

计及血浆层的局部狭窄血管内血液脉动流分析

王长斌¹ 柳兆荣¹

(戴世强推荐, 1995年6月2日收到)

摘 要

本文研究了血浆层的存在对局部狭窄血管内脉动流特性的影响。分析表明, 在狭窄区域内, 血浆层的存在明显地改变了血液流动的速度分布、纵向阻抗和压力梯度等特性, 但几乎不改变纵向阻抗和压力梯度的幅角; 而且这种影响与 Womersley 数、狭窄程度等因素有密切关系。分析血浆层影响下动脉狭窄流的特性, 对于认识动脉粥样硬化的病理特性有重要意义。

关键词 局部狭窄 血浆层 血管趋轴效应 脉动流 纵向阻抗 润滑效应

一、前 言

在动脉系统的一些部位(如动脉管的分叉与弯曲部位), 由于某种原因产生的血管内皮异常增生, 将会造成动脉管的局部狭窄。动脉局部狭窄对血液循环产生的一系列不良后果^[1], 对人体是十分有害的。这使得研究动脉局部狭窄的形成、发展及其对血液流动的影响具有重要意义。

由于狭窄区域内血液流动是十分复杂的, 目前对这一问题的研究多数集中在研究直圆管内具有局部狭窄的流动情况, 特别是具有轴对称缓慢狭窄的直圆管内的定常流^[2]或脉动流^[3], 而且在处理问题时认为血管内被均质的血液所充满。事实上, 血液在血管中脉动时, 由于血细胞的趋轴效应, 管中的血液分为两个不同的区域, 即具有红细胞的核心区和邻近管壁的血浆层。血浆层虽然厚度很薄, 其密度与核心区内血液的密度相差不大, 但粘度却与核心区内的血液的粘度有明显差别^[2]。

因此, 有必要在本文考虑血浆层的存在对具有局部狭窄的动脉管内血液脉动流的影响情况。

二、模型及其控制方程

为便于分析, 我们取图1所示的分析模型, 假定血管壁是刚性的, 而且是具有轴对称狭窄的直圆管; 血浆层和核心区有明显的界限, 血浆层和核心区内血液近似认为是牛顿流体^[2];

¹ 复旦大学应用力学系, 上海 200433

血浆层厚度 δ 与血管半径 R 相比非常小(即 $\delta/R \ll 1$),并且血浆层在均匀管段和狭窄区域内的不同位置具有相同的厚度;此外还认为所考虑的狭窄是缓慢狭窄,而且流动是层流^[2].

为确定起见,假定局部狭窄为如图2所示的余弦曲线^[3]:

$$\frac{R_1}{R_0} = 1 - \frac{\varepsilon}{2R_0} \left[1 + \cos \frac{\pi(x+x_0)}{x_0} \right] \quad (2.1)$$

这里 R_1 为狭窄区域内某一截面的半径, R_0 为均匀管段半径, ε 为最大狭窄厚度且 $\varepsilon/R_0 \ll 1$, $2x_0$ 为狭窄区域的长度, x 为轴向位置,取狭窄开始位置为 $x=0$.

在以上假设条件下,取如图1所示的柱坐标系,则血液的控制方程为^{[1][3]}:

$$\frac{\partial u}{\partial t} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial x} + \nu \left(\frac{\partial^2 u}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial u}{\partial r} \right) \quad (2.2)$$

$$0 = \frac{\partial p}{\partial r} \quad (2.3)$$

这里, x 和 r 为轴向和径向坐标, u 为 x 方向(即轴向)速度, p 为压力, ρ 为流体密度, t 为时间, $\nu = \mu/\rho$ 为动力学粘度, μ 为运动学粘度.

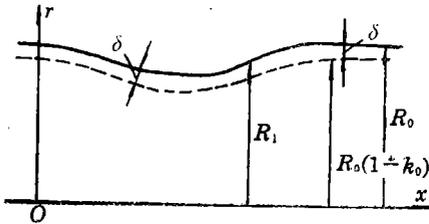


图 1

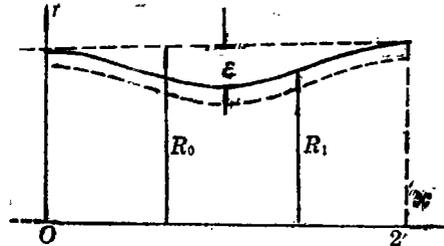


图 2

三、方程的解

由于压力 p 与 r 无关,仅是 x 和 t 的函数,不妨假设

$$p = \bar{p}(x) e^{j\omega t} \quad (3.1)$$

在这一激励下,速度将为

$$u = \bar{u} e^{j\omega t} \quad (3.2)$$

将上述两式代入方程(2.2)则有

$$\frac{\partial^2 \bar{u}}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial \bar{u}}{\partial r} - j \frac{\omega}{\nu} \bar{u} = \frac{1}{\rho \nu} \frac{\partial \bar{p}}{\partial x} \quad (3.3)$$

现令

$$u_1 = \bar{u} + \frac{1}{j\omega\rho} \frac{\partial \bar{p}}{\partial x}$$

方程(3.3)化为

$$\frac{\partial^2 u_1}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial u_1}{\partial r} + j^3 \frac{\omega}{\nu} u_1 = 0 \quad (3.4)$$

这是一个零阶Bessel方程,令 $y = r/R_0$, R_0 为均匀管段的半径,则上述方程进一步化为

$$\frac{\partial^2 u_1}{\partial y^2} + \frac{1}{y} \frac{\partial u_1}{\partial y} + j^3 \frac{R_0^2 \omega}{\nu} u_1 = 0 \quad (3.5)$$

管壁狭窄方程相应为

$$y_1 = 1 - \frac{\varepsilon_1}{2} \left[1 + \cos \frac{\pi(x+x_0)}{x_0} \right] \quad (3.6)$$

其中 $y_1 = R_1/R_0$, $\varepsilon_1 = \varepsilon/R_0$. 若记 $\alpha_0^2 = R_0^2 \omega/\nu$, 则方程(3.4)相应的解为

$$u_1 = C_1' J_0(j^{3/2} \alpha_0 y) + D_1' Y_0(j^{3/2} \alpha_0 y) \quad (3.7)$$

式中 C_1', D_1' 为只与 x 有关的待定系数, R^* 为管径 (在均匀段 $R^* = R_0$, 在狭窄区域 $R^* = R_1$), 则有

$$\begin{aligned} \bar{u} &= u_1 - \frac{1}{j\omega\rho} \frac{\partial \bar{p}}{\partial x} \\ &= C_1' J_0(j^{3/2} \alpha_0 y) + D_1' Y_0(j^{3/2} \alpha_0 y) - \frac{1}{j\omega\rho} \frac{\partial \bar{p}}{\partial x} \\ &= -\frac{R_0^2}{j\mu\alpha_0^2} \frac{\partial \bar{p}}{\partial x} \left[1 + C_1 J_0(j^{3/2} \alpha_0 y) + D_1 Y_0(j^{3/2} \alpha_0 y) \right] \end{aligned} \quad (3.8)$$

因而, 在血浆层内血流速度为

$$\bar{u}_p = -\frac{R_0^2}{j\mu_p \alpha_{0p}^2} \frac{\partial \bar{p}}{\partial x} \left[1 + C_1 J_0(j^{3/2} \alpha_{0p} y) + D_1 Y_0(j^{3/2} \alpha_{0p} y) \right] \quad (3.9)$$

在核心区内血流速度为

$$\bar{u}_c = -\frac{R_0^2}{j\mu_c \alpha_{0c}^2} \frac{\partial \bar{p}}{\partial x} \left[1 + C_2 J_0(j^{3/2} \alpha_{0c} y) + D_2 Y_0(j^{3/2} \alpha_{0c} y) \right] \quad (3.10)$$

为讨论方便, 记 $\alpha = \alpha_{0c}$, $\nu_{rc} = \nu_c/\nu_p$, $\rho_{rc} = \rho_c/\rho_p$, 则 $\alpha_{0p} = \sqrt{\nu_{rc}} \alpha$, 从而为

$$\bar{u}_p = -\frac{R_0^2}{j\mu_c \alpha^2} \frac{\partial \bar{p}}{\partial x} \left[\rho_{rc} + C_1 J_0(j^{3/2} \sqrt{\nu_{rc}} \alpha y) + D_1 Y_0(j^{3/2} \sqrt{\nu_{rc}} \alpha y) \right] \quad (3.11)$$

$$\bar{u}_c = -\frac{R_0^2}{j\mu_c \alpha^2} \frac{\partial \bar{p}}{\partial x} \left[1 + C_2 J_0(j^{3/2} \alpha y) + D_2 Y_0(j^{3/2} \alpha y) \right] \quad (3.12)$$

进一步由边界条件:

$y=0$ 时, \bar{u}_c 有限

$$y=k, \left(k = \frac{R^*}{R_0} - \frac{\delta}{R_0} \right) \text{ 时, } \bar{u}_c = \bar{u}_p, \mu_c \frac{d\bar{u}_c}{dy} = \mu_p \frac{d\bar{u}_p}{dy}$$

$y=y_1 = R^*/R_0$ 时, $\bar{u}_p = 0$

可得

$$D_2 = 0 \quad (3.13)$$

$$\rho_{rc} + C_1 J_0(\sqrt{\nu_{rc}} \tilde{\alpha} k) + D_1 Y_0(\sqrt{\nu_{rc}} \tilde{\alpha} k) = 1 + C_2 J_0(\tilde{\alpha} k) \quad (3.14)$$

$$C_1 J_1(\sqrt{\nu_{rc}} \tilde{\alpha} k) + D_1 Y_1(\sqrt{\nu_{rc}} \tilde{\alpha} k) = \frac{\mu_{rc}}{\sqrt{\nu_{rc}}} \cdot C_2 J_1(\tilde{\alpha} k) \quad (3.15)$$

$$\rho_{rc} + C_1 J_0(\sqrt{\nu_{rc}} \tilde{\alpha} y_1) + D_1 Y_0(\sqrt{\nu_{rc}} \tilde{\alpha} y_1) = 0 \quad (3.16)$$

其中 $\tilde{\alpha} = j^{3/2} \cdot \alpha$, $\mu_{rc} = \mu_c/\mu_p$. 联立求解方程(3.13)~(3.16)可得待定系数为

$$D_1 = N_1/N_2 \quad (3.17)$$

式中

$$\begin{aligned} N_1 &= 1 - \rho_{rc} + \frac{(-\rho_{rc}) \cdot \sqrt{\nu_{rc}}}{\mu_{rc}} \cdot \frac{J_0(\tilde{\alpha} k)}{J_1(\tilde{\alpha} k)} \cdot \frac{J_1(\sqrt{\nu_{rc}} \tilde{\alpha} k)}{J_0(\sqrt{\nu_{rc}} \tilde{\alpha} y_1)} \\ &\quad + \frac{\rho_{rc} \cdot J_0(\sqrt{\nu_{rc}} \tilde{\alpha} k)}{J_0(\sqrt{\nu_{rc}} \tilde{\alpha} y_1)} \end{aligned} \quad (3.18)$$

$$\begin{aligned}
N_2 = & Y_0(\sqrt{\nu_{r0}} \tilde{\alpha} k) - \frac{Y_0(\sqrt{\nu_{r0}} \tilde{\alpha} y_1) \cdot J_0(\sqrt{\nu_{r0}} \tilde{\alpha} k)}{J_0(\sqrt{\nu_{r0}} \tilde{\alpha} y_1)} \\
& - \frac{\sqrt{\nu_{r0}}}{\mu_{r0}} \cdot \frac{J_0(\tilde{\alpha} k)}{J_1(\tilde{\alpha} k)} \cdot Y_1(\sqrt{\nu_{r0}} \tilde{\alpha} k) \\
& + \frac{\sqrt{\nu_{r0}}}{\mu_{r0}} \cdot \frac{J_0(\tilde{\alpha} k)}{J_1(\tilde{\alpha} k)} \cdot J_1(\sqrt{\nu_{r0}} \tilde{\alpha} k) \cdot \frac{Y_0(\sqrt{\nu_{r0}} \tilde{\alpha} y_1)}{J_0(\sqrt{\nu_{r0}} \tilde{\alpha} y_1)}
\end{aligned} \quad (3.19)$$

此外

$$C_1 = \frac{-\rho_{r0} - D_1 Y_0(\sqrt{\nu_{r0}} \tilde{\alpha} y_1)}{J_0(\sqrt{\nu_{r0}} \tilde{\alpha} y_1)} \quad (3.20)$$

$$C_2 = \frac{\sqrt{\nu_{r0}}}{\mu_{r0} \cdot J_1(\tilde{\alpha} k)} [C_1 J_1(\sqrt{\nu_{r0}} \tilde{\alpha} k) + D_1 Y_1(\sqrt{\nu_{r0}} \tilde{\alpha} k)] \quad (3.21)$$

将上述结果代入关系式(3.11)与(3.12), 则得血浆层及核心区的速度分布为

$$u_o = \bar{u}_o e^{j\omega t} \quad (3.22)$$

$$u_p = \bar{u}_p e^{j\omega t} \quad (3.23)$$

由此, 可进一步求得通过血管任一横截面的流量Q为

$$Q = 2\pi R_0^4 \left(\int_0^k \bar{u}_o y dy + \int_k^{y_1} \bar{u}_p y dy \right) \cdot e^{j\omega t} = \frac{\pi R_0^4}{j\alpha_0^2 \mu_o} \cdot \left(-\frac{\partial p}{\partial x} \right) \cdot e^{j\omega t} \cdot \xi \quad (3.24)$$

式中

$$\begin{aligned}
\xi = & k^2 + (y_1^2 - k^2) \cdot \rho_{r0} + 2C_2 \frac{k J_1(k\tilde{\alpha})}{\tilde{\alpha}} \\
& + 2C_1 \frac{J_1(\sqrt{\nu_{r0}} y_1 \tilde{\alpha}) y_1 - J_1(\sqrt{\nu_{r0}} k\tilde{\alpha}) k}{\sqrt{\nu_{r0}} \cdot \tilde{\alpha}} \\
& + 2D_1 \frac{Y_1(\sqrt{\nu_{r0}} y_1 \tilde{\alpha}) y_1 - Y_1(\sqrt{\nu_{r0}} k\tilde{\alpha}) k}{\sqrt{\nu_{r0}} \cdot \tilde{\alpha}}
\end{aligned} \quad (3.25)$$

若记

$$F_{10}(x) = \frac{2J_1(x)}{xJ_0(x)}, \quad G_{10}(x) = \frac{2Y_1(x)}{xY_0(x)}$$

$$F'_{00} = \frac{J_0(\sqrt{\nu_{r0}} \tilde{\alpha} k)}{J_0(\sqrt{\nu_{r0}} \tilde{\alpha} y_1)}, \quad G'_{00} = \frac{Y_0(\sqrt{\nu_{r0}} \tilde{\alpha} k)}{Y_0(\sqrt{\nu_{r0}} \tilde{\alpha} y_1)}$$

将上述 C_1, C_2, D_2 表达式代入(3.24)式, 经整理有

$$Q = \frac{\pi R_0^4}{j\alpha_0^2 \mu_o} \cdot \left(-\frac{\partial p}{\partial x} \right) \cdot e^{j\omega t} \cdot N'_3 \quad (3.26)$$

式中

$$\begin{aligned}
N'_3 = & \rho_{r0} y_1^2 (1 - F_{10}(\sqrt{\nu_{r0}} \tilde{\alpha} y_1)) + k^2 (1 - \rho_{r0}) \cdot (1 - F_{10}(\sqrt{\nu_{r0}} \tilde{\alpha} k)) \cdot F'_{00} \\
& + [F_{10}(\sqrt{\nu_{r0}} \tilde{\alpha} k) \cdot F'_{00} - F_{10}(\tilde{\alpha} k) + \rho_{r0} (1 - F'_{00}) \cdot F_{10}(\tilde{\alpha} k)] \cdot D^*
\end{aligned} \quad (3.27)$$

$$D^* = M'_1 / M'_2 \quad (3.28)$$

$$\begin{aligned}
M'_1 = & (1 - \rho_{r0}) k^2 \cdot [G_{10}(\sqrt{\nu_{r0}} \tilde{\alpha} k) \cdot G'_{00} - F_{10}(\sqrt{\nu_{r0}} \tilde{\alpha} k) \cdot F'_{00}] \\
& + \rho_{r0} y_1^2 \cdot [G_{10}(\sqrt{\nu_{r0}} \tilde{\alpha} y_1) - F_{10}(\sqrt{\nu_{r0}} \tilde{\alpha} y_1)]
\end{aligned} \quad (3.29)$$

$$M'_2 = G_{10}(\sqrt{\nu_{r0}} \tilde{\alpha} k) \cdot G'_{00} - F_{10}(\sqrt{\nu_{r0}} \tilde{\alpha} k) \cdot F'_{00} + (F'_{00} - G'_{00}) \rho_{r0} \cdot F_{10}(\tilde{\alpha} k) \quad (3.30)$$

同时还可求得血管纵向阻抗为

$$Z_L = \frac{-\partial p / \partial x}{Q} = \frac{1}{N'_3} \frac{j\alpha_0^2 \mu_c}{\pi R_0^4} \quad (3.31)$$

考虑管壁无渗漏和刚性管假定, 根据流量守恒, 有

$$dQ/dx=0 \text{ 或 } Q=Q(0) \quad (Q(0) \text{ 为常数}) \quad (3.32)$$

设 $-d\bar{p}/dx=A$, 在 $R_1=R_0$ 时 (3.33)

则有

$$Q(0) = \frac{\pi R_0^4}{j\alpha_0^2 \mu_c} \cdot A \cdot e^{j\omega t} \cdot N'_{30} \quad (3.34)$$

式中

$$N'_{30} = N'_3|_{y_1=1, k=1-\delta/R_0} \quad (3.35)$$

将关系式(3.34)和(3.32)式代入式(3.26), 可得

$$-\frac{\partial \bar{p}}{\partial x} = A \cdot \frac{N'_{30}}{N'_3} \quad (3.36)$$

若不考虑血浆层时的血液流量为 Q_0 , 纵向阻抗为 Z_{L0} , 压力梯度为 Dp_0 , 即有

$$Q_0 = Q|_{\delta=0}, \quad Z_{L0} = Z_L|_{\delta=0}, \quad Dp_0 = (-\partial p / \partial x)|_{\delta=0} \quad (3.37)$$

这样我们可以定义以下无量纲量:

$$\hat{Q} = Q/Q_0 \quad (3.38)$$

$$\hat{Z}_L = Z_L/Z_{L0} \quad (3.39)$$

$$\hat{D}p = \left(-\frac{\partial p}{\partial x} \right) / Dp_0 \quad (3.40)$$

四、数值结果

本文通过数值计算, 讨论计及血浆层后狭窄动脉管中流动特征量的变化特征, 数值计算时, 假设血浆密度 $\rho_p = 1.03 \text{ g/cm}^3$, 粘度 $\mu_p = 1.2 \text{ cp}$, 全血密度为 $\rho_c = 1.05 \text{ g/cm}^3$, 全血粘度随切变率 $\dot{\gamma}$ 而变化, 但在高切变率时, μ_c 趋于一渐近值, 我们取以下一组数据:

对正常入血, $\dot{\gamma} = 384 \text{ s}^{-1}$, 压积 $H = 45\%$ 时, $\mu_c = 3.97 \text{ cp}$.

因之 $\mu_{rc} = 3.31$, $\rho_{rc} = 1.02$, $\nu_{rc} = 3.245$, 同时, 在计算中, 取狭窄长度 $2x_0 = 1.8 \text{ cm}$, 最大狭窄厚度取为 $\varepsilon_1 = \varepsilon/R_0 = 0.1$.

图 3 为 $x = 0.9$ 处, $k_0 = \delta/R_0 = 0.08$, $\alpha = 3.34, 4.72, 5.79$ 和 6.68 时, 在不同的 ωt 下, 考虑血浆层与不考虑血浆层时速度剖面的比较, ωt 从最下一条曲线起依次为 $0^\circ, 30^\circ, 60^\circ, \dots$, 由左到右, α 值依次为 $3.34, 4.72, 5.79$ 和 6.68 . 实曲线为计及血浆层的速度剖面, 虚曲线为无血浆层时的速度剖面, 考虑到模型的轴对称特性, 速度剖面只画出一半.

图 4 为 $\alpha = 3, 6, 9$ 时, 在狭窄区域内的不同位置, 计及血浆层后速度剖面与无血浆层时速度剖面的比较, 在计算中取压力梯度的相位角为 210° . 9 个小图从左到右每列依次为 $k_0 = \delta/R_0 = 0.04, 0.06, 0.08$, 从上到下每行依次为 $\alpha = 3, 6, 9$.

从图 3, 图 4 中我们可以看到, 在 k_0 为某一值时, α 值越大, 速度剖面受到血浆层的影响越小, 而且这种影响越来越明显地集中于血浆层及其附近, 在 α 数较小的情况下, 无论在血浆层还是核心区, 速度剖面的形状受到血浆层的影响都是比较大的; 而当 α 数确定, k_0 越大, 相应的速度分布较之不考虑血浆层时的改变也就越大, 这体现了血浆层在血液脉动中所起到的“润滑”作用. 血浆层的这种“润滑”作用受到 α 数、血浆层与管径的厚度比 k_0 等因素的

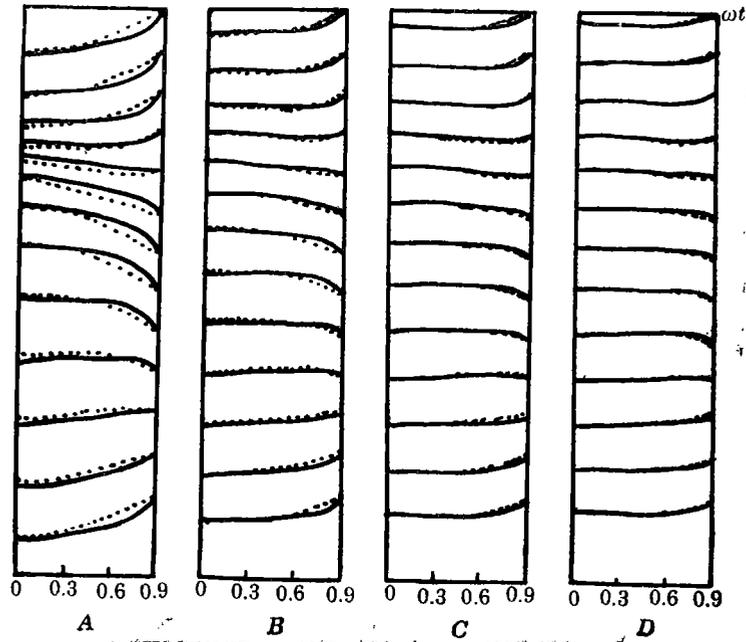


图 3

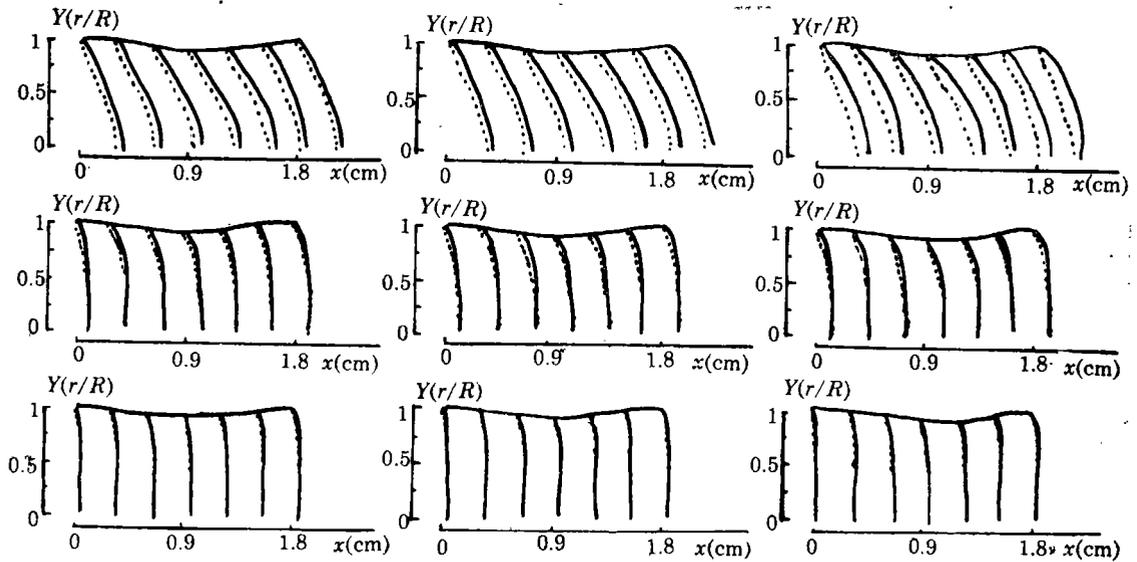


图 4

影响, 在 α 数较小或 k_0 较大时这种“润滑”作用就比较明显, 使得速度剖面与不考虑血浆层时速度剖面呈现较大差异; 而当 α 数增大或 k_0 减小时, 血浆层的这种“润滑”作用减弱, 血浆层对速度剖面的影响也就减小了。

从图 4 还可以看出, 越靠近最大狭窄位置, 血浆层的影响就越明显, 这是由于狭窄使管径减小导致血浆层在管径中的比例增大的结果, 这在以下几张图中表现得更明显。

图 5 为 $k_0=0.04, 0.06, 0.08$ 时, 在最大狭窄即 $x=0.9$ 处, 无量纲压力梯度 $\hat{D}p$ 的模

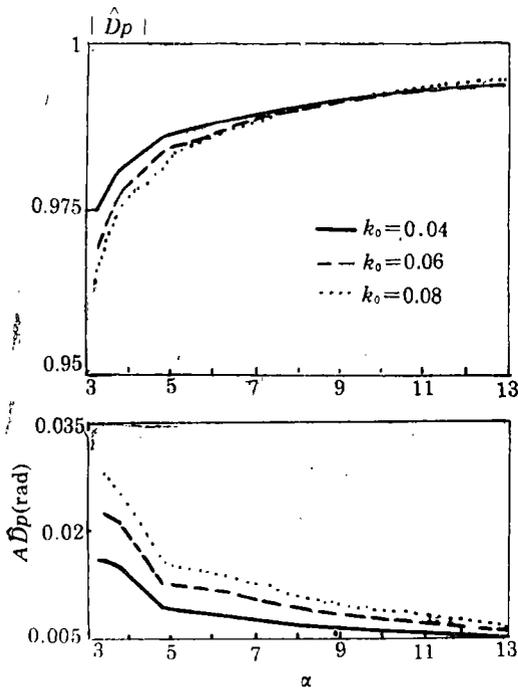


图 5

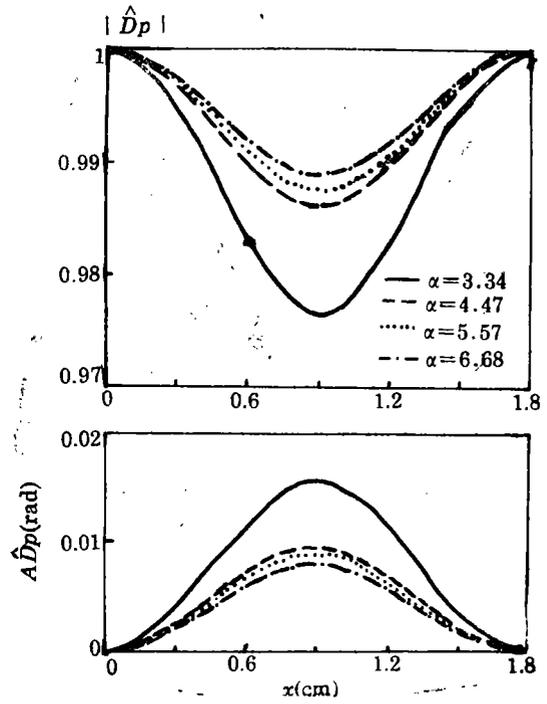


图 6

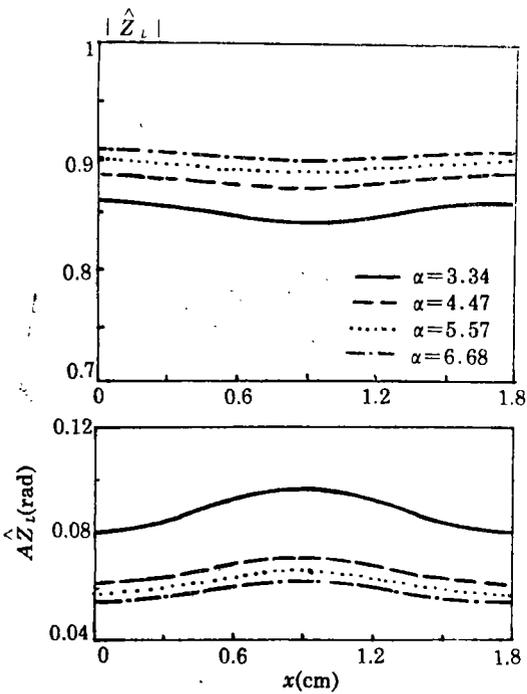


图 7

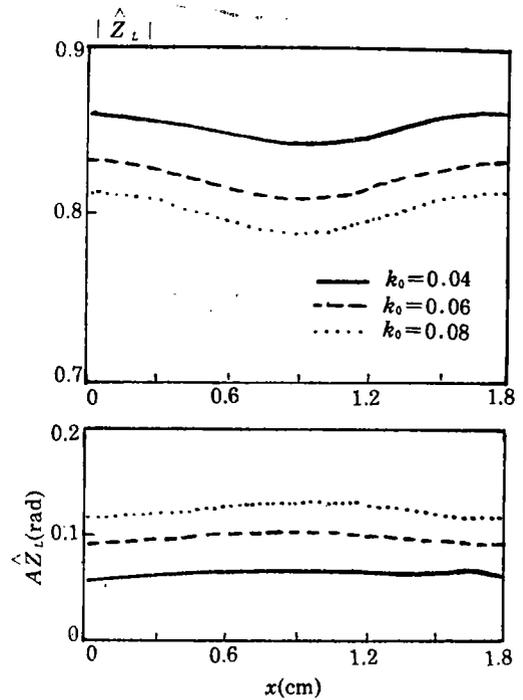


图 8

$|\hat{D}_p|$ 和幅角 $A\hat{D}_p$ 随 α 数的变化情况。

图6为 $\alpha=3.34, 4.47, 5.57$ 和 6.68 , 及 $k_0=\delta/R_0=0.08$ 时, 无量纲压力梯度 \hat{D}_p 的模 $|\hat{D}_p|$ 和幅角 $A\hat{D}_p$ 随 x 的变化情况。

图7为 $\alpha=3.34, 4.47, 5.57$ 和 6.68 , 及 $k_0=\delta/R_0=0.04$ 时, 无量纲纵向阻抗 \hat{Z}_L 的模 $|\hat{Z}_L|$ 和幅角 $A\hat{Z}_L$ 随 x 的变化情况。

图8为 $\alpha=3.34, k_0=\delta/R_0=0.04, 0.06$ 和 0.08 时, 无量纲纵向阻抗 \hat{Z}_L 的模 $|\hat{Z}_L|$ 和幅角 $A\hat{Z}_L$ 随 x 的变化情况。

从图5~8中可以看到, 由于狭窄的存在, 在狭窄区域内, 压力梯度和纵向阻抗已不再是常数, 而是一个随 x 及 α 数变化而变化的量。在 α 数变化时, 无量纲压力梯度 $|\hat{D}p|$ (或无量纲纵向阻抗 $|\hat{Z}_L|$) 的值总小于1, 这说明由于血浆层的存在, 使得狭窄区域内的压力梯度 (或纵向阻抗) 比没有血浆层时的压力梯度 (或纵向阻抗) 要小; 而狭窄得越厉害的位置, 压力梯度 (或纵向阻抗) 比较无血浆层时的压力梯度 (或纵向阻抗) 减小得也越多。这是因为在我们假定血浆层厚度不变的条件下, 狭窄造成了管径减小, 使得血浆层在管径中所占比例增大。正如我们看到的对于给定的 α 数和狭窄位置, 无量纲压力梯度 $|\hat{D}p|$ (或无量纲纵向阻抗 $|\hat{Z}_L|$) 随 k_0 的增大而减小 (图5、图8), 也就是说血浆层“润滑”作用的增强, 引起了压力梯度的降低和纵向阻抗的减小。实际上即使是均匀管段, 考虑血浆层时的压力梯度也应该比不考虑血浆层时的压力梯度要小。

从图5~8中可以看出血浆层的存在对无量纲纵向阻抗 $|\hat{Z}_L|$ 、无量纲压力梯度 $|\hat{D}p|$ 的幅角影响很小, 大约在 0.1 弧度以下。由于在生理状态下, k_0 的值不会很大, 所以可以近似地忽略血浆层对于纵向阻抗和压力梯度幅角的影响。

参 考 文 献

- [1] John R. Womersley, Oscillatory Flow of a Viscous Liquid in a Straight, Rigid, Circular Tube, Wadco. Technical Report TR., (1) (1957), 56—614.
- [2] 柳兆荣著, 《心血管流体力学》, 复旦大学出版社, 上海 (1986).
- [3] 吴驰、柳兆荣, 动脉狭窄对血液流速的影响, 上海力学, 16(3) (1995), 192—199.
- [4] 柳兆荣、覃开荣, 血浆层对小血管中脉动流的影响, 水动力学研究与进展, A辑, 8(1) (1993), 97—106.

Analysis of Oscillatory Flow in Consideration of a Plasma Layer in Arterial Stenoses

Wang Changbin Liu Zhaorong

(Department of Applied Mechanics, Fudan University,
Shanghai 200433, P. R. China)

Abstract

This paper presents the influences of plasma layer on the oscillatory flow in arterial stenosis. The analysis demonstrates that the existence of the plasma layer may obviously change the characteristics of flow such as velocity-profiles, longitudinal impedance and pressure gradient, but hardly change the phase of longitudinal impedance and pressure gradient. Besides, such influences vary with α and degree of stenosis. These analyses have special physiological significance in blood circulation systems.

Key words stenosis, plasma layer, tubular pinch effect, oscillatory flow, longitudinal impedance, smooth effects