

# 弯曲对大血管流动的影响\*

陶祖莱 曹仲华 杨家寿 王振明 李庄杰 高克家 盛家宁 施玉香

(中国科学院力学研究所,北京)

## 摘 要

以主动脉弓血液流动为原型,在  $D \approx 300$ ,  $Re \approx 500$  的条件下,用二维 LDA 测量了 U 型和 S 型圆截面弯曲流道内流动的速度分布. 流动介质经配制  $\Delta n < 10^{-3}$ . 实验结果表明: 1. 现有弯管流动理论不适用于象主动脉弓血流那样的高 Dean 数流动; 2. 当 Dean 数不高时,流动分离属异常分离;当 Dean 数较高时,二次流型复杂,但未观测到回流现象,多为正常分离; 3. 用高剪应力或低剪应力来解释动脉粥样硬化病理过程的流体动力学影响似嫌过于简单化. 二次流型、壁面剪应力随位置的急剧变化等流体动力因素对于血管内皮细胞的作用可能具有重要意义.

关键词: 弯曲,大血管,流动

## 一、引 言

病理解剖表明,动脉粥样硬化病灶多发生于血管弯曲和分支部位,而那里的血管组织并无特异,故这种现象和当地的血流动力学特性有密切关系. 对此,人们做了大量工作<sup>[1-6]</sup>. 目前有两种假说,一是 Fry<sup>[5]</sup> 的高剪应力损伤说,二是 Caro<sup>[6]</sup> 的低剪应力传质障碍假说. 二者都有动物实验的根据,但都不足以阐明粥样硬化病变发生的流体动力学机制. 为了澄清其机理,必须深入研究动脉血管弯曲和分支部位血液流动的特性.

由于动脉血管系统形态十分复杂,全面的理论分析和实验模拟目前是不可能的. 近年来的研究侧重于两方面: 1. 立足于几何相似,用离体血管做模型,观测弯曲、分支部位的流场. Karino 等人<sup>[7]</sup>的工作是这方面的代表; 2. 考察单一几何因素对当地流场的影响<sup>[8-12]</sup>. 前者偏于定性,后者利于定量. 在第 2 类研究中,有代表性的是 Agrawal<sup>[11]</sup> 和 Bharadvaj 等<sup>[12]</sup>的工作,他们用激光多普勒测速仪 (LDA) 分别测量了弯曲圆管和颈动脉分支模型管道的流场,但仅限于轴向速度分布,很难得到二次流的信息. 而二次流的发展对于了解血流动力学因素在动脉粥样硬化病理过程中的作用是十分重要的.

有鉴于此,我们以主动脉弓等动脉血管弯曲部位的特征为蓝本,设计了 U 型和 S 型两种弯曲管道模型,用二维 LDA 沿不同的子午面测量了流速分布. 虽然只测了两个速度分量,但通过测量子午面的合理选择,可以获得有关三维流场的信息,从而了解二次流的发展.

## 二、实 验 方 法

### 1. 流动系统和流动介质

实验流动系统示意图见图 1. 流体置于密闭贮液箱内,由泵输

1989 年 2 月 22 日收到修改稿.

\* 国家自然科学基金资助项目.

入上游贮液器,经稳流箱(内有阻尼网)、稳定段,流入实验段,再经下游贮液器流回贮液箱。改变上、下游贮液器的相对高度,即可调节流量,以达到规定的参数范围。

用激光多普勒效应测量流场速度分布,要求管道具有平行的平板透明窗。否则 1) 测量结果不准确; 2) 流场内某些部位无法测量。这种困难,在二维和三维测量时尤为显著。为此,除了要求模型外表面至少要有两个平行的光学平面外,关键是要使得流动介质的折射率尽

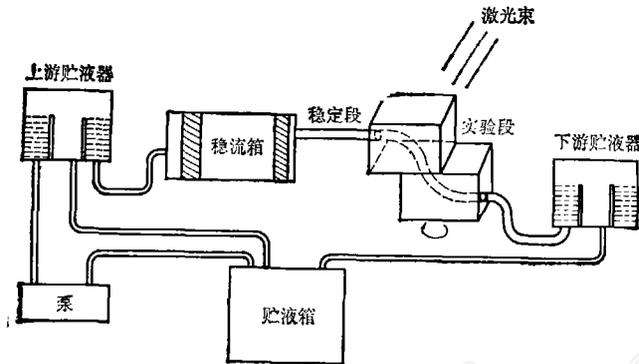


图 1 实验流动系统示意图

可能和模型材料的折射率一样。这样,从光学上讲,模型内壁和流体间的界面就不存在了。为达此目的,经多次试验,我们以邻苯二甲酸二丁酯为主体溶液,配制了实验流动介质,它的折射率和模型材料折射率之差小于  $10^{-3}$ 。

图 2 所示是两种实验模型。管道直径  $d = 2.3\text{cm}$ , 管轴曲率半径  $R = 3.2\text{cm}$ 。

$$\delta = \frac{d}{2R} = 0.3594.$$

**2. 测量系统** 测量仪器为丹麦 Dantech 公司的二维激光多普勒测速仪。氩离子激光器发出的激光,经光机系统分解为一束蓝光(波长  $0.488\mu\text{m}$ )、一束绿光 ( $0.514\mu\text{m}$ ) 和一束蓝绿混合光。利用这三束光的多普勒效应,测定两个互相垂直的速度分量,这两个速度分量所在的平面与前置透镜的光轴垂直。光机系统中有声光调制器,可分辨流向之正负。测点定位由系统中的三维位移机构实现,三个方向行程均为  $60\text{cm}$ , 测点区域(光斑)长度约为  $0.1\text{mm}$ ,为

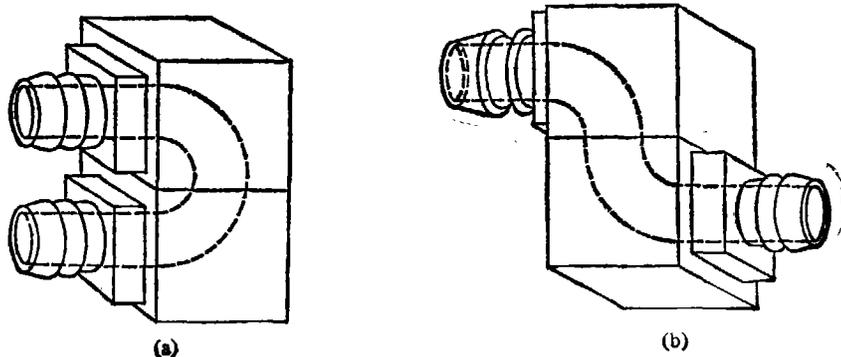


图 2 实验模型

((a) U 形管道, (b) S 型管道)

便于测量,流动介质里加入少量塑料微珠,微珠直径不超过 100 $\mu\text{m}$ 。

**3. 流动参数和实验过程** 对于弯管定常流动来说,动力学相似参数有二,即 Reynolds 数 ( $Re$ ) 和 Dean 数 ( $De$ ):

$$Re = \frac{\rho U_0 d}{\mu}, \quad De = \left(\frac{d}{2R}\right)^{\frac{1}{2}} \frac{\rho U_0 d}{\mu} = \delta^{\frac{1}{2}} Re,$$

这里  $\rho$  和  $\mu$  是流体的密度和粘度,  $U_0$  是平均流速。显然,  $Re$  是流动纵向惯性效应与粘性效应之比,而  $De$  则是横向惯性效应(离心力)与粘性力之比,二次流的特性主要取决于  $De$ 。

人体主动脉弓 Reynolds 数在 1200—5800 之间,  $De \approx 250$ —1000, 冠状动脉则  $Re \approx 9(100)$ ,  $De \approx 9(100)$ 。对于大血管流动模型实验来说, Reynolds 数相似问题比较复杂。测量表明,正常生理条件下,人体主动脉弓流动为层流,尽管平均 Reynolds 数超过 2000,而实验表明,刚性弯曲管道定常流动的转捩 Reynolds 数可低至 550<sup>[14]</sup>。因此,当我们用刚性模型来研究大血管流场特性时, Reynolds 相似准则应灵活运用,若拘泥于  $Re$  数相等,流动变为湍流,就失去了 Reynolds 相似准则的本意了。考虑到本实验的目的在于研究弯曲对大血管流动的影响,主要要求 Dean 数近似相同,而 Reynolds 数要求不高于 550,以确保层流。本实验中,  $De = 297$ —322;  $Re \approx 496$ —537。故符合相似性要求。

实验过程中测量断面和剖面的位置如图 3 所示。轴向位置用以曲率中心为顶点的方面角  $\alpha$  表示;周向位置则以周角  $\theta$  表示,取与前置透镜光轴相垂直的平面为参考面。这样,当  $\theta =$

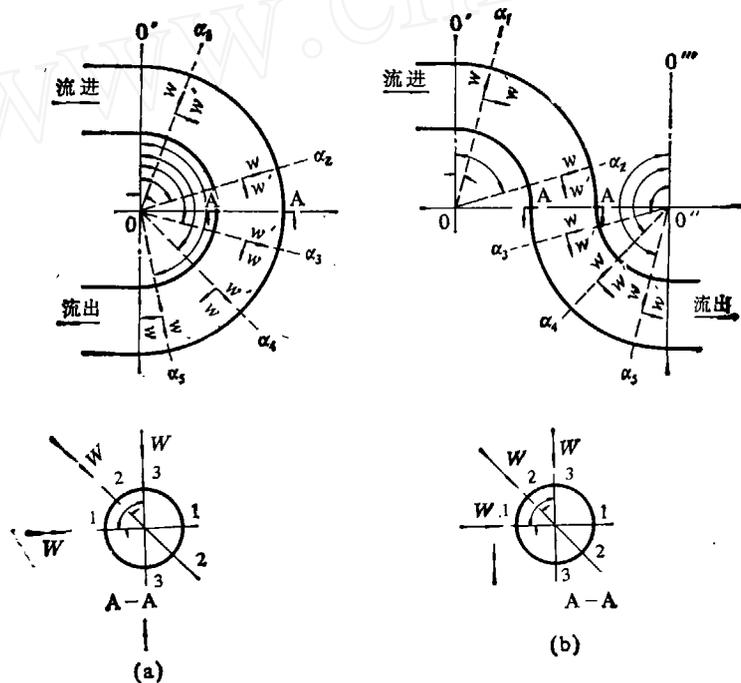


图 3 测量断面和剖面的位置

- ((a) U 型管道,  $\alpha_1 = 15^\circ, \alpha_2 = 75^\circ, \alpha_3 = 105^\circ, \alpha_4 = 135^\circ, \alpha_5 = 170^\circ$ ;  
1— $\theta = 0^\circ, 2$ — $\theta = 45^\circ, 3$ — $\theta = 90^\circ$ ( $\alpha_2 = 75^\circ$  时,  $\theta = 105^\circ$ ),
- (b) S 型管道,  $\alpha_1 = 15^\circ, \alpha_2 = 75^\circ, \alpha_3 = 105^\circ, \alpha_4 = 135^\circ, \alpha_5 = 165^\circ$ ;  
1— $\theta = 0^\circ, 2$ — $\theta = 45^\circ, 3$ — $\theta = 90^\circ$ )

$0^\circ$  时,测得的是轴向速度  $w(r)$  和径向速度  $u(r)$ ,  $r$  表示径向位置;当  $\theta = 90^\circ$  时,测得的是  $w(r)$  和周向速度  $v(r)$ ;而当  $\theta = 45^\circ$  时,测得的是  $w(r)$  和  $v'(r)$ ,  $v'(r) = u_1(r) + v_2(r)$ ,  $u_1$  和  $v_2$  分别为当地径向速度和周向速度的一部分。所以用二维 LDA 测得的结果,可以获得部分三维流场的信息。

每个模型测量 5 个断面,每个断面测量三个子午面,每个子午面取 21 个测点,离壁面最近的测点的距离是 1.5mm,其余测点间距为 1mm。测点位置用计算机控制。测量精度用同一断面上三个子午面中心轴上测得的轴向速度校核,结果表明,误差不超过 3%。

### 三、结果和讨论

#### 1. 轴向速度分布

图 4 和图 5 是 U 形和 S 形管道不同轴向位置 ( $\alpha$ )、不同子午面 ( $\theta$ ) 上轴向速度的分布。可见:

(1)  $\alpha_1 = 15^\circ$  (接近进口)时,  $w \approx w(r)$ , 与  $\theta$  近乎无关,接近于抛物型分布,这说明进口流动是充分发展的层流。但在下游各断面上,轴向速度分布因  $\alpha, \theta$  而异,即  $w = w(r, \theta, \alpha)$ 。所以,当 Dean 较大时,即使进口流动是充分发展的层流,轴向速度分布也是随轴向位置和周向位置而变化的,这要归因于二次流对主流的影响。现有理论分析<sup>[16]</sup>均假设  $w = w(r)$ ,这只适用于小 Dean 数流动。

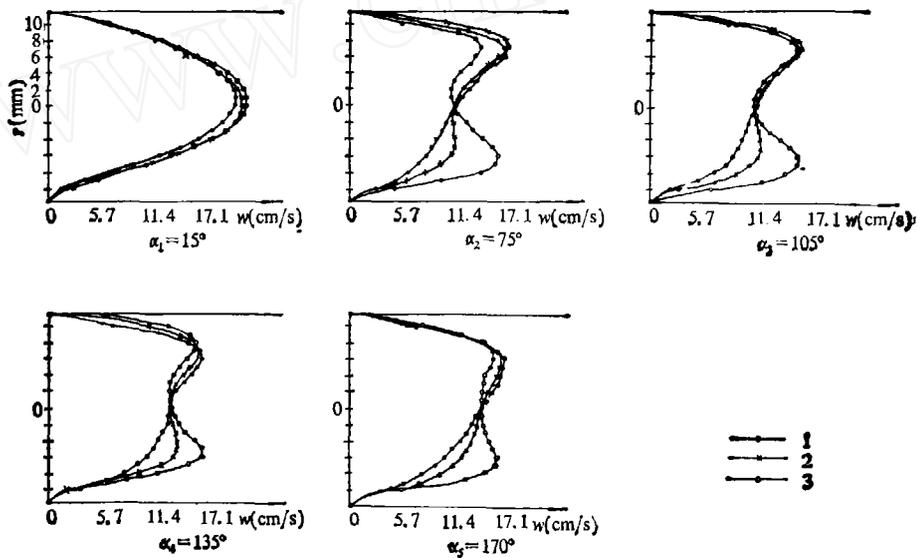


图 4 U 型管道不同断面上的轴向速度分布  
(1— $0^\circ$ , 2— $45^\circ$ , 3— $90^\circ$  ( $\alpha_2 = 75^\circ$  时,  $\theta = 105^\circ$ ))

(2) 无论是 U 型还是 S 型管道,测得的轴向速度处处为正,未观测到反向回流和死水区。这是因为当 Dean 数较大时,弯曲圆管内的流动是高度三维的。三维定常流动的分流不同于二维和轴对称流动,有正常分离和奇异分离两种形式。正常分离时分离流线与表面相切而脱体,不会引起反向回流。实验表明,当 Dean 数较高时,U 型和 S 型圆截面管道内流动分离均属正常分离,不存在奇异分离。这和 Agrawal 等人的实验结果定性一致。这一结果对于认识粥样硬

化的流体力学机理是很有意义的。在以往的研究中,人们往往应用倒流、死水区等概念来解释一些病理现象<sup>[17,18]</sup>。看来这是不恰当的。之所以造成这种错觉,原因可能有二: 1) 一些实验的 Dean 数较低,理论分析更限于小 Dean 数流动,此时流动接近于轴对称,只能发生奇异分离; 2) 用染色剂等流动显示方法难于区分正常分离和奇异分离。

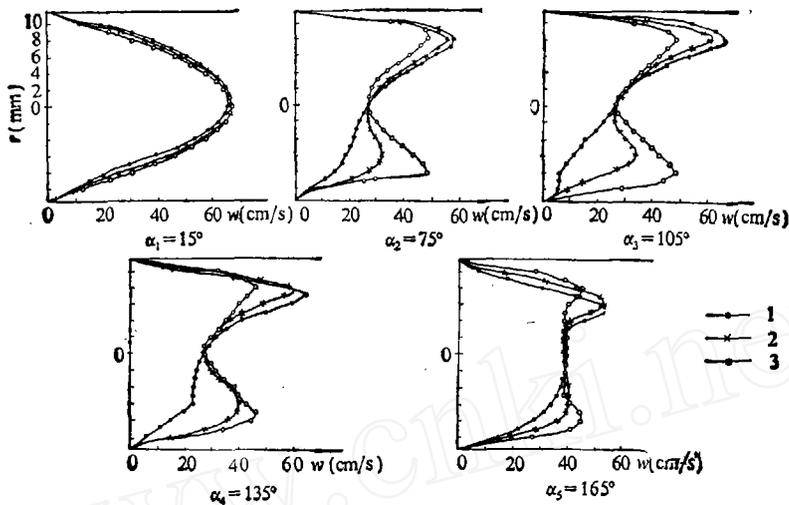


图 5 S 型管道不同断面上的轴向速度分布  
(1— $0^\circ$ , 2— $45^\circ$ , 3— $90^\circ$ )

(3) 同一断面、不同子午面上轴向速度分布的显著差异,也是由于二次流造成的。这里,有意思的是  $\theta = 90^\circ$  时(与弯曲平面垂直),轴向速度剖面呈现双峰,壁面剪应力在后侧相当大。

## 2. 二次流

图 6 和图 7 是 U 型和 S 型管道不同截面上横向速度的分布。 $\theta = 0^\circ$  (在弯曲平面内)时,测得的是径向速度分布  $u(r)$ ;  $\theta = 90^\circ$  时,测得的是周向速度分布  $v(r)$ ; 而  $\theta = 45^\circ$  时测得的横向速度是部分径向速度和部分周向速度的矢和。三者相结合,可以看出二次流发展的情况,对了解大血管弯曲部位流场的特征是有意义的。

由测量结果来看, Dean 数较高时,弯曲管道内充分发展的层流流动的二次流是相当复杂的,大体有如图 8 所示的三种类型。(a) 是常见的二次流型,以弯曲平面为界,形成两个大体对称的半圆形环流。(b) 主体部分为常见的一对环流,但在弯曲的内外两侧,以  $\theta = 0^\circ$  子午面为界各有两对小旋涡。每个小旋涡均和邻近主体环流的方向相反。主体环流区和两侧小涡之间一类似于‘驻点’的区域(因为流动是三维的)。以 U 型管道的  $\alpha_3 = 105^\circ$  截面为例,‘驻点’区是以  $\theta = 0^\circ$ ,  $r = 8-9\text{mm}$  (内侧)和  $\theta = 0^\circ$ ,  $r = 9-10\text{mm}$  (外侧)为中心的小区域。(c) 由主体环流和发生于弯曲内侧的、以  $\theta = 0^\circ$  平面为界的一对小旋涡构成,它们之间也有一个‘驻点’区域。以 S 型管道的  $\alpha_3 = 105^\circ$  断面为例,‘驻点’区域中心在  $\theta = 0^\circ$ ,  $r = 6-7\text{mm}$  (内侧)

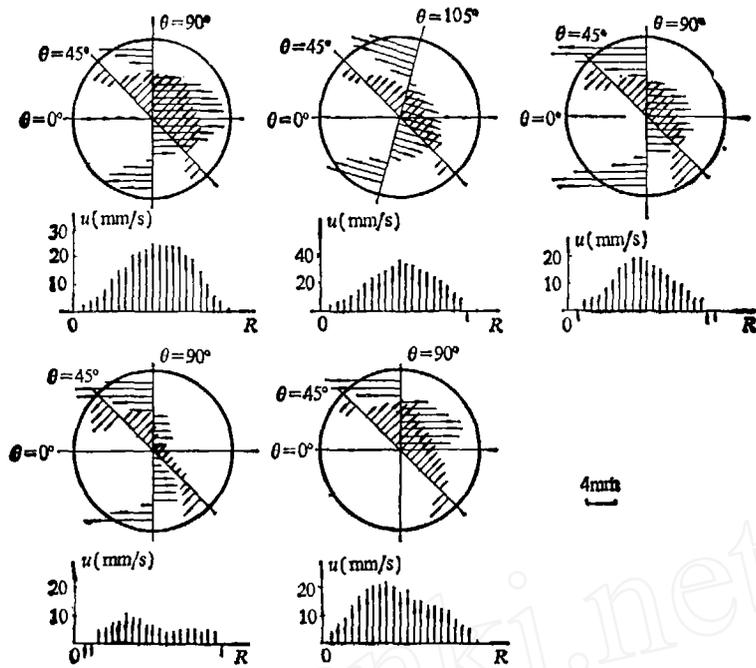


图 6 U型管道不同截面上横向速度分布

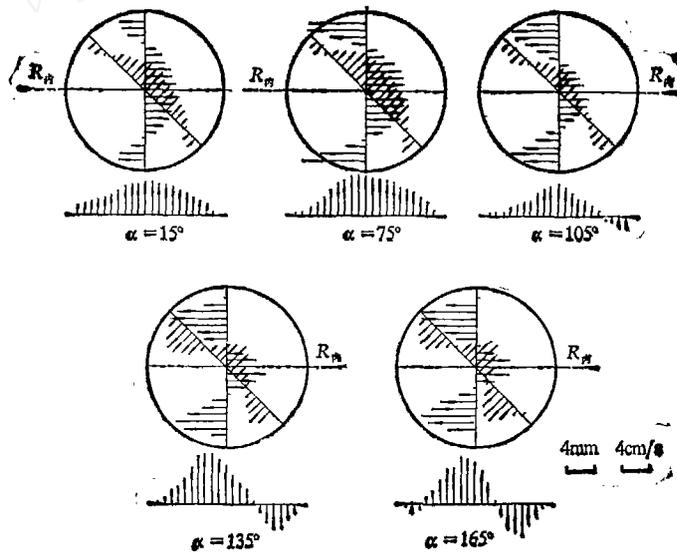


图 7 S型管道不同截面上横向速度分布

范围内。上述复杂的二次流型的形成，起因于流动发生正常分离后，脱体流面在主流惯性、离心力和粘性力的作用下，形成了空间螺旋形涡系。

实验表明，在弯曲管道进口区域，二次流为(a)型(常规二次流型)。对U型管道来说，当

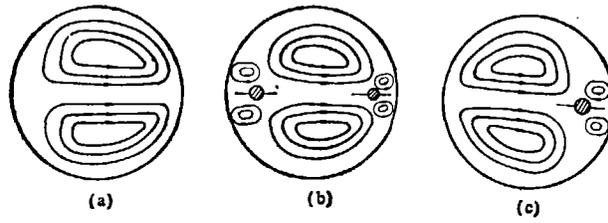


图 8 高 Dean 数时 U 型和 S 型管道内充分发展层流的二次流的三种流型  
 ((a) 常见的二次流型, (b) 主体环流区常见的一对环流, 以  $\theta = 0^\circ$  子午面为界各有两对小旋涡, 主环流区和小旋涡之间有类似于‘驻点’区域, (c) 由主体环流和以  $\theta = 0^\circ$  平面为界的一对小旋涡构成, 它们之间有一‘驻点’区域)

$\alpha > 15^\circ$  以后, 二次流由 (a) 型发展为 (b) 型, 但在接近于出口处又恢复为常规二次流型。对 S 型管道来说,  $\alpha \leq 75^\circ$  时, 二次流为 (a) 型; 当  $\alpha \geq 90^\circ$  后, 二次流为 (c) 型; 而当  $\alpha \rightarrow 180^\circ$  时, 二次流变为 (b) 型。这种差异是因为  $\alpha > 90^\circ$  以后, S 型管道曲率符号改变的缘故。

3. 壁面切应力分布

由轴向速度和周向速度分布, 可以算出流场轴向和周向切应力的分布:

$$\tau_a = \mu \frac{\partial w}{\partial r}, \quad \tau_\theta = \mu \frac{\partial v}{\partial r},$$

对  $\tau_\theta$  来说, 我们实际上只测出了  $\theta = 90^\circ$  处的值。图 9 是壁面切应力轴向分量的分布, 以

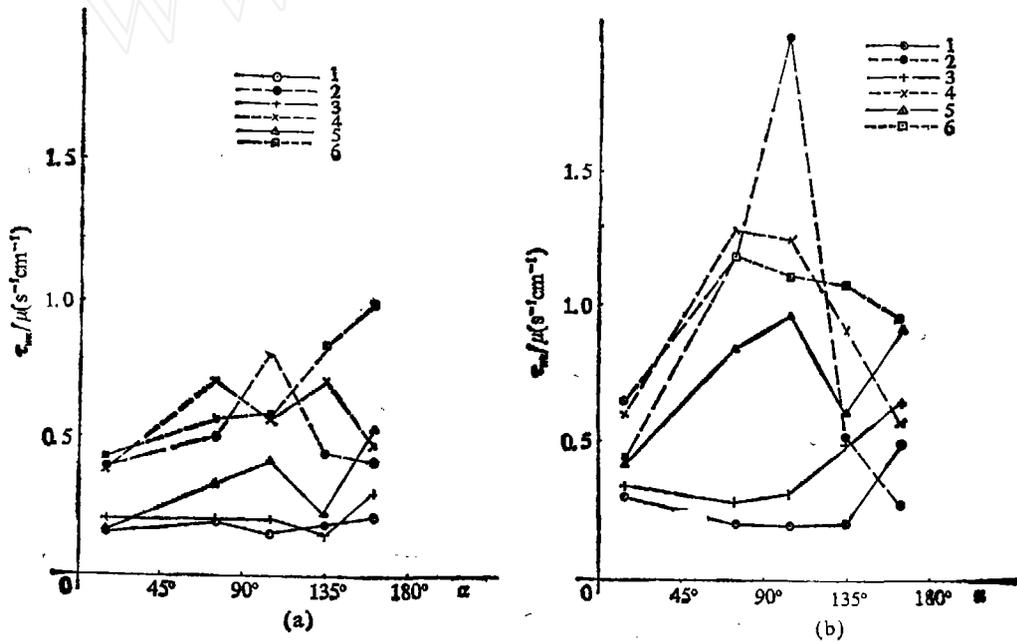


图 9 壁面切应力纵向分量  $\tau_{wa}$  的分布  
 ((a) U 型管道, (b) S 型管道, 1,2— $\theta = 0^\circ$ ; 3,4— $\theta = 45^\circ$ ; 5,6— $\theta = 90^\circ$ ;  
 1,3,5—内侧面点; 2,4,6—外侧面点)

$\frac{\tau_{wo}}{\mu} - \alpha$  的形式给出。可见:

(1) 在  $\theta = 0^\circ$  平面内, U 型管道内侧壁面切应力从上游到下游都比较小, 但不为零, 且符号不变。病理解剖表明, 对主动脉弓来说, 病变多发生于下降支的内侧和后侧。显然, 这不能简单地用壁面切应力的大小来解释。因为, U 型管道内侧壁面附近虽然为低剪应力区, 但在  $\alpha = 15^\circ - 170^\circ$  的范围内  $\tau_w$  的大小没有明显的变化, 都是低剪应力区, 因此低剪应力不能说明病变为什么发生在主动脉弓下游, 而不发生在上游。

(2) 对 S 型管道来说, 由于  $\alpha > 90^\circ$  后曲率改变符号, 故其下游壁面剪应力变化急剧。最显著的是  $\alpha = 105^\circ$  时内侧壁面剪应力有一很高的峰值, 而相应的外侧壁面剪应力很低, 仅为前者的  $\frac{1}{10}$ 。但  $\alpha > 105^\circ$  以后, 内侧  $\tau_w$  剧降,  $\alpha = 135^\circ$  时  $\tau_w$  的值仅为峰值的 22%。而与此同时, 外侧壁面剪应力显著增大。看来, 壁面剪应力的急剧改变对于血管内皮细胞构造和功能的影响, 可能比剪应力大小本身更有意义。

(3) 在  $\theta = 90^\circ$  平面内, U 型管道下游 ( $\alpha > 90^\circ$ ) 后侧壁面剪应力显著升高。而无论 U 型还是 S 型管道, 后侧壁面剪应力均明显高于前侧壁面剪应力。这种差异, 在下游更为显著。

#### 四、结 语

实验结果表明: (1) 当 Dean 数较高时, 由于二次流和主流的相互作用, 即使进口流动是充分发展的层流, 弯曲管道内流动轴向速度的分布也是随轴向和周向位置而变化的, 现有弯管流动理论不适用; (2) Dean 数较高时, 弯管内流动分离多属正常分离, 因而用回流、死水区等概念来解释血管弯曲部粥样硬化病变的发展似乎不够恰当; (3) Dean 数较高时, 正常分离流面与主流相互作用, 形成复杂的空间螺旋涡系, 二次流远比人们所熟知的形式复杂; (4) 用低剪应力或高剪应力来说明粥样硬化发生的流体力学条件似乎过于简单化了, 需要考虑诸如二次流类型、壁面剪应力随空间和时间的变化等更多的流体力学因素。这有待于今后的研究。

#### 参 考 文 献

- [1] 陶祖莱, 生物流体力学, 第八章, 科学出版社, 北京, 1984.
- [2] Lighthill, J., *Mathematical Fluid Dynamics*, S. I. A. M., Philadelphia, 1975.
- [3] Nerem, R. M. & Cornhill, J. F., *J. of Biomech. Eng.*, 102(1980), 181.
- [4] Bergel, D. H., Nerem, R. M. & Schwartz, C. J., *Atherosclerosis*, 20(1976), 253.
- [5] Fry, D. L., *Circulation Research*, 22(1968), 165.
- [6] Caro, C. G., Fitz-Gerald, J. M. & Schroter, R. C., *Proceedings of the Royal Society of London. B*, 117(1971), 109.
- [7] Karino, T. & Motomiya, M., *Biorheology*, 20(1983), 119.
- [8] Sabbah, H. N., Walburn, F. J. & Stein, P. D., *J. of Biomech. Eng.*, 106(1984), 272.
- [9] Lim, K. O., Kennedy, J. S. & Rodkiewicz, C. M., *J. of Biomech. Eng.*, 106(1984), 351.
- [10] Ku, D. N. & Giddens, D. P., *J. Biomechanics*, 20(1987), 407.
- [11] Agrawal, Y., Talbot, L. & Gong, K., *Journal of Fluid Mech.*, 85(1978), 497.
- [12] Bharadvaj, B. K., Mabon, R. F. & Giddens, D. P., *J. of Biomechanics*, 15(1982), 363.
- [13] Cooney, D. O., *Biomedical Engineering Principles*, Marcel Dekker Inc., 1976.
- [14] Roach, M. R., *Cardiovascular Fluid Dynamics*, (Ed. Bergel, D. H.), Vol. 2, Academic Press, London, New York, 1972.
- [15] 冈小天, 生物流变学(吴云鹏、陶祖莱译), 科学出版社, 北京, 1980.
- [16] Lyne, W. H., *Journal of Fluid Mech.*, 45(1971), 13.
- [17] 松信十八男, 脉管学, 12(1972), 155.
- [18] Fox, J. A. & Hugh, A. E., *Br. Heart J.*, 28(1966), 388.