

红血球与湍流

E.F.Blick H.N.Sabbah P.D.Stein

前言

众所周知,将某些物质(如长链聚合物)加入液体,可以使湍流抑制,而另外一些物质则可能使湍流加剧。但是,在本文所作研究以前,对于红血球(红细胞)对血液中湍流的影响却是毫无所知。

红血球对血液湍流的影响可能具有实际意义。我们业已发现,受到强烈扰动的,也许是湍性的流动,发生于普通病人的胸主动脉中;并且还发现,病人狭窄的主动脉瓣下游肯定发生湍流^[1]。看来有各种病理生理条件受到血液湍流的影响。本文作者以前证明过,在实验室条件下湍流能促使血栓形成^[1,3]。其他研究者已经证明:各种水力因素^[4]和湍流^[5]可能对动脉粥样硬化有影响。还有人证明^[6]流动的扰动使血管产生损伤。从患镰刀形血球病的病人体中取出的血液在玻璃试管中进行实验^[7],结果表明,湍性血流使血球变成镰刀形的过程加剧。

本文所作的研究确定血液中红血球所占体积的百分比对湍流度的影响。作者们希望这项研究为循环系统的湍流和疾病之间的关系进一步提供资料。

实验方法

实验方法简述如下:使具有各种血球比容的血液和具有与血液相当的粘度及密度的血浆,以湍流形态在试管系统中流动(图1)。通过加葡萄糖使血浆的粘度等于血液粘度。血浆和葡萄糖混合物的密度同血液密度相差0.5%以下。血液的湍流度与同一雷诺数下的血浆湍流度相当。从而可以确定,在与粘度、密度无关的湍流中红血球对湍流度的作用。

试管流动系统由胶质玻璃容器和内径0.6厘米、长度180厘米的光滑管组成,二者彼此连接(图1)。因为在雷诺数为2000以下的流动条件下,第一压力段的长度从入口算起约100直径,在该段终端应当出现完全发展的速度分布^[8]。在试管下游末端打一直径为0.2厘米的小孔,使流动产生湍流。于是小孔下游为湍性流动。因此,在适当的雷诺数下小孔上游是层流,小孔下游是湍流。用热膜流速计测量湍流的随机脉动速度。热膜传感器的感受元件放在产生湍流的小孔下游4.0厘米处,并且沿着轴向流动的中线方向。血液或相同粘度的血浆流过热膜传感器后,通过套在管外的电磁流量计进入集液箱。

用高压氧气和阀门系统使通过实验装置的流动不变。对压力进行调节,使试管上游部分流动为层流(雷诺数小于2000)。实验时发现雷诺数低达250,孔口下游流动就是湍流。孔口处雷诺数是按管径和横截面平均速度计算的。

根据 Poiseuille 方程(粘度 = $\Delta P \pi r^4 / 8 L F$, 此处 P 为压力, r 为试管半径, L 为试管长度, F 为流量), 计算了流动的血液和血浆的表现粘度。

用具有石英涂层的微型楔形探头(1232-*NACL*)和*TSI Inc.*的1050常温流速计和线性化电路,分析湍流的脉动速度。将探头浸泡在硅溶液中,用水洗净,并过夜使其干燥。这样可以使红血球粘附管壁的程度最小。实验没有发现信号漂移。探头的底部占试管横截面积的6%。热膜探测器放在小孔下游20倍管径距离处,其方向沿流动的轴向,以便测量完全发展的湍流区域内的脉动速度。湍性射流的随机脉动分速的纵向分量的测得,证明有湍流存在。沿轴向流动中心线的瞬时速度定义为 $\bar{U} + u$,此处 \bar{U} 表示测量点的时间平均速度, u 表示脉动分量。随机脉动的强烈程度, u' ,为脉动速度分量的均方根值^[9],并定义为绝对湍流度。相对湍流度(无量纲)定义为 u'/\bar{U} ,即湍流度与时间平均速度之比^[9]。热膜探头只在最小血球比容时校准过。

用缚在管子上的套环式电磁传感器测量了系统内的流量。用有刻度的圆柱体和停表,对各种液体校准此传感器。沿试管横截面的平均流动速度是按流量与横截面之比计算的。

所有研究是用抗凝人血进行的。将适当浓度的红血球和血浆结合起来,制备了血球比容为10%,20%,30%和40%的血液。用离心法将红血球从血库中取出的全血中分离出来。在血浆中加入盐水葡萄糖溶液,使血浆试样的粘度等于相应血液试样的粘度。制备这些样品时,使用了锥板粘度计。不过,为了计算雷诺数,在各种实验条件下按Poiseuille方程计算了粘度。血液和血浆的密度是用比重计测定的。血浆密度与血液密度之差小于0.5%。

实验结果

对血球比容为30%的血液(红血球体积占血液体积的30%),在图中画出了沿轴向流动中心线的纵向随机速度脉动(图2)。由图可见,血液试样的脉动大小(与绝对湍流度相对应)显著大于相当雷诺数下的血浆试样。

对30%血球比容的血液和血浆,画出作为雷诺数函数的绝对湍流度(图3)。如图所示,在30%血球比容时,血液的湍流度约为血浆的两倍。加进更多的红血球(血球比容40%),使血液和血浆的湍流度差别降低。

当血球比容约20%时,在所有实验的雷诺数下,相对湍流度(u'/\bar{U})达到最大值(图4)。进一步增加或减少血球比容,都使相对湍流度降低。

讨论

用Poiseuille方程计算了实验系统的流动条件下的血液粘度。这样求出的粘度比用粘度计测出的粘度更准确,因为小孔区域的剪切率不易算出。由于血浆是牛顿液体,在任意剪切率下测得的粘度都是同一常数。用粘度计测得的血浆粘度来检验根据Poiseuille方程算出的粘度的准确度。用两种方法得到的粘度之差小于1%。

孔口区域的流动特性有人作过详细研究^[9,10]。为此,在实验系统中用小孔产生湍流。在湍流区域,当轴向距离约小于20倍射流直径时,沿流动轴向中线的局部最小速度不会消失^[10]。当距离达到8或10倍射流直径时,平均速度分布的相似性有效。虽然如此,当距离为约20倍射流直径以前,真正的运动学相似是不能实现的^[10]。在本实验中测量了随机脉动的纵向速度分量,它是湍流的特征之一。测量的位置是沿流动轴向向中心线20倍孔径距离上。这一位置是在完全发展的湍流区。

密度变化对射流特性的影响甚微^[9]。实验中所用的血液密度与血浆试样的密度相差

0.5%以内。

研究这方面问题的文献很少，但我们知道有两项研究包含颗粒的流体的湍流度的工作[11, 12]。实验证明，直径为 36μ 的玻璃珠子在高雷诺数下要增加气流中的相对湍流度[11]。这些效应似乎与珠子的大小有关[12]。正如在本实验中看到的那样，湍流效应达到峰值以后，在较高的血球比容下湍流受到抑制。其机理可用 Soo^[13]的观察结果来加以解释。颗粒比较少时，在颗粒尾流中的速度脉动较大，结果湍流度增加。对于较大的颗粒浓度，稠密的颗粒云开始象连续介质或过滤器一样阻尼流体运动。因此，当血球比容超过某值时，湍流度或许开始降低。

总之，红血球浓度似乎影响血液的湍流度。在相同雷诺数下，血球比容为10%到40%的血液的湍流度，比相同粘度和密度的血浆要大。悬液中存在血球使湍流趋于加强。当血液约包含20%红血球时，发现相对湍流度达到最大值。

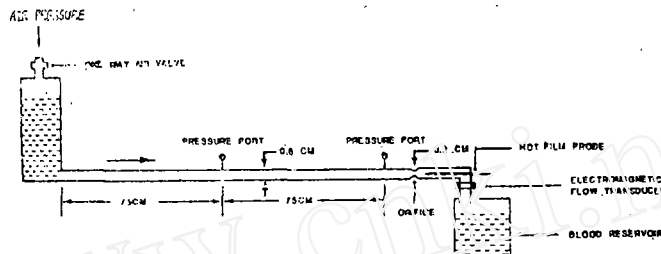


图1 流动系统图

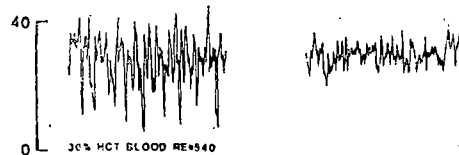


图2 血球比容为30%的血液和血浆的速度脉动

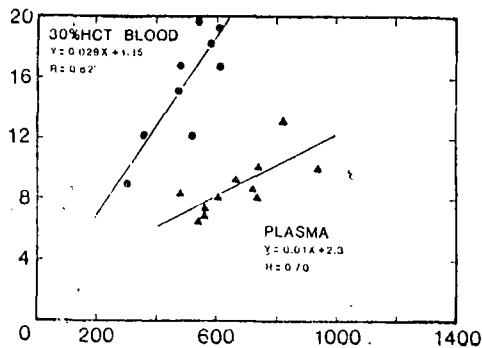


图3 血球比容为30%的血液和血浆的绝对湍流度

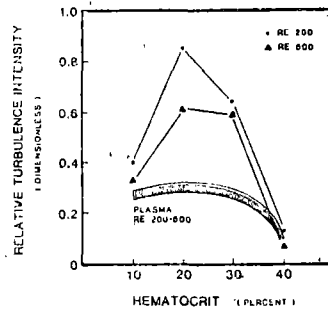


图4 作为血球比容的函数的血液相对湍流度

参 考 文 献

- [1] Stein, P.D. and Sabbah, H.N. (1975), Turbulent blood flow in Patients in the region of normal and diseased aortic valves, (Submitted for publication).
- [2] Stein, P.D. and Sabbah, H.N. (1974), Measured turbulence, and its effect upon thrombus formation, *Circulation Research*, 35: 608—614.
- [3] Smith, R.L., Blick, E.F., Coalson, J., and Stein, P.D. (1972), Thrombus production by turbulence, *J. Appl. Physiol.*, 32: 236—264.
- [4] Murphy, E.A., Rowsell, H.C., Downie, H.G., Robinson, G.A., and Mustard, J.F. (1962), Encrustation and atherosclerosis: The analogy between early in vivo lesions and deposits which occur in extracorporeal circulations, *Canad. Med. Ass. J.*, 87: 259—274.
- [5] Sako, Y. (1962), Effects of turbulent blood flow and hypertension on experimental atherosclerosis, *JAMA*, 179: 36—40.
- [6] Fry, D. L. (1968), Acute vascular endothelial changes associated with increased blood velocity gradients, *Circ. Res.*, 22: 165—197.
- [7] Stein, P.D., and Sabbah, H.N. (1974), Turbulent flow and sickle hemoglobin containing erythrocytes, Proc. First National Symp. on Sickle Cell Disease, 207—208. DHEW publication No. (NIH), 75—723.
- [8] Langhaar, H.L. (1942), Steady flow in the transition length of a straight tube, *J. Appl. Mech.*, 64: A—55—58.
- [9] Hinze, J.O. (1959), Turbulence, P.4, 68, 421—431, McGraw—Hill, N.Y.
- [10] Pai, S.E. (1954), Fluid Dynamics of Jets, P.132—133, D. Van Nostrand Co., N.Y.
- [11] Preffer, R., and Kane, R.S. (1974), A review of drag reduction in dilute gas-solid suspension flow in tubes, Proc. Inter. Conf. on Drag Reduction, Sept. 4—6, BHRD Engr., Cranfield, U.K., P.F1—1—F1—21.
- [12] Michael, D.H. (1964), The stability of plane Poiseuille flow of a dusty gas, *J. Fluid Mech.*, 18, 19—32.
- [13] Soo, S.L. (1967), Fluid Dynamics of Multiphase Systems, Blaisdell Pub. Co., Waltham, Mass., P.259—261.

译自: E.F. Blick, H.N. Sabbah, P. D. Stein (1975),
Red blood cells and turbulence, Turbulence in
Liquids, ed. by J.L. Zakin and G.K. Patterson,
Science Press, Princeton, New Jersey.

(晏名文译)