

多段连续结构的外骨骼手指功能康复机器人

朱圣晨¹, 李敏^{1,2}, 徐光华^{1,2}, 谢俊^{1,2}, 何博¹, 赵晨光³, 袁华³

(1.西安交通大学机械工程学院, 710049, 西安; 2.西安交通大学机械制造系统工程国家重点实验室, 710054, 西安; 3.中国人民解放军空军军医大学, 710032, 西安)

摘要: 针对现在手部功能康复机器人存在的不足, 例如刚性结构带来的机构复杂、重量大, 运动过程中难以保证刚性连杆的转动中心与关节中心时刻对准而带来的安全问题, 以及软体气动/液压结构存在的气压源/液压源体积质量大导致便携性差等问题, 提出了一种新型的由单层弹簧片驱动的多段连续结构的外骨骼手指功能康复机器人, 以协助患者进行双向的屈曲、伸展运动。该结构具有良好的柔顺性, 使得人手与外骨骼机器人之间的相互作用更加安全, 设计的机构可以将线性运动转化为手指关节的旋转运动, 通过单个电机输入即可协助患者在足够大的运动范围内进行康复训练。通过对该外骨骼的特性测量实验, 数据表明该外骨骼可以协助患者在一定角度范围内进行手指的屈曲、伸展运动, 并能够在指尖产生足够的指尖力。论文提出的设计对其他的康复机器人有一定的参考作用, 具备工程使用价值。

关键词: 手指功能康复; 外骨骼; 多段连续结构; 手指屈曲、伸展。

中图分类号: TP206 **文献标志码:** A **文章编号:** 0253-987X(2018)06-0000-00

Finger Exoskeleton for Rehabilitation of Finger Extension and Flexion by Multi-Segment Mechanism

ZHU Shengchen¹, LI Min^{1,2}, XU Guanghua^{1,2}, Xie Jun^{1,2}, He Bo¹, ZHAO Chenguang³, YUAN Hua³

(1. School of Mechanical Engineering, Xi'an Jiaotong University, 7 Xi'an 10049, China; 2. State Key Laboratory for Manufacturing Systems Engineering, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049, China; 3. The Fourth Military Medical University, Xi'an 710032, China)

Abstract: Aiming at shortcomings of current hand function rehabilitation exoskeleton, such as the complicated mechanism and heavy weight due to the rigid structure, as well as the safety problems caused by the joint misalignment during the rehabilitation movements. Another problem is that air source and liquid reservoir of pneumatic and hydraulic exoskeleton greatly increase the size of the whole system. This paper proposes a novel exoskeleton for rehabilitation using a multi-segment mechanism driven by one layer of steel spring to assist both extension and flexion of the finger. The structure has good flexibility to make the interaction between exoskeleton and patients safer. This mechanism can generate enough range of motion with a single input by distributing an actuated linear motion into rotational motions of the finger joints. The experiments show that the exoskeleton can assist patients to flex and stretch their fingers within enough motion ranges and generates sufficient fingertip force.

Keywords: finger function rehabilitation; exoskeleton; multi-segment mechanism; finger flexion/extension

手功能健全是人能否独立生活的主要因素^[1]。丧失部分或全部手指运动能力将使人无法正常完成日常生活动作, 降低患者的生活质量^[2]。中风后手指肌无力是手功能丧失的主要

表现, 将会导致手指无法伸展^[3]。研究表明对中风患者进行持续高强度的重复训练有助于手部运动功能的康复^[4]。传统的中风康复治疗中, 需要治疗师与患者进行一对一的手把手式

收稿日期: 2017-10-12。作者简介: 朱圣晨(1992-), 男, 硕士生; 李敏(通信作者), 女, 副教授。

基金项目: 国家自然科学基金青年科学基金资助项目(51505363); 中国博士后科学基金面上资助项目(2015M570821)。

网络出版时间: 2018-03-01 11:14:1 网络出版地址: <http://kns.cnki.net/kcms/detail/61.1069.T.20180301.1114.016.html>

康复治疗,这种方法不仅成本高昂、劳动量大,而且无法保证康复训练效率和强度,缺乏康复训练参数,导致无法对训练参数优化来获得最佳治疗方案^[5]。因此近年来,机器人技术越来越多地应用于康复训练,人们期望机器人能够提供比人工治疗更好的训练和定量的评估恢复状态。研究表明,患者在机器人辅助下进行一定强度的重复康复训练可以显著改善手部运动功能^[2]。康复机器人装置除了是一种康复治疗辅助手段,还可为永久性失去手功能或手功能减弱的这一部分中风患者提供帮助。



图1 多段连续结构外骨骼手功能康复机器人

手功能康复机器人可以分为端点交互式和外骨骼式。端点交互式的装置通常位于手掌背侧,向指尖施力帮助手指运动^[6]。然而,这种类型的设备无法使患者利用触觉信息自然地与感知对象接触^[7]。外骨骼式手功能康复装置与患者手绑定,并且具有运动耦合的特点。由于手的多功能性和复杂性,开发用于康复和辅助手运动的手部外骨骼机器人具有一定的挑战性^[1,8]。如何设计出适应各种手大小的外骨骼装置是目前挑战之一。目前,手指康复外骨骼已经成为康复工程及机器人学科的一个研究热点方向^[9]。

目前的手外骨骼装置主要使用线驱动、连杆驱动和液压/气动驱动机构^[10]。基于连杆的刚性机械设计广泛应用于手外骨骼装置^[11-12],这一结构具有良好的鲁棒性与可靠性^[8,10]。然而,在运动过程中连杆结构的旋转中心难以和手指关节中心时刻保持对准,因此需加入位置补偿^[10]。目前的补偿方式不可避免地增加了连杆机构的复杂性和冗余性^[12]。此外,刚性机械设计也会引发患者的使用安全问题,使得设备的使用需在专门的监管下进行^[10]。另外,具有连杆机构的手部外骨骼装置的尺寸、重量、机械复杂度等往往会导致操作难度直线上升

^[8]。上述缺点使得这种外骨骼的实际应用困难重重。

软体机器人作为机器人发展的新兴领域近来受到越来越多的关注^[14]。软体手外骨骼多采用硅橡胶制造的气压或液压驱动的装置来协助手指进行屈曲或伸展运动,这样的驱动方式使设备的结构变得简单紧凑^[10,15]。然而,气动/液压驱动需要气压源或液压源等装置,将会增加整个系统的尺寸。此外,由于超弹性材料的非线性变形使得控制器的设计变得异常困难^[15]。而且,材料的膨胀问题可能会导致设备寿命周期缩短^[15]。双向驱动手指的屈曲和伸展,对于手部功能康复装置至关重要^[7,10,15],而大量现有装置仅提供手指屈曲运动辅助。

与连杆结构相比,线驱动机构模拟实际人类手指运动驱动并且大大减小手部外骨骼装置的尺寸^[16,17]。然而,由于线驱动只能单向传递力的作用,如果要之具有双向驱动的功能,结构可能会变得很复杂。为了能使线驱动机构具有双向驱动的功能,Borboni等人提出了使用双向驱动套索的手部外骨骼装置,其中套索内线在伸展运动期间可作为线驱动工作,并且在屈曲期间作为弯曲的固定在手套的远端部分的弹性梁^[17]。但是,线驱动机构会受到摩擦、线拉伸等问题的困扰^[7-8]。Arata等试图通过具有三层滑动弹簧机构的外骨骼手来解决这些问题^[8]。

根据以上研究背景,为开发出一种辅助患者进行手指功能康复的外骨骼机器人,本文提出了一种由单层弹簧片驱动的多段连续结构的新型手功能康复外骨骼机器人,旨在协助患者在接近正常人手指运动的范围内进行拉伸、屈曲运动,并且在手指尖产生足够的协助力。由于多段连续体结构的固有特点,外骨骼与手指指尖无需联合对准,从而增强了设备的简单性和灵活性。此外,其良好的柔顺性使人与手部外骨骼指尖的相互作用更加安全。该机构可以将线性运动转化为手指关节的旋转运动。该手部外骨骼康复机器人的特征包括:低复杂性、紧凑性、双向制动、低成本、便携性以及安全的人机交互。

1 结构设计

1.1 设计需求

本设计的目标用户是无法自主进行屈曲/

伸展手指运动,但其他上肢关节包括手腕、肘部和肩关节功能完好的人。为了达到手部康复的目的,外骨骼应该使使用者在日常生活中获得最小的干扰,并且能够产生足够的力量以协助使用者在手指正常或稍微小的运动范围内进行屈曲和伸展。本手功能康复外骨骼被设计用于协助患手进行连续被动运动(CPM)康复训练。CPM理论是指在治疗师或康复机器人的帮助下,在规定的长度内按预定顺序被动地移动患者关节的一种康复训练方法。施加在患者关节的外力不应大于生理值,并且应严格遵守关节自身运动的自由度(DOF)^[17]。CPM理论已被证明对神经受损的病人有效^[18],同时CPM康复训练不要求高精度的运动轨迹^[17]。

为了实现最小的运动干扰,外骨骼应被限制在手指的背面,外骨骼的宽度不应超过手指宽度。在本设计中,手指背面的外骨骼的几何尺寸被约束至20 mm。目前手功能康复外骨骼的重量普遍在3 kg至5 kg的范围内^[10]。手功能康复系统如果要在更广泛的中风人群中使用,则系统的减重显得尤其重要^[19]。在本文中,外骨骼的目标设计重量需低于1 kg。

手功能康复外骨骼必须具有3个弯曲自由度来锻炼手指的3个关节,即近指关节(PIPJ),掌指关节(MCPJ)和远指关节(DIPJ)。对于一些康复应用,只需覆盖手指的运动范围,每根手指的MCPJ,PIPJ和DIPJ都不必具有独立的运动。大拇指、食指、中指的三指尖捏动作需要食指的MCPJ,PIPJ和DIPJ食指分别弯曲46°、48°和12°^[16]。对于康复训练的手指运动速度,治疗师建议手指关节屈曲/伸展周期的时间低于20s^[17]。必须注意的是,应该始终避免所有这些关节的过度伸长。

手功能康复外骨骼对手指施加的力量应能够使其进行正常的康复训练,此外,在患手的指尖处产生的指尖力应有助于患者操纵日常常用物体所需的抓握力,完成一些功能任务所需的指尖力通常低于20 N^[20]。Polygerinos等人的研究表明外骨骼在每根手指的指尖产生约7.3 N的力可以实现握拳动作,拾取质量小于1.5 kg的物体^[19]。现有的康复设备可以提供7 N和35 N之间的输出力^[16-17,19]。

为了满足不同患手情况,本设计允许通过定制来适应不同的患手尺寸和不同的康复阶段。

1.2 设计概念

根据我们既定的设计要求,本文设计并制造组装了该手功能康复外骨骼。在本设计中,每个手指由一个直线推杆电机驱动手指伸展和弯曲,从而使得整体结构变得紧凑。本文提出了一种具有弹簧片的多段连续结构,它具有良好的柔顺性,可以避免运动过程中手指关节中心和传统连杆结构中心存在偏差的问题。如图2所示,弹簧片由直线推杆电机提供的直线运动输入而滑动和弯曲,整体结构变形弯曲。当该外骨骼附着在手指背面时,它可以协助手指进行屈曲、伸展运动,但是目前的结构并不适用于拇指内收和外展。

基于以上的机构设计,我们开发了一个手指外骨骼原型机。图1为原型机的图片。本设计中采用魔术贴来使手功能康复外骨骼的手指驱动器与手套结合,因此医师或者患者可以很方便的更换不同的驱动器。多段连续结构由VisiJet Crystal材料制成,使用3D打印技术成型(3D打印机型号为3D Systems MJP3600)。电机装载台和固定装置使用3D打印机(D3020, Shenzhen Sundystar technology Co., Ltd, 中国)制造,其材料为ABS树脂。原型机整机重量包括手套为165.4 g,远低于设计重量(1 kg)。本设计中使用了两种型号的直线推杆电机,其参数如表1所示。弹簧片的厚度和长度分别为0.3 mm和80 mm,宽度略小于外骨骼宽度。多段连续结构的单个小块尺寸为12 mm×10 mm×5 mm。

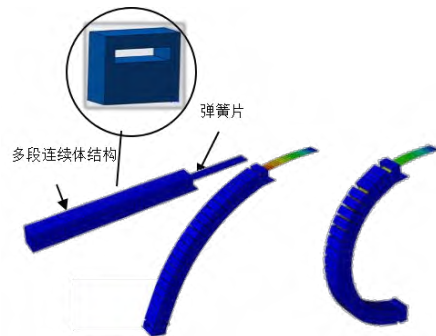


图2 多段连续体弯曲示意图

表1 直线推杆电机参数

型号	质量 /g	电机行程/mm	位置精度/mm	最大速度/mm·s ⁻¹	最大单边力/N
L12-30-100-12-I	34	30	0.2	12	40
L12-50-210-12-I	40	50	0.2	5	30

2 原型机特性实验

本文实验测定了实验对象佩戴该原型机后左手食指的各个关节运动范围及手指的指尖力，初步评估了该原型机的性能。

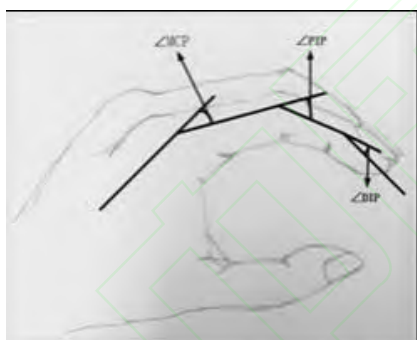
2.1 关节角度测试

本文的实验对象为一位24岁的男性，测试手为左手。如图3a所示为手指关节角度定义。为了得到实验对象的手指进行屈曲、伸展运动时手指关节的运动范围，本文使用了 VICON 运动捕捉系统，该系统具有10个以500 FPS 频率采样的 T40 MX 摄像机，将9 mm 直径的红外标记球附着到健康的被试者的手指关节，如图3b所示，用以记录运动过程。在主动运动环节中，被试者进行主动的手指弯曲和伸展运动，弯曲和伸展运动的起点和终点均为手指与掌背平行，得到被试者主动运动时关节运动的最大范围；在被动运动环节中，被试者穿戴上该外骨骼原型机，来协助被试者进行手指的弯曲和伸展运动，图4为各关节上的红外标记点的运动轨迹。图3a展示了关节角度的定义。将单个关节的被动角度范围与主动运动的关节角度范围进行比较，结果如图4和图5以及表2所示。主动运动和被动运动实验均进行五组实验，每组实验包含十个食指屈曲、伸展运动

运动时的最大运动范围的61.2%，近指关节可以达到最大运动范围的46.9%；掌指关节可以达到最大运动范围的45.5%。接着计算了被动运动时达到关节最大角度的平均时刻处于一个循环周期的时间位置，这3个关节的角度达到最大时分别位于一个循环周期时间位置的50.1%、48.8%和51.8%，基本处于一个循环周期的中间时刻，符合健康人手的运动规律。使用行程为 50 mm 的直线推杆电机(L12-50-210-12-I)时，远指关节可以达到主动运动时的最大运动范围的78.1%，近指关节可以达到最大运动范围的66.9%；掌指关节可以达到最大运动范围的79.4%。计算发现，被动运动时这三个关节的角度达到最大时分别位于一个循环周期时间位置的51.6%、49.7%和50.1%，也基本符合健康人手的运动规律。

表2 关节运动范围

关节名称	运动范围/°		
	主动运动	被动运动	
		30mm 电机	50mm 电机
DIP	22.24	13.62	17.38
PIP	70.12	32.92	46.93
MCP	48.62	22.13	38.59

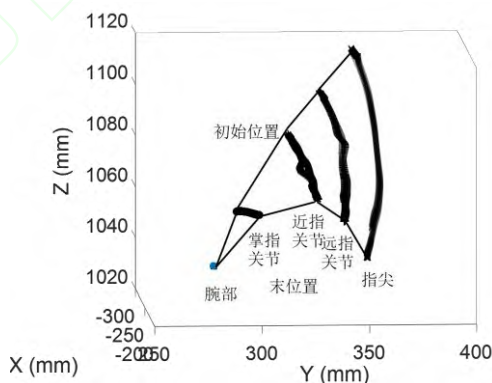


(a)关节角度定义示意

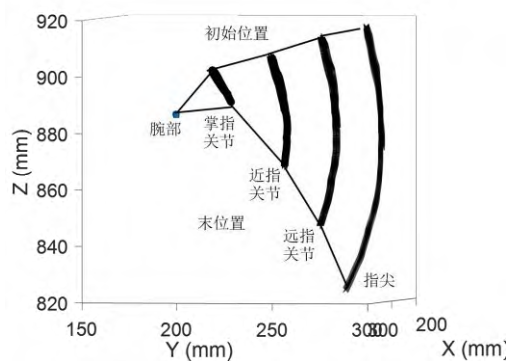


(b)红外标记点

图3 关节角度定义及红外标记点示意图

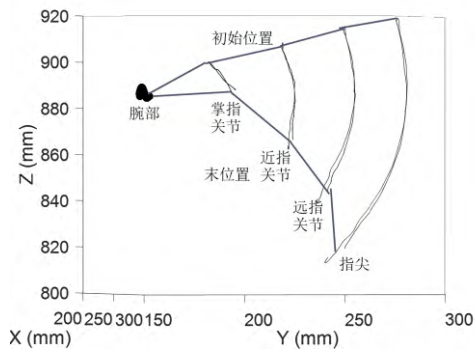


(a) 30mm 行程电机驱动的手指关节轨迹



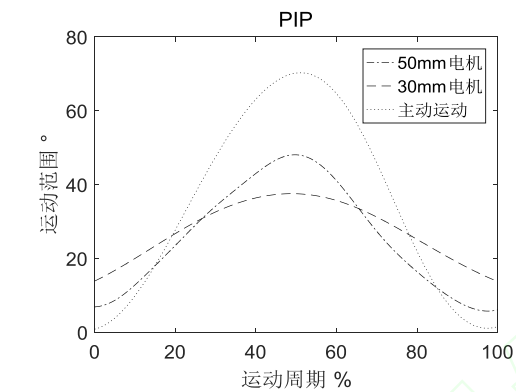
(b) 50mm 行程电机驱动的手指关节轨迹

循环。使用行程为30 mm 的直线推杆电机(L12-30-100-12-I)时，远指关节可以达到主动

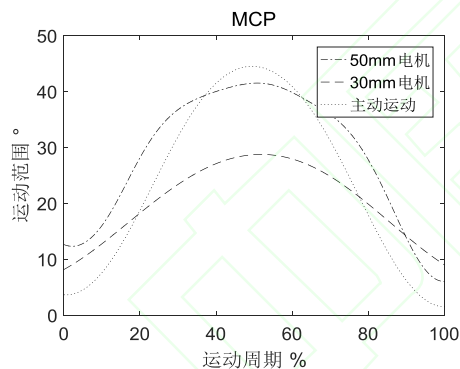


(c) 主动运动手指关节轨迹

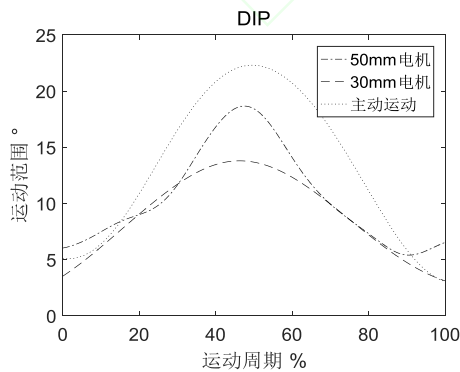
图4 30mm 电机驱动、50mm 电机驱动及主动运动、关节运动轨迹



(a)近端指关节



(b)掌指关节



(c) 远端指关节

图5 关节运动范围

人手指实现的关节弯曲角度小于人手指主动运动时的关节弯曲角度,但两者的运动过程及规律一致。康复训练必须在无痛的前提下进行,因此不必达到正常人手运动的全范围,所以可认为本文提出的原型机采用50 mm 行程(L12-50-210-12-I)的电机足以用于辅助患者进行日常生活和手指功能恢复,30 mm 行程(L12-30-100-12-I)的电机不足以产生足够范围的关节运动。

2.2 输出指尖力测试

指尖力的测量采用了手指 TPS (Pressure Profile Systems, USA) 系统用于测量手功能康复外骨骼在指尖处的输出力,该指尖力传感器厚度为2~3 mm,测量最大值为22.73 kg,分辨率为0.045 kg,采样频率为40 Hz。输出指尖力测试的实验装置如图6所示。图7所示的结果表明,使用 30 mm 行程的电机(L12-30-100-12-I)所产生的最大指尖力为 15.36 N,使用 50 mm 行程的电机(L12-50-210-12-I)所产生的最大指尖力为 17.49 N。如本文第二部分所述,在每根手指指尖施加约7.3 N 的力,即可实现手指握拳,完成拾取小于1.5 kg 的物体的动作。因此可认为本文所提出的手功能康复外骨骼可以协助患者完成日常常用动作。

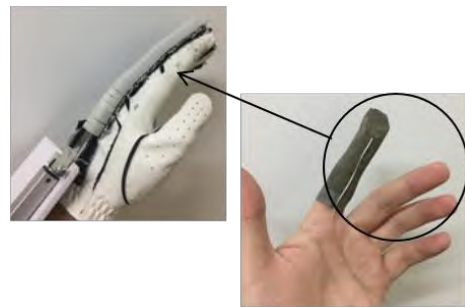


图6 测量指尖力

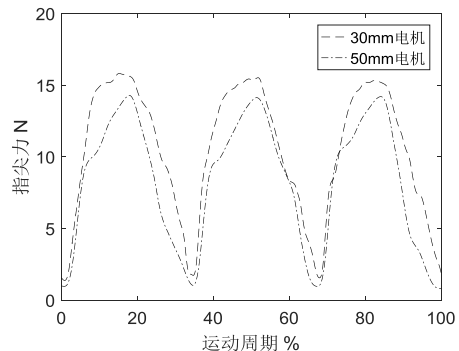


图7 指尖力测量结果

虽然本文提出的手指外骨骼原型机协助

3.3 讨论

通过以上实验数据及分析可知,本文所提出的多段连续结构的手功能康复外骨骼基本实现了预期功能,能够协助患者进行一定角度范围内的CPM康复训练,并且可在指尖产生足够的指尖力来协助患者完成日常动作,具有改善手功能障碍患者康复训练效果的可能。与文献[8]中具有三层滑动弹簧机构的手功能康复外骨骼设计相比,本文提出的机制复杂度较低,同时能够在指尖产生更大的指尖力。与文献[17]中提出的手功能康复外骨骼相比,本文的设计可以避免空气压缩机等增大整体尺寸的问题。基本完成了本文的研究目标,将来需要实际应用到手指功能障碍患者的康复训练中来进一步验证该外骨骼性能。

4 结论

本文提出了一种新型的使用多段连续结构的手功能康复外骨骼的设计机制帮助患者进行手指伸展和屈曲辅助治疗和康复训练。该原型机质量轻,易于穿戴,适用于一定范围内不同的尺寸的手,可实现定制化。实验结果表明,其协助患者运动的关节角度范围和在患者手指指尖产生的指尖力均满足康复训练和日常生活所需,具有实际的应用可能。

在未来的研究中,我们将对所有手指开发外骨骼并实验验证,对该驱动器进行运动学建模,进一步优化多段连续结构,实现人手指关节运动的仿生轨迹规划。将患者运动的意图与感觉运动的反馈相关联可以促进中风患者的康复,因此,后续还需将脑电(EEG)信号作为未来研究中手功能康复外骨骼控制的输入指令,加入脑电控制,来更好的帮助患者进行神经康复治疗。

参考文献:

- [1] HEO P, GU G M, LEE S J, et al. Current hand exoskeleton technologies for rehabilitation and assistive engineering[J]. *International Journal of Precision Engineering & Manufacturing*, 2012, 13(5):807-824.
- [2] TAKAHASHI C D, DERYEGHIAIAN L, LE V, et al. Robot-based hand motor therapy after stroke[J]. *Brain A Journal of Neurology*, 2008, 131(Pt 2):425-437.
- [3] KAMPER D G, FISCHER H C, CRUZ E G, et al. Weakness is the primary contributor to finger impairment in chronic stroke[J]. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 2006, 87(9):1262-1269.
- [4] 陈学斌, 高海鹏, 刘文勇,等. 手外骨骼康复技术研究进展[J]. *中国医疗设备*, 2016, 31(2):86-91. CHEN Xuebin, GAO Haipeng, LIU Wenyong, et al. Research on the development of hand exoskeleton as a rehabilitation technology[J]. *China Medical Equipment*, 2016, 31(2): 86-91.
- [5] 郭晓辉, 王晶, 杨扬,等. 基于虚拟现实的下肢主被动康复训练系统研究[J]. *西安交通大学学报*, 2016, 50(2):124-131. GUO Xiaohui, WANG Jin, YANG Yang, et al. Active and passive training system of lower limb rehabilitation based on virtual reality[J]. *Journal of Xi'an Jiaotong University*, 2016, 50(2): 124-131.
- [6] MERIANS A S, JACK D, BOIAN R, et al. Virtual reality-augmented rehabilitation for patients following stroke[J]. *Physical Therapy*, 2002, 82(9):898-915.
- [7] IQBAL J, KHAN H, TSAGARAKIS N G, et al. A novel exoskeleton robotic system for hand rehabilitation – Conceptualization to prototyping [J]. *Biocybernetics & Biomedical Engineering*, 2014, 34(2):79-89.
- [8] ARATA J, OHMOTO K, GASSERT R, et al. A new hand exoskeleton device for rehabilitation using a three-layered sliding spring mechanism[C] // *IEEE International Conference on Robotics and Automation*. Piscataway, NJ, USA:IEEE, 2013: 3902-3907.
- [9] 胡鑫, 张颖, 李继才,等. 一种外骨骼式手功能康复训练器的研究[J]. *生物医学工程学杂志*, 2016(1):23-30. HU Xin, Zhang Yin, Li Jicai, et al. Study on an exoskeleton hand function training device[J]. *Journal of Biomedical Engineering*, 2016(1): 23-30.
- [10] POLYGERINOS P, WANG Z, GALLOWAY K C, et al. Soft robotic glove for combined assistance and at-home rehabilitation[J]. *Robotics & Autonomous Systems*, 2014, 73(C):135-143.
- [11] TONG K Y, HO S K, PANG P M K, et al. An intention driven hand functions task training robotic system[C]// *Conf Proc IEEE Engineering in Medicine & Biology Society*. Piscataway, NJ,

- USA:IEEE, 2010:3406-3409.
- [12] CUI L, PHAN A, ALLISON G. Design and fabrication of a three dimensional printable non-assembly articulated hand exoskeleton for rehabilitation[C]// Conf Proc IEEE Engineering in Medicine & Biology Society. Piscataway, NJ, USA:IEEE,2015:4627-4630.
- [13] HO N S, TONG K Y, HU X L, et al. An EMG-driven exoskeleton hand robotic training device on chronic stroke subjects: task training system for stroke rehabilitation[C]// IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics. Piscataway, NJ, USA:IEEE, 2011:1-5.
- [14] RUS D, TOLLEY M T. Design, fabrication and control of soft robots[J]. Nature, 2015, 521(7553):467-475.
- [15] HONG K Y, LIM J H, NASRALLAH F, et al. A soft exoskeleton for hand assistive and rehabilitation application using pneumatic actuators with variable stiffness[C]// IEEE International Conference on Robotics and Automation. Piscataway, NJ, USA:IEEE, 2015: 4967-4972.
- [16] IN H, KANG B B, SIN M K, et al. Exo-Glove: a wearable robot for the hand with a soft tendon routing system[J]. IEEE Robotics & Automation Magazine, 2015, 22(1):97-105.
- [17] BORBONI A, MOR M, FAGLIA R. Gloveha - Hand robotic rehabilitation: design, mechanical model and experiments[J]. Journal of Dynamic Systems Measurement & Control, 2016, 138(11): 111003-111003-12.
- [18] HU X L, TONG K Y, SONG R, et al. A comparison between electromyography-driven robot and passive motion device on wrist rehabilitation for chronic stroke[J]. Neurorehabilitation & Neural Repair, 2009, 23(8):837-846.
- [19] POLYGERINOS P, GALLOWAY K C, SAVAGE E, et al. Soft robotic glove for hand rehabilitation and task specific training[C]// IEEE International Conference on Robotics and Automation. Piscataway, NJ, USA: IEEE, 2015:2913-2919.
- [20] SMABY N, JOHANSON M E, BAKER B, et al. Identification of key pinch forces required to complete functional tasks[J]. Journal of Rehabilitation Research & Development, 2004, 41(2):215-224.

(编辑 杜秀杰)