

DOI: 10.13382/j.jemi.B2205646

基于肌肉协同的临床步态功能定量评定方法^{*}

徐 瑞^{1,2} 张恒瑜¹ 梁 军^{2,3} 王紫尧¹ 刘佳雯¹ 万春晓³ 明 东^{1,2}

(1. 天津大学医学工程与转化医学研究院 天津 300072; 2. 天津大学精密仪器与光电子工程学院 天津 300072;
3. 天津医科大学总医院康复科 天津 300052)

摘 要:步态功能评估是脑卒中运动功能评估中的重要组成部分。为解决临床步态功能评估主观性大,主要依据运动学结果而非神经肌肉变化进行评估的问题,本文提出基于表面肌电(surface electromyography, sEMG)信号的肌肉协同(muscle synergy)分析方法对步态功能进行定量评定。使用非负矩阵分解(non-negative matrix factorization, NMF)算法对预处理后的多通道sEMG信号进行分解,计算不同组别不同任务下的协同结构向量相似性,得到协同稳定指数(synergy stability index, SSI)对患者步态功能进行评估。组间比较结果表明,测试腿在内侧转弯时,健康对照与患者健侧腿之间的SSI差异显著($p=0.010$),与患者患侧腿之间的SSI也存在显著差异($p=0.007$);测试腿在外侧转弯时,健康对照与患者患侧腿之间的SSI差异显著($p=0.036$);任务间比较结果表明,患者健侧腿在外侧转弯时的SSI显著高于内侧转弯($p=0.017$)。且外侧转弯时患者患侧腿的SSI与临床运动功能量表下肢部分FMA_LE显著相关($r=0.671, r^2=0.451, p=0.033$)。由结果可知,转弯任务下的SSI可为临床步态功能的评估提供一种客观的分析手段,从神经肌肉角度为定量评估提供一种新的思路。

关键词:表面肌电信号;肌肉协同;脑卒中;下肢运动功能评估;转弯任务

中图分类号: R318; TN98 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 310.61

Quantitative method for assessing clinical gait function based on muscle synergy

Xu Rui^{1,2} Zhang Hengyu¹ Liang Jun^{2,3} Wang Ziyao¹ Liu Jiawen¹ Wan Chunxiao³ Ming Dong^{1,2}

(1. Academy of Medical Engineering and Translational Medicine, Tianjin University, Tianjin 300072, China;
2. College of Precision Instrument and Optoelectronics Engineering, Tianjin University, Tianjin 300072, China;
3. Department of Rehabilitation Medicine, Tianjin Medical University General Hospital, Tianjin 300052, China)

Abstract: Gait assessment is one of the most important part of motor assessment of stroke. The clinical gait function assessment is subjective and based on kinematic results rather than neuromuscular changes. Therefore, a muscle synergy analysis method based on surface electromyography (sEMG) signals was proposed for quantitative assessment of gait function. The non-negative matrix factorization (NMF) algorithm was used to decompose the pre-processed multichannel sEMG signals. The synergy stability index (SSI) was obtained to describe the similarity of synergy structure vectors under different tasks in different groups. The between-group comparison showed significant differences in SSI between the healthy control and the patient's unaffected leg ($p=0.010$) and between the SSI of the patient's affected leg ($p=0.007$) when the tested leg was turned medially; the SSI of the healthy control leg was significantly different from the patient's affected leg when the tested leg was turned laterally ($p=0.036$). The between-task comparison showed that SSI of the patient's unaffected leg was significantly higher in the lateral turn than in the medial turn ($p=0.017$); the SSI of the patient's affected leg during the lateral turning was significantly correlated with the lower extremity portion of the clinical motor function scale FMA_LE ($r=0.671, r^2=0.451, p=0.033$). The experimental results suggested that SSI under the turning task can provide an objective and quantitative means of analysis for the assessment of clinical gait function, providing a new way for quantitative assessment from a neuromuscular perspective.

Keywords: sEMG; muscle synergy; stroke; lower extremity motor function assessment; turning tasks

收稿日期: 2022-07-03 Received Date: 2022-07-03

^{*} 基金项目: 科技部重点研发计划项目(2020YFC2004300, 2020YFC2004302)、国家自然科学基金(81901860, 61877042, 82101448)项目资助

0 引 言

偏瘫是脑卒中患者最常见的损伤之一,是导致步态功能障碍的主要原因。近年来,随卒中患者幸存者提高,步态功能障碍的卒中幸存者数量将会增加,由此会进一步加剧医疗系统,社会保障体系和家庭支出的负担。2009~2018 年,虽然我国脑卒中康复医院,床位,医护人员显著增加,但康复评估依旧十分缺乏。然而,只有准确的评估才能保证医生制定出高效的治疗方案,最大程度提高患者运动功能恢复。因此,如何对患者的运动功能恢复进行精准的康复评估,帮助患者更好的康复就成为临床上亟待解决的问题。然而,目前临床上对于卒中患者运动功能的评估还是以临床医生进行半定量量表打分和观察做出结论,这种基于临床经验做出的判断不可避免会出现人为误差,且受医生主观判断因素影响较大^[1]。准确的康复评估不仅有助于医生制定更有针对性的治疗方案,也有助于患者提高康复效率,改善生活质量,减轻家庭负担。因此,引入精准客观的康复评估方法,对患者康复治疗由为重要^[2]。

虽然主观的临床评分量表是诊断卒中后运动功能的金标准,但是在实践中,临床量表也确实存在一些公认的局限性^[3]。探索客观量化指标对患者进行运动功能进行评估,一方面是尽可能避免人为误差,另一方面也是对临床量表评估很好的补充。由于偏瘫造成的步态障碍是卒中患者在生活中面临的主要问题之一,超过 80% 的卒中患者步态功能会受到损伤^[4]。步态障碍的主要原因是中枢神经系统(central nervous system,CNS)的控制问题,对于 CNS 系统的活动很难进行检测,但对于 CNS 控制的肌肉活动可通过传感器记录的表面肌电信号(surface electromyography, sEMG)获得^[5],用于推测神经肌肉病变,对神经肌肉功能进行量化定性分析,作为临床康复评估客观指标^[6-7]。肌肉协同(muscle synergy, MS)分析理论认为,运动行为是由 CNS 控制的一组协同模块线性叠加产生,由于运动行为需要多块肌肉共同参与完成,因此对卒中患者进行肌肉协同分析比单独的 sEMG 分析更具优势^[8-9]。现有对步态功能康复的 MS 分析研究发现,与健康人相比,卒中患者主要在协同模块数量以及分解产生的协同结构向量和激活时间模式上存在差异。Clark 等^[10]研究表明,卒中患者提取的独立协同模块数量减少,运动控制复杂度降低,行走表现变差,健康人会表现更多的协同模块数量,高运动控制复杂度以及更完整的行走功能,而协同模块数量的减少主要是因为患者在发生了协同模块融合的现象。但 Hashiguchi 等^[11]研究认为,相比于协同数量,协同模块的融合与分解才是卒中患者恢复的重要标志。MS 的数量和组成并未在不同研

究中达成共识^[12]。相比于协同数量而言,通过计算相似性得到的参数对卒中患者康复的量化评估似乎更有参考意义。在 Wojtara 等^[13]在对于健康人的研究中发现,在动态平衡干扰下,协同向量结构能够保持恒定的人具有更好的保持平衡的能力。而在 Tang 等^[14]对于脑瘫患者的研究中,通过对协同结构向量相似性计算得到的综合评价参数能够与临床粗大运动功能分级(GMFCS)相对应,有很大的临床评估潜力。在上肢运动功能的定量评估中也有同样的发现^[15]。因此,协同结构向量的相似性计算可作为临床康复定量评估的有效指标。

以往研究表明,对于神经损伤引起的步态障碍的研究通常以直行步态为主^[10,16-19],但对于卒中患者来说,步态障碍中主要的风险是跌倒,而因转弯引起的跌倒风险几乎是健康人的 4 倍,且大多会对患者造成二次伤害^[20],但对于转弯任务下的 MS 分析却知之甚少。目前已有的为数不多的研究表明,健康人转弯任务下会有特有协同产生^[21],并且独立模块数量少,运动复杂性降低的患者转弯时间更长,平衡控制能力更差^[20]。因此,本研究假设转弯任务相较于直行而言,更容易暴露卒中患者存在的神经肌肉控制问题,从协同向量结构变化情况的角度入手,并结合临床评估量表对直行和转弯任务下的协同向量结构相似性参数进行探究。

1 实验设计与数据采集

1.1 实验对象及纳入标准

本研究所有患者被试从天津医科大学总医院康复科招募,健康对照为患者家属或护工。实验包括卒中患者 10 人(男性:6 人;女性:4 人),对照 10 人(男性:8 人;女性:2 人),患者详细信息如表 1 所示。患者纳入标准如下:1)偏瘫是由第 1 次发生单侧中风引起;2)MMSE>24,具有良好的认知能力;3)能够独立或在使用助行器的情况下行走;4)无共济失调。排除标准:1)非首次卒中,卒中后复发;2)存在非卒中引起的其他神经或骨骼疾病,进而对步态造成影响;3)存在主要感觉缺失。

表 1 实验对象基本信息

Table 1 Basic information of subjects							
编号	性别 (男/女)	年龄/ 岁	身高/ cm	体重/ kg	患侧 (左/右)	患病时间/ 月	卒中类型 (缺血/出血)
1	女	60	165	65	左	1	缺血
2	男	64	178	70	右	2	缺血
3	男	33	185	75	左	5	出血
4	男	32	183	84	左	7	出血
5	男	67	172	76	右	3	缺血
6	男	34	185	76	左	3	出血
7	男	58	173	80	左	21	出血
8	女	57	162	66	右	11	缺血
9	男	46	173	71	右	8	缺血
10	男	51	176	77	左	8	出血

1.2 实验设备及传感器位置

肌电信号数据采集使用美国 Noraxon 公司的 Ultium EMG 表面肌电采集传感器,如图 1(a)所示,采样率 2 000 Hz,集成同步数字信号设备和模拟信号输入与输出,内部采样分辨率 24 bit,屏蔽电缆技术,信号伪影极小,基线噪声 $<1\text{ }\mu\text{V}$,共模抑制比 CMRR $<-100\text{ dB}$,输入阻抗 $>100\text{ M}\Omega$ 。运动学数据采集使用 Noraxon myoMOTION 便携式三维运动捕捉系统,采样设备如图 1(b)所示,采样率 100~200 Hz,9 轴惯性传感器技术,静态精度为 $\pm 1^\circ$,动态精度为 $\pm 2^\circ$,可实时显示数据信号,检测步态周期着地、方向角、解剖学关节角度等参数。肌电信号数据采集所选取的下肢肌肉主要依据已有研究以及

文献中对于选取下肢肌肉的选取建议确定^[12]。电极放置位置根据欧盟非侵入式肌肉评估项目 SENIAM 提供的参考位置进行粘贴。肌电信号采集前对选取肌肉的皮肤表面进行酒精擦拭,减少皮肤阻抗。使用 16 导肌电采集传感器记录肌电信号的肌肉为双侧腿的胫骨前肌(TA),比目鱼肌(SO),内侧腓肠肌(MG),股直肌(RF),股外侧肌(VL),股二头肌(BF),半腱肌(SE)和臀中肌(GM)。使用 7 个运动传感器放置位置根据软件提供的参考位置进行放置,足部传感器放置于双侧腿足上平面,小腿体段的传感器放置于髌骨下方靠近人体中轴线,大腿体段传感器放置于股骨上 1/3 外侧,骨盆传感器放置于腰椎 L4,L5 位置,如图 1(c)所示。

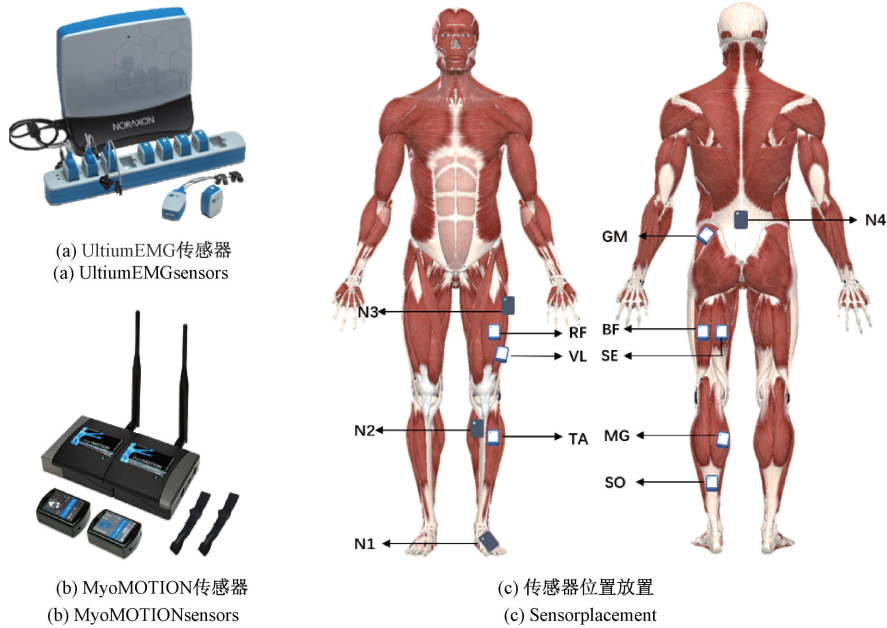


图 1 传感器与传感器放置位置示意图
Fig. 1 Schematic diagram of sensors and sensor placement

1.3 转弯任务实验方案

肌电信号采集和运动学数据采集系统均为无线采集系统,信号传输距离为 30 m,实验在室内进行,距离符合信号采集要求,室内温度保持在 26℃左右,避免因被试出汗影响采集结果,实验开始前确保被试人员状态良好。所有被试被要求沿地上贴的直线外侧进行行走,如图 2(a)所示,地面共贴 3 条直线,形成 2 个 90°直角,长边 4 m,短边 2 m。步态任务为沿直线外侧分别进行向左转弯行走和向右转弯行走,各进行 3 次。根据主要测量腿在行走过程中所处位置,将步态任务划分为 3 类,测量腿直线行走(图 2(a)中黑色脚印部分),测量腿转弯时在内侧(图 2(a)中矩形边框脚印部分),测量腿转弯时在外侧(图 2(a)中圆形边框脚印部分)。健康人选择优势腿为对照,患者同时记录健侧腿和患侧腿。后文为方便表述,

对任务类型和被试类型进行命名并用简写进行定义,直线行走定义为 SW(straight walking),测量腿转弯时在内侧定义为 LI(leg inside),测量腿转弯时在外侧定义为 LO(leg outside),健康对照定义为 Healthy,患者健侧腿定义为 Unaffected,患者患侧腿定义为 Affected。健康被试在行走时被要求匀速缓慢,患者为保证行走安全,全程由医护人员跟随,允许无法独立行走的患者使用助行器。数据采集由被试在起始位置准备好开始记录,听实验人员口令开始步态任务,连续完成同一个方向的步态任务结束一次记录。每次信号数据采集前,对肌电传感器的放置位置,信号采集质量进行检查,对运动传感器信号构建的初始人体姿态模型进行校准,在完成一次记录后对记录数据进行检查,保证数据采集质量。

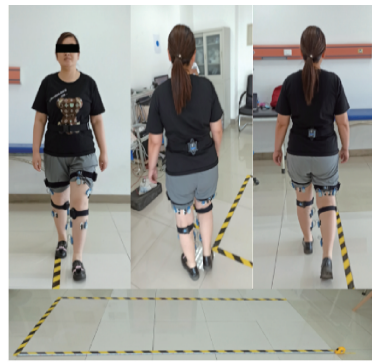
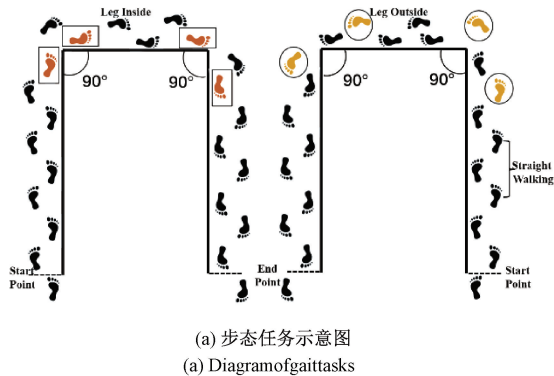


图 2 步态任务

Fig. 2 Gait tasks

2 肌肉协同分析方法

2.1 步态划分与肌电信号预处理

本研究使用下肢小腿髌骨下方传感器计算的俯仰角变化以及 Noraxon 软件建立的肌骨模型实现步态周期划分。步态周期从足跟触地开始,此时小腿俯仰角处于最大值,在支撑相向摆动相转换的时刻处于最小值,摆动相末期足跟触地,重新回到俯仰角最大值,两个最大值之间为一个完整步态周期。直行和转弯的步态周期的划分均依据肌骨模型对直行和转弯状态的记录确定。由于不同被试和不同试次之间的 sEMG 幅值可能存在较大差异,因此,为保证提取和对比效果,在进行 MS 提取前,首先对 sEMG 信号进行预处理。步骤如下:1) 4 阶巴特沃斯滤波器 20~450 Hz 带通滤波;2) 去基线漂移;3) 全波整流;4) 均方根平滑;5) 用每导 sEMG 信号的最大值进行归一化。

2.2 肌肉协同的提取

MS 分析与传统意义的 sEMG 信号特征值计算不同,无法直接得到时域或频域有效信息。从多导肌电中提取 MS,需要使用矩阵分解算法,已有诸多研究表明,非负矩阵分解 (nonnegative matrix factorization, NMF) 是提取 MS 最理想的算法,可用于模式识别^[22],能够对肌肉激活变化进行很好的跟踪,与步行和跑步的肌肉激活模式最为匹配^[23-24]。因此,本文使用 NMF 算法对 MS 模块进行提取,分解方法如式(1)所示。MS 模块数量通常需要计算重构矩阵对原始肌电矩阵的解释程度来确定,用变异可解释度 (VAF) 进行表示,如式(4)所示。

$$EMG_o \approx EMG_r = w_{m \times k} \times h_{k \times n} \quad (1)$$

同时满足:

$$w_{m \times k} \geq 0 \quad (2)$$

$$h_{m \times k} \geq 0 \quad (3)$$

使用损失函数对重建矩阵 EMG_r 相对于原始矩阵 EMG_o 的近似程度进行评估,对于最优化的求解方式不作进一步阐述。

$$VAF = 1 - \frac{(EMG_o - EMG_r)^2}{EMG_o^2} \quad (4)$$

VAF 表示重建矩阵对原始矩阵可解释的程度,以 VAF 值为阈值确定肌肉协同模块数量。通过 NMF 算法,分解预处理后的肌电信号,因为有研究表明,4 个协同模块足以对原始肌电矩阵进行解释^[17],在本研究选择 4 个协同模块时,各组不同任务的 VAF 值均大于 95%,满足重建要求。因此,本研究从 sEMG 信号中提取的 MS 数量确定为 4,分解提取结果如图 3 所示。

2.3 肌肉协同的 SSI

肌肉协同稳定指数 (synergy stability index, SSI) 是由 Wojtara 等^[13]提出,本质是对肌肉协同结构 w 的变异性进行量化。在对健康人的研究中发现,SSI 与平衡能力具有正相关性,平衡能力较好的个体,肌肉协同结构 w 变异性低,SSI 分数高,而平衡能力较差的个体,肌肉协同结构 w 变异性高,SSI 分数低,SSI 在 0~1 之间^[13]。对于卒中患者而言,平衡能力的恢复与日常生活和运动能力的提高息息相关^[25],因此,对平衡能力做出准确评估,有利于判断运动功能康复的阶段,制定更加合理的治疗方案。本研究对 Healthy、Unaffected、Affected 组在 SW、LI、LO 这 3 种步态任务下的 SSI 进行探究。计算方式如下:

$$SSI = \frac{1}{k} \left[\frac{2}{p(p-1)} \sum_{l \neq q}^p r(w_l^{(i)}, w_q^{(i)}) \right] \quad (5)$$

式中: p 代表步态周期的数量,本研究步态周期数为 6, k 代表协同模块数目,本研究肌肉协同模块数目为 4, $w_l^{(i)}$ 和 $w_q^{(i)}$ 分别代表第 l 个和第 q 个步态周期内的第 i 个归一化的协同结构向量 w ,归一化之后的协同结构向量 w^1 ,

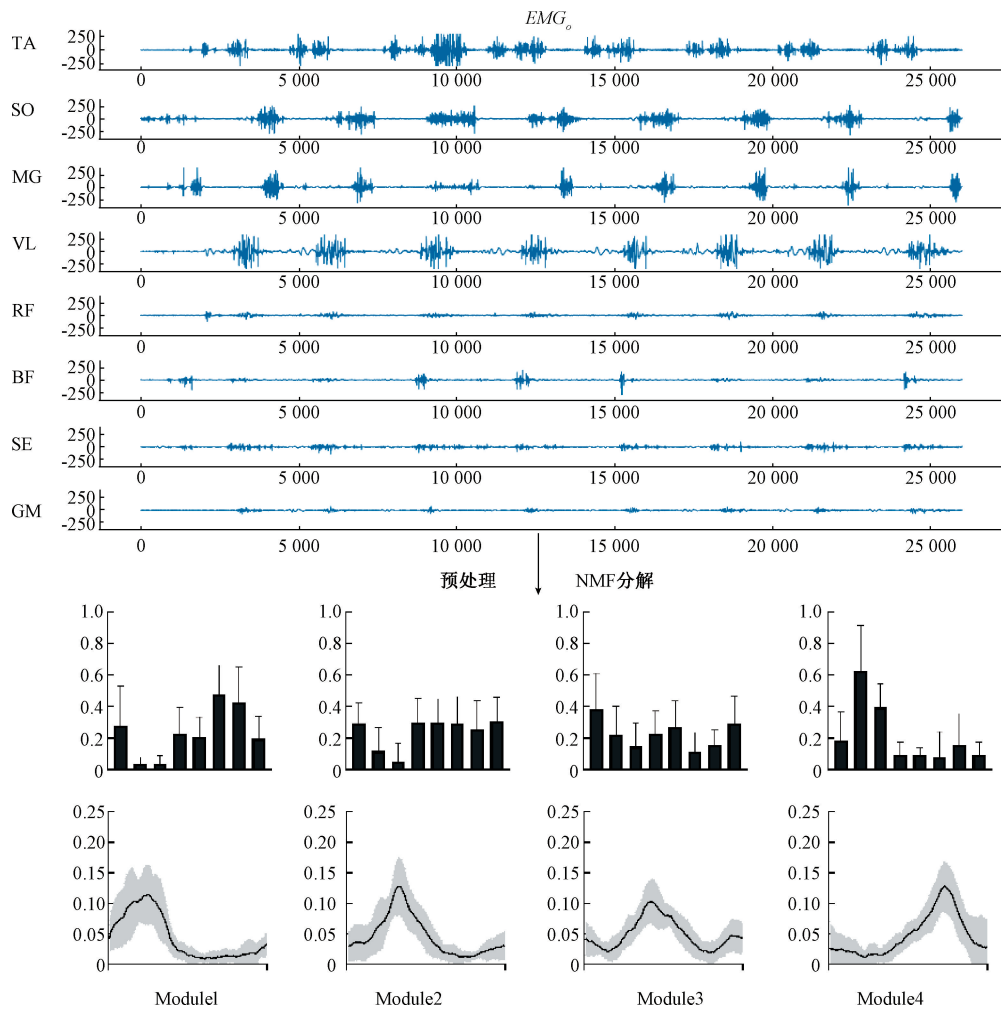


图 3 MS 提取示意图
Fig. 3 MS extraction

w^2, w^3, w^4 平方和为 1。 r 为皮尔逊相关系数,计算公式如下:

$$r(x,y)=\frac{\sum_{j=1}^m(x_j-\bar{x})(y_j-\bar{y})}{mS_xS_y}\tag{6}$$

3 实验结果

3.1 肌肉协同的数量

4 个协同模块被认为可以较好的重建步态过程中的肌肉激活模式^[10,17],本文的探究重点在于协同结构向量的相似性比较,因此,为了与健康人进行对比,健康人和患者都选择提取 4 个肌肉协同模块。VAF 的阈值设定为 95%^[26]。通过非负矩阵提取的 4 个协同向量结构如图 4 所示。

3.2 组间 SSI 差异分析

首先对 Healthy、Unaffected、Affected 3 组数据的 SSI

进行双因素方差分析,如表 2 所示,经夏洛克-威尔克(S-W)检验,各组 p 值均大于 0.05,服从正态分布,可采用重复测量方差分析,球形检验假设成立。双因素重复测量方差结果如表 2 所示,结果表明,各组之间具有显著差异($p=0.017$),步态任务类型之间同样具有显著差异($p=0.01$),组与任务类型的交互效应差异不显著($p=0.514$)。

根据双因素重复测量方差结果,首先对同类型步态任务下不同组之间的 SSI 进行对比分析。如图 5 所示,SW 任务中,3 组的 SSI 不存在显著差异;LI 任务中,Healthy 组与 Unaffected 组存在显著差异($p=0.010$),与 Affected 组也存在显著差异($p=0.007$),Unaffected 组与 Affected 组之间不存在显著差异;在 LO 任务中,仅 Healthy 组与 Affected 组之间存在显著差异($p=0.036$),Healthy 组 Unaffected 组,Unaffected 组与 Affected 组之间不存在显著差异。

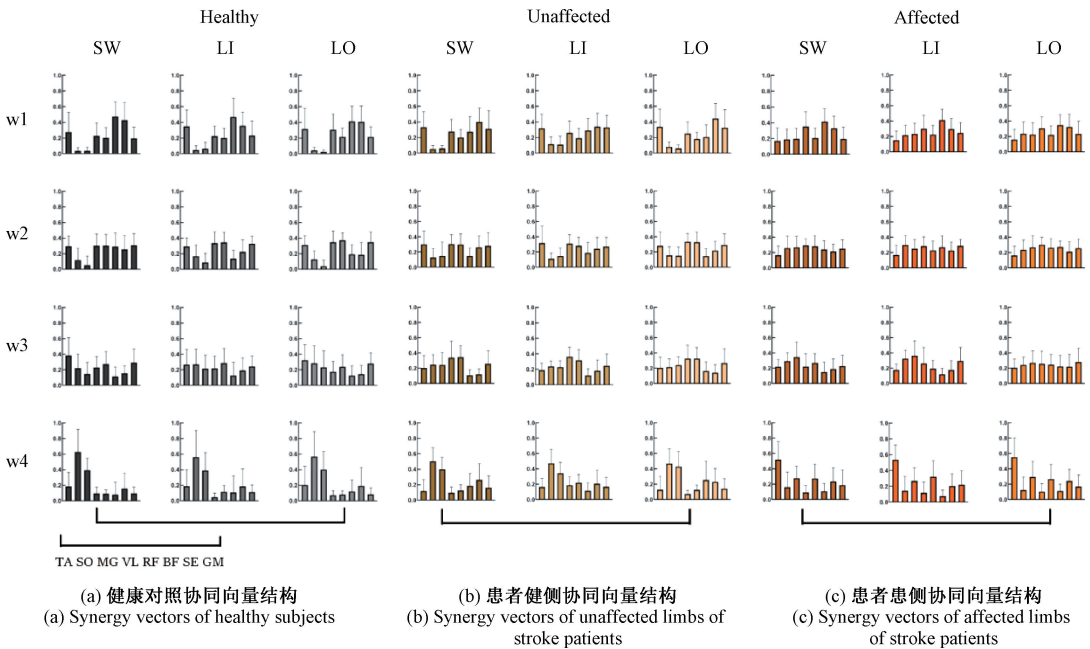


图 4 不同组别不同任务下的协同向量结构

Fig. 4 Synergy vectors for different groups with different tasks

表 2 双因素重复测量方差分析

Table 2 Two-way repeated measures ANOVA

	SW	LI	LO	重复测量 <i>F</i> 检验		
	<i>m</i> + <i>sd</i>	<i>m</i> + <i>sd</i>	<i>m</i> + <i>sd</i>	<i>F</i>	<i>P</i>	偏 η^2
健康对照	0.65+0.12	0.62+0.09	0.64+0.12			
患者患侧	0.52+0.24	0.43+0.21	0.57+0.18			
患者健侧	0.52+0.08	0.41+0.12	0.50+0.14			
组间主效应				4.734	0.017	0.260
步态类型主效应				5.056	0.010	0.158
组间 * 步态类型				0.827	0.514	0.058

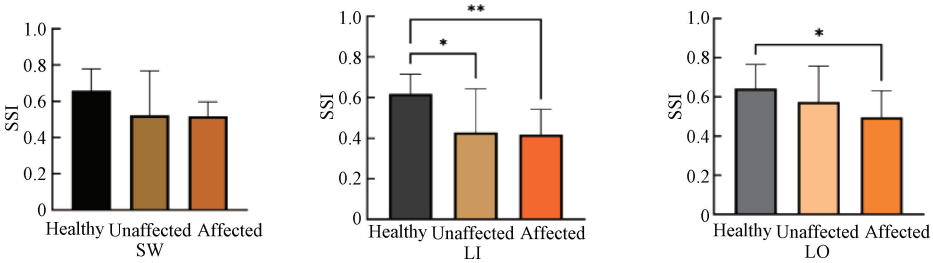


图 5 组间 SSI 差异分析

Fig. 5 Between-group difference analysis of SSI

3.3 组内不同步态任务间 SSI 对比

根据上一小节的双因素重复测量方差分析结果可知,不同分组步态任务之间的 SSI 也存在显著差异,因此进一步对组内不同任务间的 SSI 进行单因素重复测量方差分析。如图 6 所示,在 Healthy 组中,3 类步态任务的 SSI 之间无显著差异;在 Unaffected 组中,LI 和 LO 任务之

间存在显著差异($p=0.017$),SW 与 LI 和 LO 之间不存在显著差异;在 Affected 组中,3 类步态任务的 SSI 之间无显著差异。

3.4 临床运动功能评估与 SSI 相关性

为探究肌肉协同的 SSI 是否具有临床评估的实际意义,使用于对运动功能进行量化评价,本研究对

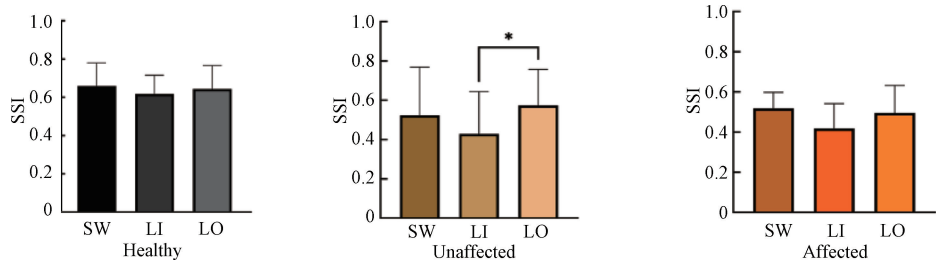


图 6 组内 SSI 差异分析
Fig. 6 Within-group difference analysis of SSI

Unaffected 组, Affected 组的 SSI 与临床上对于运动功能恢复进行评估且信度良好的 FMA 量表的下肢部分 FMA_LE^[27]进行了相关性分析。结果表明,如图 7 所示, r 表示相关性系数, p 表示显著性值。如图 7 (a) 所示,

Unaffected 组在 3 种步态任务下的 SSI 与 FM_LE 不存在显著相关性;图 7 (b) 所示, Affected 组在 LO 任务下的 SSI 与 FMA_LE 具有显著相关性($r=0.671, p=0.033$)。

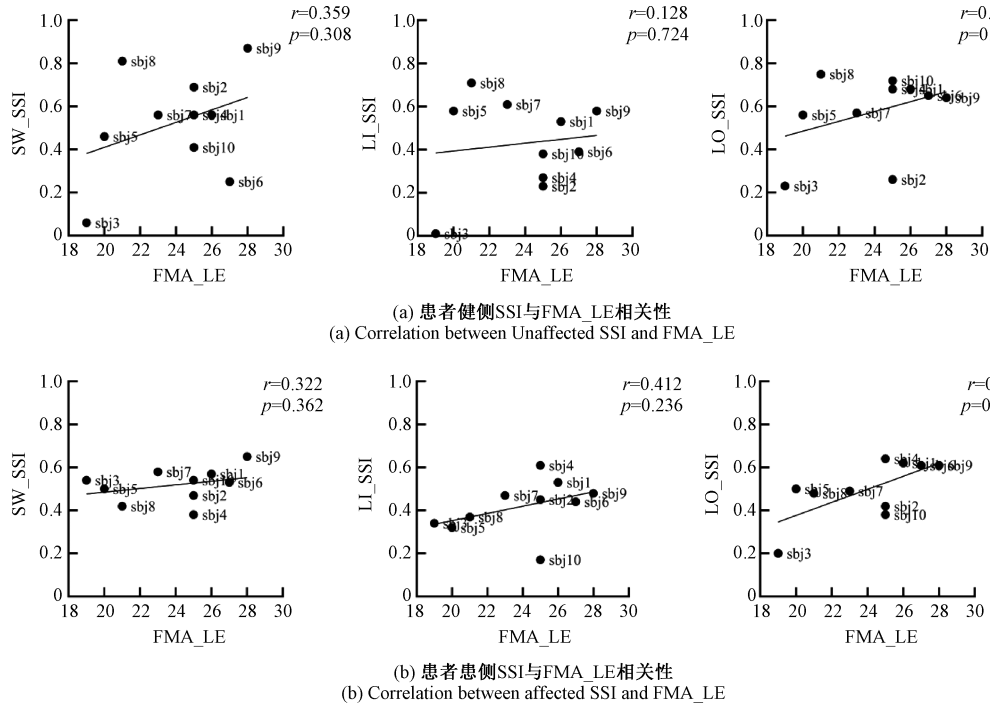


图 7 协同稳定系数与 FMA_LE 的相关性
Fig. 7 Correlation between SSI and FMA_LE

4 讨 论

4.1 组间 SSI 差异分析

以往对于卒中患者协同结构向量 w 的研究多会结构差异的角度入手进行对比,有研究表明,在步态任务为直行的条件下,当肌肉协同模块数量确定为 4 时,患者患侧协同向量的结构与患者健侧协同向量的结构都与健康人十分相似^[10]。但也有研究得出不同的结果^[16-17]。总体来说,对于协同结构向量差异的分析只能获得向量间的差异关系,无法获得与临床运动功能康复相关的参数。

在对于卒中患者和脑瘫患者上肢运动功能的研究中,通过分解原始肌电信号矩阵产生的协同结构向量 w 和激活时间模式 h 在不同任务中的相似性与上肢运动功能的临床评估分数呈正相关,可作为对临床运动功能诊断和康复评估的神经生理性指标,且协同结构向量似乎能得到更为可靠的结果^[28-29]。因此,本研究对协同结构向量 w 在健康人组和患者组中不同步态任务下的稳定性进行研究,发现在 SW 任务下,虽然 Unaffected 组和 Affected 组的 SSI 比 Healthy 组低,但并不显著,可能是因为样本数量不够充足的原因;在 LI 任务下,Unaffected 组与 Affected 组的 SSI 值都与 Healthy 组差异显著,而在 LO 任

务下只有 Affected 组与 Healthy 组出现了显著差异。说明可能在转弯任务中,患者双侧腿协同结构向量 w 的稳定性与健康人组的差异会表现的更加明显,尤其是 Affected 组在 LI 和 LO 任务中都与健康人出现显著差异,说明 Affected 组在转弯任务时会暴露出更多的不稳定性。

4.2 组内不同步态任务 SSI 差异

虽然有研究对直行和转弯步态下 MS 的差异进行对比,但其主要是对比了健康人直行和转弯的共有协同和特有协同^[21]以及卒中患者肌肉协同模块的数量差异^[20]。据调研还没有研究从协同模块稳定性的角度入手对下肢直行和转弯步态任务进行对比。在 Healthy 组,3 种不同步态的 SSI 不存在显著差异,且 SSI 值十分接近,说明健康人在这 3 种步态任务下产生的协同模块较为稳定;在 Unaffected 组,LI 和 LO 的 SSI 存在显著差异,说明患者健侧腿处在转弯任务的不同位置时,受力方式和激活肌肉的方式可能会存在较大差异;在 Affected 组中,3 种不同的步态任务 SSI 不存在显著差异,有可能和患者患侧肌肉激活模式有限,不太容易产生变化有关。

4.3 临床运动功能评估与 SSI 相关性

近年来,随着对于 MS 理论研究的深入,MS 分析被认为是一种对于神经康复诊断和评估有潜在价值的工具^[30]。用 MS 分析进行运动康复评估的优势主要在于其使用 sEMG 信号作为判断依据的客观性以及测量完成运动所需要的多块肌肉进行分析的完整性。临床研究较多可提取形成量化的协同特征主要有协同数量和协同相似性两个参数,但对于协同特征作为临床评估依据在卒中以及脑瘫的不同研究中存在相反的结果,难以达成一致^[10-11,31]。而对于将 MS 相似性作为临床指标的研究主要集中在上肢运动功能的研究中,并且已有初步发现表明相似性具有作为临床评估指标的潜力^[28-29,32]。本研究通过对下肢步态任务协同结构向量在不同步态任务不同步态周期下的稳定性进行研究发现,在 LO 任务中 Affected 组的 SSI 与 FMA_LE 量表呈正相关,且具有显著性,为下肢运动功能康复的临床客观评估提供了新的见解。

4.4 局限性

本研究的第一个局限性是没有规定受试者使用相同的转弯策略。转弯策略一般分为两种,一种是跨步式转弯(使用外侧肢体改变方向),一种是旋转式转弯(使用内侧肢体改变方向)。不同的转弯策略会导致转弯速度和体重转移方面发生变化^[33],但考虑患者行走的安全性和不便性,本研究未对被试转弯策略进行规定,而是让被试选择舒适的方式完成步态任务,再从步态任务中截取

相应部分,可能会对提取的 MS 指标产生影响。因此,未来的研究应着重与比较特定转弯策略下的 MS 相关参数是能够对运动能力产生评估作用。

另一个局限性是缺乏运动学数据。因为本研究允许被试使用任意转弯策略,并且因场地原因未限制被试在力台上测试步态任务,所以无法对运动学的数据进行记录(例如在身体支撑和推进过程中的力学贡献,压力中心变化等)。由于有对于直线行走的研究表明,单个协同模块中的肌肉可能被组织起来直行特定的生物力学功能^[34],并且在卒中患者中,协同模块的合并会对行走功能造成损伤^[35]。因此,未来对转弯时运动学数据的研究可以为 MS 变化与转弯性能之间的关系提供进一步的补充。

5 结 论

本研究对健康对照腿,患者健侧腿,患者患侧腿组在直行,测量腿在内侧转弯,测量腿在外侧转弯 3 种不同步态任务下的协同向量结构的稳定性进行研究,发现健康对照组在 3 种步态任务下都具有更高的协同向量结构稳定性,患者健侧腿组与患者患侧腿组的协同向量结构稳定性低于健康对照组。在测量腿在外侧转弯的步态任务中,患者患侧腿的协同向量结构稳定性最低。患者患侧腿组在外侧转弯步态任务中的协同稳定指数与 FMA_LE 量表得分呈显著正相关,具有作为下肢运动功能康复临床量化评估指标的潜力。

参考文献

- [1] 姜荣荣, 陈艳, 潘翠环. 脑卒中后上肢和手运动功能康复评定的研究进展[J]. 中国康复理论与实践, 2015, 21(10): 5.
JIANG R R, CHEN Y, PAN C H. Research progress in the assessment of upper limb and hand motor function rehabilitation after stroke [J]. Chinese Rehabilitation Theory and Practice, 2015, 21(10): 5.
- [2] BALASUBRAMANIAN C K, CLARK D J, FOX E J. Walking adaptability after a stroke and its assessment in clinical settings [J]. Stroke Research and Treatment, 2014.
- [3] FORMSTONE L, HUO W, WILSON S, et al. Quantification of motor function post-stroke using novel combination of wearable inertial and mechanomyographic sensors[J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2021, 29: 1158-1167.
- [4] VERMA R, ARYA K N, SHARMA P, et al. Understanding gait control in post-stroke: Implications for management[J]. Journal of Bodywork and Movement Therapies, 2012, 16(1): 14-21.

- [5] 徐瑞,李志才,王雯婕,等. 基于肌电的人机交互控制策略及其应用与挑战[J]. 电子测量与仪器学报, 2020,34(2):1-11.
XU R, LI ZH C, WANG W J, et al. Myoelectricity-based human-computer interaction control strategy and its applications and challenges [J]. Journal of Electronic Measurement and Instrumentation, 2020,34(2):1-11.
- [6] 夏玲,王磐,吴春芳,等. 表面肌电图在周围神经损伤修复过程中的应用价值[J]. 中国组织工程研究, 2019, 23(7): 1142-1148.
XIA L, WANG P, WU CH F, et al. The value of surface electromyography in the repair process of peripheral nerve injury[J]. Chinese Tissue Engineering Research, 2019, 23(7):1142-1148.
- [7] 张慧河,郭旭东,周莹,等. 基于肌电样本熵的反馈式电刺激仪的研究[J]. 电子测量技术, 2020, 43(5): 18-22.
ZHANG H H, GUO X D, ZHOU Y, et al. Research on feedback electrical stimulator based on myoelectric sample entropy[J]. Electronic Measurement Technology, 2020, 43(5): 18-22.
- [8] D'AVELLA A, GIESE M, IVANENKO Y P, et al. Editorial: Modularity in motor control: From muscle synergies to cognitive action representation[J]. Frontiers in Computational Neuroscience, 2015, 9(10): 1-6.
- [9] SAFAVYNIA S, TORRES-OVIEDO G, TING L. Muscle synergies: Implications for clinical evaluation and rehabilitation of movement [J]. Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation, 2011, 17(1): 16-24.
- [10] CLARK D J, TING L H, ZAJAC F E, et al. Merging of healthy motor modules predicts reduced locomotor performance and muscle coordination complexity post-stroke[J]. Journal of Neurophysiology, 2010, 103(2): 844-857.
- [11] HASHIGUCHI Y, OHATA K, KITATANI R, et al. Merging and fractionation of muscle synergy indicate the recovery process in patients with hemiplegia: The first study of patients after subacute stroke [J]. Neural Plasticity, 2016, 2016.
- [12] VAN CRIEKINGE T, VERMEULEN J, WAGEMANS K, et al. Lower limb muscle synergies during walking after stroke: A systematic review [J]. Disability and Rehabilitation, 2020, 42(20): 2836-2845.
- [13] WOJTARA T, ALNAJJAR F, SHIMODA S, et al. Muscle synergy stability and human balance maintenance [J]. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 2014, 11(1): 1-9.
- [14] TANG L, LI F, CAO S, et al. Muscle synergy analysis in children with cerebral palsy [J]. Journal of Neural Engineering, 2015, 12(4):046017.
- [15] 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(March): 1-13.
- [16] COSCIA M, MONACO V, MARTELLONI C, et al. Muscle synergies and spinal maps are sensitive to the asymmetry induced by a unilateral stroke[J]. Journal of Neuroengineering and Rehabilitation, 2015, 12(1): 1-16.
- [17] GIZZI L, NIELSEN J F, FELICI F, et al. Impulses of activation but not motor modules are preserved in the locomotion of subacute stroke patients [J]. Journal of Neurophysiology, 2011, 106(1): 202-210.
- [18] RODRIGUEZ K L, ROEMMICH R T, CAM B, et al. Persons with Parkinson's disease exhibit decreased neuromuscular complexity during gait [J]. Clinical Neurophysiology, 2013, 124(7): 1390-1397.
- [19] SERRANCOLÍ G, MONLLAU J C, FONT-LLAGUNES J M. Analysis of muscle synergies and activation-deactivation patterns in subjects with anterior cruciate ligament deficiency during walking [J]. Clinical Biomechanics, 2016, 31: 65-73.
- [20] LEWALLEN L K, SRIVASTAVA S, KAUTZ S A, et al. Assessment of turning performance and muscle coordination in individuals post-stroke [J]. Journal of Biomechanics, 2021, 114: 110113.
- [21] CHOI Y, KIM Y, KIM M, et al. Muscle synergies for turning during human walking [J]. Journal of Motor Behavior, 2019, 51(1): 1-9.
- [22] 郑楠,李玉榕,张文萱,等. 基于特定任务肌肉协同的用户无关肌电手势识别研究[J]. 仪器仪表学报, 2021, 42(9): 253-261.
ZHENG N, LI Y R, ZHANG W X, et al. User-independent myoelectric gesture recognition based on task-specific muscle synergy [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2021, 42(9): 253-261.
- [23] EBIED A, KINNEY-LANG E, SPYROU L, et al. Evaluation of matrix factorisation approaches for muscle synergy extraction [J]. Medical Engineering and Physics, 2018, 57: 51-60.
- [24] RABBI M F, PIZZOLATO C, LLOYD D G, et al. Non-negative matrix factorisation is the most appropriate method for extraction of muscle synergies in walking and running[J]. Scientific Reports, 2020, 10(1): 1-11.
- [25] VINCENT-ONABAJO G, MUSA H Y, JOSEPH E. Prevalence of balance impairment among stroke survivors

undergoing neurorehabilitation in nigeria[J]. Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases, 2018, 27(12): 3487-3492.

- [26] PAN B, SUN Y, XIE B, et al. Alterations of muscle synergies during voluntary arm reaching movement in subacute stroke survivors at different levels of impairment [J]. Frontiers in Computational Neuroscience, 2018, 12(8): 1-11.
- [27] HERNÁNDEZ E D, FORERO S M, GALEANO C P, et al. Intra-and inter-rater reliability of fugal-meyer assessment of lower extremity early after stroke [J]. Brazilian Journal of Physical Therapy, 2021, 25(6): 709-718.
- [28] 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(3): 1-13.
- [29] LI S, ZHUANG C, NIU C M, et al. Evaluation of functional correlation of task-specific muscle synergies with motor performance in patients poststroke [J]. Frontiers in Neurology, 2017, 8:337.
- [30] SINGH R E, IQBAL K, WHITE G, et al. A systematic review on muscle synergies: From building blocks of motor behavior to a neurorehabilitation tool[J]. Applied Bionics and Biomechanics, 2018, 2018.
- [31] HESAM-SHARIATI N, TRINH T, THOMPSON-BUTEL A G, et al. A longitudinal electromyography study of complex movements in poststroke therapy. 2: Changes in coordinated muscle activation [J]. Frontiers in Neurology, 2017, 8:227.
- [32] MAISTRELLO L, RIMINI D, CHEUNG V C K, et al. Muscle synergies and clinical outcome measures describe different factors of upper limb motor function in stroke survivors undergoing rehabilitation in a virtual reality environment[J]. Sensors, 2021, 21(23):8002.
- [33] YAMAGUCHI T, SUZUKI A, HOKKIRIGAWA K. Required coefficient of friction in the anteroposterior and mediolateral direction during turning at different walking speeds[J]. PLoS ONE, 2017, 12(6): 1-16.
- [34] NEPTUNE R R, CLARK D J, KAUTZ S A. Modular control of human walking: A simulation study [J]. Journal of Biomechanics, 2009, 42(9): 1282-1287.
- [35] ALLEN J L, KAUTZ S A, NEPTUNE R R. The influence of merged muscle excitation modules on post-stroke hemiparetic walking performance [J]. Clinical Biomechanics, 2013, 28(6): 697-704.

作者简介



徐瑞, 2010 年于天津大学获得学士学位, 2018 年于天津大学获得博士学位。现为天津大学副教授, 主要研究方向为人体运动分析、运动控制的电生理分析等。

E-mail: xrlblue@tju.edu.cn

Xu Rui received her B. S. degree from Tianjin University in 2010 and Ph. D. degree from Tianjin University in 2018. Now she is an associate professor at Tianjin University. Her main research interests include human motion analysis and neural rehabilitation.



张恒瑜, 2017 年于山东农业大学获得学士学位, 现为天津大学硕士研究生。主要研究方向为肌电信号处理与肌电信号临床康复评估应用等。

E-mail: zhy635266342@tju.edu.cn

Zhang Hengyu received his B. S. degree from Shandong Agricultural University in 2017. Now he is a M. Sc. candidate at Tianjin University. His main research interests include EMG signal processing and rehabilitation assessment.



梁军, 2013 年于天津体育学院获得硕士学位, 现为天津医科大学总医院康复医学科主管康复治疗师, 主要研究方向为神经系统疾病与运动系统疾病康复治疗。

E-mail: 15122878711@163.com

Liang Jun (Corresponding author) received his M. Sc. degree from Tianjin University of Sport in 2013, Now he is a supervising rehabilitation therapist in the Department of Rehabilitation Medicine, General Hospital of Tianjin Medical University. His main research interests are rehabilitation treatment of neurological diseases and motor system diseases.



王紫尧, 2019 年于天津大学获得学士学位, 2022 年于天津大学获得硕士学位, 现为天津大学博士研究生, 主要研究方向为肌电信号处理与模式识别等。

E-mail: wangziyao@tju.edu.cn

Wang Ziyao received his B. S. degree from Tianjin University in 2019 and M. Sc. degree from Tianjin University in 2022. Now he is a doctoral candidate at Tianjin University. His main research interests include myoelectric signal processing and pattern recognition.



刘佳雯, 2020 年于天津大学获得学士学位, 现为天津大学硕士研究生, 主要研究方向为运动控制的电生理分析。

E-mail: 13662093951@163.com

Liu Jiawen received her B. S. degree

from Tianjin University in 2020. Now she is a M. Sc. candidate at Tianjin University. Her main research interests are electrophysiological analysis of motion control.



万春晓, 2011 年于南京医科大学获得博士学位, 现为天津医科大学总医院康复医学科主任医师, 主要研究方向重症康复、神经康复等。

E-mail: Wcx2226@163.com

Wan Chunxiao received her PhD degree from Nanjing Medical University in 2011. Now she is the chief physician of the Department of Rehabilitation Medicine at Tianjin

Medical University General Hospital. Her main research interests are critical care rehabilitation, neurological rehabilitation, etc.



明东(通信作者), 2004 年于天津大学获得博士学位, 现为天津大学教授, 主要研究方向为神经工程与康复。

E-mail: richardming@tju.edu.cn

Ming Dong (Corresponding author) received his Ph. D. degree in 2004 from Tianjin University. Now he is a professor at Tianjin University. His main research interests include neural engineering and rehabilitation.