処 (abstract level action, knowledge based action) を評価する．しかし，こうした危機状態では，被験者のみならず，その上級医，同僚，看護スタッフ他のコメディカルスタッフの協力も必要である．そうした各自間でのコミュニケーションや冗長を排した仕事の振り分けなどの監督，指導能力，スタッフマネージメントが重要である状況が多いからである．このため危機管理は基本的に関係する医療スタッフ全員の参加が望ましいと考えられる．こうした全員参加型のシミュレーション訓練は，CRM(Cockpit or crew resource management)9), Whole OR simulation として知られる．

結　論

安全の維持では，院内安全管理委員会が得意とする標語や通則集の整備とその遵守義務強制や病院長などからなる管理部門によるスタッフ増や高職能スタッフの補充，高賃金，休暇の消費強制など管理上の配慮なども効果的であるが，人のエラーと行動パターンの分析からなる安全の確保では，シミュレータによる再現と訓練が必須である．

参考文献

1. Gaba DM et al: Crisis Management in Anesthesiology. Churchill Livingstone, New York,

1994
2. Cooper JB et al: An analysis of majors errors and equipment failures in anesthesia management: Considerations for prevention and detection. Anesthesiology 60(1):34-42,1984
3. Caplan RA et al: Adverse anesthetic outcomes arising from gas delivery equipment: a closed claims analysis. Anesthesiology. 87(4):741-8, 1997
4. Reason JT: Human error. Cambridge University Press, Cambridge, 1990
5. Paget JBR et al: Factors affecting an anaesthetist's work: some findings on vigilance and performance. Anaesth Intensive Care 9(4):359-65, 1981
6. Weinger MB et al: Ergonomic and human factors affecting anesthetic vigilance and monitoring performance in the operating room environment. Anesthesiology 73(5):995-1021, 1990
7. Rasmussen J: Information processing and human-machine interaction: an approach to cognitive engineering. Elsevier Science, New York, 1986
8. Reason J: Generic error-modeling system (GEMS): a cognitive framework for lacating common human error forms. P63. In Rasmussen J et al (eds): New technology and human error. Wiley, Chichester, UK, 1987
9. Helmreich RL et al: Preliminary results from the evaluation of cockpit resource management training: performance rating of flight crews. Aviat Space Environ Med 61(6):576-9,1990

学術論文集作成作業における LaTeX と MS-Word との比較

田中義文，橋本 悟

はじめに

今日のワードプロセッサーには MS-Word と LaTeX が一般に普及している．MS-Word は原稿編集画面と仕上り画面が一致し (WYSIWYG: what you see is what you get)，GUI 操作性もよく今や全世界のスタンダードとなっている．一方の LaTeX は印刷を目的としたタグによるプログラム言語であり，原稿をソースファイルとみなしてコンパイルすることにより印刷画面が仕上る．従って LaTeX は MS-Word に比べて何度もソースファイルをコンパイルしなければ目的とする印刷画面にまで仕上らないことが欠点である．一方 MS-Word はある画面を見たとき，履歴となるソースファイルがないためにどの様なマウス操作により仕上げにこぎつけたのか判らない．従って定型的なマウス操作を繰り返し作業する場合には相当な苦労を要する．また，画像配置についての安定性が悪く，100 ページを越える編集作業となると思わぬトラブルの発生に悩むことも少なくない．本稿では学会誌編集集作業で得た経験をもとに両者のワードプロセッサーの特徴を比較検討する．

方　法

1) 学術論文印刷構成要素

学術論文としての構成要素は，a) 表題 (拡大文字，1 段組み)，b) 著者名 (拡大文字，1 段組み)，脚注に所属，c) 本文，引用文献，ABSTRACT まで (2 段組み)，d) 図表 (1 または 2 段組み)，e) ページとランニングタイトルのヘッダー表示に区分できる．

2) MS-Word での印刷原稿作成概要

MS-Word での原稿作成は以下の要領で行うのが最も手早い．

a) 原稿の図表および説明文を最後部に移動し，表題，著者と所属，本文，引用文献 ABSTRACT の順に 1 段組みで並べる．
b) 表題，著者についてマウス選択を行い，拡大フォントと中央配置を実行させる．
c) 所属をマウス選択し，テキストボックスをクリックし，ボックスの整形を行い，フットノートの位置に移動する．またテキストボックスオプション設定で表題文字にアンカーリングする．
d) 本文から ABSTRACT までをマウス選択し，2 段組みに変更する．
e) はじめに，方法，結果，考察などのサブタイトルを統一表示させる．
f) 引用文献については箇条書きを設定し，引用番号を上付き表示に変更してテキスト処理を終了する．
g) 図表については新規 Word 編集画面を呼出し，そこに 1 枚の図と説明を移動させる．説明についてテキストボックスに組み入れ，図表の下部に中央配置する．図表と説明をグループ化させる．出来上がった図表を 2 段組み本文の適当な位置にドラグさせる．本文は図表が挿入されて下方にシフトする．

これらの操作を逐一マウス移動で行うと間違いも発生するので Word マクロを作り，マクロボタンを押すことによりある程度の作業省略が可能となる [1]．もっとも注意すべき点は図表のテキストとのアンカーリングであり，ページの始めから確定した段落や文字列にアンカーしなければ図表を見失うことがある．

3) LaTeX での印刷原稿作成概要 LaTeX は基本的には 1 段組み用に設計され，2 段組み命令の `\twocolumn` を使用すると必ず改ページがなされる．図の組み込みについても eps 形式に変換する必要があり，論文形式の印刷には不適かと

京都府立医科大学大学院医学研究科麻酔学教室

```
\documentclass[10pt,b5paper]{jbook}
\usepackage{multicol}
\usepackage{graphicx}
\usepackage[dvipsnames,dvipsnames]{color}
\textheight=257mm
\addtolength{\textheight}{-50mm}
\textwidth=182mm
\addtolength{\textwidth}{-32mm}
\topmargin=-1in
\addtolength{\topmargin}{11mm}
\oddsidemargin=-1in
\addtolength{\oddsidemargin}{16mm}
\evensidemargin=-1in
\addtolength{\evensidemargin}{16mm}
\headsep=10mm
%--- B5 版用紙設定 ---
\special{papersize=182mm,257mm}
\begin{document}
原稿
\end{document}
```

リスト 1：LaTeX 原稿

思ったが multicols 環境を用いることにより改ページすることなく，自由に 1 段組みと 2 段組みとが変換できることがわかった．また eps 形式の画像ファイルについても tgif という名称のグラフィックエディタをもちいることにより変換できることがわかった．これらの基本的な課題が解決できたので，数式表示に威力のある LaTeX による印刷原稿作成を行うことにした．

作業環境は Linux，X window である．エディタには行単位で検索や置換ができる vi を使用している．まず Linux 上の/home/samba/public に適当なディレクトリを作り，Windows との共通ディレクトリとする．Windows からはマイネットワークで Linux のリモートディレクトリが見える．そこに依頼原稿のコピーを置き，MS-Word を開き，ファイルの種類に (テキスト+改行) を選択し，名前をつけて保存する．ファイル拡張子は.txt となり，文字列が Shift+jis で保存される．もちろん画像データはない．Linux の日本語環境は euc であるから，

```
% nkf -e 原稿.txt > 原稿.tex
```

とすると euc コードに変換されたファイルが仕上る．エディタ vi を起動させると行末に`^M`と表示される．`^M`は復帰コードで unix 環境では不要な制御コードである．

```
:%s/^M//
```

と vi の:(コロン) 命令を入力すると全ての復帰コードが削除される．原稿の始めと終了部にリスト 1 に示す LaTeX コードを挿入すると LaTeX 原稿になる．`\documentclass`から`\special`まではプリアンブルと呼ばれ，multicol や eps 形式の処理，B5 版印刷形式などが記載されている．実際はこれらの命令群を別のファイルに納め，`\input`命令で読み込めば一行で済む．%記号はコメント行でその右側の文字は全て無視される．従って，始めに原稿の左端にすべて%を付けて，少しづつ%を外して原稿を作成していけば，原因不明のコンパイルエラーに悩まされることはない．

表題，著者，所属などの設定法は一般の LaTeX 解説書に詳しく記載されているから割愛する．2 段組みの原稿は，

```
\medskip
\columnsep=2zw
\begin{multicols}{2}
\centerline{\large \gt はじめに}
\vspace{2mm}
\normalsize
\mc
\baselineskip=6mm
\parindent 1zw
はじめの部分原稿
```

とすれば良い．文字列が左側そして右への段組

みにつながっていく.

図はオリジナル原稿より1枚づつ Windows のペイントを用いて画像ファイルコピーを作成する. 共通ディレクトリに"quote 原稿.figs" という名称のフォルダを作成してそこに fig1.bmp などのような名称で収納する. bmp 画像ファイルは tgif では処理できないため, 一旦 xv などを用いて jpg 画像に変換する. その後 tgif で jpg ファイルを読み込み eps ファイルに変換する. tgif はデフォルトで eps ファイル作成モードになっているから CTRL+P キーを押すだけで容易に作成できる. Latex 原稿への張り付けは,

```
%% fig1 %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
\begin{minipage}[t]{7cm}
\includegraphics[width=6.7cm]
{iwase-1-figs/fig1.eps}
\begin{center}
\small
{\bf 図1 Glasstoron Lite (Sony, Japan)}
\end{center}
\end{minipage}
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
```

とすればよい. 図の横幅も指定でき, また説明もセンターリングされて MS-Word のマウス操作で調整する方法と比べると大変使いやすい. もし1段組みで表示するのであれば multicolumn 環境を end して minipage 環境の横幅を 15cm に指定すればよい. 再度\begin{multicolumn}{2} を実行すれば2段組みになる. 上記プログラム例を岩瀬氏の写真を借りて図1に表示する.

LaTeX は MS-Word と異なり, 原則として1行の文字数や段落の幅指定ができない. 文字間や段落間の幅をページ毎に読み易い状態に自動的に調整する. 図や表が指定されると自動調整のつじつま合わせに段落の幅が広くなりすぎて仕上りが見苦しくなる. それを防ぐための命令もいくつか備わっている. \baselineskip=6mm

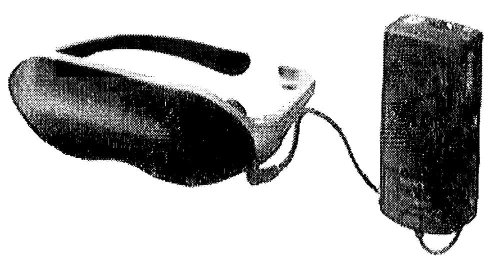


図1 Glasstoron Lite (Sony, Japan)

とすると1行の幅が 6mm に揃う. また\vspace{3mm}とすると強制的に立て幅 3mm の空間が作れる. これらの命令値を微妙に調整すれば目的とする印刷原稿に近づけることができる. 要するに LaTeX による原稿作成も MS-Word と同様, 始めに文字列のみの処理を全て行い, 次にページの適当な位置に画像をはめ込む. もし段落と段落との幅に異常なすき間が発生すれば1行, 1文字の範囲ではめ込む画像プログラムの挿入位置を調整すれば LaTeX は見栄えのよい空間に自動調整する. それでも不十分な場合は\vspace や行間幅の再設定を変更して試行錯誤を繰り返して調整する.

考　察

LaTeX は原稿そのものに印刷命令を付加するため, 原稿の読みやすさは劣るものの再現性の良さは MS-Word より数段高く安定している. 一方, MS-Word は印刷命令が全て文字列として非表示のバイナリーコードで隠されるため, 原稿を MS-Word 以外のプログラムで読み取ることができない. そのことが WYSIWYG の利点でもある. LaTeX 原稿に多くの制御命令を書き込む作業は間違いも発生させる要因であるが, X window によるマルチ画面表示を用いて1度雛型プログラムを作成すればコピー&ペーストで容易に印刷原稿まで仕上げることができる. 多く

の論文を毎回微妙なマウス操作を行わなければならない GUI 機能の繁雑さから開放されるとなると喜びも一入である．

制御命令の書き込み法の違いは別として，LaTeX の MS-Word との違いは文字の取扱いにある．MS-Word は一行何文字とはっきり指定され，その枡目に正しく文字が配列されるが，LaTeX では文字と文字との間に自由に伸び縮みする空間が配置され，禁則処理が行われる．そのため正確に一行何文字と指定することができない．また段落の取扱いについても自動配置がおこなわれるために画像など分割できない大きな空間が要求されると予想もしなかった段落間の広がりが生じる．この問題は MS-Word でも同じであって，文字列の流し込みで対処しているが，画像のアンカーリングの乱れの原因にもなり，最悪の場合では画像の紛失となる．1 ページに何枚も画像を配置することは両者共に不得意であるが，LaTeX の方が安定した結果が得やすいことが判った．

MS-Word が不得意として LaTeX が得意とする所は幾つもの分割原稿を一つの印刷原稿にまとめる機能である．MS-Word には大量のファイルをリンクするアウトライン設定があるが，無駄な白紙のページが出たり，画像が重ね合ったり紛失したり，その発見に相当苦労した．またヘッダーの統一書き込みも思うような結果がえられなかった．LaTeX では分割ファイルの統合は`\input{ファイル名}`の一行の命令で実行され，ヘッダーのページ番号も統合され，安定な結果が得られた．

MS-Word に備え付けのフォントで LaTeX で対応していないものがある．¥や① などであるが，それぞれ`\def\yen{Y\llap=}`

```
\def\maru#1{#1\kern-.75em
\raise0.1ex\hbox{$\bigcirc$}}
```

とプリアンブルにマクロ命令を記載しておくと，表示可能である．

LaTeX やその元となる TeX のプログラム構造は容易には理解できない言語であるが，MS-Word のマウス操作から開放されたければ習得する価値は十分にある．

参考文献

1. 田中義文，橋本悟：ワードプロセッサーをもちいて製本する方法．p.44-48, 麻酔・集中治療とテクノロジー 2003.

ABSTRACT

An comparison with LaTeX and MS-Word in a publication of scientific journal book.

Yoshifumi tanaka, MD, PhD,
Satoru Hashimoto, MD, PhD

There are two famous document preparation systems in the world, namely MS-Word and LaTeX. MS-Word is a quite well developed system as WYSIWYG: what you see is what you get and good GUI system. However, while you use MS-Word processing, you will soon find out about the tedious maneuver of the mouse movement and many times of button clicks. And also you will find out the layout of figure data is quite fragile when the document grows up more than 100 pages.

On the other hand, LaTeX is not a GUI system and is not WYSIWYG. You use vi or other editors and have to include LaTeX commands appropriately on the documents, and then compile the source and see the results with gv or Acrobat Reader. It sounds complicate and difficult procedure. But LaTeX makes free from the tedious maneuver of the mouse movement and click buttons and also concatenation of other files is quite simple and obtain reliable results. One you come out well LaTeX document model, you can easily copy the program and modify the other document, and create journal books with good reliability.

Department of Anesthesiology, Kyoto prefectural University of Medicine Graduate School

第 21 回日本麻酔・集中治療テクノロジー学会
プログラム・抄録集
会長： 畔政和（国立循環器病センター手術部長）
会期： 2003 年 12 月 6 日（土）
会場： 千里ライフサイエンスセンター
大阪府豊中市新千里東町 1-4-2
第 21 回日本麻酔・集中治療テクノロジー学会プログラム
--- 千里ライフサイエンスセンターサイエンスホール（5F） ---

開会の辞 8:55〜9:00
一般演題 1 9:00〜10:00
座長： 岩瀬良範（獨協医科大学救急医学）

1. 麻酔中の脳波 bicoherence に peak が生じるメカニズムについて
   萩平哲（大阪大学大学院医学系研究科生体機能調節医学）他
2. Impedance Cardiography の使用経験
   森本康裕（山口大学医学部麻酔・蘇生学教室）
3. Sabratek 6060 ポンプを 2 倍有効活用する Macintosh 用ソフトの開発と 7 セル型 NiMH 充電池の利用の紹介
   中尾正和（JA 広島総合病院麻酔科）
4. 情報端末としての施設内 PHS の利用
   斎藤智彦（国立療養所邑久光明園麻酔科）
5. Python 言語によるディジタルカメラメモリースティク消去データの復活法
   田中義文（京都府立医科大学麻酔学教室）

一般演題 2 10:00〜10:50
座長： 斎藤智彦（国立療養所邑久光明園麻酔科）

6. カテーテルを用いた直接動脈圧導出系のダイナミックレスポンスの評価法
   福山東雄（東海大学医学部医学科外科学系麻酔科学）他
7. カテーテルを用いた圧導出系の出力波形から入力原波形を推定する（I）
   斉藤聡（東海大学医学部医学科外科学系麻酔科学）他
8. カテーテルを用いた圧導出系の出力波形から入力原波形を推定する（II）
   杵淵嘉夫（東海大学開発工学部医用生体工学）他
9. 弾性管内拍動流の数値シミュレーションモデル
   横山博俊（国立金沢病院麻酔科）

休憩 10:50〜11:00
一般演題 3 11:00〜11:50
座長： 森隆比古（大阪府立急性期・総合医療センター麻酔科）

10. 大量の謄写版文字の OCR の経験
    諏訪邦夫（帝京大学八王子キャンパス）
11. Computer は麻酔の記録・労務・請求に必須
    浅山健（ASA 会）
12. 麻酔科学情報処理の国際的な動き DATAMS について
    菅井直介（茅ケ崎徳洲会病院麻酔科）他
13. JSA 麻酔台帳の普及のために- the problem to be solved for global perioperative database in JAPAN
    讃岐美智義（広島市立安佐市民病院麻酔・集中治療科）

総会 11:50～12:00

ランチョンセミナー 12:00～13:00
「光による組織酸素測定技術の紹介」
司会： 中山英人（東京都立神経病院麻酔科）
演者： 鈴木進（浜松ホトニクス株式会社システム事業部）

特別講演 13:00～14:00
「ウェアラブルコンピューティング：装着型コンピュータによって変わる現場」… 10
司会： 橋本悟（京都府立医科大学集中治療部）
演者： 塚本昌彦（大阪大学大学院情報科学研究科マルチメディア工学専攻）

休憩 14:00～14:10

一般演題 4 14:10～15:00
座長： 中尾正和（JA 広島総合病院麻酔科）

1. ヘッドマウントディスプレイと超小型ＣＣＤによる目視視野モニタリング
   岩瀬良範（獨協医科大学救急医学・麻酔部）他
2. 無線ヘッドマウントディスプレーを用いたバイタルサイン監視システムの開発
   牧野洋（浜松医科大学医学部付属病院集中治療部）他
3. 無線ヘッドマウントディスプレイでモニター情報を表示するための
   ソフトウェアインターフェイス
   内田整（国立循環器病センター麻酔科）他
4. 直接 CCD 方式ビデオ喉頭鏡
   岩瀬良範（獨協医科大学救急医学）他 2

シンポジウム 15:00～16:50
「麻酔の安全とテクノロジー」
司会： 尾崎眞（東京女子医大麻酔科学教室）

1. 麻酔・集中治療領域におけるインテリジェントアラーム
   片山勝之（手稲渓仁会病院麻酔科）
2. 機器開発 v と麻酔の安全
   谷島正巳（日本光電事業本部モニタビジネスグループ）
3. 麻酔シミュレータによる安全教育
   森田耕司（浜松医科大学医学部付属病院手術部）
4. S-4. バーコードによる安全な輸血管理宮田茂樹（国立循環器病センター輸血管理室）

--- 千里ライフサイエンスセンター 1001 号室（10F） ---
麻酔シミュレータワークショップ 10:00～16:30
コーディネータ： 上農喜朗（兵庫医科大学麻酔科）
シミュレータシナリオコンテスト… 22
10:00～11:00 シナリオ実演
　池沼仁美（札幌社会保険総合病院麻酔科）
　讃岐美智義（広島市立安佐市民病院麻酔・集中治療科）
　原真理子（神奈川県立こども医療センター麻酔科）
11:00～11:30 最優秀シナリオ選考（選考委員およびフロアの参加者による投票）
11:50～12:00 結果発表および表彰式（総会にて）

閉会の辞 16:50～16:55

麻酔科医のためのパソコンセミナー 17:00～19:00

ウェアラブルコンピューティング：装着型コンピュータによって変わる現場

塚本昌彦　大阪大学大学院情報科学研究科マルチメディア工学専攻

麻酔・集中治療領域におけるインテリジェントアラーム

片山勝之　手稲渓仁会病院麻酔科

近年，麻酔・集中治療領域のリアルタイム生体現象測定のテクノロジーの進歩には目を見張るものがあり，とくに麻酔領域では麻酔関連死亡率の低下に大きく貢献してきたものと考えられている．しかし，モニターが多様化し複雑になるにつれて，単純な測定値の表示やグラフ表示ではその情報が十分に生かされず，臨床の現場における様々なアーチファクトによって生じる多くの偽陽性アラームにより臨床業務が妨げられるため，適切なアラーム設定がなされなくなってしまうという弊害が発生してきている．この偽陽性アラームの発生率は68～86%にのぼる一方，真陽性アラームはわずか5.5～8%に過ぎないと報告されている．このような弊害を無くするために，適切なデータ処理を行い，偽陽性アラームの発生率を抑制することは医療事故を防ぐための急務の課題となっている．この目的を達成すべく様々な試みが行われてきているが，中でもソフトウエアによるアラーム制御はとくにインテリジェントアラームと称されている．インテリジェントアラームを構築するために，ニューラルネットワーク，ファジー論理，エキスパートシステム，クラスタリングテクニック，カルマンフィルターなどの手法が用いた報告が1990年以降なされてきた．これらの手法によるインテリジェントアラームは，従来のアラームシステムに比べ，1) 偽陽性アラームの発生率は1%程度に減少し，2) 真陽性率は97%まで高まり，3) ヒトが異常に気が付くまでの時間を短縮したと報告されている．これらのアラームシステムに加え，異常データの原因を示したり，治療法を示して，麻酔科医の意思決定を補助しようという知的CAI(Computer Assisted Instru ction) の試みも一部になされている．本シンポジウムでは，これらの報告を紹介するとともに，これからのインテリジェントアラームの進むべき方向性に関して展望を示してみたい．

機器開発と麻酔の安全

谷島正巳　日本光電事業本部モニタビジネスグループ

麻酔の安全のため，患者の状態を連続的に知らせるモニタの役割は大きい．モニタの基本は，言うまでもなく患者の状態のモニタリングであり，特に患者の異常をすばやく確実に医療スタッフに知らせるアラーム機能が最大の使命とも言える．モニタ開発・設計の際の基本コンセプト，様々な工夫についてメーカー立場から述べる．

1. 機器自身の安全性の確保
   機器自身の安全性を確保するため，各種安全規格，EMC 規格を遵守すると同時に，種々のハザードを想定し，それらを回避するためのリスク分析を行っている．
2. 確実な計測への努力（誤計測，誤アラーム，誤操作の低減）
   手術室，ICU をはじめモニタが使用される環境は，様々な外乱（ハム，光，電波，他）や体動等のアーチファクトが入る過酷な環境であり，この様な環境下でも確実に計測を行うため，あらゆる角度（電極，センサ，フィルタリング，計測アルゴリスム等）から総合的な検討を行っている．操作性については，簡単かつ確実な操作を実現するため，基本ハードキー＋タッチキーによる操作で統一している．また入力コネクタは，色分けと誤挿入防止機能を有すると同時に，コネクタ内にメモリを内蔵することにより，パラメータの種類，血圧ラベル，血圧ゼロ値等のメモリ機能を有する設計となっている．
3. 確実に知らせるための工夫（見落とし，誤認識の防止）
   計測パラメータの視認性を上げるため，画面デザインは非常に重要であり，計測値・波形の大きさや色合いについては，可能な限り臨床現場の方々のご意見を取り入れた仕様としている．また，直前の患者データの変化を直ぐに確認できるよう，ショートトレンド表示も標準で装備している．患者の異常を知らせるアラーム機能は最も重要であり，現在IEC 規格による国際標準化が進められている．本規格ではアラームを重要度（緊急度）に応じて3段階（High/Middle/Low）に分類することが規定されており，個々のレベルに応じて異なる提示方法が要求されている．弊社のモニタにおいても各種アラーム情報を，緊急／警告／注意の3段階に分類し，何処にいてもアラーム内容・重要度が視認できるよう，各種アラーム音の発生と同時に，アラームインジケータ（赤／黄の点滅／点灯）と画面に表示するよう設計されている．
4. より有用な生体情報への挑戦（新技術による非侵襲新パラメータ）
   従来から行われていた，ECG，SpO2，NIBP，IBP，TEMP 等の基本パラメータに加え，近年，麻酔の安全性向上のため，マルチガス，BIS，EEG のモニタが一般的に行われるようになってきた．弊社においてはこれらに加え，非侵襲な循環動態モニタとして，PWTT を追加すると同時に，非挿管・セデーション時の呼吸管理をより安全・確実に行うため，超小型メインストリーム式CO2 センサを開発した．

今後は更なる安全性を向上させるため，各パラメータの性能向上，新パラメータの開発に加え，パラメータの組み合わせ等を考慮したインテリジェントなアラームの開発が望まれる．

光による組織酸素測定技術の紹介

鈴木進　浜松ホトニクス（株）システム事業部

光による生体計測の最大の特長は非侵襲性・低侵襲性にある．また，光の属性はその大部分が波長により決められ，生体との相互作用においても波長に応じた様々な特性を示す．このため，ガンマ線から赤外線に至るすべての領域の光が生体測定に利用され，様々な画像診断や成分計測などに用いられてきた．とりわけ光による組織酸素測定の歴史は古く，20 世紀初頭にまで遡るといわれる．これは，皮膚の血色（ヘモグロビンの吸収スペクトル）が人の体調や容態（組織酸素量）により変化するという日常的経験がその背景にあったことは言うまでもない．このため組織酸素測定は血色の定量化の試みから始まり，その後多波長法によりヘモグロビン酸素飽和度測定へと展開した．また，1977 年には組織透過性の高い近赤外光を用いた脳酸素モニタが発表され，以後，近赤外分光法（Near Infrared Spectroscopy：NIRS）として発展している．一般に組織酸素測定には可視光と近赤外光が用いられるが，いずれも組織中の酸素化・脱酸素化ヘモグロビン（O2Hb，HHb）の吸収スペクトルを測定するものである．しかし両者では組織との物理的相互作用の特性が異なり，可視光では「吸収強度 >> 散乱強度」，近赤外光では「吸収強度 << 散乱強度」となるため，酸素モニタとしての測定法や用途も異なってくる．つまり，吸収の大きい可視光での測定範囲は 1～ 2mm 以内の表層・局所であるが，吸収の小さい近赤外光では数 cm の深部を含む広範囲な領域となる．近赤外領域では吸収に対する散乱の強度が非常に大きいため，測定すべき吸収スペクトルの情報が強度的・空間的な歪みを受け，測定の定量性が低下する．従って近赤外光では，散乱により歪んだ信号から本来の吸収スペクトルの情報を抽出することが重要な課題となり，そのための幾つかの方法が提案されている．これらには MBL 法（Modified Beer-Lambert），空間分解分光法（Spatially Resolved Spectroscopy： SRS），位相分解分光法（Phase Resolved Spectroscopy：PRS），時間分解分光法（Time Resolved Spectroscopy：TRS）などの測定法がある．この中で MBL 法は，組織での光吸収変化から酸素濃度変化（O2Hb, HHb 等の変化）を計算する方法であり，定量測定には向かないが，方式が簡便で小さな変化に対する測定感度が良い．最近では脳機能研究の分野で，精神的タスクや感覚刺激に対する頭部の各部位での酸素変化を，多チャンネルの MBL 装置で測定する報告も増えている．SRS 法は酸素飽和度や相対血液濃度など定量情報の測定が可能で，しかも頭皮や頭蓋に対して脳内の情報を選択的に反映するという特長があるため，手術中の脳酸素モニタなどに広く用いられている．PRS 法と TRS 法は，ともに酸素濃度の絶対値を測定する目的で開発された方法である．しかし前者は 100MHz 程度の高周波で変調された光を使用し，後者は数百億分の 1 秒の超短パルス光を用いる方式であるため，装置の複雑さやコスト的な理由から臨床現場への普及は進んでいない．可視領域（500～600nm）での O2Hb, HHb の吸収スペクトルの形は，近赤外領域に比べて非常に特徴的であるため，分光精度の点で有利である．今回開発した可視分光（Visible LightSpectroscopy：VLS）による組織酸素モニタは，白色 LED（光源）と高感度 CCD センサを用いた分光器（検出器）を一体化し，微分スペクトル解析を採用することで測定精度を向上させている．一般に VLS 酸素モニタは NIRS より以前に装置化されているが，臨床への応用は進んでいない．しかし，この装置は表層・局所の組織を精度良く測定でき，条件によっては非接触測定も可能であるため，今後これらの特長を活かした応用分野を模索して行きたい．今回は，NIRS 及び VLS 組織酸素測定の原理や技術的な内容を中心に，測定例も交えた紹介を行う．

Computer は麻酔の記録・労務・請求に必須

浅山健 ASA 会

麻酔科の責任：主治医である熟練外科医の能力と，病院の手術台の稼動を，精一杯に引き出す職業の，手術患者を安全に管理する専門職であると，演者は定義する．疼痛管理を別に考えて．例えば，熟練外科医が 1 時間で終わる内視鏡手術を手掛ける場合，麻酔科医の専門職が関与する事で，1 日 6 例の実施が可能となる．患者が手術台にある時間は 1 時間に止まるが，麻酔科医は，診療の質を維持するため，準備 30 分と回復 90 分を必要とする．熟練外科医が 1 日 6 例の内視鏡手術を担当する時，彼の能力発揮に，別の麻酔科医が次の患者の麻酔を担当する仕組みが必要で，手術台当り複数の麻酔科医を必須とする．この仕組みを実現する米国の病院麻酔科の経験は，1 台当り 2.5 人の麻酔科の人数を算定する．この仕組みで，彼らは，週日の昼間の勤務時間内に，患者が手術台に居る時間を 80%の稼働率と捉えている．2.5 人麻酔科人数には，有資格の麻酔科専門医の外に，訓練医と研修医の双方が含まれる．週日昼間の稼働率 80%を，時間外の稼動状態と共にグラフで示すスライドは印象的だった．手術台の稼働率維持は，病院経理の黒字を意味する．麻酔科の仕事：精神の持続緊張を必要とする．事故を防ぐには，厳格な労務管理が必須であるので，各人の麻酔実施時間を数字で管理する電子的記録は欠かせない．1 日 4 時間の手術台の麻酔実施が限度という論理がある．これが週に 20 時間，月に 80 時間の，手術台麻酔実施となる．これに，休暇・病気・研修などを考える時，年間 850 時間を予定する必要があると言う．麻酔科医師には，手術台麻酔実施の外に，患者に専門職を説明する時間と麻酔の準備とその回復に必要な時間や，関連科との連絡に必要な時間がある．従って，手術台の麻酔で，関連時間換算する作業を，電算機で行って，勤務時間として表わす必要がある．人員増し資料：以上を電子記録に基づく数字で，標準の勤務時間と比べる時，増える麻酔需要に対応する目的の人員増し資料として，計算する．資金管理に必須：麻酔科の請求事務を電子化して，数字に基づく資金管理で対応するのが，一般企業である．

麻酔シミュレータワークショップ
麻酔シミュレータシナリオコンテスト
コーディネータ： 兵庫医科大学麻酔科学教室上農喜朗

今回の麻酔シミュレータワークショップでは，シミュレータのシナリオを一般から募集して，その中から選んだシナリオをシミュレータに実装する企画を立てました．短い募集期間にも関わらず7件のエントリーがあり，書類審査の結果，次ページに紹介する3件のシナリオが選ばれました． 10時からのワークショップでは，まず，3件のシナリオの実演を行います．各シナリオのプロファイルには患者の基本情報や麻酔の進行状況のみが記載されています．この状態をスタートとしてシミュレータを動作させます．シナリオが進行するとどのようなイベントが起こるのか？起こったイベントに対して処置を行うとシミュレータはどのように反応するのか？このシナリオ実演はシナリオの作者ではなく，ぜひ，会場の皆さんに体験していただきたいと思います．3件のシナリオ実演が終了したら最優秀シナリオの選考を行います．選考は投票で行いますが，これには選考委員だけでなく会場の皆さんにも参加していただきます．多数の皆さんの参加をお待ちしています．
選考委員： 畔政和（選考委員長，国立循環器病センター），上農喜朗（兵庫医科大学），森田耕司（浜松医科大学），島崎康司（IMI），内田整（国立循環器病センター）

シナリオ1作者： 池沼仁美（札幌社会保険総合病院麻酔科）
62歳女性．身長165cm，体重52kg．高血圧にて内服中．人工膝関節置換術予定． 1年目の研修医が麻酔を導入．LM挿入・換気の確認後，ライン類の整理などを終え，麻酔記録を記載している．指導医は隣の部屋の様子を見に行き，術者はタニケ装着を終え廊下で手洗いをしている最中である．麻酔導入前のバイタルサインは，HR 70bpm，SpO2 98%，NIBP 130/70mmHg，RR 22bpm.

シナリオ2作者： 讃岐美智義（広島市立安佐市民病院麻酔・集中治療科）
46歳男性，身長172cm，体重75kg．会社員（営業職）．呼吸器系，循環器系には大きな異常はないが，検診で高血圧を指摘されたことがある．時に収縮期血圧が160 mmHgを超えることがある．降圧剤は内服していない．また，喫煙歴は30本×26年で，風邪をひくと痰が出やすい．多血症ぎみでHt 50%，Hb 18.0g/dlであった．腎機能，肝機能は正常，内分泌機能も異常なし．手術や麻酔の既往はない．膝関節の靱帯を損傷し靱帯再建手術で全身麻酔（ラリンゲルマスク）が開始された．陽圧呼吸で麻酔を維持していたが手術が終了したので，麻酔科医は患者を覚醒させようとしているところである．現在のバイタルサインは，HR 75bpm，SpO2 98%（FiO2 50%），ABP 130/88mmHg.

シナリオ3作者： 原真理子（神奈川県立こども医療センター麻酔科）
28歳健康女性．身長164cm，体重52kg．甲状腺腫による甲状腺腫瘍摘出術施行予定．呼吸器系，循環器系は特に異常なし．腎機能，肝機能は正常．甲状腺機能は正常範囲内．その他内分泌異常はなし．手術や麻酔の既往はない．抗甲状腺薬などの内服もなし．TIVAで麻酔が開始された．現在のバイタルサインは， HR 70bpm，SpO2 99 %，NIBP 126/60mmHg.

第３回
麻酔科医のためのパソコンセミナー

（東京会場）
会期：2003 年 9 月 19 日（金）　19:00～21:00
会場：東京ベイ有明ワシントンホテル
〒135-0063　東京都江東区有明 3-1　Tel. 03-5564-0111

（大阪会場）
会期：2003 年 12 月 6 日（土）　17:00～19:00
会場：千里ライフサイエンスセンター
〒560-0082　大阪府豊中市新千里東町 1-4-2　Tel. 06-6873-2010

代表世話人：　内田　整（国立循環器病センター）
讃岐美智義（広島市立安佐市民病院）

後援：日本麻酔・集中治療テクノロジー学会

第３回 麻酔科医のためのパソコンセミナー　プログラム

（東京会場）
会期：2003 年 9 月 19 日（金）　19:00～21:00
会場：東京ベイ有明ワシントンホテル
〒135-0063　東京都江東区有明 3-1　Tel. 03-5564-0111

（大阪会場）
会期：2003 年 12 月 6 日（土）　17:00～19:00
会場：千里ライフサイエンスセンター
〒560-0082　大阪府豊中市新千里東町 1-4-2　Tel. 06-6873-2010

世話人（順不同）
片山勝之（手稲渓仁会病院）
尾崎　眞（東京女子医科大学）
長田　理（東京女子医科大学）
原　真理子（神奈川県立こども医療センター）
増井健一（山梨大学）
橋本　悟（京都府立医科大学）
内田　整（国立循環器病センター）
萩平　哲（大阪大学）
太田吉夫（岡山大学）
斎藤智彦（国立療養所邑久光明園）
中尾正和（JA 広島総合病院）
讃岐美智義（広島市立安佐市民病院）

後援：日本麻酔・集中治療テクノロジー学会

統計データの正しい解釈のために

山梨大学　麻酔科
増井健一

統計と聞くと,「なんとなく分かるけど, 明確には分からない」という方が少なくないのではないでしょうか. 統計データの解釈を妨げる要因には, ①基本的な統計用語の正確な意味がわからない, ②統計学の守備範囲を知らない, ③聞いたこともない検定手法が論文で使われている, などが挙げられます. 論文の査読者に統計の専門化が加わっている場合があるため, ③のようなケースもありますが, 今回は①②に的を絞ってお話します.

また, 最近はやりの EBM に関する統計方法であるメタ・アナリシスについて簡単に解説します.

1. 統計学とは？

「ばらつきを伴う情報を, 客観的に分析・評価する学問」(参考図書 2 より)です.

2. 統計学はいつ使うか？

臨床研究をするとき, データを集計してからはじめて統計学を使用するのは適切ではありません. 統計学は, 研究をしようと決めたそのときから使うものです.

統計処理された集計データの正当性を判断するときにも役立ちます.

3. 基本的な統計用語

(1) p値, 有意水準, 有意差と検定の原理

(2) パラメトリック・ノンパラメトリックと尺度による検定方法の選択

(3) 平均値とメディアン

(4) SD と SE

4. 医学研究における3つのキーワード

(1) 精度

(2) 内的妥当性

(3) 外的妥当性

5. メタ・アナリシスについて

内容の詳細については, お配りした CD-ROM に収録されているスライドをご覧ください(セミナーで使用したスライドです).

以下に，お勧めの参考書とホームページを挙げます．統計の学習などにお役立ていただければ幸いです．

参考図書（敬称略）

1．浜田知久馬：学会・論文発表のための統計学．真興交易医書出版部(1999)
統計の考え方の基本をわかりやすく解説
2．市原清志：バイオサイエンスの統計学．南江堂(1990)
基本的な検定方法を，具体例をあげて解説（計算方法も記載）
3．長田　理：改訂 StatView 医学統計マニュアル．真興交易医書出版部(1999)
StatView を使って統計計算をする方法を丁寧に解説

参考ホームページ（敬称略）

1．おしゃべりな部屋（青木繁伸）　http://aoki2.si.gunma-u.ac.jp/
統計学自習ノート，統計学用語辞典，統計手法の選択ガイド，
統計学関連…何でも掲示板
2．肩のこらない統計学（丹羽時彦）
http://www.kwansei.ac.jp/hs/z90010/sugakuc/toukei/toukeihy.htm
3．医療統計学（新井順一）
http://www.h5.dion.ne.jp/~ge3j-ari/stat/tokei.html

PubMed，医中誌の検索とPDF文献の整理

広島市立安佐市民病院　麻酔・集中治療科
讃岐美智義

1. 文献検索の要点
PubMed
医学中央雑誌 WEB
2. 全文PDF文献の保存、整理、検索

1.　文献検索の要点

PubMed

アメリカ国立医学図書館(NLM : http://www.nlm.nih.gov/)のNCBI(national Center for Biotechnology Information)が、インターネット上でMEDLINEの公開(無料)プロジェクトを立ち上げました。これをPubMed(パブメド)といいます。

MEDLINEとは、世界約70カ国、4000誌以上の文献を検索することができる医学文献データベースです。MEDLINEには、1966年以降に登録した文献が収録されており、医学用語や著者、雑誌名等のキーワードを手がかりに、文献の書誌情報(タイトル、著者名、雑誌名、抄録)を調べることができます。

(1)アクセス法

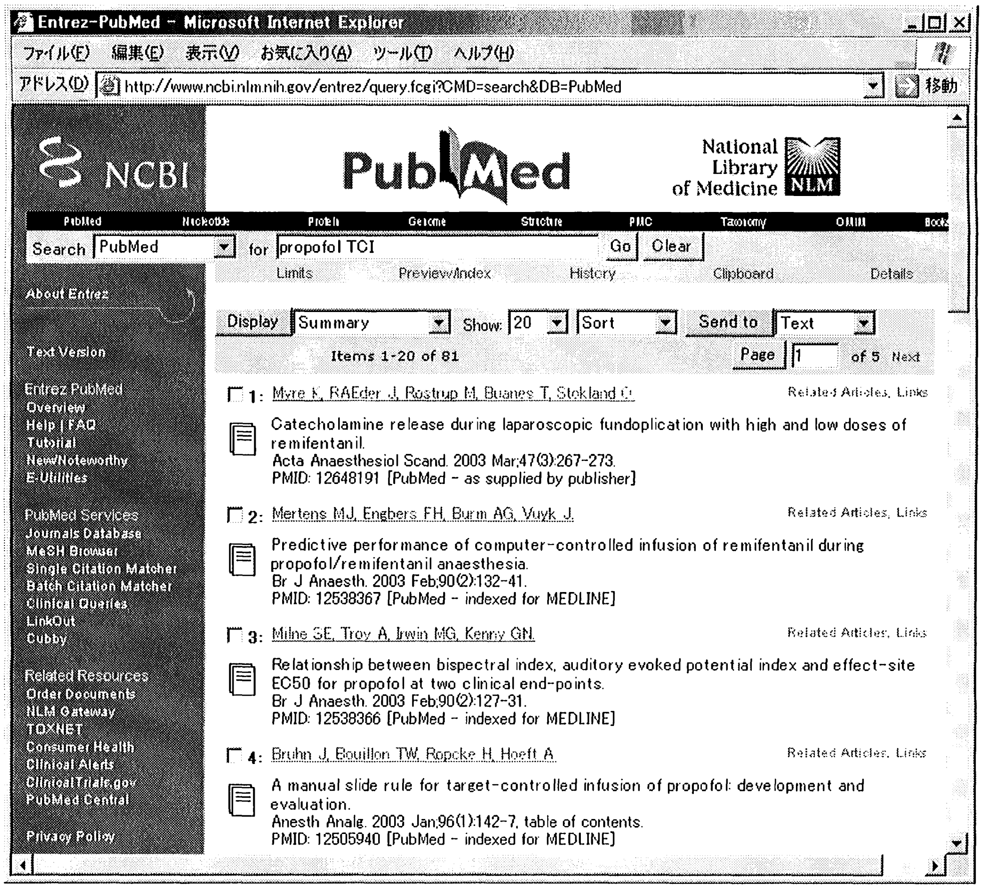
[PubMed]http://www.ncbi.nlm.nih.gov/PubMed/

■PubMedの検索

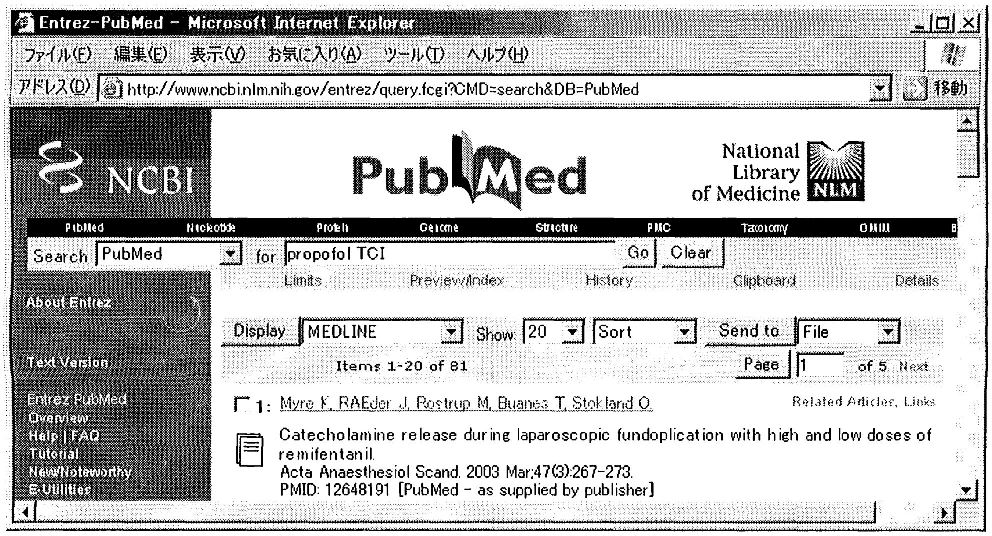
Internet Explorerなどのwebブラウザのアドレス欄に入力し、PubMedにアクセスすると、Fig.1が表示されます。PropofolとTCIの両方の語句が入った文献を検索するには、propofol TCIと入力します(各語句の間に半角スペースを入れるとANDの意味になります)。検索ボタン[Go]をクリックすると、結果表示画面(Fig1)が表示されます。検索結果は81件(Item 1-20 of 81)と表示され、その下に該当文献のリストが表示されています。

■検索結果の保存

このリストの文献すべてをファイルとして、自分のコンピュータに保存します(これらのすべてのリストがほしい場合には、文献番号の前の□にチェックマークを入れる必要はありません)。Fig.2のように[Display]ボタンの右の選択枝をMEDLINEに変更し、[Send To]の右の選択枝をFileに変更して[Send To]ボタンをクリックします。Query.fcgiというファイル名で表示されますので、ファイルの種類を[すべてのファイル]に、ファイル名を"○○.txt"と変更して[保存]ボタンをクリックしてください。


Entrez-PubMed - Microsoft Internet Explorer
ファイル(F) 編集(E) 表示(V) お気に入り(A) ツール(T) ヘルプ(H)
アドレス(D) http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?CMD=search&DB=PubMed
移動
NCBI
PubMed
National Library of Medicine
NLM
Search PubMed for propofol TCI Go Clear
Limits Preview/Index History Clipboard Details
About Entrez
Text Version
Entrez PubMed
Overview
Help | FAQ
Tutorial
New/Noteworthy
E-Utilities
PubMed Services
Journals Database
MeSH Browser
Single Citation Matcher
Batch Citation Matcher
Clinical Queries
LinkOut
Cubby
Related Resources
Order Documents
NLM Gateway
TOXNET
Consumer Health
Clinical Alerts
ClinicalTrials.gov
PubMed Central
Privacy Policy
Display Summary Show: 20 Sort Send to Text
Items 1-20 of 81
Page 1 of 5 Next
1: Myre K, RAEder J, Rostrup M, Buanes T, Stokland O.
Related Articles, Links
Catecholamine release during laparoscopic fundoplication with high and low doses of remifentanil.
Acta Anaesthesiol Scand. 2003 Mar;47(3):267-273.
PMID: 12648191 [PubMed - as supplied by publisher]
2: Mertens MJ, Engbers FH, Burm AG, Vuyk J.
Related Articles, Links
Predictive performance of computer-controlled infusion of remifentanil during propofol/remifentanil anaesthesia.
Br J Anaesth. 2003 Feb;90(2):132-41.
PMID: 12538367 [PubMed - indexed for MEDLINE]
3: Milne SE, Troy A, Irwin MG, Kenny GN.
Related Articles, Links
Relationship between bispectral index, auditory evoked potential index and effect-site EC50 for propofol at two clinical end-points.
Br J Anaesth. 2003 Feb;90(2):127-31.
PMID: 12538366 [PubMed - indexed for MEDLINE]
4: Bruhn J, Bouillon TW, Ropcke H, Hoeft A.
Related Articles, Links
A manual slide rule for target-controlled infusion of propofol: development and evaluation.
Anesth Analg. 2003 Jan;96(1):142-7, table of contents.
PMID: 12505940 [PubMed - indexed for MEDLINE]

(Fig. 1)


Entrez-PubMed - Microsoft Internet Explorer
ファイル(F) 編集(E) 表示(V) お気に入り(A) ツール(T) ヘルプ(H)
アドレス(D) http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?CMD=search&DB=PubMed
移動
NCBI
PubMed
National Library of Medicine
NLM
Search PubMed for propofol TCI Go Clear
Limits Preview/Index History Clipboard Details
About Entrez
Text Version
Entrez PubMed
Overview
Help | FAQ
Tutorial
New/Noteworthy
E-Utilities
Display MEDLINE Show: 20 Sort Send to File
Items 1-20 of 81
Page 1 of 5 Next
1: Myre K, RAEder J, Rostrup M, Buanes T, Stokland O.
Related Articles, Links
Catecholamine release during laparoscopic fundoplication with high and low doses of remifentanil.
Acta Anaesthesiol Scand. 2003 Mar;47(3):267-273.
PMID: 12648191 [PubMed - as supplied by publisher]

(Fig. 2)

(2)検索式の入力

■組み合わせ検索(AND.OR.NOT)

AND、OR、NOT を使用できますが、小文字でも大文字でもかまいません。

例: hypertension or cardiomegaly, hypertension OR cardiomegaly

■キーワードは大文字小文字の区別はありません

大文字も小文字も同じ語句として認識されます。Blood, BLOOD、Bloodはすべて同じものです。

■ストップワード

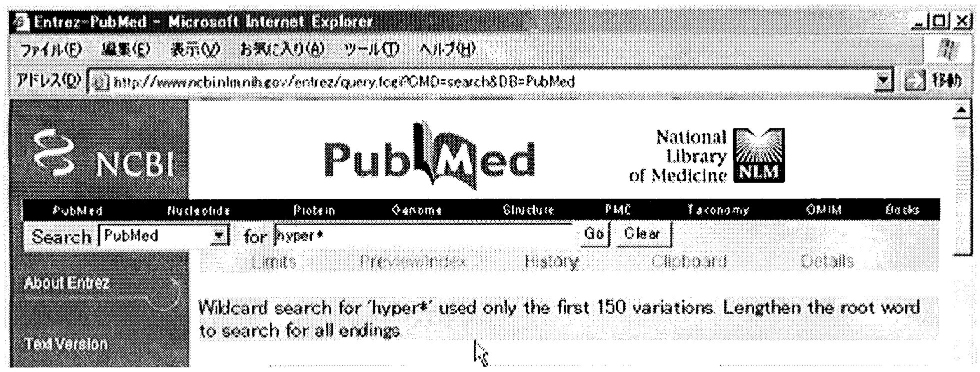
ストップワードと呼ばれる検索時に無視される単語があります。ストップワードを入力してもいっさい検索されませんので検索時に以下の表を参照して注意してください。

表.1 ストップワード

a	did	it	perhaps	these
about	do	its	quite	they
again	does	itself	rather	this
all	done	just	really	those
almost	due	kg	regarding	through
also	during	km	seem	thus
although	each	made	seen	to
always	either	mainly	several	upon
among	enough	make	should	use
an	especially	may	show	used
and	etc	mg	showed	using
another	for	might	shown	various
any	found	ml	shows	very
are	from	mm	significantly	was
as	further	most	since	we
at	had	mostly	so	were
be	has	must	some	what
because	have	nearly	such	when
been	having	neither	than	which
before	here	no	that	while
being	how	nor	the	with
between	however	obtained	their	within
both	i	of	theirs	without
but	if	often	them	would
by	in	on	then	
can	into	our	there	
could	is	Overall	therefore	

■ワイルドカード

キーワードの後ろにアスタリスク(*)を使用することができます。これはワイルドカードといって、その後にどんな文字が含まれていても検索します。たとえば「hyper*」というキーワードを使用すると、hypertension, hypercapnia, hyoerthyriodism…など hyper で始まる言葉すべてを1つで表すことができます。ただし、150 種類までしか検索しません。150 を超えると「Wildcard search for 'hyper*' used only the first 150 variations. Lengthen the root word to search for all endings」というメッセージが表示されます(Fig.3)。



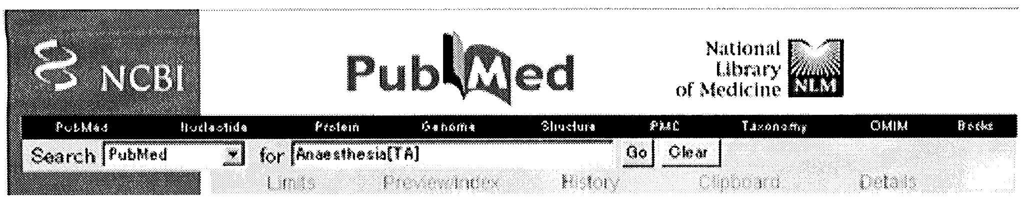
(Fig. 3)

■検索フィールドの指定

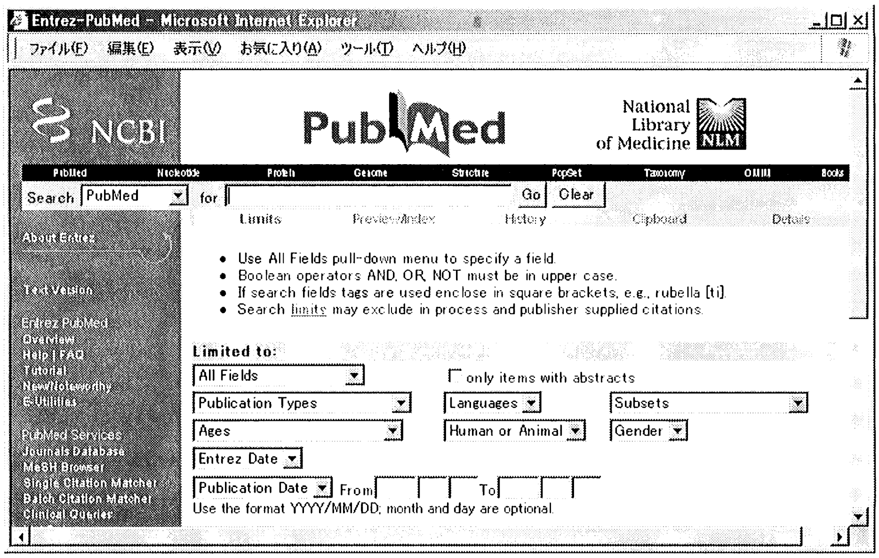
どのフィールド(タイトル、雑誌名、著者名、抄録などの)に含まれる言葉で検索するのかを指定するには 2 つの方法があります。一つはキーワードの後ろに検索したいフィールド名を[ ]に入れて入力する方法で、Anaesthesia[TA]とかanesthesia[TI]と書くことができます。TA とは雑誌名、TI とはタイトルです(Fig.4)。表.2 にタグの意味を示しましたので検索時の参考にしてください。もう一つは Limits 機能を使う方法(後述)です。

フィールドの詳しい説明

http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query/static/help/pmhelp.html#SearchFieldDescriptionsandTags



(Fig. 4)



(Fig. 5)

表 2 検索項目名と略語の対応

Affiliation（所属住所）	[AD]
All Fields(全フィールド)	[ALL]
Author（著者名）	[AU]
EC/RN Number（酵素番号）	[RN]
Entrez Date(PubMed 登録日)	[EDAT]
Filter(フィルター)	[FILTER]
Issue(ISSN)	[IP]
Journal Title(雑誌名)	[TA]
Language(言語)	[LA]
MeSH Date.	[MHDA]
MeSH Major Topic	[MAJR].
MeSH Terms	[MH]
Pagination	[PG]
Publication Type	[PT]
Secondary Source ID	[SI]
Subset(雑誌サブセット)	[SB]
Substance Name(物質名)	[NM]
Text Words	[TW]
Title（表題）	[TI]
Title/Abstract（タイトル/抄録）	[TIAB]
Unique Identifiers,(固有番号)	[UID]
Volume(巻)	[VI]

(3) Limits（絞り込み機能）

検索時にフィールドを指定やその他の条件を限定して検索する方法をまとめたものです。キーワード入力欄のしたにあるLimitsをクリックすると、Fig.5が表示されます。
ここで、キーワードを入力して、Limited to:と書かれた欄に各種条件を入力します。フィールド(All Fields)、発行形式(Publication Type)、年齢(Ages)、検索期間(Entrez Date)、発行日(Publication Date)、言語(Languages)、動物か人間か(Human or Animal)、分野別サブセット(Subsets)、性別(Gender)の9項目を指定できます。条件入力後、キーワード入力欄の右にある[GO]ボタンで検索を実行します。

(4) 検索結果の表示

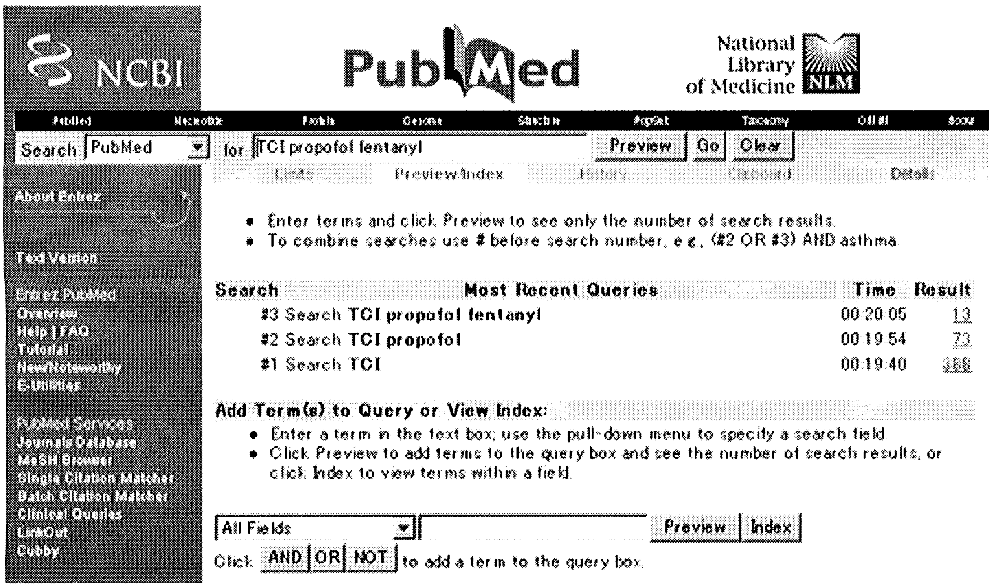
Fig.1はPropofol と TCI で検索を行った結果表示画面です。検索結果は81件と表示され、その下に該当文献のリストが表示されています。著者名をクリックすると詳細情報が表示されます。また、Display, Show, Send Toの右の選択肢を変えることで出力形式を変更することができます。

(5) 文献の選択と保存

リスト表示された番号の前にある□をクリックしてチェックマークを付けてください。チェックマークを付けたものが選択されたことになります。[Save][Text][Clip add][Order]ボタンは選択したものに対して有効になります。1件も選択していない場合は、すべてを選択したことになります。

(6) Preview

複数のキーワードを入れて検索する場合、件数が多すぎると、全部読むには時間がかかりすぎるので、なるべく絞り込んで少ない数にします。その場合、だいたいどのくらいの件数かを確認しながら検索を続けるための機能です。複数回検索した後に、Preview/Indexをクリックすると、Fig.6のような画面が表示されます。Result欄をみると，388,73,13次第に絞り込めていることがわかります．この画面からリストを再表示させるには，Result欄の該当する数値をクリックしてください．



(Fig. 6)

(7) Index

特定のフィールドで検索をしたい場合に、キーワードリストと件数を表示させながら検索を進めることができます.Preview/Index をクリックすると、Fig.7 が表示されます。All Fields と表示された右の欄に fentanyl というキーワードを入力し、[Index]をクリックした後の画面です。fentanyl／○○(数字)というリストが表示されています。かっこ内の数字は、おおよその件数を表示しています。このリストの中から検索したい行をクリックして選択し、[AND]ボタンをクリックするとキーワード入力欄に入力されます。

(8) History

PubMed での検索の履歴を表示できます。検索番号(#番号)、検索式、実行時間(現地時間)、ヒット数は表示されます。この検索番号を使って、組み合わせ検索が行えます。

#1　NOT #3

#2　AND　remifentanil

History が有効なのは 100 件までです。100 件以上になった場合には古いものから順に消去されます。

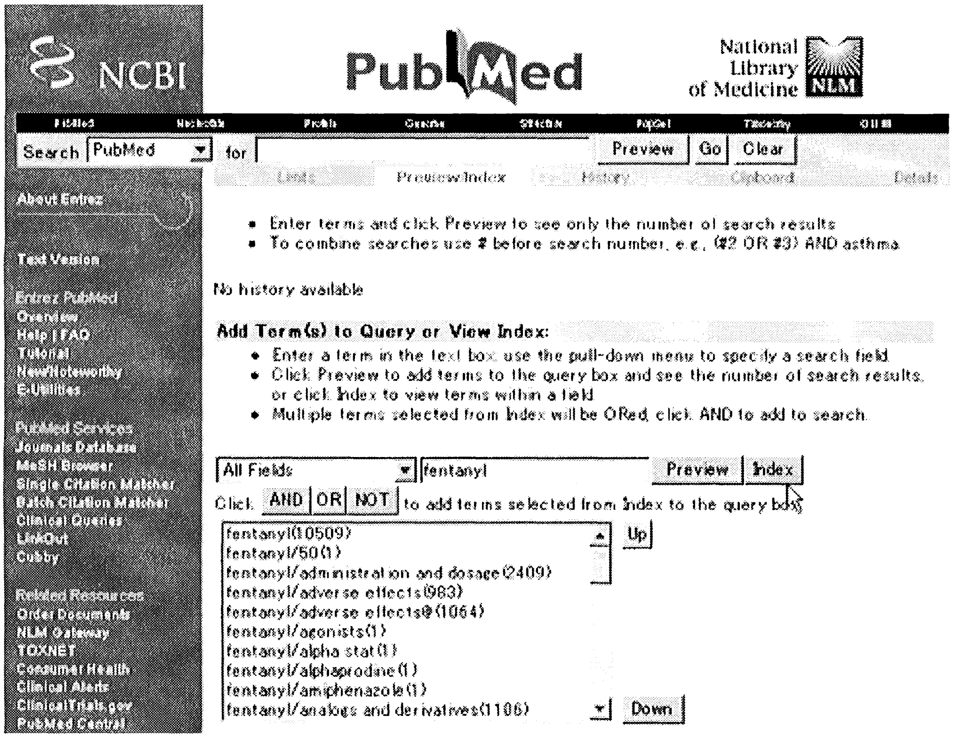
また、検索しない時間が 1 時間を超えると History は自動的に削除されます。なお、自分で History を消したい場合には画面の下にある[Clear History]ボタンをクリックしてください。

(8) Clipboard

検索を繰り返して必要な文献をまとめて印刷したりダウンロードする場合には、必要な文献をチェックし[Add Clip]をクリックしてクリップボードに保存しておくと便利です。Clipboard をクリックすると、クリップボードに蓄えられた文献リストが表示されます。クリップボードには最大 500 件まで保存でき、同じデータは自動的に削除されて 1 つしか記録されません。また、何も操作をしないで 1 時間が経過するとクリップボードの内容は自動的に削除されます。なお、クリップボードに不要なデータがある場合には、そのデータにチェックをつけて[Clip Remove]をクリックすれば消去されます。

(9) MeSH Browser

PubMed の画面のサイドメニューにある、MeSH Browser をクリックして表示させます。MeSH は階層構造をしていますので、上位語か下位語を選択することも可能です。また、さらに詳しい指定をする場合には、[Detailed Display]をクリックすると、チェックリストが表示されますので、必要な項目をチェックして[Add]ボタンをクリックして検索を行ってください。



(Fig. 7)

(10) Single Citation Matcher

PubMed の画面のサイドバーにある、Single Citation Matcher をクリックして表示させます。特定の雑誌の特定の文献を表示させたい場合または、雑誌名や巻、号のみわかるが文献の内容が定かでない場合など、このダイアログを表示することにより、容易に文献を探し当てることができます。

(11) Clinical Queries

PubMed の画面のサイドバーにある、Clinical Queries をクリックして表示させます (Fig.8)。臨床医学領域の文献検索を想定した検索機能で、研究デザインに着目した、治療、診断、病因、予後に着目した検索が可能です。

研究カテゴリーとして

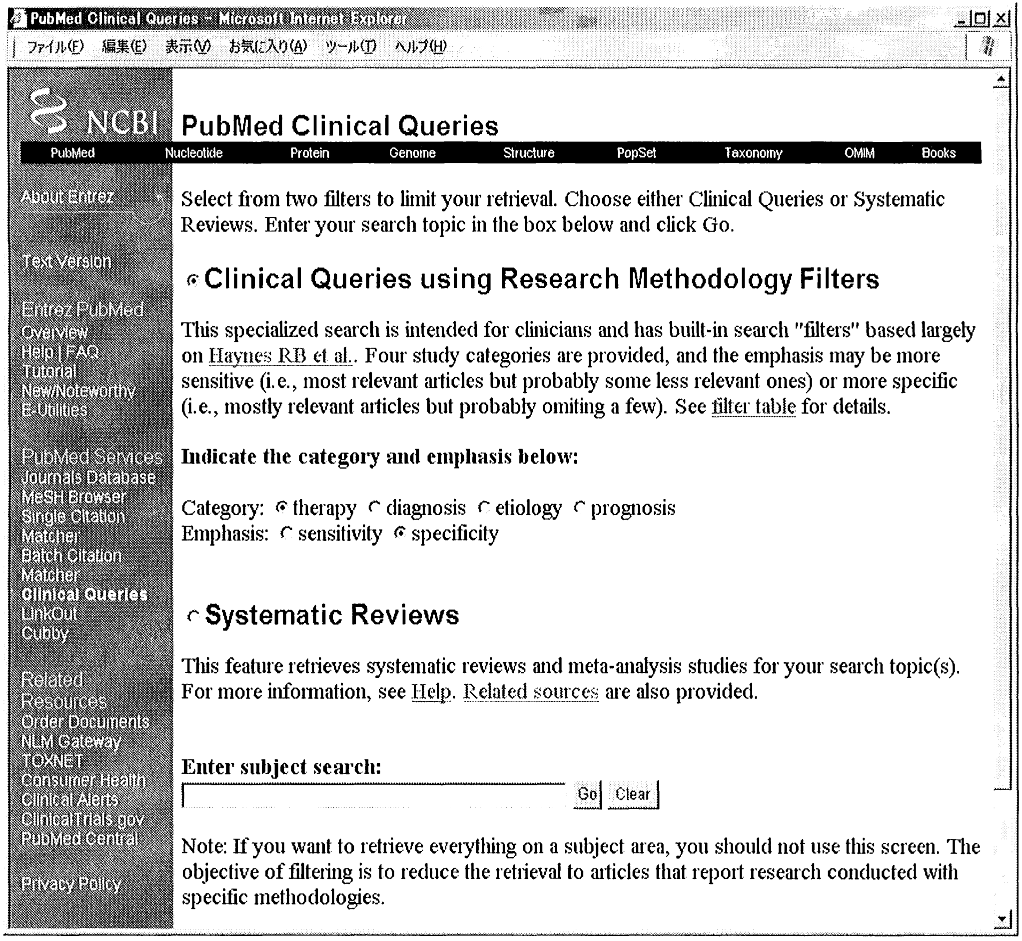
Therapy (臨床試験に関連)

Diagnosis (検査・診断に関連)

Etiology (疫学研究デザインやリスクに関連)

Prognosis (予後に関連) のうちから1つ、

Emphasisとして Sensitivity (多くの文献を検索するが適切でないものも含む)、Specificity (適切でない文献は少ないが取りこぼす可能性がある) のうちから 1 つを選び、キーワードを入力して検索を行います。多くの文献の内容を閲覧する手間ヒマを惜しまないのであれば、Sensitivity を選択するのがよいと思います。



(Fig. 8)

(12) Cubby

検索式を保存する方法が最近加わりました。サイドバーのCubbyをクリックすると表示されます。はじめに「Register」する必要があります。「Register」後、User Name:とPassword:を入力し[Login]をクリックします。

検索式の登録

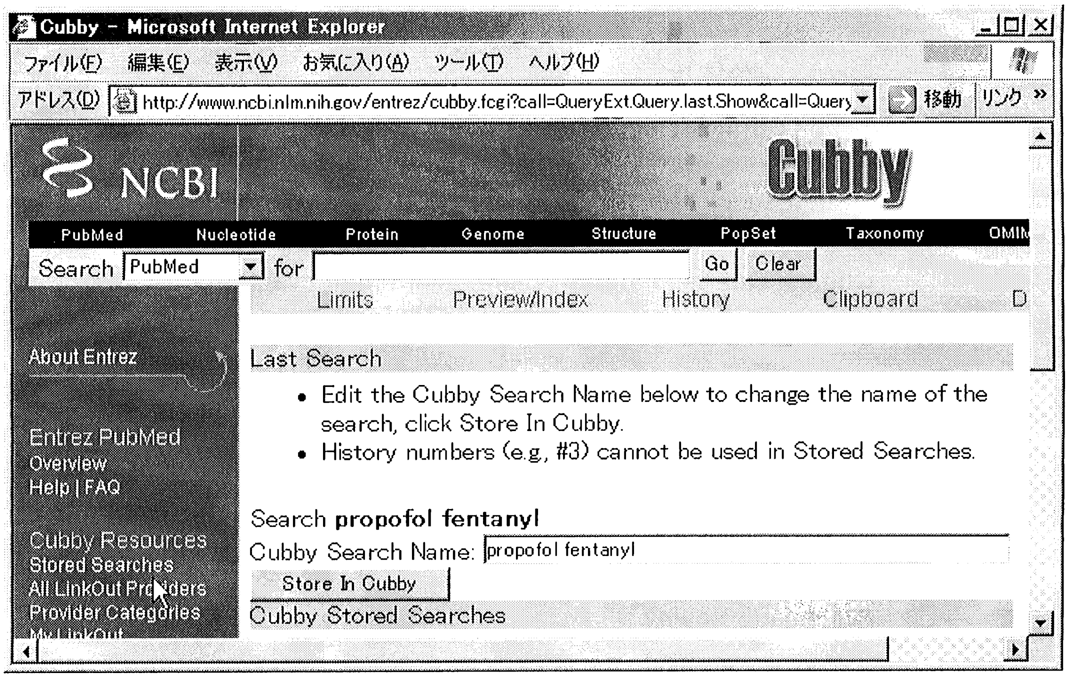
(1) Cubbyにログイン後に検索を行ってください。

(2) その画面で、サイドバーにある[Cubby]をクリックしてください。最後に検索した式がFig.9の様に表示されます。Fig.9に検索式が表示されない場合、システムがCookieを受け付けない設定になっていることが考えられます。

(3) ここで[Store In Cubby]をクリックすると、検索式が保存されます。

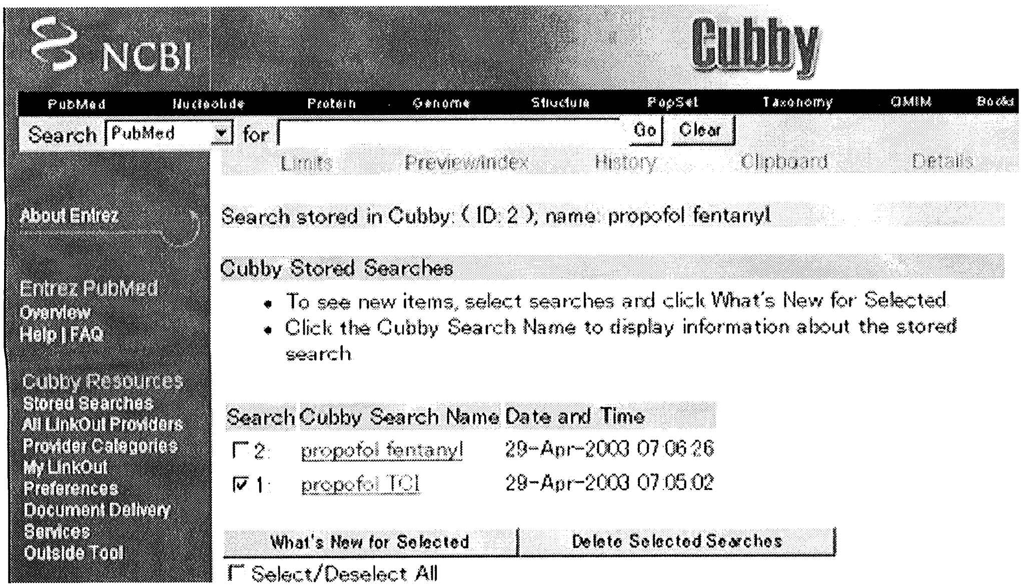
保存検索式での検索

(1) Fig.9のサイドメニューで[Stored Searches]をクリックして、これまでに保存した検索式のリスト(Fig.10)を表示させます。



(Fig. 9)

ここで、検索したい検索式のチェックボックスにチェックをつけます。すべてを検索したいときには Select/Deselect All をチェックしてください。検索の実行は[What's New for selected]をクリックしてください。検索式を登録した時以降に登録された文献のみが検索できます。もし、検索式を登録したときの検索結果をなくしてしまった場合には、Cubby Search Name 欄のアンダーラインのついた検索式をクリックして再度表示させることができます。ここまでできれば、貫壁です。



(Fig. 10)

医学中央雑誌 WEB

「医学中央雑誌」は国内医学文献の抄録誌として、1903 年(明治 36 年)、市井の開業医であった尼子四郎によって創刊されました。収録文献は、国内で発行されている医学・歯学・薬学およびその関連領域から収集された約 2,400 の資料から採択され、創刊当時の年間収録文献数はおよそ 1,900 件でしたが、今では 30 万件近くになっています。医学中央雑誌 WEB は 1983 年から現在までの約 20 年分の文献情報、約 490 万件(2003/9/6 現在)の検索ができます。

http://www.jamas.gr.jp/database.htm#t3

アクセス方法

http://www.jamas.or.jp/

医中誌 WEB

http://login.jamas.or.jp/enter.html

医中誌パーソナル WEB

http://www.so-net.ne.jp/medipro/jamas/index3.html

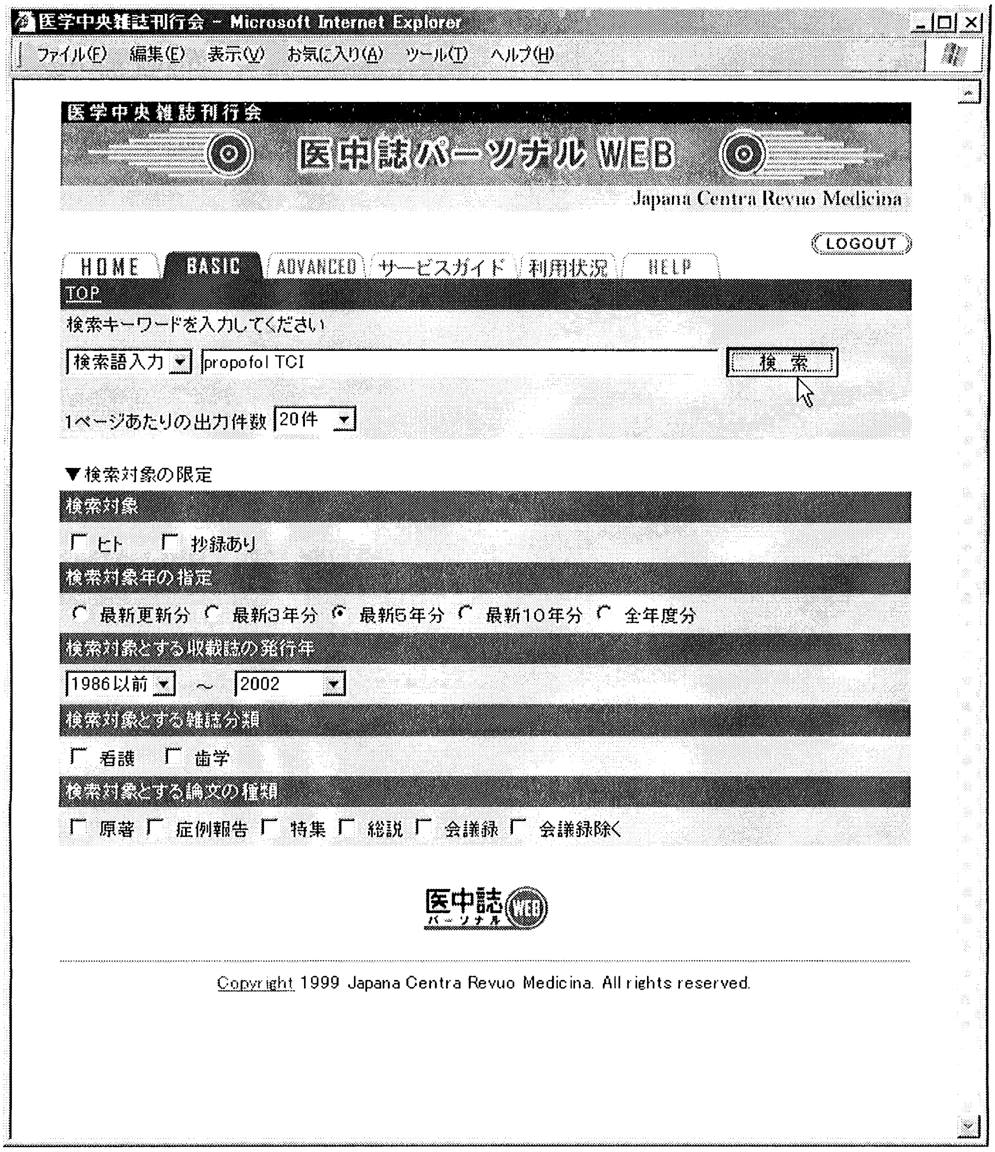
検索マニュアル(Ver2)

http://www.jamas.gr.jp/pdf/web_manual.pdf

(1) 医中誌 WEB の検索

基本中の基本(Version .1)

Internet Explorer などの web ブラウザのアドレス欄に入力し、医学中央雑誌 WEB にアクセスすると、ログイン画面が表示され ID とパスワードを入力することにより WEB ブラウザから検索が可能(会員として登録)です。ここでは、医中誌パーソナル WEB の会員登録済みとして、話を進めます。Fig.11 の画面となりますので、ここでは[Basic モード]を選択してください。Propofol と TCI の両方の語句が入った文献を検索するには、propofol　TCI と入力します(各語句の間に半角スペースを入れると AND の意味になります)。[検索]ボタンをクリックすると、結果が表示されます。



(Fig. 11)

(2)検索結果の保存

このリストの文献すべてをファイルとして、自分のコンピュータに保存します(これらのすべてのリストがほしい場合には、文献番号の前の□にチェックマーク(クリックするとチェックマークをつけることができる)を入れる必要はありません)。画面を一番下までスクロールすると、保存条件入力画面(Fig.12)が表示されます。保存方法としてはダウンロードとメール転送が選択できますが、メール転送のほうが便利ですので、メール転送について説明します。ポイントは3点です。

1. 転送先のE-mail アドレスを入力(アドレスは自分のものでなくてもかまいませんので、検索結果をE-mail で他の人に送ることができます)します。
2. 出力形式は Refer/BibIX 形式

（EndNoteではMEDLINE形式にして取り込むと文字化けを起こしますので，必ずRefer/BibIX形式でなければいけません）

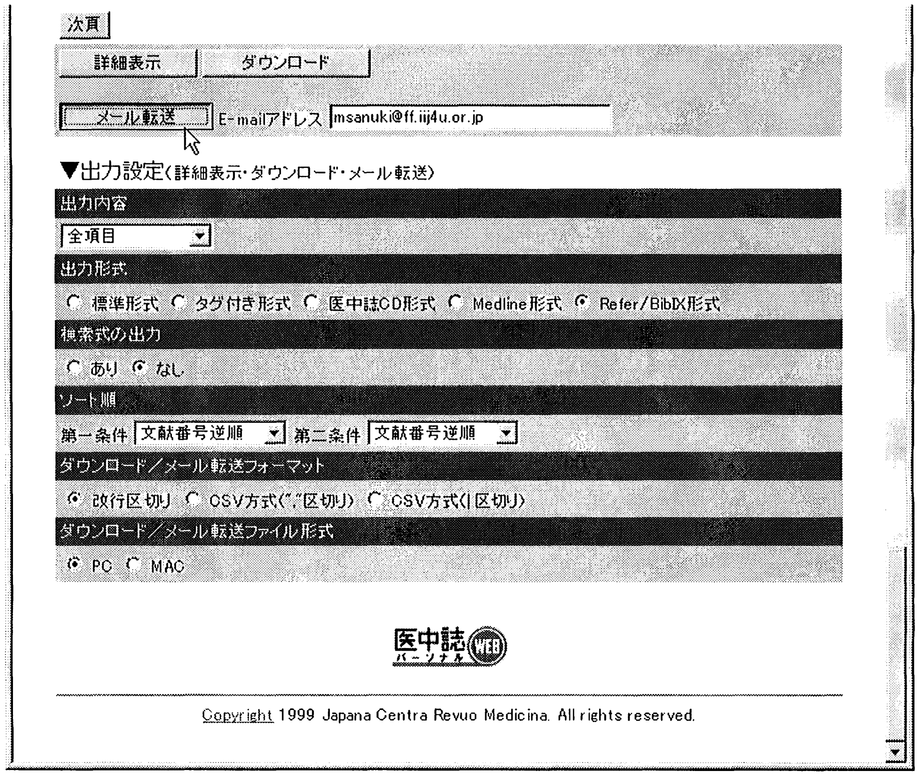
3. ダウンロード／メール転送形式は、WindowsならPC、MacintoshではMacを選択します（MacOSXはどちらでもOKです）。

これ以外の項目は、変更しなくて結構です。

入力後、メール転送ボタンをクリックします。

しばらくすると、icu_webというタイトルで添付ファイル（ictu.txt）つきのメールが送られます。

メール転送でなくダウンロードを選択したときには必ず、テキスト形式ファイルとして保存してください（ファイル名を○○.txtとす）。



(Fig. 12)

PubMedと医中誌WEB取り込みの要点

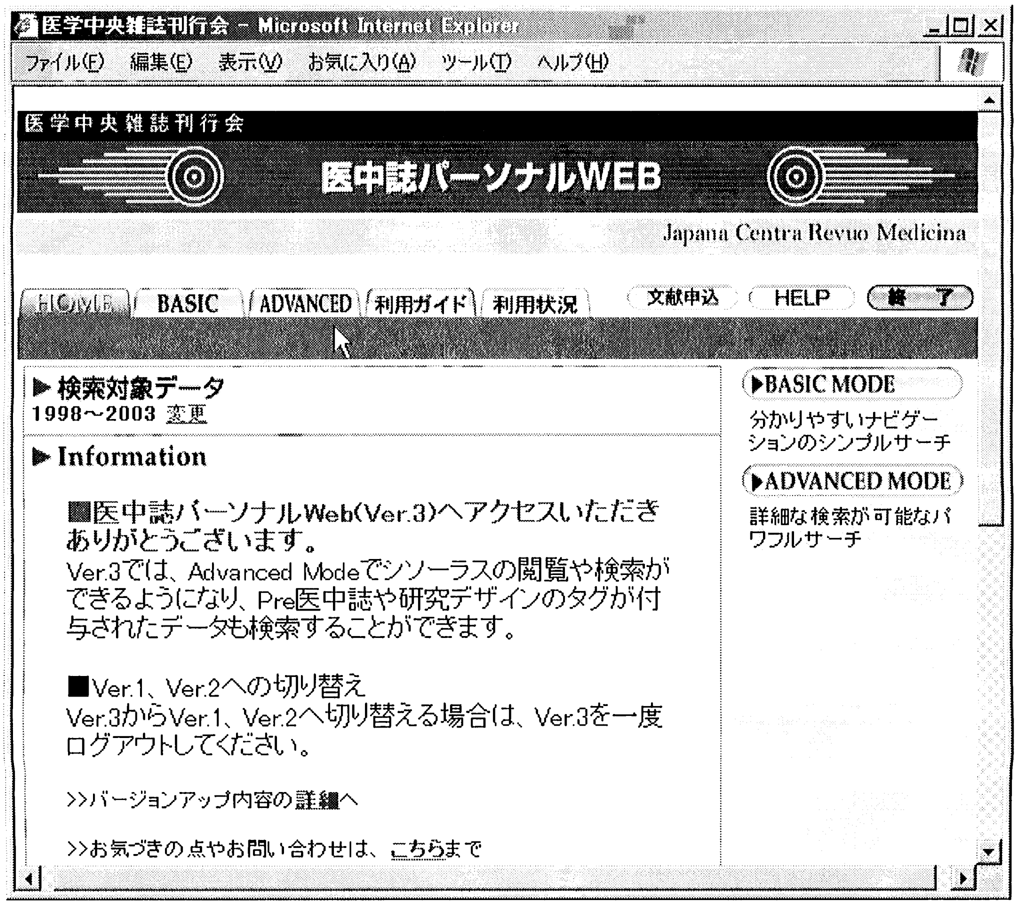
[RT2]	
PubMed	MEDLINE 形式
医中誌 WEB	MEDLINE 形式 Refer/BibIX 形式
[EndNote]	
PubMed	MEDLINE 形式
医中誌 WEB	Refer/BibIX 形式

Advance モード

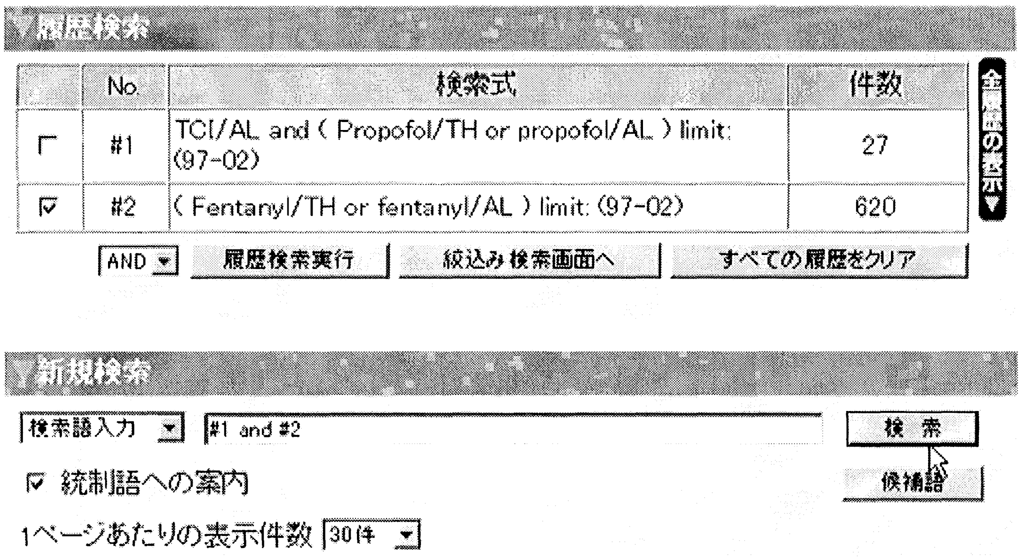
http://www.so-net.ne.jp/medipro/jamas/index3.html

上記のアドレスで表示される画面でVersion2またはVersion 3 選択してください。そこで、IDとパスワードを入力すると書く version にログインできます。ここで「BASIC」あるいは「ADVANCED」のタブをクリックすることで夫々のモードに入ることができます(Fig.13)。 Advance モードはVersion1には、ありません。

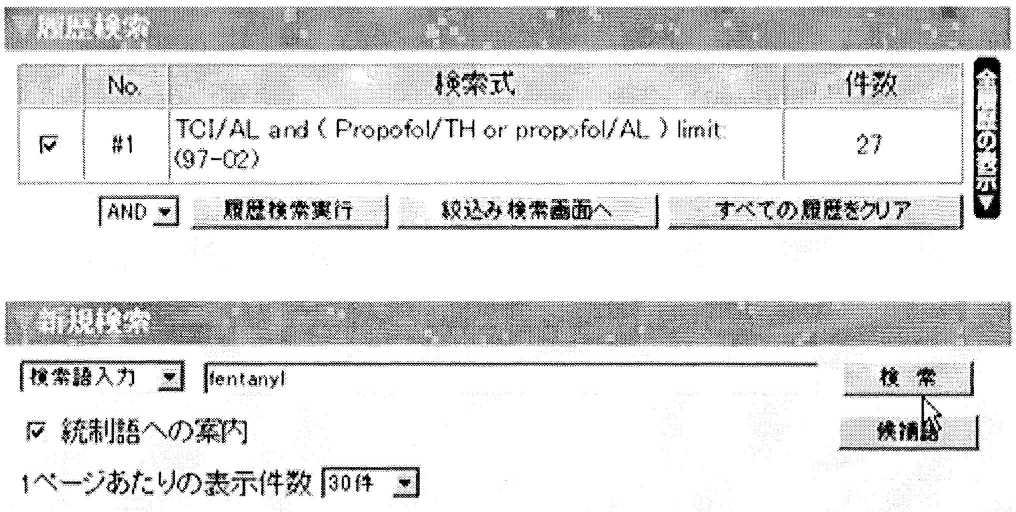
「検索語入力」の右隣の入力欄に、キーワードを半角スペース(AND 検索)で区切って入力してください。他にOR、NOT(大文字・小文字とも可)が使えます。例として、「TCI propofol」と入力します。検索ボタンをクリックすると、結果(Fig.14)が表示され、さらに▼新規検索で fentanyl と入力すると、結果(Fig.15)が表示されます。ここで「#1 and #2」と入力して検索ボタンを]クリックすると、掛け合わせた結果が表示されます。



(Fig. 13)



(Fig. 14)



(Fig. 15)

入力方法

(1)　スペースを含む語句

”Troponin T”のように、検索語を””で囲みます。スペースは半角スペースです。

(2) アルファベットの大文字・小文字

異なる語句として認識されます。Blood, BLOOD、Bloodはすべて違うものです。

(3) AND, OR、NOT検索

大文字・小文字とも有効で、以下のような入力が可能です。

【AND】頚椎 AND 手術、頚椎 and 手術、頚椎 * 手術、頚椎 手術
【OR】 頚椎 OR 脊椎、頚椎 or 手術、頚椎 + 手術
【NOT】 頚椎 NOT 脊椎、頚椎 not 手術
【()の使用】(心不全 or 心臓喘息 or 心機能低下) and 麻酔薬

ADVANCEモードのみ
【ステップナンバーの使用】 #1 and 呼吸不全

タグ入力による検索対象の限定

Basic モード、Advance モードともに対象となるフィールドを限定したい場合、**検索語/タグ**という形式で入力できます。

例：プロポフォール/TI

検索項目	タグ
統制語	TH
著者名	AU
収録誌名	JN
所属機関名	IN
文献番号	UI
ISSN	IS
タイトル	TI
抄録	AB
ALL Fields	AL
特集名	SP
タイトル+抄録	TA

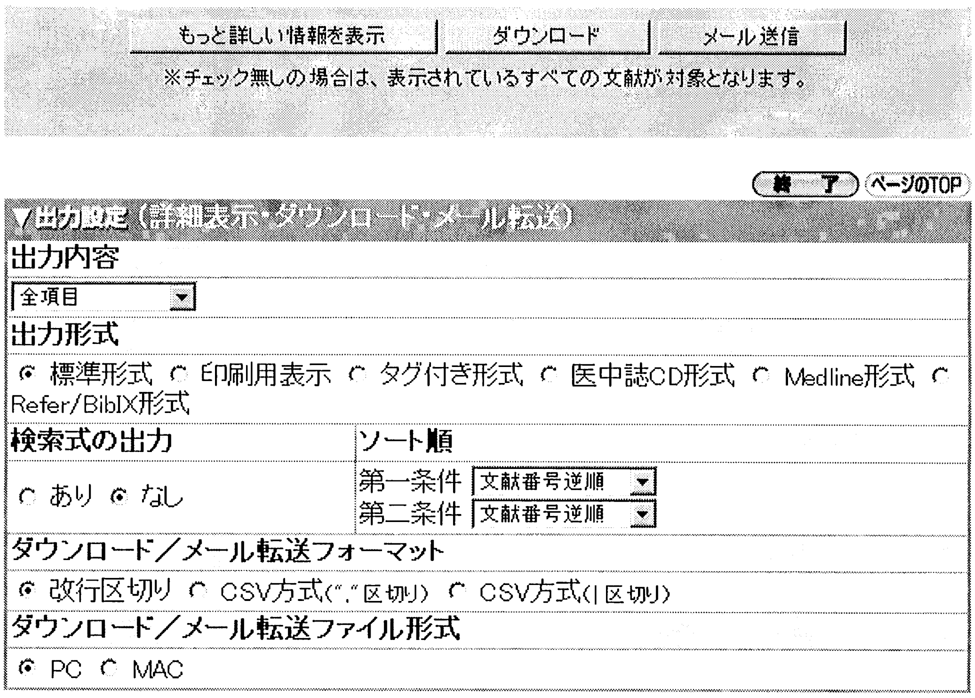
▼新規検索欄に自由語のキーワードを入力して、候補語ボタンをクリックすると統制語が表示されます。統制語は、見出し語というタイトルになっています。チェックをつけて、採用ボタンをクリックすると、検索欄に入力した語と入れ替えることができます。

▼履歴検索欄で、絞込み検索画面へボタンをクリックすると、絞込み項目が表示されます。

出力設定とダウンロード・メール送信

検索結果が表示されると、ホームページの一番下(スクロール要)に、出力設定のダイアログ(Fig.16)が表示されます。ここでは、検索結果をダウンロードしたりメールに添付して送ったりする

ときの条件を設定します。出力内容には、全項目／書誌事項／書誌事項+抄録から選択できます。ダウンロードして、EndNote やRT2に取り込む場合には、全項目を選択します。出力形式は、/印刷用標準形式表示/タグ付き形式/医中誌 CD 形式/Medline 形式/Refer/BibIX 形式から選択できます(EndNote に取り込む場合は、Refer/BibIX 形式を、RT2 に取り込む場合は、Refer/BibIX 形式または Medline 形式を選択）。検索式の出力はあり、なしから、ソート順は文献番号逆順/収載誌発行年月/収載誌コード/ページ/筆頭著者名から、ダウンロード/メール転送フォーマットは改行区切り/CSV 方式(“, ”区切り)/ CSV 方式(| 区切り)から選択しますが、通常は表示されたまま変更しないでください。ダウンロード/メール転送ファイル形式は Windoows なら PC、Macintosh なら MAC を選択してください。ダウンロードボタンをクリックすれば、icyu.dat という名前で保存しますが、web.txt などと保存直前に変更ができます。 また、メールの送信をクリックすれば、メールアドレスの入力欄とコメント欄が表示されます。コメント欄に入力するとメールの本文に反映されます。なお、検索結果は添付書類として送られます。



(Fig. 16)

医中誌 Web Ver.3 の新機能と従来バージョンとの変更点

http://www.jamas.or.jp/ver3/newver.html

2. 全文 PDF 文献の保存、整理、検索

RT2 を使用した PDF 文献管理

RT2は、文献抄録とPDFを結びつけるためのデータベース機能を提供します。RT2のテンプレートはファイルメーカーProで作成されていますが、自分自身にデータベースを含んでいるため、ファイルメーカーProを別途に用意しなくても文献データベースの作成が可能です。

RT2の動作環境

Windows98以降

MacOS8.6以降

MacOSX10.0以降

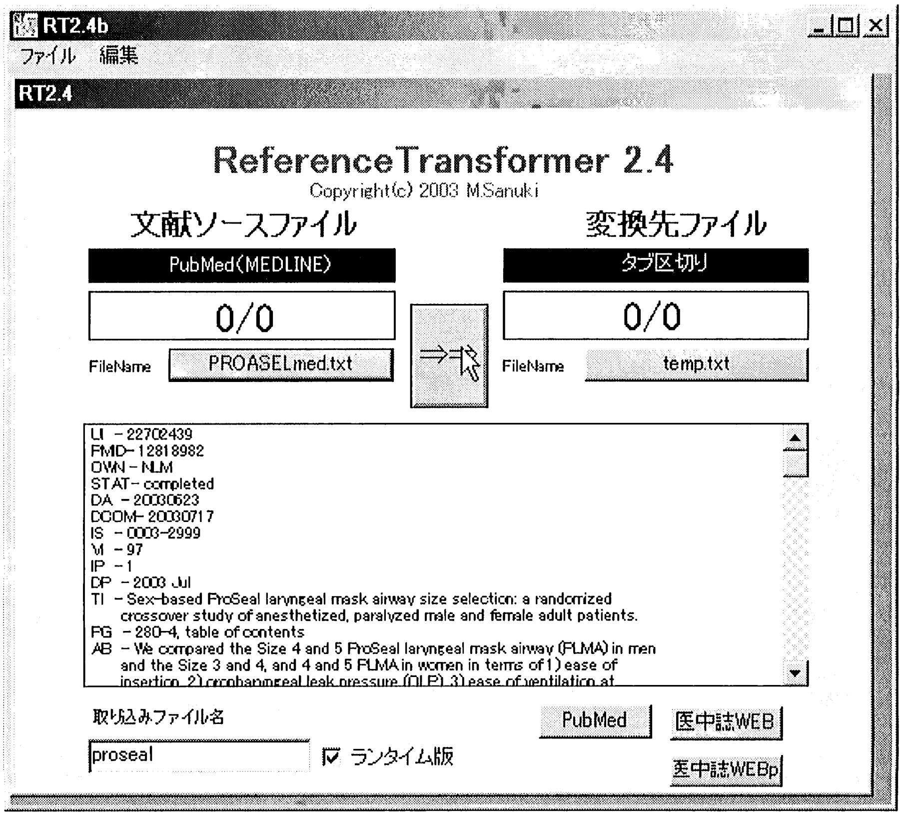
※データベーステンプレートを改造する場合ファイルメーカーPro5.0(日本語版)以降が必要ですが、改造しない場合には、RT2以外の特別なアプリケーションは必要ありません。

●RT2の最新バージョンは、http://msanuki.com/pub/からダウンロード可能です。

RT2へのデータ取り込み

(1)RT2フォルダ内にあるRT24というファイルをクリックして起動してください。

(2) [ファイルを選択]ボタンでクリックして文献ソースファイルを選択してください。文献ソースファイル:PubMedのファイルはMEDLINE形式で、医学中央雑誌のファイルはMEDLINE形式またはRefer/BibIX形式で保存したものを選択してください。



(Fig. 17)

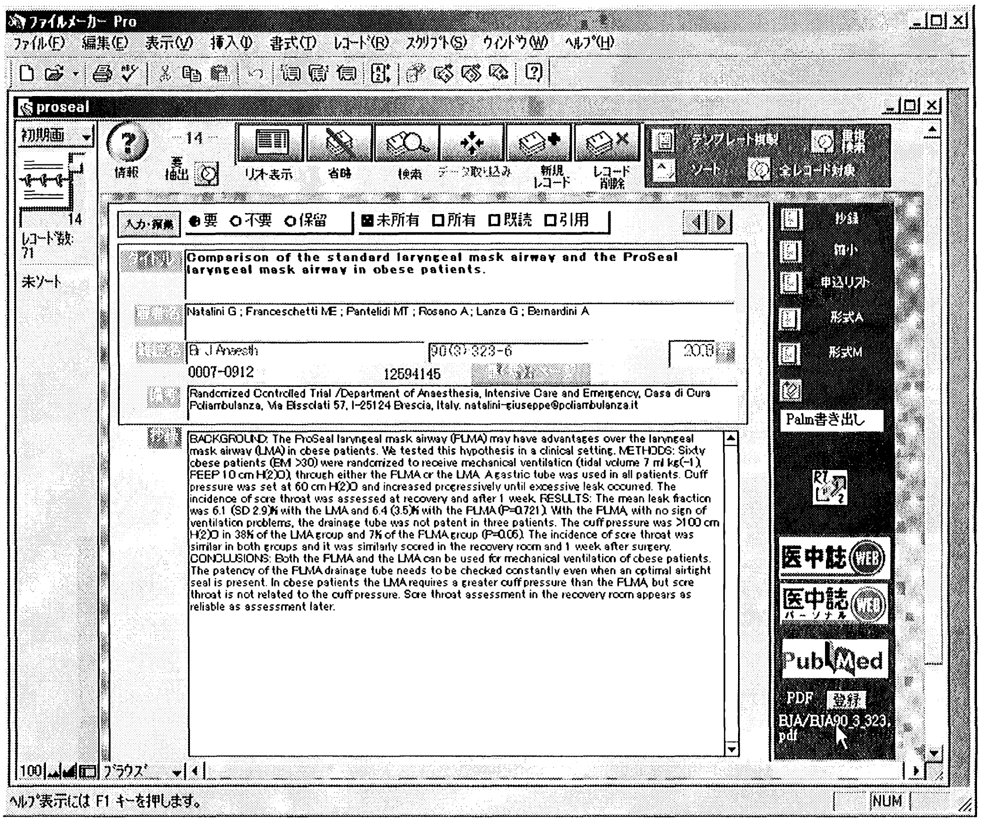
(3)左下方にある「取り込みファイル名」には適当にファイルの名前をつけてください。この名前がデータベースファイル名になります(proseal.USRというように自動的に.USRがつきます)。入力しない場合はUntitledとなります。通常はランタイム版のチェックは、はずさないでください(チェックをはずした場合、RT2のデータベースを開くにはファイルメーカーPro5以上が必要です)。

(4)真ん中にある[→→]ボタンをクリックすると変換が始まります。

(5)変換が終了すると、自動的にデータベースが起動して、「データ取り込みを実行しますか」と聞いてきますので[はい]をクリックしてください。データが、先ほど指定したファイル名のデータベース取り込まれます。なお、データベースを一度、終了してから開く場合にも「データ取り込みを実行しますか」と聞いてきますが、取り込まない場合[いいえ]をクリックしてください。

※同じデータベースファイルに何度も取り込みたい場合には、取り込むデータベースのファイル名を変更しないでください。ファイル名を変更すると、別のデータベースを作成し、そのデータベースに取り込みます。

＜大切＞なお、RT2 の変換画面を起動する時には、文献ソースファイルと RT24 と RT2.USR(または RT2.fp5)は同じフォルダにあることが必要です。できあがったデータベースファイル(****.USR または***.fp5)は別のフォルダに移動してもかまいません。



(Fig. 18)

RT2 データベースの使用法

取り込みが終了すると、自動的に RT2 データベースの初期画面になります(Fig.18)。タイトル、著者名、雑誌名と書かれた枠で囲まれた部分をクリックすると、リスト画面になります。個々のリストをクリックすると、初期画面に移動します。初期画面で、抄録の部分をクリックすると抄録閲覧画面に移動します。抄録部分をクリックすると、初期画面に戻ります。さらに、初期画面でタイトルの上にある[入力・編集]ボタンをクリックすると、入力・編集画面に移動し、各項目の入力・編集が可能になります。[基本画面に戻る]ボタンで初期画面に戻ります。

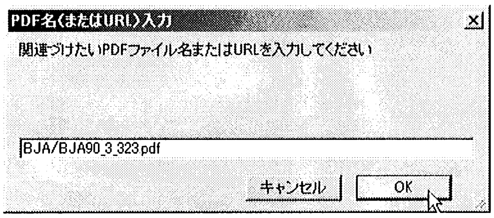
RT2 データベースでは入力編集画面以外では、内容を変えることができませんので、クリックや

検索をするだけでは内容は書き換えられません。抄録の下の部分に自分のコメントをつけることができるため、全文文献を読んだ時の記録にもなり、論文の引用文献を作成する際にもメモが役立ちます。

RT2とPDF文献ファイルの連携

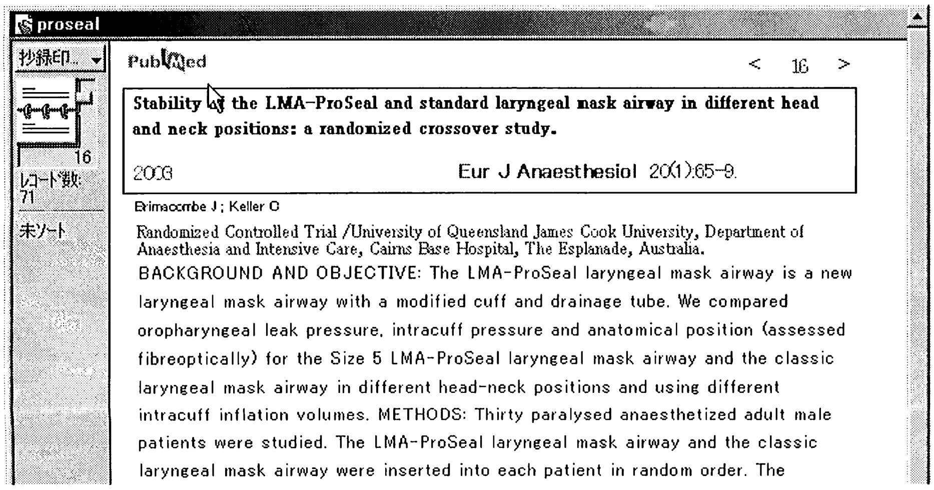
RT2は初期画面の右下(Fig.18)に、文献データにPDFファイルを登録するボタンがあります。[登録]をクリックすると、Fig.19のダイアログが開きますので、「BJA/BJA90_3_323.pdf」などと入力してください。ここで「BJA/」はBJAフォルダに入っていることを表し、「BJA90_3_323.pdf」は、連携したいPDFファイル名を表します。

ここで、登録を行うとすぐしたにファイル名が表示されます。表示されたファイル名をクリックするとPDFファイルを開くことができます。



(Fig. 19)

また、「タイトル」「著者名」の表示をクリックして表示されるリスト画面(Fig.20)では、右上に表示されたPubMedマークをクリックするとインターネットに接続された環境であれば、PubMedの該当するページを表示します。



(Fig. 20)

PDFファイル内の語句の検索

(1)AdobeAcrobat6.0を使用する方法

(2)サーチクロス(ビレッジセンター)を使用する方法

いずれでも可能ですが、速度的には(2)が速く、スマートさでは(1)がよいと思われます。

Microsoft Excel 応用：データ入力からプレゼン資料作成まで

国立循環器病センター　麻酔科
内田　整

1. はじめに

表計算ソフトの Microsoft Excel は，データの集計から統計処理やグラフ作成まで，非常に多くの機能を有するソフトウェアです．今回のセミナーでは，データ入力からプレゼンテーション資料作成という一連の作業を想定して，Excel 活用のための知識やコツを解説します．

2. Excel の基礎

2-1. セル，ワークシート，ブック

Excel は集計用紙をパソコン上で表現したものです．ソフトウェア上の集計用紙は**ワークシート**と呼ばれ，それぞれの升目は**セル**と呼ばれます．Excel の場合，最大縦 65536 行，横 256 列のセルを持つことができます．また，Excel では 1 つのファイルで最大 255 枚のワークシートを管理することができます（ただし，ワークシートの最大枚数はパソコンのメモリに依存します）．このワークシートの集合体が**ブック**です．

Excel の初期設定ではワークシートは 3 枚ですが，メニューから**[挿入(I)]→[ワークシート(W)]**でワークシートを追加することができます．

セルには，数値，文字列，式のいずれかのデータが入ります．

数値：　数字のみで構成されるデータ．日付や時間も数値に含まれます．

文字列：　数字以外の文字が含まれるデータ．シングルクオート(')で開始すると数字のみでも文字列になります．

式：　等号(=)で始まる特殊な文字列．他のセルや定数を参照して計算し，結果をセル内に表示します．あとで説明する関数も式の一種です．

2-2. データ入力のコツ：セルの入力規則と書式設定

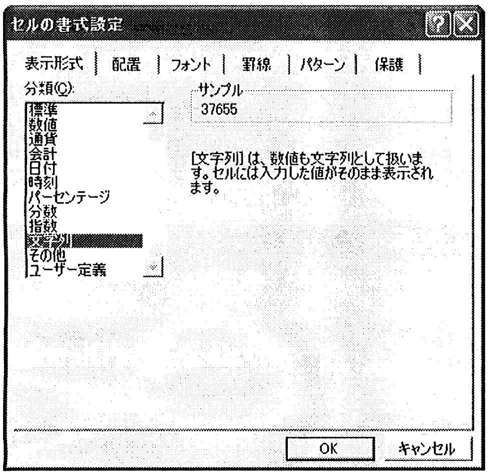
a. 入力規則

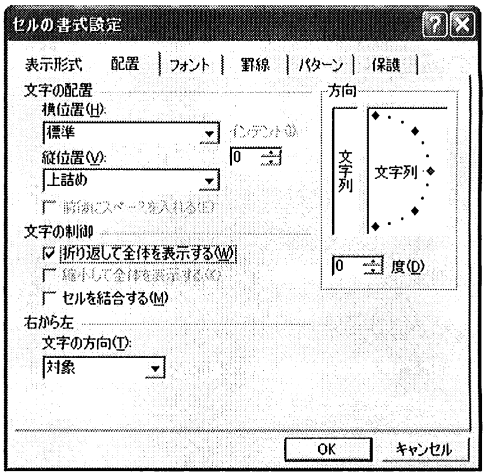
- 数字で始まるデータはできるだけ数値として認識しようとします．この場合，数値とは整数以外に，小数，科学表記，日付，時間も含まれます．例えば，3e8 ($3x10^8$)，9/19 (9 月 19 日)，12-6 (12 月 6 日)， 4:9 (4:09) なども括弧内のデータとして入力されます．なお，Excel の数値入力では，自動的に全角から半角に変換されます．
- =（または@）で始まり，次に何らかの文字（数字，記号，アルファベット）が続く場合は式として認識されます．=が 1 つだけの場合は文字列です．
- シングルクオート(')で始まるデータはすべて文字列になります．この場合，セル内には(')は表示されません．
- スラッシュ（/）で始まる文字列は入力できません（ただし，セルをダブルクリックしてカーソルを表示するか，シングルクオートを最初に入れれば入力可能になります）．

b. セルの書式設定

書式設定では，セルのデータ形式，フォント，配置などを指定します．セルを選択して右クリックするか，メニューから[書式(O)]→[セル(E)...]を選択すると「セルの書式設定」ダイアログが表示されます．

Excel では前出のような入力規則がありますが，[書式設定]で表示形式を指定の形式に設定するとそれが優先されます．この場合は，数値の自動変換が行われないので文字列の入力に便利です．また，長い文字列をセル内に表示させるには，「セルの書式設定」ダイアログの[配置]タブで，[折り返して全体を表示する(W)]をチェックします．





2-3. セルの表記と選択方法

それぞれのセルは行と列で指定します．初期設定では行は 1 から始まる数字で，列は A から始まるアルファベット(Z の次は AA)です．例えば，5 行 7 列では G5 です．

複数のセルを指定する場合，連続するセルはコロン(:)で接続します．

例 1.　C3:C23　　　例 2.　B4:H12

非連続の場合はカンマ(,)で接続します．

例 1.　A2,A5,B9　　　例 2.　D3:D10,H4:H17

マウスで選択する場合，Shift キーを押しながら操作を行うと連続するセルが，また，Ctrl キーを押しながらの操作では非連続する複数のセルが選択されます．

ワークシート上の特定のセルの指定は，Sheet1!H8:H12 のように，エクスクラメーションマーク(!)をシート名とセルの間に挿入します．同一ワークシートのセルを指定する場合は，シート名を表記する必要がありません．

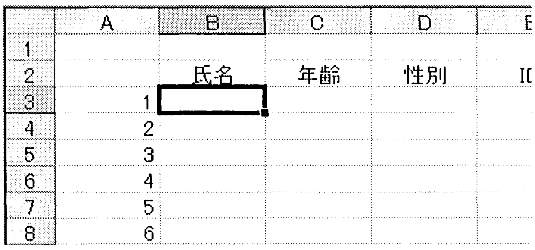
メニューから[挿入(I)]→[名前(N)]→[定義(D)...]で，特定のセル，あるいは範囲に名前を付けることができます．名前にはセル指定に使われる表現(B5, R2C7 など)は使用できません．また，名前は絶対指定(後述)で，かつ，ブック全体で共通になります．

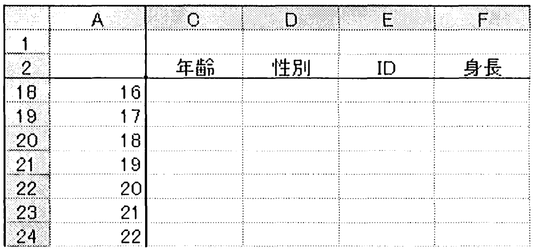
2-4. ワークシート管理のコツ

a. 項目／サンプル数が多い場合

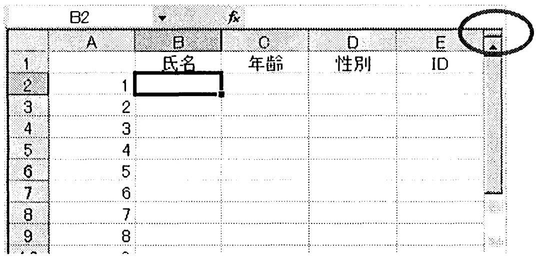
通常，上部や左端のセルには項目名などを入れますが，データ数が多くなるとスクロールによりこれらのセルが見えなくなります．このような場合はウィンドウ枠を固定すると便利です．

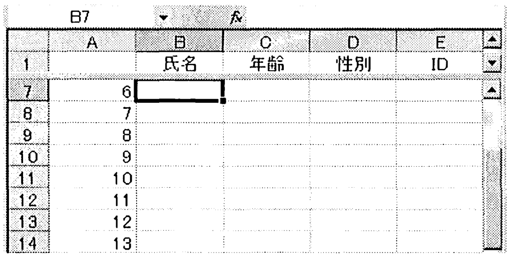
スクロール開始位置の左上のセルを選択して（下図では B3），メニューから**[ウィンドウ(W)]→[ウィンドウ枠の固定(F)]**を選択します．この作業により常に項目名やサンプル番号が表示できるので，ワークシートが見やすくなります．





シートの分割でも一部の行や列を固定できます．シートの分割はスクロールバーの上部（あるいは左部）にあるバーをドラッグします．または，**[ウィンドウ(W)]→[分割(S)]**を選択します．

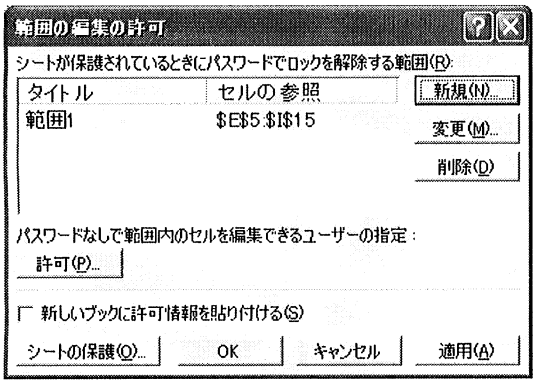




b. 保護

ワークシート（あるいはブック）の内容を変更できないようにするには保護機能を使用します．メニューから，**[ツール(T)]→[保護(P)]→[シートの保護(P)...]**（または**[ブックの保護(W)...]**）を選択します．解除は，**[ツール(T)]→[保護(P)]→[シートの保護の解除(P)...]**（または**[ブックの保護の解除(W) ...]**）です．

シート上の一部のセル領域を保護することもできます（Excel2002 のみ）．この場合は**[ツール(T)]→[保護(P)]→[範囲の編集を許可(A)...]**を選択します．表示される**「範囲の編集の許可」**ダイアログで編集可能な範囲を設定します．次に，**[シートの保護(O)]**ボタンをクリックします．



c. 条件付き書式

セル内容に応じて，フォントや色など，セルの書式を変更する機能です．集計時に，特定の数値のセルを他のセルと見分けやすいようにするなどの応用があります．メニューから，[書式(O)]→[条件付き書式(D)...]を選択して，表示されるダイアログに条件を入力します．

3. 関数

3-1. 関数の基本

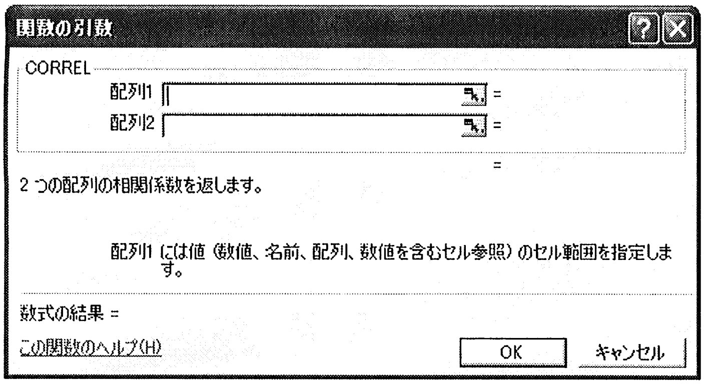
関数とは，数値，文字列や他のセルの内容から特定の数学的処理を行い，その結果をセルに返すものです．Excel でデータの集計や統計処理を行うためには，関数をマスターしなければなりません．Excel では，セルに入力された文字列が以下の形式の場合に関数と見なされます．

=関数名(引数 1, 引数 2, …)

引数(ひきすう)とは，関数に渡す数値，文字列，またはセルの参照です．Excel には 200 を越える関数が組み込まれています．付属の CD-ROM に関数一覧がありますので，参考にしてください．

3-2. 関数の入力と修正

関数を入れるセルを選択して，メニューから[挿入(I)]→[関数(F)…]を選択すると「関数の挿入」ダイアログが表示されます．または，ツールバーの fx アイコンをクリックします．関数を選択して[OK]ボタンをクリックすると引数を入力するダイアログ(下図)が表示されます．引数の範囲は，テキストボックスの右にあるをクリックして，ワークシート上をマウスで選択すると簡単です．



関数名をセルに直接入力する方法もあります．特に，SUM()や AVERAGE()など，よく使う関数は覚えておくと便利です．

関数が入力されているセルをダブルクリックすると引数を変更することができます．この場合，参照セルの範囲が引数と同色で表示されます．引数の範囲はマウスで変更できます．

	A	B	C
1		心拍出量	
2	1	4.3	
3	2	3.5	
4	3	5.1	
5	4	6.0	
6	5	2.4	
7	6	4.0	
8	7	3.9	
9	8	7.2	
10	9	4.5	
11	10	3.6	
12	11	3.8	
13	12	6.1	
14			
15	平均	=AVERAGE(B2:B11)	
16			

	A	B	C
1		心拍出量	
2	1	4.3	
3	2	3.5	
4	3	5.1	
5	4	6.0	
6	5	2.4	
7	6	4.0	
8	7	3.9	
9	8	7.2	
10	9	4.5	
11	10	3.6	
12	11	3.8	
13	12	6.1	
14			
15	平均	=AVERAGE(B2:B13)	
16			

3-3. 相対指定と絶対指定

関数の引数が他のセルを参照する際，セルの指定方式に相対指定と絶対指定があります．相対指定とは選択されているセルからの相対的な距離でセルを指定する方式です．これに対して，絶対指定ではセルの座標(行と列)で指定します．Excel の場合，既定値は相対指定です．使用する関数によっては，相対指定でコピー＆ペーストすると意図せぬ結果になることがあるので注意が必要です．

絶対指定にする場合は，C2 のようにセルの行／列の前にドルマーク($)を付けます(行または列のどちらか一方のみを絶対指定にすることもできます)．関数の変更モード(入力されたセルをダブルクリック)では，引数を選択して F4 キーを押すと相対指定と絶対指定を切り替えることができます．

3-4. 条件分岐と論理関数

IF 関数を使用すれば，参照セルの内容に応じて返す値を変化させることができます．図の例で

は，A 列の数値により，A，B，C にランク分けした結果を B 列に入れています．IF 関数はネスト（入れ子）にしたり，AND()や OR()などの論理関数と組み合わせたりしたりすることもできます．

	A	B	C	D	E
1	IF関数				
2	70	=IF(A2>80,"A",IF(A2>60,"B","C"))			
3	56	C			
4	81	A			
5	72	B			
6	52	C			

COUNTIF()や SUMIF()のように，条件に合うセルのみを計算対象とする関数も覚えておくと有用です．

3-5. 串刺し計算（ワークシート間の計算）

データ数が多くなると，1枚のワークシートでは整理しきれない場合もあります．このような場合は生データを対象ごとにワークシートに保存して，別のワークシートを統計処理に使用する方法があります．ワークシート間の計算にはワークシートを指定して式を挿入します．例えば，Sheet1 から Sheet9 のセル B4 の標準偏差を計算する場合は以下の式を指定します．

=STDEV(Sheet1:Sheet9!B4)

注意すべき点として，計算対象となるセルがすべてのワークシートで同一の位置にないといけません．また，指定する2枚のワークシートに挟まれた区間が計算対象になりますので，ワークシートの順番を変更すると計算結果が変わることもあります．

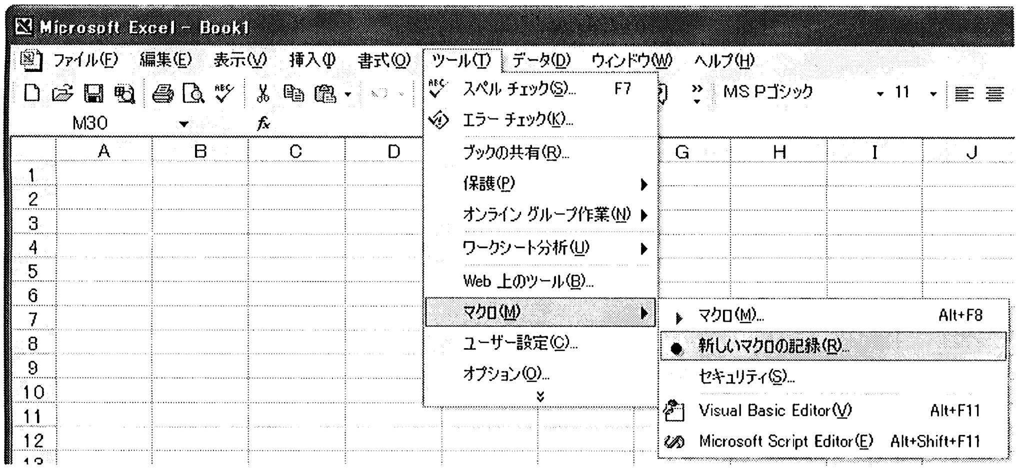
4. マクロ

4-1. マクロとは

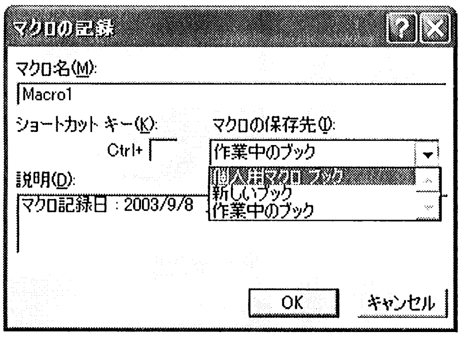
マクロとは複数の操作を 1 つにまとめたものを示します．マクロを実行することにより，操作を自動化したり，複雑な操作をボタン 1 つで実行したりすることができます．Excel や Word では，マクロは VBA（visual basic for applications）という一種のコンピュータ言語で記載されていて，複雑な操作も可能です．今回は，マクロのうちプログラムを知らなくてもできる操作に限定して説明します．

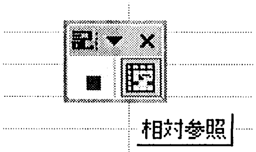
4-2. マクロの作成

メニューから[ツール(D)]→[マクロ(M)]→[新しいマクロの記録(R)...]を選択します．



「**マクロの記録**」ダイアログが表示されますので，記録条件を設定します．保存先を「**個人用のマクロブック**」に設定すると他のファイルでも使用できるので便利です．ショートカットキーはマクロ起動用のキーです．Z, X, C, V などは編集用に使用しますので，それ以外の文字を指定するのがいいでしょう．





[OK]ボタンをクリックすると，上図右のような記録用のダイアログが画面に現れます．ダイアログの右のは相対参照ボタンで，複数のセルに同じマクロを実行するような場合はこのボタンをONにしておきます．

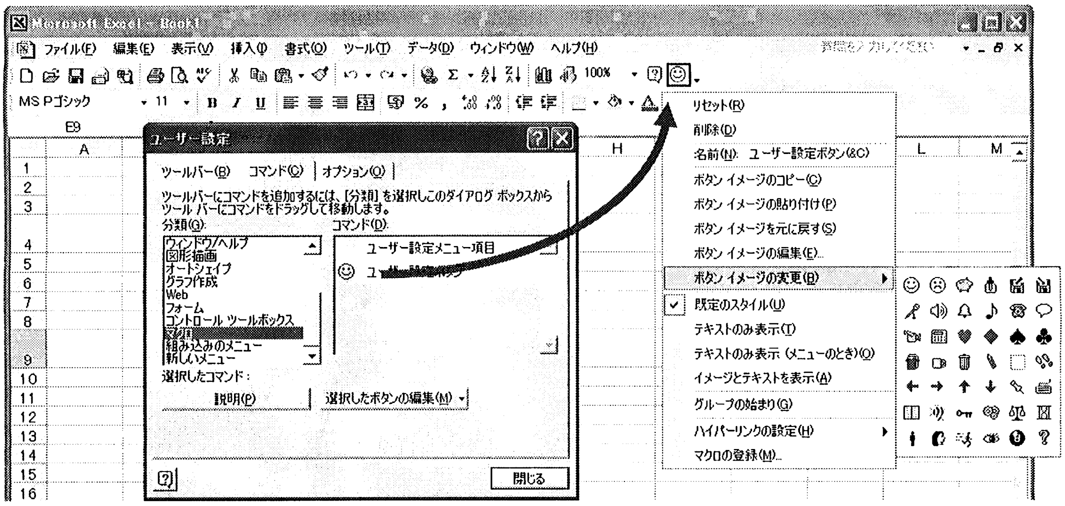
次に，マクロに登録する操作を 1 つずつ実行します．この際，間違った操作を行うと，その操作もマクロに登録されてしまうので注意が必要です．すべての操作を終了したら，■ボタンをクリックして記録を終了します．

4-3. マクロの実行

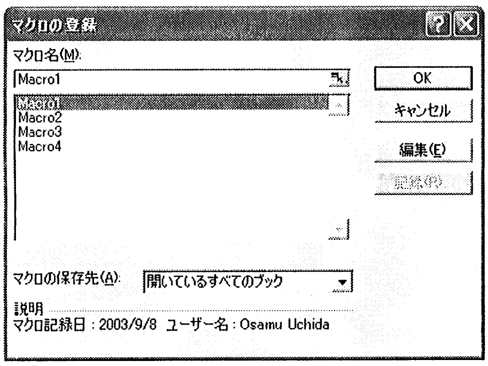
メニューから[**ツール(T)**]→[**マクロ(M)**]→[**マクロ(M)...**]で表示されるダイアログから目的のマクロを選択して[**実行(R)**]ボタンをクリックするか，または，ショートカットキーを押します（設定した場合のみ）．

頻回に使用するマクロはユーザー設定ボタンに割り当てると便利です．メニューから，[**ツール(T)**]→[**ユーザー設定(C)...**]で「**ユーザー設定**」ダイアログを表示します．[**コマンド(C)**]タブのマクロからユーザー設定ボタンを選択して，ツールバーへドラッグアンドドロップします．このボタンを右

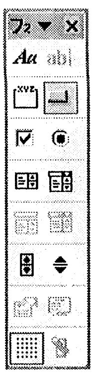
クリックしてメニューを表示するとボタンイメージを変更することもできます．



ユーザー設定ボタンを最初にクリックすると「**マクロの登録**」ダイアログが表示されますので，目的のマクロを選択します．次からは，セルを選択してユーザー設定ボタンをクリックすると設定したマクロが実行されます．

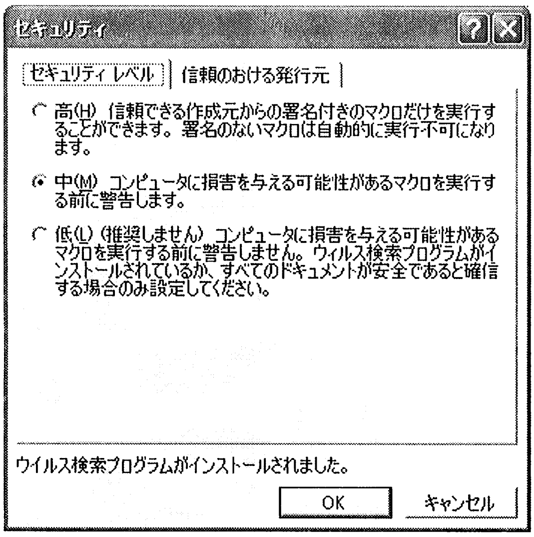


メニューから[**表示(V)**]→[**ツールバー(T)**]→[**フォーム**]で表示されるフォームのツールバーからボタンを選択すると，Excel のワークシートにコマンドボタンを配置することができます．このボタンをマクロの起動用に設定することもできます．



4-4. マクロとセキュリティ

マクロはプログラムを実行するため，ウィルスが入り込む余地があります．Excel では，セキュリティ対策として，信頼できないマクロは実行できないように初期設定されています．自作のマクロを実行する場合は，メニューから[ツール(T)]→[マクロ(M)]→[セキュリティ(S)...]で「セキュリティ」ダイアログを開き，セキュリティレベルを[中]に設定します．



5. Excel で統計

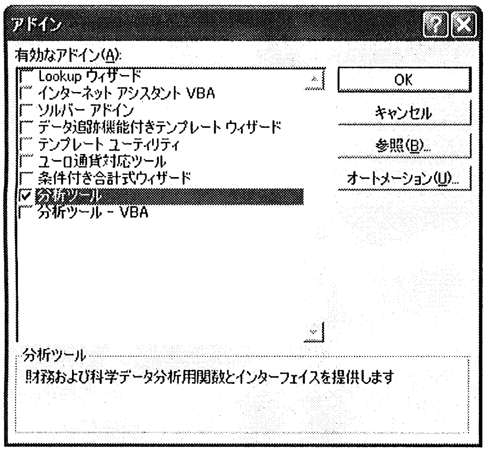
5-1. 統計関数

Excel には多くの統計関数が組み込まれています．以下によく使う関数を示します．

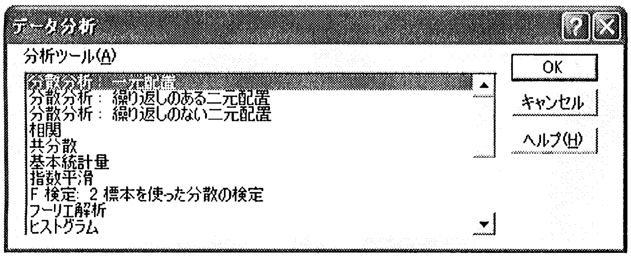
MAX(数値 1，数値 2，…)	引数リストの最大値を求めます．
MIN(数値 1，数値 2，…)	引数リストの最小値を求めます．
MEDIAN(数値 1，数値 2，…)	引数リストの中央値を求めます．
MODE(数値 1，数値 2，…)	最も頻繁に出現する値（最頻値）を返します．
SUM(数値 1，数値 2，…)	引数リストのセルを合計します．
AVERAGE(数値 1，数値 2，…)	引数リストのセルの平均値を計算します．
STDEV(数値 1，数値 2，…)	引数リストのセルの標準偏差を求めます．
VAR(数値 1，数値 2，…)	引数リストのセルの分散を求めます．
TTEST(配列 1，配列 2，尾部，検定の種類)	Student t-test の確率を返します．
CORREL(配列 1，配列 2)	相関係数を求めます．
SLOPE(配列 y，配列 x)	線形回帰直線の傾きを求めます．
INTERCEPT(配列 y，配列 x)	線形回帰直線の切片を求めます．
CONFIDENCE(有意水準，標準偏差，標本数)	母集団に対する信頼区間を返します．
CHITEST(実測値範囲，期待値範囲)	$\chi 2$ 検定を行います．

5-2. 分析ツール

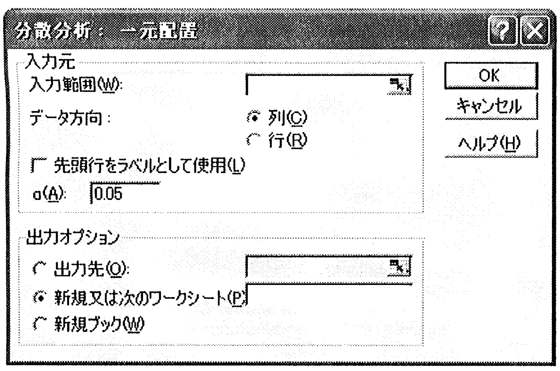
Excel で統計を行う場合，関数の入力や引数の範囲設定などの処理が必要です．Excel には統計処理を簡略化するための分析ツール（統計計算のための外部プログラム）が標準で添付されています．初期設定では，このプログラムは組み込まれていませんので，[ツール(T)]→[アドイン(I)...]でダイアログを表示し，「分析ツール」をチェックして[OK]ボタンをクリックします．この操作で[分析ツール(D)]が[ツール(T)]メニューに追加されます．



メニューから[分析ツール(D)]を選択すると図のようなダイアログが表示されます．分析ツールでは，基本統計のほか，t 検定，ヒストグラム，分散分析などが提供されています．



例えば，[分散分析：一元配置]を選択すると下図のようなダイアログが表示されますから，対象のセルを設定します．結果は，別のワークシート，あるいは指定したセルに出力されます．なお，分析ツールの分散分析は群間に優位の差があるかどうかの判定のみで，多重比較は提供されていません．



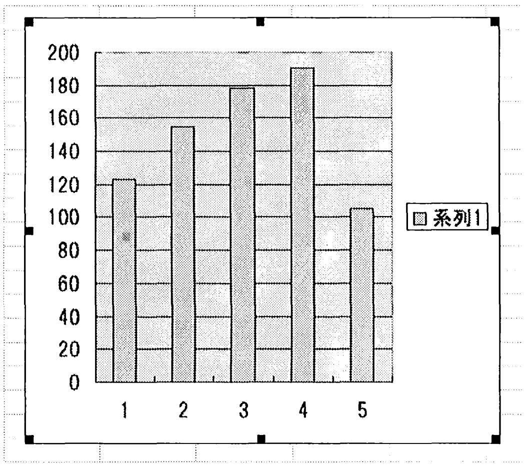
6. グラフ作成と PowerPoint 連携

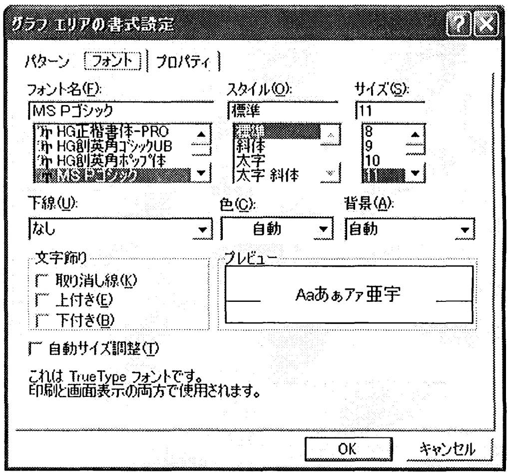
6-1. グラフ作成のポイント

a. フォント指定

グラフをダブルクリックすると「**グラフエリアの書式設定**」ダイアログが表示されます．グラフ上のフォントはこのダイアログで設定します．グラフエリアでフォントを設定すれば，その内部にあるX軸，Y軸，凡例のフォントをまとめて設定できます．

「**グラフエリアの書式設定**」ダイアログにある［**自動サイズ調整**］のチェックが入っている場合は，グラフエリアのサイズを変更するとフォントサイズも自動的に変更されます．プレゼンテーションでフォントを揃えたい場合は，このチェックボックスをはずしておく方がいいでしょう．

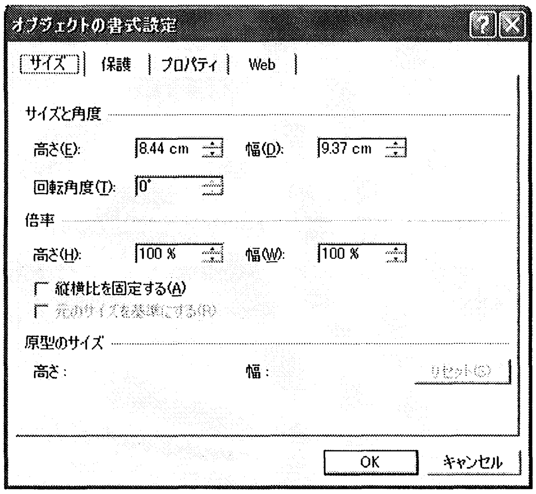




b. サイズ指定

Excel で作成した複数のグラフを PowerPoint で使用する場合，グラフのサイズが揃っているときれいに見えます．マウスではグラフサイズを合わせるのが容易ではありませんが，以下の方法でグラフエリアの大きさを数値で設定することができます．

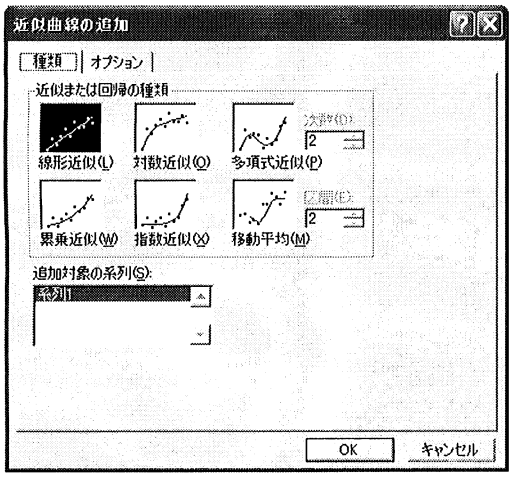
ワークシート上でグラフ以外を選択し，Shift キーを押してグラフをダブルクリックすると「**オブジェクトの書式設定**」ダイアログが表示されます．ここで，グラフエリアの高さと幅を数値で設定します．

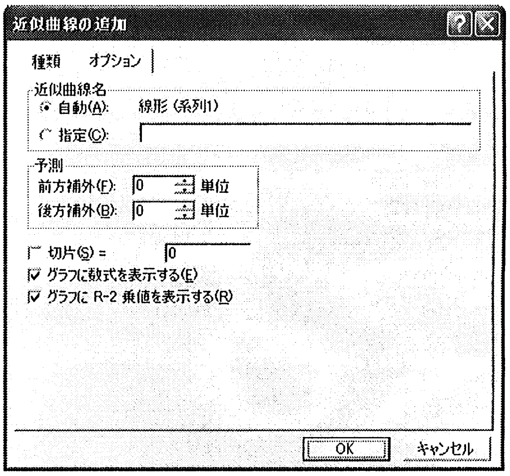


6-2. グラフテクニック

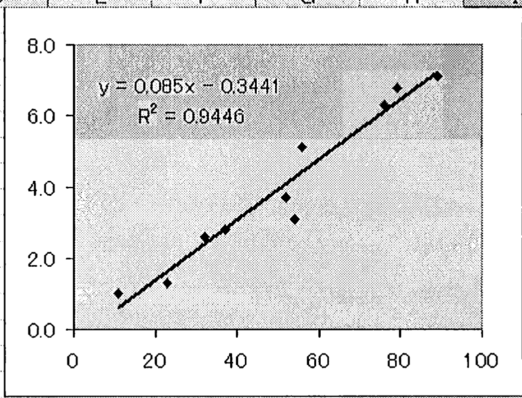
a. 相関と回帰直線(曲線)

2 つのデータ群の相関を示すグラフはグラフの種類で[**散布図**]を選択します. 回帰直線を表示するには, グラフを選択してメニューから[**グラフ(C)**]→[**近似曲線の追加(R)...**]を選択します. 「**近似曲線の追加**」ダイアログが表示されますので, 近似または回帰の種類を選択します. 直線回帰の場合は[**線形近似**]です. グラフ上の回帰式と R 値を表示することもできます. なお, これらの数値はそれぞれ, SLOPE(), INTERCEPT(), CORREL()関数で計算することもできます.



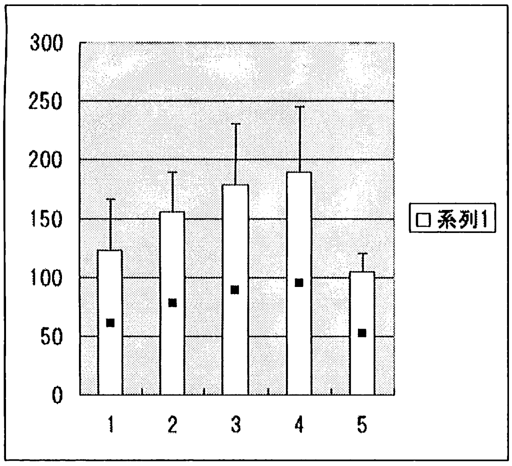


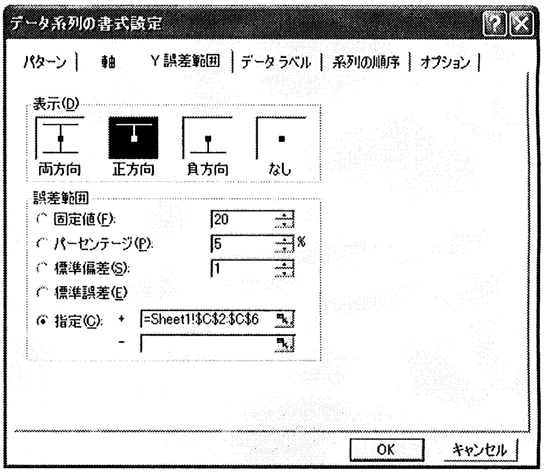
	A	B	C
1		事象A	事象B
2	1	23	1.3
3	2	54	3.1
4	3	11	1.0
5	4	76	6.3
6	5	32	2.6
7	6	56	5.1
8	7	37	2.8
9	8	79	6.8
10	9	89	7.1
11	10	52	3.7
12			
13	相関係数	0.972	
14	直線の傾き	0.085	
15	切片	-0.344	
16			



b. 標準偏差のグラフ表示

医学領域では, 平均と標準偏差(または標準誤差)をグラフ表示する場面が多くあります. Excel のグラフでは, 標準偏差を表示させたい系列(グラフの棒や点など)をダブルクリックして「**データ系列の書式設定**」ダイアログを表示させます. [**Y 誤差範囲**]タブで表示パターンと誤差範囲を設定します.





6-3. PowerPointとの連携のポイント

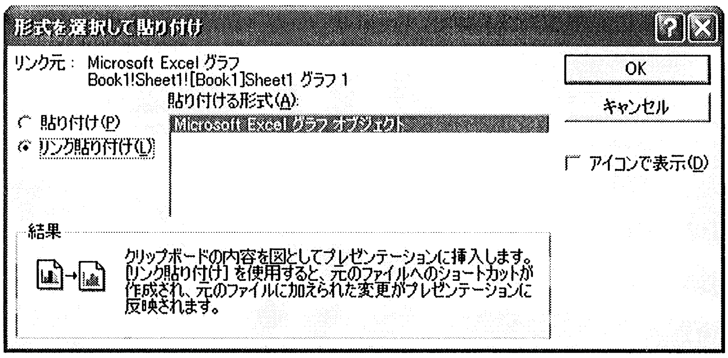
a. グラフの拡大・縮小

Excelで作成したグラフをPowerPoint上でサイズ変更する場合，グラフオブジェクトの縦横の比率を変えないことが重要です．縦横の比率が変わると，正方形のプロットが長方形になったり，文字が扁平になったりします．縦横の比率を固定するには，PowerPoint上でグラフを選択してメニューから**[書式(O)]→[オブジェクト(O)]**を選択します（または，右クリックで**[オブジェクトの書式設定(O)...]**）．次に，表示されるダイアログの**[サイズ]**タブで**[縦横比を固定する(A)]**をチェックします．

また，Excelのグラフを PowerPoint へ挿入する場合，Excel 上で指定したフォントサイズとPowerPoint上の文字のフォントサイズは同一ではありません．PowerPointではグラフ上の各要素のサイズはグラフオブジェクトの枠を基準に描画されるため，PowerPoint上でグラフを拡大縮小すると，それに従って文字やグラフ要素も拡大縮小されます．

b. （通常の）貼り付けとリンク貼り付け

PowerPointへのグラフ貼り付けは，Excelでグラフを選択して**[編集(E)]→[コピー(C)]**を選択し，次にPowerPointで**[編集(E)]→[貼り付け(P)]**を選択します．PowerPointで**[編集(E)]→[リンク貼り付け(S)…]**を選択するとリンク貼り付けになり，Excelで元データを更新するとPowerPoint上のグラフにも反映することができます．



投 稿 規 定

麻酔・集中治療とコンピュータ誌の投稿規定は，雑誌「麻酔」に準拠した方針で行っています．以前は投稿原稿をそのまま印刷業者に渡していたのですが，印刷費削減の方針で学会が印刷可能なPDF原稿まで作成することにしました．その作業中に投稿原稿に御注意願いたいことがいくつか発見しました．以下に項目を上げましたので御配慮の程お願い申し上げます．

1. 原稿はマイクロソフトWordでお願いします．上付き，下付きの文字表示ができ，印刷原稿作成の参考になります．また品質のよい画像原稿作成のためパワーポイントファイルで画像をまとめていただくと有難いです．

2. 文字句読点は英文引用文献，ABSTRACTなど以外は全角「，．・」を使用してください．半角カタカナ，半角「」，半角・は使用しないでください．

3. 画像を一枚づつ"jpg"形式で作成し，Word文章に組み込むのはよい方法です．しかし，部分画像とWordの円，直線，ボックス，などの描画ツールを組み合わせて作成した画像はスケールを変更すると配置が乱れるので悪い方法だといえます．必ず全画面を1枚のjpgファイルとして作成してから張り付けてください．発表時に作成するパワーポイントファイルなどを画像原稿として添付していただくと編集部で"jpg"変換できるので大変ありがたいです．また，CRT画面いっぱいの絵に細線で描写されると縮尺時に線が消えることも予想されますので御注意ください．

4. 数式は出来るだけWord付属の数式エディタを使用せずに記述してください．特に分数，微分，積分などで誤解の生じ易い箇所は数式エディタでもかまいません．数式を多用する原稿はTeXで書いていただく方がよいかとも思います．但し特殊なマクロファイルは使用しないでください．

5. 原稿はフロッピーファイルで京都府立医科大学麻酔学教室までお送り下さい．また，メールでtanaka@sony3.anesth.kpu-m.ac.jpまで添付してください．マイクロソフトの画像ファイルである"bmp"はファイル容量が大きいので，できれば"jpg"変換して下さい．また，マッキントッシュの画像ファイルは改行命令が異なるためか障害が発生することもありました．しかしメール添付は安全に読み取ることができました．

6. お送り頂いた原稿は出来るだけ早く印刷原稿"pdf"にしてメール返送いたします．その過程で校正などの操作を行います．また麻酔関西地方会ホームページの技術情報に掲載します．印刷完了まではパスワード制限を付けていますが，発行すれば一般公開も視野に入れて検討しています．過去の学会誌の版権は克誠堂にあり，今回からはテクノロジー学会の版権となります．

7. 麻酔関西地方会HPのURLはhttp://kansai.anesth.or.jpです．左のタグ下方に技術情報があり，それを選択，テキストエディタの項の左上端のMACPUが閲覧入口です．現在テクノロジー2006の原稿を受け付けていますが，まったく原稿がない状態です．至急原稿提出をお願いいたします．新規原著，総説も歓迎します．

2006年8月24日 (木)
日本麻酔・集中治療テクノロジー学会
編集部 田中義文

麻酔・集中治療とテクノロジー　2004　　　〈検印省略〉

2006年9月30日　第1版発行

定価（本体3,000円＋税）

編集者　畔　　政和
　　　　橋本　　悟
　　　　田中義文

発　行　日本麻酔・集中治療テクノロジー学会

発行所　㈱北斗プリント社

〒606-8540　京都市左京区下鴨高木町38-2

電話（075）791-6125　FAX（075）791-7290