

DOI: 10.13382/j.jemi.B2104275

基于近红外光谱的脑血氧无创监测系统研究*

孙长龙 季忠 钟文韬

(重庆大学生物工程学院 重庆 400044)

摘要:目前临床使用的脑血氧无创监测设备大多为双波长,由于黑色素的吸收会导致测量结果出现偏差,因此需要对测量结果进行修正。为此本文基于近红外光谱无创监测脑血氧的基本原理,针对现有脑血氧无创监测设备的不足,考虑前额叶的光学特性,研制了一种四波长探测光源(700、760、805、850 nm)以及双路光电检测器的脑血氧无创监测传感装置,并建立了光谱吸光度的数学模型,在此基础上构建了新型的脑血氧无创监测系统,实现了可抑制皮肤黑色素成分干扰的脑血氧信息无创测量。最后通过对Valsalva运动以及空载的对照实验进行秩和分析,初步验证了本系统的有效性。

关键词:脑血氧;近红外;四波长LED;Valsalva运动

中图分类号: TN21;R443+.8 **文献标识码:** B **国家标准学科分类代码:** 310.6110

Research on non-invasive monitoring system based on cerebral blood oxygen on near infrared spectroscopy

Sun Changlong Ji Zhong Zhong Wentao

(College of Biological Engineering, Chongqing University, Chongqing 400044, China)

Abstract: At present, most of the non-invasive monitoring equipment for cerebral blood oxygen in clinical use is dual-wavelength. Because the absorption of melanin will cause deviations in the measurement results, the measurement results need to be corrected. For this reason, based on the basic principle of non-invasive monitoring of cerebral blood oxygen by near infrared spectroscopy, in view of the shortcomings of existing non-invasive monitoring equipment for cerebral blood oxygen, considering the optical characteristics of the prefrontal lobe, a four-wavelength detection light source (700, 760, 805, 850 nm) and a dual-channel photoelectric detector for non-invasive monitoring of cerebral blood oxygen, and a mathematical model of spectral absorbance is established. On this basis, a new type of non-invasive monitoring system for cerebral blood oxygen is constructed, which can inhibit the interference of skin melanin components to non-invasively measure the cerebral blood oxygen information. Finally, through the rank sum analysis of the Valsalva exercise and no-load control experiments, the effectiveness of the system is preliminarily verified.

Keywords: cerebral blood oxygen; near infrared; four-wavelength LED; Valsalva exercise

0 引言

大脑是人体耗氧量最大且缺氧耐受性最差的器官,其质量约占人体体重的2%,但其耗氧量却占人体的约20%^[1-2],因此,大脑对于缺氧十分敏感。围手术期脑组织灌注不足所导致的脑组织局部氧饱和度(regional cerebral oxygen saturation, rSO₂)下降与患者术后发生各种神经系统并发症密切相关,如术后谵妄(postoperative

delirium, POD)、神经认知恢复延迟、脑卒中等^[3-5]。因此,如果能够提供一种应用于临床的脑血氧无创监测设备,就可以帮助医生及时干预治疗,从而有效减少类似情况发生。但是目前国内临床上使用的脑血氧监测方法,大多为颈静脉或者脉搏波血氧饱和度监测,为有创或者间接测量方式,尚不能很好地满足临床脑血氧监测需求。

近红外光谱技术(near-infrared spectroscopy, NIRS)的奠基人Jöbsis于1977年首次发现利用近红外光对人体组织的良好穿透性,通过放置在头皮上的探头可无损

收稿日期: 2021-05-11 Received Date: 2021-05-11

* 基金项目: 国家自然科学基金(81971700)、重庆市研究生科研创新项目(CYS20075)、重庆市自然科学基金项目(2020CDJ-LHZZ-032)资助

地获取大脑等较厚组织的深层信息,打开了无创测量血氧的大门^[6]。基于近红外光谱的脑血氧无创监测技术,可实现对局部组织灌注的非侵入性测量^[7],同时具有无创、实时、可连续监测等优点,受到国内外学者以及科技公司的青睐。1991年,美国 Somanetics 公司推出了型号为 INVOS2910 的脑血氧计^[8-9]。1995年,日本日立公司推出了 ETC-4000 系列 FNIRS 检测系统^[10]。2003年,英国伦敦大学 Delpy 小组开发了一套针对前额叶皮层的血氧检测探头^[10-11]。2005年,清华大学丁海曙等研发了 TASH-100 近红外血氧组织血氧参数检测仪^[12-14]。2007年,华中科技大学骆清铭等研发了便携式的 FNIRS 仪器^[15-16]。但到目前为止,在国家药监局官方网站上能查到的可用于临床的脑血氧无创监测设备极少,而现有用于临床、基于近红外光谱原理的进口或国产脑血氧无创监测设备多为双波长脑血氧监测系统,临床应用中亦存在着个体差异大、重复性差等缺点,脑血氧实时监测结果与临床应用需求尚有一定距离。

本文基于近红外光谱技术,针对肤色以及前额浅表层信息对脑血氧信号的干扰,构建了一种基于四波长 LED、双光电探测器(PD)的脑血氧无创监测传感装置,

进而研制了一款可用于临床监护的新型脑血氧监测系统。该系统选用波长分别为 700、760、805、850 nm 的 LEDs 作为光源,光源以香蕉弧的路径,穿过被试者脑组织,之后被光电探测器接收到,检测得到的脑血氧信息经过硬件电路的处理、A/D 采集以及后续处理,将脑血氧监测实时变化波形以及数值显示到上位机系统中,解决了传统双波长脑血氧测量系统存在的鲁棒性差以及测量对象的个体差异性对测量准确度影响大的问题。

1 监测原理

本系统的检测原理是基于氧合血红蛋白(HbO₂)和还原血红蛋白(HbR)对红光及近红外光不同的吸收特征(如图 1 所示)^[17-18]。从图 1 中可以看出,在 700~900 nm 波段内,随着波长的增加 HbO₂ 的摩尔消光系数在变大,而 HbR 的摩尔消光系数则在逐渐降低,但是在 805 nm 附近,出现了一个 HbO₂ 和 HbR 的等吸收点,而水的摩尔消光系数在 900~1 000 nm 范围内陡然上升,因此通过检测几种不同波长光的吸光度差异,可有效提取出脑血氧信息。

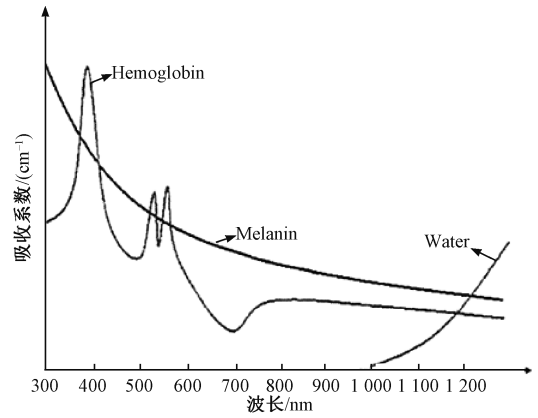
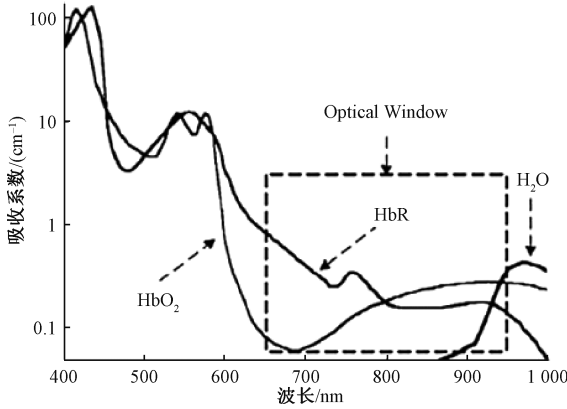


图 1 近红外波段的摩尔消光系数

Fig. 1 Extinction coefficient in the near-infrared band

由朗伯-比尔定律(the Lambert-Beer law)可知^[19]:

$$OD = \log\left(\frac{I_0}{I}\right) = \varepsilon \cdot c \cdot d \tag{1}$$

式中:OD(optical density, OD)为光密度, I₀为入射光强度, I为出射光强度, ε为摩尔消光系数, c为介质的浓度, d为光穿过介质的路径。

由于生物组织并非单一均匀的介质,光子在生物组织的传播过程中,存在着散射和吸收的情况。而生物组织是强散射性介质,组织对光的散射作用远大于吸收作用,所以光子在生物组织中的传播具有随机性,改进后的朗伯-比尔定律为^[20]:

$$OD = \log\left(\frac{I_0}{I}\right) = DPF \cdot \varepsilon \cdot r \cdot C + G \tag{2}$$

式中:DPF为差分路径因子(>1), r是光源到光电探测器的直线距离, C为实验生物组织浓度, G为其他外围生物组织对光的散射、吸收引起的衰减。当探测波长 λ 以及探测距离 r 一定时, ε、DPF、G 均为常数,其中, r · DPF = L 表示轨迹的实际行程。

脑血氧无创监测原理如图 2 所示^[21], LED 光源发出红光和近红外光,穿透皮肤、皮下组织、骨骼、脑组织等多组分混合体系,经过光路中脑组织的散射和吸收以后,被光路尽头的光电探测器检测到。光电探测器中的信号经过信号处理电路的处理,通过 AD 采样,转换为上位机可

处理的数字信号。根据 LED 发光的时序,分离出每个脑血氧通道每个波长的脑血氧信息,利用空间分辨光谱技术及连续波光谱技术完成脑血氧值的计算。

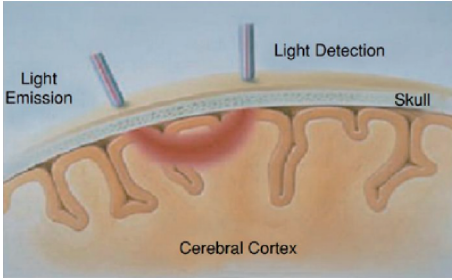


图 2 脑血氧无创监测模型

Fig. 2 Cerebral blood oxygen non-invasive monitoring model

然而目前国内外基于近红外光谱的局部脑血氧监测设备大多采用双波长,而双波长的脑血氧设备无法规避人体皮肤色素深浅差异对于脑血氧信号连续监测的影响。而人体皮肤色素的吸收会导致血红蛋白对近红外光的吸收虚高,从而对最终的脑血氧值产生干扰,得不到真实有效的脑血氧数据。同时,亦未见国内外脑血氧监测设备对个体差异性进行修正补偿的报导,因而设备临床应用时的稳定性、准确性和有效性有进一步提升的需求及空间。

鉴于此,本文构建了一种基于四波长 LEDs、双光电检测器的脑血氧无创监测传感装置,进而研究脑血氧无创监测模型及其系统实现。同双波长脑血氧无创监测装置相比,本文设计的脑血氧无创监测装置,除了对脑血氧值进行计算以外,同时对人体皮肤色素的吸收及个体差异性的影响进行评估计算,提高了脑血氧无创监测设备的普适性及稳定性。分析图 1 所示血液中各成分在光学窗内的吸光度特性,选择 4 个 LEDs 的波长分别为 700 nm(用于监测皮肤组织中黑色素成分对红光的吸收情况)、760 nm(用于监测脱氧血红蛋白的浓度变化情况)、805 nm(两种血红蛋白的等吸收点,用于模型的修正)及 850 nm(用于监测氧合血红蛋白的浓度变化情况)。

人体中黑色素成分对 700 nm 红光的吸收系数远大于血红蛋白的吸收系数,因此,可近似认为 700 nm 的出射光光密度的变化量是黑色素成分吸收造成的,而且没在近红外波段内,随着波长的增长,黑色素对近红外光的吸收系数的变化不大,因此可将 760 nm 以及 850 nm 的测量光的吸光度信息与 700 nm 的吸光度信息做差分处理,可有效降低黑色素成分对测量光吸光度的影响。结合修正的朗伯-比尔定律,则有:

$$\Delta OD^{700} = (\varepsilon_M^{700} C_M) \cdot \Delta L \quad (3)$$

$$\Delta OD^{760} = (\varepsilon_{HbO_2}^{760} C_{HbO_2} + \varepsilon_{HbR}^{760} C_{HbR} + \varepsilon_M^{700} C_M) \cdot \Delta L \quad (4)$$

$$\Delta OD^{850} = (\varepsilon_{HbO_2}^{850} C_{HbO_2} + \varepsilon_{HbR}^{850} C_{HbR} + \varepsilon_M^{700} C_M) \cdot \Delta L \quad (5)$$

利用克莱姆法则,对式(4)、(5)求解得到:

$$C_{HbR} = \frac{\varepsilon_{HbO_2}^{850} (\Delta OD^{760} - \Delta OD^{700}) - \varepsilon_{HbO_2}^{760} (\Delta OD^{850} - \Delta OD^{700})}{\varepsilon_{HbR}^{760} \varepsilon_{HbO_2}^{850} - \varepsilon_{HbO_2}^{760} \varepsilon_{HbR}^{850}} \quad (6)$$

$$C_{HbO_2} = \frac{\varepsilon_{HbR}^{850} (\Delta OD^{760} - \Delta OD^{700}) - \varepsilon_{HbR}^{760} (\Delta OD^{850} - \Delta OD^{700})}{\varepsilon_{HbO_2}^{760} \varepsilon_{HbR}^{850} - \varepsilon_{HbR}^{760} \varepsilon_{HbO_2}^{850}} \quad (7)$$

结合组织氧饱和度的公式:

$$rSO_2 = \frac{C_{HbO_2}}{C_{HbO_2} + C_{HbR}} \quad (8)$$

将式(6)、(7)代入式(8),组织氧饱和度的无创预测模型的展开式为:

$$rSO_2 = \frac{\varepsilon_{HbR}^{850} - \frac{\Delta OD^{850} - \Delta OD^{700}}{\Delta OD^{760} - \Delta OD^{700}} \varepsilon_{HbR}^{760}}{\varepsilon_{HbO_2}^{850} + \varepsilon_{HbR}^{850} - \frac{\Delta OD^{850} - \Delta OD^{700}}{\Delta OD^{760} - \Delta OD^{700}} (\varepsilon_{HbO_2}^{760} + \varepsilon_{HbR}^{760})} \quad (9)$$

模型实际应用时,为了减少背景干扰,引入第一修正因子 K_1 ,用以对模型计算得到的局部脑血氧饱和度监测值进行修正;为了减小个体差异性对脑血氧预测模型的影响,引入修正因子 C_{ID} ;为了防止修正因子 C_{ID} 过度修正,引入第二修正因子 K_2 调节 C_{ID} 的修正效果。修正后的模型如式(10)所示:

$$rSO_2 = K_2 \cdot C_{ID} \cdot K_1 \cdot \frac{C_{HbO_2}}{C_{HbO_2} + C_{HbR}} \quad (10)$$

其中, C_{ID} 为:

$$C_{ID} = 1 / \left(\frac{\varepsilon_{HbR}^{760} C_{HbR} + \varepsilon_{HbO_2}^{850} C_{HbO_2}}{\varepsilon_{HbR}^{850} C_{HbR} + \varepsilon_{HbO_2}^{805} C_{HbO_2}} \right) \quad (11)$$

2 系统设计

脑血氧无创监测系统实现框架如图 3 所示,主要由脑血氧无创监测传感装置、信号检测电路、上位机系统组成。其中,微控制器(MCU)搭载了一系列外围电路,保障 MCU 的正常工作。上位机端为应用于工控机平台的基于 Windows7 系统 Winform 开发环境研发的脑血氧无创监测分析应用软件。上位机与下位机之间通过串口相连接,实现上位机与下位机之间的通信。

2.1 脑血氧无创监测传感装置

脑血氧无创监测传感装置主要由一个四波长的 LED 阵列以及两个光电检测器组成,如图 4 所示,其中 LED 阵列以及两个光电检测器嵌在黑色胶质物里面,该设计可以减少环境光对于脑血氧检测的影响。脑血氧无创监测传感装置的尺寸以及光源距离两个光电检测器之间的

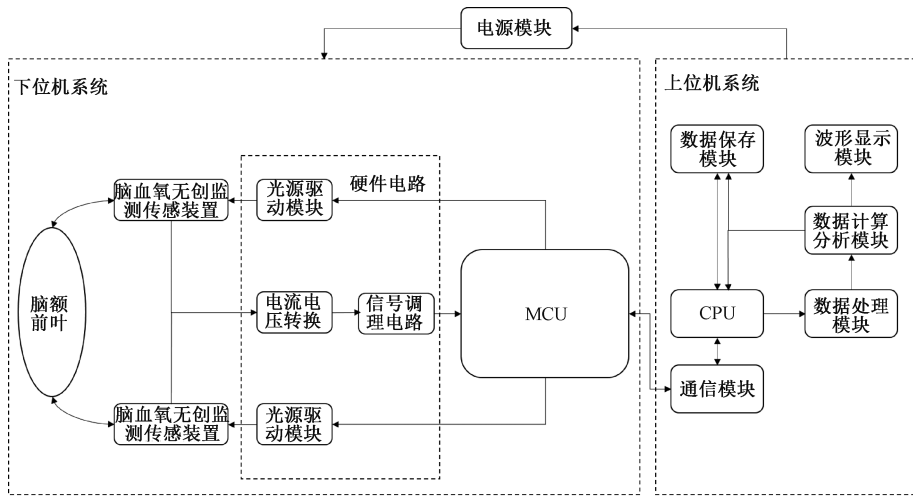


图 3 脑血氧无创监测系统框架

Fig. 3 Brain blood oxygen non-invasive monitoring system framework

距离,对测量结果影响很大,这决定着是否能够采集到有效的脑血氧信息。

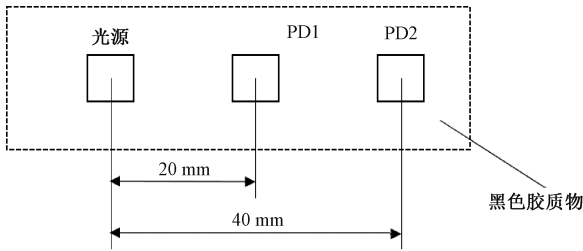


图 4 脑血氧无创监测传感装置结构图

Fig. 4 Structure diagram of cerebral blood oxygen non-invasive monitoring sensor device

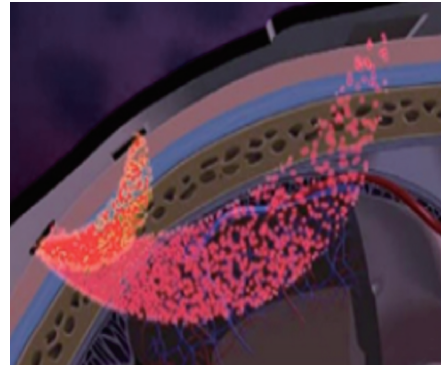


图 5 光子在脑组织中的传播路径

Fig. 5 Diagram of the propagation path of photons in brain tissue

光探测深度为光源与探测器之间距离的 $1/2^{[22]}$,适当增加光源与探测器之间的距离有助于深层组织生化信息的提取和测量灵敏度的提高^[23]。根据实验研究确定,光源与光电检测器之间的距离分别为 20 mm、40 mm,通过将远、近端光电检测器检测到的吸光度信息进行差分处理以获取纯度更高的局部脑血氧浓度信息,检测光在脑组织中的传播路径如图 5 所示。本文采用多波长一体化脑血氧传感监测探头设计,不仅可有效减小探头的体积,还能够充分消除普通分立发光二极管因为空间位置分散对测量结果造成的影响^[24]。检测时,将两个脑血氧无创监测传感装置分别固定在患者左右前额叶,同时还应避开脑中线并且保持与眉骨上方间隔 20 mm 以上的距离,以避免开状窦和额窦的影响^[5]。

2.2 脑血氧无创监测功能模块实现

脑血氧无创监测功能模块主要包括电源电路、主控电路光源驱动电路以及信号调理电路。其中主控电路控制并保证整个系统的正常运转。

电源电路为光源驱动电路、信号调理电路以及主控提供电源供应。本文根据 MCU、光源驱动电路、信号调理电路等功能模块所需要的电压,进行电源模块电路的设计。本文采用一体机结构设计,上位机系统通过 USB 口给电源,模块提供电源输入,电源模块将输入电源通过稳压电路转换为各个功能模块所需要的电压,从而保证了系统的稳定工作。

MCU 搭载一系列外围电路,使其可以控制光源驱动模块正常工作,与此同时,保证 A/D 采样、串口收发数据的正常运行。

光源驱动电路在 MCU 的控制下,可分时点亮 4 个波长的 LED,使其交替闪烁,为了使其发光功率保持一致,采用恒流源驱动芯片,保证 4 路 LED 所接受的电流信号是一致的。

信号调理电路主要包含电流电压转换电路、低通滤波电路、初级放大电路以及二级放大电路。光电检测器

接收到含有脑血氧信息的信号,并将其转换为电流信号,之后通过电流电压转换电路,将其转换成可以处理的电压信号。紧接着使用低通滤波电路,滤除脑血氧信号频段范围以外的高频噪声。最后使用放大电路来增强脑血氧信号,提高脑血氧信号的幅值,使其满足 A/D 采样条件,且可充分利用 A/D 转换的精度,进一步提升数字信号的纯净度。

使用 MCU 驱动 LED 发光及实现脑血氧信号采集的软件流程如图 6 所示,通过定时器产生 4 路 PWM 波,驱动光源驱动模块的正常工作,脑血氧信号经过信号调理电路以后,MCU 以 2 000 Hz 的采样频率,进行 A/D 转换,获取 4 路脑血氧信号,最后通过串口,将数据发送到上位机。

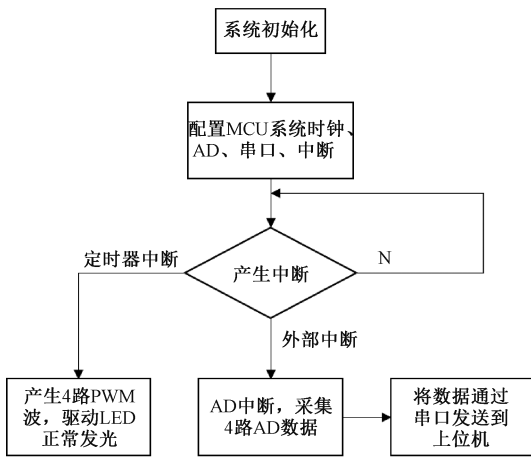


图 6 下位机数据采集软件流程
Fig. 6 Flow chart of data acquisition software for lower computer

2.3 软件系统功能实现

脑血氧无创监测功能实现的软件系统是在 visual studio 集成开发平台上基于 Winform 设计开发。该软件系统主要是实现局部脑血氧监测结果的模型预测及不同脑血氧值的计算功能;脑血氧变化波形、脑血氧监测值显示的人机交互功能、脑血氧监测结果的保存及分析功能。软件系统流程框图如图 7 所示。

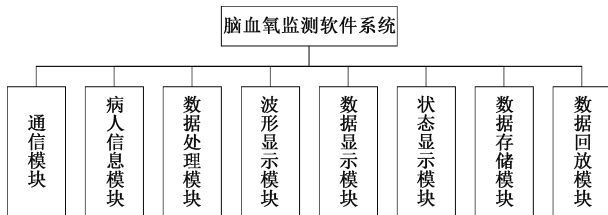


图 7 软件系统流程框图

Fig. 7 Software system flow diagram

3 系统实验验证

3.1 实验方法

为了验证本系统的有效性,设计了屏息实验。本系统测量脑局部组织血氧饱和度的原理是基于脱氧血红蛋白和氧合血红蛋白对 600~900 nm 波段的光吸收特性的不同,从而计算血氧值。通过屏息实验,可以改变人体左右前额叶的脱氧血红蛋白和含氧血红蛋白的含量,从而改变前额的脑血氧含量。

3.2 实验步骤

空载试验:

1) 准备工作:将脑血无创监测传感探头的 LED 芯片以及光电检测器使用黑色绝缘胶带遮盖,将脑血氧无创监测传感探头使用黑色头带包裹,并将其置于黑色的封闭壳体之内;

2) 线路连接:将脑血氧无创监测传感探头的航空插头接口与样机航空插头接口相连接,电源适配器通过三孔插座接入电网并与样机电源接口相连接;

3) 数据采集:点击电源开关开启样机,打开脑血氧上位机无创监测软件,进行数据的采集工作,采集空载数据 5 min。

负载实验:

1) 准备工作:将脑血氧无创监测传感装置贴敷在被试左右前额的指定位置(避开脑中线并且保持与眉骨上方间隔 20 mm 以上的距离),并使用舒适柔性材质的头带包裹固定;

2) 线路连接:同空载试验;

3) 数据采集:点击电源开关开启样机,打开脑血氧上位机无创监测软件,开启脑血氧无创数据采集工作。在实验过程中主要采集被试进行如下 3 种活动状态时的脑血氧数据,且在实验过程中被试保持不发生身体上大的肢体移动:

首先被试者全身放松,平躺在床上,保持自由呼吸状态 2 min;随后被试者接收到实验操作人员的指令,进行 30 s 的 Valsalva 动作(吸气后紧闭声门用力做呼气动作);最后被试者结束 Valsalva 动作以后,调整自己的呼吸节奏,再次进入自由呼吸状态,保持 2 min。

在 Valsalva 动作过程中,脑组织的灌流会历经 4 个阶段的变化:

阶段 1:在封闭的气道上呼气会增加胸腔内的压力,使得心输出量增高,相应脑灌注量增加;

阶段 2:由于胸腔压力的升高阻止了更多的血液回流至胸部,从而减少回流至心脏的血流量,导致人体血管收缩,血压升高,心输出量下降,脑灌注量降低;

阶段3:恢复正常呼吸后,胸腔内压力突然下降,肺循环扩大并再次充满血液。但是,在胸部重新扩张期间,心输出量可能会进一步下降,脑灌注量持续降低;

阶段4:流向心脏和肺部的血液恢复正常,心输出量和血压也恢复正常,脑灌注量回归正常水平。

本次 Valsalva 实验共征集了 18 名志愿者,其中男生 13 名、女生 5 名,年龄在 23~34 岁不等,身体健康、无心血管疾病、糖尿病及神经科病史。在进行 Valsalva 实验之前,告知每位被试该实验的实验流程,以及实验过程中可能遇到的问题,确保每位被试知悉实验的每项环节以及实验所面临的风险,确认没有问题之后,再对每位被试依次进行 Valsalva 实验,实验场景如图 8 所示。

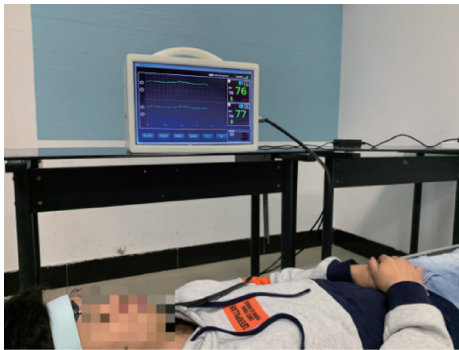


图 8 脑血氧数据采集

Fig. 8 Brain blood oxygen data collection

3.3 实验结果分析及讨论

使用 MATLAB 将通过上述实验方案采集得到的脑血氧数据进行波形绘制,18 名志愿者的波形数据基本一致,空载数据以及负载数据波形如图 9 所示。

从上图可以看出,负载波形的数据比空载波形的数据幅值要高出很多。对上述采集得到的脑血氧数据进行处理,提取出位于左脑区远近两个光电检测器检测得到的信号,远近两个光电检测器采集得到的四个波长的与脑血氧变化相关的吸光度数据如图 10 所示。

从图 10 可以看出,近端以及远端光电检测器在做 Valsalva 运动期间,均有波动变化,且其波动变化特征和 Valsalva 所引起的生理活动描述相一致,说明本文设计的脑血氧无创监测装置是可以有效监测到人体的脑血氧变化的,为了更进一步说明采集得到的脑血氧数据确实是包含脑组织血氧饱和度变化情况的,且 Valsalva 运动可有效引起脑组织血氧波动,分别对空载数据组和负载数据的静息组、负载数据的静息组和负载数据的 Valsalva 运动组、近端光电检测器检测得到的静息组和远端光电检测器检测得到的静息组及近端光电检测器检测得到的 Valsalva 运动组和远端光电检测器检测得到的 Valsalva 运动组数据的方差值进行秩和分析。

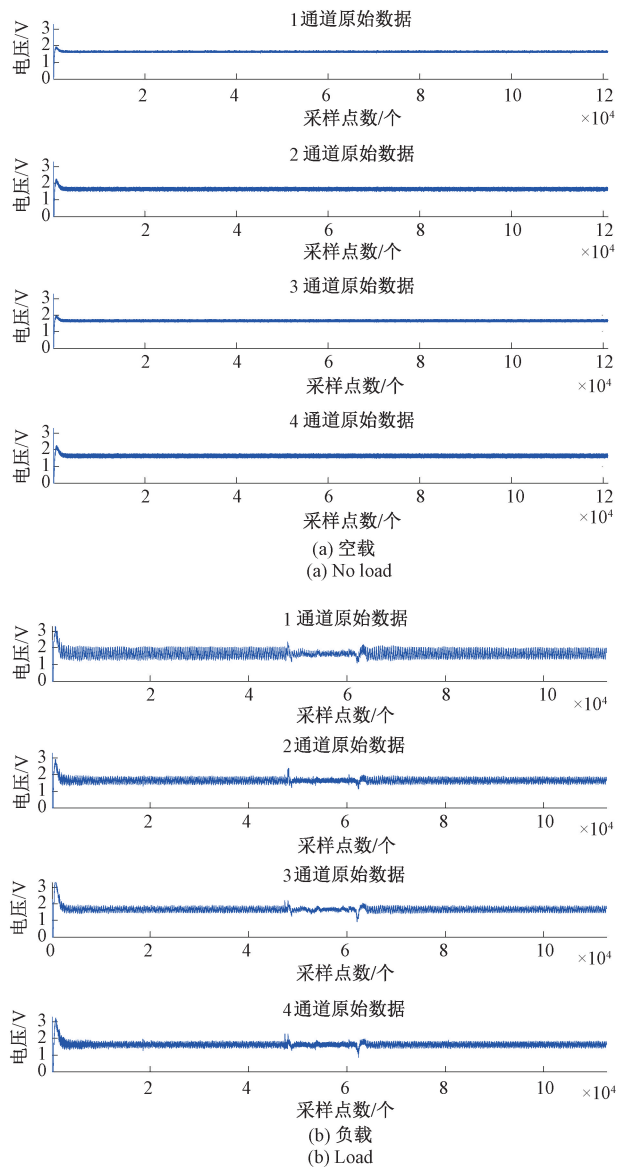


图 9 脑血氧数据波形

Fig. 9 Brain blood oxygen data waveform

3.4 统计分析

1) 秩和检验原理^[25]

秩和检验可以对两个样本总体是否具有明显差异或者是是否来自于同一总体进行检验。相较于符号检验法,秩和检验法不仅要考虑对样本差数的符号进行考虑,还需要计算样本差数的顺序。总之,秩和检验法可充分利用样本信息,方便而快速地检验两个样本总体是否来自于同一总体。

秩的概念:将样本 X_1, X_2, \dots, X_n 的样本值 x_1, x_2, \dots, x_n 按照由小到大的顺序进行排列,得到新的序列 $x_{(1)}, x_{(2)}, \dots, x_{(n)}$, 如果 $x_{(i)} = x_{(k)}$, 则认定 $x_{(i)}$ 的秩为 k , 记为 $R(x_i)$ 。如果存在样本值相同的情况,则将他们样本值的

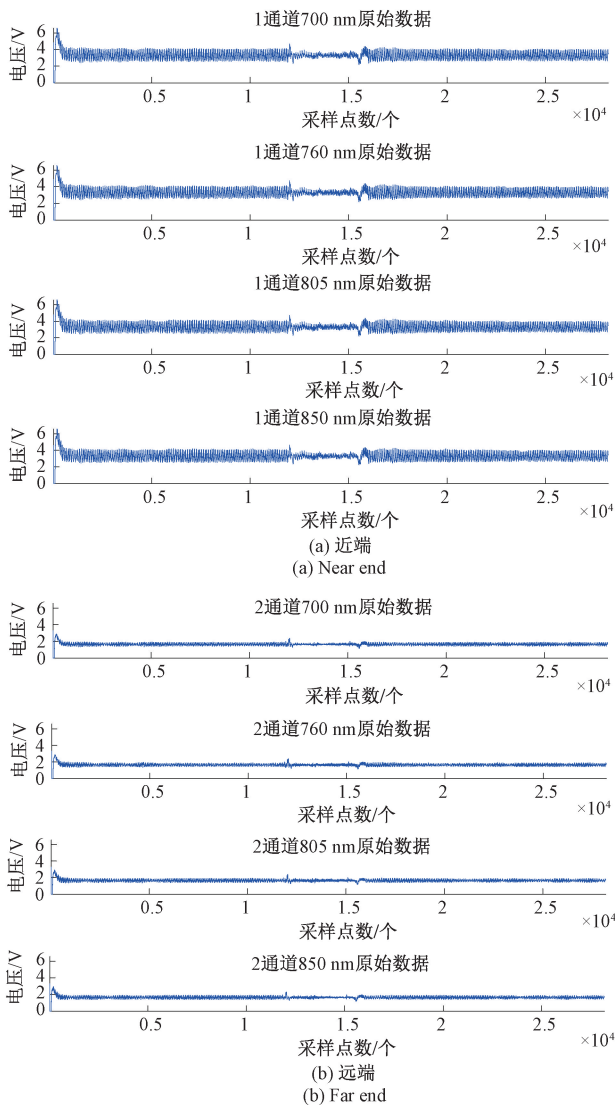


图 10 远近两个光电检测器采集 4 个波长的与脑血氧变化相关的吸光度数据

Fig. 10 Two photodetectors in the far and near collect cerebral blood oxygen data of four wavelengths

表 1 脑血氧数据秩和检验结果

Table 1 Brain blood oxygen data rank sum test result

组别	n_x	n_y	T	u^*	拒绝域 ($\alpha = 0.05$)
空载组 vs 静息组	30	154	465	8.655 6	
Valsalva 运动组 vs 静息组	77	154	7 430	3.147 4	
远端静息组 (760 nm) vs 近端静息组 (760 nm)	154	154	14 278	12.175 9	$ u^* > u_{1-\frac{\alpha}{2}}$ $= 1.96$
远端静息组 (850 nm) vs 近端静息组 (850 nm)	154	154	14 117	12.381 9	
远端 Valsalva 运动组 (760 nm) vs 近端 Valsalva 运动组 (760 nm)	77	77	3 675	8.824 1	
远端 Valsalva 运动组 (850 nm) vs 近端 Valsalva 运动组 (850 nm)	77	77	3 687	8.240 7	

由表 1 可以得出,空载组与静息组、运动组和静息组、近端静息组和远端静息组、近端 Valsalva 运动组和远端 Valsalva 运动组之间存在显著性差异。说明本文设计的脑血氧无创监测装置采集的经过人体前额组织漫反射的近红外光信号中包含脑组织的血氧饱和度信息,从而说明本文设计的脑血氧无创监测装置采集的脑血氧数据

顺序平均值作为他们的秩。

秩和检验法:设定待检测的第一组样本为 X_1, X_2, \dots, X_n , 第 2 组样本为 Y_1, Y_2, \dots, Y_n , 第 1 组样本个数记为 n_x , 第 2 组样本个数记为 n_y , 且 $n_x \leq n_y$, 将 x_1, x_2, \dots, x_n 在 X_1, X_2, \dots, X_n 以及 Y_1, Y_2, \dots, Y_n 混合样本中的秩记为 T , 其中 $T = \sum_{i=1}^{n_x} R(x_i) + \sum_{n=1}^{n_y} R(y_i)$ 。当 $n_x \geq 10$ 且 $n_y \geq 10$ 时,如果原假设成立,则 T 服从正态分布, T 的分布如式 (12) 所示。

$$T \sim N\left(\frac{n_x(n_x + n_y + 1)}{2}, \frac{n_x n_y (n_x + n_y + 1)}{12}\right) \quad (12)$$

从而:

$$U^* = \frac{T - \frac{n_x(n_x + n_y + 1)}{2}}{\sqrt{\frac{n_x n_y (n_x + n_y + 1)}{12}}} \quad (13)$$

由式 (12) 及 (13) 可以得出,拒绝域为 $\{|u^*| > u_{1-\frac{\alpha}{2}}\}$, 其中 α 为显著性水平。当检验统计量的取值不在拒绝域范围之内,则接受原假设,反之,则接受备择假设。

2) 秩和检验结果

根据采集得到的脑血氧数据,建立统计假设信息, n_x, n_y 分别表示样本数量, T 表示混合样本的秩, u^* 表示秩和检验统计量,取显著性水平 $\alpha = 0.05$, 秩和检验结果如表 1 所示。

由于空载情况下,光电检测器被遮蔽,不会发生吸收曲线的波动,而且其能量吸收水平与负载组也会有显著性差异。由于人体进行 Valsalva 运动,将会导致人体脑灌注量产生相应变化,从而使得脑前额叶组织在 Valsalva 运动过程中对近红外光的吸收情况产生波动,从而使得运动组和静息组之间存在显著性差异。由于浅表层组织和深层脑组织对近红外光的吸收能力存在差异,因此远端组和近端组之间也会存在显著性差异。

是真实有效的。

4 结 论

本文基于近红外光谱技术无创监测脑血氧的原理,研制了一种四波长双光电检测器的脑血氧无创监测传感

装置,构建了对应的脑血氧无创监测模型,在此基础上设计并搭建了一套新型脑血氧无创监测系统,初步实现了其硬件和软件功能。相较于现有双波长脑血氧无创监测装置,该系统由于考虑到个体组织中色素对于脑血氧监测过程中的影响,并引入了相关的修正因子和补偿因子,为解决传统的双波长脑血氧无创监测精度不稳定、个体差异性大的问题,提出一种理论上可行的解决方法。最后通过屏息实验,并对实验过程中采集的信号进行空载与负载、静息与运动、近端与远端 PD 信号的秩和分析,初步验证了本文所述脑血氧无创监测方法及系统的可行性。但目前的研究和验证实验均在实验室环境内完成,尚需要通过临床试验进一步验证其临床有效性和准确性。

参考文献

- [1] 韩怀晓,张言,吴华炜,等. 基于近红外光谱技术的脑血氧监护仪的研制[J]. 中国医疗器械杂志, 2017, 41(6): 407-411.
HAN H X, ZHANG Y, WU H W, et al. Development of a cerebral blood oxygen monitor based on near-infrared spectroscopy technology[J]. Chinese Journal of Medical Instrumentation, 2017, 41(6): 407-411.
- [2] 吴旭超,杨倩,李凯扬. 基于 ARM 的脑血氧监测仪的软件设计与实现[J]. 微型机与应用, 2011, 30(17): 8-10, 12.
WU X CH, YANG Q, LI K Y. Software design and implementation of ARM-based cerebral blood oxygen monitor [J]. Microcomputer and Application, 2011, 30(17): 8-10, 12.
- [3] 张云亮,李皓,张宏. 近红外光谱脑氧饱和度监测临床应用新进展[J]. 国际麻醉学与复苏杂志, 2019(11): 1061-1064.
ZHANG Y L, LI H, ZHANG H. Recent advances in clinical application of near-infrared spectroscopy in monitoring cerebral oxygen saturation[J]. International Journal of Anesthesiology and Resuscitation, 2019(11): 1061-1064.
- [4] 杨倩,吴旭超,李凯扬. 基于 ARM9 的便携脑血氧监测仪及其以太接口设计[J]. 微型机与应用, 2011, 30(11): 16-18.
YANG Q, WU X CH, LI K Y. ARM9-based portable cerebral blood oxygen monitor and its Ethernet interface design [J]. Microcomputer and Application, 2011, 30(11): 16-18.
- [5] 唐羚珊,石翊飒. 脑氧饱和度监测在大型手术中的临床应用进展[J]. 中国现代医药杂志, 2012, 14(12): 118-121.
TANG L SH, SHI Y S. Recent advances in clinical application of near-infrared spectroscopy in monitoring cerebral oxygen saturation [J]. International Journal of Anesthesiology and Resuscitation, 2012, 14(12): 118-121.
- [6] HAMAOKA T, MCCULLY K K. Review of early development of near-infrared spectroscopy and recent advancement of studies on muscle oxygenation and oxidative metabolism [J]. The Journal of Physiological Sciences, 2019, 69(6): 799-811.
- [7] 胡裕,韩阳东,王宁,等. 围手术期脑血流灌注的常用监测方法及进展[J]. 医学综述, 2020, 26(9): 1770-1775.
HU Y, HAN Y D, WANG N, et al. Common monitoring methods and progress of cerebral blood perfusion during perioperative period[J]. Medical Review, 2020, 26(9): 1770-1775.
- [8] 赵瑞瑞. 一体化便携式脑血氧检测系统与性能验证[D]. 成都:电子科技大学, 2015.
ZHAO R R. Integrated portable cerebral blood oxygen detection system and performance verification [D]. Chengdu: University of Electronic Science and Technology of China, 2015.
- [9] BENNI P B, MACLEOD D, IKEDA K, et al. A validation method for near-infrared spectroscopy based tissue oximeters for cerebral and somatic tissue oxygen saturation measurements [J]. Journal of Clinical Monitoring and Computing, 2018, 32(2): 269-284.
- [10] NISHIZAWA Y, KANAZAWA T, KAWABATA Y, et al. fNIRS assessment during an emotional stroop task among patients with depression: replication and extension [J]. Psychiatry Investigation, 2019, 16(1): 80.
- [11] 刘光达,曹泽元,周葛,等. 基于近红外光谱的抗扰动脑血氧分析仪[J]. 光学精密工程, 2016, 24(8): 1846-1853.
LIU G D, CAO Z Y, ZHOU G, et al. An anti-disturbance brain blood oxygen analyzer based on near-infrared spectroscopy [J]. Optics and Precision Engineering, 2016, 24(8): 1846-1853.
- [12] 贾在申,腾铁超,李岳,等. 脑血红蛋白浓度指数在体外循环中的应用[J]. 北京生物医学工程, 2014(3): 300-305.
JIA Z SH, TENG Y CH, LI Y, et al. The application of cerebral hemoglobin concentration index in cardiopulmonary bypass [J]. Beijing Biomedical Engineering, 2014(3): 300-305.
- [13] 罗佩施,庄良鹏,李志光. 近红外光谱技术检测窒息新生儿脑组织血氧饱和度的临床应用[J]. 广东医学, 2014, 35(11): 1718-1720.
LUO P SH, ZHUANG L P, LI ZH G. The clinical

- application of near-infrared spectroscopy technology in detecting cerebral blood oxygen saturation in asphyxia neonates [J]. *Guangdong Medicine*, 2014, 35 (11): 1718-1720.
- [14] 邹芸苏,宋文英,周晓光,等. 出生早期早产儿脑组织氧合的临床研究 [J]. *实用儿科临床杂志*, 2012, 27(23):1830-1831,1840.
ZOU Y S, SONG W Y, ZHOU X G, et al. Clinical study on oxygenation of brain tissue in early preterm infants [J]. *Journal of Applied Clinical Pediatrics*, 2012, 27 (23): 1830-1831,1840.
- [15] 徐刚,李小隼,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(2):552-556.
XU G, LI X L, LIU X M. Simple brain function near infrared spectroscopy system design [J]. *Spectroscopy and Spectral Analysis*, 2015(2):552-556.
- [16] 高原. 无线近红外脑功能成像仪及驾驶疲劳研究 [D]. 成都:电子科技大学, 2017.
GAO Y. Research on wireless near-infrared functional brain imager and driving fatigue [D]. Chengdu: University of Electronic Science and Technology of China, 2017.
- [17] SI J, ZHANG X, LI M, et al. Wearable wireless real-time cerebral oximeter for measuring regional cerebral oxygen saturation [J]. *Science China Information Sciences*, 2021, 64(1): 1-10.
- [18] 郭涛,曹征涛,吕沙里,等. 反射式小鱼际脉搏血氧计的研制及人体实验校准 [J]. *仪器仪表学报*, 2014, 35(1):30-35.
GUO T, CAO ZH T, LYU SH L, et al. Development of reflection type small thenar pulse oximeter and calibration of human body experiment [J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2014, 35(1):30-35.
- [19] NURJAYADI M, ROMUNDZA F, MOERSILAH M. Application of the Lambert-Beer legal concept in learning spectroscopy UV-Vis with simple spectrophotometers [C]. *AIP Conference Proceedings*. AIP Publishing LLC, 2021, 2331(1): 040009.
- [20] SU H X, ZHANG Z H, ZHAO X Y, et al. The Lambert-Beer's law characterization of formal analysis in Terahertz spectrum quantitative testing [J]. *Spectroscopy and Spectral Analysis*, 2013, 33(12): 3180-3186.
- [21] 徐文廷. 基于近红外光谱技术的脑血氧检测 [D]. 成都:电子科技大学, 2016.
XU W T. Cerebral blood oxygen detection based on near-infrared spectroscopy technology [D]. Chengdu: University of Electronic Science and Technology of China, 2016.
- [22] 王哲. 多波长反射式血氧饱和度测量仪的开发研究 [D]. 秦皇岛:燕山大学, 2010.
WANG ZH. Development and research of multi-wavelength reflective blood oxygen saturation measuring instrument [D]. Qinhuangdao: Yanshan University, 2010.
- [23] 张锦龙,张峰,樊琳琳,等. 血氧传感器中光源与探测器距离的研究 [J]. *光电子*, 2019, 39(4): 244-247,252.
ZHANG J L, ZHANG F, FAN L L, et al. Research on light source and distance in blood oxygen sensor [J]. *Optoelectronic Technology*, 2019, 39(4):244-247,252.
- [24] 刘永康,李魁韬,钱志余,等. 基于 STM32 的近红外脑局部血氧检测装置 [J]. *数据采集与处理*, 2013, 28(5):691-696.
LIU Y K, LI W T, QIAN ZH Y, et al. Near-infrared brain blood oxygen detection device based on STM32 [J]. *Data Acquisition and Processing*, 2013, 28 (5): 691-696.
- [25] 代娟. 近红外光谱无创血糖检测模型研究 [D]. 重庆:重庆大学, 2018.
DAI J. Research on non-invasive blood sugar detection model of near infrared spectroscopy [D]. Chongqing: Chongqing University, 2018.

作者简介



孙长龙, 2018 年于重庆大学获得学士学位, 现为重庆大学生物医学工程专业硕士研究生, 主要研究方向为无创设备研究及设计。

E-mail: scl@cqu.edu.cn

Sun Changlong received his B. Sc. degree from Chongqing University in 2018. Now he is a M. Sc. candidate in Biomedical Engineering at Chongqing University. His main research interests include research and design of non-invasive monitoring equipment.



季忠 (通信作者), 1996 年于重庆大学获得学士学位, 1999 年于重庆大学获得硕士学位, 2003 年于重庆大学获得博士学位, 现为重庆大学教授, 主要研究方向为医学信号处理及医疗器械研发。

E-mail: jizhong@cqu.edu.cn

Ji Zhong (Corresponding author) received his B. Sc. degree from Chongqing Jianzhu University in 1996, M. Sc. degree from Chongqing Jianzhu University in 1999, and Ph. D. degree from Chongqing University in 2003 respectively. Now he is a professor at Chongqing University. His main research interests include medical signal processing and medical appliance R&D.