

面向脑机接口应用的便携式 fNIRS 拓扑成像系统： 全并行检测与初步范式实验

刘洋¹, 刘东远¹, 张耀¹, 白璐¹, 高峰^{1,2*}

¹天津大学精密仪器与光电子工程学院, 天津 300072;

²天津大学天津市生物医学检测技术与仪器重点实验室, 天津 300072

摘要 与传统的核磁共振、脑电图等脑功能成像方法相比,功能性近红外光谱(fNIRS)技术具有抗电磁干扰和可直接检测血氧代谢信号等优势。本团队基于锁相光子计数技术发展了一套面向脑机接口(BCI)应用的便携式 fNIRS 拓扑成像系统,并开展了一系列仿体和在体实验,以评估该系统的性能。具体来说,仿体实验结果表明该系统具有良好的稳定性、线性度和抗串扰能力。在体实验采用了屏息和心算两种刺激范式,系统以 4 Hz 的采样频率进行同步测量,结果表明,该系统可以准确跟踪全局兴奋(屏息刺激)和局部兴奋(心算刺激)的时间变化曲线。本团队进一步对心算刺激下的测量结果进行了光学拓扑成像,结果显示,此刺激的兴奋区域大致位于前额叶左半部中央位置。此外,本系统进行了充分的小型化设计,可以应用于医疗、日常等情境。这一系统可以实现高灵敏度、全并行的微弱兴奋信号检测,为 fNIRS-BCI 的临床应用提供了一种实用、高效的测量手段。

关键词 医用光学; 功能性近红外光谱; 脑机接口技术; 高灵敏度; 在体实验; 光学拓扑成像

中图分类号 TN216

文献标志码 A

doi: 10.3788/CJL202148.1107001

1 引言

脑功能成像可以对大脑神经活动进行空间定位和跟踪,从而准确探测大脑结构病变或特定范式刺激下产生的微小的功能变化,在神经系统疾病诊断和脑科学研究等方面具有重要的临床应用价值。功能性核磁共振技术和脑电图等传统的脑功能成像方法具有精度高的优势,但其效能受检测环境、受试者以及应用成本等诸多限制^[1]。相比之下,功能性近红外光谱(fNIRS)技术是一种非电离的光学脑功能成像方法,具有优良的环境鲁棒性、直接的生理相关性和潜在的便携穿戴性^[2-3],特别适合作为实际应用场景下脑机接口(BCI)应用的信息测量平台^[4-5]。

近些年,国内外多个实验室采用 fNIRS-BCI 系统进行了脑功能研究^[6-7];但其中多数系统使用模拟方式的普通光电二极管作为光电探测器^[8-10],这种探测器的灵敏度较低,对大脑内氧合血红蛋白(HbO)和脱

氧血红蛋白(HbR)浓度的微弱变化不够敏感。为进一步满足脑功能检测所要求的灵敏度和时间分辨率,本团队以面向 fNIRS 的 BCI 临床应用为出发点,发展了一套基于锁相光子计数技术^[11]的便携式 fNIRS 脑功能拓扑成像系统,该系统将锁相检测技术的背景抑制能力、多波长-多通道并行测量能力与光子计数技术的高灵敏度特性相结合,可以实现对大脑微弱兴奋信号的高灵敏度、全并行测量。

本团队开展了一系列实验来验证该系统的可靠性。首先,本团队开展了仿体实验,实验结果证明系统具有良好的稳定性、线性度和抗串扰能力,具备进行长时间稳态光学检测的能力。之后,本团队开展了在体屏息范式和心算范式实验,实验结果表明该系统可在 4 Hz 的采样频率下,准确跟踪到屏息刺激中全局兴奋和心算刺激中局部兴奋的血流动力学响应。最后,本团队进行了心算刺激下测量结果的光学拓扑(OT)成像^[12],结果显示该刺激下兴奋区域

收稿日期: 2020-11-10; 修回日期: 2020-12-14; 录用日期: 2020-12-28

基金项目: 国家自然科学基金(61575140)

*E-mail: gaofeng@tju.edu.cn

大致位于前额叶左半部中央位置。

2 系统介绍

便携式 fNIRS 拓扑成像系统的原理图如图 1 所示。该系统采用 4 个波长为 785 nm 和 4 个波长为 830 nm 的激光二极管(LD)作为光源。为区分各 LD 的出射光,使用现场可编程门阵列(FPGA)产生 6.0~7.379 kHz 之间、间隔为 0.197 kHz 的 8 个不同频率的方波调制信号,并将其挂载至 LD 恒流源驱动电路输入端,使各 LD 发出不同频率的近红外

调制光。该调制光进入人脑后经过漫散射会携带深层组织的血氧变化信息。为实现对调制光的高灵敏采集,实验中采用光电倍增管(PMT)作为光电探测器,其暗计数为 600 s^{-1} ,线性范围内的最高计数率为 $5 \times 10^6 \text{ s}^{-1}$,可将微弱的输入光转换为脉冲宽度为 10 ns 的电脉冲序列。随后,采用 FPGA 上频率为 250 MHz 的锁相光子计数解调器对该电脉冲序列进行基于参考权重累加策略的全并行正交-同相解调处理^[11],就可以得到各采样通道的光子计数值。

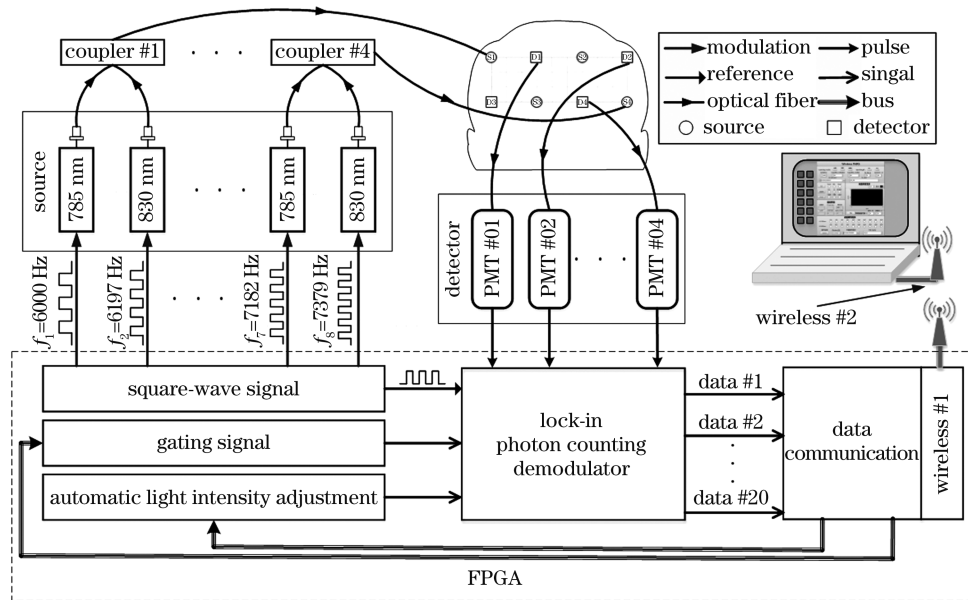


图 1 便携式 fNIRS 拓扑成像系统的原理图

Fig. 1 Schematic of portable fNIRS-topography instrument

本团队进一步进行了一系列优化设计:1)采用无线通信实现上位机与 FPGA 之间的数据传输,该无线通信传输距离可达上百米,满足绝大部分范式实验对距离的要求;2)采用源-探间隔为 3 cm 的 4 源-4 探单晶格布配方式进行脑功能检测,该布配方式有 10 个采样通道,并且通道间的串扰较小,可以保证系统实现全并行测量;3)结合数字电位器(AD5259,ADI)与 FPGA 中的状态机设计了负反馈式光强增益控制器,它可对所有 LD 进行光强自动调节,从而使各光源的光强处于同一预设范围,进而达到提高系统信噪比的目的;4)采用一个体积为 $23.6 \text{ cm} \times 11.0 \text{ cm} \times 20.5 \text{ cm}$ 的便携式机箱容纳各元器件及电路板,该机箱具有轻便、小型化的特点。

3 系统评估

目前,fNIRS 脑功能成像系统评估实验中多采用对光吸收小的仿体,如聚甲醛、纯环氧树脂仿体,

但此类仿体与实际人脑组织的光学特性相差较大,且并未考虑人脑的分层结构,导致评估结果与实际情况偏差较大,不能很好地体现系统的性能^[13]。为使评估模型更加接近实际情况,本团队采用双层颅脑仿体对系统进行稳定性、线性度和多光源串扰评估。该仿体是根据人脑光学特性^[14],用散射颗粒、吸收母液、环氧树脂和固化剂制成的,其下层表示头皮-头骨层,上层表示皮质层。此种倒置设计方式便于进行实验。双层颅脑仿体各层光学参数如表 1 所示,其中 μ_a 为吸收系数, μ_s' 为约化散射系数;仿体如图 2 所示。

表 1 双层颅脑仿体的光学参数

Table 1 Optical parameters of two-layered brain phantom

Layer	785 nm		830 nm	
	μ_a/mm^{-1}	μ_s'/mm^{-1}	μ_a/mm^{-1}	μ_s'/mm^{-1}
Skin-skull	0.0143	0.84	0.0164	0.64
Cerebral-cortex	0.0173	1.0134	0.0200	0.8417

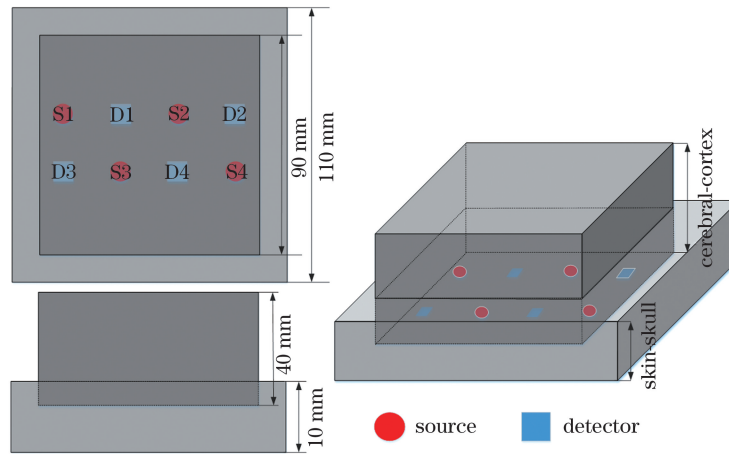


图 2 系统评估用仿体

Fig. 2 Phantom used for system evaluation

3.1 系统的稳定性评估

在恒流源驱动下确保所有 LD 长时间稳定运行是十分重要的。因此,本团队分别选取 1 个波长为 785 nm 的 LD 和 1 个波长为 830 nm 的 LD 进行稳定性测量实验。实验中,积分时间设为 1000 ms,采样间隔设为 1 min,每分钟测量 10 次光子计数值,采样总时长为 1 h。在此定义稳定性 F 为

$$F = \frac{M - A}{A} \times 100\%, \quad (1)$$

式中: M 为每分钟测量 10 次光子计数值的平均值; A 为 1 h 内光子计数值的平均值。由图 3 可知,两种不同波长的 LD 的波动在 1 h 内均小于 1%,说明本团队设计的便携式 fNIRS 拓扑成像系统具有较高的稳定性,符合稳态光学测量的要求。

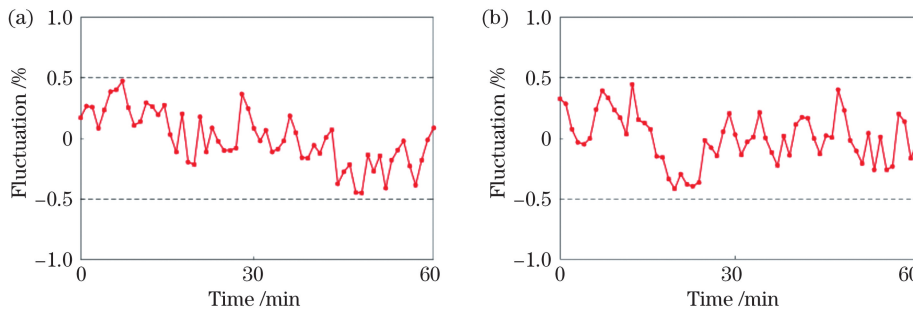


图 3 不同波长下的稳定性实验结果。(a) 785 nm; (b) 830 nm

Fig. 3 Experimental results of stability at different wavelengths. (a) 785 nm; (b) 830 nm

3.2 系统的线性度评估

为验证系统中调制方案的有效性,本团队基于双层颅脑仿体使用光电二极管(PD)与示波器对两种波长 LD 的线性度进行了实验验证,PD 的输出电压用来评估不同工作电流下的 LD 光强。实验中,积分时

间设为 1000 ms,分 10 次逐步增大光强,每一光强场景下测量 10 次光子计数值并求其平均值,将平均值作为当前 PD 输出电压对应的光子计数值。结果如图 4 所示,其中,波长为 785 nm 的 LD 的线性相关系数为 0.9986,波长为 830 nm 的 LD 的线性相关系数

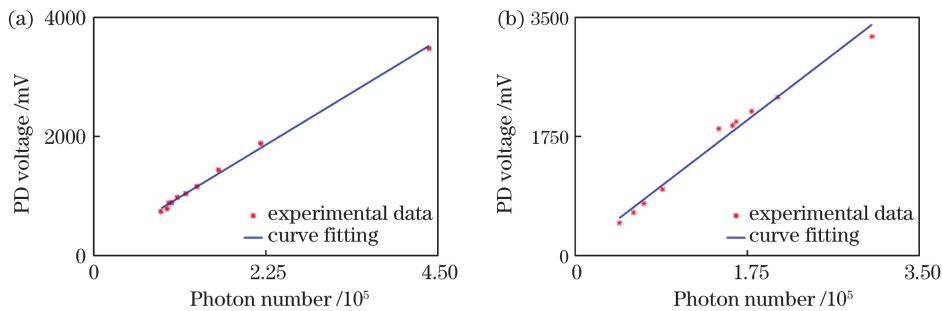


图 4 不同波长下的线性度实验结果。(a) 785 nm; (b) 830 nm

Fig. 4 Experimental results of linearity at different wavelengths. (a) 785 nm; (b) 830 nm

为 0.9921,证明了系统具有良好的线性度。

3.3 系统的多通道串扰评估

由于噪声、脉冲堆叠和方波信号不完善等原因,采样通道中会不可避免地存在串扰,串扰的影响主要体现在并行测量上。因此,本团队以 D1 探测点为基础,选取 3 个波长为 785 nm 的 LD 和 3 个波长为 830 nm 的 LD 进行了多通道串扰评估实验,如图 5(a) 所示。选取 S1 (785 nm)-D1 为目标通道,S1(830 nm)-D1、S2 (785 nm)-D1、S2 (830 nm)-D1、S3(785 nm)-D1、S3(830 nm)-D1 为干扰通道。首先单独点亮 S1(785 nm)光源进行无干扰通道时的测量,之后依次点亮余下的 5 个光源逐步添加干扰通道。

本文使用变异系数(C_V)来间接评估系统的多通道串扰。变异系数的定义为

$$C_V = \frac{\sigma}{\mu} \times 100\%, \quad (2)$$

式中: σ 表示目标通道的标准差; μ 表示目标通道的均值。多通道串扰的评估结果如图 5(b)所示,可以看到,随着点亮干扰通道的增加,采样通道的变异系数在逐步增大,说明目标通道数据的离散程度在逐渐增加,通道间的串扰也在相应逐渐增大。当 6 个光源同时点亮时,变异系数为 0.6%,该值仅比无干扰通道(0.25%)时增加了 0.35 个百分点,说明该系统具有良好的抗通道串扰性能。

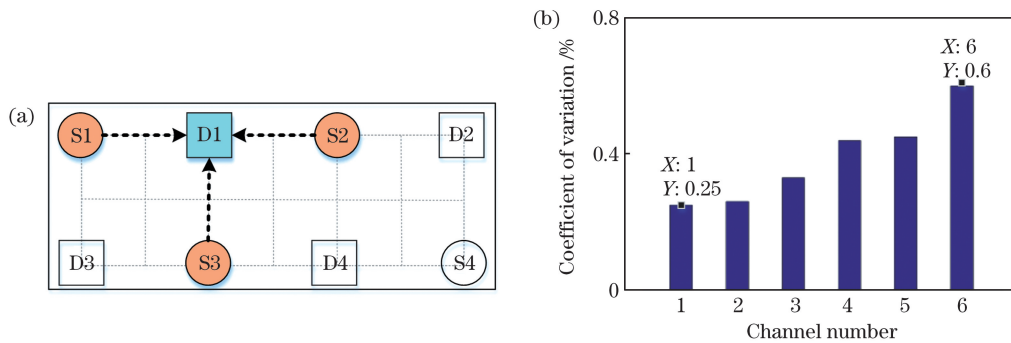


图 5 多通道串扰实验。(a)串扰通道示意图;(b)多通道串扰评估

Fig. 5 Multi-channel crosstalk experiment. (a) Diagram of crosstalk channel; (b) evaluation of multi-channel crosstalk

4 在体范式实验

大脑前额叶主要负责精神(消极和积极情绪)、思维(运算和计划)等脑部活动^[15]。为验证系统测

量脑功能的可行性,本团队在前额叶进行了屏息和心算两种范式实验,如图 6 所示。实验过程中系统的采样频率均设为 4 Hz。此外,两种范式实验的设置流程相似,主要分为三个阶段:1)起始阶段。预设

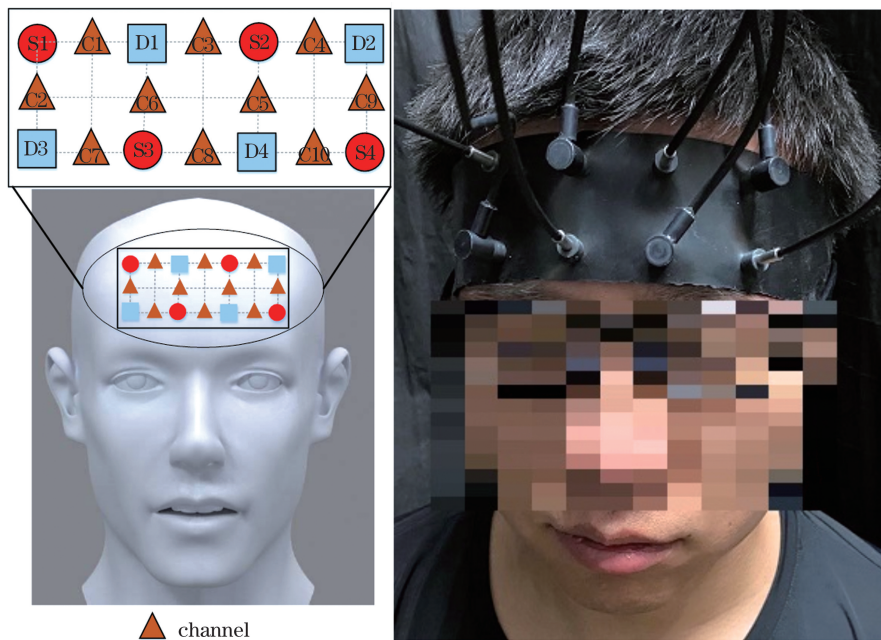


图 6 范式实验通道

Fig. 6 Channels of the paradigm experiment

30 s 基线时间用于受试者调整状态准备进入任务。2) 中间阶段。该阶段进行 6 次重复任务, 每次任务时的静息态 (rest) 和任务态 (task) 均设定为 20 s, 受

试者需根据提示执行相应任务。3) 末尾阶段。该阶段预设 30 s, 为受试者的恢复时间。整个实验流程如图 7 所示。



图 7 在体实验流程

Fig. 7 *In-vivo* experiment process

4.1 在体屏息范式实验

屏气是一种自主式抑制呼吸的方式, 可以导致脑部大部分区域血红蛋白浓度发生变化^[16]。本团队首先通过屏息范式实验对系统的血氧检测能力进行验证。实验前, 先对受试者进行部分训练, 使其适

应屏息实验过程。实验中, 静息态规定受试者进行正常呼吸, 任务态规定受试者屏气。实验完成后进行数据处理, 先对所有通道的原始光强进行傅里叶变换。这里选取第五通道的结果进行展示, 如图 8(a) 所示。基于各通道的频谱结果, 本文首先选

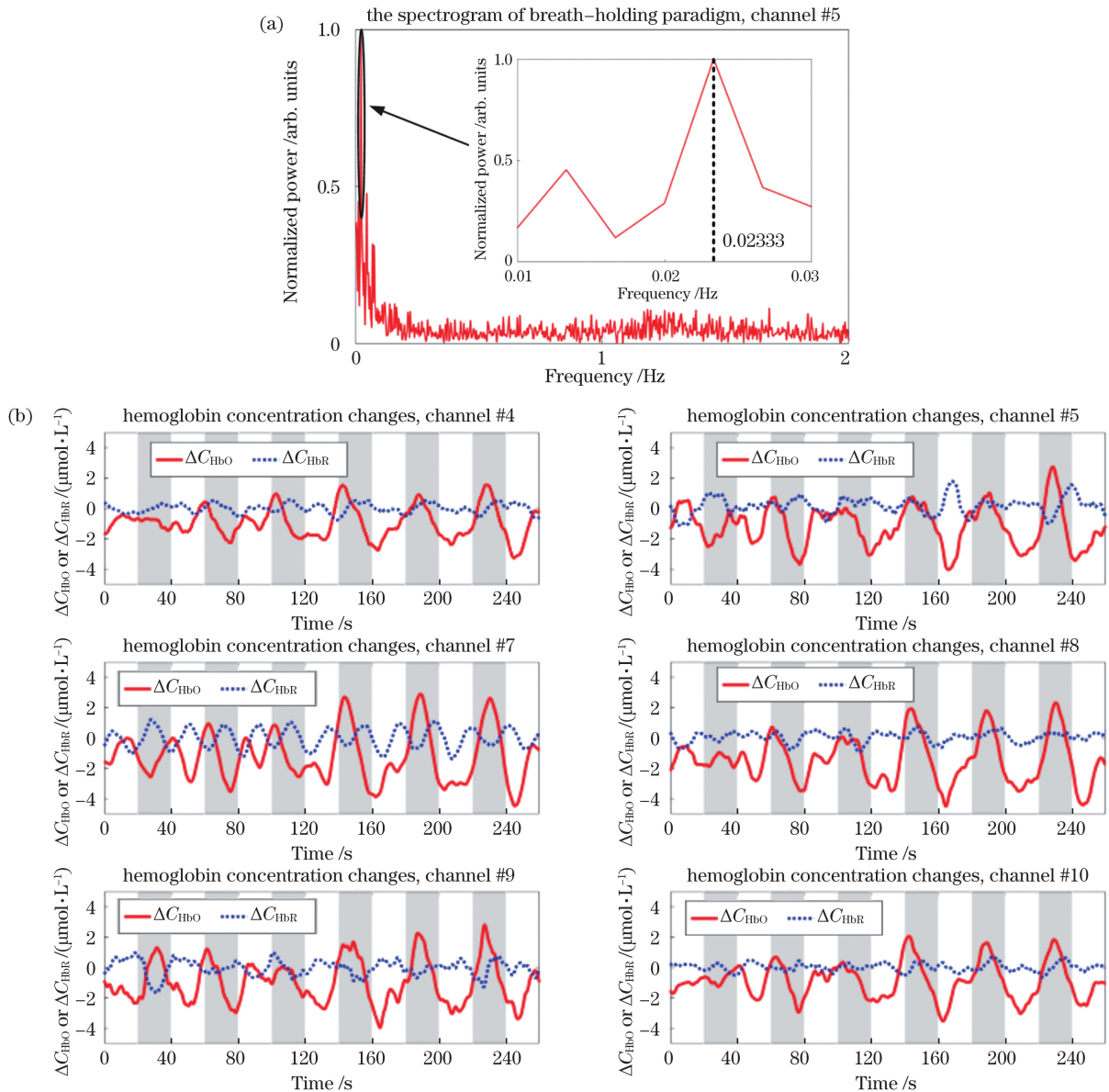


图 8 屏息范式刺激下的在体实验结果。(a) 频谱图; (b) 血红蛋白浓度变化

Fig. 8 *In-vivo* experiments by the breath-holding paradigm stimulation. (a) Spectrogram; (b) changes in hemoglobin concentration

用 0.018 Hz 的高通滤波器滤除低频干扰,并选用 0.3 Hz 的低通滤波器滤除生理干扰。之后基于修正的朗伯-比尔定律计算出 HbO 浓度的变化 (ΔC_{HbO}) 和 HbR 浓度的变化 (ΔC_{HbR})^[17],并对 ΔC_{HbO} 和 ΔC_{HbR} 进行 0.018~0.3 Hz 的带通滤波。最后对滤波结果进行傅里叶逆变换得到各通道 ΔC_{HbO} 、 ΔC_{HbR} 随时间的变化曲线,结果如图 8(b) 所示,图中展示了部分通道的结果。此外,在图 8(a) 中可以看到幅值较高的 0.02333 Hz,而该频率与范式实验刺激频率(0.025 Hz)十分接近,并且大部分通道均有相同的频率出现,因此可以认为该频率为屏息刺激下的大脑兴奋频率。

由图 8(b) 可以观察到大部分通道中 6 次重复任务的第 2~第 6 次任务态(屏气阶段)的 HbO 浓度整体呈降低的趋势,这是由于屏气过程中前额叶仍在进行代谢,但氧气却供应不足。同时,第 2~第 6 次任务态中相对应的 HbR 浓度呈现升高的趋势,这是由于在神经细胞代谢过程中部分 HbO 发生还原反应转换为 HbR。以上结果表明,本系统可追踪到屏息刺激下的大脑血液动力学响应。

4.2 在体心算范式实验

许多研究验证了 fNIRS 在前额叶检测心算刺

激的可行性^[16,18]。为进一步对系统的脑功能成像进行验证,本团队在前额叶进行了心算范式实验。实验过程中,静息态规定受试者紧盯屏幕上一点而减少脑部活动,任务态规定受试者根据提示进行算式计算。数据处理与屏息实验相似,先对原始光强进行频谱分析,如图 9(a) 所示,然后选取 0.018~0.3 Hz 带通滤波器对 ΔC_{HbO} 和 ΔC_{HbR} 进行滤波,得到两者的时间变化曲线,如图 9(b) 所示,图中仅展示了第五通道(兴奋通道)的结果。此外,在图 9(a) 中同样可以观察到与范式刺激频率(0.025 Hz)十分接近且幅值较大的 0.02333 Hz 频率,因此认为该频率为心算刺激下的大脑兴奋频率。

从图 9(b) 可以看出,第 5 通道各次任务中 HbO 浓度上升,HbR 浓度下降,且它们的变化趋势与心算范式时序基本对应,而其他通道无此现象出现,证明本系统可以追踪到心算刺激下的大脑血液动力学响应,并且该现象符合人体神经血管耦合机制。之后,本团队对心算刺激结果进行拓扑(OT)成像,这里选取第一次任务中第 10 秒的静息态 OT 图像和第 35 秒的任务态 OT 图像进行展示,如图 9(c)、(d) 所示。可以发现,心算刺激下的兴奋区域大致位于前额叶左半部中间位置。

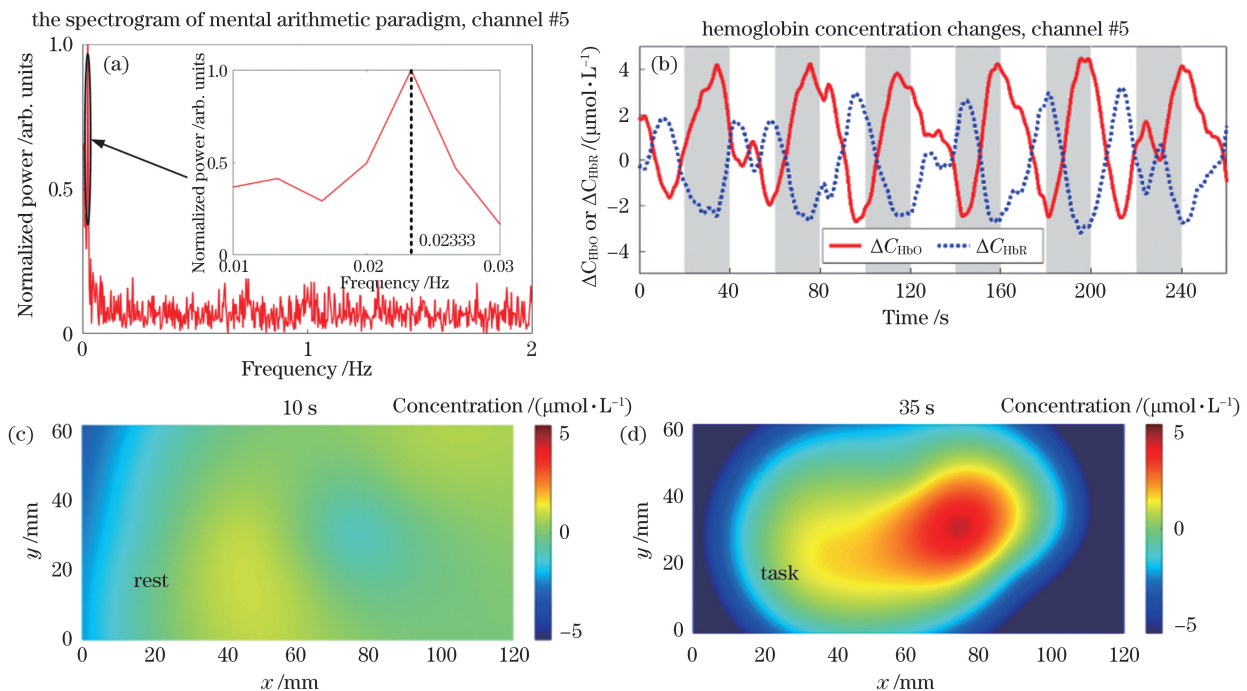


图 9 心算范式刺激下的在体实验结果。(a) 频谱图;(b) 血红蛋白浓度变化;(c) 静息态拓扑成像;(d) 任务态拓扑成像
Fig. 9 *In-vivo* experiments by mental arithmetic paradigm stimulation. (a) Spectrogram; (b) changes in hemoglobin concentration; (c) optical topography at rest; (d) optical topography at task

5 结 论

本团队设计了一套面向 BCI 应用的便携式 fNIRS 拓扑成像系统,该系统具有高灵敏度和较高分辨率等特点。首先,通过双层颅脑仿体对该系统进行评估,证明其具有良好的稳定性、线性度和抗串扰性。其次,利用该系统在前额叶进行了初步屏息和心算范式实验研究,结果显示:屏息刺激可以引起前额叶大面积 HbO 浓度降低和 HbR 浓度升高,但 HbR 浓度升高得不明显;心算刺激可以引起大脑前额叶特定区域兴奋,表现为 HbO 浓度增加和 HbR 浓度降低。两种实验均证明本系统可以追踪到大脑血液动力学响应。之后进行心算刺激下的 OT 成像,结果显示该刺激下的兴奋区域大致位于前额叶左半部中央位置。在两种范式实验兴奋通道的频谱图中均可观察到大脑兴奋频率(0.02333 Hz),其与范式刺激频率(0.025 Hz)接近但并不完全一样。分析认为,这主要是由于大脑内存在血液动力学响应延迟,延迟了 2~3 s。

此外,本团队对整个范式实验过程进行分析后认为,实验前对受试者进行简单的范式训练将有助于其更准确地完成实验。本团队后续将进行大量运动、意念识别等情境下的范式实验研究,以进一步深入探究 fNIRS-BCI 在临床应用上的潜力。

参 考 文 献

- [1] Azhari A, Truzzi A, Neoh M J Y, et al. A decade of infant neuroimaging research: what have we learned and where are we going? [J]. *Infant Behavior and Development*, 2020, 58: 101389.
- [2] Zhao J, Qiao J R M T, Ding X T, et al. fNIRS signal motion correction algorithm based on mathematical morphology and median filter[J]. *Acta Optica Sinica*, 2020, 40(22): 2230002.
赵杰, 乔吉日本图, 丁雪桐, 等. 基于数学形态学和中值滤波的 fNIRS 信号运动校正算法研究[J]. *光学学报*, 2020, 40(22): 2230002.
- [3] Qiao Y B, Chen X, Guo Z Y, et al. Near-infrared optical imaging based on time-domain photon information[J]. *Acta Optica Sinica*, 2019, 39(4): 0412011.
乔要宾, 陈辛, 郭正玉, 等. 基于时域光信息的近红外光学成像[J]. *光学学报*, 2019, 39(4): 0412011.
- [4] Saikia M J, Besio W G, Mankodiya K, et al. WearLight: toward a wearable, configurable functional NIR spectroscopy system for noninvasive neuroimaging [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, 2019, 13(1): 91-102.
- [5] Aslin R N. Questioning the questions that have been asked about the infant brain using near-infrared spectroscopy[J]. *Cognitive Neuropsychology*, 2012, 29(1/2): 7-33.
- [6] Erdoğan S B, Özsarfatı E, Dilek B, et al. Classification of motor imagery and execution signals with population-level feature sets: implications for probe design in fNIRS based BCI [J]. *Journal of Neural Engineering*, 2019, 16(2): 026029.
- [7] Bejm K, Wojtkiewicz S, Sawosz P, et al. Influence of contrast-reversing frequency on the amplitude and spatial distribution of visual cortex hemodynamic responses[J]. *Biomedical Optics Express*, 2019, 10(12): 6296-6312.
- [8] Zhao H B, Cooper R J. Review of recent progress toward a fiberless, whole-scalp diffuse optical tomography system [J]. *Neurophotonics*, 2017, 5(1): 011012.
- [9] Chitnis D, Cooper R J, Dempsey L, et al. Functional imaging of the human brain using a modular, fibreless, high-density diffuse optical tomography system [J]. *Biomedical Optics Express*, 2016, 7(10): 4275-4288.
- [10] Piper S K, Krueger A, Koch S P, et al. A wearable multi-channel fNIRS system for brain imaging in freely moving subjects [J]. *NeuroImage*, 2014, 85: 64-71.
- [11] Liu D Y, Wang B Y, Pan T T, et al. Toward quantitative near infrared brain functional imaging: lock-in photon counting instrumentation combined with tomographic reconstruction [J]. *IEEE Access*, 2019, 7: 86829-86842.
- [12] Hui Z F, Xie J B, He X D, et al. Multichannel diffuse correlation spectroscopy topography system [J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2019, 46(9): 0907002.
回子帆, 谢锦斌, 何向东, 等. 一种多通道扩散相关拓扑成像系统及方法 [J]. *中国激光*, 2019, 46(9): 0907002.
- [13] Xia D D, Han G, Yu X Y, et al. Phantom experimental validation of near floating reference measuring method in non-invasive blood glucose sensing [J]. *Spectroscopy and Spectral Analysis*, 2017, 37(6): 1941-1945.
夏丹丹, 韩广, 于旭耀, 等. 无创血糖近浮动基准参考测量方法的仿体实验验证 [J]. *光谱学与光谱分析*, 2017, 37(6): 1941-1945.
- [14] Eggebrecht A T, White B R, Ferradal S L, et al. A quantitative spatial comparison of high-density diffuse optical tomography and fMRI cortical mapping [J]. *NeuroImage*, 2012, 61(4): 1120-1128.

- [15] Pinti P, Aichelburg C, Lind F, et al. Using fiberless, wearable fNIRS to monitor brain activity in real-world cognitive tasks [J]. *Journal of Visualized Experiments: JoVE*, 2015(106): 53336.
- [16] Shin J, Kwon J, Choi J, et al. Ternary near-infrared spectroscopy brain-computer interface with increased information transfer rate using prefrontal hemodynamic changes during mental arithmetic, breath-holding, and idle state [J]. *IEEE Access*, 2018, 6: 19491-19498.
- [17] Weyand S, Schudlo L, Nishiuchi K T, et al. Usability and performance-informed selection of personalized mental tasks for an online near-infrared spectroscopy brain-computer interface [J]. *Neurophotonics*, 2015, 2(2): 025001.
- [18] Shin J, von Lüthmann A, Blankertz B, et al. Open access dataset for EEG NIRS single-trial classification [J]. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2017, 25(10): 1735-1745.

A Portable fNIRS-Topography System for BCI Applications: Full Parallel Detection and Pilot Paradigm Validation

Liu Yang¹, Liu Dongyuan¹, Zhang Yao¹, Bai Lu¹, Gao Feng^{1,2*}

¹ College of Precision Instruments and Optoelectronics Engineering, Tianjin University, Tianjin 300072, China;

² Tianjin Key Laboratory of Biomedical Detecting Techniques and Instruments, Tianjin University, Tianjin 300072, China

Abstract

Objective Functional near-infrared spectroscopy (fNIRS) is an effective neuroimaging tool used to directly determine changes in oxygenated hemoglobin (HbO) and deoxygenated hemoglobin (HbR). This technique offers portable and radiation-free alternatives to conventional neuroimaging modalities, such as functional magnetic resonance imaging, positron emission tomography, and electroencephalograph. However, current portable fNIRS systems have limited detection sensitivity due to the employment of photodiodes working in analog mode. To cope with the adversities, we propose a portable two-wavelength continuous-wave fNIRS-topography system based on lock-in photon-counting technology to be applied in cognitive neuroscience and brain-computer interface (BCI) studies in a daily environment. The proposed system has a good prospect of application in faint activation detection by integrating the parallel measurement capability derived from lock-in technology and the high sensitivity derived from photon-counting technology. Thus, the proposed system should provide a noninvasive route, reasonable temporal resolution, and high-sensitive information for studying fNIRS-BCI.

Methods In this study, the proposed portable fNIRS system possesses four pairs of source- and detection-optodes, which are matched with the configurations of a nonoverlapping source-detector array to conduct experiments. Source-optode bundles two single-mode fibers with a core diameter of 9 μm connected to two laser diodes (LDs) at 785 and 830 nm wavelengths. Besides, a modulator with eight square wave signals of different frequencies is designed based on a field-programmable gate array (FPGA) kit. The modulated light reaches the cerebral cortex and is subject to refraction, scattering, and absorption by HbO and HbR. A part of the light is redirected to the scalp, where HbO and HbR concentration changes are detected by the detection module in turn, which adopts a photomultiplier tube with a linear range of $5.0 \times 10^6 \text{ s}^{-1}$ and a dark count of 600 s^{-1} as the core device. A lock-in photon-counting demodulator is designed based on FPGA to achieve parallel signal demodulation and detection in all sampling channels. Besides, the intensity of each LD can be automatically adjusted using a digital potentiometer (AD5259) for adaption to different subjects. Wireless communication and rechargeable batteries are used to ensure portability. All the mentioned components and printed circuit boards are fixed in a portable case with a volume of $23.6 \text{ cm} \times 11.0 \text{ cm} \times 20.5 \text{ cm}$, which is lightweight and miniaturized.

Results and Discussions A series of phantom and *in-vivo* experiments have been implemented to examine the effectiveness of the proposed portable fNIRS-topography system. The phantom experiments showed that the proposed system has excellent stability (Fig. 3), linearity (Fig. 4), and anticrosstalk ability (Fig. 5). For the *in-vivo* experiments (Fig. 6), we adopt two stimulation paradigms: breath-holding (BH) and mental arithmetic (MA) to evaluate the system. The complete dataset is synchronously acquired at a sampling frequency of 4 Hz. Then, changes

in the perturbed HbO and HbR concentrations are calculated according to the modified-Beer-Lambert-law. The frequency spectrum of the measurements is analyzed using the Fourier transform, which provides a theoretical basis for the bandpass filtering (0.018–0.3 Hz), and the spectrum peak (0.02333 Hz) is close to the stimulation frequency (Fig. 7). By further analyses of these spectra [Fig. 8(a) and Fig. 9(a)], we strengthen the actual activation frequency induced by the stimulation. The results show that the proposed system can accurately trace the time-course of the global activation perturbation by BH stimulation [Fig. 8(b)] and the partial activation perturbation by MA stimulation [Fig. 9(b)]. Besides, the optical topography (OT) image of the measurements from the MA paradigm showed that the activation region is roughly located at the center of the left half of the prefrontal lobe [Fig. 9(c) and Fig. 9(d)].

Conclusions In this study, we developed a portable fNIRS-topography system for the applications of BCI based on lock-in photon-counting technology, which has the advantages of high sensitivity and moderate time resolution. A two-layered brain phantom is employed to evaluate the system. The results showed that the proposed system has excellent stability, linearity, and anticrosstalk ability. Besides, the proposed system is used to measure the perturbed hemoglobin concentration in the prefrontal lobe during BH and MA stimulation paradigms. The results showed that the proposed system can track changes in hemoglobin concentration. The frequency spectrum of the measurements is analyzed, and the spectrum peak (0.02333 Hz) is close but not equal to the stimulation frequency (0.025 Hz). The probable cause of this situation is the hemodynamic response delay (about 2–3 s) in the brain. The image reconstructed by OT during the MA stimulation paradigm showed that the activation region is roughly located in the center of the left half of the prefrontal lobe. We analyzed the entire experimental process and confirmed that simple training before experiments enhances the system performance. In future studies, we will design more stimulation paradigms, e. g., sports and idea recognition, to further explore the potential of fNIRS-BCI in clinical application.

Key words medical optics; functional near-infrared spectroscopy; brain-computer interface; high sensitivity; *in-vivo* experiment; optical topography

OCIS codes 170.2655; 170.3890; 170.0110; 040.5250