

Pulmonary artery catheter で観測した肺動脈圧波形に 対する 3 種の制動素子の効果

鈴木利保*, 杵淵嘉夫*, 竹山和秀*
山崎陽之介*, 山本道雄*, 滝口 守*

要 旨

肺動脈カテーテル (pulmonary artery catheter : PAC) を介して観測した肺動脈圧波形に対する 3 種の制動素子 (Accudynamic, ROSE, プレザクト II) による制動効果を検討した. 長さおよびプライミングする内液の脱気処理の有無の組み合わせによって, 周波数特性上の共振周波数がそれぞれ 50Hz 帯, 30Hz 帯および 10Hz 帯にある 3 種の PAC の系を作成し, それぞれの系に制動素子を挿入し, 周波数特性の変化を測定した. Accudynamic は制動効果を変えることのできる調整ノブを有し, ノブを調整することによって 3 種の PAC の系においてオプチマル制動を得ることができた. ROSE は 50Hz 帯の共振周波数を持つ系に対して共振を抑える効果は認められたが, オプチマルな制動は得られず, 30Hz 帯, 10Hz 帯ではいずれも過制動となった. プレザクト II は 50Hz 帯, 30Hz 帯の共振周波数を持つ系に対して共振周波数の低下に応じた制動効果は認められたが不足制動にあり, オプチマルな制動は得られなかった. 10Hz 帯では制動効果はほとんど認められなかった. 系の共振周波数が常に 50Hz を超える動脈系のモニタのような場合には, 制動素子自体が系の周波数特性を規定する ROSE が有効であると考えられるが (Accudynamic のように調整可能である必要はない), プライミングによって周波数特性が劣化し, かつそのばらつきが大きい PAC の系では, ROSE やプレザクト II のような固定型の制動素子

を用いてオプチマルな制動効果を得ることは難しい.

はじめに

Pulmonary artery catheter (PAC) を用いて観測した肺動脈圧波形は PAC の受端の圧トランスデューサまで伝播する過程で様々な変形を受けており, 振動したり, 歪んだり, 丸みを帯びたりする. これらの波形の歪を防止, ないしは改善するためのフラッシュデバイスや制動素子, これらを一体化したモニタリングキット等が普及しつつあるが, 顕著に改善された例, 全く効果がなかった例, かつて波形を歪ませた例等をしばしば経験する. 本稿では PAC を用いた系の周波数特性と制動素子の効果のばらつきについて検討した.

方 法

1. 周波数特性の測定

PAC の周波数特性の測定は図 1 の方法によった. コンピュータ (PC 9801 VM, NEC) によって制御された発振器 (OSC 2 L, Nihon Circuit Design), パワーアンプ, スピーカ (P5160, Fostex) によって圧ドーム (1295C, Hewlett Packard) 内に 1~50Hz の正弦波振動を発生させ, 圧源とした. ドームに PAC を接続し, トランスデューサ (P50, Spectramed) の出力をレファレンス用 (ドーム内圧) のトランスデューサの出力とともに AD 変換器 (Analog Pro II, Canopus) を介して上記のコンピュータに読み込み, 周波数特性を作成した.

PAC の周波数特性を以下の方法で変化させ, 共振周波数が (1)40Hz~50Hz, (2)20Hz~30Hz, (3)

*東海大学医学部麻酔科

10Hz 前後の 3 種の系を作成した。(1)は長さ75 cm の PAC (407-75, B. Braun) を使用し, 真空ポンプを用いて攪伴しながら完全に脱気した乳酸リンゲル液をプライミングし,(2)は長さ110cm の PAC (sp5107m, Spectramed) を使用し, 脱気した乳酸リンゲル液をプライミングし,(3)は通常の臨床使用状態を考慮して(2)の PAC に脱気しない乳酸リンゲル液をプライミングして作成した。(1)と(2)のプライミングは図1に示すように乳酸リンゲル液中で行った。

制動素子として図2の Accudynamic (Soreson Research), ROSE (Spectramed Medical Products), プレザクト II (テルモ) を使用した。いずれも細い管路や絶縁膜からなる抵抗と小さな空気室を回路に挿入することによって制動効果を得ている。Accudynamic は管路がニードル弁様の可変抵抗構造を持ち, 弁のノブを回転させることによって制動効果のある程度まで調整することができる。

ROSE は回路への着脱, プレザクト II は制動効果のオン・オフスイッチがついている¹⁻³⁾。これらのデバイスを PAC とトランスデュサの間に挿入し, 3 種の周波数特性の系についてそれぞれ周波数特性を測定した。

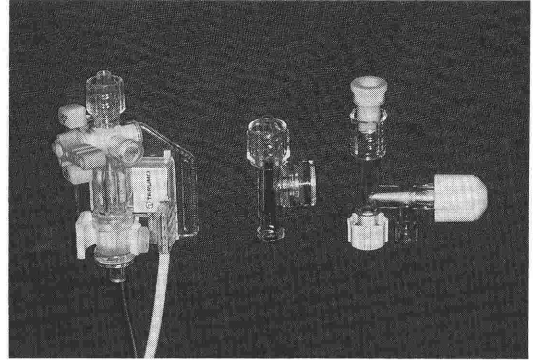


図2 制動素子
右から Accudynamic, ROSE, プレザクト II を示す。Accudynamic と ROSE は単体でカテーテルとトランスデュサの間に挿入する。プレザクト II はフラッシュ機構と一体である。

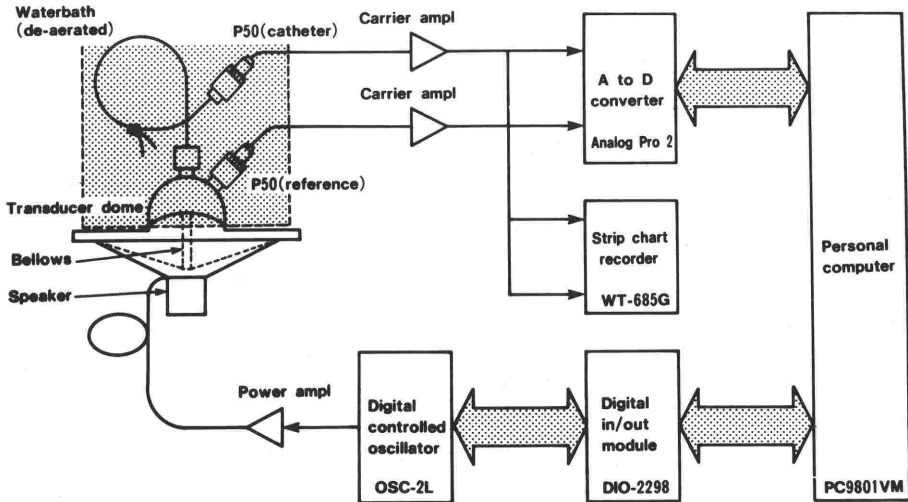


図1 測定系ブロックダイアグラム
左側はスピーカ, ベロースおよびドームからなる圧源を示す。ドームに PAC を接続し, トランスデュサの出力をレファレンス用 (ドーム内圧) のトランスデュサの出力とともに AD 変換器を介してコンピュータに読み込み, 周波数特性を作成する。発振周波数とその圧レベルもコンピュータによって制御される。

2. 肺動脈圧波形の観測

室温で保管した場合と、42℃の温蔵庫で保温した場合の2種の乳酸リンゲル液をプライミング用に用意した。体温より高い温度で保温しておく、温度低下時の溶解度差によって溶存している空気が遊離せず、気泡化することが少ない⁴⁾。いずれもパック内面に付着している気泡をパック上部に集めたのち、19G注射針を用いてパック下部の注射口より注意深く取り出しPACにプライミングした。PACは前記2種を用い、ポリグラフ(7010RA, Marquette Electronics/Life Scope 12, 日本光電)に接続して圧波形をモニタした。モニタ中、PACの先端に近い部位の胸壁を軽く叩いて圧振動を発生させ、波形に重畳する振動数からPACの共振周波数特性を推定したのち、前記の3種の制動素子を挿入して波形の変化を観察した。

結 果

1. ダンピングデバイスによる周波数特性の変化

Accudynamicを挿入したときの周波数特性の変化を図3に示す。縦軸は振幅(1Hzの振幅で正規化してある)、横軸は周波数である。調整ノブを0.25回転から2回転まで回転したときの特性の変化を0.25t~2.0tで表してある。制動によって共振を潰し、共振振幅が1.1程度を平坦な振幅特性とみなし、オプチマルな制動状態と定義する。オプチマルな制動を得るための制動条件はPACの周波数特性によって異なり、ノブの回転角は共振周波数が50Hz帯のとき0.38回転前後、30Hz帯のとき0.88回転前後、10Hz帯のとき1.0回転となり、共振周波数の低下とともに回転角は増加した。

ROSEとプレザクトIIを挿入したときの周波数特性の変化を図4に示す。図中、ROSEとプレザクトIIはそれぞれPACにROSEを挿入したとき、オンにしたときを示す。PACの共振周波数が50Hz帯のとき、ROSEとプレザクトIIの制動効果はともに不足制動にある。共振周波数が30Hz帯では、ROSEはやや過制動状態を示し、プレザクトIIは不足制動でオプチマルとは言えない。共振周波数が10Hz帯では、ROSEは強い過制動状態にあり、プレザクトIIは制動効果をほとんど示さなかった。

2. 肺動脈圧波形の観測と制動素子の効果

図5(1)はPAC(sp5107m, Spectramed)を用いて観測した肺動脈圧波形の1例である。上段は橈骨動脈圧、下段が肺動脈圧波形である。臨床の場合では、周波数特性の確認が出来ないので、丁寧に系を組み立てた時に必ず存在する共振現象を利用して、系に軽い振動を与えその振動の数から共振周波数を仮定した。フラッシングデバイスを用

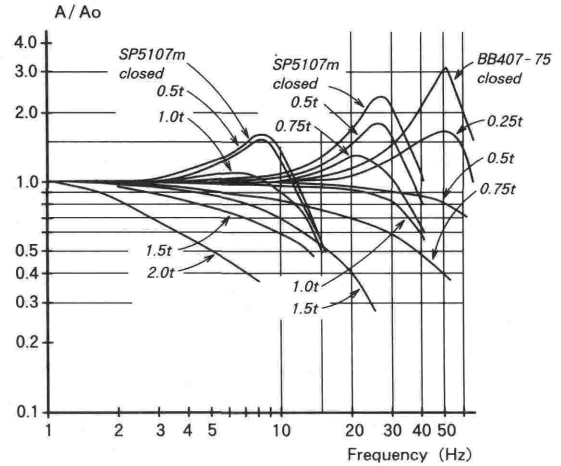


図3 Accudynamicによる周波数特性の変化
 図中、0.25t~2.0tはAccudynamicの調整ノブの回転数を示す。オプチマルな制動が得られる回転角は共振周波数の低下とともに増大する。

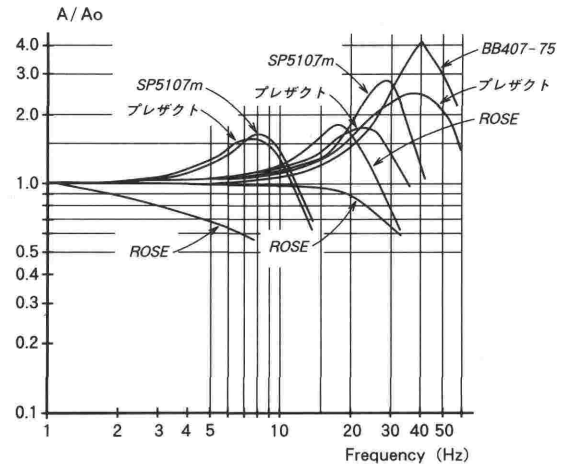
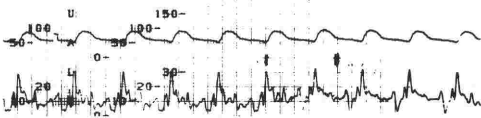


図4 ROSEとプレザクトIIによる周波数特性の変化
 図中、ROSEとプレザクトはこれからの制動素子を挿入、またはオンにしたときの特性を示す。ROSEは共振周波数が50Hzのときは不足制動を、共振周波数が低下すると過制動を示す。プレザクトIIは共振周波数が30Hzまで不足制動を、10Hzではあまり制動効果を示さない。

いてステップ応答を調べる方法は、充填した系の環境が変化する可能性があるので用いなかった。この系で肺動脈圧波形に重畳している振動の周波数は7~12Hzに分布し、系の共振周波数はこの帯域にあると推定され、図3の共振周波数が

(1) Original



(2) Accudynamic



図5 共振した肺動脈圧波形の1例と Accudynamic の効果

図(1)の下段では肺動脈圧波形の1部が7~12Hzの周波数で共振している。Accudynamicを挿入して調整すると図(2)の下段となる。

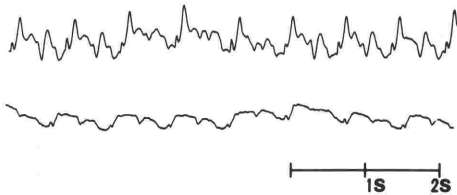
10Hz帯の場合に相当すると考えられる。モニタが表示する肺動脈圧の値は振動の上下のピーク値に振られて最高、最低、平均値ともに信頼できない。図5(2)は Accudynamic を挿入し、波形を観察しながらノブを調整し、この振動を止めた直後のオプチマル制動とみなせる波形である。ノブをさらに回転させると波形は次第に鈍って過制動になる。

同様に、肺動脈圧波形に7~10Hzの振動が重畳しているときに ROSE とプレザクトⅡを挿入したときの制動効果を図6に示す。(1)は ROSE, (2)はプレザクトⅡをそれぞれ挿入またはオンした場合の波形の変化を表わす。ROSEの場合、過制動のため高い周波数成分がほとんど失われ、平均圧に近い波形まで歪んでしまう。他方、プレザクトⅡの場合、振動の振幅は抑制されやや小さくなるが、充分とはいえない。オプチマル制動ではない。これらは図4の周波数特性の結果とおおむね一致し、ROSEとプレザクトⅡによるオプチマルの制動効果は得られなかった。

考 察

図3と4に示したように、PACの周波数特性は臨床使用の状態ではかなり劣化しており、シンプルな系でも共振周波数は7~14Hzにある。この値は供給元の公称値の半分以下の特性となっており、また測定毎のばらつきも大きい^{5,6)}。周波数特性の劣化やばらつきの原因はプライミングする際の気泡の混入が避けられず、その除去が不十分であること、また、温度差や、圧差によって溶存していた空気から気泡が生成されること等によって系のコンプライアンスが増加するためであると考えられている⁷⁾。いずれにしろ、臨床使用の状態ではPACの共振周波数が低下し、肺動脈圧波形に含まれる周波数成分の分布と重なってしまい、図5と6のような激しい共振振動がしばしば引き起こされる。逆に、共振周波数を充分高く保つことができれば振動は生じないはずである。橈骨動脈圧波形に振動が見られないのは動脈系の共振周波数がPAC系に比較して充分高いからである。また、図7は42℃の温蔵庫で保温しておいた乳酸リンゲル液を慎重にプライミングして観測した肺動脈圧波形である。PACの先端近くの胸壁を軽くたたいたとき、圧波形に重畳した振動の周

(1) ROSE



(2) プレザクト

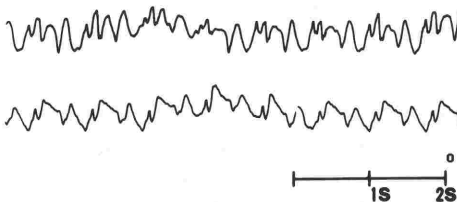


図6 共振した肺動脈圧波形の1例と ROSE・プレザクトⅡの効果

図(1)の上段では肺動脈圧波形の1部が共振している。この帯域で強い過制動を示す ROSE の挿入によって、波形は下段のように平均化する。逆にこの帯域で制動効果の小さいプレザクトⅡでは図(2)の下段のように完全に共振を止めることができない。

波数は(2)では25~30Hzを示し,系の共振周波数はこの帯域にあると推定される.この例の心拍数は116bpmにあり,図5と6の例より高い.心拍数が高い場合はより広い周波数帯域を必要とするが⁷⁾,系の共振周波数が高く保たれているので振動は重畳せず,かつ忠実な波形が得られている.

制動素子を挿入する目的の1つは前記の共振による振動を防止することにあるが,通常の臨床使用状態では共振周波数が低下していることを前提にして使用しなければならない.図3と4に示したように共振周波数が7~12Hz帯にあると,ROSEとプレザクトⅡの制動効果はほとんど期待できない.ROSEでは共振周波数が高くて高い30Hz帯域からすでに過制動を示し,プレザクトⅡではこの帯域ではほとんど効果がなかった.図4から明らかなように,両者とも共振周波数が高くて高い帯域にあることを想定してデザインされたと考えられる.また,これらの制動素子は調整機構を持たないので,周波数特性がプライミングによって大幅に変化するPACの系の制動には適さないといえよう.Accudynamicは共振周波数が50Hz帯から10Hz帯まで広い帯域で良好な制動特性を示した.調整ノブを“閉”の状態にしておき,振動が観測されたときのみ,少しずつノブを“開

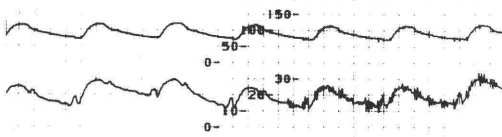
いて”,振動が停止する直前に調整すればよい.制動をかけすぎると,肺動脈圧波形の時間遅れ(他のバイタルサインとの時間ずれ)が大きくなってしまうからである⁸⁾.

PAC内の圧波形の伝搬特性は圧トランスデュサやプライミングした内液の性状を含む系全体の慣性と粘性および弾性(コンプライアンスの逆数)から成る2次系で表され,慣性をインダクタンス(L),粘性を抵抗(R),弾性をコンデンサ(C)で表したL-R-C直列回路と等価である^{2,9)}.3種の制動素子も管路を抵抗(r),空気室のコンプライアンスをコンデンサ(c)とするr-c直列回路で表すことができる.その制動効果は系のコンデンサCに素子のコンデンサcを加算(並列接続)することによって得ている.加算の程度が抵抗rで調整されると考えればよい.図4では,ROSEの制動効果が他の2種と異なっている.AccudynamicとプレザクトⅡでは系の共振周波数が低下すると次第に制動効果がなくなり,Accudynamicではノブを“開いて”,抵抗rを小さくすることによって制動効果を再調整している.一方,ROSEは30Hz帯から過制動を示し,共振周波数の低下とともにその傾向が強くなっている.この現象はROSEのコンプライアンスが他の2種より大きく,PACの系全体のコンプライアンスに匹敵する大きさを持つためであると推定される.50Hz帯ではPACのコンプライアンスが小さく保たれているので,ROSEのコンプライアンスが系全体の特性を支配していると考えられる.30Hz帯と10Hz帯では,PACのコンプライアンスが同程度に増加していくので,過制動になったと解釈すべきであろう.このことは直接動脈圧波形のモニタ(カテーテルを使用しないため,コンプライアンスがPACより小さい)のように,系の共振周波数が確実に50Hzを超えるような場合,ROSEを挿入して系に大きなコンプライアンスを付加すれば,常に同じ周波数特性が得られることを示している.要するに,ROSEは動脈系では著効を発揮してもPACの系には適さない.プレザクトⅡはいずれも適さない.

文 献

- 1) Gardner RM: Direct blood pressure measurement-dynamic response requirements. *Anesthesiology* 54:

(1) HR : 60bpm



(2) HR : 116bpm



図7 肺動脈圧波形に重畳させた共振振動の1例
プライミングする乳酸加リンゲル液に温度処理を施すと周波数特性が著しく改善されることがある。(1)は心拍数がやや低い場合,(2)は高い場合である。(2)の共振振動は25~30Hzを示している.共振周波数が高いと波形成分が共振することはない.詳細は本文を参照.

- 227-236, 1981
- 2) Hipkins SF, Rutten AJ, Runciman WB, et al : Experimental analysis of catheter-manometer systems in vitro and in vivo. *Anesthesiology* 71 : 893-906, 1989
 - 3) テルモ(株)編 : プレザクト II 技術資料, 1991
 - 4) 竹山和秀, 鈴木利保, 杵淵嘉夫ほか : 肺動脈カテーテルの周波数特性改善のための臨床的対策. *麻酔・集中治療テクノロジー* 1992 : 118-121, 1992
 - 5) Rutten AJ, Nancarrow C, Ilesley AH, et al : An assessment of six different pulmonary artery catheters. *Crit Care Med* 15 : 250-255, 1987
 - 6) 杵淵嘉夫, 鈴木利保, 山崎陽之介ほか : カテーテルを用いた圧導出系の周波数特性とその評価表. *循環制御* 12 : 111-119, 1991
 - 7) 杵淵嘉夫, 鈴木利保, 山崎陽之介ほか : モニターシステムに使用されるカテーテル数の周波数特性について, 臨床における問題点とその対策. *臨床モニター* 2 : 315-330, 1991
 - 8) Gersh BJ : Measurement of intravascular pressures, The circulation in anaesthesia : Applied physiology and pharmacology. Edited by Prys-Roberts C. Blackwell Scientific Publications, 1980, pp511-518
 - 9) Kleinman B : Understanding natural frequency and damping and how they relate to the measurement of blood pressure. *J Clin Monit* 5 : 137-147, 1989

Damping Effect of Three Damping Devices in Pulmonary Artery Catheters

Toshiyasu Suzuki, Yoshio Kinefuchi, Kazuhide Takeyama,
Yonosuke Yamasaki, Michio Yamamoto, Mamoru Takiguchi

Department of anesthesiology, School of Medicine, Tokai University,
Isehara, Japan

In-vivo experiments were carried out to evaluate the efficacy of three damping devices on the market, namely Accudynamic, ROSE and Prexact. By varying the degree of deaeration of the priming fluid, catheter-manometer systems were prepared to resonate at 50, 30, and 10 Hz respectively, and the devices were tested for their damping efficacy in three frequency characteristics. By turning the knob on the Accudynamic, optimal damping was obtained in all of the three frequency characteristics. The application of the ROSE caused overdamping in the system whose resonant frequency was lowered around 30 and 10 Hz. With the Prexact, in

the system with their resonant frequencies of 50 and 30 Hz, the resonant amplitude was efficiently suppressed but critical damping was unobtainable and in the system with the resonant frequency of 10 Hz, no damping effect was discernible. In clinical settings where the system resonant frequency was found around 7-12 Hz, only the Accudynamic device proved capable of producing acceptable waveforms while the ROSE exhibited overdamping and the Prexact was totally ineffective. It seems that the effective damping is expected around 20 Hz or more with these two devices. That is inappropriate for the use with pulmonary artery catheters.

Key Words : Damping, Pulmonary artery catheter

(Circ Cont 16 : 340~345, 1995)