

文章编号: 1005-5630(2022)05-0001-13

DOI: 10.3969/j.issn.1005-5630.2022.005.001

# 功能性近红外脑成像系统综述

马 佩, 沈无双, 沈慧娟, 张学典

- (1. 上海理工大学 光电信息与计算机工程学院, 上海 200093;
2. 上海理工大学 医用光学技术与仪器教育部重点实验室, 上海 200093)

**摘要:** 功能性近红外脑成像 (functional near-infrared spectroscopy, fNIRS) 技术能够有效测量大脑血红蛋白的浓度变化, 是一种新型的、无损的检测技术。研发出一种高性能的可穿戴 fNIRS 系统对于临床诊断和日常生活监测具有重要意义。对比了不同 fNIRS 系统中的各个组成部分, 首先分析比较了系统中光源和光电探测器的选择以及排布方式, 其次比较了数据采集、数据预处理和数据分析的方法, 最后讨论了提高系统时间分辨率、空间分辨率以及便携性的改进方法。本文可为读者设计一种高性能的 fNIRS 系统提供指导。

**关键词:** 功能性近红外脑成像 (fNIRS); 血红蛋白浓度; 光源; 光电二极管; 便携式  
**中图分类号:** TH 773 **文献标志码:** A

## Functional near-infrared spectroscopy brain imaging system: A Review

MA Pei, SHEN Wushuang, SHEN Huijuan, ZHANG Xuedian

- (1. School of Optical-Electrical and Computer Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China;
2. Key Laboratory of Medical Optical Technology and Instruments, Ministry of Education, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China)

**Abstract:** Functional near-infrared spectroscopy (fNIRS) is a new and nondestructive detection technology that can effectively measure changes in cerebral hemoglobin concentration. The development of a high-performance wearable fNIRS system is of great significance for clinical diagnosis and daily life monitoring. This paper compares the components of different fNIRS systems. Firstly, the selection and arrangement of light source and photodetector in the system are analyzed and compared. Secondly, the methods of data acquisition, data preprocessing and data analysis are compared. Finally, the methods of improving the temporal resolution, spatial resolution and portability of the system are discussed. This article provides guidance for the reader in designing a high-performance fNIRS system.

收稿日期: 2022-04-20

作者简介: 马 佩 (1987—), 女, 副教授, 研究方向为生物医学光学成像及处理。E-mail: peima@usst.edu.cn

通信作者: 张学典 (1974—), 男, 教授, 研究方向为光电检测技术与器件, 生物医学影像, 人工智能, 嵌入式系统, 光纤传感技术等。E-mail: obmmd\_zxd@163.com

**Keywords:** functional near-infrared spectroscopy(fNIRS); cerebral hemoglobin concentration; the light source; photodiode; portable

## 引 言

功能性近红外脑成像 (functional near-infrared spectroscopy, fNIRS) 技术是用于测量大脑血红蛋白浓度变化以间接反映大脑活动程度的技术, 对人类进一步探究大脑脑区认知功能具有重要意义。由于大脑在静息状态和激活状态都需要供氧, 因此大脑活动的剧烈程度可反映在氧合血红蛋白(HbO)和脱氧血红蛋白(Hb)的浓度变化上<sup>[1]</sup>, 所以一个高性能的 fNIRS 系统可以辅助诊断患者的精神类疾病、床边实时检测患者的脑活动以及帮助研究人员探究人类大脑的奥秘等等。

fNIRS 的测量过程是由垂直放置在头皮上的光源发射出近红外光穿过大脑组织, 经组织的吸收和散射作用后射出, 由垂直放置在头皮上的光电探测器接收, 整个光路呈“香蕉状”<sup>[2]</sup>, 如图 1 所示。人体的大脑组织大致可以分为头皮、颅骨、脑脊液、灰质和白质这 5 层组织, 在 600~900 nm 波段的近红外光中, 大脑组织相对透明, 光源可以到达灰质和白质层以探测血红蛋白的浓度变化, 其探测深度由光源与探测器之间的距离所决定, 两者之间的关系大致为探测距离是光源与探测器距离的  $1/2$ <sup>[3]</sup>。之后通过修正的朗伯比尔定律在已知入射光和出射光光强的情况下即可计算出 HbO 和 Hb 的相对浓度<sup>[4]</sup>。fNIRS 系统主要分为 3 种测量模式: 连续波型(CW)<sup>[5]</sup>、

时域型(TD)<sup>[6]</sup>、频域型(FD)<sup>[7]</sup>。由于连续波型结构简单且能准确有效地测量 HbO 和 Hb 的相对浓度变化, 相比于其他测量模式, 连续型更适用于对受试者的持续监测且设备成本低廉, 因此无论是在商业产品还是实验室研究中, 连续波型是目前应用最广泛的测量类型<sup>[5]</sup>。

根据测量原理可将 fNIRS 系统主要分为 3 个部分: 光源发射部分、光电探测器接收部分和数据处理部分。光源发射部分的功能是通过发光二极管(LED)或激光二极管(LD)发射出低功率的近红外光照射至大脑; 光电探测器接收部分的功能是通过放置在头皮上的光电二极管接收光强并将其转化为电信号送至上位机处理; 数据处理部分的功能是将采集到的电信号进行处理分析以获得可视的 HbO 和 Hb 浓度变化。因此选择合适的系统设计方法能够有效改善系统性能, 对 fNIRS 系统的性能有重要的影响, 对基于 fNIRS 的各类研究具有重要意义。

## 1 fNIRS 系统探测模块的设计现状

### 1.1 光源的设计

fNIRS 系统检测的是大脑血液动力学反应, 其依据为氧合血红蛋白(HbO)与脱氧血红蛋白(Hb)在 600~900 nm 波段吸收性较强且具有不同的吸收光谱, 具体表现为在短波长中, Hb 的吸收光谱大于 HbO<sup>[8]</sup>; 在 805 nm 左右两者具有相同的吸收光谱; 在长波长中, HbO 吸收光谱大于 Hb, 因此光源模块应至少由两个不同波长的发光二极管(LED)或激光二极管(LD)组成<sup>[9]</sup>。由于双波长光源能够满足对两种血红蛋白浓度的测量, 因此在大部分实验研究和商业仪器中均采用双波长光源。针对两种波长的选择以及组合的效果, Sato 等<sup>[10]</sup>研究发现在 692 nm 左右的波长与 830 nm 的波长组合时所测得的信噪比最高。此外, 部分研究人员采用了三波长光源来测量 HbO 和 Hb 浓度<sup>[11]</sup>, 原因是为了增加测量数据和计算结果的准确性以及引入了细胞色素

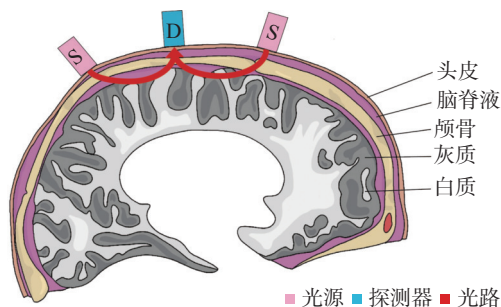


图 1 光源及光电探测器放置在头颅上的正中矢截面示意图

Fig. 1 Midsagittal plane section diagram of light source and photodetector placed on skull

C氧化酶浓度作为第三种新的研究变量, Chitnis等<sup>[12]</sup>采用八波长光源且将细胞色素C氧化酶浓度作为衡量脑活动的指标之一, 细胞色素C氧化酶是近红外到红外波段光能的主要光受体, 也是细胞呼吸过程中催化氧气消耗的酶, 能够在缺氧条件下催化一氧化氮的产生, 因此细胞色素C氧化酶也能够间接反映大脑的活动程度<sup>[13]</sup>。

光源模块一般采用发光二极管(LED)或激光二极管(LD)制成。LED的优点在于其尺寸小、价格低、波长选择广泛、驱动电路简单且已存在集成多波长的LED, 对于设计外型轻便的fNIRS系统来说, LED的应用会更加广泛。但是LED比LD具有更宽的光谱, 这可能会因无法准确区分两波长以致HbO和Hb浓度计算结果误差较大。Iwano等<sup>[14]</sup>提出两波长的串扰是由头部组织中光路长度的差异引起的, 他们通过将朗伯比尔定律中使用的消光系数 $\epsilon$ 替换为各波长LED光强对 $\epsilon$ 的加权平均, 可以有效地抑制LED两波长的串扰。李常胜<sup>[15]</sup>采用LD作为fNIRS系统的发射光源, 其原因是相比于LED, LD的优点在于其发射出来的光是窄带宽的相干光, 且发散性较窄, 可以避免波长重叠的干扰。光源和探测器的数量和排布决定了探测通道的多少, 通道的数量由目标探测区域的范围和准确度来决定, 一般来说, 探测范围越广, 精度要求越高, 通道数量就越多, 所需的光源和探测器的数量也会相应增加, 部分fNIRS系统设计的光源和探测器以及通道数量如表1所示。此外, 在选择LD作为发射光源时必须考虑其发射功率, 王海娟等<sup>[16]</sup>根据激光安全等级国际鉴定标准<sup>[17]</sup>对医疗激光进行了分类, 大多采用LD为光源的fNIRS系统的发射功率在10~40 mW, 发射频率在2~60 Hz, 属于IIIb类。表1列举了近年来部分fNIRS系统设计的光源和探测器的类型。

## 1.2 光电探测器的设计

光电探测器的作用是测量出射光光强并将其转换为电信号以便数据采集装置采集。光电探测器的选择与设计关系到整个fNIRS系统的灵敏度, fNIRS系统的检测灵敏度体现在对微弱出射光强的探测能力上, 因此光电探测器的灵敏度越高, 探测微弱信号的能力就越强, 所以整个系统

的灵敏度就越高。光电探测器在fNIRS系统中主要使用光电倍增管(PMT)、光电二极管(PD)、雪崩光电二极管(APD)这3种。光电倍增管应用了外光电效应和二次电子发射的理论, 是一种具有超高灵敏度的器件, 且能够在深度组织成像中收集弥漫性信号。但是PMT只具有中等的量子效率(QE)且其制造成本昂贵, PMT工作在高电压下, 更容易由于过度曝光而损坏元件<sup>[18]</sup>。因此硅光电倍增管(SiPM)改善了PMT的缺点, 能够在强光下过饱和而不被破坏。Chiarelli等<sup>[19]</sup>提出SiPM和LED的耦合能够使光学探头轻量化且有效地减少运动伪影, 与其他可穿戴的fNIRS系统相比, SiPM拥有单光子对灵敏度以及动态范围广的特性, 能够使连续波fNIRS系统估计所需的光源-探测器距离更加准确。

光电二极管(PD)在fNIRS系统中的应用较为广泛, 其中最常用的是硅光电二极管(SiPD), 由于其线性度较好且成本低廉, 因此它更适用于数据的快速采集。当使用SiPD时, 会产生因环境温度升高而加倍产生的暗电流<sup>[20]</sup>, 当经过模数转换器(ADC)到达终端之前, 暗电流将会被放大数倍, 因此读者可根据SiPD产品手册设计电路将暗电流通过调零消除; 此外Yaqub等<sup>[21]</sup>针对该问题设计了一个集成12位的逐次逼近型ADC, 并将SiPD置于光导模式以实现在大量的fNIRS数据下实现高采样率, 同时采用了一种滤波电路来抑制高压电源高频噪声的影响。

雪崩光电二极管(APD)在fNIRS系统中的应用也越发广泛, 特别是在商用的fNIRS仪器中, APD是基于半导体内光电效应, 能将微弱光信号转化为电信号的光电器件, APD通过光生载流子在强电场的作用下不断轰击器件加速轰击晶格原子, 使其产生新的电子空穴最终发生雪崩效应, 实现在微弱的光强下仍能够产生大的电流的功能<sup>[22]</sup>。APD与SiPD相比APD的响应速度大于100 MHz, 与PMT相比具有不低的灵敏度, 且对于环境光的干扰不敏感。但当APD内部温度过高时会产生暗电流从而产生误差, 因此李常胜<sup>[15]</sup>添加了温度控制器件以确保光电探测器采集信号的准确性。Sultana等<sup>[23]</sup>提出SiAPD主要的缺点是传输时间相对较长以及雪崩倍增因子产生的额外内部噪声, 因此他们研制了一种基于CMOS和跨阻放大器的高增益、低功耗、低

表 1 光源和探测器的类型及数量  
Tab. 1 Type and number of light sources and detectors

参考文献	光源类型	波长个数	波长/nm	光源数量/(个/波长)	探测器类型	探测器数量/个	通道数/个	源-探距离/mm
Chen 等 <sup>[24]</sup> 提出一种空间自适应采样(SAS)以降低时分复用模式下的功耗	LED	双波长	735/850	4	PD	12	30	26
Tsow 等 <sup>[25]</sup> 提供了完全开源的、集成的无线fNIRS头带系统	LED	双波长	740/850	1	SiPD	4	4	5/10/23/28
Maira 等 <sup>[26]</sup> 设计了基于fNIRS和漫反射光学断层扫描的脑成像系统	LED	双波长	700/830	12	SiPM	13	156	20
Yaqub 等 <sup>[21]</sup> 设计了高密度的便携式无线fNIRS系统,其LED支持光强的动态调整	LED	双波长	735/850	128	SiPD	1	128	5/20/25/30/35
Funane 等 <sup>[27]</sup> 研发了能够实现LED功率自动控制且采用时分法和锁存法检测信号的模块	LED	双波长	730/855	2	SiAPD	2	4	30
刘远等 <sup>[28]</sup> 设计了基于WiFi传输的,由STM32控制的fNIRS系统	LED	双波长	760/850	8	SiPD	7	22	30
刘亚奇 <sup>[11]</sup> 采用了特征提取算法对信号进行处理和实时显示	LED	三波长	740/770/855	1	PD	1	3	20
Chitnis 等 <sup>[12]</sup> 研发了还可对细胞色素C氧化酶浓度进行测量的fNIRS系统	LED	八波长	750~900	1	PD	4	4	36/42
Wathen 等 <sup>[29]</sup> 研发了基于40 MHz的频域fNIRS系统	LD	双波长	690/852	32	SiPM	32	32	13
李常胜 <sup>[15]</sup> 设计了基于波长频分复用,光源时分复用的fNIRS系统	LD	双波长	690/830	8	APD	8	64	30~35
刘洋等 <sup>[30]</sup> 设计了基于锁相光子计数技术的便携式fNIRS拓扑成像系统	LD	双波长	785/830	4	PMT	4	10	30
潘甜甜 <sup>[31]</sup> 研发了基于锁相光子计数技术,能够实现光强自动调节的高密度fNIRS系统	LD	三波长	785/808/830	20	PMT	12	240	30

噪声的光电接收机,并将其应用于 fNIRS 光电探测器前端以改善 SiAPD 的缺点。因此选择合适的光电探测器能够有效提高 fNIRS 系统的检测灵敏度,对改善系统功能具有积极意义。

### 1.3 光源与探测器之间的排布设计

在 fNIRS 系统中,光源和探测器的排布是按照大脑的脑区进行放置的,能够将探测器精准的匹配脑区对于获取目标信号是非常重要的。人类的大脑皮层可以按照不同功能划分为几个不同的功能区,称为 Brodmann 分区,由德国神经解剖学家 Tanaka<sup>[32]</sup>提出,他将大脑的每个半球分为 52 个区域,每个区域代表着不同的功能,例如前额联合区与思考、认知、规划和个性有关;

运动前皮层与规划运动有关;初级运动皮层与自主运动控制有关等,因此将光源和探测器放置在不同脑区即可探测该脑区在静息状态或者激活状态下的 HbO 和 Hb 的浓度变化。与 fMRI 相比,fNIRS 的空间分辨率较低,其原因是很难将放置在头皮的探头与大脑功能区进行精确匹配,一般需要辅助手段帮助其准确定位,fNIRS 探头放置的规则一般按照 EEG 放置探头的 10-20 或 10-10 标准导联对探头进行定位,北师大认知神经科学实验室的朱朝喆教授提出了能指导 fNIRS 探头摆放和经颅磁刺激(TMS)的经颅功能脑图谱(fTBA)<sup>[33]</sup>,是一种由 3D 磁定位和导航软件构成的头壳导航系统,他们通过实验对比发现 fTBA 能够实现更精确可靠的 fNIRS 探头放置。

为了探测大脑皮层的 HbO 和 Hb 浓度变化, 近红外光应该穿透脑组织到大约 10~20 mm 的深度。Feng 等<sup>[34]</sup>的研究表明, 当增加光源与探测器之间的距离  $d$  时, 光穿透脑组织的深度也会增加, 两者的关系为当在距离的中心点  $0.5d$  时, 其探测深度达到最大为  $\sqrt{2}d/4$ , 但是数据质量会随着  $d$  的增加直至超过特定限度而下降。Korhonen 等<sup>[35]</sup>利用组织模拟幻影测量、前额活体测量和蒙特卡罗 (MC) 模拟, 估计了光在大脑中的传播和最小光源-探测器距离, 当探测深度为 15 mm 时, 光源-探测器的最佳距离为 2.53 cm; 当探测深度为 19 mm 时, 其最佳距离为 3.54 cm。光源和探测器之间的排布一般呈交替放置, 可以有效提高探测效率以设计出高密度、小型化的 fNIRS 系统。光源和探测器的排布如图 2(a)、(b) 所示。

漫射光学断层扫描 (DOT) 是一种使用功能性近红外光谱 (fNIRS) 重建三维大脑活动图像的神经成像方法, DOT 的工作原理是当近红外光照射到组织可能会经过多次散射, 该过程称为漫射, DOT 利用光电探测器测量组织表面的漫反射光的光子分布、时间色散和光谱信息, 通过这些信息即可重构出组织的内部分布图像<sup>[36]</sup>。高密度漫射光学断层扫描 (HD-DOT) 是将每一个光源和探测器之间建立通道以提高探头的利用率, 如图 2(c) 所示。Frijia 等<sup>[37]</sup>使用可穿戴的 HD-DOT 系统对婴儿大脑的研究, 该系统由 UCL 旗下的英国 Gowerlabs 有限公司开发, 由几个六边形的无线传感器模块组成, 每个模块包含了 3 个双波长 LED 光源 (735nm 和 850 nm) 和 4 个光电二极管探测器, 源-探距离大约为 10 mm 和 20 mm, 共组成 12 个通道, 且每个模块间也建立通道提高测量密度, 通过实验证明 HD-DOT 系统可以获得高质量的、功能性的婴儿大脑图像, 由此显示出 HD-DOT 优越的空间定位、深度特异性以及高信噪比的特点。

## 2 系统控制模块及数据处理的设计及研究现状

### 2.1 系统控制模块方案设计

fNIRS 系统中光电探测器接收到的数据为模

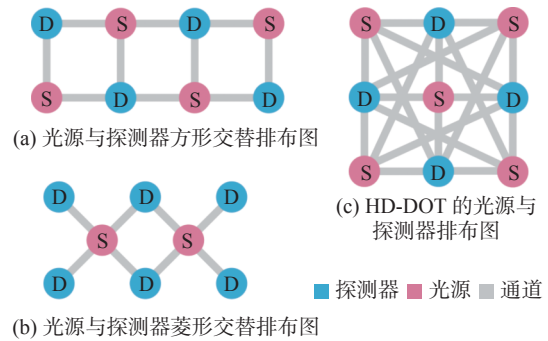


图 2 光源与探测器的排布类型

Fig. 2 Type of arrangement of light source and detector

拟信号, 为了方便数据处理需要将其转化为数字信号, 因此一般由数据采集卡直接采集模拟信号再由其内部 ADC 转换成数字信号送至上位机处理或者通过外部 ADC 模块将其转化为数字信号后再做处理。图 3 展示了两种不同的数据采集方法, 如图 3(a) 所示, 集成控制单元输出对光源控制的数字信号, 经 DAC 转换后完成对光源的控制, 光源穿过大脑组织由探测器接收, 接收到的光强模拟信号通过 ADC 转换成数字信号送回至集成控制单元处理并通过有线或者无线的方式送至上位机处理并显示。实验过程中发现当两波长同时驱动时光电探测器难以区分两波长光源, 因此多数研究为了有效区分每个多波长光源以及屏蔽环境光对探测器采集信号的干扰, 会将光源调制在不同频率上<sup>[31]</sup>, 为此系统控制模块需要实现对光源的调制解调以及对光源的时分复用功能, FPGA (现场可编程逻辑门阵列) 或 MCU (微控制单元) 可以完成对 fNIRS 系统的控制。Liu 等<sup>[30]</sup>在研发基于脑机接口应用的便携式 fNIRS 系统时首先采用了数字电位器与 FPGA 结合, 实现了对光源的负反馈式光强自动控制, 其次运用 FPGA 上的锁相光子计数解调器对 PMT 采集到的信号进行同相正交解调, 并且采用无线通信模块实现 FPGA 与上位机之间的数据传输。为了进一步实现光源和探测器的高度利用, Yaqub 等<sup>[21]</sup>等研发了一个高密度的嵌入式 fNIRS 系统, 将光源控制、增益调节、数据储存、无线通信等模块集成在一块电路板上, 并采用自主研发的基于 Windows 的计算机托管软件实现实现设备间的通信。

图 3(b) 显示了采用数据采集卡 (DAQ) 完成



图 3 fNIRS 系统数据采集流程示意图

Fig. 3 Diagram of fNIRS system data collection process

对 fNIRS 系统的控制与数据传输，上位机通过有线连接将光源控制指令传至 DAQ，DAQ 内部集成了 ADC 和 DAC，可以直接输出模拟信号完成对光源的调制，探测器接收来自头皮的光强模拟信号后经过 DAQ 中的 ADC 后可送入上位机进行解调处理。Xu 等<sup>[38]</sup>从 DAQ 的信道数、采样率、可移植性、模块化等方面对四种不同的 DAQ 产品进行了比较，作者最终选择 PCI-6251 (NI 公司)用于信号传输，同时使用双波长(690 nm 和 830 nm)LD 作为光源，APD 作为光电探测器，建立了一个基于 DAQ 和 Labview 的连续波 fNIRS 系统。由于 DAQ 产生调制信号通道有限，采用了时分复用技术对多路光源进行调制以保证光源以不同的载波进行调幅。熊伟超<sup>[39]</sup>在此基础上考虑到光电探测器接收的信号相比于输入光强会减少 7~9 倍且含有噪声，因此应用了巴特沃斯带通滤波器滤除环境光等低频噪声以及电气噪声等高频噪声，且设计了增益放大电路放大滤

波过后的信号以满足 DAQ 输入的最低电平，并且运用 Labview 编程实现对系统的初始化、光源的时序控制、信号解调处理等功能。DAQ 相比于集成控制单元复杂的电路设计和编程来说，其电路设计简单且易操作；但是对 fNIRS 系统的可创造性较弱，且目前 NI 公司生产的 DAQ 均采用有线传输，对于 fNIRS 系统的便携性较难实现。

### 2.2 数据处理及分析的研究现状

光源调制后接收到的数据首先需要对其解调。将两波长光源分别调制在不同频率可以采用正交解调的方法解调，古悦<sup>[40]</sup>在解调多动症儿童 fNIRS 信号数据时，采用相干解调将调制后的 fNIRS 数据分别与同频同相和同频反相的相干载波相乘，之后通过低通滤波器获取低频分量即可获得原始信号。Liu 等<sup>[30]</sup>在解调时直接采用 FPGA 上的锁相光子计数解调器进行全并行正交同相解调，解调过后得到各采样通道的出射光强的原始数据。

#### 2.2.1 fNIRS 数据预处理

解调后的 fNIRS 数据伴有生理噪声、运动伪影等干扰，由于 fNIRS 系统的检测灵敏度体现在对微弱信号的探测能力上，因此这些干扰也是影响系统灵敏度的另一重要原因。提高信号的信噪比是改善灵敏度的重要方法。首先可以通过提升信号质量来增加信噪比，可将探头放置在前额以去除毛发的干扰以及采用合适的放大电路放大原始信号。其次可以在预处理阶段去除噪声以提高信噪比，预处理的功能是将有用信号从含有噪声的原始信号中提取出来，优越的去噪方法能够尽可能地提取微弱信号，该能力越强，fNIRS 系统的检测灵敏度就越高，预处理的流程如图 4 所示。首先获得 fNIRS 原始信号后需要目视观察原始信号的幅值或者计算该通道的变异系数(CV)，CV 是由标准差与平均值之比计算而得，用于评估每个 fNIRS 通道信号的稳定性。通过判断是否有明显的幅值突变以及变异系数大的数据段并将其归结为坏数据，将该数据段或者整个通道数据直接剔除。Liang 等<sup>[41]</sup>在对比婴儿和成年人大脑的空间差异性时计算了受试者不同频段下的变异系数，通过变异系数判断不同模式下对噪声的容忍度。在去除坏数据后需要

将余下通道的光强数据转化成光密度,由于光密度数据仍含有仪器噪声、实验误差、全局振荡等,因此需要对其进行去噪处理。

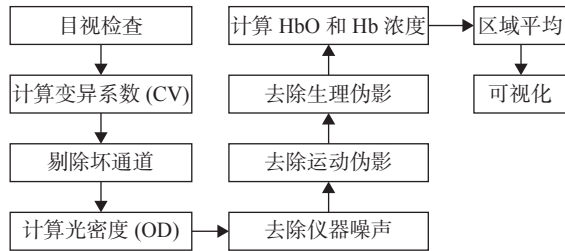


图4 预处理流程图

Fig.4 Pretreatment flow chart

仪器噪声是由实验仪器硬件产生或者在测量过程中引入的,仪器噪声可以分为散粒噪声、暗电流、热噪声、空间耦合干扰和电源噪声等等,张阳阳等<sup>[42]</sup>提出首先可以通过增强光源的光功率或者隔绝外界的电磁场去除一部分仪器噪声,其次由于仪器噪声大多属于高频信号,因此可以通过低通滤波器( $\sim 0.5$  Hz)去除。

实验误差主要是由受试者头部与探头的相对移动引起的运动伪影所产生,其原因在于穿过头皮的光路发生变化从而导致血液动力学信息也发生变化,运动伪影会遮盖 fNIRS 信号中的趋势变化,因此必须在进行信号分析之前将其去除,它的特征通常表现为 fNIRS 信号突然出现明显的峰值跳动以及基线发生明显漂移<sup>[43]</sup>。常见的方法是通过目视观察每个通道的信号,将有运动伪影特征的信号片段或者整个通道数据进行删除。在此基础上, Molavi 等<sup>[44]</sup>提出基于离散小波变换(DWT)提供了良好的时频局部化,因此在离散小波域中运动伪影表现为单独的大系数,文章采用了运动伪影的可加性模型,通过估计噪声信号再将其从 fNIRS 信号中减去来去除运动伪影,但是该方法不能实时去除伪影。Perpetuini 等<sup>[45]</sup>在小波变换的基础上增加了视频跟踪的红外热像图像(IRT)来校正运动伪影,其过程为在实验期间同时记录 fNIRS 和 IRT,根据 IRT 估计头部与探头的相对运动并计算 fNIRS 信号和该相对运动的小波变换以及它们的小波相干性,然后通过对 fNIRS 信号进行小波反变换去除与探头运动相对应的频率和相干性。Gu 等<sup>[46]</sup>提出了一种基于经验模态分解(EMD)的运动伪影校

正方法,该方法是自适应的且非常适合校正存在突变峰值的数据,作者将其应用于被识别为运动伪影的数据片段,并且与样条插值(SI)、小波滤波器(WF)以及基于峭度的小波滤波(kbWF)这3种方法进行了实验比较,结果表明 EMD 方法在总体上是4种方法中最可靠、最准确的。

全局振荡主要由心跳信号(0.8~1.6 Hz)、高频振荡(0.2~0.5 Hz, HFO)、低频振荡(0.04~0.2 Hz, LFO)和极低频振荡(0.01~0.04 Hz, VLFO)这四种生理伪影组成,生理伪影可由心理任务诱发或者自发调节产生,易与 fNIRS 信号产生混淆<sup>[47]</sup>。高频振荡主要由呼吸伪影(0.2~0.6 Hz)组成;低频振荡主要由 0.1 Hz 自发的 Mayer 波组成,通常将慢血压波称为 Mayer 波<sup>[48]</sup>。Zhang Y<sup>[49]</sup>针对生理伪影的去噪方法提出了一种基于短距离和长距离的多距离近红外光谱增强方法,该方法利用经验模态分解(EMD)将近红外光谱测量结果分解为一系列的本征模态函数(imf),从而得到对长距离近红外测量中全局振荡的估计,最终利用最小二乘法去除全局振荡。Reddy 等<sup>[50]</sup>采用了小波分析来区分前额叶测量过程中产生的生理伪影,并使用多距离源-探测器分离(SDS)通道来区分组织层,结果成功区分了 fNIRS 信号中的心脏、呼吸、低频振荡(VLF)等信号。Zhang 等<sup>[47]</sup>开发了一种用于全头的 fNIRS 自动去噪方法 PCA-GLM,实验使用由 109 个长分离通道和 8 个短分离通道组成的高密度 fNIRS 系统进行记录,采用基于自适应方法使辅助传感器同时测量运动、呼吸和心跳噪声,之后根据一组健康受试者在运动任务期间获得的实验数据进行评估去噪,文章通过实验对比证明 PCA-GLM 是一种自动、有效且强大的,用于消除全头生理伪影的去噪方法。

去噪后可查找相关参数( $DPF^{[51]}$ ,  $\epsilon^{[52]}$ )并利用修正的朗伯比尔定律计算 HbO 和 Hb 的浓度,之后对浓度曲线进行区域平均以便更好观察曲线的时域变化。目前针对 fNIRS 数据预处理已有多种基于 MATLAB 的软件工具包, Homer 等<sup>[53]</sup>是一套开源的基于 MATLAB 的脚本,主要用于分析 fNIRS 数据, HOMER 包含探头与脑区配准成像工具 Atlas Viewer, 可以获取探头投影到大脑表面的 MNI 坐标并使用多种函数对 fNIRS 数据

进行预处理,目前已更新至 HOMER3。Hou 等<sup>[54]</sup>开发了应用经颅脑图谱的 fNIRS 分析工具包 NIRS-KIT,该软件可以实现对任务态的 fNIRS 激活脑区检测以及静息态的 fNIRS 功能连接等分析;Zhao 等<sup>[55]</sup>在此基础上将主成分分析(ICA)集成在 NIRS-KIT 中,通过与一般线性模型进行对比实验发现 NIRS-ICA 的处理结果具有更好的神经特异性,证明了 NIRS-ICA 能够有效应用于 fNIRS 信号去噪以及提取神经活动。为了实现在整个预处理步骤和多维分解过程中数据的多模态可视化,Tremblay 等<sup>[56]</sup>开发了新的 MATLAB 工具包 LIONirs,该工具箱包含允许读取、预处理和分析 fNIRS 数据的函数,为 fNIRS 数据分析提供了一个更灵活的平台。

### 2.2.2 fNIRS 数据分析

特征提取是 fNIRS 数据分析的重要步骤,能够去除信号中大量冗余的信息,只保留与大脑活动相关性高的信息;在特征提取后,fNIRS 数据分析研究是在特征提取的基础上对提取出来的特征进行组间分析和分类预测,特征提取和数据的方法需要根据具体的实验目的去选择。Wang 等<sup>[57]</sup>提出了一种特征提取和深度神经网络的时频域方法完成对抑郁症的识别和分析,提取了峰谷值、平均数、方差、功率谱、小波系数等 67 个特征,建立了抑郁症深度识别分类框架,并且从大脑激活、人工提取特征和通道相关性 3 个方面比较了抑郁和非抑郁的差异。Khan 等<sup>[58]</sup>在探究右手每个手指在敲击实验中的 fNIRS 差异时提取了信号均值、峰值、最小值、偏度、峰度、方差、中值和峰-峰形式的 HbO 浓度变化作为数据空间统计特征,并采用了支持向量机(SVM)、随机森林(RF)、决策树(DT)、二次判别分析(QDA)、人工神经网络(ANN)等机器学习算法完成了对精细运动的分类。Ma 等<sup>[59]</sup>为了将老年人步态特征的 fNIRS 信号分为单任务步行(STW)或双任务步行(DTW),应用机器学习的方法通过计算 Hb 和 HbO 的最小值、最大值、平均值、倾斜度和 Kurtosis 值来提取与 fNIRS 信号的特征,并使用特征编码将值映射到二进制空间,然后应用评估了逻辑回归(LR)、决策树(DT)、支持向量机(SVM)、k 近邻(kNN)等各种机器学习方法,最终实现了约 97% 的分类精

度。杨燕芳<sup>[60]</sup>在分析和识别弱视儿童和健康儿童的 fNIRS 信号时,通过排序熵方法对信号进行复杂度分析以及采用小波分解完成对特征的提取,之后对提取的特征通过平均对比和双样本  $t$  检验以进行组间差异分析。

## 3 fNIRS 系统存在的问题及研究现状

在时间分辨率方面,EEG 系统的时间分辨率高达 10~20 Hz;商用的无线 fNIRS 系统的时间分辨率为 1~10 Hz;fMRI 的时间分辨率较低,为 0.008~0.02 Hz。在空间分辨率方面,fMRI 拥有极高的空间分辨率,其上限大约在 400  $\mu\text{m}$ ;fNIRS 系统的空间分辨率大约为 1 cm,探测深度的灵敏度约为 1.5 cm 左右<sup>[61]</sup>;EEG 的空间分辨率较低,为 10~100 cm。因此 fNIRS 在时间分辨率和空间分辨率方面仍有提高的空间,提高 fNIRS 的响应速度,以及完成对大脑神经活动的精细定位,可以实现对 fNIRS 系统整体性能的提升。

虽然 fNIRS 系统在分辨率方面不及 EEG 和 fMRI 系统,但是在便携性方面优于 EEG 和 fMRI 系统。fNIRS 系统不局限于在特定房间进行测量,且可以实现对患者的长时间床边监测。便携式的 fNIRS 系统在原有的基础上提高了光源和探测器的利用率、改善了测量帽的设计方案以及采用了无线传输的方式,减少了测量过程中的局限性,可以实现对受试者的运动测量。因此优化 fNIRS 系统的便携性对于提升 fNIRS 系统的性能有重要意义。

### 3.1 fNIRS 系统分辨率优化的研究

#### 3.1.1 时间分辨率的优化

由于 EEG 的时间分辨率较高,因此较多研究将 fNIRS 与 EEG 联合起来以综合二者的时间分辨率和空间分辨率。高晨阳<sup>[62]</sup>研发了联合 fNIRS 和 EEG 的系统,作者将 fNIRS 和 EEG 的探头间隔排布,并且使两者信号在时序上同步触发和采集,实现全脑的双模检测;但是作者提出在实验过程中信号易受外界干扰且系统的联合性较差。针对该联合性较差的问题,Ortega 等<sup>[63]</sup>采用了基于表征学习的深度神经网络来解决多模



态传感器的融合和解码问题,该方法可以通过元学习和多主体迁移学习直接提高在深度脑机接口的数据效率,实现了高效连续多模态译码,从而解决联合性较差的问题。此外,由于高密度漫射光学层析成像(HD-DOT)系统具有良好的空间分辨率,但是其时间分辨率较差,因此Liu等<sup>[64]</sup>结合了锁相检测的多通道并行化以及利用光子计数技术拥有广泛动态范围的特点,不断切换照明模式用于非重叠和重叠的DOT测量方法以提高它的时间分辨率,该方法可以提供激活区域的先验信息以排除非敏感数据的测量,文章通过实验仿真证明了该方法在提高时间分辨率和定位精度方面优于一般的HD-DOT。

### 3.1.2 空间分辨率的优化

由于fNIRS系统的空间分辨率大约在1 cm,而fMRI的空间分辨率一般在毫米级别,因此可以通过拍摄fMRI图来帮助fNIRS提高空间分辨率。Chen等<sup>[65]</sup>在探究年龄与前额皮质(PFC)的相关性时首先利用MRI拍摄受试者头部图像从而获得其头部坐标,其次通过皮球投影算法获得大脑皮层投影点,通过该方法可以精确获得大脑的空间信息,可以为MRI参考数据库与10-20脑电导联坐标进行精确匹配提供帮助。此外,Chen等<sup>[66]</sup>证明了采用多距离通道的fNIRS系统也可以提高空间分辨率,文章使用三波长(740 nm、808 nm、850 nm)的CW-fNIRS仪器(NirScan;丹阳慧创医疗)对8个健康受试者进行大脑任务激活图重建,该系统配置了28.2 mm、40 mm和44.7 mm以及52个通道,同时采用不同层的部分路径因子(PPL)和修正的朗伯比尔定律(MBLL)获得HbO和HbR的浓度变化,通过与单通道对比的实验证明,运用PPL重建的大脑激活图与单通道相比具有相同的特征且能够获得更高的分类准确性。Wu等<sup>[67]</sup>采用其他辅助手段用于fNIRS探头的定位,作者设计了一种基于电磁数字仪和交互式可视化工具的fNIRS探头位置引导系统,该系统基于视觉分析的方法,使用一个数字仪触控笔在头皮上移动即可通过光标指导触控笔获得在头部的真实位置,可以实现对探头的实时跟踪从而提高fNIRS探头与脑区的匹配精度。而DOT是一种在fNIRS的基础上,通过光电探测器测量组织表面漫反射光的时间和

空间信息重构出大脑皮层的三维图像,帮助探头精确地定位大脑区域的新型成像技术。Machado等<sup>[68]</sup>在采用DOT系统的基础上,为了减少放置在头部的探头以减少安装时间同时让受试者获得更好的舒适度,利用3D神经导航设备,通过棉胶将光学探头粘在头皮上以确保长时间良好的接触;并且对光学蒙特卡奇提出了改进,将受试者头皮分为4000个顶点的头皮网格,对每个顶点进行不同波长的蒙特卡罗模拟以获得受试者头部的光通量率模型,同时引入了最小、最大间隔和密度作为重要的附加功能约束,最后通过对受试者真实运动反应的实验完成了对目标脑区进行准确评估。

### 3.2 提高fNIRS系统的便携性

fNIRS系统的便携性体现在fNIRS头套的便于安装、拆卸以及携带,因此减小光源与探测器探头的设计尺寸、采用集成封装的方法以及采用无线传输数据的功能是实现便携式的主要方法。Agro等<sup>[69]</sup>将64个LED光源和128个SiPM探测器封装在头套上,并且使用多路复用技术增加光源和探测器的使用效率,将电源和光电探测器集成在一起以提高系统的便携性。在改变头套的设计尺寸上,Saikia利用3D打印和激光切割技术将fNIRS头套小型化以便用于便携式的神经成像,作者通过对不同群体的受试者进行反馈迭代来不断改进设计fNIRS头套以提高用户的舒适度和信号质量,利用3D打印将多波长LED和硅光电二极管(SiPD)封装在一起制成聚乳酸支架,提高了安装和拆卸探头的便捷性。Saikia等<sup>[70]</sup>进一步将fNIRS系统小型化,设计了一个紧凑型的便携式(手掌大小)的可穿戴BCI设备,用于测量前额叶的血液动力学反应,作者采用Arduino模块控制光源的PWM周期和信号宽度,并使用快速傅立叶变换和小波变换对信号进行处理以缩短信号处理时间。

蓝牙连接上位机用于数据传输而非有线连接可以提高fNIRS系统便携性,由于蓝牙连接具有低功耗且无线的功能,因此Bhutta等<sup>[71]</sup>采用基于BLE的蓝牙模块实现7个主、从模块之间的无线连接,并从前额叶皮层采集与任务相关的血液动力学反应,通过实验结果验证不同的从模

块能够同时成功地采集和传输数据,主模块能够充分处理接收到的数据。Park 等<sup>[72]</sup>提出 Wi-Fi 比蓝牙更具优势, Wi-Fi 拥有更快的速度(高达 11 MB/s), Wi-Fi 可以一次将多台设备与模块连接起来,而且 Wi-Fi 的覆盖范围比蓝牙更大,因此作者采用了 Wi-Fi 模块以无线方式传输到数据处理模块,并开发了一个基于 Matlab 的单独软件,用于离线处理数据。

## 4 总 结

本文从 fNIRS 系统的各个组成部分出发,介绍了光源、光电探测器、系统控制、数据接收和处理分析等多个方面,介绍了各个部分目前的研究现状。fNIRS 系统发展至今,已有越来越多针对不同测量环境研发出的高性能 fNIRS 仪器,在日常监测和运动中使用的 fNIRS 仪器也越来越趋于小型化,具有便于安装和测量、只需通过无线传输的方式即可在软件实时查看结果等功能;在临床医学上,已有越来越多的大型 fNIRS 仪器投入使用,且设备具有多波长、多通道、高灵敏度等特点。但是 fNIRS 在使用时仍暴露出一些缺点,例如响应时间不如 EEG、脑区和探头匹配的精确度不高、对受试者在测量时的运动幅度具有一定要求,否则产生的运动伪影和生理伪影会干扰数据使结果产生较大的误差等等,因此 fNIRS 系统仍需进一步优化,需要将更先进的技术和算法应用于 fNIRS 系统以提高其综合性能,扩大 fNIRS 的应用场景。

### 参考文献:

- [1] VILLRINGER A, PLANCK J, HOCK C, et al. Near infrared spectroscopy (NIRS): a new tool to study hemodynamic changes during activation of brain function in human adults[J]. *Neuroscience Letters*, 1993, 154(1/2): 101 – 104.
- [2] OKADA E, DELPY D T. Near-infrared light propagation in an adult head model. II. Effect of superficial tissue thickness on the sensitivity of the near-infrared spectroscopy signal[J]. *Applied Optics*, 2003, 42(16): 2915 – 2921.
- [3] 张中兴. 近红外光谱术用于在体光快信号检测的初步研究 [D]. 武汉: 华中科技大学, 2011.
- [4] MAIKALA R V. Modified Beer's law - historical perspectives and relevance in near-infrared monitoring of optical properties of human tissue[J]. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 2010, 40(2): 125 – 134.
- [5] SCHOLKMANN F, KLEISER S, METZ A J, et al. A review on continuous wave functional near-infrared spectroscopy and imaging instrumentation and methodology[J]. *NeuroImage*, 2014, 85: 6 – 27.
- [6] TORRICELLI A, CONTINI D, PIFFERI A, et al. Time domain functional NIRS imaging for human brain mapping[J]. *NeuroImage*, 2014, 85: 28 – 50.
- [7] SCHOLL C A, WATHEN J J, FITCH M J, et al. Evaluation of neural information content from the phase component of a 32-channel frequency-domain fNIRS system[C]//Proceedings of SPIE 11629, Optical Techniques in Neurosurgery, Neurophotonics, and Optogenetics. SPIE, 2021: 116292I.
- [8] OBRIG H, WENZEL R, KOHL M, et al. Near-infrared spectroscopy: does it function in functional activation studies of the adult brain?[J]. *International Journal of Psychophysiology*, 2000, 35(2/3): 125 – 142.
- [9] 赵轲. 功能近红外光谱术的信号研究与医学应用 [D]. 成都: 电子科技大学, 2019.
- [10] SATO H, KIGUCHI M, KAWAGUCHI F, et al. Practicality of wavelength selection to improve signal-to-noise ratio in near-infrared spectroscopy[J]. *NeuroImage*, 2004, 21(4): 1554 – 1562.
- [11] 刘亚奇. 用于脑认知的近红外光谱脑血氧检测系统 [D]. 济南: 山东大学, 2021.
- [12] CHITNIS D, AIRANTZIS D, HIGHTON D, et al. Towards a wearable near infrared spectroscopic probe for monitoring concentrations of multiple chromophores in biological tissue *in vivo*[J]. *Review of Scientific Instruments*, 2016, 87(6): 065112.
- [13] BARRETT D W, GONZALEZ-LIMA F. Transcranial infrared laser stimulation produces beneficial cognitive and emotional effects in humans[J]. *Neuroscience*, 2013, 230: 13 – 23.
- [14] IWANO T, UMEYAMA S. Estimation of crosstalk in LED fNIRS by photon propagation Monte Carlo simulation[C]//Proceedings of SPIE 9792, Biophotonics Japan 2015. Tokyo: SPIE, 2015: 97921H.
- [15] 李常胜. 基于光源光强调制的多通道 fNIRS 成像系统研制 [D]. 秦皇岛: 燕山大学, 2021.

- [16] 王海娟, 丁罕, 黄志强, 等. GB 7247.1-2012 中激光辐射分类的两种评估方法 [J]. *中国医疗器械信息*, 2021, 27(23): 10 – 12,16.
- [17] IEC. IEC 60825—1: 2014. Safety of laser products-part 1: equipment classification and requirements[S]. Geneva: IEC, 2014.
- [18] GIACOMELLI M G. Evaluation of silicon photomultipliers for multiphoton and laser scanning microscopy[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2019, 24(10): 106503.
- [19] CHIARELLI A M, LIBERTINO S, ZAPPASODI F, et al. Characterization of a fiber-less, multichannel optical probe for continuous wave functional near-infrared spectroscopy based on silicon photomultipliers detectors: in-vivo assessment of primary sensorimotor response[J]. *Neurophotonics*, 2017, 4(3): 035002.
- [20] 宋玲玲. 硅光电二极管结构特性研究 [J]. *微处理机*, 2021, 42(1): 34 – 36.
- [21] YAQUB M A, WOO S W, HONG K S. Compact, portable, high-density functional near-infrared spectroscopy system for brain imaging[J]. *IEEE Access*, 2020, 8: 128224 – 128238.
- [22] 陈全胜, 张明, 彭时秋, 等. 硅基雪崩光电二极管技术及应用 [J]. *电子与封装*, 2021, 21(3): 030101.
- [23] SULTANA A, KAMRANI E, SAWAN M. CMOS silicon avalanche photodiodes for NIR light detection: a survey[J]. *Analogue Integrated Circuits and Signal Processing*, 2012, 70(1): 1 – 13.
- [24] CHEN C, MA Z C, LIU Z H, et al. An energy-efficient wearable functional near-infrared spectroscopy system employing dual-level adaptive sampling technique[J]. *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, 2022, 16(1): 119 – 128.
- [25] TSOW F, KUMAR A, HOSSEINI S H, et al. A low-cost, wearable, do-it-yourself functional near-infrared spectroscopy (DIY-fNIRS) headband[J]. *HardwareX*, 2021, 10: e00204.
- [26] MAIRA G, CHIARELLI A M, BRAFA S, et al. Imaging system based on silicon photomultipliers and light emitting diodes for functional near-infrared spectroscopy[J]. *Applied Sciences*, 2020, 10(3): 1068.
- [27] FUNANE T, NUMATA T, SATO H, et al. Rearrangeable and exchangeable optical module with system-on-chip for wearable functional near-infrared spectroscopy system[J]. *Neurophotonics*, 2017, 5(1): 011007.
- [28] 刘远, 谢宏, 姚楠, 等. 一种可穿戴式近红外光谱成像系统的前端设计 [J]. *微型机与应用*, 2017, 36(15): 35 – 37,52.
- [29] WATHEN J J, FITCH M J, PAGAN V R, et al. A 32-channel frequency-domain fNIRS system based on silicon photomultiplier receivers[C]//Proceedings of SPIE 11629, Optical Techniques in Neurosurgery, Neurophotonics, and Optogenetics. SPIE, 2021: 116291Q.
- [30] 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.
- [31] 潘甜甜. 锁相光子计数模式高密度 fNIRS 成像系统的并行测量实现 [D]. 天津: 天津大学, 2019.
- [32] TANAKA K. Neuroscience on cognitive control of behavior: functional division among prefrontal areas[J]. *Brain and Nerve*, 2019, 71(12): 1357 – 1371.
- [33] JIANG Y H, LI Z, ZHAO Y, et al. Targeting brain functions from the scalp: transcranial brain atlas based on large-scale fMRI data synthesis[J]. *NeuroImage*, 2020, 210: 116550.
- [34] FENG S C, ZENG F A, CHANCE B. Photon migration in the presence of a single defect: a perturbation analysis[J]. *Applied Optics*, 1995, 34(19): 3826 – 3837.
- [35] KORHONEN V O, MYLLYLÄ T S, KIRILLIN M Y, et al. Light propagation in NIR spectroscopy of the human brain[J]. *IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics*, 2014, 20(2): 7100310.
- [36] FERRARI M, QUARESIMA V. A brief review on the history of human functional near-infrared spectroscopy (fNIRS) development and fields of application[J]. *Neuroimage*, 2012, 63(2): 921 – 935.
- [37] FRIJIA E M, BILLING A, LLOYD-FOX S, et al. Functional imaging of the developing brain with wearable high-density diffuse optical tomography: a new benchmark for infant neuroimaging outside the scanner environment[J]. *NeuroImage*, 2021, 225: 117490.
- [38] XU G, LI X L, LI D, et al. A DAQ-device-based continuous wave near-infrared spectroscopy system for measuring human functional brain activity[J]. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, 2014, 2014: 107320.
- [39] 熊伟超. 基于连续波调制的功能近红外光谱成像系统设计与实现 [D]. 秦皇岛: 燕山大学, 2018.
- [40] 古悦. 多动症儿童 fNIRS 信号分析方法的研究及系统的研制 [D]. 秦皇岛: 燕山大学, 2017.

- [41] LIANG Z H, MINAGAWA Y, YANG H C, et al. Symbolic time series analysis of fNIRS signals in brain development assessment[J]. *Journal of Neural Engineering*, 2018, 15(6): 066013.
- [42] 张阳阳, 李征. 功能性近红外光谱脑成像噪声源及去噪方法综述 [J]. *红外*, 2019, 40(7): 35 – 46.
- [43] NOVI S L, ROBERTS E, SPAGNUOLO D, et al. Functional near-infrared spectroscopy for speech protocols: characterization of motion artifacts and guidelines for improving data analysis[J]. *Neurophotonics*, 2020, 7(1): 015001.
- [44] MOLAVI B, DUMONT G A. Wavelet-based motion artifact removal for functional near-infrared spectroscopy[J]. *Physiological Measurement*, 2012, 33(2): 259 – 270.
- [45] PERPETUINI D, CARDONE D, FILIPPINI C, et al. A motion artifact correction procedure for fNIRS signals based on wavelet transform and infrared thermography video tracking[J]. *Sensors*, 2021, 21(15): 5117.
- [46] GU Y, HAN J X, LIANG Z H, et al. Empirical mode decomposition-based motion artifact correction method for functional near-infrared spectroscopy[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2016, 21(1): 015002.
- [47] ZHANG F, CHEONG D, KHAN A F, et al. Correcting physiological noise in whole-head functional near-infrared spectroscopy[J]. *Journal of Neuroscience Methods*, 2021, 360: 109262.
- [48] KIRILINA E, YU N, JELZOW A, et al. Identifying and quantifying main components of physiological noise in functional near infrared spectroscopy on the prefrontal cortex[J]. *Frontiers in Human Neuroscience*, 2013, 7: 864.
- [49] ZHANG Y, SUN J, ROLFE P. Reduction of global interference in functional multidistance near-infrared spectroscopy using empirical mode decomposition and recursive least squares: a Monte Carlo study[J]. *Journal of the European Optical Society-Rapid Publications*, 2011, 6: 11033.
- [50] REDDY P, IZZETOGLU M, SHEWOKIS P A, et al. Evaluation of fNIRS signal components elicited by cognitive and hypercapnic stimuli[J]. *Scientific Reports*, 2021, 11(1): 23457.
- [51] ESSENPREIS E C, ELWELL C E, COPE M, et al. Spectral dependence of temporal point spread functions in human tissues[J]. *Applied Optics*, 1993, 32(4): 418 – 425.
- [52] MATCHER S J, ELWELL C E, COOPER C E, et al. Performance comparison of several published tissue near-infrared spectroscopy algorithms[J]. *Analytical Biochemistry*, 1995, 227(1): 54 – 68.
- [53] HUPPERT T J, DIAMOND S G, FRANCESCHINI M A, et al. HomER: a review of time-series analysis methods for near-infrared spectroscopy of the brain[J]. *Applied Optics*, 2009, 48(10): D280 – D298.
- [54] HOU X, ZHANG Z, ZHAO C, et al. NIRS-KIT: a MATLAB toolbox for both resting-state and task fNIRS data analysis[J]. *Neurophotonics*, 8(1):, 0108: 02.
- [55] ZHAO Y, SUN P P, TAN F L, et al. NIRS-ICA: a MATLAB toolbox for independent component analysis applied in fNIRS studies[J]. *Frontiers in Neuroinformatics*, 2021, 15: 683735.
- [56] TREMBLAY J, MARTÍNEZ-MONTES E, HÜSSER A, et al. LIONirs: flexible matlab toolbox for fNIRS data analysis[J]. *Journal of Neuroscience Methods*, 2022, 370: 109487.
- [57] WANG R, HAO Y X, YU Q, et al. Depression analysis and recognition based on functional near-infrared spectroscopy[J]. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 2021, 25(12): 4289 – 4299.
- [58] KHAN H, NOORI F M, YAZIDI A, et al. Classification of individual finger movements from right hand using fNIRS signals[J]. *Sensors*, 2021, 21(23): 7943.
- [59] MA D N, IZZETOGLU M, HOLTZER R, et al. Machine learning-based classification of active walking tasks in older adults using fNIRS[J]. *arXiv*., 2102, 03987: 2021.
- [60] 杨燕芳. 弱视儿童 fNIRS 数据分析与识别算法研究 [D]. 济南: 山东大学, 2021.
- [61] QUARESIMA V, FERRARI M. Functional near-infrared spectroscopy (fNIRS) for assessing cerebral cortex function during human behavior in natural/social situations: a concise review[J]. *Organizational Research Methods*, 2019, 22(1): 46 – 68.
- [62] 高晨阳. 提高全脑 fNIRS-EEG 双模态联合检测性能的研究 [D]. 武汉: 华中科技大学, 2018.
- [63] ORTEGA P, ZHAO T, FAISAL A. CNNATT: deep EEG & fNIRS real-time decoding of bimanual forces[J]. *arXiv*., 2103, 05334: 2021.
- [64] 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.
- [65] CHEN M, BLUMEN H M, IZZETOGLU M, et al. Spatial coregistration of functional near-infrared spectroscopy to brain MRI[J]. *Journal of Neuroimaging*, 2017, 27(5): 453 – 460.
- [66] CHEN X R, SONG X Z, CHEN L, et al. Performance improvement for detecting brain function using fNIRS: a multi-distance probe configuration with PPL method[J]. *Frontiers in Human Neuroscience*, 2020, 14: 569508.
- [67] WU S T, SILVA J A I R, NOVI S L, et al. Accurate IMAGE-guided (Re) placement of NIRS probes[J]. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 2021, 200: 105844.
- [68] MACHADO A, CAI Z, PELLEGRINO G, et al. Optimal positioning of optodes on the scalp for personalized functional near-infrared spectroscopy investigations[J]. *Journal of Neuroscience Methods*, 2018, 309: 91 – 108.
- [69] AGRÒ D, CANICATTI R, PINTO M, et al. Design and implementation of a portable fNIRS embedded system[M]//DE GLORIA A. *Applications in Electronics Pervading Industry, Environment and Society*. Cham: Springer, 2016: 43-50.
- [70] SAIKIA M J, MANKODIYA K. 3D-printed human-centered design of fNIRS optode for the portable neuroimaging[C]//*Proceedings of SPIE 10870, Design and Quality for Biomedical Technologies XII*. San Francisco: SPIE, 2019: 108700Z.
- [71] BHUTTA M R, WOO S W, KHAN M J, et al. Effect of anodal tDCS on human prefrontal cortex observed by fNIRS[C]//*Proceedings of the 6th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics (BioRob)*. Singapore: IEEE, 2016: 957-961.
- [72] PARK J, JEONG J, SHIN J. Implementation of multi-connected single-channel functional near-infrared spectroscopy system for hyperscanning study[C]//*Proceedings of the 8th International Winter Conference on Brain-Computer Interface (BCI)*. Gangwon: IEEE, 2020: 1 – 2.

(编辑: 张 磊)