

S-2 換気モニターとプログラム言語

秋田県立脳血管研究センター脳神経外科学研究部門

西村弘美

コンピュータのパーソナル化が進み臨床研究の場でコンピュータを利用する機会が増えている。また最近では多機能のソフトが数多く市販され、ユーザーは目的に合うソフトを選ぶことができると言われている。しかし現実にはソフトに関する情報が少なく、自分の研究には何を選んだらよいか判らないのが実状のようである。しかも研究に利用できる市販のソフトは一次データの表示程度しかできず、研究者が必要とするデータ処理に使えないようである。このような市販のソフトの欠点を補う目的で、当施設では新しいプログラム言語mcを開発し研究者が簡単にプログラム開発ができる環境を作っている。そこでmcを使った麻酔人工調節換気中の換気データの処理を紹介する。

麻酔人工調節換気にはSV900Cを使用し、気道内圧(P)と気道内流量(F)はSCM990を介してMacintosh IIcxに転送したデータを使っている。換気量(V)はFを時間で積分することによって得られる。一般にこのようなデータはP-F曲線、F-V曲線、P-V曲線を描画するのが普通のものである。しかし、これら二次元による表現ではデータの意味する特徴をみつけだすことは難しいのではないだろうか。パラメータが3個の場合には直接三次元の散布図を描画させるのが自然である。実際に健康な肺の人工調節換気中の換気データは三次元の散布図で見ると一平面に散布している。これはP、F、Vのパラメータはお互いに独立ではなく、三者のうちの一つは他の二つのパラメータから推定できることを表している。VがFの時間積分から計算されているからではなく、積分が含まれても一平面に散布している点に注目する必要がある。このような関係ではP、F、Vの3つのパラメータを三次元空間における平面の方程式(線形変換)で記述でき、式で表現すると式1となる。

$$P = a \cdot F + b \cdot V \dots (1)$$

ここで係数a、bは単位計算により、係数aは気道抵抗と同じ単位、係数bはコンプライアンスの逆数と同じ単位であることが判る。またP、F、Vの三者の値は計

測済みであり、結論として係数a、bと同じ気道抵抗とコンプライアンスは異なる2つの時間におけるP、F、Vの計測結果から連立方程式により計算できる。また計測データに含まれる計測誤差(ノイズの影響)を考慮する計算では2つ以上の時間におけるP、F、V計測結果を使い最小二乗法によって求める。このように3次元の散布図で換気データを視点を変えて眺めることにより式1を簡単に推定することができ、また換気データの特徴である気道抵抗とコンプライアンスを求めることができる。

次にまったく異なる換気データの処理方法を2つ紹介する。一つは肺を換気力学的システムとして考える方法である。入力を気道内圧(P)とし、肺の特性(H)から結果として気道内流量(F)が得られたとする。このときP、H、Fの関係はコンボリューション積分の式によって表現される。またこの式はフーリエ空間上では $[F] = [H] \cdot [P]$ となり簡単な一次式で表現することができる。結論としてF、Pは計測済みであり、肺の特性Hは $[H] = [F]/[P]$ より容易に計算できる。ここで肺の特性Hから推定される肺のモデルは式1に一致し、人工調整換気中の肺は単純なRCのモデルで表現される。

もう一つは換気仕事量からの方法である。人工調整換気中では換気装置が肺に与える仕事と肺で消費される仕事と同じであると仮定できるなら、P-V曲線で囲まれる面積をF-V曲線で囲まれる面積で除算することにより気道抵抗が計算できる。この気道抵抗の値は式1の最小二乗法によって求めた気道抵抗と同じ値となる。

全く異なる3つの方法が同じ結果となり、これらの換気力学データの処理方法が正しいとみることができる。これは研究者が自分の目的に合うプログラムの開発ができ、色々な方法を試すことができたからである。このように、研究者にとってプログラミングは必要であり、現在も、また将来も避けて通れない作業であろう。将来はプログラム開発の環境も整備され、研究者はmcのような簡易なプログラム言語を選ぶことでプログラミングの負担が軽減されるであろう。