



HOKKAIDO UNIVERSITY

Title	最適呼吸制御装置の研究
Author(s)	三田村, 好矩
Degree Grantor	北海道大学
Degree Name	博士(工学)
Dissertation Number	甲第736号
Issue Date	1971-03-25
Doc URL	https://hdl.handle.net/2115/32618
Type	doctoral thesis
File Information	0736.pdf



最適呼吸制御装置の研究

北海道大学大学院工学研究科博士課程

三田村 好矩

前 文

研究目的

本研究は生体における制御機構を解明し、生体を人工的に制御する可能性を見出すために行なったものである。

問題点

生体は複雑多岐な制御のもとに生命維持を行なっている。呼吸機能を例にとるとその制御機構の主要な特色は(1)多重制御である。(2)最適制御である。(3)適応性がある。などで、その解析は至難である。特に生体浸襲を極力さけながら実験的手法によって解明する必要があり、一般には無数の反応様式から推定する以外によい方法が見出せない。又、このような制御が停止した場合に、これを人工的に行なうことは一般には非常に困難である。

本研究のねらい

本研究では最も接近しやすい呼吸機能を例にとり、呼吸停止の生体に自動式呼吸装置を連結して、人工的に呼吸制御を行ない、生体と既知の制御機構を結合した場合の生体反応を知ることによって、一方では呼吸制御機構を明らかにし、他方では生体の人工制御を再現しようとしたものである。

本研究の成果および批判

本研究は従来の調節呼吸では困難とされていた生化学的平衡保持を可能とするための新しい方法を開発し、生体に対する人工呼吸制御に満足すべき成果をあげた。又、生体制御機構の解明に新しい手段を与えた。

人為的な制御方式によって、生体は満足できる状態にあつたが、実際には生体自身の保有する適応性がその不完全さを補充していると考えられる現象もある。又、人工制御の結果から、直ちに生体自身の制御機構を代替するものと帰納するのに

は多くの危険を含んでいる。

目 次

第1章	緒 言	1
第2章	人工呼吸法概論	4
第3章	最適呼吸制御装置の生理学的基礎	
3・1	緒 言	8
3・2	入力情報	9
3・3	死腔量	
3・3・1	生理学的死腔量と解剖学的死腔量	12
3・3・2	生理学的死腔量測定実験	
3・3・2・1	実験方法	13
3・3・2・2	実験結果	14
3・3・3	結 言	15
3・4	最適呼吸数	
3・4・1	緒 言	15
3・4・2	最適呼吸数	16
3・5	呼吸比率	26
第4章	最適呼吸制御装置	
4・1	全体の構成	27
4・2	呼吸制御部	28
4・3	駆動部	32
第5章	呼吸制御装置—生体系の換気動態の解析	
5・1	緒 言	37
5・2	呼吸制御装置—生体系の定式化	37
5・3	計算結果	39
第6章	補助呼吸装置への応用	
6・1	緒 言	43
6・2	全体の構成	43

6.3 換気量制御部	44
第7章 動物実験及び臨床応用	
7.1 長期人工呼吸実験	
7.1.1 実験方法	50
7.1.1 実験結果	50
7.2 静脈内炭酸ガス負荷実験	
7.2.1 実験方法	51
7.2.2 実験結果	52
7.3 補助呼吸装置による動物実験	
7.3.1 実験方法	55
7.3.2 実験結果	55
7.4 臨床応用—手術時における使用例	
7.4.1 方法	57
7.4.2 結果	58
7.5 臨床応用—呼吸不全患者の治療	
7.5.1 方法	58
7.5.2 結果	59
第8章 考察	64
第9章 結論	69
謝辞	71
参考文献	72
著者の発表論文	76

第 1 章 緒 言

手術中の麻酔においては、患者はしばしば無呼吸に陥いる。開胸手術時は勿論のこと、腹部手術等でも筋弛緩剤を使用する場合には無呼吸となる。また術後においても筋弛緩剤による遷延性無呼吸や、開心術後代謝を下げ目的で故意に無呼吸にすることがある。さらに手術や麻酔以外においても、脊髄延髄性灰白髄炎、多発神経炎や脊髄炎や麻薬睡眠薬の過量投与による呼吸不全、重症筋無力症、破傷風、新生児の呼吸窮迫症候群の場合には、患者は全く呼吸ができないうえ、できても不十分である。かかる場合には人工呼吸が必要であり、その適用は広範囲に渡っている。

呼吸の主な機能は、組織に十分な酸素を供給し、組織で生産された過剰の炭酸ガスを体外に排出することであり、この機能を果たすため、人工呼吸は適切に制御されなければならない。すなわち換気減退の場合は、水素イオン濃度は酸に傾き、低酸素症、炭酸過剰症となり、生命の維持に危険である。他方、過剰換気の場合には、逆に水素イオン濃度がアルカリに傾き、テタニー、脳血管収縮^{1),2)}、肺胞表面活性物質の減少³⁾、自発呼吸への復帰困難⁴⁾等がみられる。

正常人では、呼吸は血液中の炭酸ガス分圧、酸素分圧、pHの化学的因子と神経性因子の二つによって制御されており、動脈血の炭酸ガス分圧、酸素分圧、pHは代謝の変動に対し一定値に保たれている。従って、人工呼吸時に換気量が適当であるかどうかを判定するためには、頻回の動脈血採血と、その炭酸ガス分圧、酸素分圧、pHの分析が最も有効であるとされている。しかし、頻回の動脈血採血は患者によって常には可能でないこと、1回の血液ガス分析に数分の時間を要するため、分析結果を換気量に反映するのに時間遅れがあることが問題となる。しかも血液ガス分析装置は高価で操作が容易でないなどの理由で総合病院以外にはあまり設置されていない。そこで従来の人工呼吸時における換気量調節は、医師の経験や種々のモグラムに頼ることが多かった。前者の場合は、常時医師が付いていなければならないので、長時間に渡って患者に適切な人工呼吸を与えるのは困難となる。またモグラムについては、Radford^{5),6)}、Engström⁷⁾、Kunn⁸⁾、

Kenny⁹⁾等によって種々考案されており、特定の患者に対しては、これらの有効性も認められているが、¹⁰⁾ノモグラムによる方法では、換気量は一定であり、患者の代謝や死腔量の変化に対しては全く無効である。そこでFrumin¹¹⁾、Lambertsen¹²⁾、Holloman¹³⁾、神山¹⁴⁾等は、呼気終末位炭酸ガス分圧を呼吸器にて測定し、その値が常に一定になるように、換気量を制御し、患者の代謝や死腔量が変化しても常に適切な換気量が得られる方法を提案あるいは試みている。これは呼気終末位ガスは肺胞ガスと等しくなり、また肺胞気炭酸ガス分圧は動脈血炭酸ガス分圧と大体一致するということを利用したものである。しかし、1回換気量が小さくなった場合には、呼気終末位ガスと死腔ガスとの混合がおこり、呼気終末位炭酸ガス分圧は真の肺胞気炭酸ガス分圧より数 mmHg 小さく測定される。¹³⁾ また換気血流比異常により肺胞死腔量が存在する場合には、呼気終末位においても、肺胞気炭酸ガス分圧と動脈血炭酸ガス分圧は一致しない。さらに慢性気管支炎、肺気腫、肺線維症等の患者では、呼気時に全ての肺胞が同時に収縮しない不均等換気のため、呼気終末位炭酸ガス分圧は肺胞気炭酸ガス分圧と一致しない等の理由により、呼気終末位炭酸ガス分圧による換気量制御は充分といえない。そこで、これらの欠点を取り除くため、分時換気量と平均呼気炭酸ガス濃度の積より分時炭酸ガス排出量を求め、その値に比例した換気量を与えて動脈血炭酸ガス分圧を一定に保つような方法を提案し、それに基いた人工呼吸制御装置を試作した。この方法によれば、呼気終末位炭酸ガス分圧の代りに平均呼気炭酸ガス濃度を測定しているため、1回換気量の大小、不均等換気には影響されない。また1回換気量の演算に必要とされる死腔量には生理学的死腔量を使用し、肺胞死腔量による誤差を取り除いた。さらにFrumin、神山らの装置では、換気量の変化は、呼吸数を一定にし、1回換気量の変化によってのみ実現しているが、この場合には、換気量の増大に伴ない、1回換気量増加、肺胞内圧の上昇をもたらす、循環系に悪い影響を与えたり、肺胞破裂の危険がある。ところで生体は常に呼吸仕事量が最小となるような呼吸数で呼吸していると言われているが²²⁾、本装置では呼吸仕事量が最小となる呼吸数で常に人工呼吸を行わせるような演算回路を持っている。これによって換気量が増大しなければならぬ必要が生じた場合には、自発呼吸に近い呼吸様式で1回換気量と呼吸数の両方を増加させて肺胞内圧上昇を抑え、呼吸数一定の調節呼吸にみられる欠点を解消した。また本装置は、若干の回路変更と、気流量を測定

する変換器の付加により、容易に補助呼吸装置に変更することができるので、自発呼吸のある患者に対しても使用可能となっている。本装置はまず動物実験によってその効果と安全性を確認し、ついで手術患者や呼吸器疾患患者の内科的治療に使用し、現在実用的な臨床機器としての目的を達するまでに至っている。

第2章 人工呼吸法概論

Radford^{5), 6)} は患者の必要な換気量の概算値を性別、体重をもとに
して求める / エグラムを發表した。吸気中に炭酸ガスが含まれていないと
すると

$$\dot{V}_A = \frac{1}{\bar{F}_{ACO_2}} \cdot \dot{V}_{CO_2} \quad (2-1)$$

の関係式が成立する。ここで $\dot{V}_A$ は肺胞換気量、 $\bar{F}_{ACO_2}$ は平均肺胞気
炭酸ガス濃度、 $\dot{V}_{CO_2}$ は分時炭酸ガス排出量である。大気圧を 700~
780 mmHg の範囲、室温を 24°C とし、平均肺胞気炭酸ガス分圧が
40 mmHg となるのに必要な肺胞換気量を求めると

$$\dot{V}_A = 20 \dot{V}_{CO_2} \quad (2-2)$$

となる。ここで一回換気量を V_T 、呼吸数を f 、死腔量を V_D とし (2.2)
を変形すると、

$$V_T = V_D + \frac{20 \cdot \dot{V}_{CO_2}}{f} \quad (2-3)$$

となる。ところで基礎代謝状態における分時炭酸ガス排出量と体重
とはほぼ一定の関係があるから、体重より分時炭酸ガス排出量を推定
できる。すなわち

$$\dot{V}_{CO_2} = \theta(W) \quad (2-4)$$

ここで W は体重とする。また死腔量を ml で表現した数値を $[V_D]$ とし、
体重を lb で表現した数値を $[W]$ とすると、

$$[V_D] \cong [W] \quad (2-5)$$

の関係があるから、数値的には、

$$V_T = W + \frac{20 \cdot \theta(W)}{f} \quad (2-6)$$

となり、患者の体重を測定することにより、必要な換気量を求めることができる。この式は患者が基礎代謝状態の時の必要換気量を求めたものであるから、発熱により代謝が増加した時や、呼吸装置の付加により死腔量が増加した時、高地で人工呼吸を行う時には、それぞれ補正をすることになっている。

Engström⁷⁾ は患者の性別、年齢、身長、体重より必要な換気量を求めるノグラムを発表した。身長と体重より体表面積を求め、その値と性別、年齢を基にして、必要な換気量を求めている。彼は、また新生児、小児用のノグラムも作成している。

Nunn⁸⁾ は動脈血炭酸ガス分圧、肺胞酸素分圧を希望値に保つに必要の換気量と吸入酸素ガス濃度を患者の性別、体重より求めている。肺胞気炭酸ガス分圧を $P_{A_{CO_2}}$ 、大気圧 P_B 、吸入気炭酸ガス濃度を F_{ICO_2} とすると、Bohr の関係式より

$$P_{A_{CO_2}} = P_B \cdot \left(\frac{\dot{V}_{CO_2}}{\dot{V}_A} + F_{ICO_2} \right) \quad (2.7)$$

となる。ところが分時炭酸ガス排出量と、性別、体重とは一定の関係があるから、吸入気に炭酸ガスが含まれないとし、大気圧を 760 mmHg とすれば、(2.7) 式より動脈血炭酸ガス分圧を希望値に保つに必要な肺胞換気量が求まる。さらに死腔量を考慮し肺胞換気量は、分時換気量の $\frac{2}{3}$ という関係を用いると、必要な分時換気量が求まる。次に肺胞気酸素分圧を $P_{A_{O_2}}$ 、吸入気酸素分圧を P_{IO_2} 、呼吸商を R とすると

$$P_{A_{O_2}} = P_{IO_2} - \frac{P_{A_{CO_2}}}{R} \cdot F \quad (2.8)$$

の関係が成立する。したがって

$$F = 1 - F_{IO_2} (1 - R)$$

である。ここで F_{IO_2} は吸入気酸素ガス濃度である。呼吸商を 0.8 とし、 F_{IO_2} を空気の 21% とすると、(2.7) 式より求めた肺胞気炭酸ガス分圧に対して、肺胞気酸素分圧を希望値に保つに必要な吸入気酸素ガス濃度が求まる。

Kenny⁹⁾ は患者の代謝が体重により推定できることを利用し、必要な換気量 $\dot{V}$ を

$$\dot{V} = K \cdot W^a \quad (2-9)$$

の形で実験的に求めた。ここで W は体重、 K 、 a は定数である。すなわち動脈血の pH は $7.35 \sim 7.44$ 、 P_{aCO_2} は $36 \sim 44$ mmHg、Standard bicarbonate は男子で 24.4 m. equiv/l ± 1.8 、女子で 23.7 m. equiv/l ± 1.8 を満足するように換気量を調整し、そのときの換気量と患者の体重より (2-9) 式の定数 K 、 a を決定した。そして (2-9) 式を基にして必要換気量を求めた。

Faumin らは¹¹⁾ 人工呼吸時に炭酸ガス分圧を狭い範囲で一定に保つ呼吸器を開発した。呼気終末位ガスをサンプラーでサンプルし、その炭酸ガス濃度を分析器で測定する。測定された値と設定炭酸ガス濃度値とを比較し、その差信号で、吸入回路の途中に挿入した圧調節器を作動させ、吸入ガスの圧を調節し換気量を制御した。この装置により精密な炭酸ガス分圧調節ができたとしている。

Lambertsen¹²⁾ らは、肺胞気炭酸ガス分圧を一定に保つ制御系を開発した。呼気終末位のみ炭酸ガス濃度を赤外線炭酸ガス分析器で測定し、その値を記録する。記録された値を観察し、その値が希望値になるよう高炭酸ガス吸入気と低炭酸ガス吸入気との混合比率を手動で調節し、肺胞気炭酸ガス分圧を一定に保った。この制御系を自発呼吸としてゐる患者に適用し所期の結果を得ている。

Holloman¹³⁾ らは、肺胞気炭酸ガス分圧を一定に保つサンプル値制御装置を発表した。この装置では、呼気終末位炭酸ガス濃度をサンプリングして、その値を一次ホールドし、設定炭酸ガス濃度との差を求め、その差を比例積分調節器に入れる。調節器の出力によりサーボモータを駆動し、サーボモータと直結した弁の開閉により炭酸ガス吸入量を自動的に調節して、肺胞気炭酸ガス分圧を一定に保った。このシステムを自発呼吸下で患者に適用し良好な結果を得ている。

神山¹⁴⁾ は、心肺機能のほぼ正常な患者を対象として患者の肺胞気

炭酸ガス分圧を常時測定し、これを一定に保つように換気量を調節する調節呼吸の自動制御装置を製作した。赤外線炭酸ガス分析計で呼気終末位炭酸ガス分圧を測定し、その値を適正肺胞気炭酸ガス分圧と比較してその誤差信号を比例積分動作調節計に入れ、その出力信号で1回換気量を調節し、分時換気量を制御した。麻酔時に適用し、動脈血炭酸ガス分圧pHが一定に保たれた結果を得ている。また重曹 20mlを注入した時にも、短時間に肺胞気炭酸ガス濃度が安定するのをみている。

以上の人工呼吸法に関する従来の研究を大別すると、(1)患者の体重、身長、年齢、性別等より分時炭酸ガス排出量と死腔量を推定し、その値に基づいて Bohr の式より適正換気量を求める方法と、(2)呼気終末位炭酸ガス濃度を指標とし、その値が一定となるよう換気量を調節する方法の二つがある。前者の方法は簡便である利点はあるが、心肺機能に疾患のある患者では、分時炭酸ガス排出量や死腔量の推定値の誤差が多くなることがあること、また分時炭酸ガス排出量や死腔量が時間とともに変化することより、この方法は不十分である。後者の方法は、1回換気量が小さい時や、不均等換気、換気血流比異常、拡散障害等がある時には、呼気終末位炭酸ガス分圧と動脈血炭酸ガス分圧とに差が生じ、誤動作の原因となる。

以上の理由より従来の呼吸管理法では不十分な点があり、従来の方法の欠点を取り除く新しい方法が必要となる。

第3章 最適呼吸制御装置の生理学基礎

3-A 緒言

呼吸の主な機能は、組織に十分な酸素を供給し、組織で産生された過剰の炭酸ガスを体外に排出することであり、この機能をはたすため、正常時には、血液の炭酸ガス分圧、酸素分圧、pHの化学的因子と、神経性因子の二つによって呼吸が制御され、動脈血中の炭酸ガス分圧、酸素分圧、pHは一定範囲内に保たれている。したがって呼吸制御装置は、血液ガス組成を一定範囲内に保つよう生体の状態に応じて呼吸を制御するものでなければならない。それ故、入力情報は、血液ガス組成と何らかの関係を持つものでなければならない、また対象が生体であることから、その情報収集は安全かつ容易なものでなければならない。次いで、入力情報に基づいて生体の必要とする肺胞換気量が求られても、ヒトの肺はその構造上、吸入ガスの全てが血液とのガス交換に有効ではなく、その一部は無効となるから（この量を死腔量という）、呼吸制御装置は肺胞換気量と死腔量の和の換気量（分時換気量という）を生体に換気させなければならない。すなわち呼吸制御装置が直接制御出来るのは分時換気量であるから死腔量の評価が不正確になると、肺胞換気量も希望する値より過剰あるいは不足となり、適正な換気が行われなくなるから、死腔量の評価は正確なものでなくてはならない。さらに分時換気量が求られても、それを実現する一回換気量と呼吸数の組み合わせは無数にあるが、異常な一回換気量と呼吸数の組み合わせは、生体の換気や循環に対して悪影響があるから呼吸数と一回換気量の組み合わせは、適正に行われなければならない。呼吸制御装置としては、気管内加圧による陽圧呼吸装置を考えているが、この呼吸法は、肺、胸腔に加わる圧の向きが、自発呼吸と逆であり、このため循環系、

特に静脈環流，肺循環に悪影響を与える。この影響を軽減するため，気管内加圧波形，呼吸比率が考慮されなければならない。

以下に，入力情報，死腔量，呼吸数，呼吸比率について述べる。

3-B 入力情報

生体の呼吸制御因子には動脈血炭酸ガス分圧，酸素分圧， pH ，化学的因子と神経性因子がある。呼吸制御装置もこれらの因子を全て入力情報とし，生体に似せた機構で呼吸を制御するのが理想であるが，実際上不可能である。そこで第一段階としてこれらの因子の中から最も重要な因子を一つ選び出し，それにより換気量を制御すべきである。神経性因子による呼吸制御とは意識や感情による呼吸の制御や筋肉運動時の筋肉からの神経を介する呼吸の制御等であり，その情報収集は不可能である。さらに呼吸装置が主として使われるのは麻酔時や病床であるから神経性因子は省略しても良いと思われる。

次に化学的因子であるが，まず酸素分圧については，人工呼吸時には通常吸入気と酸素ガスを混合するから，動脈血酸素分圧は換気量が少なくなっても正常範囲にある反面，極度の炭酸過剰症を伴うことがあるから^{(15), (16), (17)}，換気量制御のため，単一の入力情報としては不適当である。炭酸ガス分圧については，通常吸入気の炭酸ガス濃度は零であるから，動脈血炭酸ガス分圧は，換気量の過不足に従って，増減し換気量が適正かどうかの良い指標となる。さらに心疾患，貧血，無気肺，肺水腫以外の大抵の場合には，炭酸ガスの排出が十分であれば，動脈血の酸素飽和も十分であるといわれていること，無気肺の場合にも高濃度の酸素ガス吸入により動脈血酸素分圧を正常に保つことが出来ることにより，炭酸ガス分圧を入力情報として，換気量を制御すれば，酸素分圧も正常範囲にあることになる。 pH については，生体内緩衝系および腎臓により，その値が一定になるように調節されているから，換気量の

指標としては不適である。

以上より、単一の入力情報としては、動脈血炭酸ガス分圧をとり、吸入気酸素ガス濃度を調節すれば炭酸ガス分圧、酸素分圧とも正常範囲に保つことが可能であると思われる。

炭酸ガス分圧測装置としては、クラーク型電極があるが、応答時間、検体の圧や流量の影響を受け易いこと、大きさから、動脈血の炭酸ガス分圧を連続測定することは不可能である。さらに、採血や血管切開を避け、非観血的に動脈血炭酸ガス分圧を測定したい。そこで

Bohrの式より

$$(\bar{F}_{ACO_2} - F_{ICO_2}) \cdot \dot{V}_A = \dot{V}_{CO_2}$$

の関係式が成立し、通常吸入気は炭酸ガスが含まれないから

$$F_{ICO_2} = 0$$

従って

$$\bar{F}_{ACO_2} \cdot \dot{V}_A = \dot{V}_{CO_2}$$

となる。

$\bar{F}_{ACO_2}$ の代りに P_{ACO_2} を用いると

$$\frac{P_{ACO_2}}{P_B - 47} \cdot \dot{V}_A = \dot{V}_{CO_2}$$

となる。ここで 47 (mmHg) は体温が 37°C の時の飽和水蒸気圧である。したがって

$$P_{ACO_2} = \frac{\dot{V}_{CO_2}}{\dot{V}_A} \cdot (P_B - 47) \quad (3-1)$$

となる。そこで生体の分時炭酸ガス排出量を連続測定すれば、(3-1)式より肺胞気炭酸ガス分圧が連続的に求まる。

また (3-1) 式を变形すると

$$\dot{V}_A = \frac{P_B - 47}{P_{ACO_2}} \cdot \dot{V}_{CO_2} \quad (3-2)$$

となるから、逆に一定に保ちたい肺胞気炭酸ガス分圧の値を与え、測定された分時炭酸ガス排出量に対して (3-2) 式で求まる肺胞換気量で生体を換気してやれば、肺胞気炭酸ガス分圧を希望の値に保つことができる。

さらに肺血流シャント、換気血流比異常、拡散障害等の疾患が無い場合には、肺胞気炭酸ガス分圧と動脈血炭酸ガス分圧は等しいから肺胞気炭酸ガス分圧を一定に保てば、動脈血炭酸ガス分圧もそれと等しい値に保たれる。上記疾患の場合には動脈血炭酸ガス分圧が肺胞気炭酸ガス分圧より高くなる。この場合には等価的に解剖学的死腔量その他にさらに換気量の一部が血液とのガス交換に無効であったと考えるから（これを肺胞死腔量という）、解剖学的死腔量に肺胞死腔量を加えた生理学的死腔量を (3-2) 式で求まる換気量より多く換気してやれば、この場合でも動脈血炭酸ガス分圧を希望の値に保つことができる。ところで分時炭酸ガス排出量は呼気ガス中の炭酸ガス濃度を $\bar{F}_{ECO_2}$ とすると

$$\dot{V}_{CO_2} = \dot{V}_E \cdot \bar{F}_{ECO_2}$$

となるから 実際には呼気ガスの平均炭酸ガス濃度と、分時換気量を測定して分時炭酸ガス排出量を求め (3-2) 式より必要な肺胞換気量を求め、この値になるよう分時換気量を制御すれば良いことになる。

3. C 死腔量

3. C. 1 生理学的死腔量と解剖学的死腔量

ヒトの肺はその構造上吸入したガスが全てが血液とガス交換を行なうとはできないわけではない。すなわち鼻または口より肺胞に至る気管支の部分は、呼吸により体外よりガスが流入するが、血液とガス交換を行なう機能を持たず、呼吸の機能から考えると無効な部分となる。このように吸入されたガスのうち、ガス交換が行なわれている肺胞に到達せず、従ってガス組成に何ら変化を受けずそのまま呼出される部分を死腔量という。また逆に吸入ガスのうちガス交換に有効な部分を肺胞換気量というから

$$\dot{V}_A = f \cdot (V_T - V_D) \quad (3-3)$$

となる。

死腔量とは、解剖学的死腔量と生理学的死腔量の二つが考えられている。解剖学的死腔量 $V_D(\text{anat.})$ とは吸入されたガスのうち、呼気、最初の部分で吸入されたガスと同じガス組成のままで呼出される部分と言い、Bohrの式より次のように定義される。

$$V_D(\text{anat.}) = \frac{P_{\text{ACO}_2} - P_{\text{ECO}_2}}{P_{\text{ACO}_2}} \cdot V_T$$

ここで P_{ECO_2} は平均呼気炭酸ガス分圧を表わす。また生理学的死腔量 ($V_D(\text{physiol.})$) とは、吸入されたガスのうちガス交換にあてられない部分と言い。

$$V_D(\text{physiol.}) = \frac{P_{\text{ACO}_2} - P_{\text{ECO}_2}}{P_{\text{ACO}_2}} \cdot V_T \quad (3-4)$$

で与えられる。

換気量制御の目的は動脈血炭酸ガス分圧を一定にする事であるから、死腔量としては、ガス交換に無効である量、すなわち生理学的死腔量を使用すべきである。

ところで生理学的死腔量は、一回換気量の増加とともに増加する事が Severinghaus⁸⁾, Nunn¹⁹⁾, Coopers²⁰⁾ により報告されているが、その関係をみるべく実験を行った。

3. C. 2. 生理学的死腔量測定実験

3. C. 2. a 実験方法

雑種成犬6頭(体重8~26 kg)を使用した。何ら前処理をせず、ハントバルビツールを静注(30 mg/kg), サクシニールコリンブロライト(S.C.C)にて筋弛緩後直ちに気管内挿管を行ない、人工呼吸器(第4章にて詳述)に付き人工呼吸を行った。呼吸は分時換気量を一定とし、一回換気量と呼吸数を変化させた。全犬にヘパリンを投与し血液凝固を防いだ。体温は体温計により直腸にて測定した。動脈血は大腿動脈より挿入したカテーテルにて採血した。また同じカテーテルを用い右トランスジューサー(日本光電)にて血圧を常時監視した。動脈血炭酸ガス分圧は採血後直ちに Severinghaus P_{CO_2} 電極(Radiometer社 Copenhagen)で38°Cにて測定し、Severinghausの結果に基づき動物の直腸温にて補正した²¹⁾。呼気ガスはポリエチレンの袋に集め、その炭酸ガス濃度を赤外線炭酸ガス分析計(Beckman社, LB-1)にて測定し平均呼気炭酸ガス分圧を求めた。

$$P_{ECO_2} = (P_B - P_{H_2O} \cdot t) \cdot F_{ECO_2} \quad (3-5)$$

ここで $P_{H_2O} \cdot t$ は常温 t における飽和蒸気圧を表わす。

一回換気量は人工呼吸器のベロースの動きを光学的に測定して求めた。(第4章にて詳述)。生理学的死腔量は(3-3)式に従って計算した。

3. c. 2. b 実験結果

結果を図3.1に示す。

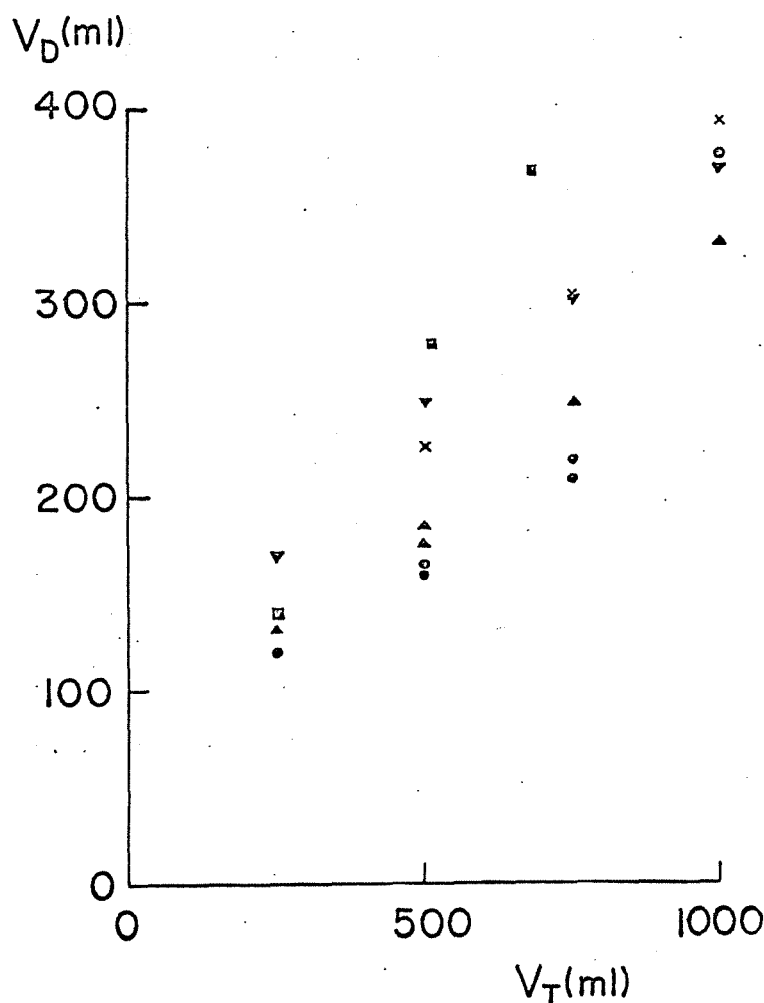


図3.1 生理学的死腔量-一回換気量の関係

26 kg ♂ (x), 25 kg ♀ (o), 25 kg ♂ (Δ), 12 kg ♂ (▽), 8 kg ♀ (□)

生理学的死腔量は、一回換気量の増加とともに増加している。両者の関係式を最小二乗法により求めると表3.1のようになる。両者はほぼ一次式で近似される。

表 3.1 生理学的死腔量 - 1 回換気量 の関係,
関係式は最小二乗法より求めた。

body weight (kg)	sex	physiological dead space (l)
26	M.	$V_D = 0.338V_T + 0.0555$
25	F.	$V_D = 0.348V_T + 0.0044$
25	M.	$V_D = 0.220V_T + 0.0752$
12	M.	$V_D = 0.263V_T + 0.108$
8	F.	$V_D = 0.535V_T + 0.0079$
9.6	M.	$V_D = 0.415V_T + 0.0308$

3. C.3 結 言

図 3.1 に示されたごとく生理学的死腔量は 1 回換気量により変化するため、生理学的死腔量は 1 回換気量の関数として評価されるべきである。したがって

$$V_D(\text{physiol.}) = a + k \cdot V_T \quad (3-6)$$

の形で死腔量を評価し、定数, a , k を生体ごとく決定してやれば, 1 回換気量に変化しても常に正しい生理学的死腔量が求まることになる。

3. D 最適呼吸数

3. D. 1 緒 言

適正肺胞換気量を実現する呼吸数と 1 回換気量の不適当な組み合わせは, 換気, 循環に対して悪影響があるから, その選択は適正に行なわなければならない。すなわち

異常に大きな1回換気量は、肺胞内圧を非常に高くし、肺胞損傷の恐れがある。それ程極端でなくとも、1回換気量が大きくなると、それに伴って肺胞内圧、胸腔内圧は上昇し、それぞれ肺血流、静脈環流に悪影響を及ぼし肺循環を悪くする。逆に小さい1回換気量が長時間続くと、肺コンプライアンスの低下がみられる。

ところで *Rahner*²³⁾ が与えた肺胞換気量は、特定の呼吸数で、最も効率良く、その換気の仕事は行なわれるべきであると最初に指摘して以来、多くの人々により自発呼吸は、その仕事量が最小になる最適呼吸数で行なわれることが認められてきた。そこで呼吸装置においても呼吸数として最適呼吸数を選ぶことにした。最適呼吸数について *Otto*²³⁾ は呼吸力学系を解析し算出している。しかし、その結果は肺胞換気量の大きいところで、実験結果とあまり良く一致しなかった。三上²⁴⁾ は肺胞換気量の大きいところで呼気予備量が増加することを導入し、アナログ計算機を用いて最適呼吸数を求めた。その結果は肺胞換気量の広い範囲で実験値と一致した。そこで最適呼吸数としては三上らの結果を用いることにした。

3. D. 2. 最適呼吸数

呼吸力学系において、① 肺は1つの肺胞より成る。② 気道抵抗は、吸気時、呼気時とも等しい。③ 肺、胸部系の質量による慣性抵抗は除外する。④ 肺、胸部系のコンプライアンスは、1回換気量の大小によらず一定である。を仮定し図2.2に示すモデルを作る。

二のモデルより

$$P_A = P_L + P_T + P_{ext} \quad (3-7)$$

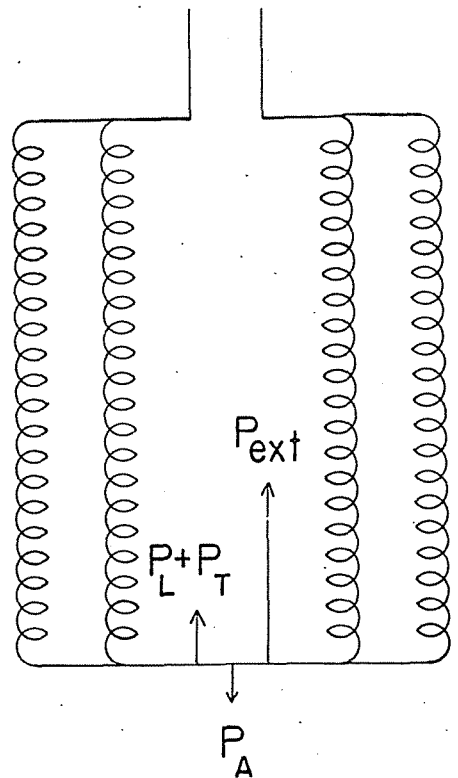
$$P_L = P_{L0} + \frac{1}{C_L} \left\{ \int_0^t \dot{V} d\tau + FRC \right\} \quad (3-8)$$

$$P_T = P_{T0} + \frac{1}{C_T} \left\{ \int_0^t \dot{V} d\tau + FRC \right\} \quad (3-9)$$

$$P_A = -R_1 \cdot \dot{V} - R_2 \cdot \dot{V} |\dot{V}| \quad (3-10)$$

$$P_{ext} = a(\cos \omega t - 1) \quad (3-11)$$

ただし $\omega = 2\pi f$



の式を得る。

ただし P_A ; 肺胞内圧,

P_L ; 肺圧, P_T ; 胸郭圧

P_{ext} ; 胸郭に加えられる圧, P_{L0} ; 肺容積が零のときの仮想の

肺圧, P_{T0} ; 胸容積が零のときの仮想の胸郭圧, C_L ; 肺のコン

プライアンス, C_T ; 胸郭のコンプライアンス, $\dot{V}$; 呼吸流量速,

FRC ; 機能的残気量, R_1 ; 粘性抵抗, R_2 ; 乱流抵抗,

f ; 呼吸数, a ; 定数である。また呼吸仕事は吸気

のみ必要で、呼気は受動的に行なわれるとすると単位時間当りの換気仕事量は

$$W = f \cdot \int_0^{\frac{1}{2f}} P_{ext} \dot{V} d\tau \quad (3-12)$$

となる。また肺胞換気量は

$$\dot{V}_A = f \left(\int_0^{\frac{1}{2f}} \dot{V} d\tau - V_D \right) \quad (3-13)$$

図3.2 肺の力学系の模型

で与えられる。そこで肺胞換気量を一定にして呼吸数を変えてゆき、各呼吸数に対する換気仕事量を(3-11)式より求めると仕事量が最小となる最適呼吸数が求まる。この最適呼吸数-肺胞換気量の関係を図3.3から図3.6に示す。²⁴⁾これらの関係は気道抵抗、コンプライアンス、死腔量 V_D 値により変化する。

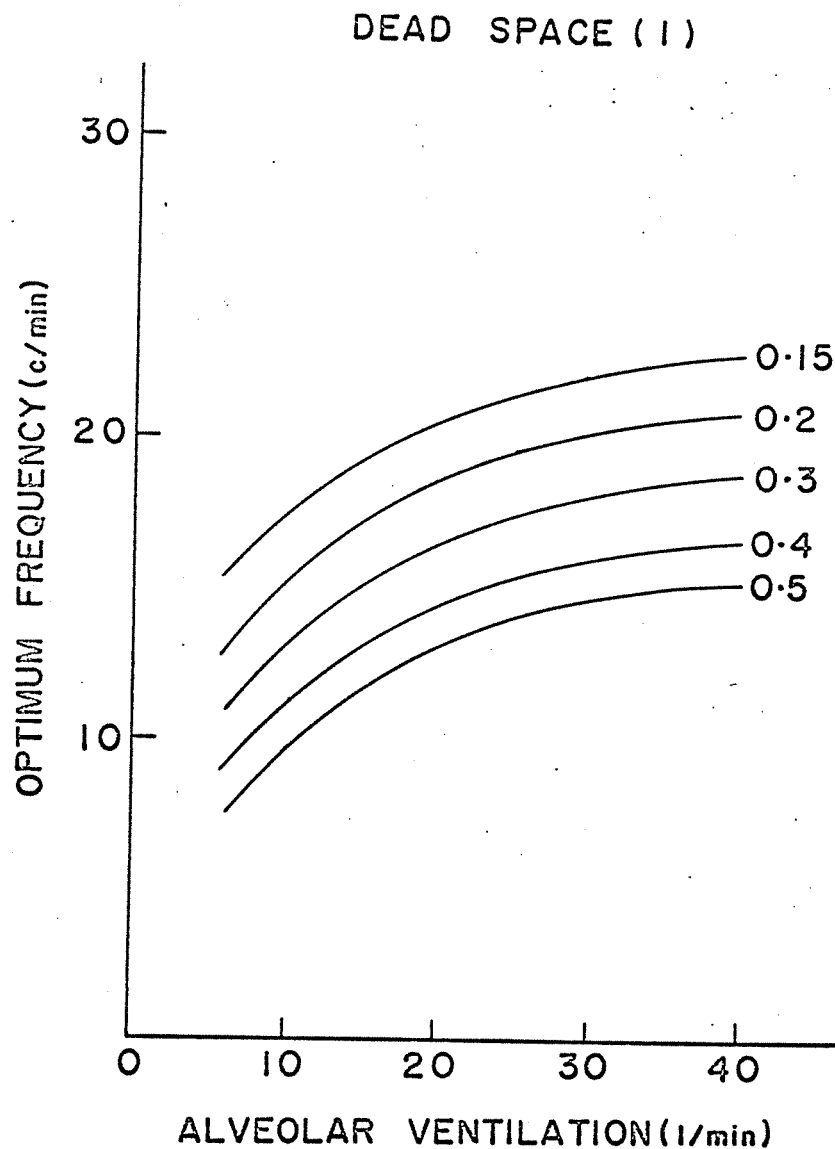


図3.3 死腔量を変数とした場合の最適呼吸周波数曲線²⁴⁾

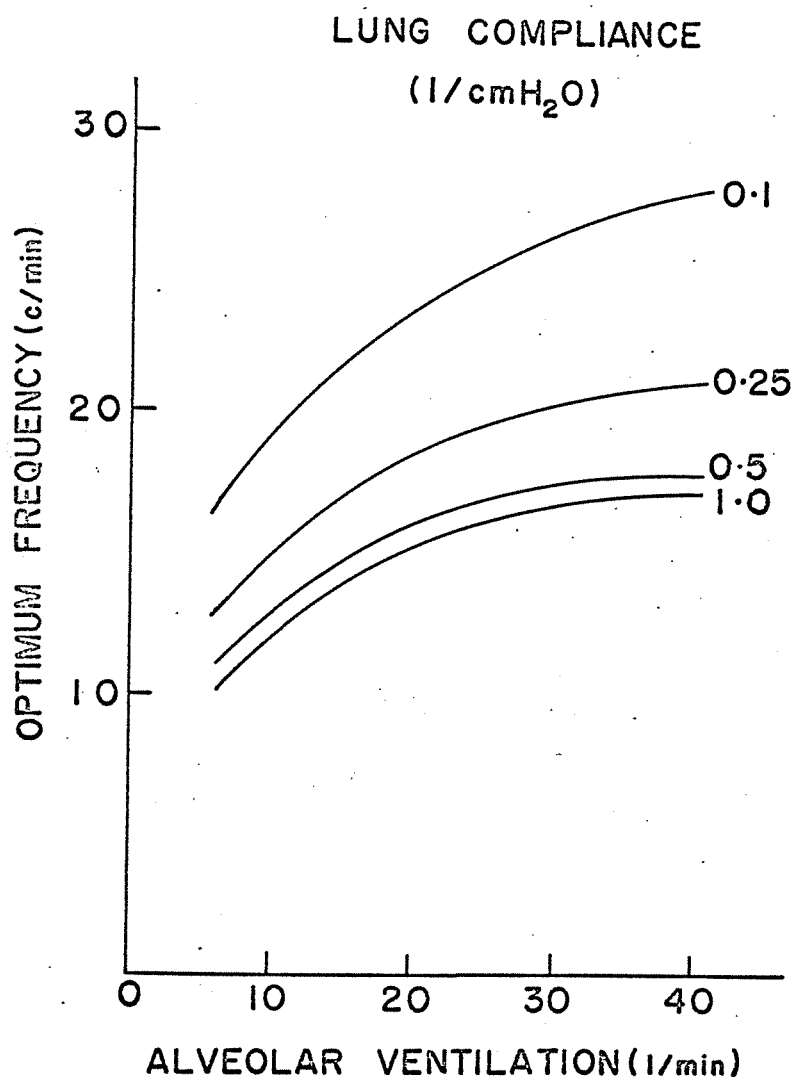


図3.4 肺コンプライアンスを変数とした場合の最適呼吸周波数曲線²⁴⁾

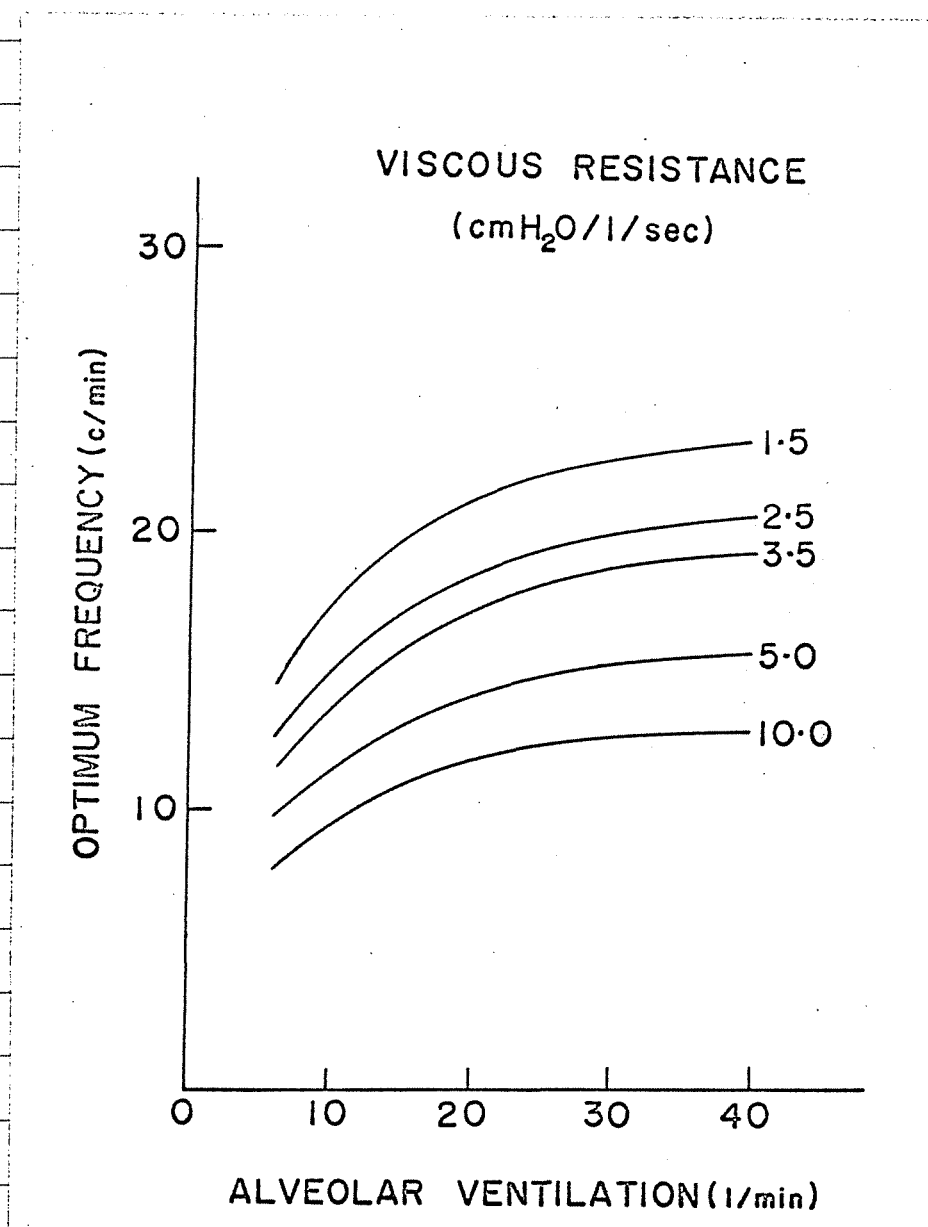


図 3.5 粘性抵抗を変数とした場合の最適呼吸周波数曲線²⁴⁾

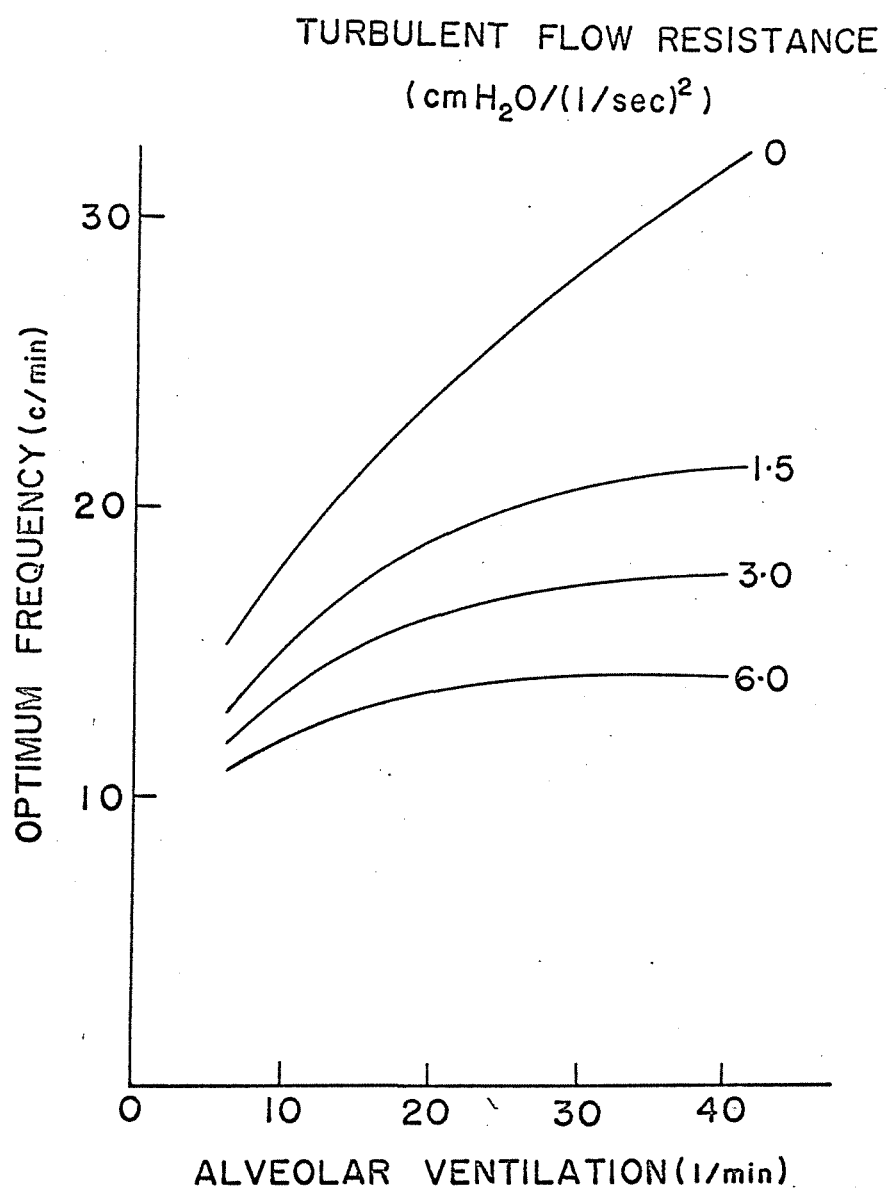


図 3.6 乱流抵抗を変数とした場合の最適呼吸周波数曲線²⁴⁾

ところで呼吸制御装置で、仕事量を計算しながら呼吸数を変えてゆき、最適呼吸数を求めるやり方では、肺胞換気量が与えられたとき、最適呼吸数を実時間で求めることは不可能である。通常人工呼吸時の肺胞換気量は 15 ml/min 以下と考えられるので、肺胞換気量を α 範囲に限ると、図3.3から図3.6より、パラメーターの値が変化したときの最適呼吸数-肺胞換気量 α の関係は、パラメーター値の正常の時の関係を、パラメーターの値に従って上下に平行移動する=とにより近似する=とができる。そこで呼吸制御装置では、パラメーターが正常のときの最適呼吸数-肺胞換気量 α の関係を関数発生器に設定し、その関係をパラメーターの値に従って上下に平行移動する=とにした。またパラメーターも、乱流抵抗は呼吸流量速が小さいところでは粘性抵抗に比べて小さいので省略し、気道抵抗としては粘性抵抗のみを考えた。さらにコンプライアンスは肺と胸部とを一、と見做し、肺、胸部系 α コンプライアンスにした。従ってパラメーターとしては、気道抵抗、コンプライアンス、死腔量 α 三、とした。そこで平行移動は、関数発生器の出力をそれぞれ気道抵抗、コンプライアンス、死腔量 α 値に従って、上下に平行移動させれば良い。

そこで、正常な関係 α 出力を、三、 α 可変抵抗にカスケードに接続し右パラメーターの値に従い平行移動させた。

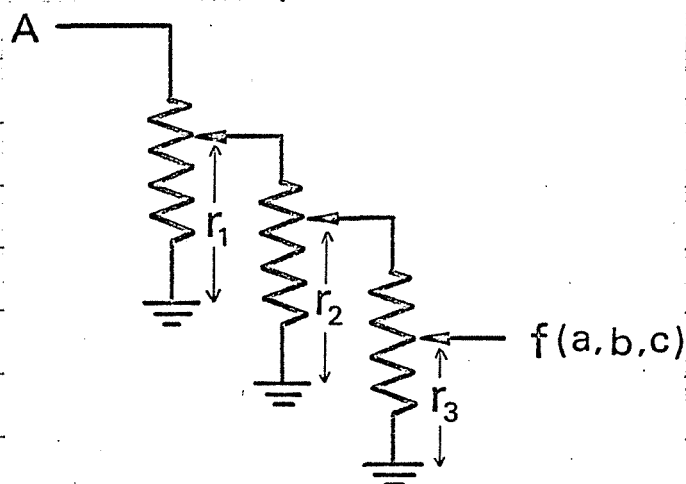


図3.7 死腔量、コンプライアンス、気道抵抗を変数とした場合の最適呼吸数算出回路

二個の可変抵抗を正常位置にして、残り一個の抵抗のみを変え、その時の呼吸数と、シミュレーションより求めた呼吸数が一致した抵抗値のところに、パラメータ値を印した。気道抵抗、コンプライアンス、死腔量に対応する可変抵抗器の正常位置における抵抗比率をそれぞれ k_1, k_2, k_3 、パラメータ変位 $\Delta R, \Delta C, \Delta V_D$ に対する可変抵抗の変化の全抵抗に対する比率を $\Delta k_1, \Delta k_2, \Delta k_3$ 、関数発生器の出力電圧を A とすると

$$A k_1 k_2 k_3 = f(R, C, V_D) \quad (3-14)$$

$$A(k_1 + \Delta k_1) k_2 k_3 = f(R + \Delta R, C, V_D) \quad (3-15)$$

$$A k_1 (k_2 + \Delta k_2) k_3 = f(R, C + \Delta C, V_D) \quad (3-16)$$

$$A k_1 k_2 (k_3 + \Delta k_3) = f(R, C, V_D + \Delta V_D) \quad (3-17)$$

となる。いま $\Delta k_1, \Delta k_2, \Delta k_3$ がそれぞれ $\Delta R, \Delta C, \Delta V_D$ 変化したとすると、平行移動された出力は

$$A(k_1 + \Delta k_1)(k_2 + \Delta k_2)(k_3 + \Delta k_3)$$

となる。これを $f_{est}(R + \Delta R, C + \Delta C, V_D + \Delta V_D)$ とする。

そうすると (3-14), (3-15), (3-16), (3-17) より

$$\begin{aligned} & f(R + \Delta R, C + \Delta C, V_D + \Delta V_D) \\ = & A \frac{f(R + \Delta R, C, V_D)}{A k_2 k_3} \cdot \frac{f(R, C + \Delta C, V_D)}{A k_1 k_3} \cdot \frac{f(R, C, V_D + \Delta V_D)}{A k_1 k_2} \\ = & \frac{f(R + \Delta R, C, V_D) \cdot f(R, C + \Delta C, V_D) \cdot f(R, C, V_D + \Delta V_D)}{f^2(R, C, V_D)} \quad (3-18) \end{aligned}$$

となる。

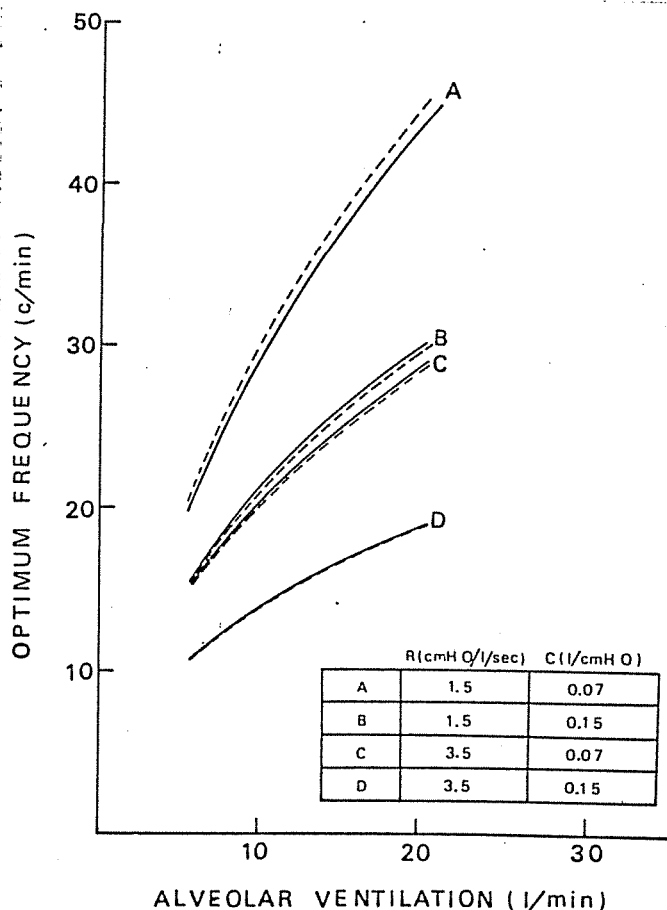
そこでパラメータとして、乱流抵抗を省略し、コンプライアンスを一定とすると、(3-10)式で $R_2 = 0$ とおき、 $1/C_0 + 1/C_T = 1/C$ とおくと、(3-12)式は、

$$W = \frac{R}{2} (\dot{V}_A + f \cdot V_D)^2 \left(\frac{\pi^2}{2} + \sqrt{\frac{1}{R^2 C^2 f^2} + 4\pi^2} \right)$$

となる。これを仕事量最小となる呼吸数は

$$R^4 C^4 (64\pi^4 V_D^2 - 4\pi^6 V_D^2) f^6 + R^2 C^2 (16\pi^2 V_D^2 - \pi^4 V_D^2) f^4 - R^2 C^2 (16\dot{V}_A V_D \pi^2) f^3 + V_D^2 f^2 - 2\dot{V}_A V_D f + \dot{V}_A^2 = 0 \quad (3-19)$$

の解となる。これを $f_{true}(R, C, V_D)$ で表わす。 R, C, V_D が変化した場合の $f_{true}(R + \Delta R, C + \Delta C, V_D + \Delta V_D)$ と $f_{est}(R + \Delta R, C + \Delta C, V_D + \Delta V_D)$ の関係を図3.8から図3.11に示す。



これらの結果より f_{true} と f_{est} の差は 1 c/min 以下であり f_{est} で f_{true} を近似しても十分と思われる。従って実際の呼吸装置ではこの方法を用いることにした。

実線は真の値、破線は図3.7による近似値を示す。

図3.8 気道抵抗、コンプライアンスと変数と1に場合の最適呼吸周波数曲線

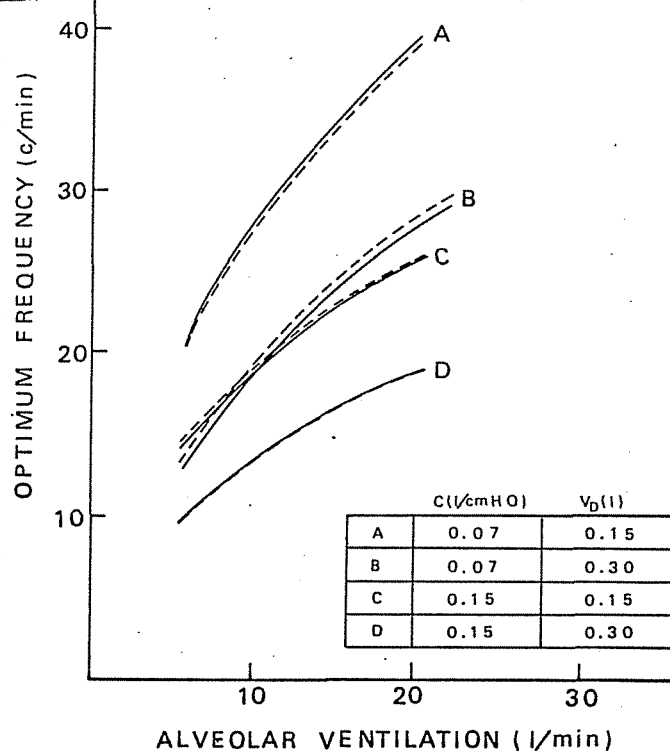


図 3.9

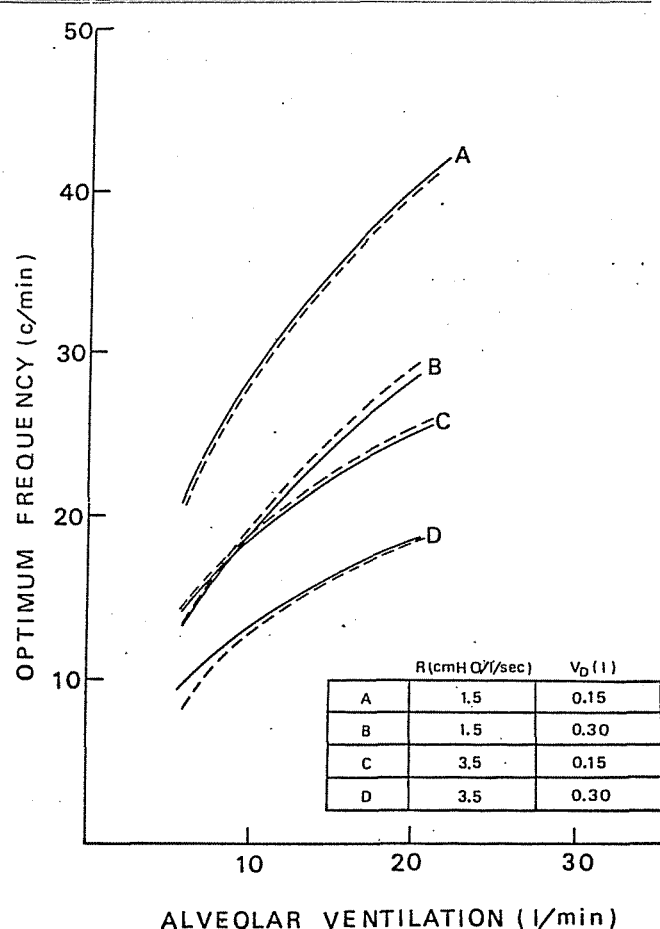


図 3.10

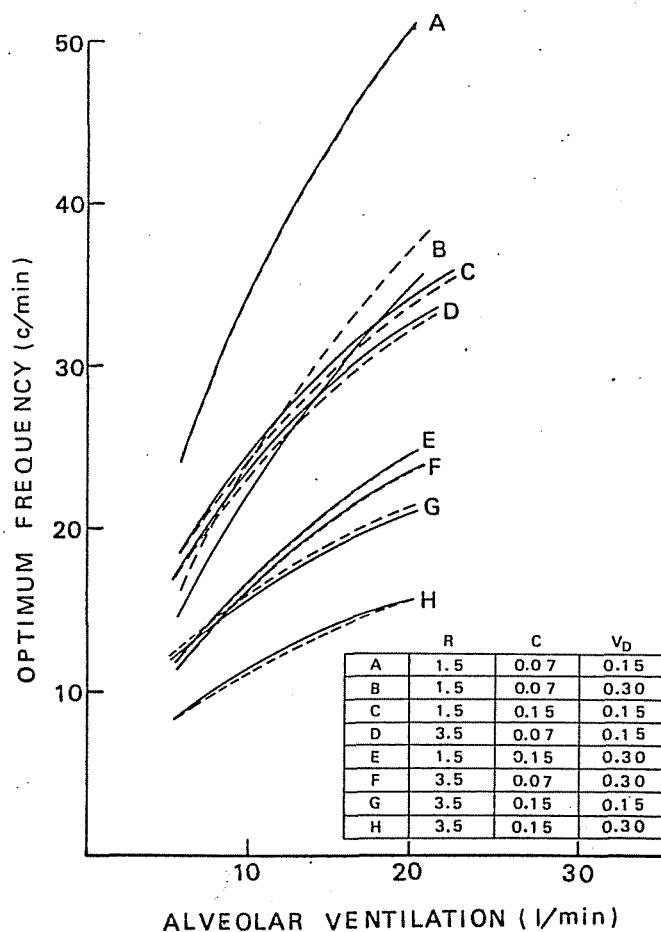


図 3.11

図 3.9 コンプライアンス, 死腔量
を変数とした場合の最適
呼吸周波数曲線

図 3.10 気道抵抗, 死腔量を
変数とした場合の最適呼
吸周波数曲線

図 3.11 気道抵抗, コンプライ
アンス, 死腔量を変数とし
た場合の最適呼吸周波
数曲線

実線は真の値, 破線は図 3.7
による近似値を示す。

3. E 呼吸比率

気管内加圧呼吸では自発呼吸と異なり、吸気時に気管内に陽圧が加わり、これが平均気管内圧、平均胸腔内圧を上昇させ、循環器系に悪影響を与える。そこでこの悪影響を少なくするため、呼吸比率の循環系に対する影響について研究がなされてきた。その結果、陽圧呼吸では呼吸比率1:1.5~2と幾分呼気相の長いのが良いとされた。²⁵⁾ すなわち呼気に長い時間をかけるのは呼気を完全に行なわせるためと、吸気時に減少した静脈環流を呼気時に回復しようとするためである。そこで呼吸装置でも呼吸比率を1:1から1:3まで任意に変えられるようにした。

第4章 最適呼吸制御装置

4-A 全体の構成

第3章で述べた生理学的基础に基づき、最適呼吸制御装置を試作した。試作した呼吸器は次の三英で従来の呼吸器にはない特徴を持っている。① 換気量は分時酸素ガス排出量によって制御される。② 死腔量として生理学的死腔量を使用し、生理学的死腔量は一回換気量の関数である。③ 呼吸数としては、換気仕事量が最小となる最適呼吸数を選んだ。

呼吸器の全体の構成を図4.1に示す。呼吸器は単独あるいは麻酔器と接続し、半閉鎖方式で使用する。空気あるいは麻酔ガスはブローよりサーボモータにより駆動され、患者の肺胞に流入する。呼気ガスは

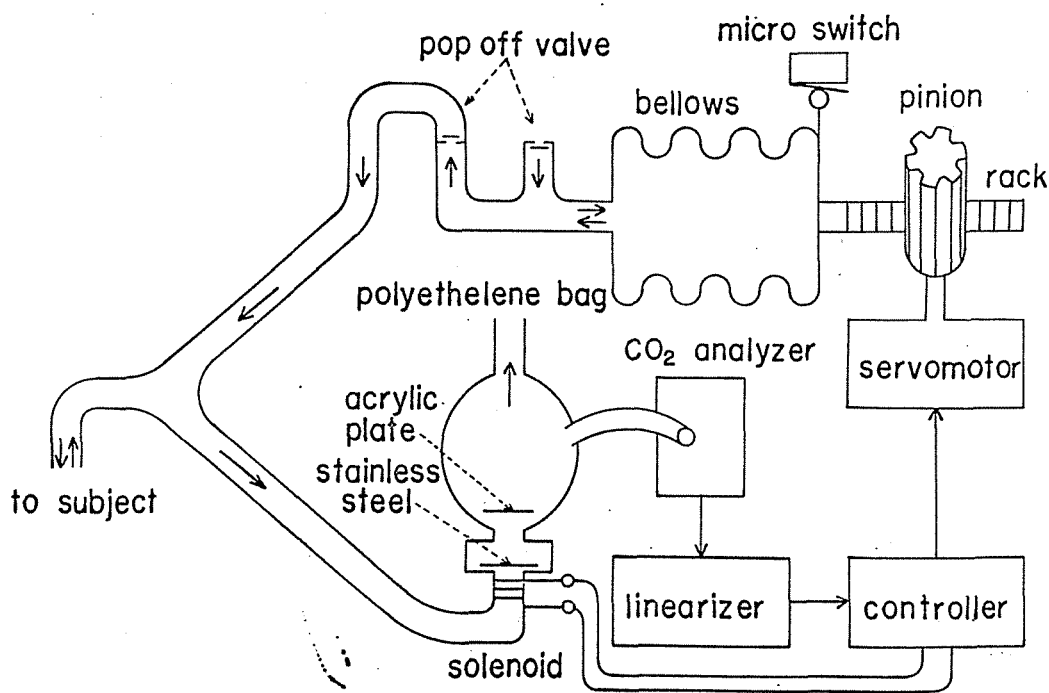


図4.1 最適呼吸制御装置系の構成

蛇管(容積400ml)、呼気管を通り、ポリエチレン袋(容積1ℓ)に集められる。呼気管通過後、呼気ガスはポリエチレン袋内の障害物(アクリル板)に衝突し、十分かくはんされ、袋の出口より流出する。(したがってポリエチレン袋内の

炭酸ガス濃度は、数呼吸の平均炭酸ガス濃度を示すことになる。炭酸ガス濃度は、赤外線炭酸ガス分析器 (Beckman LB-1) によって電気信号に変換される。炭酸ガス分析器の出力電圧は、炭酸ガス濃度に対して非線形なので、折線近似関数発生器で線形化した。線形化された出力は呼吸制御部に入り、そこで患者の分時炭酸ガス排出量を求め、その値に基づいて適正肺胞換気量を算出する。肺胞換気量の値に基づき、サーボ関数発生器は、最適呼吸数を求める。1 回換気量は、分時換気量を呼吸数で割ることでより得られる。算出された、呼吸数と 1 回換気量の値に（ T ）によってリレーを開閉し、サーボモータを制御し、サーボモータの動きに直接したベローズの動きを制御する。呼吸制御器の回路は、集積回路半導体で構成し、プリント基板（ $11.5 \times 14.5 \text{ cm}$ ）3 枚におさめた。装置の外観を図 4.2 に示す。

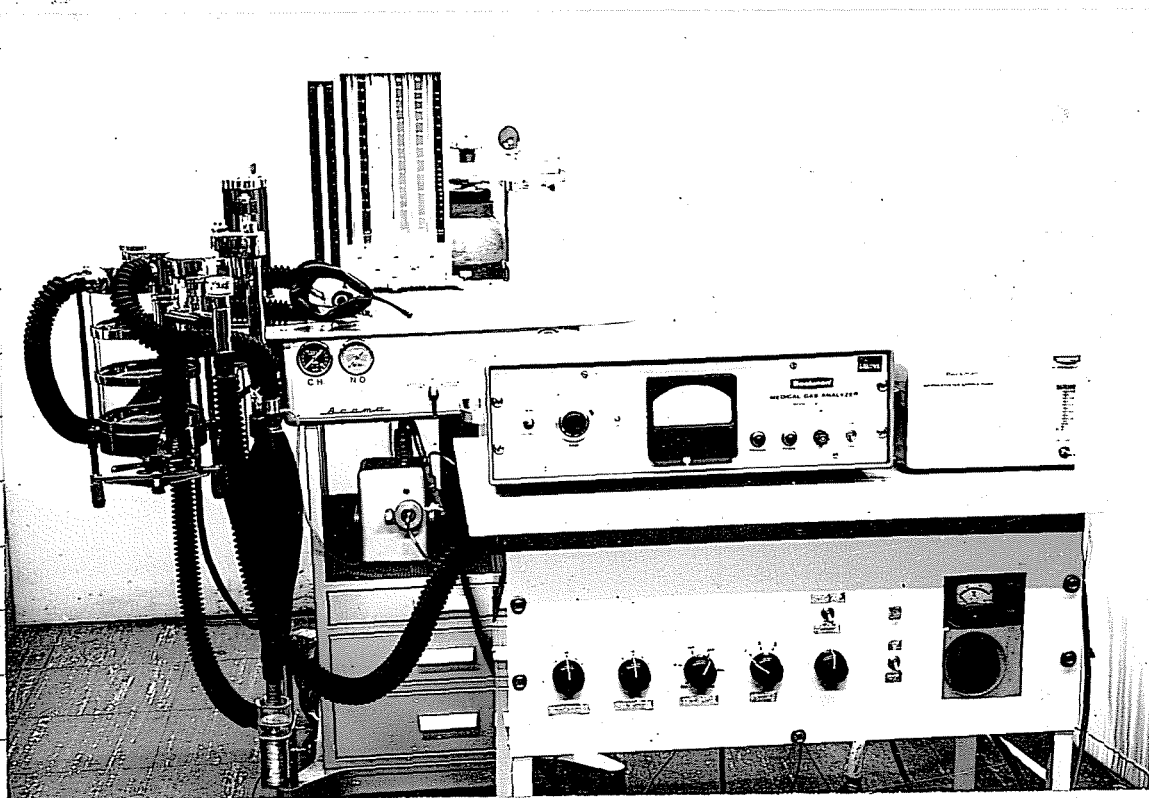


図 4.2 分析器と組み合わされた最適呼吸制御装置

4-B 呼吸制御部

呼吸制御部のブロックダイアグラムを図 4.3 に示す。患者の分時炭酸ガス排出量は、赤外線炭酸ガス分析器の出力と分時換気量 $\dot{V}_E (AO)$ の積で求められる。呼気ガスは、肺胞からポリエチレン袋に到達するのに時間がかかるから、炭酸ガス

濃度信号は、分時換気量信号 (A1 の出力) に比しておくことになる。さらに、ポリアレン袋内の炭酸ガス濃度は 1 呼吸毎の平均濃度ではなく、時間重みをつけた数呼吸の平均濃度である。(1) によって分時換気量も炭酸ガス濃度と同じ時間遅延させ、さらに数呼吸の平均分時換気量をおめなければならぬ。この動作を 1 次おくれ系 (AO) を用いることによって代用した。1 次おくれの時間定数は 10 秒とした。

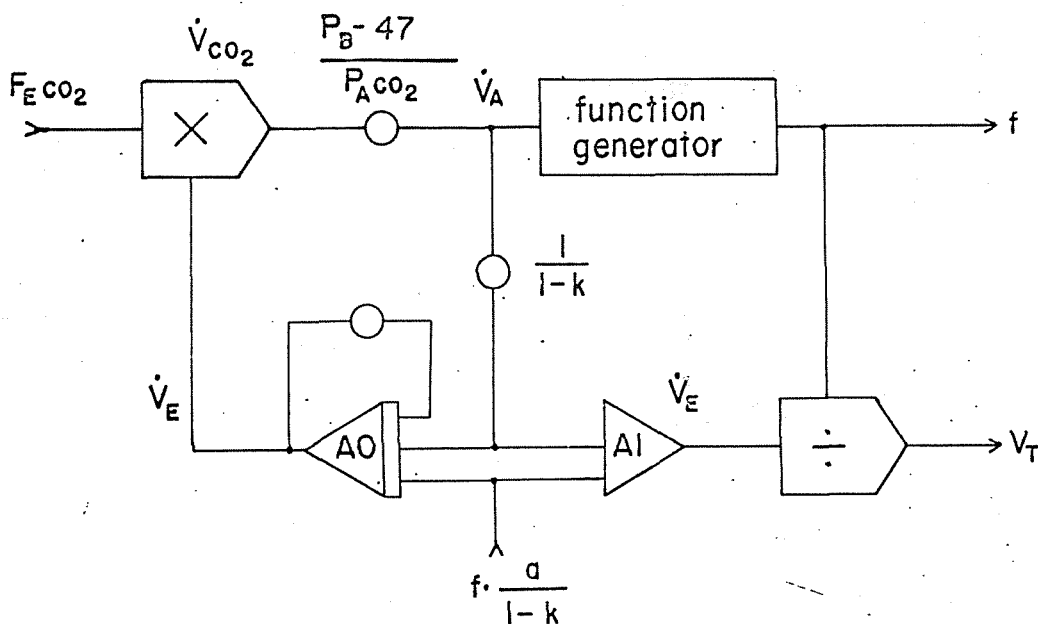


図 4.3 換気量制御部のブロックダイアグラム

算出された分時炭酸ガス排出量に基づき、(3.2) 式に従って適正肺胞換気量を求めた。肺胞気炭酸ガス分圧の設定値、大気圧により (3.2) 式の係数を計算し、その値を呼吸器に設定する。

(3.6) 式の両辺に呼吸数 f をかけると

$$f \cdot V_D = f \cdot a + f \cdot R \cdot V_T \quad (4.1)$$

となる。ところが (3.3) 式より

$$\begin{aligned} \dot{V}_A &= f \cdot V_T - f \cdot V_D \\ &= \dot{V}_E - f \cdot V_D \end{aligned} \quad (4.2)$$

となる。(4.1)式を(4.2)式に代入して

$$\dot{V}_A = \dot{V}_E - f_a - f R V_T$$

となる。 $R < 1$ であるから

$$\dot{V}_E = \frac{1}{1-R} \dot{V}_A + \frac{a}{1-R} f \quad (4.3)$$

となる。(3.2)式より求める肺胞換気量とその肺胞換気量より求めた最適呼吸数により、(4.3)式を用い、分時換気量(A1)を求めた。定数 R 、 $a/(1-R)$ の値は呼吸器に設定する。

最適呼吸数を求めるため、気道抵抗、コンプライアンス、死腔量が正常の時の肺胞換気量と最適呼吸数の関係をサーボ式間数発生器に設定した。サーボ式間数発生器の周波数範囲は DC から 0.06 Hz まで平坦で、肺胞換気量算出回路が 10 桁の 1 次おくれ系をふくんでいることから、この周波数特性は十分である。気道抵抗、コンプライアンス、死腔量が正常のときは、間数発生器の出力をパラメータの値にしたがって上下に平行移動させる必要があるため間数発生器の出力をそれぞれ気道抵抗、コンプライアンス、死腔量に对应する三つの可変抵抗にカスケードに接続した。一回換気量は分時換気量(A1)を最適呼吸数で割って求めた。

呼吸制御部の回路を図 4.4 に示す。炭酸ガス分析器からの出力は電界効果型トランジスタに入り、ついで増幅される。分時炭酸ガス排出量は乗算器(EH1)で計算され、 $(P_B - 47)/P_{ACO_2}$ の値を可変抵抗 $R1$ に設定することにより、適正肺胞換気量が求まる。炭酸ガス濃度と掛けて分時炭酸ガス排出量と得る分時換気量の信号は OP1 で得られ(図 4.3 の AO に相当するもの)。実際患者の分時換気量の信号は OP2 に得られる。(図 4.3 の A1 に相当するもの)。スイッチ(SW1)により、分時炭酸ガス排出量による呼吸制御と、手動による呼吸制御のいずれかに切り換えられるようになっている。また SW2 は分時炭酸ガス排出量による呼吸制御の開始時に、分時換気量信号電圧がでていないと乗算器が零となるため、これを防ぐために、分時換気量信号電圧がでていなくても一定電圧を出し一定時間経過後分時換気量信号に切りかわるようになっている。肺胞換気量の信号は間数

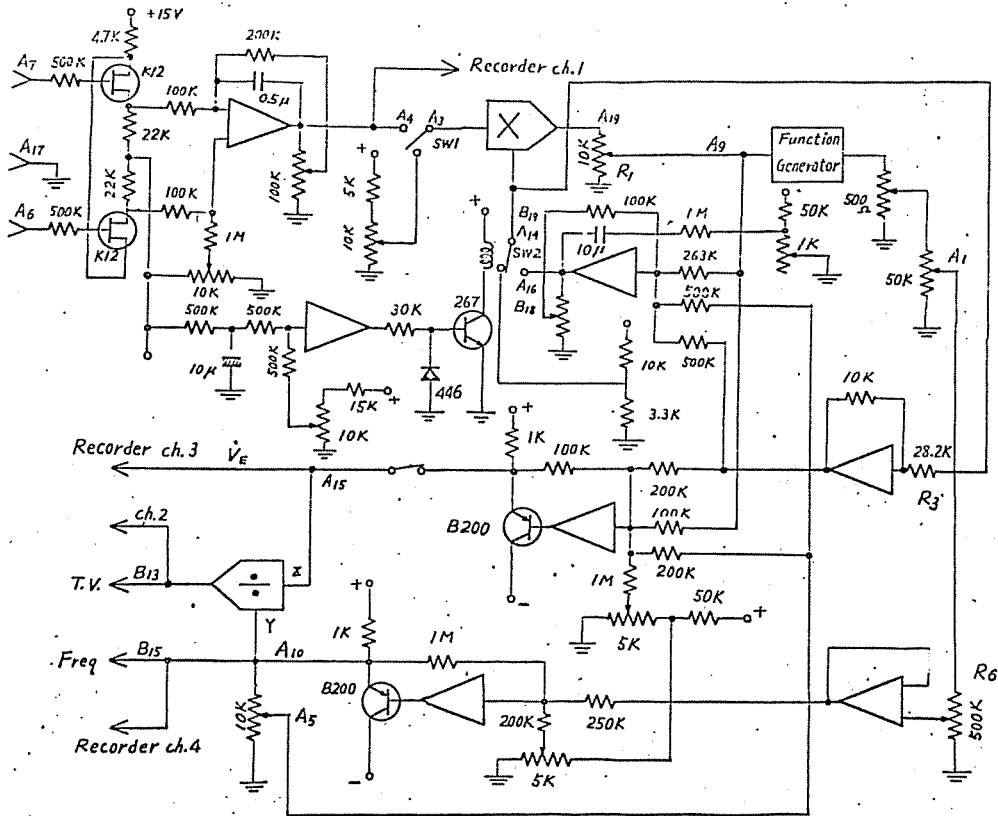


图4.4 换气量制御回路

発生器に入り光の出力は、気道抵抗値を表わす抵抗 R_4 、コンプライアンス値を示す抵抗 R_5 、死腔量を表わす抵抗 R_6 により平行移動され、呼吸数が定まる。また分時換気量 (OP_2) を呼吸数で割って 1 回換気量が求まる。

関数発生器の回路を図4.5に示す。肺胞換気量信号電圧とサーボポテンシオメータの電圧との差電圧は増中され、ついで50 Hzでチョッパされ、その交流信号は交流増中、電力増中されサーボモータ制御コイルに差電圧に比例した電流を流す。サーボモータは差電圧が零になるまで回転し静止する。サーボモータに直結したもう一つのポテンシオメータには定電流が流れ、その出力電圧は、パラメーターが正常の時の最適呼吸数に比例した電圧となっている。

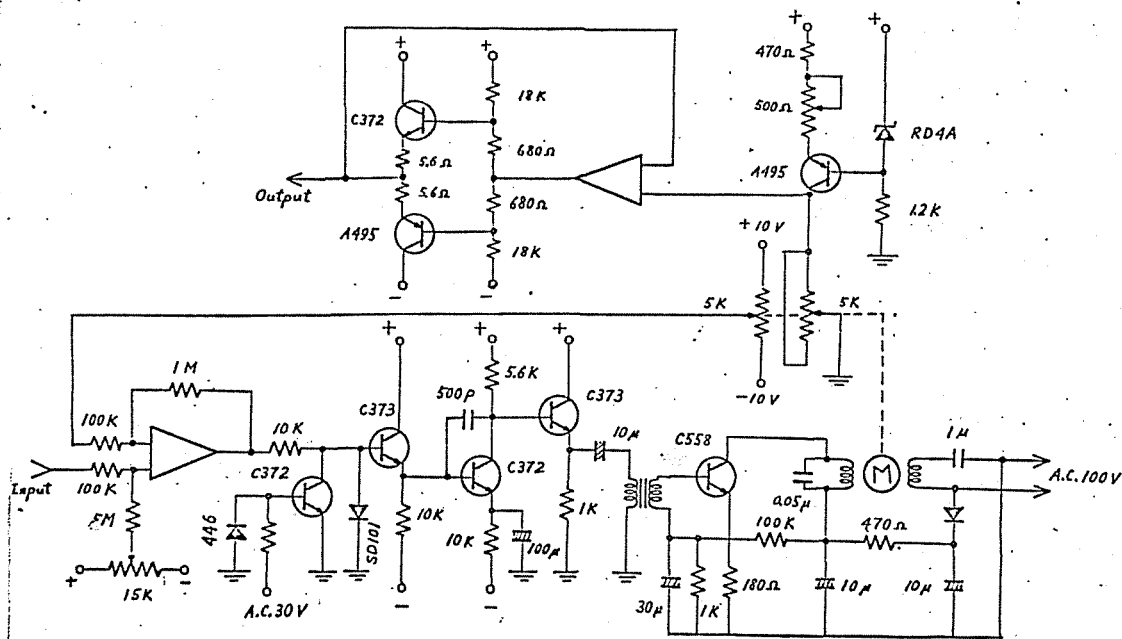


図4.5 関数発生器回路

4. C 駆動部

サーボモータでベロースを動かすためにピニオンラック機構を用いた。ベロースはサーボモータの正転、反転に従い、前進、後進するようになっている。呼吸制御部の1回換気量と呼吸数の信号に従ってリレーを開閉しサーボモータを制御した。回路を図4.6に示す。呼吸数を制御する信号により呼吸開始時にリレー①がONになり、その結果リレー②もONになる。一回換気量を制御する信号は、一回換気量測定値がまだ算出値に達しないためリレー③、④をOFFの状態に保っている。ベロースの位置を検出するマイクロスイッチ(図4.1)はOFFの状態にある(図4.6のSW)。このときサーボモータの制御コイルC1、C2には同方向に電流が流れるからサーボモータは正転し、ラックに直結したベロースを右縮し、ベロース内のガスを患者の肺腔内に流入させる。

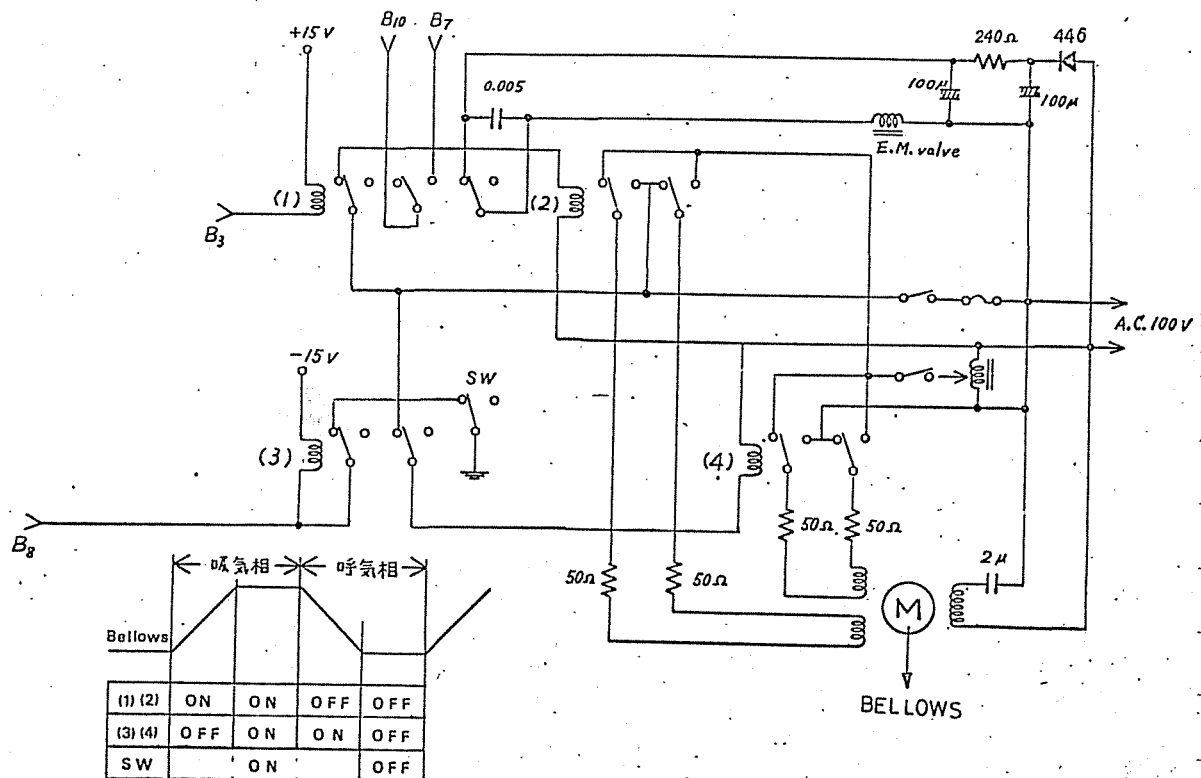


図 4.6 駆動部回路

ベローズが前進すると同時に、図 4.1 に示されたマイクロスイッチ (SW) が ON となる。吸入されたガス量が算出一回換気量に達するとリレー ③ が ON になり、したがってリレー ④ も同時に ON となる。このときは制御コイル C1 に流れる電流の向きが反転し、その位置でターボモータは停止する。次いで呼気時間が算出時間に達するとリレー ①、② が OFF となり制御コイル C2 に流れる電流の向きが反転して、C1 のコイルの電流と同方向になりターボモータは反転し、それに従いベローズは拡張する。ターボモータの反転に伴い、B8 の入力も反転するが、SW が ON になっているからリレー ③ は ON の状態を保っている。ベローズが初期の位置に戻るとマイクロスイッチ SW が OFF となり、リレー ③、④ も OFF となる。したがって C1 のコイルに流れる電流方向は反転し、ターボモータは停止する。呼吸周期が算出周期に一致

すると B_2 の信号が反転してリレー①、②が ON となり呼吸が開始する。

スライダックは駆動コイルに流れる電流を調節し、呼吸相においてガス α 吸入速度を調節するものである。

電磁弁 (E.M. valve) は呼吸弁に使われているものでリレー①の α 開閉に従って吸入相で ON、呼吸相で OFF となる。

肺胞内に吸入されるガス容積はベロースの動きを測定し算出した。図 4.7 に示されている光トランスジューサはこの目的に使用されたものである²⁶⁾。135本の格子が印刷された

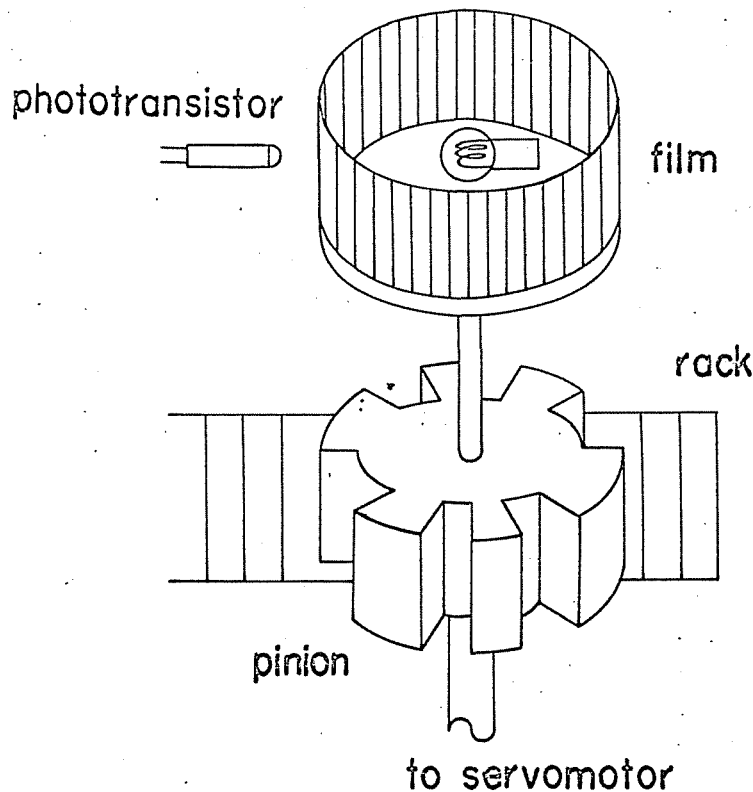


図 4.7 位置変換器

透明のフィルムがサーボモータの軸に円状に固定されている。フィルムの内側にランプを置き、外側にフォト・トランジスタを置いた。サーボモータが回転しベロースが動くと、フォト・トランジスタにおいてその下を通過する格子の数を数え、

吸入ガス容積を算出した。 π -ボンプが1回転するとベローズは750 ml動くから精子1本当り5.6 mlとなる。1回換気量は通常500 ml以上であるから誤差は約1%となり、実用上十分と思われる。なおベローズが動く出す位置を知るためマイクロスイッチの信号を使用した。回路図を図4.8に示す。フォトランジスタの出力は比較回路により

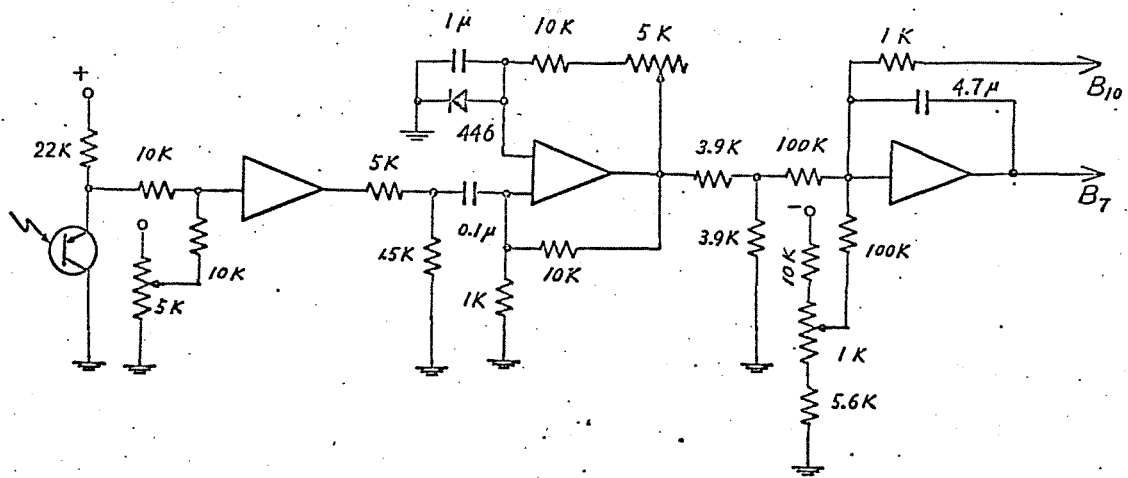


图 4.8 位置变换器回路

パルス信号に変換され、単安定マルチバイブレータにより約 10 msec のパルス幅 α パルスに整形される。呼吸の開始と同時にリレー①が ON となり B_7 と B_{10} は短絡状態から開放状態となる。したがって単安定マルチバイブレータの出力は積分器において積分され吸入ガス量に比例した電圧となる。 α 電圧と算出一回換気 (B_{12}) の信号とを比較し、等しくなると比較回路が働き、リレー③を ON にする。

図 4.9 において呼吸数 α の信号は増幅後、エミタジャンクショントランジスタにより、その電圧に逆比例する、すなわち呼吸周期に比例する尖頭値を持つ鋸歯状波に変更される。鋸歯状波は一定電圧を越すと比較回路が働き、リレー①(図 4.6)を導通させる。可変抵抗 R_7 は呼吸比率を変えるものである。

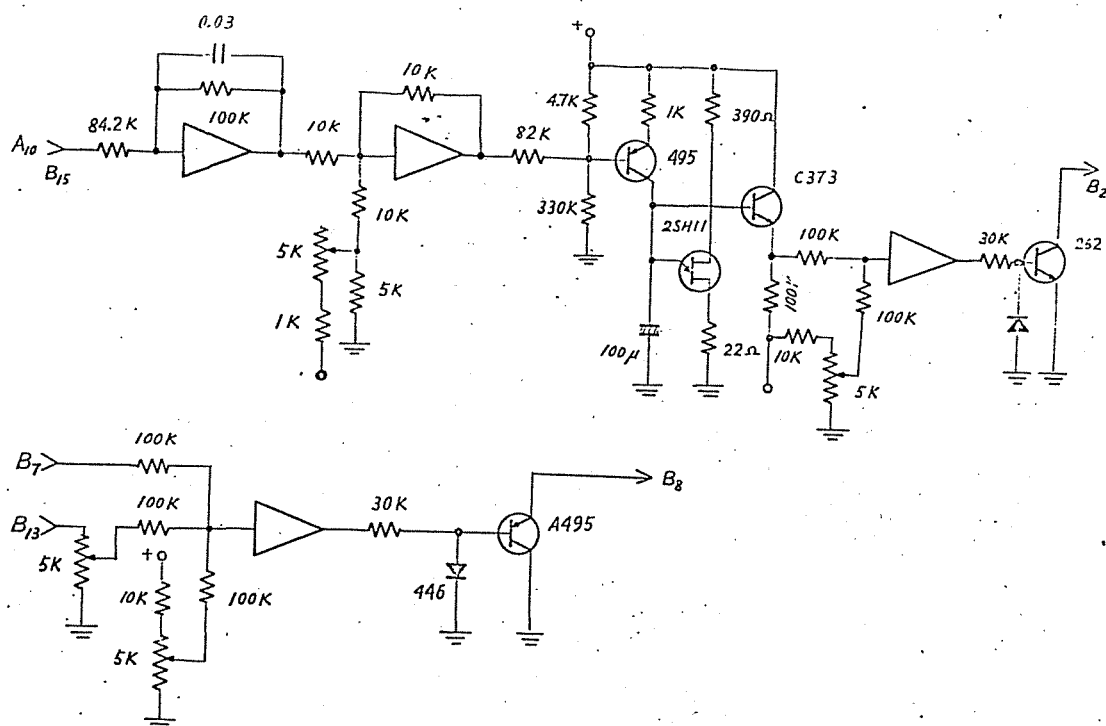


図 4.9 π -ボルト 制御回路

第5章 呼吸制御装置—生体系の換気動態の解析

5・A 緒言

試作した最適呼吸制御装置は、生体の代謝や心拍出量の変化にかかわらず常に動脈血炭酸ガス分圧を一定値に保つべきであるが、ほたして生体の状態変化に対してどのように応答して動脈血炭酸ガス分圧を一定に保つか、また呼吸制御回路の変更が結果にどのような影響を与えるかを検討するために、呼吸制御装置—生体系を模擬し、解析した。

5・B 呼吸制御装置—生体系の定式化

生体の炭酸ガス運搬モデル(図5・1)を次のような仮定を置いて求めた。①生体は1つの肺、1つの組織、および肺と組織を結ぶ循環系より成る。②血液の循環時間の遅れはない。③呼吸は周期的でなく肺へは一方の気管よりガスが流入し、他方より連続的に流出する。④動脈血炭酸ガス分圧と肺胞気炭酸ガス分圧は完全に平衡する。⑤血液の炭酸ガス解離曲線は直線とし、動脈血、静脈血とも等しい。⑥吸入気の炭酸ガス濃度は0%とする。

肺におけるガス交換を考えると

$$\begin{aligned} \dot{Q}_c (C_{vCO_2} - C_{aCO_2}) - \dot{V}_A \cdot \frac{P_{aCO_2}}{P_B - 47} \\ = \frac{d}{dt} \left(V_r \cdot \frac{P_{aCO_2}}{P_B - 47} \right) \quad (5 \cdot 1) \end{aligned}$$

となる。ここで $\dot{Q}_c$ は心拍出量、 C_{vCO_2} は静脈血炭酸ガス濃度、 C_{aCO_2} は動脈血炭酸ガス濃度、 V_r はガス交換に有効な肺胞容量を表わす。

同様に組織におけるガス交換を考えると

$$\dot{Q}_c (C_{aCO_2} - C_{vCO_2}) + \dot{V}_{CO_2} = \frac{d}{dt} (V_T \cdot C_{vCO_2}) \quad (5 \cdot 2)$$

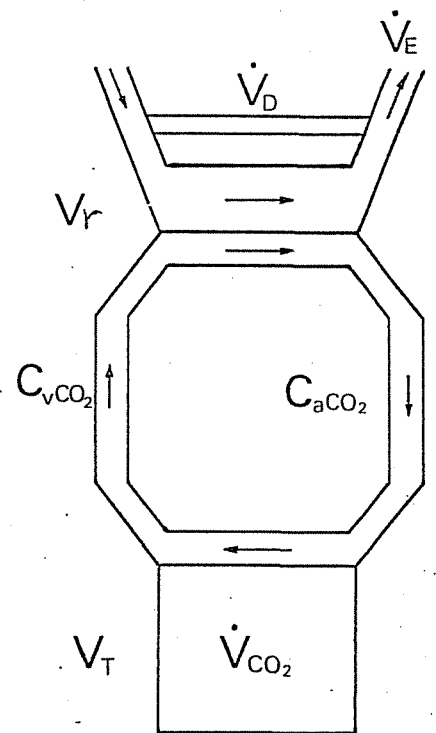


図5・1 炭酸ガス運搬モデル

となる。ここで $\dot{V}_{CO_2}$ は組織における分時炭酸ガス産生量、 V_T は組織の容積を平均する。

仮定⑤より血液の炭酸ガス解離曲線と

$$C_{CO_2} = \alpha \cdot P_{CO_2} + B \quad (5.3)$$

とする。ここで $\alpha \cdot B$ は定数とする。

(5.3)式と(5.1)、(5.2)式へ代入して濃度を分圧に書き直すと

$$\frac{d}{dt} P_{ACO_2} = \left\{ \frac{\alpha \cdot \dot{Q}_C \cdot (P_B - 47)}{V_r} + \frac{\dot{V}_A}{V_r} \right\} \cdot P_{ACO_2} + \frac{\alpha \cdot \dot{Q}_C \cdot (P_B - 47)}{V_r} \cdot P_{BO_2} \quad (5.4)$$

$$\frac{d}{dt} P_{rCO_2} = -\frac{\dot{Q}_C}{V_T} \cdot P_{rCO_2} + \frac{\dot{Q}_C}{V_T} \cdot P_{ACO_2} + \frac{\dot{V}_{CO_2}}{V_T \cdot \beta} \quad (5.5)$$

となる。

呼吸の平均炭酸ガス濃度換出部、呼吸制御装置を図5.2に示す。炭酸ガス濃度換出部において、①肺よりホリエチレン袋までは一定容積の蛇管で接続され、 λ の間ではガスの混合は起らない。
②ホリエチレン袋内では、ガスは瞬間的に完全に混合し均一の炭酸ガス濃度となる。
③ホリエチレン袋では、入った量だけのガスが排出され、ホリエチレン袋の容積は常に一定である。と仮定する。
時間 $t = t_0$ における蛇管内のガスを単位時間内に呼出されたガス量の和とし、
 λ の各々の単位時間に呼出されたガス量を $U(1), U(2), \dots, U(NHK)$ 、および λ の炭酸ガス濃度を $V(1), V(2), \dots, V(NHK)$ とする(図5.3)。またホリエチレン袋内の炭酸ガス濃度を F_E とする。時間 $t = t_0 + H$ におけるホリエチレン袋内の炭酸ガス濃度 F_E は図5.4に示すフローチャートで

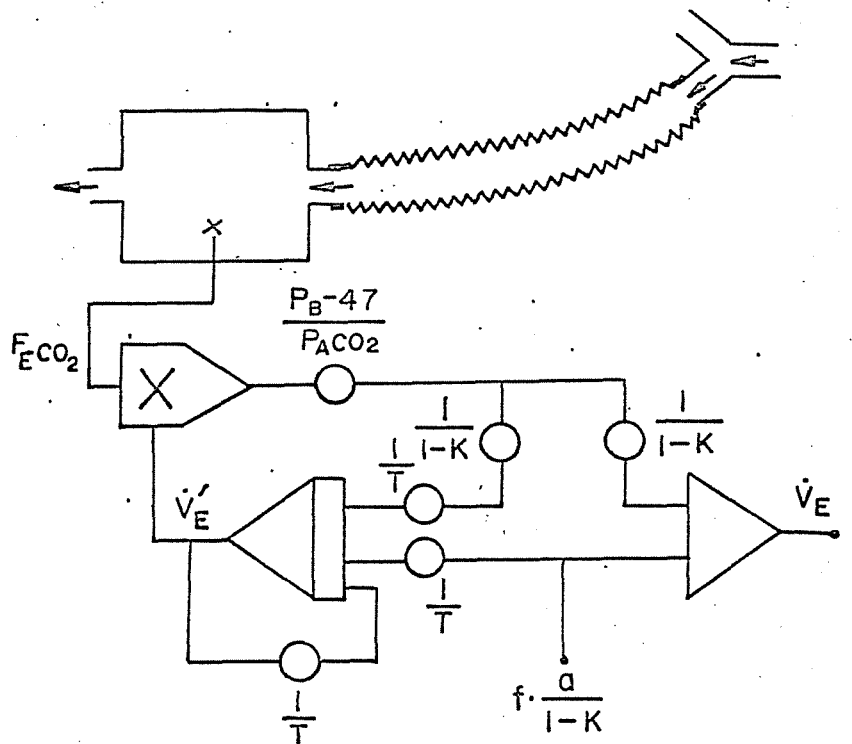


図5.2 呼吸炭酸ガス濃度換出部および換気量制御部

求める。ここで蛇管の容積
をA、ポリエチレン袋の容積
をBとする。

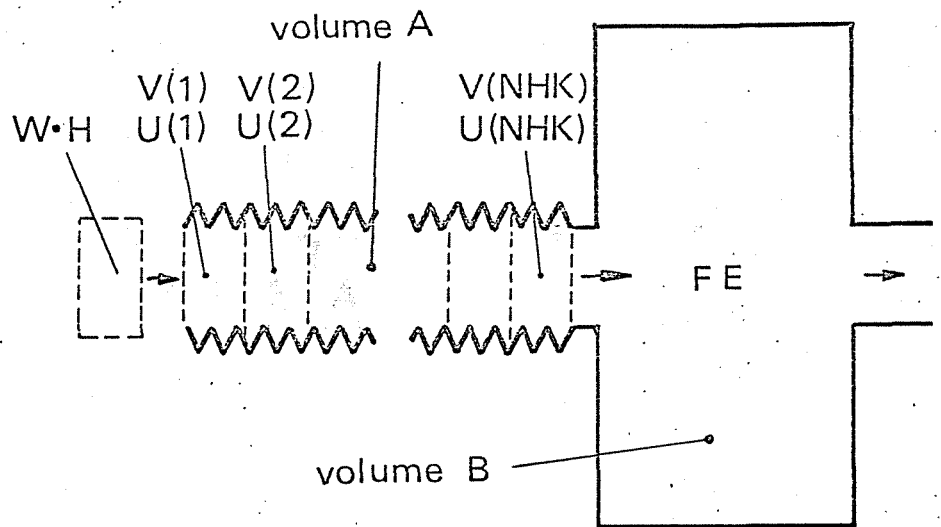


図5.3 呼吸炭酸ガス濃度換出部

また呼吸制御装置は、

$$\dot{V}_E = \frac{1}{1-K} \cdot \dot{V}_A + \frac{a}{1-K} \cdot f \quad (5.6)$$

$$\frac{d}{dt} \dot{V}_E' = \frac{1}{T} \cdot \dot{V}_E' + \frac{1}{T} \cdot \dot{V}_E \quad (5.7)$$

$$\dot{V}_A = \bar{F}_{E\text{CO}_2} \times \dot{V}_{E\text{CO}_2}' \times \frac{P_B - 47}{P_a\text{CO}_2} \quad (5.8)$$

と表わされる。

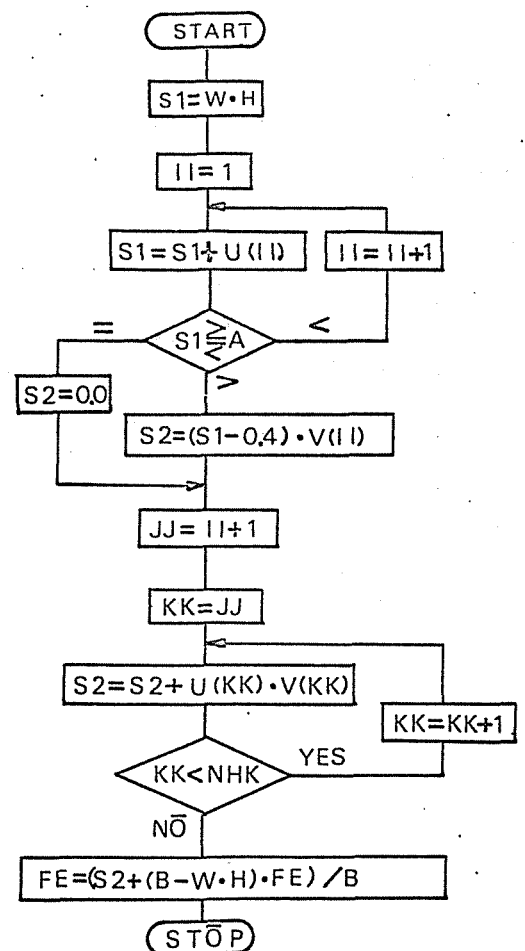
また口元における真の分時炭酸ガス排出量 ($\dot{V}_{\text{CO}_2, \text{true}}$) は、

$$\dot{V}_{\text{CO}_2, \text{true}} = \dot{V}_A \times \frac{P_a\text{CO}_2}{P_B - 47} \quad (5.9)$$

で求められるが呼吸装置では

$$\dot{V}_{\text{CO}_2, \text{rel.}} = FE \times \dot{V}_E' \quad (5.10)$$

と評価している。



5.2 計算結果

図5.4 呼吸炭酸ガス濃度を求めるフローチャート

(5.1)式から(5.8)式および図5.4のフローチャート

をデジタル計算機 (FACOM 270-20) を用いて数値計算した。連立微分方程式の解法はLunge-Kutta-Gillの方法を用いた。対象として成人を考え、各定数を次のような値に

とった。

$$\dot{Q}_c = 6 (\ell/\min), V_T = 40 (\ell), \dot{V}_{CO_2} = 0.2 (\ell/\min), S = 0.00425 (1/\text{mmHg}), V_r = 3 (\ell),$$

$$f \times a / (1-K) = 2.0 (\ell/\min), K = 0.3, P_B = 760 (\text{mmHg})$$

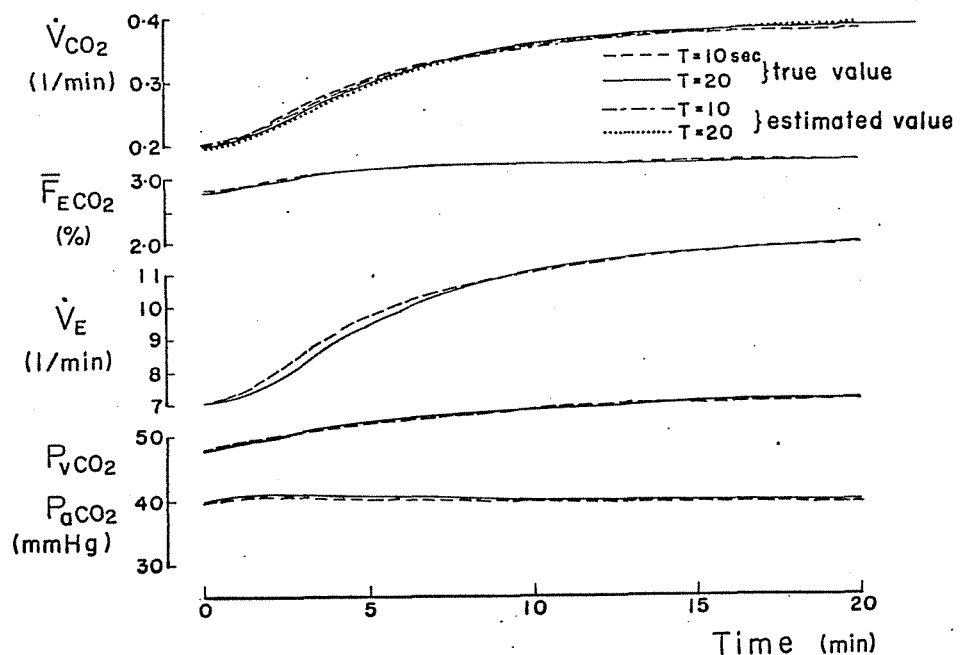
また呼吸制御装置の方は、

蛇管の内容積：0.4(ℓ)、ホリエタレンの内容積：1(ℓ)、1次遅れの時定数：10秒、20秒

とした。計算は生体が動脈血炭酸ガス分圧 40(mmHg)、静脈血炭酸ガス分圧 47.9(mmHg)、分時換気量：7.49(ℓ/min)、心拍出量：6(ℓ/min)、分時炭酸ガス排出量：0.2(ℓ/min)の平衡状態から、①炭酸ガス排出量が0.4(ℓ/min)にあったとき、②炭酸ガス排出量が0.1(ℓ/min)にあったとき、③心拍出量が12(ℓ/min)にあったとき、④心拍出量が3(ℓ/min)にあったときについて行なった。結果をそれぞれ図5.5、図5.6、図5.7、図5.8に示す。

炭酸ガス排出量の変化

に対しては、動脈血炭酸ガス分圧は、ほとんど40 mmHgの値を保っている。1次遅れの時定数が10秒の方が分時換気量の増加が早く、動脈血炭酸ガス分圧も40 mmHgからの変化が若干小さくなっている。約20分後には新しい平衡点に達している(図5.5、図5.6)。心拍出量が



増加したときは、ただち 図5.5 炭酸ガス排出量が増加したときの呼吸制御装置-生体系の応答
に動脈血炭酸ガス分圧は

上昇し、以後、分時換気量の増加とともに減少して40 mmHgになっている(図5.7)。心拍出量が減少したときは、逆に動脈血炭酸ガス分圧はただちに減少し、以後換気量の減少とともに増加し40 mmHgを若干越した状態から再び減少して40 mmHgになっている(図5.8)。これらの場合も $T=10$ 秒の方が若干速く平衡点に達している。

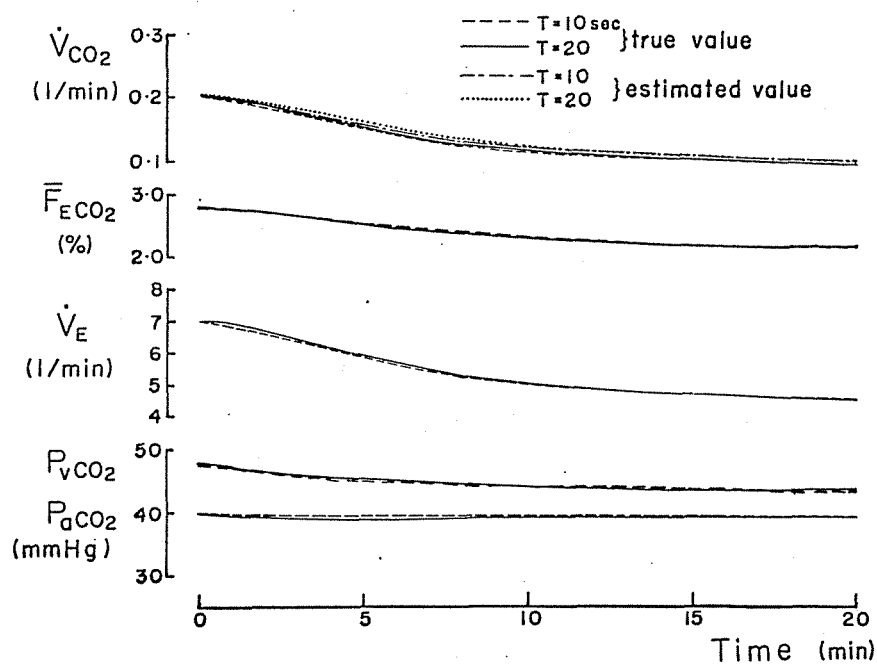


図5.6 炭酸ガス排出量が減少したときの呼吸制御装置-生体系の応答

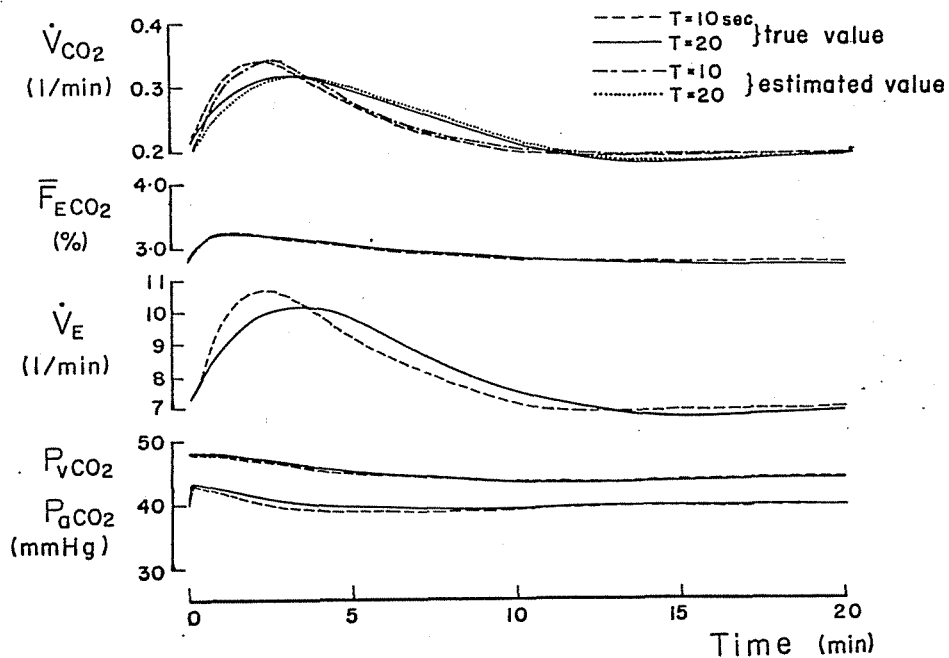


図5.7 心拍出量が増加したときの呼吸制御装置-生体系の応答

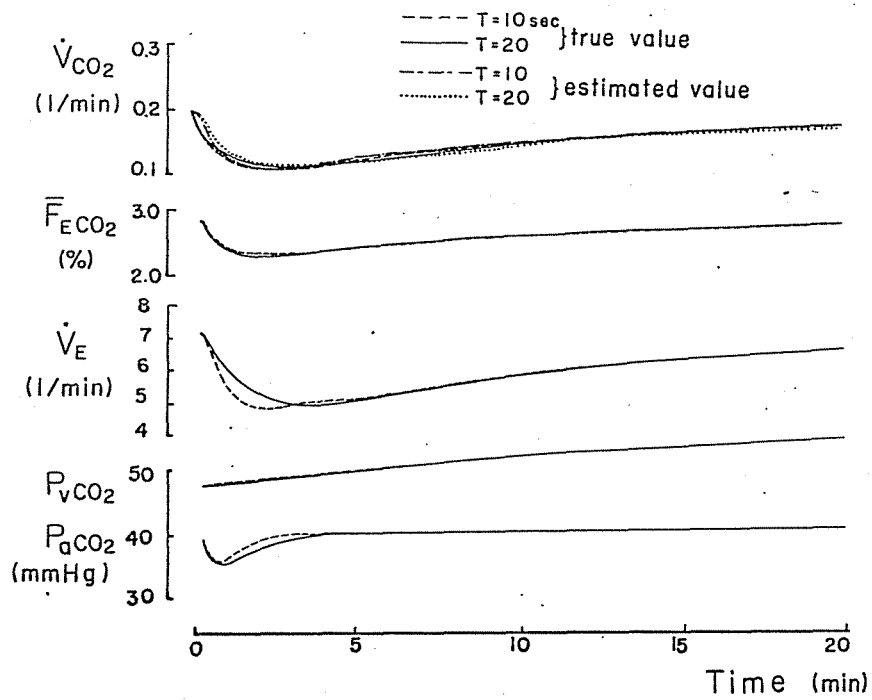


図5.8 心拍出量が減少したときの呼吸制御装置—生体系の応答

6章 補助呼吸装置への応用

6.A 緒言

第4章の最適呼吸制御装置は、麻酔、筋弛緩剤、疾患等で自発呼吸の消失した患者を対象とした装置であった。ところで麻酔は導入、維持、覚醒と一連の経過をたどり、覚醒時は徐々に自発呼吸が現われてくる。この時、呼吸装置の呼吸数と自発呼吸の呼吸数が異なると、呼吸装置と患者とは互いに干渉し合うことになり、最適呼吸装置は使用不可能となる。こうした時、呼吸数を自発呼吸に同期させ、しかも換気量を適正に制御する補助呼吸装置があれば、麻酔覚醒時にも使用可能となる。また、 CO_2 ナルコース等呼吸器疾患患者では、自発呼吸はあるが疾患のため換気減退となっており、補助呼吸が必要である。そこで自発呼吸はあるが、換気が不十分な患者の補助呼吸を目的として、最適呼吸制御装置を一部変更し、補助呼吸装置として使用できるよう考案した。

本装置は、①患者の分時炭酸ガスに関する情報を取り、それより求める適正換気量と患者の実際の換気量と比較し、換気不足を補う。②呼吸数は自発呼吸に同期させる。③死腔量として生理学的死腔量を使用し、それは1回換気量の関数とする。④自発呼吸が失われたときには、自動的に呼吸数は一定で適正換気量の呼吸を行なわせる呼吸装置とする。の特徴をもっている。

6.B 全体の構成

装置の構成を図6-1に示す。ベローズと患者とを結ぶ呼吸回路の途中に、気速計(日本光電)を挿入して、気速を測定し、それを呼吸時間にわたって積分し、1回換気量を求めた。1回換気量と現在の患者の呼吸数を乗じて、分時換気量を求め1次おくれ系にておくらせ、呼吸炭酸ガス濃度信号と乗じて、分時炭酸ガス排出量を求めた。(1次おくれ系を通したのは第4章最適呼吸制御装置と同じ理由) ついでこの値に基づいて適正肺胞換気量を求め、この値を現在の呼吸数で割り、適正1回肺胞換気量を求めた。この値を次の呼吸1回肺胞換気量(1回換気量-死腔量)と比較し、次の呼吸が不足しているならば、不足分を補うようにした。もし患者の自発呼吸が設定時間(6~15秒)を、

すぎても現れないときには、時間リミットが働き、自動的に適正換気量の人工呼吸が始まるようにした。

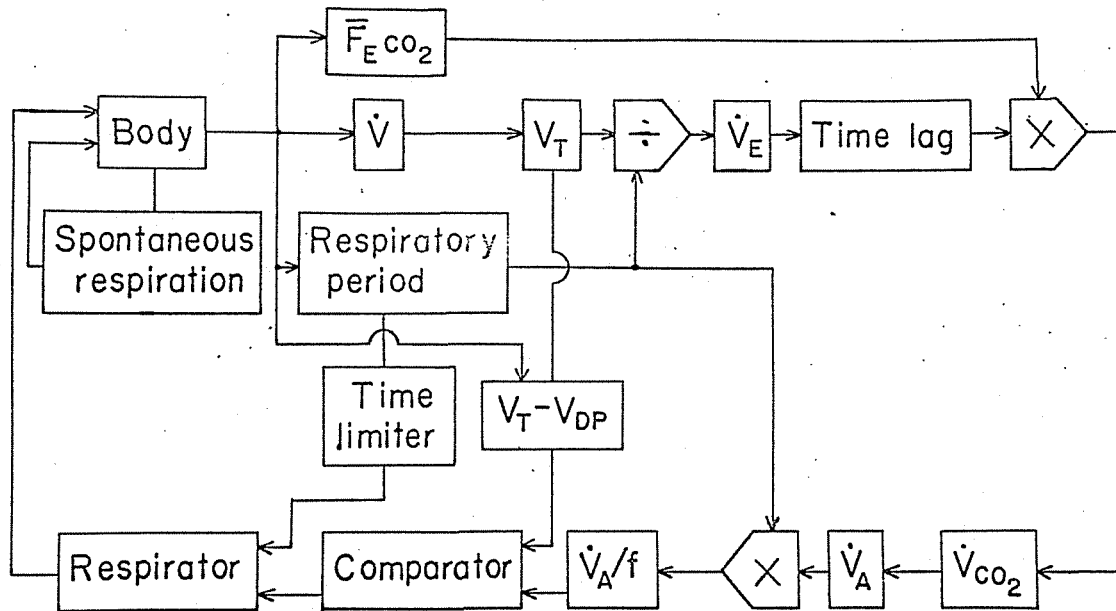


図6.1 補助呼吸装置の構成

6.C 換気量制御部

換気量制御部回路の構成を図6.2に、各部分の信号の時間関係を、図6.3に示す。また回路図を図6.4から図6.8に示す。図6.4において気速計からの信号は比較回路に入り、吸気、呼気の別に従い、パルス列に変換される。すなわち患者の微弱な自発呼吸の微候を気速を測定して検出している。吸気あるいは呼気開始時において気速が零レベル付近をふらつくことによる誤動作をなくするため、吸気時には、最初の吸気信号で単安定マルチバイブレータ MM(1)を働かせその信号により呼気信号を、また呼気時には最初の呼気信号で、単安定マルチバイブレータ MM(2)を働かせその信号で吸気信号を抑制し、誤動作を防止した。比較器、単安定マルチバイブレータ MM(1)、MM(2)の出力は、比較器に入り、吸気と呼気により、その極性を反転する正確な信号が得られる(信号 α と β)。図6.5において、信号 β により単安定マルチバイブレータ MM(3)が動作し、その信号 α のパルプ幅と信号 β のパルプ幅との和の時間だけ気速信号を積分し

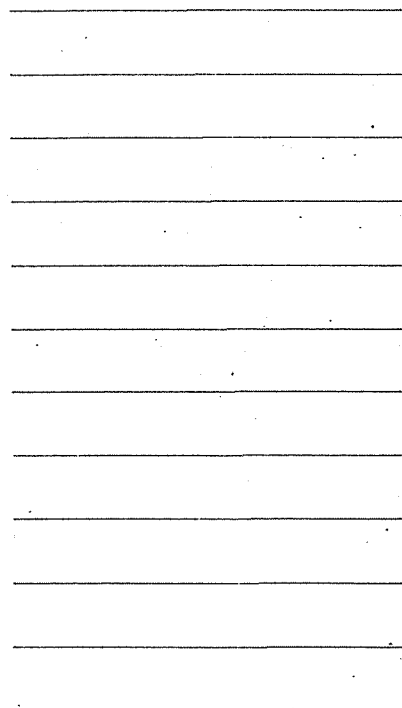


図6・2 換気量制御部の回路構成

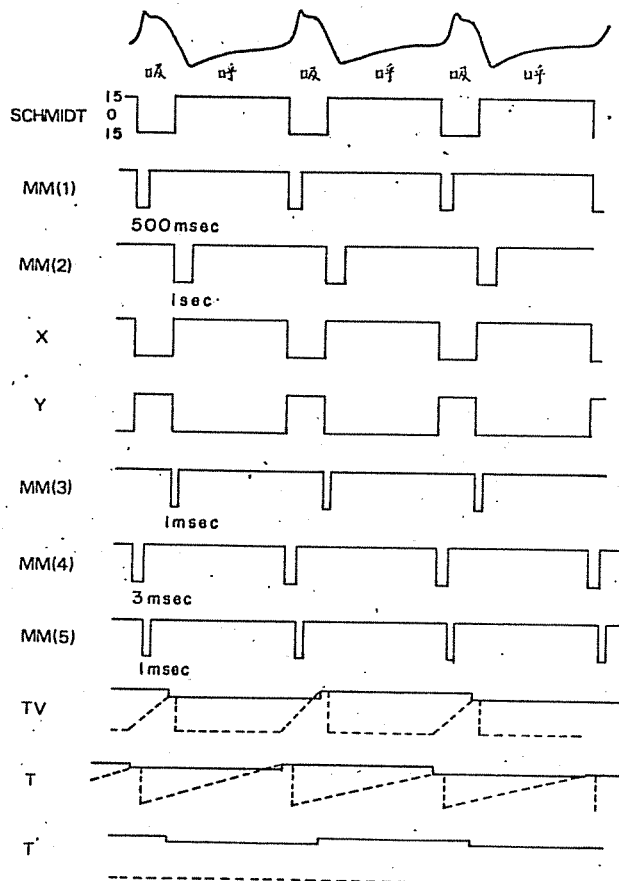


図 6.3 換気量制御部の回路信号の時間関係

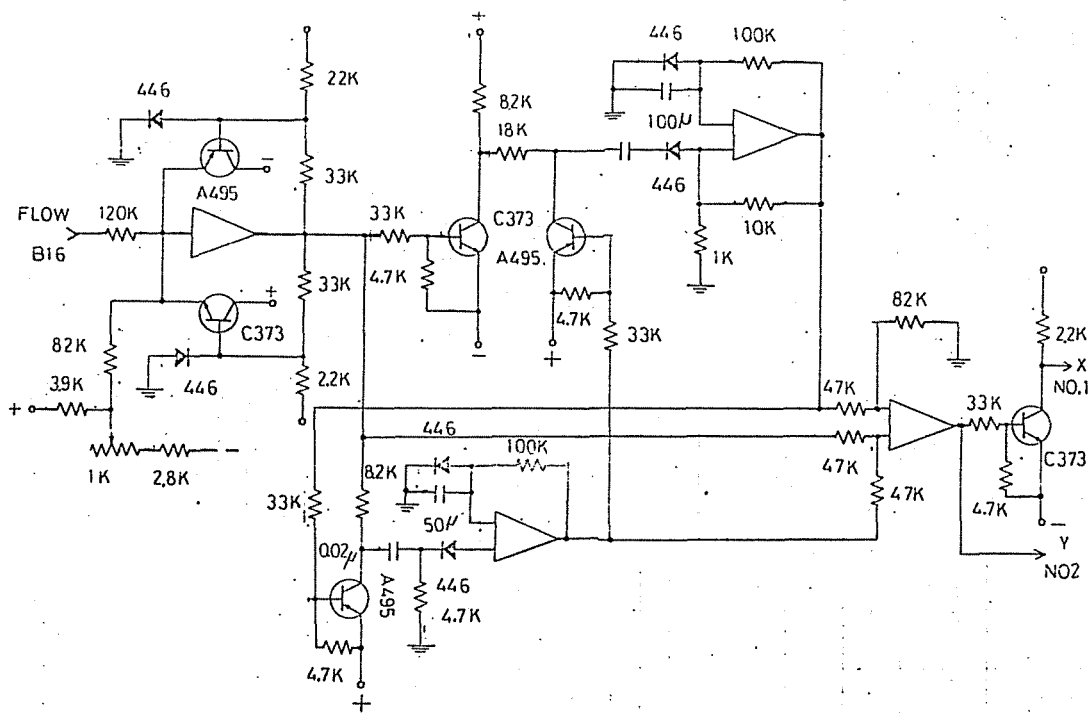


図 6.4 換気量制御部回路

— 比較器・単安定マルチバイブル MM(1), MM(2)

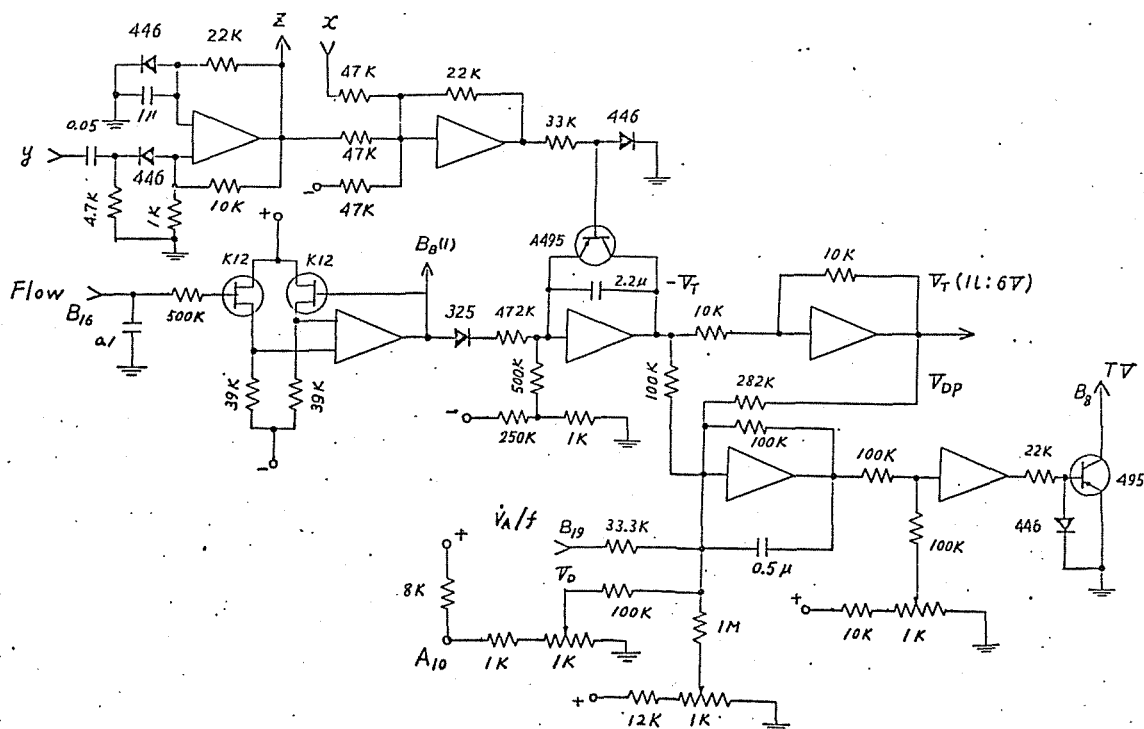


図 6.5 換気量制御部回路

— 単安定マルチバイブル MM(3), 1回換気量算出部

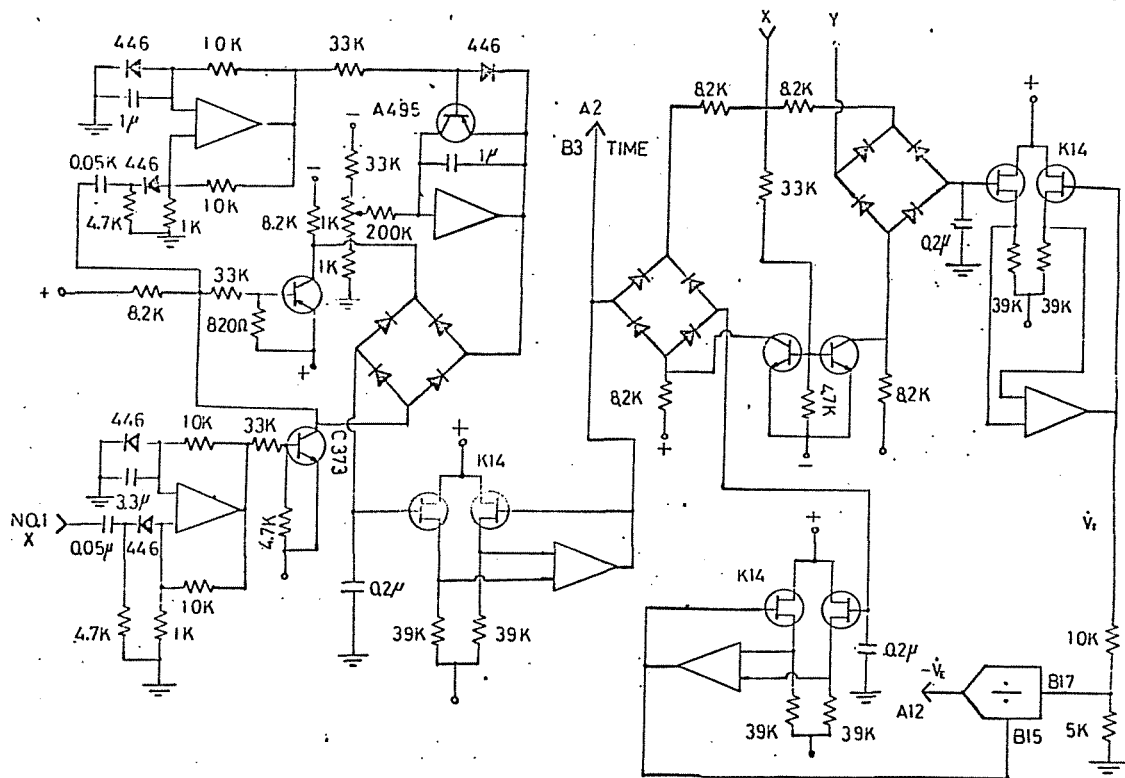


図6.6 換気量制御部回路

一単安定マルチバイブレータ MM(4), MM(5), 呼吸周期, 分時換気量算出部,

(積分器, I1), 1回換気量を求めた。図6.6において, 信号Xにより, 単安定マルチバイブレータ MM(5)を動作させる。積分器(I2)では一定電圧を積分し, MM(5)の出力パルスによってその電圧をコンデンサを放電して, のこぎり波を発生させた。MM(5)のパルス周期は, 呼吸周期に比例するから, のこぎり波のピーク電圧は呼吸周期に比例したものになる。そこで積分器(I2)の出力をMM(4)のパルスに同期してサンプルホールドし, 呼吸周期に比例した電圧を得た(T)。また呼吸周期(T)の信号をMM(3)の出力でサンプルホールドして1回換気量信号を得た。この1回換気量を呼吸周期(T)で割り, 患者の分時換気量を求めた。呼吸周期としてT'の信号を用いたのは, 1回換気量とサンプルホールドの同期が一致しているためである。ここに求めた分時換気量は図6.7で時定数10秒の1次おくれ要素に入り, 呼吸炭酸ガス濃度と乗じて(EM1)分時炭酸ガス排出量を求める。この分時炭酸ガス排出量の値に基づき, 可変抵抗Rに設定する肺胞気炭酸ガス分圧を得るのに必要な肺胞換気量が求まる。この肺胞換気量と呼吸周期を乗じ(EM2), 一回適正肺胞換気量を求める。SW1は呼吸炭酸ガス濃度による換気量の自動制御と一定換気量による,

呼吸の切り換えのためのものである。またSW2は第4章のものと同じである。呼吸周期電圧が一定電圧をこすと、比較器が働きモニターランプを点灯させ、自発呼吸が一定時間なかったことを示す。求めた1回適正肺胞換気量は図6.5にもとより、そこで自発呼吸による1回肺胞換気量と比較し、両者が一致すると比較器が働き、駆動回路(図6.8)のリレー③、④をONにする。図6.8のOR回路は、信号4により吸気が終わったことを示すパルスが、あるいは呼吸周期が一定時間をこしたことを示す信号のいずれかが入ると、リレー①、②をOFFとするためのものである。駆動回路の動作原理は第4章と同じである。

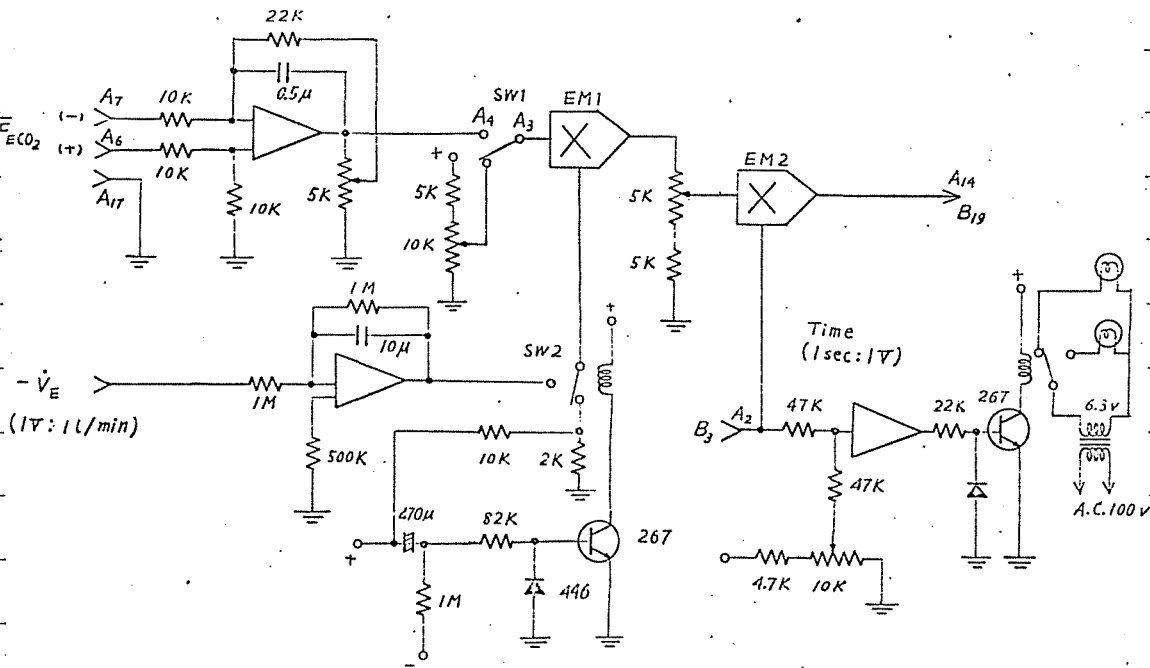


圖 6.7 換氣量制御部回路
一 肺胞換氣量算出部

図6・4から図6・7までの回路はプリント基板3枚にまとめられ、最適呼吸装置用のものとコネクターに入れ替え、気速計をえう入するだけで、容易に補助呼吸装置にかわるようにした。

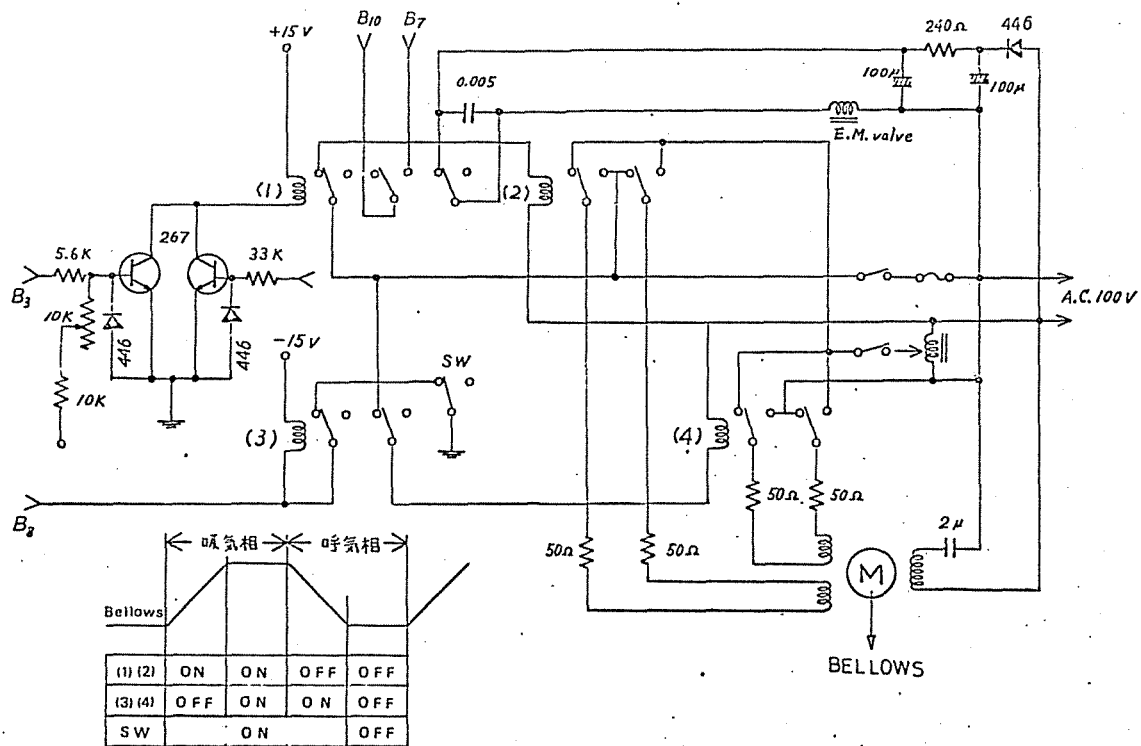


図6.8 換気量制御部回路

一サーボモータ 制御部

7章 動物実験及び臨床応用

7.A 長期人工呼吸実験

7.A.1 実験方法

体重10-15 kgの雑種成犬6頭を使用した。人工呼吸は最低24時間行われた。実験は①最適呼吸制御装置による調節呼吸グループと②一定換気グループとの二つに分けて行われた。麻酔、血圧測定、動脈血分析はC-2-aの方法と同じである。動脈血酸素分圧は、Severinghaus 酸素電極 (Radiometer, Copenhagen) を用いて38°Cで測定し、体温で補正した。

7.A.2 実験結果

24時間にわたる人工呼吸時の動脈血酸素分圧、動脈血炭酸ガス分圧、分時炭酸ガス排出量の時間経過を図7.1に示す。最適呼吸制御装置による調節呼吸グループでは、動脈血炭酸ガス分圧、酸素分圧とも許容範囲にあった。一定換気グループでは、動脈血酸素分圧は許容範囲内にあったが、炭酸ガス分圧は、時々許容範囲を下まわった。

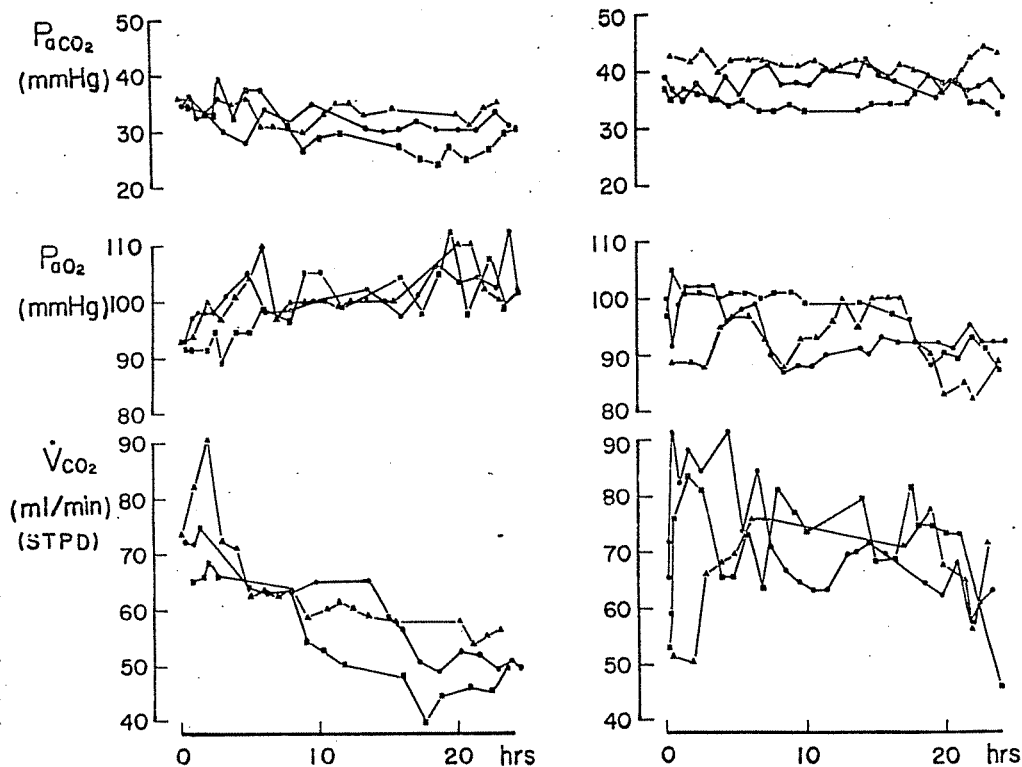


図7.1 長期人工呼吸時の動脈血炭酸ガス分圧、酸素分圧
分時炭酸ガス排出量の時間的経過

各々の犬の24時間にわたる動脈血炭酸ガス分圧, 酸素分圧, 分時炭酸ガス排出量の平均値及び標準偏差を表7.1に示す。

表7.1 長期人工呼吸時の動脈血炭酸ガス分圧, 酸素分圧, 分時炭酸ガス排出

Group 1 (Controlled ventilation)

weight (kg)	15	10	12
sex	F.	F.	M.
P_{O_2} (mmHg)	90.3 ± 7.21	96.8 ± 5.07	93.9 ± 4.62
P_{CO_2} (mmHg)	41.0 ± 2.04	34.9 ± 1.86	37.8 ± 1.89
$\dot{V}_{CO_2}$ (ml/min)	66.8 ± 8.75	71.0 ± 9.79	71.5 ± 9.66

量の平均値, 及び
標準偏差。

数値は平均値

±標準偏差を表す。

Group 2 (Constant ventilation)

weight (kg)	11	10	13
sex	M.	F.	M.
P_{O_2} (mmHg)	101 ± 4.55	98.7 ± 5.83	101 ± 3.96
P_{CO_2} (mmHg)	33.7 ± 1.89	30.5 ± 4.35	31.7 ± 2.11
$\dot{V}_{CO_2}$ (ml/min)	63.7 ± 9.43	53.2 ± 9.10	59.1 ± 8.63

分時炭酸ガス排出量の変動に対する動脈血炭酸ガス分圧の変動は, 調節呼吸グループの方が一定換気グループより小さくなっている。

7.B 静脈内炭酸ガス負荷実験

7.B.1 実験方法

体重 8-22 kg の雑種成犬 12 頭を使用した。装置を図 7.2 に示す。大腿静脈より下行大静脈にシリコン製ゴム管を挿入し, 真空により静脈血(血流量は心拍出量の約 1/3)を円板型人工肺に導いた。人工肺中では, 静脈血は窒素と炭酸ガスの混合ガスと接触することにより, その静脈血炭酸ガス分圧, 酸素ガス分圧が変えられついで回転ポンプにより 38°C の恒温槽を通り, 頸静脈にもどる。最初ドナー犬からの血液で人工心臓, シリコン製ゴム管を満たしておく。体外循環時には, 人工肺中の血液量, 動脈圧を監視し, 人工肺へ血液を導く

ゴム管の途中で、その抵抗を調節することにより、実験を通して一定の体外循環血流が保たれるようにした。最初、人工肺中血液は空気と接触させ、次の分時炭酸ガス排出量が一定になった後、人工肺中血液を窒素・炭酸ガス混合ガスと接触させその後再び空気と接触させた。

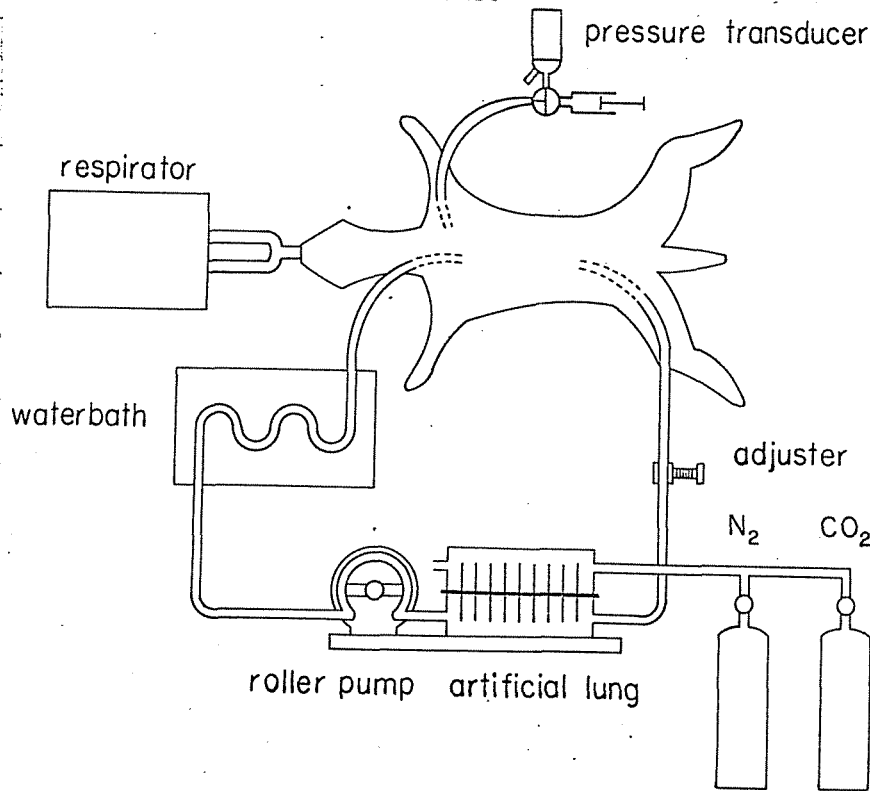


図 7.2 静脈内炭酸ガス負荷実験法

実験は次の 3 つのグループに分けて行なった。①一定換気②最適呼吸制御装置による調節呼吸。ただし死腔量は一定。③最適呼吸制御装置による調節呼吸。ただし死腔量は 1 回換気量の関数。

7.B.2 実験結果

静脈内炭酸ガス負荷前、後の動脈血炭酸ガス分圧、酸素分圧、分時炭酸ガス排出量が表 7.2 に示してある。各グループ毎に動脈血炭酸ガス分圧、分時炭酸ガス排出量を平均し、その関係を図 7.3 に示す。一定換気で換気された犬の動脈血炭酸

ガス分圧は、わすかの代謝の増加に対して異常に高い値を示した。

表7.2 静脈内炭酸ガス負荷時の動脈血炭酸ガス分圧、酸素分圧

分時炭酸ガス排出量 before: 負荷前の値, after: 負荷後

1. Constant ventilation

weight(kg)	14		10	
sex	H.		H.	
time	before control	after 20'	before	after
P_{CO_2} (mmHg)	36.0	58.0	36.0	72.0
P_{O_2} (mmHg)	95.0	94.0	98.0	70.0
$\dot{V}_{CO_2}$ (ml/min)	36.2	64.1	40.3	52.9

20分の値

2. Controlled ventilation (constant dead space)

weight(kg)	18		22		16		22		14	
sex	H.		F.		F.		F.		H.	
time	before	after	before	after	before	after	before	after	before	after
P_{CO_2} (mmHg)	46.0	51.0	30.0	49.0	32.0	41.5	34.0	40.5	31.0	42.0
P_{O_2} (mmHg)	90.0	98.0	72.0	79.0	101	106	82.0	83.0	98.0	108
$\dot{V}_{CO_2}$ (ml/min)	47.3	106	25.9	158	24.7	61.2	79.5	134	31.5	68.3

3. Controlled ventilation (dead space is a function of tidal volume)

weight(kg)	14		14		11		20		8		11		11		20	
sex	H.		H.		H.		H.		F.		H.		H.		H.	
time	before	after	before	after	before	after	before	after	before	after	before	after	before	after	before	after
P_{CO_2} (mmHg)	37.0	38.0	34.0	37.0	32.0	38.0	39.0	38.0	30.0	34.5	29.0	33.0	29.5	38.0	32.0	33.5
P_{O_2} (mmHg)	84.0	110	102	118	81.0	93.0	80.0	92.0	109	114	78.0	92.0	112	126	96.0	95.0
$\dot{V}_{CO_2}$ (ml/min)	17.3	87.6	45.3	95.7	32.7	89.3	62.7	131	20.1	53.7	22.8	99.3	21.8	125	65.0	106

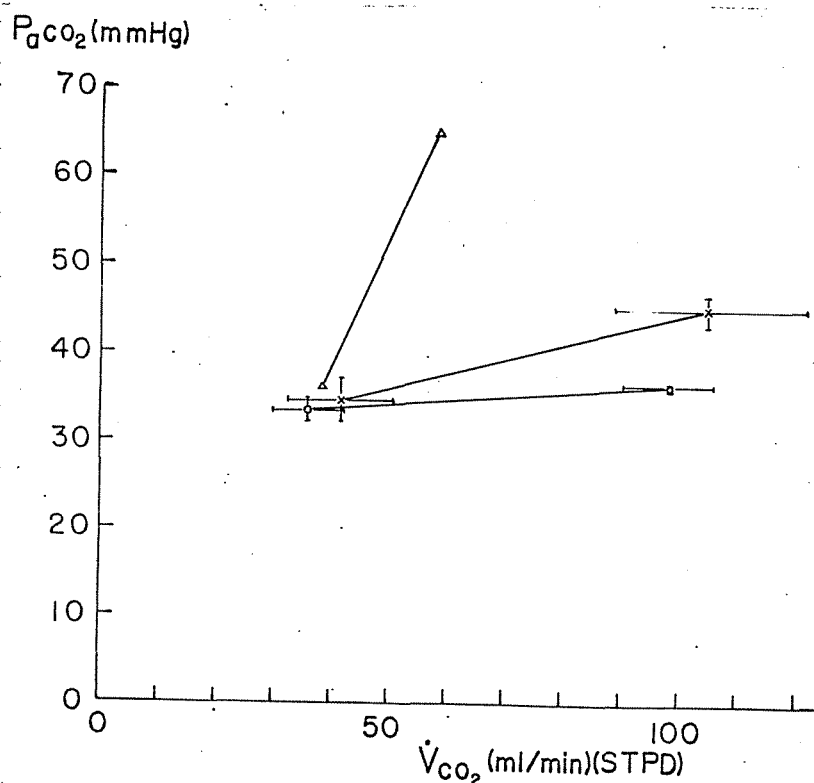


図7.3 静脈内炭酸ガス負荷時の動脈血炭酸ガス分圧と分時炭酸ガス排出量の関係

調節呼吸(ただし死腔量一定)では、代謝が増加したにもかかわらず、動脈血炭酸ガス分圧は、それ程上昇しなかった。調節呼吸(ただし死腔量を1回換気量の関数)では、動脈血炭酸ガス分圧は、代謝の増加にもかかわらず、ほぼ一定に保たれた。静脈内炭酸ガス負荷時の動脈血炭酸ガス分圧、分時換気量の過渡反応を図7-4に示す。

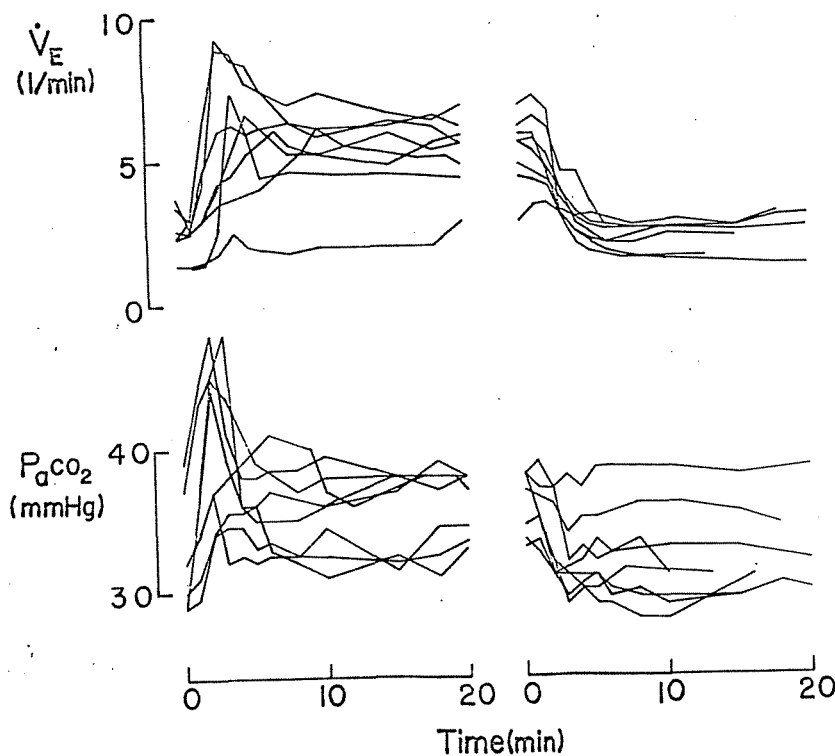


図7-4 静脈内炭酸ガス負荷時および負荷後の動脈血炭酸ガス分圧、分時換気量の過渡応答

動脈血炭酸ガス分圧は負荷後直ちに上昇して約2分後に頂点に達し、ついで下降している。分時換気量は負荷後数分してから上昇して、約5分後に頂点に達し、ついで減少している。炭酸ガス負荷終了後には動脈血炭酸ガス分圧はすぐに下降するが、分時換気量は約3分後より減少し始め、定常状態になっている。

7.C 補助呼吸装置による動物実験

7.C.1 実験方法

雑種成犬(4頭)をなんら前処理せずにペンタバルビタル(30mg/kg)で導入、挿管後、補助呼吸装置に接続した。呼吸は最初自発呼吸のある状態に保ち、それに同期して補助呼吸を行なわせた。ついでペンタバルビタルあるいはクロロローゼに任意に自発呼吸を消失させ、その自発呼吸消失および自発呼吸発現時の補助呼吸装置の応答をみ、又血液ガス分析も行なった。筋弛緩剤(S.C.C)を投与し、自発呼吸消失時の応答もみた。動脈血の採血法、及びそのガス分析法は7.A.1と同じである。

7.C.2 実験結果

図7.5にクロロローゼにより任意に自発呼吸を消失させたときの、血液ガスの時間経過を示す。酸素分圧、炭酸ガス分圧、PHとも、自発呼吸の有無にかかわらず、正常範囲に保たれている。

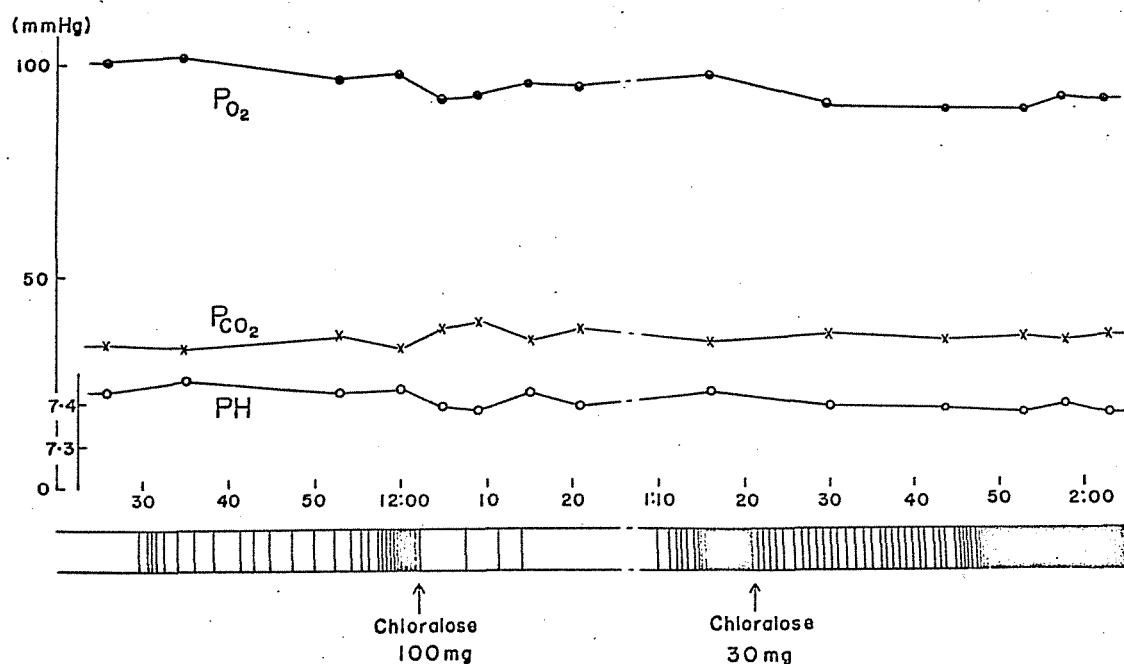


図7.5 補助呼吸装置による呼吸管理時の動脈血、酸素分圧、炭酸ガス分圧、PHの時間的経過

下段・黒の縦線は自発呼吸の発現を示す。

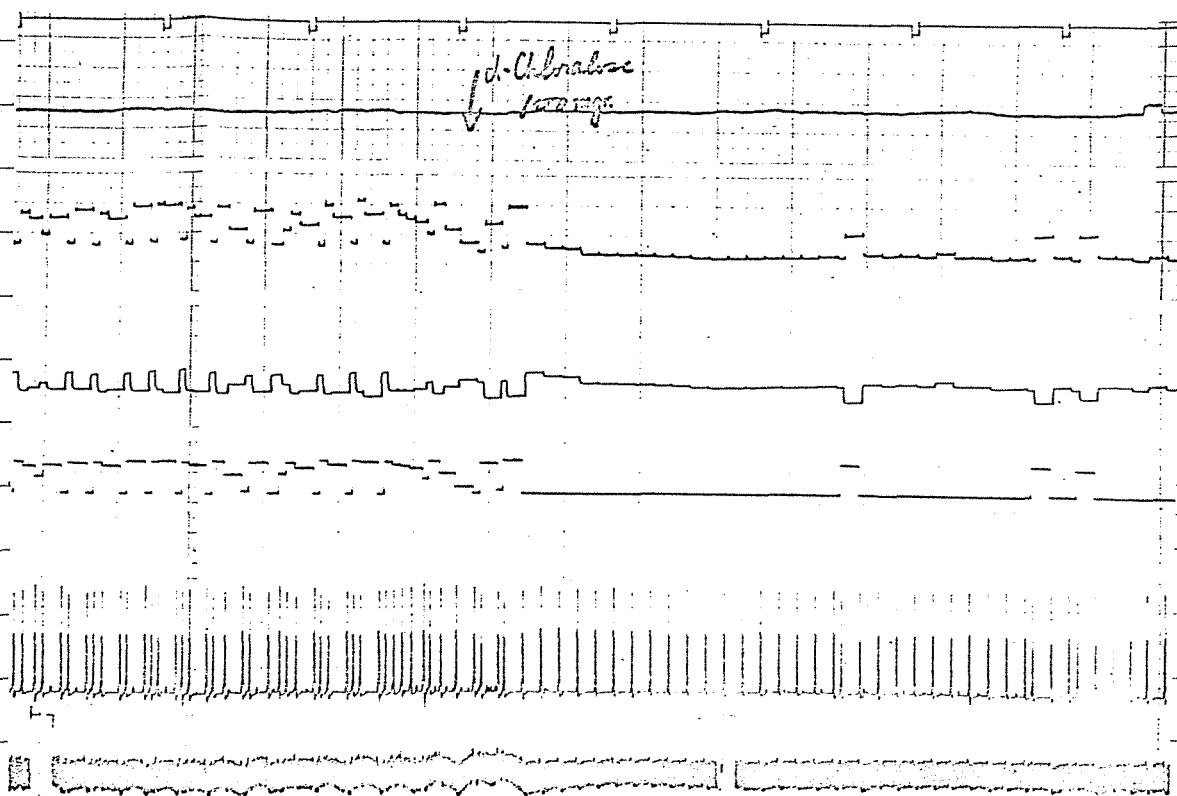


図 7.6 麻酔剤(クロラロセ)投与時の補助呼吸装置の応答

記録は上段より平均炭酸ガス濃度, 分時換気量, 1回換気量, 呼吸周期, 気流速, 血圧を示す。

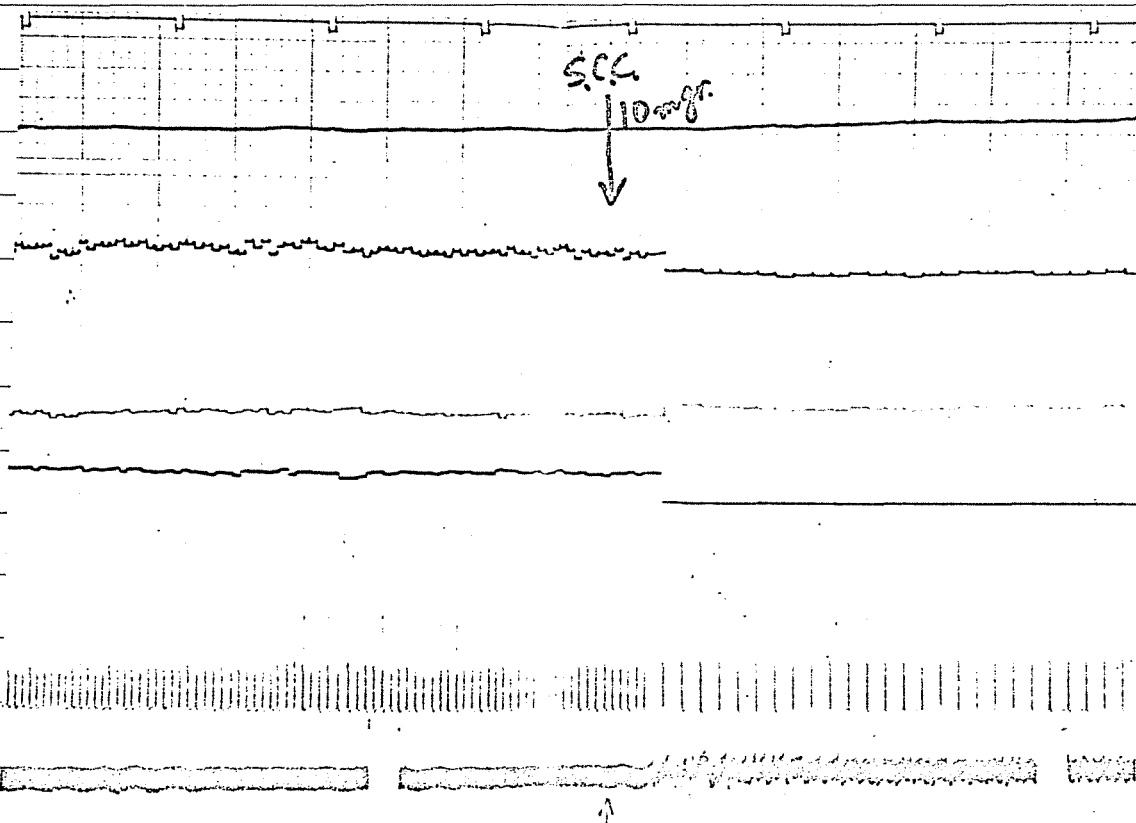


図 7.7 筋弛緩剤(S.C.C)投与時の補助呼吸装置の応答

図7.6に自発呼吸時にクロラローセを静注し、自発呼吸を抑制させたときの様子を示す。クロラローセ静注後自発呼吸があればそれに同期して補助呼吸を行なっていることがわかる。図7.7にS.C.C静注後の応答を示す。S.C.C静注後、自発呼吸は完全に消失するから呼吸数一定の呼吸に行なっていることがわかる。

7.D 臨床応用—手術時における使用例

7.D.1 方法

呼吸器、循環器系に疾患のない患者6名に対して、その手術中の呼吸管理を最適呼吸制御装置を使用して行なった。患者は幼児及び成人で手術も開腹術、開胸術を含んでいる。(表7.3)

呼吸制御装置は、麻酔の導入が完了してから、手術終了時まで使用し、覚醒時にははずした。死腔量、気道抵抗、コンプライアンスの値は、正常値とし、呼吸装置に設定した。

動脈血は上腕動脈あるいは大腿動脈より動脈穿刺により採血し、PH、炭酸ガス分圧、酸素分圧を血液ガス分析装置(Beckman, U.S.A)により測定した。なお採血は、手術開始後と手術終了前の2回行なった。

表7.3 手術時の呼吸管理に最適呼吸制御装置を適用したとき

患者名	年齢	性	体重	手術名	麻酔剤	血液ガス			経過時間	
						pH	P _a CO ₂	P _a O ₂	時間	分
1 (x) Y.M.	52	♀	53 (kg)	左大腿骨骨切り術	GOF	7.35	46.5	138		45
						7.40	42 (mmHg)	136 (mmHg)	1	35
2 (o) K.A.	69	♂	46	診断的開腹術 (転移性肝癌)	GOF	7.46	33	215		30
						7.37	36	207	1	25
3 (Δ) M.K.	30	♀	46	胃切除術	GOF	7.45	36	200		20
						7.47	29	220	2	45
4 (□) T.N.	52	♀	50	左乳癌根治術	GOF	7.48	33	190		40
						7.38	40	170	4	00
5 (Δ) K.K.	9	♂	30.5	縦隔腔瘍根治術	GOF	7.30	48	190	1	10
						7.28	44	126	2	05
6 T.S.	60	♀	40	右上葉離切術	GOF	7.34	53	97	7	00

の血液ガス
分析結果

7.0.2 結果

血液ガスの分析結果を表7.3及び図7.8に示す。pHは1例除き、全例が2日間正常範囲にあった。動脈血炭酸ガス分圧は、2例では手術初期に、1例では手術後期に正常範囲外にあったが、大部分の時間は正常範囲にあった。動脈血酸素分圧は2例で200mmHgを越すものがあった。

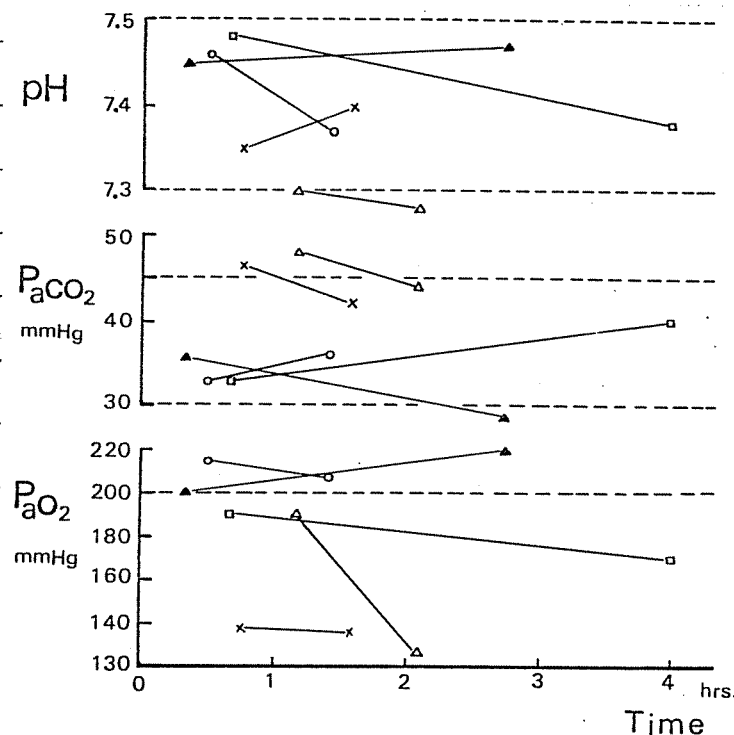


図7.8 手術時の呼吸管理に最適呼吸制御装置を使用したときの血液ガス組成の時間的経過

7.E 臨床応用—呼吸不全患者の治療

7.E.1 方法

血液ガス分析より呼吸不全と思われる患者表7.4に対する治療を目的として人工呼吸を行なった。換気は意識下でマウスピースを通して行なった。呼吸はベネット・レスピレーターを使用し、空気と100%酸素ガスの吸入の二通り行なった。また最適呼吸制御装置を使用し、空気および高濃度酸素ガスによる自動式人工呼吸を20～30分間行なった。前腕動脈に動脈穿刺を行ない、動脈血をサンプルして、血液ガス分析

装置 (ILX-7-1) にて分析した。

表 7.4 呼吸不全患者の一覧表

Subjects	P_{aO_2} (mmHg)	P_{aCO_2} (mmHg)	pH	$\dot{V}_A$ (l/min)	$\dot{V}_{CO_2}$ (l/min)	V_D/V_T	$D_L CO$ (ml/min/mmHg)	R (cmH ₂ O/l/sec)	C (l/cmH ₂ O)	V_D (l)
1. F.M.	65	48.7	7.51	3.85	0.126	0.648	9.6	1.50	0.134	0.198
2. N.A.	41.7	41.55	7.453	4.3	0.249	0.539	9.6	2.35	0.118	0.208
3. K.K.	73.2	34.5	7.412	5.27	0.253	0.481	8.5	1.9	0.160	0.220
4. O.K.	47	38.6	7.435	4.06	0.219	0.616	6.46	3.0	0.069	0.273
5. S.S.	66.8	39.7	—	4.33	0.241	0.596	5.1	4.6	0.265	0.317
6. T.N.	60.2	54.8	7.340	2.91	0.224	0.674	15.96	6.5	0.102	0.262
7. K.J.	78.3	39.8	7.408	2.72	0.152	0.445	7.0	4.08	0.392	0.109
8. S.S.	64.4	35.8	7.388	4.22	0.212	0.577	14.0	6.0	0.113	0.320
9. C.M.	62	35.2	7.394	2.78	0.136	0.387	18.1	5.6	0.088	0.212
10. Y.H.	68.4	38.3	7.398	3.76	0.202	0.448	13.1	3.4	0.229	0.203
11. S.S.	61.6	34.8	7.427	4.26	0.208	0.569	19.9	0.85	0.228	0.353
12. O.M.	59.2	34.6	7.422	4.08	0.198	0.367	21.0	4.5	0.205	0.132

7.E.2 結果

患者 F.M. は、拡散能の低下、および $\dot{V}_O/\dot{V}_T$ 比の上昇にみられるように、拡散障害、換気血流比異常のため、また患者 T.N. は、肺胞低換気、換気血流比異常により酸素分圧低下、炭酸ガス分圧上昇を示している。人工呼吸の効果を見ると (図 7.9, 図 7.10), 空気による自動式人工呼吸で炭酸ガス分圧は正常となるが、酸素分圧は改善されない。25% 酸素呼吸に対しては、酸素分圧も改善され (図 7.10), 血液ガス組成は正常となる。人工呼吸をやめると再び血液ガスは異常となっている。

その他の患者では、自発呼吸時に酸素分圧は低い、炭酸ガス分圧は、正常もしくはやや低い値となっている。患者 N.A. は拡散障害のため空気呼吸では酸素分圧は改善されなかった。(図 7.11) 患者 S.S., K.J. は 25% 酸素吸入により酸素分圧は改善され、血液ガス組成は正常となった。(図 7.12, 図 7.13) しかし、患者 S.S. では自発呼吸 (空気吸入) にもどると再び酸素分圧は低くなった。

また、患者 O.K. は 40% 酸素ガス吸入により、酸素分圧は改善された。

(図 7.14) 患者 Y.Y., O.M. には 100% 酸素ガスを吸入させたところ、酸素分圧は 500mmHg を越したが、高濃度酸素吸入により予想される高炭酸ガス血症は抑制された。

ベネットレスピレーターで空気吸入の場合、動脈血炭酸ガス分圧は、大部分の例で正常範囲にあったが、患者 F.M. では上昇して正常範囲を越した。

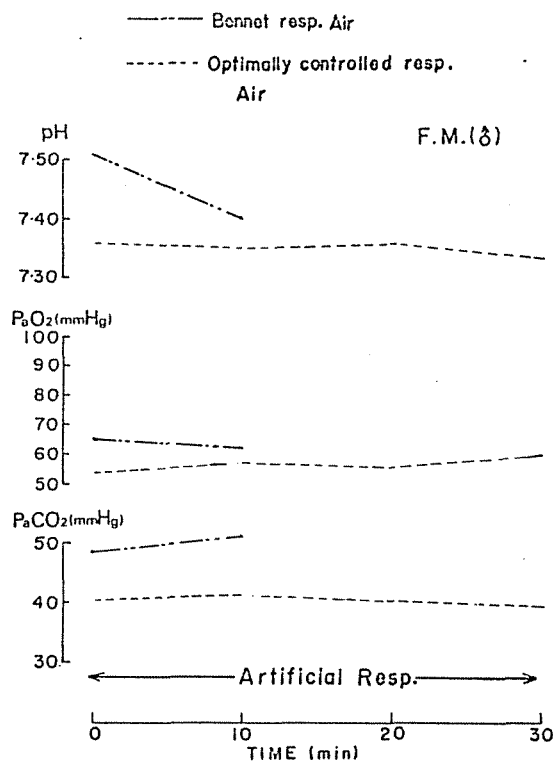


図 7.9 人工呼吸時の血液ガス組成 - F.M.(♂)

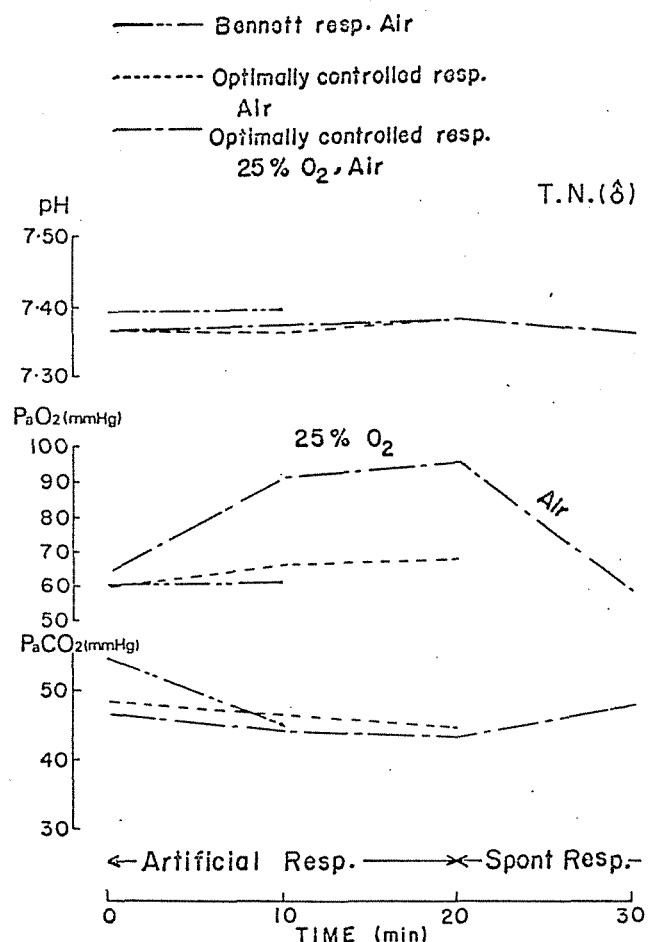


図 7.10 人工呼吸時の血液ガス組成 - T.N.(♂)

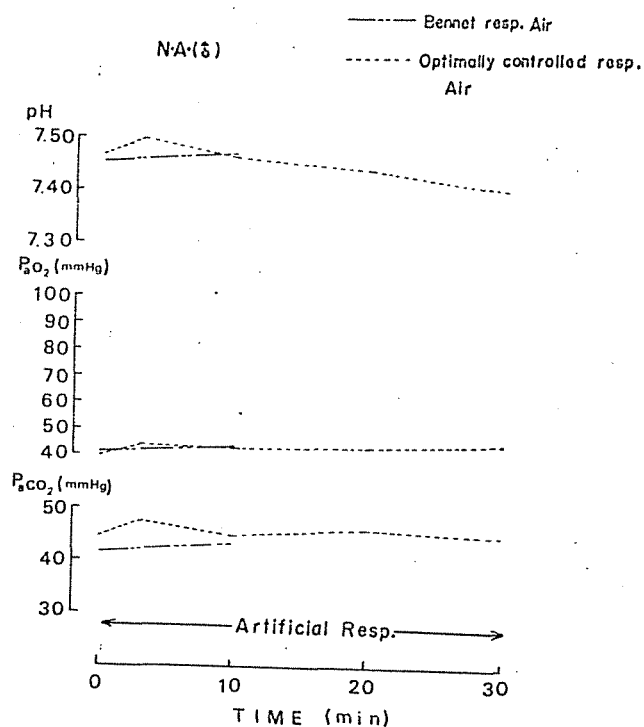


図7.11 人工呼吸時の血液ガス組成
 - N・A (♂)

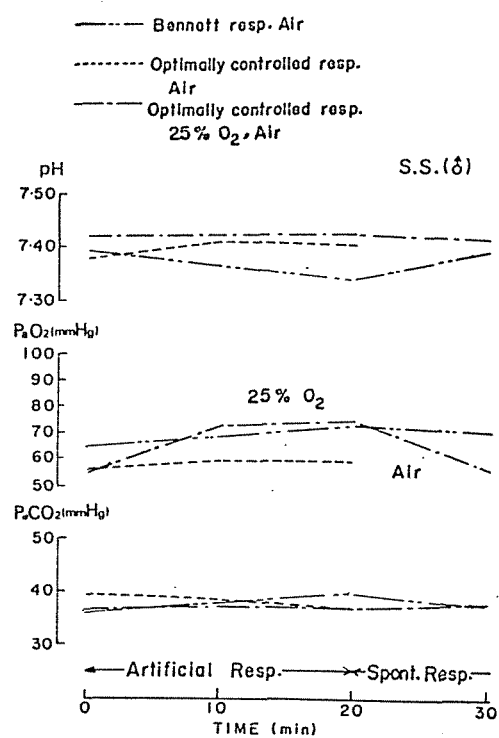


図7.12 人工呼吸時の血液ガス組成
 - S・S (♂)

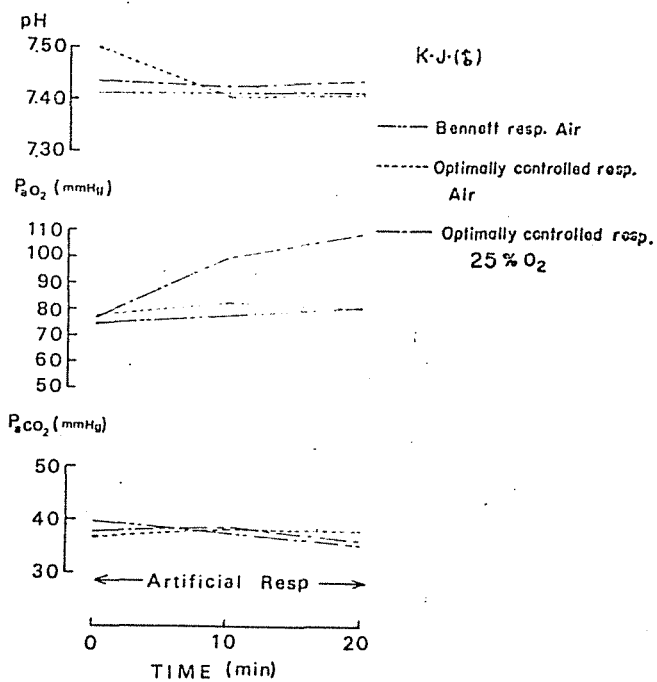


図7-13 人工呼吸時の血液ガス組成

— K・J (♂)

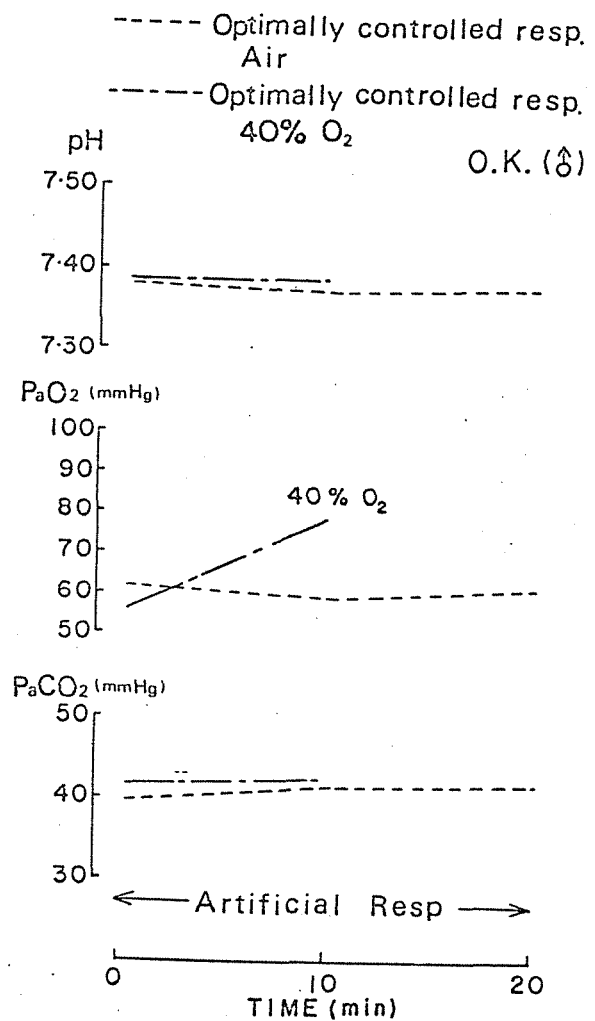


図7-14 人工呼吸時の血液ガス組成

— O・K・(♂)

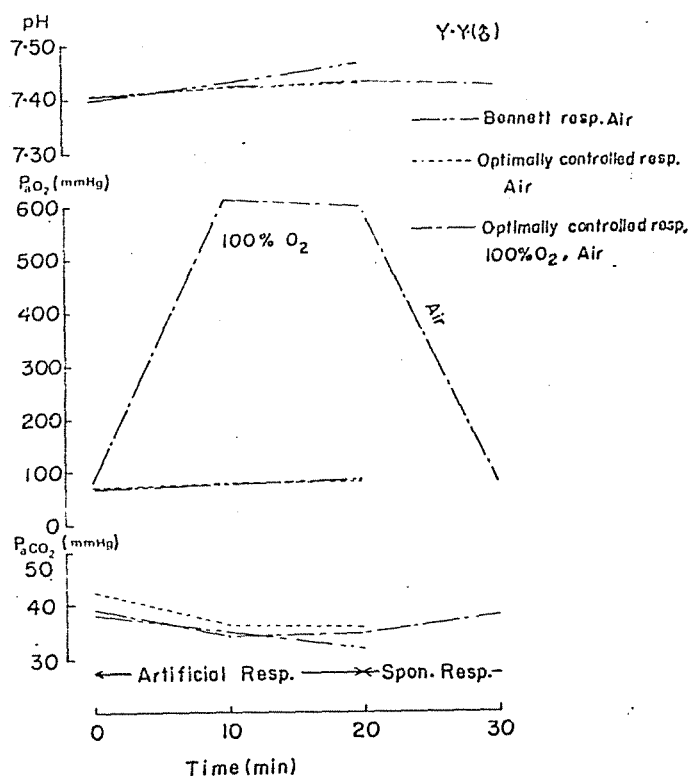


図 7-15 人工呼吸時の血液ガス組成

— Y-Y(♂)

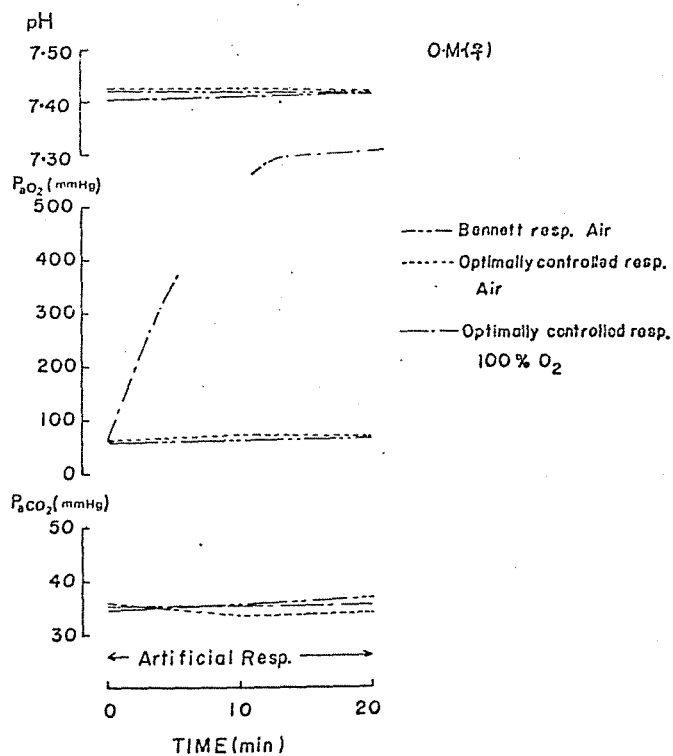


図 7-16 人工呼吸時の血液ガス組成

— O-M(♀)

第 8 章 考 察

人工呼吸の目的は適切な肺胞換気をはかることである。したがって人工呼吸中に適切な換気が行なわれるように多くの方法や装置が提案されてきた。Frumin¹¹⁾, Danberghem¹²⁾, Malloman¹³⁾, 神山¹⁴⁾らは、通常呼気終末位炭酸ガス分圧が、動脈血炭酸ガス分圧に一致することを利用し、呼気終末位の炭酸ガス濃度を測定して、その値に応じて換気量あるいは吸気ガスの炭酸ガス濃度を調節し、動脈血炭酸ガス分圧を一定に保つ装置を考案している。しかし1回換気量が小さくなると、呼気終末位ガスと死腔ガスとの混合が起り、真の肺胞気炭酸ガス分圧が得られないうこと¹³⁾、またシャント、換気血流比異常、拡散障害等が存在するときには、肺胞気炭酸ガス分圧と動脈血炭酸ガス分圧とが一致しないこと、さらに慢性気管支炎、肺気腫、肺線維症等では、呼気時に肺胞が同時に収縮しているから、呼気終末位炭酸ガス分圧は、肺胞気炭酸ガス分圧と一致しないこと等の理由により呼気終末位炭酸ガス分圧による換気量制御は不十分である。

Rodford^{5), 6)}, Engström⁷⁾, Kurn⁸⁾, Kenney⁹⁾らは年齢、性別、体重、身長等より分時炭酸ガス産生量、死腔量を推定し、適切な換気量を求める1モグラムを発表している。Rodfordの1モグラムは他の人々によってその有効性が認められた¹⁰⁾。しかし循環器、腎臓等の疾患を伴う呼吸不全患者や重症の急性あるいは慢性の肺疾患患者に対しては、患者の生理学的死腔量と分時炭酸ガス排出量の増加のため、1モグラムから推定した換気量と実際の換気量に相違が現われた²⁷⁾。また開胸手術時にも、1モグラムの使用は不適当であるとの報告もなされている²⁸⁾。すなわち1モグラムによる方法は、患者の身長、体重等から容易に適正換気量を決定できる長所をもつが、実際に分時炭酸ガス排出量、生理学的死腔量を測定していないため、疾患によりそれぞれが異常な値をとる場合や、時間経過とともに変化してくるような場合には有効性を失うことになる。

分時炭酸ガス排出量については Pontoppidan²⁷⁾らは、患者の実際の分時炭酸ガス排出量は Rodford の推定値の $\pm 25\%$ の範囲内にあったと報告しているようにその推定は困難である。図7・1および表7・1の分時炭酸ガス排出量の変化はこれを示している。そこで、一定換気の実験例における分時炭酸ガス排出量の変化は、代謝の減少と V_0/V_{TE} の上昇の二つの効果の影響を表わしていると考えられる。一定換気下では、人工呼吸開始時に適正換気であっても、分時炭酸ガス排出量が変化すれば換気は当然適正を失な

い、血液ガス組成も異常となってくる。この2では図7.1および表7.1に明示されている。一定換気では代謝の減少とともに動脈血炭酸ガス分圧が低下し、正常範囲を下まわっている。しかしこの場合には長期人工呼吸時にはみられるように、 V_D/V_T 比が増加し²⁷⁾炭酸ガスの排出能率も下げているため動脈血炭酸ガス分圧の低下は、図示の程度にとどまっているが、もしも V_D/V_T 比に増加がみられなければ、炭酸ガス分圧の減少はさらに大きくなることが予想される。また図7.3および表7.2に示されているように、分時炭酸ガス排出量の増加にも拘らず一定換気を保持すると動脈血炭酸ガス分圧は異常に上昇する。これを防ぐためには分時炭酸ガス排出量を連続測定し、その値に比例した換気を行なう必要がある。さらに分時炭酸ガス排出量を換気量制御の入力情報とすれば、呼気終末位炭酸ガス分圧も入力情報とした換気量制御法にみられた、小さな1回換気量および肺胞収縮の非同期性による誤差はなくなる。したがって図7.1および表7.1のごとく最適呼吸制御装置の使用例では血液ガス組成を長時間にわたり正常範囲に保つことができた。また図7.3および表7.2に示すように急激な代謝変動に対しても、炭酸ガス分圧をほぼ一定に保つことができた。

分時炭酸ガス排出量を算出するためには、正確には呼吸ごとの呼気炭酸ガス濃度と呼気流量速とを測定しなければならぬ。ここでは装置に臨床使用のための実用性をもたせる目的から4. Aおよび4. Bでのべたように一定容積のポリエチレン袋内に呼気を導き、測定された炭酸ガス濃度と1次遅れ系から出力された分時換気量を掛けて分時炭酸ガス排出量を求める方法をとっている。その結果、測定装置を患者から十分離すことが可能となり、また気速計は不用となった。ただしこの方法では時々刻々の真の分時炭酸ガス排出量は求めることはできない。したがって図5.7および図5.8に示すように心拍出量がステップに変わったときには分時炭酸ガス排出量の真の値と評価値に差がみられる。しかし、10分を経過してから後には、ほとんど一致していること、過渡期における動脈血炭酸ガス分圧の変動も $\pm 5 \text{ mmHg}$ の範囲内であり、持続時間も2分以内となっているので生体には与える影響は少ないものと思われる。図5.5、図5.6は炭酸ガス排出量がステップに変わった場合の呼吸動態のシミュレーションであるが、肺からの分時炭酸ガス排出量の変化はゆるやかで、そのため推定値と真の値の偏差も少なく、約20分後に新しい定常状態となっている。この間動脈血炭酸ガス分圧は一定に保たれている。分時炭酸ガス排出量の真の値と評価値との差は1次遅れの時定数が小さいほど少ないが、時定数が極端に短いと心拍出量の増加に対して生体内の炭酸ガス運搬系の遅れ時間と

呼吸装置における呼吸量増加率とのかね合ひから換気量の増加が急激となり、生体に悪影響を与える危険が生ずる。また血液ガス組成の時間的变化は遅れ時間を10秒に選んでも十分満足できる。そこで、シミュレーションの結果を考えた場合呼吸制御装置では $T=10$ 秒とし、4・A および 4・B で示された方法で分時炭酸ガス排出量を求めた。動物実験の結果(図7・4)では動脈血炭酸ガス分圧が一過性に2~3分間正常範囲を越す例があるが、短時間であるため生体に与える影響は少ないと思われる。さらにその後は定常値に安定することから、4・A および 4・B による分時炭酸ガス排出量測定法でほぼ満足すべき結果を得られたと考えている。

生理学的死腔量については Pentapiddian¹⁸⁾ は、実際の死腔量は Radford¹⁹⁾ の推定値の25%増から5倍の範囲にあったと報告している²⁰⁾。また生理学的死腔量は1回換気量の関数にもなっている^{18), 19), 20)}。したがって死腔量についても実測の必要があるので、これを犬で実験した結果 図3・1 および 表3・1 に示されるような関係が求まった。そこで生理学的死腔量は1つの値に固定することなく、 V_D/V_T 比の形で評価すべきであろう。すなわち 図7・3 および 表7・2 に示すように死腔量を一定として静脈内炭酸ガス負荷を行えば、増加する1回換気量により生理学的死腔量は増加するが、呼吸装置は死腔量を一定として評価しているため実質的に肺胞換気量は減少し、動脈血炭酸ガス分圧は若干上昇している。これに対して死腔量を1回換気量の比として評価すれば静脈内炭酸ガス負荷に対しても動脈血炭酸ガス分圧を一定に保つことができる。ところで V_D/V_T 比は心拍出量²⁹⁾、肺動脈圧³⁰⁾、1回換気量²⁰⁾、吸気時間³¹⁾ および呼吸器内のガス圧縮³²⁾ により変化する。1回換気量については 3・c、2・a でのべたように1回換気量を加えて生理学的死腔量を測定し、(3-6)式のごとく死腔量を評価すれば、その影響は無くなる。また吸気時間については、吸気時間が1.5秒以下になると V_D/V_T 比は急に増加するという。呼吸比率を1:1とすると吸気時間が1.5秒の呼吸数は毎分20回となり、肺胞換気量を15 l/min. 以下とすると最適呼吸数が20回を越すのは 図3・3 から 図3・6 までほとんどなりから吸気時間の影響も省略してよい。またガスの圧縮による誤差は数%以下であるので省略できる。心拍出量や肺動脈圧は通常の場合あまり変動すると考えられないが、手術等で変動が予想される場合には、再び V_D/V_T 比を測定する必要がある。Thornnton³³⁾ は手術時の V_D/V_T 比の変化を測定し、平均 7.8% の増加であったとしている。もしこの間分時炭酸ガス排出量および分時換気量に変化がないとすると $V_D/V_T = C$ として

$$P_{aCO_2} = \frac{713 \times \dot{V}_{CO_2}}{\dot{V}_E} \times \frac{1}{1-C}$$

となる。したがってこの $\dot{V}_D/\dot{V}_T$ 比の変化に対する動脈血炭酸ガス分圧の変化は $C=0.3$ で +3.3%, $C=0.4$ で +5.2%, $C=0.5$ で +7.8% となり、初期の炭酸ガス分圧を 40 mmHg とすると、それぞれ +1.3 mmHg, +2.1 mmHg, +3.1 mmHg の増加となり炭酸ガス分圧は依然として正常範囲にあることになる。また長期人工呼吸の患者では無気肺が起り換気血流比異常となり $\dot{V}_D/\dot{V}_T$ 比が増加することが考えられるので、ときどき $\dot{V}_D/\dot{V}_T$ 比の測定が必要であろう(図7.1, 表7.1)。

すなわち分時炭酸ガス排出量を連続測定し生理学的死腔量を正確に推定すれば、Bohrの式にもとづく方法で適切な肺胞換気が得られることになる。図7.8は手術時の使用症例であるが、ほぼ満足できる結果となっている。ただし1症例にpHの低下と炭酸ガス分圧の上昇がみられ、不足換気であった事を示している。手術症例では $\dot{V}_D/\dot{V}_T$ 比については実測出来なかったため、患者の心肺機能は正常であるものと仮定して、すべて正常の $\dot{V}_D/\dot{V}_T$ 比を使用した。しかし開胸手術時には肺が圧迫されて $\dot{V}_D/\dot{V}_T$ 比が変わることも考えられるので、これが原因となって1症例の動脈血炭酸ガス分圧、pHが異常になったのではないかと考えている。

$\dot{V}_D/\dot{V}_T$ 比の変化はそのまま炭酸ガス排出能率の変化であり、炭酸ガス分圧異常の原因となり危険である。しかし $\dot{V}_D/\dot{V}_T$ 比測定には動脈血採血が必要であるが、常には可能でない。したがって $\dot{V}_D/\dot{V}_T$ 比を推定する簡便な方法があれば非常に有用となる。

本装置は炭酸ガスのみに注目し、動脈血炭酸ガス分圧を正常範囲に保つことによって、動脈血酸素分圧もほぼ正常に保たれるとの考えに基づいて、換気量制御を行っている。たけは長期人工呼吸(図7.1, 表7.1)、補助呼吸(図7.5)および手術時使用例(図7.8, 表7.3)に示されるように、心肺疾患がない場合には、空気呼吸あるいは酸素ガス吸入(笑気:酸素=1:1)により、酸素分圧は正常範囲に保たれた。しかし心肺疾患のある場合や換気血流比異常を伴っている場合には必ずしも動脈血酸素分圧の正常範囲への保障はされない。Marbello³⁴⁾および Slater³⁵⁾らは、上腹部手術において、笑気ガス80%、酸素20%とし1回換気量を一定として人工呼吸を行なうと、無気肺の存在のために動脈血酸素分圧は低下することから、20%酸素呼吸または空気呼吸では、動脈血炭酸ガス分圧に基づく換気量制御は、酸素の面からは不十分になると報告している。

長期人工呼吸および補助呼吸実験では手術侵襲が軽度であったため空気呼吸でも動脈血酸素飽和度は正常範囲にあった。また手術症例では吸気ガス酸素濃度を50%としたため動脈血酸素分圧の低下はみられていない。しかし、無気肺および換気血流比異常等を伴っている患者の手術では、20%以上の酸素ガス吸入を行なって動脈血酸素飽和度の低下を防ぐことが必要であろう。表7.4の拡散障害、換気血流比異常のある患者では空気吸入で血液の酸素分圧は改善とれていないが、25%または40%の酸素ガス吸入が動脈血酸素分圧の改善に効果を上げている(図7.10, 7.12, 7.13, 7.14)。

酸素治療時には、酸素分圧の改善に注意が注かれ、往々にして炭酸ガス分圧が異常になっているとことがある。ベネット・レスピレーターによる100%酸素ガス吸入時の動脈血炭酸ガス分圧は、患者O.K.で37.8 mmHg (control), 41.2 mmHg (100% O₂)、患者T.Nで48.6 mmHg (control), 55.8 mmHg (100% O₂)、患者K.Jで34.3 mmHg (control), 20.8 mmHg (100% O₂)、患者S.Sで41.4 mmHg (control), 44.8 mmHg (100% O₂)、患者O.Mで35.5 mmHg (control), 33.4 mmHg (100% O₂)であった。患者O.K., S.S., O.M.ではcontrol, 100% O₂吸入時ともあまり変化がなかった。しかし患者T.N.では異常に上昇し、患者K.J.では異常に下降していた。これに対して、最適呼吸制御装置で高濃度酸素ガスを吸入させた時には、動脈血炭酸ガス分圧は正常範囲にあった(図7.10, 7.12, 7.13, 7.14, 7.15, 7.16)。

以上述べたことから症例によっては吸気ガスの酸素濃度を上げるという配慮を補足すること、最適呼吸制御装置によって十分な呼吸管理がなされるものと結論できる。

第 9 章 結 論

麻酔時における呼吸管理や呼吸不全患者の治療を目的として最適呼吸制御装置を試作した。この装置は ① 分時炭酸ガス排出量に比例した肺胞換気を行わせる。② 死腔量として生理学的死腔量を使用し、 V_d の値は 1 回換気量の関数になっている。③ 呼吸数は換気係数シミュレーターの演算回路により最適呼吸数を選ぶ。④ 呼吸比率は可変である。の特徴を持っている。また演算回路のプリント板交換と、気道計をとりつけることにより容易に補助呼吸制御装置に変更できるようにした。

分時炭酸ガス排出量は、時間重みをつけた数呼吸の混合呼気ガスの炭酸ガス濃度と、10 秒の時定数をもった 1 次遅れ系で変換された実際の分時換気量とを掛け合わせて求め、装置の簡略化を行なった。このため過渡期においては算出された見掛けの炭酸ガス排出量と真の値とに差が生ずるが、呼吸制御装置-生体系のシミュレーションによって換気動態を解析の結果、その差は 5% 以内であった。心拍出量がステップに増減した場合には、動脈血炭酸ガス分圧に $\pm 5 \text{ mmHg}$ 以内の変動がありわれたが、分時炭酸ガス産生量がステップに変化した場合には、動脈血炭酸ガス分圧にほとんど変動をみないことを確かめ、この方法が臨床に十分使用できることを確認した。

長期人工呼吸に関する動物実験では、一定換気量で呼吸を行なった群では、代謝減少を補償できず、動脈血炭酸ガスが正常範囲を下つたのに対し、最適呼吸制御装置で呼吸させた群では、血液ガス組成は全期間に渡り正常値に維持された。

また静脈内炭酸ガス負荷実験では、制御装置のパラメーターである死腔量を 1 回換気量の増減にかかわらず一定とした例では、負荷に伴ない動脈血炭酸ガス分圧は若干上昇したが、死腔量を 1 回換気量の関数とした例では、負荷にかかわらず動脈血炭酸ガス分圧は一定値を保った。過渡応答では動脈血炭酸ガス分圧が正常範囲を越すものがあったが、数分以内に復帰することから生体に対する影響は少ないと思われる。

麻酔深度の変化により生体の自発呼吸が消失したり、あるいは現われたりする時に補助呼吸装置を使用した。装置は自発呼吸のあるときは、それに同期して補助呼吸を行ない、自発呼吸の消失時には、呼吸数一定の調節呼吸となる。血液ガス組成は、自発呼吸の有無にかかわらず一定であった。

臨床応用としてまず手術時の呼吸管理の目的で使用したが、動脈血炭酸ガス分圧、pH は大部分正常範囲内に保たれ、また動脈血酸素分圧も50% 酸素吸入により正常範囲に保たれた。

呼吸不全患者の治療を目的として使用したときには、20% 酸素の空気呼吸では低下している動脈血酸素分圧を改善することはできなかったが、25% または 40% 酸素ガス吸入により動脈血の酸素分圧、炭酸ガス分圧とも正常範囲に保つことができた。

本研究は患者の体重、身長、年齢、性別等より適正換気量を推定する方法の欠点であった、分時炭酸ガス排出量や死腔量の疾患や時間経過による推定誤差を、分時炭酸ガス排出量の連続測定と生理学的死腔量の実測により解決した。また呼気終末位炭酸ガス濃度を指標とする換気量制御法において誤差の原因となった死腔ガスと呼気終末位ガスの混合や、不均等換気は平均呼気炭酸ガス濃度を測定するためその影響は無くなった。また肺胞気—動脈血炭酸ガス分圧較差による誤差に対しては、生理学的死腔量を用い、炭酸ガス分圧較差を生ずるのと等価な死腔量だけ多く換気させることで解決した。

第7章の結果より、 V_0/V_T 比を正確に求め、適当な濃度の酸素ガスを使用すれば、調節呼吸および補助呼吸のいずれにおいても、試作した最適呼吸制御装置を使用して、酸素ならびに炭酸ガスの血液ガス分圧を正常範囲内に保つことが出来るといえる。

謝 辞

本研究は 応用電気研究所×メディカル・エレクトロニクス部門において、昭和43年4月より3年にわたり行なったもので、その間 終始 懇篤な指導と鞭撻を与えられ、また校閲の労をとられた吉本千楨 教授 に対して心から拜謝する。さらに本装置の設計、試作から動物実験、臨床応用まで 終始多大の指導、助言を賜わった 三上智久助教授に深甚の謝意を表わす。動物実験および臨床応用に際し、医師の立場から有益な指導、助言をいただいた菅原宏見博士 および呼吸装置の制御方式ならびに呼吸装置-生体系の解析に対して適切な助言をいただいた 高谷邦夫 助手に厚く感謝の意を表わす。本装置の完成には、二川清弘氏の高度な技術的援助によるところがはなはだ多い。つつしんで感謝の意を表わす。手術時の呼吸管理に本装置の使用の機会を与えられ、かつ麻酔を担当していただいた 医学部 麻酔科 後藤 康久 講師 さらに呼吸不全患者の治療に本装置の使用の機会を与えられ、かつ使用時に多大の援助をいただいた 医学部 第1内科 川上義和博士に深く感謝する。写真および原稿整理には、山本克久、伊福部達、中村 鎮雄、小野東、桑原善祥 諸氏、および榎本富士子嬢を煩わした。ここに記して寄せられた好意に感謝する。

参考文献

- 1) Sokoloff, L.: The effects of carbon dioxide on the cerebral circulation, *Anesthesiology*. 21:664-673, 1960.
- 2) Wollman, H., S. D. Alexander, P. J. Cohen, T. C. Smith, P. E. Chase, and R. A. van der Molen: *Anesthesiology*. 26: 329-334, 1965.
- 3) McClenahan, J. B. et al.: Effect of ventilation on surfactant and its turnover rate, *J. Appl. Physiol.* 23:215-220, 1967
- 4) Cllier, C. R., and J. E. Affeldt: Ventilatory efficiency of the cuirass respirator in totally paralyzed chronic poliomyelitis patients, *J. Appl. Physiol.* 6:531-538, 1954
- 5) Radford, E. P., B. G. Ferris, and B. C. Kriete: Clinical use of nomogram to estimate proper ventilation during artificial respiration, *New Engl. J. Med.* 251:877-884, 1954
- 6) Radford, E. P.: Ventilation standards for use in artificial respiration, *J. Appl. Physiol.* 7:451-460, 1955.
- 7) Engstrom, C. G., P. Herzog, O. P. Norlander, and S. A. Sevensson: Ventilation nomogram for the newborn and small children to be used with the Engstrom respirator, *Acta anaesth. scand.* 6:175-183, 1962.
- 8) Nunn, J. F.: Predictors for oxygen and carbon dioxide levels during anesthesia, *Anesthesia*. 17:182-194, 1962.
- 9) Kenny, S.: The adelaide ventilation guide, *Brit. J. Anaesth.* 39:21-23, 1967.
- 10) Gain, E. A.: The adequacy of the Radford nomogram during anesthesia, *Can. Anaesth. Soc. J.* 10:491, 1963.
- 11) Frumin, M. J., N. A. Berman, and D. A. Holady: Carbon

dioxide and oxygen blood levels with a carbon dioxide controlled artificial respirator, *Anesthesiology*, 20:313-320, 1959.

12) Lambertsen, C. J., and H. Wendel: An alveolar P_{CO_2} control system, its use to magnify respiratory depression by meperidine, *J. Appl. Physiol.* 15:43-48, 1960.

13) Holloman, G. H., H. T. Milhorn, and T. G. Coleman: A sampled data regulator for maintaining a constant alveolar CO_2 , *J. Appl. Physiol.* 25:463-468, 1968.

14) 神山守人, 橋直也, 山村秀夫: 調節呼吸の自動制御について, 麻酔. 17:1047-1048, 1968

15) Beecher, H. K., and A. J. Murphy: Acidosis during thoracic surgery, *J. Thoracic Surgery*. 19:50-70, 1950.

16) Slead, W. W., F. E. Martin, and N. K. Jensen: Physiologic studies following thoracic surgery, *J. Thoracic Surgery*. 25:435-447, 1953.

17) Etsten, B. E.: Respiratory acidosis during intrathoracic surgery. *J. Thoracic Surgery*. 25:286-299, 1953.

18) Severinghaus, J. W., and M. Stupfel: Alveolar dead space as an index of distribution of blood flow in pulmonary capillaries, *J. Appl. Physiol.* 10:335-348, 1957.

19) Nunn, J. F., and D. W. Hill: Respiratory dead space and arterial to end-tidal CO_2 tension difference in anesthetized man, *J. Appl. Physiol.* 15:383-389, 1960.

20) Cooper, E. A.: Physiological dead space in passive respiration, *Anesthesia*. 22:199-219, 1967.

21) Bradley, A. F., M. A. Stupfel, and J. W. Severinghaus: The effect of temperature on P_{CO_2} and P_{O_2} of blood in vitro, *J. Appl. Physiol.* 9:201-204, 1956.

22) Rohrer, F.: Physiologie der Atembewegung: Handbuch der normalen und path. Physiologie, edited by A. T. J. Bethe et al.

Berlin: Springer 12:70-127, 1925.

23) Otis, A. B., W. O. Fenn, and H. Rahn: The mechanics of breathing of man, J. Appl. Physiol. 2:592-607, 1950.

24) 三上 智久・吉本 千禎: 呼吸力学系の最小エネルギー制御, 医用電子と生体工学, 4: 12-21, 1966

25) Etsten, B.: Respiratory effect of a calibrated volume-limited pressure variable ventilator during surgery, J. Appl. Physiol. 14:736- , 1959.

26) 三上 智久: スパイロメーターのための位置変換器, 医用電子と生体工学, 8:229-231, 1970

27) Pontoppidan, H., J. H. Whyte, H. H. Bendixen, M. B. Laver, and E. P. Radford: Ventilation and oxygen requirements during prolonged artificial ventilation in patients with respiratory failure, New Engl. J. Med. 273:401-409, 1965.

28) Nunn, J. F.: Ventilation nomograms during anesthesia, Anesthesia. 15:65, 1960.

29) Suwa, K., J. H. Whyte, and H. H. Bendixen: Circulation and physiologic dead space changes on controlling the ventilation of dogs, J. Appl. Physiol. 21:1855-1859, 1966.

30) Askrog, V.: Changes in $(a-A)CO_2$ difference and pulmonary artery pressure in anesthetized man, J. Appl. Physiol., 21:1299-1305, 1966.

31) Watson, W. E.: Observations on physiological deadspace during intermittent positive pressure respiration, Brit. J. Anesth., 34:502-508, 1962.

32) Crossman, P. F., L. S. Bushnell, and J. H. Whyte: Dead space during artificial ventilation: gas compression and mechanical dead space, J. Appl. Physiol. 28:94-97, 1970.

33) Therton, J. A.: Physiological dead space, Anesthesia, 15: 381-393, 1960.

- 34) Markello, R., J. A. Cutter, and B. D. King: Hyperventilation studies during nitrous oxide narcotic-relaxant anesthesia, *Anesthesiology*. 24:225-230, 1963.
- 35) Slater, E. M., S. E. Nilsson, D. L. Leake, M. B. Laver, J. H. Whyte, and H. H. Bendixen: Arterial oxygen tension measurements during nitrous oxide-oxygen anesthesia, *Anesthesiology*. 26:642-647, 1965.

著者の発表論文

論文

1. Mitamura, Y., T. Mikami, H. Sugawara, and C. Yoshimoto. " An optimally controlled respirator " IEEE Transaction on Bio-Medical Engineering (昭和45年9月2日受付)
2. 三田村好矩、三上智久、菅原宏見、吉本千禎：最適呼吸制御装置による呼吸の自動管理，医用電子と生体工学（昭和46年1月28日受付）
3. 高谷邦夫・三田村好矩・吉本千禎：呼吸の適応制御に関する研究Ⅱ 呼吸制御装置の最適設計について，応用電気研究所彙報 18: 169-186, 1966
4. 吉本千禎・三田村好矩：呼吸の適応制御に関する研究，医用電子・生体工学研究会（電子通信学会），MBE 68-12, 1968
5. 三田村好矩・菅原宏見・三上智久・吉本千禎：人工呼吸の最適制御，生体工学と制御工学シンポジウム講演論文集 pp. 95-99, 1970

学会発表

1. 三田村好矩、高谷邦夫、吉本千禎：呼吸の適応制御に関する研究 — $\dot{V}CO_2$ による呼吸制御の試み，第6回日本ME学会大会，1967
2. 三田村好矩・高谷邦夫・三上智久・吉本千禎：呼吸の適応制御に関する研究 $\dot{V}CO_2$ による呼吸制御装置の試作，第7回日本ME学会大会 NO. 108, 1968
3. 三上智久・三田村好矩・菅原宏見・三川清弘・吉本千禎：最適呼吸制御装置について，第8回日本ME学会大会，NO. C-88, 1969
4. 三田村好矩・菅原宏見・三上智久・吉本千禎：陽圧呼吸装置-生体系の呼吸動態，第8回日本ME学会北海道支部大会，1969
5. 菅原宏見・三上智久・三田村好矩・吉本千禎・小野功一：麻酔犬における炭酸ガス静脈内負荷に伴う呼吸系の応答，第49回北海道医学大会 生理系分科会 NO. 3, 1969

6. 菅原宏見・三上智久・三田村好矩・吉本千禎：換気量および呼吸様式による呼吸死腔量の変化，第3回日本胸部疾患学会 北海道地方会 総会 NO.18, 1969
7. 三上智久・三田村好矩・菅原宏見・吉本千禎：補助呼吸の制御装置，第9回日本ME学会大会，NO. C-26, 1970
8. 菅原宏見・三田村好矩・三上智久・吉本千禎：最適呼吸の実験的研究，第9回日本ME学会大会，NO. C-27, 1970
9. 菅原宏見・三田村好矩・三上智久・吉本千禎：最適呼吸制御装置による呼吸の自動管理，第17回日本麻酔学会 NO.71, 1970
10. 山本克久・三田村好矩・菅原宏見・三上智久・吉本千禎：低酸素および炭酸ガス負荷による血流分布の変化，第23回日本循環器学会 北海道地方会 NO.8, 1970
11. 三田村好矩・三上智久・菅原宏見・吉本千禎：最適呼吸制御装置と生体系の換気動態の解析，第9回日本ME学会 北海道支部大会，NO.2, 1970