

# 基于功能性近红外光谱成像的警觉度检测

曹勇, 焦学军, 姜劲, 傅嘉豪, 潘津津

中国航天员科研训练中心人因工程国防科技重点实验室, 北京 100094

**摘要** 采用功能性近红外光谱成像(fNIRS)研究了警觉度的变化规律。通过 10 通道 fNIRS 技术采集了 12 名受试者前额部位的氧合血红蛋白(HbO)信号、脱氧血红蛋白(Hb)信号,并记录下实验中受试者的行为学数据。结果表明:可以根据主观量表评分和行为学数据将受试者的警觉度标注为 3 个水平,前 30 min 为高警觉度水平,中间 30 min 为一般警觉度水平,后 30 min 为低警觉度水平;此外,前额左侧的第 2 通道以及右侧的第 9、7、8、6 通道对警觉度变化的敏感度较高;在支持向量机模型下,12 名受试者的警觉度三分类正确率为 76.9%。本研究验证了 fNIRS 在警觉度检测上的可行性,并指出了对警觉度变化敏感脑区的位置,为警觉度的实时监测提供了新的思路。

**关键词** 光谱学; 功能性近红外光谱成像; 警觉度; 氧合血红蛋白; 脱氧血红蛋白

**中图分类号** O433.4; TP274.52

**文献标识码** A

**doi:** 10.3788/AOS201838.0317001

## Vigilance Detection Based on Functional Near-Infrared Spectroscopy

Cao Yong, Jiao Xunjun, Jiang Jin, Fu Jiahao, Pan Jinjin

*National Key Laboratory of Human Factors Engineering, China Astronaut Research and Training Center, Beijing 100094, China*

**Abstract** The change regulation of vigilance based on functional near-infrared spectroscopy (fNIRS) is studied. During the experiment, the hemodynamics signals of 12 participants including oxygenated hemoglobin (HbO) and deoxygenated hemoglobin (Hb) are recorded through 10 channels fNIRS technology, and the behavior data of the participants are simultaneously recorded. The results indicate that vigilance of the participants can be labeled as three levels: the first 30 min is high vigilance level, the middle 30 min is general vigilance level, and the last 30 min is low vigilance level. Additionally, the results indicate that channel 2 on the left side and channel 9, channel 8, channel 7 and channel 6 on the right side of prefrontal have better sensitivity to vigilance change. Under support vector machine recognition model, the average accuracy over the 12 participants of three-level-classification results is 76.9%. The experimental results confirm the feasibility of fNIRS in the evaluation of vigilance, and point out the specific locations of the sensitive brain region, which provides a new way for real-time vigilance monitoring.

**Key words** spectroscopy; functional near-infrared spectroscopy; vigilance; oxygenated hemoglobin; deoxygenated hemoglobin

**OCIS codes** 300.6340; 170.1420; 170.3880

## 1 引 言

在心理学领域,警觉度被定义为生物体保持长时间注意力和对应急事件反应的能力<sup>[1]</sup>。对于一些特殊任务而言,操作者的警觉度水平对任务的顺利完成起着决定性作用,例如长途汽车驾驶员、实施重大手术的外科医生以及执行载人航天任务的航天员

的警觉度水平至关重要<sup>[2]</sup>。因此,警觉度的检测具有十分重要的研究意义。二战期间,Mackworth<sup>[3]</sup>设计的“时钟测试”(MCT)实验拉开了警觉度系统研究的序幕。经过 70 余年的发展,警觉度的研究不断深入,目前常用的警觉度检测手段主要有主观检测法、生理参数检测法以及其他检测方法<sup>[4-5]</sup>。在这些方法中,生理参数检测法是最客观有效的方法,也

**收稿日期:** 2017-07-13; **收到修改稿日期:** 2017-10-17

**基金项目:** 国家自然科学基金(81671861)、实验技术课题(SYFD150051805、SYFD160061801、SYFD1600618)、中国医学工程研究项目(2015SY54A0501)

**作者简介:** 曹勇(1993—),男,硕士研究生,主要从事功能性近红外光谱成像用于脑功能检测方面的研究。

E-mail: caoyong\_93@163.com

**导师简介:** 焦学军(1969—),男,博士,副研究员,主要从事近红外光谱成像设备软硬件开发方面的研究。

E-mail: jxjisme@sina.com(通信联系人)

是研究最为成熟的检测方法之一。

目前,研究较多的警觉度检测参数主要有脑电和心电。Akerstedt 等<sup>[6]</sup>认为,脑电功率谱中的  $\delta$  频段(0.5~4.0 Hz)、 $\theta$  频段(4~8 Hz)、 $\alpha$  频段(8~12 Hz)和  $\beta$  频段(12~30 Hz)都可以用来检测驾驶员的持久注意力水平。除了功率特征外,薛然婷等<sup>[7]</sup>和赵云龙等<sup>[8]</sup>的研究分别指出脑电信号的复杂度以及排列熵能够作为警觉度的度量指标。同时,一些研究指出心电信号也能够反映警觉度的相关变化。Yu 等<sup>[9]</sup>的研究发现,心电 R 波信号能够有效区分睡眠和清醒两种状态;Zhao 等<sup>[10]</sup>的研究指出,随着驾驶时间增加,驾驶员的警觉度和心率下降,并且相邻 R 波之间间期的标准差变大。

近年来,功能性近红外光谱成像(fNIRS)技术被认为可以应用于心理学研究<sup>[11]</sup>,诸如情绪状态<sup>[12]</sup>、脑力负荷状态<sup>[13]</sup>以及警觉度的检测。fNIRS 技术的基本原理是生物组织中的氧合血红蛋白(HbO)和脱氧血红蛋白(Hb)等成分对波长为 700~900 nm 的近红外光具有不同的吸收光谱特性<sup>[14]</sup>。因此,同时测量一段时间内两个不同波长的近红外光,利用修正的 Beer-Lambert 定律,就可以将测量得到的光密度信号转换成 HbO 和 Hb 浓度信号<sup>[12-13]</sup>。HbO 与 Hb 的溶度变化能够反映大脑活跃程度的变化。通常,大脑的活性越强,警觉度越高,对应的 HbO、Hb 溶度就越高。Durantin 等<sup>[15]</sup>尝试采用 fNIRS 技术识别人在长久任务中是否走神,分类正确率尽管只有 60%,但是走神和未走神状态下的 fNIRS 响应存在明显差异。Bogler 等<sup>[16]</sup>采集受试者的 fNIRS 信号,并记录下受试者在任务中的目标反应时间和目标正确率,采用支持向量回归算法建立了数学模型;结果表明,可以通过 fNIRS 信号的特征刻画任务中记录的反应时间。此外,有人还验证了右脑 fNIRS 信号幅值的变化比左脑 fNIRS 信号幅值的变化对警觉度更敏感<sup>[17-19]</sup>。

fNIRS 用于警觉度的检测取得了一定成果,然而,这些研究也存在一定局限性。一方面,上述研究仅对不同警觉度状态下的信号进行了对比,没有建立数学模型对每一小段时间内的数据进行分类识别;另一方面,这些研究仅对比了左右脑的 fNIRS 响应特性,没有给出警觉度敏感的脑区位置。因此,针对这些不足,本研究从行为学数据和 fNIRS 信号两个角度研究受试者在 MCT 任务下警觉度的变化趋势,并给出警觉度敏感脑区的位置。

## 2 实验设计

### 2.1 受试者与实验环境

本实验共招募了 12 名年龄在 19~28 岁(平均为  $23.7 \pm 2.9$  岁)的志愿者,均为男性在校大学生。所有受试者均为右利手,身体健康,无任何神经疾病,并且都具有正常或校正到正常的视觉能力。所有受试者在实验过程中均使用相同的设备。

本实验通过 Oxymon 型近红外光谱仪采集受试者前额部位的血氧数据,光学配置为 4 探头与 4 探测器,组成 10 路光通道,如图 1 所示。信号采样频率设置为 10 Hz。本实验在安静、温度适宜的室内进行。实验开始后,受试者被要求以最舒服的姿势静坐,并尽量减少眼睛和其他肢体动作。

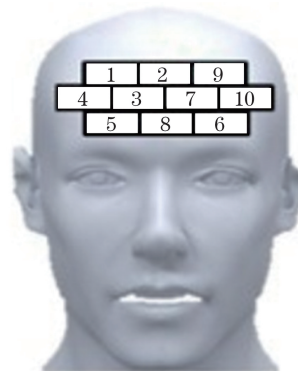


图 1 fNIRS 通道配置图

Fig. 1 Channel configuration of fNIRS

### 2.2 实验流程

实验要求受试者在实验开始前一天要正常休息,实验当天不能进行剧烈的体力或脑力劳动。整个实验持续时间约 95 min,实验开始之后,中途不得退出。实验环境中无钟表,确保受试者不知道当前时间。实验流程如图 2 所示,实验开始后的前 5 min 用来采集受试者静息状态信号,在该阶段要求受试者静坐,尽量减少脑力活动;紧接着,连续 3 个时间段内受试者都执行相同的 MCT 任务,每段时长均为 30 min。在每次 MCT 任务开始之前,都要求受试者填写主观评测量表,任务结束后再填写一次,共计 4 次。在实验开始前,受试者均已熟悉主观量表,因此实验过程中填写量表的时间影响可以忽略不计。

#### 2.2.1 MCT 实验

MCT 是专门用于研究警觉度变化的实验<sup>[3]</sup>。在该实验中,一指针围绕一个无参考点的表盘以固定的角度和频率跳动;在定时时刻,指针会跳跃较大角度,该事件被称之为目标事件。实验中要求受试者识别出该目标事件,并对之做出给定的反应。

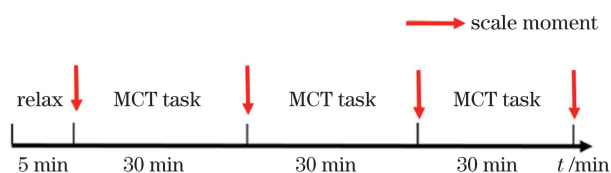


图 2 实验流程图

Fig. 2 Experiment procedure

MCT 任务界面如图 3 所示,红色小球即为指针,小球每秒跳动圆盘上的一格,在不定时刻小球一次跳动两格即为目标事件。在本实验中,目标事件出现的时间间隔服从  $3 \sim 26$  s 之间的均匀分布,每 30 min 实验包含目标刺激 120 个,整个实验过程中包含目标刺激 360 个。当目标事件出现时,要求受试者尽快按下空格键作为反应,实验全程记录受试者的目标反应时间,并计算目标反应正确率。该任务在商用数学软件 MATLAB 2014a 环境下实现。

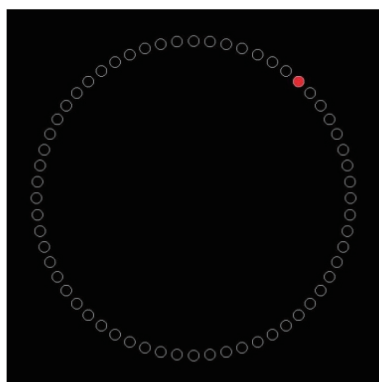


图 3 MCT 任务示意图

Fig. 3 Diagram of MCT task

### 2.2.2 主观量表测评

实验中每隔 30 min 要求受试者填写卡罗林斯卡嗜睡量表 (KSS) 和斯坦福嗜睡测试量表 (SSS), 以评价其当前的警觉度状态。这两张主观测量表是警觉度主观自评的标准量表。KSS 量表评分为 1~9 分, 1 分和 9 分分别对应极度清醒和非常困倦状态, 最大值和最小值之间的得分表明受试者处于极度清醒和非常困倦之间的某个状态。SSS 量表评分为 1~7 分, 1 分和 7 分分别对应意识非常清醒和意识非常朦胧的状态, 最大值和最小值之间的得分表明受试者处于意识非常清醒和意识非常朦胧之间的某个状态。这两张量表的得分越高, 表明受试者的警觉度越低。

## 3 数据处理方法

### 3.1 数据预处理

由于 fNIRS 信号的响应比较微弱, 而且极易受

受试者轻微运动和其他生理信号等的干扰, 因此信号处理的第一步需要将 fNIRS 信号进行预处理, 以滤除各类噪声的干扰。数据预处理主要包括以下步骤: 首先对信号进行  $0.01 \sim 0.40$  Hz 的带通滤波, 以去除高频干扰; 其次, 采用经验模态分解与小波变换相结合的方法滤除信号中的基线漂移和生理干扰; 然后, 采用基于相关性的信号改进 (CBSI) 算法<sup>[20]</sup> 去除信号的运动干扰; 最后, 根据目标刺激的位置将数据分段, 每一小段数据的时间跨度为  $-2 \sim 14$  s (以目标刺激开始时刻作为参考)。

### 3.2 通道选取与模型建立

本实验 fNIRS 通道配置为 10 个, 每个通道都包括 HbO、Hb 以及 tHb (HbO 与 Hb 信号的加和), 这三个血液动力学信号都能反映大脑的功能状态。假设从每个信号中提取 3 个特征进行建模, 总特征数将达到  $10 \times 3 \times 3 = 90$  个。为了获得更好的分类效果, 研究中应该挑选出对 MCT 任务敏感的通道进行建模。敏感通道的筛选综合考虑了两方面的因素: 一方面, 通过计算每个通道下三种信号 (HbO、Hb、tHb) 的分类正确率, 并累加以放大差异, 累加后的值可在一定程度上反应对应通道对警觉度任务的敏感度<sup>[13]</sup>; 另一方面, 可以根据每个通道下 HbO、Hb 以及 tHb 信号在 MCT 任务过程中幅值的变化情况进行筛选。

随后, 提取敏感通道的若干特征, 采用支持向量机 (SVM) 分类器建立警觉度高、中、低分类识别模型。本研究建立的识别模型使用的特征主要有均值、拟合斜率以及近似熵<sup>[12-13]</sup>。均值指的是 fNIRS 信号响应  $4 \sim 8$  s 数据的平均值; 拟合斜率指的是  $4 \sim 6$  s 信号线性拟合的斜率; 近似熵则是描述信号复杂度的一个指标。在本研究中, 所有样本中的  $5/6$  (300 个样本) 用来训练分类器,  $1/6$  (60 个样本) 用来测试, 训练样本和测试样本中高、中、低三个状态下的样本数量相等。

### 3.3 统计分析方法

本研究采用基于自主抽样法的配对  $t$  检验统计方法, 分析不同实验阶段下受试者的主观评分、目标反应时间以及目标反应正确率之间的差异。作为由 Efron<sup>[21]</sup> 开发的一种新的统计学分析方法, 自主抽样分析的实现不依赖于样本是否服从正态分布, 这也是该分析方法相比于传统配对检验和方差分析方法的的优势所在。具体来说, 自主抽样法通过对已有的源样本进行多次重采样 (通常迭代次数为 1000 次左右), 并以此来估计样本的分布。因此, 可以根据

所得的分布确定置信区间,以判断不同模式下的结果差异是否具有统计学意义。此外,当数据进行多次比较时,可以采用错误发现率(FDR)校正方式对结果进行校正。

## 4 实验结果

### 4.1 数据标注

本研究中数据处理的第一步需要先将采集到的fNIRS信号进行标注,作为SVM分类算法的先验条件。采集到的fNIRS信号的标注依据来源于两部分:受试者的主观量表评分和行为学数据(目标反应时间以及目标反应正确率)。

#### 4.1.1 主观量表结果

12名受试者KSS和SSS量表得分的平均值如图4所示,每名受试者都填写主观量表4次,填写时刻如前文2.2小节中实验流程所描述。为了对比量表得分的差异,采用基于自主抽样法的配对样本 $t$ 检验进行统计分析。由图4可以看出,随着MCT任务的持续,受试者的KSS和SSS量表得分都逐渐增大。 $t$ 检验的分析结果也表明相邻实验阶段的主观量表得分之间均存在着显著性差异。

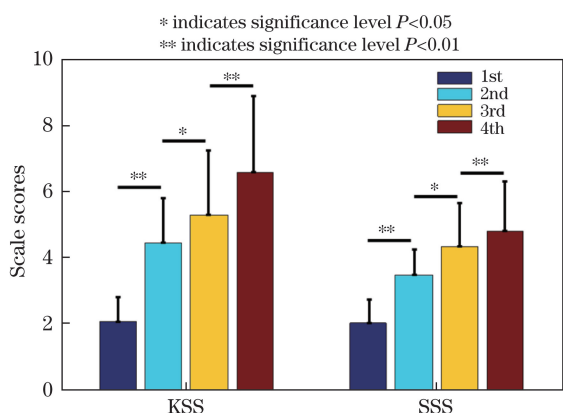


图4 KSS和SSS量表得分  
Fig. 4 Scores of KSS and SSS

#### 4.1.2 MCT目标反应时间与目标反应正确率

本研究统计了受试者对所有目标的反应时间以及目标反应正确率,所有受试者的平均结果如图5所示。在图5中,1st 30 min、2nd 30 min、3rd 30 min分别指实验前30 min、中间30 min、最后30 min这三个实验阶段所记录的数据。由图5可以看出,随着MCT任务的持续,受试者的目标反应时间逐渐增加,目标反应正确率逐渐下降。 $t$ 检验的分析结果也表明,相邻时间段内受试者们的行为学结果均存在着显著性差异。

综合主观量表与行为学数据的结果可以得出如

下结论:随着MCT任务的持续进行,受试者的警觉度不断下降。这一结论进一步论证了根据试验的三个阶段将采集到的fNIRS信号进行如下标注是合理的:前30 min信号对应高警觉度水平下的数据,中间30 min对应一般警觉度水平下的数据,最后30 min对应低警觉度水平下的数据。

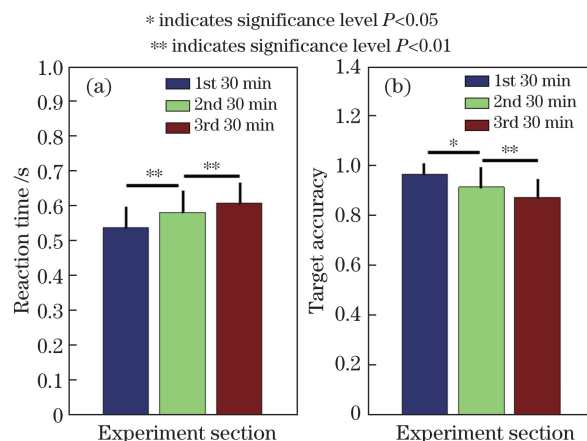


图5 (a)目标反应时间;(b)目标反应正确率

Fig. 5 (a) Target reaction time; (b) target reaction accuracy

### 4.2 敏感通道结果

MCT任务下10个通道的敏感度得分如表1所示。敏感度的计算方法见3.2小节,每个通道的具体位置如图1所示。表1的结果表明,这10个通道中对MCT任务最敏感的是第9通道。此外,敏感度得分最高的前5个通道中有4个在前额的右侧区域,分别是9、7、8、6通道,只有2通道在左侧前额区域。根据图6进一步观察每个通道HbO、Hb以及tHb信号随时间的变化情况可知,各通道信号的变化情况与表1的结果互为佐证。右脑的9、7、8、6通道中的血氧信号都随实验时间的持续呈现降低的趋势,左脑部分只有第2通道的信号随实验时间持续表现出降低的趋势,其他通道的血氧信号变化规律不明显。综合表1与图6可以得出,对MCT任务敏感的脑区主要有右脑的第9、7、8、6通道以及左脑的第2通道。本研究的结果也验证了右脑比左脑对警觉度变化更敏感这一结论。

表1 10个通道的任务敏感度得分

Table 1 Sensitivity scores of 10 channels

Channel	1	2	3	4	5
Score	1.72	2.12	1.98	1.83	1.92
Channel	6	7	8	9	10
Score	2.10	2.38	2.16	2.60	1.97

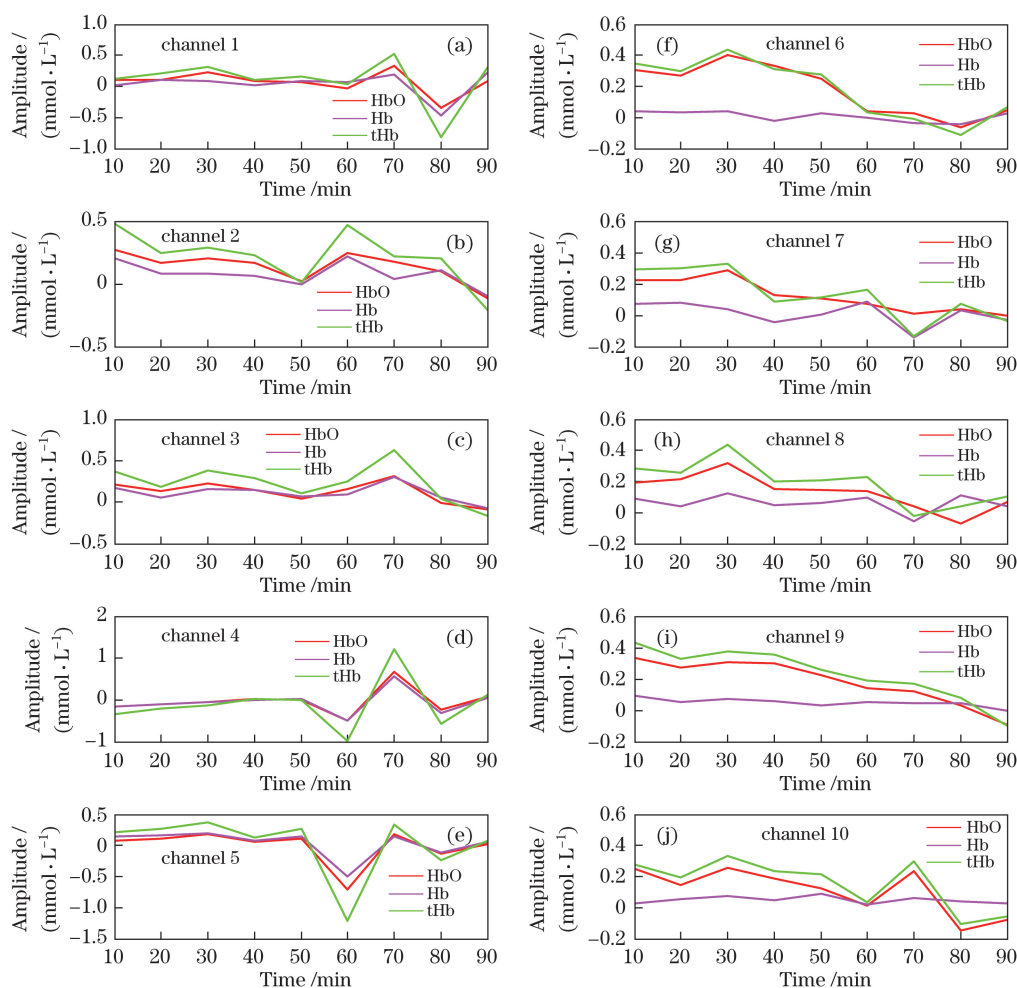


图 6 各通道 fNIRS 信号变化情况。(a)~(e)左脑通道;(f)~(j)右脑通道

Fig. 6 The change tendency of fNIRS signal of each channel. (a)-(e) Channels in left brain; (f)-(j) channels in right brain

### 4.3 分类正确率

将 fNIRS 信号按 4.1 小节所述标注后,选取对 MCT 任务敏感的 5 个通道,并提取每个通道信号的均值、拟合斜率以及近似熵这三个特征,采用 SVM 算法建立三类别识别模型,结果如表 2 所示。12 名受试者的三分类平均正确率达到了 76.9%,其中 7 人在 70% 以上,2 人在 90% 以上。

### 4.4 fNIRS 响应对比

图 7 显示的是三个实验阶段下目标刺激 fNIRS 的事件相关响应。图 7 中 1st 30 min、2nd 30 min、3rd 30 min 分别对应实验前 30 min、中间 30 min 与后 30 min。图 7(a)显示的是 12 名受试者目标刺激响应第 9 通道的平均信号,图 7(b)对三个不同实验阶段下的目标刺激响应进行了对比。图 7(a)表明随着 MCT 实验的持续,Hb、HbO 以及 tHb 响应的幅度都呈现降低的趋势。*t* 检验也证实了这个结论,如图 7(b)所示,除了第一阶段与第二阶段的 Hb

信号,其他实验阶段的 Hb、HbO 以及 tHb 响应都表现出了显著性差异。

表 2 受试者警觉度的三分类正确率

Table 2 Three-level-classification accuracy of participant vigilance

Subject	Accuracy / %
S1	65.0
S2	61.7
S3	65.0
S4	88.3
S5	98.3
S6	83.3
S7	66.7
S8	78.3
S9	90.0
S10	78.3
S11	81.7
S12	66.7
Mean	76.9

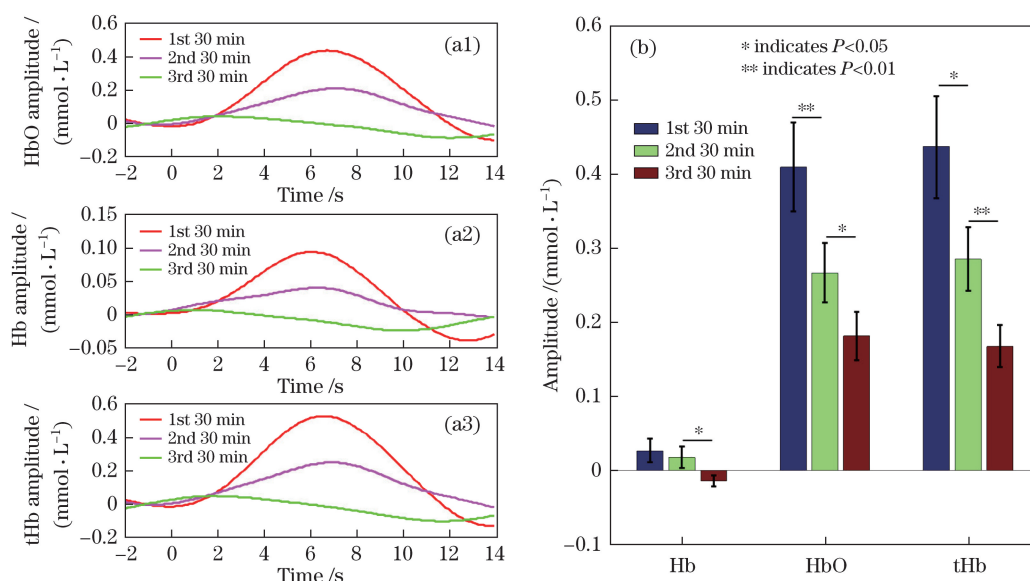


图7 不同实验阶段目标刺激 fNIRS 响应对比。(a)目标刺激 fNIRS 响应;(b)目标刺激 fNIRS 响应对比

Fig. 7 The comparison of fNIRS target response in different sections. (a) fNIRS target response; (b) comparison of fNIRS target response

## 5 分析与讨论

警觉度检测在交通、飞行调度、载人航天等多个领域都具有重大的研究意义。本研究通过设计MCT任务,结合行为学数据研究了fNIRS技术用于警觉度检测的可行性,并探索了警觉度诱发下降过程中前额部分大脑区的响应规律。

本研究要解决的第一个问题是设计能诱发受试者警觉度下降的任务。KSS和SSS主观量表评分以及受试者的行为学数据(目标反应时间和目标反应正确率)表明本研究设计的MCT任务是科学有效的。在实验过程中,受试者的警觉度可以根据主观量表和行为学数据分为高、中、低三种状态,这三种状态在SVM三分类模型下的正确率达到了76.9%,进一步论证了实验设计的MCT任务用以诱发警觉度下降的有效性。

本研究表明警觉度敏感通道主要在右脑区域,该结论与前人的研究成果一致<sup>[18-20]</sup>。此外,本研究进一步指出了对警觉度最敏感的前5个通道分别是右脑的第9、7、8、6通道和左脑的第2通道。从神经生理学的角度来看,产生这一结果的原因可能是负责持久注意力调节的位置在右侧脑区,位置靠近第9通道附近。在任务执行过程中,大脑血氧含量随实验的持续而不断降低,这表明受试者在执行MCT任务过程中,大脑活跃度逐渐降低,意识逐渐模糊。这一结果与KSS、SSS量表得分的结果互为佐证。

## 6 结 论

本研究的主要结论如下:1)高、中、低警觉度的三分类正确率达到了76.9%,证实了fNIRS技术用于警觉度检测的可行性;2)对警觉度变化最敏感的脑区位于右侧前额的第9通道,这为警觉度的实时监测实现提供了有力的生理学支撑。当然本研究还存在一定不足,未来可以在以下两方面深入研究:1)仅对警觉度进行了三分类识别,而警觉度的变化应该是连续的,后续研究尝试采用回归分析构建警觉度连续预测模型;2)空间分辨率不足,给出的脑区位置不够精确,未来可以采用通道配置更精细的fNIRS设备,以提高警觉度变化敏感脑区的空间分辨率。

### 参 考 文 献

- [1] Warm J S, Parasuraman R, Matthews G. Vigilance requires hard mental work and is stressful[J]. *Human Factors*, 2008, 50(3): 433-441.
- [2] Zhou P, Zhang Y, Li X X, *et al.* The research progress in brain vigilance detection[J]. *Journal of Biomedical Engineering*, 2012, 29(3): 574-578.  
周鹏, 张翼, 李向新, 等. 大脑警觉度检测的研究现状与进展[J]. *生物医学工程学杂志*, 2012, 29(3): 574-578.
- [3] Mackworth N H. The breakdown of vigilance during prolonged visual search[J]. *Quarterly Journal of Experimental Psychology*, 1948, 1(1): 6-21.

- [4] Axelsson J, Kecklund G, Akerstedt T, *et al.* Sleepiness and performance in response to repeated sleep restriction and subsequent recovery during semi-laboratory conditions[J]. *Chronobiology International*, 2008, 25(2): 297-308.
- [5] Horne J A, Burley C V. We know when we are sleepy: Subjective versus objective measurements of moderate sleepiness in healthy adults[J]. *Biological Psychology*, 2010, 83(3): 266-268.
- [6] Akerstedt T, Kecklund G, Knutsson A. Manifest sleepiness and the spectral content of the EEG during shift work[J]. *Sleep*, 1991, 14(3): 221-225.
- [7] Xue R T, Zhou P, Gao X, *et al.* Non-linear research of alertness levels under sleep deprivation[J]. *Journal of Biomedical Engineering*, 2014, 31(3): 506-510.  
薛然婷, 周鹏, 高翔, 等. 睡眠剥夺下警觉度变化的非线性研究[J]. *生物医学工程学杂志*, 2014, 31(3): 506-510.
- [8] Zhao Y L, Wang X M, Xue R T, *et al.* Brain vigilance analysis based on the measure of complexity[J]. *Journal of Biomedical Engineering*, 2015, 32(4): 725-729.  
赵云龙, 王学民, 薛然婷, 等. 基于复杂性度量的大脑警觉度分析[J]. *生物医学工程学杂志*, 2015, 32(4): 725-729.
- [9] Yu S S, Wang B, Wang Y J, *et al.* Feature extraction of vigilance level based on heart rate variability of electrocardiogram[C]//2011 4th International Conference on Biomedical Engineering and Informatics (BMEI). Shanghai, 2011: 12436577.
- [10] Zhao X H, Fang R X, Rong J, *et al.* Experimental study on comprehensive evaluation method of driving fatigue based on physiological signals[J]. *Journal of Beijing University of Technology*, 2011, 37(10): 1511-1516.
- [11] Fu B, Hu Y X, Liu R, *et al.* Near-infrared measurement with medium concentration sample as reference[J]. *Acta Optica Sinica*, 2016, 36(2): 0230003.  
傅博, 胡永翔, 刘蓉, 等. 基于中等浓度样品参考测量的近红外光谱检测方法[J]. *光学学报*, 2016, 36(2): 0230003.
- [12] Jiang J, Jiao X J, Pan J J, *et al.* Emotional state recognition based on functional near-infrared spectroscopy[J]. *Acta Optica Sinica*, 2016, 36(3): 0317002.  
姜劲, 焦学军, 潘津津, 等. 基于功能性近红外光谱技术识别情绪状态[J]. *光学学报*, 2016, 36(3): 0317002.
- [13] Pan J J, Jiao X J, Jiang J, *et al.* Mental workload assessment based on functional near-infrared spectroscopy[J]. *Acta Optica Sinica*, 2014, 34(11): 1130002.  
潘津津, 焦学军, 姜劲, 等. 利用功能性近红外光谱成像方法评估脑力负荷[J]. *光学学报*, 2014, 34(11): 1130002.
- [14] Pan J J, Jiao X J. New application, development and aerospace prospect of fNIR[J]. *Engineering*, 2013, 5(5): 47-52.
- [15] Durantin G, Dehais F, Delorme A. Characterization of mind wandering using fNIRS[J]. *Frontiers in Systems Neuroscience*, 2015, 9: 45.
- [16] Bogler C, Mehnert J, Steinbrink J, *et al.* Decoding vigilance with NIRS[J]. *PLoS One*, 2014, 9(7): e101729.
- [17] de Joux N, Russell P N, Helton W S. A functional near-infrared spectroscopy study of sustained attention to local and global target features[J]. *Brain and Cognition*, 2013, 81(3): 370-375.
- [18] Helton W S, Warm J S, Tripp L D, *et al.* Cerebral lateralization of vigilance: A function of task difficulty[J]. *Neuropsychologia*, 2010, 48(6): 1683-1688.
- [19] Stevenson H, Russell P N, Helton W S. Search asymmetry, sustained attention, and response inhibition[J]. *Brain and Cognition*, 2011, 77(2): 215-222.
- [20] Cui X, Bray S, Reiss A L. Functional near infrared spectroscopy (NIRS) signal improvement based on negative correlation between oxygenated and deoxygenated hemoglobin dynamics[J]. *NeuroImage*, 2010, 49(4): 3039-3046.
- [21] Efron B. Bootstrap methods: Another look at the jackknife[J]. *The Annals of Statistics*, 1979, 7(1): 1-26.