

基于 MAX30102 的穿戴式血氧饱和度检测系统

白鹏飞¹, 刘 强¹, 段飞波¹, 安 琪¹, Nicolaas Frans de Rooij¹, 李 楠², 周国富^{1,2,3}

(1. 华南师范大学华南先进光电子研究院, 广东 广州 510000;

2. 深圳市国华光电科技有限公司, 广东 深圳 518110;

3. 深圳市国华光电研究院, 广东 深圳 518110)

摘 要: 本文设计了一种以 MAX30102 血氧饱和度和心率的集成芯片为传感器, nRF52832 为微处理器的穿戴式血氧饱和度检测系统。系统设计过程中充分利用 MAX30102 光电反射式血氧传感器集光电发射接收、数模转换、数据滤波为一体, nRF52832 Cortex-M4F 微处理器集成硬 FPU 单元和多种无线通信协议的优点, 提高了检测模块的抗干扰能力和系统的运行速度及信号处理能力, 降低了系统的开发时间和系统功耗, 为系统的智能化提供多平台支持。在系统的信号处理算法上, 设计了多种滤波算法进行比较, 并选择了性能较优适合本系统的 Dtrend 去趋势算法去除基线漂移和运动伪差干扰, 以实现了更为精准的穿戴式血氧饱和度检测系统的设计。

关键词: 血氧饱和度; 穿戴式; MAX30102; nRF52832

中图分类号: TN219 **文献标识码:** A **DOI:** 10.3969/j.issn.1001-5078.2017.10.016

Wearable blood oxygen saturation detection system based on MAX30102

BAI Peng-fei¹, LIU Qiang¹, DUAN Fei-bo¹, AN Qi¹, Nicolaas Frans de Rooij¹, LI Nan², ZHOU Guo-fu^{1,2,3}

(1. South China Academy of Advanced Optoelectronics, South China Normal University, Guangzhou 510000, China;

2. Shenzhen Guohua Optoelectronics Technology Co., Ltd., Shenzhen 518110, China;

3. Academy of Shenzhen Guohua Optoelectronics, Shenzhen 518110, China)

Abstract: A wearable oxygen saturation detection system was designed, which adopts an oxygen saturation and heart rate integrated chip MAX30102 as sensor and nRF52832 as microprocessor. Photoelectric reflective blood oxygen sensor MAX30102 integrates transmitter, receiver, analog to digital conversion and data filtering, and nRF52832 Cortex-M4F microprocessor integrated hard FPU unit and a variety of wireless communication protocols. These advantages improve anti-interference capability of the detection module, and the running speed and signal processing capability of the system; it can also reduce the designing time and system power consumption, which provide multi-platform for the intelligence system. In signal processing algorithm of the system, a variety of filtering algorithms has been designed, and the Dtrend algorithm has been used to eliminate the baseline drift and motion fake interference, and the design of the wearable oxygen saturation detection system is realized.

Key words: blood oxygen saturation; wearable; MAX30102; nRF52832

基金项目: 教育部“长江学者和创新团队发展计划”项目 (No. IRT13064); 广东省引进创新科研团队计划项目 (No. 2013C102); 广东省科技计划项目 (No. 2014B090914004); 广东省科技计划项目 (No. 2016B090918083); 广东省引进第四批领军人才专项资金项目 (2014); 深科技创新 [2015] 291 号科技金融股权投资项目 (No. GQYCZZ20150721150406); 国家高等学校学科创新引智计划 111 引智基地, 光信息创新引智基地项目资助。

作者简介: 白鹏飞 (1977 -), 男, 博士, 副研究员, 主要研究方向为电润湿显示技术。

通讯作者: 刘 强 (1990 -), 男, 硕士研究生, 主要从事方向为嵌入式系统。E-mail: liuqiangdream@126.com

收稿日期: 2017-03-02; **修订日期:** 2017-04-01

1 引言

血氧饱和度作为血液氧含量的表征,是临床监护中重要的监控指标,人体动脉血中的氧含量是人体是否缺氧的直观反应,可以为医生实时的提供当前病人的生理状态。无创光电式血氧饱和度检测方法的提出使血氧饱和度检测设备朝着便携性、高集成度、低功耗等多方面发展^[1],同时也在不断地提高其测量精度。

目前为止,市场中佩戴在手腕的穿戴式血氧饱和度检测设备还比较少,通过国家医疗检测认证的更是鲜有。虽然指套式检测设备已经很成熟,由于采用的是透射式检测原理^[2],佩戴方式限制了其发展,无法进入到智能穿戴式设备领域^[3],反射式血氧饱和度检测传感器的出现使其成为可能。本文设计的血氧饱和度检测系统可用于实时跟踪测试者人体血氧饱和度的变化情况,或者集成到智能手表、智能手环等穿戴设备中^[4],使佩戴者在日常生活中可以随时观察自身血氧饱和度的状况,最终使其逐步替换指带式的血氧饱和度检测设备,进入家庭医疗、社区医疗等领域。

2 系统总体设计

为实现检测系统的小型化且可穿戴性,本设计大量的采用集成电路芯片,系统的血氧传感器 MAX30102 为 MAXIM 公司 2016 年推出的专为可穿戴设备设计开发的血氧饱和度和心率监测传感器,集光源、接收、滤波和数字化为一体。芯片采用 1.8 V 内核供电,标准的 IIC 兼容通信接口,可通过软件关断芯片,待机电流为 0.7 μA ,待机功耗极低。芯片内集成的光源为 660 nm 的红光和 880 nm 的红外光,接收端为高灵敏度的光敏三极管,接收到的信号进行放大后可进行模拟滤波和数字滤波,最后将测得的数据存放到内部先入先出(FIFO)存储器中,供外部控制器读取。

其中芯片的模数转换精度、采样频率和光源发射功率均可灵活调节,精度 15b 至 18b 可选,采样频率为 50 Hz 至 3200 Hz,但提高转换精度将限制传感器的采样频率,转换精度为 18b 时最大采样率为 400 Hz。在不同测量个体中腕部的脂肪和肌肉等组织含量的不同对光的吸收系数也不同,使传感器探头接收到的光强弱受影响,从而导致有些受测者所检测到的信号非常微弱,需要加大

光源的发射功率来提高信号的反射强度,所以在系统中需要动态的调节光源的发射功率,平衡检测精度和功耗。

nRF52832Cortex-M4F 为 Nordic 公司 2015 年面向无线低功耗传输领域的微控制器,相比基于 ARM Cortex-M0/M3 的竞争蓝牙智能 SoC 解决方案提供高出多达 60% 的通用处理能力,并且借助 FPU 处理单元获得额外 10 倍的浮点和 2 倍的 DSP 性能,提高了系统的数字信号处理能力和运行速度。内部还集成了 Bluetooth4.1、ANT、2.4G Proprietary、NFC 等多种无线通信功能,节省了系统外接无线传输模块的需求,多无线传输协议也提高了系统的兼容性,为系统提供了智能化的硬件支持。系统总体设计框图如图 1 所示,主要包括以下几个模块:微处理器,血氧检测模块,显示模块,存储模块和电源管理模块。

系统的显示模块为 0.96 in OLED 彩色显示屏,使用标准 IIC 兼容接口,存储模块为使用 SPI 传输协议的 W25Q128 128Mb 存储芯片,用于存储系统测得的数据和系统设置等信息。

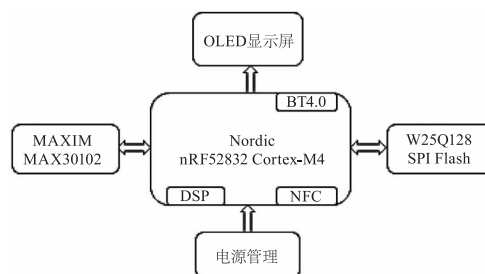


图1 系统总设计框图

Fig.1 General block diagram of system

系统中的重点和难点是对采集到脉搏血氧信号进行信号处理,因为所采集到的信号中融合了许多干扰信号,有在检测过程中手腕的活动和脉搏的搏动带来的运动干扰,系统设计带来的兼容性干扰和外部环境光干扰,其中运动干扰最难处理,因为其产生的干扰信号频带与目标信号刚好重叠,且信号可能发生严重畸变,不易滤除,将严重地影响检测设备的准确性。同时系统也受硬件资源的限制,因处理器集成的内部运行内存只有 64 kByte,无法运行复杂的滤波算法,所以系统在选择信号处理算法时须对滤波效果和资源占用进行综合取舍,设计最佳的滤波系统。

3 系统硬件设计

本设计的硬件电路是基于 MAX30102 血氧检测传感器和 nRF52832 处理器为核心,辅以 OLED 显示、Flash 存储和电源管理等外围电路构建的检测系统,为减小系统硬件的占用面积,电子器件的性能参数在满足设计要求的情况下选择尽量小的封装。血氧传感器模块采用独立的模块电路,方便探究最佳的放置位置,其电路如图 2 所示。电路中包含 1.8 V 的集成稳压芯片,为血氧传感器提供工作电压。

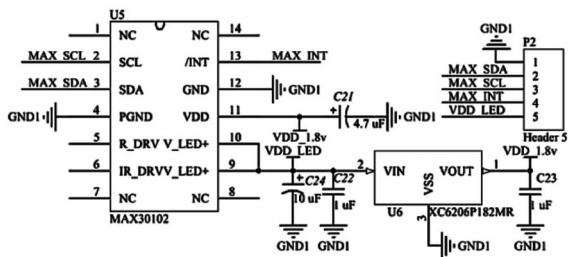


图 2 血氧传感器应用电路

Fig. 2 Blood oxygen sensor application circuit

系统的微处理器部分电路如图 3 所示,因 OLED 显示模块与血氧检测模块都使用 IIC 协议与微控制器进行通信,所以它们的通信引脚共用。

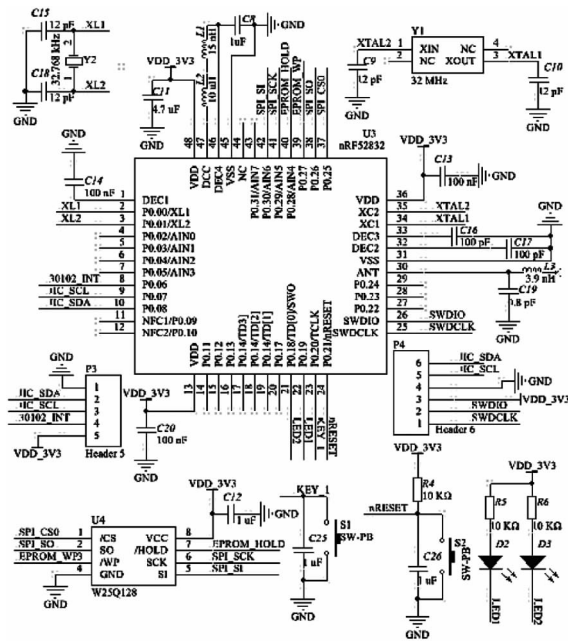


图 3 微处理器应用电路

Fig. 3 Microprocessor application circuit

4 系统软件设计

检测系统的软件部分主要包括控制程序和信号处理程序,控制程序控制系统的整体运行流程,信号处理程序对所采集的脉搏波信号进行干扰滤波和特

征点提取,再进行血氧饱和度计算。

4.1 控制程序

系统中各个模块若要正常运行,需要对其先进行初始化,再运行系统的主控制程序,控制系统运行时序,让其按所需的要求运行,系统整体运行的流程图如图 4 所示。系统使用 nRF52832 为控制核心,通过 IIC 协议与血氧传感器 MAX30102 进行命令和数据的传输,设置血氧传感器的检测模式、转换精度、转换速率和其他一些参数,将采集到的脉搏波血氧数据存储到内部 FIFO 存储器中,当 FIFO 溢出时产生外部中断,通知微处理器读取测得的数据。微处理器将接收的数据进行信号处理,滤除手腕运动带来的基线漂移干扰,以及系统的高频电磁干扰,将符合脉搏波特征的数据进行特征点提取,再代入公式计算出血氧饱和度值,计算结果显示在 OLED 屏,若需要记录测得的血氧值,可将相应的数据存储到外部 W25Q128 SPI Flash 中。

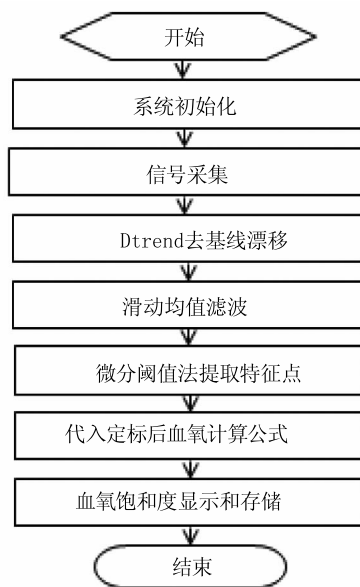


图 4 系统整体运行的流程图

Fig. 4 Software system operation flow chart

4.2 信号处理程序

信号处理部分为本系统设计的重点也是难点,所设计滤波器的性能直接影响到检测系统的测量准确性,因为系统硬件的限制,设计可在该系统中运行的滤波器不能太复杂,需要验证多种方法进行对比再进行取舍。在对信号进行分析时,我们选取 1600 个数据作为样本,样本的测得方法为将制作的系统样机佩戴在手腕,设置的采样频率为 100 Hz,在测

量的过程中人为轻微的抖动受测手腕,测得的原始脉搏波信号波形如图5所示,从波形图可以看出测得的信号波动较大,各脉搏波极小值不停波动,基线已经严重偏离,必须对测量的数据进行矫正才能进行下一步计算。对源数据进行傅里叶变换的频谱图分布如图6所示,脉搏波信号主要集中在0.1~5 Hz 低频段,所以滤除基线漂移干扰需从低频信号入手。

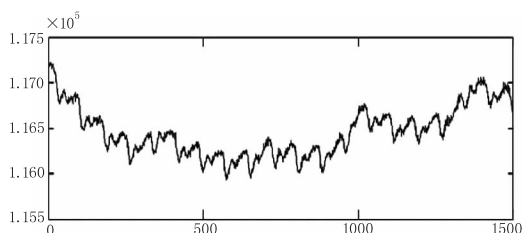


图5 原始脉搏波信号

Fig. 5 Original photo plethysmography signal

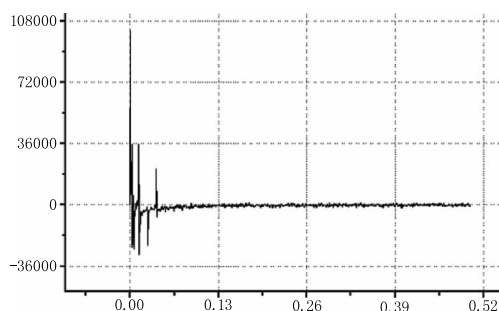


图6 原始脉搏波信号 FFT 变换

Fig. 6 Original photo plethysmography signal after FFT

在过去的处理方法中有设计高通滤波器的方法,测试效果比较差,滤除基线漂移后信号的失真比较严重;而用 EMD 经验模态分解法可以满足检测精度,但是算法复杂所需运行内存大,也有用小波分解、中值滤波等方法的,但本设计面向可穿戴设备,综合考虑运行效果和资源占用的情况,本设计选择了 Dtrend 去趋势法。Dtrend 去趋势法^[5]能很好地滤除信号中的基线漂移和运动伪差,且算法简单。设信号中波形图可分解为稳定信号和趋势信号,表达式如式(1):

$$z = z_{state} + z_{trend} \quad (1)$$

式中, z 为合成的总信号; z_{state} 为所需的去趋势后的稳定信号; z_{trend} 为混杂其中的趋势信号。

$$z_{trend} = H \theta_{\lambda} + \nu \quad (2)$$

其中, H 为观察矩阵; θ_{λ} 为回归退化参数; ν 为观测误差,此式用于估计信号的趋势, H 矩阵的参数将很大程度影响趋势的估计效果。

$$\theta_{\lambda} = (H^T H + \lambda^2 H^T D_d^T D_d H)^{-1} H^T z \quad (3)$$

其中, λ 为规则化系数; D_d 为规则化稀疏矩阵,式子详细的解释参考文献[6]。

$$D_d = \begin{bmatrix} 1 & -2 & 1 & 0 & \cdots & 0 \\ 0 & 1 & -2 & 1 & \ddots & \vdots \\ \vdots & \ddots & \ddots & \ddots & \ddots & 0 \\ 0 & \cdots & 0 & 1 & -2 & 1 \end{bmatrix} \quad (4)$$

$$z_{state} = z - H \theta_{\lambda} = (I - (I + \lambda^2 D_d^T D_d)^{-1}) z \quad (5)$$

其中, I 为 H 的稀疏矩阵,将相应的数据代入表达式,调整 λ 的数值,可以得到不同的滤波效果,本系统取 λ 为 800 时,图7为源数据信号经过 Dtrend 去趋势法滤波后 z_{state} 波形,图8为源数据信号的趋势信号 z_{trend} ,从滤波后的脉搏波信号波形可以看出,信号中的基线漂移和运动伪差干扰信号基本已经去除,脉搏信号的最小值基本处于同一水平线,达到了很好的滤波效果。同时, Dtrend 去趋势算法结构简单,所占用的系统资源较少,将各表达式 C 语言化后可在微处理器中运行,适合在该类穿戴式检测系统中使用。

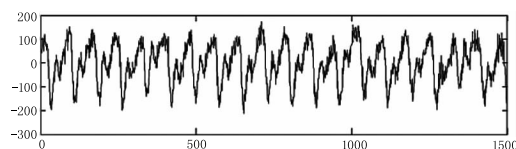


图7 去趋势后的脉搏波波形图

Fig. 7 Signal wave after Dtrend

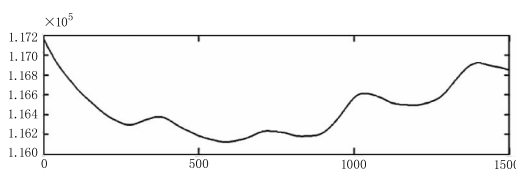


图8 为源信号的趋势图

Fig. 8 The trend of original signal

在信号滤除主要的运动干扰后,信号中还包含着许多高频干扰,使脉搏波波形夹杂着许多纹波,为消除这些纹波,系统中设计了滑动均值滤波器滤除高频干扰,使波形更平滑,再使用微分阈值法提取出信号中的极值点,得出血氧信号中交流分量的最大值和最小值,计算出受测者的动脉血氧饱和度。

5 实验结果

在系统的软硬件设计完成后,检测系统的实物图如图9所示,将设计的系统样机使用 FlukeIndex2 血氧模拟器进行定标。为检测系统的测量准确性,将系

机与成熟的指夹式血氧饱和度测量仪和 FlukeIndex2 血氧模拟器进行对比,指夹式血氧仪选择的是飞利浦指夹式脉搏血氧仪 DB18,检测对象为办公室的同学,结果为通过多次测量的平均值,结果如表 1 所示。



图 9 检测系统的实物图

Fig. 9 The figure of detection system

表 1 样机血氧饱和度检测结果

Tab. 1 Blood Oxygen Saturationdemo measuring result

参数	样本个体	样本标称值	系统样机测量均值	相对误差
飞利浦 DB18	A	98%	97.2%	0.81%
	B	99%	97.6%	1.41%
	C	97%	95.8%	1.23%
	D	96%	97.6%	1.6%
FlukeIndex2	E	97%	97.6%	0.6%
	F	90%	92.2%	2.4%
	G	80%	83%	3.6%

从系统样机检测的结果可以看出,系统在人体血氧含量正常时的检测结果是有效的,相对误差小于 3%,且有些数据是基于手腕进行了微量的移动,说明设计的基于 MAX30102 的穿戴式血氧饱和度检测系统具有一定的稳定性和抗干扰能力。

6 结 论

本文依据穿戴式设备的便携性、实用性、低功耗等特点设计了一款基于 MAX30102 的穿戴式血氧饱和度检测系统,设计过程中通过研究系统硬件电路

设计和信号处理算法较好地消除了混合到血氧信号中的多种干扰,并对设计的系统进行了测试,测得的结果与市场中相对成熟的指夹式血氧饱和度仪相近。同时系统还有一些它们所不具有的优点,系统所采用的微处理器内部集成了信号处理单元和多种无线通信协议,可扩展为智能手表,提高了系统的应用范围。

参考文献:

- [1] WANG Ke. Study on processing method for photoplethysmograph in blood oxygen saturation measurement [D]. Changchun: Jilin University, 2007. (in Chinese)
王珂. 光电容积波用于血氧测量中的信号处理方法研究[D]. 长春: 吉林大学, 2007.
- [2] GONG Yusun. Study on wearable anti - noise blood oxygen saturation monitoring technology [D]. Chongqing: Third Military Medical University, 2012. (in Chinese)
龚渝顺. 穿戴式抗运动干扰血氧饱和度监测技术研究[D]. 重庆: 第三军医大学, 2012.
- [3] XU Panpan, XU Binqiao, XU Wenlong. Detection system of pulse blood oxygen saturation based on AFE4400 [J]. Laser & Infrared, 2015, 45(3): 320 - 324. (in Chinese)
徐盼盼, 徐冰俏, 徐文龙. 基于 AFE4400 的脉搏血氧饱和度检测系统 [J]. 激光与红外, 2015, 45(3): 320 - 324.
- [4] XU Panpan. The development of the pulse oximetry based on smart phones [D]. Hangzhou: China Jiliang University, 2015. (in Chinese)
徐盼盼. 基于智能手机的脉搏血氧仪研制 [D]. 杭州: 中国计量学院, 2015.
- [5] Tarvainen MP, Rantaaho PO, Karjalainen PA. An advanced detrending method with application to HRV analysis [J]. IEEE transactions on bio - medical engineering, 2002, 49(2): 172.
- [6] P Karjalainen. Regularization and bayesian methods for evoked potential estimation [D]. Kuopio: University of Kuopio, 1997.