

基于聚偏氟乙烯薄膜的穿戴式呼吸检测系统

邱小烨, 严荣国, 李俊国, 李永洋

上海理工大学医疗器械与食品学院, 上海 200093

【摘要】针对人体呼吸信号的特点设计一种基于聚偏氟乙烯(PVDF)压电薄膜材料的可穿戴式呼吸检测系统。人体呼吸时PVDF薄膜受力产生的感应电荷较少,经信号调理电路将电荷量转换成电压量。单片机通过模数转换器获得呼吸信号数据,通过蓝牙发送给上位机。上位机从获得的数据中提取呼吸波形,并进行平滑滤波、自适应双阈值来计算呼吸率。试验结果表明,本系统可以实时准确地检测出人体的呼吸波形,呼吸次数识别的准确率在90%以上,可以满足人体呼吸监护的需求。

【关键词】聚偏氟乙烯薄膜;呼吸检测;平滑滤波;自适应双阈值;呼吸率

【中图分类号】R318.04

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2018)11-1313-05

Development of a wearable respiration detection system based on polyvinylidene fluoride film

QIU Xiaoye, YAN Rongguo, LI Junguo, LI Yongyang

School of Medical Instrument and Food Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China

Abstract: In view of the characteristics of human respiratory signals, a wearable respiration detection system based on polyvinylidene fluoride (PVDF) piezoelectric film is proposed. The induced charge collected from human respiration by a PVDF thin film is relatively weak, and converts to the voltage by signal conditioning circuit. The microcontroller obtains the respiratory signal data through analog-to-digital converter, and sent to the host computer via Bluetooth. The host computer extracts the respiratory waveform from the obtained data and calculates respiratory rate via smooth filtering and adaptive dual-threshold technique. The experimental results showed that the system can accurately detect the respiratory waveform of the human body, and that the accuracy rate of the recognition of the number of breaths is above 90%, which meets the needs of human respiration monitoring.

Keywords: polyvinylidene fluoride film; respiration detection; smooth filtering; adaptive dual-threshold; respiratory rate

前言

呼吸是人体重要的生命活动之一,是人体正常生理代谢的必要保证^[1]。人的心肺功能特征在很大程度上通过呼吸信号的强度、速率等参数反映出来,因此监测人体呼吸信号对呼吸系统疾病的诊断和治疗具有重要意义,通过对人体呼吸状况的监测来发现并预防呼吸道、肺部及心血管等部位的病变,如睡眠呼吸暂停综合征和慢性阻塞性肺疾病^[2-4]。

近年来随着医学技术的发展和人们对健康状况的

不断重视,穿戴式生理参数监测设备因其具有体积小、使用便捷、价格便宜等优点得到迅速推广,对家庭监护和疾病预防发挥着越来越大的作用^[5]。目前,国内外的呼吸信号检测方法主要有:(1)利用压电薄膜传感器检测人体呼吸时胸腹部的形变量来实现呼吸信号的监测^[6];(2)通过呼吸阻抗与人体胸腔容积的对应关系间接监测人体呼吸状况^[7];(3)采用温度传感器获取人体呼吸时鼻腔的温度变化从而获取人体呼吸信号^[8];(4)由心电信号提取人体呼吸信号等^[9]。利用压电薄膜传感器监测人体呼吸信号具有简单方便、稳定性高、反应灵敏等优点。因此,本文设计一种基于聚偏氟乙烯(PVDF)薄膜的可穿戴式呼吸检测系统来帮助患者实时监测呼吸状况,对发现并预防呼吸系统疾病具有指导意义。

1 系统架构

本文设计的可穿戴式呼吸检测系统是由呼吸信

【收稿日期】2018-05-17

【基金项目】2017年度上海市教委本科重点课程项目

【作者简介】邱小烨,硕士研究生,研究方向:医用电子仪器,E-mail: 582405688@qq.com

【通信作者】严荣国,博士,副教授,硕士生导师,研究方向:生物医学工程,E-mail: yanrongguo@usst.edu.cn

号采集模块和上位机组成,具体系统架构如图1所示。呼吸信号采集模块主要包括PVDF薄膜、单片

机、蓝牙模块、电源模块等。上位机由Qt5开发,用于实现呼吸波形实时绘制和计算呼吸率等功能。

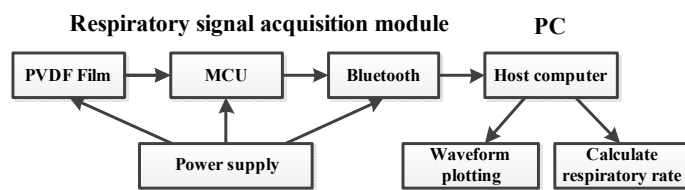


图1 系统架构

Fig.1 System architecture

PVDF: Polyvinylidene fluoride

1.1 PVDF 薄膜

PVDF 薄膜材料具有频响宽、动态范围大、力电转换灵敏度高特点^[10]。因此使用PVDF薄膜作为感应端,通过可伸缩弹力腰带系在腰部或胸部,当人体呼吸时腹部或胸腔周期性扩张和收缩致使PVDF薄膜受到外力而发生机械形变,产生与受力呈线性关系的电荷量经由信号调理电路转化成电压信号,用于表征呼吸信号^[11]。

1.1.1 PVDF 悬臂梁模型 PVDF 薄膜采用悬臂梁结构,其模型如图2所示。图中各参数分别表示: L 为PVDF薄膜的长度; W 为PVDF薄膜的宽度; H 为PVDF薄膜的厚度; A 为PVDF薄膜的表面积, $A=L \times W$; S 为PVDF薄膜的截面面积, $S=W \times H$; d_{31} 为PVDF薄膜的压电常数; L_0 为探针的长度。

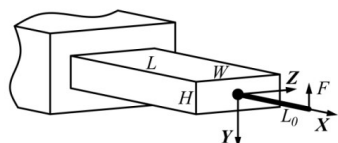


图2 PVDF悬臂梁模型

Fig.2 PVDF cantilever beam model

根据压电效应,PVDF薄膜表面产生相同的正负电荷数量,其电荷数 Q 为:

$$Q = \int d_{31} \varepsilon dA \quad (1)$$

ε 为PVDF薄膜表面的张力:

$$\varepsilon = \frac{2}{WH} \int_0^{\frac{H}{2}} \varepsilon_0 dS \quad (2)$$

ε_0 为PVDF薄膜内任意一点的张力:

$$\varepsilon_0 = \frac{M}{I_z} y \quad (3)$$

I_z 为PVDF薄膜的惯例力矩:

$$I_z = \frac{WH^3}{12} \quad (4)$$

M 为PVDF薄膜的弯曲力矩:

$$M = F(L - x - L_0) \quad (5)$$

根据式(1)~式(5),得到:

$$Q = \frac{3d_{31}L(L+2L_0)}{2H^2} F \quad (6)$$

由式(6)可以看出PVDF薄膜表面产生的力 F 与电荷 Q 之间呈线性关系,但由于其产生的电荷较少,因此在实际应用中很难直接测得产生的电荷,为此需要设计信号调理电路将电荷量转换成电压量。信号调理电路包括电荷放大电路和电压放大电路。

1.1.2 电荷放大电路 当PVDF薄膜受到应力而产生形变时,产生的电荷量较少,只有几十或几百皮库(pC),因此需要设计一个电荷放大电路将电荷信号放大且转化成电压信号^[12]。电荷放大电路的主要作用有:(1)与PVDF的阻抗匹配,将高阻抗输入变成低阻抗输出;(2)将微弱电荷转换成电压信号并放大^[13-14]。因此,电荷放大电路采用负反馈放大电路,且选用高输入阻抗的放大器,其电路结构如图3所示。

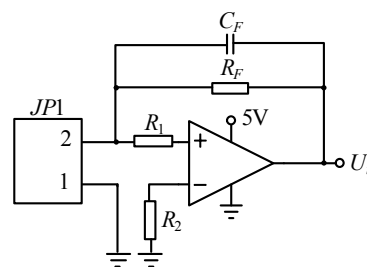


图3 电荷放大电路

Fig.3 Charge amplifying circuit

1.1.3 电压放大电路 PVDF薄膜输出的电压值经由电荷放大电路后较小,因此需要接入放大电路将电压信号放大到理想稳定的幅度。电压放大电路的基本电路图如图4所示。

图中 U_i 为本电路的输入电压, U_o 为输出电压, U_R 为参考电压,其值为供电电压的1/2, R_2 为电位器接入电路中的电阻值。两者关系可以表示为:

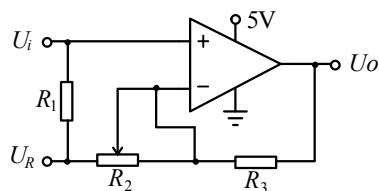


图4 电压放大电路

Fig.4 Voltage amplifying circuit

$$\frac{U_o - U_i}{R_3} = \frac{U_i - U_R}{R_2} \quad (7)$$

$$U_o = \frac{R_2 + R_3}{R_2} U_i - \frac{R_3}{R_2} U_R \quad (8)$$

当放大电路工作时,因供电电压不是绝对稳定,需要通过调节 R_2 、 R_3 的关系来达到最好的放大效果。所以 R_2 采用可调电位器来代替固定阻值电阻,以提高放大电路的灵活性与可操作性^[15]。

1.2 蓝牙模块

单片机将采集到的呼吸信号数据通过串口发送到蓝牙模块,使用低功耗蓝牙技术与PC端的蓝牙串口适配器通信。蓝牙模块是基于TI公司CC2541开发的低功耗蓝牙解决方案,CC2541将RF收发器和一个标准的增强型8051MCU组合在一起,具有高性能、低成本、低功耗等特点和高集成度、易于开发的优势^[16]。

1.3 上位机

上位机使用Qt5开发,Qt是一个跨平台的C++图形用户界面应用程序框架,具有优良的跨平台特性、面向对象、丰富的API等优势^[17-18]。本文使用Qt5的QSerialPort类进行串口通讯开发,并通过Qt多线程技术和第三方类库QCustomPlot来实现呼吸率计算和实时波形绘制。

2 算法

由于不同人呼吸时的呼吸强度不同,以及噪声所带来的误差等,一个完整的呼吸波形可能会包含2个或2个以上的尖峰值,如果采用传统的峰值检测很难检测出实际的呼吸率。因此,本文采用自适应双阈值法来检测呼吸率。首先,对输入呼吸信号数据进行平滑滤波处理,达到平滑信号的效果;其次,在相应的时间窗内判断平滑滤波后呼吸信号数据的极值,通过一系列运算计算出上阈值和下阈值;最后,按照极大值大于上阈值和极小值小于下阈值的方式来完成呼吸波形的检测,得到呼吸率^[19]。

2.1 平滑滤波

为了降低心脏跳动的干扰和噪声所带来的误差,本文采用平滑滤波的方法。平滑滤波避免了繁

琐的卷积运算,采用连续几点拟合信号的低频分量,平滑高频分量^[20]。其差分方程为:

$$A_n = \sum_{i=0}^{L-1} a_{n-i}/L \quad (9)$$

其中, a_{n-i} 为原始呼吸信号幅值; A_n 为滤波后的呼吸信号幅值; L 为子序列长度。 L 的大小与信号的平滑度正相关,本文 L 取7。图5为平滑滤波前后的呼吸信号数据,滤波后的曲线更平滑,降低高频毛刺噪声的干扰。

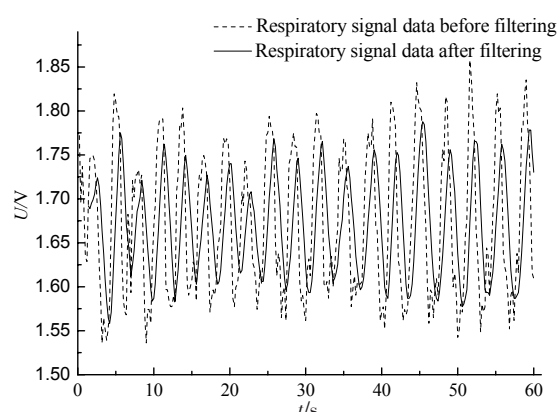


图5 滤波前后呼吸信号数据

Fig.5 Respiratory signal data before and after filtering

2.2 时间窗长度选择

对平滑滤波后的呼吸信号数据,如果采用固定时间窗的方法来检测极值,往往会造成完整呼吸波形的个数漏检,从而不能准确地检测出固定时间窗的呼吸率。本文选择检测到某个时间窗的第一个极值为时间窗的起始点,每隔6个极值点为一个时间窗的长度。

2.3 极值判断

设置一个长度为3的队列数组(先入先出)来存储滤波后某个时间窗中的呼吸信号数据,从时间窗开始读入3个数据后进行极值的判断,一旦检测到极值,队列数组的3个数据全部重新读入,否则,每次判断后将队首数据移除并在队尾加入新的数据。

设队列数组的3个数据分别为 A_i 、 A_{i+1} 、 A_{i+2} ,若 $A_i < A_{i+1}$ 且 $A_{i+1} \geq A_{i+2}$,则 A_{i+1} 为极大值;若 $A_i > A_{i+1}$ 且 $A_{i+1} \leq A_{i+2}$,则 A_{i+1} 为极小值。

2.4 双阈值计算

对于某个时间窗中的呼吸信号数据,则此时间窗的上阈值 T_U 和下阈值 T_L 分别为:

$$T_U = 0.7 \times \sum_{i=1}^{N_{\max}} \frac{\text{Max}_i}{N_{\max}} + 0.3 \times \sum_{i=1}^{N_{\min}} \frac{\text{Min}_i}{N_{\min}} \quad (10)$$

$$T_L = 0.3 \times \sum_{i=1}^{N_{\max}} \frac{\text{Max}_i}{N_{\max}} + 0.7 \times \sum_{i=1}^{N_{\min}} \frac{\text{Min}_i}{N_{\min}} \quad (11)$$

其中, Max_i 为该时间窗中呼吸信号数据的第 i 个极大值, Min_i 为该时间窗中呼吸信号数据的第 i 个极小值; N_{\max} 和 N_{\min} 分别为极大值和极小值的个数。上、下阈值随时间窗的推移而变化的情况如图6所示。

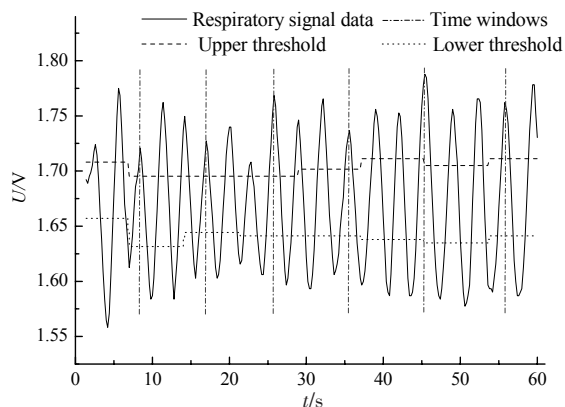


图6 自适应双阈值
Fig.6 Adaptive dual-threshold

2.5 呼吸率计算

对于某个时间窗的呼吸信号数据, $A_{\max} > T_U$ 且 $A_{\max} > A_s + T$, 则 A_{\max} 为波峰; $A_{\min} < T_L$ 且 $A_{\min} > A_s - T$, 则 A_{\min} 为波谷, 其中 A_{\max} 、 A_{\min} 分别为极大值、极小值, T_U 、 T_L 分别为上阈值、下阈值, A_s 为未穿戴传感器时的电压幅值, T 为设置的某个阈值, 避免未穿戴传感器时由于电压轻微波动对呼吸率计算带来的误差。

呼吸率为每分钟呼吸的次数, 即 1 min 内检测到的呼吸次数为波峰、波谷总个数的均值, 公式如下:

$$R_k = \frac{N_p + N_v}{2} \quad (12)$$

其中, R_k 为呼吸率, 单位: 次/分; N_p 、 N_v 分别为 1 min 内波峰、波谷的总个数。

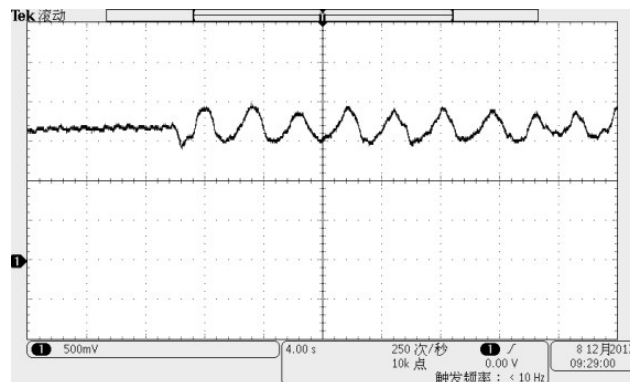
3 系统测试及结果分析

3.1 上位机呼吸波形测试

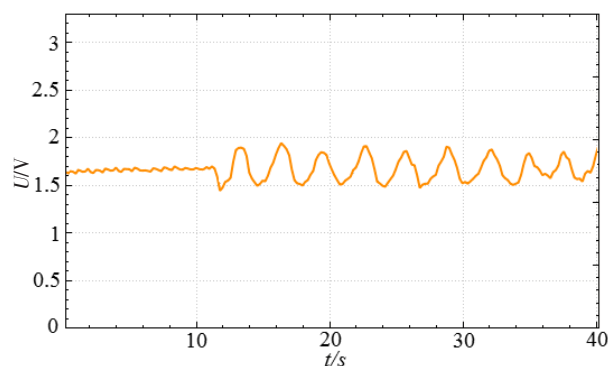
为了验证上位机对呼吸波形监测的实时性和准确性, 本文利用示波器测量 PVDF 薄膜采集的呼吸波形与上位机 QCustomPlot 控件绘制的呼吸波形进行对比试验。试验时将 PVDF 薄膜通过可伸缩弹性腰带系在测试者胸部, 试验时间为 40 s。前 10 s 屏气, 后 30 s 正常呼吸。图 7 为实时呼吸波形测试结果, 图 7a 为测试者在示波器采集到的呼吸波形, 图 7b 为测试者在上位机绘制的呼吸波形。由图 7 可知, 测试结果反映出上位机绘制的波形满足呼吸波形监测对实时性和准确性的要求。

3.2 呼吸率计算结果测试

利用自适应双阈值算法通过呼吸波形中识别时间



a: Real-time respiratory waveform collected by oscilloscope



b: Real-time respiratory waveform plotted by host computer

图7 实时呼吸波形测试结果

Fig.7 Real-time respiratory waveform

窗内完整波形的个数求得呼吸率的数值。为了验证自适应双阈值算法的准确性, 设计了本试验。试验选取了 8 名志愿者 (序号 1~8), 其中包括 6 名男性 (序号 1~6), 2 名女性 (序号 7~8), 平均年龄为 25 岁。志愿者身体健康, 且无呼吸系统疾病, 对试验完全知情且同意。将 PVDF 薄膜通过可伸缩弹性腰带系在志愿者胸部, 试验时每名志愿者分别进行 3 组正常呼吸, 呼吸次数为 20、100、200 次, 记录下呼吸信号数据 (T1~T3)。用自适应双阈值算法对记录的 3 组呼吸信号数据进行处理。表 1 为 8 名志愿者的 3 组呼吸信号数据经自适应双阈值算法处理后检测到的呼吸次数。

由表 1 可以看出采用自适应双阈值算法识别呼吸波形的准确率均达 90% 以上, 表明该算法能准确计算出呼吸率, 满足呼吸监测设备对呼吸率检测的要求。

4 结论

试验结果表明, 基于 PVDF 薄膜设计的呼吸信号采集模块能准确监测人体的呼吸, 通过 Qt5 开发的上位机描记人体的呼吸波形具有较好的实时性以及能准确计算呼吸率。本系统采用的 PVDF 薄膜能直接、便捷、准确地测量呼吸信号, 穿戴舒适可以长时间测量, 为实时监测呼吸和预防呼吸系统疾病提供了平台。

表1 自适应双阈值检测结果

Tab.1 Detection results based on adaptive dual-threshold

Serial number	T1 (20 times)		T2 (100 times)		T3 (200 times)	
	Detection times	Accuracy rate/%	Detection times	Accuracy rate/%	Detection times	Accuracy rate/%
1	20	100.0	99	99.0	185	92.5
2	20	100.0	95	95.0	193	96.5
3	19	95.0	98	98.0	198	99.0
4	20	100.0	99	99.0	192	96.0
5	19	95.0	98	98.0	197	98.5
6	19	95.0	97	97.0	189	94.5
7	20	100.0	98	98.0	191	95.5
8	20	100.0	96	96.0	198	99.0

【参考文献】

- [1] 王建波. 阻抗式呼吸检测的动态适应性研究[D]. 广州: 南方医科大学, 2009.
WANG J B. Innovating on dynamic respirometry based on bio-impedance method[D]. Guangzhou: Southern Medical University, 2009.
- [2] 凌振宝, 齐晓慧, 李伟娜, 等. 基于PVDF的呼吸信号检测腰带研究[J]. 压电与声光, 2014, 36(1): 72-75.
LING Z B, QI X H, LI W N, et al. The research of breathing singal detection belt based on PVDF[J]. Piezoelectrics and Acoustooptics, 2014, 36(1): 72-75.
- [3] 肖小玉, 黄善洛, 陈淑靖, 等. 一种基于压力传感器的穿戴式呼吸监测系统[J]. 传感器与微系统, 2016, 35(2): 126-129.
XIAO X Y, HUANG S L, CHEN S J, et al. Design of a wearable respiration monitoring system based on pressure sensor[J]. Transducer and Microsystem Technologies, 2016, 35(2): 126-129.
- [4] TOPALOVIC M, EXADAKTYLOS V, DECRAMER M, et al. Modelling the dynamics of expiratory airflow to describe chronic obstructive pulmonary disease[J]. Med Biol Eng Comput, 2014, 52(12): 997-1006.
- [5] JIANG Y, HAMADA H, SHIONO S, et al. A PVDF-based flexible cardiorespiratory sensor with independently optimized sensitivity to heartbeat and respiration[J]. Proc Eng, 2010, 5(6): 1466-1469.
- [6] XIN Y, QI X, QIAN C, et al. A wearable respiration and pulse monitoring system based on PVDF piezoelectric film [J]. Integr Ferroelectr, 2014, 158(1): 43-51.
- [7] 刘光达, 王宪忠, 蔡靖, 等. 基于胸阻抗法的穿戴式呼吸检测方法研究[J]. 生物医学工程学杂志, 2016, 33(6): 1103-1109.
LIU G D, WANG X Z, CAI J, et al. Research on detection method with wearable respiration device based on the theory of bio-impedance [J]. Journal of Biomedical Engineering, 2016, 33(6): 1103-1109.
- [8] BASRA A, MUKHOPADHAYAY B, KAR S. Temperature sensor based ultra low cost respiration monitoring system[C]// International Conference on Communication Systems and Networks. IEEE, 2017: 530-535.
- [9] SHARMA H. ECG-derived respiration using Hermite expansion[J]. Biomed Signal Process Control, 2017, 39: 312-326.
- [10] 辛毅, 郭超, 凌振宝, 等. 基于压电薄膜传感器的穿戴式健康监测域网系统[J]. 国防科技大学学报, 2016, 38(6): 161-167.
XIN Y, GUO C, LING Z B, et al. Wearable health monitoring body area network system based on piezoelectric film sensors [J]. Journal of National University of Defense Technology, 2016, 38(6): 161-167.
- [11] 刘廷, 吴晓军, 赵河明. PVDF微力传感器的设计[J]. 仪表技术与传感器, 2014(10): 7-9.
LIU T, WU X J, ZHAO H M. Intergrated design of PVDF micro force sensor[J]. Instrument Technique and Sensor, 2014(10): 7-9.
- [12] 李焰, 钟方平, 刘乾, 等. PVDF在动态应变测量中的应用[J]. 爆炸与冲击, 2003, 23(3): 230-234.
LI Y, ZHONG F P, LIU Q, et al. Application of PVDF in dynamic strain measurement[J]. Explosion and Shock Waves, 2003, 23(3): 230-234.
- [13] 王庆锋, 吴斌, 宋吟蔚, 等. PVDF压电传感器信号调理电路的设计[J]. 仪器仪表学报, 2006, 27(s2): 1653-1655.
WANG Q F, WU B, SONG Y W, et al. Design of a signal conditioner circuit for the PVDF piezoelectric transducer[J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2006, 27(s2): 1653-1655.
- [14] 舒方法, 姜寿山, 张欣, 等. PVDF压电薄膜在足底压力测量中的应用[J]. 压电与声光, 2008, 30(4): 514-516.
SHU F F, JIANG S S, ZHANG X, et al. Application of PVDF piezoelectric-film to foot-pressure measurement[J]. Piezoelectrics and Acoustooptics, 2008, 30(4): 514-516.
- [15] 齐晓慧. 基于压电薄膜的可穿戴呼吸脉搏监测系统[D]. 长春: 吉林大学, 2015: 16-20.
QI X H. The wearable respiration and pulse monitoring system based on PVDF piezoelectric film[D]. Changchun: Jilin University, 2015: 16-20.
- [16] 陈银溢. 基于CC2541和LIS3DSH的计步器设计[J]. 机械工程与自动化, 2014, 12(6): 96-98.
CHEN Y Y. Pedometer design based on CC2541 and LIS3DSH[J]. Mechanical Engineering & Automation, 2014, 12(6): 96-98.
- [17] HARTNESS K. Graphics and user interfaces in C++ with Qt[J]. JCSC, 2005, 20(4): 198-199.
- [18] 李艳民. 基于Qt跨平台的人机交互界面的研究和应用[D]. 重庆: 重庆大学, 2007.
LI Y M. Research and application of cross-platform human-computer interface based on Qt[D]. Chongqing: Chongqing University, 2007.
- [19] 刘程, 阳洪. 自适应计步检测算法研究[J]. 压电与声光, 2015, 37(2): 258-261.
LIU C, YANG H. Study on adaptive pedometer detection algorithm [J]. Piezoelectrics and Acoustooptics, 2015, 37(2): 258-261.
- [20] 李雪飞, 毛玉星, 何为, 等. 提升小波和平滑滤波在心电信号快速滤波中的研究[J]. 生物医学工程学杂志, 2008, 25(1): 191-195.
LI X F, MAO Y X, HE W, et al. Investigation of fast filter of ECG signals with lifting wavelete and smooth filter [J]. Journal of Biomedical Engineering, 2008, 25(1): 191-195.

(编辑: 陈丽霞)