

# 基于 IPPG 的心电监护仪实时心率测量系统研究

余明<sup>1</sup>, 刘业峰<sup>2</sup>

(1. 中国医科大学附属盛京医院, 沈阳 110022;

2. 沈阳工学院 辽宁省信息物理融合与数控机床智能制造重点实验室, 辽宁 抚顺 113122)

**摘要:** 为更好地应对心电监护仪在实时心率测量中效果不佳和数据提取能力不足的问题, 提出一种基于光电容积脉搏图技术的新的心电监护仪系统; 该系统利用光电容积脉搏图技术对心电监护仪的数据进行高效处理, 并采用改进的小波变换方法对数据进行降噪处理; 经试验测试, 系统在数据降噪处理后, 心电波形的变化幅度显著降低, 整体变化范围较降噪前低 0.4 mV; 得到的心率数据更接近原始心率变化图像, 最大变化仅为 2 bpm; 研究方法的信噪比达到 16.0578, 均方根误差仅为 0.0195, 相比平均滤波器方法降低了 0.0229; 该系统在人体心率实时测量方面具有更优的数据处理性能, 能够有效提高心率测量的准确性和实时性, 为心率实时监测技术的发展提供了重要的参考和应用价值。

**关键词:** 心电监护仪; 心率; 测量; IPPG

## Research on Real-time Heart Rate Measurement System for ECG Monitor Based on IPPG

SHE Ming<sup>1</sup>, LIU Yefeng<sup>2</sup>

(1. Shengjing Hospital of China Medical University, Shenyang 110022, China;

2. Liaoning Province Key Laboratory of Information Physics Integration and Intelligent Manufacturing of CNC Machine, Shenyang Institute of Technology, Fushun 113122, China)

**Abstract:** In order to better address the issues of poor performance and insufficient data extraction ability of electrocardiogram (ECG) monitors in real-time heart rate measurement, a new ECG monitoring system based on photoelectric capacitance pulse plot technology is proposed. The system efficiently processes the data of the ECG monitor using the photoelectric capacitance pulse plot technology, and uses an improved wavelet transform method to denoise the data. After experimental testing, the system significantly reduces the amplitude of changes in the ECG waveform after the data denoising processing, and the overall range of changes is 0.4 mV lower than that before denoising; The obtained heart rate data is closer to that of the original heart rate change image, with a maximum change of only 2 bpm; The signal-to-noise ratio of the research method reaches 16.0578, with a root mean square error of only 0.0195, which is 0.0229 lower than that of the average filter method. This system has a better data processing performance in real-time measurement of human heart rate, which can effectively improve the accuracy and real-time performance of heart rate measurement, providing an important reference and application value for the development of heart rate real-time monitoring technology.

**Keywords:** cardiac monitor; heart rate; measurement; imaging photo plethysmo graphy (IPPG)

## 0 引言

随着医疗技术的快速发展, 非侵入式监测方法越来越受到重视, 其中光电容积脉搏图 (IPPG, imaging photo plethysmo graphy) 技术由于其简便性和非侵入性的特点, 在心率监测领域展示了广泛的应用潜力<sup>[1]</sup>。IPPG 技术通过分析皮肤表面血液流动引起的光学变化来测量心率, 这种技术不仅可以用于日常健康监控, 还能在临床环境中提供关键数据。心电监护仪是一种常用的医疗设备, 用于监测心脏的电活动, 并实时测量心率<sup>[2]</sup>。传统的心电监护仪通常需要使用粘贴在患者皮肤上的电极, 这种方法虽然可以提

供精确的测量结果, 但长时间的使用会给患者带来不便和不适<sup>[3]</sup>。因此开发一种可穿戴式的心电监护仪对用户进行实时心率测量, 能够对用户的身体状态进行实时测量<sup>[4]</sup>。

当前, 众多学者都对 IPPG 技术进行分析并将其加入心率测量系统中。为了能够准确、便捷地监测人体血压, 提出了一种基于成像血压计信号的多级深度学习血压预测模型。同时设计了一种基于摄像头的非接触式人体 IPPG 信号采集系统, 并构建了开源数据集 IPPG-BP。研究结果表明, 新模型较为符合国际标准, 相较于其他方法, 提高了准确性并减少了工作量<sup>[5]</sup>。为了解决基于成像式光电容积描记

收稿日期: 2024-05-24; 修回日期: 2024-06-17。

基金项目: 辽宁省科技计划联合计划项目 (2023JH2/101700066)

作者简介: 余明 (1984-), 女, 大学专科, 护师。

刘业峰 (1981-), 男, 博士, 教授。

引用格式: 余明, 刘业峰. 基于 IPPG 的心电监护仪实时心率测量系统研究[J]. 计算机测量与控制, 2024, 32(10): 47-52, 61.

术 (IPPG) 在检测人体生命体征时由运动引起的伪影问题, 研究提出了一种分两阶段进行的运动伪影消除算法。新方法使用 S-KLT 算法来稳定感兴趣区域, 随后通过自相关自适应滤波器来减少残留的伪影。研究成果表明, 此算法能够有效地减轻运动伪影, 并提升心率检测的准确性, 满足国际标准要求<sup>[6]</sup>。为了克服临床上使用皮肤血液灌注成像技术时遇到的高成本、慢速度和测量限制等挑战, 研究介绍了一种利用成像式光电容积描记技术 (IPPG) 进行皮肤血液灌注成像的新方法。新方法使用特征点动态跟踪与图像校正以提高信号质量, 并通过构建相关性地形图来进行成像。研究结果表明, 新方法在成像质量和准确性上超过了现有技术, 并具有较广的适用性<sup>[7]</sup>。为了克服在基于人脸视频的生理信号检测中头部刚性旋转运动导致的运动伪影噪声, 研究开发了一种新的非接触式心率检测方法, 新方法使用头部运动数据来构建自适应滤波器。通过分析头部的欧拉角度并应用自适应 Kalman 滤波器, 研究方法实现了稳定的心率估计。研究结果表明, 新方法显著提高了心率检测的准确性, 并为视频健康监测领域提供了更广泛的应用效果<sup>[8]</sup>。为了增强活体皮肤检测的准确性和实时性, 开发了一种基于超像素分割的成像式光电容积描记技术 (IPPG) 的新算法 SPASD 算法。新算法使用简单线性迭代聚类算法对图像进行分割, 同时并行提取脉搏波信号, 并使用支持向量机进行分类以实现实时检测。研究结果表明, SPASD 算法能显著提升检测的准确率, 其准确率能够达到 92.02%<sup>[9]</sup>。

对于心电监护仪的使用和分析也是当前研究的重点。为了确保心电监护仪在使用中的稳定性和可靠性, 对心电监护仪在实际操作中可能遇到的常见故障进行分析, 并提出了故障维修策略。心电监护仪作为医疗抢救中不可或缺的设备, 能够实时追踪和记录患者的心率、血压等生命体征, 为医生提供了决策的数据基础。研究结果表明, 有效解决心电监护仪的故障对于提高患者的治疗效果有着至关重要的影响<sup>[10]</sup>。为了评估临床护理路径与心电监护仪监测在急性心肌梗死 (AMI) 患者治疗中的效果, 研究纳入了 80 名 AMI 患者, 将其分为常规护理的对照组和采用临床护理路径及心电监护的观察组。研究发现, 通过结合心电监护仪的监控, 观察组患者的生命体征得到了显著改善, 且心律失常的发生率有所降低<sup>[11]</sup>。为了实现于心电图的长期动态监测, 提出了一种低功耗的监测仪。新仪器能够采集、存储并处理三条导联数据, 同时实时测量每搏心率。采用基于连续小波变换的 QRS 复极检测算法, 提高了监测精度。研究结果表明, 新监测仪与商用系统相比形态相关性高, 且实时检测误差小, 具有广泛的应用前景<sup>[12]</sup>。为了评估心脏病患者的心电图异常, 提出了一种基于连续小波变换和花键的逐次心率和 RT 间期测量算法, 并在 FPGA 中实现了三导联动态心电图监测仪的原型。该原型采用模数转换器、FPGA、液晶显示屏和微型 SD 存储器等元件。研究结果表明, 算法在实时检测心电图波形及分析心率和 RT

间期动态方面取得了满意的效果<sup>[13]</sup>。

综上所述, 在 IPPG 技术和心电监护仪的研究中, 当前大多数研究主要是通过 IPPG 技术对心电信息进行分析, 只对心电监护仪的故障进行分析研究, 对心电监护仪的心率测量效果较少。因此研究使用 IPPG 技术对人体数据进行收集, 通过新的心电监护仪系统生成幼儿心率数据以此实现对幼儿心率的实时测量。基于此, 研究设计和搭建了一种基于 IPPG 技术的实时心率测量系统。研究的创新点主要体现在测量系统中加入 IPPG 技术以对人体的表象特征进行分析, 进而通过不同的方式对人体心率进行测量。研究使用 IPPG 技术并对人体信号进行提取, 以增强系统的信号测量能力, 通过改进小波变换方法, 以提升对人体数据的去噪效果, 进而提升系统的测量效果。

## 1 穿戴式心电监护仪的实时心率测量系统研究

### 1.1 数据信号提取

在人体皮肤表面覆盖很多毛细血管, 这些毛细血管会伴随光源进行周期性的变化, 而这些变化能够反映当前人体的实时状态。根据毛细血管的周期性变化还能生成特定的 IPPG 信号数据, 并通过穿戴式心电监护仪对数据进行分析实现心率的实时测量过程。当获得人体皮肤数据时, 需要对人体表面的特征数据进行降噪处理, 如穿戴式心电监护仪模拟的人体图像数据中存在如毛发、背景、指甲等干扰因素。在一些特定的条件下这些因素会干扰 IPPG 信号的有效检测, 增强人体数据的除噪效果能够提升系统对图像的检测效果。使用肤色的智能化检测方法, 通过将红绿蓝三色组合空间转化为亮度蓝色差红色差 (YCbCr, Y luminance chroma blue chroma red) 空间来实现对人体数据的定位<sup>[14]</sup>, 如式 (1) 所示:

$$Y = 0.299 \times R + 0.587 \times G + 0.114 \times B \quad (1)$$

式中,  $R$  表示红色色调,  $G$  表示绿色色调,  $B$  表示蓝色色调,  $Y$  表示亮度的分度大小。其中  $R$ 、 $G$  和  $B$  通常的取值范围为 0~225 的整数。蓝色色差和红色色差的分量大小如式 (2) 所示:

$$Cb = -0.168736 \times R - 0.331264 \times G + 0.5 \times B + 128$$

$$Cr = 0.5 \times R - 0.418688 \times G - 0.081312 \times B + 128$$

(2)

式中,  $Cb$  表示蓝色色差的分量,  $Cr$  表示红色色差的分量大小。同时  $Y$ 、 $Cb$  和  $Cr$  的取值范围都为 0~225 的整数。根据不同肤色人体的颜色特性, 对当前检测模型的性能进行分析, 将肤色接近的人体特征, 在 YCbCr 空间中进行展示, 设置当前肤色的阈值如将亮度色差设置为 60~230, 蓝色色差设置为 77~127, 红色色调设置为 130~180。通过这些阈值的设定能够有效地检测出人体皮肤位置背景噪声等数据。

由于在脸部数据中红细胞对光源更为敏感, 因此通过对红细胞的光谱信息进行光学敏感性的分析, 能够提升对人体脸部数据的 IPPG 信号分析效果。将人体图像中将光学信号较为接近的  $Cg$  通道用以分析 IPPG 信号。为  $Cg$  通道<sup>[15]</sup>如式 (3) 所示:

$$C_g = 128 + 112 * \left[ \frac{1}{1 - K_g} (G' - Y') \right] \quad (3)$$

式中,  $K_g$  表示在  $C_g$  中的权值大小,  $G'$  表示由初始绿色通道转化的像素强度,  $Y'$  表示由红绿蓝三色组合空间通过权值计算像素强度, 得到的亮度像素强度大小。将不同帧数的幼儿图像进行转化, 同时对检测的幼儿数据位置进行逻辑变化, 得到  $C_g$  通道中的像素强度大小。为了方便对当前通道中人体血液等液体进行体积变化分析, 将图像中的帧数进行数值去除处理, 降低基础帧数 128, 对图像中的初始帧数进行平均处理, 得到 IPPG 数据。将人体数据图像通过上述方法进行处理得到的 IPPG 数据信号提取过程如图 1 所示。

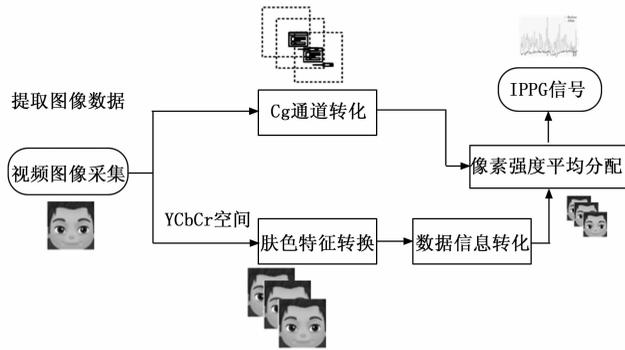


图 1 IPPG 数据信号提取过程

从图 1 中可以看出, 在对人体图像数据进行信号提取的过程中, 通过视频获取人体数据信息, 根据该方法得到当前人体数据图像。研究流程通过两种方式进行数据转化, 一种是将人体数据通过  $C_g$  通道转化为更具有清晰效果的数据信息, 另一种则是通过  $YCbCr$  空间将其进行人体肤色特征转换, 实现具有清晰效果的数据信息转化, 并将两个通道转化的数据信息进行像素强度的平均分配得到最原始的 IPPG 信号。

## 1.2 基于人体数据的心率信息采集

通过对 IPPG 信号数据的能量转换能够提取到更加准确的心率参数数据, 同时通过小波转化方法将心率参数信息进行对比分析提升对心率的检测效果。当通过数据参数对人体数据参数进行分析时, 小波分析法只能对当前数据的频域数据进行分析, 通过频域中数据极值点对应的频率值来对当前的心率信号进行分析。当数据信号在频域中被完全展开时, 数据分析则不会包含时域的数据信息, 并且不能够通过视频时间来影响心率的变化情况。

当在视频时间内心率变化过大时, 对心率数据的检测就会出现较大的偏差, 此时对于小波分析法的心率数据判断就会出现数据信号较为敏感的情况, 因此在进行心率信号测试时, 通过小波分析法分析的心率数据会与真实心率数据有较大的偏差。因此为提升小波分析法的心率检测效果, 使用加窗操作提升整个数据信号的时域与频域分析效果。

加窗过程是通过小波分析法的函数宽度进行改变, 如拓宽或缩短函数窗口大小。但通过这种方法进行改进的小

波分析无法继续进行函数窗口大小的改变。若选择的窗口较小则当前数据频域的心率分析效果较差, 当窗口较大时, 则数据的时域分析效果较差。因此对于加窗的选择是在心率数据的变化较低时, 通过选择较大的窗口进行以此得到更高分辨效果的心率数据, 并在心率变化频率较高时, 选择较小的窗口。小波分析法则只能对函数范围内的心率数据幅值的独特心率数据进行分析, 当出现较大的噪声对心率数据进行影响时, 整个心率的参数信息偏差就较大, 因此对小波信号进行分析时需要对其进行局部化信号处理。小波分析法信号转换系数<sup>[16]</sup>如式 (4) 所示:

$$W\psi x(a, \tau) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi_{a, \tau}^*(t) dt \quad (4)$$

式中,  $W\psi x(a, \tau)$  为小波分析法的信号变换系数, 表示当前信号  $x(t)$  在尺寸  $a$  和平移  $\tau$  下的系数大小。  $x(t)$  为需要被分析的信号,  $\psi_{a, \tau}(t)$  表示由母小波  $\psi(t)$  通过尺度变化和位移变化得到的子小波函数大小。此时的  $\psi_{a, \tau}(t)$ <sup>[17]</sup>可由公式 (5) 所示:

$$\psi_{a, \tau}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t - \tau}{a}\right) \quad (5)$$

子小波变化的函数复数共轭值为  $\psi_{a, \tau}^*(t)$ , 通过对小波信号卷积和平移能够将信号拆解为不同频率的心率数据, 这种方式能够允许更多心率信号的频域和时域数据进行分析。但想要得到更加准确的心率数据, 需要通过幼儿信号选择更加适合的母小波, 因此对于母小波的表达如式 (6) 所示:

$$\psi(t) = \pi^{-1/4} e^{j\omega t} e^{-t^2/2} \quad (6)$$

式中,  $\psi(t)$  为小波转换的表达式,  $\pi^{-1/4}$  为归一化因子, 能够确保当前小波具有更好的单位能量,  $e^{j\omega t}$  为复数指数函数大小, 其中  $\omega$  表示中心频率, 能够通过中心频率控制小波的中心位置变化,  $e^{-t^2/2}$  表示高斯函数时间窗, 能够为小波提供更好的时间和频率。最终选定的 IPPG 信号母小波滤波可以通过生物特性进行信号选择。系统在选择母小波进行信号滤波时, 通过分析人体生物特性来确定最佳的母小波, 比如在不同生理状态下的心率信号特征心率频率、振幅等, 确定哪种母小波能够最有效地捕捉和过滤这些信号。并通过与高斯函数相结合, 提高时间和频率分辨率, 使得母小波在捕捉心率信号时能够保持较高的准确性和灵敏度。这不仅保证了选定的母小波能够更好地适应实际生理信号的变化, 也提升了心率检测的准确性。

## 1.3 穿戴式心电监护仪测试系统搭建

心电信号分为 RR、PR、QT 和 ST 共 4 个阶段的时段参数, 其中 QT、ST 这两个时段的参数数据能够体现患者的心肌状态<sup>[18]</sup>。这些时段参数会受到药物疾病等多种情况的影响, 进而发生波形变化的情况, 因此通过心电信号的测量诊断是当前对于心脏异常状态测量的重要手段。穿戴式心电监护仪包括 3 个主要部分: 穿戴式仪器、数据处理主机和波形展示机器, 这 3 个部分能够实现数据采集、数据分析和数据展示 3 个过程。在对人体图像的心电信号检

测中，由于这些图像会出现不同程度的微弱或低频率的特性，因此人体的图像变化会造成心电测量仪的数据不准确，为此针对不同的干扰信号在小波变化方法的基础上对心电测量仪进行干扰分析。一般的干扰分为基线漂移、工频干扰和肌电噪声<sup>[19]</sup>。

基线漂移主要是由于在人体因呼吸运动等情况而造成的心电监护仪波形发生漂移的情况，偏移会干扰波形的测量和变化，进而使得到的波形图发生上下波动的情况，其中变动的频率主要在 0.05~2.00 Hz 之间。工频干扰主要是由于电磁场对幼儿心电监护仪的信号接收进行干扰，使得心电监护仪的波形会出现小范围的周期性凸起。肌电噪声是在穿戴幼儿心电监护仪后受到刺激而造成的动作干扰，这种情况会造成心电监护仪波形图像和人体图像的波动变化，使得心电图像出现失真的情况。因此在设计中的幼儿心电监护仪时需要对其结构和噪声进行去除，穿戴式心电监护仪总系统框架结构如图 2 所示。

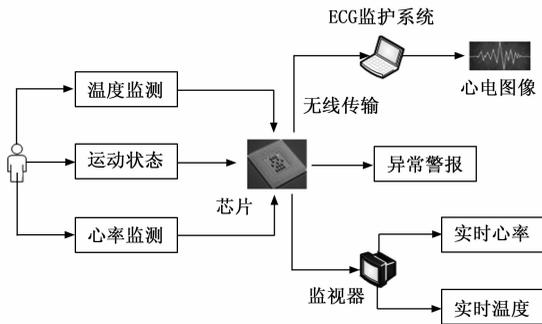


图 2 穿戴式心电监护仪总系统框架结构

从图 2 中可以看出，总的系统框架中在穿戴心电监护仪后，心电监护仪会实时地对人体的温度、心率频率、运动情况进行测量。将测量的画面传输进主芯片中进行分析，通过无线信号将测量得到的数据信号传输进监护系统中，由系统生成幼儿心电波形图像。并且主芯片还能够通过电脑连接展示当前人体状态及周围环境，对当前人体的心率进行测量，显示当前使用者体温变化情况。

将整体的硬件设备与主系统相连，保障数据连接和主系统之间的联系和通信通畅，研究使用无线通信技术进行无线通信传导。从传导效率上看，无线通信设备能够实现长距离低功率的通信传导，同时无线通信设备的传导速率能够达到 1 M/s。研究在无线通信的基础上使用 SEP-12F 芯片作为通信设备的接收芯片设备。SEP-12F 芯片能够通过数据接口对无线通信设备的信号进行接收，并且具备较好的数据存储和处理能力，因此作为无线通信设备的主芯片能够大幅提升其通信效率。

在监护系统的设计中需要保证较好的电池运行，并且电源能够保证心电监

护仪的长时间运行。因此选择的电源线需要足够宽，并且在主系统的硬件选择中还需要考虑辐射对人体的影响，选择较小辐射的电路板进行使用和安装，为此选择 PCB 板作为主要电源装置。

在进行系统设计时需要满足几个主要规则，系统需要具备较好的安全性，设备的电压电流不会出现漏电的情况，同时不会出现穿戴过程中对人体造成损伤。在进行测量时系统应该时刻保证准确性和稳定性，不能出现较大的噪声干扰使得图像出现错误的情况<sup>[20]</sup>。为了降低长时间佩戴幼儿心电监护仪的不适感，需要尽可能地减少监护仪的重量，并且心电监护仪能够进行低功率的运行，并且获得高的心电信号。系统在搭建过程中还应该尽可能地减少周围电磁的干扰。系统收集到的信号能够具备高效的性能，保证在对使用者心率实时测量时能够有高灵敏度。总的系统设计过程如图 3 所示。

从图 3 中可以看出，在系统的硬件设计中系统包括 4 个主模块，数据采集模块、系统管理模块、穿戴式系统模块和无线信号通信模块。其中数据采集模块主要是对心电监护仪采集的数据进行分析处理，如当心电监护仪在前端采集到数据信号后，通过该模块能够将其传输进主系统中，通过主系统完成对数据的分析处理过程。系统管理模块，主要是通过该模块能够将一些冗余的信号数据进行处理分析，去除一些突出的信号特征，同步完成信号的除杂过程。穿戴式系统模块则需要将所有模块的数据信息进行转化，通过信号的转化使其成为机器能够识别的信息，并能够通过这些信息完成心电信号的波形展示和人体图像分析。无线通信模块能够通过无线信号，将系统转化的数据进行识别和存储，并且通过波形或图像的形式展示在波形器和数据处理主机中<sup>[21-23]</sup>。

在进行测试过程中选择 STM32 ARM 作为微端控制板进行控制，系统的程序编写选择 Keil Vision5，在进行系统运行过程中，程序编写使用 C 语言进行编写，以提高程序的效率和稳定性<sup>[24-25]</sup>。同时为保证系统稳定运行，在系统运行前对系统进行测试，并确保每个模块的系统功能能够在正常的运行状态下。

## 2 实时心率测量系统结果分析

研究同时对 20 名不同年龄的受试者进行仪器测量测

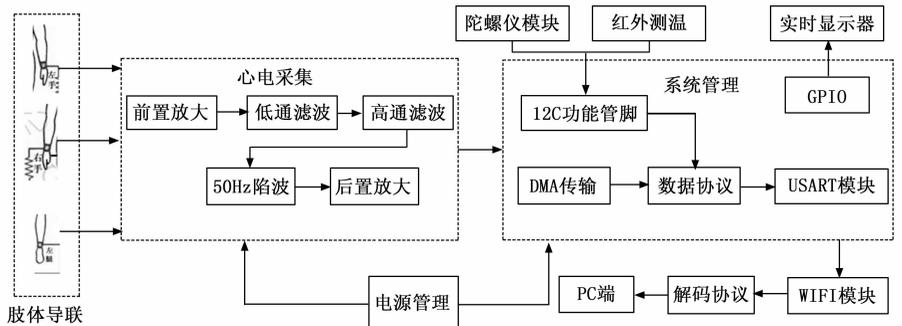


图 3 系统总体设计架构

试, 年龄范围在 3~10 岁不等的幼儿。其中 25 名为男孩, 25 名为女孩。实验对这 50 名幼儿进行心电监护仪实时心电测量分析。将数据进行筛选, 去除肌电干扰等数据干扰, 将研究系统通过降噪处理得到如图 4 所示, 降噪前后心电图的波形和频谱对比。

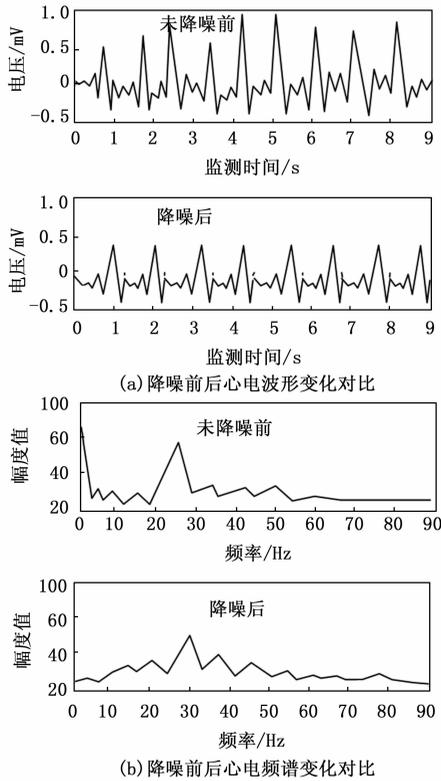


图 4 降噪前后心电图的波形和频谱对比

从图 4 (a) 中可以看出, 在降噪处理前系统的心电波形变化趋势呈现波浪变化, 其中在时间为 4~6 之间其电压的变化值波动较大, 其中最大的电压幅度能够达到 1.0 mV, 最小的幅度值在 -0.3 mV。整体的变化范围在 1.3 mV 之内。但在降噪后的波形变化中, 心电图的波形变化幅度更小, 整个波形更具有规律性。其中最高电压值为 0.6 mV, 最低电压值为 -0.4 mV, 平均波形电压偏差为 0.9 mV, 相较于降噪前波形的电压变化范围降低了 0.4 mV。由此可见通过降噪处理能够将一些冗余的数据进行去除, 进而提升整个心电图波形的变化效果。从图 4 (b) 中可以看出, 在降噪前后心电图频谱变化中降噪前整个心电图的频谱波动

变化范围在 20~80 之间, 其中出现一个极值点此时的频率为 25 Hz。在进行降噪处理后心电图的幅度变化范围在 20~55 之间, 降噪前后心电图的幅值降低, 同时出现极值点的频率后移。可见通过降噪处理能够将心电图的波形的频谱以更为准确的方式表达出来, 使得对心电图的显示更为准确。将短时傅立叶变换 (STFT, short-time fourier transform) 方法与研究使用方法提取方法进行 IPPG 数据提取效果对比得到如图 5 所示。

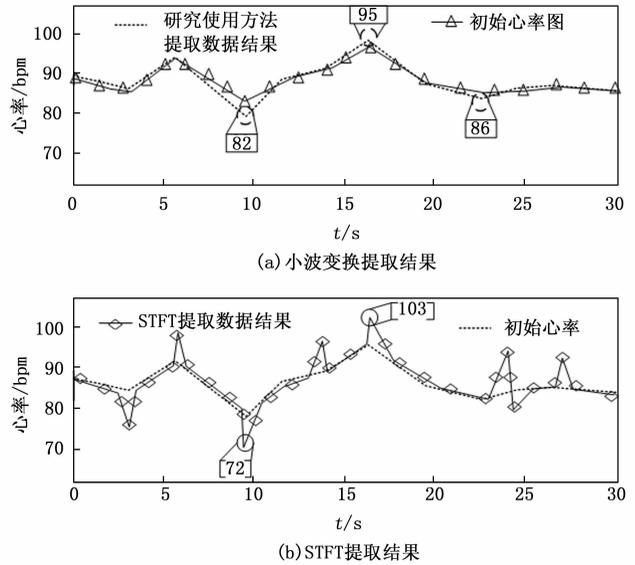


图 5 不同方法的心率提取效果对比

从图 5 (a) 中可以看出, 研究使用方法在进行心率提取时, 整体的心率变化情况与初始心率变化情况相同, 其中有 3 个节点出现较大的心率偏差, 其中出现的节点分别为时间 9、17 和 23 s 处。其中与初始心率偏差较大出现节点为 9 s 处, 此时的方法提取曲线心率为 82 bpm, 初始的心率为 84 bpm, 相差 2 bpm。可见研究使用的方法在对 IPPG 信号进行处理时能够得到更为准确的信号数据。从图 5 (b) 中可以看出, 使用其他方法进行心率数据提取时, 其心率变化出现较多的偏差点, 其中在时间节点为 17 s 时出现较大的心率变化, 此时提取结果的心率为 103 bpm, 初始心率为 92 bpm, 相差 11 bpm。由此可见, 研究使用的方法能够有效地对 IPPG 信号进行分析, 并且提取的数据信号更为准确变化更小。将不同方法处理 IPPG 数据的处理效果进行对比分析, 得到如表 1 所示。

表 1 不同去噪方法效果对比

算法	受试者 1		受试者 2		受试者 3	
	信噪比	均方根误差	信噪比	均方根误差	信噪比	均方根误差
平均滤波器	9.774 5	0.042 4	8.136 5	0.059 8	7.262 8	0.158 4
高斯滤波器	9.805 3	0.063 5	7.136 8	0.070 3	7.684	0.156 8
块匹配与 3D 滤波	12.530 2	0.048 5	11.266 8	0.043 6	11.985 2	0.095 2
研究使用方法	16.057 8	0.019 5	12.548 4	0.030 1	12.125 8	0.081 2

从表 1 中可以看出, 在 3 个幼儿受试者的信噪比对比中, 研究使用方法的信噪比明显更高, 其中受试者 1 的信噪比达到 16.057 8, 同时研究使用方法的均方根误差值比其他几种方法更低。其中在对受试者 1 的心率测试中误差值最低只有 0.019 5。平均滤波器对 IPPG 信号进行除噪处理时性能更低, 其中信噪比最低只有 9.774 5, 均方根误差值相对较高有 0.042 4。受试者 1 的心率信号处理中研究使用方法的信噪比比平均滤波器高 6.283 3, 均方根误差值比研究使用方法高 0.022 9。由此可见, 研究使用方法在对受试者心率 IPPG 信号处理时能够达到更好的测试和去噪效果, 这对心率数据的分析测试有更好的效果。为测试研究使用系统的实时心率测试效果, 将静止状态下的相同受试者进行心率测试对比, 测试时间每 5 分钟进行一次测试, 共测试 10 次, 测试结果如表 2 所示。

表 2 不同心率测量仪器对比 bpm

测试序号	小米手环	研究监护系统	穿戴式心电监护仪
1	86	88	89
2	84	86	86
3	75	76	76
4	72	71	71
5	76	74	74
6	79	80	81
7	78	79	79
8	75	77	78
9	67	70	70
10	73	73	73

从表 2 中可以看出, 在几种测量仪器的对比中, 以穿戴式心电监护仪为准, 研究使用的监护系统心率测试中其偏差较小, 其中偏差最大的为 1 bpm。同时小米手环的心率测试情况对比中, 最大心率偏差为 3 bpm。由此可见, 研究使用的监护系统能够有效地测量当前受试者的心率变化情况。其中对于心率的测量效果较好, 有较高的准确率。这说明使用该监测系统能够有效地监测幼儿心率变化情况。

### 3 结束语

研究主要针对传统的心电监护仪的局限性, 提出了一种基于 IPPG 的可穿戴式心电监护仪器。该仪器能够通过人体的图像信号进行数据提取, 同时通过信号传导生成心电信号并实现心电波形的展示, 进而实现对人体心电信号的测量。研究结果表明, 研究使用系统进行降噪处理对比中, 降噪前后其心电波形的变化更小, 整体的变化范围比降噪前低了 0.4 mV, 其中波形的图像更加稳定。频谱变化对比中, 与其他方法进行心率测试对比中, 研究使用方法的速率更接近原始速率变化图像, 最高的变化只有 2 bpm, 比其他方法的心理变化的波形变化更低。在不同受试者的对比中, 研究使用方法的信噪比更高, 能够达到 16.057 8。均方根误差值更低只有 0.019 5, 比平均滤波器方法低了 0.022 9, 信噪比也比其他方法更高。在实时测量对比中,

研究使用方法的测量心率误差值最高只有 1 bpm。这说明, 在进行心率测量过程中, 研究搭建的系统能够对使用者的心率进行实时测量。由此可见, 研究使用的系统有更好的心率测量效果, 能够实现使用者的实时心率测量。研究虽然得到了一些研究成果, 但还存在一些不足, 如当前使用的系统只对正常受试者进行测试, 后续研究还将对一些心率变化较大的受试者进行测试。

### 参考文献:

- [1] 孙晟珂, 李凯扬. 基于 IPPG 非接触式血压测量方法 [J]. 信息技术, 2020, 44 (10): 31-38.
- [2] 竺春祥, 高明裕, 王斌锐. 基于 Wi-Fi 的可穿戴心电监护系统设计 [J]. 实验技术与管理, 2022, 39 (4): 120-126.
- [3] 凌其英, 魏 娇, 万 舸, 等. 心电监护仪在新生儿经下肢静脉置入中心静脉导管中定位效果的随机对照研究 [J]. 中国当代儿科杂志, 2022, 24 (10): 1124-1129.
- [4] TERAJ K, OHHIRA T, HASHIMOTO H. Near-infrared iPPG body motion compensation using head Euler angles during sleep [J]. 2023 IEEE/SICE International Symposium on System Integration (SII), 2023, 17 (1): 1-6.
- [5] CHENG H, CHEN Z, CHEN J. Deep learning-based non-contact iPPG signal blood pressure measurement research [J]. Sensors, 2023, 23 (12): 5528-5529.
- [6] 李 牧, 李 倩, 柯熙政, 等. 基于两阶段运动伪影消除的心率检测算法 [J]. 计算机应用, 2023, 43 (s1): 333-339.
- [7] ALBALADEJO G M, RUIPEZ V J A, GÓMEZ M F. Evaluating different configurations of machine learning models and their transfer learning capabilities for stress detection using heart rate [J]. Journal of Ambient Intelligence and Humanized Computing, 2023, 14 (8): 11011-11021.
- [8] 张 奕, 陈香萍, 邵 桑, 等. 床旁心电监护仪报警管理的最佳证据总结 [J]. 中华护理杂志, 2021, 56 (3): 445-451.
- [9] MONGIN D, CHABERT C, COURVOISIER D S, et al. Heart rate recovery to assess fitness: comparison of different calculation methods in a large cross-sectional study [J]. Research in Sports Medicine, 2023, 31 (2): 157-170.
- [10] LIN H, ZHANG S, LI Q, et al. A new method for heart rate prediction based on LSTM-BiLSTM-Att [J]. Measurement, 2023, 207 (10): 112384-112385.
- [11] LALANZA J F, LORENTE S, BULLICH R, et al. Methods for heart rate variability biofeedback (HRVB): a systematic review and guidelines [J]. Applied Psychophysiology and Biofeedback, 2023, 48 (3): 275-297.
- [12] 池宁骏, 张凯旋. 雾气下心电监护仪界面视觉搜索效率研究 [J]. 包装工程, 2024, 45 (4): 271-279.
- [13] GARCIA L J A, MARTINEZ S F, ALVARADO S C. Implementation of wavelet-transform-based algorithms in an FPGA for heart rate and RT interval automatic measurements in real time; application in a long-term ambulatory electrocardiogram monitor [J]. Micromachines, 2023, 14 (9): 1748.

(下转第 61 页)