

本文引用:刘梦君,祁芳,曹倩茹,凌晨,张泓.肌肉协同理论在脑性瘫痪儿童运动功能障碍分析中的应用与展望[J].湖南中医药大学学报,2022,42(5):867-872.

肌肉协同理论在脑性瘫痪儿童运动功能障碍分析中的应用与展望

刘梦君,祁芳,曹倩茹,凌晨,张泓*
(湖南中医药大学针灸推拿与康复学院,湖南长沙410208)

[摘要]“肌肉协同”被认为是中枢神经系统控制骨骼肌完成各种动作的最小受控单位,是大脑控制运动的一种高效策略。近年来,许多研究表明肌肉协同的异常改变能在一定程度上反映不同类型脑功能损伤的机制和特征等相关信息,这为脑性瘫痪患者运动表现的异常提供了控制层面的直接解释,成为国内外研究脑性瘫痪运动功能障碍评估的热点之一。本文就肌肉协同理论及其在脑性瘫痪运动功能评估与康复中的应用展开综述,为临床上基于肌肉协同理论进行相关评估与研究提供一定的参考。

[关键词] 脑性瘫痪;肌肉协同;表面肌电图;运动控制;综述

[中图分类号] R276.1

[文献标志码] A

[文章编号] doi:10.3969/j.issn.1674-070X.2022.05.030

Application and prospect of muscle synergy theory in the analysis of motor dysfunction in children with cerebral palsy

LIU Mengjun, QI Fang, CAO Qianru, LING Chen, ZHANG Hong*

(College of Acupuncture & Tuina and Rehabilitation, Hunan University of Chinese Medicine, Changsha, Hunan 410208, China)

[Abstract] "Muscle synergy" is considered to be the smallest controlled unit of the central nervous system to control skeletal muscle to complete various movements. It is an efficient strategy for the brain to control movement. In recent years, many studies have shown that the abnormal changes of muscle synergy can reflect the mechanism and characteristics of different types of brain function injury to a certain extent, which provides a direct explanation at the control level for the abnormal motor performance of patients with cerebral palsy, and has become one of the hotspots in the evaluation of motor dysfunction of cerebral palsy at home and abroad. This paper reviews the muscle synergy theory and its application in motor function evaluation and rehabilitation of cerebral palsy, so as to provide some reference for clinical evaluation and research based on muscle synergy theory.

[Keywords] cerebral palsy; muscle synergy; surface electromyography; motion control; review

“肌肉协同”被认为是潜在运动行为的基石,神经系统编码控制一系列的肌肉协同,肌肉协同通过不同的组合形式叠加控制最底层肌肉的激活和收缩,进而驱动骨骼系统实现任务层面的运动控制^[1-7],即肌肉协同是在运动发育阶段和动作技能学习的过程中由神经系统构建而来的一种运动控制模

式^[8-10],其基本观点是中枢神经系统对运动的控制,并不是单独控制某一块肌肉,而是通过控制若干个肌肉群组的收缩来实现^[11-14]。肌肉协同包含了与运动控制有关的重要信息,更接近神经肌肉控制体系的本质,有利于神经系统内在功能模式的揭示。

近年来,随着肌电分析处理技术的快速发展,肌

[收稿日期] 2021-06-24

[基金项目] 湖南省残疾人联合会康复科研项目(2019XK014);湖南中医药大学医学技术一流学科开放基金项目(2018YXJS08)。

[第一作者] 刘梦君,女,硕士研究生,研究方向:神经系统常见疾病的康复机理与临床研究。

[通信作者] *张泓,男,教授,博士研究生导师,E-mail:zh5381271@sina.com。

肉协同理论逐渐被引入脑性瘫痪(简称脑瘫)研究。脑瘫患儿中枢神经系统受损,普遍存在不同程度的运动功能障碍,患儿躯干及骨盆的控制减弱,在不同活动中的姿势控制能力较差^[15-17],并常伴有感知觉、认知以及继发性肌肉骨骼等问题^[18-19],严重影响脑瘫患儿的日常生活、学习、社会适应及人际交流。脑瘫患儿的早期评估及干预具有重要作用^[20],而目前采用的运动评估量表无法对脑瘫患儿运动功能进行量化评估。肌肉协同从肌肉激活模式的角度来研究脑瘫患儿运动障碍的机制,强调将神经对肌肉的控制作为一个体系来进行处理,通过分析神经肌肉系统活动的时间序列信号,能够在非损伤状态下实时、准确地反映肌肉功能活动状态^[8-9],为脑瘫患儿运动障碍的量化评估提供了可能,已经成为临床康复过程中的重要研究技术指标和指导临床应用的重要参数^[21]。本文综述了国内外脑性瘫痪领域中肌肉协同的临床应用进展,以期后续研究提供一定的临床指导。

1 肌肉协同分析

肌肉协同提取于表面肌电(surface electromyography, sEMG)记录到的肌电信号,具有多通道、即时性好和无创等特点。与其他肌电分析相比,肌肉协同分析将提取的肌肉协同信息转化为矩阵或其他特定的数据形式,再从这些处理后的二阶或者更高阶的数据中来获取神经-肌肉控制的相关信息,能够更充分地反映神经控制体系的内在结构,利于运动障碍的揭示。主要过程包括:(1)sEMG预处理。目的是通过对原始sEMG信号进行预处理,得到归一化的包络矩阵。(2)提取肌肉协同。对预处理后的sEMG信号进行矩阵分解,得到相应的结构矩阵和激活系数矩阵。(3)肌肉协同评价。对同一任务不同测试者之间的肌肉协同信息(结构矩阵和激活系数)进行相关性分析。

1.1 肌电信号预处理

在对采集到的sEMG信号进行相关分析前,首先要对其依次进行滤波、去均值、整流、周期分割和幅值归一化等处理,进而得到肌电信号的包络矩阵。sEMG信号的频谱主要分布在50~250 Hz,而运动过程中由肌肉与皮肤之间相对位移而产生的运动伪迹噪声,频谱一般分布在0~20 Hz,滤波和整流可以

消除sEMG信号的低频运动伪迹噪声^[22]。为了确保不同测试对象的处理结果不会偏向于肌肉激活幅值较大的信号,常采用基于肌电信号峰值的最大值归一化方法进行幅值归一化处理,以实现无偏协同的提取^[23]。

1.2 矩阵分解方法

肌肉协同信息的获取通过对预处理后的多通道sEMG信号进行矩阵分解来实现。提取处理方法包括非负矩阵分解(non-negative matrix factorization, NMF)、主成分分析(principal component analysis, PCA)、独立元素分析(independent component analysis, ICA)和因子分析(factor analysis, FA)等。其中,NMF算法增加了对矩阵分解的非负性约束条件,使得分解得到的协同结果更加具有实际的生理意义,在肌肉协同分析过程中应用最多^[24-25]。

1.3 协同数目提取

目前,临床上主要运用数据变异度(variability accounted for, VAF)曲线的方法来确定肌肉协同^[26]。VAF的取值范围为0~1,从矩阵分解的角度来说,VAF的数值会随着协同数目取值的增加而有少量的增加,协同数目越多,VAF值越大,重构精度也就越高,当VAF不再随着肌肉协同数目的增加而改变时,此时所取的肌肉协同数值就是当前任务条件下提取的肌肉协同数。

1.4 肌肉协同评价

在分析同一任务条件下肌肉协同的差异时,最常用肌肉协同的相似性来进行度量^[27],肌肉协同相似性分析包括协同结构间的相似性和激活系数间的相似性,相似性的判定选取皮尔森相关系数(r)为依据。若比较两个不同矩阵的相似程度,可根据系数 r 进行判断,当 $r>0.8$,认为具有相似性。通过分析比较同一任务条件下不同受试者的 r ,可以判断脑瘫患儿肌肉协同模式的异常。

2 肌肉协同理论在脑瘫中的应用

2.1 分析脑瘫患儿运动功能障碍的原因

脑瘫患儿中枢神经系统受损,在不同活动中的运动控制较差,往往表现为持续存在的中枢性运动障碍与姿势发育异常,是临床康复亟待解决的问题之一。肌肉协同是神经系统控制运动表现的高级策略,贯穿运动发育的全过程,从运动神经控制系统来

说,两者是不同层面上的两种特征,运动表现的变化必然包含神经肌肉协调控制能力的改变^[28-29]。通过观察肌肉协同特征的变化,可以更好地了解运动功能障碍的原因,为患儿的康复训练方案提供更科学、更有针对性的指导。

2.1.1 肌肉协同结构异常 脑瘫患儿进行上肢伸展任务过程中的肌肉协同应用策略与正常儿童相比有显著差异^[30],主要表现为简单化策略、部分肌肉协同功能弱化,在同一任务下,脑瘫患儿从任务当中提取的肌肉协同数目较正常儿童有所下降,同时肌肉协同结构和激活水平也发生了不同程度的改变,脑瘫患儿无法正常调节不同类型骨骼肌内运动单位的激活强度而出现协同元激活减弱和去募集不足^[31]。此外,在进行更高要求的任务时,不同病情脑瘫患儿的肌肉协同应用策略也有所不同,不同脑瘫患儿之间协同结构和激活系数的相似度远小于正常发育儿童^[32],动作变异度大,机体难以完成复杂动作任务的学习。

脑瘫患儿中枢神经系统受损,与运动控制有关的肌肉协同结构异常,主要表现为参与构建动作的肌肉协同数减少、变异性增高,无法保证运动时各个环节之间的协调而导致运动表现异常。

2.1.2 肌肉协同低级化 脑瘫患儿肌肉协同特征发生多方面的改变,如肌肉协同的复杂性下降、协同募集趋向简单化,包括在构成肌肉的数量、参与运动的肌肉协同数和动作的变异性上均有显著差异^[8,33]。脑瘫患儿中枢神经受损,神经肌肉控制系统的复杂度和活跃程度降低,尤其是神经控制部分,在同一任务下,脑瘫患儿在运动过程中募集到的肌肉协同数较正常儿童的少,甚至部分神经肌肉结构失去功能,不再参与机体动作的构建,同时中枢神经系统输入减少以及下行抑制系统活动减弱,肌肉选择性驱动能力下降,神经系统对肌肉激活时间的控制无序导致机体无法稳定地控制肌肉输出,患儿对运动的选择控制能力和灵活性发生不同程度的降低,表现出异常的运动姿势^[34-35]。

脑瘫患儿肌肉协同结构缺失、肌肉协同募集趋向简单化,神经功能无法进一步向更高级的阶段发展,在运动过程中的姿势控制能力下降,从而难以完成更为复杂的多任务动作学习。

2.1.3 肌肉协同发育障碍 肌肉协同是在运动功能发育阶段逐渐形成的一种神经-肌肉控制模式,与

运动功能的发育密切相关,肌肉协同指征的变化能在一定程度上解释脑瘫患儿的运动异常。伴随着婴幼儿运动功能的不断完善,神经系统对肌肉的调控能力逐渐增强,而脑瘫患儿运动发育迟缓,神经系统对肌肉收缩的调控能力较差,主动肌和拮抗肌的共激活水平下降,肌肉协同发育水平远远落后于同龄正常人^[35],其运动能力、运动神经系统健康程度均表现出不同程度的低下。除了发育水平落后,脑瘫患儿在运动发育的过程中还发育出许多特有的肌肉协同,但其功能较差,患儿利用较多的异常肌肉协同结构参与动作任务的构建,因此,患儿运动控制能力下降,难以完成更为复杂的多任务动作学习^[31,36-37]。

运动功能发育能够促进脑瘫患儿神经系统对其肌肉收缩调控能力增强,与肌肉协同发育具有高度相关性,因此,肌肉协同的不同表征能在一定程度上反映不同类型脑功能损伤机制和特征的相关信息,解释脑瘫患儿的运动表现异常。

2.1.4 肌肉间协调性改变 脑瘫患儿由于中枢神经系统受损,下行抑制系统出现异常,拮抗肌的共激活系数普遍偏高或偏低,从而表现出异常的运动姿势。肌肉协同收缩率能较好地反映主动肌和拮抗肌之间的协调情况,有助于分析患儿的运动功能障碍。不同类型脑瘫患儿的肌肉协同表现并不相同^[38-39]:偏瘫型患儿在肘关节进行最大随意等速向心收缩时主动肌及拮抗肌振幅均有所降低,在肘关节进行屈伸运动时上肢拮抗肌的协同收缩率高于正常水平,肌肉呈现痉挛状态;不随意运动型患儿协同收缩率降低,肌肉呈现迟缓状态;痉挛型患儿在最大收缩期间,主动肌和拮抗肌肌电波幅均减小,拮抗肌的共激活呈现增加趋势,患儿在运动过程中由于对拮抗肌的抑制减少从而出现痉挛性活动。

协同收缩率是机体在主动肌收缩过程中拮抗肌收缩所占有的比例,能在一定程度上反映主动肌和拮抗肌之间的协调程度。脑瘫患儿中枢神经受损,肌肉协同模式异常,机体对肌肉的选择性驱动能力减弱,无法稳定地控制肌肉的输出,从而表现出异常的运动姿势。

2.2 作为评估诊断指标

sEMG 信号的变化与中枢神经系统控制及肌肉本身的生理过程存在一定的一致性。由于脑瘫类型、严重程度及神经控制异常等不同,肌肉协同会发生

相应的改变。基于 sEMG 的肌肉协同变化能够很好地描述患儿的运动缺陷和补偿,并评估其运动的灵活性及适应性程度。

Tang 等^[30]研究指出,脑瘫患儿肌肉协同的数量、结构和激活模式均异于正常儿童,并提出涵盖肌肉协同异常变化信息的上肢功能评估量表来定量评估患儿运动功能障碍的严重程度。Xiong 等^[40]运用 NMF 对收集到的脑瘫患儿肌电信号进行分析发现,脑瘫患儿在运动过程中募集到的肌肉协同数量减少,而每个肌肉协同共激活的肌肉数量增加,并提出与运动时肌肉协同激活的肌肉数量相关的指标(即运动平稳性)来表征肌肉协同的变化,为神经肌肉功能受损的评估提供了一个量化指标。

通过对脑瘫患儿在向前摆、后摆、制动和推进等不同爬行时相的研究发现,建立在肌肉协同分析基础上的肌肉募集分析能从重复性、对称性及主体间相似性等不同方面表征患儿的爬行病理特征,可以反映中枢神经系统调控能力及骨骼肌内运动单位的多样性损伤^[31,41]。Gao 等^[42]使用多元经验模式分解方法来提取脑瘫患儿多尺度的振荡信号,进而定量地分析肌电信号的变化,通过对脑瘫患儿和正常儿童在爬行时的肌电信号分析发现,脑瘫患儿在运动过程中骨骼肌内运动单位出现异常的募集组合,在爬行的某些阶段出现对低频肌电的激活不足和对高频肌电控制的去活化不足。

这些研究利用提取到的肌肉协同信息设计出涵盖运动表现及肌肉协同的综合性指标,量化地评估神经控制和运动表现的状态,从而提高脑瘫病情评价的准确性。

2.3 作为康复训练指导

肌肉协同不但可以用于脑瘫病情的诊断及评估,也可以作为神经系统功能恢复的追踪指标,通过了解患儿肌肉协同的可塑性程度可以为患儿的康复训练方案提供更科学的、有针对性的指导,优化康复方案,从而最大限度地发挥病人的康复潜力。

综合了脑瘫患儿肌肉协同信息的动态运动控制指数(dynamic motor control index during walking, walk-DMC)提供了一个运动控制的量化指标,能够对不同方案的治疗效果做出评估,进而帮助临床康复训练方案的选择^[8,43-44]。Shimizu 等^[45]在评价将康复外骨骼机器人技术(hybrid assistive leg, HAL)用于

脑性瘫痪治疗的有效性及可行性时,观察到脑瘫患者运动过程中肌肉协同分析指征的变化可以作为客观定量指标来评估 HAL 训练改善拮抗性肌肉协同活化的程度,从而预测患儿运动功能康复疗效,为患者康复治疗提供指导。使用不同治疗方法干预脑瘫患儿时,肌肉协同仅有微小的变化,除了协同激活有明显的改善外,大部分指标仅有微小的变化甚至无变化,其中,肌肉协同的数量没有改变,协同结构无明显改变^[46]。这些结果表明,中枢神经系统损伤的肌肉协同功能恢复有一定的难度,但是协同激活的改善相对容易,是一个比较可行的康复目标。

涵盖了肌肉协同信息的运动功能障碍评估量表可以全面有效地帮助临床诊断和康复效果的评估,为脑瘫患儿运动功能障碍提供了一个可行的生理学定量指标。

3 总结与展望

肌肉协同作为大脑皮层控制运动的一种高级策略,与运动表现一样,都是运动神经控制系统其中的一部分,两者之间有必然的联系。肌肉协同理论认为人体复杂运动的基石是肌肉协同,中枢神经系统通过控制少于全身肌肉数量的肌肉协同的灵活组合来控制不同的肌肉激活,进而实现对机体复杂运动表现的控制。

近年来,肌肉协同理论逐渐被引入神经系统方面疾病的研究,但仍还有许多需要完善的地方:(1)提取肌肉协同相关信息的肌电图提供了检测神经肌肉控制的工具,然而肌电信号有一定的局限性,不能提供对个体控制策略的全面视图;(2)协同的提取需要进一步完善,目前脑瘫患儿肌肉协同提取的方式主要集中在肢体内,而如果进行性更高要求的多任务活动时,则需要跨肢体的肌肉协同;(3)目前脑瘫患儿的肌肉协同分析主要集中在步行方面,有关肌肉协同的研究仍有许多空白和不足,尚待引进新技术、新方法,进一步解释其中的奥妙;(4)目前临床上关于脑性瘫痪肌肉协同的临床管理研究较少,且样本量较少,缺乏多中心、大样本的随机对照研究试验;(5)异常的肌肉协同模式与运动功能障碍的关系尚不明确,就目前研究来看,无法确定异常的肌肉协同收缩一定是脑瘫患儿运动功能恢复的阻碍。

为了进一步验证肌肉协同理论,未来肌肉协同相关的重点应该:(1)设计多任务活动以提取机体在足够丰富行为条件下肌肉协同的表现,为人体控制策略的解释提供更加有力的支持;(2)临床上肌肉协同分析的方法较多且较为复杂,未来应该更加注重肌肉协同分析方法的优化;(3)应多进行多中心、大样本的随机对照研究,并在研究中设计多样化的任务来验证患儿异常的肌肉协同与运动功能障碍的相关性;(4)通过设计长期的重复测量实验来探讨肌肉协同的改善与患儿运动功能恢复的相关性,从而为临床康复治疗方法的选择及制订提供一定的参考和选择。

综上所述,基于肌肉协同理论的功能障碍分析提供了一个从肌肉激活模式来研究患儿运动障碍机制的角度,填补了从神经损伤到运动表现异常之间的信息空白,丰富了机体运动控制策略的认识,尽管目前存在不足,但随着肌肉协同研究的进一步深入,必将为小儿脑性瘫痪病理机制的研究提供一个新的框架。

参考文献

- [1] D'AVELLA A, BIZZI E. Shared and specific muscle synergies in natural motor behaviors[J]. PNAS, 2005, 102(8): 3076-3081.
- [2] HOLDEFER R N, MILLER L E. Primary motor cortical neurons encode functional muscle synergies[J]. Experimental Brain Research, 2002, 146(2): 233-243.
- [3] BIZZI E, CHEUNG V C K. The neural origin of muscle synergies[J]. Frontiers in Computational Neuroscience, 2013, 7: 51.
- [4] SAFAVYNIA S A, TING L H. Task-level feedback can explain temporal recruitment of spatially fixed muscle synergies throughout postural perturbations[J]. Journal of Neurophysiology, 2012, 107(1): 159-177.
- [5] CHEUNG V C K, PIRON I, AGOSTINI M, et al. Stability of muscle synergies for voluntary actions after cortical stroke in humans[J]. Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America, 2009, 106(46): 19563-19568.
- [6] CHVATAL S A, TING L H. Voluntary and reactive recruitment of locomotor muscle synergies during perturbed walking[J]. The Journal of Neuroscience, 2012, 32(35): 12237-12250.
- [7] OVERDUIN S A, D'AVELLA A, ROH J, et al. Modulation of muscle synergy recruitment in primate grasping[J]. The Journal of Neuroscience, 2008, 28(4): 880-892.
- [8] STEELE K M, ROZUMALSKI A, SCHWARTZ M H. Muscle synergies and complexity of neuromuscular control during gait in cerebral palsy[J]. Developmental Medicine & Child Neurology, 2015, 57(12): 1176-1182.
- [9] YU Y, CHEN X, CAO S, et al. Gait synergistic neuromuscular control in children with cerebral palsy at different gross motor function classification system levels[J]. Journal of Neurophysiology, 2019, 121(5): 1680-1691.
- [10] CAPPELLINI G, SYLOS-LABINI F, MACLELLAN M J, et al. Backward walking highlights gait asymmetries in children with cerebral palsy[J]. Journal of Neurophysiology, 2018, 119(3): 1153-1165.
- [11] SHOJAEEFARD M, KHANDAN A, BANIASAD M A, et al. O 027-There are common patterns of muscle synergy in cerebral palsy crouch gait[J]. Gait & Posture, 2018, 65: 55-56.
- [12] TODOROV E, LI W W, PAN X C. From task parameters to motor synergies: A hierarchical framework for approximately-optimal control of redundant manipulators[J]. Journal of Robotic Systems, 2005, 22(11): 691-710.
- [13] SCOTT S H. Optimal feedback control and the neural basis of volitional motor control [J]. Nature Reviews Neuroscience, 2004, 5(7): 532-545.
- [14] D'AVELLA A, SALTIEL P, BIZZI E. Combinations of muscle synergies in the construction of a natural motor behavior[J]. Nature Neuroscience, 2003, 6(3): 300-308.
- [15] RAH W J, LEE Y H, MOON J H, et al. Neuroregenerative potential of intravenous G-CSF and autologous peripheral blood stem cells in children with cerebral palsy: A randomized, double-blind, cross-over study[J]. Journal of Translational Medicine, 2017, 15(1): 16.
- [16] DALLMEIJER A J, RAMECKERS E A, HOUDIK H, et al. I-sometric muscle strength and mobility capacity in children with cerebral palsy[J]. Disability and Rehabilitation, 2017, 39(2): 135-142.
- [17] 王利江,刘秋燕,于晓明,等.肌电生物反馈治疗痉挛型脑性瘫痪患儿尖足的效果[J].中国康复理论与实践,2016,22(10):1209-1213.
- [18] ROSENBAUM P, PANETH N, LEVITON A, et al. A report: The definition and classification of cerebral palsy April 2006[J]. Developmental Medicine and Child Neurology Supplement, 2007, 109: 8-14.
- [19] 李晓捷,唐久来,马丙祥,等.脑性瘫痪的定义、诊断标准及临床分型[J].中华实用儿科临床杂志,2014,29(19):1520.
- [20] NOVAK I. Evidence-based diagnosis, health care, and rehabilitation for children with cerebral palsy[J]. Journal of Child Neurology, 2014, 29(8): 1141-1156.
- [21] GOUDRIAAN M, SHUMAN B R, STEELE K M, et al. Non-neural muscle weakness has limited influence on complexity of motor control during gait[J]. Frontiers in Human Neuroscience, 2018, 12: 5.

- [22] MYERS L J, LOWERY M, O'MALLEY M, et al. Rectification and non-linear pre-processing of EMG signals for cortico-muscular analysis[J]. *Journal of Neuroscience Methods*, 2003, 124 (2): 157-165.
- [23] KIELIBA P, TROPEA P, PIRONDINI E, et al. How are muscle synergies affected by electromyography pre-processing?[J]. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2018, 26(4): 882-893.
- [24] LAMBERT-SHIRZAD N, VAN DER LOOS H F M. On identifying kinematic and muscle synergies: A comparison of matrix factorization methods using experimental data from the healthy population[J]. *Journal of Neurophysiology*, 2017, 117(1): 290-302.
- [25] TRESCH M C, CHEUNG V C K, D'AVELLA A. Matrix factorization algorithms for the identification of muscle synergies: Evaluation on simulated and experimental data sets[J]. *Journal of Neurophysiology*, 2006, 95(4): 2199-2212.
- [26] ALLEN J L, KESAR T M, TING L H. Motor module generalization across balance and walking is impaired after stroke[J]. *Journal of Neurophysiology*, 2019, 122(1): 277-289.
- [27] FRÈRE J, HUG F. Between-subject variability of muscle synergies during a complex motor skill[J]. *Frontiers in Computational Neuroscience*, 2012, 6: 99.
- [28] BIANCO N A, PATTEN C, FREGLY B J. Can measured synergy excitations accurately construct unmeasured muscle excitations?[J]. *Journal of Biomechanical Engineering*, 2018, 140(1): 011011.
- [29] MEHRABI N, SCHWARTZ M H, STEELE K M. Can altered muscle synergies control unimpaired gait?[J]. *Journal of Biomechanics*, 2019, 90: 84-91.
- [30] TANG L, CHEN X, CAO S, et al. Assessment of upper limb motor dysfunction for children with cerebral palsy based on muscle synergy analysis [J]. *Frontiers in Human Neuroscience*, 2017, 11: 130.
- [31] 高智贤. 上肢骨骼肌表面肌电多成分及空间分布的动态激活特性研究[D]. 重庆: 重庆大学, 2019.
- [32] 汤璐. 小儿脑瘫运动功能障碍评估研究[D]. 合肥: 中国科学技术大学, 2017.
- [33] SHUMAN B, GOUDRIAAN M, BAR-ON L, et al. Repeatability of muscle synergies within and between days for typically developing children and children with cerebral palsy[J]. *Gait & Posture*, 2016, 45: 127-132.
- [34] 吴琦. 基于表面肌电的爬行运动功能分析与评估研究[D]. 合肥: 中国科学技术大学, 2020.
- [35] 熊启亮. 婴幼儿膝爬运动功能发育状态对肌肉收缩及关节运动协同模式的影响[D]. 重庆: 重庆大学, 2019.
- [36] CAPPELLINI G, IVANENKO Y P, MARTINO G, et al. Immature spinal locomotor output in children with cerebral palsy[J]. *Frontiers in Physiology*, 2016, 7: 478.
- [37] KIM Y, BULEA T C, DAMIANO D L. Children with cerebral palsy have greater stride-to-stride variability of muscle synergies during gait than typically developing children: Implications for motor control complexity[J]. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 2018, 32(9): 834-844.
- [38] 许晶莉. 学龄期脑性瘫痪儿童表面肌电图的特征与应用研究[D]. 广州: 南方医科大学, 2012.
- [39] BRÆNDVIK S M, ROELEVELD K. The role of co-activation in strength and force modulation in the elbow of children with unilateral cerebral palsy[J]. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2012, 22(1): 137-144.
- [40] XIONG Q L, WU X Y, YAO J, et al. Inter-limb muscle synergies and kinematic analysis of hands-and-knees crawling in typically developing infants and infants with developmental delay[J]. *Frontiers in Neurology*, 2018, 9: 869.
- [41] LI T, CHEN X, CAO S, et al. Human hands-and-knees crawling movement analysis based on time-varying synergy and synchronous synergy theories[J]. *Mathematical Biosciences and Engineering*, 2019, 16(4): 2492-2513.
- [42] GAO Z X, CHEN L, XIONG Q L, et al. Degraded synergistic recruitment of sEMG oscillations for cerebral palsy infants crawling[J]. *Frontiers in Neurology*, 2018, 9: 760.
- [43] SCHWARTZ M H, ROZUMALSKI A, STEELE K M. Dynamic motor control is associated with treatment outcomes for children with cerebral palsy[J]. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 2016, 58(11): 1139-1145.
- [44] SHUMAN B R, GOUDRIAAN M, DESLOOVERE K, et al. Associations between muscle synergies and treatment outcomes in cerebral palsy are robust across clinical centers[J]. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 2018, 99(11): 2175-2182.
- [45] SHIMIZU Y, KADONE H, KUBOTA S, et al. Voluntary elbow extension-flexion using single joint hybrid assistive limb (HAL) for patients of spastic cerebral palsy: Two cases report [J]. *Frontiers in Neurology*, 2019, 10: 2.
- [46] SHUMAN B R, GOUDRIAAN M, DESLOOVERE K, et al. Muscle synergies demonstrate only minimal changes after treatment in cerebral palsy[J]. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 2019, 16(1): 46.

(本文编辑 匡静之)