

電磁スピニング法による血液粘度計の開発と性能評価

Development and Performance Evaluation of Blood Viscometer by Using the Electromagnetically Spinning Method

○ 大塚祥訓 (杏林大) 福長一義 (杏林大) 平野太一 (東大生研) 保田正範 (京都電子)
 中島章夫 (杏林大) 戸畑裕志 (杏林大) 舟久保昭夫 (電機大) 福井康裕 (電機大)

酒井啓司 (東大生研)

Yoshinori OHTSUKA, Kyorin University
 Kazuyoshi FUKUNAGA, Kyorin University
 Taichi HIRANO, Institute of Industrial Science, the University of Tokyo
 Masanori YASUDA, Kyoto Electronics Manufacturing
 Akio NAKAJIMA, Kyorin University
 Hiroshi TOBATA, Kyorin University
 Akio FUNAKUBO, Tokyo Denki University
 Yasuhiro FUKUI, Tokyo Denki University
 Keiji SAKAI, Institute of Industrial Science, the University of Tokyo

Key Words: electromagnetically spinning, blood viscosity

1. はじめに

血液の流れは常に粘度による影響を受けている。例えば粘度の上昇は血圧上昇や血栓形成の原因となることが知られている。血液透析や人工心肺などの血液体外循環中の血行動態管理においても、血液粘度は欠かせないパラメータとなっている。

粘度を測る粘度計には、回転式粘度計、落体式粘度計、毛細管式粘度計などさまざまな種類が存在する。これらの装置は食品や塗布材などを測定するために開発されたものが多く、医療現場で簡単・安全に血液粘度を測定可能なものは少ない。特に測定毎の洗浄は操作が煩雑になるため、血液を介した感染リスクが高まるなど、大きな問題点であると考えられる。

そこで本研究では、試料との接触部をディスプレイ化することが可能な電磁スピニング法を用いた血液粘度計を提案する。

2. 方法

2-1. 電磁スピニング法

永久磁石を回転させると回転磁場を作ることができる。この回転磁場の中心に試料 (0.3ml) とアルミ球 ($\phi 2\text{mm}$) を入れた試験管 ($\phi 6.3\text{mm}$) をセットすると、電磁誘導によってアルミ球にトルクが生じ、駆動部が非接触のまま球を回転させることができる (Fig. 1)。この時、球は試料の粘度に応じた抵抗を受けるので、粘度が高いほど磁場の回転数 R_M とアルミ球の回転数 R_B の間には大きな差が生じることになる。そこで回転数の差と試料の粘度に一定の関係があるとして次の式を仮定した⁽¹⁾。

$$\eta = \frac{\tau}{\dot{\gamma}} = A \frac{R_M - R_B}{R_B} \dots \dots (1)$$

ここで、 η は粘度、 τ はずり応力、 $\dot{\gamma}$ はずり速度、 A は装置固有の定数である。定数 A は既に粘度が分かっている試料を測定することによって求めることができる。

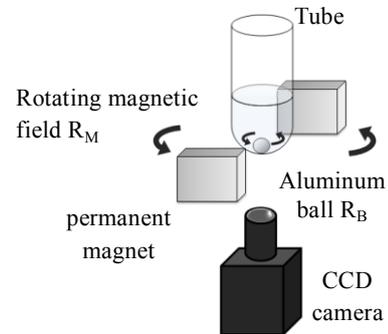


Fig. 1 Electromagnetically spinning method

An aluminum ball and a sample were put in the tube, and the tube was set in the center of the rotating magnetic field. The rotation of ball was observed by a CCD camera.

本装置では、モーターの回転数から R_M を、カメラ撮影によって R_B を求め、その値を用いて粘度を算出した。

2-2. 装置校正

まず、球回転数とずり速度の関係を求めるために、3次元流体解析ソフトウェア STAR-Works (株式会社シーディー・アダプコ・ジャパン) を用いて試験管内部の流れを解析した。解析のために試験管とアルミ球を模擬した 1/3 のモデル (Fig. 2) を作成し、試料として水道水 (25°C : 0.89mPa・s) を設定した。その結果をグラフにプロットし、二次曲線で近似することでアルミ球の回転数とずり速度の関係を求めた。

次に、係数 A を決定するために既知粘度試料の測定を行った。試料として水道水 (25°C : 0.89mPa・s) とシリコンオイル (25°C : 19mPa・s) を用いた。測定によって得られたアルミ球と磁場の回転数から、式 (1) を用いて係数 A を決定した。

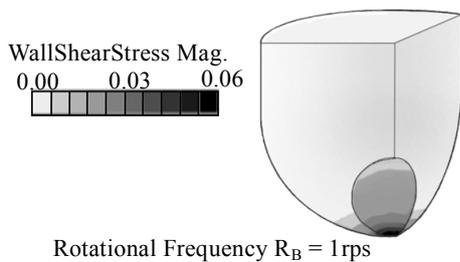


Fig. 2 Distribution of shear stress
The shear stress was largest at the bottom of the tube.

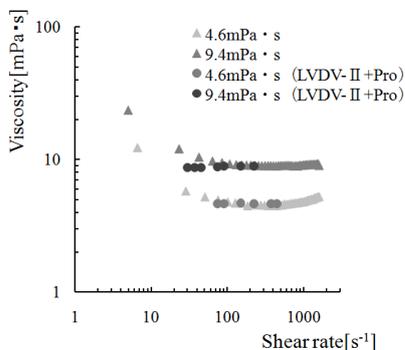


Fig. 3 Comparison of performance between fabrication equipment and LVDV-II+Pro

Viscosity of silicone oil was measured by two kinds of device. The characteristics of Newtonian fluid were obtained in the range of 100-1500s⁻¹ by measurement of silicone oil viscosity.

2-3. 性能比較

回転式コーンプレート粘度計 LVDV-II+Pro (ブルックフィールド社) と試作装置を用いて同一試料の測定を行い、粘度測定性能を比較した。試料には既に粘度がわかっている 2 種類のシリコンオイル (25℃ : 4.6mPa · s、9.4mPa · s) を用いた。

2-4. 血液の粘度測定

本装置を用いてヒト全血液の粘度を測定した。試料は健康な成人 1 人から採取した血液 (Ht 49.5%) を使用し、抗凝固剤には EDTA を使用した。

3. 結果

3-1. 性能比較

測定結果を Fig.3 に示した。ずり速度の測定範囲は試作装置で 5~2000s⁻¹、LVDV-II+Pro で 30~460s⁻¹ となり、試作装置の方が広いずり速度範囲の測定が可能であることが示された。

3-2. 血液の粘度測定

Fig.4 に採取直後、30 分後、60 分後の測定結果を示した。20~1500s⁻¹ の範囲で 5~20mPa · s となり、ずり速度に依存した非ニュートン流体の特性が得られた。採決後の時間経過に伴う特性の変化は見られなかった。

4. 考察

回転式コーンプレート粘度計の LVDV-II+Pro では測定に少なくとも 0.5ml の試料が必要であり、試料を交換する際には毎回洗浄しなければならなかった。一方、試作装置では 0.3ml の試料で測定できるため、より少ない試料での粘度測定が可能であった。また、本装置は構造上、試料が接触する試験管と装置本体が完全に分離されているため、

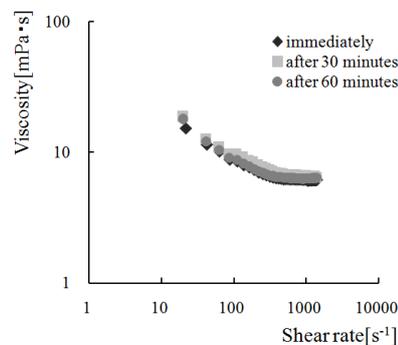


Fig. 4 Viscosity versus shear rate characteristics of blood
The characteristics of non-Newtonian fluid were obtained in the range from 20-1500s⁻¹ by measurement of blood viscosity.

試験管を差し替えるだけで試料を交換することができた。試験管にふたを取り付けることで試料を密閉しておけば、測定後にそのまま破棄することが可能なため、試料接触部のディスポーザブル化が容易であると考えられた。洗浄などの血液を直接取り扱う作業が省略できるため、血液による汚染が深刻な問題となる医療現場において、本装置は非常に有効であると思われた。

測定に用いたシリコンオイルは、粘度がずり速度に依存しないニュートン流体であるため、ずり速度を変化させてもほぼ一定の値をとる。ずり速度が 100~1500s⁻¹ の範囲では本装置でも理論値に近い値が得られ、ニュートン流体の特性が確認できた。しかし、100s⁻¹ 以下の低ずり速度の領域において非線形の特性を示し、5s⁻¹ 付近では理論値の約 1.6 倍の値を示した。これは、試験管の底部とアルミ球の摩擦が関与していると考えられた。アルミ球は試験管の底と接触しているため、粘性抵抗と摩擦抵抗の二つの抵抗を受けて回転している。球の回転数が低くなるほど摩擦の影響が相対的に大きくなるため、低いずり速度において誤差が大きくなったものと考えられた。

ヒト全血液の測定では、血液の特徴である非ニュートン流体の性質を確認できた。しかしシリコンオイルの測定結果から 100s⁻¹ 以下のずり速度範囲では誤差が大きいことが判明しており、この範囲では実際よりも高めの粘度を示していると考えられた。生体の血管内でのずり速度は大動脈で 30s⁻¹、毛細血管で 1000s⁻¹ であることが知られている。今後は 100s⁻¹ 以下の範囲における粘度測定の精度を向上させるため、低ずり速度における流体の流れや、回転数の検出方法の再検討等を視野に入れて改良を行っていく必要があると思われた。

5. まとめ

本研究で提案した電磁スピニング粘度計は、100~1500s⁻¹ のずり速度範囲において、市販されている製品と同等の粘度測定が可能であることが示唆された。

参考文献

- (1) Keiji Sakai, Taichi Hirano, and Maiko Hosoda, Electromagnetically Spinning Sphere Viscometer, Applied Physics Express 3: 016602, 2010