

□ 総 説 □

## 機械的人工呼吸管理中のモニタリング

勝 屋 弘 忠\*

### はじめに

Monitoring という言葉はラテン語の“monere” (警告する) から由来しているといわれる。したがって医療の場における monitor の役目は、患者の何らかの異常を感知して医療者に警告することであろう。最近では薬剤血中濃度を測定して投与量を決定する therapeutic drug monitoring (TDM) などということばも使われるが、人工呼吸管理中のモニタリングで結果が数時間後とか翌日であるというのでは役に立たないことが多い。そこで本稿では、機械的人工呼吸中の患者で、リアルタイムまたはそれに近い状態で評価できるモニタリングの現況についてわれわれの経験を含めて述べる。

### 呼吸管理中のモニタリングの意義と特徴

健常者では呼吸中枢、神経、筋、胸郭、気道および肺がすべて正常で、肺が正常のガス交換機能を有しているのみならず、各種の呼吸調節機能も正常に作動している。これに反し、呼吸管理を要する患者というのは肺自体にガス交換障害をきたす病変があることが多いが、呼吸調節機能が侵されていることも多い。いずれにせよ肺で行われるべき血液の酸素化 (oxygenation) と CO<sub>2</sub> 除去が障害されるわけで、これに対し呼吸管理が行われる。したがって呼吸管理中のモニタリングの目的の第一点は、oxygenation と CO<sub>2</sub> 除去が適正に行われていることの確認である。ここで適正ということばを使ったのは、oxygenation と CO<sub>2</sub> 除去が不十分な場合のみでなく過剰な場合もしばしばみられるからである。第二は呼吸管理とくに機械的換気 (mechanical ventilation: 以下 MV と略) という非生理的な手段が生体に及ぼす影響をモニタリングし、これを最少限に抑えることである。

表 1 機械的換気下の患者でモニタリング可能な呼吸の諸因子

1) 換気力学的指標
① 気道内圧
② 換気量
③ コンプライアンス
④ 気道抵抗
⑤ 機能的残気量
⑥ 呼吸仕事量
2) ガス交換能の指標
① CO <sub>2</sub> 分圧 (呼吸終末, 経皮)
② O <sub>2</sub> 分圧 (経皮, 動脈内) と O <sub>2</sub> 飽和度 (経皮)
③ 混合静脈血酸素飽和度

### モニタリングの実際

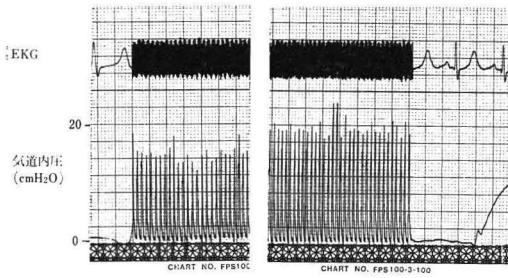
現在呼吸管理とくに MV 中にモニタリングされているものは大きく表 1 のように分けられる。

#### 1. 換気力学的モニタリング

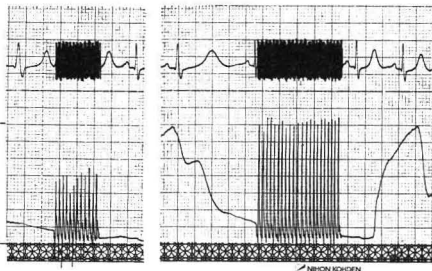
##### 1) 気道内圧

MV 中もっとも一般的に行われるモニタリングである。長期人工呼吸にはほとんど volume-preset type のベンチレータが用いられている現在、気道内圧はコンプライアンスや気道抵抗の変化を示す良い指標となる。さらに気道内圧は呼吸回路のリークや脱落あるいは逆に閉塞などの異常検出にも威力を発揮する。現在市販のベンチレータは全て気道内圧計を備えているが、測定部位によって気道内圧はかなり異なることを知っておく必要がある。すなわちベンチレータ本体またはそれに近いところと、患者口許とではかなり圧差があり、吸気流速が早いほどこの差は大きくなる (図 1)。なるべく患者口許近くで測定するのが望ましい。しかし高頻度換気 (HFV) とくにジェットベンチレーションでは口許でもかなり問題があり<sup>1)</sup>、現時点で測定部位をどこにすべきかについて意見の一

\* 熊本大学医学部附属病院救急部・集中治療部



測定部位 気管チューブの部位 ベンチレータ本体の出口と加湿器の間



気管チューブの部位 ベンチレータ本体の出口と加湿器の間

図 1 測定部位による気道内圧の差

成人女性を CV-2000 ベンチレータを用い、1 回換気量 500 ml にて換気中のものである。上段は吸気時間 0.75 秒、下段は吸気時間 0.5 秒のときの記録。ベンチレータ本体の出口と患者口許とで測定される圧に差がある。この差は吸気時間が短いほど（つまり吸気流速が大きいほど）大きくなることわかる（気道内圧はステッサム P 23 ID にて測定）。

致はなく、できるだけ気道の奥で測るのが望ましい<sup>2)</sup>とされる。またモニターの有用性の点からみると、単に最高気道内圧を表示するのみでなく、気道内圧の波形が連続的に監視でき、かつ過去の一定時間内の最高気道内圧のトレンドグラフが得られると、病態の変化がつかみやすい。そのためには気道内圧信号をトランスデューサーで電気信号に変えてやる必要がある。

最近、PEEP よりも平均気道内圧が肺での酸素化能に影響しているとの説もあり<sup>3)~5)</sup>、気道内圧波形から算出する方法も提案されている<sup>6)</sup>が、電氣的に測定しておけば平均圧も簡単に求めることができる。

### 2) 換気量

初期のベンチレータの換気量測定は、呼気流量をペローズに集めて測るか、ロタメータで測定する方式であった。しかし近年になり各種の流量計

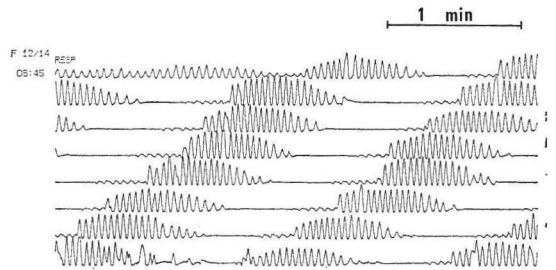
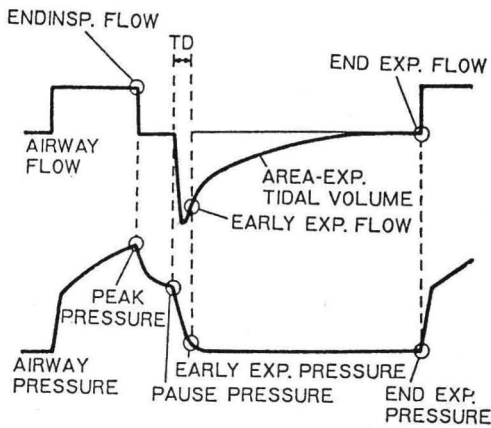


図 2 インピーダンス法による呼吸モニタリング

前胸壁の電極で胸郭インピーダンスの変化を記録したもの（77 歳，男性，急性心筋梗塞）。脳血流減少によるおもわれるチェンストークス型が記録されている。

の開発で、気流量（flow）を連続的に測定できるようになったのに伴い、flow とその積分値である換気量（volume）を表示できる換気量モニターが続々と市販されている。またこれらの機構をベンチレータ本体内に組み込んだものも多くなってきた。気流量測定法としては古典的にはニューモタコメータがある。その原理は、気道内においた抵抗の前後の圧差から流量を算出するというものであるが、ガスの粘度に左右されるため、ガスの組成、ひいては温度や湿度も影響する。MV 中は吸気と呼気でガス組成が異なり、また病態に応じて吸入酸素濃度も変更するので、キャリブレーションにしても厳密に言うと非常に難しいことになる<sup>7)</sup>。またフライシュ型、リリー型の二種のニューモタコメータとも装置が大きくなり、ベッドサイドでは使いにくい、抵抗部分をフラップにして flow に応じて開口部が変化する方式の variable orifice type のディスプレイブルニューモタコメータは、軽くて死腔も小さく、気管チューブと Y ピースの間につけて使うのにあまり不便がない。

その他の flow meter としては、熱線スパイロメータ<sup>9)</sup>、インピーダンス法<sup>10)</sup>、超音波法<sup>11)</sup>などがある。インピーダンス法は定量化の面でまだ問題がある。しかし、呼吸のリズムや大小をみるだけであれば、胸壁に貼付した電極（心電図と共用）で記録できるので、患者に負担を与えず長時間記録できて便利である（図 2）。超音波気流量計は、ガス組成、温度、湿度にほとんど影響されないといわれ、もしそうであれば長期人工呼吸時のモニ



$$\text{INSP. RESISTANCE} = \frac{\text{PEAK PRESSURE} - \text{PAUSE PRESSURE}}{\text{END INSP. FLOW}}$$

$$\text{EXP. RESISTANCE} = \frac{\text{PAUSE PRESSURE} - \text{EARLY EXP. PRESSURE}}{\text{EARLY EXP. FLOW}}$$

$$\text{END EXP. LUNG PRESSURE} = \text{END EXP. PRESSURE} + (\text{END EXP. FLOW} \times \text{EXP. RESISTANCE})$$

$$\text{COMPLIANCE} = \frac{\text{EXP. TIDAL VOLUME}}{\text{PAUSE PRESSURE} - \text{END EXP. LUNG PRESSURE}}$$

図 3 サーボ 940 肺機能カリキュレータの原理

ターとして有用であると思われる<sup>12)</sup>。

### 3) コンプライアンス

人工呼吸中でない場合の肺の静的コンプライアンスは、胸腔内圧（通常は食道内圧で代用）が 1 cmH<sub>2</sub>O 低下したときの口許で測った吸気量で表され、正常値は 100~200 ml/cmH<sub>2</sub>O とされる。

しかし MV 中に肺の静的コンプライアンスを測定するには、食道内圧測定のほか吸気終末に 1.2~1.5 秒の pause をおかねばならず<sup>13)</sup>、実際上は連続モニターとしては使えない。

そこで肺・胸郭を含めたコンプライアンスを effective compliance (C<sub>eff</sub>) として次のように求めることが一般に行われる。

$$C_{\text{eff}} = \frac{1 \text{ 回換気量}}{\text{吸気終末気道内圧} - \text{呼気終末圧 (PEEP)}}$$

正常値は 50~100 ml/cmH<sub>2</sub>O とされる。吸気終末プラトー (end-inspiratory plateau : EIP) が可能なベンチレータでは、吸気終末圧がよみとりやす

い。たとえばサーボベンチレータ 940 肺機能カリキュレータなど多くのモニターはこの方式で C<sub>eff</sub> を演算している (図 3)。理論的にいえば、この EIP の時間が長ければ長いほど static compliance の値に近くなることになる。また MV 中の pressure-volume curve を描かせその吸気の曲線からコンプライアンスを測定することもできる<sup>14)15)</sup>。いずれの方法にせよ、市販の多くのベンチレータで採用されているこの C<sub>eff</sub> の測定値は、super-syringe method による static compliance と非常に良い相関があるという<sup>16)</sup>。コンプライアンス測定は、呼吸管理の方法の選択<sup>17)</sup>や至適 PEEP の設定<sup>14)</sup>や治療効果の判定<sup>18)</sup>などに有用である。このコンプライアンス測定は非侵襲的であり多くの情報を含んでいるのもっと利用すべきであろう。

### 4) 気道抵抗

気道抵抗で通常臨床的に問題になるのは、呼気の抵抗である。呼気抵抗の測定原理は次の式で示される。

$$\text{呼気抵抗} = \frac{\text{肺胞内圧 (Palv)} - \text{口腔内圧 (Pmo)}}{\text{その時点での呼気流量}}$$

しかし刻々と変わる肺胞内圧を知ることは不可能で、気道抵抗の測定は困難である<sup>19)20)</sup>。前述の EIP が可能なベンチレータでは、EIP 時には flow がゼロであるので、肺胞から口腔まで同じ圧のはずである。このことから、EIP 時の気道内圧で肺胞内圧を代用し、呼気気道抵抗を算出する方法はある (図 3)。しかし EIP 時本当に flow がゼロか否か疑問もあり、このあたりが気道抵抗測定が普及しない大きな理由であろう。

### 5) 機能的残気量 (FRC)

PEEP による oxygenation 改善のメカニズムとして現在一般に認められているのは、FRC の増加のみである。また FRC と closing capacity (CC) との関係も oxygenation と関係するともいわれる。このように MV 中の FRC 測定も有用な情報となり得る。FRC 測定はふつうヘリウム希釈法で行われる。しかし従来の FRC 測定装置<sup>21)22)</sup>は大きくてベッドサイドで使いにくかったが、近年コンパクトで使いやすいものに改良されている<sup>23)</sup>。急性呼吸不全患者で減少していた FRC が PEEP<sup>23)25)</sup>で増加し、また病態の回復期には PEEP

をかけなくとも増加している<sup>25)26)</sup>ことが報告されている。また FRC は MV 中一呼吸ごとに変化しているとのデータもある<sup>27)</sup>。

### 6) 呼吸仕事量

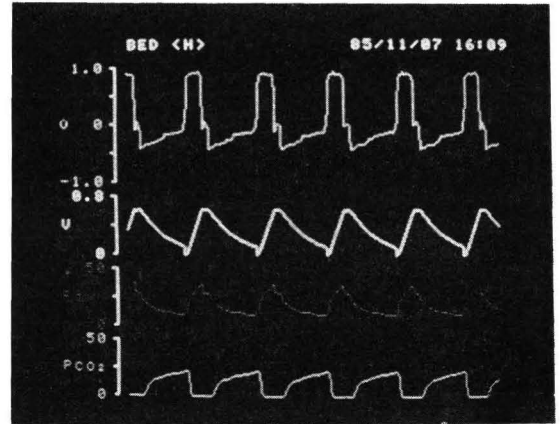
人工呼吸中、吸気(加圧)時の圧と flow の積を積分すると吸気仕事量が求まる<sup>28)</sup>。これはベンチレータが、肺・胸郭を拡張させるためにする仕事であるが、weaning したとき患者がすべき吸気仕事量と相関すると考えられ<sup>29)</sup>。weaning 成否を予想する一つの指標となる。上記の方法で仕事量を算出するにはコンピューターを要するが、簡単には吸気(加圧)時の平均気道内圧と一回換気量の積として一回吸気仕事量を求めることもできる。吸気仕事量が 1.0~1.8 kg・m/分 以上になると MV を必要とするとの報告が多い<sup>30)~32)</sup>。また市販されているベンチレータが内蔵する種々のタイプの CPAP 装置を用いたときの吸気仕事量をモデル肺を用いて比較し、demand-flow type のものの中にも、constant flow type に劣らないものもあるとの報告もある<sup>33)</sup>。

## 2. ガス交換能のモニタリング

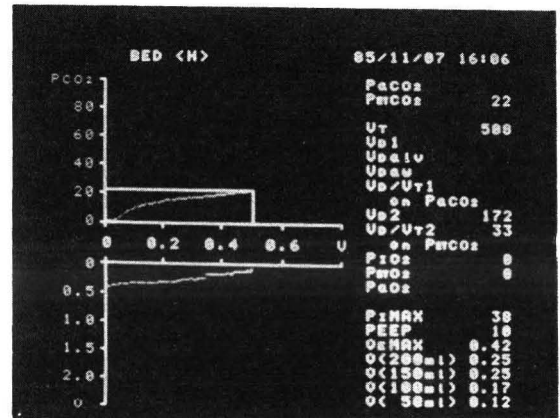
### 1) P<sub>CO2</sub>

呼吸ガス CO<sub>2</sub> の濃度の連続波形を表示(または記録)することをカプノグラフィ (capnography) といい、MV 中にはしばしば用いられる。CO<sub>2</sub> 濃度測定には赤外線吸収度でみる方法と質量分析計によるものがある。後者は高価であり一般的には前者のものが多い。両者とも患者口許の呼吸回路から一定量のガスを測定装置まで吸引するのがふつうである。しかしこのために時相の遅れがでること、吸引回路中に水滴がつくこと、小児では測定装置へ吸引されるガス量も無視できないことなどいくつかの問題がある。その点口許に赤外線のセンサーをもってきて呼吸回路内で直接 CO<sub>2</sub> 濃度を測定する方式 (Siemens Corp, Hewlett Packard, Nihon Kohden など) のものは吸引に伴うトラブルがなく安定した値が得られる<sup>34)</sup>。しかし口許にセンサーがあることは患者にはわずらわしいのが欠点である。

呼気 CO<sub>2</sub> 濃度(または分圧)の記録法には時間軸に対して表示する方法と呼気量との関係を表示する方法 (P<sub>CO2</sub>-volume curve)<sup>35)</sup> とがある (図



(a)



(b)

図 4 呼気 CO<sub>2</sub> の表示法

- (a) 最下段に吸気・呼気時の CO<sub>2</sub> 濃度が表示されている。横軸は時間であり、時間軸に対して呼気終末の CO<sub>2</sub> 濃度がプラトーでないことが分かる。
- (b) 上が P<sub>CO2</sub>-volume カーブであり、横軸の呼気量に対して呼気の P<sub>CO2</sub> がどう変化するか示されている。ここでも呼気終末プラトーの形成不良なことが分かる。a, b とも慢性気管支炎を合併した胸部大動脈瘤患者の術後機械的換気中の記録である。記録はわれわれの開発した呼吸機能監視装置 (勝屋弘忠 ICU と CCU 7 (1), 1983) による。

4). いずれの方法にせよ正常人では呼気の終わりにはプラトーを呈し、そのときの P<sub>CO2</sub> (end-tidal P<sub>CO2</sub>: PETCO<sub>2</sub>) は P<sub>ACO2</sub> と数 mmHg 以内の差でよく一致する<sup>36)37)</sup>。それ故に PETCO<sub>2</sub> を P<sub>ACO2</sub> の代わりに換気の指標としてモニターすることが広く行われているわけである。高頻度換気中で

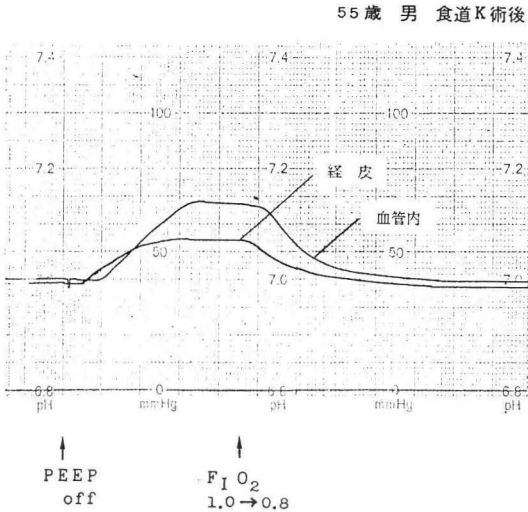
経皮  $\text{PO}_2$  と血管内  $\text{PO}_2$  モニター

図5 経皮および動脈内  $\text{PO}_2$  モニターの同時記録  
同一メーカーの経皮  $\text{PO}_2$  モニターと血管内  $\text{PO}_2$  モニターを患者に装置し、PEEP レベルを変えたところ、 $\text{PO}_2$  が変化を始めるまでの時間遅れはむしろ経皮モニターの方が小さかった（使用機種 Roche 630 および 636）。

も、その途中で一回大きな換気をさせたときの  $\text{PETCO}_2$  は  $\text{Paco}_2$  と直線的なよい相関があるので換気の良否のモニターとして有用との正常肺大での実験報告もある<sup>38)</sup>。しかし肺の局所的に  $\text{V/Q}$  が異常に大きいところがあると動脈血と呼気終末の  $\text{CO}_2$  分圧差 ( $\text{PaO}_2 - \text{PETCO}_2$ ) が大きくなる。肺気腫、肺塞栓あるいは hypovolemia などの場合である。肺塞栓では灌流されない血管領域がふえるにつれて  $\text{PETCO}_2/\text{Paco}_2$  の比が小さくなる<sup>39)</sup>。また MV でも局所的な high  $\text{VA/Q}$  領域ができやすく、とくにおおきな一回換気量とか PEEP を付加した場合にこの差が大きくなる。体外循環後も  $\text{Paco}_2 - \text{PETCO}_2$  較差増大の報告がある<sup>41)</sup>。いずれにせよ ( $\text{Paco}_2 - \text{PETCO}_2$ ) ないし  $\text{PETCO}_2/\text{Paco}_2$  は死腔増大の指標として使われている。しかし  $\text{Paco}_2$  は採血によらねばならないので  $\text{Paco}_2$  の代わりに最近性能の良くなった経皮  $\text{PCO}_2$  モニター<sup>42)</sup> を使えばこの  $\text{CO}_2$  較差ないし比の連続モニタリングは可能かもしれない。カプノグラフィーを使用しているとき注意すべきは稀に  $\text{Paco}_2$  より高い  $\text{PETCO}_2$  が得られることである<sup>43)</sup>。これは

low  $\text{VA/Q}$  領域の肺胞気（ここは  $\text{PCO}_2$  が動脈より高い）が遅れて呼出されたためである。また連続モニターとしてまだ一般的でないが動脈内センサーやマススペクトロメータによる動脈血  $\text{PCO}_2$  モニタリングがある<sup>44)</sup>。

2)  $\text{PaO}_2$ 

$\text{CO}_2$  と異なり  $\text{O}_2$  は動脈血と肺胞ガスの分圧較差 ( $\text{A-aDO}_2$ ) が大きくなることがあるので呼気終末  $\text{PO}_2$  から  $\text{PaO}_2$  を推定できない。そこで経皮的にあるいは直接動脈内にセンサーを挿入して  $\text{PO}_2$  を測る方法が行われる。経皮  $\text{PO}_2$  ( $\text{PtCO}_2$ ) モニターは新生児領域に広く普及しこれにより採血の必要性が著しく減ったことは特筆に値する<sup>45)</sup>。その後この方法は成人にも用いられるようになり、循環系が安定していれば成人でも  $\text{PtCO}_2$  と  $\text{PaO}_2$  は良く相関するとされ<sup>46)~48)</sup>、呼吸不全の成人患者の気管支鏡操作などでも大変有用である<sup>49)</sup>。しかし成人で、全身麻酔中に  $\text{FI O}_2$  を急に変化させて  $\text{PtCO}_2$  が変化をはじめるまでの時間（時間遅れ）と変化しはじめてから最終値の 90% に達するまでの時間（90% 応答時間）をみた最近の報告では前者で 30~90 秒、後者で 4 分 30 秒から 25 分と著しく遅れるので注意すべきであるという<sup>50)</sup>。ただし症例や条件によっては  $\text{PtCO}_2$  モニターの時間遅れが小さいこともある（図 5）。

従来から血管内  $\text{PO}_2$  モニターのメリットについてわれわれは強調してきた<sup>1)51)</sup>。われわれの使用しているセンサーは直径 0.55 mm であり動脈内にセンサーのみを留置して長い場合 1 週間から 10 日機能しうるし、あきらかな合併症もない。 $\text{PaO}_2$  との一致性も極めてよい<sup>52)</sup>。しかしモニタリングの方法がすべて non-invasive を志向している現在本法はカテーテルなどがさらに改良されねば普及しないだろうというのが一般的な見方のようなのである<sup>53)54)</sup>。組織  $\text{PO}_2$  をみるため結膜にセンサーを装着する方法も行われている<sup>55)56)</sup>。また最近米国では動脈血酸素飽和度を非侵襲的かつ連続的にみる pulse oximeter<sup>57)</sup> が広く使われつつある。

3) 混合静脈血酸素飽和度 ( $\text{SvO}_2$ )

Fick の原理より動脈血  $\text{O}_2$  含量 ( $\text{CaO}_2$ )、混合静脈血  $\text{O}_2$  含量 ( $\text{CvO}_2$ )、 $\text{O}_2$  消費量 ( $\dot{\text{V}}\text{O}_2$ ) および心拍出量 (CO) には次の関係がある。

$$Ca_{O_2} - C\bar{v}_{O_2} = \frac{\dot{V}_{O_2}}{CO} \dots\dots\dots(1)$$

$$C\bar{v}_{O_2} = Ca_{O_2} - \frac{\dot{V}_{O_2}}{CO}$$

ここで  $C\bar{v}_{O_2}$  は混合静脈血の酸素飽和度 ( $S\bar{v}_{O_2}$ ) によって決定されるので

$$S\bar{v}_{O_2} \propto Ca_{O_2} - \frac{\dot{V}_{O_2}}{CO} \dots\dots\dots(2)$$

(2)式から分かるように  $S\bar{v}_{O_2}$  は動脈血  $O_2$  含量, 心拍出量,  $O_2$  消費量によって決まる。ことばを変えれば  $S\bar{v}_{O_2}$  は肺の酸素とりこみ能, 循環機能, 代謝などの総合的な結果をみるものである。近年肺動脈カテーテルに fiberoptic を組み込み連続的に  $S\bar{v}_{O_2}$  をモニターする装置が臨床に用いられている<sup>58)~60)</sup>。多くの研究者は  $S\bar{v}_{O_2}$  モニターは心拍出量の指標となる<sup>61)62)</sup>とか oxygen extraction と負の相関がある<sup>60)</sup>。など主に循環系の機能に目を向けている。われわれも確かに  $S\bar{v}_{O_2}$  にもっとも大きく影響するものは心拍出量であることに異論はない。しかし critical care の領域では  $Pa_{O_2}$  や心拍出量などと同時モニタリングすることによって酸素の体内動態 (oxygeno kinetics) という観点から利用するのが興味深いと考えている<sup>63)</sup>。人工呼吸のモニタリングとしては至適 PEEP を決定するさい非常に良い指標になる<sup>64)</sup>。

おわりに

機械的人工呼吸中のモニタリングの現況についてのべてみた。今回は紙数の関係もあり人工呼吸中の循環のモニタリングのことは割愛した。ここにのべたすべてのモニターが、すべての患者に必要というわけでないことは明白であろう。現在この方面の研究が大いに進行しつつあり、それらの蓄積の上に、一応の基準が確立されることを望みたい。

文 献

- 1) 勝屋弘忠：機械的人工呼吸下のモニタリング。ICU と CCU 7 (2) : 169-180, 1983
- 2) Waterson CK, Militzer HW, Quan SF, et al : Airway pressure as a measure of gas exchange during high-frequency jet ventilation. Crit Care Med 12 (9) : 742-746, 1984
- 3) Boros SJ : Variations in inspiratory-expiratory

ratio and airway pressure wave form during mechanical ventilation: the significance of mean airway pressure. J Pediatr 94 : 114, 1974

- 4) Ciszek TA, Modanlou HD, Owings D : Mean airway pressure : significance during mechanical ventilation in neonates. J Pediatr 99 : 121, 1981
- 5) Gallagher TJ, Banner MJ : Mean airway pressure as a determinant of oxygenation. Crit Care Med 8 : 244, 1980
- 6) Primiano FP Jr, Chatburn RL, Lough MD : Mean airway pressure : theoretical considerations. Crit Care Med 10 (6) : 378-383, 1982
- 7) Grenvik A, Hedstrand U, Sjögren H : Problems in pneumotachography. Acta Anesth Scand 10 : 147-155, 1966
- 8) Osborn JJ : A flowmeter for respiratory monitoring. Crit Care Med 6 (5) : 349-351, 1978
- 9) Yoshiya I, Nakajima T, Nagai I et al : A bidirectional respiratory flowmeter using hot-wire principle. J Appl Physiol 38 (2) : 360-365, 1975
- 10) 町 俊夫, 篠原俊樹, 鈴木広美ほか：インピーダンスニューモグラフィの問題点とその検討。ICU と CCU 3 (7) : 545-550, 1979
- 11) 町田 薫, 高橋良一, 小倉一郎ほか：超音波流量計と赤外線  $CO_2$  アナライザーとを一体化したベッドサイド呼吸モニタリング。医用電子と生体工学 23 : 215, 1985
- 12) Klein MT & Moyes DG : Ventilation monitors and alarms. South Afr Med J 67 (11) : 410-413, 1985
- 13) Suter PM, Fairley HB, Isenberg MD : Optimum end-expiratory airway pressure in patients with acute pulmonary failure. New Eng J Med 292 (6) : 284-289, 1975
- 14) Holzapfel L, Robert D, Perrin F, et al : Static pressure-volume curves and effect of positive end-expiratory pressure on gas exchange in adult respiratory distress syndrome. Crit Care Med 11 : 591, 1983
- 15) Mankikian B, Lemaire F, Benito S, et al : A new device for measurement of pulmonary pressure-volume curves in patients on mechanical ventilation. Crit Care Med 11 (11) :

- 897-901, 1983
- 16) Mancebo J, Calaf N, Benito S : Pulmonary compliance measurement in acute respiratory failure. *Crit Care Med* 13 (7) : 589-591, 1985
  - 17) Gattinoni L, Pesenti A, Caspani ML, et al : The role of total static lung compliance in the management of severe ARDS unresponsive to conventional treatment. *Intensive Care Med* 10 : 121-126, 1984
  - 18) Bone RC : Compliance and dynamic characteristics curves in acute respiratory failure. *Crit Care Med* 4 (4) : 173-179, 1976
  - 19) Wilson RS : Monitoring the lung : mechanics and volume. *Anaesthesiol* 45 : 135, 1976
  - 20) Ingelsted S, Jhonson B, Nordström L et al : A servo-controlled ventilator measuring expired minute-volume, airway flow and pressure. *Acta Anaesthesiol Scand* 8 (Suppl 47 : 27, 1972
  - 21) Suter PM, Schlobohm RM : Determination of functional residual capacity during mechanical ventilation. *Anesthesiol* 41 : 605, 1974
  - 22) Heldt GP, Peters RM : A simplified method to determine functional residual capacity during mechanical ventilation. *Chest* 74 : 492, 1982
  - 23) 高橋光太郎, 天羽敬祐, 小原正一ほか : 人工呼吸中の機能的残気量測定装置. *ICU と CCU* 6 (3) : 195-201, 1982
  - 24) Hylkema BS, Barkmeijer-Degenhart P, vander Mark Th W, et al : Measurement of functional residual capacity during mechanical ventilation for acute respiratory failure. *Chest* 81 (1) : 27-30, 1982
  - 25) 磨田 裕, 山口 修, 沼田克雄 : 呼吸不全患者における FRC の変化と PEEP の影響. 第 5 回日本臨床麻酔学会. 長崎, 1985
  - 26) 太田憲宏, 渡辺美子, 小久保荘太郎ほか : Weaning 時の FRC の変化について. *ICU と CCU* 3 (9) : 683-687, 1979
  - 27) Wessel HU, Stout RL, Bastanier CK, et al : Breath-by-breath variation of FRC : effect on  $\dot{V}O_2$  and  $\dot{V}CO_2$  measured at the mouth. *J Appl Physiol : Respirat Environ Exercise Physiol* 46 (6) : 1122-1126, 1979
  - 28) Fletcher G, Bellville JW : On-line computation of pulmonary compliance and work of breathing. *J Appl Physiol* 21 (4) : 1321-1327, 1966
  - 29) Osborn JF, Wilson R : Monitoring the mechanical properties of the lung. *Respiratory Monitoring in Intensive Care* Edited by Spence AA. Churchill Livingstone, 1982, pp 22-31
  - 30) Peters RM, Hilberman M : Respiratory insufficiency : Diagnosis and control of therapy. *Surgery* 70 (2) : 280-287, 1971
  - 31) Proctor HJ, Woolson R : Prediction on respiratory muscle fatigue by measurements of the work of breathing. *Surg Gyne Obst* 136 : 367-370, 1973
  - 32) Henning RJ, Shubin H, Weil MH : The measurement of the work of breathing for the clinical assessment of ventilator dependence. *Crit Care Med* 5 (6) : 264-268, 1977
  - 33) Katz JA, Kraemer RW, Gjerde GE : Inspiratory work and airway pressure with continuous positive airway pressure delivery systems. *Chest* 88 (4) : 519-526, 1985
  - 34) Snyder JV, Elliot JL, Grenvik A : Capnography, in *Respiratory monitoring in intensive care* Edited by Spence AA. Churchill Livingstone, 1982, pp 100-121
  - 35) 深井祐治, 勝屋弘忠 : 機械的人工呼吸下の患者の死腔率測定法 —  $PCO_2$ -volume カーブを用いる方法とその精度の検定について—. *ICU と CCU* 8 (4) : 335-339, 1984
  - 36) Nunn JF : *Applied Respiratory Physiology*. 2nd Edition. London 1977, pp 226-351
  - 37) Rahn H, Fahri LE : Ventilation, perfusion and gas exchange. The  $\dot{V}_A/\dot{Q}$  concept. *Handbook of Physiology* Vol 1. Edited by Fenn WO, Rahn H. Washington DC, American Physiology Society, 1964, pp 735-766
  - 38) Mihm FG, Feeley TW, Rodarte A : Monitoring end-tidal carbon dioxide tensions with high-frequency jet ventilation in dogs with normal lungs. *Crit Care Med* 12 (3) : 180-182, 1984
  - 39) Warwick WJ : The end-expiratory to arterial carbon dioxide tension ratio in acute pulmonary embolism. *Chest* 68 : 609, 1975
  - 40) Wagner PD, Laravuso RB, Uhl RR, et al : Distribution of ventilation-perfusion ratios in acute respiratory failure. *Chest* 65 : 32, 1974

- 41) 津田英照, 篠崎正博, 後藤俊介ほか : 開心術中 a-ETCO<sub>2</sub> について. 麻酔 34(5) : 599-605, 1985
- 42) Rithalia SV, Clutton-Brock TH, Tinker J : Characteristics of transcutaneous carbon dioxide tension monitors in normal adults and critically ill patients. Intensive Care Med 10 : 149-153, 1984
- 43) Moorthy SS, Losasso AM, Wilcox J : Endtidal PCO<sub>2</sub> greater than PaCO<sub>2</sub>. Crit Care Med 12 (6) : 534-535, 1984
- 44) Westenskow DR : Control of PaCO<sub>2</sub> during mechanical ventilation : monitoring and feedback techniques. Ann Biomed Eng 9 : 659-667, 1981
- 45) 山内逸郎 : 経皮酸素分圧測定法 一特に Radiometer 社 TCM 1 について一. 臨床麻酔 4(4) : 457-471, 1980
- 46) Tremper KK, Keenan B, Applebaum R, et al : Clinical and experimental monitoring with transcutaneous PO<sub>2</sub> during hypoxia, shock, cardiac arrest, and CPR. J Clin Eng 6 (2) : 149-155, 1981
- 47) Rooth G, Hedstrand U, Tyden H, et al : The validity of transcutaneous oxygen tension method in adults. Crit Care Med 4 : 162-165, 1976
- 48) Eberhard P, Mind W, Schäfer R : Cutaneous blood gas monitoring in the adult. Crit Care Med 9 : 702-704, 1981
- 49) Harnik E, Kulczycki L, Gomes MN : Transcutaneous oxygen monitoring during bronchoscopy and washout for cystic fibrosis. Anesth Analg 62 : 357-362, 1983
- 50) 安藤富雄, 磨田 裕, 住友正和ほか : 経皮酸素分圧モニターにおける時間遅れと応答時間. 麻酔 34 (5) : 595-598, 1985
- 51) 勝屋弘忠 : 持続陽圧呼吸の実際. 持続陽圧呼吸の諸問題. 天羽敬祐編. 医学図書出版, 1980, pp 49-61 (集中治療医学講座)
- 52) Rithalia SVS, Bennet PJ, Tinker J : The performance characteristics of an intra-arterial oxygen electrode. Intensive Care Med 7 : 305-307, 1981
- 53) Eberhart RC, Weight JA : Continuous blood gas analysis : an elusive ideal. Crit Care Med 8 (7) : 418, 1980
- 54) Carlon GC, Kahn RC, Ray C Jr et al : Evaluation of an "in vivo" PaO<sub>2</sub> and PaCO<sub>2</sub> monitor in management of respiratory failure. Crit Care Med 8 (7) : 410-413, 1980
- 55) Fink S, Ray CW, McCartney S, et al : Oxygen transport and utilization in hyperoxia and hypoxia : Relation of conjunctival and transcutaneous oxygen tensions to hemodynamic and oxygen transport variables. Crit Care Med 12 (11) : 943-948, 1984
- 56) Abraham E, Oye RK, Smith M : Detection of blood volume deficits through conjunctival oxygen tension monitoring. Crit Care Med 12 (11) : 931-934, 1984
- 57) Deckardt R, Steward DJ : Noninvasive arterial hemoglobin oxygen saturation versus transcutaneous oxygen tension monitoring in the preterm infant. Crit Care Med 12 (11) : 935-939, 1984
- 58) Taylor JB, Lown B, Polanyi M : In vivo monitoring with a fiber optic catheter. JAMA 221 (7) : 667-673, 1972
- 59) Martin WE, Cheung PW, Johnson CC : Continuous monitoring of mixed venous oxygen saturation in man. Anesth Analg 52 (5) : 784-793, 1973
- 60) Schmidt CR, Frank LP, Forsythe SB, et al : Continuous SvO<sub>2</sub> measurement and oxygen transport patterns in cardiac surgery patients. Crit Care Med 12 (6) : 523-527, 1984
- 61) Muir AL, Kirby BJ, King AJ, et al : Mixed venous oxygen saturation in relation to cardiac output in myocardial infarction. Br Med J 4 : 276, 1970
- 62) Aishima K, Takahashi S, Yoshitake J : Clinical evaluation of continuous monitoring of mixed venous oxygen saturation in critically ill patients. Fukuoka Acta Medika 75 (7) : 445-452, 1984
- 63) 勝屋弘忠 : Critical care における SvO<sub>2</sub> 連続モニターの意義. ICU と CCU (投稿中)
- 64) Katsuya H, Shimoda O : Continuous monitoring of mixed venous oxygen saturation for determining an optimal PEEP. Crit Care Med (submitted for publication)