

文章编号:1004-7220(2011)01-0018-06

基于电网络模型的动脉树输入 阻抗递归计算及参数分析

肖汉光^{1,2}, 何 为¹, 刘兴华¹, 李松浓¹, 毕喜飞¹

(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)

摘要: **目的** 通过提出一种计算人体动脉树输入阻抗的递归算法,分析动脉树各参数对输入阻抗的影响,为动脉树生理和病理变化分析提供参考。**方法** 利用由大动脉和主要外周动脉构成的55段人体动脉树建立分布式电网络模型,通过设定电网络模型外周阻力,建立动脉树单向数据链表,采用递归算法计算动脉树升主动脉的输入阻抗。在此基础上比较不同动脉顺应性、外周阻力和动脉长度、内径、壁厚等参数对输入阻抗的影响。**结果** 计算结果与实验数据和其他模型结果相一致,验证了该方法的有效性。不同参数对动脉树输入阻抗的影响有较大差异且呈现各自特征。**结论** 输入阻抗能有效地反映动脉树血液动力学参数的变化情况,是人体动脉树生理病理诊断的重要参考。

关键词: 阻抗; 血液动力学; 电网络模型; 动脉树; 血管; 弹性模量

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

Recursive calculation and parameter analysis on input impedance of arterial tree based on electric network model

XIAO Han-guang^{1,2}, HE Wei¹, LIU Xin-hua¹, LI Song-nong¹, BI Xi-fei¹ (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*)

Abstract: Objective In order to provide a reference for analysis of the pathophysiological changes of human arterial tree, the effects of the arterial parameters on input impedance of arterial tree were studied by proposing a recursive algorithm to calculate the input impedance. **Method** A distributed electric network model was constructed for the arterial tree which consisted of 55 segments accounting for all the central vessels and major peripheral arteries. By setting up the peripheral resistance of the model and constructing a unilateral data-link list of the arterial tree, the recursive algorithm was employed to compute the input impedance of ascending aorta in the arterial tree. Then, comparisons of the effects of arterial compliance, peripheral resistance, length, internal radius and wall thickness on the input impedance were made based on the recursive algorithm. **Results** The computational results were in accord with experimental data and results of other models, and proved the validity of the model and algorithm. The input impedances of the arterial tree showed significant influence with different characteristics for different parameters. **Conclusions** The input impedance of arterial tree can reflect the changes of the hemodynamic parameters effectively, which is an important reference for the pathophysiological diagnosis of human arterial tree.

Key words : Impedance; Hemodynamics; Electric network model; Arterial tree; Vessels; Elastic modulus

收稿日期:2010-07-30; 修回日期:2010-09-16

基金项目:国家自然科学基金资助项目(50877082)。

通讯作者:何为, Tel: 13368203081; E-mail: hewei@cqu.edu.cn。

自 McDonald 和 Taylor 提出动脉树输入阻抗概念以来^[1],这一血液动力学参量便成为心血管系统领域的研究热点^[2-4]。动脉树的输入阻抗由动脉结构和血液动力学特性共同决定,不随血流和血压波形变化而变化,是研究动脉树生理和病理特征的重要物理量。输入阻抗的计算方法主要分为两类:一类是测量,即同时测量动脉某点血压和血流量波形,对其进行傅立叶变换,然后在频域上将血压和血流的频谱相除,求得阻抗幅值和相位谱^[3-4];另一类是建模,根据动脉树和血液的物理特性,建立合适的模型,如弹性腔模型、流体动力学模型和电网络模型等,采用合适的算法计算动脉树的输入阻抗^[5]。这两类方法都已被逐渐地应用于心血管系统临床诊断和理论研究^[6]。

动脉树的电网络模型分为集中式电网络模型和分布式电网络模型。集中式电网络模型首次由 Frank 提出,即二元件弹性腔模型^[7]。他利用电容表示大动脉的顺应性,利用电阻表示小动脉和微循环的阻力。为弥补二元件电网络模型描述动脉输入阻抗特征的不足之处,三元件、四元件、五元件和九元件等集总式电网络模型相继提出,在输入阻抗的计算上取得了较好的结果^[8-9]。但集中式电网络模型高度集中,而且建立在脉搏波速为无穷大的基础上,所以无法描述动脉的分布特性对输入阻抗的影响。为此,一些学者提出了动脉树的分布式电网络模型^[10-12]。此类模型能有效解释脉搏波在动脉树中传播的时间延迟和反射波造成的主动脉收缩压升高等现象。但是,由于动脉树的分布式电网络模型结构复杂,一些学者在求解动脉树输入阻抗时采用设定反射系数的简化处理,虽然取得了较好效果^[10-11],但是反射系数的确定较为困难,且因终端动脉不同而不同,所以需采用实际生理数据计算反射系数。另外,大多数文献采用正向或反向计算输入阻抗,此类单向计算方法需建立复杂的数据结构。为此,本文在动脉树的电网络模型基础上提出了一种递归算法,可以自动计算出各动脉分叉处和末端的反射系数,最终计算出输入阻抗。在此基础上,本文分析了动脉顺应性、外周阻力、动脉长度、内径和壁厚等参数对动脉树输入阻抗的影响。

1 动脉树的分布式电网络模型

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^[12-14]。该模型最初由 Westerhof 等^[15]提出,经 Stergiopoulos 等^[16]修改,后被 Wang 等^[13]完善。本文采用 Wang 等^[13]的 55 段人体模型及相关参数,其结构如图 1 所示,各段大动脉的名称、长度、内径、弹性模量和终端动脉的外周阻力参数见文献^[13]。

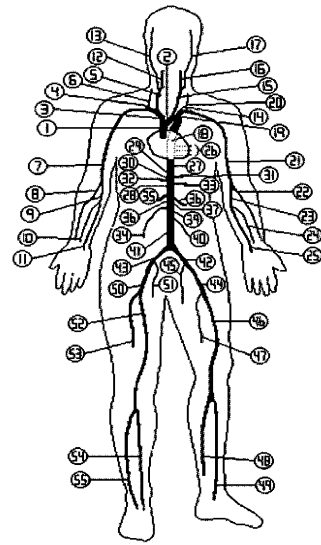


图 1 55 段人体动脉树模型

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

动脉树的电网络模型是根据心血管动力学原理和流体网络理论,比较流体传输方程与电网络传输方程,建立流体网络与电网络各个参数之间的类比关系提出的^[11]。他将血流阻尼等效为电阻、血流等效为电流、血压等效为电压、血流惯性等效为电感、血流顺应性等等效为电容。将人体 55 段大动脉视为电传输线,动脉树的分布式电网络模型可通过串并联这些传输线组成。单位长度动脉段的传输线等值电路图如图 2 所示,图中 R 、 L 、 C 和 G 分别代表电阻、电感、电容和电导 (G 一般忽略不计)。

电网络模型的电学元件参数由动脉的生理参数动脉内径、厚度、长度和弹性模量等得出,计算公式如下:

$$R = \frac{8\mu}{\pi r^4}, \quad L = \frac{\rho}{\pi r^2}, \quad C = \frac{3\pi r^2}{2Eh} \quad (1)$$

式中: μ 为血液黏度($3.5 \text{ MPa} \cdot \text{s}$), ρ 为血液密度($1.05 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$), r 为动脉内半径, h 为动脉厚度, E 为动脉弹性模量,其值见文献[13]。在心率相对比较稳定的情况下,可将动脉系统视为稳态传输线模型,则动脉段的特征阻抗和传播常数为:

$$Z_0 = \sqrt{(R + j\omega L)/(G + j\omega C)} \quad (2)$$

$$\gamma_0 = \sqrt{(R + j\omega L) \cdot (G + j\omega C)} \quad (3)$$

式中, G 为电导,其值一般取为0; ω 为心率倍频角频率。

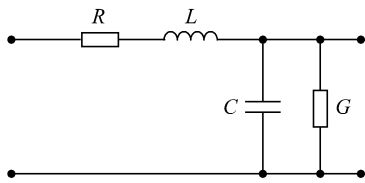


图2 动脉段的传输线等效电路

Fig.2 The transmission line equivalent circuit of the arterial segment

动脉树的电网络中,55段动脉都采用特征阻抗代替,其串并联形式和动脉树的生理模型相同,用电阻模拟动脉外周阻力,其电阻值见文献[13],并将动脉特征阻抗和外周动脉的电阻串联起来,从而形成了动脉树的分布式电网络模型。

2 输入阻抗的递归计算方法

利用特征阻抗 Z_0 、传播常数 γ_0 、动脉长度 l 和负载阻抗 Z_L ,可计算出该动脉段近端的输入阻抗:

$$Z_{INPUT} = Z_0 \left[\frac{(Z_L - Z_0)e^{-\gamma_0 l} + (Z_L + Z_0)e^{+\gamma_0 l}}{(Z_L - Z_0)e^{-\gamma_0 l} + (Z_L + Z_0)e^{+\gamma_0 l}} \right] \quad (4)$$

由于负载阻抗 Z_L 为未知量,一般采用设定反射系数的计算方法计算输入阻抗。此类方法取得了较好效果,但是反射系数的确定较为困难,且因终端动脉不同而不同,所以设定单一反射系数略显不妥。由于人体动脉树的生理数据越来越丰富,各主要外周动脉的外周阻力已知,如文献[13]中的 R_p 。输入阻抗的递归计算算法步骤如下:

(1) 将动脉树中各个动脉段的几何参数存储在参数矩阵中。

(2) 将动脉树中动脉段的前后关系存储在单向数据链表中(见表1)。

表1 动脉树的单向数据链表

Tab.1 Unilateral data-link list of the arterial tree

动脉段号	远端相邻动脉段号	动脉段号	远端相邻动脉段号	动脉段号	远端相邻动脉段号
1	2,3	20	0	39	40,41
2	14,15	21	22,23	40	0
3	4,5	22	0	41	42,43
4	6,7	23	24,25	42	44,45
5	12,13	24	0	43	50,51
6	0	25	0	44	46,47
7	8,9	26	0	45	0
8	0	27	28,29	46	48,49
9	10,11	28	33,35	47	0
10	0	29	31,32	48	0
11	0	30	0	49	0
12	0	31	0	50	52,53
13	0	32	0	51	0
14	18,19	33	0	52	54,55
15	16,17	34	0	53	0
16	0	35	37,36	54	0
17	0	36	38	55	0
18	26,27	37	34,39		
19	20,21	38	0		

(3) 设定一角频率,建立一个输入阻抗子程序,子程序的输入为动脉段号,输出为输入阻抗值。调用子程序,输入为1。子程序内根据输入的动脉段号和式(2)、(3)计算其动脉段的特征阻抗和传播常数,并从数据链表中提取该动脉段的远端相邻动脉的段号和段数N。

(4) 判断段数是否为1且段号为0,是则根据式4计算输入阻抗,返回输入阻抗值;否则说明动脉与其他动脉段相连,进入第(5)步。

(5) 采用循环方式计算该动脉的远端相邻动脉段的输入阻抗,循环数取段数N,循环体内调用输入阻抗子程序,子程序的输入为这N段动脉的段号。然后,将这些输入阻抗以并联方式计算出负载阻抗,最后将负载阻抗与特征阻抗串联,根据式4计算输入阻抗,返回输入阻抗值。

(6) 取其他角频率,重复第(3)、(4)和(5)步,计算出不同角频率的输入阻抗。

3 计算结果

3.1 正常情况下动脉树的输入阻抗

人体动脉树在正常情况下的参数如文献^[13]。递归计算中,角频率的步长为0.1 Hz,范围为0~10 Hz。递归计算始于升主动脉1,遍历所有动脉段后,终止于升主动脉,返回动脉树的输入阻抗。输入阻抗的模和相位谱如图3所示。由图3可得:递归计算的输入阻抗的模从零频开始迅速下降,在3.5 Hz附件达到极小值,然后出现小的波动,最后趋于恒定值,即大动脉特征阻抗;相位从零频的0值开始迅速下降,在1 Hz附件达到极小负值,然后上升并在模出现极小值的频率下通过零点,最后在0相位附近震荡并趋于渐进值0。

为了进行比较,图3中绘出了1980年Avolio^[10]的反向计算和2004年John^[11]的正向计算和实际测量的结果。通过比较可得:递归计算与正、反向计算结果符合较好,与实测结果基本保持一致。

3.2 动脉顺应性和外周阻力对动脉树输入阻抗的影响

动脉顺应性体现了动脉的储血能力,是动脉重

要的动力学参数之一。动脉顺应性主要是针对储血能力较强的主动脉和大动脉而言,小动脉和毛细血管的储血能力有限,此处不考虑其顺应性。动脉硬化意味着动脉顺应性下降。图4为不同弹性模量下动脉树的输入阻抗,55段动脉弹性模量 E 分别取正常情况下弹性模量 E_0 的50%、100%、200%、300%、400%。由图4可知:随着 E 的逐渐增加,输入阻抗的模向右上方移动,并且模和相位伴随着高频方向上的拉伸,极小值向高频移动,由此说明脉搏波波速变大,反射波靠前,脉压将升高。

由于动脉硬化一般发生在整个心血管系统,包括小动脉和毛细血管。为了考虑小动脉和毛细血管硬化对输入阻抗的影响,本文采用提高外周阻力进行模拟。图5为外周阻力 R_p 分别取正常情况下外周阻力 R_{p0} 的50%、100%、200%、300%、400%时的动脉树输入阻抗,由图可知:随着外周阻力的增加,低频段(2 Hz以下)的输入阻抗模值逐渐增大、相位极小值变低,高频段的模和相位变化均不明显,由此说明外周阻力的增加会增大升主动脉的平均血压,但对脉搏波波形影响不大。

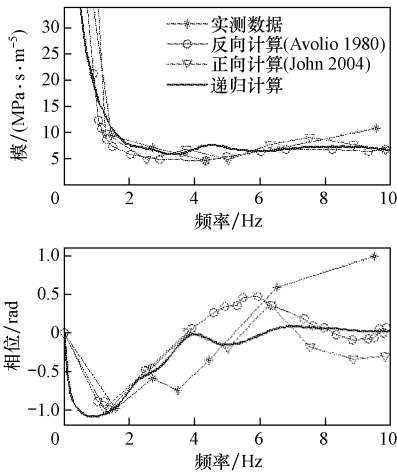


图3 正常情况下动脉树的输入阻抗
 Fig.3 Input impedance of the arterial tree in control

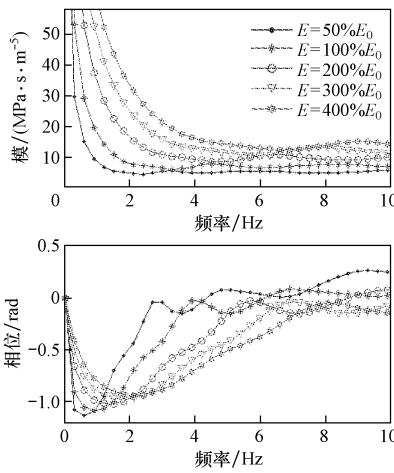


图4 不同弹性模量下动脉树的输入阻抗
 Fig.4 Input impedance of the arterial tree with different elastic modulus

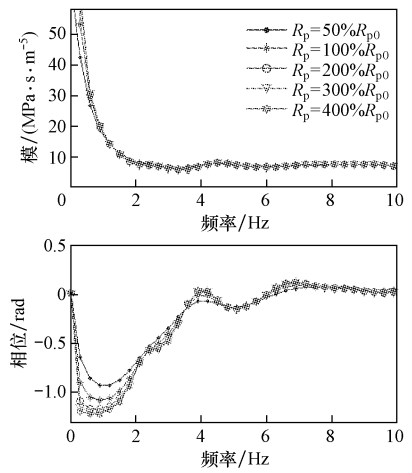


图5 不同外周阻力下动脉树的输入阻抗
 Fig.5 Input impedance of the arterial tree with different peripheral resistances

3.3 动脉几何参数对输入阻抗的影响

动脉的几何参数主要包括动脉长度、内径和动脉壁厚度。为了分析不同人体尺度对动脉树输入阻抗的影响,分别取正常情况下长度 L_0 、半径 r_0 和动

脉壁厚度 h_0 的60%、80%、100%、120%、140%进行对比分析,即改变其中1个参数,保持其他参数不变,包括弹性模量和外周阻力。图6、7和8分别为不同动脉长度、内径和壁厚下动脉树升主动脉处的

输入阻抗。

由图6可知:随着动脉长度的增加,输入阻抗的模和相位均向低频压缩,由此可得脉压将逐渐减小;由于低频相位变化起伏逐渐增大,所以对于同一心脏输出血流波形,升主动脉的脉搏波波形将逐渐变得复杂。

由图7可知:当动脉内径增大时,输入阻抗的模向左下方移动且移动幅度逐渐减小,但横向拉伸不明显,输入阻抗的相位向低频方向压缩,且震荡越来越剧烈。由此可得:升主动脉的脉压将随内径增加

迅速减小;对于同一心脏输出血流波形,波形将变得尤为复杂。

由图8可知:动脉壁厚度逐渐增加和图4中弹性模量逐渐增加时输入阻抗的变化规律是一致的。分析式(1)中电容的计算公式,可以得到相同的结果。

比较图6、7和8可得:动脉内径对输入阻抗的模的影响最大,动脉长度次之,动脉壁厚影响最小;动脉内径和动脉长度对输入阻抗的相位的影响均较大,而动脉壁厚影响次之。

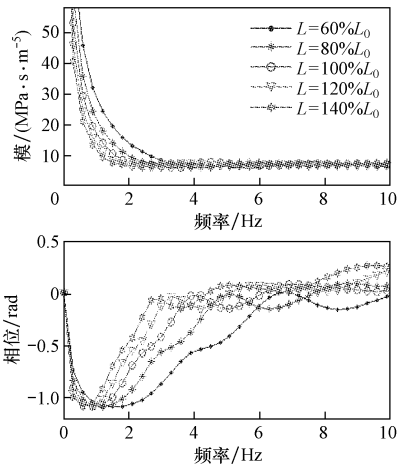


图6 不同动脉长度下动脉树的输入阻抗
Fig.6 Input impedance of the arterial tree with different arterial lengths

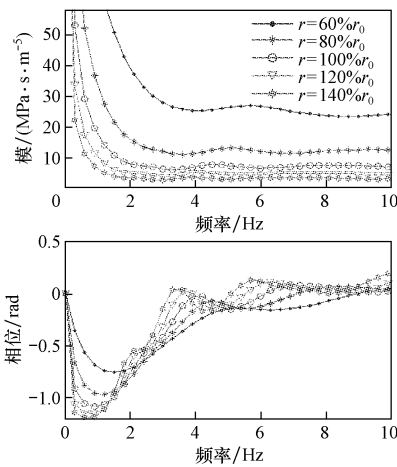


图7 不同动脉内径下动脉树的输入阻抗
Fig.7 Input impedance of the arterial tree with different arterial internal radii

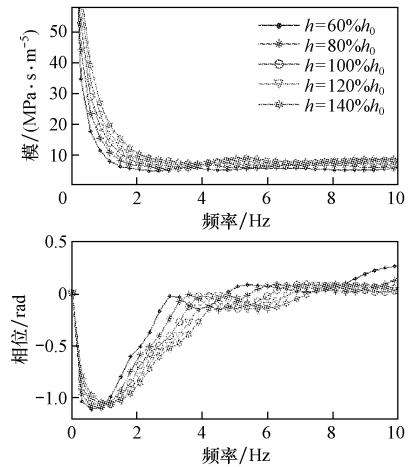


图8 不同动脉壁厚度下动脉树的输入阻抗
Fig.8 Input impedance of the arterial tree with different arterial thicknesses

4 结论与讨论

本文根据55段人体动脉树的生理结构建立了单向数据链表,该链表只需设定动脉段段号,不需要额外人工确定动脉为第几代子动脉和设定节点号,所以建立起来更简便更直观。另外,该链表修改起来更加灵活,因为在动脉树中增加和删减动脉段(如研究动脉狭窄、闭塞、移植和截肢等)时只需修改链表个别数据即可,无需修改整个链表。在建立此链表的基础上,通过设定55段动脉树的外周阻力,采用递归算法计算升主动脉处的输入阻抗,避免人为设定反射系数引入误差或错误。该递归算法只需指定一个动脉段号,便可实现该动脉近端输入阻抗的自上而下再由下而上的自动递归计算,所以该递归算法还可用于计算颈动脉、降主动脉、肺动脉等

的输入阻抗。该方法的计算结果与其他模型结果和实测生理数据相一致,验证了结合电网络模型和递归算法计算输入阻抗的有效性。

在提出模型和计算方法的基础上,重点讨论了动脉顺应性、外周阻力、动脉长度、动脉内径和动脉壁厚度对动脉树输入阻抗的影响。分析结果表明在各参数变化相同百分比的情况下,动脉内径、动脉长度、动脉壁厚和弹性模量、外周阻力对输入阻抗的影响依次减小,并且不同因素对输入阻抗的模和相位的影响有较大不同,呈现各自独有特征。由此可知,输入阻抗能有效地反映动脉树的血液动力学参数变化,是人体动脉树生理病理诊断的重要辅助参考。因此,通过电网络模型的辅助分析,有助于了解特定病例输入阻抗变化的内在原因。

为简化输入阻抗分析中各因素之间的相互影

响,本文采用了固定其他因素改变单一因素的方法进行比较性研究。但是,通常情况下这些因素是相互影响的,如动脉粥样硬化情况下动脉内径、壁厚、弹性模量等参数都在变化,所以分析多因素同时变化对动脉树输入阻抗的影响是需要进一步研究的课题。除此之外,动脉树的电网络模型结构对输入阻抗的计算起着重要作用,所以建立更为合理的电网络模型需要进一步深入研究。

参考文献:

- [1] McDonald DA, Taylor MG. Hydrodynamics of the arterial circulation[J]. *Progress in Biophysics and Biophysical Chemistry*, 1959, 9:105-173.
- [2] Segers P, Rietzschel ER, De Buyzere ML, *et al.* Noninvasive (input) impedance, pulse wave velocity, and wave reflection in healthy middle-aged men and women[J]. *Hypertension*, 2007, 49(6):1248-1255.
- [3] Nichols WW, Conti CR, Walker WE, *et al.* Input impedance of systemic circulation in man[J]. *Circulation Research*, 1977, 40(5):451-458.
- [4] 柳兆荣,沈峰. 血管输入阻抗[J]. *力学进展*, 1988, 18(1):27-51.
- [5] Avolio A. Input impedance of distributed arterial structures as used in investigations of underlying concepts in arterial haemodynamics[J]. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 2009, 47(2):143-151.
- [6] Mitchell GF. Clinical achievements of impedance analysis[J]. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 2009, 47(2):153-163.
- [7] Frank OZ. Die grundform des arteriellen pulses[J]. *Z Biol*, 1899, 37:483-526.
- [8] Westerhof N, Lankhaar JW, Westerof BE. The arterial windkessel[J]. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 2009, 47(2):131-141.
- [9] 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的比较和应用[J]. *医用生物力学*, 2003, 18(1):6-12.
- [9] Wang QW, Xu SX. Comparison of several lumped-parameter models to simulate the input impedance in systemic simulation[J]. *Journal of Medical Biomechanics*, 2003, 18(1):6-12.
- [10] Avolio AP. Multi-branched model of the human arterial system[J]. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 1980, 18(6):709-718.
- [11] John LR. Forward electrical transmission line model of the human arterial system[J]. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 2004, 42(3):312-321.
- [12] Mohiuddin MW, Laine GA, Quick CM, *et al.* Increase in pulse wavelength causes the systemic arterial tree to degenerate into a classical windkessel[J]. *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, 2007, 293(2):1164-1171.
- [13] Wang JJ, Parker KH. Wave propagation in a model of the arterial circulation[J]. *Journal of Biomechanics*, 2004, 37(4):457-470.
- [14] Sherwin SJ, Franke V, Peiro J, *et al.* One-dimensional modelling of a vascular network in space-time variables[J]. *Journal of Engineering Mathematics*, 2003, 47(3-4):217-250.
- [15] Westerhof N, Bosman F, De Vries CJ, *et al.* Analog studies of the human systemic arterial tree[J]. *Journal of Biomechanics*, 1969, 2(2):121-143.
- [16] Stergiopoulos N, Young DF, Rogge TR, *et al.* Computer-simulation of arterial flow with applications to arterial and aortic stenoses[J]. *Journal of Biomechanics*, 1992, 25(12):1477-1488.