·特约稿· ·全民健康助力全面小康·

穿戴式绳驱外骨骼在脑卒中后康复中的应用及前景*

钟 斌[1] 张长齐[1] 郭恺琦[1] 张明明[1,2]

2016年全球疾病负担调查数据表明,脑卒中是造成我国寿命损失的首要病因[1]。同时,脑卒中的致残率高,患者身体运动功能因脑卒中受损,严重的将造成偏瘫。脑卒中患者的日常生活依赖于他人的帮助,其独立参与社区活动的能力受限,生活质量大幅降低[2]。研究表明,脑卒中早期若进行积极的康复训练可以诱导大脑的神经可塑性,从而促进患肢的康复[3]。相比于传统的理疗师康复,外骨骼设备以其能够提供更高密度和更佳重复精度的辅助康复这一突出优势,开始被广泛投入到脑卒中后不同阶段的康复治疗中[4—5]。此外,患者在外骨骼辅助的康复过程中,其心理状态对康复效果也有着显著的影响[6];同时,独立的社区康复、居家康复也有助于提升患者的积极性和有效康复周期。在众多康复外骨骼设备中,可穿戴式绳驱外骨骼(cable-driven exoskeleton)以其优越的可穿戴性能、轻便等优势成为了近年来康复外骨骼领域中的研究热点。本文将对穿戴式绳驱外骨骼在脑卒中康复领域的应用及研究进行综述。

1 穿戴式绳驱外骨骼研究背景

1.1 康复外骨骼研究背景

医疗康复外骨骼机器人可穿戴于患者肢体上,通过重复有效的、基于物理康复或健侧肢体运动的机械辅助,有助于重新建立受损神经与肢体运动之间的关联从而实现患侧肢体运动功能的恢复[7]。相比于传统的完全依靠医护人员的康复训练,外骨骼设备在同样的康复周期和强度下能取得与之相近的康复效果[8]。但外骨骼机器人的优势在于其可以重复且有效地提供更长的康复周期和更高的康复强度,从而提升康复治疗的效果。同时,各类人机交互康复策略丰富了外骨骼设备辅助康复的趣味性,提升了患者在康复过程中的积极性和主动性[9]。其中,按需辅助策略(assist-as-needed strategy)近年来吸引了较多的关注[10],该策略通过实时评估患者在康复过程中的参与程度,并根据参与程度辅助以相匹配的康复力度来有效激活患者在康复过程中的主动参与意愿,这种策略不仅有利于提升系统的能耗效率,同时避免患者在康复过程中产生惰性。虚拟现实技术(virtual reality,VR)也开始在康复过程中广泛应用以增加康复场景的多样性、减少患者在康复过程中的负面情绪,从而提升康复的效果[11]。此外,外骨骼设备也使得医疗资源能够更加充分的利用,有限的医护人员在其辅助下能够为更多的患者提供康复治疗。

研究表明,外骨骼机器人的外观、穿戴的舒适性会影响患者对该设备的心理接受程度,而接受程度与康复效果呈正相关[12];更多独立的社区活动参与有利于提升患者的积极性从而促进康复效果[13]。安全的居家、社区自主康复能够增加有效康复的时间,并为更多的患者提供便利的康复治疗,因此将成为康复外骨骼机器人的未来发展趋势之一。然而,现如今大多数康复外骨骼上述几个方面的表现欠佳:①多数外骨骼的设计为纯刚性结构并选择将驱动器直接放置于需辅助康复的关节处,尽管这样的设计可以简化机械传动结构及控制算法的复杂度,但是会大幅增加患侧肢体的运动惯量,从而增加患者康复过程中的运动负担,限制了康复效果[14]。当辅助关节数量较多时,该缺陷愈为明显。研究人员试图通过增加驱动器输出来抵消这部分负担时,随之而来的是驱动器的体积增加以及更加笨重的整机系统,进而影响了穿戴的舒适性。②纯刚性的外骨骼系统往往需要牢固地绑缚在人体上且穿戴过程繁琐,同时引入了人机关节不对称问题,严重影响了设备的可穿戴性能和舒适性,造成患者不适甚至损伤[15],不利于患者进行长时间的独立自主康复训练。③现有的刚性康复外骨骼主要应用于大关节的辅助康复,如肩关节、肘关节、膝关节、踝关节等,结构的局限性让其难以实现对手部等小关节的辅助康复[16]。而绳驱外骨骼为解决上述问题提供了一个新思路。

1.2 绳驱外骨骼原理及其优势

绳驱外骨骼与纯刚性外骨骼的结构截然不同,绳驱外骨骼的辅助力传递是通过柔性绳索。绳索驱动路径可以平行于肌肉布置连接到关节,或者直接连接驱动器输出端与关节。

未来发展可穿戴式康复外骨骼,绳驱外骨骼将具备以下优势:①由于力的传递是通过绳索,驱动器可以布置在远离肢体运动的躯干处,减少外骨骼系统在患肢增加的运动惯

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2020.08.004

*基金项目:国家自然科学基金项目-青年科学基金项目(6190021385)

1 南方科技大学生物医学工程系,广东省深圳市,518055;2 通讯作者

第一作者简介:钟斌,男,博士研究生; 收稿日期:2020-05-28

量，减少穿戴者的运动负担[14]。②绳索的柔性不会限制人体关节的运动，大大增加了结构的关节适应性，而传统的刚性结构为了适应人体关节复杂的自由度往往结构复杂、冗余[17]。特别地，柔性绳驱外骨骼还能避免人机交互过程中的关节不对称问题，提升了穿戴的舒适性和安全性。③通过合理布置绳索可以实现欠驱动，从而减少驱动器的数量[18]。④绳驱外骨骼整机系统质量较轻。

可穿戴式绳驱外骨骼则是在上述优势的基础上，将驱动系统设计得更为紧凑、轻巧，使得外骨骼整机系统能够穿戴于患者身上，进行多种辅助康复。本文从康复部位的角度，将可穿戴式绳驱外骨骼分类为可穿戴式上肢绳驱外骨骼、手部绳驱外骨骼和下肢绳驱外骨骼，并分别对其系统组成在早期脑卒中康复中的应用进行与讨论。

2 穿戴式绳驱外骨骼在脑卒中后康复中的应用

2.1 穿戴式绳驱外骨骼在上肢康复中的应用

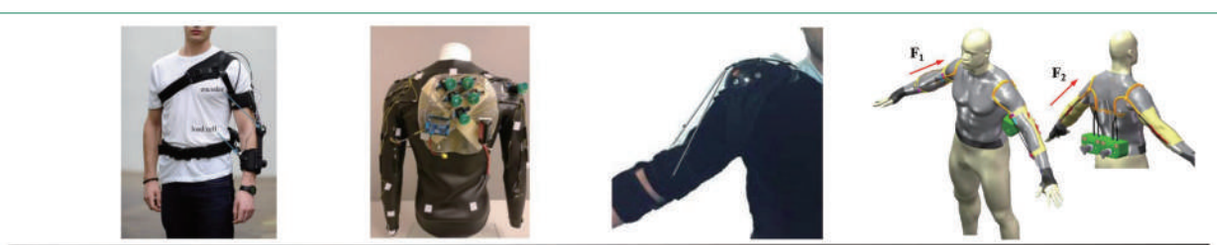
脑卒中导致的上肢功能障碍严重影响患者生活自主性，因此上肢功能的康复治疗对于患者实现生活自理、重拾自信具有重要意义。研究表明，通过强化上肢关节的功能训练，可加快神经系统功能重组[19]。目前绳驱外骨骼在脑卒中后的上肢康复中，主要涉及肩、肘、腕关节的辅助康复，通过提供辅助动力方式提高患侧上肢关节力量和运动协调能力，实现完整的运动范围。

Michele Xiloyannis等[20—21]提出了一种柔性肘关节绳驱外骨骼，拟减少患者肘关节的肌肉力。该外骨骼实现了肘关节的屈伸单自由度辅助运动，减轻肌肉疲劳，并能有效提高康复训练精度。实验结果表明，该柔性外骨骼可以减少穿戴者59.2%±5.58%的关节力矩，等效于降低了64.8%±7.66%的肌肉力。同时，系统的重力补偿控制器使得外骨骼能够自如地跟随穿戴者手臂自然运动。为了使得驱动系统更为紧凑，作者在该外骨骼结构的基础上提出了一种新的驱动器结构[22]，该驱动器采用电机和离合器的组合设计，通过调节PWM控制离合器的开关频率来控制关节驱动速度，实现了单个驱动器独立控制两条驱动路径。该外骨骼驱动器的设计理念对未来外骨骼的轻量化、便携性提升具有很好的参考价值。

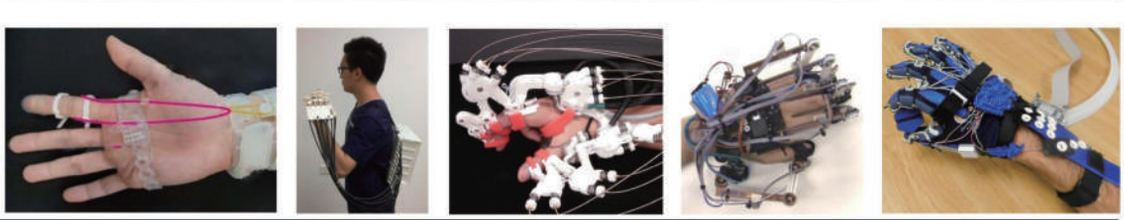
为了保证脑卒中患者穿戴外骨骼后的上肢灵活性，Steven Lessard等[23]研制了一种柔性绳驱上肢外骨骼机器人CRUX。该外骨骼的穿戴结构部分采用了氯丁橡胶材料，具有良好柔性且保证了结构的强度。整机的设计基于人体仿生学原理，根据上肢拉线的“最小变形”原则，进行绳索驱动路径及助力锚点的布置。CRUX采用了6个微型电机和7条绳索进行驱动，可实现上肢6个自由度的关节运动，其系统质量轻、可穿戴特性佳，适合患者进行居家、社区自主康复。在开展的人体测试（包括9名上肢功能损伤患者）中，作者根据人体心率变化计算新陈代谢能量消耗。结果表明，该外骨骼在患者上肢康复运动中可提供较好的助力效果，使用后患者的平均心率从7.7%下降至1.6%且穿戴反馈良好。见图1。

肩关节的自由度相对复杂。为了有效克服脑卒中患者穿戴式的人机交互关节不对称问题，Ignacio Galiana等[24]设

图1 穿戴式绳驱外骨骼在上肢和手部康复中的应用



名称	南洋理工大学[20, 21]	加州大学CRUX[23]	马德里自动化和机器人研究中心[24]	南京航空航天大学[25]
驱动器	电机	电机	电机	电机
驱动关节	肘关节	肩关节+肘关节	肩关节	肘关节
质量/kg	无	1.3	无	2.37



名称	韩国科学技术院[26]	中国科学院自动化研究所[28]	得克萨斯大学奥斯汀分校UT[29]	乔治·华盛顿大学SAFE[30]	史蒂文斯理工学院HEXOES[31]
驱动器	电机	电机	电机	电机	电机
驱动关节	食指关节	五指关节	食指+中指+拇指关节	五指关节	五指关节
质量/kg	无	0.206	无	0.275	2.458

计了一种柔性可穿戴肩关节外骨骼。该外骨骼利用鲍登线辅助患者肩部的外展和内收运动。同时,作者提出了一种基于绳索收缩长度和肩部位置(IMU实时监测)的关节不对称在线辨识模型,该模型仿真的结果表明驱动绳索能够有效的补偿柔性结构引起的关节不对称,但人体实验的结果还有待考察。该外骨骼的另一优势在于设备成本的控制,其采用的传感和驱动模块价格低廉,不会对患者造成经济负担,适用群体更广。

此外,吴青聪团队[25]研制了一种用于脑卒中后康复的肘关节绳驱外骨骼针对肘关节的屈伸运动,并创新性地提出应用于柔性外骨骼的模糊滑模导纳控制方法,实现了患者主导和机器人主导的两种康复训练模式,这种基于人机交互动力学模型的控制方法使得外骨骼具有较高的位置精度和较强的鲁棒性。但仅对3名健康人进行了实验验证,康复效果的定量评测尚未进行。

上述绳驱上肢外骨骼的研究重点在于优化外骨骼的工作空间以提高关节运动范围,同时关注外骨骼的结构设计和控制方法,进而提高康复训练精度及患者训练自主性,但临床应用少、缺乏系统的临床评估。绳驱上肢外骨骼的局限性主要体现在:①基于人体上肢驱动机理的最优驱动路径和控制方法尚未形成;②由于绳索具有只能承受拉力,无法承受压力的特性,关节的有效工作空间最大化仍是上肢外骨骼需要深入研究的问题。

2.2 穿戴式绳驱外骨骼在手部康复中的应用

脑卒中后手部运动障碍主要表现为抓握、伸展动作控制不精确,外骨骼的作用主要是驱动手部关节完成相应动作及辅助康复训练。绳驱外骨骼轻巧的优势使得其在手部康复中的应用越来越广泛,其机械部分多采用柔性织物手套和连杆结构,在控制方面则趋向于利用肌电等生理信号进行动作意图识别,实现主、被动辅助运动的柔顺控制。

穿戴舒适性是手部外骨骼的设计难点和重要评价标准,基于人体仿生学的设计可有效改善这一指标,提高患者康复体验。Dong Hyun Kim团队[26]研制的绳驱手部外骨骼,利用手指屈伸机构的解剖学机理,进行外骨骼的结构设计和路径优化,使驱动的手指关节运动符合人体生理学特征,并可为不同损伤程度的患者提供相应的训练模式。研究人员对18例脑卒中患者的测试证明,该外骨骼可辅助患者进行正常运动空间的手指关节训练;Chiri A等[27]研制的HANDEXOS手部外骨骼,基于最小旋转轴偏移的仿生学设计,在保证实现关节运动功能的同时兼顾良好的安全性能。

手部的多关节特性,增加了外骨骼系统的复杂度,在实现多自由度控制的同时,系统的简化显得尤为重要。程龙等[28]提出的手部外骨骼采用模块化结构,将控制系统置于背部,可进行手部9自由度移动康复训练。同时,融合迭代学习控制和自抗扰控制(ILC+ADRC)方法,可适应手部康复训练特点,有效抵抗外部干扰;Youngmok Yun等[29]设计的UT手部外骨骼,包括食指、中指和拇指模块,通过建立扭矩驱动模型,可实现手部关节的精确扭矩控制;Pinhas Ben-Tzvi等[30]设计的外骨骼手套SAFE,采用微型电机驱动,驱动机构位于手掌背部,可适应不同手指尺寸,同时具有力触觉反馈功能,可较好的辅助手部完成抓取动作。

另外,手部康复需要进行大量的重复训练,训练的有效性依赖于系统的精准控制,通过减小运动偏差,可有效提高康复效率。Martin K. Burns团队[31]研制的手部外骨骼机器人HEXOES,利用神经网络解码肌电信号获得协同控制的权重值,可实时控制外骨骼进行不同物体的抓取,具有较高的抓取速度和控制精度;Shu-Wei Pu团队[32]设计的绳驱外骨骼,通过解耦手指关节运动,可精准预测关节力,同时获取患者手指关节的生物力学特性,评价患者强直状态,辅助康复诊断和治疗。

当前关于手部绳驱外骨骼的研究很多,但临床应用还未普及。并且近几年柔性材料、气动肌肉等新型驱动方式发展迅速,手部绳驱外骨骼的优势面临着来自柔性机器人的挑战。因此简化机械结构,提高系统柔顺性,将是未来绳驱手部外骨骼的发展方向。

2.3 穿戴式绳驱外骨骼在下肢康复中的应用

脑卒中后步行能力的下降严重影响偏瘫患者各种日常活动的独立性与持久性。脑卒中患者下肢功能恢复与步行能力密切相关。目前用于下肢脑卒中后康复的可穿戴式绳驱外骨骼机器人研究相对较少,且主要集中于踝关节的辅助康复。

其中最为典型的是哈佛仿生设计实验室[18]研制的柔性绳驱踝关节外骨骼Exosuit。该外骨骼旨在提升脑卒中患者在行走过程中的推进力对称性,从而降低患者行走时的能量消耗。Exosuit为单边设计穿戴于患侧。穿戴结构由编织物组成,两条助力鲍登线平行于腿部肌肉布置,分别位于小腿前侧和后侧。鲍登线两端连接驱动电机的输出转盘及关节锚点。前后侧的锚点分别位于脚背鞋面和脚跟处。附着于鞋跟处的惯性测量单元实时监测患者行走的步态,当患侧下肢处于摆动相时电机带动前侧鲍登线收缩,提供踝关节背屈助力,减少踝关节肌肉强直的影响,增加患侧下肢的离地距离;在患侧下肢处于支撑相时,电机带动后侧鲍登线收缩,并在脚跟离地瞬间提供最大300N的跖屈助力。柔性的穿戴设计使得Exosuit能够适应不同患者的体型,同时较轻的质量不影响患者的正常步态。通过对9名受试者(数据只采用其中7个)的交叉实验,每组实验8min,结果表明Exosuit使得患侧的背屈角度增加了5.33°±0.91°,患侧推进力增加了11%±3%,推进力对称性提升了20%±4%,同时降低了10%±

3%的行走能量消耗。尽管缺少长期的临床测试结果，但Exosuit展现了提升脑卒中患者行走功能的潜力。

Junghan Kwon团队[33]研制了一款3D打印结构与纺织结构组成的轻量、低成本踝关节外骨骼。其驱动电机布置于腰部，放置于小腿处的IMU配合足底的压力传感器用于检测实时步态及地面接触力信息。同样地，两根鲍登线平行布置于踝关节的前后侧，锚点布置与Exosuit类似。当两个传感器配合检测到下肢摆动相时，对踝关节的背屈进行助力，保持在患者所能达到的最大背屈角度，增加足底离地距离；当检测到下肢支撑相时对踝关节进行跖屈助力，最大助力为70N。作者仅对脑卒中患者进行了平地辅助行走实验，结果表明该外骨骼的介入使得患者的足下垂和离地推进力都得到了改善：相较于未穿戴该设备，推进力提升了7.86%，最大背屈角度提升了近7°。但外骨骼对步态对称性的改善效果并不明显。

Zachary F. Lerner团队[34]研发的踝关节外骨骼旨在降低患者在行走过程中的能量消耗。该外骨骼采用了刚性的支撑结构，两根鲍登线分别连接控制电机和位于踝关节外侧的转盘，同样通过足底压力传感器和IMU的配合检测患者的实时步态信息。辅助策略同上述两款外骨骼相近，摆动相保持最大背屈角度，支撑相对跖屈动作进行辅助。通过对9名患者的行走实验，结果表明，患者在穿戴该外骨骼后的能量消耗降低了19%±5%。

Volker Bartenbach团队[35]研发的多关节下肢康复外骨骼通过人体下肢各关节力矩和动力在运动耦合中的协同作用，能够在只使用一条驱动路径的情况下，对多个关节进行助力。该样机还未进行患者实验。

上述绳驱下肢外骨骼的研究重点在于通过辅助关节运动从而提升脑卒中患者的行走效率，同时研究侧重点在于使用设备后即时产生的辅助效果，长期的临床康复效果没有得到充分的验证并且实验样本较少。除此之外，上述外骨骼的局限性还在于：①辅助的关节有限，对关节的支撑不足；②柔性绳驱外骨骼对踝关节强直的减缓效果不明显，关节处柔性绑缚结构不能有效地限制足部因强直造成的内翻和外翻。见图2。

图2　穿戴式绳驱外骨骼在下肢康复中的应用

名称	哈佛大学Exosuit[18]	国立首尔大学[33]	北部亚利桑那大学[34]	联邦苏黎世理工学院[35]
驱动器	电机	电机	电机	电机
驱动关节	踝关节	踝关节	踝关节	踝关节、膝关节
质量/kg	4.09	1.54	1.04	无

3　展望

穿戴式绳驱外骨骼设备在卒中后康复护理应用中展现了巨大的潜力。此外，这类外骨骼具备更好的“隐蔽性”，可减少患者在日常康复中的心理压力从而更好地参与到日常活动中去，真正意义上实现对患者的“身心康复”。

可穿戴式绳驱外骨骼在康复领域的应用目前还处于探索阶段，限制其发展的主要因素有以下几点：①结构：优良的穿戴性能对整机尤其是驱动系统的紧凑性、轻巧性设计提出了更高的要求；②运动意图识别：如何实现对患者运动意图的识别以及将识别算法嵌入紧凑的控制系统中仍具有挑战；③控制与建模：由于绳索驱动具有高度的非线性且绳索与线管之间的摩擦较大，建立精确的力控建模相对困难，所以目前大部分设备都采用简化的控制模型，比如忽略绳索在力传递过程中的摩擦等。

本文仅对可穿戴式绳驱外骨骼在脑卒中后的康复应用进行了综述。但绳驱外骨骼的类型和应用不仅限于此：除针对运动功能受损的患者进行康复训练外，其应用范围还涵盖了健康人行走助力[36]、跑步助力[37]等。总的来说，绳驱外骨骼相较于纯刚性外骨骼有着更多样的应用场景。此外，作为人机交互设备，绳驱外骨骼更容易满足安全性、适应性和轻量

化等需求。并且随着未来柔性驱动器(如串联弹性驱动器、人造肌肉等)技术、传感及控制算法的发展,以及基于人体生物力学的最优绳驱路径布置方法和更加精确的理论控制模型的提出,绳驱外骨骼有望得到进一步的改善与应用。

参考文献

[1] 王陇德，刘建民，杨弋,等. 我国脑卒中防治仍面临巨大挑战——《中国脑卒中防治报告2018》概要[J]. 中国循环杂志，2019，34(2)：105—119.

[2] King RB. Quality of life after stroke[J]. Stroke，1996，27(9)：1467—1472.

[3] Krakauer JW. Motor learning：its relevance to stroke recovery and neurorehabilitation[J]. Current Opinion in Neurology，2006，19(1)：84—90.

[4] Louie DR，Eng JJ. Powered robotic exoskeletons in post-stroke rehabilitation of gait：a scoping review[J]. Journal of Neuroengineering and Rehabilitation，2016，13(1)：53.

[5] Weber LM，Stein J. The use of robots in stroke rehabilitation：A narrative review[J]. Neuro Rehabilitation，2018，43(1)：99—110.

[6] Mukherjee D，Levin RL，Heller W. The cognitive，emotional，and social sequelae of stroke：psychological and ethical concerns in post-stroke adaptation[J]. Topics in Stroke Rehabilitation，2006，13(4)：26—35.

[7] Federici S，Meloni F，Bracalenti M，et al. The effectiveness of powered，active lower limb exoskeletons in neurorehabilitation：a systematic review[J]. Neuro Rehabilitation，2015，37(3)：321—340.

[8] Chen G，Chan C K，Guo Z，et al. A review of lower extremity assistive robotic exoskeletons in rehabilitation therapy[J]. Critical Reviews in Biomedical Engineering，2013，41(4—5)：343—363.

[9] Yan T，Cempini M，Oddo C M，et al. Review of assistive strategies in powered lower-limb orthoses and exoskeletons[J]. Robotics and Autonomous Systems，2015,64：120—136.

[10] Asl HJ，Narikiyo T，Kawanishi M. An assist-as-needed control scheme for robot-assisted rehabilitation[C]. 2017 American Control Conference (acc). IEEE，2017：198—203.

[11] Rose T，Nam C S，Chen K B. Immersion of virtual reality for rehabilitation - review[J]. Appl Ergon，2018，69：153—161.

[12] Zhong B，Niu W，Broadbent E，et al. Bringing psychological strategies to robot-assisted physiotherapy for enhanced treatment efficacy[J]. Front Neurosci，2019，13：984.

[13] Kim M，Cho K，Lee W. Community walking training program improves walking function and social participation in chronic stroke patients[J]. Tohoku J Exp Med，2014，234(4)：281—286.

[14] Aguirre-Ollinger G，Narayan A，Yu H. Phase-synchronized assistive torque control for the correction of kinematic anomalies in the gait cycle[J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering，2019，27(11)：2305—2314.

[15] Celebi B，Yalcin M，Patoglu V. AssistOn-Knee：A self-aligning knee exoskeleton[C]. 2013 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. IEEE，2013：996-1002.

[16] Xiong H，Diao X. A review of cable-driven rehabilitation devices[J]. Disabil Rehabil Assist Technol，2019，1—13.

[17] Lee Y，Kim YJ，Lee J，et al. Biomechanical design of a novel flexible exoskeleton for lower extremities[J]. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics，2017，22(5)：2058—2069.

[18] Awad LN，Bae J，O'donnell K，et al. A soft robotic exosuit improves walking in patients after stroke[J]. Science Translational Medicine，2017，9(400)：eaai9084.

[19] Gassert R，Dietz V. Rehabilitation robots for the treatment of sensorimotor deficits：a neurophysiological perspective[J]. J Neuroeng Rehabil，2018，15(1)：46.

[20] Xiloyannis M，Chiaradia D，Frisoli A，et al. Physiological and kinematic effects of a soft exosuit on arm movements[J]. J Neuroeng Rehabil，2019，16(1)：29.

[21] Dinh BK，Xiloyannis M，Cappello L，et al. Adaptive backlash compensation in upper limb soft wearable exoskeletons[J]. Robotics and Autonomous Systems，2017，92：173—186.

[22] Xiloyannis M，Annese E，Canesi M，et al. Design and validation of a modular one-to-many actuator for a soft wearable exosuit[J]. Front Neurorobot，2019，13：39.

[23] Lessard S，Pansodtee P，Robbins A，et al. A soft exosuit for flexible upper-extremity rehabilitation[J]. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng，2018，26(8)：1604—1617.

[24] Galiana I，Iii FLH，Howe RD，et al. Wearable soft robotic device for post-stroke shoulder rehabilitation：identifying misalignments[J]. 2012 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems，2012，317—322.

[25] Wu Q，Wang X，Chen B，et al. Design and fuzzy sliding mode admittance control of a soft wearable exoskeleton for elbow rehabilitation[J]. IEEE Access，2018，6：60249—60263.

[26] Kim DH，Lee SW，Park HS. Development of a biomimetic extensor mechanism for restoring normal kinematics of finger movements post-stroke[J]. IEEE Trans Neural Syst

(下转第953页)