

文章编号:1000-582X(2012)05-083-06

上肢动脉系统的三段式电网络建模与仿真

何 为¹,肖汉光^{1,2},刘兴华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 400044,

2. 重庆理工大学 光电信息学院,重庆 400054)

摘 要:根据弹性腔模型,建立了上肢动脉系统的三段式电网络模型。该模型以肱动脉血压波形为输入,采用状态空间分析法建立了电网络模型的空间状态方程组,并利用四阶龙格库塔方法对其进行数值求解,得到桡动脉的血压和血流波形。利用该电网络模型分析了正常和病理(动脉硬化和高血压)情况下对桡动脉脉搏波的影响。实验结果表明:该电网络模型的参数具有较好的生理意义;模型的求解计算精度较高,收敛快;能有效地对正常和病理情况下上肢动脉的血液动力学特征进行仿真。

关键词:电网络模型;状态空间法;仿真;心血管系统

中图分类号:R319

文献标志码:A

Modeling and simulation of the upper limb artery system using three-section electric network model

HE Wei¹, XIAO Han-guang^{1,2}, LIU Xing-hua¹

(1. State Key Laboratory of Power Transmission Equipment & System Security and New Technology,

Chongqing University, Chongqing 400044, P. R. China; 2. School of Optoelectronic Information,

Chongqing University of Technology, Chongqing 400054, P. R. China)

Abstract: A three-section electric network model is built for human upper limb arterial system according to the Windkessel model. Blood pressure waveform of brachial artery is inputted into the electric network model. The state space equations of the electric network model are refined by using the state space analysis and solved numerically by the fourth order Runge-Kutta method to obtain the blood pressure and flow waveform of radial artery. Effects of changes of the electric network model's parameters on the blood pressure and flow waveform are also analyzed in normal and different pathological conditions (arteriosclerosis and hypertension). The results of simulation show that the parameters of the model can well reflect the physiological significations of the upper limb arterial system; the analytic and computational methods are of fairly high precision and fast convergence for the model; and the model can simulate effectively the hemodynamic characteristics of upper limb arteries under normal and different pathological conditions.

Key words: electric network model; state space methods; simulation; cardiovascular system

收稿日期:2011-12-10

基金项目:国家自然科学基金资助项目(50877082)

作者简介:何 为(1957-),男,重庆大学教授,博士生导师,主要从事电磁场理论、生物电磁场、新型成像原理及其数字化医疗仪器的研究,(E-mail)hewei@cqu.edu.cn.

心血管系统的电网络模型以人体解剖学和血液动力学为基础,根据流体网络和电网络理论的相似性和对应参数的等效性而建立,能对心血管网络的生理病理特征进行有效地模拟和仿真,能为临床诊断和治疗提供理论支持和指导,是研究心血管系统的主要方法之一^[1-3]。

根据心血管动力学原理和流体网络理论,人体血流网络与电网络具有相似的传输特性,其传输方程具有相同的数学形式^[4]。通过建立流体网络与电网络各个参数之间的类比关系,如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,血流顺应性等效为电容等,可以利用电网络的原理和方法来模拟和研究心血管网络中的血液动力学特性。目前,心血管系统的电网络的建模主要针对心血管系统的整体建立集中式开环和闭环模型。开环模型主要研究动脉树系统而不考虑心脏系统、静脉系统和动脉系统的耦合,如常见的二元件、三元件、四元件、五元件等模型^[2, 5, 6]。闭环电网络模型考虑了简化后的心脏系统,形成一个闭合的循环系统,如左心循环系统、左心-肺-动脉循环系统等模型^[7-9]。心血管系统的整体电网络模型为动脉顺应性、外周阻力和输入阻抗等研究提供了新思路和新方法,但是这些模型不能得到局部动脉段的血液动力学特性。为此,一些学者提出了研究局部动脉段的血液动力学特性的脑动脉、肺动脉、冠状动脉等电网络模型^[7, 8, 10],而研究上肢动脉段的电网络模型的相对较少。由于上肢动脉部分处于人体体表,便于采集血压和血流信号波形,并且上肢动脉是中等尺度动脉的代表,因此通过研究上肢动脉的血液动力学变化,如血管重建引起的血压和血流信号变化,可以及时发现和了解中等尺度动脉的病变,因而建立上肢动脉电网络模型具有实际意义。

笔者根据上肢动脉的解剖特征建立了三段式电网络模型,采用状态空间法进行分析,对正常生理和病理状态下上肢动脉的血液动力学进行了仿真,并分析了不同病理情况对上肢动脉的血压和血流波形的影响。

1 上肢动脉的电网络模型及解法

1.1 弹性腔模型与电网络模型

Hales 在 1735 年首次实现了血压的测量,并发现动脉系统中的血压不是固定不变的,而是随着心脏的搏动而变化。他认为这种血压随时间的变化与大动脉弹性有关。第一个将大动脉比作弹性腔的是

Weber^[11]。之后, Frank 在 1899 年提出了动脉系统的简化模型——二元件弹性腔模型^[12],如图 1(a)所示。这也是最简单的动脉系统集总式电网络模型,它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。二元件模型简单但十分重要,它体现出了不同血管参数对心脏后负荷的贡献,同时也是各种方法确定动脉顺应性 C 的基础。但二元件模型在动脉输入阻抗的中高频段的拟合效果不太好。为此, Westerhof 根据波传播理论提出了三元件集总式电网络模型,如图 1(b)所示。升主动脉输入阻抗曲线在低频和高频段与生理情况一致,但中频段不能模拟和表现阻抗模和幅角的振荡。

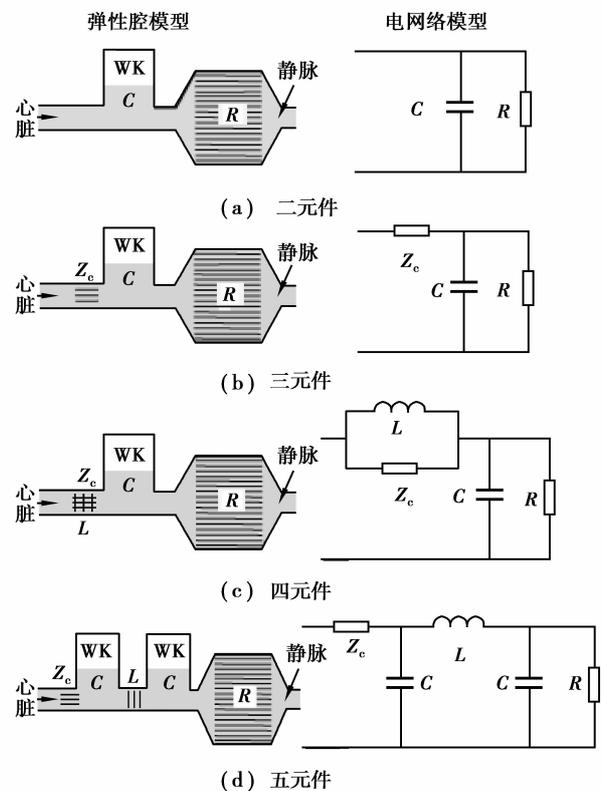


图 1 体动脉的集总式电网络模型

Burattini 和 Gnudi 第一次将大动脉中血液惯性效应引入到集总式电网络模型,其模型为图 1(c)所示的四元件集总式电网络模型,将血液惯性效应视为电感 L 。该模型在中高频段模拟结果较好,能比较准确地反映特性阻抗,但是低频段的模拟效果一般不太理想,只出现一次极小值。为了克服前几种模型在中频段的缺点, Noodergraaf 提出了双弹性腔五元件集总式电网络模型,如图 1(d)所示。该模型在中频段能够出现一次极小值,但幅角在极小值对应频率附近未穿过零点。随后,一些改进模型相继

提出,使得模拟和实验结果更加相符^[13]。

通过弹性腔模型和电网络模型的对比,可以建立生理参数与电气参数之间的对应关系,如表1所示。

表1 生理参数与电气参数的对比

流体参数	生理参数	电气参数
压力	血压(mmHg)	电压 $U(V)$
流量	血流(mL/s)	电流 $I(A)$
粘滞性	血流阻抗 (mmHg · s/mL)	电阻 $R(\Omega)$
惯性	血流惯性 (mmHg · s ² /mL)	电感 $L(H)$
弹性系数	血流顺应性 (mL/mmHg)	电容 $C(F)$

1.2 上肢动脉的三段式电网络模型

上肢动脉在解剖学上分为肱动脉、肱深动脉、尺动脉、桡动脉、骨间动脉、掌深弓、掌浅弓等动脉。从它们所处的空间位置,可将其分为三段动脉,即肱动脉段、桡动脉段和掌动脉段。将这三段动脉分别比拟为弹性腔,建立如图2所示的电网络模型,其中 R_b 和 R_r 、 L_b 和 L_r 、 C_b 和 C_r 分别代表肱动脉段和桡动脉段的血流阻力、惯性和顺应性; R_{m1} 、 R_{m2} 、 C_m 表示掌动脉的血流阻力、外周阻力和顺应性,这些参数的计算如公式(1)-(3)所示。

$$R_b = \frac{8\eta l_b}{\pi r_b^4}, R_r = \frac{8\eta l_r}{\pi r_r^4}, R_{m1} = 1.06 \times 10^4,$$

$$R_{m2} = 4.22 \times 10^4; \text{dyn} \cdot \text{s}/\text{cm}^5. \quad (1)$$

$$L_b = c_u \frac{\rho l_b}{\pi r_b^2}, L_r = c_u \frac{\rho l_r}{\pi r_r^2}; \text{g}/\text{cm}^4. \quad (2)$$

$$C_b = \frac{\pi r_b \Delta D_b l_b}{PP}, C_r = \frac{\pi r_r \Delta D_r l_r}{PP},$$

$$C_m = 3.5 \times 10^{-6}; \text{cm}^5/\text{dyn}. \quad (3)$$

其中, η 为血液黏度(0.035 dyn · s/cm²); ρ 为血液密度(1.056 g/cm³); r_b 、 r_r 分别为肱、桡动脉血管半径; ΔD_b 、 ΔD_r 为肱、桡动脉半径的改变量; c_u 是常数1.33,它表明在桡动脉处的血流呈抛物线分布; l_b 、 l_r 分别表示部分肱动脉长度、整个桡动脉的长度,由于取的肱动脉部分只是一部分,而桡动脉是整个部分,笔者近似取 $l_b/l_r = 1:20$; PP 为肱动脉脉压(收缩压与舒张压的差值)。参数 C_m 、 R_{m1} 和 R_{m2} 的值取自文献^[14]。

1.3 电网络的状态空间分析法

电网络的求解方法主要分为时域和频域分析两大类。由于血压波形是由基波的多个谐波叠加而成,且属于非周期性信号,采用频域分析需进行周期性假设和傅里叶变化,但是,傅里叶变换的计算量大,且非周期性信号的周期性假设处理欠妥,因此笔者采用状态空间分析的时域分析法,克服频域分析的缺点。

在状态空间分析中,将电网络图2所示的非线性电学元件电容两端的电压和电感的电流作为状态变量,即电容 C_b 、 C_r 和 C_m 两端的电压 U_{C_b} 、 U_{C_r} 和 U_{C_m} , 电感 L_b 和 L_r 中的电流 I_{L_b} 和 I_{L_r} 。采用基本割据和基本回路的分析,得到电网络的状态方程组:

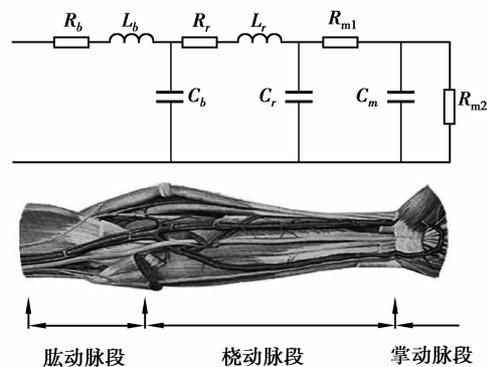


图2 上肢动脉的三段式电网络模型

$$C_b \frac{dU_{C_b}}{dt} = I_{L_b} - I_{L_r}, \quad (4)$$

$$C_r \frac{dU_{C_r}}{dt} = I_{L_r} - I_{R_{m1}}, \quad (5)$$

$$C_m \frac{dU_{C_m}}{dt} = I_{R_{m1}} - I_{R_{m2}}, \quad (6)$$

$$L_b \frac{dI_{L_b}}{dt} = U_s - U_{C_b} - R_b I_{L_b}, \quad (7)$$

$$L_r \frac{dI_{L_r}}{dt} = U_{C_b} - U_{C_r} - R_r I_{L_r}, \quad (8)$$

$$I_{R_{m1}} = \frac{U_{C_r} - U_{C_m}}{R_{m1}}, \quad (9)$$

$$I_{R_{m2}} = \frac{U_{C_m} - U_v}{R_{m2}}, \quad (10)$$

其中, $I_{R_{m1}}$ 和 $I_{R_{m2}}$ 为电阻 R_{m1} 和 R_{m2} 上的电流; U_s 为电网络左端入口电压,即肱动脉的血压信号; U_v 为静脉血压对应的电网络电压,一般设为常数10 mmHg。将式(9)和式(10)代入式(4)至(8)可得电网络所满足的一阶微分方程组的矩阵形式为

$$\begin{bmatrix} \frac{dU_{C_b}}{dt} \\ \frac{dU_{C_r}}{dt} \\ \frac{dU_{C_m}}{dt} \\ \frac{dI_{L_b}}{dt} \\ \frac{dI_{L_r}}{dt} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & -\frac{1}{C_r R_{m1}} & \frac{1}{C_r R_{m1}} \\ 0 & \frac{1}{C_m R_{m1}} & -\frac{R_{m2} + R_{m1}}{C_m R_{m1} R_{m2}} \\ -\frac{1}{L_b} & 0 & 0 \\ \frac{1}{L_r} & -\frac{1}{L_r} & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} U_{C_b} \\ U_{C_r} \\ U_{C_m} \\ I_{L_b} \\ I_{L_r} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \frac{1}{C_m R_{m2}} U_p \\ \frac{1}{L_b} U_s \\ 0 \end{bmatrix} \quad (11)$$

2 仿真结果与分析

2.1 信号采集

笔者采用动脉硬化检测装置 BP-203RPEII 测量健康人左上臂的肱动脉血压波形和桡动脉的血压波形。血管半径和血管直径变化量和血流波形由超声成像系统(Terason ultrasound System)测得。血管长度经体表直接测量。多次测量所得临床实测数据的统计结果如表 2 所示。

表 2 实测生理数据

参数	测量值(均值±标准偏差)
l_b/cm	1.15 ± 0.14
l_r/cm	22.16 ± 1.75
r_b/cm	0.369 ± 0.056
r_r/cm	0.197 ± 0.031
$\Delta D_b/cm$	0.022 ± 0.013
$\Delta D_r/cm$	0.006 ± 0.003
$PP/mmHg$	55.00 ± 7.89

将表 2 中各参数的均值设定为健康人的生理参数。由于血压和血流信号的采样频率不一致,需进行重采样,下采样频率为 1 kHz,血压信号和血流信号的周期为 0.7 s,即心动周期。一个心动周期的实测肱动脉和桡动脉血压信号如图 3 所示。肱动脉的血压信号为电网络模型的输入信号 U_s 。桡动脉的血压波形用于检验模型。

2.2 正常人的血压和血流波形的仿真

电网络模型的一阶微分状态方程组的求解采用四阶龙格库塔方法。时间步长取 0.001 s。各状态变量的初始值取不小于零的任意值,本例中各状态变量的初始值均取为零。将表 2 中的实测生理数据的平均值代入公式求出各个电网络非线性元件的参

数值,并将实测肱动脉血压波形代入四阶龙格库塔公式,经过几个周期的迭代计算后,求解达到收敛,波形趋于稳定,桡动脉血压波形和血流波形的仿真结果如图 4 和图 5 所示。从图中可以看出桡动脉血压波形在第二个心动周期就已基本达到稳定。仿真桡动脉血压波形与实测桡动脉血压形比较如图 3 所示,通过计算得出:稳定后的仿真桡动脉血压波与实测桡动脉血压波的平均相对误差为 1.9%。桡动脉血流波的仿真结果符合实际血流波形。

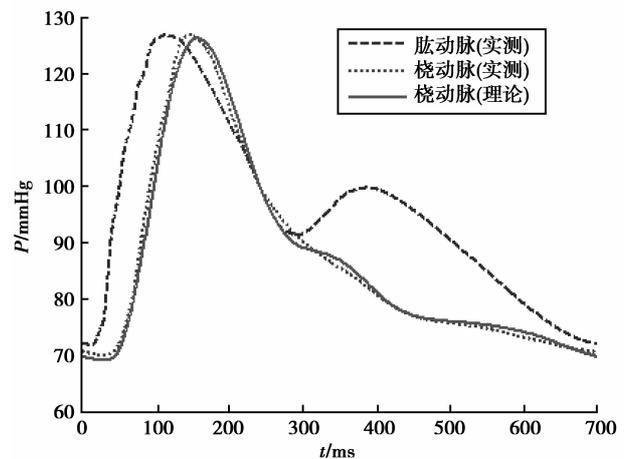


图 3 实测肱动脉、桡动脉和理论桡动脉血压波形

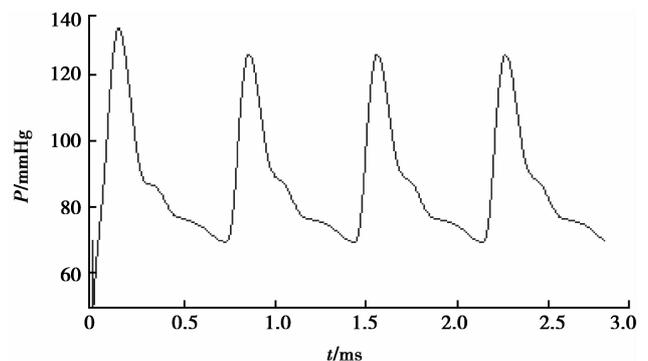


图 4 桡动脉血压波形的仿真结果

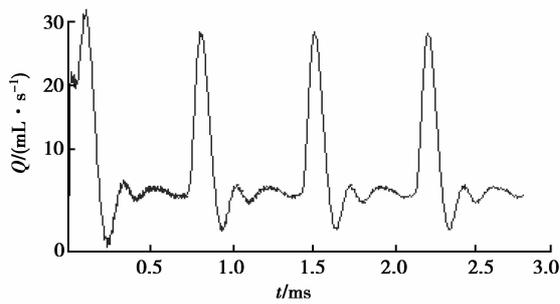


图5 桡动脉血流波形的仿真结果

2.3 动脉硬化对血压波形的影响

动脉硬化是动脉老化的重要表现,代表心血管系统的物化特征改变^[15]。动脉硬化表明血管的顺应性 C 变小,从而影响血压波形的变化。在电网络模型中,动脉硬化对应着电容 C_b 、 C_r 和 C_m 的值变小。将电容 C_b 、 C_r 和 C_m 同时设定为正常值 C_0 的 20%、40%、60%、80% 和 100%, 然后对模型进行仿真分析,其血压波形的仿真结果如图 6 所示。由图可知,桡动脉血管顺应性减小时,脉搏波上升支的斜率和幅度加大,重搏波变得显著,脉压差增大。

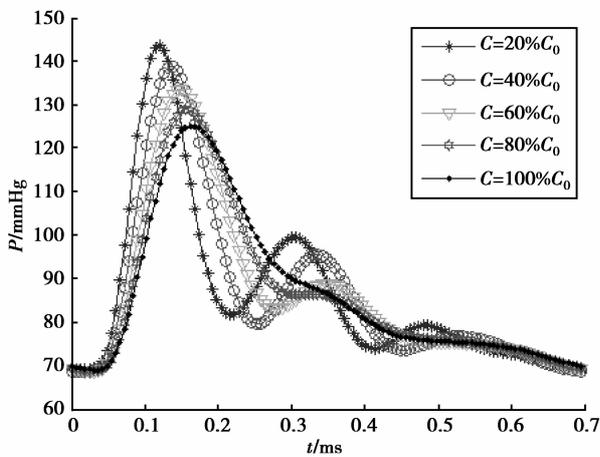


图6 不同顺应性情况下的桡动脉血压波形

2.4 外周阻力对脉搏波的影响

在临床上,外周血流阻力的增大是高血压的常见症状,外周阻力增加,血压增高。电网络模型的参数 R_{m1} 和 R_{m2} 代表外周阻力,同时设定 R_{m1} 和 R_{m2} 为正常情况 R_m 下的 2、3、4 和 5 倍,其他参数保持不变,然后对模型进行仿真分析,结果如图 7 所示。经比较可见,当外周阻力增大,脉搏波收缩压力升高,舒张压保持不变,脉压增加,脉搏波上升支的斜率和幅度加大,重搏波变得显著。峰值未出现滞后现象。

从总体上看,上肢动脉的集总式电网络模型对动脉外周阻力增大造成收缩压增高进行了有效仿真,但对于反射波造成的舒张压升高未得到有效体现。

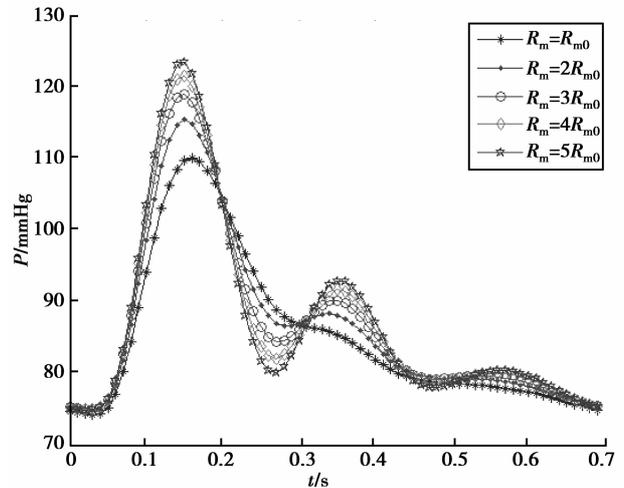


图7 不同外周阻力情况下的桡动脉血压波形

3 结 语

笔者根据弹性腔理论模型提出了人体上肢三段式电网络模型,各参数具有对应生理意义。在模型求解中,采用了状态空间法和四阶龙格库塔算法进行分析和计算。以肱动脉血压信号为电网络模型输入,对正常情况下桡动脉的血压信号和血流信号进行了计算和仿真,仿真结果和临床实测结果符合较好,且算法稳定,收敛快。通过改变电网络模型的参数,对常见病理情况进行了仿真,如动脉硬化和高血压等疾病,脉搏波的仿真能较为准确地反映病理的发生和严重程度,其结果与理论情况基本相符。

参考文献:

- [1] ABDOLRAZAGHI M, NAVIDBAKSH M, et al. Mathematical modelling and electrical analog equivalent of the human cardiovascular system[J]. Cardiovascular Engineering, 2010, 10(2): 45-51.
- [2] WESTERHOF N, LANKHAAR J W, et al. The arterial windkessel [J]. Medical & Biological Engineering & Computing, 2009, 47(2): 131-141.
- [3] 何为,余传祥. 心血管动力学参数测量原理和临床应用 [M]. 北京: 科学出版社, 2010.
- [4] JOHN L R. Forward electrical transmission line model of the human arterial system[J]. Medical & Biological Engineering & Computing, 2004, 42(3): 312-321.
- [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的比较和应用[J]. 医用生物力学,

- 2003, 18(1): 6-12.
- WANG QING-WEI, XU SHI-XIONG. Comparison of several lumped-parameter models to simulate the input impedance in systemic circulation [J]. *Journal of Medical Biomechanics*, 2003, 18(1): 6-12.
- [6] 尹志勇, 蔡绍哲, 王正国. 血液粘弹性五元模型及其生理意义[J]. *重庆大学学报:自然科学版*, 1999, 22(2): 39-44.
- YIN ZHI-YONG, CAI SHAO-XI, WANG ZHENG-GUO. The 5 element viscoelasticity model of the blood and the physiological signification [J]. *Journal of Chongqing University: Natural Science Edition*, 1999, 22(2): 39-44.
- [7] REYMOND P, MERENDA F, PERREN F, et al. Validation of a one-dimensional model of the systemic arterial tree[J]. *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, 2009, 297(1): 208-222.
- [8] LIANG F Y, TAKAGI S, HIMENO R, et al. Multi-scale modeling of the human cardiovascular system with applications to aortic valvular and arterial stenoses[J]. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 2009, 47(7): 743-755.
- [9] 杨艳, 吴效明, 陈丽琳. 左心循环系统的建模与仿真[J]. *中国医学物理学杂志*, 2005, 22(6): 730-732.
- YANG YAN, WU XIAO-MING, CHEN LI-LIN. Modeling and simulation of left heart circulation[J]. *Chinese Journal of Medical Physics*, 2005, 22(6): 730-732.
- [10] SCHWARZ M, NGUYEN M P, KIENCKE U, et al. Integration of the circle of willis into avolio's model of the arterial haemodynamics [C]//*Proceedings of the Sixth IASTED International Conference on Biomedical Engineering*, February 13-15, 2008, Innsbruck, Austria. [S.l.]: [S.n.], 2008: 193-198.
- [11] WETTERER V E, KENNER T. *Grundlagen der dynamik des arterienpulses*[M]. Berlin: Springer, 1968.
- [12] FRANK O. Die grundform des arteriellen pulses[J]. *Zeitung für Biologie*, 1899, 37: 483-526.
- [13] 肖汉光, 何为, 刘兴华, 等. 基于电网络模型的动脉树输入阻抗递归计算及参数分析[J]. *医用生物力学*, 2011, 26(1):85-90.
- XIAO HAN-GUANG, HE WEI, LIU XING-HUA, et al. Recursive calculation and parameter analysis on input impedance of arterial tree based on electric network model[J]. *Journal of Medical Biomechanics*, 2011, 26(1): 85-90.
- [14] STERGIOPULOS N, YOUNG D F, ROGGE T R. Computer-simulation of arterial flow with applications to arterial and aortic stenoses [J]. *Journal of Biomechanics*, 1992, 25(12):1477-1488.
- [15] 陈义清, 何为. 用示波法计算动脉顺应性的研究与实现[J]. *重庆大学学报:自然科学版*, 2005, 28(9): 35-38.
- CHEN YI-QING, HE WEI. Research and realization of calculating artery compliance using oscillometric method[J]. *Journal of Chongqing University: Natural Science Edition*, 2005, 28(9): 35-38.

(编辑 王维朗)