

□ 特集：HMEF □

気道の水・熱収支（解析）と加湿器の評価 —質量分析計による水蒸気濃度分圧の連続測定—

西 功* 水谷太郎** 豊岡秀訓**

ABSTRACT

Water and Heat Balance Analysis in the Tracheal Airway and Evaluation of a Humidifier
—Measurement of Water Vapor Concentration Partial Pressure in the Tracheal Airway—

Isao NISHI *, Taro MIZUTANI ** and Hidenori TOYOOKA **

* Westron Corporation, Kashiwa, Chiba 277-0015

** Department of Anesthesiology, University of Tsukuba Hospital

The water loss at a point in the tracheal airway is proportional to the hysteresis of the product of the water vapor concentration and the respiratory flow rate. The water loss is determined by the partial water pressure and the temperature, accordingly by the absolute and relative humidity. The practical continuous measurement of these relevant factors is essential to clarify the mechanism of the water and heat balance of the tracheal airway and, the evaluation of the function of the humidifiers. The accurate measurement of these factors is achieved by the newly developed respiratory mass spectrometer and the quantitative evaluation of the respiratory humidifiers will be also attained by the measurements.

In this paper, the principle and the practical method of the measurement are described. The exact measurements of the full cycle respiratory gas concentrations including water vapor are shown both in the spontaneous breathing and in the simulation breathing on the humidifier with the nose filter (F-HME, HME). The precision and the response of the measurement of the water vapor concentration are examined and evaluated. The measurements are discussed on the simulation breathing of artificial tracheal airway from the points of clarifying the mechanism of the water and heat balance in the airway and evaluating the function of the humidifiers.

1. 緒言

気道の水・熱管理は、臨床呼吸管理において重要課題の一つである。特に人工呼吸中の気管内の結痰・凝固は、気道閉塞の重大結果につながるおそれがある¹⁾²⁾。

呼吸・換気において、吸気は肺胞に達する過程で、気道壁より水分と熱を吸収し、肺胞に到達する段階で、ほぼ37℃水蒸気飽和となる。呼気は、熱と水分を気道壁へ再配分しながら呼出される。この呼吸過程における水と熱の収支バランスによって通常気道壁の水蒸気分圧、温度、絶対/相対湿度の状態は、正常な気道、正常な呼吸においては適正に保持される。

特に、水の発生源をもたない人工気道としての

* ウェストロン株式会社

** 筑波大学付属病院麻酔科

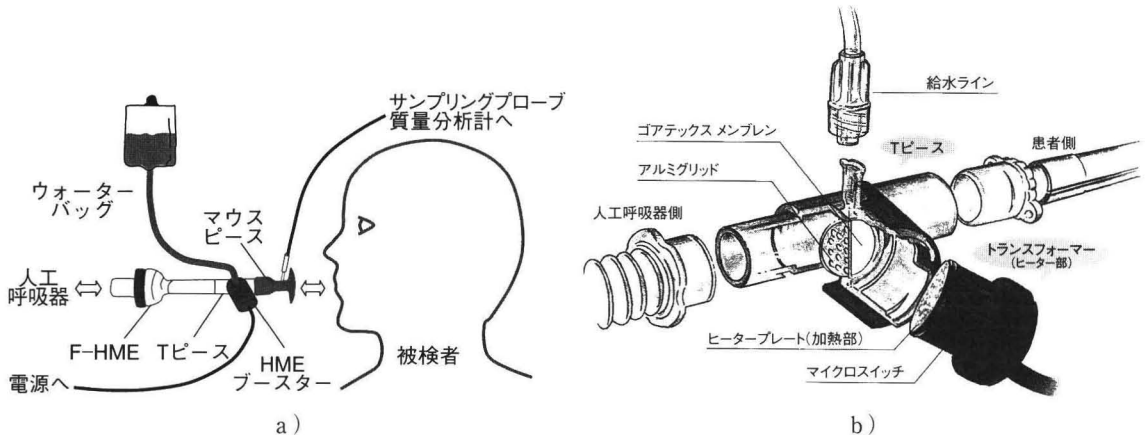


図1 呼吸気濃度パターン測定ガス回路の構成
 a) 呼吸気濃度パターン測定システム
 b) HME プースター ((株) ニチオンカタログより)

気管チューブを用いる場合の人工呼吸においては、しかしながら、吸気はあらかじめこの吸気・呼気過程における気道内水・熱収支バランスを適正に保つよう適度に加湿されなければならない。さまざまな加湿器が臨床現場で用いられている中で、加湿器の機能・使用条件を含め、適正な調節が行えていない場合も散見される¹⁾²⁾。すなわち、過度の加湿においては気管チューブ内の結露が、また、この結露防止のため加温された気管チューブ内では相対湿度の低下、乾燥による分泌物の凝固が問題となることもある¹⁾²⁾。この一見簡単な命題に対する明解な答えを困難にしている最大の原因は、気道の水・熱収支が定量的・連続的に正確な実測がなされていないことにあると思われる。

気道の適正な水・熱管理にとって、気道の水・熱収支の正確な測定とその機序解明は緊急の要請である。本論文は、この要請に対して、測定法に関する一つの提案を行うものである。

本論文では、

- ① 西らが開発した呼気分析用質量分析計と、これによる水蒸気を含む呼吸気ガスの測定原理と装置の特性。
- ② 人工鼻付加湿器での水蒸気を含む呼吸気連続測定。
- ③ 気道内水・熱収支機序に関する考察。

について述べる。

2. 方法

1) 加湿器ガス回路

実験に用いた加湿器はMEDISIZE 人口鼻 F-HME 付 HME プースター(輸入総発売元(株)ニチオン)である。測定ガス回路を図1に示す。人工呼吸器と対向する側にマウスピースを取り付け、これをくわえた状態で被験者に正常な口呼吸を行わせた。呼吸気はマウスピースに刺したプローブよりサンプリングされ、分析計に導き、水蒸気を含む呼吸気ガス濃度を連続測定した。ここで用いられた加湿器は、Tピースに注入された水が35℃に加熱され、ゴアテックスメンブレンとアルミグリッドを通して効果的に水と熱を呼吸気中へ放散するように設計されている。人口鼻 F-HME との組合せで使用された場合、その保温・保水度も加わって正常な使用下では回路内の乾燥化も結露も無視できるとされる。

a) 測定条件

環境気圧 $P_B = 751$ Torr, 室温 $T_{room} = 21^\circ\text{C}$, Tピース設定温度 35°C で、プースター on
 被験者：健康男子, 70 歳。

呼吸：安静時呼吸

b) 測定

プースター on で

- ① Tピースに加湿水を加えない（給水なし）
 - ② Tピースに加湿水を加える（給水）
- の二つのケースについて比較測定した。

2) 質量分析計

ガス濃度の測定はウェストロン呼気分析用質量分析計RMS-2000を用いた。図2に呼気分析用質量分析計の原理を示す。この装置は①直接連続ガス導入系、②分析系、③信号処理・解析系よりなる。主たる特徴と特性を以下に示す^{3)~5)}。

a) 分析方式

磁場型複式コレクタ方式

b) 測定ガス

H₂, He, H₂O, C₂H₂, N₂, C¹⁸O, O₂, Ar, ¹²CO₂, ¹³CO₂, 他に測定目的によってC₂H₅OH, CH₄, NH₃など、最大8種までの関与するガス種を選択し、同時連続測定が可能である³⁾⁵⁾。

c) ガス導入

大気圧からの直接連続サンプリング（数10気圧からも可能）し、ガス組成比を一定に保ったままで導入する。サンプルガス流量20~60ml・atm/min

d) 信号処理

b), c) の機能・特性に基づく独特の信号処

理により、自動的に変動要因をキャンセルすることで①完全な直線性、②精度・安定性、③高速応答性を実現している⁴⁾。

e) 水蒸気の校正

水蒸気（H₂O）の校正は標準蒸気圧として、独自に開発した飽和水蒸気発生装置からの水蒸気圧を用いて行う。図3に水蒸気分圧P_{H₂O}（=P_B・F_{H₂O}）の検証結果を示す³⁾⁵⁾。ここで、低压領域はVAISALA露点湿度計の出力値を、高压領域では飽和水蒸気発生装置による標準水蒸気圧を基準とした。ほぼ完全な直線性と精度を得た（y=ax, a=0.999, R²=1.000）。信号処理出力形態はドライガス同様、濃度F_{H₂O}である。環境気圧、呼吸気温度を測定すればF_{H₂O}は分圧、絶対/相対湿度への換算が可能である。図4に水蒸気測定の応答特性を示す。水蒸気濃度F_{H₂O} = 11.6%, 分圧P_{H₂O} = 87.6 TorrおよびF_{H₂O} = 1.2%, P_{H₂O} = 9.2 Torrの空気を交互に切替えて測定した。水蒸気を含む混合ガス測定の63%立ち上がり時定数τは100ms以下である。なお水蒸気を信号処理過程で除外して、ドライガスに限ればτは50ms以下である。

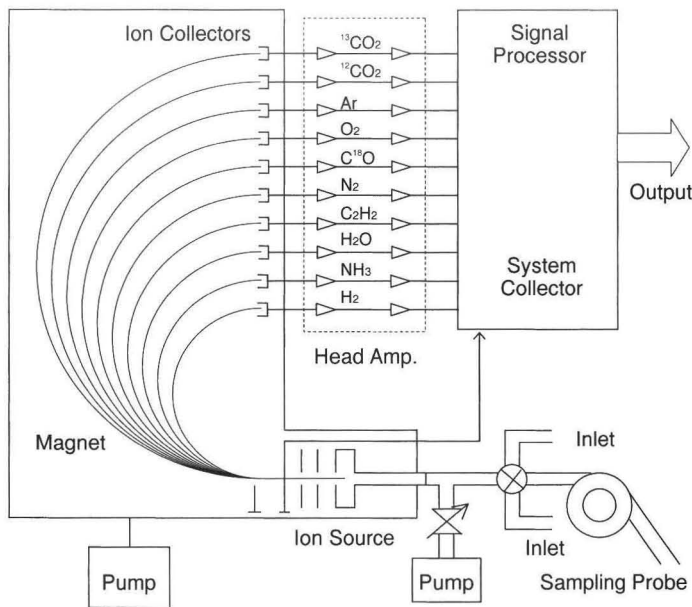


図2 ウェストロン呼気分析用質量分析計の原理

3. 結果

1) 安静時呼吸気パターン

図5に口腔内よりサンプリングした安静時呼吸

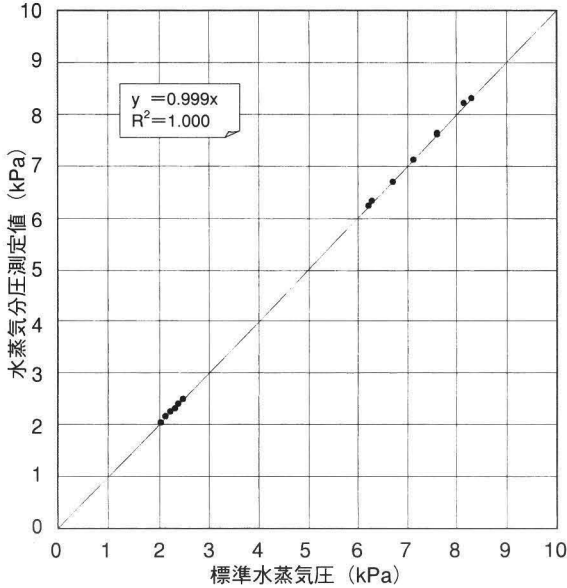


図3 水蒸気分圧測定データ

の呼吸気成分 F_{H_2O} , F_{CO_2} , F_{O_2} と呼吸気温度変化のパターンを示す。 F_{H_2O} , 呼気温度は肺胞換気による F_{CO_2} に先んじて口腔, 死腔気呼出時点から立ち上がっている。また, 深い呼出においては, F_{H_2O} は 37°C 水蒸気飽和に達している。

2) 加湿器 (F-HME, HME ブースター) 回路を通した呼吸気パターン

図6, 7にこの測定結果を示す。図6はブースター on でトランスフォーマを 35°C に加温した状態でTピースに給水なし, 図7は給水の場合の結果を示す。いずれの場合も, 呼吸開始から3分経過後には, 呼気・吸気の水蒸気分圧は平衡値に達している。また, 呼気水蒸気分圧は両者とも測定点ではほぼ 37°C で飽和 R.H. = 100% の状態にあり, 給水なしの場合でも加湿器の死腔の保水・保温効果がみられる。給水ありの場合, やや過飽和状態にある。両者の明確な違いは吸気水蒸気分圧値にみられ, 給水なし 36 Torr に対し, 給水の場合 41 Torr と有意の差が測定された。また, ブースター給水温度 35°C に対する呼気の相対湿度はそれぞれ 85% と 97% であった。

3) 擬似気道の温度分布

人工気道モデルによる水・熱収支に関連した実

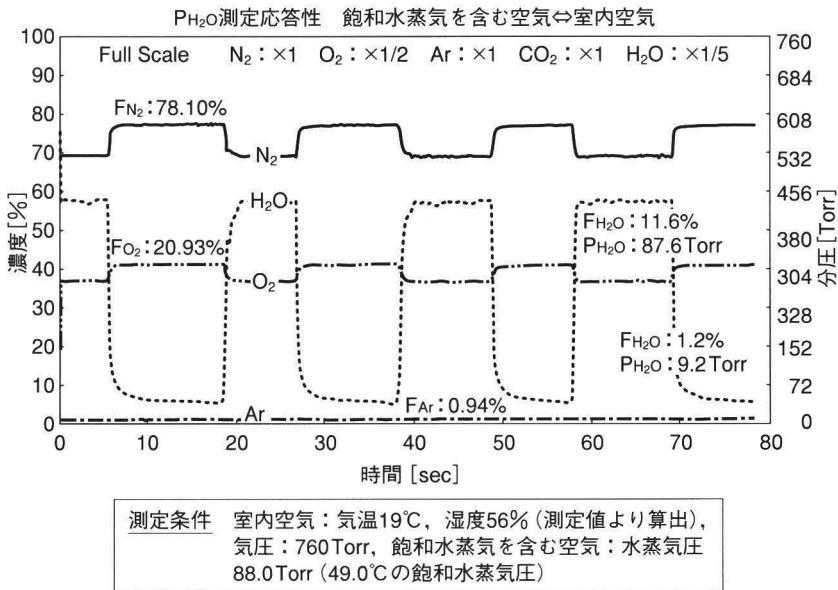


図4 水蒸気濃度 (F_{H_2O} , P_{H_2O}) 切替応答性

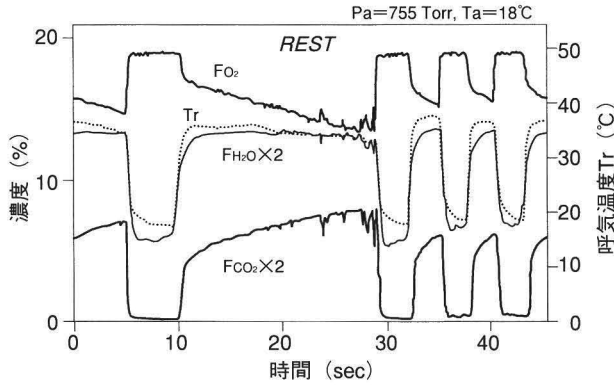


図5 呼吸気パターン測定例

安静座位で口腔内からサンプリングした呼吸気パターン、左方のパターンは深呼吸に、右方は正常呼吸に対応する。被検者は正常成人男子

験として、給水なしのシミュレーション実験例を図8に示す。実験に用いた人工気道とこの気道の一端に取り付けたマウスピースをくわえ、繰り返し呼吸したとき、気道内1, 2, 3, 4, 5点で測定した呼吸気温度を吸気・呼気にわたり一回呼吸分を示す。人工気道は内径30mm、長さ300mmの亚克力円管で、循環温水で37°Cに保温された。円管には50mm間隔で高速応答のサーミスタ温度センサ5個を1, 2, 3, 4, 5の位置に設置した。26°Cの空気を安静時呼吸と深呼吸の二つの異なる呼吸モードで呼吸をした場合に気道内の温度分布の測定結果をそれぞれa), b)に示す。

4) 人工気道内の F_{H_2O} -TV, F_{CO_2} -TV ヒステリシス

図8に示した人工気道内の1, 3, 5点における水蒸気と炭酸ガスのTVヒステリシスを図9に示す。ここで、TVはTidal Volume、一回換気量を表す。

4. 考 察

人工気道モデルによる水・熱収支について考える。図8の給水なしの場合の安静時呼吸のシミュレーション実験測定結果から、呼吸過程での気温の変化は気道の奥へ進むにしたがい減少する。したがって、換気による熱ロスも減少する。この人工気道内温度分布はMcFaddenらが行ったヒト

の気道内測定⁶⁾と類似のプロファイルを示す。

図9には人工気道内1, 3, 5点における水蒸気と炭酸ガスのTVヒステリシスについて示したが、 F_{H_2O} -TVヒステリシスデータは $\int \dot{V} \cdot F_{H_2O} dt$ で表現される。ここで、Tは呼吸の周期を表す。これらの点での水ロス \dot{Q}_{H_2O} および炭酸ガス排出量 $\dot{V}CO_2$ はこれらのヒステリシスに比例する。この水ロスも定常状態に達したとき、気道の奥部に進むにしたがい減少している。水の発生源をもたない人工気道において、加湿器Tピースに供給なしの場合の測定結果を図6に示したが、この場合は、この水ロスと気道壁への水の分布はすべて肺奥部からの水の供給による。図7はTピースに供水の場合の測定結果を示しているが、この場合、この水ロス・水分布は吸気における加湿器からの水の供給と呼気における肺奥部からの水の供給に由来する。図9に示す呼吸の定常状態における気道内1, 3, 5点の水ロスのパターンは、気道内に水の発生源をもたない場合の測定結果に対応する。肺奥部からの水分が気道内壁に結露分布し、この分布した水分が吸気・呼気の過程で蒸散、再結露しながら一定の水分量が気道外へ排出されている様子を反映している。図8a), b)に示された吸気の5→1の流れ、呼気の1→5への流れにおける急峻な温度変化の大部分は、この気道内に分布した水の蒸散、結露に伴う潜熱によ

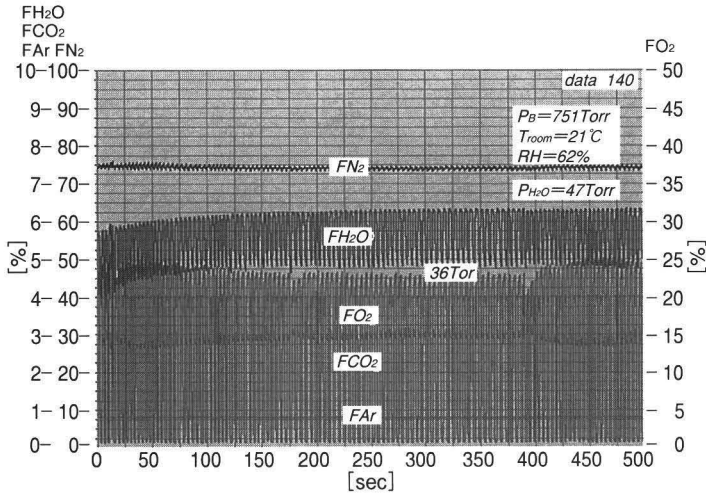


図 6 給水なしの場合の呼吸気パターン測定

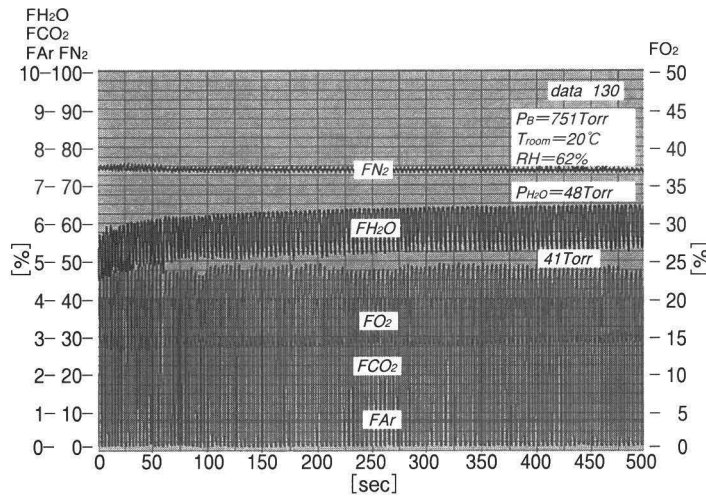


図 7 給水ありの場合の呼吸気パターン測定

る熱交換に起因する。この給水なしの場合でも気道内の水・熱収支がバランスしている限りにおいては、気道内のその点での乾燥・結露も理論的には起こりえない。ただし、気道内のどこかで水・熱収支バランスの崩れる点があれば、その部位での乾燥あるいは結露は起こりうる。加湿器、特に、加温型加湿器における 37°C 100% 飽和加湿派と、ISO 規格順守派、はたまた人口鼻 F-HME 付 HME プースター派間の論争についても、ここに提案した測定法の応用によって、人工気道による

シミュレーション実験も含めた気道内の気温、水蒸気分圧、相対湿度、水・熱収支の実測に基づいた機序解析によって自ずから結論が導かれると思われる。また、この方法の応用によって加湿法および加湿器機能のより確かな評価も可能となる。

5. 結 語

1) 測定に用いた分析計は、直接ガス導入系を具備し、複数のイオンコレクターをもつ磁場型質量分析計である。これによって、水蒸気を含む呼

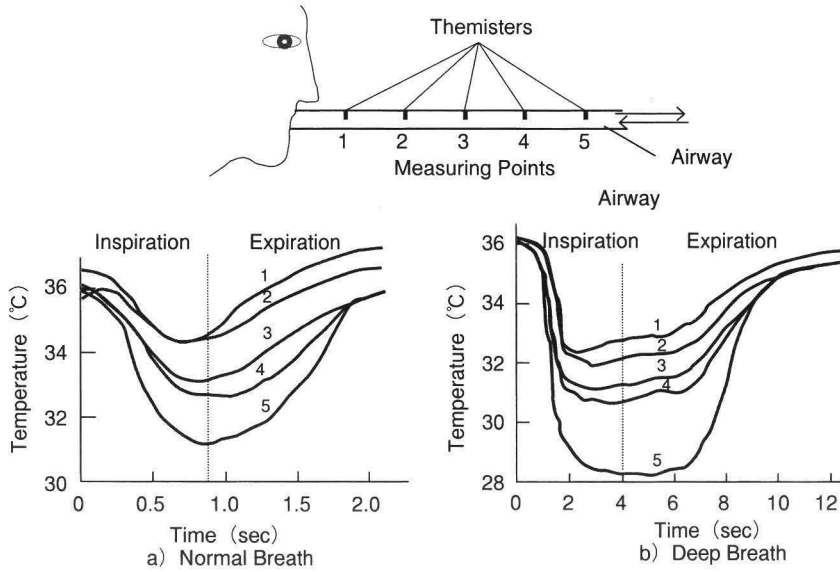


図8 擬似気道の温度分布
a) 通常呼吸, b) 深呼吸

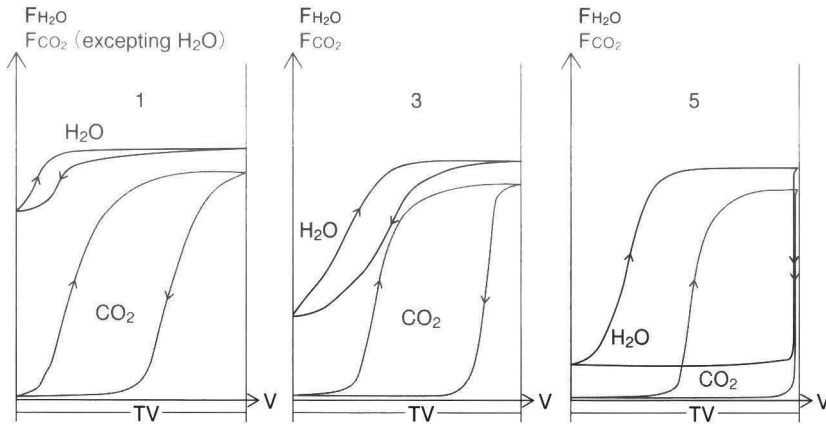


図9 人工気道内(図8)の1, 3, 5点の F_{H_2O} -TV, F_{CO_2} -TVヒステリシス
縦軸は F_{H_2O} , F_{CO_2} を, 横軸は1回呼吸における呼出気量と吸入気量を表す。

吸気成分濃度の連続測定が可能である。ガス導入フロー特性に基づく独自の信号処理によってすべてのガス成分に共通に作用する変動因子は自動的に消去され、測定精度と応答性は格段に改善されている。水蒸気濃度・分圧測定については y を測定値、 x を標準値としたとき、 $y=0.999x$ 、応答の時定数 $\tau < 100ms$ である。

2) ①口腔内からサンプリングした安静時呼

吸、②鼻フィルター付加湿器(F-HME+HMEプースター+35°C加温)回路の一端をくわえて安静時呼吸を行った。②についてはプースターに給水の場合と給水なしの場合と比較して示した。定常状態において、給水の有無にかかわらず、測定点の呼気終末水蒸気分圧はほぼ37°C飽和の状態にあった。しかしながら、呼気終末の水蒸気分圧値は、給水なしの場合36 Torr, 85% R.H. at 35

℃，給水の場合 41 Torr, 97% R.H. at 35℃で，両者において明確な差があった。

3) 内径 30mm, 長さ 300mm のアクリル円筒の外周を 37℃ に加温して気道モデルとし，その一端のマウスピースをくわえて安静時呼吸を行った。気道内の気温，水蒸気濃度を連続測定し，定常状態における一回呼吸について示した。

4) 一回呼吸における気温，水蒸気濃度と呼吸気フローのヒステリシスは気道の奥へ進むにしたがい減少する。これらの測定により，気道内の水ロスと熱ロスの定量的解析が可能となる。

以上，本論文で提示した測定法は人工呼吸器回路内，あるいは，実際の気道内の水・熱収支に関与するすべての因子の同時測定を可能とする。この測定法は気道内の水・熱収支バランスの生理的機序解明と加湿法・加湿器の機能評価において有効であることが期待される。

引用文献

- 1) 宮尾秀樹，宮川 響，宮坂勝之：熱線入り加湿器の使い方。人工呼吸 10 (1)：87-43, 1993
- 2) Miyao H, Hinokawa T, Miyasaka K：Relative humidity, not absolute humidity is of great importance when using humidifier with a heating wire. Crit care Med 20：674-679, 1992
- 3) 西 功：呼気分析の臨床診断・モニタへの応用。人工呼吸 14：10-31, 1997
- 4) Nishi I, Sugai S, Kimura K, et al：Automatic connection circuit for respiratory mass spectrometer. J.J. Mass Spectrometry 22 (3)：191-198, 1974
- 5) 西 功：呼気分析用質量分析計。呼吸 5：152-162, 1986
- 6) McFadden E, Pichurko R, Bowan R：Thermal mapping of the airway in humans. American physiological Society 564-570, 1992