

〔ミニパネル：機械的人工呼吸法の見直しと再評価〕

⑦ 小児人工呼吸法

司会者のコメント

三 川 宏*

小児の呼吸不全に対する人工呼吸法は、新生児用人工呼吸器の普及、間歇的強制換気法（IMV）、持続的陽圧呼吸法（PEEP）の効果的な併用とあいまって、近年治療成績は著しく向上している。しかし、成人患者に比べて、先天的要因が複雑に絡み合った合併症例もまた少なくない。

今回は、鈴木玄一、宮坂勝之両氏に話題提供していただき、小児の人工呼吸におけるトラブルとその予防、治療に関して討議していただいた。

まず鈴木玄一氏は、小児、とくに新生児、乳児の人工呼吸の離脱（weaning）を困難にする合併症として知られている、気管、気管支軟化症に関して、豊富な臨床経験に基づいて持続陽圧呼吸法が気道の開通性を維持するうえで効果的であったことを報告した。気管、気管支軟化症は、先天性心疾患、食道閉鎖症に合併してみられ、拡大した食道盲端部や左右短絡量の増加による肺動脈の拡

大により、気管、気管支が圧迫されておこることが多い。

この場合、食道閉鎖症では気管上部、先天性心疾患では気管分岐部または左右気管支にみられることが多いことを症例を呈示して報告した。この場合、呼吸終末気道内圧を 10 cm 水柱以上の高い圧を維持しなければ気道の開通性を保てなかった症例もあったことを報告した。

次に宮坂勝之氏は成人の人工呼吸器では常用されている demand valve system は小児では効果的に作動しないことと、将来的には予測制御方式を導入しなければ効果的な使用はできないのではないかという報告をされた。また、小児の人工呼吸法で常用されている従圧式人工呼吸に際して、気管内チューブの閉塞に気づくのが遅れることがあり、気管内吸引に際しては気管内チューブの部分的閉塞がないことを確認するのを忘れないようにするこの重要性を示唆した。なお、時間の関係で討論が充分できず、残念であった。

* 杏林大学医学部麻酔科

小児用 IMV 人工呼吸器の有する問題点の考察

宮 坂 勝 之* 蜂 巣 登 男**

はじめに

小児患者の換気補助手段として、HFO（高頻度振動換気法）、ECMO（膜型人工肺による体外循

環）などの新たな手法が日常臨床に取り入れられつつあるとはいえ、人工呼吸管理の中心は IMV（間欠的強制換気法）であり、現在市販されている大多数の人工呼吸器でこれが可能となっている。

小児に用いられる IMV 用人工呼吸器としては、新生児専用人工呼吸器（ベアーカブ、ゼクリスト

* 国立小児病院麻酔科

** メディランド開発部

インファントスター、など）が代表的にあげられるが、実際には乳児期を過ぎた大多数の小児症例での使用には無理があり、成人用に開発された人工呼吸器の回路や使用法を工夫して使用しているのが現状である。

われわれも現在までに、多種類の成人用 IMV 人工呼吸器を小児に使用してきている。成人症例の場合、デマンド流を駆使した SIMV あるいはプレッシャーサポート機構が好んで用いられ効果をあげている報告もみられる。しかし、小児患者の場合、カフなしの気管内挿管チューブの使用や患者の換気量に比較して大きい呼吸回路容量などの機械的に不利な条件に加え、患者の呼吸努力が小さい（信号が小さい）、呼吸数が少ない（迅速な応答性）、などの生理学的に不利な条件も重なり、機械的にも困難な条件が重なる。このため、成人では有用と考えられている様々な同期機構やデマンド機構が小児症例で有効に作動する機種は見あたらず、いまだに連続流＋リザーバーバッグ方式の人工呼吸器（ニューポート E100）に固執している。

この方式が、現時点で多くのデマンドバルブ方式より実際の都合であるとはいえ、連続流＋リザーバー方式が患者呼吸負担を増加させない理想的な方法という訳ではなく、呼吸予備力が小さい上に、著しく細く抵抗の大きな気管内チューブの使用を余儀なくされる小児呼吸管理症例では、プレッシャーサポートなどの同期、デマンド機構はもし理論通りに機能すれば成人症例以上に有用な可能性を持っていることも事実である。

本稿では、小児で IMV を施行する際の問題点をとくに人工呼吸器の機能のサイドから検討してみた。

IMV 人工呼吸器の特質

IMV 用人工呼吸器では、患者の陽圧換気に対する流量に加え、自発呼吸に対しての流量も供給しなければならない。この内、陽圧換気に関しては、大多数の人工呼吸器でタイムサイクルと定流量発生源（constant flow generator）の組合せによる定量換気であるが、自発呼吸に対する流量供給方法に関してはまったく多様であり、最近の人工呼

吸器は、陽圧換気を主目的とした時代から、自発呼吸を如何に無理なく行わせるかを競う時代の観を呈している。

小児 ICU での陽圧換気の特質

小児に限らず ICU での重症患者の陽圧換気は、タイムサイクルと定流量発生源を組み合わせた定量換気方式が全盛である。この方式の人工呼吸器を、成人では従量式（一定量を送気したら吸気相を止め呼気相に移行）設定で使用するが、小児では圧プラトーを有する従圧設定で用いるところに大きな特徴を有する。

新生児用人工呼吸器の大半は圧プラトー方式の人工呼吸器である。また、成人用人工呼吸器であっても圧プラトー方式の設定を用いることにより小児での使用が容易になる利点を有するが、この方式の最大の欠点は気道内圧のモニターのみで使用した場合に、気管内挿管チューブの閉塞や折れ曲がり事故をまったく検知できない点である。

この欠点は、換気量モニターや波形解析によるモニターなどの応用により解決できる可能性を有するが、いずれの方法も小児の長期人工呼吸管理では実際的ではない。カプノメーターの使用も有用であるがまだ普及していない。もっとも現実的で確実な対応としては、気管内挿管チューブの閉塞や折れ曲がりを防ぐことで、そのためには、気管内吸引時に挿入する吸引カテーテルの長さを毎回正確に把握する方法を推奨したい。

IMV での自発呼吸補助の機構

自発呼吸に対するガス流の送り方としては、基本的には新生児専用人工呼吸器に見られる連続流方式、連続流量を一定限度内に納めようとした連続流にリザーバーバッグを加えた方式、デマンドバルブ方式、さらにはこれらの複雑な組合せ方式など多様な方式が試みられている。また、一口にデマンドバルブといっても様々な方式が含まれる上、たんに患者の吸気努力を補おうとする方式から、積極的に多少の吸気補助を加えようとする（プレッシャーサポート）方式まで多様である。

一方現在までのデマンドバルブの機能に関しては、呼気時の機能評価が中心である。これは、呼

気は受動的に行われるとの従来の陽圧換気の考え方が根強いからである。しかし、自発呼吸への流量を供給する面から考えるとこれは片手落ちであり、とくに BPD に代表される呼吸不全患者では呼気努力による呼吸困難感や気道内圧の変動が人工呼吸器の作動や患者状態に多大な影響をおよぼす場面も知られている。

そこで、現状のデマンドバルブの機能が一般的に自発吸気および自発呼気におよぼす様々な物理的な影響および、限界の測定をある高性能人工呼吸器の電気制御デマンドバルブを例に測定し、とくに小児症例での使用を前提に検討した。

圧量曲線 (P-V カーブ) からみた 呼吸努力, 仕事量

図 1-a は大気圧下で自然な安静自発呼吸を行っている患者の場合を模式的に示したものである。この場合、V-P カーブは基本的にはほとんど面積のないループを描き、呼吸仕事量が著しく小さいことを示すはずである。

図 1-b は、人工呼吸器に接続されて自発呼吸を行っている患者の場合の模式である。この場

合、V-P カーブは右回りループを描き、このループ内の面積は呼吸仕事量を指すことになり、ループの面積が小さいほど呼吸仕事量は少なく、より自然な呼吸ができていえる。呼吸不全患者での実際の曲線では、こうした美しい半弧状の曲線というよりは、吸気や呼気の当初にピークを持つ不等辺三角形の波形を呈する場合が多く、患者の呼吸困難感が吸気呼気の非常に始めの段階で生じていることを示している。このように、図 1-b でループが膨らむ原因の大半は、人工呼吸器の呼吸回路抵抗とデマンド機構の追従の遅れによると考えて良い。

図 1-c は、完全な強制換気（陽圧換気）の場合であるが、左回りループを呈している。

デマンドバルブ人工呼吸器の機能測定方法

患者自発呼吸の検知方法には一般に圧トリガー方法と流量トリガー方法があるが、今回の実験には現時点で一般的な方法である圧トリガー方法のデマンドバルブを試作（応答時間は現存するデマンドバルブとしてはもっとも速い 20 msec 仕様）し検討した。

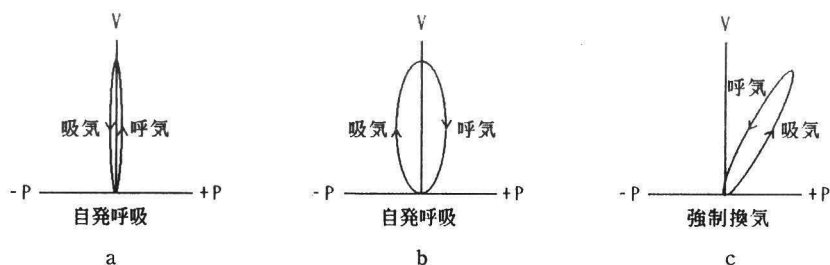
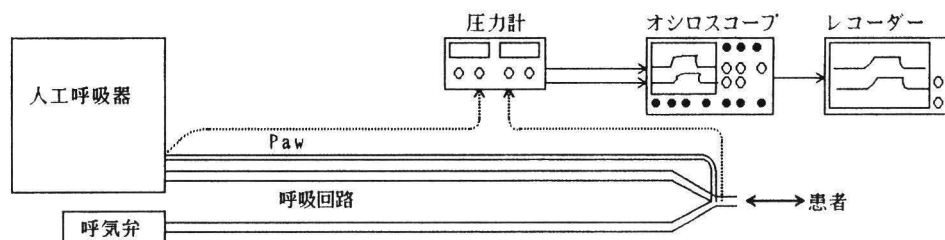


図 1



人工呼吸器から患者までの呼吸回路 2 m

図 2

実験は図2に示したごとくの回路を用い、患者接続部にテスト用注射器を取り付け、急激な陰圧を発生させ各部分の応答時間を調べた。呼吸回路としては加湿器を除いた全長2m、直径22mmの成人用スムーズボア回路を用いた。測定用圧トランスデューサーとしてはSenSym社のLX06002D型トランスデューサーを用い、Tektronix社製2430フルプログラマブルデジタルオシロスコープを介しセイコーエプソン社製HI-80プロッターに記録した。

デマンドバルブ機能検討結果

図3は吸気陰圧信号の呼吸回路による遅れ時間（つまり、患者の吸気を人工呼吸器が認識するまで）を測定したものである。上段が患者口元圧、下段が人工呼吸器の気道内圧測定口での圧変化曲線であるが、患者吸気開始とともに低下する患者口元圧が気道内圧測定口の圧にはやや遅れて圧が下がる。この二つの圧のタイミングのずれは実測の結果6msecであったが、実際に患者の引き起こした圧変化が100%の信号で伝播されるまでには約20msecを要する。伝播された圧の検知器としては各人工呼吸器固有の圧トランスデューサー

（例バリダイン）が用いられるが、この圧力変換速度は仕様上6msecとされており、したがって実際の患者の呼吸努力信号が人工呼吸器に認知され信号化されるまでの時間は約26msecということになる。

図4は人工呼吸器からのガス流が実際に患者に供給されはじめるまでの時間遅れを測定したものである。上段は人工呼吸器メインフロー吐出口部の圧であり、下段は患者口元の圧変動である。ガス吐出開始とともに呼吸器吐出口圧はただちに上昇するが、患者口元圧はやや遅れて圧が上がり、この圧上昇のタイミングの遅れも6msecであった。

図5は今回実験に用いたデマンドバルブ単独の応答性能である。遅延時間（Lag time）は4msec、応答時間（Response time）は16msecであり、このデマンドバルブ自体のみの遅れ時間は20msecであったが、90%応答時間は20msecを越えた。

図6は同一のバルブを用いたデマンドコントロールの一例である。制御電圧に比例した流量が得られてはいるが、図8で示した時間遅れはそのまま残っている。

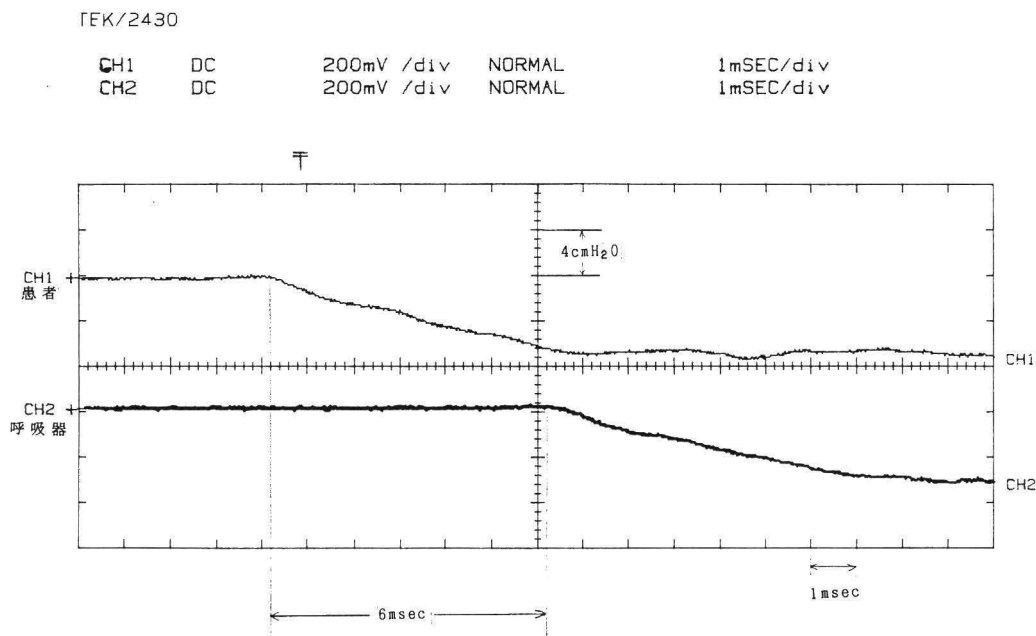


図 3

TEK/2430

CH1	DC	100mV /div	NORMAL	1mSEC/div
CH2	DC	100mV /div	NORMAL	1mSEC/div

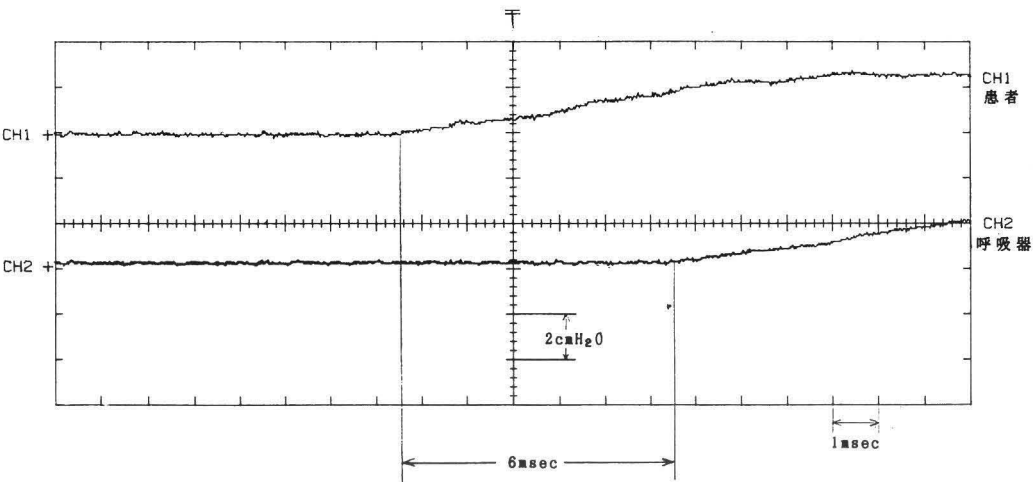


図 4

TEK/2430

CH1	DC	500mV /div	NORMAL	2mSEC/div
CH2	DC	500mV /div	NORMAL	2mSEC/div

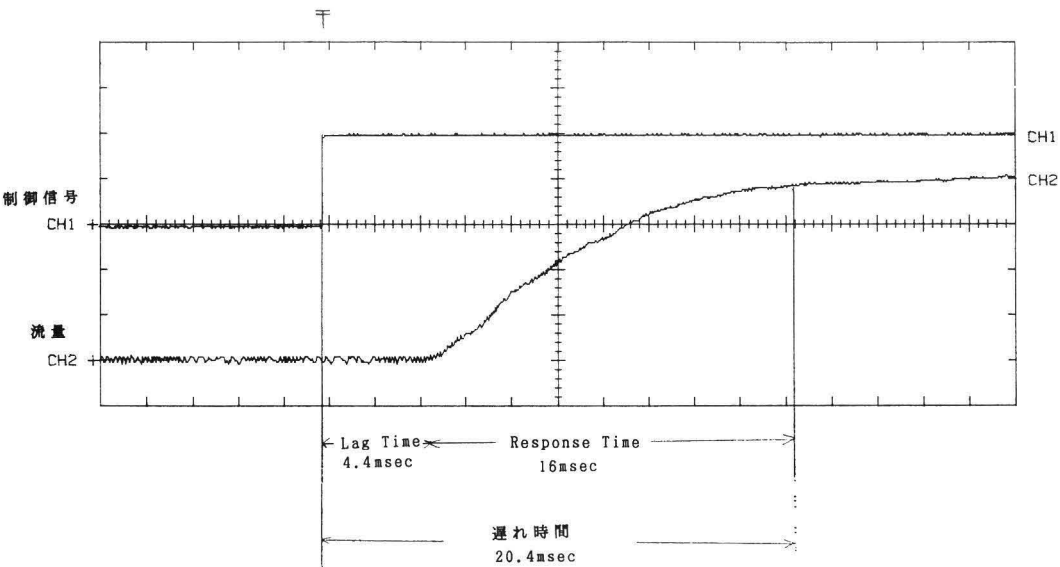


図 5

TEK/2430

CH1	DC	500mV /div	NORMAL	5mSEC/div
CH2	DC	500mV /div	NORMAL	5mSEC/div

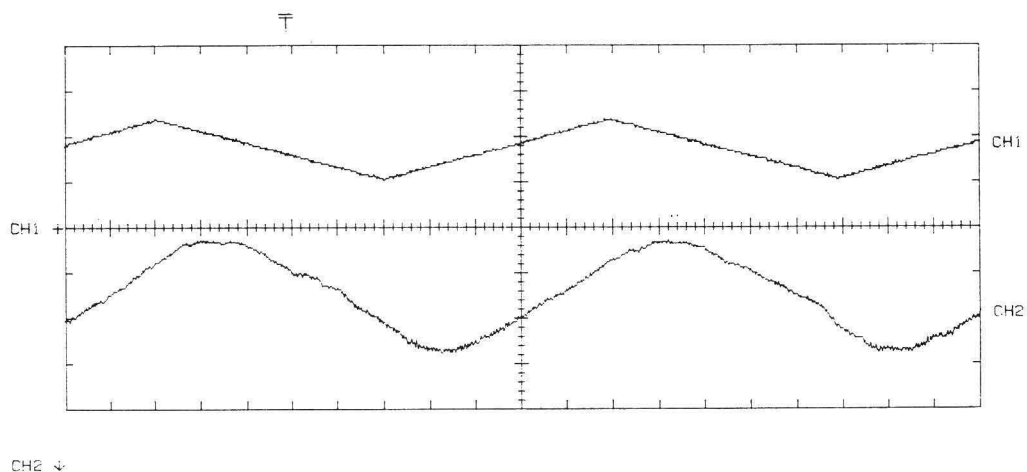


図 6

TEK/2430

CH1	DC	500mV /div	NORMAL	5mSEC/div
CH2	DC	500mV /div	NORMAL	5mSEC/div

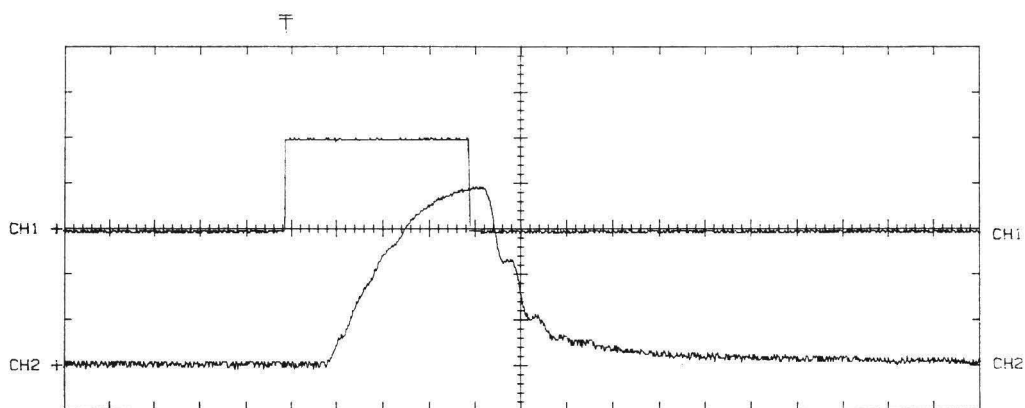


図 7

図7は 同じバルブにパルス信号が与えられた時のパルス応答の一例である。バルブの遅れ時間はその開閉時どちらにも 20 msec 程度であり、たとえば患者が思いきり息を吸い次の瞬間息を止めてもまだデマンドバルブはガスを送気し続けていることを意味している。

以上の遅れ時間を要約すると、表1および図8に示した7つの部位での遅れがありえることにな

り、結果的に気道内圧からみて患者の要求に応えられるのには、100 msec 程度、加湿器などを組み込めばさらに長い時間の遅れが生じることが解った。

考 察

ここに示した患者呼吸圧信号の遅れ時間は、以下のように解釈できる。空気の圧力伝搬速度（音

表 1 デマンドバルブ人工呼吸器の信号伝播の時間

() 内は 90% 応答時間

① 患者から検知器までの遅れ	6 msec (20 msec)
② 検知器自体での遅れ	6 msec
③ 検知器から制御器までの遅れ	0 msec
④ 制御器自体での遅れ	10 msec
⑤ 制御器からデマンドバルブまでの遅れ	0 msec
⑥ デマンドバルブの動作遅れ	20 msec (40 msec)
⑦ デマンドバルブから患者までの遅れ	6 msec (20 msec)

全体として患者信号の発生への対応は、理想的な回路であっても 100 msec 程度以上になる。

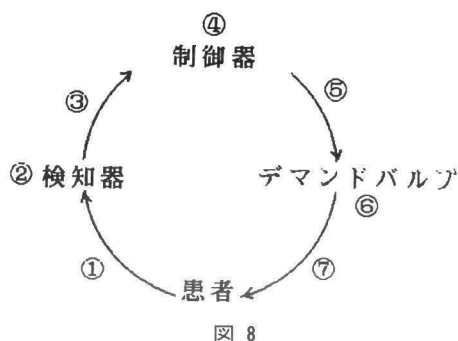


図 8

速)は $a=20.1\sqrt{T}$ で表わされる (a : 速度 m/s, T : 絶対温度 K)。人工呼吸器から患者までの呼吸回路長が 2m, ガス温度摂氏 20 度とすると, 患者口元の圧変化は計算上約 5.8 msec 後に検知器に伝わる。供給ガス流もデマンドバルブから患者口元までの距離が 2m でガス温度摂氏 20 度であれば計算上はデマンドバルブ動作後約 5.8 msec 後に患者にガスが供給されることになる。したがって少なくともトリガー後約 12 msec 間ガスは理論的にも患者に物理的にガスは供給されないことになる。しかし実際の呼吸器ではさらに、検知器の遅れ、検知器からの制御器までの遅れ、制御器の遅れ、制御器からデマンドバルブまでの遅れ、デマンドバルブの遅れなどが加わるためさらに大きな時間遅れを生ずることになる。こうした遅れは、現在の呼吸回路と気道内圧を患者の呼吸努力の指標として認知して制御する方式をとるかぎり避けられない遅れである。100 msec オーダーの制御の遅れは、吸気時間全体が 200~400 msec 前後

の小児では重大な問題である。

これらの遅れのため患者が吸気を始めてもすぐにはガスは供給されず、また患者が急に吸気をやめてもガスの供給が止まらないということが起こる。とくに呼気に関しては、呼吸不全患者は最大吸気努力の次の瞬間に、何の前触れもなく思いっきりの呼出をしようとする訳であり、患者がデマンドバルブの最大流量に向かって最大呼気を開始しようとしている場面が常に存在し、これが最近の高性能人工呼吸器の呼気抵抗の高さの大きな要因だと考えられる。これらの問題を現在のデマンドバルブ機構で解決するためには、患者の呼気開始直前に吸気流速を完全に止めるなり回路を完全開放する機構を備えなくてはならないが、このためには、何らかの予測制御を取り入れる以外に方法はないと考えられる。

一方、患者の呼吸努力を気道内圧変化で検出し、その上で気道内圧変化は小さく保ちたいとする現在の方式には機構的に無理があるともいえる。すなわち信号は小さいほど機械的対応は困難となる訳である。小児では呼吸努力の小ささ、速い呼吸数、カフなし気管内チューブの使用など雑音の少ない信号をうること自体が困難であることから、現在のデマンドバルブ機構の小児で期待どおり作動は無理と考えられ、実際の患者での圧変動の問題大半が各呼吸相の非常な初期にあることから、回路内定状流の込み入れがもっとも実際的な対応となり、そうした点を考慮すると現状の小児症例でのリザーバーバッグ方式の有用性が理解できることになる。

まとめ

小児 IMV 用人工呼吸器を使用する際に問題となる、気道内圧モニターのみでは気管内挿管チューブの閉塞や屈曲が検知できない問題点、および成人で好んで用いられているデマンドバルブ機構がなぜ現状では小児で有効に機能しないかの点に関して検討を加えた。

前者に関しては、現状では気管内吸引時に吸引チューブの先端が確実に気管内挿管チューブよりも先に出ていることを毎回確認する方法がもっとも確実であるが、将来的にはカプノメーターの使用やリークに影響されない換気量モニターが開発されるであろう。

後者に関しては、音速の壁も含め、現状の呼吸回路を用い、気道内圧を検知しての流量制御によ

るデマンドバルブ機構には限界がありある程度の子測制御法が確立するまでは、回路内定状流（＋リザーバーバッグ）の組み込まれた人工呼吸器がもっとも現実的な対応であることを示した。しかし、現状のデマンドバルブ機構の意図している方向（プレッシャーサポートなど）は小児症例でとくに有用な機能であり、真に小児でも使用しうるデマンドバルブ機構の開発に期待したい。

参考文献

- 1) Jeffrey A. Katz, Roger W Kraemer, C.R.T.T., G. Eric Gjerde, M.B.A., Inspiratory Work and Airway Pressure with Continuous Positive Airway Pressure Delivery Systems, Chest 88 : 519-526, 1985
- 2) 窪田達也, 小野寺文雄 : 成人用人工呼吸器の最近の進歩, ICU と CCU 10 (8) : 631-642, 1986

CPAP

鈴木 玄 一*

成人の呼吸管理, とくに ARDS において CPAP が再評価されているが, 小児では Gregory らが発表して以来, 機能的残気量の増加, 肺コンプライアンスの改善および呼吸仕事量の軽減 と IMV とともに人工換気療法上 CPAP はなくてはならない方法である。

本日は近年診断学の進歩とともに小児に注目されている気管 (tracheomalacia) および気管気管支軟化症 (tracheobronchomalacia, TBM) では CPAP が内科的唯一の治療なので, 私の経験をもとに TBM について述べる。

診 断

TBM の分類は今だ定説はなく, 先天性あるいは特発性は少なく, 食道閉鎖症や CHD に合併す

るものが多く, primary か secondary に分類しにくい例もある。

われわれは表1のごとき症例を経験した。最終的な診断は, 自発呼吸下での気管支造影術や気管支鏡 (ファイバースコピィを含む) であるが, 症状としては突発的な陥没呼吸, 換気不全で始まることが多い。そのほか人工換気中に呼気の延長,

表 1 Tracheobronchomalacia

Esophageal atresia	5
CHD	
VSD	23
ASD	3
PDA	2
TGA	1
Vascular ring	1
Bronchopulmonary dysplasia	2

* 都立清瀬小児病院麻酔科