

# 生理参数条件下传输性负载对 流固耦合管道流场的影响

李 白, 李晓阳

(北京工业大学机械工程与应用电子技术学院, 北京 100124)

**摘 要:** 为了揭示人体血管中流体-固体-负载之间的耦合关系, 通过理论推导和双向流固耦合的方法, 建立了一个完备的人体血液循环系统模型, 推导了血压振幅的理论解. 改变出口条件和管壁弹性模量, 共计算了8个算例. 模型成功模拟了压力波传播的现象, 压力与生理实际符合. 结果表明: 人体生理循环系统中血压的振幅由压力波传播性质决定, 血管内压力的模拟结果与理论解相互吻合, 负载在流固耦合系统中会产生二次压力波, 压力波和负载为血管的力学模型中需要考虑的2个重要因素.

**关键词:** 双向流固耦合; 压力波传播; 传输性负载; 二次反射波; 血流动力学模拟

中图分类号: Q 66

文献标志码: A

文章编号: 0254-0037(2016)05-0660-08

doi: 10.11936/bjtu2015050060

## Effect of Transmission Loads on Physiological Parameter-based Fluid-Structure Interaction Pipes

LI Bai, LI Xiaoyang

(College of Mechanical Engineering and Applied Electronics Technology, Beijing University of Technology,  
Beijing 100124, China)

**Abstract:** To reveal the form of the coupling relationship among the flow, the solid and the load in the human arterial system, two-way fluid-structure interaction was used to build an idealized complete human arterial system model. Eight cases were simulated under different outlet conditions and Young's modulus. This model successfully simulated the pressure wave propagation, and the pressure accorded with the physiological reality. Results show that theoretical researches of pressure wave are identical with the simulate results. Transmission load can produce a secondary pressure fluctuation. The influences of the pressure wave and transmission load are considered for construction of the hemodynamic model.

**Key words:** two-way fluid-structure interaction; pressure wave spread; transmission load; secondary pressure fluctuation; hemodynamic simulation

随着计算技术的发展, 流固耦合技术被广泛应用于很多领域的流体力学计算之中. 而在血流动力学的研究中, 双向流固耦合技术被应用在许多大血管的流动研究之中. 但是, 如何描述固体变形对流场的影响是非常困难的. 在近年来的血流动力学研

究中, 研究者的关注点也往往在于生理结构的失效上, 并且广泛采用固定压力出口<sup>[1]</sup>, 因而对管道内耦合的形式和流场改变对出口的影响, 并没有做系统的研究.

在管道流固耦合问题中, 在管道内会产生压力

收稿日期: 2015-05-20

基金项目: 高等学校博士学科点专项科研基金项目(20101103110001)

作者简介: 李 白(1987—), 男, 博士研究生, 主要从事血流动力学和流体力学方面的研究, E-mail: litai bai1987@126.com

波的传播现象. 一维压力波波速被 Young 首先推导出来,并被命名为 Moens-Korteweg 波速<sup>[2]</sup>. 根据 Asmar 专著中的结论<sup>[3]</sup>,人体大血管内的压力波波速大概在 5~10 m/s,与大动脉血管的尺度接近. 所以,在人体血管的模拟研究中,特别是长血管的研究中,需要考虑压力波传播所造成的影响.

此外,在《McDonald's Blood Flow in Arteries》专著中的测量结果,明显看到了拥有二次波的复杂的压力波形<sup>[4]</sup>,该二次波是负载产生了反射而产生的,因而需要构建一个完备有负载的血管模型,才能正确模拟生理血管中复杂的压力波形. 人体血管循环系统的由于尺度、压力、管壁弹性的不同,各部分之间的性质差异很大. 而根据《Prandtl's Essentials of Fluid Mechanics》的定性描述,小血管树中的流动属于一种传输性负载<sup>[5]</sup>. 在 Dong 的研究中,多孔介质渗流被选择为流场的出口条件<sup>[6]</sup>. 因而,本文选择使用多孔介质渗流作为传输性负载进行研究.

据此,本文基于流场中压力波的传播与结构,以一个理想化的动脉循环系统模型为例,对流体和固体的耦合作用进行分析,并研究了传输性负

载对流场的影响. 进而提出了一个符合人体生理的血流动力学模拟的流固耦合基本模型,与人体生理现象对比后,解释了人体血压的产生、波形和影响因素.

## 1 理论

### 1.1 基于厚壁桶理论的压力波波速理论推导

根据压力波在管道内传播的过程,在单位时间内,流场入口输入的流量全部被储存在由于波面推进管壁扩张而增加的流场之中. 同时,由于普遍认为血液为不可压缩的流体,流场入口输入的动能,全部用于推进波面前移. 理想状态下,波前波后压力会有明显差异.

图 1 为理想化压力波形成传播的示意图. 考察压力波在单位时间内影响的区域,流场入口流入的流体全部储存在压力波影响范围内的管壁变形之中. 因而,基于不可压缩无黏性的流体,管道内的压力波波速存在关系

$$v_z A dt = 2\pi r \Delta r v_p dt \quad (1)$$

式中:  $v_z$  为流场入口速度;  $A$  为管道截面积;  $r$  为管道半径;  $v_p$  为管道内压力波传播速度.

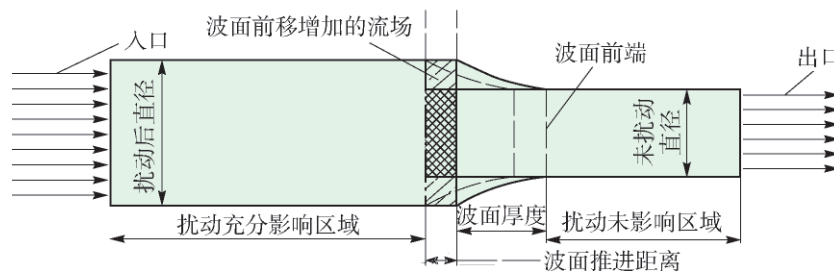


图 1 理想化的压力波传播示意图

Fig. 1 Ideal schematic of pressure wave propagation

根据厚壁桶的管壁位移解,

$$\Delta r = \frac{r^3 \Delta P}{E(R^2 - r^2)} \left[ \frac{(1 + \nu)(r + h)^2}{r^2} + (1 - \nu) \right] \quad (2)$$

式中:  $E$  为管壁弹性模量;  $h$  为管壁厚度;  $\nu$  为泊松比;  $\Delta P$  为压力波前后的压力变化量.

将式(2)带入式(1)经过简化得到

$$v_p = \sqrt{\frac{Eh}{2\rho(1+\nu)} \frac{r(2r+h)}{(r+h)^2 + r^2(1-\nu)}} \quad (3)$$

可以看出,管道内压力波的波速与管道的弹性模量、管径、管壁厚度、泊松比、流体的密度有关.

压力波波面是划分波前与波后的分界线,如图 2 所示. 流体在波面之内从初始状态被加速到波面

之后的流动状态. 因此,当压力波波速增加时,单位时间内波面前移的长度会增加,加速其中流体所需的动量也会升高. 如果仅考虑流体推动波面所需的压力,基于不可压缩无黏性的 N-S 方程,可以推导出波面前后压力差与波速的关系为

$$\Delta P = v_p \rho v_p \quad (4)$$

该式揭示了由于压力波传播而带来的波面前后的压力梯度,以及其影响因素. 而在生理血管中,这个压力梯度是血压的振幅的一部分,其他组成部分包括黏性和外形等带来的压力梯度.

此外,压力波的厚度也有重要影响. 如果压力波的前端不受任何影响,则式(4)在管道压力波传播问题中始终成立. 但是如果压力波的前端到达了

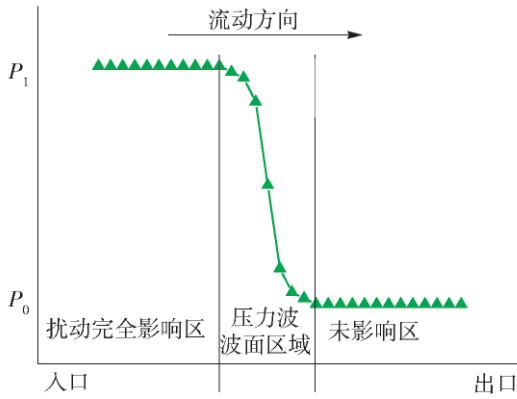


图2 压力波传播问题管道内压力分布  
Fig.2 Pressure distribution of pressure wave

某种扰动,则压力波面自身的形态无法保持,管道内的压力波传播就会出现变化.以自由出口为例,压力波的一部分自由流出流场,则需要被加速的波面减少,推动压力波前进的压力就会降低.

### 1.2 流场传输性负载出口对压力分布的影响

传输性负载作为一种流场的负载形式,其具体表现形式是传输性负载(统称为负载).根据作用于其上的压力梯度而确定准许通过的流量.在一般的刚性管道流动问题中,由于流体不可压缩,由入口进入流场的流体不能储存在管壁变形之中,因而负载对流场的影响仅在于对管道内压力的改变上.而在弹性管道流动问题中,受到负载的阻碍作用,流体不能自由流出流场,一部分流体会储存在管壁之中.对于瞬态问题,在一个周期之中,受到负载的阻碍作用,流体流出流场的速度会在一个周期内被重新分配.根据质量守恒和能量守恒,在输入的流量和能量不变的情况下,负载使得流出流场的阻力增大,会使得流出流场的流量减少,管壁内储存的流体和应变能增加.当入口输入的质量和能量降低时,储存在管壁中的流体和应变能会流入流场,对管道中的流体进行加速,从而产生一个反射波.而根据负载阻碍作用的大小,这个反射波的形态和作用机理会

发生变化.

## 2 计算方法

### 2.1 研究方法

本文选择了有负载和无负载的双向流固耦合的长直管作为研究对象.在生理中,该模型结构为从主动脉弓开始延伸到毛细血管的整个循环系统.如表1所示,为了揭示压力波的传播与流场内波结构,本文研究了3种弹性模量下无负载和有多孔介质渗流负载的算例,并与人体循环系统的特性进行对比.同时为了研究负载对流场的影响,本文研究了相同弹性模量下不同负载的算例.

根据式(3)计算,可得上述算例的压力波波速,当弹性模量为0.25 MPa时,  $v_p = 4.44$  m/s;当弹性模量为0.5 MPa时,  $v_p = 6.28$  m/s;当弹性模量为1 MPa时,  $v_p = 8.88$  m/s.

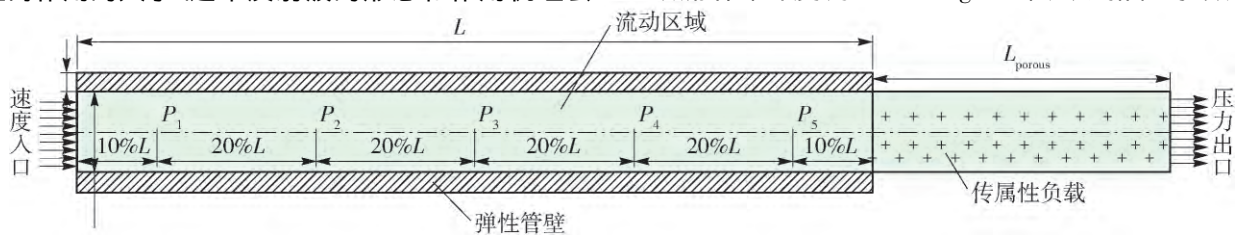
表1 算例及其参数(Case2和Case6分别为无负载和有负载的对照组算例)

Table 1 Parameters of the cases (case2 and case6 are the control groups of the research)

算例	E/MPa		
	0.25	0.50	1.00
无负载	Case1	* Case2*	Case3
渗透率 $k = 2.0 \times 10^{-7}$		Case4	
渗透率 $k = 1.0 \times 10^{-7}$	Case5	* Case6*	Case7
渗透率 $k = 0.5 \times 10^{-7}$		Case8	

### 2.2 计算方法与基本参数

本文选用CFD-ACE软件进行计算.如图3所示,模型拥有1 m长的流固耦合直管道和0.3 m长的多孔介质渗流管道,管径为20 mm,管壁厚度为2 mm.其中,流动的流体是性质近似于血液的牛顿流体,密度为  $1050$  kg/m<sup>3</sup>,动力黏性系数是



$P_1$  位于0.1 m位置;  $P_2$  位于0.3 m位置;  $P_3$  位于0.5 m位置;  $P_4$  位于0.7 m位置;  $P_5$  位于0.9 m位置.

图3 理想化有多孔介质渗流负载的流固耦合模型

Fig.3 Model of the ideal fluid-structure interaction model with transmission loads

0.003 5 Pa·s<sup>[7]</sup>. 弹性管壁的密度为 1 120 kg/m<sup>3</sup>, 对照组算例的杨氏弹性模量为 0.5 MPa<sup>[8]</sup>,泊松比为 0.49<sup>[9]</sup>. 对照组算例的多孔介质渗流的渗透率为 1 × 10<sup>-7</sup> m<sup>2</sup>,孔隙率为 100%.

该研究中,多孔介质渗流区域内的控制方程为

$$Q = \frac{kA\Delta P}{\mu L} \quad (5)$$

式中:  $k$  为渗透率;  $Q$  为截面的流量;  $A$  为流场的截面积;  $\mu$  为流场动力黏性系数;  $L$  为多孔介质管道长度;  $\Delta P$  为压力变化量.

### 2.3 边界条件

为了研究流体波结构对流场的影响,选择了速度方波的入口条件和自由出口. 入口条件和出口条件如图 4 所示,图中截取了 2 个周期(0 ~ 1.6 s). 0 ~ 0.22 s 入口速度保持为 0.8 m/s<sup>[10]</sup>,0.22 ~ 0.8 s 入口速度保持为 0 m/s.

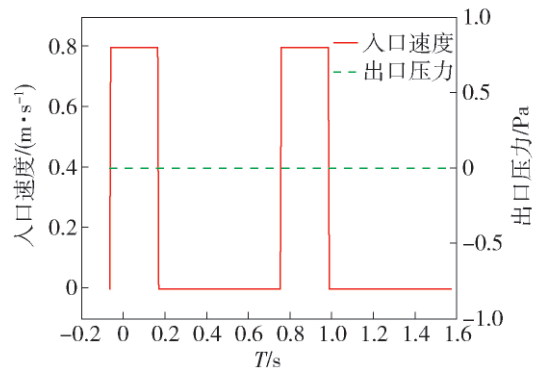


图 4 入口与出口条件

Fig. 4 Inlet and outlet conditions

## 3 结果与讨论

### 3.1 压力波的传播与压力波面前后压力梯度

图 5 为 Case1 ~ Case8 的中心线压力图,6 条线

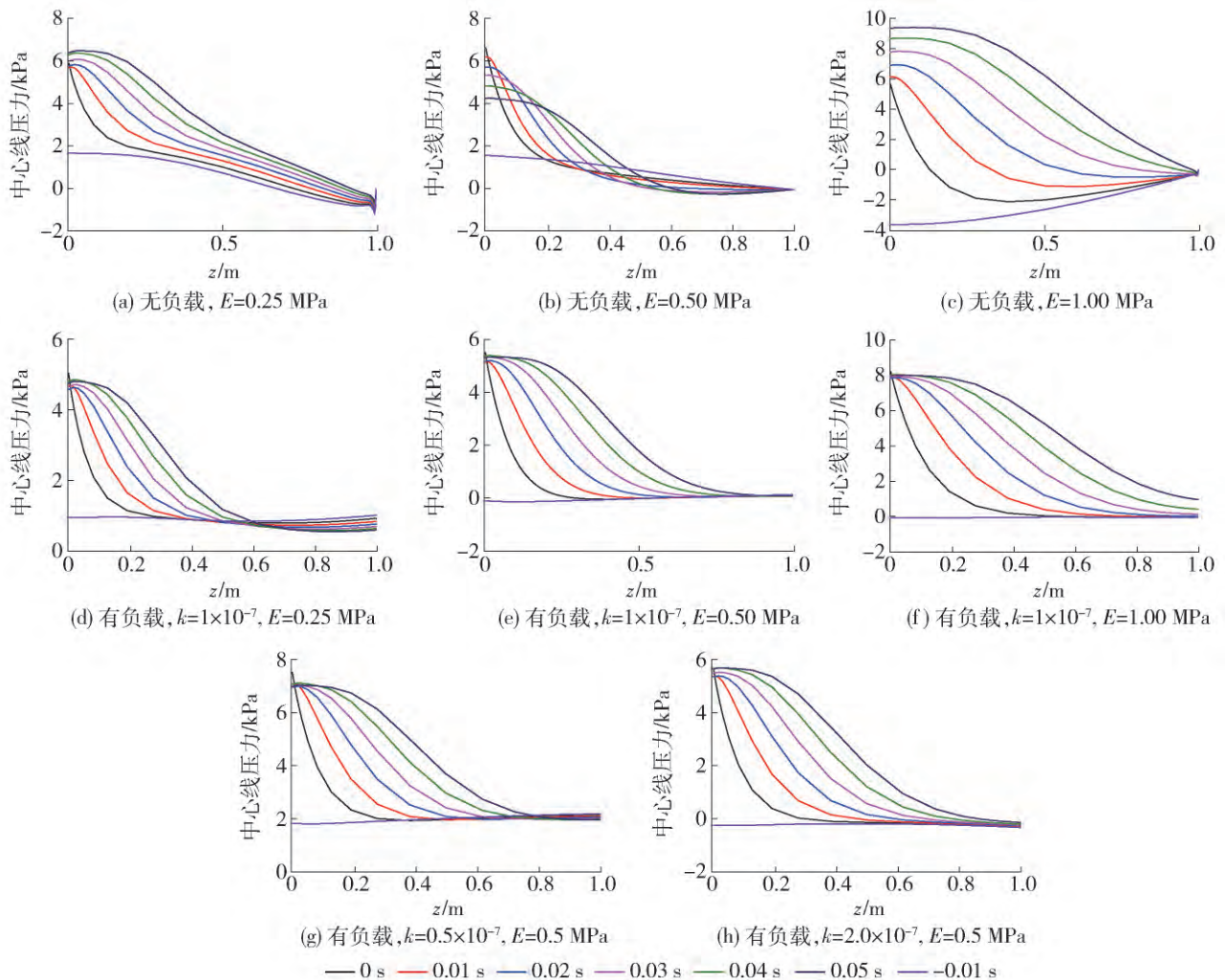


图 5 -0.01 ~ 0.05 s 流场中心线压力曲线

Fig. 5 Center pressure of the flow field during -0.01 ~ 0.05 s

分别代表了  $-0.01 \sim 0.05$  s 的 6 个时刻. 由于流场入口条件  $0.00$  s 时速度为  $0.8$  m/s, 因而  $-0.01$  s 最接近流场的初始条件.

由图 5 可以明显看出压力波产生与传播的过程. 研究有负载不同弹性模量的结果, 对比图 5(d) (e) (f), 可以看出, 压力波波速是随着弹性模量的增加而增加的. 研究相同弹性模量而负载不同的结果, 对比图 5(a) 和 (d), 图 5(b) 和 (e), 图 5(c) 和 (f), 可以看出, 初始条件 ( $-0.01$  s 曲线) 虽然会影响压力的大小, 但是不影响压力波的传播性质, 压力波的影响区波速变化不大. 研究相同弹性模量负载参数不同的结果, 对比图 5(e) (g) 和 (h), 可以看出压力波传播基本相同, 可以看出负载对压力波的传播速度并没有影响. 因而, 在管道流固耦合模拟流动中, 能够模拟压力波的传播现象, 在管道模型不变且雷诺数相同时, 管道压力波波速与弹性模量正

相关.

根据式(4), 带入算例的参数可以计算出波面前后压力的理论值  $\Delta P_{E=0.25 \text{ MPa}} = 3\,730.651 \text{ Pa}$ ,  $\Delta P_{E=0.5 \text{ MPa}} = 5\,275.938 \text{ Pa}$ ,  $\Delta P_{E=1 \text{ MPa}} = 7\,461.302 \text{ Pa}$ . 表 2 为 case1 ~ case8 的入口位置压力的变化量,  $z=0$  位置  $-0.01 \sim 0.05$  s 压力最大值与最小值之差. 因为  $0.05$  s 以内, 压力波整体还在流场内部, 因而  $z=0$  m 位置的压力差等于波面前后压力的理论值. 将理论值与表 2 中的计算结果对比, 可以看出, 对于有负载算例的压力梯度的变化趋势和压力梯度大小与理论值保持一致. 而对于无负载的算例, 压力梯度的变化趋势是一致的. 结合图 5(a) (b) (c), 无负载算例压力梯度的不同受到了流场的初始条件影响. 因而, 流场波面前后的压力梯度与管道内压力波波速有着密切的关系.

表 2  $-0.01 \sim 0.05$  s 内, 中心线  $z=0$  m (入口) 位置压力变化量  
Table 2 Change of the centre pressure at  $z=0$  m from  $-0.01$  s to  $0.05$  s

$\Delta P$	$E=0.25 \text{ MPa}$	$E=0.5 \text{ MPa}$	$E=1 \text{ MPa}$
无负载	4.724 060	5.089 826	12.965 08
渗透率 $k=2.0 \times 10^{-7}$		5.918 724	
渗透率 $k=1.0 \times 10^{-7}$	4.076 814	5.609 012	8.279 825
渗透率 $k=0.5 \times 10^{-7}$		5.654 709	

可见, 在流固耦合直管道之中, 压力波波速是影响管道内压力梯度的重要因素. 在血液循环系统管道中, 血压的范围始终稳定在约  $(10.5 \sim 16)$  kPa 之间, 其中存在  $5.5$  kPa 的压力差. 以腹主动脉为例, 收缩期 ( $0 \sim 0.22$  s) 内, 最大流速约为  $0.8$  m/s, 压力波波速约为  $6.6$  m/s, 通过理论计算可得血压的振幅为  $5.544$  kPa, 与生理值相符. 而在小分支动脉中, 压力波波速有所升高, 而流速相对降低, 这样的特性保证了人体在动脉血管循环管道中推动压力波传播始终需要  $5.5$  kPa 左右的压力差. 这恰恰说明, 压力波传播所需的压力梯度, 是血管内压力振幅的最主要的组成部分. 而本文基于生理参数的理想模型, 在弹性模量为  $0.5$  MPa 的情况下, 压力波前后压力差能够保持在  $5 \sim 6$  kPa, 与生理振幅相差不大, 并且压力波传播的形态与理论分析一致, 说明本模拟方法能够正确模拟生理血管的压力波传播现象.

### 3.2 出口类型对流场的影响

图 6 为无负载不同弹性模量的 3 个算例 ( $E=0.25$  MPa;  $E=0.5$  MPa;  $E=1$  MPa) 在流场稳定后,

一个周期 ( $0 \sim 0.8$  s) 内压力在 5 个测点 (见图 3) 的变化曲线. 图 7 为有传输性负载不同弹性模量的 3 个算例的压力变化曲线. 根据压力波传播的理论推导, 只有当压力波最前端传播到出口位置时, 出口条件才开始影响流场. 对于自由出口条件, 从图 6 可以看出,  $P_4$  和  $P_5$  这 2 个测点的最大压力明显有所下降, 就是因为一部分压力波波面已经流出流场, 此处推动波面所需压力下降所致. 对于负载出口条件,  $P_4$  和  $P_5$  测点的压力有所提升, 也是因为波面已经到达负载, 负载对流场产生影响所致.

对于自由出口条件, 出口对于流场没有任何阻碍作用. 在  $0 \sim 0.22$  s 时, 管道内流动的主要形式为压力波的传播现象. 而在  $0.22 \sim 0.8$  s 时, 虽然入口条件变为  $0$  m/s, 但是管道内的流动并不会骤然停止, 而是保持其原有的运动状态. 当管壁内储存的应变能全部转化为流体的动能后, 管壁开始收缩, 血管内压力梯度开始减速流体. 参考机械振动的理论, 管壁弹性成为了这个系统唯一的恢复力, 因此, 管道内出现了类似于有阻尼的自由振动的现象, 如

图 6 所示. 但是由于脉动流动周期为 0.8 s,而下一周期开始时,上个周期振动的能量不能完全耗尽,所以压力波传播的现象也受到了一定程度的影响. 对

比图 6( a) ( b) 和( c) ,可以看出弹性模量越小,振动的频率越小.

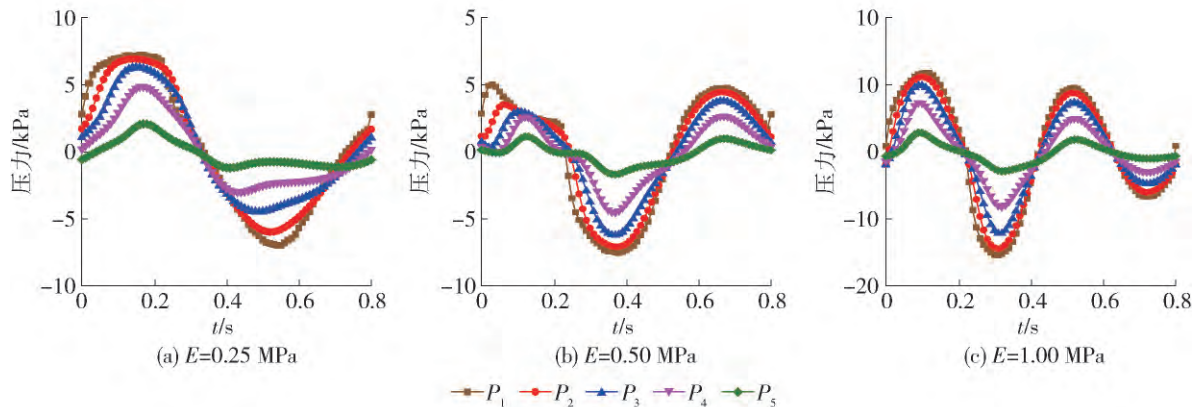


图 6 无负载算例的压力-时间关系曲线

Fig. 6 Pressure-time waveforms of the cases without transmission loads

对于传输性负载出口,负载对流动起到了阻碍作用,当压力波的前端到达负载时,压力开始升高. 根据图 7  $P_1$  和  $P_2$  除了 0 ~ 0.22 s 时出现了 1 个主压力波以外,在 0.22 ~ 0.8 s 时还出现了另外一个二次的压力波. 对比  $P_1$  和  $P_5$  的曲线,可以看出  $P_5$  的主压力波峰出现在  $P_1$  的主压力波峰和二次压力波峰之

间. 此外,在图 7( b) ( c) 中  $P_1$  曲线在 0 ~ 0.22 s 之间,压力稳定后出现了 1 次上升,并且靠近出口附近的兴趣点上升比靠近入口的兴趣点早. 可见,由于负载的引入,0.5 ~ 1 m 压力上升的同时,产生了 1 个反射波向入口方向传播. 在图 7( a) 中,由于压力波波速较慢,这个现象更加明显.

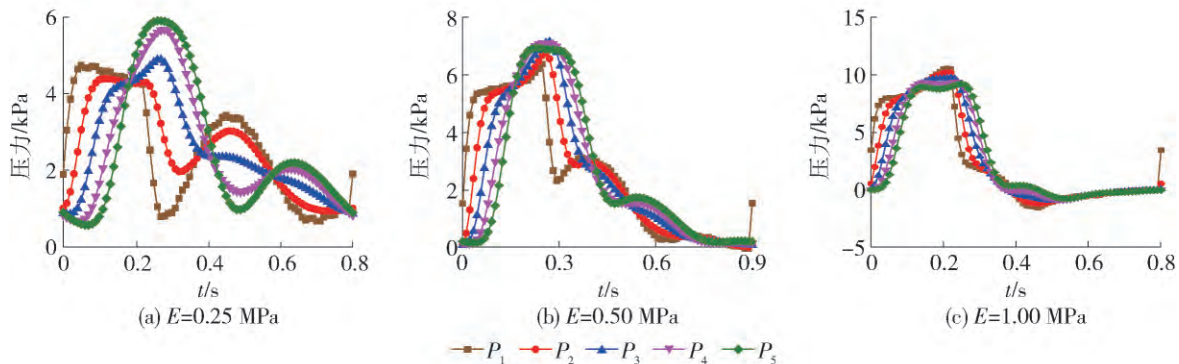


图 7 有负载算例( 渗流渗透率  $k = 1 \times 10^{-7}$ ) 的压力-时间关系曲线

Fig. 7 Pressure-time waveforms of the cases with transmission loads

因此,无论是自由出口还是负载出口,流固耦合流场对出口条件的反应并不是简单的线性叠加关系,存在着复杂的耦合关系. 在生理参数条件下,负载对流场的影响,是一个反射波的形式,这与生理现象吻合,整体压力随时间变化的波形与生理主动脉搏血的波形也较为相似. 而自由出口条件压力出现的振动现象,在生理中不吻合. 因而在血管血流动力学模拟中,有负载的流固耦合管道模型更加符合生理.

### 3.3 负载对二次压力波的影响

根据出口类型对流场的影响,可以看出无论是自由出口还是传输性负载出口,压力波的传播速度均是影响其压力随时间变化曲线的主要因素. 这部分以传输性负载出口为例,讨论弹性模量和负载渗透率对流场压力-时间曲线的影响.

图 8 为模型在 3 种弹性模量条件下(  $E = 0.25$  MPa,  $E = 0.5$  MPa,  $E = 1$  MPa) ,3 个测点的压力随时间变化曲线. 其中图 8( a) ( b) 和( c) 分别表示

$P_1(z=0.1\text{ m})$ 、 $P_3(z=0.5\text{ m})$  和  $P_5(z=0.9\text{ m})$  的压力-时间曲线。对比图 8(a)(b) 和 (c) 中不同弹性模量的曲线,可以看出弹性模量影响波速的同时,整个流场内的主压力波的振幅均受到了影响,弹性模量越大,压力波波速越快,波前后的压力差越大。由图 8(a) 可以看出,位于  $0\sim 0.22\text{ s}$  的主压力波,在 3 个弹性模量作用下,几乎没有相位差。但是在  $0.22\sim 0.8\text{ s}$  时的二次压力波,有着明显的相位差,压力波波速越快,二次压力波出现时刻越早。从图 8(b) 能看出,压力曲线的最大值出现时刻已经出现了差异,弹性模量越小的算例,出现时刻越晚。图 8(c) 就可以较为明显地看出不同弹性模量而产生的相位差,由于弹性模量为  $0.25\text{ MPa}$  的算例,压力波传播速度最慢,因而主压力波出现时刻也最晚,而弹性模量为  $1\text{ MPa}$  的算例由于压力波传播速度最快,因而主压力波出现时刻最早。此外,二次压力波出现的

时刻也出现了相位差。

图 9 为模型在 3 种渗透率条件下 ( $k=2\times 10^{-7}$ ,  $k=1\times 10^{-7}$ ,  $k=0.5\times 10^{-7}$ ) 3 个兴趣点的压力随时间变化曲线。其中 (a)(b) 和 (c) 分别表示  $P_1(z=0.1\text{ m})$ 、 $P_3(z=0.5\text{ m})$  和  $P_5(z=0.9\text{ m})$  的压力-时间曲线。对比图 9 中不同渗透率的压力-时间曲线,可以看出除了  $k=0.5\times 10^{-7}$  的曲线,(a)(b) 和 (c) 图中位于  $0\sim 0.22\text{ s}$  范围内的主压力波基本重合,而  $k=0.5\times 10^{-7}$  的曲线的主压力波被整体升高了,而波形和相位均没有差异。由图 9(a) 可以看出,位于  $0.22\sim 0.8\text{ s}$  以内的二次压力波随着渗透率的降低而升高,在图 9(b) 和 (c) 中也可以看到同样的现象。另外,在图 9(c) 中,随着渗透率的降低,主压力波的压力也有所上升,这是由于压力波波面已经到达负载所致。

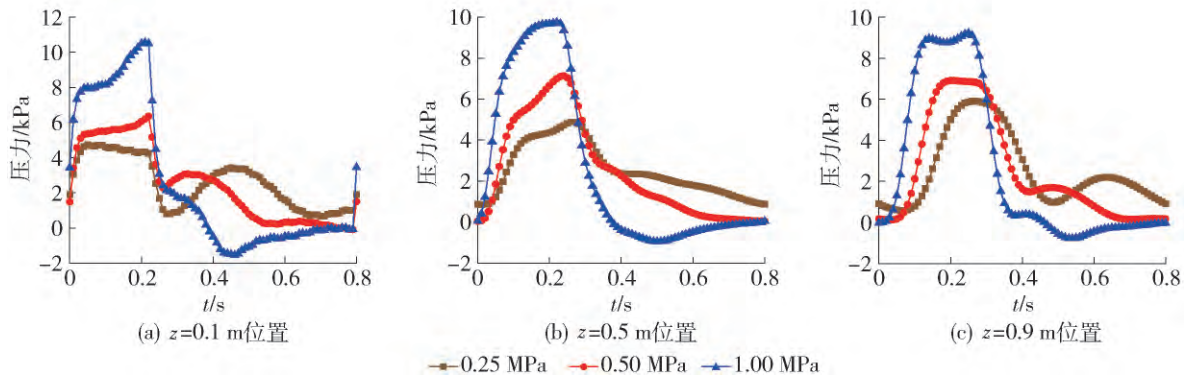


图 8 不同弹性模量相同位置的压力-时间关系曲线

Fig. 8 Pressure waveforms at the same measure points of the cases with different Young's modulus

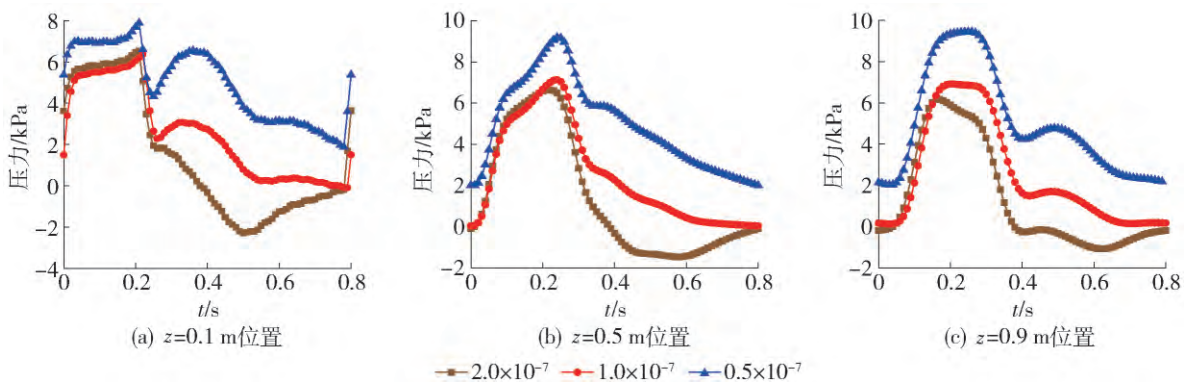


图 9 不同渗透率相同位置的压力-时间关系曲线

Fig. 9 Pressure waveforms at the same measure points of the cases with different loads

由此,可以看出,管道内各个位置的压力-时间分布曲线是由压力波传播而产生的主压力波和由负载等因素产生的负载反射波叠加而成,而二者之间的相位差是由压力波的波速与二者之间的距离影响

的。这种压力波的结构,直接影响了管道内的压力-时间波形、压力的振幅、压力的最大值和最小值等参数。而对于生理血液循环系统,负载并不是唯一的,有许多负载位于动脉沿途各个位置上,因而分析动

脉上某一位置的压力波形,通过其叠加方式和相位差,就能够分析出某一位置的负载处于何种状态,是否有病变。

#### 4 结论

1) 压力波传播及反射波叠加产生的波形结构,是一个有负载流固耦合系统的整体性质,当且仅当影响流场的主要因素均符合实际情况,才能得到正确的计算结果。本文中建立的模型能够反映出与人体生理血管中相似的特性,说明这个模型是一个完备的人体动脉循环系统模型。

2) 在弹性管壁的管道中,推动压力波前进所需要的压力是由流速、流体密度、压力波波速决定的。研究说明了压力波波速是衡量管壁弹性对流场影响的重要指标。由于生理的管壁的变形形式比较复杂,因而需要对管壁弹性进行等效处理。而在几何构型和流体属性决定之后,压力波波速是影响管道内压力分布的最重要影响因素。保证了管道内流固耦合的程度相似,管道内的压力特性就可以保证与生理相似。

3) 出口类型对管道内的压力随时间变化曲线有着很重要的影响。自由出口会引发管道内流体出现震荡。而传输性负载出口会产生反射波并与主压力波相叠加而形成复杂的波形。反射波在管道中传播的速度受到压力波传播速度影响,而反射波的大小与负载的阻力有关。这种压力波与反射波叠加的结构,在血管生理中是一个非常典型的现象。因而在血流动力学模拟中,自由出口和恒定负载出口并不能符合生理要求,负载出口能够较好地模拟生理情况。但是,压力波传播速度和负载所处的位置决定了主压力波和反射波的相位差,因而在模拟中,负载在流场中所处的位置对流场的压力波结构有着很大影响。

#### 参考文献:

[1] WANG X H, LI X Y. The influence of wall compliance on

flow pattern in a curved artery exposed to a dynamic physiological environment: an elastic wall model versus a rigid wall model [J]. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, 2012, 12(12500794SI1).

[2] YOUNG T. The croonian lecture: on the functions of the heart and arteries [J]. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London*, 1809, 99: 1-31.

[3] ASMAR R, O'ROURKE M, SAFAR M. Arterial stiffness and pulse wave velocity clinical applications [M]. Paris: Elsevier, 1999.

[4] NICHOLS W, O'ROURKE M, VLACHOPOUL C, et al. McDonald's blood flow in arteries [M]. London: Hodder Arnold, 2011: 225-226.

[5] OERTELL H. Prandtl's essentials of fluid mechanics [M]. New York: Springer, 2004: 635-636.

[6] DONG J, WONG K K L, TU J. Hemodynamics analysis of patient-specific carotid bifurcation: a CFD model of downstream peripheral vascular impedance [J]. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, 2013, 29(4): 476-491.

[7] MOLONY D S, CALLANAN A, MORRIS L G, et al. Geometrical enhancements for abdominal aortic stent-grafts [J]. *Journal of Endovascular Therapy*, 2008, 15(5): 518-529.

[8] PATEL D J, VAISHNAV R N. Rheology of large blood vessels [J]. *Cardiovascular Fluid Dynamics*, 1972, 2(11): 2-65.

[9] DIMARTINO E S, GUADAGNI G, FUMERO A, et al. Fluid-structure interaction within realistic three-dimensional models of the aneurysmatic aorta as a guidance to assess the risk of rupture of the aneurysm [J]. *Medical Engineering & Physics*, 2001, 23(9): 647-655.

[10] LAM S K, FUNG G S, CHENG S W, et al. A computational study on the biomechanical factors related to stent-graft models in the thoracic aorta [J]. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 2008, 46(11): 1129-1138.

(责任编辑 杨开英)