

④ 15-18

人血粘弹性实验研究—红细胞压积的影响^{*}

EXPERIMENTAL RESEARCH ON VISCOELASTICITY
OF HUMAN BLOOD — WITH REFERENCE TO
THE EFFECT OF CELL HEMOTOCRIT

Q66

蔡绍晰
Cai Shaoxi

吴西
Wu Xi

肖俊
Xiao Jun

刘延海
Liu Yanhai

吴云鹏
Wu Yunpeng

(重庆大学生物工程研究中心)

摘要 给出基于笔者理论工作的人血粘弹性实验研究的部分结果,并与已报道数据作了比较。文中着重讨论了红细胞压积对人血复粘度的影响,并重新定义了一种可消除这一影响的有实用意义的粘弹性指标。

关键词 粘弹性;红细胞压积;平均切变率

人,血

中国图书资料分类法分类号 Q66;O373;Q46

ABSTRACT This paper describes a part of the experiments concerning the viscoelasticity of human blood, which are based upon the theories lead by the authors. The data from the experiments are compared with those in the literatures. The effect of cell hematocrit on viscoelasticity is especially discussed and a new viscoelasticity index is defined to eliminate this effect.

KEY WORDS viscoelasticity; hematocrit; average shear rate

0 前 言

血液,作为一种多相流体,其流变特性受到红细胞的可逆性聚集,细胞膜的弹性及其与血浆、细胞质的相互作用等多种物理和化学因素的影响,表现出复杂的非牛顿性。复粘性系数 $\eta^* = \eta' - i\eta''$ (或动态模量 $G^* = G' + iG''$) 是从粘弹性角度描述血液非牛顿特性的综合性指标。从生理角度看, η' 与血液运动过程中能量损耗有关, η'' 则与血液内部构成间能量分配和转化有关。血液在体内经历非定常流动,因而用动态参量 η^* 描述血液流变特性是必要的。从病理角度看,粘弹性参数与血液各组份性状变化的关系比表现粘度更密切,潜在的临床应用价值是明显的。但无论从国际和国内范围看,血液粘弹性研究仍有大量工作需要和正在进行。解决测量技术的规范化问题是研究血液粘弹性的前提条件。围绕着这一问题,我们对血液粘弹性的测量模型及计算公式重新作了分析和修正,并在此基础上对红细胞压积 HCT 就血液粘弹性影响作了实验研究。根据实验所提供的数据提出了一个描述血液粘弹性

* 收文日期 1991-04-22

本研究得到国家自然科学基金资助

的新的复数参量,其实用价值在于可消除 HCT 的影响。

1 理论和计算公式的修正

一般认为,目前测量血液粘弹仪的较好仪器类型是旋转振动式流变仪(例如 HAAK 和 Low shear 流变仪)。通常所给计算公式为:

$$\eta' = \frac{K_1 \cdot V}{\omega} \cos \delta; \quad \eta'' = \frac{K_1 \cdot V}{\omega} \sin \delta \quad (1)$$

式中 K_1 是由仪器的几何和电特性决定的系数; V 是仪器输出的电压读数; ω 是旋转振动的频率; δ 是仪器测得的一种相位差。从仪器的原理知,它本应是仪器测头内筒角位移与外筒角速率间的相位差,而至今,在实际测量时,却一直被当作了样品应力和应变率间的相位差。实测表明,用上述公式(1)处理数据,会出现明显的误差,特别是对水这样的牛顿流体也可测出不等于零的 η'' ,这无疑是荒谬的。针对这一问题,我们对仪器本身的流变学模型和流场重新作了计算和讨论^[1],并证明,样品与测头界面上的应力—应变率相位差 φ 并不等于 δ ,其差为:

$$\delta_0 = \delta - \varphi = \delta - \arcsin \left\{ \frac{\sin \delta}{[(kv)^2 - 2kv \cos \delta + 1]^{1/2}} \right\} \quad (2)$$

式中 k 是与频率有关的仪器常数,对所有牛顿流体 $\delta = \delta_0$;如同实验所验证的,对于不同粘度的牛顿流体,在同一频率下, δ_0 的值是相同的,因此可用牛顿流体来标定。这样修正后的计算公式(注意,它和(1)式并不相同。)应为:

$$\eta' = \frac{K_1 \cdot V}{\omega} \cos \varphi; \quad \eta'' = \frac{K_1 \cdot V}{\omega} \sin \varphi$$

2 实验的内容和方法

由于有了上述的理论结果,使我们得以对人血粘弹性及其相关参量的影响开展系统的研究。本文主要叙及健康人血粘弹性与仪器振荡频率和红细胞压积关系的实验研究。

2.1 人血粘弹性与平均切变率(或振荡频率)的关系

这一实验内容是寻求人血本构关系的重要步骤,也是确定规范化测试条件的重要依据。样本制备:正常人血由重庆中心血站提供,血液取自健康献血者的肘前静脉,将血液装入干燥管中,离心5分钟,转速1500r. p. m,使红细胞与血浆分离,配制成红细胞压积为38.0%的红细胞-血浆悬浮液和红细胞林格氏悬浮液各1份。

测试方法:将准备好的红细胞悬浮液标本置于恒温器中预热15分钟,抽取0.8mL放入 Low Shear-30(Contraves AG Zurich)的 Couette 小杯中,小杯温度控制在 $37 \pm 0.1^\circ\text{C}$ 。测头慢慢起落以调整其杯,锤同心,注意排除血中气泡。振荡频率为0.00478, 0.00884, 0.01633, 0.0302, 0.0558, 0.1031, 0.1904Hz。

2.2 红细胞压积对人血粘弹性的影响

红细胞压积是影响人血粘弹性的最重要因素之一。不同正常个体红细胞压积不同,其差别甚至可达50%左右,这就使得人血粘弹性正常值范围尚无满意的方法加以确定。为此,我们试图通过实验寻求对 HCT 不变的粘弹性参量。样本制备方法如下:取新鲜正常健康人血

(重庆市中心血站提供)。全血装入离心机中,以1500r. p. m 离心15分钟,使血浆和红细胞分离,用不同体积的自身血浆和红细胞配成红细胞压积为20~80%的血样标本。血标本的HCT 均用 WYA I—微量压积仪(江苏无锡县电子仪器二厂制造)在11000r. p. m 下离心5分钟测得。测量按2.1中所述方法进行,数据按式(2),(3)处理。

3 实验结果

图1(a)和图1(b)给出红细胞压积为0.38的人血复粘系数的粘性分量和弹性分量随频率的变化的规律。由于频率相同时振幅可有不同选择,从而可有不同平均切变率 $\dot{\gamma}$ 。因此,在实验结果中同时给出相应的 $\dot{\gamma}$ 是十分必要的。

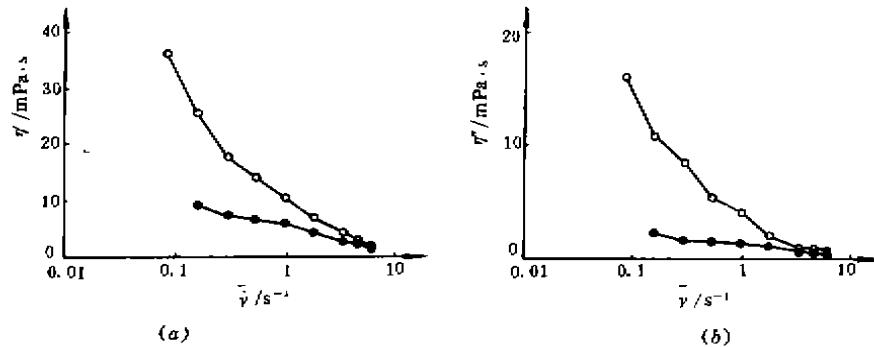


图1 人血粘弹性与平均切变率的关系

从图1(a)和图1(b)可见,在所给的切变率范围内, η' 和 η'' 随 $\dot{\gamma}$ 呈单调下降趋势。

作为一种对照,图1中同时给出红细胞的林格氏悬浮液复粘度分量的频率相关性。此图提示,红细胞聚集状态对粘弹性影响十分明显的。图2给出 η' 和 η'' 随HCT的变化情况,可以看出 η' 的实部和虚部随HCT增长很快。

根据对所得数据的分析,定义下述的对数还原复粘度 L^* 是有益的:

$$L^* = \frac{\ln \eta^* - \ln \eta_r}{HCT}$$

其中 $L^* = L_1 - iL_2$, 而 $L_1 = \frac{\ln |\eta^*| - \ln \eta_r}{HCT}$, $L_2 = \varphi/HCT$,

η_r 是血浆粘度, φ 是应力和应变的相位差。图3表示 L^* 与HCT的关系。可见 L^* 在一定范围内与HCT无关。

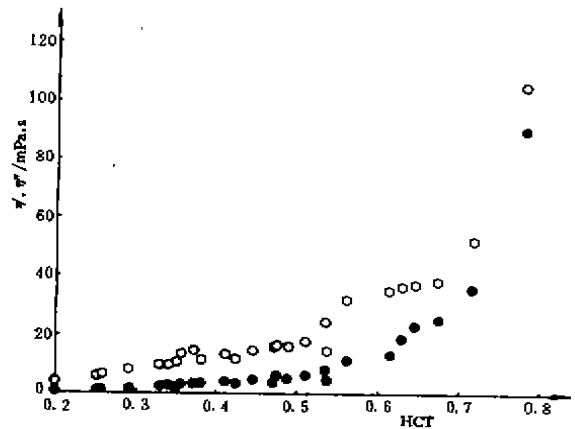
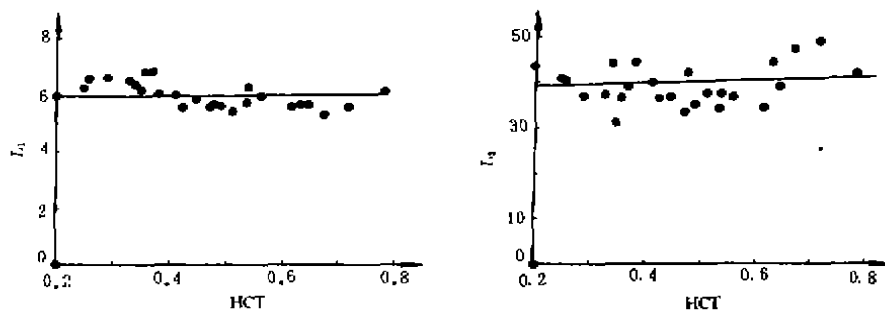


图2 人血粘弹性与HCT的关系

图3 L^* 与 HCT 的关系

4 结论和讨论

用旋转式流变仪测量人血粘弹性时,样品和测头的惯性是不可忽略的影响因素,实测结果与已有资料间的比较表明,本文所引述的修正方案简单实用,是值得参考的。这一修正方案也同时有助于消除由于电路方面的原因引起的误差。这一方法可归纳为:对每一台仪器须先用标准牛顿流体预测,求得校正相角差 δ_0 ;正式对血液进行测量时,要从测量得到的 δ 中减去 δ_0 ,以其差 φ 作为计算 η' 和 η'' 的依据。不过,由于这一问题的复杂性,其最后解决还有赖于更多的实验,包括扩大频率范围和研究样品密度影响等等。

人血粘弹性参量的正常值范围,一直未能正式确定,红细胞压积的影响是一重要原因^[2]。本文所定义的无量纲复参量 L^* 在较大程度上消去了压积和血浆粘度的影响,从而更多地反映细胞本身的非牛顿性和细胞群体中红细胞间的相互作用。其实部综合地反映了扣除这些影响后复阻抗的大小,其虚部则表示粘性与弹性分量间的一种比较。由于具备这些特性, L^* 不失为一个有实用意义的粘弹性参量。

本实验给出 L^* 的正常参考值为: $L_1 = 5.81$ $L_2 = 0.368$

比较人血流变特性数据的最合理的方法应尽可能少的对样品的人为干扰,因此用自然压积的血样来建立统计的参考值范围是适宜的。由于上述无量纲参量的定义,使这一要求成为可能。进一步的工作应当是做更大样本的实验,确定人群的 L^* 正常参考值。

粘弹性随平均剪切率的变化趋势,本实验结果与 S. Chien 的结果^[3]接近,与陈槐卿的结果^[4]相似。Thurston 的结果^[5]缺少低剪切端数据,我们将进一步扩大高剪切测量范围,以便与 Thurston 的结果作进一步比较。关于抗凝剂对人血粘弹性测量值的影响,将另文讨论。

致谢 中国科学院力学所陶祖莱研究员曾给我们许多宝贵建议,我们借此深表感谢。

参 考 文 献

- 1 蔡绍晰,吴西. 水的弹性分量困惑和血液粘弹性测量. 重庆大学学报, 1991, 14(4): 73~77
- 2 Kaper U et al. Reference ranges of viscoelasticity of human blood. *Biorheology*, 1988, 25(5): 727
- 3 Chien S et al. Viscoelasticity properties of human blood and red cell suspensions, *Biorheology*, 1975, 12: 341
- 4 陈槐卿等. 人血粘弹性的研究. 中国生物医学工程学报, 1989, 8(2): 96~100
- 5 George B Thurston Rheological parameters for the viscosity, viscoelasticity and thixotrope of blood, *Biorheology*, 1979, 16(1): 149~162