

(30) 医器学 Vol.76, No. 10 (2006)

18. カテーテルを用いて導出した血圧波形は正確か?

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

【はじめに】

直接動脈圧測定において、血圧波形に歪が生じることは稀ではない。ゆえに、正しい血圧波形を得るための試みはいくつか報告されているが本質的に圧波形を改善した例は少ない。血圧波形の改善例の一つとして圧波形を最大限に利用した方法としてカテーテルの圧伝搬特性を2次系とみなし、出力された波形から測定部位の原波形を推定する手法である。しかし、実際の系では2次系とみなすことができない場合が多く、推定精度の維持には限界がある。その多くの場合は血栓や微小気泡といったような抵抗成分とコンプライアンス成分が1次遅れ要素として付加されたものと考えることができる。本研究では、この血圧を推定する方法を用いることを前提としたとき、1次遅れ要素のメカニカルな素子である制動素子 (Accudynamic[®]、Abott) を用いて2次系に対する1次遅れ要素の効果と推定精度への影響を実験的に検討した。

【理論】

カテーテルの圧伝搬特性を2次系とみなすと、一般式は次式で表される。

$$y = 1/\omega_n \cdot d^2e/dt^2 + 2\zeta/\omega_n \cdot de/dt + e \dots (1)$$

すなわち、カテーテルから導出した圧波形 e の1次および2次の微分項に ω_n と ζ から成る係数項を乗じて加算すれば元の血管内圧 y が算出される。これを y の再生・推定値 (波形) とする。式1から明らかなように右辺の1次と2次の微分項は y と e の差、つまり、 e から y を算出する際の誤差の大きさを表すと考えられる。そこで、カテーテルを用いた導出系の ω_n と ζ を実験的に変化させたときの e と y の差を観測すれば許容できる再生・推定の限界と ω_n と ζ の関係を明らかにすることができる。

【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) 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ーサー (DTX Plus、Ohmeda) で測定し、AD変換器 (CBI-320416TR、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1~80Hzとした。系の f_n と ζ を段階的に変化させるためカテーテルと圧力トランスデューサーの間に Accudynamic[®] を挿入した。Accudynamic[®] は、抵抗と容量から成る1次遅れ素子である。ニードルバルブを回転させることによって、コンプライアンスの抵抗を変化させ ζ を変えることができる。いくつかの抵抗値 (バルブの回転位置) について上記の測定を繰り返した。次いで、実験系は真空ポンプを用いて40°Cで脱気した水を充填し、系の抵抗とコンプライアンスを変化させるため、40°Cから25°C、7°Cに冷却した状態を測定した。

(2) f_n と ζ の決定

周波数特性上に共振が存在するときは、共振周波数 (f_r) と共振振幅 (A_r) の大きさを測定した後、式2、3を用いて f_n と ζ を算出した。なお、 $f_n = \omega_n / 2\pi$ である。

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

$$\zeta^2 = [1 - (1 - 1/A_r^2)^{1/2}] / 2 \dots (3)$$

周波数特性上に共振がないときは、コーナー周波数 (f_c) とコーナー振幅 (A_c) の大きさを測定した後、式4、5を用いて f_n と ζ を算出した。

$$f_n = f_c \dots (4)$$

$$\zeta = 1 / (2Ac) \dots (5)$$

(3) 圧波形の評価

あらかじめデータレコーダに記録しておいた典型的な橈骨動脈圧波形 (90bpm) を血圧キャリブレーターに加えると疑似血圧波形を発生させることができる。この波形を前項で述べた各周波数特性の測定直後にカテーテル系に入力し、カテーテルの入出力波形を前項と同じ方法でコンピュータに読み込んだ。読み込んだ出力波形を e とし、式1を用

いて入力部の波形の推定値となる y' を算出した。次いで、実際にコンピュータに読み込んだ入力部の波形 y との差 $y-y'$ を算出し推定誤差とした。なお、式1の1次および2次の微分演算には Savitzky-Golay の方法を用いた。また、これらの演算には Microsoft[®] Visual Basic[®] 6.0 を用いた。

【結果と考察】

Accudynamic[®]の抵抗値を変化させたとき、および、温度を変化させたときのカテーテル系の周波数特性を図1に示す。抵抗値の変化はバルブの回転位置によって示した。Closedはバルブを閉めきった状態を意味し、バルブの抵抗値は ∞ となり、Accudynamic[®]は系から切り離された状態である。0.75tは閉め切った状態から3/4回転開いた状態を意味し、バルブはある抵抗値を持ち、Accudynamic[®]は1次遅れ要素として作用する。したがって、Closedはカテーテルそのものの周波数特性に相当する。また、0.75t~1.50t間に共振が消失する臨界制動状態が存在する。

各周波数特性から式2、3または4、5を用いて f_n と ζ を算出した。各周波数特性の疑似血压波形入力に対する応答と波形推定の過程の一例を図2(1、2)に示す。

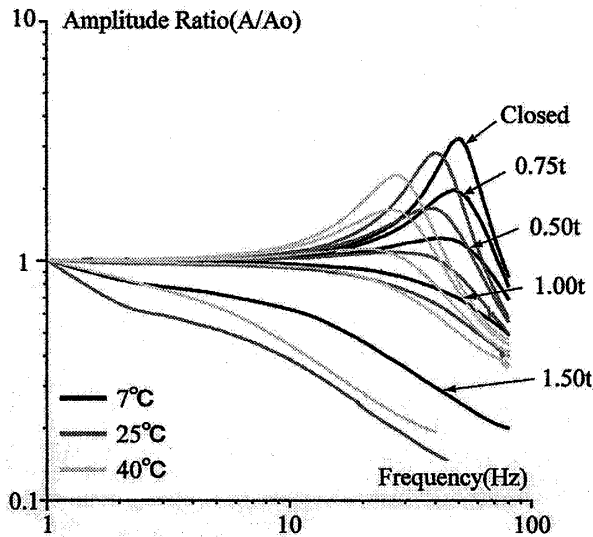


図1 周波数特性 (40°C、25°C、7°C)

図2(1、2)において、推定誤差は、 ω_n には依存せず、 ζ の増加とともに、推定誤差は増加した。このとき、限界を推定誤差の5%までとしたとき、 ζ が0.7までであった。つまり、共振が見られる範囲であれば、2次系として成り立っていることがいえる。忠実な血压波形を得るためには、 ω_n を高く維持することであるが、臨床の場合では、必ずしも、高い ω_n を維持できるとは限らない。ゆえに、制動素子を用いることもやむをえないが ζ が0.7以下であれば、 ω_n に限らず5%で推定することができる。

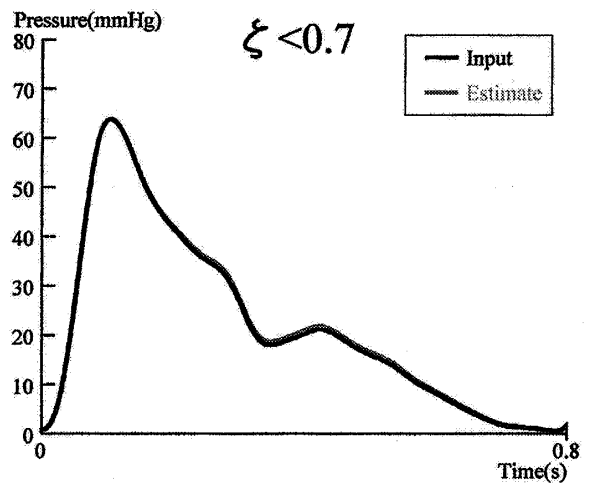


図2(1) 推定結果 ($\zeta < 0.7$)

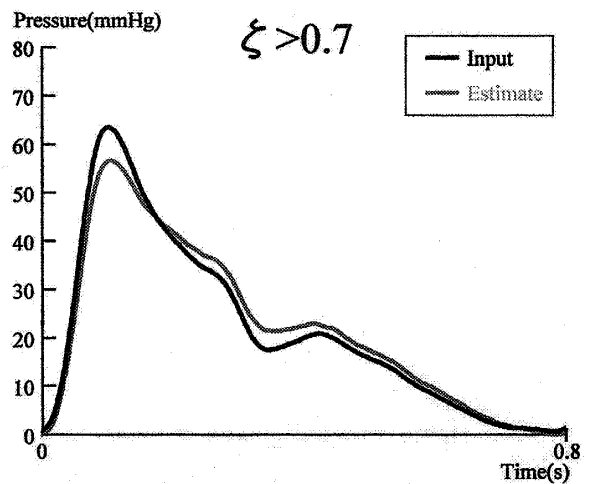


図2(2) 推定結果 ($\zeta > 0.7$)