

动态脊柱支撑机器人在脊髓损伤后躯干控制评定中的初步应用研究

施杰洪^{1,2} 王荣丽² 王宁华^{1,2}

¹北京大学医学部医学技术研究院, 北京 100191; ²北京大学第一医院康复医学科, 北京 100034

通信作者: 王宁华, Email: wangninghua2003@163.com

【摘要】 目的 探讨动态脊柱支撑机器人在脊髓损伤患者坐位躯干控制能力评估中的初步应用。**方法** 于 2022 年 10 月至 2022 年 12 月招募 20 例依赖轮椅的脊髓损伤患者。所有患者穿戴动态脊柱支撑机器人完成坐位躯干抗阻测试, 嘱患者在躯干左、右、前、后 4 个方向施加外力的情况下维持直立坐位 1 min, 评测指标为反映压力中心(COP)摆动情况的 8 个参数(包括 COP_x 均速、COP_y 均速、COP_x 标准差、COP_y 标准差、包络面积、摆动轨迹长度、平均频率、平均幅值)以及最大自主收缩(MVC)力矩。采用动态脊柱支撑机器人、躯干控制测试(TCT)、Tinetti 平衡与步态量表(Tinetti 量表)、改良功能性前伸测试(mFRT)和脊髓独立性评定量表第 3 版(SCIM-III)进行评估。分析动态脊柱支撑机器人抗阻测试结果与 TCT 量表、Tinetti 量表、mFRT 和 SCIM-III 所得结果的相关性。**结果** 共 20 例患者完成左、右向抗阻测试, 11 例患者完成前、后向抗阻测试。左向抗阻测试中, COP_x 标准差、COP_y 标准差、包络面积和 MVC 与 TCT、Tinetti、mFRT、SCIM-III 呈低到高度相关($|r| = 0.474 \sim 0.739$, $P < 0.05$); 右向抗阻测试中, COP_x 均速、MVC 与 TCT、Tinetti、mFRT、SCIM-III 呈低到高度相关($|r| = 0.461 \sim 0.740$, $P < 0.05$); 前向抗阻测试中, MVC 与 TCT、mFRT、SCIM-III 呈中度相关($|r| = 0.632 \sim 0.672$, $P < 0.05$); 后向抗阻测试中, MVC 与 TCT、mFRT 呈中度相关($|r| = 0.627 \sim 0.672$, $P < 0.05$)。结论 采用动态脊柱支撑机器人可以有效评测脊髓损伤患者的反应性姿势控制能力和功能独立性。

【关键词】 康复机器人; 脊髓损伤; 躯干控制; 定量评估

基金项目: 国家重点研发计划(2018YFE0114700, 2020YFC2005700)

DOI: 10.3760/cma.j.issn.0254-1424.2024.01.008

A robotic brace for dynamic trunk support when evaluating seated trunk control after a spinal cord injury

Shi Jiehong^{1,2}, Wang Rongli², Wang Ninghua^{1,2}

¹Institute of Medical Technology, Peking University Health Science Center, Beijing 100191, China; ²Department of Rehabilitation Medicine, Peking University First Hospital, Beijing 100034, China

Corresponding author: Wang Ninghua, Email: wangninghua2003@163.com

【Abstract】 Objective To explore the utility of a robotic trunk support brace (a RoboBDSys) in evaluating seated trunk control after a spinal cord injury (SCI). **Methods** Twenty wheelchair-dependent SCI patients were tested for trunk resistance while seated and wearing the RoboBDSys. In the test they were required to maintain an upright seated position for 1 minute while external forces were applied from the left, right, anterior and posterior directions. The system generated eight observations of swings of the center of pressure (COP), their mean velocity and their standard deviations. Sway area, sway path (SP), mean sway frequency (MF) and mean sway amplitude (MA) were also recorded along with the maximum voluntary contraction torque (MVC). The trunk control test (TCT), the Tinetti Balance Scale (Tinetti), the modified Functional Reach Test (mFRT) and Spinal Cord Independence Measure III (SCIM-III) were also administered and their results were correlated with the RoboBDSys resistance test results. **Results** All twenty of the patients completed the resistance test in the left and right directions, but only 11 did it in the anterior and posterior directions. In the left and right-direction resistance tests the average center of pressure deviation, sway area and MVC showed some significant correlation with the TCT, Tinetti, mFRT and SCIM-III results ($|r|$ ranging from 0.46 to 0.74). The average MVC in the anterior-direction correlated moderately with the TCT, mFRT and SCIM-III results ($|r| = 0.63$ to 0.67), while that in the posterior-direction had moderate correlation with the TCT and mFRT results only ($|r| = 0.63$ to 0.67). **Conclusion** The Robotic Brace for Dynamic Trunk Support system can be effective in assessing reactive postural control and functional independence after a spinal cord injury.

【Key words】 Robots; Spinal cord injury; Trunk control; Seated posture

Funding: China's National Key Research and Development Program (grants 2018YFE0114700 & 2020YFC2005700)

DOI:10.3760/cma.j.issn.0254-1424.2024.01.008

脊髓损伤是一种致残率高、病程长且治疗费用高昂的中枢神经系统疾病。2019 年发布的全球疾病负担调查结果显示,全世界新发脊髓损伤患者约为 90 万例,给个人、家庭和社会均带来了巨大的负担^[1]。脊髓损伤患者由于运动感觉控制障碍和痉挛等问题,严重影响其躯干的姿势控制和平衡能力^[2]。其中,60%~80%的脊髓损伤患者需要依赖轮椅生活^[3],并将提升躯干稳定性和上肢功能作为改善生活质量的优先事项^[4]。躯干稳定性是脊髓损伤患者完成日常生活活动(activity of daily living, ADL)的基础,为了预防并发症、促进神经功能恢复、最大限度发挥损伤后的功能,提高脊髓损伤患者的功能独立性,临床康复应更加重视躯干控制障碍的评估和干预^[5]。

目前临床常用的评估量表通常根据患者在静态、动态活动时躯干的稳定程度,尤其是在站立、行走时的姿势稳定性,来评估整体躯干控制功能^[6],缺点是无法精准评估坐位下的躯干功能和反应性姿势控制能力。而应用机器人评定技术可以精细化评估疗效^[7],精准反馈不同程度脊髓损伤患者的躯干生物力学信息。本研究中的动态脊柱支撑机器人是由北京大学第一医院和北京大学联合自主研发的躯干控制评定和训练设备,其通过运动传感检测 and 智能控制算法实现与人体躯干运动实时交互,精准识别躯干运动的生物力学参数,从而指导患者进行不同模式的躯干控制训练。

动态脊柱支撑机器人已通过安全性检测和健康人穿戴测试^[8],但对脊髓损伤患者的躯干生物力学参数以及不同损伤程度患者的生物力学信息差异等尚缺乏确定的标准。本研究探讨动态脊柱支撑机器人在脊髓损伤患者坐位躯干控制能力评估中的初步应用,对其与相关的临床功能评估量表的相关性开展分析,旨在为该机器人的进一步应用提供客观依据。

对象与方法

一、研究对象

纳入标准:①年龄 18 岁以上;②轮椅依赖的脊髓损伤患者;③病程 6 个月及以上;④签署知情同意书。排除标准:①脊柱不稳定、脊柱肿瘤、强直性脊柱炎、脊柱侧弯畸形等患者;②高血压、糖尿病控制不良的患者;③合并严重心脏、骨关节疾病或精神/认知功能障碍的患者;④躯干及上肢存在明显痉挛的患者;⑤存在脊髓损伤相关的严重并发症(如压疮、深静脉血栓等)。

选取 2022 年 10 月至 2022 年 12 月在北京大学第一医院和首都医科大学附属北京康复医院住院的脊髓损伤患者 20 例。其中,男性 17 例,女性 3 例;平均年龄(51±13)岁;脊髓损伤平均病程为(10.39±9.67)年。脊髓损伤严重程度为美国脊髓损伤协会(American Spinal Injury Association, ASIA)分级^[9]A~D 级,其中 A 级 15 例, B 级 1 例, C 级 3 例, D 级 1 例;神经损伤平面 C₄~L₂,其中 C₄~C₇ 3 例, T₁~T₈ 5 例, T₈ 以下 12 例;坐位平衡分级 I 级 6 例, II 级 6 例, III 级 8 例。本研究获北京大学第一医院伦理委员会审核批准(2022 研 429)。

二、评估工具

1. 动态脊柱支撑机器人:由静平台(坐位平台)、动平台(胸腔环带)和 3 个线性驱动器等组成,可提供在垂直方向、水平方向和侧屈方向的动力输入和运动干预,实现躯干在冠状面、矢状面的运动可控^[8]。该系统采用了模块化的设计思路,可根据患者的个体化情况进行快速调整和装配,穿戴效果如图 1A、1B 所示。动态脊柱支撑机器人在位置控制模式、力控模式与位姿轨迹自动控制模式下,能够给患者躯干提供有效支撑,并测量静态、动态、抗阻条件下躯干运动的方向、角度、力矩和压力中心(center of pressure, COP)。该系统可在力控模式下测量脊髓损伤患者躯干在各个方向的最大收缩力矩,并以此为依据来设定不同阻力,通过监测 COP 的摆动情况来精准评定患者的反应性姿势控制能力, COP 评定界面见图 2。应用动态脊柱支撑机器人完成坐位躯干抗阻测试的评测参数见表 1。



图 1A 穿戴效果图(后面观)

图 1B 穿戴效果图(侧面观)

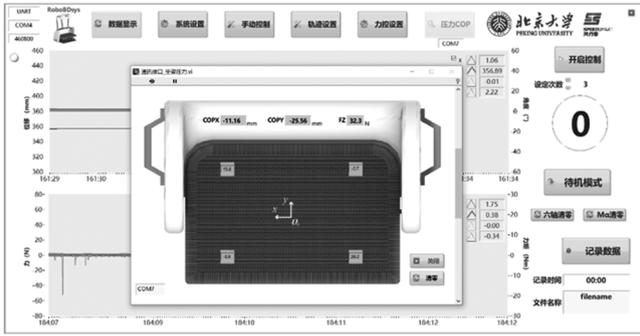


图 2 动态脊柱支撑机器人系统 COP 评定显示界面

表 1 坐位躯干抗阻测试评测参数及含义

评测参数	参数含义
COPx 均速、COPy 均速	COP 在左右、前后方向的平均摆动速度
COPx 标准差、COPy 标准差	COP 在左右、前后方向摆动距离的离散程度
COP 包络面积	在 COP 的摆动轨迹区域绘制 1 个在 95% 置信区间的椭圆形, 该椭圆的面积即代表 COP 的包络面积
COP 平均幅值	COP 距离初始原点的平均偏移距离
摆动轨迹长度	COP 的摆动轨迹总长度
COP 平均频率	COP 的平均摆动频率
MVC	肌肉在等长收缩下产生的最大力矩

注:最大自主收缩(maximal voluntary contraction, MVC)

2. 脊髓损伤患者躯干控制测试(trunk control test in individuals with spinal cord injury, TCT): TCT 由 Quinzaños 等^[10] 研制, 专门应用于评估脊髓损伤患者坐位躯干控制功能, 共 13 个条目, 包括静态控制、动态控制和上肢活动时的动态控制 3 个维度的评估。最低分 0 分, 最高分 24 分, 最终得分高于 13 分提示躯干控制功能较好。

3. Tinetti 平衡与步态量表(Tinetti performance-oriented mobility assessment): Tinetti 量表是临床中常用的评估脊髓损伤患者平衡功能的量表, 由平衡测试和步态测试两个部分组成。本研究应用 Tinetti 量表中的平衡测试对脊髓损伤患者的平衡功能进行评估。平衡测试部分有 9 个条目, 包括坐位平衡、起身、试图起身、坐站转移时的平衡等条目, 其中有 8 个条目得分为 2 分, 站立时闭眼的条目得分为 1 分, 总分 16 分^[11]。

4. 改良版功能性前伸试验(modified functional reach test, mFRT): mFRT 是临床中常用的定量评估脊髓损伤患者躯干控制能力的测试, 主要用于反映脊髓损伤患者坐位躯干控制功能。其评测方法是嘱患者在初始位保持直立坐姿, 肩关节屈曲 90°, 肘关节伸直, 手掌握拳, 先测量初始位第三掌骨到肩峰的距离, 然后要求患者尽可能向前倾斜但不能失去平衡, 测量此时第三掌骨到肩峰的距离, 前伸距离为两次测量的差值。进行功能性触碰 3 次, 取 3 次测量的前伸距离平均值作为最终的评测结果^[12]。

5. 脊髓独立性评定量表第三版(spinal cord independence measure III, SCIM-III): SCIM-III 是临床中广泛应用的评价脊髓损伤患者功能独立性的量表。SCIM-III 有 17 个条目, 由 3 个评价维度组成, 内容与个体的日常生活活动相关, 包括自我照顾、呼吸和括约肌管理、移动, 依据每个维度在患者功能独立性中的重要性, 分值分别为 0~20 分、0~40 分和 0~40 分, 总分为 0~100 分^[13]。

三、评估方法

基本信息采集完成后, 采用 TCT、Tinetti 量表、mFRT 和 SCIM-III 对患者进行评估, 之后由同一位机器人操作者和评估者向患者说明测试流程和设备穿戴注意事项, 然后根据患者的身高、体重、胸围、躯干长度进行穿戴配件的个性化选择和调整, 再正式开始测试。正式测试时每项测试间休息 1 min, 整个实验持续 10~15 min。

根据预实验结果, 坐位平衡为 I 级的脊髓损伤患者, 可以完成左右向抗阻测试, 但无法安全地完成前向和后向抗阻测试, 有一定的跌倒风险; 此外部分神经损伤平面较高或完全性脊髓损伤患者主观上有跌倒恐惧, 也无法完成前向和后向抗阻测试。因此本研究初期招募的 20 例患者中, 最终共纳入了 11 例坐位平衡为 II 级及以上的脊髓损伤患者进行前向和后向抗阻测试。

抗阻测试中, 患者坐于机器人平台上, 初始位置为直立坐位, 膝关节屈曲 90°~100°, 双足与肩同宽平放于地面, 双手自然垂于坐位平台两侧, 目视前方。先测试患者在前屈、后伸、左右方向的 MVC, 根据 50% MVC 和患者主观意愿设置恒定阻力值, 分别施加在患者各个活动方向上, 令患者保持平衡, 采集在此期间的 COP 相关指标。

四、统计学方法

采用 SPSS 26.0 版软件进行数据统计分析。计量资料采用 K-S 方法进行正态性检验, 符合正态分布的以均数±标准差($\bar{x} \pm s$)形式进行统计描述; 不符合正态分布的以中位数(最大值, 最小值)表示。计数资料及等级资料以频数或构成比进行统计描述。采用 Spearman 或 Pearson 相关分析进行机器人抗阻测试与临床功能评估结果的相关性检验, $|r| = 0.00 \sim 0.25$ 为不相关, $|r| = 0.26 \sim 0.49$ 为低度相关, $|r| = 0.50 \sim 0.69$ 为中度相关, $|r| = 0.70 \sim 0.89$ 为高度相关, $|r| = 0.90 \sim 1.00$ 为极高度相关^[14]。显著性水平 $\alpha = 0.05, P < 0.05$ 表示差异有统计学意义。

结 果

一、左向抗阻测试与临床评估量表的相关性分析

共 20 例患者完成了该项测试,其中 COP_x 标准差、COP_y 标准差、包络面积和 MVC,与 TCT、Tinetti、mFRT、SCIM-III 4 个临床功能评估量表具有相关性 ($|r|=0.474\sim 0.739, P<0.05$)。详见表 2。

二、右向抗阻测试与临床评估量表的相关性分析

共 20 例患者完成了该项测试,其中 COP_x 均速、MVC 与 TCT、Tinetti、mFRT、SCIM-III 4 个临床功能评估量表具有相关性 ($|r|=0.461\sim 0.740, P<0.05$)。COP_x 标准差与 TCT、mFRT、SCIM-III 具有相关性 ($|r|=0.483\sim 0.588, P<0.05$),摆动轨迹长度与 TCT、Tinetti、mFRT 具有相关性 ($|r|=0.523\sim 0.559, P<0.05$)。详见表 3。

三、前向抗阻测试与临床评估量表的相关性分析

共 11 例患者完成了该项测试,其中 MVC 与 TCT、mFRT、SCIM-III 具有中度相关性 ($|r|=0.632\sim 0.672, P<0.05$)。平均频率与 SCIM-III 具有高度相关性 ($|r|=0.710, P<0.05$)。详见表 4。

四、后向抗阻测试与临床评估量表的相关性分析

共 11 例患者完成了该项测试,其中 COP_x 标准差、包络面积、MVC 与 TCT ($|r|=0.618\sim 0.652, P<0.05$)具有中度相关性,MVC 与 mFRT ($|r|=0.672, P<0.05$)具有中度相关性,COP_y 标准差、平均幅值与 SCIM-III ($|r|=0.630\sim 0.633, P<0.05$)具有中度相关性。详见表 5。

讨 论

躯干姿势控制是基于动态感觉运动过程的复杂运动技能,注重机体在运动和平衡中控制身体的能力^[15]。Sibley 等^[16]人提出了姿势控制系统框架的概念,明确了执行姿势控制时多个组成成分的相互作用,将静态控制、动态控制、反应性控制作为姿势控制的 3 个核心过程。其中反应性控制强调个体能够运用不同的感觉和运动策略,在接收到外界干扰后进行反应性姿势调节,进而维持躯干以及整体的姿势稳定^[17]。

表 2 脊髓损伤患者左向抗阻测试与 TCT、Tinetti、mFRT、SCIM-III 的相关性分析 ($n=20$)

评估项目	COP _x 标准差 (mm)	COP _x 均速 (mm/s)	COP _y 标准差 (mm)	COP _y 均速 (mm/s)	包络面积 (mm ²)	摆动轨迹长度 (mm)	平均幅值 (mm)	平均频率 (Hz)	MVC (Nm)
TCT	0.536 ^a	0.232	0.486 ^a	-0.028	0.634 ^b	0.242	0.482 ^a	-0.349	0.732 ^b
Tinetti	0.476 ^a	0.379	0.547 ^a	-0.001	0.563 ^a	0.335	0.428	-0.035	0.739 ^b
mFRT	0.611 ^b	0.094	0.474 ^a	0.039	0.682 ^b	0.163	0.565 ^a	-0.380	0.659 ^b
SCIM-III	0.479 ^a	0.394	0.282	-0.047	0.474 ^a	0.368	0.433	-0.077	0.557 ^a

注:^a $P<0.05$,^b $P<0.01$

表 3 脊髓损伤患者右向抗阻测试与 TCT、Tinetti、mFRT、SCIM-III 的相关性分析 ($n=20$)

评估项目	COP _x 标准差 (mm)	COP _x 均速 (mm/s)	COP _y 标准差 (mm)	COP _y 均速 (mm/s)	包络面积 (mm ²)	摆动轨迹长度 (mm)	平均幅值 (mm)	平均频率 (Hz)	MVC (Nm)
TCT	0.585 ^b	0.556 ^a	0.398	0.086	0.463 ^a	0.559 ^a	0.393	-0.119	0.740 ^b
Tinetti	0.440	0.602 ^b	0.461 ^a	0.151	0.395	0.523 ^a	0.337	0.024	0.729 ^b
mFRT	0.588 ^b	0.473 ^a	0.431	0.046	0.262	0.540 ^a	0.362	-0.169	0.644 ^b
SCIM-III	0.483 ^a	0.473 ^a	0.301	-0.168	0.338	0.410	0.313	-0.345	0.498 ^b

注:^a $P<0.05$,^b $P<0.01$

表 4 脊髓损伤患者前向抗阻测试与 TCT、Tinetti、mFRT、SCIM-III 的相关性分析 ($n=11$)

评估项目	COP _x 标准差 (mm)	COP _x 均速 (mm/s)	COP _y 标准差 (mm)	COP _y 均速 (mm/s)	包络面积 (mm ²)	摆动轨迹长度 (mm)	平均幅值 (mm)	平均频率 (Hz)	MVC (Nm)
TCT	0.184	-0.355	-0.295	-0.300	-0.383	-0.242	-0.342	0.417	0.632 ^a
Tinetti	0.001	-0.161	0.068	0.016	-0.074	0.035	-0.036	0.261	0.489
mFRT	-0.193	-0.249	-0.452	-0.323	-0.390	-0.252	-0.452	0.584	0.672 ^a
SCIM-III	-0.099	-0.132	-0.215	-0.087	-0.087	-0.014	-0.332	0.710 ^a	0.645 ^a

注:^a $P<0.05$

表 5 脊髓损伤患者后向抗阻测试与 TCT、Tinetti、mFRT、SCIM-III 的相关性分析 ($n=11$)

评估项目	COP _x 标准差 (mm)	COP _x 均速 (mm/s)	COP _y 标准差 (mm)	COP _y 均速 (mm/s)	包络面积 (mm ²)	摆动轨迹长度 (mm)	平均幅值 (mm)	平均频率 (Hz)	MVC (Nm)
TCT	-0.652 ^a	-0.134	-0.295	-0.300	-0.618 ^a	-0.242	-0.342	0.507	0.627 ^a
Tinetti	0.001	-0.161	0.068	0.016	-0.074	0.035	-0.036	0.261	0.489
mFRT	-0.193	-0.249	-0.452	-0.323	-0.390	-0.252	-0.452	0.584	0.672 ^a
SCIM-III	-0.411	-0.404	-0.633 ^a	-0.422	-0.501	-0.139	-0.630 ^a	0.173	0.518

注:^a $P<0.05$

目前常用的临床测试和评分量表,主要是针对躯干控制这一复杂运动过程的半定量评估,缺乏反应性姿势控制的评价^[16],对于完全性损伤的高位脊髓损伤患者,可能无法配合完成部分量表评价。

当前评定躯干姿势控制的金标准,是应用测力台监测个体在保持姿势稳定过程中的 COP 摆动情况^[18],其可应用于脊髓损伤患者在坐位、站立位、转移、行走时的姿势控制评定^[19]。应用测力台测量患者在坐位下 COP 的位移和稳定性,可以采集患者在维持静态、动态、反应性以及预期性姿势稳定下的 COP 运动轨迹,通过前后、左右方向的偏移量、位移变化量、平均速度和振幅等指标,反映不同程度的脊髓损伤患者的躯干控制障碍特征^[20]。传统的平衡测试仪通常评定的是患者在保持静态坐位平衡 30 s 时的 COP 摆动情况,摆动范围越大,躯干稳定性越差,提示躯干控制能力越弱^[21],但 COP 摆动范围大并不总是意味着患者的躯干控制能力差^[22]。在动态平衡的情况下,COP 摆动范围越大,姿势调整越活跃、躯干控制能力越好^[2]。

本研究的抗阻测试主要测定患者的反应性姿势控制能力,脊髓损伤患者在躯干维持稳定的情况下,需要抵抗的阻力越大、姿势控制的任务越难,姿势控制策略也就更活跃,包括增大 COP 摆动范围、加快 COP 摆动速度、提高 COP 摆动频率等,因此抗阻测试中 COP 相应参数越大,表明患者的躯干控制能力越强。从功能的角度来看,脊髓损伤患者除需要保持躯干静态稳定性和动态稳定性外,能够抵抗基于特定方向的外力干扰也是日常生活中不可缺少的一部分^[23]。本研究中的抗阻测试应用机器人模拟基于特定方向的外力干扰任务,定量评价在不同方向外力干扰下脊髓损伤患者躯干的随意运动和反应性姿势调节能力,为评估和训练该人群的坐姿控制能力提供了新的视角。

本研究结果显示,左向抗阻测试中,包络面积、MVC 与 TCT、Tinetti、mFRT 评估结果具有中度到高度的相关性,COP 的总体摆动范围以及 MVC 力矩能够反映患者在受到左向外力时的躯干控制能力。本研究选取的躯干控制临床评估量表中,仅 Tinetti 量表有评价患者躯干受到外力时稳定情况的条目,TCT 和 mFRT 无法具体评定外力条件下脊髓损伤患者的躯干控制表现,但这 3 个量表是目前临床常用的评估工具,也是大量研究证实具有良好信效度的评估量表,可以有效且稳定地反映脊髓损伤患者的总体躯干控制能力。因此将这 3 项评估量表与机器人抗阻测试联合应用,可以在一定程度上通过总体的躯干控制能力来探究抗阻条件下的躯干控制测试表现。此外,COPx 标准差、COPy 标准差与 TCT、Tinetti、mFRT 具有低度到

中度的相关性,提示 COP 在左右方向的摆动范围、前后方向的摆动范围也能反映患者在受到左向外力时的躯干控制能力。

右向抗阻测试中,COPx 均速、摆动轨迹长度、MVC 与 TCT、Tinetti、mFRT 评估结果具有中度到高度的相关性。脊髓损伤患者受到机器人平台给其躯干施加的向右的外力时,为了抵抗外力、保持躯干的稳定性,患者选择有效的姿势控制策略来调整重心,通过增加 COP 在左右方向的摆动速度、增大 COP 摆动范围来积极地调整姿势,且躯干肌群的收缩力越大,患者的姿势控制系统越活跃躯干控制能力越强。这与 Ilha 等^[2]人的研究结果一致,Ilha 等人对比了脊髓损伤患者与健康人在无支撑坐姿时的 COP 摆动情况,发现躯干肌群收缩力越小,外界提供的支撑程度越大,脊髓损伤患者的 COP 摆动范围越小、摆动速度越慢。

前向抗阻测试中,仅 MVC 与 TCT、mFRT 具有中度相关性,表明脊髓损伤患者的前屈 MVC 可以反映其在受到前向外力时的躯干控制能力。而后向抗阻测试中,MVC、COPx 标准差、包络面积与 TCT 具有中度到高度相关性,表明脊髓损伤患者的后伸 MVC、COP 在左右方向的摆动范围、COP 总体摆动范围可以反映其在受到后向外力时的躯干控制能力。此外,本研究中坐位平衡 I 级的脊髓损伤患者,可以完成左、右方向抗阻测试,但无法完成前、后方向抗阻测试,因此无法识别其在抵抗前、后方向外力干扰时的躯干控制表现。针对不同坐位平衡等级、不同损伤程度、不同神经损伤平面的脊髓损伤患者,其在矢状面或冠状面上受到外力干扰时,躯干控制表现的差异及原因仍需进一步探讨,未来可结合表面肌电图等设备来探测躯干肌肉的活动,深入探究脊髓损伤患者的躯干在反应性姿势调节中的表现。

本研究对抗阻测试中的 COP 相关参数与反映脊髓损伤患者功能独立性的 SCIM-III 评估结果进行相关性分析,结果显示,脊髓损伤患者在抵抗外力干扰并维持躯干稳定的过程中,COP 的总体摆动范围越大、摆动速度越大、摆动频率越快、所能抵抗的外力越大,其功能独立性就越好。以上结果表明,患者躯干在受到较大的外力干扰时,对躯干姿势控制系统的任务需求增加,进而通过加快 COP 摆动速度^[21]、提高摆动频率和增大摆动范围来调整重心^[2],从而抵抗外力,维持躯干的稳定。因此,脊髓损伤患者利用有效姿势控制策略的能力越强,在日常生活活动以及移动等方面的功能独立性就越好。

综上所述,基于机器人的抗阻测试可以通过测定 COP 在左右、前后方向以及总体的摆动范围、平均摆动速度和 MVC,来评估脊髓损伤患者在抵抗多个方向

阻力时的躯干控制能力,初步验证多项参数的临床可用性,有效反映脊髓损伤患者的反应性姿势控制特征和功能独立性。本研究的不足之处主要是样本量较小,在一定程度上限制了研究结论的外展;所选取的临床功能评估量表针对性不强,缺乏对躯干反应性姿势控制的评价内容。未来将增大样本量,根据损伤程度或神经损伤平面对脊髓损伤患者进行分层,采用可以有效监测躯干反应性姿势控制的定量设备进行对比分析,进一步明确动态脊柱机器人在脊髓损伤人群中的临床效用。

参 考 文 献

- [1] Ding W, Hu S, Wang P, et al. Spinal cord injury: the global incidence, prevalence, and disability from the global burden of disease study 2019[J]. *Spine*, 2022, 47(21): 1532-1540. DOI: 10.1097/BRS.0000000000004417.
- [2] Ilha J, Abou L, Romanini F, et al. Postural control and the influence of the extent of thigh support on dynamic sitting balance among individuals with thoracic spinal cord injury[J]. *Clinical Biomech (Bristol, Avon)*, 2020, 73: 108-114. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2020.01.012.
- [3] Florio J, Arnet U, Gemperli A, et al. Need and use of assistive devices for personal mobility by individuals with spinal cord injury[J]. *J Spinal Cord Med*, 2016, 39(4): 461-470. DOI: 10.1080/10790268.2015.1114228.
- [4] Anderson KD. Targeting recovery: priorities of the spinal cord-injured population[J]. *J Neurotrauma*, 2004, 21(10): 1371-1383. DOI: 10.1089/neu.2004.21.1371.
- [5] Behrman AL, Ardolino EM, Harkema SJ. Activity-based therapy: from basic science to clinical application for recovery after spinal cord injury[J]. *J Neurol Phys Ther*, 2017, 41: S39-S45. DOI: 10.1097/NPT.000000000000184.
- [6] Abou L, de Freitas GR, Palandi J, et al. Clinical instruments for measuring unsupported sitting balance in subjects with spinal cord injury: a systematic review[J]. *Top Spinal Cord Inj Rehabil*, 2018, 24(2): 177-193. DOI: 10.1310/sci17-00027.
- [7] Keller U, Schölch S, Albisser U, et al. Robot-assisted arm assessments in spinal cord injured patients: a consideration of concept study[J]. *PLoS One*, 2015, 10(5): e0126948. DOI: 10.1371/journal.pone.0126948.
- [8] Guo X, Zhou Z, Gao Y, et al. Serial-parallel mechanism and controller design of a robotic brace for dynamic trunk support[J]. *IEEE ASME Trans Mechatron*, 2022, 27(6): 4518-4529. DOI: 10.1109/TMECH.2022.3155931.
- [9] Ditunno JF, Young W, Donovan WH, et al. International standards for neurological and functional classification of spinal cord injury. American Spinal Injury Association[J]. *Paraplegia*, 1994, 32(2): 70. DOI: 10.1038/sc.1994.13.
- [10] Quinzaños J, Villa AR, Flores AA, et al. Proposal and validation of a clinical trunk control test in individuals with spinal cord injury[J]. *Spinal cord*, 2014, 52(6): 449-454. DOI: 10.1038/sc.2014.34.
- [11] Tinetti ME. Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients[J]. *J Am Geriatr Soc*, 1986, 34(2): 119-126. DOI: 10.1111/j.1532-5415.1986.tb05480.x.
- [12] Lynch SM, Leahy P, Barker SP. Reliability of measurements obtained with a modified functional reach test in subjects with spinal cord injury[J]. *Phys Ther*, 1998, 78(2): 128-133. DOI: 10.1093/ptj/78.2.128.
- [13] Itzkovich M, Gelernter I, Biering-Sorensen F, et al. The spinal cord independence measure (SCIM) version III: reliability and validity in a multi-center international study[J]. *Disabil Rehabil*, 2007, 29(24): 1926-1933. DOI: 10.1080/09638280601046302.
- [14] Plichta SB, Kelvin EA. Munro's statistical methods for health care research. 6th ed [M]. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins, 2013: 265-266.
- [15] Horak FB. Clinical measurement of postural control in adults[J]. *Phys Ther*, 1987, 67(12): 1881-1885. DOI: 10.1093/ptj/67.12.1881.
- [16] Sibley KM, Beauchamp MK, Van Ooteghem K, et al. Using the systems framework for postural control to analyze the components of balance evaluated in standardized balance measures: a scoping review[J]. *Arch Phys Med Rehabil*, 2015, 96(1): 122-132. DOI: 10.1016/j.apmr.2014.06.021.
- [17] Noamani A, Lemay JF, Musselman KE, et al. Postural control strategy after incomplete spinal cord injury: effect of sensory inputs on trunk-leg movement coordination[J]. *J Neuroeng Rehabil*, 2020, 17(1): 141. DOI: 10.1186/s12984-020-00775-2.
- [18] Gill J, Allum JH, Carpenter MG, et al. Trunk sway measures of postural stability during clinical balance tests: effects of age[J]. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 2001, 56(7): M438-M447. DOI: 10.1093/gerona/56.7.m438.
- [19] Arora T, Oates A, Lynd K, et al. Current state of balance assessment during transferring, sitting, standing and walking activities for the spinal cord injured population: a systematic review[J]. *J Spinal Cord Med*, 2020, 43(1): 10-23. DOI: 10.1080/10790268.2018.1481692.
- [20] Milosevic M, Masani K, Kuipers MJ, et al. Trunk control impairment is responsible for postural instability during quiet sitting in individuals with cervical spinal cord injury[J]. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2015, 30(5): 507-512. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2015.03.002.
- [21] Milosevic M, Gagnon DH, Gourdou P, et al. Postural regulatory strategies during quiet sitting are affected in individuals with thoracic spinal cord injury[J]. *Gait Posture*, 2017, 58: 446-452. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2017.08.032.
- [22] Cho K, Lee K, Lee B, et al. Relationship between postural sway and dynamic balance in stroke patients[J]. *J Phys Ther Sci*, 2014, 26(12): 1989-1992. DOI: 10.1589/jpts.26.1989.
- [23] Santamaria V, Luna T, Khan M, et al. The robotic trunk-support-trainer (TruST) to measure and increase postural workspace during sitting in people with spinal cord injury[J]. *Spinal Cord Ser Cases*, 2020, 6(1): 1. DOI: 10.1038/s41394-019-0245-1.

(修回日期:2023-10-13)

(本文编辑:凌 琛)