

文章编号:1004-7220(2012)05-0527-07

# 基于传输线模型的脉搏波传播数值仿真及参数分析

肖汉光<sup>1,2</sup>, 何 为<sup>1</sup>, 李松浓<sup>1</sup>, 陈 松<sup>3</sup>

(1. 重庆大学 输配电装备及系统安全与新技术国家重点实验室, 重庆 400030;  
2. 重庆理工大学 光电信息学院, 重庆 400054; 3. 重庆市妇幼保健院 重庆 400010)

**摘要:** **目的** 通过提出一种传输线模型和输入阻抗递归算法的计算方法, 数值仿真人体动脉树中脉搏波的传播过程, 分析个体差异性和动脉树各参数对脉搏波的影响, 为动脉树生理和病理变化分析提供参考。**方法** 利用由大中动脉构成的 55 段人体动脉树建立传输线模型, 采用递归算法计算动脉树各点的输入阻抗, 仿真计算动脉树中各段血压和血流的分布图。在此基础上比较不同身高、心率、每搏量、内径、壁厚等参数对脉搏波传播和血压分布的影响。**结果** 仿真结果和一般脉搏波传播规律相一致, 验证了该方法的有效性。不同参数对动脉树中脉搏波传播的影响有较大差异且呈现各自特征。**结论** 基于传输线模型和递归算法的计算方法能有效仿真动脉树中脉搏波的传播过程, 并准确反映个体差异性和动脉树血液动力学参数的变化对脉搏波的影响, 是人体动脉树生理病理分析和诊断的重要辅助手段。

**关键词:** 数值仿真; 脉搏波传播; 传输线模型; 动脉树; 输入阻抗

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

## Numerical simulation of pulse wave propagation and parameter analysis based on transmission line model

XIAO Han-guang<sup>1,2</sup>, HE Wei<sup>1</sup>, LI Song-nong<sup>1</sup>, CHEN Song<sup>3</sup> (1. *State Key Laboratory of Power Transmission Equipment & System Security and New Technology, Chongqing University, Chongqing 400044, China*; 2. *School of Optoelectronic Information, Chongqing University of Technology, Chongqing 400054, China*; 3. *Chongqing Maternal and Child Health-Care Hospital, Chongqing 400010, China*)

**Abstract:** **Objective** To numerically simulate the propagation of pulse wave in human arterial tree by proposing a novel calculation method which combines a transmission line model and a recursive algorithm of input impedance, and to study the effects of individual differences and arterial tree parameters on pulse wave so as to provide references for the analysis on physiologic and pathologic characteristics of human arterial tree. **Methods** The transmission line model of human arterial tree was constructed, which consisted of 55-segment large and medium-sized arteries. The recursive algorithm was applied to compute the input impedance of arterial tree at each point. The blood pressures and flows of 55 arteries were calculated and showed in the distribution graphs. Based on this method, the effects of height, heart rate, stroke volume, internal radius and wall thickness on pulse wave propagation and blood pressure distribution were compared. **Results** The simulation results were in good agreement with the general rules of pulse wave propagation. The propagation of pulse wave in arterial tree showed significantly different characteristics for different parameters. **Conclusions** The proposed method can effectively simulate the propagation of pulse wave in arterial tree and accurately reflect the effects of individual differences and hemodynamics parameters on pulse wave propagation, and it is an important assistant means for the pathophysiology analysis and diagnosis of human arterial tree.

**Key words:** Numerical Simulation; Pulse wave propagation; Transmission line model; Arterial tree; Input impedance

收稿日期:2011-10-19; 修回日期:2011-12-22

基金项目:国家自然科学基金资助项目(50877082), 重庆市教委科学技术研究项目(KJ120817), 中央高校基本科研业务费资助(CDJXS11150024)。

通讯作者:何为, E-mail: hewei@cqu.edu.cn。

人体心血管系统是一个复杂的动力系统。为研究该系统的血液动力学特征,各种心血管系统模型被提出<sup>[1-4]</sup>;其中,常见的模型分为集总式模型<sup>[3,5]</sup>和分布式模型<sup>[1,6]</sup>两大类,如电网络模型<sup>[4,7-8]</sup>、传输线模型<sup>[9-10]</sup>、流体动力学模型<sup>[11]</sup>等。电网络模型利用电阻、电感、电容、电压和电流比拟血流阻尼、血流惯性、血管顺应性、血压和血流,该模型物理意义明确且易实现,但对脉搏波的传播和反射的计算不够精确。流体动力学模型建立在 Navier-Stokes 方程基础之上,主要用于分析一段动脉的应力场或血流场;该模型可借助一些商业软件快速实现求解,但计算量大,不宜用于整体动脉树的计算。由于传输线模型具有生理意义清晰、精度高、计算量适中和扩展性强等特点,已成为心血管系统建模的研究热点。

自 1959 年 MacDonald 和 Taylor<sup>[12]</sup>首次提出人体动脉的传输线模型以来,各种传输线模型被不断提出。这些模型根据实际需要可用于分析局部动脉或全局动脉系统。Karamanoglu 等<sup>[13]</sup>利用传输线模型的传递函数方法计算出桡动脉血压波形。Ferreira 等<sup>[10]</sup>构建了上肢动脉的 3 段式传输线模型,利用该模型分析了血管重构情况下桡动脉血压波形的变化特征。Zhang 等<sup>[1]</sup>利用复杂编程方法实现了整个动脉树传输线模型的求解,但血流波形未给出。为了获得血流波形,必须计算传输线模型的输入阻抗。但输入阻抗的计算比较复杂,目前常用的为前向计算<sup>[14]</sup>和反向计算<sup>[15]</sup>。这两种计算方法要求较为复杂的数据结构,所以在应用上存在一定限制。为此,本文将实现过程相对简单的输入阻抗递归算法<sup>[7]</sup>引入到传输线模型的求解中,以实现血压和血流波形计算。

另外,目前传输线模型的仿真主要局限于标准的 55 段动脉树简化模型,而对个体差异性的研究相对较少。但脉搏波会因个体的生理和病理不同而不同,为分析不同生理病理对脉搏波影响的规律,本文在传输线模型和递归算法的基础上,对不同个体差异性参数:身高、心率、每搏量、内径、壁厚等情况下的脉搏波传播进行了仿真和讨论。

## 1 动脉树的传输线模型

### 1.1 人体动脉树的 55 段简化模型

55 段大动脉组成的人体动脉树模型是研究脉

搏波传播等血液动力学现象的有效模型,其结构如图 1 所示。该模型的原始生理数据最初由 Noordergraaf 等<sup>[16]</sup>提出和编辑,经 Westerhof 等<sup>[17]</sup>、Stergiopoulos 等<sup>[18]</sup>、Wang 等<sup>[19]</sup>、Liang 等<sup>[20]</sup>修改和完善。本文采用 Liang 等的 55 段人体模型及相关参数,详见文献<sup>[20]</sup>。

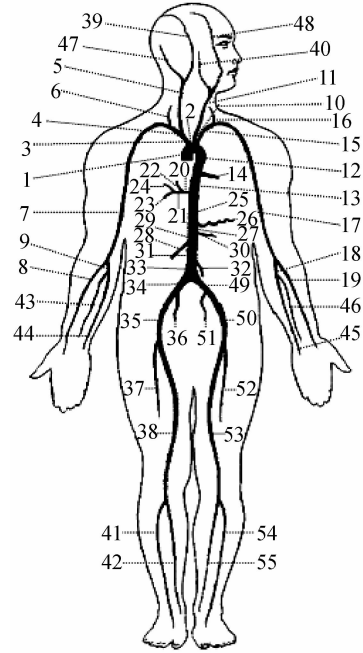


图 1 55 段人体动脉树模型

Fig. 1 The 55-segment model of human arterial tree

### 1.2 55 段人体动脉树模型的传输线模型

**1.2.1 特征阻抗和传播常数** 在传输线模型中,将动脉段视为具有黏弹性和惯性的薄壁圆柱形管道的基本计算单元。通过求解该单元中血压和血流满足的 Navier-Stokes 方程,可求得血压和血流脉动的传播特性。

根据 Womersley<sup>[21]</sup>的推导,单个动脉段的特征阻抗和传播常数可表示为:

$$Z_0 = \frac{\rho c_0}{\pi r^2} (1 - \sigma^2)^{-1/2} (1 - F_{10})^{-1/2} \quad (1)$$

$$\gamma = \frac{j\omega}{c_0} (1 - \sigma^2)^{1/2} (1 - F_{10})^{-1/2} \quad (2)$$

式中:  $F_{10} = \frac{2J_1(\alpha j^{3/2})}{\alpha j^{3/2} J_0(\alpha j^{3/2})}$ ,  $J_0$  和  $J_1$  为零阶和一阶贝塞尔函数;  $j = \sqrt{-1}$ ,  $\alpha = \sqrt{R\omega/\nu}$ ,  $\nu$  为血液的动粘滞度;  $\omega$  为角频率;  $\sigma$  为动脉壁的泊松比;  $c_0$  为脉搏波

波速,其定义为

$$c_0 = \sqrt{Eh/(\rho D)} \quad (3)$$

式中: $h$  为动脉壁厚; $D$  为动脉内直径; $\rho$  为血液密度,本文取  $1.05 \text{ g/cm}^3$ ;  $E$  为动脉壁的静态弹性模量。

动脉壁可视为黏弹性材料,其运动可产生应力和位移的相位差  $\phi$ 。在考虑动脉壁黏性时,波速将由  $c_0$  变为  $c_0 e^{j\phi/2}$ 。根据 Taylor<sup>[22]</sup> 的推导, $\phi$  可表示为角频率的函数:

$$\phi = \phi_0(1 - e^{-k\omega}) \quad (4)$$

式中: $\phi_0$  为  $\phi$  的渐近值。 $\phi_0$  和  $k$  一般取为  $15^\circ$  和  $2$ 。

将波速  $c_0 e^{j\phi/2}$  代入式(1)和(2),可得考虑动脉壁黏弹性时的特征阻抗和传播常数:

$$Z_0 = \frac{\rho c_0}{\pi r^2} (1 - \sigma^2)^{-1/2} (1 - F_{10})^{-1/2} e^{j\phi/2} \quad (5)$$

$$\gamma = \frac{j\omega}{c_0} (1 - \sigma^2)^{1/2} (1 - F_{10})^{-1/2} e^{-j\phi/2} \quad (6)$$

**1.2.2 输入阻抗和反射系数** 输入阻抗是从动脉某点看入动脉系统的后负荷。在频域上,输入阻抗可表示为血压和血流波形经傅里叶变换后各对应频率的比值。长度、特征阻抗和终端阻抗为  $l$ 、 $Z_0$  和  $Z_L$  的动脉,其输入阻抗为

$$Z_{\text{input}} = Z_0 \left[ \frac{(Z_L - Z_0)e^{-\gamma l} + (Z_L + Z_0)e^{+\gamma l}}{(Z_0 - Z_L)e^{-\gamma l} + (Z_L + Z_0)e^{+\gamma l}} \right] \quad (7)$$

在 55 段动脉模型中,动脉段的连接存在两种情况:二分叉和未分叉连接。若父动脉段后连接分叉的两段子动脉 1 和 2,且子动脉段 1 和 2 的输入阻抗为  $Z_{\text{input}}^1$  和  $Z_{\text{input}}^2$ ,则分叉时父动脉段的终端阻抗为

$$Z_L = \frac{Z_{\text{input}}^1 Z_{\text{input}}^2}{Z_{\text{input}}^1 + Z_{\text{input}}^2} \quad (8)$$

当父动脉段后连接为未分叉的子动脉 1,且子动脉 1 的输入阻抗为  $Z_{\text{input}}^1$ ,则未分叉时父动脉的终端阻抗为

$$Z_L = Z_{\text{input}}^1 \quad (9)$$

**1.2.3 脉搏波的传播** 根据传输线理论,从动脉段的入口传播到出口血压和血流的脉动可通过传播系数和反射系数计算。长度为  $l$  的动脉段,若入口处(近心端)的血压和血流为  $P_{\text{proximal}}$  和  $I_{\text{proximal}}$ ,则出口处(远心端)的血压和血流为:

$$P_{\text{distal}} = \frac{P_{\text{proximal}}(1 + \Gamma)}{e^{\gamma l} + \Gamma e^{-\gamma l}} \quad (10)$$

$$I_{\text{distal}} = \frac{I_{\text{proximal}}(1 - \Gamma)}{e^{\gamma l} - \Gamma e^{-\gamma l}} \quad (11)$$

动脉树中任意一点的血压和血流通过该点的输入阻抗连接,即

$$P = Z_{\text{input}} \cdot I \quad (12)$$

如果动脉系统的输入为血流源(或血压源),则动脉树中任意一点的血压和血流可利用式(11)(或式(10))和(12)。

## 2 仿真与计算

### 2.1 模型的输入

左心室射血进入升主动脉,为体动脉树提供血液和动力。左心室通常被视为血流源或血压源。考虑到血压源受后负荷影响较大,本文将左心室当作典型的血流源,其波形如图 2 所示。该血流源的周期为  $0.8 \text{ s}$ ,即心率为每分钟 75 次。一个周期中,收缩期占时 30%,舒张期占时 70%。射血峰值达  $620 \text{ mL/s}$ 。

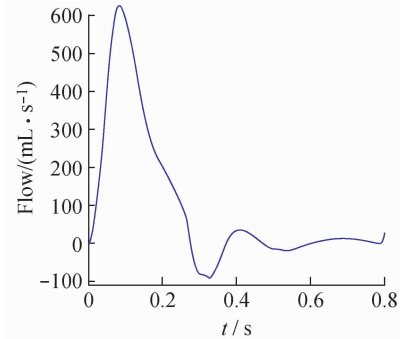


图 2 作为动脉树输入的升主动脉的体积流率波形  
 Fig. 2 Volume flow rate waveform of ascending aortic as input to arterial tree

### 2.2 输入阻抗的递归计算

输入阻抗的递归计算从升主动脉开始,首先计算其特征阻抗,然后计算其终端阻抗。由于终端阻抗的计算(见式(8)、(9))需计算后续动脉段输入阻抗。后续动脉段的输入阻抗的计算又需要首先计算自身的特征阻抗,然后计算其终端阻抗。由于终端可能存在动脉分叉,故各个分支需要分别采用相同的方式进行计算。如此反复,当计算到达动脉树的分支末端时,计算分支末端的三元件模型终端阻

抗,最后反向考虑动脉树中串并联分支的情况,利用式(8)和(9)的计算方法反向计算终端阻抗。如此反复,直至反向计算到达升主动脉为止。递归计算的详细步骤见文献[7]。

利用递归算法计算传输线模型的升主动脉处输入阻抗如图3所示。图中比较了生理数据和其他计算方法的结果。可以看出,递归计算的结果与前向和后向算法的结果和实验数据符合得较好。

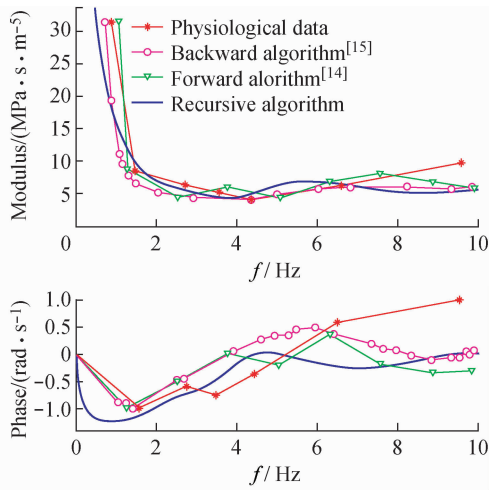


图3 升主动脉输入阻抗的递归计算结果与其他方法计算结果和生理数据的比较

Fig.3 Input impedance of the ascending aorta of recursive algorithm compared with the results of other models and physiological data

### 2.3 动脉树中各点血压和血流波形的计算

由于所有计算均在频域范围内进行,为了使波形不产生畸变,先对输入血流波形进行周期延拓;然后对其进行傅里叶变换,并与升主动脉的输入阻抗相乘得到升主动脉处的血压频域特征,通过反傅里叶变换得到血压波形。

动脉树中各点的血压或血流波形,可以采用式(10)或(11)逐段计算出其频域特征,再采用反傅里叶变换得到血压或血流波形。单段动脉中间各点的血压和血流波形采用二维三次样条插值的方法近似计算。图4和图5分别为正常情况下升主动脉到胫动脉的血压和血流波形的分布图。从图中可以清晰地看到各点脉搏波波形和脉搏波在各点的传播过程。

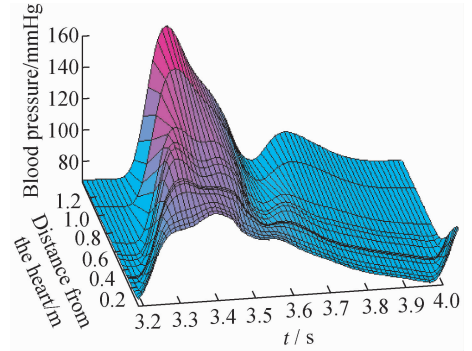


图4 正常情况下升主动脉到胫动脉的血压波形 (1 mmHg = 0.133 kPa)

Fig.4 Blood pressure from the ascending aorta to the tibial artery in control

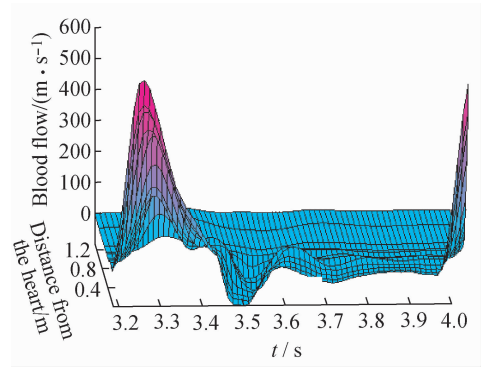


图5 正常情况下升主动脉到胫动脉的血流波形

Fig.5 Blood flow from the ascending aorta to the tibial artery in control

## 3 计算结果及参数分析

### 3.1 身高对脉搏波的影响

为分析不同身高对全身动脉血压波形的影响,在其他因素保持不变的情况下,对所有动脉长度增加和减少20%,仿真结果如图6(a)和(b)所示。图6(a)中,外周动脉到升主动脉的收缩压都有不同程度的升高,升主动脉升高幅度尤为明显。这是由于身高减少使得反射波提前返回,与收缩期血压峰相叠加造成的结果。由图6(b)得到的结果刚好相反。这是由于身高增加使得反射波推迟返回,与收缩期血压峰相分离造成的结果。

### 3.2 心率对脉搏波的影响

为分析心率变化对全身动脉血压的影响,在其他因素保持不变的情况下,对模型的输入血流源的周期分别增加和减少20%进行仿真,计算结果如图

7(a)和(b)所示。图7(a)中波形整体有一定幅度的抬高,但舒张压比收缩压增加更为明显,脉压减小;图7(b)中的变化情况刚好相反。这可以解释为:当心率加快时,心舒期明显缩短,在心舒期流至外周的血液减少,主动脉内存留的血量增多,致使舒张压升高。由于动脉血压升高可使血流速度加快,故在心缩期内有较多的血液流至外周,收缩压升高

的程度较小,脉压减小。相反,心率减慢时,舒张压降低的幅度比收缩压降低的幅度大,故脉压增大。

### 3.3 每搏输出量对脉搏波的影响

为分析射血功能对全身动脉血压的影响,在其他因素保持不变的情况下,对模型的输入血流波形分别增加和减少 20% 进行仿真分析,结果如图 8 (a)和(b)所示。图8(a)中波形整体上有较大幅度

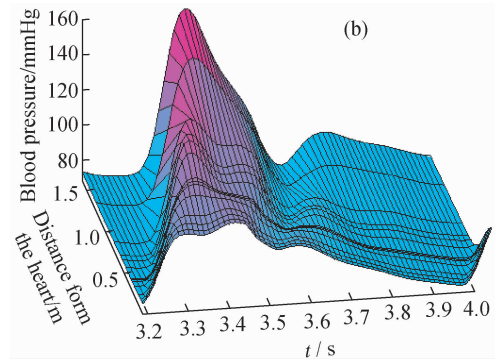
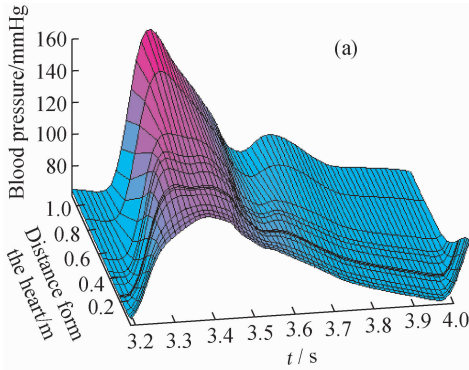


图6 身高增加 20% (a)和减少 20% (b)时升主动脉到胫动脉的血压波形

Fig. 6 Blood pressure from the ascending aorta to the tibial artery with 20% increase (a) and 20% decrease (b) in height

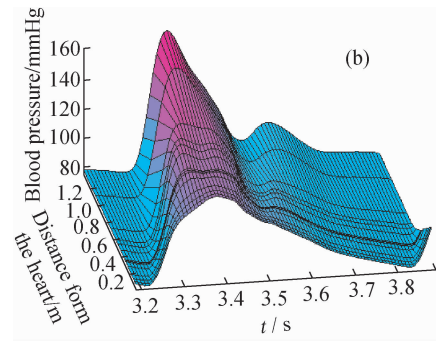
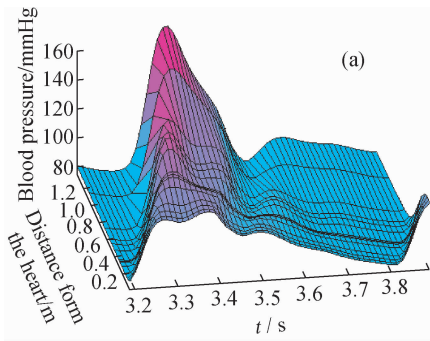


图7 心率增加 20% (a)和减少 20% (b)时升主动脉到胫动脉的血压波形

Fig. 7 Blood pressure from the ascending aorta to the tibial artery with 20% increase (a) and 20% decrease (b) in heart rate

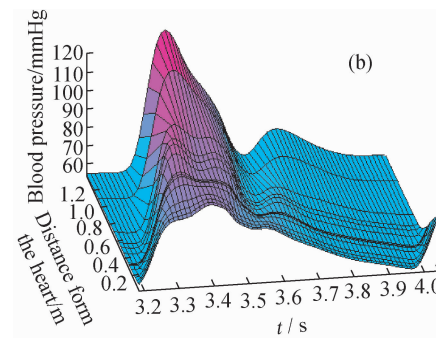
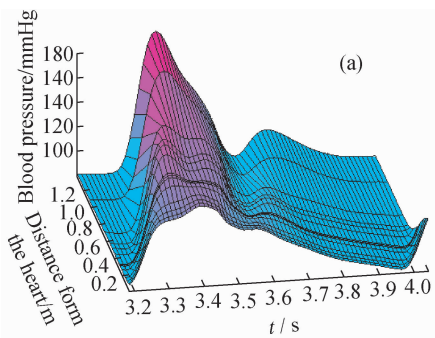


图8 每搏量增加 20% (a)和减少 20% (b)时升主动脉到胫动脉的血压波形

Fig. 8 Blood pressure from the ascending aorta to the tibial artery with 20% increase (a) and 20% decrease (b) in stroke volume

的抬高,收缩压增高幅度比舒张压大,脉压增加;图8(b)中波形整体上有较大幅度的降低,收缩压降低幅度比舒张压大,脉压减小。这与实际情况相符:当每搏输出量增加时,心收缩期射入主动脉的血量增加,对管壁的侧压力增大,收缩压会明显增高,而舒张压升高的程度较小,脉压增大;反之,当每搏输出量减少时,则收缩压降低,脉压减小。

### 3.4 动脉内径对脉搏波的影响

为分析动脉内径对脉搏波的影响,在其他因素保持不变的情况下,分别对动脉内径增加和减少20%进行仿真分析,计算结果如图9(a)和(b)所示。当动脉内径增加时,收缩压降低,舒张压提高,脉压减小;当动脉内径减小时,收缩压提高,舒张压

降低,脉压增加。这是由于动脉内径的改变使得波速发生改变,从而导致反射波提前或推迟返回,与收缩期血压峰相叠加或分离造成的结果。

### 3.5 动脉壁厚对脉搏波的影响

为分析动脉壁厚对脉搏波的影响,在其他因素保持不变的情况下,分别对动脉壁厚增加和减少20%进行仿真分析,计算结果如图10(a)和(b)所示。当动脉壁厚增加时,收缩压提高,舒张压降低,脉压增加。当动脉壁厚减小时,收缩压降低,舒张压提高,脉压减小。和动脉内径一样,这也是由动脉壁厚影响脉搏波波速造成的。但是,整体变化幅度较图10(a)和(b)要小,说明动脉内径对脉搏波的影响较动脉壁厚大。

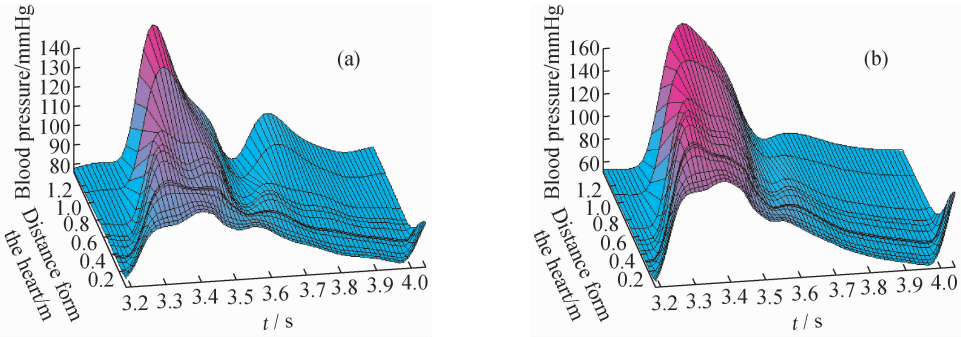


图9 内径增加20% (a)和减少20% (b)时升主动脉到胫动脉的血压波形

Fig. 9 Blood pressure from the ascending aorta to the tibial artery with 20% increase (a) and 20% decrease (b) in arterial radius

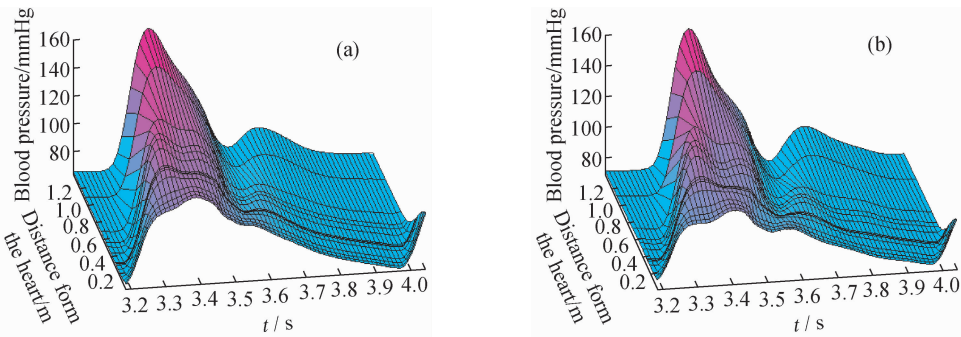


图10 壁厚增加20% (a)和减少20% (b)时升主动脉到胫动脉的血压波形

Fig. 10 Blood pressure from the ascending aorta to the tibial artery with 20% increase (a) and 20% decrease (b) in arterial wall thickness

## 4 结论与讨论

通过对不同生理参数变化对脉搏波的影响进行数值仿真,结果表明不同参数表现的影响特征各有不同,且与一般生理规律相符。

本文主要讨论了单个参数对脉搏波的影响,但

该模型和计算方法具有较好的扩展性,可以用于分析多参数同时变化对脉搏波的影响。由于实际的个体差异性往往体现在多个方面,例如血管重构一般表现为血管弹性模量的增加或血管几何参数的改变(如动脉壁厚增加和内径减小等),高血压体现在每搏量、动脉内径、动脉弹性等参数的变化上;因此,为

分析这些心血管疾病对脉搏波的影响,可以利用该模型和计算方法进行多参数同时变化的仿真分析。

目前,该模型主要用于研究简化后的55段人体动脉树模型,为使其更加接近实际,需要增加模型的复杂度,使其接近人体动脉树结构。另外,随着超声成像、核磁共振成像、计算机断层扫描和数字减影血管造影等检测技术的不断发展,提供了丰富的心血管参数,这将推动心血管系统仿真向实际应用发展,使其成为一种心血管系统生理和病理辅助诊断的分析方法。

### 参考文献:

[1] Zhang HJ, Li JKJ. A novel wave reflection model of the human arterial system [J]. *Cardiovasc Eng*, 2009, 9(2): 39-48.

[2] Westerhof N, Lankhaar JW, Westerhof BE. The arterial Windkessel [J]. *Med Biol Eng Comput*, 2009, 47(2): 131-141.

[3] Tsanas A, Goulermas JY, Vartela V, *et al.* The Windkessel model revisited: A qualitative analysis of the circulatory system [J]. *Med Eng Phys*, 2009, 31(5): 581-588.

[4] Abdolrazaghi M, Navidbakhsh M, Hassani K. Mathematical modelling and electrical analog equivalent of the human cardiovascular system [J]. *Cardiovasc Eng*, 2010, 10(2): 45-51.

[5] 王庆伟, 许世雄. 心血管系统体循环输入阻抗的几种集中参数模型比较和应用[J]. *医用生物力学*, 2003, 18(1): 6-12.  
Wang QW, Xu SX. Comparison of several lumped-parameter models to simulate the input impedance in systemic circulation [J]. *J Med Biomech*, 2003, 18(1): 6-12.

[6] Liang FY, Taniguchi HS, Liu H. A multi-scale computational method applied to the quantitative evaluation of the left ventricular function [J]. *Comput Biol Med*, 2007, 37(5): 700-715.

[7] 肖汉光, 何为, 刘兴华, 等. 基于电网络模型的动脉树输入阻抗计算及参数分析[J]. *医用生物力学*, 2011, 26(1): 85-90.  
Xiao HG, He W, Liu XH, *et al.* Recursive calculation and parameter analysis on input impedance of arterial tree based on electric network model [J]. *J Med Biomech*, 2011, 26(1): 18-23.

[8] 谷凯云, 高斌, 常宇, 等. 基于主动脉内血泵的集中参数模型研究[J]. *医用生物力学*, 2011, 26(4): 367-372.  
Gu KY, Gao B, Chang Y, *et al.* Research on lumped pa-

parameter model based on intra-aorta pump [J]. *J Med Biomech*, 2011, 26(4): 367-372.

[9] Zhu YM, Sprague BJ, Phernetton TM, *et al.* Transmission line models to simulate the impedance of the uterine vasculature during the ovarian cycle and pregnancy [J]. *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol*, 2009, 144(Suppl 1): S184-191.

[10] Ferreira AD, Barbosa J, Cordovil I, *et al.* Three-section transmission-line arterial model for noninvasive assessment of vascular remodeling in primary hypertension [J]. *Biomed Signal Process Control*, 2009, 4(1): 2-6.

[11] Mustapha N, Mandal PK, Johnston PR, *et al.* A numerical simulation of unsteady blood flow through multi-irregular arterial stenoses [J]. *Appl Math Model*, 2010, 34(6): 1559-1573.

[12] McDonald DA, Taylor MG. Hydrodynamics of the arterial circulation [J]. *Prog Biophys Biophys Chem*, 1959, 9: 105-173.

[13] Karamanoglu M, Gallagher DE, Avolio AP, *et al.* Pressure wave-Propagation in a multibranch model of the human upper-limb [J]. *Am J Physiol Heart Circul Physiol*, 1995, 269(4): H1363-1369.

[14] John LR. Forward electrical transmission line model of the human arterial system [J]. *Med Biol Eng Comput*, 2004, 42(3): 312-321.

[15] Avolio AP. Multi-branched model of the human arterial system [J]. *Med Biolog Eng Comput*, 1980, 18(6): 709-718.

[16] Noordergraaf A, Verdouw PD, HKB B. The use of an analog computer in a circulation model [J]. *Prog Cardiovasc Dis*, 1963, 5: 419-439.

[17] Westerhof N, Bosman F, De Vries CJ, *et al.* Analog studies of the human systemic arterial tree [J]. *J Biomech*, 1969, 2(2): 121-143.

[18] Stergiopoulos N, Young DF, Rogge TR. Computer-simulation of arterial flow with applications to arterial and aortic stenoses [J]. *J Biomech*, 1992, 25(12): 1477-1488.

[19] Wang JJ, Parker KH. Wave propagation in a model of the arterial circulation [J]. *J Biomech*, 2004, 37(4): 457-470.

[20] Liang FY, Takagi S, Himeno R, *et al.* Multi-scale modeling of the human cardiovascular system with applications to aortic valvular and arterial stenoses [J]. *Med Biol Eng Comput*, 2009, 47(7): 743-755.

[21] Womersley JR. Oscillatory flow in arteries: The constrained elastic tube as a model of arterial flow and pulse transmission [J]. *Phys Med Biol*, 1957, 2(2): 178-187.

[22] Taylor MG. An approach to an analysis of the arterial pulse wave. I. Oscillations in an attenuating line [J]. *Phys Med Biol*, 1957, 1(3): 258-269.