

改訂人工呼吸器ハンドブック—巻頭言—

吹田徳洲会病院 集中・救急治療部門長
丸川 征四郎

私の書棚に1974年に購入した「Automatic Ventilation of the Lungs (Mushin WW 1969)」が鎮座している。時代は、主流のBird M7から新しい人工呼吸器が開発され始めた頃である。本書には人工呼吸の生理学、人工呼吸器の歴史、90余機種の構造と機能などが詳細に解説されていて随分と学び取った。1996年に出版した「人工呼吸器ハンドブック」の企画にあたっては、これを手本として、第2版の巻頭言に述べたように、①正確な情報の公開、②専門的知識と操作技術の提供、そして③ユーザーによる臨床評価を目的にあげた。臨床評価は不十分に終わったが、他に類がない書籍として活用され今日まで3度の改訂を重ねることができた。執筆と編集に費やした膨大な時間と労力が報われたと感謝している。

この度、「人工呼吸器ハンドブック」は「改訂人工呼吸器ハンドブック」と衣替えして、日本呼吸療法医学会から発行されることとなった。本書が提供する情報は公的意義が大きく、人工呼吸管理に欠かせないとの認識からである。ただ、執筆が各製販会社に委ねられたことに、一部では製販会社の宣伝媒体になるとの懸念があった。しかし、記載内容の質は他社と比較され、事実誤認があれば読者から厳しい批判を受けるだろうから、むしろ手抜きができない構造になった。また、電子媒体のみで発行されるので、改訂が随時可能で常に最新情報が提供されユーザーには有益になった。

本書がカタログの寄せ集めではなく、唯一無二の専門書として格調高く、充実、発展し続けることを心から祈念する次第である。

最後になったが、改訂人工呼吸器ハンドブックの企画にあたっては、川前金幸先生（前理事長）に多大なご尽力を頂いた。また、理事長の藤野裕士先生をはじめ関係諸氏、そして医学図書出版の神成和彦氏には、その労をねぎらい感謝を申し上げる。

2019年10月1日

目 次

I. 総 論

A. 人工呼吸器の概略	1
1. 概 念	1
2. 目 的	1
3. 構成要素	1
4. 機 能	2
B. 人工呼吸モードの分類	4
1. 駆動部位による分類	4
2. 強制換気の挿入法による分類	5
3. 気道換気式（陽圧式人工呼吸法）の制御形態における分類； Pressure Ventilation（圧換気）対 Volume Ventilation（量換気）	7
C. トリガー機構の構成	12
1. 概念と目的	12
2. 構成要素	12
3. 制御方式（制御機構と作動理論）	12
4. 装飾要素	13

II. 各論—人工呼吸器

1. アイ・エム・アイ株式会社 商品・市場開発本部 レスピラトリ・ケア部	AVEA ベンチレータ	14
2. アイ・エム・アイ株式会社 商品・市場開発本部 レスピラトリ・ケア部	MONNAL T60 ベンチレータ	21
3. アイ・エム・アイ株式会社 商品・市場開発本部 レスピラトリ・ケア部	MONNAL T50 ベンチレータ	28
4. アコマ医科工業株式会社 営業戦略部	アコマ人工呼吸器 ART-300	34
5. エア・ウォーター株式会社 医療カンパニー 地域医療事業部 医療機器部	インファントフローサイパップ	40
6. エア・ウォーター株式会社 医療カンパニー 地域医療事業部 医療機器部	ファビアン HFO シリーズ	46
7. オリジン医科工業株式会社	オリジン人工呼吸器 Puppy-X（パピーテン）	51

8. Ventec Life Systems カフベンテック株式会社 ベンチレータ営業部	VOCSN	58
9. コヴィディエンジャパン株式会社	Puritan Bennett 980	66
10. コヴィディエンジャパン株式会社	Puritan Bennett 840	74
11. チェスト株式会社 ベンチレータ事業部	Vivo 60	83
12. チェスト株式会社 ベンチレータ事業部	Vivo 50	93
13. 株式会社東機貿	ニューポートベンチレータ モデル e360...	102
14. 株式会社東機貿	bellavista	110
15. 株式会社東機貿	SLE5000	117
16. ドレーゲルジャパン株式会社	Evita Infinity V500	122
17. ドレーゲルジャパン株式会社	Savina300Select/Classic	128
18. 日本光電工業株式会社 呼吸器・麻酔器事業本部	HAMILTON-G5	132
19. 日本光電工業株式会社 呼吸器・麻酔器事業本部	人工呼吸器 ハミルトン - C シリーズ HAMILTON-C3	141
20. 日本光電工業株式会社 呼吸器・麻酔器事業本部	人工呼吸器 ハミルトン - C シリーズ HAMILTON-C1	147
21. 日本光電工業株式会社 呼吸器・麻酔器事業本部	ハミングビュー	153
22. パシフィックメディコ株式会社	LTV2 2200	165
23. 株式会社フィリップス・ジャパン	V60 ベンチレータ	170
24. 株式会社フィリップス・ジャパン	トリロジー O2 plus	175
25. フクダ電子株式会社 クリティカルケア営業部	サーボベンチレータシステム SERVO-U/SERVO-n	181
26. フクダ電子株式会社 クリティカルケア営業部	サーボベンチレータシステム SERVO-air	190
27. フクダライフテック株式会社 営業本部	クリーンエア ASTRAL	197
28. フクダライフテック株式会社 営業本部	クリーンエア VELIA	204
29. パーカッションエア・ジャパン株式会社	IPV-1C (人工呼吸器 IPV)	211
30. パーカッションエア・ジャパン株式会社	インパルセーター	217
31. レスメド株式会社 帝人在宅医療株式会社	NIP ネーザル V (Steller 150)	223

I . 総 論

A. 人工呼吸器の概略

1. 概 念

何らかの原因で換気障害に陥った患者の肺を他動的に換気代行もしくは換気補助を行う装置を人工呼吸器 (Ventilator) と呼ぶ。胸郭外陰圧式、気道内陽圧式、高頻度換気などがある。本書では現時点で最も実用性の高い気道内陽圧式の人工換気装置のみを扱う。

気道内陽圧式人工呼吸では、吸気は陽圧により能動的に行われるが、呼気は患者の呼吸器の弾性により受動的に排出され、これを積極的に補助しない。過去には呼気相を陰圧にする機構も存在したが、現在は呼気ガスの排出を抑制する PEEP 機構が設けられている。PEEP を IPPV (Intermittent Positive Pressure Ventilation) に付加すると CPPV (Continuous Positive Pressure Ventilation) と呼ぶ。未熟児用では呼吸回路抵抗を代償する意味で呼気吸引機構が設けられていることがあるが、呼気相で気道内圧が陰圧になる訳ではない。したがって現在市販されている一般的な人工呼吸器はすべて気道内陽圧式である。

2. 目 的

当初、人工呼吸は換気障害を改善する目的で始められたが、現在ではガス交換能の改善をも目指している。今後は人工肺を含めたガス交換能の維持が最終目的になるであろう。

【参考】ベンチレータ？レスピレータ？

英語では、人工呼吸器はレスピレータと呼ばず、現在はベンチレータという用語を使用する。訳せば人工換気装置であるが、日本語では人工呼吸器のままである。私見であるが、人工呼吸器が目指すものは広義の呼吸であるので、レスピレータで良いのかもしれない。

3. 構成要素

陽圧式人工換気装置 (以降は人工呼吸器とする) は、1) 吸気ガス発生装置、2) 呼気制御装置、3) 制御機構、4) モニター (アラームシステムを含む) によって構成される。

1) 吸気ガス発生装置

①ベローズ駆動

ベローズを電気モータや圧縮空気で駆動して吸気ガスを得る。本法は従量式の換気を得る機構 (Volume Generator) として 1960 年代に多用された。現代でも

麻酔器用や在宅療養用の人工呼吸器に使われる。しかし、ベローズからガスを駆出する前にベローズ内にガスを吸入する行程が必要なこと、ベローズ駆動機構に物理的な慣性があること、などから頻呼吸に追従するのは難しい。また、ベローズ容積以上の一回換気量を発生できない。

②断続弁

高圧のガス流を断続することで吸気ガスを得る。断続弁駆動機構の慣性質量はベローズ駆動機構のそれと比べてはるかに少ないので、より高速作動が可能である。またベローズ駆動式にみられた一回換気量の制限はない。従量式にも従圧式にも対応できる。高圧ガスを制御機構に用いるニューマチック回路と併用させることが多い。電磁弁で駆動することもある。

③流量制御弁

電気信号に応じて吸気弁の開く程度を調整できる弁 (流量制御弁もしくは比例制御弁、サーボバルブともいう) を用いて、高圧ガスの流れを制御して吸気ガスを得る。ほとんどの呼吸モードに対応できる。現代の人工呼吸器には必須の機構である。

④ブローアもしくはタービン

元々はマスク下に陽圧換気により呼吸補助を行う低侵襲換気装置、つまり BiPAP に代表される、NIV の圧発生源として用いられていたが、圧縮空気を必要としない点、機構が簡単で低コストであること、さらに中央配管よりも多くの高流量ガスを供給できる機構 (中央配管では 180LPM あたりが最大であるが、タービンやブローアでは酸素源の制約だけなので、酸素濃度が高くなければ 240LPM 程度は軽々達成できる) として高く評価されて、現在では多くの人工呼吸器の駆動ガス源として用いられている。吸気ガスの流量調節には 3 方式がある。①タービンもしくはブローアの回転数を直接変化させて流量調節する機種、②タービンもしくはブローアは定速回転をしているが、出力と入力間をバイパスする回路を設けてバイパス流量を比例制御弁で調節して結果的に吸気ガス流量を調節する機種、③コンプレッサの代わりにブローアもしくはタービンを用いて、発生させた高圧ガスを流量制御弁で調節する機種。①は低コストであるが機構の慣性質量があるので原理的に応答性の面で不利である。②は応答性の面では良いが消費電力が増える。また機構も若干複雑になる。③は性能的に最高峰を狙えるが機構が複雑になり、コスト面や消費電力で不利になる。

⑤その他

ダイヤモンドバルブやベネットバルブ (Benette PR-1, PR-2) を用いて従圧式の換気を得る (Pressure Generator)。Pressure Support Ventilation (PSV) や PSV 類似の換気を得る特殊な機構として採用される。

2) 呼吸制御装置

呼吸制御には①呼吸の断続や② PEEP 機能がある。

①呼吸の断続

呼吸断続弁の駆動はニューマチック回路を利用することが多い。電磁弁による駆動も使われる。

② PEEP 機能

一般に PEEP 弁はバネ圧やマグネット、空気圧、水压を利用したもので構成される。とくに、空気圧を利用したバルーン弁は呼吸断続と PEEP 機能を兼ね備えるので、長い間、呼吸弁に使われてきた。しかし、最近では流量制御弁を用いて電氣的制御で PEEP 圧の維持をはかる機構が開発された。呼吸ガス流量の変動による PEEP 圧の変動を避けるためである。また、これは BIPAP や未熟児用の time cycle, pressure relief ventilation モードを可能にした。

3) 制御機構

①メカニカル式

歯車やカム、バネなどの機械的機構を応用する。現在では移送用や救急用、在宅療用法用、麻酔器用、などの簡易な人工呼吸器に多用される。簡単な機構ほど信頼性が高い。

②ニューマチック式

空気の流れを利用した回路で制御機構を構成する。小型軽量で電気を消費せず、レスポンスの早い機構をつくれるので、古くより繁用されてきた。しかし呼吸モードの高性能化に伴い、構造が複雑化した。そのため信頼性が低下し、またガス消費量も増大した。現在では簡易機に使われるだけである。

③電子制御式

真空管や半導体素子を利用して構成する。アナログ制御時代はニューマチック式を凌駕できなかったが、デジタル回路技術の発展に伴い高度な制御が可能になった。論理判断は素子間での配線構造で決定される (ハードウェア処理)。Siemens-Elema 社の Servo 900 が先駆機である。

④マイクロプロセッサ式

マイクロプロセッサを利用して、ソフトウェアにより処理を行う。複雑な判断でもソフトウェアの記述で簡単に行えるので、現在ではほとんどの機器に利用さ

れている。しかし、マイクロプロセッサのトラブルが完全に解決されたわけではない。

4) モニター、アラーム

以下の3点を監視し、異常時に警告する。

①人工呼吸器の作動状況

電源、酸素配管圧、エアータンク圧、マイクロプロセッサの作動、酸素濃度、吸気温度、PEEP 圧上限、PEEP 圧下限、などが監視される。最近では電源投入時にこれらをセルフチェックする機器が多い。

②患者の呼吸

吸気ガス流量、吸気ガス量、呼気ガス流量、呼気ガス量、分時換気量、肺コンプライアンス、などを監視する。最近ではこれらをグラフィカルに表示する機能が標準装備となっている。

③ベシック項目

①②の監視機能は機器の複雑化に伴い、より高度化されているが、現在でも簡便かつ重要な項目として、低ピーク気道圧 (low peak pressure alarm)、高ピーク気道圧 (high peak pressure alarm)、換気回数の3項目はいかなる機器であっても不可欠である。低ピーク気道圧は陽圧式の換気がうまく行われていないことを示し、呼吸回路リークや機器の異常、不適切な設定を警告する。高ピーク気道圧は呼吸回路の異常、不適切な設定、ファイティング、機器異常を警告する。換気回数は、患者状態と機器作動が適正であることを示す。なお、呼吸分時換気量の監視機構は、過去において価格や機構上の制約で省かれる傾向にあった。しかし人工呼吸の目的が換気の維持であることが認識され、呼吸分時換気量の監視機構は必須となった。

4. 機能 (表 1)

人工呼吸器には多種多様な呼吸モードが実用化されているが、人工呼吸器が実行する本質的な仕事は、次の4項目に要約される (アラームやモニターなどの付随的な仕事を含めると6項目になる)。

1) 吸気認識

患者の吸気の開始を認識し、これと同期させて機械的換気を開始する (これをトリガー機構と呼ぶ)。そのためには吸気ガス流量、吸気ガス量、気道内圧の変化、吸気時間を計測する。これらが一定の条件を満たせば吸気とする。

2) 吸気ガス制御

吸気ガス発生機構から吸気ガスを供給する。その間、呼気弁を適切な圧で閉じる。患者が吸気する程度（気道内圧、吸気ガス流量、吸気ガス量）に基づいて機械が提供する吸気ガス流量を調整する。また、先行する呼吸の呼気ガス流量や呼気ガス量、も制御情報として利用される。

3) 呼気認識

気道内圧の変化や吸気ガス流量、吸気ガス量、吸気時間を計測し、これらが一定の条件を満たせば患者の呼気の開始と認識し、機械的吸気を終了し、呼気を開始する。しかし、陽圧式人工換気中に患者の呼気開始を遅延なく認識することは困難である。そのため、吸

気終了認識でこれを代用するか、あるいは、呼気開始認識をはなからあきらめて、単純に時間で吸気を終了させる手法が用いられる。なお、吸気ポーズを付加した場合は、吸気終了後に、吸気弁と呼気弁の両方を閉じた状態の時間が置かれる。この際には患者の肺は吸気のみで保持される。

4) 呼気ガス制御

これには吸気ガス流量を絞る、バイアス流もしくは定常流量を呼吸回路内に流す、呼気弁を開く、適正な PEEP を維持するように呼気弁の開き具合を調整する機能が含まれる。もし PEEP が維持できない場合には、吸気ガス発生機構からのバイアス流もしくは定常流を増量する。

表 1 機能による分類モード

	モード	吸気認識	吸気制御	呼気認識	呼気制御	換気量認識
Continuous Mandatory Ventilation (A/C)	CMV	(-)	従量	(-)	ZEEP, PEEP	(-)
	sCMV	(+)	従量	(-)	ZEEP, PEEP	(-)
	A/C(volume)	(+)	従量	(-)	ZEEP, PEEP	(-)
	PCV	(+)	従圧	(-)	ZEEP, PEEP	(-)
	PSV	(+)	従圧	(+)	ZEEP, PEEP	(-)
	VAPS	(+)	従圧+従量	(+)	ZEEP, PEEP	(+)
	PAV	(+)	従圧+従量	(+)	ZEEP, PEEP	(+)
	PRVC	(+)	従圧+従量	(-)	ZEEP, PEEP	(+)
	VS	(+)	従圧+従量	(+)	ZEEP, PEEP	(+)
	PLV	(+)	従圧+従量	(-)	ZEEP, PEEP	(+)
	AutoFlow	(+)	従圧+従量	(-)	ZEEP, PEEP	(+)
Intermittent Mandatory Ventilation	IMV(volume)	(-)	従量	(-)	ZEEP, PEEP	(-)
	IMV(pressure)	(-)	従圧	(-)	ZEEP, PEEP	(-)
	SIMV(volume)	(+)	従量	(-)	ZEEP, PEEP	(-)
	SIMV(volume)+PSV	(+)	従圧+従量	(+)	ZEEP, PEEP	(-)
	SIMV(pressure)+PSV	(+)	従圧+従量	(+)	ZEEP, PEEP	(-)
	SIMV(VAPS)+PSV	(+)	従圧+従量	(+)	ZEEP, PEEP	(-)
	SIMV(volume)+PAV	(+)	従圧+従量	(+)	ZEEP, PEEP	(+)
	SIMV(PAV)+PSV	(+)	従圧+従量	(+)	ZEEP, PEEP	(+)
	SIMV(AutoFlow)	(+)	従圧+従量	(+)	ZEEP, PEEP	(+)
	EMMV	(+)	従量	(-)	ZEEP, PEEP	(+)
	EMMV+PSV	(+)	従圧+従量	(+)	ZEEP, PEEP	(+)
	EMMV(AutoFlow)+PSV	(+)	従圧+従量	(+)	ZEEP, PEEP	(+)
	H-MMV	(+)	従圧+従量	(+)	ZEEP, PEEP	(+)
	AMV	(+)	従量	(-)	ZEEP, PEEP	(+)
	AMV+PSV	(+)	従圧+従量	(+)	ZEEP, PEEP	(+)
	AMV(VAPS)+PSV	(+)	従圧+従量	(+)	ZEEP, PEEP	(+)
Spontaneous Ventilation	CPAP(定常流)	(-)	(-)	(-)	ZEEP, PEEP	(-)
	CPAP(ディマンド)	(+)	従圧	(+)	ZEEP, PEEP	(-)
	BIPAP	(+)	従圧	(+)	ZEEP, PEEP	(-)
	APRV	(+)	従圧	(+)	ZEEP, PEEP	(-)
	PSV	(+)	従圧	(+)	ZEEP, PEEP	(-)
	BiPAP	(+)	従圧	(+)	PEEP	(-)

注；

A/C	； Assist and/or Control	IMV(volume)	； IMV (Volume Control)
CMV	； Control Mechanical Ventilation	IMV(pressure)	； IMV (Pressure Control)
sCMV	； synchronized CMV, assisted CMV	SIMV(volume)	； SIMV (Volume Control)
PCV	； Pressure Control Ventilation	SIMV(pressure)	； SIMV (Pressure Control)
PSV	； Pressure Support Ventilation	EMMV	； Extended Mandatory Minute Volume Ventilation
VAPS	； Volume Assured Pressure Support	H-MMV	； Minimum Minute Ventilation (Hamilton方式)
PAV	； Proportional Assist Ventilation	AMV	； Augmented Mandatory Ventilation
PRVC	； Pressure Regulated Volume Control	BIPAP	； Bi-phasic Positive Airway Pressure
VS	； Volume Support	APRV	； Airway Pressure Release Ventilation
PLV	； Pressure Limitation Ventilation	PSV	； Pressure Support Ventilation
AutoFlow	； CMV (AutoFlow)	BiPAP	； Bi-level Positive Airway Pressure

B. 人工呼吸モードの分類

現在臨床応用されている各種の人工呼吸モードを分類すると、(1) Continuous Mandatory Ventilation, (2) Intermittent Mandatory Ventilation, (3) 自発呼吸モード (CPAP や BIPAP, APRV, など), の3つに区別することができる。また、これらはさらに吸気開始認識, 吸気ガス制御, 呼気開始認識, 呼気ガス制御, の4段階での作動様式の差異により区別できる。一方, 新しい換気モードでは, 患者の換気量をリアルタイムに計測し, これを強制換気のタイミング制御や吸気制御の指標に利用するものがある。この視点でも分類可能である。なお, 吸気開始認識であるトリガー機構は各モードにおいて共通の問題であるので, トリガー機構を特別にここで独立して扱う。

1. 駆動部位による分類

人工呼吸とは本来は生体が自ら行うべき呼吸仕事の一部もしくはすべてを他動的に行う行為である。駆動部位によって以下の2方法がある。

1) 体外式

間接的に胸廓や横隔膜を駆動し換気を行う体外式は気道の確保が不要であるので, 救急蘇生法に極めて有用である。しかし, 換気の確実性や効率の面で不利である, 換気量や気道圧を直接制御できない, 応答性の良いシステムを作るのが困難, 装置自体が大がかりになる割に人工呼吸器としての調節性に乏しく臨床適応が限定される, PEEP/CPAP の有用性が確立されているにもかかわらずこれらを応用できない換気法である, などから, 現在では治療用には不向きと見なされている。国内では, 厚生省の研究費を基に開発された OKT-100 (木村医科器械) が市販された。

2) 気道換気式

直接的に気道内を換気する方法で, 換気の確実性があり, エネルギー効率が良いので, 迅速で応答性の良いシステムを構築できる。また, 換気量や気道圧を直接モニターできるのでこれらを直接制御できる利点がある。そのために, 現在では気道換気式が人工呼吸法の主流であり, 標準である。しかし気道の確保が必須条件で, これが適応を制約する要因になっている (これに対する解決が BiPAP に代表されるマスクを用いる低侵襲換気法である)。気道換気式は高頻度換気法 (60BPM 以上) と生理的な換気回数で行う換気法の2

つに大きく区分される。現在は一般的に, 吸気相・呼気相における圧の違いも加重して以下の4方式に分類する。

(参考: 現在は, 陽圧式換気法しか存在しないので, 陽陰圧式を消滅した過去の換気法として, CPPV と IPPV の概念をまとめた (i) 陽圧式換気 positive pressure ventilation 方式, および特殊な (ii) 高頻度換気 HFV 方式の2つに分類する方が臨床的である。)

① 陽陰圧式 (positive-negative pressure ventilation)

吸気時には気道に陽圧を加えて吸気補助をし, 呼気時には陰圧を加えて呼気補助をする。active inhalation active exhalation 方式である。1960年代までの人工呼吸器には呼気ガス吸引機構が設けられた機種もあったが, 後述の PEEP/CPAP の有用性の確立に伴い, 1960年頃より陽陰圧式人工呼吸器は市場より消滅した。現在では陽陰圧式の用語は死語である。なお, 新生児用の人工呼吸器には呼気ガス吸引機構を設けているが, これは患者回路抵抗を相殺するため, 気道を陰圧にするためではない。

② 間歇的陽圧換気 (IPPV: Intermittent Positive Pressure Ventilation)

吸気時に陽圧を加えるが, 呼気時には圧を解放するだけで, 胸廓や肺の弾性により受動的に呼気を排出する。active inhalation, passive exhalation 方式である。間歇的に陽圧を加えるのでこれを間歇的陽圧換気 (IPPV) と呼ぶ。つまり陽陰圧式に対する用語が IPPV である。しかし, IPPV は歴史的な用語で, これが提唱された時点では, 従圧式換気 (volume limited), 従量式換気 (pressure limited) という概念があっただけで, IMV (intermittent mandatory ventilation) も PCV も (そして PSV も) 存在しない。陽陰圧式換気法の対極に位置する用語である IPPV を現代的な語義よりこれを再定義すると, IPPV は陽圧式換気法の総称であり, IPPV には IMV と CMV (continuous mandatory ventilation), CMV (Controlled Mechanical Ventilation), PCV, PSV, などを含む。つまり IPPV と CPPV は現在の換気法の根幹をなす換気概念で, これらはともに歴史的使命を終えた用語である。しかし, Dräger 社はいまだに (歴史的解釈を堅持して), IPPV を CMV (continuous mandatory ventilation) と CMV (Controlled Mechanical Ventilation) の両方

の概念で現在も使用しているので、一般ユーザーに用語の混乱を生じさせる原因になっている。

(注：IPPB：Intermittent Positive Pressure Breathing も歴史的な用語で、従圧式の人工呼吸器を用いて、肺の拡張とネブライザ療法を行う肺の理学療法を意味する。一般に、人工気道下に連続的に行うのが IPPV で、挿管せずマウスピースをくわえて一時的に行うのが IPPB である。)

③持続的陽圧換気法 (CPPV：continuous positive pressure ventilation)

PEEP (positive end-expiratory pressure) とは、呼気時に一定の圧を加えることで呼気終末での肺胞の虚脱を防ぎ、肺の酸素化能を改善し、重症呼吸不全の治療に用いられる手法である。1969 年に Ashbaugh らが IPPV に PEEP を加えた換気法を CPPV (continuous positive pressure ventilation) と呼びこの有用性を発表したのが、CPPV の語源である。IPPV は陽陰圧式換気法に対するアンチテーゼであるが、CPPV は IPPV よりさらに一步踏み込んで、呼気時での陽圧 (PEEP) の利点を評価した換気法である。すなわち CPPV は IPPV の特殊型ではあるが、現在の人工呼吸モードはすべて CPPV の概念 (すなわち PEEP を付加した換気法の総称) の範疇にある。ちなみに自発呼吸に一定の圧を加える換気法を CPAP (continuous positive airway pressure) と呼び、原理は PEEP とほぼ同じである。PEEP/CPAP は高く評価され、現在の人工呼吸器には必須の機能である。したがって現在市販されている人工呼吸器はすべて CPPV/IPPV 機である。陽陰圧式が存在した過去はともかく、現在あえて CPPV と IPPV の違いを区別する意義はなく、CPPV もまた歴史的使命を終えた用語である。

④高頻度換気 (HFV：high frequency ventilation)

駆動方式の違いにより HFJV (high frequency jet ventilation) と HFO (high frequency oscillation) に分類できる。前者は高圧ガスを高頻度に断続してジェット流を作り、ベンチュリ効果で周囲の空気を引き込みながら、振幅を増幅させる方式で、後者はスピーカ駆動、電磁モータ (リニアもしくは回転式) によるピストン駆動、吸気弁の高頻度開閉、呼気弁の高頻度開閉、などにより患者回路に振動を付加する方式である。学派によっては HFO と HFV は明確に区別されていないこともある。HFO + PEEP で HFJV と同等といわれている。HFV は通常の換気に比べて低い気道圧で換気することが可能になるが、換気の確実性が劣る。したがって、HFV は従来の換気モードと併用するのが現実的である。しかし、HFV は非生理的な

換気法であり、呼吸中枢の発達した成人では患者の違和感が強い。さらに、自発呼吸を温存し、人工呼吸器との同調性の改善による換気法の利点が高く評価されている現状では、成人での応用は限定される。(注：HFJV は気道のクリーニング効果があるのでネブライザに用いたり、呼吸回路が開放されていても換気を維持できる利点があるので気管形成術などの術中管理に用いたりする。) 一方、新生児は、①呼吸中枢が未熟である、②トリガーの問題を無視できる、③陽圧換気の弊害が生じやすい、④ HFV の換気エネルギーが弱くても実用になる、⑤ HFV は自発呼吸を抑制する作用があるので機械換気に同調させやすい、などの特性があり、新生児用の人工呼吸器には HFV 機能が付加されていることが多い。定常流方式の CPAP に HFV を付加するのは論理的に正しいが、IMV (SIMV) の場合、HFV を呼気相に加重するとトリガーの検出が極めて困難になり、また、エアートラッピングなどにも配慮が必要となる。酸素化の効率からみれば呼気相にも加重するのが望ましいが、現状ではこれらの矛盾は未解決である。そのため各種の形態の HFV が、新生児用人工呼吸器用として提唱されている。

2. 強制換気の挿入法による分類

本来は麻酔用に開発された強制換気を自発呼吸のある患者に適応すると、自発呼吸と機械的呼吸がうまく合わず、両者がぶつかりあうファイティングの問題が生じる。患者の吸気努力の始まりと強制換気を同期させるトリガー機構が実用化されたのは、それを解決するためである。しかし患者の吸気の開始と機械的強制換気の開始が同期したとはいえ、患者の自発呼吸を自由に容認することと、機械的調節呼吸を提供することには、根本的な矛盾が存在する。これを解決するためには、患者が自由に呼吸できる自発呼吸相と機械的強制換気を与える強制換気相を時間を区切って交互に提供する IMV という画期的な手法が開発された。強制換気相でのファイティングをさらに低減するために、強制換気と自発呼吸の開始を同期させる SIMV が開発された。

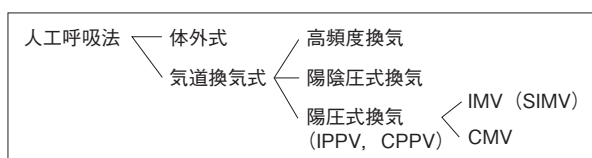
1) 持続的強制換気 CMV (continuous mandatory ventilation)

すべての呼吸が強制換気で行われる換気方式を意味する。IMV の対になる用語である。1970 年頃までは IMV が普及していないので、人工呼吸はすべて CMV であった (つまり IPPV でもあった)。機械的強制換気 (CMV：controlled mechanical ventilation) も同

じ略語になるが、過去にはこれら2つのCMVはほぼ同じ概念を意味し、両者を混同しても支障がなかった。現在では、各種の強制換気モードが存在するので、これらを明確に区別する必要がある。残念なことに混同したままの書籍が多い。

2) 間欠的強制換気 IMV (intermittent mandatory ventilation)

自発呼吸と機械的強制換気を時間軸で区切り共存させる換気法である。通常は強制換気は自発呼吸の開始に同期するSIMV (synchronized intermittent mandatory ventilation) である。最近では自発呼吸をPSV (pressure support ventilation) で補助するのが主流である。PSVは一応自発呼吸モードに分類されるが、例えばPSVレベルを高く設定すると強制換気の性格をおびてくる。つまりすべての人工呼吸モードは自発呼吸を補助するもので、強制換気と自発換気の間には明確な区別はない。



注：CMVはcontinuous mandatory ventilationの略で、controlled mechanical ventilationの略と混同しないように注意。

参考：気道換気法による人工呼吸法が確立されるまでの変遷と歴史

1. 全身麻酔用自動換気装置の登場

1890～1900年頃には、外科の対象が胸腔にまで拡大し、開胸手術を安全に遂行する技術がいろいろと試行錯誤されていた。気管挿管による陽圧式換気が用いられたこともあったが (Tuffier & Hallion:1896 仏, R. Matas:1899 米, Kuhn:1900 独), 主流にはならなかった。それは安全かつ確実に気管内にチューブを挿入する技術が普及しなかったためである。

1950年頃にはようやく、吸入ガス麻酔薬と筋弛緩薬 (クラール) による全身麻酔の有用性が確立されてきた。全身麻酔では患者の呼吸は強く抑制されてしまうので、何らかの人工呼吸する必要性が生じる。そこで、気道に陽圧を加えることで患者の肺を直接膨らませる、陽圧式換気法が併用された。当初は手で換気していたが、換気の恒常性と確実性を得るために機械的な換気装置が開発された。1940～1950年代にかけて、「自動的に理想的な換気をする機械」を意味する調節

呼吸装置 “Controller” が実用化された (つまり機械的調節換気 controlled mechanical ventilation の概念ができた)。これらは別名 “Automatic ventilator” と呼ばれた。Spiropulsator (1940年頃, スウェーデン), Blease Pulmoflator (1950年頃, 英) や Jefferson ventilator (1950年頃, 米) が代表である。

2. 麻酔用以外の人工呼吸

治療用の気道換気式の人工呼吸法の確立は、1952年のコペンハーゲンにおけるポリオの大流行まで待たねばならなかった。それまでは、安全な気管挿管の手技が未熟で普及していなかったこと、安全な陽圧式換気法の手技が確立されておらず、むしろ陽圧式換気に伴うマイナス面が強調されていたため、気道陽圧式人工呼吸法は呼吸療法に応用されることはほとんどなかった。鉄の肺と呼ばれる体外式人工呼吸器の方がまだまだ優位であった。ところがポリオの大流行に伴い、あまりにも多数の患者が発生したため、設備面で大掛かりな体外式人工呼吸器に収容しきれず、より簡易な気道陽圧式人工呼吸法が応用された。しかし、気管切開による気道確保と簡単な装置による手動による陽圧式換気により、画期的な救命率が得られたため、国をあげての気道陽圧式人工呼吸器の開発が推進されることとなった。Engstrom (1954), Bang (1953), Blease (1956), Beaver (1953), Barnet (1958), Radcliffe (1953), Dräger (1955), Bennett (1957) などの多くのメーカーが誕生した。これらの中には患者の吸気努力の始まりと強制換気をトリガー機構によって同期させるトリガー機構を実用化した機種があった。それは自発呼吸と機械的呼吸がうまく合わず、両者がぶつかりあうファイティングの問題を解決するためであった。これらの機器は “Controller” に対して “Assister” と呼ばれた。しかし1950年代後半までの時点では、麻酔用と治療用の機器が完全に分かれていたわけではなく、ほとんどが兼用機であった。やがて、人工呼吸器は治療用と麻酔用に分かれて進化する。治療用の人工呼吸器は、自発呼吸との同調性と換気効率の改善を解決するために飛躍的な進化を遂げた。なお、治療用は別名、病棟用や長期管理用と呼ばれる。一方、麻酔用の人工呼吸器は、機構の確実性を求めて単純化し、あまり大きな進歩は遂げていない。現在ではベローズをガスもしくは電気モーターで駆動する方式に収束している。

3. 気道換気式（陽圧式人工呼吸法）の制御形態における分類；Pressure Ventilation（圧換気）対 Volume Ventilation（量換気）

1) 古典的換気；古典的概念における従量式 (volume cycle) 対従圧式 (pressure cycle) の比較

人工呼吸法は（i）肺の換気の維持と（ii）酸素化能の改善とを目的に行われる。この目的を達成する気道換気式陽圧式換気法として1970年頃までは pressure cycle（従圧式）と volume cycle（従量式）の優劣が論じられた。教科書にしばしば記載されている従量式対従圧式換気の比較表はこれを反映している。Pressure cycle 方式の方が、患者との同調性やリーク補正能力にも優れていたが、当時では換気量のモニターやアラーム機構が未熟なために、確実な換気を確保できず、その後 volume cycle 方式（や constant flow, time cycle による疑似 volume cycle 方式）に凌駕された。

①量サイクル換気（機械的強制換気）；古典的従量式換気（図1）

従量式換気（volume cycle 方式）は、治療者が意図する一回換気量、吸気時間、吸気ガス流速、吸気ポーズ時間、呼気時間で患者を換気できるので、これを機械的調節呼吸（CMV：Controlled Mechanical Ventilation）と呼び、理想的な換気様式と評価されてきた。なかでも自発呼吸の開始と同調させる synchronized CMV, assisted CMV, triggered CMV やこれらのバリエーションである Assisted Volume Ventilation,

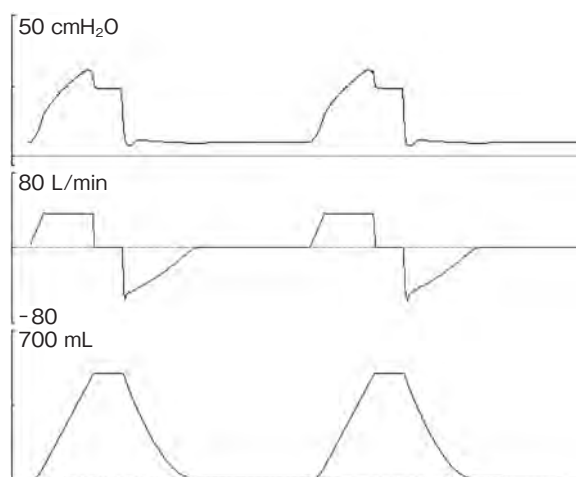


図1

Volume Assisted Ventilation, Volume Control Ventilation, Volume Controlled Ventilation は人工呼吸の標準となってきた（厳密に表現すれば、ベローズ駆動方式以外は volume cycle とはいえない。実際の従量式人工呼吸器のほとんどは constant flow, time cycle による擬似的な volume cycle である。）。しかし機械的調節換気（機械的強制換気）の概念は患者との同調性を考慮していないので、いくらトリガー機構があるとはいえ自発呼吸のある患者にとっては耐え難い苦痛をもたらし、ファイティングやそれによる気道内圧の異常上昇、肺の圧傷害、自己抜管などの弊害を誘発した。

②圧サイクル換気（pressure cycle ventilation）；

古典的従圧式換気

吸気圧が設定値に達した時点で吸気を終了させる換気方法を pressure cycle ventilation と呼ぶ。最近ではほとんど用いられない古典的な換気法である。なお、日本語の従圧式換気の訳はこれに該当するが、現在はいろんな圧換気モードがあるので、日本語で従圧式換気が意味するところの概念は著しく混乱している。

③CPAP（Continuous Positive Airway Pressure）；古典的自発換気

CPAP は厳密に言えば人工呼吸モードでなく、呼吸療法の1種である。原典では人工呼吸器を用いず CPAP 装置によって行うが、現在では人工呼吸器で CPAP を行うのが簡便で、確実である。過去には、定常流方式とダイヤモンド方式の優劣について議論があったが、現在の一流の人工呼吸器はすべて、定常流機能とダイヤモンド機能を同じ吸気パルプ系でハイレスポンスで処理するので、あえて比較する意義はなくなった。例えば Bennett 社の Flow-By や BEAR 社の定常流設定 + Flow Supplementation 機能 + PEEP compensator, Bird 社の Flow matching, Respirationics 社の Bi-PAP, などによる CPAP は、古典的 CPAP 装置の工夫を凌駕した性能を簡便に提供してくれる。しかも最近では CPAP より PSV + PEEP を用いる方がウィーニングが容易で、こちらを用いるのが主流となっているため、なおさらである。しかし、CPAP 性能の悪い人工呼吸器が多数存在するのも事実である。なお、多くの人工呼吸器では自発呼吸モードの意味で CPAP を用いているが、これも用語の混乱を招く原因になっている。現在では、NIV 機の普及とともに、NIV 機が高流量のガスを発生できる点が注目されて、これを CPAP に用いる利点も評価されている。とくに Nasal High Flow CPAP は新しい呼吸療法として広く臨床応用されている。

2) 現在のボリューム換気 (Volume Ventilation)

①Volume Ventilation with Flow Wave Form Control (吸気波形調節した量換気)

米国製の人工呼吸器では、機械的調節呼吸 CMV の概念より踏み出して、量換気の範疇で、自発呼吸との同調性を追求した。量換気のフローパターン（普通は吸気ガス流量は一定である。これを矩形波と呼ぶ）に漸減波を用いることによって吸気圧波形を矩形波に近づけることが可能になる。漸減波は矩形波に比べて陽圧下での生理的自発呼吸パターンに近いので患者との同調性が改善されるだけでなく、圧換気の利点をも得ることができる。つまり、量換気モードでありながら擬似的に圧換気 (PCV) を模倣することができる。同じ吸気時間であれば PSV (pressure support ventilation) や PCV のようにピーク気道内圧も低くできる。従来は漸減波はまだオプション扱いであったが、今日の人工呼吸器では標準が漸減波でオプションとして矩形波を選択するようになってきている。

②Volume Ventilation with Flow Supplementation, Flow & Volume Augmentation (吸気流量補正した量換気)

もう 1 つの工夫は Flow supplementation, Flow & Volume Augmentation (BEAR 社) である。これは強制換気中に設定流量を超える患者の吸気要求がある場合に、自動的に吸気ガスを増量してベースライン圧が陰圧にならないように補償する機構である。Flow Supplementation により CMV のしがらみを脱却した量換気が可能になった。これはさらに Pressure Augmentation (BEAR), VAPS (Bird) に発展し、強制換気中は PCV レベル以下にならないように制御するようになる。この機能は患者の吸気量が機械的に制限されない利点や、PCV の利点を量換気にもたらした。

3) 現在の圧換気 (Pressure Ventilation)

①PCV (pressure control ventilation) (図 2)

機械的強制換気の欠点を改善する手法として吸気ガス流量を制御する考えを発展させ、強制換気中の吸気圧を指標にしてこれを一定化させる換気法が考案された。これは PCV (pressure control ventilation, 圧調節換気) と呼ばれる。PCV では平均吸気圧とピーク気道圧が同じなので、機械的強制換気に比べて、気道の陽圧による弊害が少ない、肺胞の拡張性に優れ酸素化能が高くなる、などの利点を持つので、最近ではほとんどの高性能人工呼吸器に搭載されているモードで

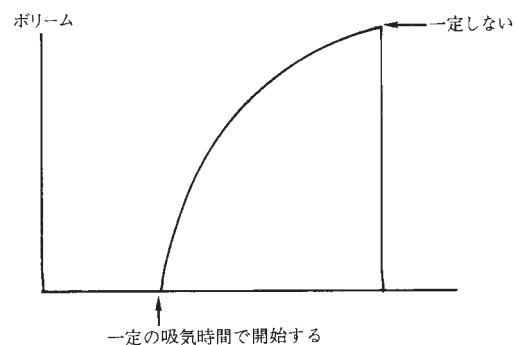
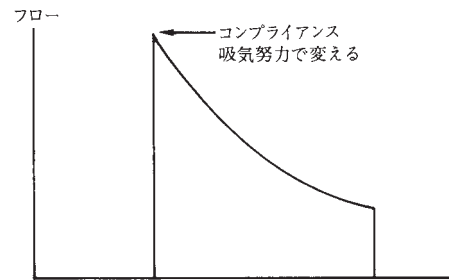
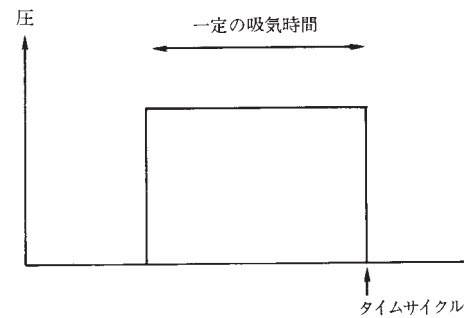


図 2

ある。しかしながら PCV は(過去において論争になった)換気量が不確実という欠点を持つので、これを改善するために PCV 圧を自動調節して従量式換気をつくりだす方式も生み出された。これが後述する PRVC (pressure regulated volume control ; Maquet) や Auto Flow (Dräger), APV (Hamilton Medical) である。

②PSV (pressure support ventilation)

PSV は PCV の対として考案された換気モードである。両者の違いは吸気停止条件の違いにある。前者では患者の吸気が終了した時点であるが、後者では time cycle で停止する。IMV の概念の中では、前者は患者の吸気呼気の両方に同調するので自発呼吸モードに分類される。後者は吸気があれば同調するが、なければ time cycle でも吸気が開始するので強制換気と見なされる。例えば SIMV (PCV) + PSV では PCV で強制換気を与えられ、PSV で自発呼吸を補助

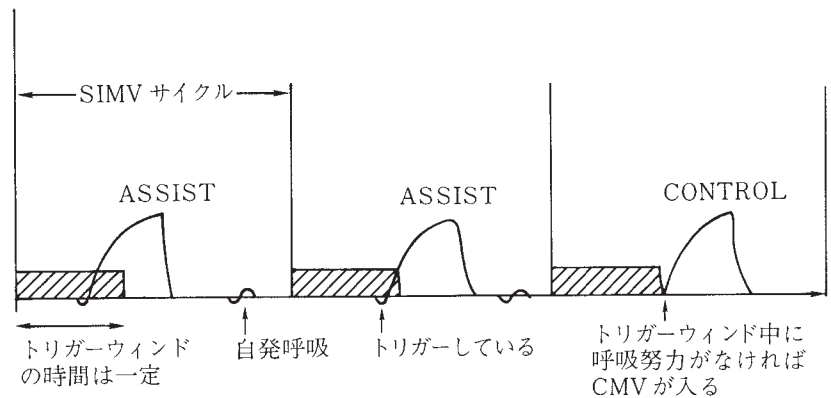


図 3

すると考える。

4) 圧換気と量換気の融合

量換気、圧換気にはそれぞれ利点がある。これらを発展的に組合せて融合することで両者の利点を合わせ、欠点を減じた換気モードができる。

①量換気、圧換気を経時的に並べる……SIMV + PSV SIMV (synchronized intermittent mandatory ventilation) (図 3)

SIMV は強制換気相と自発呼吸相より成り立つ。自発呼吸には PSV 補助するのが一般的である。観点を変えれば、SIMV + PSV は量換気と圧換気を時間軸で分割して並べることで両者を両立させる画期的な方法である。それぞれの利点を生かし欠点を最小化するので、過去では標準的な換気法として評価されていた。しかし、現在では量換気と圧換気をより高度に融合することが可能なので、むしろ 2 種類の異なる換気法が（患者にとって）ランダムに提供されるマイナス面が重視されて、SIMV はすでに過去の呼吸モードとなった。とくにこのランダムさは機械換気と自発呼吸の同調性を著しく損なう。また患者にとって強い違和感をもたらす。

②量換気、圧換気を同時に開始する……Pressure Augmentation, VAPS

Pressure Augmentation は BEAR1000 の機能で、VAPS は Bird 8400, T-Bird の機能である。量換気と圧換気を融合させたモードで、強制換気に Volume Ventilation と PSV (Pressure Support Ventilation) を同時に重ねて提供する機能である。患者の自発呼吸が弱い状態では Volume Ventilation が優位になるが、患者の自発呼吸が強ければ、PSV が優位に提供される。AutoFlow と比較した場合、圧波形が必ずしも PCV のような矩形波にならない点が欠点であるが、利点として吸気圧がどんどん上がってしまう現象が起

こらない。AutoFlow では、設定値を超える吸気量は短期的には許容されるが長期的には許容されない欠点があるが、Pressure Augmentation, VAPS では、設定値以上であれば連続的に許容される。なお、Pressure Augmentation と VAPS はオリジナルをともしする類似の換気モードであるが、吸気終了条件 (terminal flow rate) にわずかな差がある。

③PCV 圧を自動調節して擬似的に従量換気をつくる……AutoFlow, PRVC, APC

AutoFlow は Dräger 社の人工呼吸器で利用でき、PRVC (Pressure Regulated Volume Control) は、Maquet 社の Servo ventilator で、APC は Hamilton 社の人工呼吸器で利用できる。これらは類似した概念の換気モードで、簡単に表現すれば、先行する換気において計測したコンプライアンスに基づいて PCV レベルを演算し自動設定することで、圧制御型の換気で擬似的に量換気を提供する機能である。これは PCV の利点と CMV の利点を融合した換気様式である。PCV レベルを決定する演算処理やテスト換気の方法などで、AutoFlow と RPVC や APC に若干の差があるが基本となる原理は同じである。新生児用の人工呼吸モードに VG (Volume Guarantee) という機能があり、圧換気モードで肺胞の過膨張を防ぐ機能であるが、実態は AutoFlow そのままである。

(参考；AutoFlow の意義：量換気における米式と欧式の統合)

CMV (機械的強制換気) の概念では原則的に吸気ポーズ時間を付加するが、これは肺での拡張不均衡を減じ、酸素化能を改善しうる。しかし自発換気のある患者にとっては強制的な吸気停止をもたらすので、ファイティングの原因になりうる。一般にヨーロッパ式の量換気は機械的強制換気を自発呼吸に同調させる synchronized CMV という概念が用いられる。吸気ポーズ時間は原則的に必ず付加されるべきものと考え

られて、吸気ポーズを省いた設定は困難か、不可能なことが多い。一方アメリカ型は（CMV の概念にこだわらず）Wave Form や Flow supplementation 機能を付加し、自発呼吸にボリュームをうまく加重する換気を重視する。したがって原則的には吸気ポーズはなく、オプション扱いで必要時にのみ選択する。両者は同じ従量式換気でありながら、相容れない換気モードとして歩んできた。AutoFlow では、強制換気の吸気時間すべてが吸気ポーズとも、また吸気時間ともみなせるようになるので、狭義の吸気ポーズ時間はなくなる。もう 1 つの利点は呼気弁が吸気圧で閉じられている点で（BIPAP システムの恩恵で）、吸気時間中であっても患者は呼気が可能である。また、AutoFlow では原理的に flow supplementation 機能も内包されているので、強制換気時に患者が設定吸気ガス流量を超えて吸気しても気道内圧が陰圧になる弊害がない。つまりアメリカ型の量換気概念とヨーロッパ型の sCMV、その上 CPAP の概念が、ここではじめて融合されたことになる。

④PSV 圧を自動調節して擬似的に量換気をつくる ……Hamilton MMV, VS

Hamilton 流の Minimum Minute Ventilation と Siemens の Volume Support は演算処理が異なるが、AutoFlow や PRVC と同じように一定の換気量になるように PSV レベルを自動調節する換気モードで、これらも圧換気でありながら擬似的に量換気を実現するモードである。BiPAP などの低侵襲性人工呼吸器では、PSV モードでも、time cycle で吸気が始まるようにできる。

⑤量換気で PCV を模倣する……Volume ventilation with Decelerating Wave Form

量換気と圧換気の決定的な差は、フロー波形にある。圧換気では漸減波が観測されるが、量換気のフロー波形でこれを模倣すれば、量換気でありながら、圧換気を擬似的に実現できる。おもにアメリカ型の量換気に採用されている。現在のところ + 50% ~ - 50% への直線的な変化パターンしか用意されていないが、将来、各種のパターンを自動選択できるようになれば、AutoFlow や PRVC が抱える換気量がいまいであるという問題が解決される。さらに Flow Augmentation や Flow Supplementation 機能を付加すれば設定値以上の吸気量を長期的に許容することも可能になる。

⑥従量式換気のピーク圧をカットする……PLV (Pressure Limited Ventilation)

Dräger Evita 以降の機種において利用できる機能で、従量式強制換気において、設定した圧以上に気道

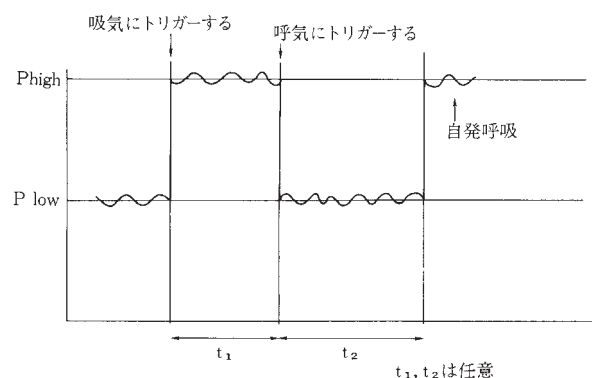


図 4

内圧が上昇した場合、吸気ガス流速を減じて、設定圧以上にならないようにピークカットする。つまり設定圧以上になると volume cycle の PCV になる（吸気時間は変動するので、その分だけ吸気ポーズ時間が変化する）。しかし設定によっては換気量が維持できないこともある。

⑦これらの組合せ

これらは文字どおり順列組合せでできたモードで、臨床的な意義や設定方法について、多くの議論がある。

- (a) SIMV (Pressure Augmentation, VAPS) + PSV
- (b) SIMV (AutoFlow) + PSV
- (c) SIMV (PLV) + PSV

⑧異なる圧換気モードの融合

⑦のモードと似ているが、これらは、圧換気だけを組合せたモードである。

- (a) BIPAP + PSV
- (b) SIMV (PCV) + PSV

5) CPAP の改良

① BIPAP (Biphasic Positive Airway Pressure) (図 4)

CPAP では、強制換気に比べて低い気道内圧で肺の酸素化能を改善できるが、ある程度の自発換気能力を要求する点が弱点である。2 つの CPAP レベルを交互に切り替えることで CPAP に換気補助能力を付加したのが BIPAP である（狭義の BIPAP）。BIPAP は Dräger 社の呼称で Dräger 社の Evita で利用できる。当初は 1 つの CPAP 相に 2 ~ 3 個以上の自発呼吸を含むものと定義されていた。しかし、これは換気補助能力に限界があり臨床応用も限られていた。最近では、BIPAP システムによる PCV や SIMV (PCV) モードも含めて BIPAP と称している（広義の BIPAP）。したがって BIPAP は、2 つの CPAP レベルを交互に切り替えて作り出される換気モードの総称である（低圧相には PSV も付加可能）。狭義の BIPAP は CPAP の範疇であったが、広義の BIPAP は圧換気 Pressure

Ventilation の範疇になる。例えば Dräger 社が BIPAP + ASB と呼ぶ換気モードは BIPAP システムによる SIMV (Pressure Control) + PSV を意味する。BIPAP にもバリエーションがあり, BiVent (Maquet), BiPhasic (Viasys), BiLevel (Bennett), DuoPAP (Hamilton) などメーカーによって異なる名称が付けられている。これらには高圧相での PSV の入れ方に差がある。高圧相には PSV が入らない (BIPAP ; Dräger), 高圧相にも低圧相にも同じ PSV が入る (現在は該当機種はない), 高圧相と低圧相に別個に任意の PSV が入る (BiVent, BiPhasic), 高圧相での PSV の絶対圧は低圧相での PSV 圧と同じ圧になる (BiLevel, DuoPAP), が相違点である。

② APRV (Airway Pressure Reliese Ventilation)

狭義の BIPAP の変法で, 低圧相には 1 つの呼気のみ状態を APRV と呼ぶ。

③ BiPAP

BiPAP は Respironics 社の登録商標で, BiPAP の Bi は IPAP (Inspiratory Positive Airway Pressure) と EPAP (Expiratory Positive Airway Pressure) の 2 つの PAP という意味である。「吸気時の陽圧」と「呼気時の陽圧」により換気援助をする装置で, マスク下にリークを前提として呼気弁機構を使わず換気援助を可能にする点は革命的である。低侵襲性を最大の特徴とするが, 換気モードとしての視点だけで分類すれば, PCV や PSV, BIPAP, CPAP と類似である。

6) 新しい概念の換気モード

Volume Ventilation や Pressure Ventilation といった概念や枠組みを超越した新しい換気モードを意味する。

① PAV

PAV (Proportional Assist Ventilation) は, 圧換気か量換気かで分類できない新しい概念の換気モードである。肺が吸気により拡張しつつある時点での吸気仕事量に対して一定の割合でこれを人工的に補助する換気モードである。Flow gain と Volume gain というパラメータが重要である。換気制御に複雑な問題を抱えたためになかなか実用化されなかったが, Respironics 社の BiPAP Vision, BiPAP V60 や Dräger 社 Evita 4, Evita XL, Evita V500, Bennett 840 に, 搭載されるようになった。ちなみに Dräger 社は PPS (Proportional Pressure Support), Respironics 社は PPV (Proportional Pressure Ventilation) と称している。

7) 完全自動化モード

Dräger 社は EvitaXL において, PSV 圧を自動調節して Comfort Zone を維持して自動的にウィーニングをする機能 (SmartCare と称する) を提唱している。一方, Hamilton 社はすでに Hamilton Gallileo において ASV という呼吸仕事量を最小化する観点から新しいモードを提唱してきたが, 2013 年には Hamilton G5 と Hamilton S1 において, これを発展させた INTELLiVENT-ASV というモードに進化させてきた。このモードは患者の病態に応じて, EtCO₂, SaO₂ をモニターして自動的に ASV のパラメータを設定していき, 人工呼吸器設定の完全自動化を目指している。こうなると呼吸モードの範疇というより, 呼吸療法ソフトともいえる領域に入った感がある。

C. トリガー機構の構成

1. 概念と目的

自発呼吸の開始を検出して、これと機械的換気の開始を同期させて換気の効率と患者の快適性を高める。

2. 構成要素

(1) センサーと (2) 信号処理系 (3) 呼吸回路により構成される。

3. 制御方式(制御機構と作動理論)

理論的には流速や流量を指標にするフロートリガーを主体にした方式がベストであるが、物理的に安定した高感度のセンサーを小型、軽量、安価に確保する命題が解決できないので、その時代の技術背景と換気モードから見て最良の方式が選択されてきた。それらを順に記載する。

1) 古典時代 (1940 ~ 1950 年代)

この時期の人工呼吸器は“Controller”と呼ばれ、トリガー機構を持たない。電気モータの回転力によってカム、ギヤを介してピストンやペローを駆動する方式になっていた。吸気時間や呼気時間もこれらのメカニズムで規定する構造になっている。その上、機械自体の慣性重量が災いして、患者の吸気努力の開始に合わせて駆動することが難しかった (Bang, Beaver, Spiropulsator, Barnet など)。

2) 圧スイッチ、ニューマティック制御方式 (1950 後半 ~ 1960 年代)

ガスの流れを機械的に制御した、ニューマチック回路方式では気道内圧変化を検出してガスの流れを変えるスイッチが用いられている (Bird mark 4, Bennett PR-2, MRT CV-2000, Blease Plumoflator などの Assister)。

3) 圧スイッチ、電気回路方式 (1960 後半 ~ 1980 年代)

気道内圧の変化で電気スイッチが入り、電気制御回路に信号を送る。Bennett MA-1, New Port E-100, CV-3000 などの Volume Assister で多用されている。

4) 流量スイッチ、電気制御方式 (1980 年代 ~)

吸気ガスの流れを物理的な現象でとらえて電気制御

回路に信号を送る。Ohmeda CPU-1, BEAR-2 などの SIMV 機で用いられた。

5) 流量センサー、電気制御方式 (1981 年 ~)

流量センサーで吸気ガス量を連続的に計測していて一定値以上になれば電気制御回路に信号を送る。Engstrom Erica, Elvira (SIMV 機 ~ PSV 対応機) で用いられている。

6) 圧センサー、電気回路方式 (1980 年 ~)

圧センサーで気道内圧の変化は連続的に電気信号に変換して各種の制御回路に利用するが、限られたトリガー期間の圧変化で吸気を開始する方式。Bennett 7200, BEAR-5, Bird 6400, Bird 8400, Servo 300 などの、現在の代表的な PSV 対応機のほとんどがこのグループに属する。

7) マルチセンサー複合処理方式 (1990 年代 ~)

最近の人工呼吸器 (PSV やその他の圧制御型換気モードを持つ機器) では、回路各部で圧や流速、流量が計測しているが、これらの情報は MPU を利用して、複合条件で判定される。また、モードによってトリガー条件を変える機械もある。Bennett 7200 では通常は圧トリガー方式であるが、Flow by の時は流量トリガーが使われる。Servo 300 では圧トリガーと圧 / 流量トリガーを選択できる。圧 / 流量でのトリガー条件は換気設定により変化する。Dräger Evita では通常の換気には圧トリガーが使われるが ASB や BIPAP には複合条件を使用する。0.2mbar の陰圧と 40mL の吸気流量が使われる。1 ~ 15LPM (可変) の流量条件も加味できる。しかし、複合条件は未完成で、最良の方式を模索中である。

8) 未熟児、新生児でのトリガー (PTV : Patient Triggered Ventilation) (1990 年代 ~)

PTV 機能は、Siemens Servo 300 で始まったが、続々と各社の機器に装備されている。Dräger BabyLog, Infrasonic Infant Star, VIP Bird, SLE-2000, BEARCub II が代表である。トリガー方式は、圧、流量、横隔膜での加速度センサーと百花繚乱の状態である。こうした微少領域でのセンシングは、センサー技術も未熟であり、また最適な方式も模索段階である。

一定の方式へ収束するのに、時間が必要であろう。

4. 装飾要素

1) 呼吸回路の時定数

呼吸回路の回路時定数は呼吸回路のコンプライアンスとチューブ抵抗により決定される。コンプライアンスが高いと吸気努力による変化を吸収しやすい。また、時定数が増大して位相の遅れが大きくなるので、さらに検出までの遅れを増大させる。チューブ抵抗の増加は時定数に影響するだけでなく、トリガー感度に大きな影響を与える。圧トリガー方式では有利であるが、流量トリガー方式には不利である。

2) 吸気努力の検出方法とその部位

①人工呼吸器内部での出力

ここでの圧変化検出法は加温加湿器の影響を受けるので、感度、反応時間が鈍る。流速、流量トリガー方式では世代前の機械に繁用された。

②Yピース部

この部位での圧変化検出法は、呼吸回路のリーク補正機能を持たせたい場合、機構上の感度を高めたい場合、呼吸回路が閉塞するトラブルの頻度が高い小児用回路に対応する場合、に多用される。ただし、余分に Proximal Airway Pressure Tube が必要となる。同部での流量、流速変化検出法では、高い感度と迅速なレスポンスが期待できるが、センサーユニット自体を小型軽量にする制約がある上に、価格や精度管理、信頼性の維持、滅菌などの問題もある。

③呼気弁直前

ここでの圧変化検出法は成人用機械で一番多く用いられる。呼吸回路が簡素になる反面、呼吸回路の時定数の影響を受けることが欠点である。

④その他の部位

胸膜腔内圧の代用として食道内圧の変化を検出する方式、胸壁の動きを検出する方式、などが考案されて

いるが、確実性、簡便性の点で普及していない。

3) 各種定常流の存在

呼吸回路には、回路内水分の凝集や逆行性感染の防止、吸気ガスと呼気ガスの分離、トリガーまでの仕事量の軽減、センサーの精度確保、などを目的にリンスフロー、パージフロー、バイアスフロー、コンスタントフローとさまざまに名付けられたガスが流れている。これらの定常流は圧トリガー方式だけでなく流速、流量トリガー方式であっても感度、レスポンスに影響する。

4) トリガー機構の感度とレスポンス

一般に人工呼吸器のレスポンスは迅速が望ましいが、レスポンスは人工呼吸器のサーボループの時定数と密接な関係がある。人工呼吸器からみれば、呼吸回路と肺は容量と固有振動を持つ負荷である。たとえ呼気相であっても、PEEPの維持やリンス流という目的で、吸気ガスが出力されている。最新の人工呼吸器ではレスポンスの改善が追求されて、結果的に時定数が小さくなっている。呼吸回路にシリコンゴムチューブを使用していると、人工呼吸器のサーボループの時定数と負荷（呼吸回路と肺）の時定数が近くなり、共鳴が生じて回路の発振（振動）が起こるケースがある。この場合には回路振動はノイズであるので、いたずらに感度を高くすると、Auto-cycleや誤動作が起きる。対策として、呼吸回路の時定数を変える必要がある。つまり、長さや材質、径の変更を考慮する。EvitaやServo 300に使われている複合条件には、ノイズ成分に埋もれているトリガー信号を浮き上がらせる目的がある。従来はあいまいであった患者回路のノイズ対策という概念は、新しいBennett 840では明確に確立されている。ノイズ成分はフィルタリングアルゴリズムにより効果的に除去されトリガー機構の誤動作を最少にしている。

旧版 人工呼吸器ハンドブック 福山 学・丸川征四郎（著）から引用