

# 肢体协调运动康复机器人的机构设计与实验

姜礼杰<sup>1</sup> 陈进<sup>2</sup> 王良诣<sup>1</sup> 侯言旭<sup>1</sup> 王勇<sup>1</sup>

**摘要** 针对临床上缺少一种肢体协调运动康复训练设备的现状,研制了一款适用于偏瘫患者个性化训练的上下肢协调运动康复机器人.首先,在探究正常步态上下肢协调运动规律的基础上,选择以肩、膝关节角度协调变化规律作为机器人的设计目标;然后,基于五杆变胞机构设计了康复训练机构及主/辅传动链,并对训练机构进行了运动学分析;最后,在样机上进行了实验,结果表明该机器人能够满足设计目标.

**关键词** 康复机器人,上下肢协调运动,偏瘫患者,机构设计

**引用格式** 姜礼杰,陈进,王良诣,侯言旭,王勇.肢体协调运动康复机器人的机构设计与实验.自动化学报,2016,42(12):1808–1818

**DOI** 10.16383/j.aas.2016.c160171

## Mechanism Design and Experiment of Rehabilitation Training Robot for Coordinated Movement of Upper and Lower Limbs

JIANG Li-Jie<sup>1</sup> CHEN Jin<sup>2</sup> WANG Liang-Yi<sup>1</sup> HOU Yan-Xu<sup>1</sup> WANG Yong<sup>1</sup>

**Abstract** Owing to the lack of clinic rehabilitation training equipment for coordinated movement, a rehabilitation robot for upper and lower limbs coordination movement is developed, which is suitable for individualized training of hemiplegia patients. Firstly, the regularity of human shoulder and knee angle coordination movement is identified as a design objective based on normal gait of coordination movement of upper and lower limbs. Then, the rehabilitation training mechanism and the main or auxiliary drive chain based on a five-bar metamorphic mechanism are designed, and kinematic analysis of training mechanism is carried out. Finally, tests on the prototype are carried out, and the results show that the robot can achieve the design goal.

**Key words** Rehabilitation training robot, coordinated movement of upper and lower limbs, hemiplegic patients, mechanism design

**Citation** Jiang Li-Jie, Chen Jin, Wang Liang-Yi, Hou Yan-Xu, Wang Yong. Mechanism design and experiment of rehabilitation training robot for coordinated movement of upper and lower limbs. *Acta Automatica Sinica*, 2016, 42(12): 1808–1818

近年来,我国人群脑卒中发病率总体呈上升趋势<sup>[1]</sup>.脑卒中发作后常会伴随着患者的运动、语言和感知等方面的障碍,严重降低了他们的生活质量,也给社会和家庭带来了沉重的负担<sup>[2–3]</sup>.康复治疗是降低致残率和提高患者生活质量的主要途径<sup>[4–5]</sup>.目前我国康复治疗不仅极其缺乏康复人才,而且物理治疗师与偏瘫患者“一对一”的传统康复治疗方

式存在着劳动强度大、治疗费用高、康复周期长等不足,致使我国“人人享有康复服务”的目标难以顺利实现<sup>[6–8]</sup>.因此,借助康复训练设备对偏瘫患者进行康复治疗的理念便应运而生.

传统康复训练设备存在功能单一、智能化程度不高、康复训练效果有待提高等问题<sup>[9]</sup>.康复机器人是机器人技术和康复医学的完美结合<sup>[10]</sup>.它不仅可减轻医疗人员的负担,提高康复效率,而且还可详细客观地记录训练过程中的运动和生理参数,为物理治疗师分析和评价康复训练效果提供参考依据.近年来,康复机器人已成为国际机器人领域的一个研究热点,同时也取得了诸多成果,诸如末端执行式<sup>[11–13]</sup>、外骨骼式<sup>[14–15]</sup>、悬吊跑步机式<sup>[16–17]</sup>、单关节式<sup>[18–19]</sup>、坐/卧式<sup>[20–22]</sup>等康复训练机器人的研究和使用的都有了很大程度的发展.但目前报道中,康复机器人研究主要集中于单一的上肢、下肢、某一关节部位的康复训练.训练方式也主要集中于肌力、肌张力、关节活动度等方面,而对肢体平衡协调

收稿日期 2016-02-26 录用日期 2016-08-23  
Manuscript received February 26, 2016; accepted August 23, 2016

国家自然科学基金(41076061),科技型中小企业技术创新基金(11C26213402042)资助

Supported by National Natural Science Foundation of China (41076061), Innovation Fund For Small Technology Based Firms (11C26213402042)

本文责任编辑 王启宁

Recommended by Associate Editor WANG Qi-Ning

1. 合肥工业大学机械工程学院 合肥 230009 2. 安徽省立医院康复医学科 合肥 230001

1. School of Mechanical Engineering, Hefei University of Technology, Hefei 230009 2. Department of Rehabilitation Medicine, Anhui Provincial Hospital, Hefei 230001

系统的康复研究报道相对较少。

肢体难以平衡协调地完成动作是脑卒中患者后遗症之一<sup>[23]</sup>。人体平衡协调运动不仅是肌力、肌张力、关节活动度作用的结果, 前庭系统、视觉调节系统、身体本体感觉系统、大脑平衡反射调节、小脑共济协调系统、基底节共济失调、脊髓后索共济失调以及肌群的力量在人体平衡功能的维持上都起到了重要作用<sup>[23]</sup>。平衡协调功能是康复效果主要评价指标之一<sup>[23-26]</sup>, 现有协调运动康复机器人主要用于患者康复中后期的主动训练, 运动轨迹单一。研制一款可适用于偏瘫患者整个康复期的肢体协调运动康复机器人具有一定的实用价值<sup>[27]</sup>。

不同患者、不同康复期对康复训练幅度要求具有差异性, 患者采用统一的运动方式可能会形成异常动作。目前能够满足个性化训练的康复机器人大都结构复杂、控制困难、造价昂贵, 难以惠及大众。研制一款结构简单、经济性好, 能够满足不同康复期偏瘫患者个性化需求的协调运动的康复机器人, 是一项既具有重要现实意义, 又有研究难度的工作。

本文分析正常步行时肩、膝关节协调运动规律, 针对不同患者、不同康复期个性化训练幅度的要求, 结合主/被动不同训练模式的特点, 选择坐姿可调减重方式, 研制了一款安全可靠、经济性好、幅度可调, 在主/被动训练模式下均可实现上肢肩关节与下肢膝关节协调运动的康复机器人。

## 1 协调运动规律

恢复正常步态运动是偏瘫康复治疗的主要目标之一。正常步态是全身各肢体按照某一固定规律相互配合协调运动的结果, 为探究人体步态协调运动规律, 设计了健康成人正常步行实验。实验选用一款基于微机电系统 (Micro-electro-mechanical system, MEMS) 惯性传感器的荷兰 Xsens MVN 运动捕捉系统, 获取正常步行时肢体各个关节的运动学参数。实验选取 20 名上、下肢均无运动障碍、身心健康、无疾病史的受试者。受试者在实验相关人员的帮助下, 完成人体正常步态运动, 通过关节平移绘制人体棍棒图如图 1 所示。

实验结果显示:

1) 正常步态下, 人体上、下肢的运动范围包括了矢状面内、额状面和水平面, 其中矢状面内的关节活动度远远大于额状面和水平面。本文参考文献<sup>[28-30]</sup>将额状面和水平面内的运动忽略。

2) 在正常行走时, 下肢在矢状面内同频交替摆动, 两臂随两腿的交替运动而摆动, 其运动方向与同侧腿相反而与对侧腿一致, 大臂、小臂绕肩、肘关节呈圆弧状转动, 大、小腿绕髋、膝关节转动。

3) 选取实验中 12 名受试者 (男、女各 6 名) 作

为有效样本进行统计分析, 平均步长为 58.63 cm, 膝关节平均活动范围为  $4.58^{\circ} \sim 58.93^{\circ}$ , 肩关节平均活动范围  $-15.07^{\circ} \sim 19.54^{\circ}$ 。不同身高、不同年龄的受试者肩、膝关节活动度存在个体性差异。图 2 为在水平地面上匀速直线行走时, 从脚跟触地作为起点, 以同侧脚跟再次触地作为一个步态周期内的肩膝关节协调摆动规律。

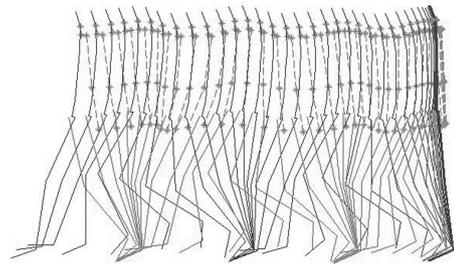


图 1 正常步行棍棒图

Fig. 1 Normal walking stick diagram

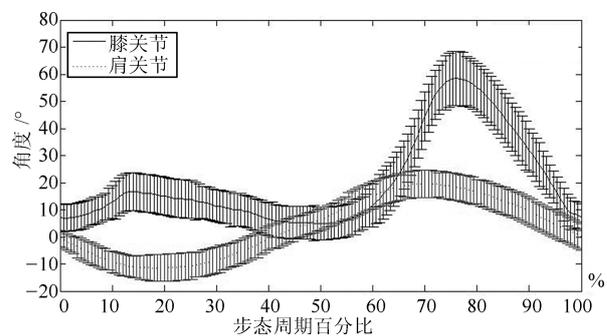


图 2 正常步态下肩、膝关节角度变化规律

Fig. 2 Motion law of shoulder and knee during normal walking

## 2 机构设计

坐/卧姿减重训练方式操作方便, 本文选择一种靠背可调倾斜角度的坐姿训练方式。机器人主要包括安装于座椅两侧的上、下肢训练执行机构、机械传动系统、下位机控制系统、基于智能移动硬件开发的人机交互系统和一个靠背角度、椅面位置均可自动调节的座椅以及脚踏、辅具等部件, 人机模型如图 3 所示。

机器人针对偏瘫患者的不同康复阶段提供被动、主动训练模式; 在运动方式方面, 不仅能够实现常规的两侧肢体异步交叉协调运动, 还可实现诸如蹦、下蹲等左右两侧肢体同步协调动作。另外, 为满足患者精细化、个性化康复训练的需要, 该机器人设计了个性化调节不同运动幅度的功能, 主要技术参数如表 1 所示。

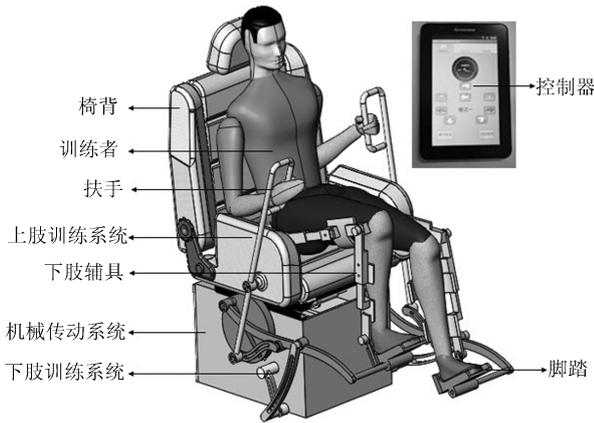


图3 康复训练机器人-机模型

Fig. 3 Rehabilitation training robot human-machine model

表1 机器人主要参数

Table 1 Robot main parameters

名称	参数	名称	参数
椅宽	860 mm	调步长范围	200 ~ 600 mm
椅高	500 mm	肩关节范围	-15° ~ 20°
椅面位移	0 ~ 140 mm	膝关节范围	10° ~ 60°
座椅靠背角	90° ~ 150°	调整杆角范围	10° ~ 70°
额定功率	400 W	训练模式	被动、主动
适用身高	150 ~ 185 cm	适用体重	≤ 200 kg

2.1 康复训练机构

平面连杆机构具有承载力大、控制简单,安全可靠、经济性好等优点,通过合理地设置杆长尺寸可在一定范围实现任意轨迹.四杆机构仅可实现某一固定运动轨迹,而难以满足不同患者的个性化康复需求.变胞机构是一类通过机构形态的转换,将一种拓扑结构形式变换到另一种拓扑结构形式,通常在变换的过程中机构的构件数和自由度也会随之发生改变的机构<sup>[31]</sup>.本文基于平面连杆机构研制了一种下肢“五杆变胞机构”,该机构是由座椅机架、曲柄、连杆、摇杆、调整杆组成.为实现上、下肢协调运动,在下肢“五杆变胞机构”的基础上添加一种由II级连杆、II级摇杆组成的零自由度II级杆组.训练时患者坐在椅面上,将手部与足部分别放于扶手和踏板处进行固定,设置相应训练参数即可.该机构可通过设置不同的曲柄长度、调整杆倾斜角度实现不同运动轨迹,以满足不同患者的个性化训练幅度的需求.已获国内发明专利授权且申请了国际专利.由于机器人两侧训练机构结构相同,在矢状面内对称布置,文章选取右侧一侧训练机构进行分析,图4为右侧训练机构三维模型和对应的机构示意图.

在图4中,曲柄为一开有燕尾槽的圆盘,圆盘一

侧圆心处与主传动系统相连,另一侧为燕尾槽侧,与连杆连接的滑块可在滑槽中滑动以设置不同的曲柄长度.曲柄一端与机架铰接形成转动副,曲柄另一端与连杆的首端铰接形成转动副;连杆的末端与摇杆的首端铰接形成转动副,摇杆的末端与调整杆的首端铰接形成转动副,调整杆由辅助传动系统进行驱动;脚踏装置安装在连杆上;II级连杆的一端与连杆上某点铰接形成转动副,II级连杆的另一端与II级摇杆的底端铰接形成转动副;II级摇杆的中部安装在机架上,与机架铰接形成转动副,在II级摇杆的上端安装有手柄,安装位置可根据患者训练摆动幅度需要进行调节.

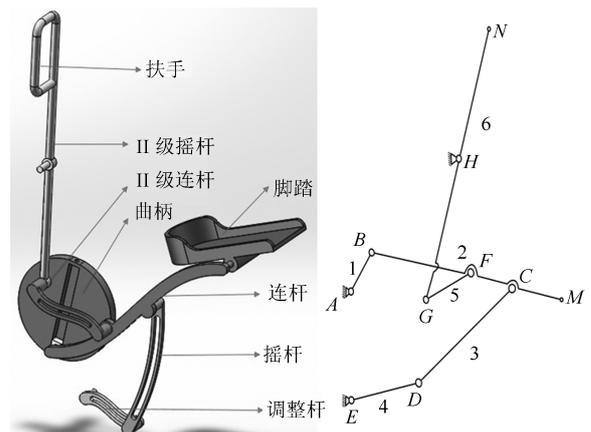


图4 康复机器人训练机构

Fig. 4 Rehabilitation training robot actuators

在运动前,调整曲柄长度和调整杆倾斜角位置,将其位置固定,此时五杆机构则变胞为由机架、曲柄、连杆、摇杆组成的单自由度的四杆机构.在主传动机构的驱动下,曲柄做整周回转运动,带动整个训练机构进行运动,脚踏点实现封闭曲线运动,扶手在矢状面内实现往复摆动.

为满足身高150~185cm范围内患者个性化康复训练需要.分别选择身高为150cm、160cm、170cm、180cm、185cm的受试者正常步行时肩、膝关节角度变化与机器人训练机构人-机模型中相同步态百分比中肩、膝关节运动角度的最小差值之和为优化目标,以训练机构杆长存在性条件和杆件运动压力角为约束条件,选用Matlab软件中自带约束非线性规划问题的Fmincon函数工具集对杆长尺寸进行优化求解.设图4中的杆1、杆2、杆3、杆4、杆5、杆6的长度分别为 $l_1, l_2, l_3, l_4, l_5, l_6$ .由于每组身高优化结果有所差异,综合满足身高150cm~185cm范围内杆长尺寸,将曲柄设计为尺寸可调机构,取5组优化结果中曲柄长度最大值作为燕尾槽圆盘半径.综合以上因素确

定各杆件长度为:  $l_1 = 120 \text{ mm}$ ,  $l_2 = 550 \text{ mm}$ ,  $l_3 = 350 \text{ mm}$ ,  $l_4 = 250 \text{ mm}$ ,  $l_5 = 200 \text{ mm}$ ,  $l_6 = 600 \text{ mm}$ .

## 2.2 传动系统

机器人两侧训练机构由一套传动系统进行驱动, 传动系统由主传动链和辅助传动链两部分组成. 曲柄由设于机架上的主动轴通过主传动链驱动转动, 调整杆则通过辅传动链驱动; 主传动链的作用为进行主动、被动训练; 辅助传动链的作用是调节调整杆不同倾角以实现不同的运动轨迹, 达到不同的训练幅度.

### 2.2.1 主传动链

主传动链用来驱动曲柄运动, 主要由伺服电机、减速机、离合器、齿轮和曲柄轴等零部件组成, 如图 5 所示. 被动训练时, 将伺服电机设置为位置模式或速度模式. 伺服电机带动减速机和齿轮, 通过离合器将轴 1 的运动传递到曲柄轴上, 由曲柄轴带动两侧康复训练执行机构的曲柄进行工作, 从而带动患者进行康复训练.

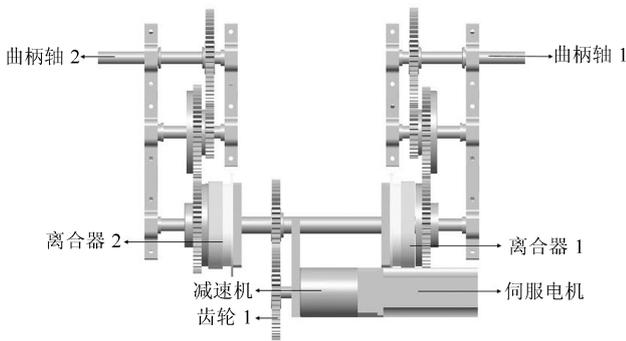


图 5 主传动链

Fig. 5 Main transmission chain

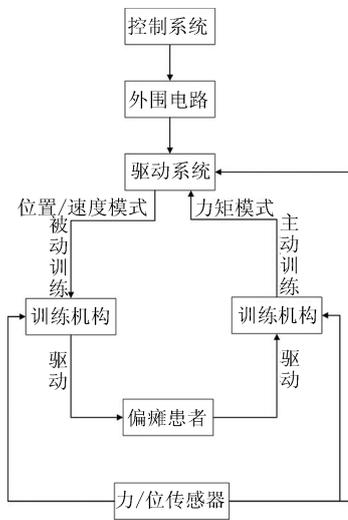


图 6 主被动训练模式原理

Fig. 6 Principle of active and passive training mode

主动训练时, 人体克服机器人的阻力进行运动. 使用者的肢体运动通过康复训练执行机构传递到曲柄轴, 由曲柄轴带动齿轮, 通过主传动链将运动传递到伺服电机处. 此时, 伺服电机被设置为力矩模式用来提供运动阻力. 通过控制伺服电机输入电流的大小可输出不同的扭矩, 当伺服电机的运动方向与外界主动运动方向相反时, 电机输出的扭矩转变为阻力, 从而实现锻炼肌肉、增强肌力的目的. 实现主被动训练模式的原理如图 6 所示.

### 2.2.2 辅助传动链

辅助传动链主要用来调节调整杆的倾斜角度, 实现不同康复训练轨迹和幅度. 辅助传动链结构如图 7 所示, 由减速机、离合器、制动器、齿轮和轴等组成. 在进行调节时候, 离合器处于“粘合”状态, 制动器处于制动状态, 伺服电机将运动通过齿轮传递到调整杆轴, 两侧齿轮参数相同, 两侧调整杆轴旋转角度相同. 调整杆调整完成后, 将离合器处于“离合”状态, 制动器处于“制动”状态, 制动器与机架连接, 因此齿轮 3 与调整杆处于静止状态. 伺服电机运动也因离合器的“离合”而无法将运动传递到齿轮 2.

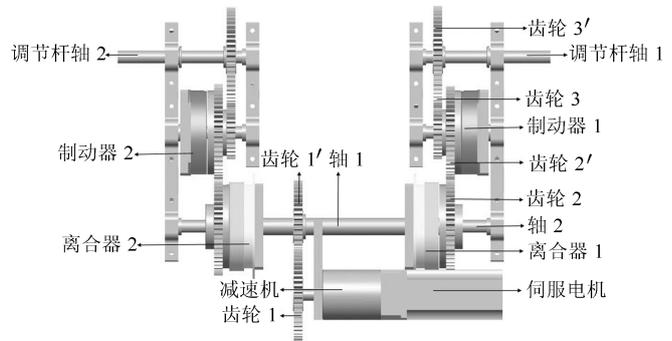


图 7 辅助传动链

Fig. 7 Auxiliary transmission chain

## 3 运动学分析

运动学分析是机器人机构设计和运动控制的基础. 根据运动学分析原则, 将协调训练机构简化为七杆机构,  $M$  和  $N$  点分别为脚踏点和扶手位置, 为机器人协调训练机构操作末端. 以  $E$  点为坐标原点, 将训练机构建立如图 8 所示的  $X-O-Y$  坐标系,  $H$  点坐标为  $(x_h, y_h)$ , 规定逆时针旋转角度为正. 其中, 杆  $AB$ 、杆  $BC$ 、杆  $CD$ 、杆  $DE$ 、杆  $AE$ 、杆  $FG$ 、杆  $GH$ 、杆  $HN$ 、杆  $CM$ 、杆  $BF$  的长度分别为  $l_1, l_2, l_3, l_4, l_5, l_6, l_7, l_8, l_9, l_{10}$ .

在图 8 中, 由闭环矢量关系可知:

$$\vec{AB} + \vec{BC} = \vec{AE} + \vec{ED} + \vec{DC} \quad (1)$$

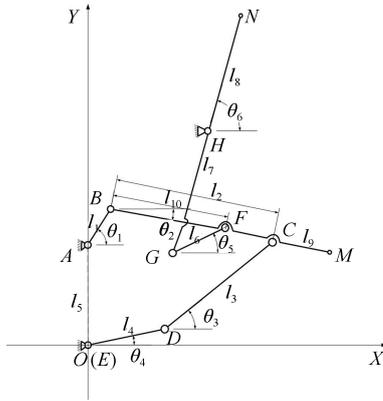


图 8 训练机构坐标系

Fig. 8 Training actuators coordinate system

由欧拉公式展开可得:

$$\begin{cases} l_1 \cos \theta_1 + l_2 \cos \theta_2 = l_4 \cos \theta_4 + l_3 \cos \theta_3 \\ l_1 \sin \theta_1 - l_2 \sin \theta_2 = l_4 \sin \theta_4 + l_3 \sin \theta_3 - l_5 \end{cases} \quad (2)$$

式 (2) 中联合消去可得:

$$A \sin \theta_3 + B \cos \theta_3 + (C + D) = 0 \quad (3)$$

在式 (3) 中

$$\begin{aligned} A &= 2l_3l_4 \sin \theta_4 - 2l_1l_3 \sin \theta_1 - 22l_3l_5 \\ B &= 2l_3l_4 \cos \theta_4 - 2l_1l_3 \cos \theta_1 \\ C &= l_5^2 + l_4^2 + l_3^2 + l_1^2 - l_2^2 \\ D &= 2l_1l_5 \sin \theta_1 - 2l_4l_5 \sin \theta_4 - 2l_1l_4 \cos(\theta_1 - \theta_4) \end{aligned}$$

求解式 (3), 可得:

$$\theta_3 = 2 \arctan \frac{A + \sqrt{A^2 + B^2 - (C + D)^2}}{B - (C + D)} \quad (4)$$

联合式 (2), 可得式 (5):

$$l_1 \cos \theta_1 + l_2 \cos \theta_2 = l_3 \cos \theta_3 + l_4 \cos \theta_4 \quad (5)$$

将式 (4) 代入 (5) 可得到:

$$\theta_2 = \arccos \frac{l_3 \cos \theta_3 + l_4 \cos \theta_4 - l_1 \cos \theta_1}{l_2} \quad (6)$$

从式 (4) 和 (6) 可以看出  $\theta_2$  和  $\theta_3$  是关于  $\theta_1$  和  $\theta_4$  的函数.

在图 8 中, 康复机器人训练机构脚踏  $M$  点的矢量关系:

$$\begin{cases} x_m = l_1 \cos \theta_1 + (l_2 + l_9) \cos \theta_2 \\ y_m = l_1 \sin \theta_1 - (l_2 + l_9) \sin \theta_2 + l_5 \end{cases} \quad (7)$$

$M$  点的位置:

$$\begin{bmatrix} x_m \\ y_m \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \theta_1 & \cos \theta_2 \\ \sin \theta_1 & -\sin \theta_2 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} l_1 \\ l_2 + l_9 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ l_5 \end{bmatrix} \quad (8)$$

$M$  点的速度:

$$\begin{bmatrix} \dot{x}_m \\ \dot{y}_m \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -\sin \theta_1 \dot{\theta}_1 & -\sin \theta_2 \dot{\theta}_2 \\ \cos \theta_1 \dot{\theta}_1 & \cos \theta_2 \dot{\theta}_2 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} l_1 \\ l_2 + l_9 \end{bmatrix} \quad (9)$$

其中,  $\dot{\theta}_1, \dot{\theta}_2$  分别是  $\theta_1, \theta_2$  的角速度.

在图 8 中, 设  $F$  点坐标为  $(x_f, y_f)$ , 则:

$$\begin{cases} x_f = l_1 \cos \theta_1 + l_{10} \cos \theta_2 \\ y_f = l_1 \sin \theta_1 - l_{10} \sin \theta_2 \end{cases} \quad (10)$$

及

$$\begin{cases} x_f = x_h + l_6 \cos \theta_5 - l_7 \cos \theta_6 \\ y_f = y_h + l_6 \sin \theta_5 - l_7 \sin \theta_6 \end{cases} \quad (11)$$

联合式 (10) 和 (11) 可得:

$$\begin{cases} x_h + l_6 \cos \theta_5 - l_7 \cos \theta_6 = l_1 \cos \theta_1 + l_{10} \cos \theta_2 \\ y_h + l_6 \sin \theta_5 - l_7 \sin \theta_6 = l_1 \sin \theta_1 - l_{10} \sin \theta_2 \end{cases} \quad (12)$$

式 (12) 中消去  $\theta_5$  可得:

$$\theta_6 = 2 \arctan \frac{E + \sqrt{E^2 + F^2 - (G + H)^2}}{F - (G + H)} \quad (13)$$

式 (13) 中

$$\begin{aligned} E &= 2l_1l_7 \sin \theta_1 - 2l_7l_{10} \sin \theta_2 - 2y_hl_7 \\ F &= 2l_1l_7 \cos \theta_1 + 2l_7l_{10} \cos \theta_2 - 2x_hl_7 \\ G &= l_1^2 + l_{10}^2 + l_7^2 - l_6^2 + x_h^2 + y_h^2 \\ H &= 2l_1l_{10} \cos(\theta_1 + \theta_2) + 2y_hl_{10} \sin \theta_2 - \\ &\quad 2x_hl_{10} \cos \theta_2 - 2y_hl_1 \sin \theta_1 - 2x_hl_1 \cos \theta_1 \end{aligned}$$

根据式 (12) 可得:

$$\theta_5 = \arccos \frac{l_1 \cos \theta_1 + l_{10} \cos \theta_2 + l_7 \cos \theta_6 - x_h}{l_6} \quad (14)$$

从式 (13) 和 (14) 可以看出  $\theta_5$  和  $\theta_6$  是杆长  $l_1, l_{10}, l_6, l_7$  关于  $\theta_1$  和  $\theta_2$  的函数,  $\theta_2$  是关于  $\theta_1$  和  $\theta_4$  的函数, 故  $\theta_5$  和  $\theta_6$  是关于  $\theta_1$  和  $\theta_4$  的函数.

由图 8 中各杆件的闭环矢量关系可知,  $N$  点的位置:

$$\begin{bmatrix} x_n \\ y_n \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} l_8 \cos \theta_6 \\ l_8 \sin \theta_6 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} x_h \\ y_h \end{bmatrix} \quad (15)$$

对式 (15) 求导可得  $N$  点的速度:

$$\begin{bmatrix} \dot{x}_n \\ \dot{y}_n \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -l_8 \sin \theta_6 \dot{\theta}_6 \\ l_8 \cos \theta_6 \dot{\theta}_6 \end{bmatrix} \quad (16)$$

其中,  $\dot{\theta}_6$  是  $\theta_6$  的角速度.

从式 (8)、(9)、(15)、(16) 可知, 各杆件的长度是固定的,  $M$ 、 $N$  点的位置与速度关系均是各构件杆长关于  $\theta_1$ 、 $\theta_4$  及  $\dot{\theta}_1$ 、 $\dot{\theta}_4$  的函数. 故机器人训练机构工作时, 脚踏点  $M$  与扶手位置点  $N$  二者的运动是相互协调的.

综上运动学分析可知, 脚踏点  $M$  和扶手点  $N$  均是训练机构杆长关于曲柄转角  $\theta_1$  和调整杆倾角  $\theta_4$  的函数, 改变杆长、 $\theta_1$ 、 $\theta_4$  可实现不同的运动轨迹和幅度, 从理论上证明了机器人训练机构实现个性化上下肢协调运动的可行性, 同时也为运动控制奠定了理论基础.

### 4 样机实验与讨论

为探究该机器人能否满足主被动训练和个性化运动幅度的设计要求, 在样机上进行了相关实验, 并参考现有协调运动康复机器人进行了讨论.

#### 4.1 主被动肢体协调运动

为验证该机器人是否满足主、被动不同训练模式下肢体协调运动要求, 征集了 10 名受试者, 调节不同曲柄长度及调整杆与水平面夹角进行体验主、被动训练模式下的肢体协调运动实验. 图 9 (a)~(f) 为选择曲柄长度  $l_1 = 100$  mm, 调整杆与水平面夹角为  $30^\circ$  位置时, 某一 26 岁、身高 167 cm、体重为 57 kg 男性志愿者在被动训练模式下训练的过程.

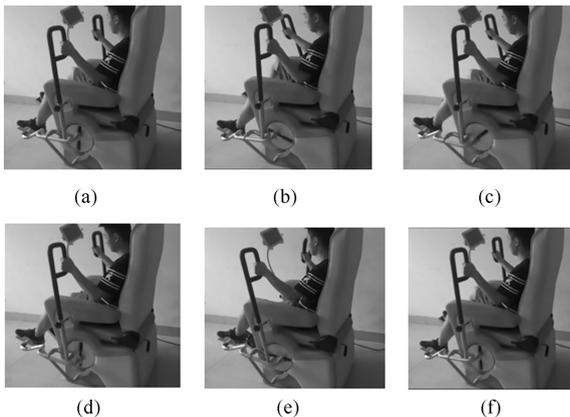


图 9 一个运动周期内的上下肢协调运动

Fig. 9 Coordinated movement of upper and lower limbs in a period of cycle

图 10~12 为被动训练模式时 10 名受试者在 3 r/min、6 r/min、9 r/min、15 r/min 不同速度下的平均膝、肩关节角度和平均足底压力变化规律; 主动训练时, 在控制策略中将机器人伺服电机从 0 A 至 2 A 电流所产生的阻力扭矩平均分为 20 档, 图 13~15 为主动训练模式时, 10 名受试者在阻力 1、阻力 4、阻力 9、阻力 18 和阻力 20 档下, 平均肩、膝关节角度和平均足底压力变化规律.

从图 10~12 曲线可知, 在被动训练时, 不同速度下平均肩、膝关节角度变化为周期协调变化, 肩、膝关节角度变化呈现为正弦曲线, 整个训练过程运行连续、柔顺. 不同速度下, 平均足底压力运动也呈现周期性规律波动, 波动范围在  $\pm 15\%$  之内. 机器人能够在被动模式下帮助受试者完成上下肢协调运动训练. 同时, 肩、膝关节和足底压力周期性协调变化符合踝关节运动轨迹是连续闭合曲线的运动规律. 另外, 受试者主观评价整个试用过程运动柔顺、速度冲击小.

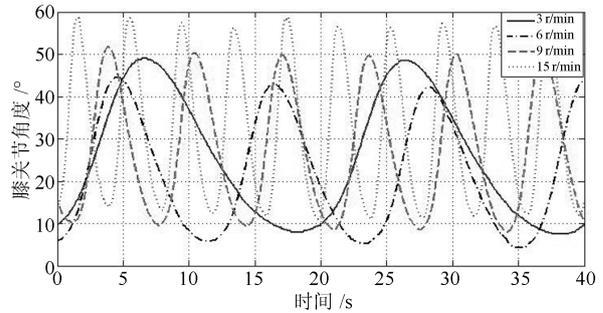


图 10 被动训练模式下膝关节运动

Fig. 10 Knee motion in passive training mode

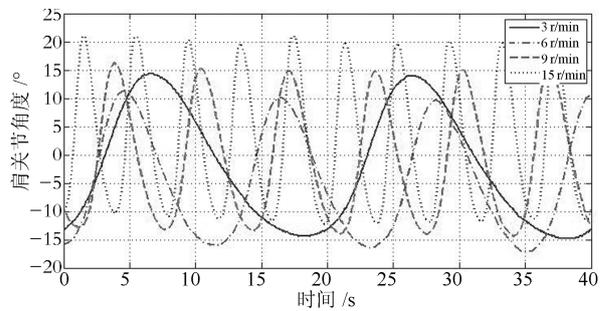


图 11 被动训练模式下肩关节运动

Fig. 11 Shoulder motion in passive training mode

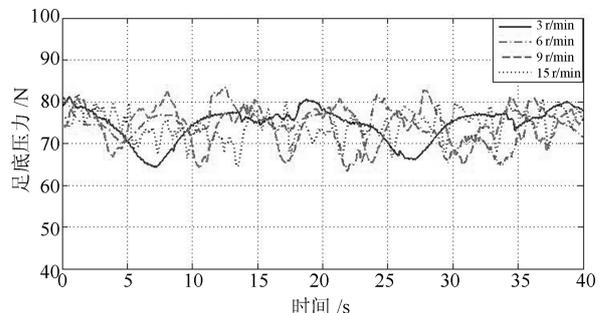


图 12 被动训练模式下足底压力变化

Fig. 12 Change of plantar pressure in passive training mode

在主动训练时, 根据受试者的需要, 调节伺服电机输出不同的阻力, 受试者克服阻力运动, 受试过程中肢体可连续实现上下肢协调运动, 锻炼肌力. 从

图 13~15 曲线可知, 在主动训练时, 平均膝、肩关节角度也为周期协调变化, 曲线为正弦函数曲线, 整个训练过程运行连续、柔顺. 平均足底压力运动曲线呈现周期性规律波动. 肩、膝关节和足底压力周期性协调变化符合踝关节运动轨迹是连续闭合曲线的运动规律.

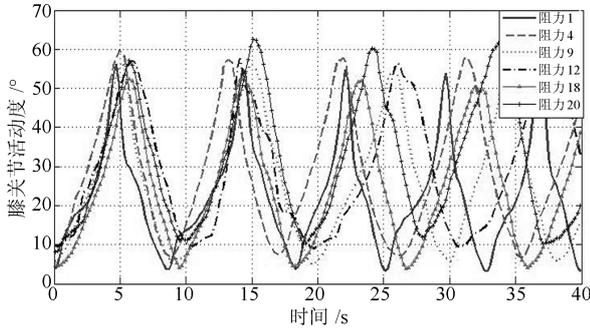


图 13 主动训练模式下膝关节运动

Fig. 13 Knee motion in active training mode

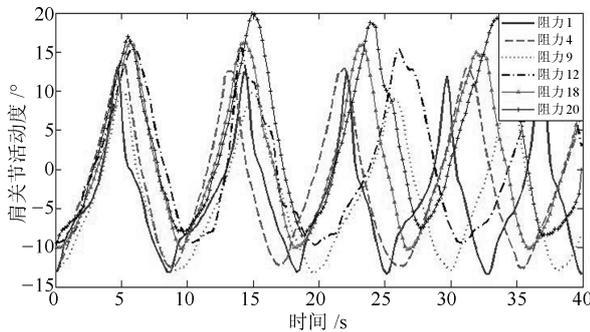


图 14 主动训练模式下肩关节运动

Fig. 14 Shoulder motion in active training mode

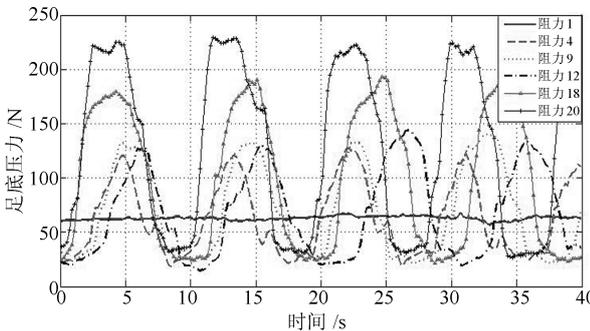


图 15 主动训练模式下足底压力变化  
Fig. 15 Change of plantar pressure in active training mode

#### 4.2 个性化协调运动试验

调整杆与水平面的夹角  $\theta_4$  能够在一定范围内进行调节, 实际测量  $\theta_4$  调整范围为  $0^\circ \sim 90^\circ$ , 符合表 1 的设计要求. 选择一身高 168 cm (《中国成人人体尺寸》18~60 岁男性 50 百分位的身高为 167.8 cm)、

年龄为 25 岁、体重为 64 kg 的男性作为受试者, 探究被动训练模式下曲柄长度与调整杆倾角  $\theta_4$  对肩、膝关节协调运动规律的影响.

图 16、18 为调整杆倾角  $\theta_4$  固定时, 设置不同曲柄长度肩、膝关节角度变化曲线. 从图 16、18 可看出: 肩、膝关节活动度与曲柄长度成比例关系, 曲柄越长, 肩、膝关节活动度越大. 当设置曲柄长度为 50 mm 时, 肩关节活动度为  $-6.59^\circ \sim 12.27^\circ$ , 膝关节活动度为  $1.93^\circ \sim 66.76^\circ$ ; 当曲柄长度为 100 mm 时, 肩关节活动度为  $-14.75^\circ \sim 24.45^\circ$ , 膝关节活动度为  $9.82^\circ \sim 42.43^\circ$ .

图 17 和图 19 为被动训练模式下, 固定曲柄长度, 调节不同调整杆倾角  $\theta_4$ , 肩、膝关节角度变化曲线. 从图 17 和图 19 上可知, 调节倾角  $\theta_4$  运动也可实现不同的肩、膝关节活动度. 倾角  $\theta_4$  为  $40^\circ$  时, 肩关节活动度为  $-13.59^\circ \sim 13.27^\circ$ , 膝关节活动度为  $11.04^\circ \sim 78.48^\circ$ ; 倾角  $\theta_4$  为  $65^\circ$  时, 肩关节活动度为  $-5.62^\circ \sim 23.5^\circ$ , 膝关节活动度为  $3.87^\circ \sim 48.56^\circ$ ; 通过调整不同的倾角  $\theta_4$  可改变肩、膝关节活动度. 不同患者可根据身高、康复期合理选择训练机构曲柄长度和倾角  $\theta_4$  以实现个性化的肩、膝关节训练.

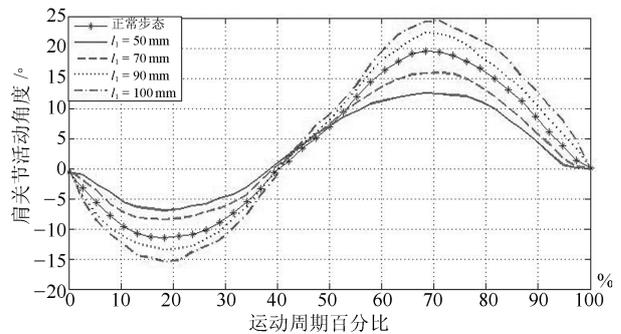


图 16 不同曲柄  $l_1$  下肩关节运动

Fig. 16 Shoulder motion depending on different crank lengths  $l_1$

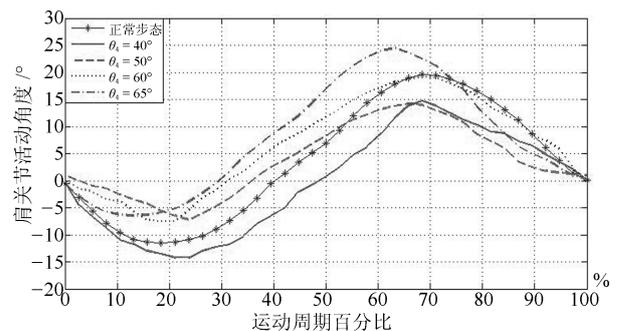
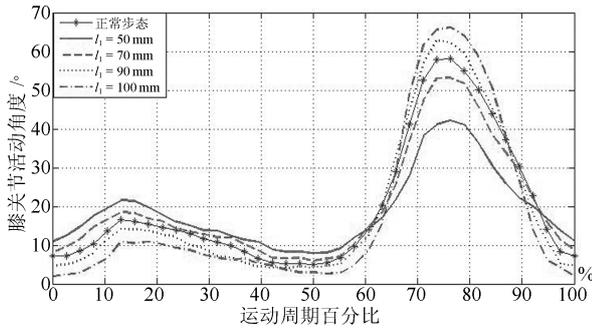
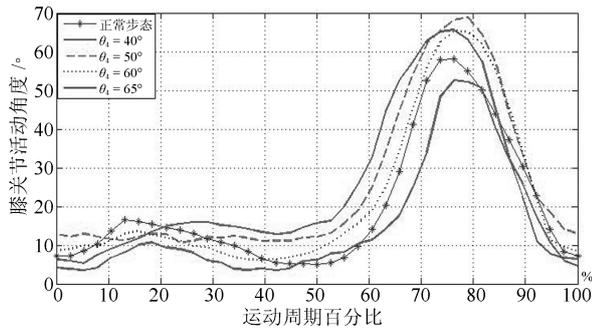


图 17 不同  $\theta_4$  角肩关节运动

Fig. 17 Shoulder motion depending on different  $\theta_4$  angles

图 18 不同曲柄  $l_1$  膝关节运动Fig. 18 Knee motion depending on different crank lengths  $l_1$ 图 19 不同  $\theta_4$  角膝关节运动Fig. 19 Knee motion depending on different  $\theta_4$  angles

综上所述与本文第 3 节的运动学分析结论相一致,“脚踏点  $M$  和扶手点  $N$  均是训练机构杆件长度关于曲柄转角  $\theta_1$  和调整杆倾角  $\theta_4$  的函数”,即通过调节曲柄长度和调节杆倾角  $\theta_4$  可实现肩、膝关节个性化训练,满足设计目标。

### 4.3 临床实验

目前该机器人样机的功能有效性正在医院进行临床验证. 试用对象为涵盖康复前、中、后三个阶段的偏瘫病人. 建议每位受试者每天上、下午各训练 1 次, 每次训练时间为 20 min, 4 周为一个治疗周期. 临床实验初步结果显示, 机器人能够满足不同身高、不同康复期患者个性化的上下肢协调训练要求; 通过对比实验表明, 机器人对恢复偏瘫患者肢体协调功能有一定的作用, 得到了医生与偏瘫患者的肯定. 由于统计样本量过少和对临床有效性也仅仅限于主观评价, 临床有效性需要深入研究和定量评价。

### 4.4 讨论

通过上述实验结果可知, 该机器人通过调节曲柄长度与调整杆位置能够实现不同运动轨迹幅度的主被动训练模式相结合的肢体协调运动. 目前临床上常见的肢体协调训练康复设备主要有椭圆机、NuStep 四肢联动康复器等。

椭圆机是一种运动轨迹为椭圆的上下肢协调运动无源健身设备, 运动平稳, 对膝关节冲击小, 主要应用于健身场所. 一些学者将减重装置与椭圆机相结合应用于偏瘫患者中后期的康复治疗并证实一定的康复训练效果<sup>[32-33]</sup>. 由于椭圆机一般为站立式, 在偏瘫患者康复训练过程中需对患者进行捆绑减重操作;

NuStep 四肢联动康复器是一种在坐姿下利用患者自身的肌力作为动力源, 健侧肢体带动患侧肢体的无源四肢联动康复训练装置<sup>[34]</sup>. 主要用于偏瘫或截瘫患者零肌力的主动康复训练, 可改善患肢肌力、增强肢体灵活性与协调性<sup>[35-36]</sup>. 在训练过程中上肢实现伸够、下肢实现蹬踏运动, 运动轨迹相对单一;

康复踏车是目前最常见的一种末端式康复机器人, 结构简单, 单自由度驱动, 具有主被动训练功能, 对不同康复期脑卒中<sup>[37]</sup>、脊髓损伤<sup>[38]</sup>、帕金森<sup>[39]</sup> 患者的上下肢进行圆周训练, 一般分别对上、下肢进行独立训练。

步态、圆周、椭圆等不同运动轨迹所刺激肢体肌肉与神经的位置也不同, 不同患者及同一患者的不同康复期对康复运动轨迹、幅度具有差异性. 本文在综合分析患者个性化康复训练需求的基础上, 借鉴现有器械的优点, 提出了一种有源坐姿康复训练机器人, 以满足不同患者不同康复期的个性化的训练轨迹、幅度以及主被动训练模式, 同时考虑设备占地空间小、经济性好、操作简单, 以适应更多场合, 为更多患者提供帮助. 前期工作虽然取得了一定进展, 但仍存有一些问题需要进行深入的探讨, 如不同患者在不同康复期如何选择最为有效的康复训练轨迹、幅度等问题仍需大量临床实验进行验证。

## 5 结论

1) 本文选择坐姿训练方式, 以人体正常步态下肩、膝关节角度协调变化规律为设计目标, 基于“五杆变胞机构”研制了一种新型康复训练机器人;

2) 对机器人的训练机构进行了运动学分析, 从理论上证明了该机器人训练机构实现上下肢协调运动的可行性;

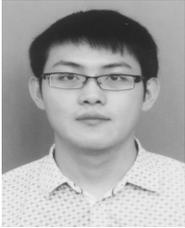
3) 在机器人样机上进行了主被动协调运动和调节运动幅度实验. 实验结果表明, 该机器人能够在主被动训练模式下实现肩、膝关节协调运动训练; 通过控制曲柄长度和调整杆的倾斜角能够为不同患者提供个性化的肩、膝关节协调运动;

4) 机器人样机正在医院进行临床试用, 训练效果得到了医生与患者的主观定性认可, 有效性仍需进行深入研究及定量评价。

## References

- 1 CSN, etc. The guide of Chinese stroke rehabilitation (2011 edition). *Chinese Journal of Rehabilitation Theory and Practice*, 2012, **18**(4): 301–318  
(中华医学会神经病学分会神经康复学组, 中华医学会神经病学分会脑血管病学组, 卫生部脑卒中筛查与防控工程委员会办公室. 中国脑卒中康复治疗指南 (2011 完全版). 中国康复理论与实践, 2012, **18**(4): 301–318)
- 2 Peng Liang, Hou Zeng-Guang, Wang Wei-Qun. Synchronous active interaction control and its implementation for a rehabilitation robot. *Acta Automatica Sinica*, 2015, **41**(11): 1837–1846  
(彭亮, 侯增广, 王卫群. 康复机器人的同步主动交互控制与实现. 自动化学报, 2015, **41**(11): 1837–1846)
- 3 Ji Wen, Wang Jian-Hui, Fang Xiao-Ke, Gu Shu-Sheng. Method and realization of intelligent system of rehabilitation training for stroke. *Journal of System Simulation*, 2014, **26**(4): 836–842  
(纪雯, 王建辉, 方晓柯, 顾树生. 脑卒中康复训练智能方法及实现. 系统仿真学报, 2014, **26**(4): 836–842)
- 4 Tong Li-Na, Hou Zeng-Guang, Peng Liang, Wang Wei-Qun, Chen Yi-Xiong, Tan Min. Multi-channel sEMG time series analysis based human motion recognition method. *Acta Automatica Sinica*, 2014, **40**(5): 810–821  
(佟丽娜, 侯增广, 彭亮, 王卫群, 陈翼雄, 谭民. 基于多路 sEMG 时序分析的人体运动模式识别方法. 自动化学报, 2014, **40**(5): 810–821)
- 5 Lo A C, Guarino P D, Richards L G, Haselkorn J K, Wittenberg G F, Federman D G, Ringer R J, Wagner T H, Krebs H I, Volpe B T, Bever C T Jr, Bravata D M, Duncan P W, Corn B H, Maffucci A D, Nadeau S E, Conroy S S, Powell J M, Huang G D, Peduzzi P. Robot-assisted therapy for long-term upper-limb impairment after stroke. *New England Journal of Medicine*, 2010, **362**(19): 1772–1783
- 6 Ostwald S K, Davis S, Hersch G, Kelley C, Godwin K M. Evidence-based educational guidelines for stroke survivors after discharge home. *Journal of Neuroscience Nursing*, 2008, **40**(3): 173–191
- 7 Hu Jin, Hou Zeng-Guang, Chen Yi-Xiong, Zhang Feng, Wang Wei-Qun. Lower limb rehabilitation robots and interactive control methods. *Acta Automatica Sinica*, 2014, **40**(11): 2377–2390  
(胡进, 侯增广, 陈翼雄, 张峰, 王卫群. 下肢康复机器人及其交互控制方法. 自动化学报, 2014, **40**(11): 2377–2390)
- 8 Wu Xian-Guang, Chen Di, Zhang Jing. Community-based Rehabilitation and Rehabilitation of “Rehabilitation for All”. *Chinese Journal of Rehabilitation Theory and Practice*, 2011, **17**(7): 613–616  
(吴弦光, 陈迪, 张静. 社区康复与“人人享有康复服务”目标的实现. 中国康复理论与实践, 2011, **17**(7): 613–616)
- 9 Marchal-Crespo L, Reinkensmeyer D J. Review of control strategies for robotic movement training after neurologic injury. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 2009, **6**(1): 20
- 10 Zhang Fu-Xiang, Fu Yi-Li, Wang Shu-Guo. Overview of rehabilitation robots research. *Hebei Journal of Industrial Science and Technology*, 2005, **22**(2): 100–105  
(张付祥, 付宜利, 王树国. 康复机器人研究进展. 河北工业科技, 2005, **22**(2): 100–105)
- 11 Nurmatova S, Khamraev F, Mirsaev A, Diehl W. Effectiveness of motor-assisted MOTomed movement therapy in the rehabilitation of children diagnosed with infantile cerebral palsy. *Nevrologiya*, 2012, **1**(53): 35–38
- 12 Deaconescu T, Deaconescu A. Pneumatic muscle actuated isokinetic equipment for the rehabilitation of patients with disabilities of the bearing joints. In: Proceedings of 2009 International MultiConference of Engineers and Computer Scientists. Hong Kong, China: IMECS, 2009, 2: 1823–1827
- 13 Zhang L X, Sun H Y, Li C S. Experiment study of impedance control on horizontal lower limbs rehabilitation robot. In: Proceedings of the 2010 International Conference on Information and Automation. Harbin, China: IEEE, 2010. 1421–1425
- 14 Naditz A. New frontiers: telehealth innovations of 2010. *Telemedicine and e-Health*, 2010, **16**(10): 986–992
- 15 Cudby K. Liberty autonomy independence. *Engineering Insight*, 2011, **12**(1): 8–14
- 16 Schmidt H, Piorko F, Bernhardt R, Kruger J, Hesse S. Synthesis of perturbations for gait rehabilitation robots. In: Proceedings of the 9th IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics. Chicago, IL: IEEE, 2005. 74–77
- 17 Hesse S, Schmidt H, Werner C. Machines to support motor rehabilitation after stroke: 10 years of experience in Berlin. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 2006, **43**(5): 671–678
- 18 Shen Hui-Ping, Yang Liang-Jie, Deng Jia-Ming, Zhang Xiao-Yu, Shen Xiao-Jun. One-input three-rotation output parallel mechanism and its kinematics design used for shoulder rehabilitation. *China Mechanical Engineering*, 2015, **26**(22): 2983–2988  
(沈惠平, 杨梁杰, 邓嘉鸣, 张晓玉, 沈晓军. 用于肩关节康复训练的单输入三转动输出并联机构及其运动学设计. 中国机械工程, 2015, **26**(22): 2983–2988)
- 19 Yin Song. Design and human-machine motion mapping analysis of an ankle rehabilitation robot. *China Mechanical Engineering*, 2012, **23**(21): 2552–2556  
(印松. 踝关节康复机器人设计及人一机运动映射分析. 中国机械工程, 2012, **23**(21): 2552–2556)

- 20 Shi Xiao-Hua, Wang Hong-Bo, Sun Li, Gao Feng, Xu Zhen. Design and dynamic analysis of an exoskeletal lower limbs rehabilitation robot. *Journal of Mechanical Engineering*, 2014, **50**(3): 41–48  
(史小华, 王洪波, 孙利, 高峰, 徐震. 外骨骼型下肢康复机器人结构设计与动力学分析. 机械工程学报, 2014, **50**(3): 41–48)
- 21 Yang Run-Ze. Development of A Multi-posture Rehabilitation Training Robot for Lower Limb [Master dissertation], Tsinghua University, China, 2012  
(杨润泽. 多位姿下肢康复机器人平台的研制 [硕士学位论文], 清华大学, 中国, 2012)
- 22 Jiang Hong-Yuan, Ma Chang-Bo, Lu Nian-Li, Ao Hong-Rui. Modeling and simulation on FES cycling training system. *Journal of System Simulation*, 2010, **22**(10): 2459–2463  
(姜洪源, 马长波, 陆念力, 敖宏瑞. 功能性电刺激脚踏车训练系统建模及仿真分析. 系统仿真学报, 2010, **22**(10): 2459–2463)
- 23 Nan Deng-Kun. *Rehabilitation Medicine*. Beijing: People's Medical Publishing House, 2012. 60–64  
(南登昆. 康复医学. 北京: 人民卫生出版社, 2012. 60–64)
- 24 Rong Ji-Feng, Wu Yi, Lu Wei-Bo, Yang Lei, Wang Wei-Ning. On the balance function of patients with cerebral apoplexy hemiplegia limbs and walking ability. *Chinese Journal of Rehabilitation Medicine*, 2015, **30**(10): 1603–1605  
(荣积峰, 吴毅, 路微波, 杨雷, 王卫宁. 四肢联动对脑卒中偏瘫患者平衡功能和步行能力的影响. 中国康复医学杂志, 2015, **30**(10): 1603–1605)
- 25 Huang H J, Ferris D P. Neural coupling between upper and lower limbs during recumbent stepping. *Journal of Applied Physiology*, 2004, **97**(4): 1299–1308
- 26 Byun S D, Jung T D, Kim C H, Lee Y S. Effects of the sliding rehabilitation machine on balance and gait in chronic stroke patients—a controlled clinical trial. *Clinical Rehabilitation*, 2011, **25**(5): 408–415
- 27 Zhang Ying. Research of Rehabilitation Robot with Combined Movement of Upper Limb and Lower Limb [Master dissertation], Shanghai Jiao Tong University, China, 2015  
(张莹. 上下肢协同康复机器人的研究 [硕士学位论文], 上海交通大学, 中国, 2015)
- 28 Yang Nian-Feng. Coordination Analysis and Parametric Description of Human Movements [Ph.D. dissertation], Tsinghua University, China, 2001  
(杨年峰. 人体运动协调规律及其参数化描述 [博士学位论文], 清华大学, 中国, 2001)
- 29 Wang R C, Huang C H, Yang N F, Li B, Zhang J C, Li Z Y. Multichannel surface EMG detection and analysis system for R&D of prostheses controller. *Chinese Journal of Biomedical Engineering*, 1997, **6**(3): 177–178
- 30 Han Shu-Yang. Experiment and Simulation Study on Biomechanics of Human Joints [Ph.D. dissertation], China University of Mining and Technology, China, 2014  
(韩树洋. 人体关节生物力学实验及仿真研究 [博士学位论文], 中国矿业大学, 中国, 2014)
- 31 Dai J S, Zhang Q X. Metamorphic mechanisms and their configuration models. *Chinese Journal of Mechanical Engineering*, 2000, **13**(3): 212–218
- 32 Nelson C A, Stolle C J, Burnfield J M, Buster T W. Modification of the ICARE system for pediatric therapy. *Journal of Medical Devices*, 2015, **9**(4): 041010, DOI: 10.1115/1.403027
- 33 Ren Y P, Lee S J, Park H S, Zhang L Q. A pivoting elliptical training system for improving pivoting neuromuscular control and rehabilitating musculoskeletal injuries. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2013, **21**(5): 860–868
- 34 Dalleck L C, Borresen E C, Parker A L, Abe K M, Habermann L A, McLaughlin S J, Tischendorf J S. Development of a metabolic equation for the NuStep recumbent stepper in older adults. *Perceptual and Motor Skills*, 2011, **112**(1): 183–192
- 35 Martinez G M, Drizd N G, Firmeza J M, Gregson J R, Hong J, Cohen M. The effects of cardiac rehabilitation on a patient post-percutaneous coronary intervention using a bioresorbable vascular scaffold. *Cardiopulmonary Physical Therapy Journal*, 2014, **25**(4): 135
- 36 Billinger S A, Mattlage A E, Ashenden A L, Lentz A A, Harter G, Rippee M A. Aerobic exercise in subacute stroke improves cardiovascular health and physical performance. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, 2012, **36**(4): 159–165
- 37 Diserens K, Ruegg D, Kleiser R, Hyde S, Perret N, Vuadens P, Fornari E, Vingerhoets F, Seitz R J. Effect of repetitive arm cycling following botulinum toxin injection for post stroke spasticity: evidence from fMRI. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 2010, **24**(8): 753–762
- 38 Kuhn D, Leichtfried V, Schobersberger W, Röhl K. FES-cycling in persons with spinal cord injury—impact on subjective perception and activities of daily living. *Physioscience*, 2013, **9**(4): 142–150
- 39 Ridgel A L, Kim C H, Fickes E J, Muller M D, Alberts J L. Changes in executive function after acute bouts of passive cycling in Parkinson's disease. *Journal of Aging and Physical Activity*, 2011, **19**(2): 87–98

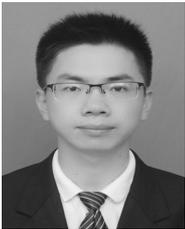


姜礼杰 合肥工业大学机械工程学院博士研究生. 主要研究方向为康复机器人.  
E-mail: jianglijie001@126.com  
(**JIANG Li-Jie** Ph.D. candidate at the School of Mechanical Engineering, Hefei University of Technology. His main research interest is rehabilitation training robot.)



陈进 安徽省立医院康复医学科副主任医师. 主要研究方向为神经疾患临床康复. E-mail: ahslyykfyx@139.com  
(**CHEN Jin** Associate chief physician in the Department of Rehabilitation Medicine, Anhui Provincial Hospital. His main research interest is clinical rehabilitation of neurological disease.)

ease.)



王良诣 合肥工业大学机械与汽车工程学院硕士研究生. 主要研究方向为康复机器人机构设计, 优化设计.  
E-mail: wlyenglish@126.com  
(**WANG Liang-Yi** Master student at the School of Mechanical Engineering, Hefei University of Technology. His research interest covers design of reha-

bilitation robot mechanism and optimization design.)



侯言旭 合肥工业大学机械工程学院硕士研究生. 主要研究方向为机器人控制, 生物信号处理.

E-mail: monkeylike@163.com.cn

(**HOU Yan-Xu** Master student at the School of Mechanical Engineering, Hefei University of Technology. His research interest covers robot control and

biomedical signal processing.)



王勇 合肥工业大学机械工程学院教授. 2008 年获得合肥工业大学机械与汽车工程学院博士学位. 主要研究方向为机械设计、传感及测试技术, 服务机器人. 本文通信作者.

E-mail: simenkouwang@sina.com

(**WANG Yong** Professor at the School of Mechanical Engineering, Hefei University of Technology. He received his Ph.D. degree from the School of mechanical and Automotive engineering, Hefei University of Technology in 2008. His research interest covers mechanical design, sensing and measuring technology, and service robot. Corresponding author of this paper.)