

文章编号:1004-7220(2019)06-0637-07

柔性可穿戴康复手套的设计与控制

彭广帅^{1,2}, 樊星雨³, 刘笑宇^{1,2}, 王丽珍^{1,2}

(1. 北京航空航天大学 生物与医学工程学院 生物力学与力生物学教育部重点实验室, 北京 100083;

2. 北京航空航天大学 生物医学工程高精尖创新中心, 北京 100083; 3. 重庆大学 生物工程学院, 重庆 400044)

摘要:目的 为提高手功能康复机器人的临床应用,改善现有刚性外骨骼康复机器人结构复杂、质量大、存在安全隐患等缺点,提出一种新型柔性可穿戴康复手套。方法 康复手套由 McKibben 型气动人工肌肉 (pneumatic artificial muscles, PAMs) 驱动,并仿人手的解剖和生理结构设计了腱驱动网络,利用佩戴者自身的指骨关节来传递力和扭矩,模拟人手的正常运动,大幅度减轻设备的重量。同时设计表面肌电信号 (surface electromyography, sEMG) 采集电路和基于表面肌电信号的佩戴者运动意图检测方法。结果 柔性康复手套的特性测量实验结果表明,康复手套能够有效协助佩戴者完成日常动作和日常生活用品的抓取,验证了该康复手套的可行性和科学性。结论 所设计的康复手套具有质量轻、易操作、舒适度高优点,可为类似的手部康复设备研究和设计提供参考。

关键词:可穿戴; 柔性康复手套; 腱驱动系统; 气动人工肌肉; 手康复

中图分类号: R 318.06 **文献标志码:** A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2019.06.011

Design and Control of a Soft and Wearable Robotic Glove for Hand Rehabilitation

PENG Guangshuai^{1,2}, FAN Xingyu³, LIU Xiaoyu^{1,2}, WANG Lizhen^{1,2}

(1. Key laboratory for Biomechanics and Mechanobiology of Ministry of Education, School of Biological Science and Medical Engineering, Beihang University, Beijing 100083, China; 2. Beijing Advanced Innovation Centre for Biomedical Engineering, Beihang University, Beijing 100083, China; 3. College of Bioengineering, Chongqing University, Chongqing 400044, China)

Abstract: Objective To improve the clinical application of using rehabilitation robot for hand rehabilitation and solve the current shortcomings of rigid hand rehabilitation robot, such as complex structure, heavy weight, potential safety hazard, a new soft and wearable robotic glove was proposed. **Methods** The robotic glove was driven by McKibben pneumatic artificial muscles (PAMs). The tendon drive system was designed based on simulation of human hand anatomy and physiology structure, which could transmit forces and torques through the user's own skeleton and joints. The normal hand movement could be simulated and this design pattern highly reduced the weight of the robotic glove. Meanwhile a surface electromyography (sEMG) collecting circuit was developed to acquire sEMG signals from the forearm. User intent could be detected by measuring the sEMG of flexor digitorum superficialis and extensor digitorum communis on the forearm. **Results** The results of the experiment investigation on characteristics of the soft robotic glove showed that the robotic glove could effectively assist people completing daily activities and grasping daily necessities. The feasibility and scientificity of the robotic glove was valida-

收稿日期:2018-03-29; 修回日期:2019-01-05

基金项目:国家自然科学基金项目(61761166002)

通信作者:王丽珍,教授,E-mail:lizhenwang@buaa.edu.cn

ted. **Conclusions** The soft and wearable robotic glove has an advantage of light weight, easy operation and high comfortableness, and it can provide references for the study and design of similar hand rehabilitation devices.

Key words: wearable; soft rehabilitation glove; tendon drive system; pneumatic artificial muscle; hand rehabilitation

手是人体最重要的结构之一,在日常生活中不仅可以完成许多粗大工作,同时可以从事各种精细活动。然而很多意外事故和疾病,会造成手的运动功能减弱或丧失,例如脑卒中、脑出血、脊髓损伤等。目前,我国每年新发脑卒中病例 150~200 万,超过 60% 脑卒中慢性期患者依然伴有手、上肢运动功能障碍^[1-2]。物理疗法对手的运动功能恢复具有重要作用,但现有传统康复治疗方式多依赖于康复治疗师对患者的一对一治疗,这种模式需要依托于医院和康复机构,对医生和康复治疗师的要求高,且存在花费高、治疗周期长、难以坚持等缺点。因此,康复机器人技术被广泛应用于康复工程领域中。研究表明,在一定强度的康复训练下,康复机器人参与的康复训练能够更有效地改善患者治疗效果^[3-5]。基于连杆结构的刚性机械外骨骼式康复机器人已广泛应用于手部的康复训练,如意大利美敦力公司设计的 HANDEXOS^[6]、北京航空航天大学设计的针对食指的外骨骼式机器人^[7]。但此类刚性外骨骼式康复机器人难以保证连杆结构每一处连接点的转动中心都和人手关节中心时刻保持对准,容易引发安全问题;且刚性外骨骼式机器人往往结构复杂,质量大,价格昂贵。近年来,软体康复机器人成为研究新热点,例如美国哈佛大学研制的纤维增强的气动软体手康复机器人^[8-9]和新加坡国立大学研制的 MRC-Glove^[10],两者均采用由高弹性硅胶构成的气动软体驱动器。哈佛大学研究团队在第 1 代软体康复手套设计中所使用的 PneuNets 软体驱动器在 43 kPa 气压下的输出力约为 1 N,第 2 代康复手套设计中采用的纤维增强型软体驱动器在 345 kPa 气压下的输出力约为 8 N。其中,PneuNets 软体驱动器仅能承受低气压,所提供的输出力较低;纤维增强型软体驱动器需要在较高气压下才能提供足够的驱动力,以满足康复手套的日常使用要求。MRC-Glove 所使用的软体驱动器在 200 kPa 气压下所提供的输出力约为 9.25 N。Al-Fahaam 等^[11]设计了一款可穿戴气动软体康复手套,其气动软体驱动器在 400 kPa 气压下的输出力为 17 N。目

前大部分软体康复手套所使用的气动软体驱动器需要在较大气压下才能提供足够的驱动力^[12]。

针对上述研究背景和脑卒中患者手部康复需求,本文设计了一种新型便携式、可穿戴的柔性康复手套,具有质量轻、结构简洁、操作简单、易于穿戴等特点,旨在为患者提供多样化的康复训练模式,能够辅助患者在接近正常关节活动度(range of motion, ROM)范围内进行康复训练,降低患者的治疗成本,为患者在家庭环境内进行康复训练创造条件。

1 设计方案

1.1 仿生理理

本康复手套设计来源于人手的解剖和生理结构,前臂肌肉通过肌腱将力量传递到手指,带动手指完成屈曲和伸展运动。肌腱能够正常带动手指运动,需要满足如下 3 个必要条件:① 肌肉起点;② 肌肉止点;③ 滑轮(环状韧带)(见图 1)。肌肉起点和止点起到固定作用且均与肌腱相连,环状韧带起到滑轮作用,限制并改变肌腱的路径,肌肉收缩时可带动手指完成相应的运动^[13]。

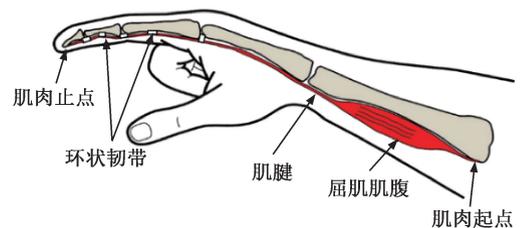


图 1 康复手套仿生设计原理

Fig.1 Bionics principle of the rehabilitation glove

为了减轻康复手套的质量,模仿人手解剖和生理结构,在康复手套的设计中采用聚乙烯纤维绳代替肌腱的作用,利用 3D 打印的腱绳引导模拟环状韧带的作用,规划和限制聚乙烯纤维绳的路径。利用佩戴者自身的指骨关节传递力与扭矩(见图 2)。通过改变腱绳引导的安装位置来适应不同患者的手型。这一设计不仅避免了刚性外骨骼机器人存

在的与手指关节转动中心难以重合的问题,并大幅度精简了整个设备的质量和尺寸。

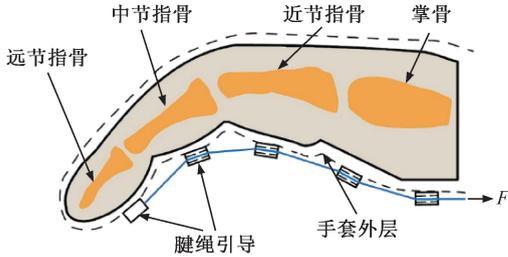


图2 康复手套腱驱动系统

Fig.2 Tendon drive system of the rehabilitation glove

1.2 结构设计

1.2.1 驱动器设计 McKibben 型气动人工肌肉 (pneumatic artificial muscles, PAMs) 由 McKibben 于 1950 设计并用于矫形器制作^[14]。McKibben 型气动人工肌肉具有结构简单、质量轻、成本低、输出力高、响应快等优点。气动人工肌肉为柔性驱动器,具有与生物肌肉相类似的特性,其安装简单,可沿弯角安装,在机器人领域得到广泛应用。本文采用气动人工肌肉作为驱动器来驱动康复手套工作。

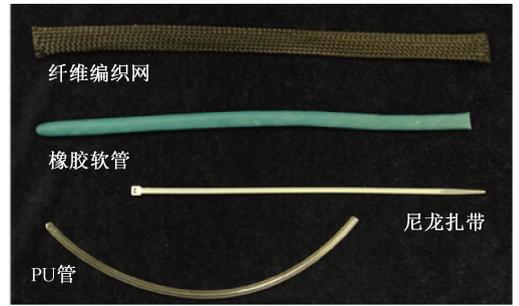
典型的 McKibben 气动人工肌肉由内部弹性气囊、外编织网和密封固件组成。本文利用橡胶软管、纤维编织网、PU 管和尼龙扎带制作了一款 McKibben 型气动人工肌肉[见图 3(a)]。气动人工肌肉在压缩空气的作用下工作,当对气动人工肌肉内部橡胶软管充气加压后,橡胶软管膨胀变形,外部纤维编织网将限制其轴向伸长,故气动人工肌肉整体长度缩短,径向膨胀,当与负载相连接后可产生输出力[见图 3(b)]。当对气动人工肌肉放气时,橡胶软管逐渐恢复原状,直径缩短,输出力减小^[15]。

气动人工肌肉输出力大小取决于内部气压和收缩率,根据能量守恒定律,气动人工肌肉的输出力可表示为^[16]:

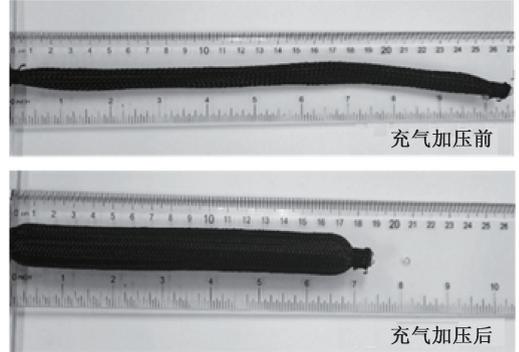
$$F = -pdV/dl \quad (1)$$

式中: F 为气动人工肌肉输出力; p 为橡胶管内部气压; V 为体积; l 为长度。假设气动人工肌肉外部纤维编织网和内部橡胶管之间的摩擦力为 0,其输出力可表达为:

$$F = p \frac{\pi D_0^2}{4} (3 \cos^2 \theta - 1) \quad (2)$$



(a) PAM制作材料



(b) 组装后的PAM

图3 PAM制作

Fig.3 Fabrication of PAM (a) The manufactured materials, (b) An assembled PAM

式中: θ 为纤维编织网的编织角度(假设编织网的编织角度是一致的); D_0 为当 $\theta = 90^\circ$ 时气动人工肌肉的直径。气动人工肌肉输出力会随着其内部气压的升高而增大,并与气动人工肌肉长度在一定范围内线性相关。气动人工肌肉的收缩率可定义为:

$$\epsilon = \frac{l_0 - l_1}{l_0} = 1 - \frac{\cos \theta}{\cos \theta_0} \quad (3)$$

式中: θ_0 为纤维编织网的初始编织角度; l_0 为气动人工肌肉初始长度; l_1 为当前状态下气动人工肌肉长度。

1.2.2 康复手套结构设计 康复手套的主要材质为氨纶,该材料广泛应用于紧身服、运动衣的制作,所制作的康复手套可持续吸收汗水并将汗水扩散至表面,达到速干的目的,减少穿戴的黏腻感且手套材质耐洗抗皱易保养。康复手套质量轻且具备一定的弹性,更加易于穿戴并能提高舒适度。为进一步降低康复手套的质量,从人手的解剖和生理结构得到启发,设计康复手套的腱驱动系统,包括 3D 打印的腱绳引导、聚乙烯纤维绳和气动人工肌肉(见图 4)。腱绳引导安装在手套掌侧指骨中心位置

处,可根据佩戴者手型来调整其安装位置;气动人工肌肉固定于前臂袖带处;聚乙烯纤维绳两端分别固定在各手指指尖和气动人工肌肉的顶端。考虑到无名指和小指在手抓握过程中所起作用较小,本康复手套仅设计拇指、食指和中指部的腱驱动网络。当气动人工肌肉内部充气加压后,其长度缩短,产生拉力带动手指完成相应运动,拉力大小可通过改变气动人工肌肉的直径等来调节。



图4 康复手套
Fig.4 Glove for hand rehabilitation

1.3 肌电控制方案

考虑到可穿戴柔性康复手套使用者是手运动功能受损的病人,手套的控制输入命令应尽可能简单。目前,多种人机接口被应用于康复机器人的控制,例如脑电、肌电以及语音等^[17-18]。其中,表面肌电信号(surface electromyography, sEMG)因采集方式无创、操作简单且包含肌肉活动信息^[19],在康复医学领域得到广泛应用。研究表明,中风后偏瘫患者进行主动运动训练时相应部位的脑电活动得到改善,且患者参与的主动运动较单纯的被动运动能显著改善脑部血流侧支循环和局部循环^[20]。在患者康复训练过程中,患者主动参与和运动意识的建立,对患者肢体运动功能恢复具有显著改善效果。

sEMG 是一种微弱的生理信号,由多个活跃肌纤维中的运动单元动作电位在皮肤表面时间和空间上叠加,能在一定程度上反映神经肌肉活动。sEMG 幅值在 1 ~ 10 mV,信号频率范围为 0 ~ 500 Hz,且主要集中在 50 ~ 150 Hz。检测电极是采集 sEMG 电子设备中最关键的元件之一,电极检测到的信号保真度直接影响到肌电信号处理的结果^[21]。本文设计的 sEMG 采集电极由前置放大电路、低通、高通滤波电路和增益可调电路组成(见图5)。

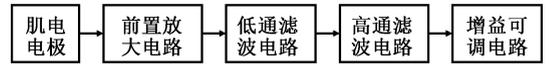
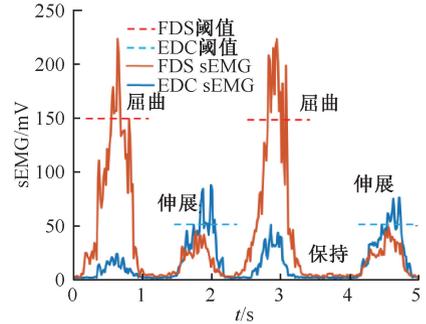
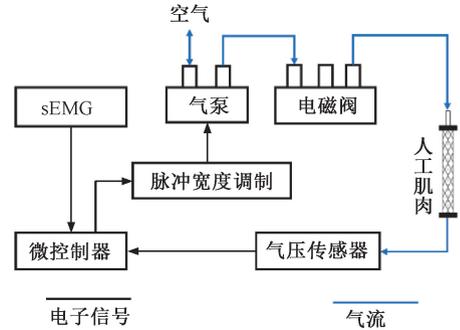


图5 表面肌电采集电路
Fig.5 sEMG acquisition circuits

图6所示为表面肌电信号控制方案。采集到的肌电信号送入控制器,进而基于 sEMG 实现佩戴者运动意图的检测。



(a) 基于sEMG运动意图检测



(b) 柔性康复手套控制方案

图6 sEMG 控制方案

Fig.6 Scheme of sEMG control (a) User intent detection based on sEMG, (b) Control scheme for the soft robotic glove

如图6(a)所示,来自于前臂指浅屈肌(flexor digitorum superficialis, FDS)和指总伸肌(extensor digitorum communis, EDC)的两路肌电信号经过开环逻辑判断实现运动意图的检测:

- (1) FDS 肌电信号大于启动阈值且大于 EDC 肌电信号时,微型气泵向气动人工肌肉充气,气动人工肌肉长度缩短,驱动手指屈曲;
- (2) EDC 肌电信号大于启动阈值且大于 FDS 肌电信号时,控制器控制电磁阀放气,气动工肌肉减压,康复手套带动手指伸展;
- (3) 两者均小于启动阈值时,康复手套保持现有状态。

康复手套的控制方案如图 6(b) 所示,来自前臂 FDS、EDC 的肌电信号经过处理后进入微控制器,微控制器输出脉冲宽度调制信号控制电磁阀和微型气泵工作,进而调整气动人工肌肉内的压力水平,辅助手指运动。

2 结果

2.1 气动人工肌肉力学性能测试

在力学拉伸试验机上对所制作的气动人工肌肉进行等长收缩测试[见图 7(a)]和恒压收缩测试[见图 7(c)]。等长收缩测试结果表明,气动人工肌肉的输出力随着内部气压的升高而增大,压力为 180 kPa 时,最大输出力为 100 N[见图 7(b)],能够满足在日常生活中对手指力量 6~10 N 需要^[22]。力-收缩曲线表明,气动人工肌肉的输出力与其拉伸长度线性相关,在 200 kPa 气压下,最大收缩率为 32% [见图 7(d)]。

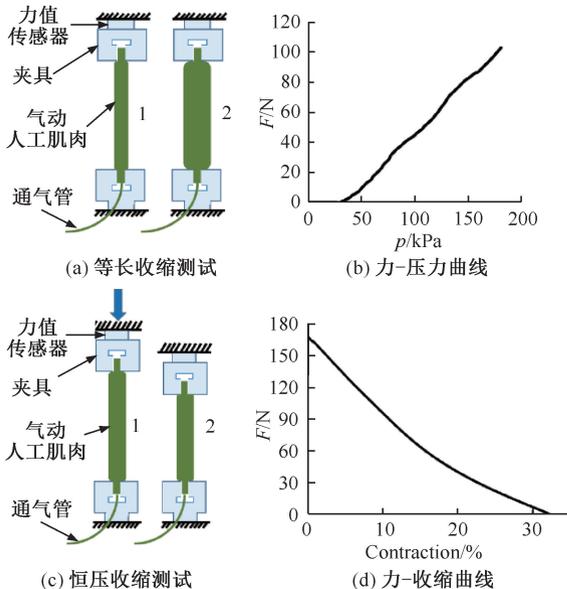


图 7 PAM 力学性能测试

Fig.7 PAM mechanical test (a) Isometric contraction test, (b) Force-pressure curve, (c) Constant pressure contraction test, (d) Force-contraction curve

2.2 康复手套特性测试

2.2.1 关节 ROM 测试 本文实验对象为 1 位 25 岁健康男性,测试手为右手。使用高速相机记录手指的运动过程。在主动运动过程中,受试者在未穿戴康复手套情况下进行主动的手指屈曲和伸展运动。

在被动运动过程中,受试者完全在康复手套辅助下完成屈曲和伸展运动,通过检测受试者前臂肌肉的肌电信号保证受试者在整个被动运动过程中未产生主动运动。主动和被动运动测试各进行 5 组食指的屈曲和伸展运动。穿戴康复手套后,主动运动下掌指关节 (metacarpophalangeal point, MCP)、近指关节 (proximal interphalangeal point, PIP) 和远指关节 (distal interphalangeal point, DIP) ROM 分别为 63.25°、79.12°、45.32°;被动运动下 MCP、PIP、DIP 关节 ROM 分别为 58.02°、57.36°、40.13°。结果表明,被动运动过程中 MCP、PIP、DIP 关节 ROM 为分别主动运动时的 91.73%、72.50%、88.55%。数据表明,康复手套能够辅助佩戴者手指关节在接近正常 ROM 的范围内运动。

2.2.2 抓取活动测试 采用 RX-DI016 柔性薄膜压力传感器测量穿戴康复手套情况下的指尖输出力。传感器厚度为 0.25 mm,最大量程为 10 kg,响应时间小于 10 ms。测得最大指尖输出力为 12 N,假设手套与被抓取物体之间的摩擦系数为 0.5,则可抓取质量小于 1.2 kg 物体。本文进行了在康复手套辅助下日常常用物品的抓取实验,结果显示,在康复手套协助下患者可完成日常常用物品的抓取(见图 8)。

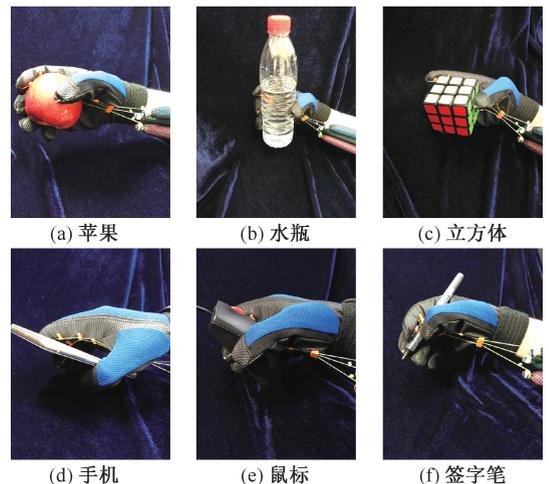


图 8 抓取实验

Fig.8 Grasping experiment (a) Apple, (b) Plastic bottle, (c) Cube, (d) Phone, (e) Mouse, (f) Pen

3 讨论与结论

本文提出的新型可穿戴柔性康复手套的手套

部分质量为 180 g, 电池和控制箱部分总质量为 2 kg。通过对上述实验数据的分析, 该康复手套满足了可穿戴手功能康复设备的设计要求^[9]。在康复手套辅助下, 手指可在接近正常关节活度的范围内运动, 能够完成日常常用动作和常见物品的抓取。与文献[23]中提出的外骨骼式设计相比, 本文采用的气动人工肌肉为基础的腱驱动网络设计, 大幅度降低了设备穿戴部分的质量, 且舒适度更高。与文献[11]中提出的气动软体康复设备相比, 本文所采用的柔性气动驱动器能够在较低气压下提供较大的输出力, 穿戴康复手套后手指运动范围更大, 且佩戴者主动参与的肌电控制方案更能满足康复训练的需要。将来会引入手功能障碍患者作为受试者进一步测试本康复设备的特性。

本文提出了一种新型的柔性可穿戴手部康复设备, 能够帮助患者进行手功能康复训练。设计的原型机质量轻、结构简单、可定制、制作成本低且易于穿戴。基于 sEMG 的控制方案适用于患者主动参与的康复训练, 能够进一步改善康复治疗效果。实验结果表明, 本设计可以有效辅助手指运动且完成日常常见物品的抓取, 能够在家庭环境中满足患者的日常生活所需。

本文设计的局限性如下: ① 此康复手套仅依靠手套自身的弹性来驱动手指伸展。在未来研究中将进一步改善腱驱动网络的路径, 实现康复设备的多自由度运动。② 本文使用的基于 sEMG 的手部运动意图检测方法无法实现手部精细动作的识别与检测, 需进一步改善算法, 实现稳定的手势识别, 更好地帮助患者进行康复治疗。

参考文献:

[1] 吴兆苏, 姚崇华, 赵冬. 我国人群脑卒中发病率、死亡率的流行病学研究[J]. 中华流行病学杂志, 2003, 24(3): 236-239

[2] TAKAHASHI CD, DERYEGHIAIAN L, LE V, *et al.* Robot-based hand motor therapy after stroke [J]. *Brain*, 2008, 131(Pt 2): 425-437.

[3] POLYGERINOS P, WANG Z, GALLOWAY KC, *et al.* Soft robotic glove for combined assistance and at-home rehabilitation [J]. *Robot Auton Syst*, 2015, 73: 135-143.

[4] KUTNER NG, ZHANG R, BUTLER SL, *et al.* Quality-of-life change associated with robotic-assisted therapy to improve hand motor function in patients with subacute stroke: A randomized clinical trial [J]. *Phys Ther*, 2010,

90(4): 493-504.

- [5] CARMELI E, PELEG S, BARTUR G, *et al.* HandTutor™ enhanced hand rehabilitation after stroke: A pilot study [J]. *Physiother Res Int*, 2011, 16(4): 191-200.
- [6] CHIRI A, VITIELLO N, GIOVACCHINI F, *et al.* Mechatronic design and characterization of the index finger module of a hand exoskeleton for post-stroke rehabilitation [J]. *IEEE-ASME Trans Mechatron*, 2012, 17(5): 884-894.
- [7] LI J, WANG S, WANG J, *et al.* Development of a hand exoskeleton system for index finger rehabilitation [J]. *Chin J Mech Eng*, 2012, 25(2): 223-233.
- [8] POLYGERINOS P, GALLOWAY KC, SAVAGE E, *et al.* Soft robotic glove for hand rehabilitation and task specific training [C]// *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*. Seattle: IEEE, 2015: 2913-2919.
- [9] POLYGERINOS P, LYNE S, WANG Z, *et al.* Towards a soft pneumatic glove for hand rehabilitation [C]// *Proceedings of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*. Tokyo: IEEE, 2014: 1512-1517.
- [10] HONG KY, LIM JH, NASRALLAH F, *et al.* MRC-glove: A fMRI compatible soft robotic glove for hand rehabilitation application [C]// *Proceedings of the IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*. Singapore: IEEE, 2015: 735-740.
- [11] AL-FAHAAM H, DAVIS S, NEFTI MS. Power assistive and rehabilitation wearable robot based on pneumatic soft actuators [C]// *Proceedings of the 21st International Conference on Methods and Models in Automation and Robotics (MMAR)*. Miedzyzdroje: IEEE, 2016: 472-477.
- [12] CHU CY, PATTERSON RM. Soft robotic devices for hand rehabilitation and assistance: A narrative review [J]. *J Neuroeng Rehabil*, 2018, 15(1): 9.
- [13] IN H, KANG BB, SIN MK, *et al.* Exo-glove: A wearable robot for the hand with a soft tendon routing system [J]. *IEEE Robot Autom Mag*, 2015, 22(1): 97-105.
- [14] TONDU B. Modelling of the McKibben artificial muscle: A review [J]. *J Intell Mater Syst Struct*, 2012, 23(3): 225-253.
- [15] OBIAJULU SC, ROCHE ET, PIGULA FA, *et al.* Soft pneumatic artificial muscles with low threshold pressures for a cardiac compression device [C]// *Proceedings of the ASME 2013 International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering Conference*. Portland: ASME, 2013: V06AT07A009.
- [16] TIAN Y, WANG K, YI J, *et al.* Introduction to modeling of the McKibben pneumatic artificial muscle with end con-

- straints [C]// Proceedings of the IEEE International Conference on Information and Automation. Ningbo: IEEE, 2017: 1624-1629.
- [17] 徐宝国, 彭思, 宋爱国. 基于运动想象脑电的上肢康复机器人[J]. 机器人, 2011, 33(3): 307-313.
- [18] POLYGERINOS P, GALLOWAY KC, SANAN S, *et al.* EMG controlled soft robotic glove for assistance during activities of daily living [C]// Proceedings of the IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics. Singapore: IEEE, 2015: 55-60.
- [19] 杨腾飞, 王金武, 胡志刚, 等. 颈椎牵引过程中颈部肌电信号变化规律与力学特点[J]. 医用生物力学, 2016, 31(5): 421-425.
- YANG TF, WANG JW, HU ZG, *et al.* Variation of neck EMG and mechanical characteristics during the process of cervical traction [J]. J Med Biomech, 2016, 31(5): 421-425.
- [20] 马维艳. 运动意念对脑卒中患者康复的作用[J]. 中国组织工程研究, 2002, 6(7): 1017-1017.
- [21] 张腾宇, 樊瑜波. 大腿截肢患者的残肢肌电运动识别[J]. 医用生物力学, 2016, 31(6): 478-482.
- ZHANG TY, FAN YB. Motion recognition based on EMG signals of residual limb in transfemoral amputee [J]. J Med Biomech, 2016, 31(6): 478-482.
- [22] YI J, SHEN Z, SONG C, *et al.* A soft robotic glove for hand motion assistance [C]// Proceedings of the IEEE International Conference on Real-Time Computing and Robotics. Angkor Wat: IEEE, 2016: 111-116.
- [23] SCHABOWSKY CN, GODFREY SB, HOLLEY RJ, *et al.* Development and pilot testing of HEXORR: Hand exoskeleton rehabilitation robot [J]. J Neuroeng Rehabil, 2010, 7: 36.

(上接第 636 页)

- [13] SHERWINTER DA, GUPTA A, CUMMINGS L, *et al.* Evaluation of a modified circular stapler for use as a viscerotomy formation and closure device in natural orifice surgery [J]. Surg Endosc, 2010, 24(6): 1456-1461.
- [14] SCHOSTEK S, BINSER MF, HO CN, *et al.* Artificial tactile feedback can significantly improve tissue examination through remote palpation [J]. Surg Endosc, 2010, 24(9): 2299-2307.
- [15] MATSUZAWA F, HOMMA S, YOSHIDA T, *et al.* Serosal laceration during firing of powered linear stapler is a predictor of staple malformation [J]. Surg Innov, 2017, 24(6): 590-597.
- [16] KIMURA M, TERASHITA Y. Superior staple formation with powered stapling devices [J]. Surg Obes Relat Dis, 2016, 12(3): 668-672.
- [17] AKIL A, SEMIK M, FREERMANN S, *et al.* Use of a powered stapling system for minimally invasive lung volume reduction surgery: Results of a prospective double-blind single-center randomized trial [J]. Thorac Cardiovasc Surg, 2019, 67(3): 216-221.
- [18] 赵宇, 田晰, 刘青. 一次性全电动腔镜吻合器的研制与应用[J]. 中国医疗设备, 2017, 32(4): 50-53.
- [19] 王志俊, 姜咏梅, 田记. 矩阵在图形学几何变换中的应用[J]. 高等数学研究, 2014, 17(1): 87-88.
- [20] 吕坤勇, 朱勋, 沈桐, 等. 多自由度手术器械的结构设计与工作空间仿真[J]. 机械科学与技术, 2016, 35(12): 1888-1893.