

· 综述 ·

心音监测技术临床应用的研究进展

侯爱生¹, 兰琛¹, 罗云根¹, 李晓雪², 曹江北¹, 米卫东^{1*}

(¹ 中国人民解放军总医院第一医学中心麻醉科, 北京 100853; ² 中国人民解放军总医院医学创新研究部灾害医学研究中心, 北京 100039)

【摘要】 心脏疾病是造成人类因病致残和死亡的常见疾病, 心音是指心脏瓣膜打开或关闭、通过瓣膜口的血液流动及血液流经心室壁大动脉壁等引起振动所产生的声音。心音与心脏结构和功能具有明显相关性, 作为一种无创辅助诊断工具, 心音监测技术在心血管疾病的诊断和治疗中发挥着重要作用。因此, 近年来心音监测技术逐渐受到国内外学者重视, 相关临床应用方面的研究也越来越多。本文综述了心音监测技术临床应用的相关文献, 并对其在新兴的移动医疗保健领域及围术期监测领域的应用进行展望。

【关键词】 心音; 生理监测; 心血管疾病; 围手术期

【中图分类号】 R433 **【文献标志码】** A **【DOI】** 10.11915/j.issn.1671-5403.2022.12.206

Research progress in clinical application of heart sound monitoring technology

HOU Ai-Sheng¹, LAN Chen¹, LUO Yun-Gen¹, LI Xiao-Xue², CAO Jiang-Bei¹, MI Wei-Dong^{1*}

(Department of Anesthesiology, First Medical Center, Chinese PLA General Hospital, Beijing 100853, China; ² Disaster Medicine Research Center, Medical Innovation Research Division, Chinese PLA General Hospital, Beijing 100039, China)

【Abstract】 Heart diseases are among the common diseases that cause disabilities and deaths in humans. Heart sounds refer to those produced due to the vibrations caused by the valve opening or closure, the blood rushing through the valve openings, or the blood rushing through the aortic wall of the ventricle. Heart sounds are obviously related to the heart structure and function. As a non-invasive auxiliary diagnostic tool, heart sound detection technology plays an important role in the diagnosis and treatment of cardiovascular diseases. Therefore, heart sound monitoring technology has gradually gained attention from scholars at home and abroad, and there have been more and more studies on its clinical application in recent years. This article reviews the relevant literature on the clinical application of heart sound monitoring technology and prospects its application in the emerging mobile health care and perioperative monitoring.

【Key words】 heart sound; monitoring, physiological; cardiovascular diseases; perioperative period

This work was supported by Special Zones for Innovations in National Defense Science and Technology (19-163-12-ZT-006-006-06).

Corresponding author: MI Wei-Dong, E-mail: wwdd1962@aliyun.com

心脏疾病是造成人类病残和死亡的常见疾病, 听诊器听心音是检查心脏状态的常见手段之一。心脏的心房、心室、瓣膜及大血管在血流作用下产生一系列的机械振动, 这些振动传导到体表称为心音, 被视为诊断心脏病的重要生理信号。心电和心音是反应心血管功能状态两种不同的监测手段。通过心电图显示人体电信号变化可以诊断心脏功能异常, 但心电图局限性之一是难以监测心脏瓣膜的结构异常和以心脏杂音为特征的缺陷^[1]。当心血管疾病尚未发展到足以产生临床及病理改变, 如心电信号变化以前, 心音中出现的杂音和畸变就是重要的诊断

信息。作为一种无创辅助诊断工具, 心音监测技术在心血管疾病的预测中发挥着重要作用。心音与心功能具有明显相关性, 随着声学传感器设计、先进数字信号处理技术及计算机技术的快速发展, 通过智能装置采集心音实现长期、动态的监测, 以捕捉异常的心音变化, 可作为心脏疾病监测、预防的常规手段, 也可作为健康体检的普及措施, 因此心音监测设备对预防和治疗心血管疾病有重要意义。本文综述了心音监测技术临床应用的相关文献, 并对其在新兴的移动医疗保健领域及围术期监测领域的应用进行展望。

收稿日期: 2021-12-21; 接受日期: 2022-02-17

基金项目: 国防科技创新特区(19-163-12-ZT-006-006-06)

通信作者: 米卫东, E-mail: wwdd1962@aliyun.com

1 心音基础

心音是指由心脏瓣膜打开或关闭、通过瓣膜口的血液流动及血液流经心室壁大动脉壁等引起振动所产生的声音。通过记录这些声学振动,包括其强度、频率、质量和持续时间可以反映心脏的功能状况。这些机制产生四种心音:第一心音(S1)由二尖瓣关闭和三尖瓣关闭的振动产生,这与舒张末期和心室收缩期的开始相对应;第二心音(S2)由收缩末期主动脉瓣和肺动脉瓣关闭而产生;第三心音(S3)是低频的早期舒张音,在血液快速从心房进入心室时可听到,通常仅在儿童及青少年中听到或者发生在血容量过高和高动力的状态;第四心音(S4)是一种晚期舒张音,对应于晚期心室充盈,正常情况很少听到。除了这些心音外,心脏杂音指在心脏收缩或舒张时血液在心脏或血管内产生湍流所致的室壁、瓣膜或血管振动所产生的异常声音^[2]。

2 心音分析

早在 1816 年,Laennec 就发明了一种听心脏声音的设备,称为声学听诊器,直接听诊一直是临床心脏诊断的传统方法,主要优点是简单、快速及成本低廉,但这种传统听诊方法存在内在主观性和不准确性的缺点。现在科学和临床工作者利用麦克风传感器记录心脏声音信号并绘制成图,称为心音图(phonocardiogram, PCG),通过收集和分析心音波形,可以提供更多有关心脏状况的信息。然而,由于心音信号的特性和在环境中噪声的影响,心音信号的监测面临着很大的挑战。一方面,心血管疾病症状的随机性和变异性导致信号表现呈现复杂性和多样性;另一方面,心音信号相对较弱,原始信号的采集过程会受到各种噪声和干扰的影响,导致采集到的数据噪声大,从而降低相关参数提取的准确性,增加诊断的不确定性。因此,需要使用先进的声学传感器设计技术、数字信号处理技术及计算机信号处理技术对心音信号进行定量的采集和分析。通过提取 PCG 中的关键参数并将患者的监测序列与标记的数据库进行比较,不仅可以自动获得更直观的诊断结果,而且帮助专家结合临床知识进一步推断潜在的心血管疾病。

心音智能听诊流程包括信号采集、信号预处理和信号处理三个阶段。信号采集指通过传感器将声音信号转化为数字信号并将其发送到预处理模块的过程;预处理模块将接受到的数字信号通过去噪和定位分割方法对心音信号进行预处理。由于外部环境的影响,心音信号常受到多种因素干扰。监测的诊断准确性直接受到信号质量和随后提取的特征的

影响。因此,去噪是提高心音自动监测精度的第一个重要步骤。用于心音去噪的技术包括离散小波变换(discrete wavelet transform, DWT),自适应滤波去噪(adaptive filter denoising, AFD)和奇异值分解(singular value decomposition, SVD)等。此外,应用组合方法以获得更好的效果,这有助于提高信号质量和监测精度。PCG 信号预处理的第二阶段是将心音信号定位分割,分割的目的是找到心音周期的开始和结束,并区别 S1 和 S2 以标记收缩期和舒张期,以便随后的特征提取。预处理后的心音信号经过第三阶段的功能提取和分类后就可以进行临床诊断^[3]。心音信号进行功能提取后将原始数据转换为某种类型的参数。然后,这些参数(也可称为特征)可用于进一步的分析和处理。分类器经过提取功能培训,对数据进行分类,就可以协助医学专家进行临床诊断决策。

3 心音监测技术的临床应用

3.1 心音监测在围术期的应用

在全身麻醉下监测患者手术期间的心脏和呼吸功能至关重要。心脏声音提供了心肌收缩、血动状态、血管阻力和肺动脉的重要信息,利用心音的不同成分可以测算出血容量和动脉血压的变化趋势,且心音的反应性比血压数值的变化更加迅速^[4]。Moon 等^[5]使用经食管听诊器记录的术中中心音图,定量评估了心脏声音成分调制的时间和频率域,以及它们与几种心血管药物作用下左心室收缩和外周血管阻力(peripheral vascular resistance, SVR)的关联;该研究表明麻黄碱/艾司洛尔和去氧肾上腺素/尼卡地平分别主要影响心脏声音的 S1 和 S2, S2 心脏声音与 SVR 的变化密切相关,维持足够的 SVR 水平对维持血压,特别是重症监护患者重要器官的灌注至关重要。Parsaei 等^[6]设计了一种无线电子食管听诊器,用于麻醉患者心肺声音的持续麻醉,能够成功地捕捉和传输心肺声音,因此可以用来持续监测麻醉患者的心脏和呼吸功能,可能适合在某些条件下(如 CT 扫描期间)远距离可视实时地观察患者。Nezafati 等^[7]评估在接受肝移植手术的患者中,使用食管听诊器连续监测术中中心心脏声音是否可以代替脉冲击力(pulse pressure, PP)及其脉压变异率(pulse pressure variability, PPV)等常见的血流动力学参数,用来表明液体反应能力。结果表明对心音信号(S1、S2)、心音收缩时间(phonocardiographic systolic time, PST)和呼吸变异量(respiratory variation, PSV)等参数的无创性监测可以在肝移植过程中提供有用的连续血液动力学指数,对 PST 和 PSV 的术中监测将使临床医师能够评估手术患者的心血管状况。这

些结果表明术中听诊器可能具有监测接受麻醉的患者中常见的收缩性和后负荷变化的潜力,听诊器有可能被用作监测的无创工具。

食管听诊器和心脏声音也用于先心病的各种临床研究,使用经食管听诊器研究动脉导管未闭(patent ductus arteriosus, PDA)中的心脏杂音,术中食管听诊器为 PDA 手术提供了非常有效的监测技术,在没有经食管超声心动图(transesophageal echocardiography, TEE)多普勒监测的情况下,可作为一种简单、廉价及有价值的工具^[7,8]。Berraih 等^[9]使用双分析技术对心音图信号进行病理鉴别,通过可视化显示,PCG 信号可以为医师提供更多关于心音病理鉴别的信息支持。

通过食管听诊器和无线蓝牙传输分析心脏声音和收缩压,可以确认血压与 S1、S2 和 S1/S2 各有正相关关系。由于 S1/S2 显示其中最高的相关性,它可以用作适当的指数来显示与血压的相关性^[10]。无线听诊器的优点是侵入性较小,使用方便,缺点是在嘈杂的环境中,需要解决所获得信号的低信号噪声比问题。

3.2 心音监测心力衰竭

心音监测可以为心力衰竭患者提供重要诊断信息^[11]。S3 被认为是心力衰竭的最早迹象之一,但常常需要有经验的医师才能较好地分辨出来^[12,13]。S3 在 40 岁以上的年龄组通常是异常表现,可能原因是心房功能障碍,也可能与心室容量超负荷有关,而 S4 可能与舒张期心力衰竭有关^[14]。S3 特征反映了一些心脏特性,如心排血量减少、射血分数降低、左心室肥厚和通常在进展性心力衰竭中发生的舒张末期压力升高,对心力衰竭诊断的特异性非常高^[15,16]。Cao 等^[17]评估了植入式心脏设备测量 S3 预测心力衰竭事件的能力,发现植入设备监测 S3 可识别心力衰竭风险增加 5.7 倍的患者,可实现客观、连续和自动的远程监控。S3 强度弱、持续时间短、频率低的特点,使人耳很难通过听诊器等传统听诊设备监测到,导致临床医师之间的诊断不一致率很高。这个问题可以通过使用高灵敏度的传感器和计算机辅助方法来更有效地捕捉和识别 S3 声音来解决^[13,18]。

3.3 心音监测冠状动脉疾病

有研究通过心音监测冠状动脉疾病。冠状动脉疾病是由于沉积的斑块使冠状动脉壁增厚和腔狭窄(动脉粥样硬化)所致。据推测,动脉阻塞导致血流受限,从而产生特有的湍流声,随着传感器、数据过滤和分析能力的技术进步,湍流冠状动脉血流的声学特征能被监测、分析并应用于临床,进行诊断和风险评估^[19]。Thomas 等^[20]指出心音监测是一种便携式、无辐射、具有成本效益的方法,具有提供准确

诊断或排除严重冠状动脉疾病的潜力。新型手持式心音设备可以大大提高资源利用率、效率、可访问性并降低成本。

3.4 心音监测与动脉血压的相关性

目前血压监测主要分为有创监测和无创监测,有创的血压监测方法是通过穿刺动脉置管(如烧动脉、足背动脉等处)进行血压监测。虽然这种测量方法可进行连续的血压监测,但是这种方法技术要求高,患者易感染,不适合家庭使用。无创的血压监测方法需要穿戴袖带,缺乏舒适性,需要充放气,无法实现血压的连续测量,而且对于烧伤及实施双上肢手术的患者来说,也不太适用。鉴于无创连续血压监测在危重患者救治中的重要意义,人们尝试从心音中提取血压信息,例如 Zhang 等^[21]提出第二心音的时间与主动脉血压有关。

随着研究的深入,越来越多新的参数被从心音及其他相关信号中被解析出来,用于动脉血压的估计。Ha 等^[22]使用加速度计传感器测量另一种心脏机械运动信号即心冲击图(seismocardiogram, SCG),发现 SCG 和收缩压之间具有相关性。Bombardini 等^[15]使用加速计记录第 1 和第 2 心音的比率,以此计算舒张时间和舒张/收缩期时间比。Tang 等^[23]根据不同剂量肾上腺素诱发的各种压力差异,对左心室中各种心音特征与收缩压的相关性进行了研究,认为通过探索心脏声音的特征,可以预测血压技术,可作为实时血压监测的替代方案,在家庭医疗保健环境中具有广阔的应用前景。

目前基于脉搏波传导时间(pulse wave transit time, PWTT)的血压测量方法是一种应用广泛的无创血压测量方法,据 Ganti 等^[24]报道, PWTT 与动脉血压有良好的一致性,并尝试将其应用于家庭无创血压的测量。麻醉诱导是患者血流动力学不稳定的时期,高血压患者血压波动幅度会更大。在麻醉诱导此类患者期间,间歇性非侵入性血压测量可能太慢且不准确,无法进行早期监测和及时治疗。当有创血压监测在高风险高血压患者中不可用时,连续的 PWTT 测量已被证明是提供快速可用的心血管信息的替代方案^[25]。然而, Finnegan 等^[26]指出在很多研究中研究人员误将脉搏到达时间(pulse arrival time, PAT)作为 PWTT 进行统计,而 PAT 不仅包括 PWTT 还包括了射血前期,因此仅利用心电图和脉搏波估算的血压值可能存在较大的误差,使用心音信号来测量 PWTT 可以克服这一不足。

Adithya 等^[27]开发了一种即时监测设备,通过测量整个血流动力学过程并筛选出多个关键参数,其中血流声压场的初步结果揭示了心脏和呼吸声音中存在脉冲式的声波,并开发出一套独特的算法来

从血流的声压场中提取连续的血压。在某些特殊条件下提供了一种无创的方法来实现血压的连续监测,具有显著的应用前景,从而对心血管疾病的管理产生重大影响。比如在高血压筛查和管理中,实时无创连续监测血压不仅可以帮助诊断主要原因,还可以改进药物方案和改善患者生物反馈。

4 总 结

心脏疾病的早期诊断至关重要,方便而且具有成本效益的方法非常重要。心音和杂音提供了有价值的诊断信息,心音监测可以通过捕捉异常心音变化,对早期和突发心脏病进行长期、动态监测,提供早期诊断,还可以提供详细的、无创的血流动力学监测数据,有广泛的临床和研究应用。心音监测的局限性在于监测过程中经常受到各种噪声因素的干扰,尤其是振幅较低且与噪声具有相似特征的杂音可能较难采集到。因此,开发能够在嘈杂环境中工作的精确降噪算法具有十分重要的意义。另外,随着计算机智能和机器学习技术的进步,用于心脏病诊断的计算机辅助诊断系统越来越受到关注。医疗信号的处理成为主要的研究问题之一。需要大量的心音数据来补充心音数据库。心音数据是发现心血管疾病隐藏特征的可靠信息来源。因此,有必要完成和改进心音数据库及其相应的专家注释,以获得更好的模型训练和更准确的辅助诊断。

【参考文献】

- [1] Klum M, Urban M, Tigges T, *et al.* Wearable cardiorespiratory monitoring employing a multimodal digital patch stethoscope: estimation of ECG, PEP, LVET and respiration using a 55 mm single-lead ECG and phonocardiogram [J]. *Sensors (Basel)*, 2020, 20(7): 2033. DOI: 10.3390/s20072033.
- [2] Padilla-Ortiz AL, Ibarra D. Lung and heart sounds analysis: state-of-the-art and future trends[J]. *Crit Rev Biomed Eng*, 2018, 46(1): 33-52. DOI: 10.1615/CritRevBiomedEng.2018025112.
- [3] Chen W, Sun Q, Chen X, *et al.* Deep learning methods for heart sounds classification: a systematic review[J]. *Entropy (Basel)*, 2021, 23(6): 667. DOI: 10.3390/e23060667.
- [4] Chen Y, Hou A, Wu X, *et al.* Assessing hemorrhagic shock severity using the second heart sound determined from phonocardiogram: a novel approach [J]. *Micromachines (Basel)*, 2022, 13(7): 1027. DOI: 10.3390/mi13071027.
- [5] Moon YJ, Kim SH, Park YS, *et al.* Quantitative analysis of an intraoperative digitalized esophageal heart sound signal to speculate on perturbed cardiovascular function[J]. *J Clin Med*, 2019, 8(5): 715. DOI: 10.3390/jcm8050715.
- [6] Parsaei H, Vakily A, Shafiei AM. A wireless electronic esophageal stethoscope for continuous monitoring of cardiovascular and respiratory systems during anaesthesia[J]. *J Biomed Phys Eng*, 2017, 7(1): 69-78.
- [7] Nezafati MH, Soltani G, Kahrom M. Esophageal stethoscope: an old tool with a new role, detection of residual flow during video-assisted thoracoscopic patent ductus arteriosus closure[J]. *J Pediatr Surg*, 2010, 45(11): 2141-2145. DOI: 10.1016/j.jpedsurg.2010.07.017.
- [8] Kahrom M, Kahrom H. Esophageal stethoscope in thoracoscopic interruption of patent ductus arteriosus [J]. *Asian Cardiovasc Thorac Ann*, 2008, 16(4): 288-291. DOI: 10.1177/021849230801600406.
- [9] Berraih SA, Baakek YNE, Debbaal S. Pathological discrimination of the phonocardiogram signal using the bispectral technique[J]. *Phys Eng Sci Med*, 2020, 43(4): 1371-1385. DOI: 10.1007/s13246-020-00943-7.
- [10] Hoon Lim K, Duck Shin Y, Hi Park S, *et al.* Correlation of blood pressure and the ratio of S1 to S2 as measured by esophageal stethoscope and wireless bluetooth transmission [J]. *Pak J Med Sci*, 2013, 29(4): 1023-1027. DOI: 10.12669/pjms.294.3639.
- [11] Gardner RS, Thakur P, Hammill EF, *et al.* Multiparameter diagnostic sensor measurements during clinically stable periods and worsening heart failure in ambulatory patients[J]. *ESC Heart Fail*, 2021, 8(2): 1571-1581. DOI: 10.1002/ehf2.13261.
- [12] Leng S, Tan RS, Chai KT, *et al.* The electronic stethoscope[J]. *Biomed Eng Online*, 2015, 14: 66. DOI: 10.1186/s12938-015-0056-y.
- [13] Hu Y, Kim EG, Cao G, *et al.* Physiological acoustic sensing based on accelerometers: a survey for mobile healthcare[J]. *Ann Biomed Eng*, 2014, 42(11): 2264-2277. DOI: 10.1007/s10439-014-1111-8.
- [14] Chowdhury MEH, Khandakar A, Alzoubi K, *et al.* Real-time smart-digital stethoscope system for heart diseases monitoring[J]. *Sensors (Basel)*, 2019, 19(12): 2781. DOI: 10.3390/s19122781.
- [15] Bombardini T, Sicari R, Bianchini E, *et al.* Abnormal shortened diastolic time length at increasing heart rates in patients with abnormal exercise-induced increase in pulmonary artery pressure[J]. *Cardiovasc Ultrasound*, 2011, 9: 36. DOI: 10.1186/1476-7120-9-36.
- [16] Park YS, Moon YJ, Kim SH, *et al.* Beat-to-beat tracking of pulse pressure and its respiratory variation using heart sound signal in patients undergoing liver transplantation[J]. *J Clin Med*, 2019, 8(5): 593. DOI: 10.3390/jcm8050593.
- [17] Cao M, Gardner RS, Hariharan R, *et al.* Ambulatory monitoring of heart sounds via an implanted device is superior to auscultation for prediction of heart failure events[J]. *J Card Fail*, 2020, 26(2): 151-159. DOI: 10.1016/j.cardfail.2019.10.006.
- [18] Nabih-Ali M, El-Dahshan EA, Yahia AS. A review of intelligent systems for heart sound signal analysis[J]. *J Med Eng Technol*, 2017, 41(7): 553-563. DOI: 10.1080/03091902.2017.1382584.
- [19] Winther S, Nissen L, Schmidt SE, *et al.* Diagnostic performance of an acoustic-based system for coronary artery disease risk stratification[J]. *Heart*, 2018, 104(11): 928-935. DOI: 10.1136/heartjnl-2017-311944.
- [20] Thomas JL, Winther S, Wilson RF, *et al.* A novel approach to diagnosing coronary artery disease: acoustic detection of coronary turbulence[J]. *Int J Cardiovasc Imaging*, 2017, 33(1): 129-136. DOI: 10.1007/s10554-016-0970-5.
- [21] Zhang XY, Macpherson E, Zhang YT. Relations between the timing of the second heart sound and aortic blood pressure[J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2008, 55(4): 1291-1297. DOI: 10.1109/TBME.2007.912422.
- [22] Ha T, Tran J, Liu S, *et al.* A chest-laminated ultrathin and stretchable e-tattoo for the measurement of electrocardiogram, seismocardiogram, and cardiac time intervals[J]. *Adv Sci (Weinh)*, 2019, 6(14): 1900290. DOI: 10.1002/advs.201900290.
- [23] Tang H, Zhang J, Chen H, *et al.* A non-invasive approach to investigation of ventricular blood pressure using cardiac sound features[J]. *Physiol Meas*, 2017, 38(2): 289-309. DOI: 10.1088/1361-6579/aa552a.
- [24] Ganti VG, Carek AM, Nevius BN, *et al.* Wearable cuff-less blood pressure estimation at home via pulse transit time [J]. *IEEE J Biomed Health Inform*, 2021, 25(6): 1926-1937. DOI: 10.1109/jbhi.2020.3021532.
- [25] Kim SH, Song JG, Park JH, *et al.* Beat-to-beat tracking of systolic blood pressure using noninvasive pulse transit time during anesthesia induction in hypertensive patients[J]. *Anesth Analg*, 2013, 116(1): 94-100. DOI: 10.1213/ANE.0b013e318270a6d9.
- [26] Finnegan E, Davidson S, Harford M, *et al.* Pulse arrival time as a surrogate of blood pressure[J]. *Sci Rep*, 2021, 11(1): 22767. DOI: 10.1038/s41598-021-01358-4.
- [27] Adithya PC, Hart S, Tejada-Martinez A, *et al.* Novel catheter multiscope: a feasibility study [J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2021, 68(2): 606-615. DOI: 10.1109/TBME.2020.3009361.

(编辑:温玲玲)