

• 新技术与新方法 •

# 日常无监督状态下的脉率变异性提取方法研究

漆宇晟<sup>1,2,3</sup>, 张爱华<sup>1,2,3</sup>, 马玉润<sup>1,2,3</sup>

1. 兰州理工大学 电气工程与信息工程学院 (兰州 730050)
2. 甘肃省工业过程先进控制重点实验室 (兰州 730050)
3. 兰州理工大学 电气与控制工程国家级实验教学示范中心 (兰州 730050)

**【摘要】** 日常生活中脉率变异性 (PRV) 的提取常常受到运动、血流灌注的影响, 因此本文提出了在耳后进行脉搏信号检测并提取 PRV 的方法, 以提高日常 PRV 提取的准确性和稳定性。本文首先研制适合日常使用的耳后脉搏采集系统, 其可通过蓝牙将数据传输至安卓手机进行日常 PRV 提取。然后, 根据日常生活状态分别设计了静止、运动、咀嚼、说话状态下的 9 项试验, 并同步采集单导联的心电信号和指部脉搏信号与耳后脉搏信号进行对比分析。根据信号波形、幅值、幅频特性的研究结果表明, 耳后脉搏信号比传统采集于指部的脉搏信号稳定, 且可保留更多的有效信息; 从耳后脉搏信号中提取的 PRV 具有较高的准确率, 9 项试验的准确率均高于 98.000%。因此, 本文设计的耳后提取 PRV 方法具有准确率高、稳定性好、便于日常使用等特点, 可为日常无监督状态下 PRV 的准确提取提供新的思路和途径。

**【关键词】** 日常无监督状态; 运动; 血流灌注; 耳后脉搏; 脉率变异性

## The study on extraction method of pulse rate variability in daily unsupervised state

QI Yusheng<sup>1,2,3</sup>, ZHANG Aihua<sup>1,2,3</sup>, MA Yurun<sup>1,2,3</sup>

1. College of Electrical and Information Engineering, Lanzhou University of Technology, Lanzhou 730050, P.R.China
2. Key Laboratory of Gansu Advanced Control for Industrial Processes, Lanzhou University of Technology, Lanzhou 730050, P.R.China
3. National Demonstration Center for Experimental Electrical and Control Engineering Education, Lanzhou University of Technology, Lanzhou 730050, P.R.China

Corresponding author: ZHANG Aihua, Email: zhangaihua@lut.edu.cn

**【Abstract】** The extraction of pulse rate variability (PRV) in daily life is often affected by exercise and blood perfusion. Therefore, this paper proposes a method of detecting pulse signal and extracting PRV in post-ear, which could improve the accuracy and stability of PRV in daily life. First, the post-ear pulse signal detection system suitable for daily use was developed, which can transmit data to an Android phone by Bluetooth for daily PRV extraction. Then, according to the state of daily life, nine experiments were designed under the situation of static, motion, chewing, and talking states, respectively. Based on the results of these experiments, synchronous data acquisition of the single-lead electrocardiogram (ECG) signal and the pulse signal collected by the commercial pulse sensor on the finger were compared with the post-auricular pulse signal. According to the results of signal wave, amplitude and frequency-amplitude characteristic, the post-ear pulse signal was significantly steady and had more information than finger pulse signal in the traditional way. The PRV extracted from post-ear pulse signal has high accuracy, and the accuracy of the nine experiments is higher than 98.000%. The method of PRV extraction from post-ear has the characteristics of high accuracy, good stability and easy use in daily life, which can provide new ideas and ways for accurate extraction of PRV under unsupervised conditions.

**【Key words】** daily unsupervised state; movement; blood perfusion; post-ear pulse signal; pulse rate variability

DOI: 10.7507/1001-5515.201804015

基金项目: 国家自然科学基金 (81360229); 甘肃省基础研究创新群体项目 (1506RJA031); 甘肃省工业过程先进控制重点实验室开放项目 (XJK201808)

通信作者: 张爱华, Email: zhangaihua@lut.edu.cn



## 引言

心率变异性 (heart rate variability, HRV) 源于心脏的周期性搏动, 是一种可反映人体体液调节和神经调节的非侵入式指标, 临床常用于心脏搏动状态的检测与监测<sup>[1-2]</sup>。HRV 可通过心电图 (electrocardiogram, ECG) 中的 R-R 间期获得。然而, ECG 信号的检测需要复杂的导联方式, 且对电极的放置位置要求较高, 不便实现日常的自主检测。与此同时, 电极需与皮肤直接接触, 长时间的佩戴使用易造成被测部位不适或过敏, 因此制约了其在日常生活中的应用。

脉搏和 ECG 信号都源于心脏的周期性搏动, 均可反映人体心脏的搏动状态。有研究表明, 从脉搏信号中提取的脉率变异性 (pulse rate variability, PRV) 信息可用于心脏健康状态的评估<sup>[3-5]</sup>。与此同时, 利用光电容积法 (photoplethysmography, PPG) 的脉搏信号检测方法具有检测方式简易、检测位置局限性小等特点<sup>[6-7]</sup>, 便于实现心脏搏动状态的检测与监测。

近年来, 已有学者对 PRV 信号的应用做了相关研究。Ye 等<sup>[8]</sup>使用 PRV 对慢性肌筋膜疼痛综合征的疼痛强度进行了评估, Hernando 等<sup>[9]</sup>使用 PRV 和 HRV 进行高压环境下自主神经系统的测量。上述 PRV 研究均是在静止状态下进行的, 然而, 日常生活中运动状态是不可避免的。与此同时, Vandecasteele 等<sup>[10]</sup>在使用 PRV 信号进行癫痫发作检测的研究中指出, 运动伪迹造成 55% 的癫痫发作无法检测。Pantelopoulos 等<sup>[11]</sup>使用 PRV 进行心房颤动的检测, 由于运动带来的噪声对分析造成较大的影响, 因此其研究结果只适用于静止状态。综上所述, 在非静止状态下 PRV 的应用依然受到制约。

目前, PPG 信号的检测通常选取人体指部, 然而指部血流灌注状态容易受到手臂按压、环境温度变化等外在因素的影响<sup>[12-13]</sup>, 变化的血流灌注状态降低了脉搏信号检测的稳定性和可靠性。同时, 指部作为最常用的身体结构之一, 运动时脉搏传感器与被测部位容易产生间隙或发生位移, 导致脉搏信号中引入运动伪迹<sup>[14-15]</sup>。因为日常运动的无规律性, 运动伪迹不仅会降低脉搏信号的质量, 甚至会导致脉搏信号丢失基本的波形特征。血流灌注状态和运动影响脉搏信号的稳定检测, 也会影响 PRV 的准确提取。与传统选取指部进行脉搏信号的检测方式相比, 耳部具有血流灌注稳定、运动幅度小

的特点<sup>[16-17]</sup>。因此, 本文提出在耳后进行日常状态下脉搏信号检测及 PRV 提取方法, 以减少运动和血流灌注状态对 PRV 的影响。

根据本文所提日常状态下脉搏信号 PRV 提取方法, 首先研制了位于耳后的脉搏传感器, 构建信号检测及发送设备, 其次, 根据日常生活状态设计试验, 对指部与耳后脉搏信号检测稳定性进行对比, 并对提取于耳后脉搏 PRV 的准确率进行分析。最终, 期望本文的研究结果能为日常无监督状态下 PRV 的准确提取提供新的思路和途径。

## 1 耳后脉搏检测系统

如图 1 所示, 耳后脉搏检测系统由耳后脉搏传感器和信号检测及发送设备组成。由于耳后脉搏信号较为微弱且易受干扰, 通过预处理电路可提高耳后脉搏信号的信噪比。与此同时, 本文采用微控制器单元 (microcontroller unit, MCU) 构成的信号检测及发送设备对耳后脉搏信号进行检测, 并使用蓝牙模块将数据发送至安卓手机进行数据的显示与处理<sup>[18]</sup>。如图 2 所示, 为耳后脉搏信号检测系统实测图。

### 1.1 耳后脉搏传感器

现有的商用脉搏传感器并不适用于耳后脉搏信号的检测。因此, 需根据耳部的结构和生理特点, 研制能稳定检测耳后脉搏信号的传感器。

本文采用反射式光电脉搏传感器 (SON7015, 松恩电子有限公司, 中国) 进行脉搏信号的检测, 其灵敏度高 (发射管、接收管主要工作波长峰值均

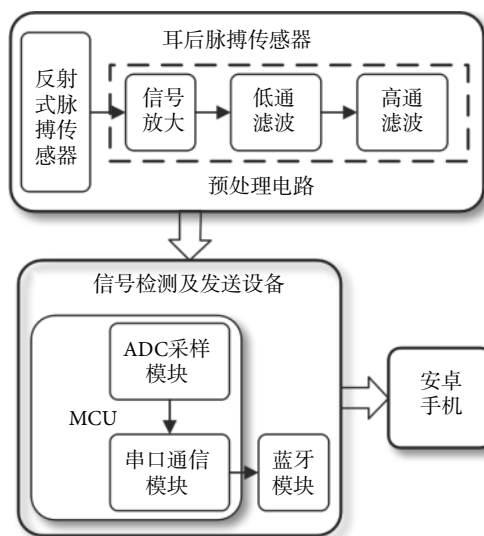


图 1 耳后脉搏检测系统框图

Fig.1 The block diagram of post-ear pulse signal detection system

为 550 nm)、尺寸小(4.0 × 2.0 × 1.1 mm), 便于实现耳后脉搏信号的检测。

由于脉搏信号较为微弱, 容易受到噪声的影响, 因此本文选取了包含一阶有源低通滤波器和一阶无源高通滤波器的预处理电路对脉搏信号进行放大、滤波处理。预处理电路放大倍数为 700 倍, 通频带为 0.2 ~ 3.1 Hz。如图 3 所示, 预处理电路尺寸小巧, 便于耳后脉搏信号的检测, 电路板设计使用计算机辅助设计软件 Altium Designer (V13.0, Altium Inc., 澳大利亚)。

如图 3 所示, 耳后脉搏传感器的整体结构设计为可悬挂于耳后的半包围的环状结构, 选取质地柔软、不易造成皮肤敏感的热塑性橡胶 (thermo plastic rubber, TPR) 材料制成。TPR 材料材质柔软, 易于调整, 因而便于不同受试者佩戴使用。另外, 本研究还选用魔术贴帮助 TPR 结构的固定。在佩戴使用过程中, 魔术贴不仅可将传感器稳定地

置于被测部位, 而且可防止运动状态下传感器的摆动或脱落。

### 1.2 信号检测及发送设备

本文采用 MCU (PIC16F877A, Microchip Technology Inc., 美国) 实现对耳后脉搏信号的检测与发送, 其内部集成了 10 位的模数转换器 (analog to digital converter, ADC)、定时器、计数器、异步串行通信电路等。如图 1 所示, 通过 MCU 的 ADC 采样模块对耳后脉搏模拟信号进行检测, 采样频率 250 Hz。使用 MCU 的串口通信模块实现对蓝牙模块的控制, 并将数据发送至安卓手机, 传输速率为 19 200 bit/s。如图 4 所示, 为信号检测及发送设备实验样机的正视图、左视图和后视图, 分别对 MCU、蓝牙模块、电路、接口、尺寸等进行了标注, 信号检测及发送设备体积小, 便于日常佩戴使用。

## 2 试验设计

### 2.1 试验对象

试验共招募 15 名兰州理工大学在校生, 其中 8 名男性, 7 名女性, 年龄 22 ~ 28 岁。所有受试者身体健康, 无血管、心血管疾病, 试验前 24 h 内禁止饮用含酒精及咖啡因的饮料。试验前告知受试者试验内容, 并签署测试知情同意书。

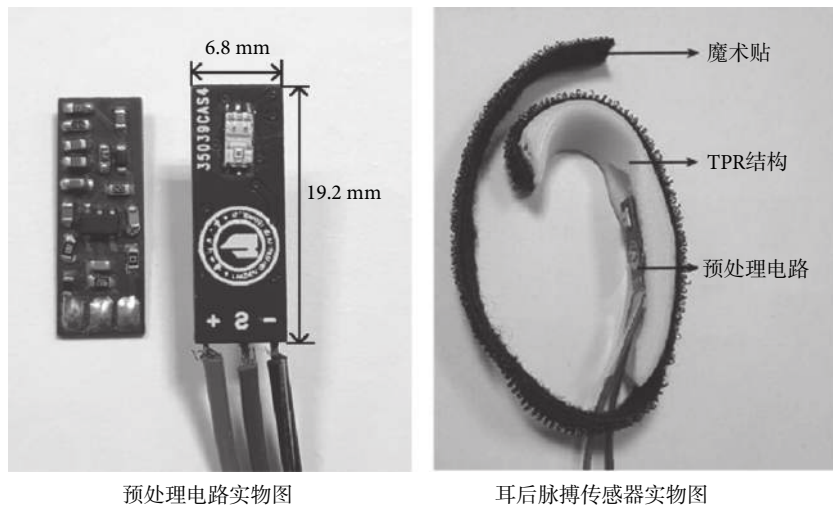
### 2.2 检测信号

为了与指部脉搏信号进行对比分析, 在采集耳后脉搏信号的同时, 需同步采集指部脉搏信号和 ECG 信号, 因此在对比试验中, 使用课题组研制的可采集多路信号的信号采集与无线发送前端<sup>[18]</sup>, 实现指部脉搏、耳后脉搏、ECG 信号的同步采集, 并



图 2 耳后脉搏信号检测系统实测图

Fig.2 Photograph of post-ear pulse signal detection system



预处理电路实物图

耳后脉搏传感器实物图

图 3 耳后脉搏传感器

Fig.3 The post-ear pulse signal sensor

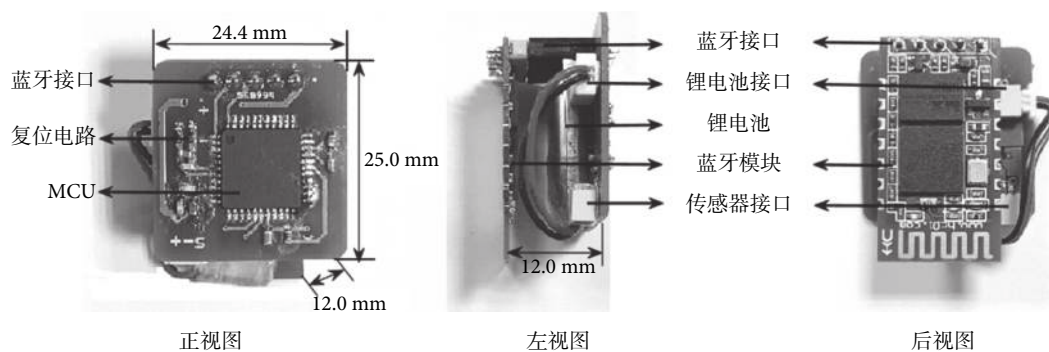


图4 信号检测及发送设备

Fig.4 The signal acquisition and transmission equipment

将数据发送至个人计算机 (personal computer, PC) 进行存储, 以便数据的进一步处理与分析。其中, ECG 信号用于脉搏信号搏动周期的判断与分析。

(1) 耳后脉搏: 采用本文研制的耳后脉搏传感器进行耳后脉搏信号的检测。

(2) 指部脉搏: 采用南京航空航天大学自动化学院先进机器人与精密系统研究中心设计的透射式指夹式脉搏传感器 (PWS-20A, 中国), 夹持在右手食指进行指部脉搏信号的检测。

(3) ECG 信号: 采用心电监测模块 (SEN-12650, SparkFun Electronics Inc., 美国) 进行采集<sup>[19]</sup>, 其使用亚德诺半导体技术有限公司 (Analog Devices Inc., 美国) 提供的运动心电监测方案<sup>[20]</sup>。根据产品说明书的建议, 试验过程中采用双臂放置电极的方式进行 ECG 信号的检测。

### 2.3 试验内容

试验考虑了人体日常行为的基本状态, 设置了静止、运动、咀嚼、说话等状态下共 9 项试验:

试验 1: 坐姿 (手臂与心脏同高) 5 min

试验 2: 坐姿 (手臂自然下垂) 5 min

试验 3: 站姿 (手臂与心脏同高) 5 min

试验 4: 站姿 (手臂自然下垂) 5 min

试验 5: 慢走 (手臂自然下垂, 并保持相对静止) 5 min

试验 6: 慢走 (手臂正常活动) 5 min

试验 7: 慢跑 (手臂正常活动) 5 min

试验 8: 咀嚼 (坐姿, 手臂与心脏同高) 5 min

试验 9: 说话 (坐姿, 手臂与心脏同高) 5 min

试验 1~4 为静止状态下的试验, 通过不同身体姿态和手臂位置的改变, 形成不同的血流灌注状态, 测试不同的血流灌注状态对脉搏信号检测的影响。

试验 5~7 为运动状态下的试验, 测试运动状态对脉搏信号检测的影响。其中, 试验 5 和试验 6 将慢走状态分为不摆臂慢走和正常摆臂慢走两个试验, 测试慢走状态下, 不同手臂状态对脉搏信号检测的影响。

试验 8 和试验 9 为咀嚼说话状态下的试验, 测试面部运动对耳后脉搏信号检测的影响。

### 3 试验结果

此部分对同步指部脉搏信号、耳后脉搏信号、ECG 信号的处理与分析使用数学软件 Matlab 2016a (MathWorks Inc., 美国) 实现。

#### 3.1 脉搏信号检测结果

不同受试者的脉搏信号波形、幅值、幅频响应具有个体差异, 但整体呈现出指部脉搏信号幅值变化大于耳后脉搏信号, 且运动状态下指部脉搏信号采集设备无法检测到有效的脉搏信息。因此选取一组具有代表性的 26 岁男性受试者数据予以展示, 分别对采集于指部与耳后脉搏的信号波形、幅值变化、幅频响应特征进行说明。

**3.1.1 信号波形** 如图 5 所示, 分别为整体 9 项试验和试验 1、2、5、7、8 各 5 s 的相应数据, 其中子图整体试验数据中的绿色虚线用于划分不同的试验。

当进行试验 1~4 时, 指部、耳后均可检测到有效的脉搏信号, 其中试验 1、3 的信号波形特征基本一致, 试验 2、4 的信号波形特征基本一致, 因此不再重复展示。

而当进行试验 5~7 时, 已无法从指部脉搏信号中分辨出有效的脉搏信息, 而耳后脉搏信号虽然受到运动影响, 仍保留了脉搏信号的主要特征。试验 5 与试验 6 的信号波形特征基本一致, 因此不再重复展示。

当进行试验 8 时, 此时手臂处于静止状态, 指

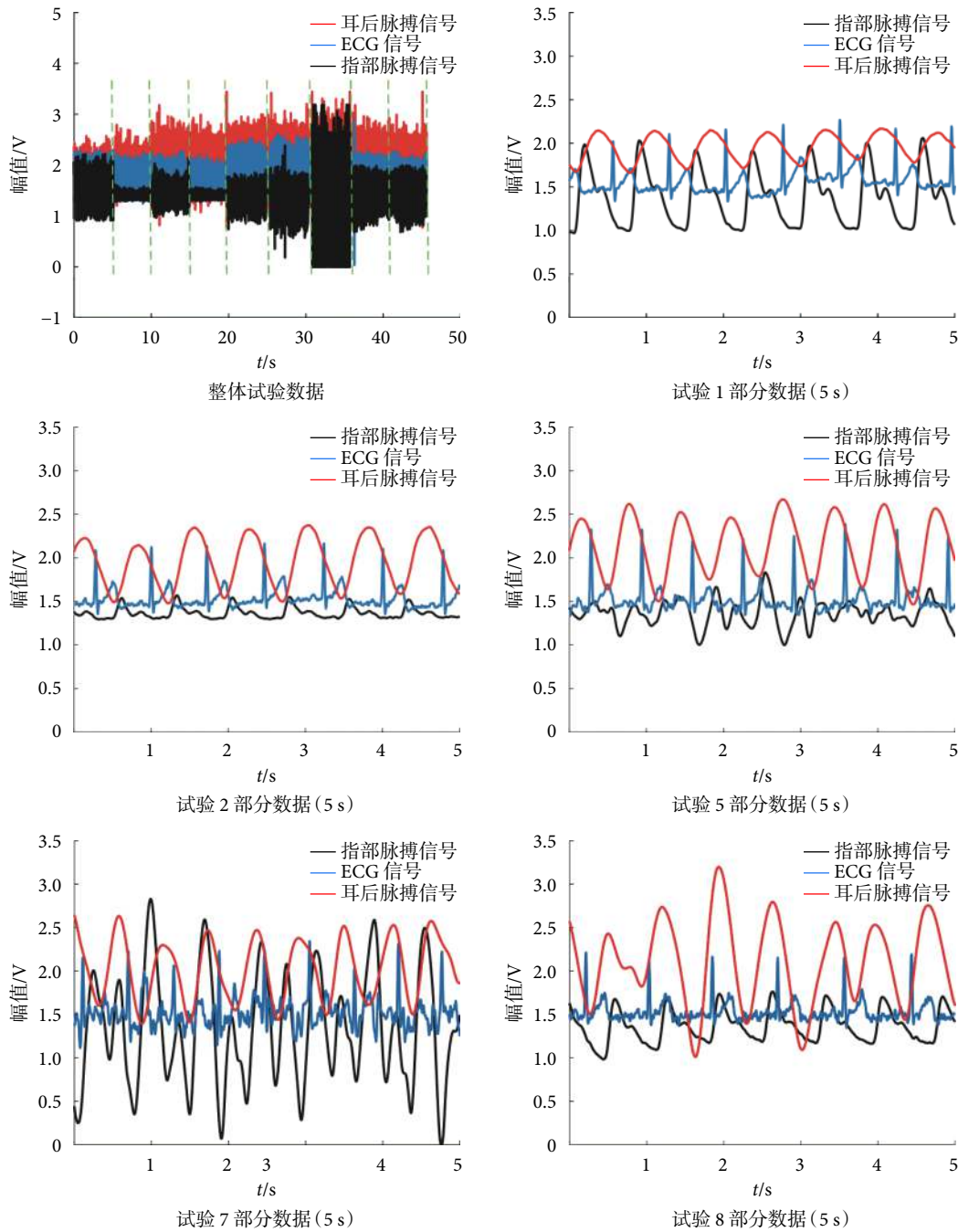


图 5 同步采集的指部、耳后脉搏信号和 ECG 信号

Fig.5 Synchronic data of finger pulse signal, post-ear pulse signal and ECG signal

部脉搏信号的质量较好,耳后脉搏受到咀嚼动作的影响,但仍保留了脉搏信号的主要特征。试验 8 与试验 9 的信号波形特征基本一致,因此不再重复展示。

**3.1.2 幅值箱线图** 如图 6 所示,分别为指部脉搏信号和耳后脉搏信号幅值箱线图。试验 1~4 中,不同手臂状态下指部脉搏信号幅值有较大幅度的变化;相同的手臂状态下,坐姿幅值均大于站姿。试验 5~7 为运动状态试验,指部脉搏信号检测失败。虽然试验 1、2 耳后脉搏信号幅值低于其他试

验,但与指部脉搏信号相比,试验 1~7 数据分布较为平稳。在试验 8~9 中,耳后脉搏幅值波动变大。**3.1.3 幅频响应** 如图 7 所示,分别为 9 项试验中指部脉搏信号和耳后脉搏信号的幅频特性曲线。试验 1~4 中,不同手臂状态对指部脉搏信号的有效成分影响较大。试验 5~7 中,指部脉搏信号的有效成分淹没在干扰信号中。而在耳后脉搏信号的幅频特性曲线结果显示中,试验 7 中低频有较明显干扰,其频率低于 0.5 Hz,不属于正常的脉率范围,此干扰为跑步时引入的运动伪迹,可通过软件

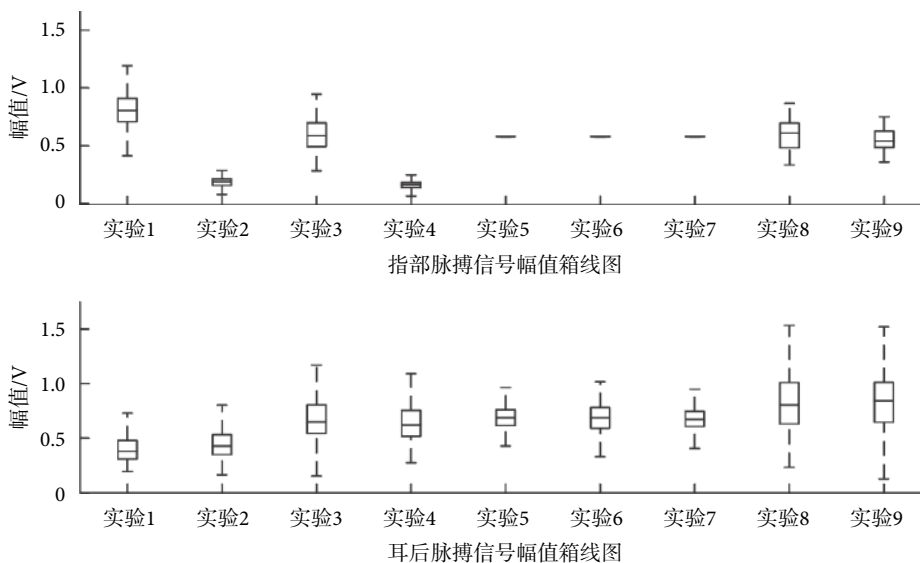


图 6 指部、耳后脉搏信号幅值箱线图

Fig.6 The boxplot of amplitude of finger signal and post-ear pulse signal

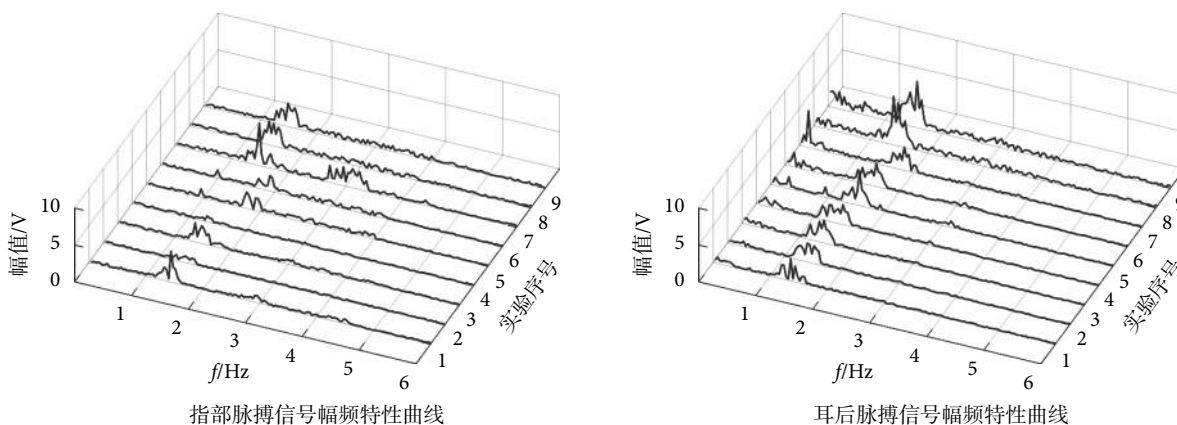


图 7 指部、耳后脉搏幅频特性曲线

Fig.7 The amplitude-frequency characteristics of finger pulse signal and post-ear pulse signal

滤波的方式进行滤除。忽略试验 7 中 0.5 Hz 以下的低频干扰，耳后脉搏信号的信息在 9 项试验中均较为明显。

### 3.2 PRV 提取结果

指部脉搏信号在运动状态下受到较大程度影响，已无法从时域和频域中提取脉搏信号的有用信息，无法实现日常 PRV 提取的要求。因此仅使用耳后脉搏信号进行 PRV 提取结果分析。

采用动态差分阈值法提取试验中 15 组耳后脉搏的 PRV 信号<sup>[21]</sup>，并与同步采集 ECG 信号 R 波峰值位置进行对比判断。

如式 (1) ~ (3) 所示，误检率、漏检率、准确率分别记为  $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ ，其中  $a$  为正确检出 PRV 个数， $b$  为错误检出 PRV 个数， $c$  为漏检个数。

$$\alpha = \frac{b}{a+b} \times 100\% \tag{1}$$

$$\beta = \frac{c}{a+c} \times 100\% \tag{2}$$

$$\gamma = \frac{a}{a+b} \times 100\% \tag{3}$$

如表 1 所示，分别为 15 组数据在 9 项试验中 PRV 的误检率、漏检率、准确率与和  $P$  值结果，其中  $P$  值为 15 位受试者相同试验下 PRV 与 HRV 显著性水平。

在试验 1~6 中，PRV 误检、漏检率均值均低于 0.025%，准确率均值均高于 99.000%。在试验 7~9 中，PRV 误检、漏检率均值均低于 2.000%，准确率均值均高于 98.000%。所有试验的 PRV 与 HRV 信号差异均不具有统计学意义 ( $P > 0.05$ )。

表 1 耳后脉搏 PRV 提取结果

Tab.1 The PRV result of post-ear pulse signal

实验序号	误检率 (%)	漏检率 (%)	准确率 (%)	P 值
1	0.014 ± 0.007	0.016 ± 0.009	99.986 ± 0.007	0.138
2	0.014 ± 0.008	0.010 ± 0.007	99.986 ± 0.008	0.130
3	0.018 ± 0.009	0.016 ± 0.009	99.982 ± 0.009	0.131
4	0.012 ± 0.008	0.013 ± 0.008	99.988 ± 0.008	0.128
5	0.021 ± 0.008	0.009 ± 0.007	99.979 ± 0.008	0.113
6	0.019 ± 0.008	0.013 ± 0.008	99.982 ± 0.008	0.115
7	1.133 ± 0.670	0.721 ± 0.459	98.867 ± 0.670	0.083
8	1.757 ± 1.140	1.678 ± 0.571	98.243 ± 1.140	0.078
9	1.024 ± 0.768	0.873 ± 0.526	98.977 ± 0.768	0.090

## 4 讨论

本文旨在研究日常无监督状态下的 PRV 提取方法,首先,根据耳部在日常脉搏检测中的优势,研制了便于日常耳后脉搏检测的传感器和信号检测及发送设备;其次,根据日常生活状态以及可能影响耳后脉搏检测的因素,分别设计了静止状态、运动状态、咀嚼、说话状态下的 9 项试验,验证日常状态下耳后脉搏信号稳定性和 PRV 提取的准确性。

根据指部和耳后脉搏信号波形、幅值箱线图、幅频特性曲线结果表明,不同身体状态引起的血流灌注的改变对指部脉搏信号的影响远大于耳部,且在运动状态下指部已无法检测到有效的脉搏信号。对耳后脉搏信号进行 PRV 的提取,慢走、慢跑、咀嚼、说话试验中 15 组数据准确率均值高于 98.000%,其中误检率、漏检率均值低于 2.000%,可实现日常状态下 PRV 的准确提取。

与指部相比,耳部离心脏更近,且耳后动脉为颈动脉的分支,可为脉搏信号检测提供较为稳定的血流灌注;头部的运动幅度和频率小于四肢;且耳后部主要由皮肤、软骨组成,没有用于运动的骨骼结构,可减少运动对脉搏信号检测的影响。因此,采用耳后脉搏信号进行 PRV 提取的方式适合日常无监督状态下 PRV 的准确提取。

## 5 结论

针对日常状态下 PRV 提取易受到运动、血流灌注的影响,本文选取耳后脉搏信号进行 PRV 的提取,试验表明在静止、运动、咀嚼、说话状态下,从耳后脉搏信号中提取的 PRV 具有较高的准确率。

与传统指部脉搏信号相比,采用耳后脉搏信号进行 PRV 提取的方法,不仅可有效抑制运动和血流灌注对脉搏信号检测的影响,而且可保证日常状态下 PRV 的准确提取。与此同时,耳后脉搏传感

器还具有佩戴方便、舒适、不影响日常生活,便于日常长时间使用等优势,本文研究可为日常无监督状态下 PRV 的准确提取提供新的思路和解决方案。

## 参考文献

- Ernst G. Hidden signals-the history and methods of heart rate variability. *Frontiers In Public Health*, 2017, 5(265): 1-12.
- 迟相林,周建华,时萍,等.短时心率变异性非线性分析方法及其在临床医学中的应用. *生物医学工程学杂志*, 2016, 33(1): 193-200.
- Sommermeier D, Zou D, Ficker J H, et al. Detection of cardiovascular risk from a photoplethysmographic signal using a matching pursuit algorithm. *Med Biol Eng Comput*, 2016, 54(7): 1111-1121.
- Allen J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. *Physiol Meas*, 2007, 28(3): R1.
- Bhat S, Adam M, Hagiwara Y, et al. The biophysical parameter measurements from PPG signal. *J Mech Med Biol*, 2017, 17(7): 1740005.
- 石萍,喻洪流.光电容积描记技术原理及其应用. *生物医学工程学杂志*, 2013, 30(4): 899-904.
- Alian A A, Shelley K H. Photoplethysmography. *Best Pract Res Clin Anaesthesiol*, 2014, 28(4): 395-406.
- Ye J J, Lee K T, Chou Y Y, et al. Assessing pain intensity using photoplethysmography signals in chronic myofascial pain syndrome. *Pain Practice*, 2018, 18(3): 296-304.
- Hernando A, Peláez-Coca M D, Lozano M T, et al. Autonomic nervous system measurement in hyperbaric environments using ECG and PPG signals. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 2019, 23(1): 132-142.
- Vandecasteele K, de Cooman T, Gu Ying, et al. Automated epileptic seizure detection based on wearable ECG and PPG in a hospital environment. *Sensors*, 2017, 17(10): 2338.
- Pantelopoulous A, Faranesh A, Milesescu A, et al. Screening of atrial fibrillation using wrist photoplethysmography from a fitbit tracker. *Iproceedings*, 2017, 3(1): e17.
- Morey T E, Rice M J, Vasilopoulos T, et al. Feasibility and accuracy of nasal alar pulse oximetry. *Br J Anaesth*, 2014, 112(6): 1109-1114.
- Awad A A, Ghobashy M A, Ouda W, et al. Different responses of ear and finger pulse oximeter wave form to cold presser test. *Anesth Analg*, 2001, 92(6): 1483-1486.
- Baek H J, Shin J. Effect of missing inter-beat interval data on heart rate variability analysis using wrist-worn wearables. *J Med Syst*, 2017, 41(10): 147.

- 15 Tamura T, Maeda Y, Sekine M, *et al.* Wearable photoplethysmographic sensors-past and present. *Electronics*, 2014, 3(2): 282-302.
- 16 Kolhe P S, Leonard A G. The posterior auricular flap: anatomical studies. *Br J Plast Surg*, 1987, 40(6): 562-569.
- 17 Duisit J, Amiel H, Debluts D, *et al.* Single-artery human ear graft procurement: a simplified approach. *Plast Reconstr Surg*, 2017, 140(3): 599-603.
- 18 丑永新, 张爱华, 欧继青, 等. 基于手机的动态脉率变异性信号提取与分析. *中国医疗器械杂志*, 2015, 39(5): 313-317.
- 19 SparkFun Electronics. AD8232 heart rate monitor hookup guide. [2018-07-02]. <https://learn.sparkfun.com/tutorials/ad8232-heart-rate-monitor-hookup-guide>.
- 20 Analog Devices, Inc.. AD8232: Single-lead, heart rate monitor front end data sheet. [2018-07-02]. <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD8232.pdf>.
- 21 张爱华, 王平, 丑永新. 基于动态差分阈值的脉搏信号峰值检测算法. *吉林大学学报: 工学版*, 2014, 44(3): 847-853.

收稿日期: 2018-04-11 修回日期: 2018-11-19  
 本文编辑: 陈咏竹



(上接第297页; *Continued from Page 297*)

- 9 Gan Yangzhou, Xia Zeyang, Xiong Jing, *et al.* Toward accurate tooth segmentation from computed tomography images using a hybrid level set model. *Med Phys*, 2015, 42(1): 14-27.
- 10 Ji Dongxu, Ong S H, Foong K W. A level-set based approach for anterior teeth segmentation in cone beam computed tomography images. *Comput Biol Med*, 2014, 50(1): 116-128.
- 11 Hosntalab M, Zoroofi R A, Tehrani-Fard A A, *et al.* Segmentation of teeth in CT volumetric dataset by panoramic projection and variational level set. *Int J Comput Assist Radiol Surg*, 2008, 3(3/4): 257-265.
- 12 王立新, 刘新新, 刘希云, 等. 基于区域自适应形变模型的CT图像牙齿结构测量方法研究. *生物医学工程学杂志*, 2016, 33(2): 308-314.
- 13 Gan Y, Xia Z, Xiong J, *et al.* Angled tooth segmentation from computerized tomography images// 39th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Jeju Island, Korea: IEEE, 2017: 3413-3146.
- 14 Wang Li, He Lei, Mishra A, *et al.* Active contours driven by local Gaussian distribution fitting energy. *Signal Process*, 2009, 89(12): 2435-2447.
- 15 Chan T F, Vese L A. Active contours without edges. *IEEE Trans Image Process*, 2001, 10(2): 266-277.
- 16 Osher S, Sethian J A. Fronts propagating with curvature-dependent speed: Algorithms based on Hamilton-Jacobi formulations. *J Comput Phys*, 1988, 79(1): 12-49.
- 17 Li C, Kao C Y, Gore J C, *et al.* Implicit active contours driven by local binary fitting energy// 2007 IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition. Minneapolis, America: IEEE, 2007: 1-7.
- 18 Chen Y T, Tseng D C. Medical image segmentation based on the Bayesian level set method// Medical Imaging and Informatics Second International Conference. Beijing, China: SpringerLink, 2007: 25-34.
- 19 Li C, Xu C, Gui C, *et al.* Level set evolution without re-initialization: A new variational formulation// IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition. California, America: IEEE, 2005: 430-436.
- 20 Caselles V. Geometric models for active contours// Proceedings 1995 International Conference on Image Processing. Washington, America: IEEE, 1995: 9-12.

收稿日期: 2017-09-19 修回日期: 2018-09-11  
 本文编辑: 李蓓兰