

新戦略に基づく
麻酔・周術期医学

麻酔科医のための 周術期のモニタリング

専門編集●廣田和美 弘前大学

監修●森田 潔 岡山大学

編集委員●川真田樹人 信州大学

廣田 和美 弘前大学

横山 正尚 高知大学

Advanced Approach to
Anesthesia and
Perioperative Medicine

中山書店

序

周術期のモニタリングの目的は、患者のバイタルサインをチェックすることで適切な全身管理を行い、危険徴候を早期に発見し、迅速な治療および対処を可能とすることである。

私が麻酔科に入った1986年ころ、弘前大学では、終末呼気二酸化炭素濃度モニタが全手術室に導入された。動脈血酸素飽和度（SpO₂）モニタは、そのときはまだ普及していなかった。外病院に出張麻酔へ行くと、心電図がまだオシロスコープのところがあつた。光の点を目で追うと残像として1波形が確認できるオシロスコープでは記録ができず、また1波形しかないので、不整脈が1波形だけ出ると不整脈だったかともという程度の監視しかできなかった。また、自動血圧計も十分な数がなかったたので、当時は手動で測定をしていた。

それから約30年が経ち、その間にSpO₂モニタが登場し、最近ではそのSpO₂モニタで血中Hb濃度や、体液量の指標となる脈波変動指標（PVI）もモニタリングできるようになった。経食道心エコー、連続心拍出量測定装置、混合静脈血酸素飽和モニタ、各種非侵襲的心拍出量モニタ等の循環系モニタが次々と開発され、循環動態の把握が容易となり、適切な輸液および循環管理が行えるようになった。さらには、BISモニタ、聴性誘発電位（AEP）モニタ、運動誘発電位（MEP）等の神経系モニタなども普及し、麻酔深度の調節が容易になり、また神経障害をいち早く察知できるようになったことで、神経系の合併症予防および迅速な治療がある程度可能になった。

このように、現在ではこれらモニタの数値を参考に麻酔管理をすることが多くなつた。もちろん、今でも五感は重要であるが、モニタが正確になればなるほど、モニタに頼ることが多くなつてきている。しかし、それぞれのモニタの特性や問題点を理解しないで、数値のみを信じこんで麻酔管理を行うと、たいへんな間違いを起こすことになる。

本書では、神経、呼吸、循環、筋弛緩に関する各種モニタを網羅し、それぞれの測定原理や特性、また臨床使用の実際、問題点およびコツについて詳細に説明した。よつて、本書が読者の皆さんの日常診療において、麻酔管理上有効に各種モニタを使いこなすための一助となることを期待する。

2016年1月

弘前大学大学院医学研究科麻酔科学講座
廣田和美

CONTENTS

1章 神経系モニター

1-1 BIS モニター 萩平 哲 2

- ① BIS モニターとは 2／② 測定原理（計算原理） 3／③ 測定に影響する因子 7
／④ 各種麻酔薬と BIS 9／⑤ 臨床仕様の実際 12／⑥ おわりに 13

Column BIS のアルゴリズムバージョン 2

Column 麻酔の急速導入直後の脳波波形 9

Column 意識の不確定性原理 13

1-2 聴性誘発電位（AEP） 萩平 哲 15

- ① 聴性脳幹反応（ABR）、中潜時聴性誘発電位（MLAEP）、長潜時聴性誘発電位（LLAEP） 15／② 測定原理（計算原理） 16／③ 測定に影響する因子 18／④ 各種麻酔薬と AEP 18／⑤ 臨床使用の実際 22

1-3 運動誘発電位（MEP） 阿部龍一，川口昌彦 25

- ① 測定原理 25／② 測定に影響する因子 28／③ 各種麻酔薬と MEP 30／④ 臨床使用の実際 30／⑤ おわりに 38

1-4 体性感覚誘発電位（SEP） 位田みつる，川口昌彦 39

- ① 測定原理 39／② SEP 波形に影響する因子 45／③ 臨床使用の実際 47

1-5 視覚誘発電位（VEP） 林 浩伸，川口昌彦 52

- ① 全身麻酔下における VEP の歴史的背景 52／② 測定原理 53／③ 測定に影響する因子 61／④ 各種麻酔薬と VEP 62／⑤ 臨床使用の実際 64／⑥ おわりに 65

1-6 脳酸素飽和度モニター（NIRS） 位田みつる，川口昌彦 67

- ① 測定原理 67／② 脳内酸素飽和度に影響を及ぼす因子 69／③ 臨床使用の実際 72

2章 呼吸器系モニター

2-1 ガスモニター

2-1-1 カブノグラム 佐藤 晋，磯野史朗 84

- ① カブノグラム波形の生理学的意味 84／② 測定原理 85／③ 測定に影響する因子 89／④ 臨床使用の実際 90

2-1-2 麻酔ガスモニター 椎名香代子，磯野史朗 99

- ① 測定原理 99／② 測定値を解釈する場合に考慮すべき因子 100／③ 臨床使用

の実際 107

Column BIS モニターとの比較 107

2-1-3 経皮血液ガスモニター 菅沼絵美理, 磯野史朗 109

① 測定原理と特長 109 / ② 測定に影響する因子 114 / ③ 臨床使用の実際 115

Column 経皮炭酸ガスモニターの生体肺移植での使用例 116

2-2 人工呼吸器モニター 小野寺悠, 中根正樹, 川前金幸 118

① なぜ麻酔科医は人工呼吸をモニタリングしなければならないのか? 118 / ② 換気量の測定 118 / ③ 呼吸機能モニター 121 / ④ 症例呈示 132 / ⑤ おわりに 133

Column 呼吸モニタリングとしての評価の限界 127

3章 循環器系モニター

3-1 動脈圧 作田由香, 藤田喜久 138

① 侵襲的動脈圧モニター 138 / ② 非侵襲的動脈圧モニター (NIBP) 144

Column 動脈圧の測定 138

3-2 中心静脈圧 作田由香, 藤田喜久 148

① 測定に影響する因子 148 / ② 臨床使用の実際 148

Column 肝頸静脈逆流現象 148

3-3 心拍出量 柘植雅嗣, 藤田喜久 151

① 侵襲的 CO モニター (熱希釈式肺動脈カテーテル) 151 / ② 非侵襲的 CO モニター 153 / ③ 混合静脈血酸素飽和度モニター 161 / ④ おわりに 163

Column リチウム指示薬希釈法 158

Column 連続 CO モニタリング 158

3-4 超音波モニタリング

3-4-1 経食道心エコー法 (TEE) 岡本浩嗣 164

① 周術期 TEE の ASA ガイドライン 2010 年改訂版による TEE の適応と推奨される使用法 164 / ② 基本的知識 165 / ③ 基本的技術 173 / ④ 発展的知識 176 / ⑤ 発展的技術 178

3-4-2 携帯型エコー 岡本浩嗣 182

① カテーテル挿入時の補助として 182 / ② 急変時の即時診断のツール: 経胸壁心エコー (TTE) や肺エコーとして 182 / ③ 神経ブロックや硬膜外穿刺のガイドとして 184

4章 筋弛緩モニター

4-1 筋弛緩モニター 北島 治, 鈴木孝浩 186

① 筋弛緩モニタリングの意義 186 / ② 筋弛緩モニター測定方法の種類と原理

186／③ 神経刺激の原則とパターン 189／④ モニタリング部位 191／⑤ モニタリングの実際（セットアップ） 193

Column 最大上刺激とは 189

Column 現時点では加速度感知型筋弛緩モニターにおける AMG モニタリングがゴールドスタンダード 193

Column なぜキャリブレーションが必要か？ 195

Column なぜ TOF 比で至適回復を評価するか？ 199

5章 パルスオキシメータ

5-1 通常型パルスオキシメータ 尾崎 真 202

① 基本原理 202／② 使用目的 205

5-2 進化型パルスオキシメータ 尾崎 真 207

① 体動時にうまく SpO_2 を計測する 207／② パルスオキシメータから得られる指標 207／③ メトヘモグロビン濃度 210／④ カルボキシヘモグロビン（一酸化炭素ヘモグロビン）濃度 210／⑤ トータルヘモグロビン濃度 212

6章 体温

6-1 深部体温計 立花俊祐，山蔭道明 216

① 深部体温の測定の意義 216／② 深部体温の測定の実際 217

Column 体温モニタリング 216

Column 体温調節の仕組み 217

Column 熱流補償式体温測定 225

6-2 末梢温測定 立花俊祐，山蔭道明 227

① 末梢温測定の意義 227／② 末梢温測定の実際 227

Column 麻酔管理中の体温低下の仕組み 227

Column 体温は厳密に管理すべき？ 228

付録 本書で紹介しているモニタリング機器 231

索引 243

1

神経系毛二夕一

1.1

BIS モニター

① BIS モニターとは

- BIS[®] モニターは米国のベンチャー企業 Aspect Medical Systems 社が開発した、脳波を元に麻酔薬の効果を推定するモニターである。麻酔の分野では世界的に最も普及している。
- BIS モニターは直近 1 分間に観測された脳波から BIS 値 (Bispectral Index) という鎮静の指標を算出する。最も覚醒している状態 (正確にはどのような状態を指すのか不明) を 100 (実際には 98 が最高といわれている) とし、平坦脳波の場合を 0 としている。そして BIS 値が 60~80 は浅い鎮静状態、

Column

BIS のアルゴリズムバージョン

BIS 値を計算するアルゴリズムにはいくつかのバージョンが存在し、初期のアルゴリズムから算出される BIS 値と後期のアルゴリズムから算出される BIS 値とが同じであることは保証されない。したがって BIS 値に関する論文を参照する際には、用いられた BIS モニターのモデルや BIS のバージョンに注意しておく必要がある。

BIS モニターを開発した Aspect 社の Chamoun と Sigl によって書かれた 1994 年の論文¹⁾に記載されている BIS のバージョンは Ver 1.1 であるが、現在最新の BIS VISTA[™] モニターでは Ver 4.10 になっている。

Aspect 社によると、Ver 3.3 以降は BIS 値算出のメインのアルゴリズムは固定されており、以後のバージョンではアーチファクト除去だけが更新されているとされている。したがって理論的には、アーチファクトのない状態では、Ver 3.3 以降の BIS モニターを用いた場合同じ BIS 値が算出されるはずである。ところが残念ながら時として、アーチファクトの含まれていない脳波の一部をアーチファクトとして検知し除去することによって、Ver 3.4 以降であっても BIS 値に違いが生じることがあるようである。

日本に入ってきた A-1050 は一部の初期のものが Ver 3.3 であったが、以後は Ver 3.4 になっており、Ver 3.3 のものも update されていれば Ver 3.4 になっているはずである。これ以降の A-2000 は古くても Ver 3.4 が搭載されており、BIS Quatro[™] センサーが利用できるようになった XP (もしくは A-2000 の update 版) では Ver 4.0 が搭載されている。後続版の VISTA でも BIS Quatro[™] センサーを使用した場合には Ver 4.0 が、BIS-Bilateral センサーを使用した場合には Ver 4.1 が使われるようになっている。

残念ながら BIS モニター単体を操作しても、簡単には BIS のアルゴリズムバージョンを知ることはできない。いずれにしても、国内で BIS モニターを使用している場合には BIS のバージョンの違いに注意しなければならない状況は、かなり限られる。

40～60 は臨床麻酔レベル，40 未満は深麻酔レベルと割り付けている。

- BIS モニターは 1980 年代の終わりごろから開発が始められ，米国では 1990 年代の半ばごろから臨床使用が開始された。日本で使用できるようになったのは 2000 年を過ぎてからであり，A-1050 以降である。

2 測定原理（計算原理）

a. BIS 値は測定値でなく推定値である

- BIS 値で最も注意すべきポイントは，BIS 値が測定値ではなく推定値であるということである。この最も重要なポイントを理解せずに使用している麻酔科医が非常に多いことが問題である。測定値であっても測定誤差は存在するが，推定値であるため，状況によっては予測誤差がかなり大きいことが問題である。したがって，BIS 値だけをみて適切な麻酔管理を行うことはできない。
- たとえば BIS=40 であった場合，ある患者ではかなり浅い鎮静レベルであり，一方別の患者では深麻酔のレベルであることもある。BIS 値はその程度のものである。ただし，ある患者群を，たとえば特定の鎮静レベルに調整した場合，その群の BIS 値の平均はその状態に相当する値を示す。これが BIS 値は統計的に推定された値である，という意味である。論文などに「麻酔は BIS 値が 40～60 になるようにコントロールした」という記述がみられるが，残念ながら，これでは鎮静レベルをそろえたことにならない。「麻酔のコントロールを，BIS 値を元にやりなさい」というようなコメントをする論文の査読者が多く存在することも問題である。BIS 値の正しい理解が広まるには，あと 10 年かかるかもしれない。少なくとも吸入麻酔であれば呼吸濃度をそろえたほうが誤差は少ない。

b. BIS 値の算出^{★1}

- BIS 値は直近の 1 分間（正確には 61.5 秒）の脳波データから 2 秒ごとの区画（エポック）を切り出す。各エポックは 0.5 秒ずつずらして取られているため，1 分間の脳波から 120 個のエポックが作られる。
- 各エポックは，まずアーチファクトのチェックにかけられ，アーチファクトが含まれないかもしくはその除去に成功したエポックが，次の処理に利用される。心電図（ECG）やペースメーカーのスパイクはこの段階で除去され，取り除かれた部分は補間される。
- 瞬目によるアーチファクトもこの段階でチェックされ，検出された場合にはそのエポックは取り除かれる。生き残ったエポックは，続いてベースラインの揺らぎがチェックされ，必要に応じてハイパスフィルタによる除去が行われる。
- さらに，この段階で各エポックの脳波データの分散も算出しており，もしこの分散が直近のいくつかのそれらの平均値と著しく異なった場合には，新し

BIS モニターは，脳波を元に BIS 値（鎮静の指標）を 0～100 で算出する

BIS 値は測定値でなく脳波データベースを参照して算出される推定値である

★1

BIS 値算出の詳細なアルゴリズムは残念ながら公開されていない。BIS モニターを開発した Aspect 社が，競合されることを恐れたためである。BIS 値算出に関する情報が書かれている論文は 3 編¹⁻³⁾に過ぎない。これら以外では，BIS 値算出に関する特許関係の書類と Aspect 社の CEO であった Chamoun 氏の講演で示された模式図くらいである。これらの情報から判明しているのは，BIS 値算出のアルゴリズムの 80% 程度と考えられる。

★2 タイムドメイン解析

時間に対する振幅の変化の解析。

★3 burst and suppression

“burst and suppression”とは深麻酔などの場合に認められる特異的な脳波波形で、ほぼ平坦な脳波 (suppression) と高振幅速波 (burst) が交互に出現する状態をいう。

▶BSR :
burst suppression ratio

▶SR :
suppression ratio

★4

Glassら²⁾の論文のappendixには30~47 Hzではなく40~47 Hzと書かれているが、これはAspect社から直接30~47 Hzが正しいという回答を得ている。

いエポックには“noisy”のマークが付けられ、以後の処理は行われないようになっている。しかしながら、新しい分散値は次の平均値には組み込まれる。もしも、続くエポックの分散もそれまでの平均値と著しく異なっている場合には、徐々に新しい値に適応していくことになる。これは、脳波が突然変化した場合に対応するためのアルゴリズムである。

c. タイムドメイン解析から得られるパラメータ BSR と QUAZI

- これら一連のアーチファクト対策の処理が終わった後、タイムドメイン解析★2によって“burst and suppression★3”の程度を示すBSR（もしくはSR）と、1 Hz未満のベースラインの揺らぎを加味して算出するQUAZIというパラメータを計算する。
- BISモニターでは $\pm 5.0 \mu\text{V}$ 以内の振幅の波形が0.5秒以上継続した場合に、その部分をsuppressionと判断し、61.5秒のうち（実際にはその中で生き残った部分のみ）に対する平坦部分の比率をBSRとしている。麻酔薬濃度が高くなれば、やがて脳波は平坦化しBSRは100（%）となる。
- QUAZIに関しては計算方法がまったく公開されておらず、具体的にどのようなパラメータか不明であるが、Rampil³⁾によると、BSRを補間するようなパラメータということである。
- 電位によってsuppressionを定義しようとすると、ベースラインの揺らぎが混入した場合に一部の区間で電位のクライテリアを超えることがあるためsuppressionを見逃す危険性がある。これを補正したのがQUAZIとされている。

d. パワースペクトルを用いて得られるパラメータ RBR

- 生き残った各エポックにはBlackman windowという窓関数がかけられた後に、高速フーリエ変換（fast fourier transform : FFT）によって周波数解析（スペクトル解析）されパワースペクトルが得られる。各エポックから得られたパワースペクトルは平均化される。この結果からRBR（relative β ratio）が計算される。
- RBRはパワースペクトルのうち、30~47 Hzのパワーを11~20 Hzのパワーで割った値の対数として定義されている★4。
- 通常の脳波モニターは30 Hz未満の脳波データのみを扱っているが、BISモニターは47 Hzまでの脳波データを扱っていることが、結果的には、浅い鎮静部分の評価には役立っている。

e. バイスペクトル解析から得られるパラメータ SynchFastSlow

- 一方、FFTによって得られた個々のパワースペクトルを用いてバイスペクトル解析★5も行われる。バイスペクトル解析はBISモニターの演算のコアの部分とされている。
- バイスペクトル解析は確率統計学的解析法であり、1つのエポックから算出されるトリプルプロダクト（TP）とよばれる積からでは何も情報が得られ

2-2

人工呼吸器モニター

▶ ARDS :
acute respiratory dis-
tress syndrome (急性呼
吸促進症候群)

▶ RCT :
randomized controlled tri-
al

換気量や気道内圧の正確な
モニタリングが最善の呼吸管
理の実践につながる

リークが生じている場合は、
過剰または過小な換気量を
送気してしまう可能性があり
注意が必要

① なぜ麻酔科医は人工呼吸をモニタリングしなければならないのか？

- 正直なところ、これまで周術期の人工呼吸管理は技術の進歩にもかかわらず、あまり注目されていなかった。集中治療領域の呼吸不全に対する人工呼吸管理法は、2000 年ごろから ARDS network をはじめとしたさまざまな RCT によって検討されてきており、現在もなお、さまざまな呼吸管理法が研究、比較されている。一方、周術期の人工呼吸管理法に関しては、間質性肺炎や慢性閉塞性肺疾患などの病的肺だけでなく、正常肺の周術期の人工呼吸管理の指針すらないのが現状である。
- しかしここ数年で、周術期の呼吸管理が患者の予後に影響を与える可能性が示唆されるようになってきた¹⁾。周術期に限らず呼吸管理法のなかで注目・比較されているのは 1 回換気量や気道内圧であるが、これらを正確にモニタリングできていないとそもそも適切と考えられる人工呼吸管理が何であれ実践することが不可能となる。
- そこで本項では、麻酔科医が今後さまざまなエビデンスが得られたとしても最善の呼吸管理を実践できるよう、換気量や気道内圧のモニタリングについて、そしてそれらから得ることのできる呼吸生理学的評価について解説する。

② 換気量の測定

- 現在多くの麻酔器、人工呼吸器における換気量の測定は流量計（フローセンサ）を用いて行われている（図 1）。
- 流量計は呼気または Y ピースの患者側の 1 か所もしくは呼吸回路の吸気側、呼気側の 2 か所に装着されている。換気量の測定には呼気側の流量計で得られた換気量を用いる。
- これは吸気側で測定される換気量（吸気側にある流量計で得られる換気量）は人工呼吸器回路にリークがあった場合、実際に患者が吸気した換気量よりリークの分だけ多く示すので、低換気もしくは換気停止した状態を感知できないためである。
- しかし呼気側の流量計で測定した換気量は、人工呼吸器もしくは患者に（気腫など）リークが生じている場合は実際に患者が吸気した換気量より少なく表示してしまい、過剰な換気量を送気してしまう可能性があるため注意が必要である。

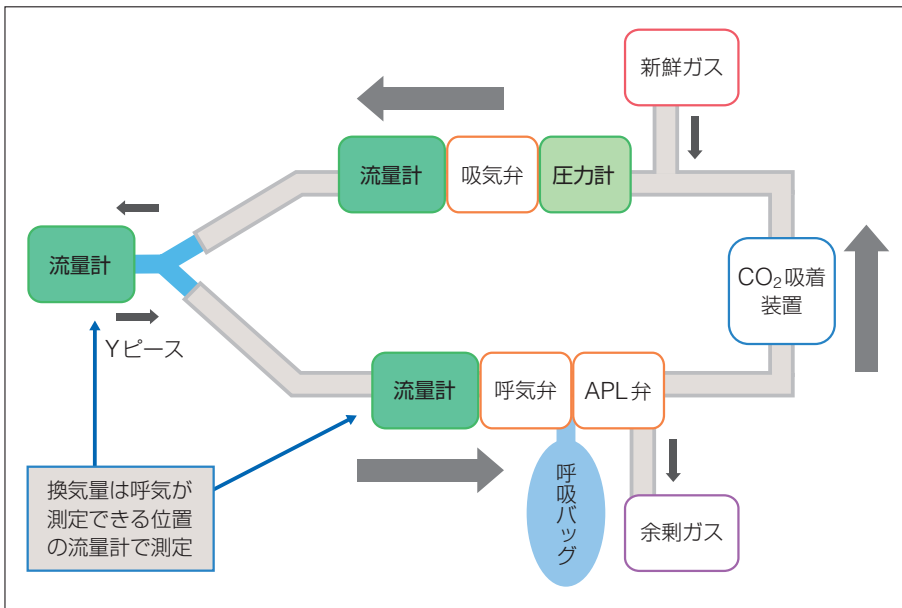


図1 流量計と圧力計の位置

APL : adjustable pressure limiting.

a. 流量計の種類

■ 熱線式フローセンサ (図2)

- 熱線式フローセンサは、トランスデューサ内の白金線が加熱（ドレーゲル社のものだと 180℃）されて流れた気体により冷却されることで白金線の電気抵抗が低下し、流れる電流が多くなることを感知して流量を測定する。
- 利点として気道抵抗が少ないことがあげられるが、白金線が汚れていたり加湿による水滴が付着したり白金線が劣化したりすることにより測定値に誤差が生じることから、定期的にキャリブレーションを行う必要がある。

利点として気道抵抗が少ないことがあげられる

■ 差圧式フローセンサ (図3)

- 呼吸回路中に抵抗をつくり、その前後の圧較差から流量を測定する。
- その仕組みから、一見すると気道抵抗になって呼吸管理に影響を与えるように思われるが実際には流路抵抗は非常に小さい値なので、呼吸管理上それほど大きな影響はない。
- 見た目が大きく異なるオリフィス型とバリアブルオリフィス型があるが、測定原理に関しては同様である。
- 微細な圧力の変化を利用して測定するため、圧力計にトラブルが生じると流量の測定結果に誤差が生じる。

フローセンサ内の圧力計にトラブルが生じると測定結果に誤差が生じる

■ 超音波式フローセンサ (図4)

- ガスの流れる方向と、流れる方向と逆の方向での超音波の伝搬速度の差を用



図 2 熱線式フローセンサ

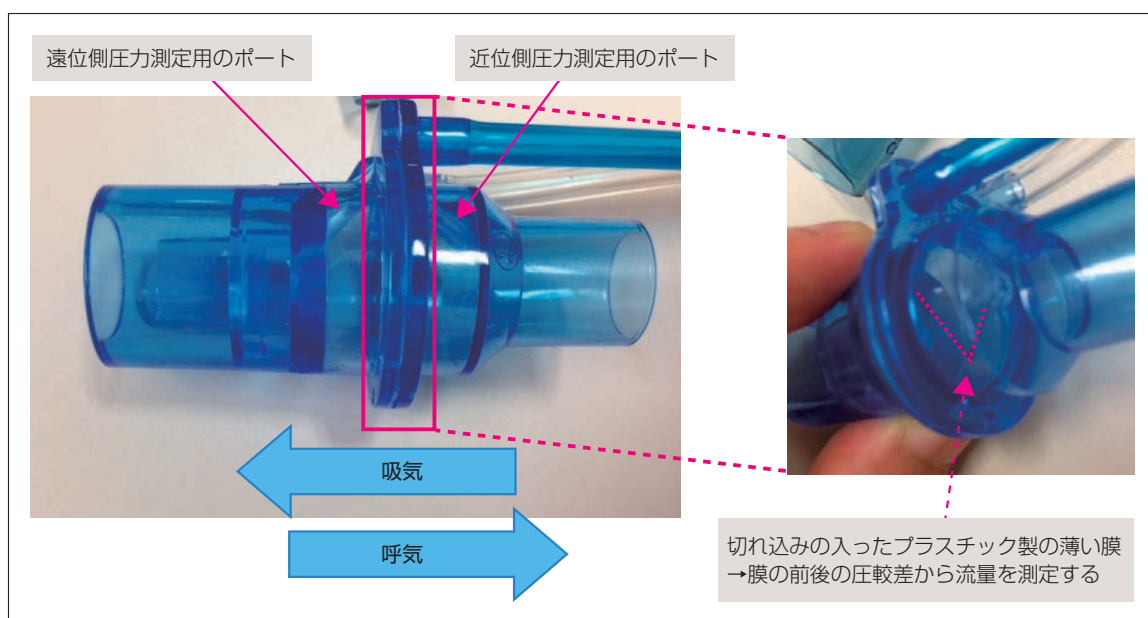


図 3 差圧式フローセンサ

流れる気体の状態で誤差が生じることがある

- いた方式と、ドプラー効果を利用した方式の流量計があるが、人工呼吸器、麻酔器には前者の方式が利用されている。
- 理論上抵抗はないが、流れる気体の状態で誤差が生じることがあり、純酸素と空気での比較では 3%、乾燥した 30℃ の気体と水蒸気圧 44 mmHg、40℃ の気体では 5.3% の誤差が生じるとされる²⁾。

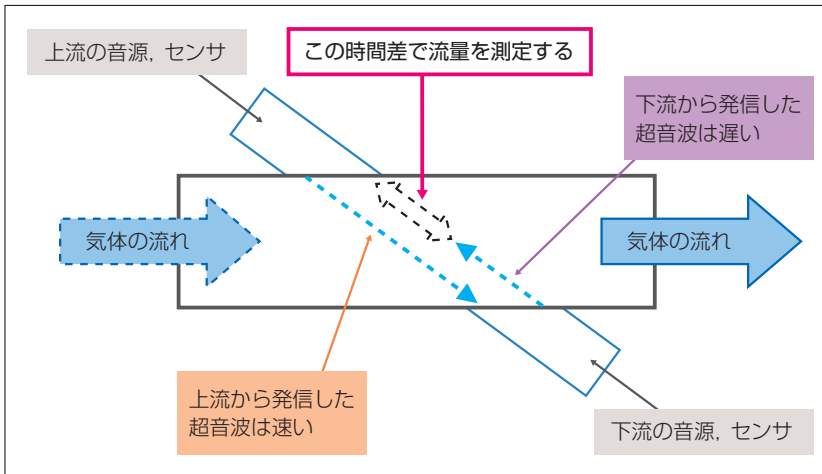


図4 超音波式フローセンサ

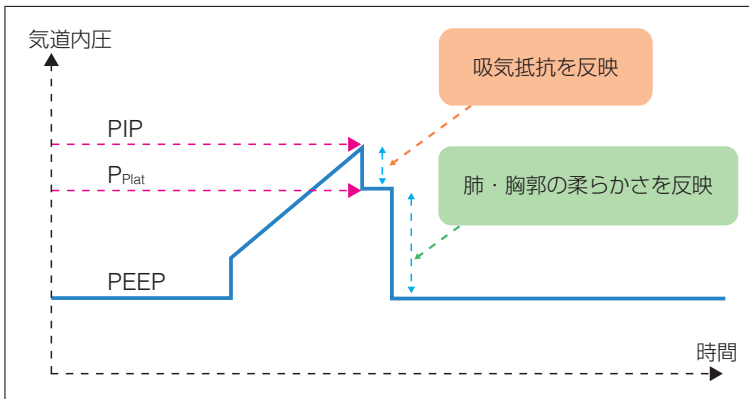


図5 圧-時間曲線

吸気抵抗と肺・胸郭のコンプライアンスがわかる。

PIP：最高気道内圧、 P_{Plat} ：プラトー圧、PEEP：呼吸終末陽圧。

3 呼吸機能モニター

- さて、前述の換気量計に加えて圧力計はほぼすべての麻酔器に使われているので、そこから呼吸機能をどのようにモニタリングしていくかを解説する。

a. 術中の呼吸モニタリング

■ 圧-時間曲線 (pressure time curve)

- 人工呼吸中の最も基本的なモニタリング項目の一つ。患者の呼吸機能を知ることができ、多くの麻酔器でグラフィックモニターの一環として表示される。気道内圧だけでなく、さまざまな情報を得ることができる (図5)。

3-3

心拍出量

- 心拍出量（cardiac output：CO）は1分間に心臓から駆出される血液量であり，1回心拍出量（stroke volume：SV）と心拍数の積で求められ，正常値は4～8 L/分である．COは，全身臓器の機能維持に十分な血流量の維持と各臓器から分泌，合成，代謝されるさまざまな物質を全身に循環させるために十分な量が必要である．
- 低CO状態ではホメオスタシスの維持が困難となり，すみやかな是正が求められる．このため麻酔科医は麻酔中や集中治療室で患者一人一人に対して全身および各臓器への循環が十分であるかどうかを判断し不十分であればそれを補う処置を必要とされる．
- COモニタリングはわれわれに対してそのための有力なデータを与えてくれる．近年，コンピューター技術の発達とともに，とくに低侵襲COモニター装置がめざましく発展している．われわれ麻酔科医は各COモニタリング装置の測定原理，信頼限界，同時に計算されるパラメーターについても熟知しておく必要がある．

COモニタリングは患者の全身および各臓器への循環が十分か判断するうえで有用

① 侵襲的 CO モニター（熱希釈式肺動脈カテーテル）

a. CO の測定

- 熱希釈法によるCOモニターは今日ではCOモニタリングのゴールドスタンダードであり，新しいCOモニタリング装置は本法と比較，相関性が検討される．
- 熱希釈法は指示薬希釈法から発達し，以下のStewart-Hamiltonの公式で表すことができる．

$$CO = \frac{I}{\int_0^{\infty} C_i \cdot dt}$$

I：注入した試薬量， C_i ：注入された試薬の各時点での濃度．

- かつてはインドシアニングリーンなどの色素を用いて上記の式よりCOを計算していたが，反復使用による再現性の低下，採血の多さなどの問題点があった．熱希釈式肺動脈カテーテルでは，先端に熱電対温度計（サーミスター）をつけることで血液温を正確に測定可能となり，熱希釈法が色素希釈法にとって代わった．これは反復測定が可能で，正確なCOが測定される．
- 熱希釈法では，COの計算に上記の公式を変換し以下の式を用いる．

$$CO = \frac{(T_B - T_i) \cdot K}{\int_0^{\infty} \Delta T_B(t) \cdot dt}$$

T_B ：血液温度， T_i ：注射液温度，K：冷水液容量，冷水の比重と比熱，血液

の比重と比熱より得られる定数。

- 実際の CO の測定には、氷冷または室温の 5% 糖液を注入用側孔ルーメン（中心静脈ルーメン）から急速投与し、肺動脈内の血液温度の変化を先端のサーミスターが測定して得られる熱希釈曲線をもとに、専用のコンピュータにより自動計算される。CO にはばらつきが大きいことからこの操作を 3 回繰り返し、その平均値を採用する。

注意点

- 肺動脈カテーテルによる CO 測定では、右心系とくに中心静脈ルーメン開口部から肺動脈内の先端までのあいだに血流の異常（三尖弁逆流や肺動脈逆流）がある場合、熱希釈法による CO の測定は不正確となる。同様に心内シャントのある患者では CO を正しく測定できない。また人工心肺バイパス離脱の直後での測定は過小評価することが多い。これは心肺バイパスによる復温過程で得た熱が再分布するためと考えられている。
- 小柄な患者ではカテーテルの挿入長が比較的短いために中心静脈ルーメン開口部が右房内に届かず、肺動脈カテーテルの血液温の低下が遅延し、CO が過小評価されることにも注意をしなければならない。

b. 熱希釈式肺動脈カテーテルの進歩

■ 連続 CO モニタリング

- 今日では従来の方法に代わり、肺動脈カテーテルの中枢側（右室に位置する）に熱線フィラメントを巻き一定間隔で右心内の血液を加温し、カテーテル先端のサーミスターで温度変化を測定することで一定の間隔で CO を測定し連続表示する熱希釈式肺動脈カテーテルが一般的である。これにより冷水の注入による手間だけでなく感染のリスクが低減される。
- 注意しなければならないのは計算アルゴリズム上、表示される CO は 3～6 分前に測定した CO を平均したものであることである。このために連続 CO モニタリングであっても急激な CO 変化を正確に追従しないことに留意しなければならない。

■ 混合静脈血酸素飽和度と CO モニタリング

- 光ファイバーが組み込まれた肺動脈カテーテルでは連続的に混合静脈血酸素飽和度（ $S\bar{v}O_2$ ）を測定する。
- Fick の原理から

$$\dot{V}O_2 = CO \cdot (SaO_2 - S\bar{v}O_2) \cdot Hb \cdot 1.36$$

したがって、

$$S\bar{v}O_2 = SaO_2 - \left(\frac{\dot{V}O_2}{CO \cdot Hb \cdot 1.36} \right)$$

SaO_2 ：動脈血ヘモグロビン酸素飽和度、 $\dot{V}O_2$ ：酸素消費量（mL O_2 /分）、 Hb ：ヘモグロビン濃度。

- SaO_2 、 $\dot{V}O_2$ 、 Hb は長い時間では一定ではないので、単純な CO のモニタリングとして $S\bar{v}O_2$ の連続モニタリングは有用ではないが、短時間内であれば

三尖弁逆流や肺動脈逆流がある場合、心内シャントのある患者では CO の測定は不正確

小柄な患者では CO が過小評価されることに注意する

連続 CO モニタリングであっても急激な CO 変化には追従しない

▶ $S\bar{v}O_2$:
mixed venous oxygen
saturation

これらの変数は一定であり、 SvO_2 の変化から急激な CO の変化を推定できる。また前記公式が示すように、 SvO_2 のモニタリングは生体の循環、呼吸、組織の酸素需給バランスを反映するモニタリングといえる。このことから重症患者管理に SvO_2 連続モニターは有用である。

SvO_2 連続モニタリングは重症患者管理に有用

■ 右室駆出率モニタリング

- このモニタリングシステムは右室機能に焦点を当てたシステムであり、とくに右心不全が病態の中心であると考えられる、重症慢性閉塞性肺疾患 (COPD) や肺高血圧、右室梗塞などの症例に使用される。
- 専用の肺動脈カテーテルを使用し心拍に同期して熱線フィラメントを加温することで、コンピューターにより右室駆出率と右室 1 回心拍出量さらには右室拡張終期容量が算出される。

▶ COPD :
chronic obstructive pulmonary disease

② 非侵襲的 CO モニター

- 前述したように侵襲的 CO モニタリングは重症患者管理に重要な情報を与えるが、肺動脈カテーテル挿入による侵襲性、合併症、コスト、留置による感染のリスク、さらにはこれを用いた全身管理により患者アウトカムの向上が図られたという明確な根拠がないことから、今日では使用される機会が減少している¹⁾。これに代わって侵襲性が低く CO のモニタリングが可能なシステムが多く開発され、急速に普及している。

侵襲性が低い CO モニタリングシステムが多く開発され、急速に普及している

a. 動脈圧波形解析による CO 測定

■ 動脈圧 CO (APCO)

APCO の原理

- APCO (FloTrac™, エドワーズライフサイエンス) は脈圧が 1 回心拍出量 (SV) に比例し、大血管コンプライアンスに反比例するという原理から、動脈圧波形をもとに CO を連続測定している。
- FloTrac™ は動脈に留置されたカテーテルを介して得られる動脈圧信号を 10 msec 間隔で 20 秒間取り込み、動脈圧波形の標準偏差 (SD) を算出し、以下の式より CO を計算する。

$$\begin{aligned} \text{APCO} &= \text{PR} \cdot \text{SV} \\ \text{APCO} &= \text{PR} \cdot \chi \cdot \text{SD} \end{aligned}$$

APCO：動脈圧波形による CO，PR：脈拍数。

- 脈圧の代わりに SD を用い、 χ (補正係数) を乗することで、動脈圧波形から SV を計算する。 χ は患者固有情報 (年齢、性別、身長、体重) と PR、平均動脈圧、動脈圧波形の尖度、歪度から導いて決定される補正值 (単位変換も含む) であり、60 秒ごとにアップデートされている。

FloTrac™ の特徴

- 較正がなく、橈骨動脈に留置されているカテーテルを専用のビジレオモニタ

▶ APCO :
arterial pressure-based cardiac output