

(98) 医器学 Vol.77, No. 10 (2007)

53. カテーテル等の圧導出系に用いる制動素子の開発

○伊藤真也¹, 嶋田勝斗², 高橋幸郎¹, 杵淵嘉夫²¹東海大学大学院 開発工学研究科²埼玉大学大学院 理工学研究科

【はじめに】

直接動脈圧測定は体内にカテーテル等を挿入することによって血圧波形をリアルタイムにモニタリングする最も一般的な手法である。しかし、カテーテルのプライミング時の気泡の混入などの影響により血圧波形が共振現象を起こす。このような激しく振動する血圧波形を抑制する方法としてカテーテルと圧力トランスデュサの間に制動素子を挿入することによって改善することができる。制動素子はさまざまな種類が開発されているが必ずしもカテーテルや血圧キットに対して共振現象を抑制できるとは限らない。つまり、制動素子是对象に合わせたものを使用しなければ過制動状態や不足制動状態となるため制動素子の選択は極めて難しい。本稿では制動素子を用いて血圧波形を改善する手法および適正な制動を得るための条件に加え、制動素子を開発するための設計方針について報告する。

【対象と方法】

(1) 周波数特性の測定

血圧キャリブレーター (601A, BIO-TEK) に、標準的な肺動脈カテーテル (4lumen, 7Fr, 110cm, B.Braun) と血圧モニタリングキットを接続した。カテーテルの入出力波形を2つの圧力トランスデュサ (DTX Plus, Ohmeda) で測定し、AD変換器 (CBI-320416T, Interface) を介してコンピュータに読み込んだ後、入出力振幅の比を周波数順に配列して周波数特性を作成する。周波数範囲は1~40Hzとした。このとき実験条件は真空ポンプを用いて脱気した常温水 (25℃) をプライミングした。

(2) 制動素子のパラメータの決定

適正な制動を得るためにはカテーテルの出力インピーダンスと制動素子のインピーダンスのインピーダンスマッチングによって得られる。このときカテーテル側は抵抗 (Rc), コンプライアンス (Cc), 慣性 (Lc) の直列回路で考えることができる。このときカテーテル側の出力インピーダンス Z_o は以

下のように与えられる。

$$Z_o = R_c / [\omega^2 C_c^2 R_c^2 + (1 - \omega^2 L_c C_c)^2] + j\omega (L_c - \omega^2 L_c^2 C_c - C_c R_c) / [\omega^2 C_c^2 R_c^2 + (1 - \omega^2 L_c C_c)^2] \quad (1)$$

また、制動素子側は容量成分 (c) と抵抗成分 (r) から構成されていることから rc 回路の一次遅れ要素として考えることができる。このとき制動素子側のインピーダンス Z_s は以下のように与えられる。

$$Z_s = r - j(\omega c)^{-1} \dots \dots \dots (2)$$

圧導出系の定数を定めた後、上記の条件を満たす r と c を求めることによって適正な制動を得るための制動素子のパラメータを算出できる。ここで圧導出系側の定数の定め方について記述する。抵抗 (Rc) はカテーテルに生理食塩水を流したときの流量を Q (ml/s) その両端の圧力差 ΔP (mmHg) とすると以下のようにして求めることができる。

$$R_c = \Delta P / Q \dots \dots \dots (3)$$

また、慣性抵抗 (Lc) と容量 (Cc) はキットの周波数特性から固有周波数 f_n と制動係数 ζ を求めた後、

$$(L_c \cdot C_c)^{1/2} = 1 / (2\pi \cdot f_n) \dots \dots \dots (4)$$

$$(C_c / L_c)^{1/2} = (2 / R_c) \cdot \zeta \dots \dots \dots (5)$$

より概略値を算出した。

(3) パラメータの評価と時間遅れ

抵抗成分と容量成分を自由に变化できる素子を作成し、得られたパラメータを周波数特性上で評価した。また、周波数特性から f_n と ζ を算出し、周波数特性の改善を定量的に評価するために $f_n - \zeta$ チャートを用いて歪みなく導出可能な限界の周波数と時間遅れについて評価した^{*1)}。

【結果と考察】

カテーテルおよび血圧キットの出力インピーダンス、制動素子側のインピーダンスの計算結果を図1に示す。図1に示すように圧導出系側は円状となり、制動素子側は直線となる。このとき制動素子側の軌跡が圧導出系側の軌跡に近接するとき整合状態である。インピーダンスダイアグラムに示すように制

動素子の軌跡の位置が異なる、つまり圧導出系の長さ、硬さおよび容量の違いにより整合条件が異なる。

インピーダンスダイアグラムから算出した制動素子のパラメータを用いて周波数特性を測定した。その結果を図2に示す。実線部は制動素子を使う前の状態、破線部は整合がとれた状態を示す。図2に示すようにカテーテルおよび血压キットに対して周波数特性は共振が抑制され平坦化していることより適正制動状態であることは明らかである。また、周波数特性の改善および時間遅れの度合いを定量的に評価するために $fn-\zeta$ チャートを用いて評価した^{※1)}。チャートから求めた最高周波数 fh と時間遅れ τd を表1に示す。表から明らかなように制動素子を使用することにより最高周波数 fh は増加している。しかし、時間遅れが数%から数十%大幅に遅れていることがわかる。つまり、心電図等その他バイタルサインなどを重要視する場合時間関係には十分に留意しなければならない。

【まとめ】

本研究では圧導出系に対して適正な制動を得るためのパラメータを算出し評価した。適正な制動を得るための条件は圧導出系によって異なるため制動素子は個別化すべきである。また、制動素子を付加することにより大幅な時間遅れが考えられることから制動素子を使用する際は他のバイタルサインとの時間関係に深く留意すべきである。

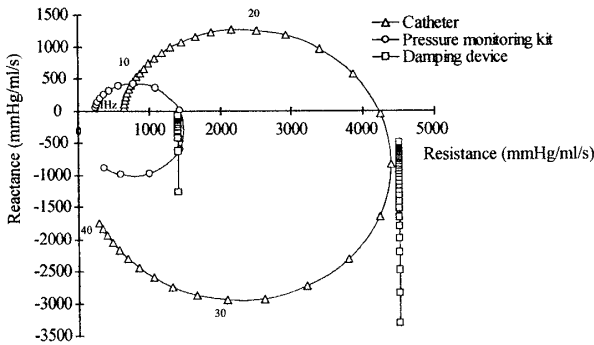


図1 インピーダンスダイアグラム

※1) 評価チャート ($fn-\zeta$ チャート)

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次系の2つのパラメータである固有周波数 fn と制動係数 ζ の関数で表される。これらの関係は、横軸を fn 、縦軸を ζ 、 fh をパラメータとするチャートで表すことができる。 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 ζ の組み合わせ範囲である。また、圧波形の伝搬の遅れ時間 τd も fn 、 ζ および fh の3つのパラメータで決定される。

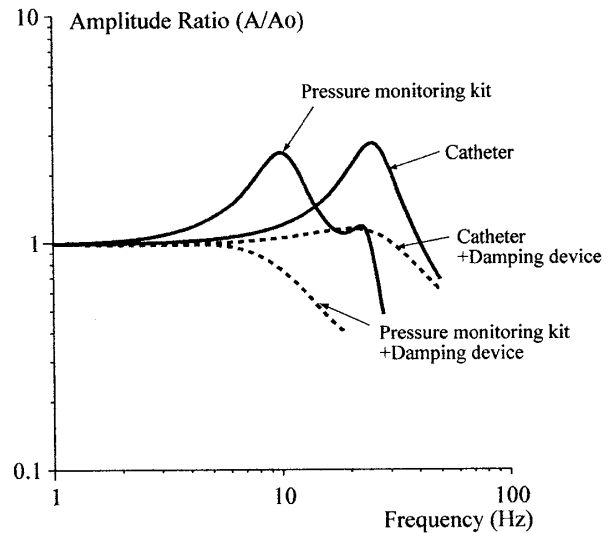


図2 周波数特性

表1 最高周波数 fh と時間遅れ τd

	PAC		
fh (Hz)	6	→	7.5
Time delay (ms)	3	→	9
	Kit		
fh (Hz)	1.8	→	3
Time delay (ms)	10	→	35