

(10) 医器学 Vol.76, No.6 (2006)

原 著



閉鎖式輸液ラインを用いた直接動脈圧測定と そのダイナミックレスポンスの評価

伊 藤 真 也* 長 谷 川 晋 也*
嶋 田 勝 斗*¹ 杵 淵 嘉 夫*

Evaluation of Dynamic Response of the New Closed Infusion System
for Direct Pressure Measurement

*Shinya Ito**, *Shinya Hasegawa**, *Masato Shimada*¹*
and *Yoshio Kinefuchi**

* Department of Biomedical Engineering, Graduate School of
High-Technology for Human Welfare, Tokai University

*¹ Department of Information and Mathematical Sciences, Graduate School
of Science and Engineering, Saitama University

Abstract

We evaluated the dynamic response of the closed type three way stopcock (SAS, Tyco Healthcare, USA). One of its ports is closed with rubber septum and used as an airtight sealed infusion port in order to prevent infection. The pressure wave passes through a duct in the shape of semicircle, and across a small chamber behind the rubber septum. It is feared that this passage may have damaging effects on pressure wave propagation. We measured the frequency characteristics of the stopcock, resulting in the highest frequency (fh) to be 1 - 1.5 Hz higher than that of conventional three way stopcocks. This means that the unique structure adopted in this stopcock did not affect on the frequency characteristics. But, there remained a slight concern about temperature dependency due to air bubbles caught in the small chamber behind the septum.

1. はじめに

動・静脈の輸液ラインとしてさまざまな系が開発され、キットとして入手可能である。いずれも多機能と使いやすさが強調されている。臨床の現場では、これらの輸液ラインを用いて

動・静脈圧を直接導出することになるが、正確な圧波形を得るためのダイナミックレスポンス特性にまで注意を払って開発されたとはとても思えない。もっとも、キットを使用する医療側も表示された数値は見るが圧波形にはほとんど注意を払わない。その危険性について十分認識しているはずではあるが、

院内感染予防の観点から三方活栓や注入ポートを閉鎖式とした輸液ライン（SAS, Sherwood）が開発されている（図1）。閉鎖式三方活栓（T-port 2）は1つのポートに弾性率の

* 東海大学大学院開発工学研究科医用
生体工学専攻

*¹ 埼玉大学大学院理工学研究科
情報数理学専攻
(原稿受付：2005年9月27日)

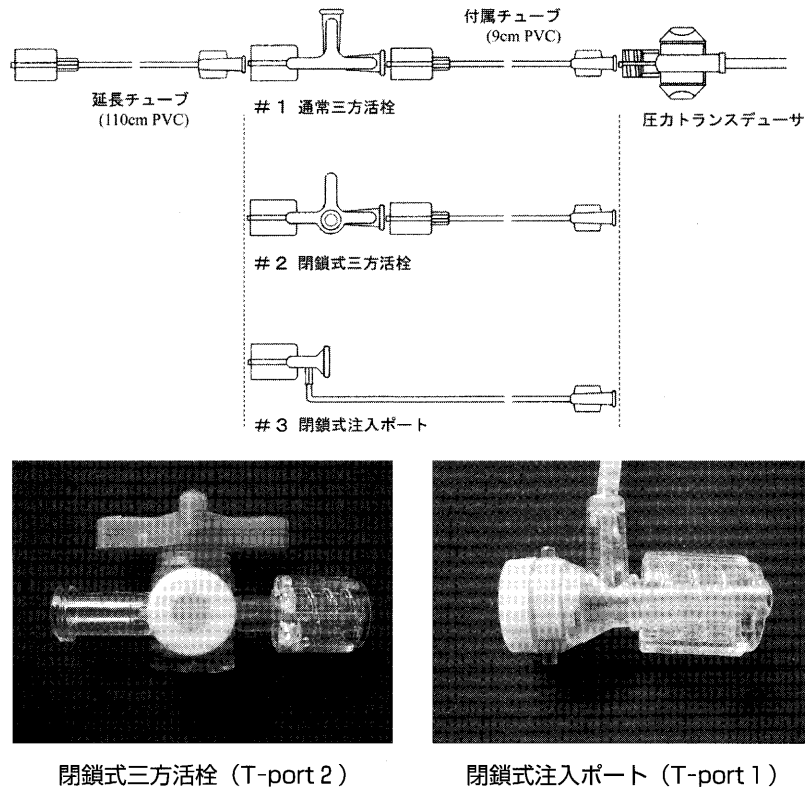


図1 測定系回路構成図と閉鎖式輸液ラインのアッセンブリの一例

回路構成図中の#1, #2, #3は表1の#1, #2, #3にそれぞれ対応している。
左下が閉鎖式三方活栓 (T-port 2), 右下が閉鎖式注入ポート (T-port 1) である。

低いゴム系の材料を密栓隔壁として、刺入にのみ使用する閉鎖系としたこと、輸液流路 (圧導出路) が円弧状で直線ではないこと等、従来の三方活栓とは異なった構造を持っている。また、そのまま圧モニタリング系に接続することが多い。注入用ポート (T-port 1) も同様なゴム系材料を使用し、刺入用とした閉鎖系である。圧導出の際に、これらの部品の弾性率および流路の形状がダイナミックレスポンスに与える影響については懸念を抱かざるをえず、これらを組み合わせた系の特性を実験的に検討した。

2. 対象と方法

表1に輸液ライン部品とそれに付属したチューブを組み合わせた圧導出系を示す。各導出系に対する負荷として長さ110cmの延長チューブを接続した。表中、長さ9cmの付属チューブ (Nippon Sherwood) に付記したショア硬度

表1 ラインのアッセンブリ

付属チューブに付した数字はショア硬度を示し、材料の表面の硬さを表す (単位は重量グラム)。材料の硬度を表すと考えてよい。

キット番号	硬度 (SH)	付属チューブ長	材質	ポート (種類)
#1	68	9 cm	PVC	通常三方活栓
#2	68	9 cm	PVC	閉鎖式三方活栓
#3	68	9 cm	PVC	閉鎖式注入ポート

は力の単位グラム (g) で表した材料の表面の硬さを表す。ここではそのまま材料の硬度を表すと考えてよい。輸液ラインに通常の三方活栓を用いた導出系 #1 を基準と定め、閉鎖式三方活栓を用いた導出系 #2 との比較、#3 では閉鎖式注入用ポートが周波数特性に与える影響を評価する。それぞれ6セットを対象とした。

評価対象とする輸液ラインは圧導出系としては2次系とみなしてよい^{1, 2)}。なんらかの方法でこれらの系の固有周波数 f_n と制動係数 ζ を測

(12) 医 器 学 Vol.76, No. 6 (2006)

定できれば、その導出系が、誤差 ε 内で無歪のまま導出できる最も高い周波数（以下最高周波数 f_h とする）を一義的に定めることができる。それゆえ、 f_h は導出系の忠実度を評価する指標となりうる。 f_n と ζ の組み合わせから f_h を求める評価チャートが発表されている（付録参照）^{3, 4)}。本報告では輸液ラインの周波数特性から f_n と ζ を測定し、 f_n と ζ から f_h を算出し、その大きさからダイナミックレスポンスの良否を判定する。

周波数特性はすでに報告した方法を用いて測定した^{3, 4)}。対象とした圧導出系は脱気した乳酸加リンゲル液で慎重に充填した。液温は室温とした。周波数特性は対象とした系の入・出力間の圧振幅比 (A/A_0) を周波数順に配列して作成した。なお、周波数特性測定における周波数の分解能は 1 Hz である。

固有周波数 f_n と制動係数 ζ は周波数特性から次式で計算した^{2, 3)}。

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

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

ここで、 f_r と Ar は周波数特性上の共振周波数とその振幅比である。

次に、 f_n と ζ の組み合わせを前掲の評価チャート上にプロットして最高周波数 f_h を定めた。 f_h の大きさによってそれぞれの導出系のダ

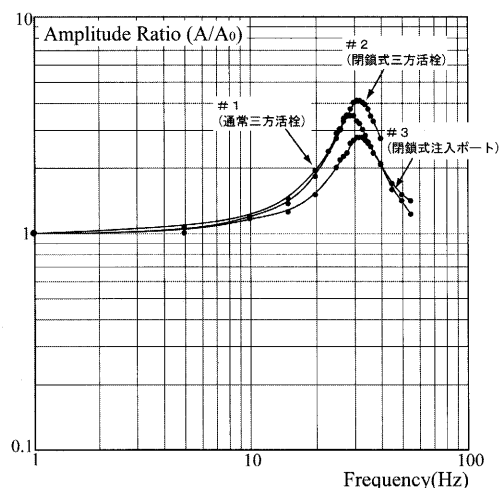


図2 周波数特性

図は通常の三方活栓と閉鎖式三方活栓、および閉鎖式注入用ポートの特性である。

イナミックレスポンスの良否を判定した。

3. 結 果

各導出系の代表的な周波数特性を図2に示す。それぞれ6セットについて、共振周波数のばらつきは周波数分解能以内（1 Hz 以内）である。この場合、各セットについて共振周波数の最も高い特性が周波数分解能以内で再現されたとき、その値をセットの特性とした。共振周波数のばらつきが周波数分解能を超える場合はその特性を捨て、乳酸加リンゲル液の充填からやり直した。対象としたセットの各部品は量産成形によって製造されるので周波数特性に影響を与えるようなディメンジョン上のばらつきはなく、測定値のばらつきは充填時の液の性状によるものと考えられたからである。周波数特性の共振点から f_r と Ar を求めた後、式1と2に代入して f_n と ζ を算出した。

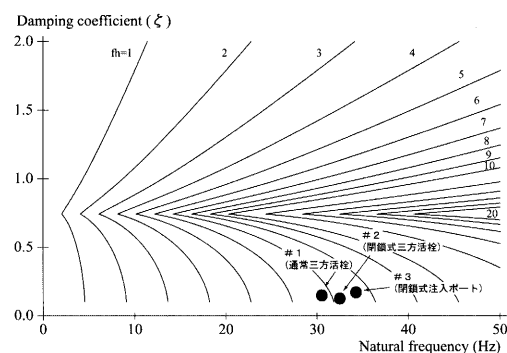


図3 評価チャートと最高周波数の決定

横軸は固有周波数 f_n 、縦軸は制動係数 ζ 、最高周波数 f_h をパラメータとするチャートを示す。 f_h ごとに左に尖り、右に開いた領域が f_h を得ることのできる領域である。周波数特性から計算した f_n と ζ の組み合わせ点をプロットするとその点の位置が f_h を与える。

表2 ダイナミックレスポンス

f_r , Ar , f_n , ζ , f_h はそれぞれ共振周波数 (Hz), 共振振幅比, 固有周波数 (Hz), 制動係数, 最高周波数 (Hz) を表す。

キット番号	$Ar(A/A_0)$	$f_r(\text{Hz})$	$f_n(\text{Hz})$	ζ	$f_h(\text{Hz})$
# 1	3.47	30	30.7	0.15	6.5
# 2	4.09	32	32.5	0.12	7.1
# 3	2.75	33	34.2	0.19	7.4

このようにして得られたそれぞれの f_n と ζ の組み合わせを評価チャートにプロットすると、図3が得られる。各導出系に対応したチャート上の点がそれぞれの f_h となる。これらの結果を表2に示す。

表2から明らかなように、通常の三方活栓を用いた系での f_h は6.5Hz、閉鎖式三方活栓を用いた系は7.1Hzとなり、閉鎖式三方活栓の方がより高調波成分までを忠実に導出することができ、優れたダイナミックレスポンスを持つとしてよい。

閉鎖式注入用ポートを用いた系の f_h は7.4Hzにあり、上に述べた三方活栓の使用時より高い f_h が得られる。導出系に三方活栓を挿入する場合よりダイナミックレスポンスに与える影響は少ないとしてよい。

4. 考 察

閉鎖式輸液ラインを圧導出系として使用し、その周波数特性を評価する場合、再現性のある特性を得ることが難しい。系が複雑なためプライミングによるばらつきが大きくなるからである。本稿では再現性のある最も高い共振周波数が得られた場合をその系の特性とした。系の特性をこのように定義するとそれぞれ6個のセットについて共振周波数のばらつきは周波数分解能以内となった。これは系を構成する部品には周波数特性に影響を与える内径等の物理的なばらつきがないことに加えて、測定が正確に行われたことを示している。

閉鎖式の三方活栓の方が通常の三方活栓よりも優れたダイナミックレスポンスを持つ理由は図4から明らかである。図は活栓内の流路の断面の写真である。上が通常の三方活栓、下が閉鎖式三方活栓を示し、流路の直径はそれぞれ1.9, 2.9mmである。単純にボアズイユの法則による抵抗を比較すれば閉鎖式三方活栓の抵抗は通常の活栓の抵抗の1/5以下であり、2次系における制動係数の理論値と比較すると1/3以下となる^{5,6)}。もちろん、三方活栓を単独で使用するのではないので、これらの数字がそのままダイナミックレスポンスに反映するわけではないが、複数の活栓を直列に接続する場合に

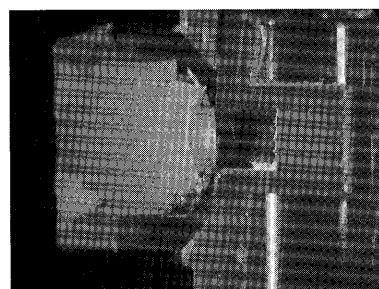
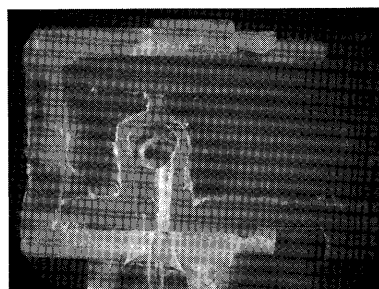


図4 三方活栓の断面

上が通常の三方活栓、下が閉鎖式三方活栓である。中央部を軸方向に切断し、実体顕微鏡を用いて倍率10倍で撮影した。写真中央部の流路径はそれぞれ約1.9, 2.9 mmである。

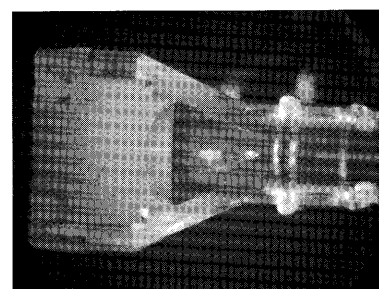


図5 閉鎖式注入ポートの断面

ポートの密栓中央部を軸方向に切断した。

は、両者の差が劇的に現れるはずである。また、閉鎖式三方活栓の流路は円弧状であるが単純で滑らかである。針刺入部背後（内部）の死腔部分は狭くゴム系材料の持つ弾性が流路に与える影響は少ないと思われる。この部分は流れに洗われるので気泡のトラップも起こりにくい。これらの構造上の工夫が通常の三方活栓より優れた特性を示した要因である。

閉鎖式注入用ポートの構造を図5に示す。刺入部は単純な漏斗状である。この部分のプライミングに注意すれば、結果に示したようにダイナミックレスポンスに与える影響は少ないであ

(14) 医器学 Vol.76, No. 6 (2006)

ろう。しかし、針刺入部背後の死腔部分は広く、出口のない空間となりやすい。プライミングが難しいこと、脱気操作を怠りやすいこと、この部分に温度変化によって生じた気泡がトラップされやすいこと、またその除去も難しいこと等が予想される。このポートが輸液ラインに挿入されると、空気室を持ったダンピングデバイス^{7, 8)}と同様な作用が懸念されるので、長時間使用するときや温度変化が予想されるときには注意が必要となろう。このような場合、積極的に針を刺入して空気を抜きとった方がいいかもしれない。ただし、この点に関しては未確認である。

すでに述べたように図2は再現性のあった最も高い共振周波数が得られたときの周波数特性である。臨床の現場でこれらの特性が常に得られるとは限らない。通常の手順でプライミングすると、導出した血圧波形が激しく振動(共振)することをしばしば経験する。共振周波数が15Hz前後まで低下しており、血圧波形に含まれるこの帯域の周波数成分が共振するためである。共振周波数の低下はプライミングの際に微小気泡を巻き込むことが主因である。本来あり得ない振動波形が観測されたら、加圧することなくゆっくり慎重にプライミングをやり直す、目に見えるような微小気泡は軽く叩いて完全に排除する等の操作を試みるとよい。たいいていの場合、きれいな波形が得られるはずである。可能ならばあらかじめプライミング液を37℃程度まで加温してから使用する。体温まで液温が上昇することによって生ずる溶存空気の気泡化を防止することもできる。

5. ま と め

院内感染予防の観点から三方活栓や注入ポートを閉鎖構造とした輸液ラインが開発され臨床に供されている。しかし、系の閉鎖構造が動静脈の圧導出に与える影響が懸念されるため、そのダイナミックレスポンスを評価した。三方活栓は1つのポートを密栓・隔壁とした刺入部を持ち、この部分に弾性率の低い(硬い)ゴム系材料を用いたこと、および活栓内部の流路を断面積の大きな円弧状としたことによって、その

ダイナミックレンジは通常の三方活栓より広くなった。感染防止を意図した構造ではあるが、圧導出の観点からも評価しうる。同じ考え方で導入された注入ポートは輸液ラインのダイナミックレスポンスに大きな影響を与えることはなかったが、針刺入部背後に死腔部分が生じやすく温度特性の劣化が懸念された。

付 録：評価チャート (fn-ζ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。これらの関係は図3に示したように、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。なお、われわれはこの評価チャートをfn-ζチャートと呼んでいる。

文 献

- 1) Fry DL : Physiologic recording by modern instruments with particular reference to pressure recording. *Physiol Rev* 40 : 753-788, 1960.
- 2) Gersh BJ : Measurement of intravascular pressures, *The circulation in anaesthesia : Applied physiology and pharmacology*. Edited by Prys-Roberts C. Oxford, Blackwell Scientific Publications, pp 511-518, 1980.
- 3) Kinefuchi Y, Suzuki T, Takiguchi M, et al : Evaluation of dynamic response of catheter-manometers for pulmonary arterial pressure. *J Appl Physiol* 77 : 2023-2028, 1994.
- 4) Kinefuchi Y, Suzuki T, Takiguchi M, et al :

- Natural frequency/damping coefficient relationship of a catheter-manometer system required for high-fidelity measurement of pulmonary arterial pressure. *J Anesthesia* 7 : 419-426, 1993.
- 5) Geddes LA : Direct measurement of blood pressure, the direct and indirect measurement of blood pressure. Year Book Medical Publishers, Chicago, pp 47-69, 1970.
- 6) Kleinman B : Understanding natural frequency and damping and how they relate to the measurement of blood pressure. *J Clin Monit* 5 : 137-147, 1989.
- 7) Gibbs NC and Gardner RM : Dynamics of invasive pressure monitoring systems : Clinical and laboratory evaluation. *Heart Lung* 17 : 43-51, 1988.
- 8) Hipkins SF, Rutten AJ, Runciman WB, et al : Experimental analysis of catheter-manometer systems in vitro and in vivo. *Anesthesiology* 71 : 893-906, 1989.