

## 基于云端的口袋式人体脉搏诊断仪\*

姜韵慧<sup>1</sup> 唐健<sup>1</sup> 施文娟<sup>1</sup> 王晓亮<sup>2</sup> 高君益<sup>3</sup>

(1. 盐城师范学院新能源与电子工程学院 盐城 224002;

2. 中国科学院半导体研究所 北京 100083; 3. 黑龙江大学电子工程学院 哈尔滨 150000)

**摘要:** 脉搏波所呈现出的形态、强度、速率和节律等方面的综合信息,反映了人体心血管系统的众多生理病理信息。现代医学通过脉搏波获取心血管动力学参数,我国传统医学通过脉搏诊断人体各个器官、经络的健康状况。本系统采用科学的手法采集并分析脉搏波,光电容积脉搏波描述法因其无创、便宜、方便等优点,在评估血液动力学参数方面应用较多。尤其是用于血氧饱和度、血压以及心输出量的测量。本系统在光电容积描述法采集脉搏波信号后利用专业算法,提取心血管动力学参数的同时结合传统医学分析人体12经络健康状况,最后将历史数据保存并通过TCP远程共享。

**关键词:** 光电容积脉搏波;口袋实验室;云诊断;12值

**中图分类号:** TH77; R318.6 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 310.61

## Pocket-type human pulse diagnostic instrument based on cloud

Jiang Yunhui<sup>1</sup> Tang Jian<sup>1</sup> Shi Wenjuan<sup>1</sup> Wang Xiaoliang<sup>2</sup> Gao Junyi<sup>3</sup>

(1. School of New Energy and Electronics, Yancheng Teachers University, Yancheng 224002, China;

2. Institute of Semiconductors, Chinese Academy of Sciences, Beijing 100083, China;

3. School of Electronic Engineering, Heilongjiang University, Haerbin 150000, China)

**Abstract:** The comprehensive information of pulse wave such as morphology, intensity, rate and rhythm et al. reflects a host of physiological and pathological information of human cardiovascular system. Modern medicine attempts to analysis cardiovascular dynamic parameters through pulse wave while traditional Chinese medicine obtains diagnosis of the various organs of the human body and the health status of the meridian. This system uses scientific method to collect and analyze the pulse wave. PPG (photoplethysmography) has been widely used in the evaluation of hemodynamic parameters for its advantages like non-invasive, cheap, convenient and so on, especially for blood oxygen saturation, blood pressure and cardiac output measurements. While the pulse signal is collected, related professional algorithm will be applied to extract the cardiovascular dynamic parameters. What's more, traditional Chinese medicine pulse-taking test technique is also introduced to analyze the health condition of the meridian of human body. Finally, the historical data can be saved to local and shared through TCP remotely.

**Keywords:** photoplethysmography; analog discovery 2; cloud medical treatment; 12 values

## 1 引言

脉诊是中医独创的诊断方法,这是因为脉搏中含丰富的生理信息和病理信息。中医通过施以轻重不同的压力,以其三指作为腕部桡动脉处“寸、关、尺”部位的脉搏的感知工具来诊断病情<sup>[1-2]</sup>。此外,脉搏波是由于心脏的搏动沿动脉血管和血流向外周传播形成,现代医学发现其表现了血管的物理几何等性质。两者都是从脉搏波的压力与波形周期等特征中提取各种生理病理信息<sup>[3-4]</sup>。当脉搏波由心脏

开始向动脉系统传播时,不仅受到心脏本身的影响,同时也会受到流经各级动脉及分支中各种生理因素如血管阻力、管腔大小和血液黏性等因素的影响,这使得动脉波中包含有极丰富的心血管系统和全身经络的生理病理信息<sup>[5]</sup>。在电子技术和计算机技术高度发展的今天,脉诊技术也更加客观化、量化,并实现传统医学与现代医学相结合。

自1775年瑞士数学家尤拉(Leonhard Euler)首次定量地从流体力学角度研究人体脉搏波的传播规律以来,对

收稿日期:2017-03

\* 基金项目:国家自然科学基金(51504214)资助项目

人体脉搏的信号检测并由此建立人体心血管系统的模型,一直是生物医学与医疗仪器所关注的热点之一<sup>[6-8]</sup>。国内传统医学和现代技术结合的研究中<sup>[9-10]</sup>,罗志昌的脉搏波特征量  $K$  分析影响尤为突出,但是  $K$  值提取主要是建立在脉搏波曲线某些点的特征上,没有把曲线所包含的全部信息利用起来,导致了大量的信息丢失<sup>[11-13]</sup>。本设计采取时频结合分析、传统医学和现代医学综合诊断的手法<sup>[14]</sup>。首先选择脉搏波曲线中一些有明确生理意义的点(如主波、重搏前波和重搏波高度等)作为评价脉搏波的特征点,将这些特征点和对应的生理因素结合起来,得到部分有临床医学价值的结果。除此之外,设计中加入了频域分析,通过离散快速傅里叶变换提取信息,将时域的脉搏波信号变换到频域,全面分析信号信息,从频谱中提取人体生理病理相应的信息<sup>[15-16]</sup>。

最后检测数据与诊断信息自动保存到电脑本地,以供数据比较分析及实时查询。此外,相关信息可以通过 TCP 网络远程共享,实现病人医生远程沟通,极大地方便了医疗诊断,提高了患者就医效率。

## 2 方法

### 2.1 系统

如图 1 所示,系统主要由传感器模块、信号采集传送模块、数据处理分析模块以及信息显示模块几部分组成。

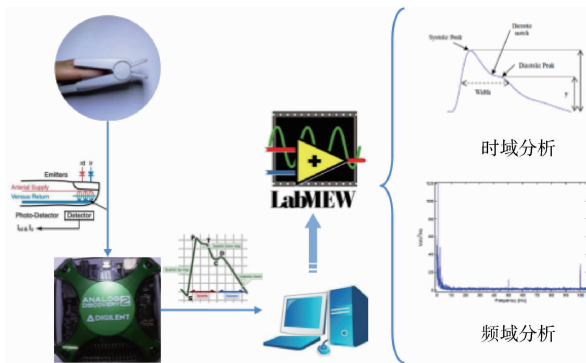


图 1 系统框架图

#### 2.1.1 传感器模块

本设计前端信号采集选用光电容积脉搏传感器 HKG-07,光电容积描述法是借助光电手段<sup>[17]</sup>,在活体内无创地检测血液容积变化的一种高效的信号描述手法。HKG-07 利用红外线检测由于心脏跳动而引起的手指尖内微血管容积发生的变化,经过信号放大、调理、整形输出完整的脉搏波电压信号。心脏收缩时外周血容量最多,光吸收量也最大,而检测到的光强度最小,输出电压也就最小;心脏舒张时,则相反。

#### 2.1.2 信号采集传送模块

信号采集的系统以 Digital 公司的 Analog Discovery 2

为硬件核心,主要包括光电脉搏传感器及其驱动电路、模拟信号采样电路、USB 接口电路以及串口接收程序。信号实时采集设计流程如图 2 所示。

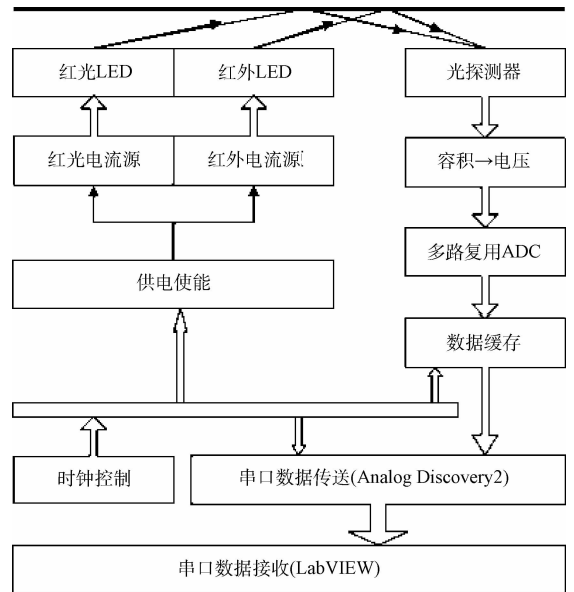


图 2 信号实时采集设计流程

Analog Discovery 2 首先用于传感器供电使能。传感器 LED 发出的单色光经人体透光区域吸收之后,出射光由光电传感器接收并转为电压信号,数据经 Analog Discovery 2 预处理后通过 USB 串口发送到 PC。上位机 LabVIEW 串口读取程序接受串口发送来的数据以供进一步滤波和专业算法处理,随后对数据进行存储和实时显示,并作出初步诊断。

#### 2.1.3 信号处理分析模块

系统选用 LabVIEW 独特的图形化编程语言(G 语言)开发 PC 机应用程序,开发语言中包含了快速傅里叶分析、小波分析等模块。整个 LabVIEW 程序主要由串口控制、信号读取、数据显示以及数据处理几部分组成。

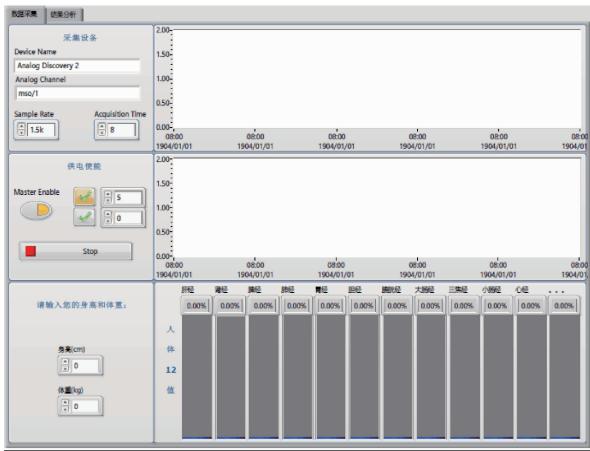
LabVIEW 程序是数据流方式驱动的,节点之间的数据流控制着程序的执行次序。因此可以通过节点之间的连线来完成节点之间的数据传递,取代文本程序中变量的作用,使得程序更加简洁高效、清晰易懂。

#### 2.1.4 信息显示模块

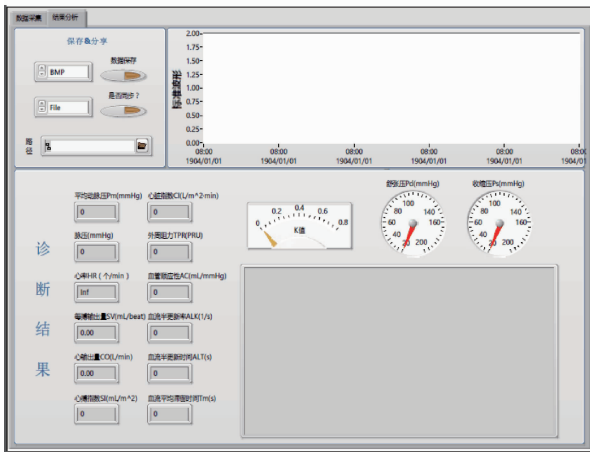
1)信号采集界面:信号采集界面包含了下位机 Analog Discovery 2 控制模块、采样控制模块、身高体重录入模块以及原始信号显示模块(图 3)。

Analog Discovery 2 又名口袋实验室,本系统中主要用作 USB 单通道示波器以及恒流电压源。LabVIEW 中有特定的驱动软件包,上位机可以手动设定输出电压、采样点以及采样时间。

2)诊断结果界面:此界面是主要面向用户的 UI,由经平滑滤波后的标准脉搏波波形显示、心血管参数显示、诊断



(a) 前面板1(信号采集)



(b) 前面板2(诊断结果)

图 3 信息显示模块

结论显示以及保存和分享模块组成。

本系统的一个核心突破就是实现了历史数据的保存以及云端数据的共享。高血压、心泵血能力差等疾病使用者需要长时间定时监测自己的健康状态,并且将历次的测试结果做对比分析,实时获取自己一个阶段的健康改善。TCP 协议是一个面向连接的传输控制协议,同时具有顺序传输、流量控制、拥塞控制、差错控制等机制,能够实现可靠的连接服务,为数据的无差错传输提供了保障。连接包括服务器监听,客户端向服务端提出连接请求以及服务器端响应连接请求。系统设计即将病人的 PC 作为服务器端,脉搏测试后波形通过 TCP 协议实时同步显示到医生的 PC 机也即客户端,实现远程诊断。

## 2.2 血管动力学参数分析

### 2.2.1 脉宽脉域

通常定义脉冲宽度的在收缩期的半高处为脉宽,脉宽和全身血管阻力具有一定的相关性<sup>[18-19]</sup>。脉冲面积即为单个脉搏波的总面积,人体在运动和非运动状态下脉域的变化相差较大。研究中,将脉域沿重搏切迹分为两个部分,两

部分面积的比值即拐点面积比(IPA),其在评价血管外围阻力有重要的参考价值。

$$IPA = \frac{S_2}{S_1} \quad (1)$$

### 2.2.2 收缩压

如图 4 所示,收缩压即是当心脏收缩时,测量部位动脉血液引起的血流容积的脉动。Dorals 和 Nijboer 发现在相当宽的心输出容量内,收缩振幅与局部血管扩张能力成正比。经研究发现,收缩压比血液流经时间等参数在分析血压时更具有参考价值。

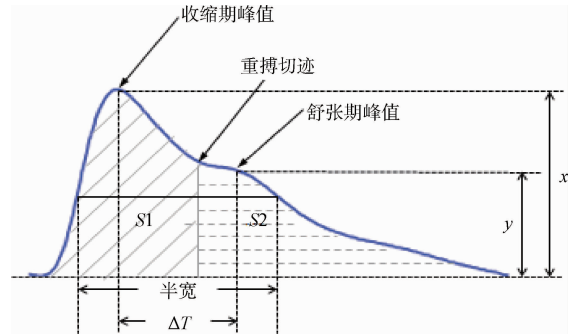


图 4 典型脉搏波

### 2.2.3 脉搏波波形特征量 K 值

以脉搏波波图面积变化为基础的脉搏波波形特征量 K 值,其定义为:

$$K = \frac{P_m - P_d}{P_s - P_d} \quad (2)$$

其中,  $P_m = \frac{1}{T} \int_0^T P(t) dt$  为平均动脉压,  $P_s$  和  $P_d$  分别为收缩压和舒张压。K 值的大小仅取决于脉搏波的波图面积,与收缩压  $P_s$  和舒张压  $P_d$  的绝对值无关,是一个无量纲的参数。不同生理病理状态下脉图波形和面积都会有很大变化,这个变化可以用 K 值来表示。

### 2.2.4 心率

通过以上的分析,根据脉搏波可以计算出脉搏波形特征量 K 值,这为其他血流参数的计算奠定了基础。首先根据在计算 K 值过程中的脉搏波的周期检测,可以方便求出脉搏波的平均周期 T,心率 HR 可通过一个周期脉搏波形的数据个数与系统采样频率计算出:

$$HR = \frac{60 f_s}{N_T} \quad (3)$$

式中:  $f_s$  指系统采样频率(Hz),  $N_T$  指单个周期脉搏波的数据个数。

### 2.2.5 心输出量

心脏射血每分钟射出的血液总量称为每分输出量,心脏单次搏动射出的血量称为心搏输出量,通常情况下所说的心输出量主要是每分输出量。心脏射血功能反映了心血管循环系统的效率,因此个体心输出量的大小和自身的细

胞代谢速率匹配。

根据每搏心输出量的定义:

$$SV = \frac{0.283}{K^2} \times (P_s - P_d) \times T \quad (4)$$

### 2.2.6 心脏指数

即单位体表面积内的每分钟输出的血量。

$$CI = \frac{CO}{BAS} \quad (5)$$

其中,  $CO = \frac{17}{K^2}(P_s - P_d)$  为心脏每分钟搏动的输出血量,  $BAS = 0.0061H(\text{cm}) + 0.0128W(\text{kg}) - 0.1592$  为体表面积。

### 2.2.7 增加指数

增加压力是脉搏波对收缩动脉压变化的反映,通过测量来自血管周边到中心的反射波而得到。弹性动脉的顺应性降低会导致反射波的过早返回,其在收缩期而不是在舒张期达到,从而导致收缩压的不成比例的上升以及脉压的增加。随之左心室负荷增加后,舒张血压降低、冠状动脉灌注受损。

Rubins 等人使用下式中反射指数并引入增强指数运算:

$$AI = \frac{x-y}{x} \quad (6)$$

### 2.2.8 大动脉僵硬指数

波形的收缩分量主要由沿着左心室到手指的直接传输路径的前向压力波产生。舒张分量主要由沿着主动脉传播到下肢小动脉压力波产生,从主动脉沿主动脉反射回来作为反射波,反射波继而传播到手指。上肢为两者直接提供了共同的导管发射的压力波和反射波。因此,其对相对时间几乎没有影响。收缩期和收缩期之间的时间延迟,舒张峰与压力波的渡越时间有关,从锁骨下动脉的根部到表面部位反射并回到锁骨下动脉。这个路径长度可以假设与受试者身高  $h$  成比例。

$$SI = \frac{H}{\Delta T} \quad (7)$$

经过对单周期脉搏波时域分析,可以确定 PPG 与大动脉硬度 SI 相关指数。收缩期和舒张期之间的时间延迟峰值随着年龄增加而减小,这是由于大动脉硬度增加和压力波在主动脉和大动脉中的脉搏波速度增加的结果。

## 2.3 中医脉象分析

中医的脉诊主要依据不同的器官与心跳的不同谐波共振,傅里叶  $C_0$  的大小,为心脏在一周期的总负荷。心跳的第一次谐波振幅  $C_1$ ,第二谐波振幅  $C_2, C_3, C_4, \dots$  则可视作血液分配在各个频率的能量指标,谐波分析如表 1 所示。

表 1 谐波分析

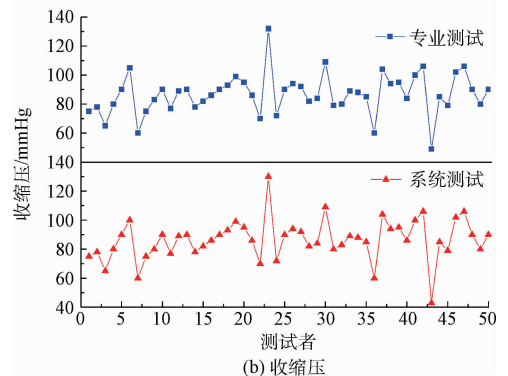
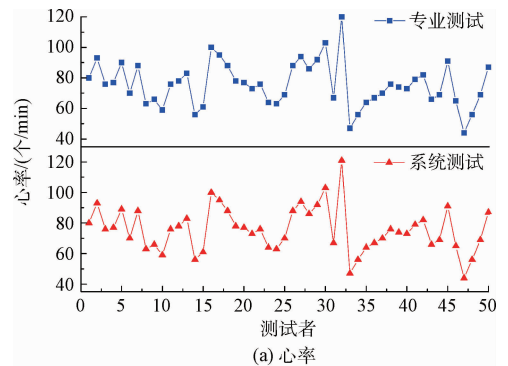
谐振波数	谐振波波幅/mV	正常化波幅/%
C0	1766.34277	100.00000
C1	1505.68243	85.24292
C2	876.61273	49.62869
C3	399.75214	22.63136
C4	296.97833	16.81318
C5	191.11801	10.81998
C6	81.61549	4.62059
C7	48.29361	2.73410
C8	29.18774	1.65244
C9	14.31484	0.81042
C10	4.60961	0.26097

## 3 结果

### 3.1 实验误差

在临床上观察外周阻力增高和降低对脉搏波波形特征和 K 值的影响,首先对随机 50 人(10~75 岁)和不同健康状况(健康人和不同程度高血压血管硬化病患者)的人群进行实测波形统计分析。并将本系统测试数据与市面成熟的仪器测试数据对比,测试结果如图 5 所示。

相关系数适用于反映变量之间相关关系密切程度的统计指标。



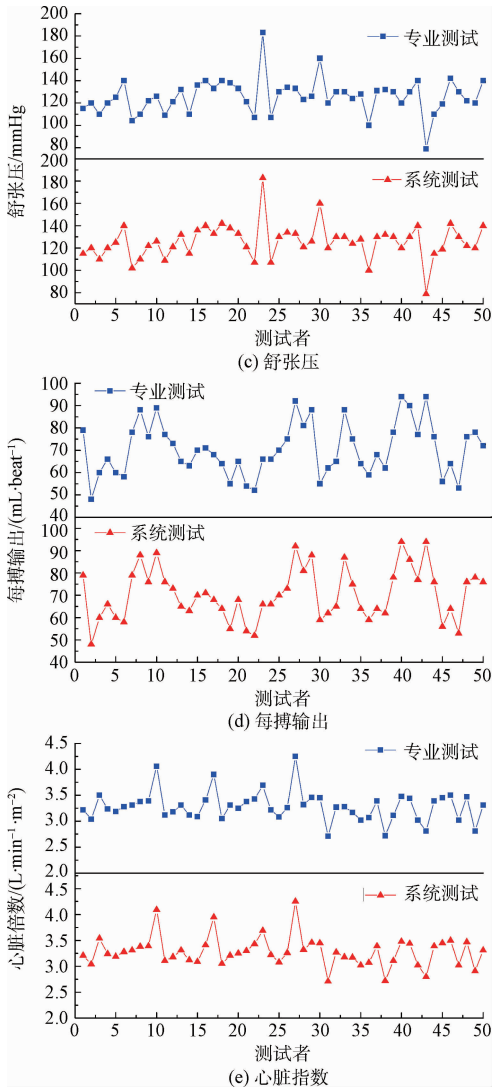


图 5 指数测试准确度比较

$$r = \frac{\sum (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum (x_i - \bar{x})^2 \sum (y_i - \bar{y})^2}} \quad (8)$$

专业测试与系统测试的数据相关性分析如表 2 所示。

表 2 专业测试和本设计测试相关性

测试量	相关性
心率	0.999862347
收缩压	0.9955536
舒张压	0.997443844
每搏输出量	0.994269069
心脏指数	0.99503607

### 3.2 误差分析

如表 3 所示,血压、外周血流量等参数易受到交感活动

以及温度变化等因素的影响,这可能导致显著的误差。

表 3 影响收缩压的不同因素

收缩压	因素	影响
过低	测试点的海拔	血容量脉搏减少和血容量减少
	外周阻力增加,动脉血压升高	血量波动减少
	血容量过低	血量波动减小
	局部体温过低	外周血管收缩
	交感激活 血管收缩剂	外周血管收缩 外周血管收缩
过高	心输出量增加,动脉血压增加	增加血容量脉动
	大多数麻醉剂	外周血管扩张
	硬膜外麻醉	外周血管扩张

## 4 结 论

利用 LabVIEW 图形化编程,实现脉搏信号的数据采集、存储、共享以及健康诊断。硬件平台选用 Analog Discovery 2,使得整个装置可移动性强,使用方便。对比已经面市的技术成熟的脉搏计,本系统监测数据准确,除此之外,本系统还提供了初步的健康诊断。通过 50 个测试者的测试验证了算法的有效性和适用性。该设计是脉诊技术走向客观化、现代化的一个标志,为医疗大数据处理分析打下了基础。

## 参考文献

- [1] 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.
- [2] 行鸿彦,许瑞庆,王长松.基于经验模态分解的脉搏信号特征研究[J]. 仪器仪表学报,2009,30(3):596-602.
- [3] CUI J, XU B, WANG N Y, et al. MPDF: mobile pulse data format for traditional Chinese medical mHealthcare [J]. Journal of China Universities of Posts and Telecommunications, 2013, 19(2): 189-196.
- [4] 李凌,李娜,李刚.基于 LabVIEW 的动态光谱光电脉搏波信号提取的快速算法[J]. 光谱学与光谱分析, 2010,30(2):444-447.
- [5] 王礼立,王晖.脉搏波系统的力学模型及反演兼对若干中医学问题的讨论[J]. 力学学报,2016,48(6): 1416-1424.
- [6] VELIKA R. An objective review of the technological developments for radial pulse diagnosis in traditional

- Chinese medicine[J]. European Journal of Integrative Medicine, 2015, 7(4): 321-331.
- [7] PARAK J, KORHONEN I. Evaluation of wearable consumer heart rate monitors based on photoplethysmography[C]. 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2014:3670.
- [8] 洋洋,陈小惠,王保强,姜吉荣. 脉搏信号中有效信号识别与特征提取方法[J]. 电子测量与仪器学报, 2016, 30(1):126-132.
- [9] CHOUDHARIA P, PANSEA M S. Finite Element Modeling and simulation of arteries in the human arm to study the aortic pulse wave propagation [J]. Procedia Computer Science, 2016, 93: 721-727.
- [10] LI R X, QAQISH W, KONOFAGOU E E. Performance assessment of pulse wave imaging using conventional ultrasound in canine aortas ex vivo and normal human arteries in vivo[J]. Artery Research, 2015(11): 19-28.
- [11] 乜国荃,王永宁. 人体脉搏测试系统的设计与实现[J]. 国外电子测量技术, 2011, 30(5):55-58.
- [12] 崔波,高博,龚敏. 基于红外反射光容积脉搏波的血管阻力研究[J]. 光散射学报, 2011, 23(4):406-410.
- [13] ZHANG Y S, LIU B Y, ZHANG ZH L. Combining ensemble empirical mode decomposition with spectrum subtraction technique for heart rate monitoring using wrist-type photoplethysmography [J]. Biomedical Signal Processing and Control, 2015 (21): 119-125.
- [14] LIBERSON A S, LILLIE J S, DAY S W, et al. A physics based approach to the pulse wave velocity prediction in compliant arterial segments[J]. Journal of Biomechanics, 2016, 49 (14):3460-3466.
- [15] 李刚,包磊,周梅,等. 一种测量动脉血氧饱和度的新方法[J]. 光谱学与光谱分析, 2016, 36(1):196-200.
- [16] 章伟,高博,龚敏. 基于 LabVIEW 的光电容积脉搏波采集系统[J]. 测控技术, 2011, 30(12):16-19.
- [17] 陈妮,张国栋,颜焕欢. 便携式无线光电容积脉搏波采集系统设计 [J]. 电子测量技术, 2017, 40(1): 101-104.
- [18] DU T, HU D, CAI D. A fast algorithm for the simulation of arterial pulse waves [J]. Journal of Computational Physics, 2016(314): 450-464.
- [19] WEI Y B, HUANG W C, WEI ZH, et al. Double-path acquisition of pulse wave transit time and heartbeat using self-mixing interferometry[J]. Optics Communications, 2017(393):178-184.

## 作者简介

唐健,工学博士,副教授,主要研究方向为半导体器件及系统。

E-mail:jtang1982@163.com

(上接第 178 页)

- [21] HONSEK R, HABASHI W G. FENSAP-ICE: Eulerian modeling of droplet impingement in the sld regime of aircraft icing[C]. Aiaa Aerospace Sciences Meeting and Exhibit, 2006.
- [22] 王超,常士楠,吴孟龙,等. 过冷大水滴飞溅特性数值分析[J]. 航空学报, 2014, 35(4):1004-1011.
- [23] MESSINGER B L. Equilibrium temperature of an unheated icing surface as a function of air speed [J]. Journal of the Aeronautical Sciences, 2012, 20(1):29-42.
- [24] 许常悦. 圆柱可压缩绕流及其流动控制的大涡模拟研究[D]. 北京:中国科学技术大学, 2009.
- [25] TAN C, PAPADAKIS M. Simulation of SLD impingement on a high-lift airfoil [C]. AIAA Aerospace Sciences Meeting and Exhibit, 2013.

## 作者简介

祁相莹,硕士研究生,主要研究方向为飞机结冰探测技术。

E-mail:13264704356@163.com

张洪(通讯作者),工学硕士,讲师,主要研究方向为多相流检测技术、飞机结冰探测技术等。

E-mail:sunrace@mail.hust.edu.cn

郑英,工学博士,教授,主要研究方向为工业过程控制、监控、故障诊断等。

E-mail:zyhidy@mail.hust.edu.cn