

水的弹性分量困惑和血液粘弹性测量

SEVERAL THEORETICAL PROBLEMS OF VISCOELASTICITY MEASUREMENT OF BLOOD

蔡绍皙 吴西

Cai Shaoxi Wu Xi

(重庆大学生物工程研究中心)

摘 要 分析了旋转振动式流变仪内筒和样品的惯性对测量结果的影响,重新考虑了此类仪器的流变学模型,讨论了用它们测量血液和其他生物流体的粘弹性时出现的一个疑难问题,并在讨论非牛顿流体流场理论结果的基础上,给出计算样品流变学参数的修正方案的建议。

关键词 血液;非牛顿流体;粘弹性;流变模型;流场

中国图书资料分类法分类号 Q66;O373;Q46

ABSTRACT In order to tackle the present difficult problems in viscoelasticity measurement of blood and other biofluids with Couette and cone-plate rheometers, the effect of inertia of inner cylinder and sample on the measurement result is studied. Rheological models of the instruments are reconsidered. Based on theoretical analysis of the flow state of the non-Newtonian fluid, a corrected method for calculating rheological parameters of sample is proposed.

KEY WORDS bloods; non-Newtonian fluid; viscoelasticity; rheological model; flow fields

0 前 言

为了更全面地描述生物流体的流变特性,提供其粘弹性测量数据是一个必要条件。对于象血液这样将经历非定常流动的非牛顿流体,其弹性效应给体内物质运输带来的影响是不可忽略的,这已是被普遍接受的事实。同时,一般认为,血液或其他体液及其组分的物理化学特性与粘弹性参数关系比表观粘度的关系更为密切,因而前者对病理变化会更为敏感,这导致了近年来粘弹性测量的临床应用研究的迅速发展,并已取得了十分可喜的成果。

但另一方面,通过近年来的测量实践也暴露出一些问题,例如不同研究者给出的测量数据相差较大。国内外普遍看好的测量仪为“旋转振动式”,但实测表明,对一些象二次蒸馏水这样的牛顿流体也测出了“弹性分量”,这就是所谓“水的弹性分量困惑”。这些问题的存在已

* 收文日期 1990-04-23

本项目得到国家自然科学基金资助

构成对有关研究工作的一种障碍,这些问题的解决或解释自然引起人们的关注。

造成上述问题的原因,来自三个方面:一是某些测试技术或仪器在理论上存在一些值得深究的问题;二是测量的规范化问题有待解决;三是测量者对粘弹性测量中的物理概念的理解不一致或不正确。笔者试图就这些问题作一系列的探讨。在这篇文章中,将着重讨论旋转振动式流变仪的计算理论问题和仪器定标及校正问题,以期引起对这些问题的更广泛的关注和讨论。

1 流变学模型的修正

在讨论解析解之前,让我们先重新考察一下此类测试技术的流变学模型,这有助于从概念上把握问题的实质。

图1为测液体粘弹性的常规方法示意图,它是在测纯粘度仪器的基础上推广而得到的。对粘度测量而言,测量状态是稳定的,故不存在问题,但对粘弹性测量而言,被测液体在振动中,分析就须更加谨慎。产生上述“水的弹性分量”的主要原因,也应从这个角度去分析、寻找。事实上,简谐振动条件下,流场并不稳定,惯性质量(包括测头和样品附加质量)的影响是不可忽略的因素。不妨通过图2中表示的力学模型来定性考查这一问题。

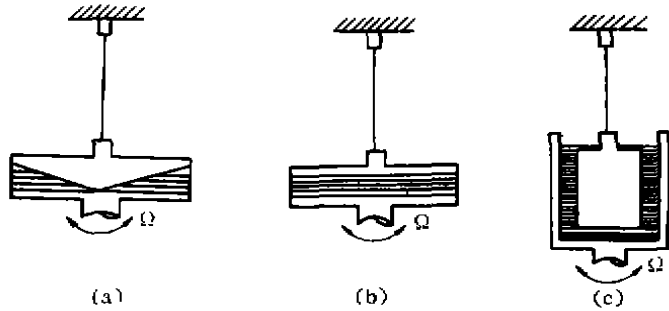


图1 测液体粘弹性的典型方法示意

图2(a)是一般流变仪器作为计算依据的 Voigt 模型,图2(b)是我们根据仪器的实际结构考虑的修正模型。

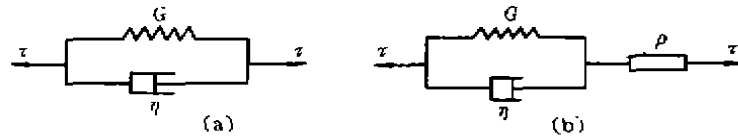


图2 流变学模型

图2(a)是一般流变仪器作为计算依据的 Voigt 模型,图2(b)是我们根据仪器的实际结构考虑的修正模型。

图中 G 是弹性常数, η 是阻尼器的粘性常数,在图2(b)中我们引入参量 ρ ,它表示考虑惯性影响而附加的等效质量的线密度, τ 是仪器边界感受的应力。因此有

$$\tau = \rho \ddot{\gamma} + \eta \dot{\gamma} + G\gamma \tag{1}$$

此处 γ 是应变。设激励应变是:

$$\gamma = \gamma_0 \exp(i\omega t)$$

则有, $\dot{\gamma} = i\gamma_0 \omega \exp(i\omega t)$; $\ddot{\gamma} = -\gamma_0 \omega^2 \exp(i\omega t)$ 代入(1)式有:

$$\begin{aligned} \tau &= [(-\rho\omega + G/\omega) + i\eta]\gamma_0 \omega \exp(i\omega t) \\ &= [\eta + i(\rho\omega - G/\omega)]\dot{\gamma} \end{aligned}$$

根据复粘度定义:

$$\eta^* = \eta' - i\eta''$$

于是粘性分量和弹性分量分别为:

$$\eta' = \eta \quad \eta'' = G/\omega - \rho\omega$$

可见,对牛顿流体蒸馏水而言, $G=0$,但测得的“弹性分量” η'' 不等于零,且容易看出相位差 $\delta = \arctg(\rho\omega/\eta)$ 随着 ω 的增加而增加,这一趋向与实验结果一致,这就给出了“水的弹性分量困惑”的定性解释。不难看出,即使用更复杂的模型(例如标准线性模型的组合)来分析,只要附加上述惯性质量的线密度 ρ ,也可得到定性上一致的结论。限于篇幅,将另文讨论。

2 流场的理论分析

为了给出定量的结果,还需对流场进行更仔细的理论分析。在流变学里,测量流体粘弹性的常规方法是给边界一个谐振力或令边界作简谐振动,测量试样的运动或作用于另一个边界的力(力矩)。常采用的结构形态是同心圆筒式,锥板式或两者的综合——Wessenberg式。这类旋转振动式流变仪采用的粘弹性计算公式通常为

$$\begin{cases} \eta' = \frac{\tau_0 \sin \delta}{\dot{\gamma}_0} \\ \eta'' = \frac{\tau_0 \cos \delta}{\dot{\gamma}_0} \end{cases} \quad (2)$$

式中 τ_0 为应力振幅; $\dot{\gamma}_0$ 为应变率幅值; δ 为应力和应变之间的相位差。若考虑惯性质量影响,可推导出比上式更具一般性的理论公式^[3]。现以图1(c)所示的同心圆筒式为例,取坐标系 (r, θ, z) , 并让 z 轴与两圆筒的轴向一致,对外筒施以角频率 ω 和振幅 ε_2 振动,内筒则用一扭丝固定,假定速度分布为:

$$V_{(r)} = 0 \quad V_{(\theta)} = r f(r) e^{i\omega t} \quad V_{(z)} = 0$$

则仅有的非零应力分量是 $T_{(r\theta)}$:

$$T_{(r\theta)} = \eta^* r \frac{df(r)}{dr} e^{i\omega t} \quad (3)$$

注意:上式中由于复粘度 η^* 的引入,已包含着这样的假设,即被测流体应为线性粘弹性的物质。联立运动方程可得:

$$r^2 \frac{d^2 f(r)}{dr^2} + 3r \frac{df(r)}{dr} + r d^2 f(r) = 0 \quad (4)$$

其中 $\alpha^2 = -i\rho\omega/\eta^*$, 假定流体惯性项为小量,因而可略去 α^2 , 则上式简化为:

$$r^2 \frac{d^2 f(r)}{dr^2} + 3r \frac{df(r)}{dr} = 0 \quad (5)$$

解方程式(5),于是有

$$\begin{cases} \eta' = \frac{C - I\omega^2}{b\omega} \frac{|\varepsilon_1/\varepsilon_2| \sin \varphi}{|\varepsilon_1/\varepsilon_2|^2 - 2|\varepsilon_1/\varepsilon_2| \cos \varphi + 1} \\ \eta'' = \frac{C - I\omega^2}{b\omega} \frac{|\varepsilon_1/\varepsilon_2| (\cos \varphi - |\varepsilon_1/\varepsilon_2|)}{|\varepsilon_1/\varepsilon_2|^2 - 2|\varepsilon_1/\varepsilon_2| \cos \varphi + 1} \end{cases} \quad (6)$$

上式中 $|\varepsilon_1/\varepsilon_2|$ 为内、外筒振幅的相位差, φ 为内外筒相位差。对给定装置来讲,测定 $|\varepsilon_1/\varepsilon_2|$ 和相位差 φ , 就可以确定粘弹性的两个分量 η' 和 η'' 。对于平行圆板或锥板式旋转式流变仪,用上述类似的方法分析,可得形式上一致的结果。

若忽略定子的惯性质量影响,即 $|\varepsilon_1/\varepsilon_2|$ 为小量,则(6)式简化为

$$\begin{aligned}\eta' &= \frac{C - I\omega^2}{b\omega} \frac{\varepsilon_1}{\varepsilon_2} \sin\varphi \\ &= \frac{|M|}{be_2\omega} \sin\varphi \\ \eta'' &= \frac{|M|}{be_2\omega} \cos\varphi\end{aligned}\quad (7)$$

式中 $|M|$ 为输出力矩信号的幅值; φ 为内、外筒的角位移之间的相位差。不妨与前面提及的旋转式粘弹性测量仪通常采用的算式(2)作一比较:两者形式上虽已变得一样,但(2)式中 δ 为测量应力与应变的相位差,与 φ 的意义不相同。事实上,测量应力与测量力矩同相位,而后者又与内筒位移同相位(内筒与转轴是弹性连接的)。因此,测量应力应当与内筒的位移同相位。可见,要想忽略 δ 与 φ 间的差别,除非认为应变和外筒位移同相位,而这,只有在完全忽略定子运动的条件下才可能实现。即只有在这一条件下,算式(7)进而算式(6)才能简化为算式(2)。而这一条件意味着定子弹簧刚性无限大或定子转动惯量无限大;这又同仪器要求有高灵敏度的力矩检测是矛盾的。

因此计算式(6)更普遍性。从“弹性分量” η'' 的计算式可以再次对“水的弹性分量困惑”作出解释。水为纯粘性物质,其“弹性分量” η'' 本应等于零,但(6)式中的 $\cos\varphi$ 值代入(2)式或(7)式计算,便算出 η'' 不等于零。这样,象水这样的牛顿流体也似乎测出了“弹性分量”。

必须指出,由于推导是在假定惯性项为小量和应力 $T(r\theta)$ 可分解为虚部和实部两部分叠加的条件下完成的,所以(6)式仅对线性粘弹性体作小振幅振动测量有效。

3 关于数据处理方法的修正

在实际测量过程中,令 $|M| = K_1V$, 则

$$\varepsilon_1 = \frac{|M|}{C - I\omega^2} = \frac{K_1}{C - I\omega^2} V$$

式中 V 为力矩检测装置所测出的电压值,代入公式(6)中即有

$$\eta' = \frac{K_1V}{be_2\omega} \frac{\sin\varphi}{\left| \frac{K_1V}{(C - I\omega^2)\varepsilon_2} \right|^2 - 2 \left| \frac{K_1V}{(C - I\omega^2)\varepsilon_2} \right| \cos\varphi + 1}$$

若令 $K_2 = \frac{K_1V}{(C - I\omega^2)\varepsilon_2}$, $K_3 = \frac{K_1}{be_2}$, 则有

$$\eta' = \frac{K_3V}{\omega} \cdot \frac{\sin\varphi}{(K_2V)^2 - 2K_2V\cos\varphi + 1} \quad (8)$$

同理可求出

$$\eta'' = \frac{K_3V}{\omega} \cdot \frac{\cos\varphi - K_2V}{(K_2V)^2 - 2K_2V\cos\varphi + 1} \quad (9)$$

上两式中, φ 为外筒角位移信号与内筒角位移(传感器)信号间的相位差; V 为仪器显示电压值; ω 是给定的实验参数; K_2 和 K_3 是可以通标定求得的系数。为了得到正确的测量结果,有必要按照式(6)对仪器重新定标。这是得到正确修正的较为简捷有效的方法。这一方法也有助于同时消除其它诸如硬件部分引起的误差。

标定时可选择二次蒸馏水进行测量,因纯粘性流体“弹性分量” η'' 等于零,由此得:

$$\frac{K_2 \Gamma}{\omega} \cdot \frac{\cos\varphi - K_2 \Gamma}{(K_2 \Gamma)^2 - 2K_2 \Gamma \cos\varphi + 1} = 0$$

可定出修正系数

$$K_2 = \frac{\cos\varphi}{\Gamma}$$

在某一特定的温度下,水的粘度值是已知的,设为 η_s ,则有

$$\eta_s = \frac{K_2 \Gamma}{\omega} \cdot \frac{\sin\varphi}{(K_2 \Gamma)^2 - 2K_2 \Gamma \cos\varphi + 1}$$

由此定出系数 K_2 值。还可以进一步采用2种标准液体来进行定标,以适应更广的测量范围。

将仪器输出的力矩和外筒角速度信号经 A/D 转换,用计算机处理,则无需再经过作图,查表等原仪器使用所要求的繁复过程,测量工作的效率可大大提高。

4 测量技术的某些问题

前面叙述了血液粘弹性测量中值得讨论的一个问题。为了全面解决测量中的问题,还须做大量工作,根本问题还是要在大量理论和实验工作的基础上确立旋转式流变仪测量规范化原则。为此,除须对仪器所赖以发展的理论作谨慎分析外,还需考虑多种实际因素,制定严格的操作程序。限于篇幅,将留待下一步详细讨论。这里仅提出一些值得注意之点。如实验表明,测头偏心是稳定性和重复性的重要影响因素,若在测头下附加定位针,更易于观察调整。测量中读数不稳并明显偏离正常值,通常由于试样中出现气泡,造成流场分布不均匀。因此测试前,测头缓慢起落若干次是必要的。还必须指出,实验条件规范化对血液粘弹性测定具有重要意义,比如抗凝剂和采血技术等。作者曾对抗凝剂的影响作过对比实验,取人血为试样,分为四份,分别采用枸橼酸钠、EDTA、草酸钠和肝素抗凝。实验表明,抗凝剂的影响是不可忽略的。目前就抗凝剂的种类、剂量对血液粘弹性影响作进一步研究。

参 考 文 献

- 1 冯元桢. 生物力学. 长沙: 湖南科学技术出版社, 1986, 70~82
- 2 翁维良, 廖福龙, 吴云鹏. 血液流变学研究方法及其应用. 北京: 科学出版社, 1989, 261~266
- 3 陈文芳. 非牛顿流体力学. 北京: 科学出版社, 1984, 121~130
- 4 吴云鹏, 杨瑞芳. 体液的流变特性. 北京: 科学出版社, 1987, 140~145
- 5 Schnedlitz D, Rainer F, Kenner T. Viscoelastic properties of whole blood. *Biorheology*, 1987, 24: 13~22
- 6 Käber U, Kroemer H, Altröck G, Heinburg P. Reference Ranges of Viscoelasticity of Human Blood. *Biorheology*, 1988, 25, 727~741