

## 反射式血氧饱和度检测系统研制

蒋曲博<sup>1</sup>, 甘永进<sup>1,2</sup>, 张翠娜<sup>3</sup>

1. 桂林电子科技大学电子工程与自动化学院, 广西 桂林 541004; 2. 玉林师范学院, 广西 玉林 537000; 3. 桂林医学院教务处, 广西 桂林 541004

**【摘要】**反射式血氧仪可以有效避免使用范围受限,但反射式脉搏血氧信号十分微弱,容易受噪声干扰使血氧参数的提取难度加大。为获得高质量有效的反射式容积脉搏波,系统设计中提出一种基于集成芯片 AFE4490 的脉搏血氧信号检测方案,对比几种基于小波变换的滤波算法去噪效果,完成对血氧信号较优的去噪处理。系统样机经调试后,基本实现反射方式对脉搏血氧饱和度的检测功能。

**【关键词】**反射式血氧; 噪声干扰; 集成芯片; 小波变换

**【中图分类号】**R318.6

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2017)01-0058-07

## Development of reflective blood oxygen saturation detection system

JIANG Qubo<sup>1</sup>, GAN Yongjin<sup>1,2</sup>, ZHANG Cuina<sup>3</sup>

1. School of Electronic Engineering and Automation, Guilin University of Electronic Technology, Guilin 541004, China; 2. Yulin Normal University, Yulin 537000, China; 3. Dean's Office, Guilin Medical University, Guilin 541004, China

**Abstract:** Reflective oximeter can avoid the limitation of application. Reflective pulse signal is so weak that it is interfered by noise easily, which increases the difficulty of extracting blood oxygen saturation. A pulse blood oxygen detection method based on integrated chip AFE4490 is proposed in this paper to obtain high-quality and effective pulse wave signals. The denoising effects of several filter algorithms based on wavelet are compared, achieving the optimal denosing for blood oxygen signal. After debugging and calibrating the system, the system realizes the function of blood oxygen saturation detection based on reflection method.

**Keywords:** reflective blood oxygen; noise interference; integrated chip; wavelet transform

### 前言

脉率和血氧是临床中经常检测的生理参数,和人体生理状况息息相关。伴随电子技术的发展,脉率和血氧不仅常常在临床中被检测,在基于“运动与健康”理念新兴的便携式装备中也经常检测脉率与血氧以评估个人生理状况。目前,透射式脉搏血氧

仪发展较为成熟,临床中已经得到广泛使用。但是透射式血氧仪受使用范围的限制,不能对额头、腹部等部位进行检测。反射式血氧仪因传感器结构的优点,以及不受使用范围的限制,成为现今社会研究的主流。但基于反射式方法的血氧仪受到信号幅值小的影响,易受到运动伪差、工频噪声等干扰,仍处于探索阶段。因此,基于集成芯片的便携式、低功耗、稳定性好以及高精度的反射式脉搏血氧仪的研制具有深远意义。

### 1 血氧饱和度检测相关原理

血氧饱和度可定义为血液中含氧血红蛋白占含氧血红蛋白和还原血红蛋白总量的比,定义式如下:

$$SPO_2 = \frac{HbO_2}{HbO_2 + Hb} \times 100\% \quad (1)$$

其中,  $SPO_2$  代表血氧饱和度含量,  $Hb$  表示还原血红

**【收稿日期】**2016-08-09

**【基金项目】**国家自然科学基金(61565004); 广西自然科学基金(2014GXNSFGA118003); 广西高校科研项目(KY2015YB109); 广西自动检测技术与仪器重点实验室基金(YQ16103)

**【作者简介】**蒋曲博, 硕士研究生, 讲师, 主要研究方向: 光电传感器设计、光电信息检测、光学系统设计等, E-mail: 613060@qq.com; 甘永进, 硕士研究生, 助教, 主要研究方向: 光电信号处理、光电信息检测等, E-mail: 736119226@qq.com; 张翠娜, 硕士研究生, 工程师, 主要研究方向: 计算机应用, E-mail: 695581659@qq.com

蛋白含量,  $\text{HbO}_2$  表示含氧血红蛋白含量。

基于光电法的血氧仪设计, 在朗伯-比尔定律的理论支持下, 通过红光和红外光两路波长的发光管交替向人体组织发射光线, 再由光电接收管接收两路反射信号。由分光光度检测原理可知接收到的两路反射信号在强度上是不同的, 并由血液容积原理可知, 两路反射光的强度仅仅与被检测部位动脉血相关。据此, 通过检测两路反射信号的容积脉搏波, 由式(1)可求解出被检测部位的血氧饱和度大小。

1.1 朗伯-比尔定律

朗伯-比尔定律阐述为: 光被透明介质吸收的比例与入射光的强度无关; 在光程上每等厚层介质吸收相同比例值的光。基于光电法的脉搏波检测基础是朗伯-比尔定律, 朗伯-比尔定律的数学式如下:

$$A = \ln \frac{I_0}{I} = \beta C d \tag{2}$$

其中,  $A$  为介质的吸光度,  $\beta$  为摩尔消光系数,  $C$  表示吸收物质的摩尔浓度。由式(2)可知, 一束入射光通过透明介质, 被吸收的程度仅仅与光程有关<sup>[1]</sup>。

可见, 光照射到手指后, 被指尖各组织吸收后, 接收到的反射光较原始入射光而言, 幅值发生了衰减。随着动脉血管容量的大小变化, 衰减量也是不同的, 这正是反射信号表现出幅值周期性变化的原因。

1.2 分光光度检测原理

基于光电容积脉搏波的血氧饱和度检测理论基础是分光光度检测原理以及血液容积原理。其中, 分光光度检测指的是动脉血液中还原血红蛋白和含氧血红蛋白对不同波长的光有不同的吸收特性<sup>[2-3]</sup>, 小于 800 nm 波长处, 血红蛋白吸光系数高于含氧血红蛋白; 在 800 nm 波长附近, 两者的吸收特性相近; 高于 800 nm 波长处, 血红蛋白吸光系数小于含氧血红蛋白, 两者变化趋势较为缓和(图1)。

根据还原血红蛋白和含氧血红蛋白对不同波长的光吸收差异, 采用红光和红外光 LED 交替向手指发射光线, 还原血红蛋白和含氧血红蛋白对两路光的吸收量不同, 导致光电接收管接收到两路反射信号的幅值是不同的, 据此可以估计出动脉血液中还原血红蛋白和含氧血红蛋白的含量。

1.3 血容积原理

血液容积原理是指血红蛋白与含氧血红蛋白对光吸收量随着脉搏波周期性变化(称为脉动成分), 而骨骼、静脉血、表皮以及肌肉等成分(称为非脉动成分)吸光比是不变的, 如图2所示。心脏舒张时, 外周血容量最少, 所以血液对入射光的吸收量最小, 此

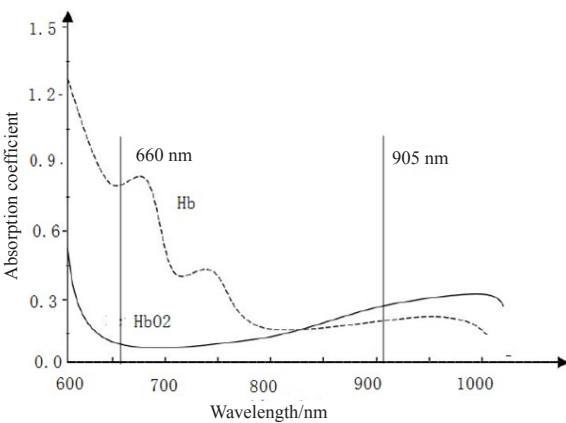


图1 血红蛋白和含氧血红蛋白吸收光谱曲线  
Fig.1 Absorption spectra of Hb and HbO<sub>2</sub>

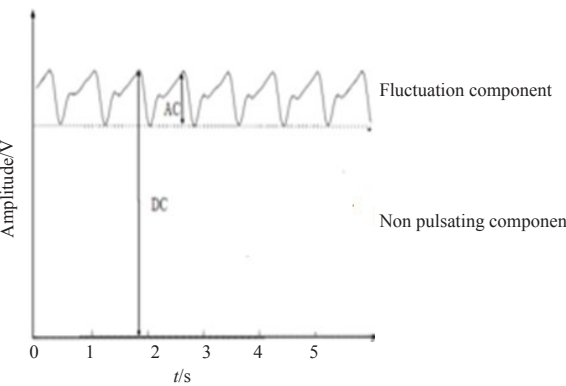


图2 不同组织成分的吸光量变化  
Fig.2 Light absorption changes of different organizations

时光电接收管接收到透过组织后的透射或反射光信号幅度最大<sup>[4]</sup>。

由此可知, 非脉动成分吸收入射光致使信号幅值衰减量是固定不变的, 血液对入射光吸收量的变化仅仅和血容量变化密切相关, 在血容量最大或最小时, 分别对应检测信号幅值的最小值和最大值, 也就是容积脉搏波的波谷和波峰。由此可进行动脉血液中的脉动成分以及非脉动成分的含量估算。

通过以上理论, 假定动脉血液是均匀介质, 一路入射光的波长为  $\lambda_1$ , 光程随着血管脉动作用而改变, 动脉血液量达到最大时, 反射光强最弱; 相反, 血液量达到最小时, 反射光强最大。设最小和最大反射光强分为  $I_{\min}^{\lambda_1}$  和  $I_{\max}^{\lambda_1}$ , 光程差大小为  $\Delta d_1$ , 吸光度差值为  $\Delta A_1$ , 由式(2)得:

$$\Delta A_1 = \ln \frac{I_{\max}^{\lambda_1}}{I_{\min}^{\lambda_1}} = (K_{\text{HbO}_2}^{\lambda_1} C_{\text{HbO}_2} + K_{\text{Hb}}^{\lambda_1} C_{\text{Hb}}) \Delta d_1 \tag{3}$$

其中,  $K_{\text{HbO}_2}^{\lambda_1}$  和  $K_{\text{Hb}}^{\lambda_1}$  代表动脉血液中氧合血红蛋白和还原血红蛋白的吸光系数,  $C_{\text{HbO}_2}$  和  $C_{\text{Hb}}$  代表动脉血液

中氧合血红蛋白和还原血红蛋白的浓度。由式(1)和式(3)可得组织中血氧饱和度为:

$$SPO_2 = \frac{\Delta A_1}{K_{HbO_2}^{\lambda_1} - K_{Hb}^{\lambda_1} C_{HbO_2} + C_{Hb} \Delta d_1} - \frac{K_{Hb}^{\lambda_1}}{K_{HbO_2}^{\lambda_1} - K_{Hb}^{\lambda_1}} \quad (4)$$

同理,当另外一路入射光波长为  $\lambda_2$  时,可得:

$$SPO_2 = \frac{\Delta A_2}{K_{HbO_2}^{\lambda_2} - K_{Hb}^{\lambda_2} C_{HbO_2} + C_{Hb} \Delta d_2} - \frac{K_{Hb}^{\lambda_2}}{K_{HbO_2}^{\lambda_2} - K_{Hb}^{\lambda_2}} \quad (5)$$

明显地,  $\Delta d_1 = \Delta d_2$ , 由式(4)和式(5)得:

$$SPO_2 = \frac{K_{Hb}^{\lambda_1} - K_{Hb}^{\lambda_2} R}{K_{Hb}^{\lambda_1} - K_{HbO_2}^{\lambda_1} + K_{Hb}^{\lambda_2} - K_{HbO_2}^{\lambda_2} R} \quad (6)$$

其中,

$$R = \frac{\ln \frac{I_{max}^{\lambda_1}}{I_{min}^{\lambda_1}}}{\ln \frac{I_{max}^{\lambda_2}}{I_{min}^{\lambda_2}}} \quad (7)$$

由图 1 中含氧血红蛋白和血红蛋白对不同波长的吸光系数可知,在波长 660 nm(红光)左右,氧合血红蛋白和脱氧合血红蛋白对光的吸收系数相差最大。相反,波长在 905 nm(近红外光)左右对光的吸收系数大小相近。若检测光波长选择 940 nm 和 660 nm,有  $K_{Hb}^{\lambda_2} = K_{HbO_2}^{\lambda_2}$ ,  $K_{Hb}^{\lambda_1}$  和  $K_{HbO_2}^{\lambda_1}$  差值最大,这使得检测结果更为明显。式(6)可改写为:

$$SPO_2 = \frac{K_{Hb}^{660}}{K_{Hb}^{660} - K_{HbO_2}^{660}} - \frac{K_{Hb}^{940}}{K_{Hb}^{660} - K_{HbO_2}^{660}} R \quad (8)$$

令

$$B_1 = 100 \times \frac{K_{Hb}^{660}}{K_{Hb}^{660} - K_{HbO_2}^{660}} \quad (9)$$

$$B_2 = 100 \times \frac{K_{Hb}^{940}}{K_{Hb}^{660} - K_{HbO_2}^{660}} \quad (10)$$

此时,式(8)可简化为:

$$SPO_2 = B_1 - B_2 R \quad (11)$$

令  $\Delta I^{660} = I_{max}^{660} - I_{min}^{660}$ 、 $\Delta I^{940} = I_{max}^{940} - I_{min}^{940}$ , 则有:

$$R = \frac{\ln \frac{I_{max}^{660}}{I_{min}^{660}}}{\ln \frac{I_{max}^{940}}{I_{min}^{940}}} = \frac{\ln \left( 1 + \frac{\Delta I^{660}}{I_{min}^{660}} \right)}{\ln \left( 1 + \frac{\Delta I^{940}}{I_{min}^{940}} \right)} \quad (12)$$

对式(12)进行麦克劳林展开,近似为:

$$R = \frac{\ln \left( 1 + \frac{\Delta I^{660}}{I_{min}^{660}} \right)}{\ln \left( 1 + \frac{\Delta I^{940}}{I_{min}^{940}} \right)} = \frac{\frac{\Delta I^{660}}{I_{min}^{660}}}{\frac{\Delta I^{940}}{I_{min}^{940}}} = \frac{I_{AC}^R}{I_{DC}^R} / \frac{I_{AC}^{IR}}{I_{DC}^{IR}} \quad (13)$$

由此,通过光电接收器接收被检测部位的反射光,可以进行被测部位血氧饱和度值的估算。

## 2 反射式血氧仪设计方法

### 2.1 系统硬件设计

本文提出的脉搏血氧信号采集系统采用单片机 MSP430F6659 和 TI 公司推出的脉动式血氧模拟前端 AFE4490 搭建,辅以外围电路如电源电路、传感器 NJL5501 接入电路以及 USB 数据交换接口电路等,摒弃分立元件搭建的复杂模拟电路模块,避免了调试麻烦、电路系统不稳定、系统体积庞大以及功耗大的缺点,实现了较为简单、方便且可靠地采集脉搏血氧信号,系统框图如图 3 所示。由图 3 可知,AFE4490 在内部时钟的控制下,驱动 NJL5501 两个波长的发光管按照一定时序交替发光,NJL5501 光电接收管采集到手指的反射光,将光信号转换为电流信号后,通过 AFE4490 的 PD 通道实现 I-V 转换、放大、滤波以及 AD 转换等预处理工作后,获得离散的脉搏数字信号。通过 SPI 接口,AFE4490 和 MCU 进行通信,将采集信号传输至单片机。最后,通过 USB 接口实现单片机和 PC 机之间的通信。

**2.1.1 反射式血氧传感器 NJL5501** 它是紧凑的表面贴装型光反射器,在一块单片上集成 660 nm 红光

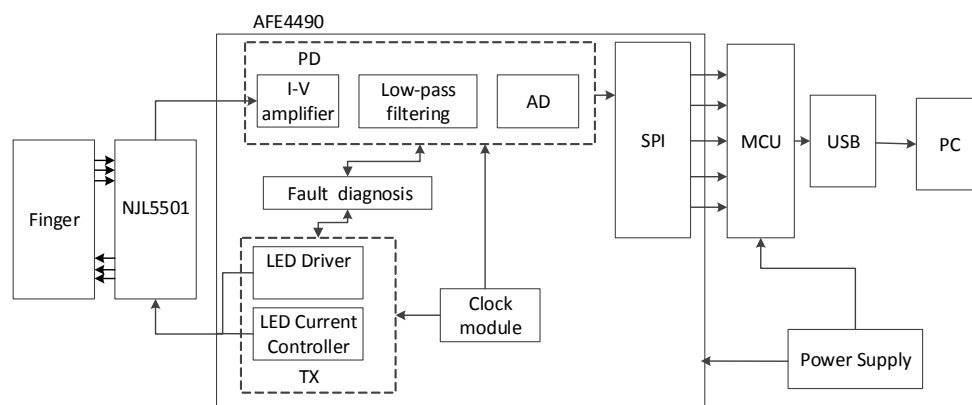


图 3 系统框图

Fig.3 System block diagram

LED 和 940 nm 红外光 LED 以及高灵敏度检测器, 适用于脉率、血氧等生物检测领域, NJL5501 内部框图如图 4 所示。由于血氧信号采集中, 需要在一定时序内交替采集两路发光管的信号, 所以在传感器接入电路设计中, 将 NJL5501 两个发光管背靠背连接后接入 AFE4490, 由 AFE4490 的 LED 驱动器控制两个不同发光管工作的频率, 并由 LED 电流驱动器调节两个波长发光管的驱动电流大小。

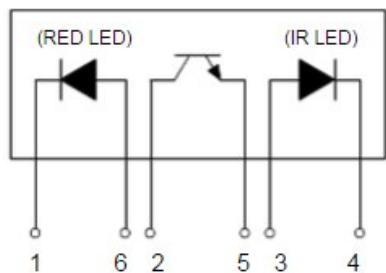


图 4 NJL5501 内部框图  
Fig.4 Internal block diagram of NJL5501

**2.1.2 集成模拟前端 AFE4490** 在一块单片上集成血氧饱和度检测的各个必要功能模块, 包括双波长 LED 时序控制模块、I-V 转换模块、放大滤波模块以及 AD/DA 转换模块等, 主要完成驱动反射式传感器的双波长发光管交替工作以及进行信号预处理工作, 得到离散的数字脉搏信号, 通过 SPI 传输至 MCU 模块。其中, AFE4490 的 TX 通道负责控制传感器双 LED 的发光时序以及调节驱动传感器双 LED 电流大小; AFE4490 的 PD 通道负责实现 I-V 转换、低通滤波、环境光滤波以及 AD 转换, 最终实现分离出红光和红外光通道滤除背景光干扰的数字脉搏信号。AFE4490 的优势在于: 在一块小体积的单片上集成了血氧饱和度检测所需的各个功能模块, 不仅避免了使用分立元件搭建系统时电路调试麻烦, 而且功耗较低, 稳定性较高。

2.2 软件设计

系统软件流程图如图 5 所示。由图 5 可知软件设计部分, 系统上电时完成各个模块的初始化工作, 包括 AFE4490、USB 和 SPI 接口、MCU、时钟初始化等。系统初始化完成后, 开始脉搏信号采集工作: 由单片机 MSP430F6659 通过 SPI 控制 AFE4490 的 TX 通道和 PD 通道相关时序, 在一个脉搏周期内交替采集并保存红光通道和红外光通道的反射信号以及它们各自环境光。采集到的脉搏信号在 AFE4490 里经过 I-V 转换、滤波放大以及 AD 转换等预处理工作后,

通过 SPI 接口输送至 MCU 进行处理, 最后通过 OLED 进行波形和参数显示。其中, 获得两路 PPG 信号后, 在 MCU 中进行处理, 包括数字滤波处理、求解信号周期、脉率和血氧的估算, 如图 6 所示。其中, 脉率可由任意一路光电容积脉搏波 PPG 信号的周期进行求解。受到各种外界环境因素以及被检测者个人生理、心理状况的影响, 血氧饱和度的求解并不是单纯依靠其和吸光度变化间的经验公式, 而是通过具体实验, 获得经验常数, 并由经验常数确定血氧饱和度的估算方程。本系统通过线性拟合方法, 获得经验方程如下:

SPO<sub>2</sub> = 112.75 - 8.293 6 × R (14)

其中, R 表示两路信号 1 个周期内幅值变化的比。

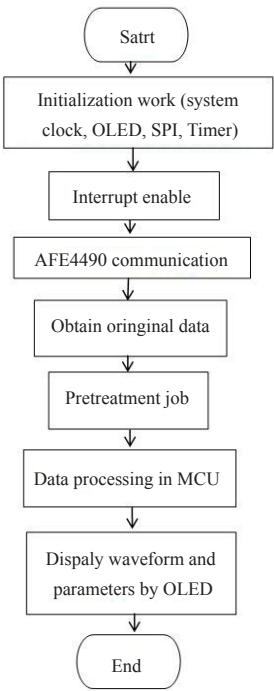


图 5 系统软件流程图  
Fig.5 Software flow chart

2.3 数字信号处理

基于光电法的脉搏血氧信号采集系统, 在信号采集过程中受到仪器本身或者外界环境的干扰, 非常容易引入噪声<sup>[5-6]</sup>, 如图 7 所示。这些噪声主要包括: 由呼吸波形以及肌肉抖动引起的 0.15~0.30 Hz 的基线漂移<sup>[7]</sup>、50 Hz 工频干扰、白噪声以及环境光等。因此, 在进行脉率以及血氧等生理参数估算前, 必须进行数字信号处理工作。

**2.3.1 评估参数** ①信噪比(SNR)是描述信号中有效成分与噪声成分的比例关系参数, 是评估信号质量的一个常用重要指标<sup>[8]</sup>。SNR 越大, 表明混在信号里

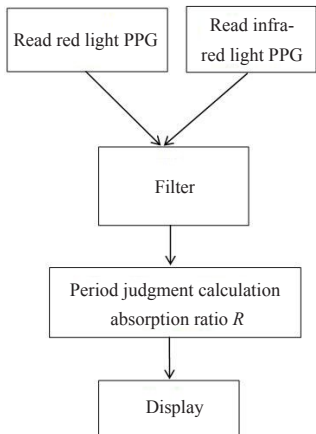


图 6 检测框图  
Fig.6 Detection block diagram

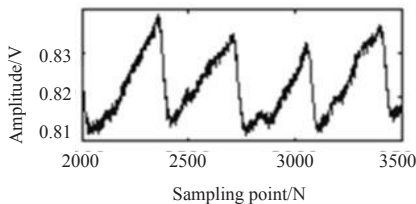


图 7 原始波形  
Fig.7 Original waveform

的噪声越小,SNR 定义如下:

$$SNR = 10 \lg \frac{\sum_{i=1}^N x_i^2}{\sum_{i=1}^N (x_i - y_i)^2} \tag{15}$$

②均方根误差(RMSE)用来衡量观测值同真值之间的偏差,可有效反映出测量的精密度<sup>[9]</sup>。RMSE 的值越小,说明预测模型描述实验数据具有更好的精确度,RMSE 定义如下:

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - y_i)^2} \tag{16}$$

本文通过 SNR 和 RMSE 评估不同滤波算法的滤波效果,由这两个参数说明何种算法对本系统采集到的脉搏信号具有更优的去噪效果,以选择最优的滤波算法进行系统的数字信号处理工作。

**2.3.2 几种数字信号处理方法** ①高通和低通滤波器组合,原始信号受高频噪声影响严重,欲得到 SNR 较高的容积脉搏波交流信号,设计低通-高通滤波器组合,滤波效果如图 8 所示。②小波变换,相比透射式方法检测到的脉搏信号,反射式方法检测到的脉搏信号幅度极其微弱。另外,手指过度挤压传感器使得血管发生形变,影响整个检测系统的稳定性以及

测量精度。反射式脉搏信号容易受到基线漂移、传感器接触噪声、环境光和暗电流等噪声的干扰,传统滤波方法去噪效果不佳,导致参数提取难度增大,而小波变换方法对微弱信号去噪工作性能甚好。小波变换的滤波算法在去除信号噪声方面得到广泛运用,在心电、脉搏等易受噪声影响的检测信号数字信号处理研究中常常使用,小波变换继承短时傅立叶变换的思想,在时域与频域同时具有较好的局部化特征,又克服了传统傅里叶变换的不足,其窗口大小固定不变但形状可变,对信号有自适应性<sup>[10]</sup>。可以实现高频处时间细分而低频处频率细分,也就是说:在高频部分时间分辨率较高而频率分辨率较低,而低频部分则恰恰相反,是进行信号时频分析和处理的理想工具,在工程中应用广泛<sup>[11-16]</sup>。

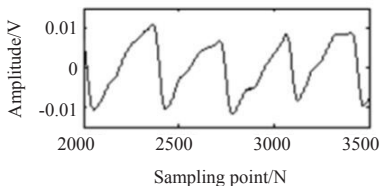


图 8 经过低通-高通滤波组合处理的波形  
Fig.8 Signal after low-pass and high pass filtering

本文设计 db2、db5、sym4 小波给定软阈值和硬阈值去噪的方法,对采样点数为 5 000 的脉搏血氧信号进行 7 层分解,去噪后信号如图 9 所示。由图 9 可知,经过不同小波变换后,脉搏波原有的高频噪声得到了抑制,基线较为平稳。经过小波变换后的脉搏波信号受噪声影响较小,可见小波变换对光电容积脉搏波有不错的处理效果。

### 3 结果

由以上实验,各种滤波方法的 SNR 和 RMSE 如表 1 所示。由表 1 可知,对于光电容积脉搏波而言,小波去噪的效果优于传统的低通高通滤波组合。在不同小波变换中,db5 小波给定硬阈值的处理得到的 SNR 最高,大小为 47.324 3,说明 db5 小波给定硬阈值的方法对原始脉搏信号滤波更彻底。另外,db5 小波给定硬阈值处理得到的 RMSE 最小,大小为 0.734 6,说明 db5 小波给定硬阈值的方法对原始脉搏信号的处理有更高的精度。

基于 db5 小波对本系统采集信号进行去噪工作,通过滤波后的波形信号进行血氧饱和度和脉率的求解。鱼跃公司推出的透射式血氧仪精度极高,在社

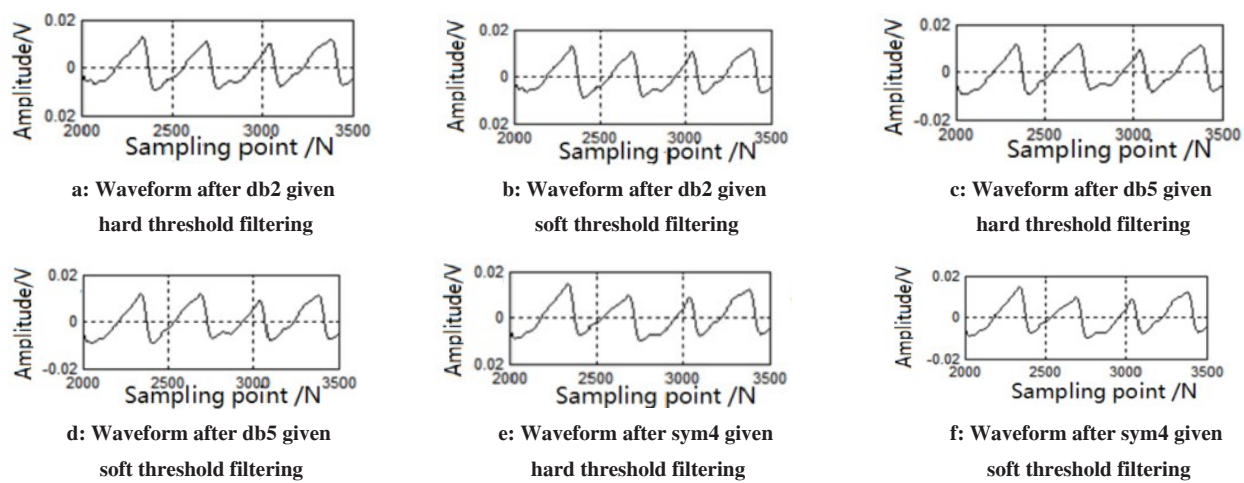


图9 小波变换效果图

Fig.9 Effect diagrams of wavelet transform

表1 不同滤波方法的SNR和RMSE

Tab.1 SNR and RMSE under different filtering methods

Filtering method	SNR	RMSE
Low-pass + high-pass	32.342 1	0.921 4
db2 given hard threshold	45.864 3	0.836 5
db2 given soft threshold	44.993 5	0.857 8
db5 given hard threshold	47.324 3	0.734 6
db5 given soft threshold	47.021 5	0.801 3
sym4 given hard threshold	42.343 3	0.889 2
sym4 given soft threshold	42.000 5	0.897 8

SNR: Signal-to-noise ratio; RMSE: Root-mean-square error

会上被广泛使用。临床中,也常使用鱼跃公司的透射式血氧仪进行指尖血氧的测量。因此,实验时使用鱼跃公司的透射式血氧仪和本系统同时进行检测,以鱼跃公司的透射式血氧仪的测值作为真值(标准值),本系统的测值为测量值。实验测量数据如表2所示。

临床上,要求误差范围在±3%以内。由表2可知,测量值和真值(标准值)之间的绝对误差在3%以

表2 实验测量数据(%)

Tab.2 Experimental measurement data (%)			
Ordinal	Truth value	Measured value	Absolute error
1	99	98	1
2	99	97	2
3	99	97	2
4	98	96	2
5	98	95	3
6	97	98	1
7	96	97	1

内,可见系统误差在可接受范围内,基本可以实现反射式血氧饱和度的检测。基于AFE4490血氧饱和度检测系统达到了一定的精度和准确度,波形显示稳定,具有一定的应用价值。

4 结束语

本文提出一种基于AFE4490的反射式血氧饱和度检测实现方案,该方案采用MSP430F6659为核心,用AFE4490进行信号采集以及预处理,辅以少量的外围器件,实现反射式光电容积脉搏波的采集。通过比较SNR和RMSE,选择db5小波给定硬阈值的方法对光电容积脉搏波进行滤波工作。实验表明,在误差允许范围内,该方案满足血氧饱和度的检测要求,对反射式血氧饱和度的研究和应用具有一定的参考价值。

致谢:本研究受到广西高校光电信息处理重点实验室的资助。

【参考文献】

[1] 方启超. 血氧饱和度检测技术研究[D]. 南京:南京理工大学, 2013.  
FANG Q C. Study on detection technology of blood oxygen saturation [D]. Nanjing: Nanjing University of Science and Technology, 2013.

[2] TREMPER K K. Pulse oximetry[J]. Anesthesiology, 1989, 95(4): 713-715.

[3] 丁海曙, 王广志. 用近红外光谱方法定量评估骨骼肌有氧代谢功能[J]. 现代康复, 2000, 4(5): 653-655.  
DING H S, WANG G Z. Using near infrared method to assess the aerobic metabolism ability on quadriceps muscle [J]. Modern Rehabilitation, 2000, 4(5): 653-655.

[4] 徐伟. 反射式脉搏血氧饱和度信号检测与分析系统[D]. 兰州: 兰州理工大学, 2012.  
XU W. The detection and analysis system of reflection pulse blood

- oxygen saturation[D]. Lanzhou: Lanzhou University of Technology, 2012.
- [5] 张虹, 孙卫新, 金捷. 脉搏血氧饱和度检测系统设计中干扰信号的处理方法[J]. 国外医学(生物医学工程分册), 2000, 23(2): 90-95.
- ZHANG H, SUN W X, JIN J. Processing method of interference signal in the blood oxygen saturation detection system[J]. Foreign Medical (Biomedical Engineering Concordance), 2000, 23(2): 90-95.
- [6] 蓝和慧, 胡浩瀚, 孟祥冉, 等. 基于小波变换滤波算法的便携心电测试仪设计[J]. 渤海大学学报(自然科学版), 2015, 36(3): 249-255.
- LAN H H, HU H H, MENG X R, et al. Portable ECG tester design based on wavelet transform [J]. Journal of Bohai University (Natural Science Edition), 2015, 36(3): 249-255.
- [7] 李学亮, 夏金虹, 陈真诚. 基于LabVIEW的脉搏信号基线漂移去除[J]. 医疗卫生装备, 2012, 33(9): 5-8.
- LI X L, XIA J H, CHEN Z C. Removing pulse wave's baseline drift base on LabVIEW [J]. Chinese Medical Equipment Journal, 2012, 33(9): 5-8.
- [8] 李银, 徐圆, 齐宏亮, 等. MC 散射校正后的快速噪声抑制方法研究[J]. 核电子学与探测技术, 2015, 36(9): 861-866.
- LI Y, XU Y, QI H L, et al. The study on fast noise refrained after MC scatter correction [J]. Nuclear Electronics & Detection Technology, 2015, 36(9): 861-866.
- [9] 韦力强. 基于小波变换的信号去噪研究[D]. 长沙: 湖南大学, 2007.
- WEI L Q. The study on signal denoising based on wavelet transform [D]. Changsha: Hunan University, 2007.
- [10] 刘浩, 尹忠科, 王建英. Daubechies提升小波在图像去噪中的仿真研究[J]. 计算机仿真, 2008, 25(1): 233-235.
- LIU H, YIN Z K, WANG J Y. Daubechies lifting wavelet's simulation study in image denoising [J]. Computer Simulation, 2008, 25(1): 233-235.
- [11] GAO F, FENG X, ZHENG Y. Continuous blood oxygen saturation detection with single-wavelength photoacoustics [C]// SPIE BiOS. International Society for Optics and Photonics, 2015.
- [12] KRONE B, FALES R, AMJAD R. Model of neonatal infant blood oxygen saturation [C]// ASME 2011 Dynamic Systems and Control Conference and Bath/ASME Symposium on Fluid Power and Motion Control, 2011: 509-516.
- [13] CUI J, GAO S, SONG Y. Development of simultaneous monitoring system for non-invasive blood pressure and blood oxygen saturation [C]// International Conference on Electronic Measurement & Instruments. IEEE, 2013.
- [14] CHAN E D, CHAN M M. Pulse oximetry: understanding its basic principles facilitates appreciation of its limitations[J]. Resp Med, 2013, 107(6): 789-799.
- [15] HAN H, KIM J. Artifacts in wearable photoplethysmographs during daily life motions and their reduction with least mean square based active noise cancellation method [J]. Comput Biol Med, 2012, 42(4): 387-393.
- [16] WANG W W. Study on several promising short-range wireless cominimication technologies [C]//IEEE International Symposium on Knowledge Acquisition & Modeling Workshop, 2008: 727-730.

(编辑:陈丽霞)