

DOI:10.19651/j.cnki.emt.2108211

# 基于三通道脉搏采集系统的血管弹性研究\*

赵云龙 李家伟 马宇航 朱枭龙 张志东 薛晨阳  
(中北大学 仪器科学与动态测试教育部重点实验室 太原 030051)

**摘要:** 为了更好地使用脉诊手段来研究个体的生理状态变化。针对现阶段脉搏波参数研究中未考虑脉搏波在不同压力下的变化问题,从中医脉诊过程出发,设计了可施压的三通道脉搏采集系统,进行了阶梯压力下的脉搏采集,利用相关性检验和小波多尺度分析了51例不同年龄个体在最佳取脉压力下的脉搏波,发现脉搏主波上升时间和年龄的皮尔逊相关系数  $r = +0.64$ ,脉搏波在高频段(7.7~15.8 Hz和3.85~7.92 Hz)能量占比和年龄的皮尔逊相关系数分别为  $r_1 = -0.69$ ,  $r_2 = -0.75$ ,低频段(0~3.9 Hz)能量占比和个体年龄皮尔逊相关系数  $r_3 = +0.77$ ,差异均有高度显著性( $P < 0.0001$ )。结果表明,加压采集脉搏信息时,最佳取脉压力下的脉搏波上升时间占比和脉搏波能量分布可能是一种有效的动脉硬化评价参数,可以进行进一步研究。

**关键词:** 脉搏波采集;血管弹性;脉搏波上升时间占比;脉搏波能量分布

中图分类号: TH776 文献标识码: A 国家标准学科分类代码: 310.6140

## Research on arterial stiffness based on three-channel pulse acquisition system

Zhao Yunlong Li Jiawei Ma Yuhang Zhu Xiaolong Zhang Zhidong Xue Chenyang  
(Key Laboratory of Instrumentation Science & Dynamic Measurement, Ministry of Education, North University of China, Taiyuan 030051, China)

**Abstract:** To better use pulse diagnosis methods to study the changes of the individual's physiological state. Given the current pulse wave parameter research that does not consider the pulse wave changes under different pressures, this paper starts from the process of taking the pulse of traditional Chinese doctors and designs a three-channel pulse acquisition system that can apply pressure. The pulse acquisition under step pressure is used. Correlation test and wavelet multi-scale analysis of the pulse waves of 51 individuals of different ages under the optimal pulse pressure, found that the Pearson correlation coefficient  $r = +0.64$  between the rise time of the main pulse wave and the age. The Pearson correlation coefficients of the pulse wave in the high-frequency range (7.7~15.8 Hz and 3.85~7.92 Hz) and age are  $r_1 = -0.69$  and  $r_2 = -0.75$ , respectively. With the low-frequency (0~3.9 Hz) energy ratio and the Pearson correlation coefficient of individual age  $r_3 = +0.77$ , the difference is highly significant ( $P < 0.0001$ ). The results show that when the pulse information is collected under pressure, the pulse wave rise time ratio and pulse wave energy distribution under the optimal pulse pressure may be an effective parameter for evaluating arteriosclerosis, which can be further studied.

**Keywords:** pulse wave acquisition; arterial stiffness; pulse wave rise time ratio; pulse wave energy distribution

## 0 引言

脉搏是人体的一种重要的生理状态信号,经验丰富的中医可以通过手指来感知脉搏的搏动情况<sup>[1]</sup>。整个诊断过程,中医使用食指、中指和无名指由轻到重地按压患者的寸、关、尺部位<sup>[2]</sup>,一般取应指最强时的脉搏状态来判断病

人状态。

近年来,许多学者通过现代技术手段采集人体脉搏波<sup>[3-5]</sup>,试图通过脉搏波参数来表征人体生理状态<sup>[6]</sup>。在血管弹性方面,罗志昌等<sup>[7-8]</sup>利用悬臂梁式压力和光电容积式脉搏传感器采集脉搏数据,提出了以压力和容积脉搏波面积变化为基础的一种特征量  $K$  和  $K'$  值模型,发现  $K$  和

收稿日期:2021-10-28

\* 基金项目:国家自然科学基金青年基金(62001430)、山西省高等学校科技创新项目(202010275)、中北大学第十七届研究生科技立项项目(20201732,20201734)资助

$K'$  值可以很好地反映个人的血液粘性和微循环水平。Zhang 等<sup>[9]</sup>通过金氏脉诊仪式传感器采集肺癌患者的压力脉搏信号,通过对脉搏时域特征参数分析,从时域角度很好的区分了肺癌和健康人群。何沙沙<sup>[10]</sup>利用 HK-2000C 压电脉搏传感器采集了健康和亚健康状态下的人体脉搏信号,通过时频域分析利用 SVM 分类器实现了健康人群和亚健康人群的二分类。以上的脉搏研究主要集中在某一静态压力下的容积脉搏波和压力脉搏波的时频域特征上,没有从中医脉诊过程出发,考虑不同压力水平下的脉搏变化,分析最佳取脉压力下的脉搏特征。

本文在 MEMS 压阻传感器的基础上,模拟传统中医按压取脉过程,设计仿手指的脉搏传感器,研制了三通道的脉搏波采集装置。控制脉搏传感器在不同静态压力水平下进行了临床病例的脉搏波数据采集,选取在阶梯压力变化下的幅值最强处的脉搏波数据进行研究,通过相关性检验和小波多尺度分析方法发现,发现主峰上升时间占比、脉搏波不同频率分量的能量占比水平和个体年龄存在较强相关性。

### 1 三通道脉搏采集系统设计

采集系统包含硬件设备和软件部分。硬件部分主要负责脉搏信号的采集和上传,主要包含电机驱动板、控制电机、脉搏传感器和采集卡;软件部分的上位机主要负责信号的保存、显示和参数结果输出,包含信号滤波、波形显示和特征提取算法。三通道脉搏采集系统结构如图 1 所示,实物如图 2 所示。电脑上位机通过以太网通信接口和电机驱动板连接,主控驱动板控制伺服电机带动其上安装的脉搏传感器进行下压和抬起动作,通过精确控制下压距离,控制传感头在竖直方向接触皮肤的压力,采集梯度压力下的脉搏信息。数据采集卡(NI-USB-6210)采集脉搏传感器的输出信号并使用 USB 接口传输至上位机系统,上位机接收并保存数据,最后进行脉图输出。

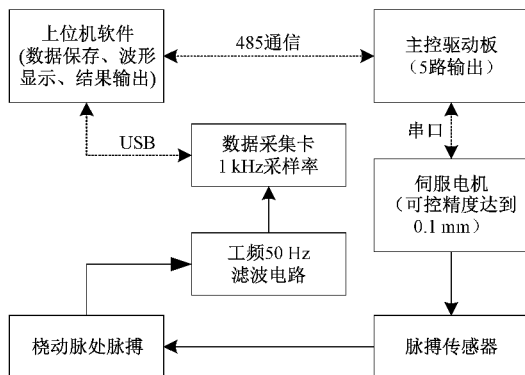


图 1 脉搏采集系统结构

#### 1.1 仪器上位机软件设计

仪器系统上位机软件部分的主要功能是向下位机发送指令,控制电机带动传感头按压桡动脉处脉搏,采集由刚接

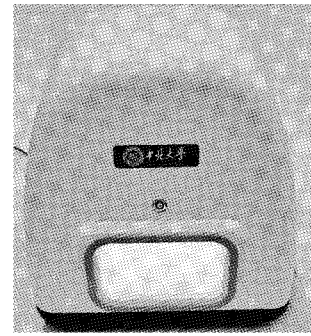


图 2 脉搏采集系统实物

触皮肤至脉管阻断的整个连续阶段的脉搏波信息,并进行实时显示,随后上位机将采集到的数据保存为 CSV 格式文件,调用算法接口对数据进行预处理降噪去基线和特征提取,实现脉图的输出和脉搏参数的输出。上位机软件使用 Qt 软件进行了人机交互的界面设计,预处理和特征提取算法使用 MATLAB 编写,随后转换为 C++ 程序,上位机工作流程如图 3 所示。

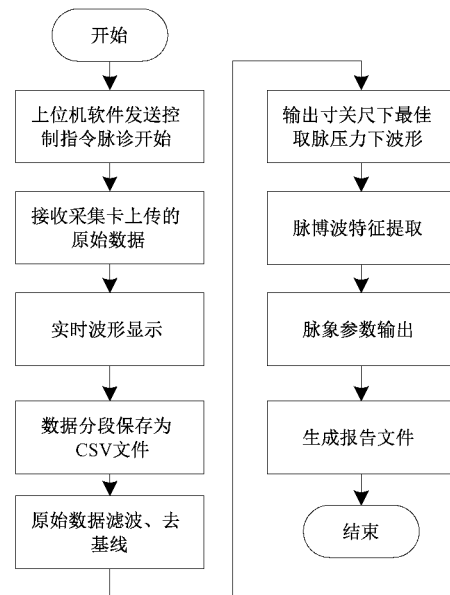


图 3 上位机工作流程

#### 1.2 脉诊传感器及标定

在脉诊传感器方面,为实现脉搏波的高效采集,根据传统中医取脉的方式,设计了仿手指指目的脉搏波采集传感头如图 4 所示。本传感器敏感接触面为圆形柔性薄膜,其大小接近人体正常手指指目。图 5 为脉诊传感器封装后的线性度测试,结果表明,在 0~400 g 压力等效质量的范围内保持了较好的线性度。本文提出的脉搏传感器可以同时测量静态压力和动态压力。

#### 1.3 脉诊施压控制

仪器系统的脉诊施压控制部分的核心控制单元是 STM32F103ZET6 单片机,电机使用了因时机器人公司生

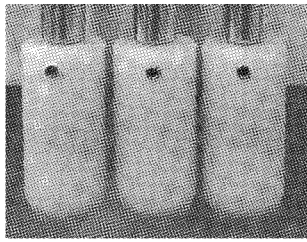


图4 脉诊传感头实物

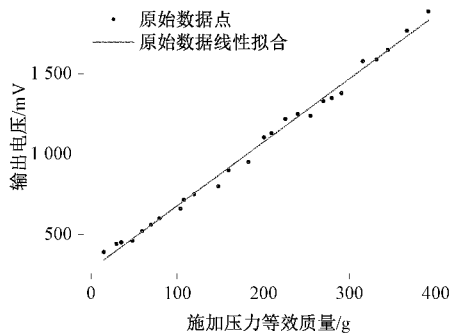


图5 脉诊传感器的线性度曲线

产的直流伺服电机,重复定位精度达0.1 mm。单片机通过串口按照既定的通信协议控制电机运动。5个伺服电机组成了脉搏采集系统的空间施压装置,平面上相互垂直的X轴和Y轴方向各1个电机,Z轴方向设置有3个并列放置的电机,分别连接1个脉诊传感头,X和Y轴的电机可以移动调整传感器,定位桡动脉的脉搏采集位置。在脉搏施压采集过程中,上位机控制Z轴方向3个电机在竖直方向的位移,实现不同压力下的脉搏采集,并计算脉搏传感器采集的一段时间内的平均压力水平进行判断,在压力过大及时停止并收回电机。

1.4 脉搏信号采集处理方法

人体脉搏信号是心脏和血管共同作用下产生的,心脏搏动推动血液在血管中运动<sup>[11]</sup>,表现在桡动脉处是血管壁的膨胀和收缩变化。最后生成的脉搏信号是一种非平稳信号<sup>[12]</sup>,其频率随时间变化不稳定<sup>[13-14]</sup>,其中低频噪声频率范围在1 Hz以下,主要来源于呼吸引起的肌肉起伏和手腕非自主性的肌肉抖动。高频噪声主要集中在50 Hz左右。

在本实验中,根据采样定律,设置采集卡的采样频率为1 kHz,可以获取的有效信号频率为500 Hz。通过对采集到的脉搏信号进行频谱分析发现,脉搏信号在16 Hz之后的能量分布较小,能量主要集中在0.5~16 Hz。由于传感器采集经采集卡传输到上位机端的原始脉搏波信号夹杂着大量的低频和高频噪声,所以设计了软件滤波算法对原始脉搏信号进行了处理。

针对原始信号中存在的大量高频噪声干扰,如图6所示,本文采用小波基为db6的5层小波分解方式对原始信号S进行分解。其中,S代表了原始信号,D表示高频段细节分量,A表示低频近似分量,下标1~5代表小波分解

尺度数,括号内频率范围代表分解子频带。通过信号层层分解,得到0~15.625 Hz的信号,作为所需的脉搏信号,输出至屏幕,进行显示。

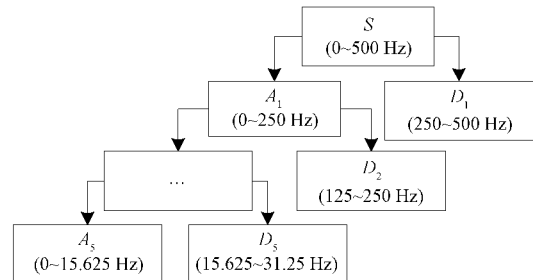


图6 6层小波分解及其子频带示意图

2 实验结果和讨论

使用脉诊传感器采集了人体的右手腕部脉搏波信号,观察对比滤波前后的脉搏波形图如图7所示,发现采集的原始脉搏信号高频干扰较多,不易进行脉搏波的特征点识别,而小波去噪后的信号可以很好地去掉高频噪声,并且脉搏波特征清晰,信号失真度低,完整保留了脉搏信息。

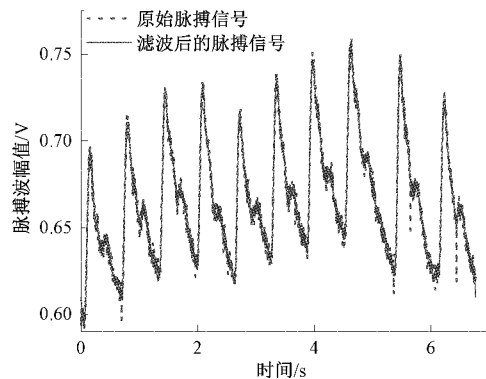


图7 滤波前后的脉搏波信号图

通过模拟中医按压取脉方式,对人体的寸关尺部位进行施压,发现在连续采集的过程中,脉搏波的波形幅值随着压力的增大先变强后变弱,符合传统中医的取脉过程,脉搏波随压力的变化如图8所示。

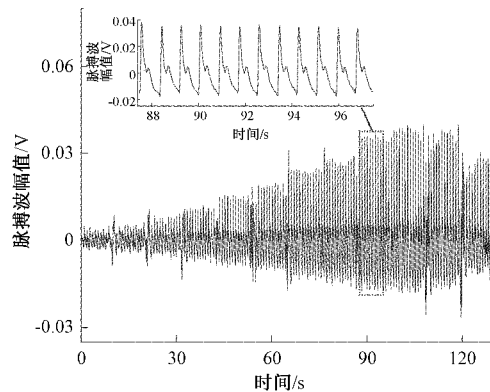


图8 脉搏波随压力变化

后期,本文使用三通道脉象采集系统采集了 51 例不同年龄个体的脉搏信号,年龄范围为 20~80 岁。其中 20~29 岁的 16 名,30~54 岁的 16 名,55~80 岁的 19 名。脉搏采集在安静的室内环境下进行。整个过程要求病人保持坐姿,禁止说话或身体活动。所有的脉搏信号是从病人的右手统一采集的,脉搏采集位置的水平高度与心脏基本平齐。如图 9 所示为脉搏信号采集场景。



图 9 数据采集现场

将采集后的脉搏数据进行降噪处理后,发现个体的脉搏波形随着年龄的变化发生变化,具体表现为年轻人的脉搏总体上呈现上升支斜率较大,波形陡峭,主峰夹角尖锐。随着年龄的增加,老年人的脉搏波形上升缓慢,斜率变小,主峰夹角圆钝。

研究表明,人体的动脉硬化程度(顺应性丧失)会随着年龄的增长而增大,并且在某些患病人群中表现明显,包括肾脏患者、糖尿病患者和高血压患者。人体脉搏波的上升时间作为脉搏信号的一个重要分量,脉搏波主波的上升时间可以用来评价人体动脉的顺应性(僵硬度)<sup>[15-16]</sup>。脉搏波主波的上升时间  $t$  被定义为脉搏波主波的底部到峰值之间的时间。一般认为脉搏主波上升时间越短,其血管顺应性越好。

鉴于脉搏波主波上升时间受研究个体的心率影响,并且人体的心跳间隔存在差异,所以本文在数据分析时选取连续 5 个周期的脉搏波主波上升时间进行归一化后求均值,使用脉搏上升时间占比  $D$  作为动脉顺应性的评价参数,其中  $D = \frac{t(\text{脉搏波上升时间})}{5 \times T(\text{脉搏周期})}$ 。

本文使用单变量回归分析探讨了年龄同脉搏波主波上升时间占比的相关性。当  $P$  值小于 0.05 被认为具有统计学意义。分析发现,研究对象的年龄与桡动脉处的脉搏波主波上升时间占比的相关关系如图 10 所示。其中皮尔逊相关系数  $r = +0.64$ 。差异均有高度显著性( $P < 0.0001$ )。结果表明随着年龄的增长,人体动脉顺应性下降可以通过脉搏波的上升时间占比来表征。

由于脉搏信号的主要能量来源是心脏,所以脉搏波主要能量分布的频率范围受心脏搏动的频率影响,其能量集中分布的频率范围是 0~20 Hz。为了更进一步地把握年

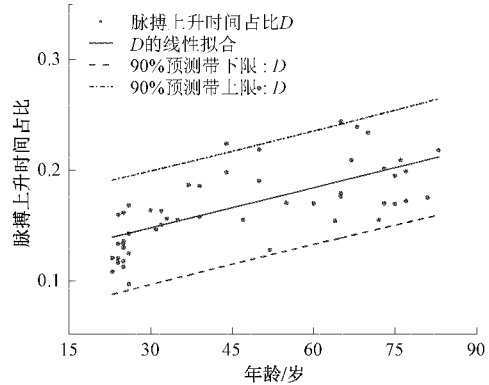
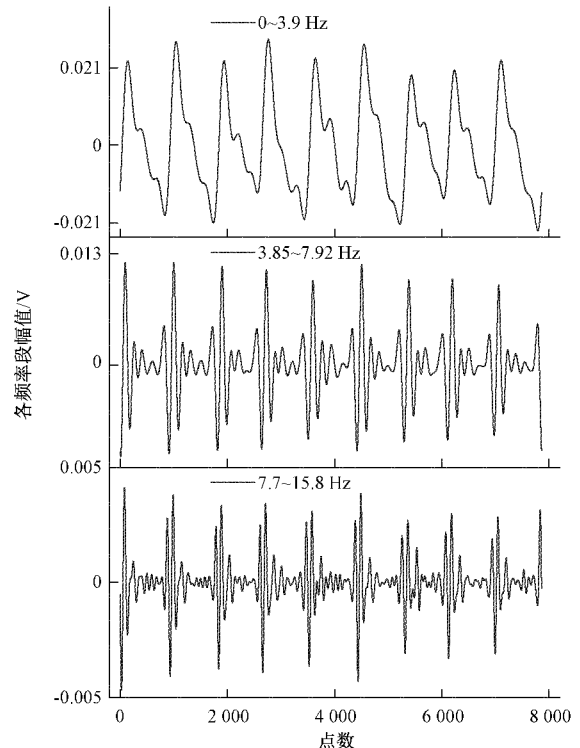


图 10 年龄与脉搏上升时间占比的相关关系图

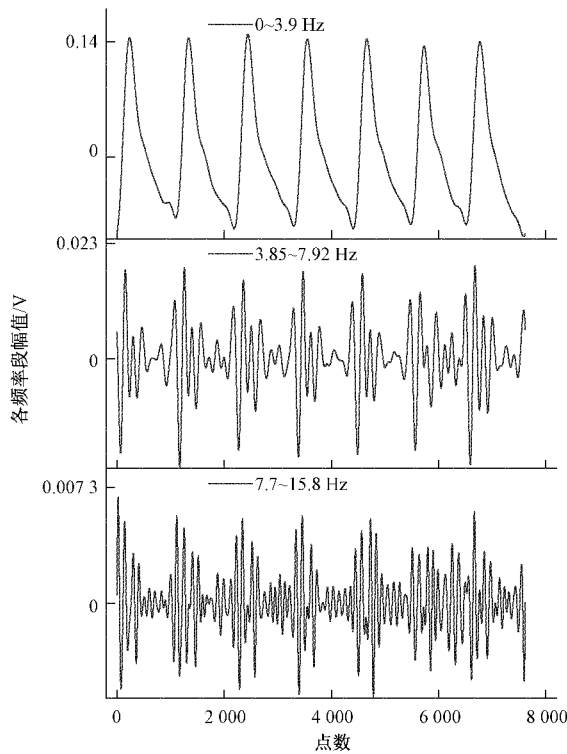
龄变化在脉搏上的体现。

本文利用小波变换的多分辨率特性,将滤除噪声干扰之后的脉搏信号通过连续小波变换进行 7 层分解,对脉搏信号在 0~3.9 Hz、3.85~7.92 Hz 和 7.7~15.8 Hz 3 个频段内的时域分量进行显示,结果如图 11 所示,其中图 11(a)是典型年轻个体的脉搏信号分解图,图 11(b)是典型年老个体的脉搏信号分解图。明显看出由于年龄增长,年轻个体和年老个体在各频段上时域范围内波形轮廓和信号强度存在差异。

通过对不同年龄组小波分解后的各频率段的能量占比进行计算并求平均水平,如表 1 所示。结果表现为,随着年龄增大,0~3.9 Hz 段的能量占比平均水平逐渐变大,这可能是由于随着年龄的增加,动脉结构性变化引起的动脉管壁增厚、变硬,失去弹性、管腔狭窄造成的。



(a) 年轻个体的脉搏波形小波分解图



(b) 年老个体的脉搏波形小波分解图

图 11 不同个体的脉搏小波分解图

表 1 不同年龄组各频率段的能量占比水平 %

不同年龄组	0~3.9 Hz	3.85~7.92 Hz	7.7~15.8 Hz
20~29 岁	84.47	13.61	1.83
30~55 岁	90.96	7.91	0.79
56~80 岁	94.04	5.24	0.53

计算了每个个体在 7.7~15.8 Hz、3.85~7.92 Hz 和 0~3.9 Hz 的能量分布,发现脉搏信号在不同频段内的能量占比分布特征和个体年龄表现出明显的相关性。如图 12 所示为多个变量的相关系数图,可以明显看出,其中在 7.7~15.8 Hz 和 3.85~7.92 Hz 频段内的能量占比和

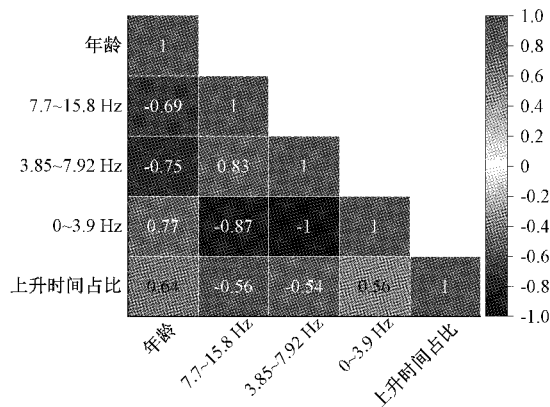


图 12 多个变量的相关系数图

个体年龄呈明显的负相关,皮尔逊相关系数分别为  $r_1 = -0.69, r_2 = -0.75$ ,在 0~3.9 Hz 频段内的能量占比和个体年龄呈明显的正相关,皮尔逊相关系数  $r_3 = +0.77$ ,差异均有高度显著性 ( $P < 0.0001$ )。而且,年龄、脉搏波在不同频段的能量占比和脉搏波上升时间占比三者存在显著的相关性。

### 3 结 论

本文从模拟传统中医三指按压取脉过程出发,研制了三通道脉搏采集系统实现“寸、关、尺”3 个位置不同静态压力下的灵活取脉(3 点相对独立)。通过控制在手腕“寸、关、尺”3 个位置的电机按压距离,对脉管施加不同的压力,采集了 51 例临床病例数据,截取了施压过程中最佳取脉压力下的脉搏波信号进行分析,发现脉搏主波上升时间和年龄的皮尔逊相关系数  $r = +0.64$ 。利用小波分解研究脉搏信号不同频段能量的比例占比发现,脉搏波在高频段(7.7~15.8 Hz 和 3.85~7.92 Hz)能量占比和年龄的皮尔逊相关系数分别为  $r_1 = -0.69, r_2 = -0.75$ 。低频段(0~3.9 Hz)能量占比和个体年龄皮尔逊相关系数  $r_3 = +0.77$ ,差异均有高度显著性 ( $P < 0.0001$ )。

本研究结果提示最佳取脉压力下的脉搏波上升时间占比和各频率段的脉搏波能量占比有望成为年龄增长引发的血管功能变化的信号之一,值得进一步研究。但由于本研究选择的患者数量相对较少,存在一定的局限性,需要大样本研究进一步论证。

### 参考文献

- [1] 张琦. 腕部桡动脉脉搏波信号获取与特征分析研究[D]. 太原:太原理工大学,2021.
- [2] 费兆馥. 现代中医脉诊学[M]. 北京:人民卫生出版社,2006:26-27.
- [3] ALICE Y L, GUAN B, CHEN S, et al. Artificial intelligence meets traditional Chinese medicine: A bridge to opening the magic box of sphygmopalpation for pulse pattern recognition [J]. Digital Chinese Medicine, 2021, 4(1):1-8.
- [4] 蒋颖,刘聪颖,张亚丹,等. 脉诊检测分析仪的研究进展与新思路[J]. 中华中医药杂志,2017,32(1):218-221.
- [5] CHUNG Y F, HU C S, LUO C H, et al. Possibility of quantifying TCM finger-reading sensations: II. An example of health standardization [J]. European Journal of Integrative Medicine, 2012, 4(3), DOI: 10.1016/j.cujim.2012.03.004.
- [6] ZUO W M, WANG P, ZHANG D. Comparison of three different types of wrist pulse signals by their physical meanings and diagnosis performance [J]. IEEE Journal of Biomedical & Health Informatics, 2016, DOI: 10.1109/JBHI.2014.2369821.

- [7] 罗志昌,张松,杨文鸣,等. 脉搏波波形特征信息的研究[J]. 北京工业大学学报, 1996(1):71-79.
- [8] 罗志昌,张松,杨益民,等. 微循环容积脉搏血流特征信息的研究[J]. 北京生物医学工程, 2001(2):98-101.
- [9] ZHANG Z C, ZHANG Y, YAO L, et al. A sensor-based wrist pulse signal processing and lung cancer recognition[J]. Journal of Biomedical Informatics, 2018, DOI: 10.1016/j.jbi.2018.01.009.
- [10] 何沙沙. 基于脉搏波的亚健康识别之特征提取与选择研究[D]. 西安:西安科技大学, 2020.
- [11] 张俊利, 蔺端燕. 容积脉搏波的检测方法及其在评价心血管功能方面的应用[J]. 北京生物医学工程, 2007, 26(2):220-224.
- [12] WANG D, ZHANG D, LU G. A robust signal preprocessing framework for wrist pulse analysis[J]. Biomedical Signal Processing & Control, 2016, 23: 62-75.
- [13] 季忠,刘旭. 基于波形特征和小波的脉搏波特征点识别研究[J]. 仪器仪表学报, 2016, 37(2): 379-386.
- [14] 孟维良,王胜男. 人体脉搏信号的希尔伯特-黄特征提取[J]. 电子测量技术, 2017, 40(9):271-274.
- [15] PELTOKANGAS M, VAKHITOV D, SUOMINEN V, et al. Lower limb pulse rise time as a marker of peripheral arterial disease [J]. IEEE Trans Biomed Engineering, 2019, DOI: 10.1109/TBME.2019.2892407.
- [16] ALLEN J, STANSBY G, MURRAY A. Age-related changes in pulse risetime measured by multi-site photoplethysmography [J]. Physiological Measurement, 2020, DOI: 10.1088/1361-6579/ab9b67.

### 作者简介

赵云龙, 硕士, 主要研究方向为中医脉诊数字化技术。

E-mail: mailzyl@163.com

张志东(通信作者), 硕士生导师, 主要研究方向为医用传感器与中医数字化系统。

E-mail: zdzhang@nuc.edu.cn

薛晨阳(通信作者), 博士生导师, 主要研究方向为微纳传感器系统集成。

E-mail: xuechenyang@nuc.edu.cn