

# 面向脊髓损伤早期康复的虚拟现实训练环境

陈彦钊<sup>1</sup>, 周以齐<sup>1</sup>, 程祥利<sup>1</sup>, 王政<sup>2</sup>

(1. 山东大学机械工程学院, 济南 250061; 2. 中国科学院自动化研究所, 北京 100190)

**摘要:** 针对脊髓损伤患者的早期康复训练急需有效康复训练手段, 研究了虚拟现实和康复机器人相结合的脊髓损伤早期康复训练方法, 制定了康复训练模式. 在分析人体运动与肌肉训练对应关系的基础上, 以六自由度并联平台为基本框架, 设计了八自由度混联康复机器人. 同时构建了虚拟现实康复训练场景, 并建立了其与机器人的通信机制, 使机器人动作与虚拟场景变化保持同步, 实现了患者、机器人与虚拟场景之间的实时交互. 最后对整个系统进行了运动测试, 机器人系统与虚拟场景在各模式下能协调工作.

**关键词:** 康复训练; 脊髓损伤; 并联机器人; 虚拟现实

中图分类号: TP 24; R 49

文献标志码: A

文章编号: 0254-0037(2014)02-0272-06

## VR Training Environment for Early Spinal Cord Injury Rehabilitation

CHEN Yan-zhao<sup>1</sup>, ZHOU Yi-qi<sup>1</sup>, CHENG Xiang-li<sup>1</sup>, WANG Zheng<sup>2</sup>

(1. School of Mechanical Engineering, Shandong University, Jinan 250061, China;

2. Institute of Automation, Chinese Academy of Sciences, Beijing 100190, China)

**Abstract:** For lack of effective means of early rehabilitation training for patients after spinal cord injury, the method of early spinal cord injury rehabilitation training combined with virtual reality (VR) and rehabilitation robot is studied, and relevant training mode is formulated. Based on the analysis of the relation between body movement and muscle training, an eight degrees of freedom rehabilitation robot is designed with six degrees of freedom as the basic framework. Meanwhile a VR scene for training is built, and the mechanism of its communication with the robot is established, which makes the movement of the robot keep pace with the change of virtual scene, and then the real-time interaction between patients, robotics and virtual scene is achieved. After being tested, the entire training environment in each mode is able to coordinate.

**Key words:** rehabilitation training; spinal cord injury; parallel robot; virtual reality (VR)

脊髓损伤(spinal cord injury, SCI)主要由交通事故、坠落损伤、运动损伤等造成,其发病率高<sup>[1]</sup>,患者大多丧失自理能力,对这些患者的护理和治疗消费较大,给社会和家庭造成了负担,因此脊髓损伤患者的康复治疗对于减轻残疾、减少家庭和社会负

担、提高其日常生活与活动能力具有重大意义. 脊髓损伤,尤其是非完全损伤后,神经系统会自发地进行适应性调整,并具有一定程度自发功能性恢复的潜能,中枢神经系统的这种自我修复能力,称为可塑性<sup>[2-4]</sup>. 通过对患者肌肉进行长期反复运动训练,激

收稿日期: 2012-06-01

基金项目: 山东省科技攻关计划资助项目(2010G0020233)

作者简介: 陈彦钊(1986—),男,博士研究生,主要从事机电产品创新设计与虚拟现实相关方面的研究, E-mail: chyzh1986@163.com

发肌肉活性,使肌肉传递的感觉反馈信号,对脊髓进行不断的刺激,形成传入反射<sup>[5]</sup>,激发神经系统中保留神经物质的潜能,诱发神经系统保留电路的再塑,打通神经通路,恢复皮质脊髓束对下行通路的控制,对重组和再塑中枢神经系统功能具有重要意义,有助于患者脊髓损伤后的运动康复。目前,康复训练被认为是促进脊髓损伤后神经可塑性安全的治疗方式,被普遍采用<sup>[6-8]</sup>。早期康复介入在促进脊髓神经电路再生与修复、充分发挥残留功能方面所起的作用尤为重要<sup>[9]</sup>。美国最大的脊髓损伤中心 Shepherd 医院研究表明,脊髓损伤后开展康复越早则住院时间越短,康复效果越好<sup>[10]</sup>。

现有脊髓损伤患者早期训练能做的仅仅是日常的短时间康复治疗,训练由康复师辅助患者进行,对康复师具有依赖性,训练时间、强度和精度不能保障。此外,训练过程往往需要不断重复,这通常是枯燥乏味的。因此,急需新的康复训练手段来促进脊髓损伤后患者的早期康复。

本文旨在对度过休克期<sup>[11]</sup>的脊髓损伤患者实现早期康复训练,通过辅助肌肉训练来修复受损神经通路,达到促进运动机能重塑的目标,在研究人体动作与肌肉训练对应关系的基础上,提出基于患者神经肌肉控制关系,制定多种康复训练模式,并设计新型康复训练机器人软硬件环境,与虚拟现实技术相结合,提高康复训练的患者主动参与程度。

## 1 系统工作原理

机器人支持的康复训练<sup>[12-14]</sup>能提供精确控制并定量采集患者数据,提供及时反馈以辅助康复师的治疗和激发患者的主动参与,可实现多种模式的训练,从而成为一种可选的康复训练方式。同时虚拟现实技术支持的康复训练,可激发训练者的动机,引导其主动参与,并能提供视觉、听觉等即时反馈,这些反馈对神经系统的康复十分重要<sup>[15]</sup>。此外,通过与虚拟现实场景的交互,患者可了解自己训练的具体过程,并能对即将发生的动作进行预测,促使肌肉提前准备<sup>[13]</sup>,有助于提高康复效果,从而成为康复训练普遍采用的方式<sup>[16-17]</sup>。因此本文将机器人与虚拟现实技术引入康复训练。

### 1.1 机器人与虚拟现实环境下的康复训练流程

在虚拟现实康复训练机器人环境下实施康复训练,其基本原理可用图 1 来描述。

计算机 1 是医师与康复训练环境的交互接口,负责对康复训练整个过程进行控制和监督。计算机



图 1 康复训练原理

Fig. 1 Working principle of rehabilitation training

2 和显示屏是患者与康复训练环境的交互接口,负责虚拟场景的显示和与患者的交互。机器人系统负责运动执行和运动状态反馈。数据服务器用来实现患者病例数据库的管理。主服务器负责各部分的通信与协调。在选定的康复训练模式下,患者、医师、虚拟场景和机器人系统进行通信和交互,最终完成对患者的训练。其中主服务器、数据服务器、计算机 1 与计算机 2 只是在逻辑上分开的,可同时运行于相同物理服务器,也可分布于不同服务器,以支持分布式或远程部署。

康复训练的流程设计如图 2 所示,在患者度过休克期后,损伤水平基本可确定。在损伤平面确定后,可确定受累肌肉,之后建立起受累肌肉、康复机器人与虚拟场景之间的通信与协调机制,在康复训练的软硬件环境下,根据损伤部位,通过对患者相应肌肉的反复持久训练,刺激中枢神经系统通路的修复。

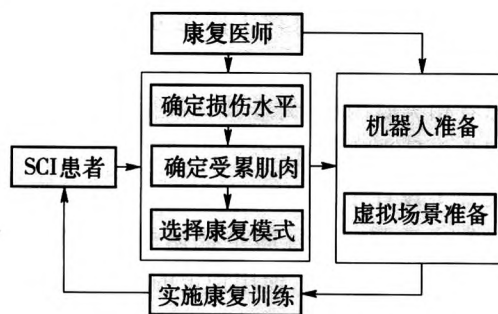


图 2 康复训练实现流程

Fig. 2 Implementation of rehabilitation training

### 1.2 人体动作与肌肉训练的对应关系

脊髓神经分为颈段(C)、胸段(T)、腰段(L)和骶段(S),不同节段的损伤将影响不同的肌肉活性或身体不同区域的感觉,脊髓损伤早期患者大多不能站立。康复训练的目的是尽可能恢复患者的日常

行为能力,主要是站立和行走能力.腿部和腰背部是人体直立和参与行走运动的主要部位,因此躯干肌和下肢肌群中部分肌肉的康复训练是本研究的目标.

根据美国脊髓损伤学会(American spinal injury association, ASIA)<sup>[18]</sup>给出的部分脊神经节段与肌肉的对应及 H. Seelen 等<sup>[19]</sup>、S. Iscoe<sup>[20]</sup>对脊髓神经

肌肉控制的研究,所确定的本研究训练的目标肌肉见表1,其中腹直肌与竖脊肌属于躯干肌,其余属于下肢肌.

表2为根据脊神经对肌肉的支配关系、肌肉的功能以及 H. van de Meent<sup>[13]</sup>等关于运动对肌肉作用的研究建立的人体动作与肌肉训练的关系.

表1 康复训练目标肌肉

Table 1 Target muscle of rehabilitation training

肌肉	损伤平面	位置	主要功能
腹直肌	T4 ~ L2	腹前壁中线两旁	躯干前屈
竖脊肌	部分 T 段	脊柱后方的长肌	躯干后伸和侧屈
髂腰肌	L2	大腿上部前外侧	屈大腿
股四头肌	L3	大腿前面	伸髋、膝关节
股二头肌	L2 ~ L4	大腿后侧	小腿后屈
胫骨前肌	L4	小腿前侧	伸踝关节,足内翻
腓肠肌	S1	小腿后侧	踝跖屈,膝屈曲

表2 人体动作与肌肉训练

Table 2 Body movement and muscle training

人体动作	肌肉训练
俯仰运动	腹直肌、竖脊肌、
横滚方向运动	竖脊肌、股四头肌、髂腰肌、腓肠肌
膝关节运动	股二头肌、腓肠肌、股四头肌
踝关节运动	胫骨前肌

### 1.3 康复训练模式

康复训练的目标是尽可能恢复患者的日常行为能力.本文不仅研究设计了固定方式的独立训练,同时还设计了符合人正常行为方式的综合训练,以刺激患者相关肌肉群,促进其日常行为能力的恢复,其体现为2种训练模式.

模式1设计了预定的运动轨迹和运动强度,供训练时作出选择.其目的是根据患者脊髓损伤情况,在虚拟场景协调下,使用预定的运动轨迹和运动强度对患者实施反复训练,训练过程中,不需要患者(或医师)控制运动的细节.对目标肌肉进行有针对性的单点刺激和多点刺激.单点刺激通过机器人平台单自由度运动实现,可固定地训练到某些肌肉,但有些肌肉可能训练不到,而通过复合运动实现的多点刺激可能会起到更好的效果,如偏航和横滚运动会引起所有躯干肌和下肢肌反应<sup>[13]</sup>.因此,根据平台的结构特点设置混合训练方式,以期得到更好的

训练效果.模式1针对性比较强,但形式固定,不灵活,如果长期单调重复完全相同的感觉运动模式将导致“学习废止”<sup>[2]</sup>,因此引入模式2.模式2由患者(或医师)控制虚拟场景中模型运动来驱动机器人平台运动,增加了运动的随机性.模式2使患者可亲自控制虚拟场景,增强了参与性、趣味性.同时,患者可根据自身本体感觉及时调整运动状态,具有较高的灵活性,更符合人正常行为方式.模式1与模式2并无绝对的优劣,需医师根据患者的具体情况和康复条件作出选择.

## 2 康复训练机器人系统

### 2.1 机械系统

根据人体动作与肌肉训练对应关系,康复机器人的执行机构应能实现躯干的俯仰、横滚以及膝关节与踝关节运动,以此思路确定机器人执行机构的框架.康复训练过程中,为配合利用虚拟现实技术产生的沉浸感,保持虚实结合训练模式要求的动作连贯性和完整性,增加了偏航以及水平、横向、垂直位移几个自由度.最终选用具有结构紧凑、执行器运动精度易于控制、可多自由度复合运动联动等特点的六自由度并联平台作为康复机器人躯干支撑平台(以下称主平台).座椅安装在动平台上,提供对患者体重的支持.此外,为提供对患者下肢的支持以及增强下肢训练力度,增加膝关节和踝关节2个自由度,构成下肢运动辅助平台(以下称辅平台),

与主平台构成串联关系, 整个机器人是八自由度混联结构. 为保证平台运行安全, 设计每个自由度的运动范围和速度, 如表 3 所示.

表 3 各自由度的运动范围

Table 3 Range of motion of each degree of freedom

自由度	运动范围	速度
俯仰	$\pm 15^\circ$	$\pm 6^\circ/s$
横滚	$\pm 15^\circ$	$\pm 6^\circ/s$
偏航	$\pm 15^\circ$	$\pm 6^\circ/s$
前后位移	$\pm 55\text{ mm}$	$\pm 60\text{ mm/s}$
左右位移	$\pm 50\text{ mm}$	$\pm 60\text{ mm/s}$
垂直升降	$\pm 103\text{ mm}$	$\pm 60\text{ mm/s}$
膝关节	$+ 30^\circ$	$\pm 6^\circ/s$
踝关节	$+ 30^\circ$	$\pm 6^\circ/s$

六自由度并联平台的动平台通过 6 根电动缸和定平台相连. 考虑到驱动方式的一致性, 2 个转动副也选用电动缸驱动. 电动缸的主要参数为: 1) 电动缸传动比约 4:1, 额定速度 50 mm/s, 最大速度 83 mm/s, 额定推力 1.96 kN, 最大推力 4.90 kN; 2) 电动缸内的丝杠, 导程 4 mm, 公称直径 12 mm, 有效行程 240 mm, 动负荷大于 2.90 kN; 3) 电动缸由伺服电机驱动, 选用台达 B2 系列低惯量通用伺服电机, 额定功率为 0.4 kW, 额定转速 3 000 r/min, 最大转速 5 000 r/min. 额定扭矩 0.32 N·m, 最大扭矩 0.96 N·m.

平台的主要参数为: 1) 平台外形尺寸为长 0.7 m × 宽 0.7 m × 高 0.5 m; 2) 平台初始位置为上下球心初始垂直距离 517 mm, 零位高度 400 mm; 3) 平台承载能力为最大负载动态  $\geq 3.40\text{ kN}$ .

### 2.2 控制系统

康复机器人硬件控制系统(见图 3)实现上位机与下位机之间的通信, 系统工作时, 工业计算机系统将上位机的控制信息转换为运动控制指令, 传送给伺服驱动器, 实现对伺服电动机的控制. 同时, 传感器采集机器人本体运动状态数据并传送给工业计算机系统, 数据经处理后, 分别反馈给下位机控制软件和计算机系统上的上位机软件. 整个过程中, 显示屏实时监控系统工作状态, 系统运行出错时将发出警报, 外围电路负责系统供电控制, 并提供急停功能.

## 3 康复训练软件

上位机康复训练软件, 主要功能是对康复训练过程的控制, 是患者或康复师与康复机器人进行交

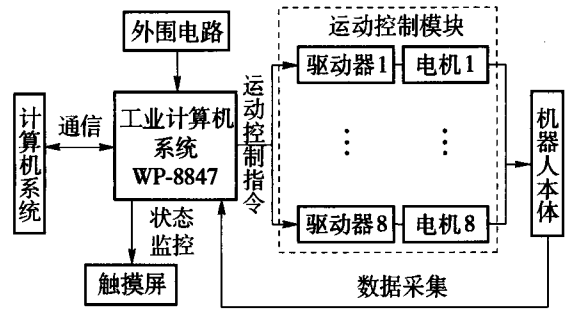


图 3 康复机器人硬件控制系统

Fig. 3 Rehabilitation robot hardware control system

互的重要接口. 该软件可实现患者病例数据库、虚拟场景、训练设置和训练控制等功能, 其核心设计思想是建立康复训练虚拟场景, 实现患者、机器人平台、虚拟场景的通信和交互, 并针对患者损伤情况与神经肌肉关系, 制定训练模式, 通过对整个软硬件环境的控制, 实施康复训练.

### 3.1 虚拟场景设计

虚拟场景是基于 OpenGL 的开源游戏, 进行二次开发而实现的. 本研究选取一个关于飞机的游戏构建康复训练虚拟环境, 飞机可实现多个自由度的运动, 如向前飞行、俯仰、左右转弯、加速、减速. 此外还可实现飞机尾灯随速度和飞行方向变化、环境烟雾、声音等特效. 针对相应的训练模式, 建立虚拟场景中飞机与机器人平台之间的运动匹配, 实现虚拟游戏与平台的协调运动, 使患者置身于虚拟情景中以增强患者康复训练的效果.

虚拟场景设置 2 个接口, 接口 1 的功能是虚拟场景实时接收主程序发送的控制信息, 通过控制场景中模型位姿变化来运动, 以实现康复训练模式 1 的支持; 接口 2 功能为通过上位机输入设备来控制虚拟场景, 实时发送虚拟场景中模型的位姿给主程序, 以提供对康复训练模式 2 的支持.

### 3.2 通信设计

上位机康复训练软件与机器人平台通过 TCP/IP 协议和 Socket 接口建立连接, 实现双向通信. 康复训练软件将运动控制命令发送给机器人平台, 实现机器人平台的运动. 同时机器人平台将运动状态信息反馈给康复训练软件, 实现运动的监控.

在模式 1 下, 运动过程和轨迹在软件中预先定义, 选择运动模式并开始训练后, 康复训练软件主程序分别向机器人平台和虚拟场景发送控制信息, 实现相应的康复训练. 在模式 2 下, 康复训练软件主程序实时提取虚拟场景中模型的位姿数据, 并进行



一定的处理,转换为控制信息,最终实现平台与虚拟场景的协同运动.

### 3.3 运动控制

运动控制的目的是在选定的康复训练模式下,建立人、机器人平台与虚拟环境之间的交互.表4建立了游戏中飞机动作与平台运动的匹配.

表4 飞机与机器人平台运动匹配  
Table 4 Movement match between plane and robot platform

飞机动作	机器人运动
向前飞行	主平台 X 方向运动
上俯、下仰	主平台俯仰转动或辅平台踝关节转动
上升、下降	主平台 Z 方向运动或辅平台膝关节转动
转弯时机身的横滚	主平台横滚运动
转弯时机身的偏航	主平台偏航运动
转弯时机身的横向位移	主平台 Y 方向运动

飞机飞行时可实现加速与减速,飞机侧向转弯是3个复合动作的集成,即偏航、横滚与横向位移.表4中的对应关系并不一定同时起作用,而是根据所选的康复训练模式和训练过程来选择.相比飞机前进时的飞行距离,机器人平台的行程是有限的,因此将机器人平台的运动与虚拟环境中模型运动进行一定的比例换算.

在康复训练模式1下,设计如下运动方式:1)主平台俯仰运动,对应虚拟场景中飞机的俯冲和攀升,主要训练腹直肌和竖脊肌;2)主平台的横滚运动,对应虚拟场景中飞机转弯飞行时的翻滚,主要训练竖脊肌、股四头肌、髂腰肌和腓肠肌;3)辅平台的膝关节转动,对应虚拟场景中飞机飞行高度的改变,主要训练股二头肌、股四头肌、髂腰肌和腓肠肌;4)辅平台踝关节运动,对应虚拟场景中飞机俯仰运动速度,主要训练胫骨前肌;5)整个平台多自由度混合运动,对应虚拟场景中飞机的混合运动,训练所有可能的肌肉.

在康复训练模式2下,患者(或医师)通过计算机上的输入设备,控制训练过程,可实现通过虚拟场景来控制主平台和辅平台的运动,运动方式涉及加速、减速、俯仰、转弯飞行的混合,以期对以躯干肌和下肢肌为主的肌肉群进行随机训练并实现多种反馈.

## 4 康复训练实施

在康复训练实施时,患者坐在机器人平台座椅上,面向屏幕,医师初始化相关设备,建立软硬件连接,选择并启动虚拟现实场景.然后进行康复训练参数设置,根据患者损伤情况选择康复模式,设置康复训练动作,之后实施康复训练.在训练过程中,患者与虚拟场景进行交互,医师实时监控训练过程,并及时作出调整.1个训练周期完成后,将患者训练信息记录入病例数据库,以便进行分析和共享.医师根据训练结果进行评价,如果患者训练结果达到一定要求,则完成训练;否则调整训练方案,继续进行下一周期的训练.该过程通常需要反复进行,直到患者符合相关康复要求.

图4为对本文制定的各种训练模式进行运动测试的现场.经测试,整个训练环境在各模式下均能协调工作.由此可见,本文所研究的康复训练环境可实现运动刺激,为脊髓损伤的早期康复提供了一种可能的途径.此外,康复效果评价机制的建立以及临床实验将是下一步研究的重要工作.



图4 康复训练环境运动测试现场

Fig. 4 Testing of rehabilitation training environment

## 5 结论

1) 在分析患者脊髓损伤后临床康复机理的基础上,提出了虚拟现实和康复机器人相结合的脊髓损伤早期康复训练方法及流程,建立了人体肌肉与动作训练对应关系.

2) 根据脊神经肌肉关系与实际康复需要,建立

了脊髓损伤肌肉群训练与虚拟场景相结合的多训练模式;实现了机器人、虚拟场景与患者肌肉训练的运动集成,并以六自由度并联平台为基础,构造了完整的脊髓损伤康复机器人软硬件环境。

3)对康复训练实施过程进行了设计,结合虚拟场景完成了多种模式的训练模拟。经运动测试,整个训练环境在所制定的各模式下均能协调工作,并能实现对人体运动刺激。

**致谢** 本研究得到了中科院-威高集团高技术研究发展计划以及中科院北京自动化所的支持,特此致谢。

#### 参考文献:

- [1] 张强,贾连顺. 脊髓损伤的临床统计资料分析[J]. 第二军医大学学报, 2003, 24(6): 684-686.  
ZHANG Qiang, JIA Lian-shun. Statistical analysis of clinical data in patients with spinal cord injury [J]. Academic Journal of Second Military Medical University, 2003, 24(6): 684-686. (in Chinese)
- [2] RAINETEAU O, SCHWAB M E. Plasticity of motor systems after incomplete spinal cord injury [J]. Nature Reviews Neuroscience, 2001, 2(4): 263-273.
- [3] RAINETEAU O, FOUAD K, BAREYRE F M, et al. Reorganization of descending motor tracts in the rat spinal cord [J]. European Journal of Neuroscience, 2002, 16(9): 1761-1771.
- [4] EDGERTON V R, ROY R R. Robotic training and spinal cord plasticity [J]. Brain Research Bulletin, 2009, 78(1): 4-12.
- [5] KNIKOU M. Neural control of locomotion and training-induced plasticity after spinal and cerebral lesions [J]. Clinical Neurophysiology, 2010, 121(10): 1655-1668.
- [6] FOUAD K, KRAJACIC A, TETZLAFF W. Spinal cord injury and plasticity: opportunities and challenges [J]. Brain Research Bulletin, 2011, 84(4): 337-342.
- [7] BEHRMAN A L, HARKEMA S J. Locomotor training after human spinal cord injury: a series of case studies [J]. Physical Therapy, 2000, 80(7): 688-700.
- [8] FOUAD K, TETZLAFF W. Rehabilitative training and plasticity following spinal cord injury [J]. Experimental Neurology, 2012, 235(1): 91-99.
- [9] SHIELDS R K, DUDLEY-JAVOROSKI S, OZA P D. Low-frequency H-reflex depression in trained human soleus after spinal cord injury [J]. Neuroscience Letters, 2011, 499(2): 88-92.
- [10] 关骅,唐和虎. 脊髓损伤早期康复[J]. 中国康复理论与实践, 2000, 6(4): 179-183.  
GUAN Hua, TANG He-hu. Early rehabilitative of spinal injury patient [J]. Chinese Journal of Rehabilitation Theory and Practice, 2000, 6(4): 179-183. (in Chinese)
- [11] DITUNNO J F, LITTLE J W, TESSLER A, et al. Spinal shock revisited: a four-phase model [J]. Spinal Cord, 2004, 42(7): 383-395.
- [12] GIRONI M, BURDEA G, BOUZIT M, et al. A Stewart platform-based system for ankle telerehabilitation [J]. Autonomous Robots, 2001, 10(2): 203-212.
- [13] VAN de MEENT H, BAKEN B, VAN OPSTAL S, et al. Critical illness VR rehabilitation device (X-VR-D): evaluation of the potential use for early clinical rehabilitation [J]. Journal of Electromyography and Kinesiology, 2008, 18(3): 480-486.
- [14] HIDLER J M, WALL A E. Alterations in muscle activation patterns during robotic-assisted walking [J]. Clinical Biomechanics, 2005, 20(2): 184-193.
- [15] RIENER R, WELLNER M, NEF T, et al. A view on VR-enhanced rehabilitation robotics [C] // International Workshop on virtual Rehabilitation. New York: IEEE, 2006: 149-154.
- [16] SAYENKO D G, MASANI K, MILOSEVIC M, et al. Video game-based neuromuscular electrical stimulation system for calf muscle training: a case study [J]. Medical Engineering & Physics, 2011, 33(2): 249-255.
- [17] HOLDEN M K. Virtual environments for motor rehabilitation: review [J]. Cyber Psychology & Behavior, 2005, 8(3): 187-211.
- [18] KIRSHBLUM S C, BURNS S P, BIERING-SORENSEN F, et al. International standards for neurological classification of spinal cord injury: revised 2011 [J]. Journal of Spinal Cord Medicine, 2011, 34(6): 535-546.
- [19] SEELEN H, POTTEN Y, DRUKKER J, et al. Development of new muscle synergies in postural control in spinal cord injured subjects [J]. Journal of Electromyography and Kinesiology, 1998, 8(1): 23-34.
- [20] ISCOE S. Control of abdominal muscles [J]. Progress in Neurobiology, 1998, 56(4): 433-506.

(责任编辑 吕小红)