Breath-by-breath によるガス交換測定法における問題点の検討

古賀 俊策* 対馬 清造* 高橋 恒雄** 池上 晴夫***

THE PROBLEMS RELATED TO BREATH-BY-BREATH MEASUREMENT OF RESPIRATORY GAS EXCHANGE

SHUNSAKU KOGA, SEIZO TSUSHIMA, TSUNEO TAKAHASHI and HARUO IKEGAMI

Abstract

The problems of breath-by-breath measurement of respiratory gas exchange to analyze the transient responses during complex load work are described and treated. With review for the experimental systems developed by other investigators, our signal transducers and data processing were improved. We found the computer-processed data were in good agreement with those obtained from simultaneous Douglas bag gas collection.

1) Errors in the measurement of volume arose from errors in the flow signals such as nonlinearity, base-line drift, noise, and frequency response, as well as composition and temperature of gas, water vapor condensation, quantization errors, and breathing valve leakage. $\pm 1.74\%$ error in the flow integration reproducibility resulted from the modification of the upstream geometry of the pneumotachometer and the pressure tubing as well as a compensation for base-line drift and filter smoothing.

2) Errors in the gas concentration signals were attributed to inaccuracy, drift, noise, and water vapor concentration. The transport delay of gas concentration signals was overestimated in order to cancel the underestimation in $\dot{V}_{\text{CO}_2}$ and $\dot{V}_{\text{O}_2}$. Other compensation methods for the response time were discussed.

3) Error magnitudes below $\pm 0.97\%$ in the A/D amplitude quantization were found by means of signal simulation.

4) The optimal compromises between breath recognition threshold and the fluctuation in flow signal were examined to permit identification of irregular breath.

5) Since the breathing valve dead space was modified to tidal volume dependent, errors in the gas exchange variables were reduced.

6) To validate the accuracy of the equipment operation and the gas exchange algorithm, problems in signal simulation and the model lung were described.

(J. Physical Fitness Japan 1985, 34 : 75~90)

key words : breath-by-breath measurement, respiratory gas exchange, transient responses, error factors

I. 序 論

運動時の呼吸生理学的反応および臨床上の評価基準を調べる上で、過渡的な換気・呼吸動態を連続的に測定する breath-by-breath 法が、開発されてきた³⁾⁵⁾¹³⁾²³⁾²⁴⁾²⁶⁾²⁸⁾³⁰⁾³³⁾³⁶⁾。この方法では運動

の開始、終了直後や複合的な負荷におけるガス交換応答を連続的に測定することが可能であり、ダグラス・バッグ法や終末呼気ガス濃度の測定が不可能なミキシング・チェンバー法に比べて、呼吸動態を詳細に測定することができる。しかし、呼吸流速 (flow)、ガス濃度の信号を演算処理する段

* 秋田大学教育学部保健体育研究室
〒010 秋田市手形学園町1-1

** 秋田工業高等専門学校保健体育科
〒011 秋田市飯島文京町1

*** 筑波大学体育科学系
〒305 茨城県新治郡桜村天王台1-1-1

School of Education, University of Akita, Tegata, Akita-city 010

Akita School of Technology, Iijima, Akita-city, 011

Institute of Health and Sports Sciences, The University of Tsukuba, Ibaragi-prefecture, 305

階で様々な誤差が生じるため, 測定システムの精度には詳細な検討を加える必要がある。

筆者らは, 日常活動における筋運動を評価するために, 従来の標準的な運動負荷と, 強度, 期間, リズムが複合化する負荷 (complex work load) の呼吸循環系への影響を比較してきた²⁰⁾。運動のエネルギー需要が複雑に変化する複合的な負荷に対して示される生理的な過渡応答 (transient response) を調べるために, breath-by-breath 法によるガス交換測定装置の試作を行ない, その結果生じた誤差について問題点を検討した。

II. 方 法

A. 測定装置

測定装置のブロック図を図1に示した。被験者はマウスピース (死腔量 15 ml) を介して呼吸バルブ Modified Otis-Mckerrow Valve without vane (死腔量 210 ml, W. E. Collins) を用いて呼吸をする。呼気流速は水蒸気の凝縮を防ぐヒーターを周囲に巻いた Fleisch 型ニューモタコグラフ (Dynasciences, Model 3 と, Sokken, LFE-10B), 差圧変換器 (Validyne, MP 45-1), 搬送波増幅器 (Validyne, CD101) で求めた。呼吸バルブとニューモタコグラフの間は, ヒーターを周囲に巻いた内径 3.3 cm, 長さ 25 cm のゴム製チューブで接続した。CO₂, O₂ ガス濃度は呼吸バルブの

口腔側よりサンプルチューブを通してガス分析器 (三栄測器, 1H21) で測定した。サンプルチューブの内径は 0.9 mm, 長さは 40 cm, サンプル流量は毎分 460 ml に調節した。ガス分析器の入口には, サンプルガスに室温における飽和水蒸気圧を与えるウォータートラップフィルターを取り付けた。

ガス濃度信号の輸送遅れ時間と応答時間は以下の方法で求めた¹¹⁾。校正シリンジ (チェスト, 2 l 容量 (37℃)) に標準ガスを封入して, ニューモタコグラフとサンプルチューブに急激なシリンジ流速を加え, ガス濃度をステップ状に変化させた。そして, 流速信号の開始とガス濃度信号の立ち上がり開始までの間を輸送遅れ時間とし, ガス濃度信号の立ち上がり開始から 63.2% 応答までの時間を時定数とした。また, 輸送遅れ時間と時定数を合計して総遅れ時間とした。

呼気流速, ガス濃度信号はペン書オシログラフ (三栄測器, RECTI-HORIZ-8 K21) と, カセットデータレコーダー (TEAC, R-61) に記録した。なお, 呼気流速信号のベースラインを拡大記録して, ベースラインのドリフト, ゆらぎ, 雑音の観察をおこない, 呼吸認識の際に参考とした。

B. 測定装置の校正

流速信号の直線性は次の方法で測定した。有水式スパイロメーター (チェスト, UHO-90B) と

Fig. 1. Block diagram of experimental setup.

呼吸バルブ、ニューモタコグラフを接続し、ニューモタコグラフの下流側に真空掃除機(三洋電機, SC-570)を接続して、一定の校正流速を発生させた。スライダック(東京芝浦電気, SK105)とテスターによって真空掃除機の入力電圧を調節して流速を変化させた。スパイロメーターの記録から流速とニューモタコグラフの出力電圧の関係を得た。また、ニューモタコグラフの上流側に圧力トランスジューサー(Validyne MP45-1)を取り付け、流路系の圧力変動を測定し、差圧信号の補正をした³⁵⁾。

容量(volume)の校正は、校正シリンジを用いて2 l 容量を呼吸バルブから、プラスチック製のバッフルを入れたチューブ¹⁷⁾とニューモタコグラフへ加える方法で行なった。ニューモタコグラフの出力電圧を積分器(三栄測器, 1322)で積分し、校正容量の再現性を確かめた。同時にニューモタコグラフの出力電圧をカセットデータレコーダーに記録しながら、256KB・RAM ボード(I・Oデータ機器, PIO-2034)と4 MHz 倍速ボード(ロータス, CT-10)を増設したマイクロコンピューター(シャープ, MZ-80C)でデジタル積分した。この積分値(digit 又は A/D unit 単位)から容量の変換係数(ml/digit)を求めた。

校正容量のガス温度は、シリンジを恒温槽に入れて37℃に設定し、室温状態の容量と比較した。また、シリンジ内に呼気ガスを封入して、水蒸気飽和の状態に設定した。校正時と測定時の採気ガス温度には、サーミスター温度計(日本光電工業, MGAⅢ)で測定したニューモタコグラフの上流側と下流側のガス温度の平均値(平均ガス温度)を用い、採気ガスの水蒸気圧は飽和状態と仮定した。

呼吸バルブの漏れは、呼気流速測定の場合、バルブの吸気側に流速計を備えて測定した。

ガス濃度信号の校正は、ウォータートラップフィルターを除き、サンプルチューブをガス分析器に直結した状態で、標準乾燥ガス、乾燥空気と100%N₂ ガスを用いて行なった。ガス分析器の出力電圧をカセットデータレコーダーに記録すると共に、コンピューターでガス濃度信号の変換係数(%/digit)を求めた。ウォータートラップフィルターが呼気ガスを室温に冷却する機能について

は、37℃で水蒸気飽和した空気を通過させた場合のO₂%と乾燥空気のO₂%からガスの飽和水蒸気濃度、ガス温度を求めて確認した。従ってガス分析器における呼気ガスの水蒸気濃度(F_EH₂O)には室温での飽和水蒸気濃度を用いた。また、室温の吸入空気をウォータートラップフィルターへ通した場合のO₂% (F_IO₂)と乾燥空気のO₂%からガス分析器における吸入ガスの水蒸気濃度を計算し、F_IH₂O とした。

C. 演算処理

1. A/D コンバーター

コンピューターへの入力データレコーダーの出力をアナログ・デジタルコンバーターボード(I・O データ機器, PIO-2045)に通してデジタル化した。このA/D コンバーターボードは、±5 Vの入力電圧に対して12ビットの分解能を有し、各々のアナログ出力信号をプラス側へ設定したので、1 digit 当りの分解能は流速信号で、0.005 l/s, CO₂ 濃度で0.005%, O₂ 濃度で0.005%となった。

A/D コンバーターの量子化誤差は、信号発振器を用いて方形波の擬似信号を発生させて測定した。

2. フィルタリング

ニューモタコグラフの差圧トランスジューサーからの出力信号は高周波の雑音を含み、ガス濃度信号にもハム雑音などが混入することがあるので³⁾、データレコーダーとA/D コンバーターの間にローパス・フィルター(エヌエフ回路設計ブロック, UF-4BL, 4極バターワース型, 遮断周波数25 Hz)を接続した。A/D コンバーターのサンプリングレートは毎秒100回で10 ms ごとにデジタル数値化し、A/D 変換時間に20 us 要した後、各サンプルの演算を実行した。

3. 呼吸認識

breath-by-breath 測定においては、 $\dot{V}O_2$, $\dot{V}CO_2$ などの呼吸諸量の計算を進めるにあたって各呼吸の認識が正確になされる必要がある。その方法は斎藤たち³⁰⁾, Beaver et al.³⁾に従い、ある一定の閾値以上の流速の存在の有無により吸気相と呼気相の認識をした。流速信号のベースラインにドリフトが生じることがあるため、各々の呼吸の吸気

相の期間にゼロドリフトの補正を実行した。

4. 計算処理プログラム

1) 一次計算処理

コンピュータによる計算処理は最初に校正に必要な数値である CO_2 , O_2 濃度信号の総遅れ時間, 呼吸認識の電圧及び時間の閾値, 校正容量, 標準ガス濃度をコンピュータのキーボードから入力した。そしてデータレコーダーより校正信号を A/D コンバーターに入力しプログラム CALIBRATION で容量とガス濃度信号の変換係数を求め, ディスクに記憶させると共にラインプリンターに出力させた。

次にプログラム ACQUISITION によりアナログ測定信号をサンプルし, 収録した。コンピュータは各呼吸の認識終了時にトリガーパルスを外制御出力信号として発生し, コンピュータの水晶クロックで呼吸の時間を有効クロック数 $\times 10$ ms, 吸気時間 + 呼気時間つまり一回呼吸時間を総クロック数 $\times 10$ ms として計測した。流速値の 10 ms 毎の面積を求めて加算し, digit 単位で収録した。流速信号をガス濃度信号に同期する様に総遅れ時間で補正した後, 10 ms 毎にガス濃度信号値と乗算を行ない, 呼吸時間の間, その積を加算して digit² 単位で収録した。また CO_2 濃度信号の最大値および O_2 濃度の最小値を選び, digit 単位で収録した。この他に流速信号のベースラインドリフトを吸気時間の間にサンプリングして収録

した。以上の機械語処理データを一次計算データとして記憶し, 全ての呼吸信号を収録した後, ディスプレイとラインプリンターに出力した(図 2)。演算プログラムの検討は方形波の擬似信号を用いて行なった。

2) 二次計算処理

この後, プログラム AFTER ACQUISITION により一次計算データをディスクファイルより読み出し, 校正プログラム CALIBRATION に書き込まれた容量とガス濃度の変換係数およびキーボードから気圧, 採気ガスの温度とその温度における飽和水蒸気圧, F_1O_2 , $\text{F}_1\text{H}_2\text{O}$, $\text{F}_2\text{H}_2\text{O}$, ガス分析器のサンプル量を入力し, 一次計算値の二次処理を実行した。 $\dot{V}\text{O}_2$, $\dot{V}\text{CO}_2$ などの呼吸諸量の計算法は従来の研究による方法³⁾⁵⁾²⁸⁾³⁰⁾に従い, 計算式の説明は付録に補足した。

D. ダグラスバッグ法との比較

breath-by-breath による測定装置の全体の誤差を確かめるために, 4名の青年男子被験者に5分間の安静実験と毎分50回転の自転車エルゴメーター実験を各種の強度の定常負荷で5分間ずつ行なった。運動負荷の強度を0ワットから200ワットまで25ワットずつの段階に設定し, 各負荷実験の最後の2分間に, 被験者の吸気開始と呼気終了の時点に同期させてダグラスバッグに呼吸を採集した。呼吸量を乾式ガスメーターで測り, BTPS 状態に補正し, 分時換気量 $\dot{V}_E$ を計算した。更に

Fig. 2. Format of machine language acquisition for one breath.

バッグ内の平均混合呼気ガス濃度を breath-by-breath による測定で用いた同一のガス分析器で分析し、 O_2 濃度に水蒸気補正⁴⁾を加えた。 $\dot{V}_{O_2}$, $\dot{V}_{CO_2}$ を STPD 補正して求め、呼吸交換率 R も計算した。これらの値を同じ測定期間の breath-by-breath による測定の演算処理値と比較した。

E. 運動負荷実験への応用

breath-by-breath による呼吸諸量の測定において、運動負荷の強度、期間、形態の変化を示す信号と流速、ガス濃度信号の時間的な照合をする必要がある。著者ら²⁰⁾が開発した複合的な運動の負荷装置は発電機の負荷抵抗をマイクロコンピュータで制御する自転車エルゴメーターである。エルゴメータコントローラーは負荷電流に比例する信号を発生し、同時に運動の開始、終了、負荷の変曲点の時点を被験者に伝えることができる(図1)。自転車エルゴメーターの回転数は毎分50回転に設定し、0ワットから最大250ワットまでの強度を用いて定常、間欠、ランブ、インパルス、サイン、ランダムな複合的な負荷を発生する。この様にして、運動負荷信号と流速、ガス濃度信号の同期化がなされ、運動負荷刺激と呼吸系出力の応答状態の関連を調べることができる。

III. 結 果

図3に5分間の運動(150ワット負荷)と安静、回復中の breath-by-breath によるガス交換の演

算処理値の1例を示した。この結果により、ガス交換応答の定常状態、運動開始や終了直後の過渡応答が観察される。

安静実験および各種強度の自転車運動実験における演算処理値とダグラスバッグ法による測定値を図4で比較した。各呼吸諸量とも二つの測定法の計算値の間には高い相関が得られたが、演算処理値の $\dot{V}_E$, $\dot{V}_{O_2}$, $\dot{V}_{CO_2}$ は、ダグラスバッグ法による測定値よりも低い値を示した。

複合的な運動負荷と breath-by-breath によるガス交換応答に関して、図5に実験結果の一例を示した。 $\dot{V}_E$ は各負荷において $\dot{V}_{CO_2}$ の変化に比例した変動を示し、複合的な負荷においても $\dot{V}_{CO_2}$ の過呼吸への影響がみられる。 $\dot{V}_{O_2}$ も各負荷で $\dot{V}_E$ と相関がみられたが、 $\dot{V}_{CO_2}$ との相関に比べて低くなった。

今回の研究では、測定装置の試作の過程で様々な誤差要因が認められ、主要な誤差要因を表1に示した。

容量測定の誤差

一定の校正流速に対する流速信号の直線性は $\pm 1.95\%$ F. S.(フルスケール)(Dynasciences), $\pm 1.32\%$ F. S.(Sokken) となった。流速信号のベースライン・ドリフトは1時間当たり -0.4% F. S. を示した。また流速信号の雑音はローパスフィルターを付けた場合、 $\pm 0.03\%$ F. S. (peak to peak) となった。周波数応答については、校正実験を実

Fig. 3. Breath-by-breath data of $\dot{V}_{O_2}$, $\dot{V}_{CO_2}$, R , and $\dot{V}_E$ in a normal subject during a 5-min period of 150 W exercise, preceded and followed by resting.

Fig. 4. Comparison of computer-processed data with values calculated from Douglas bag gas collection. (Lines of identity are plotted.)

Fig. 5. $\dot{V}_E$ as function of $\dot{V}_{CO_2}$ and $\dot{V}_{O_2}$ during complex load work (sinusoidal and random) compared with constant load work.

Table 1. Summary of Errors Related to Breath-by-Breath Measurement of Respiratory Gas Exchange in the Expiratory Flow Method

- Volume measurement errors		- Gas concentration measurement errors	
Flow linearity	$\pm 1.95\% \text{ FS}^*, \pm 1.32\% \text{ FS}^{**}$	Accuracy	$\text{CO}_2 \pm 1.1\% \text{ FS}$ and $\text{O}_2 \pm 1.2\% \text{ FS}$
base-line drift	$-0.40\% \text{ FS/Hr}$	Zero drift	$\text{CO}_2 \pm 0.4\% \text{ FS/Hr}$, $\text{O}_2 \pm 0.05\% \text{ FS/Hr}$
noise	$\pm 0.03\% \text{ FS}_{p-p}$	Gain drift	$\text{CO}_2 \pm 0.5\% \text{ FS/Hr}$, $\text{O}_2 \pm 0.06\% \text{ FS/Hr}$
frequency response		Noise	CO_2 and $\text{O}_2 \pm 0.25\% \text{ FS}_{p-p}$
- Phase lag and amplitude decrease		- Transport delay of gas concentration signals	
1) $\pm 5\%$ up to 30 Hz^*			CO_2 170 ms, O_2 270 ms.
2) 2.25° and 0.08% at 25 Hz^{**}		- Time constant of gas concentration signals	
			CO_2 110 ms, O_2 160 ms.
Expiratory gas temperature decrease	-4°C	- Effects of water trap filter on water vapor	
Breathing valve leakage	$< 0.1\%$ at 10 l/s	dilution	$\dot{V}_{\text{O}_2}$ variation 5-7%
Flow integration	$\pm 2.31\%^*$, $\pm 1.74\%^{**}$	- A/D amplitude quantization error	
			$\pm 2 \text{ digit/sampling time}$
			$< \pm 0.97\%/\text{integration}$
*Dynasciences #3 pneumotachograph		- Error in breath identification	
**Sokken LFE-10B pneumotachograph		- Error in breathing valve dead space	
1) Lemen et al. ²²⁾			
2) Tsukasa Sokken Corp. ³⁹⁾			

施していないが、関連研究の報告²²⁾と製造元のデータ³⁹⁾を記載した。測定時の呼気ガス温度は、ニューモタコグラフの上流側で平均 33°C 、下流側で平均 37.4°C となり、平均ガス温度は 35.2°C と計算された。また、校正シリンジ内のガス温度が 37°C の場合、ニューモタコグラフの平均ガス温度は 37.7°C となった。一方、加温したニューモタコグラフ内のガス温度を、室温と加温状態における校正容量の信号出力値の比較から推定した場合、 37.5°C となった。呼吸バルブの漏れは、 10 l/s の流速において最大 $0.1\% \text{ F. S.}$ を記録した。 2 l の校正シリンジで流速信号のデジタル積分（容量値）の校正を50回反復した場合、 $\pm 2.31\%$ (Dynasciences), $\pm 1.74\%$ (Sokken) の再現性誤差を示した。一方、アナログ積分による校正容量値はいずれのニューモタコグラフとも $\pm 2\%$ 以内の再現性を示した。

ガス濃度測定の誤差

ガス濃度信号の精度は直線性、ヒステリシス、再現性を含めており、安定性は一時間当りのドリフトを求めた。ガス濃度信号の雑音はローパスフィルターを通過した後の値を示した。輸送遅れ時間、時定数は共にウォータートラップフィルターを付けた場合の結果である。ウォータートラップ

フィルターの恒湿効率が、 $\dot{V}_{\text{O}_2}$ の値に与える影響として、 20°C における飽和水蒸気濃度の代りに相对湿度 50% の水蒸気濃度を $F_{\text{I H}_2\text{O}}$ とした場合、 $\dot{V}_{\text{O}_2}$ は約 $5\% \sim 7\%$ 程、減少した。

A/D 変換における誤差

振幅の量子化誤差は各サンプリング時間当たりでは $\pm 2 \text{ digit}$ 以下、積分値誤差は $\pm 0.97\%$ 以下となり、時間の量子化誤差は 10 ms 以内であった。

呼吸バルブの死腔量による誤差

Fig. 6. The effects of error in the breathing valve dead space on $\dot{V}_{\text{O}_2}$ (●) and $\dot{V}_{\text{CO}_2}$ (×). True $\dot{V}_{\text{O}_2}$ and $\dot{V}_{\text{CO}_2}$ were corrected by the "effective" dead space.

呼吸バルブの死腔量を一定にした場合, 一回換気量に基づく補正值と比較して, $\dot{V}_{O_2}$, $\dot{V}_{CO_2}$ の誤差は一回換気量が小さい程, 増加した (図 6)。

IV. 考 察

breath-by-breath による演算処理値がダグラスバッグ法による測定値よりも低くなった理由として, まずダグラスバッグ内のガス量を過大評価し, 流速計で求めた容量値を過小評価している可能性がある。その原因として, 採気後すぐに行なったダグラスバッグ内の呼気量の測定でガス温度を室温と仮定したことや, 流速が大きい時に流速計の平均ガス温度を実際より高く推定した可能性が考えられる。また, 後述の様に, ガス濃度信号の総遅れ時間を用いたガス交換値の補正に誤差を生じたことも考えられる。

この他に, 吸気 N_2 量と呼気 N_2 量が等しいという仮定を呼吸反応の定常状態だけでなく, 非定常状態における測定に適用することに問題があり^{10), 45)}, 平均混合呼気ガス濃度を用いるダグラスバッグ法と breath-by-breath による測定法の結果の比較には検討が要される。

個々の誤差要因については, 現在までに検討が重ねられ, 以下に問題点を述べてみたい。

A. 容量測定の誤差

1. 流速信号の直線性

流速信号の直線性誤差には校正流速を発生する真空掃除機モーターの出力特性, スライダックの出力電圧誤差, スパイロメーターの読み取り誤差¹⁷⁾, 気流に対する接続チューブの共振, 気流路内の乱流³⁵⁾などによる校正誤差が含まれる。校正流速の検定にはオリフィスを用いたフローメーターやロータメーターも用いられるが, 一定の校正値を得にくいことが指摘されている¹⁷⁾。Finucane et al.¹²⁾は, ニューモタコグラフの上流側の形状と流速分布, 差圧の関係を考察し, 流速信号の直線性が上流側の接続管の内径や角度により影響を受けることを報告した。本研究でも, ニューモタコグラフと呼吸バルブの間を同径の直線状の管で接続し, 流速分布を均等にするストレートダクト, 整流格子を取り付けた。

2. 流速信号の安定性, 雑音

流速信号のベースラインドリフトは流速信号の積分値, 流量の再現性に影響を与えるので, コンピュータによるゼロドリフトの補正が必要である。Koga et al.²¹⁾の報告では, このドリフト補償がされない場合, ドリフトの $\dot{V}_E$, $\dot{V}_{O_2}$, $\dot{V}_{CO_2}$ への影響は一回換気量と一回呼吸時間により変動することが示されている。

流速信号の雑音は呼吸認識の流速閾値を設定する際, 呼吸の誤認識の原因となるので, 流速の閾値は少くとも雑音の範囲を超えることが必要となる。

3. 周波数応答

流速信号については前述の直線性だけでなく, 脈動流に対する周波数特性についても検討する必要がある。ガスの粘性や慣性, 流路系の抵抗のため, 口腔での流速波形と差圧検出点における圧力波形は異なり, 差圧は流速に対して位相遅れと振幅の減少を示す¹²⁾。今回の報告では, 関連研究と流速計の製造元の実験データを参考にしたが, 著者らは現在, 周波数特性試験を実施中である。しかし, ラウドスピーカーを用いた場合, 流速周波数帯域での気流発生, 特に運動中の流速値に近似した振幅の発生に困難が伴う。ピストン・ポンプによる正弦波気流の発生^{12), 22)}を, 同時に実施することが必要となる。

スクリーン型のニューモタコグラフの周波数応答は Fleisch 型よりも優れていることが示されたが¹⁹⁾, 直線性が劣り¹²⁾, 水蒸気凝縮の防止のため加熱されるガスの温度が平衡に達しにくい³⁵⁾ことが欠点である。

また, 差圧トランスジューサーとニューモタコグラフを結ぶ圧力導管, コネクターの形状, 大きさも流速測定装置の動的応答性に影響を与える¹⁹⁾²⁹⁾。従って, 本研究でもこれらの先行研究の方法にならない, 類似した圧力導管を採用し, 流速信号の周波数応答, ステップ応答特性の向上に努めた。

流速信号の周波数応答, 特に位相の遅れが, ガス濃度信号と流速信号の乗算を必要する breath-by-breath の測定値に与える影響を調べた研究はなく, 今後の課題と考えられる。

4. ガス成分の影響

Grenvick et al.¹⁵⁾は呼吸気ガスの成分と粘性の流速値への影響を指摘し、ガス成分の粘性を考慮した流速の補正が提案されている⁴⁰⁾。しかし、この様な補正は呼吸気流速を1個のニューモタコグラフで測定する *bidirectional* 法で、特に、吸入ガス組成を変える実験には重要となるが、呼吸気の一方のみの流速を測定する場合には無視してよいと考える。

5. ガス温度、水蒸気圧の影響と BTPS 補正

今回の研究では呼吸バルブ以外は加温する様にしたが、ニューモタコグラフの上流側の呼気ガス温度が平均33℃に低下したことは37℃体温の状態に比べ、約1.3%の容積変化と水蒸気凝縮を生じたことになる。しかし、マウスピースと口腔付近の呼気ガス温度が33～35℃と推定される報告¹⁴⁾があり、上記のガス容積と水蒸気凝縮の変動は小さいことも考えられる。また、流速が大きい場合に流速計の温度が低下する可能性が示唆されており¹⁷⁾平均ガス温度以外に、一回呼吸毎のガス温度の測定が望まれる。

容量を校正する際にも、ニューモタコグラフのガス温度と水蒸気分圧の推定が問題となる。加温したニューモタコグラフに室温の校正容量を加える場合³⁾、層流素子内のガス温度が平衡に達しにくく、流速積分値が安定しないことが今回の研究で観察された。この問題に対し、校正段階でもガス温度を体温と近似させることが報告されており¹⁵⁾¹⁷⁾、今回の研究でも同様の手順を採った。また、室温と加温状態における校正容量の信号出力値を比べて求めたニューモタコグラフ内のガス温度が、校正時の平均ガス温度に近似しているのので、採気ガス温度として平均ガス温度を用いてもよいと考えられる。また、ガス温度が体温以上でなければ、測定ガスの水蒸気分圧は飽和していると考えられる。

6. 流速積分値 (容量)

上記に述べた誤差要因が重なり、流速の積分において誤差が生じる。その原因として、A/D 変換の量子化誤差の他に、校正シリンジ内の摩擦による小さい圧力波の発生や、シリンジ内のガスの圧縮¹⁷⁾が挙げられる。本研究でも、Hobbes¹⁷⁾の方法にならない、圧力波のアーチファクトを抑えた

が、流速の直線性の範囲内でも、シリンジピストンの動きが激しい場合は積分値の減少がみられた。

また、ニューモタコグラフの伝導値 (流速/差圧)、つまり差圧を流速に変換する係数が一定ではなく、流速と差圧の間の直線性誤差の原因となることが指摘されており⁴⁶⁾伝導値の補正をすることが述べられている⁴³⁾⁴⁶⁾。今回の研究でも、1 l/s 以下の低い流速では伝導値が低くなり、容量値の誤差の原因の一つと考えられる。

容量値の誤差の原因には、呼吸バルブの漏れがあり、流速信号のベースラインや呼吸バルブ内のガス濃度にも影響を与える⁵⁾。著者らの観察では、ゴムのディスクバルブの彎曲が漏れの原因となるので、毎回の実験前にバルブの形状の点検を行った。

この他にも容量値誤差の原因として流速信号値の誤差以外に、前述のガス温度の変動、アナログフィルターによる流速波形の歪み⁹⁾、シリンジによる校正流の高い周波数成分が遮断周波数を超えてフィルターで除去されることなどが複雑に関連していると考えられる。

今回の研究で用いたニューモタコグラフの他に種々の流速計が開発されており³⁵⁾、特に精度と再現性に優れたホットワイヤーの流速計の研究が報告されている⁴⁷⁾。著者らは、性能特性について数多くの報告があり、*breath-by-breath* によるガス交換測定に多く使用される Fleisch 型ニューモタコグラフを採用したが、今後、他の流速計についても検討を重ねる必要を考えている。

B. ガス濃度測定 of 誤差

1. ガス濃度信号の精度、安定性、雑音

ガス分析器のサンプル流量の違いによりガス濃度信号値が変動すると報告され⁴²⁾、サンプル流量と共にサンプルチューブの内径や長さが標準条件より異なる場合は、サンプルセルの圧力降下が変動する。従って、サンプル流量とチューブのサイズが、用いたガス分析器の標準条件 (200 ml/分、内径 1.5 mm、長さ 1.5 m) と異なる今回の研究でも、ガス濃度信号への影響が予想された。しかし、今回のガス分析器には、ガス流路の内圧を自動補正する機構があり、著者らが実施した標準条件と

の比較でもガス濃度値の精度, 安定性, 雑音に差が見られなかった。

2. 輸送遅れ時間と応答時間

ガス濃度信号の輸送遅れ時間はバッグやシンジを用いて流速とガス濃度信号の応答開始の時間差を測定する¹¹⁾³³⁾他に, 電磁弁を用いて測定する方法がある。著者らの電磁弁による予備実験では, 電磁弁に加わる分析ガスの圧力の違いに応じてガス濃度信号の輸送遅れ時間と応答時間の測定値が変動することが観察された。従ってこの方法では, ガス濃度信号のステップ入力においてチャタリングが起らず, 死腔量が小さい電磁弁を用いると共に, 電磁弁の構造に留意する必要がある。

また, 流路内の水滴やつまりのため, サンプル流量が変動して, 輸送遅れ時間と応答時間の再現性を低下させる。従って, フローメータの他に流量制御機構の装着が必要となる。

呼気の流速とガス濃度信号から輸送遅れ時間を求める場合, 呼気開始時の解剖学的死腔量のためガス濃度信号の立ち上りの開始は前述の場合よりも遅れる。生理的な観点では, 吸気流速の開始時点と CO_2 濃度が立ち下り始める時点の間を輸送遅れとする報告があるが¹⁸⁾⁴¹⁾, 吸気初期に呼吸バルブ内に残存する終末呼気ガスのため, 今回の方法で求めた値と一致しないことがあり, 主に呼吸バルブを使わない *bidirectional* 法で用いられている。

輸送遅れ時間は呼吸数の変化や呼吸流速の変化により多少, 変動し⁷⁾³⁰⁾, 特に運動中は解剖学的死腔量の洗い出し時間が短縮し, “生理的”輸送遅れ時間が短くなる。輸送遅れ時間の誤差のガス交換値への影響が報告されているが⁵⁾⁶⁾²⁵⁾²⁶⁾³⁰⁾, 著者らは校正時に求めた輸送遅れ時間は常に一定とみなし, 解剖学的死腔量の洗い出しによる“生理的”輸送遅れ時間の変動には補正を加えない様にした。

輸送遅れ時間の中に応答時間の一部を含めた研究もあるが⁵⁾³⁰⁾³³⁾, 応答特性の補償をした研究は数少ない¹⁾²⁾²⁵⁾²⁷⁾。ガス濃度信号の応答特性はサンプルチューブとガス分析器におけるガス混合と, ガス分析器のステップ応答で定まり¹¹⁾, 出力信号と真のガス濃度変化の間の忠実度が問題となる。

ガス濃度信号の過渡応答は一次遅れと仮定されることが多く, 応答の時定数を用いてガス濃度信号の出力を補正した報告がある²⁷⁾。著者らも, アナログ回路を用いて同様の補償を試み, ガス分析器の出力信号とその二回微分信号を合成し出力信号の補正を検討した。しかし, オーバーシュートや微分によるノイズの増加のため, 完全に補正することは難しい (図 7)。今回の研究では, 出力信号

Fig. 7. Dynamic response curve of the CO_2 gas analyzer(— · —) and the analog compensation curve(...) compared with the true step input signal(—).

の時定数を求める際, 63.2%応答値と, 出力信号の立ち上りおよび最終値の接線より求めた値が一致せず, 一次の指数曲線と仮定することに問題がある。

ガス濃度のステップ入力に対する分析器の出力をS字状曲線として補正する研究があり¹⁾, また Wiener のフィルターによるフーリエ変換で応答補正する報告があるが²⁾, 複雑な数値処理と計算時間の増加が要求される。

また, ガス濃度信号の応答時間を短縮するためにサンプルチューブを除いてガスセンサを流速計に直結する方法や³²⁾, O_2 セルを呼吸バルブに取り付ける方法がある³¹⁾。著者らもサンプルチューブを 5 cm に短縮しウォータートラップを除いたが, 応答時間の短縮はみられなかった。

従って, 今回の研究では応答特性によるガス交換値の過少評価を相殺するために輸送遅れ時間の過大評価²⁵⁾を行ない, 時定数と合計して総遅れ時間⁵⁾とした。しかし, この補正は信号自体の忠実

度補正に基づくものではなく、前述の様にサンプル時間毎のデジタル補償が望まれる。

3. 呼吸気ガスの水蒸気成分

吸気および呼気相の間で変動する水蒸気濃度が問題となり、ガス分析には種々の方法がある。まず、サンプルガスを室温まで冷却し分析する方法があるが、サンプルチューブ内壁の水分膜や水滴のため、サンプル流路の圧力が低下する。加温チューブを用いて分析ガスを37℃に水蒸気飽和する方法は、吸気相と呼気相の間で水蒸気分圧が変動するので誤差を生じる¹¹⁾。塩化カルシウムなどの水分吸収剤はサンプルガスの混合によりガス分析計の高速応答性を低下させる。また、分析ガスを冷却乾燥する報告があり¹¹⁾、半導体熱電素子を用いた除湿器も販売されているが、冷却除湿部の容積増加のため、ガス混合が起りやすい。

従って、今回の研究では分析ガスに室温における飽和水蒸気圧を加えるウォータートラップを用いたが、水滴によるガス流量や圧力への影響を考慮する必要がある⁴²⁾。今回のガス分析器はB.の1.で述べた様にガス流路の圧力保護機能を備え、著者らはガス分析器で検知される圧力信号が水滴の存在下でも変動しないことを確認した。

ウォータートラップ内のフィルターが分析ガスを室温で水蒸気飽和させる過程で、フィルターの恒湿機能の効率も問題となる。水蒸気飽和状態の呼気ガスの分析に影響はないが、吸気相において瞬時に水蒸気飽和する機能が問題である。本研究のガス分析器製造元のデータによれば、サンプル流量が多く、フィルターの糸の本数が少ない程、恒湿機能は低下する。不完全な恒湿効率を仮定し、室温における飽和水蒸気濃度より低い値を $F_{I\text{H}_2\text{O}}$ とした場合、 $\dot{V}_{\text{O}_2}$ の計算値は減少するので、今回はII.のB.の方法で求めた $F_{I\text{H}_2\text{O}}$ を用いる様にした。

この他、ウォータートラップを備えた場合、ガス濃度信号の精度、安定性、雑音はサンプルチューブを直接、分析器に連結した場合と差がなかった。

C. A/D 変換における誤差

1. 雑音除去フィルター

A/D 変換のサンプリング周波数はアナログ信

号の最高周波数の2倍以上に設定し、高周波雑音による誤差を防ぐ(アンチ・エイリアシング)ことが必要である。今回の研究では、Beaver et al.³⁾⁵⁾の報告に従ってローパスフィルターの遮断周波数を決定し、近似積分の精度を向上させるため毎秒100回のサンプリングレートをを用いた。しかし、アナログフィルターによる流速信号の立ち上り歪みが報告され⁹⁾、デジタルフィルターの使用が一般的である。一方では、30 Hz以上のサンプリングレートではデジタルフィルターは必要ないことが指摘されている⁶⁾。

2. 量子化誤差

A/D コンバーターの入力電圧がディジットの中間にある場合、丸め誤差の原因となり、容量や、流速とガス濃度の積の積分値に影響を与える。従って、シミュレーション信号を入力して振幅及び時間の量子化誤差を測定しておく必要がある。今回の研究では、デジタル積分値の誤差は±0.97%以下となったが、当然、A/D コンバーターの分解能とサンプリング周波数が高い程、近似積分の精度は向上する。時間の量子化については、信号が平滑化されていれば殆んど問題はないと考えられる。

D. 呼吸認識における誤差

吸気および呼気の認識では、閾値の近傍における流速変動、浅い呼吸、不規則呼吸により、通常の呼吸以外の流速変動を認識することがある。しかし、呼吸バルブで弁の開閉をおこなうとき、特に運動時は流速勾配が増加するので、上述の現象はあまり生じない。しかし、安静時および回復時の不規則な呼吸を考慮して呼吸の認識あるいは修正のプログラム¹⁰⁾¹⁸⁾²⁸⁾の他に、今回の研究の様に流速信号のベースラインの記録や呼吸認識終了時のトリガーパルスを参考にして呼吸認識の閾値を決定することが望ましい。呼吸認識のソフトウェアは多くの実験データの処理と共に評価され⁴⁴⁾、breath-by-breath による測定の重要な要因となっている。

E. 呼吸バルブの死腔量による誤差

呼吸バルブの死腔量は常に一定と仮定することが多いが、斎藤たちは³⁰⁾、呼吸バルブの容量が大きいく程、また、一回換気量が小さい程バルブ内の

呼吸ガスが均等化されないことを示し、バルブの有効死腔量が一回換気量の程度によって影響を受けることが報告されている⁸⁾。従って、死腔量が小さい呼吸バルブを選ぶことが必要であるが、運動負荷時には、死腔量が小さいバルブ程、呼吸流速抵抗が増加する。今回の研究では運動時においても呼吸抵抗が低いバルブを用いたので、前述の報告⁸⁾に基づき、バルブの死腔量補正をデータの二次計算処理で実行した。この結果、一回換気量が小さい時の死腔量の過大評価を防ぎガス交換値の誤差を少なくすることができる。

F. シミュレーションによる誤差の検討

今回の測定法の様に多くの誤差要因を含み複雑な信号波形を示す現象の測定には、擬似信号を用いて演算処理プログラム、実験時のアナログ信号の直線性、安定性、雑音などの検討をすることも重要である⁵⁾²³⁾²⁶⁾³⁸⁾。今回の研究における擬似信号の問題点は終末呼吸濃度が平均呼吸濃度と一致し、ガス濃度の輸送遅れや応答特性、解剖学的死腔、呼吸バルブの死腔量などが信号に含まれないことである。

また、コンピューターに記憶されるデジタル信号値を任意に変化する数値シミュレーションによって、誤差因子に対するガス交換値の誤差感度が計算される⁶⁾²¹⁾³⁷⁾。

この他に、モデル肺装置を使って測定装置の信頼性を検討する方法があるが⁵⁾⁷⁾¹⁶⁾³⁴⁾、装置の死腔、流速計およびガス分析器の精度や応答特性などにより、測定処理値がバッグやシリンジ内のガス量の値と一致しないことが多い。

G. 吸気量測定の必要性

呼吸反応の過渡応答を調べるためには、口腔におけるガス交換値だけでなく、肺ガス貯留量を考慮して肺胞のガス交換値を検討する必要がある。全肺ガス交換式に肺ガス貯留量の補正を加えた方法では、呼吸流速値の誤差に対するガス交換値の誤差感度が低くなり⁵⁾³⁷⁾、呼吸毎のガス交換値の変動とノイズが減少するので³⁸⁾、運動時の過渡応答の解析には重要な手法となる。

著者らは現在、呼吸バルブの吸気側に流速計を接続して吸気流速を求める装置⁵⁾⁴³⁾を製作中だが、一回呼吸毎の肺容量に対する見解が分れてお

り³⁷⁾⁴⁴⁾、今後の検討を要する。

V. 要 約

運動時のガス交換応答を調べるために、breath-by-breathによるガス交換測定装置の試作を行ない、その問題点について検討した。また、汎用のマイクロコンピューターで複合的な運動負荷信号と呼吸信号の関連を調べることが可能となった。既製の装置が有する利点、問題点を総合的に検討し、呼吸信号のセンサーと演算処理に改良を加えた結果、本装置の演算処理値はダグラスバッグ法による測定値と高い相関を示した。今回の方法において生じた誤差について検討した結果、以下の点が明らかになった。

1) 容量測定の誤差要因には、流速信号の直線性、安定性、雑音と周波数応答、呼吸気ガスの成分および温度、水蒸気凝縮、量子化誤差、呼吸バルブの漏れが挙げられる。ニューモタコグラフの上流側の形状、圧力導管に改良を加え、信号のベースライン・ドリフト補償、雑音除去処理を行なった。この結果、流速積分値は校正容量に対して $\pm 1.74\%$ の再現性誤差を示した。

2) ガス濃度信号の誤差要因は、精度、安定性、雑音、輸送遅れ時間、応答時間、水蒸気濃度が考えられた。特に応答補償における問題点が明らかになり、輸送遅れ時間を過大評価してガス交換値の過少評価を相殺したが、信号の忠実度補正が必要とされた。

3) A/D変換における量子化誤差をシミュレーション信号で調べ、 $\pm 0.97\%$ 以内の振幅量子化誤差が示された。

4) 流速信号ベースラインのゆらぎ、雑音、不規則呼吸と呼吸認識閾値の関連を検討し、呼吸認識の誤差を防いだ。

5) 呼吸バルブの有効死腔量を一回換気量の程度に応じて補正した結果、ガス交換値の誤差の減少が明らかになった。

6) シミュレーション信号の入力により、測定装置の誤差や計算式の検討をしたが、測定信号に対する擬似信号の問題点が示された。

付 録

呼吸諸量, ガス交換諸量の計算は以下の演算式に基づいて行なった.

一回換気量 (V_T) は一回呼吸毎の呼気流速信号の積分値 ($\int \text{flow exp}$) に呼気時間 (T_E) におけるガス分析器のサンプル流量 (Q_{sample}) の補正を加えて求める. 従って分時換気量 ($\dot{V}_{E \text{ BT PS}}$) は一回呼吸時間 (T) より求めた呼吸数 (f) と一回換気量 (V_T) の積で得られる.

$$\begin{aligned}\dot{V}_E &= V_T \times f \\ &= (\int \text{flow exp} + Q_{\text{sample}} \times T_E) \times \frac{60}{T} \\ &= \sum \dot{V}_E \times \frac{60}{T} \quad (1)\end{aligned}$$

一回呼吸毎の CO_2 , O_2 transfer (V_{CO_2} , V_{O_2}) を求めるとき, 各呼気時間の CO_2 呼出量 $V_{E \text{ CO}_2}$, O_2 呼出量 $V_{E \text{ O}_2}$ を一次計算処理で演算し, それぞれ $\sum (\dot{V}_E \cdot F_{E \text{ CO}_2})$, $\sum (\dot{V}_E \cdot F_{E \text{ O}_2})$ となる. 従って V_{CO_2} , V_{O_2} はそれぞれ次のようになる.

$$V_{\text{CO}_2} = V_{E \text{ CO}_2} - V_{I \text{ CO}_2} \quad (2)$$

$$V_{\text{O}_2} = V_{I \text{ O}_2} - V_{E \text{ O}_2} \quad (3)$$

ここで, $V_{I \text{ CO}_2}$ は CO_2 吸気量, $V_{I \text{ O}_2}$ は O_2 吸気量である.

吸気 CO_2 濃度は 0 と仮定するが, 呼吸バルブの死腔内に前の呼吸の終末呼気ガスが残存するので, その補正が必要である. 従って,

$$V_{I \text{ CO}_2} = F'_{E \text{ T CO}_2} \cdot V_{d_s} \quad (4)$$

となる. $F'_{E \text{ T CO}_2}$ を前の呼吸の終末呼気 CO_2 濃度, V_{d_s} を呼吸バルブの死腔量とする. (4) 式を (2) 式へ代入し, 分時の二酸化炭素排出量 ($\dot{V}_{\text{CO}_2, \text{ST PD}}$) を求める.

$$\begin{aligned}\dot{V}_{\text{CO}_2} &= (V_{E \text{ CO}_2} - F'_{E \text{ T CO}_2} \cdot V_{d_s}) \times f \\ &= \{ \sum (\dot{V}_E \cdot F_{E \text{ CO}_2}) - F'_{E \text{ T CO}_2} \cdot V_{d_s} \} \times f \quad (5)\end{aligned}$$

ここで呼吸バルブ (Modified Otis-Mckerrow Valve without vane) の V_{d_s} を Bradley と Younes の報告⁸⁾に基づき補正する.

$$V_{d_s(m1)} = (V_T \times 0.037 + 106.5) \times \frac{1}{\text{BT PS 係数}} \times \text{ST PD 係数} \quad (6)$$

$V_{I \text{ O}_2}$ についても $V_{I \text{ CO}_2}$ と同様に呼吸バルブ内に残存する前回の呼吸の終末呼気ガスの補正が必要である.

$$V_{I \text{ O}_2} = F_{I \text{ O}_2} (V_I - V_{d_s}) + F'_{E \text{ T O}_2} \cdot V_{d_s}$$

$$= F_{I \text{ O}_2} \cdot V_I - (F_{I \text{ O}_2} - F'_{E \text{ T O}_2}) V_{d_s} \quad (7)$$

となり, $F_{I \text{ O}_2}$ は吸入空気 O_2 濃度, V_I は吸気量, $F'_{E \text{ T O}_2}$ は前の呼吸の終末呼気 O_2 濃度とする.

(7) 式を (3) 式へ代入して展開すると,

$$\begin{aligned}V_{\text{O}_2} &= F_{I \text{ O}_2} \cdot V_I - (F_{I \text{ O}_2} - F'_{E \text{ T O}_2}) V_{d_s} - V_{E \text{ O}_2} \\ &= \sum (F_{I \text{ O}_2} - F_{E \text{ O}_2}) \dot{V}_E + F_{I \text{ O}_2} (V_I - V_{E \text{ O}_2}) \\ &\quad - (F_{I \text{ O}_2} - F'_{E \text{ T O}_2}) V_{d_s} \quad (8)\end{aligned}$$

ここで V_E を呼気量 (すなわち一回換気量 V_T) とする. 吸気 N_2 量と呼気 N_2 量が等しい仮定のもとで V_I を求めると,

$$V_I = \frac{1 - F_{E \text{ O}_2} - F_{E \text{ CO}_2} - F_{E \text{ H}_2\text{O}}}{1 - F_{I \text{ O}_2} - F_{I \text{ CO}_2} - F_{I \text{ H}_2\text{O}}} V_E \quad (9)$$

従って,

$$V_I - V_E = V_{\text{O}_2} - V_{\text{CO}_2} + V_{I \text{ H}_2\text{O}} - V_{E \text{ H}_2\text{O}} \quad (10)$$

$F_{I \text{ CO}_2}$ は吸気 CO_2 濃度, $F_{I \text{ H}_2\text{O}}$, $F_{E \text{ H}_2\text{O}}$ はそれぞれ吸気および呼気の水蒸気濃度, $V_{I \text{ H}_2\text{O}}$, $V_{E \text{ H}_2\text{O}}$ はそれぞれ吸気と呼気の水蒸気量とする.

(10) 式を (8) 式へ代入して,

$$\begin{aligned}V_{\text{O}_2} &= \sum (F_{I \text{ O}_2} - F_{E \text{ O}_2}) \dot{V}_E + F_{I \text{ O}_2} (V_{\text{O}_2} \\ &\quad - V_{\text{CO}_2} + V_{I \text{ H}_2\text{O}} - V_{E \text{ H}_2\text{O}}) - (F_{I \text{ O}_2} \\ &\quad - F'_{E \text{ T O}_2}) V_{d_s} \quad (11)\end{aligned}$$

(10) 式より $V_{I \text{ H}_2\text{O}}$ を求めると,

$$\begin{aligned}V_{I \text{ H}_2\text{O}} &= F_{I \text{ H}_2\text{O}} \cdot V_I \\ &= F_{I \text{ H}_2\text{O}} (V_{\text{O}_2} - V_{\text{CO}_2} + V_{I \text{ H}_2\text{O}} \\ &\quad - V_{E \text{ H}_2\text{O}} + V_E) \quad (12)\end{aligned}$$

従って,

$$\begin{aligned}V_{I \text{ H}_2\text{O}} &= \frac{F_{I \text{ H}_2\text{O}}}{1 - F_{I \text{ H}_2\text{O}}} \{ V_{\text{O}_2} - V_{\text{CO}_2} \\ &\quad + (1 - F_{E \text{ H}_2\text{O}}) V_E \} \quad (13)\end{aligned}$$

(13) 式を (11) 式へ代入して

$$\begin{aligned}V_{\text{O}_2} &= \sum (F_{I \text{ O}_2} - F_{E \text{ O}_2}) \dot{V}_E + F_{I \text{ O}_2} (V_{\text{O}_2} \\ &\quad - V_{\text{CO}_2}) - F_{I \text{ O}_2} \cdot V_{E \text{ H}_2\text{O}} + F_{I \text{ O}_2} \frac{F_{I \text{ H}_2\text{O}}}{1 - F_{I \text{ H}_2\text{O}}} \\ &\quad \{ V_{\text{O}_2} - V_{\text{CO}_2} + (1 - F_{E \text{ H}_2\text{O}}) V_E \} - \\ &\quad (F_{I \text{ O}_2} - F'_{E \text{ T O}_2}) V_{d_s}\end{aligned}$$

ゆえに,

$$\begin{aligned}V_{\text{O}_2} &= \frac{1}{1 - F_{I \text{ O}_2} (1 + \frac{F_{I \text{ H}_2\text{O}}}{1 - F_{I \text{ H}_2\text{O}}})} \cdot \\ &\quad \{ \sum (F_{I \text{ O}_2} - F_{E \text{ O}_2}) \dot{V}_E - F_{I \text{ O}_2} \{ V_{\text{CO}_2} \\ &\quad + V_E \cdot F_{E \text{ H}_2\text{O}} + \frac{F_{I \text{ H}_2\text{O}}}{1 - F_{I \text{ H}_2\text{O}}} (V_{\text{CO}_2} \\ &\quad - (1 - F_{E \text{ H}_2\text{O}}) V_E) \} - (F_{I \text{ O}_2} \\ &\quad - F'_{E \text{ T O}_2}) V_{d_s} \} \quad (14)\end{aligned}$$

分時の酸素摂取量 ($\dot{V}_{O_2, \text{STPD}}$) は(14)式に f を乗じて計算する.

$$\dot{V}_{O_2} = \dot{V}_{O_2} \times f \quad (15)$$

呼吸交換率 (R) は $\dot{V}_{CO_2}$ を $\dot{V}_{O_2}$ で除して求める.

$$R = \frac{\dot{V}_{CO_2}}{\dot{V}_{O_2}} \quad (16)$$

終末呼気 CO_2 分圧 ($P_{ET CO_2}$), 終末呼気 O_2 分圧 ($P_{ET O_2}$) はそれぞれ CO_2 濃度信号の最大値および O_2 濃度信号の最小値を乾燥ガス状態に補正し, 気圧 (P_B) - 47 (mmHg) を乗じて, BTPS 条件の値とした.

$$P_{ET CO_2} = (P_B - 47) \times \frac{1}{1 - F_{E H_2O}} \times F_{E CO_2 \max} \quad (17)$$

同様に,

$$P_{ET O_2} = (P_B - 47) \times \frac{1}{1 - F_{E H_2O}} \times F_{E O_2 \min} \quad (18)$$

(受付 昭和59年4月14日)

文 献

- 1) Arieli, R., and H. D. Van Liew. (1981) : Correction for the response time and delay of mass spectrometer. *J. Appl. Physiol. : Respirat. Environ. Exercise Physiol.* **51**(6), 1417-1422.
- 2) Bates, J. H. T., G. K. Prisk, T. E. Tanner, and A. E. Mckinnon. (1983) : Correcting for the dynamic response of a respiratory mass spectrometer. *J. Appl. Physiol. : Respirat. Environ. Exercise Physiol.* **55**(3), 1015-1022.
- 3) Beaver, W. L., K. Wasserman, and B. J. Whipp. (1973) : On-line computer analysis and breath-by-breath graphical display of exercise function tests. *J. Appl. Physiol.* **34**(1), 128-132.
- 4) Beaver, W. L. (1973) : Water vapor corrections in oxygen consumption calculations. *J. Appl. Physiol.* **35**(6), 928-931.
- 5) Beaver, W. L., N. Lamarra, and K. Wasserman. (1981) : Breath-by-breath measurement of the alveolar gas exchange. *J. Appl. Physiol. : Respirat. Environ. Exercise Physiol.* **51**(6), 1662-1675.
- 6) Bernard, T. E. (1977) : Aspects of on-line digital integration of pulmonary gas transfer. *J. Appl. Physiol. : Respirat. Environ. Exercise Physiol.* **43**(2), 375-378.
- 7) Boutellier, U., U. Gomes, and G. Mader. (1981) : A piston pump for respiration simulation. *J. Appl. Physiol. : Respirat. Environ. Exercise Physiol.* **50**(3), 663-664.
- 8) Bradley, P. W., and M. Younes. (1980) : Relation between respiratory valve dead space and tidal volume. *J. Appl. Physiol. : Respirat. Environ. Exercise Physiol.* **49**(3), 528-532.
- 9) Bruce, E. N., and A. C. Jackson. (1980) : Smoothing of MEFV curves by digital filtering of flow as a function of volume. *J. Appl. Physiol. : Respirat. Environ. Exercise Physiol.* **48**(1), 202-206.
- 10) 千木良晴ひこ (1979) : 一回呼吸毎酸素・炭酸ガス出納量測定装置の試作. *抗酸菌病研究雑誌*. **31**(1), 1-8.
- 11) Deno, N. S., and E. Kamon. (1979) : A dryer for rapid response on-line expired gas measurements. *J. Appl. Physiol. : Respirat. Environ. Exercise Physiol.* **46**(6), 1196-1199.
- 12) Finucane, K. E., B. A. Egan, and S. V. Dawson. (1972) : Linearity and frequency response of pneumotachographs. *J. Appl. Physiol.* **32**(1), 121-126.
- 13) Giezendanner, D., P. Cerretelli, and P. E. di Prampero. (1983) : Breath-by-breath alveolar gas exchange. *J. Appl. Physiol. : Respirat. Environ. Exercise Physiol.* **55**(2), 583-590.
- 14) Green, I. D., and M. S. Nesarajah. (1968) : Water vapor pressure of end-tidal air of normals and chronic bronchitics. *J. Appl. Physiol.* **24**(2), 229-231.
- 15) Grenvik, A., U. Hedstrand, and H. Sjogren. (1966) : Problems in pneumotachography. *Acta Anaesth. Scand.* **10**, 147-155.
- 16) Grenvik, A., and Hedstrand, U. (1966) : The reliability of pneumotachography in respirator ventilation. An experimental study. *Acta Anaesth. Scand.* **10**, 157-167.
- 17) Hobbbs, A. F. T. (1967) : A comparison of methods of calibrating the pneumotachograph. *Brit. J. Anaesth.* **39**, 899-907.
- 18) 星宮 望, 大庭茂男, 松尾正之, 千木良晴ひこ, 大久田和弘, 新田澄郎, 仲田 祐 (1980) : マイクロブ

- ロセッサを用いたリアルタイム呼吸ガス モニタ 装置(Ⅱ)医療情報学, 5(2), 1-9.
- 19) Jackson, A. C. and A. Vinegar.(1979) : A technique for measuring frequency response of pressure, volume, and flow transducers. *J. Appl. Physiol. : Respirat. Environ. Exercise Physiol.* **47**(2), 462-467.
 - 20) Koga, S., M. Usami, Y. Takano, T. Igarashi, and N. Furukawa.(1983) : A computerized cycle ergometer. *Annals Physiol. Anthropol.* **2**(2), 93-98.
 - 21) Koga, S., M. Shimotsu, Y. Shinohara, T. Takahashi, and H. Ikegami.(1984) : Evaluation of errors in expiratory flow method of breath-by-breath gas exchange measurement. *Annals Physiol. Anthropol.* **3**(4), 43-50.
 - 22) Lemen, R. J., C. B. Gerdes, M. J. Wegmann, and K. J. Perrin.(1982) : Frequency spectra of flow and volume events for forced vital capacity. *J. Appl. Physiol. : Respirat. Environ. Exercise Physiol.* **53**(4), 977-984.
 - 23) Linnarson, D., and B. Lindborg.(1974) : Breath-by-breath measurement of respiratory gas exchange using on-line analog computation. *Scand. J. Clin. Lab. Invest.* **34**, 219-224.
 - 24) Linnarsson, D.(1974) : Dynamics of pulmonary gas exchange and heart rate changes at start and end of exercise. *Acta Physiol. Scand. Suppl.* **415**, 1-68.
 - 25) Mitchell, R. R. (1979) : Incorporating the gas analyzer response time in gas exchange computations. *J. Appl. Physiol. : Respirat. Environ. Exercise Physiol.* **47**(5), 1118-1122.
 - 26) Nishi, I.(1984) : A new method for multi-dimensional analysis of circulation and metabolism. *Mass Spectroscopy. (Shitsuryo Bunseki).* **32**(2), 235-252.
 - 27) Noguchi, H., Y. Ogushi, I. Yoshiya, N. Itakura, and H. Yamabayashi. (1982) : Breath-by-breath $\dot{V}_{CO_2}$ and $\dot{V}_{O_2}$ require compensation for transport delay and dynamic response. *J. Appl. Physiol. : Respirat. Environ. Exercise Physiol.* **52**(1), 79-84.
 - 28) Pearce, D. H., H. T. Milhorn, G. H. Holloman, and W. J. Reynolds.(1977) : Computer-based system for analysis of respiratory responses to exercise. *J. Appl. Physiol. : Respirat. Environ. Exercise Physiol.* **42**(6), 968-975.
 - 29) Proulx, P. A., A. Harf, H. Lorino, G. Atlan, and D. Laurent.(1979) : Dynamic characteristics of air-filled differential pressure transducers. *J. Appl. Physiol. : Respirat. Environ. Exercise Physiol.* **46**(3), 608-614.
 - 30) 斎藤芳晃, 三品陸人, 千代谷慶三(1983) : 換気諸量連続測定装置とその問題点, 日本災害医学会会誌, **31**(1), 42-50.
 - 31) Sodal, I. E., R. R. Bowman, and G. F. Filley. (1968) : A fast-response oxygen analyzer with high accuracy for respiratory gas measurement. *J. Appl. Physiol.* **25**(2), 181-183.
 - 32) Sodal, I. E., G. D. Swanson, A. J. Micco, F. Sprague, and D. G. Ellis.(1983) : A computerized mass spectrometer and flowmeter system for respiratory gas measurements. *Annals Biomed. Eng.* **11**, 83-99.
 - 33) Sue, D. Y., J. E. Hansen, M. Blais, and K. Wasserman. (1980) : Measurement and analysis of gas exchange during exercise using a programmable calculator. *J. Appl. Physiol. : Respirat. Environ. Exercise Physiol.* **49**(3), 456-461.
 - 34) 杉山正春, 関沢清久, 広瀬良雄, 清水芳雄, 佐々木孝夫, 滝島 任(1981) : Breath by breath による $\dot{V}_{O_2}$, $\dot{V}_{CO_2}$, DS の 実時間測定, 医用電子と生体工学, **19**.(特別号) : 134.
 - 35) Sullivan, W. J., G. M. Peters, and P. L. Enright. (1984) : Pneumotachographs : Theory and clinical application. *Respiratory Care.* **29**(7), 736-749.
 - 36) Swanson, G. D.(1980) : Breath-to-breath consideration for gas exchange kinetics. In : *Exercise Bioenergetics and Gas Exchange*, edited by P. Cerretelli and B. J. Whipp. New York : Elsevier/North-Holland, p. 211-222.
 - 37) Swanson, G. D., I. E. Sodal, and J. T. Reeves. (1981) : Sensitivity of breath-to breath gas exchange measurements to expiratory flow errors. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **28**(11), 749-754.
 - 38) Swanson, G. D. and D. L. Sherrill.(1983) : A model evaluation of estimation of breath-to-breath alveolar gas exchange. *J. Appl. Physiol. : Respirat. Environ. Exercise Physiol.* **55**(6), 1936-1941.

- 39) Tsukasa Sokken Corp. Capillary tube flowmeter MODEL LFE calibration data.
- 40) Turney, S. Z. and W. Blumenfeld.(1973) : Heat-ed Fleisch pneumotachometer : A calibration procedure. *J. Appl. Physiol.* **34**(1), 117-121.
- 41) Turney, S. Z. and W. Blumenfeld.(1973) : On-line respiratory-waveform analysis using a digital desk calculator. *Med. and Biol. Eng.* **11**, 275-285.
- 42) Weil, J. V., I. E. Sodal, and R. P. Speck.(1967) : A modified fuel cell for the analysis of oxygen concentration of gases. *J. Appl. Physiol.* **23**(3), 419-422.
- 43) Wessel, H. U., R. L. Stout, C. K. Bastanier, and M. H. Paul.(1979) : Breath-by-breath variation of FRC : effect on $\dot{V}O_2$ and $\dot{V}CO_2$ measured at the mouth. *J. Appl. Physiol. : Respirat. Environ. Exercise Physiol.* **46**(6), 1122-1126.
- 44) Wessel, H. U., R. L. Stout, and M. H. Paul. (1983) : Breath-by-breath determination of al-veolar gas exchange (Letter to the editor). *J. Appl. Physiol. : Respirat. Environ. Exercise Physiol.* **54**(2), 598-599.
- 45) Wessel, H. U., R. L. Stout, and M. H. Paul. (1984) : On the breath-to-breath estimation of gas exchange (Letter to the editor). *J. Appl. Physiol. : Respirat. Environ. Exercise Physiol.* **56**(1), 260.
- 46) Yeh, M. P., R. M. Gardner, T. D. Adams, and F. C. Yanowitz.(1982) : Computerized determi-nation of pneumotachometer characteristics us-ing a calibrated syringe. *J. Appl. Physiol. : Respirat. Environ. Exercise Physiol.* **53**(1), 280-285.
- 47) Yoshiya, I., T. Nakajima, I. Nagai, and S. Jitsu-kawa.(1975) : A bidirectional respiratory flow-meter using the hot-wire principle. *J. Appl. Physiol.* **38**(2), 360-365.