

基于混沌特性的复合心音发生器的设计与研究

成谢锋¹ 陈胤¹ 成亮² 姜斌¹ 汪晶¹

(1. 南京邮电大学电子科学与工程学院, 南京, 210003; 2. 海南海口经济学院网络学院, 海口, 570200)

摘要: 产生合成心音信号在教学、科研中都有一定的实际应用价值, 本文提出一种复合心音发生器。首先分析心音的产生机理和混沌特性, 提出复合心音的合成原则, 然后从心音的混沌特性出发构建一种心音发生器, 它包括左侧心音产生子模型和右侧心音产生子模型, 对它们的输出波形进行合成处理, 从而得到一组幅值、周期都可调的合成心音信号。通过对合成心音信号的时频特征和混沌特征进行分析, 结果表明, 该合成心音信号与实际心音信号具有很高的相似度, 可以基本满足教学和科研的需求。

关键词: 心音; 合成模型; 信号发生器

中图分类号: U491.6 **文献标志码:** A

Design and Research of Compound Heart Sound Generator Based on Chaotic Characteristic

Cheng Xiefeng¹, Chen Yin¹, Cheng Liang², Jiang Bin¹, Wang Jing¹

(1. College of Electronic Science and Engineering, Nanjing University of Posts and Telecommunications, Nanjing, 210003, China;
2. Networking Academy, Haikou College of Economics, Haikou, 570200, China)

Abstract: Synthetic heart sound signals have certain application value in the teaching and scientific research. Here, a composite heart sound generator is designed. Firstly, the generation mechanism and chaos characteristics of heart sounds are analyzed, and the principle of composite heart sound is composed. Then based on chaotic characteristics of heart sound, a heart sound generator is constructed, which includes heart sound generating sub model on the left and right. With that, a set of amplitude and period adjustable synthetic heart sound signal is obtained by processing the output waveform. After the analysis of time-frequency and chaos characteristics of synthetic heart sound signal, it reveals that synthetic heart sound signal is highly similar to actual heart sound, and it can basically meet the need of teaching and scientific research.

Key words: heart sound; synthetic model; signal generator

引言

心音(Heart sound, HS)是心脏瓣膜收缩和扩张过程中所产生的振动信号^[1]。心音信号与心脏的主动脉、三尖瓣、二尖瓣和隔尖等结构的运动过程密切相关。因此心音信号可以反映心脏瓣膜的异常。尽

管针对心音信号的分析研究有了长足的发展^[2-6],但基于心音合成方式对心音特性进行研究的成果却不多。研究复合心音发生器的意义主要有3个方面:(1)通过心音特征参数控制复合心音发生器并有效合成心音,从而可证明心音特征的有效性;(2)合成心音可以作为无噪声的人为可控的理想心音源。(3)可以为心音算法的评估提供一种理想评价信源,以供各种心音处理算法评价使用,从而保证心音算法评价指标的一致性。但是,心音信号的复杂性和非平稳性对设计一个好的复合心音发生器是个严峻的挑战。

目前,已有的复合心音发生器基本上可以分为4类:瞬态线性调频信号模型^[7]、瞬态非线性调频信号模型^[8]、指数衰减正弦波模型^[9]及基于高斯调制的正弦信号之和的模型^[10]。所有这些尝试建立精确复合心音发生器的研究都存在一个共同的缺陷:他们仅仅从心音形态的角度来合成心音,而没有考虑复合心音发生器中的变量与心脏生理特征之间的关系,比如心音的产生原因、心音的幅值、频率以及第1、2心音的时间间隔与心脏瓣膜收缩和扩张过程联系起来。因此本文提出一种新的复合心音发生器,它具有如下特点:(1)复合心音发生器产生的合成信号具有与实际心音信号在时域和频域上的基本特征一致并且与心脏活动的主要生理指标有直接的关系;(2)该模型应充分考虑心音的混沌特性,与真实心音相似的是,该模型合成的心音也具有混沌特性;(3)复合心音发生器合成的心音可以控制,使之能够考虑这些具体的变量与生理特征之间的关系,并且合成出的心音与实际心音尽可能相似。

基于心音信号在教学与科研中的应用价值,本文提出了一种复合心音发生器。本文主要从以下3个部分论述:(1)对心音的产生机理和混沌特性的分析;(2)依据复合心音合成模型原则,利用心音的混沌特性构造左侧心音产生子模型和右侧心音产生子模型;(3)对两个子模型产生的波形进行合成处理,并对合成后的心音信号进行时频特征和混沌特征的分析。实验结果表明,该合成心音信号与实际心音信号的相似度很高,基本满足教学和科研的需求。

1 心音产生的机理及其特性

1.1 心音产生机制

心脏有4个瓣膜:二尖瓣、三尖瓣、主动脉瓣和肺动脉瓣。心脏瓣膜两侧的压力差会造成瓣膜的启闭,心音正是由这种机械振动产生的。

对于健康的成年人,在每1个心动周期,心音有两部分可以被清晰地听到,即第1心音(S_1)和第2心音(S_2)^[11,12]。根据研究, S_1 主要是由二尖瓣振动(M_1)和三尖瓣的振动(T_1)叠加产生,它在心尖部较为清晰。 M_1 在幅度和频率上都略高于 T_1 。通常来说, M_1 和 T_1 会相隔20~30 ms,这个间隔被称为 S_1 时间分裂。相似的是, S_2 主要由主动脉瓣振动(A_2)和肺动脉瓣振动(P_2)叠加产生,它在心底部较响。 A_2 会比 P_2 更强烈一些。 S_2 也具有时间分裂,但与 S_1 时间分裂不同的是,在呼气时,分裂时间小于30 ms,在吸气时,分裂时间为50~60 ms,原因在于主动脉瓣会先于肺动脉瓣关闭。

除了 S_1 和 S_2 之外,心音还包含第3心音(S_3)和第4心音(S_4),它们很难被听到。鉴于此,本文将不会合成 S_3 和 S_4 。心音的产生机制如表1所示。

表1 心音的产生机制

Tab. 1 Generating mechanism of heart sounds

心音	运动形成机制	出现时间	主要特征	持续时间长度/s
S_1	心室肌的收缩和房室瓣突然关闭引起的振动	心脏收缩期开始时刻	低振幅,持续时间较长	0.15
S_2	半月瓣的关闭和瓣膜互相撞击引起的振动	心室舒张期开始时刻	频率高,持续时间较短	0.08
S_3	当血液快速流入心室时心室和瓣膜引起的振动	心室快速充盈期末	低振幅低频	0.05
S_4	心房肌收缩时引起的振动	心室舒张末期	音调低沉	0.03

1.2 心音的混沌特性分析

混沌是指确定性系统中出现的具有随机性的运动,它揭示了非线性系统中有序和无序的统一,确定性与随机性的统一,它有助于更好地理解人体生命过程的非规则的动力学特性。

研究表明,包括人体在内的生命体结构具有开放、时变以及非线性特点,同时也是一个具有确定性和统计性特征的系统。因此,人体系统产生的生物医学信号如心音、脉搏及血压具有时变、非线性等特征。心音的混沌性作为一种重要特性已成为心音领域的研究热点。如在文献[13]中,通过计算心音的混沌特征,即时延、关联维数和最大 Lyapunov 参数,对病理心音与正常心音进行了对比分析,实验表明,两类心音的混沌特征参数有明显的差异,即正常心音和病理心音都具备混沌特征。因此,合成后的心音应具有混沌性。

2 复合心音发生器

2.1 复合心音发生器的基本结构

由于心音具有非线性的混沌特征,所以合成心音是一个比较复杂的过程。为了能够满足合成心音需具有生理意义与非线性这两个条件,本文从心脏结构和混沌特性两方面入手,设计了基于心脏生理参数和非线性方程组成的复合心音发生器。该模型的系统框图如图 1 所示。由图 1 可知,心音合成子模型根据心音的形成机制分为两个子模型:左侧心音合成子模型和右侧心音合成子模型。

2.2 复合心音合成的原则

心音合成是一个复杂过程,为了使模型尽可能地符合实际情况,本文在设计心音发生器时力求遵守以下原则:

(1)一致性原则。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。设计的心音仿真模型可以解释心音的产生机制,并且能用状态变量来表示生理学上的心脏参数。

(3)可控制原则。通过改变模型的一个或几个参数能够模拟出健康或病态的心音,以及研究系统各个参数变化与心音变化的关系。

2.3 复合心音发生器

根据简化的心脏仿真模型^[14]提供的心脏工作状态下的生理参数,本文设计一个新的心音发生器。目的是既能够通过心脏仿真子模型获得的参数来合成心音,也能通过临床参数来合成心音。该模型产生心音波形的原理是通过微分方程组在三维状态空间中产生一个轨迹。该轨迹在笛卡尔坐标系的 (x, y) 平面以单位半径绕着一个吸引极限环运动。该圆环的每一次旋转对应于一个心动周期,因此产生准周期性的信号。同时,心音信号的振动波形由 z 方向上的运动轨迹产生。

根据心音的实际情况,本文假定心音合成信号由两部分组成:心脏右侧活动(三尖瓣 T_1 和肺动脉瓣 P_2)和心脏左侧活动(二尖瓣 M_1 和主动脉瓣 A_2),这两部分叠加在一起合成心音,据此,本文将分别仿真左侧心音和右侧心音,合成心音可表示为

$$Z_{HS}(t) = \sum_{s \in \{r,l\}} Z_s(t) \quad (1)$$

式中: $Z_{HS}(t)$ 为合成后的心音; $Z_r(t)$ 为右侧心音; $Z_l(t)$ 为左侧心音。

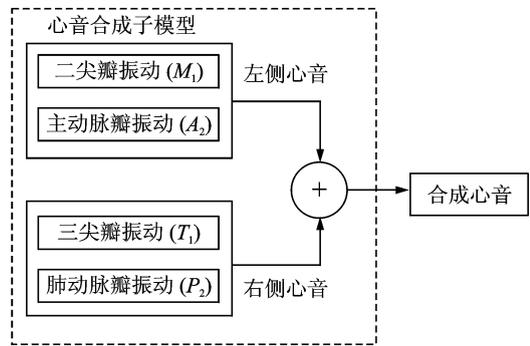


图 1 复合心音发生器系统

Fig. 1 Composite heart sound generator system

2.3.1 左侧心音产生模型

左侧的动态轨迹可由 3 个常微分方程产生, 即

$$\begin{aligned} \dot{x} &= \epsilon x - \omega y \\ \dot{y} &= \epsilon y + \omega x \\ \dot{Z}_l &= - \sum_{k \in \{P, Q, R, S, T\}} a_k \Delta\theta_k \sin(\varphi(\Delta\theta_k)) \exp\left(-\frac{\Delta\theta_k}{2b_k}\right) \end{aligned} \quad (2)$$

式中: P, Q, R, S, T 分别为心电图中的 P 波, Q 波, R 波, S 波和 T 波; ω 为轨迹围绕限制环旋转的角速度, 它与心动周期 RR_n 有关, 定义 $\omega = \frac{2\pi}{RR_n}$; 参数 a_k 和 b_k 控制基线偏移的幅度和持续时间, 它们是决定合成

心音形态的关键参数; $\theta = \arctan(y, x) \in [-\pi, \pi]$, θ 与离散时间 t 相关, $\theta = \frac{2\pi}{RR_n} \lceil 2\pi \rceil$, 且

$$\Delta\theta_k \cong (\theta - \theta_k) \lceil 2\pi \rceil \quad (3)$$

其中

$$\theta_k = \theta_k + \delta_k \quad \forall k \in \{P, Q, R, S, T\} \quad (4)$$

θ_k 决定了心电信号基线偏移的起始时间, θ_k 决定了左侧心音信号基线偏移的起始时间。 δ_k 是一个正的偏移量, 它反映了左侧心音信号相对心电信号的时间上的延迟。

式(2)中已调正弦组件 $\sin(\varphi(\Delta\theta_k))$ 可表示为

$$\begin{aligned} \varphi(\Delta\theta_k) &= \Delta\theta_k f_{k_i}(\Delta\theta_k) \\ f_{k_i}(\Delta\theta_k) &= f_{k_{i,0}} - \beta_k \frac{\Delta\theta_k}{\omega} \end{aligned} \quad (5)$$

式中: 振动频率 f_{k_i} 为 $\Delta\theta_k$ 的线性递减函数, 初值为 $f_{k_{i,0}}$, β_k 为调制系数 $\sin(\varphi(\Delta\theta_k))$ 引起心音合成基线偏移, 从而产生振荡波形。

结合心血管仿真模型得出的状态参数^[14], 根据 Hansen 等^[15]的研究, 第 1 心音的幅值和左心室压力 (Pressure of left ventricle, PLV) 上升的最大速率呈正相关, 本文定义左心室压力上升的最大速率为左心室压力的第 1 个峰值与达到该峰值所用时间的比值, 即

$$V_{up} = \frac{PLV_{max}}{t_{max}} \quad (6)$$

式中: PLV_{max} 为一个心动周期内左心室压力的峰值; t_{max} 为心动周期的起点到左心室压力达到峰值所需的时间。结合式(6), 经过多次试验验证, 得到心音发生器中左侧第 1 心音幅值与左心室压力上升的最大速率的关系为

$$\begin{aligned} a_r &= 20 \times (k \times V_{up} + 10) \\ a_s &= -2.5 \times (l \times V_{up} + 15) \end{aligned} \quad (7)$$

式中: k 为血液参数中的弹性系数, 取 $k = 0.158$; l 为血液参数中的惯性, 取 $l = 0.234$ 。

根据 Bombardini 等^[16]的研究, 第 2 心音的血流动力学关系表明其幅值可作为反映外周循环阻力变化的指标, 而陈泓等^[14]的研究发现了当外周循环阻力变大时, 心室压力也会随之变大, 可以得出结论, 第 2 心音的幅值与心室压力正相关, 经过多次试验验证得出心音发生器中左侧第 2 心音幅值与心室压力的关系为

$$a_t = 1.2 \times (q \times PLV + 40) \quad (8)$$

式中: q 为血液参数中的流量, 取 $q = 3.172$ 。

2.3.2 右侧心音产生模型

与左侧心音合成相似, 右侧心音的动态轨迹由如下 3 个常微分方程产生, 即

$$\begin{aligned} \dot{x} &= \epsilon x - \omega y \\ \dot{y} &= \epsilon y + \omega x \\ \dot{z}_r &= - \sum_{k \in \{P, Q, R, S, T\}} a_k \Delta \theta_k \sin(\varphi(\Delta \theta_k)) \exp\left(-\frac{\Delta \theta_k}{2b_k}\right) \end{aligned} \tag{9}$$

式中: ω 和 θ 与左侧心音发生器中的定义一样,不再重新定义; $\partial \theta_k$ 与正弦组件 $\sin(\varphi(\Delta \theta_k))$ 它们的物理意义也与其在左侧心音合称模型的物理意义相同,只是实际参数有差异。在式(9)中,参数 a_k 和 b_k 控制右侧心音轨迹的基线偏移的幅度和持续时间,根据心脏仿真模型得到的参数^[14],经过多次试验验证,得到心音发生器中右侧第 1 心音幅值与左心室压力上升的最大速率的关系式,即有

$$\begin{aligned} a_r &= 20 \times (k \times V_{up}) \\ a_s &= -2.5 \times (l \times V_{up}) \end{aligned} \tag{10}$$

心音发生器中左侧第 2 心音幅值与心室压力的关系式为

$$a_l = 1.2 \times (q \times PLV) \tag{11}$$

3 实验结果与分析

3.1 复合心音发生器参数

为了合理地选择本文提出的模型的其他参数,本文使用了实际心音信号的频率和时间特征的先验知识。例如,正常的心音信号频率分布主要集中在 20~200 Hz,则 f_k 应匹配这些参数。此外,主动脉振动和肺动脉振动部分应包含低频率部分的大部分能量。根据心音的临床研究,本文提出的心音发生器左侧心音产生模型所需的合成参数如表 2 所示,右侧心音产生模型所需的合成参数如表 3 所示,其中采样频率为 8 kHz。

表 2 左侧心音产生模型参数

Tab. 2 Model parameters on the left side of heart sounds

左侧心音	P	Q	R	S	T
t_{k_l}/s	-0.128	-0.038	0.012	0.062	0.27
b_{k_l}	0.092 0	0.050 0	0.064 6	0.078 4	0.080 0
$f_{k_{l,i}}$	67.666	61.000	61.905	51.000	50
β_{k_l}	50	50	50	50	70
$x_l(0) = -0.9$		$y_l(0) = 0.5$		$z_l(0) = 0.0$	
$\theta_k = \frac{2\pi}{RR_n} t_k [2\pi]$					

表 3 右侧心音产生模型参数

Tab. 3 Model parameters on the right side of heart sounds

右侧心音	P	Q	R	S	T
t_{k_r}/s	-0.128	-0.038	0.012	0.062	0.27
b_{k_r}	0.092 0	0.050 0	0.064 6	0.078 4	0.080 0
$f_{k_{r,i}}$	68.666	62.000	64.905	54.000	60
β_{k_r}	50	50	50	50	70
$x_r(0) = -0.9$		$y_r(0) = 0.5$		$z_r(0) = 0.0$	
$\theta_k = \frac{2\pi}{RR_n} t_k [2\pi]$					

3.2 复合心音发生器的仿真

参照表 2,3 给出的参数,利用 4 阶 Runge-Kunta 算法求解式(2,9),可以得到左、右侧的心音轨迹图

和波形图,然后利用式(1)得到合成心音波形图如图 2 所示。

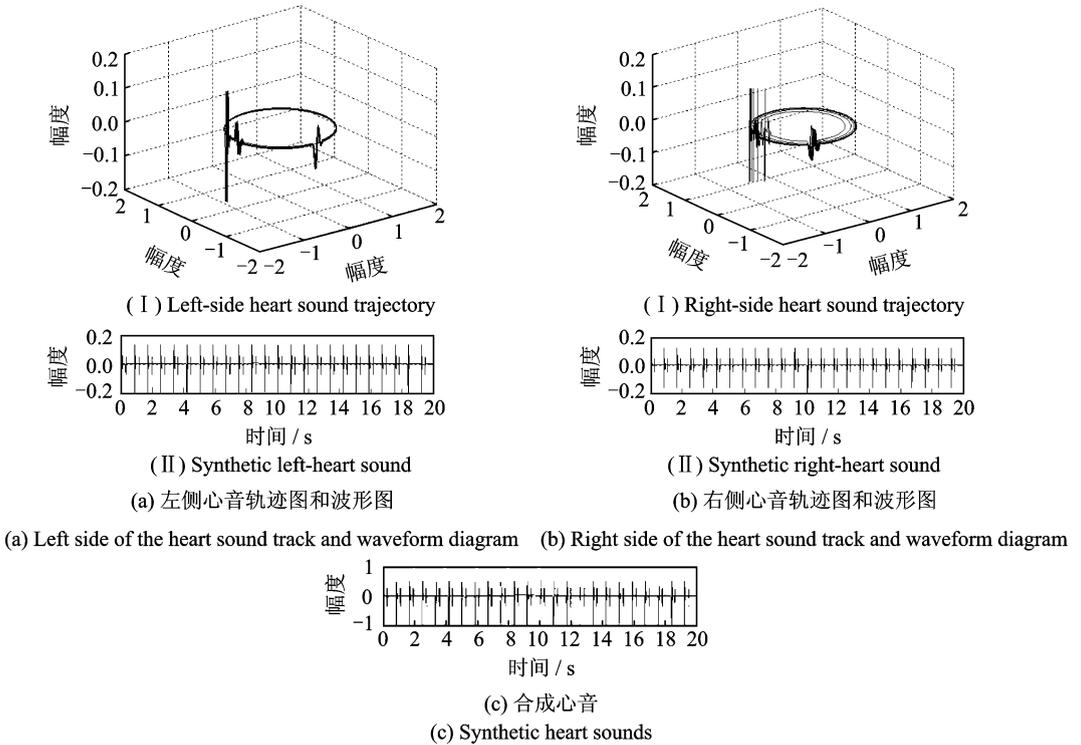


图 2 合成心音的时域波形图

Fig. 2 Time domain waveform diagrams of synthetic heart sounds

3.3 合成心音信号的评价

3.3.1 时频图评价

时频图作为分析时变非平稳信号的有效手段能够将心音的时频特性直观的反映出来。本文给出了合成心音的时频图以及一个健康成年男子的心音时频图如图 3 所示。由图 3 可以看出,真实心音含有更丰富的频率分量,这是因为真实心音存在着噪声以及心杂音等干扰信号。合成心音信号的 S_1 能量主要出现在 $0 \sim 0.15$ s; 频率范围为 $0 \sim 150$ Hz, S_2 能量主要出现在 $0.45 \sim 0.5$ s; 频率范围为 $0 \sim 100$ Hz。真实心音信号的 S_1 能量主要出现在 $0 \sim 0.17$ s; 频率范围为 $0 \sim 160$ Hz, S_2 能量主要出现在 $0.48 \sim 0.58$ s;

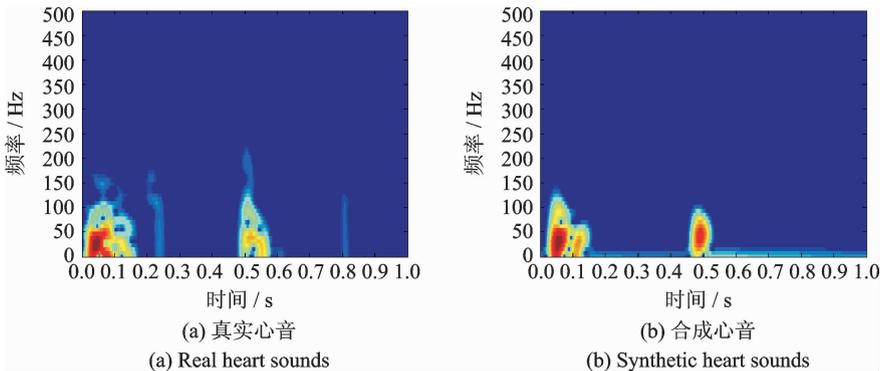


图 3 真实心音和合成心音的时频图

Fig. 3 Time-frequency diagrams of real heart sounds and synthetic heart sounds

频率范围是 0~210 Hz。由此可得,合成心音与真实心音的时频特征基本吻合,这说明从时频图的角度比较,本文提出的合成心音可以代替真实的心音用作研究。

3.3.2 混沌性评价

本文利用 Lyapunov 指数、二维相图度量合成心音的混沌性;研究吸引子相图在其平面上的投影轨迹,能够直接地观察和判断系统中存在的动力学行为。观察合成心音的二维相图,如图 4 所示。由图 4 可以看出,该相图具有复杂的吸引子轨道并呈现出无穷嵌套的状态,这正是混沌信号所具有的相图特征。

利用 Rosenstein 等^[17]提出的小数据量法计算多组合成心音的最大 Lyapunov 指数可得,合成心音的最大 Lyapunov 指数的范围是 0.013 4~0.023 7,这说明合成心音具有混沌性。临床真实心音的最大 Lyapunov 指数的范围约为 0.004 7~0.027 1^[13],这说明从混沌性的角度,该合成心音与真实心音相似。

4 结束语

本文提出了一种复合心音发生器,它是一个能够根据心脏的活动过程来进行合成心音的模型,利用该模型可以根据心脏的不同的活动状态,合成出具有差异化的心音信号。通过对合成心音信号的时频特征和混沌特征进行分析,结果表明,该合成心音信号与实际心音信号具有很高的相似度,可以满足教学和科研的需求。该复合心音合成模型根据心脏的生理结构与心音的产生机制构建,该心音合成模型产生的合成信号具有人类心音时域和频域上的基本特征,并且与心脏活动有直接的关系;同时该模型考虑了心音的混沌特性,与真实心音相似的是,该模型合成的心音也具有混沌特性;并且通过适当地改变合成参数值,复合心音合成模型还可以合成具有不同时域和频域特征的有效心音。因此该复合心音发生器具有一定的实用价值。

参考文献:

- [1] Zhong Lisha, Guo Xingming, Xiao Shouzhong, et al. The third heart sound after exercise in athletes: An exploratory study [J]. Chinese Journal of Physiology, 2011, 54 (4): 219-224
- [2] 成谢锋, 傅女婷. 心音身份识别综述[J]. 上海交通大学学报, 2014, 48 (12): 1745-1750.
Cheng Xiefeng, Fu Nüting. A review of heart sound identification recognition [J]. Journal of Shanghai Jiaotong University, 2014, 48 (12): 1745-1750.
- [3] Beritelli F, Serrano S. Biometric identification based on frequency analysis of cardiac sounds [J]. IEEE Transactions on Information Forensics and Security, 2007, 2(3): 596-604.
- [4] Beritelli F, Spadaccini A. Heart sounds quality analysis for automatic cardiac biometric applications [C] // Proceedings of the 1st IEEE International Workshop on Information Forensics and Security. [S. l.]: IEEE, 2009: 61-65.
- [5] Fatemian S, Agrafioti F, Hatzinakos D. Heart ID: Cardiac biometric recognition in biometrics [C] // IEEE International Conference on Theory Applications and Systems (BTAS). [S. l.]: IEEE, 2010: 1-5.
- [6] 成谢锋, 张正. 一种双正交心音小波的构造方法 [J]. 物理学报, 2013, 62(16): 168701.
Cheng Xiefeng, Zhang Zheng. A construction method of biorthogonal heart sound wavelet [J]. Journal of Physics, 2013, 62 (16): 168701.
- [7] Tran T, Jones N B, Fothergill J C. Heart sound simulator [J]. Medical & Biological Engineering & Computing, 1995, 33(3): 357-359.
- [8] Xu J, Durand L G, Pibarot P. Nonlinear transient chirp signal modeling of the aortic and pulmonary components of the second heart sound [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2000, 47(10): 1328-1335.
- [9] Tang Y, Danmin C, Durand L G. The synthesis of the aortic valve closure sound of the dog by the mean filter of forward and

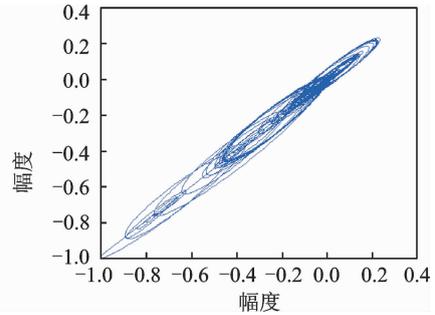


图 4 合成心音的二维相图

Fig. 4 Two-dimensional phase diagram of synthetic heart sounds

backward predictor[J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1992, 39(1):1-8.

- [10] Zhang X, Durand L G, Senhadji L, et al. Analysis-synthesis of the phonocardiogram based on the matching pursuit method [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1998, 45(8):962-971.
- [11] 苗晟, 王威廉, 姚绍文. 一种基于模板匹配的复杂心音定位方法[J]. *电子测量与仪器学报*, 2015, 29(1):119-123.
Miao Sheng, Wang Weilian, Yao Shaowen. Localization of heart sound based on template matching[J]. *Journal of Electronic Measurement and Instrument*, 2015, 29(1):119-123.
- [12] 苗晟. 先天性心脏病心音信号分析方法研究[D]. 昆明: 云南大学, 2015.
Miao Sheng. Research on analysis method for heart sound signal of congenital heart disease[D]. Kunming: Yunnan University, 2015.
- [13] 丁晓蓉. 基于混沌理论的心音信号非线性动力学分析[D]. 重庆: 重庆大学, 2012.
Ding Xiaorong. Nonlinear dynamic analysis of heart sound signals based on chaos theory[D]. Chongqing: Chongqing University, 2012.
- [14] 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[J]. *中国科学信息科学*, 2014, 44(9): 1121-1139.
Cheng Xiefeng, Chen Hong, Ji Hangui, et al. A study of lumped-parameter cardiovascular simulation model and heart sound mechanism[J]. *Chinese Science and Information Science*, 2014, 44(9):1121-1139.
- [15] Hansen P B, Luisada A A. Phonocardiography as a monitor of cardiac performance during anesthesia[J]. *Anesth & Analg*, 1989, 68(3):385-391.
- [16] 成谢锋, 于淼, 姬汉贵, 等. 基于概率分布的符号熵在心音分析中的应用[J]. *数据采集与处理*, 2015, 5(4), 948-955.
Cheng Xiefeng, Yu Miao, Ji Hangui, et al. Application of symbol entropy based on probability distribution to heart sound analysis[J]. *Journal of Data Acquisition and Processing*, 2015, 5(4), 948-955.
- [17] Rosenstein M T, Collins J J, de Luca C J. A practical method for calculating largest Lyapunov exponents from small data sets [J]. *Physica D Nonlinear Phenomena*, 1993, 65(1/2):117-134.

作者简介:



成谢锋(1956-)男, 教授, 研究方向: 智能信号处理, E-mail: jnucxf@163.com。



陈胤(1991-), 男, 硕士研究生, 研究方向: 智能信息处理。



成亮(1988-), 男, 本科, 研究方向: 计算机应用技术。



姜斌(1989-), 男, 硕士研究生, 研究方向: 智能信息处理。



汪晶(1993-), 女, 硕士研究生, 研究方向: 智能信息处理。

