

文章编号 1004-924X(2016)08-1846-08

基于近红外光谱的抗扰动脑血氧分析仪

刘光达,曹泽元,周 葛,周晓宇,蔡 靖*,查雨彤,千承辉

(吉林大学 仪器科学与电气工程学院,吉林 长春 130061)

摘要:研究了一种近红外光谱抗扰动脑血氧分析仪,用于解决常规脑血氧测试方法检测过程复杂、抗干扰措施繁琐等问题。分析与探讨了影响脑血氧检测精度的因素,选择了合适的三波长近红外探测光源(735 nm/805 nm/850 nm)用于该系统。利用氧合血红蛋白和还原血红蛋白在近红外光波段的吸收特性,得到这两种物质的浓度变化量,推算出了影响血氧检测精度的源端干扰表达式。同时,在检测端同步检测环境光,消除了漏光干扰。最后对上位机得到的原始数据与干扰数据进行处理,实现对大脑前额叶脑血氧波动的实时监测。设计了屏气实验以及源端干扰实验,检验了仪器实验结果的正确性。结果表明:本文所设计的脑血氧分析仪可以有效地检测血红蛋白的变化并能通过源端校正算法抑制源端干扰,干扰抑制比可达70%以上,基本实现了对人体无创、实时、准确监测的目的。

关键词:脑血氧分析仪;近红外光谱;抗扰动;干扰模型;屏气实验

中图分类号:TH773;O657.33 **文献标识码:**A **doi:**10.3788/OPE.20162408.1846

A anti-disturbance cerebral oxygen analyzer based on near-infrared spectra

LIU Guang-da, CAO Ze-yuan, ZHOU Ge, ZHOU Xiao-yu,
CAI Jing*, ZHA Yu-tong, QIAN Cheng-hui

(College of Instrument Science and Electrical Engineering, Jilin University, Changchun 130061, China)

* Corresponding author, E-mail: caijing1979@jlu.edu.cn

Abstract: A sort of anti-disturbance cerebral oxygen analyzer based on near-infrared spectroscopy was researched to improve conventional test methods in complex measuring process and tedious anti-jamming treatment. Some effect factors on cerebral oxygen measuring accuracy were analyzed and a proper three-wavelength near-infrared detection light source (735nm/805nm/850nm) was selected to use in the system. On the basis of the absorptivities of HbO₂ and HbR in the near-infrared spectra, the variation of the two substance's concentration was received, and a source interference expression resulted from the impact of oxygen detection accuracy was calculated. Meanwhile, the ambient light was detected in the terminal simultaneously to eliminate the interference from leaked light. Finally, the original data from a upper computer and the interference data were processed to realize the real-time monitoring of the blood-oxygen fluctuation in the prefrontal lobe of the brain. A breathlessness experiment and a source interference experiment were performed and the correctness of instrument was verified.

收稿日期:2016-02-20;修订日期:2016-04-10.

基金项目:吉林市科技计划资助项目(No. 2015313013);吉林大学研究生创新研究计划资助项目(No. 2015001);吉林大学大学生创新创业训练计划资助项目(No. 2015650949)

The experimental results show that the cerebral oxygen analyzer designed in this paper detects the changes of hemoglobin and eliminates the interference of the source effectively by the proposed anti-disturbance algorithm, and the correcting interference error is about 70% or more, which implements noninvasive, real time and correct monitoring for human body.

Key words: cerebral oxygen analyzer; Near-infrared Spectra (NIRS); anti-disturbance; interference model; breathlessness experiment

1 引言

近红外光谱技术(Near-Infrared Spectroscopy, NIRS)作为一项非侵入式光学监测手段,其应用越来越广泛,目前主要用来观察皮层区域氧合血红蛋白(HbO₂)和还原血红蛋白(HbR)的浓度变化,脑血流(Cerebral Blood Flow, CBF)以及脑血容量(Cerebral Blood Volume, CBV)的变化。

1977年,Jobsis首次将NIRS用于动物头部的测量,开辟了光学技术测量无创血氧的先河^[1]。但由于脑部皮肤、颅骨、肌肉等各种组织对近红外血液光谱的严重干扰,致使近红外脑血氧饱和度检测技术至今未能应用于临床。尽管Somantics公司推出了商业化的脑血氧计^[2-3],但由于在使用中存在个体差异大、重复性差以及测量准确度受到质疑等诸多负面因素,迄今效果并不理想。1995年,日本欧姆龙公司开发了一款便携式血氧检测系统^[4]。2002年,宾夕法尼亚大学B. Chance小组开发了一个由三波长光源和8个探测器组成的FNIR检测系统^[5]。2003年,英国伦敦大学Delpy研究小组开发了一套针对前额叶皮层的血氧检测探头^[6-7]。2006年,国内李良成等提出了同时检测双侧脑组织血氧含量变化的新方法及设备^[8]。华中科技大学的骆清铭等研发了便携式的FNIRS仪器,用于研究有关认知学习的脑功能^[9-10]。但上述检测方法复杂,测试时测试人员必须保持静止并采取相应的遮光措施方能保证测试的准确性,因此实际效果并不理想。

在生物信号的NIRS测量方法中,测量信号的信噪比及抗干扰性对测量结果起着至关重要的影响^[11]。本文设计了一种脑血氧功能分析仪,通过全面地分析与探讨影响脑血氧检测精度的因素,建立了一个针对源端干扰与环境漏光干扰的

干扰模型,选取三波长(735 nm/805 nm/850 nm)检测光源并结合推导的源端干扰表达式修正测试数据,达到了合理准确检测脑血氧的目的。该脑血氧功能分析仪通过检测大脑前额叶的血氧参数变化来反映大脑前额叶的活动状态,具有安全无创、体积小、可穿戴、连续监测等特点。

2 基本原理

2.1 脑血氧检测的基本原理

NIRS可对血氧含量进行无损测量的理论基础在于:

(1) 生物组织对近红外谱段(700~900 nm)的光具有散射度高、吸收度低的特点,因此该波段的光被称为组织的“光学窗”,处于该波长范围内的光易于穿过生物组织^[12]。

(2) HbO₂与HbR的浓度变化可表征组织血氧饱和度的变化,反映组织的功能活动状态。这为组织功能活动的研究提供了前提条件^[13]。

HbO₂与HbR的含量变化会引起组织的吸收光谱的变化,故穿过脑组织后透射出的光子的波长分布及能量携带了反映脑组织活动状态的信息。

NIRS脑血氧检测基于朗伯-比尔定律(Lambert-Beer's law)^[14],根据生物组织中HbO₂与HbR的近红外吸收光谱,利用两种物质在近红外光谱区等吸光点(805 nm)两侧吸光度的不同,可以有效地检测HbO₂与HbR的浓度变化。

根据Lambert-Beer's law可以得到:

$$OD = \ln \frac{I_0}{I} = \epsilon c L, \quad (1)$$

式中: I_0 , I 分别表示入射光强和接收光强, c 表示待测均一无散射性介质的浓度, ϵ 代表该介质的吸光度, L 表示光穿过该介质的路径长度, OD 为光密度。

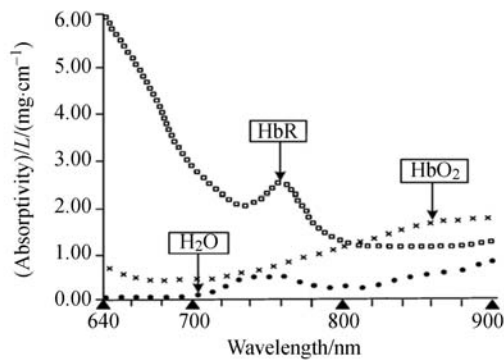


图 1 氧合血红蛋白与还原血红蛋白近红外吸收谱
Fig. 1 Absorption spectra of HbR and HbO₂

由于光子在生物组织内传播存在无规律性和随机性,1988 年 Cope M 等提出了修正的朗伯比尔定律^[15]。根据该定律,当入射光强为 I_0 ,并以波长为 λ 的平行光通过厚度为 D 、浓度为 c 的均匀介质,以光强 I 出射时,光密度为:

$$OD^\lambda = \ln \frac{I_0}{I} = DPF^\lambda \cdot D \cdot \sum \epsilon_i^\lambda c_i + G^\lambda, \quad (2)$$

式中: OD^λ 为波长为 λ 的光密度, ϵ^λ 为介质的吸光系数, DPF^λ 为波长为 λ 的路径差分因子, G^λ 为背景引起的光损耗。

由式(2)可知,当探测波长 λ 以及探测距离 D 一定时, $\epsilon^\lambda, DPF^\lambda, G^\lambda$ 均为常数,因此可通过选取等吸光点两侧的两个不同波长,通过测定光密度的变化量(ΔOD)来反映前额叶的 HbO₂ 和 HbR 含量的变化^[16]。本文选用 EPITEX 公司的三波长集成光源(L735/805/850-40C32P)作为系统的探测光源。

$$\begin{cases} \Delta OD^{735} = (\epsilon_{HbO_2}^{735} \Delta C_{HbO_2} + \epsilon_{HbR}^{735} \Delta C_{HbR}) DPF^{735} D \\ \Delta OD^{850} = (\epsilon_{HbO_2}^{850} \Delta C_{HbO_2} + \epsilon_{HbR}^{850} \Delta C_{HbR}) DPF^{850} D \end{cases} \quad (3)$$

利用克莱姆法则求解线性方程组得到^[17]:

$$\begin{cases} \Delta C_{HbO_2} = \frac{\frac{\epsilon_{HbR}^{850} \cdot \Delta OD^{735}}{DPF^{735}} - \frac{\epsilon_{HbR}^{735} \cdot \Delta OD^{850}}{DPF^{850}}}{D(\epsilon_{HbO_2}^{735} \cdot \epsilon_{HbR}^{850} - \epsilon_{HbR}^{735} \cdot \epsilon_{HbO_2}^{850})} \\ \Delta C_{HbR} = \frac{\frac{\epsilon_{HbO_2}^{735} \cdot \Delta OD^{850}}{DPF^{850}} - \frac{\epsilon_{HbO_2}^{850} \cdot \Delta OD^{735}}{DPF^{735}}}{D(\epsilon_{HbO_2}^{735} \cdot \epsilon_{HbR}^{850} - \epsilon_{HbR}^{735} \cdot \epsilon_{HbO_2}^{850})} \end{cases}, \quad (4)$$

式中: $\epsilon_{HbO_2}^{735}, \epsilon_{HbR}^{735}, \epsilon_{HbO_2}^{850}, \epsilon_{HbR}^{850}$ 分别是 HbO₂, HbR 对应波长为 735 nm 和 850 nm 时的吸光度; $\Delta OD^{735}, \Delta OD^{850}$ 是对应波长为 735 nm 和 850 nm

时光密度的变化量。

2.2 脑血氧检测模型

该脑血氧仪的基本检测模型如图 2 所示,该设备依据光子在哺乳动物组织中的传播模型。一般来说,光子在哺乳动物组织中的传播是散射传播,呈现随机性,但从概率意义上讲,近红外光在进入大脑前额叶后,光子近似以香蕉型光路在颅内传播。光线经吸收、散射后在与光源一定距离处透过头皮出射,穿透深度相当于探测器与光源距离的 $1/4$ ^[18-20]。

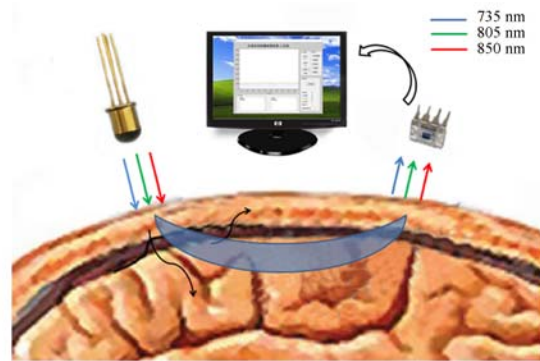


图 2 脑血氧仪检测原理
Fig. 2 Principle of cerebral oxygen analyzer

2.3 干扰检测模型的建立

在脑血氧测量过程中必然会存在接触不稳定、漏光等情况,从而影响检测的准确性与精度。

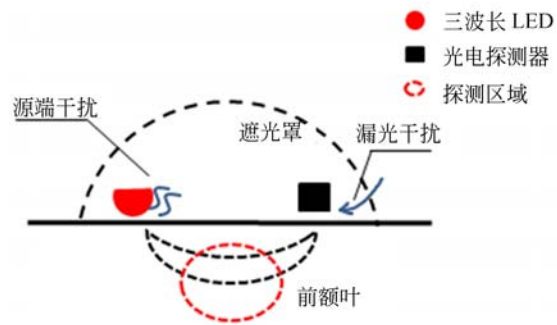


图 3 干扰模型示意图
Fig. 3 Schematic diagram of interference model

图 3 为干扰模型示意图。干扰主要来源于两个方面:一是接收器接收到无关检测光的环境光干扰,该干扰可以通过在检测端同步检测环境光来消除;二是发射器与皮肤接触的程度受呼吸带来的源端漂移干扰,其主要体现为入射光强 I_0 的变化。

根据式(2)可以得到:

$$\begin{cases} OD^{735} = (\epsilon_{\text{HbO}_2}^{735} c_{\text{HbO}_2} + \epsilon_{\text{HbR}}^{735} c_{\text{HbR}}) DPF^{735} D + G^{735} \\ OD^{850} = (\epsilon_{\text{HbO}_2}^{850} c_{\text{HbO}_2} + \epsilon_{\text{HbR}}^{850} c_{\text{HbR}}) DPF^{850} D + G^{850} \end{cases}, \quad (5)$$

$$OD^{805} = (\epsilon_{\text{HbR}/\text{HbO}_2}^{805} (c_{\text{HbO}_2} + c_{\text{HbR}})) DPF^{805} D + G^{805}. \quad (6)$$

令

$$\begin{cases} A^{735} = OD^{735} - G^{735} \\ A^{850} = OD^{850} - G^{850} \\ A^{805} = OD^{805} - G^{805} \end{cases}, \quad (7)$$

则根据式(5)和式(7)得到:

$$c_{\text{HbO}_2} + c_{\text{HbR}} = \frac{A^{735} (\epsilon_{\text{HbR}}^{850} - \epsilon_{\text{HbO}_2}^{850})}{DPF^{735}} + \frac{A^{850} (\epsilon_{\text{HbO}_2}^{735} - \epsilon_{\text{HbR}}^{735})}{DPF^{850}}, \quad (8)$$

根据式(6)和式(7)得到:

$$c_{\text{HbO}_2} + c_{\text{HbR}} = \frac{A^{805}}{D \cdot DPF^{805} \cdot \epsilon_{\text{HbR}/\text{HbO}_2}^{805}}. \quad (9)$$

令

$$\begin{cases} m = \frac{\epsilon_{\text{HbR}/\text{HbO}_2}^{805} (\epsilon_{\text{HbO}_2}^{735} - \epsilon_{\text{HbR}}^{735})}{\epsilon_{\text{HbO}_2}^{735} \cdot \epsilon_{\text{HbR}}^{850} - \epsilon_{\text{HbR}}^{735} \cdot \epsilon_{\text{HbO}_2}^{850}} \\ n = \frac{\epsilon_{\text{HbR}/\text{HbO}_2}^{805} (\epsilon_{\text{HbR}}^{850} - \epsilon_{\text{HbO}_2}^{850})}{\epsilon_{\text{HbO}_2}^{735} \cdot \epsilon_{\text{HbR}}^{850} - \epsilon_{\text{HbR}}^{735} \cdot \epsilon_{\text{HbO}_2}^{850}} \end{cases}. \quad (10)$$

根据式(8)和式(9)相等,并且结合式(10)可以得到:

$$A^{805} = m \cdot \frac{A^{850} DPF^{805}}{DPF^{850}} + n \cdot \frac{A^{735} DPF^{805}}{DPF^{735}}. \quad (11)$$

在实际应用中,通常认为不同波长的 DPF 值近似相等^[21]。故将式(7)代入式(11),可以得到:

$$mOD^{850} + nOD^{735} - OD^{805} = mG^{850} + nG^{735} - G^{805}. \quad (12)$$

将式(2)代入式(12)可得:

$$m \ln I^{850} + n \ln I^{735} - \ln I^{805} = m \ln I_0^{850} + n \ln I_0^{735} - \ln I_0^{805} - (mG^{850} + nG^{735} - G^{805}). \quad (13)$$

令

$$C = m \ln I^{850} + n \ln I^{735} - \ln I^{805}, \quad (14)$$

并且设

$$I_0^{850} = p \cdot I_0^{805}, I_0^{735} = q \cdot I_0^{805}, \quad (15)$$

对式(14)求全微分并结合式(15),可以得到:

$$\begin{aligned} \Delta C &= m \frac{\Delta I_0^{805}}{I_0^{805}} + n \frac{\Delta I_0^{735}}{I_0^{735}} - \frac{\Delta I_0^{805}}{I_0^{805}} = mp \frac{\Delta I_0^{805}}{p I_0^{805}} + \\ &nq \frac{\Delta I_0^{805}}{q I_0^{805}} - \frac{\Delta I_0^{805}}{I_0^{805}} = (m+n-1) \frac{\Delta I_0^{805}}{I_0^{805}}. \end{aligned} \quad (16)$$

根据式(16)可以得到:

$$\frac{\Delta C}{(m+n-1)} = \frac{\Delta I_0^{805}}{I_0^{805}} = \frac{\Delta I_0^{735}}{I_0^{735}} = \frac{\Delta I_0^{850}}{I_0^{850}}. \quad (17)$$

将式(17)用差分方式表示:

$$\frac{C(t_k) - C(t_{k-1})}{m+n-1} = \frac{I_0^\lambda(t_k) - I_0^\lambda(t_{k-1})}{I_0^\lambda(t_{k-1})}, \quad (18)$$

式中 λ 表示 735, 805, 850 nm 中的任意波长。令:

$$\Delta M(t_k) = \frac{C(t_k) - C(t_{k-1})}{m+n-1}, \quad (19)$$

将式(19)代入式(18)可得:

$$\frac{I_0^\lambda(t_k)}{I_0^\lambda(t_{k-1})} = 1 + \Delta M(t_k). \quad (20)$$

由式(20)可得:

$$\frac{I_0^\lambda(t_k)}{I_0^\lambda(t_0)} = \prod_{i=1}^k (1 + \Delta M(t_i)). \quad (21)$$

光密度的变化量表示为:

$$\begin{aligned} \Delta OD^\lambda &= OD^\lambda(t_k) - OD^\lambda(t_0) = \ln \frac{I_0^\lambda(t_k)}{I^\lambda(t_k)} - \\ &\ln \frac{I_0^\lambda(t_0)}{I^\lambda(t_0)} = \ln \frac{I^\lambda(t_0)}{I^\lambda(t_k)} + \ln \frac{I_0^\lambda(t_k)}{I_0^\lambda(t_0)}. \end{aligned} \quad (22)$$

而传统的双波长脑血氧测量方法并未考虑初始入射光强 I_0 的变化,即光密度的变化量为^[22-24]:

$$\Delta OD^\lambda = \ln \frac{I^\lambda(t_0)}{I^\lambda(t_k)}. \quad (23)$$

因此根据式(23)所得到的测量结果必然存在源端干扰误差。这里通过引入 805 nm(等吸收点)测量波长可以间接获得初始光强 I_0 的变化,因此将式(21)代入式(22)即可修正因源端干扰带来的误差,修正后的光密度变化量为:

$$\Delta OD^\lambda = \ln \frac{I^\lambda(t_0)}{I^\lambda(t_k)} + \ln \prod_{i=1}^k (1 + \Delta M(t_i)). \quad (24)$$

3 系统设计

如图 4 所示,本设备系统由光源驱动电路、三波长光源探头、光电接收器、放大滤波电路、主控制器及上位机组成。

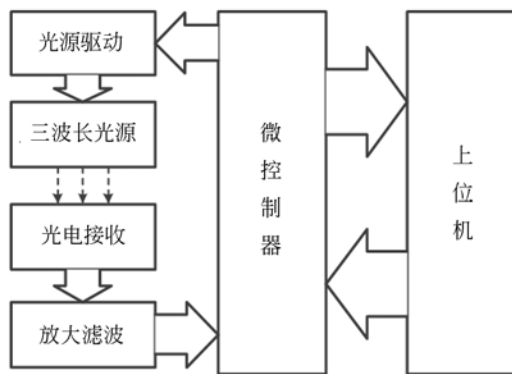


图 4 脑血氧仪的硬件功能框图

Fig. 4 Hardware block diagram of proposed cerebral oxygen analyzer

微控制器通过控制光源驱动电路实现对三波长光源的分时驱动,控制三波长光源分时发光照射大脑前额叶。近红外光经大脑前额叶吸收、散射后被光电接收器接收,光电接收器输出的电信号经放大、滤波后再经 AD 转换由微控制器上传至上位机。上位机负责原始数据的滤波处理以及 HbO_2 浓度变化量的计算。

非平稳的 NIRS 信号含有白噪声、心跳 ($\sim 1.1 \text{ Hz}$)、呼吸 ($\sim 0.25 \text{ Hz}$) 和 Mayer wave ($\sim 0.1 \text{ Hz}$) 等成分;而在研究脑功能的实验中,所关注的信号成分是任务诱发的血液动力学响应信号,其频率通常低于 0.1 Hz ,因此,这里应用高阶数字滤波器消除生理信号成分^[25]。

4 实验

4.1 屏气实验

为了验证本分析仪对 HbO_2 浓度反应的正确性,对测试人员进行屏气实验,分析其 c_{HbO_2} 和 c_{HbR} 的变化情况。

实验 1 被测者为 21 岁成年女性大学生,身体健康,无心血管疾病、糖尿病及神经科病史。被测者正常呼吸 1 min,然后屏气 1 min,动作完成后恢复正常呼吸。实验前将自制的双通道血氧探头固定至前额,并对探头采取必要的遮光措施,整个测试过程被测者保持直立坐姿,无情绪波动。

图 5 显示是被测者一次检测中两个通道的 HbO_2 和 HbR 的浓度变化情况。可以明显看出,

在前 1 min c_{HbO_2} 与 c_{HbR} 变化稳定;1 min 后开始憋气,前额叶原有 HbO_2 的含量经消耗后未得到及时的补充,致使 c_{HbO_2} 降低,前额叶 HbR 的含量增加。实验进行至 2 min 后被测者恢复正常呼吸, c_{HbO_2} 与 c_{HbR} 迅速恢复至原先水平。

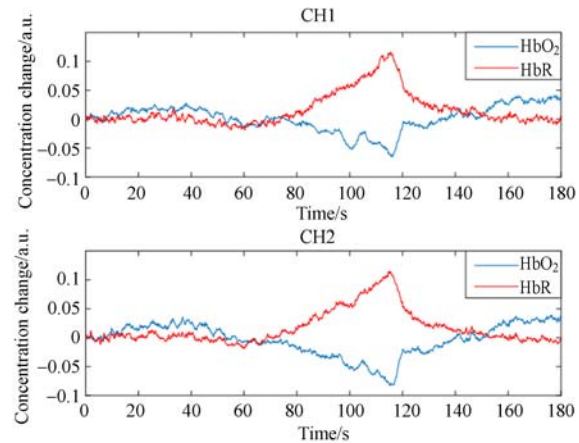


图 5 被测者的屏气实验曲线

Fig. 5 Variation curves of HbO_2 and HbR concentration in breathlessness experiments

4.2 源端干扰消除实验

为了验证源端抗干扰算法的正确性和评价源端抗干扰算法的质量,将脑血氧检测探头固定,通过调整探头上的可调电位器来控制三波长光源的发光光强模拟源端干扰。由于血氧探头固定并不进行血氧检测,因此,理论上实验结果表现为 c_{HbO_2} 与 c_{HbR} 无变化。

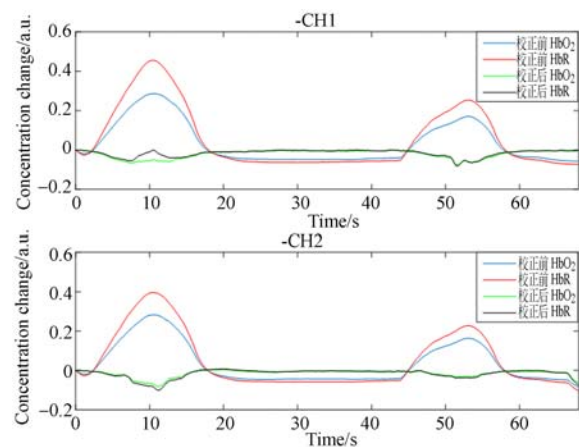


图 6 源端干扰校正前后实验曲线

Fig. 6 Concentration curves before and after correcting source interference in different channels

实验 2 将脑血氧探头固定,分别于 5~20 s 与 45~60 s 调节电位器降低脑血氧探头的出射光强,之后再恢复至初始光强。图 6 反映了抗干扰算法校正前后 c_{HbR} 与 c_{HbO_2} 的变化趋势,可见校正前实验结果受到入射光强变化的影响很大。校正前算法将入射光强的变化错认为是被测物质的变化而得到了错误的结果,而抗干扰算法则能有效识别出源端干扰,校正后 c_{HbR} 与 c_{HbO_2} 的变化已经趋于稳定。

根据校正前后 HbO_2 与 HbR 与理论值的绝对误差(Absolute Error, AE)以及已校正的相对误差(Corrected Relative Error, CRE)来定量描述源端干扰校正算法的准确度。

$$AE = |x' - x|, \quad (25)$$

$$CRE = \frac{|AE^{**} - AE^*|}{AE^*} \times 100\%, \quad (26)$$

式中: x' 表示实验中血红蛋白的变化量, x 表示理论血红蛋白的变化量, AE^{**} 表示经过源端校正算法校正后的绝对误差, AE^* 表示未经过源端校

正算法得到的绝对误差,CRE表示经校正的绝对误差相对于校正前绝对误差的百分比。计算结果如表 1 所示。

表 1 源端干扰消除结果

Tab. 1 Effect of source interference cancellation

	CH1				CH2			
	HbO ₂		HbR		HbO ₂		HbR	
Time/s	10	53	10	53	10	53	10	53
AE*	0.26	0.18	0.45	0.25	0.26	0.15	0.38	0.22
AE**	0.05	0.05	0.02	0.07	0.06	0.04	0.07	0.04
CRE/%	80.8	72.3	95.6	72.0	76.0	73.3	81.6	81.9

为了验证抗干扰算法的可重复性,检验抗干扰算法在不同情况下的准确度,增加抗干扰实验的组数,根据实验结果计算每组实验的 CRE。利用 CRE 来定量评价抗干扰算法的准确度。实验方法与实验 2 相同,实验结果如图 7 所示,CRE 评价实验结果见表 2。

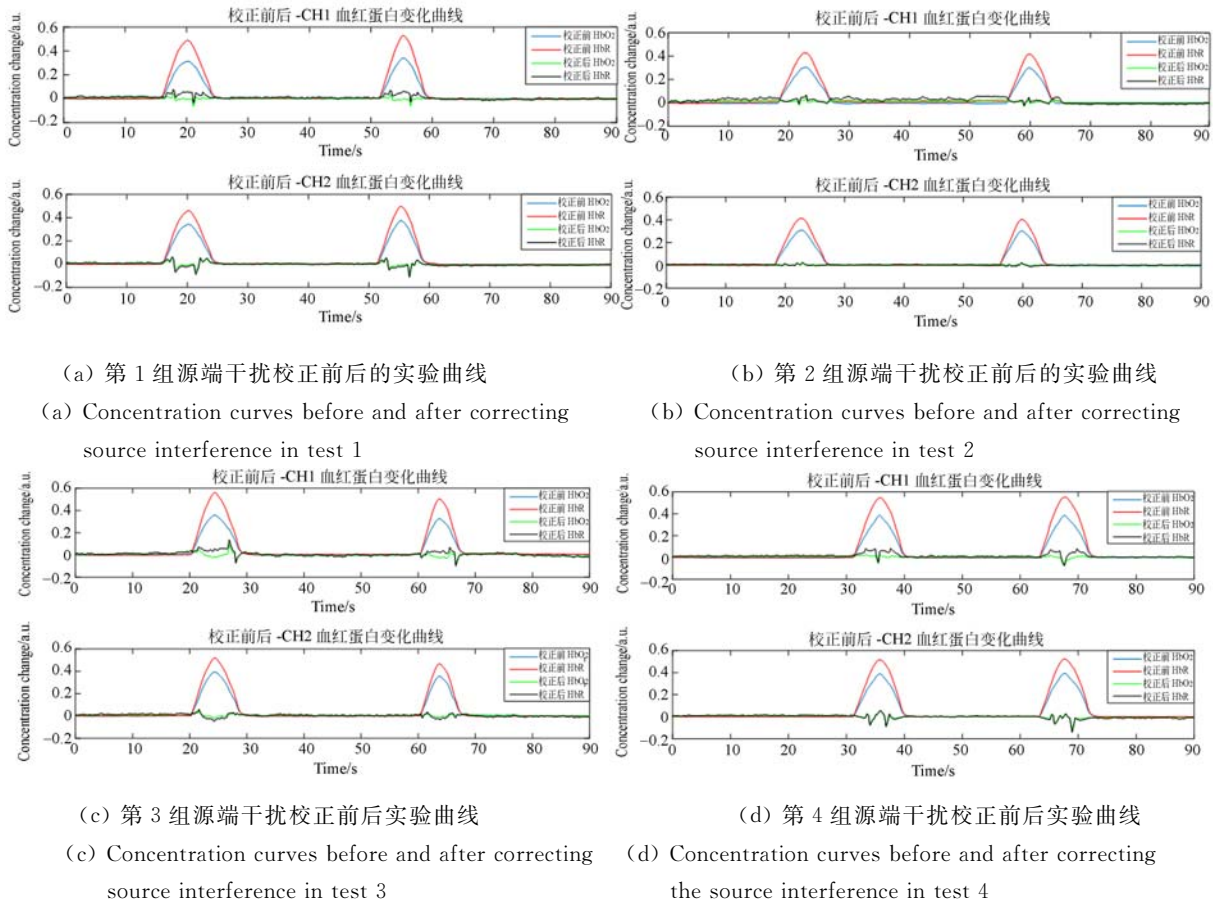


图 7 抗干扰算法验证实验结果
Fig. 7 Results of verification experiment of anti-disturbance algorithm

表 2 多组源端干扰消除实验测试结果

Tab. 2 Effect of source interference cancellation in different tests (%)

组号	CH1				CH2			
	CRE(HbO ₂)		CRE(HbR)		CRE(HbO ₂)		CRE(HbR)	
	t ₁	t ₂	t ₁	t ₂	t ₁	t ₂	t ₁	t ₂
1	85.1	80.3	74.6	77.5	77.0	70.2	80.5	71.5
2	71.2	70.3	74.3	80.0	74.1	82.3	73.5	82.3
3	85.7	88.4	84.1	88.9	91.3	91.7	92.2	94.3
4	76.4	78.2	73.6	75.1	72.1	73.2	73.1	71.1
最小	71.2	70.3	73.6	75.1	72.1	70.2	73.5	71.1

注: t₁, t₂ 分别为实验过程中干扰出现时 CRE 最小值对应的时间点

实验结果表明, 抗干扰算法可以修正至少 70% 的源端干扰, 有效消除了由源端入射光强 I₀

参考文献:

- [1] JOBSIS F F. Noninvasive infrared monitoring of cerebral and myocardial oxygen sufficiency and circulatory parameters [J]. *Science*, 1977, 198:1264.
- [2] MADSEN P L, SECHER N H. Near infrared oximetry of the brain [J]. *Prog. Neurobiol.*, 1999, 58: 541-560.
- [3] POLLARD V, PROUGH D S, DEMELO E A, et al.. Validation in volunteer of a near-infrared spectroscope for monitoring brain oxygenation in vivo [J]. *Anesth. Analg.*, 1996, 82:269-277.
- [4] SHIGA T, TANABE K, NAKASE Y, et al.. Development of a portable tissue oximeter using near infrared spectroscopy [J]. *Med. Biol. Eng. Comput.*, 1995, 33:622-626.
- [5] YUANQNG L, LECH G, NIOKA S, et al.. Noninvasive, low-noise, fast imaging of blood volume and deoxygenation changes in muscles using light-emitting diode continuous-wave imager [J]. *Rev. Sci. Instrum.*, 2002, 73 (8): 3065-3074.
- [6] VAITHIANATHAN T, TULLIS I D S, EBVERDELL N, et al.. Functional imaging of the brain using a portable NIR instrument [J]. *SPIE*, 2003, 4955:96-102.
- [7] VAITHIANATHAN T, TULLIS I D S, EBVERDELL N, et al.. Design of a portable near infrared system for topographic imaging of the brain in babies [J]. *Rev. Sci. Instrum.*, 2004, 75(10):3276-3283.
- [8] 李良成, 张永顺, 李继刚. 双光源双探头脑血氧检测

变化引起的误差。

5 结 论

本文建立了源端干扰和环境光干扰的干扰模型, 详细介绍了脑血氧检测系统的基本原理以及源端干扰的消除方法。实验结果证明: 该脑血氧分析仪能够实时监测人脑前额叶的血红蛋白浓度的变化, 且可通过源端校正算法抑制源端干扰, 干扰抑制比可达 70% 以上。实验结果与理论值相符, 基本上达到了对人体无创、实时、准确监测的目的。该设备可以辅助医生更加直观、具体地掌握病人的基本情况, 具有一定的使用价值和社会效益。

仪的设计 [J]. *激光与红外*, 2007, 37(7): 653-655.

LI L CH, ZHANG Y SH, LI J G. Design of brain blood-oxygen monitor with dual light sources and dual detectors [J]. *Laser & Infrared*, 2007, 37(7): 653-655. (in Chinese).

[9] 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, 12(6): 898-902.

ZHENG Y, LUO Q M, LIU Q, et al.. A portable instrument for brain activity detection based on near-infrared spectroscopy [J]. *Chinese Journal of Biomedical Engineering*, 2007, 12(6):898-902. (in Chinese)

[10] 龚辉, 李成军, 李婷, 等. 前额叶皮层工作记忆作用的近红外光学成像 [J]. *中国科学·G 辑*, 2007, 37 (B10):110-117.

GONG H, LI CH J, LI T, et al.. Near infrared optical imaging of working memory in prefrontal cortex [J]. *Science in China (Series G)*, 2007, 37 (B10):110-117. (in Chinese)

[11] 陈星旦, 高静, 丁海泉. 论无创血糖监测的红外光谱方法 (特邀) [J]. *中国光学*, 2012, 15(4):317-326.

CHENG X D, GAO J, DING H Q. Infrared spectroscopy for non-invasive blood glucose monitoring (Invited) [J]. *Chinese Optics*, 2012, 15(4):317-326. (in Chinese)

[12] 丁海曙, 王峰, 林方, 等. 在多层结构的生物组织中近红外光子迁移的研究 [J]. *光谱学与光谱分析*, 2001, 21:155-158.

DING H SH, WANG F, LIN F, et al.. Research on the near-infrared (NIR) photon migration in

- multi-layered structures of biological tissues[J]. *Spectroscopy and Spectral Analysis*, 2001, 21: 155-158. (in Chinese)
- [13] 张海宁,李岩,张翔,等. 数字式无线肌血氧监测仪的研制[J]. *生物医学工程与临床*, 2006, 10(2): 109-112.
ZHANG H N, LI Y, ZHANG X, *et al.*. Research and development of a digital wireless muscular blood oxygen monitor [J]. *BME&Clin. Med.*, 2006, 10(2):109-112. (in Chinese)
- [14] Van de VEN M J, COLIER W N J M, Van der SLUIJS M C, *et al.*. Can cerebral blood volume be measured reproducibly with an improved near-infrared spectroscopy system[J]. *K. Cer. Blood Flow Metab*, 2001, 21:110-113.
- [15] OKADA E. Theoretical and experimental investigation of near-infrared light propagation in a model of the adult head[J]. *Applied Optics*, 1997, 36(1):21-31.
- [16] BEVILACQUA F, PIGUET. In vivo local determination of tissue optical properties; applications to human brain [J]. *Appl. Opt.*, 1999, 38(22): 4939-4950.
- [17] 查雨彤,刘光达,周润东,等. EEMD-ICA 在功能近红外光谱特征信号提取的应用[J]. *光谱学与光谱分析*, 2015, 35(10): 2746-2751.
ZHA Y T, LIU G D, ZHOU R D, *et al.*. EEMD-ICA applied in signal extraction in functional near-infrared spectroscopy[J]. *Spectroscopy and Spectral Analysis*, 2015, 35(10):2746-2751. (in Chinese)
- [18] 李良成,李凯扬,秦钊. 新型近红外脑血氧监测设备的研制[J]. *激光与红外*, 2006, 36(8):661-664.
LI L CH, LI K Y, QIN ZH. Development of new-type near-infrared brain blood-oxygen monitor [J]. *Laser&Infrared*, 2006, 36(8):661-664. (in Chinese)
- [19] CRATTON E, FANTINI S, FRANCESCHINI MA, *et al.*. Measurements of scattering and absorption changes in muscle and brain[J]. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London, Biological Series B*, 1997, 352(1354): 727-735.
- [20] MARTIN W, von SIEBENTHAL K. Comparison of three methods to measure absolute cerebral hemoglobin concentration in neonates by near-infrared spectrophotometry [J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2002, 7(2):221-227.
- [21] 张岩. 基于近红外光谱技术的脑功能活动信号提取方法研究[D]. 哈尔滨:哈尔滨工业大学, 2011.
ZHANG Y. *Study of Signal Extraction Method in Brain Activity Measurement by Near Infrared Spectroscopy* [D]. Harbin: Harbin Institute of Technology, 2011. (in Chinese)
- [22] 吴欣. 基于近红外光谱技术的脑血氧监测技术的研究[D]. 哈尔滨:哈尔滨工业大学, 2011.
WU X. *Research of a Cerebral Oxygenation Monitoring Technology Using Near-infrared Spectroscopy* [D]. Harbin: Harbin Institute of Technology, 2011. (in Chinese)
- [23] 董园园. 痛觉的近红外脑功能成像的研究[D]. 哈尔滨:哈尔滨工业大学, 2014.
DONG Y Y. *Research on Near Infrared Brain Function Imaging of Pain* [D]. Harbin: Harbin Institute of Technology, 2014. (in Chinese)
- [24] 郑毅. 基于连续光的便携式近红外脑功能成像系统的研制[D]. 武汉:华中科技大学, 2006.
ZHENG Y. *Development of a Portable Continuous-wave NIR Instrument for Brain Function Imaging* [D]. Wuhan: Huazhong University of Science and Technology, 2006. (in Chinese)
- [25] 徐刚,李伶俐,刘晓民. 简易脑功能近红外光谱系统设计[J]. *光谱学与光谱分析*, 2015, 35(2):552-556.
XU G, LI X L, LIU X M. A simple design of functional near-infrared spectroscopy system [J]. *Spectroscopy and Spectral Analysis*, 2015, 35(2):552-556. (in Chinese)

作者简介:



刘光达(1964—),男,吉林长春人,教授,1990年于吉林工业大学获得硕士学位,2000年于中国科学院长春光学精密机械与物理研究所获得博士学位,主要从事人体生物信号检测与医疗仪器、光电仪器等方面的研究。E-mail: gdliu@jlu.edu.cn

通讯作者:



蔡靖(1979—),男,吉林长春人,博士研究生,讲师,2012年于吉林大学获得硕士学位,主要从事人体生理信号检测方面的研究。E-mail:caijing1979@jlu.edu.cn