

原著



直接動脈圧測定時に制動素子が圧導出系に与える影響

嶋田 勝斗* 伊藤 真也*¹高橋 幸郎* 杵淵 嘉夫*¹Evaluation of Dynamic Response of the Damping Device
for Direct Pressure MeasurementMasato Shimada* , Shinya Ito*¹,Koro Takahashi* and Yoshio Kinefuchi*¹* Department of Information and Mathematical Sciences,
Graduate School of Science and Engineering, Saitama University*¹ Department of Biomedical Engineering, Graduate School of
High-Technology for Human Welfare, Tokai University

Abstract

We evaluated the dynamic response of Safti kit (DPT series, Kawasumi Laboratories, Japan) which is the assembly of airtight components consisting of a blood sampling port, an infusion port and a damping device. The frequency characteristics of the assembly showed the natural frequency, the damping coefficient to be 11 Hz, 0.21, respectively, and the highest frequency using the damping device resulted in 5 Hz, capable of deriving pressure waves in normal heart rate with adequate fidelity. But, the infusion port is closed with low-stiffness rubber septum and pulled down the highest frequency of the assembly, so that, it is desirable to separate the infusion port from the assembly in the case of pressure monitoring. There was an appreciable effect to improve the frequency characteristics by insertion of the damping device. However, this effect is usually reduced by micro air bubbles contained in priming solution in the operating room.

1. はじめに

動・静脈の輸液ラインとしてさまざまなキットが市販されている。Safti kit (DPT series, 川澄化学) は採血ポート, 注入ポートともに完全な閉鎖系として設計されたキットである(図1(1))。また, これらの輸液ラインを用いて動・静脈圧を直接導出する場合, 血圧波形に重畳する振動を防止するための制動素子がライン

に装着され, 導出した血圧波形が振動するときには機能するように (on-off スイッチ付き) 工夫されている。

しかし, 採血ポートや注入ポートの接液部分に使用されている弾性率の低い (柔らかい) ゴム系材料部分が圧波形のダイナミックレスポンスに与える影響が懸念される。動脈圧を導出しているとき, しばしば振動性の血圧波形が観測されるが, その原因は採血ポートや注入ポートの挿入によって系のレスポンスが劣化し共振周波数が血圧波形の周波数帯にオーバーラップしたためではないかと疑われる。制動素子を付加する本来の目的は血圧波形の振動を防止することではなく, より忠実な血圧波形を観測するた

* 埼玉大学大学院理工学研究科
情報数理科学専攻*¹ 東海大学大学院開発工学研究科
医用生体工学専攻
(原稿受付: 2007年4月6日)

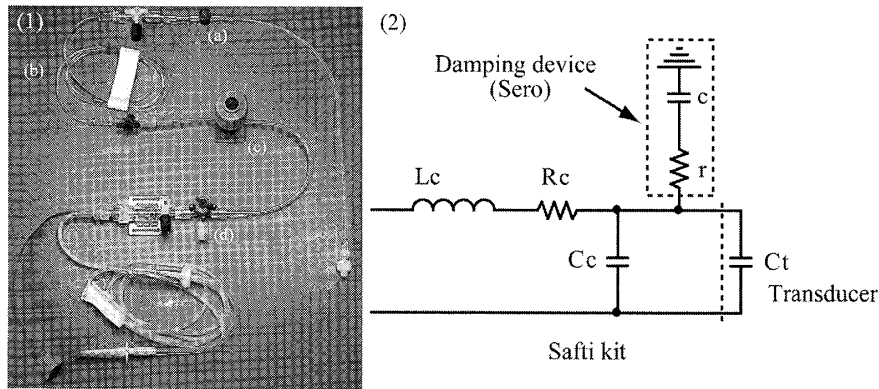


図1 Safti kit と等価回路

- (1) Safti kitの全体図を示す。(a)薬液注入ポート(プラネクタ)、(b)エクステンションチューブ(材質ポリビニール、長さ120cm、内径1.6mm、肉厚0.9mm)、(c)血液ドーム(採血用ポート)および(d)制動素子(Safti Sero)から構成されている。
- (2) Safti kitの等価回路を示す。Safti kit側はLRC直列回路、Safti Seroはrcの直列回路で表される。また、トランスデュサCtは非常に小さいため無視してよい。

めである。そこで、キットおよび構成要素の周波数特性を実験的に検討し、忠実な血圧波形を導出するための条件について考察した。

2. 対象と方法

Safti kitは、図1(1)に示すように(a)薬液注入ポート(プラネクタ)、(b)エクステンションチューブ(材質ポリビニール、長さ120cm、内径1.6mm、肉厚0.9mm)、(c)血液ドーム(採血用ポート)および(d)制動素子(Safti Sero)から構成される。このうち、血液ドームは内径18mmの円筒状であるが、接液部は1mmφである。注入ポートは6mmφのドーム状で、柔らかい弾性膜を持っている。Seroは細い管路(抵抗)と小さな空洞(容量)を直列に配列した1次遅れ要素である。1次遅れ要素を系に付加することによって血圧波形の振動を防止する。空洞部分を閉鎖するためのon-offスイッチが付いているので、キットに接続したまま制動効果をオンオフする構造となっている。

キットの総合周波数特性およびそれぞれの要素の周波数特性をすでに報告した方法を用いて測定した^{1,2)}。上記の測定対象に脱気した室温の乳酸加リンゲル液を慎重にプライミングした後、系の入・出力間の圧振幅比(A/Ao)を周波数順に配列して周波数特性を作成した。測定における周波数分解能は1Hzである。

なお、周波数特性を測定するとき、周波数分解能以内(1Hz以内)で再現性のある、かつ最も高い共振周波数が得られた場合を系および個別要素の特性とした。血液ドームや薬液注入ポートを接続したときのプライミングが難しく、周波数特性のばらつきが大きくなるからである。系を構成する個別要素には内径や弾性率等の物理的なばらつきはなく、周波数特性のばらつきはプライミング状態に依存するとしてよいからである。

2次系と見なした系の周波数特性を規定する固有周波数fnと制動係数ζは周波数特性から次式で計算した^{3,4)}。

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

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

ここに、frとArは周波数特性上の共振周波数とその振幅である。

次に、fnとζによって定まる最高周波数fhを定め^{2,5)}、その大きさによって系のダイナミックレスポンスの良否を判定する。

3. 結 果

Safti kitの総合周波数特性とキットを構成するエクステンションチューブ、血液ドームおよび薬液注入ポートの個別周波数特性を図2に示す。図から明らかなように、血液ドーム単体(接続チューブ27cmを含む)の周波数特性は共振周波数が80Hz以上、エクステンション

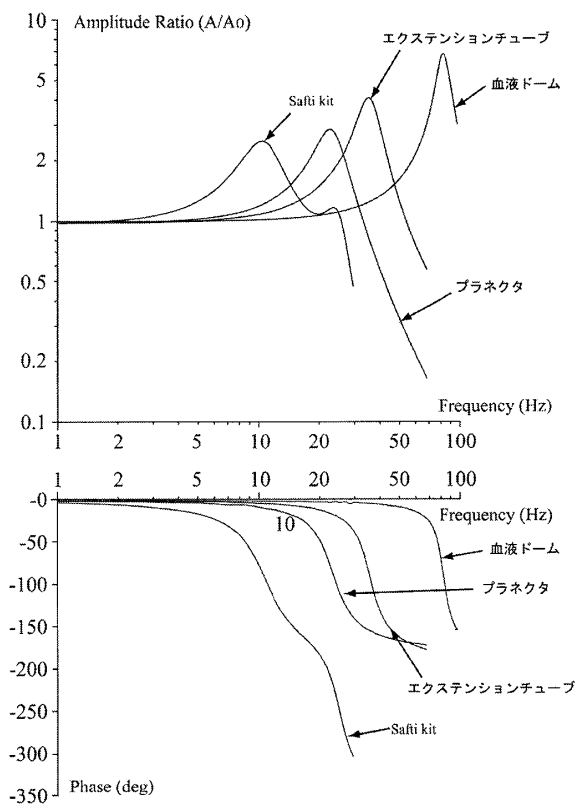


図2 周波数特性

Safti kit の総合周波数特性とキットを構成する各素子の周波数特性を示す。

チューブの共振周波数は29Hz近傍、薬液注入ポートの共振周波数は20Hz近傍、Safti kit の総合周波数特性の共振周波数は10Hz前後、共振振幅は2.5である。これらの結果を式(1)と式(2)に代入するとSafti kit の総合周波数特性の固有周波数 f_n は11Hz、制動係数 ζ は0.21である。

これらの特性から明らかなようにキットの総合周波数特性は概ねエクステンションチューブと薬液注入ポートによって定まる(両者の周波数特性の積)としてよい。

Sero を付加すると(Sero 付属のノブをオンにする)、図3に示すように共振はなくなり周波数特性は平坦になった。このとき帯域幅は11.5Hzである(-3dB)。血圧波形の共振が抑圧され、忠実な波形を得るための平坦な周波数帯域が広がったことを意味する。

対照として、臨床現場で通常おこなわれている手技にしたがってプライミング(脱気処理なし)したときのSafti kit の総合周波数特性の1例を図3に波線で示した。frは6Hz前後、共

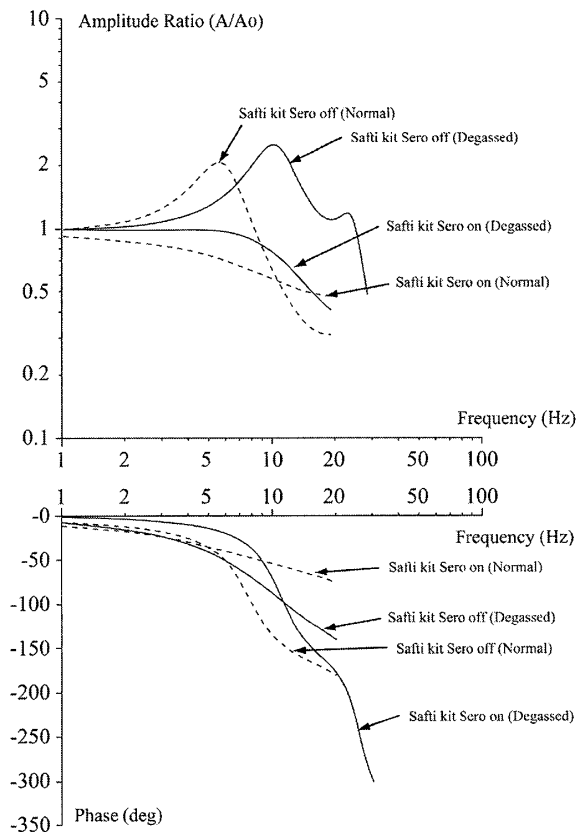


図3 周波数特性

制動素子(Safti Sero)を用いたときの周波数特性と手技(破線)により特性が劣化したときの周波数特性を示す。

共振振幅 A_r は2.1まで低下した。したがって f_n は6.4Hz、制動係数 ζ は0.25である。また、Sero を付加すると帯域幅は6Hzに低下した。

4. 考 察

図2と3は脱気水をプライミングしたときの最も優れた周波数特性である。しかし、図3の波線で示したように臨床現場では周波数特性はかなり劣化した状態にあることを考慮しておく必要がある。劣化すると導出した血圧波形に共振性のノイズがのりやすくなるので、このノイズを止めるためにSeroを使用することになる。

前述のように、Safti kit の系としての総合周波数特性はエクステンションチューブと薬液注入ポートによって定まる。特に薬液注入ポートは弾性率の低い(柔らかい)膜面を持つので、弾性容量を導出系に挿入した効果を持ち、エクステンションチューブの弾性容量と並列に接続

し、合成容量を増加させる(図1(2)に示した容量Ccに相当)。この合成容量が、Safti kitの共振周波数を図2に示したように10Hz前後まで低下させたと考えてよい。ちなみに、血液ドームの弾性容量は圧波形の伝搬路と接する面積が狭く、それ自体の共振周波数が80Hz以上にあるので系の周波数特性に与える影響はない。もし、薬液注入ポートを取り外すことが可能ならば系の周波数特性はエクステンションチューブによって定まり、共振周波数は29Hz近傍まで上昇し、周波数特性は著しく改善することになる。

Safti kitの共振周波数10.5Hz、共振振幅2.5にあるので、固有周波数fnは11Hz、制動係数ζは0.21となる。したがって、忠実に血压波形を導出できる最高周波数fhは2.5Hzに相当する(注1)。血压波形に含まれる必要な周波数成分は心拍数が高いほど高くなるので、Safti kitは心拍数が高いとき明らかに帯域不足となり、忠実な血压波形を導出することはできないとしてよい。また、血压波形の立ち上がり部分やノッチ部分に含まれる10Hz前後の速い周波数成分が共振周波数に一致すると共振振動が血压波形に重畳するようになる。図4はSafti kitにHR90bpm(1.5Hzに相当)の血压波形を加えたときの出力波形の1例である。収縮期の立ち上がり部分に共振による細かい振動が重畳している。また、ステップ応答にはリングングが見られる。

このようなとき、振動防止用の制動素子としてSeroの使用が提案されている。図3に示したようにSeroを付加したとき(Sero on)の周波数特性は共振が抑圧され、11Hz前後まで平坦になる(-3dB)。このとき、固有周波数fnは11.5Hz、制動係数ζは0.71、最高周波数fhは5Hzとなるので、概ね血压波形を導出する十分な帯域幅が得られるとしてよいであろう。しかし、周波数特性が平坦になると、上記のように制動係数が大きくなり血压波形の時間遅れ(血压波形がキットを伝搬する時間)は増加するので、他のバイタルサインとの同時モニタリングのときは注意が必要である⁶⁾。

制動素子Seroは細い管路と絶縁膜と空気室

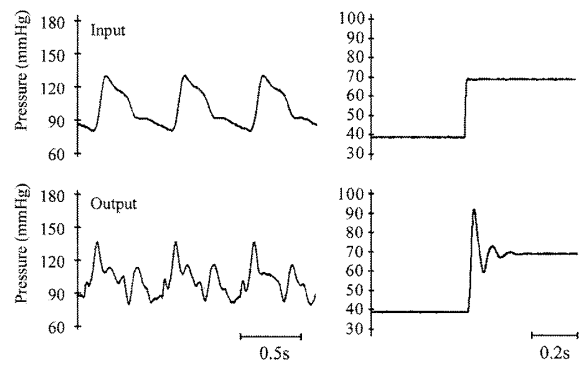


図4 血压波形

Safti kitにHR90bpm(1.5Hz相当)の血压波形およびステップ応答である。上図は入力波形(Input)、下図は出力波形(Output)であり、収縮期に共振による細かい振動が重畳している。また、ステップ応答にはリングングが見られる。

から構成されるので、等価回路は図1(2)のように抵抗(r)と容量(c)からなる1次遅れ要素で表わすことができる。そのインピーダンスZsは

$$Z_s = r - j(\omega c)^{-1} \dots\dots\dots (3)$$

で表される。それぞれの値はおおよそr=1,400mmHg/ml/s, c=1.25×10⁻⁴ml/mmHgとなる(注2)。ただし、ω=2πfである。一方、Safti kitの出力インピーダンスZoはインダクタンス(Lc)と抵抗(Rc)の直列接続と容量(Cc)の並列接続と考えてよいから、

$$Z_o = R_c / [\omega^2 C_c^2 R_c^2 + (1 - \omega^2 L_c C_c)^2] + j\omega (L_c - \omega^2 L_c^2 C_c - C_c R_c^2) / [\omega^2 C_c^2 R_c^2 + (1 - \omega^2 L_c C_c)^2] \dots\dots\dots (4)$$

で表される。それぞれの値はおおよそLc=8.0mmHg/ml/s², Rc=240mmHg/ml/s, Cc=2.8×10⁻⁵ml/mmHgとなる(注2)。周波数範囲を1~15HzとしてZsとZoの周波数特性(インピーダンス軌跡)を複素数平面上に示すと図5が得られる。両者のインピーダンス軌跡は10Hz近傍ではほぼ重なり、この周波数近傍で両者が整合状態となることを示している。これは図3に示した周波数特性上で平坦な特性が得られることと同義である。プライミング状態によってSafti kitの定数(Lc, Rc, Cc)が変化すると上記のインピーダンス軌跡も変化する。同図の波線は図3に示した波線の周波数

(20) 医器学 Vol.77, No.8 (2007)

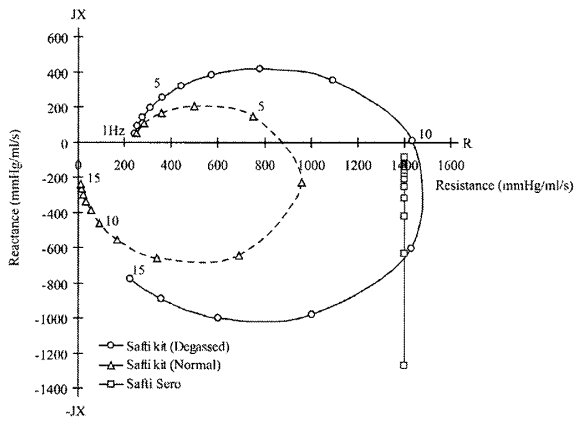


図5 インピーダンスダイアグラム

2つの条件下で算出したインピーダンスダイアグラムを示す。実線は脱気水を用いた特性であり、破線は手技によってプライミングした特性である。

特性に対応する。一方、Seroの定数 (r, c) は変化しないから、そのインピーダンス軌跡は一定である。その結果、2つのインピーダンス軌跡は解離し、インピーダンス整合が得られなくなる。これはSeroを付加してもプライミング状態によっては最適な周波数特性は得られないことを意味する。気泡が混入しないように慎重にプライミングしたとき、Seroを付加した効果が最も有効に作用し忠実な血压波形が得られると考えるべきであろう。

しかし、臨床の現場では必ずしも図3 (Safti kit Sero off Degassed) に示した特性が得られるとは限らない。プライミング状態の評価が難しいからである。プライミングする前にあらかじめ簡単に脱気しておく等の処理をおこなうと効果的である⁷⁾。また、Seroを付加することによって周波数特性の帯域を制限するので導出した血压波形の振動は確実に防止することができる。

5. 結 論

採血専用ポート、注入専用ポートともに完全な閉鎖系として設計され、導出した血压波形の共振防止用制動素子も備えたSafti kitのダイナミックレスポンスを評価した。採血ポートの構造は圧伝搬路に接する部分が狭く、ほとんど周波数特性には影響を与えない。注入ポートは弾性率の低いゴム系材料を用いた注入部が大きな

弾性容量を形成するため、キットの周波数特性を著しく劣化させる。また、制動素子の使用は周波数特性の改善に効果的であるが、キットに気泡等が残らないように慎重にプライミングした場合に限られる。臨床現場では必ずしも理想的なプライミングは期待できないので、周波数特性の改善は限定的になるが、血压波形の振動を防止する効果はある。

注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 ごとに左に尖り、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。

注2) Safti kitとSeroの定数の算出

キットの抵抗 (Rc) はキット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。

$$Rc = \Delta P / Q$$

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 fn と制動係数 ζ を求めた後、

$$(Lc \cdot Cc)^{1/2} = 1 / (2\pi \cdot fn)$$

$$(Cc/Lc)^{1/2} = (2/Rc) \cdot \zeta$$

より概略値を算出した。

Seroは細管 (径0.2mm、長さ7mm) と小さなキャビティが直列に接続した構造である。キットに接続した後、ステップ状の圧波形を加えると出力は1次遅れ応答を示す。応答曲線の勾配 β はキットの抵抗 (Rc) とSeroの抵抗 (r)

から,

$$\beta = 1 + Rc/r$$

となる. β を決定し, 次いで概略値 r を算出した.

また, マイクロシリンジを用いて Sero に空気を注入する. 注入量 (V) と注入時の圧力 (P) を計測し, 圧力・容量曲線を計測し, Sero の容量 (c) の概略値を算出した.

文 献

- 1) 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.
- 2) Kinefuchi Y, Suzuki T, Takiguchi M, et al : Evaluation of dynamic response of catheter-manometer system for pulmonary arterial pressure. *J Appl Physiol* 77 : 2023~2028, 1994.
- 3) Hipkins SF, Rutten AJ, Runciman WB, et al : Experimental analysis of catheter-manometer systems in vitro and in vivo. *Anesthesiology* 71: 893~906, 1989.
- 4) Geddes LA : The direct and indirect measurement of blood pressure. *Year Book Medical Publishers, Chicago* : p49~59, 1970.
- 5) 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法. *循環制御*, 第12巻1号 : 111~119, 1991.
- 6) Gersh BJ : Measurement of intravascular pressures, *The circulation in anaesthesia : Applied physiology and pharmacology*. Edited by Prys-Roberts C. Oxford, Blackwell Scientific Publications : p511~518, 1980.
- 7) 鈴木利保, 杵淵嘉夫, 福山東雄, ほか : 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*, 第18巻2号 : 242~251, 1997.