

り、人工呼吸器が十分な量を換気してくれるため、換気努力を要せず、人工呼吸器に依存してしまうことになる。逆に目標換気量を患者の必要分時換気量より大きく下まわる量で設定すると、患者の換気が十分有効なものでなくとも、自発呼吸量のみで目標分時換気量を達成してしまうことになる。

コントロールスタディはないが、われわれの

印象では MMV は、確かに患者にとっては無理のない呼吸方法ではあるが、他の方法に比べて weaning の過程を促進するとは思えなかった。また、weaning の過程中、MMV の設定値もかえることなく、すべてまかせておける訳ではなく、やはり患者の状態をわれわれがよく把握して、時々刻々と変化する状態に対処していくことが重要であると思われた。

## 小児における IMV の問題点

阪 井 裕 一\* 宮 坂 勝 之\* 三 川 宏\*

### 緒 言

小児に対する安全で確実な呼吸管理を行ううえで、IMV は一つの重要なポイントであると考え、われわれは連続流方式の人工呼吸器を用い、IMV を応用した呼吸管理を行っている。近年様々な方式の IMV が可能となったが、小児においては特に自発呼吸に対するガス流の供給方法が、患児の呼吸仕事量に著しく影響を与えると考えられる。そこで各種の人工呼吸器のこの点に関する性能を、テスト肺を用いて簡単な実験を行い比較したので、現在われわれが行っている呼吸管理方法、若干の臨床上の問題点と合わせ、その結果を報告する。

### 国立小児病院麻酔科での呼吸管理の方法

まず初めに当科での呼吸管理の方法を簡単に示す。1982年1月から12月までに、24時間以上の長期人工呼吸を行った症例は175例で、内148例はウィーニングに成功し、27例は死亡している。年齢は生後0日から14歳2カ月までで、1歳以下が約半数を占め、疾患別では心臓外科と一般外科の術後が9割以上を占めている。

人工呼吸器は、連続流+間欠流方式にリザーバーバッグを付けた形で使用し、IMV+PEEP を基本とした呼吸管理を行っている。設定は、time

表 1 年齢別分布 1982.1~12

0 - 1ヶ月	28例	(16%)
1ヶ月-1歳	58例	(33%)
1歳 - 7歳	59例	(34%)
7歳以上	30例	(17%)
計	175例	

表 2 疾患別分類 1982.1~12

心臓外科症例	109例	(62%)
開心術	70例	
非開心術	39例	
一般外科症例	56例	(32%)
CPR後	5例	(3%)
内科疾患	5例	(3%)
計	175例	

cycle, pressure limited (口許の圧)で行い、患児の胸の動き、循環系の指標、血液ガス所見を参考にして決める。開心術後では調節呼吸にして鎮静剤を投与することが多いが、筋弛緩薬は吸気圧が40 cmH<sub>2</sub>O、または PEEP が15 cmH<sub>2</sub>O を越える場合か、LOS の強い症例でしか用いない。自発呼吸を不可能にすることは、呼吸器や回路の事故の際に大変危険だと考えるからである。

この状態で呼吸管理をスタートし、臨床症状と

\* 国立小児病院麻酔科



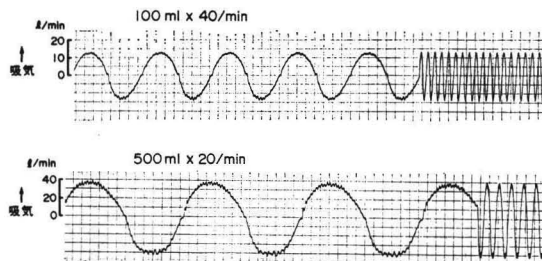


図 4

## (3) 回路

タイゴンチューブを用いた小児用回路およびインスピロンの蛇管を用いた成人用回路をそれぞれ使用し、いずれも加湿器とウォータートラップを組み入れて日常使用しているものと同じ形にした。

## (4) 測定および記録

回路の口許の圧をトランスジューサー (HP 1290A) を介して圧モニター (HP 78342A) で測定、流量はニューモタコグラフ (HP 47303A) を使って口許および人工呼吸器送気部の 2 カ所で測定し、記録した (HP 78172A)。

## (5) 比較した項目

こうして得られた圧と流量の記録から

1. 吸気時の圧低下の程度
2. 吸気開始時から流量が出始めるまでの時間の遅れ

## 3. 口許での流量のパターン

を計測し比較した。

## 2) 結果

結果は図 5 および表 4, 5 に示す。

## 3) 考察

人工呼吸器のガス供給機構としては、吸気時の圧低下が小さく、吸気開始時からフローが出るまでの時間の遅れが少なく、かつ口許でのフローパターンが患者が求めるもの、すなわち大気から吸った場合のフローパターンと同じであることが理想である。この観点から結果を比較してみると、連続流方式の NEWPORT E 100 は、吸気時の圧低下は小さく、時間の遅れもなく、口許のフローパターンも患者モデルの要求に極めて近い。BEAR II は吸気時の圧低下は NEWPORT E 100 に匹敵するほど小さく、口許のフローパター

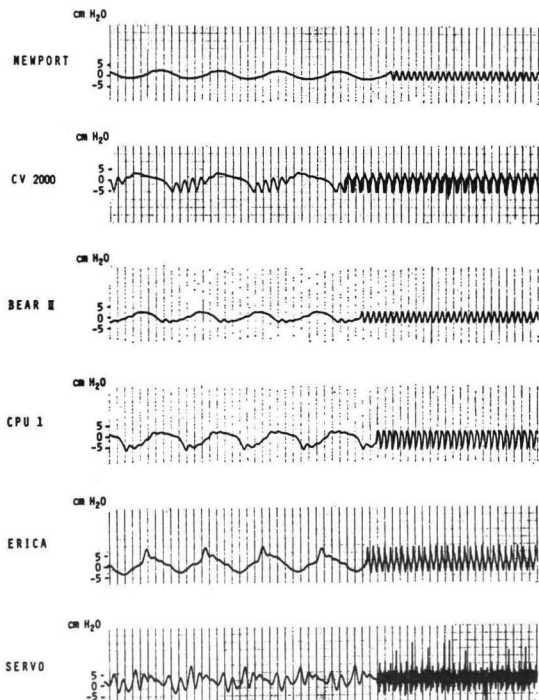


図 5 一回換気量 100 ml の場合の口許の圧曲線

表 4 100 ml×40/min の場合

	吸気時圧低下 (cmH <sub>2</sub> O)	time delay (second)	flow pattern
NEWPORT	2.0	—	sine curve
CV2000			
連続流 0 l/min	10.9	0.12	振動あり
連続流 20 l/min	2.7	—	sine curveに近い
BEAR II	1.7	0.04	sine curve
CPU I	7.1	0.12	sine curveに近い
ERICA	2.7	<0.04	sine curve
SERVO	>17.0	<0.04	振動あり 周期により異なる

表 5 500 ml×20/min の場合

	吸気時圧低下 (cmH <sub>2</sub> O)	time delay (second)	flow pattern
NEWPORT	1.4	—	sine curve
CV2000			
連続流 0 l/min	5.4	0.24	振動あり
連続流 5 l/min	4.4	—	sine curveに近い
BEAR II	2.0	0.08	sine curve
CPU I	6.1	0.20	sine curve
ERICA	4.1	<0.04	sine curve
SERVO	4.1	<0.04	振動あり 周期により異なる

ンもよいが、若干のタイムディレイがみられ、逆に ERICA は吸気時の圧低下はやや大きい、タイムディレイは小さかった。CPU-1 は圧低下、

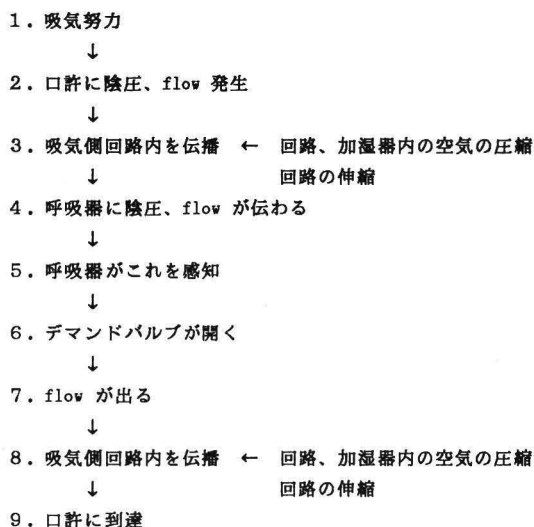


図 6 応答時間の構造図

タイムディレイともやや大きく、CV 2000 (連続流 0 l/分) および SERVO 900C は圧、フローとも振動し、患者の要求通りのフローが口許に認められないという結果を得た。

われわれが対象としている小児においては、一回換気量が小さく、吸気流速も小さいため、呼吸器が感知すべき吸気信号は小さい。しかも呼吸回数が多く、吸気時間が短いため、タイムディレイのもたらす影響は成人に比べて多大である。また高い PEEP を維持しなければならない重症例では、PEEP レベルの低下は重大な問題となる。すなわちアシスト機構を小児に用いる場合と同様の状況がここにもあるといえよう。

患者の吸気努力があつてから実際口許にフローが到達するまでに必要なステップを図 6 に示す。3 の吸気信号が回路内を伝播する過程では、回路加湿器内の空気の圧縮や回路の伸縮がタイムディレイの要因となるばかりでなく、吸気信号そのものを小さくする。これは回路を工夫することである程度は防げるが、もとより回路や加湿器の容積を小さくしたり、回路の伸縮を少なくすることには限度がある。4~7 は呼吸器の性能を高めることで短くできる過程であるが、7 のフローの出方はタイムディレイのみでなく、吸気時の圧低下にも大きく影響する。また 8 のフローが回路内を伝播してゆく段階は、3 と同じく短縮するのに限度の

ある部分である。このようにデマンド方式でガス流を供給すると、避けられない応答時間の遅れを生じ、小児においてはこれは吸気時の圧低下と相まって患児の吸気努力の増加をきたすのである。

以上より、連続流方式は、必要なガス流量が多いという不経済な面があるとはいえ、呼吸仕事量に及ぼす影響という点でデマンド方式よりも優れているといえよう。

### デマンド方式のその他の問題点

さらにデマンド方式の人工呼吸器を用いるうえで、特に小児において問題となる点が若干あると考えられる。

#### 1) 加湿の問題

一回換気量が回路容積に比べて小さい小児において呼吸器からの間欠流は加湿器を通して一気に患者の肺に達するわけではない。呼吸時には回路の中で止まり吸気時には再び患者側へ押し出されるということを繰り返しながら、何回目かのサイクルでやっと患者の肺に到達すると考えられる。このためせっかく間欠流が加湿器で十分に加湿されたとしても、患者の肺に到達するまでにこのように時間がかかるので、途中で冷却され、肝心の口許では加湿が不十分になっている恐れがある。

実際われわれは 6 か月の症例で、デマンドタイプである BEAR II を使用した際、気管内チューブの部分的閉塞を経験した。当院では、連続流方式の呼吸器を使用した症例では、気道出血した場合以外、気管内チューブの閉塞は皆無である。このケースではデマンド方式の人工呼吸器を用いた結果、吸入気の加湿が不十分であった可能性があるかとわれわれは考えている。口許での吸入気の加湿の程度を測定し、比較を行うが今後の課題であらう。

#### 2) PEEP レベルの変動

小児ではリークのある気管内チューブを用いるので、一定の PEEP レベルを保つには気管内チューブ周囲からのエアリークによる回路内圧低下を何らかの方法で補わなければならない。連続流方式では常にこのリークを確実に補償しているわけであり、圧のベースラインは安定したものとなる。一方デマンド方式では、設定された PEEP

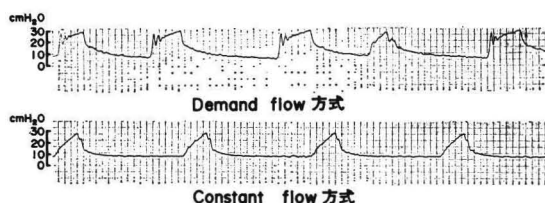


図 7

のレベルを保つには、エアリークによる圧の低下を感知し、ただちにこれを補うフローを出すことが唯一の解決法である。この機構が作動するとしてもやはりタイムディレイなどの問題があり、連続流方式の安定性には及ばないと考えられる。

図7の上側はデマンドフロー方式のある人工呼吸器を用いた症例の口許の圧曲線である。圧のベースラインが漸減したため、患者は吸気努力を行わないにもかかわらず、呼吸器はこれを自発呼吸による圧低下としてトリガーし、強制換気を行うという現象が見られた。下側はこれを連続流方式の呼吸器に替えたときの口許の圧曲線であるが、ベースラインの安定性は明らかである。

#### 連続流方式の問題点

つぎに連続流方式の問題点に関して検討をしてみたい。連続流を一定時間閉塞させることにより陽圧換気を行う方式 (Baby Bird, BP 200, Sechrist ら) では、自発呼吸と陽圧換気とを同一流量で行う点に無理がある。すなわち年長児や肺の悪い症例では、多くの流量が必要となるので以下のようなこの方式の欠点が目立ってくる。

1. 回路内圧上昇
2. ガス量の不経済性
3. 回路内水分貯留

回路にリザーバーバッグを付けることにより連続流量を減らすことができるのでこれらの欠点はある程度は補うことができる。

さらに吸気時と呼気時に別々の流量設定が行えれば、これらの欠点をかなりよくカバーでき、連続流と間欠流の長所を合わせもたせることができると考えられる。このような理由から、現在われわれは連続流+間欠流方式の人工呼吸器にリザーバーバッグを付けた形を好んで用い調節呼吸時に

表 6 小児における MMV の問題点

1. 機構上の問題点
自発呼吸の感知
適切な分時換気量の設定
同期機構
2. 臨床上的問題点
肺泡低換気の危険

は連続流 8~10 l/分, IMV で自発呼吸が増えると連続流を増やすという方法をとっている。

また回路内の水滴は、ときに回路の細い小児では、吸気圧, PEEP に大きな影響を及ぼすし、感染の面からも好ましくない。これに対して、われわれは回路の吸気側に熱線を入れ呼気側にはウォータートラップを組み込み、吸引の際等にこまめに水滴を払うということに対処している。

同軸回路である F 回路の吸気側チューブ内に熱線を入れると、呼気も吸気により加温されるので、呼気側に水滴が析出するのを防ぐことができる。現在のこの回路は、柔軟性や重量の面で欠点があるが、これらの問題を解決すれば、有用な回路になると考えている。

#### MMV に関して

最近若干の症例に MMV を行う機会を得たのでその印象を述べたい。現在の MMV を小児に適用する場合には、2 種類の問題点があると考えられる (表 6)。

機構上の問題点として 3 点挙げられる。1 つ目は自発呼吸の感知の問題で、1 回換気量の小さい小児では、自発呼吸の流量が器械の感知しうる値よりも小さい場合があり、また呼気側で測定する器械では呼気の一部は気管内チューブ周囲よりリークするため、ますます測定は困難となる。

2 つ目は適切な分時換気量の設定が特に小児においては難しいという点である。MMV を最も有効に使うには、患者の状態に見合った最低ラインを保証する分時換気量を設定することがポイントだが、実際小児においてはこの量よりも少し多目に設定しなければならない。この理由は 2 つあり、リークのある細目のチューブを使うことと、

1 回換気量が小さいため回路の compression volume が無視できないことである。

3 つ目は同期機構の問題である。小児においてはタイムディレイの影響が大きく、この機構がうまく作動しないことはすでにいわれていることである。ただし ERICA の EMMV は、同期させるわけではないので、この点は問題にならない。

またわれわれが MMV を行った 1 例では、器械は設定通り作動したようにみえたが、患者は浅く早い呼吸をしチアノーゼを呈していた。分時換気量として十分だとしても肺胞低換気をきたすこ

とはあり、この点は問題である。

### 結 語

小児に対して IMV+PEEP は有用な呼吸管理法であり、これを行うには、呼吸仕事量、吸入気の加湿、PEEP レベルの維持などの点から、デマンドフロー方式よりも連続流方式が好ましく、さらに連続流方式の短所を補うために間欠流を加え、リザーババッグを付ける方式が、小児では最適だと考える。

## $F_{I_{O_2}}$ による肺内シャント率変化の意味

—臨床データをもとにして—

貝 沼 関 志\*

### はじめに

ICU、手術等の人工呼吸管理において、血液ガス分析は、スワンガンツカテーテルによる各種血行動態測定とともに重要な診断手段のひとつとなっている。肺のガス交換能を知る目的で従来より  $Pa_{O_2}$  とともに、 $A-aD_{O_2}$ 、肺内シャント率 ( $\dot{Q}_s/\dot{Q}_t$ )、 $A-aD_{O_2}/Pa_{O_2}$ 、 $Pa_{O_2}/F_{I_{O_2}}$ 、 $PA_{O_2}/Pa_{O_2}$  等が用いられてきた。なかでも  $\dot{Q}_s/\dot{Q}_t$  は、それが総体としての肺の血液酸素化効率を表現するものに過ぎないことがたびたび強調されているにかかわらず、シャントという言葉の与える魅力と相まって、それが実際の解剖学的シャントを表現しているのかのように誤解されている場合も多い。それがさらに、シャント効果とシャント様効果という言葉の混乱につながったり、吸入酸素濃度 ( $F_{I_{O_2}}$ ) を変化させることにより  $\dot{Q}_s/\dot{Q}_t$  が変化することから、この  $\dot{Q}_s/\dot{Q}_t$  のみを用いて高濃度酸素が肺血管や肺胞を収緩、弛緩、虚脱させる等の議論が行われる場合もある。

本稿の目的は、 $\dot{Q}_s/\dot{Q}_t$  の式の誘導からその元の意味に立ち返り、丸川らの提出した M index を

基本として考えると  $F_{I_{O_2}}$  による  $\dot{Q}_s/\dot{Q}_t$  の変化が実はヘモグロビンの酸素解離曲線の形より必然的に導き出される変化であること、さらに肺内シャント率が Hb までもを含んだ肺の非酸素化効率を表現したものである以上、これのみで肺胞や肺血管系の変化をみるには適さない、という理論的仮説を提出することである。

### 肺内シャント式

図 1 は肺内シャント率の誘導法である。ここでは肺血管系が肺胞の酸素分圧と平衡する部分と、肺胞の酸素分圧に全く影響されない部分に純然と 2 分されている。もしも、この図のモデルと全く同じ形の水路をつくり、ここに血液を流して一方の水路の血流のみの酸素分圧を変えたとする。つまり  $F_{I_{O_2}}$  を変えても、水路が全く形を変えない以上、シャント率  $\dot{Q}_s/\dot{Q}_t$  は一定のはずである。ところが、以前から問題にされているように同一の患者でほとんど同一の全身状態と思われる人工呼吸管理中の患者の  $F_{I_{O_2}}$  を変えると、計算された肺内シャント率が変化してしまうことが多い。図 2 に、比較的状態がよいと思われた全身麻酔中のわれわれのデータを示す。丸川らは、以前より

\* 名古屋大学医学部麻酔学教室