



DOI: 10.12382/bgxb.2023.0637

外骨骼机器人助力效能测试方法及应用综述

刘亚丽^{1,2}, 鲁妍池¹, 徐小龙¹, 宋道志^{1,2*}

(1. 北京理工大学 机电学院, 北京 100081; 2. 北京理工大学 前沿技术研究院 外骨骼技术研发中心, 山东 济南 250300)

摘要: 外骨骼机器人在军事、医疗及工业等领域展现出广阔的应用前景,迫切需要一套科学的外骨骼助力效能测试评估体系,以实现对外骨骼研发、产品迭代及实际使用的指导与规范。为全面把握现有性能测试方法,进行 CiteSpace 可视化科学知识图谱分析与数据统计,围绕代谢成本评估、生物电信号评估、运动学与动力学参数评估、工况表现评估和综合评价模型 5 类常见评估方法进行综述,总结其关键指标与技术局限,并从评估理论深入与测试方法、候选评估集合建立方法、综合评价模型结构设计与指标赋权方法、多场景测试方法 4 个方面,对外骨骼效能评估技术的未来发展提出展望,对完善外骨骼评估体系、实现技术横向比较具有实际意义。

关键词: 外骨骼机器人; 助力效能测试; 代谢成本; 生物电信号; 人体生物力学; 综合评价模型

中图分类号: TP242

文献标志码: A

文章编号: 1000-1093(2024)08-2497-23

A Review of the Evaluation Methods of Assisting Effectiveness of Exoskeleton Robot and Its Applications

LIU Yali^{1,2}, LU Yanchi¹, XU Xiaolong¹, SONG Qiuzhi^{1,2*}

(1. School of Mechatronic Engineering, Beijing Institute of Technology, Beijing 100081, China;

2. Exoskeleton Technology Research and Development Center, Institute of Advanced Technology,

Beijing Institute of Technology, Jinan 250300, Shandong, China)

Abstract: Exoskeleton robots have shown promising applications in military, medical and industrial fields. A scientific exoskeleton assisting effectiveness evaluation system is urgently needed to achieve guidance and specification for exoskeleton research and development, product iteration, and practical use. CiteSpace visualized scientific knowledge mapping analysis and data statistics are conducted to comprehensively grasp the existing performance evaluation methods. The current research status of 5 common assisting effectiveness evaluation methods is reviewed in detail, including metabolic cost evaluation, bioelectrical signal evaluation, kinematic and kinetic parameters evaluation, work performance evaluation, and comprehensive evaluation models, and their key indicators and technical limitations are summarized. An outlook on the development trends and research priorities of exoskeleton assisting effectiveness evaluation technology is presented from 4 aspects: evaluation theories deepening and test method, establishment method of targeted candidate evaluation sets, comprehensive evaluation model structure design and index weights assignment method, and multi-scene test method, which has

收稿日期: 2023-07-08

基金项目: 国家自然科学基金青年基金项目(51905035); 北京理工大学青年教师学术启动计划项目(XSQD-202202001)

* 通信作者邮箱: qzhsong@bit.edu.cn

practical significance to improve the exoskeleton testing system and realize technology horizontal comparison.

Keywords: exoskeleton robot; assisting effectiveness test; metabolic cost; bioelectrical signal; human biomechanics; comprehensive evaluation model

0 引言

外骨骼机器人源于对昆虫等甲壳节肢类动物的模仿,利用外部结构为生物提供保护、补足与支撑,从而增强使用者的运动、防护和适应环境的能力。在与自然的长期斗争中,早在远古时期,人们便已习得依靠外界工具提升人能力的方法,广义上的外骨骼器械可以追溯到古代士兵所着甲胄,但囿于技术、材料等多方面不足,传统交互设备仅能从装配者身上获取驱动能量,甚至会出现行动受限、体能大幅消耗等副作用,无法完全释放出外骨骼的可能性。自 20 世纪 60 年代以来,随着传感、控制、人机交互以及能源技术等科技领域的发展,外骨骼机器人逐渐从无动力、被动行走的传统程式控制,转向自适应的机电耦合操控系统与轻量化的无源机械助力结构,代表性产品有美国加州伯克利分校 BLEEX 负重行走外骨骼^[1]、日本筑波大学 HAL 混合辅助动力腿^[2]、以色列 ReWalk 医疗助行外骨骼^[3]和美国哈佛大学 Soft Exosuit 柔性外骨骼^[4]等。增强人体机能外骨骼(Exoskeletons for Human Performance Augmentation, EHPA)计划^[5-6]、战术突击轻甲(Tactical Assault Light Operator Suit, TALOS)计划^[7]等均极大地推动了外骨骼理论与应用研究领域的发展,目前很多国家都在研制外骨骼机器人抢占各行业装备制造的制高点^[8-16]。

伴随外骨骼机器人的快速涌现与投产,行业迫切需要一种科学的外骨骼助力效能测试体系,对外骨骼设备的功能性、安全性与可行性进行系统评估,指导外骨骼的研发、产品迭代及临床使用。该测试体系需要深刻理解人机交互做功机理的底层逻辑,不仅能横向评估相似助力目标的不同外骨骼设备,还可多方面检验外骨骼结构设计与控制策略,提供肌肉代偿、自由度损失等问题的改进依据。现有的国际标准,如 ISO13482^[17]、IEC80601—2—78^[18]等,对用于个人护理、医疗康复的外骨骼设计具有一定借鉴意义,但在设备稳定性、接触安全规范方面仍存在监管缺口。此外,目前大多外骨骼机器人评估指标较为单一,可能因聚焦局限而导致不全面的评测结果。如 Farris 等^[19]指出使用弹性踝关节外骨骼

时,尽管足底屈肌肌力大幅降低,但踝关节肌肉的总代谢能耗并未显著减少;Gregorczyk 等^[11]则表示不科学的下肢外骨骼将显著影响穿戴者的代谢成本和步态生物力学结构,使其行走姿势更歪曲、足底冲击力更大。然而,鉴于外骨骼系统多样的助力原理、复杂的会话环境及人因因素,目前尚未出现具有普适性的外骨骼性能评估体系,综合比较不同来源的研究结果^[20]存在困难,进一步使外骨骼应用局限于实验室环境^[21]。

性能检验之于外骨骼系统研究必不可少,但国内外研究者大多着眼于外骨骼机器人本身进行发展现状与核心技术分析,缺乏助力效能测试技术的针对性综述。为统一不同类型外骨骼性能的评价方式,建立助力效能评估的标准化系统以供各类用户使用,本文基于 CiteSpace 软件进行大数据分析,揭示研究现状及内在运行规律,总结出代谢成本评估、生物电信号评估、运动学与动力学参数评估、工况表现评估和综合评价模型 5 种较为通用的外骨骼助力效能评估方法,并就其研究重点、应用缺陷和发展方向进行剖析。

1 外骨骼助力效能测试方法研究现状调研

大数据科学知识图谱能通过多角度数据挖掘,对学科整体与局部发展的规律性进行量化及可视化研究,兼具图和谱的双重特性:既可揭示静态的知识结构框架图,描述知识在空间上的结构关系;又能展示动态的知识发展进程谱,体现知识在时间上的发展与流动^[22]。考虑到近年来外骨骼研究的快速增长,本文以 Web of Science 核心合集、中国科学引文数据库近 15 年(2008 年—2023 年)收录的外骨骼研究及其助力效能评估领域文献作为研究样本,在考虑了潜在同义词与不同拼写后,使用 AND/OR/NOT 布尔运算符组合 3 组关键词作为检索字符串:TS = ((“exoskeleton *” OR “wearable robot *” OR “powered ortho *”) AND (“test *” OR “assessment *” OR “measure *” OR “evaluation *” OR “quantification *” OR “appraisal *” OR “benchmarking *”) AND (“effectiveness *” OR “performance *” OR “usability *”))。检索获得 955 份相关文献,为保证目标数据的精准

性与综合性,经系统除重,删去重复文献 22 篇;经人工审查,筛除与研究主题不相符的文献 285 篇,具体筛查标准为:与外骨骼机器人无关、不含运动性能测试、仅测试系统的感知算法或控制系统性能;补充其他来源中符合上述筛查标准的相关文献(含专利) 12 篇。最终收录中文文献 193 篇、英文文献 467 篇。运用 CiteSpace V5.7 R5 软件绘制基于共被引分析与关键路径计算的科学知识图谱,针对该研究领域进行发文量统计、国家/机构合作与研发情况分析、共被引关系网络及关键词聚类分析,并挖掘核心文献 127 篇展开统计与综述。文献检索及筛选过程如图 1 所示,图中 n_p 表示文献数量。

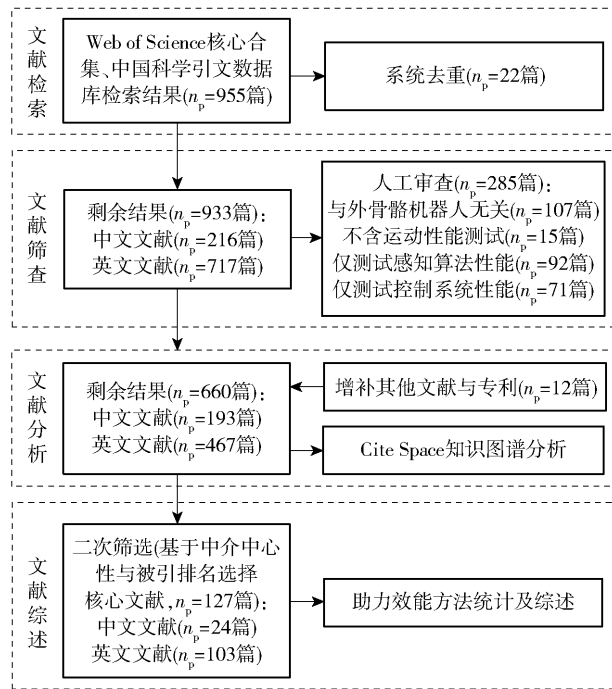


图 1 文献检索及筛选流程图

Fig. 1 Document search and screening flowchart

1.1 发文趋势及合作网络分析

对上述中英文期刊论文逐年进行发文统计,如图 2 所示,截至 2021 年,发文量整体呈指数级上升趋势,基本服从普赖斯理想曲线(即科学的指数增长模型),并于 2020 年前后出现急剧升温,2021 年度发文量创历史新高(160 篇),2022 年前后增速有所放缓。外骨骼机器人研究与应用性能检验属于 20 世纪末初露端倪的新兴研究领域,统计结果显示,2008 年—2016 年该领域正处于酝酿期与沉淀期,2017 年—2021 年逐年增长的发文态势表明,伴随多模态传感融合与智能控制技术的长足发展,该领域正在逐步博得国内外研究人员的关注,成为行业研究热点。

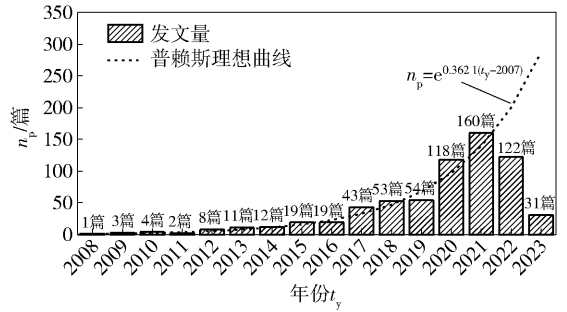


图 2 外骨骼研究及其助力效能测试领域发文统计
Fig. 2 Article volume statistics in the field of exoskeleton research and assisting effectiveness evaluation

为鉴别核心研究机构或学术团体,对研究国家/机构进行合作性网络分析。在 CiteSpace 中选取“Institution”和“Country”作为节点类型,各切片阈值为“Top 10 per slice”和“Top 10% per slice”,其余参数保持默认设置,获得网络节点共 410 个,连线共 1 159 条,网络密度为 0.013 8。

据图 3 显示,美国呈现明显环状外圈,中介中心性较强,即跨机构研究联络能力强,在多边共事研究中充当不可或缺的桥梁作用,与瑞士、荷兰、英国等国家合作密切。国家/研究机构发文量与中介中心性如表 1 所示,该表统计得发文量前 5 的国家/研究机构分别为美国(232 篇)、中国(193 篇)、意大利(81 篇)、韩国(59 篇)、日本(41 篇),形成以美国—中国—意大利—韩国—日本为主要研究者的网状团块,各方合作交流程度紧密,构成该领域的核心学术群体。就发文数量及影响力而言,我国的外骨骼研究已跻身国际领先水平,其主要研究机构集中于中国科学院(38 篇)、清华大学(26 篇)、北京理工大学(19 篇)、香港大学(16 篇)、华南理工大学(14 篇)等科研院所。

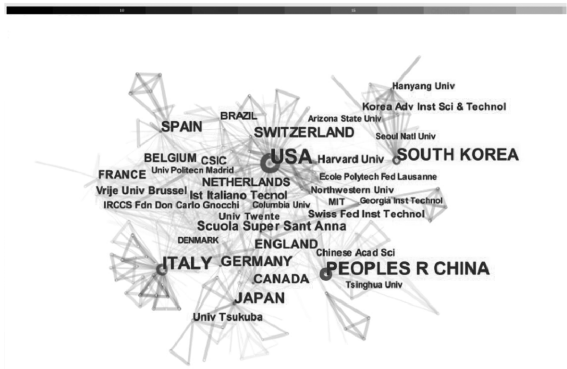


图 3 国家/研究机构合作网络图谱
Fig. 3 Mapping of countries/research institutes cooperation networks

表 1 国家/研究机构发文量与中介中心性 (Top 10)

Table 1 Article volume and intermediary centrality of countries/research institutions (Top 10)

序号	发文量/篇	中介中心性	国家/机构
1	232	0.84	USA(美国)
2	193	0.56	China(中国)
3	81	0.33	Italy(意大利)
4	59	0.26	South Korea(韩国)
5	41	0.17	Japan(日本)
6	36	0.15	Spain(西班牙)
7	35	0.05	Switzerland(瑞士)
8	30	0.14	Germany(德国)
9	23	0.15	Canada(加拿大)
10	21	0.02	Scuola Superiore Sant'Anna (圣安娜高等学院)

1.2 共被引关系网络及核心文献分析

为进一步把握外骨骼助力效能测试领域的研究进展,进行文献共被引分析,以测度引文关系为切入点对文献进行规模化解读。在文献著作数量激增的当下,共被引分析在挖掘文章间动态耦合程度、作者间潜在合作关系及把握科学研究发展脉络方面具有重要意义。在 CiteSpace 中选取“Reference”作为节点类型,节点选择标准设为 $g\text{-index}(k=23)$,其余参数保持默认设置,获得图 4 所示外骨骼助力效能研究领域的文献共被引关系网络图谱,其中,网络节点共 576 个,连线共 2 088 条,网络密度为 0.012 6;进行“Label cluster with abstract items”关键词聚类分析,共被引知识图谱可聚为 15 类,模块性指数为 0.786 9 (>0.3),平均剪影指数为 0.922 6 (>0.4),证明该网络聚类边界清晰度较高,内部文献的同质性水平合理。

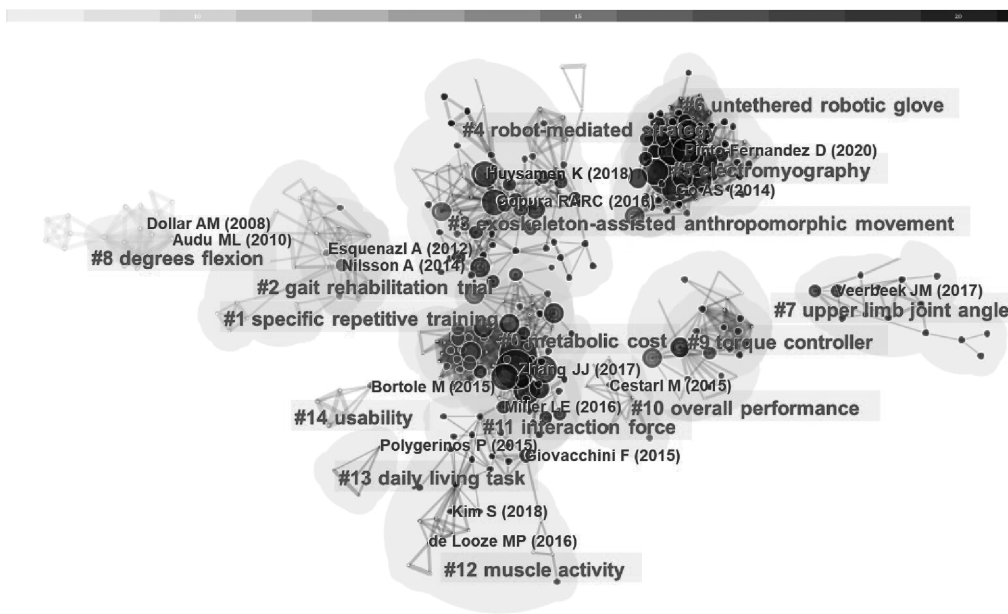


图 4 外骨骼助力效能研究领域的文献共被引关系网络图谱

Fig. 4 Co-citation network mapping in the field of exoskeleton assisting effectiveness research

分析强连接聚类类名,可将外骨骼助力效能的整体研究态势划分成 5 个方向,按照聚类图簇大小排序为“specific repetitive training”、“gait rehabilitation trial”、“daily living task”等工况表现评估,“limb joint angle”、“degrees flexion”、“interaction force”等运动学及动力学参数评估,“metabolic cost”等代谢成本评估,“muscle activity”等生物电信号评估,以及“overall performance”、“usability”等综合评价模型。

根据 CiteSpace 所示中介中心性与被引频次,选

择共被引网络中 127 篇最具代表性的核心文献(中文文献 24 篇、英文文献 103 篇)。为检验样本来源的综合程度与分布情况,进行面向外骨骼辅助类型、助力区段及应用领域的统计性分析,其数据来源为剔除相同物理原型的外骨骼后,剩余 93 篇包含不同构形的外骨骼研究文献。基于外骨骼使用状态及一般用途,将其分为增强型(37.01%)、辅助型(11.81%)与康复型(51.18%),如图 5(a)所示。其中,增强型外骨骼旨在增强人体力量、耐力及速度等运动特性,通常由健康用户在熟悉训练后独立使

用;辅助型外骨骼通过向关节或肌肉施加人工支持,补偿因劳损、创伤或虚弱而部分受损的运动功能,通常面向轻型运动功能障碍者及高强度体力劳动者使用;康复型外骨骼则面向脑卒中、脊髓损伤 (Spinal Cord Injury, SCI) 等伤患恢复正常步态模式提供器械治疗,侧重于运动功能的临床改善与恢复,一般要求在外界帮助和全程监护下使用。

整身(上下肢与躯干)为目标助力部位的比率。按照肩部、肘部、腕部和手部的参与程度可将上肢外骨骼(19.68%)分为近端助力与远端助力,把专注于下臂末端牵引或手势活动的外骨骼归纳为上肢远端外骨骼(11.81%);覆盖全臂或肩、肘等上臂区域的归为上肢近端外骨骼(7.87%)。康复医疗是上肢外骨骼的主要应用领域,在上肢近端和远端的辅助类型中分别占比 70% 和 66.67%。近端康复对于上肢运动功能恢复具有重要意义,研究者通常在肩部设计中预留足够的自由度,以恢复肩关节节律,完成多关节联合的康复训练;远端康复外骨骼则主要致力于提升机构的类人柔顺性与手部尺寸适配程度,引导患者利用残余肌力进行五指屈曲、伸展与灵活抓取等精细化训练。相比于上肢外骨骼对小肌肉群控制能力的提升,下肢外骨骼(77.16%)因其辅助用户站立、行走与平衡的躯干支撑功能,备受国内外研究者关注,研发成果更加丰硕。髌膝/髌踝关节是外骨骼研究最集中的助力区段(51.18%),其构形多样且支持主/被动运动、阻抗运动以及示教运动等多种运动模式,在康复医疗领域应用尤为广泛(60%);膝踝/踝足外骨骼中采用轻量化机构与被动辅助策略的研究居多,因此更适用于长期步行、负重移动等运动功能增强(63.64%)场景。

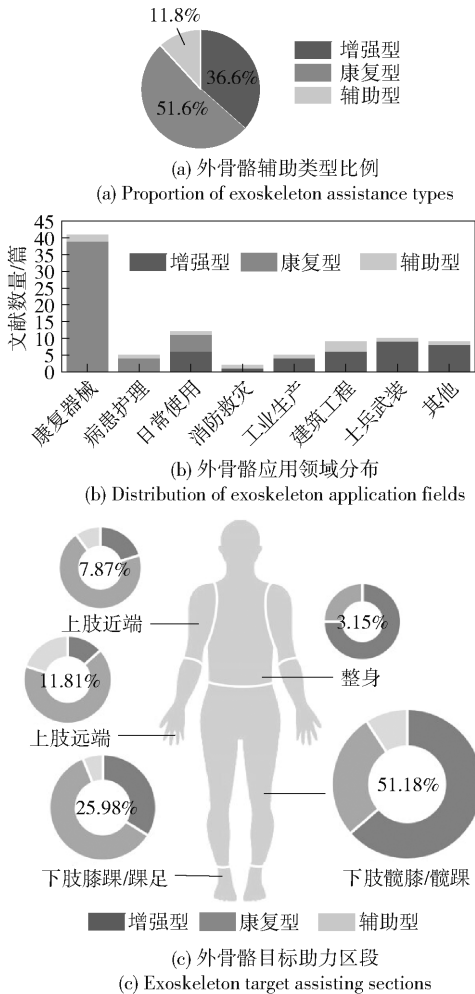


图 5 外骨骼机器人应用情况调研

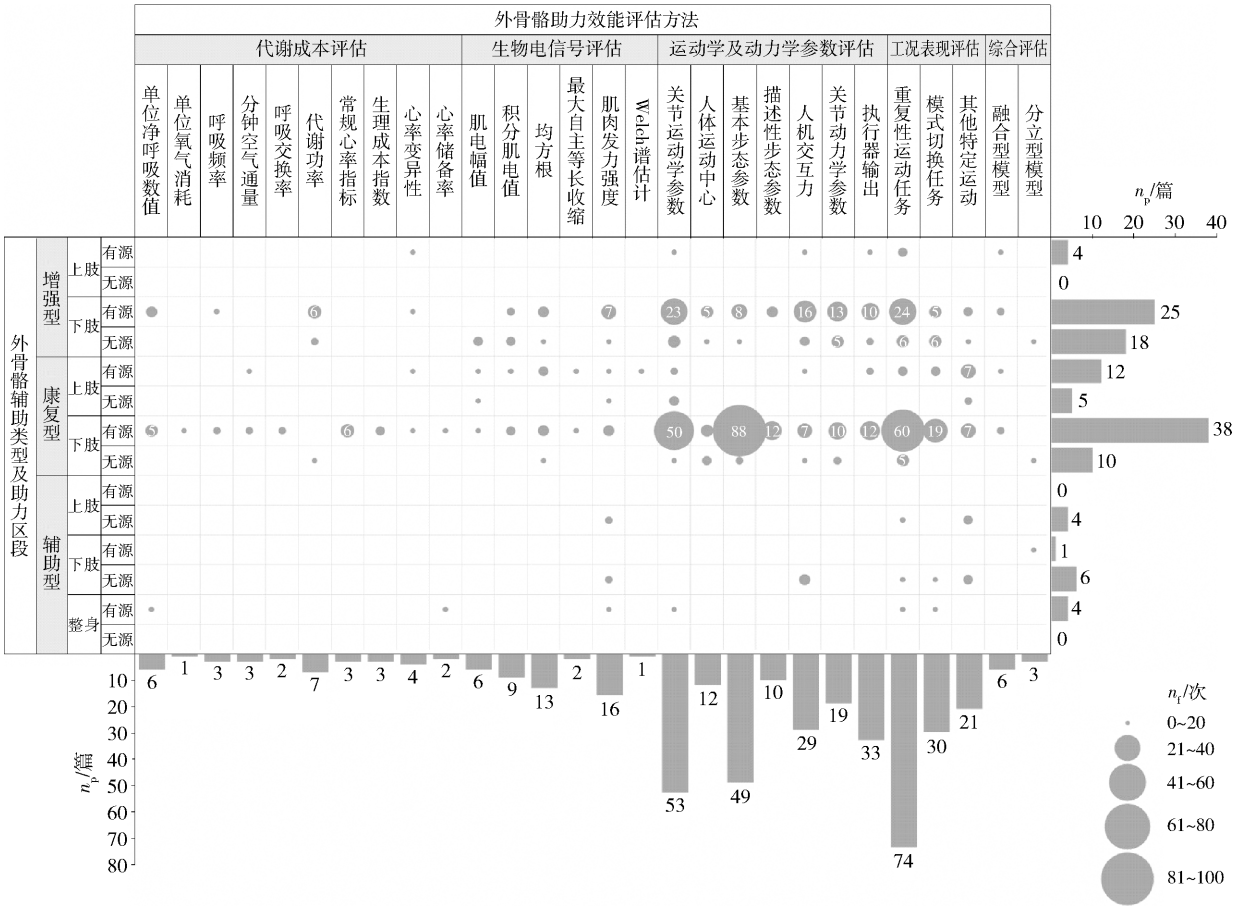
Fig. 5 Exoskeleton robot application research

图 5(b) 统计了对标军用、民用、医疗及其他(包括脑机接口与虚拟现实等)领域的外骨骼研究现状,由于可能兼具多重使用目的,此处仅统计各外骨骼原型最具针对性的应用领域。统计显示,增强型外骨骼的预期用途集中于士兵武装、建筑工程、工业生产和消防救援等,康复型外骨骼的预期用途集中于康复器械、病患护理和日常护理等,辅助型外骨骼整体占比较小但涵盖场景多样,在上述领域中均有应用。

图 5(c) 报告了不同辅助类型的外骨骼以上肢(远端与近端)、下肢(膝踝/踝足与髌膝/髌踝)或

图 6 为根据外骨骼辅助类型、助力区段及驱动方式,对核心文献样本中常用效能测试指标的应用数量和分布情况进行的统计,得到适应特定外骨骼类型且具有普遍意义的效能评估方法集合, n_i 表示指标使用频次。

结合文献数量与总使用频次分析,工况表现评估以其测度方法简单、便于组间横/纵向比较的优势,成为研究人员最为关注的指标,多数文献均设计一种或多种重复性运动任务 ($n_p = 74, n_t = 104$) 以考察外骨骼适配情况。其次为运动学及动力学参数评估,其下属的基本步态参数 ($n_p = 49, n_t = 99$)、关节运动学参数 ($n_p = 53, n_t = 93$)、执行器输出 ($n_p = 33, n_t = 32$) 及人机交互力 ($n_p = 29, n_t = 35$) 能够多方面反映运动协调性、助力强度安全性及控制平滑程度等人机工效,尤其在康复型下肢有源外骨骼的辅助康复效能评定中获得了国内外研究者的广泛应用。此外,生物电信号评估中的肌肉发力强度 ($n_p = 16, n_t = 19$)、均方根 (Root Mean Square, RMS) ($n_p = 13, n_t = 16$),以及代谢成本评估中的代谢功率 ($n_p = 7, n_t = 9$)、常规心率指标 ($n_p = 3, n_t = 6$) 和单位净呼吸数值 ($n_p = 6, n_t = 10$) 也被应用于受试



注：“有源”指装配有电机、液压等驱动元件的外骨骼，“无源”指仅装配弹力拉带、扭簧、气动肌肉等弹性储能元件且不含驱动部件的外骨骼。

图 6 外骨骼机器人助力效能评估方法统计

Fig. 6 Statistics of exoskeleton robot assisting effectiveness evaluation methods

者局部肌肉激活度和整体代谢成本的评估,但可能由于所测生理指标的较大复杂度与个体间差异以及对专业实验设备的硬性要求,导致使用频次较低。

总体而言,外骨骼助力效能测试在整体研究中呈现片面性与随机性,而在单个研究样本层面呈现出倾向性。一方面,文献样本中使用 4 种评估方法达成综合评价的案例不到 10%,多数研究仅基于其现有实验条件选取 2~3 项子评估指标,对外骨骼机器人助力效能的多角度论证存在缺失。另一方面,进行原型开发的外骨骼团队往往倾向于选择测试方法简便、数据结果直观、可迁移程度高的评估方式,从而导致了工况表现评估和运动学及动力学参数评估成果的集中,衍生出业内使用较为广泛的运动协议与数据处理方式;相比之下,代谢成本评估和生物电信号评估使用频次较低,但二者在还原人体能耗情况、反映肌肉做功强度方面无法简单地被运动工况或生物力学参数代替,且更能从原因、而非结果的角度解读人机交互情况和不同穿戴群体间微妙的差

异性,是建立外骨骼助力效能评估体系全面化的重要演进方向。后续研究将对上述 5 类助力效能评估方法的典型指标与测量计算方法进行针对性综述,并就核心文献展开具体分析。

2 外骨骼机器人助力效能评估方法

不同的外骨骼助力效能评估方法侧重有所不同,但在实验设计方面一般遵循以下步骤:

1) 确定测试协议:根据被试特点和研究目的,选择适当的运动序列、场景、速度与负重等。

2) 采集评估参数:对于有源外骨骼,通常在穿戴驱动使能外骨骼(EXO_ON)、穿戴驱动不使能外骨骼(EXO_OFF)、不穿戴外骨骼(NO_EXO)状态下进行实验;对于无源外骨骼,可仅进行穿戴外骨骼 EXO_ON 与不穿戴外骨骼 NO_EXO 实验,或增加穿戴未安装弹性储能元件外骨骼的实验。基于不同穿戴状态执行测试协议,借助传感仪器测量评估参数或收集用户使用反馈。

3) 测试数据处理: 通常在多组实验中截取运动稳定区段的信号, 以降低适应性干扰、避免肌肉疲劳, 必要时使用滤波降噪方法得到线性包络线, 随后基于预处理信号进行相关指标计算或建立特定模型。

4) 对比结果分析: 计算测试指标变化率或进行统计性分析, 对不同控制条件下的结果差异进行比较与析因, 综合评价外骨骼助力效果。

2.1 代谢成本评估

代谢成本评估通常借助肺部气体交换测量仪、运动心肺功能测试仪, 测量完成规定运动时的净耗氧量、净二氧化碳排放量、呼吸交换率等呼吸数值, 并对比较穿戴外骨骼前后执行相同运动的能耗情况。该方法利用了代谢成本衡量在不同工况下的瞬时能耗与周期平均能耗的功能, 能够反映受试者的整体代谢情况, 从而界定受试者的运动消耗。相关研究表明在稳态运动中心率和耗氧量存在显著关系^[23], 且证明在受控的实验室条件下使用心率估计耗氧量具有良好的组间可重复性^[24], 因此可以监测心率用作解释人体活动水平的指标, 开展基于代谢成本的助力效能研究。

实验设计方面, 为测定受试者在特定活动中的代谢成本, 通常要求受试者运动前 2 ~ 3 h 避免摄入产生食物热效应的食物和饮料, 采集静息与运动状态下的代谢信息, 对体重进行标准化处理, 利用表 2 所示代谢成本评估指标进行对比分析。常见的实验通过设置受试环境和适应性训练来量化运动过程, 如跑步机上步行、缓坡爬行、上下阶梯等对比试验, 代谢成本指标降低程度在 4.6% ~ 41%^[11, 25-27] 不等; 然而, 也存在人体的摄氧量或心率因穿戴外骨骼负重而显著增加^[11, 28] 的情况。结果检验方面, 通常采用配对样本 T 检验 (Paired Sample T Test)^[29] (组内比较)、双独立样本 T 检验 (Two Independent Sample T Test) (组间比较)、相关性与分析等级 (Correlation and Analysis Rating, CORA)^[30]、单/双/多因素方差分析 (Analyses of Variance, ANOVA)^[31-33] 等数理统计方法, 比对不同穿戴状态或运动协议下的运动数据, 检验样本是否具有显著性差异, 即外骨骼是否改变了人体运动状态; 该检验方法不仅可用于代谢成本评估, 对于肌电、关节角度与扭矩等其他经过正态性检验的连续评估指标同样适用。当样本较少时, 可进行非参数检验 (Nonparametric Test), 如计算样本中位数、四分位数或卡方检验等。如文献^[32] 旨在检验一种髌踝助力外骨骼对负重行

走的辅助性能, 分别采集静息与行走测试最后 2 min 的耗氧量和二氧化碳排放量, 计算基于 Brockway 标准方程的单位代谢功率, 经单因素重复测量 ANOVA 与 Cohen's d 效应量 (Effect Size, ES) 分析, 当负重相当于受试者体重 30% 时, EXO_ON 净代谢功率较之 NO_EXO 和 EXO_OFF 分别降低 $7.3 \pm 5.0\%$ ($p = 0.027$; $ES = 0.57$) 和 $14.2 \pm 6.1\%$ ($p = 0.005$; $ES = 1.31$), p 为显著性水平。文献^[34] 提出一种适用于现实世界的踝关节外骨骼个性化驱动方法, 除测定运动前站立作为基准代谢能耗外, 更将运动后静息恢复 3 min 期间延迟产生的耗氧量与二氧化碳排放量计入累积代谢能耗, 更能准确反映稳态运动实际能耗, 并在单位代谢功率基础上, 除以平均步速获得运输代谢能耗, 经单因素 ANOVA, 当使用所提真实世界优化辅助策略时, 户外运输代谢能耗相比穿着普通运动鞋降低 $17 \pm 5\%$ ($p = 0.039$), 步速提高 $9 \pm 4\%$ ($p = 0.031$)。

代谢成本评估的优点在于直观便捷, 但无法反映局部肌肉的能耗水平, 且容易受到体能状况、呼吸节奏、姿态习惯等人因因素干扰。相关研究表明, 顺势摆动肘部时跑步耗氧量最低^[48], 呼吸节奏与踩踏单车同步时耗氧量最低^[49], 可见人体的呼吸及运动习惯对代谢能耗的影响不容小觑。此外, 由于人体生理差异, 量化标准不存在完全一致, 因此应进一步开展关于净呼吸数值与外骨骼助力效能之间映射关系的科学性验证, 将为代谢成本助力评估提供理论依据。

2.2 生物电信号评估

生物电信号评估主要采用表面肌电 (Surface Electromyography, sEMG) 信号和脑电 (Electroencephalographic, EEG) 信号作为测定指标, 基于肌肉收缩与运动单元募集模式进行外骨骼助力效能评估。

目前, EEG 被更多地应用于运动意图识别和步态转换判定^[50], 在助力效能测试方面主要通过记录大脑皮层活动, 进行外骨骼干预运动的机理性分析。文献^[51] 通过仿真软件绘制脊髓神经反馈时空图, 研究大脑神经脉冲响应, 结果表明该外骨骼可显著改变投射在脊柱节段中的放电频率分布, 通过减少突触间传递的三磷酸腺苷消耗, 防止神经迟缓和脑疲劳, 但并未进一步验证外骨骼对 EEG 信号的实际影响情况。

相比于 EEG 信号, sEMG 信号在构建外骨骼助力评估体系领域更为通用。sEMG 信号由人体皮肤

表 2 代谢成本评估指标

Table 2 Metabolic cost evaluation indices

类型	原理
单位净呼吸数值 ^[29, 31, 33, 35 - 36] / (mL·kg ⁻¹ ·min ⁻¹)	分别在穿戴外骨骼前后测量运动前静息、运动中与运动后静息稳定段的呼吸数值 V (代指耗氧量 V_{O_2} 或二氧化碳排放量 V_{CO_2}) 并截取 t (t 为 2 ~ 10 min) 数据, 利用 $V = (V_{MOVE} + V_{AFTER} - 2V_{PRE})/m$ 或 $V = (V_{MOVE} - V_{PRE})/m$ 计算单位净呼吸数值变化, 式中 V_{PRE} 、 V_{MOVE} 、 V_{AFTER} 分别表示运动前、运动中与运动后 t 稳定段的平均呼吸数值 (mL/min), m 表示受试者体重 (kg)。通过计算受试者穿戴外骨骼前、后的单位净呼吸数值 V^{NONE} 、 V^{EXO} , 获得单位呼吸数值变化率 $V\% = (V^{EXO} - V^{NONE})/V^{NONE} \times 100\%$ 。
单位氧气消耗 (Oxygen Cost, OC) ^[37] / (mL·kg ⁻¹ ·m ⁻¹)	指未穿戴、穿戴外骨骼时单位净耗氧量 V_{O_2} 与平均步行速度 v 的比值, 即 $OC^{NONE} = V_{O_2}^{NONE}/v_{MOVE}^{NONE}$ 和 $OC^{EXO} = V_{O_2}^{EXO}/v_{MOVE}^{EXO}$ 。通过计算受试者穿戴外骨骼前后的单位 OC (OC^{NONE} 、 OC^{EXO}), 获得单位 OC 变化率 $OC\% = (OC^{EXO} - OC^{NONE})/OC^{NONE} \times 100\%$ 。
呼吸数值 呼吸频率 (Respiratory Rate, RR) ^[37-38] / (次·min ⁻¹)	指每分钟呼吸的次数, 即 1 min 内胸部起伏的次数, 可通过密切观察被检者的胸部起伏状态或利用生理监测设备获得, 通常关注 RR 的中位数, 以避免平均数带来的异常值影响。
分钟空气流量 (Minute Ventilation, MV) ^[11, 33, 37] / (L·min ⁻¹)	指每分钟吸入或呼出肺的气体总量, 是潮气量 (Tidal Volume, TV) ^[39] 与呼吸频率的乘积, 可用于衡量受试者运动强度。正常人静息时 MV 约为 6 ~ 8 L, 体力劳动或剧烈运动时可达 100 L。
呼吸交换率 (Respiratory Exchange Ratio, RER) ^[37]	指每分钟人体二氧化碳排放量与耗氧量之比值, 当 $RER < 1$ 时, 受试者处于有氧呼吸状态; 当 $RER \geq 1$ 时, 受试者处于有氧与无氧共同作用的呼吸状态。RER 的增加一定程度上反映了运动强度的增大与身体供能系统呼吸底物的变化。
基于标准方程的单位代谢功率 ^[27, 31, 32, 34, 38] / (W·kg ⁻¹)	基于净呼吸数值, 使用 Brockway 标准方程 ^[40] 推导人体净消耗功率 $H = aV_{O_2} + bV_{CO_2}$, 可取净耗氧量、净二氧化碳排放量相关系数为 $a = 16.58$ 和 $b = 4.51$ 。随后对净代谢率值进行受试者体重 m 标准化, 得到单位净消耗功率 $H_m = H/m$ 。鉴于有氧与无氧呼吸的机理性差异, 需保证受试者处于有氧呼吸状态, 通过计算受试者穿戴外骨骼前、后的单位净消耗功率 H_m^{NONE} 、 H_m^{EXO} , 获得代谢功率变化率 $H_m\% = (H_m^{NONE} - H_m^{EXO})/H_m^{NONE} \times 100\%$ 。
代谢功率 基于呼吸熵 (Respiratory Quotient, RQ) 的单位代谢功率 ^[41] / (W·kg ⁻¹)	RQ 指每分钟细胞二氧化碳排出量与耗氧量之比值, 基于 RQ 的单位代谢功率计算方法与基于呼吸数值的代谢功率类似, 只是改为使用 $H = 69.7V_{O_2} \times (1.2341RQ + 3.8124)$ ^[42-44] 计算人体净消耗功率 H , 其中, $69.7 \text{ W} \cdot \text{min}/\text{kcal}$ 是将单位 Kcal/min 转化为 W 的因子。单位净消耗功率 H_m 与代谢功率变化率 $H_m\%$ 计算方法与基于呼吸数值的代谢功率一致。
常规心率指标 ^[39, 45]	指心率平均值 (beats/min)、心率峰值 (beats/min) 等。
生理成本指数 (Physiological Cost Index, PCI) ^[46-47] / (beats·m ⁻¹)	指运动前静息和运动中最后 t (t 为 2 ~ 10 min) 的平均心率 HR_{PRE} 、 HR_{MOVE} 之差与运动总时长 T 内的平均速度 v_{MOVE} (m/min) 的比值, 即 $PCI = (HR_{MOVE} - HR_{PRE})/v_{MOVE}$ 。
心率 心率变异性 (Heart Rate Variability, HRV) ^[38]	表征测量心率变化的不规律性, 其降低与精神疲劳、心理压力的增加存在一定相关性。通常测量心电图 R 波时间间隔, 使用时域、频域与非线性分析指标描述。以常用时域特征平均正态区间标准差 (Standard Deviation of Normal-to-Normal Intervals, SDNN) 为例, 其定义为一定时间窗口内已移除伪影的心率间隔的标准差, 通过计算运动中 $SDNN_{MOVE}$ 与运动前静息 $SDNN_{PRE}$, 获得 $SDNN$ 变化率 $SDNN\% = (SDNN_{MOVE} - SDNN_{PRE})/SDNN_{PRE} \times 100\%$ 。
心率储备率 (Kaevonen Method, KM) ^[33, 37]	美国运动医学会指出, 运动强度的设定不能单纯以最大峰值心率进行表征, 需考虑个体间差异性, 因此使用 KM (又称卡弗内方法) 反映心率变化较为合理。通过测量运动中平均心率、运动前平均静息心率及运动中最大心率 HR_{MOVE} 、 HR_{PRE} 、 HR_{max} , 获得心率储备 $KM = (HR_{MOVE} - HR_{PRE})/(HR_{max} - HR_{PRE}) \times 100\%$ 。

表面采集,其时频特征及非线性动力学特征对神经肌肉系统的活动水平和状态有敏感依赖性^[52],可用来评价运动时神经肌肉功能及其活跃程度。sEMG 信号可以从局部肌肉代谢角度描述外骨骼助力性能,文献[53]指出多处局部积分肌电(Integrated Electromyography, iEMG)值对耗氧量的多变量线性回归准确率达 96%,证明了主动肌群肌电信号与运动能耗的高度相关。此外,还能通过 sEMG 信号进行生理疲劳检测,测定受试者出现肌肉疲劳的时点,比较穿戴外骨骼前后的疲劳时点出现先后,间接反应外骨骼提升人体素质的效果。就目标测试肌肉的选取而言,对于面向脑卒中、偏瘫、SCI 等运动功能障碍者的康复型外骨骼,一般遵循肌肉无创评估项目(Non-Invasive Assessment of Muscles Project, SENIAM)^[54]的测试建议;对于增强型外骨骼,则通常基于先验知识与前人研究确定目标肌肉。

表 3 列举了基于时域和频域分析的国内外常用肌电评估指标及特征提取方法。时域方法通过分析 sEMG 信号振幅和肌张力的力-电对应关系,研究肌肉活动水平;频域方法则通过对 sEMG 信号自相关函数做快速傅里叶变换或小波变换等,根据功率谱密度(Power Spectral Density, PSD)确定 sEMG 信号中不同频段信号分布情况。外骨骼有效助力使耗能减少时,大多出现肌电幅值下降、iEMG 值降低、RMS 减小等现象;肌肉疲劳时,大多出现功率谱由高频向低频左移、神经传导速率放缓、肌电幅值变大、RMS 增加等现象^[55]。但在动态工况表现中,由于肌力大小的波动,常呈现非一致性变化,无法准确界定疲劳的发生时刻,即 sEMG 信号振幅增加既可能是由肌力增加引起,也可能是由疲劳引起,频谱左移既可能是由肌力减少引起,也可能是由疲劳引起,只有在同时出现多项偏移时才能确认肌肉处于疲劳状况^[56]。因此需要综合分析表内各项指标,科学评估外骨骼在强化肌肉力量和改善运动疲劳方面的作用。在各项时频指标中,RMS 与 MVIC% 应用较为广泛,如文献[57]提出一种弹性串联驱动器(Series Elastic Actuator, SEA)驱动的髌关节外骨骼,使用未穿戴外骨骼时 sEMG 信号的平均峰值对 EXO_ON、NO_EXO 和 EXO_OFF 3 种不同状态下的肌电振幅进行归一化,而非简单地减去静息肌电,随后由 40 个步态周期的归一化数据计算整体 RMS 值,一定程度上降低了受试个体间的差异性。文献[58]通过实时监测足底压力对髌、膝关节辅助力矩进行动态调控,达到支撑人体自重和保持深蹲平衡的效果,对滑动

时间窗口取 RMS 实现 sEMG 数据平滑并归一化为 MVIC%,其处理特点在于使用样条插值将多个运动周期标准化为相同时长,实现组间比较。

生物电信号评估的优点在于无创采集,且蕴含肌力、关节力矩、关节运动量等丰富信息,但易受到肌肉阻抗、皮肤汗液、表皮毛发及外部电磁干扰等因素的影响,因此需要建立鲁棒的容错机制,以防止表面电极脱落/偏移等非理想情形造成的数据丢失/错误^[80]。为更好地提升助力效能评估模型的适应性,应学习使用者的个体差异、整合 sEMG 共性特征,开发适用于多种群体的个性化评估模型。

2.3 运动学及动力学参数评估

运动学及动力学分析通过测量人体运动的各项参数来评估外骨骼对身体机能的影响和改善程度,其原理在于外骨骼对人体运动的耦合将改变穿戴者的动作结构,主要表现在反映运动特征的运动学与反映运动能量和肌力的动力学两个方面。对于运动学参数,通常使用光电传感器、惯性测量单元(Inertial Measurement Unit, IMU)、摄像机等运动捕捉系统,采集运动标记点与人体位姿轨迹获得,如设定刚体在空间坐标系中的活动范围、关节角位移、角速度等;对于动力学参数,往往结合分布式压力步道、三维测力跑台等足—地碰撞测力设备以及单点测压元件获得,如人机交互力、关节力矩、功率及做功等动力学参数。常用运动学及动力学评估指标如表 4 所示。

关节作为外骨骼机械结构和驱动单元的重要匹配对象,在能量方面,若关节在做正功时被助力,做负功时能量被吸收或存储,则可达到节能目的;在空间方面,可通过比较各机械关节与人体的极限角度,判断是否形成自由度约束。故而与关节相关的功率、角度、力矩等系列指标对于优化外骨骼运动链、评判耦合效果及助力情况具有重要意义。文献[86]设计了一种用于辅助 SCI 患者行走的有源下肢外骨骼,将膝、髌关节角度变化曲线标准化为步幅百分比的函数,定性对比矫正后患者与健康关节的运动数据,证明该外骨骼可提供适当的步态辅助。文献[69]设计了一种面向外部扰动的踝足平衡装置,通过检测抵抗扰动的踝关节力矩变化来反馈装置稳定性能,生物扭矩 τ_b 计算方法为

$$\tau_b = \tau_t - \tau_a = (F_{C_y} p_x - F_{C_x} h) - \tau_a \quad (1)$$

式中: τ_t 为总扭矩; τ_a 为辅助扭矩,通过测量电机增量编码器与关节绝对编码器读数之差求得; F_{C_y} 是垂直方向 y 上的地面反作用力; p_x 是冠状面方向上的

表 3 生物电信号评估指标及肌肉疲劳特征

Table 3 Bioelectrical signal assessment indices and muscle fatigue characteristics

	类型	原理
	肌电幅值 ^[59-60] /mV	直接比较 sEMG 信号线性包络曲线的振幅,反映肌肉激活度大小、肌肉收缩强度、峰值大小及位置。
	肌电直方图 ^[61]	由于肌肉高度收缩时 sEMG 信号偏离其基线,故提取不同幅值的 sEMG 采样个数作为信号特征。设定阈值并将正负阈值间距离等分成不同幅值段,检测各幅值段的信号个数,阈值水平和分段数可根据实验而定,反映研究肌肉收缩特征及变化规律。
	iEMG 值 ^[59, 62-64] /mV	指一定时间窗口内肌肉参与活动的运动单位放电总量,由离散 sEMG 信号的绝对值之和取平均求得,在中等负荷范围内,iEMG 伴随肌力的增加和疲劳的产生而增长,反映肌肉激活程度。iEMG 值计算公式为 $iEMG = (\sum_{i=1}^n x_i) / n$ 。
时域	RMS ^[38, 57, 64-69] /mV	指一定时间窗口内肌电幅值平方和均值的平方根,在中等负荷范围内,iEMG 伴随肌力的增加和疲劳的产生而增长,反映肌肉活动强弱。肌电 RMS 计算公式为 $RMS = \sqrt{(\sum_{i=1}^n x_i^2) / n}$,可结合多运动周期 RMS 的峰值或标准差进行助力效能评估。
	最大自主等长收缩(Maximal Voluntary Isometric Contraction, MVIC) ^[70] /mV	指受试者进行抗阻运动时认为输出最高努力水平的肌电值,一般由 RMS 平滑滤波后取最大值获得,通过比较进行最大自主收缩时目标肌肉原始肌电信号的变化,反映肌肉爆发力及疲劳情况。
	肌肉发力强度(Percentage of Maximal Voluntary Isometric Contraction, MVIC%) ^[33, 58, 60, 71-78]	指一定时间窗口内归一化的肌电 RMS,通常使用最大自主收缩肌电值(或多周期肌电 RMS 均值)作为归一化分母,反映肌肉产能情况。肌肉发力强度计算公式为 $MVIC\% = RMS / MVIC \times 100\%$ 。可通过交叉相关分析,确定不同条件下 sEMG 信号在时域曲线形状上的相似性,相关系数计算方法为 $R = (\sum MVIC\%_i^{EXO} \cdot MVIC\%_i^{NONE}) / [(\sum MVIC\%_i^{EXO})^{1/2} (\sum MVIC\%_i^{NONE})^{1/2}]$, $MVIC\%_i^{EXO}$ 、 $MVIC\%_i^{NONE}$ 分别为穿戴、未穿戴外骨骼时长度为 n 的时间窗口内第 i 个 MVIC% 数值。
	Welch 谱估计方法 ^[64]	指一种用于估计随机信号 PSD 的改进平均周期图法,可通过每个频率成分处的功率谱值占总功率的百分比形式,表示外骨骼助力前后肌电信号的功率幅度变化。
频域	中位频率(Median Frequency, MF) ^[79] /Hz	指肌肉收缩放电频率的中值,在静态收缩中,MF 伴随运动时长增加而递减、伴随肌力的增加而增长,且受骨骼肌快慢肌纤维组成比例的影响,快肌纤维兴奋表现为高频放电,慢肌纤维则在低频,具有抗噪声干扰性强、适应负荷范围较广的特点。MF 率计算公式为 $MF = 0.5 \int_0^{\infty} PSD(f) df$ 。
	平均功率频率(Mean Power Frequency, MPF) ^[79] /Hz	指肌肉收缩放电频率的平均值,在静态收缩中,MPF 伴随疲劳的产生而降低,且对于低负荷条件下的频谱变化高度敏感。MPF 计算公式为 $MPF = \int_0^{\infty} f PSD(f) df / \int_0^{\infty} PSD(f) df$ 。
	FI 指数 ^[79]	指通过对比不同频率能量的比例,评估肌电功率谱的偏移情况,FI 指数伴随疲劳的产生而增加,理论上可取得比 MPF 和 MF 更高的灵敏度。FI 指数计算公式为 $FI = \int_0^{\infty} f^{-1} PSD(f) df / \int_0^{\infty} f^{k_c} PSD(f) df$,分子部分强调疲劳过程中功率谱低频成分的增多,分母部分强调功率谱高频成分的减少。

注: $x_i (i=0, 1, \dots, n)$ 为时间窗口内长度为 n 的 sEMG 信号时间序列, $PSD(f)$ (mV^2/Hz) 为 sEMG 信号的 PSD 函数, k_c 为常数, $k_c = 2, 3, 4, 5$ 。

足底 COP; F_{Cx} 是水平方向 x 上的地面反作用力, h 是随时间变化的脚踝高度。

文献[32]构建了一种多关节联动的自适应柔

性外骨骼,其助力机理在于选取适当比例的踝关节压力通过负荷路径传递至髌关节,在辅助跖屈的同时协助髌关节屈曲,踝、髌关节辅助力矩由踝、髌关

表 4 运动学及动力学评估指标

Table 4 Kinematic and kinetic assessment indices

类型	指标
关节运动学参数	关节活动范围 (Range of Motion, ROM) ^[63, 81-83] 、关节轨迹 ^[82, 84-85] 、关节角度 ^[33, 65, 72, 75, 82, 84, 86-97] 、关节角速度 ^[82, 96] 、关节角加速度 ^[82] 等
人体运动中心	质心 (Center of Mass, COM) ^[69, 97] 、重心 (Center of Gravity, COG) ^[98] 、躯干旋转角度 (Angle of Trunk Rotation, ATR) ^[99] 等
运动学	
基本步态参数	步长 ^[63, 81, 83, 100-105] 、步宽 ^[103-105] 、步态周期时间/频率 ^[90, 92, 100, 104] 、步速 ^[34, 90-91, 93, 104, 106-108] 、快速步态速度 (Fast Gait Speed, FGS) ^[109] 、步态节奏 ^[76, 104] 、步数 ^[110-111] 等
描述性步态参数	步长不对称性 ^[76, 101, 109] 、步速对称性 ^[104] 、摆动相不对称性 ^[101] 、步态变异性 ^[83] 、摆动相占比 ^[11] 、支撑相占比 ^[11, 83, 104-105] 等
人机交互力	足底压力 ^[36, 99, 112-117] 、中心压力 (Center of Pressure, COP) ^[58, 118-119] 等
动力学	
关节动力学参数	关节力矩 ^[59, 67, 69, 82, 84, 87-89, 94-95, 103, 108, 118, 120-122] 、关节功率 ^[32, 59] 、关节做功 ^[32, 59, 123] 等
执行器输出	产生力矩 ^[72, 123] 、辅助力矩 ^[34, 35, 57, 123] 、电机电流/转速/输出功率 ^[57, 96] 等

节测压元件采集数据与力臂(定义为采集标记与关节中心之间的垂直距离)的乘积算得,乘以关节速度后得到辅助功率,对时间积分得 EXO_ON 条件下右脚踝、髌关节的正/负关节做功,NO_EXO 和 EXO_OFF 的正/负关节做功则根据逆动力学模型计算,实验结果报道了 EXO_ON 条件下各关节总正功显著减少。文献[124]对于外骨骼协助踝关节做负功的必要性进行研究,结果表明在快速负重行走过程中踝、髌关节估计力矩减少,单位代谢功率出现持续下降的趋势,但较之正功协助的大幅下降并不显著。

动力学参数中,人机交互力是外骨骼助力效能、尤其是减负性能的常用评估指标。足底压力能较好地反映外骨骼的减重能力、平衡能力与地面适应能力,其分析方式多样,既可直接比较均值或峰值压力、也可细分步态阶段研究压力变化。文献[112-113]直接比较穿戴外骨骼前后的足底压力变化曲线,以峰值降低作为助力效能评判依据。为量化描述,文献[114]计算穿戴外骨骼前后足底压力之差的积分值,衡量外骨骼分担人体重力的能力。在步态节律性解构方面,文献[113,115]通过关注不同时期的压力属性,研究压力分布状况及中心位置,计算穿戴外骨骼前后的足底压力差与负重量的比值;文献[116]则通过测算峰值力与达到峰值力的时间比 (Rate of Force Development, RFD)^[11]、加载响应过程中某足的最大足底压力 (Peak Loading, PL)、随后该足推动身体前进至中期站立过程的最大推进峰值力 (Peak Propulsion, PP),详细分析外骨骼的具体助力阶段。除足底压力外,

还可以采集与外骨骼特定辅助运动相关部位的压力进行分析,如大小腿绑缚压力^[125]、肩部肩带压力^[36]、上臂板压力^[126]等。

运动学中的步态参数主要针对穿戴外骨骼时人体出现的补偿性动作结构改变进行研究,对于外骨骼科学性评估具有指导意义。文献[105]显示当承担中高强度负重时,受试者通过加速摆动腿前摆着地来提升行军稳定性,步态单支撑时间减小、双支撑时间增大,步宽增加、步长下降,能够辅助判断穿戴负重型外骨骼的劳损迹象。文献[100]分析中等强度恒速跑的疲劳过程,左脚至右脚着地地呈现单步步长增加、步频减慢,可用于衡量助行外骨骼疲劳抵抗作用的持续性。除定性分析常规步态参数外,也有研究者提出描述步态时空变量的变异性参数与对称性指标,在评估行走障碍者对侧肌肉的协调控制与非患侧肌肉代偿方面应用广泛^[127]。文献[128]提出步态变异性指标 (Gait Variability Index, GVI)作为临床判别依据,检验了神经运动损伤患者的步态评估结果的有效性。文献[76]则将肌力、空间和时间步态对称系数分别定义为患侧与非患侧 MVIC% 之比、患侧与非患侧步长之比、患侧的摆动相与支撑相时间之比除以非患侧的摆动相与支撑相时间之比,研究结果表明健康的时空步态对称系数应处于 0.9 ~ 1.1^[129],接受髌关节外骨骼康复训练的慢性中风患者的时空步态对称系数更接近正常范围。

运动学及动力学参数的优点在于能够直接从人的角度出发,描述人机交互特征,但仍存在评估缺陷,如关节参数、COM 及 COP 等运动学评估指

标获取方式较为复杂,对人体力学建模要求较高;步长、步宽等步态评估指标,对传感设备及步态事件自动检测算法精度依赖性较强;辅助扭矩等动力学评估指标的计算则脱胎于特定机械结构与执行元件,方法迁移性较差。

2.4 工况表现评估

工况表现评估将根据外骨骼机器人的辅助类型,把穿戴外骨骼可能涉及的任务简化为执行动作,拟定运动协议,通过观测穿戴外骨骼前后运动表现,形成效能评估判据。基于任务设计的工况表现评估

方法可依据助力目标将外骨骼划分为康复型、辅助型与增强型,不同类型的外骨骼评价侧重有所不同,一般从绩效指标角度进行分析。表 5 列出了基于运动模式及助力区段的外骨骼常用运动测试方法,其对应的绩效指标包括直接测量执行极限,如最长忍耐时间(Maximum Endurance Time, MET)^[130]、最大重复次数(Repetition Maximum, RM)^[131]、最快完成时间、最高运动速度、最远行走距离等,以及对不良事件(Adverse Events, AEs)的报道^[46, 107, 132-133],如摔倒、擦伤、疼痛等。

表 5 工况表现测试方法

Table 5 Work performance evaluation methods

类型	测试协议
重复性运动任务	下肢 6 min 步行测试(6-Minute Walk Test, 6MWT) ^[45-47, 75, 83, 87, 107, 111, 132-137] 、10 m 步行测试(10-Meter Walk Test, 10MWT) ^[46-47, 83, 107, 110-111, 132-141] 、自选行走速度(Self-Selected Walking Speed, SWS) ^[59, 65, 75, 142] 、负重移动测试 ^[33] 、坡地测试 ^[36] 、爬梯测试 ^[36] 等
	上肢 静态举重测试 ^[143] 等
模式切换任务	下肢 定时起行运动(Timed-Up-and-Go, TUG) ^[47, 83, 87, 110-111, 135-138, 141] 、坐-站运动(Sit-to-Stand, STS) ^[65, 83] 、站-坐-站运动(Stand-Sit-Stand, SSS) ^[108, 142] 、蹲起运动测试 ^[59] 、蹲起举重测试 ^[33, 58] 等
	上肢 方盒方块测试 ^[60, 144] 、肘部屈曲运动 ^[145] 、肘肩屈曲运动 ^[145] 、多伦多康复研究所手功能测试(Toronto Rehabilitation Institute Hand Function Test, TRI-HFT) ^[146] 等
其他特定任务	穿卸测试 ^[136, 147] 、动/静态平衡测试 ^[69, 88, 97, 148] 、转身测试 ^[125, 147] 、扁石越障任务 ^[108] 、越障迂回步行 ^[108] 、模拟工程作业 ^[77, 119] 、军事越障巡逻任务 ^[149] 、日常生活任务 ^[46] 等

在运动协议设计方面,康复型外骨骼,如文献^[131]提出一种支持双手双边训练的认知再学习外骨骼机构,设置了辅助手镜像复现测量手抓握、提升重物等特定任务,检测抓握压力、辅助扭矩并进行绝对平均误差计算和回归分析,在健康受试者与右侧偏瘫患者上均报告良好的跟踪性能。增强型外骨骼,如文献^[47]将步行速度和步行距离作为评估训练结果的直接指标,设计 5 min 步行测试(5-Minute Walk Test, 5MWT)、6MWT、10MWT 和 TUG,采集耐力、多功能性和最大速度数据以评估特定任务下助行外骨骼性能,其中 TUG 测试任务在医疗康复领域广泛应用,用于定量表征行走障碍患者的康复程度^[150]。侧重耐力增强的外骨骼,如文献^[130]要求 10 名男性参与 3 种任务,分别以深蹲(膝关节弯曲 60°)、半蹲(膝关节弯曲 90°)、浅蹲(膝关节弯曲 120°)的姿势保持静止,每种任务分别在穿戴和不穿戴外骨骼时测量足底压力和最大忍耐时间,以评估辅助效果。此外,对于辅助型外骨骼以及针对特殊疾病症状的外骨骼,则可设计专有运动协议,对比穿戴前后工况绩效变化程度量化助力或医疗效

果,如文献^[46]在 6MWT 和 10MWT 的临床试验基础上,对穿戴 ReWalk 外骨骼的 SCI 患者开展架上取物、开关冰箱、使用炉灶等家庭模拟任务测试,以及坐姿平衡极限测试、皮肤表面电刺激测试,并设置测试中断以检验是否出现行动功能退化,所得结果报道了学习平台期的存在及外骨骼机动性能的局限。

工况表现评估依赖于受试者在实验过程中的表现,对于其评判准确性的质疑在于无法完全复现受试者的生理状况与受试环境,尤其在重复性、爆发力测试等实验过程中,即使存在休息间隔,也难以避免肌肉劳损及实验误差。鉴于此,部分研究者选择采用仿真建模的方法进行外骨骼助力效能评估,该方法旨在使用计算机控制人因因素,模拟人机协同运动,可同时模拟多个个体的生理指标,设计多种运动模式。文献^[151]利用 Adams 软件建立外骨骼模型与人体模型间的约束关系,对人体正常行走、负重行走进行联合仿真,通过对比髌、膝、踝关节力矩曲线验证外骨骼助行减负的有效性。文献^[59]模拟人体行走、起蹲时膝关节和踝关节的扭矩曲线与功率曲线,通过对比扭矩峰值、计算关节功率对时间积分

得到做功总量,证明外骨骼借助弹性元件储存、释放人体动能与重力势能的可行性。在康复外骨骼机器人领域,安全性测试指标的规划与整合则更受关注,文献[152]通过构建立假人-外骨骼耦合模型,模拟患者的行走 COG 变化、突发痉挛状态及下肢残余肌力状态,聚焦于标准关节力矩的推算,保证外加力矩在标准阈值范围内,从而实现系统安全性评估。

外骨骼仿真建模方法可有效减少真实实验中人员招募与功能测试的时间成本,指导样机进行可行性调整,但外骨骼物理模型通常采用简化模型,容易忽略实际噪声及其他复杂现实因素,建议研究者使用软件仿真和实体试验相结合的方式,弥补计算机仿真在硬件实际检测和交互舒适性评估方面的缺陷。

2.5 综合评价模型

综合评价模型能够系统地关注代谢成本、生物电信号、运动学与动力学及工况表现等评估指标,并对外骨骼的客观助力性能与主观使用感受进行综合描述,根据模型评估结果类型可分为整合型模型与分立型模型。

整合型模型指在测量多项性能指标的基础上,使用运筹学理论,融合为一项最终性能评分,常用方法有层次分析 (Analytic Hierarchy Process, AHP) 法、灰色 AHP (Grey Analytic Hierarchy Process, GAHP) 法、基于最大隶属度原则确定的模糊综合评估模型等。如文献[153]在德尔菲专家评估的基础上,充分考虑指标样本量少和信息模糊性问题,建立 GAHP 法效能评估模型,获得总体效能评估分数。文献[154]从生机交互舒适性角度出发,基于操作便易性、运动匹配性、受力均匀性、外形适应性提炼 20 项二级评价指标,在常规 AHP 法后引入隶属度函数与模糊判断矩阵,建立基于模糊 AHP (Fuzzy Analytic Hierarchy Process, FAHP) 法的外骨骼机器人综合评估模型。除常用决策分析模型外,文献[155]针对步态支撑相控制情况建立基于雷达图的指标量化体系,以雷达图面积与周长为特征值计算总评价函数,综合衡量外骨骼的柔顺性、负载刚性和随动性。

分立型模型指由测试协议直接测量多项性能指标,不进行指标融合,避免多指标融合过程中的赋权问题与量纲影响。在熟悉度测试方面,文献[78]基于拄杖手臂及发力腿部的共同收缩程度,分别从时空步态与运动学参数中提取单步持续时间、足跟标记与行走中线的偏移距离、足底特征点及拐杖构成

的支撑面积、MVIC% 共 4 项指标,评判用户对 SCI 康复外骨骼 TWIN 的适用程度。在平衡能力测评方面,自动化平衡评估 (Balance Evaluation Automated Testbed, BEAT) 试验计划^[148]基于 EUROBENCH 机器人基准框架,搭建由 Roto. BiT^{3D} 3 自由度并联移动平台、嵌入式传感系统与测试软件例程构成的测试平台,设计静态平衡、阶跃/正弦干扰等测试协议,并从运动学、sEMG、位姿分析、阶跃/正弦扰动分析 4 个角度提出 14 项标准化性能评估指标。为实现不同外骨骼的横向比较,文献[156]将外骨骼解构为单元模块和系统模块,以拟人化程度、作业绩效、模式变化为基线标准,详细设计了测试协议与评价指标的映射关系,指导外骨骼结构优化。

测试量表是采集受试者主观感受、评估外骨骼辅助治疗疗效的重要途径。为客观评价康复型外骨骼治疗效果,通常引入运动功能评估量表,由医护专业人员基于特定动作任务的完成情况对患者治疗进展及现阶段功能障碍等级进行评定,便于保证研究群体初始生理条件的一致性与外骨骼辅助治疗结果的可比性,常用量表如表 6 所示。主观感受评价量表则由用户试用外骨骼设备后自测完成,经得分累计、加权平均或相关性分析,获得最终结果以供综合评价模型使用,通常包含基于使用体验的认知努力测试与设备可用性测试两方面内容,其中,认知努力测试主要通过任务绩效自评,体现受试者穿戴外骨骼后的主观努力程度,设备可用性测试则反映受试者对外骨骼的使用舒适度、心理接受程度及满意程度等。研究者应根据需要,制定科学的调查问题及评估选项,尽可能地扩大样本数量和范围,覆盖更多的使用群体与应用场景。除表 7 所示常用评估量表外,也有部分研究者使用自拟的测评项目^[47, 83, 154]进行外骨骼安全性、疲劳度或舒适性评分,如文献[157]提出了首个阶段性测试评估工具 Exoscore,分感知评估(使用前)、体验评估(使用中)、影响评估(使用后) 3 阶段发放 3 套问卷,结合技术接受度模型 (Technology Acceptance Models, TAMs) 和系统可用量表 (System Usability Scale, SUS) 表,计算得分总值并进行阶段性意见汇总,适用于外骨骼技术可用性与产品接受度评估。

综合评价模型的优点在于能够科学全面地考虑多维影响因素,但正因此,该评估方法的实施复杂程度较高。此外,鉴于不同种类外骨骼在设计原理与目标功能方面的差异性,同一套综合评价模型的迁

表 6 常用康复外骨骼辅助效果评估量表

Table 6 Commonly used rehabilitation exoskeleton assisting effectiveness evaluation scales

类型	量表
行走功能测评	功能性运动分类 (Functional Ambulatory Category, FAC) ^[134] 、SCI 步行指数 II (Walking Index for SCI Version II, WISCI II) ^[75, 110-111, 132, 137, 140] 、Rivermead 运动指数 (Rivermead Mobility Index, RMI) ^[134, 141] 、下肢运动评分 (Lower Extremity Motor Score, LEMS) ^[110, 137] 等
肢体平衡功能测评	伯格平衡量 (Berg Balance Scale, BBS) 表 ^[135, 139, 158] 等
下肢痉挛程度测评	脊髓痉挛评估工具 (Spinal Cord Assessment Tool for Spasticity, SCATS) ^[46] 等
神经性疼痛程度测评	疼痛评估量 (Pain Scales Evaluation, PSE) 表 ^[143] 等

表 7 常用主观感受评价量表

Table 7 Commonly used subjective perception evaluation scales

类型	量表	原理
认知努力与疲劳程度测评	自感用力度 (Rating of Perceived Exertion, RPE) ^[77, 147] 美国航空航天局任务负荷指数 (NASA-Task Load Index, NASA-TLX) ^[149, 159-162] 主观工作量评估技术 (Subjective Workload Assessment Technique, SWAT) ^[162]	采用 10 分制 Likert 型量表对认知工作量进行评分,将运动程度定级为轻微运动(1 分)、轻度运动(2~3 分)、中度运动(4~6 分)、剧烈运动(7~8 分)、超剧烈运动(9 分)和最大努力运动(10 分),用于评估外骨骼用户主观努力付出,具有较高可靠性,但缺乏条目内容有效性的检验。 采用 10 分制 Likert 型量表对心理需求、生理需求、时间需求、表现绩效、努力程度和受挫程度 6 个项目进行评分,用于衡量外骨骼用户在执行任务时的主观努力程度,其基本模型概念定义明确,Cronbach's α 分析显示条目内容一致性与可靠性良好。 由时间负荷、心理努力负荷和心理压力负荷 3 项问卷组成,用于评估外骨骼使用过程中的认知工作量,其基本模型概念定义明确,Cronbach's α 分析显示条目内容一致性与可靠性良好。
可用性 与舒适度 测评	视觉模拟量 (Visual Analog Scale, VAS) 表 ^[145] SUS 表 ^[60, 144, 163-164] 自我评估模型 (Self-Assessment Manikin, SAM) ^[165] 魁北克辅助技术满意度评估 2.0 (Quebec User Evaluation of Satisfaction with Assistive Technology 2.0, QUEST 2.0) ^[60, 146, 164-165] AttrakDiff 量表 ^[163]	采用 10 分制 Likert 型量表进行评分,通过可视化的彩色表情图标反映感知疼痛,并将其定级为无疼痛(0 分)、轻度(1~3 分)、中度(4~6 分)、重度(7~9 分)和超重度(10 分),用于评估个体的主观疼痛感受,侧面反映外骨骼可用性。 采用 5 分制 Likert 型量表对 10 项一维心理测评问卷进行评分,包括奇数项的正面陈述与偶数项的负面陈述,用于外骨骼等人机交互系统用户进行快速可用性评估。 采用非语义的图形评估技术对愉悦度、唤醒度与受控度三组图标进行 9 分制评分,用于衡量外骨骼用户的情绪反馈,具有测量简便直观的优点,但缺乏结果可靠性的检验且未提供评估程序描述。 采用 5 分制 Likert 型量表对 12 项二维心理测量问卷进行评分,包含尺寸、重量、安全性、耐用性、操作易用性和舒适性等 8 个辅助设备项目以及设备维修、设备售后等 4 个设备服务项目,1~5 分依序表示非常不满意到非常满意,用于评估外骨骼等辅助设备特定功能及相关服务的用户满意度,Cronbach's α 分析显示条目内容一致性与可靠性良好。 采用 7 分制 Likert 型量表对 28 项三维心理测量问卷进行评分,包括设备实用性、娱乐性及吸引力 3 个维度,用于衡量外骨骼等人机交互系统的主观易用性与可接受程度。Cronbach's α 分析显示条目内容可靠性良好,且支持同时评估多个外骨骼产品或一个产品的多个改进版本,但缺乏有效性的检验。

移使用存在一定难度;而将多重评估指标融合为一个或几个直观评分,是否会造成数据特征丢失、为外骨骼横向比较提供可操作空间,也有待进一步讨论。因此,如何提升综合评价模型的兼容性,拓宽模型应用场景、满足不同外骨骼的测试需求,将是未来研究的重点发展方向,譬如设置权重参数自适用调整机

制、测试环境选择库及评估单元模块化等。

3 存在问题及发展方向

助力效能评估体系的建立对于加速外骨骼研发进程、倒逼性能升级具有重要意义,基于对常用测试评估方法的分析,将现存技术难点及未来发展方向

总结如下:

1) 评估理论深入与测试方法全面化。外骨骼机器人多属于非标定、高集成设备,其研发进程、性能检测方法存在一定技术壁垒,不利于成果比较与实验复现。未来,标准化的外骨骼机器人助力效能评估体系不仅是对测试环境、测试协议及测试指标等方法论层面的规范,更需要从其服务源头——人的角度,保证助力效能评估体系的通用性。现有的常用评估方法对于人机交互状态的描述仍存在一定片面性,缺乏人机运动与相关关节、肌群激活情况之间的整体映射关系作为理论支持,如拣选关键肌肉检测肌电信号活跃程度,是否会有其他未测肌肉产生代偿,出现肌肉劳损;过分关注某关节动作的功能强化,是否会改变受试者的习惯发力模式,反而增加整体能耗。

这就对跨领域协同合作研究提出了进一步要求。Armannsdottir 等^[166]以工程师与临床医生在开发、评估及迭代过程的不同关注侧重入手,指出创新型技术和用户异质性阻碍了评估标准化,强调由跨学科团队对接群体需求、保证用户参与研发的必要性。由不同学科的专家共同构建外骨骼助力效能评估体系,能够充分整合跨学科的专业知识与技术经验,及时引进各领域先进设备,支持外骨骼助力效能评估跳出工程性指标的简单提取,转向人机交互机理研究,引导助力效能评估朝着综合化、体系化方向发展,最终建立测试细则完善、规范的全面评估方法库。

2) 建立针对性候选评估集合。基于完善的全面评估方法库,建立具有针对性的候选评估集合映射网络与知识图谱,旨在通过鉴别、筛选多种评估手段,为不同助力目标、驱动方式及研发阶段的外骨骼给予导向性的决策建议,便于开发团队与最终用户在研判外骨骼助力效能的过程中有所侧重。

对于已成型的外骨骼产品,可基于应用端设置候选评估方法集合,适应多种外骨骼的性能测试需求。如面向不完全 SCI 患者的康复型有源下肢外骨骼,应首先关注人机交互接触力的安全性,其次基于患者病理特征,有选择地采用 TUG、SWS 等运动学绩效指标及 RPE 等认知努力量表考察行走功能恢复程度,培育一种允许医护人员经验知识介入的发育式效能评估架构^[167],通过强调人在回路的关键地位,促进经验与数据的充分交互。

外骨骼阶段性成果评估应随着研发团队对用户交互体验了解程度的加深而不断迭代修正。引入以

用户为中心的阶段性试用反馈环节,着重考察基于用户建议的人机适配情况;在概念设计阶段进行需求对接、在产品迭代阶段进行技术改良、在成品交付阶段检验是否符合受众预期,不断挖掘设计缺陷、提升创新动能,开发支持概念设计、初代/二代原型机设计至成品设计等多阶段测试的基准评估协议与软件例程。如概念设计中获得受试者好评的方面则应在部署为成品时予以落实,从而提高外骨骼易用性与潜在接受度。

此外,除进行外骨骼支持功能的整体通过性测试外,应设置检验单关节结构、动力源等子系统工作性能的子测试,如在评估负重移动外骨骼对整体能耗的降低情况的同时,关注关节角度与辅助力矩的跟随性能,便于应用群体及使用场景相似的外骨骼在细节处形成区分,展开横向对比。

3) 综合评价模型结构设计与指标赋权。适用于某款外骨骼的助力效能候选评估集合很可能包含多项评估指标,整合型的综合评价模型则为多个助力效能测试结果的去冗与降维提供了解决方案。该方法一般遵循层次化、可量化、主客观兼具的建模原则,要求评价者充分掌握评价本质、包含要素及其逻辑关系,因此涉及多评估指标融合的方法科学性问题,即层次结构规划以及客观定量指标与主观感受评价的权重赋予问题。

在层次结构规划方面,综合评价模型将复杂的效能评估问题分解为有序的递阶层次结构,其属性集的细分程度及其独立性直接体现了评价指标分辨率与信息密度大小。现有外骨骼机器人效能评估研究通常将性能测试的准则层归纳为辅助能力、环境适应性、安全性、稳定性和舒适性六大类,但与其下属方案层的映射关系通常视评价者对指标价值的理解而定,尚不存在一般化描述。为增加决策柔性,评价者可将针对性候选评估集合作为方案层的备选指标,挑选覆盖全面且相互独立的差异化测试方法,避免出现外骨骼功能信息的重复度量,导致测试资源的浪费。

在指标赋权方面,权重是专家经验和决策意志的集中体现,既要保留用户的原始偏好信息,又需符合客观指标的真实特征,一定程度上决定了外骨骼助力效能的评估精度。应合理分析专家打分所得属性权重,同时充分考虑受试群体主观感受测试的统计性结果,或可使用乘法合成法与线性加权组合等组合赋权法融合专家知识与用户反馈,对专家综合权数进行验证补充,降低权重矩阵标度赋值的随意

性。同时,注意选择合适的量纲归一化方法保障模型的稳健性,避免指标的量纲和数量级不同所带来的影响。

4)多场景测试丰富与在线交互数据获取。外骨骼助力效能实验常需要限定实验条件以保证测试环境和被试状态均处于特定水平,如多数负重移动型外骨骼测试实验仅考虑坡度、速度、载荷 3 项变量,且要求受试者在动作间隙充分休息以回避肌肉疲劳,这一定程度上造成了实验的单一与理想化。实验室模拟现实环境的做法,固然能保证实验结果的科学准确,但无法还原复杂、真实的使用场景,也限制了外骨骼落地应用后对不同会话场景、不同生理状态的兼容能力。Wang 等^[168]表明大多数研究仅考虑无扰动下的平地或跑步机上行走两种运动形式,不足以覆盖日常运动需求。De Bock 等^[169]则指出 ShoulderX 和 Skelex 两款肩部外骨骼在工作现场降低心率与斜方肌活动的效果,较之实验室数据均有所减弱,证明实验室数据无法准确代表真实助力效能。

若能在常规实验的基础上进行非标的运动场所及运动状态的助力效能实验,并根据评估结果对其结构原理、控制策略进行鲁棒性增强,则能够进一步提高外骨骼实用水平,如进行复杂混合路面测试、康复患者或残障老人家庭/社区生活场景模拟等。此外,还应考虑恶劣天气与地形等非理想情况,对于有极端工况作业需求的外骨骼进行可靠性检验,着重关注核心零部件的使役稳定性。

伴随外骨骼传感集成与无线收发的高速发展,可将智能状态检测与在线评价机制引入助力效能评估体系,收集用户实时使用的数据流反馈,相较于实验室数据更具实际意义。目前,大部分外骨骼机器人可实现人机协调交互,但其在辅助行动或康复训练的过程中,无法实时监测并反馈新陈代谢值、骨骼稳定性、疲劳程度等^[170]参数,难以发现其在实际会话中机械故障、耦合不佳等异常。通过智能状态检测,实时抓取外骨骼用户多源感知数据,建立电脑或手机软件数据基站;结合在线评价机制,在数据基站中对用户数据进行数据清洗、数据处理与效能评估模型构建,实现动态过程的事后甚至实时分析,有望建立人-机闭环控制回路,优化外骨骼交互系统的助力机理和检错校验功能。

4 结论

本文详细分析了基于代谢成本、生物电信号、运

动力学及动力学参数、工况表现及综合评价模型的关键评价指标、技术优势与评估局限,阐释国内外外骨骼机器人助力效能测试技术的研究动向;最后,对外骨骼机器人未来发展趋势进行展望,分析效能评估难点及其可行解决方案,旨在面向具有不同机械结构设计、驱动控制模式及智能感知策略的外骨骼在研样机或成品,提供具有针对性和指向性的性能测试方法,为建立外骨骼助力效能的全面评估方法库与候选评估集合奠基。

伴随着外骨骼机器人核心技术的不断突破,对标外骨骼产业后端的助力效能评估体系研究也逐渐提上日程。一直以来,由于缺乏标准化度量方式,难以综合对比不同来源的研究结果,外骨骼助力性能优劣往往形成一家之言,因而需要建立一种切实有效的横向评价模型,实现跨样本数据的系统性比较。未来,完善因检索渠道与搜索词条的局限性而产生的统计疏漏,形成外骨骼类型/使用场景一针对性候选评估集合—最适性能测试方法的分化网络,将是本文的重点改进方向。随着人与机器之间信息互通途径的完善,人机间信息耦合带宽日益增加,相信将来的外骨骼助力效能评估技术将不止于多维度特征参数的提取与结构性分析,而将立足高度一体化的人机模型进行特性探讨,深挖人机作用关系机理,为外骨骼使用者提供更全面的支持与服务。

参考文献 (References)

- [1] ZOSS A B, KAZEROONI H, CHU A. Biomechanical design of the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX) [J]. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 2006, 11(2): 128-138.
- [2] KAWAMOTO H, SANKAI Y. Power assist method based on phase sequence and muscle force condition for HAL [J]. Advanced Robotics, 2005, 19(7): 717-734.
- [3] TALATY M, ESQUENAZI A, BRICENO J E. Differentiating ability in users of the ReWalk™ powered exoskeleton: an analysis of walking kinematics [C] // Proceedings of IEEE 13th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR). Seattle, WA, US: IEEE, 2013: 1-5.
- [4] WEHNER M, QUINLIVAN B, AUBIN P M, et al. A lightweight soft exosuit for gait assistance [C] // Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA). Karlsruhe, Germany: IEEE, 2013: 3362-3369.
- [5] GARCIA E, SATER J M, MAIN J. Exoskeletons for human performance augmentation (EHPA): a program summary [J]. Journal of the Robotics Society of Japan, 2002, 20(8): 822-826.
- [6] JANSEN J. Exoskeleton for soldier enhancement systems feasibility study: ORNL/TM-2000/256 [R]. Oak Ridge, TN, US: Oak Ridge National Laboratory, 2000.

- [7] LAMOTHE D. New competition launched in development of US military's 'Iron Man' suit [N]. *The Washington Post*, 2014-10-27.
- [8] 王晓明, 李宁, 王新兴, 等. 美国人效能增强技术发展应用 [J]. *科技导报*, 2021, 39(7): 96-101.
WANG X M, LI N, WANG X X, et al. Overall layout and development trend of the application of human efficiency enhancement technology in the US [J]. *Science & Technology Review*, 2021, 39(7): 96-101. (in Chinese)
- [9] 颜翔宇, 周利坤, 司玉昌. 军用动力外骨骼的发展现状及关键技术综述 [J]. *兵工自动化*, 2022, 41(10): 14-20.
XIE X Y, ZHOU L K, SI Y C. Overview on development status and key technologies of military powered exoskeleton [J]. *Ordnance Industry Automation*, 2022, 41(10): 14-20. (in Chinese)
- [10] 张子琛, 刘鸣, 王博崇, 等. 智能消防外骨骼的经验基础性整理与分析 [J]. *今日消防*, 2021, 6(6): 13-14.
ZHANG Z C, LIU M, WANG B C, et al. Experience and analysis of intelligent fire exoskeleton [J]. *Fire Protection Today*, 2021, 6(6): 13-14. (in Chinese)
- [11] GREGORCZYK K N, HASSELQUIST L, SCHIFFMAN J M, et al. Effects of a lower-body exoskeleton device on metabolic cost and gait biomechanics during load carriage [J]. *Ergonomics*, 2010, 53(10): 1263-1275.
- [12] 丁逸苇, 涂利娟, 刘怡希, 等. 可穿戴式下肢外骨骼康复机器人研究进展 [J]. *机器人*, 2022, 44(5): 522-532.
DING Y W, TU L J, LIU Y X, et al. Progress of wearable lower-limb exoskeleton rehabilitation robots [J]. *Robot*, 2022, 44(5): 522-532. (in Chinese)
- [13] 汪宗保, 周玲玲, 王从振. 下肢外骨骼康复机器人在脑卒中病人中的临床应用研究 [J]. *赤峰学院学报(自然科学版)*, 2021, 37(7): 50-53.
WANG Z B, ZHOU L L, WANG C Z. Clinical application of lower extremity exoskeleton rehabilitation robot in stroke patients [J]. *Journal of Chifeng University (Natural Science Edition)*, 2021, 37(7): 50-53. (in Chinese)
- [14] 陈俞鹏, 王海波, 薛朝军, 等. 工业装配抗振外骨骼动力学仿真及试验 [J]. *中国机械工程*, 2023, 34(4): 404-413.
CHEN Y P, WANG H B, XUE Z J, et al. Dynamics simulation and experimental study of industrial assembly anti-vibration exoskeletons [J]. *China Mechanical Engineering*, 2023, 34(4): 404-413. (in Chinese)
- [15] 陈勇刚, 王军, 王道昌. 敏捷型无动力人体外骨骼在飞机装配中的探索与应用 [J]. *科技创新与应用*, 2021, 11(20): 23-25.
CHEN Y G, WANG J, WANG D C. Exploration and application of agile non-powered human exoskeleton in aircraft assembly [J]. *Technology Innovation and Application*, 2021, 11(20): 23-25. (in Chinese)
- [16] 田大肥, 王哲. 工业装配外骨骼的发展现状 [J]. *现代制造技术与装备*, 2020, 278(1): 155-156.
TIAN D F, WANG Z. Development of exoskeleton in industrial assembly [J]. *Modern Manufacturing Technology and Equipment*, 2020, 278(1): 155-156. (in Chinese)
- [17] Robots and robotic devices—Safety requirements for personal care robots; ISO13482:2014[S]. Geneva, Switzerland; International Organization for Standardization, 2014.
- [18] Medical electrical equipment— Part 2-78; particular requirements for basic safety and essential performance of medical robots for rehabilitation, assessment, compensation or alleviation; IEC80601-2-78; 2019 [S]. Geneva, Switzerland; International Organization for Standardization, 2019.
- [19] FARRIS D J, HICKS J L, DELP S L, et al. Musculoskeletal modelling deconstructs the paradoxical effects of elastic ankle exoskeletons on plantar-flexor mechanics and energetics during hopping [J]. *Journal of Experimental Biology*, 2014, 217(22): 4018-4028.
- [20] KOUMPOUROS Y. A systematic review on existing measures for the subjective assessment of rehabilitation and assistive robot devices [J]. *Journal of Healthcare Engineering*, 2016, 2016(4): 1048964.
- [21] DE LOOZE M P, BOSCH T, KRAUSE F, et al. Exoskeletons for industrial application and their potential effects on physical work load [J]. *Ergonomics*, 2016, 59(5): 671-681.
- [22] 刘则渊, 陈悦, 侯海燕. *科学知识图谱: 方法与应用* [M]. 北京: 人民出版社, 2008.
LIU Z Y, CHEN Y, HOU H Y. *Maps knowledge domains methods and application* [M]. Beijing: People's Publishing House, 2008. (in Chinese)
- [23] BOT S, HOLLANDER A. The relationship between heart rate and oxygen uptake during non-steady state exercise [J]. *Ergonomics*, 2000, 43(10): 1578-1592.
- [24] SCHANTZ P, ERIKSSON J S, ROSDAHL H. The heart rate method for estimating oxygen uptake: analyses of reproducibility using a range of heart rates from commuter walking [J]. *European Journal of Applied Physiology*, 2019, 119(11/12): 2655-2671.
- [25] MOONEY L M, HERR H M. Biomechanical walking mechanisms underlying the metabolic reduction caused by an autonomous exoskeleton [J]. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2016, 13: 4.
- [26] GALLE S, MALCOLM P, COLLINS S H, et al. Reducing the metabolic cost of walking with an ankle exoskeleton; interaction between actuation timing and power [J]. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2017, 14: 35.
- [27] COLLINS S H, WIGGIN M B, SAWICKI G S. Reducing the energy cost of human walking using an unpowered exoskeleton [J]. *Nature*, 2015, 522(7555): 212-215.
- [28] WALSH C J. Biomimetic design of an under-actuated leg exoskeleton for load-carrying augmentation; 0704-0188 [R]. Cambridge, MA, US: Massachusetts Institute of Technology, MIT Media Laboratory, 2006.
- [29] 赵明升, 宋迺志, 刘亚丽, 等. 外骨骼机器人助力效率测试技术研究 [J]. *机械设计与制造*, 2022, 43(5): 257-260.
ZHAO M S, SONG Q Z, LIU Y L, et al. Research on assisted efficiency testing technology of exoskeleton robot [J]. *Machinery Design & Manufacture*, 2022, 43(5): 257-260. (in Chinese)

- [30] MO F H, ZHANG Q, ZHANG H T, et al. A simulation-based framework with a proprioceptive musculoskeletal model for evaluating the rehabilitation exoskeleton system [J]. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 2021, 208(9): 106270.
- [31] DING Y, KIM M, KUINDERSMA S, et al. Human-in-the-loop optimization of hip assistance with a soft exosuit during walking [J]. *Science Robotics*, 2018, 3(15): eaar5438.
- [32] PANIZZOLO F A, GALIANA I, ASBECK A T, et al. A biologically-inspired multi-joint soft exosuit that can reduce the energy cost of loaded walking [J]. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2016, 13:43.
- [33] 高增桂. 柔性穿戴式搬运辅助装备人机工程设计与评价研究 [D]. 杭州: 浙江大学, 2016.
- GAO Z G. On the design and assessment of a wearable load-carrying device [D]. Hangzhou: Zhejiang University, 2016. (in Chinese)
- [34] SLADE P, KOCHENDERFER M J, DELP S L, et al. Personalizing exoskeleton assistance while walking in the real world [J]. *Nature*, 2022, 610(7931): 277–304.
- [35] 刘亚丽, 宋道志, 赵明升, 等. 基于力位混合控制的踝关节外骨骼机器人四段式助力技术 [J]. *兵工学报*, 2021, 42(12): 2722–2730.
- LIU Y L, SONG Q Z, ZHAO M S, et al. The four-stage assisted technology of flexible ankle exoskeleton robot based on force and position hybrid control [J]. *Acta Armamentarii*, 2021, 42(12): 2722–2730. (in Chinese)
- [36] 杨国庆. 负重外骨骼性能评估与疲劳寿命试验 [D]. 重庆: 重庆理工大学, 2022.
- YANG G Q. Performance evaluation and fatigue life test of weight-bearing exoskeleton [D]. Chongqing: Chongqing University of Technology, 2022. (in Chinese)
- [37] LEFEBER N, DE KEERSMAECKER E, TROCH M, et al. Robot-assisted overground walking: physiological responses and perceived exertion in nonambulatory stroke survivors [J]. *IEEE Robotics & Automation Magazine*, 2020, 27(1): 22–31.
- [38] BADESA F J, DIEZ J A, CATALAN J M, et al. Physiological responses during hybrid BNCI control of an upper-limb exoskeleton [J]. *Sensors*, 2019, 19(22): 4931.
- [39] ESCALONA M J, BROSSEAU R, VERMETTE M, et al. Cardiorespiratory demand and rate of perceived exertion during overground walking with a robotic exoskeleton in long-term manual wheelchair users with chronic spinal cord injury: a cross-sectional study [J]. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 2018, 61(4): 215–223.
- [40] BROCKWAY J M. Derivation of formulae used to calculate energy expenditure in man [J]. *Human Nutrition-Clinical Nutrition*, 1987, 41(6): 463–471.
- [41] 余红刚. 下肢柔性外骨骼的研究与设计 [D]. 成都: 电子科技大学, 2020.
- YÜ H G. Research and design of flexible exoskeleton of lower extremity [D]. Chengdu: University of Electronic Science and Technology, 2020. (in Chinese)
- [42] FUGLEI E, ORITSLAND N. Body composition, resting and running metabolic rates, and net cost of running in rats during starvation [J]. *Acta physiologica scandinavica*, 1999, 165(2): 203–210.
- [43] MCDANIEL J, DURSTINE J L, HAND G A, et al. Determinants of metabolic cost during submaximal cycling [J]. *Journal of Applied Physiology*, 2002, 93(3): 823–828.
- [44] ZUNTZ N. Significance of different nutrients as a generator of muscle power [J]. *Archiv Fur Die Gesamte Physiologie Des Menschen Und Der Tiere*, 1901, 83(10/12): 557–571.
- [45] DEL-AMA A J, GIL-AGUDO A, BRAVO-ESTEBAN E, et al. Hybrid therapy of walking with Kinesis overground robot for persons with incomplete spinal cord injury: a feasibility study [J]. *Robotics and Autonomous Systems*, 2015, 73(11): 44–58.
- [46] KHAN A S, LIVINGSTONE D C, HURD C L, et al. Retraining walking over ground in a powered exoskeleton after spinal cord injury: a prospective cohort study to examine functional gains and neuroplasticity [J]. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2019, 16: 145.
- [47] CAO E G, REN M Y, CUI Y T, et al. Design of a multi-resiliency exoskeleton and its physiologic cost evaluation in uphill walking and stair climbing locomotion [J]. *Journal of Mechanical Engineering Science*, 2022, 236(5): 2115–2127.
- [48] ARELLANO C J, KRAM R. Partitioning the metabolic cost of human running: a task-by-task approach [J]. *Integrative and Comparative Biology*, 2014, 54(6): 1084–1098.
- [49] TAKANO N, DEGUCHI H. Sensation of breathlessness and respiratory oxygen cost during cycle exercise with and without conscious entrainment of the breathing rhythm [J]. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 1997, 76(3): 209–213.
- [50] FOLGHERAITER M, JORDAN M, STRAUBE S, et al. Measuring the improvement of the interaction comfort of a wearable exoskeleton [J]. *International Journal of Social Robotics*, 2012, 4(3): 285–302.
- [51] MO F, ZHANG Q, ZHANG H T, et al. A simulation-based framework with a proprioceptive musculoskeletal model for evaluating the rehabilitation exoskeleton system [J]. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 2021, 208:106270.
- [52] 王健, 金小刚. 表面肌电信号分析及其应用研究 [J]. *中国体育科技*, 2000, 36(8): 26–28.
- WANG J, JIN X G. sEMG signal analysis method and its application research [J]. *China Sport Science and Technology*, 2000, 36(8): 26–28. (in Chinese)
- [53] ABE D, FUKUOKA Y, MURAKI S, et al. Effects of load and gradient on energy cost of running [J]. *Journal of physiological anthropology*, 2011, 30(4): 153–160.
- [54] ALEXANDER L D, BLACK S E, PATTERSON K K, et al. Association between gait asymmetry and brain lesion location in stroke patients [J]. *Stroke*, 2009, 40(2): 537–544.
- [55] 汤伟地. 基于表面肌电的上肢运动分析关键技术研究 [D]. 合肥: 中国科学技术大学, 2021.
- TANG W D. Research on key technologies of upper limb motor

- analysis based on surface EMG [D]. Hefei: University of Science and Technology of China, 2021. (in Chinese)
- [56] 王笃明, 王健, 葛列众. 肌肉疲劳的 sEMG 时频分析技术及其在工效学中的应用 [J]. 航天医学与医学工程, 2003, 16(5): 387-390.
- WANG D M, WANG J, GE L Z. sEMG time-frequency analysis techniques for evaluation of muscle fatigue and its application in ergonomic studies [J]. Space Medicine & Medical Engineering, 2003, 16(5): 387-390. (in Chinese)
- [57] ZHANG T, TRAN M, HUANG H. Admittance shaping-based assistive control of SEA-driven robotic hip exoskeleton [J]. IEEE-ASME Transactions on Mechatronics, 2019, 24(4): 1508-1519.
- [58] JEONG M, WOO H, KONG K. A study on weight support and balance control method for assisting squat movement with a wearable robot, angel-suit [J]. International Journal of Control Automation and Systems, 2020, 18(1): 114-123.
- [59] 曹恩国, 徐祺, 沈峰岑, 等. 多运动复合型被动式下肢外骨骼设计及其智能交互评估 [J]. 机械工程学报, 2023, 59(11): 43-53.
- CAO E G, XU Q, SHEN F C, et al. Multi-motion compound passive lower limb exoskeleton design and its intelligent interaction evaluation [J]. Journal of Mechanical Engineering, 2023, 59(11): 43-53. (in Chinese)
- [60] DUDLEY D R, KNARR B A, SIU K C, et al. Testing of a 3D printed hand exoskeleton for an individual with stroke; a case study [J]. Disability and Rehabilitation-Assistive Technology, 2021, 16(2): 209-213.
- [61] 周炜, 罗志增. 基于直方图和功率谱比值的肌电信号识别方法 [J]. 杭州电子科技大学学报, 2009, 29(4): 63-66.
- ZHOU W, LUO Z Z. Identification of EMG signal based on the histogram and power spectrum [J]. Journal of Hangzhou Dianzi University, 2009, 29(4): 63-66. (in Chinese)
- [62] 王立玲, 杨铮, 刘瑾. 基于积分肌电值结合双阈值的 s-EMG 活动段的检测 [J]. 东北师大学报(自然科学版), 2018, 50(3): 65-71.
- WANG L L, YANG Z, LIU J. s-EMG signal detection based on combining moving average of integrated EMG window with double threshold [J]. Journal of Northeast Normal University (Natural Science Edition), 2018, 50(3): 65-71. (in Chinese)
- [63] KOSEKI K, MUTSUZAKI H, YOSHIKAWA K, et al. Gait training using the Honda Walking Assistive Device® in a patient who underwent total hip arthroplasty: a single-subject study [J]. Medicina, 2019, 55(3): 69.
- [64] 向馗, 李涛, 宋全军, 等. 面向外骨骼助力的肌张力信息实时获取 [J]. 华中科技大学学报(自然科学版), 2011, 39(增刊2): 259-263.
- XIANG K, LI T, SONG Q J, et al. Power-assistance exoskeleton oriented muscle tension information real-time acquisition [J]. Journal of Huazhong University of Science and Technology (Natural Science Edition), 2011, 39(S2): 259-263. (in Chinese)
- [65] 霍金月, 喻洪流, 王峰, 等. 穿戴式下肢外骨骼助行机器人系统研究 [J]. 中国康复理论与实践, 2019, 25(4): 481-486.
- HUO J Y, YU H L, WANG F, et al. Research of a wearable lower extremity assisted exoskeleton robot system [J]. Chinese Journal of Rehabilitation Theory and Practice, 2019, 25(4): 481-486. (in Chinese)
- [66] 郑立京, 王卓, 陈灵星. 一种踝关节柔性助力外骨骼系统设计 [J]. 机电工程技术, 2022, 51(4): 47-50, 193.
- ZHENG L J, WANG Z, CHEN L X. Design of an ankle-assisted soft exosuit system [J]. Mechanical & Electrical Engineering Technology, 2022, 51(4): 47-50, 193. (in Chinese)
- [67] WANG T M, PEI X, HOU T G, et al. An untethered cable-driven ankle exoskeleton with plantarflexion-dorsiflexion bidirectional movement assistance [J]. Frontiers of Information Technology & Electronic Engineering, 2020, 21(5): 723-739.
- [68] JOUDZADEH P, HADI A, TARVIRDIZADEH B, et al. Design and fabrication of a lower limb exoskeleton to assist in stair ascending [J]. Industrial Robot-the International Journal of Robotics Research and Application, 2019, 46(2): 290-299.
- [69] EMMENS A R, van ASSELDONK E H F, van der KOOIJ H. Effects of a powered ankle-foot orthosis on perturbed standing balance [J]. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 2018, 15: 50.
- [70] XIAO F Y, GAO Y S, WANG Y, et al. Design and evaluation of a 7-DOF cable-driven upper limb exoskeleton [J]. Journal of Mechanical Science and Technology, 2018, 32(2): 855-864.
- [71] 高志华, 郭君扬, 潘春生. 下肢支撑外骨骼在模拟装配任务中的辅助效果评估 [J]. 机械设计, 2021, 38(5): 93-98.
- GAO Z H, GUO J Y, PAN C S. Evaluation of the auxiliary effect of the lower-limb supporting exoskeleton in the simulated assembly task [J]. Journal of Machine Design, 2021, 38(5): 93-98. (in Chinese)
- [72] 王存金, 董林杰, 李杰, 等. 基于人行走能耗分析的踝关节外骨骼设计 [J]. 机械工程学报, 2021, 57(19): 79-92.
- WANG C J, DONG L J, LI J, et al. Design of ankle exoskeleton based on analysis on energy cost of human walking [J]. Journal of Mechanical Engineering, 2021, 57(19): 79-92. (in Chinese)
- [73] YU S N, LEE H D, LEE S H, et al. Design of an under-actuated exoskeleton system for walking assist while load carrying [J]. Advanced Robotics, 2012, 26(5/6): 561-580.
- [74] BAE E, PARK S E, MOON Y, et al. A robotic gait training system with stair-climbing mode based on a unique exoskeleton structure with active foot plates [J]. International Journal of Control Automation and Systems, 2020, 18(1): 196-205.
- [75] YOSHIKAWA K, MUTSUZAKI H, KOSEKI K, et al. Gait training using a wearable robotic device for non-traumatic spinal cord injury: a case report [J/OL]. Geriatric Orthopaedic Surgery & Rehabilitation, 2020 (2020-10-28). <https://doi.org/10.1177/2151459320956960>.
- [76] LEE H J, LEE S H, SEO K, et al. Training for walking efficiency with a wearable hip-assist robot in patients with stroke: a pilot randomized controlled trial [J]. Stroke, 2019, 50(12):

- 3545–3552.
- [77] DE VRIES A W, KRAUSE F, DE LOOZE M P. The effectivity of a passive arm support exoskeleton in reducing muscle activation and perceived exertion during plastering activities [J]. *Ergonomics*, 2021, 64(6): 712–721.
- [78] MARINOU G, SLOOT L, MOMBAUR K, et al. Towards efficient lower-limb exoskeleton evaluation: defining biomechanical metrics to quantify assisted gait familiarization[C]// *Proceedings of the 9th IEEE RAS/EMBS International Conference for Biomedical Robotics and Biomechanics (BioRob)*. Seoul, South Korea: IEEE, 2022: 1–8.
- [79] 黄耐寒. 基于表面肌电的肌疲劳分析与肌力预测研究及实现[D]. 合肥: 中国科学技术大学, 2014.
- HUANG N H. Research and implementation of muscle fatigue analysis and muscle force prediction based on surface electromyography [D]. Hefei: University of Science and Technology of China, 2014. (in Chinese)
- [80] 丁其川, 熊安斌, 赵新刚, 等. 基于表面肌电的运动意图识别方法研究及应用综述 [J]. *自动化学报*, 2016, 42(1): 13–25.
- DING Q C, XIONG A B, ZHAO X G, et al. A review on researches and applications of sEMG-based motion intent recognition methods [J]. *Acta Automatica Sinica*, 2016, 42(1): 13–25. (in Chinese)
- [81] SETOGUCHI N, KANAZAKI M. Low-speed and high angle of attack aerodynamic characteristics of supersonic business jet with forward swept wing[C]// *Proceedings of the AIAA Scitech 2020 Forum*. Orlando, FL, US: AIAA, 2020: AIAA 2020–0534.
- [82] XU F S, HUANG R, CHENG H, et al. Stair-ascent strategies and performance evaluation for a lower limb exoskeleton [J]. *International Journal of Intelligent Robotics and Applications*, 2020, 4(3): 278–293.
- [83] SETOGUCHI D, KINOSHITA K, KAMADA S, et al. Hybrid assistive limb improves restricted hip extension after total hip arthroplasty [J]. *Assistive Technology*, 2022, 34(1): 112–120.
- [84] YANG M X, WANG X S, ZHU Z Y, et al. Development and control of a robotic lower limb exoskeleton for paraplegic patients [J]. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part C—Journal of Mechanical Engineering Science*, 2019, 233(3): 1087–1098.
- [85] WANG L T, WANG S Q, VAN ASSELDONK E H F, et al. Actively controlled lateral gait assistance in a lower limb exoskeleton [C]// *Proceedings of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. Tokyo, Japan: IEEE, 2013: 965–970.
- [86] FARRIS R J, QUINTERO H A, GOLDFARB M. Preliminary evaluation of a powered lower limb orthosis to aid walking in paraplegic individuals [J]. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2011, 19(6): 652–659.
- [87] BORTOLE M, VENKATAKRISHNAN A, ZHU F S, et al. The H2 robotic exoskeleton for gait rehabilitation after stroke: early findings from a clinical study [J]. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2015, 12(6): 54.
- [88] ZHA F S, SHENG W T, GUO W, et al. The exoskeleton balance assistance control strategy based on single step balance assessment [J]. *Applied Sciences-Basel*, 2019, 9(5): 884.
- [89] HIDAYAH R, BISHOP L, JIN X, et al. Gait adaptation using a cable-driven active leg exoskeleton (C-ALEX) with post-stroke participants [J]. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2020, 28(9): 1984–1993.
- [90] AGUIRRE-OLLINGER G, NARAYAN A, YU H Y. 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.
- [91] CHANG S R, NANDOR M J, LI L, et al. A muscle-driven approach to restore stepping with an exoskeleton for individuals with paraplegia [J]. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2017, 14(5): 48.
- [92] SWIFT T A, STRAUSSER K A, ZOISS A B, et al. Control and experimental results for post stroke gait rehabilitation with a prototype mobile medical exoskeleton [C]// *Proceedings of the ASME Dynamic Systems and Control Conference*. Cambridge, UK: ASME, 2010: 405–411.
- [93] ESQUENAZI A, TALATY M, PACKEL A, et al. The ReWalk powered exoskeleton to restore ambulatory function to individuals with thoracic-level motor-complete spinal cord injury [J]. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 2012, 91(11): 911–921.
- [94] OH S, BAEK E, SONG S K, et al. A generalized control framework of assistive controllers and its application to lower limb exoskeletons [J]. *Robotics and Autonomous Systems*, 2015, 73(11): 68–77.
- [95] CHINIMILLI P T, QIAO Z, SORKHABADI S M R, et al. Automatic virtual impedance adaptation of a knee exoskeleton for personalized walking assistance [J]. *Robotics and Autonomous Systems*, 2019, 114(4): 66–76.
- [96] LI Y B, GUAN X Y, HAN X Y, et al. Design and preliminary validation of a lower limb exoskeleton with compact and modular actuation [J]. *IEEE Access*, 2020, 8(4): 66338–66352.
- [97] RAJASEKARAN V, ARANDA J, CASALS A, et al. An adaptive control strategy for postural stability using a wearable robot [J]. *Robotics and Autonomous Systems*, 2015, 73(11): 16–23.
- [98] MA Y, WU X Y, YANG S X, et al. Online gait planning of lower-limb exoskeleton robot for paraplegic rehabilitation considering weight transfer process [J]. *IEEE Transactions on Automation Science and Engineering*, 2021, 18(2): 414–425.
- [99] HYUN D J, PARK H, HA T, et al. Biomechanical design of an agile, electricity-powered lower-limb exoskeleton for weight-bearing assistance [J]. *Robotics and Autonomous Systems*, 2017, 95(9): 181–195.
- [100] 陆阿明, 王国栋, 王芳. 运动性疲劳对跑运动学与下肢肌肉的影响 [J]. *体育科学*, 2012, 32(6): 44–49, 80.
- LU A M, WANG G D, WANG F. The effect of exercise fatigue

- on body kinematics and leg electromyography during running [J]. *China Sport Science*, 2012, 32(6): 44–49, 80. (in Chinese)
- [101] KWON J, PARK J H, KU S, et al. A soft wearable robotic ankle-foot-orthosis for post-stroke patients [J]. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 2019, 4(3): 2547–2552.
- [102] MALEKI M, BADRI S, SHAYESTEHEPOUR H, et al. Design and analysis of an original powered foot clearance creator mechanism for walking in patients with spinal cord injury [J]. *Disability and Rehabilitation—Assistive Technology*, 2019, 14(4): 333–337.
- [103] LERNER Z F, DAMIANO D L, PARK H S, et al. A robotic exoskeleton for treatment of crouch gait in children with cerebral palsy: design and initial application [J]. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2017, 25(6): 650–659.
- [104] MANIKOWSKA F, BRAZEVIC S, KRZYZANSKA A, et al. Effects of robot-assisted therapy on gait parameters in pediatric patients with spastic cerebral palsy [J]. *Frontiers in Neurology*, 2021, 12: 724009.
- [105] 邹晓峰. 士兵在负重行军时步态的生物力学特征 [D]. 北京: 北京体育大学, 2010.
- ZHOU X F. The biomechanical characteristics of gait during soldiers' loads march [D]. Beijing: Beijing Sport University, 2010. (in Chinese)
- [106] KUBOTA S, ABET T, KADONE H, et al. Walking ability following hybrid assistive limb treatment for a patient with chronic myelopathy after surgery for cervical ossification of the posterior longitudinal ligament [J]. *Journal of Spinal Cord Medicine*, 2019, 42(1): 128–136.
- [107] UENO T, WATANABE H, KAWAMOTO H, et al. Feasibility and safety of robot suit HAL treatment for adolescents and adults with cerebral palsy [J]. *Journal of Clinical Neuroscience*, 2019, 68(10): 101–104.
- [108] SCHRADE S O, DATWYLER K, STUCHELI M, et al. Development of VariLeg, an exoskeleton with variable stiffness actuation: first results and user evaluation from the Cyathlon 2016 [J]. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2018, 15: 18.
- [109] MURRAY S A, HA K H, HARTIGAN C, et al. An assistive control approach for a lower-limb exoskeleton to facilitate recovery of walking following stroke [J]. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2015, 23(3): 441–449.
- [110] BAUNSGAARD C B, NISSEN U V, BRUST A K, et al. Gait training after spinal cord injury: safety, feasibility and gait function following 8 weeks of training with the exoskeletons from Ekso Bionics [J]. *Spinal Cord*, 2018, 56(2): 106–116.
- [111] JANSEN O, GRASMUECKE D, MEINDL R C, et al. Hybrid assistive limb exoskeleton HAL in the rehabilitation of chronic spinal cord injury: proof of concept; the results in 21 patients [J]. *World Neurosurgery*, 2018, 110: e73–e78.
- [112] 王月朋. 下肢外骨骼助力机器人稳定性判别研究 [D]. 合肥: 安徽工程大学, 2021.
- WANG Y P. Research on stability criterion of power-assisted robot for lower limb exoskeleton [D]. Hefei: Anhui University of Technology, 2021. (in Chinese)
- [113] ZHOU N B, LIU Y L, SONG Q Z, et al. Analysis, design and preliminary evaluation of an anthropometric self-stabilization passive exoskeleton for enhancing the ability of walking with loads [J]. *Robotics and Autonomous Systems*, 2022, 153: 104079.
- [114] 雷兵. 协行助力机械腿结构优化及性能评估系统研究 [D]. 上海: 华东理工大学, 2011.
- LEI B. Structure optimization and performance evaluation of leg exoskeleton for load-carrying augment [D]. Shanghai: East China University of Science and Technology, 2011. (in Chinese)
- [115] AVEDIKOV G E, BEREZII E S, PISMENNAYA E V, et al. Method for evaluation of user unloading efficiency during cargo transportation and holding by means of exoskeleton: RU2723606-C1 [P]. 2020–06–17.
- [116] MUDIE K L, BILLING D, BISHOP D. Reducing load carriage during walking using a lower limb passive exoskeleton [C] // *Proceedings of the 26th Congress of the International Society of Biomechanics*. Brisbane, Australia, 2017: 51.
- [117] KIM H G, LEE J W, JANG J, et al. Design of an exoskeleton with minimized energy consumption based on using elastic and dissipative elements [J]. *International Journal of Control Automation and Systems*, 2015, 13(2): 463–474.
- [118] YANG W, ZHANG J Y, ZHANG S, et al. Lower limb exoskeleton gait planning based on crutch and human-machine foot combined center of pressure [J]. *Sensors*, 2020, 20(24): 7216.
- [119] LUGER T, SEIBT R, COBB T J, et al. Influence of a passive lower-limb exoskeleton during simulated industrial work tasks on physical load, upper body posture, postural control and discomfort [J]. *Applied Ergonomics*, 2019, 80(10): 152–160.
- [120] ZHONG B, CAO J H, GUO K Q, et al. Fuzzy logic compliance adaptation for an assist-as-needed controller on the Gait Rehabilitation Exoskeleton (GAREX) [J]. *Robotics and Autonomous Systems*, 2020, 133: 103642.
- [121] GIOVACCHINI F, VANNETTI F, FANTOZZI M, et al. A light-weight active orthosis for hip movement assistance [J]. *Robotics and Autonomous Systems*, 2015, 73(11): 123–134.
- [122] DI NATALI C, SADEGHI A, MONDINI A, et al. Pneumatic quasi-passive actuation for soft assistive lower limbs exoskeleton [J]. *Frontiers in Neurobotics*, 2020, 14: 31.
- [123] LIU X H, WANG Q N. Real-time locomotion mode recognition and assistive torque control for unilateral knee exoskeleton on different terrains [J]. *IEEE-ASME Transactions on Mechatronics*, 2020, 25(6): 2722–2732.
- [124] MALCOLM P, LEE S, CREA S, et al. Varying negative work

- assistance at the ankle with a soft exosuit during loaded walking [J]. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2017, 14: 62.
- [125] TAMEZ-DUQUE J, COBIAN-UGALDE R, KILICARSLAN A, et al. Real-time strap pressure sensor system for powered exoskeletons [J]. *Sensors*, 2015, 15(2): 4550–4563.
- [126] 袁小庆, 姬俊杰, 刘宇轩, 等. 主被动结合的上下肢一体化助力外骨骼机器人的设计与效能评估 [J]. *机械工程学报*, 2022, 58(21): 27–37.
- YUAN X Q, JI J J, LIU Y X, et al. Design and performance evaluation of active-passive integrated exoskeleton robot with upper and lower limbs [J]. *Journal of Mechanical Engineering*, 2022, 58(21): 27–37. (in Chinese)
- [127] AWAD L N, PALMER J A, POHLIG R T, et al. Walking speed and step length asymmetry modify the energy cost of walking after stroke [J]. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 2015, 29(5): 416–423.
- [128] GUZIK A, DRUZBICKI M, PRZYSADA G, et al. Validity of the gait variability index for individuals after a stroke in a chronic stage of recovery [J]. *Gait & Posture*, 2019, 68(2): 63–67.
- [129] MERLETTIR, HERMENS H. Introduction to the special issue on the SENIAM European Concerted Action [J]. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2000, 5(10): 283–286.
- [130] 张莘莘. 工业用下肢支撑外骨骼设计与评估研究 [J]. *现代制造工程*, 2021, 2021(7): 16–22.
- ZHANG P P. Design and evaluation study of industrial lower limb support exoskeleton [J]. *Modern Manufacturing Engineering*, 2021, 2021(7): 16–22. (in Chinese)
- [131] LEONARDIS D, BARSOTTI M, LOCONSOLE C, et al. An EMG-controlled robotic hand exoskeleton for bilateral rehabilitation [J]. *IEEE Transactions on Haptics*, 2015, 8(2): 140–151.
- [132] XIANG X N, DING M F, ZONG H Y, et al. The safety and feasibility of a new rehabilitation robotic exoskeleton for assisting individuals with lower extremity motor complete lesions following spinal cord injury (SCI): an observational study [J]. *Spinal Cord*, 2020, 58(7): 787–794.
- [133] MCINTOSH K, CHARBONNEAU R, BENSAAADA Y, et al. The safety and feasibility of exoskeletal-assisted walking in acute rehabilitation after spinal cord injury [J]. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 2020, 101(1): 113–120.
- [134] NAM Y G, LEE J W, PARK J W, et al. Effects of electromechanical exoskeleton-assisted gait training on walking ability of stroke patients: a randomized controlled trial [J]. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 2019, 100(1): 26–31.
- [135] SCZESNY-KAISER M, TROST R, AACH M, et al. A randomized and controlled crossover study investigating the improvement of walking and posture functions in chronic stroke patients using HAL exoskeleton-the HALESTRO study (HAL-Exoskeleton STROke Study) [J]. *Frontiers in Neuroscience*, 2019, 13: 259.
- [136] TEFERTILLER C, HAYS K, JONES J, et al. Initial outcomes from a multicenter study utilizing the indego powered exoskeleton in spinal cord injury [J]. *Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation*, 2018, 24(1): 78–85.
- [137] AACH M, CRUCIGER O, SCZESNY-KAISER M, et al. Voluntary driven exoskeleton as a new tool for rehabilitation in chronic spinal cord injury: a pilot study [J]. *Spine Journal*, 2014, 14(12): 2847–2853.
- [138] NILSSON A, VREEDE K S, HAGLUND V, et al. Gait training early after stroke with a new exoskeleton-the hybrid assistive limb: a study of safety and feasibility [J]. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2014, 11: 92.
- [139] YOSHIMOTO T, SHIMIZU I, HIROI Y, et al. Feasibility and efficacy of high-speed gait training with a voluntary driven exoskeleton robot for gait and balance dysfunction in patients with chronic stroke: nonrandomized pilot study with concurrent control [J]. *International Journal of Rehabilitation Research*, 2015, 38(4): 338–343.
- [140] YATSUGI A, MORISHITA T, FUKUDA H, et al. Feasibility of neurorehabilitation using a hybrid assistive limb for patients who underwent spine surgery [J]. *Applied Bionics and Biomechanics*, 2018, 2018: 7435746.
- [141] CALABRO R S, NARO A, RUSSO M, et al. Shaping neuroplasticity by using powered exoskeletons in patients with stroke: a randomized clinical trial [J]. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2018, 15: 35.
- [142] VAN DIJSSSELONK R B, VAN NES I J W, GEURTS A C H, et al. Exoskeleton home and community use in people with complete spinal cord injury [J]. *Scientific Reports*, 2020, 10(1): 15600.
- [143] HUYSAMEN K, BOSCH T, DE LOOZE M, et al. Evaluation of a passive exoskeleton for static upper limb activities [J]. *Applied Ergonomics*, 2018, 70(7): 148–155.
- [144] AMBROSINI E, ZAJC J, FERRANTE S, et al. A hybrid robotic system for arm training of stroke survivors: concept and first evaluation [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2019, 66(12): 3290–3300.
- [145] OZKUL F, BARKANA D E. Upper-extremity rehabilitation robot rehabroby: methodology, design, usability and validation regular paper [J]. *International Journal of Advanced Robotic Systems*, 2013, 10(12): 10.5772/57261.
- [146] YOO H J, LEE S, KIM J, et al. Development of 3D-printed myoelectric hand orthosis for patients with spinal cord injury [J]. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2019, 16: 162.
- [147] WRIGHT M A, HERZOG F, MAS-VINYALS A, et al. Multicentric investigation on the safety, feasibility and usability of the ABLE lower-limb robotic exoskeleton for individuals with spinal cord injury: a framework towards the standardisation of clinical evaluations [J]. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2023, 20: 45.

- [148] TABORRI J, SALVATORI S, MARIANN G, et al. BEAT: balance evaluation automated testbed for the standardization of balance assessment in human wearing exoskeleton [C] // Proceedings of the IEEE International Workshop on Metrology for Industry 40 and IoT. Roma, Italy: IEEE, 2020: 526–531.
- [149] BEQUETTE B, NORTON A, JONES E, et al. Physical and cognitive load effects due to a powered lower-body exoskeleton [J]. *Human Factors*, 2020, 62(3): 411–423.
- [150] LI T P, CHEN J S, HU C H, et al. Automatic timed up-and-go sub-task segmentation for Parkinson's disease patients using video-based activity classification [J]. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2018, 26(11): 2189–2199.
- [151] 崔谨想. 下肢外骨骼机器人系统建模与仿真实验研究 [D]. 哈尔滨: 哈尔滨工业大学, 2014.
- CUI J X. Research on modeling and simulation experiment of the lower extremity exoskeleton robot [D]. Harbin: Harbin Institute of Technology, 2014. (in Chinese)
- [152] 李玖卓, 喻洪流, 王多璠. 穿戴式下肢外骨骼机器人测试平台设计与动力学分析 [J]. *生物医学工程学进展*, 2022, 43(2): 63–67.
- LI W Z, YU H L, WANG D J. Design and dynamic analysis of test platform for wearable lower limb exoskeleton robot [J]. *Progress in Biomedical Engineering*, 2022, 43(2): 63–67. (in Chinese)
- [153] 鲁泽华, 管小荣, 樊黎霞. 面向助力外骨骼效能评估的灰色层次分析法 [J]. *机械设计与制造*, 2018, 39(5): 249–252.
- LU Z H, GUAN X R, FAN L X. Efficiency evaluation based on grey-ahp method for powered exoskeleton [J]. *Machinery Design & Manufacture*, 2018, 39(5): 249–252. (in Chinese)
- [154] 李佳璐, 涂细凯, 伍赛, 等. 基于用户体验的外骨骼机器人舒适性研究 [J]. *机械设计*, 2019, 36(7): 125–130.
- LI J L, TU X K, WU S, et al. Study of exoskeleton robot comfort based on user experience [J]. *Journal of Machine Design*, 2019, 36(7): 125–130. (in Chinese)
- [155] 陈建华, 穆希辉, 杜峰坡, 等. 评价指标体系下的外骨骼支撑相控制效果 [J]. *科技导报*, 2019, 37(13): 88–92.
- CHEN J H, MU X H, DU F P, et al. Study on control effect of exoskeleton during support phase through an evaluation indicator system [J]. *Science & Technology Review*, 2019, 37(13): 88–92. (in Chinese)
- [156] 徐兰兰. 助力外骨骼性能评价指标和方法 [D]. 成都: 电子科技大学, 2021.
- XU L L. Performance evaluation index and method of assisted exoskeleton [D]. Chengdu: University of Electronic Science and Technology, 2021. (in Chinese)
- [157] SHORE L, POWER V, HARTIGAN B, et al. Exoscore: a design tool to evaluate factors associated with technology acceptance of soft lower limb exosuits by older adults [J]. *Human Factors*, 2020, 62(3): 391–410.
- [158] MIZUKAMI M, YOSHIKAWA K, KAWAMOTO H, et al. Gait training of subacute stroke patients using a hybrid assistive limb: a pilot study [J]. *Disability and Rehabilitation—Assistive Technology*, 2017, 12(2): 197–204.
- [159] YEH Y Y, WICKENS C D. Dissociation of performance and subjective measures of workload [J]. *Human factors*, 1988, 30(1): 111–120.
- [160] BADESA F J, DIEZ J A, BARIOS J A, et al. Evaluation of performance and heart rate variability during intensive usage of a BCI-controlled hand exoskeleton [C] // Proceedings of the 2020 8th IEEE RAS/EMBS International Conference for Biomedical Robotics and Biomechanics (BioRob). New York, NY, US: IEEE, 2020: 164–169.
- [161] CATALAN J M, TRIGILI E, NANN M, et al. Hybrid brain/neural interface and autonomous vision-guided whole-arm exoskeleton control to perform activities of daily living (ADLs) [J]. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2023, 20: 61.
- [162] LIU D, CHEN W H, PEI Z C, et al. A brain-controlled lower-limb exoskeleton for human gait training [J]. *Review of Scientific Instruments*, 2017, 88: 104302.
- [163] EICHER C, HAESNER M, SPRANGER M, et al. Usability and acceptability by a younger and older user group regarding a mobile robot-supported gait rehabilitation system [J]. *Assistive Technology*, 2019, 31(1): 25–33.
- [164] TSAI Y L, HUANG J J, PU S W, et al. Usability assessment of a cable-driven exoskeletal robot for hand rehabilitation [J]. *Frontiers in Neurorobotics*, 2019, 13: 3.
- [165] RESQUIN F, GONZALEZ-VARGAS J, IBANEZ J, et al. Adaptive hybrid robotic system for rehabilitation of reaching movement after a brain injury: a usability study [J]. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2017, 14: 104.
- [166] ARMANNSDOTTIR A L, BECKERLE P, MORENO J C, et al. Assessing the involvement of users during development of lower limb wearable robotic exoskeletons: a survey study [J]. *Human Factors*, 2020, 62(3): 351–364.
- [167] 赵新刚, 谈晓伟, 张弼. 柔性下肢外骨骼机器人研究进展及关键技术分析 [J]. *机器人*, 2020, 42(3): 365–384.
- ZHAO X G, TAN X W, ZHANG B. Development of soft lower extremity exoskeleton and its key technologies: a survey [J]. *Robot*, 2020, 42(3): 365–384. (in Chinese)
- [168] WANG D J, GU X P, LI W Z, et al. Evaluation of safety-related performance of wearable lower limb exoskeleton robot (WLLER): a systematic review [J]. *Robotics and Autonomous Systems*, 2023, 160: 104308.
- [169] DE BOCK S, GHILLEBERT J, GOVAERTS R, et al. Passive shoulder exoskeletons: more effective in the lab than in the field? [J]. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2021, 29(12): 173–183.
- [170] 李龙飞, 朱凌云, 苟向峰. 可穿戴下肢外骨骼康复机器人研究现状与发展趋势 [J]. *医疗卫生装备*, 2019, 40(12): 89–97.
- LI L F, ZHU L Y, GOU X F. Current status and development trend of wearable lower-limb exoskeleton rehabilitation robot [J]. *Chinese Medical Equipment Journal*, 2019, 40(12): 89–97. (in Chinese)