

基于STMHT算法的心音分割研究

孙树平, 吴越, 黄婷婷, 张弼强, 杜小玉, 何沛光, 杨文博
南阳理工学院, 河南 南阳 473000

【摘要】第一心音(S1)和第二心音(S2)的定位和提取是利用心音分析诊断心脏病时的首要任务。鉴于此,本研究提出一种基于STMHT的心音分割法,分别提取S1和S2。本研究分为以下3个阶段:第一阶段,采用小波分解对心音信号进行预处理,保留心音信号的有效成分(21.5~689.0 Hz);第二阶段,用Viola积分波形法提取心音包络;最后,基于STMHT算法自动定位和提取S1和S2。对30例心音信号的提取结果进行评价,结果表明,S1和S2提取的准确率高达97.37%,优于其它已实现的有效方法。

【关键词】心音;小波分解;包络提取;STMHT算法

【中图分类号】R318

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2020)12-1553-07

STMHT-based heart sound segmentation

SUN Shuping, WU Yue, HUANG Tingting, ZHANG Biqiang, DU Xiaoyu, HE Peiguang, YANG Wenbo
Nanyang Institute of Technology, Nanyang 473000, China

Abstract: When using heart sound analysis to diagnose heart diseases, the locations and extractions of the first heart sound (S1) and the second heart sound (S2) are primary task. Herein a heart sound segmentation method based on short-time modified Hilbert transform (STMHT) is proposed for separately extracting S1 and S2. The study is arranged as the following 3 stages. Wavelet decomposition is firstly employed to preprocess heart sound signals and remain the efficient component of heart sound signals (21.5-689.0 Hz), and then the envelope for heart sound signals is extracted using Viola integral waveform. Finally, S1 and S2 are automatically located and extracted by STMHT algorithm. The performance is evaluated by 30 cases of heart sound signals, and the results show that the accuracy of the S1 and S2 extraction is up to 97.37%, which is higher than that obtained by other methods.

Keywords: heart sound; wavelet decomposition; envelope extraction; short time modified Hilbert transform algorithm

前言

近年来心血管疾病的患病率和死亡率均呈现持续增长的趋势,根据《中国心血管报告2018》^[1],2016年中国居民因心血管疾病死亡人数在全部因疾病死亡人数中占有很大比重,依据心血管疾病患病率持续上升的趋势,推测我国现有2.9亿患者,其心脏病占有很大比重。因此,利用现代信息处理方式诊断心脏病是医学研究的重要领域之一^[2]。目前,心脏疾病的诊断方法包括无创性技术^[3](心电图、胸透、心

音听诊、超声成像和多普勒技术)和有创性技术(血管造影、经血管造影和超声心动图)。在这些方法中,心音听诊是一种无创、经济、简便、高效的方法^[4],广泛应用于医疗过程中心脏疾病的诊断和心脏功能的评估中。

国际上,法国医生Laennec发明的简易听诊器是最早利用心音听诊诊断心脏功能的方法。但此方法易因地域、知识储备程度不同而产生差异,且依赖于主观能动性,使听诊不能十分精确。而我国对心音信号的研究始于20世纪90年代初,1922年由翁剑岭、华蕴博^[5]对心音在临床上的应用做出相关研究,对心音的产生、时频分析等做出综述。1993年姬军等^[6]利用Burg算法对心音信号进行分析,最终实现心音信号的功率谱分析。因此,使用计算机进行信号分析将会使诊断精确度大大提升,同时也能减轻医生的负担。

【收稿日期】2020-04-23

【作者简介】孙树平,工学博士,研究方向:生物医学信号处理、模式识别, E-mail: Shuping.Sun@IEEE.org

而国内外对心音分割的研究主要归纳为以下3类:(1)参考心电图^[7],虽然此方法可以将心音分割过程很好地体现出来^[8],可有时却有不便,例如在给婴儿体检时,由于婴儿躯干空间有限加上检查不配合,此时导线的放置就会变得十分困难。此外,在患有左心室或右心室肥厚的儿童中,心脏轴偏差会导致心电信号异常,这使得心音分割变得更复杂^[9];(2)基于频率的分割算法^[6],此方法借助于频域分析,首先根据时域特征提取某些频率分量,并且通过给定阈值范围内使用时域搜索方法确定每个周期的起点和终点。然而,在这种方法中,阈值的选择和意外噪声的过滤仍然是难以解决的问题,并且很少有研究提到这个问题;(3)基于包络的分割方法^[10]。有研究报道,与传统的香农包络和希尔伯特包络算法相比,心音特征波形的算法能提供足够的性能,以上算法可以手动及自动选择方式中估计心音分割^[11]。然而,在该方法中,阈值的选择和意外噪声的滤波仍然是难题。

本研究是基于短时修正希尔伯特变换算法(简称STMHT)的心音分割研究。其内容结构如下:首先利用小波分解对心音信号进行预处理;其次通过Viola积分法提取出其中的信号包络;最后用STMHT算法自动定位和提取第一心音(S1)和第一心音(S2)。此算法能快速准确提取心音信号,有效避免主观能动性,为心音分析提供良好的辅助手段。

1 方法

1.1 心音采集

本研究使用3M-3200电子听诊器实现采集心音信号的工作,3M-3200电子听诊器的功率参数如表1所示,图1为心音信号采集样本图。

表1 3M-3200电子听诊器功率参数
Tab.1 Power parameters of 3M-3200 electronic stethoscope

额定最大输出功率/W	间距/m	
	150 kHz~80 MHz	80 MHz~2.5 GHz d=1, 2√P
0.01	0.12	0.23
0.10	0.38	0.73
1	1.20	2.30
10	3.80	7.30
100	12.00	23.00

1.2 小波分解

心音信号在采样频率为 $F_s = 44.1\text{ kHz}$ 下以16位

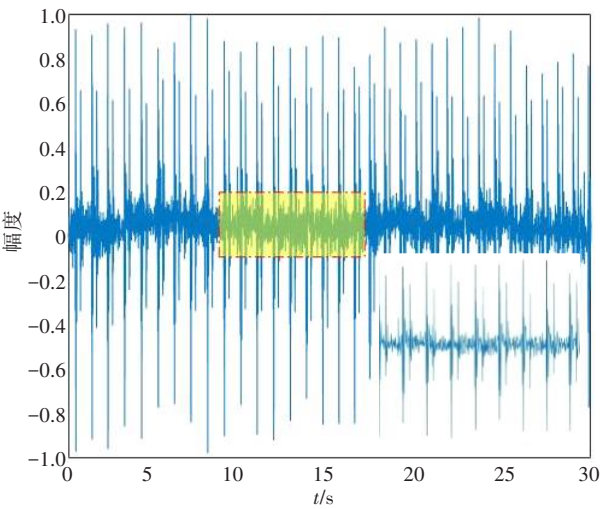


图1 心音信号样本图
Fig.1 Signal sample of heart sound

深度进行数据采集得到 S_T 。经研究报道,心音信号主要分布在20~700 Hz的频率范围内^[12]。在通过小波分解方法对信号 S_T 进行预处理,保留21.5~689.0 Hz的频率分量。由于用dB10小波为母小波过滤心音信号具有优势^[13],因此,本文中也使用dB10小波为母小波。在下面的分析中,提取心音包络时滤波和归一化信号将用 X_T 表示。

1.3 包络的提取

提取心音包络的过程中,常常受到意外噪声的影响,而基于Viola积分法提取心音包络 E_T ^[14]如图2所示,可以减小复杂背景和噪声影响,并对振幅变化有效。方法叙述如下:

以小波分解预处理的数据序列 $X_T[m]$ 为信号 $S_T[m], m = 0, 1, \dots, M - 1$,其中, M 表示 S_T 的个数, L_T 的邻域 m 称为宽度 L_T 的时间尺度,通过式(1)获得 M 点包络 $E_T[m]$,由式(1)可得出式(2):

$$E_T[m] = \frac{1}{2L_T + 1} \sum_{k=m-L_T}^{m+L_T} (X_T[k] - \dot{X}_T[m])^2$$
$$m = L_T, L_T + 1, \dots, M - 1 - L_T$$

(1)

故

$$\dot{X}_T[m] = \frac{1}{2L_T + 1} \sum_{k=m-L_T}^{m+L_T} X_T[k]$$

(2)

S_1 或 S_2 的持续时间大于0.1 s^[10, 15],因此本文设定 $L_T = 0.5 \times 0.1 \times FS = 2\ 205$ 。最后,通过将 E_T 的最大振幅设置为1来应用归一化。

1.4 基于STMHT算法的心音定位和提取

1.4.1 STMHT算法 STMHT算法^[16]能够自动定位心音的分割点和峰值点,从而提取 S_1 和 S_2 。叙述如下:

对于 M 点离散时间 $E_T[m](m = 0, 1, 2, \dots, M - 1)$,假设窗口的数量 $W_N[1](= -(N - 1)/2, -(N - 2)/2 + 1, \dots, (N - 1)/2)$ 是奇数。我们用窗口离散时间

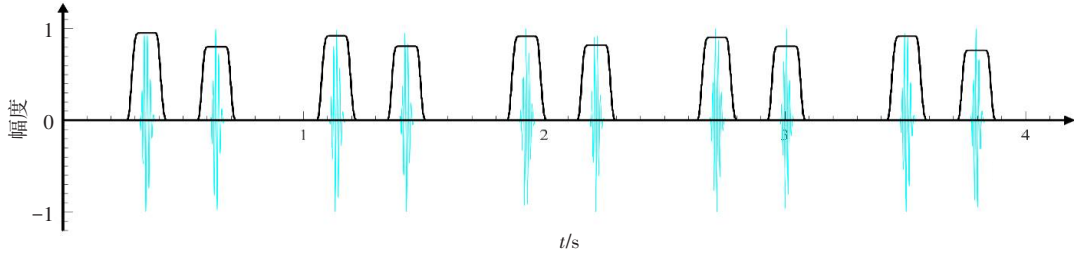


图2 心音信号包络提取

Fig.2 Envelope extraction of heart sound

序列 $W_N[m-n]E_T[m]$ 代替 N 点离散时间序列 $X_{N,n}[i]$, 即为式(3):

$$X_{N,n}[i] = W_N[m-n]E_T[m] \quad (3)$$

其中

$$\begin{cases} n = \frac{N-1}{2}, \frac{N-1}{2} + 1, \dots, (M-1) - \frac{N-1}{2} \\ m = n - \frac{N-1}{2} : n + \frac{N-1}{2} \\ i = m - (n - \frac{N-1}{2}) \end{cases} \quad (4)$$

此时, 由 STMHT 得到 $W_N[m-n]E_T[m], \check{E}_T(n)$ 计算出式(5)~式(6):

$$\check{E}_T[n] = \hat{X}_{N,n}[\frac{N-1}{2}] \quad (5)$$

则

$$\begin{aligned} \hat{X}_{N,n} &= HT(W_N[m-n]E_T[m]) \\ W_E[i] &= \begin{cases} \frac{\cos(((N-1-2i)/2N)\pi) - \cos(((N-1-2i)/2)\pi)}{N \sin(((N-1-2i)/2N)\pi)} \\ 0 \end{cases} \end{aligned} \quad (6)$$

因此, 使用心音编程方法求解 $\check{E}_T[n]$ 虽然很简单, 但心音编程方法^[17]是通过一次离散傅里叶变换(DFT)计算、一次序列重排计算和一次逆 DFT 计算得到的, 计算成本过高。然而, 通过利用离散时间分析信号计算程序, 能够更好地计算 $\check{E}_T[n]$, 计算程序如下:

通过 N 点逆 DFT 计算 $X_{N,n}, Z_{N,n}$ 的 N 点离散时间分析信号如式(7)所示:

$$Z_{N,n}[i] = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \tilde{Z}_{N,n}[k] \exp(\frac{j2\pi ik}{N}), i, k = 0, 1, 2, \dots, N-1 \quad (7)$$

其中, $\tilde{Z}_{N,n}$ 是 N 点离散时间序列 $Z_{N,n}$ 的 DFT, 式(8):

$$\tilde{Z}_{N,n}[k] = \begin{cases} \tilde{X}_{N,n}[k], & \text{for } k = 0 \\ 2\tilde{X}_{N,n}[k], & \text{for } 1 \leq k \leq (N-1)/2 \\ 0, & \text{for } (N+1)/2 \leq k \leq N-1 \end{cases} \quad (8)$$

其中, $\tilde{X}_{N,n}$ 是 N 点离散时间序列 $X_{N,n}$ 的 DFT, 由式(9)

给出:

$$\tilde{X}_{N,n}[k] = \sum_{i=0}^{N-1} x_{N,n}[i] \exp(\frac{-j2\pi ik}{N}), \quad i, k = 0, 1, 2, \dots, N-1 \quad (10)$$

基于方程式(12)~式(14), $Z_{N,n}$ 在 $(N-1)/2, \hat{x}_{N,n}[(N-1)/2]$ 处的部分图像^[18]为心音, 由式(10):

$$\begin{aligned} \hat{X}_{N,n}[\frac{(N-1)}{2}] &= \frac{1}{N} \left(\sum_{i=0}^{((N-3)/2)} x_{N,n}[i] + \sum_{i=((N+1)/2)}^{N-1} x_{N,n}[i] \right) \\ &\frac{\cos(((N-1-2i)/2N)\pi) - \cos(((N-1-2i)/2)\pi)}{\sin(((N-1-2i)/2N)\pi)} \end{aligned} \quad (10)$$

因此, $\hat{X}_{N,n}[(N-1)/2]$ 相当于式(11):

$$\hat{X}_{N,n}[\frac{(N-1)}{2}] = \sum_{i=0}^{N-1} x_{N,n}[i] W_E[i], \quad i = 0, 1, 2, \dots, N-1 \quad (11)$$

其中, W_E 是一个等效的窗口, 则可得式(12):

$$\begin{aligned} \text{for } i &= 0, 1, \dots, \frac{N-3}{2}, \frac{N+1}{2}, \dots, N-1 \\ \text{for } i &= \frac{N-1}{2} \end{aligned} \quad (12)$$

因此, 由式(12)计算 $\check{E}_T[n]$ 为式(13):

$$\begin{aligned} \check{E}_T[n] &= \hat{X}_{N,n}[\frac{N-1}{2}] = \sum_{m=n-((N-1)/2)}^{N+((N-1)/2)} E_T[m] W_N[m-n] W_E[m-(n-\frac{N-1}{2})] \end{aligned} \quad (13)$$

其中, $n = (N-1)/2, (N-1)/2 + 1, \dots, (M-1) - (N-1)/2$ 。 $\check{E}_T[n]$ 的计算仅需要一次乘法运算, 故该计算必须有更高的运算速率。

图3中, S_1 包络的负-正点(NPP) P_1 , 为 S_1 的峰值, S_2 包络的负-正点 P_2 , 为 S_2 的峰值, T_{12} 是从 S_1 到 S_2 的瞬间分割点, T_{21} 是从 S_2 到 S_1 的瞬间分割点。

1.4.2 S_1 和 S_2 的自动提取 综上所述, \check{E}_T 的 NPP 基本对应于 P_1 或 P_2 , \check{E}_T 的 PNP 基本对应于 T_{12} 或 T_{21} 。因此, \check{E}_T 中发现 NPP 和 PNP 的问题得到了初步解决。

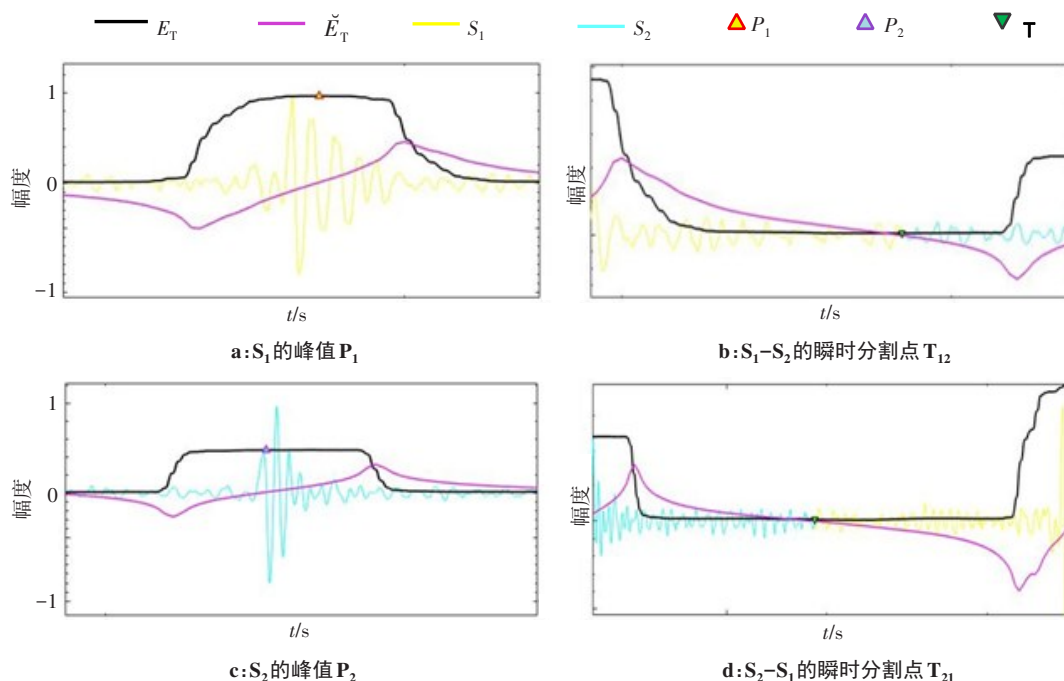


图3 P_1 、 P_2 、 T_{12} 、 T_{21} 的发现
Fig.3 The discovery of P_1 , P_2 , T_{12} , T_{21}

检测出包络中的PNP与NPP,通过PNP、NPP确定第一心音、第二心音的峰值,心音分割点。为了检测NPP和PNP,首先 $\check{E}_T(S_{\check{E}_T})$ 的符号函数,对应于如下式(14)所示:

$$S_{\check{E}_T} = \begin{cases} -1, & \text{if } \check{E}_T < 0 \\ 0, & \text{if } \check{E}_T = 0 \\ +1, & \text{if } \check{E}_T > 0 \end{cases} \quad (14)$$

然后计算集 $S_{\check{E}_T}(DS_{\check{E}_T})$ 的差值如式所示:

$$DS_{\check{E}_T} = [S_{\check{E}_T}[2] - S_{\check{E}_T}[1], S_{\check{E}_T}[3] - S_{\check{E}_T}[2], \dots, S_{\check{E}_T}[n] - S_{\check{E}_T}[n-1]] \quad (15)$$

最后,NPP和PNP位于如式(16)所示:

$$\begin{cases} \text{NPP} = \frac{n}{F_s}, & \text{if } DS_{\check{E}_T}[n] = 2 \\ \text{PNP} = \frac{n}{F_s}, & \text{if } DS_{\check{E}_T}[n] = -2 \end{cases} \quad (16)$$

因此,对于 E_T 上 S_1 可以分离 S_2 的情况,可以通过识别NPP来定位图4b中的 P_1 、 P_2 、 T_{12} 和 T_{21} 。 E_T 的PNP和NPP如图4d所示。因此,所提方法的性能评估方法总结如下:(1)在 E_T 中,对于 S_1 分离 S_2 的情况,检测 E_T 中 P_1 和 P_2 是否为 S_1 和 S_2 上的实际峰值, T_{12} 是否为 S_1 到 S_2 的实际分段点;(2)在 E_T 中,对于 S_1 不能分离 S_2 的情况,检测 E_T 中 P_{12} 是否为 S_1 和 S_2 的实际峰值。

2 实验与分析

2.1 指标评估

对于 S_1 不能与 S_2 分离的情况, S_1 和 S_2 上的峰值被正确检测到的情况为真实峰值(TP_{12})。在STMHT算法中, S_1 和 S_2 的峰值丢失时为丢失的峰值(MP_{12}), S_1 和 S_2 产生假峰值(FP_{12})时,则检测出真实心动周期(TCC)是正确的,且此时未正确检测到心动周期^[19]的情况称为假心动周期(FCC)。因此,峰值的丢失率(MRP_{12})、峰值的错误率(FRP_{12})、峰值的准确度(AP_{12})和心动周期的准确度(ACC)可以通过式(17)方法计算:

$$\begin{cases} MRP_{12} = \frac{MP_{12}}{TP_{12} + MP_{12} + FP_{12}} \times 100\% \\ FRP_{12} = \frac{FP_{12}}{TP_{12} + MP_{12} + FP_{12}} \times 100\% \\ AP_{12} = \frac{TP_{12}}{TP_{12} + MP_{12} + FP_{12}} \times 100\% \\ ACC = \frac{TCC}{TCC + FCC} \times 100\% \end{cases} \quad (17)$$

根据 P_1 (MRP_1)、 P_2 (MRP_2)和力矩分割点 T_{12} 的丢失率 MRT_{12} 、 P_1 (FRP_1)、 P_2 (FRP_2)和 T_{12} (FRT_{12})的误差率, P_1 的准确度为 AP_1 , P_2 的准确度为 AP_2 , T_{12} 的准确度为 AT_{12} 和心动周期(ACC)的准确度可以通过式(18)计算得出:

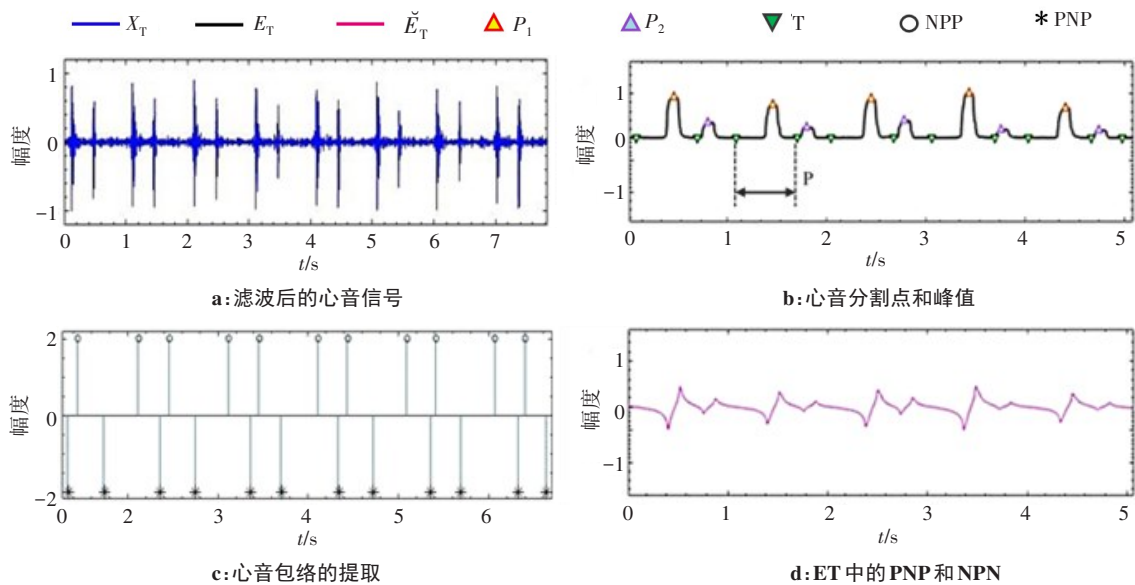


图4 心音分割图
Fig.4 ECG signal Segmentation

$$\left\{ \begin{array}{l} \text{MRP}_1 = \frac{\text{MP}_1}{\text{TP}_1 + \text{MP}_1 + \text{FP}_1} \times 100\% \\ \text{FRP}_1 = \frac{\text{FP}_1}{\text{TP}_1 + \text{MP}_1 + \text{FP}_1} \times 100\% \\ \text{AP}_1 = \frac{\text{TP}_1}{\text{TP}_1 + \text{MP}_1 + \text{FP}_1} \times 100\% \\ \text{MRP}_2 = \frac{\text{MP}_2}{\text{TP}_2 + \text{MP}_2 + \text{FP}_2} \times 100\% \\ \text{FRP}_2 = \frac{\text{FP}_2}{\text{TP}_2 + \text{MP}_2 + \text{FP}_2} \times 100\% \\ \text{AP}_2 = \frac{\text{TP}_2}{\text{TP}_2 + \text{MP}_2 + \text{FP}_2} \times 100\% \\ \text{MRP}_{12} = \frac{\text{MP}_{12}}{\text{TP}_{12} + \text{MP}_{12} + \text{FP}_{12}} \times 100\% \\ \text{FRP}_{12} = \frac{\text{FP}_{12}}{\text{TP}_{12} + \text{MP}_{12} + \text{FP}_{12}} \times 100\% \\ \text{AP}_{12} = \frac{\text{TP}_{12}}{\text{TP}_{12} + \text{MP}_{12} + \text{FP}_{12}} \times 100\% \\ \text{ACC} = \frac{\text{TCC}}{\text{TCC} + \text{FCC}} \times 100\% \end{array} \right. \quad (18)$$

2.2 实验结果

在基于STMHT算法的心音提取的研究中,我们对两例典型心脏病(VSD^[16],ASD^[20-21])的心音信号首先利用小波分解对其进行预处理,提取出的心音信号再通过Viola波形积分法提取出其中的信号包络,后将此段信号使用STMHT算法对其进行分割,检测出包络中的PNP与NPP,通过PNP、NPP确定第一心音、第二心音的峰值和心音分割点,提取得到S₁和S₂。此算法可快速分

割出符合VSD和ASD的心音特性并准确定位S₁、S₂峰值和瞬间分割点。其中VSD是一种与左心室和右心室之间血流异常相关的先天性疾病。对于VSD患者在三尖瓣位置听诊时第一心音是正常的,第二心音未分裂,在第三个心音后接着是一个短的菱形舒张期杂音,此杂音充满了所有的收缩。ASD是与左心房和右心房之间血流异常相关的先天性疾病。其第一和第二心音都是分开的,第二心音分裂固定为80 ms。收缩早期有一个短暂的菱形杂音,舒张早期有另一个短暂的菱形杂音。

在收集的异常心音信号和正常心音信号中,本研究对其中30组心音信号分割后进行性能评估分析结果见表2。表2数据表明基于STMHT算法提取心音S₁(AP₁)峰值、S₂(AP₂)峰值,从S₁到S₂(AT₁₂)传输点的平均准确度分别为98.53%、98.31%和98.36%,平均ACC达97.37%。因此,本研究所提出的算法能够快速准确定位并提取心音,是一种具有优良性能的算法。

3 结 论

本研究是基于STMHT算法对心音进行分割,主要分为3个阶段:首先采用小波分解对心音信号进行预处理,保留心音信号的有效成分(21.5~689.0 Hz);其次用Viola积分波形法提取心音包络;最后,基于STMHT算法自动定位和提取S₁和S₂。结果表明:AP₁、AP₂、AT₁₂传输点的平均精确度分别为98.53%、98.31%、98.36%,此算法能快速准确定位并提取心音,有效避免主观能动性,提高诊断心脏杂音心音信号的能力。本研究后续将继续采用此方法对心音信号进行分类,为诊断心脏病提供有效的保障。

表2 基于STMHT算法的心音提取性能评估表

Tab.2 Performance evaluation of heart sound extraction based on STMHT algorithm

样本	P ₁ /%			P ₂ /%			T ₁₂ /%			ACC/%
	MRP ₁	FRP ₁	AP ₁	MRP ₂	FRP ₂	AP ₂	MT ₁₂	FT ₁₂	AT ₁₂	
NM(780 S)	0	0	100	0	0	100	0	0	100	100
A SD(620 S)	0	1	99	0	0	100	0	2	98	99
V SD(1 290 S)	3	5	92	2	3	95	2	4	94	95
PDA(400 S)	0	0	100	0	0	100	0	1	99	99
样本 1(30 S)	0	0	100	0	0	100	0	0	100	100
样本 2(30 S)	0	0	100	0	0	100	0	0	100	100
样本 3(30 S)	0	0	100	0	0	100	0	0	100	100
样本 4(30 S)	0	0	100	0	0	100	0	0	100	100
样本 5(30 S)	0	0	100	0	0	100	0	0	100	100
样本 6(30 S)	0	0	100	0	0	100	0	0	100	100
样本 7(30 S)	0	0	100	0	0	100	0	0	100	100
样本 8(30 S)	0	0	100	0	0	100	0	0	100	100
样本 9(30 S)	0	0	100	0	0	100	0	0	100	100
样本 10(30 S)	0	0	100	0	0	100	0	0	100	100
样本 11(30 S)	0	0	100	0	0	100	0	0	100	100
样本 12(30 S)	0	0	100	0	0	100	0	0	100	100
样本 13(30 S)	0	0	100	0	0	100	0	0	100	100
样本 14(30 S)	0	0	100	0	0	100	0	0	100	100
样本 15(30 S)	0	0	100	0	0	100	0	0	100	100
样本 16(30 S)	0	0	100	0	0	100	0	0	100	100
样本 17(30 S)	0	0	100	0	0	100	0	0	100	100
样本 18(30 S)	0	0	100	0	0	100	0	0	100	100
样本 19(30 S)	0	0	100	0	0	100	0	0	100	100
样本 20(30 S)	0	0	100	0	0	100	0	0	100	100
样本 21(30 S)	0	0	100	0	0	100	0	0	100	100
样本 22(30 S)	0	0	100	0	0	100	0	0	100	100
样本 23(30 S)	0	0	100	0	0	100	0	0	100	100
样本 24(30 S)	0	0	100	0	0	100	0	0	100	100
样本 25(30 S)	0	0	100	0	0	100	0	0	100	100
样本 26(30 S)	0	0	100	0	0	100	0	0	100	100
均值 = $\frac{\sum \text{时间} \times \%}{\sum \text{时间}}$	0.51	0.96	98.53	0.34	1.34	98.31	0.34	1.29	98.36	97.37

【参考文献】

[1] 胡盛寿,高润霖,刘力生,等.《中国心血管病报告2018》概要[J].中国循环杂志,2019,34(3): 209-220.
HU S S, GAO Y L, LIU L S, et al. 《China Cardiovascular Disease Report 2018》summary[J]. China Circulation Journal, 2019, 34(3): 209-220.

[2] TURKOGLU I, ARSLAN A, ILKAY E. An intelligent system for diagnosis of the heart valve diseases with wavelet packet neural networks[J]. Comput Biol Med, 2003, 33(4): 319-331.

[3] 鲁端. 浙江省无创心电学的发展[J]. 心电与循环, 2019, 38(6): 455-457.
LU R. Development of noninvasive electrocardiography in Zhejiang Province [J]. Electrocardiography and Circulation, 2019, 38(6):

- 455-457.
- [4] THOMPSON W R, REINISCH A J, UNTERBERGER M J, et al. Artificial intelligence-assisted auscultation of heart murmurs: validation by virtual clinical trial[J]. *Pediatric Cardiology*, 2019, 40 (3): 623-629.
- [5] 翁剑岭, 华蕴博. 心音分析及医学应用的发展概况[J]. *中国医学物理学杂志*, 1992, 9(2): 31-35.
- WENG J L, HUA Y B. The development of heart sound analysis and medical application[J]. *Chinese Journal of Medical Physics*, 1992, 9 (2): 31-35.
- [6] 姬军, 董秀珍, 王海滨, 等. 心电信号QRS波的识别算法及程序设计[J]. *北京生物医学工程*, 2001, 20(2): 119-123.
- JI J, DONG X Z, WANG H B, et al. The recognition algorithm and program design of QRS wave of ECG [J]. *Beijing Biomedical Engineering*, 2001, 20(2): 119-123.
- [7] MALARVILI M B, KAMARULAFIZAM I, HUSSAIN S, et al. Heart sound segmentation algorithm based on instantaneous energy of electrocardiogram [C]//*Computers in Cardiology*. Thessaloniki Chalkidiki, 2003: 327-330.
- [8] HAGHIGHI-MOOD A, TORRY J N. A sub-band energy tracking algorithm for heart sound segmentation[C]//*Computers in Cardiology* 1995. Vienna: IEEE, 2002: 501-504.
- [9] SEPEHRI A A, GHAREHBAGHI A, DUTOIT T, et al. A novel method for pediatric heart sound segmentation without using the ECG[J]. *Comput Meth Prog Biol*, 2010, 99(1): 43-48.
- [10] JIANG Z, CHOI S. A cardiac sound characteristic waveform method for in-home heart disorder monitoring with electric stethoscope[J]. *Expert Syst Appl*, 2006, 31(2): 286-298.
- [11] CHOI S, JIANG Z. Comparison of envelope extraction algorithms for cardiac sound signal segmentation[J]. *Expert Syst Appl*, 2008, 34(2): 1056-1069.
- [12] CHOI S, SHIN Y, PARK H K. Selection of wavelet packet measures for insufficiency murmur identification[J]. *Expert Syst Appl*, 2011, 38(4): 4264-4271.
- [13] 郭军涛, 林森财, 田晓东, 等. 心音信号的检测与处理[J]. *现代仪器*, 2008, 14(2): 36-38.
- GUO J T, LIN S C, TIAN X D, et al. Detection and processing of heart sound signal[J]. *Modern Instruments*, 2008, 14(2): 36-38.
- [14] YAN Z, JIANG Z, MIYAMOTO A, et al. The moment segmentation analysis of heart sound pattern[J]. *Comput Meth Prog Biol*, 2010, 98 (2): 140-150.
- [15] KUMAR D, CARVALHO P, ANTUNES M, et al. A new algorithm for detection of S1 and S2 heart sounds[C]. 2006 IEEE International Conference on Acoustics Speech and Signal Processing Proceedings, Toulouse, 2006, II-1180-II-1183.
- [16] SUN S, JIANG Z, WANG H, et al. Automatic moment segmentation and peak detection analysis of heart sound pattern via short-time modified Hilbert transform[J]. *Comput Meth Prog Biol*, 2014, 114(3): 219-230.
- [17] CHANG S J, CHUNG H S, LEE I Y. A new approach method to obtain the L1 generalized analytic Fourier-Feynman transform[J]. *Integral Transforms Spec Funct*, 2018, 29(9): 745-760.
- [18] KOHLMANN K. Corner detection in natural images based on the 2-D Hilbert transform[J]. *Signal Process*, 1996, 48(3): 225-234.
- [19] DENG Y J, DONG J, ZHOU J R, et al. Dynamic assessment of the central vein throughout the cardiac cycle in adults with no right heart disease by cardiac CT[J]. *Clin Imaging*, 2020, 69(2021): 120-125.
- [20] SHARMA V, DESHAZO R A, SKIDMORE C R, et al. Surgical explantation of atrial septal closure devices for refractory nickel allergy symptoms [J]. *J Thorac Cardiovasc Surg*, 2020, 160(2): 502-509.
- [21] MARTIN-GARCIA A C, DIMOPOULOS K, BOUTSIKOU M, et al. Tricuspid regurgitation severity after atrial septal defect closure or pulmonic valve replacement[J]. *Heart*, 2020, 106(6): 455-461.

(编辑:陈丽霞)