

## 原 著

## 肺動脈カテーテルの周波数特性の改善方法について

鈴木利保\*, 杵淵嘉夫\*, 福山東雄\*  
滝口 守\*, 山本道雄\*

## 要 旨

脱気水をプライミングした肺動脈カテーテル間の周波数特性の優劣を比較し、長さや太さが同じ条件下では、肉厚で円形のルーメン構造が薄い隔壁で分割された扇形のルーメン構造より優れた周波数特性を示した。カテーテルを選択ないし設計するときは断面基材のなかに円型のルーメンをなるべく均一に埋め込むように配置した構造にすべきである。

脱気水をプライミングした場合、円形のルーメンをもつ標準的なカテーテル(7Fr, 4ルーメン, 有効長110 cm)の固有周波数と制動係数はそれぞれ40 Hz以上, 0.14以下となり, 肺動脈圧波形を忠実に導出しようことを $fn$ -とチャートで確認した。他方, 同形のカテーテルを通常の手順で組み立てると固有周波数は $1/4$ 以下に, 制動係数は2倍以上に劣化し, 導出した波形が歪んでいることを $fn$ -とチャートで確認した。特性の劣化の原因が溶液中の気泡よることは明らかである。

臨床使用時の周波数特性を劣化させる原因となる微小気泡の発生防止法について, 臨床への適用が可能な方法を検討した。微小気泡は溶存していた空気が液温の上昇によって液中に遊離することが原因であることを実証した。パックのまま体温より高い40℃に保温しておく, 液温が体温まで低下しても微小気泡は発生しない。この方法によって液温の変化に対して安定で, かつ, 固有周波数は2倍以上に改善し, 概ね忠実な波形が得られることを確認した。もう1つの方法は, 二酸化炭素ガスでバブリングすると短時間で溶存空気が

排出され, 効率的に脱気処理ができること示した。

## はじめに

肺動脈カテーテルを用いて導出した肺動脈圧波形が振動したり, 三角波状に平均化したりすることがある。このような現象がしばしば繰り返されると, 肺動脈カテーテルを用いて忠実な肺動脈圧波形を得ることができるのか疑問を抱かざるをえない。これらの現象はカテーテルを用いた圧導出系が強い周波数依存性(周波数特性)を持ち, かつ, 肺動脈圧波形の周波数成分の分布とオーバーラップしていることが原因である。通常, カテーテルを用いた圧導出系の周波数特性は固有周波数(臨床応用の範囲では近似的に共振周波数とみなせる)と制動係数の2つのパラメータで評価される。肺動脈圧波形が振動する現象は圧導出系の固有周波数が低く, 肺動脈圧波形のある周波数成分に一致して共振するためであり, 三角波状に平均化する現象は制動係数が大きくなりすぎたためである。しかるに, ルーメンの内壁が充分硬いと仮定して, 外形寸法等の諸元やプライミングした溶液の質量等から計算したカテーテルの固有周波数の理論値は40 Hz以上あり, 肺動脈圧波形の最も高い周波数成分よりも充分高い。また, 制動係数の理論値は0.14以下となり, 導出系は不足制動状態にある<sup>1)</sup>。これらの理論特性が臨床使用時に得られるなら共振振動や平均化現象は起こらず, 忠実な肺動脈圧波形を得ることができるはずである。

周波数特性の劣化の原因について次のように考える。カテーテルを用いた圧導出系の周波数特性はプライミングした溶液の質量による慣性, 粘性による抵抗, 導出系全体の弾性の3つの要素に依存する<sup>2,3)</sup>。三方活栓や延長チューブ等を除いた

\*東海大学医学部麻酔科学教室

カテーテル単体に近い系を作成しても周波数特性の顕著な改善は認められないから、慣性や抵抗は周波数特性の劣化にあまり関与しない。劣化の主たる要因は系全体の弾性の低下（コンプライアンスの増加）にあるとしてよいであろう。系の弾性はカテーテル自体の弾性とプライミングした溶液の弾性およびトランスデューサの受圧面の弾性から成る。これらのうち、トランスデューサは半導体化されたため受圧面の面積は小さく、かつ硬いので周波数特性に影響を与えとは考えられない。また、カテーテル自体の弾性は材質やルーメンの構造（形状やカテーテル断面内の配置等）に依存し、カテーテル自体の周波数特性の優劣に関係する量であり、臨床使用時の特性の劣化の原因ではない。劣化の主因はプライミングする溶液の弾性にあり、液中に存在する気泡がその本体であると考えられる。それゆえ、至適なルーメン構造を持つカテーテルを選択し、かつ気泡の発生を防止ないし除去することができれば特性は改善されるはずである。

これらの考察に基づいて本論文ではカテーテルを用いた圧導出系の周波数特性とルーメンの構造

およびプライミングした溶液の気泡との関係を明らかにし、これらの結果に基づいて臨床に应用可能な周波数特性の改善方法と改善した波形の忠実度の評価法について述べる。

対象と方法

(1) 周波数特性とルーメンの構造およびプライミング溶液の気泡との関係 真空ポンプを用いて液中の気泡を完全に除いた脱気水を作成し、脱気水中で全ての系を組立てて周波数特性を測定する。こうして得られた周波数特性は気泡の影響が無い、そのカテーテルの最も優れた周波数特性であると考える。これを限界周波数とすると、限界周波数特性はルーメン構造の良否、すなわちカテーテルの良否を表すことになる。

図1の実験系を用いて周波数特性を測定する。コンピュータ（PC9801VM；NEC）によって制御された発振器（OSC 2L；日本回路設計）の出力をスピーカ（P5160；フォステックス）に加え、その振動をドーム（1295C；Hewlett Packard）の隔膜に加えてドーム内に正弦波振動を発生させた。

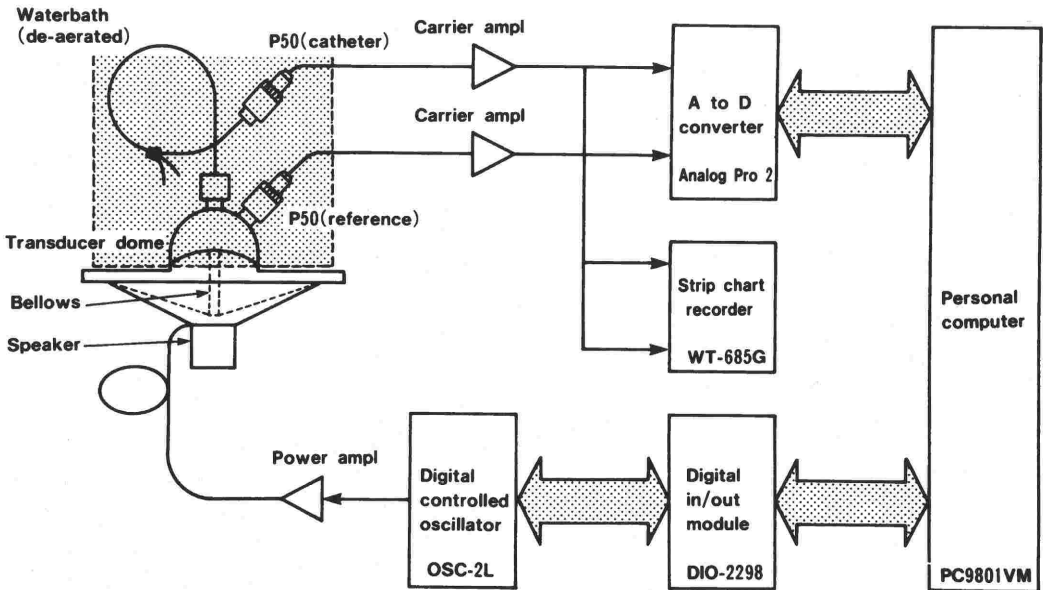


図1 周波数特性の測定

左側はスピーカ、ベローズおよびドームからなる圧源を示す。カテーテルとレファレンスの2つの圧力トランスデューサの出力を12ビットAD変換器を介してコンピュータに読み込み、振幅の周波数特性を作成する。限界周波数特性を測定するときは破線内の部分の組立を脱気水中で行う。

真空ポンプを用いて乳酸加リンゲル液 (ハルトマン液 PH 8® ; ミドリ十字) を脱気した後, 図中の破線内の部分をこの脱気水中で組み立てる. 液温は室温 (25度) とした. 2つの圧力トランスデュサ (P50 ; Spectramed Medical products) の出力を12ビット AD 変換器 (AnalogPro II ; カノープス電子) を介して上記のコンピュータに読み込み, カテーテルの出力 A とドーム内圧 (レファレンス) の出力 A<sub>0</sub> の比 A/A<sub>0</sub> を求め, 低周波から順に周波数を変えて振幅の周波数特性を作成する. 次いで, 次式により固有周波数 (fn) と制動係数 (ζ) を算出する<sup>2,4,5</sup>.

$$fn = fp / (1 - 2 \zeta^2)^{1/2} \quad (1)$$

$$\zeta^2 = \{1 \pm (1 - 1/Ap^2)^{1/2}\} / 2 \quad (2)$$

表1左欄に対象とした4ルーメンの肺動脈カテーテルの諸元を示す. 材質がポリウレタン (PU) の2種を除いた他の8種はすべて長さ110 cm, 材質はポリ塩化ビニール (PVC) である. ルーメンの形状を示す番号は図2のルーメンの断面の番号に対応する. この8種のカテーテルの限界周波数の差はルーメンの構造に依存することになり, ルーメンの構造の優劣を決定することができる.

次に, 溶液の脱気処理を行わず, 図1の破線内の部分を通常の臨床手順によって組み立てたときの周波数特性を測定する. 特性の変化は溶液に含

まれる気泡の影響によるとしてよい. 表1のうち長さ75 cmと110 cm, 材質がPUの2つのカテーテル (407/407-75 ; B. Braun) を対象とした. 結果を前項と比較して, 気泡の影響を明らかにする.

(2) 周波数特性の改善方法 臨床使用時に溶液に含まれる気泡の由来ないしは発生機序について考察すると, (a)もともとパック内やチューブに付着していた気泡が流下と共にカテーテル内に入ること, (b)カテーテル内の空気が溶液に置換されずに残ること, (c)溶液に溶存していた空気が温度, あるいは圧力の変化によって気泡化すること等の原因が考えられる. (a)については目視的に監視する以外に防止する手段はない. (b)については空気をトラップしにくいルーメンの構造を選択することによってある程度まで防止できる. これはカテーテルそのものを選択することを意味し, 1(1)項の結果が参照できる. 本項では(c)に対する改善法について以下の方法で検討する.

パックに入った乳酸加リンゲル液を(a)室温 (25℃) で保管した場合, (b)40℃の温蔵庫で保温した場合の2種をプライミング用に用意した. (a), (b)ともパック内面に付着している気泡を軽く叩いてパック上部に集めたのち, パック下部の注射口より注意深く取り出し, 表1の110 cm, 材質がPVCのカテーテル (sp5107m ; Spectramed Medical products) にプライミングする. この状態で(a)と(b)のカテーテルの周波数特性を測定する. 次に, (a)と(b)のカテーテルを恒温槽で37℃に保った水中に浸して約30分間放置したのち, それぞれについて周波数特性の変化を測定する. 25℃, 25℃から37℃, 40℃, 40℃から37℃の4つの周波数特性を比較することによって溶存している空気のあるまいを明らかにし, 周波数特性の改善法を見出す.

表1 肺動脈カテーテルの規格と周波数特性

材質	ルーメン数	形状	太さ Fr	長さ cm	fr Hz	Ar A/A <sub>0</sub>	fn Hz	ζ
Arrow ah-05100-hc	pvc	4 2	7	110	32.1	3.0	33.1	0.17
BBraun 407-75	pu	4 1	7	75	51.4	4.0	52.3	0.12
BBraun 407	pu	4 1	7	110	39.3	3.6	40.1	0.14
BBraun 407-1	pvc	4 1	7	110	44.6	3.8	45.4	0.13
Biosensors td1704td	pvc	4 1	7	110	43.5	3.6	44.4	0.14
Edwards 93a-131-7f	pvc	4 4	7	110	25.9	2.1	27.6	0.24
Goodtec t-047	pvc	4 1	7	110	42.8	3.8	43.6	0.13
Spectramed sp5107m	pvc	4 2	7	110	34.2	2.7	35.5	0.19
Terumo s7111	pvc	4 3	7	110	26.9	2.6	28.0	0.19
USVP td407h-e	pvc	4 4	7	110	30.2	2.7	31.3	0.19

左欄にカテーテルの規格を示す. 材質について, PVC はポリ塩化ビニール, PU はポリウレタンを表す. ルーメン形状は図2の番号に対応する. 右欄は周波数特性の測定結果を示す. fr は共振周波数, Ar は共振振幅 (周波数0のとき A/A<sub>0</sub> = 1), fn は固有周波数, ζ は制動係数を表す.

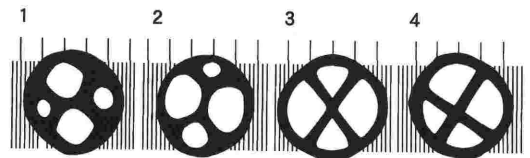


図2 肺動脈カテーテルの断面の構造

目盛り線の間隔は0.1 mm である. 10種のカテーテルは図中の3種に分類される. 図中の番号は表1の各カテーテルのルーメンの形状に対応する.

結 果

(1) 周波数特性とルーメンの構造およびプライミング溶液の気泡との関係

表1右欄に各カテーテルの限界周波数特性における固有周波数と制動係数を示す。frは共振周波数, Arは共振振幅, fnは固有周波数, ζは制動係数を表す。図3に長さ110 cm, 材質がPVCの8種のカテーテルの限界周波数特性を示す。縦軸は1 Hzで正規化した振幅の大きさ (A/A<sub>0</sub>) を表し, 横軸は周波数である。図3および表1から, 8種のカテーテルの特性を比較すると, (a)固有周波数が40 Hzを超える3種 (407-1, td1704td, t-047), (b)35 Hz付近の2種 (ah-05100, sp5107m), および(c)31 Hz以下の3種 (93a-131, s7111, td407h) に分類され, 3群のルーメンの構造が, それぞれ(a)肉厚の材料実質に埋め込まれた円形のルーメン, (b)肉厚は薄い材料実質に埋め込まれた円形のルーメン, (c)薄い外壁の中にXないし十字型の薄い隔壁で仕切られた扇型のルーメンに対応している。この結果から, 周波数特性の優劣がルーメンの形状, および隔壁の厚さによることが明らかである。

図4に脱気しない場合の75 cmと110 cm, 材質がPUの2つのカテーテル (407/407-75) の周波数特性を示す。式1と2を用いて計算した固有周波数と制動係数を表2に示す。2つのカテーテル

とも表1の限界周波数特性と比較すると, 固有周波数は1/4以下, 制動係数は2倍以上に劣化している。この原因が気泡による弾性の低下によることは明らかである。

(2) 周波数特性の改善 カテーテル (sp5107m) に40℃および25℃のパックからプライミングした直後の周波数特性と, それぞれ37℃まで温度を変化させたときの周波数特性の変化を図5に示す。これらの特性から算出した固有周波数と制動係数を表3に示す。40℃の特性は25℃の特性に比べて固有周波数, 制動係数ともに改善されている。40℃に保つことによってある程度の脱気効果がある

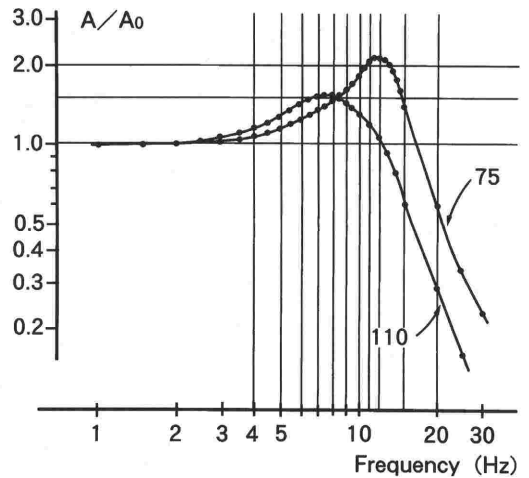


図4 肺動脈カテーテル (407/407-75) の周波数特性  
横軸は周波数を, 縦軸は周波数0のときの振幅を1とした振幅比 (A/A<sub>0</sub>) を表す。図は通常の臨床手順で組立てた特性を示す。

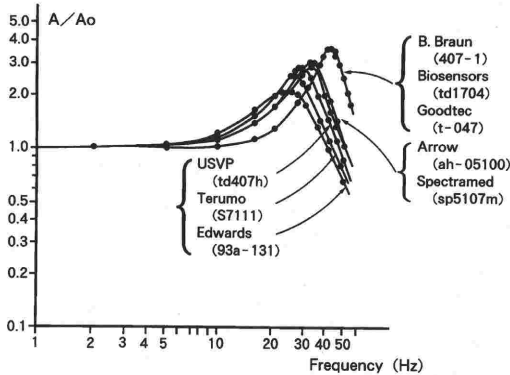


図3 肺動脈カテーテルの限界周波数特性  
横軸は周波数を, 縦軸は周波数0のときの振幅を1とした振幅比 (A/A<sub>0</sub>) を表す。限界周波数は系の組立とプライミングを脱気水中で行うことによって得られた特性である。

表2 肺動脈カテーテル (407/407-75) の周波数特性

	fr Hz	Ar A/A <sub>0</sub>	fn Hz	ζ	fh Hz	τd msec
BB407-75 (75cm)	12.0	2.2	12.7	0.24	2.9	8.0
BB407 (110cm)	7.9	1.5	9.1	0.35	2.0	17.0

frは共振周波数, Arは共振振幅 (周波数0のとき A/A<sub>0</sub>=1), fnは固有周波数, ζは制動係数を表す。fhとτdはfn-ζチャート (付録を参照) から定めた最高周波数と伝搬時間である。

ことを示す。また、40℃から37℃の特性は40℃の特性とほとんど同じで温度変化による影響は認められない。他方、25℃の特性は2(1)項の脱気しない場合の特性に相当し、表1の限界周波数特性と比較すると特性の劣化が著しい。通常のプライミング法では気泡の混入が避けられないことを示す。25℃から37℃の特性は25℃に比べて固有周波数、制動係数ともに劣化し、温度上昇によって新たな気泡が発生したことを示す。25℃から37℃の特性は臨床使用時にカテーテルが血管内に挿入されて

加温されるときに特性に相当し、臨床使用時には最も悪い状態で使用していることを意味する。

考 察

(1) 周波数特性とルーメンの構造およびプライミング溶液の気泡との関係 溶液を完全に脱気すると、断面が円形のルーメンを持つカテーテルの周波数特性は、固有周波数が40 Hz 以上、制動係数が0.14以下を示し、序に述べた理論値とほとんど同じ値となった。これによって、限界周波数とそのカテーテルの最も優れた周波数特性を表すとしてよい。また、臨床使用条件下の特性の劣化の原因が溶液中の気泡や溶存空気の気泡化によることも実証された。なお、限界周波数特性が実現できたとしたら歪の無い忠実な肺動脈圧波形が得られるかどうかについては3(3)項で述べる。

限界周波数特性はルーメンの断面の構造に依存し、肉厚の材料実質に埋め込まれた円形のルーメンを持つカテーテルはルーメン内腔の弾性が大きく扇型や両者の中間形のルーメンを持つカテーテルに比べて固有周波数が高く、優れた周波数特性を持つとしてよい。図2から算出したルーメンの断面積は扇型のルーメンが0.75~0.80 mm<sup>2</sup>、円形のルーメンが0.59~0.70 mm<sup>2</sup> となり、扇型の方が大きいからより優れた特性を示すはずであるが、扇型内腔の3面の隔壁は薄膜状で柔らかく弾性が極めて小さい。また、臨床使用時には、扇型のコーナーの部分が気泡をトラップしやすく、トラップされた気泡は有効断面積を減少させ、弾性を低下させる。要するに、薄い隔壁で形成した扇型のルーメンの特性は肉厚の材料実質に埋め込まれた円形のルーメンより劣る。カテーテル挿入時の操作性や留置した際の安定性を考慮すると<sup>6)</sup>、カテーテル断面内に円形のルーメンを均一に配置した構造が最も優れた構造であると考えられる。なお、脱気によって周波数特性が改善するとしていくつかの報告はあるが<sup>5,7)</sup>、ルーメンの構造や理論値との関連について触れた報告はない。

臨床使用時の周波数特性については、Gardner<sup>8)</sup> や Rutten<sup>9)</sup> も著者らと同様に劣化について報告しており、また、報告されている値間のばらつきも大きい<sup>10-12)</sup>。臨床上では清潔を確保する必要上、完全に気泡を除去することはできないので、表2に示した値に系の組立時のばらつきを加味し

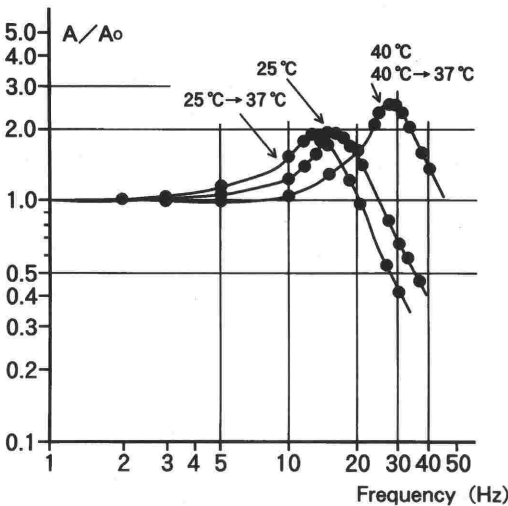


図5 溶液の温度変化による周波数特性  
横軸は周波数を、縦軸は周波数0のときの振幅を1とした振幅比 (A/A<sub>0</sub>) を表す。40℃から37℃に変化させたときの特性にはほとんど変化は認められないが、25℃から37℃に変化させると特性は劣化する

表3 溶液の温度変化による周波数特性

Catheter	fr	Ar	fn	ζ	fh	τd
SP5107m	Hz	A/A <sub>0</sub>	Hz		Hz	msec
40℃	27.0	2.6	28.1	0.20	6.3	2.4
40℃→37℃	27.0	2.6	28.0	0.20	6.3	2.4
25℃	15.0	2.0	16.1	0.26	3.6	6.2
25℃→37℃	12.0	1.8	13.2	0.29	3.0	8.2

fr は共振周波数、Ar は共振振幅 (周波数0のとき A/A<sub>0</sub> = 1)、fn は固有周波数、ζ は制動係数を表す。fh と τd は fn-ζ チャートから定めた最高周波数と伝搬時間である。40℃、40℃→37℃、25℃、25℃→37℃はそれぞれプライミングする乳酸加リンゲル液を40℃に保った場合、40℃から37℃に温度を下げたとき、25℃の室温のまま、25℃から37℃に液温を上げたときの特性を示す。

て固有周波数は8~14 Hz, 制動係数は0.25~0.35を目安とすべきであろう。さらに, 2(2)項で示したように, 実際の臨床では体温による温度上昇によって, 溶存していた空気が微少な気泡として遊離するため, 上記より劣化する。固有周波数と制動係数が上記の値のとき, 観測した肺動脈圧波形がどの程度歪んでいるかについては3(3)項で述べる。

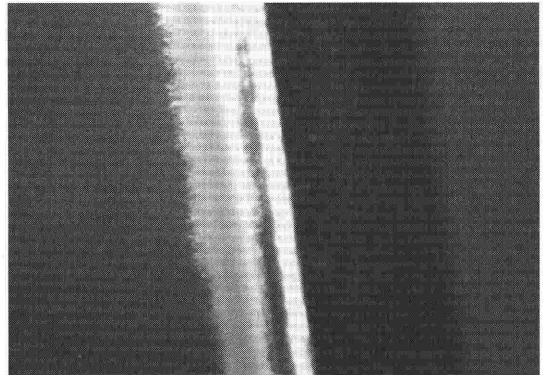
(2) **周波数特性の改善** 図5において, 25℃から37℃の温度変化による周波数特性の劣化は溶存空気の気泡化が原因であるとした。以下に詳細に考察する。

図6は水に対する飽和溶存空気量の温度特性を示す<sup>13)</sup>。縦軸は0℃, 1気圧に換算した溶存空気量である。図から, 25℃のときの溶解度は $1.7 \times 10^{-2}$  ml/mlであり, 体温37℃のときには $1.4 \times 10^{-2}$  ml/mlに低下する。この差分は過飽和状態になって溶液中に存在するか, わずかな振動や圧変化によって気泡として遊離する。これが図5に示した25℃から37℃の温度変化による劣化の主因である。逆に, 体温より高い40℃で飽和させておくと, 40℃の溶解度は $1.3 \times 10^{-2}$  ml/mlであり, 37℃より小さいから液温が体温まで低下しても気泡化することはない。これが図5の40℃から37℃の温度変化で周波数特性が変化しなかった理由である。図7(1)は25℃の水中に置いた太さ1mmの金属針に左側からレーザーを照射しながら実体顕微鏡(SMZ-2T; 日本光学)で撮影した写真である(倍率50倍, ASA400, 露光時間5~10秒)。図7

(2)は25℃から37℃に加温した後に同じ条件で撮影した写真である。温度の上昇によって遊離した微小気泡が浮遊している様子が捕らえられている。これらの結果から, プライミング前の数時間の間, 体温より高い40℃程度に保温する温度管理法を簡単に効果的な方法として提案したい。

図8は二酸化炭素の水に対する溶解度の温度特性である<sup>13)</sup>。図6に示した空気の溶解度と比較すると二酸化炭素の溶解度は約40倍である。この特性を利用して, パック下部から二酸化炭素でバブリングする。バブリングによって, 溶存空気は気化してパック外に運び出され, 代わりに二酸化炭素が溶け込む。図9は溶存酸素計(EM-01; 堀場

(1)



(2)

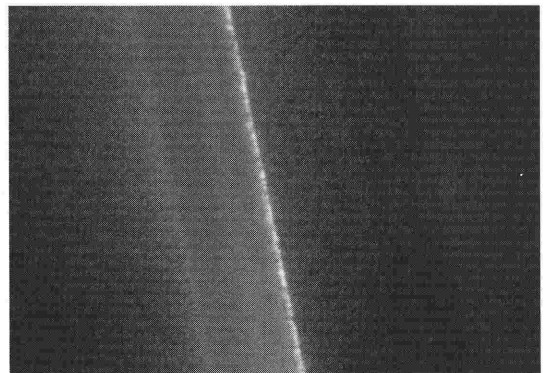


図7 遊離した微小気泡

(1) 25℃の水中に置いた太さ1mmの金属針に左側からレーザーを照射しながら実体顕微鏡で撮影(倍率50倍, ASA400, 露光時間5~10秒), (2) 25℃から37℃に加温した後に同じ条件で撮影した写真を示す。温度の上昇によって遊離した微小気泡が浮遊している様子が捕らえられている。

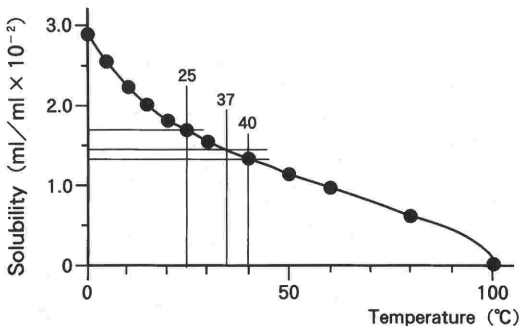


図6 水に対する空気の溶解度

純水1mlに溶ける空気の量を1気圧に換算した体積(ml)で示した。図では体温(37℃)と室温(25℃), 高温保管(40℃)における溶存空気量の差を明示してある。

製作所)を用いて測定した溶存酸素量の変化である。溶存酸素はバブリング後20分程度でゼロになる。溶存空気もゼロになると考えてよい。この時間内に二酸化炭素の溶存量が飽和することはないから、液温の上昇に対して溶け込んだ二酸化炭素が気泡化することはない。このように短時間で温度変化に対して安定な溶液を作成することができる。あらかじめパックを40℃程度に加温した後、バブリングするとさらに安定な溶液となる。二酸化炭素によるバブリング法は短時間で効果的な方法として提案したい。これらの改善方法によって、観測した肺動脈圧波形の歪がどの程度改善されたかについては3(3)項で述べる。

(3) 導出した波形の評価 周波数特性を評価する場合、固有周波数が高いほど、制動係数が小さ

いほど優れた特性であるとしてよい。しかし、臨床使用時の歪の程度や3(2)項の処理による改善の程度については必ずしも2つのパラメータ値からは明らかにならない。我々が提案した  $fn$ - $\zeta$  チャートは図10に示すように、横軸を固有周波数 ( $fn$ )、縦軸を制動係数 ( $\zeta$ ) とし、忠実に導出できる最も高い周波数 (最高周波数  $fh$ ) とカテーテルによる圧信号の時間遅れ (伝搬時間  $\tau d$ ) を直読できるように工夫してある (付録を参照)<sup>14,15</sup>。  $fh$  に付した HR は  $HR = (fh/5) \times 60$  として計算した等価な心拍数である。肺動脈圧波形を構成する最も高い有効な周波数成分が  $fh$  に該当することは明らかであり、かつ、この成分が肺動脈圧波形の心拍数を基本周波数とする第5高調波に相当するとしてよいからである<sup>16-18</sup>。カテーテルを挿入した状態では、系をフラッシュしたときに生ずる減衰振動から固有周波数と制動係数を求めることができる<sup>19-21</sup>。その結果を  $fn$ - $\zeta$  チャート上にプロットし、読みとった HR が現在モニタしている心拍数より低ければ忠実な波形は得られないことを示す。

2(1)項の110 cm と75 cm の2つのカテーテルの結果を  $fn$ - $\zeta$  チャートにプロットすると図中の110と75で示したポイントになり、 $fh$  はそれぞれ2 Hz と2.9 Hz、HR はそれぞれ24 bpm と35 bpm である。心拍数がこれらの値より低くなることはありえないから、この場合は忠実な波形を導出することは

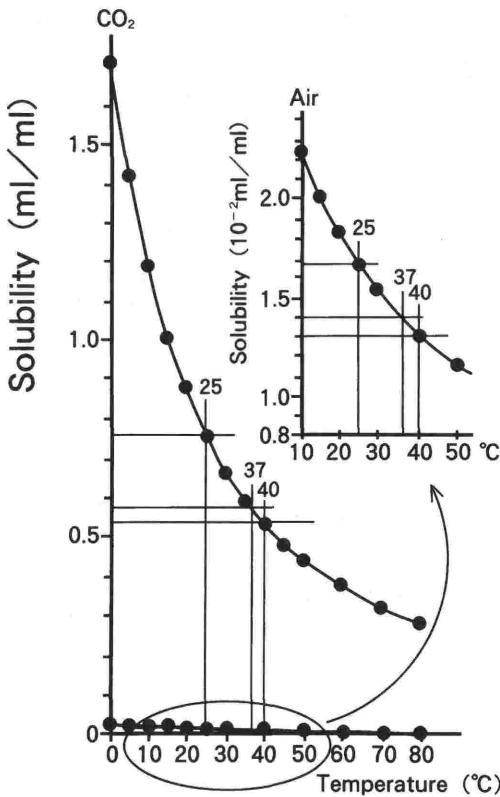


図8 水に対する二酸化炭素の溶解度

純水1mlに溶ける二酸化炭素の量を1気圧に換算した体積(ml)で示した。図では体温(37℃)と室温(25℃)、高温保管(40℃)における溶存空気量の差を明示してある。比較のため、図6に示した空気の溶解度を併記してある。

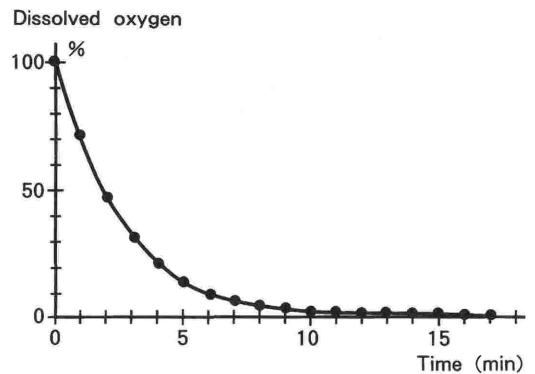


図9 二酸化炭素のバブリングによる溶存酸素量の変化  
縦軸は溶存酸素計(EM-01)を用いて測定した溶存酸素量(Dissolved oxygen)を示す。バブリング前の溶存酸素量を1としてある。溶存酸素はバブリング後20分程度でゼロになる。溶存空気もゼロになると考えてよい。

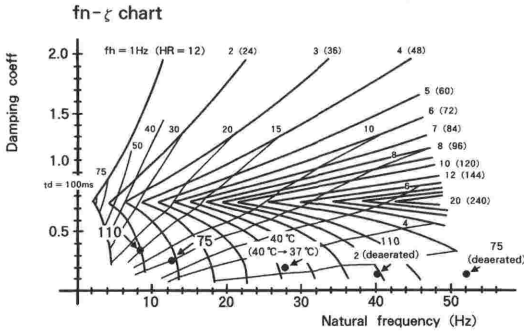


図10 fn- $\zeta$ チャートを用いた波形の評価

縦軸は制動係数 ( $\zeta$ ), 横軸は固有周波数 (fn) である。系の fn と  $\zeta$  を測定してプロットした点の fh (Hz) がその系が忠実に導出することのできる最も高い周波数となる。また、 $\tau_d$  は圧波形の時間遅れ (msec) を示す。fh を心拍数に換算した値が HR (bpm) である。110 と 75 で示したポイントは 2 (1) 項の 110 cm と 75 cm の 2 つのカテーテルの測定結果を示し、fh はそれぞれ 2 Hz と 2.9 Hz, HR はそれぞれ 24 bpm と 35 bpm である。心拍数がこれらの値より低くなることはありえないから、この場合は忠実な波形を得ることはできないと結論できる。110 (de-aerated) と 75 (de-aerated) で示したポイントは同じカテーテルの限界周波数に対応する (表 1 参照)。fh は 9 Hz と 11.6 Hz, HR は 108 bpm と 139 bpm である。したがってこの場合は忠実な波形が得られているとしてよい。40°C (40°C $\rightarrow$ 37°C) で示したポイントは 2 (2) 項のプライミングする溶液を 40°C に保った場合を示し、40°C から 37°C に温度を下げた場合も特性は変化しない。fh は 6.3 Hz, HR は 76 bpm である。臨床の実際に対して、HR の値がやや低いのが概ね忠実な波形が得られるとしてよい。

できないと結論できる。しかるに、表 1 から同じカテーテルの限界周波数をプロットすると図中の 110 (de-aerated) と 75 (de-aerated) になる。fh は 9 Hz と 11.6 Hz, 対応する HR は 108 bpm と 139 bpm である。したがってこの場合は忠実な波形が得られているとしてよい。

2 (1) 項の温度管理による周波数特性の改善の結果を fn- $\zeta$  チャートにプロットすると図中の 40°C (40°C $\rightarrow$ 37°C) で示したポイントになる。fh は 6.3 Hz, 対応する HR は 76 bpm である。臨床の実際に対して、HR の値がやや低いのが概ね忠実な波形が得られている。さらに高い HR を必要とするならば表 1 の結果を参照してカテーテルの選択をやり直せばよい。

## 結 論

(1) 周波数特性の優れたカテーテルを選択ないし設計するときは、断面基材のなかに円型のルーメンをなるべく均一に埋め込むように配置した構造にすべきである。

(2) 円形のルーメンをもつ標準的なカテーテル (7 Fr, 4 ルーメン, 有効長 110 cm) の限界周波数特性における固有周波数と制動係数はそれぞれ 40 Hz 以上, 0.14 以下となり, 肺動脈圧波形を忠実に導出することができる。同形のカテーテルを通常の手順で組み立てると固有周波数は 1/4 以下に, 制動係数は 2 倍以上に劣化し, 肺動脈圧波形を忠実に導出することはできない。特性の劣化の原因は溶液中の気泡による弾性の低下にある。

(3) 周波数特性を劣化させる原因となる気泡は溶存していた空気が液温の上昇によって液中に遊離することによって発生する。パックのまま体温より高い 40°C に保温しておく、液温が体温まで低下しても気泡は発生せず、固有周波数は 2 倍以上に改善され、概ね忠実な波形を得ることができる。

(4) 二酸化炭素ガスでバブリングすると短時間で溶存空気が排出され、効率的に脱気処理ができる。

## 付録 fn- $\zeta$ チャートの誘導

序に述べたように圧波形の歪は圧導出系の周波数特性によって起こる。導出系には振幅と位相差の 2 つの周波数特性がある。1 つは血圧波形を構成する各周波数成分の大きさが正しく導出されているかを表わす振幅の周波数特性である。言うまでもなく、各周波数成分に対して利得が 1 であればよい。つまり、振幅の周波数特性は周波数に対して一定である。もう 1 つは各周波数成分が等しい時間で導出系を通過するかどうかを表す伝搬時間の周波数特性である。各周波数成分がそれぞれ異なった時間で導出系を通過すれば当然波形は変形してしまう。したがって、伝搬時間の周波数特性も周波数に対して一定である。通常、伝搬時間は、周波数成分ごとに 1 周期の時間を  $2\pi$  ラジアンとした角度に換算した値で表し、位相差と呼ぶ。伝搬時間が周波数に対して一定であることは位相差が周波数に比例することと同じ意味である。要



約すると、振幅の周波数特性が周波数に関わらず一定で、位相差の周波数特性が周波数に比例するとき、波形の変形はない。それゆえ、波形歪の程度を定量的に表すために、振幅の周波数特性が誤差 $\pm 5\%$ 以内で一定、および位相差の周波数特性が誤差 $\pm 5\%$ 以内で比例するとき、それぞれ振幅と位相差の誤差の許容範囲と定義する。2次系を用いて、それぞれの許容範囲内にある周波数範囲を計算し、両者を同時に満たす上限の周波数を最高周波数 ( $f_h$ ) として定義する。 $f_h$ は2次系の2つのパラメータである固有周波数 ( $f_n$ ) と制動係数 ( $\zeta$ ) の関数で表され、3者の関係を、横軸を  $f_n$ 、縦軸を  $\zeta$ 、 $f_h$  をパラメータとするチャートで表すと、図10のような  $f_h$  毎に左に尖り、右に開いた領域が作成される。この領域が  $f_h$  を得ることのできる  $f_n$  と  $\zeta$  の組み合わせ範囲である。また、 $f_n$ 、 $\zeta$  および  $f_h$  で定まる圧波形の伝搬時間 ( $\tau_d$ ) もチャート上に作図することができる。このチャートを  $f_n$ - $\zeta$  チャートとして定義した。実測した  $f_n$  と  $\zeta$  をチャートにプロットするとその系が忠実に導出することができる最も高い周波数  $f_h$  と伝搬時間  $\tau_d$  を知ることができる。

## 文 献

- 1) Geddes LA : The direct and indirect measurement of blood pressure. Year Book Medical Publishers, 1970
- 2) Milhorn HT : The application of control theory to physiological systems. WB Saunders, Philadelphia, 1966
- 3) Kleinman B : Understanding natural frequency and damping and how they relate to the measurement of blood pressure. J Clin Monit 5 : 137-147, 1989
- 4) 深見登世司, 藤巻忠雄編 : 制御工学. 東京電気大学出版局, 1985
- 5) Hipkins SF, Rutten AJ, Runciman WB : Experimental analysis of catheter-manometer systems in vitro and in vivo. Anesthesiology 71 : 893-906, 1989
- 6) 鈴木利保, 杵淵嘉夫, 山崎陽之介ら : スワンガンツカテーテルの物理的な特性と使い易さとの関係. 循環制御 13 : 83-88, 1992
- 7) Gersh BJ : Measurement of intravascular pressures, The circulation in anaesthesia : Applied physiology and pharmacology. Edited by Prys-Roberts C. Blackwell Scientific Publications, 1980, pp.511-518
- 8) Gardner RM : Direct blood pressure measurement-dynamic response requirements. Anesthesiology 54 : 227-236, 1981
- 9) Rutten AJ, Nancarrow C, Ilsley AH, et al : An assessment of six different pulmonary artery catheters. Crit Care Med 15 : 250-255, 1987
- 10) Shapiro GG, Krovetz LJ : Damped and undamped frequency responses of underdamped catheter manometer systems. Am Heart J 80 : 226-236, 1970
- 11) Shinozaki T, Deane RS, Mazuzan JE : The dynamic response of liquid-filled catheter systems for direct measurements of blood pressure. Anesthesiology 53 : 498-504, 1980
- 12) Gibbs NC, Gardner RM : Dynamics of invasive pressure monitoring systems : clinical and laboratory evaluation. Heart Lung 17 : 43-51, 1988
- 13) 日本化学協会編 : 化学便覧基礎編 II. 丸善, 1973
- 14) 杵淵嘉夫, 鈴木利保, 山崎陽之介ら : カテーテルを用いた圧導出系の周波数特性とその評価法. 循環制御 12 : 111-119, 1991
- 15) Kinefuchi Y, Suzuki T, Takiguchi M, et al : Evaluation of dynamic response of catheter-manometer systems for pulmonary arterial pressure. J Appl Physiol 77 : 2023-2028, 1994
- 16) Patel DJ, Greenfield JC, Austen WG, et al : Pressure-flow relationship in the ascending aorta and femoral artery of man. J Appl Physiol 459-463, 1965
- 17) Milnor WR : Pulsatile blood flow. N Engl J Med 287 : 27-34, 1972
- 18) Krovetz LJ, goldbloom SD : Frequency content of intravascular and intracardiac pressures and their time derivative. IEEE Trans Biomed Eng BME 21 : 498-501, 1974
- 19) Gardner RM, Warner HR, Toronto AF, et al : Catheter-flush system for continuous monitoring of central arterial pulse waveform. J Appl Physiol 29 : 911-913, 1970
- 20) Glantz SA, Tyberg JV : Determination of frequency response from step response : application to fluid-filled catheters. Am J Physiol 236 : h376, 1979
- 21) Rithalia SVS, Tinker J : Continuous flush devices for vascular pressure monitoring. Intens Care Med 9 : 295-298, 1983

## Practical Considerations for Improving the Dynamic Response of the Conventional Pulmonary Artery Catheter Manometer System

Toshiyasu Suzuki\*, Yoshio Kinefuchi\*, Haruo Fukuyama\*  
Mamoru Takiguchi\*, and Michio Yamamoto\*

\*Department of Anesthesiology, School of Medicine, Tokai University,  
Kanagawa, Japan

Frequency characteristic measurements of a fluid-filled catheter-manometer system in deaerated lactated Ringer's solution have revealed that the natural frequency of conventional PAC with circular lumen (7 Fr; 4 lumina; 110 cm length) exceeds 40 Hz, and its damping coefficient is less than 0.14. In comparison with conventional clinical procedures, the former figure is 4 times greater, while the latter is one-half. These values seemed to be closely interrelated to the structure of the lumen. A thick-walled, circular cross-section provided much better frequency characteristics than those provided by a radial cross-section, partitioned with thin walls. Deteriorating frequency characteristics of a system assembled by conventional clinical procedures seemed to be caused by the formation of microscopic bubbles in the lumen, increasing system compliance. Bubbles result from reduction of air solubility, affected by temperature rise from ambient to body temperature of the priming fluid. This phe-

nomenon can be prevented by pre-warming the priming fluid. To verify the above, comparisons were made to determine the natural frequency and damping coefficient on priming methods: (1) Stored at 25 degrees C and then warmed to 37 degrees C, (2) At 40 degrees C then cooled to 37 degrees C. In case one, natural frequency decreased from 16 Hz to 13 Hz, but in case two, it remained unchanged at 28 Hz. Microscopic observation confirmed the appearance of microbubbles after the fluid temperature increased from 25 to 37 degrees C. We also tested the efficacy of a simple method of deaeration, bubbling the priming fluid with carbon dioxide. Substitution of dissolved air with carbon dioxide was assured by continuous monitoring of dissolved oxygen in the fluid. The best results were obtained when fluid temperature was increased to 40 degrees C and allowed to bubble with carbon dioxide for 20 minutes. We found this method time-saving, sterile, and therefore clinically applicable.

**Key Words** : Pulmonary artery catheter, Frequency characteristics, Natural frequency, Damping coefficient, Air bubble

(Circ Cont 18 : 242~251, 1997)