

doi:10.3969/j.issn.1673-9833.2014.03.020

# 重力应激下心血管循环系统建模仿真研究进展

王汉青, 赵金萍, 陈娟

(湖南工业大学 土木工程学院, 湖南 株洲 412007)

**摘要:** 重力应激通过改变血液流体静压对人体心血管循环系统产生不利影响。了解心血管循环系统在不同重力应激下的工作机制, 有利于建立合理有效的防护措施。总结了人体心血管循环系统的建模方法, 回顾了适用于重力应激下的心血管循环系统模型的发展进程, 阐述了重力变化对心血管循环系统影响的研究及应用现状, 介绍了作者的研究成果, 并指明了未来的研究发展方向。

**关键词:** 心血管循环系统; 数学模型; 重力应激; 建模仿真; 热舒适

中图分类号: Q463; TU83

文献标志码: A

文章编号: 1673-9833(2014)03-0099-06

## Modeling and Simulation of Cardiovascular System under Gravitational Stress

Wang Hanqing, Zhao Jinping, Chen Juan

(School of civil Engineering, Hunan University of Technology, Zhuzhou Hunan 412007, China)

**Abstract:** Cardiovascular system is affected by blood hydrostatic pressure change due to gravitational stress. To understand the mechanism of cardiovascular system under gravitational stress is helpful for countermeasures developing. Summarizes the cardiovascular system modeling methods, reviews the model development progress, expounds the research and application status of effects of gravity changes on cardiovascular system, introduces the authors' research achievements, and finally points out the research trend of cardiovascular circulation system modeling and simulation.

**Keywords:** cardiovascular system; mathematical model; gravitational stress; modeling and simulation; thermal comfort

## 0 引言

人体心血管循环系统负责向组织、器官输送用于新陈代谢的 $O_2$ 和其他营养物质, 是维持人体各项生理机能正常运行的重要保障<sup>[1]</sup>。由于人类长期在地球上生活, 心血管循环系统已经适应了1 G的重力环境, 所以当重力改变时, 血液的流体静压将会随之改变甚至消失, 进而对心血管循环系统产生不利影响。随着人类进入宇宙空间机会的增多以及停

留时间的延长, 失重环境下人体心血管循环系统响应越来越受到国内外科学工作者的重视。失重条件下血液的重新分布会影响人体的热调节系统, 改变人体温度分布, 使航天员处于不舒适状态, 进而降低工作效率、危害航天员的身体健康。因此, 研究失重/微重力环境对人体心血管循环系统各项生理参数的影响以及各参数随重力改变的变化规律, 对于预防重力变化对人体心血管循环系统的不良影响, 提高航天飞行员的健康舒适以及保证正常工作能力

收稿日期: 2014-02-13

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(51276057), 湖南省研究生创新基金资助项目(CX2013B411)

作者简介: 王汉青(1963-), 男, 湖南益阳人, 湖南工业大学教授, 博士, 主要从事室内空气品质计算机仿真及建筑环境与设备节能技术方面的研究, E-mail: hqwang2011@126.com

具有重要意义。国内外的研究表明,对心血管循环系统进行建模仿真是研究心血管系统受内外环境变化以及各种生理、病理状态影响的有效手段。

心血管循环系统由心脏、动脉、毛细血管网络及静脉构成。血液循环分为体循环和肺循环,机体通过神经和体液机制对心血管循环系统的活动进行调节,协调各器官间的血液分配,保障系统的正常运行<sup>[2]</sup>,重力对于心血管循环系统的影响通过改变血液的流体静压实现<sup>[3]</sup>。近年来,不同重力应激对心血管循环系统模型的影响成为国内外学者关注的热点。本文总结了人体心血管循环系统的建模方法,回顾了适用于重力应激下的心血管循环系统模型的发展进程,阐述了重力变化对心血管循环系统影响的研究及应用现状,指出了存在的问题与解决方法以及未来的发展方向。

## 1 心血管循环系统的建模方法

目前,主要通过临床试验、动物实验以及建模仿真等方法研究人体心血管循环系统。临床试验方法直接对人体进行测量和试验,尽管此种方法最准确和直观,但是不可避免地受到了伦理道德和设备技术手段上的限制;某些生理参数不可能在人体活体上直接测量,而间接测得的许多生理参数不能保证其准确性,这些成为临床试验方法无法规避的弊端。由于人体与动物在结构、生理上存在差异,因此动物实验测得的数据可信度较低,不能用于分析人体相应参数的变化规律。而仿真模型不仅可以突破上述两种方法的限制,而且能模拟完成极端条件下的实验,实现对未来事件的预测<sup>[4]</sup>。

心血管循环系统的建模仿真方法主要包括电网络模型法、键合图法、有限元分析法以及系统辨识法等<sup>[5]</sup>。电网络模型法的理论基础是利用电气网络的相关特性类比于流体网络,用电学量表示血液动力学参数,用电路理论中的基尔霍夫定律描述血液循环系统各血管间的串/并联关系,建立血液循环系统的参数模型;键合图法以图形方法来描述系统的结构,是对流体力学进行动态数字仿真时有效的建模方法;有限元分析法主要用于非线性系统,要求对系统的有关生理、解剖及物理参数有详尽的了解,可用于准确模拟整个心血管循环系统;系统辨识法的理论基础是系统辨识技术,建模过程中把整个系统看作一个非线性黑箱,利用参数辨识方法分析估计系统的输入输出关系,建立相应的数学模型<sup>[5]</sup>。利用建模仿真方法研究人体心血管循环系统的运行机

制及其动态变化规律,已成为近年来心血管系统研究的发展趋势。

## 2 国内外研究进展及现状

### 2.1 国外研究进展

为模拟重力应激对人体心血管循环系统的影响,需要在原有心血管循环系统数学模型中引入重力对血流静压的影响。David G. Boyers 等人<sup>[6]</sup>通过改进 A. C. Guyton 等人<sup>[7]</sup>提出的心血管系统模型,建立了能用于模拟体位变化对人体心血管系统生理参数影响的集总参数模型。模型由心血管受控系统和控制系统构成,受控系统由手臂模块、内脏模块、腿部模块、外周组织模块、静脉腔以及右心模块、肺循环系统以及左心模块及动脉系统模块7部分构成,模型中血液分布受自主神经系统调节,通过接收动脉压及肺部血容量的变化信号,调节心输出量及外周血管阻力及顺应性。该模型能够准确预测心输出量、心率、每搏输出量、血容量及动脉压力等参数在不同体位时的稳态值。

Francois M. Melchior 等人<sup>[8-9]</sup>总结了模拟立位应激需要考虑的生理机制及已有模型的解决方法。心血管循环系统模型分为血液动力学模型即受控系统,反射控制系统。血液动力学模型主要考虑血管的压力-血流量关系及压力-容积关系、心脏泵血作用、血管床局部循环的自动调节作用、毛细血管壁渗透性以及血管外压力对血管半径的影响;反射控制模型大多为经验式,主要有S曲线模型、积分器模型及线性-非线性函数模型。S曲线模型将外周阻力、心脏收缩性及心率的变化集总为一个压力信号,颈动脉压力感受器通过反馈压力信号直接调节系统动脉压力,该信号与系统动脉压力的关系为一条S型曲线;积分器模型将中枢神经系统(central nervous system, CNS)视作积分器,根据CNS激发水平将输入压力信号积分为单位函数(unique function)作用到受控位置;线性-非线性函数模型分别考虑心率、心脏收缩性、动脉阻力及静脉紧张度对系统动脉压力的反射控制作用、建立线性/非线性函数。由于S曲线模型中各影响因素集总为一个压力信号,模型的物理意义不明显,而积分器模型的建立理论依据不充分,且作者没有进行实验验证模型的正确性,所以线性-非线性函数模型因其以实验数据为基础、控制机理清晰而得到广泛应用。根据以上理论基础及建模方法建立了用于0~40 mmHg 下体负压(lower body negative pressure, LBNP)条件下心血管系统短

期响应的数学模型,模拟结果与实验值一致。未来模型的发展应致力于扩大适用范围,使同一模型能够用于预测不同模拟失重条件下心血管循环系统的生理响应,有助于找出系统在各种立位应激下生理参数变化的区别。

为了模拟心血管循环系统在不同立位应激下的短期瞬态响应行为,Thomas Heldt等人<sup>[10-12]</sup>建立了十二腔集总参数模型代表血液动力学系统,控制系统考虑动脉压力反射作用和心肺反射作用,分别仿真头上位倾斜(head up tilt, HUT)、台架试验(stand test)及LBNP条件下的血液动力学瞬态响应。模拟结果与试验结果对比表明,该模型在上述立位应激下均有较高的准确性,因而可用于重力应激防护措施的研究开发。

考虑到呼吸时血液中氧气与二氧化碳含量的变化均会影响局部血管的阻力,Franz Kappel等人<sup>[13]</sup>将心血管系统与呼吸系统结合,模拟了LBNP条件下系统阻力、非压力静脉容积、静脉顺应性、心率以及心脏收缩性等参数的变化规律及其相互作用,并且与实验值进行了对比,得知该模型能够准确地预测各参数变化趋势以及变化范围,得出心血管循环系统主要通过非压力容积即血管顺应性的变化消除LBNP影响的结论。

K. Van Heusden等人<sup>[14]</sup>在心血管循环系统模型中引入了生物力学的观点,考虑静脉血管的粘弹性应力松弛行为的基础,准确预测了HUT初期心血管循环系统的响应情况。当人体头上位倾斜某一角度时,静脉由于所受重力作用减小,因此血压及血管容量降低,应力松弛作用能够减缓静脉血管壁在血压降低初期的收缩作用,在一定程度上降低血管容量下降速度。模拟得到在头上位倾斜前30 s,调节动脉血压的主要因素是下体静脉淤积(venous pooling)作用,而非压力反射作用。了解体循环系统中静脉系统的生理机制有助于研究HUT时动脉压力的瞬态响应规律。

## 2.2 国内研究进展

国内对重力应激下心血管循环系统的研究起步较晚,其中最具有代表性的是清华大学的白净。1988年,Jaron和白净建立了用于加速应力下的心血管系统模型,此后在该模型基础上不断改进。利用改进模型仿真了人体在LBNP时血压和心率的变化,结果与同步进行的人体LBNP实验结果吻合;仿真研究了立位应激时血容量降低对血压、心率和休克指数的影响,证明血容量降低是引发人体失重后立位耐力不良的主要因素之一<sup>[15]</sup>。冯岱雅等人<sup>[16]</sup>依据标准人

体生理参数,建立了适用于各种重力环境下的人体心血管系统仿真模型,仿真模拟了失重条件下人体脑血流量与血压的变化,分析血容量降低对人体心血管系统的影响,为研究失重对人体心血管功能的影响及其机制提供了新的思路和方法。刘洋等人<sup>[17]</sup>建立了分布式心血管系统数学模型,通过调整重力沿血管方向的分量模拟人体不同的倾斜角度,研究倾斜角度变化对人体心血管系统运行的影响。结果表明随着倾斜角度的增加,血管的平均血压近似呈现指数变化趋势,仿真结果与相关的人体实验数据基本一致。该模型在模拟仿真人体心血管循环系统对于倾斜测试中角度变化的瞬态响应方面具有较好的适用性,但是由于人们越来越需要长时间停留在失重或模拟失重环境中,需要考虑长期失重使心血管系统产生的适应性变化,所以需要心脏与血管功能和结构的慢性适应变化、神经-体液调节以及血容量调节等机制耦合进来。

## 2.3 应用现状

目前,心血管循环系统模型已经被广泛地应用于医学、军事、航空航天等多个领域。医学研究中采用倾斜测试(tilt test)检测血液动力学参数的响应行为,用于心血管系统风险等级评价以及病症诊断。Virginie Le Rolle等人<sup>[18]</sup>通过耦合心室模型、循环系统模型以及自主神经系统模型,并且利用进化算法辨识具体患者的生理参数,实现了对糖尿病患者倾斜测试中的心率变异(heart rate variability, HRV)以及迷走神经、交感神经活动水平的预测。该模型不仅能够准确地模拟不同患者的HRV,进而评估患者自主神经系统损伤程度,而且可以用于疾病治疗手段有效性的预测。Einly Lim等人<sup>[19]</sup>基于13位健康者的倾斜测试数据建立了心血管循环系统模型,模拟健康者与充血性心力衰竭患者在不同角度倾斜测试中心血管系统的血液动力学响应。为了能将模型用于充血性心力衰竭患者,原有模型中降低了心脏收缩性,增大了肺循环及体循环的基本阻力,增大了总血容量,同时降低了压力反射系统敏感度,因此保证了平均动脉压、平均左心房压力、平均肺动脉压力、平均中央静脉压力、心率、每搏量及心输出量等参数的预测值在试验值范围内。结果表明,与健康者相比,充血性心力衰竭患者进行倾斜测试时,心率及体血管阻力的增加幅度较小,而左心室舒张末期血容量、心输出量及每搏量下降幅度均减小,并且各参数响应明显滞后。

心血管循环系统的正常运行在军事活动中尤为重要。军用机飞行员或特技飞行员在飞行中受加速

度变化影响时, 心血管循环系统将受到极大考验, 严重时将会阻碍飞行员的安全操作。预测飞行员在特定飞行演习中血压、心率等心血管系统响应的变化规律, 有助于合理设计演习方案。Liu Yang 等人<sup>[20]</sup>建立了分布式心血管系统模型, 并模拟进行推拉动作 (push-pull maneuver, PPM) 时颈动脉压力反射作用对  $+G_z$  耐力的影响, 以及推拉效应 (push-pull effect, PPE) 引发的交感神经响应行为。比较 PPM 飞行及对比飞行 (control run) 下的模拟结果, 可知这两种情况下, 缩短颈动脉压力反射的延迟时间及增大增益系数对  $+G_z$  耐力的影响基本一致, 即 PPE 不会影响颈动脉压力反射功能; PPM 模式主要由预设  $G$  值、“推”阶段初始速度、“推”阶段  $G$  值及时长、“拉”阶段初始速度以及“拉”阶段  $G$  值 6 个参数描述, 预测比较不同模式下 PPM 中交感传出神经脉动频率发现, “推”“拉”阶段的  $G$  值是输出脉动频率的重要影响因素。

在航空航天领域, 飞行后立位耐力 (postflight orthostatic intolerance, POI) 限制了宇航员着陆时处理突发状况的能力, 并且减缓了飞行后工作能力的恢复, 成为亟待解决的问题。Justin Broskey 和 M. Keith Sharp<sup>[21]</sup>建立了包含心脏/肺、体动脉、头静脉、中央静脉及尾静脉的五腔模型, 研究了立位耐力对心血管系统的影响, 得到毛细血管滤过作用 (capillary filtration) 是引发 POI 的主要因素。通过降低毛细血管渗透性及激发血容量代偿机制可以减轻 POI 现象, 而後者的作用明显优于前者, 为防护措施的开发提供了理论依据。

### 3 作者研究成果

笔者以 Mauro Ursino<sup>[22]</sup>建立的心血管循环系统数学模型为基础, 引入重力变化对心血管静脉压的影响, 利用体位变化来模拟重力变化对静脉压的影响, 利用 Simulink/Matlab 建立包含左心模块、右心模块、体循环模块、肺循环模块及神经控制模块的数字仿真模型。分别模拟正常重力环境、失重环境及微重力环境下人体心血管基本生理参数的响应, 为研究重力改变时人体热舒适程度的变化奠定了基础。

体动脉压力、左右心室压力、左心室容积及左右心室血流量在失重与微重力环境下的波形与正常重力环境下基本一致 (见图 1 至图 6)。其中人体的收缩压与舒张压在失重环境下分别为 112.62 mmHg 及 66.06 mmHg, 在微重力环境下分别为 112.64 mmHg 及 66.09 mmHg。与正常重力环境下的模拟结果对比, 失

重环境下人体舒张压降低 14.86 mmHg, 收缩压降低 4.85 mmHg, 冯岱雅<sup>[16]</sup>通过建模仿真得到失重条件下人体舒张压与收缩压相比正常重力环境下分别降低 17 mmHg 及 3 mmHg, 与本文结果基本一致。另外图 1 显示了人体心动周期随重力减小而增大, 即正常重力环境下人体心率较失重环境下升高。

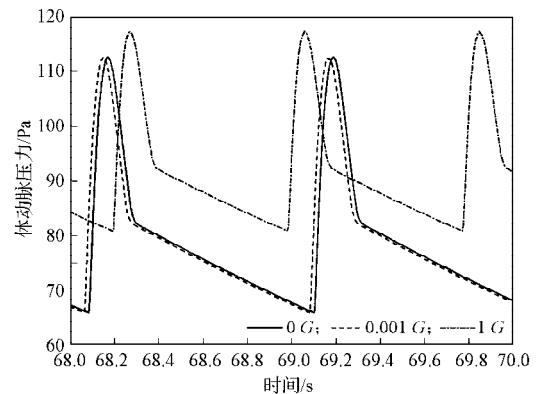


图 1 不同重力环境下体动脉压力-时间仿真曲线  
Fig. 1 Emulational curves of systemic arterial pressure-time under different gravitational conditions

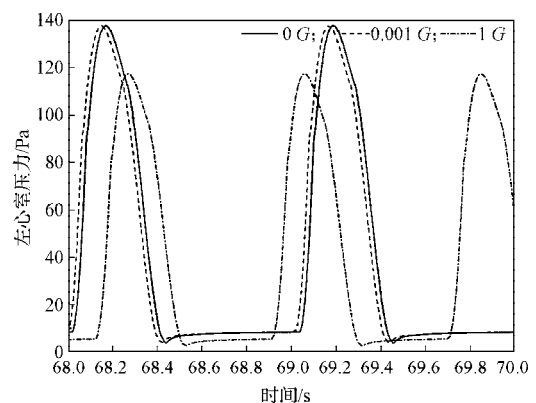


图 2 不同重力环境下左心室压力-时间仿真曲线  
Fig. 2 Emulational curves of left ventricle pressure-time under different gravitational conditions

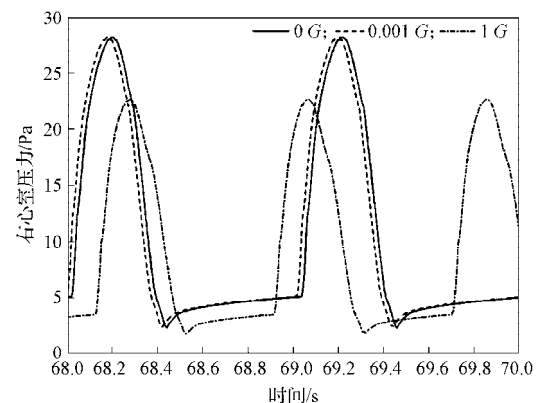


图 3 不同重力环境下右心室压力-时间仿真曲线  
Fig. 3 Emulational curves of right ventricle pressure-time under different gravitational conditions

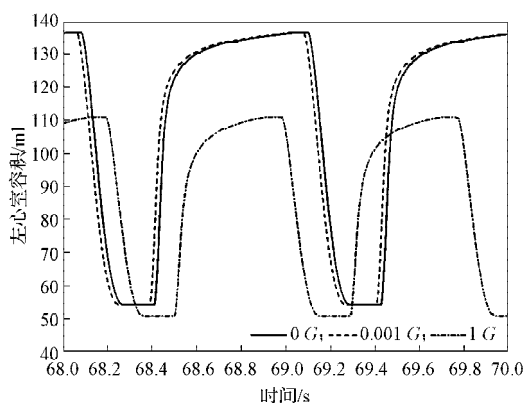


图4 不同重力环境下左心室容积-时间仿真曲线

Fig. 4 Emulational curves of left ventricle volume-time under different gravitational conditions

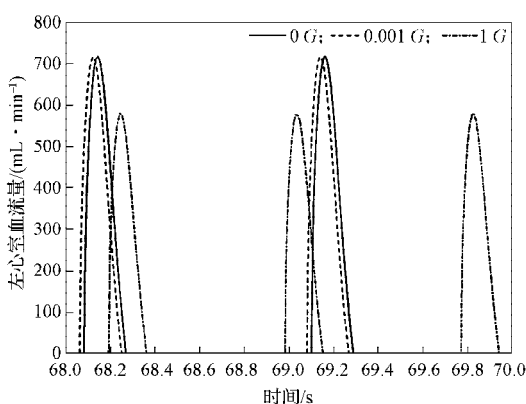


图5 不同重力环境下左心室血流量仿真曲线

Fig. 5 Emulational curves of left ventricle blood flow rate under different gravitational conditions

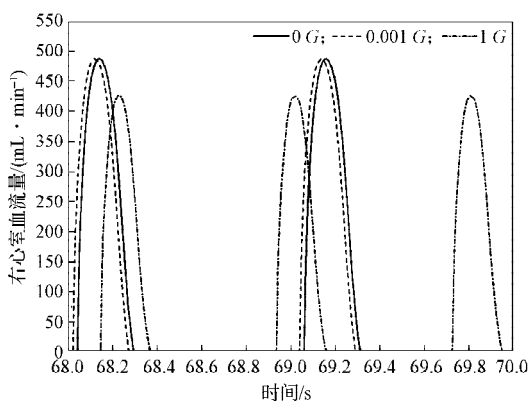


图6 不同重力环境下右心室血流量仿真曲线

Fig. 6 Emulational curves of right ventricle blood flow rate under different gravitational conditions

左心室压力的变化范围在失重及微重力环境下分别为4.04~137.62 mmHg及4.03~137.61 mmHg(见图2);右心室压力在失重条件下为2.42~28.22 mmHg。

微重力环境下为2.42~28.20 mmHg(见图3)。与正常重力环境下相比较,二者的变化范围均会随着重力的减小而增大,即失重条件下人体左右心室压力均升高。

由图4可知,左心室容积随着重力减小而增大。当人体处于失重环境中时,左心室容积为54.25~136.37 mL,微重力环境下为54.24~136.36 mL,相比于正常重力环境下的50.65~111.15 mL,有了大幅度升高。由于左心室容积的最大值与最小值之差为心脏每搏输出量,因此由图4亦可得知重力减小将引起每搏输出量增大。

与左心室容积的变化趋势相同,左右心室血流量在重力减小时同样呈现出升高的趋势。由图5及图6可知,失重条件下左心室血流量最大值为717.45 mL/min,微重力环境下为716.18 mL/min,较正常重力环境下的579.55 mL/min分别升高了137.90 mL/min及136.63 mL/min;右心室血流量在失重与微重力环境下的最大值分别为486.71 mL/min及486.65 mL/min,相对正常重力条件下分别升高59.20 mL/min及59.14 mL/min,相比左心室血流量升高幅度较小。

## 4 结论与展望

通过对国内外适用于重力应激下的心血管循环系统模型的总结分析,得出如下结论:

受试验条件所限,特定疾病患者的生理参数无法获得,阻碍了心血管循环系统模型在病理分析及疾病防护措施研发等方面的发展。采用模糊辨识等方法获得具体生理参数,建立适用于特定患者的心血管循环系统模型,将是这一问题的有效解决办法。

心血管模型正朝着功能多样化的方向发展,不仅能用于研究心血管系统的运行机制以及重力应激下的防护措施,也能用于预测患者心血管疾病的发展过程,还可以用于测试医疗仪器的临床应用效果。

目前少有重力变化对人体热舒适影响的研究,因此,模拟失重/微重力环境下人体各部位血液分布,有助于深化对失重条件下人体热舒适机理的认识,建立失重/微重力环境下人体热调节系统数学模型,进而提高航天飞行过程中人体的热舒适程度并建立相应的热舒适评价指标。

## 参考文献:

- [1] Shim E B, Sah J Y, Youn C H. Mathematical Modeling of Cardiovascular System Dynamics Using a Lumped Parameter Method[J]. The Japanese Journal of Physiology, 2004, 54(6), 545-553.
- [2] 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: 276-278.  
He Wei, Yu Chuanxiang. Cardiovascular Kinetic Parameters

- Measurement Principle and Clinical Applications[M]. Beijing: Science Press, 2010: 276–278.
- [3] 陈杰. 长期模拟失重下心脏适应性变化的实验研究[D]. 西安: 第四军医大学, 1992.  
Chen Jie. Cardiac Adaptation to Long-Term Simulated Weightlessness in Rat[D]. Xi'an The Fourth Military Medical University, 1992.
- [4] Liang F Y, Takagi S, Himeno R, et al. Biomechanical Characterization of Ventricular-Arterial Coupling During Aging: A Multi-Scale Model Study[J]. Journal of Biomechanics, 2009, 42(6): 692–704.
- [5] 代开勇. 心血管系统键合图模型仿真研究[D]. 杭州: 浙江大学, 2006.  
Dai Kaiyong. Study on Bound Graph Modeling and Simulation for Cardiovascular System[D]. Hangzhou: Zhejiang University, 2006.
- [6] Boyers D G, Cuthbertson J G, Luetscher J A. Simulation of the Human Cardiovascular System: a Model with Normal Responses to Change of Posture, Blood Loss, Transfusion, and Autonomic Blockade[J]. Simulation, 1972, 18(6): 197–206.
- [7] Guyton A C, Coleman T G. Quantitative Analysis of the Pathophysiology of Hypertension[J]. Circulation Research, 1969, 24(S5): 1–19.
- [8] Melchior F M, Srinivasan R S, Charles J B. Mathematical Modeling of Human Cardiovascular System for Simulation of Orthostatic Response[J]. American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology, 1992, 262(6): H1920–H1933.
- [9] Melchior F M, Srinivasan R S, Thullier P H, et al. Simulation of Cardiovascular Response to Lower Body Negative Pressure from 0 to 40 mmHg[J]. Journal of Applied Physiology, 1994, 77(2): 630–640.
- [10] Heldt T, Shim E B, Kamm R D, et al. Computational Modeling of Cardiovascular Response to Orthostatic Stress [J]. Journal of Applied Physiology, 2002, 92(3): 1239–1254.
- [11] Heldt Thomas. Computational Models of Cardiovascular Response to Orthostatic Stress[D]. Cambridge: Massachusetts Institute of Technology, 2004.
- [12] Heldt T, Mark R G. Understanding Post-Spaceflight Orthostatic Intolerance: a Simulation Study[C]//In Computers in Cardiology 2005. Lyon: IEEE, 2005: 631–634.
- [13] Kappel F, Fink M, Batzel J J. Aspects of Control of the Cardiovascular-Respiratory System During Orthostatic Stress Induced by Lower Body Negative Pressure[J]. Mathematical Biosciences, 2007, 206(2): 273–308.
- [14] Van Heusden K, Gisolf J, Stok W J, et al. Mathematical Modeling of Gravitational Effects on the Circulation: Importance of the Time Course of Venous Pooling and Blood Volume Changes in the Lungs[J]. American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology, 2006, 291(5): H2152–H2165.
- [15] 郝卫亚, 白净, 张立藩, 等. 失重后血量减少致立位应激时心血管反应改变的仿真研究[J]. 生物医学工程学杂志, 2002, 19(1): 48–52.  
Hao Weiya, Bai Jing, Zhang Lifan, et al. The Changes of Cardiovascular Response to Orthostatic Stress Caused by Hypovolemia Induced by Weightlessness: A Simulation Study[J]. Journal of Biomedical Engineering, 2002, 19(1): 48–52.
- [16] 冯岱雅. 失重条件下人体心血管系统反应的仿真研究[D]. 西安: 第四军医大学, 2005.  
Feng Daiya. A Simulation Study on the Responses of Cardiovascular System to the Weightlessness[D]. Xi'an: The Fourth Military Medical University, 2005.
- [17] 刘洋, 焦纯, 张国鹏, 等. 不同角度倾斜对人体心血管系统影响的仿真研究[J]. 航天医学与医学工程, 2009, 22(2): 89–93.  
Liu Yang, Jiao Chun, Zhang Guopeng, et al. Simulation Study on Cardiovascular Effect Induced with Tilting At Different Angles[J]. Space Medicine & Medical Engineering, 2009, 22(2): 89–93.
- [18] Le Rolle V, Herná Ndez A I, Richard P Y, et al. An Autonomic Nervous System Model Applied to the Analysis of Orthostatic Tests[J]. Modelling and Simulation in Engineering, 2008 (2008): 2.
- [19] Lim Einly, Chan G S H, Dokos S, et al. A Cardiovascular Mathematical Model of Graded Head-Up Tilt[J]. Plos One, 2013, 8(10).
- [20] Liu Y, Zhang L F, Zhang K L, et al. Role of Carotid Baroreflex and Sympathetic Responses in the Push-Pull Effect: A Simulation Study[J]. Aviation, Space, and Environmental Medicine, 2012, 83(9): 841–849.
- [21] Broskey J, Sharp M K. Evaluation of Mechanisms of Postflight Orthostatic Intolerance with a Simple Cardiovascular System Model[J]. Annals of Biomedical Engineering, 2007, 35(10): 1800–1811.
- [22] Ursino M. Interaction Between Carotid Baroregulation and the Pulsating Heart: a Mathematical Model[J]. American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology, 1998, 275(5): 1733–1747.

(责任编辑: 申剑)

