

心音信号的特征识别方法

陈刚¹, 叶继伦², 张旭², 陈苹², 刘杰³

1. 深圳大学医学院生物医学工程系, 广东 深圳 518060; 2. 广东省生物医学信号检测与超声成像重点实验室, 广东 深圳 518060;

3. 深圳市生物医学重点实验室, 广东 深圳 518060

【摘要】通过心音信号在时域上的特征,利用医学信号处理方法对心音信号进行去噪处理和心音段的包络曲线提取;然后在包络线上完成心音信号的特征点筛选,以及S1、S2信号段的起止点筛选,将心音信号分段处理,计算相关参数,将不同的心音信号进行分类。最后通过实验结果总结,为临床上心音信号的研究提供可以参考的诊断依据。

【关键词】心血管疾病;心音信号;医学信号;听诊

【中图分类号】R318.04

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2019)06-0710-05

Heart sound signal processing and feature recognition method

CHEN Gang¹, YE Jilun², ZHANG Xu², CHEN Ping², LIU Jie³

1. Department of Biomedical Engineering, School of Medicine, Shenzhen University, Shenzhen 518060, China; 2. Guangdong Key Laboratory for Biomedical Measurements and Ultrasound Imaging, Shenzhen 518060, China; 3. Shenzhen Key Laboratory of Biomedical Engineering, Shenzhen 518060, China

Abstract: The noise of heart sound signals was removed and the envelope curve of the heart sound segment was extracted based on the features of the heart sound signal in the time domain. Subsequently, the feature point screening of the heart sound signal is performed on the envelope curve, and the start and end points of the S1 and S2 signal segments are filtered. The heart sound signal is segmented and the relevant parameters are calculated for the classification of different heart sound signals. Finally, the experimental results are summarized for providing a diagnostic basis for the study on heart sound signals.

Keywords: cardiovascular disease; heart sound; medical signal; auscultation

前言

生物医学信号是现在信号研究领域广泛研究的热点,如心电、脑电信号和心音信号等。根据最新的《中国心血管病报告2017》概要,指出心血管疾病在城乡居民死亡占比呈逐年递增的趋势^[1]。心血管疾病主要包括心脏病、脑血栓等,而心脏病的种类有很多,临床上对于心脏疾病的诊断主要有心电图、听诊、超声等。听诊是诊断心脏疾病最简单、直接的一种方式,而由于传统听诊在准确性和重复性上存在

不可忽视的缺陷,近年来有许多研究者专注于研究心音信号在时域上的特征^[2]。关于信号的研究主要有心音信号预处理、心音分割和心音分类3个部分组成^[3]。本研究也是通过实验室现有的心音信号采集装置,实现心音信号的采集,将采集的离散数字信号保存到电脑端,用算法实现对心音信号的去噪处理,以及S1、S2心音分割和心音分类。

1 信号预处理

1.1 小波阈值去噪

心音信号是人体非常微弱的生理信号,在实际的采集过程中,会夹杂着许多噪声,这些噪声会影响研究者对信号分析的准确性。这些噪声主要包括外界环境的吵闹声、采集设备自带的噪声,以及志愿者在采集过程中的动作、呼吸等带来的噪声。心音是一种周期性的时变信号,信号的主要频段集中在0~600 Hz。由于心音信号的带宽范围很大,噪声源的频率和有效信号

【收稿日期】2018-12-27

【基金项目】广东省科技厅重大项目(2016B010108012)

【作者简介】陈刚,硕士研究生,研究方向:生命信息监护与支持, E-mail: 877819857@qq.com

【通信作者】叶继伦,博士,教授,研究方向:生命信息监护与支持、医疗器械标准化与设计应用, E-mail: yejilun@126.com

的频率出现叠加区域,常规的高通滤波和低通滤波都无法将噪声完全滤除掉,甚至还会削弱有效的信号。由于小波分析的子带滤波特性,将采用小波分解与重构的方法对信号进行滤波处理^[4]。

小波变换对信号去噪其实是对傅里叶的进一步改进,小波变换的优势是可以同时对信号的频域和时域进行分析^[5-7]。小波变换的含义是把某一段基本小波的函数作位移 τ 后在不同尺度 α 下,与待分析信号 $X(t)$ 做内积,即:

$$WT_x(\alpha, \tau) = \frac{1}{\sqrt{\alpha}} \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \phi^*\left(\frac{t-\tau}{\alpha}\right) dt \quad (1)$$

式中, $\alpha > 0$, 称为尺度因子,其作用是对基本小波函数 $\phi(t)$ 作伸缩。小波去噪原理是由于其具有良好的时频局部性,保留主要由信号控制的小波系数,发现并去掉噪声控制的小波系数。本研究对于采样率为4 000 Hz的心音信号进行7层小波分解,分解系数和信号的频段对应关系如表1所示。

表1 小波分解分量对应表(Hz)

Tab.1 Wavelet decomposition component correspondence table (Hz)

信号分量	频段范围
高频细节分量 $d1$	1 000~2 000
高频细节分量 $d2$	500~1 000
高频细节分量 $d3$	250~500
高频细节分量 $d4$	125~250
高频细节分量 $d5$	63~125
高频细节分量 $d6$	32~63
高频细节分量 $d7$	16~32
低频轮廓分量 $a7$	0~16

由于有效信号集中在50~250 Hz,本研究采取的方式是将高频段 $d1$ 、 $d2$ 、 $d3$ 系数置零,低频段系数采样阈值的方式进行滤除噪声,即重构的信号Signal为:

$$\text{Signal} = a7 + d6 + d5 + d4 \quad (2)$$

图1是对一段干净的心音信号添加随机噪声,对于图1中含有大量噪声的心音信号,采用的就是上述方法。首先将信号进行分解,对各个阶层的系数进行阈值处理后,然后进行信号的重建,重建后的信号如图2所示。

通过对图1和图2的比较,发现去噪效果明显,通过式(2)和式(3)计算信噪比SNR和均方根误差 σ :

$$\text{SNR} = 10 \times \log_{10} \frac{\sum s^2(n)}{\sum (ds(n) - s(n))^2} \quad (3)$$

$$\sigma = \frac{1}{N} \left(\sum (s(n) - ds(n)) \right)^2 \quad (4)$$

其中, $s(n)$ 表示原始信号, $ds(n)$ 表示对受到污染后的信号进行去噪处理后的信号, N 表示信号长度。通过计算得到信噪比SNR的值为14.391,均方根误差 σ 约为5.69e-04,信噪比和误差都较好,因此本研究选择该方法进行信号去噪。

1.2 包络线提取

心音信号的时域曲线实际上是很复杂和变化剧烈的曲线,本研究为了能够清晰准确地对信号进行分析,需要对心音信号的实时曲线进行包络线的提取。由于心音信号的包络曲线能够画出心音信号曲线的大致轮廓,可以保留大部分基本特征,如S1、S2等。提取信号特征包络的方法有归一化香农能量、希尔伯特变换和其他一些方法^[8-9]。本研究采样的是

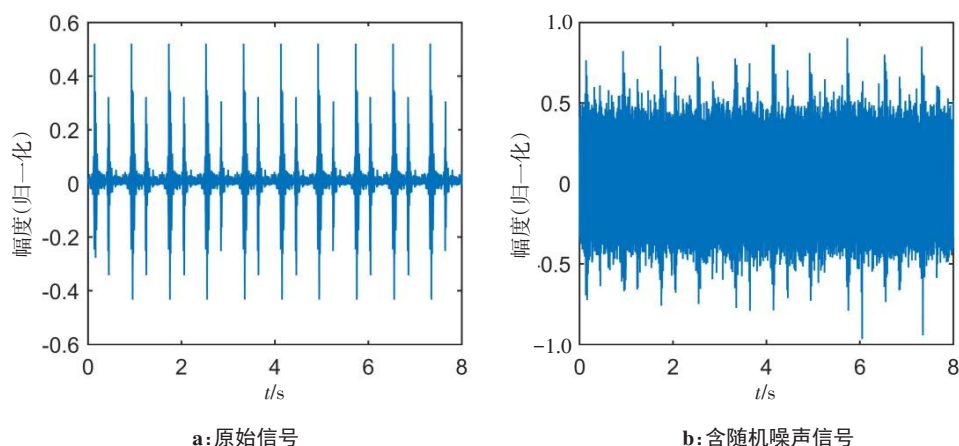


图1 原始信号和带噪声心音信号对比图

Fig.1 Comparison of original signals and heart sound signals with noise

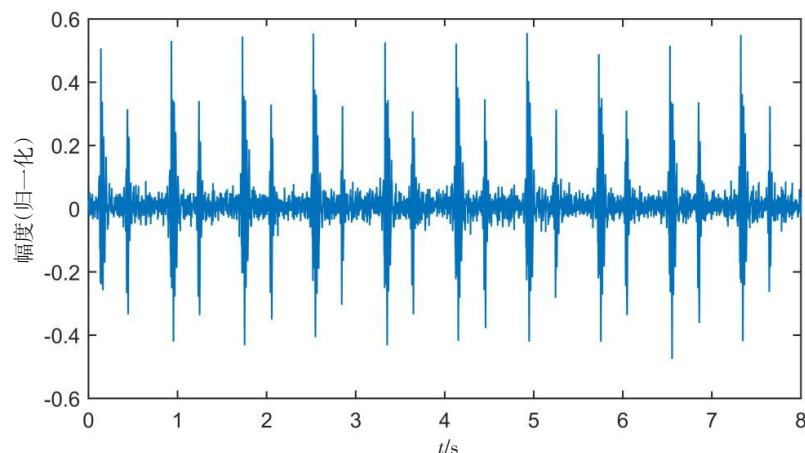


图2 去噪后心音信号图

Fig.2 Heart signals after denoising

归一化香农能量的方法来实现信号包络提取和信号分析^[10]。

归一化香农能量是一种非常普遍的信号包络提取方法,它所提取出来的包络很好地反映信号的时域特征,主要是能够加强中等强度的信号,并且可以

削弱低强度的噪声。从图3可以看出,本研究采取的方法能够很好地显示出心音信号在时域上的特征,并且包络线的平滑性较好,没有很多毛刺噪声,为后面的特征点提取做了良好的铺垫。

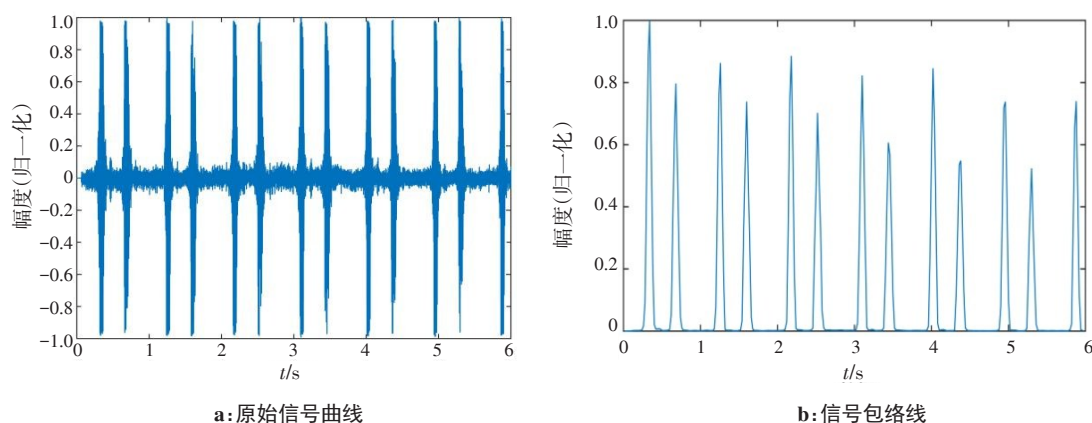


图3 信号的包络提取曲线图

Fig.3 Signal envelope extraction curve

2 特征参数计算结果

本研究通过上述方法实现信号包络提取,需要进一步对包络线进行分析,求出心音的特征参数。心音信号中常用的指标有心率、收缩期与舒张期的比值、S1与S2的幅度之比等^[11]。这些参数的计算首先需要筛选出S1和S2的峰值点,以及S1和S2的起止点。对于信号峰值点的识别,本文采用的方法是先求极大值,再设置一个阈值,所有的极大值需满足大于阈值方可判定为需要的峰值点。对于漏检的特征点需要通过阈值反馈的方法恢复漏检点。对于排除多余的峰值点,除了噪声之外,还需考虑心音分裂。心音分裂判断的条件

主要有以下两点^[12]:(1)峰值点间距在50 ms以内;(2)峰值点的幅值相差在80%以内。通过这些判断条件提取的峰值点如图4所示。

正常的心音信号主要分为第一心音(S1)、收缩期(Systole)、第二心音(S2)、舒张期(Diastole)^[13],这4部分组成一个完整的心动周期,如图5所示。

收缩期是指S1起点到S2起点的时间间期,舒张期是指S2起点到下一个心动周期S1起点的时间间期;S1S2间期是指S1起点到S2终点的间期,S2S1间期是指S2终点到下一个S1起点的间期。为了计算这些间期的时间参数,还需要找到S1和S2的起止

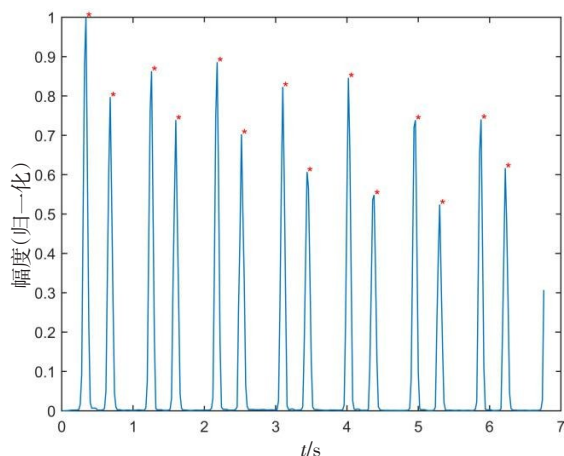


图4 信号波峰值提取图

Fig.4 Signal peak extraction map

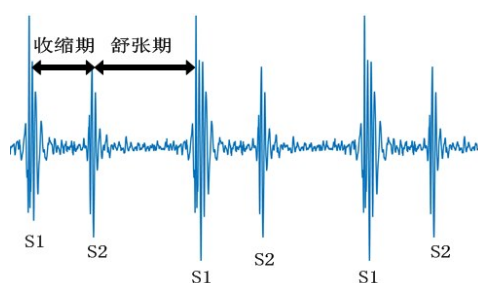
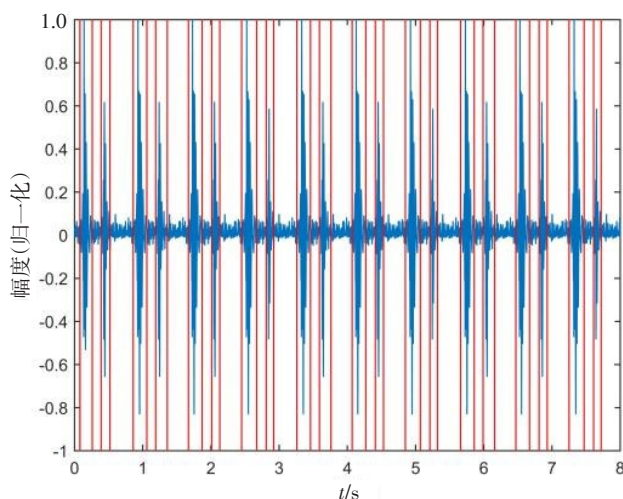
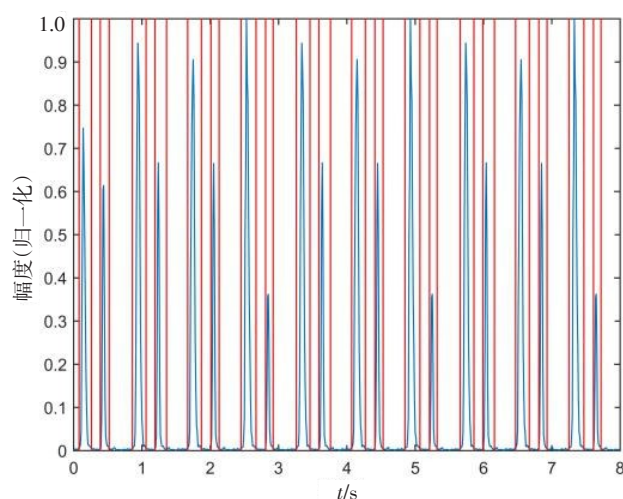


图5 心动周期图

Fig.5 Cardiac cycle diagram



a: 原始信号



b: 信号包络线

图6 S1和S2起止点检测

Fig.6 Detection of S1 and S2 start and end points

常心音和异常心音的收缩期持续时间存在差异性,但不是显著性差异;舒张期的 P 值也是小于0.01,说明存在显著性差异。该统计学方法对房室阻塞疾病的判断具有有效的参考价值。

正常人和有心脏疾病的患者,心脏活动过程必然存在着一些差异,将会导致这些参数的对比也存

在着差异性;同时,通过逆向思维,如果是心脏疾病患者,这些参数和正常人的参数存在着差异性,也可以推断出这些个体心脏是存在问题的。

点。本研究通过双门限法实现语言信号的断点检测,检测结果如图6所示。

根据图6中已经筛选到的信号特征点,需要定义特定的参数做计算,本研究中的参数 Radio_S1 表示第一心音持续的时间; Radio_S2 表示第二心音持续的时间; Amp_S1/S2 表示在一个心动周期内,第一心音的幅值与第二心音的幅值之比, S1 能评估心力储备和心脏耐力, S2 反映心脏外周循环产生的阻力; Amp_S1/S2 可以综合评估心脏外周循环指标; Radio_Sys 表示一个心动周期内,收缩期持续的时间; Radio_Dia 表示舒张期持续的时间,心脏自身供血在舒张期,与舒张期时间长短有关,涉及到为心脏收缩准备的养料和氧气的多少,涉及到心脏代谢环境的优劣,关系到心脏充盈和输出量。本研究通过对20例正常心音数据和20例房室阻塞性疾病的心音数据进行分析,然后根据这些定义参数,计算结果如表2所示。

3 结果分析

通过表2可以看出, S1、S2的 P 值小于0.01,根据统计学 P 值的定义,正常心音和异常心音在S1和S2的持续时间上存在显著性差异;而S1/S2的 P 值是0.1,几乎没有差异性;收缩期的 P 值大于0.05,说明正

4 结 语

数字听诊技术是一种直接方便的心脏疾病诊断

表2 特征参数计算表
Tab.2 Calculation of feature parameters

参数类型	正常心音	异常心音	P值
Radio_S1	202.5±164.3	133.3±441.7	<0.01
Radio_S2	137.5±764.3	134.5±354.3	<0.01
Amp_S1/S2	1.7±0.4	1.3±0.01	0.10
Radio_Sys	337.5±278.6	351.5±21.4	0.03
Radio_Dia	461.3±326.8	572.8±83.9	<0.01

方法,对于一些心脏疾病的判断是非常有效的。一般心脏疾病需要患者拍心电图进行判断,这实际上增加患者就医的费用,而且增加了麻烦,但是有些疾病完全可以用听诊技术进行诊断。心音的智能诊断技术必将是未来研究的大方向,可以克服传统听诊技术的缺陷性。本研究通过对心音信号的拾取,经过预处理,实现心音的分割,计算出正常心音和异常心音之间的参数存在差异性;由于数据源的限制,今后还需要各种特定的疾病种类数据和正常数据进行对比试验,进一步计算出不同类型的数据参数的特征性,同时这需要广泛的数据库支持。心音分类、自动诊断技术和人工智能技术的结合,必将推动听诊技术的推进和发展,为临床应用带来巨大方便。

【参考文献】

[1] 陈伟伟,高润霖,刘力生,等.《中国心血管病报告2017》概要[J]. 中国循环杂志, 2018, 33(1): 1-8.
CHEN W W, GAO R L, LIU L S, et al. Summary of China cardiovascular disease report 2017[J]. Chinese Circulation Journal, 2018, 33(1): 1-8.

[2] 陈刚,叶继伦,张旭,等.一种新型心音检测装置的设计和实现[J]. 中国医疗器械杂志, 2018, 42(3): 182-184.
CHEN G, YE J L, ZHANG X, et al. Design and implementation of a new heart sound detecting device[J]. Chinese Journal of Medical Instrumentation, 2018, 42(3): 182-184.

[3] LIU C Y, SPRINGER D, LI Q, et al. An open access database for the evaluation of heart sound algorithms[J]. Physiol Meas, 2016, 37(12): 2181-2213.

[4] 周静,杨永明,何为.心音信号的分析及其特征提取方法的研究[J].

中国生物医学工程学报, 2005, 24(6): 685-689.

ZHOU J, YANG Y M, HE W. A new algorithm of heart sound feature extraction[J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 2005, 24 (6): 685-689.

[5] 毋斌.基于小波变换的心电信号阈值去噪[J].山西科技, 2018, 33 (1): 77-79.
WU B. ECG signal threshold denoising based on wavelet transform [J]. Shanxi Science and Technology, 2018, 33(1): 77-79.

[6] LU W K, LUN K, LU X Z, et al. Solution of some problems of single-scale wavelet transform processor using a magnetostatic surface wave device[J]. Metrol Meas Syst, 2012(4): 685-692.

[7] 向东阳,吴正国,侯新国,等.改进的多小波变换系数相关去噪算法[J]. 高电压技术, 2011, 37(7): 1728-1733.
XIANG D Y, WU Z G, HOU X G, et al. Improved denoising method using the correlation of multiwavelet coefficient[J]. High Voltage Engineering, 2011, 37(7): 1728-1733.

[8] 郭兴明,蒋鸿,郑伊能,等.基于改进的维奥拉积分方法提取心音信号包络[J]. 仪器仪表学报, 2016, 37(10): 2352-2358.
GUO X M, JIANG H, ZHENG Y N, et al. Heart sound signal envelope extraction based on modified Viola integral method[J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2016, 37(10): 2352-2358.

[9] 韦哲,韩阳,李战明,等.基于多尺度特征波形的心音分段算法[J]. 中国医学装备, 2011, 8(11): 1-4.
WEI Z, HAN Y, LI Z M, et al. Heart sound segmentation algorithm based on multi-scale characteristic waveform[J]. China Medical Equipment, 2011, 8(11): 1-4.

[10] 陈洁,张俊琦,孙树平,等.正常心音的第一、第二心音频率检测[J]. 生物医学工程研究, 2008, 27(2): 114-117.
CHEN J, ZHANG J Q, SUN S P, et al. Frequency detection of the first and second heart sound of normal heartbeats[J]. Journal of Biomedical Engineering Research, 2008, 27(2): 114-117.

[11] 吴效明,周酥.基于小波变换的心音信号特征分析[C]. 第六届科技信息资源共享促进国际会议, 2011: 228-231.
WU X M, ZHOU S. Characteristic analysis of heart sound signal based on wavelet transform[C]. Papers Collection of the Sixth International Conference on the Sharing of Scientific and Technological Information Resources, 2011: 228-231.

[12] 谭增子.心音分裂与异常心音的听诊特点[J]. 山东医药, 1998, 38 (4): 49-50.
TAN Z Z. Auscultation characteristics of heart sound splitting and abnormal heart sound[J]. Shandong Medical Journal, 1998, 38(4): 49-50.

[13] 武伟宁,陈若珠.基于周期提取的心音分段方法[J]. 北京生物医学工程, 2015, 34(1): 59-63.
WU W N, CHEN R Z. A heart sound analysis method based on cardiac cycle extraction[J]. Beijing Biomedical Engineering, 2015, 34(1): 59-63.

(编辑:陈丽霞)