

# 码分光子计数型 fNIRS 系统及其在近视视觉功能测量中的应用

朱闻睿<sup>1</sup>, 王语珂<sup>1</sup>, 刘东远<sup>2\*</sup>, 高峰<sup>1</sup>

(1. 天津大学精密仪器与光电子工程学院, 天津 300072;

2. 天津大学人工智能学院, 天津 300072)

**摘要:**功能性近红外光谱(functional near-infrared spectroscopy, fNIRS)具有无创、便携和适用于自然场景检测等优势,但在实际测量中仍面临信号微弱、多通道高速同步采集难度大及通道间串扰等问题。为此,本文构建了码分光子计数型 fNIRS 系统,并设计了基于码分多址的并行测量方法,实现高灵敏、低串扰的多通道高速同步采集。基于该系统,本文结合稳态视觉诱发实验范式,对近视受试者在裸眼与光学矫正状态下的视觉皮层血流动力学响应进行测量,并从静息态功能连接、任务相关脑激活及任务诱发时空动态特征等方面进行分析。结果表明,该系统能够稳定采集视觉皮层多通道微弱血流动力学信号,并支持不同视觉状态下脑功能响应特征的多维度表征。

**关键词:**功能性近红外光谱;并行测量;视觉功能;动态特征

中图分类号: O434

文献标识码: A

## 引言

近视是最常见的屈光不正形式之一。随着现代用眼方式的改变,近视的患病率持续上升,已逐渐发展为一个重要的公共卫生问题<sup>[1-3]</sup>。流行病学研究表明,近视在东亚地区尤为高发,约 80% - 90% 的青少年受到其影响,并通常呈现出较快的进展趋势,其年进展速度可达约 1 屈光度(D),是成年人视力障碍的重要原因之一<sup>[4-9]</sup>。更重要的是,高度近视可能导致多种严重的眼部并发症,包括早发性白内障、青光眼、视网膜脱离、近视性脉络膜新生血管、中心凹劈裂、葡萄肿、黄斑萎缩甚至失明<sup>[9]</sup>。因此,深入理解近视发生与发展的生物学机制,对于阐明其病理过程并为有效防控提供理论依据具有重要意义。尽管围绕近视的发病机理已开展了大量研究,但其精确的生物学机制仍未完全阐明。现有研究普遍认为,近视的发生与眼轴异常延长密切相关。相应地,眼轴增长通常伴随巩膜结构改变、玻璃体腔延长以及细胞外基质代谢失衡等形态学变化,这些改变被认为是近视发生和进展的重要结构基础<sup>[9]</sup>。

在此基础上,传统研究逐渐形成了以眼球生长

调控为核心的认识框架。大量研究从视觉环境、遗传背景及个体用眼行为等方面探讨近视发生的影响因素,并提出视觉信号可通过反馈机制调节眼轴生长,使眼球发育趋于正视化状态。此外,视网膜信号传导以及多种神经递质和生长调节因子也被认为参与了这一调控过程<sup>[10]</sup>。现有研究主要从眼部结构变化及其局部生理调节机制出发解释近视的形成,为理解近视的发生发展提供了重要理论基础,但对于长期异常视觉状态可能涉及的更高层次神经功能变化仍关注不足。

近年来的研究表明,近视及其他因素导致的视觉散焦不仅会改变眼球的光学成像,而且能够影响视觉信息在中枢神经系统中的处理。神经影像学研究进一步显示,在这些散焦状态下,枕叶视觉相关脑区的功能活动呈显著改变。例如,基于脑电图(electroencephalography, EEG)、功能性磁共振成像(functional magnetic resonance imaging, fMRI)及功能性近红外光谱(functional near-infrared spectroscopy, fNIRS)的研究均提示,相较于清晰视觉状态,枕叶视觉相关脑区的神经活动水平和功能反应存在差异,而光学矫正后部分功能活动能够得到一定程度的恢复<sup>[11-13]</sup>。进一步的 fMRI 研究显示,高度近视在裸眼状态下可导致枕叶皮质白质连通性及脑功能连

收稿日期: 2026-03-30, 录用日期: 2026-05-15

Received date: 2026-03-30,

基金项目: 国家自然科学基金(62575205, 62205239)

Foundation items: Supported by the National Natural Science Foundation of China (62575205, 62205239)

\*通讯作者(Corresponding author): E-mail: liudongyuan@tju.edu

接水平的改变<sup>[14-15]</sup>,但光学矫正对这些功能指标的影响尚未得到充分评估。这些结果从不同角度表明,异常视觉输入不仅作用于眼球光学结构,也可能影响视觉皮层的功能状态。

尽管已有研究提供了异常视觉输入与视觉皮层功能关系的初步证据,但针对近视人群中枢功能的系统性研究仍较有限。现有工作多依赖脑磁图(magnetoencephalography, MEG)、EEG、fMRI 或 fNIRS 技术,普遍存在样本量有限、实验设计单一、主要关注静息态或局部激活、缺乏任务态脑动态分析等问题。此外,这些方法在空间或时间分辨率上存在局限,难以捕捉光刺激下快速且大范围的血流动力学变化,从而使近视与中枢功能之间的关系尚未被充分阐明。这些局限在很大程度上源于测量技术的特点。EEG 和 MEG 虽提供高时间分辨率,但空间定位能力有限,且对伪影敏感<sup>[16-17]</sup>;fMRI 提供高空间分辨率,但实验环境封闭、噪声大、对头动敏感,不利于自然任务实验<sup>[18]</sup>;而 PET/SPECT 需要放射性示踪剂,时间分辨率低,也不适合研究动态视觉加工<sup>[19]</sup>;相比之下,fNIRS 技术在生态化实验中具有优势,便携、对头动不敏感,可在自然注视及轻度运动条件下稳定测量浅表皮层活动<sup>[16]</sup>,因此在视觉功能研究中得到广泛应用。

然而,现有 fNIRS 技术在视觉皮层测量中仍存在提升空间。枕叶血液动力学信号在近红外波段容易受到颅骨厚度及组织散射的影响而减弱,而快速周期性视觉刺激实验又对时间分辨率和多通道同步采集提出了更高的要求。对于多通道并行测量,现有 fNIRS 系统主要依赖时分复用(Time Division Multiplexing, TDM)和频分复用(Frequency Division Multiplexing, FDM)两类原理实现,其性能特点如表 1 所示:TDM 虽可避免通道间串扰,但难以实现真正的多通道同步采集,时间分辨率较低;FDM 能够实现并行测量,但随着通道数量增加,由于调制频率之间的倍频影响与频段限制等因素,通道间串扰会显著加剧,且时间分辨率也会受到调制频率的限制。

为满足技术需求,本文采用了本实验室自主研发的新型码分光子计数型 fNIRS 系统。该系统采用基于光电倍增管(photomultiplier tube, PMT)的光子计数型检测方案<sup>[20]</sup>,并引入基于码分多址(code division multiple access, CDMA)的并行测量方法,结合重叠编码信息更新策略<sup>[21]</sup>,实现了高灵敏度、低串

表 1 三种并行测量复用方法的性能比较

Table 1 Comparison of the performance of three multiplexing methods for parallel measurement

Multiplexing method	Inter-channel synchronization	Inter-channel crosstalk	Temporal resolution
TDM	Poor	None	Low ( $\leq 10$ Hz)
FDM	Moderate	Relatively high	Moderate ( $\leq 20$ Hz)
CDMA	Good	Low	High ( $\leq 200$ Hz)

The temporal resolutions listed in the table represent typical ranges for different parallel measurement multiplexing methods when the number of channels is relatively large. The temporal resolution for CDMA refers to the result obtained without using the overlapping coded-information update strategy<sup>[21]</sup>.

扰、高时间分辨率的多通道并行测量。基于此,系统可实现 30 通道下的 1 kHz 采样测量;考虑到本文主要针对血液动力学响应进行分析,实验中采样率设置为 50 Hz。

相较已有近视相关 fNIRS 研究采用的 TDM 或 FDM 系统开展 19~22 通道、10~11 Hz 采样测量<sup>[22-24]</sup>,并主要关注刺激诱发激活强度或功能连接等特征,本文系统在通道规模、采样率及并行测量性能方面提供了更有利的技术条件。具体而言,低串扰特性有助于降低多光源并行测量中的通道混叠误差,较高时间分辨率有助于提高任务诱发响应时间演化过程的刻画能力,而高灵敏度光子计数检测则有助于提高枕叶微弱血液动力学信号的可检出性,从而不仅能够支持激活强度和功能连接等常规特征的可靠提取,也为任务诱发时空动态特征的进一步表征提供了更可靠的测量基础。

基于上述系统与方法基础,本文结合稳态视觉诱发电位(steady-state visual evoked potentials, SS-VEP)实验范式,对近视人群在不同视觉状态下枕叶视觉皮层的功能响应进行研究。通过在静息态与任务态下对脑血流动力学响应进行动态测量与分析,刻画功能连接模式、任务相关脑激活强度及任务诱发枕叶活跃的时间演化和空间分布特征,以期对近视人群在不同视觉状态下视觉皮层功能响应的客观刻画及相关研究提供参考。

## 1 研究方法

### 1.1 码分光子计数型 fNIRS 系统

#### 1.1.1 系统架构

如图 1 所示,本研究所采用的码分光子计数型 fNIRS 系统由 16 组双波长(785 nm & 830 nm)激光

二极管 (laser diode, LD)、16 个光电倍增管 (photo-multiplier tube, PMT)、弹性帽、控制单元及采集单元构成。LD 与 PMT 分别通过光纤与其光源输出端与探测端耦合,并经弹性帽固定于头皮表面,实现稳定的光源发射与信号采集。控制单元与采集单元均采用主频 400 MHz 的微处理器。弹性帽提供多种尺寸选择,并采用快拆式结构设计,结合直径为 15 mm 的探头固定外壳,在保证光纤良好接触和佩戴稳定性的同时,为高密度阵列排布提供了结构基础,从而减少运动干扰并提升信号采集的可靠性。

系统中控制单元负责生成编码序列、调节光源输出强度并驱动激光光源,同时与上位机进行通信;采集单元接收 PMT 输出的光电子脉冲信号,实现光强数据的采集、解调与记录。此外,系统引入了自适应光强调节机制,在每次测量开始前自动调节光源输出功率,以保证各通道接收光强处于有效检测范围内。其中,785 nm 和 830 nm 光源的可设置功率范围分别为 1~5 mW 和 1~6 mW,均低于在当前光纤孔径下对应波长的皮肤照射安全上限 5.23 mW 和 6.43 mW<sup>[25]</sup>。所采用的 PMT 具备单光子计数能力,其在 800 nm 处的计数灵敏度可达  $3 \times 10^4 \text{ s}^{-1} \text{ pW}^{-1}$ ,能够实现 pW 级微弱近红外出射光信号的高灵敏检测。基于上述硬件架构,系统能够对微弱 fNIRS 信号实现高灵敏度大动态范围并行采集。

该系统采用码分多址 (code division multiple access, CDMA) 编码技术,实现多光源同步调制。与传统的时分复用和频分复用方法相比,CDMA 复用方案使用正交编码序列调制,通道间互相关计算为

0,有效降低了通道间的串扰,在接收端通过数字解调算法分离各通道信息,有效提升了测量的可靠性与实时性。这些正交编码序列由 Hadamard 矩阵生成,基于图 2(a)所示单极化编码策略,使其适用于 fNIRS 测量中非负光强信号的调制需求。在编解码过程中,如图 2(b)所示,对每个编码过程中光子进行分别累加运算,在保持单次采样中光子计数时间不变的条件下,将每次新采集的数据逐步替换原有接收序列中的对应数据,从而实现解调结果的循环更新,显著提高并行采样效率。基于该信息交叠更新策略,系统可实现按单码位更新,最快数据更新时间可达 1 ms,对应时间分辨率达 1 kHz;而鉴于本文主要关注血液动力学响应的时空变化,故实际仅采用完整编码周期输出方式,采样率设置为 50 Hz。

除上述编码与信息更新策略外,本系统还通过统一的光子计数窗口实现多通道采集的时间同步。在每个采集周期开始时,控制单元首先开启光源,并设置固定延迟以确保光源输出稳定;随后向采集单元发送触发信号,采集单元在检测到该信号后启动对探测器输出信号的脉冲计数。在预设的计数时间结束后,控制单元关闭光源并再次发送触发信号,采集单元据此结束本次光子计数,从而形成统一的计数窗口。通过这一兼顾 LD 升降曲线特性的窗口式光子计数策略,各通道的测量过程在统一时间框架内完成稳定输出光子数目的累加,为多通道采集的同步性和稳定性提供了有效保证。

### 1.1.2 系统性能验证

为验证系统多通道采集能力的可靠性,本研究

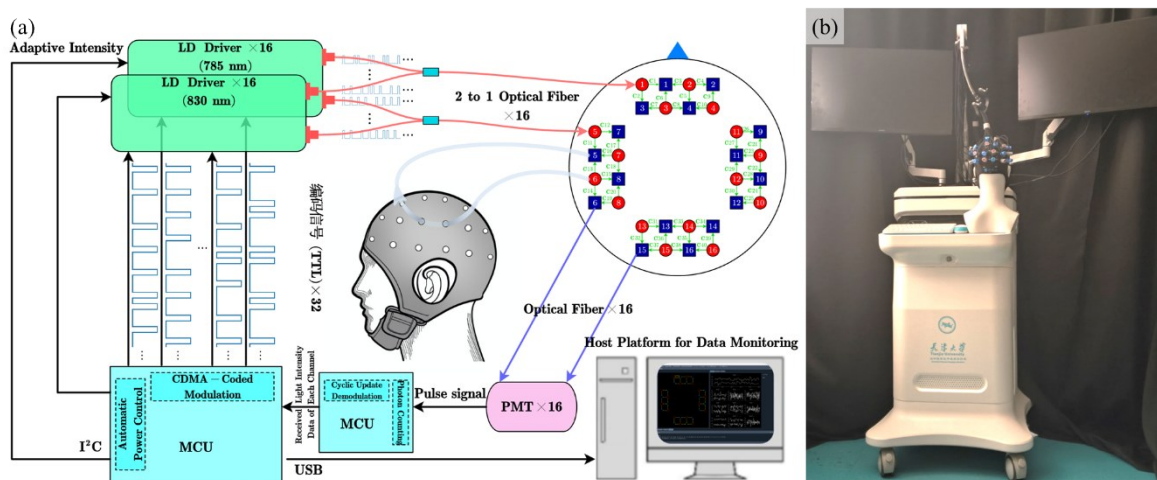


图 1 码分光子计数型 fNIRS 系统整体结构: (a) 系统原理示意图; (b) 系统实物图

Fig. 1 Overview of the code multiplexing photon-counting fNIRS system: (a) Schematic diagram; (b) Photograph of the system

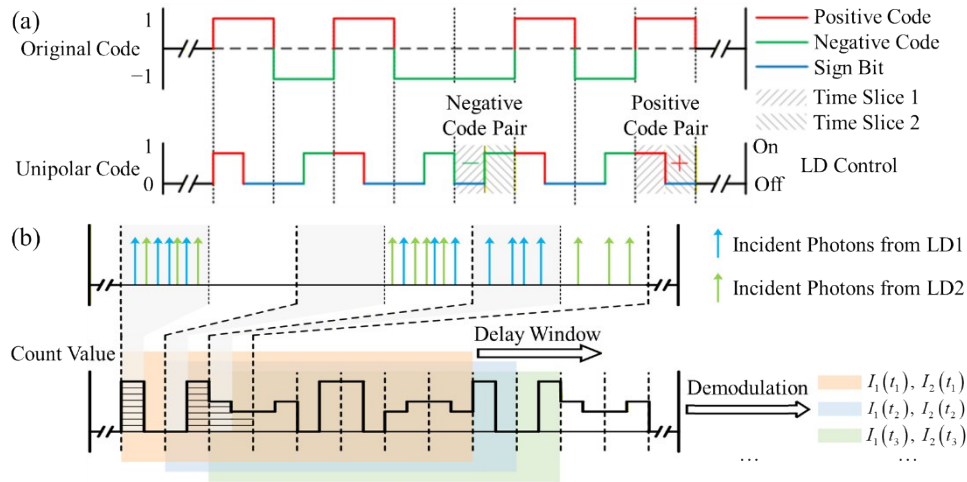


图2 CDMA编码及信息更新策略原理示意图:(a)CDMA编码单极化原理示意图;(b)重叠编码信息更新策略原理示意图

Fig. 2 Schematic illustration of CDMA coding and information update strategy: (a) Schematic of the CDMA single-polarization coding principle; (b) Schematic of the overlapping code update strategy

从时间同步性能、信号稳定性及通道间抗串扰能力三个方面对系统性能进行了评估。相关实验均在单层仿脑组织仿体( $\mu_a=0.0195 \text{ mm}^{-1}$ ,  $\mu_s=1.10 \text{ mm}^{-1}$ )上进行<sup>[26]</sup>,通过对各通道采集信号的统计分析,检验系统是否能够满足视觉任务实验的测量需求及后续数据处理要求。

首先,为评估系统的时间同步性能,对控制单元与采集单元之间的光子计数触发过程进行了时序测量。结果表明,采集单元开启脉冲计数的延迟低于  $1 \mu\text{s}$ 。系统采用2个采集单元,每个单元负责8个探测器输出信号,各通道按固定顺序依次启动采集,因此理论上的最大时间延迟不超过  $8 \mu\text{s}$ 。该时间尺度远小于系统的时间分辨率以及fNIRS信号典型的血液动力学反应时间尺度,因此能够满足多通道同步测量的需求。

其次,为评估系统在连续采集条件下的测量稳定性,在恒定光学条件下对单通道信号进行了长时间采集,测量结果同时反映了LD光源输出与PMT探测器测量的综合稳定性。结果显示,在100秒内两个波长的信号波动程度均小于1.75%,表明系统在连续测量过程中采集结果稳定。

最后,为评估系统的抗串扰能力,在恒定条件下同时开启多个光源,并由单个探测器对所有光源进行测量,每个光源对应一个通道。通道间串扰程度通过各通道的变异系数(coefficient of variation, CV,定义为总体标准差与均值的比值)进行量化。结果显示,在1至8个光源同时工作20s的条件下,各通道CV分别低于0.7%、1.3%、1.2%、1.4%、

2.5%、3.7%、2.9%、3.7%,表明系统具备良好的通道间抗串扰性能。

## 1.2 研究样本及实验设计

本研究招募19名男性青年近视志愿者,受试者基本信息如表2所示,包括年龄、性别及左右眼视力情况(以小数视力<sup>[27]</sup>表示),该实验通过天津大学伦理委员会的审批(No. TJUE2025226),所有受试者均签署知情同意书。

为考察视觉矫正对视觉皮层功能的影响,实验按照受试者测量时的视觉状态分为两组:近视裸眼组以及近视矫正组(矫正至正常视力标准<sup>[27]</sup>)。受试者枕叶脑血液动力学反应信号通过前述fNIRS系统进行测量,采样率为50 Hz。实验中使用10组双波长光源和10个探测器组成间距为25 mm的测量阵列,并以国际10-20标准导联系统的POZ点为基准进行阵列定位,形成覆盖枕叶视觉皮层区域的30个测量通道,如图3(a)所示。

本研究采用SSVEP范式作为任务态视觉刺激实验,刺激程序由心理物理实验库PsychoPy编制并呈现。实验中使用的刺激图样为径向棋盘格模式,

表2 受试者基本信息

Table 2 Participants information

Item	Value
Number of myopic participants	19
Age (years, mean $\pm$ SD)	25.5 $\pm$ 3.7
Uncorrected visual acuity of the left eye	< 0.5
Corrected visual acuity of the right eye	< 0.6

. Visual acuity is expressed as decimal visual acuity<sup>[27]</sup>.

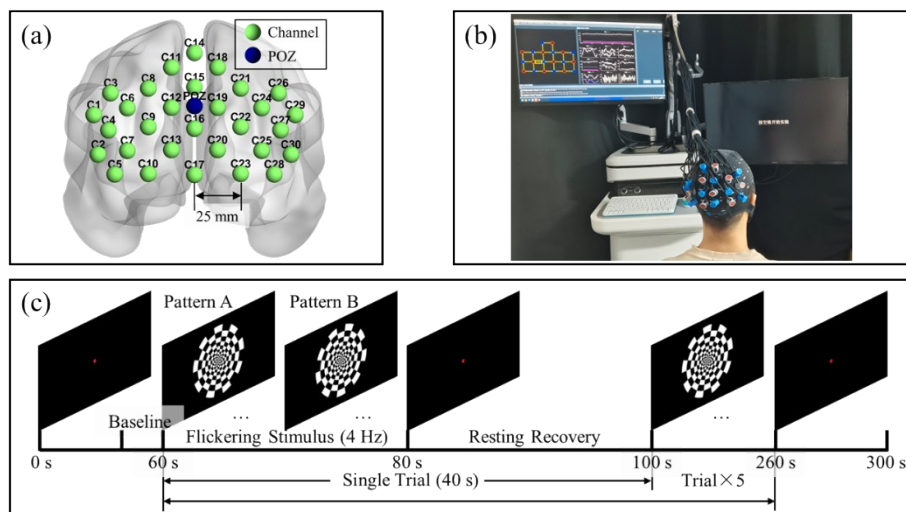


图3 实验设置:(a)通道阵列排布图;(b)测量现场图;(c)任务态SSVEP实验范式

Fig. 3 Experiment configuration: (a) Layout of the channel array; (b) Photograph of the measurement site; (c) Paradigm of the task-related SSVEP experiment

该模式相较于传统黑白全屏闪烁能够保持近似恒定的平均亮度,从而减轻视觉疲劳;与矩形棋盘格相比,径向布局能够补偿感受野随偏心率增大的效应<sup>[28]</sup>。实验过程中,受试者保持坐姿,双眼距显示屏约60 cm,并持续注视屏幕中央,如图3(b)所示。

实验包括静息态实验和任务态实验两部分。静息态实验持续5分钟,受试者保持放松,并一直注视中央红点标记。任务态实验范式如图3(c)所示,由5个“刺激—休息”试验循环组成,每个试验持续40 s,包括闪烁刺激阶段和静息恢复阶段。实验初期设有60 s的初始静息段,试验循环结束后设有结束静息段,总实验时长5分钟。

### 1.3 数据处理

系统直接采集的原始光强数据在很大程度上反映了光源与探测器之间的光学耦合情况。为识别由于探头佩戴不良、头发遮挡或受试者运动等因素导致的无效通道,本研究对光强数据进行了质量评估。评估指标包括整体贴底比例以及最长连续贴底段,其中贴底比例反映通道整体光强水平是否充足,而最长连续贴底段用于剔除存在短期持续低信号的通道,避免整体平均值掩盖局部严重异常。

此外,本研究还统计了光强数据的分布特征,并将分布的不对称性作为反映通道光学耦合不均衡的指标。这一指标通常与光强接近探测下限或局部信号异常相关。为量化这一分布不对称性,本研究计算光强数据的第10百分位数 $P_{10}$ 、第50百分位数(中位数) $P_{50}$ 及第90百分位数 $P_{90}$ ,并定义中位

数两侧分布范围为 $D_{low} = P_{50} - P_{10}$ ,  $D_{high} = P_{90} - P_{50}$ 。进一步计算不对称系数:

$$A = \frac{D_{high} - D_{low}}{D_{high} + D_{low}}. \quad (1)$$

当不对称系数 $A$ 显著增大时,表明数据分布下侧受限或偏斜,提示通道光学耦合不足。综合贴底指标与分布不对称性,对通道进行筛选,仅保留满足质量标准的通道进入后续分析。经对原始光强数据进行质量评估并剔除完全不可用的通道28后,对每位受试者的各通道数据质量评估情况进行了统计。在裸眼状态下,19位受试者各自通过质量控制的通道占其总通道数的比例平均为69.7%;在矫正状态下,该比例平均为70.4%,反映了各视觉状态下通道整体可用性的平均水平。进一步地,为开展同一受试者两种视觉状态间的配对比较,在同一实验类型(静息态或任务态)中,仅将两种状态下均通过质量控制的通道定义为共同可用通道。按此标准统计,两种状态下共同可用通道占总通道数的比例平均为61.3%。各实验类型与视觉状态下有效数据量不少于11人(约60%)的可用通道及共同可用通道数量见表3。结果表明,单一状态下有多于2/3通道的可用数据量大于11,两种状态共同可用条件下约有半数通道的可用数据量大于11,说明数据量总体能够支持后续统计分析。

筛选后的数据首先根据光强基线转换为光密度信号。实验初期设置的60秒初始静息段中,前40 s用于使受试者在正式实验开始前恢复至稳定状

表3 不同实验类型与视觉状态下有效数据量不少于11的可用通道及共同可用通道数量

Table 3 Number of available and commonly available channels with valid data from no fewer than 11 under different experimental types and visual conditions

Number of available channels	Uncorrected condition	Corrected condition	Common to both conditions
Resting state	23	20	15
Task state	21	23	16

态,随后选取第40-60 s的光强数据平均值作为光强基线。在后续分析中,对转换得到的光密度信号截去初始静息段,仅保留其后的静息或任务阶段数据用于特征提取。

光密度信号随后进行线性去趋势处理,以消除仪器漂移及缓慢生理变化引起的低频趋势。之后采用基于时间导数分布修复方法(temporal derivative distribution repair, TDDR)的运动伪迹校正<sup>[29]</sup>,该方法通过对信号的导数分布进行鲁棒估计,有效抑制由头部运动引起的瞬时异常变化,从而提高信号稳定性。

经运动伪迹校正后的光密度信号通过修正的比尔-朗伯定律(modified Beer-Lambert law, MBLL)转换为氧合血红蛋白(oxy-hemoglobin, HbO)、还原血红蛋白(deoxy-hemoglobin, HbR)和总血红蛋白(total-hemoglobin, HbT)的浓度变化信息<sup>[30]</sup>,统称为血氧浓度变化信号,简称血氧信号。随后,对血氧信号施加0.01-0.2 Hz的三阶IIR带通滤波<sup>[31]</sup>,以进一步去除低频漂移和生理噪声,从而提取有效生理信息,获得稳定可靠的血氧信号,为后续特征提取提供了坚实的数据基础。

#### 1.4 特征提取与统计分析方法

为降低通道缺失及状态间通道不一致对统计结果的影响,单一视觉状态下的特征提取与统计分析均基于该状态下通过质量控制的可用通道进行;涉及裸眼与矫正两种视觉状态比较时,对于同一实验类型,仅保留同一受试者两种状态下均通过质量控制的共同可用通道,并据此开展配对 $t$ 统计分析。考虑到多通道统计分析中存在多重比较所致的假阳性风险,本文首先对各项检验所得 $p$ 值采用错误发现率(false discovery rate, FDR)方法对各项检验所得 $p$ 值进行校正。此外,考虑到显著性检验所得 $p$ 值主要反映样本数据与零假设之间的一致程度,难

以直接表征差异的实际幅度<sup>[32]</sup>,因此本文进一步引入Cohen's  $d$ 效应量指标,对不同特征的差异大小进行补充评估。其中,效应量绝对值大于0.8定义为高效应<sup>[33]</sup>。

静息态枕叶皮层功能耦合通过计算各可用通道间皮尔逊相关系数,并进行Fisher  $Z$ 变换获得<sup>[34]</sup>,以生成个体功能连接矩阵,并进一步计算组内可用通路的平均连接矩阵以表征群体特征。对各通道功能连接 $Z$ 值进行单样本 $t$ 检验识别显著连接通路;在裸眼与矫正状态比较时,仅对由共同可用通道构成的连接通路进行配对样本 $t$ 检验,统计显著差异通路数量及其分布,从而评估视觉输入质量变化对近视人群静息态脑功能连接模式的影响。

任务相关脑激活强度通过广义线性模型(general linear model, GLM)计算各可用通道 $\beta$ 值以量化血氧信号的激活水平。对个体通道 $\beta$ 值进行单样本 $t$ 检验以识别显著激活通道;在裸眼与矫正状态比较时,仅对共同可用通道的 $\beta$ 值进行配对样本 $t$ 检验,统计显著差异通道及其激活强度分布,从而评估视觉输入质量变化对近视人群任务相关脑激活特征的影响。

每次试验以刺激阶段前20 s的静息阶段光强均值作为基线,重新计算血氧浓度变化信号,生成独立的枕叶活跃时间序列。各通道信号通过滑动时间窗计算均方根值(root mean square, RMS)以量化瞬时活跃水平,并在每个时间窗内于当前状态下的可用通道中选取RMS峰值最大的通道构建局部峰值活跃强度序列,同时对当前状态下所有可用通道取平均得到整体活跃强度序列。最活跃通道位置用于表征局部峰值活跃的空间分布,整体活跃强度重心用于表征枕叶活跃的整体空间分布,从而刻画任务诱发枕叶活跃的时间演化及空间特征。

从活跃强度序列中提取峰值时刻和半峰衰减时间两项指标,其中峰值时刻反映达到最大活跃所需时间,半峰衰减时间描述活跃从峰值下降至一半的时间。各试验指标在被试层面汇总形成统计矩阵,并计算均值与标准差以评估单次试验、个体及群体层面的活跃水平与变异特征,同时剔除少量异常峰值以提高结果稳健性。对裸眼与矫正状态下各指标的比较,均基于共同可用通道提取结果后采用配对样本 $t$ 检验,从而评估视觉输入质量变化对整体及局部枕叶活跃模式的调控效应。

## 2 结果

### 2.1 静息态脑连接模式

图4展示了近视受试者在裸眼与矫正状态下三种血氧信号的静息态脑功能连接模式。其中,上三角显示各组的平均功能连接矩阵,空白区域表示剔除的无效通路;下三角显示各组功能连接矩阵经单样本  $t$  检验后,先采用FDR校正,再对校正后仍具有统计显著性的连接通路进一步进行效应量筛选 ( $|d| \geq 0.8$ ),其数量统计列于表4。显著连接按照三级等级划分(Level 1 ~ Level 3),对应显著性水平范围为  $\alpha_2 < p < \alpha_1$ 、 $\alpha_3 < p < \alpha_2$  和  $p < \alpha_3$  ( $\alpha_1 = 0.05$ 、 $\alpha_2 = 0.01$  和  $\alpha_3 = 0.001$ ),符号“+/-”表示正向或负向连接。结果显示,HbT信号的平均功能连接矩阵中大部分通路在裸眼状态下的连接强度高于矫正状态,但在高效应量的显著差异通路中,裸眼状态下正向和负向连接通路数量接近;HbR信号的平均功能连接矩阵中大部分通路在两种状态下差异微小,在高效应量的

通路均为正向连接;HbO和HbR信号的平均功能连接矩阵中,大部分通路的正负向连接强度在两种状态下均接近零,正负通路数量相近,在高效应量的显著连接通路中,均为正向连接。

进一步采用配对样本  $t$  检验比较两种状态下的静息态脑功能连接差异,结果如图5所示。其中,上三角显示  $t$  统计量矩阵,空白区域表示剔除的无效通路;下三角显示经配对样本  $t$  检验后进一步满足效应量筛选条件的显著差异通路,其筛选原则及显著等级划分方法同上,其数量统计列于表5。结果显示,HbO信号的平均功能连接矩阵中大部分通路在裸眼状态下的连接强度高于矫正状态,但在高效应量的显著差异通路中,裸眼状态下正向和负向连接通路数量接近;HbR信号的平均功能连接矩阵中大部分通路在两种状态下差异微小,在高效应量的

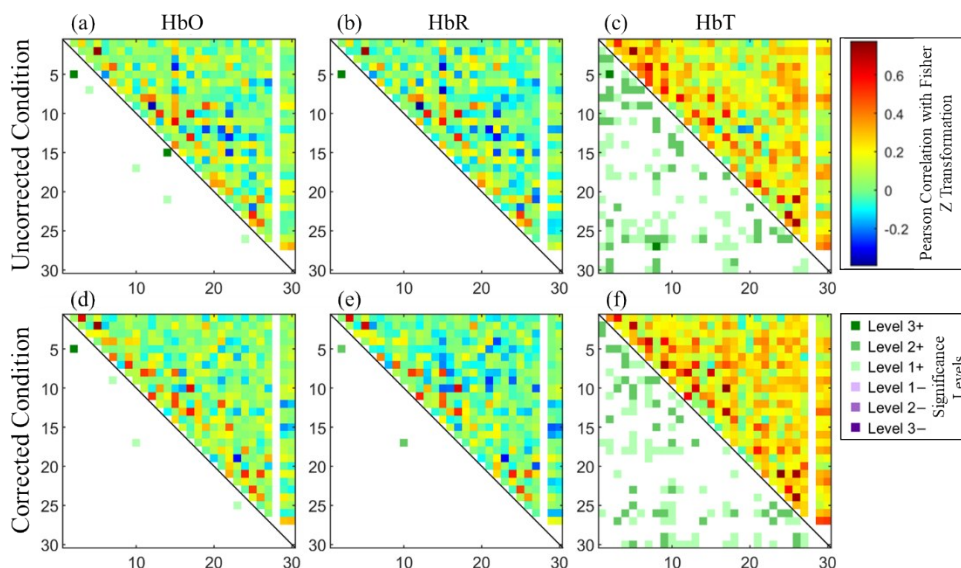


图4 近视受试者在两种状态下的静息态脑功能连接矩阵(上三角显示各组的平均连接,下三角显示不同显著等级的显著连接分布,定义详见正文):(a)~(c)裸眼状态下HbO、HbR、HbT信号的连接矩阵;(d)~(e)矫正状态下HbO、HbR、HbT信号的连接矩阵

Fig. 4 Resting-state functional connectivity in myopic subjects under two conditions (Upper triangle shows group-average connectivity, lower triangle shows significant connections at different significance levels; definitions provided in the main text): (a)~(c) Connectivity matrices for HbO, HbR, and HbT signals under the uncorrected condition; (d)~(f) Connectivity matrices for HbO, HbR, and HbT signals under the corrected condition

表4 近视受试者在两种状态下静息态脑功能连接中不同显著等级的显著连接数量统计

Table 4 Number of significant connections at different significance levels in resting-state functional connectivity in myopic subjects under two conditions (with no significant negative connections)

Hemodynamic parameter	Uncorrected condition	Corrected condition
HbO	(L1 = 4, L2 = 0, L3 = 2)	(L1 = 3, L2 = 0, L3 = 1)
HbR	(L1 = 0, L2 = 0, L3 = 1)	(L1 = 0, L2 = 2, L3 = 0)
HbT	(L1 = 69, L2 = 44, L3 = 2)	(L1 = 68, L2 = 38, L3 = 0)

Level 1 ~ Level 3 are abbreviated as L1 ~ L3

显著连接差异通路中,正向和负向连接通路数量接近;HbT信号的平均功能连接矩阵中大部分通路在两种状态下差异微小,但在高效应量的显著连接差异通路中,负向连接通路数量多于正向连接通路。需要说明的是,对上述检验结果进一步进行FDR多重比较校正后,相关差异通路的统计显著性消失。

## 2.2 任务相关脑激活特征

图6展示了近视受试者在裸眼与矫正状态下三种血氧信号的任务相关脑激活强度。各通道激活强度以基于GLM的 $\beta$ 值表征,图中显示各组的平均激活强度分布。通过单样本 $t$ 检验识别显著激活通道,但由于整体激活效应较弱,仅部分通道表现出边缘性显著,因此显著性水平设为 $p < 0.1$ ,并在图中以编号标注。结果显示,在有效数据量不少于11名受试者的通道中,裸眼状态下HbR信号在通道4和17上呈现出激活趋势,其中通道4的平均激活强度为 $-1.17$ , $t$ 统计量为 $-2.20$ , $p$ 值为 $0.052$ ;矫正状态下,HbO和HbR信号在通道30上呈现出激活趋势,其中HbO信号中通道30的平均激活强度为 $-0.655$ ,而HbT信号在通道17上呈现出激活趋势,平均激活强度为 $0.56$ 。需要说明的是,对上述检验结果进一步进行校正与效应量评估后,相关通道的

统计显著性均消失,因此本结果主要用于趋势性分析。

进一步采用配对样本 $t$ 检验比较两种状态下的任务相关脑激活差异,结果如图7所示。由于不同视觉状态间的激活差异幅度有限,仅部分通道表现出边缘显著性,故同样将显著性水平设为 $p < 0.1$ ,并在图中以编号标注。结果显示,在有效数据量不少于11名受试者的通道中,裸眼状态下HbR信号在通道26上激活强度有强于矫正状态的趋势( $t = 1.90$ ,  $p = 0.075$ ),HbT信号在通道17上激活强度有强于矫正状态的趋势( $t = 2.20$ ,  $p = 0.092$ )。需要说明的是,本部分结果同样仅保留趋势性描述。

## 2.3 任务诱发枕叶活跃的时空动态特征

图8以某一受试者为例,展示了近视受试者在裸眼和矫正状态下,HbO信号的任务诱发枕叶活跃的时间演化及空间分布特征,其中各通道活跃强度以RMS表征。子图汇总了同一状态下不同时间点的活跃空间分布,左上角标注对应时间,黑色框表示闪烁刺激期(0-20s),绿色框表示静息恢复期(20-25s)。需要说明的是,图中空间分布采用光学拓扑成像(Optical Topography, OT)表征,为基于各通道测量值及其空间位置关系得到的插值显示

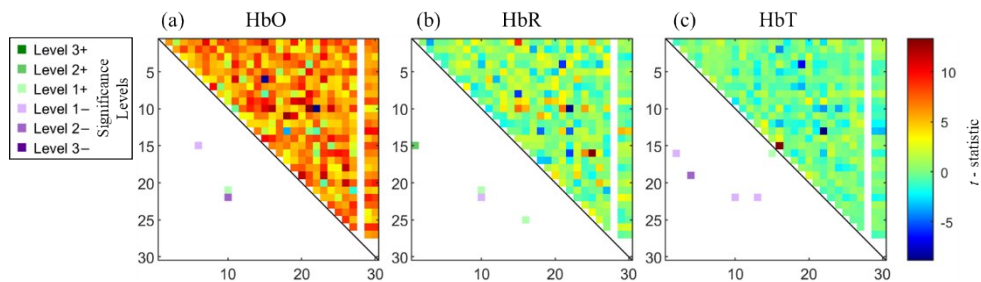


图5 近视受试者在两种状态下静息态脑功能连接差异的 $t$ 统计量矩阵(上三角显示 $t$ 统计量,下三角显示不同显著等级的显著差异通路分布,定义见正文):(a)HbO信号的功能连接差异;(b)HbR信号的功能连接差异;(c)HbT信号的功能连接差异

Fig. 5 Paired  $t$ -statistic matrices of resting-state brain functional connectivity differences between two conditions in myopic subjects (Upper triangle shows  $t$  statistics, lower triangle shows significantly different connections at different significance levels; definitions provided in the main text): (a) Connectivity differences for HbO signal; (b) Connectivity differences for HbR signal; (c) Connectivity differences for HbT signal

表5 近视受试者在两种状态下静息态脑功能连接的显著差异通路数量统计

Table 5 Number of significantly different functional connectivity pathways in resting-state brain networks between two conditions in myopic subjects

Hemodynamic parameter	Positive difference	Negative difference
HbO	(L1 = 1, L2 = 0, L3 = 0)	(L1 = 1, L2 = 1, L3 = 0)
HbR	(L1 = 2, L2 = 1, L3 = 0)	(L1 = 1, L2 = 0, L3 = 0)
HbT	(L1 = 1, L2 = 0, L3 = 0)	(L1 = 3, L2 = 1, L3 = 0)

Level 1 ~ Level 3 are abbreviated as L1 ~ L3

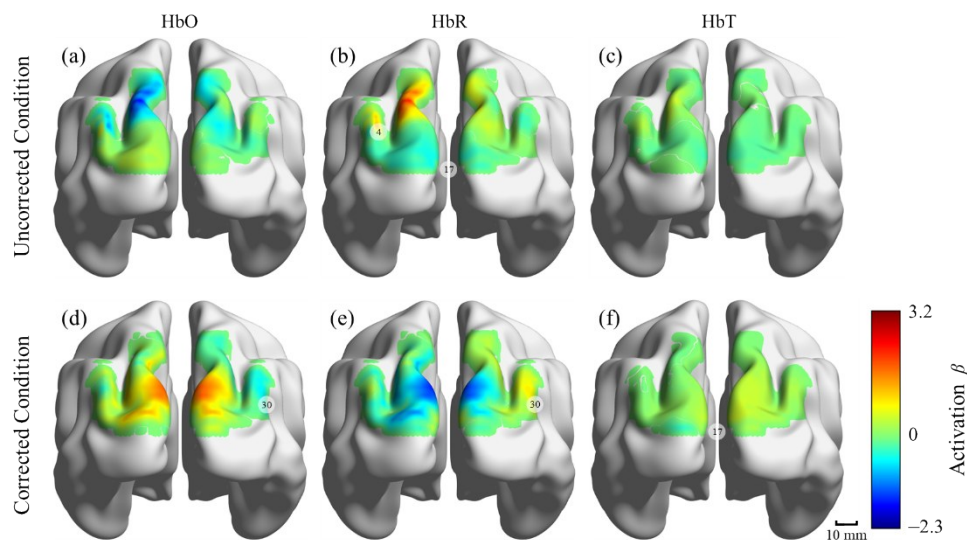


图6 近视受试者在两种状态下的平均任务相关脑激活强度分布(数字表示边缘显著激活通道编号):(a)~(c)裸眼状态下HbO、HbR、HbT信号的激活强度分布;(d)~(e)矫正状态下HbO、HbR、HbT信号的激活强度分布

Fig. 6 Distribution of group-averaged task-evoked brain activation in myopic subjects under two conditions (Numbers indicate channels with marginally significant activation): (a)~(c) Distribution of activation for HbO, HbR, and HbT signals under the uncorrected condition; (d)~(f) Distribution of activation for HbO, HbR, and HbT signals under the corrected condition

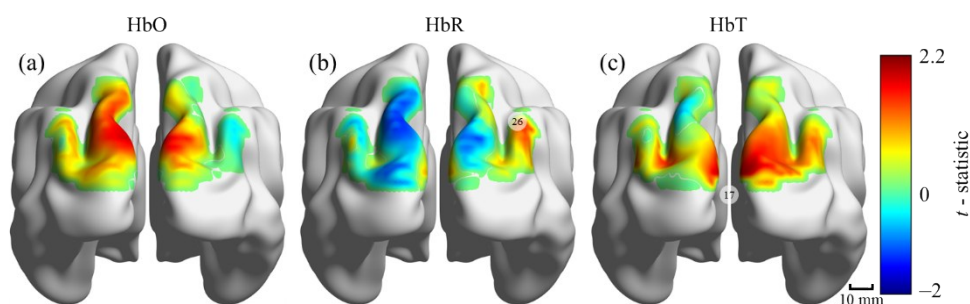


图7 近视受试者在两种状态下任务相关脑激活强度差异的 $t$ 统计量分布(数字表示边缘显著差异通道编号):(a)HbO信号的 $t$ 统计量分布;(b)HbR信号的 $t$ 统计量分布;(c)HbT信号的 $t$ 统计量分布

Fig. 7 Distribution of  $t$ -statistics for task-evoked brain activation differences between two conditions in myopic subjects (Numbers indicate channels with marginally significant differences): (a)  $t$ -statistic distribution for HbO signal; (b)  $t$ -statistic distribution for HbR signal; (c)  $t$ -statistic distribution for HbT signal

结果。结果显示,枕叶活跃在单次试验中的空间分布总体保持相对稳定,而活跃强度随时间变化;不同视觉状态及个体间存在一定差异。

图9进一步展示了裸眼状态下任务诱发枕叶整体活跃及局部峰值活跃的时间演化特征。整体活跃的演化通过图9(a)中通道平均的归一化活跃强度序列表征,局部峰值活跃的演化则通过图9(b)中最活跃通道的归一化活跃强度序列表征,其中最活跃通道指活跃峰值最大的通道。图中曲线表示各组的平均序列,阴影表示 $\pm$ 样本标准差。结果显示,闪烁刺激开始后,枕叶活跃强度迅速上升,在短时间内达到峰值,随后逐渐下降,并在刺激结束时接

近基线,呈现典型的“上升—峰值—下降”时序模式。枕叶整体活跃强度的上升阶段在不同被试及重复试验间高度一致,而下降期则随时间逐渐表现出个体差异,表明任务诱发的枕叶整体活跃强度模式稳定,但恢复过程存在个体时间变异;相比之下,局部峰值活跃强度的时间演化在整个试验期间表现出更显著的个体差异。

为量化分析该活跃时序特征,我们计算了活跃强度序列的峰值时刻、半峰衰减时间及终点相对强度列于表6。结果显示,枕叶整体活跃序列的平均峰值时刻早于局部峰值,而半峰衰减时间反而更长。刺激结束时的整体活跃强度仍保持在相对峰

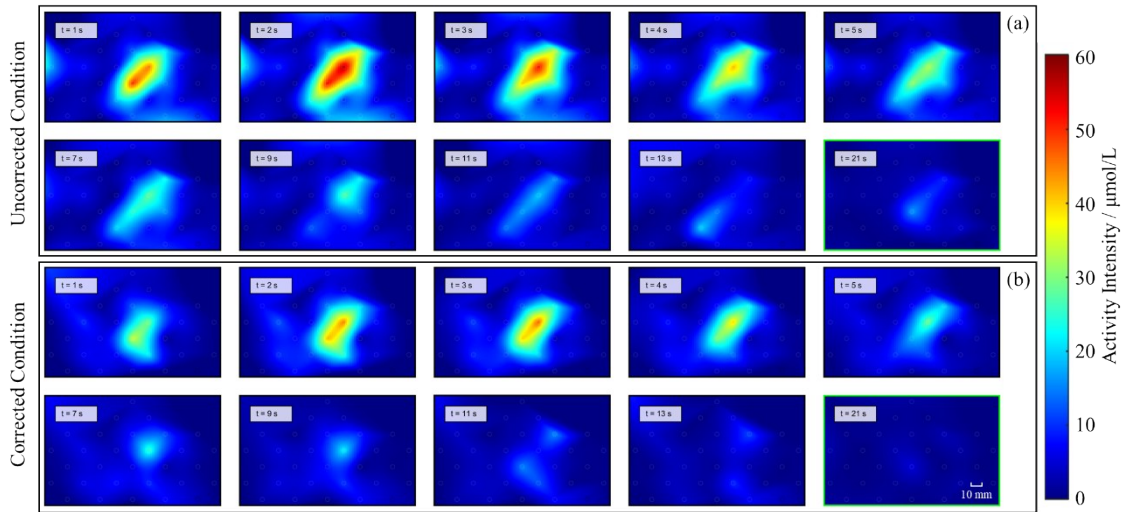


图8 某一近视受试者在两种状态下HbO信号的活跃强度时空分布(子图汇总同一条件下不同时间点的分布,左上角标注时间,黑色框表示闪烁刺激期,绿色框表示静息恢复期):(a)裸眼状态下的活跃强度分布;(b)矫正状态下的活跃强度分布

Fig. 8 Spatiotemporal distribution of activity intensity for HbO signal in a single myopic subject under two conditions (Each panel summarizes distributions at multiple time points within the same condition, and time is indicated at the top left; black boxes denote flicker stimulation periods, green boxes denote rest recovery periods): (a) Activity intensity distribution under the uncorrected condition; (b) Activity intensity distribution under the corrected condition

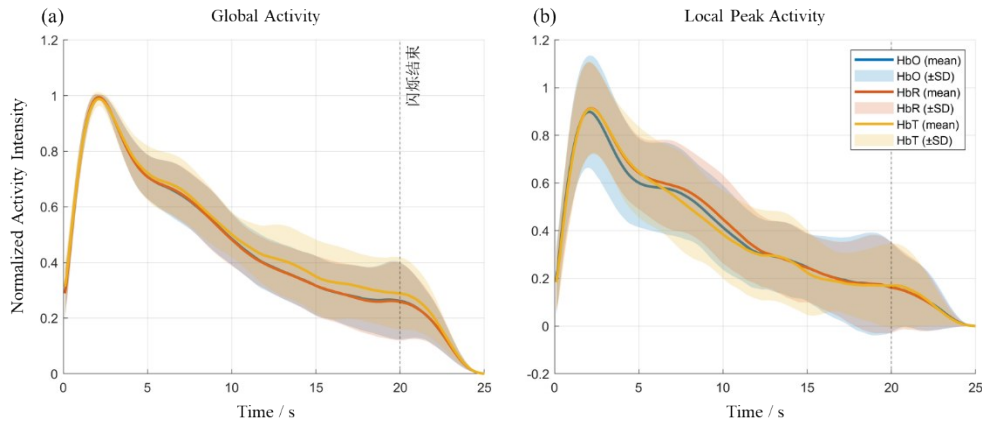


图9 近视受试者在裸眼状态下任务诱发枕叶归一化活跃强度的时间演化(曲线表示各组的平均序列,阴影表示 $\pm$ 样本标准差,刺激闪烁期0 - 20 s,静息恢复期20 - 25s):(a)HbO、HbR、HbT信号的整体活跃强度时间演化;(b)HbO、HbR、HbT信号的局部峰值活跃强度时间演化

Fig. 9 Temporal evolution of normalized occipital activity intensity during task in myopic subjects under the uncorrected condition (Curves represents group-averaged time series, and shaded areas indicate  $\pm$  standard deviation; flickering stimulus period 0 - 20 s, rest recovery period 20 - 25 s): (a) Temporal evolution of the overall activation for HbO, HbR, and HbT signals; (b) Temporal evolution of the local activation for HbO, HbR, and HbT signals

值的25%,而局部峰值仅为13%;结合其他受试者数据,该差异主要源于剩余通道活跃强度衰减较缓,从而使刺激结束时的整体平均强度高于局部峰值水平。

进一步采用配对样本 $t$ 检验比较两种状态下三种血氧信号的活跃强度序列的三类指标,以评估其活跃模式的差异。整体活跃强度序列各指标未表

现显著差异。局部峰值活跃强度序列各指标的 $t$ 检验结果列于表7。其结果显示,两种状态下局部峰值活跃强度序列的峰值时刻无显著差异,而裸眼状态下的半峰衰减时间和终点相对强度显著低于矫正状态。

图10展示了近视受试者在裸眼状态下任务诱发枕叶活跃强度重心的空间分布特征。图10(a)~

表 6 近视受试者在裸眼状态下枕叶整体活跃与局部峰值活跃强度序列的峰值时刻、半峰衰减时间和终点相对强度

Table 6 Peak time, half-decay time, and endpoint relative intensity of the occipital lobe global and local peak activity intensity time series in myopic subjects under the uncorrected condition

Activity type	Peak time		Half decay time		Endpoint relative intensity	
	Mean	STD. S	Mean	STD. S	Mean	STD. S
Global activity	2.3	1.9	7.4	2.0	0.24	0.10
Local peak activity	3.4	4.1	5.1	2.5	0.13	0.11

表 7 近视受试者在两种状态下活跃强度序列的三类指标(峰值时刻、半峰衰减时间、终点相对强度)差异(“\*”表示显著性等级 1, “\*\*”表示显著性等级 2)

Table 7 Differences in three metrics of the activity intensity time series (peak time, half-peak decay time, and endpoint relative intensity) between two conditions in myopic subjects (“\*” indicates a significance Level 2, “\*\*” indicates a significance Level 1)

Hemodynamic parameter	Peak time		Half decay time		Endpoint relative intensity	
	<i>t</i> -statistic	<i>p</i> -value	<i>t</i> -statistic	<i>p</i> -value	<i>t</i> -statistic	<i>p</i> -value
HbO	1.0383	0.301	-1.7349	0.086*	-1.8325	0.070*
HbR	0.8247	0.411	-1.1574	0.250	-2.2313	0.028**
HbT	0.5243	0.601	-1.5864	0.116	-1.7241	0.088*

(f)以某一受试者的单次试验为例,呈现左右枕叶活跃强度重心随时间的变化轨迹,其中绿色点标示时间起点(0 s),蓝色点标示时间终点(25 s),黄色点标示闪烁刺激期与静息恢复期的转换点(20 s),轨迹颜色表示当前的通道平均活跃强度。群体空间特征则通过图 10(g)呈现,以 1 s 为步长叠加绘制所有时间点的 HbO 信号活跃重心散点,散点灰度值表示当前平均活跃强度。结果显示,在单次试验中,活跃强度重心的空间变化幅度不超过 10 mm,表明枕叶活跃在单次试验中的空间分布总体稳定;群体空间特征显示,大多数近视受试者的活跃强度重心集中于枕叶上中部(对应 AAL 分区 49 - 52 区),表明枕叶活跃区域在群体中呈集中分布趋势。

图 11 展示了近视受试者在裸眼与矫正状态下任务诱发枕叶局部峰值活跃的空间分布特征。该特征通过将所有受试者在各次试验中最活跃通道的出现频率映射至其在枕叶的固定空间位置来形式表征,其中出现频率最高的前两个通道在满足有效数据量不少于 11 名受试者时,以数字和星号标注在图中。结果显示,最活跃通道在枕叶中上部略有集中,与活跃强度重心分布趋势基本一致,但最高出现频率仅约 10%,表明不同个体的最强活跃位置分布较为分散,未形成显著空间集中区域。此外,对比两种状态下最活跃通道的分布可见, HbO 和 HbR 信号的空间分布模式较为一致,表明状态改变未引起局部峰值活跃空间分布的明显迁移。

### 3 讨论

从静息态脑功能连接结果来看,枕叶区域整体以正向功能连接为主,其中 HbT 信号表现出明显的整体正向耦合特征,其平均功能连接矩阵中多数通路均为正向,且具有较高效应量的显著连接也全部表现为正向连接,提示视觉皮层在静息状态下具有较稳定的连接模式。进一步比较两种视觉状态可以发现,在部分血氧信号中,裸眼状态下的连接强度高于矫正状态;而在具体显著差异通路上,矫正状态下反而存在更多连接增强。这表明视觉状态变化可能同时影响整体连接强度及局部连接分布。

从任务相关激活结果来看,视觉闪烁刺激可在部分枕叶通道诱发枕叶视觉皮层的响应,但基于 GLM 的组水平激活整体较弱,仅少数通道呈现边缘显著趋势,且效应量整体较低,因此相关结果仅作趋势性解释。不同视觉状态下,边缘显著激活通道的分布存在一定差异,提示视觉状态变化可能影响局部通道响应特征。多数通道的 HbO 与 HbR 信号变化趋势符合任务态常见血氧变化规律。然而,个别通道在矫正条件下表现出异常响应,提示部分区域在任务态下的响应特征存在一定差异。进一步的状态间比较表明,裸眼状态下多数通道的 HbO 及 HbT 信号激活强度高于矫正状态,但这种差异主要表现为幅值较小、空间分布离散的局部效应,其统计证据仍有待在更大样本中进一步验证。

从时空动态结果来看,任务诱发期间的枕叶活

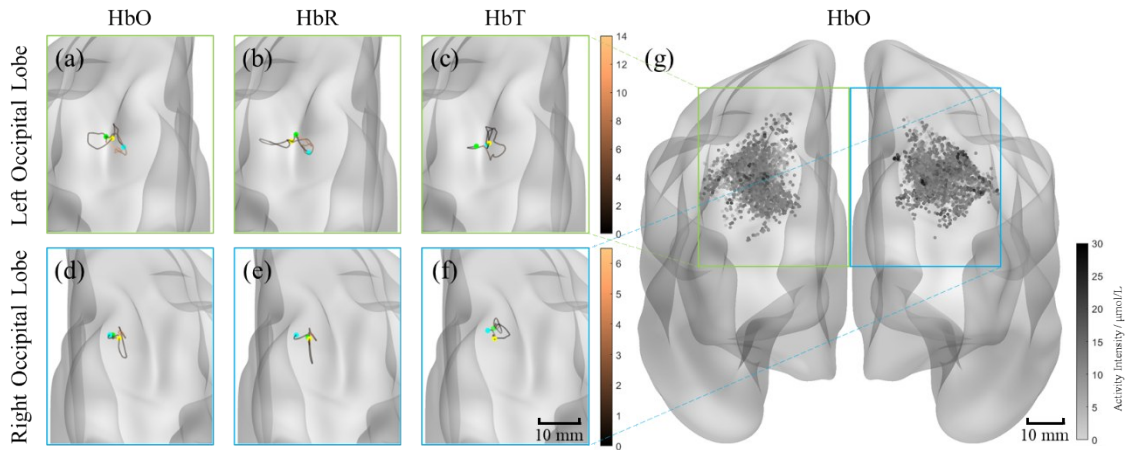


图 10 近视受试者在裸眼状态下左右枕叶活跃强度重心的空间分布(绿色点表示时间起点 0 s, 蓝色点表示时间终点 25 s, 黄色点表示刺激闪烁期及静息恢复期的转换点 20 s, 轨迹颜色表示当前通道平均活跃强度): (a)~(c) 某一受试者左枕叶 HbO、HbR、HbT 信号的活跃强度重心轨迹; (d)~(e) 某一受试者右枕叶 HbO、HbR、HbT 信号的活跃强度重心轨迹; (g) 所有受试者所有时间点的 HbO 信号活跃重心叠加散点(步长 1 s)

Fig. 10 Spatial distribution of the center of activity in the left and right occipital lobes of myopic subjects under the uncorrected condition (Green dots indicate the time onset at 0 s, blue dots indicate the time offset at 25 s, yellow dots indicate the transition between the flicker stimulation and rest recovery period at 20 s, and the trajectory color represents the current channel-averaged activity intensity): (a)~(c) Activity center trajectories of HbO, HbR, and HbT signals in the left occipital lobe of a single subject; (d)~(f) Activity center trajectories of HbO, HbR, and HbT signals in the right occipital lobe of a single subject; (g) Superimposed scatter of HbO signal activity centers across all subjects and all time points (1 s steps)

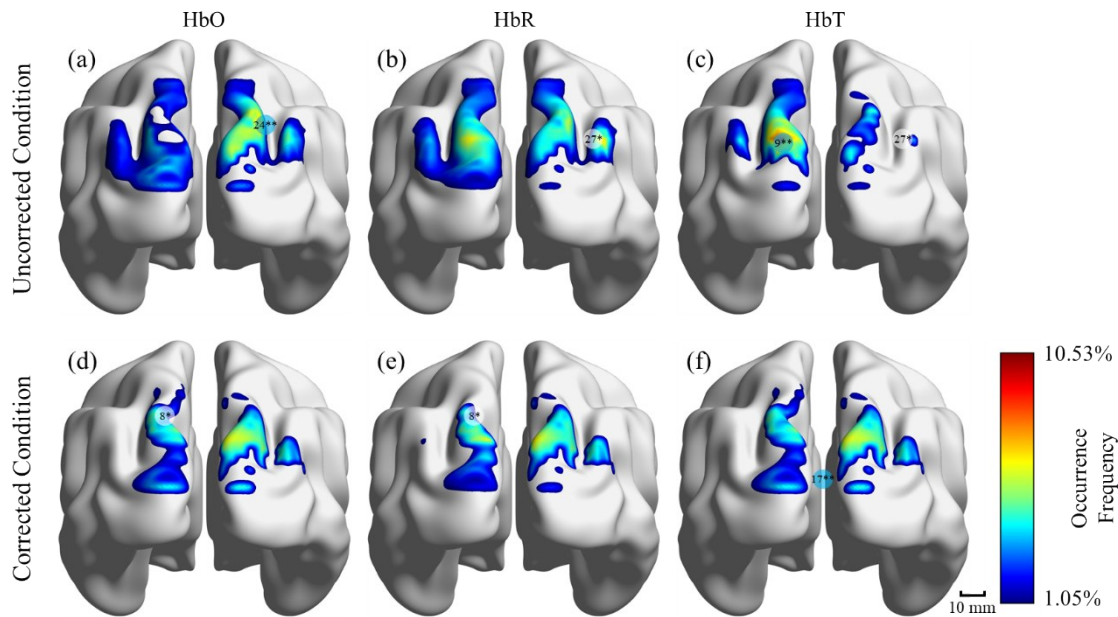


图 11 近视受试者在两种状态下最活跃通道的出现频率分布(数字表示通道编号, 白底“\*”表示所在通道出现频率为第二高 9.47%, 蓝底“\*\*\*”表示所在通道出现频率最高 10.53%): (a)~(c) 裸眼状态下最活跃通道的出现频率分布; (d)~(e) 矫正状态下最活跃通道的出现频率分布

Fig. 11 Frequency distribution of the most active channels in myopic subjects under two conditions (Numbers indicate channel IDs; “\*” with white background indicates the second highest frequency, 9.47%; “\*\*\*” with blue background indicates the highest frequency, 10.53%): (a)~(c) Frequency distribution of the most active channels under the uncorrected condition; (d)~(f) Frequency distribution under the corrected condition

跃区域始终主要集中于枕叶上中部,且活跃重心变化范围较小,说明不同视觉状态及不同时间阶段下,任务相关活跃的空间分布整体较为稳定。相较之下,时间维度上活跃强度呈现出较一致的“上升—峰值—下降”过程,符合神经血管耦合的动态响应特征。整体活跃在不同被试间表现出较高一致性,而恢复阶段逐渐出现个体差异,说明神经活跃过程较为稳定,而血流恢复过程更易受到个体因素影响。

进一步分析显示,整体活跃与局部峰值活跃在时间特征上存在系统性差异:整体活跃峰值出现更早且衰减更缓,而局部峰值活跃则表现出更高的时间延迟及更快的衰减。这表明不同空间尺度下提取的活跃指标在时间过程表征上存在差别。此外,相比矫正状态,在裸眼状态下局部峰值活跃的衰减时间延长、终点残留更高,说明该状态下局部响应在恢复阶段持续时间更长。

上述结果还表明,在当前样本条件下未在基于 GLM 的  $\beta$  值分析中表现出较强的组水平显著性,这可能与样本量较小、整体效应量偏低以及  $\beta$  值主要反映平均激活水平有关。此外,也可能与实验设计中刺激期设置较长有关。根据前述动态分析结果,部分通道的任务诱发活跃在刺激期后段已明显回落,并在刺激末期接近恢复至基线水平,此时若仍将整个刺激阶段统一纳入 GLM 建模,可能会在平均化过程中削弱前期较强的诱发响应差异。

相较之下,基于血氧信号直接计算的 RMS 对任务过程中活跃强度变化更为敏感,提示视觉输入质量变化对任务诱发响应的影响,可能并不主要体现为平均激活幅度的稳定改变,而更多表现为响应时间演化过程中的阶段性波动与恢复差异。这类动态特征在 GLM 的平均化处理中可能被部分弱化,从而导致相关差异不易在  $\beta$  值分析中充分显现。因此,当前结果在一定程度上提示,不同视觉状态下的神经调节差异可能更多体现在任务响应的动态变化层面,后续仍需结合更大样本及更适合时序特征刻画的分析方法作进一步验证。

需要指出的是,尽管整体活跃模式在空间上具有较好一致性,局部峰值活跃的空间分布却较为分散,表明不同个体最强响应位置并不完全一致。因此,局部峰值活跃更适用于表征个体特征,而在群体分析中稳定性相对有限。此外,尽管本文已通过通道质量控制及共同可用通道配对分析降低通道

缺失带来的影响,但不同受试者及不同状态下的通道保留情况仍存在一定差异,后续仍可进一步优化测量条件与探头固定方式,以提高通道保留率和跨状态一致性。

综合来看,视觉输入质量的变化并未改变任务相关活跃的基本空间分布形式,而主要表现为脑功能连接模式、局部响应强度及时间过程的变化。这表明在当前研究条件下,近视人群在两种视觉状态下枕叶视觉皮层的差异主要体现在功能响应特征的调节上,而非空间组织形式的明显改变。但应当指出,该结果主要建立在近视人群内部不同视觉状态的比较基础上,尚不能据此判断这些功能响应特征是否为近视相关的特异性表现。对此,后续仍需纳入正常视力对照组,以进一步判断相关特征是否具有近视特异性。

#### 4 结论与展望

本文围绕多通道功能性近红外光谱测量中同步性、串扰抑制与微弱光探测能力难以兼顾的问题,构建了一种码分光子计数型 fNIRS 系统,并完成了相应测量方法与实验流程的设计。该系统结合码分多址、光子计数探测及配套信号处理方法,具备多通道并行测量、高灵敏度、低串扰和较好时间同步性的特点;系统性能测试及在体实验结果表明,其能够实现枕叶区域血液动力学信号的稳定采集,并支持静息态功能连接、任务态激活及任务诱发动态过程等多维度分析,验证了该系统在脑功能测量中具备的更好的应用潜力。总体而言,本文提出并验证了码分光子计数型 fNIRS 的测量方法与系统实现路径,为高性能、多通道 fNIRS 系统的发展提供了新的技术方案。未来仍可围绕更高通道规模下的系统集成、复杂场景中的测量稳定性提升,以及与其他模态联合检测等方向进一步完善,从而推动该方法在脑功能研究和实际应用中的深入拓展。

#### References

- [1] Liang Y B, Wong T Y, Sun L P, et al. Refractive Errors in a Rural Chinese Adult Population: The Handan Eye Study [J]. *Ophthalmology*, 2009, 116(11): 2119-2127.
- [2] Lin L K, Shih Y F, Hsiao C K, et al. Epidemiologic study of the prevalence and severity of myopia among schoolchildren in Taiwan in 2000 [J]. *Journal of the Formosan Medical Association*, 2001, 100(10): 684-691.
- [3] Vitale S, Sperduto R D, Ferris F L III. Increased Prevalence of Myopia in the United States Between 1971-1972 and 1999-2004 [J]. *Archives of Ophthalmology*, 2009, 127

- (12): 1632-1639.
- [4] Shih Y F, Chen C H, Chou A C, et al. Effects of Different Concentrations of Atropine on Controlling Myopia in Myopic Children [J]. *Journal of Ocular Pharmacology and Therapeutics*, 1999, 15(1): 85-90.
- [5] Fan D S P, Lam D S C, Chan C K M, et al. Topical Atropine in Retarding Myopic Progression and Axial Length Growth in Children with Moderate to Severe Myopia: A Pilot Study [J]. *Japanese Journal of Ophthalmology*, 2007, 51(1): 27-33.
- [6] Wu P C, Yang Y H, Fang P C. The Long-Term Results of Using Low-Concentration Atropine Eye Drops for Controlling Myopia Progression in Schoolchildren [J]. *Journal of Ocular Pharmacology and Therapeutics*, 2011, 27(5): 461-466.
- [7] Yi S, Huang Y S, Yu S Z, et al. Therapeutic effect of atropine 1% in children with low myopia [J]. *Journal of American Association for Pediatric Ophthalmology and Strabismus*, 2015, 19(5): 426-429.
- [8] Morgan L G, French A N, Ashby R S, et al. The epidemics of myopia: Aetiology and prevention [J]. *Progress in Retinal and Eye Research*, 2018, 62: 134-149.
- [9] Wu P C, Huang H M, Yu H J, et al. Epidemiology of Myopia [J]. *Asia-Pacific Journal of Ophthalmology*, 2016, 5(6): 386-393.
- [10] Carr B J, Stell W K. The Science Behind Myopia [M]. Salt Lake City (UT): University of Utah Health Sciences Center, 1995. In *Webvision: The Organization of the Retina and Visual System*.
- [11] Gani E, Rio A R, Nugraha M K, et al. The Effect of Myopia on Brain Signals: Insights from EEG Studies [J]. *Jurnal Penelitian Fisika dan Aplikasinya*, 2024, 14(1): 19-32.
- [12] Mirzajani A, Sarlaki E, Kharazi H H, et al. Effect of Lens-Induced Myopia on Visual Cortex Activity: A Functional MR Imaging Study [J]. *American Journal of Neuroradiology*, 2011, 32(8): 1426-1429.
- [13] Zhang Y, Lin X, Bi A L, et al. Changes in visual cortical function in moderately myopic patients: a functional near-infrared spectroscopy study [J]. *Ophthalmic and Physiological Optics*, 2022, 42(1): 36-47.
- [14] Zhai L Y, Li Q, Wang T Y, et al. Altered functional connectivity density in high myopia [J]. *Behavioural Brain Research*, 2016, 303: 85-92.
- [15] Li Q, Guo M X, Dong H H, et al. Voxel-based analysis of regional gray and white matter concentration in high myopia [J]. *Vision Research*, 2012, 58: 45-50.
- [16] Li R H, Yang D L, Fang F, et al. Concurrent fNIRS and EEG for Brain Function Investigation: A Systematic, Methodology-Focused Review [J]. *Sensors*, 2022, 22(15): 5865.
- [17] Lopes da Silva F. EEG and MEG: Relevance to Neuroscience [J]. *Neuron*, 2013, 80(5): 1112-1128.
- [18] Morteza A, Neda N. Advantages and Limitations of Functional Magnetic Resonance Imaging (fMRI) of the Human Visual Brain [M]. New York: Nova Science Publishers, Inc., 2015, 17: 65-72. In *Horizons in Neuroscience Research*.
- [19] Jones T, Rabiner E A. The Development, Past Achievements, and Future Directions of Brain PET [J]. *Journal of Cerebral Blood Flow & Metabolism*, 2012, 32(7): 1426-1454.
- [20] Liu D Y, Zhang Y, Bai L, et al. Combining Two-Layer Semi-Three-Dimensional Reconstruction and Multi-Wavelength Image Fusion for Functional Diffuse Optical Tomography [J]. *IEEE Transactions on Computational Imaging*, 2021, 7: 1055-1068.
- [21] Wang Y K, Zhu W R, Zhang L M, et al. Integrated neuro-hemodynamics and electrophysiology imaging system for activation monitoring in daily situations [J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2025, 46(04): 184-192. (王语珂,朱闻睿,张丽敏,等.面向神经血动力与电生理监测的一体化fNIRS-EEG成像系统[J].仪器仪表学报), 2025, 46(04): 184-192.
- [22] Cao N, Zhang Y, Bi A L, et al. Changes in spatial frequency-related functional activity in the visual cortex of patients with pathological myopia [J]. *Recent Advances in Ophthalmology*, 2021, 41(5): 428-433. (曹宁,张颖,毕爱玲,等.病理性近视患者空间频率相关的大脑视皮层功能活动变化[J].眼科新进展), 2021, 41(5): 428-433.
- [23] Zhang Y, Lin X, Bi A L, et al. Changes in visual cortical function in moderately myopic patients: a functional near-infrared spectroscopy study [J]. *Ophthalmic and Physiological Optics*, 2022, 42(1): 36-47.
- [24] Gao C, Huang H, Zhan J, et al. Adaptive Changes in Neurovascular Properties With Binocular Accommodation Functions in Myopic Participants by 3D Visual Training: An EEG and fNIRS Study [J]. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2024, 32: 2749-2758.
- [25] International Electrotechnical Commission. Safety of laser products - Part 1: Equipment classification and requirements: IEC 60825-1:2014[S]. Geneva: International Electrotechnical Commission, 2014.
- [26] Strangman G E, Zhang Q, Li Z. Scalp and skull influence on near infrared photon propagation in the Colin27 brain template [J]. *NeuroImage*, 2014, 85: 136-149.
- [27] Wang Q M, Wang X C, Ye T T. GB 11533—2011 Standard for logarithmic visual acuity charts [S]. Beijing: Ministry of Health of the People's Republic of China, National Standardization Administration, 2011. (王勤美,王晨晓,叶恬恬.GB 11533—2011标准对数视力表[S].北京:中华人民共和国卫生部、中国国家标准化管理委员会, 2011.
- [28] Chen L C, Sandmann P, Thorne J D, et al. Association of Concurrent fNIRS and EEG Signatures in Response to Auditory and Visual Stimuli [J]. *Brain Topography*, 2015, 28(5): 710-725.
- [29] Fishburn F A, Ludlum R S, Vaidya C J, et al. Temporal Derivative Distribution Repair (TDDR): A motion correction method for fNIRS [J]. *NeuroImage*, 2019, 184: 171-179.
- [30] Izzetoglu M, Holtzer R. Effects of Processing Methods on fNIRS Signals Assessed During Active Walking Tasks in Older Adults [J]. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2020, 28(3): 699-709.
- [31] Harrivel A R, Weissman D H, Noll D C, et al. Dynamic filtering improves attentional state prediction with fNIRS [J]. *Biomedical Optics Express*, 2016, 7(3): 979-1002.
- [32] Nakagawa S, Cuthill I C. Effect size, confidence interval and statistical significance: a practical guide for biologists[J]. *Biological Reviews*, 2007, 82(4): 591-605.
- [33] Cohen J. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*[M]. 2nd ed. New Jersey: Lawrence Erlbaum Associ-

ates, 1988.

[34] Thompson W H, Fransson P. On Stabilizing the Variance of

Dynamic Functional Brain Connectivity Time Serie [J].  
Brain connectivity, 2016, 6(10): 735-746.

## A code-division photon-counting fNIRS system and its application to visual function measurement in myopia

Zhu Wen-Rui<sup>1</sup>, Wang Yu-Ke<sup>1</sup>, Liu Dong-Yuan<sup>2\*</sup>, Gao Feng<sup>1</sup>

(1. College of Precision Instruments and Optoelectronics Engineering, Tianjin University, Tianjin 300072, China;  
2. School of Artificial Intelligence, Tianjin University, Tianjin 300072, China)

**Abstract:** Functional near-infrared spectroscopy (fNIRS) is noninvasive, portable, and suitable for measurements in natural environments. However, it still faces problems in practical measurements, including weak signals, difficulty in high-speed synchronous multi-channel acquisition, and inter-channel crosstalk. Therefore, this paper constructed a code-division photon-counting fNIRS system and designed a parallel measurement method based on code division multiple access. The system achieved high-sensitivity, low-crosstalk, high-speed synchronous multi-channel acquisition. Based on this system, this paper combined a steady-state visual evoked experimental paradigm to measure the hemodynamic responses of the visual cortex in myopic subjects under uncorrected and optically corrected conditions. It analyzed resting-state functional connectivity, task-related brain activation, and task-induced spatiotemporal dynamic features. The results show that the system can stably acquire multi-channel weak hemodynamic signals from the visual cortex and supports multidimensional characterization of brain functional response features under different visual conditions.

**Key words:** functional near-infrared spectroscopy, parallel measurement, visual function, dynamic characteristics