

DOI:10.11918/202401061

可穿戴柔性上肢外骨骼的研究进展与展望

戴一鸣, 陈嘉琛, 刘晨东, 杨大鹏, 赵京东

(机器人技术与系统全国重点实验室(哈尔滨工业大学), 哈尔滨 150001)

摘要: 为研究可穿戴柔性上肢外骨骼的发展现状和其面临的关键技术难题, 对目前该领域的文献进行了分析与总结。外骨骼可以有效地提供保护、支撑等功能, 解决高强度重复性工作导致的肢体疲劳和身体机能衰退, 以及中风或职业病导致的肢体运动障碍。此外, 它们有能力通过额外的动力和功能来恢复或增强人类的运动能力。可穿戴柔性外骨骼作为一种新兴的外骨骼发展方向, 相较于传统的刚性外骨骼, 具有结构柔顺、人机交互性好和穿戴舒适性好等明显优势。首先, 本研究结合柔性上肢外骨骼的3种主要驱动方式(绳驱、气动、形状记忆合金), 详细解析不同驱动方式的相关研究成果和相应结构特点。然后, 从结构、材料、控制、辅助4个方面分析和阐述如今柔性上肢外骨骼面临的关键技术挑战。最后, 结合外骨骼在不同领域应用的需求, 推测未来柔性上肢外骨骼技术将向灵活化、舒适化、顺应化、智能化方向发展。研究表明, 可穿戴柔性上肢外骨骼的技术尚处于初始阶段, 仍有许多技术难题亟需解决, 同时, 新型的柔性执行器, 柔性传感器等可为关键技术难题的突破提供参考。

关键词: 可穿戴外骨骼; 柔性上肢外骨骼; 人机交互; 研究现状; 发展趋势

中图分类号: TH789

文献标志码: A

文章编号: 0367-6234(2024)08-0001-16

Research progress and prospect of wearable soft upper limb exoskeletons

DAI Yiming, CHEN Jiachen, LIU Chendong, YANG Dapeng, ZHAO Jingdong

(State Key Laboratory of Robotics and Systems (Harbin Institute of Technology), Harbin 150001, China)

Abstract: To study the development status of wearable soft upper limb exoskeleton and its key technical challenges, the current literature in this field was analyzed and summarized. Exoskeletons can effectively provide functions such as protection and support to address limb fatigue and physical function decline resulting from high-intensity and repetitive work, as well as limb movement disorders caused by stroke or occupational diseases. Additionally, they have the capability to restore or enhance human movement ability through additional power and functionality. Wearable soft exoskeletons, as a new development direction of exoskeletons, have obvious advantages over traditional rigid exoskeletons, such as structural flexibility, human-machine interaction, and wearable comfort. Firstly, this paper provides a detailed analysis of three main driving methods of soft upper limb exoskeleton (rope drive, pneumatic, shape memory alloy). The relevant research results and corresponding structural characteristics of different driving methods are thoroughly examined. Then, the key technical challenges of soft upper limb exoskeleton are analyzed and expounded from four aspects: structure, material, control and auxiliary technology. Finally, considering the needs of exoskeleton applications in different fields, future trends in soft upper limb exoskeleton technology are speculated to focus on flexibility, comfort, compliance and intelligence. This study shows that the technology for wearable soft upper limb exoskeletons is still in its early stages, with many technical challenges to be solved. Furthermore, breakthroughs in key technological challenges can be facilitated by novel soft actuators, soft sensors and other related advancements.

Keywords: wearable exoskeletons; soft upper-limb exoskeletons; human-computer interaction; research status; development trend

外骨骼是受到甲虫的启发, 由钢铁框架构成并且可由人穿戴的机械装置。通过这种装置可以提供额外的保护, 大幅度提升人体运动能力、防护能力和

对复杂环境适应能力^[1-2]。1890年, Yagn^[3]提出一种外骨骼概念模型, 由与使用者腿部平行操作的长弓组成, 可以帮助人们行走、跑步和跳跃。随着研究

收稿日期: 2024-01-22; 录用日期: 2024-03-28; 网络首发日期: 2024-04-23

网络首发地址: <https://link.cnki.net/urlid/23.1235.T.20240423.1024.002>

基金项目: 国家自然科学基金(52075114); 机器人技术与系统全国重点实验室助苗基金(SKLRs-2022-ZM-11); 哈尔滨工业大学医工交叉基金(IR2021218)

作者简介: 戴一鸣(1997—), 男, 博士研究生; 杨大鹏(1982—), 男, 教授, 博士生导师; 赵京东(1977—), 男, 教授, 博士生导师

通信作者: 赵京东, zhaojingdong@hit.edu.cn

的不断深入,除了应用于工业生产和军事领域之外,外骨骼还可应用于医疗康复领域。相比于传统理疗师的手动训练,外骨骼训练效果更加稳定,重复性和运动效率高,节省人力,能够满足大量患者同时治疗的需求,有助于脑卒中或工作相关肌肉骨骼病等肢体不协调患者逐步恢复正常运动能力^[1,4]。

近年来,随着世界老龄化加剧,脑卒中患者及工作相关疾病患者数量开始不断上升,全球对外骨骼康复的需求也在增加。据联合国估计,到 2050 年,全球老年人口将达到 21 亿。人口老龄化和慢性疾病的增加,致使社会残疾率不断上升^[5]。全球疾病研究显示,中国总体脑卒中终生发病风险为 39.9%,有近 1 500 万残疾人患有脑瘫、偏瘫、截瘫等运动功能障碍,位居全球首位^[6]。且脑卒中后存活者中 70% 留有不同程度的残疾,患者中普遍的后遗症是上肢轻度瘫痪,而上肢运动功能的缺失会极大降低患者的生活质量。在康复需求的影响下,到 2030 年可穿戴上肢外骨骼全球市场需求将达到 50 亿 ~ 68 亿美元。中国市场需求将达到 24 亿 ~ 48 亿人民币^[5,7-9]。

在现阶段,大多数外骨骼产品仍是由机电设备驱动的刚性机械结构组成^[10],包括自由度较多的固定平台式康复外骨骼,例如 Wrist Gimbal^[11], Harmony^[12], ANYexo^[13];体积小但自由度较少的便携式康复外骨骼,例如 AW-TE_x^[14], PUPERT^[15]。相较于刚性外骨骼,采用柔性执行器的柔性外骨骼,如图 1 所示,人机交互性更好,能够规避结构转动中心和人体转动中心错位导致的额外的肌肉消耗和代谢成本^[16]。柔性材料本身具有良好的柔韧性和可塑性以及缓冲和吸震性能,使柔性外骨骼能够更好地模拟人体肌肉的运动特性,减少外骨骼运动对人体的冲击力,提供更舒适更自然的使用体验。因此,作为新兴的外骨骼技术,柔性外骨骼逐渐成为研究的热点。

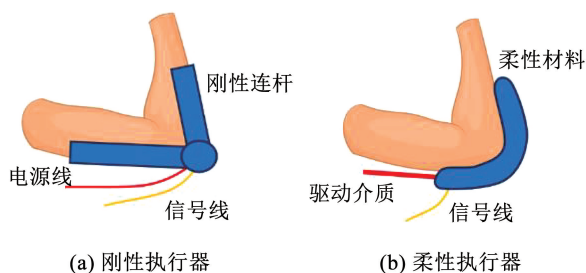


图 1 刚性执行器和柔性执行器驱动原理对比

Fig. 1 Comparison of rigid actuator and soft actuator drive principle

现今上肢外骨骼综述大多聚焦于刚性结构,对于柔性结构涉及不足,柔性外骨骼结构的主要设计思路缺乏整合分析,柔性结构特有的技术难题缺少深入讨论。本文从可穿戴柔性上肢外骨骼主要驱动方式为切入点,介绍柔性上肢外骨骼整体设计的研究方向和主要成果,分析柔性上肢外骨骼研究领域存在的主要技术挑战,对未来柔性上肢外骨骼主要发展方向进行展望。

1 研究现状

1.1 绳驱柔性上肢外骨骼

绳驱能够远程放置电机,控制技术完善,传输结构研究深入,有大量变体形式可供选择。但在摩擦和间隙现象方面存在缺点,传输效率一般,皮肤处剪力较大,仅能提供单方向的拉力^[17-20]。绳驱柔性上肢外骨骼的结构设计从人类肌肉骨骼结构中汲取灵感,绳索的布局模仿人体肌肉和肌腱位置,并根据不同位置关节灵活度出现结构设计分化。

1.1.1 肩肘部外骨骼

肩肘部的外骨骼设计通常只有关节的一个旋转自由度,其更关注于电机力矩的远程传递效率以及运动时力矩传导对人体的影响。

Xiloyannis 等^[21]设计了一种新型的可穿戴外骨骼,如图 2(a)所示,用于辅助或增强肘部运动,使用一对鲍登绳索作为肌腱将动力从驱动单元传输到锚点。当两条肌腱中的任何一条被拉动时,肘部两侧的锚点相对而动,对肘关节施加弯曲或伸展的力矩。引入了一种控制器,以补偿作用于肢体的重力,同时允许外骨骼与穿戴者协同运动,能显著减少用户在动态和静态任务中的肌肉疲劳,减少生物力矩和肌肉努力的需求。在外骨骼的帮助下移动时,肌肉输出的力降低了 $64.80\% \pm 7.66\%$ 。但由于绳索和人体夹角使力的作用方向和运动方向也存在夹角,角度随运动进行不断变化,动力的传递效率低且不稳。

为提高力矩的传递效率,Li 等^[22]设计的上肢康复机器人在肌腱驱动系统基础上,增加了肌鞘结构,肩部肌鞘形状类似鹰嘴,作为鲍登线的导向器,减少动力作用方向和运动方向的最大夹角,如图 2(b)所示。肌鞘作为肌腱和织物的连接器,增加了连接面积,减少了织物的变形,运动时舒适度更高。肘部实际运动轨迹与预期编程轨迹之间的标准误差小于 3° 。但导向器的存在会影响人体活动空间,鹰嘴状的导向器也会带来一定安全隐患。

Li 等^[23]通过以解剖学和生物力学为基础,基于人体的骨骼结构,对人体运动系统的骨骼和肌肉进行建模,通过分析人体肌肉分布和作用方向,使用张力线和柔性带模拟分别对应骨骼肌和肌肉肌腱,让运动链具有类似人体的运动配置,如图 2(c)所示。外骨骼的辅助运动轨迹与人体运动轨迹相似度为 0.872,运动时人体的肌肉输出力下降 58.17%。其结构能降低剪力对人体的影响,更符合人体驱动原理,通过对人体肌肉的模仿,能够提升一定的动力传递效率,但动力传递问题并没有解决。

Lessard 等^[24]进一步分析人体结构,确定身体移动时皮肤剪切最少的最小延伸线,分析张力元素沿着身体拉动的理想路线。基于此张力完整性的结构设计,制作了 CRUX,改进了张拉整体设计,增强上肢最大和最有影响力的肌肉和肌肉群,更好地符合人体的自然柔韧性,减轻用户的体力负担,进一步减轻如剪力对人体的影响图 2(d)所示。经实验测量,在无外骨骼辅助下运动时心率平均增加百分比为 12.40%,辅助下则仅增加 3.03%,中位数分别为 7.70% 和 1.60%。

不适,但都没有从根源上解决问题。

1.1.2 腕部外骨骼

腕部本身的两个自由度(弯曲和摆动)都对人体自由运动有很大影响,实现腕部多自由度的独立运动以及灵活运动时设备的固定方式是设计重点。

Chiaradia 等^[25]设计了一种柔性手腕外骨骼辅助装置,如图 3(a)所示,通过一种集成在手套上的柔性三维打印塑料结构,绳索拉动手掌向小臂运动,将电力矩远程传递至腕关节,同时确保佩戴者在使用设备时的舒适性。在静态保持负载时,桡侧腕屈肌和尺侧腕屈肌的肌肉力量分别平均降低了 26.16% 和 18.11%。在运动条件下,桡侧腕屈肌和尺侧腕屈肌的平均活动减少量分别为 16.43% 和 26.85%。但此设备只专注于辅助手腕屈伸动作。

Choi 等^[26]设计一种名为“Exo-Wrist”的肌腱驱动的腕部可穿戴外骨骼,如图 3(b)所示。为确保小臂位置结构固定牢固,Exo-Wrist 利用一个活动的小臂锚点来辅助瘫痪手臂的腕部运动。这个特殊的锚点只在需要锚定时才压缩身体,搭配移动滑轮机制和 3 层结构的束带在提高力量传输效率的同时,避免由于长期压迫导致的手臂医疗问题。外骨骼启动后,允许手腕伸展活动范围超过 50°,且预期运动结果与实际运动的均方根误差小于 3°。佩戴外骨骼时,手部平均抓握力仅减少了 53.94 N,轻微限制手部功能。但同样只专注于辅助手腕屈伸动作。

为了实现腕部的两个自由度, Li 等^[27]和 Higuma 等^[28]均采用了弹簧作为辅助结构设计腕部康复外骨骼,通过两个弹簧伸缩的相互配合实现弯曲和摆动。Yang 等^[29]在文献[27-28]基础上进一步优化了驱动弹簧结构,多段机构驱动结构采用 3D 打印,结构更加简化,如图 3(c)所示。硬件上更紧凑、更轻、成本更低的同时能够提供足够的力和扭矩,同时在保持相同电机位移的情况下,实现更大的运动范围。此外,运动轨迹可以控制且稳定,使其更适用于实际的人体康复。经过实验平台测试,佩戴外骨骼时,手腕的屈曲/伸展的运动范围为 71.2°和 66.4°,桡偏/尺偏的运动范围为 24.5°和 19.4°。

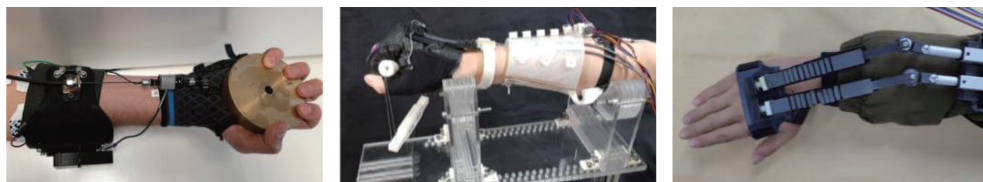
腕部的关节弯曲活动范围相对小臂是 ±90°,但绳索只能提供拉力,因此需要 2 根绳索分别布置于手心 and 手背,但手心位置对于手掌的抓握十分重要,不适合在此布置拉力线,故而需要借助于弹簧等额外设备获得推力,多弹簧的组合可以同时实现腕部的两个自由度,但结构的复杂度会提高,质量也会增加。此外,小臂呈锥形,在施力时容易导致小臂处的设备向手掌运动,类似 Exo-Wrist 的小臂固定结构是腕部外骨骼所需要的。



图 2 肩肘部绳驱柔性外骨骼^[21-24]

Fig. 2 Shoulder-elbow cable-driven soft exoskeletons^[21-24]

肩肘部关节运动通过绳索缩短关节两侧锚点距离实现,锚点距离关节中心太近,会导致作用在人体的力臂过小;距离太远,绳索自身则会占用过多空间,影响怀抱等动作的进行。同时,绳索传导的力只会沿绳索方向,其与运动方向的夹角难以避免,这带来了与皮肤相切的剪力,也降低了有效驱动力。导向器能够改善夹角变化的范围,剪力线能减轻人体



(a) Chiaradia等^[25]腕部外骨骼 (b) Choi等^[26]Exo-Wrist (c) Yang等^[29]腕部外骨骼

图 3 腕部绳驱柔性外骨骼^[25-26,29]

Fig. 3 Wrist cable-driven soft exoskeletons^[25-26,29]

1.1.3 手部外骨骼

手部外骨骼关注的不仅仅是单执行器的弯曲性能,对于多执行器的相互配合更加重视。此外,更好的结构布局、更多的自由度、更牢靠的固定方式都直接影响到外骨骼的抓握性能。人手复杂且丰富的自由度也对执行器本身的设计提出了更高的要求。

Bagneschi 等^[30]设计的手部外骨骼采用了一种新颖的肌腱布局方式,如图 4(a)所示,肌腱在手指两侧折叠,以在激活时增加夹紧力,从而辅助抓握。这种设计使得手套在抓握时能更均匀地分配拉力,提高稳定性,减少抓握时的肌腱滑移和脱落。肌腱收紧时,手指环对皮肤压力为 0.15 MPa,不影响舒适性,外骨骼手指伸长量低于 2 mm,更加贴合人体。肌腱收紧后,佩戴外骨骼进行抓握的输出力和电机的输出力的平均比率为 37.00%。外骨骼的手掌部分可以适配在多种手套上,而手指环的数量和直径可以根据佩戴者的手指尺寸定制,能够更好地适应不同用户的手型,提高舒适度和功能性。但这种绳索的贴合设计不可避免的面临剪力问题。

Bützer 等^[31]设计的 RELab tenoexo 为了避免张力线的剪力,在关节处采用 3 层弹簧机构,如图 4(b)所示,在指尖处产生力时,关节中所需的输入力、扭矩和弹簧刚度随着手指长度的增加而增加。电机运作时,输入绞盘卷起绳索并旋转输出绞盘。弹簧机构产生手指和拇指弯曲/伸展所需的线性运动。能

够支持 4 种最常用的抓握类型,实验中可以通过“全手抓握”或“仅拇指抓握”来抓握 11 种物体,覆盖高达 80% 的日常抓握活动。此外,这款外骨骼通过远程激活系统减轻了手部的负担,并提供了多种设计和控制选项,使其可以根据个别用户的需求进行定制。设计了 3 种固定方法:每个手指和手腕的带子、魔术贴覆盖的手指和魔术贴覆盖的手套。运动可通过手机 WiFi 信号控制。不过这些设计都只是仅仅实现了手指的弯曲,无法满足人手复杂的运动需求。

针对拇指的活动,Chen 等^[32]设计了一种多自由度的手部外骨骼,如图 4(c)所示。设计的屈肌腱,伸肌腱实现手指的屈伸运动。拇指外展肌腱和拇指内收肌腱结合柔性连杆,产生拇指外展和内收运动。实验表明,这种设备能够帮助中风患者进行各种训练任务,如拇指环绕、抓握、捏取、释放和书写,患者拇指环绕运动范围从 20% 增加到 80%,抓握运动范围从 12% 增加到 60%,其手指运动轨迹和关节角度变化接近健康人。

由于人手本身空间和承重的限制,绳索驱动的手指运动多为欠驱动,可以使用弹簧等辅助设备以避免剪力对人体的影响。但手部复杂运动的实现,仍需要全驱动的手部外骨骼,将执行器进一步小型化,轻量化是手部外骨骼的主要工作。



(a) Bagneschi等^[30]手部外骨骼 (b) Bützer等^[31]RELab tenoexo (c) Chen等^[32]手部外骨骼

图 4 手部绳驱柔性外骨骼^[30-32]

Fig. 4 Hand cable-driven soft exoskeletons^[30-32]

结合上述文献实验结果和表 1 的技术总结可以看出,现阶段绳驱柔性上肢外骨骼存在力矩输出、自由度和控制 3 方面问题。

绳驱柔性上肢外骨骼对于驱动系统的大小和质

量具有限制,制约了最大动力输出,要提高执行器输出力矩,必须提高动力转化效率。在肩肘部关节设计中,可以利用其布置空间大的特点,使用导向器等额外部件(例如 Li 等^[22]鹰嘴外骨骼)或使用多个绳

索连接到不同的肌肉节点(例如 Lessard 等^[24] CRUX)提高效率,但额外部件会影响外骨骼活动范围且提升有限,多绳索布置则会对人体施加更多的剪力影响舒适性。腕部和手指由于空间限制和更多自由度的需要,在使用鲍登线外还要使用弹簧等超弹性部件(例如 Yang 等^[29] 腕部外骨骼,Bützer 等^[31] RELab tenoexo),可这些部件虽能满足多自由度运动的需求,但柔性材料本身会极大降低动力输出效率,例如 Bützer 等^[31] RELab tenoexo 的指尖输出仅有 6.40 N,满足轻负载抓握时四指所需的 6.00 N 指尖力,但低于大拇指所需的 10.00 N 以上指尖力^[33]。因此现阶段绳驱柔性上肢外骨骼的力矩输出仅能满足低负载的运动需求。

在肩肘部和腕部绳驱柔性上肢外骨骼的设计

表 1 绳驱柔性上肢外骨骼
Tab.1 Rope driven soft exoskeletons

引用来源	部位	最大扭矩输出/(N·m)	最大末端力输出/N	控制策略	自由度	受试者数量
文献[21]	肩肘部	8.50	—	扭矩闭环+速度闭环	1	8
文献[22]	肩肘部	—	—	速度闭环	1	1
文献[23,34]	肩肘部	—	37.50	位姿控制	1	4
文献[24]	肩肘部	—	—	镜像从动+安全阈值	1	13
文献[25]	腕部	3.00	—	速度闭环+力反馈	1	4
文献[26]	腕部	0.35	—	—	1	3
文献[29]	腕部	弯曲 0.67,伸展 0.53	—	—	2	0
文献[30]	手部	—	12.80	—	3	2
文献[31]	手部	—	6.40	前馈控制+无线控制	6	1
文献[32]	手部	—	10.00	计算机控制+力反馈	6	1

1.2 气动柔性上肢外骨骼

气动结构能够收缩、膨胀、伸长,甚至在膨胀时弯曲,展现了良好的顺应性。同时,可以沿着肢体放置以分散接触压力。但其带宽低,运动非线性。此外,它们需要压缩机和储气罐,这会影响系统的便携性^[17-20]。相较于绳驱结构的发展,气动结构研究不够成熟,对于执行器的驱动方式仍在不断探索比较,同时气动结构能够同时提供拉力和推力,肩肘腕手各部位的外骨骼暂时还没有出现如绳驱柔性外骨骼的深入结构分化。设计的重心依然在执行器的结构探索。

1.2.1 气动人工肌肉

气动人工肌肉(pneumatic artificial muscle, PAM)模仿人体肌肉收缩,在充气时气囊径向膨胀,轴向距离缩短,产生轴向力,从而提拉起固定锚点,带动关节运动^[35]。代表性的执行器结构是 McKibben 肌肉,基本结构由内部气囊/气管、中部限制编织层、外部保护层 3 部分组成。气囊膨胀后,受螺旋编织物

中,大多仅包含关节弯曲的单自由度,手部绳驱柔性上肢外骨骼的设计中,每根手指也大多仅包含整体屈伸这一个自由度。Yang 等^[29] 腕部外骨骼,Bützer 等^[31] RELab tenoexo 和 Chen 等^[32] 手部外骨骼虽增加了自由度数量,但现阶段绳驱柔性上肢外骨骼的自由度数量还是远低于人体本身的自由度数。

绳驱柔性上肢外骨骼若仅适用鲍登线作为执行器结构,在控制时有较为成熟的速度闭环,位置闭环,力矩闭环等控制策略可以使用。但如果加入了弹簧等超弹性体进行执行器结构设计,由于这些柔性材料应力应变的非线性,控制策略多仅适用前端力反馈控制。现阶段绳驱柔性上肢外骨骼系统的实时控制方法仍需完善。

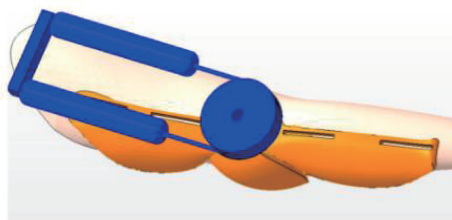
约束,能提供更大的轴向力。市售的 McKibben 执行器的行程高达其静止长度的 25%,并且由于其力随着收缩长度的增加而减小,可以避免可能的机械伤害^[18]。

Capace 等^[36] 设计和实现了一种由 PAM 驱动的可控柔顺性关节,如图 5(a)所示。对调节关节顺应性的机制进行了设计和验证,通过大臂外侧的两个 PAM 拮抗控制,驱动固定在关节处的绞盘,绞盘经过固定托盘带动肘关节弯曲。使用两个压力变量独立控制关节的柔顺性和执行力矩,简化了生物机器人关节的实现和控制设计,而且在人机交互控制中保证了健壮和安全的性能。但这种结构反而引入了刚性外骨骼具有的转动中心,需要面对人体和外骨骼中心对齐的问题。

Zhang 等^[37] 取消了关节绞盘,将 PAM 两端分别连接在大臂和小臂,通过 McKibben 肌肉收缩使大臂和小臂相互靠拢,实现关节弯曲,如图 5(b)所示。1 号和 4 号 PAM 互为拮抗,增强弯曲力矩。2 号和 3 号 PAM 模仿人体肌肉侧向布置,实现小臂旋转,

覆盖了肘关节的主要动作范围。但结构体积较大,质量大,气囊布置相互交叉,体积变化时会有相互干扰问题。

这种采用 PAM 的外骨骼基本设计理念遵循绳驱柔性上肢外骨骼,将动力源由电机改为气泵,驱动介质由绳索改为 PAM,使用 PAM 的拉力驱动关节运动。相较于绳索带来的割伤风险,PAM 安全性有所提升,但在剪力问题上并没有改善。



(a) Capace等^[36]肘部外骨骼



(b) Zhang等^[37]肘部外骨骼

图 5 气动人工肌肉柔性外骨骼^[36-37]

Fig. 5 Pneumatic soft exoskeletons using PAMs^[36-37]

1.2.2 风琴式执行器

风琴式执行器指将气囊按固定方向划分多个气室,充气时气室膨胀,气室间隔增大,使气囊在此方向伸长,再使用柔性材料限制一侧的伸长量,如同手风琴一样实现弯曲。

Polygerinos 等^[38]设计的手部外骨骼,如图 6(a)所示,将一个气囊划分为 13 个气室,使用气动网络(PneuNets)的集成通道,在充气时,顶部的气室充气膨胀,受底部气道的限制,整体纵向弯曲,产生符合人类手指运动的弯曲运动。使用开放式手套,方便佩戴。充气后,执行器卷曲角度超过 320° ,模拟中的尖端轨迹和物理执行器运动结果的最大均方根误差为 5.92%。但整体结构较大,影响手部活动。

为提高输出力矩,Thalman 等^[39]将气囊材料替换为了抗爆能力更好,充气后刚度更好的热塑性聚氨酯(TPU),设计的肘部外骨骼,如图 6(b)所示,采用 12 个气室排列,使用尼龙袖套作为限制层,实现高力量与质量比(211.5 N/g)。在 300 kPa 的压力下,肘关节扭矩可达 $27.60 \text{ N}\cdot\text{m}$ 。在肘部保持 90° 静态测试中,肌肉活动量减少了 43% (1.5 kg 负载)和

63% (2.5 kg 负载),肘部动态测试中,肌肉量活动平均减少 47%。

Nassour 等^[40]设计的上肢外骨骼 Carry exoskeleton,如图 6(c)所示,延续了 Thalman 肘部外骨骼的设计思路,对气室和肘关节固定结构进行了缩小化处理,增加肩部固定结构,避免位置偏移。可使肌肉活动减少多达 50%,净代谢率减少多达 61%,疲劳减少多达 99%。能够防止运输、持有或负重时导致的肌肉疲劳,减少关节退行性疾病和疼痛的风险。但关节扭矩也降至 $7.20 \text{ N}\cdot\text{m}$ 。

为进一步提高支撑能力和输出力矩,Natividad 等^[41]引入了龙骨结构,设计的 2-DOF 软体机器人肩部外装,如图 6(d)所示,使用 3D 打印制作龙骨,将气室安装在龙骨槽位中,气囊充气时,多个气室膨胀,带动龙骨弯曲模拟肱骨运动。配置为两个对立的气囊并联运行,总共 4 个气囊可实现肩部 3 个自由度运动。执行器可以在低压($\sim 10 \text{ kPa}$)下达到完全弯曲($>360^\circ$)。佩戴外骨骼进行外展和内收时,外侧三角肌活动减少 65% 和 66%,前后弯曲时,三角肌前束活动降低了 45%,水平弯曲时,胸大肌活动减少 33%,水平伸展时,三角肌后束活动减少 12%。但制作难度高,体积大。

Lim 等^[42]将这种思路运用在手部外骨骼 SR Glove 上,如图 6(e)所示,以热固性塑料板搭配 6 气室 TPU 气囊实现手指弯曲,在塑料板下方额外安置 1 气室的气囊辅助手指伸直,可以有效改善物体操控能力。佩戴后,对直径为 80 mm 的圆柱体可产生 $(60.01 \pm 5.50) \text{ N}$ 的正常握力和 $(13.53 \pm 1.93) \text{ N}$ 的摩擦握力,在手指位于 90° 位置时可实现的最大总伸展扭矩将为 $2.80 \text{ N}\cdot\text{m}$ 。但只支持手部 4 指的弯曲,放弃了大拇指的运动。

Lai 等^[43]对龙骨进行改进,将结构进行蜂窝状设计,气囊依旧采用 TPU 材料,设计的手部外骨骼,如图 6(f)所示,在输出力上有显著提升,在 150 kPa 的压力下能够产生 13.57 N 的指尖力量。轻便且具有高适应性,可适用于不同尺寸的手指。通过对 9 名患者的实验测试,在外骨骼辅助下,患者的手指运动空间平均增加了 $(21.26 \pm 18.41)^\circ$,握力提高 $(10.93 \pm 3.21) \text{ N}$ 。证明了这种手套能有效辅助手指关节活动,显著提高患者的日常功能完成率。

风琴式执行器的气动关节完全贴合人体关节,关节运动由气囊形状变形驱动,理论上驱动力与运动方向没有夹角,从而规避了剪力所带来的不适。但由于多气室的制作工艺限制,执行器要满足驱动力矩需求,气囊体积较大,难以适用于需要多个气囊配合实现多自由度的场合。



图 6 风琴式气动柔性外骨骼^[38-43]

Fig. 6 Pneumatic soft exoskeletons using organ actuators^[38-43]

1.2.3 伸长式执行器

气囊材料的强度各向异性可以让气囊通过设计在充气时径向收缩,轴向伸长,例如 McKibben 肌肉的编织层的编制角度如果限制在 18°左右时,可以限制气囊在径向的膨胀,使整体结构在轴向伸长^[44-45]。以此为基础,通过设计使气囊两侧的伸长量不同,整体结构就实现了弯曲,常见的方案有降低弯曲面气囊壁的厚度使相同的材料两侧伸长量不同或通过额外材料限制气囊一侧变形量。

Yap 等^[46]设计的新型的软质可穿戴外骨骼手套,如图 7(a)所示,把硅胶气囊在关节位置的外壁进行波纹处理,降低此处的刚度,使此区域在气囊充气时变形量增大,在不同位置实现不同的弯曲轮廓和可变刚度,不仅能在激活时贴合手指轮廓,还能根据不同的手部尺寸进行定制。也可以根据不同的手部治疗练习,定制特定的弯曲气囊。手套手指的活动范围均达到人体手指实际范围的 50% 以上,最高可达 99.6%。但由于气囊变形无约束,传递至手指的有效力矩小,动力传递效率低。

Koh 等^[47]设计的肘部外骨骼,使用了出力更大,效率更高 McKibben 肌肉,如图 7(b)所示,使用两个气动执行器,弯曲制动器和伸展制动器的加压实现肘部的弯曲伸展,采用可编程泵阀控制系统,允许手动切换被动康复模式和基于意图的主动康复模式。佩戴后,女性受试者的最大活动范围可达到 127.8°,平均 69.3°。男性受试者的最大活动范围可达到 132.1°,平均为 59.7°。但由于两个气动执行器并排放置,均不位于中轴线,运动时会施加额外偏转力矩。

同样采用 McKibben 肌肉的腕部外骨骼,由

Al-Fahaam 等^[48]设计,如图 7(c)所示,采用 2 个伸长式和 3 个收缩式 McKibben 肌肉,手背中部的 1 个收缩式肌肉控制腕部抬起,其两侧的伸长式肌肉控制腕部下弯,手掌边缘的 2 个收缩式肌肉控制腕部的左右侧摆。能够进行屈伸、桡尺偏移和圆周运动等 3 种康复训练模式,但使用气囊多,占据空间大,无法与其他部位外骨骼同时使用。

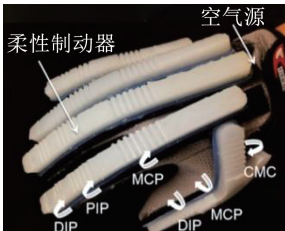
为减少气囊数量,Liu 等^[49]设计的腕部外骨骼使用 4 个执行器组成一个 2 自由度的运动平台,每个执行器由 2 个气囊组成,如图 7(d)所示。气囊通过折纸工艺制作,使用具有相同六边形小面的 Yoshimura 图案的变体,并将其直接实施在气腔的壁上,因为其轴向弹性常数小、基本面简单,本质上具有较高的周向弯曲刚度。气囊材料使用乙烯-醋酸乙烯共聚物,通过吹塑工艺制成,不仅成本低廉,而且可大规模生产且具有高度重复性。平台测试中,外骨骼最大运动范围为伸展 30°、屈曲 31°、桡骨偏差 33°和尺骨偏差 22°。但所进行的折纸设计仅使气囊获得了伸长能力,效果可以直接使用波纹管替代。

Wang 等^[50]设计的柔性手部外骨骼,直接使用气动波纹管作为执行器,如图 7(e)所示。每根手指上使用 3 个支撑件固定执行器,依靠手套和波纹管在充气时变形量的不同实现弯曲驱动。通过比例积分微分(proportional-integral-derivative, PID)控制器调节每个软气动手指的压力,可支持单手指训练、五指协作训练、左右手对称训练等多种训练模式。实验表明,该手部康复机器人能够进行持续稳定的指关节训练,具有良好的康复训练效果。但每个手指只支持弯曲运动,灵活性不足。

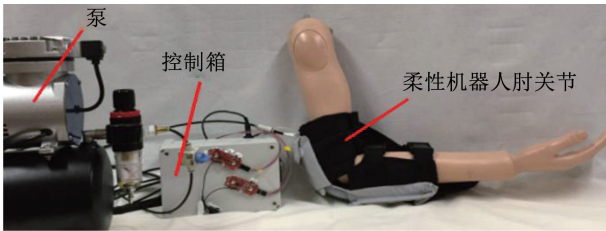
Bhat 等^[51]设计腕部外骨骼,如图 7(f)所示,简化了 McKibben 肌肉的制作工艺,使用各向异性可延展织物(KTape)代替编织线,气囊使用硅树脂聚合物,并将结构改进为半圆形,气囊外部使用两层 KTape。第 1 层缠绕在气囊周围,胶面朝外,重叠在半圆形气囊的扁平侧,这使其可以被移除。第 2 层将其胶面向内进行包裹,黏合第 1 层,从而提高执行器的抗剪切能力。两层 KTape 使执行器具有伸长式 McKibben 肌肉的特性,而第 1 层在半圆形气囊的扁平侧的重叠实现弯曲。KTape 的使用允许气囊内侧也可以具有伸长量而不是只能弯曲,符合外骨骼贴合部位的人体皮肤的变化,使用更舒适。

类似的简化思路,Maldonado-Mejía 等^[52]采用弹性织物口袋加 TPE 气囊组成类 McKibben 肌肉结构,设计的手部外骨骼 ExHand,如图 7(g)所示,使用 3 层织物(上层为弹力织物,中层和底层为硬性织物)组成两个口袋,分别放置一个 TPE 气囊,气囊的选择性加压实现手指的弯曲和伸直,多层织物提高了气囊的抗爆性能和刚度。佩戴外骨骼后,手部的最大抓握/保持力为 $(87.98 \pm 1.55) \text{ N}$,完成 JTHFT 测试实验的完整执行时间为 $(495.77 \pm 31.38) \text{ s}$ 。

伸长式执行器继承了风琴式执行器的优点,单气室结构能够做的更小,但力矩输出能力和刚度有所降低,在实现多自由度时整体结构仍显得较大。



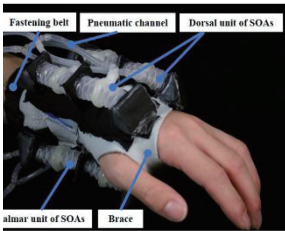
(a) Yap等^[46]手部外骨骼



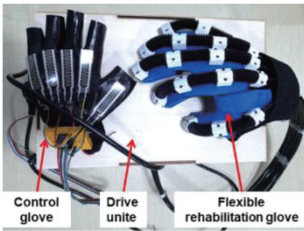
(b) Koh等^[47]肘部外骨骼



(c) Al-Fahaam等^[48]腕部外骨骼



(d) Liu等^[49]腕部外骨骼



(e) Wang等^[50]手部外骨骼



(f) Bhat等^[51]腕部外骨骼



(g) Maldonado-Mejía等^[52]ExHand

图 7 伸长式气动柔性外骨骼^[46-52]

Fig. 7 Pneumatic soft exoskeletons using extensional actuator^[46-52]

结合上述文献实验结果和表 2 的技术总结可以看出,现阶段气动柔性上肢外骨骼存在的自由度和

控制方面问题和绳驱柔性上肢外骨骼相同,但在力矩输出方面因执行器的不同而有不少差异。

表 2 气动柔性外骨骼

Tab. 2 Pneumatic soft exoskeletons

引用来源	执行器结构	部位	气囊材料	最大扭矩输出/(N·m)	最大末端力输出/N	控制策略	自由度	受试者数量
文献[36]	PAM	肘部	橡胶	—	—	拮抗控制	1	0
文献[37]	PAM	肘部	橡胶	—	—	力反馈	2	1
文献[38]	风琴式	手部	橡胶	—	—	—	4	1
文献[39]	风琴式	肘部	织物	27.60	—	—	1	1
文献[40]	风琴式	肘部	织物	7.20	—	开关	1	12
文献[41]	风琴式	肩部	织物	15.54	—	—	3	10
文献[42]	风琴式	手部	织物	—	22.20	—	4	8
文献[43]	风琴式	手部	织物	—	13.57	气压开环 + 蓝牙控制	5	9
文献[46]	伸长式	手部	橡胶	—	3.59	开关	6	1
文献[47]	伸长式	肘部	橡胶	—	67.40	肌电信号闭环 + 压力反馈	1	6
文献[48]	伸长式	腕部	橡胶	—	55.00	直接控制	2	0
文献[49]	伸长式	腕部	橡胶	0.76	—	串级控制	2	0
文献[50]	伸长式	手部	橡胶	—	—	气压闭环 + 多模式镜像从动控制	5	4
文献[51]	伸长式	腕部	橡胶	—	190.00	—	1	0
文献[52]	伸长式	手部	织物	—	9.18	开关 + 压力反馈	5	10

由于气囊可以通过层次设计实现多方向弯曲,规避了力矩施加角度和位移方向不重合的问题,因此现阶段气动柔性上肢外骨骼主要问题在于设计出高性能的弯曲执行器。在弯曲原理设计上,风琴式结构简单,易于制作,但其气压做功不少作用于气囊的径向膨胀中,力矩转化效率较低。伸长式抑制了气囊的径向膨胀,提高了转化效率,但制作难度和成本高。需要综合二者优点制作低成本易制作高效率的执行器。

在气囊的材料选择上现阶段也主要分为两种,密封织物和橡胶。织物模量高,能够承受更高压力,高压下不会持续膨胀,爆炸压力临界点是橡胶气囊的 12 倍^[53],安全性好,但其拉伸比低,不适用于大角度弯曲的伸长式执行器。橡胶变形能力和可塑性强,可通过局部层分裂设计可制作各种弯曲结构^[54],也可以制作出直径极小但性能可以在 0.5 MPa 时输出 19 的执行器^[55],但制作工艺复杂,在受力时,体积变形会连续增加,承载能力相对较低。

1.3 形状记忆合金柔性上肢外骨骼

形状记忆合金(shape memory alloys,SMA)是在受到外部刺激(通常是热刺激)时具有改变形状特性的材料。当刺激消失后,合金会恢复到原来的“记忆形状”。具有最高的功率密度和应力,但也具有高非线性和低效率^[17]。SMA 效率的理论上限是其加热和冷却温度之间的卡诺效率,典型值低于 3%。收缩时间可以低于 1 s,但在没有主动冷却机制的情况下,同一冲程的松弛时间可以长达 30 s。强制通风或浸入液体等主动冷却方法可以将冷却过程加快两个数量级,但在可穿戴应用中并不实用^[17-20]。鉴于形状记忆合金运动速率的低下,相关研究多集中于 SMA 材料的优化,外骨骼结构研究较少。

Copaci 等^[56]设计和组装一种具有单自由度屈伸功能的肘部医疗康复外骨骼,如图 8(a)所示,利用旋转中心实现患者肘关节的正确关节活动,更符合人体工程学的物理人机界面以及舒适的交互。外骨骼由具有最小刚性部件的基于形状记忆合金线的执行器驱动,用于引导执行器,运行时噪音低。佩戴后,肘部的运动范围约为 150°,静止状态的平均误差为 3.42°,SMA 加热时间为 4.5 s,采用室温下的空气对流冷却,时间为 25.0 s。

Park 等^[57]设计了可以像普通衣服一样穿戴的套装型可穿戴外骨骼,如图 8(b)所示。使用直径为 0.5 mm 的 SMA 制作的由 20 个 SMA 弹簧组成的形状记忆合金织物肌肉(shape-memory-alloy-based fabric muscle, SFM)作为执行器。使用由 4 组 SMA 弹簧束串联而成的 SFM,其中 5 个 SMA 弹簧并联。由于焦耳热的作用,SFM 在长度方向收缩,从 25 °C (平均室温)加热时,在空载条件下收缩 52%,在 5 kg 的负载下收缩 40%。质量不到 1 kg,结构简单,由 SFM、测量 SFM 收缩长度的线编码器和将执行器固定在小臂上的 BOA 组成。

Sui 等^[58]设计一种柔性的康复手套,如图 8(c)所示,集成 15 个弯曲传感器和 10 个 SMA 执行器。每个手指的 3 个关节角度可以被精确感测,从而被反馈到控制系统以闭环方式驱动 SMA。集成了可触摸的人机界面,为多模式康复练习提供便捷的交互。质量仅为 0.49 kg,具有很高的便携性,可以根据需要进行重复的手部康复。执行器在 34 MPa 应力下经过 10 000 次加热和冷却循环后表现出优异的机械稳定性(变化<2%),其能量密度为 25 558 J/kg,能量效率为 1.11%,佩戴后可以完成 6 个单模手指精确运动。



图 8 形状记忆合金柔性外骨骼^[56-58]

Fig. 8 Shape memory alloy soft exoskeletons^[56-58]

结合上述文献实验结果和表 3 技术总结可以看出,现阶段形状记忆合金柔性上肢外骨骼设计重心并不在外骨骼结构设计中,更多的在探究不同 SMA 制作外骨骼执行器的适配性,结构多是沿用绳驱上

肢外骨骼,使用 SMA 代替绳索,优点是动力源和执行器二合一,省去了电机,但缺点是运动速度较慢,容易受环境因素影响。不过随着 SMA 材料性能的提升,其不需额外动力源的特性,可能将使形状记忆

合金成为柔性执行器设计的优先选择。

表 3 形状记忆合金柔性外骨骼

Tab.3 Shape memory alloy soft exoskeletons

引用来源	部位	最大末端力 输出/N	控制策略	自由度	受试者 数量
文献[56]	肘部	-	位置双线性比例	1	1
文献[57,59]	肘部	120.00	位置控制	1	0
文献[58]	手部	14.30	角度闭环	5	2

2 技术挑战

如前所述,外骨骼技术研究已经蓬勃发展,不断深入。然而,仍然存在许多技术挑战需要解决。如图 9 所示,主要分为结构、材料、控制和辅助 4 个方面。结构技术上需要解决固定技术、变刚度技术、多自由度技术问题;材料技术上需要解决绳索材料、气囊材料、形状记忆合金材料问题;控制技术上需要解决意图识别技术、驱动控制技术问题;辅助技术需要解决外部设备、性能评估技术问题。

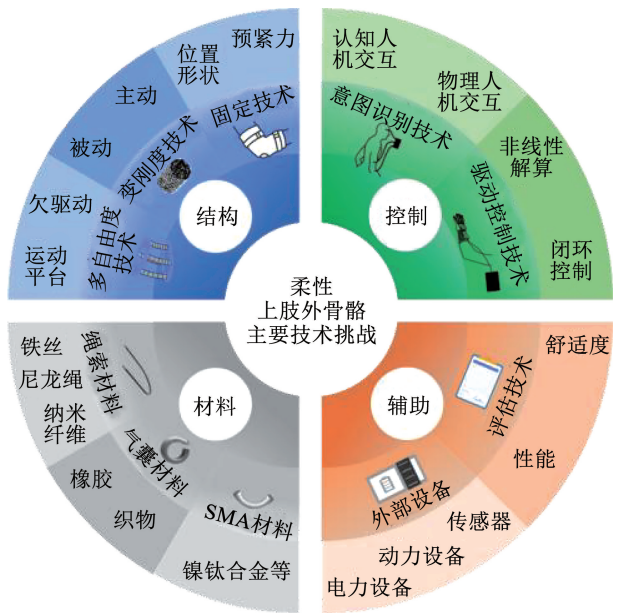


图 9 主要技术挑战

Fig.9 Key technical challenges

2.1 结构技术

2.1.1 固定技术

可穿戴外骨骼需要一种舒适同时高效的手段将力从执行器传递到人体。

外骨骼与人体的连接部位的压力影响着力矩传递的有效性,可如果长时间施加高压,最终将导致压疮或局部血流阻塞,无法长时间佩戴。但压力低意味着执行器对人体的束缚能力低,会增大外骨骼运动与带动的人体运动之间的时间间隔,增加力传递的时间延迟,影响助力的有效性。固定结构合适的

预紧力可以在保证人体舒适的前提下,尽可能提升力矩传递效率。

此外,连接部位的位置和形状影响着人体受力的部位,力的方向和力臂的长度,在带来驱动力的同时,也会带来与皮肤相切的剪力。剪力不仅影响舒适度,也降低了驱动效率。因此更亲和人体的材料,更贴合人体发力曲线的布置策略,更类似人体肌肉的形状能极大降低剪力大小,提供更大的驱动力。

2.1.2 变刚度技术

柔性可穿戴外骨骼往往只具备两种刚度,一种是在运动时的小刚度,以快速进行关节运动。另一种是运动完成后的大刚度,以保持关节运动完成后的姿态和实现负载需求。例如气动结构,在气囊未充满时表现出极低刚性,在气囊充满后才能承担进行较大负载。虽然这两种刚度的切换能够满足绝大部分工作,康复的需求,但在实际生活中,人体运动的刚度是随时快速可变的,这可以帮助人们完成一些复杂的运动,例如舞蹈动作等。此外,肌肉可变的刚度能有效保护人体,较少冲击受力。

为了满足需求,多种变刚度结构应运而生,主动变刚度技术是采用可调节强度的材料或可控制的机械结构,通过程序或手动控制改变材料的特性或调整机械装置的形态,在不同的运动阶段提供不同的刚度。例如 Cappello 等^[60]设计的绳驱柔性外骨骼,设计了一个离合机制,以便在静态时保持关节位置。Jing 等^[61]基于磁/电流变材料,使用电流变液体设计可变刚度结构,电场强度改变(0~4.5 kV/mm)时,刚度变化率超过 1 500%。

被动变刚度技术是通过执行器内部的材料和结构本身物理特性,实现在不同形状和姿态提供不同的刚度。例如 Hu 等^[62]将折纸结构应用于柔性机器人,利用折纸结构于不同位置时内部结构间的相互作用力随之变化实现刚度转换,还通过结合模型建立,可以低成本、低时间消耗地开发出各种功能性软体折纸机器人。Thompson-Bean 等^[63]利用了颗粒干扰这种物理现象,在运动时,随着软膜内压力的改变,颗粒材料整体会从固态为液态,通过状态改变实现自锁。

但额外结构会大大增加外骨骼装置的复杂性,一方面提升整体质量,影响佩戴舒适的,另一方面过高的复杂度常伴随着可靠性的下降。兼顾质量低、无级性、高可靠的变刚度技术还在探索中。

2.1.3 多自由度技术

大多数柔性外骨骼自由度仍然较少,限制了多关节运动^[64]。常见柔性上肢外骨骼自由度通常仅包括肩关节 1 个自由度(外展),肘关节 1 个自由度

(弯曲),腕关节 1 个自由度(弯曲),手部 5 个自由度(五指弯曲)。这与人体上肢本身的自由度相比差之甚远。在生活中的身体绝大多数动作都是多关节协同运动,单自由度的增强反而会使人体在运动时感到不适。

由于人体佩戴空间的限制,较成熟的仿生多自由度结构因体积和质量问题难以直接使用。现今外骨骼多采用主动加被动自由度的方式增加运动的灵活性,以欠驱动的方式运作更多自由度,或使用多个执行器组成小型运动平台已实现关节多自由度运动^[65]。但这与人体自身相比仍有不足,无法满足人体运动需求。

2.2 材料技术

2.2.1 绳索材料

绳驱柔性外骨骼的常用绳索材料是铁丝和尼龙绳。作为金属材质的铁丝,具有高拉伸强度和高耐磨损性能,能够承受重载荷和恶劣条件,但柔韧性一般,小角度工况不容易弯曲,且易受腐蚀。

尼龙绳作为高分子材料质量更轻、成本低、柔韧性好、抗弯曲疲劳、耐腐蚀、不受湿气或大多数化学品的影响,表面摩擦系数低,传动效率损失小。但耐磨性差,长时间使用安全程度低^[66]。

如今新型纳米材料也开始投入使用,例如碳纤维材料,沿石墨微晶纤维轴生长方向制作,耐高温、抗摩擦、耐腐蚀,密度小但强度高。但单根碳纤维直径较小,为提升负载能力需要多根捻成较大直径的绳索,大大增加了表面摩擦力^[67]。

为实现长距离动力输送,绳索需要在空间内弯曲穿梭,在线路上会与导向器和衬底不断发生摩擦,损耗功率,传动速度越快,负载越大,线路越复杂,传动效率越低。因此,高强度、耐磨损、耐腐蚀,低摩擦的绳索材料还需不断探索。

2.2.2 气囊材料

橡胶作为具有可逆形变能力的高弹性聚合物材料,在室温下富有弹性,在很小的外力作用下能产生较大形变,去除外力后能恢复原状^[68]。同时本身具有良好密封性,因此橡胶是制作气囊的首选材料。橡胶按主链结构可划分为很多类型,其中常见的有硅胶、TPE、TPU、PVC 等。现阶段气动柔性外骨骼使用橡胶气囊时,常选用的材料是硅胶,因其相较于其他类型的橡胶,不需要溶剂辅助即可注塑成型,工艺简单,便于制作各类型执行器。但硅胶虽具有良好的弹性和耐腐蚀性,但抗磨损性能和表面光洁度差、硬度低、负载能力低^[67,69]。因此,能够提供高光洁度、耐磨损、硬度高,同时零件制作工艺简单的橡胶材料是更理想的气囊材料。

使用织物制作气囊时,需要先对布料进行橡胶处理,即在布料表面使用特殊工艺涂一层橡胶材料,使布料增加密封功能。常用工艺是使用溶剂将所需要的涂层胶粒溶解成流涎状,再以机械方式均匀的涂在布料上,然后经过烘箱固着,使在面料表面形成一层均匀的覆盖胶料^[70-71]。无弹性织物(例如尼龙布料)变形量小,能够支撑更高负载,有弹性织物(例如针织布料)则能够实现更自由的弯曲运动,二者均有着高强度、高抗暴、高负载等优点,但由于织物本身柔韧性限制和薄壁特性,工作频率低^[72]。结合无弹性织物和有弹性织物优点的各向异性弹性布料或许将是织物材料的发展方向。

2.2.3 形状记忆合金(SMA)材料

形状记忆合金有很多种,例如镍钛合金、铁合金、铜合金、银合金、金和钴等。其中镍钛(NiTi)是最流行和研究最充分的 SMA 金属之一,在机械和热机械性能方面优于大多数其他 SMA 金属^[73-74]。但现阶段的各种形状记忆合金材料都面临着响应速度问题,加热温度低,运动迟滞时间长,可提供负载低;加热温度高,舒适性和安全性大大降低,同时合金所需冷却时间大大增加。此外,由于形状记忆合金受温度驱动,环境温度情况对其运动有较大影响。因此较低温度即可提供较大负载,对环境温度敏感性低的高速运动形状记忆合金材料是主要研究方向。

2.3 控制技术

2.3.1 意图识别技术

用于柔性外骨骼检测用户意图的传感器和方法可以大致分为两种,一种基于认知人机交互(cognitive human-robot interaction, CHRI),利用神经信号的传感器和方法,依赖于来自人类中枢或周围神经系统的信号,例如表面肌电信号、脑电信号、肌肉神经信号等。另一种基于物理人机交互(physical human-robot interaction, PHRI),利用人体运动的物理信号,包括速度信号、位置信号、力/力矩信号和角度信号等^[1,65,75]。

从理论上讲,使用 CHRI 技术是理想的情况;大脑生成的用于激活肌肉的控制命令先于运动并适应不断变化的动态环境,这使机器人能够在时间和幅度上施加与人类似的力。但虽然在理论上非常有前途,由于神经信号的本身带有的噪声性质、皮肤的可变阻抗特性、对肌肉疲劳的敏感性以及频繁校准的需要,其控制更加复杂,准确度浮动也较大^[1,76]。同时神经信号传感器需要贴身佩戴,而外骨骼通常穿戴在衣物之外,这增加了穿戴的复杂性和信号传递的难度。

PHRI 技术使用的物理信号则更加稳定,方便重

复测量,不易受外界环境条件和工作时间因素影响。但这种策略本质上容易在人体运动的启动和检测之间出现时间延迟,出现人机位姿偏差问题,对变化条件的适应性有限,其控制的准确度,速度都较差。现有的控制器无法根据不同速度、坡度和不同承载负载运动的动态需求调整辅助幅度;迄今为止开发的可用控制器都无法识别和适应复杂和大幅度任务。

2.3.2 驱动控制技术

柔性材料在制作中,工艺和环境等因素会影响其本身的物理性能,导致柔性执行器最终运动结果和理论状态有较大偏差。此外,变形效果好的柔性材料恢复能力尤其是极限恢复能力较差,在多次反复使用条件下,物理性能参数变化大且非线性变化难以确定准确数值,同时弹性性能也会导致材料应力和应变变化非同步。柔性执行器继承了材料的非线性和迟滞性导致仿真建模困难,难以准确计算外骨骼的驱动控制。使用常见的 PID 速度或位置闭环等控制策略往往导致最终运动结果产生较大偏差。

柔性外骨骼开发的现阶段多使用开环控制方式,通过实验确定在不同状态下产生的期望输出力、变形和运动时的输入压力阈值^[10]。或是使用镜像方法,使用主从控制,采集主侧物理信号驱动从侧运动,规避复杂的控制逻辑^[20,65]。

但实现精准和稳定的柔性外骨骼控制的需求,也诞生一些新型的控制技术,例如分层控制。Yang 等^[77]将控制器分为两层,高层控制负责辅助的整体规划,包括欠驱动电机的工作流程、步态相位估计以及在低层控制中生成所需的参考力。低层控制中将伸展辅助期和屈曲辅助期完全分开。采用两个带摩擦补偿的前馈 PID 控制器,对每个阶段进行单独控制和调整。

模糊滑模控制是在滑模控制系统的趋近阶段通过模糊逻辑调节控制作用来补偿未建模动力学的影响。Wu 等^[78]以此建立了一个绳驱柔性外骨骼的实时控制系统,对具有高度非线性、耦合严重、没有明确的数学模型、环境因素大和具有较大时延及时变特性的外骨骼有不错的控制稳定性。

Yang 等^[79]提出了一种基于学习的运动控制器,利用带有饱和项的重复学习算法来实时学习和补偿 PAM 的不确定动态。利用周期信号追踪限制误差。

但总体而言,柔性外骨骼的控制技术仍处在初级阶段,要克服柔性材料的物理特性实现精准稳定控制,还需要不断探索。

2.4 辅助技术

2.4.1 外部设备

外骨骼需要大量的能量来驱动,而目前的小型

电池技术难以满足长时间运作的需求。

协助身体关节所需的功率通常很高,而柔性执行器又通常是巨大的功率吸收器,会吸收大量驱动器功率。因此,必须使用具有高功率的驱动器来提供具有足够的力量和速度。

电驱动是最常见的驱动方式,在柔性外骨骼中,电驱动主要分为两类,一种是使用电动机,依赖于缠绕在绞盘上的绳索进行驱动,电动机的使用带来了相对于其他执行器的易控性、更高的功率和更高的带宽等优点。但在摩擦和反向间隙现象方面存在缺点^[80-81]。另一种是依托于 SMA,通过电加热触发分子链方向的转变,导致异质变形,进行驱动输出^[82],具有质量轻、尺寸小、无噪音等优点。但行程和带宽有限,运动滞后性严重^[83-84]。

气驱动是现阶段热门的柔性外骨骼驱动方式,作为主要执行器的气囊可以收缩、扩张、伸长,具有高能效,显著的变形能力和较高特定功率输出,但其低带宽和非线性特性使得气驱动的控制策略通常缺乏精确的可控性^[84]。

为满足柔性外骨骼的要求,上述驱动器所需的电机、电池和气压等驱动部件仍然需要解决质量和体积方面的问题。

柔性外骨骼的大动态变形需要柔性传感器具有高应变范围、最小滞后和快速响应速度的特性,但现阶段通常很难同时实现这些特性^[85]。同时由于可穿戴柔性传感器嵌入式小型化的需要以及工作环境的限制,通常采用集成后端电路来分析信号^[86],这影响了信号采集准确性和效率,也限制了传感器可以感知的信号类型。

2.4.2 评估技术

柔性上肢外骨骼的性能通常采用活动范围、代谢成本、动力输出等进行评估^[87],但由于外骨骼穿着的特性以及安全考虑,这些条件并非越大越好,性能有效性需要量化,更多影响外骨骼性能的因素的重要性也需要区分。一个更加系统化、标准化的性能评估方案能够指引外骨骼向前发展。

柔性外骨骼动力传递的需求使它必须紧附于人体,舒适度评估的标准影响了外骨骼可穿戴时长,但由于舒适这种人体感受十分主观化,评估技术需要对人体骨骼肌肉体形等生理条件进行深入解析,不同生理状况的人如何通过一定量化获得尽可能最优质的舒适度体验是柔性外骨骼走向商品化需要解决的问题。

3 研究趋势

可穿戴柔性上肢外骨骼的应用领域非常广泛,

也对外骨骼的性能提出了不少需求。在医疗康复领域,帮助中风及运动神经元疾病等患者恢复上肢功能,需要外骨骼能够提供有力的辅助输出和符合人体繁杂自由度的灵活性。在日常辅助领域,帮助老年人或行动不便的人更自主地进行日常活动,需要外骨骼可以舒适的长时间佩戴和提供智能的运动辅助。在工业生产领域,减轻劳动者的肌肉疲劳和工作负荷,减少工伤事故的发生,提高工作效率,需要外骨骼的舒适佩戴和额外安全防护性能外,更需要

外骨骼可以长时间使用。在军事应用领域,帮助士兵增强力量和耐力,提高士兵的生存能力和作战效率,减少他们在战场上受伤的风险,需要外骨骼在提供助力防护舒适外,给与士兵更多智能化辅助,同时模块化设计可以让士兵根据需求快速更换辅助设备。根据国内外柔性上肢外骨骼的发展现状,考虑主要技术难题和应用领域需求,外骨骼的研究发展趋势可归纳为为灵活化、舒适化、顺应化、智能化,如图 10 所示。

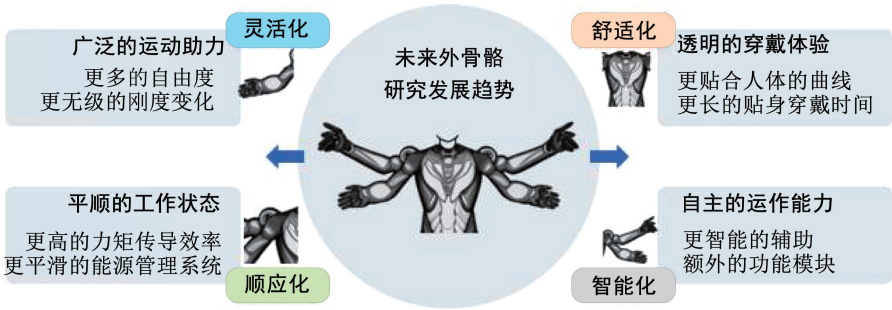


图 10 未来研究发展趋势

Fig. 10 Future research and development trend

3.1 灵活化

相对于刚性外骨骼而言,柔性外骨骼具有更好的运动稳定性,且不受关节转动中心分离问题的困扰。柔性外骨骼能够更好地适应人体关节的运动,减少多关节之间的运动干涉,从而能够实现更多的自由度,并且能够复现人体复杂的运动。功能不再局限于完成单独特定的动作,而是能够助力人体各种动作的实现。

柔性材料本身的刚度较低,其支撑能力相对较弱。可以通过结构设计实现执行器刚度的无级变化,以提升穿戴者的运动灵活性。在关节运动时能够提供较低的刚度,在固定时则提供较高的刚度。而且,刚度的快速切换不受关节角度的限制,为使用者提供了更加舒适、灵活和自由的助力体验。

3.2 舒适化

柔性外骨骼为减少对皮肤的压力和摩擦,设计更贴合人体曲线。结构贴身要求外骨骼的运动需要符合人体本身的形变,例如人体的弯曲关节,其在弯曲时外表面的径向长度在增加,此时贴合的弯曲执行器如果只完成了弯曲辅助运动而没有相应增长,人体表皮将感受到撕裂感,不适性。运动细节的设计可以使外骨骼的穿戴透明化,减轻使用者的异物感。

外骨骼长时间贴身穿戴的舒适性也需要具备良好的通风性和湿气调节性能,可以有效排除热量和湿气。更进一步的外骨骼可以实现内部温度控制、气压控制、辐射防护、外部保护等高级功能,保持使

用者的舒适感和安全性。

3.3 顺应化

力矩传导效率需要柔性外骨骼能稳定牢固的束缚在人体上,外骨骼的使用则要求穿戴效率。顺应化的固定结构可以实现穿着时对人体的高压力,穿脱时的低压力,方便使用者快速穿戴使用及危急时刻的快速脱离。

外骨骼设备主要依靠电池供电,顺应化的能源管理系统则可以根据使用者的需求和环境条件进行智能调节,以达到更高的能源利用效率。例如,当使用者需要进行高强度运动时,系统可以提供更大的能量输出;而在静止或低强度运动时,则可以降低能源消耗,延长使用时间。此外如能量回收、能量储存和能量转换等,例如,通过利用行走时的机械能转换为电能,再存储起来供后续使用,实现能源的循环利用,可以最大程度地减少能源浪费,提高能源利用效率,延长外骨骼设备的使用时间。

3.4 智能化

外骨骼操控不再依赖于人体反馈,有更多类型和功能的传感器。未来的外骨骼需要多模态传感器集成与融合,能够通过学习和自主控制实现更加自然和精准的动作,更好地辅助使用者进行运动。外骨骼的设计也应超出恢复和增强人体能力功能的藩篱,进一步扩展和替代自身能力人类运动能力,提供一些自主性的额外功能,例如可穿戴额外机器人肢体(Ex-Limb)^[88],具有一定数量的附加机械肢,可以穿戴在人体上。它不受恢复神经技术和人类终点的

限制^[89],通过算法控制,使其完成自然肢体运动外的任务。此外,环境安全的测量和警报、通话、危险状态的自主反应、更多的工具支持等功能也可以整合在外骨骼上。

外骨骼结构也需要进行模块化设计,一些功能实现的工具可以模块化的安装在外骨骼上,通过智能系统控制,解放双手实现更多任务的同时处理。根据不同环境和任务的工作需求,模块可以快速调整,适应高差异化的任务需求。

4 结 论

1)可穿戴柔性上肢外骨骼已有多种方案被提出,其中:绳驱柔性上肢外骨骼技术研究较为深入;形状记忆合金柔性上肢外骨骼多停留在合金材料改进层面;气动柔性上肢外骨骼发展较为迅速,表现出非常高的潜力;但均存在力矩输出较低、自由度数量较少和控制精度较差等问题。

2)可穿戴柔性上肢外骨骼主要面临着结构、材料、控制和辅助 4 个方面技术挑战。包括固定技术、变刚度技术、多自由度技术问题;绳索材料、气囊材料、形状记忆合金材料;意图识别技术、驱动控制技术;外部设备、性能评估等技术难题。

3)结合可穿戴柔性上肢外骨骼面临的技术挑战和应用领域的多重要求,将其未来发展趋势归纳为灵活化、舒适化、顺应化、智能化。未来可穿戴柔性上肢外骨骼需给予穿戴者更广泛的运动助力和更透明的穿戴体验,并具有更平顺的工作状态和更自主的运作能力。

4)可穿戴柔性上肢外骨骼技术涉及非常广泛的学科领域,如生物力学、材料工程学、控制工程学、机械工程学、神经医学等。其发展依赖于多学科多领域的技术进步,以使可穿戴柔性上肢外骨骼走向更加智能化、便携化和个性化的道路,满足多领域的各种功能需求。

参考文献

- [1]郭骥源,胡志刚,付东辽. 上肢助力外骨骼研究综述[J]. 机械传动, 2023, 47(3): 141
- [2]GUO Qiuyan, HU Zhigang, FU Dongliao. Review of research on upper limb assisted exoskeletons[J]. Journal of Mechanical Transmission, 2023, 47(3): 141. DOI:10.16578/j.issn.1004.2539.2023.03.020
- [3]ALIMAN N, RAMLI R, HARIS S. Design and development of lower limb exoskeletons: a survey[J]. Robotics and Autonomous Systems, 2017, 95: 102. DOI:10.1016/j.robot.2017.05.013
- [4]KUMAR V, HOTE Y V, JAIN S. Review of exoskeleton: history, design and control [C]//2019 3rd International Conference on Recent Developments in Control, Automation & Power Engineering (RDCAPE). Noida: IEEE, 2019: 677. DOI:10.1109/RDCAPE47089.2019.8979099
- [5]汪宗保,汪宗兵,杨永晖,等. 上肢康复可穿戴式外骨骼助力机器人的机械设计与研究[J]. 中国医疗器械杂志, 2022,

- 46(1): 42
- WANG Zongbao, WANG Zongbing, YANG Yonghui, et al. Mechanical design and research of wearable exoskeleton assisted robot for upper limb rehabilitation [J]. Chinese Journal of Medical Instrumentation, 2022, 46(1): 42. DOI: 10.3969/j.issn.1671-7104.2022.01.009
- [5]Mordor Intelligence. 外骨骼市场规模和份额分析 - 增长趋势和预测 (2024 - 2029) [EB/OL]. [2023 - 11 - 08]. <https://www.mordorintelligence.com/zh-CN/industry-reports/exoskeleton-market>
- [6]李辽远,韩建海,李向攀,等. 上肢康复机器人关键技术研究进展[J]. 机械设计与研究, 2021, 37(6): 28
- LI Liaoyuan, HAN Jianhai, LI Xiangpan, et al. A state-of-the-art review on upper limb rehabilitation robots [J]. Machine Design & Research, 2021, 37(6): 28. DOI: 10.13952/j.cnki.jofmndr.2021.0247
- [7]刘海品. 2023 年中国外骨骼机器人行业发展现状;应用场景多元 市场前景广阔【组图】[EB/OL]. [2023 - 11 - 08]. <https://www.qianzhan.com/analyst/detail/220/230825-163a1602.html>
- [8]AVINASH SINGH. Exoskeleton market size by product (stationary, mobile), by application (industrial, military, healthcare), technology (passive, semi-passive, active) & global forecast, 2022 - 2030 [EB/OL]. [2023 - 11 - 08]. <https://www.gminsights.com/industry-analysis/exoskeleton-market>
- [9]TRANSPARENCY MARKET RESEARCH. Global Exoskeleton market by mobility (mobile, fixed/stationary), by technology (powered, non-powered), by extremity (upper body, lower body, full body), by end-user (healthcare, military, industry), and by region-2022 to 2032 [EB/OL]. [2023 - 11 - 08]. <https://www.transparencymarketresearch.com/exoskeleton-market.html>
- [10]GOIA L S, CAMPO A B, COLÓN D. Modelling, control and applications of soft pneumatic actuators in upper-limb exoskeletons: a systematic review [C]//2022 Latin American Robotics Symposium (LARS), 2022 Brazilian Symposium on Robotics (SBR), and 2022 Workshop on Robotics in Education (WRE). São Bernardo do Campo: IEEE, 2022: 1. DOI: 10.1109/LARS/SBR/WRE56824.2022.9996030
- [11]MARTINEZ J A, NG P, LU S, et al. Design of Wrist Gimbal: a forearm and wrist exoskeleton for stroke rehabilitation [C]//2013 IEEE 13th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR). Seattle: IEEE, 2013: 6650459. DOI: 10.1109/ICORR.2013.6650459
- [12]KIM B, DESHPANDE A D. An upper-body rehabilitation exoskeleton Harmony with an anatomical shoulder mechanism [J]. International Journal of Robotics Research, 2017, 36(4): 414. DOI:10.1177/0278364917706743
- [13]ZIMMERMAN Y, FORINO A, RIENER R, et al. ANYexo: a versatile and dynamic upper-limb rehabilitation robot [J]. IEEE Robotics and Automation Letters, 2019, 4(4): 3649. DOI: 10.1109/LRA.2019.2926958
- [14]MCDALD A J. Development of an anatomical wrist therapy exoskeleton (AW-Tex) [C]//2015 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR). Singapore: IEEE, 2015: 434. DOI:10.1109/ICORR.2015.7281238
- [15]HUANG Jian, TU Xikai, HE Jiping. Design and evaluation of the RUPERT wearable upper extremity exoskeleton robot for clinical and In-home therapies [J]. IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics: Systems, 2016, 46(7): 926. DOI:10.1109/TSMC.2015.2497205
- [16]IRSHADAT M, SOUFIAN M, ELKURDI A, et al. Soft and hard robotics for movement rehabilitation, analysis and modelling [C]//2019 12th International Conference on Developments in eSystems Engineering (DeSE). Kazan: IEEE, 2019: 964. DOI:10.1109/DeSE.2019.00179
- [17]ZHANG Jun, SHENG Jun, O'NEILL C T, et al. Robotic artificial muscles: current progress and future perspectives [J]. IEEE Transactions on Robotics, 2019, 35(3): 761. DOI:10.1109/TRO.2019.2894371
- [18]XILOYANNIS M, ALICEA R, GEORGARAKIS A M, et al. Soft robotic suits: state of the art, core technologies, and open challenges [J]. IEEE Transactions on Robotics, 2022, 38(3): 1343. DOI:10.1109/TRO.2021.3084466
- [19]ROSEN J, FERGUSON P W. Wearable robotics: Systems and applications [M]. 1st ed. New York: Academic Press, 2019. DOI:10.1016/B978-0-12-814659-0.00025-4

- [20] BARDI E, GANDOLLA M, BRAGHIN F, et al. Upper limb soft robotic wearable devices: a systematic review [J]. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 2022, 19(1): 87. DOI:10.1186/s12984-022-01065-9
- [21] XILOYANNIS M, CHIARADIA D, FRISOLI A, et al. Physiological and kinematic effects of a soft exosuit on arm movements [J]. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 2019, 16(1): 29. DOI:10.1186/s12984-019-0495-y
- [22] LI Min, GUO Wenliang, XU Guanghua, et al. A tendon-driven upper-limb rehabilitation robot [C]//2018 15th International Conference on Ubiquitous Robots (UR). Honolulu: IEEE, 2018: 302. DOI:10.1109/URAI.2018.8441920
- [23] LI Ning, YU Peng, YANG Tie, et al. Bio-inspired wearable soft upper-limb exoskeleton robot for stroke survivors [C]//2017 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO). Macau: IEEE, 2017: 2693. DOI:10.1109/ROBIO.2017.8324826.
- [24] LESSARD S, PANSODTEE P, ROBBINS A, et al. A soft exosuit for flexible upper-extremity rehabilitation[J]. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering: A Publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2018, 26(8): 1604. DOI:10.1109/TNSRE.2018.2854219
- [25] CHIARADIA D, TISENI L, XILOYANNIS M, et al. An assistive soft wrist exosuit for flexion movements with an ergonomic reinforced glove[J]. *Frontiers in Robotics and AI*, 2021, 7: 595862. DOI: 10.3389/frobt.2020.595862
- [26] CHOI H, KANG B B, JUNG B K, et al. Exo-wrist: a soft tendon-driven wrist-wearable robot with active anchor for dart-throwing motion in hemiplegic patients[J]. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 2019, 4(4): 4499. DOI:10.1109/LRA.2019.2931607
- [27] LI Min, LIANG Ziting, HE Bo, et al. Attention-controlled assistive wrist rehabilitation using a low-cost EEG sensor[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2019, 19(15): 6497. DOI:10.1109/JSEN.2019.2910318
- [28] HIGUMA T, KIGUCHI K, ARATA J. Low-profile two-degree-of-freedom wrist exoskeleton device using multiple spring blades[J]. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 2018, 3(1): 305. DOI: 10.1109/LRA.2017.2739802
- [29] YANG Shiqi, LI Min, WANG Jiale, et al. A novel wrist rehabilitation exoskeleton using 3D-printed multi-segment mechanism [C]//2021 43rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC). Mexico: IEEE, 2021: 4769. DOI:10.1109/EMBC46164.2021.9630996
- [30] BAGNESCHI T, CHIARADIA D, RIGHI G, et al. A soft hand exoskeleton with a novel tendon layout to improve stable wearing in grasping assistance [J]. *IEEE Transactions on Haptics*, 2023, 16(2): 311. DOI:10.1109/TOH.2023.3273908
- [31] BÜTZER T, LAMBERCY O, ARATA J, et al. Fully wearable actuated soft exoskeleton for grasping assistance in everyday activities[J]. *Soft Robotics*, 2021, 8(2): 128. DOI:10.1089/soro.2019.0135
- [32] CHEN Wenyuan, LI Guangyong, LI Ning, et al. Soft exoskeleton with fully actuated thumb movements for grasping assistance[J]. *IEEE Transactions on Robotics*, 2022, 38(4): 2194. DOI:10.1109/TRO.2022.3148909
- [33] RAJAKUMAR B, SKM V. Datasets of fingertip forces while grasping a handle with unsteady thumb platform [J]. *Scientific Data*, 2022, 9(1): 452. DOI: 10.1038/s41597-022-01497-x
- [34] LI Ning, YANG Tie, YU Peng, et al. Bio-inspired upper limb soft exoskeleton to reduce stroke-induced complications [J]. *Bioinspiration & Biomimetics*, 2018, 13(6): 066001. DOI:10.1088/1748-3190/aad8d4
- [35] SOKOLOV O, HOŠOVSKÝ A, TROJANOVÁ M. Design, modelling, and control of continuum arms with pneumatic artificial muscles: a review [J]. *Machines*, 2023, 11(10): 936. DOI:10.3390/MACHINES11100936
- [36] CAPACE A, RANDAZZINI L, COSENTINO C, et al. Design, realization and experimental characterisation of a controllable-compliance joint of a robotic exoskeleton for assist-as-needed rehabilitation [C]//2020 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA). Bari: IEEE, 2020: 1. DOI:10.1109/MeMeA49120.2020.9137142
- [37] ZHANG Guanlan, LIN Mingxing. Design of a soft robot using pneumatic muscles for elbow rehabilitation [C]//2018 3rd International Conference on Robotics and Automation Engineering (ICRAE). Guangzhou: IEEE, 2018: 14. DOI:10.1109/ICRAE.2018.8586677
- [38] POLYGERINOS P, LYNE S, WANG Zheng, et al. Towards a soft pneumatic glove for hand rehabilitation [C]//2013 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Tokyo: IEEE, 2013: 1512. DOI:10.1109/IROS.2013.6696549
- [39] THALMAN C M, LAM Q P, NGUYEN P H, et al. A novel soft elbow exosuit to supplement bicep lifting capacity [C]//2018 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS). Madrid: IEEE, 2018: 6965. DOI:10.1109/IROS.2018.8594403
- [40] NASSOUR J, ZHAO Guoping, GRIMMER M. Soft pneumatic elbow exoskeleton reduces the muscle activity, metabolic cost and fatigue during holding and carrying of loads[J]. *Scientific Reports*, 2021, 11(1): 12556. DOI:10.1038/s41598-021-91702-5
- [41] NATIVIDAD R F, MILLER-JACKSON T, CHEN-HUA R Y. A 2-DOF shoulder exosuit driven by modular, pneumatic, fabric actuators[J]. *IEEE Transactions on Medical Robotics and Bionics*, 2021, 3(1): 166. DOI:10.1109/TMRB.2020.3044115
- [42] LIM D Y L, LAI H S, YEOW R C H. A bidirectional fabric-based soft robotic glove for hand function assistance in patients with chronic stroke[J]. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 2023, 20(1): 120. DOI:10.1186/s12984-023-01250-4
- [43] LAI Jianwei, SONG Aiguo, WANG Jiajin, et al. A novel soft glove utilizing honeycomb pneumatic actuators (HPAs) for assisting activities of daily living[J]. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering: A Publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2023, 31: 3223. DOI:10.1109/TNSRE.2023.3302612
- [44] KURUMAYA S, NABAE H, ENDO G, et al. Design of thin McKibben muscle and multifilament structure [J]. *Sensors and Actuators A: Physical*, 2017, 261: 66. DOI:10.1016/j.sna.2017.04.047
- [45] MELLER M A, BRYANT M, GARCIA E. Reconsidering the McKibben muscle; Energetics, operating fluid, and bladder material[J]. *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, 2014, 25(18): 2276. DOI:10.1177/1045389x14549872.
- [46] YAP H K, LIM J H, NASRALLAH F, et al. A soft exoskeleton for hand assistive and rehabilitation application using pneumatic actuators with variable stiffness [C]//2015 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA). Seattle: IEEE, 2015: 4967. DOI:10.1109/ICRA.2015.7139889
- [47] KOH T H, CHENG N, YAP H K, et al. Design of a soft robotic elbow sleeve with passive and intent-controlled actuation [J]. *Frontiers in Neuroscience*, 2017, 11: 597. DOI:10.3389/fnins.2017.00597.
- [48] AL-FAHAAM H, DAVIS S, NEFTI-MEZIANI S. Wrist rehabilitation exoskeleton robot based on pneumatic soft actuators [C]//2016 International Conference for Students on Applied Engineering (ICSAE). Newcastle Upon Tyne: IEEE, 2016: 491. DOI:10.1109/ICSAE.2016.7810241
- [49] LIU Sicong, FANG Zhonggui, LIU Jianhui, et al. A compact soft robotic wrist brace with origami actuators[J]. *Frontiers in Robotics and AI*, 2021, 8: 614623. DOI:10.3389/frobt.2021.614623
- [50] WANG Fuhao, WANG Hongbo, LUO Jingjing, et al. Design and research of A soft hand rehabilitation robot with multiple training modes [C]//2022 3rd International Conference on Computing, Networks and Internet of Things (CNIOT). Qingdao: IEEE, 2022: 171. DOI:10.1109/CNIOT55862.2022.00037
- [51] BHAT A, JAIPURKAR S S, LOW L T, et al. Reconfigurable soft pneumatic actuators using extensible fabric-based skins [J]. *Soft Robotics*, 2023, 10(5): 923. DOI:10.1089/soro.2022.0089
- [52] MALDONADO-MEJÍA J C, MÚNERA M, DIAZ C A R, et al. A fabric-based soft hand exoskeleton for assistance: the ExHand Exoskeleton[J]. *Frontiers in Neurorobotics*, 2023, 17: 1091827. DOI:10.3389/fnbot.2023.1091827
- [53] ZHANG Zhuang, LONG Yongzhou, CHEN Genliang, et al. Soft and lightweight fabric enables powerful and high-range pneumatic actuation[J]. *Science Advances*, 2023, 9(15): eadg1203. DOI: 10.1126/sciadv. adg1203
- [54] PARILUSYAN B, TEYSSIER M, GUILLAUME Z, et al. Local layer splitting: an additive manufacturing method to define the

- mechanical properties of soft pneumatic actuators during fabrication [C]//2023 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA). London: IEEE, 2023: 12331. DOI:10.1109/ICRA48891.2023.10161245
- [55] AFSAR O K, SHTARBANOV A, MOR H, et al. OmniFiber: Integrated fluidic fiber actuators for weaving movement based interactions into the 'fabric of everyday life' [C]//UIST'21: The 34th Annual ACM Symposium on User Interface Software and Technology. Virtual Event: ACM, 2021: 1010. DOI:10.1145/3472749.3474802
- [56] COPACI D, CANO E, MORENO L, et al. New design of a soft robotics wearable elbow exoskeleton based on shape memory alloy wire actuators [J]. Applied Bionics and Biomechanics, 2017, 2017: 1605101. DOI:10.1155/2017/1605101
- [57] PARK S J, PARK C H. Suit-type wearable robot powered by shape-memory-alloy-based fabric muscle [J]. Scientific Reports, 2019, 9(1): 9157. DOI:10.1038/s41598-019-45722-x
- [58] SUI Mengli, OUYANG Yiming, JIN Hu, et al. A soft-packaged and portable rehabilitation glove capable of closed-loop fine motor skills [J]. Nature Machine Intelligence, 2023, 5(10): 1149. DOI:10.1038/s42256-023-00728-z
- [59] PARK S J, KIM U, PARK C H. A novel fabric muscle based on shape memory alloy springs [J]. Soft Robotics, 2020, 7(3): 321. DOI:10.1089/soro.2018.0107
- [60] CAPPELLO L, BINH D K, YEN S C, et al. Design and preliminary characterization of a soft wearable exoskeleton for upper limb [C]//2016 6th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob). Singapore: IEEE, 2016: 623. DOI:10.1109/BIOROB.2016.7523695
- [61] JING Huilan, HUA Letian, LONG Fei, et al. Variable stiffness and fast-response soft structures based on electrorheological fluids [J]. Journal of Materials Chemistry C, 2023, 11(35): 11842. DOI:10.1039/D3TC01563G
- [62] HU Qiqiang, LI Junyang, TAO Jian, et al. Inverse origami design model for soft robotic development [J]. Soft Robotics, 2024, 11(1): 131. DOI:10.1089/soro.2022.0197
- [63] THOMPSON-BEAN E, STEINER O, MCDAID A. A soft robotic exoskeleton utilizing granular jamming [C]//2015 IEEE International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM). Busan: IEEE, 2015: 165. DOI:10.1109/AIM.2015.7222526
- [64] 朱纯煜, 李素姣, 喻洪流. 穿戴式上肢外骨骼康复机器人发展现状分析 [J]. 生物医学工程与临床, 2021, 25(3): 375
- ZHU Chunyu, LI Sujiao, YU Hongliu. Analysis of development status of wearable upper-limb exoskeleton rehabilitation robot [J]. Biomedical Engineering and Clinical Medicine, 2021, 25(3): 375. DOI:10.13339/j.cnki.sgle.20210423.001
- [65] GULL M A, BAI Shaoping, BAK T. A review on design of upper limb exoskeletons [J]. Robotics, 2020, 9(1): 16. DOI:10.3390/robotics9010016
- [66] CHEN J H, URSELL C R. Comparison of wire rope life using nylon and steel sheaves-Part 1: test methodology and comparison of wire rope endurance life: 790904 [R]. United States: SAE International, 1979. DOI:10.4271/790904
- [67] HIGUERAS-RUIZ D R, NISHIKAWA K, FEIGENBAUM H, et al. What is an artificial muscle? A comparison of soft actuators to biological muscles [J]. Bioinspiration & Biomimetics, 2022, 17(1): 011001. DOI:10.1088/1748-3190/ac3adf
- [68] VIJAYARAM T R. A technical review on RUBBER [J]. International Journal on Design and Manufacturing Technologies, 2009, 3(1): 25. DOI:10.18000/ijodam.70043
- [69] MARECHAL L, BALLAND P, LINDENROTH L, et al. Toward a common framework and database of materials for soft robotics [J]. Soft Robotics, 2021, 8(3): 284. DOI:10.1089/soro.2019.0115
- [70] HAN Yi, HE Qiang, ZHENG Bo. Study on rubber surface enhancement of fiber fabric [J]. Journal of Polymer Research, 2021, 28(3): 85. DOI:10.1007/s10965-021-02444-x
- [71] PARVEZ M A, RAHMAN M M, SAMYKANO M, et al. Current advances in fabric-based airbag material selection, design and challenges for adoption in futuristic automobile applications [J]. Materials Today: Proceedings, 2023. DOI:10.1016/j.matpr.2023.09.081
- [72] NGUYEN P H, ZHANG Wenlong. Design and computational modeling of fabric soft pneumatic actuators for wearable assistive devices [J]. Scientific Reports, 2020, 10(1): 9638. DOI:10.1038/s41598-020-65003-2
- [73] MOHD JANI J, LEARY M, SUBIC A, et al. A review of shape memory alloy research, applications and opportunities [J]. Materials & Design (1980-2015), 2014, 56: 1078. DOI:10.1016/j.matdes.2013.11.084
- [74] MIRVAKILI S M, HUNTER I W. Artificial muscles: mechanisms, applications, and challenges [J]. Advanced Materials, 2018, 30(6): 1704407. DOI:10.1002/adma.201704407
- [75] LEE H, KIM W, HAN J, et al. The technical trend of the exoskeleton robot system for human power assistance [J]. International Journal of Precision Engineering and Manufacturing, 2012, 13(8): 1491. DOI:10.1007/s12541-012-0197-x
- [76] JEFFREY B, FRANCISCO GERARD E, HSU C S, et al. Myoelectric control and neuromusculoskeletal modeling: complementary technologies for rehabilitation robotics [J]. Current Opinion in Biomedical Engineering, 2021 (prepublish): 100313. DOI:10.1016/j.cobme.2021.00313
- [77] YANG Wei, GUI Lianghong, FENG Luying, et al. Design and control of a novel underactuated soft exosuit [C]// Intelligent Robotics and Applications: 16th International Conference, ICIRA. Hangzhou: Springer, 2023: 564. DOI:10.1007/978-981-99-6489-5_46
- [78] WU Qingcong, WANG Xingsong, CHEN Bai, et al. Design and fuzzy sliding mode admittance control of a soft wearable exoskeleton for elbow rehabilitation [J]. IEEE Access, 2018, 6: 60249. DOI:10.1109/ACCESS.2018.2875550
- [79] YANG Tong, CHEN Yiheng, SUN Ning, et al. Learning-based error-constrained motion control for pneumatic artificial muscle-actuated exoskeleton robots with hardware experiments [J]. IEEE Transactions on Automation Science and Engineering, 2022, 19(4): 3700. DOI:10.1109/TASE.2021.3131034
- [80] XILOYANNIS M, CHIARADIA D, FRISOLI A, et al. Physiological and kinematic effects of a soft exosuit on arm movements [J]. Journal of Neuroengineering and Rehabilitation, 2019, 16(1): 29. DOI:10.1186/s12984-019-0495-y
- [81] GEORGARAKIS A M, SONG J, WOLF P, et al. Control for gravity compensation in tendon-driven upper limb exosuits [C]//2020 8th IEEE RAS/EMBS International Conference for Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob). New York: IEEE, 2020: 340. DOI:10.1109/BioRob49111.2020.9224460
- [82] YAO D R, KIM I, YIN Shukun, et al. Multimodal soft robotic actuation and locomotion [J]. Advanced Materials, 2024: 2308829. DOI:10.1002/adma.202308829
- [83] VILLOSLADA A, FLORES A, COPACI D, et al. High-displacement flexible Shape Memory Alloy actuator for soft wearable robots [J]. Robotics and Autonomous Systems, 2015, 73(C): 91. DOI:10.1016/j.robot.2014.09.026
- [84] GONZALEZ-VAZQUEZ A, GARCIA L, KILBY J, et al. Soft wearable rehabilitation robots with artificial muscles based on smart materials: a review [J]. Advanced Intelligent Systems, 2023, 5(4): 2200159. DOI:10.1002/aisy.202200159.
- [85] HUANG Xinghao, LIU Liangshu, LIN Y H, et al. High-stretchability and low-hysteresis strain sensors using origami-inspired 3D mesostructures [J]. Science Advances, 2023, 9(34): eadh9799. DOI:10.1126/sciadv.adh9799
- [86] NAN Xueli, WANG Xin, KANG Tongtong, et al. Review of flexible wearable sensor devices for biomedical application [J]. Micromachines, 2022, 13(9): 1395. DOI:10.3390/mi13091395
- [87] ZHANG Xiao, CHEN Xue, HUO Bo, et al. An integrated evaluation approach of wearable lower limb exoskeletons for human performance augmentation [J]. Scientific Reports, 2023, 13(1): 4251. DOI:10.1038/s41598-023-29887-0
- [88] LI Huibin, LI Zhong, HE Long, et al. Wearable extra robotic limbs: a systematic review of current progress and future prospects [J]. Journal of Intelligent & Robotic Systems, 2023, 109(1): 16. DOI:10.1007/s10846-023-01940-0
- [89] EDEN J, BRÄCKLEIN M, IBÁÑEZ J, et al. Principles of human movement augmentation and the challenges in making it a reality [J]. Nature Communications, 2022, 13(1): 1345. DOI:10.1038/s41467-022-28725-7