

輸液投与ルート内圧がシリンジポンプの流量精度に及ぼす影響 —安全な薬剤投与への示唆—

菊地 武¹⁾, 鈴木 完²⁾, 神崎 俊治³⁾
杉浦 敦¹⁾, 野川 悟史¹⁾⁵⁾, 大石 竜⁴⁾⁵⁾

¹⁾昭和医科大学藤が丘病院臨床工学室

²⁾昭和医科大学病院臨床工学室

³⁾昭和医科大学江東豊洲病院臨床工学室

⁴⁾昭和医科大学統括臨床工学室

⁵⁾昭和医科大学大学院保健医療学研究科医療技術分野

(2026 年 1 月 22 日受付)

要旨：【目的】シリンジポンプは輸液ポンプに比べ流量精度が高いが，注入開始初期の流量安定時間やガasketによる摺動抵抗が流量精度に影響を与える特徴がある．しかし，投与ルート内圧が流量精度に及ぼす影響は解明されていない．特に，新生児等では末梢血管および投与ルート内径の狭小化により，投与ルート内圧の上昇が懸念される．本研究では，投与ルート内の各圧力条件下におけるシリンジポンプの流量精度を評価し，その影響について究明する．

【方法】ローラークランプの圧閉度を調整し，異なる圧力設定（0kPa，45kPa，90kPa）下で，10mL および 50mL シリンジを用い，1.0mL/h および 5.0mL/h の流量で 2 時間注入した際の注入量，流量安定時間および平均流量誤差率を測定した．

【結果】10mL シリンジではいずれの設定流量でも高圧により注入量が低下し，流量安定時間が延長した．また，1.0mL/h では平均流量誤差率が高値を示した．50mL シリンジでは設定流量 1.0 mL/h で注入量が有意に減少し，流量安定時間が短縮した．

【考察】流量誤差の要因として，投与ルート内圧の上昇により投与ルートおよびシリンジの膨張による容積が増加したことが考えられる．さらに，圧力下ではシリンジ内筒が高い摺動抵抗により断続的に進みながら注入されたことが流量誤差に繋がったと考えられた．

【結語】シリンジポンプの投与ルート内圧が高い環境下では，特に低流量設定時の注入初期において流量精度が低下することが示唆された．臨床においては投与ルート内圧を可能な限り低く保つことが，安全かつ精確な薬剤投与に寄与すると考えられる．

(日職災医誌，74：138—147，2026)

—キーワード—

シリンジポンプ，摺動抵抗，低流量，注入初期，高圧

緒 言

シリンジポンプは輸液ポンプに比べて薬剤投与精度が高く，集中治療や小児科領域で日常的に使用されている．主に使用される薬剤は麻酔鎮静薬や循環作動薬であり，生体に大きな影響を及ぼすため，投与精度管理が非常に重要である^{1)~4)}．

シリンジポンプの送液は，シリンジの体積を機械的に縮小させて薬液を送液するピストンシリンダ方式である^{5)~7)}．送液の制御はマイクロコンピュータにて情報を処

理し，モーター回転信号を制御することにより送液する．作動原理はモーターが回転すると歯車と送りねじが回転し，スライダが移動することで，シリンジの内筒を押しシリンジ内の薬液を送液するシステムである⁸⁾．また，シリンジポンプの特性として，流量精度が安定するまでに時間を要することや，脈動による流量誤差が報告されている^{9)~11)}．さらに，流量精度はシリンジポンプの設定流量が低流量に比べて高流量の条件で安定し，脈動は低容量シリンジより大容量シリンジで摺動抵抗が増加し，流量精度に影響していることが滅菌蒸留水を用いた基礎実験

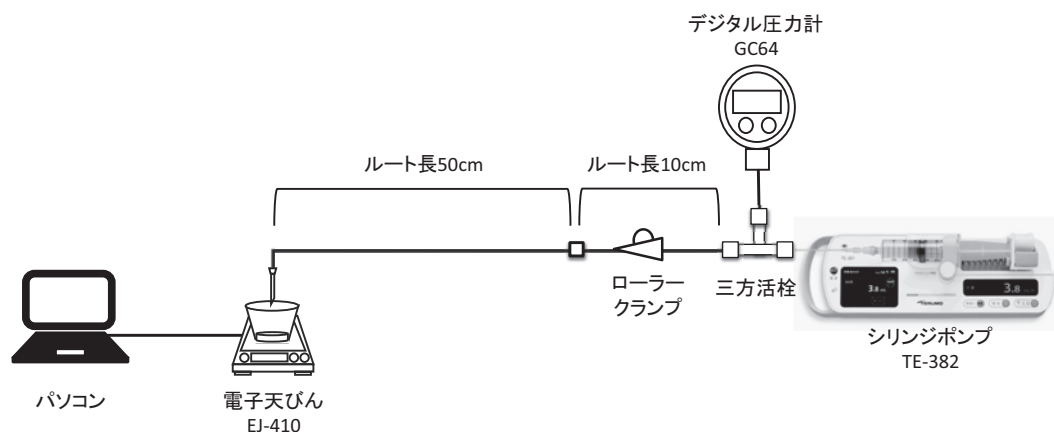


図1 実験回路構成

の先行研究で明らかになっている^{11)~13)}。

しかし、新生児等では末梢血管および投与ルート内径の狭小化により、投与ルート内の圧力が高まり、正確な量が注入されているかは不明である。シリンジポンプは設定流量どおりに薬液が充填されたシリンジを押し出す、狭くなった流路では末梢投与ルート内の薬液は行き場を失い、正確な輸液投与ができていない可能性がある。実際、どの程度の圧力が投与ルート内に加わっているかは不明であるものの、シリンジポンプの圧力インジケータから推察すると、最大で100kPa程度の圧力が加わっていると考えられ、投与ルート内の圧力が流量精度に及ぼす影響については明らかになっていない。

流量精度は取扱説明書によると機械精度 $\pm 1\%$ 以内(流量 $\geq 1.0\text{mL/h}$)、シリンジを含めた精度が $\pm 3\%$ 以内となっており、シリンジの影響による誤差が大きい¹⁴⁾。

シリンジに求められる性能を材料的に考えると、外筒には透明性、定量性、内筒の移動に伴う変形、減圧や加圧に耐える機械的強度、内筒には機械的強度が求められる。また、ガスケットには低圧縮永久ひずみ性、吸引気密性、耐圧気密性と摺動性が求められる¹⁵⁾。これらの要求に対して外筒と内筒はポリプロピレンが、ガスケットにはスチレン系熱可塑性エラストマー (SEBS) が使用されている^{16)~18)}。ガスケットは摺動性を高めるため、シリコン油が塗布されており、外周部に複数のリブが設けられている¹⁹⁾。投与ルートに関しては、薬液確認のための透明性、チューブがねじれた際に屈曲し閉塞しない耐キンク性、コネクタなどとの接着性、元の形状に戻るリカバリー性が求められ、材料としてはガスケットと同様にSEBSが使用されている。

そこで、本研究では投与ルート内の各圧力条件下におけるシリンジポンプの流量精度を、動作に影響を与える可能性のある不純物や溶解物質を含まない純粋な滅菌蒸留水を使用して評価し、その影響について究明することで臨床現場における安全な薬剤投与に貢献することを目指す。

方 法

1 実験回路構成

1) 実験回路構成・記録方法

テルフュージョンシリンジポンプ 38 型 TE-382 (TE-382) (テルモ株式会社, 日本) を注射筒輸液ポンプとして使用し、注射用蒸留水 (扶桑薬品工業株式会社, 日本) で満たした汎用注射筒テルモシリンジ (シリンジ) (テルモ株式会社, 日本) を TE-382 に装着した。シリンジに輸液ポンプ用ストップコックテルフュージョン三方活栓 (テルモ株式会社, 日本) を接続し、片側にはデジタル圧力計 GC64 (長野計器株式会社, 日本) を、もう一方には輸液ルートを 10cm 長に切断したものにローラークランプを通したルートを接続した。このローラークランプの圧閉度を操作し輸液ルートを押しつぶすことでルート内圧力を調整することとした。切断した輸液ルートはニプロエクステンションチューブ 50cm (ニプロ株式会社, 日本) にて延長し、先端にフローマックス[®] (注射針) (ニプロ株式会社, 日本) を接続した。蒸留水の蒸発防止のためにラップをかけた計量カップのラップ部分に注射針を突き刺し、パーソナル電子天びん EJ-410 (株式会社エーアンドデイ) の上に計量カップを載せた (図 1)。この実験回路構成については日本工業規格 JIS T 0601-2-24: 2018 を一部改変して行った²⁰⁾。

2) 実験条件

注射用蒸留水にて満たしたシリンジを早送り機能にて投与ルート内を充填し、ローラークランプでルート内圧力を調整した。TE-382 の閉塞圧設定は「H」において、 $110 \pm 15\text{kPa}$ としている。今回は閉塞警報が発生しない 90kPa を最大圧力とした。その中間圧力である 45kPa およびルート内に圧力がかかっていない 0kPa の 3 条件とした。設定流量を 1.0mL/h および 5.0mL/h にて注入を開始し、圧力が安定したことを確認後、測定を開始した。注入時間は 2 時間とし、新生児科や集中治療領域で使用頻度が高い 10mL および 50mL のシリンジサイズ

(ロット不同)でそれぞれ6回ずつ測定した。なお、シリジンは測定毎に新品を使用した。注入された注射用蒸留水は電子天びんにて計量し、電子天びんに接続したパーソナルコンピュータで30秒ごとに自動記録した。記録した重量を注射用蒸留水の密度から体積に換算した(室温20℃、水の密度0.9982g/mL)。

$$V = \frac{m}{\rho} \dots\dots\dots \text{式 1}$$

V :体積【mL】 m :質量【g】 ρ :密度【g/mL】
密度の換算式

2 評価項目

1) 注入量積算値

注入開始から2時間までに電子天びんにて計量された注射用蒸留水の注入量を注入量積算値とする。

2) 流量安定時間

記録された体積から式2を用い実測流量を算出した。流量安定時間は、実測流量が設定流量 $\pm 3\%$ の範囲内に入った時間とした。

$$Q_i = \frac{60 (W_i - W_{i-1})}{S_d} \dots\dots\dots \text{式 2}$$

Q_i :実測流量【mL/h】

W_i :解析期間120分間に得られた*i*番目の質量サンプル【g】
 S :サンプル抽出間隔【分】 d :水の密度(20℃で0.9982)【g/mL】
実測流量の算出式

3) 平均流量誤差率(トランペットカーブ)

記録された体積からトランペットカーブを作成し、測定時間内(注入開始1時間後から2時間後まで)の平均実測流量の変動を評価した。解析期間 T_x 中の時間 $P=2$ 分、5分、11分、19分および31分間の観測ウインドウについては、次の式3で示すように、最大で*m*個の観測ウインドウが存在する。

$$m = \frac{(T_x - P)}{S} \dots\dots\dots \text{式 3}$$

m :観測ウインドウの最大数 P :観測ウインドウの継続時間
 S :サンプル抽出間隔【分】 T_x :解析期間【分】
観測ウインドウの最大数算出式

トランペットアルゴリズムを用いて、最大流量誤差率 Ep (max.)および最小流量誤差率 Ep (min.)を式4と式5によって算出する。

$$Ep(max.) = \max_{j=1}^m \frac{S}{P} \times \sum_{i=j}^{j+\frac{P}{S}-1} 100 \times \frac{Q_i - r}{r} \dots\dots\dots \text{式 4}$$

W_i :解析期間 T_x に得られた*i*番目の質量サンプル【g】

r :流量【mL/h】 S :サンプル抽出期間【分】 Q_i :実測流量【mL/h】

P :観測ウインドウの継続時間【分】 d :水の密度(20℃で0.9982)【g/mL】
観測ウインドウ内の最大流量誤差率算出式

$$Ep(min.) = \min_{j=1}^m \frac{S}{P} \times \sum_{i=j}^{j+\frac{P}{S}-1} 100 \times \frac{Q_i - r}{r} \dots\dots\dots \text{式 5}$$

W_i :解析期間 T_x に得られた*i*番目の質量サンプル【g】

r :流量【mL/h】 S :サンプル抽出期間【分】 Q_i :実測流量【mL/h】

P :観測ウインドウの継続時間【分】 d :水の密度(20℃で0.9982)【g/mL】
観測ウインドウ内の最小流量誤差率算出式

解析期間 T_1 (測定時間の2時間目の60分間)の平均流量誤差率 A は式6にて算出する。

$$A = \frac{100 (Q - r)}{r} \dots\dots\dots \text{式 6}$$

$$Q = \frac{60 (W_j - W_k)}{T_1 d}$$

r :流量【mL/h】

W_j :解析期間 T_1 の終わりにおける質量サンプル(g) ($j=240$)

W_k :解析期間 T_1 の始まりにおける質量サンプル(g) ($k=240$)

T_1 :解析時間【分】 d :水の密度(20℃で0.9982)【g/mL】

トランペットカーブ算出式

同期間の観測ウインドウの継続期間 P (分)中での流量誤差率 Ep (max.)および Ep (min.)をグラフにする。

Ep (max.)および Ep (min.)を実線で示す。平均流量誤差率 A を点線で示す。

4) 統計学的解析

得られた測定値は中央値(四分位範囲)および平均値 $\pm$ 標準誤差で表記した。また、3群間の比較にはSteel検定を用いた。なお、統計解析ソフトウェアには、SAS社製JMP®Pro17を使用し、5%未満を統計学的有意水準とした。

結 果

1 注入量積算値

10mLシリジンは1.0mL/hの条件で、ルート内圧力0kPaの積算値1.97mL(1.96~1.97)に対して、45kPaおよび90kPaとルート内圧力が高くなるにつれ注入量が低下する傾向が認められた。5.0mL/hの条件下においても、0kPaの積算値9.91(9.86~9.97)mLに対して、45kPaおよび90kPaで注入量が低下する傾向であった。50mLシリジンは1.0mL/hの条件で0kPaに比べ、45kPaで1.93mL(1.91~1.94)、90kPaで1.94mL(1.90~1.95)とルート内圧力が高くなると有意に注入量が低下した。5.0mL/hの条件ではルート内圧力の違いによる注入量の変化は認められなかった。誤差率がメーカー規定の精度 $\pm 3\%$ を超えた条件は10mLシリジ45kPaで3.08%、10mLシリジ90kPaで4.33%、50mLシリジ45kPaで3.58%であった(図2)。

50mLシリジではルート内圧力が45kPa、90kPaと高くなるとガasketが圧縮するように変形した(図3)。10mLシリジでは圧縮が見られなかった。

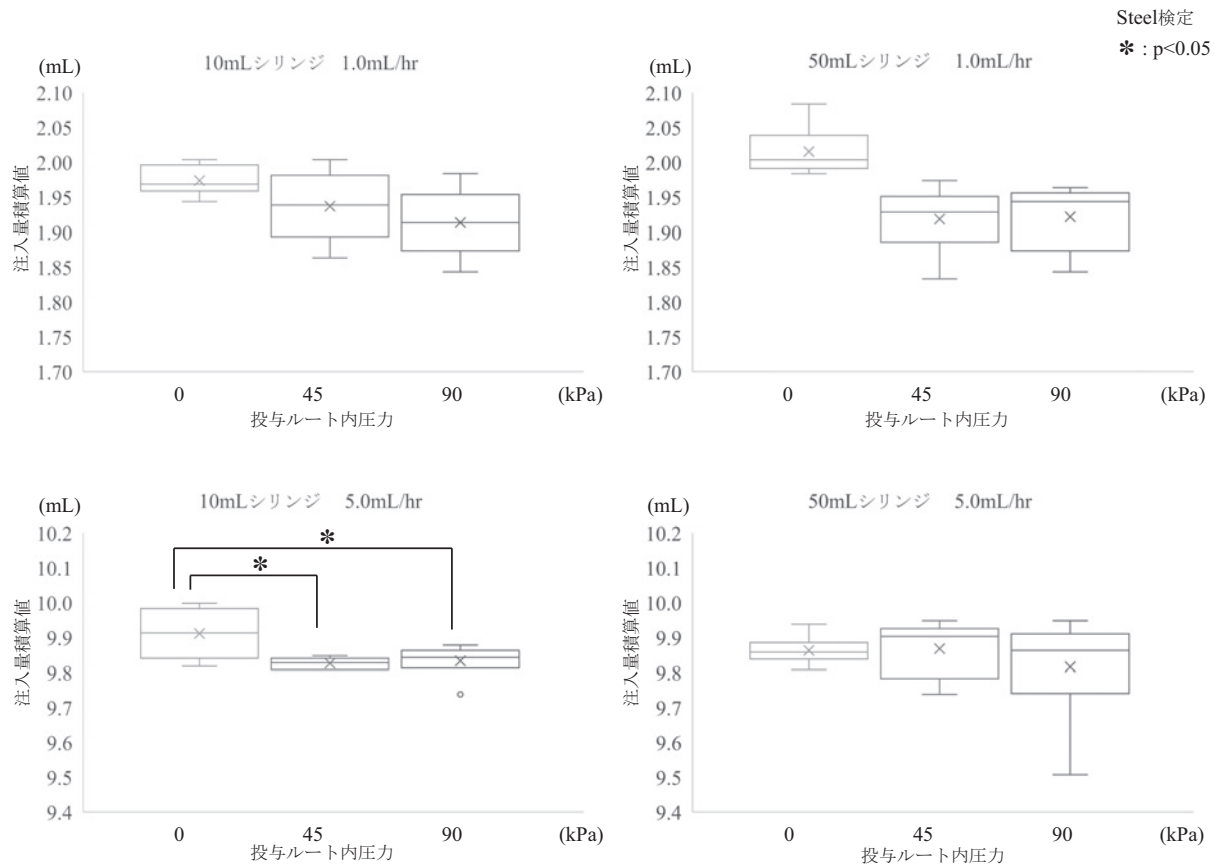


図2 注入量積算値

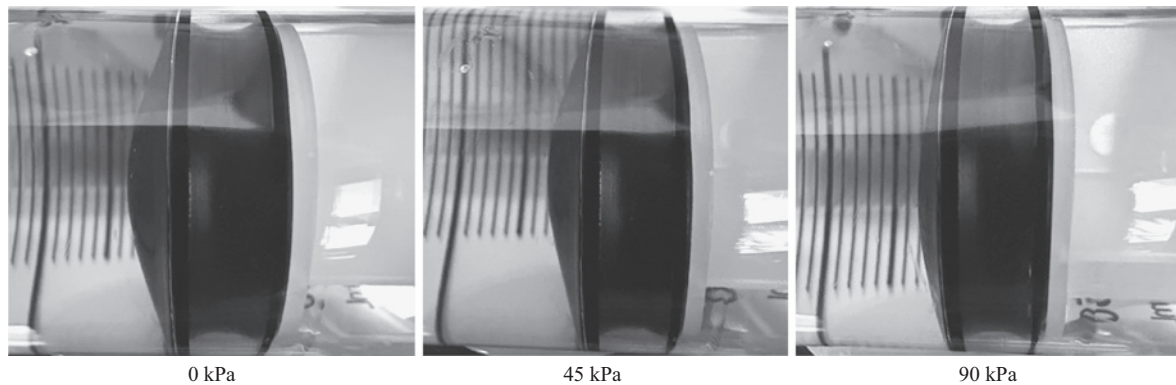


図3 ガスケットの圧縮 (50mL シリンジ)

2 流量安定時間

10mL シリンジでは1.0mL/h の条件下で、ルート内圧力が高くなると流量安定時間が延長する傾向が見られた。一方、5.0mL/h の条件では、ルート内圧力が高くなると流量安定時間は短縮傾向であった。50mL シリンジでは、1.0mL/h の条件でルート内圧力が45kPa の時に流量安定時間が短縮する傾向が見られた。5.0mL/h では、ルート内圧力が高くなると流量安定時間が延長する傾向であった (表1)。

3 平均流量誤差率 (トランペットカーブ)

10mL シリンジの1.0mL/h の条件では、0kPa: -1.32

±1.39%, 45kPa: -1.49±2.36%, 90kPa: -2.66±2.20%と、ルート内圧力が高くなるにつれ平均流量誤差率が増加する傾向が見られた。5.0mL/h では、0kPa: -0.12±0.38%, 45kPa: -0.65±1.03%, 90kPa: -0.62±0.26%であり、同様にルート内圧力が高くなるにつれ平均流量誤差率は増加する傾向が見られた (図4)。50mL シリンジでは、1.0mL/h の条件で0kPa: -0.32±1.71%, 45kPa: -4.49±1.89%, 90kPa: -3.16±0.47%であり、5.0mL/h の条件では、0kPa: -0.92±0.62%, 45kPa: -0.55±0.53%, 90kPa: -1.12±0.84%であった。1.0mL/h の条件では、ルート内圧力に比例して平均流量誤差率が有意

表 1 流量安定時間

						n = 6
シリンジサイズ		設定流量	投与ルート内圧力			p-value
			0kPa	45kPa	90kPa	
流量安定時間	10mL シリンジ	1.0mL/h	1.75 ± 1.25	1.67 ± 0.37	4.75 ± 4.29	n.s.
		5.0mL/h	10.33 ± 6.66	7.67 ± 3.30	4.90 ± 2.07	n.s.
	50mL シリンジ	1.0mL/h	3.00 ± 1.98	1.25 ± 0.25	3.83 ± 3.90	n.s.
		5.0mL/h	3.75 ± 1.87	6.33 ± 4.59	10.33 ± 12.38	n.s.

(mean ± SD) 統計学的解析：Steel 検定

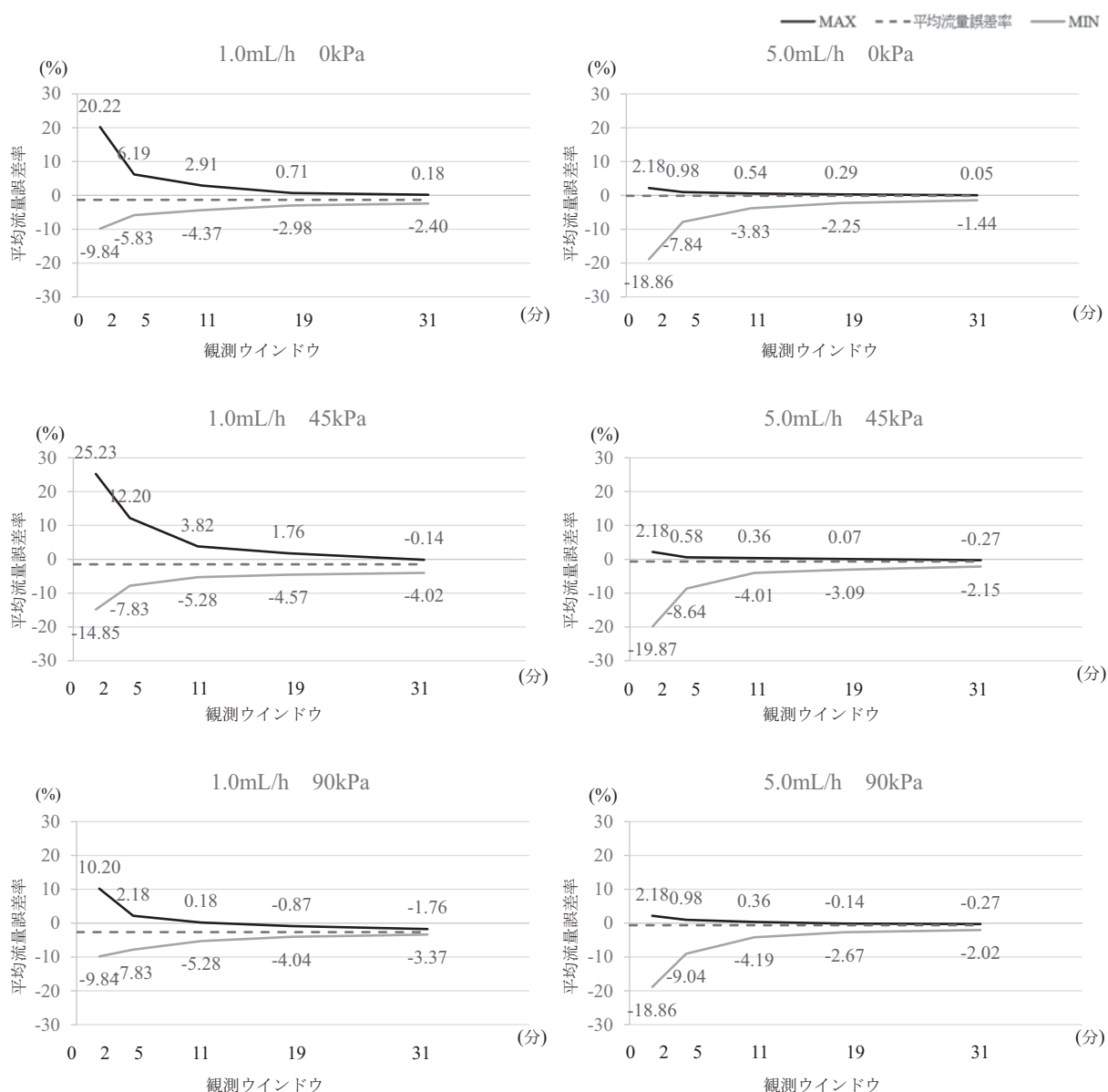


図 4 平均流量誤差率 (トランペットカーブ) 10mL シリンジ

に増加したが、5.0mL/h の条件では、ルート内圧力による変化は小さかった (図 5)。一方、流量誤差率は、10 mL および 50mL シリンジのいずれのサイズでも、1.0 mL/h の条件において観測ウインドウが 2 分、5 分、11 分の間に平均流量からの誤差が大きい傾向が見られた。

長周期の誤差を表す観測ウインドウ 31 分においては、すべての条件で平均流量からの誤差が小さい傾向が見られた。ルート内圧力が高くなっても、流量誤差に有意差は見られなかった (表 2)。

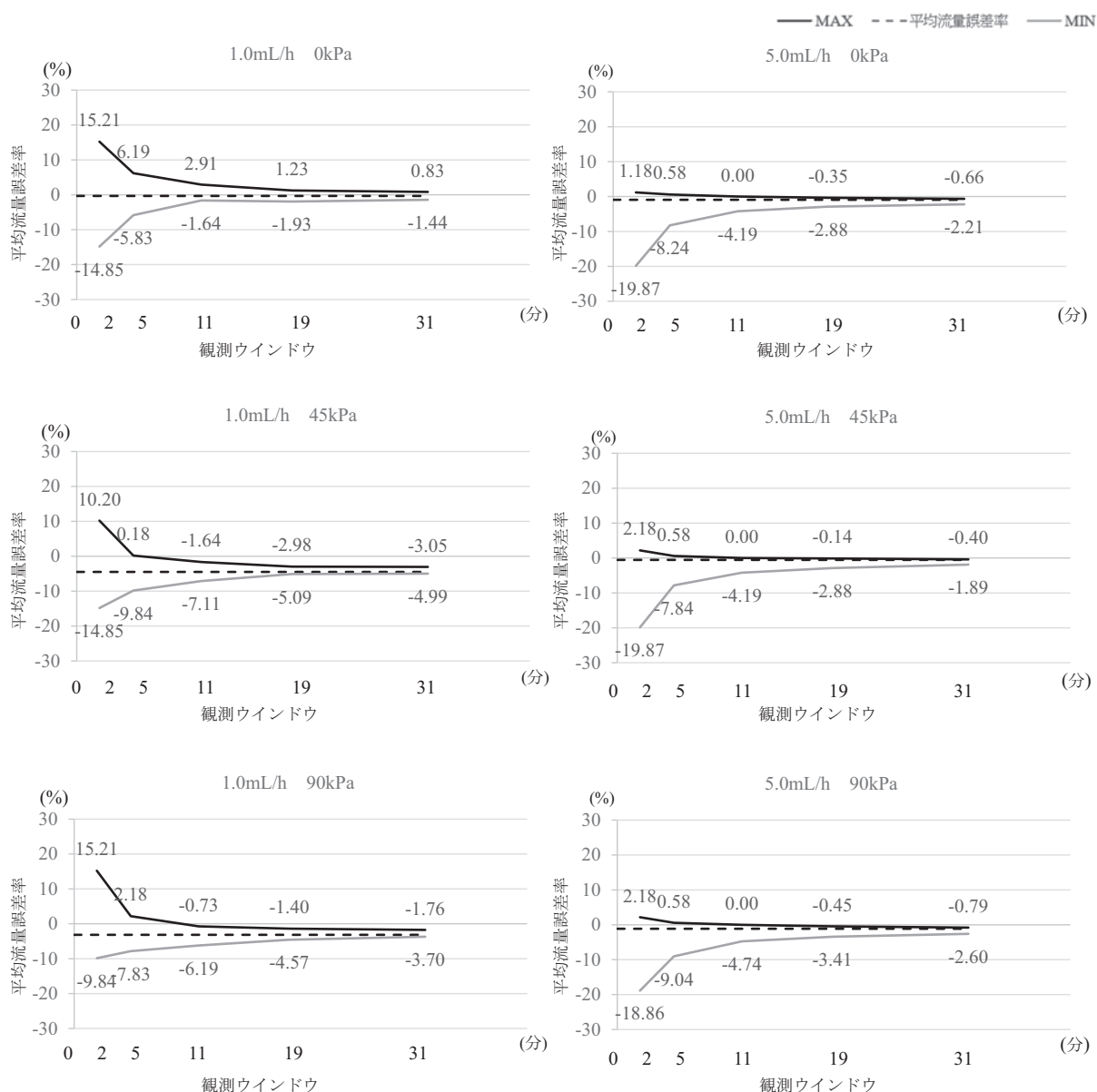


図5 平均流量誤差率（トランペットカーブ）50mL シリンジ

考 察

本研究の主要な結果として、シリンジポンプの投与ルート内に圧力が加わった環境下では、低流量設定時の注入初期において流量精度が低下し、大容量シリンジでは総注入量が有意に減少することが示された。したがって、集中治療室や小児領域などシリンジポンプが頻用される臨床現場において安全な薬剤投与を実現するためには、医療従事者がこうした高圧環境下特有の誤差特性を正しく理解し、意図せぬ過少投与や過剰投与を防ぐことが不可欠である。以下、本研究で得られた結果について、注入量積算値、流量安定時間、平均流量誤差の3つの観点から、本研究の臨床的意義について考察する。

1 注入量積算値について

投与ルート内に加わった圧力はパスカルの原理から投

与ルートのみでなくシリンジ外筒、シリンジ内筒およびガスケットなど、注射用蒸留水が接する部分に作用する。そのため、柔軟性の高いSEBSが素材である投与ルートは膨張していると考えられ、同素材であるガスケットにおいては圧力により圧縮されていることが目視にて確認できた。しかし、ガスケットの圧縮が見られたのは50mLシリンジのみであり、その要因としてガスケットの断面積やコンプライアンスが関わっていることが考えられる。10mLシリンジのガスケットに比べ、50mLシリンジのガスケットは断面積が大きくコンプライアンスも高いため⁹⁾柔軟性があり圧縮されたと考えられた。シリンジの外筒は機械的強度の高いポリプロピレンであるが、45kPa、90kPaという圧力では、わずかではあるが膨張していると考えられる。今回の実験では注入開始時から実験回路全体に圧力を加えているため、投与ルートとシリ

表2 流量誤差率

							n = 6
流量誤差率	シリンジ サイズ	設定流量	観測 ウインドウ	投与ルート内圧力			p-value
				0kPa	45kPa	90kPa	0kPa ~ 45kPa
							0kPa ~ 90kPa
【%】	10mL シリンジ	1.0 mL/h	2分	60.12 ± 42.50	65.14 ± 53.23	50.10 ± 22.40	1.000
			5分	24.05 ± 21.95	26.06 ± 21.30	26.05 ± 4.49	0.675
			11分	11.84 ± 9.68	14.57 ± 9.28	10.92 ± 3.15	0.841
			19分	5.80 ± 4.63	8.96 ± 4.97	6.32 ± 1.82	0.326
			31分	3.23 ± 2.14	4.84 ± 3.50	3.55 ± 1.33	0.995
		5.0 mL/h	2分	22.05 ± 4.48	23.05 ± 4.13	22.05 ± 4.48	0.917
			5分	10.02 ± 1.65	10.02 ± 0.90	10.82 ± 1.83	1.000
			11分	4.92 ± 0.83	4.74 ± 0.81	4.74 ± 1.03	0.708
			19分	2.74 ± 0.30	3.38 ± 0.60	2.74 ± 0.60	0.125
			31分	1.61 ± 0.27	1.93 ± 0.45	1.81 ± 0.42	0.725
	50mL シリンジ	1.0 mL/h	2分	50.10 ± 22.40	55.11 ± 11.18	40.10 ± 14.15	0.694
			5分	22.04 ± 4.47	22.04 ± 4.47	24.04 ± 5.28	1.000
			11分	11.84 ± 2.03	9.11 ± 2.57	10.01 ± 3.76	0.533
			19分	6.32 ± 1.82	4.75 ± 1.58	5.28 ± 1.49	0.259
			31分	4.20 ± 0.72	3.23 ± 0.91	2.90 ± 0.97	0.865
		5.0 mL/h	2分	24.05 ± 3.47	23.05 ± 2.24	24.05 ± 6.01	0.879
			5分	10.02 ± 0.90	9.62 ± 4.2	11.22 ± 1.79	0.615
			11分	4.56 ± 0.98	4.74 ± 0.51	5.10 ± 1.63	0.727
			19分	3.06 ± 0.93	3.06 ± 0.43	3.16 ± 0.89	0.708
			31分	1.81 ± 0.80	1.75 ± 0.37	2.00 ± 0.52	0.883

(mean ± SD) 統計学的解析: Steel 検定

シリンジは膨張し、ガスケットは圧縮した状態である。10 mL シリンジに関してはガスケットの圧縮が見られなかったため、投与ルートとシリンジが膨張することで、シリンジと投与ルートの内腔断面積が大きくなることが関与しているものと考えた。シリンジポンプはシリンジサイズを認識し、そのシリンジサイズごとに設定流量から換算し内筒の進む距離を規定している⁵⁾。そのため、シリンジポンプは内筒を押してはいるが、膨張した容積分の注入量が低下したのではないかと推察した。

一方、50mL シリンジでは投与ルートの膨張に加えてガスケットの圧縮が注入量低下に大きく関与していると考えられる。ガスケットはシリンジサイズが大容量になるにつれ断面積が大きく厚みも増す。10mL シリンジのガスケットでは圧力による形状変化は見られなかったが、50mL シリンジではガスケットが大きくへこむように形状変化した。そのため、圧縮した容積分が注入量低下に関与したのではないかと考えられた。また、50mL シリンジはガスケットの厚みもあるため、外筒との摺動抵抗が大きくなることが知られている¹¹⁾。投与ルート内に圧力が加わった状況では、内筒は圧力により進みにくくなり、通常の摺動抵抗に加え高い摺動抵抗が発生していると考えられた。圧縮されたガスケットは外筒との摺動抵抗により外筒内面を引きずるように断続的に進むと

考えられる。内筒が進みにくいことも注入量が低下した要因の一つであると考えた。しかし、注入量が低下したのは1.0mL/hのみであり、5.0mL/hでは見られなかった。その理由として5.0mL/hではシリンジの内筒が単位時間あたりに進む距離が1.0mL/hに比べて大きい¹¹⁾ため、内筒を押し出す力が摺動抵抗に勝ったため、設定流量に近い注入量を注入でき、0kPaと同等の注入量であったと考えられた。

2 流量安定時間について

シリンジポンプは送液の制御として、シリンジサイズを検知しシリンジの容量によりモーターの回転数をマイクロコンピュータにて制御している。モーターはギアやスライダを介してシリンジ内筒を押し込み、シリンジサイズに適した時間当たりの液量を送液している⁵⁾。シリンジポンプは注入が開始されると、モーターが回転してギアと噛み合いスライダを動かすが、設定流量が低値であるとモーターの回転数は低くなり、ギアとの噛み合いが遅くなり安定性が悪くなる。設定流量が高値になればなるほどモーターの回転数は高くなり、設定流量は安定する特性を示す⁸⁾²¹⁾。

シリンジポンプの流量安定時間はシリンジサイズの容量が大きいほど延長し、設定流量が低流量ほど延長するとの報告がある。また、大容量シリンジで設定流量が低

流量の条件では注入開始初期の流量精度に摺動抵抗が大きく関与していることが明らかになっている¹⁰⁾。しかし、本研究の $0\text{kPa} \cdot 5.0\text{mL/h}$ の条件においては、 10mL シリンジ (10.33 分) に対し、 50mL シリンジ (3.75 分) で流量安定時間の短縮が認められた。この先行研究と異なる結果となった要因として、 50mL シリンジの大きな断面積と、注入開始初期の機械的挙動が関係していると考えられる。注入開始時にはギアのバックラッシュ（機械的な遊び）の解消や、ガスケットの初期摺動抵抗を乗り越える動作が発生する。 50mL シリンジは 10mL シリンジに比べて断面積が大きいため、これらの初期動作に伴うスライダのわずかな前進であっても押し出される液量は相対的に大きくなる。その結果、 5.0mL/h という本研究で検討した条件の中では比較的高い設定流量においては、この初期動作によって押し出された微量なボラスが影響し、一時的に実測流量が設定流量の $\pm 3\%$ の範囲内に早期に到達し、「見かけ上」早く安定したと判定された可能性が推察される。

一方で、投与ルート内に圧力が加わった環境下では、流量安定時間が全体として延長する傾向が認められた。一般に、流量安定時間が短縮する場合には、注入量積算値の減少は生じにくいと考えられるが、本研究ではこれらの条件において注入量積算値は 0kPa と比較して有意に減少していた。この結果については、ポンプ駆動部やガスケットに起因とする摺動抵抗の脈動が関与していることが考えられる。すなわち、投与ルート内に圧力が加わった条件下では、摺動抵抗の増大により内筒が断続的に進行し、その過程で圧縮されたガスケットの弾性変形が一時的に解放されることで、微量の液体が断続的に押し出された可能性がある。その結果、一時的に実測流量が増加し、流量安定時間が見かけ上早期に短縮して評価された可能性がある。なお、本研究では検討していない条件ではあるが、設定流量が 5.0mL/h を上回る条件で注入した場合、摺動抵抗の影響を受けづらいため、 0kPa と同等の流量安定時間になる可能性があると考えた。

3 平均流量誤差（トランペットカーブ）について

トランペットカーブは注入開始から実験終了までの 2 時間のうち、後半 1 時間の平均流量誤差を反映したものである。得られたトランペットカーブの 31 分間ウィンドウではいずれの条件においても設定流量からの流量誤差の幅が狭く、長周期的には脈動は発生せず安定して注入できていると考えられる。しかし、 10mL および 50mL シリンジの 1.0mL/h の条件では、投与ルート内に圧力が加わると平均流量誤差率が有意に大きくなり、短周期的には脈動による流量誤差が生じていることが推察される。この要因としては、 1.0mL/h では単位時間あたりの内筒の進む距離が少ないことが挙げられる。一方、設定流量 5.0mL/h ではルート内圧力による平均流量誤差率に変化が見られないため、 1.0mL/h に比べて流量が安定

していると考えられる。低流量設定時の投与ルート内圧力下では、短周期で摺動抵抗から発生する脈動の影響を受ける可能性があるが、経時的にその影響は少なくなり、2 時間を超えて注入する実臨床での使用では、流量精度は保たれると考えられる。

4 臨床への応用について

シリンジポンプはその動作原理から高い精度を有しているため、小児領域や集中治療室などで循環作動薬や静脈麻酔薬などの注入に使用されている。しかし、シリンジポンプの構造上の特性から、設定流量に達するまでにはある程度の時間がかかるため、その間は正しい用量の薬液が投与できていない可能性がある。そのため、薬液の投与遅延を考慮し、注入開始時間を調整する必要がある。さらに、本研究のように投与ルート内圧力下の場合、さらに投与遅延が発生する可能性があるため、その時間分も考慮する必要がある。投与ルート内圧力下では、投与遅延に加えて設定流量どおりに正しく注入されないため、薬液の過少投与が懸念される。血圧を上昇させるために使用している循環作動薬では、薬液の用量が不足し血圧上昇が見られない可能性もある。実臨床では体重当たりの計算値で投与量を規定しているが、患者のバイタルサインも確認しながら用量を決定することが重要である。

投与ルート内圧を低減するためには、留置針および穿刺部位の適切な選択と、投与ルートの適切な管理が重要である。具体的には、患者の血管径に対して過度に太い留置針を選択しないこと、屈曲部への穿刺を回避すること、血管壁への先端接触を防ぐよう適切に固定することが求められる。また、ルートの管理においては、ルートの圧迫や屈曲（キンク）を防ぐため、整理・固定を徹底するとともに、患者の体位変換に伴う先端の折れ曲がりを防ぐ目的で、必要に応じたシーネ固定を検討し、刺入部を定期的に観察することが重要である。これらの対応は、投与ルート内の不要な圧力上昇を回避し、シリンジポンプの注入精度の確保に寄与すると考えられる。

シリンジサイズの選択については、本研究結果からもシリンジサイズが小さいほど流量精度が高いことが示唆された。したがって、循環作動薬等の厳密な流量管理が必須となる薬剤投与においては、小容量シリンジの使用を優先的に検討することが望ましい。

一方で、長期間のルーチン投与等、臨床現場における業務の効率化が求められる場面では、交換頻度を減らせる大容量シリンジの選択も現実的な選択肢となり得る。ただし、大容量シリンジは小容量シリンジと比較し単価が高くなることや、薬剤残量の廃棄量が増加する懸念がある。他方で、小容量シリンジを優先した場合には、頻回な交換手技に伴う業務負荷の増大や、接続部の開閉回数増加に起因する感染リスクが課題となる。

そのため、シリンジサイズの選択は単に精度のみで決

定されるべきではなく、投与薬剤の特性に加え、経済性、業務負担、および感染管理等の臨床上的優先事項を含めて総合的に判断する必要がある。

いずれのサイズを選択する場合であっても、医療従事者がシリンジ交換直後の流量安定時間や注入初期の特性を十分に理解し、適切なモニタリングを継続することが、安全な薬剤投与を実現する上で重要である。

今回は注射用蒸留水を使用しての研究であったが、実臨床ではシリンジに薬液が充填されている。薬液の場合、成分由来の粘度や密度、添加物が加えられていることで摺動抵抗のさらなる増加が考えられ流量誤差の要因となる。

また、投与ルート内の圧力が何らかの原因で急激に解除された場合、加わっていた内圧が開放され一過性に薬液が体内に急速投与されることになる²²⁾。循環作動薬の場合は、心拍数の増加とともに急激に血圧上昇が見られ、不整脈の発生につながる可能性もある。実臨床において薬液を投与するうえでは、投与ルート内圧力は可能な限り低い場合に注入精度が高く、薬液の過少投与や過剰投与による意図せぬ事故も抑えられ、医療安全につながると考えられる。

5 研究の限界

本研究に使用したシリンジサイズは10mLと50mLのみであり、設定流量に関しても1.0mL/hと5.0mL/hのみである。実臨床ではさまざまなシリンジサイズと設定流量が組み合わせられて使用されるが、すべての組み合わせでの実験は時間的にも物的にも不可能であると考えられる。そのため、実臨床では今回の実験結果から得られた留意点を十分に考慮した薬剤投与が重要と考えられる。なお、今回使用したテルモ株式会社以外の他社製品に関しては、シリンジポンプの精度やガasketのコンプライアンスなどが異なるため、それぞれの製品ごとに実験が必要であると考えられる。

結 語

本研究により、シリンジポンプの投与ルート内圧が高い環境下では、特に低流量設定時の注入初期において流量精度が低下することが示唆された。投与ルート内圧の上昇はシリンジおよびガasketの変形や摺動抵抗の増加を介して注入量に影響を及ぼす可能性があり、臨床においては投与ルート内圧を可能な限り低く保つことが、安全かつ精確な薬剤投与に寄与すると考えられる。

【COI開示】本論文に関して開示すべきCOI状態はない

文 献

1) Argaud L, Cour M, Robert D, et al: Changeovers of vasoactive drug infusion pumps: impact of a quality improvement program. *Crit Care* 11 (6): 133, 2007. doi: 10.1186/cc6209. PMID: 18163908; PMCID: PMC2246232.

2) 吉村一徳, 田坂美穂子, 加藤由紀恵: 安全なカテコラミンのシリンジ交換方法の確立—4ml 充填したオンオフ法—. *日本医療マネジメント学会雑誌* 18 (4): 229—233, 2018.

3) 中井浩司, 渡邊晴美, 高橋幸子, 他: シリンジポンプの接続方法が流量誤差に与える影響についての実験的検討. *ICUとCCU* 33 (5): 421—426, 2009.

4) Baeckert M, Batliner M, Weiss M, et al: Performance of modern syringe infusion pump assemblies at low infusion rates in the perioperative setting. *Br J Anaesth* Feb;124 (2): 173—182, 2020. doi: 10.1016/j.bja.2019.10.007. Epub 2019 Dec 19. PMID: 31864721.

5) テルフュージョンシリンジポンプ 38 型添付文書. 2021 年 12 月改定 (第 3 版). テルモ, 取得日 2023 年 12 月 1 日

6) シリンジポンプ SP-01 α -1. ニプロ. 2022 年 1 月作成 (第 1 版), 取得日 2023 年 12 月 1 日

7) JMS シリンジポンプ SP-520. 2022 年 3 月改定 (第 5 版). ジェイ・エム・エス, 取得日 2023 年 12 月 1 日

8) 篠原一彦: 臨床工学講座医用治療機器学. 第 2 版. 医歯薬出版, 2020, pp 122.

9) 窪 孝充, 近藤俊一, 中嶋大晃, 玉井 直: シリンジポンプの問題点: 注射器内への逆流・患者側へのボラス・薬液注入開始遅延. *医療機器学* 81 (3): 228—238, 2011.

10) Neff T, Fischer J, Weiss M, et al: Start-up delays of infusion syringe pumps. *Paediatr Anaesth* 11 (5): 561—565, 2001. doi: 10.1046/j.1460-9592.2001.00730.x. PMID: 11696120.

11) 吉田浩二, 寺尾嘉彰, 福崎 誠: ディスポーザブルシリンジの摺動抵抗がシリンジポンプ流量精度へ及ぼす影響の検証. *日本職業・災害医学会誌* 65 (2): 96—101, 2017.

12) 吉田浩二, 寺尾嘉彰, 福崎 誠: 各社ディスポーザブルシリンジの摺動抵抗がシリンジポンプ流量精度へ及ぼす影響の検証. *日本職業・災害医学会誌* 66 (3): 181—189, 2018.

13) Vieira NM, Pires MP, Beltran G, et al: Start-up delay in syringe infusion pumps with different rates and priming techniques of intravenous sets. *Revista Gaucha de Enfermagem* 43: e20210071, 2022 May 23. <https://doi.org/10.1590/1983-1447.2022.20210071.en> PMID: 35613239.

14) テルフュージョンシリンジポンプ 38 型取扱説明書. テルモ, 2023 年 12 月取得日 2023 年 12 月 1 日

15) 千秋和久: 医療機器の現況と、それを支える高分子素材. *高分子* 56 (9): 758—761, 2007.

16) 野尻和紀: 医療用ゴム製品の特長と性能に関して. *日本ゴム協会誌* 96 (8): 216—221, 2023.

17) 中川 淳: スチレン系熱可塑性エラストマーの医療用途への応用. *日本ゴム協会誌* 96 (8): 222—225, 2023.

18) 石川健次: 医療機器用ゴム材料に求められる性能と安全性. *日本ゴム協会誌* 87 (10): 416—421, 2014.

19) 高原和洋: 医療機器用ゴム部品. *日本ゴム協会誌* 94 (6): 187—191, 2021.

20) 日本工業規格 JIS T 0601-2-24: 2018

21) 高橋 宏, 大久保直光, 内藤裕史: シリンジポンプ使用時の注入圧の周期的変動. *麻酔* 43 (6): 905—911, 1994.

22) 國香正見: 【いま病棟にある医療機器—注意が必要なポイントはどこ?】シリンジポンプ. *月間薬事* 55 (4): 557—561, 2013.

別刷請求先 〒227-8501 神奈川県横浜市青葉区藤が丘1—
30
昭和医科大学藤が丘病院臨床工学室
菊地 武

Reprint request:
Takeshi Kikuchi
Showa Medical University Fujigaoka Hospital Department of
Clinical Engineering, 1-30, Fujigaoka, Aoba-ku, Yokohama
city, Kanagawa, 227-8501, Japan

Effects of Infusion Line Pressure on the Flow Rate Accuracy of Syringe Pumps —Suggestions for Safe Drug Administration—

Takeshi Kikuchi¹⁾, Hiroshi Suzuki²⁾, Syunji Kanzaki³⁾, Atsushi Sugiura¹⁾, Satoshi Nogawa¹⁾⁵⁾ and Ryu Oishi⁴⁾⁵⁾

¹⁾Department of Clinical Engineering, Showa Medical University Fujigaoka Hospital

²⁾Department of Clinical Engineering, Showa Medical University Hospital

³⁾Department of Clinical Engineering, Showa Medical University Koto Toyosu Hospital

⁴⁾Department of General Clinical Engineering, Showa Medical University

⁵⁾Showa Medical University Graduate School of Health Sciences, Department of Medical Technology

Purpose:

Although syringe pumps offer superior flow rate accuracy compared to infusion pumps, their performance is affected by the initial flow stabilization time and gasket-related sliding resistance. In neonates, narrow peripheral vessels and administration routes can increase internal pressure; however, the effect of route pressure on flow accuracy remains unclear. To investigate these effects, in this study, the syringe pump flow rate accuracy was evaluated under various pressure conditions.

Methods:

We measured injection volume, flow stabilization time, and average flow error rate over a 2-hour period at flow rates of 1.0 and 5.0 mL/h, using 10 and 50 mL syringes. The pressure conditions (0, 45, and 90 kPa) were controlled using a roller clamp.

Results:

Under high pressure, 10 mL syringes showed decreased injection volumes across all flow rates and prolonged flow stabilization times. With 50 mL syringes, a significant injection volume reduction was observed at 1.0 mL/h, accompanied by shortened flow stabilization times.

Discussion:

Flow rate errors possibly resulted from volume increases owing to pressure-induced expansion of the syringe barrel and administration routes. The high sliding resistance caused intermittent advancement of the syringe plunger under pressure, contributing to flow rate inaccuracies.

Conclusion:

These findings suggest that an elevated infusion line pressure adversely affects the flow rate accuracy of syringe pumps, particularly during the early injection phase of infusion at low flow rate settings. In clinical practice, maintaining the infusion line pressure as low as possible may contribute to safer and more accurate drug administration.

(JJOMT, 74: 138—147, 2026)

—Key words—

syringe pump, sliding resistance, low flow rate, early injection phases, high pressure