シンポジウム

内科学におけるレオロジーの導入

(2) 生体レオロジーにおける測定方法

理化学研究所

深 田 栄 一

SYMPOSIUM ON INTRODUCTION OF RHEOLOGY INTO INTERNAL MEDICINE. SOME EXPERIMENTAL METHODS IN BIORHEOLOGY

Eiichi FUKADA

The Institute of Physical and Chemical Research, Yamato, Saitama-ken

1. 緒 言

生体レオロジーにおいて測定しなくてはならない最も重要な物理量は、液体あるいは固体の粘性と弾性である。ここではそれらにかんする三つの新しい測定器についてのべる。

2. 少試料毛細管粘度計

液体の粘性を測定する最も簡単な方法は、一定体積 Q の液体が一定長 L 、一定半径 R の毛細管を圧力差 P によつて流れるときの時間 t を測定することである。このとき、液体の粘性率 η は次のHagen-Poiseuilleの法則から求められる。

$$Q = \frac{\pi PR^4 t}{8\eta L} \quad (1)$$

オストワルド粘度計、ウペローデ粘度計など種々の形式があるが、ガラス毛細管を垂直に保ち、重力によつて圧力差を与え、流下時間を数分の単位で測るのが普通である¹⁾²⁾。

図1は1 ml程度の液体の粘性率を10秒以内の短時間に測定できる毛細管粘度計を示す。ペローDを圧縮した状態で、注射針Bを液体に浸す。ペローの圧力を除くとガラス管Cの中に負圧が生ずる。そのため注射針Aからは、空気が吸いこまれ、注射針Bからは液体が吸い込まれる。液体が

目盛をつけたガラス管Cの中に上つた高さを読めば、液体の粘性率が求められる。一定の負圧によつて吸いこまれる液体の体積は、主として空気の粘性率と針A, Bの長さによつて決定されるからである。

この粘度計を用いて約200人の患者の血液の粘

図 1

性率を測定し、病名との関係を調べた⁵⁾。貧血の場合は明らかに粘性率が低い。この粘度計のずり速度は約 10^3 sec^{-1} でかなり大きい。後述するように血液の粘性の特異性はずり速度の低い場合に表れるので、病症との関連を求めるためには、低いずり速度での測定が必要である。

3. 低ずり速度回転粘度計

図2のように同心二重円筒の間に試料液体をみたす。外筒を一定角速度 Ω で回転させ、内筒に働らくトルク M を測定する。内筒の半径 R_i 、外筒の半径 R_o 、内筒の有効長 h とすると、液体の粘性率 η は次式で求められる²⁾。

$$\eta = \frac{M}{4\pi h \Omega} \left(\frac{1}{R_i^2} - \frac{1}{R_o^2} \right) \quad (2)$$

図 2

図 3

液中の中心軸から、半径 r の距離の点でのずり速度 $\dot{\gamma}$ は

$$\dot{\gamma} = \frac{2}{r^2} \frac{\Omega}{\left(\frac{1}{R_i^2} - \frac{1}{R_o^2} \right)} \quad (3)$$

図3は著者らが用いている回転粘度計の構成を示す⁶⁾。モーターをギヤで減速して、種々の速度で外筒を回転させる。液体の粘性のために内筒に応力が働き、内筒の上部の鏡が回転する。そのため光電管から生ずる直流電流を増幅して、内筒の上部の糸で吊したコイルに直流電流を流す。このコイルは静磁場の中に置かれているので、内筒の回転と反対方向のトルクを与える。回転角零のところで、液体の粘性による応力とコイルの電流によるトルクとが釣り合う。この電流値から液体に働くずり応力が求められる。これをXYレコーダのY軸に導き、外筒の回転数に比例する電圧を回転計で取り出しX軸に導く。外筒の回転数を次第にあげてゆくと、XYレコーダの上に、ずり応力 σ 対ずり速度 $\dot{\gamma}$ の関係を表わす流動曲線が描かれる。任意のずり速度の点で $\sigma/\dot{\gamma}$ の比から見かけの粘性率 η を求めると η と $\dot{\gamma}$ の関係を表すグラフが得られる。

測定の精度をあげるために、液の上部にガードリングをつけて、表面層の影響をさけること、また外筒内筒の側面に凹凸をつけてすべりを防ぐこ

図 4

となども行なわれる。

現在のわれわれの装置では約5 mlの血液を用いてずり速度 $0.02 \sim 100 \text{ sec}^{-1}$ の間で粘性率の測定を行なうことができる。

図4は血液の粘性率 η とずり速度 $\dot{\gamma}$ との関係の例を示す。血球を含まない血漿（ヘマトクリット $H=0$ ）の場合には、 η は $\dot{\gamma}$ にほとんど無関係で一定の値をもつ。血球が存在し、ヘマトクリット H が有限である場合には、ずり速度 $\dot{\gamma}$ が小さいほど粘性率 η は増加し、非ニュートン粘性を示す。

血液の非ニュートン粘性の原因としては、血球が凝集してrouleauを形成すること、および赤血球が形を変形しやすいことの二つが考えられている。ずり速度が大きくなると、血球の凝集体が分離して独立の血球になるため粘性が下る。またずり速度が大きくなると、赤血球が流れやすいように自由に形を変化させるために粘性率が小さくなる。

きわめて低いずり速度（ $\dot{\gamma}$ が 1 sec^{-1} 以下）での血液の非ニュートン粘性は、血球の沈降速度の臨床的検査とも関係があり、病気との関連性をもつ可能性がある。

4. 動的粘性記録計

振動応力を与えて粘性とともに弾性も測定する装置の原理を図5に示す⁶⁾。小さい同心二重円筒の間隙に1 ml程度の液体を満たす。外筒を垂直に振動させ、その振幅をストレングージで検出す

図 5

る。この圧力は液体の動的ずり歪み γ に比例する。液体の粘弾性によつて内筒に働く垂直方向の応力を他のストレングージで検出する。この出力は液体の動的ずり応力 σ に比例する。

ずり応力 σ は、歪み γ に比例する弾性力 $E\gamma$ （ E は弾性率）とずり速度 $\dot{\gamma}$ に比例する粘性力 $\eta\dot{\gamma}$ （ η は動的粘性率）の和と考えられる。そこで

$$\sigma = E\gamma + \eta\dot{\gamma} = E\gamma + \eta\frac{d\gamma}{dt} \quad (4)$$

いま σ も γ も正弦的に変化しているので、 $e^{i\omega t}$ に比例し、 $\frac{d}{dt} = i\omega$ の関係がある。ここで ω は角振動数である。複素弾性率 E^* は σ/γ で与えられる。

$$E^* = E' + iE'' \quad (5)$$

$$= \sigma/\gamma = E + i\omega\eta \quad (6)$$

したがって弾性率 E は複素弾性率の実数部 E' （貯蔵弾性率）から、動的粘性率 η は複素弾性率の虚数部 E'' （損失弾性率）から $\eta = E''/\omega$ の関係によつて求められる。

図5で、応力 σ の電気出力を増幅し、位相検波器によつて、ずり歪み γ に比例する成分とずり速度 $\dot{\gamma}$ に比例する成分とを分離して検出し、それぞれの出力から貯蔵弾性率 E' および損失弾性率 E'' の値が得られる。例えば凝固が進行している血液

図 6

の E' と E'' をレコーダで自動的に記録させることができる。

図6はクエン酸ソーダ水溶液を加えて保存した血液にCa塩を加えた後のヒトの血液の動的粘弾性の変化を10c/sの振動数で測定した結果である。凝固によつて弾性が生ずるのは、フィブリノーゲンが重合して生じたフィブリンが三次元的網目を作るためである。図のような結果から、凝固時間や反応の速度定数を定量的に求めることができる。

図5の動的弾性記録計は液体のみならず固体の測定にも用いることができる。同心二重円筒を取

り除き、上下に固定クランプをつけ、このクランプの間にフィルム状または線維状の試料を固定すればよい。血管壁などの生体組織の動的粘弾性の測定が可能である。

文 献

- 1) 川田裕郎：粘度，コロナ社。—2) 中川鶴太郎・神戸博太郎：レオロジー，みすず書房。—3) 河合平司，深田栄一，伊部高由，庄野久男：材料，13：313 1964。—4) 深田栄一，伊部高由：材料，14：252，1965。—5) E. Fukada, T. Ibe, K. Atumi, T. Oosawa：Hemorheology, Pergamon, 729, 1967。—6) 深田栄一，貝原 真：材料，17：304, 1968。