

麻酔・集中治療と テクノロジー 1999

編集

東北大学教授

橋本保彦

京都府立医科大学助教授

橋本 悟

京都府立医科大学教授

田中義文

克誠堂出版

序 文

第16回日本麻酔・集中治療テクノロジー学会の学術会議を、1998年11月28日（土）に、東北大学工学部青葉記念会館で行いました。この年の3月18日～21日には、18th International Symposium on Computing in Anesthesia and Intensive Careが浜松医科大学の池田和之会長のもとで行われ、大変盛会でしたので、仙台での学会の参加者が少ないのではないかと危惧しました。しかし、例年通りのメンバーが集まって、学術会議ばかりでなく、前日の懇親会でも面白い経験談で次々盛り上げて下さり、準備しました者にとりましては、大変ありがたく感謝しております。

東北大学といいますと、歴史的にも工学部の業績が特出しておりますので、そのゆかりの地である青葉山を会場に選んだわけです。そして、特別講演として、東北大学前総長で半導体研究所長の西澤潤一先生をお迎えでき、これも一重に会員の皆様方のご支援の賜物と思っています。

今回の学会開催の準備にあたり、“本学会のためばかりでなく、今後ともわれわれの教室に必要な機器はすべてそろえること”と幹事の者に申し付けました。そのため、彼らは喜々として機材を買い漁りましたが、これで当教室も一挙にコンピューター類をそろえることができました。そして、遅蒔きながら会員の皆様の仲間入りができるものと思っています。

今、いろいろな学会のあり方が問われていますが、これは時が解決してくれるものと考えております。われわれの教室に新しい風を吹き込んで下さった皆様に感謝して、序文といたします。

橋本 保彦

目 次

1. モニター

体外循環後の大動脈・橈骨動脈圧較差

—メカニカルな血管モデルの周波数特性による検討—……福山東雄, 金沢正浩, 杵淵嘉夫,
滝口 守……1

コンピュータモデルによる橈骨動脈圧波形の解析

—大動脈・橈骨動脈間圧較差のシミュレーション— ……杵淵嘉夫, 金沢正浩, 福山東雄,
滝口 守……6

体外循環後の大動脈・橈骨動脈圧較差

—血管弾性率と脈波伝搬速度—……………金沢正浩, 福山東雄, 杵淵嘉夫,
滝口 守……11

動脈系のモデリングと動脈圧波伝播の数値シミュレーション……横山博俊, 金倉寛子, 山田秀治,

野村俊之……16

パソコンシミュレータを阻むものは何か ……………諏訪邦夫, 齊藤勇人……20

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……荻平 哲, 高階雅紀, 森 隆比古,

吉矢生人……22

2. シミュレーション

胃電図の解析法の新たな展開について ……………松本尚浩, 畑中哲生, 佐多竹良,

重松昭生……27

麻酔ガスモニター (Ultima-SV) を利用した

心拍出量モニター開発の試み ……………齊藤勇人, 遠藤裕介, 諏訪邦夫……30

術中の麻酔管理を行いながらコンパートメントモデルでグラフィック表示し,

静脈麻酔薬の薬物動態を理解しやすくする教育用ツールの開発 ……………中尾正和……33

血圧トランスデューサの個体差 ……………中村龍彦, 野口隆之……37

3. ネットワーク

手術室イントラネットによる波形情報のオンライン記録と

データベース化 ……………内田 整, 畔 政和, 田島雅彦……41

麻酔科医局イントラネットにおける

PDF形式マニュアルの共有 ……………讃岐美智義, 木下博之, 世良昭彦……45

フィルタリングを利用した簡単なファイアウォールの構築……………新田賢治……49

Report on Meeting of the Society for Technology in Anesthesia,

1998 in Orlando, Florida ……………浅山 健……52

会長指名講演

Neural Networkの基礎と応用	荻平 哲.....55
----------------------------	-------------

4. データベース

小児ICUマニュアルのHTML化—既出版物の電子化—	橋本 悟, 志馬伸朗, 重見研司, 木村彰夫, 松田知之, 影山京子, 芦田ひろみ, 田中義文.....61
Intranet・Internetを利用したICU症例データベースの構築.....	本田亮一, 大川洋平, 金子正光.....65
患者情報データベースへの検査データの オンライン取り込み	斎藤智彦, 河原英朗, 田中洋子, 築地 崇, 畑野研太郎.....68
院内LANを利用した麻酔手術データベースの構築	中田 純, 山口光幸, 赤池達正, 佐藤重仁.....72

1. モニター

体外循環後の大動脈・橈骨動脈圧較差 —メカニカルな血管モデルの周波数特性による検討—

福山東雄* 金沢正浩*
杵淵嘉夫* 滝口 守*

人工心肺（以下CPB）後に大動脈圧と橈骨動脈圧との間に圧較差が生ずることがある。この現象については多くの報告がある。われわれは大動脈から橈骨動脈まで脈波伝搬速度の変化を実測し、CPB前では脈波伝搬速度は末梢ほど速くなるが、CPB後に圧較差が生じた場合には逆に遅くなることを報告した。これはCPB前では大動脈から橈骨動脈に向かって血管壁の弾性率は次第に大きくなるが、CPB後に圧較差が生じた場合には弾性率は次第に低下することを示している。圧較差の生因について血管系の共振状態の変化、すなわち、周波数特性が変化することが原因であるとする報告がある¹⁾²⁾。上に示したような血管壁の弾性率の変化が周波数特性を変化させ圧較差を生じることもありうるのではないかと考えている。しかるに、血管系の周波数特性を測定することは臨床的にも、in vitroな系でも非常に難しい。そこで、本稿では、硬度（弾性率）の異なる3種類のシリコンチューブを組み合わせた血管モデルを作成し、弾性率の変化がモデルの周波数特性に与える影響を実験的に測定し、圧較差との関連を検討した。また、得られた周波数特性からモデルの伝達関数を求め、モデルの弾性率の変化が圧較差に与

える影響をシミュレーションによって検討した。

1. 血管モデルの作成

硬度の異なるシリコンチューブを接続することにより、弾性率が順次変化する血管モデルを作成する。血管壁の弾性率は橈骨動脈の近傍でおおむね $1 \sim 2 \text{N/cm}^2$ とされているが¹⁾、この弾性率に匹敵するシリコンチューブはない。医療用に用いられるカテーテルを含むシリコン細管は弾性率が10～20倍程度あり硬すぎるため、素材から成形することとし、製作可能な最も柔らかい弾性率と、順に1.5倍程度の弾性率を有する材料を用いた。製作したシリコンチューブは内径1mm、壁厚0.05mm、長さ20cm、表面硬度35, 50, 80ショアの3種類である。硬度（弾性率）はJIS K7215 (ASTM D2240) に基づいて実測した^{注)}。3種類のシリコンチューブを硬度順に配列し、内腔に1mmφの内芯を通したのち、熱硬化型シリコン接着剤により相互に接続した。

*東海大学医学部麻酔科学教室

注：厚さ3mmの試料に1mm2のブローベを押しつけて反発力を測定する。通常のプラスチックでは30～85である。

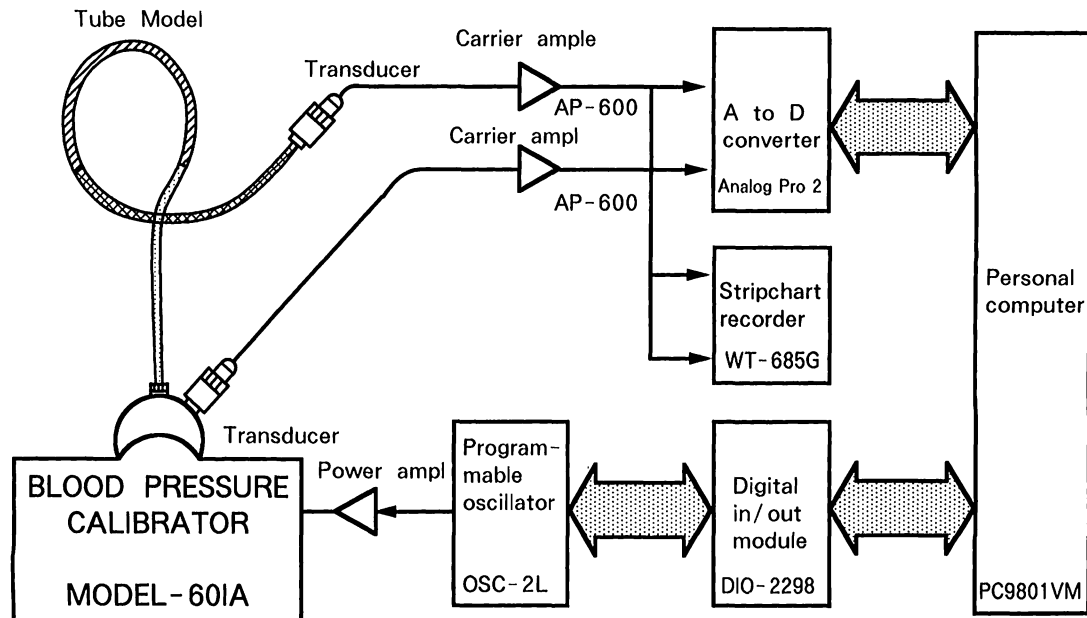


図 1

2. 方 法

1) 血管モデルの周波数特性の測定

図1に周波数特性の測定系を示す。周波数範囲0.5～30Hzで入出力間の振幅比を計算し振幅の周波数特性を作成した。周波数特性は振幅の最大値(A_p)とその周波数(f_p)で評価する。血管モデルは管壁の硬度が“柔”から“硬”に変化する方向性のあるモデルである。“柔”から“硬”の方向と“硬”から“柔”の方向では周波数特性が異なると考えられる。これはCPB前の大動脈から橈骨動脈に向かって血管壁の弾性率は次第に大きくなる状態と、CPB後に圧較差が生じた場合の弾性率は次第に低下する状態に対応している。それゆえ、周波数特性は“柔”から“硬”の方向と“硬”から“柔”の方向についてそれぞれ測定する。

2) シミュレーション

ある系の圧伝搬特性が二次系であることを示す

周波数特性上の特徴は、振幅の減衰勾配が共振周波数を超える高周波側で -12dB/oct であること、位相遅れが共振周波数の近傍で -90 度、高周波側で -180 度に漸近することなどである。作成した血管モデルは管壁の弾性率が一律ではないので二次系とはいえないが、選択したシリコンチューブの弾性率が周波数特性の測定系に対して高次系としてふるまうかどうか明かではないので、前項で得た A_p と f_p のデータを用いて二次系として扱い、その特性と圧較差との関係を回路シミュレータ(PSpice, MicroSim, USA)を用いて解析した。

3. 結 果

1) 血管モデルの周波数特性

図2は血管モデルを“柔”から“硬”の方向に接続した場合(A)と“硬”から“柔”の方向に接続した場合(B)の振幅の周波数特性である。AとBの共振振幅(A_p)と共振周波数(f_p)は、Aではそれぞれ3.5, 15.8Hz, Bではそれぞれ2.2,

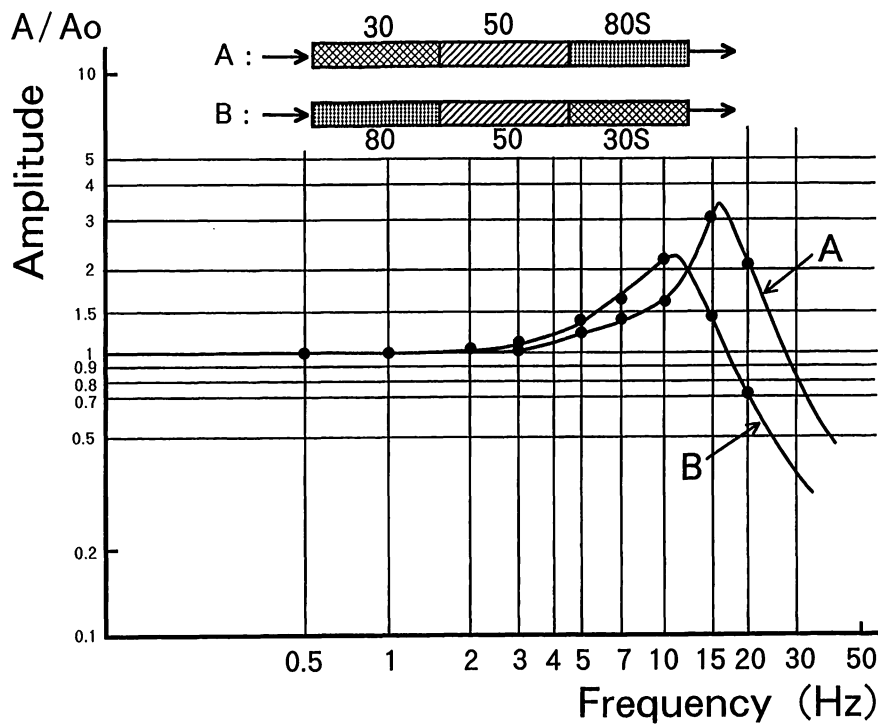


図2

11.2Hzである。すなわち、Aの周波数特性に対してBの周波数特性は共振振幅、共振周波数ともに低下し、周波数特性が劣化したことを示している。Apとfpから固有周波数（fn）と制動係数（ ζ ）を計算すると³⁾、Aではそれぞれ16.1Hz、0.14、Bではそれぞれ11.9Hz、0.23となる。

2) シミュレーション

二次系の伝達関数は

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

で表すことができる³⁾。これに前項のfnと ζ を代入するとAとBについてそれぞれ、

$$G_A = 1000 / (0.098 \cdot S^2 + 2.85 \cdot S + 1000)$$

$$G_B = 1000 / (0.179 \cdot S^2 + 6.26 \cdot S + 1000)$$

となり、これらをシミュレータに組み込んだ。次に、ガイドワイヤー型圧力トランスデューサ⁴⁾を挿入して直接導出した大動脈圧波形の基本周波数を500bpmまでスキニングして伝達関数の出

力波形の変化を観測した。これは血管系の硬さとシリコンチューブモデルの硬さの差を補正するためである。300bpmの時の結果を図3に示す。Aでは振幅が約1.2倍に増大し、Bでは0.8程度に減少していた。そのときのFFTによる入出力波形の周波数分布を図4に示す。上段はAで下段はBである。両者の周波数成分の差は明らかである。

4. 考 察

CPB後の大動脈・橈骨動脈間の圧較差が15mmHgを超える症例をしばしば経験するが⁴⁾⁵⁾、この大きさの圧較差を生理学的な範囲で血管抵抗の増加や血流速度の増加によって説明することは難しい。脈波伝搬速度の分布を測定することによって明らかにした血管壁の弾性率の変化が、圧較差の成因ないしは維持に関与すると考えることができるか否かを、メカニカルなモデルを用いて検証を試みた。壁弾性率が次第に低下する管内を一

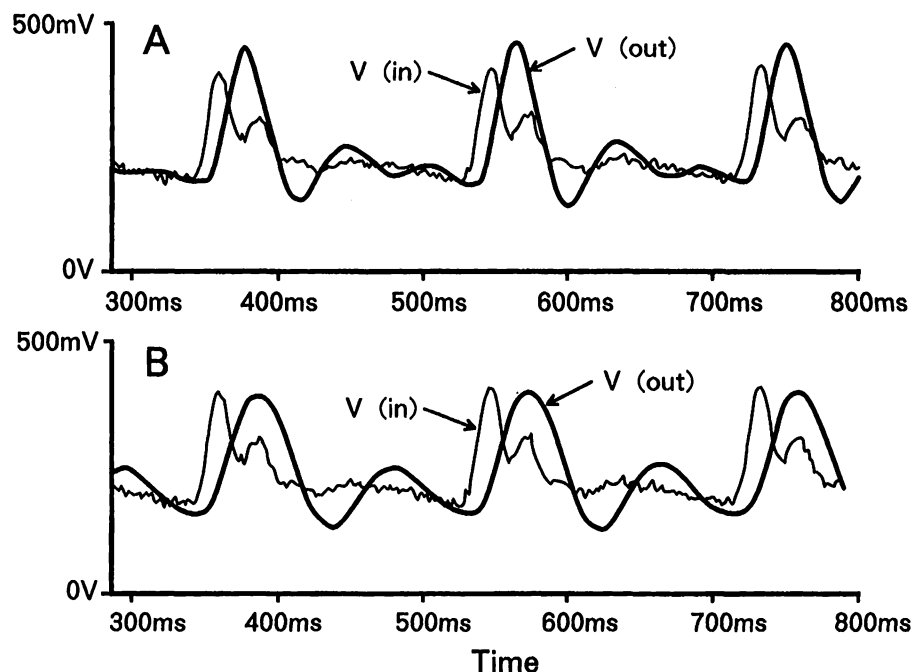


図3

定量の流体が流れ下るとき、管内圧は次第に低下していきと考えられるからである。

血管系の共振周波数は数Hzとされるが^{1) 2) 6)}、チューブモデルでは11～16Hzとなった。作成したチューブモデルは明らかに血管系より硬い。シリコンのみならずポリウレタンや天然ゴムのディピングも試みたが30ショア以下の硬さを実現することはできなかった。この点がシミュレータ上の検証にとどまらざるをえなかった理由である。また、生理的な圧力の範囲ではモデルの高次特性を明らかにすることができなかったので、二次系として扱わざるをえなかった。しかしながら、管壁の弾性率の変化が系の周波数特性を変化させ、圧較差の生成ないしはその維持に関与していることを明らかにすることができたと考えている。

CPB後の心拍数の変化も系の周波数特性と密接な関係がある。通常、CPB後では心拍数はCPB前に比べて増加する^{4) 5) 7)}。図3から明らかなように、この変化は周波数特性が急変する共振状態よ

り高い周波数帯で起こると考えられるので圧較差がより起こりやすい状態になっていると考えられる。

参考文献

- 1) Milnor WR : Hemodynamics. Williams & Wilkins, London, 1989
- 2) Schwid HA, Taylor LA, Smith NT : Computer model analysis of the radial artery pressure waveform. J Clin Monit 3 : 220, 1987
- 3) 山崎陽之介, 杵淵嘉夫, 滝口 守 : 直接動脈血圧の測定 (20年の臨床経験) . 臨床麻酔 19 : 1095, 1995
- 4) 金沢正浩, 福山東雄, 杵淵嘉夫ほか : 体外循環後の大動脈～橈骨動脈圧較差の原因は血管弾性率が小さくなるためである . 日臨麻会誌 18 : S161, 1998
- 5) Baba T, Goto T, Yoshitake A, et al : Radial artery diameter decreases with increased femoral artery pressure gradient during cardiopulmonary bypass. Anesth Analg 85 : 252, 1997
- 6) 石山 仁, 天野和彦, 笠原 宏ほか : 橈骨動脈圧波形から構築した五要素電気回路モデルによる循環動態の非侵襲的評価法 . 信学技報MBE97-68 : 71, 1997
- 7) Gravlee GP, Brauer SD, O'Rourke MF, et al : Comparison of brachial, femoral and aortic intra-arterial pressure

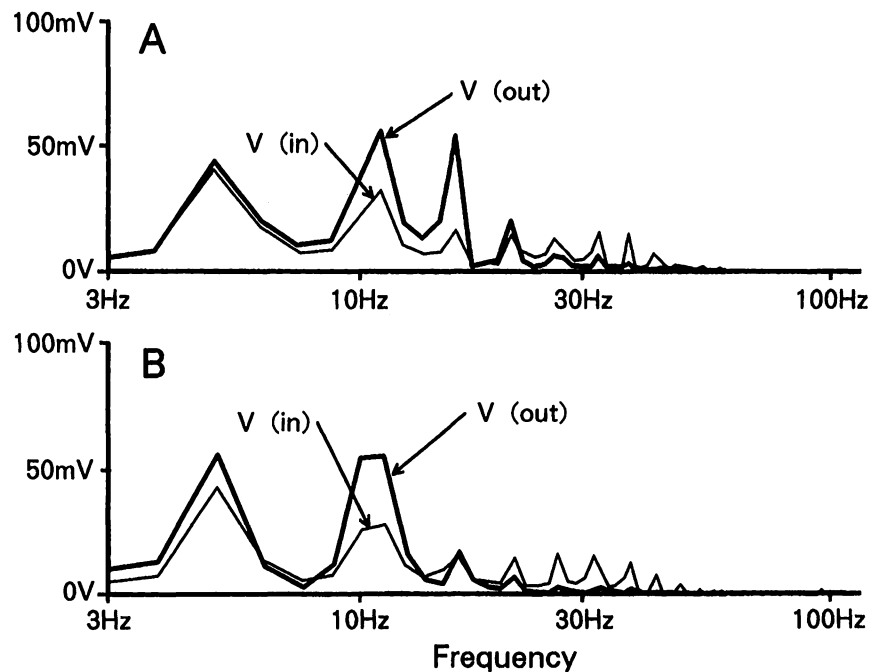


図 4

before and after cardiopulmonary bypass. *Anaesth Intens Care* 17 : 305, 1989

ABSTRACT

Simulation of Aortic-to-Radial Artery Pressure Gradient Using Silicone Tubing Model Composed of Three Different Elasticities

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

We have reported that the aortic-to-radial artery pressure gradient was attributed to arterial elasticity gradient in patients showing a pressure gradient after CPB. We attempted to prove that the pressure gradient was attributed to the elasticity gradient using two silicone tubing models composed of different elasticity. Tube-A was composed of three tube of 30s, 50s, and 80s elasticity (from left to right) representing the degree of hardness). These were molded

together with a silicone adhesive, insuring a smooth inner surface at the connecting parts. Tube-B was molded in a similar fashion, however the order of the tubes was 80s, 50s, 30s (from left to right). Frequency characteristics were measured from tube-A and also from tube-B. The characteristics from tube-B was inferior to those of tube-A. This means that decreasing elasticity gradient causes deterioration of frequency characteristics, resulting in larger pressure differences between the input and output of the model (i.e. the pressure difference between the aorta and radial artery. Furthermore, in order to simulate the behavior of the tubes, we constructed the transfer functions using above mentioned frequency characteristics, and confirmed the relationship between elasticity gradient and pressure difference.

Key words : pressure gradient, arterial elasticity, tube model, frequency characteristics, computer simulation

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

コンピュータモデルによる橈骨動脈圧波形の解析

—大動脈・橈骨動脈間圧較差のシミュレーション—

杵淵嘉夫*

金沢正浩*

福山東雄*

滝口 守*

大動脈から末梢血管抵抗に至る血管系を弾性C, 慣性L, 粘性Rからなる電気回路モデルで表し, 経皮的に橈骨動脈上で測定した圧波形から大動脈圧波形を推定し, 無侵襲で循環動態をある程度まで把握しようとする試みがいくつか報告されている^{1)~4)}。これは大動脈から橈骨動脈まで圧波形が伝搬する過程でどのように変形するのか, 変形に関与する血行力学上の要素は何かなどと同じ命題である。これまで, 人工心肺 (CPB) 後に大動脈・橈骨動脈間圧較差が発現する場合には脈波伝搬速度の漸減を伴うことを明らかにしたが, これは大動脈から橈骨動脈に向かって血管弾性率 (ヤング率) が次第に低下する (柔らかくなる) ことを意味しており, 血行力学上のひとつの要素変化と圧較差との関係を示唆している。ここでは2つの電気回路モデルを用いてCPB後に生ずる大動脈・橈骨動脈間の圧較差をシミュレートすることができるかどうか検討した。

1. 方 法

これまで弾性C, 慣性L, 粘性Rから成る血管系の電気回路モデルは数多く発表されており, 回路要素の値を共振周波数が5~10Hzとなるように設定する場合が多い。図1は腋窩から橈骨動脈および末梢部分を分離した回路モデルである。La, Ra, Caは大動脈の要素, Lr, Rr, Crは腋窩から橈骨動脈に至る要素, Rrpは末梢抵抗を表す。こ

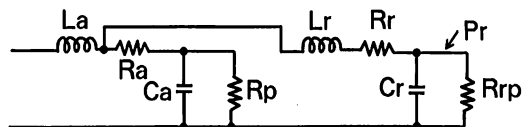


図1

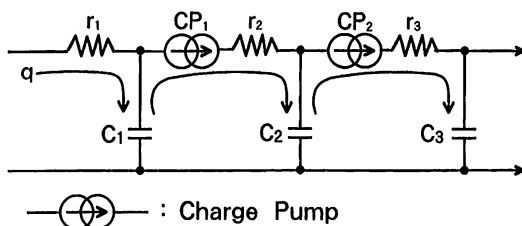


図2

表1

La	$= 0.005 \text{ mmHg} \cdot \text{sec}^2 / \text{ml}$
Ra	$= 0.006 \text{ mmHg} \cdot \text{sec} / \text{ml}$
Ca	$= 0.1 \text{ ml} / \text{mmHg}$
Rp	$= 1.0 \text{ mmHg} \cdot \text{sec} / \text{ml}$
Lr	$= 0.005 \text{ mmHg} \cdot \text{sec}^2 / \text{ml}$
Rr	$= 0.006 \text{ mmHg} \cdot \text{sec} / \text{ml}$
Cr	$= 0.1 \text{ ml} / \text{mmHg}$
Rrp	$= 1.0 \text{ mmHg} \cdot \text{sec} / \text{ml}$

これらの要素の標準値を表1に示す。血管弾性率に関与する要素は容量Crである。弾性率の低下はCrが標準値より大きくなることに相当する。モデルへの入力電圧源で表す。各要素の値がモデルの周波数特性に与える影響を解析し, 橈骨動脈圧が大動脈圧より高くなる場合と低くなる場合について検討した。

弾性Cの分布に着目したモデルを図2に示す。弾性率の低下をC₁~C₃の3つの容量で表し, 容量

*東海大学医学部麻酔科学教室

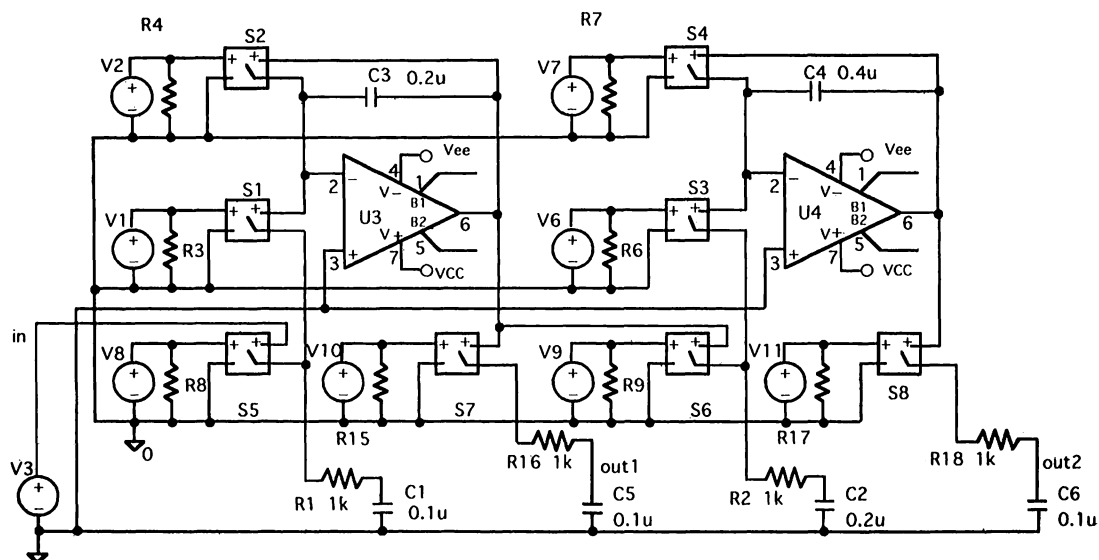


図3

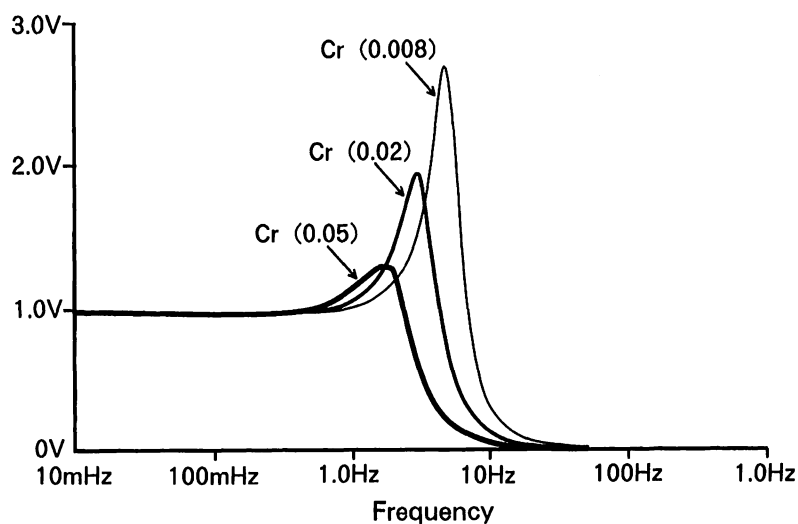


図4

間を移動する血液の流れをチャージポンプ（ひとつの容量に蓄えられた電荷を吸い出して次の容量に送る機能、図3参照）で表した。各容量間の抵抗 $r_1 \sim r_3$ は輸送に要する時間の調整用である。前項と同様、モデルへの入力は電圧源で表し、入力した電圧波形がチャージポンプによって容量間を輸送される間に変化していく過程を観察する。橈骨動脈圧が大動脈圧より高くなる場合と低くなる場合について容量の分布との関係を解析した。

回路解析には回路シミュレータ（PSpice, MicroSim, USA）を用いた。橈骨動脈から挿入したガイドワイヤー先端型圧力トランスデューサ（PGW-14, Radi Medical System, Sweden）を用いて血圧と脈波伝搬速度の変化を実測し基礎データとした。

2. 結果

図1において一定振幅の電圧源を与えたとき、

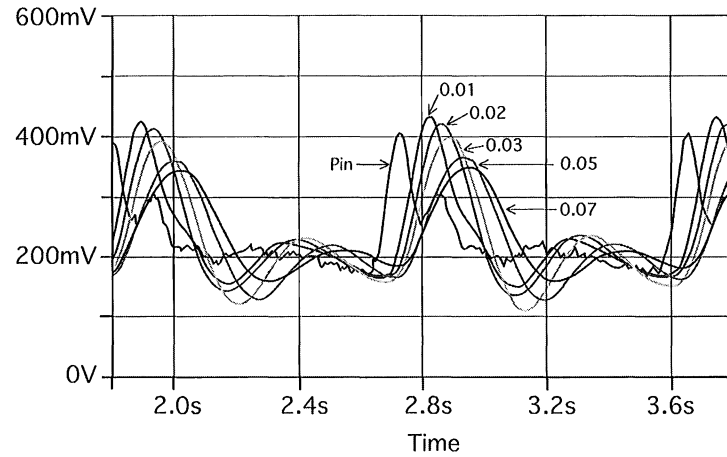


図5

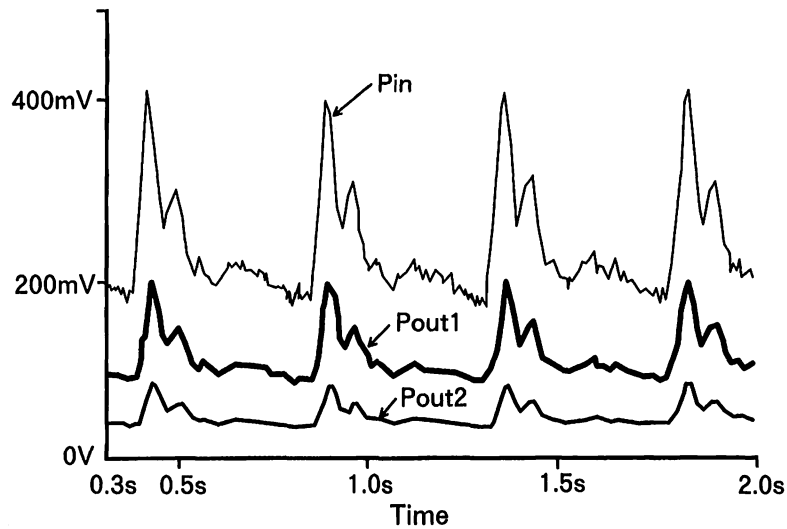


図6

Prにおける振幅の周波数特性を図4に示す。縦軸は圧力に相当する電圧値である。Crが0.02（標準値）から増減した場合、二次系と仮定した場合の共振周波数と共振振幅の変化が大きい。位相特性と群遅延特性（遅れ時間）も共振周波数より低い帯域から変化が認められている（結果は省略）。圧力トランスデューサを用いて導出した大動脈圧波形を入力すると図5に示すようにCrが大きくなるとPrの収縮期圧は低下する。平均血圧、拡張期圧の変動は大きくはない。このように共振現象の変化に伴う回路状態の変化が大動脈・橈骨動

脈間の圧較差発現のひとつの要因であることをうかがわせる。

図2のモデルに大動脈圧波形を入力し、チャージポンプによって各容量に輸送したときの血圧変化を図6に示す。縦軸は圧力に相当する電圧値である。図は容量が次第に増加する場合を示し、後段のC₃では圧力値が1/4に低下している。収縮期圧のみならず平均血圧、拡張期圧も低下しているが、図2のモデルにおいて輸送時間の調整用抵抗 $r_1 \sim r_3$ のデータが得られず一定値としたためである。つまり、容量の分布のみの効果を示している。

容量の変化を逆順にすると、言い換えると末梢ほど弾性率を増加させると後段ほど圧力値は上昇する（結果は省略）。弾性率の変化が大動脈・橈骨動脈間の圧較差発現のひとつの要因、ないしは圧較差を維持している要因であることをうかがわせる。

3. 考 察

CPB後の大動脈もしくは大腿動脈と橈骨動脈間の圧較差の発現に関する報告は多い^{5)~7)}。しかしながら、いずれも大動脈もしくは大腿動脈と橈骨動脈の2点の血圧（波形）に差があったとする報告であって、2点間の圧較差に対応する血行力学上の要素は何かを直接解明しているわけではない。大動脈と橈骨動脈をある伝達関数の入出力とすれば、伝達関数の変化は明らかではない。カテコラミン濃度と関連した末梢血管の拡張や収縮、ヘマトクリット値の低下、血管拡張薬の影響に関する報告などは伝達関数を変化させる要因ではあるが伝達関数がどのように変化したかは分からない。圧較差について血管系の共振状態の変化が原因とする考え方がある。この場合も血管系の周波数特性を変化させる要因は何かを明らかにする必要がある。本稿のシミュレーションでは血管弾性率に対応する容量の変化がモデルの周波数特性を変化させ、大動脈圧に対して橈骨動脈圧が高くなる場合と低くなる場合の両方がありうることを示した。血管弾性率は脈波伝搬速度の変化を測定することによってかなりの精度で推定しうる量である。したがって、CPB前後の血管弾性率の変化が圧較差に対応する要素変化のひとつであることをシミュレーションによって間接的に示したと考えている。モデル上のいろいろな要素をパラメータとして大動脈圧に対して橈骨動脈圧が高くなる場合や低くなる場合を探すことは容易であるが、実証が困難な場合にはあまり意味がない。これに関

連して先に挙げた末梢血管の拡張や収縮はCPB前後で起こりうる変化であり、間接的ではあるが実測も不可能ではない。モデルの末梢抵抗 R_{rp} を変化させると周波数特性も変化し、大動脈圧と橈骨動脈圧の関係を評価することができるが詳細は省略する。

血行力学上の要素の変化がその系の周波数特性を変化させ、橈骨動脈圧を上昇または低下させるとする考え方の代わりに、血管弾性率の低下が血管内圧の低下と直接対応すると考えるモデルが図2である。血流の運動エネルギーをモデル上で表現する手段としてチャージポンプを採用した。チャージポンプは前段の容量に蓄えられたすべての電荷を次段に輸送する機能を持っている。前段と次段の容量に比例した電荷の再配分ではないから輸送が終了した時点で前段の電荷はゼロになる。このようにして、一定量の電荷が異なる容量間を移動し、容量が大きいほどその容量に発生する電圧は低下する。実際には、モデルに入力した大動脈圧波形の微小部分が圧力に対応した電荷に変換され、チャージポンプによって次段に送られるとその容量に応じて圧力が変化すると考える。本稿におけるモデルでは、輸送時間にかかわるデータ（血流速度など）が不十分なため、段間の時定数（図中の $\tau_i \times C_i$ ）を決定することができず、輸送時間より長い時間を設定したので圧力値は次第に低下ないしは上昇するものの波形の歪は起こらなかった。圧変化が大きいとそれに対応する電荷を次段に輸送しきれない場合が生じ波形の歪が起こる。壁弾性率が次第に低下していく（柔らかくなる）管内を一定の血流が流れ下るとき、管内圧は次第に低下していくことをイメージすればよい。大動脈・橈骨動脈間の圧較差が発現しているときにもこのような現象が生じているのではないかと考えている。このような状態の時に血管系の周波数特性を測定できると仮定すれば、図

1のモデルで示したような共振状態の変化が観測されるはずである。

参考文献

- 1) Wesseling KH, Ben de Wit, Beneken JEW : Arterial haemodynamic parameters derive from noninvasively recorded pulsewaves, using parameter estimation. *Med Biol Eng* 11 : 724, 1973
- 2) 平山博史, 西村敏博, 福山祐三 : 心室内圧と動脈血圧の動脈特性および心室粘性抵抗の経時的変化の影響に関する解析法. *電学論 C* 115 : 1039, 1995
- 3) Chen CH, Nevo E, Fetters B, et al : Estimation of central aortic pressure waveform by mathematical transformation of radial tonometry pressure. *Circulation* 95 : 1827, 1997
- 4) 石山 仁, 天野和彦, 笠原 宏ほか : 橈骨動脈圧波形から構築した五要素電気回路モデルによる循環動態の非侵襲的評価法. *信学技術 MBE* 97-68 : 71, 1997
- 5) Stern DH, Gerson JJ, Allen FB, et al : Can we trust the direct radial artery pressure immediately following cardiopulmonary bypass? *Anesthesiology* 62 : 557, 1985
- 6) Gravlee GP, Brauer SD, O'Rourke MF, et al : A comparison of brachial, femoral, and aortic intra-arterial pressures before and after cardio-pulmonary bypass. *Anaesth Intens Care* 17 : 305, 1989
- 7) Maruyama K, Horiguchi R, Hashimoto H, et al : Effect of combined infusion of nitroglycerin and nicardipine on femoral-to-radial artery pressure gradient after cardiopulmonary bypass. *Anesth Analg* 70 : 428, 1990

ABSTRACT

Simulation of Aortic-to-Radial Artery Pressure Gradient Using Computer Model

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

We have reported that in patients showing decreasing pressure gradient after CPB, the aortic-to-radial artery pressure attributed to the gradient of arterial elasticity. We studied the relationship between the pressure gradient and elasticity gradient using two kinds of electronic circuit model. The first model consists of capacitors corresponding to wall elasticity, inductors corresponding to blood inertia, and resistors corresponding to viscosity of blood flow. The magnitude of capacitor denoting the forearm elasticity was changed in proportion to the gradient of arterial elasticity after CPB. The second model consists of three capacitors (representing elasticity gradient) and charge pumps (acting as charge transportation) which represents blood flow. The pressure waveform derived from aorta was input to the models and the model outputs corresponding to radial artery pressures were measured. Both models showed that the difference in input-output voltage corresponds to the aortic-to-radial artery pressure gradient.

Key words : pressure gradient, arterial elasticity, circuit model, computer simulation, charge transport

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

体外循環後の大動脈・橈骨動脈圧較差

—血管弾性率と脈波伝搬速度—

金沢正浩*

福山東雄*

杵淵嘉夫*

滝口 守*

はじめに

体外循環（CPB）後に大動脈と橈骨動脈間に圧較差が発生することがあるのは現在まで数多くの報告があるとおりである。これは大動脈から橈骨動脈へ至るどの部分で発生しているのだろうか。今回圧力トランスデューサを侵襲的に血管内に挿入することで、大動脈から橈骨動脈に至る連続的な血圧の分布と脈波伝搬速度の分布を計測した。そしてこれらと密接な関係にある血管壁の性状の変化と圧較差との関連について考察し検討した。

1. 対象と方法

心臓手術が予定された成人10症例（冠動脈バイパス術7例，僧房弁置換術2例，大動脈弁置換術1例）を対象とした。患者には本研究の要旨を説明し同意を得た。麻酔法は大量フェンタニル麻酔とし，体外循環には中等度低体温を併用した。血管作動薬は種類，量など制限を設けずに適宜使用した。

全身麻酔導入後，左橈骨動脈に22ゲージのテフロンカテーテルを挿入し，これを通して先端に圧トランスデューサがついた径0.014インチ（0.37mm）のガイドワイヤー（Pressure Guide™ .014"; RADI Medical Systems, Sweden）を60cm挿入した。このワイヤーを10cmずつ次第に引き抜いて大動脈から橈骨動脈までの血管内圧の分布を

*東海大学医学部麻酔科学教室

測定し記録した。この測定を手術開始前とCPB離脱30分後の2回行った。脈波伝搬速度はオシロスコープ上で心電図第II誘導のR波から動脈圧波形の立ち上がりまでの時間を計測した後，10cm単位での変化を計算した（図1）。次に測定された脈波伝搬速度をPWVとしたとき，次式から10cmごとの体積弾性率 $VD^{1)}$ を計算した。

$$VD = (3.57/PWV)^2$$

肺動脈カテーテルを用いて心拍出量を測定した。CPB前後における橈骨動脈の内径を超音波エコー装置を用いて測定した。

2. 結 果

本研究ではCPB後に橈骨動脈圧が大動脈圧と比べて，収縮期圧で10mmHg以上低値になっていたものを圧較差を認めた症例としたが，このような症例は10例中7例（70％）で認められた。連続的な血管内圧分布は中枢から末梢に向かって漸減しており，また収縮期での圧較差が最も顕著であった（図2）。これらの症例では脈波伝搬速度はほぼ直線的な減少を示しており，体積弾性率は末梢ほど著明に増加していた（図3）。得られた脈波伝搬速度をもとにして，後述するMoens-Kortewegの式²⁾から中枢を1としたときの相対的な血管弾性率（ヤング率）の変化を算出すると末梢ほど減少していた（図4）。また圧較差を認めた症例では，橈骨動脈径がCPB前に比較してCPB後に約30％減少している傾向が認められた。心拍出量

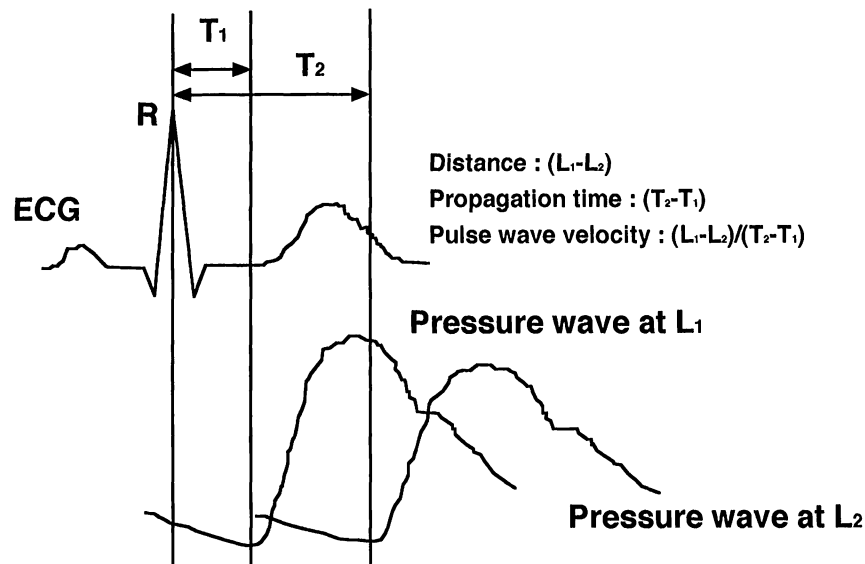


図1 脈波伝搬速度の計測

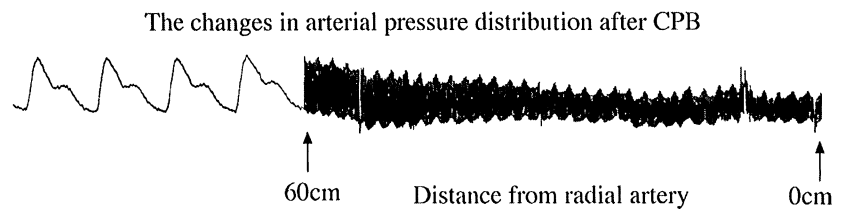


図2 CPB後に圧較差を認めた症例の連続的血管内圧分布の1例

は10例すべてCPB後で有意に増加しており、CPB後に圧較差を認めた症例と認めなかった症例での有意差はなかった。

3. 考 察

CPB後の大動脈もしくは大腿動脈と橈骨動脈との圧較差の原因については諸説ある^{3)~6)}。しかし圧較差の原因を考察するには大動脈から橈骨動脈に至るどの場所でどの程度圧較差が存在するかを知ることが重要であると考え、この研究では圧較差が生じているときの大動脈から橈骨動脈に至る血管内圧分布を連続的に観察した。その結果、圧較差は特定の部位に局在せずその圧は中枢から末梢方向におおむね漸減していた。そして同時に脈波伝搬速度が中枢から末梢に向かって漸減している結果が得られた。

弾性管内の脈波伝搬速度 C_0 は、管壁の弾性率（ヤング率）を E 、流体の密度を ρ 、弾性管の直径を D 、管壁の厚さを h としたとき、Moens-Korteweg²⁾の式を用いて

$$C_0 = (Eh/\rho D)^{1/2}$$

で表される。この式の中では h/D の C_0 の変化量に与える影響はごく小さいと考えられ、また ρ は同じ血管系で同じ時間の血液が対象であるから変化しない。それゆえ、 C_0 の変化は E （血管壁の弾性率）の変化であると考えられ、脈波伝搬速度を計測することによって血管弾性率の変化を知ることができる。今回測定された脈波伝搬速度の漸減は血管弾性率が中枢から末梢に向かって漸減したためであると考えられる。また体積弾性率は末梢ほど増加しており、これは血管が短軸方向に伸展しやすくなる（血管が拡張していることと同じ

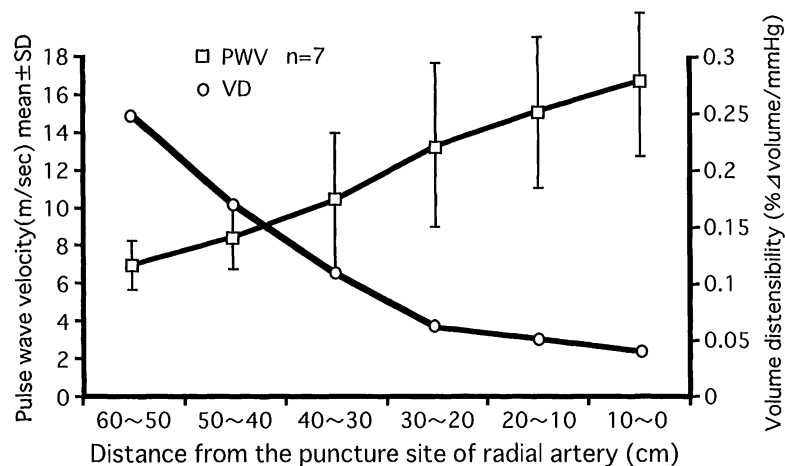


図3 CPB後に圧較差を認めた症例の脈波伝搬速度と体積弾性率の変化

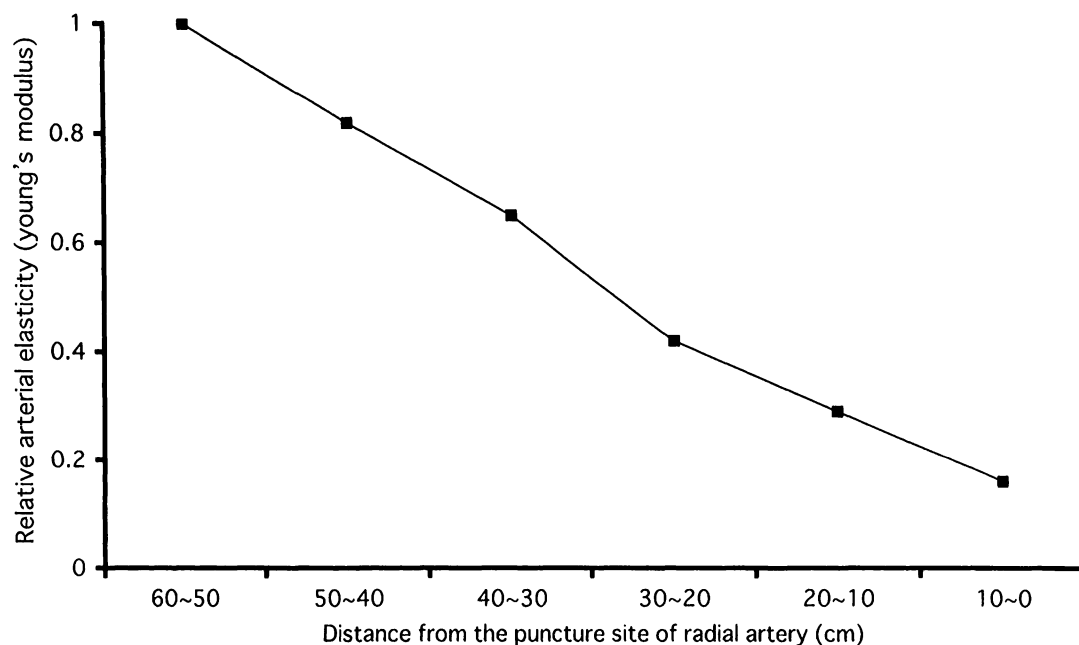


図4 CPB後に圧較差を認めた症例の相対的血管弾性率の変化

意味ではない)ことを示すが、血管弾性率が減少している結果を支持している。つまり血管弾性率が減少し、血管が伸展しやすい状態になったために血管内圧の上昇が鈍くなっているといえるだろう。

さて圧較差を認めた症例では超音波エコーを用いた観測で、CPB後に橈骨動脈の内径が減少傾向にあった。これは圧較差の発生によって血管内圧

が低下し、この内圧の低下をうけてラプラスの法則から血管内径が減少したものと考えられる。そしてその結果として血管弾性率が低下しているのではないかと推測している。したがってこの減少傾向は腋窩動脈から橈骨動脈まで、血管弾性率の変化に沿うように存在しているのではないかと考えている。

最後に圧較差と脈波伝搬速度の関係であるが、

弾性管内の拍動流に対しては、圧変化の大きさを ΔP 、血液の密度を ρ 、血流速度を u 、脈波伝搬速度を C_0 とすれば、

$$\Delta P = \rho u C_0$$

という関係が成り立つ⁷⁾。ここで圧較差を認めた1例での実際の数値を代入してみる。橈骨動脈のトランスデューサ挿入点から20cmにおける脈波伝搬速度は50cmのそれに対して $C_0 = 3.8\text{m/sec}$ 低下しており、約33%低下している。 $\rho = 1.055$ 、超音波ドップラーで $u = 0.55\text{m/sec}$ が得られたので、右辺は $2.1 \times 10^5 \text{dyne/cm}^2$ となる。両点の血管内圧の差は平均動脈圧で $\Delta P = 15\text{mmHg}$ であり約25%の低下であるが、単位を合わせると左辺は $1.9 \times 10^5 \text{dyne/cm}^2$ となって計算値とおおむね一致している。すなわち、血管弾性率と血管内圧の漸減とは対応しており、考察の内容を支持していると考えられる。

結 語

圧トランスデューサ付きガイドワイヤーを用いて、体外循環前後における中枢～末梢の血管内圧と脈波伝搬速度の変化を測定した。圧較差を認めた症例では血管内圧が大動脈から橈骨動脈に行くにつれて次第に低下し、それに対応して脈波伝搬速度が次第に低下していた。これは血管弾性率が次第に減少し、また体積弾性率が次第に増加することを意味している。血管弾性率の減少が血管内圧の低下と対応しており、圧較差は血管弾性率の減少によって維持されていると推測される。

参考文献

- 1) Bramwell JC, Hill AV : The velocity of the pulse wave in man. Proc RSoc Lond (Biol) 93 : 298, 1922
- 2) Hamilton WF, Remington JW, Dow P : The determination of the propagation velocity of the arterial pulse wave. Am J Physiol 144 : 521, 1945
- 3) Stern DH, Gerson JI, Allen FB, et al : Can we trust the direct radial artery pressure immediately following car-

diopulmonary bypass? Anesthesiology 62 : 557, 1985

- 4) Nakayama R, Goto T, Kukita I, et al : Sustained effects of plasma norepinephrine levels on femoral-radial pressure gradient after cardiopulmonary bypass. J anesth 7 : 8, 1993
- 5) Mohr R, Lavee J, Goor DA : Inaccuracy of radial artery pressure measurement after cardiac operations. J Thoracic Cardiovasc Surg 94 : 286, 1987
- 6) Goda Y, Takita K, Gando S, et al : Hemodilution has an important role in femoral-to-radial artery pressure gradient after cardiopulmonary bypass. Circ Cont 16 : 223, 1995
- 7) 菅原基晃, 山口隆美 : 心臓血管系の力学と基礎計測. 沖野 遥, 菅原基晃, 松尾裕英編. 東京, 講談社, 1980, p191

ABSTRACT

Aortic-to-radial Artery Pressure Gradient after Cardiopulmonary Bypass : Pulse Wave Velocity and Arterial Elasticity

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

In ten patients, the relationship between changes in pulse wave velocity and the pressure gradient of the aortic-to-radial artery after cardiopulmonary bypass (CPB) was investigated. The changes in arterial pressure through aorta-to-radial arteries were measured using a guide wire of 0.37 mm diameter tipped with a transducer before and after CPB. The changes in the pulse wave velocity were calculated by measuring the propagation time between the QRS complex of ECG and the corresponding arterial pressure wave. Thereafter, they were converted into volume distensibilities using Bramwell-Hill equation. We found that in the patients showing a pressure gradient after CPB (7 out of 10), intravascular pressure and pulse wave velocity decreased gradually from aorta to radial artery, and that corresponding volume distensibility increased gradually. Relative arterial elasticity (young's modulus) decreased gradually. In the 7 cases, sonography showed the decrease in radial artery diameter after CPB.

Its diameter changes may be related to arterial elasticity gradient. These results suggest that the aortic-to-radial artery pressure gradient is attributed to gradual changes in arterial elasticity and volume distensibilities.

Key words: aortic-to-radial artery pressure gradient, pulse
wave velocity, volume distensibility, arterial elasticity

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

動脈系のモデリングと動脈圧波伝播の数値シミュレーション

横山博俊*
山田秀治*

金倉寛子*
野村俊之*

動脈圧波は一般に、末梢へ行くに従い、収縮期圧が高くなり、波形の立ち上がりが急峻になる。この現象は圧波の反射によって説明されている¹⁾が、圧波の反射部位など、理論的に不可解な点がある。

われわれは、動脈圧波のこれらの現象を説明するため、数値モデルを作成し、数値シミュレーションによって検討したので、考察を含めて報告する。

1. 方法

今回、動脈系の数値モデルとしてわれわれが作成したのは、伸びに対して張力が比例しない非線形の弾性を持つバネを直線上に結んだ一次元非線形格子モデルである。これは動脈圧波動の主体は血管壁の運動であり、血管壁の弾性は血管軸方向で非線形性を持つ²⁾という考えに基づく。血管は血管軸方向と円周方向に引っ張り応力が加わるが、静的な状態の血圧と血管軸方向の関係を図1に示す³⁾。内半径と外半径の比が大きく変わらなければ、血圧と血管軸方向の応力はほぼ比例関係にあると考えられる。したがって、一次元非線形格子モデルに加わる張力が血圧に相当する。一次元非線形格子のポテンシャルエネルギーの式(図2)には、非線形項が含まれており、この項は距離が進むと変化する関係とした。 n は非線形バネの順番を示す。実際にバネの伸展した長さ、つまり相対変位について運動方程式をたて、これを計

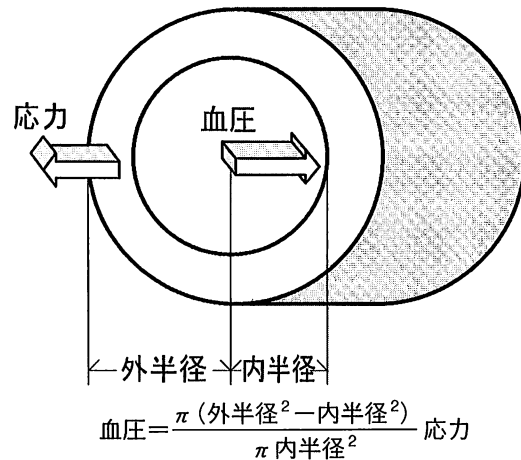


図1 血管軸方向の引っ張り応力と血圧の関係

非線形項を含むバネのポテンシャル

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

非線形格子の運動方程式

$$m \frac{d^2 r_n}{dt^2} = \phi'(x_{n+1}) + \phi'(x_{n-1}) - 2\phi'(x_n)$$

運動方程式(非線形偏微分方程式)

$$\frac{\partial^2 r}{\partial t^2} - C_0^2 \frac{\partial^2 r}{\partial x^2} - \frac{1}{12} C_0^2 \frac{\partial^4 r}{\partial x^4} - 2C_0^2 \alpha (1 + \beta n) \left\{ \left(\frac{\partial r}{\partial x} \right)^2 + r \left(\frac{\partial^2 r}{\partial x^2} \right) \right\} - 4C_0^2 \alpha \beta r \frac{\partial r}{\partial x} = 0$$

$$C_0^2 = \frac{k}{m} \quad m: \text{格子の質量}$$

偏導関数を差分近似式で置き換える。

$$\frac{\partial u}{\partial x} = \frac{u_{i+1,j} - u_{i-1,j}}{2h}$$

$$\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} = \frac{u_{i+1,j} - 2u_{i,j} + u_{i-1,j}}{h^2}$$

図2 一次元非線形格子のポテンシャル、運動方程式

算すると、非線形偏微分方程式となる⁴⁾。この形では実際に解くことができないため、偏導関数を差分近似式に置き換え、差分方程式に変換した。

*横浜栄共済病院麻酔科

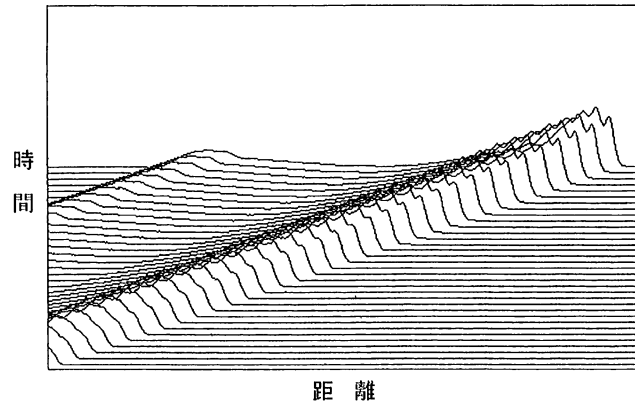


図3 末梢へいくに従い非線形性が増す場合の波動の張力成分の伝播図

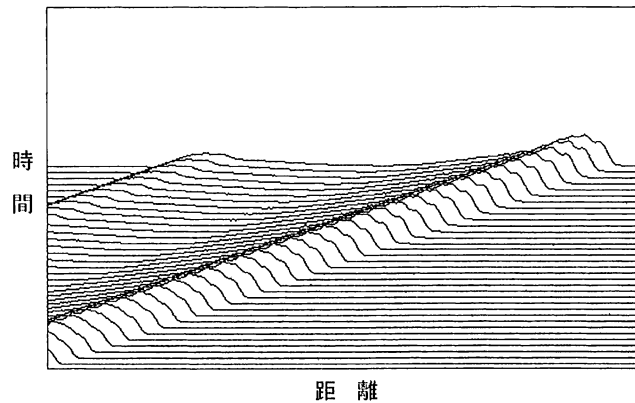


図4 非線形性が変化しない場合の波動の張力成分の伝播図

数値解析に用いたプログラムはMS-DOS上のラティスCコンパイラ4.1で作成した。非線形格子に与える波形の初期値は大動脈基部の圧波形をデジタル化して用いた。

2. 結果

結果は距離と非線形格子を伝播する波動の張力成分の関係で表示した。図3に距離が進むにつれて、バネ弾性の非線形性を増した場合の波動伝播を示す。距離が進むにつれて、波動の最大張力は大きくなり、立ち上がりは急峻となった。図4に距離が進んでも、バネ弾性の非線形性が変化しない場合の波動伝播を示す。この場合は、距離が進んでも、波動の最大張力、形はほとんど変化しなかった。

3. 考察

動脈系の血行動態学は一般的に圧波の反射、インピーダンスなどの線形波動の考えに基づいたMcDonaldらの説が一般的である¹⁾。しかしながら、圧波の反射部位など理論的な不可解さが存在する。

われわれは、動脈の血管壁のように強い非線形性を持った管を伝播する波動を線形理論で説明するのは無理がある、と考える。反射波を持ち込まなくても、動脈圧波が末梢に行くに従い、収縮期圧が徐々に高くなり、立ち上がりが急峻になる現象を説明できるのではないだろうか。

今回、われわれは動脈系の数値モデルとして一次元非線形格子モデルを設定した。これは、動脈

圧波動の主体は血管壁の運動であり、血管壁が血管軸方向において、非線形性の弾性を持つことによる。血管系では末梢に行くに従い非線形性が強くなるので、この関係を非線形格子モデルに取り込んだ。

動脈圧波動では動脈壁の運動と血圧の変動は同時であるように見える。しかし、注意深く圧波動を観察すれば、圧波の伝播速度は一般に末梢へ行くに従い速くなる。血液は中枢側も末梢側も密度などの性質に関して均質であるから、圧波の伝播が血液を主体とするならば、伝播速度は中枢側も末梢側も同じでなければならない。実際には、動脈壁の性状が圧波動の伝播速度を決定すると考えられる。つまり、圧波動の伝播に関して、動脈壁が主であり、血管内の圧変動が従であると考えられる。非常に短い時間間隔で観察すれば、動脈壁の運動が先行し、血管内の圧力変動がそれに従っていないと推定される。

一次元非線形格子モデルに大動脈基部の圧波形を初期値として与えると、図3に示す結果が得られた。弾性の非線形性が末梢に行くに従い増すことによって、波動の最大張力、つまり収縮期圧が高くなり波形の立ち上がりも急峻になった。したがって、一次元非線形格子を伝播する波動は動脈圧波動の特徴を再現したと考えられる。末梢に行っても弾性の非線形性が変化しない場合は図4に示した。これは、幼児・若年者の圧波伝播を模倣していると考ええる。動脈圧波伝播において末梢へ行くに従い見られる収縮期圧の増高と波形の急峻化は高齢者において著明である。

われわれの数値モデルが動脈系のモデルであると考えれば、動脈系の血行動態をどのように考えるべきだろうか。われわれの考えでは、動脈圧波は心臓から駆出される血液によって大動脈基部において初期値が形成されるが、その後は動脈壁の運動が血液の運動および圧力の変動に先行す

る。つまり、動脈圧波は血管弾性の非線形性による非線形波動であると考えられる。

体外循環を定常流で行った場合や、工学的な管内流れの場合、圧は末梢へ行くに従い低下する。つまり、流体と管内壁との摩擦によって流体の持つエネルギーが次第に失われると考えられる。

生体における動脈系の流れでは、圧波動が伝播する過程では、収縮期の立ち上がりには動脈壁が伸展する際、壁と血液との摩擦によって血液は誘導されると考えられる。動脈系の流れでは、血管壁と血液の間の摩擦を利用していると推定される。これは血液が血管壁の上を滑っているのではなく、血管壁が血液の上を滑っていると考えなければならぬことを意味する。

一次元非線形格子を伝播する波動はエネルギーの固まりとして運動した。これは非線形波動の特徴でもある。二次元、つまり平面上の非線形波動についても同様のことが推定される。平面が丸まって血管壁を形成していると考えれば、動脈壁を伝播する圧波動もエネルギーの固まりとして伝播すると思われる。したがって、動脈を圧波動が伝播する場合、隙間なく伝播するためには、壁を螺旋状に伝播しなければならない。血管内の血液は壁運動によって誘導されるため、血液も螺旋状に運動すると推定される。

今回の動脈系のモデルとしたのは、一次元非線形格子だが、実際の動脈は円筒が枝分かかれし、管内に血液を含む複雑な形態である。正確な数値シミュレーションを行うには、上記のすべてを取り込んでいかなければならない。そのためには、二次元の非線形波動の数学的研究、非線形偏微分方程式の数値解析、ラグランジュ的な流体数値解析法である粒子法などの技術が必要である。動脈圧波動は数理物理学的に興味深い研究対象であると著者らは考える。

参考文献

- 1) Wilmer W Nichols, Michael F O'Rourke : McDonald's Blood Flow in Arteries, 1998, ARNOLD
- 2) 坂西明郎ほか : 動脈脈波のソリトン模型. 物性研究 42 : 437, 1984
- 3) 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)
- 4) 渡辺慎介 : ソリトン物理入門 1985. 東京, 培風館

ABSTRACT

Numerical Model of the Arterial System and
Numerical Simulation of Arterial Pulse TransmissionHirotooshi YOKOYAMA*, Hiroko KANAKURA*, Shuji
YAMADA* and Toshiyuki NOMURA*

Systolic pressure increases and the initial upstroke becomes steeper as the pulse travels away from the heart, whereas mean pressure decreases slightly. The mechanism responsible for the changes in arterial pressure waveforms

has been elucidated by recent studies of wave reflection by McDonald and others. However, we think that wave reflection theory contains contradictions.

We made a numerical model of the arterial system and made numerical simulation of arterial pulse transmission. The numerical model is a 1-D nonlinear lattice model. The equation of pulse wave transmission on 1-D nonlinear lattice becomes nonlinear partial differential equation. We used numerical analysis method for solve the nonlinear partial differential equation. Primary wave is aortic pressure at ascending aorta.

Maximum stress increases and initial upstroke becomes steeper as the pulse travels along the 1-D nonlinear lattice.

We speculate that arterial pulse is nonlinear wave transmission due to nonlinear elasticity of arterial walls.

Key words : arteial pressure waveforms, arterial pulse transmission, nonlinear wave, nonlinear partial differential equation, wave reflection

**Department of Anesthesia, Yokohama Sakae Kyousai Hospital, Yokohama 247-0005*

パソコンシミュレータを阻むものは何か

諏訪邦夫* 齊藤勇人**

1. 目的

麻酔用パソコンシミュレータが乏しい理由を、製作側と使用側から分析する。

2. 背景

麻酔教材として、パソコンシミュレータが欲しい。その有用性は疑いもないが、現実にはソフトウェアが極端に乏しい。外国製のものは少し存在はするが、日本では普及していない。それに画面が英語のものは、たとえ手元にあって使い良いとは言えない。また、たとえ画面だけ日本語化できても、内容が日本の実情に合致しているとは言えない。さらに、医療の進歩に合わせてアップグレードが必要であるが、この点でも外国製は処理が難しい。どうしても、日本で作る必要があるが、すでに作成されている少数のものも使われていない。

3. 道は2つ

シミュレータを作成する道は2つある。専門家と協力するか、自作するかである。しかし、いずれも困難である。

4. 専門家との協力が困難な理由

①専門家は“高価”で狭い領域を対象にしては収支が合わない。特に日本の場合、ソフトウェア製作者の人数が限定されており、こうした狭

い特殊な領域をカバーする力がない。

②麻酔シミュレータ自体では収支が合わない。別の財源が必要である。アメリカの例でも、NIHなどの研究費が使われている。

③日本では、そのような場合に製品を商業化する道に対する処理が、法律的に、また社会感覚の面でも難しいかも知れない。

5. 自作が困難な理由

①基本となるシミュレーションそのものが、医学研究者の間に普及していない。

②シミュレーションに定式がない。

③生理や薬物作用の数式化も貧弱である。

④能力と時間とエネルギーが限界を超える。

⑤完成には「使う」段階が必要で、通常の研究が「発表で完成」するのと異なる。

6. 使われない理由

わずかながら存在するものが利用されない理由は、

①現存のものが貧弱で有用性が伝わらない。要求を述べる気にもなれない。

②使用者から製作者への情報伝達も乏しい。

③外国語は重大な欠点である。

④基本ソフトが変化すると現存品が使えなくなる。現実には、NECのPC98系のOSで動いていたもののほとんどが廃品となった。

7. 開発に有利な点

パソコンソフト開発に有利な点が存在しないわ

*帝京大学医学部附属市原病院麻酔科

**帝京大学医学部附属市原病院ME部

けではない。

①パソコンと基本ソフトが必要なだけで、高価な計測機器や消耗品を必要としない。

②つまり、お金がなくても意欲・能力・エネルギー・時間などがあれば、不可能とは考えられない。

結 論

麻酔用パソコンシミュレータ作成は容易ではない。しかし、存在価値は高い。能力と意欲のある方々の挑戦で解決できないだろうか。

ABSTRACT

Factors Preventing Development of PC-based
Anesthesia Simulator

Kunio SUWA* and Hayato SAITO**

We have only few PC-based anesthesia simulators. This paper attempts to analyze the factors which cause such paucity of software's in this area. Foreign made software's are not plentiful, and carry drawbacks for difficulty in communication and for not being consistent to regional education and medicine. We need simulators of our own. It requires time, energy and capacity. Professional software personnel's are unlikely to work in this field because of their scarcity and of provisional low income. Only possibility would be the work of our own, which is difficult for various reasons. One favorable factor exists, however, that, while research in medicine is getting more expensive, the work in this area requires little money if done on personal basis. Challenge of young generations to this field is encouraged.

Key words : PC-based anesthesia simulator, simulation, softwares, manpower

**Department of Anesthesia and **Division of Medical Electronics, Teikyo University Ichihara Hospital, Ichihara 299-0111*

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^{*1}
森 隆比古^{*3}

高階雅紀^{*2}
吉矢生人^{*4}

薬物動態の解析にはコンパートメントモデルにあてはめた解析がよく行われる。1コンパートメントモデルでは片対数を取れば線形解析でもよいが、2コンパートメントモデル以上の場合には非線形解析が必要となる。線形最小二乗法はプログラムも容易であるが、非線形最小二乗法ではアルゴリズムも複雑であり計算精度などにも気を配る必要がある。また、汎用化するにはアルゴリズム上もいくつかの点で工夫が必要である。

今回われわれは、汎用の最小二乗法プログラムを作成し、これに薬物動態解析用の補助プログラムを付け加えて2コンパートメント以上のfittingが簡便に行えるパッケージを作成した。また、このパッケージの応用としてICGにより循環血液量を測定する日本光電社製DDG-2001から取り込んだデータの解析を行った。

1. ソフトウェアの概要

演算コアはBSD/OS上のGNU C compilerを用いて構築している。さらに、shell scriptおよびawk scriptを用いコンパートメントモデル解析用に特化した補助プログラムを加えたパッケージとした。X-Window下ではTkによるGUI環境の補助プログラムも付加している。本プログラムパッケージの特徴を以下に示す。

①線形および非線形の2つのプログラムを含ん

でいる。

②非線形解析のアルゴリズムにはFletcher¹⁾による修正Marquardt法を採用した。

③数式インタープリタを内蔵することにより、プログラムを記述することなしに種々の曲線へのfittingが可能となっている。

④測定誤差の影響を考慮しRobust estimation²⁾のアルゴリズムを用いるオプションを実装した。

2. 非線形解析プログラムを作成する上での問題点と解決方法

1) 対象関数の与え方

線形解析ではfitting対象が直線であるため目的の関数形は既知であるが、非線形の場合には個々に指定する必要がある。さらにその微分形までも与える必要がある。このため通常非線形解析ソフトウェアではこの部分を利用者側でプログラムを作成する必要があった。本パッケージでは関数インタープリタを内蔵することにより利用者はプログラムを組むことなく利用が可能となっている。

2) パラメータの初期値の与え方

非線形解析では適当なパラメータの初期値から出発して繰り返し演算により目的のパラメータを算出する。初期値の設定が悪いと発散したり、極小値に捕捉されたりする。本パッケージでは、ある薬剤のbolus投与後の血中濃度推移をコンパー

*1 大阪府立羽曳野病院麻酔科

*2 大阪大学医学部附属病院手術部

*3 大阪府立病院麻酔科

*4 大阪大学医学部附属病院総合診療部

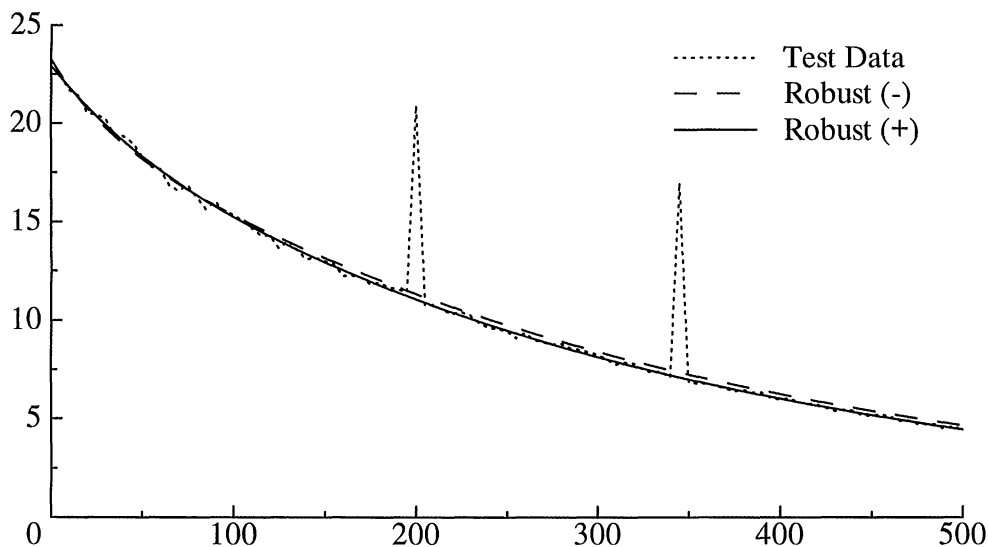


図1 Robust estimationの効果

トメント解析する場合には片対数の線形解析から初期値を自動的に作成するオプションを加え利用者の負担の軽減を図った。

3) 演算誤差に対する対策

パラメータの初期値のところで述べたように、非線形解析では行列の繰り返し演算を行うため桁落ち誤差や丸め誤差といった数値演算にまつわる演算誤差に注意しなければならない。本パッケージは大型計算機用に開発されたSALSパッケージ³⁾を参考に、修正 Gram-Schmidt 法による行列分解とPivot selectionを採用し演算誤差を最小限に止めるように工夫した。

4) 測定誤差や入力ミスの影響に対する対策

明らかな入力ミスはデータのグラフ化により手操作で判別可能だが、データそのものにも含まれる誤差を考慮した場合には別の対策が必要である。ここでは最尤推定法に基づくRobust estimationのアルゴリズムをオプションとして実装している。Robust estimationは解析により得られたパラメータから残差を算出し、この残差に基づき各

データの重みを決定する方法である。生体計測のように精密な測定が困難な場合には有用な方法であると考えられている。本パッケージではRobust estimationのうちBiweight法を採用している。また、各データに対する重みを出力するオプションも実装している。サンプルデータを用いたRobust estimationの効果を図1に示す。Robust estimationを利用しない場合大きな誤差を含むデータに全体が影響を受けていることが分かる。図1では誤差を含んでいない原関数の第1項の指数は -0.02 であるのに対しRobust estimationを行わない場合 -0.0334018 と大きく異なっている。一方、Robust estimationを行うと -0.0205994 となり、大きな誤差を含むデータの影響を受けていないことが分かる。

3. 本パッケージの応用事例

本パッケージを用いてDDG-2001で計測されたデータを取り込み、解析を行った。データはICG注入後3分30秒以降のものを使用した。1および2コンパートメント解析した結果を図2に示す。この解析では2コンパートメントの場合初期の拡

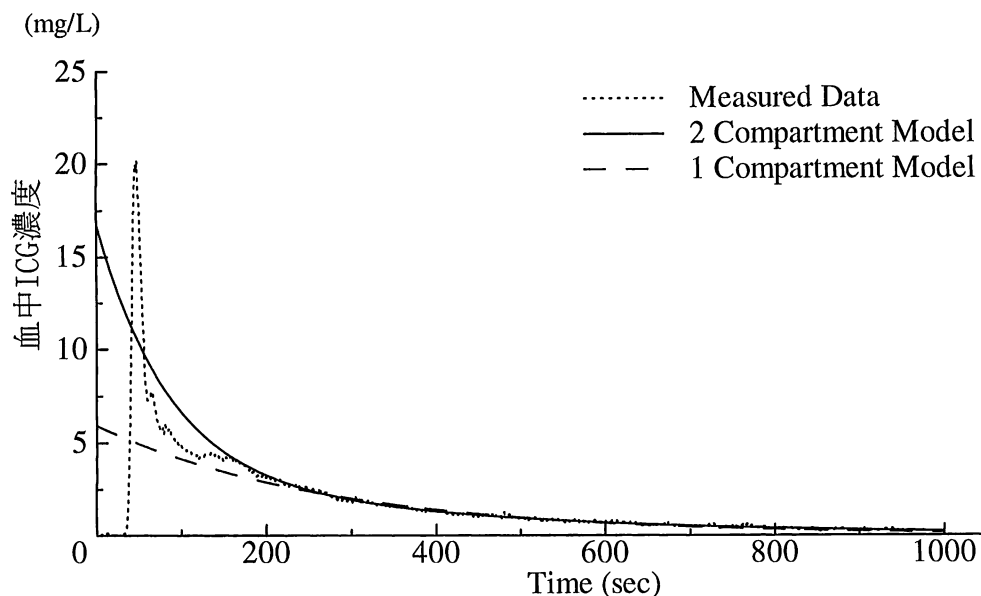


図2 血中ICG濃度の2コンパートメント解析

散相にも fitting していることが分かる。

結 語

種々の点を考慮し利用者の負担の軽減できる高精度の薬物動態解析ソフトウェアパッケージを構築した。

参考文献

- 1) Fletcher R : A Modified Marquardt Subroutine for Nonlinear Least Squares, Harwell Report, AERE-R1971, 6799
- 2) Huber PJ : Robust Statistics, Wiley, New York, 1981
- 3) 中川 徹, 小柳義夫 : 最小二乗法による実験データ解析プログラム SALS. 東京, 東京大学出版会, 1982, p67

ABSTRACT

Construction and Application of a Software Package
(Linear and Non-linear Regression) for
Pharmacokinetic Analysis

Satoshi HAGIHARA^{*1}, Masaki TAKASHINA^{*2}, Takahiko
MORI^{*3} and Ikuto YOSHIYA^{*4}

Here we constructed a software package for pharmacokinetic analysis (compartment analysis). We made linear and non-linear least square regression programs. Furthermore, we added some scripts and options for easier to use for end-users in compartment analysis. Our program package equips (1) mathematical formula interpreter to calculate Jacobian from given differential functions, (2) option of auto-setting of initial parameters for non-linear analysis and (3) option of robust estimation. We included modified Gram-Schmidt orthogonalization and pivoting in matrix calculation for minimizing calculation errors.

We tested this software package in analysis of the data got from DDG analyzer (DDG-2001 : Nihon Kodan INC., Tokyo, Japan). The regression curve calculated by our software was well fitted the measured data and was also fitted to the early distribution phase in two compartment analysis.

In conclusion, our software package showed good performance and was proved to have easy handling even for end-users.

Key words : compartment analysis, least square regression, robust estimation

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

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

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

**⁴Department of General Medicine, Osaka University
Hospital, Suita 565-0871*

2. シミュレーション

胃電図の解析法の新たな展開について

松本尚浩*

畑中哲生**

佐多竹良**

重松昭生**

緒 言

携帯型胃電図記録装置の価格低下、コンピュータの利用による解析法の確立などにより、これから、胃電図を用いた研究が進展すると思われる。われわれは、麻酔・ペインクリニック領域での胃電図の応用を目指して研究を始めたが、実際には、このモニターに関連する問題が多いことを知った。この報告では、胃電図の問題点を明らかにし、今後の発展について考察する。

1. 歴 史

1922年にWalter Alvarez¹⁾が最初に胃電図の実験を始めたが、適切な記録機器がなかったためか、実験が停止した。しかし、1960年代からDavisら²⁾によって、再び実験が始められた。それ以来、表

1に示すように、胃電図機器は発展をしてきた。1993年には第1回国際ワークショップが開催され、胃電図は新たな転機を迎えた。

2. 問題点

胃電図の標準化がなされていないので、電極位置、波形の解析は各研究者によって差異がある。以下に、技術面、計測法、解析法などについて問題点を整理する。

1) 技術面

胃電図では、ノイズの処理が大きな問題である。筋電図、体動、横隔膜や他の消化管に起因する変動を除去するために、ローパスフィルターとハイパスフィルターが組み合わせられて使用される。従来は4次のButterworthフィルターが用いられてき

表1 胃電図機器の発展

器具	1960年代	現在
電極 記録器	電気メッキした銀小片 真空管電圧計と 単チャンネル記録紙	銀/塩化銀電極 携帯型システム
電源 解析器および解析法	自動車用蓄電池 研究者が手で測定	電池 PC*でフーリエ変換

*PC : personal computer

*新小倉病院麻酔科

**産業医科大学麻酔科学教室

たが、呼吸由来の信号を完全に除去することができない。また位相特性がリニアでないため波形歪を生じ、応答特性が悪い。

2) 計測法

胃の部位や大きさは、体位や内容物の有無により変化する。また、胃の収縮部位は複数存在し、体表面電極で得られる胃電図波形は、これらから由来する信号の合成波形である。食道、結腸の収縮による波形、および体表面筋電図の影響を受ける。特に、胃電図の周期が約3cpm (cycles per minute) であるのに対し、結腸の収縮周期は4cpmとされており、両者の混在には注意が必要である。

3) 解析法

心電図と比較して、胃電図の発展が遅れた原因の一部には、胃電図波形の形態に一定の形がないことがある。これまではFFT (Fast Fourier Transform) を主体とする周波数解析で行われてきた。通常胃電図の信号は1Hzで記録されるので、10分間以上の記録で、600ポイント以上のデータが収集される。0.1cpmの分解能力を得るには、10分間の記録が必要であるが、10分間安静臥位は、意識のある場合には苦痛がある。また、食事後のような動的な状況では、10分以内の変化を捉えるのに、FFTは限界がある。また、抽出されたピーク周波数が、胃由来かどうか、体表面からの記録では明らかではない。

3. 今後の発展

最近発売された、携帯型胃電計では、記録技術の点でいくつかの改良がなされている。例としては、①従来の4次フィルターを8次フィルターへすることにより、横隔膜に起因する呼吸信号を除去、②周波数成分ごとに遷延時間が異なることで

生じる歪みを、リニアファイズフィルターで改善、および③応答特性を改善し、体動・体表面筋の影響を軽減したことなどがある。

FFTではない、新たな解析方法も考案されている。ニプロ胃電計EG (ニプロ社製、大阪市) に付属しているEG専用ソフトウェアEGS1 (グラム株式会社、浦和市) では、胃電信号をBrady (< 2.4cpm), Normal (2.4 ~ 3.6cpm), およびTachy (> 3.6cpm) に分類して指定時間内の各周波数成分の割合を表示する解析も可能である。

結 語

これまで大きな研究室で記録され、大型コンピュータで数時間かけて解析されていた胃電図研究が、携帯型記録器の普及とパソコンの高機能化により、一般臨床に応用できるようになった。麻酔・集中治療の分野でこのモニターをどのように利用できるかについて、この学会が寄与できる余地は大きいと思われる。

謝辞：この発表の準備に際して、ご指導頂きました浅野 文隆様 (グラム株式会社、浦和市) に心からお礼申し上げます。

参考文献

- 1) Alvarez WC : The electrogastrogram and what it shows. JAMA 78 : 1116, 1922
- 2) Davis RC, Garafolo L, Gault FP : An exploration of abdominal potentials. J Comp Physiol Psychol 50 : 519, 1957

ABSTRACT

The Development in Analysis of Electrogastrography

Takahiro Matsumoto*, Tetsuo Hatanaka**,
Takeyoshi Sata** and Akio Shigematsu**

Electrogastrography (EGG) has become clinically applicable, owing mostly to development of portable

recorders by several companies and of personal computers that permit on-line analysis of EGG waveforms. Through our clinical experience of the use of EGG in anesthesia and critical care, however, we have noticed several problems that remain to be resolved :

1. Methods : There is no standard to record EGG.
2. Engineering approach : Several filters are needed to get a high signal/noise ratio.
3. Analysis : FFT (fast Fourier transformation) has been a main method for EGG analysis. In this presentation, we advocate some new methods that may mitigate those

problems that limit the clinical application of EGG.

We conclude that this JSTA meeting has a lot to resolve these problems and to improve this monitor as a useful adjunct in anesthesia and critical care.

Key words : electrogastrography, fast Fourier transformation

**Division of Anesthesia, Shin-Kokura Hospital, Kitakyushu 803-8505*

***Department of Anesthesiology, University of Occupational and Environmental Health, Kitakyushu 807-8555*

麻酔ガスモニター (Ultima-SV) を利用した 心拍出量モニター開発の試み

齊藤勇人* 遠藤裕介* 諏訪邦夫**

はじめに

一般的なSwan-Ganzカテーテルでも連続的に心拍出量を測定できるように、コンピュータ（以下、PC）を利用した麻酔ガスモニターによる心拍出量モニターを開発したので報告する。

1. 方 法

Datex社のUltima-SVはスパイロメトリーが可能な麻酔ガスモニターであり、測定データはすべてデジタル出力している。データには動脈血酸素飽和度と酸素消費量を求めるパラメータを有しているので、混合静脈血を採取してヘモグロビン量と酸素飽和度を測定しPCに入力すればFick法による心拍出量を計算することができる。よってUltima-SVとPCをシリアルポートで接続し、データの出力ごとに酸素消費量を求め、その値からFickの計算式による心拍出量を計算させた。このようにして求めた値を、Baxter社の連続心拍出量測定装置（Vigilance : CCO）の出力を対照として相関係数を求めた。図1は実際の設定方法である。Ultima-SVを患者に装着し、スパイロメトリーとガス分析、パルスオキシメータのデータをオンライン（RS-232Cのシリアルデータ）でコンピュータに取り込み、別途入力した混合静脈血酸素飽和度、ヘモグロビン量よりFickの計算式にて心拍出量を計算させた。表示値の読み（図2）は患者

のバイタルが比較的安定している状態であり、CCOモニターとコンピュータの表示値の変動が少なく、変動がまったくないときの値を有効な値とした。測定対象は、CABG症例6例で、症例ごとに術中に10点、ICUで呼吸管理の安定している状況での10点である。

2. 結 果

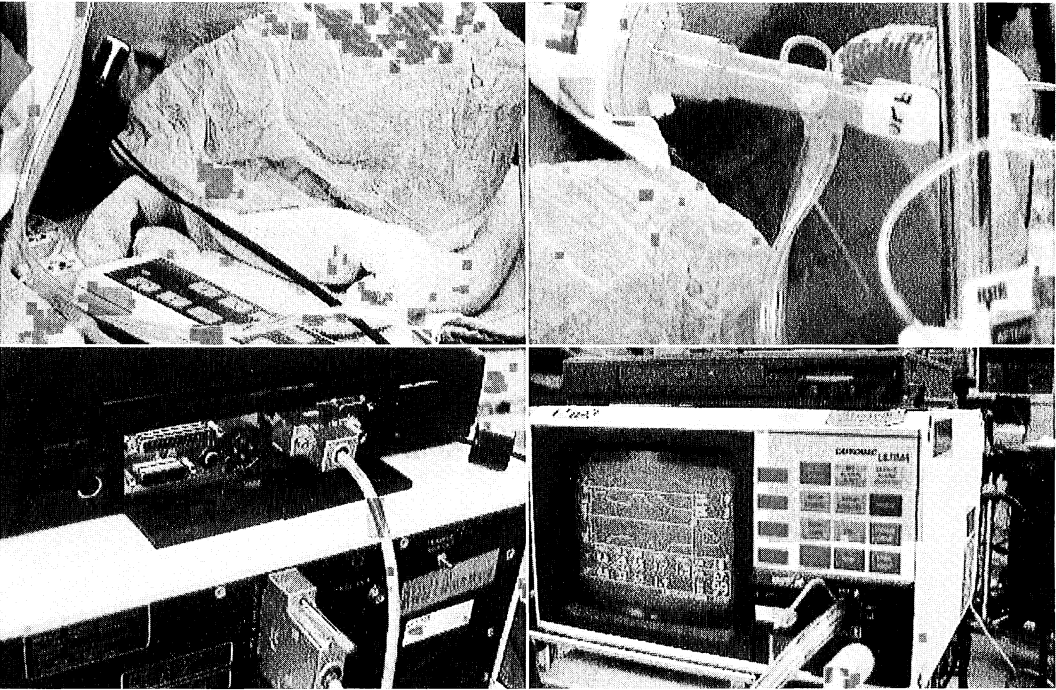
- ①本法とCCO法との相関係数は、術中のデータでは全体で0.74と、比較的良好であった。ICUでは、0.98とさらに良好であった。
- ②ICUでの測定中に、開心術後の患者が覚醒する時点で測定していたところ、同時に酸素消費量と心拍出量の上昇を確認できた。
- ③その際、CCOモニターはただちに反応できず、データの更新まで数分間要しており、反応性の比較ではFick法の方が速いこともありうることが判明した。

3. 考 察

混合静脈血を採取できれば、Ultima-SVでも十分に心拍出量モニターとして応用することが可能である。今回は分析しなかったが、酸素飽和度を測定するオプティカテーテルによる酸素飽和度モニターでも同様に測定に利用すれば、本法をさらに連続化できる可能性もある。また、Fick法は正確に測定すれば3～7%の誤差で測定可能であり、特に低心拍出量の場合は最も正確であるとされており¹⁾、低心拍出量症候群や体型の小さい患者な

*帝京大学医学部附属市原病院ME部

**帝京大学医学部附属市原病院麻酔科兼ME部



(a) パルスオキシメータのセンサー

(b) スパイロメーターアダプタ

(c) シリアルケーブル接続

(d) Ultima-SV本体とコンピュータ

図1 実際の接続状況

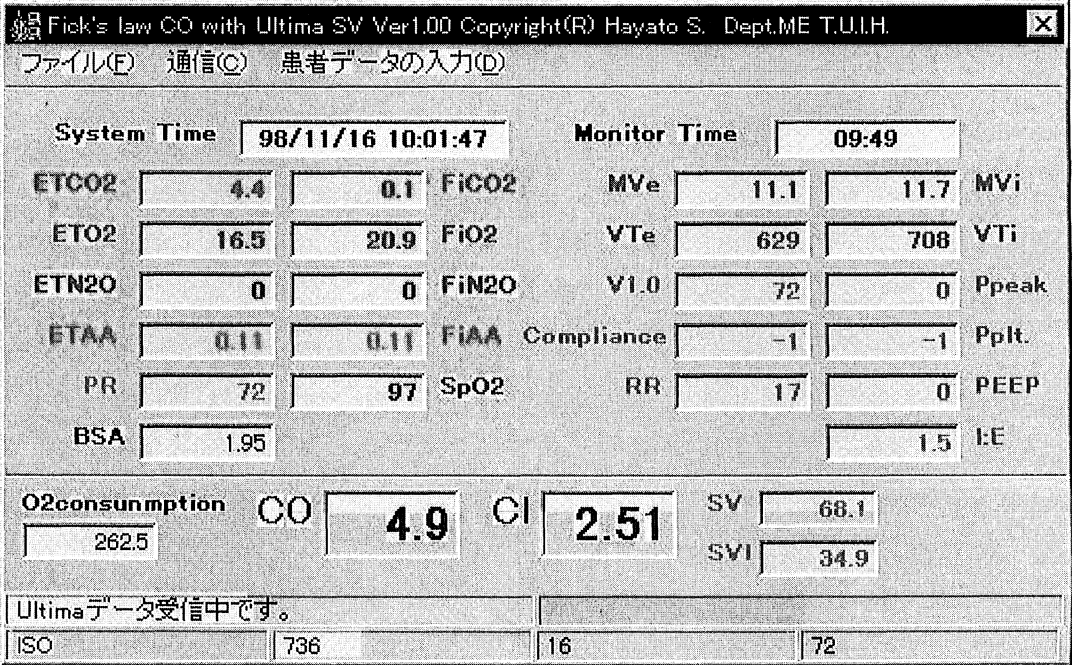


図2 コンピュータの表示画面

どに適していると思われる。しかし、CABG術直後など血圧や心拍数の変動の大きい場合には、明らかに不正確と思われる値を表示しており、今後の課題となるような事象を確認しており、さらに追究していかなければならない問題を含んでいる。

結 論

気道からの酸素摂取と、パルスオキシメータの読み、混合静脈血の分析で直接Fick法で心拍出量をモニターする方法を考案し、擬連続的熱希釈法の数値との間に良好な相関を得た。

参考文献

- 1) 木全心一, 中沢 誠: 心機能の評価. 東京, 中外医学社, 1981
- 2) 諏訪邦夫: 電子版麻酔教科書 (モニター), <http://pathy.med.nagoya-u.ac.jp/pathy/ksap/ctmn.html>
- 3) 森田茂穂: 研修医のための心臓血管外科麻酔の手引. 第2版. 東京, 克誠堂出版, 1993
- 4) Baxter社: Vigilance取り扱い説明書
- 5) Datex社: Capnomac Ultima OPERATOR'S MANUAL

ABSTRACT

Continuous Measurement of Cardiac Output Using an Anesthetic Gas Monitor

Hayato Saito*, Yusuke Endo* and Kunio Suwa**

We attempted CO measurements using Fick's principle ; combination of oxygen uptake, CaO_2 , and CvO_2 . The system calculates oxygen uptake using anesthetic gas monitor (Capnomac Ultima-SV, Datex) , CaO_2 from pulse oximeter, and CvO_2 from mixed venous blood analysis. In six patients undergoing CABG , the values so obtained were compared with those obtained by the Vigilance CCO Monitor (Baxter) . The correlation coefficient during surgery was 0.74, while it was 0.98 in the ICU after surgery. This agreement indicates a potential of applying this method in the clinical setting.

Key words : continuous cardiac output, Fick's principle, anesthetic gas monitor

*Department of Medical Engineering, and **Department of Anesthesia and Medical Engineering, Teikyo University Ichihara Hospital, Ichihara 299-0111

術中の麻酔管理を行いながらコンパートメントモデルでグラフィック表示し、 静脈麻酔薬の薬物動態を理解しやすくする教育用ツールの開発

中尾正和*

多くの麻酔科医にとってまだまだ静脈麻酔薬は不慣れであり、麻酔管理に必須の薬物動態の理解は必ずしも十分ではない。筆者はポンプよりプロポフォール¹⁾の投与量をオンラインでとりこんでコンパートメントモデルから予想血中濃度を計算させるソフトウェアをすでに発表している¹⁾²⁾。今回は麻酔科医が薬物動態を理解しやすくするための教育用ツールとしても活用できるようにインターフェースの改良を試み、研修医を含めた麻酔科医に好評であったため報告する

1. 仕様

- ①オンラインや実時間でプロポフォールやフェンタニルの血中濃度を計算する。
- ②コンパートメントを水柱を模したモデルで表示する。
- ③麻酔管理が容易になる道具として、予測/警報機能も付加する。
- ④旧機種のMacintosh SE, classicなども再利用できるように配慮する。

2. 方法

開発言語はマッキントッシュOS 8.5で稼働するStaz社Future BASIC ver.2.3.1を利用した。

3. 動作環境

OSはマッキントッシュOS 6.0.7以降の稼働する環境（最新のOS 8.5まで）。

CPUは古いマッキントッシュSE（68000, 8MHz）からPowerMacまで。

4. 対応ポンプ機種

1998年10月現在、対応ポンプ機種はデジタル出力をもつポンプで、プロポフォール専用ポンプ：テルモ社STC-525X, Graseby社3500（Diprifusor TM）, 汎用輸液ポンプ：Sabratek社3030とGraseby社（旧3M）3000, テルモ社TE-172, Alaris（旧Imed）Gemini PC-1, 汎用シリンジポンプ：Graseby社3500, テルモ社TE社312, Baxter社AS50。

表1のように、体重と薬物動態のパラメータから各コンパートメントサイズを計算し、比例した底面積の円柱で図示して（図1）、相対的なコンパートメントの大きさが理解できるようにした。さらに速度定数や各コンパートメントの総容量、濃度と体外に排出/代謝された量を数値でも表示した。

現在の投与速度を維持したときの5分後の濃度や、術中覚醒となりうる警報レベルである $2\mu\text{g/ml}$ と覚醒濃度とされる $1\mu\text{g/ml}$ に至るまでの予想時間も表示し、この警報濃度は設定変更可能とした。

図2のように初期の小さい画面（512×342）にも対応したダイアログ画面とした。

投与変更の記録のみならず、30秒ごとの計算値もタブ区切りテキストとして保存することができ、症例報告などに再活用できる（図3）

*中国電力（株）中電病院麻酔科

表1 薬物動態の計算

VolumeDist#	= FVolDist! *BodyWeight!
VolComp2#	= VolumeDist# *K12# / K21#
VolComp3#	= VolumeDist# *K13# / K31#
VolCompBio#	= VolumeDist# / 10000
Conc#	= Comp1# / VolumeDist#
ConcFast#	= Comp2# / VolComp2#
ConcSlow#	= Comp3# / VolComp3#
ConcBio#	= Comp4# / VolCompBio#

VolumeDist# : 第1コンパートメントの分布容量, FVolDist! : 分布分画, BodyWeight! : 体重

VolComp2# : 第2コンパートメントの分布容量, VolComp3# : 第3コンパートメントの分布容量, VolCompBio# : 標的組織(効果部位)のコンパートメントの分布容量(仮想的にVolumeDist#の1万分の1とした)

Kxx# : 各コンパートメント間の速度定数

Conc# : 血中濃度, ConcFast# : 第2コンパートメントの濃度, ConcSlow# : 第3コンパートメントの濃度, ConcBio# : 標的組織(効果部位)の濃度

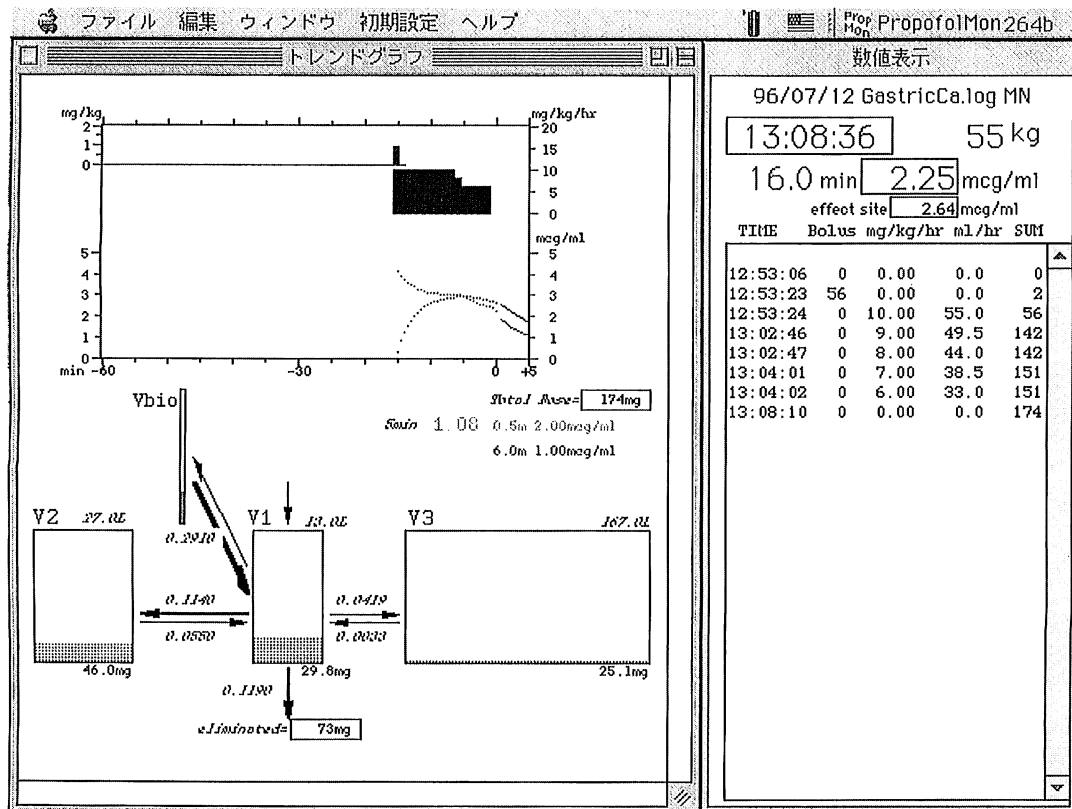


図1 コンパートメントモデルを表示する画面

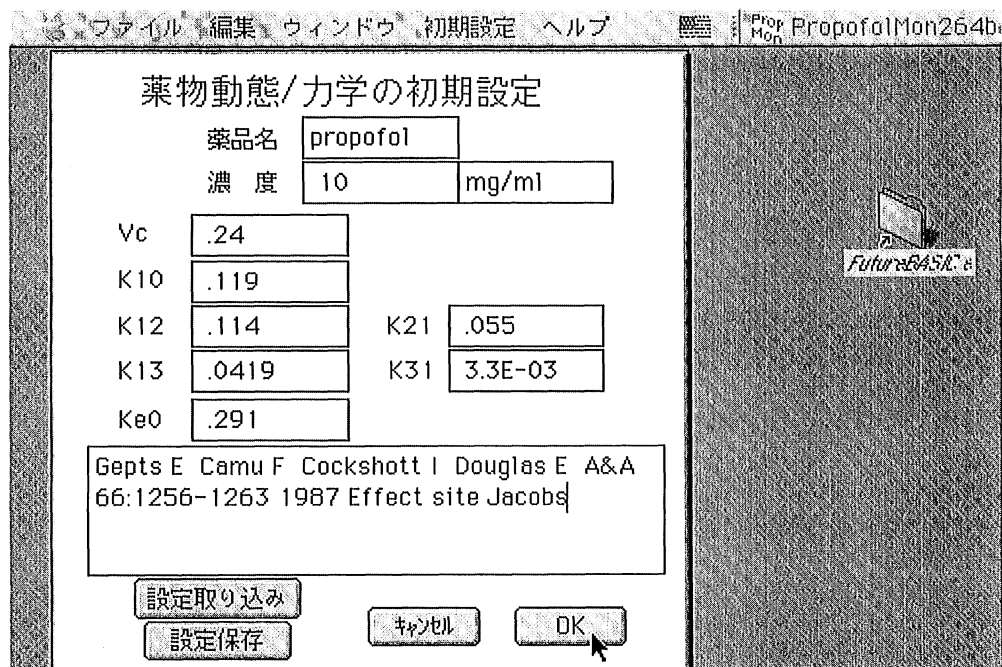


図2 小さい画面の旧機種にも対応

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	
	TIME	Bolus	mg/kg/hr	ml/hr	SUM	ErrMSG	ErrNur	Blood	Con	ConcBio	ConcFast	ConcSlow	Comp1	Comp2	Comp3
2	12:53:06	0	0	0	0		99	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.00	0.00	0.00
3	12:53:36	56	10	55	58		99	4.106	0.291	0.057	0.003	54.20	1.57	0.58	
4	12:54:06	0	10	55	62		99	3.868	0.791	0.164	0.010	51.06	4.48	1.68	
5	12:54:36	0	10	55	67		99	3.737	1.198	0.262	0.016	49.33	7.18	2.73	
6	12:55:06	0	10	55	71		99	3.557	1.529	0.354	0.022	46.95	9.69	3.73	
7	12:55:36	0	10	55	76		99	3.476	1.798	0.440	0.028	45.88	12.03	4.70	
8	12:56:06	0	10	55	81		99	3.410	2.020	0.521	0.034	45.01	14.26	5.64	
9	12:56:36	0	10	55	85		99	3.285	2.200	0.598	0.039	43.37	16.36	6.55	
10	12:57:06	0	10	55	90		99	3.252	2.344	0.670	0.044	42.93	18.34	7.45	
11	12:57:36	0	10	55	94		99	3.156	2.460	0.739	0.050	41.66	20.22	8.32	
12	12:58:06	0	10	55	99		99	3.147	2.554	0.804	0.055	41.54	22.01	9.18	
13	12:58:36	0	10	55	104		99	3.142	2.634	0.868	0.060	41.48	23.75	10.03	
14	12:59:06	0	10	55	108		99	3.071	2.698	0.929	0.065	40.54	25.41	10.87	
15	12:59:36	0	10	55	113		99	3.083	2.749	0.987	0.070	40.69	27.00	11.70	
16	13:00:06	0	10	55	117		99	3.026	2.790	1.043	0.075	39.94	28.53	12.53	
17	13:00:36	0	10	55	122		99	3.049	2.824	1.097	0.080	40.25	30.01	13.35	
18	13:01:06	0	10	55	126		99	3.002	2.851	1.149	0.084	39.63	31.45	14.16	

図3 濃度変化のログ (30秒ごと)

5. 考 察

慣れた麻酔科医ならば計算上の血中濃度のみで麻酔管理は実用上可能である。しかし数値データのみでは実感を伴いにくく、多くの麻酔科医にと

って薬物動態・薬物力学を体感しようとする努力が実を結ばず、薬物動態・薬物力学がブラックボックス化してしまいやすい。本ソフトでは投与された薬剤がどのように分布し、どのような時間的な経過で変化をするかを図示することでコンパー

トメントモデルをより理解することが可能となり、また同じ投与速度で継続したときに5分後の濃度や危険域に到達するまでの予測時間も表示され、静脈麻酔薬の投与のガイドとしての役割も期待される。

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, 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. 麻酔・集中治療とテクノロジー 1998. 田中義文, 風間富栄, 池田和之ほか編. 東京, 克誠堂出版, 1998, p19

【ソフトウェアの配布について】

フリーウェアとして配布しています。筆者まで電子メール masa.nakao@nifty.ne.jp または郵便でお願いします。

〒730-8562

広島県広島市中区大手町3-4-27

中国電力（株）中電病院麻酔科

TEL 082-241-8221, FAX 082-541-3404

ABSTRACT

Educational Tools to Learn Pharmacokinetics of IV Anesthetics during Anesthetic Management by Online/Real-time Simulation by Using Hydraulic Columns Format

Masakazu Nakao*

The author has developed the software to calculate the concentration of IV anesthetics. However, it is still difficult to learn pharmacokinetics of IV anesthetics. Man-machine interface was modified for easy understanding of compartment model of IV anesthetics. Based on the body weight of patient the size of compartments, each compartment was expressed as a hydraulic column. The fluid level indicates concentration of each compartment.

Program was developed with Future BASIC V2.3.1 (Staz Software, USA) under Mac OS 8.1 (Apple, USA) by using Macintosh PowerBook G3 (Apple, USA).

This software can be used as a guide for the maintenance of anesthesia, just like an end-tidal gas monitor.

This software is free ware. Please contact the author (masa.nakao@nifty.ne.jp).

Key words : on-line calculation of IV anesthetics, hydraulic column expression, pharmacokinetics, computer software

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

血圧トランスデューサの個体差

中村龍彦*

野口隆之*

はじめに

血圧トランスデューサの一般的な使用では、同一形式の製品間での誤差はほとんど問題とはならない。しかし、形式・メーカーが異なる製品間の誤差についてはこの限りではない。

今回、形式が異なる3種類の血圧トランスデューサの精度を、水銀血圧計の圧をリファレンスとして比較検討した。

1. 対象と方法

対象として、バクスター社の旧製品 (VMP160USB)、新製品 (VMP160USB (TW)) およびBIOSENSORS社の製品 (ART-1)、合計3製品をそれぞれ1個ずつ使用した。生理的食塩水のバッグにトランスデューサの回路を接続し、約300mmHgまで加圧した。この回路と、マンシェットを取り除いた水銀血圧計とを耐圧チューブで接続した。測定中は、回路内の生理的食塩水の先端部がこの耐圧チューブ内にあるようにした。次に水銀血圧計のゼロ目盛りと回路の三方活栓の開口部が同じ高さになるように、水準器を用いて両者の高さを調節した。両者を接続した耐圧チューブも、できるだけ同じ高さに揃えた。トランスデューサのゼロ点調整は大気開放して行った。

水銀血圧計を200mmHg以上まで加圧し、圧が緩やかに低下するように加圧球のバルブを調整した。このときのトランスデューサでの圧表示をモニタ装置の表示より読み取り記録した。測定点は

*大分医科大学麻酔学教室

水銀血圧計の目盛りで20～200mmHgまでの20mmHgごととした。水銀血圧計の圧が低下する速度は、測定点付近では毎秒0.5mmHg程度、それ以外では毎秒2mmHg程度とした。測定値は、各製品につき測定を3回繰り返した平均値とした。各回の測定前にゼロ点調整を行った。

2. 結果

水銀血圧計の圧とトランスデューサにおける圧表示との一次回帰式

$$y = ax + b$$

ただしx：水銀血圧計の値 (mmHg)

y：トランスデューサの値 (mmHg)

を求めると、バクスター社旧製品・新製品・BIOSENSORS社製品でa値はそれぞれ0.947, 0.986 および0.962であり、b値はそれぞれ-13.2, -16.9 および-18.6であった。R²値はいずれも1.00だった。バクスター社旧製品での、各測定点における水銀血圧計に対する圧表示の関係を図1に示す。

3. 考察

今回、われわれはメーカー・形式が異なる3種類の血圧トランスデューサの精度を、水銀血圧計の圧をリファレンスとして比較検討した。3種類のトランスデューサはいずれも高い直線性を認めたが、リファレンスに対する負のバイアスを認めた。

一般には、使用されるトランスデューサは1種類である施設が多いと思われる。今回は設備の代替えのために、メーカー・形式の異なる複数のト

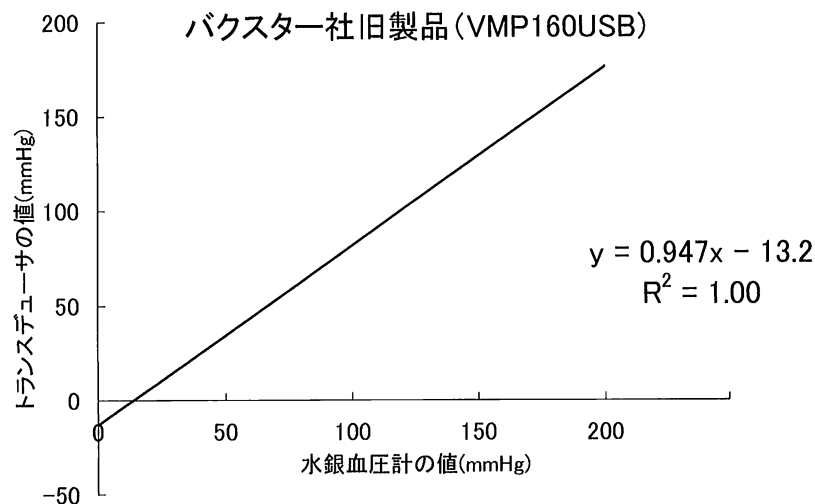


図1 水銀血圧計に対する圧表示の関係

ランスデューサを同じ時期にテスト使用する機会に恵まれた。このように、形式の異なるトランスデューサの比較は、われわれが知る限りにおいては過去に報告がない。公表されている資料によれば、トランスデューサの精度は「 $\pm 1.5\%$ か $\pm 1\text{mmHg}^1$ 」あるいは $\pm 1\%$ 前後の値であり、同一形式の製品を使用する際に誤差は問題にならないと思われる。基準となる圧の原器は各メーカーで個別に設定されているために、形式が異なる製品の間では誤差もより多くなるであろうと当初予想された。しかし、実際には各メーカーでの圧の原器は非常に精度が高く、今回の結果より各トランスデューサの臨床使用に何ら問題はないと思われた。

3種類のトランスデューサとも、リファレンスに対して -16mmHg 前後の負のバイアスを認めた。どの製品もほぼ同じ値であり、トランスデューサ自身の誤差である可能性は低い。その他の原因として、水銀血圧計自身の誤差、あるいは回路内で圧較差が存在した可能性がある。今回、トランスデューサと水銀血圧計の高さは水準器を用いて調節したが、その間の回路の高さは厳密には合わせなかった。回路の中を生理的食塩水および空

気という、比重が大きく異なる物質が存在することによる圧較差は否定できない。このようなバイアスが予想される回路では、閉鎖回路でトランスデューサのゼロ点調整をする方法も好ましいと思われる。

今回、最も手軽かつ正確に利用できる圧のリファレンスとして水銀血圧計を用いたが、より厳密な測定のためには血圧キャリブレータを用いるべきである。

結 論

形式の異なるトランスデューサの精度を、水銀血圧計の圧をリファレンスとして比較検討した。いずれの製品とも高い直線性を認めた。y切片が負となったが、水銀血圧計の誤差あるいは接続部での圧較差の可能性はある。測定においては、信頼性の高い系が求められる。

参考文献

- 1) バクスター社トランスデューサカタログ：バクスター株式会社

ABSTRACT

Evaluation of Three Different Type Transducers for

Blood Pressure Monitoring

Tatsuhiko Nakamura* and Takayuki Noguchi*

Transducers to measure blood pressures are widely used and the accuracy of each type of transducer is validated. However, the accuracy is not established in the different type of transducers. This study was designed to test the accuracy of three different types of commercially available transducers (Baxter VMP160USB, Baxter VMP160USB (TW) and BIOSENSORS ART-1) in comparison with a mercurial sphygmomanometer as the standard. Pressures

were simultaneously measured from 20 to 200mmHg at intervals of 20mmHg between one of three transducers and sphygmomanometer. Significant correlations were observed ($R^2 = 1$) between each of transducers and sphygmomanometer. All of three different types of transducers provide good blood pressure monitoring for the clinical settings.

Key words : blood pressure transducers

**Department of Anesthesiology, Oita Medical University, Oita
879-5593*

3. ネットワーク

手術室イントラネットによる波形情報の オンライン記録とデータベース化

内田 整* 畔 政和* 田島雅彦**

はじめに

コンピュータを使用して麻酔中の生体情報を記録するシステムは、麻酔記録の自動化のみならず、症例の分析や研究目的の記録装置としても価値は高い。このようなシステムは、現在までにさまざまなタイプが開発され、日常の臨床で使用する施設も増加してきた。一般に、自動記録システムの多くは、数値や文字情報を主な記録対象としている。心電図に代表される波形情報の自動記録化は、情報量が大きいことやデータの保存方式などの問題のため、一部を除けば普及していない。しかし、近年の大容量記録メディアの登場やネットワーク技術の急速な進歩により、波形情報のオンライン収集やデジタル保存も麻酔科医の手に届くレベルになってきた。

国立循環器病センター手術室では、全手術室と麻酔科医室をカバーするイントラネットを構築し、麻酔中の患者情報の自動記録および集中管理を行っている¹⁾。1998年からは、麻酔中の波形情報もオンラインで記録し、数値や文字情報にリンクしてデータベース化するシステムの運用も開始した。今回、システムの概要とその運用について

紹介する。

1. システム構成

1) ネットワーク

国立循環器病センター手術室のネットワーク構成を図1に示す。手術室イントラネットは、手術室全室と麻酔科医室や検査室などの関連各室を結んでおり、上位のネットワークとはゲートウェイを介して接続されている。イントラネット上にはデータ管理用のサーバ群を配置し、患者情報や麻酔科関連文書などの集中管理を行っている。波形情報はデータ量が膨大であり、一般系のセグメントと共用にするとネットワーク負荷を増大することが予測されたため、波形情報専用新たなネットワーク配線を各手術室に敷設した。このように、波形セグメントは一般情報系とは物理的に分離されており、波形サーバが両セグメントを結ぶゲートウェイとなっている。

2) 波形収集用コンピュータ

波形収集用のコンピュータにはPLS6001（インターニックス）を使用し、各手術室に1台ずつ配置した。PLS6001は、16ビットCPUを搭載し、 μ ITRON準拠のリアルタイムOSで動作する計測用コンピュータである。ネットワークインターフェ

*国立循環器病センター麻酔科

**NECメディカルシステムズ（現：日本GEマーケットメディカルシステム）

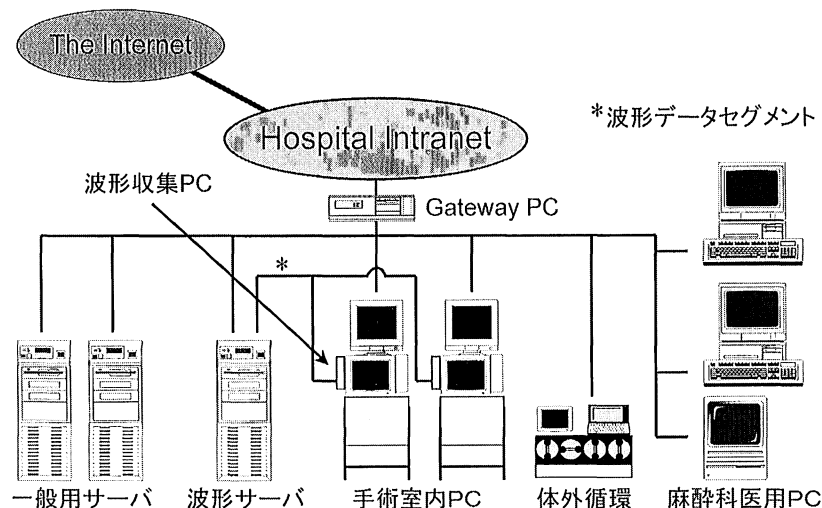


図1 国立循環器病センター手術室イントラネットのネットワーク構成

イスとして10Base-Tが装備されており、TCP/IPプロトコルによりデータを交換する。内蔵のA/Dコンバータは8チャンネルで、分解能は16ビットである。

A/Dコンバータには、手術室モニタリングシステム (Hewlett Packard M1166A) のアナログ出力を接続した。A/Dコンバータのサンプリングレートは200Hz、入力電圧範囲は±5Vに設定した。システムで記録する波形の種類は、モニター機器のアナログ出力に依存する。通常は、心電図 (2チャンネル)、観血的圧モニター (4チャンネル)、パルスオキシメータ (脈波)、およびカプノグラムの記録を行っている。

3) 波形サーバ

波形情報の管理には、Windows NTサーバを使用した。データ処理の負荷を分散させるため、1台のサーバあたり手術室4室 (計32チャンネル) のデータ管理を行い、2台のサーバで全8室をカバーしている。本システムでは、ハードディスクの空き領域に連続的に波形データの保存を行い、空き容量が不足する場合は、日付の古いデータファイルから順番に消去するように設計した。波形

情報のデータ量は、1チャンネルあたり400バイト/秒、したがって、症例1例 (8チャンネル) では約11.5メガバイト/時間となる。この条件では、2ギガバイトのハードディスクに約174時間分の波形情報を記録できる。平均麻酔時間を8時間とすると、5日間以上はデータ保存が保証されることになる。

4) ソフトウェア

波形情報システムは手術室患者情報システムのサブシステムであり、麻酔開始時とともに患者情報システムが起動すると、波形記録も自動的にスタートする。システムが稼動中は、波形収集コンピュータがA/D変換したすべての波形情報がサーバに転送され、時間の情報を付加してファイルに記録される。これに対し、各手術室の情報端末は波形情報をデータベース上に最終保存する時刻およびサンプリング時間を記録する。このデータ保存のタイミングは各手術室の端末ごとに設定されており、通常は30分ごとに10秒間の波形を保存する。また、麻酔中、あるいは麻酔終了後においても、サーバ上に波形ファイルが残っている限り、編集プログラムを起動して任意の時刻および

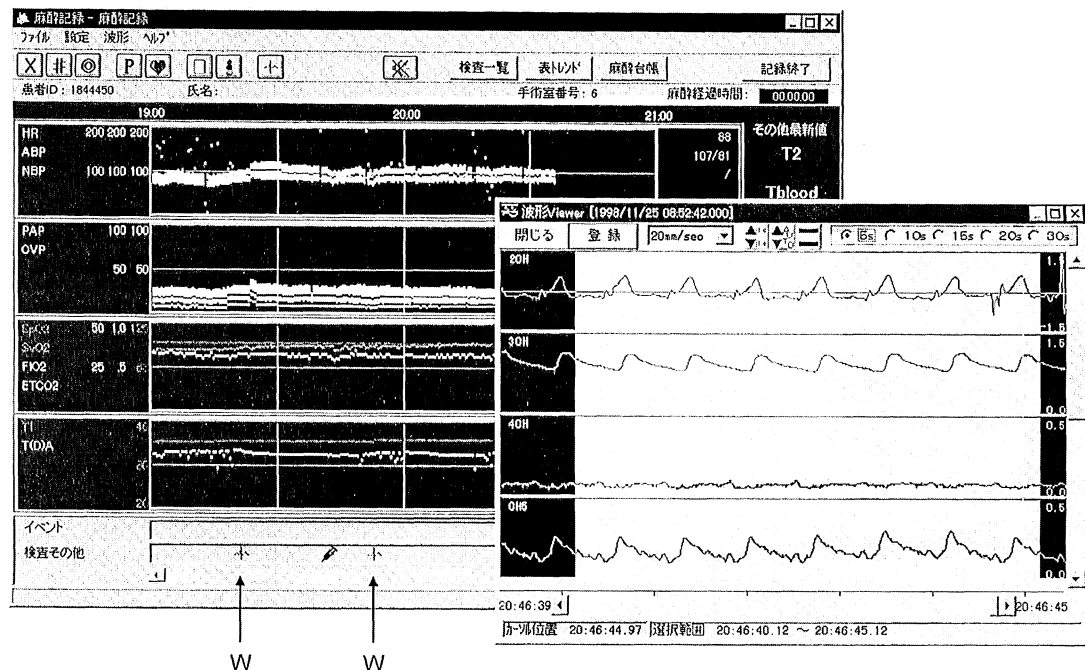


図2 波形情報管理システムの画面例

バイタルサイントレンドの画面には波形情報を記録した時刻を示すアイコン（W）が表示されている。このアイコンをクリックすると、その時刻の波形情報が画面に表示される。

長さを指定して波形情報を保存することが可能である。

保存の対象となった波形情報は、波形サーバ上のファイルから該当する部分のコピーが作成され、データベースサーバへ転送される。データベースは主として文字情報からなる麻酔台帳データベースにモニター機器が出力した数値情報（血圧、心拍数など）と、本システムが扱う波形情報が関連づけられている。図2に示すように、特定の症例のデータベースから麻酔中のバイタルサイントレンドを再現することができる。波形の記録時刻は、トレンド画面上にアイコンとして表示される。このアイコンをクリックすると、その時点の波形が画面表示される。

また、波形情報の編集プログラムは、データをテキストファイルに変換して外部に出力する機能も提供している。

2. 考 察

心電図や観血的血圧などの波形情報は、麻酔中の患者管理に不可欠であるだけでなく、その記録は診療情報として、あるいは症例の分析や研究の資料として重要である。現在までに、多くの自動麻酔記録システムが開発されてきたが、波形情報を効率的に保存するシステムの実用化は遅れている。

本システムでは、手術室イントラネットを使用して、波形情報と数値および文字情報を統合的にデータベース化して管理している。したがって、患者単位ですべての情報を扱うことができ、その利便性は高い。また、モニター機器との接続にはリアルタイムOSを搭載したコンピュータを使用し、機器のアナログ信号を入力している。アナログ出力を装備したすべての機器を接続することが可能で、モニター機器の機種に依存しない、汎用

性が高いシステムといえる。

波形情報はデータ量が膨大であるため、麻酔中のすべてのデータを保存する場合は保存方法が問題となる。本システムでは、すべてのデータを連続保存するかわりに、一定周期で自動的に行う定時記録と編集作業によるイベント記録という2種類の方法でデータを間欠的に保存している。通常、イベント記録は麻酔科医の記憶が新しいうちに編集作業が行われることが予測される。したがって、システムが提供するデータ保存方法は、麻酔中に起こったイベントの“フライトレコーダ”として、十分な機能を提供すると考えられる。

波形情報の記録方式は、いくつかの手法が試みられてきた。田中ら²⁾は、アナログ方式による波形記録システムを導入したが、この方式は記録装置までの伝送方式や信号劣化など、アナログ信号特有の問題がある。また、多くのICUやCCUなどでは、不整脈監視などの目的で波形記録システムを導入している。手術室モニター機器と組み合わせる波形記録システムも市場に登場している。しかし、このようなシステムのほとんどは、他の情報システムとオンラインでデータ交換する機能を提供していない。そのため、患者単位で統合的なデータベースを構築する場合は大きな障害となっている。

本システムにより、従来では提供されていなかった波形情報と麻酔台帳データベース相互のオンライン処理が実現された。特に、イントラネット環境下での運用により、データ収集から利用までの効率的なデータ管理が可能になった。

参考文献

- 1) Uchida O : Intranet: Its implementation in operating rooms, State-of-the-Art Technology in Anesthesia and Intensive Care, Edited by Ikeda K, et al. Amsterdam, Elsevier, 1998, p241
- 2) 田中義文, 夏山 卓, 橋本 悟ほか : アナログ/デジタル技術を利用した中央手術室での集中監視装置. 麻酔 45 : 1288, 1986

ABSTRACT

An Analog Wave Data Logging System in an Operating Room Intranet

Osamu Uchida*, Masakazu Kuro* and Masahiko Tajima**

A data logging system that collects and stores analog wave data such as ECG was successfully implemented in the operating room intranet at the authors' institution. A factory computer with an analog-to-digital converter was connected to patient monitors in each operating room. This computer samples eight analog signals at 200Hz each, and sends digitized data to the wave data server via the network. The server temporarily stores whole wave data on the disk. An anesthesiologist selects data segments to record either at predetermined interval or by his/her interest. After the termination of the anesthesia, only these segments are copied from the server, and are stored in the patient database as permanent storage. Custom applications were developed to review wave data from the database screen. Data integration, from text to wave, was accomplished by the system, which provides the user better environment for patient data management for an anesthesiology department.

Key words : data acquisition, intranet, operating room, wave data, information systems

*Department of Anesthesiology, National Cardiovascular Center, Suita 565-8565

**NEC Medical Systems Inc., Fuchu 183-8503

麻酔科医局イントラネットにおけるPDF形式マニュアルの共有

讃岐美智義* 木下博之* 世良昭彦*

はじめに

どこの病院でも、院内のみで通用する取り決めがあり一般的な常識とは別に覚えなければならないことがある。また、人事異動などで医師が交代するとその取り決めに説明するのも労力を要する。これまでは、口伝えに行っていたが、何度か取り決めが変わっていたりすると、ずっとその施設にいるものでさえ、わからなくなることがある。マニュアルを紙で保存する場合には、頻繁に印刷を繰り返した後、面倒なフォルダへの差し替え作業が必要である。この事態をなくすために麻酔科医局内にEthernetのLANを敷設した機会に、イントラネットで麻酔マニュアルを含む医局文書の記録を共有することを考えた。

1. イントラネットのサーバとクライアント

1) ハードウェア

サーバはPower Macintosh6300/120 (Apple社) にPDS Ethernetカードを増設したものをを用いた。クライアントはWindowsとMacintoshが混在しているがTCP/IPでEthernetで接続されている。サーバのシステムはMacOS8.6で、クライアントにはMacOS8.5, MacOS8.1, MacOS7.61, MacOS7.55 (Apple社) やWindows98, Windows95 (Microsoft社) などさまざまなシステムが混在している。ルーターにはMN128-SOHO (NTT-TE東京) をを用い、10BASE-TでHUBを介して接続した。また、MN128-SOHOの簡易ネームサーバ機能¹⁾ を利用し

てネームサーバをMN128-SOHOに設定した。

2) ソフトウェア

サーバにはWeb共有1.51 (MacOS8.6に附属) をインストールしクライアント側のWebブラウザでファイルのやりとりが可能のように設定した。また、FTPを可能にするためシェアウェアのNetPresentz-4.1Jをインストールした。

ネットワーク上でPDFファイルをシームレスに閲覧するためにクライアント側に必要なソフトウェアは、Netscape (Netscape社) やInternet Explorer (Microsoft社) などのWebブラウザとAcrobat Readerである。これらはいずれも無料で入手できる。

2. PDFの特性

PDF (Portable Document Format)^{2)~4)} とはアドビシステム社がPostScript (TM) 技術を基盤に開発した、文書頒布のためのファイル形式である。PDFの最大の特徴は、簡単にインターネットやイントラネット、CD-ROMに載せることができる電子的な「紙」である。Windows版とMacintosh版が用意されておりビューワー (Acrobat Reader) は、インターネット上で入手できる。また、どのプラットフォームで閲覧しても印刷してもレイアウトが変わらないという特徴がある。内容の検索やコピーはもちろん文字をクリックするとリンクした文書を表示したり、サウンドやムービーを再生可能である。また、パスワードをかけることができるためネットワーク上においてあってもゲス

*広島市立安佐市民病院麻酔・集中治療科

トでは開けないファイルを作成できる。また、NetscapeやInternetExplorerなどのWebブラウザのPlug-Inファイルも同包されており、インターネットやイントラネットでの閲覧はWebブラウザ内で行えるため便利である。

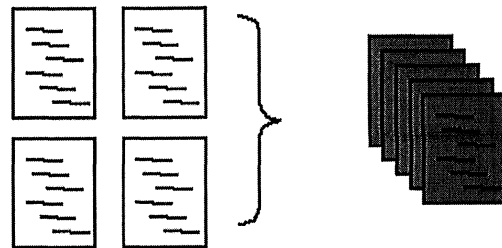
ネットワークでの利点として、ファイルサイズが小さく、転送や保管が容易である。インターネット上の標準的なフォーマットとしての地位を確立しているため堂々と配布できることなどが挙げられる。経済面での利点としては、電子文書なので紙代がかからない。保管のためのスペースが省けることがある。

PDFとHTMLを比較すると（図1）、ファイルサイズが小さい。絵と文字が同じファイルに組み込まれる、ページ数が増えてもひとつファイルに束ねることができるなどの利点が挙げられる。

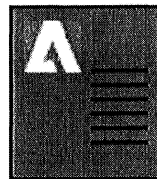
3. PDF ファイルの作成と編集

PDFファイルの作成にはAcrobat PDF Writerが必要で、加工・編集にはAcrobat Exchangeが用意されている。どちらも、内容を作成するアプリケーションは問わない。プリンタドライバ形式で提供されているAcrobat PDF Writeに書き出すという形をとるため、ファイルを変換するだけである。セキュリティ設定を行ったり、目次やキーワードからのリンクを張ったり、ファイルを合併・分割したりするためにAcrobat（製品版）を用いる。また、ノート機能を備えているので、ひとつのファイルを多くの人で校正することが可能である。日本語版で作成したPDFファイルは英語版では表示ができないが、英語版で作成したファイルは日本語版で使用可能である。

1999年6月に発売されたAdobe Acrobat4.0Jには、PDFファイルを直接編集できる機能⁵⁾が追加されたため、PDFファイル自身の手直しも容易になった。



HTML：テキストと図は別々



PDF：ひとつのファイル

図1 マニュアル作成上の利点

4. 実際の運用での利点と欠点

元原稿の大きさや種類（テキスト、イメージ）を問わず、Web上で利用可能（ネットワーク、マルチOS）にするため、麻酔・集中治療科イントラネットのTOPメニュー（図2）から各マニュアルを呼び出せるようにリンクを張った。これにより容易に最新版のPDFマニュアル（図3）が閲覧可能になった。

実務上での利点としては、院内の取り決めに明文化することにより業務手順や内容を再認識できたことや、当直時間に起こったトラブルに対して当直医のみで対応可能になったことなどである。唯一の欠点としては、イントラネットを保守管理する業務が必要なことである。

結 語

PDFファイルをイントラネットでの業務マニュアルの公開に応用し、明文化により麻酔科業務の全体像を再認識した。今後さらに発展させるためにはマニュアルの充実と更新が大切である。

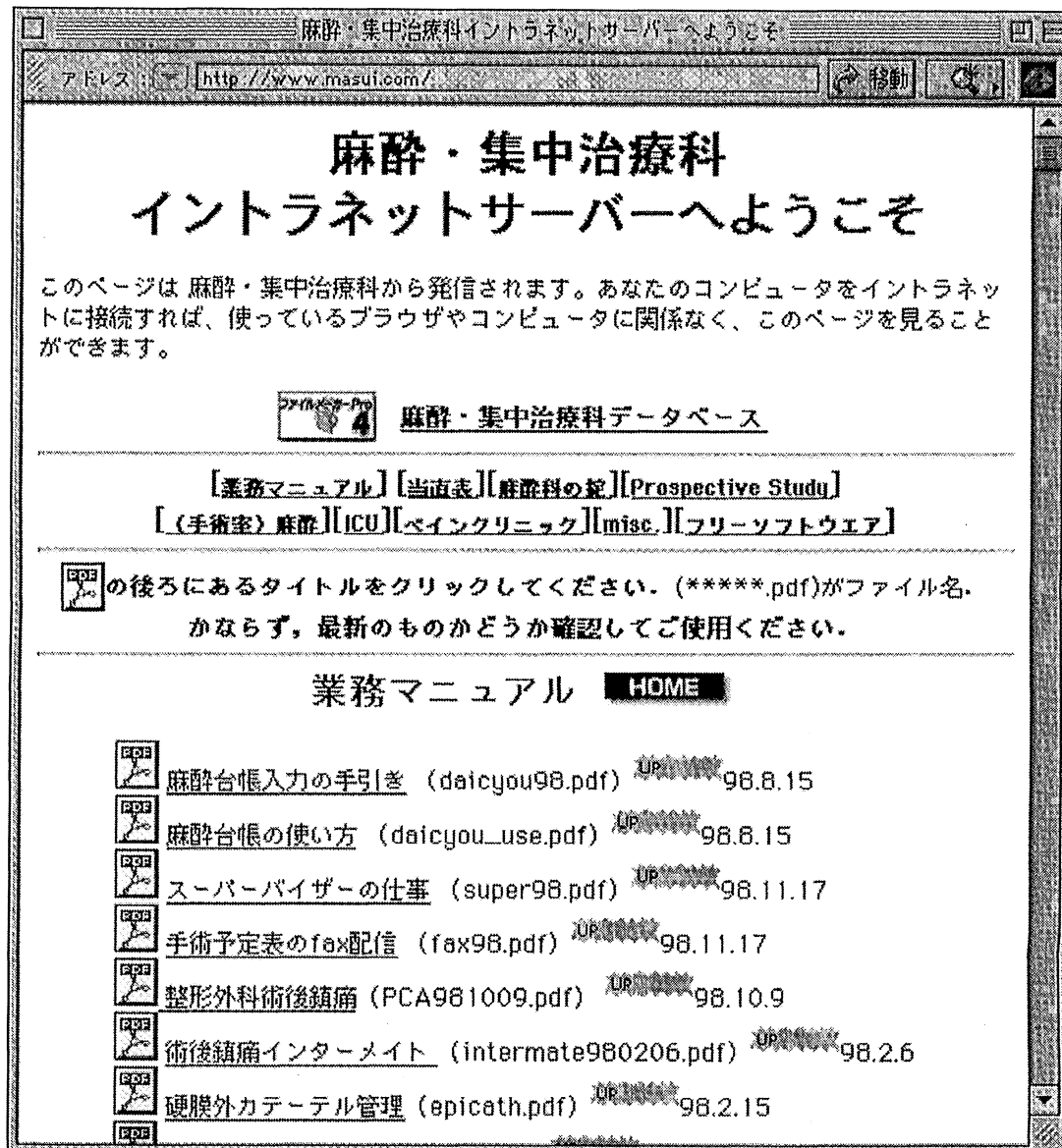


図2 イントラネットのTOPメニュー

参考文献

- 1) MN128-SOHO ユーザーズガイド, 東京, BUG, 1998
- 2) 広田健一郎: Acrobat & PDF 徹底活用マニュアル. 東京, アドビシステム株式会社, 1998
- 3) 越川彰彦: Acrobat3.0J ハンドブック. 東京, ナツメ社, 1997
- 4) 山木大志: Adobe Acrobat PDF 徹底攻略, 東京, アクセラ, 1998
- 5) Adobe Acrobat4.0 ユーザーズガイド, 東京, アドビ社, 1999

ABSTRACT

Sharing PDF Manuals on Our Intranet

Michiyoshi Sanuki*, Hiroyuki Kinoshita* and
Akihiko Sera*

Last year in our department, we introduced an ethernet LAN to facilitate our data sharing, including operation and

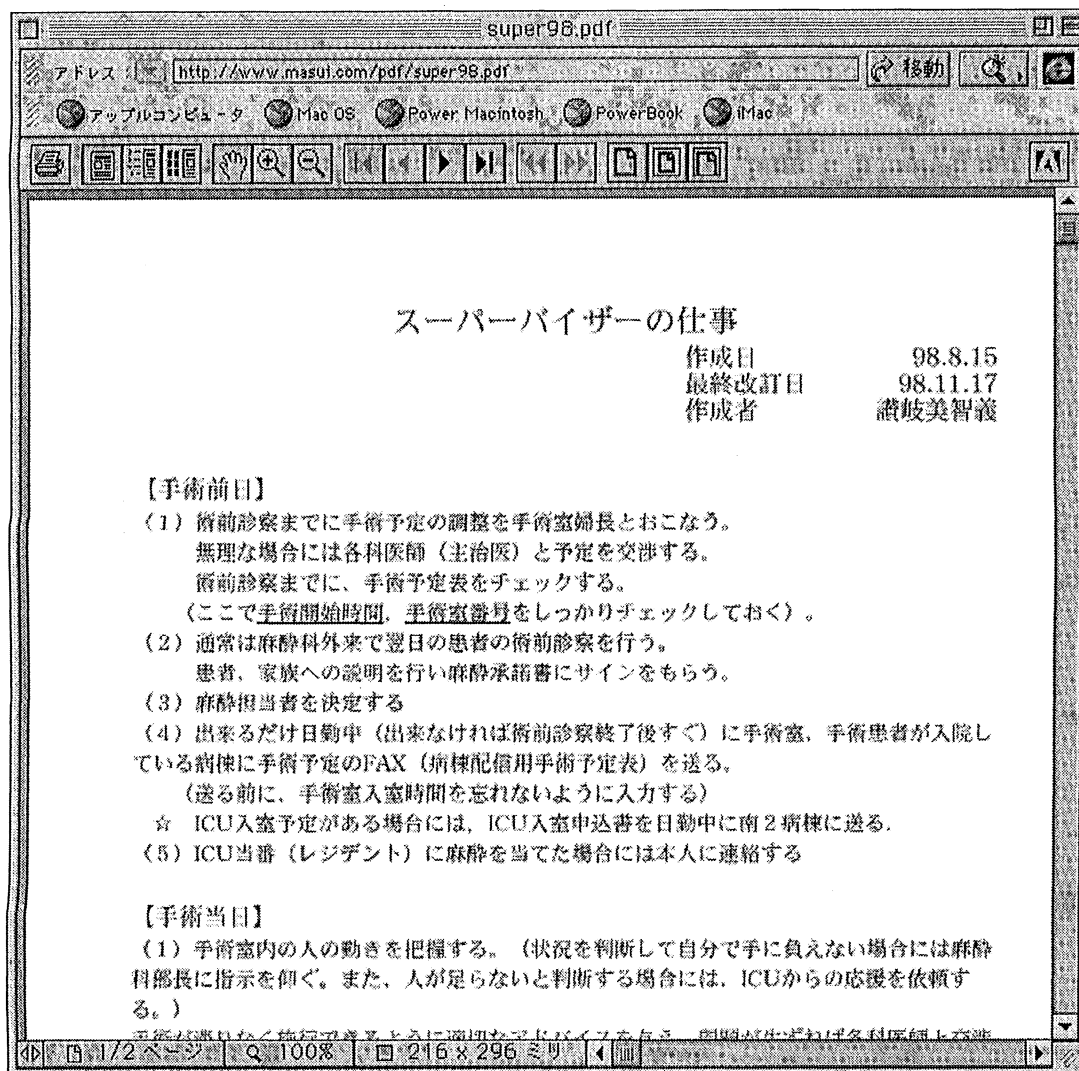


図3 PDFマニュアルの内容表示例

anesthesia records. Now, we have developed a system of sharing PDF manuals via our intranet. The contents of these PDF files include agreement among the members of our department, anesthesia procedures, records and reports of our meetings, and the like.

Since beginning the use of this system six months ago, we have been able to re-recognize our whole body of work

and experience the convenience of sharing our common data.

Key Words : Intranet, PDF, LAN

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

フィルタリングを利用した簡単なファイアウォールの構築

新田賢治*

はじめに

インターネットの世界では矢のような速さで時が過ぎていく。市立宇和島病院がその利用をはじめたかだか6年であるが、その間インターネットの環境はたいへん大きな変化を遂げていった。とくにこの1年間、単なるいたずらとは思えない悪質な行為が、高速になったネットワークごしに国内のみならず海外からも行われるようになっていく。当院でもメールサーバが本年4月、SPAMの踏み台にされたことをきっかけに、病院内にセキュリティに対する認識が高まり、ファイアウォールの構築を決定した。現在予算措置が行われているが、その間も外部からの portscan アタックは続いているため、ルータのフィルタリングによる暫定的なファイアウォールを作成し対処した。

1. 方 法

パケットフィルタリングを行う場合、拒否型か許可型かの2種類のルールがあり、当院のような

小規模のネットワーク環境の場合拒否型ルールが使われることが多い。そこで、①原則的にすべてのアクセスを禁止する。②外部に公開しているサービスに関するポートだけ開ける。③内部ネットワークからは自由に外にでていけるようにする。という方針で設定を行った。フィルタリングの場所はネットワークの入り口のルータである（図1）。ルータのWAN側、LAN側それぞれのIN側とOUT側とにフィルターをおいた。

1) WAN IN側でのフィルタリング

外部ネットワークから自分のネットワークを偽造されないようにした。

```
access-list 111 deny ip 202.240.176.0 0.0.1.255 any
```

次にプライベートアドレスからのパケットの入りを禁止した。

```
access-list 111 deny ip 10.0.0.0 0.255.255.255 any
```

```
access-list 111 deny ip 172.16.0.0 0.15.255.255 any
```

```
access-list 111 deny ip 192.168.0.0 0.0.255.255 any
```

そして、外部に公開している計算機のポートの

フィルタリングの場所

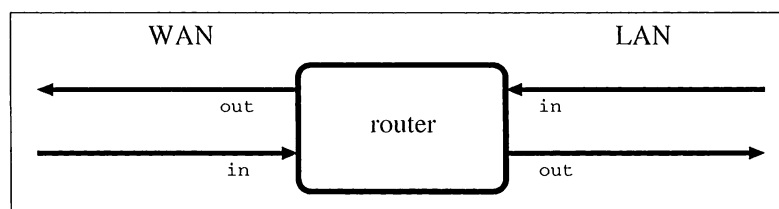


図1 フィルタリングの場所

*市立宇和島病院麻酔科

うち dns, smtp, ntp, WWW, ftp, pop3, telnet を限定して許可した。

```
access-list 111 permit tcp any host 202.240.176.x eq
smtp
access-list 111 permit tcp host 2nd_nsIP host
202.240.176.x eq domain
access-list 111 permit udp any host 202.240.176.x eq
domain
access-list 111 permit udp any host 202.240.176.x eq
ntp
access-list 111 permit tcp any host 202.240.176.x eq tel-
net
access-list 111 permit tcp any host 202.240.176.y eq ftp
access-list 111 permit tcp any host 202.240.176.z eq
smtp
access-list 111 permit tcp any host 202.240.176.z eq
pop3
access-list 111 permit tcp any host 202.240.176.a eq
www
ident (111), ftp-data, icmp, TCP/UDP1024 以
降はとりあえず許可することにした。
access-list 111 permit tcp any 202.240.176.0 0.0.1.255 eq
ftp-data
access-list 111 permit tcp any 202.240.176.0 0.0.1.255 eq
ident
access-list 111 permit icmp any 202.240.176.0 0.0.1.255
access-list 111 permit tcp any 202.240.176.0 0.0.1.255 gt
1023
access-list 111 permit udp any 202.240.176.0 0.0.1.255
gt 1023
```

2) WAN OUT 側でのフィルタリング

外部ネットワークに出せるパケットは自分のネッ トワークアドレスのものだけに限定した。

```
access-list 103 deny ip any 10.0.0.0 0.255.255.255
access-list 103 deny ip any 172.16.0.0 0.15.255.255
```

```
access-list 103 deny ip any 192.168.0.0 0.0.255.255
access-list 103 permit ip 202.240.176.0 0.0.1.255 any
```

3) LAN 側でのフィルタリング

LAN 側では Windows の NetBIOS が外部の DNS を引きに行かないようにし、外部のファイルシス テムを mount しないようにした。tftp も LAN 内部 だけでしか行えないようにした。UDP パケット だけで外部から Windows マシンのファイル操作 が行われないように Back Orifice で標準的に使わ れる elect port (31337) は閉じた。

```
access-list 11 permit 202.240.176.0 0.0.1.255
access-list 101 deny tcp any any eq 137
access-list 101 deny udp any any eq netbios-ns
access-list 101 deny tcp any any eq 138
access-list 101 deny udp any any eq netbios-dgm
access-list 101 deny tcp any any eq 139
access-list 101 deny udp any any eq 139
access-list 101 deny udp any any eq 31337
access-list 101 deny udp any any eq sunrpc
access-list 101 deny tcp any any eq 69
access-list 101 deny tcp any any eq 2049
access-list 101 deny udp any any eq 2049
```

2. 結 果

当院で使用している CISCO 2503 ルータの場合、 リジェクトしたパケットの記録が残らないため、 フィルタリングがうまく動作しているかどうか実 際に確認する必要があった。そこで、著者が管理 している愛媛大学麻酔科のサーバから telnet を使 用しその作業を行った。1 例として当院のメール サーバの場合、下記のように telnet ポートに関し ては接続できないが smtp は開いているのが確認 できた。

```
1knitta@hypnos> telnet 202.240.176.y telnet
Trying 202.240.176.y...
```



```
2knitta@hypnos>
2knitta@hypnos> telnet 202.240.176.y smtp
Trying 202.240.176.y...
Connected to 202.240.176.y.
Escape character is '^]'.
220 dr1.uwajima-mh.go.jp ESMTP Sendmail
8.9.1a/3.7W; Mon, 23 Nov 1998
14:50:34 +0900 (JST)
QUIT
Connection closed by foreign host.
3knitta@hypnos>
```

3. 考 察

ファイアウォールとは、インターネット側からファイアウォール内部に設置された計算機群に直接IP接続させない仕組みである。通常内側のネットワークにはプライベートアドレスを使う。IPパケットのやりとりはアプリケーションプログラムを立ち上げそれを介することで、間接的に外部情報にアクセスできるようになる。この場合にはsmtp, httpといった個々のプロトコルやサービスごとに異なるアプリケーションを使う必要がある。これをproxy方式という。もうひとつの手法としてネットワーク上のデータの流れを選択的に制御する方法があり、これが今回使用したパケットフィルタリングである。内側へのパケットの流れと外側へのパケットの流れをパケットのIPアドレス、使用ポート、種類により区分し許可や禁止を行うものである。

パケットフィルタリングは1台のルータに設定してやるだけでネットワーク全体を保護できるようになる。またproxy方式のようにユーザの側で特別なソフトをかまえる必要がないからフィルタリング方針に反することをしなければユーザにフ

ァイアウォールの存在さえも気付かせない状態を作り出すことができるようになる。

しかしながらフィルタリングのルールが煩雑になるために、設定をうまくやらないと機能しないこともある。またユーザごとに禁止や許可ができないために、細やかな設定が難しい。ルータの種類によればログが残せない場合もある。

このような不完全さがあるものの、投資額を最低限でおさえることができることから、当院のような小規模なサイトや、本格的なファイアウォールの予算措置を待つ間の暫定的な処置として十分な威力を発揮するものであると考える。

結 語

ネットワークはできるかぎり利用者が使いやすいものにしたいが、セキュリティ面でのバランスをとる必要が生じてきた。パケットフィルタリングをうまく使用すれば外部からのアタックに十分対応可能であることがわかった。

ABSTRACT

Setting Filtering Type Firewall

Kenji Nitta*

With the spread of the Internet knowledge some thoughtless people have been breaking into computer networks and hosts. Since our mail server was used as a SPAM relay host for two days in this April, we decided to introduce firewall system in our site. By filtering unwanted TCP/UDP/ICMP packets coming in or going out, we are able to manage safer Internet access.

Key words : firewall, Internet, packet filtering

*Department of Anesthesiology, Uwajima Municipal Hospital,
Uwajima 798-8510

Report on Meeting of the Society for Technology in Anesthesia, 1998 in Orlando, Florida

浅山 健*

はじめに

本学会は、国際的の麻酔・集中治療テクノロジー学会の日本支部である。この米国支部は American Society of Anesthesiologists (ASA) に含まれる。1998年 ASA 総会の最終日10月21日午前7時30分～8時45分に、主会場に隣するホテルでパネル討論会があったので、私どもの運営参考として紹介する。このときのテーマは Information Management である。

1. 会議の位置

ASA の分科会として開かれる恒例のもので、US STA が小児麻酔、老年麻酔などと同じ条件で開く教育講演のひとつである。会場には、continental breakfast の用意があって、宿泊ホテルから巡回バスが会場に直行する。この会議と別に ASA 総会の直後、B. Smith ら 40 名の anesth. & computer 会議があったことを追加する。

2. 会議の概要

各自が総会の総合案内所で、参加費 15 ドルの切符を買って、入場資格が生まれる。各演者には 15 分が割り当てられ、質疑応答の時間があって、95 分の研究会が終わる。

冒頭の Burn Your Books : Electronic Education System に始まる演題は、Fire Your Secretary : PIMS, Personal information Management. Systems, Promote

*ASA 会

Your OR Manger—Programs to Manage all Phases of Perioperative Care, Kiss Your slides Goodby : Presentation Graphics from Your Computer と 4 名が続く。

冒頭演題は、司会者 Dr. Grogono である。

Burn Your Books : Electronic Education by A. W. Grogono, Prof., (Anesthesiology Tulane University School of Medicine) の講義である。彼は 1998 年 9 月 3 日現在、Medline に 79 論文が、Medical Education Internet の検索語と一致する事実を報告した。そして、CD-ROM books に関して 6 種を報告する。

HEAL : The Harvard Department of Anesthesia Electronic Library Lippincott (<http://lrpub.com/>)

The Lippincott-Raven Intractive Anesthesia (<http://lrpub.com/>)

Anesthesia Library. Contains Anesthesia, 4th Edun.ed. Miller RD and Anesthesia and Co-Existing Disease. 3rd Edn, ed.

Regional Anesthesia CD Rom : An Interactive Atlas of Anatomy and Techniques

(<http://www.mosby.com/>)

Intra-operative Transoesophagial echocardiography (<http://www.mosby.com/>)

Interactive Regional Anesthesia (Fernandez, Galido & Galindo)

その他のテキスト

Global Text Book of Anesthesiology

CD Rom Journals

Your client is not allowed to access the requested object

個人的に維持する教育番組として、司会者の Dr. Grogono が得意とする分野であり、彼が URL で酸塩基平衡を解説する

第2席

Retire your Secretary or My palm Pilot and I take on the World, by K Shellry from Yale University.

He presents personal data assistant device on the size, cost, and Integration. Those have built-in functions such as address book, memo List, calculator and it's. software, including anesthesia specific software.

第3席

Promote your O.R. Manager: Electronic Operating Room Systems, by G Gibby from University of Florida. He is saying on hospital Costs, which are \$ 8.13 per min including nurses, linens, clerks, house keeping, hospital administrator under our 8-hour working day. There are at least 33 makers on the subjects.

第4席

Kiss Your Slides Good-bye, by J H Philip from Harvard Medical School.

He presents his history on the making slides.

1970' lantern slides of Polaroid camera

1981 Diazo slides with Department. Photography

1994 Computer/Video Projector

1997 My \$14,000 cost with 9.5 lbs. weight Projector

1998 Department. Computer/Video Projector for Education at the Audience Hall

3. 考 察

題名で見て、相当に刺激的な内容。CD-ROMに限定して詳しく記した。ここに紹介する URL で US Anesthesia に触れていただきたい。

ABSTRACT

Report on Meeting of the Society for Technology in Anesthesia (STA) , 1998 in Orlando, Florida

Ken Asayama*

On October 21, the last day of 1998 American Society of Anesthesiologists' Annual Meeting,, there was the STA meeting. There were four speakers, who present on Information Management. The author writes on those topics in English, not Japanese, and you may learn the contents of them.

Next STA meeting will beheld on January 20-23, 1999. The main subject is "Windows on the 21st Century", in San Diego, California. I hope many attendance's from Japan.

*ASA Firm, Tokyo

Neural Network の基礎と応用

萩平 哲*

1. Neural Network の基礎

1) Neural Network とは？

1980年代後半から1990年代前半にかけて、ちまたで「ファジー」とか「ニューロ」という言葉を耳にするようになり、種々の家庭電気製品にもこれらを応用した機能が組み込まれるようになった。では、この「ニューロ」とはどんなものなのだろうか？

「ニューロ」とはNeural Networkを指し、元々は脳の構造を模倣し脳のように学習したり認識を行ったりすることを目的に考え出されたものである。

脳とコンピュータはよく対比される。コンピュ

ータは与えられた命令を忠実に実行する高速演算装置であり、一方脳の特徴は「思考」し「学習」する点にあるといえる。当初はこのような「脳」を目指して考案されたNeural Networkだが実際には、本来の目的から離れてパターン認識や最適解の求解といった目的に使われるようになっていく。

2) Neural Network の歴史

Neural Networkのこれまでの歴史を表1に示す。この中で重要なものは1960年にF. Rosenblattによって考案された「パーセプトロン」と、1986年にD. E. Rumelhartによって考案された「バックプロパゲーション」である。「パーセプトロン」はパ

表1 Neural Network の歴史

1943年	W. S. McCulloch, W. Pits
	ニューロンを線形閾値素子としてモデル化
1949年	「ヘップの法則」D. O. Hebb
	ニューロンが興奮したとき、そこに刺激を加えたシナプスは強化され、より刺激を伝えやすくする
1960年	「パーセプトロン」F. Rosenblatt
	パターン認識を学習する機械。その後M. Minsky, S. Papertによりパーセプトロンの学習識別能力の限界が示される。
1985年	「ホップフィールドモデル」J. J. Hopfield
	ニューラルネットワークに物理学的な理論を導入。さらにG. E. Hinton, T. J. Sejnowskyによりホップフィールドモデルの欠点を補う「ボルツマンマシン」が発表される
1986年	「バックプロパゲーション」D. E. Rumelhart
	ニューロンの多層回路の各所を“最急降下法”に基づいて学習させる方法

*大阪府立羽曳野病院麻酔科

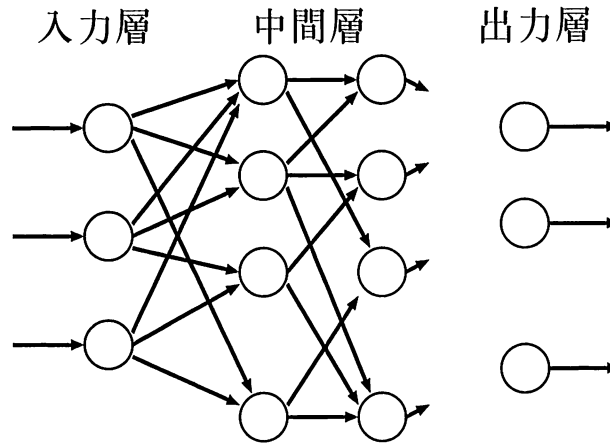


図1 階層型ネットワーク

ターン認識を学習する機械であり、これを契機に Neural Network の研究が活性化された。しかし、その後 M. Minsky, S. Papert によりパーセプトロンの学習識別能力の限界が示され、Neural Network の研究は一時下火となった。「バックプロパゲーション」はニューロンの多層回路の各所を“最急降下法”に基づいて学習させる方法であり、効率よい学習が可能である。この「バックプロパゲーション」を契機に再び Neural Network の研究が活性化され、これがちまたで「ニューロ」という言葉を行流行らせる原因となった。

3) 階層型ネットワーク

図1のような神経回路を模倣した階層型ネットワークを考える。各層の丸印は1個のニューロンに相当するものであり、このニューロンは入力に応じて0から1までの値を出力する。各層のニューロンはその前の層のニューロンの入力を受けその合計によって次層へのニューロンに対する出力が決定される。本物のニューロンは「全か無かの法則」により0または1を出力するが、回路を数理的に扱うために出力は式(1)に示されるようなシグモイド関数で与えられるようにしている。受け取る入力には重みが付けられており、これに

よってニューロン同士の結合の強さが決められる。この重みを変化させればニューロン同士の結合の強さが変化する。

各ニューロンの入出力関係を式に表すと以下のようになる。

$$f(x) = \frac{1}{1 + e^{-x}} \quad (1)$$

$$v_i^k = \sum_j w_{ij}^{k-1} \cdot u_j^{k-1} + t_i^k \quad (2)$$

$$u_i^k = f(v_i^k) \quad (3)$$

v_i^k は第 k 層の i 番目のニューロンの受け取る入力を示し、 u_i^k はその出力を示す。 w_{ij}^{k-1} はニューロン同士の結合の重みを、 t_i^k は閾値を設定するものである。

入力層のニューロン数を m 、出力層のニューロン数を n とすると入力、出力はそれぞれ m 次元および n 次元のベクトルと考えることができる。つまりネットワークの作用はこのようなベクトルを変換する関数と考えることができる。関数自体はニューロン同士の結合の強さである w_{ij}^{k-1} 全体によって決定される。

4) ネットワークの学習

人間にとっての学習は、あるお手本や目的に合

致した状態になるように自分の行動や思考を行うことだ。例えば鉄棒で「さかあがり」を習ったとすると、お手本は先生の演技であり、評価は「できた」「できなかった」である。「できなかった」ことが「できる」ようになるのが学習と言える。では、ネットワークにとって学習とは何だろうか？ お手本はお手本としてあらかじめ与えられたデータパターン（この場合はあるベクトル）であり、動作の結果を判定するために「評価関数」が必要となる。学習とは、この評価関数が「よい値」になるようにネットワークの各パラメータを調節することである。評価関数は Neural Network の出力とお手本との違いの度合として考えれば、これが小さい程よいと考えられる。Neural Network の出力やお手本は前述のごとくベクトルと考えられるので、その差のベクトルの大きさを評価関数とすればよい。実際には大きさの二乗の方が考えやすい。したがって評価関数は各次元の差の二乗和となり、これは (4) 式のように表すことができる。

$$E = \sum_i (y_i^n - y_i')^2 \quad (4)$$

y_i^n は出力層の第 i 番目のニューロンの出力であり、 y_i' はこれに対応する教師データである。

5) 曲線回帰と Network の学習の対比

さて、ここで薬物動態解析などで行われる曲線回帰と Network の学習を対比しながら考えてみよう。曲線回帰は与えられた (x, y) の組の各点を通る曲線を求めるものである。Network の学習でみると x が入力で y が出力、曲線の各パラメータは Network の結合強度と対比できる。大きな違いは、曲線回帰では入出力は一次元のスカラーであるが、Network の学習では入力も出力でも多次元のベクトルである点である。

Neural Network の学習とは、評価関数の二乗和

を最小にするように各パラメータを調節することである。これは結局のところ曲線回帰と同様に最小二乗問題、もしくは最適化問題を解くことになる。

6) バックプロパゲーションの原理

一般的に非線形の最小二乗問題では適当な初期値から始めて、近似計算の繰り返しにより解を求めなければならない。バックプロパゲーションでは「最急降下法」という手法に基づいて最小解の探求を行っている。「最急降下法」は (4) 式の E の減少が局所的に最大になる方向に解を探索する方法である。具体的には以下のように結合強度を変化させる。

$$w_{ij}^k \leftarrow w_{ij}^k - \epsilon \cdot \frac{\partial E}{\partial w_{ij}^k} \quad (5)$$

各層の各ユニットに対して以下の変数 p_i^k を定義すると、

$$p_i^k = \frac{\partial E}{\partial v_i^k} \quad (6)$$

$$\frac{\partial E}{\partial w_{ij}^k} = \frac{\partial E}{\partial v_i^{k+1}} \cdot \frac{\partial v_i^{k+1}}{\partial w_{ij}^k} \quad (7)$$

$$= p_i^{k+1} \cdot u_j^k \quad (8)$$

さらに入出力の関係式から

$$\frac{\partial E}{\partial v_i^k} = \sum_j \frac{\partial E}{\partial v_j^{k+1}} \cdot f'(v_j^k) \cdot w_{ij}^k \quad (9)$$

したがって、

$$p_i^k = \sum_j p_j^{k+1} \cdot f'(v_j^k) \cdot w_{ij}^k \quad (10)$$

出力層では

$$p_i^N = f'(v_i^N) \cdot (y_i^n - y_i') \quad (11)$$

また、 $f(x)$ は Sigmoid 関数であるから、

$$f'(x) = f(x) - \{f(x)\}^2 \quad (12)$$

を満たす。したがって出力層から入力層に向かっ

で逆方向に p_i^k が求まり、新しい w_{ij}^k が計算できる。このようにして新しいパラメータが出力層から入力層に向けて逆方向に伝播することから back propagation（逆伝播法）と呼ばれている。

7) 評価関数 E と学習

「最急降下法」は局所的に最大傾斜の方向へ解を探索する方法であるが、この方向は大局的には必ずしも最小値の方向へ向いているものではない。評価関数 E は一般には凹凸のある関数であり、ネットワークの中間層の数が増えニューロン数が増加するほどその凹凸は激しくなり、極小値に捕捉されてしまいやすくなる。つまりニューロンが増えれば効率よく学習させることが難しくなってくる。

8) Neural Network の汎化

ここでもう一度曲線回帰と Neural Network を対比してみよう。薬物動態を最小二乗法で解析すれば、薬物動態の各パラメータが求まる。逆に求まった式に任意の時間を入力すればその時の薬物の血中濃度が推定できる。Neural Network にお手本の入出力の組を与えて学習させたとする。ここに学習させた入力以外の入力を与えた場合どのような出力が得られるだろうか？ 学習させたデータのベクトル群がつくる部分空間において、求まった関係に沿った出力が得られる。これをネットワークの汎化能力と呼ぶ。

9) バックプロパゲーションの利点と問題点

これまでの研究からバックプロパゲーションを用いれば任意の入出力関係が近似可能であることが証明されている。目的の関数がはっきりしていないような関係にも応用が可能であり、したがって解析的に解けないような問題にも利用できる。また、一度学習させてしまえば、その Neural

Network を使用する際には Network に入力を与えるだけで簡単に結果を得ることができる。さらに上述の汎化能力により、中間的な入力に対しても応答が得られる。

一方、問題点としては、中間層を増やせば評価関数 E の凹凸が激しくなり、最小解を得ることが難しくなり、さらに演算にも非常に多くの時間が必要となること、途中から新たに学習させることができないことが挙げられる。また、中間層の数や各層のニューロン数を決める法則がないことも悩みの種である。

2. Neural Network の麻酔領域への応用について

これまでに報告されている麻酔領域での Neural Network の応用は主に波形解析についてのものである。例えば León らは、挿管後の人工呼吸器による換気時の気道内圧波形で食道挿管を識別するために Neural Network を用い 98.6 % の精度で識別できたと報告している。

1) 患者の状態予測への応用の試み

さて、1996 年の本学会で報告した「Neural Network の患者の状態予測への応用の試み」を改めて簡単に紹介する。われわれ麻酔科医は時々刻々と変化するモニターのバイタルサインから、患者の状態が危機的状態に進行していないかどうかを判定している。もちろん実際にはモニターのデータのみから判断しているわけではないが、ここではこれらのみからある程度の判断ができるのではないかと考えテストを行った。

(1) 方 法

Network には 5 分ごとに 15 分（4 点）でのバイタルサイン（収縮期および拡張期血圧、体温、パルスオキシメトリ、呼気終末炭酸ガス濃度）の変化量に Sigmoid 変換を掛けた値を入力し、悪性高

熱と hypovolemia および深麻酔の3点のみに目標を絞り、Neural Networkを学習させ、その動作を観察した。Neural Networkは3層構造とした。

(2) 結 果

初期には中間ニューロンを12個として16組の教師データを用いて学習させたところ、学習は可能であったがテスト用データに対して想定した出力が得られなかった。そこで中間ニューロンを8個とし教師データを20組として改めて学習させたところテスト用データに対する反応性は改善した。ネットワークの学習を収束させるのに要した時間はPentium 66MHzのマシンで延べ数日程度を要した。

(3) 考 察

パラメータとしては比較的落ち着いている状態のものに絞ってテストを行ったが、現実にはさらに種々のパターンがある。データを適応する前にいくつかの判断をして個別のネットワークに対応させる方法がよいのではないかと考えられた。テ

ストではネットワークの汎化能力である程度想定された判定を行うことができた。このように条件をある程度絞れば実用になるシステムが構築できる可能性は十分にある。さらに検討する価値はあると考えられた。

おわりに

Neural Networkは原理的には任意の入出力関係を近似することが可能であり、うまく応用すれば解析的に解けない問題に対応することもできる。ただし、利用するうえではその利点欠点を熟知し応用を考慮しなければならない。

麻酔領域では、すでに報告されているように波形の判定などには有用な方法であるといえる。Neural Networkの特質を理解し適切な問題を選択すれば、既存の方法よりもうまく解決できる問題が麻酔領域にも多く存在し、今後の研究が待たれる。

4. データベース

小児ICUマニュアルのHTML化

—既出版物の電子化—

橋本 悟* 志馬伸朗* 重見研司* 木村彰夫*
 松田知之* 影山京子* 芦田ひろみ* 田中義文*

はじめに

われわれの施設は成人対象のICU以外に、小児のみを対象とし主に先天性心疾患の術前術後管理を行う2つめのICU、いわゆるPICU (Pediatric ICU) を有している。このPICUでの管理手順などをコンパクトにまとめた小児ICUマニュアル (永井書店, 1991年刊) は、発売以来、国内の多くの施設で好評を博し現在1万部近い販売実績を持っている。本マニュアルは小児専門病院のICUを対象としたものと言うよりは、一般病院で非定期的な小児を管理しなければならないような臨床医向けに書かれた実用書である。今回われわれは永井書店の承諾を得て、試験的にこの既出版物である小児ICUマニュアルをHTML (Hyper Text Markup Language) 化してインターネット上に公開した。当初、活字のテキスト化と画像のデジタル化のみでこと足りると考えていたが、電子化を試みるにあたりさまざまな問題点が浮き彫りにされたのでここに報告する。

システム構成は以下の通りである。サーバとしてインターネット接続可能な環境で安価なDOS/V系マシンを用意した。Slackware3.5-Jによ

*京都府立医科大学集中治療部

りフリーUNIXであるLinux2.0.35をインストールし、大学内のネットワークに接続して固定IPアドレスを取得した。現在このマシンは京都府立医科大学のwww serverともなっている。またWeb供給用のソフトウェアとしてapache1.2を使用したのでソフトウェアには一切コストは要しなかった。HTML化はもともとのワープロ文章のHTML化とともに画像のスキャナ取り込みによってJPEG化した画像を使って構築した。この作業に2カ月程度要したが、原稿を作成する時点でHTML化するという前提があれば、さらに効率的な作業が行えたと考えられた。

HTML化にあたってなるべくファイルを小さくするために画像ファイルはできるだけ別ファイルとして参照する形式を取った。書籍としてはB5判で約250ページの内容であったが、それを文章ファイル66、画像ファイル143に分割し、全体で5MBの容量となった。これによりアクセス時間が短縮できストレスのない文章閲覧が可能となった。しかしながらブラウザ上ではページ数という概念がないため通常の索引は使用できず、このために知りたい部分がどこにあるのかわからないという苦情が試作段階で出された。これに対する手段としては初期ページでの目次の充実が考えられ

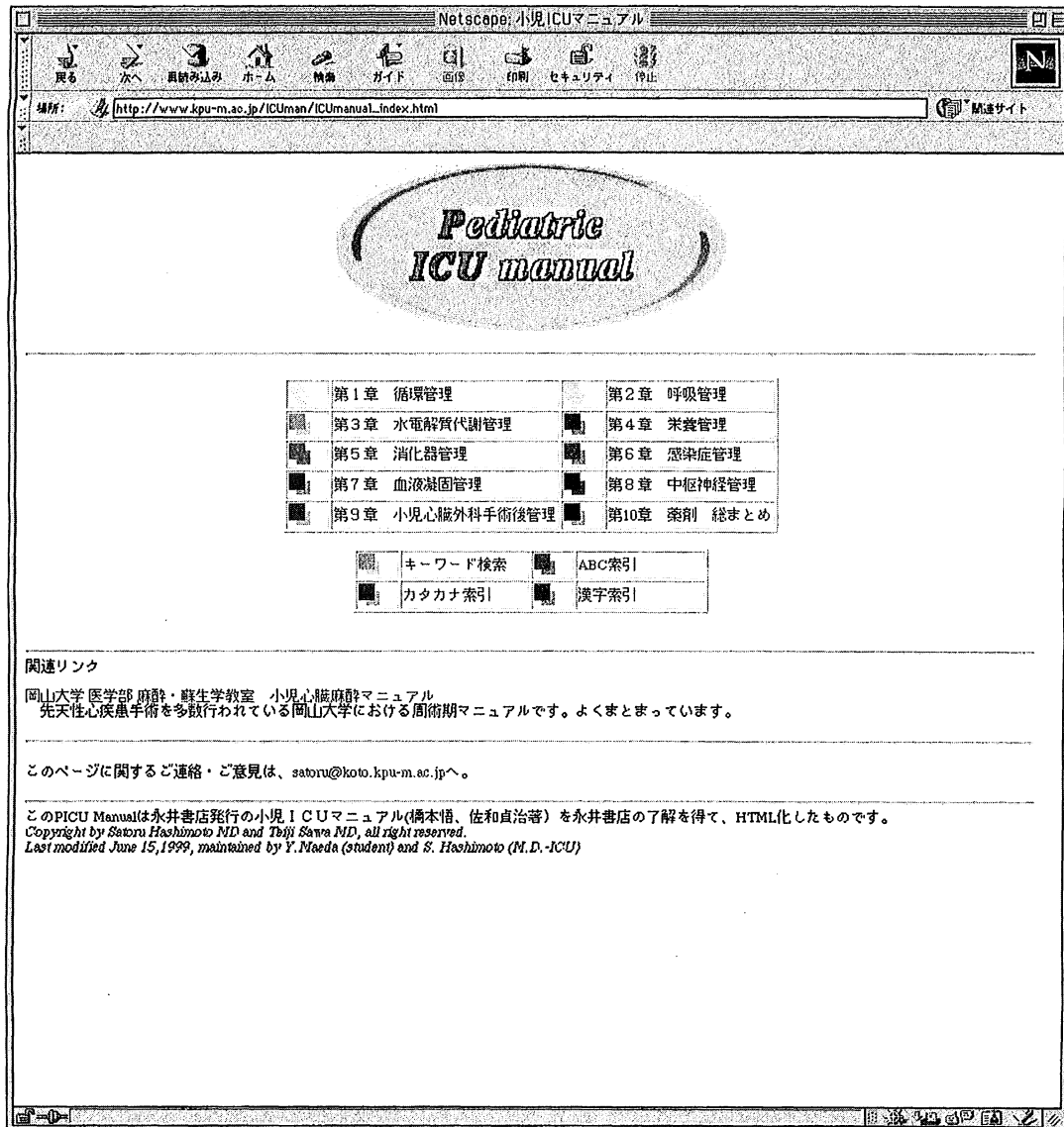


図1 小児ICUマニュアルの初期ページ

作成当初は項目を多数上げていたが、使い勝手がよくなかった。これを語句検索および索引を設けることで解決した。

だがこれだけでは細部に渡る検索は不可能であった(図1)。

そこで次のステップとして本文の索引とキーワード検索を設けることにした。cgi formを使用せざるをえなかったがcgiの使用にあたってはセキュリティ上の問題点からサーバを別個用意することとなった。検索を容易にするためにすべてのテキストをshiftJISからEUCコードに変換した後、

分かち書き変換ソフトとしてkakasiを使用した。

そのうえで、SONY社の開発したフリーウェア検索エンジンであるSSE (Sony Search Engine) を使用し、各ファイルごとの検索が可能となった(図2)。本アプリケーションはperl, nkfなどを利用したフリーのhttp検索エンジンである。さらにこのソフトを改良して索引としても使用できるように工夫を行った。これらの改変によって使用感

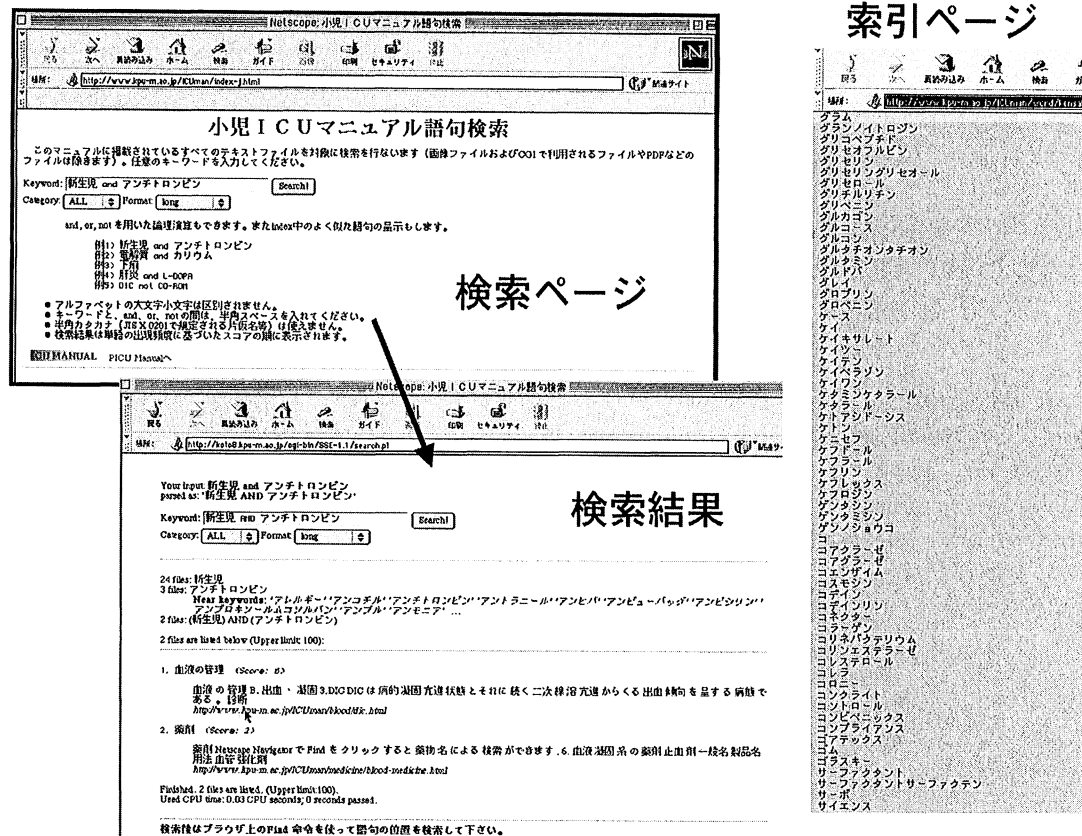


図2 語句検索および索引画面
クリックすることで知りたい項目のページにジャンプする。

は向上し、実用性も高くなったと考えられた。

著作権については永井書店の編集者と打ち合わせ、当分の間は問題なかろうということで口頭で承諾を得たが文書を取り交わしておらず将来的には問題が生じるかも知れない。またHTMLによる表現では数式表現などについても現状ではキーワード検索などに適応しづらい面もあり、今後のこの分野のさらなる発展を待たねばなるまい。将来的な本法の改良については図のさらなる縮小化、PDF化などが考えられる。ただしPDFファイルによる配布も可能ではあるがこの場合は製本版とほぼ同じ体裁になってしまうため無料配布する限り著作権の問題をクリアできないと思われた。いずれにしろ知りたい項目がたちどころに分かるという状況にするために、今後もいろいろな

手法が編み出されていくと期待されるが、それにもまして実はテキスト内容の充実が最も重要な課題であることを今回改めて実感した次第である。

以上、小児ICUマニュアルのHTML化とその公開について紹介した。印刷本はコンパクトで持ち運びに便利、書き込みが可能と言った利点を有しているが、索引などでの検索がどうしても煩雑で不十分なことなどの欠点を有する。一方、電子ブックの場合は検索などが比較的すばやくかつ確実にでき、また出版にあたって内容変更が容易であるという利点を有する反面、コンピュータの立ち上げなどがめんどろで取っつきが悪い、内容作成に手間がかかる、HTMLでは数式などの表現に限界がある、著作権の問題がつきまとうなどの欠点もあり、将来的にも電子ブックで一本化される

とは考えがたい。

ABSTRACT

Cyber Publication of Pediatric Intensive Care Manual

Satoru HASHIMOTO*, Nobuaki SHIME*, Kenji SHIGEMI*,
Akio KIMURA*, Tomoyuki MATSUDA*, Kyoko
KAGEYAMA*, Hiromi ASHIDA* and Yoshifumi
TANAKA*

We tried to make our previous publication 'Pediatric Intensive Care Manual' into world wide web page using hyper text markup language (HTML) . At first, it seemed relatively easy to convert text and figures. However, it revealed very inconvenient to use the cybermanual without

full indexing. To compensate this inconvenience, we installed SSE (Sony Search Engine, free ware application) into Linux based machine with Apache (httpd free soft ware application) . With this modification, the usability of the manual was significantly improved. Although there are still several problems to be solved in the near future, such as the issue of copy right or some inconsistent expression of numerical formula, the establishment and publication of hypertext of these kind should be encouraged to share useful knowledge with professional people outside.

Key words : cyber publication, Linux, Intensive care manual

**Department of Intensive Care and Anesthesia, Kyoto Prefectural University of Medicine, Kyoto 602-0841*

Intranet・Internetを利用したICU症例データベースの構築

本田亮一* 大川洋平** 金子正光*

1. 背景

集中治療領域においては、文字どおり人・設備・機械が少数の重症患者に集中的に施される結果、一施設が経験する症例数はおのずと限られてくる。したがって、症例の集積とそのデータベース化は、他の領域にも増して重要と考えられる。当施設においても、1984年4月の開設以来PC-9800シリーズ（日本電気）上で稼働するdBASE-III（アシュトン・テイト [当時]）において症例データベースを集積してきた。これはいわゆるカード型データベースであり、カルテの整理には一定の役割を果たしてきたものの、データの二次利

用という点では、およそ不満足なものであった。その後、パソコンの普及に伴い、医員各人が自分のコンピュータ上でデータを扱えるような環境への欲求が高まってきた。特に、当施設においては、医員のパーソナルコンピュータがすべてMacintosh（Apple）およびその互換機（UMAXなど）に移行するに及び、データ変換の煩雑さや互換性が問題となってきた。そこで、近年Internetに繋がる学内ネットワークが整備されてきたため、これを利用したネットワーク上で使用可能な症例データベースを構築するに至った（図1）。

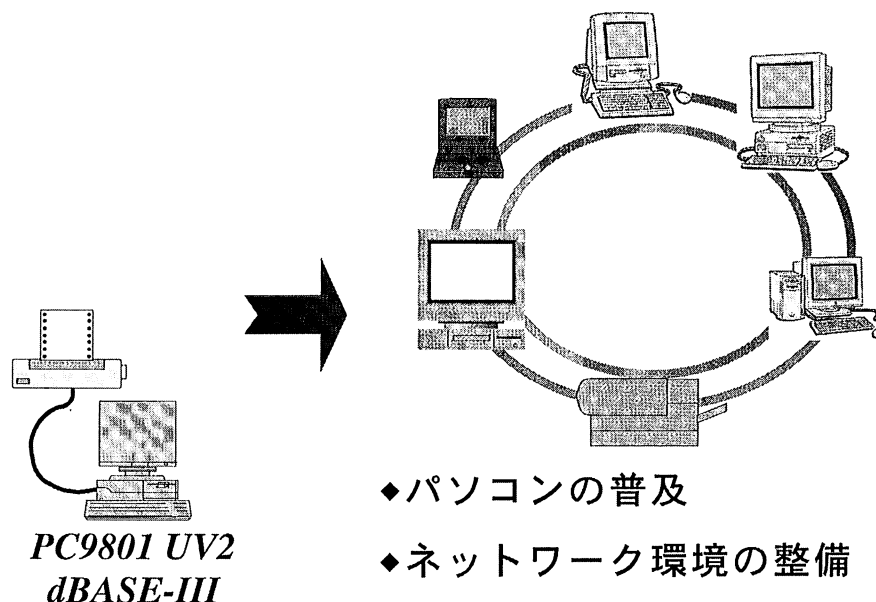


図1 背景

*札幌医科大学医学部救急集中治療部

**心臓血管センター・北海道大野病院

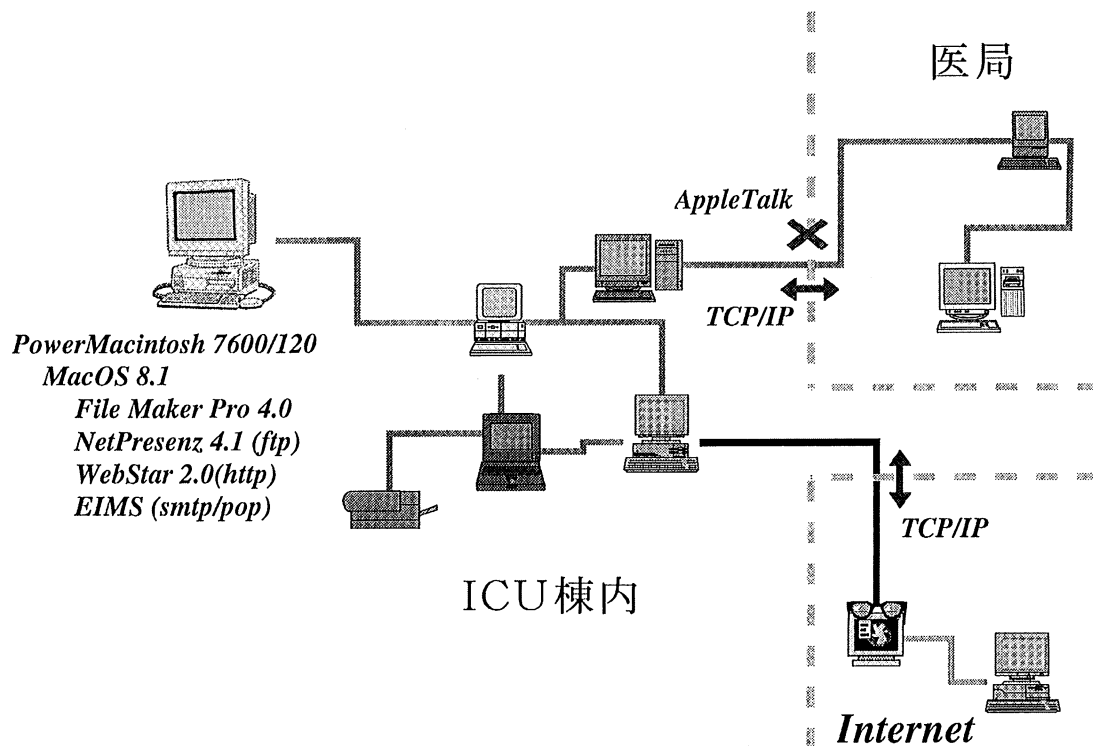


図2 構成

2. 構成および運用

使用したソフトウェアはMacOSおよびMS-Windows環境で共用可能なファイルメーカーPro4.0（クラリス [当時]）であり、一部のデータ変換作業にはMariner-J3.1（PASCAL）を用いた。ネットワーク・プロトコルとしてAppleTalkではなくTCP/IPを選択し、データ自体は第一線を退いたPower Macintosh 7600（Apple）をserverとして格納された。同機はftp server [NetPresenz 4.1]、web server [WebStar 2.0]、mail (smtp, pop) server [Eudora Internet Mail Server] 兼用であり、データの入力編集はすべて端末側から行うこととした（図2）。ユーザーレベルを、①データベースの構造を改変し得る管理者、②データの入力・編集を行うICU勤務医員、③データの閲覧のみ許可されたICU外の救急集中治療部医局員、以上3つ

に分類し、おののおに特定のパスワードを発行し、データの保護を図った。また、ファイルメーカーPro自体によるバックアップ・ファイルの作成を定期的に行うことにした。

3. 成果

dBASE-IIIよりのデータ変換は、日付データの変換にMariner-J3.1による表計算処理を要した以外、特に困難はなかった。当データベースは1998年10月現在、約3,100例の症例を集積しており、日毎症例を追加中である。端末側からのデータ入力・編集に関しては、ネットワーク上の同一セグメントあるいは同施設内からは特に速度に関して問題となるようなことはなかった。これにより、AppleTalk不透過な学内他部署からのデータ閲覧・操作が可能となった。しかしながら、Internet経由で施設外からのアクセスについては、

速度的にかなり低下することが観察された。また、ファイルメーカー Pro 自体の Web サーバ機能により、Web ブラウザを利用したデータの閲覧も可能となったが、その閲覧画面はファイルメーカー Pro 自体によるものに比べ、かなり識別困難なものであった。なお、MS-Windows 環境からの利用については、Libretto 60（東芝）ならびに Let's note comm/C33（松下電器）により、特に MacOS 環境と変わらないことが確認された。

4. 考 察

当救急集中治療部は救急集中治療部医局、救急部門病棟ならびに集中治療部門（ICU）からなり、TCP/IP を利用することにより、ネットワーク上別セグメントに存在する前二者から ICU 症例データベースへのアクセスが可能となったことは、意義深いことと思われた（図 2）。しかしながら、

Internet を利用して遠隔地からのデータ利用については、速度上の問題があり、データ閲覧はともかく、その編集・入力に際しては実用性に乏しいものと判断された。また、単純なパスワードの認証によるデータ保護は、Internet 利用時には security 上の問題が生じ得るものと懸念される。特に、Web サーバ機能による WWW でのデータ提供は、その速度あるいは視認性の限界から、現時点では実用性には乏しいものと判断された。

総 括

高価なファイルメーカー Pro サーバーを使用せず、また専任者をおかないデータベース運営としては、概ね良好な結果であると考ええる。

参考文献

- 1) ファイルメーカー Pro ユーザーズガイド（クラリス）
- 2) Mariner-J Ver.3.1 ユーザーズマニュアル（PASCAL）

患者情報データベースへの検査データのオンライン取り込み

斎藤智彦*
築地 崇**

河原英朗**
畑野研太郎*

田中洋子**

はじめに

当療養所では、医療は国庫によって運営されているため、医事とは独立した患者情報データベースを独自に構築、運用している。従来、検査室のデータは、個々の検査装置に付属する専用のパソコンにより管理されるか、その機器単独で計測されており、園内ネットワークには接続されていなかった。このため、検査データのデータベースへの登録には、検査機器おのおのの独自フォーマットのデータをコンバートする自作プログラムの使用、あるいは打ち出された結果のキーボードからの手作業による入力が必要であった。

今回、これらの欠点を解決するために、全血血算装置、白血球分画計数器、生化学分析装置、電解質測定器、血液ガス分析装置からのデータをRS-232C経由で取得し、オンラインで患者情報データベースに登録するプログラムを作成したので報告する。

1. システムの概要

患者情報データベースシステムには、PCとしてDOS/V機を使用し、サーバOSにはWindows NT 4.0 Serverを使用しドメインを管理し、クライアントOSにはWindows NT 4.0 Workstationを使用した。データベースサーバにはMicrosoft SQL Server 6.5を使用し、クライアントソフトは

Microsoft Visual Basic 5.0を使用して作成した。一部のデータではMicrosoft Access 97を併用した。

ネットワークは、外来治療棟、病棟、薬局、検査室、医局に敷設し、基幹部は100Base-TXその他は10Base-Tにて配線した。

今回、検査機器からの計測データは、各計測装置からのRS-232C出力を、Control社製マルチシリアルポートRocket Portを経由して1台のクライアントパソコンで取り込み、それぞれの計測器械のフォーマットに合わせて変換し、計測と同時にオンラインで患者データベースに登録するようにした。

2. 結果

このシステムにより、検査室からの結果伝票が送られる前にネットワーク端末から患者の検査データを閲覧できるようになった。特に生化学検査データでは、一項目ごとに測定されたデータをただちに見ることができるため、計測に時間がかかる項目のために検査全体の結果報告が遅れるということがなくなった。

また人手による作業が介在しなくなった分、検査室全体の効率が向上し、結果の転記に伴う人為的ミスもなくなり、検査結果自体の信頼性も向上した。

それ以外のメリットとして、今までは検査ごとにまったく違うメーカーのシステムが稼動し、結果伝票もそれぞれ別形式だったが、本システムの導入により、同一ラベル形式での出力が可能とな

*国立療養所邑久光明園

**岡山大学医学部麻酔・蘇生学教室

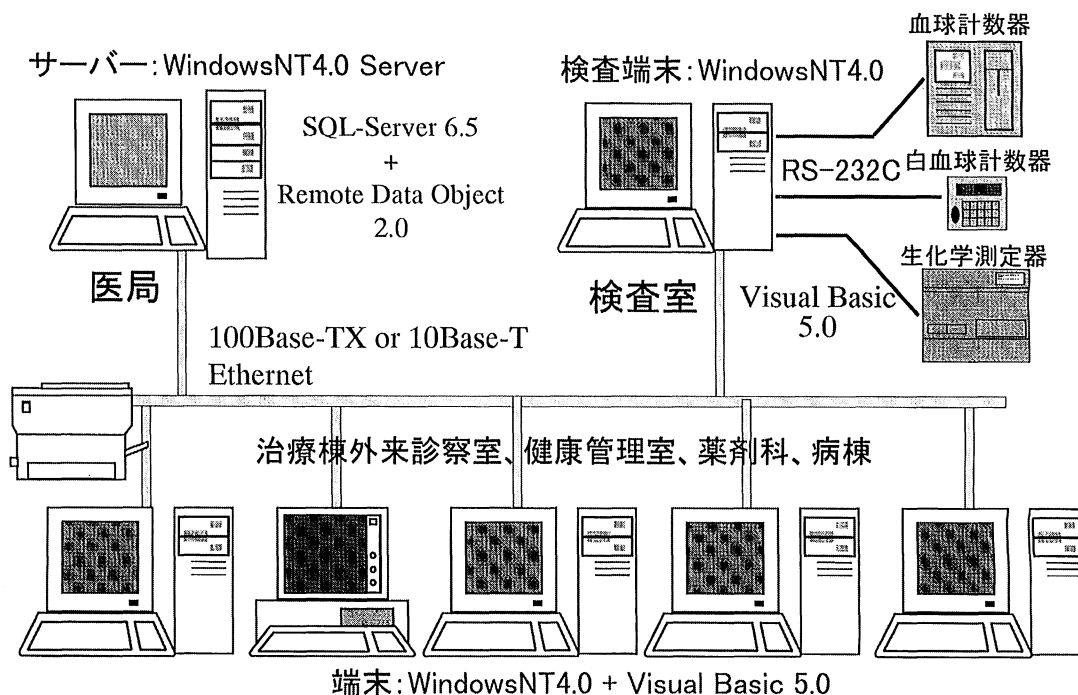


図1 ネットワークの構成

全血球算 (CBC)				生化学 No.1				生化学 No.2				出血凝固				
採血日 98/10/28 科病棟 外科・入院 提出医 松本 カルテ番号 857 患者名 備考				採血日 98/10/28 科病棟 外科・入院 提出医 松本 カルテ番号 857 患者名 備考				採血日 98/10/28 科病棟 健康増進室・入園者検診 提出医 松野 カルテ番号 604 患者名 備考				採血日 98/11/19 科病棟 外科・入院 提出医 斎藤 カルテ番号 792 患者名 備考				
検体 2(37097)				検体 4(37101)				検体 5(37124)				検体 1(37496)				
基準値	項目名	測定値	単位	基準値	項目名	測定値	単位	基準値	項目名	測定値	単位	基準値	項目名	測定値	単位	
1. 3000~4000	WBC	6000	/ul	1. 10~34	GOT	28	IU/L	1. 0~5	CEA	1.1	ng/ml	1.	出血時間	2.00	min	
2. 370~560	RBC	278 L	万/ul	2. 9~43	GPT	22	IU/L	2. 0~10	AFP	2.8	ng/ml	2.	凝固時間	8.00	min	
3. 11.5~17.5	Hgb	8.3 L	g/dl	3. 35~110	ALP	338 H	IU/L	3. 0~42	CA19-9	4.3	U/ml	3.				
4. 35~52	Hct	24.6 L	%	4. 210~425	LDH	443 H	IU/L	4. 3~310	Ferritin		ng/ml	4.	PT	12.7	sec	
5. 83~102	MCV	89.1	fL	5. 3000~11400	Ch-E	3670	mg/dl	5.				5.	PT対照	12.0	sec	
6. 28~34	MCH	30.2	pg	6. 0.2~1.1	T-Bil	0.6	mg/dl	6.	RA		+	6.	PT Act%	80	%	
7. 32~36	MCHC	33.9	g	7. 7~50	r-GTP	144 H	mlU/ml	7.	LE		+	7.	PT Ratio	1.09		
8. 15~40	PLT	16.5	万/l	8. 130~220	T-CHO	143	mg/dl	8.	PGL	40	倍	8.	APTT	43.1	sec	
9.				9. 35~160	TG	178 H	mg/dl	9.				9.	APTT対照	34.6	sec	
10.				10. 5~20	BUN	12	mg/dl	10.	IgM			10.				
11.	Bia	0	%	11. 6.6~8.3	TP	5.5 L	g/dl	11.	IgG			11.	FIB		mg/dl	
12.	Pro	0	%	12. 3.8~5.3	ALB	3.5 L	g/dl	12.	IgA			12.	D-Dimer		ug/ml	
13.	Myo	0	%	13. 1.1~1.7	A/G	1.8 H		13.				13.	~4			
14.	St	0	%	14. 4~12	ZTT	2 L	Unit	14.	HBsAg		U/ml	14.	FDP		ug/ml	
15. ~13	St	11	%	15. 0.6~1.1	CRE	0.7	mg/dl	15.	~45	HBsAb		mlU/ml	15.	HPT		%
16. 29~70	Seg	62	%	16. 2.7~7	UA	2.1 L	mg/dl	16.	HCV			16.				
17. 20~52	Lym	14 L	%	17. 0~190	CPK	44	IU/L	17.				17.				
18. ~13	Mon	11	%	18. 33~120	AMY	20 L	IU/L	18.				18.				
19. ~11	Eos	1	%	19. 0~450	AMY(U)		IU/L	19.				19.				
20. ~2	Bss	1	%	20. ~0.5	CRP	11.5 H	mg/dl	20.				20.				
21. AtLy	0	%		21. 136~149	Na	138	mEq/L	21.				21.				
22. Other	0	/100w		22. 3.8~5	K	3.6 L	mEq/L	22.				22.				
23. Ebl		/100w		23. 98~106	Cl	96 L	mEq/L	23.				23.				
24. Ret		%		24. 8.2~10.2	Ca		mg/dl	24.				24.				
25.				25. 2.5~4.8	P		mg/dl	25.				25.				
26.				26. 70~199	Fe		ug/dl	26.				26.				
27.				27. 4.3~5.8	HbA1c		%	27.				27.				
28.				28. 70~105	Glu		mg/dl	28.				28.				
29.				29. 12~66	NH3		ug/dl	29.				29.				
30.				30. CCr			ml/min	30.				30.				

図2 新しい検査結果用紙

り、コスト・運用の両面でも、より効率的なシステムとなった。

3. 考 察

検査室で使用する機器の多くはRS-232C外部出

力端子を持っているが、それぞれ専用の端末を接続することを前提としているためほとんど規格化されていない。コネクタの形状もD-Sub9ピン、25ピン、それぞれオス、メス、専用コネクタなどさまざまであり、結線もストレート、クロス、

検査依頼伝票									
検査日	[		]	管理番号*	[		]		
診療科	[		]	病棟・外来・健診・共済	提出医	[		]	
病歴	[		]	氏名	[		]		
CBC	☐ 血算	☐ 血液像	☐ 網状赤血球	☐ 血液型					
	☐ (A) GOT GPT ALP LDH ChE T-Bil rGTP T-CHO TG BUN TP ALB ☐ (B) ZTT CRE UA CPK AMY								
生化学	☐ Na, K, Cl	☐ Ca, P, Fe	☐ NH ₃	☐ CRP					
	☐ 尿 AMY	☐ 尿 Na, K, Cl	☐ CCr*	身長()	*体重()	*尿量()	ml)*		
血清	☐ CEA	☐ AFP	☐ CA19-9	☐ Ferritin	☐ RA	☐ LE	☐ PGL		
凝固系	☐ 出血・凝固時間	☐ PT, APTT, D-Dimer, Fib	☐ HPT	☐ FDP					
	☐ 血糖	空腹時・食後()	分)・絶食・IVH中	☐ HbA1c					
糖検査	☐ 尿糖	空腹時・食後()	分)・絶食・IVH中						
	☐ 糖負荷試験	[		]					
尿検査	☐ 尿中化学成分	☐ 尿沈渣	☐ 比重	☐ 尿蛋白定量*	☐ 尿糖定量*	尿量()	ml)*		
	☐ 動脈血	・自発呼吸	ルームエア	・酸素マスク()	L/min)				
血液ガス	☐ その他	・気管内挿管	FiO ₂ ()	% V _T ()	ml) RR()	回)			
	()	備考	[		]				
コメント									

国立療養所邑久光明園

図3 検査オーダー用紙

その他の信号線の利用もまったく各社独自である。プロトコルも独自で、まったくのデータ垂れ流しタイプのものから、一項目ごとにハンドシェークを必要とし、チェックサムの転送を必要とするものもある。データ自身も、バイナリ形式、テキスト形式と各社独自の管理を行っている。

このRS-232Cという一見統一された規格のメー

カー独自の方言を解析するのが一番の問題で、機器付属の簡単な説明書のみをたよりに、各種変換コネクタを使用しながらの試行錯誤、続いて通信ソフトを使用してのプロトコルの解析を行わなければならない。データ転送効率や計測器としての位置付けの違いにより、各社独自形式による管理もやむをえないが、利用者の立場としてはCSV

形式での出力が選択できれば望ましい。

最近のパソコンの処理速度は計測器などの出力に比べてはるかに速いため、1機器1パソコンでは、処理効率の面でも設置場所の面でも無駄が多い。今回のシステムでは、マルチタスクOS上でイベントドリブンのプログラムを作成することで、より効率よく統一された操作方法を提供できたとされる。検査結果を正確・迅速に得られるようになったこと以外にも、設置スペース、検体情報の一括登録などにもメリットが得られた。

一方、1台のパソコンですべてをコントロールするため、トラブル時にはすべての検査がストップしたり、複数の検査技師が同時に操作できないなどの欠点もみられた。今後システムの2重化などの工夫が必要と思われる。

まとめ

検査データのサーバコンピュータへのオンライン計測ソフトウェアを作成した。本システムにより、検査結果を正確かつ迅速に確認することが可能となった。今後は、RS-232C出力端子を持つ検査機器のデータを、より汎用的に取り込むようにしていく予定である。またオーダーリングシステムへの移行も検討していきたい。

参考文献

- 1) 斎藤智彦, 畑野研太郎: 患者情報の一元管理データベースの構築. 第18回医療情報学連合大会論文集,

1998, p438

- 2) 斎藤智彦, 光本留美, 坂根英義ほか: 院内ネットワークによる患者データの共有化, 麻酔・集中治療とテクノロジー 1998. 田中義文ほか編. 東京, 克誠堂出版, 1998, p41
- 3) 斎藤智彦, 福島臣啓, 太田吉夫ほか: ICU入室患者指示表プログラムの試作, 麻酔・集中治療とテクノロジー 1996. 諏訪邦夫ほか編. 東京, 克誠堂出版, 1996, p17

ABSTRACT

On-line Laboratory Database System for the Patients Database System

Tomohiko SAITO*, Hidero KAWAHARA**, Yoko TANAKA**, Takashi TSUKIJI** and Kentaro HATANO*

In out hospital, we have a patients database system about their diseases, medications, handicaps and life styles. We have many instruments in laboratory room. Each of them needs the own computer and RS-232C protocol, but had no on-line connections to the database system. So, we have made the on-line laboratory database system with a DOS/V computer, Microsoft Windows NT 4.0 and Microsoft Visual Basic 5.0. The RocketPort (Multi Serial Port card) was used for RS-232C communications. With this system, we have been able to get the laboratory data more speedy and exactly.

Key words : Laboratory data, RS-232C, Client/Server System

*National Sanatorium Oku-Komyoen, Okayama 701-4593

**Department of Anesthesiology, Okayama University Medical School, Okayama 700-8558

院内LANを利用した麻酔手術データベースの構築

中田 純^{*1}

赤池達正^{*2}

山口光幸^{*2}

佐藤重仁^{*3}

1. はじめに

近年、パーソナルコンピュータの普及とともにこれを用いた、手術麻酔データベースが数多く用いられている。しかし、データ入力作業の煩雑さが常に運用上の問題点として挙げられる。

当院では、手術麻酔申込が院内情報システム上で施行されるようになったため、ここで発生するデータをすべて手術室内のシステムに利用することで、膨大な項目数をもつ麻酔手術データベースを自動構築することがほぼ可能となった。また、手術予定表作成や管理日誌作成、集計、検索といった従来の業務だけでなく、麻酔術前診察や手術会計伝票の作成にもデータを利用している。

2. 院内システムからのデータ転送

当院では1998年6月から、それまで手書き伝票で行われていた手術麻酔申込業務を院内LAN上の情報システムで施行している。手術申込医によって、患者属性、術式名、予定日時、合併症、使用特殊器具などが入力される。また、術前検査データ、術前使用薬剤リストなどが自動で取り込まれ、手術麻酔申込伝票が作成される。しかし、院内システムがMS-DOSベースでの運用であることや、他部門への影響などの理由から、手術麻酔データベースの運用は手術部内の独自のシステムで運用することとなった。院内のシステムで発生す

るデータはすべて手術部内システムに転送される。

3. 麻酔手術データベースの運用

手術部内では、麻酔科医室、各手術室、ナースステーション、ME室および麻酔科外来にLANを設置した。手術麻酔データベースは、MS-ACCESS97で制作した。院内システムから転送されたデータに加え、手術部内システムで、麻酔科医名、ナース名、ナース勤務表などを入力し、週間手術予定表、日別手術予定表を作成する。術前指示入力画面（図1）を示す。各種予定表を出力し、術後、麻酔時間、手術時間を入力し、手術室日誌、月間集計表、年間集計表を制作する。また、科別、術式別、麻酔科医別、ナース別などによる検索、検索結果の出力、術式別平均手術時間、感染症陽性率（図2）なども集計している。

4. データベース化の範囲

下記の内容の項目をデータベースとして保存、運用している。

1) 患者属性

ID、氏名、年齢、性別、生年月日、診療科、病棟、血液型、感染症

2) 手術情報

予定日、入室時間、術式、診断名、執刀医、助手、麻酔法、麻酔科医、直接ナース、間接ナース、

^{*1}富士宮市立病院麻酔科（現：豊橋市民病院麻酔科）

^{*2}富士宮市立病院麻酔科

^{*3}浜松医科大学麻酔蘇生学教室

予定日	入室	診療	病期	年齢	性別	患者氏名	患者番号	術式	麻酔	麻酔医	前投薬
11/01											
11/02	9:00	外	2F	72	男	富士宮太郎	136-2867	幽門側胃切除	全硬	医大	入室30分前、ザンタック50mg
11/02	9:15	耳	3B	1歳	男	富士宮太郎	135-8131	舌小帯形成手術	全麻	中田	前投薬はありません
11/02	10:15	耳	3B	7歳	女	富士宮太郎	090-9146	鼓膜チューブ挿入術(両)	全麻	山口	前投薬はありません
11/02	11:00	脳	4A	50	男	富士宮太郎	034-5754	クリッピング(左)	全麻	中田	入室30分前、ザンタック50mg
11/02	12:30	外	2F	85	女	富士宮太郎	037-9646	幽門側胃切除	全硬	医大	入室30分前、ザンタック50mg
11/02	14:00	整	3A	28	女	富士宮太郎	008-7970	植皮術(手指)(右)腹部有	全麻	各科	入室30分前、ザンタック50mg
11/02	14:30	整	3A	16	男	富士宮太郎	141-3955	腱縫合術(足)(左)	腰麻	その他	入室30分前、ザンタック50mg
11/02	15:00	外	2F	55	女	富士宮太郎	140-5483	人工肛門造設術	全硬	なし	入室30分前、ザンタック50mg
11/02	15:00	耳	4B	63	男	富士宮太郎	141-3170	ラリンゴ+食道鏡	全麻	中田	入室2時間前、ザンタック150mg
11/02	15:30	産	3B	38	女	富士宮太郎	116-4153	帝王切開	腰硬	山口	入室30分前、ザンタック50mg
11/02	17:30	整	5B	38	女	富士宮太郎	071-8842	切開洗浄(腕)(左)腱縫合	伝麻		入室30分前、ザンタック50mg
11/02											
11/02											
11/03											
11/03											
11/04	9:00	外	2F	80	男	富士宮太郎	140-5535	胸腔鏡下肺部分切除(右)	全硬	中田	入室30分前、ザンタック50mg
11/04	10:00	整	3A	64	男	富士宮太郎	105-2103	人工骨頭置換術(右)	全麻	赤池	入室1時間前、ザンタック50mg
11/04	13:00	外	2F	43	女	富士宮太郎	012-1834	回腸S状結腸吻合術(右)	全硬	山口	入室30分前、ザンタック50mg

図1 麻酔科術前指示画面

特殊材料、輸血準備、手術時間、麻酔時間、麻酔前投薬

尿赤血球、尿白血球、扁平上皮、移行上皮、硝子円柱、上皮円柱、顆粒円柱。

3) 患者情報

手術既往、既往歴、合併症、身長、体重、アレルギー、胸部X線写真、ECG、血圧、心拍数、体温。

5) 薬物使用歴

12種の最新使用薬剤を抽出。

6) ナース勤務表

ナース勤務表、手術室行事表。

4) 検査データ

VC, % VC, % FEV1, pH, PaCO₂, PaO₂, HCO₃, BE, SO₂, WBC, RBC, Hb, Ht, PLT, PT, a-PTT, 出血時間, Na, K, Cl, Ca, コレステロール, 中性脂肪, T-Bil, GOT, GPT, γ-GTP, CPK, TT, 総蛋白, アルブミン, Ch-E, CRP, 血糖, ICGR15, ICGK, 尿素窒素, クレアチニン, Ccr, 尿蛋白, 尿糖, ケトン体, 尿量,

5. 麻酔術前診察への利用

従来、麻酔術前診察は手書きの用紙への記入をしていたため、必要な手術情報を多数、記入する必要があった。また、検査データなどを参照するためには、院内の情報システムで検索しなければならなかった。今回、術前情報の多くがデータベース化されたため、それを利用し、麻酔術前診察

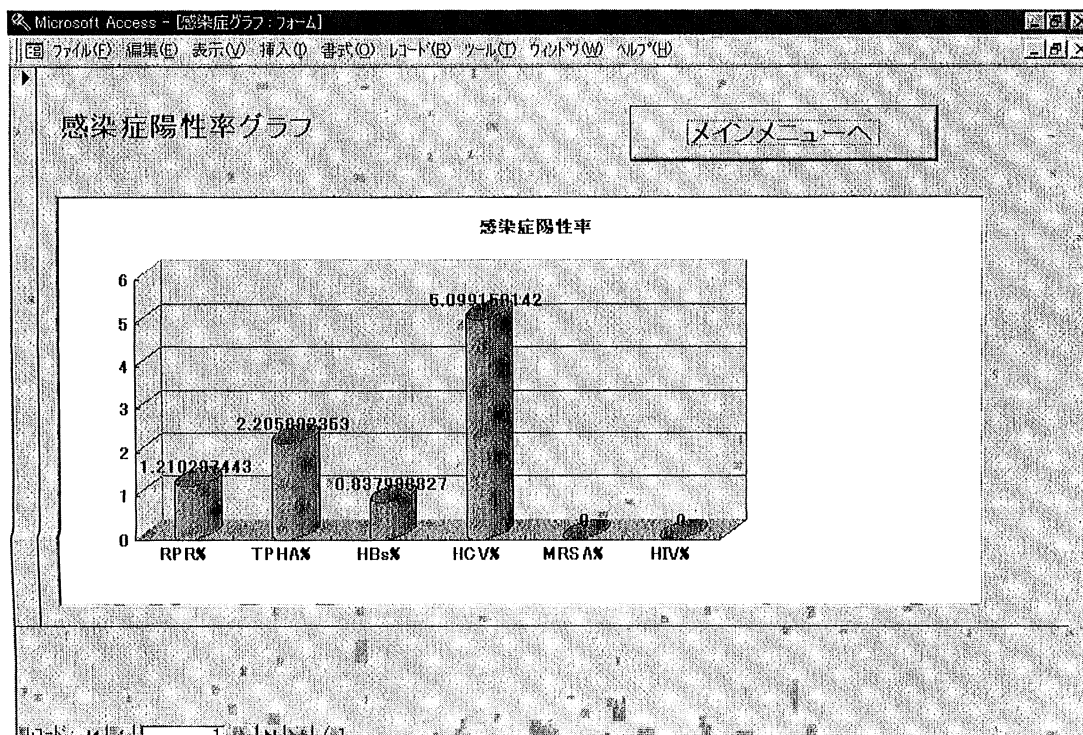


図2 感染症陽性率グラフ

用紙ならびに、術前指示書を出力し、術前診察に用いている。このため術前診察に要する時間が短縮された。また、薬物使用歴を参照できるため、合併症の把握にも便利である。

6. 手術会計伝票への利用（予定）

会計伝票も手書きのものを使用していたため、物品管理などの集計を行うのは、大変な労力を必要とした。手術会計伝票のデータベースはMS-ACCESS97の別ファイルとして作成した。患者属性などのデータは手術麻酔データベースとリンクしているため、入力作業の負担は軽減される。

7. 考 察

上記のように、膨大な項目数をもつデータベースの構築、運用を手術室内スタッフの労力を最小限にとどめながら可能とした。また、院内システムで入力作業を行う手術申込医の労力負担も少な

く、大きな不満の声は聞かれていない。しかし、入力項目のうち患者属性など多くは、手術申込医の入力に依存するため、既往歴などの項目は省略されてしまうことも多く、項目の内容によっては信頼性に欠けるなどの問題もある。

今後の発展課題としては以下のものを発案、計画している。

- ①術後検査データのデータベース化
- ②術後評価のデータベース化
- ③自動麻酔記録への応用
- ④麻酔術前診察のペーパーレス化
- ⑤SQLサーバへのデータの移行

まとめ

手術麻酔申込の院内LANでのコンピュータ入力化に伴って、データ入力作業の煩雑さがある程度軽減されたのを機に、効率的な手術麻酔データベースの構築、運用が可能になった。

ABSTRACT

The Construction of Anesthesia and Operation
Database Using the LAN of Our HospitalJun NAKATA*, Mitsuyuki YAMAGUCHI*, Tatsumasa
AKAIKE* and Sato SHIGEHITO**

In order to construct the database of anesthesia and operation, we usually have many difficult problems, for example, that we have to input patient's information by ourselves. Fortunately in our hospital, surgeons started to order their operations using LAN placed in our hospital. They must give many information needed for their patient's operations. On the chance of their efforts we used all of these information to our "Anesthesia Operation database". Therefore

we could construct plenty of database on easy terms. The database is made using MS-Access 97. Using these database, We make schedule chart, reports of operation, retrieve data, and to compute positive rate of infectious disease.

The database has several informations : patient data, operation data, data of examination of blood, drugs that used, and nurse schedule. Moreover, we are trying to make our pre-anesthesia consultation facilitate using those data from surgeon.

Key Words : database, LAN, ordering system, anesthesia, MS-ACCESS

**Fujinomiya City General Hospital, Fujinomiya 418-0076*

***Hamamatsu University of School of Medicine, Hamamatsu
431-3192*
