

DOI:10.19651/j.cnki.emt.2108275

基于脊髓映射的脑瘫患儿步态运动分析研究*

汤璐 游蒙雨 孟鹏飞 陆佳健

(上海理工大学健康科学与工程学院 上海 200093)

摘要: 为了从神经控制层面探究脑瘫患儿步态运动障碍原因,设计了以17名受试者双侧下肢各8块肌肉在步态过程的表面肌电信号,通过Kendall模型将表面肌电信号映射到相应脊髓运动神经元位置。同时为描述脊髓节段激活位置变化,提出脊髓激活中心点CoA曲线,并计算CoA曲线极值点数。结果为健康儿童与健康成人在步态过程脊髓节段激活均表现出先是腰段被激活,随后转移至骶段,最后到达腰骶过渡段。通过对比健康儿童和脑瘫患儿脊髓映射图,发现两者在步态运动上表现在脊髓节段无明显转移以及CoA曲线不平滑的差异,健康儿童极值点数范围为8~34,脑瘫患儿为50~144。结果表明该研究成果将有助于更好地理解神经控制机理和脑瘫患儿步态运动障碍病理,进一步将Kendall模型方法推广到脑瘫患儿异常步态运动评估领域。

关键词: 脑瘫患儿;步态运动;表面肌电信号;Kendall模型

中图分类号: TP2 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 510.99

Analysis of gait movement of children with cerebral palsy based on spinal cord mapping

Tang Lu You Mengyu Meng Pengfei Lu Jiajian

(School of Health Science and Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China)

Abstract: In order to explore the causes of gait movement disorders in children with cerebral palsy from the level of neural control, this paper designed the surface EMG signals of 8 muscles of each lower limb in 17 subjects during the gait process, and used the Kendall model to map the surface EMG signals to the corresponding spinal motor neuron location. At the same time, in order to describe the changes of the activation position of the spinal cord segments, this paper proposes the CoA curve of the spinal cord activation center point, and calculates the number of extreme points of the CoA curve. The results showed that the activation of spinal cord segments in both healthy children and healthy adults showed that the lumbar segment was activated first, then transferred to the sacral segment, and finally reached the lumbosacral transition segment. By comparing the spinal cord maps of healthy children and children with cerebral palsy, it is found that there is no obvious difference in the spinal cord segment and uneven CoA curve in the gait movement of the two. The range of extreme points for healthy children is 8~34, cerebral palsy range from 50~144. The results show that the research results in this paper will help to better understand the neural control mechanism and the pathology of gait movement disorders in children with cerebral palsy, and further extend the Kendall model method to the field of abnormal gait movement assessment in children with cerebral palsy.

Keywords: children with cerebral palsy; gait movement; surface electromyography; Kendall model

0 引言

脑性瘫痪简称脑瘫,是指从受孕成功开始到婴幼儿时期由于受到非进行性脑损伤和发育缺陷引起的综合征^[1]。脑瘫患儿由于中枢神经系统受损,常伴有运动紊乱、运动受限和姿势异常^[2]。其中有70%的脑瘫患儿存在步行障碍

的问题,严重的甚至无法行走^[3]。步态运动是由大脑皮层运动区和脑干发出的指令通过脊髓前角的 α 运动神经元(motor neuron, MN)将冲动传到肌纤维控制骨骼肌的随意收缩,维持肌肉张力和反射活动,产生时间和空间对称的步态运动。接收到运动指令的 α 运动神经元产生动作电位,当运动神经元整体被激活时,在肌纤维产生运动单位动作

收稿日期:2021-11-05

* 基金项目:上海市科研计划(19YF1435200)项目资助

电位(MUAP),多活动 MNs 产生的 MUAP 以非线性的方式叠加,从而产生可记录的肌电信号(EMG)^[4]。由此可见,步态运动最后的神经输出由 MN 活动的时空调节表示 EMG 信号,EMG 信号可以反映脊髓前角运动神经元的激活程度。

人体脊髓共分为 31 个节段,包括颈段 8 节、胸段 12 节、腰段 5 节、骶段 5 节和 1 个尾节。每个节段包含若干运动神经元,分别控制对应的肌肉。Kendall 等通过解剖、临床经验、神经成像以及电生理学研究等方式绘制出肌肉运动神经元在脊髓中的位置分布表格。目前关于肌肉运动神经元的分布位置存在争议,脊髓运动神经元分布模型存在有多种版本,主流模型是 Kendall 模型和 Sharrard 模型。基于 Kendall 模型,Yakovenko 等^[4]首次提出脊髓映射方法,将表面肌电信号(surface electromyography, sEMG)映射到脊髓中运动神经元的相应位置,通过脊髓映射方法探究了人体 25 个脊髓节段中 α -运动神经元控制的肌肉在步态运动过程的激活程度和分布,发现腰骶段 MN 的活动中心显示出 4 个主要的激活区,该结果表明从脊髓映射模型探究步态运动控制输出模式。Yakovenko 等着重研究健康成人步态运动功能。随后,科研工作者将脊髓映射方法用于分析神经肌肉病变患者在不同运动下运动神经元控制模式的变化,以实现对患者运动障碍病理探究。如 Cappellini 等^[5]记录不同年龄阶段脑瘫患儿和健康儿童双侧下肢共 11 块肌肉的 sEMG 信号,通过脊髓映射方法得到脊髓映射时空图,结果发现在单个步态周期中,脑瘫患儿完成步态运动时各腰骶脊髓节段激活持续时间相较于健康儿童明显增加,导致脊髓节段运动神经元控制的肌肉活动异常,进而引起步态运动功能障碍。脑瘫患儿爬行运动的研究中,吴琦^[6]记录爬行运动时健康儿童和脑瘫患儿在的躯干和双下肢肌肉的 sEMG 信号,同样采用脊髓映射方法在脊髓神经层面对肢体协调运动模式进行评估,发现脊髓映射时空图的平滑程度可以反映出脑瘫患儿运动功能障碍程度。综上所述,无论是通过步态还是爬行运动对脑瘫患儿的脊髓映射时空图进行分析都可以对异常运动行为的控制机理进行探讨,验证了脊髓映射方法用于运动分析的可行性,同时为脑瘫患儿运动功能障碍评估提供了新思路。然而,目前基于脊髓映射模型对脑瘫患儿运动功能的研究较少,现有的研究仅停留在对不同运动模式的运动分析,并没有实现基于脊髓映射模型的运动障碍量化评估。

本文研究将以健康成人、健康儿童、脑瘫患儿为研究对象,基于脊髓映射的 Kendall 模型,从神经控制层面对脑瘫患儿异常步态运动进行评估。具体包括:将步态运动过程的下肢肌肉 sEMG 信号映射到脊髓运动神经元上,重构 3 个受试群体在步态运动过程中神经元池的激活状态,探究脑瘫患儿步态运动控制机制,从而解释患儿运动异常的原因,将脊髓映射方法用于运动分析的可行性进行了验证,进一步推进了脊髓映射模型在神经肌肉病变患者的运动障碍评估中的应用。

1 方 法

1.1 实验受试者

本研究共募集了 17 名受试者进行数据采集,包括 10 名脑瘫患儿(CP 组,年龄为 5.0 ± 3.4 岁)、6 名健康儿童(HC 组,年龄为 6.9 ± 2.4 岁)和 1 名健康成人(AD 组,年龄为 26 岁)。脑瘫患儿招募于安徽医科大学第一附属儿童神经康复科,脑瘫患儿的选取标准有:1)确诊为脑瘫患者;2)没有患有除脑瘫以外对运动产生障碍的疾病;3)患者的步态异常且能够独立行走,基本信息如表 1 所示。GMFCS 分级是美国脑瘫学会(Δ ACP)将脑瘫患儿根据障碍程度由轻到重分为 1~4 个等级。实验前所有受试者均已签署知情同意书。

表 1 CP 组基本信息

CP 组信息	性别	年龄	GMFCS 评级
CP1	女	4.5	3
CP2	女	9	3
CP3	男	2.9	3
CP4	男	4.4	3
CP5	男	4	3
CP6	男	5.5	2
CP7	男	6.6	2
CP8	女	3	1
CP9	女	4	1
CP10	男	6	1

1.2 数据采集

受试者沿着直线以自身感觉舒适的步行速度前进约 50 步。本文采集下肢双侧各 8 块肌肉的 sEMG 信号及加速度信号。表面肌电电极放置在胫骨前肌(TA)、比目鱼肌(SOL)、腓肠肌(LG)、股直肌(RF)、股外侧肌(Vlat)、半腱肌(ST)、股二头肌(BF)和阔筋膜张肌(TFL),如图 1 中矩形标记。加速度信号采集使用两个相同 3 通道三轴加速度传感器模块,如图 1 中菱形标记,其中 x 轴正向为受试者左腿至右腿水平方向, y 轴正向为垂直向下方向, z 轴正向为腿后侧指向前侧方向。信号采集使用自行研制多通道表面肌电信号采集系统,同步采集 16 通道 sEMG 信号(表面肌电电极为 Ag-AgCl 差分电极,采样频率:1 000 Hz,放大倍数为 2 400 倍)和 6 通道加速度信号(数据输出频率:100 Hz, ± 4 g 量程输出, $g=9.8 \text{ m/s}^2$)

1.3 数据预处理

数据预处理分为 sEMG 信号的预处理和加速度信号预处理,数据处理过程基于 MATLAB 平台。如图 2 所示,具体步骤如下。

1)表面肌电信号的预处理

sEMG 信号的预处理包括整流、去均值、低通滤波处理

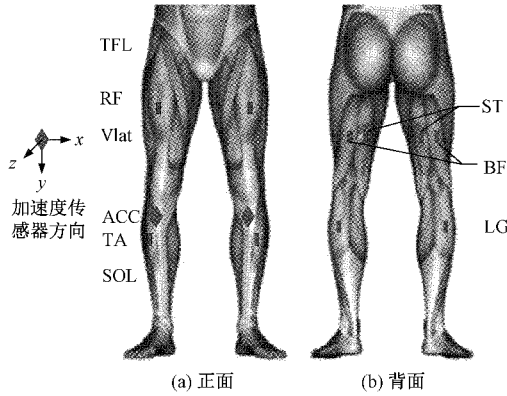


图 1 肌电电极和加速度传感器放置位置示意图

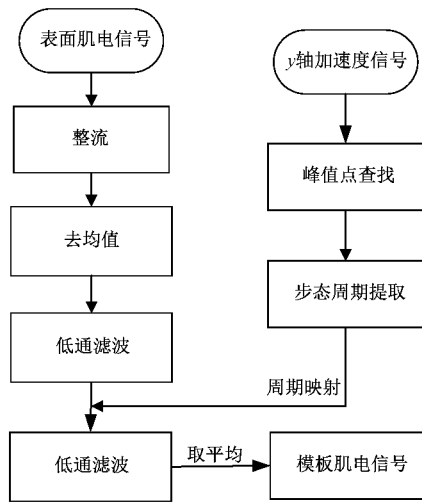


图 2 数据预处理流程

(1) 本文研究通过对加速度信号进行峰值点检测, 实现步态周期提取。如图 3 所示, 方点为峰值点, 相邻两个方点间为一个步态周期。

(2) 将找到的峰值点映射到预处理后的肌电信号, 可提取各步态周期的 sEMG 信号^[8]。

3) 步态模板提取

(1) 步态周期归一化。每个步态周期不一致, 将每个步态周期降采样到 500 个点。

(2) 将 20 个步态周期的 sEMG 信号求平均值获得该患者左右腿步态周期模板。

以健康成人 AD1 为例, 采集的 sEMG 信号通过上述处理, 其结果如图 3 所示。

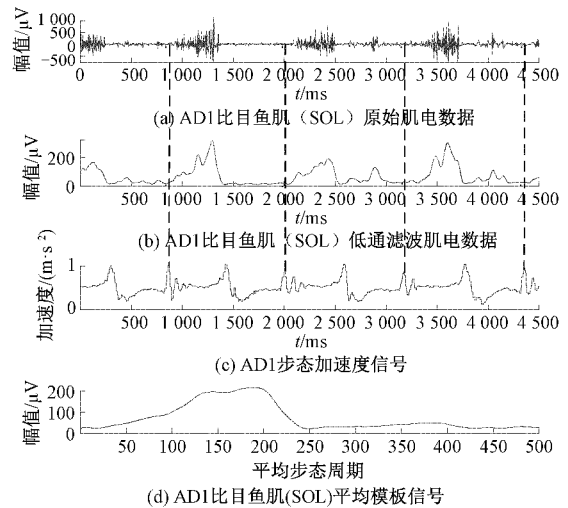


图 3 AD1 数据预处理结果

(采用截止频率为 15 Hz, 阶数为 100 阶的窗函数 fir 滤波器)。

2) 步态周期提取

研究表明, 脚跟着地时为步态周期的开始点, 到下一次脚跟着地时为一个步态周期^[7]。故本文步态周期提取步骤如下。

1.4 脊髓映射模型

本文研究根据 Kendall 模型建立下肢 8 块肌肉的脊髓节段神经分布模型^[4,9], 如表 2 所示, 表中 X 表示已经得到不少于 5 种来源的认定, x 表示已经得到不少于 3 个来源支持。

表 2 下肢 8 块肌肉的脊髓节段神经分布模型

脊髓节段	胫骨前肌 (TA)	比目鱼肌 (SOL)	腓肠肌 (LG)	股直肌 (RF)	股外侧肌 (Vlat)	半腱肌 (ST)	股二头肌 (BF)	阔筋膜张肌 (TFL)
L2				X	X			
L3				X	X			
L4	X			X	X	x		X
L5	X	x				X	x	X
S1	X	X	X			X	X	X
S2		X	X			X	X	

为了描述步态运动过程中各脊髓节段的激活状态^[10], 引入脊髓节段的激活程度 S_j , 可根据式(1)计算各脊髓节段在平均步态周期的脊髓激活程度。其中 S_j 为脊髓中第

j 节段的激活程度; n_j 表示和第 j 个脊髓节段相关联的肌肉数目; K_{ij} 为第 i 块肌肉对应脊髓第 j 节段位置权重系数, X 的权重系数 $K_{ij} = 1$, x 权重系数 $K_{ij} = 0.5$; EMG_i 为

第 i 块肌肉多个步态周期取平均后的 sEMG 信号,最后将 S_j 归一化到 $[1, 2]^{[11, 12]}$ 。

$$S_j = \frac{\sum_{i=1}^{n_j} k_{ij} EMG_i}{n_j} \quad (1)$$

为展示各脊髓节段激活位置变化,引入脊髓激活中心点 CoA , 根据式(2)中计算。其中, N 表示本文涉及下肢脊髓节段数目,本文中 $N=6$; \vec{j} 表示各脊髓节段的相对位置(从 S2~L2)。为保证 CoA 曲线能准确反映出脊髓节段激活位置变化^[13]。

$$CoA = \frac{\sum_{j=1}^N S_j \times \vec{j}}{\sum_{j=1}^N S_j} \quad (2)$$

基于 CoA 计算该曲线的极值点数,该参数可反应激活曲线波动状况。如式(3)、(4)所示可判断 CoA 曲线各点是否为极值点,其中 CoA_i 表示第 i 个脊髓激活中心点^[13-15]。

$$CoA_i < CoA_{i-1} \&\& CoA_i < CoA_{i+1} \quad (3)$$

$$CoA_i > CoA_{i-1} \&\& CoA_i > CoA_{i+1} \quad (4)$$

2 结果

2.1 脊髓映射结果

以受试者 AD1 为例,对该名健康成人步态过程中采集的左右腿各 8 块肌肉的 sEMG 信号进行预处理后,使用脊髓映射的方法,通过式(1)中获得该受试者脊髓节段的激活程度 S_j , 根据 S_j 绘制走右侧下肢脊髓节段的激活时空图,如图 4(a)所示。图中横坐标表示一个步态周期的占比,纵坐标从下到上分别表示为 S2、S1、L5、L4、L3、L2 共 6 个脊髓节段,对应脊髓腰骶段。本文将 $S_j \geq 1.8$ 的区域定义为高度激活区。受试者 AD1 步态过程左右侧脊髓腰段(L3、L2)高度激活的时间段主要分布在步行周期的前 10%, 骶段(S2、S1)高度激活的时间段主要分布在步行周期的 30%~40%, S1、L5 和 L4 高度激活的时间段主要分布在步行周期的 90%~100%。为了分析不同步态周期脊髓节段激活位置变化,根据式(3)中确定脊髓激活中心点 CoA , 如图 4(a)黑色曲线。健康成人 AD1 在一个步态周期内,其脊髓节段先是腰段被激活,随后转移至骶段,最后到达腰骶过渡段,该结果与 Ivanenko 等^[37]的结果一致。

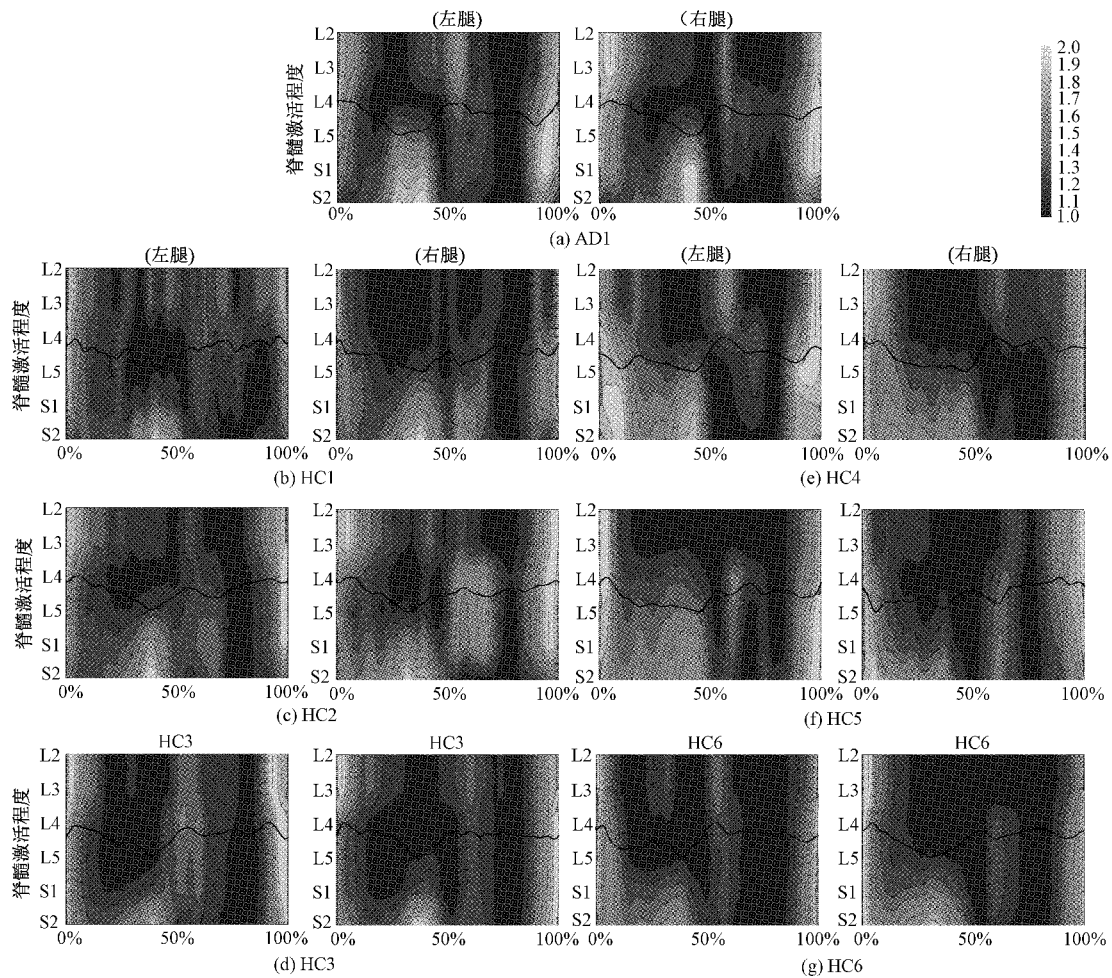


图 4 健康成人与健康儿童脊髓映射图

6 名健康儿童脊髓映射结果如图 4(b)~(g)所示。其中 HC1、HC2 和 HC3 在步行周期内脊髓节段主要激活的区域有 3 块,各节段主要激活时间分布与健康成人相似,激活顺序先是腰段被激活,随后转移至骶段,最后到达腰骶过渡段。其余 3 名儿童 HC4、HC5 和 HC6,其脊髓节段主要激活的区域与健康成人有较大的差别。如图 4(e)所示,HC4 左侧骶段(S2, S1)高度激活区域为步态周期前 10%和 40%~50%,腰段(L5, L4)高度激活区域为步态周期前 10%以及 90%~100%。右侧腰段(L3, L2)激活区域为步态周期前 10%,在 90%~100%的步态周期中,整个腰骶段被激活。HC5 与 HC6 腰骶段的左右侧高度激活区域较为相似,都表现为步态周期前 5%和 95%~100%处于全部激活,如图 4(f)和(g)所示。根据 CoA 曲线可以看出,HC1、HC2 和 HC3 各脊髓节段激活位置由腰段(L5~L2)向骶段(S2, S1)转移。HC4、HC5 和 HC6 在步态周期前

40%,脊髓节段激活位置由腰骶段(S2~L2)向骶段(S2)转移,在步态周期 40%~100%,脊髓节段激活位置从骶段转移到腰骶段(S1~L2)。

同样,对 10 名脑瘫患者步态 sEMG 信号采用脊髓映射的方法,绘制脊髓节段的激活时空图,如图 5 所示。患者 CP1~CP7 经过 GMFCS 评级均为 2 级及以上,其步态过程左右侧脊髓腰骶段(S2~L2)高度激活的时间段主要分布在步态周期前 50%,控制下肢肌肉的脊髓节段都几乎处于长时间持续性激活的状态。从 CoA 曲线可以看出,CP1~CP7 脊髓节段激活位置都在腰骶段(S2~L2)。患者 CP8~CP10 的 GMFCS 评级均为 1 级,其中患者 CP8 左侧激活区域为步态周期前 10%,骶段(S2, S1)轻度激活的时间段主要分布在步态周期的 50%~60%,右侧激活区域为 95%~100%;CP9 左侧激活区域为步态周期前 10%,骶段(S2, S1)轻度激活的时间段主要分布在步态周期的 20%~50%,

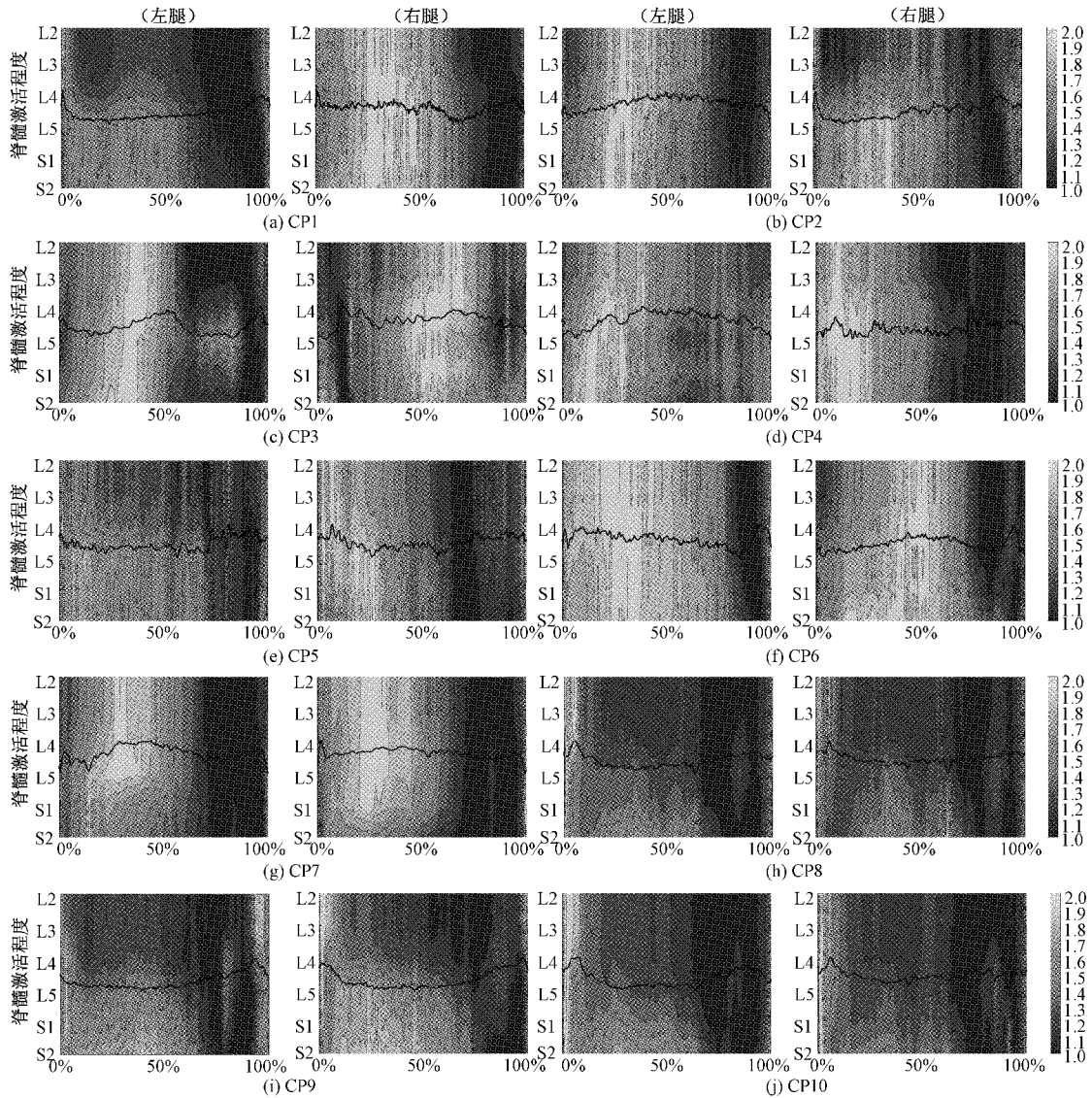


图 5 所有 CP 脊髓映射图

右侧激活区域为90%~100%;CP10左侧激活区域为步态周期前10%,右侧激活区域为95%~100%;CP8、CP9和CP10在步态周期前50%,脊髓节段激活位置由腰骶段(S2~L2)向骶段(S2)转移,在步态周期50%~100%,脊髓节段激活位置从骶段转移到腰骶段(S1~L2)。

2.2 CoA 极值点数显著性差异结果

根据式(3)、(4)中获得健康受试者及脑瘫患者共计17名受试者的CoA曲线极值点数,随后在IBM SPSS Statistics 26平台对其进行统计学分析。本实验中采用单

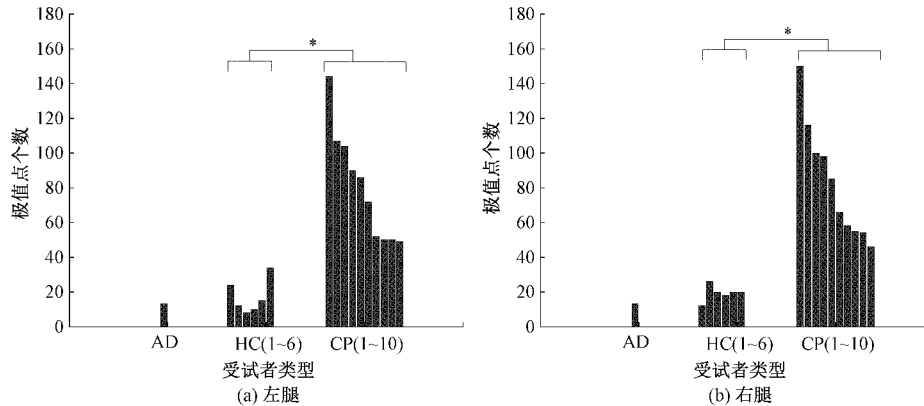


图6 所有受试者CoA曲线极值点个数

3 讨论

图4与5所示为所有受试者在步行过程中左右两侧肢体的脊髓激活时空图。正常步态一般分为3个过程,包括支持承重、单腿支撑以及摆动迈步^[6]。脊髓阶段腰段股外侧肌、股直肌与阔筋膜张肌组合负责支撑重力的功能,于步态周期的支撑相前期与摆动相后期被激活;骶段包括比目鱼肌和腓肠肌组合负责的推动迈步功能,于支撑相后期被激活;胫骨前肌、半腱肌和股二头肌位于腰骶段,负责摆动抬脚功能,步行减速功能,于摆动相中后期被激活。健康受试者脊髓节段先是腰段被激活,随后转移至骶段,最后到达腰骶过渡段,其激活顺序反映了人体在中枢神经系统控制下,通过骨盆、髌、膝、踝、足趾关节活动与相关肌肉收缩完成步态功能^[12]。

从脊髓腰部和骶部的激活水平来看,CP患者的脊髓映射图相对于健康受试者来说,具有不平滑性,这可能是由于CP患者的脑部具有不同程度的脊髓神经受损,导致运动神经元之间的连接和输出存在障碍,脊髓腰骶段的耦合无法顺畅完成从而影响了步态运动。患儿CP8~CP10的GMFS评级为一级,其运动功能障碍程度较轻,由脊髓映射图可知在步态周期的支撑相脊髓节段激活位置从骶段转移到腰段,支撑相后期及摆动相脊髓各节段激活程度低,这部分患儿可以完成步态过程重力支撑和摆动迈步功能,而抬脚迈步及步行减速较难实现,会出现剪刀步,公鸡步态。患儿CP1~CP7脊髓腰段和骶段的运动神经元在

因素方差分析,并经过方差齐性检验,显著性差异标准取 $P < 0.05$ 。结果显示CP组的CoA曲线对应的极点数与AD组和HC组之间都存在显著性差异(注:*表示两者之间存在显著性差异)。不同患病程度的脑瘫患者其CoA曲线平滑程度也有区别。从图6(a)、(b)可以看出CP粗大运动功能障碍程度越严重,CoA曲线上极值点个数越多。对GMFCS不同等级的患儿CoA曲线极点数进行单因素方差分析,分析结果显示不同患病程度等级的患儿左腿和右腿的CoA曲线极点数相关性系数 P 为0.009和0.008。

支撑相激活程度普遍偏大,不出现脊髓节段激活转移,表明脊髓腰骶段的耦合不顺畅,影响患儿步态基本支撑及抬腿迈步功能,神经系统对下肢的步态运动控制能力更弱,患儿出现存在更为严重的下肢运动障碍。

患儿CP组相较于健康儿童HC组,其CoA曲线不平滑。CP患儿GMFCS分级越高,CoA曲线上极值点个数越多,表明脊髓节段激活中心位置变化越不稳定。CoA曲线不平滑可能由于患儿CP运动神经元的损伤会导致其在运动时激活单元减少和单位兴奋率的降低^[10],表明CP患者脊髓节段对下肢肌肉控制异常,进而出现严重的步态异常。

4 结论

本文研究通过对17名受试者包括健康成人AD、健康儿童组HC和脑瘫患儿组CP双侧下肢肌肉的表面肌电信号进行脊髓映射处理,获得各脊髓节段的脊髓时空激活图,用于CP步态运动障碍分析和评估。从脊髓映射角度,脊髓节段在脊髓时空激活图上的平滑程度可以在一定程度上反映出CP患儿的运动功能障碍程度,运动障碍越严重,CoA曲线越不平滑,而CoA曲线的极值点可以评估脑瘫患儿步态严重程度。本文实现基于脊髓映射模型的运动障碍量化评估,但目前量化评估参数相对单一,接下来将探索能表征脊髓时空激活图特征的多参数评估,进而完善脑瘫患儿步态运动功能评估。目前本文的研究群体包含所有GMFCS分级的脑瘫患儿,不同GMFCS等级的脑

瘫患儿步态运动障碍类型差异较大,未来我们将会针对不同 GMFCS 分级的脑瘫患儿步态运动进行评估。

参考文献

- [1] 张彤,赵国强,刘雅楠,等. 脑性瘫痪儿童分类、危险因素的研究进展[J]. 化工时刊,2021,35(10):28-31.
- [2] 宁鸣. 脑瘫患儿康复治疗的现状及进展[J]. 医疗装备,2019,32(24):201-202.
- [3] IVANENKO Y P, CAPPELLINI G, POPPELE R E, et al. Spatiotemporal organization of alpha-motoneuron activity in the human spinal cord during different gaits and gait transitions [J]. The European Journal of Neuroscience,2008,27(12): 3351-3368.
- [4] YAKOVENKO S, MUSHAHWAR V, VANDERHORST V, et al. Spatiotemporal activation of lumbosacral motoneurons in the locomotor step cycle[J]. Journal of Neurophysiology,2002,87(3):1542-1553.
- [5] 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.
- [6] 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.
- [7] 李飞. 基于表面肌电信号的小儿脑瘫步态肌肉协同分析[D]. 合肥:中国科学技术大学,2014.
- [8] 郑宏超,王琼,杨丽. 下肢机器人配合运动疗法训练对脑瘫患儿步行能力的影响[J]. 临床医学研究与实践,2021,6(33):166-168,179.
- [9] 刘初容,沈威,陈小芳,等. 触发点针刺对痉挛型双瘫脑性瘫痪患儿步态的影响[J]. 中医药导报,2021,27(11):105-108.
- [10] 许晶莉,黄少昂,代早荣,等. 不同病情程度脑瘫患儿的表面肌电图特征初探[J]. 中国康复,2013,28(5):354-356.
- [11] JANSSEN L, SANTUZ A, EKIZOS A, et al. Fuzziness of muscle synergies in patients with multiple sclerosis indicates increased robustness of motor control during walking[J]. Scientific Reports, 2020,10(1): 1-14.
- [12] LENCIONI T, CARPINELLA I, RABUFFETTI M, et al. Human kinematic, kinetic and EMG data during different walking and stair ascending and descending tasks[J]. Scientific Data, 2019, 6(1): 1-10.
- [13] 贾晓辉,王涛,刘今越,等. 基于人体模型映射的步态识别及意图感知方法[J]. 仪器仪表学报,2020,41(12):236-244.
- [14] 高经纬,马超,姚杰,等. 基于机器学习的人体步态检测智能识别算法研究[J]. 电子测量与仪器学报,2021,35(3):49-55.
- [15] 胡叶,张爱军. 基于 K-means 的室内行人导航步态识别方法[J]. 国外电子测量技术,2021,40(3):32-36.

作者简介

汤璐,博士,主要研究方向为生理电信号处理、神经肌肉控制、运动功能控制。

E-mail: Tanglu@usst.edu.cn

游蒙雨,工学硕士,主要研究方向为医学电子信息与工程方向。

E-mail: usstymy@qq.com

孟鹏飞,工学学士,主要研究方向为医学电子信息与工程。

E-mail: 1026409387@qq.com

陆佳健,工学学士,主要研究方向为医学电子信息与工程。

E-mail: 1983214678@qq.com