

## 心音信号分析

马晶,蔡文杰,杨利

上海理工大学医疗器械与食品学院,上海 200093

**【摘要】**心脏搏动和血液流动产生的心音反映了心脏的健康情况,使得心音信号分析具有广阔的应用前景。本文综述心音的产生机理、心音的采集部件、心音信号的处理步骤及心音信号特征提取技术,包括短时傅里叶变换、小波变换、Wigner-Ville分布、Hilbert-Huang变换、Choi-Williams分布及人工神经网络等,为今后的临床研究提供有用信息。

**【关键词】**心音;信号处理;特征提取

**【中图分类号】**TN912.3;R331.31

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2017)11-1172-04

## Heart sound analysis

MA Jing, CAI Wenjie, YANG Li

College of Medical Instrument and Food Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China

**Abstract:** Heart sound signal analysis has broad application prospects because the heart sound from heartbeat and blood flow can reflect the health information of the heart. Herein, we introduced the mechanisms of heart sounds and units for heart sound acquisition. The signal processing and feature extraction methods (including short-time Fourier transform, wavelet transform, Wigner-Ville distribution, Hilbert-Huang transform, Choi-Williams distribution and artificial neural network) were also reviewed in order to provide desirable information for the clinical research of heart sound signal in future.

**Keywords:** heart sound; signal processing; feature extraction

## 前言

随着现代社会生活水平的不断改善以及生活方式的转变,心血管疾病患病率急剧上升。据国家心血管病中心编撰的《中国心血管病2015》报告显示,至2015年我国心血管病患者已达2.9亿人,每年约有350万人死于各类心血管疾病。心血管疾病是我国居民最主要的死亡原因,已成为危害国民健康和生命的重要疾病。心音是心脏搏动过程中产生的一种振动信号,能够很好地反映心脏活动、血液流动和心脏的健康情况。心音在疾病诊断中提供初步线索,有助于医生对疾病进行评估,因其方便快捷在临床上被广泛应用<sup>[1]</sup>。本文对心音的产生机理、心音信号的采集、心音信号的处理以及心音信号的特征提取这4个方面做简要介绍,其中心音信号分析就是应用现有的信号处理技术通过心音诊断心血管疾病。

**【收稿日期】**2017-06-19

**【基金项目】**上海市浦江人才计划项目(15PJ1406100)

**【作者简介】**马晶,硕士研究生,主要研究方向:图像处理, E-mail: 1183794950@qq.com

**【通信作者】**蔡文杰,博士,副教授,主要研究方向:图像处理, E-mail: wenjiecai@aliyun.com

## 1 心音的产生机理

心音是在心动周期中,由于心肌收缩和舒张,瓣膜启闭,血流冲击心室壁和大动脉等因素引起的机械振动,通过周围组织传到胸壁,将耳紧贴胸壁或将传感器、听诊器放在胸部的相关部位可听到声音信号<sup>[2]</sup>。

心脏在一个心动周期中会产生4个声音,分别为第一心音( $S_1$ )、第二心音( $S_2$ )、第三心音( $S_3$ )、第四心音( $S_4$ ),一般只能听到 $S_1$ 和 $S_2$ <sup>[3]</sup>。 $S_1$ 发生在心室收缩初期,主要由二尖瓣和三尖瓣关闭产生,是心室收缩期开始的标志。 $S_1$ 音调低沉,持续时间较长(约0.15 s)。 $S_2$ 发生在心室舒张期,主要由主动脉瓣和肺动脉瓣关闭产生,标志心室舒张期的开始。 $S_2$ 频率较高,持续时间较短(约0.08 s)。 $S_3$ 是由于血液快速流入心室使心室和瓣膜发生振动。 $S_4$ 是与心房收缩时血流急速进入心室振动心室壁相关。

## 2 心音信号的采集

心音由心脏传导至胸壁,要经过许多密度不同的介质,如肌肉、脂肪和骨骼等,比声音在单一介质中传导复杂。心音传感器是心音采集的重要部件,它将胸壁传递的振动信号转换成电信号,以便对信号进行后

续处理。传感器的选取原则为:高灵敏度、强抗干扰能力、超轻量、高精度、高稳定性、宽频率范围、大动态范围、响应平直等。在胸壁上测量心音的传感器类型主要有空气传导式、接触传导式、加速度式等。

空气传导式心音传感器通常由气室和一般传感器组成,其工作原理是:心音波经空气传递引起敏感振动膜的膜片发生振动,该振动膜与换能器相连,从而产生与心音强度成正比的输出信号。该传感器稳定性好、简单易行,但灵敏度低、信噪比不大、容易受外界噪声的影响<sup>[4]</sup>。

接触传导式心音传感器的工作原理是心脏跳动时胸壁传递出的心音波经敏感元件传递到换能元件。该传感器与空气传导式心音传感器相比,不需要空气作为媒介,故抗干扰能力较好,且敏感元件直接接触心音波动信号提高了心音信号的传递和转换效率<sup>[5]</sup>。

加速度式心音传感器的工作原理是压电元件将根据惯性原理测量到的振动加速度转换成电量。该传感器灵敏度高、抗干扰能力强、易操作、体积小、质量轻、成本低,是目前应用最广的一种传感器之一。

### 3 心音信号的处理

由于传感器检测的心音信号本身就很微弱且含有很多噪声,比如人体其他器官运动的噪声、呼吸噪声、检测环境的噪声等,故必须先对心音信号进行放大,然后去除这些噪声,以提高心音信号的信噪比。放大电路可以实现对心音信号的放大作用。传统的去噪方法是利用高通、低通或带通滤波电路,但是这种方法在去除噪声的同时,也大幅度地去除了心音的有用信息,故效果并不理想。随着数字信号处理技术的发展,数字滤波逐渐取代了传统滤波方法,如梳妆滤波器是一种简单的FIR(Finite Impulse Response)滤波器,在消除50 Hz工频干扰的同时还能很好地保持原有信号。陈天华等<sup>[6]</sup>提出一种基于小波变换的心音信号滤波方法,并证明小波变换可有效消除心音信号的各种噪声;刘文艺等<sup>[7]</sup>在分析传统阈值方法局限性的基础上提出了一种自适应小波消噪方法,该方法具有能量分布自适应的降噪能力。现已证明小波降噪可以有效去除数据采集时引入的干扰<sup>[8]</sup>。

听诊具有可靠、廉价等优点,但传统的听诊不能实现患者心电信号的波形实时显示<sup>[9]</sup>,主要靠医生的主观经验判断病症,阻碍了心音智能化诊断的发展。实现波形实时显示可以通过虚拟仪器软件来完成,比如LabVIEW、MATLAB等。已有学者成功利用蓝牙实现了Andriod平台上的心音信号接收和波形实时显示,为医护人员提供了便利<sup>[10]</sup>。系统仿真还可以实现波形存

储、回放、分析等功能,促进诊断的智能化,提高诊断的准确率。

## 4 心音信号特征提取

### 4.1 短时傅里叶变换

短时傅里叶变换(Short-time Fourier Transform, STFT)是Gabor于1946年在传统傅里叶变换的基础上提出的,它的使用条件是待分析信号是分段平稳的。

信号 $x(t)$ 的短时傅里叶变换为:

$$\text{STFT}(u, t) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(u)w(u-t)e^{-j\omega u} du \quad (1)$$

其中 $w(t)$ 为窗函数。STFT引入了一个具有时频局域性的窗函数 $w(t)$ ,对待分析信号进行加窗处理,把信号作为一个个时间间隔,再对其进行Fourier变换。它的一个重要特性就是“等分辨率”。

Vikhe等<sup>[11]</sup>运用STFT确定 $S_1$ 和 $S_2$ 的频率组成和持续时间。韦哲等<sup>[12]</sup>利用STFT和其他工具实现了将一维的心音信号图形转化为有较强识别特征的强度图谱形式。STFT容易实现,并且克服了传统傅里叶变换不能反映信号时域的缺陷。不过它要通过多次实验选取合适的所加窗的长度以及类型。它最大的缺点是不能同时达到较好的频域分辨率和时间分辨率。

### 4.2 小波变换

小波变换(Wavelet Transform, WT)是在STFT基础上提出的。

信号 $x(t)$ 的小波变换为:

$$\text{WT}_x(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{+\infty} x(t)\psi\left(\frac{t-b}{a}\right)dt \quad (2)$$

其中 $a$ 为伸缩因子, $b$ 为平移因子, $\psi(t)$ 为母小波。小波变换是先针对待分析信号选择一个合适的母小波 $\psi(t)$ ,对母小波进行伸缩平移运算得到一系列小波,然后对待分析信号进行多尺度细化,即将信号投影到由其构成的信号空间中。它的重要特性是伸缩和平移。

Babaei等<sup>[13]</sup>提出了一种多功能多分辨率小波算法用于3种心脏瓣膜病变的主要特征,并证明其实用性。Dokur等<sup>[14]</sup>运用小波变换实现 $S_1$ 和 $S_2$ 的分割和特征提取,取得了很好的效果。小波变换达到了高频处时间细分,低频处频率细分,能够自动适应时频信号分析的要求。因此小波变换被称为“数字显微镜”,而且对噪声不敏感,但是选定小波母函数和用选定的小波母函数来分析所有的数据会使工作量增大。

### 4.3 Wigner-Ville分布

Wigner分布是Wigner于1932年提出的,最初应用于量子力学的研究<sup>[15]</sup>。1948年,Ville将其引入信号分析领域<sup>[15]</sup>。Wigner-Ville分布(Wigner-Ville Distribution, WVD)是一种二次型变换。

信号  $x(t)$  的 Wigner-Ville 分布为:

$$\text{WVD}_s(t, w) = \int_{-\infty}^{+\infty} s(t + \frac{\tau}{2}) s^*(t - \frac{\tau}{2}) e^{-j\tau w} d\tau \quad (3)$$

其中  $s(t)$  为  $x(t)$  的解析信号,  $s^*(t)$  为  $s(t)$  的复共轭。WVD 通过信号处理的手段将一维的时间函数或频率函数映射成时间-频率的二维函数,并且能反映出信号能量随时间和频率的变化情况<sup>[16]</sup>。

Gavrovskaja 等<sup>[17]</sup>提出了一种基于伪仿射 Wigner-Ville 分布的联合时频表示法用于自动检测心音信号。Djebbari 等<sup>[18]</sup>提出了一种基于重分配平滑伪 Wigner-Ville 分布的新算法以检测第二心音中主动脉和肺的瓣膜分裂。

Wigner-Ville 分布具有较高的时频分辨率,但是多分量的 Wigner-Ville 分布会产生交叉项,交叉项的出现会使信号的时频特征变得不明显,影响信号的分析 and 处理。虽然有很多抑制交叉项的方法,但在抑制交叉项的同时也会降低分辨率。

#### 4.4 Hilber-Huang 变换

1996 年,美国华裔科学家 Huang 提出用经验模态分析方法 (Empirical Mode Decomposition, EMD) 分析信号。由于其引入了 Hilbert 谱的概念和 Hilbert 谱分析的方法,美国国家航空和宇航局将这一方法命名为 Hilbert-Huang Transform,简称 HHT,即希尔伯特-黄变换<sup>[19]</sup>。

HHT 分为经验模态分解和希尔伯特变换两部分<sup>[20]</sup>。信号经由 EMD 自适应地分解为一系列固有模态函数 (Intrinsic Mode Function, IMF),对每一个 IMF 作 Hilbert 变换得到与之对应的瞬时时频分布和能量分布,构建出所有 IMF 的时间-频率-能量分布图进行汇总就能得到原始信号的 Hilbert 谱。对分解得到的 IMF 分量  $x_i(t)$  做 Hilbert 变换为:

$$H[x_i(t)] = P \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{x_i(\tau)}{t - \tau} d\tau \quad (4)$$

其中  $P$  为柯西主值。

Tseng 等<sup>[21]</sup>运用希尔伯特-黄变换检测  $S_3$  和  $S_4$ ,证明该方法的优越性。Hung 等<sup>[22]</sup>提出了一种基于希尔伯特-黄变换的心音时频分析方法,证明了其能提供更高的频率分辨率。HHT 能根据待分析信号特点自适应分解非线性非平稳信号,而且可以达到很高的时间分辨率和频率分辨率,适合分析突变信号。但是 EMD 算法存在局限性,主要表现在采样率、包络拟合、EMD 边界效应等方面。

#### 4.5 Choi-Williams 分布

1966 年 Cohen<sup>[23]</sup>提出了时频分布的一般表示形式:

$$C_x(t, \Omega, g) = \frac{1}{2\pi} \iint x\left(u + \frac{\tau}{2}\right) x^*\left(u - \frac{\tau}{2}\right) g(\theta, \tau) e^{-j(\Omega t + \Omega \tau - u\theta)} du d\tau d\theta \quad (5)$$

其中  $t$  为时间,  $\Omega$  为频率,  $\tau$  为时移,  $\theta$  为频移,  $u$  为积分

变量,  $g(\theta, \tau)$  为时频分布的核函数。信号的 Cohen 类时频分布是一种移不变的二次型分布。当  $g(\theta, \tau) = 1$  时,对应的时频分布为 Wigner 分布。Choi-Williams 分布 (Choi-Williams Distribution, CWD) 在 WVD 基础上引入了一个平滑窗函数。CWD 为指数核分布,当  $g(\theta, \tau) = e^{-\frac{\theta^2 \tau^2}{\sigma}}$  时,对应的时频分布为 CWD。因此, CWD 的表达式为:

$$CW_x(t, \Omega) = \iint \left(\frac{\sigma}{4\pi\tau^2}\right)^{\frac{1}{2}} e^{-\frac{\theta^2 \tau^2}{4\sigma}} x\left(u + \frac{\tau}{2}\right) x^*\left(u - \frac{\tau}{2}\right) e^{-j\Omega\tau} du d\tau \quad (6)$$

高清河等<sup>[24]</sup>利用 CWD 对心音信号进行时频分析获得了正常心音与异常心音的三维图和等高线分布,清晰地展示出心音信号时间-频率平面上的能量分布特性和心音信号各个部分在时频的等高线分布。Cohen 类时频分布的核函数决定和控制了时频分布的性质。运用核函数既不会增加计算量,又能保持较高的时频分辨率,适合于分析突变信号。CWD 能够准确检测对待分析信号的构成成分和信号在时间-频率上的能量分布。但是国外学者 Gao 等在分析心音信号时发现,由于 CWD 不满足时间和频率支持条件,因此 CWD 难以给出心音信号的准确估计<sup>[25]</sup>。

#### 4.6 人工神经网络

自 1985 年 Kohonen 发表了关于人工神经组织的理论专著以来,计算机辅助人工神经网络技术在广泛的学科领域内取得了应用<sup>[26]</sup>。

Mokhlessi 等<sup>[27]</sup>提出根据心音诊断心脏病的人工神经网络的使用方法,他们先建立模型来实现心音识别,然后提出了一个旨在帮助心音分析的模型系统。Uğuz<sup>[28]</sup>运用人工神经网络通过提取的特征对心音进行分类。人工神经网络采用了高度的并行分布信号处理机制,工作速度快;实现了从输入状态到输出状态空间的任意复杂的非线性映射,容错能力强;可快速寻找优化解,节约计算时间。人工神经网络通过对大量数据的学习,从中找出相应的模式和规律,对新数据做出准确的预测。

## 5 展望

心音信号作为人体最重要的生理信号之一,它反应了心脏情况以及心血管病相关的心房、心室、血管和瓣膜等部位的信息。心音的采集较为便捷且无创,可应用于大规模人群的疾病筛查。然而由于医生听力的限制和临床经验的不同,通过心音来诊断相关疾病具有一定的局限性。随着心音分析技术的发展,特别是近年来人工智能的迅速发展使得疾病的诊断准确性不断提高,除了可以辅助医生外,普通人群也可将其用



于对自身心脏健康的监测。总之,心音信号分析技术的发展对心血管疾病诊断、提高人民健康水平具有非常重要的意义。

## 【参考文献】

- [1] LIU C, SPRINGER D, LI Q, et al. An open access database for the evaluation of heart sound algorithms[J]. *Physiol Meas*, 2016, 37(12): 2181.
- [2] 张家亮, 江洪, 阙大顺, 等. 基于小波的心音信号分析及其特征提取[J]. *电脑与信息技术*, 2011, 19(1): 17-20.  
ZHANG J L, JIANG H, QUE D S, et al. Analysis and feature extraction of heart sound signal based on wavelet[J]. *Computer and Information Technology*, 2011, 19(1): 17-20.
- [3] VIKHE P S, HAMDE S T, NEHE N S, et al. Wavelet transform based abnormality analysis of heart sound[C]. *International Conference on Advances in Computing, Control, and Telecommunication Technologies*, 2009.
- [4] 周立青, 胡爽, 瞿修远, 等. 心音采集电子综合实验项目设计与实现[J]. *实验室研究与探索*, 2015, 34(2): 155-159.  
ZHOU L Q, HU S, QU X Y, et al. Design and realization of electronic integrated experimental project of heart sound collection[J]. *Laboratory Research and Exploration*, 2015, 34(2): 155-159.
- [5] 陈天华, 韩力群, 郑彧, 等. 基于HKY06C传感器的心音信号检测与实现[J]. *微计算机信息*, 2009, 25(16): 167-168.  
CHEN T H, HAN L Q, ZHENG Y, et al. Detection and realization of heart sound signal based on HKY06C sensor[J]. *Microcomputer Information*, 2009, 25(16): 167-168.
- [6] 陈天华, 韩力群, 邢素霞, 等. 基于小波变换的心音信号滤波方法研究[J]. *计算机仿真*, 2010, 27(12): 401-405.  
CHEN T H, HAN L Q, XING S X, et al. Research on heart sound signal filtering method based on wavelet transform[J]. *Computer Simulation*, 2010, 27(12): 401-405.
- [7] 刘文艺, 汤宝平, 蒋永华. 一种自适应小波降噪方法[J]. *振动、测试与诊断*, 2011, 31(1): 74-77.  
LIU W Y, TANG B P, JIANG Y H. An adaptive wavelet denoising method[J]. *Vibration, Testing and Diagnosis*, 2010, 2011, 31(1): 74-77.
- [8] ZHENG Y, GUO X, QIN J, et al. Computer-assisted diagnosis for chronic heart failure by the analysis of their cardiac reserve and heart sound characteristics[J]. *Comput Methods Programs Biomed*, 2015, 122(3): 372-383.
- [9] ZHANG D, HE J, JIANG Y, et al. Analysis and classification of heart sounds with mechanical prosthetic heart valves based on Hilbert-Huang transform[J]. *Int J Cardiol*, 2011, 151(1): 126.
- [10] 黄彬, 曾庆宁, 龙超, 等. 一种Android平台的便携心音心电实时采集系统[J]. *现代电子技术*, 2016, 39(2): 85-88.  
HUANG B, ZENG Q N, LONG C, et al. A real-time acquisition system of portable heart ECG for Android platform[J]. *Modern Electronic Technology*, 2016, 39(2): 85-88.
- [11] VIKHE P S, NEHE N S, THOOL V R, et al. Heart sound abnormality detection using short time Fourier transform and continuous wavelet transform[C]. *Second International Conference on Emerging Trends in Engineering & Technology*. 2009.
- [12] 韦哲, 辛迈, 汪凌艳, 等. 基于LabVIEW2011的心音信号STFT分析[J]. *中国医学装备*, 2014(1): 20-21.  
WEI Z, XIN M, WANG L Y, et al. Analysis of heart sound signal based on LabVIEW2011[J]. *Chinese Medical Equipment*, 2014(1): 20-21.
- [13] BABAEI S, GERANMAYEH A. Heart sound reproduction based on neural network classification of cardiac valve disorders using wavelet transforms of PCG signals[J]. *Comput Biol Med*, 2009, 39(1): 8-15.
- [14] DOKUR Z, ÖLMEZ T. Heart sound classification using wavelet transform and incremental self-organizing map[J]. *Digit Signal Process*, 2008, 18(6): 951-959.
- [15] 何康, 晏锐, 王春, 等. 基于Wigner-Ville分布的地磁前兆异常提取方法及其在川滇地区的应用[J]. *地震*, 2014, 34(4): 88-99.  
HE K, YAN R, WANG C, et al. Geomagnetic precursor abnormality extraction method based on Wigner-Ville distribution and its application in Sichuan-Yunnan area[J]. *Earthquake*, 2014, 34(4): 88-99.
- [16] 宿晓曦, 刘富, 侯涛, 等. 基于Wigner-Ville时延分析的传感器网络定位方法[J]. *科学技术与工程*, 2016, 16(23): 218-222.  
SU X X, LIU F, HOU T, et al. Sensor network location method based on Wigner-Ville delay analysis[J]. *Science & Technology and Engineering*, 2016, 16(23): 218-222.
- [17] GAVROVSKA A, BOGDANOVIĆ V, RELJIN I, et al. Automatic heart sound detection in pediatric patients without electrocardiogram reference via pseudo-affine Wigner-Ville distribution and Haar wavelet lifting[J]. *Comput Methods Programs Biomed*, 2014, 113(2): 515-528.
- [18] DJEBBARI A, BEREKSI-REGUIG F. Detection of the valvular split within the second heart sound using the reassigned smoothed pseudo Wigner-Ville distribution[J]. *Biomed Eng Online*, 2013, 12(1): 37.
- [19] 苗晟, 王威廉, 姚绍文. Hilbert-Huang变换发展历程及其应用[J]. *电子测量与仪器学报*, 2014, 28(8): 812-818.  
MIAO S, WANG W L, YAO S W. The development of Hilbert-Huang transform and its application[J]. *Journal of Electronic Measurement & Instrumentation*, 2014, 28(8): 812-818.
- [20] LOZANO M, FIZ J, ANTONIO J R. Performance evaluation of the Hilbert-Huang transform for respiratory sound analysis and its application to continuous adventitious sound characterization[C]. *Elsevier North-Holland, Inc.*, 2016: 99-116.
- [21] TSENG Y L, KO P Y, JAW F S. Detection of the third and fourth heart sounds using Hilbert-Huang transform[J]. *Biomed Eng Online*, 2012, 11(1): 8.
- [22] HUNG T H, CHOU C C, FANG W C, et al. Time-frequency analysis of heart sound signals based on Hilbert-Huang transformation[C]. *IEEE International Symposium on Consumer Electronics*. 2012.
- [23] 杨阔, 王祝文, 向旻, 等. 基于Choi-Williams时频分布的裂缝性地层时频特征[J]. *世界地质*, 2015, 34(3): 825-829.  
YANG C, WANG Z W, XIANG M, et al. Time-frequency characteristics of fractured stratum based on Choi-Williams time-frequency distribution[J]. *World Geology*, 2015, 34(3): 825-829.
- [24] 高清河, 刚晶, 王和禹, 等. 基于Choi-Williams分布的心音信号时频分析[J]. *中国医学物理学杂志*, 2015, 32(4): 503-505.  
GAO Q H, GANG J, WANG H Y, et al. Time-frequency analysis of heart sound signal based on Choi-Williams distribution[J]. *Chinese Journal of Medical Physics*, 2015, 32(4): 503-505.
- [25] 陈天华, 韩力群, 唐海滔, 等. 心音信号分析方法及应用性研究[J]. *食品科学技术学报*, 2009, 27(2): 35-39.  
CHEN T H, HAN L Q, TANG H T, et al. Research on heart sound signal analysis method and its application[J]. *Journal of Food Science and Technology*, 2009, 27(2): 35-39.
- [26] 张星一, 苑振亭, 陈大为. 人工神经网络及其在药剂学研究中的应用[J]. *沈阳药科大学学报*, 2001, 18(6): 456-461.  
ZHANG X Y, YUAN Z T, CHEN D W. Artificial neural network and its application in pharmacy research[J]. *Journal of Shenyang Pharmaceutical University*, 2001, 18(6): 456-461.
- [27] MOKHLESSI O, MEHRSHAD N, RAD H M. Utilization of 4 types of artificial neural network on the diagnosis of valve-physiological heart disease from heart sounds[A]. *ICBME*, 2010.
- [28] UĞUZ H. A biomedical system based on artificial neural network and principal component analysis for diagnosis of the heart valve diseases[J]. *J Med Syst*, 2012, 36(1): 61-72.

(编辑:黄开颜)