

文章编号: 1004-7220(2024)04-0712-06

基于体外实验的光容积脉搏波信号检测及脉率特性

何卫俊, 刘雍陶, 刘登吉, 尹凯, 贺纓, 迟青卓, 母立众

(大连理工大学 能源与动力学院, 海洋能源利用与节能教育部重点实验室, 辽宁 大连 116024)

摘要: **目的** 借助体外循环实验系统的可控参数优势考察血流参数变化对脉率特性的影响。 **方法** 建立一套搭载腕部体外模型的人体循环系统, 通过分别改变心率、腕部流量、压力和系统顺应性等参数, 从腕部模型中获取光电容积脉搏波信号, 并提取脉率变异性的时域和频域指标。 **结果** 心率、压力和系统顺应性的改变会引起脉搏波形状的改变, 但能够表明脉率变异性的时域指标 NN50、PNN50 数值为 0, 其他指标以及频域指标都处在极低值范畴。 **结论** 在未有心率变异性时, 心率、腕部流量、血压和系统顺应性等血流动力学变化未产生明显的脉率变异性。本研究可为临床在更便利的腕部采集设备加持下开展更多脉率变异性和心率变异性研究提供参考。

关键词: 脉率变异性; 光电容积脉搏波; 循环系统体外模型; 血流动力学

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2024.04.021

Photoplethysmography Pulse Wave Signal Detection and Pulse Rate Characteristics Based on an *in vitro* Experiment

HE Weijun, LIU Yongtao, LIU Dengji, YIN Kai, HE Ying, CHI Qingzhuo, MU Lizhong

(Key Laboratory of Ocean Energy Utilization and Energy Conservation of Ministry of Education, School of Energy and Power Engineering, Dalian University of Technology, Dalian 116024, Liaoning, China)

Abstract: **Objective** To investigate the influence of changes in blood flow parameters on pulse rate characteristics by taking the advantage of controllable parameters in an experimental cardiopulmonary bypass system. **Methods** A set of human circulatory system equipped with an *in vitro* wrist model was established. By changing parameters such as the heart rate, wrist flow, pressure, and system compliance, a photoplethysmography pulse wave signal was obtained from the wrist model, and the time- and frequency-domain indices of pulse rate variability were extracted. **Results** Changes in heart rate, pressure, and system compliance caused a change in pulse shape, but the time domain indices NN50 and PNN50, which indicate pulse rate variability, were zero, and the other indices and frequency domain indices were in the very low value category. **Conclusions** In the absence of heart rate variability, hemodynamic changes in heart rate, wrist flow, blood pressure, and system compliance did not produce significant pulse rate variability. This study can provide a reference for studies on pulse rate variability and heart rate using more convenient wrist acquisition equipment.

Key words: pulse rate variability; photoplethysmography pulse wave; circulatory system model *in vitro*; hemodynamics

收稿日期: 2024-02-26; 修回日期: 2024-03-29

基金项目: 中央高校基本科研业务费 (DUT22YG206), 国家自然科学基金项目 (51976026)

通信作者: 贺纓, 教授, 博士生导师, E-mail: heyings@dlut.edu.cn

脉搏信号采集及脉搏信号脉率特征的提取可为心血管疾病的早期预测、跟踪治疗和家庭监测提供有效的解决方案,推动远程医疗技术的创新发展^[1]。心率变异性(heart rate variability, HRV)作为重要的人体体征信号,包含了自主神经系统对心血管调节的丰富信息,能够反映人体多种生理状态^[2]。随着装有光电容积传感器(photoplethysmography, PPG)的智能手环和手表等可穿戴设备的普及,脉搏波信号相比于心电信号在日常生活中更容易采集获取。如果能使用脉率变异性(pulse rate variability, PRV)代替心率变异性分析人体健康状况,便能够使用可穿戴设备在不影响日常生活的前提下随时随地对人体生理状态信息进行监测,便于心血管疾病的早期预防和诊断^[3]。

研究表明,脉率会受到除心率外的其他因素调节,HRV和PRV并不完全一致^[4-6]。有研究发现,左右腕部脉搏信号的PRV可以替代HRV^[7]。但测量地点不同会导致PRV表现出较小差异,这意味着血流动力学变化可能会影响PRV^[8-9]。

物理仿真模型已经能够模拟心血管系统主要结构和功能^[10-11],并且相较于人体测试和动物实验直观易懂,便于控制变量,不存在伦理问题。为探究血流参数对PRV的影响,Mejía-Mejía等^[12]建立了上肢体外循环系统,改变循环流量、压力、心率等血流参数,从血管模型中获取了PPG信号并提取PRV指标。结果发现,所有实验工况的PPG信号都表现出显著变化,且HRV与PRV差异明显,但这与前人体内实验^[5-7]的研究结果并不一致。

本课题组研发了一种集总体外循环模拟装置及高仿真腕部模型,使用高采样频率PPG传感器采集模拟手腕的脉搏波信号。在没有HRV、自主神经调节、呼吸系统的情况下,通过改变心率、腕部流量、压力和系统顺应性等变量获得PPG信号,并提取PRV指标评估其对PRV的影响。研究结果有望为心率变异性及脉率变异性人体数据采集^[13]研究提供参考依据。

1 材料与方法

1.1 体外循环装置

1.1.1 人体上肢循环系统 图1给出了模拟人体心血管系统的循环示意图以及循环元件。动力源

为一个自主研发的用以复现心脏活动的脉动泵,可通过修改冲程速率产生不同心动周期。循环模拟了手臂动脉段和主动脉及其他分支内的流动以及静脉血管内的回流。水箱模拟静脉和心脏储血功能;简化腕部模型,可在其上装配光电容积传感器测量脉搏波信号,或装配其他可穿戴设备;两个顺应腔分别模拟主动脉和上臂的血管顺应性,可通过调节顺应腔内空气量模拟不同的系统顺应性。两个单向阀分别模拟主动脉瓣和二尖瓣。两个支路上的节流阀则模拟手臂和其余支路的循环阻抗。在主路和腕部支路安装了压力传感器以监测这两路的压力波形,在腕部支路安装了超声流量传感器以监测支路流量。实验时,监测腕部流量波形并进行调整,以保证支路流量与生理一致。

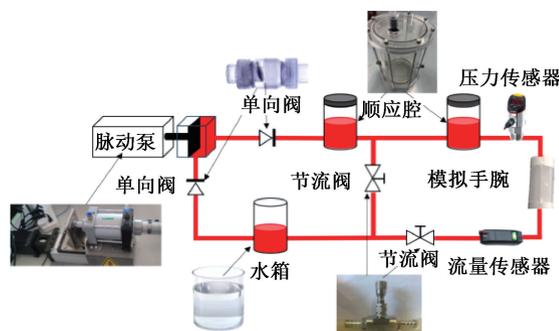


图1 人体循环系统模拟装置设计

Fig. 1 Design scheme of human circulatory system simulation device

脉动泵是循环的核心元件,参考已有文献^[14],根据人体健康心室射血状态选用相应伺服电机,气缸则选用80×50型号SC标准气缸,其活塞缸全行程50 mm,缸径80 mm,计算得每搏最高心输出量可达200.96 mL。脉动泵入口与水箱相连,脉动泵入口压力忽略不计,当心率为60次/min、脉动泵出口平均压为100 mmHg(1 mmHg=0.133 kPa)时,每搏输出量为75 mL,计算可得每搏功约为1 J,属于正常生理范围。脉动泵实验所得最大流量为250 mL/s;循环系统实验最大脉压达100 mmHg,最大平均压达250 mmHg。脉动泵完全满足不同搏出量和心率的人体生理参数范围。

PPG采集发生在有手腕模型的手臂支路,符合生理的流量、压力等血流动力学参数对于PPG脉搏波合理性至关重要。因此,循环系统设计了主动脉

和手臂支路两条循环,可通过调整顺应腔调节系统脉压,调整循环后端节流阀调节手臂支路的收缩压和舒张压,通过调整主动脉支路节流阀调节手臂支路流量。

1.1.2 腕部组织和血液模型 由于本文旨在获取和分析在体外模型的腕部脉搏波 PPG 信息,同时也为了更好定位 PPG 传感器,故设计并制作了高仿真腕部组织模型模拟 PPG 信号的测量点,尽量还原人体 PPG 测量状态。

图2展示了构建的腕部模型设计,腕部模型由骨骼、皮肤层、脂肪肌肉层、血管构成。骨骼使用聚乳酸材料由3D打印制作。腕部模型的硅胶组织如果过硬,会导致其内部浇筑的血管模型由血压变化所产生的容积变化减小,减弱 PPG 测量信号。因此,选择已被证明类似人体组织的机械性能的 Ecoflex[®] 超软型号硅胶模拟腕部各软组织^[15]。在骨骼外部使用 Ecoflex 0020 硅胶(Smooth-On 公司,美国)浇筑椭圆柱模拟肌肉脂肪,在最外层使用更柔软的 Ecoflex 0010 硅胶(Smooth-On 公司,美国)浇筑模拟皮肤。

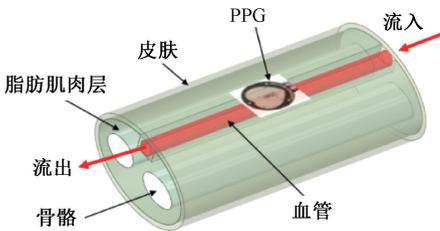


图2 定位光电容积脉搏传感器的腕部组织模型设计
Fig.2 Design scheme of wrist tissue model for positioning photoelectric volume pulse sensor

血管模型的厚度、硬度会影响 PPG 测量,其越厚或越硬都会降低 PPG 测量质量。并且,腕部模型的透光性会直接影响 PPG 传感器对模型内部血液变化的感应。因此,为了获得高质量 PPG 信号,选择定制具有高透明性的又薄又软的天凌[®] 硅胶管模拟手腕动脉。桡动脉直径一般为 2~3 mm,故定制内径 3 mm、厚 0.1 mm 的天凌[®] 硅胶管(邵氏硬度 30A,广州天凌硅胶有限公司),将其置于肌肉层上相应位置模拟腕部动脉。之后,浇筑 2 mm 较薄皮肤层,增加透光率。

为了能够从这种腕部模型上获取高质量 PPG 信号,有必要制造一种能够反射 PPG 射出光的模拟

血液。因为本文使用了反射式绿光 PPG 传感器,采用墨水制作模拟血液,用以保证模拟血液能够有效反射 PPG 装置发射出的绿光并被光接受传感器接收信号。在纯净水中逐渐提高墨水用量模拟血液,获得的 PPG 信号波形逐渐清晰,幅值增大。使用不同颜色墨水进行试验,结果绿色墨水实验效果最佳,PPG 信号最清晰,杂波最少,并且当墨水体积浓度超过 0.5%,PPG 波形幅值不再有明显增加,能够获得清晰的 PPG 脉搏波信号。因此,本研究选择使用纯净水和体积分数 0.5% 的绿色墨水(绿色-7108,上海英雄(集团)有限公司)配制模拟血液。

1.1.3 循环流量、压力和光电容积脉搏波测量 为了能够实时监控循环系统的流量、压力变化,使用 GPM-001 型压力传感器和 FD-XS20 钳夹式流量传感器(基恩士公司,日本)连接到系统管路上。这些传感器的读数使用 NI-USB-6218 数据采集卡(NI 公司,美国)连接到 1 台运行 LabView 的计算机来获取。

同时,使用 MDL0025 脉搏传感器(思知瑞科技有限公司,中国),并且为了能得到最精确的 PPG 脉搏波信号,将 PPG 传感器采样频率设置为最高的 1 kHz。将脉搏传感器固定到腕部模型上采集脉搏波数据,在自带的上位机显示波形,在开发数据中保存原始数据^[16]。

1.2 循环系统实验设置

由于本研究的主要目的是确定无心率变异性时脉率变异性与血流动力学变化之间的关系,故进行 PRV 指标影响因素的独立分析实验,通过分别改变心率、腕部压力、流量和系统顺应性等因素观测血流动力学改变对 PRV 的影响。

(1) 研究循环心率对 PPG 信号的影响。通过改变脉动泵冲程速率改变循环系统的心率,分别将心率调整为 58、82、106 次/min,同时将压力稳定在 120/70 mmHg,流量为 0.2 L/min,使用 PPG 测量 1 min,提取在这 3 种情况下的 PPG 信号。

(2) 研究腕部压力对 PPG 信号的影响。通过调节脉动泵以及节流阀改变循环压力,将腕部模型处压力调整为 80/30、100/50、120/70 mmHg,将模型处流量稳定在 0.2 L/min,心率为 58 次/min,使用 PPG 测量 1 min,提取在这 3 种情况下的 PPG 信号。

(3) 研究腕部流量对 PPG 信号的影响。通过调节脉动泵和腕部节流阀控制腕部模型处的流量,分

别将腕部流量调整为 0.1、0.2、0.3 L/min, 同时将压力稳定在 100/50 mmHg, 心率为 58 次/min, 使用 PPG 测量 1 min, 提取在这 3 种情况下的 PPG 信号。

(4) 研究循环系统顺应性对 PPG 信号的影响。通过调节顺应腔内空气量可以模拟不同的循环系统顺应性, 分别保留顺应腔内 200、400、600 mL 空气量, 模拟小、中、大 3 种系统顺应性, 同时将流量稳定在 0.2 L/min, 心率为 58 次/min, 平均压保持在 75 mmHg, 使用 PPG 测量 1 min, 提取在这 3 种情况下的 PPG 信号。

1.3 数据处理

使用 MATLAB R2022a 离线处理获得的 PPG 信号。先对数据进行平滑处理, 然后确定每个周期的波峰位置, 即电压值大于 1 个脉搏周期内所有采样点的电压值。每个波峰位置的采样时间差值就是两次连续脉搏波的间隔时间, 即 RR 间期 (RR interval, RR), 也可以等效认为是 NN 间期 (NN interval, NN), 然后利用 RR 间期提取时域和频域指标。

从时域上提取 RR 间期的平均时间 (average of NN intervals, NNVGR)、标准差 (standard deviation of NN intervals, SDNN)、提取相邻 RR 间期之差的均方根值 (root mean square of successive differences, RMSSD)、标准差 (standard deviation of successive differences, SDDSD), 提取相邻 RR 间期之差大于 50 ms 的个数 (NN50) 和比例 (PNN50)。这些指标在临床可以代替心率变异性指标用于评估人体生理状态, 其中 NNVGR 用来判断心率; SDNN 用来判断心率变化, 可用于评估交感及迷走神经调节能力; SDDSD 用来评估交感神经调节能力; RMSSD 及

PNN50 是用于评估副交感神经调节能力的指标^[2]。

采用线性内插法插值 PRV 信号, 并采用快速傅里叶变换得到 PRV 信号的频谱信号和功率谱信号, 由此得到频域指标。正常状态下脉率谱曲线在 0~0.4 Hz 之间, 此区间所有功率和为总功率谱 (total power, TP), TP 可以判断 HRV 相对大小^[13]。

2 结果

对该循环系统进行测试, 以评估其测量准确性。图 3 所示为腕部压力 145/45 mmHg、心率 58 次/min 和流量 0.2 L/min 条件下, 从腕部组织模型获取的 PPG 脉搏波信号以及手腕段支路的腕部循环压力。可以观测到手腕模型的 PPG 脉搏波信号几乎没有杂波, 质量良好, 并且与腕部循环压力波形都能清楚观测到相似位置的重搏波。

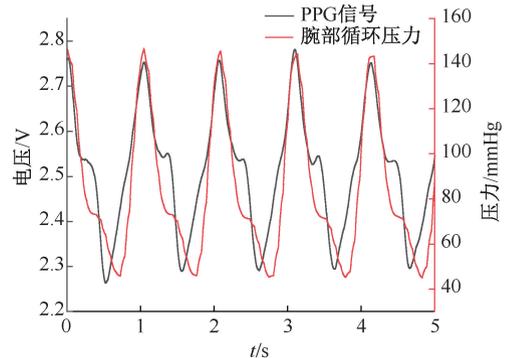


图 3 PPG 脉搏波信号与腕部循环压力示例

Fig. 3 Example of PPG pulse wave signal and wrist circulation pressure

图 4(a) 所示为调整循环心率分别为 58、82、106 次/min, 在相同腕部流量、压力时得到的不同系

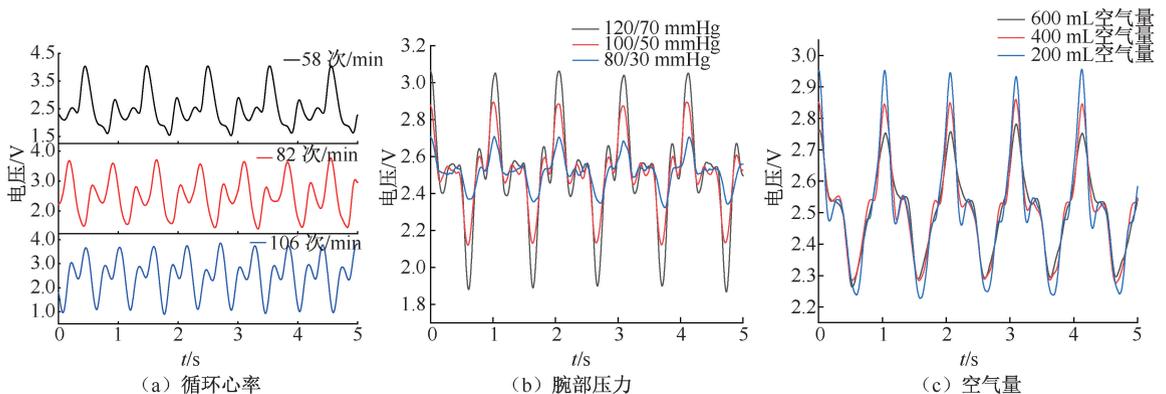


图 4 不同血流参数对 PPG 脉搏波信号的影响

Fig. 4 Effects of different blood flow parameters on PPG pulse wave signals (a) Cycle heart rate, (b) Wrist pressure, (c) Air volume

统心率下的 PPG 信号。图 4(b)所示为调整腕部压力分别为 120/70、100/50、80/30 mmHg,在相同腕部流量和心率时得到的不同腕部压力下的 PPG 信号。图 4(c)所示为在平均压 100 mmHg、心率 58 次/min 和流量 0.2 L/min 条件下,分别调整手腕段顺应腔内空气量为 600、400、200 mL,获取的不同系统顺应性下的 PPG 信号。结果表明,随着顺应腔内空气量减少,系统顺应性降低,PPG 信号波形脉压增大,重搏波波峰提前,这些行为都符合预期,表明此循环装置系统具有一定合理性。

由相同流量、相同压力、不同脉动泵冲程速率时提取的 PPG 信号脉率变异性指标数据可见,心率

为 58、82、106 次/min 时,NN50、PNN50 指标均为 0,表明所有相邻波形间期差距都较小。其他时域、频域指标值都较低,表明波形间期稳定,偏差很小,证明此循环系统稳定可靠(见表 1)。

由压力、流量、系统顺应性等变量单独改变时提取的 PPG 信号脉率变异性指标数据可见,NNVGR 指标一直在 1 027 ms 左右,表明循环系统稳定在 58 次/min。NN50、PNN50 指标一直为 0,即相邻脉搏波间期相差都在 50 ms 之内。多次实验的 TP 数值相差不大,较为稳定,表明实验脉率变异性较为稳定。SDNN、RMSSD、SDSD 等时域指标基本都小于 10 ms(见表 1)。

表 1 不同血流参数下脉率变异性指标结果

Tab. 1 Results of pulse rate variability index under different blood flow parameters

PRV 指标	心率/(次·min ⁻¹)			压力/mmHg			流量/(L·min ⁻¹)			顺应腔空气量/mL		
	58	82	106	80/30	100/50	120/70	0.1	0.2	0.3	200	400	600
NNVGR/ms	1 026.6	729.1	564.8	1 027.1	1 026.9	1 026.6	1 027.0	1 027.4	1 027.4	1 026.9	1 026.8	1 027.0
SDNN/ms	2.87	4.66	6.17	4.66	5.41	2.87	4.65	2.87	3.25	5.41	5.68	3.69
RMSSD/ms	4.49	6.93	10.57	8.06	9.70	4.49	7.81	4.74	4.74	9.70	9.27	6.19
SDSD/ms	2.94	3.77	6.1	5.85	4.56	2.94	5.13	3.07	3.14	4.56	6.55	3.56
NN50/个	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
PNN50/%	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
TP/ms ²	2 060	1 471	1 147	2 070.6	2 061.2	2 060.3	2 065.8	2 059.6	2 066.3	2 061.2	2 066.8	2 063.7

3 讨论

本文根据人体循环系统的特征建立了简化体外循环系统模型,通过测量腕部模型的流量、压力和 PPG 信号,以及改变泵脉动速率、腕部流量和压力,验证了该系统的性能、循环系统性能达到预期要求。为了能最大程度还原腕部 PPG 测量过程而制作了硅胶腕部模型。尽管在体外模型中不可能完全模拟循环系统的解剖和生理特性,但腕部模型的机械性能、形状和血管的直径都被设计和选择得尽可能与人相似。为了不影 PPG 对血液反射光的获取,选择制作了尽可能薄、软和透明的硅胶血管以及硅胶组织。此外,用纯净水和体积分数 0.5% 绿色墨水配制的模拟血液通过实验证明可以获得高质量的 PPG 信号。

在不同血流参数条件下,从腕部模型中获得的 PPG 信号中提取了 PRV 指标。结果显示,不管如何改变循环系统腕部的流量、压力和系统顺应性,PRV 时域指标总体上是稳定的,NN50 和 PNN50 指

标值一直为 0,即所有相邻脉搏间期均小于 50 ms,SDNN、RMSSD 和 SDSD 指标值相比生理状况^[13]和 Mejía-Mejía 等^[12]实验结果都很低且稳定。同样地,频域指标 TP 值也很低。这些结果表明,在没有心率变异性的前提下,无论血流动力学如何变化,脉率都表现出极低的变异特性。考虑到测量误差的存在,本实验中很可能不存在脉率变异性。

但值得注意的是,在确定 PPG 传感器采样频率时,设置为 50 Hz 较低频率,从 PPG 信号中提取的指标往往具有较大的变异性,且与 Mejía-Mejía 等^[12]实验结果比较类似。当提升采样频率后,PRV 指标值逐渐减小。当采样频率为 200 Hz 时,PRV 的 NN50 和 PNN50 指标数值已经为 0。当采样频率进一步提升为 500 Hz 时,相比 200 Hz,PRV 指标数值只有很小程度降低。为了得到最精确的 PRV 指标值,在实验中采用了 PPG 最高采样频率 1 kHz。当采样频率升高至 1 kHz 时,能够很准确地确定脉搏周期,PPG 信号指标都显示出极低的变异特性。这是由于使用较低采样频率获得的信号质量较差,

难以确定准确的脉搏周期。但在 Mejía-Mejía 等^[12] 研究中并未提及 PPG 采样频率的设置。从本文的实验结果看, PPG 采样频率是影响脉搏周期确定的重要参数。在这种可控参数的体外模型中, 可以有效理解 PRV 如何单独对血流参数变化做出反应, 并且可以进一步理解 PRV 与心血管变化的相互作用。但由于不能完全模拟心血管系统和自主神经系统的行为, 以及不可忽略的实验误差, 在目前条件下观测到腕部血压、流量和系统顺应性等参数对脉率变异性没有明显影响, 后续还需结合生理信号进行进一步分析。此外, 使用太低的 PPG 频率或者太小的腕部循环压力, PPG 信号质量都会下降, 都会影响到所获得的结果, 可能会被误认为是脉率变异性。

4 结论

本文提出并制作了一种比现有体外实验更加仿真、更加精确的体外循环模拟装置, 使用高仿真腕部模型和高采样频率 PPG 传感器, 最大程度地还原人体 PPG 测量过程, 进一步通过改变心率、腕部流量、压力和系统顺应性等变量获得 PPG 信号, 并提取 PRV 指标来评估其对 PRV 的影响。在没有心率变异性、自主神经调节、呼吸系统的情况下, 时域指标 NN50、PNN50 数值一直为 0, 其他指标以及频域指标都处在极低值范畴。本文结果表明, 所有工况都没有出现明显的脉率变异性, 但数值很低的变异性指标到底是较弱的脉率变异性还是实验误差, 需要后续更加精细的体外实验证明。

利益冲突声明: 无。

作者贡献说明: 何卫俊负责实验设计及测试, 撰写论文; 刘雍陶负责实验测试; 刘登吉和尹凯负责循环台设计及搭建; 贺纓负责论文设计及修改, 项目统筹; 迟青卓负责论文校对及修改; 母立众负责指导手腕设计。

参考文献:

[1] 马宇航. 基于心血管疾病患者脉搏信号的脉率变异性研究 [D]. 西安: 中北大学, 2023.

[2] 王斯涵, 毕紫娟, 袁培, 等. 脉率变异性与心率变异性相关性研究进展[J]. 辽宁中医杂志, 2021, 48 (10): 216-220.

[3] LU G, YANG F, TAYLOR JA, et al. A comparison of

photoplethysmography and ECG recording to analyse heart rate variability in healthy subjects [J]. J Med Eng Technol, 2009, 33 (8): 634-641.

[4] YUDA E, SHIBATA M, OGATA Y, et al. Pulse rate variability: A new biomarker, not a surrogate for heart rate variability [J]. J Physiol Anthropol, 2020, 39 (1): 21-21.

[5] GIL E, ORINI M, BAILON R, et al. Time-varying spectral analysis for comparison of HRV and PPG variability during tilt table test [J/OL]. Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc, 2010; doi: 10.1109/IEMBS.2010.5627476.

[6] PELLEGRINO PR, SCHILLER AM, ZUCKER IH. Validation of pulse rate variability as a surrogate for heart rate variability in chronically instrumented rabbits [J]. Am J Physiol, 2014, 307 (1): H97-H109.

[7] HART J. Association between heart rate variability and manual pulse rate [J]. J Can Chiropr Assoc, 2013, 57 (3): 243-250.

[8] YUDA E, YAMAMOTO K, YOSHIDA Y, et al. Differences in pulse rate variability with measurement site [J]. J Physiol Anthropol, 2020, 39 (1): 4.

[9] WONG JS, LU WA, WU KT, et al. A comparative study of pulse rate variability and heart rate variability in healthy subjects [J]. J Clin Monitor Comp, 2012, 26 (2): 107-114.

[10] LI T, LI H, CUI W, et al. Design and intelligent control of mock circulation system to reproduce patient-specific physiological indexes [J]. Biomed Signal Process Control, 2022(78): 103987.

[11] CAPPON F, WU T, PAPAIOANNOU T, et al. Mock circulatory loops used for testing cardiac assist devices; A review of computational and experimental models [J]. Int J Artif Organs, 2021, 44(11): 793-806.

[12] MEJÍA-MEJÍA E, KYRIACOU PA. Photoplethysmography-based pulse rate variability and haemodynamic changes in the absence of heart rate variability: An *in-vitro* study [J]. Appl Sci, 2022, 12 (14): 7238-7238.

[13] 徐礼胜, 周树然, 姚阳, 等. 脉率变异性估计心率变异性的可行性分析[J]. 东北大学学报(自然科学版), 2017, 38 (1): 31-35.

[14] 王若辰. 心室辅助装置用体外模拟循环系统建立及实验研究[D]. 哈尔滨: 哈尔滨理工大学, 2021.

[15] LEE B, JEONG JH, HONG J, et al. Correlation analysis of human upper arm parameters to oscillometric signal in automatic blood pressure measurement [J]. Sci Rep, 2022, 12 (1): 19763-19763.

[16] 付伟. 脉搏信号提取及波形恢复[D]. 天津: 天津大学, 2016.