

# カテーテルを挿入したまま動脈圧測定系の 伝搬特性の良否を測定する

杵淵 嘉夫\*, 福山 東雄\*, 斉藤 聡\*  
金沢 正浩\*, 滝口 守\*

## 要 旨

肺動脈カテーテルを挿入したまま、血圧波形の伝搬特性を測定する新しい方法と臨床への応用結果について述べる。カテーテルの手元の部分を軽く叩いて圧波形に減衰振動を重畳させ、振動の周波数と減衰の時定数を計測し、伝搬特性の2つのパラメータである固有周波数( $f_n$ )と制動係数( $\zeta$ )を算出する。実験室で、カテーテルの周波数特性を測定した結果と比較することによってこの方法が正しいことを確認した。カテーテルを患者に挿入した状態で本法を施行し、伝搬特性が $f_n = 13.4 \text{ Hz}$ ,  $\zeta = 0.22$ 前後まで劣化していることが明らかになった。これらの伝搬特性下では低い周波数の共振振動が起りやすく、血圧値に誤差を生じる懸念があった。

## はじめに

カテーテルを用いた直接動脈圧測定法は生理食塩水等の媒体を介して圧波形を導出する。カテーテルの先端でとらえた圧波形は媒体質量の慣性と粘性および測定系の弾性による3つの力と平衡しながら伝搬し、その過程でさまざまな歪を受ける。歪の程度によっては直接法としての意義がなくなるだけではなく、誤った診断や処置を招きかねない。肺動脈カテーテルは長さが100 cm以上あり、ルーメン内壁は柔らかい。また、媒体となる液体そのものは非圧縮性であっても、プライミング時に気泡を含むと柔らかくなり、かつその量は液温

に依存して変動する。それゆえ、カテーテルを用いた圧導出系はカテーテル挿入毎に異なった伝搬特性を持つ系であると考えらるべきである。カテーテル自体、あるいはカテーテルを含むキット全体の挿入前の伝搬特性の優劣を知ることは、カテーテルの選別やキットを構成する上で重要ではあるが、その挿入前の特性が挿入後の測定時に維持される保証は全くない。臨床では、血圧波形が鈍ったり激しく振動する現象を経験する。これらの現象の原因を知り、適切な対策を採るためにはカテーテルを挿入した状態の伝搬特性を知ることが必要である。本稿では、カテーテルを挿入した後、測定時毎に伝搬特性を測定する新しい方法を紹介し、この方法を用いて臨床使用時の伝搬特性について報告する。圧波形の伝搬特性は2次系とし<sup>1,2)</sup>、固有周波数( $f_n$ )と制動係数( $\zeta$ )の2つのパラメータで表した。この2つのパラメータを持つ伝搬特性がどの程度まで忠実に圧波形を伝搬できるかについて判定する手法についてはすでに報告した<sup>3)</sup>。

## 測定理論

挿入中の肺動脈カテーテルを軽く叩いて圧波形上に強制的に振動を発生させると、図1に示すような減衰振動が観測される。振動の振幅  $A$  は、

$$A \propto \varepsilon (-\zeta \cdot \omega_n \cdot t) \cdot \text{COS} \{ \omega_n \cdot (1 - \zeta^2)^{1/2} \cdot t - \phi \}$$

で表される<sup>4)</sup>。 $\zeta$ は制動係数、 $\omega_n$ は角周波数で表した固有周波数である(通常の固有周波数を $f_n$ とすれば $\omega_n = 2\pi f_n$ )。右辺の余弦項は振動する成分を、指数関数項は振幅の減衰を示す項であ

\*東海大学医学部外科学系麻酔科学部門

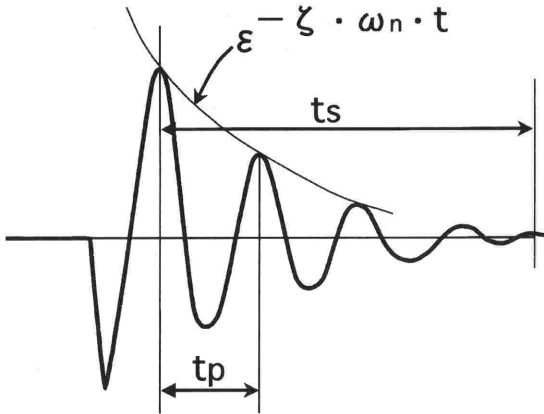


図1 タッピング法による減衰振動

縦軸は振幅の大きさ(相対値)、横軸は時間を表す。振動の周期を  $t_p$  とすると、周波数は  $f_p = 1/t_p$  である。初期振幅が0.05に減衰するまでの時間が整定時間  $t_s$  で、減衰の時定数は  $T = t_s/3$  となる。

る。振動のピーク値は余弦項が  $\pm 1$  のときに相当するから、振動の周期を  $t_p$  (周波数を  $f_p$  とすれば  $f_p = 1/t_p$ ) とすると、

$$\omega_n (1 - \zeta^2)^{1/2} \cdot t = 2\pi \cdot t/t_p$$

$$\therefore f_n = f_p / (1 - \zeta^2)^{1/2} \tag{1}$$

である。次に、振幅の減衰の時定数  $T$  は指数項の係数  $1/(\zeta \cdot \omega_n)$  で与えられるから、

$$T = 1/(\zeta \cdot \omega_n)$$

$$\therefore \zeta = 1/(2\pi f_n \cdot T) \tag{2}$$

である。式(1)と(2)から

$$f_n^2 = f_p^2 + 1/(2\pi T)^2 \tag{3}$$

$$\zeta^2 = 1/\{1 + (2\pi f_p \cdot T)^2\} \tag{4}$$

である。すなわち、振動の周波数  $f_p$  とその減衰時定数  $T$  を測定すれば固有周波数  $f_n$  と制動係数  $\zeta$  を計算することができ、その系の伝搬特性が決定する。減衰の時定数は振動の初期振幅が0.37 ( $= 1/e$ ) になるまでの時間として計測することができる。初期振幅が0.05まで減衰する時間は、振動が静止するまでの時間とみなす整定時間  $t_s$  として定義され  $t_s = 3 \times T$  である<sup>5)</sup>。整定時間を計測する方が簡便で精度も向上する。以下、カテーテルを軽く叩いたときの減衰振動から伝搬特性を測定する方法をタッピング法と呼ぶこととする。

## 方 法

### (1) タッピング法の精度

真空ポンプを用いて脱気した室温の生理食塩水を充填した肺動脈カテーテル (407, B. Braun) を対象とした。血圧キャリブレータ (601A, BIO-TEK) を圧源とし、カテーテルの入・出力部の圧波形を2つの圧力トランスデューサ (DTX Plus, Ohmeda) で測定し、入出力の比 ( $A/A_0$ ) を周波数順に配列して周波数特性を作成した。周波数範囲は0.1~60 Hzとした。周波数特性上の共振周波数を  $f_r$ 、共振周波数における振幅の大きさを  $Ar$  (周波数特性が平坦な低周波数部分の振幅の大きさとの比) とすると、固有周波数  $f_n$  と制動係数  $\zeta$  とは、

$$\zeta^2 = \{1 \pm (1/Ar)^2\}^{1/2} / 2 \tag{5}$$

$$f_n = f_r / (1 - 2\zeta^2)^{1/2} \tag{6}$$

として計算することができる<sup>1,2,7)</sup>。この方法は測定系を2次系とみなしたとき、固有周波数と制動係数を決定する基準的な方法であり、共振周波数法と呼ぶこととする。

次に、同じカテーテルの先端から50 cm付近の中央部を軽く叩いて圧波形上に減衰振動を起こし、ポリグラフ (LifeScope12, 日本光電) を介してデータレコーダ (A67, Sony Magnescale) に記録した。測定後、再生しながらデジタルオシロスコープ (TDS-420A, Tektronix) 上で振動周波数と整定時間または時定数を計測し、タッピング法による固有周波数  $f_n$  と制動係数  $\zeta$  を算出した。

### (2) タッピング法を用いた臨床時測定

肺動脈カテーテル (CCOmbo, Baxter) を患者に挿入した状態でタッピング法を施行し、固有周波数  $f_n$  と制動係数  $\zeta$  を算出した。 $f_n$  と  $\zeta$  で規定される伝搬特性の良否の判定はすでに報告した  $f_n \cdot \zeta$  チャート<sup>3)</sup> (図5を参照) を用い、カテーテルの系が忠実に導出できる最高周波数  $f_h$  と圧波形の時間遅れ  $\tau_d$  を算出した。

### (3) タッピング法の直読チャートの作成

タッピング法の式3と式4は固有周波数  $f_n$  と制動係数  $\zeta$  がともに振動周波数  $f_p$  と時定数  $T$  の関数であることを示している。それゆえ、 $f_p$  と  $T$  をパラメータとして、縦軸を  $\zeta$ 、横軸を  $f_n$  とするチャート上に両式の結果をプロットすると図2が得られる。タッピング法によって測定した  $f_p$  と  $T$  の曲線が交わる点の縦軸が  $\zeta$  を、横軸が  $f_n$  を与える。なお、共振周波数法<sup>5</sup>と式6についても直読可能なチャートを作成することができる

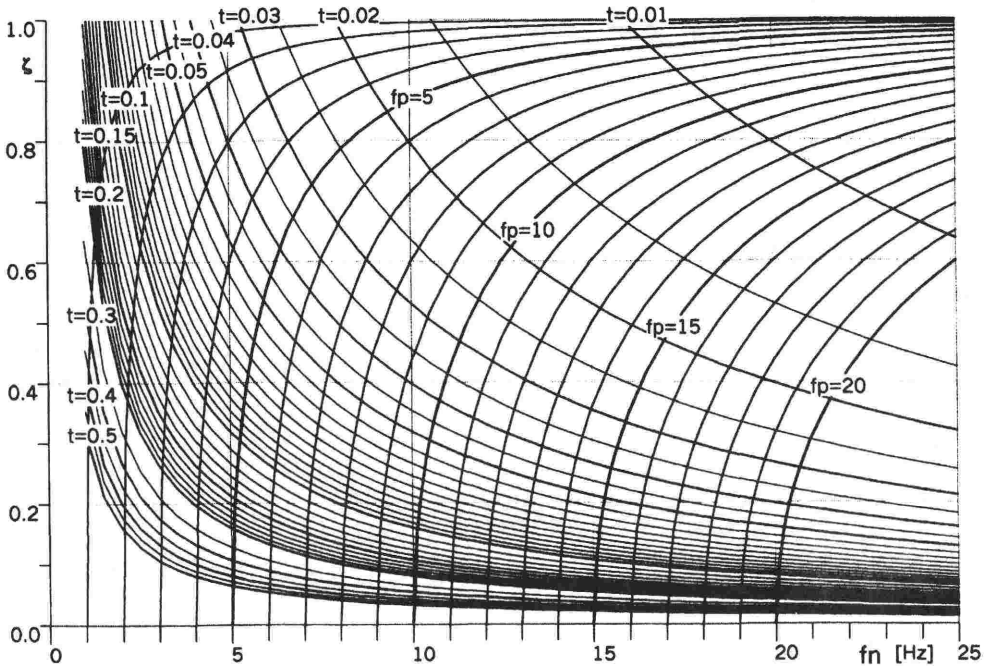


図2 タッピング法における振動周波数・時定数チャート

縦軸は制動係数 ( $\zeta$ )、横軸は固有周波数 ( $f_n$ ) を表す。測定した振動周波数と時定数に相当する2つの曲線の交点の縦軸と横軸の値がそれぞれ制動係数と固有周波数を与える。

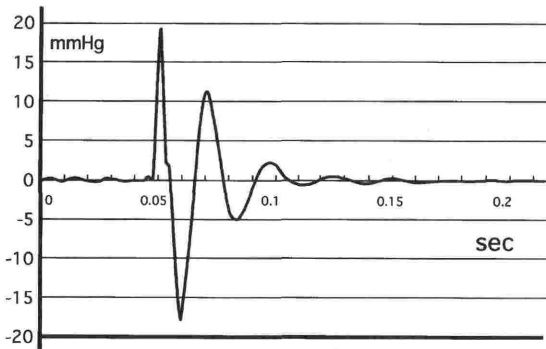


図3 タッピング法による減衰振動

縦軸は圧振幅の相対値、横軸は時間を表す。減衰振動の周波数は38.5 Hz、整定時間は52 msec、時定数は17 msecである。

(図6を参照)。

## 結 果

### (1) タッピング法の精度

肺動脈カテーテルの周波数特性は、共振周波数

$f_p$  が37 Hz、共振振幅  $A_p$  が2.23となり、共振周波数法の式(5)と(6) (あるいは図6) に代入すると固有周波数  $f_n$  は39.2 Hz、制動係数  $\zeta$  は0.23である。

同じカテーテルの同じ状態におけるタッピング法による減衰振動波形を図3に示す。図から振動の周期  $t_p$  は26 msec ( $f_p$  は38.5 Hz)、整定時間  $t_s$  は52 msecである。したがって時定数  $T$  は17 msecとなり、図2のチャートにプロットすると、 $f_n$  は39.4 Hz、 $\zeta$  は0.24となる。これらの値は上記の共振周波数法の値と概ね一致する。

### (2) タッピング法を用いた臨床時測定

通常の手技で肺動脈カテーテルを患者に挿入し、タッピング法を施行したときの減衰振動波形を図4に示す。図から振動の周期  $t_p$  は72 msec ( $f_p$  は13.8 Hz)、整定時間  $t_s$  は148 msecである。したがって、時定数  $T$  は49.3 msecとなり、図2のチャートにプロットすると、固有周波数  $f_n$  は13.4 Hz、制動係数  $\zeta$  は0.22となる。この2つのパラメータを  $f_n \cdot \zeta$  チャートにプロットすると、



図4 肺動脈カテーテル挿入時のタッピング法による減衰振動

下段にタッピングによる減衰振動波形を示す。上段はECGである。拡張期の比較的平坦な圧変化時にタッピングを施行した。図の減衰振動の周波数は13.8 Hz、整定時間は148 msec、時定数は49.3 msecである。

忠実に波形を導出できる最高周波数は3.0 Hz程度、心拍数に換算すると43 bpm程度である。この症例では心拍数は50 bpmであるから(図4を参照)、圧波形にはすでに歪みが生じていることを意味する。また、カテーテルによる圧波形の時間遅れは7.5 msecある。

考 察

カテーテルを挿入した状態で伝搬特性を測定する方法として、Granzらが動脈圧ラインのフラッシュ時に生ずる減衰振動波形を利用する手法について報告している<sup>4,6)</sup>(以下フラッシュ法)。フラッシュ法の概要は、減衰振動の周波数をfp、減衰振動の振幅列をA1, A2とすると、固有周波数fnと制動係数ζは

$$fn = fp / (1 - \zeta^2)^{1/2} \tag{7}$$

$$\zeta^2 = 1 / [1 + \{\pi / \ln(A1 / A2)\}^2] \tag{8}$$

である<sup>1,2,4,6)</sup>。固有周波数の計算法はタッピング法と同じであるが、制動係数の計算には振動する振幅の減衰率を用いる。この方法には2つの問題点が指摘されている<sup>7,8)</sup>。1つは圧波形の基線変動が無視できず、振幅の計測誤差が大きくなること、もう1つはフラッシュ操作が過大流量で乱暴にプライミングすることと同じ効果を招くため、フラッシュ毎のデータの安定性に乏しい点にある。フラッシュ毎に異なった測定系に変化すると考えるべきであって、実際の測定系の状態は再現することはできない。

このようなフラッシュ法の問題点を避ける簡単

な解決法としてタッピング法を提案した。測定系内の液質量や温度をそのままに保つこと、基線変動の影響を受けない時定数を計測する点を特徴とする。結果に示したように、共振法とタッピング法の値は概ね一致する。しかし、共振周波数が低下すると(伝搬特性が劣化する)、図4の臨床測定例でも明らかなように、振動の波数(減衰が終了するまでの振動数)が4ないし5個まで減少し、整定時間の測定がやや困難になることがある。このような場合の対策として、フラッシュ法の式8はタッピング法においても成立するので、減衰振幅列A1, A2を計測して算出することも考慮すべきであろう。図4では拡張期の比較的圧変化の小さい部分でタッピングを施行しているため、振幅列を用いた算出も可能である。

臨床使用時の肺動脈カテーテルの伝搬特性は心拍数に換算して43 bpm程度まで低下している。患者の心拍数がこの値よりも高いと導出した圧波形は歪むことを意味する。波形歪の影響は速い周波数成分に表れるので、圧波形の立ち上がりや弛緩曲線などの細部の変化の信頼性が失われる。しかるに、臨床に供されている肺動脈カテーテルの構造計算上の伝搬特性は上記ほど悪くはなく、心拍数換算で96 bpm以上まで忠実に圧波形を導出できる<sup>9)</sup>。それゆえ、臨床使用時の劣化の原因はプライミング時、あるいは液温変化によって生じた気泡による液コンプライアンスの増加によることとしてよい。気泡が入らないように注意深くプライミングすることが大切であるが、生理食塩水等をあらかじめ加温してからプライミングすることも効果的な改善方法の一つである<sup>10)</sup>。

図2に示したタッピング法に関する直読チャートの縦軸と横軸はfn・ζチャート(図5)と同じである。図2と図5を重ね書きすることによって、臨床の場で測定した振動周波数と整定時間(時定数)から固有周波数と制動係数のみならず、伝搬特性の評価パラメータである最高周波数と時間遅れも直読する一枚のチャートを作成することができる。本稿では、曲線群が錯綜するため二枚のチャートとした。なお、共振周波数法のチャート(図6)もfn・ζチャートに重ね書きすることができる。また、フラッシュ法に関する式7と8についても固有周波数と制動係数を直読するチャートを作成し、fn・ζチャートに重ね書きす

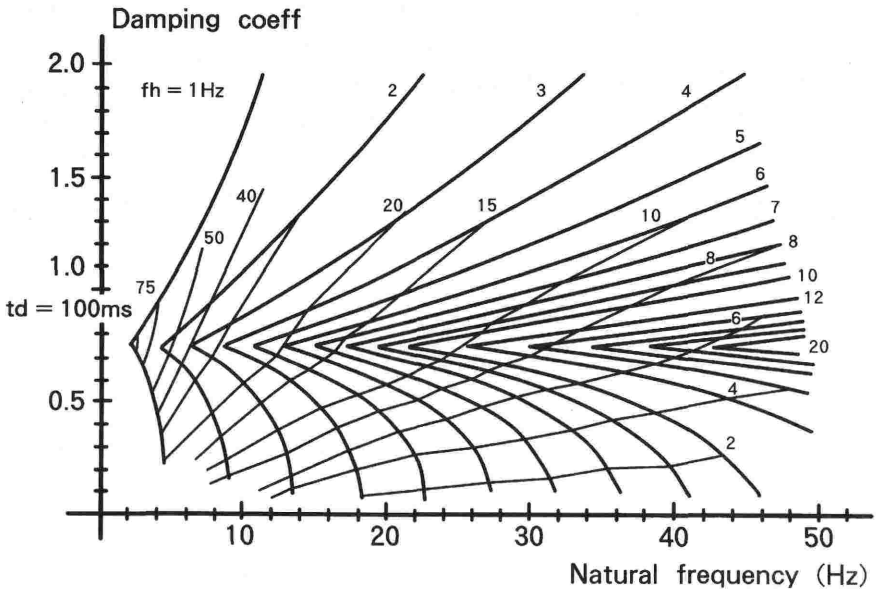


図5  $fn \cdot \zeta$ チャート  
 縦軸は制動係数 ( $\zeta$ ), 横軸は固有周波数 ( $fn$ ) を示す. 測定した  $fn$  と  $\zeta$  をチャートにプロットするとその系が忠実に導出することができる最も高い周波数  $fn$  と伝搬の時間遅れ  $td$  を知ることができる.

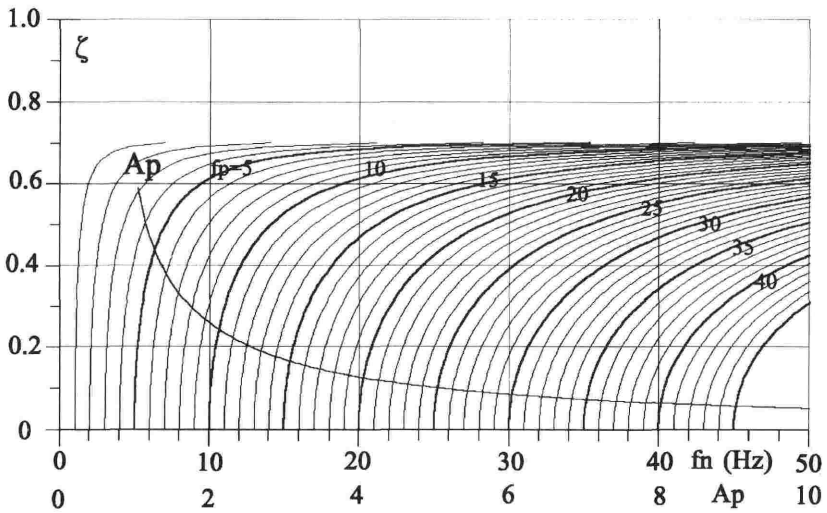


図6 共振周波数法における共振周波数・振幅比チャート  
 縦軸は制動係数 ( $\zeta$ ), 横軸は固有周波数 ( $fn$ ) と共振振幅比 ( $Ap$ ) を表す.  
 測定した共振振幅が曲線  $Ap$  と交わる点の縦軸が  $\zeta$  を与える.  $\zeta$  を示す水平線が測定した共振周波数  $fn$  に相当する曲線と交わる点の横軸が  $fn$  を与える.

ることができるが本稿では省略する.

付 録

1.  $fn \cdot \zeta$ チャート (図5)

圧の伝搬特性は振幅と位相差の2つの周波数特性を持つ. 振幅の周波数特性は周波数に対して一定, 位相差の周波数特性は周波数に比例するとき伝搬による波形歪は生じない. 歪の程度を定量的

に表わすために、2つの周波数特性に許容誤差範囲を設定し、両者を同時に満たす上限の周波数を最高周波数 (fh) として定義する。fh は2つのパラメータである固有周波数 (fn) と制動係数 ( $\zeta$ ) の関数で表される。図5に横軸を fn, 縦軸を  $\zeta$ , fh をパラメータとするチャートを示す。fh 毎に左に尖り、右に開いた領域が fh を得ることのできる fn と  $\zeta$  の組み合わせ範囲である。また、圧波形の伝搬の遅れ時間 ( $\tau_d$ ) も fn,  $\zeta$  および fh の3つのパラメータで決定される。

## 2. 共振周波数法の直読チャート (図6)

共振周波数法の式5は制動係数  $\zeta$  が共振振幅  $A_p$  のみによって定まる関数であることを示している。この関係を図6の  $A_p$  で示す。次に、制動係数と式6から共振周波数 fr をパラメータとする曲線群を作成すると図6が得られる。 $\zeta$  と fr の交点の横軸が固有周波数 fn となる。なお、図において  $\zeta > 0.7 (= 2^{1/2})$  の領域では周波数特性上の共振現象はない。

## 文 献

1) Fry DL : Physiologic recordings by modern instruments

- with particular reference to pressure recording. *Physiol Rev* 40 : 753-788, 1960
- 2) 笹本 浩, 沖野 遥, 藤崎喜一ら : 電気血圧計. 医学のあゆみ 32 : 692-697, 1960
- 3) Kinefuchi Y, Suzuki T, Takiguchi M, et al : Natural frequency/damping coefficient relationship of the catheter-manometer system required for high-fidelity measurement of the pulmonary arterial pressure. *J Anesthesia* 7 : 419-426, 1993
- 4) Glantz SA, Tyberg JV : Detremination of frequency response from step response : application to fluid-filled catheters. *Am J Physiol* 236 : H376-H378, 1979
- 5) 深見登世司編 : 制御工学. 東京電機大出版局, 1985, pp. 92-99
- 6) Gardner RM : Direct blood pressure measurement-dynamic response requirement. *Anesthesiology* 54 : 227-236, 1981
- 7) Hipkins SF, Rutten AJ, Runciman WB : Experimental analysis of catheter-manometer systems in vitro and in vivo. *Anesthesiology* 71 : 893-906, 1989
- 8) Billiet E, Colardyn F : Hazardous information from bedside fast-flush device test for fluid-filled pressure monitoring system. *Angiology* 43 : 988-995, 1992
- 9) 杵淵嘉夫, 鈴木利保, 竹山和秀ら : PAC (pulmonary artery catheter) の周波数特性の限界. 循環制御 13 : 89-95, 1992
- 10) 鈴木利保, 杵淵嘉夫, 福山東雄ら : 肺動脈カテーテルの周波数特性の改善方法について. 循環制御 18 : 242-251, 1997

## Evaluation of Pulmonary Artery Pressure Waveforms Using a Catheter-manometer System in Clinical Use

Yoshio Kinefuchi\*, Haruo Fukuyama\*, Satoru Saitoh\*, Masahiro Kanazawa\*, Mamoru Takiguchi\*

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

To quantitatively evaluate the frequency characteristics of a pulmonary artery catheter-manometer system in clinical use, we worked out the new technique as follows. By tapping slightly the catheter at a part wherever it's convenient, a damped oscillation was created on a pressure waveform. By measuring the frequency (or period) and the damping time constant (or the settling time) of the oscillation, the natural frequency ( $f_n$ ) and the damping coefficient (zeta) could be calculated. This technique is referred to as the tapping method. By plotting  $f_h$  and zeta on the  $f_n$ -zeta

chart, which we have reported previously, we could evaluate the fidelity of the pressure waveform through a catheter in clinical use. We obtained the results that pressure waveforms observed in clinical condition were distorted to 13.4 Hz of  $f_n$  and 0.22 of zeta, and to 3.0 Hz of  $f_h$ , which meant the highest frequency the system could derive without distortion. There remained a significant concern about the pressure values to be misread due to a low frequency oscillatory resonance.

**Key words** : Tapping method, Natural frequency, Damping coefficient and Frequency characteristics

(Circ Cont 23 : 24~30, 2002)