近红外脑功能成像在姿势控制中的研究进展

江汉宏^{1,2,3} 魏清川^{1,2} 高强^{1,2}

¹四川大学华西医院康复医学中心,成都 610041; ²康复医学四川省重点实验室,成都 610041;

³四川大学,成都 610041

通信作者:高强,Email:gaoqiang_hxkf@163.com

【摘要】 姿势控制是一项复杂的运动任务,在日常生活活动中尤为重要。一般认为,姿势控制主要由皮质下神经网络和脊髓网络参与调节。近年来研究发现,大脑皮质在姿势控制中起着重要作用,尤其是额叶和顶叶。近红外脑功能成像(fNIRS)主要是通过检测组织血流动力学的改变来反映神经活动,具有方便简单、实时检测等优势,是研究脑功能连接的重要工具,且其成像深度主要在皮质表面。衰老、脑卒中和帕金森病等多种疾病均可导致的姿势控制自动化调节水平降低,其机制和表现上有所不同。本文综述了fNIRS在姿势控制方面应用的研究进展,旨在为姿势控制的研究和治疗提供指导思路。

【关键词】 近红外脑功能成像; 姿势控制; 预期性姿势调节; 脑机接口

基金项目:四川大学华西医院学科卓越发展1·3·5工程临床研究孵化项目(2020HXFH051)

Funding: 1·3·5 Project for Disciplines of Excellence-Clinical Research Incubation Project, West China Hospital, Sichuan University(2020HXFH051)

DOI:10.3760/cma.j.issn.0254-1424.2021.05.022

姿势控制是功能活动的基础,技巧性的活动,如伸手够物,既有姿势控制的成分,也有随意运动的成分。有研究表明,姿势控制构建了一个稳定的框架,可为随意运动提供支持^[1]。各种运动功能障碍常导致患者失去姿势控制系统的支持,从而致使日常生活活动能力降低^[2]。近红外脑功能成像(functional near-infrared spectroscopy, fNIRS)是一种非侵入性的新兴神经影像工具,具有良好的时间分辨率、实时检测、抗运动伪影和简单便携等优点,可较为便捷地记录运动过程中大脑活动^[3]。有学者利用fNIRS探讨了重复经颅磁刺激治疗对脑卒中患者上肢运动时大脑皮质激活模式的变化^[4]。此外,fNIRS还可通过建立大脑皮质激活变化和运动能力之间的联系来实时评估姿势控制任务相关的皮质活动^[3]。本文综述fNIRS在姿势控制方面应用的研究进展,旨在探讨利用fNIRS研究不同疾病下姿势控制的神经机制,以期为姿势控制的临床研究和治疗提供参考。

fNIRS的工作原理及特点

近红外光是介于可见光和中红外光之间的电磁波,波长在780~2526nm。Jöbsis^[5]于1977年发明了近红外脑功能成像(near-infrared spectroscopy, NIRS)。有研究发现,外界刺激或环境的改变可使大脑发生电生理和神经化学反应,引起局部血流动力学改变,即该区域氧合血红蛋白(oxy-hemoglobin, Oxy-Hb)大量增加,脱氧血红蛋白(deoxyhemoglobin, Deoxy-Hb)略有减少,可作为神经元活动的评价指标^[6]。fNIRS正是利用该特点,基于生物组织的透明度和不同物质(如Oxy-Hb、Deoxy-Hb和细胞色素c氧化酶等)吸收能力的差异来反映大脑的兴奋程度和作用机制。目前,研究中常使用改良Beer-Lambert法来计算在780、805和850nm等多个波长的红外光中皮质Oxy-Hb和Deoxy-Hb的信号变化^[7]。fNIRS可分为频域(frequency-domain, FD)、时域(time-domain, TD)和持续波(continuous wave, CW)三

种类型。TD NIRS是利用短脉冲激光测量从组织中出现的光子的到达时间;FD NIRS是对发射的光强度进行调制,测量被检测光的强度和与飞行时间相对应的相移;CW NIRS则是以恒定的强度发射光波,测量穿过组织的光强度的变化,可应用于研究在日常生活中不易被察觉的情况和自由移动的动物^[8]。其中以CW NIRS应用最为广泛。

功能性磁共振成像(functional magnetic resonance imaging, fMRI)是脑成像研究的重要方法,fMRI是通过血红蛋白浓度变化所引起的磁性改变来获得血氧水平依赖信号,其作用机制与fNIRS相似^[9]。fMRI具有良好的空间分辨率,但时间分辨率较低,在设备内的运动非常有限。fNIRS的时间分辨率优于fMRI和正电子发射断层成像(positron emission tomography, PET),空间分辨率优于脑磁图(magnetoencephalography, MEG)和脑电图(electroencephalogram, EEG),但低于fMRI和PET^[10]。成像深度受某些因素的影响,如光的波长和强度、组织的光学特性以及光源与光探测器的距离^[11]。fNIRS是通过二极管发出光线穿透头骨,根据组织吸收速率的不同可穿透1~1.5cm的皮质,但无法测量基底节等深部脑组织。在人类研究中,fNIRS的成像深度通常局限于皮质表面^[10-11]。

基于研究目的不同,fNIRS数据处理上也会存在差异。一般认为,使用Oxy-Hb和Deoxy-Hb的平均值分析姿势控制相关的皮质活动比使用峰值更可取,因为峰值更依赖于运动和其他伪影的精确去除。与平均值或峰值相比,在不同任务期间得出的中位数受异常值的影响较小^[12],其适合于小样本量的fNIRS研究。目前大多数研究主要使用Oxy-Hb的均值来反映姿势控制任务中相关皮质的激活改变,因为其对任务相关的血流动力学变化的敏感性更高^[12-14]。fNIRS在姿势控制方面的研究常以压力中心(center of pressure, COP)运动速度(包括前-后向和左-右向)、轨迹和幅度参数中的一个或多个作为姿势控制和平衡

的替代指标,通过 fNIRS 采集目标皮质的 Oxy-Hb 值来研究姿势控制任务时大脑激活模式的改变。Mahoney 等^[15]的研究使用线性混合效应模型证实了与健康人相比,帕金森病老年人前额叶皮质(prefrontal cortex, PFC) Oxy-Hb 激活水平与姿势稳定性表现之间存在联系。

姿势控制的调节机制

姿势稳定性主要受到内源性和外源性两种干扰,产生动态的、节段间的力量,可导致身体重心向支撑面边界偏移,从而影响躯体稳定。基于姿势控制的神经机制,中枢神经系统(central nervous system, CNS)是通过预期性姿势调节(anticipatory postural adjustments, APAs)和代偿性姿势调节(compensatory postural adjustments, CPAs)来进行姿势调整^[16]。APAs 一般是在平衡扰动出现前被激活,与躯干和下肢肌肉的兴奋或抑制相关,其作用是使预期的姿势扰动负面影响最小化。APAs 的激活时序为自远端向近端,可抵消扰动效应,恢复身体位置,而 CPAs 则是自近端向远端,以维持身体垂直定位。研究发现,当个体知晓即将发生的扰动时序时,补偿性 COP 位移会明显减小,该结果提示,APAs 对姿势稳定具有重要作用^[17]。目前,评估 APAs 和 CPAs 主要是通过姿势干扰活动时近端肌被激活或抑制的时间(时间整合)、多个肌肉活动的空间整合以及肌肉激活的幅度等来进行,如站位下快速上举手臂^[18]。近年来,有学者利用 TMS、fNIRS 等影像学技术观察姿势控制的中枢调节机制^[19-20]。

参与调节姿势控制的神经网络主要包括皮质下神经网络和脊髓网络^[21]。近年来研究表明,更高级中枢(如大脑皮质)的下行通路和外周感觉反馈可使运动模式多样化,同时增强个体对任务、环境的适应能力^[22]。也就是说,大脑皮质在姿势控制中具有重要作用,尤其是额叶和顶叶。有研究发现,注意力控制在维持站位姿势控制起重要作用,即背外侧前额叶皮质(dorsolateral prefrontal cortex, DLPFC)参与了注意的选择性分配,故发生姿势扰动时 DLPFC 的激活水平也将发生变化^[23]。Mihara 等^[24]利用 fNIRS 发现,不论平衡干扰是否可预测,双侧 PFC 的氧合血红蛋白水平平均明显提高,而辅助运动区(supplementary motor area, SMA)和顶后小叶仅在可预测的条件下被激活。也就是说,产生 APAs 的结构可能是运动前皮质(premotor area, PM)和 SMA^[21]。有学者在健康人同时执行复杂认知任务和保持静态站立任务时进行姿势摆动的静态和动态测量,结果发现,PFC 的 Oxy-Hb 明显降低,该结果提示,双重任务有助于促进自动化姿势控制的出现^[25]。脑干网状结构接受 SMA 投射的纤维,同时向下形成网状脊髓束,以激活 APAs、调节运动和姿势张力,即 SMA 可能通过皮质网状脊髓束来调节姿势和脑卒中后的姿势控制水平^[26]。

fNIRS 在姿势控制评估的研究

衰老、帕金森病和脑卒中均可导致姿势控制系统受损,但其机制及表现又有所不同。自然衰老会影响运动皮质区,导致 SMA 与初级运动皮质间的促进作用受损,且在更具认知挑战的步态中引起前额叶激活增加^[7]。与健康老年人相比,帕金森病患者的平衡功能障碍出现得更早^[20]。基底节尤其是黑质对脑干上部背侧的投射,有助于优化肌肉张力以调节姿

势平衡。该机制在帕金森病患者中受损,导致包括踝部肌肉在内的全身肌僵直。

一、fNIRS 在衰老受试者姿势控制评估中的应用

姿势控制是一个动态的过程,主要通过调节视觉、前庭觉和躯体感觉三种感觉输入权重以适应环境的变化。衰老会导致姿势控制时对外界干扰的反应能力和感觉整合能力下降,特别是当感觉信号受阻或不准确时^[27]。这可能是由于与年龄相关的神经肌肉功能下降及认知和视空间处理能力下降所致。与年轻人相比,老年人会更多使用髻策略维持平衡而非踝策略,这可能与踝关节控制减弱和本体感觉功能减退所致。此外,在出现平衡干扰时,老年人相关姿势肌肉的反应启动时间变长^[13]。与中年人相比,老年人在感觉整合测试时大脑皮质激活更强烈,尤其是在枕叶(视觉处理)、外侧额叶(注意力)和颞顶叶(前庭)区域^[28]。老年人处理视觉流刺激(optic flow stimulation)的能力可能降低,表现为视觉流速度增加时,姿势摆动(postural sway)增加^[29]。Teo 等^[23]进一步研究发现,在面对更复杂的感知任务时,老年人可能通过代偿性调整以维持姿势控制,双侧 DLPFC 激活更为明显。

皮质下网络和脊髓网络主要参与调节姿势平衡控制,一般认为该过程大部分是自动化调节的^[21]。衰老会使直立姿势和运动的自动化调节向皮质控制转变,导致跌倒和残疾的风险增加^[30]。在进行认知和姿势控制双重任务条件时,自动化程度降低尤为明显,从而引起任务间对神经参与程度的竞争^[31]。与年轻人相比,老年人在姿势控制上表现出皮质兴奋区域的广泛增加,尤其是前额叶皮质(prefrontal cortex, PFC)^[32]。Mihara 等^[24]使用 fNIRS 观察发现,老年人双侧 DLPFC 和额叶视区在维持站位平衡时被持续激活,且姿势控制负荷对 DLPFC 的影响大于认知负荷,提示 DLPFC 在姿势、认知双重任务中有重要作用。而 Marusic 等^[13]的研究则发现,安静站立、单任务(认知任务或姿势控制)和双重任务条件下,衰老对前额叶 Oxy-Hb 和 Deoxy-Hb 均无显著影响,该结果差异可能由各研究任务设置和数据处理方式不同所致。此外,随着年龄的增长,大脑形态和皮质厚度也会发生变化(如变薄或萎缩),可能会混淆不同年龄组的 fNIRS 结果^[33]。关于衰老引起姿势控制的中枢机制改变仍需进一步研究支持。

二、fNIRS 在帕金森病患者姿势控制评估中的应用

姿势控制障碍是帕金森病(Parkinson's disease, PD)患者的主要问题之一,其可能导致患者跌倒、步行障碍甚至死亡^[34]。PFC 在认知、平衡和姿势控制中可能具有重要作用。PD 患者因基底节功能障碍导致运动的自动化程度降低,更多地依赖激活 PFC 代偿维持姿势控制。自动化姿势控制的受损可能是由皮质-纹状体运动通路的连接降低和自动运动指令无法发送至感觉运动纹状体所致^[35]。目前的研究大多使用 fNIRS 分析 PD 患者在进行任务活动时,与姿势控制相关皮质区 Oxy-Hb 和 Deoxy-Hb 的水平变化,以研究姿势控制的神经回路改变^[35]。与健康人相比,PD 患者进行姿势控制任务时 PFC 氧合水平明显增高,这为 PD 患者姿势控制不稳提供了新的治疗思路^[15]。跨越障碍物是一项常见的日常生活活动,其成功完成需要运动计划、相关刺激的注意和视觉空间定位能力。PD 患者在行走过程中可能试图通过增加认知控制(尤其是执行控制)来代偿自动化控制障碍,但会受到执行控制障碍的限制。在更具挑战

性的步行条件下, CNS 无法产生合理的适应性行为变化, 从而导致患者跌倒^[36]。健康人步行启动时会激活 SMA, 产生 APAs, 以易化姿势张力和促进步行节律, 而 PD 患者该项功能受损, 常出现步态启动困难^[26]。步行复杂性对决定额叶的参与程度有着重要作用。在健康老年人中, 进行认知任务时会显著激活额叶, 且被激活程度显著高于进行跨越障碍任务时, PD 患者则相反^[36]。本课题组认为, 临床上可通过在简单的任务中提高神经控制效率和额叶募集水平来增加患者的认知和运动能力, 同时改善 PD 患者的姿势控制和步态。此外, Beretta 等^[14]利用 fNIRS 分析了 tDCS 作用于 M1 对 PD 患者姿势控制的影响, 结果发现, 阳极 tDCS 作用于 M1 可改善 PD 患者对外界干扰的姿势反应, 减少前额叶皮质对扰动姿势反应的参与, 即减少间接通路的作用, 促进姿势控制的自动化。

三、fNIRS 在脑卒中患者姿势控制评估中的应用

大脑中动脉病变引起的皮质下偏瘫是脑卒中后最常见的类型, 其可能导致皮质网状纤维损伤, 出现姿势控制和运动控制障碍^[37]。脑卒中后广泛的大脑皮质可能过度激活参与姿势平衡控制, 包括双侧 PFC、PM、SMA 和顶叶皮质。Emad 等^[38]使用 fNIRS 和 fMRI 评估脑卒中患者在单任务和双重任务(步行的同时进行认知任务)条件下大脑血流动力学改变时发现, 脑卒中后步行控制对 PFC 激活的需求增加, 且在同时存在认知任务的情况下, 这种需求进一步增加。脑卒中后的步行控制涉及自上而下的调整, 以及根据任务、目标和环境直接做出响应, 可能是姿势控制水平的降低引起了 PFC 代偿性激活所致。有研究发现, 脑卒中急性期患者在行走过程中, 双侧 PFC 的 Oxy-Hb 明显增加, 且不会因任何额外的认知负荷进一步增加^[39]。在认知表现方面, 与单任务相比, 双重任务中的运动任务并没有降低答对率, 而是受到较高的认知负荷的负向影响。这可能是亚急性期和慢性期卒中患者之间差异所致。慢性期患者姿势控制和步行能力已大部分恢复, 因此大脑皮质可更多参与同时进行得认知任务, 而亚急性期患者仍处于恢复步态自动化的过程, 大脑可能更多地参与运动控制。Fujimoto 等^[40]使用 CW fNIRS 研究了皮质下脑卒中患者 20 例, 结果发现, SMA 被激活可能有助于促进脑卒中后姿势控制的恢复。Andrea 等^[41]的研究发现, 健康成人在使用助行器进行迈步运动时, 下肢 APAs 幅度降低, 胫前肌活动幅度与 SMA 脱氧血红蛋白浓度变化呈正相关, 该结果对脑卒中后 APAs 激活训练方法有一定指导意义。有研究表明, 脑卒中患者进行功能性够物和抓握训练时, 同侧感觉运动皮质兴奋性增加, 提示该区域对脑卒中后姿势控制和上肢功能的恢复可能有一定作用^[42]。

四、其他疾病

fNIRS 也常用于研究其它疾病姿势控制改变的神经机制。Helmich 等^[43]对比了有和无症状的脑震荡后运动员的姿势控制表现, 用 fNIRS 分析额极皮质(frontopolar cortex)的 Oxy-Hb 水平, 结果显示, 有症状者在姿势控制任务中(尤其是闭眼条件下), 姿势摆动增加而额极 Oxy-Hb 降低, 这可能与患者姿势控制和感觉整合障碍有关。韧带、肌肉等损伤后 CNS 的适应可能会对恢复过程产生影响, 如导致病程延长, 平衡策略改变^[44]。Rosen 等^[45]利用 fNIRS 发现, 慢性踝关节不稳(chronic ankle instability, CAI)患者 SMA 的激活程度会出现很大差异, 可能是积极的皮质适应所致, 该结果为 CAI 患者姿势控制的神经机制改

变提供了依据。

fNIRS 在临床研究的研究

fNIRS 除了作为评估工具外, 也可与其它技术结合应用于临床治疗。Mihara 等^[46]研发了近红外光谱调节神经生物反馈系统(near-infrared spectroscopy-mediated neurofeedback, NIRS-NFB), 并利用其刺激外侧 PM 以改善卒中后上肢功能。Fujimoto 等^[47]研究了 NIRS-NFB 刺激 SMA 对姿势控制和上肢功能的影响, 结果发现, NIRS-NFB 可在无任何并行任务的情况下促进局部皮质活动, 且 SMA 与平衡恢复之间显著相关, 提示 SMA 可作为促进平衡和姿势控制的治疗靶点。

fNIRS 与脑机接口(brain computer interface, BCI)结合是近年来研究的热点之一。BCI 可分为主动型和被动型, 其中主动 BCI 生成不依赖于外部刺激或设备的大脑活动相关的输出, 被动 BCI 生成的输出则取决于外部刺激引起的大脑活动^[48]。在主动 BCI 系统中, 测试者常通过有意唤起特定大脑区域的不同激活模式来控制输出, 如运动想象、心算等。fNIRS-BCI 则是应用皮质区的 fNIRS 信号建立 BCI 系统以分辨运动想象、心算等。目前多种分类器模型被应用于 BCI 系统, 包括人工神经网络、线性判别器和支持向量机(support vector machine, SVM)等^[49]。此前大多数研究从受试者休息状态下解码 fNIRS 信号, Li 等^[50]使用 fNIRS-BCI 检测行走过程中受试者自我调节的意图, 其准确率比单一的 SVM 模型高出 13.8%, 提示 fNIRS-BCI 在步态辅助设备控制是可行的。fNIRS-BCI 在健康受试者中分类精确率为 70%~90%, 而在慢性重度瘫痪患者中分类准确率往往较低^[51]。为了提高任务分类准确性, 有学者引入了组合系统, 如 EEG-NIRS 混合系统, 最常见的是将 fNIRS 平均信号与 EEG 功率谱密度结合以提高系统精确度^[49, 52]。焦学军等^[53]指出, 加入 PFC 血氧变化信息可提高 BCI 分类性能, 验证了混合型 fNIRS-BCI 应用于肢体运动时脑功能活动提取的可行性。Hong 等^[49]利用混合型 EEG-fNIRS 的 BCI 设备发现, 可通过激活双侧 PFC、SMA 等区域改善闭锁综合征患者姿势控制和平衡功能。未来仍需进一步研究解码患者的多种姿势信息。

总结和展望

综上所述, 姿势控制是一项复杂的运动任务, 大脑皮质在姿势控制中具有重要作用。fNIRS 对大脑皮质具有较好的时间分辨率和空间分辨率, 是研究姿势控制的理想工具。fNIRS 在姿势控制方面的研究结果可能为神经调控技术靶点定位提供理论依据, 同时, fNIRS 与 EEG、BCI 等技术的结合可进一步扩大 fNIRS 在临床治疗中的应用。但目前大多数研究是在基于健康人 APAs 激活模式条件下, 运用 fNIRS 检测并分析不同疾病中相关大脑皮质激活程度, 而对皮质过度激活的深层机制和意义尚不清楚。此外, fNIRS 成像深度主要局限在皮质表面, 在不同姿势任务条件下皮质下结构的变化仍未知, 因此需要更多大样本、高质量的研究进一步明确各神经结构在姿势控制中的作用, 为姿势控制治疗提供指导思路。

参考文献

[1] Shumway-Cook A, Woollacott M. Motor Control: Translating Research

- Into Clinical Practice[M]. 5th ed. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins, 2017:443-527.
- [2] Persson CU, Kjellberg S, Lernfelt B, et al. Risk of falling in a stroke unit after acute stroke: the Fall study of Gothenburg (FallsGOT) [J]. Clin Rehabil, 2018, 32 (3): 398-409. DOI: 10. 1177/0269215517728325.
- [3] 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]. Organ Res Met, 2016, 1; 1-23. DOI: 10.1177/1094428116658959.
- [4] 窦佳鸣, 李春光, 睦演祥, 等. 重复经颅磁刺激对脑卒中后上肢功能影响的近红外脑功能成像研究[J]. 中华物理医学与康复杂志, 2019, 41(6): 418-423. DOI: 10.3760/cma.j.issn.0254-1424.2019.06.005.
- [5] Jöbsis FF. Noninvasive, infrared monitoring of cerebral and myocardial oxygen sufficiency and circulatory parameters[J]. Science, 1977, 198 (4323): 1264-1267. DOI: 10.1126/science.929199.
- [6] Kim HY, Seo K, Jeon HJ, et al. Application of functional near-infrared spectroscopy to the study of brain function in humans and animal models[J]. Mol Cells, 2017, 40(8): 523-532. DOI: 10.14348/molcells.2017.0153.
- [7] Coelho DB, Bazún PR, Zimeo Morais GA, et al. Frontal hemodynamic response during step initiation under cognitive conflict in elderly and young healthy people[J]. J Gerontol A Biol Sci Med Sci, 2021, 76 (2): 216-223. DOI: 10.1093/gerona/glaa125.
- [8] Yang M, Yang Z, Yuan T, et al. A systemic review of functional near-infrared spectroscopy for stroke: current application and future directions [J]. Front Neurol, 2019, 10; 58. DOI: 10.3389/fneur.2019.00058.
- [9] Amyot F, Kenney K, Spessert E, et al. Assessment of cerebrovascular dysfunction after traumatic brain injury with fMRI and fNIRS[J]. Neuroimage Clin, 2020, 25; 102086. DOI: 10.1016/j.nicl.2019.102086.
- [10] Sakudo A. Near-infrared spectroscopy for medical applications: current status and future perspectives[J]. Clin Chim Acta, 2016, 455; 181-188. DOI: 10.1016/j.cca.2016.02.009.
- [11] Len-Carrin J, Len-Domnguez U. Functional near-infrared spectroscopy (fNIRS): principles and neuroscientific applications [M]. Croatia: Intech, 2012; 47-74.
- [12] Menant JC, Maidan I, Alcock L, et al. A consensus guide to using functional near-infrared spectroscopy in posture and gait research[J]. Gait Posture, 2020, 82; 254-265. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2020.09.012.
- [13] Marusic U, Taube W, Morrison SA, et al. Aging effects on prefrontal cortex oxygenation in a posture-cognition dual-task: an fNIRS pilot study[J]. Eur Rev Aging Phys Act, 2019, 16; 2. DOI: 10.1186/s11556-018-0209-7.
- [14] Beretta VS, Vitorio R, Nóbrega-Sousa P, et al. Effect of different intensities of transcranial direct current stimulation on postural response to external perturbation in patients with Parkinson's disease[J]. Neurorehabil Neural Repair, 2020, 34(11): 1009-1019. DOI: 10.1177/1545968320962513.
- [15] Mahoney JR, Holtzer R, Izzetoglu M, et al. The role of prefrontal cortex during postural control in Parkinsonian syndromes a functional near-infrared spectroscopy study[J]. Brain Res, 2016, 1633; 126-138. DOI: 10.1016/j.brainres.2015.10.053.
- [16] Ivanenko Y, Gurfinkel VS. Human postural control[J]. Front Neurosci, 2018, 12; 171. DOI: 10.3389/fnins.2018.00171.
- [17] Mani H, Miyagishima S, Kozuka N, et al. Development of temporal and spatial characteristics of anticipatory postural adjustments during gait initiation in children aged 3-10 years[J]. Hum Mov Sci, 2020, 75; 102736. DOI: 10.1016/j.humov.2020.102736.
- [18] Smith JA, Fisher BE. Anticipatory postural adjustments and spatial organization of motor cortex: evidence of adaptive compensations in healthy older adults[J]. J Neurophysiol, 2018, 120(6): 2796-2805. DOI: 10.1152/jn.00428.2018.
- [19] Chiou SY, Hurry M, Reed T, et al. Cortical contributions to anticipatory postural adjustments in the trunk[J]. J Physiol, 2018, 596(7): 1295-1306. DOI: 10.1113/JP275312.
- [20] Lazarotto L, Bobbo GZG, Siega J, et al. Static and dynamic postural control: comparison between community old adults and people with Parkinson's disease[J]. Physiother Res Int, 2020, 25(3): e1844. DOI: 10.1002/pri.1844.
- [21] Takakusaki K. Functional Neuroanatomy for posture and gait control [J]. J Mov Disord, 2017, 10(1): 1-17. DOI: 10.14802/jmd.16062.
- [22] Varghese JP, Staines WR, McIlroy WE. Activity in functional cortical networks temporally associated with postural instability[J]. Neuroscience, 2019, 401; 43-58. DOI: 10.1016/j.neuroscience.2019.01.008.
- [23] Teo WP, Goodwill AM, Hendy AM, et al. Sensory manipulation results in increased dorsolateral prefrontal cortex activation during static postural balance in sedentary older adults: An fNIRS study[J]. Brain Behav, 2018, 8(10): e01109. DOI: 10.1002/brb3.1109.
- [24] Mihara M, Miyai I, Hatakenaka M, et al. Role of the prefrontal cortex in human balance control [J]. Neuroimage, 2008, 43(2): 329-336. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2008.07.029.
- [25] St-Amant G, Rahman T, Polskaia N, et al. Unveiling the cerebral and sensory contributions to automatic postural control during dual-task standing[J]. Hum Mov Sci, 2020, 70; 102587. DOI: 10.1016/j.humov.2020.102587.
- [26] Richard A, Van Hamme A, Drevelle X, et al. Contribution of the supplementary motor area and the cerebellum to the anticipatory postural adjustments and execution phases of human gait initiation[J]. Neuroscience, 2017, 358; 181-189. DOI: 10.1016/j.neuroscience.2017.07.029.
- [27] de Dieuleveult AL, Siemonsma PC, van Erp JB, et al. Effects of Aging in Multisensory Integration: A Systematic Review[J]. Front Aging Neurosci, 2017, 9; 80. DOI: 10.3389/fnagi.2017.00080.
- [28] Lin CC, Barker JW, Sparto PJ, et al. Functional near-infrared spectroscopy (fNIRS) brain imaging of multi-sensory integration during computerized dynamic posturography in middle-aged and older adults [J]. Exp Brain Res, 2017, 235(4): 1247-1256. DOI: 10.1007/s00221-017-4893-8.
- [29] Hinderaker M, Sylcott B, Williams K, et al. Aging affects the ability to process the optic flow stimulations; a functional near-infrared spectrometry study [J]. J Mot Behav, 2020, 52(4): 466-473. DOI: 10.1080/00222895.2019.1645639.
- [30] Ambrose AF, Paul G, Hausdorff JM. Risk factors for falls among older adults; a review of the literature[J]. Maturitas, 2013, 75(1): 51-61. DOI: 10.1016/j.maturitas.2013.02.009.
- [31] Rosso AL, Cenciariini M, Sparto PJ, et al. Neuroimaging of an attention demanding dual-task during dynamic postural control [J]. Gait Posture, 2017, 57; 193-198. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2017.06.013.

- [32] Wang B, Zhang M, Bu L, et al. Posture-related changes in brain functional connectivity as assessed by wavelet phase coherence of NIRS signals in elderly subjects[J]. *Behav Brain Res*, 2016, 312: 238-245. DOI: 10.1016/j.bbr.2016.06.037.
- [33] Provencher D, Hennebelle M, Cunnane SC, et al. Cortical thinning in healthy aging correlates with larger motor-evoked EEG desynchronization[J]. *Front Aging Neurosci*, 2016, 8: 63. DOI: 10.3389/fnagi.2016.00063.
- [34] Hung YT, Chen LC, Wu RM, et al. The effects of task prioritization on dual-tasking postural control in patients with Parkinson disease who have different postural impairments [J]. *Arch Phys Med Rehabil*, 2020, 101(7): 1212-1219. DOI: 10.1016/j.apmr.2020.02.014.
- [35] Bonnet CT, Delval A, Singh T, et al. New insight into Parkinson's disease-related impairment of the automatic control of upright stance [J]. *Eur J Neurosci*, 2020, 52(12): 4851-4862. DOI: 10.1111/ejn.14870.
- [36] Maidan I, Nieuwhof F, Bernad-Elazari H, et al. The role of the frontal lobe in complex walking among patients with Parkinson's disease and healthy older adults; an fNIRS study[J]. *Neurorehabil Neural Repair*, 2016, 30(10): 963-971. DOI: 10.1177/1545968316650426.
- [37] McCombe Waller S, Yang CL, Magder L, et al. Impaired motor preparation and execution during standing reach in people with chronic stroke[J]. *Neurosci Lett*, 2016, 630: 38-44. DOI: 10.1016/j.neulet.2016.07.010.
- [38] Al-Yahya E, Johansen-Berg H, Kischka U, et al. Prefrontal cortex activation while walking under dual-task conditions in stroke: a multimodal imaging study[J]. *Neurorehabil Neural Repair*, 2016, 30(6): 591-599. DOI: 10.1177/1545968315613864.
- [39] Hermand E, Tapie B, Dupuy O, et al. Prefrontal cortex activation during dual task with increasing cognitive load in subacute stroke patients: a pilot study[J]. *Front Aging Neurosci*, 2019, 11: 160. DOI: 10.3389/fnagi.2019.00160.
- [40] Fujimoto H, Mihara M, Hattori N, et al. Cortical changes underlying balance recovery in patients with hemiplegic stroke[J]. *Neuroimage*, 2014, 85: 547-554. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2013.05.014.
- [41] de Lima-Pardini AC, Zimeo Morais GA, Balardin JB, et al. Measuring cortical motor hemodynamics during assisted stepping - An fNIRS feasibility study of using a walker[J]. *Gait Posture*, 2017, 56: 112-118. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2017.05.018.
- [42] Lim SB, Eng JJ. Increased sensorimotor cortex activation with decreased motor performance during functional upper extremity tasks poststroke[J]. *J Neurol Phys Ther*, 2019, 43(3): 141-150. DOI: 10.1097/NPT.0000000000000277.
- [43] Helmich I, Coenen J, Henckert S, et al. Reduced frontopolar brain activation characterizes concussed athletes with balance deficits [J]. *NeuroImage Clin*, 2020, 25: 102164. DOI: 10.1016/j.nicl.2020.102164.
- [44] Needle AR, Lepley AS, Grooms DR. Central nervous system adaptation after ligamentous injury: a summary of theories, evidence, and clinical interpretation[J]. *Sports Med*, 2017, 47(7): 1271-1288. DOI: 10.1007/s40279-016-0666-y.
- [45] Rosen AB, Yentes JM, McGrath ML, et al. Alterations in cortical activation among individuals with chronic ankle instability during single-limb postural control[J]. *J Athl Train*, 2019, 54(6): 718-726. DOI: 10.4085/1062-6050-448-17.
- [46] Mihara M, Hattori N, Hatakenaka M, et al. Near-infrared spectroscopy-mediated neurofeedback enhances efficacy of motor imagery-based training in poststroke victims: a pilot study[J]. *Stroke*, 2013, 44(4): 1091-1098. DOI: 10.1161/STROKEAHA.111.674507.
- [47] Fujimoto H, Mihara M, Hattori N, et al. Neurofeedback-induced facilitation of the supplementary motor area affects postural stability[J]. *Neurophotonics*, 2017, 4(4): 045003. DOI: 10.1117/1.NPh.4.4.045003.
- [48] Nazeer H, Naseer N, Mehboob A, et al. Enhancing classification performance of fNIRS-BCI by identifying cortically active channels using the Z-score method[J]. *Sensors*, 2020, 20(23): 6995. DOI: 10.3390/s20236995.
- [49] Hong KS, Khan MJ, Hong MJ. Feature extraction and classification methods for hybrid fNIRS-EEG brain-computer interfaces [J]. *Front Hum Neurosci*, 2018, 12: 246. DOI: 10.3389/fnhum.2018.00246.
- [50] Li C, Su M, Xu J, et al. A between-subject fNIRS-BCI study on detecting self-regulated intention during walking[J]. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 2020, 28(2): 531-540. DOI: 10.1109/TNSRE.2020.2965628.
- [51] Hong KS, Naseer N, Kim YH. Classification of prefrontal and motor cortex signals for three-class fNIRS-BCI [J]. *Neurosci Lett*, 2015, 587: 87-92. DOI: 10.1016/j.neulet.2014.12.029.
- [52] Khan MJ, Hong KS. Hybrid EEG-fNIRS-Based Eight-Command decoding for BCI: application to quadcopter control [J]. *Front Neurobot*, 2017, 11: 6. DOI: 10.3389/fnbot.2017.00006.
- [53] 焦学军, 张朕, 姜劲, 等. 基于功能性近红外光谱技术的脑机接口 [J]. *上海交通大学学报*, 2017, 51(12): 1456-1463. DOI: 10.16183/j.cnki.jsjtu.2017.12.008.

(修回日期: 2021-04-02)

(本文编辑: 阮仕衡)