

◎原 著◎

## 比例補助換気(PAV)のための 換気力学的コンピュータシミュレーションモデルの開発

安井大雅<sup>1)</sup>・山内順子<sup>2)</sup>・丸川征四郎<sup>1)</sup>

キーワード：比例補助換気 (PAV)，コンピュータシミュレーション，MATLAB/SIMULINK，  
圧支持換気 (PSV)，自発呼吸検出ミス (sensing failure)

### 要 旨

**目 的**：本研究の目的は、患者の肺胸郭と人工呼吸器を機能的に連続した系と見做し、比例補助換気 (Proportional Assist Ventilation: PAV) の換気力学的作動をコンピュータ上で再現するための数式モデルを開発することである。  
**方 法**：肺胸郭系の換気力学的な模式図を非線形数式モデルで表現し、これを線形数式モデルに変換した。この数式をブロックダイアグラムで表現し、ダイアグラムから SIMLINK を用いてコンピュータシミュレーションモデルを作成した。作成したモデルの信頼性を以下の方法で検証した。即ち、自発呼吸の応答波形は非線形数式モデルのそれと同じか否か、PSV に対する PAV の優位性を示す自発呼吸検出ミス (sensing failure 現象) が発生状態の差異が再現できるか否か、である。

**結 果**：線形数式モデルでシミュレートした自発呼吸の応答波形は、非線形数式モデルの応答に比べて僅かに先行し出現するが、波形は完全に一致した。また、sensing failure 現象は PSV では吸気・呼気相ともに再現され、PAV では理論的な予測どおりに吸気・呼気相ともに発現しないことが確認できた。

**結 論**：本研究で導出した線形数式モデルは、自発呼吸と補助換気系のシミュレーションモデルとして信頼性が高く、PAV の研究・開発に利用可能と結論した。

### はじめに

比例補助換気 (Proportional assist ventilation: PAV) は、Younes M<sup>1)</sup> が肺胸郭系の換気力学モデルを基礎に、新たに提唱した概念の換気モードである。PAV は、肺胸郭エラスタンス (E) と気道レジスタンス (Kr) が既知の場合、自発吸気相で連続測定した吸気流量 (Qr) から肺胸郭リコイル圧 (Pel) および気道末梢と中枢の差圧 (Pd) を逐次算出し、それぞれに任意のアシスト率 ( $\beta_V$ ,  $\beta_F$ ) を乗じた値を吸気目標圧として、個々の自発呼吸を補助する。これによって、患者の肺胸郭に発生している Pel を見掛けのうえで減少させると共に、Pd を増加させる。Pd は

患者の呼吸努力 ( $P_{mus}$ ) によって発生しているので、 $P_{mus}$  に比例した1回換気量 ( $V_t$ ) で自発呼吸を補助することになる<sup>2)</sup>。

しかし、現在、理想的な PAV を実行できる人工呼吸器は存在しない。その原因は、PAV 作動に不可欠な E、Kr が実測できないこと、また回路ガスリークによる runaway 現象の制御が不完全なこと、などである。

このため、市販の人工呼吸器に搭載されている PAV モードは、不完全な作動の PAV であり、PAV が本来持っている利点を検証することができない。そこで、本研究では PAV の研究・開発を促進するため、肺胸郭・人工呼吸系の換気力学的な作動をコンピュータ上で再現するためのシミュレーションモデルを開発

<sup>1)</sup> 兵庫医科大学救急災害医学

<sup>2)</sup> 医誠会病院麻酔科

した。

## 研究方法

肺胸郭系の解剖学的構造を換気力学的に表現する模式図(図1)を作成した。この模式図は、人工呼吸を前提としたガス導入部、肺胸郭コンプライアンスと気道レジスタンスを発生する肺・気道部、そしてガス交換の運動エネルギーを発生する胸郭・横隔膜からなる駆動部、の3要素で構成した。なお、肺、気管・気管支は統合して表現し、気道レジスタンス( $K_r$ )は肺胞・気道系(気管チューブも含める)の抵抗の総和として、コンプライアンス( $C$ )は肺コンプライアンス( $C_1$ )と胸郭コンプライアンス( $C_2$ )の総和として、さらに呼吸筋/吸気筋の収縮力( $F_{mus}$ )によって発生する胸腔内圧は $P_{mus}$ で表現した。この模式図を基に、下記の手法を用いコンピュータ上で作動するシミュレーションモデルを作成する。

### 1. 肺胸郭系の数式モデルに基づくブロックダイアグラムの作成

模式図の換気力学的特性を、換気によるガス移動の状態式、肺内のマスバランス式、および換気運動のモー

メントムバランス式について数式化し、非線形数式モデルを導出した。しかし、非線形数式モデルは取り扱いが複雑なので、簡略化して線形数式モデルに変換した。次に、これらをブロックダイアグラムに表現し、MATLAB/SIMULINK(CYBERNET SYSTEMS CO., LTD, USA)に入力して患者の肺胸郭系のコンピュータモデルとした。

### 2. PAVの数式モデルとブロックダイアグラムの作成

PAVの理論から換気力学的作動を概念化し、上記のブロックダイアグラムに付加した。これをMATLAB/SIMULINKに追加入力して、コンピュータ上で作動させた。

なお、この肺胸郭数式モデルに人工呼吸器を加えたシミュレーションモデルを作成するに当たっては、人工呼吸器に組み込まれている流量信号を検知するトリガーロジックを付加した。

### 3. 検証

#### a) 検証1

線形数式モデルは非線形数式モデルを簡略化したものなので、作動に劣化が生じる可能性が懸念される。もし、両者に明らかな差異が生じると線形数式モデルは使用できず、非線形数式モデルに基づいたシミュ

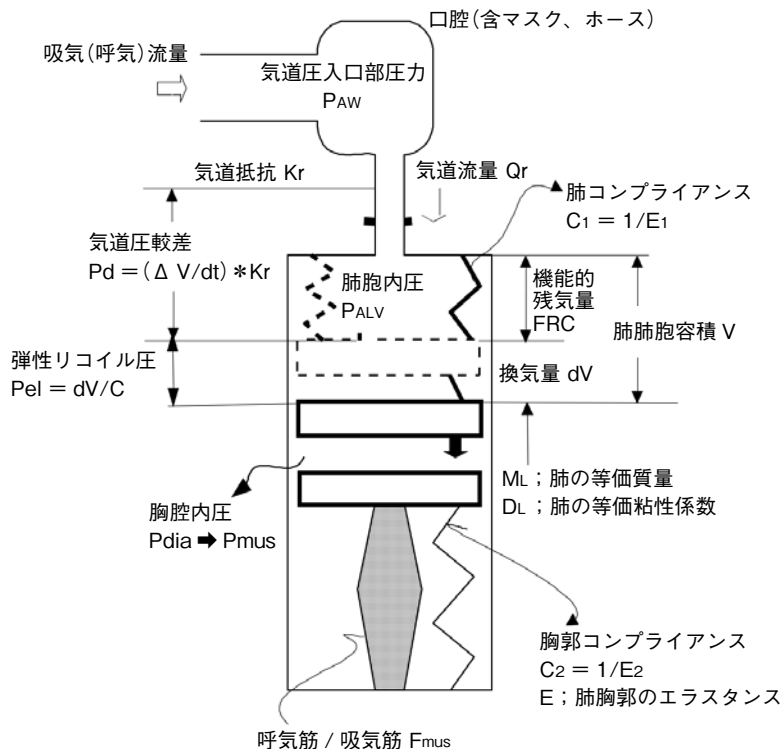


図1 肺胸郭系の換気力学的模式図

レーションモデルの開発が必要になる。そこで、線形数式モデルの作動に歪みが生じるか否かを検討し、その信頼性を検証した。

#### b) 検証2

圧支持換気 (pressure support ventilation : PSV) も PAV も吸気補助は、患者の吸気流量を検出して、その値が設定した検出レベル (吸気トリガーレベル) を超えた時に開始される。PSV では設定圧が高く補助流量が過大な場合には、吸気相では最大吸気流量が増え人工呼吸の呼気への移行が遅れ、条件によっては呼気トリガーが無視される。また、呼気相では換気量が増えたため呼気時間が延長して吸気トリガーが遅れる。このため、吸気相、呼気相ともに自発吸気努力の検出ミス (sensing failure 現象<sup>3)</sup>) が生じる。一方、PAV では、吸気流量に比例して吸気 (送気) 補助を行うので、補助流量が過大な場合でも呼気への移行の遅延は通常では生じない。このため自発吸気努力の検出ミスは、特異な条件を除いては生じない。

そこで、開発したシミュレーションモデルが自発吸気努力の検出ミスを再現できるか否かを検討し、モデルの作動に対する検証とした。

## 結 果

### 1. 数式モデルの誘出

#### a) 換気補助によるガス流量と気道内圧の関係式

気道を通ずるガス流量 ( $Q_r$ ) は、気道入口部の圧 ( $P_{AW}$ ) と肺胞内の圧 ( $P_{ALV}$ ) との圧差に比例する。

$$Q_r = \frac{1}{K_r} (P_{AW} - P_{ALV}) \dots\dots (1)$$

ただし、気道内のガスの流れは層流と仮定する。 $K_r$  は気道抵抗である。

#### b) 肺内のマスバランス式

肺内に送気されるガス量 ( $M$ ) は、呼吸運動とともに経時的に変化するので時間の微分方程式で表現される。

ただし、 $\gamma_0$  は肺に出入りする流体の比重である。

ここで、流体を完全ガスとし、 $R$  はガス定数、温度  $T$  は変化なしとすると、

$$P_{ALV} \cdot V = M \cdot R \cdot T \text{ より}$$

$$C_L \frac{d(P_{ALV} \cdot V)}{dt} = Q_r \dots\dots (2-1)$$

ただし、

$$C_L = \frac{1}{R \cdot T \cdot \gamma_0} = \frac{1}{P_{ALV0}}$$

ただし、 $P_{ALV0}$  は肺胞内圧の初期値とする。

#### c) モーメントバランス式 (運動方程式)

換気の駆動力は肺胞張力などによって生じる肺胞内圧 ( $P_{alv}$ ) と呼吸筋の収縮によって生じる胸腔内圧 ( $P_{mus}$ ) の和であり、肺の質量、粘性、弾性 (コンプライアンスの逆数) および摩擦力と均衡するので、次の運動方程式が成立する。

$$M_L \frac{d^2V}{dt^2} + D_L \frac{dV}{dt} + E \cdot V \pm P_F = P_{ALV} + P_{mus} \dots\dots (3)$$

ただし、 $M_L$  は肺の等価質量、 $D_L$  は肺の粘性係数、 $V$  は肺容量、 $E$  は肺・胸郭のエラストランス、 $P_F$  は肺の摩擦圧とする。

### 2. ブロックダイアグラムの作成

上記の (1)、(2-1)、(3) 式を非線形数式モデルとしてブロックダイアグラムに表現した (図2)。ここで、この非線形数式モデルは取り扱いが複雑であるため、下記の簡略化によって上記3式の線形数式モデル (1a) (2a) (3a) を導いた。

なお、送気ガスの比重 ( $\gamma$ ) は一定と仮定している。即ち、気道への送気ガス流量の積分値 (積算値) が換気量に等しい。さらに、運動方程式の慣性項、粘性項、および摩擦力は、その絶対値が小さいため省略する。

$$\Delta Q_r = \frac{1}{K_r} (\Delta P_{AW} - \Delta P_{ALV}) \dots\dots (1a)$$

$$\Delta V = \frac{\Delta Q_r}{s} \dots\dots (2a)$$

$$\Delta P_{ALV} = \frac{\Delta V}{C} - \Delta P_{mus} \dots\dots (3a)$$

この線形数式モデルをブロックダイアグラムに示した (図3)。

### 3. PAV のシミュレーション

PAV は、患者の呼吸努力 ( $P_{mus}$ ) に応じて調節した換気量 (volume assist) および流量 (flow assist) を送気して自発呼吸を補助する。

前者の volume assist では、吸気努力 ( $P_{mus}$ ) が一定の場合、1回換気量 ( $V_t$ ) を増加させるには肺胸郭

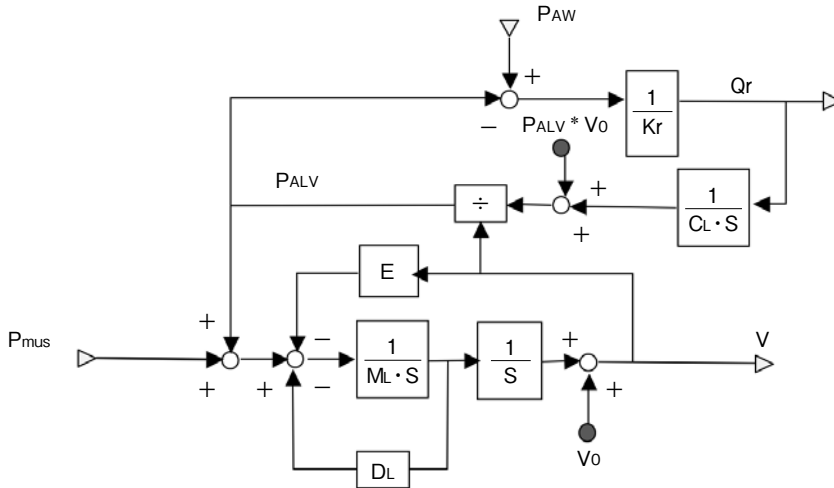


図2 肺胸郭系の非線形数式モデルのブロックダイアグラム

非線形数式モデル(式1)をブロックダイアグラムで表現した。  
 図中の記号は図1に準じる。なお、1/sは時間による積分を示している。

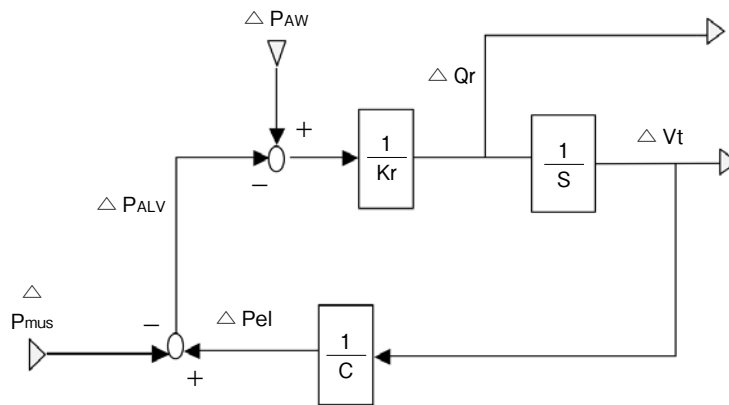


図3 肺胸郭系の線型数式モデルのブロックダイアグラム

線形数式モデル(式2)をブロックダイアグラムに表現した。  
 図中の記号は図1および図2に準じる。なお、1/sは時間による積分を示している。

コンプライアンス(C)を増加させればよい。しかし、実際にはコンプライアンス(C)を増加させることは不可能なので、人工呼吸器で気道に陽圧を加え肺胸郭リコイル圧(Pel)を減少させればよい。臨床的にはPel測定は困難で、実際計測できるVtに1/Cを乗じてPelを推定する。PAVではPelにアシスト(volume assist)率( $\beta_V$ )乗じた値(Pvent)を人工呼吸器によって付加する。以上から、Pmusを一定としたままで、Pelを減少させてVtを増加させる回路を図3に加える。

後者のflow assistでは、Pmusが一定の場合、気道ガス流量を増加させるには気道レジスタンス(Kr)を小さくすればよい。人工呼吸器で気道に陽圧を加えれば気道圧較差(Pd)が大きくなり、Krを相対的に

小さくできる。最適な陽圧は、気道流量と気道抵抗の積から得られる値(圧)にアシスト(flow assist)率( $\beta_F$ )を掛けて求める。Pmusを一定としたままで、気道抵抗を小さくしてVtを増加させる回路を図3に加える。

以上から、volume assistとflow assistが同時に機能するブロックダイアグラムとして図4を導出した。ここで、

$$\Delta P_{vent} = \beta_V * \Delta \hat{P}_{el} + \beta_F * \Delta \hat{P}_d$$

で示される

$$\Delta P_{vent}$$

はvolume assistとflow assistによって気道に付加される人工呼吸器による陽圧である。なお、

$$\Delta \hat{P}_{el}, \Delta \hat{P}_d$$

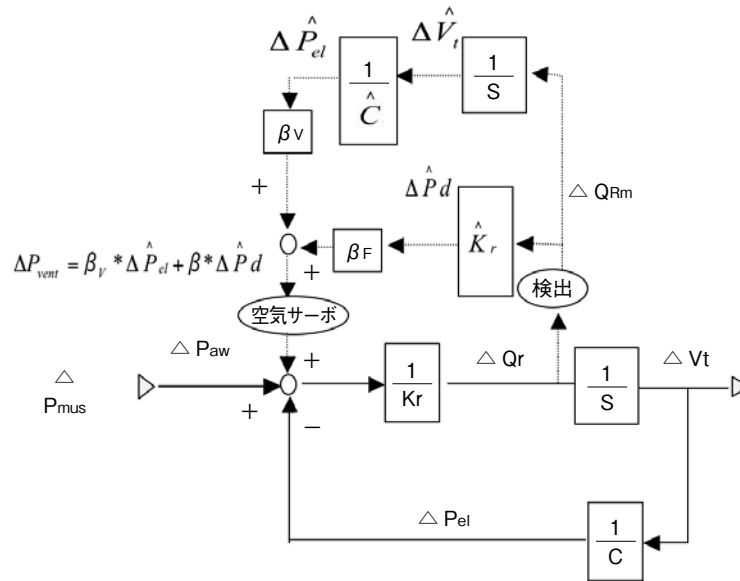


図4 PAV回路を加えたブロックダイアグラム

線形数式モデルのブロックダイアグラムに、PAVの作動特性を追加した。図中の記号は図3に準じる。なお、文字の上に「^」が付いた記号（ハット記号）は推定値を示している。ΔPventはvolume assistとflow assistによって気道に付加される人工呼吸による陽圧である。

は推定値を示している。

さらに、図4のブロックダイアグラムに吸気補助機能を持たせるために、自発呼吸を検出して吸気・呼気の状態遷移を可能にするためのトリガーロジックを付加した。これは、人工呼吸器に搭載されている自発吸気検出機構をシミュレートして作成した。

4. 検証

a) 非線形数式モデルと線形数式モデルの比較

非線形数式モデルと線形数式モデルとの作動状態を比較するため、Qr、PalvおよびVt波形について比較した。持続時間が700msec、Pmus 12cmH2Oの吸気努力をKr 10cmH2O/L/sec、C 50ml/cmH2Oの患者肺胸郭に対して付加した（図5）。その結果、線形数式モデルの応答としての自発呼吸波形は、最大20msec先行している点異なるのみで、Qaw、Palv、Vtは共に32.3L/min、-5.3cmH2O、350mlであり、3波形とも形状は完全に重ね合わせることができた。この程度の時間差であれば、線形数式モデルを用いても換気特性の解析には支障は生じないと判断できる。

b) sensing failureについて

1) PSVシミュレーションでのsensing failure

Younes<sup>3)</sup>はPSVにおけるsensing failureの臨床例

を報告している。自発呼吸は呼吸回数36回/min、PEEP 4cmH2Oで、Paw 19cmH2Oで、sensing failureは28secのトレースに、呼気相で9回、吸気相では4回発生したが、Pawを12cmH2Oに減少させたところsensing failureは発生しなくなった。そこで、シミュレーションモデルにも図6に示す共通条件を設定し、Pawを19cmH2Oから10cmH2Oまで漸減し、続いてPmusを3cmH2Oから6cmH2Oに漸増し、これに伴うsensing failureの発生過程を追跡した。その結果、Pawが19cmH2Oでは、自発呼吸6回のうち吸気相1回、呼気相2回で検出ミスが生じ、Paw 10cmH2Oに減少したときは吸気相1回、呼気相1回に減少した。そして、Pmusを3cmH2Oから6cmH2Oに漸増すると吸気相0回、呼気相1回となり、そして最終的には完全に生じなくなった（図7）。

線形数式モデルによって、PSVにおける自発吸気努力のsensing failureが再現でき、sensing failureの発生がPawの低下に伴って減少し、Pmus増加でも減少する減少が再現できた。これらの結果から線形数式モデルの信頼性が確認できた。

2) PAVシミュレーションでのsensing failure

上記のPSVと同じ共通条件を設定し、1回換気量を同値とするため、アシスト率0.8（患者の吸気努力

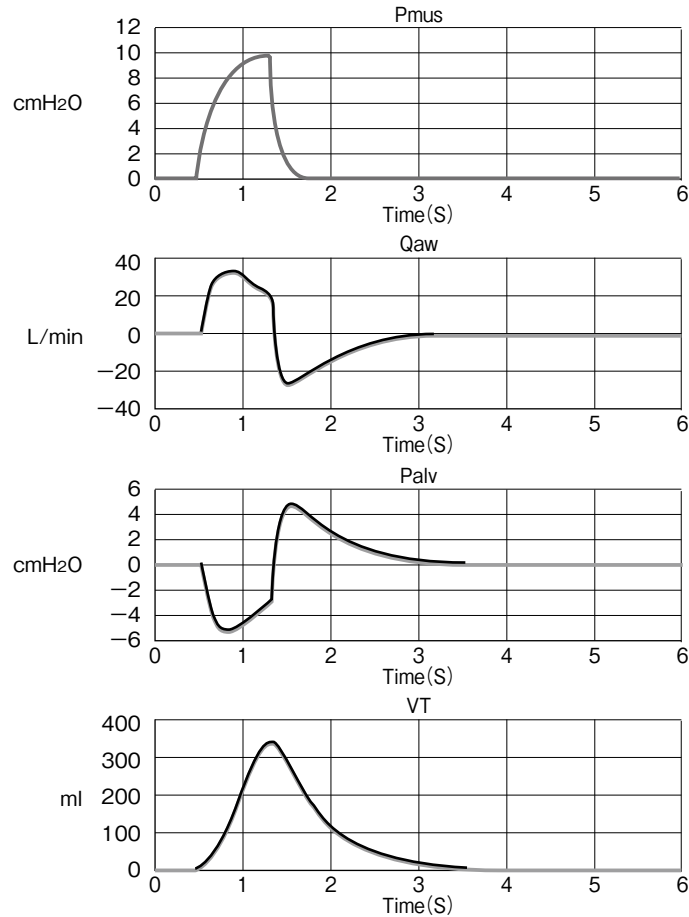


図5 非線形数式モデルと線形数式モデルの作動比較

線形数式モデルによる自発呼吸波形（——）は、非線形数式モデルの波形（——）よりも20msec早く出力されるが、Qaw、Palv、Vt共に波形の形状は完全に重なる。従って、線形数式モデルであっても肺胸郭・人工呼吸系のシミュレーションモデルとして使用可能と判断した。

アシスト圧(率) / Pmus の影響シミュレーションの設定条件

(共通条件)

R = 20cmH<sub>2</sub>O/L/sec

C = 60cmH<sub>2</sub>O/ml

PEEP = 4cmH<sub>2</sub>O

F = 36/min

Qe\_trg = 20% or 2L/min

Qi\_trg = 1% (呼吸トリガー)

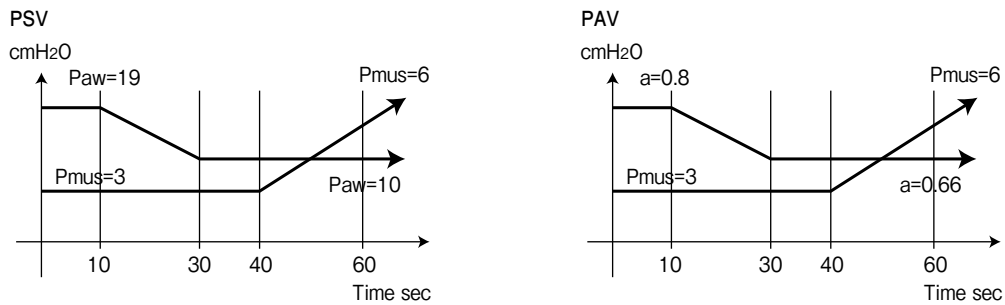
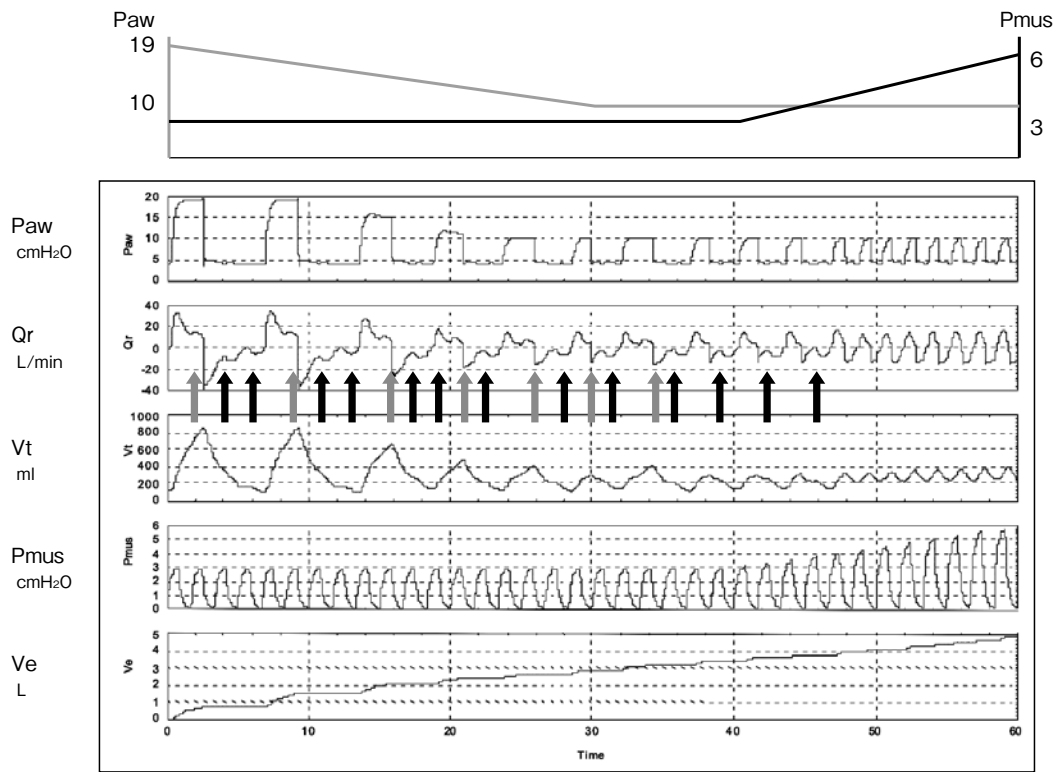
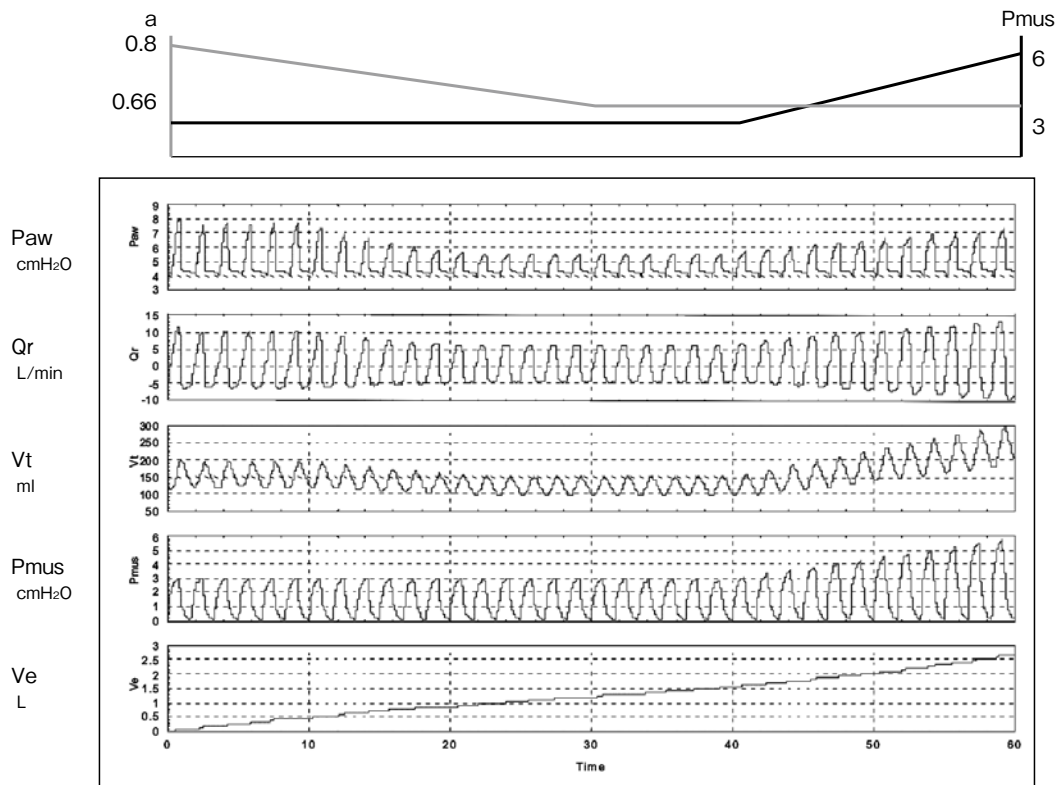


図6 PSV と PAV のシミュレーション条件

Younes が報告した臨床例の換気条件に倣って、3つの換気条件を設定した。第1番目と第2番目の条件を10秒間、移行を20秒間、第3番目の条件を20秒間の自発呼吸波形をトレースした。



PSV simulation results



PAV simulation results

図7 PSVとPAVのシミュレーション応答比較

PSVのsensing failureを再現できた。PAVでは理論的に推定されるとおりsensing failureは発生しなかった。

に、その4倍のアシスト)を初期条件として、アシスト率を0.66(患者の吸気努力に、その2倍のアシスト)まで減少させ、続いて $P_{mus}$ を6 cmH<sub>2</sub>Oに増加させた。その結果、この検証条件では吸気努力の sensing failure は吸気相でも呼気相でも発生しなかった。この結果は、PAV理論から予測される現象と一致した。

## 考 察

PAVの換気力学的理論は、従来から行われている規定量のガスを送気する従量式換気法、気道内圧を規定値に維持する従圧式換気法、あるいは高頻度換気法の理論とは全く異なり、換気力学的要素を気道抵抗とガス流量で構成する。そして、換気不全に対する人工呼吸は、障害の病態に応じて換気量(volume assist)とガス流量(flow assist)を調節して、全ての自発吸気努力を補助する換気法である。補助換気システムには、ミリ秒単位での時間間隔で患者の吸気努力( $P_{mus}$ )を補助する高度な制御機構と、吸気ガスを高容量で瞬時に高性能な送気ガス発生機構が要求される。もし、これが理想的に実現されれば、大きな吸気努力にも小さな吸気努力にも適度な補助圧が加えられ、患者は吸気抵抗や時間遅れを感じない快適な吸気補助を受けることができる。これは、パワーステアリング機構でサポートされる車のハンドルの常と同じ程度の力で軽々と操作できる現象に似ている。

現在、市販されている人工呼吸器に搭載されているPAV機能は、既知であることが必須の肺胸郭系コンプライアンスや気道抵抗の測定が不完全か欠落しているうえに、最大吸気流速が不足しており、制御機構の応答も十分には速くないため、理論的なPAV本来の特性は実現されていない。このため、これらの人工呼吸器を用いたPAV機能の評価は、PAV機能そのものの特性評価ではなく、当該人工呼吸器の性能に依存した評価結果を導いている可能性が高い。

そこで、本研究ではPAV本来の機能を評価することを目的に、肺胸郭・人工呼吸器系の換気力学的な作動をコンピュータ上で再現するシミュレーションモデルを開発した。開発手法のキーポイントは、換気力学的モデルから線形数式モデルを導出した点、線形数式モデルをブロックダイアグラムで表現しコンピュータソフトに変換した点である。肺胸郭・気道系の解剖学的構造から換気力学モデルへの変換では、構造の簡略

化(集中化)を行ったこと、ガスの物理学的特性を不変としたことにバイアスが発生し得る。しかし、集中化は構造を簡略しただけで換気力学的なパフォーマンスは歪めていない。さらに、送気ガスの物理学的特性の簡略化については、臨床的に取り扱うガスの温度の変化範囲は、絶対温度基準では2~3%程度であり、ガスの比重についても、圧力の変化範囲が絶対圧力基準では3~5%程度であることから、送気ガスの温度および比重は一定として扱った。これらの簡略化によるバイアスは、今回のシミュレーションでは問題にならないレベルである。

一方、気道のガス流は生理学的に層流と乱流が混在し<sup>4)</sup>、気管チューブでも層流と乱流でチューブ抵抗は異なる<sup>5)</sup>。これに対して本研究では演算処理を簡略化するため、通常の臨床呼吸生理学で行われると同じように層流と仮定し線形抵抗を用いていた。過大な流量を扱う場合は、応答精度を高めるために非線形抵抗を用いるべきである。

気道抵抗やエラスタンスは肺の容量によって変化し<sup>6)</sup>、呼気の初めと終わりの部分では肺胸郭・気道系の弾性、抵抗あるいは粘性特性の影響を強く受けることが知られている<sup>7)</sup>。これに対して本研究では、呼吸サイクルを通して時定数は不変とした。これは、演算処理を簡略化するため、人工呼吸が肺の圧-流量曲線の中間の直線部分を中心に行われることを想定したためである。過大な肺容量や過小な肺容量、あるいは呼気の始まりや終わりでの課題を扱う場合は、呼気相での時定数の変化を考慮すべきである。

非線形数式モデルから線形数式モデルへの簡略化は、運動方程式の慣性項、粘性項、および摩擦力を無視するなど多少強引に見えるが、両者の応答を比較したところ、明らかな差異を認めなかったため、換気特性の解析には不都合は生じないと判断した。

ところで、PSVに比べて「PAVは何が利点か」と言う疑問がしばしば聞かれる。両者は、共に自発呼吸を補助する換気モードであるため、患者の呼吸様式の肉眼的観察では区別し難いことが、疑問が生じる原因であろう。換気様式の違いは、「自発呼吸の自由度」の差として把握すると理解しやすい。PSVでは、全ての吸気はユーザーが設定した気道内圧に強制的に揃えられる。このため、呼吸中枢の自動調節機構が小さい吸気を指令しても、設定された気道圧で換気が行わ

れる。呼吸中枢の指令よりも小さな換気しか出来ない障害肺では、自発呼吸が補助されるので有用である。しかし、呼吸中枢が小さな換気を要求している場合は過剰な換気となる。これに対して、PAVでは吸気努力 ( $P_{mus}$ ) の大きさを緻密に検出して、それに応じて迅速にガス送気を最適状態に調節する。このため、1回換気量も気道内圧も吸気毎に変化するので、その値は予想以上に幅広く分布する<sup>8)</sup>。

もう一つのPSVとPAVとの重要な違いは、吸気努力の検出ミス(sensing failure)の問題である。Sensing failureは、補助換気のモードに関係なく検出レベル(トリガーレベル)を高く設定すると生じるので、人工呼吸管理では普遍的な課題である。このため、今日では大多数の人工呼吸器で圧トリガーでは $-1\text{ cmH}_2\text{O}$ 前後、流量トリガーでは $2\text{ L/min}$ 前後がデフォルト値として出荷時に組み込まれていて、ユーザーは介入できない。しかし、補助換気条件の設定によっては、トリガー可能な自発吸気努力が発生しても検出されない場合がある。PSVでは呼吸回数が多い患者でsensing failureが起こりやすい。肺胸郭コンプライアンスや気道抵抗が大きい患者に高いPS圧が設定されている場合、吸気流量が多く吸気時間が延長するので、人工呼吸器の送気が終了する前に自発呼吸が発生する。この場合、気道内圧が高い状態で吸気努力が行われるのでトリガーレベルに達しない。さらに、続く呼気も呼気流量が多く呼気時間が延長するので、この間に発生した吸気努力はトリガーレベルに達しない。即ち、PSVでは吸気相でも呼気相でもsensing failureが生じ得る。

一方、PAVでは、吸気努力は逐次モニターされ、吸気ガスの送気は緻密に行われるため、アシスト率の大きさに関係なく(ただし、臨床的な範囲で)吸気努力は必ずsensingされる。

本研究で開発した線形数式モデルに基づくコンピュータシミュレーションモデルは、PSVとPAVの作動と、sensing failureと言う換気力学的特性の違いを再現し得たことから、PAVの研究・開発の具体的な手段として活用できると結論した。

## おわりに

PAVは、呼吸不全患者にとって理論的にはもっとも快適な人工呼吸法である。しかし、現在、市販され

ているPAVを搭載する人工呼吸器には、PAVを理論的に稼働させるだけの性能が備わっていないために、PAVの利点が発揮されていないのが実情である。本研究で開発した線形数式モデルに基づくシミュレーションモデルは、人工呼吸器の影響を排除してPAVの性能、特性を解析できる。この線形数式モデルを発展させることで、例えばPAVによる非侵襲的陽圧換気、PAVをベースとした自動人工呼吸法など、新たな人工呼吸法の開発を推進するなどの解析手段として活用できる。本研究の成果が、患者だけでなく治療者への負担も少なく、安全な人工呼吸法の開発に貢献できれば幸いである。

## 謝辞

本研究を進めるに当っては、尾崎賢二氏、曾我一利氏(旧川重防災工業(株))の懇切な指導と助言を賜った。両氏の支援がなければ本研究は完成しなかった。改めて心から感謝を申し上げます。

## 参考文献

- 1) Younes M : Proportional assist ventilation, a new approach to ventilator support. *Theory. Am Rev Respir Dis* 145 : 114-120, 1992
- 2) Younes M, Gerogopoulos D : Control of breathing relevant to mechanical ventilation, In *Physiological Basis of Ventilatory Support, Lung Biology in Health and Disease*. Edited by Marini J, Slutsky A. New York, Dekker, 1998, pp1-74
- 3) Younes M : Proportional assist ventilation, In *Principles and Practice of Mechanical Ventilation 2<sup>nd</sup> edition*. Edited by Tobin M. New York, McGraw-Hill, 2006, pp 335-364
- 4) Jarreau PH, Louis B, Dassieu G, et al : Estimation of inspiratory pressure drop in neonatal and pediatric endotracheal tubes. *J Appl Physiol* 87 : 36-46, 1999
- 5) Guttmann J, Eberhard L, Fabry B, et al : Continuous calculation of intratracheal pressure in tracheally intubated patients. *Anesthesiology* 79 : 503-513, 1993
- 6) Lourens MS, van den Berg B, Aerts JG, et al : Expiratory time constants in mechanically ventilated patients with and without COPD. *Intensive Care Med* 26 : 1612-1618, 2000
- 7) Chelucci GL, Brunet F, Dall'Ava-Santucci J, et al : A single-compartment model cannot describe passive expiration in intubated, paralysed humans. *Eur Respir J* 4 : 458-464, 1991
- 8) 丸川征四郎, 安井大雅, 山内順子ほか: 新しい人工呼吸モード PAV は生き残れるか—新しい人工呼吸器の開発—, *臨床呼吸生理* 36 : 97-100, 2004

## Computationally efficient models in SIMULINK for Proportional Assist Ventilation (PAV)

Taiga Yasui<sup>1)</sup>, Junko Yamauchi<sup>2)</sup>, Seishiro Marukawa<sup>1)</sup>

<sup>1)</sup> Hyogo College of Medicine, Emergency and Critical Care Medicine

<sup>2)</sup> Iseikai Hospita Dept. of Anesthesiology

Corresponding author : Taiga Yasui

Hyogo College of Medicine Emergency and Critical Care Medicine

1-1 Mukogawa-cho Nishinomiya Hyogo 663-8501 JAPAN

Key words : proportional assist ventilation (PAV), computational simulation, Matlab/Simulink, pressure support ventilation (PSV), sensing failure phenomena

### Abstract

#### Objectives :

To develop a computational numerical formula model to simulate respiratory kinetics of proportional assist ventilation (PAV), based on a series of lung/thorax system measurements and mechanical ventilation considered functionally continuous.

#### Design and Setting :

Computational study in a laboratory of a medical university.

#### Methods :

A non-linear numerical formula model from the respiratory kinetics pattern diagrams of the lung/thorax system was simplified to a linear numerical formula model, and then transformed into a block diagram. It was further transformed into a computational simulation model in MATLAB/ SIMULINK. The reliability of this model was investigated by examining the response curves of the linear model and the non-linear model and the sensing failure phenomena in PAV and pressure support ventilation (PSV) .

#### Results :

The simulated response curve of spontaneous respiration in the linear model was identical to the non-linear model, with minimally earlier appearance. The sensing failure phenomena were reproduced both in inspiratory and expiratory phases in PSV, but not observed in PAV, as predicted theoretically.

#### Conclusions :

The derived linear numerical formula model is a highly reliable simulation tool, which is applicable for research and development of PAV.