

〔一般演題〕

Fisher & Paykel 加温加湿器の検討

杉浦正俊* 河野寿夫** 近藤陽一*
長田厚*** 片山正夫*** 宮坂勝之***

はじめに

人工呼吸管理中の加温加湿はきわめて重要で、臨床的に各種の加温加湿器が用いられている。とくに最近では回路内の水分結露と温度低下を予防する目的で、熱線入り加温加湿器が多用されているが、臨床の場では温度モニターのみで、湿度が実際に測定されることは少なく、どの程度の加湿が得られているか疑問も多い。現実臨床では、回路内熱線付 Fisher & Paykel 社製（以下 F&P）加温加湿器では気道閉塞を繰り返し、Cascade 型加温加湿器に変更することにより、水分結露はあるものの良好な加湿を得る症例も経験する。

そこでわれわれは呼吸回路に熱線が組み込まれた F & P 加温加湿器について、流量および回路内熱線の湿度への影響、および dual servo 機構の加湿に与える影響について（実験Ⅰ）、また小児用気管内挿管チューブのような細管が、加温ガスの温度や湿度に与える影響について（実験Ⅱ、実験Ⅲ）検討した。

実験方法

実験Ⅰ：実験には F & P 熱線入り加温加湿器（図1、左よりマニュアル制御 MR328 型、%RH 調節機構付き servo MR338 型、dual servo MR500 型、%RH 調節機構付き dual servo MR600 型）と MR310 型ディスプレイ加温加湿器モジュールを用いた。呼吸器回路には Tygon チューブ（内径 9.5 mm 長さ 130 cm）を用い、熱線先端より約 5 cm の位置に加温加湿器の患者側温度

センサーを挿入した。加温加湿器モジュールは実験ごとに新しいものを使用し、水位は可及的に最大水位を維持した。

温度は Mon-a-therm 社製 model 6500 温度計、湿度は Shinyei 社製 TRH-10 A 電気相対湿度計により測定、温度と湿度より水分含量すなわち絶対湿度を算出した。測定は室温で行い、回路が他の物体に接触しないよう留意した。流量および加湿器を様々な条件で設定、恒常状態を確認したのち、加湿器内水温、加湿器出口、患者側口元の温度および湿度を測定した。実験にはすべて中央配管の圧搾空気を使用した。

実験Ⅱ：小児用気管内挿管チューブや、高頻度振動呼吸の回路で low pass filter として用いられる呼吸回路内の細管が、温度および湿度に与える影響について検討するため、MR500 型加温加湿器の患者側温度センサーの前に、細管として Tygon チューブ（内径 3.3 mm 長さ 30 cm）、対照として Tygon（内径 9.5 mm 長さ 30 cm）をおき、管の前後における温度差をさまざまな流量で測定した。

次に実際の気管内チューブによる温度低下の有無を検討するため、MR500 型加温加湿器（設定

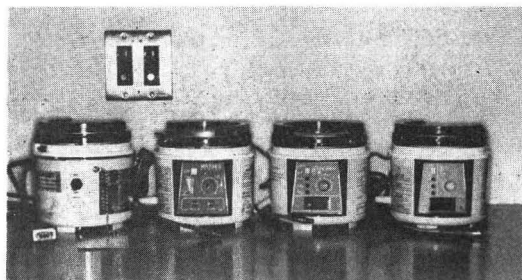


図1 実験に用いた Fisher & Paykel 社製加温加湿器（MR 328, MR 338, MR 500, MR 600）

* 国立小児病院麻酔科

** 国立小児病院新生児科

*** 国立小児医療研究センター病態生理研究室

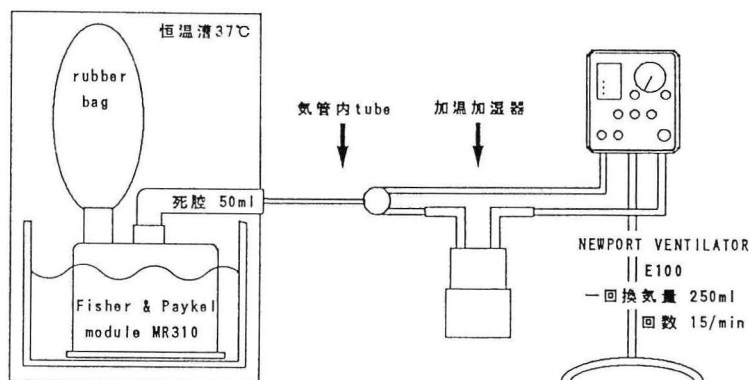


図2 モデル肺

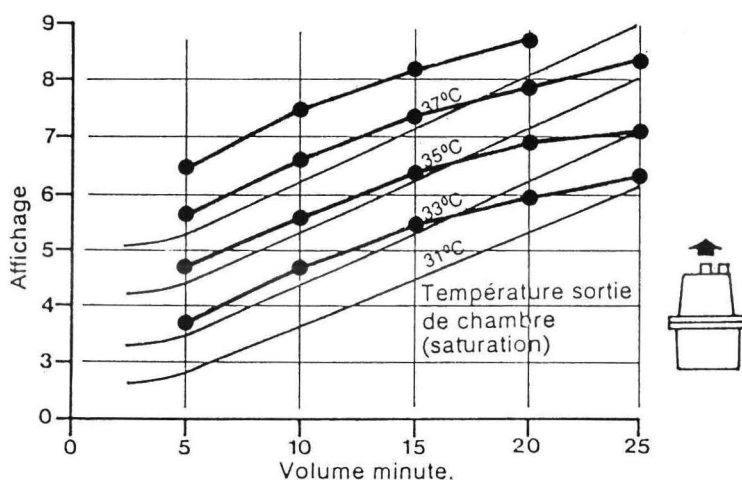


図3 MR 328 加温加湿器の流量とダイヤル設定
(付属する表 — と実際 ●—●)

37°C) の患者側温度センサーの先に Portex 気管内チューブ (内径 2.5 mm 長さ 15 cm) および Portex (内径 6.0 mm 長さ 15 cm) を接続、チューブの前後における温度差を繰り返し測定した。

実験Ⅲ：実験Ⅱの細管で温度低下がみられたことから、この温度低下が加湿に与える影響を検討するため、モデル肺 (図2) による実験を行った。F & P MR310 型加温加湿器モジュールに 1 l の rubber bag を加えたものを 37°C の恒温槽内におき、Newport E100 人工呼吸器により定常流 10 l/分、分時換気量 3.75 l/分で4時間から7時間にわたり換気、単位時間当りにモデル肺より奪われた水分量を測定した。加温加湿器には MR 500 型と MR600 型 (設定 37°C) を用い、MR600

型の相対湿度調節つまみは最大に設定した。細管には Portex 気管内チューブ (内径 3.0 mm 長さ 15 cm) および Portex (内径 6.0 mm 長さ 15 cm) を用いた。実験中水槽内、恒温槽および患者口元の温度を測定した。

結果

実験Ⅰ：MR328 型加温加湿器について、各流量に対し一定の温度を得るために必要なダイヤル設定について検討した (図3)。流量 25 l/分の場合を除き、付属する表に示された値よりダイヤル目盛にして最大 1.5 目盛、強く設定する必要があった。つまり付属する表の値に従うと、期待する温度および湿度が得られない可能性が認めら

れた。

流量に対する加湿能力を検討するため、加湿器出口の温度を 37°C に維持した時の、流量と得られる水分含量すなわち絶対湿度の関係を測定した (図 4)。流量の増加とともに絶対湿度は低下し、毎分 15 l 以上の流量で 33 cmH₂O/l 未満となった。対照として測定した Bennet 社製 Cascade 加湿加湿器では測定し得た毎分 35 l に至るまで相対湿度の低下は認められなかった。

次に回路内熱線が加湿に与える影響を検討する

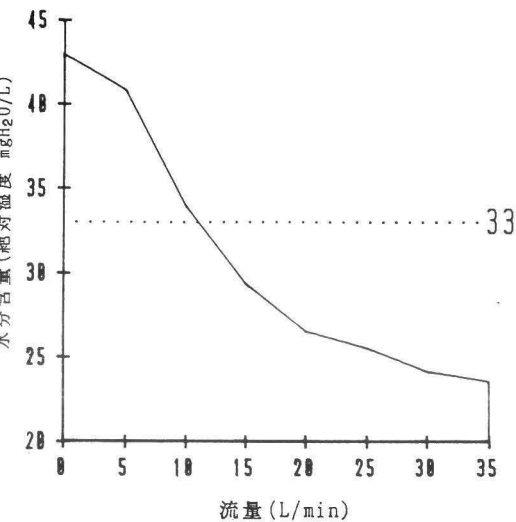


図 4 流量と絶対湿度 (37°C)

ため、MR500 型 dual servo 加湿加湿器の温度制御について検討した (図 5)。ほぼ意図した患者口元温が得られるものの、回路内熱線の加湿により加湿器出口より患者口元が 1°C から 2°C 高く維持されていた。

そこで回路内熱線による加湿が湿度に与える影響を検討するため、回路熱線の強さを様々に変化させ湿度の変化を測定した (図 6)。実験には MR 600 型 dual servo 加湿加湿器を用い、流量 10 l/分、患者側口元温を 37°C に維持した。熱線の加湿が強くなる、すなわち加湿器出口と患者口元

表 1

a 細管による温度低下 (°C)		
流量 (l/min)	Tygon 3.3 mm	Tygon 9.5 mm
5	10.8	10.6
8	7.2	6.7
10	5.6	5.2
12	4.7	4.3
15	3.8	3.4

MR 500 (37°C)

b 気管内チューブによる温度低下 (°C)

Portex 内径 2.5 mm	2.52±0.10 (n=7)
6.0 mm	2.23±0.16 (n=8)

MR 600 (37°C, 10 l/min), mean±SD, P<0.01

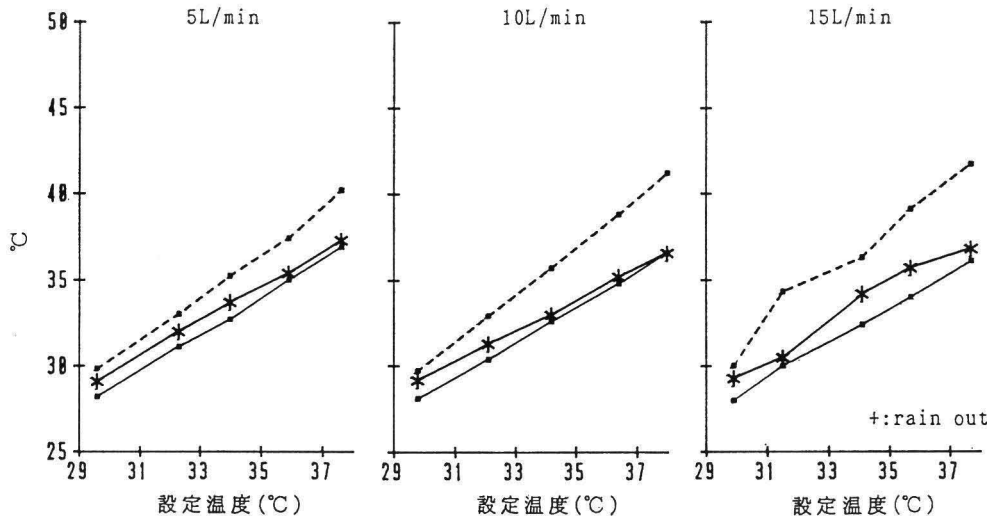


図 5 MR 500 の温度制御 (患者口元温 *-*、加湿器出口温 ●—●、加湿器水温 ●---●)

の温度差が拡大するに従い、絶対湿度は急激に低下した。この条件下では温度差が2度を越えると絶対湿度 33 mgH₂O/l 以下となる可能性が認められた。

図7に MR 600 型 dual servo 加温加湿器の温度制御性能を示した。相对湿度調節つまみの設定により、加湿器出口の温度を患者側より高く設定することが可能であり、その場合に限り吸気側回路内に水滴付着がみられた。しかし流量 20 l/分以

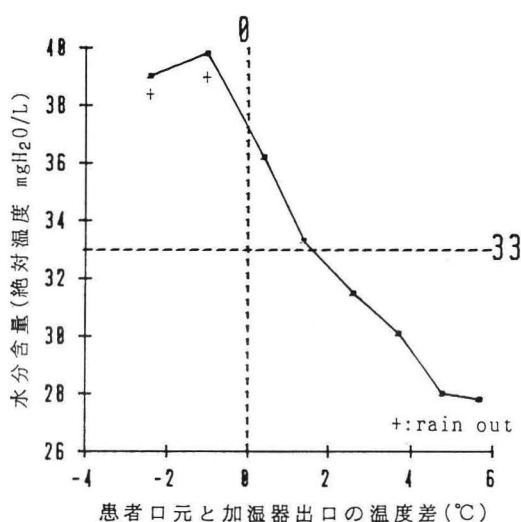


図6 回路内熱線の加温による湿度の低下
(設定 37°C, 10 l/min)

上では加湿器そのものの加湿性能不足のためか、いずれの条件においても水滴付着は認められなかった。

図8に MR 338 型 servo 加温加湿器の温度制御性能を示した。MR 600 型同様、相对湿度調節つまみにより加湿器出口温度を患者口元より高く設定することが可能であった。この場合も吸気側回路内の水滴付着が加湿の良い指標となった。しかし MR 338 型においては最大 2.2 度におよぶ口元温度の周期的変動が認められた。

実験Ⅱ(表1)：細管および対照のいずれにおいても、流量の減少とともに温度較差は拡大した。同一流量で比較すると、細管の前後でより大きな温度低下が認められた。実際の気管内挿管チューブでは、内径 2.5 mm の Portex チューブで $2.53 \pm 0.10^\circ\text{C}$ 、内径 6.0 mm の Portex チューブで $2.23 \pm 0.16^\circ\text{C}$ の温度低下がみられ、有意の差 ($P < 0.01$) を認めた。

実験Ⅲ(表2)：モデル肺を用いた検討では、わずかながら内径 6.0 mm の気管内チューブより内

表2 モデル肺より奪われた水分量 (ml/hour)

	MR 500	MR 600
Portex 内径 3.0 mm	3.12	1.26
6.0 mm	1.43	0.95

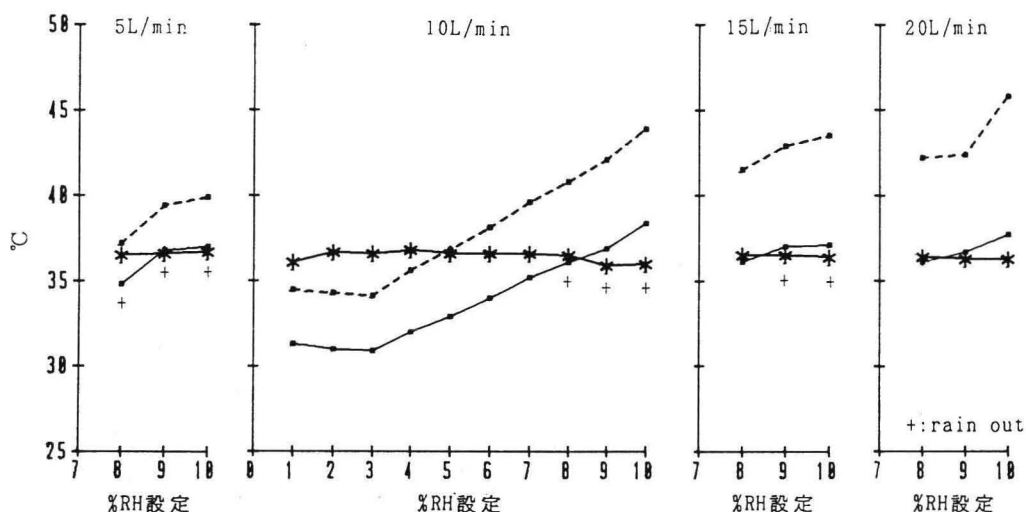


図7 MR 600 の温度制御 (設定 37°C, 患者口元温 *—*, 加湿器出口温 ●—●, 加湿器水温 ●---●)

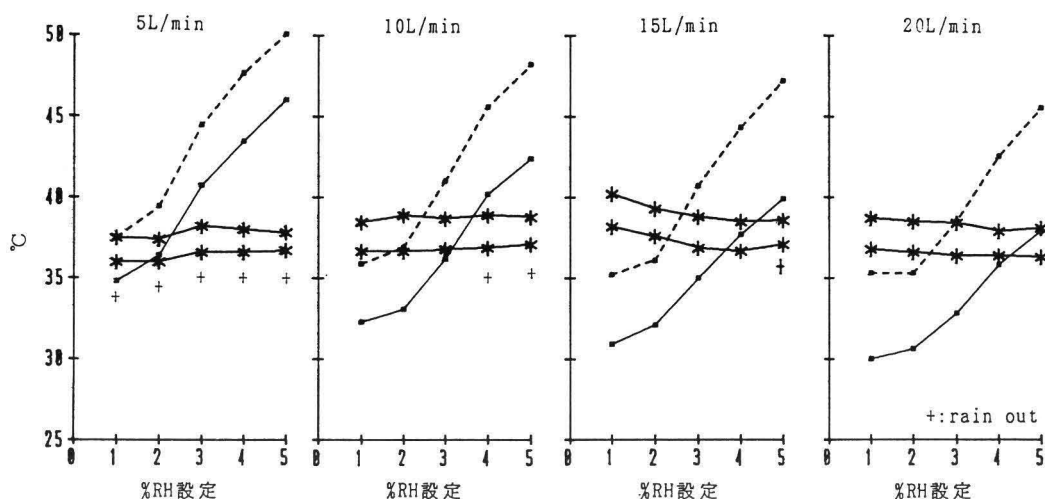


図 8 MR 338 の温度制御 (設定 37°C, 患者口元温 *—*, 加湿器出口温 ●—●, 加湿器水温 ●—●—●)

径 3.0 mm の気管内チューブを介した方が単位時間当りに奪われる水分量が多く、また MR 500 型と MR 600 型では前者で奪われる水分量が多かった。

考 案

乾燥した医療用ガスの吸入および、上部気道における加温加湿を補うため、気管内挿管患者においては適切な加温加湿を行う必要性が知られている¹⁾。湿度の不足は熱・水分喪失、気管内分泌物の乾燥による気道閉塞¹⁾、粘膜纖毛機能の障害など²⁾を惹起し、また過剰な加温加湿は気道熱傷³⁾・水中毒を始めとする様々の障害⁴⁾を引き起こす。至適加湿レベルの決定には多くの問題が含まれるが、生理的状态で大気を呼吸した場合、鼻呼吸の声門下で 32°C, 98% RH, 口呼吸で 30°C, 80% RH に達しているといわれている⁵⁾。また実験的に、温度および湿度が肺・粘膜機能に与える影響について検討した成績では、おおむね 13~34 mgH₂O/l, 20~37°C が必要とされている⁶⁾。これらの事実から上部気道をバイパスする気管内挿管ないしは気管切開患者においては、32°C 100%, 33 mgH₂O/l 前後の水分含量が至適加湿レベルと考えられている⁶⁾⁷⁾。

この加温加湿レベルを達成するため従来より多

様な加温加湿器が考案され、個々の性能についても報告されている。F & P 加温加湿器は中でも比較的優れた評価を獲得しているが⁸⁾⁹⁾、その一方で、高流量域で加湿不足になるとの報告も散見される¹⁰⁾。今回実験に用いた F & P 加温加湿器は、加湿器出口温を 37°C に固定した場合、流量 15 l/分以上になると期待する加湿が得られず、流量の増加に対する加湿能力の余裕が少ないと考えられた。従来の手動調節型では、流量の増加に伴い加湿器出口温を上げることで、絶対湿度の調節が可能であったが、自動制御型では加湿器出口温が一定に維持される結果、高流量域での余裕が減少したと考えられた。

加湿器出口温が患者口元温より高い場合、回路内に多少の水滴が結露するものの、湿度はほぼ頭打ちとなった。逆に加湿器出口温が低いと湿度は低下、この傾向は温度差が開くとともに拡大した。加湿器出口温 35°C, 患者口元温 37°C でも、加湿器出口で完全に飽和されれば約 40 mgH₂O/l の絶対湿度が確保されるはずであるが、実際には 33 mgH₂O/l に達せず、加湿能力の余裕不足が影響している可能性も考えられた。このように MR 500 型では加湿器出口温が設定温よりも 1~2°C 低く制御されるため、加湿不足となる危険性が比較的大きいと考えられた。この点 MR 600 型・MR 338

型では、相対湿度調節つまみによる一定範囲の設定が可能で、その際吸気側回路内水滴付着が良い指標となった。しかし高流量域ではいかなる設定においても水滴が付着せず注意を要した。またMR 338型において患者口元温の周期的変動があり、幅を見込んだ温度設定が必要と思われた。

CPAPやIMV¹⁰⁾¹¹⁾などの連続高流量で使用する機会の多い小児領域では、むしろ成人領域より加湿不足となる可能性が高い。われわれの施設では患者口元温 37°C を目標に使用しているが、加湿が確実でなく、湿度モニターもない現時点では、患者口元温度を高め設定することで湿度に余裕をもたせる必要があると考えている。またheat loss¹²⁾や回路汚染の予防など、回路内熱線の利点を生かしつつ、熱線の過剰な加温による湿度の低下を防ぐため、むしろ回路内に若干の水滴が結露するように調節することが大切と考えている。

一方Cascade型加湿加湿器では測定し得た流量35 l/分に至る範囲まで飽和ガスが得られる反面、吸気抵抗その他の欠点を有している。今後加湿加湿器の改良・開発を望むとともに、温度のみでなく湿度のモニター、また定常流だけではなく間欠流における加湿についても検討が必要と思われた。

加湿加湿された気体が気管内チューブのような細管を通過する際、温度の低下、湿度の低下を伴う可能性も示唆された。一般に気体の流速が遅いほど、管の長さが長いほど温度低下は大きくなるといわれている。実験Ⅱにおいても細管および対照のそれぞれで、流速の減少とともに管の前後の温度差は増加した。また同一流速で比較すると、対照に比べ細管での温度低下が大きく、管の体積に対する表面積の増加による⁹⁾と考えられた。しかし細管と対照の温度低下を比でみると、流量が増えるにしたがい細管における温度低下が増加しており、断熱圧縮、乱流発生など、その他の要因も複雑に関与していると考えられた。細管による温度低下の影響は実際には少ないと思われるが、条件如何によっては何らかの効果を示す可能性もあり、今後の検討が必要と思われた。

以上回路内熱線入り F & P 加湿加湿器について

て検討を加えた結果、高流量域での絶対湿度不足、回路内熱線の加温による相対湿度低下によりMR 500型では加湿不足となる可能性が認められた。MR 600型、MR 338型ではある程度の調節が可能で、加湿の指標として吸気側回路内の水滴結露が指標となった。気管内チューブのような細管の前後で温度の低下が認められ、湿度の低下を伴う可能性も示唆された。

文 献

- 1) Orkin FK : Humidification, Anesthetic systems, Anesthesia. Edited by Miller RD. New York, Churchill Livingstone, 1986, pp 133-135
- 2) Forbes AR : Temperature, humidity and mucus flow in the intubated trachea. Br J Anaesth 46 : 29, 1974
- 3) Williams S : Temperature control of heated humidifiers. Medical Instrumentation 16 : 55, 1982
- 4) Tsuda T, Noguchi H, Takumi Y, et al : Optimum humidification of air administered to a tracheostomy in dogs, scanning electron microscopy and surfactant studies. Br J Anaesth 49 : 965, 1977
- 5) Ingelstedt S : Humidifying capacity of the nose. Ann Otol Rhinol and Larynx 79 : 475, 1970
- 6) Mebius C : A comparative evaluation of disposable humidifiers. Acta Anaesthesiol Scand 27 : 403, 1983
- 7) 後藤幸生 : 吸入療法の問題点をめぐって(2). 臨床麻酔 1 : 294, 1977
- 8) 大塚耕司, 塩沢 茂, 岩月賢一 : レスピレータに付属する各種加湿器の効率について. 麻酔 15 : 780, 1976
- 9) Heated humidifiers. Health Devices 16 : 223, 1987
- 10) Tarnow-Mordi WO, Sutton P, Wilkinson AR : Inadequate humidification of respiratory gases during mechanical ventilation of the newborn. Arch Dis Child 61 : 698, 1986
- 11) Poulton TJ, Downs JB : Humidification of rapidly flowing gas. Crit Care Med 9 : 59, 1981
- 12) 大城陽一, 若山茂春, 前田朝平 : 人工呼吸器回路内温度較差の検討. ICU と CCU 7 : 621, 1983