论 文

一种基于集总参数的心血管系统仿真模型及心音产生机理

成谢锋*, 陈泓, 姬汉贵, 郭宇锋, 张少白

南京邮电大学电子科学与工程学院, 南京 210003

* 通信作者. E-mail: chengxf@njupt.edu.cn

收稿日期: 2014-03-10; 接受日期: 2014-07-07

国家自然科学基金 (批准号: 61271334, 61073115) 和江苏省自然科学基金 (批准号: BK20141431) 资助项目

摘要 基于流体力学与电气网络的相关基础理论, 建立一种基于集总参数的心血管系统仿真模型. 该心血管系统仿真模型分为三个子模型: 体循环子模型、肺循环子模型及心脏子模型. 重点分析了体循环子模型和心脏子模型, 给出收缩压、舒张压、射血分数等血流参数和仿真波形图, 并对心音产生机理进行了分析. 然后在此基础上进行扩展, 增加了肺循环、血管、耦合壁等, 使其形成一个闭合的循环回路, 构成了心血管系统仿真模型. 利用状态变量分析法建立该模型的数学表达式, 并进行模拟仿真, 得出心室心房血容量、心房心室压力、动脉血流量等仿真结果, 该结果符合健康心脏的生理状况, 并且利用该模型仿真了高血压病态和心衰病态状况, 仿真结果与临床表现基本一致, 表明本文提出的心血管系统仿真模型具有实际的可行性.

关键词 心血管系统模型 仿真 心音产生机理 血液动力学 心衰

1 引言

心血管系统是一个封闭的管道系统, 是人体生理过程中最为重要的系统之一. 心血管系统的计算模型, 能够反映出人体生理特征参数、血液动力学变量以及心音听诊参数之间的关系, 还能体现出心脏各个组成部分的功能和状态^[1~7]. 通过对心血管系统的仿真模型的研究, 可以为正常或病态的心音产生机理提供了一种可行的理论依据^[2,3].

早期人们对心脏血流动力学过程的研究, 往往受到各种实验条件的限制, 并且对血液循环系统数学模型的研究也只是针对某个具体的问题, 建立起来的模型不够全面. 不过, 后来已经有不少学者根据血流动力学理论, 对血液循环系统进行了建模和仿真实验. 2002年, 胡喆等人^[4]根据电网络理论, 利用搏动间歇方法建立模型, 提出了心脏—肺循环—体循环系统模型来模拟心脏的功能. Talaminos等人^[5]建立了人体心血管系统的计算机模型; 吴望一等人^[6]将心室及血管的集总参数模型和分布参数模型耦合并研究了动态耦合对人体动脉搏波传播的影响; 对心音产生机理进行建模分析, 有助于听诊的教学工作. Gul等人^[7]对心血管系统参数的灵敏度问题进行了深入研究, 对建立心血管仿真模型奠定了基础. 蒋升等人^[8]建立了人体动脉血管的粘性流体力学模型, 并且对中心动脉血压进行了估

引用格式: 成谢锋, 陈泓, 姬汉贵, 等. 一种基于集总参数的心血管系统仿真模型及心音产生机理. 中国科学: 信息科学, 2014, 44: 1121–1139, doi: 10.1360/N112013-00179

图 1 心血管系统模型框图

Figure 1 The diagram model of cardiovascular system

计. 对心音产生生理机制的准确理解是心音听诊的可靠基础^[9]. 因此, 描述心血管机制和心音产生机理的仿真模型成为学习心脏的生理机能和心脏听诊的很好的工具.

以上模型主要针对的是人体心脏功能的描述, 缺乏将血管参数和肺循环部分组合在一起的集总参数心血管系统模型的详细描述和功能分析. 基于流体力学与电气网络的相关基础理论, 本文建立一种基于集总参数的心血管系统仿真模型. 该心血管系统仿真模型分为 3 个子模型: 体循环子模型、肺循环子模型及心脏子模型. 重点分析体循环子模型和心脏子模型, 给出收缩压、舒张压、射血分数等血流参数和仿真波形图, 并对心音产生机理进行了分析. 然后在此基础上进行扩展, 增加了肺循环、血管、耦合壁等, 使其形成一个闭合的循环回路, 构成了心血管系统仿真模型, 利用状态变量分析法建立该模型的数学表达式, 在 Matlab 平台上的对系统模型进行仿真, 得出心室心房血容量、心房心室压力和动脉血流量的仿真结果, 该结果符合健康心脏的生理状况, 并且利用该模型仿真了高血压病态和心衰病态状况, 仿真结果与临床表现基本一致, 表明本文提出的心血管系统仿真模型具有实际的可行性和一定的应用价值.

2 心血管系统的建模

心血管系统是一个“密闭”的管道系统, 主要是由心脏和血管组成, 心脏是泵血的动力器官, 通过血管系统运输血液, 因此, 将其分为心脏和血管系统两部分. 其中血管系统又细分为体循环和肺循环两个子部分, 心脏可分为左心房、左心室、右心房、右心室 4 个腔室, 通过心房间隔和心室间隔被分隔为左右不相通的两半. 心血管系统模型框图如图 1 所示.

心血管系统是一个复杂的系统, 很难用一种方法完成整体建模. 信息技术的发展为生理系统的研究提供了新方法, 可以更方便的研究心血管的工作机制以及心血管疾病的影响因素. 从心血管动力学原理和流体网络的相关理论可知, 流体传输方程与电网中的传输方程以及流体网络中的等效网络与电网中的等效电路的数学形式相同, 因此可以获得生理参数、流体参数与电气参数之间的类比关系, 如表 1 所示.

2.1 构造心血管系统仿真模型的基本原则

心血管系统建模是一个复杂过程, 为了使模型尽可能的符合实际情况, 本文在设计心血管系统仿真模型时力求做到以下原则:

- 1) 一致性原则: 是指通过模型所得到的参数或仿真波形尽可能与实测的参数或波形相一致.
- 2) 可解释原则: 是指设计的心血管系统仿真模型可以解释心血管的生理机制以及心音的产生机理.

表 1 三种参数的类比

Table 1 The analogy of three kinds of parameters

Physiological parameter	Liquid parameter	Electric parameter
P (Blood pressure)	p (Press)	U (Voltage)
Q (Bloodstream)	q (Flux)	I (Electric current)
V (Blood volume)	v (Volume)	Q (Electric charge)
R (Bloodstream resistance)	r (Glutinousness)	R (Resistance)
L (Blood flow inertia)	l (Inertia)	L (Inductance)
C (Vascular compliance)	k (Elastic coefficient)	C (Capacitance)

制, 并且能用状态变量来表示生理学上的心血管参数, 可以通过观测状态变量的变化趋势来研究心脏的生理状态.

3) 可控制原则: 是指通过改变模型的一个或几个参数能够模拟出心血管系统的健康或者病态的情形, 以及研究系统各个参数变化与心音变化以及心血管参数变化的关系.

2.2 心脏子模型

心脏的主要动力来自心脏的周期性舒张和收缩运动, 本文采用 Olansen^[10] 提出的心脏五部分模型 (左、右心室游离壁, 左、右心房游离壁以及心室中间的耦合壁) 来进行等效建模, 描述心脏的周期性舒张和收缩运动, 心室游离壁的时变特性用一个时变倒电容来等效表示, 左心室游离壁的时变倒电容 el_v 的表达式为

$$el_v = \begin{cases} F_L \cdot Elva \cdot \left(1 - \cos \left(\frac{\pi t}{t_{ee}} \right) + \frac{Elvb}{F_L} \right), & t < t_{ee}, \\ F_L \cdot Elva \cdot \left(1 + \cos \left(\frac{\pi(t - t_{ee})}{0.5t_{ee}} \right) + \frac{Elvb}{F_L} \right), & t < 1.5t_{ee}, \\ \frac{Elvb}{F_L}, & \text{others,} \end{cases} \quad (1)$$

其中 t_{ee} 表示收缩期心室压力达到峰值的时刻, 取值为 0.3 s. $Elva$, $Elvb$ 表示心室时变倒电容的系数, 改变该系数可以分别表示左心室和右心室, $Elva$, $Elvb$ 的取值如表 2 所示. F_L 是一个比例因子^[11], 用来描述心室时变倒电容与心室容量之间的非线性特性, F_L 可由 (2) 式来描述.

$$F_L = 1 - Vlv/V_{\max}, \quad (2)$$

其中 $V_{\max}$ 是正常人的最大的心脏流体体积 (900 ml), Vlv 是指左心室的容量, 描述右心室时可将其变为 Vrv .

左心房游离壁的时变倒电容 ela 的计算方式为

$$ela = \begin{cases} Elaa \cdot (1 - e^{-(t-t_{ac})/\tau_{lac}}) + Elab, & t_{ac} \leq t \leq t_{ar}, \\ Elaa \cdot (1 - e^{-(t_{ar}-t_{ac})/\tau_{lac}}) \cdot e^{-(t-t_{ar})/\tau_{lar}} + Elab, & t_{ar} < t < (t_r + t_{ac}), \\ Elab, & \text{others,} \end{cases} \quad (3)$$

其中 t_{ac} 表示心房开始收缩的时刻, 取值为 0.696 s; t_{ar} 表示心房开始舒张, 取值为 0.835 s; t_r 表示的

表 2 心脏子模型中的参数值

Table 2 Parameter values of the heart sub-model

Elva	Elvb	Elaa	Elab	Erva	Ervb	Eraa	Erab	τ_{ac}	τ_{ar}	τ_{ac}	τ_{ar}
1.43	0.03	0.07	0.09	0.26	0.022	0.04	0.06	0.40	0.05	0.40	0.05

图 2 心脏瓣膜模型

Figure 2 The model of heart value. (a) Original model; (b) modified model

是一个心动周期, 取值为 0.855 s. E_{laa} , E_{lab} 表示心房倒电容的系数, 改变该系数可以分别表示左心房和右心房, 取值见表 2. τ_{lac} , τ_{lar} 分别表示一个心动周期内收缩期持续的时间以及舒张期持续的时间.

另外, 在心脏建模时还需要考虑左右心室之间的相互作用, 因为左右心室实际上并不是独立起作用, 它们之间通过耦合壁 (即心室之间的隔膜) 来传递压力进而互相影响, 为了解决这一问题, Olansen^[10] 也提出一个数学模型来表示心室间的相互作用, 描述心室周期性的舒张和收缩运动, 该模型的表达式为

$$Plv = E_S \cdot \frac{elv}{elv + E_S} \cdot Vlv + \frac{elv}{elv + E_S} \cdot Prv, \quad (4)$$

$$Prv = E_S \cdot \frac{erv}{erv + E_S} \cdot Vrv + \frac{erv}{erv + E_S} \cdot Plv, \quad (5)$$

其中 E_S 表示耦合壁的弹性, 是一个常数. Plv , Prv 分别表示左右心室的压力, elv , erv 表示左右心室的时变倒电容. 在建立房室模型时还需要考虑房室游离壁对血流的粘性阻力, 在电路模型上, 在房室倒电容上分别串联一个电阻 (sla , sra , slv , srv), 可以表征血流粘性阻力.

心脏瓣膜的作用是阻止血管中的血流倒流回心脏或者是心室的血流倒流回心房, 一般情况下, 用理想二极管的单向导通性来模拟瓣膜的开和关, 用电阻来模拟瓣膜的粘性阻力^[5,12]. 为了全面分析瓣膜的非线性特性以及探讨心脏瓣口的血流与瓣膜孔径的关系, 如图 2 所示, 本文用三个元件来表示瓣膜.

- Bernoulli 阻抗 B (基于 Bernoulli 原理表示压力流与孔径的关系, 可以用简化了的 Bernoulli 方程表示, 压力为速率的乘积, 速率由压力阶差和瓣膜的横截面积计算得到).
- 血流惯性 L (反映血流的惯性).
- 粘性阻力 R.

将上述的心房、心室以及瓣膜模型依据心脏的生理结构进行耦合, 就形成了改进型的心脏子模型, 如图 3 所示. 该模型包括了心房 (ela , sla , era , sra)、心室 (elv , slv , erv , srv) 以及瓣膜 (Bmv , Lmv , Rmv , Bav , Lav , Rav , Btv , Ltv , Rtv , Bpv , Lpv , Rpv), 同时依据 Sun^[13] 的研究, 本文还考虑了心包压 (P_{pc}) 以及胸廓内压 (P_{it}). 心包压的功能是给心室施加压力, 与整个心脏的容量呈指数关系, 心脏容量包括心室容量, 心房容量以及心包容量. 心室容量和心房容量随时间发生变化, 心包容量取值为 30 mL. 胸廓内压是一个常数, 取值为 5 mmHg.

对于心室的周期性舒张和收缩运动, 通常还采用压力 — 容积曲线来直观描述, 心室的压力 — 容积曲线关系可以表示为^[13]

$$p(t) = E(t)(V(t) - V_d), \quad (6)$$

图 3 心脏子模型

Figure 3 The sub-model of heart

其中, $p(t)$ 表示心室的压力, $V(t)$ 表示心室的血容量随时间的变化, V_d 表示心室收缩末期无张力的心室容积, $E(t)$ 是一个时变弹性函数. 在生理意义上, $E(t)$ 表示心肌的弹性系数. $E(t)$ 还被称为时变倒电容, 在相应的电路模型中等价于电容的倒数. 国内外学者提出了 $E(t)$ 的多种数学模型, 本文参考 Shroff 等人^[14] 提出的模型, 该模型指出 $E(t)$ 主要由两部分组成: 心室的被动弹性 E_p , 是一个常数, 表示心室充盈时心肌的被动拉伸, 取值为 0.06 mmHg/mL ; 心室的主动弹性 $E_A(t)$, 表示心室的主动收缩性, 可由 (7) 式求得.

$$E_A(t) = E_{\max} \times E_n(t_n), \quad (7)$$

其中, $E_{\max}$ 是心室的主动弹性最大值, 归一化函数 $E_n(t_n)$ 由 (8) 式求得, HR 表示心率.

$$E_n(t_n) = 1.5532 \times \frac{\left(\frac{t_n}{0.7}\right)^{1.9}}{1 + \left(\frac{t_n}{0.7}\right)^{1.9}} \times \frac{1}{1 + \left(\frac{t_n}{1.1735}\right)^{21.9}}, t_n = \frac{\text{HR}}{0.2 \times \text{HR} + 4.5}. \quad (8)$$

因此, 心肌弹性系数 $E(t)$ 为

$$E(t) = E_A(t) + E_p. \quad (9)$$

使用 (6) 式的压力 — 容积关系以及 (9) 式的心肌弹性系数, 可以描述在一个循环过程中的心室周期性舒张和收缩运动.

2.3 体循环及肺循环子模型

建立体循环子模型时, 本文采用王庆伟等人^[12] 提出的一种体循环模型, 该模型是将左心系统与动脉系统通过耦合的方式形成的. 为了体现体循环的细节部分, 本文在该模型的基础上增加了动脉顺

图 4 体循环子模型

Figure 4 Systemic sub-model

图 5 改进的血管模型

Figure 5 The improved model of blood vessel

应性以及外周阻力, 如图 4 所示. 该模型用时变倒电容来模拟心室的主动收缩作用, 用 C_{ao} , L_{ao} , R_{ao} , C_{art} , R_1 表示动脉系统, C_{ao} , C_{art} 分别表示动脉系统中血管的顺应性, L_{ao} 表征主动脉中的集总血液的惯性效应, R_1 表示外周阻力. 血流从心室流出, 经过主动脉瓣流入动脉系统, 经过外周阻力进入肺部, C_r 表示肺部和静脉系统的集总顺应性.

肺循环由肺动脉, 肺静脉以及肺毛细血管组成, 肺循环子模型可以看作是由多段血管级联而成, 血管可以用弹性腔模型来表示^[15], 一般的血管弹性腔的模型^[14]没有考虑弹性腔内部阻力以及血液流动过程中的血流阻力, 本文中充分考虑了这两点, 将弹性腔模型进行了修正, 形成血管模型, 如图 5 所示. 其中 S_{pua} 表示弹性腔的内部阻力, E_{pua} 表示血管的顺应性, R_{pua} 表示血液流动产生的阻力, L_{pua} 表示血流的惯性.

根据基尔霍夫定律, 依据表 1 的类比关系, 可以列出血管模型的电路表达式

$$\begin{aligned} P_{in} &= S_{pua} (\dot{q}_{in} - \dot{q}_{out}) + P_{E_{pua}}, \\ P_{out} &= S_{pua} (\dot{q}_{in} - \dot{q}_{out}) + P_{E_{pua}} - R_{pua} \cdot q_{out} - L_{pua} \cdot \ddot{q}_{out}, \end{aligned} \quad (10)$$

其中, P_{in} 表示该段血管的输入血压, P_{out} 表示该段血管的输出血压, q_{in} 表示流入该血管的血流量, q_{out} 表示流出该血管的血流量, $P_{E_{pua}}$ 表示 E_{pua} 两端的压力差. 由于实际的心血管系统中血管的顺应性具有非线性特性, 血管的顺应性并不全是固定的, 不能都用常数电容来表示. 本文中用指数关系来表征肺循环中的各段血管的血流顺应性. 肺循环中血管的 P - V 关系如下^[13]:

$$P = E_0 \cdot (e^{v/Z}) \cdot Z, \quad (11)$$

其中 E_0 表示血容量为 0 时的倒电容, Z 是容积常数, v 对应肺循环中各段血管的血容量, P 表示血管的血压, 改变 E_0 和 Z 的取值可以表征肺部不同的血管, E_0 和 Z 的取值已标注在心血管系统仿真模型中. 肺循环子模型主要由肺动脉血管、肺毛细血管、肺静脉血管组成, 可用三段图 5 所示的血管模型级联而成.

图 6 心血管系统仿真模型

Figure 6 The simulation model of the cardiovascular system

2.4 心血管系统模型

心血管系统仿真模型是上述 3 个子模型的组合, 根据实际心血管系统的生理特性采用动态耦合的方法将它们耦合在一起, 根据一个心动周期内血流的流经方向以及各段血管的血流量将心脏、体循环和肺循环进行连接. 其中体循环的部分是将图 4 的体循环子模型中的动脉系统具体化地分为主动脉、动脉、毛细血管、静脉以及腔静脉, 使其更接近动脉系统的生理结构.

心血管系统仿真模型如图 6 所示. 由图可看出, 体循环中血流从左心室 (elv, slv) 流出, 流经主动脉 (Cao, Sao, Lao, Rao)、动脉 (Cart, Sart, Lart, Rart)、毛心血管 (Ccap, Scap, Lcap, Rcap)、静脉 (Cven, Sven, Lven, Rven)、腔静脉 (Cve, Sve, Lve, Rve), 最后流入右心房 (era, sra). 肺循环中血流从右心室 (erv, srv) 流出, 流经肺动脉 (Epua, Spua, Lpua, Rpua)、肺毛细血管 (Epuc, Spuc, Lpuc, Rpuc)、肺静脉 (Epuv, Spuv, Lpuv, Rpuv), 流入左心房 (ela, sla). 该心血管仿真模型遵循流经子模型血流量等于流出子模型血流量的原则将其进行耦合. 在心脏子模型中, 不仅考虑了心室心房的自身的周期性运动, 还考虑到了心室之间的相互作用, 并且分别把体循环和肺循环子模型具体化到了动脉、静脉、毛

细血管等 3 个部分. 通过这些手段使得该模型能够比较详细的反映心血管系统的生理机制, 比较接近心血管系统的生理结构, 便于直观地理解心血管系统的工作原理.

3 实验仿真及结果分析

3.1 心脏模型仿真与心音产生机理的分析

心脏的心动周期以心室收缩作为开始的标志, 每一心动周期可产生 4 个心音, 一般均能听到的是第一和第二心音^[16,17]. 第一心音发生在心室收缩期, 持续时间约为 0.1 s, 其音调较低, 是心室开始收缩的标志^[18]. 第一心音主要是由于心室肌收缩, 由房室瓣关闭及相伴随的心室壁振动形成, 此外主动脉瓣和肺动脉瓣开放, 血液向大血管内流动, 大血管壁的振动也与第一心音的产生有关.

从图 3 的心脏子模型的结构中可以看出, 心室部分和瓣膜部分电路模型中包含有电阻 (Rmv), 电容 (elv) 和电感 (Lmv) 等器件, 根据电路的基本原理, 电路中含有这些元件时, 当满足一定的条件, 电路会发生电磁振荡. 第一心音的产生主要是由于在房室压差的作用下, 二尖瓣和三尖瓣关闭所引起的一系列机械振动造成的, 机械振动和电路振荡的具有相似性, 因此可以用电路的电磁振荡来比拟二尖瓣和三尖瓣的机械振动. 当心室和瓣膜模型在房室压差的作用下发生振荡时, 根据图 3 心脏子模型, 可获得二阶电路方程

$$\Delta P = Lmv \cdot \ddot{q} + Rmv \cdot \dot{q} + elv \cdot (q - q_0). \quad (12)$$

上式中, ΔP 表示左右心室的压力差, q 表示产生振动时流经二尖瓣的血容量的变化, Lmv 表示二尖瓣中血液的惯性效应, Rmv 表示二尖瓣的血流阻力, elv 表示心室的心肌弹性系数. 心室和心房的压力差 ΔP 可以由心血管系统仿真模型求得, 根据二阶微分方程的解法可求得该方程的特解以及通解, 并且根据特征方程可知, 在 $Rmv^2 < 4Lmv \cdot elv$ 时, 振荡频率为

$$f = \frac{\sqrt{Lmv \cdot elv - Rmv^2/4}}{2\pi Lmv}. \quad (13)$$

用上式的电路振荡来模拟心音的产生过程, 即用电路的电磁振荡来比拟瓣膜的机械振动: 心房和心室的压力差作为一个驱动源, 使得心室和瓣膜组成的电路模型产生电磁振荡, 用该振荡波形来模拟第一心音. 同理, 右心室和三尖瓣组成的电路模型在右心房和右心室的激励下产生振荡, 形成三尖瓣的振动波形. 将二尖瓣和三尖瓣的振动波形根据一定的算法进行合成可以形成第一心音的仿真波形图.

第二心音的产生过程: 发生在心脏舒张期的开始, 频率较高, 持续时间较短 (约 0.08 s). 产生的原因是主动脉瓣和肺动脉瓣 (Bav, Lav, Rav, Btv, Bpv, Lpv, Rpv) 关闭, 瓣膜互相撞击以及大动脉 (Cart, Sart, Lart, Rart) 中血液减速和室内压 (Pra, Prv) 迅速下降引起的振动. 第二心音的产生可以类比第一心音的产生过程, 由于心室的压力与动脉压的压力差使得瓣膜关闭, 可用类似的电路模型对其进行建模. 从心血管系统仿真模型中得出心脏舒张期的一些心血管参数作为第二心音产生的初始条件, 进行电路仿真, 可以得到第二心音的仿真波形.

第三心音和第四心音的产生过程可以看成是在心室充盈期, 房室的血流量以及血流量的梯度所产生^[19], 第三和第四心音的频率和幅值与心室 (elv, erv) 的心肌弹性系数和心室对血流的粘性阻力 (slv, srv) 有关.

3.2 体循环子模型仿真

根据表 1 的电气参数、流体参数和生理参数的类比关系, 对图 4 体循环子模型进行电路分析, 建

图 7 左心室倒电容波形

Figure 7 The wave of left ventricular elastance

立图 4 的数学模型. 选取静脉系统的血容量 V_r , 左心室血容量 V_{lv} , 主动脉血容量 V_{ao} 、动脉血容量 V_{art} 、二尖瓣血流 Q_{mv} 、动脉瓣血流 Q_{av} 以及主动脉血流 Q_{ao} 作为状态变量, 根据基尔霍夫电压电流定理列出状态方程

$$\begin{aligned}
 r(p, q) &= \begin{cases} 1, p \geq q, \\ 0, p < q, \end{cases} \\
 \frac{d V_r}{dt} &= Q_{R1} - Q_{mv} \cdot r(Pl_a, Pl_v), \quad \frac{d V_{lv}}{dt} = Q_{mv} \cdot r(Pl_a, Pl_v) - Q_{av} \cdot r(Pl_v, P_{ao}), \\
 \frac{d V_{ao}}{dt} &= Q_{av} \cdot r(Pl_v, P_{ao}) - Q_{ao}, \quad \frac{d V_{art}}{dt} = Q_{ao} - Q_{R1}, \\
 \frac{d Q_{mv}}{dt} &= \frac{V_{la}/C_{la} - Pl_v - R_{mv} \cdot Q_{mv} - B_{mv} \cdot Q_{mv} \cdot |Q_{mv}|}{L_{mv}} \cdot r(Pl_a, Pl_v), \\
 \frac{d Q_{av}}{dt} &= \frac{Pl_v - R_{av} \cdot Q_{av} - B_{av} \cdot Q_{av} \cdot |Q_{av}| - V_{ao}/C_{ao}}{L_{av}} \cdot r(Pl_v, P_{ao}), \\
 \frac{d Q_{ao}}{dt} &= \frac{V_{ao}/C_{ao} - R_{ao} \cdot Q_{ao} - V_{art}/C_{art}}{L_{ao}}.
 \end{aligned} \tag{14}$$

左心室的心肌弹性系数可以根据公式 (7) 和 (9) 求得, 其中心率取正常人的心率, 这里取值为 75 次/min, 得到左心室倒电容随时间的变化图如图 7 所示.

利用四阶 Bunge-Kutta 算法对等式组 (14) 进行求解, 给定初始条件为: $V_r = 36$ mL, $V_{lv} = 120$ mL, $V_{ao} = 5.36$ mL, $V_{art} = 106.4$ mmHg, 二尖瓣、动脉瓣、动脉流量为 0. 可获得一组仿真结果. 其中, 图 8(a) 为左心室血容量随时间变化的仿真曲线, 图 9 为一组血液动力学仿真结果.

从图 8 中可以看出左心室的血容量的仿真变化曲线与图 8(b) 的实测波形基本一致. 根据图 8(a) 左心室的血容量变化曲线, 对该曲线求积分, 可以求出左心室在一个心动周期内射入主动脉的血流量为 62.4762 mL, 正常人的心率为 75 次/min, 求得每分钟左心室射入主动脉的血量即心输出量为 4.685 L/min; 收缩压为左心室压曲线的峰值, 根据图 9(a) 可以获得收缩压为 109.96 mmHg; 舒张压的值为动脉压曲线的谷值, 从图 9(b) 的动脉压曲线可以获得舒张压为 61.43 mmHg; 对图 9(c) 中的曲线求积分可以获得一个心动周期内的主动脉血流量. 一个正常人安静时的心输出量为每分钟 4.5~6 L, 左心室的收缩压小于 120 mmHg, 舒张压小于 90 mmHg^[20]. 由此可见该模型可以模拟正常人的体循环系统. 根据相同的原理, 采用相同的方法, 改变模型 (图 4) 中的 R_{ao} 的值可以仿真出动脉粥样硬化时的心血管参数的波形图.

图 8 左心室血容量随时间变化仿真结果与实际生理曲线的对比

Figure 8 The wave of left ventricular blood volume. (a) Simulation result; (b) the actual physical curve

图 9 一种健康心脏的血液动力学仿真结果

Figure 9 A group of results of simulation of healthy heart. (a) Left ventricle pressure, left atrium pressure and aortic blood pressure; (b) arterial pressure; (c) blood volume of the aorta

3.3 心血管模型仿真

根据图 6 所建立的心血管系统仿真模型以及表 1 所表示的流体参数与电气网络的类比关系, 用电路分析法 (Kirchhoff 电压电流定理), 选择各个电容的电压 (对应生理器官的血容量) 以及各个电感的电流 (对应生理器官的血流量) 共 24 个变量作为状态变量, 列出图 6 中的电路模型的状态方程, 得到心血管系统仿真模型的数学模型。

体循环部分数学模型:

$$\begin{aligned}
 \frac{d V_{\text{ven}}}{dt} &= Q_{\text{cap}} - Q_{\text{ven}}, \quad \frac{d V_{\text{vc}}}{dt} = Q_{\text{ven}} - Q_{\text{vc}}, \quad \frac{d V_{\text{ra}}}{dt} = Q_{\text{vc}} - Q_{\text{tv}}, \\
 \frac{d V_{\text{ao}}}{dt} &= Q_{\text{av}} - Q_{\text{ao}}, \quad \frac{d V_{\text{art}}}{dt} = Q_{\text{ao}} - Q_{\text{art}}, \quad \frac{d V_{\text{cap}}}{dt} = Q_{\text{art}} - Q_{\text{cap}}, \quad \frac{d V_{\text{lv}}}{dt} = Q_{\text{mv}} - Q_{\text{av}}, \\
 \frac{d Q_{\text{av}}}{dt} &= \frac{\text{Plv} - \frac{V_{\text{ao}}}{C_{\text{ao}}} - R_{\text{av}} \cdot Q_{\text{av}} \cdot |Q_{\text{av}}| + \text{Slv} \cdot \frac{d V_{\text{lv}}}{dt} - \text{Sao} \cdot \frac{d V_{\text{ao}}}{dt} + \text{Ppc} + \text{Pit}}{L_{\text{av}}} \cdot r(\text{Plv}, \text{Pao}), \\
 \frac{d Q_{\text{ao}}}{dt} &= \frac{\frac{V_{\text{ao}}}{C_{\text{ao}}} + \text{Sao} \cdot \frac{d V_{\text{ao}}}{dt} - R_{\text{ao}} \cdot Q_{\text{ao}} - \frac{V_{\text{art}}}{C_{\text{art}}} - \text{Sart} \cdot \frac{d V_{\text{art}}}{dt}}{L_{\text{ao}}}, \\
 \frac{d Q_{\text{art}}}{dt} &= \frac{\frac{V_{\text{art}}}{C_{\text{art}}} + \text{Sart} \cdot \frac{d V_{\text{art}}}{dt} - R_{\text{art}} \cdot Q_{\text{art}} - \frac{V_{\text{cap}}}{C_{\text{cap}}} - \text{Scap} \cdot \frac{d V_{\text{cap}}}{dt}}{L_{\text{art}}}, \\
 \frac{d Q_{\text{cap}}}{dt} &= \frac{\frac{V_{\text{cap}}}{C_{\text{cap}}} + \text{Scap} \cdot \frac{d V_{\text{cap}}}{dt} - R_{\text{cap}} \cdot Q_{\text{cap}} - \frac{V_{\text{ven}}}{C_{\text{ven}}} - \text{Sven} \cdot \frac{d V_{\text{ven}}}{dt}}{L_{\text{cap}}}, \\
 \frac{d Q_{\text{ven}}}{dt} &= \frac{\frac{V_{\text{ven}}}{C_{\text{ven}}} + \text{Sven} \cdot \frac{d V_{\text{ven}}}{dt} - R_{\text{ven}} \cdot Q_{\text{ven}} - \frac{V_{\text{vc}}}{C_{\text{vc}}} - \text{Svc} \cdot \frac{d V_{\text{vc}}}{dt}}{L_{\text{ven}}}, \\
 \frac{d Q_{\text{vc}}}{dt} &= \frac{\frac{V_{\text{vc}}}{C_{\text{vc}}} + \text{Svc} \cdot \frac{d V_{\text{vc}}}{dt} - R_{\text{vc}} \cdot Q_{\text{vc}} - \text{era} \cdot V_{\text{ra}} - \text{Sra} \cdot \frac{d V_{\text{ra}}}{dt} - \text{Ppc} - \text{Pit}}{L_{\text{vc}}}, \\
 \frac{d Q_{\text{tv}}}{dt} &= \frac{\text{era} \cdot V_{\text{ra}} - \text{Prv} - R_{\text{tv}} \cdot Q_{\text{tv}} - \text{Btv} \cdot Q_{\text{tv}} \cdot |Q_{\text{tv}}| - \text{Srv} \cdot \frac{d V_{\text{rv}}}{dt} + \text{Sra} \cdot \frac{d V_{\text{ra}}}{dt}}{L_{\text{tv}}} \cdot r(\text{Pra}, \text{Prv}),
 \end{aligned} \tag{15}$$

肺循环部分数学模型方程:

$$\begin{aligned}
 \frac{d V_{\text{rv}}}{dt} &= Q_{\text{tv}} - Q_{\text{pv}}, \quad \frac{d V_{\text{pua}}}{dt} = Q_{\text{pv}} - Q_{\text{pua}}, \quad \frac{d V_{\text{puc}}}{dt} = Q_{\text{pua}} - Q_{\text{puc}}, \\
 \frac{d V_{\text{puv}}}{dt} &= Q_{\text{puc}} - Q_{\text{puv}}, \quad \frac{d V_{\text{la}}}{dt} = Q_{\text{puv}} - Q_{\text{mv}}, \\
 \frac{d Q_{\text{pv}}}{dt} &= \frac{\text{Prv} - \text{Ppua} - R_{\text{pv}} \cdot Q_{\text{pv}} - \text{Bpv} \cdot Q_{\text{pv}} \cdot |Q_{\text{pv}}| + \text{Srv} \cdot \frac{d V_{\text{rv}}}{dt} - \text{Spua} \cdot \frac{d V_{\text{pua}}}{dt} + \text{Ppc}}{L_{\text{pv}}} \cdot r(\text{Prv}, \text{Ppua}), \\
 \frac{d Q_{\text{pua}}}{dt} &= \frac{\text{Ppua} - \text{Ppuc} - R_{\text{pua}} \cdot Q_{\text{pua}} + \text{Spua} \cdot \frac{d V_{\text{pua}}}{dt} - \text{Spuc} \cdot \frac{d V_{\text{puc}}}{dt}}{L_{\text{pua}}}, \\
 \frac{d Q_{\text{puc}}}{dt} &= \frac{\text{Ppuc} - \text{Ppuv} - R_{\text{puc}} \cdot Q_{\text{puc}} + \text{Spuc} \cdot \frac{d V_{\text{puc}}}{dt} - \text{Spuv} \cdot \frac{d V_{\text{puv}}}{dt}}{L_{\text{puc}}}, \\
 \frac{d Q_{\text{puv}}}{dt} &= \frac{\text{Ppuv} - \text{ela} \cdot V_{\text{lv}} - R_{\text{puv}} \cdot Q_{\text{puv}} + \text{Spuv} \cdot \frac{d V_{\text{puv}}}{dt} - \text{Sla} \cdot \frac{d V_{\text{la}}}{dt} - \text{Ppc}}{L_{\text{puv}}}, \\
 \frac{d Q_{\text{mv}}}{dt} &= \frac{\text{era} \cdot V_{\text{la}} - \text{Plv} - R_{\text{mv}} \cdot Q_{\text{mv}} - \text{Bmv} \cdot Q_{\text{mv}} \cdot |Q_{\text{mv}}| - \text{Slv} \cdot \frac{d V_{\text{lv}}}{dt} + \text{Sla} \cdot \frac{d V_{\text{la}}}{dt}}{L_{\text{mv}}} \cdot r(\text{Pla}, \text{Plv}).
 \end{aligned} \tag{16}$$

利用图 6 中所标出的各个参数值, 对等式组 (15) 和 (16) 进行仿真, 可以得到心脏正常状态下的一组仿真结果. 其中, 图 10 为心房心室血容量以及流经瓣膜血流量, 图 11 为体循环和肺循环中的血管血流量, 图 12 为心房心室压力随时间的变化图, 表 3 为仿真结果获得的一组特征参数值. (其中, V_{la} : 左心房血容量, V_{lv} : 右心室血容量, V_{ra} : 右心房血容量, V_{rv} : 右心室血容量, Q_{av} : 主动脉瓣血流量,

图 10 心房心室血容量以及流经瓣膜血流量

Figure 10 Blood volume of ventricle and atrium, blood flow through valve. (a) Blood volume of left ventricle (Vlv) v.s. blood volume of left atrium (Vla); (b) blood volume of right ventricle (Vrv) v.s. blood volume of right atrium (Vra); (c) blood flow of aortic valves (Qav) v.s. blood flow of mitral valve (Qmv); (d) blood flow of pulmonary valve (Qpv) v.s. blood flow of tricuspid valve (Qtv)

图 11 体循环和肺循环中的血管血流量

Figure 11 Blood flow of systemic and pulmonary circulation. (a) Blood flow of vena cava (Qvc) v.s. blood flow of artery (Qart); (b) blood flow of pulmonary artery (Qpua) v.s. blood flow of pulmonary vein (Qpuv)

图 12 心房心室压力随时间的变化图

Figure 12 The atrial pressure and ventricular pressure. (a) Left ventricle pressure (Plv) v.s. right atrium pressure (Pra); (b) right ventricle pressure (Prv) v.s. left atrium pressure (Pla)

表 3 仿真结果

Table 3 The simulation results

Characteristic parameters	Simulation results	Normal value
LVSP	115.8 mmHg	90~120 mmHg
LVDP	4.28 mmHg	0~10 mmHg
AOSP	117 mmHg	90~140 mmHg
ADBP	64 mmHg	60~90 mmHg
RVSP	21 mmHg	18~30 mmHg
RVDP	2.1 mmHg	-5 ~ 3mmHg
PASP	21 mmHg	18~25 mmHg
PADP	6.2 mmHg	6~10 mmHg
Cardiac output	5.695 L/min	4.5~6 L/min

Qmv: 二尖瓣血流量, Qpv: 肺动脉瓣血流量, Qtv: 三尖瓣血流量, Qvc: 腔静脉血流量, Qart: 动脉血流量, Qpua: 肺动脉血流量, Qpuv: 肺静脉血流量, Plv: 左心室压力, Pra: 右心房压力, Prv: 右心室压力, Pla: 左心房压力.)

表 3 中, LVSP (left ventricular systolic blood pressure) 代表左心室收缩压, LVDP (left ventricular diastolic blood pressure) 代表左心室舒张压, AOSP (aortic systolic blood pressure) 代表主动脉收缩压, ADBP (aortic diastolic blood pressure) 代表主动脉舒张压, RVSP (right ventricular systolic pressure) 代表右心室收缩压, RVDP (right ventricular diastolic pressure) 代表右心室舒张压, PASP (pulmonary artery systolic pressure) 代表肺动脉收缩压, PADP (pulmonary artery diastolic pressure) 代表肺动脉舒张压.

表 4 对高血压与正常人的仿真结果对比

Table 4 The comparison under hypertension and normal

Characteristic parameters	Lumped parameter model	Simplified model	Normal
LVSP	153.54 mmHg	156.63 mmHg	115.8 mmHg
LVDP	5.77 mmHg	5.89 mmHg	4.28 mmHg
AOSP	154.40 mmHg	158.93 mmHg	117 mmHg
ADBP	95.71 mmHg	97.62 mmHg	64 mmHg
RVSP	27.67 mmHg	—	21 mmHg
RVDP	0.59 mmHg	—	2.1 mmHg
Cardiac output	6.686 L/min	6.785 L/min	5.695 L/min

图 10(a) 表示一个心动周期内左心房和左心室的血容量随时间的变化, 对左心室的血容量曲线求积分可以求出一个心动周期内左心室射入主动脉的血量为 75.9398 mL, 根据正常人的心率为 75 次/min, 可以求出心输出量为 5.695 L/min; 图 10(b) 表示一个心动周期内右心房和右心室的血容量随时间的变化, 心室的血容量在心室收缩时会迅速减小, 舒张时血容量慢慢恢复^[20], 因此图 10(a) 和 (b) 能够反映一个心动周期内心室的血容量随时间的变化关系; 图 10(c) 和 (d) 反映一个心动周期内瓣膜的血流量, 可见, 当心房压力小于心室压力时, 瓣膜关闭, 瓣膜关闭时流经瓣膜的血流量接近 0. 图 11(a) 描述的是一个心动周期内体循环中的腔静脉的血流量以及动脉血流量, 图 11(b) 描述的是肺循环中的肺动脉和肺静脉的血流量, 通过图 11 可以看出一个心动周期内心脏在舒张期和收缩期的体循环和肺循环中相应血管的血流量. 图 12(a) 描述的是一个心动周期内左心室和右心房的压力随时间的变化关系, 图 12(b) 描述的是一个心动周期内右心室和左心房的压力随时间的变化关系, 可以利用图 12 中的左心室的压力与左心房的压力差作为第一心音仿真时的初始条件. 图 12(b) 中右心室的压力曲线峰值表示右心室的收缩压为 21 mmHg, 谷值表示右心室的舒张压为 2.1 mmHg; 图 12(a) 中的左心室压力曲线的峰值表示收缩压值为 115.8 mmHg, 压力曲线的谷值表示左心室的舒张压 4.28 mmHg; 主动脉收缩压可以根据等式 (15) 中的主动脉的血容量 V_{ao} 与主动脉的顺应性 C_{ao} 的比值的最大值求出, 值为 117 mmHg; 主动脉舒张压可以根据等式 (15) 中主动脉的血容量 V_{ao} 与主动脉的顺应性 C_{ao} 的比值的最小值求出, 值为 64 mmHg; 肺动脉收缩压 20.1 mmHg 是取等式 (16) 中的 P_{pua} 的最大值, P_{pua} 的最小值 6.2 mmHg 表示肺动脉的舒张压, 这些特征参数值如表 3 所示, 它们均在正常心脏生理参数值范围内. 根据同样的原理, 当改变心血管仿真模型中左右心室间耦合倒电容的值, 可以仿真出高血压和低血压的情况.

3.4 高血压病态和心衰病态情况下的心血管模型仿真

高血压病态情况下的心血管模型仿真. 高血压患者往往同时伴有动脉粥样硬化和外周血管管径减小, 此时血压升高更加显著, 因此在进行高血压仿真时可以将图 6 中体循环部分的动脉和主动脉的顺应性 (C_{ao} , C_{art}) 的值设为原值的 60%, 同时将模型中的主动脉阻力 R_{ao} 、动脉阻力 R_{art} 、毛心血管阻力 R_{cap} 、静脉阻力 R_{ven} 、腔静脉阻力 R_{ve} 、肺动脉阻力 R_{pua} 、肺毛细血管阻力 R_{puc} 、肺静脉阻力 R_{puv} 设为原值的 4 倍, 利用状态方程方法, 用 matlab 软件进行数学仿真, 可以仿真出外周血管狭窄时的心血管模型的仿真结果, 一组仿真结果如表 4 中“集总参数模型”部分所示.

图 13 正常生理状况下与高血压情况下左心室血压与左心室血容量的对比图

Figure 13 Left ventricle pressure and blood volume of left ventricle under hypertension and normal. (a) Left ventricle pressure; (b) blood volume of left ventricle

为了更具针对性, 本文将集总参数模型进行简化, 将肺循环部分除去, 只保留体循环部分, 得到一个简化的模型, 并将模型中的主动脉顺应性减小血管阻力增强进行高血压病态的仿真实验. 图 13 给出了正常生理状况下与高血压情况下左心室血压与左心室血容量的对比图, 一组仿真结果如表 4 中“简化模型”部分所示.

通过仿真结果我们可以得到如下结论: 在高血压的情况下, 所得到的结果与正常生理状况下的参数相比而言, 左心室收缩压、舒张压、主动脉收缩压、舒张压和心输出量都有不同程度的增加. 在集总参数模型中还有右心室收缩压增加, 右心室舒张压减少的特征参数变化现象.

不管是集总参数模型还是简化模型的仿真结果都与高血压患者的临床表现相一致, 但是可以看出虽然简化的模型具有针对性, 且模型简单, 仿真速度比较快, 但分析的血流动力学参数不够全面, 不够详细. 虽然集总参数模型比较复杂, 需要使用的资源较多, 但是该模型能够更全面反应心血管系统的生理机制, 可得到更多的血流动力学参数, 对全面了解心血管疾病的产生机理有更积极意义.

心衰状况下的仿真. 心肌弹性变小会引起心衰, 心肌弹性的大小由心脏子模型中的心房心室的倒电容系数来体现, 相关的系数为表 2 中的 $Elva$, $Elaa$, $Erva$, $Eraa$. 通过将这 4 个参数的值设为原值的 60%, 可以模拟心肌弹性变小引起的心衰. 改变这 4 个参数后的心室倒电容波形与正常心脏心室倒电容的对比图如图 14 所示. 将图 14 所示的倒电容作为整个心血管仿真模型的输入可以得到一组心衰的心血管仿真结果, 图 15 给出了心衰情况下与正常生理状况下的左心室压和左心室血容量对比图, 图 16 给出了心衰情况下与正常生理状况下的右心室压对比图. 其中, 图 14(a) 表示左心室倒电容对比图, elv 表示正常生理状况下的左心室倒电容, $elv1$ 表示心肌弹性变小后的左心室倒电容; 图 14(b) 表示右心室倒电容对比图, erv 表示正常生理状况下的右心室倒电容, $erv1$ 表示心肌弹性变小后的右心室倒电容. 图 16 中, Prv 表示正常生理状况下的右心室压力的变化曲线图, $Prv1$ 表示心衰情况下的右心室压力的变化曲线图. 表 5 给出了在心衰情况下, 基于集总参数模型的一组心血管系统仿真结果.

通过仿真结果我们可以得到如下结论: 与正常生理状况下的参数相比而言, 左心室收缩压减少了 24.17%, 左心室舒张压减少了 7.94%, 主动脉收缩压减少了 22.74%, 主动脉舒张压减少了 14.89%, 右心室收缩压减少了 11.23%, 右心室舒张压减少了 82.86%, 心输出量减少了 18.42%. 该状况与心力衰竭的

图 14 心肌弹性变小后的心室倒电容与正常状况下的倒电容的对比图

Figure 14 Ventricular elastance under normal and myocardial elasticity decreasing. (a) Left ventricular elastance; (b) right ventricular elastance

图 15 心衰情况下与正常生理状况下的左心室压和左心室血容量对比图

Figure 15 Left ventricle pressure and blood volume of left ventricle under heart failure and normal. (a) Left ventricle pressure; (b) blood volume of left ventricle

图 16 心衰情况下与正常生理状况下的右心室压对比图

Figure 16 The comparison of right ventricle blood pressures under normal and heart failure

表 5 对心衰与正常人的仿真结果对比

Table 5 The comparison under heart failure and normal

Characteristic parameters	Heart failure	Normal
LVSP	87.80 mmHg	115.8 mmHg
LVDP	3.94 mmHg	4.28 mmHg
AOSP	90.40 mmHg	117 mmHg
ADBP	56.81 mmHg	64 mmHg
RVSP	15.08 mmHg	21 mmHg
RVDP	0.36 mmHg	2.1 mmHg
Cardiac output	4.646 L/min	5.695 L/min

临床症状相符合.

4 结论

人类心血管系统是一个闭合的循环系统, 各个独立的部分可以通过血流动力学参数进行相互作用, 现在很多人在不同精度层面上研究心血管的各个子部分, 但是将整个的心血管系统组合起来进行研究的成果较少. 本文研究与已有的心血管系统模型相比, 具有以下特点.

1) 在体循环子模型的基础上进行扩展, 用耦合壁对左右心室进行耦合, 增加肺循环的各段血管使其形成一个闭合的循环, 构成了心血管系统模型, 该模型不仅可以得到体循环子模型中的血流参数, 还可以得出右心室舒张压、右心室收缩压、肺动脉收缩压、肺动脉舒张压等肺循环部分的参数, 由表 3 可以看出该模型的各种仿真参数均在实际健康心血管状况的参数范围内.

2) 对体循环子模型中的瓣膜模型进行改进, 将理想二极管换成一个伯努利阻抗来表示瓣膜, 这样更有助于反映瓣膜孔径与血流的关系, 更贴近瓣膜的生理机制, 能够方便的讨论心音产生的机制以及影响因素.

3) 为了验证模型的可行性, 利用该模型仿真了一些常见的心血管系统疾病, 重点讨论了高血压状况和心衰状况, 仿真结果与临床表现基本一致, 这说明本文提出的模型具有一定的可行性.

研究心血管系统的特性对心血管疾病发生机理的认识、疾病的预防和治疗有重要的意义. 本文提出集总参数的心血管系统仿真模型满足了构造模型所需的三个基本原则, 体现了心血管系统的一些细节特征, 为心音信号的产生机理分析奠定了良好的基础, 也为心血管疾病的研究提供了一种新途径. 今后将该模型进一步分析研究, 探讨用电子电路模拟出完整的心音.

参考文献

- 1 Wieser M, Gisler S, Sarabadani A, et al. Cardiovascular control and stabilization via inclination and mobilization during bed rest. *Med Biol Eng Comput*, 2014, 52: 53–64
- 2 Chung D C, Niranjana S C, Clark J W, et al. A dynamic model of ventricular interaction and pericardial influence. *Am J of Physiol-Heart Circul Physiol*, 1997, 272: H2942–H2962
- 3 Cheng X F, Ma Y, Liu C, et al. Research on heart sound identification technology. *Sci China Inf Sci*, 2012, 55: 281–292
- 4 Hu Z, Diao Y M. Primary model of heart-systemic-pulmonary system. *J Tongji Univ (Nat Sci)*, 2002, 30: 61–65 [胡喆, 刁颖敏. 心脏 – 肺循环 – 体循环系统建模初探. 同济大学学报 (自然科学版), 2002, 30: 61–65]

- 5 Talaminos A, Roa L M, Álvarez A, et al. Computational hemodynamic model of the human cardiovascular system. In: Proceedings of IFMBE. Seville. Berlin: Springer, 2014. 919–922
- 6 Wu W Y, Dai G H, Wen G B. The dynamic coupling of left ventricle and systemic arteries. Appl Math Mech, 1999, 20: 705–720 [吴望一, 戴国豪, 温功碧. 心室和血管的动态耦合. 应用数学和力学, 1999, 20: 705–720]
- 7 Gul R, Bernhard S. Local sensitivity analysis of cardiovascular system parameters. WIT Trans Biomed Health. 2013, 17: 155–167
- 8 Jiang S, Ji L Y, Wang F, et al. Modeling human vascular networks and estimation of central aortic pressure. Sci Sin Inform, 2013, 43: 964–981 [蒋升, 冀连营, 汪芳, 等. 人体动脉血管的粘性流体力学模型与中心动脉血压估计. 中国科学: 信息科学, 2013, 43: 964–981]
- 9 Cheng X F, Ma Y, Liu C, et al. An introduction to heart sounds identification technology. Sci Sin Inform, 2012, 42: 235–249 [成谢锋, 马勇, 刘陈, 等. 心音身份识别技术的研究. 中国科学: 信息科学, 2012, 42: 235–249]
- 10 Olanzen J B, Clark J W, Khoury D, et al. A closed-loop model of the canine cardiovascular system that includes ventricular interaction. Comput Biomed Res, 2000, 33: 260–295
- 11 Qi P K, Maitz M F, Huang N. Surface modification of cardiovascular materials and implants. Surf Coat Technol. 2013, 233: 80–90
- 12 Wang Q W, Xu S X. Comparison of several lumped-parameter models to simulate the input impedance in systemic circulation. J Med Biomech, 2003, 18: 6–12 [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. 医用生物力学, 2003, 18: 6–12]
- 13 Sun Y, Beshara M, Lucariello R J, et al. A comprehensive model for right-left heart interaction under the influence of pericardium and baroreflex. Am J Physiol-Heart Circul Physiol, 1997, 272: H1499–H1515
- 14 Shroff S G, Janicki J S, Weber K T. Evidence and quantitation of left ventricular systolic resistance. Am J Physiol, 1985, 249: H358–H370
- 15 Müller A, Riedl M, Penzel T, et al. Coupling analysis of transient cardiovascular dynamics. Biomedical Engineering-Biomedizinische Technik. 2013, 58: 131–139
- 16 Cheng X F, Zhang Z. A construction method of biorthogonal heart sound wavelet. Acta Physica Sinica, 2013, 62: 168701 [成谢锋, 张正. 一种双正交心音小波的构造方法. 物理学报, 2013, 62: 168701]
- 17 Cheng X F, Ma Y, Zhang S B, et al. Three-step identity recognition technology using heart sound based on information fusion. Chin J Sci Instrument, 2010, 31: 1712–1719 [成谢锋, 马勇, 张少白, 等. 基于数据融合的三段式心音身份识别技术. 仪器仪表学报, 2010, 31: 1712–1719]
- 18 Guo X M, Ding X, Lei M, et al. Non-invasive monitoring and evaluating cardiac function of pregnant women based on a relative value method. Acta Physiologica Hungarica, 2012, 99: 382–391
- 19 Zhong L S, Guo X M, Xiao S Z, et al. The third heart sound after exercise in athletes: an exploratory study. Chin J Physiol, 2011, 54: 219–224
- 20 Kannel W B, Gordon T, Schwartz M J. Systolic versus diastolic blood pressure and risk of coronary heart disease: the Framingham study. Am J Cardiol, 1971, 27: 335–346

A study of lumped-parameter cardiovascular simulation model and heart sound mechanism

CHENG XieFeng*, CHEN Hong, JI HanGui, GUO YuFeng & ZHANG ShaoBai

School of Electronic Science and Engineering, Nanjing University of Posts and Telecommunications, Nanjing 210003, China

*E-mail: chengxf@njupt.edu.cn

Abstract This paper presents a lumped-parameter cardiovascular simulation model based on related basic theories of fluid mechanics and electric network. This model has three sub-models: systemic circulation sub-

model, pulmonary circulation sub-model and heart sub-model. We study the systemic circulation sub-model and heart sub-model and give the blood flow parameters and the mechanism of heart sounds, such as simulation waveform, systolic pressure, diastolic pressure, the ejection fraction, etc. Based on these studies, the lumped-parameter cardiovascular simulation model is constructed by integrating pulmonary circulation sub-model, blood vessels, coupled walls, etc. into the systemic circulation sub-model. We build the formula of this simulation model using state variable analysis, and obtain the results of ventricular-atria blood volume, ventricular-atria pressure and artery blood flow. The model is also used to simulate the cardiovascular system under hypertension and heart failure conditions. The simulation results indicate that the cardiovascular simulation is practical feasibility.

Keywords cardiovascular system model, simulation, heart sound mechanism, hemodynamics, heart failure

CHENG XieFeng was born in 1956. He received the M.S. degree from Shandong University. He is a professor in Nanjing University of Posts and Telecommunications now. His main research interests are intelligence information process, pattern recognition, and intelligence instrument.