

DOI:10.3969/j.issn.1005-202X.2024.01.012

医学信号处理与医学仪器

基于毫米波雷达的心房颤动检测

周恒骥¹, 杨亦含^{2,3}, 胡元会², 褚瑜光², 寿鑫甜^{2,3}, 尤雅萍², 薛文静^{2,3}, 范少玮², 王勇¹, 沈会良¹

1. 浙江大学工程师学院, 浙江 杭州 315000; 2. 中国中医科学院广安门医院心血管科, 北京 100053; 3. 北京中医药大学研究生院, 北京 100029

【摘要】提出一种基于毫米波雷达的非接触式实时心房颤动检测技术。首先使用 60 GHz 的 PCR 毫米波雷达持续采集目标对象的胸部回波信号, 然后通过 I-Q 解调生成 I-Q 信号, 接着基于有效点相位趋势评估法提取信号相位信息并获得微动信号, 再经过数字滤波提取呼吸信号和心动信号, 通过特征提取获得心脏运动特征, 最后基于时域房颤波特征判断房颤发生情况。本研究的创新性主要体现在: 为提取更精确的信号相位信息, 提出有效点相位趋势评估法; 为实现实时房颤检测, 提出时域房颤判别方法。实验结果表明本研究的心房颤动检测系统对临床患者的房颤检测准确率达 99.2%。

【关键词】房颤; 毫米波雷达; 信号处理; 非接触; 实时

【中图分类号】R318.6

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2024)01-0081-07

Atrial fibrillation detection using millimeter-wave radar

ZHOU Hengji¹, YANG Yihan^{2,3}, HU Yuanhui², CHU Yuguang², SHOU Xintian^{2,3}, YOU Yaping², XUE Wenjing^{2,3}, FAN Shaowei², WANG Yong¹, SHEN Huiliang¹

1. College of Engineers, Zhejiang University, Hangzhou 315000, China; 2. Department of Cardiology, Guang'anmen Hospital, China Academy of Chinese Medical Sciences, Beijing 100053, China; 3. Graduate School of Beijing University of Chinese Medicine, Beijing 100029, China

Abstract: A novel technology is proposed for non-contact and real-time detection of atrial fibrillation using millimeter-wave radar. A 60 GHz PCR millimeter wave radar is used to continuously detect the chest echo signal of the subject. After signal acquisition, I-Q signal is generated through I-Q demodulation, and the signal phase information is extracted using effective points phase trend evaluation for obtaining the signals from oscillations in the chest wall, from which the respiratory signals and cardiac signals are extracted through digital filtering for the analysis of cardiac movement. Whether the atrial fibrillation occurs or not is determined by the characteristics of atrial fibrillation wave in the time domain. The effective points phase trend evaluation for extracting more accurate signal phase information and the time-domain method for real-time atrial fibrillation detection are the innovations of the study. The experimental results show that the proposed method achieves a detection accuracy of 99.2% in clinic.

Keywords: atrial fibrillation; millimeter-wave radar; signal processing; non-contact; real-time

前言

心房颤动(简称房颤)是一种常见的室上性快速

性心律失常, 伴有不协调的心房电激动和无效的心房收缩, 一般根据发作的特点将房颤分为首诊房颤、阵发性房颤、持续性房颤、长程持续性房颤和永久性房颤^[1-2]。Shi 等^[3]于 2020 年 7 月至 2021 年 9 月对全国 25 个省 114 039 例年龄 ≥ 18 岁的常住居民展开房颤流行病学调查, 调查结果显示, 我国房颤年龄校正后患病率为 1.6%, 男性和女性的年龄校正后患病率分别为 1.7% 和 1.4%, 城市和农村居民经年龄校正后患病率分别为 1.6% 和 1.7%。按照其调查结果, 中国房颤存量病人超过 2 000 万。除了患病人口众多外, 患病人群房颤导致的全因死亡率和致残率皆明显高于非房颤患者^[4]。房颤患者常见的并发症有脑卒中及

【收稿日期】2023-08-15

【基金项目】中央级公益性科研院所基本科研业务费专项资金(ZZ17-XRZ-029); 首都卫生发展科研专项(首发 2022-1-4153); 浙江省协同感知与自主无人系统重点实验室

【作者简介】周恒骥, 硕士研究生, 研究方向: 毫米波雷达信号处理技术, E-mail: 1025578783@qq.com; 杨亦含, 硕士研究生, 研究方向: 中医心血管疾病防治, E-mail: Olivia1001@yeah.net(周恒骥与杨亦含为共同第一作者)

【通信作者】王勇, 副教授, 研究方向: 雷达信号智能处理技术, E-mail: wangy@zju.edu.cn

血栓栓塞、心力衰竭、心肌梗死、认知功能下降以及肾功能损害等^[5]。房颤筛查利于房颤的早期发现、诊断及规范治疗^[6]。阵发性房颤的发作特点包括任何时间、任何地点、发作频率不固定、持续时间不固定、临床表现形式多样等,这些特点使得传统的诊疗手段或设备很难捕捉到阵发性房颤的发作,更无法描述阵发性房颤的全程特点。

传统的房颤筛查方法是通过体表心电图或单导联心电图记录装置记录到房颤心电图且持续时间超过 30 s 即可判断为房颤。目前的房颤检测筛查工具包括心电图^[7]、动态心电图^[8-9]、手持心电设备^[10-11]、穿戴式贴片心电设备^[12-13]、生物纺织材料穿戴式心电设备^[14-16]、智能手环、示波测量法袖套、基于脉冲光学体积描记技术的非接触式视频法等,基本上还是以粘性电极和各种穿戴式设备为主,其在保证高准确率和实时性的同时都要满足接触式测量的前提要求,尽管这些工具可以实现连续监测,但电测量中皮肤附着的性质限制了监测的接受性、实用性、可靠性和连续性。此外,在某些情况下,例如烧伤患者、高度感染患者和早产婴儿,穿戴式设备是不可行的。基于脉冲光学体积描记技术的非接触式视频法的准确度较低,并且不能满足对房颤进行实时检测的需求。

为解决上述挑战,本研究提出采用毫米波雷达实现准确的非接触式房颤检测。毫米波雷达的早期研究侧重于使用不同的方法分离生命体征信号,包括小波变换法^[17]、维格纳·威尔分布法^[18]、集成经验模态分解法^[19]、多变量经验模态分解法^[20]、奇异值分解法^[21]、呼吸心跳解混叠法^[22]等;然后通过生命体征信号监测目标对象的呼吸^[23]、心率等。如今已深入到某些心脏指标中,包括心率变异性^[24]、心电图具具体数值^[25]等。但是这些研究大多都是在数据集上进行的,而非建立在真实场景下,对生命体征信号实时推理的研究存在一定的不足。除此之外,这些非接触雷达检测系统主要针对正常目标人体的检测,对患病人群的研究存在盲区,且并未涉及具体的心脏疾病检测。本研究采用脉冲相干(Pulse Coherent Radar, PCR)毫米波雷达来实现对目标对象的非接触式房颤检测。PCR 毫米波雷达能获取高精度的距离、信号相位等信息,这为提取房颤的微动特征提供可能。由于目标对象的房颤发生情况与雷达回波信号相关,采集到雷达回波信号之后,采用有效点相位趋势评估法(Effective Points Phase Trend Evaluation, EPSTE)从雷达回波信号中提取出目标对象的相位信息并获得胸部微动信号,然后经过数字滤波、噪声消除等方式获得目标对象的呼吸信号以及心动信号,再通过特征提取获得目标对象的心脏运动特征,最

后基于颤波特征实现对目标对象的房颤发生情况的判别。本研究为实现长期实时的非接触式房颤监测提供可能。

1 流程和原理

本研究设计的系统流程图见图 1。

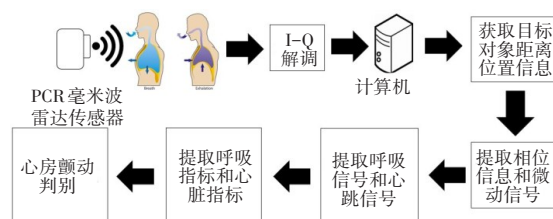


图1 基于毫米波雷达的房颤检测流程

Figure 1 Flowchart of atrial fibrillation detection using millimeter-wave radar

1.1 原始回波信号的采集

本研究选用的毫米波雷达传感器以 PCR 的 A111 芯片为基础,通过本研究提出的房颤检测算法,可以实现对目标对象的实时房颤检测。该雷达工作频段为 57~64 GHz,带宽为 7 GHz,天线发射角度 FOV 为 40°×80°,呈椭圆锥形向外发射探测波束。

相较调频连续波雷达,PCR 毫米波雷达有着使用功率更低、抗干扰能力更强、相位分辨率更高的特点。因为本研究的关键环节在于对雷达相位信息和目标对象胸部微动信号的提取,而 PCR 毫米波雷达的高相位分辨率使其对目标对象微动引起的相位变化更加敏感和精确,为实现房颤检测提供了更好的硬件条件。

PCR 毫米波雷达通过测量电磁波的传播时间从而获得目标对象的距离^[26]。PCR 毫米波雷达的发射信号如式(1)所示:

$$x(t) = A(t) \cos(2\pi f_0 t + \theta) = \text{Re} \left\{ A(t) \exp(j\theta) \exp(2\pi j f_0 t) \right\} \quad (1)$$

其中, t 是时间, $A(t)$ 是高斯包络, $A(t) = \exp(-t^2/2\lambda^2)$, θ 是相位, f_0 是雷达的载波频率,本研究中 $f_0 = 60 \text{ GHz}$ 。余弦信号的幅度是按照高斯包络变化的,这个调制后的信号就是一个脉冲波。

雷达回波信号建模如式(2)所示:

$$y(t) = A'(t) \cos \left[2\pi f_0 \left(t - \frac{2R_0}{c} \right) + \theta \right] = \text{Re} \left\{ A'(t) \exp \left[j \left(\theta - \frac{4\pi}{\lambda} R_0 \right) \right] \exp(2\pi j f_0 t) \right\} \quad (2)$$

其中, t 是时间, $A'(t)$ 是回波信号的包络, R_0 是目标的

距离, λ 是波长。显然, 回波信号的幅度发生了变化, 并且波延迟了 $\Delta T = 2R_0/c$, 此外, 回波信号的相位偏移了 $\Delta\theta = -4\pi R_0/\lambda$ 。 $A'(t)$ 是一个常数与延迟包络的乘积, 即 $A'(t) = (\text{Constant}) \times A(t - 2R_0/c)$, 该常数表示功率损失。

1.2 I-Q解调

雷达接收到回波信号后通过 I-Q 解调器解调即可获得 I-Q 信号。I-Q 信号可以估计回波信号相对于发射信号的幅度和相位变化, 其具有实部 I 和虚部 Q , 输入雷达回波信号 $y(t)$ 并产生 I-Q 信号 y_{IQ} , 如式(3)所示:

$$y_{IQ}[s, d] = I[s, d] + jQ[s, d] \quad (3)$$

其中, s 是扫描次数, d 是距离索引, y_{IQ} 的实部和虚部分别是 I-Q 解调后 I 和 Q 通道的输出。

1.3 EPSTE

获取到雷达 I-Q 信号之后的下一目标就是实现对雷达相位信息的提取并获得胸部微动信号。为获得更精准的胸部微动信号, 需要先提取更精确的雷达相位信息。本研究提出一种新的相位信息提取方法, 即 EPSTE, 该方法在提取相位信息时选择基于幅值最大点上下门限范围内的所有有效点, 然后按权重配比来叠加每个有效点的相位信息, 再根据式(4)进行相位估计:

$$\theta[s] = \alpha_\theta \theta[s-1] + \delta \left\{ \sum_{d=0}^{L-1} \bar{y}_d[s, d] \bar{y}_d^*[s-1, d] \right\} \quad (4)$$

其中, θ 是相位, $\bar{y}_d[s, d]$ 是对雷达 I-Q 信号进行移动平均滤波后的结果, α_θ 是高通滤波器因子, L 是快速时间采样数, s 是扫描索引, d 是范围索引, δ 是复数的相位, \bar{y}_d^* 是 \bar{y}_d 的复共轭。

每一次扫描都估计了一个相位变化量 $\Delta\theta$, 通过将相位变化量与先前扫描计算的相位相加就可以计算得出最终的相位。最后通过式(5)来计算目标对象在每次扫描时间内的微动距离变化量。

$$\Delta d = \frac{\lambda \Delta\theta}{4\pi} \quad (5)$$

其中, Δd 是目标对象在一个扫描时间内的微动距离变化量, λ 是毫米波雷达的波长, $\Delta\theta$ 是一个扫描时间内的相位变化量。这个微动距离变化量代表了两次扫描之间的距离变化量, 通过将距离变化量与先前扫描计算的距离在时间维度上相加就可以获得目标对象的胸部微动信号。

该方法和传统的相位信息提取方法相比, 能够更精确地反映目标对象整个胸廓的有效微动信号, 避免了只取幅值最大点对部分有效信息的丢失, 提高了信号相位信息的信噪比, 并且该方法没有不连

续点, 保证了相位估计的连续性, 进一步提高了信号相位信息的精确性。

1.4 呼吸信号和心动信号的提取

获取到目标对象的胸部微动信号之后, 基于带通滤波、移动平均滤波器和峰值检测等过程实现呼吸信号和心动信号提取。

将目标对象的胸部微动信号通过带通滤波器, 即可将过高和过低的信号衰减到极低水平, 然后通过移动平均滤波器重构信号, 即可将呼吸信号和心动信号从原始信号中分离出来。这种信号提取方式的平均准确度更高且方差更小, 有着更好的可重复性, 并且实现过程更简单方便, 提取的呼吸信号和心动信号见图2与图3。

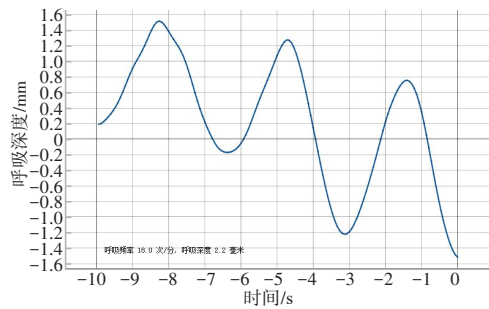


图2 呼吸信号

Figure 2 Respiratory signals

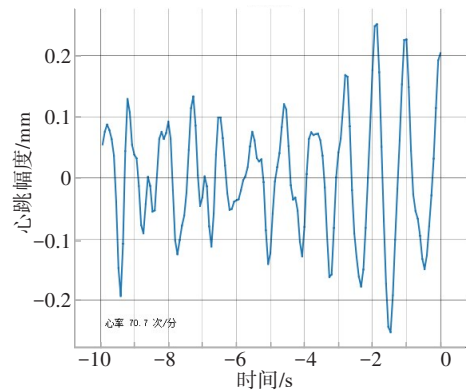


图3 心动信号

Figure 3 Cardiac signals

1.5 心脏运动特征的提取

完成呼吸信号和心动信号提取之后, 通过提取心动信号的峰值特征来获得目标对象的心脏运动特征。

平均心跳幅度的计算方法如式(6)所示:

$$d_{ht} = \left(\frac{1}{N} \right) \times \sum_{i=0}^N (d_{maxi} - d_{mini}) \quad (6)$$

其中, d_{maxi} 为心动信号波峰值, d_{mini} 为心动信号波谷值。

平均收缩循环周期的计算方法如式(7)所示:

$$t_{sy} = \left(\frac{1}{N}\right) \times \sum_{i=0}^N t_{syi}$$

(7)

其中, t_{syi} 为单次心脏收缩时间。

平均舒张循环周期的计算方法如式(8)所示:

$$t_{di} = \left(\frac{1}{N}\right) \times \sum_{i=0}^N t_{dii}$$

(8)

其中, t_{dii} 为单次心脏舒张时间。

心率的计算方法如式(9)所示:

$$\text{bpm}_{ht} = \frac{60f}{(t_{sy} + t_{di})}$$

(9)

其中, f 为采样频率。

1.6 房颤检测研究

1.6.1 基于频域特征的房颤检测 房颤发生时有两大特征,即不协调的心房激动和心律绝对不齐,其表现在心电图上分别是没有明确重复的P波和稳定的等电位线、出现绝对不齐的RR间期。心脏的电活动和机械运动之间存在着某种内在联系,通过雷达检测目标对象心脏的机械运动去表征心脏的健康状况在理论上是可行的。将信号在时间域中的波形转变为频率域的频谱,进而对信号的频域特征作定量解释和分析。和传统的雷达信号研究一样,本研究先对信号的频谱进行一定的分析,意图找到能代表房颤特性的频域特征。对目标对象的心动信号进行快速傅里叶变换,获得信号的频谱,见图4与图5。

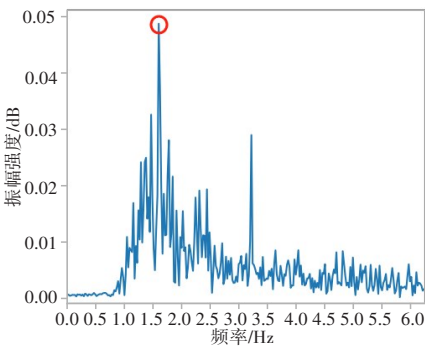


图 4 房颤未发生时的频谱
Figure 4 Spectrum when atrial fibrillation does not occur

心律绝对不齐表现在信号频谱上就是当房颤未发生时,有着明确最高强度的心动频率或者心动频率能量相对更集中,如图4红圈所示;而当房颤发生时,这个最高强度的心动频率并不那么突出或者心动频率能量相对更分散,如图5红圈所示。根据临床测量数据统计,房颤患者房颤发生时的频谱也确实

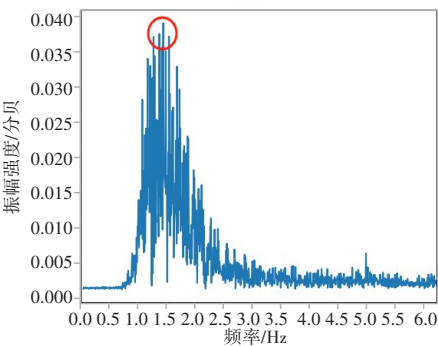


图 5 房颤正在发生时的频谱
Figure 5 Spectrum when atrial fibrillation occurs

表现出这样的特点。不协调的心房激动反馈到雷达回波信号当中应属于高频信号,这会导致频谱在高频段的强度发生一定的变化,但在本研究的初步分析中,这样的高频特征并不明显。所以本研究初步判断通过频域特征实现心律绝对不齐的判别是可行的,也能以此实现房颤检测,但频域分析需要时间的积累才能保证足够的精度,有着不可避免的时间滞后性,完成实时检测的功能需求非常困难。

1.6.2 基于时域特征的房颤检测 因为时域信号的实时性比频域信号更好,特征表现更直观,处理过程也更简单,所以在完成对频域信号的初步分析后,又将工作重心转到了对时域信号的研究上。房颤患者房颤发生时与房颤未发生时的时域胸部微动信号见图6与图7。

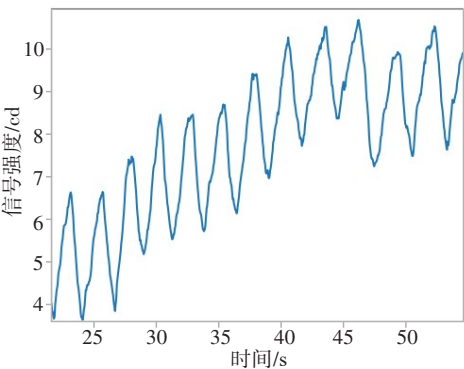


图 6 房颤未发生时的胸部微动信号
Figure 6 Chest wall oscillation when atrial fibrillation does not occur

由于房颤发生时,心脏会出现不协调的心房激动,这反馈到雷达回波信号中会导致其相位信息的波动加剧,也导致了目标对象的胸部微动信号中出现了许多的毛刺,如图7所示。本研究把导致这种毛刺的波称为房颤波,把这种房颤发生时胸部微动信号特有的表征称为房颤波特征。目标对象胸部微动

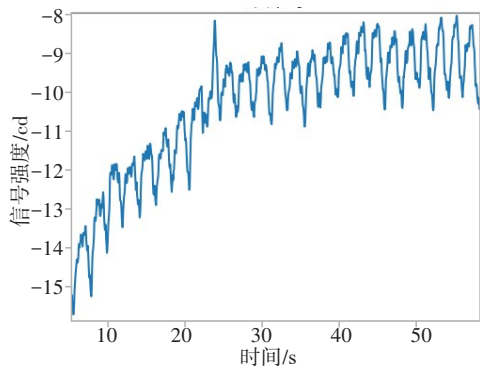


图7 房颤正在发生时的胸部微动信号
Figure 7 Chest wall oscillation when atrial fibrillation occurs

信号的基础波是基于低频呼吸信号而产生的,而房颤波则能反映房颤的有关情况。对目标对象的胸部微动信号直接进行时域信号寻峰,获得峰值总数,再对呼吸信号进行时域信号寻峰获得基础波峰数,将峰值总数减去基础波峰数得到的就是房颤波峰数。根据临床测量数据统计,房颤患者房颤发生时的房颤波峰数与房颤未发生时的房颤波峰数有着显著区别,即房颤波峰数可以作为判断房颤有无发生的特征依据。根据统计经验设置房颤波峰数阈值 A_{fwp} 。在一段持续时间内,房颤波峰数大于 A_{fwp} 的目标对象则判定为正在发生房颤。通过滑动时间窗检测目标对象胸部微动信号中的房颤波峰数,再通过阈值二分法最终实现对目标对象的实时房颤检测。

2 试 验

2.1 试验对象
本次试验纳入从2021年12月至2022年12月就诊于中国中医科学院广安门医院的房颤患者12例,共测量13人次,其中1人测量2次。12名患者中5名患者测量时房颤未发作,6名患者测量时房颤正在发作。1名阵发性房颤患者测量2次,1次测量时房颤未发作,1次测量时房颤正在发作。患者年龄为 (65.25 ± 10.22) 岁,最小年龄为46岁,最大年龄为81岁,其中男性和女性各6人。

纳入标准:依照《2020 ESC 房颤诊断和管理指南》中诊断标准,纳入确诊的房颤患者。年龄为18~90岁。患者面部清晰。可配合视频录制。所有患者对本研究完全知情同意;已通过中国中医科学院广安门医院伦理道德委员会审核(批件号为2021-115-KY)。

排除标准:①急性冠脉综合征、脑梗死、高血压危象或存在其他明显的血流动力学异常者;②合并有病态窦房结综合征、非持续性室性心动过速、尖端扭转型室性心动过速、严重的传导阻滞、频发室早、室扑、室颤等心律失常者;③NYHA 心功能分级为3

级及以上者;④严重的肝肾功能不全、恶性肿瘤、感染、血液系统疾病、活动性出血、甲状腺功能亢进者。

剔除标准:因各种原因导致12导联心电图检查失败的患者;因各种原因导致视频录制失败的患者。

2.2 试验场景
患者在试验开始前30 min应排空膀胱,不饮用咖啡浓茶等饮料,静息15 min后开始试验。本试验测试场景见图8。使用PCR毫米波雷达采集数据。受试者坐在椅子上保持准静态状态,雷达放置在胸前约40 cm处,与胸口齐平;同时应用12导联心电图机(型号: SCHILLER CARDIOVIT AT-102)记录患者心电图。最后,比较由本技术得到的房颤检测结果与心电图结果。

2.3 试验评价指标



图8 试验测试场景
Figure 8 Experimental test scenario

试验评价指标分为单个数据检测准确率和检测结果的总准确率。评价指标具体算法如下。

单个数据检测准确率如式(10)所示:

$$\eta_{\text{acci}} = \left(\frac{t_{\text{TP}} + t_{\text{TN}}}{t_{\text{total}}} \right) \times 100\% \tag{10}$$

其中, t_{TP} 为标签是房颤发生,检测结果也为房颤发生的时间帧数(真阳), t_{TN} 为标签是房颤未发生,检测结果也为房颤未发生的时间帧数(真阴), t_{total} 为检测总时间帧数。

检测结果的总准确率如式(11)所示:

$$\eta_{\text{acc}} = \left(\frac{1}{N} \right) \times \sum_{i=0}^N \eta_{\text{acci}} \tag{11}$$

3 试验结果

3.1 总体结果
统计受试者的房颤发生情况,以临床诊断结果为标签,检测结果总准确率为99.2%,可见基于毫米波雷达胸部微动信号的房颤波峰数来判断房颤发生情况的方式是可信的。

3.2 数据分析结果

将所有通过时域房颤判别方法得到的结果与临床诊断结果相对比,并在时间维度上统计每一时刻的房颤检测准确率,统计结果见图9。

在图9中,对象1~6为房颤未发生时的对象,对象7~13为房颤发生时的对象,其表明了本文提出的时域房颤判别方法有着足够的可靠性与准确性,在满足检测前提条件的基础上,极少可能会出现误判情况。

对所有对象数据的房颤波峰数进行统计,统计结果见图10。

由图10可知,当房颤未发生时,对象的中值房颤

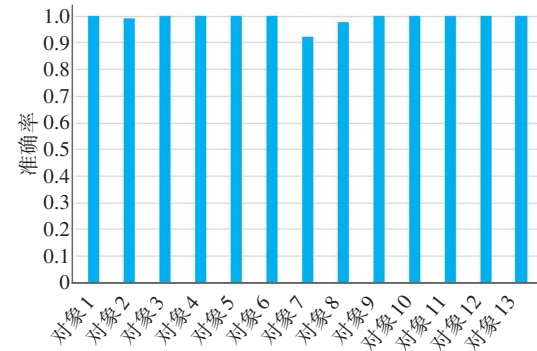


图9 所有对象房颤检测准确率
Figure 9 Accuracy of atrial fibrillation detection for all subjects

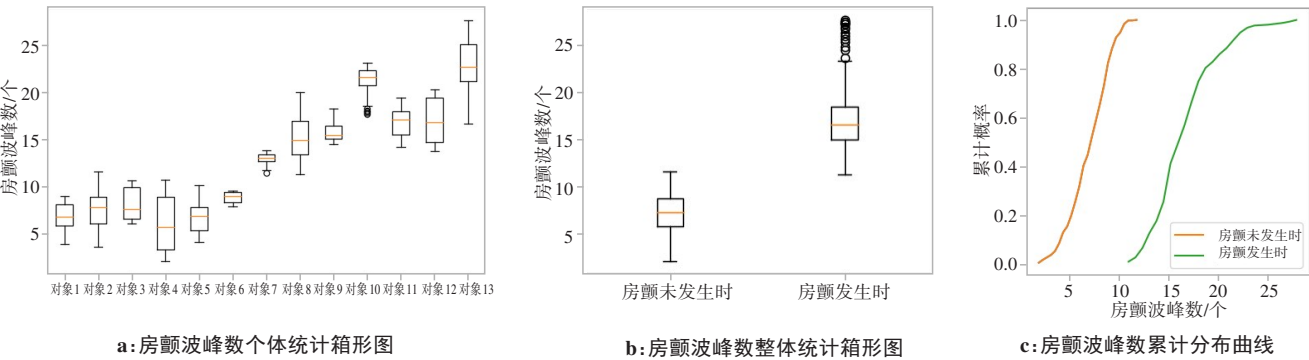


图10 房颤波峰数统计
Figure 10 Peak count statistics of atrial fibrillation waves

波峰数为7.3,90%的累计分布下房颤波峰数小于9.5;而当房颤发生时,对象的中值房颤波峰数为16.5,90%的累计分布下房颤波峰数大于13.5。因此,房颤有无发生在房颤波峰数上有着明显的区分度,通过本研究提出的时域房颤波特征可以准确地实现房颤发生判断。

3.3 缺陷分析

3.3.1 距离限制 本研究对距离限制比较严苛,距离限制在0.3~0.6 m。距离的增大会导致噪声的变多以及有效信号的强度降低,从而影响到最终的检测结果。

3.3.2 方向高度限制 本研究设定为正对受试者胸口位置,所以更换受试者时,若受试者身高差距较大也需要调节雷达高度。如果雷达未正对受试者或高度未在一定区间内,会导致检测出现偏差。

3.3.3 状态限制 受试者必须要保持准静态状态才能实现准确的检测。为保证均匀的呼吸需要确保受试者在检测过程中保持静止、静默,一旦讲话或者大幅动作都会导致检测失真。

本研究提出一种新型的基于毫米波雷达的房颤检测技术和系统,将雷达的传感范围提升了一个新的层次。在13人次的数据试验中,房颤检测的准确率为99.2%,该结果证明了房颤检测技术的准确性和实用性,也证明EPSTE的有效性。未来将进一步修正检测精度,并在房颤患者群进行测试推广,将继续研究与完善本设备作为今后的目标。同时本设备的研制为非接触式的房颤检测应用奠定了一定的基础,在减轻医护人员劳动强度的同时提升了检测对象的舒适度,具有广阔的发展前景。

【参考文献】

[1] Hindricks G, Potpara T, Dagres N, et al; ESC Scientific Document Group. 2020 ESC guidelines for the diagnosis and management of atrial fibrillation developed in collaboration with the European Association for Cardio-Thoracic Surgery (EACTS): the task force for the diagnosis and management of atrial fibrillation of the European Society of Cardiology (ESC) developed with the special contribution of the European Heart Rhythm Association (EHRA) of the ESC[J]. Eur Heart J, 2021, 42(5): 373-498.

[2] 中华医学会心电生理和起搏分会,中国医师协会心律学专业委员会,中国房颤中心联盟心房颤动防治专家工作委员会. 心房颤动:目前的认识和治疗建议(2021)[J]. 中华心律失常学杂志, 2022, 26(1): 15-88.

Chinese Society of Pacing and Electrophysiology, Chinese Society of Arrhythmias, Atrial Fibrillation Center Union of China. Current

4 结 论

- knowledge and management of atrial fibrillation: consensus of Chinese experts 2021[J]. Chinese Journal of Cardiac Arrhythmias, 2022, 26(1): 15-88
- [3] Shi S, Tang Y, Zhao Q, et al. Prevalence and risk of atrial fibrillation in China: a national cross-sectional epidemiological study[J]. Lancet Reg Health West Pac, 2022, 23: 100439.
- [4] Guo Y, Tian Y, Wang H, et al. Prevalence, incidence, and lifetime risk of atrial fibrillation in China: new insights into the global burden of atrial fibrillation[J]. Chest, 2015, 147(1): 109-119.
- [5] An Y, Ogawa H, Yamashita Y, et al. Causes of death in Japanese patients with atrial fibrillation: the Fushimi Atrial Fibrillation Registry [J]. Eur Heart J Qual Care Clin Outcomes, 2019, 5(1): 35-42.
- [6] 汤志杰, 孙国珍, 王洁, 等. 早期心房颤动筛查的成本效果分析研究进展[J]. 中国全科医学, 2023, 26(1): 104-112.
- Tang ZJ, Sun GZ, Wang J, et al. Cost-effectiveness analysis of early screening for atrial fibrillation: a review of recent advances [J]. Chinese General Practice, 2023, 26(1): 104-112.
- [7] Kirchhof P, Bax J, Blomstrom-Lundquist C, et al. Early and comprehensive management of atrial fibrillation: executive summary of the proceedings from the 2nd AFNET-EHRA consensus conference research perspectives in AF[J]. Eur Heart J, 2009, 30(24): 2969-2977.
- [8] Gladstone DJ, Spring M, Dorian P, et al. Atrial fibrillation in patients with cryptogenic stroke[J]. N Engl J Med, 2014, 370(26): 2467-2477.
- [9] Calkins H, Hindricks G, Cappato R, et al. 2017 HRS/EHRA/ECAS/APHRS/SOLAECE expert consensus statement on catheter and surgical ablation of atrial fibrillation[J]. Heart Rhythm, 2017, 14(10): e275-e444.
- [10] Desteghe L, Raymaekers Z, Lutin M, et al. Performance of handheld electrocardiogram devices to detect atrial fibrillation in a cardiology and geriatric ward setting[J]. Europace, 2017, 19(1): 29-39.
- [11] Sennberg E, Stridh M, Engdahl J, et al. Safe automatic one-lead electrocardiogram analysis in screening for atrial fibrillation [J]. Europace, 2017, 19(9): 1449-1453.
- [12] Barrett PM, Komatireddy R, Haaser S, et al. Comparison of 24-hour Holter monitoring with 14-day novel adhesive patch electrocardiographic monitoring[J]. Am J Med, 2014, 127(1): 95.
- [13] Rosenberg MA, Samuel M, Thosani A, et al. Use of a noninvasive continuous monitoring device in the management of atrial fibrillation: a pilot study[J]. Pacing Clin Electrophysiol, 2013, 36(3): 328-333.
- [14] Elliot CA, Hamlin MJ, Lizamore CA. Validity and reliability of the hexoskin wearable biometric vest during maximal aerobic power testing in elite cyclists[J]. J Strength Cond Res, 2019, 33(5): 1437-1444.
- [15] Langer A, Healey JS, Quinn FR, et al. Detection of atrial fibrillation in asymptomatic at-risk individuals[J]. Int J Cardiol, 2021, 334: 55-57.
- [16] Pagola J, Juega J, Francisco-Pascual J, et al. Yield of atrial fibrillation detection with textile wearable Holter from the acute phase of stroke: pilot study of Crypto-AF registry[J]. Int J Cardiol, 2018, 251: 45-50.
- [17] He M, Nian Y, Liu B. Noncontact heart beat signal extraction based on wavelet transform [C]//2015 8th International Conference on Biomedical Engineering and Informatics (BMEI), 2015: 209-213.
- [18] Zhang Y, Li J, Wei S, et al. Heartbeats classification using hybrid time-frequency analysis and transfer learning based on ResNet[J]. IEEE J Biomed Health Inf, 2021, 25(11): 4175-4184.
- [19] Fang GW, Huang CY, Yang CL. Switch-based low intermediate frequency system of a vital sign radar for simultaneous multitarget and multidirectional detection[J]. IEEE J Electromagn RF Microw Med Biol, 2020, 4(4): 265-272.
- [20] Wang K, Zeng Z, Sun J. Through-wall detection of the moving paths and vital signs of human beings[J]. IEEE Geosci Remote Sensing Lett, 2019, 16(5): 717-721.
- [21] Jing L, Liu L, Zeng Z, et al. Advanced signal processing for vital sign extraction with applications in UWB radar detection of trapped victims in complex environments[J]. IEEE J-STARS, 2014, 7(3): 783-791.
- [22] 胡雨璇, 夏朝阳, 徐丰. 一种鲁棒的毫米波雷达人体呼吸心跳测量方法[J]. 上海航天, 2022, 39(3): 130-137.
- Hu XX, Xia CY, Xu F. A robust measurement method for human respiration and heartbeat based on millimeter-wave radar [J]. Aerospace Shanghai, 2022, 39(03): 130-137.
- [23] 孙洁. 基于毫米波雷达的非接触睡眠呼吸暂停监测系统的设计[D]. 杭州: 杭州电子科技大学, 2022.
- Sun J. Design of non-contact sleep apnea monitoring system based on millimeter wave radar[D]. Hangzhou: Hangzhou Dianzi University, 2022.
- [24] Wang F, Zeng X, Wu C, et al. mmHRV: contactless heart rate variability monitoring using millimeter-wave radio[J]. IEEE Internet Things J, 2021, 22(8): 16623-16636.
- [25] Chen J, Zhang D, Wu Z, et al. Contactless electrocardiogram monitoring with millimeter wave radar [J]. IEEE Trans Mobile Comput, 2024, 23(1): 270-285.
- [26] Bahmani N, Rouvala M, Kaarna A. Vital sign detection using short-range mm-wave pulsed radar[C]//2021 IEEE 3rd Global Conference on Life Sciences and Technologies (LifeTech). IEEE, 2021.

(编辑: 谭斯允)