

□原著□

調節呼吸中のCO₂再吸入量の分析

越智元郎* 高崎康史** 萬家俊博**
 仲下幸男** 長櫓巧** 新井達潤**

ABSTRACT

Analysis of CO₂ rebreathing during artificial ventilation

Genro OCHI*, Yasushi TAKASAKI, Toshihiro YOROZUYA,
 Yukio NAKASHITA, Takumi NAGARO, Tatsuru ARAI

* Emergency Clinic, Department of Anesthesiology and Resuscitology,
 Ehime University School of Medicine

The CO₂ rebreathing volume under 7 respirator settings was analyzed in 8 patients ventilated with a Newport E-200® ventilator. $\dot{V}_{\text{ICo}_2}/\text{min}$ and $\dot{V}_{\text{ECO}_2}/\text{min}$ were computed by integrating the product of flow rate and F_{CO_2} to calculate the ratio of \dot{V}_{ICo_2} over \dot{V}_{ECO_2} ($\% \dot{V}_{\text{ICo}_2}$). The mean volume of apparatus deadspace attributable to CO₂ rebreathing (V_{D} -apparatus) and its ratio over the expiratory tidal volume ($V_{\text{D}}/V_{\text{T}}$ -apparatus) were also calculated. Mean values of $\dot{V}_{\text{ICo}_2}/\text{min}$, $\% \dot{V}_{\text{ICo}_2}$, V_{D} -apparatus and $V_{\text{D}}/V_{\text{T}}$ -apparatus in the control setting were 12.1 ml, 6.37%, 20.3 ml and 4.80%, respectively. $\% \dot{V}_{\text{ICo}_2}$ increased to 8.6% when the tidal volume was decreased by 15%. It correlated with ETCO_2 ($r=0.30$), with tidal volume ($r=-0.56$) and with peak airway pressure ($r=-0.66$). We concluded that CO₂ rebreathing during artificial ventilation can be a significant CO₂ loading in the case when $V_{\text{D}}/V_{\text{T}}$ is increased and that monitoring of the CO₂ rebreathing volume is useful to decide the optimal respirator settings in those patients.

はじめに

近年、人工呼吸中の呼気CO₂濃度のモニタリングが一般化しているが、CO₂の再吸入量の評価についてはあまり注目されていない。今回、調節呼吸中の患者においてどの程度のCO₂再吸入が行われているかを分析し、その臨床的意義について考察した。

1. 方法

当院ICUでNewport E-200®を用いて調節呼吸を行った成人8例（男7例，女1例，平均年齢71.3歳）を対象とした。8例とも大動脈瘤，消化器癌などに対する手術後の患者で，術前著しい呼吸器疾患はなかった。各患者において，鎮静薬およびパングロニウム4～6mgを静注して自発呼吸を消失させた後，表1に示す7種類の換気条件でそれぞれ約10分間，終末呼気CO₂濃度（ ETCO_2 ）が安定するまで調節呼吸を行った。以

* 愛媛大学医学部付属病院救急部（〒791-02 愛媛県温泉郡重信町志津川）

** 同麻酔科蘇生科

下、本稿では終末呼気 CO₂ 濃度、一回換気量、分時換気量、呼吸回数、終末呼気陽圧をそれぞれ ETco₂、V_T、 \dot{V}_E 、RR、PEEP と記載した。

人工呼吸中の吸気および呼気 CO₂ 濃度と流量、気道内圧をレスピロモニタ RM-300[®] (ミナト医科学) で測定した。フローセンサは気管内チューブに接続した加湿フィルタと Y 字管との間に接続し、CO₂ 濃度はこの位置から支流測定方式で毎分約 200 ml サンプリングして測定した。なお今回使用した人工呼吸回路は内径 22 mm の成人用回路で、吸気弁から気管内チューブまでが 173 cm、気管内チューブから呼気弁までが 127 cm あった。また水を入れた時の加湿器のガス容量は約 250 ml で、吸気弁から呼気弁までの回路内総容量は 535 ml であった。また、サンプリングチューブ開口部から Y 字管の分岐部までは機械的死腔のために CO₂ 再吸入の原因となる部分であるが、その容量は合わせて約 4.5 ml であった (図 1)。

表 1 換気条件

C(対照)：一回換気量(V _T)	8~10 ml/kg
呼吸回数(RR)	12/min
終末呼気陽圧(PEEP)	なし
FiO ₂	1.0, bias flow 7.5 l/分
V1：V _T を対照の20%減少	
V2：同 対照の20%増加	
R1：RR	8/min
R2：同	16/min
P1：PEEP	5 cm H ₂ O 負荷
P2：同	10 cm H ₂ O 負荷

CO₂ 濃度と呼気および吸気流量は AD 変換器を介して 10 msec ごとにコンピュータに記録し、流量と CO₂ 濃度との時間遅れを補正の後、1 分間当たりの CO₂ 吸入量 (\dot{V}_{ICo_2}/min) および呼出量 (\dot{V}_{ECO_2}/min) を計算した。 \dot{V}_{ECO_2}/min に対する \dot{V}_{ICo_2}/min の比を CO₂ 再吸入率 (% \dot{V}_{ICo_2}) と称した。これらの測定値は各換気条件において、3 回の呼吸サイクルの平均値で表した。

さらに 1 回の \dot{V}_{ECO_2} を呼気で測定した V_T で除して平均 CO₂ 濃度 (\bar{F}_{ECO_2}) を求め、これをもとに死腔換気率 (V_D/V_T-Bohr) を計算した。また、1 回の \dot{V}_{ICo_2} を ETco₂ で除したものを CO₂ 再吸入がもたらす機械的死腔 (V_D-apparatus) と定義し、その V_T に対する比率 (V_D/V_T-apparatus) を計算した。一方、対照での呼気ガス分析終了前に動脈血ガス分析を行い、生理学的死腔 (V_D/V_T-physiological) を計算した (表 2)。

統計処理は、① 各換気条件下での \dot{V}_{ICo_2}/min 、 \dot{V}_{ECO_2}/min や % \dot{V}_{ECO_2} を paired t-test で比較した。② % \dot{V}_{ICo_2} 、% \dot{V}_{ICo_2} および V_D-apparatus と RR、V_T、V_E、最高気道内圧 (PAP)、PEEP レベル、ETco₂、V_D/V_T-Bohr などとの間の関連性を相関分析で分析した。統計学的な有意性は危険率 5% 未満をもって判定した。

2. 結果

典型的な患者における Vco₂-time 曲線 (図 2)

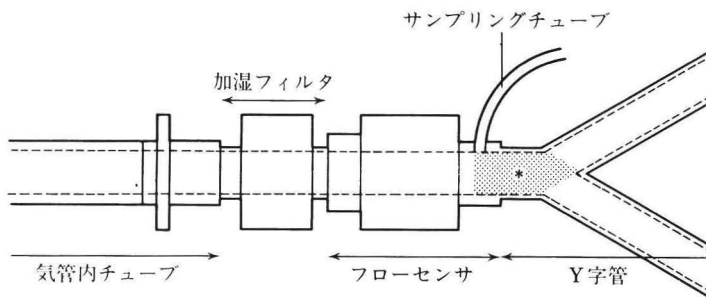


図 1 測定系のシェーマ

ドットの部分 (*) は今回の測定において、機械的死腔のために CO₂ 再吸入量として計算される部分で、その容量は約 4.5 ml であった。

をみると、flow が呼気から吸気に反転した後 CO₂ 濃度は遅れて下降し、CO₂ 濃度が大気中の CO₂ レベルへ低下するまで CO₂ 再吸入が起こる。横軸に換気量をとった V_{CO₂}-volume 曲線 (図3) では吸気開始直後は CO₂ 濃度は高く、約 0.05 l 吸入したのち CO₂ 濃度は急激に低下した。今回計算した VD-apparatus は、呼気再吸入による死腔量を、ETCO₂ に等しい CO₂ 濃度の呼気ガスを再吸入した場合に換算したもので、CO₂ 吸入曲線 (図3) の下の部分のうち灰色の部分の面積と残りの面積とが一致するように定めた吸気量に相当する。

以下、対象での測定・演算値を平均値±標準偏差で表した。 \dot{V}_{ECO_2}/min は 191.4 ± 24.0 ml で、このうち 12.1 ± 2.4 ml が再吸入された。 $\% \dot{V}_{ICO_2}$ は $6.37 \pm 1.50\%$ であった。CO₂ 再吸入がもたらす VD-apparatus は 20.3 ± 4.9 ml あり、VD/VT-apparatus は $4.80 \pm 1.16\%$ であった。また VD/VT-Bohr および VD/VT-physiological は $24.6 \pm 2.8\%$ および $38.3 \pm 7.2\%$ であった。

\dot{V}_{ECO_2}/min , \dot{V}_{ICO_2}/min と換気条件との関連

性をみると、 \dot{V}_{ECO_2}/min は VT 減少と RR 減少により減少 (178 ml/min および 178 ml/min) し、RR 増加によって増加 (233 ml/min) した。 \dot{V}_{ICO_2}/min は VT の増加と RR の減少によって、それぞれ 10.4 ml/min および 9.7 ml/min に減少

表 2 演算項目

$\% \dot{V}_{ICO_2} (\%)$	$= 100 \times \dot{V}_{ICO_2} (\text{ml/min}) / \dot{V}_{ECO_2} (\text{ml/min})$
$F\bar{E}_{CO_2} (\%)$	$= 100 \times \dot{V}_{ECO_2} (\text{ml/ breath}) / V_T (\text{ml})$
$P\bar{E}_{CO_2} (\text{mmHg})$	$= (760 - 47) \times F\bar{E}_{CO_2} (\%) / 100$
VD/VT-Bohr (%)	$= 100 \times [1 - F\bar{E}_{CO_2} (\%) / ETCO_2 (\%)]$
VD/VT-physiological (%)	$= 100 \times [1 - P\bar{E}_{CO_2} (\text{mmHg}) / PaCO_2 (\text{mmHg})]$
VD-apparatus (ml/ breath)	$= \dot{V}_{ICO_2} (\text{ml/ breath}) / [ETCO_2 (\%) / 100]$
VD/VT-apparatus (%)	$= 100 \times \text{VD-apparatus (ml/ breath)} / V_T (\text{ml})$

註) 上記はすべて BTPS で計算、また大気圧を 760 mmHg、飽和水蒸気圧を 47 mmHg とした

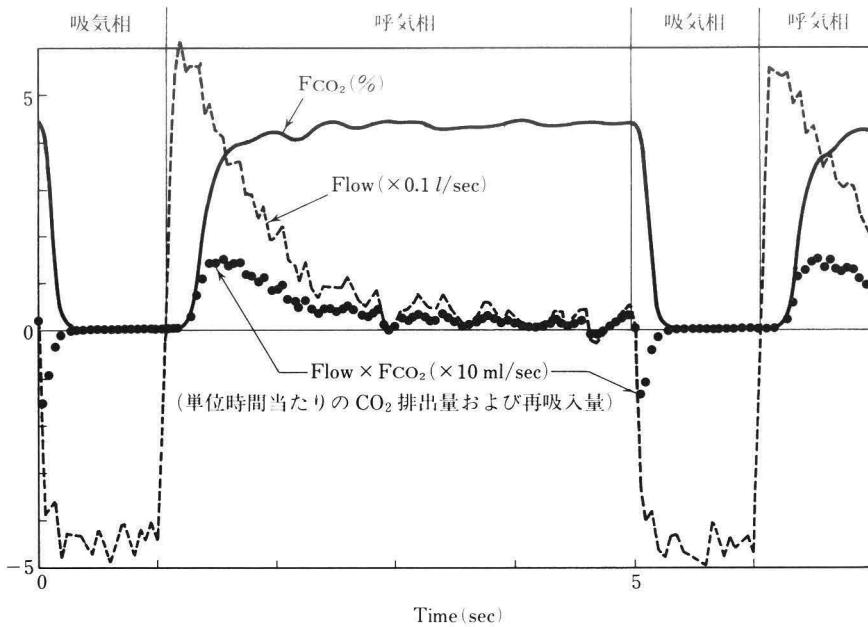


図 2 典型的な患者における \dot{V}_{CO_2} -time 曲線

図中の黒丸は 50 msec ごとの CO₂ 排出量または再吸入量 (flow × FCO₂) を示す。flow が吸気へ反転した直後の 200 msec において CO₂ の再吸入が認められた。

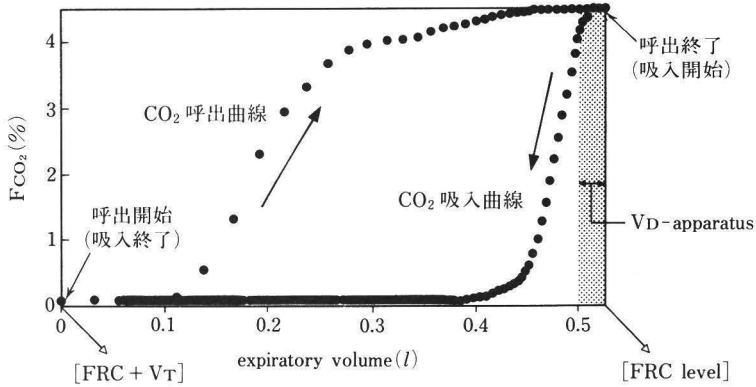


図 3 典型的な患者における \dot{V}_{CO_2} -volume 曲線

横軸は呼気でみた換気量を示し, [FRC+VT] から [FRC level] へと呼出し (CO₂ 呼出曲線), その後 [FRC level] から [FRC+VT] まで吸入する (CO₂ 吸入曲線)。CO₂ 吸入曲線の下部分の面積が CO₂ 再吸入量を示すが, このうちの半分 (灰色で示した部分) の面積をもたらず吸入量が VD-apparatus に相当する。

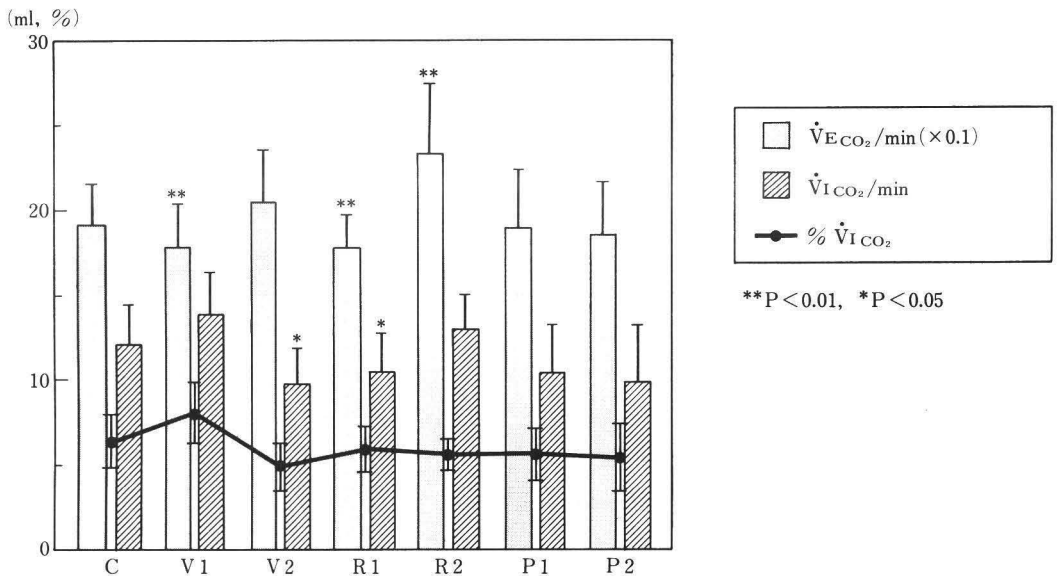


図 4 CO₂ 再吸入量と換気条件

各種換気条件による \dot{V}_{ECO_2}/min , \dot{V}_{ICO_2}/min および $\% \dot{V}_{ICO_2}$ の変化を示す。C~P2 は表 2 で定めた換気条件の略語, \dot{V}_{ECO_2}/min は実際の値の 10 分の 1 で示した。

した。この結果, $\% \dot{V}_{ICO_2}$ は VT の増減に伴い減少 (4.9%) および増加 (8.0%) した。しかし, 5 または 10 cmH₂O の PEEP 負荷は \dot{V}_{ECO_2}/min , \dot{V}_{ICO_2}/min , $\% \dot{V}_{ICO_2}$ のいずれにも有意な変化を来さなかった (図 4)。

\dot{V}_{ICO_2}/min , $\% \dot{V}_{ICO_2}$ および VD-apparatus と各種パラメータとの関連性をみると, \dot{V}_{ICO_2}/min

は RR との間に正の, PAP との間に負の相関を認めた。 $\% \dot{V}_{ICO_2}$ は ETCO₂ との間に正の, VT および PAP との間に負の相関を認めた。また VD-apparatus は PAP との間に負の, \dot{V}_{ICO_2}/min および $\% \dot{V}_{ICO_2}$ との間に正の相関を認めた。しかし上記の 3 つの項目と VE, PEEP レベルおよび VD/VT-Bohr との間には有意な相関は認め

表3 CO₂再吸入量およびVD-apparatusと各種パラメータとの相関性

1) $\dot{V}_{\text{ICo}_2}/\text{min}(y)$ との間に相関が認められたパラメータ(x)
RR (y=0.494x+5.27, r=0.298, p<0.05)
PAP (y=0.189x+14.9, r=0.343, p<0.05)
2) $\% \dot{V}_{\text{ICo}_2}(y)$ との間に相関が認められたパラメータ(x)
ETCO ₂ (y=1.26x+0.201, r=0.300, p<0.05)
VT (y=-10.5x+11.0, r=-0.561, p<0.001)
PAP (y=0.212x+10.1, r=0.662, p<0.001)
3) VD-apparatus(y) との間に相関が認められたパラメータ(x)
PAP (y=-0.293x+26.0, r=0.333, p<0.05)
$\dot{V}_{\text{ICo}_2}/\text{min}$ (y=1.31x+5.54, r=0.823, p<0.001)
$\% \dot{V}_{\text{ICo}_2}$ (y=1.95x+8.67, r=0.707, p<0.001)

られなかった(表3)。

考 察

近年、呼気ガス分析は人工呼吸中の重要なモニタリング項目となっている。さらに、CO₂濃度やO₂濃度に加えて呼気および吸気流量を測定する場合には、コンピュータ処理によってCO₂産生量、O₂消費量、呼吸商などを1呼吸ごとにモニターすることができる^{1)~4)}。ここで体内からのCO₂産生量を計算する際には、吸気中に含まれるCO₂の再吸入を考慮する必要があり、(単位時間当たりのCO₂産生量)=(見かけのCO₂呼出量)-(CO₂再吸入量)、を計算する。CO₂再吸入量は他の2次情報と同様に連続的モニターが可能であるが、その価値についてはほとんど注目されていない。

CO₂呼出量や再吸入量の測定において誤差を生じさせる要因としては、CO₂濃度測定における時定数、CO₂濃度と流量の2つの信号の間の時間遅れ(time delay)などがある^{5)~7)}。時定数の影響についてはNoguchiらの方法⁵⁾によって入力信号を補正した。一方、CO₂濃度の時間遅れの誤差は吸気相初期のCO₂濃度の急激な推移をみる際に、その時相の決定に大きな誤差を生じさせる。このため支流測定方式のガス分析器を用いてCO₂再吸入量を計算する場合には、厳密な時間遅れの補正が必要となる。今回はCO₂濃度の遅れ時間をArea-mid-point法⁸⁾によって定期的に測定し、時間補正を行った。使用したRM-300

の実際の遅れ時間は540~600 msecであったが、この機種が遅れ時間については±50 msec程度の誤差を覚悟する必要がある。

また今回、約10分の間隔で7種類の換気条件を用いてCO₂排出量を測定したが、人工呼吸中の患者では換気条件を変更したあとsteady stateとなるまでに約90分を要するという報告がある⁹⁾。さらに、体内には換気量の増減によって変化するfunctional CO₂-storeが存在し、CO₂産生量が一定であっても見かけ上のCO₂排出量は換気量の増減に伴って長時間変化が続くといわれている¹⁰⁾。したがって、今回の分析は換気条件を変更後早期の1時点におけるCO₂呼出量とCO₂再吸入量との関連性を調べたのにとどまり、十分な時間をおいてsteady stateで測定した場合には今回とは異なる結果を得る可能性もある。

種々の人工呼吸回路や麻酔回路を使用する際に、流量などの条件によってCO₂の再吸入が生じることは古くから知られている。人工呼吸中の呼気の再吸入量を厳密に測定したものとしては、Fletcherらの放射性Xeとガンマカメラを用いた研究¹¹⁾がある。これによると成人用呼吸回路を用いた場合の呼気再吸入量は24 mlであった。しかし実際のCO₂の再吸入量やこれに対する換気条件などの影響については、報告されていない。

今回の検討では調節呼吸中のCO₂再吸入量は呼出量の4~8%に上った。これを機械的死腔に換算すると平均20.3 mlの死腔負荷に相当し、このうち約16 mlはY字管などの回路内の機械的死

腔では説明することはできなかった。また CO₂ 再吸入はほとんどが吸気開始直後に起こっていた。これらのことから、調節呼吸中の呼気の一部が吸気側の呼吸回路に流入し、次の吸気相で新鮮な吸気とともに再吸入されるものと推測される。この現象は Fletcher らの研究でも確認されており、再吸入の比率についてもほぼ一致する結果であった。しかし吸気側回路に実際にどの程度呼気が逆流するかを確認するためには、回路内各部位で CO₂ 濃度の推移を直接測定する必要があると考えられた。

一方、今回は回路内定常流を流すことのできる人工呼吸器を使用した。CO₂ の再吸入を防止することはできなかった。Newport E-200 では、呼気相において気道内圧が一定値以下に低下した時点から設定の bias flow が流される¹²⁾。今回は一般的な bias flow 流量である 7.5 l/min に設定したが、再吸入を防止することはできなかった。通常呼気相の初期には 40~80 l/min 以上の流量で呼気が呼出される。分時換気量程度の定常流の設定では、呼気相での吸気回路への呼気流入を防止することは難しいものと考えられる。

Nunn らは麻酔中に起こる CO₂ の再吸入や機械的死腔をいくつかのパターンに分類した¹³⁾。その第 1 は麻酔用マスクなどによる単純な機械的死腔で、吸気の初期に終末呼気のコスを再吸入する。つぎは Mapleson C type の麻酔回路¹⁴⁾のように吸気の初期に混合呼気のコスを吸入するもの、第 3 は吸気の終わりに新鮮ガスと終末呼気ガスとの混合ガスを吸入するもので、Ayre's T-piece を用いて流量が不足した場合に起こる¹⁵⁾。これらは Fco₂-volume 曲線を呼気相・吸気相にわたって描記することによって鑑別が可能であり、今回の調節呼吸中の CO₂ 再吸入は吸気の初期に終末呼気のコスを再吸入する第 1 のタイプであることがわかる。この場合、再吸入される吸気量が機械的死腔に相当し、生理学的死腔が肺胞死腔、解剖学的死腔および機械的死腔の和であることから、死腔換気率の上昇をもたらす。CO₂ 再吸入がもたらす死腔量は一回換気量の約 4.8% とわずかであったが、死腔換気率が 50% 以上に上昇した呼吸不全患者では再吸入による機械的死

腔の増加は無視できない呼吸負荷となるものと考えられる。

次に % $\dot{V}_{I\text{CO}_2}$ と換気条件との関連性をみると、V_T や PAP との間に相関が認められた。すなわち、気道内圧の上昇を防ぎ圧外傷や静脈還流量の減少を防止する目的では少量の一回換気量が勧められるが、一定の換気量以下では再吸入量が増加し思わぬ CO₂ の蓄積を招く恐れがある。なお PEEP については、著者らは呼出時の抵抗が人工的に負荷されることによって呼気の再吸入が促進されると予測したが、5 および 10 cmH₂O PEEP とともに CO₂ 再吸入を増加させないことが確認された。一般に、適正な換気が行われているかをモニターする場合の注意すべき誤差要因¹⁶⁾としては気管内チューブのカフ洩れや呼吸回路の圧縮などがあるが、CO₂ 再吸入に対しても配慮が必要である。この意味で CO₂ 再吸入量のモニタリングは適切な人工呼吸器の設定を行う上で有用と考えられた。

以上、調節呼吸中の CO₂ 再吸入量を測定し換気条件などとの関連性を分析した。調節呼吸中の % $\dot{V}_{I\text{CO}_2}$ は平均 6.4% に及び、人工呼吸患者の生理学的死腔を 4.8% 程度上昇させることが判明した。CO₂ 再吸入量のモニタリングは至適換気条件を決定し、また適切な人工呼吸が行われているかどうかを評価する上で有用と考えられる。

本稿の要旨の一部は第 15 回日本人工呼吸学会 (1993 年、名古屋市) において発表した。

(1993.11.4 受)

参考文献

- 1) Osborn JB: Modern patient care in ICU, CCU and CPU. 臨床呼吸生理 7: 57-80, 1974
- 2) 岡田和夫, 小杉 功, 北垣照夫: 呼吸管理におけるコンピューターの導入. ICU と CCU 2: 441-453, 1978
- 3) 勝屋弘忠: コンピューターによる呼吸モニター. ICU と CCU 7: 43-51, 1983
- 4) 中島康一, 藤巻恵一, 小松 徹, ほか: 酸素消費量・炭酸ガス排泄量の Breath by Breath での測定の試み. 臨床モニター 1: 343-348, 1990
- 5) Noguchi H, Ogushi Y, Yoshiya I, et al:

- Breath-by-breath \dot{V}_{CO_2} and \dot{V}_{O_2} require compensation for transport delay and dynamic response. *J Appl Physiol* 52 : 79-84, 1982
- 6) Bernard TE : Aspects of on-line digital integration of pulmonary gas transfer. *J Appl Physiol* 43 : 375-378, 1977
 - 7) 太田吉夫, 時岡宏明 : 呼吸系情報の前処理とコンピュータ処理 (2). *ICUとCCU* 7 : 37-42, 1983
 - 8) Sue DY, Hansen JE, Blais M : Measurement and analysis of gas exchange during exercise using a programable calculator. *J Appl Physiol* 49 : 456-461, 1980
 - 9) Henneberg S, Söderberg D, Groth T, et al : Carbon dioxide production during mechanical ventilation. *Crit Care Med* 15 : 8-13, 1987
 - 10) 青木 彰, 速水 弘, 石田博厚 : 人工換気条件中の steady state—換気量により増減する体内炭酸ガス蓄積量の影響について—。 *ICUとCCU* 13 : 811-817, 1989
 - 11) Fletcher R, Werner O, Nordstroem L, et al : Sources of error and their correction in the measurement of carbon dioxide elimination using the Siemens-Elcoma CO₂ analyzer. *Br J Anaesth* 55 : 177-185, 1983
 - 12) 安本和正 : Newport Ventilator E 200 に用いられる bias flow について。 *人工呼吸* 10 : 96, 1993
 - 13) Nunn JF, Newman HC : Inspired gas, re-breathing and apparatus deadspace. *Brit J Anaesth* 36 : 5-10, 1964
 - 14) Mapleson WW : The elimination of rebreathing in various semi-closed anaesthetic systems. *Brit J Anaesth* 26 : 323-332, 1954
 - 15) Mapleson WW : Theoretical considerations of the effects of rebreathing in two semi-closed anaesthetic systems. *Brit Med Bull* 14 : 64-68, 1958
 - 16) Fletcher R : On-line expiratory CO₂ monitoring. *International Journal of Clinical Monitoring and Computing* 3 : 155-167, 1986
-