

自适应脉搏氧系统设计与实现

朱子孚^{1,2}, 文斌^{1,2}, 吴柔^{1,2}, 袁思念^{1,2}, 李若薇^{1,2}, 叶继伦^{1,2,3}, 张旭^{1,2,3}

1. 深圳大学医学部生物医学工程学院, 广东 深圳 518000; 2. 深圳市生物医学工程重点实验室, 广东 深圳 518000; 3. 广东省生物医学信号检测与超声成像重点实验室, 广东 深圳 518000

【摘要】介绍一种自适应脉搏氧测量系统,使用模拟开关切换反馈电阻阻值,粗调系统增益;通过前级反馈调节MCU的DA输出,改变恒流驱动大小,微调系统增益。在两种机制协调下,实现系统增益精确控制,实现信号的宽范围测量,满足在低灌注指数下对弱脉搏的信号采集,并实现脉率、灌注指数、血氧饱和度的精确计算。

【关键词】自适应;脉搏波信号;低灌注指数;血氧饱和度

【中图分类号】R318.6

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2021)08-0990-06

Design and implementation of adaptive pulse oximetry

ZHU Zifu^{1,2}, WEN Bin^{1,2}, WU Rou^{1,2}, YUAN Si'nian^{1,2}, LI Ruowei^{1,2}, YE Jilun^{1,2,3}, ZHANG Xu^{1,2,3}

1. School of Biomedical Engineering, Health Science Center, Shenzhen University, Shenzhen 518000, China; 2. Shenzhen Key Laboratory for Biomedical Engineering, Shenzhen 518000, China; 3. Guangdong Key Laboratory for Biomedical Measurements and Ultrasound Imaging, Shenzhen 518000, China

Abstract: An adaptive pulse oximetry is introduced in the study. The system uses an analog switch to change the resistance of the feedback resistor for the coarse-tuning of system gain, and changes the DA output of MCU through controlling the feedback of the preamp circuitry to change constant current drive size, thus completing the fine-tuning of system gain. Under the coordination of two kinds of mechanisms, the proposed pulse oximetry has the abilities of controlling system gain precisely and measuring wide-range signals. Therefore, the pulse oximetry can realize the acquisition of weak pulse signals and the accurate calculations of pulse rate, perfusion index and blood oxygen saturation under hypoperfusion.

Keywords: adaptive; pulse wave signal; hypoperfusion index; blood oxygen saturation

前言

氧气是人体进行新陈代谢的关键物质,是维持人体生命活动的3大要素之一,氧气的供给能够使机体器官发挥各自功能^[1]。脉搏血氧饱和度是通过光电方法实时测量和反映血液中动脉血氧含量的关键指标,表示人体呼吸系统以及心血管系统的健康状况信息,在人类相关的疾病预防与诊断中起着重要作用。因此,在针对脉搏氧饱和度测量中,不断提高测量性能是一件很有重要临床应用价值的研究^[2-3]。

特别在人体血流灌注指数偏低、脉搏非常微弱时,能否得到波形良好的脉搏波信号,成为精确计算血氧饱和度的前提^[4-5]。

1 脉搏氧检测原理和方案设计

1.1 脉搏氧检测原理

当一定波长的光束照射到手指表面时,光束将通过透射或反射方式传送到光电二极管,在此过程中由于受到组织和血液的吸收衰减作用,光电二极管检测到的光强度将减弱,其中组织等对光的吸收在整个血液循环中是保持恒定不变的,而动脉的血液容积在心脏作用下呈搏动性变化^[6-8],如图1a所示。血红蛋白具有光吸收特性,但氧合血红蛋白与还原血红蛋白吸收光线的波长是不同的,利用分光光度计比色原理,可以测得随着动脉搏动血液中氧合血红蛋白对不同波长光线的吸收光量,如图1b所示,从而得到两种血红蛋白含量,计算出血氧饱和度^[6-7]。

【收稿日期】2020-12-04

【基金项目】深圳市科创委重大产业关键技术研发项目(2019021514-0144982)

【作者简介】朱子孚,硕士,研究方向:生命信息监护与支持,E-mail: zhuzifu1997@foxmail.com

【通信作者】叶继伦,博士,教授,研究方向:生命信息监护与支持、医疗器械标准化与设计应用,E-mail: yejilun@126.com

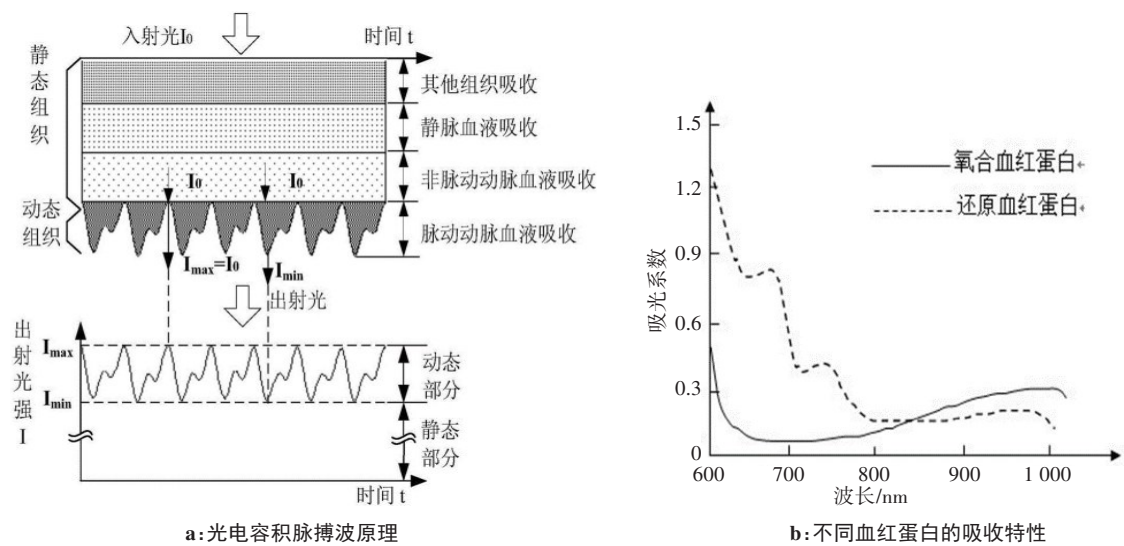


图1 脉搏氧检测原理
Fig.1 Detection principle of pulse oximetry

1.2 系统整体方案

本自适应脉搏氧系统由电源模块、光电驱动电路、前级 I/V 转换电路、二级放大电路、AD 模块等组成^[9]。系统的整体功能框图如图 2 所示。

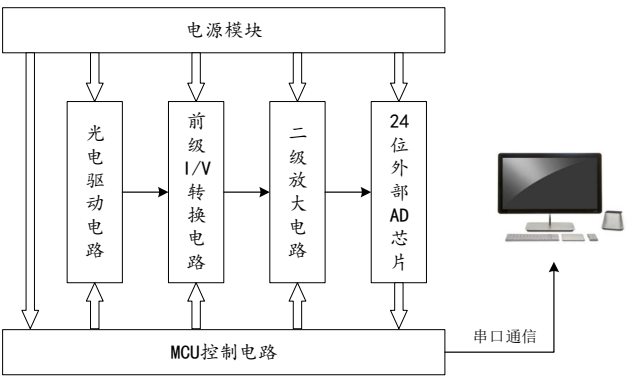


图2 自适应脉搏氧系统功能框图
Fig.2 Functional block diagram of adaptive pulse oximetry

2 系统硬件设计

2.1 恒流源光电驱动电路

为了保证光源的稳定,采用恒流源方式的驱动发光二极管(图 3)。DRIVE1、DRIVE2、DRIVE3 是通过 MCU 发出的控制信号,D1、D2、D3、D4 为两种不同的 MOS 管。通过 DRIVE1、DRIVE2 驱动 MOS 导通和关断从而实现红光和红外光交替发光。DRIVE3 通常后接一个电压跟随器,提高带载能力,调节恒流源大小。

2.2 光电流 I/V 转换电路

红光和红外光射到光电二极管的活动区后,电流从阴极流向阳极。理想情况下,所有光电接收管电流都流向反馈电阻,产生数值等于光电二极管电流乘以反馈电阻的反馈电压,如式(1)所示:

$$V_3 = I_f \times R_{11} + V_2 \tag{1}$$

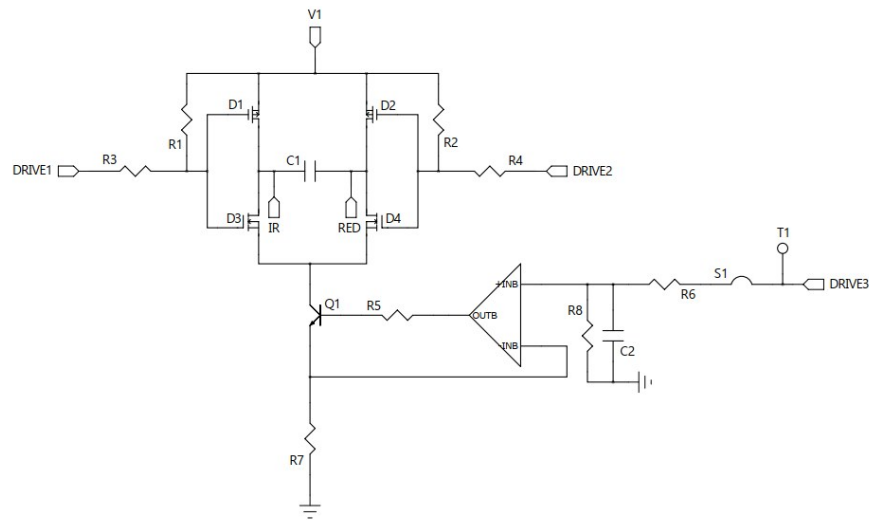


图3 恒流源光电驱动电路
Fig.3 Constant current source photoelectric drive circuit

V_2 作为电位抬升,越过运放的轨,避免信号产生失真;反馈电阻并联电容,一是构成低通,二是防止产生自激振荡。光电流 I/V 转换电路见图4。

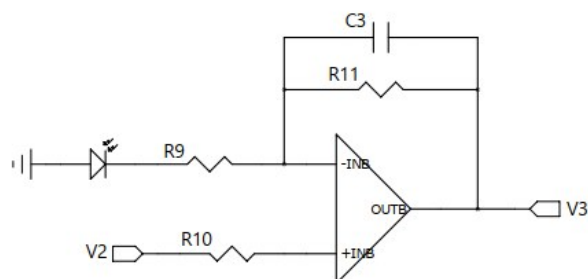


图4 光电流 I/V 转换电路

Fig.4 Photocurrent I/V conversion circuit

2.3 二级放大电路

二级放大电路输出值如式(2)所示,如电路中电阻值满足式(3),则电路输出值满足式(4),构成一个减法器电路,DA 输出值由 MCU 控制,如图5所示。

$$AD = -\frac{R_{15}}{R_{14}} \times DA + \left(1 + \frac{R_{15}}{R_{14}}\right) \times \frac{R_{13} \times V_5 + R_{12} \times V_4}{R_{12} + R_{13}} \quad (2)$$

$$R_{12} = R_{13} = R_{14} = R_{15} \quad (3)$$

$$AD = V_5 + V_4 - DA \quad (4)$$

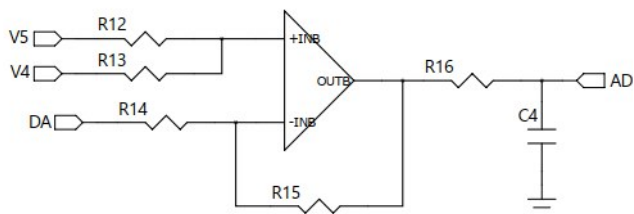


图5 二级放大电路

Fig.5 Secondary amplifier circuit

3 系统软件设计

3.1 下位机设计

在下位机配置方面,主要包括各模块的初始化以及定时器中断、串口、GPIO 口等。使用定时器中断进行内部 AD 和外部 AD 的采样,读取 AD 转换的数字信号。

通过内部 AD 转换的数字信号,判断是否有手指接入,如未识别到手指,进入低亮度闪烁待机状态,降低功耗;识别手指后自动初始化进入工作状态。

通过计算得出脉搏波信号的相关特性,根据交流分量和信号幅值的大小执行模拟开关通道的变换、DRIVE1 和 DA 的调节,如图6所示。

下位机中对外部 AD 采样的脉搏波信号做了简单的数据处理,基于 MATLAB 中的 filterDesigner 工

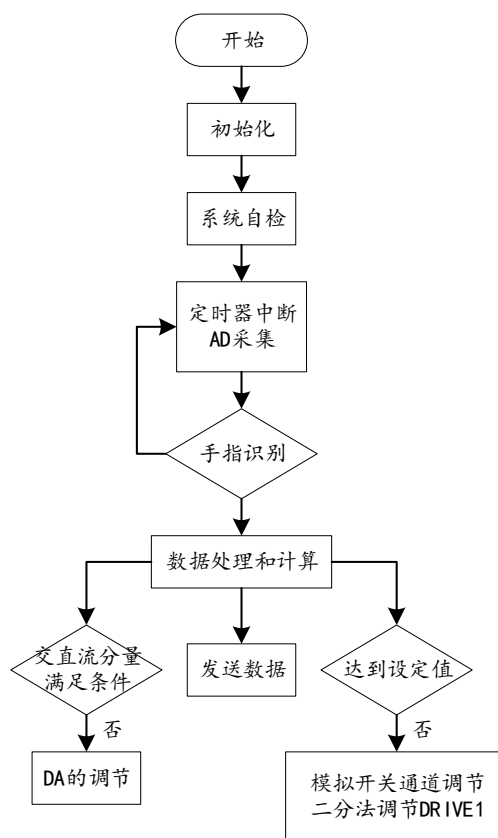


图6 下位机流程图

Fig.6 Slave computer flowchart

具箱,选择二阶巴特沃斯高通、低通滤波器,设置采样率、截止频率,生成相应滤波器参数并进行测试,信号滤波处理如图7所示。查看滤波器频率响应函数,移植入 MCU 对数据进行实时处理,减小环境噪声对脉搏波有效信号的干扰。

3.2 上位机设计

在上位机配置方面,主要包括图形化界面设计,数据传递以及脉率、灌注指数、血氧饱和度的计算。对下位机发送的数据每隔 5 s 进行 1 次处理计算,识别主波位置,根据相邻主波时间间隔计算脉率;分析信号的最大值、最小值,得出交流分量和直流分量大小,分别计算出两路光源脉搏波的灌注指数和相应 R 值;通过 FLUKE INDEX2 血氧模拟器提供的信号模拟功能实现 R 曲线拟合,计算血氧饱和度。相关参数计算流程图^[10]如图8所示。

4 系统实现及测试

4.1 系统实现

通过上述主要设计,实现的自适应脉搏氧板卡实物图如图9所示。板卡整体长度为 90 mm,宽度为 50 mm,厚度约 5 mm,外接串口板可实现供电和串口收发功能,外接血氧探头可实现对脉搏、血氧的实时测量。经测试整个系统上电自检时间 14~15 s,自检

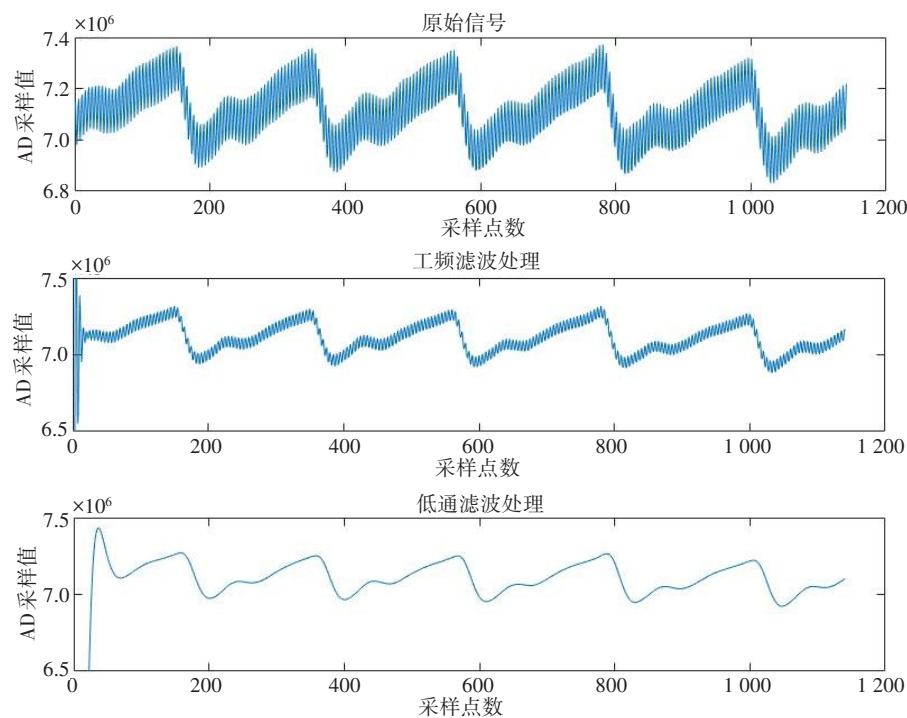


图7 信号滤波处理
Fig.7 Signal filtering

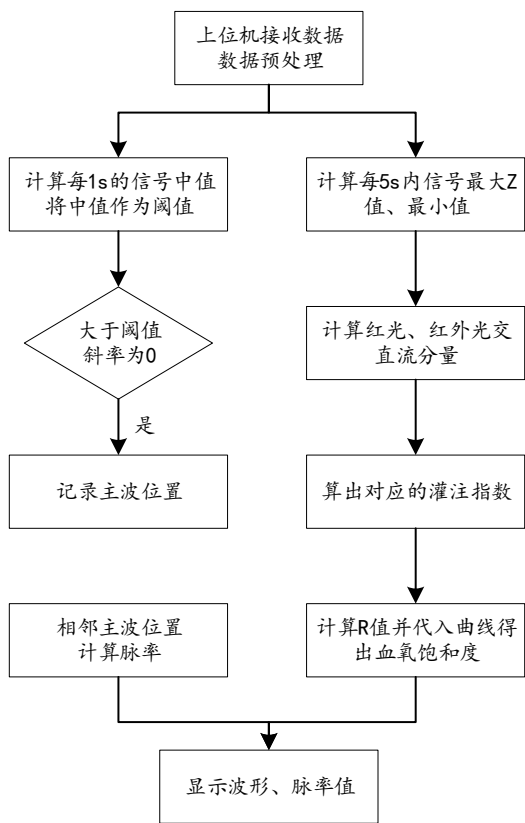


图8 参数计算流程图
Fig.8 Parameter calculation flowchart

完成后快速响应时间3~4 s,经测量可得系统整体工作电流 115 mA,工作电压 10 V,系统总功耗 1.15 W,能够满足快速响应、实时测量的需求。



图9 自适应脉搏氧板卡
Fig.9 Circuit board of adaptive pulse oximetry

4.2 脉搏波信号质量测试

为验证该系统在正常情况、低灌注情况下均能得到高质量的脉搏波信号,通过 FLUKE INDEX2 血氧模拟器分别模拟灌注指数 6%、0.1%、0.075%、0.05% 参数下的脉搏波信号,通过上位机观察发现该系统能够采集到相应的脉搏波信号,并准确计算出相关参数值。目前可做到灌注指数 0.05% 下波形稳定,计算准确,如图 10 所示。

4.3 参数计算准确性测试

为了测试系统对脉率、灌注指数、血氧饱和度的计算准确度,采取控制变量的方式,使用 FLUKE INDEX2 血氧模拟器设定了脉率范围为 40~250 次/min,灌注指数范围为 0.025%~20%,血氧饱和度范围为 70%~100%。对系统计算值进行 3 次求平均,计算值与参考值拟合曲线如图 11 所示。表 1 显示计算值与参考值的偏差。

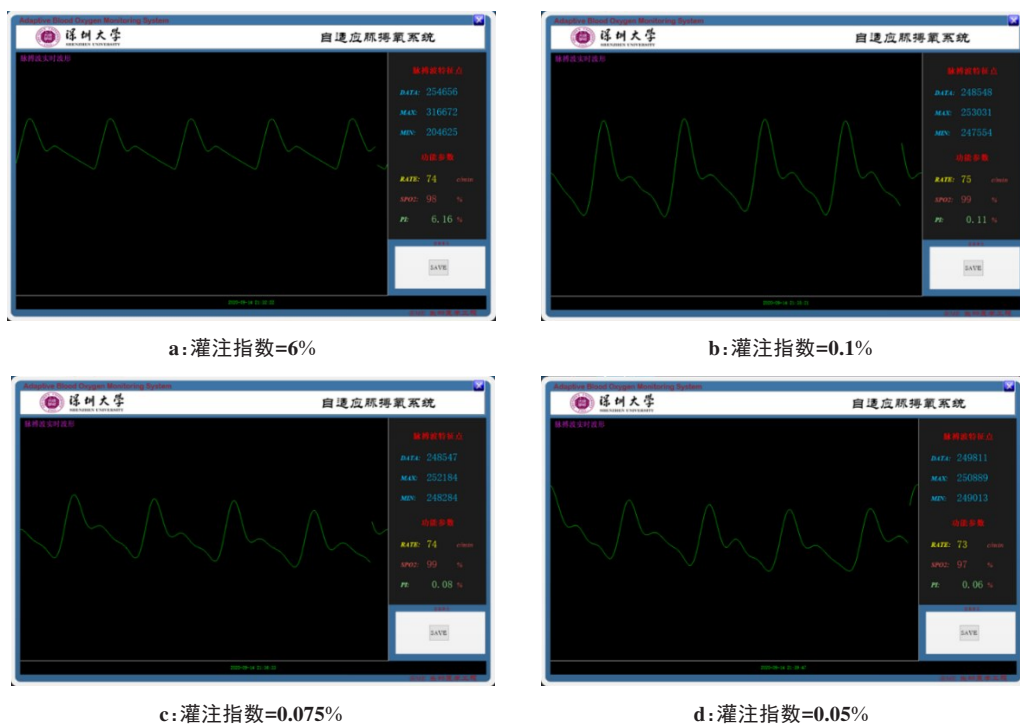


图10 脉搏波信号质量测试
Fig.10 Pulse wave signal quality test

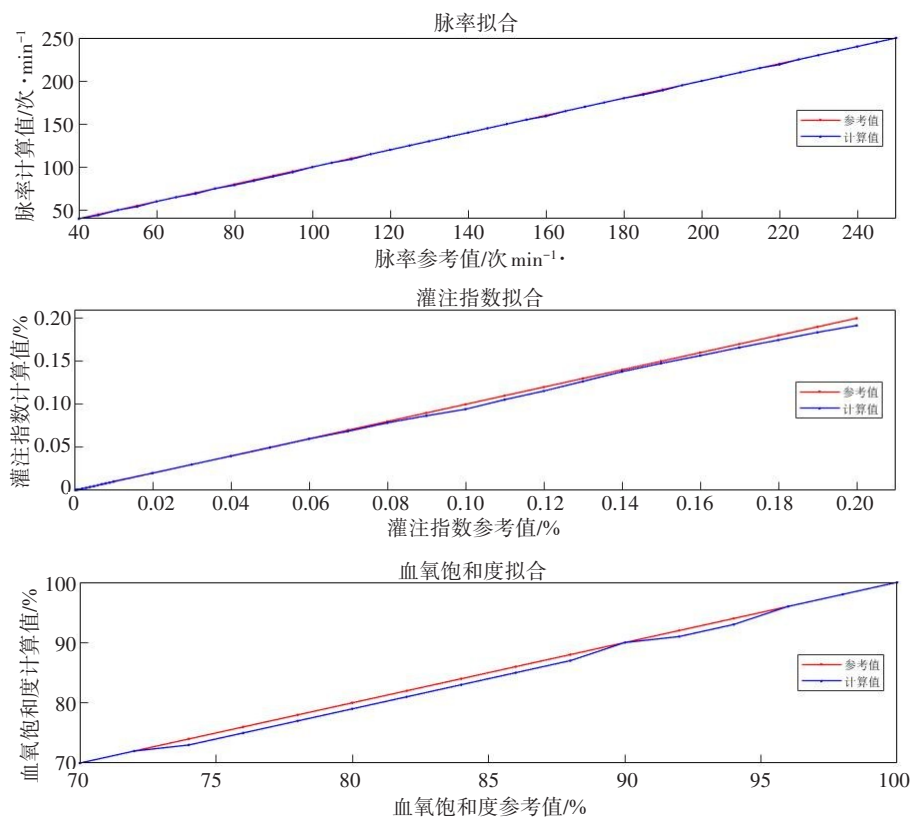


图11 数据拟合曲线图
Fig.11 Data fitting curves

由计算值和参考值中的平均偏差和标准差可知计算值与参考值的偏差很小,脉率偏差 ≤ 1 次/min,灌注指数和血氧饱和度偏差均 $\leq 1\%$ 。由数据拟合曲线图可以看出,脉率、灌注指数的计算值很接近参考值,

较为准确。血氧饱和度的计算值与参考值还存在一些偏差,可能是拟合曲线的系数位数偏低引入的误差,但是仍在误差允许范围内,已经满足血氧产品认证的标准要求(2%),有待于进一步的工程化及验证确认。

表1 计算值与参考值误差
Tab.1 Deviations between calculated and actual values

参数	平均偏差	标准偏差
心率/次·min ⁻¹	0.279	0.448
灌注指数/%	0.185	0.231
血氧饱和度/%	0.625	0.484

5 总 结

本文基于光电容积方法,设计出一种自适应脉搏氧测量系统,即通过将前级反馈回的信号幅值作为依据,对恒流源大小与接入电路反馈电阻进行调节,从而实现增益的动态可调。既避免了由于信号幅值过高,放大后饱和的情况,又可以对低灌注情况下脉搏波信号进行适当放大。由于增益可调,大大提高了输入信号范围,适用于更多种情况下的测量,提升整体可靠性和稳定性,打破了传统脉搏血氧仪测量的局限性。不仅提高了获取信号的质量,也实现了脉率、灌注指数、血氧饱和度的精确计算,后续将进行工程化设计,并开展基于标准要求的验证,为集成应用于多参数监护仪奠定基础。

【参考文献】

[1] 李树德. 氧气与医疗保健[J]. 低温与特气, 1996(4): 3-7.
LI S D. Oxygen and medical care[J]. Low Temperature and Special Gas, 1996(4): 3-7.
[2] 李尚颖. 基于动态光谱的数字化脉搏血氧检测系统[D]. 天津: 天津大学, 2007.

LI S Y. Pulse oximetry based on dynamic spectroscopy[D]. Tianjin: Tianjin University, 2007.
[3] 刘俊微, 庞春颖, 徐伯鸾. 光电脉搏血氧仪的设计与实现[J]. 激光与红外, 2014, 44(1): 50-55.
LIU J W, PANG C Y, XU B L. Design and implementation of photoelectric pulse oximetry[J]. Laser & Infrared, 2014, 44(1): 50-55.
[4] 艾志光. 脉搏血氧计低灌注算法研究[D]. 武汉: 华中科技大学, 2012.
AI Z G. The algorithms research of hypoperfusion for pulse oximeter [D]. Wuhan: Huazhong University of Science and Technology, 2012.
[5] 谭双平, 艾志光, 杨玉星, 等. 一种可用于低灌注和低血氧测量的脉搏血氧仪的设计[J]. 中国医疗器械杂志, 2013, 37(3): 189-193.
TAN S P, AI Z G, YANG Y X, et al. Design of a pulse oximeter used to low perfusion and low oxygen saturation[J]. Chinese Journal of Medical Devices, 2013, 37(3): 189-193.
[6] 陈茁. 基于MSP430单片机的脉搏血氧测量仪的研究[J]. 电子技术与软件工程, 2019(11): 240-241.
CHEN Z. Research on pulse oximeter based on MSP430 single chip computer[J]. Electronic Technology and Software Engineering, 2019 (11): 240-241.
[7] 单佳雨. 采用双波长光源的血氧光电检测[D]. 合肥: 中国科学技术大学, 2016.
SHAN J Y. The blood oxygen photoelectric detection using dual wavelength light sources [D]. Hefei: University of Science and Technology of China, 2016.
[8] 韩帅. 血氧饱和度监测仪的设计与应用研究[D]. 天津: 天津工业大学, 2016.
HAN S. Design and application research of blood oxygen saturation monitor[D]. Tianjin: Tianjin Polytechnic University, 2016.
[9] 叶继伦. 一种脉搏血氧测量系统及其方法: 中国, 102579021[P]. 2012-07-18.
YE J L. A pulse oximetry system and its method: CN, 102579021[P]. 2012-07-18.
[10] 孙薇, 唐宁, 江贵平. 脉搏波信号特征点识别与预处理方法研究[J]. 生物医学工程学杂志, 2015, 32(1): 197-201.
SUN W, TANG N, JIANG G P. Study of characteristic point identification and preprocessing method for pulse wave signals[J]. Journal of Biomedical Engineering, 2015, 32(1): 197-201.
(编辑: 黄开颜)