

文章编号:1004-9037(2013)05-0691-06

# 基于 STM32 的近红外脑局部血氧检测装置

刘永康 李颢韬 钱志余 谢捷如

(南京航空航天大学生物医学工程系,南京,210016)

**摘要:**根据近红外光检测脑血氧的基本原理研制了一种新型的检测人脑局部血氧浓度变化的装置,利用具有双波长的 LED 光源和位于特定位置的光电探测器实现对脑血氧浓度变化的检测。该装置的 CPU 采用了高性能、低成本、低功耗的 STM32 芯片,该芯片具有 12 位的高精度 AD 转换器,抗干扰能力强。在信号检测中,通过将 4 路分离的信号分时经过同一个运放电路中进行放大,减少了因不同放大电路带来的误差。最后,通过人体手臂血液阻断实验和 ISS Oximeter 仪器对比,证明了该检测装置的有效性。

**关键词:**脑血氧;近红外光;双波长;双探头

**中图分类号:**TP23;R318.6

**文献标志码:**A

## STM32-Based Cerebral Oxygenation Monitoring System Using Near-Infrared Spectroscopy

Liu Yongkang, Li Weitao, Qian Zhiyu, Xie Jieru

(Department of Biomedical Engineering, Nanjing University of Aeronautics and Astronautics, Nanjing, 210016, China)

**Abstract:** According to the basic principle of near-infrared detecting method, a detection system is developed for monitoring the cerebral oxygen saturation changes of brains. LED light source with dual wavelength is located in different positions and the photoelectric detectors are used to monitor cerebral blood oxygen. The STM32 chip, used as CPU, is of high performance, low cost and low power. The chip features a high precision AD converter of 12 bit and strong anti-interference ability. In signal detection, the four separated signals by the same operational amplifier circuit for amplifying can reduce the error caused by different amplification circuits. The experiment of blood blocked in the forearm proves the effectiveness of the detection device. The results are also calibrated by ISS Oximeter.

**Key words:** cerebral oxygen; near-infrared; dual wavelength; dual detectors

## 引 言

氧是人体新陈代谢的重要物质,脑组织新陈代谢率高,耗氧量占全身耗氧总量的 20%左右,在脑血管疾病及脑外伤病人临床抢救和治疗中,如果缺乏对脑血氧有效的监护手段,就有可能造成脑组织神经功能的丧失或者损害。目前对脑血氧饱和度的监测,尚无理想的装置。因此,如果能提供一种连续、无创伤监测大脑供氧情况的医疗设备,就可以减少病患的脑组织损害,改善术后认知能力<sup>[1]</sup>。

1977年,美国的 Jobsis 在国际上首次报道了

将近红外光谱技术(Near infrared reflectance spectroscopy, NIRS)用于动物头部的测量,开辟了光学技术应用于无创血氧测量的先河<sup>[2]</sup>。早期的检测装置多采用透射模式,由于生物组织对光能衰减很大,因此系统的信噪比不高,仅限于对新生儿的监护<sup>[3]</sup>。随着光学理论的发展,美国和日本等发达国家在 20 世纪末相继开发出可应用于成人的反射式脑血氧检测设备。例如美国 Somanetics 公司推出了商品化的脑血氧计,但由于其个体差异大、重复性差,以及测量结果受到质疑等诸多因素而需要不断改进,迄今效果并不理想<sup>[4]</sup>。随着微弱信号检测技术的发展,本研究设计出一套新型近红

**基金项目:**国家自然科学基金(61275199)资助项目;国家科技支撑计划(2012BAI23B07)资助项目;南京航空航天大学基本科研业务费专项科研项目(NS2012030)资助项目。

**收稿日期:**2013-06-17; **修订日期:**2013-07-22

外脑血氧检测装置,可以有效地测量脑局部血氧的变化情况,为脑功能的研究提供了重要的工具。

在国内外同类脑血氧检测系统中,有的系统在对采集到的 4 路信号进行放大时采用的是 4 路分离的放大电路,由于不同的放大电路不可能保证放大倍数完全一致,因此会不同程度地影响系统的精确性。本系统采用 1 路放大电路分时对采集到的 4 路信号进行放大,可以有效地提高检测精度。有的系统在对采集到的 4 路不同相位信号在使用锁相放大电路检测过程时,使用的参考信号和检测信号的相位有不同的相位差。本系统的 AD630 锁相放大电路参考信号和检测信号之间具有相同的相位差,大大提高了系统的检测精度。

## 1 检测原理

血氧饱和度的检测原理是根据氧合血红蛋白和还原血红蛋白对红光及近红外光不同的吸收特征。利用朗伯-比尔定律(The Lambert-Beer law)<sup>[5]</sup>

$$\omega = \lg \frac{I_0}{I} = ECL \quad (1)$$

式中: $I_0$ 、 $I$ 分别表示发射光强和接收光强, $C$ 表示待测物质浓度, $L$ 表示光穿过组织的路径长度, $E$ 表示待测成分的摩尔吸光系数, $\omega$ 为光吸收度。

对生物组织而言,由于光子在组织中吸收与散射的随机性,朗伯-比尔定律应改进为<sup>[6]</sup>

$$\omega = \lg \frac{I_0}{I} = ECL + G \quad (2)$$

式中: $C$ 表示待测成分在组织中的平均浓度, $L$ 指的是光子在组织中行走的平均光程,散射因子  $G$ 用来弥补因散射而减弱的光强,对于特定的检测对象, $G$ 一般假定为常数<sup>[7]</sup>。

对于双波长双检测器脑血氧无创监测模型如图 1 所示,双波长 LED 光源发出红光和近红外光两种波长的光,1 和 2 为探测器,光子穿透的组织

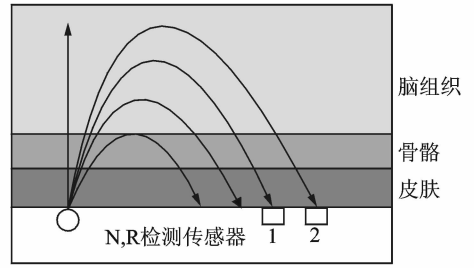


图 1 双光源双感受器模型

是多组分混合体系,体系包括皮肤、皮下组织、骨骼、脑组织(特指不含血红蛋白的脑组织)、氧合血红蛋白和还原血红蛋白等。

美国的 Somanetics 公司推出的无创近红外脑血氧监测仪(型号 INVO3100)也是采用双波长双感受器模型,根据修正后的朗伯-比尔定律,经过推导,其使用的公式为<sup>[8]</sup>

$$ScO_2 \propto \frac{\Delta\omega_{R_{总}}}{\Delta\omega_{N_{总}}} \quad (3)$$

式中: $\Delta\omega_{R_{总}} = \lg \frac{R_1}{R_2} = \lg R_1 - \lg R_2$ ,  $\Delta\omega_{N_{总}} = \lg \frac{N_1}{N_2} = \lg N_1 - \lg N_2$ 。其中  $N_1$  为从近端光电传感器得到的近红外光向后散射信号, $R_1$  为从近端光电传感器得到的红光向后散射信号, $N_2$  为从远端光电传感器得到的近红外光向后散射信号, $R_2$  为从远端光电传感器得到的红光向后散射信号。

其最终定标校验公式为

$$ScO_2 = A \left( \frac{\Delta\omega_{R_{总}}}{\Delta\omega_{N_{总}}} \right)^2 + B \left( \frac{\Delta\omega_{R_{总}}}{\Delta\omega_{N_{总}}} \right) + C \quad (4)$$

从推导出的脑血氧饱和度公式(4)可知,通过检测红光和近红外光透过脑组织后散射到近端和远端光电转换器的信号的大小,然后通过实验定标  $A, B, C$  三个参数即可精确测量脑血氧值的大小。

## 2 系统硬件设计

系统设计如图 2 所示,它主要由柔性探头、光

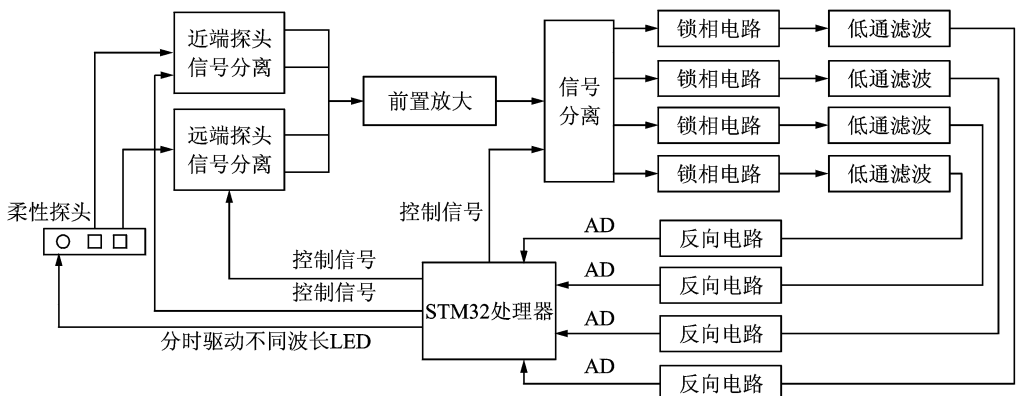


图 2 系统设计图

源驱动电路、信号检测电路、STM32 微处理器 3 部分组成。

### 2.1 柔性探头设计

柔性探头包括一个双波长 LED 灯和放置于不同位置的光电检测器,将它们嵌入一块黑色硅胶内,该设计可以减少外界光的干扰,如图 3 所示,反射式血氧传感器的光源与检测器在被测组织的同一侧,光源和检测器的距离对测量结果影响很大。光对人体组织的采样深度基本由光源到接收器件的距离所决定的。根据文献[9]可知光探测深度就是光源与检测器距离的一半。根据实验研究确定光源与检测器的距离分别为 1.5 cm 和 2.5 cm,此时探头能检测深度为 1 cm 左右的局部脑血氧浓度,满足采样要求,且能得到较高的反射光强,有利于提高血氧检测的准确度。光源使用 Epitex 生产的 L760/850-04A 双波长 LED 光源,该光源波长为 760 nm 和 850 nm,以保证 HbO<sub>2</sub> 和 Hb 对不同波长的光吸收的差动效应。采用多波长一体化光源不仅可以优化探头的体积,而且能够充分消除普通分立发光二极管因为空间位置离散对测量结果产生的影响。

光电检测器采用 OPT101 作为光信号探测单元,系统的光电转换电路原理如图 4 所示。

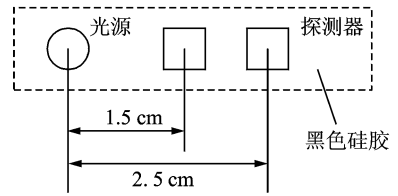


图 3 探头布局

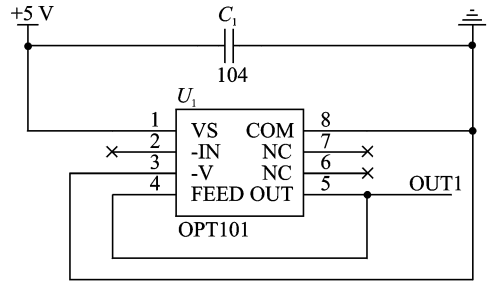


图 4 光电转换电路

### 2.2 光源驱动电路

双波长 LED 光源的驱动电路由恒流源、电子开关 MAX4066 组成,该系统组成原理如图 5 所示。

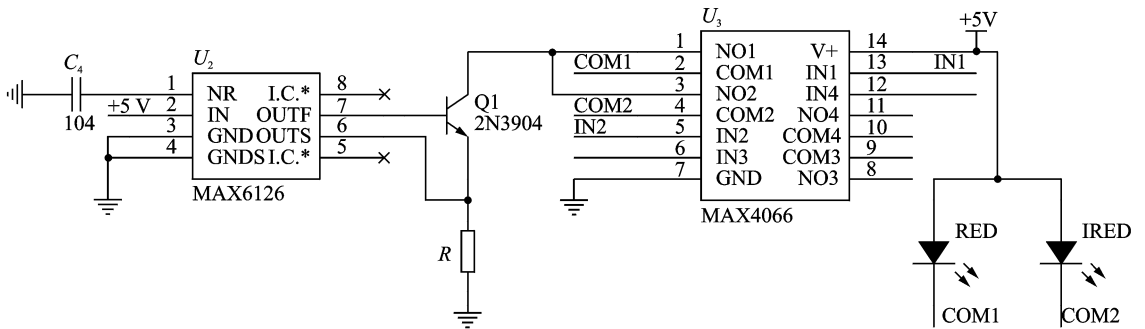


图 5 光源驱动电路

为了使在测量中保证不同波长的 LED 光源的发光强度相同,采用了恒流源的设计,该设计主要采用美信公司的基准电压源芯片 MAX6126,MAX6126 是一款超低噪声、高精度、低压差的电压基准芯片,MAX6126 消耗电源电流 380  $\mu$ A(典型),并具有 2.048, 2.5, 3, 4.096 V 和 5.000 V 输出电压选项,本文的 MAX6126 的 OUTS 端稳定输出 2.048 V。电阻 R 为限流电阻,流过 LED 电源的电流大小为  $I = \text{OUTS} / R$  用来控制恒流源的电流大小。多路选择开关选择 Max4066 芯片。利用 STM32 的定时器产生具有严格相位、频率为 500 Hz 的 PWM 波如图 6 所示。其中控制信号 IN1, IN2, 控制 RED, ED 的交替发光,时序如图 6 所示。

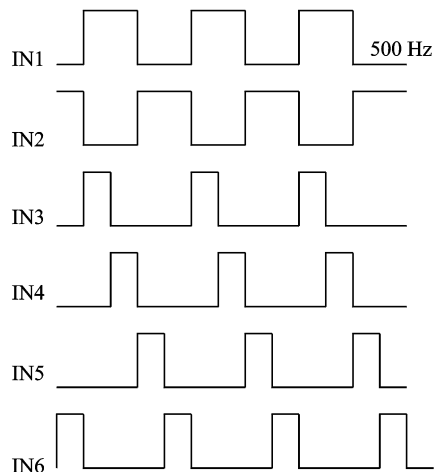


图 6 控制信号

## 2.3 信号检测电路

信号的检测方法是将探头置于额头处,尽量贴紧,减小外界光的干扰。在信号检测的过程中,为了使每一路信号的放大倍数相同,通过对每个探测器信号进行 1/4 周期分离、合并后得到一路同时具有 4 种信号的电压信号,该信号包括近端红光信号、近端近红外信号、远端红光信号、远端近红外信

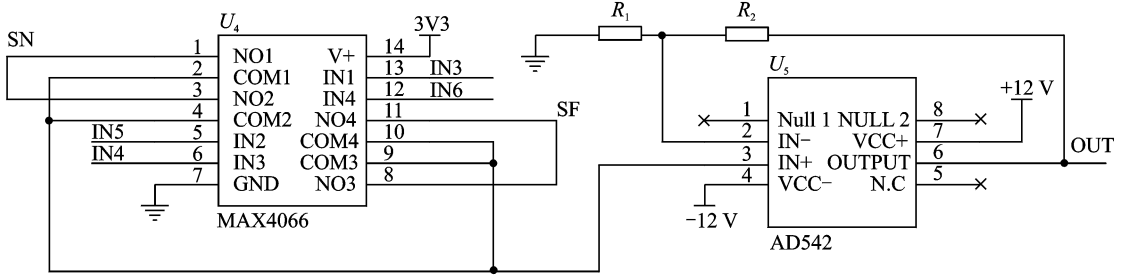


图 7 信号分离和放大电路

光电探测器噪声、前置放大电路噪声<sup>[10]</sup>,为了得到 4 路有效信号,需要对信号进行分离和滤波,利用控制信号 IN3,IN4,IN5,IN6 驱动 MAX4066 分离从 AD542 输出的脑血氧信号,分离为近端红光、近红外光信号和远端红光、近红外光信号。然后对 4 路信号分别进行锁相放大和低通滤波,得到的直流信号正比于光电探测器接收的 500 Hz 电压信号的幅值。

设计锁相放大电路如图 8 所示。相关器采用 AD 公司生产的 AD630,这是一款高精度的平衡调制器<sup>[11]</sup>,内部电阻均是高稳定度的 SiCr 薄膜电阻,保证了其工作的精确性和稳定性。锁相放大器实际上是一个模拟的傅里叶变换器,锁相放大器的输出是一个直流电压,正比输入信号中某一特定频率(参数输入频率)的信号幅值。而输入信号中的

号。如图 7 所示,控制信号 IN3,IN5 分别控制近端信号 SN 分离为红光、近红外光信号,控制信号 IN4,IN6 分别控制远端信号 SF 分离为红光、近红外光信号,最后合并为一路信号后对其进行前置放大,消除了各路单独放大时的偏差。运算放大器采用低噪声、高性能的 AD542 进行前置放大。

在对信号进行前置放大后,信号中的噪声分为

其他频率成分将不能对输出电压构成任何贡献。电路中输入端 IN 是分离后的一路信号,参考信号 REF 为具有和 IN 端恒定相位差的 500 Hz 标准正弦波,该正弦波的产生是将方波信号经过集成带通滤波器芯片 MAX267。本系统通过将图 6 中的控制信号 IN3,IN4,IN5,IN6 作为 MAX267 的输入端,经过滤波后,产生 4 路和输入信号相同相位的 500 Hz 标准正弦波,分别与各自分离出的信号具有相同的相位差,且保持恒定。

锁相之后经过由 AD542 组成的低通滤波器,滤除高频信号后输出为一直流信号。由于经过锁相和低通后输出的直流信号的大小为负值,不能直接进行 AD 转换,需要把该负电压转换为正电压才能被 STM32 进行 AD 转换。经过反向放大电路,将输出的负电压转换为正电压。

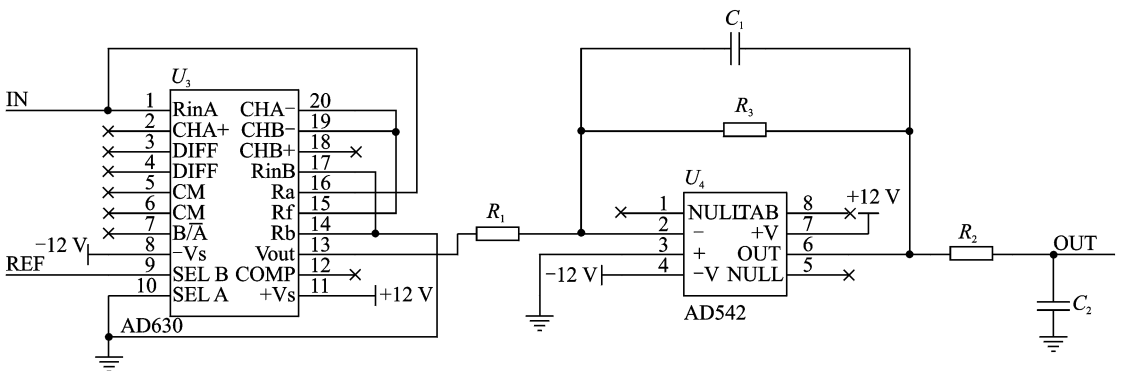


图 8 锁相放大和低通滤波电路

## 3 系统软件设计

系统软件结构主要分为两大部分:(1)STM32

控制部分;(2)上位机软件部分。STM32 程序主要包括:系统初始化、定时器设置、AD 转换模块的设置、使能外部中断触发和利用串口向上位机发送采

集到的数据。STM32 软件流程图如图 9 所示。AD 转换使用 STM32 微处理器所特有的直接内存存取(Direct memory access, DMA)方式下的多通道 AD 转换,通过使用 DMA 方式,可以实现内存和寄存器的直接存取数据,减轻了 CPU 的负担。上位机程序以 LabVIEW 为开发平台,该软件主要包括:利用 VISA 编写串口接收程序并对采集的数据进行数据处理和显示,并且可以实时显示和保存  $\frac{\Delta\omega_{R总}}{\Delta\omega_{N总}}$  的值。最后要得到脑血氧的值要对其进行实验定标,有待进一步的工作。

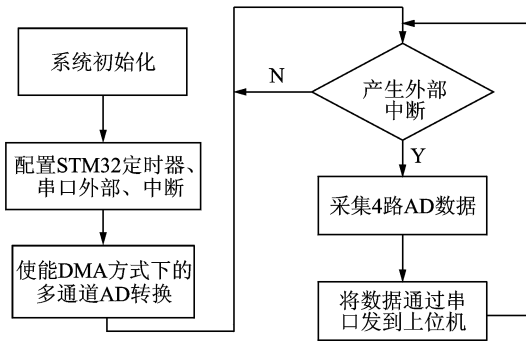


图 9 STM32 软件流程图

### 4 系统前臂动脉阻断实验及结果分析

根据目前基于近红外的血氧检测的研究,利用前臂动脉阻断实验是检测血氧计的一种有效的手段<sup>[12]</sup>。因此为了验证本系统对血氧浓度变化的反应,采用前臂血液阻断试验来验证系统的有效性。本实验中,分别对血氧计 OXIMETER(实验 1)和检测装置(实验 2)进行实验。在血液阻断实验中,将传感器紧贴前臂内侧,在上臂绑上水银血压计的袖带对手臂加压,然后将前臂平稳地放置在水平的桌面上后开始采样,当初始的血氧信号稳定后,将袖带内的压力迅速增加到 130 mmHg,将流经上臂的动脉和静脉血管阻断,使手臂中的血液含量保持不变,由于组织不断耗氧,所以前臂组织中含氧血红蛋白不断被消耗,还原血红蛋白浓度上升,经过一段时间阻断后撤去袖带内的压力,使手臂内的血氧浓度恢复正常。阻断实验是一种十分有效的检查血氧计有效性的手段。很多商业化的血氧计如 NIRO 系列、INVOS 系列都使用这种方法来检测系统的有效性<sup>[13]</sup>。

**实验 1** 被测者(年龄 25、身高 175 cm、体重 70 kg)阻断实验曲线如图 10 所示,该曲线反应的是血氧饱和度在袖带加压到 130 mmHg 时随时间的变化值。实验中,在采集血氧浓度的值趋于稳定

后,在 198 s 处对袖带瞬间加压到 130 mmHg 后,由于前臂被阻断,血液中的氧气被消耗,血氧浓度降低,加压到 362 s 处,瞬间使袖带减压到 0 后,由于上臂中含氧的血液冲入前臂使血氧浓度有明显的一个上升变化,再随着时间逐渐恢复到初始血氧浓度。

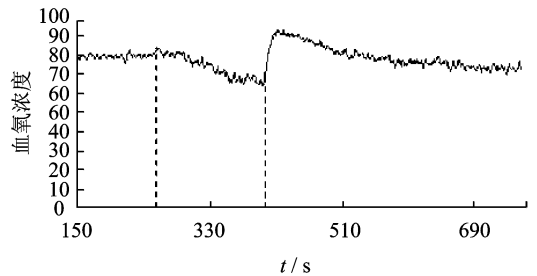


图 10 被测者的 OXIMETER 阻断曲线

**实验 2** 被测者(年龄 25、身高 175 cm、体重 70 kg)的阻断实验曲线如图 11 所示,该曲线反应的是定标参数  $y = (\lg R_1 / \lg R_2) / (\lg N_1 / \lg N_2)$  在袖带加压情况下随时间的变化,该定标参数为一标量。实验中,在采集  $y$  的值趋于稳定后,在 75 s 处对袖带瞬间加压到 130 mmHg 后,由于前臂的血氧浓度的变化使  $y$  逐渐变大,加压到 180 s 处,瞬间使袖带减压到 0 后,由于上臂中含氧的血液冲入前臂使  $y$  有明显的下降,再随着时间慢慢恢复到初始值。由于在没有定标的情况下,该检测装置  $y$  的变化和 OXIMETER 测量血氧浓度的变化趋势一致但是方向相反,可以通过后续的实验定标实现精确测量脑血氧浓度的变化。所以, $y$  能很好地反应上臂在加压情况后前臂血氧浓度的变化。

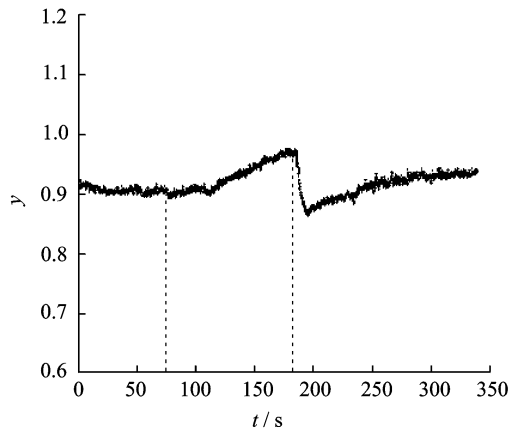


图 11 被测者的检测装置阻断曲线

### 5 结束语

本文设计了基于 STM32 的脑血氧检测系统

的硬件电路和软件流程,并自主设计了基于 OPT101 光电传感器的脑血氧检测探头,经过调试,信号可靠、稳定,并通过血氧计 OXIMETER 进行了有效性实验,表明设计的合理性。脑血氧检测系统在医学领域有广阔的应用前景,需要进一步对该系统进行实验定标并与临床结合,以完成该脑血氧检测系统测量值的精确标定,以达到医学的测量标准。

#### 参考文献:

- [1] 李良成,张永顺,李继刚. 双光源双探头脑血氧监测仪的设计[J]. 激光与红外, 2007, 37(7): 653-655.  
Li Liangcheng, Zhang Yongshun, Li Jigang. Design of brain blood-oxygen monitor with dual light sources and dual detectors[J]. Laser and Infrared, 2007, 37(7): 653-655.
- [2] Jobsis F F. Noninvasive infrared monitoring of cerebral and myocardial oxygen sufficiency and circulatory parameters [J]. Science, 1977, 198(4323): 1264-1267.
- [3] 郑毅,骆清铭,刘谦,等. 适于脑功能活动检测的便携式近红外光谱仪的研制[J]. 中国生物医学工程学报, 2007, 26(6): 898-902.  
Zheng Yi, Luo Qingming, Liu Qian, et al. A portable instrument for brain activity detection based on near-infrared spectroscopy[J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 2007, 26(6): 898-902.
- [4] 赵金城,徐圣普,边自朋,等. 脑血氧检测装置的原理与设计[J]. 生物医学工程研究, 2005, 24(2): 73-76.  
Zhao Jincheng, Xu Shengpu, Bian Zipeng et al. The principle and design of measuring instrument for cerebral oxygen monitoring[J]. Journal of Biomedical Engineering Research, 2005, 24(2): 73-76.
- [5] Hernandez-Avila G, Dujovry M, Slavin K, et al. Use of transcranial cerebral oximetry to monitor regional cerebral oxygen saturation during neuroendovascular procedures[J]. AJNR, 1995, 16: 1618-1625.
- [6] 蔡克家. 双波长近红外光谱法无创脑血氧饱和度监测系统的研制[D]. 天津:南开大学, 2004: 7-12.  
Cai Kejia. Development of a dual-wave-length near-infrared spectroscopy non-invasive cerebral oxygen saturation monitoring system [D]. Tianjin: Nankai University, 2004: 7-12.
- [7] 曾庆勇. 微弱信号检测[M]. 浙江:浙江大学出版社, 1986: 56-66.  
Zeng Qingyong. Detection of weak signal[M]. Zhejiang: Zhejiang University Press, 1986: 56-66.
- [8] Delpy D t, Cope M, van der Zee P, et al. Estimation of optical pathlength through tissue from direct time of light measurement[J]. Phys Med Biol, 1988, 33: 1433-1442.
- [9] 王哲. 多波长反射式血氧饱和度测量仪的开发研究[D]. 河北:燕山大学, 2010: 19-20.  
Wang Zhe. Research and development of multi-wave-length reflective measuring oxygen saturation [D]. Hebei: Yanshan University, 2010: 19-20.
- [10] 肖庆亮,杨德伟,张朝阳,等. 采集系统中光电信号调理电路的噪声分析[J]. 数据采集与处理, 2009, 24(S): 206-209.  
Xiao Qingliang, Yang Dewei, Zhang Chaoyang, et al. Noise analysis of optic-electrical signal conditioning circuit in acquisition system[J]. Journal of Data Acquisition and Processing, 2009, 24(S): 206-209.
- [11] 郭亮,陈宝明,董有尔,等. 基于 AD630 实现蓄电池内阻在线测量[J]. 现代电子技术, 2011, 34(1): 128-132.  
Guo Liang, Chen Baoming, Dong Youer, et al. On-line measurement about internal resistance of Battery based on AD630 [J]. Modern Electronics Technique, 2011, 34(1): 128-132.
- [12] 洪金鹏. 基于 DSP 的近红外的脑血氧检测系统的研制[D]. 哈尔滨:哈尔滨工业大学, 2011: 40-41.  
Hong Jinpeng. Development of a DSP-based cerebral oxygenation monitoring system using near-infrared spectroscopy[D]. Harbin: Harbin Institute of Technology, 2011: 40-41.
- [13] 刘铭. 新生儿脑血氧监护仪的研制[D]. 天津:天津大学, 2005: 56-58.  
Liu Ming. Development of cerebral blood oxygen monitor for newborn [D]. Tianjin: Tianjin University, 2005: 56-58.

作者简介:刘永康(1988-),男,硕士研究生,研究方向:生物医学光子学, E-mail: lyk7855@126.com; 李赭韬(1979-),男,副教授,研究方向:生物医学光子学; 钱志余(1964-),男,教授,研究方向:生物医学光子学; 谢捷如(1968-),女,副教授,研究方向:生物医学光子学。