

doi: 10.3969/j.issn.0490-6756.2019.05.012

基于自适应阈值的心音分段算法研究

曾劲云, 何培宇, 潘 帆

(四川大学电子信息学院, 成都 610065)

摘 要: 心音信号可以反映人体心脏瓣膜活动情况, 对心音进行分类可以区别出不同心音的病理性信息, 这对于临床上诊断不同的心脏疾病具有重要的意义. 心音分段是进行心音分类的前提, 通过心音分段可以定位出心音中的第一心音(S1)和第二心音(S2), 为心音特征参数提取与心音分类提供定位基准. 为此, 本文提出了一种新的自适应阈值选取心音分段算法. 该方法首先利用小波变换默认阈值法对心音信号进行去噪; 然后使用归一化香农能量来提取较为平滑的心音包络; 接着对包络进行有效地峰值检测, 从而确定初始大阈值 TH1, 并通过迭代法得到最终稳定的双阈值; 最后进行心音分段以及分段结果分析. 针对部分异常心音分段结果, 如心音分裂等的分段结果, 利用心音时域、能量等特性实现心音段的合并或去除, 保证了分段结果的准确性. 实验结果表明, 本文方法对正常及异常心音分段准确率分别为 97.24% 和 91.83%, 总体分段准确率为 95.56%, 分段准确率高于传统的阈值选取分段方法.

关键词: 心音分段; 小波变换; 香农能量包络; 峰值检测; 迭代法

中图分类号: R318 **文献标识码:** A **文章编号:** 0490-6756(2019)05-0867-08

Research on heart sound segmentation algorithm based on adaptive threshold

ZENG Jin-Yun, HE Pei-Yu, PAN Fan

(College of Electronic Information and Engineering, Sichuan University, Chengdu 610065, China)

Abstract: Heart sound signal can reflect the activity of the human heart valve, and the heart sound classification can distinguish the pathological information of different heart sounds, which is of great significance for clinical diagnosis of different heart diseases. Heart sound segmentation is the premise of heart sound classification. The heart sound segmentation can locate the first heart sound (S1) and the second heart sound (S2) in the heart sound, and provide a positioning reference for heart sound feature parameter extraction and heart sound classification. For this reason, a new adaptive threshold selection heart sound segmentation algorithm is proposed in this paper. Firstly, this method uses the wavelet transform default threshold method to denoise the heart sound signal; then uses the normalized Shannon energy to extract a smoother heart sound envelope; then performs effective peak detection on the envelope to determine the initial large threshold TH1, and the final stable double threshold is obtained by an iterative method; finally, heart sound segmentation and the segmentation result analysis are performed. For partial abnormal heart sounds segmentation results, such as the segmentation results of heart sound splitting, the heart sound segments are merged or removed by using the characteristics of heart sound time domain and energy, which ensures the accuracy of the segmentation results. The experimental results

收稿日期: 2018-09-21
基金项目: 四川省科技支撑项目(2011SZ0123, 2013GZ1043)
作者简介: 曾劲云(1993—), 女, 四川渠县人, 硕士生, 研究方向为医学信号处理与分析. E-mail: zjyun8492@163.com
通讯作者: 何培宇. E-mail: hepeiyu@scu.edu.cn

show that the segmentation accuracy of normal and abnormal heart sounds is 97.24% and 91.83%, and the overall segmentation accuracy is 95.56%, which is higher than the traditional threshold selection segmentation method.

Keywords: Heart sound segmentation; Wavelet transform; Shannon energy envelope; Peak detection; Iterative method

1 引言

心音,作为人体最为重要的生理信号之一,能够反映心脏机械活动情况^[1],在临床上它可以给医生提供重要的用于评估人体心脏功能,以及诊断各种心血管病的有效信息.心音听诊具有方便、简单、低成本及无害等特点,所以在临床上它被广泛用于心脏疾病^[2],但它受限于医生的经验水平等,而且听诊结果也不能作为各种心脏疾病的最终判断依据.通过信号处理等方法分析心音信号,判断心脏及心血管等相应的病变信息,成为了近年来的研究热点.心音研究主要内容可概括为:心音降噪、心音分段、特征参数提取以及心音分类.心音分段在心音研究中具有重要的意义,通过相应的算法,识别出心音中的各个独立成分,从而为后续心音特征参数提取以及心音分类研究提供重要的参考依据.

通常心音由四部分组成:第一心音(S1)、第二心音(S2)、第三心音(S3)和第四心音(S4).第一心音产生于心缩期,标志着心室收缩期开始;第二心音产生于心舒期,标志着心室舒张期开始;第三心音产生于第二心音之后;第四心音产生于第一心音前,又称心房音.其中 S3 和 S4 较为微弱,只有在特殊情况下才可以听到.所以心音分段主要是找到心音中的 S1 和 S2.目前,关于心音分段的研究可以分为三类:(1) 需要结合心电图作为参考信息的分段方法^[3].这种方法分段效果较好,但在实际的心电图采集环境中,对硬件设备要求较高,以及某些特殊人群无法采集心电图等,使得其具有一定的局限性.(2) 以心音信号包络提取为基础的分段算法^[4-6],被学者广泛研究.和原始信号相比,心音包络曲线能更好地反映心音时域特征.文献[4]利用希尔伯特变换提取心音包络分段算法,得到的包络毛刺较多,不利于后期分段处理.文献[5]利用香农能量提取心音包络的分段算法,得到了比较平滑的心音包络,分段效果良好.文献[6]利用希尔伯特黄变换提取心音包络的分段算法,适用于非平稳的心音信号处理,但得到的包络有毛刺,并且 EMD 分

解过程中会出现端点效应问题.(3) 基于心音频域特征分析的分段法^[7].这种方法是基于跟踪心音频谱而提出的,借助频域分析.首先根据时域特征提取特定的频率分量,并通过时域搜索方法来确定每个心音周期的起始点,进而进行心音分段.但是,这种方法的阈值选择和噪声滤波仍然是一个难题,故很少有研究提到这个问题.

本文在归一化香农能量提取心音包络基础上,提出了一种新的自适应阈值迭代法确定阈值,将最终确定的阈值用于心音分段.通过传统的阈值选取分段方法进行比较可知,本文提出的方法对正常和异常心音的分段准确率均高于传统方法.

2 心音预处理

心音采集过程中,容易受到内部及外部噪声的干扰.如:呼吸声、仪器噪声以及环境噪声等^[8].这些噪声大多与心音主要成分混叠在一起,所以采用传统的滤波方法,并不能很好地滤除噪声.小波变换是一种常用的信号处理方法,广泛运用于图像分析、医学信号处理以及保密通信等领域^[9-11].本文采用小波变换对心音信号中的噪声进行消除.

本文中用到的心音实验数据分别来自 PhysioNet/CinC Challenge 2016 提供的心音数据和开源 PASCAL 数据库中的心音数据.相关研究表明,正常心音主要频率集中在低频部分,约为 50~700 Hz 的频率范围^[12],而心音中的干扰与噪声分布在各个频段,但是主要集中在高频部分.本文中使用的部分原始心音数据采样频率为 44 100 Hz,为了降低数据的后续处理压力以及充分保留心音的主要频率成分,将心音信号进行重采样,采样频率调整为 2000 Hz.

离散小波变换 DWT 能将心音信号分解成小波近似系数和细节系数,分别对应于心音信号低频和高频部分.本文选用 Db3 小波对心音进行 5 层分解,并采用默认阈值法去噪,即对心音的高频部分进行阈值处理,重构阈值处理后的心音信号,得到小波降噪后的心音.图 1 为原始心音和经过小波降噪后的心音,可以看出小波降噪对心音中的噪声

有很大的抑制作用.

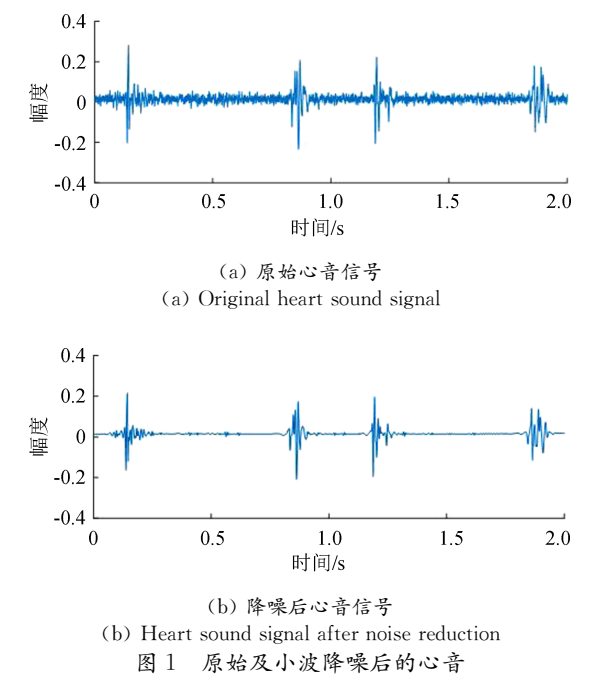


图 1 原始及小波降噪后的心音

3 心音包络提取

心音信号是一种典型的非平稳非线性信号,相比于本身其包络曲线能更好地反映心音时域特征,能够给出心音中固有特性的可靠信息,更能简单地反映心音特征^[4]. 香农能量可以突出信号中等强度的部分,更多地削弱低等强度的信号^[5]. 为了消除心音中不同幅度对后续分析产生一定的影响,本文对降噪后的心音信号 $x(t)$ 进行了归一化处理.

$$x_{\text{norm}}(t) = \frac{x(t)}{\max(|x(t)|)} \tag{1}$$

信号的香农能量可以表示为

$$E(t) = -x^2(t) \log[x^2(t)] \tag{2}$$

为了去除包络曲线中的毛刺,得到相对平滑的包络

曲线,通过加窗法对包络进行平滑处理. 以 0.02 s 为一帧,即对应窗长为 40 个采样点(心音采样频率为 2000 Hz),帧移设为 0.01 s ,计算出每一帧的平均香农能量.

$$E_s = -\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_{\text{norm}}^2(i) \log x_{\text{norm}}^2(i) \tag{3}$$

其中, $x_{\text{norm}}(t)$ 为归一化心音信号; N 为一帧信号长度.

所以,归一化平均香农能量为

$$P(t) = \frac{E_s(t) - M(E_s(t))}{S(E_s(t))} \tag{4}$$

其中, $E_s(t)$ 为平均香农能量; $M(E_s(t))$ 为 $E_s(t)$ 的平均值; $S(E_s(t))$ 为 $E_s(t)$ 的方差; $P(t)$ 即为心音香农包络.

图 2(a) 为小波降噪后的心音信号,经过归一化香农能量变换后得到了如图 2(b) 所示的相对平滑的心音包络.

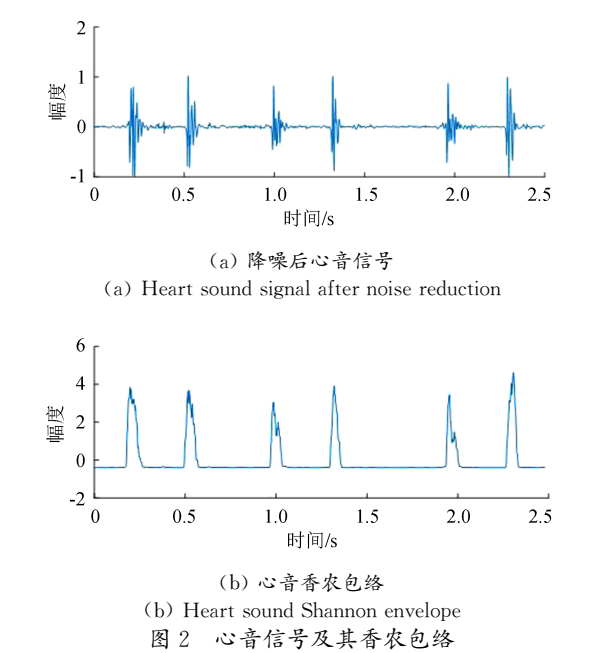


图 2 心音信号及其香农包络

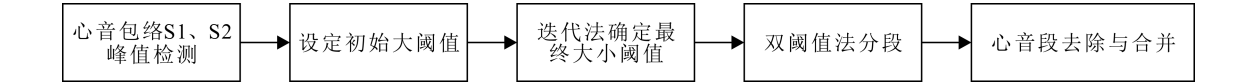


图 3 心音分段算法流程

4 心音分段算法

心音分段算法主要分为心音包络峰值检测,设定初始大阈值 $TH1$,迭代法确定最终大小阈值,双

阈值法分段,分段结果分析五个步骤,如图 3 所示. 其中心音包络峰值检测用于确定出心音包络中 $S1$ 和 $S2$ 心音段的峰值点,根据峰值点设定初始大阈值,进而利用迭代法确定最终大阈值 $TH1$ 和小阈

值 TH2, 将求得的大小阈值用于双阈值法分段, 最后针对部分异常心音分段结果进行心音段的去除与合并.

4.1 心音包络 S1, S2 峰值检测

心音具有准周期性, 正常心音的一个周期内必然存在一个 S1 和 S2. 对此结合心音的时域特性, 利用求局部极大值法找出心音包络中所有有效的 S1 和 S2 峰值点, 用于后续心音阈值分段算法中初始大阈值 TH1 的确定. 一个心音段中只会存在一个峰值点, 对此结合 S1 和 S2 以及收缩期和舒张期持续时间, 可对多次求局部极大值法得到的极值点进行去除和保留. 如: 同一心音段中, 若相邻极值点间隔为小于 150 ms, 即这两个极值点存在一个心音段中, 去掉幅度较小的点, 保留幅度大的点作为该心音段的有效峰值点.

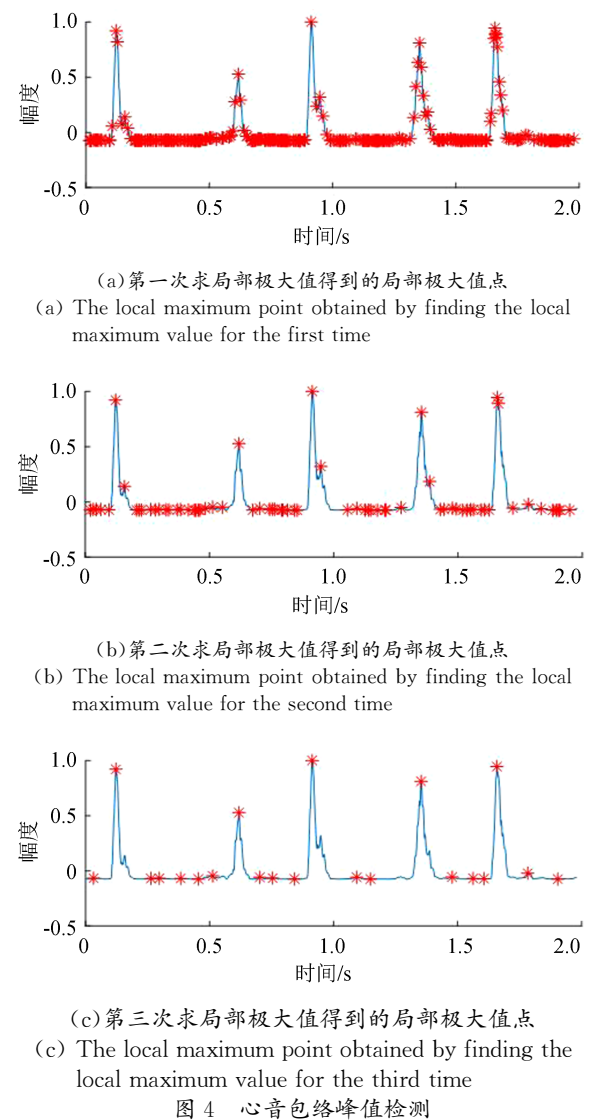


Fig. 4 Heart sound envelope peak detection

利用局部极大值法求峰值点, 有时会出现第一

个或最后一个心音段的峰值点被漏检, 对此通常选择前一次局部极大值法求得的首位或者末尾点, 增补为第一个或最后一个心音段的有效峰值点.

图 4(a)是对心音包络第一次求局部极大值后得到的局部极大值点, 其中幅度值较大的极值点数量比较少, 代表了心音包络中有效成分的极值点. 而幅度较低的极值点, 特别是幅度值为负的那些极值点数量比较密集, 代表了心音中的噪声或干扰成分. 图 4(b)是第二次对心音包络求局部极大值得到的局部极值点, 相比图 4(a)幅度较低的极值点明显减少了, 各个心音段的峰值点个数也相对减少. 图 4(c)是对心音包络第三次求局部极大值得到的局部极值点, 可以看到幅度值较大的极值点极少, 明显看出为 5 个, 代表了心音包络中有效的心音段峰值点. 而幅度较低的极值点, 特别是幅度值为负的极值点, 代表了心音信号中的噪声或干扰成分, 可以直接忽略. 即图 4(c)中幅值为正的 5 个点为心音包络中心音段有效峰值点.

4.2 自适应阈值迭代法

为了解决传统阈值选取方法中出现的非自适应性、适用性低和依赖调节系数等问题^[13-15], 并且为了得到相对稳定的, 最适用于心音包络幅度特性的阈值, 本文提出了自适应迭代阈值选取方法.

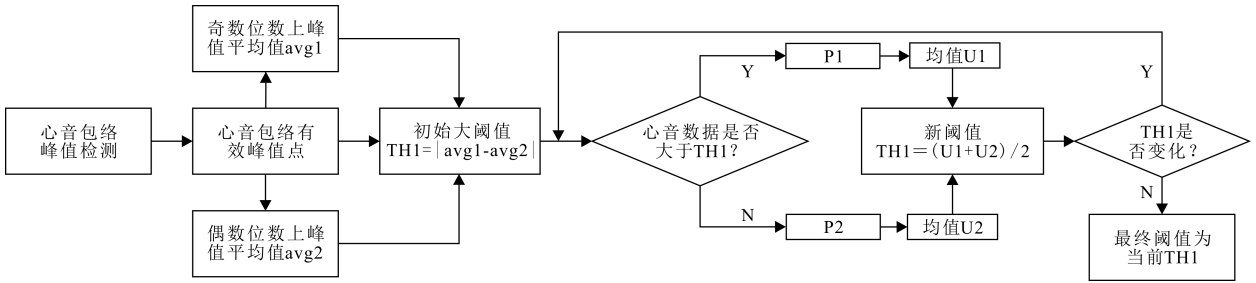
根据 4.1 节中心音包络峰值检测得到的心音段峰值点, 分别求出奇数位上的峰值点均值, 即第 1, 3, 5, ..., 2N-1 个峰值点的均值为 avg_1 , 偶数位上的峰值点均值, 即求第 2, 4, 6, ..., 2N 个峰值点的均值为 avg_2 . 迭代法阈值选择算法的过程如下.

- (1) 根据心音包络峰值检测结果确定初始大阈值 TH1.
- (2) 将心音数据分为大于和小于 TH1 的两个部分, 求出每部分均值后设定新的大阈值.
- (3) 判断新阈值是否和上一次设定的阈值相同, 若不相同, 则重复第二步, 直到得到的阈值 TH1 不再变化为止, 此时的 TH1 为最终稳定的大阈值.
- (4) 根据大阈值 TH1, 求出全部小于 TH1 的心音数据均值, 并将其设置为初始小阈值. 根据此阈值将小于 TH1 的心音分为大于和小于 TH2 两部分, 求出每部分均值后设定新的小阈值, 经过迭代法直到得到的 TH2 大于零为止, 该阈值为最终的小阈值.

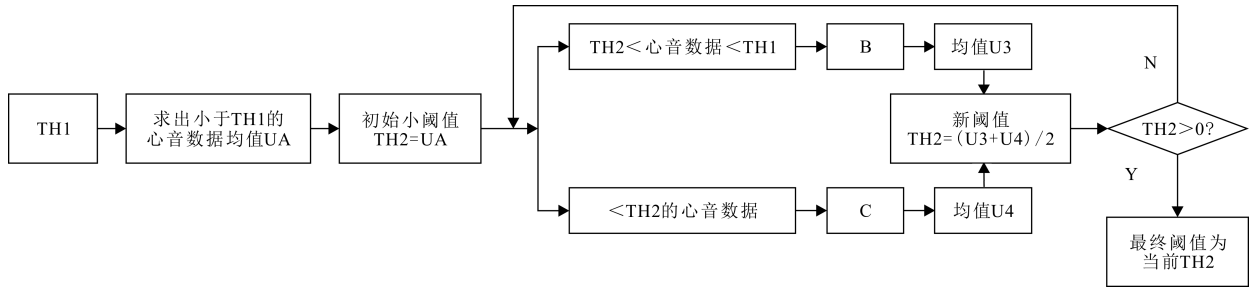
图 5(a)和图 5(b)分别为 TH1 和 TH2 大小阈值的迭代过程, 初始大阈值 TH1 的选择需要根据

心音包络峰值点来确定, 然后经过迭代法后得到最终稳定的阈值 TH1. 同样通过迭代算法确定出小

阈值 TH2, 将最终得到稳定的大小阈值用于后续的双阈值法分段.



(a) 阈值 TH1 迭代过程
(a) Threshold TH1 iterative process



(b) 阈值 TH2 迭代过程
(b) Threshold TH2 iterative process

图 5 阈值迭代过程
Fig. 5 The iteration process of threshold

4.3 双阈值法分段

图 6 为双阈值法分段原理图, 其中大阈值 TH1 的选取用于确定幅度较大的心音信号, 小阈值 TH2 的选取用于抑制幅度较小的噪声和杂音. 其中数组 P 用于存放心音数据中大于 TH1 的点, 从数组 P 中取出一, 数组 PB 用于存放从该点向前寻找小于 TH2 的第一个点, 数组 PA 存放从该点向后寻找小于 TH2 的第一个点.

经过自适应迭代算法确定出了大阈值 TH1 和小阈值 TH2 以后, 利用双阈值法对心音包络进行分段. 结合图 6 的双阈值法分段原理图, 双阈值

法分段具体过程如图 7 所示.

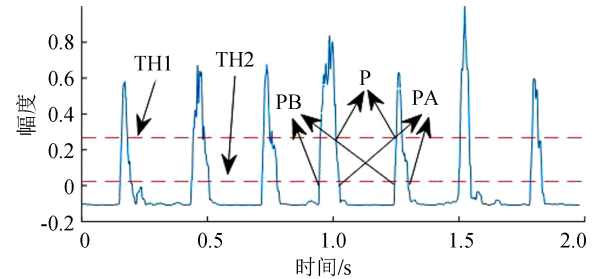


图 6 双阈值法分段原理图
Fig. 6 Segmentation schematic of double threshold method

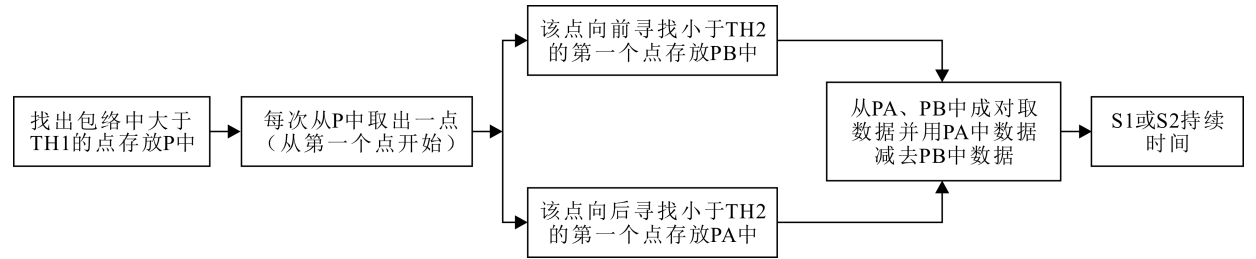


图 7 双阈值法分段过程
Fig. 7 Segmentation process of dual-threshold method

经过双阈值法分段以后得到 S1 或 S2 持续时 间, 然后根据心音的时域特性, 通常情况下收缩期

时限一般小于舒张期,收缩期前面的心音成分为 S1,舒张期前面的心音成分为 S2,由此可以确定 S1 和 S2 的起始点,进而得到心音分段结果.

5 实验结果分析及讨论

经过双阈值法分段以后的心音包络,结合心音时域特性,可以确定 S1 和 S2 心音的起始点. 图 8 为正常心音信号经过双阈值法分段以后得到的分段结果. 异常心音中有时会存在某个心音段分裂的情况,或者心音中有强度较大的杂音时,导致分段结果出现多分段或漏分段的情况. 针对此情况,本文进行了有效地心音分段检测. 通常情况下心音的收缩期持续时间为约 0.3 s,舒张期持续时间为约 0.5 s,S1 持续时间为约 70~150 ms,S2 持续时间为约 60~120 ms,所以当两个心音段的分段间隔小于约 0.15 s 时,并且这两段的能量相近时,则认为此段为心音分裂段,合并为一段,若其中一个心音段能量远远小于另外一段,则去除能量小的一

段,进行心音段去除^[16-17].

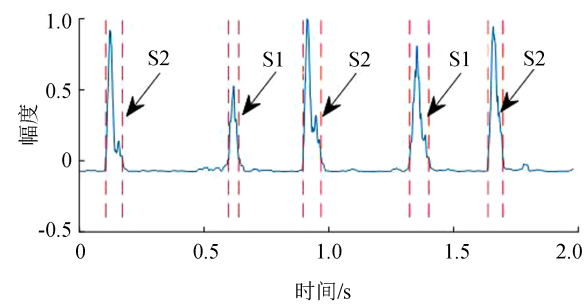


图 8 正常心音分段结果
Fig. 8 The result of normal heart sound segmentation

图 9(a)是某些心音段存在心音分裂时错误的分段结果;图 9(b)图为其经过心音段的合并以后正确的分段结果;图 9(c)为存在多余心音段时错误的分段结果;图 9(d)图为经过心音段的去除以后正确的分段结果.

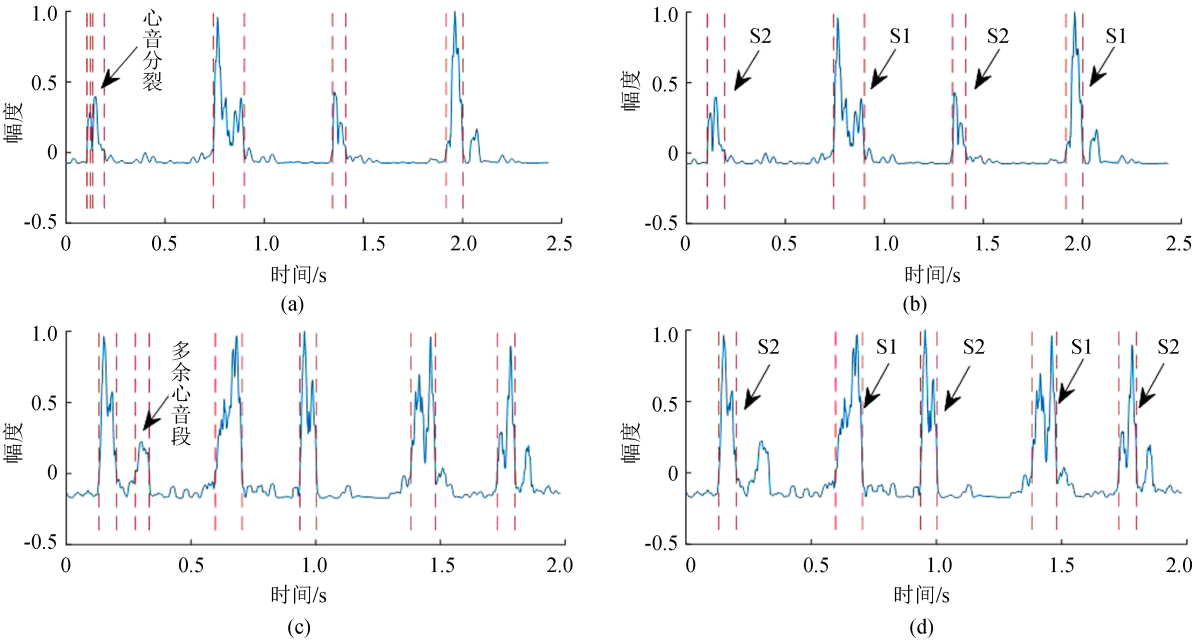


图 9 异常心音的分段处理结果
Fig. 9 Segmentation processing result of abnormal heart sound

本文采用自适应迭代阈值选取分段方法,对分别选自 PhysioNet/CinC Challenge 2016 提供的心音数据和开源 PASCAL 数据库中的心音数据总共 158 例心音信号(其中正常 109 例,异常 49 例)进行了分段处理. 根据心音时域不变特性,可以从分段结果中得到 S1 和 S2,将 S1 和 S2 起始点对应的数据值与心音数据提供的分段结果参考数据进行

对比,如果误差绝对值在 100 以内(即 0.05 s 以内,心音采样频率为 2000 Hz),则分段结果正确. 心音数据经过分段后,若全部的 S1 和 S2 心音段都能被正确地分出来,则该心音分段成功,否则分段失败. 本文方法与基于双阈值的心音分段方法^[14],以及基于希尔伯特黄变换(HHT)的心音分段方法相比^[15],分段实验结果对比如下.

表 1 分段结果对比
Tab. 1 Comparison of segmentation results

心音类型	本文阈值法 正确率/%	其他方法正确率/%		本文方法正确率提高值/%	
		文献[14]方法	文献[15]方法	文献[14]方法	文献[15]方法
正常心音	97.24	94.49	95.41	2.75	1.83
异常心音	91.83	83.67	87.76	8.16	4.07
心音总数	95.56	91.14	93.04	4.42	2.52

本文提出的阈值选取分段方法,对 97.24%的正常心音和 91.83%的异常心音分段都能得到正确的分段结果.与文献[14]和文献[15]分段方法相比,正常心音分段正确率提高分别为 2.75%和 1.83%,异常心音分段正确率提高分别为 8.16%和 4.07%.

但是对于某些特殊心音,如存在心音(第一心音 S1、第二心音 S2)缺损时,或者 S1、S2 心音幅度极其低的情况下,利用本文的阈值迭代算法确定的阈值进行分段,得到的分段结果会存在心音段丢失的情况,即幅度太低的心音段容易被认为是低幅度的噪声而忽略掉.如图 10 所示,由于 S2 心音幅度较低,固 S2 心音段没有被分段出来.针对这种情况,本文提出的方法还需要进一步的改进.

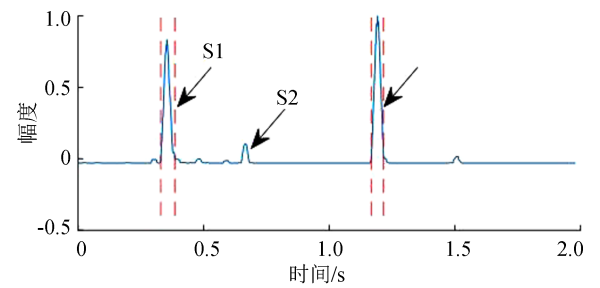


图 10 错误分段结果
Fig. 10 Wrong segmentation result

6 结 论

本文利用自适应阈值迭代算法确定稳定的、最佳的大阈值 TH1,以及相应的小阈值 TH2.针对性地解决了传统阈值选取分段算法中出现的非自适应性、适用性低、依赖调节系数等问题.采用局部极值法和心音的时域周期性相结合,得到有效的心音峰值点.根据这些峰值点幅度,设定初始大阈值 TH1,并采用迭代法求得最终稳定的大阈值 TH1,根据此大阈值进而确定出初始小阈值 TH2,以及通过迭代法确定最终稳定小阈值.最后,采用双阈值法进行心音分段.此外,针对某些异常心音分段结果,本文进行了心音段的去除与合并,保证

了分段结果的准确性.实验结果表明,本文方法实现的分段准确率,比传统上的阈值选取分段方法实现的分段准确率更高,特别是对异常心音的分段准确率更高.

参考文献:

[1] Randhawa S K, Singh M. Classification of heart sound signals using multi-modal features [J]. *Proced Comput Sci*, 2015, 58: 165.

[2] 赵湛, 张旭茹, 方震, 等. 基于心动周期估计的心音分割及异常心音筛查算法[J]. *电子与信息学报*, 2017, 39: 2677.

[3] Rubin J, Abreu R, Ganguli A, *et al*. Classifying heart sound recordings using deep convolutional neural networks and mel-frequency cepstral coefficients [C]//*Proceedings of the 2016 Computing in Cardiology Conference*. Vancouver, Canada: IEEE, 2016.

[4] Choi S, Jiang Z. Comparison of envelope extraction algorithms for cardiac sound signal segmentation [J]. *Expert Syst Appl*, 2008, 34: 1056.

[5] Liang H, Lukkarinen S, Hartimo I. Heart sound segmentation algorithm based on heart sound envelope [J]. *Comput Cardiol*, 1997, 24: 105.

[6] Lin L, Guan D J, Zhang D R, *et al*. Refined analysis of heart sound based on Hilbert-Huang transform [C]//*Proceedings of the 2012 IEEE International Conference on Information and Automation*. Shenyang: IEEE, 2012.

[7] Kumar D, Carvalho P, Antunes M, *et al*. Detection of S1 and S2 heart sounds by high frequency signatures [C]//*Proceedings of the 28th IEEE EMBS Annual International Conference*. New York: IEEE, 2006.

[8] Mubarak Q, Akram MU, Shaukat A, *et al*. Analysis of PCG signals using quality assessment and homomorphic filters for localization and classification of heart sounds [J]. *Comput Meth Prog Bio*, 2018, 164: 143.

[9] 管颢. 基于小波变换的多聚焦图像融合方法[J]. *吉林大学学报: 理学版*, 2017, 55: 915.

[10] Jagadesh T, Jhansi R R. A novel speckle noise reduction in biomedical images using PCA and wavelettransform [C]//Proceedings of the 2016 International Conference on Wireless Communications, Signal Processing and Networking. Chennai, India: IEEE, 2016.

[11] 付宏睿, 史红涛, 张建刚. 基于新四翼混沌系统的复杂网络的混沌同步及其在保密通信中的应用[J]. 四川大学学报: 自然科学版, 2017, 54: 965.

[12] Gupta C N, Palaniappan R, Swaminathan S, *et al.* Neural network classification of homomorphic segmented heart sounds [J]. Appl Soft Comput, 2007, 7: 286.

[13] 郭兴明, 袁志会. 基于小波变换和经验模式分解的心音信号研究[J]. 中国生物医学工程学报, 2012, 1: 39.

[14] Chen J, Hou H L. Segmentation of heart sound usingdouble-threshold [C]//Proceedings of the 2013 Fifth InternationalConference on Measuring Technology and Mechatronics Automation. Hong Kong: IEEE, 2013.

[15] 李江, 李晓玉. 基于 HHT 的心音分段和医学指标提取[J]. 控制工程, 2015, 22: 164.

[16] 陈萌辉, 叶大田, 陈江天. 基于信号包络及短时过零率的心音分段算法[J]. 北京生物医学工程, 2007, 26: 50.

[17] 徐成斌. 心音图学[M]. 北京: 科学出版社, 1982.

引用本文格式:

中 文: 曾劲云, 何培宇, 潘帆. 基于自适应阈值的心音分段算法研究[J]. 四川大学学报: 自然科学版, 2019, 56: 867.

英 文: Zeng J Y, He P Y, Pan F. Research on heart sound segmentation algorithm based on adaptive threshold [J]. J Sichuan Univ: Nat Sci Ed, 2019, 56: 867.