□総　説□

調節換気の自動制御

盛　　直　久*

はじめに

麻酔科医が自ら麻酔バッグを押して調節換気を行っている時には，患者の胸の動き，皮膚の色，聴診器から伝わってくる呼吸音や心音，バッグから手に伝わってくる肺のかたさや麻酔ガスの動き，指先に伝わってくる動脈拍動など，自分の五感を最大限に活用して換気やガス交換の具合や患者の状態を総合的に評価している。その上得られた情報を基に，無意識のうちにも，換気量や換気回数，吸気対呼気比，気道流速，PEEP などの換気条件を患者の状態に合わせて微妙に変化させるという，見事なまでの換気の自動制御を行っている。

しかし，調節換気を人工換気装置に代行させるとともに，われわれが行ってきたフィードバックコントロールの輪が断ち切られ，人工呼吸器は設定された条件下に与えられた仕事を患者の状態とは無関係に遂行するようになる。

換気の自動制御の観点からみると，人工呼吸器およびそれに附随するモニター類の発展過程は断ち切られた輪を修復する努力の連なりのようにも思えてくる。人工呼吸器の作動性向上のための種種の機構改良や，換気量，換気回数，気道内圧，流速，呼気時間，ポーズ時間などこまかな換気条件設定機構の発達は，機械の“手”の動きをわれわれが行ってきたバッグの微妙な押し方にできるだけ近づけようとするものであろう。

また，人工呼吸器の仕事内容を監視するモニター類の発達にも非常な努力が払われてきた。モニターとして不可欠となっている気道内圧測定をはじめ，1回換気量や気道流量の測定，血液ガス分析，呼気中炭酸ガス濃度，酸素濃度測定技術などの発達により，人工呼吸器の作動状況やガス交換の状態がわかるようになった。さらに近年の電子技術の飛躍的発達により，これらの測定結果を組合わせてコンプライアンスや気道抵抗などの換気力学，炭酸ガス呼出量や酸素消費量の計算，さらには気道死腔分画の測定など，患者の換気やガス交換能評価はもとより体内の代謝状態までも相当詳しく把握できるまでになってきた。

また，これらモニター類を活用して，補助呼吸や IMV, SIMV など換気モードを患者の状態に合わせて変えられる機構が付け加えられたり，過剰圧，換気量の異常増減，無換気などの機械の誤作動や回路および生体側の異常を知らせる警報装置や安全機構が設置されるに及び，最近の人工呼吸器はより安全確実に調節換気を行うとともに，従来のまったくの“機械的”なものから多少は“人間味”を帯びるようになってきた。

このような情況変化に伴い，人工呼吸器の上に一つの小さな“人工頭脳”をおき，種々のモニターから得られる情報を指標にして人工呼吸器の換気条件を自動的に変更させて自分の希望する換気状態にもってゆこうとする，換気の自動制御の試みが当然のことながら生じてくる。

以下今までに行われた種々の自動制御の試みを紹介するとともに，われわれの行っている方法とその問題点，さらには今後の課題について小論を試みたい。

麻酔・換気の自動制御の試み

全身麻酔および調節換気の自動化の試みは早くも1940年代終りから始まっている。1949年の Bickford の報告[1]を端緒に，1950年代には脳波を指標とした麻酔薬濃度，投与量制御による麻酔深度調節の自動化が試みられている[2)~5)]。1970年代に入ると麻酔深度の指標として筋電図[6]，心拍

* 秋田大学医学部麻酔学教室

数[7]，呼吸数[8]，血圧[9]など様々な指標が用いられ，さらに1980年代に入ると呼気終末麻酔薬濃度のように麻酔深度をより正確に評価できるモニター類が用いられるようになってきた[10)~13)]。また血圧の自動制御[14)~17)]や筋弛緩薬の自動投与[18)~21)]など種々の自動制御が各地で盛んに行われるようになってきた。

調節換気の自動化の試みでは，1957年に Frumin and Lee が呼気終末炭酸ガス濃度（$F_E'_{CO_2}$）を指標に人工呼吸器の吸気気道内圧を制御して一定換気を保つ方法を発表して以来[22)]，1970年代半ばまでに呼気中炭酸ガス濃度を指標に換気量，換気回数，最高気道内圧，吸気中炭酸ガス濃度を制御する方法が相次いで発表された[23)~29)]。

特に1973年には Lampard らが，一つのパラメーターを指標にした単一制御系をいくつも組合わせた多項目制御システムを開発している[28)]。これは小型電子計算機（“small” on-line computer）を使用し，カプノグラフからの $F_E'_{CO_2}$ を指標に人工呼吸器の1回換気量を，観血的に測定した平均動脈圧を指標に吸入気中のハロセン濃度を，吸入気中酸素濃度を指標に閉鎖循環麻酔回路内の酸素，笑気および炭酸ガス流量を，さらには筋電図を指標に筋弛緩薬投与量を制御して，一定の麻酔深度を保とうとする卓越したシステムであった。

しかしその後しばらくの間換気の自動制御に関する報告は見当たらず，1980年代に入ってから再び相次いで発表がなされ[30)~38)]，総説も見られるようになった[39)40)]。

自動制御の基本構造

調節換気の自動制御には，換気程度を把握するためのモニター，換気を変更するための人工呼吸器およびモニターで得られたパラメーターを指標に人工呼吸器の換気条件を変更する制御装置が必要である。

多項目制御システムまで考案された1970年代までの調節換気の自動化の試みは，何故その後停滞したのであろうか？その最大の原因は，装置がすべて大掛かりで手術室内や ICU のベッドサイドで使用するには非常に邪魔であったことにあると思われる。Lampard らの報告をみても，モニターのアンプおよびディスプレー装置は現在の標準的麻酔器よりも大きなものであった。また彼らが強調している“small” on-line computer も，現在のミニコンピュータよりも大きなもので性能も不十分であった。さらに使用する人工呼吸器および麻酔器には自動制御を行うための特殊な改良を加える必要があるなど，汎用化するにはあまりにも不利な条件がそろっていた。

a）モニター

近年のセンサー類の進歩や小型で高性能なマイクロコンピュータの出現により正確に real time に生体情報を把握できる小型高性能のモニター類が急速に発達し，自動制御用にも使用できるようになってきた。

換気の自動制御のパラメーターとしての第一条件は言うまでもなく換気程度を正確に反映できることであり，可及的頻回に，できれば持続的に，しかも非侵襲的に測定できることが望ましい。

今までに $F_E'_{CO_2}$，呼気中平均炭酸ガス濃度（$F_{E_{CO_2}}$），経皮的炭酸ガス分圧（Ptc_{CO_2}），観血的プローベによる動脈血炭酸ガス分圧（Pa_{CO_2}）などが用いられてきた。

赤外線吸収法により呼気中炭酸ガス濃度を連続的に real time に測定できるようになり，一連の自動制御の研究の初期段階から $F_E'_{CO_2}$ が完全に非侵襲的なパラメーターとして広く用いられてきた。しかし，本法では測定ガス中の酸素，笑気濃度により測定値が影響を受けるため補正が必要である[41)]。さらに本質的な問題として Pa_{CO_2} と $P_E'_{CO_2}$ の間には較差（$a\text{-}E'D_{CO_2}$）があり，必ずしも両者は一致しない場合が多い。特に低肺機能者ではこの値が大きくなり，何らかの補正が必要になってくる。また1回換気量が大きく変化するとこの値も変化し，$P_E'_{CO_2}$ のみを指標にした自動制御を続けていると誤ったレベルで換気されるおそれもあり注意が必要である。

Ptc_{CO_2} は皮膚表面加熱の他は非侵襲的であるが，かなり頻回なプローベ装着部位移動や較正の仕直しが必要であること，成人では Pa_{CO_2} との間に相当の較差があること，さらに末梢循環不全状態では必ずしも Pa_{CO_2} を反映しなくなることなどにより，換気の自動制御用にはほとんど使用され

ていない。

動脈中に挿入したプローベによる連続的 Pa_{CO_2} 測定法は換気程度を直接測定できる最良のモニターであるが，普及が遅れてまだ評価が固まっていず，センサー上にフィブリン膜が生じると感度が低化し制御の誤作動となるおそれがある。また長期留置では感染や血栓形成のおそれも高まる。また，ディスポーザブルプローベがいまだ高価でもあり，今後のセンサーの改良，普及が待たれるところである。

b）人工呼吸器

人工呼吸器の側にも大きな変化が生じた。急速な技術進歩により作動性が向上するとともに益々コンパクトになってきた。さらに1回換気量や換気回数などの換気条件を外部信号により変更できる端子を設けて一般ユーザーに開放した人工呼吸器が出現し，特別の仕様変更を行わずに，その時の設定換気条件とは無関係に外部から換気を自由に制御できるようになった。

また人工呼吸器に種々のモニター類が組込まれ，換気量や気道内圧のほか作動状況を示す様々なパラメーターが表示されるようになり，制御結果が容易に把握できるようになった。

c）制御装置

小型，安価で高性能のマイクロコンピュータが次々と市販化され，様々なソフトプログラムとともに手術室やICU，研究室などに導入され，データの収集，処理手段として多くの医療関係者に親しまれるようになり，これが自動制御の“人工頭脳”としても用いられ始めた。

ある一つのパラメーターに目標値を定め，実際の値がその目標値になるように機械の操作量を制御する方法は種々考案されてきた[42]。

古くから用いられている単純な方法としてON/OFF 制御法がある。サーモスタットが好例で，温度が低下すると通電して一定量の発熱を開始し，温度が設定温に達すると発熱を中止する方法である。得られる結果は，ある調節幅の中で大きくのこぎり波形を呈する。

これに対し目標値と実際値の差（制御偏差）に比例して操作量を変える方法を比例制御法（Proportional；P 制御法）という。この方法では制御結果は非常になめらかになるが，一般的に目標値が実際値に一致した時に出力が50%になるように設計されるため，出力がちょうど50%でバランスしないとオフセットと呼ばれる定常偏差が生じる欠点がある（図1-a）。

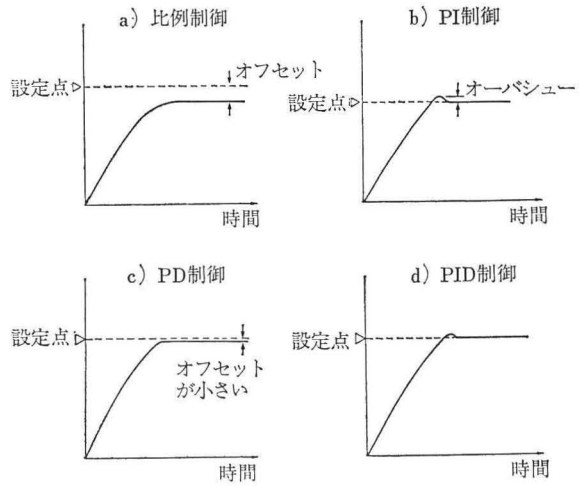

図1　換気の自動制御に用いる制御法の特徴
（文献42より引用）

また，制御偏差の時間積分値に比例する出力を出す方法を積分制御法（Integral；I 制御法）といい，通常，P 制御と組合わせて比例積分制御法（PI 制御法）として使用する。これは制御偏差がゼロになるまで時間積分を行うため，P 制御により発生するオフセットを打ち消し目標値を達成できる特長がある。しかし，それまでの差を時間積分する必要から時間遅れの要素を含み，反応速度が遅いためにオーバーシュートを生じることがある（図1-b）。

制御偏差の時間微分値に比例する出力を出す方法を微分制御法（Derivative；D 制御法）という。これは制御偏差の時間的変化に対して反応するもので，修正動作が非常に速くなる（図1-c）。

生体の自動制御分野ではこれら比例，積分，微分制御法を組合わせた PID 制御法が早くから用いられてきた。これはP制御により制御を安定させ，I 制御により P 制御のオフセットを打ち消し，D 制御にて速い修正動作を行ってI制御のオーバーシュートを抑えるという制御方法である（図1-d）。

制御装置にはデジタル回路とアナログ回路があ

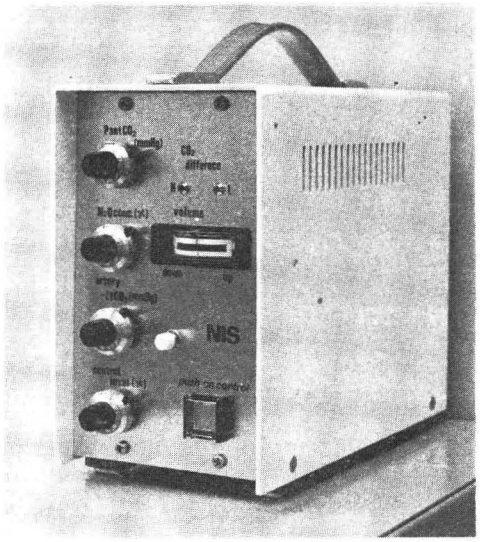

図 2　われわれの試作した CO_2 コントローラ

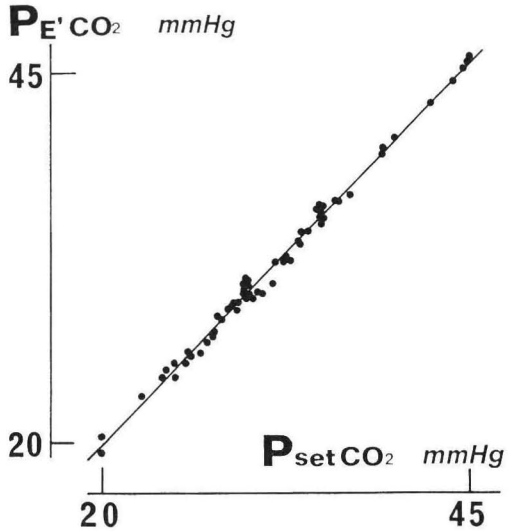

図 4　希望 CO_2 設定値と得られた呼気終末 CO_2 値

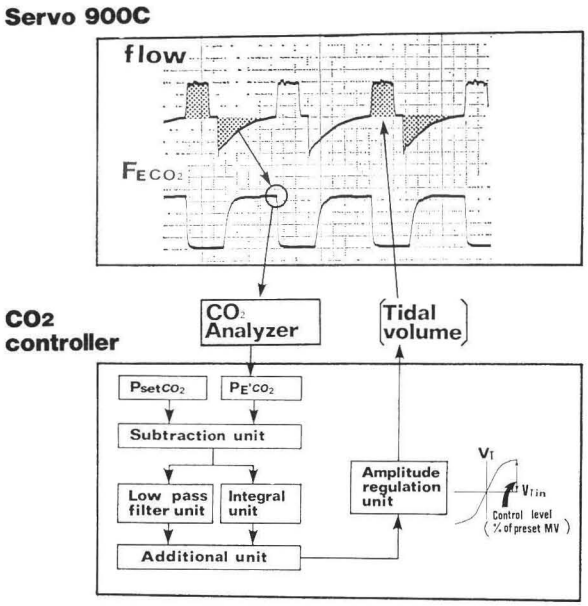

図 3　CO_2 コントローラの回路図

る。前者はマイクロコンピュータを用い，モニター信号を A/D コンバータを介して取り込み，上記方法にて制御信号を決定して D/A コンバータにて電気信号に変えて人工呼吸器を制御するもので，後者はこれを演算増幅器を使用したアナログ回路でハード化したものである。前者は電気メスなどのノイズに弱くプログラムの暴走という最悪の事態も考えられる反面，様々なソフトプログラムを追加改良するのに便利である。

CO_2 コントローラ

われわれが試作した換気の自動制御装置（CO_2 コントローラ）を図2に示す。CO_2 アナライザー 930 を用いて測定した $P_{E'CO_2}$ をパラメーターとしてサーボベンチレーター 900 C（いずれも Siemens Elema 社）の1回換気量を制御するもので，初期にはマイコンを用いて作製し[37]，性能を確めた後にハード化したものである[43]。図3のようにある1呼吸の $F_{E'CO_2}$ は次の呼吸サイクル中に CO_2 コントローラに取り込まれ，笑気濃度に応じて補正後分圧に変換し，これと設定希望呼気終末炭酸ガス分圧（P_{setCO_2}）が等しくなるように PI 制御法にて制御量を決定し，さらに次のサイクルの1回換気量を人工呼吸器後面のコントロール端子より制御するものである。PI 制御法で生じ得るオーバーシュートに対しては比例制御の項に重み（ゲイン）を与えて解決している[37]。

P_{setCO_2} を設定して自動調節換気を開始すると換気量が変動してゆき，20～45 mmHg の広い設定範囲で P_{setCO_2} と $P_{E'CO_2}$ がよく一致した（図4）。次に換気が安定した時点で P_{aCO_2} を測定して $a\text{-}E'D_{CO_2}$ を計算しコントローラ上にその値を設定して $P_{E'CO_2}$ が P_{setCO_2} より $a\text{-}E'D_{CO_2}$ 値だけ低値になるように換気レベルを変更すると，今度は P_{aCO_2} が P_{setCO_2} とよく一致するようになる。

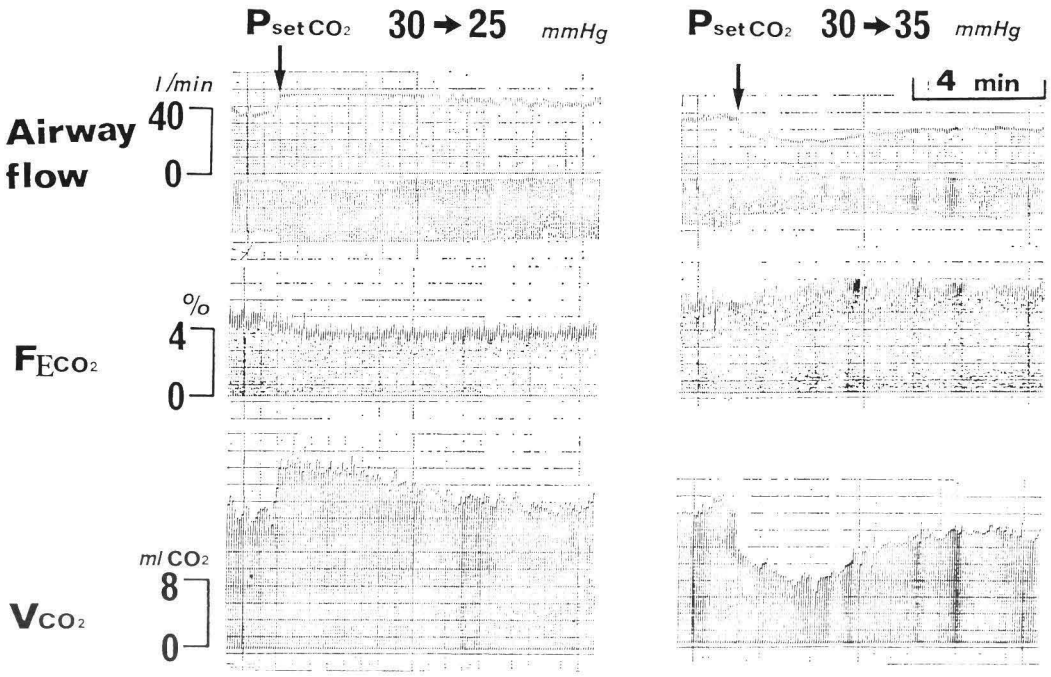

図 5　$Pset_{CO_2}$ 変更時の流速，呼気中 CO_2 濃度の変化。$Pset_{CO_2}$ 増加時に多少の FE'_{CO_2} のオーバーシュートがみられる。

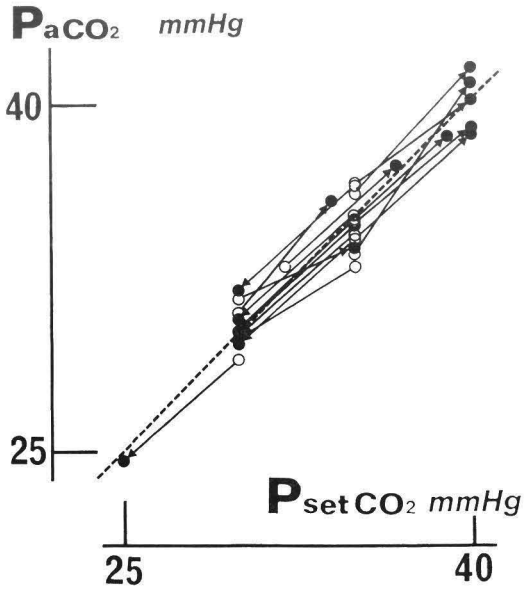

図 6　$Pset_{CO_2}$ を ±5 mm 変更時の Pa_{CO_2} の変化（○：変更前値，●：変更後）

同一患者では 1 回換気量や肺循環が大きく変動しない限り $a\text{-}E'D_{CO_2}$はほぼ一定値を保つ。このため体内での炭酸ガス産生量に変化が生じて Pa_{CO_2} が変動しかけても，同時に変化する PE'_{CO_2} の動きに応じて自動的に 1 回換気量が変動して炭酸ガス呼出量を調節し，Pa_{CO_2} は $Pset_{CO_2}$ で表示された値に保たれる。脳血流量は Pa_{CO_2} に比例して増減するため，脳外科手術中および集中治療中の脳障害患者の呼吸管理では本装置は一定頭蓋内環境維持に役立ち，特に虚血性脳血管障害患者での麻酔中の accidental な Pa_{CO_2} 低下による不可逆的脳機能障害予防に非常に有効であった[44]。

また $Pset_{CO_2}$ を変化させると図 5 のように換気量が変動して数分後には PE'_{CO_2} が新しいレベルに移行安定し，Pa_{CO_2} も $Pset_{CO_2}$ とほぼ同値に移行する（図 6）。

設定換気量を変える従来の換気変更では，換気変化の程度を予測するのは困難で，希望レベルに到達するまでには何回かガス分析を行う必要があったが，本装置を用いることにより非常に簡単に速やかにほぼ正確に任意のレベルへの換気の移行が達成できるようになった。

今後の問題点

このように換気の自動制御の理論は以前からほ

ぼ完成しており使用機器の改良とともに盛んに使用され始めたが，実際に臨床応用すると様々な問題が生じてくる。

まず第一に換気程度を示すパラメーターがいまだ不完全で，現在広く使用されている $P_{E'CO_2}$ にも前述した他にも重大な問題がある。肺塞栓[28]や大量出血[45]など，急激に肺血流に変化が生じると $P_{E'CO_2}$ が低下し炭酸ガスが体内に蓄積するが，CO_2 コントローラは $P_{E'CO_2}$ の低下を過換気と誤認して換気量を低下させ CO_2 の蓄積を助長してしまう。現在のコンピュータは与えられた仕事を高速処理し正確に実行してくれるとはいえ，自分で情報を分析判断して臨機応変に処理実行する能力を欠如するためにこのような事態に陥る。

今後の課題として，複数のパラメーターおよびそれらから計算した指標を組合わせて換気循環変化をより正確に把握できるモニター法の開発とともに，生じうる異常事態に対してその判定法や対策法，さらには自動制御の誤作動や合併症防止のための安全対策を一つ一つプログラミングしてコンピュータに教え込み，知恵をつけてやる必要がある。コンピュータ制御というとすべて機械まかせでよいと考えがちであるが，こと生体の制御に関しては次々と予期せぬ問題が生じる可能性があり，制御系の作動状況を常に注意深く観察してプログラムを改良してゆく必要があろう。

さらに今後単一ループの制御から多項目パラメーター＝多項目制御量による制御，さらにはこれら制御系をいくつか組合せた総合的な麻酔集中治療システムの開発が考えられる。すでに多項目制御を目的として研究用人工呼吸システムも作製され[46]その成果も発表されつつあり[47]，今後の発展が待たれるところである。

このように換気の自動制御の本格的な研究は始まったばかりで端緒から難題山積みの観があり，到底熟練した麻酔科医の“手”の名人芸には到達し得ないと思われる。しかし機械に代行させるための名人芸の構成因子の解析や異常事態の解析・処理プログラム作成過程は，名人芸の習得や思考能力養成の補助手段として有用になると思われる。また情報収集，高速処理能力ではコンピュータの方が名人よりも優れている面もあり，名人が勘で理解していることを数値化したり，新たな情報を計算して万人に伝えることもできる。さらに希望レベルへの到達維持が名人よりも正確にできる利点もあり，今後の活用が期待される。

しかし本システムの臨床使用にあたっては，本研究の最終目的は決して名人芸に取って代ることではなく，その特徴を生かして可能な所は機械が代行することにより，麻酔科医がより総合的な麻酔集中治療管理に目を配れるようにする一つの手段たることを銘記すべきであり，呼吸管理を機械に任せて自分が楽をしようという考えは厳に慎むべきである。

稿を終えるにあたり，共同研究者の秋田県立脳血管研究所・脳神経外科研究員西村弘美および秘書油谷敏子両氏の助言，協力に深謝致します。

文　献

1) Bickford RG : Neurophysiological application of automatic anaesthesia regulator controlled by brain potentials. Am J Physiol 59 : 562, 1949

2) Bickford RG : Automatic electroencephalo graphic control of general anaesthesia. EEG Clin Neurophysiol 2 : 93-96, 1950

3) Verzeano M : Servo-motor integration of the electrical activity of the brain and its application to the automatic control of narcosis. EEG Clin Neurophysiol 3 : 25-30, 1951

4) Bellville JW, Artusio JF, Bulmer MW : Continuous servo-motor integration of the electrical activity of the brain and its application to the control of cyclopropane anaesthesia. EEG Clin Neurophysiol 6 : 317-320, 1954

5) Bellville JW, Attura GM : Servo-control of general anaesthesia. Science 126 : 827-830, 1957

6) Hakansson CH, Malcus B : A reflex-controlled automatic anaesthesia device for animal use. Phys Med Biol 14 : 559-562, 1969

7) Suppan P : Feed-back monitoring in anasthesia. II : Pulse rate control of halothane administration. Br J Anaesth 44 : 1263, 1972

8) Suppan P : Feed-back monitoring in anaesthesia. III : The control of halothane administration by respiratory patterns. Br J Anaesth 46 : 829, 1974

9) Suppan P : Feed-back monitoring in anaesthesia. Ⅳ : The indirect measurement of arterial pressure and its use for the control of halothane administration. Br J Anaesth 49 : 141, 1977

10) Hawes DW, Ross JAS, White DC, et al : Servo-control of closed-circuit anaesthesia. Br J Anaesth 54 : 229, 1982

11) Hayes JK, Westenskow DR, East TD, et al : Computer-controlled anesthesia delivery system. Med Instrum 18 : 224-231, 1984

12) Chilcoat RT, Lunn JN, Mapleson WW : Computer assistance in the control of depth of anaesthesia. Br J Anaesth 56 : 1417-1432, 1984

13) Westenskow DR, Zbinden AM, Thomson DA, et al : Control of end-tidal halothane concentration. Part A : Anaesthesia breathing system and feedback control of gas delivery. BJ J Anaesth 58 : 555-562, 1986

14) Auer LM, Rodler H : Microprocessor-control of drug infusion for automatic blood pressure control. Med Biol Eng Comput 19 : 171-174, 1981

15) Meline LJ, Westenskow DR, Pace NL, et al : Computer-controlled regulation of sodium nitroprusside infusion. Anesth Analg 64 : 38-42, 1985

16) McInnis BC : Automatic control of blood pressure with multiple drug inputs. Ann Biomed Eng 13 : 217-225, 1985

17) Meline LJ, Westenskow DR, Somerville A, et al : Evaluation of two adaptive sodium nitroprussid control algorithms. J Clin Monit 2 : 79-86, 1986

18) Bradlow HS, Rametti LB, Uys PC, et al : Microcomputer-based muscle relaxation monitor and controller for clinical use. Med Biol Eng Comupt 23 : 547-555, 1985

19) Ritchie G, Ebert JP, Jannet TC, et al : A microcomputer based controller for neuromuscular block during surgery. Ann Biomed Eng 13 : 3-15, 1985

20) Lampard DG, Brown WA, Cass NM, et al : Computer-controlled muscle paralysis with atracurium in the sheep. Anaesth Intensive Care 14 : 7-11, 1986

21) Bradlow HS, Uys PC, Rametti LB : On-line control of atracrium induced muscle ralaxation. J Biomed Eng 8 : 72-75, 1986

22) Frumin MJ, Lee ASJ : A physiologically orientated artificial respirator which produces N_2O-O_2 anaesthesia in man. J Lab Clin Med 49 : 617, 1957

23) Hollman GH, Milhorn HT, Coleman TG : A sampled date regulator for maintaining a constant alveolar CO_2. J App Physiol 25 : 463-468, 1960

24) 神山守人，橘　直也，山村秀夫：調節換気の自動制御について．麻酔 17 : 1047-1048, 1968

25) Mitamura Y, Mikami T, Sugawara H, et al : An optimally controlled respirator. IEEE Trans Bio Med Engg BME-18 : 330-332, 1971

26) Pearce DH : A system for measurement of oxygen consumption and control of inspired carbon dioxyde. IEEE Trans Bio Med Engg BME-18 : 235-237, 1971

27) Coles JR, Brown WA, Lampard DG : Computer control of respirator and anaesthesia. Med Biol Eng 11 : 262, 1973

28) Lampard DG, Coles JR, Brown WA : Electronic digital computer control of ventilation and anaesthesia. Anaesth Intensive Care 1 : 382-392, 1973

29) 吉矢生人，大櫛陽一，小早川譲ほか：従量式自動換気装置による動脈血炭酸ガス分圧の制御．麻酔 23 : 441-447, 1974

30) Westenskow DR, Bowman RJ, Roemer DB, et al : Feedback control of mechanical ventilation. Closed loop therapy in the critical care unit using microprocessor controllers. Computers in Critical Care and Pulmonary Medicine, New York, Plemum, 1980, pp 79-87

31) Jonson B, Prakash O : Feedback control of mechanical ventilation by end tidal PcO_2. Experience, problems and prospects from use in a thoracic surgical unit. Artificial Ventilation. Edited by Payne JP. Bushman JA, London, Academic Press, 1980, p 139

32) Westenskow DR : Control of $PacO_2$ during mechanical ventilation : monitoring and feedback techniques. Ann Biomed Eng 9 : 659-667, 1981

33) Westenskow DR, East TD, Bowman RJ, et al :

Closing the loop. Critical Care and Pulmonary Medicine, New York, Plenum Press, 1981

34) Ohlson KB, Westenskow DR, Jordan WS : A microprossor based feedback controller of mechanical ventilation. Ann Biomed Eng 10 : 35—48, 1982

35) Westenskow DR, Jordan WS, Ohlson KB : Feedback controlled ventilation. Computers in Critical Care and Pulmonary Medicine Vol 2, New York, Plenum Press, 1982, pp 207-209

36) 安本和正，稲田　豊：換気量自動制御装置．麻酔 33 : 1236-1241, 1984

37) 盛　直久，西村弘美：CO_2 コントローラを用いた自動調節換気，臨床麻酔 9 : 1177-1182, 1985

38) 盛　直久，西村弘美：改良型 CO_2 コントローラによる自動調節換気．臨床麻酔 10 : 871-876, 1986

39) Hunter AR : Computing in anaesthesia and intensive care. Anaesthesia 39 : 487-490, 1984

40) Zissos A, Strunin L : Computers in anaesthesia. Can Anaesth Soc J 32 : 347-384, 1985

41) Fletcher R : The single breath test for carbon dioxide. Thesis, Berlings Arlob, Sweden. 1980, pp 45-56

42) 寒川史郎：温度制御などに役立つパソコンによるPID 制御．トランジスタ技術 Vol 21 : 459-462, 1984

43) Mori N, Nishimura H : Servo control of mechanical ventilation. 4th World Congress of Intensive and Critical Care Medicine, Jerusalem, 1985

44) Mori N, Nishimura H : Anesthetic management for patients with ischemic cerebral disease. 7th Korean-Japanese Joint Anesthesia Symposium, Pusan, 1985

45) 盛　直久，西村弘美：術中の換気・循環モニタリングシステム．人工呼吸 3 : 127-128, 1986

46) Nilsson JO : Computer controlled lung ventilation system for research. 4th International Symposium on Computing in Anesthesia and Intensive Care, Rotterdam, 1986

47) East TD : Computer controlled PEEP titration for effective oxygenation without frequent blood gases. 4th International Symposium on Computing in Anesthesia and Intensive Care. Rotterdam, 1986