

运动想象任务下近红外光谱脑激活程度适应性研究

高晨阳¹, 修嘉¹, 李婷^{1,2*}¹中国医学科学院生物医学工程研究所, 天津 300192;²北京脑科学与类脑研究中心, 北京 102206

摘要 功能近红外光谱术(functional near infrared spectroscopy, fNIRS)是一种基于大脑血液光学吸收测量的无创神经成像技术,但目前尚未有关于脑激活程度与时间的研究。通过对特定运动想象任务下近红外数据的分析,探讨了脑激活程度与任务重复时间之间的关系。共有 20 名被试参与实验研究,在数据采集和预处理后,通过绘制各实验数据的地形图及脑激活程度随实验天数变化的折线图,探究了实验过程中脑激活程度的变化。随着实验的进行,每种任务引起的脑激活程度逐渐下降,下降速度与任务难度有关,任务难度越大,则脑激活程度下降到较低水平所用的时间越长,一般在三天后达到较为稳定的状态。因此,在进行脑机接口(brain-computer interface, BCI)实验研究时,需要考虑随时间变化的脑功能活动的影响。研究结果揭示了实验范式设计及实验进程对采集数据的影响,对实验数据的分析有一定辅助作用。

关键词 医用光学; 功能近红外光谱术; 脑激活程度; 脑机接口; 运动想象; 适应性

中图分类号 O436

文献标志码 A

doi: 10.3788/CJL202249.0507301

1 引言

功能近红外光谱术(functional near infrared spectroscopy, fNIRS)是一种无创可靠的脑功能检测技术。近红外光可以穿透几厘米人体组织,由于不同组织的不同光学属性,入射光可以以“香蕉”形路径被脑组织散射出来,被探测器接收。出射光的测量被用来估计血液的光学吸收,这主要是由于血液内的血红蛋白有两种主要形式,即氧合血红蛋白(HbO₂)和脱氧血红蛋白(Hb),它们具有不同且可区分的光学吸收特性,因此 fNIRS 能够量化大脑皮层中这两种发色团浓度的变化^[1-3]。在大脑活动过程中,脑组织内的神经元为了供应能量而消耗氧气以分解葡萄糖,氧气依靠血液内的血红蛋白运输,因此大脑活动会引起大脑组织周围血管内血液成分的变化,响应大脑的更高代谢需求,这被称为神经血管耦

合^[4-6]。在神经血管耦合的基础上, HbO₂ 含量增加, Hb 含量下降, 这种现象被看作是脑激活的标志。在数据处理过程中,修正的比尔-朗伯(Beer-Lambert)定律将光密度的变化与发色团浓度的变化联系起来,从而为 fNIRS 量化大脑两种血红蛋白浓度的相对变化提供了物理和数学基础^[7-8]。

脑机接口(brain-computer interface, BCI)是指将与受试者意图相关的大脑活动转换为外部设备通信或控制的命令。随着 BCI 技术的发展,BCI 在个人心理健康评估和助残领域有巨大的应用潜力^[3,9]。基本的 BCI 方案包括 5 个步骤:1)信号采集;2)预处理或信号增强;3)特征提取;4)分类;5)控制接口^[10]。BCI 可以使用各种神经信号记录方法来实现,例如脑电图(EEG)^[11]、脑磁图(MEG)^[12]、功能磁共振成像(fMRI)^[13]以及 fNIRS。

fNIRS 作为 BCI 的脑功能检测手段有很多优

收稿日期: 2021-10-19; 修回日期: 2021-12-07; 录用日期: 2022-01-14

基金项目: 国家自然科学基金面上项目(81971660)、四川国际合作科技计划(2021YFH0004)、中国医学科学院医学与健康科技创新工程(2021-I2M-1-042, 2021-I2M-1-058)、天津杰出青年基金(20JJCJQC00230)、北京脑科学与类脑研究中心科研合作项目(2020-NKX-XM-14)、京津冀基础研究合作专项[19JJCZDJC65500(Z)]、中央高校基本科研业务费专项资金资助(3332019101)

通信作者: *liting@bme.cams.cn

势。它是一种非侵入式的探测手段,对人体完全无辐射,且整个系统体积较小,对测试环境要求和被试限制很低^[6,14-15]。近红外光谱对情境认知范式具有很强的适应性^[5,16],特别适用于一个人需要大量重复测量的情况^[17]。这些特点使 fNIRS 在研究特定人群(如婴儿或老年人)的大脑活动方面具有无可比拟的优势。它检测的神经血管耦联信号与 fMRI 类似,但具有更高的时间分辨率和更小的限制程度。与 EEG 相比,fNIRS 有更好的空间分辨能力,能够与 EEG 进行互补。与正电子断层发射显像(positron emission tomography, PET) 相比,fNIRS 是一种非电离技术^[4],在实验中更便宜、更容易使用^[18-20]。另一个重要的优点是,fNIRS 是目前唯一能同时提供准确的氧气和血红蛋白浓度变化信息的血液动力学神经成像技术^[18]。光信号与电信号没有干扰,因此 fNIRS 还可以作为 EEG 的补充,进一步提高传统神经检测的准确性和全面性。

近年来,研究小组选择使用或者联合使用 fNIRS 作为 BCI 的检测手段^[3,21-24],最常见的方法是将 fNIRS 与脑电进行联合检测。然而,fNIRS 检测到的运动皮层自发激活信号微弱,而且个体差异性较大,因此在 BCI 中的识别准确率一直低于传统 EEG 的方法^[25]。fNIRS 在 BCI 中的潜力远没有被开发。目前,关于 fNIRS 的脑激活程度与时间的关系研究鲜有报道。考虑到 fNIRS 测量原理与机体血氧激活相关,而血氧激活可能与实验重复次数有一定关联,本文选取常用的运动想象脑信号^[26]为研究对象,探究了 fNIRS 脑激活程度与实验时间的关系。

2 原理与方法

2.1 实验范式

我们招募了 20 名健康的志愿者参加本项研究,包括 10 名女性和 10 名男性。参与者的平均年龄为 22.82 岁,均为右利手,没有神经或精神疾病史,听力正常,注意力集中,无多动症状,均未接受相关实验。实验开始前,所有参与者均了解详细的实验过程,并提供了书面同意。这项研究得到了伦理委员会的批准,符合《世界医学协会赫尔辛基宣言》的道德标准。

实验在一个黑暗安静、空气条件良好的房间里进行,以避免任何环境的干扰。受试者坐在舒适的椅子上,以避免环境压力的影响,并被要求在整个实验过程中全程闭眼,尽量减少头部运动及吞咽动作,避免情绪波动。为了得到足够多的任务数据,每位

被试共进行了 5 次实验。实验由 4 种任务构成,每个任务由运动想象部分及休息部分组成,运动想象部分持续 5 s,要求被试在听到指定动作语音提示(向左、向右、向前、向后)后想象相应的动作(提示向左时左手以 1 Hz 频率握拳,提示向右时右手以 3 Hz 频率握拳,提示向前时脑海中想象图片,提示向后时双腿抬起),休息部分持续 7 s,要求被试在听到语音提示(持续时长为 0.5 s 的滴声)后使大脑保持放松状态。每次实验分为三轮,每轮约持续 32 min,包含 160 个运动想象任务,其中 4 种任务以伪随机序列排列,各包含 40 个。被试需根据语音提示完成不同的运动想象任务。实验开始前,主试会引导被试熟悉整个实验流程及 4 种运动想象动作。实验流程及被试参加实验的情况分别如图 1 (a)、(b) 所示。

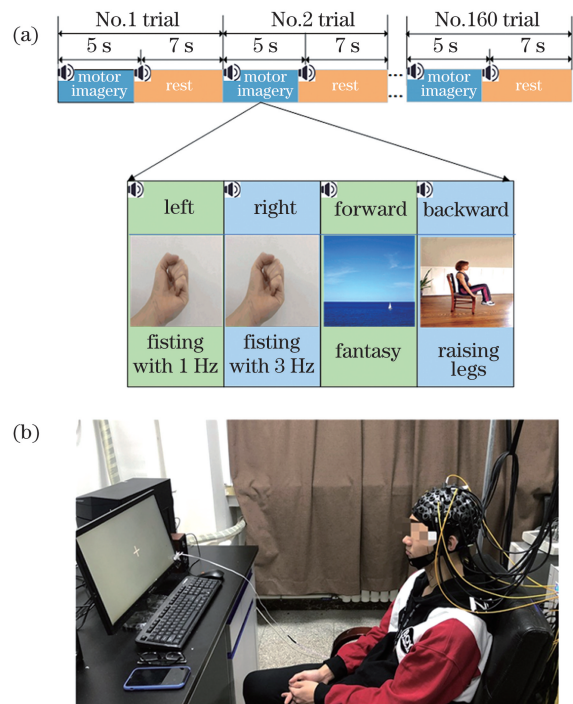


图 1 实验整体介绍。(a)实验流程设计;(b)被试参与实验的情况

Fig. 1 Overall introduction of experiment. (a) Experiment process design; (b) participants participating in experiment

2.2 数据采集

数据采集系统如图 2 所示。本研究使用自主研发的光纤式 fNIRS 脑功能成像仪器来记录 fNIRS 信号。该系统的性能参数可参考已发表的论文^[27]。使用了 4 个光源(每个光源包含两种波长即 785 nm 和 850 nm,图 2 中以圆形表示),16 个探测器(图 2 中以方形表示),一共组成 20 个通道覆盖额叶和顶叶,通道排布如图 2 (a)、(b) 所示。在图 2(b)中,白线为额叶、顶叶分界线,a、b 分别代表左、右侧额叶,

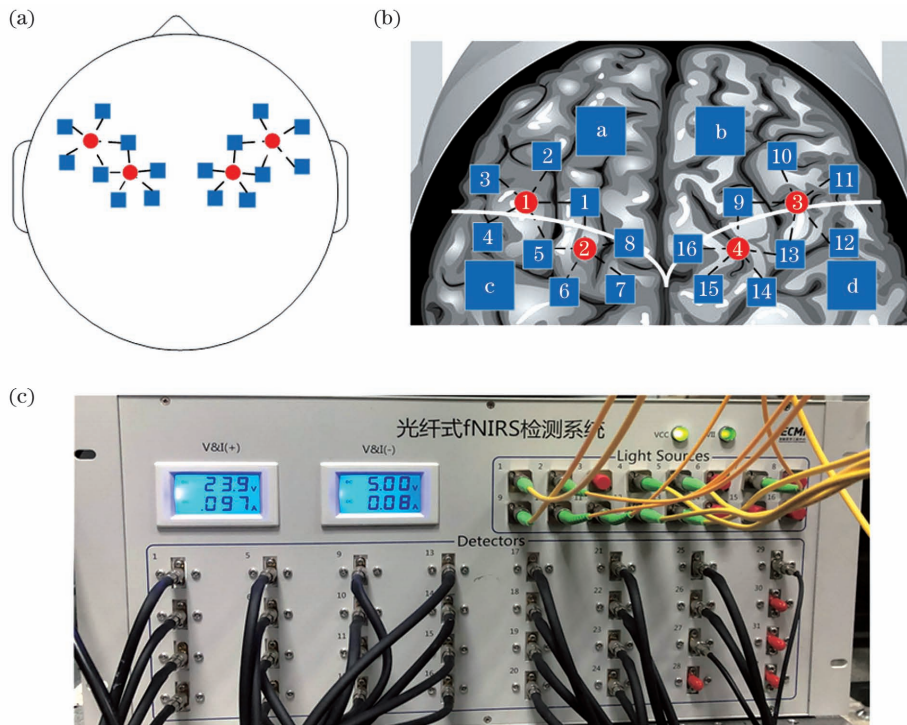


图 2 系统的 fNIRS 探头通道的排布。(a) fNIRS 探头位点; (b) 左右侧 fNIRS 通道编号及脑区分布情况; (c) 自主研发的光纤式 fNIRS 脑功能成像仪器实物图

Fig. 2 Position arrangement of fNIRS probe channel of system. (a) fNIRS probe site; (b) left and right fNIRS channel number and brain region distribution; (c) physical map of self-developed optical fiber fNIRS brain function imaging instrument

c、d 分别代表左、右侧顶叶。左右侧脑区各有 10 个 3 cm 间距的探测通道, 采样率设置为 100 Hz。

在实验中, 屏幕一角色块的亮度(灰度值)随着刺激界面变化, 表现为光电打标模块采集信号的变化, 将该信号通过采集卡发送到 fNIRS 系统以实现信号打标, 用于后续的数据处理。

2.3 数据处理

fNIRS 信号的离线分析通过 MATLAB 软件进行。首先根据光电打标信号标定每次任务的开始点, 对数据进行分段。fNIRS 测量的是光强信号, 首先进行光强与血氧参数的转换, 即将探测器接收到的光强信号转换为 HbO₂ 与 Hb 浓度的变化。不同

于传统光学参数的转换, 在 fNIRS 研究中, 散射带来的影响使得传统 Beer-Lambert 定律不再适用, 修正的 Beer-Lambert 定律^[6]可对非均匀组织中的光衰减进行近似。图 3 展示了定律的实现过程。首先通过计算与血红蛋白浓度变化有关的入射光 (I_{IN}) 与输出光 (I_{OUT}) 之间的比率的对数来测量由组织散射和吸收引起的光衰减 (A), 假设测量期间散射波动可忽略, 光衰减的变化与特定波长下的浓度变化存在线性关系, 从而可以推导出血氧参数的变化。

fNIRS 作为一种脑功能检测手段, 容易受到各类生理噪声的干扰, 因此在将原始光信号转换为光

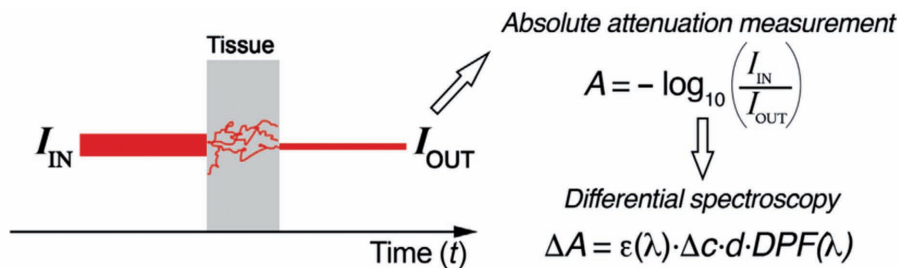


图 3 修正 Beer-Lambert 定律估计血氧参数的过程^[6]

Fig. 3 Estimation process of blood oxygen parameters by modified Beer-Lambert law^[6]

密度值后,对数据进行 0.015~0.200 Hz 的带通滤波,以去除呼吸及 Mayer 波的影响^[7]。然后通过修正的 Beer-Lambert 定律将光密度转换为含氧血红蛋白和脱氧血红蛋白的浓度变化。785 nm 的差分路径长度因子(differential path length factor, DPF)值为 6.0,850 nm 的 DPF 值为 5.2。通过将每个试次的信号减去任务开始前一秒的信号平均值,进行基线校正。在处理结束后,将数据按照实验打标信息进行分段并校正基线,按照每种任务整理数据,最后将同一任务的数据进行拼接。

为了探究大脑激活程度与任务时间之间的关系,以天数为自变量,叠加计算每种范式所有通道每日含氧血红蛋白的激活信号的平均值,通过二维三

次样条插值的方法,绘制了基于通道位置的脑激活地形图,并针对所有通道激活平均值绘制了折线图以观察趋势。

3 结 果

被试在任务期的大脑血氧激活变化曲线图如图 4 所示,其中 8 个通道挑选自前文所提到的 20 个 fNIRS 通道。可以看出,任务期出现了显著的正激活或者负激活现象。任务中的血氧激活曲线表示任务中特定脑区的能耗变化。说明本次运动想象实验设计及数据处理方法均合理有效^[18],同时证明了我们自主研发的系统具备运动想象脑功能在体检测的能力。

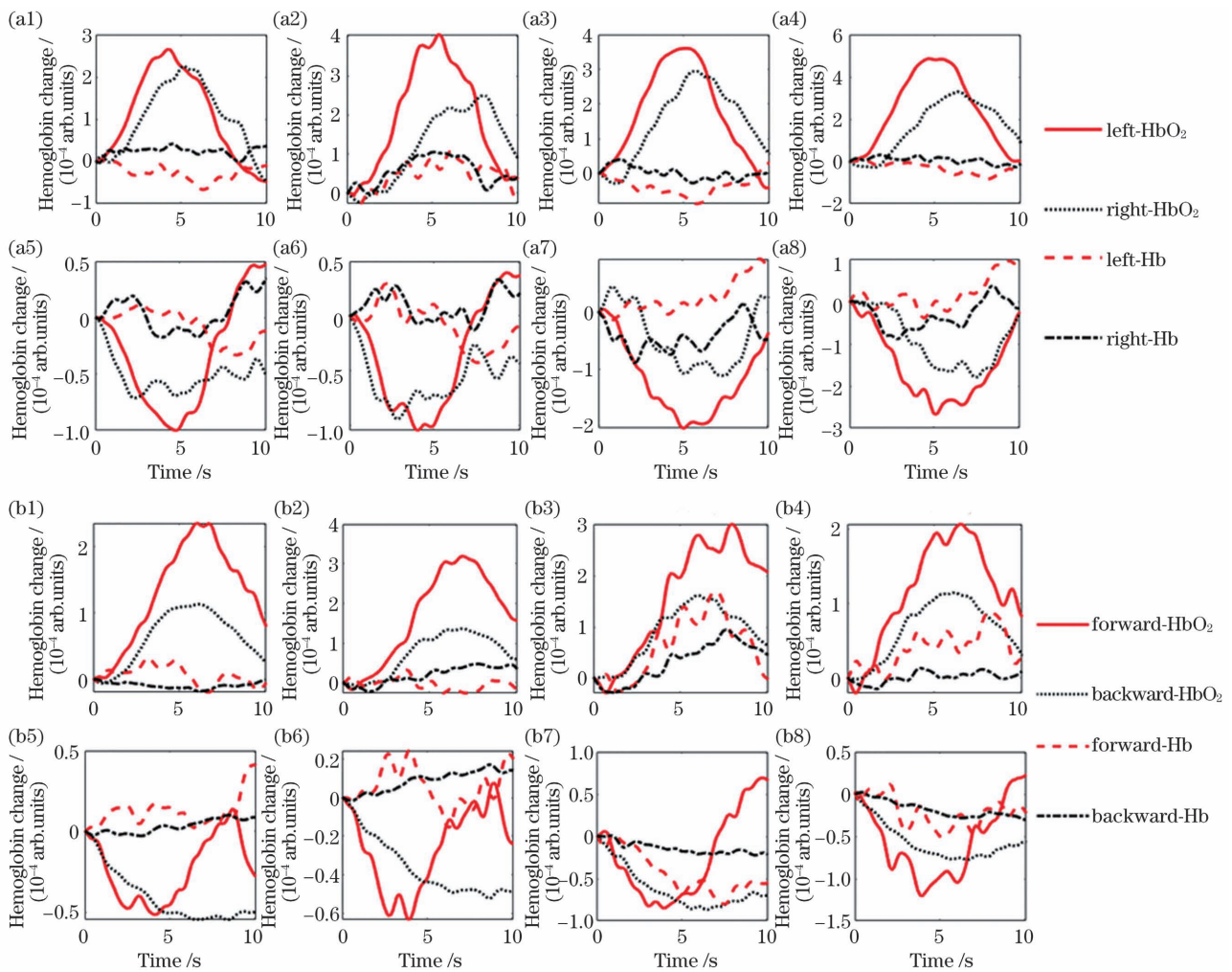


图 4 被试在任务期的大脑血氧激活变化曲线图。(a1)~(a8)典型被试的 8 个通道向左和向右运动想象任务的血氧激活曲线;(b1)~(b8)典型被试的 8 个通道向前和向后运动想象任务的血氧激活曲线

Fig. 4 Change curves of brain blood oxygen activation during task period. (a1)~(a8) Hemodynamic activations during left and right motor imagery tasks in eight channels for typical subject; (b1)~(b8) hemodynamic activations during forward and backward motor imagery tasks in eight channels for typical subject

将全部被试所有通道的数据按天数取平均值, 得到每种范式下全部被试所有通道的大脑平均激活

程度随时间的变化关系, 如表 1 所示, 其中数据为均值 ± 标准差。

表 1 被试大脑平均激活程度随时间的变化

Table 1 Variance of average brain activation degree of subjects with time

unit: $\mu\text{mol/L}$

Day	Left	Right	Forward	Backward
Day 1	4.107 ± 1.889	4.238 ± 1.713	3.998 ± 2.072	5.278 ± 2.502
Day 2	4.173 ± 1.873	3.694 ± 1.262	2.501 ± 1.107	2.279 ± 1.141
Day 3	1.925 ± 1.262	2.165 ± 1.702	1.864 ± 0.659	2.289 ± 1.104
Day 4	0.968 ± 0.902	2.023 ± 0.779	0.961 ± 0.916	1.502 ± 1.104
Day 5	1.531 ± 1.403	1.051 ± 0.986	0.774 ± 1.101	1.751 ± 0.987

将数据结果分别以地形图及折线图形式展示, 分别如图 5、6 所示, 其中所使用的数据是 20 个被试数据取平均后的结果。从图 5 中可以明显看出, 从上至下, 随着时间的推移, 4 种范式下的脑激活程度由一开始的高激活逐渐转换为低激活, 激活程度逐渐降低。由图 6 可以看出, 被试的激活程度随天数的增加呈单调降低的趋势, 中央折线代表了被试第一天至第五天的所有通道的血氧激活平均值的变

化。两侧涂色部分代表每日血氧激活程度的标准差。

从图 5、6 也可以看出, 不同范式下激活程度的下降速度不同。在图 5 中, 在实验初两天, left 及 right 范式下的脑激活程度仍然保持较高, 而在 forward 及 backward 范式下, 则从第二天开始, 激活程度便出现明显下降。这两点在图 6 中表现更为明显。

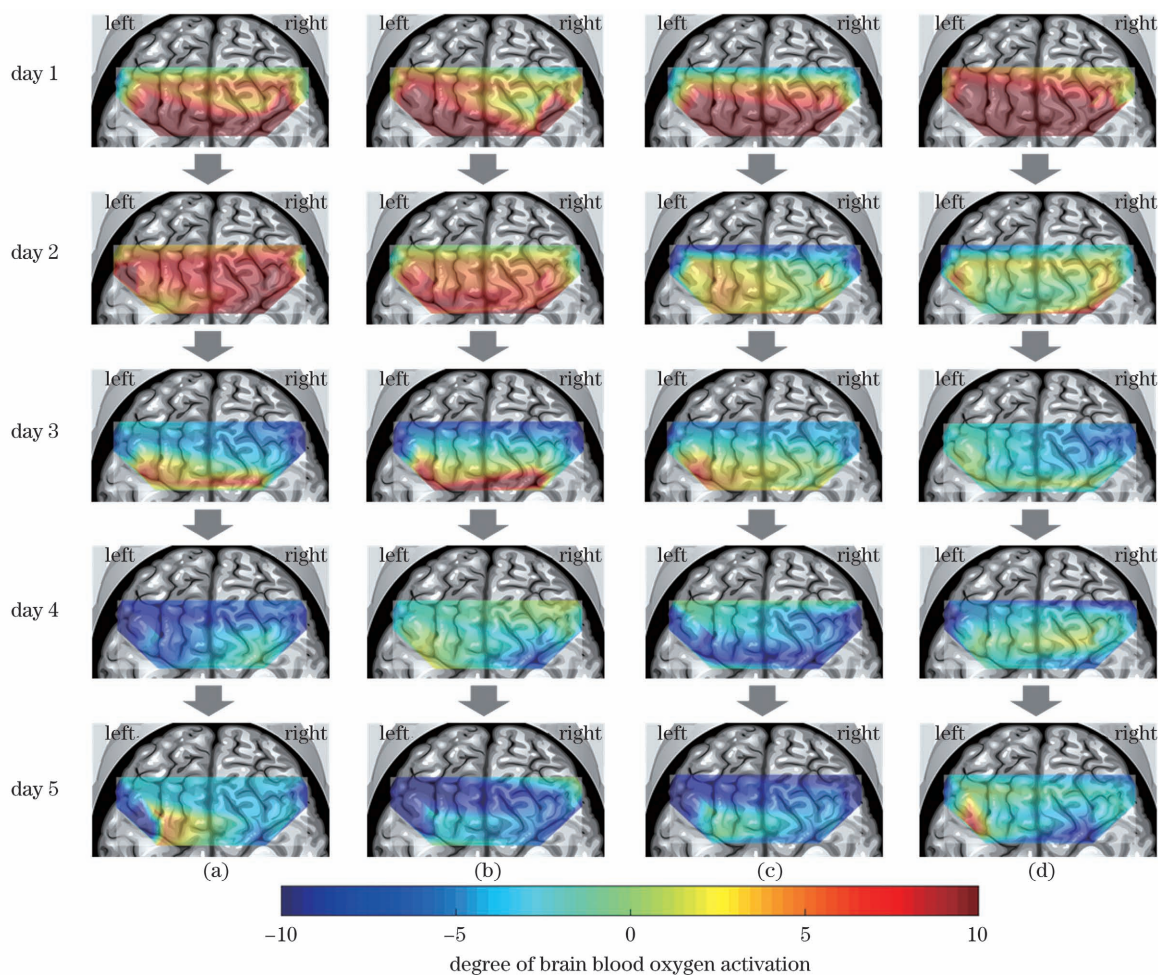


图 5 被试大脑血氧激活程度地形图。(a) 向左; (b) 向右; (c) 向前; (d) 向后

Fig. 5 Topographic maps of brain blood oxygen activation degree of subjects. (a) Left; (b) right; (c) forward; (d) backward

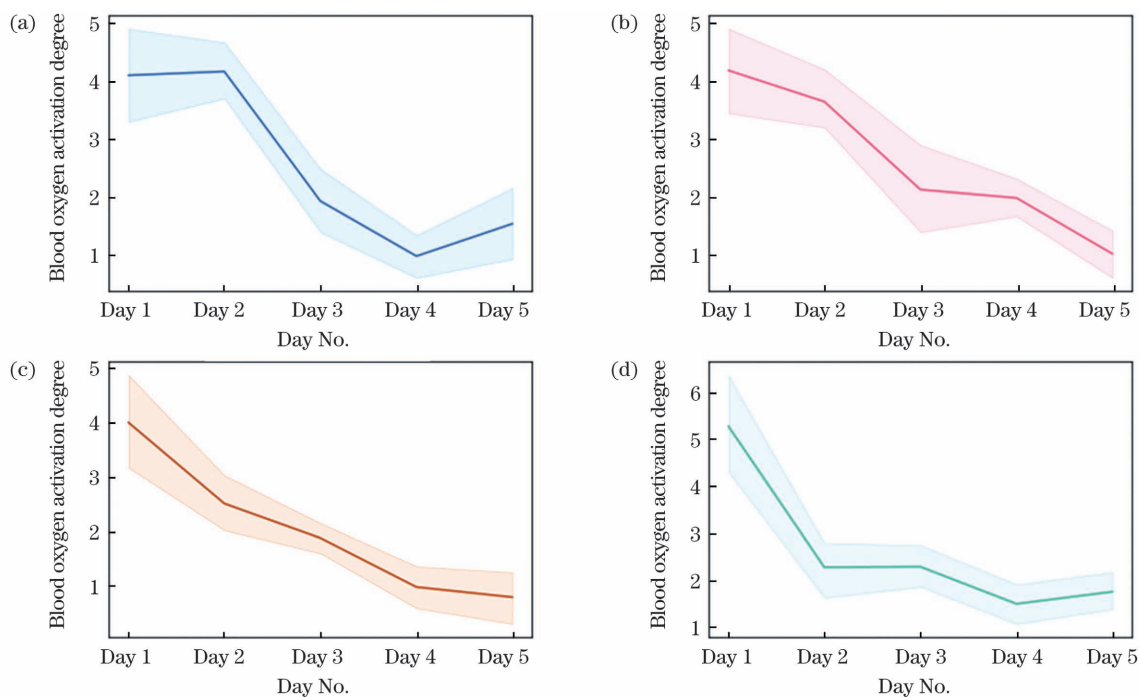


图 6 被试大脑血氧激活程度的折线图,阴影部分代表数据标准差。(a)向左;(b)向右;(c)向前;(d)向后
 Fig. 6 Line graphs of blood oxygen activation degree of brains of subjects with standard deviation indicated by shaded portions. (a) Left; (b) right; (c) forward; (d) backward

4 讨 论

在 fNIRS 检测中,被激活区域代谢的变化表现为血液中 Hb 和 HbO₂ 的浓度变化,通过修正的 Beer-Lambert 定律可知,探测光强的变化可以表征血氧浓度变化,进而反映大脑激活程度。在四个任务中均发现了显著的血氧激活现象,这表明实验方法合理且有效。

目前有关 fNIRS 的脑机接口研究集中于利用数据的特征提取及分类结果探究某种命令的成功率。在这些研究中,为了提升数据量,被试往往进行了时间跨度较长、重复多次的运动想象训练。但在预处理过程中,并没有考虑数据随时间变化的趋势。本文将实验时间列为考虑对象,以实验天数为自变量,考量每天的血氧激活变化。研究发现,随着实验天数的增加,在外界提示不变的情况下,被试平均血氧激活程度不断下降,并在实验三天后基本维持在较低水平。激活程度的下降反映了耗氧量的下降,这表明在同一刺激下,随着实验天数的增加,大脑激活的程度逐渐下降,大脑对这种自发任务逐渐产生适应性。

在本实验范式设计过程中,left 及 right 范式相较于 forward 及 backward 范式,要求被试在完成任务的基础之上,需要对速度这一新变量进行控制,精

准完成任务的难度增加。实验结果表明, left 及 right 范式下的大脑血氧激活程度下降到同一水平所需要的时间要长于 forward 及 backward 范式,这一结果说明,大脑需要更长时间适应难度更高的指令,才能达到较低的脑激活水平。研究结果揭示 fNIRS 实验激发的适应性与范式难度有直接关系,范式所涉及的综合因素越多,难度越高,适应所需要的时间也越长。

5 结 论

研究了 fNIRS 脑激活实验中的适应性现象以及影响适应性的因素,发现基于 fNIRS 的脑机接口研究也需要考虑适应性。由于激活程度在实验初期并不稳定,幅值的大小变化可能会影响到最终的特征提取及分类的效果,因此需要在实验开始前进行一段时间的预实验并处理实验数据,待幅值稳定后进行研究。如果不考虑该特性,将难以提取 fNIRS 的稳定信号特征,从而大大降低 BCI 的识别准确率。这种适应性也存在个体差异,并且不是单调递减的,这可能涉及到较为复杂的神经机制。不过大部分人都是在三天后达到较为稳定的状态。因此,在进行基于 fNIRS 的脑机接口研究时,可以考虑使用训练三天以后的数据。

同时,考虑到训练时间带来的差异,要求在实验

过程中,每名被试的实验天数及每日的实验量应当具有一定的一致性,从而消除不同适应程度带来的误差。不同范式难度的适应时间不同,因此若非研究不同难度范式的不同影响,应当保证实验范式难度相近,以提高适应性训练的效率,消除不同范式引起的误差。

fNIRS 对运动较不敏感,对被试限制小,对环境要求较低,因此其在脑机接口领域有较高的应用潜力,但当前 fNIRS 研究仍面临着分类精度较低、处理方法较少、实时性差的问题。除了进一步改进处理方法、特征提取方法和分类算法外,fNIRS 作为一种血流动力学信号,其固有的一些特性(如适应性)也应受到重视,只有妥善处理一切与实验相关的变量,才能保证实验效果的有效性。研究存在一些局限,比如实验的训练任务只设置了 5 d,缺少 5 d 之后的 fNIRS 信号的变化研究。后续会进一步完善实验设计,研究 fNIRS 信号在其他类型 BCI 下的适应性,为 fNIRS 在 BCI 中的应用提供更全面的指导。

参 考 文 献

- [1] Vavadi H, Mostafa A, Zhou F F, et al. Compact ultrasound-guided diffuse optical tomography system for breast cancer imaging[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2018, 24: 021203.
- [2] Pinti P L, Tachtsidis I, Hamilton A, et al. The present and future use of functional near-infrared spectroscopy (fNIRS) for cognitive neuroscience[J]. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 2020, 1464(1): 5-29.
- [3] Liu Z M, Shore J, Wang M, et al. A systematic review on hybrid EEG/fNIRS in brain-computer interface [J]. *Biomedical Signal Processing and Control*, 2021, 68: 102595.
- [4] Perrey S. Non-invasive NIR spectroscopy of human brain function during exercise[J]. *Methods*, 2008, 45(4): 289-299.
- [5] Ferreri L, Bigand E, Perrey S, et al. The promise of near-infrared spectroscopy (NIRS) for psychological research: a brief review[J]. *L'Année Psychologique*, 2014, 114(3): 537-569.
- [6] Li H Y, Fu Y F. Functional near-infrared spectroscopy-based brain-computer interface [J]. *Laser & Optoelectronics Progress*, 2021, 58(16): 1600006.
李鸿云, 伏云发. 基于功能性近红外光谱的脑机接口综述[J]. *激光与光电子学进展*, 2021, 58(16): 1600006.
- [7] Ekkekakis P. Illuminating the black box: investigating prefrontal cortical hemodynamics during exercise with near-infrared spectroscopy [J]. *Journal of Sport & Exercise Psychology*, 2009, 31(4): 505-553.
- [8] Villringer A, Chance B. Non-invasive optical spectroscopy and imaging of human brain function [J]. *Trends in Neurosciences*, 1997, 20(10): 435-442.
- [9] Khan R, Naseer N, Nazeer H, et al. Control of a prosthetic leg based on walking intentions for gait rehabilitation: an fNIRS study [J]. *Frontiers in Human Neuroscience*, 2018, 12: 144.
- [10] Nicolas-Alonso L F, Gomez-Gil J. Brain computer interfaces, a review [J]. *Sensors*, 2012, 12(2): 1211-1279.
- [11] Rashid M, Sulaiman N, Majeed A P P A, et al. Current status, challenges, and possible solutions of EEG-based brain-computer interface: a comprehensive review [J]. *Frontiers in Neuroinformatics*, 2020, 14: 25.
- [12] Mellinger J, Schalk G, Braun C, et al. An MEG-based brain-computer interface (BCI) [J]. *NeuroImage*, 2007, 36(3): 581-593.
- [13] Ravindran A, Rieke J D, Zapata J D A, et al. Four methods of brain pattern analyses of fMRI signals associated with wrist extension versus wrist flexion studied for potential use in future motor learning BCI [J]. *PLoS One*, 2021, 16(8): e0254338.
- [14] Liu Y, Liu D Y, Zhang Y, et al. A portable fNIRS-topography system for BCI applications: full parallel detection and pilot paradigm validation [J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2021, 48(11): 1107001.
刘洋, 刘东远, 张耀, 等. 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 [J]. *中国激光*, 2021, 48(11): 1107001.
- [15] Jiang J, Jiao X J, Pan J J, et al. Assessment of mental workload influenced by different emotional state using fNIRS [J]. *Acta Optica Sinica*, 2016, 36(5): 0517001.
姜劲, 焦学军, 潘津津, 等. 利用 fNIRS 研究情绪状态下的脑力负荷评估 [J]. *光学学报*, 2016, 36(5): 0517001.
- [16] 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.
- [17] Gratton G, Fabiani M. The event-related optical signal: a new tool for studying brain function [J]. *International Journal of Psychophysiology*, 2001, 42

- (2): 109-121.
- [18] Leff D R, Orihuela-Espina F, Elwell C E, et al. Assessment of the cerebral cortex during motor task behaviours in adults: a systematic review of functional near infrared spectroscopy (fNIRS) studies [J]. *NeuroImage*, 2011, 54(4): 2922-2936.
- [19] Pan B A, Huang C, Fang X, et al. Noninvasive and sensitive optical assessment of brain death [J]. *Journal of Biophotonics*, 2019, 12(3): e201800240.
- [20] Li T, Li L, Du P, et al. Pinpoint source localization for ocular nonselective attention with combination of erp and fniri measurements[J]. *Journal of Innovative Optical Health Sciences*, 2008, 1(2): 195-206.
- [21] Naseer N, Hong K S. fNIRS-based brain-computer interfaces: a review [J]. *Frontiers in Human Neuroscience*, 2015, 9: 3.
- [22] Basura G J, Hu X S, Juan J S, et al. Human central auditory plasticity: a review of functional near-infrared spectroscopy (fNIRS) to measure cochlear implant performance and tinnitus perception [J]. *Laryngoscope Investigative Otolaryngology*, 2018, 3(6): 463-472.
- [23] Pinti P L, Aichelburg C, Gilbert S, et al. A review on the use of wearable functional near-infrared spectroscopy in naturalistic environments [J]. *The Japanese Psychological Research*, 2018, 60(4): 347-373.
- [24] Liu Y, Liu D Y, Zhang Y, et al. A portable fNIRS-topography system for BCI applications: full parallel detection and pilot paradigm validation [J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2021, 48(11): 1107001.
刘洋, 刘东远, 张耀, 等. 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 [J]. *中国激光*, 2021, 48(11): 1107001.
- [25] Liu D Y, Zhang Y, Liu Y, et al. LSTM-based recurrent neural network for noise suppression in fNIRS neuroimaging: network design and pilot validation [J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2021, 48(19): 1918007.
刘东远, 张耀, 刘洋, 等. 基于 LSTM 循环神经网络的 fNIRS 脑功能成像滤波方法 [J]. *中国激光*, 2021, 48(19): 1918007.
- [26] Wang D, Miao D Q, Blohm G. Multi-class motor imagery EEG decoding for brain-computer interfaces [J]. *Frontiers in Neuroscience*, 2012, 6: 151.
- [27] Zhang Z X, Sun B L, Gong H, et al. A fast neuronal signal-sensitive continuous-wave near-infrared imaging system [J]. *Review of Scientific Instruments*, 2012, 83(9): 094301.

Research on Adaptability of Brain Activation Degree via Near Infrared Spectroscopy Under Motor Imagery Task

Gao Chenyang¹, Xiu Jia¹, Li Ting^{1,2*}

¹ *Institute of Biomedical Engineering, Chinese Academy of Medical Sciences, Tianjin 300192, China;*

² *Chinese Institute for Brain Research, Beijing 102206, China*

Abstract

Objective Functional near infrared spectroscopy (fNIRS) is a non-invasive and reliable brain function detection technology, while brain-computer interface (BCI) refers to the conversion of brain activities related to the subject's intention into commands for communication or control with external devices. fNIRS has many advantages as a brain function detection method of BCI. In recent years, more and more research groups have chosen to use or jointly use fNIRS as a detection method of BCI. However, the spontaneous activation signal of the motor cortex detected by fNIRS is weak and the individual differences cannot be ignored, so the recognition accuracy in BCI is lower than that of the traditional EEG method. The potential of fNIRS in BCI is far from being exploited. At present, there is no literature on the relationship between the degree of brain activation and the experimental time based on fNIRS. Considering that the measurement principle of fNIRS is related to the body's blood oxygen activation, the blood oxygen activation may be related to the number of experimental repetitions. The research team selects the commonly used motor imagery brain signals as the research object and explores the relationship between fNIRS brain activation and experimental time.

Methods We recruit 20 healthy volunteers to participate in this study. The experimental process and the experiment are shown in Figs. 1 (a) and 1(b), respectively. In this study, a self-developed fiber optic fNIRS brain function imaging instrument [Fig. 2 (c)] is used to record the fNIRS signals. The offline analysis of the fNIRS

signals is carried out by Matlab. After segmenting it, the modified Beer-Lambert law is used to calculate the changes of hemorrhagic oxygen parameters. After removing the physiological interference, using the number of days as the independent variable, we calculate the average of the daily signals of all channels in each paradigm.

Results and Discussions The data results are displayed in the forms of topographical maps and broken-line graphs, as shown in Figs. 5 and 6, respectively. From these figures, with the increase of the number of experimental days, the subject average blood oxygen activation level continues to decrease under the condition that the external prompts remain unchanged and basically is at a low level after 3 d. The decrease in activation degree shows the decrease in oxygen consumption, which indicates that under the same stimulus, as the number of experimental days increases, the degree of brain activation gradually decreases, and the brain gradually adapts to this spontaneous task. Compared with the forward and backward paradigms, the left and right paradigms require participants to control the new variable of speed based on the completion of the task, which makes it more difficult to complete the task accurately. The experimental results show that it takes longer for the left and right paradigms to decrease to the same level than the forward and backward paradigms. This result shows that the brain needs more time to adapt to more difficult instructions to reach a lower brain activation level. This reveals that the adaptability stimulated by the fNIRS experiment is directly related to the difficulty of the paradigm. The more factors integrated into the paradigm, the higher the difficulty and the longer it takes to adapt.

Conclusions This study reveals the adaptive phenomenon in the fNIRS brain activation experiment and the factors that influence it. It is suggested that the research of BCI based on fNIRS also needs to consider adaptability. Since the activation level is not stable at the initial stage of the experiment, the magnitude of the amplitude change may influence the final feature extraction and classification effect. Therefore, it is necessary to conduct a period of pre-experiment and process the experimental data before the start of the experiment and wait for the amplitude to stabilize. If this characteristic is not considered, it will be difficult to extract the stable signal characteristics of fNIRS, which will greatly reduce the recognition accuracy of BCI. Although there are individual differences in this adaptability and it is not monotonously decreasing, this may involve more complex neural mechanisms. However, most people reach a relatively stable level after 3 d. This result suggests that we can consider using the data after 3 days of training when conducting the fNIRS-based brain-computer interface research. At the same time, the difference in training time requires that in the experimental process, the number of experimental days and daily experiment volume of each subject should have a certain consistency so as to eliminate the errors caused by different degrees of adaptation. Different paradigms have different adaptation time. Therefore, unless the effects of different difficulty paradigms are studied, it is necessary to ensure that the experimental paradigms are similar in difficulty to improve the efficiency of adaptive training and eliminate the errors of different paradigms.

Key words medical optics; functional near infrared spectroscopy; degree of brain activation; brain-computer interface; motor imagery; adaptability