

論文 / 著書情報  
Article / Book Information

論題	磁気浮上遠心血液ポンプにおけるセンサレス血液粘度計測
Title	
著者	鈴木 雄基, 土方 亘, 進士 忠彦
Author	Yuki Suzumori, Wataru Hijikata, TADAHIKO SHINSHI
掲載誌/書名	IIP2016 情報・知能・精密機器部門講演会, , ,
Journal/Book name	, , ,
発行日 / Issue date	2016, 3
Note	このファイルは著者（最終）版です。 This file is author (final) version.

## Sensorless Blood Viscosity Measurement in a Magnetically-Levitated Centrifugal Blood Pump

○ 鈴森 雄基 (東工大)      正 土方 亘 (東工大)  
 正 進士 忠彦 (東工大)

Yuki SUZUMORI, Tokyo Institute of Technology, 4259 Nagatsuta-cho Midori-ku, Yokohama  
 Wataru HIJIKATA, Tokyo Institute of Technology  
 Tadahiko SHINSHI, Tokyo Institute of Technology

A sensorless noninvasive method for measuring blood viscosity has been developed for a magnetically-levitated centrifugal blood pump. The blood viscosity can be calculated from the measured phase difference between the input current to the magnetic bearing and the impeller displacement. The experimental results using porcine blood, which has a non-Newtonian property, showed the difference between the viscosity measured by a cylinder viscometer and one by the magnetic bearing was 0.3 mPa·s. In the range of 0.5 to 4.5 L/min, the variation of the measured viscosity was less than 0.2 mPa·s. The results indicate the proposed method can be applied to measure the blood viscosity for clinical use.

**Key Words:** Sensorless viscosity measurement, Magnetically-levitated centrifugal blood pump, Hemorheology

## 1. 緒 言

補助人工心臓は、心臓移植までの橋渡しに使われている。近年、連続流型の登場により、磁気浮上等によるインペラの非接触支持によって耐久性が著しく向上し、移植に替わる最終的治療法としても利用が進んでいる。しかし、デバイスの使用長期化に伴い、従来に比べより高い患者のQOLが求められ、心機能に応じた血液循環量制御の実現が大きな課題となっている。人工心臓用血液ポンプの循環量制御には流量計測が必須である。流量計の体内埋込みは、システムの大型化・複雑化から好ましくなく、補助人工心臓のモータを用いた流量推定の研究が行なわれている。その多くは血液粘度による補正を必要とするが、採血などを伴わない、リアルタイム計測法は十分検討されていない。本研究では、補助人工心臓の磁気浮上システムを活用したセンサレス粘度計測法を提案している<sup>(1)</sup>。本報では、非ニュートン流体である血液を用いた in vitro 実験により、その有効性を示す。

## 2. センサレス粘度計測法

本研究グループは、磁気浮上遠心血液ポンプを用い、インペラを径方向に1軸強制変位加振し、その応答からグリセリン水溶液の粘度計測を行った<sup>(1)</sup>。その結果、測定レンジ 1.18~5.12 mPa·s の範囲で平均偏差 0.12 mPa·s の実用上十分な粘度計測精度を得た。強制変位加振によりインペラに生じる加振方向のせん断力が、流体による減衰力のみ起因する仮定の下で、粘度  $\mu$  は式(1)で表せる<sup>(1)</sup>。

$$\mu = k_1 \phi + k_0 \quad (1)$$

ここで  $\phi$  は、インペラ変位  $x$  とコイル電流  $i$  の各加振周波数における位相差、 $k_0$  および  $k_1$  は定数である。ただし本原理は、作動流体がニュートン流体であるという仮定に基づく。血液はそ

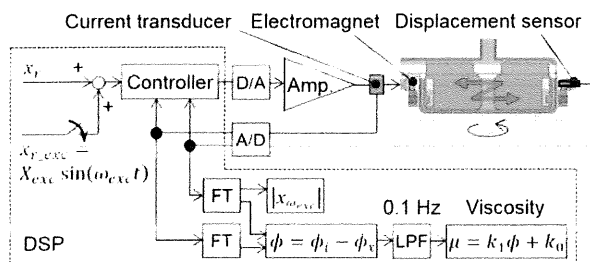


Fig. 1 Signal flow of magnetic levitation and viscosity measurement system

の粘度がずり速度により変動する非ニュートン流体であり、提案手法の適用可能性を本研究で検討する。

図 1 に磁気浮上システムと粘度計測の信号処理の概略図を示す。インペラの磁気浮上は、目標位置に対し偏差をゼロとする制御を行ない、粘度計測時には、目標変位  $x_r$  に正弦波信号を入力し、インペラを強制加振する。 $\omega_{exc}$  は加振角周波数、 $X_{exc}$  はその振幅である。FT と示すブロックでは、コイル電流とインペラ変位信号をフーリエ変換し、加振周波数成分の振幅と位相を得る。計測した位相差  $\phi$  は、カットオフ周波数 0.1 Hz のローパスフィルタによる処理を行いノイズや拍動の影響を排除する。また、加振振幅  $X_{exc}$  は、試料粘度により振幅が変動しないよう、加振周波数成分の振幅  $|x_{\omega_{exc}}|$  が計測毎に一定になるように調節する。

## 3. 血液粘度計測用実験システム

血液粘度計測実験では、図 2 に示す体外循環用血液ポンプ<sup>(2)</sup>と循環管路による実験系を構築し、ブタ血液の粘度計測を行なう。臨床応用を想定し、インペラ回転数は 2,000 rpm、流量は流路抵抗を調節し 3.0 L/min を基準とする。血液温度はリザーバを恒温槽に浸け、 $37.0 \pm 0.2^\circ\text{C}$  を保つように制御する。血液ポンプおよび粘度計測のプログラムは、DSP(DS1104, dSPACE GmbH)によりリアルタイムに実行し、粘度計測値は PC モニタで観測可能である。

血液粘度参照値は、図 3 に示す自作した共軸二重円筒形粘度計で測定する。本粘度計は、軸に作用するトルクとモータ回転数から粘度を測定する。血液ポンプ内での回転によるずり速度を再現するため、回転する内筒直径と流体隙間はそれぞれ

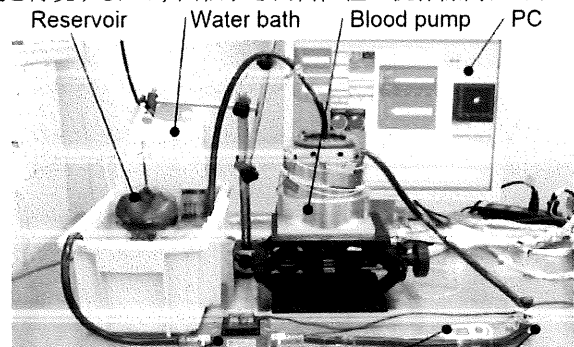


Fig. 2 Photograph of the experiment setup

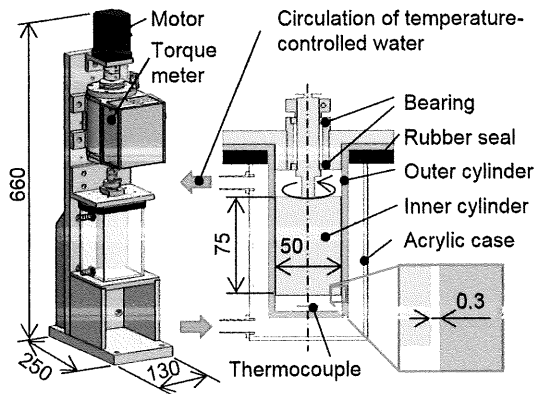


Fig. 3 Configuration of the viscometer with temperature control and variable shear rates

インペラと同等の、50 mm, 300  $\mu\text{m}$  である。外筒回りに配置するアクリルケースには、恒温層で温度制御した水を循環する。恒温層制御の参照温度は、外筒内面に貼り付けた熱電対センサの出力とし、血液ポンプの試料温度を再現可能である。本実験の粘度計回転数は、血液ポンプと同じ 2,000 rpm (17,500  $\text{s}^{-1}$ ) とし、測定時に溶血等の異常が発生しないことを事前に確認した。

#### 4. 血液粘度計測と精度評価

##### 4.1 加振周波数の決定

周波数応答分析器 (FRA5022, NF Co.) を用い、異なる濃度のグリセリン水溶液について、無回転時の磁気軸受の入力電流  $i$  から変位  $x$  までの周波数応答を、図 4 に示すよう計測した。位相差は、約 60 Hz で最大値をとった。これより、粘度の計測感度を高くするため、インペラ強制変位加振時の加振周波数は 60 Hz ( $\omega_{exc} = 377 \text{ rad/s}$ ) と決定した。

##### 4.2 グリセリン水溶液による校正

異なる濃度のグリセリン水溶液について、位相差  $\phi$  と粘度  $\mu$  の関係を調べた。この結果を図 5 に示す。なお加振周波数成分の振幅  $|x_{\omega_{exc}}|$  は両振幅で 100  $\mu\text{m}$  となるように設定した。位相差から線形性の高い粘度計測が行なえることが示唆された。

##### 4.3 血液粘度計測

図 5 に示した校正データをもとに、ブタ血液の粘度計測を行なった。加振方向に関するコイル電流、インペラ変位および粘度計測値の時系列データを図 6 に示す。加振開始に伴い、コイル電流およびインペラ変位の振幅は増加する。粘度計測値は、ローパスフィルタの影響から約 10 秒かけて定常値に収束する。粘度計測値と自作粘度計による参照粘度はほぼ一致し、両者の差は 0.3  $\text{mPa}\cdot\text{s}$  であった。この結果から、非ニュートン流体である血液に対し、本手法が適用可能であることを示した。

##### 4.4 流量変化時の粘度計測値への影響

図 7 にインペラ回転数 2,000 rpm で固定し、流路抵抗を変化させた場合の血液粘度計測値を示す。各データは図 5 の校正データから粘度へ換算した。粘度計測値の流量依存性は、0.5 L/min から 4.5 L/min の範囲で 0.2  $\text{mPa}\cdot\text{s}$  以下であった。従って、臨床応用で想定される流量域において大きな問題なく粘度計測が行なえることが示された。

#### 5. 結 言

非ニュートン流体である血液に対し、提案するセンサレス粘度計測法の適用可能性を示した。0.5 L/min から 4.5 L/min の流量変化時の計測粘度変動は 0.2  $\text{mPa}\cdot\text{s}$  以下であり、実用上必要な精度を得た。以上により、本手法が臨床応用において有用な手段となることが示唆された。今後は回転数を変えた際の評価、計測粘度値を使った流量推定の高精度化、粘度計測による血栓形成の検知を検討する予定である。

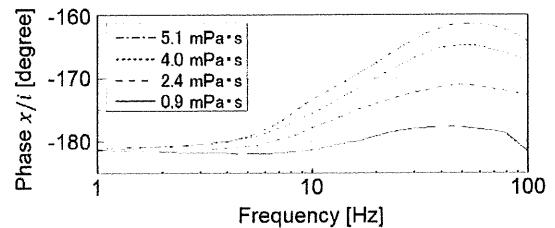


Fig. 4 Frequency response of phase from current  $i$  to displacement  $x$

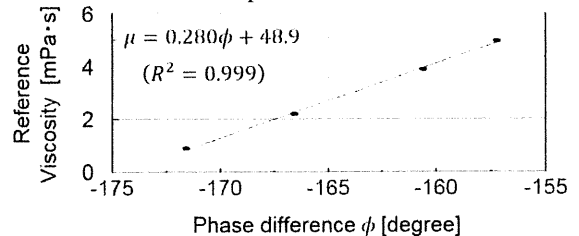


Fig. 5 Relationship between the phase difference,  $\phi$ , and reference viscosity at 2000 rpm (3 L/min)

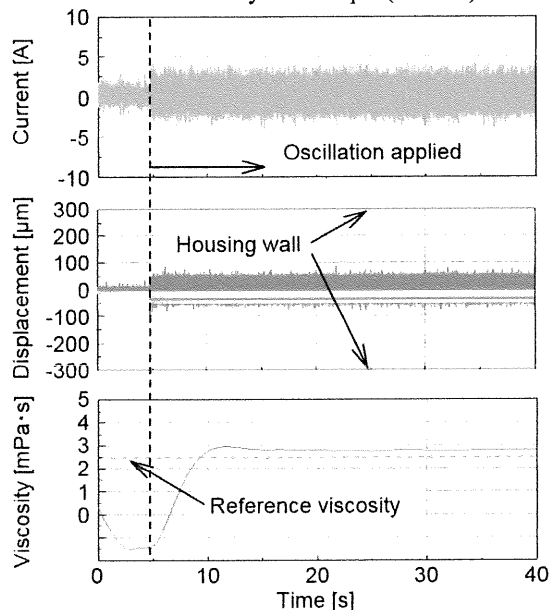


Fig. 6 Viscosity measurement of blood at 2000 rpm (3 L/min)

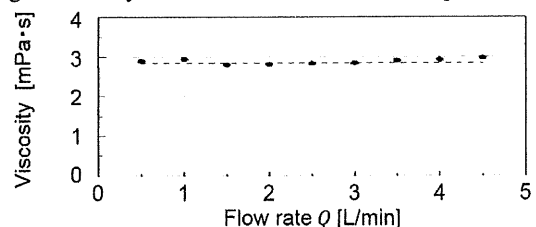


Fig. 7 Relationship between the flow rate,  $\phi$ , and the viscosity of blood at 2000 rpm

#### 謝 辞

本研究の一部は公益財団法人マツダ財団助成金、および JSPS 科研費 15K17959 の助成によって行なわれました。

#### 文 献

- (1) W. Hijikata, J. Rao, S. Abe, S. Takatani, T. Shinshi, Sensorless Viscosity Measurement in a Magnetically-Levitated Rotary Blood Pump, *Artificial Organs*, 39(7), 2015, 559-568
- (2) 百瀬洗他, 使い捨てポンプヘッドの磁石レス化と外周部磁気カップリング機構を採用した体外循環用磁気浮上遠心血液ポンプの研究, *精密工学会誌*, 80(1), 2014, 82-88