

文章编号: 1000-0887(2000) 09-0954-07

血液粘弹性对动脉中脉搏波传播的影响^{*}

姚大康, 严育兵, 柳兆荣

(复旦大学 生物力学实验室, 上海 200433)

(戴世强推荐)

摘要: 以 Womersley 理论为基础, 将动脉中脉搏波复波速所满足的频率方程推广到粘弹血液情形, 得到了线性粘弹血管和线性粘弹血液情况下脉搏波复波速的一般关系式。应用此关系式, 讨论了血液粘弹性对动脉中脉搏波波速和波的衰减的影响。结果表明, 血液弹性对脉搏波传播的影响小于血管粘性的影响; 对大动脉, 血液弹性对脉搏波传播的影响可忽略。

关键词: 动脉; 脉搏波; 血液; 粘弹性
中图分类号: O368, O174 文献标识码: A

引言

血液具有粘弹性, 已是公认的事实。从 G. B. Thurston^[1,2,3,4]、S. Chien^[5] 等人对血液粘弹性的研究可以看到, 血液不仅对各种振荡流动表现出粘弹特性, 而且在某些情况下其弹性相当大。因此血液的粘弹性必然会对动脉中的血液脉动流动产生影响, 特别是对动脉中的脉搏波产生影响。J. R. Womersley 曾研究血管粘弹性对脉搏波传播的影响, 但至今未见有系统介绍血液粘弹性对脉搏波传播的影响, 特别是对脉搏波波速和脉搏波衰减因子的影响结果。

脉搏波是动脉管壁与其中的流动血液相互作用的结果。Womersley^[6] 在研究血管壁粘弹特性对脉搏波传播的影响时, 将血管壁的粘弹性用一个复弹性模量来定量描述, 并以这复弹性模量代替弹性管脉搏波波速所满足的频率方程中的实弹性模量, 从而得到了粘弹血管中脉搏波所满足的频率方程; 进而分析管壁粘弹特性对脉搏波传播的影响。

本文仿照 Womersley 讨论血管粘弹性对脉搏波传播影响的方法, 来讨论血液粘弹性对脉搏波传播的影响。首先用一个复粘性系数来描述血液的粘弹性, 并以此代替纯粘性血液所对应的频率方程中的粘性系数, 从而得到粘弹血液所满足的频率方程, 进而讨论血液粘弹性对脉搏波的波速和衰减的影响。研究结果表明, 血液弹性对脉搏波传播的影响小于血管粘性的影响, 对大动脉, 血液弹性对脉搏波传播的影响相当小, 通常可以不考虑。

1 频率方程

对于动脉中的血液脉动流, 由 Womersley 理论可知, 当假设血液是不可压缩牛顿流体, 流动是轴对称层流流动, 血管壁是各向同性的均匀 Hooke 弹性体, 血管壁是薄壁且不可压缩的, 血

* 收稿日期: 1999_03_12; 修订日期: 2000_05_22

作者简介: 姚大康(1963—), 江苏镇江人, 副教授, 博士。

管壁的变形是微小的,且脉搏波的波速远大于血液流速,同时血管半径远小于脉搏波波长,则可得圆频率为 ω 的脉搏谐波所对应的频率方程为^[7]

$$\left[\frac{Bh}{\rho R c^{*2}} \right]^2 (1 - F_{10})(1 - \sigma^2) - \left[\frac{Bh}{\rho R c^{*2}} \right] \left\{ \left[\frac{1}{2} - 2\sigma \right] F_{10} + 2 + \frac{\Omega}{\rho R} (1 - F_{10}) \right\} + \frac{2\Omega}{\rho R} + F_{10} = 0, \quad (1)$$

式中

$$\Omega = \rho_w H \left[1 - \frac{\omega_0^2}{\omega^2} \right], \quad B = \frac{E}{1 - \sigma^2}, \quad F_{10} = \frac{2J_1(j^{3/2}\alpha)}{j^{3/2}\alpha J_0(j^{3/2}\alpha)},$$

$j = \sqrt{-1}$, J_0 和 J_1 分别为零阶和一阶 Bessel 函数; ρ 为血液密度, ρ_w 为血管管壁密度; R 为血管半径, h 为血管壁厚, H 为血管壁的有效厚度; ω_0 为单位质量血管壁在周围结缔组织轴向弹性约束下的固有频率; σ 为血管壁的 Poisson 比, E 为血管壁的弹性模量; α 为 Womersley 数

$$\alpha = R \sqrt{\frac{\rho\omega}{\eta}},$$

η 为血液的粘性系数, c^* 为复波速, 且

$$\frac{1}{c^*} = \frac{1}{c} - j \frac{\beta}{\omega},$$

c 为圆频率为 ω 的脉搏波波速, β 为该脉搏波的衰减因子。

特别对纯弹性血管壁和纯粘性血液, 相应的频率方程为

$$\left[\frac{Eh}{\rho R c^{*2}} \right]^2 (1 - F_{10}) - \left[\frac{Eh}{\rho R c^{*2}} \right] \left\{ \left[\frac{1}{2} - 2\sigma \right] F_{10} + 2 + \frac{\Omega}{\rho R} (1 - F_{10}) \right\} + \left[\frac{2\Omega}{\rho R} + F_{10} \right] (1 - \sigma^2) = 0. \quad (2)$$

对于线性粘弹性血管壁, Womersley 引入了描述血管壁粘弹特性的物理量——复弹性模量 E_c

$$E_c = E(1 + j\omega\Delta E),$$

E 为粘弹管的储存模量, 反映粘弹管弹性部分的大小; $\omega\Delta E$ 为粘弹管的损失正切, 反映粘弹管粘性部分的相对大小。用复弹性模量 E_c 替换(2)式中的纯弹性模量 E , Womersley 得到了对应于粘弹性血管壁、粘性血液情况下的频率方程(即复波速所满足的方程)为

$$\left[\frac{E_c h}{\rho R c^{*2}} \right]^2 (1 - F_{10}(\alpha)) - \left[\frac{E_c h}{\rho R c^{*2}} \right] \left\{ \left[\frac{1}{2} - 2\sigma \right] F_{10}(\alpha) + 2 + \frac{\Omega}{\rho R} (1 - F_{10}(\alpha)) \right\} + \left[\frac{2\Omega}{\rho R} + F_{10}(\alpha) \right] (1 - \sigma^2) = 0. \quad (3)$$

以(3)式为基础, Womersley 讨论了血管壁粘弹性对脉搏波传播的影响。本文进一步以(3)式为基础, 讨论血液粘弹性对脉搏波传播的影响。

考虑线性粘弹性血液, 则其粘弹性可用复粘性系数 η_c 描述, 即

$$\eta_c = \eta(1 - j\Delta\eta/\omega),$$

其中 η 为血液的粘性系数, 用来描述粘弹性血液的粘性; $\Delta\eta/\omega$ 为血液复粘性系数的弹性部分的大小, 描述粘弹血液的弹性; 式中负号是为了使 $\Delta\eta/\omega$ 保持正值。根据文献[2], 取 ω 为基频, 可以得到不同管径所对应的血液弹性相对值 $\Delta\eta/\omega$ 及 $\Delta\alpha$ 的大小, 见表1, 其中, 实验时的血球压积为 50%, 血流剪切率在 $1s^{-1} \sim 2s^{-1}$ 范围内。由表1可见, 对于小血管, 在低流动剪切率情况下, $\Delta\eta/\omega$ 的量值可高达 46%, 且随着管径增大, $\Delta\eta/\omega$ 逐渐减小。事实上, 量 $\Delta\eta/\omega$ 的

值不仅随管径增大而减小,而且随高流动剪切率而大大降低,由文献[2]的实验结果可以看到,对于管径 R 为 1.2mm 圆管内的血液振荡流动,在流动剪切率为 $200s^{-1}$ 时,其 $\Delta\eta/\omega$ 为 0.18,

$|\Delta\alpha|$ 为 0.09。在正常生理情况下,动脉中血流的剪切率较高,且动脉管径一般较大,因此,动脉中的 $\Delta\eta/\omega$ 值实际上大大低于表 1 所列的大小,是一个小量。

表 1 管径与血液弹性值*

R mm	0.22	0.49	0.70	0.98	1.20	1.40	1.56
$\Delta\eta/\omega$	0.39	0.46	0.44	0.42	0.40	0.38	0.36
$ \Delta\alpha $	0.18	0.22	0.21	0.20	0.19	0.18	0.17

* 按文献[2]取值,血球压积为 50%,血流剪切率为 $1-2s^{-1}$

用复粘性系数 η_c 替换(3)式中的粘性系数 η ,则可得到在粘弹血管壁和粘弹血液情况下的频率方程为

$$\left[\frac{Eh}{\rho R c^* 2} \right]^2 (1 - F_{10}(\alpha_c)) - \left[\frac{Eh}{\rho R c^* 2} \right] \left\{ \left[\frac{1}{2} - 2\sigma \right] F_{10}(\alpha_c) + 2 + \frac{\Omega}{\rho R} (1 - F_{10}(\alpha_c)) \right\} + \left[\frac{2\Omega}{\rho R} + F_{10}(\alpha_c) \right] (1 - \sigma^2) = 0, \quad (4)$$

其中

$$F_{10}(\alpha_c) = \frac{2J_1(j^{3/2}\alpha_c)}{j^{3/2}\alpha_c J_0(j^{3/2}\alpha_c)}, \quad (5)$$

$$\alpha_c = \frac{\alpha}{\sqrt{1 - j\Delta\eta/\omega}}, \quad (6)$$

$$\alpha = R \sqrt{\frac{\rho\omega}{\eta}}. \quad (7)$$

(4)式建立了血液粘弹性物理量与脉搏波复波速之间的定量关系,本文将以此为出发点讨论血液粘弹性对脉搏波传播的影响。

2 复波速表达式

由(6)式可知

$$\alpha_c = \alpha \left[1 + \left[\frac{1}{\sqrt{1 - j\Delta\eta/\omega}} - 1 \right] \right] = \alpha(1 + \Delta\alpha), \quad (8)$$

式中 $\Delta\alpha = \frac{1}{\sqrt{1 - j\Delta\eta/\omega}} - 1$, 由于 $\Delta\eta/\omega$ 为小量,则 $\Delta\alpha$ 亦为小量,且 $\Delta\alpha$ 可展开成

$$\Delta\alpha = \frac{1}{2}j \frac{\Delta\eta}{\omega} - \frac{3}{8} \left[j \frac{\Delta\eta}{\omega} \right]^2 + \dots \quad (9)$$

而 $F_{10}(\alpha_c)$ 可展开成

$$F_{10}(\alpha_c) = F_{10}(\alpha(1 + \Delta\alpha)) = F_{10}(\alpha) + F_1(\alpha) \cdot \Delta\alpha + O((\Delta\alpha)^2), \quad (10)$$

其中

$$F_{10}(\alpha) = \frac{2J_1(j^{3/2}\alpha)}{j^{3/2}\alpha J_0(j^{3/2}\alpha)}, \quad (11)$$

$$F_1(\alpha) = 2 \cdot \left[1 - F_{10}(\alpha) - j \frac{\alpha^2}{4} F_{10}^2(\alpha) \right] \cdot \quad (12)$$

数值计算表明,当展开式(10)仅保留一阶小量时,在 $|\Delta\alpha| \leq 0.2$ 范围内,其相对误差小于6.0%;在 $|\Delta\alpha| \leq 0.1$ 范围内,其相对误差小于1.4%。

令 $x = Eh/\rho Rc^{*2}$,则(4)式可化为

$$x^2(1 - F_{10}(\alpha_c)) - x \left\{ \left[\frac{1}{2} - 2\sigma \right] F_{10}(\alpha_c) + 2 + \frac{\Omega}{\rho R} (1 - F_{10}(\alpha_c)) \right\} + \left[\frac{2\Omega}{\rho R} + F_{10}(\alpha_c) \right] (1 - \sigma^2) = 0 \quad (13)$$

若采用摄动法,令

$$x = x_0 + x_1 \cdot \Delta\alpha + x_2(\Delta\alpha)^2 + \dots \quad (14)$$

将(10)式、(14)式代入到(13)式,立即得到下式

$$\begin{aligned} & x_0^2(1 - F_{10}(\alpha)) - x_0 \left\{ \left[\frac{1}{2} - 2\sigma \right] F_{10}(\alpha) + 2 + \frac{\Omega}{\rho R} (1 - F_{10}(\alpha)) \right\} + \left[\frac{2\Omega}{\rho R} + F_{10}(\alpha) \right] (1 - \sigma^2) + \\ & \left\{ [2x_0x_1(1 - F_{10}(\alpha)) - x_0^2F_1(\alpha)] - \right. \\ & \left. \left[x_1 \left\{ \left[\frac{1}{2} - 2\sigma \right] F_{10}(\alpha) + 2 + \frac{\Omega}{\rho R} (1 - F_{10}(\alpha)) \right\} + x_0 \left\{ \left[\frac{1}{2} - 2\sigma \right] - \frac{\Omega}{\rho R} \right\} F_1(\alpha) \right] + \right. \\ & \left. (1 - \sigma^2) F_1(\alpha) \right\} \Delta\alpha + \\ & O((\Delta\alpha)^2) = 0 \end{aligned}$$

若仅考虑到 $\Delta\alpha$ 的一阶小量,则由上式可得到

$$x_0^2(1 - F_{10}(\alpha)) - x_0 \left\{ \left[\frac{1}{2} - 2\sigma \right] F_{10}(\alpha) + 2 + \frac{\Omega}{\rho R} (1 - F_{10}(\alpha)) \right\} + \left[\frac{2\Omega}{\rho R} + F_{10}(\alpha) \right] (1 - \sigma^2) = 0, \quad (15)$$

$$\left\{ 2x_0(1 - F_{10}) - \left[\left[\frac{1}{2} - 2\sigma \right] F_{10} + 2 + \frac{\Omega}{\rho R} (1 - F_{10}) \right] \right\} x_1 - \left\{ x_0^2 + x_0 \left[\left[\frac{1}{2} - 2\sigma \right] - \frac{\Omega}{\rho R} \right] + (1 - \sigma^2) \right\} F_1 = 0, \quad (16)$$

又由于

$$x = \frac{Eh}{\rho Rc^{*2}} = \frac{Eh}{2\rho Rc^{*2}} 2(1 + j\omega\Delta E) = \frac{c_0^2}{c^{*2}} \cdot 2(1 + j\omega\Delta E),$$

其中 $c_0 = \sqrt{Eh/2\rho R}$ 为Moens-Korteweg波速,则

$$\frac{c_0}{c^*} = \sqrt{\frac{x}{2}} \cdot \left[1 - j \frac{1}{2} \omega\Delta E \right], \quad (17)$$

由式(15)、(16)解出 x_0 、 x_1 ,代入(17)式,于是得到

$$\frac{c_0}{c^*} = \frac{c_0}{c^*} \cdot \left[1 - j \frac{1}{2} \omega\Delta E + \frac{1}{2} x_{10} \cdot \Delta\alpha \right], \quad (18)$$

其中

$$\left(\frac{c_0}{c^*} \right)^2 = \frac{x_0}{2} = G + \sqrt{G^2 - (1 - \sigma^2)J}, \quad (19)$$

$$x_{10} = \frac{x_1}{x_0} = \frac{2 \left(\frac{c_0}{c_0^*} \right)^2 - \left[\frac{\Omega}{\rho R} - \left(\frac{1}{2} - 2\sigma \right) \right] - \left(\frac{c_0}{c_0^*} \right)^{-2} \frac{1}{2} (1 - \sigma^2)}{\sqrt{G^2 - (1 - \sigma^2) J}} \cdot \frac{F_1(\alpha)}{1 - F_{10}(\alpha)}, \quad (20)$$

$$G = \frac{\left(\frac{1}{2} - 2\sigma \right) F_{10}(\alpha) + 2 + \frac{\Omega}{\rho R} (1 - F_{10}(\alpha))}{4(1 - F_{10}(\alpha))},$$

$$J = \frac{\frac{2\Omega}{\rho R} + F_{10}(\alpha)}{4(1 - F_{10}(\alpha))}.$$

进一步将式(9)代入到式(18), 得

$$\frac{c_0}{c^*} = \frac{c_0}{c_0^*} \cdot \left(1 - j \frac{1}{2} \omega \Delta E + j \frac{1}{4} x_{10} \cdot \frac{\Delta \eta}{\omega} \right), \quad (21)$$

这就是粘弹血液在粘弹血管中的脉搏波复波速一般表达式。由上面推导可以看到, 复波速表达式(21)是频率方程(4)的一阶近似解, 数值计算表明, 在 $\Delta \eta / \omega \leq 0.2$ 范围内, 解的相对误差小于 0.6%。在正常生理情况下, 血管壁在纵向方向上受到其周围结缔组织极大的约束, 即纵向极限强约束。对于这种纵向极限强约束情况, $K^* = \Omega / \rho R \rightarrow -\infty$, 则

$$\frac{c_0}{c_0^*} = \sqrt{\frac{1 - \sigma^2}{1 - F_{10}(\alpha)}},$$

$$x_{10} = \frac{F_1(\alpha)}{1 - F_{10}(\alpha)} = 2 \cdot \left(1 - \frac{j \frac{\alpha^2}{4} F_{10}^2(\alpha)}{1 - F_{10}(\alpha)} \right),$$

于是式(21)化为

$$\frac{c_0}{c^*} = \sqrt{\frac{1 - \sigma^2}{1 - F_{10}(\alpha)}} \cdot \left(1 - j \frac{1}{2} \omega \Delta E + j \frac{1}{4} x_{10} \cdot \frac{\Delta \eta}{\omega} \right). \quad (22)$$

进一步地, 当 $\alpha \ll 1$ 时, $F_{10}(\alpha) \approx 1 - j\alpha^2/8$, $x_{10} = -2$, 则式(22)化为

$$\frac{c_0}{c^*} = \sqrt{\frac{1 - \sigma^2}{1 - F_{10}(\alpha)}} \cdot \left(1 - j \frac{1}{2} \omega \Delta E - j \frac{1}{2} \cdot \frac{\Delta \eta}{\omega} \right), \quad (23)$$

而当 $\alpha \gg 1$ 时, $F_{10}(\alpha) \approx 2j/j^{3/2}\alpha + 1/(j^{3/2}\alpha)^2$, $x_{10} = -2j/j^{3/2}\alpha$, 则式(22)化为

$$\frac{c_0}{c^*} = \sqrt{\frac{1 - \sigma^2}{1 - F_{10}(\alpha)}} \cdot \left(1 - j \frac{1}{2} \omega \Delta E + \frac{1}{2j^{3/2}\alpha} \cdot \frac{\Delta \eta}{\omega} \right). \quad (24)$$

3 讨 论

下面利用式(21)来讨论血液的粘弹性对脉搏波传播的影响:

1) 若血管为弹性管壁, 血液为粘性流体, 即有 $\Delta E = 0$, $\Delta \eta = 0$, 则(21)式退化为

$$\frac{c_0}{c^*} = \frac{c_0}{c_0^*},$$

可见 c_0^* 为弹性血管壁、粘性血液情况下的复波速。事实上, 式(19)就是常见的(弹性血管、粘性血液情况下)复波速表达式, 反映了血管的弹性部分和血液的粘性部分对脉搏波传播的影响。

2) 若血液为粘性流体, 血管为粘弹性管壁, 即有 $\Delta \eta = 0$, 则(21)式退化为

$$\frac{c_0}{c^*} = \frac{c_0}{c_0^*} \cdot \left(1 - j \frac{1}{2} \omega \Delta E \right). \quad (25)$$

(25)式就是 Womersley 所得到的粘性血液在粘弹性血管中的复波速表达式^[6,7]。由此可见,关系式(21)清楚地表达了血管壁的粘、弹性和血液的粘、弹性与脉搏波复波速之间的关系。

3) 由式(21)可见,当血液的弹性相对值 $\Delta\eta/\omega$ 一定时,血液的弹性部分对脉搏波复波速的影响强弱,就依量 x_{10} 而定,由式(20)可见, x_{10} 为一复数,其与 σ, K^* 及 α 有关,对血管壁, $\sigma = 1/2$ 。图1给出了在无纵向约束($K^* = 0$)和纵向极限强约束($K^* \rightarrow \infty$)情况下, x_{10} 的实部及虚部随 α 数变化的情况,可以看出,不管是血管正常生理情况所对应的纵向极强约束情况,还是松弛血管病理情况所对应的无纵向约束情况,当 $\alpha > 4$

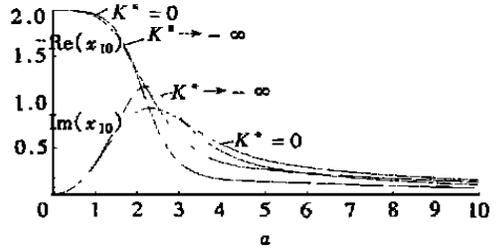


图1 x_{10} 的实部 $Re(x_{10})$ 及虚部 $Im(x_{10})$ 随 α 数变化

后, x_{10} 的实部和虚部都将很快趋近于零。而只有当 $\alpha < 2$ 时, x_{10} 的实部才有较大的值(约为 -2); 只有当 α 在 2 附近, x_{10} 的虚部才有较大的值(约为 1)。因此,在 α 数较小的情况下,血液的弹性对脉搏波的影响较强;在 α 数较大的情况下,血液的弹性对脉搏波的影响较弱。事实上,对于动脉中的血液脉动流动来说,当 α 数较小时,血液的惯性相对较弱,此时血液的粘性起主要作用,于是粘弹血液的弹性对血液的流动及脉搏波的传播影响相对较强,从式(23)可以看到,对于较小 α 数情况,血液的弹性对脉搏波的影响与血管壁的粘性相当;而从式(24)看到,当 α 数较大时,血液的弹性对脉搏波的影响与 Womersley 数成反比,即对于 α 数较大的大动脉,其脉搏波传播将不受血液弹性的影响,这正是由于当 α 数较大时,血液的惯性在血液流动中起主导作用,血液的粘、弹性所起作用相对较弱(特别是血液的弹性微弱)所导致的结果。

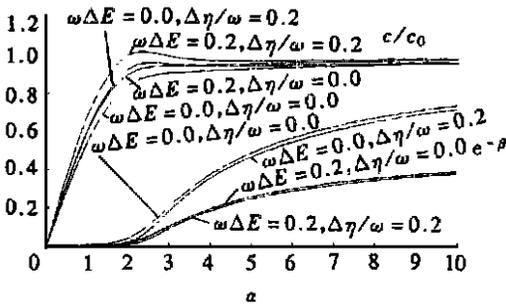


图2 无纵向约束 ($K^* = 0$) 情况下,血管粘弹性和血液粘弹性对相速度比 c/c_0 和每波长传输 $e^{-\beta}$ 的影响

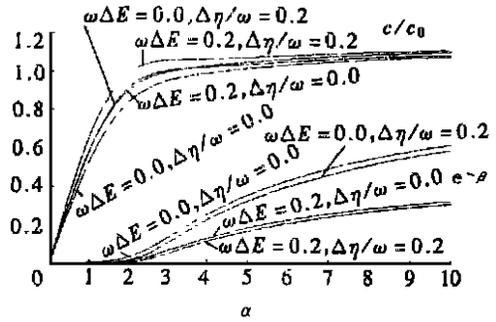


图3 纵向极限强约束 ($K^* \rightarrow \infty$) 情况下,血管粘弹性和血液粘弹性对相速度 c/c_0 和每波长传输 $e^{-\beta}$ 的影响

4) 图2、3分别是在无纵向约束和纵向极限强约束情况下,相速度比 c/c_0 和每波长传输 $e^{-\beta}$ 在不同 $\omega\Delta E$ 和 $\Delta\eta/\omega$ 值情况下随 α 数的变化情况。可以看到:(1) 血液弹性引起脉搏波波速增加、衰减增大(其中,最大增幅位置位于 $\alpha = 2$ 附近);在 $\alpha < 4$ 范围内,血液弹性引起的脉搏波波速变化较明显,而当 $\alpha > 4$ 以后,其引起的波速变化越来越小。(2) 血管粘弹性对脉搏波传播的影响较血液粘弹性对脉搏波传播的影响强(特别是对脉搏波衰减的影响)。当 α 数较大时,血液弹性对脉搏波的影响几乎消失,而血管粘性仍然强化了脉搏波的衰减。(3) 血管粘弹性对脉搏波的衰减影响较大,对脉搏波的相速度影响较小;与之相反,血液粘弹性对脉

搏波的衰减影响较小, 对脉搏波的相速度影响较大。

综上所述, 可以得到如下结论: 血液弹性对脉搏波传播的影响弱于血管粘性的影响; 对大的动脉血管, 血液弹性对脉搏波传播的影响基本上可忽略不计。

[参 考 文 献]

- [1] Thurston G B. Viscoelasticity of human blood[J]. *Biophys J*, 1972, **12**(9): 1205—1217.
- [2] Thurston G B. Frequency and shear rate dependence of viscoelasticity of human blood[J]. *Biorheology*, 1973, **10**(3): 375—381.
- [3] Thurston G B. Elastic effects in pulsatile blood flow[J]. *Microvasc Res*, 1975, **9**(2): 145—157.
- [4] Thurston G B. The effects of frequency of oscillatory flow on the impedance of rigid blood-filled tubes [J]. *Biorheology*, 1976, **13**(3): 191—199.
- [5] Chien S, King R G, Skalak R, et al. Viscoelastic properties of human blood and red cell suspensions [J]. *Biorheology*, 1975, **12**(6): 341—346.
- [6] Womersley J R. An elastic tube theory of pulse transmission and oscillatory flow in mammalian arteries[A]. Wright Air Development Center [R]. Technical report, WADC TR, 56_614, 1957.
- [7] 柳兆荣, 李惜惜. 血液动力学原理和方法[M]. 上海: 复旦大学出版社, 1997.

The Effects of Blood Viscoelasticity on the Pulse Wave in Arteries

YAO Da_kang, YAN Yu_bing, LIU Zhao_rong

(Biomchanics Laboratory, Fudan University, Shanghai 200433, P R China)

Abstract: Based on Womersley's theory, the frequency equation satisfied by a complex wave velocity of a pulse wave in arteries was generalized to viscoelastic blood, a general formula of the complex wave velocity with regard to both linearly viscoelastic arteries and linearly viscoelastic blood was obtained, and the effects of the viscoelastic property of blood on the phase velocity and the wave attenuation of the pulse wave using the formula systematically was discussed. It is concluded that the influence of the blood elasticity on the wave propagation of a pulse wave in arteries is weaker than that of the arterial viscosity and may be neglected in larger arteries.

Key words: artery; pulse wave; blood; viscoelasticity