

文章编号:1004-7220(2022)05-0789-09

· 专家论坛 ·

康复工程生物力学 2021 年研究进展

牛文鑫^{1,2}

(1. 同济大学附属养志康复医院(上海市阳光康复中心)转化研究中心, 上海 201619;
2. 同济大学医学院 康复工程与生物力学实验室, 上海 200331)

摘要:康复工程与生物力学具有天然的密切联系,许多康复工程中的核心问题就是生物力学问题。2021年,康复工程生物力学领域的最新进展主要体现在康复设备和辅具拟人化设计的生物力学、人体接触界面的生物力学和人机动态交互的生物力学3个方面。本文结合2021年最新进展,总结康复工程生物力学的研究方法、主要应用和存在的问题,并探讨未来发展方向。

关键词: 康复工程; 生物力学; 模拟仿真; 人机工程

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2022.05.004

Research Advances in Biomechanics of Rehabilitation Engineering in 2021

NIU Wenxin^{1,2}

(1. Translational Research Center, Yangzhi Rehabilitation Hospital (Shanghai Sunshine Rehabilitation Center), Tongji University, Shanghai 201619, China; 2. Laboratory of Rehabilitation Engineering and Biomechanics, School of Medicine, Tongji University, Shanghai 200331, China)

Abstract: Rehabilitation engineering and biomechanics are naturally closely related, and biomechanics is the core problem in many rehabilitation projects. In 2021, the latest progress in the field of biomechanics of rehabilitation engineering is mainly reflected in three aspects: biomechanics of anthropomorphic design of rehabilitation equipment and assistive devices, biomechanics of human environment interface, and biomechanics of human-computer dynamic interaction. Based on the latest progress in 2021, this review summarized the research methods, main applications and existing problems of rehabilitation engineering biomechanics, and discussed the future development direction.

Key words: rehabilitation engineering; biomechanics; simulation; ergonomics

康复工程与生物力学具有天然的联系,二者在很多具体领域内难以明确区分。康复工程为生物力学提供应用场景,借助工程技术的发展也为生物力学提出新的科学问题。生物力学研究是康复设备和辅具设计的理论基础和创新来源,贯穿设计、

适配、评价和优化的全过程^[1-4]。在康复设备和辅具设计之初,人体生物力学规律可用于指导工程设计,添加拟人化设计有助于提高人机匹配度^[5];在康复设备和辅具适配时,可通过生物力学测量或有限元模拟量化人体接触界面的力学特征,评价和优

收稿日期:2022-09-25; 修回日期:2022-10-10

基金项目:国家重点研发计划(2021YFE0204500),国家自然科学基金项目(32071308,11732015),上海市科技重大专项(2021SHZDZX0100),中央高校基本科研业务费专项资金

通信作者:牛文鑫,副教授,E-mail:niu@tongji.edu.cn

化工程设计^[6];在理解人机动态交互时,则可探究设备或辅具与人体交互的生物力学响应、运动补偿和应对策略,用以理解继发性损伤的生物力学机制,并提高康复效率^[7]。

本文从上述3个侧面,而非全面地对2021年以来国内外康复工程相关生物力学研究进展进行综述,希望对读者有所借鉴。

1 康复工程拟人化设计的生物力学

康复工程拟人化设计借鉴人体的生物力学规律,有助于提高康复设备和辅具性能、人机匹配度和降低继发性损伤的发生率^[5,8]。

1.1 假肢和外骨骼设计中对肌肉的模拟

肌肉收缩产生力,驱动骨与关节,形成人体各种运动形式。在运动中,主动肌和拮抗肌协同收缩在关节处产生净肌肉力矩,是关节运动的动力来源。因此,刚性外骨骼的驱动设计多为直接在关节处提供期望的关节力矩,以辅助运动^[9]。而在柔性外骨骼设计中,驱动方式和设计本质上都在模仿人体肌肉工作原理,如气驱和绳驱^[10]。前者对空气进行压缩获得动力,以模拟特定关节或区域的肌骨行为;后者则是通过控制线距向关节传递力矩,在驱动方向上尽可能贴近人体肌肉自然走向,从而提高助力效率。

不同于单关节肌,双关节肌依赖独特的形态结构允许双关节间的做功转移,在运动链的多级控制和运动经济性的增强方面具有重要作用。研究认为,假肢中双关节肌的缺乏,可能是造成假肢推离功较小和穿戴者步行异常的原因。Willson等^[5]在假肢中添加弹簧模拟腓肠肌,结果发现,推离功和异常步态模式均得到改善。此外,是否考虑双关节肌对多关节联合助力外骨骼的性能也有重要影响。Franks等^[11]分析单、联合和全关节外骨骼助力下的代谢能差异,结果发现,单关节外骨骼可降低的代谢能(髌:26%;膝:13%;踝:30%)之和要大于联合关节助力外骨骼(髌-膝-踝:50%),可能是由于联合助力时忽略了双关节肌肉的高效节能。

1.2 假肢和外骨骼设计中能量储存和释放

足-踝生物力学对步行至关重要。在步行过程中,包含着一个重要的生物力学原理,即在触地到支撑期存储能量,并在蹬离地面时释放能量,以增加推

进力和降低整体能量消耗水平,被称为能量的存储与释放(energy storage and return, ESR)机制^[8]。

ESR机制在假肢设计中具有重要作用,有利于增加假肢的机械推进功^[4]。假肢设计大体上经历了从纯被动到主动,再到半主动的研究过程。“准被动”或“半主动”的假肢不仅增强被动假肢ESR的能力,同时也缓解了动力装置重量大、复杂度高和成本高等不足^[12]。Quraishi等^[13]通过磁调控凸轮切换设计了解耦ESR,该装置捕获足跟撞击和负载响应时消耗的能量,并在足蹬离地面时释放该能量,从而增加假肢的机械推进功。McGeehan等^[4]则开发了半主动刚度可变的假足(semi-active variable-stiffness foot, SAVSF),并模拟SAVSF的ESR特性,在实验室条件下取得理想的效果,有待进一步实际验证。

无源外骨骼也充分借鉴了ESR机制,其本身不依靠外部能源及耗能驱动元件,仅利用自身结构特点以实现运动辅助。Lin等^[14]利用线性储能元件设计了辅助伸膝的无源外骨骼用于下楼梯。Zhou等^[15]基于多关节协同关系设计了多关节无源外骨骼,其在摆动相末期回收机械能,并将该能量用于辅助支撑相末期的伸髌,结果发现,该外骨骼能够降低步行中目标肌肉的激活程度和代谢能。该研究充分利用关节和肢体的能量转移机制,为后续ESR利用研究提供了新见解。

综上所述,深入探究人体生物力学机制,在康复工程设计中模拟关键的人体结构和力学机制,可能是提高康复工程人机共融的重要途径。

2 人体接触界面的生物力学

人体与康复辅具、可穿戴设备和地面等接触,构成了独特的生物力学环境。人体接触界面的生物力学研究对于设备和辅具适配、优化康复工程设计和降低人体软组织损伤发生均具有重要作用^[16]。

2.1 接触界面的压力测量及模拟仿真

人机接触界面的压力分布是评价人机接触界面契合度和舒适度的重要指标,可用于指导康复设备和辅具结构优化^[17-18]。目前,可通过压力传感器直接测量界面压力,也可以通过计算机模拟间接计算接触界面的压力(见图1)。

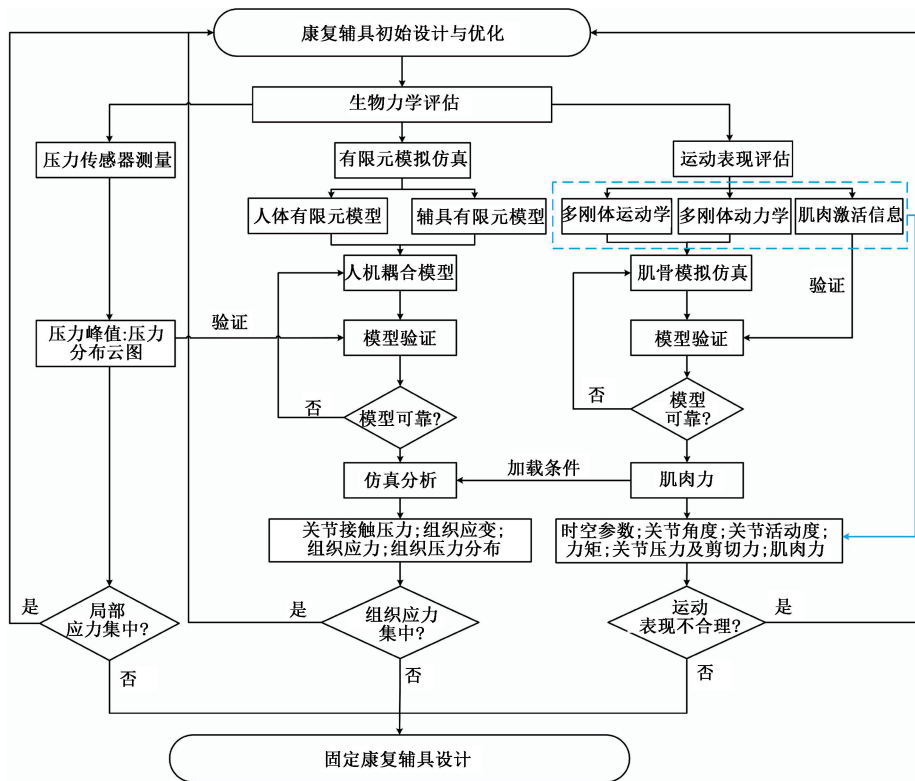


图1 康复辅具设计优化的有限元分析系统框架

Fig. 1 Systematic framework of finite element analysis for rehabilitation aids design and optimization

压力传感器测量多采用柔性薄膜压力传感器构建的矩阵,可用于分析载荷和压力分布云图。Sasaki 等^[17]提出了定量评估压力分布的压力均匀性百分比方法,并比较不同材料假肢的压力均匀性得分。此外,基于可穿戴技术构建便携式压力测量系统引发了较多关注。Jamshidi 等^[18]基于可穿戴传感器构建了界面压力的实时测量装置,并将界面压力作为干预措施的重要评价指标。Dai 等^[19]提出一种计算界面压力和力线轨迹的拟合算法,并建立便携式压力和力线轨迹测量系统。但是,单纯压力不足以反映人体界面生物力学的全部特征,剪切力的测量同等重要^[20]。面对可穿戴设备和机器人操控中剪切力检测难题,Zhou 等^[21]开发了一种新的三维柔性力传感器和基于半球形结构的新型力解耦方法,结果表明,该传感模块测量压力的相对误差 3.2%,剪切力的相对误差为 5.5%~5.9%。

尽管传感器测量具有非侵入性、操作简便性的优势,但无法揭示人体软组织真实的生物力学状态。研究发现,软组织应力峰值比皮肤表面的接触

压力高 3~5 倍^[22]。为准确描述接触界面人体内部深层组织的生物力学响应,有限元法提供了一种计算工具。本研究团队建立了男性臀部的三维有限元模型,以及坐骨粗隆下不同脂肪厚度的改进模型,并于模拟坐垫刚度不同的坐姿条件^[20];结果发现,臀部脂肪组织可以降低坐在刚性座椅上时的接触压力,但是单纯的接触压力不能用来估计坐姿臀部的内部组织应力。Steer 等^[6]针对下肢假肢关键的有限元建模和分析,得到类似的结论。此外,该研究还建议在使用应变预测损伤时,要选择软组织的代表性刚度超弹性材料模型。

生物力学有限元分析虽然经历了近半个世纪的发展,但是在临床和工程领域的应用仍存在很大的发展空间。直到 2021 年,第一项用于单样本有限元分析方法学质量评估工具发表,该领域的研究才有了研究的规范^[23]。尽管学界在有限元几何模型构建、材料属性定义、加载和边界条件设置、数值求解方法等方面已经取得很多有意义的研究成果,但有限元方法在评估人机界面相容性方面仍然面临

着诸多挑战性问题:

(1) 简单的边界条件无法准确描述组织的生理载荷状况,已有研究证实静态加载不足以表示人体运动过程的受力情况,考虑全部肌肉力与仅考虑主要肌肉力计算的骨应变差异很大^[24]。有必要在考虑个体解剖学差异和体内生理载荷的情况下,构建肌骨多刚体-有限元联合模型,以准确描述人机接触界面组织内部的应力和应变情况。

(2) 软组织的力学本构方程非常重要,但人体软组织力学性质个体差异性极大,且受各种因素的影响,其评价方法也各异,导致缺少公认的软组织力学性质本构方程^[25]。有必要在考虑年龄、疾病分型及性别等因素的基础上,构建具有一定适用范围的本构方程。

(3) 传统有限元方法存在建模和计算时间成本高、计算不收敛等问题,难以满足工程需求。陈文轩等^[26]提出一种基于机器学习与有限元结合的下肢假肢接受腔生物力学性能快速评价方法,来预测人机接触界面生物力学性能。最近,本研究团队开发了一种坐姿下臀部三维有限元参数化建模方法,建立脊髓损伤者臀部参考模型,并生成可视化程序来修改参数值,通过改变肌肉萎缩、体重指数和坐骨结节曲率半径,快速建立并验证 96 种不同的模型变体,解决了传统有限元模型不能考虑个体差异性的问题,为有限元法更广泛的工程应用提供可能性^[27]。

2.2 足踝支撑界面的生物力学

在正常站立和行走时,足踝是人体与环境硬接触的唯一部位,其支撑界面生物力学研究较为深入。

通过足踝与环境接触界面的生物力学研究,可有效改善辅具适配性,是个性化矫形鞋、鞋垫等康复辅具设计优化过程的重要环节,也是康复工程的传统研究方向之一^[28]。李亚琦等^[29]使用有限元方法,探究唐氏综合征患者足踝-环境接触界面力学特征与健康儿童的差异,基于患者足部关节与软组织的载荷传导模式,对个性化辅具设计与早期康复介入计划的制定提出了指导建议。Peng 等^[30]建立足踝-矫形鞋垫的多刚体-有限元耦合模型,分析矫形鞋垫几何参数对足踝内部软组织的生物力学影响,认为扁平足矫形辅具的优化设计应考虑筋膜与软

组织相互作用。Nouman 等^[31]聚焦于糖尿病足矫形鞋垫,发现由低刚度材料($E = 5 \text{ MPa}$)制成的鞋垫可有效改善患者足底压力特征,降低第 1 跖骨应力水平,对预防糖尿病足产生积极效应。

此外,足踝-环境接触界面的生物力学分析在运动损伤预防、护具开发等方面也存在广泛应用。Yang 等^[32]建立鞋具与足踝的耦合有限元模型,结果发现,个性化设计的鞋与鞋垫可以有效降低足跟在跑步中的峰值压力,降低运动损伤风险。Fu 等^[33]研究发现,前脚掌碳板的分段设计能够降低中底的峰值压力,可在不损耗运动表现的条件下,有效改善鞋具的运动保护效果。在足底筋膜炎护具开发方面,Wang 等^[34]通过有限元分析发现,随着鞋跟高度的增加,足底筋膜的峰值应变不降反升,易导致足底筋膜炎加剧,为相关护具的设计优化提供了量化建议。

2.3 人体-假肢接触界面的生物力学

人体-假肢接触界面的生物力学研究关注人机兼容和损伤机制,其原因在于假肢较高的拒绝率和弃用率^[35]。假肢-残肢兼容性不佳,会引发疼痛、溃疡和深层组织损伤等导致假肢排斥^[35]。根据接触界面生物力学评价假肢适配性,反向优化假肢设计是在该领域尤为重要。钱玉等^[36]应用有限元法研究站立状态下残肢与髁离断假肢接受腔界面的应力分布情况,发现腰部和残肢底部的应力较高。Brown 等^[37]采用有限元法分析不同材料的衬垫缓解界面处压力梯度的差异,结果发现,与传统硅胶衬垫相比,优化超材料衬垫可以实现更大的降压性能。该研究表明,有限元分析在假肢个性化定制方面具有重要价值。晏菲等^[38]则基于肌骨系统张力均衡特性,提出下肢假肢接受腔生物力学设计准则,该准则在维持假肢最佳使用效率的同时优化残肢受力并增强压力释放,为下肢假肢接受腔的个性化设计和量化修正提供了理论基础。

2.4 人体-外骨骼接触界面的生物力学

外骨骼可辅助运动障碍人群步行训练,改善其活动能力,并提高健康人群的运动表现^[14]。这些功能的发挥得益于外骨骼与穿戴者有效的力传递。

人体软组织 and 外骨骼接触界面材料在负载、吸收和释放等情况下会产生变形和移位,因此人机界面力学较为复杂,量化助力传递效率具有挑战。也

有学者则分别对材料刚度和人机界面几何形状对助力传递效率的影响展开研究,建议采用更加符合人体力学要求的纺织材料^[10,39]。在外骨骼穿戴舒适性方面,Elstubb 等^[39]调查接触界面对人体热力学调节和热舒适性的影响,结果表明,外骨骼人机界面松弛、收紧模式切换不仅用于提供辅助调节,还促进人体自身热力学调节,提升穿戴舒适性。然而,因外骨骼结构设计、刚性连杆和与关节走向非对齐而引发的皮肤挤压、疼痛、损伤等问题尚有待解决^[10]。

3 人机交互的生物力学

人体与设备除了在界面发生力学作用外,在运动状态下也会发生普遍的运动交互。理解人体和设备或辅具动态交互的生物力学作用尤为重要,该交互作用包含了康复设备或辅具与人体发生作用后,人体产生的生物力学响应、补偿和应对^[7,40]。

3.1 人机交互的生物力学实验评价

研究者一般应用可穿戴设备、三维运动捕捉系统、测力台、表面肌电仪等分析康复设备或辅具对受试者在执行不同运动任务时的生物力学表现影响,通过运动学、动力学和肌肉激活等指标评价人机交互^[7,41]。人机交互的生物力学实验评价研究在 2021 年的进展主要体现在以下方面:

(1) 拮抗肌异常活动:外骨骼助力下肌肉激活模式和程度存在个体差异,并且单关节单方向助力外骨骼也会影响拮抗肌的活化行为。Acosta 等^[42]探究踝关节助力外骨骼行走过程中的肌肉激活模式,发现助力时 60% 受试者在站立阶段内侧腓肠肌激活降低,80% 受试者在跖屈助力增加后胫骨前肌同时激活增加。该结果表明,在外骨骼助力中,人体运动调整比我们想象的更为复杂。

(2) 近端环节补偿:假肢穿戴者在执行日常和运动任务中,常通过调用近端环节来补偿假肢对人体的负面影响。Gaffney 等^[7]探究穿戴不同假肢后执行坐-站转移任务时的生物力学补偿,认为整合假肢穿戴后近端关节运动模式和肌力的显著增加可能归因于假体和残肢之间的负荷传递增加。此外,Emonds 等^[41]研究发现,假肢穿戴者会通过手臂和躯干施加更大的扭矩以补偿肢体的不

对称。

(3) 健侧肢体补偿:在运动任务中,假肢穿戴者过多依赖健侧肢体缓冲地面冲击力,这可能会导致健侧肢体的损伤风险增加。Elrod 等^[43]通过研究下肢间和肢体内 3 年关节的能量吸收来描述人体-假肢的交互作用发现,随着高度和质量的增加,假肢穿戴者越来越依赖健侧来缓冲吸收冲击载荷。该结果不仅表明偏侧性的存在,也提示健侧肢体肌肉骨骼损伤风险的增加。

(4) 运动模式调整:假肢穿戴者常通过改变跑步时空和动力学参数来进行模式调整,以提高跑步成绩。Hadj-Moussa 等^[40]系统综述了影响假肢穿戴者跑步的生物力学因素,发现其会采用多种补偿策略,如通过调整步频、步长和关节动力学以提高其跑步性能,并认为补偿的出现是因为假肢对人体产生了额外的力。研究者建议在假肢设计和装配中,应着重考虑对跑步生物力学产生较大影响的因素,如假肢高度、刚度、形状和对齐等。

尽管在生物力学实验室测量的评价数据较准确,但是并不能反映在现实生活场景中的情况。为此,哈佛大学研究团队基于惯性传感器在户外场景实现了外骨骼穿戴后步态的实时评估,验证结果表明,该方法具有较好的鲁棒性^[44]。

3.2 人机交互的运动模拟仿真

人体运动模拟仿真分析方法的发展,使得其在水人机交互研究中的地位越来越重要。近年来,技术的发展允许分别建立机械模型和人体肌骨系统模型,进而构建人机耦合模型,输出肌肉激活程度、肌肉能量消耗和人机交互力等^[9,45](见图 2)。此外,该方法可根据计算结果反向在线修改辅具设计参数,直至达到满意的仿真结果。与传统辅具开发流程相比,人机耦合模型的运动仿真分析不但缩短了辅具设计的迭代周期,还降低了样机制作的成本^[45]。

人机耦合模型可用于康复设备的评价。Mosconi 等^[9]构建人机耦合模型,基于 MATLAB 采用正向动力学算法对跑步进行仿真,证实下肢外骨骼阻抗控制的有效性。Farhadiyadkuri 等^[45]针对人体和外骨骼交互动力学建模中存在的 uncertainty 问题,提出一种基于参考模型的自适应阻抗控制方法,并验证该算法的性能。McGeehan 等^[4]则建立

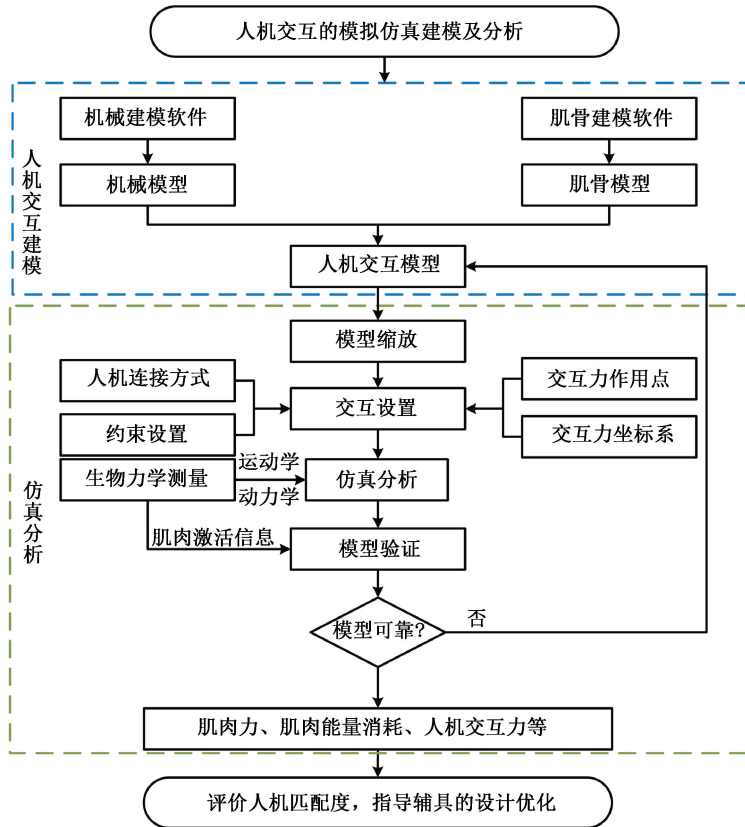


图 2 人机耦合模型建立及仿真分析流程

Fig. 2 Flow chart of human-machine coupling model establishment and simulation

假肢-人体的正向动力学步态模型,针对足部 ESR 机制和足部-地面的接触力学进行分析,实现假肢的地面反作用力预测。

3.3 人机交互中人体的功与能

不同于运动学和动力学等指标,机械功与能量消耗提供了辅具性能和人机交互的宏观和整体的评价。例如,助力外骨骼的设计初衷是提高穿戴者的机械输出和降低能量消耗,功与能是最为决定性的评价指标^[46]。在人体运动中,代谢能可分为机械功和热能,前者包含人体对外界环境所做的外功和各环节所做的内功,仅占到代谢能的 15%~30%;剩余部分则表现为热能,主要用于维持体温,以辐射、对流等方式发散流失。而在康复工程的人机交互方面,机械功与能量消耗则进一步细化,可用于分析人机交互中人体关节做功贡献、人体环节能量传递与转移、人体肌肉能量消耗、人体机械功和人机交互能耗等^[15,43,46]。

代谢能是最常用的能量消耗指标之一,多依据

便携式呼吸面罩测定摄氧量和二氧化碳呼出量计算而得。Sheperdycky 等^[45]研究发现,无动力外骨骼可使得健康成年人步行代谢能平均降低 $(2.5 \pm 0.8)\%$ 。Clautilde 等^[47]研究发现,上肢假肢的拓扑优化可以显著降低假肢穿戴者日常活动中的代谢能。此外,肌肉能量消耗作为运动过程中能量消耗重要的组成部分,一些研究也常通过观察是否降低了目标肌肉的能量激活来进行评价外骨骼的助力效果^[48-49]。目前,肌肉能耗仅能通过嵌入数学模型的肌骨模型进行计算,在计算肌肉能耗时需具备较为充足的肌肉收缩力学参数,如力-长度-速度函数关系、肌肉快慢纤维占比等。目前,通过近红外设备可以获取肌肉收缩过程中含氧血红蛋白的浓度变化,但其距离能量消耗的测量依然有一定距离,原因在于此浓度变化仅为相对于静息状态的比例浓度^[50]。

综上所述,功与能的研究在康复工程领域内具有重要的应用价值,但目前其基础研究还不充分。

未来,可考虑从肌肉收缩力和能量之间的函数关系着手研究,基于人体在体肌肉收缩力学特征构建肌肉能量消耗的本构方程。

4 总结

本文综述了 2021 年以来康复工程生物力学的最新研究进展。当前康复工程面临的主要问题之一是如何提高康复设备和辅具与人体的适配性,在该问题的解决过程中,生物力学技术不可或缺。深入探究人体生物力学机理,在康复设备和辅具设计中体现人类百万年进化而来的力学结构和性能,有助于提高人机共融度。在康复设备与辅具评价方面,建立全面而精确的生物力学评估体系对于设备和辅具适配、优化设计和降低人体二次损伤发生均具有重要作用。

致谢: 课题组博士后冯成龙、王诗潭,以及博士生黄尚军、吴凤仙和单绵佳等参与了资料整理、论文的起草和讨论。

参考文献:

[1] 牛文鑫. 主动健康中的生物力学 [J]. 医用生物力学, 2021, 36 (5): 676-678.
NIU WX. Biomechanics in active health [J]. J Med Biomech, 2021, 36 (5): 676-678.

[2] ALI A, FONTANARI V, SCHMOELZ W, *et al.* Systematic review of back-support exoskeletons and soft robotic suits [J]. Front Bioeng Biotechnol, 2021, 9: 765257.

[3] CHENG KW, PENG Y, CHEN TL, *et al.* A three-dimensional printed foot orthosis for flexible flatfoot: An exploratory biomechanical study on arch support reinforcement and undercut [J]. Materials, 2021, 14 (18): 5297.

[4] MCGEEHAN MA, ADAMCZYK PG, NICHOLS KM, *et al.* A computational gait model with a below-knee amputation and a semi-active variable-stiffness foot prosthesis [J]. J Biomech Eng, 2021, 143 (12): 124502.

[5] WILLSON AM, RICHBURG CA, ANDERSON AJ, *et al.* Evaluation of a quasi-passive biarticular prosthesis to replicate gastrocnemius function in transtibial amputee gait [J]. J Biomech, 2021, 129: 110749.

[6] STEER JW, WORSLEY PR, BROWNE M, *et al.* Key considerations for finite element modelling of the residuum-prosthetic socket interface [J]. Prosthet Orthot Int, 2021, 45 (2): 138-146.

[7] GAFFNEY BMM, VANDENBERG NW, DAVIS-WILSON

HC, *et al.* Biomechanical compensations during a stand-to-sit maneuver using transfemoral osseointegrated prostheses: A case series [J]. Clin Biomech, 2022, 98: 105715.

[8] MCGEEHAN MA, ADAMCZYK PG, NICHOLS KM, *et al.* A reduced-order computational model of a semi-active variable-stiffness foot prosthesis [J]. J Biomech Eng, 2021, 143 (7): 074503.

[9] MOSCONI D, SIQUEIRA AAG. Simulation of impedance control applied to lower limb exoskeletons: assessment of its effectiveness in assisting disabled people during gait swing phase [C]// Proceedings of 43rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC). Mexico: IEEE, 2021: 4694-4699.

[10] XILOYANNIS M, ALICEA R, GEORGARAKIS AM, *et al.* Soft robotic suits: State of the art, core technologies, and open challenges [J]. IEEE Trans Robot, 2022, 38 (3): 1343-1362.

[11] FRANKS PW, BRYAN GM, MARTIN RM, *et al.* Comparing optimized exoskeleton assistance of the hip, knee, and ankle in single and multi-joint configurations [J]. Wearab Technol, 2021, 2: e16.

[12] KAUFMAN KR, BERNHARDT K. Functional performance differences between carbon fiber and fiberglass prosthetic feet [J]. Prosthet Orthot Int, 2021, 45 (3): 205-213.

[13] QURAIISHI HA, SHEPHERD MK, MCMANUS L, *et al.* A passive mechanism for decoupling energy storage and return in ankle-foot prostheses: A case study in recycling collision energy [J]. Wearab Technol, 2021, 2: e9.

[14] LIN J, DIVEKAR NV, THOMAS GC, *et al.* Optimally biomimetic passivity-based control of a lower-limb exoskeleton over the primary activities of daily life [J]. IEEE Open J Control Syst, 2022, 1: 15-28.

[15] ZHOU TC, XIONG CH, ZHANG JJ, *et al.* Regulating metabolic energy among joints during human walking using a multiarticular unpowered exoskeleton [J]. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng, 2021, 29: 662-672.

[16] ARMITAGE L, TURNER S, SREENIVASA M. Human-device interface pressure measurement in prosthetic, orthotic and exoskeleton applications: A systematic review [J]. Med Eng Phys, 2021, 97: 56-69.

[17] SASAKI K, GUERRA G, LEI PHYU W, *et al.* Assessment of socket pressure during walking in rapid fit prosthetic sockets [J]. Sensors, 2022, 22 (14): 5224.

[18] JAMSHIDI MA, ESMAILI S, AZHARI F. A case study on the value of in-socket force measurements in gait monitoring of lower-limb prosthesis users [C]// Proceedings of 44th Annual International Conference of the

- IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC). Glasgow: IEEE, 2022: 4237-4240.
- [19] DAI X, YANG Z, WANG Z, *et al.* A portable pressure and force line trajectory measuring system for unicondylar knee arthroplasty [C]// Proceedings of 43rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC). Mexico: IEEE, 2021: 1448-1451.
- [20] WANG K, CHEN Y, HUANG S, *et al.* Subcutaneous fat thickness remarkably influences contact pressure and load distribution of buttock in seated posture [J]. J Healthc Eng, 2021, 2021: 4496416.
- [21] ZHOU GP, LIAO ZL, ZHAO R, *et al.* A force decoupling method for simultaneously measuring vertical and shear force [J]. IEEE Sensors J, 2022, 22 (17): 16820-16827.
- [22] LUSTIG A, MARGI R, ORLOV A, *et al.* The mechanobiology theory of the development of medical device-related pressure ulcers revealed through a cell-scale computational modeling framework [J]. Biomech Model Mechanobiol, 2021, 20 (3): 851-860.
- [23] WONG DWC, CHEN TLW, PENG YH, *et al.* An Instrument for methodological quality assessment of single-subject finite element analysis used in computational Orthopaedics [J]. Med Novel Technol Dev, 2021, 11: 100067.
- [24] MAZUMDER O, PODUVAL M, GHOSE A, *et al.* Walking pole gait to reduce joint loading post total knee arthroplasty: musculoskeletal modeling approach [C]// Proceedings of 43rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC). Mexico: IEEE, 2021: 4605-4610.
- [25] 牛文鑫, 单绵佳, 齐燕, 等. 脊髓损伤康复中的支撑-驱动生物力学问题 [J]. 同济大学学报(医学版), 2021, 42 (5): 581-588.
- [26] 陈文轩, 刘钰莎, 王帅, 等. 基于机器学习与有限元结合的下肢假肢接受腔生物力学性能快速评价 [J]. 医用生物力学, 2021, 36(S): 352.
- [27] CHEN Y, SHEN Y, WANG K, *et al.* Mechanical analysis of deep tissue injury during sitting in patients with spinal cord injury via parametric finite element model [J]. Biomech Model Mechanobiol, 2022, doi: 10.1007/s10237-022-01607-z.
- [28] 樊瑜波, 张明. 康复工程生物力学 [M]. 上海: 上海交通大学出版社, 2017: 123-140.
- [29] 李亚琦, 黄尚军, 张蓓华, 等. 唐氏综合征患儿站立时足踝应力传导模式研究 [J]. 医用生物力学, 2022, 37 (1): 59-65.
- LI YQ, HUANG SJ, ZHANG BH, *et al.* Force transmission mode of foot ankle in children with Down's syndrome during standing [J]. J Med Biomech, 2022, 37 (1): 59-65.
- [30] PENG YH, NIU WX, WONG DWC, *et al.* Biomechanical comparison among five mid/hindfoot arthrodeses procedures in treating flatfoot using a musculoskeletal multibody driven finite element model [J]. Comput Methods Programs Biomed, 2021, 211: 106408.
- [31] NOUMAN M, DISSANEEWATE T, CHONG DYR, *et al.* Effects of custom-made insole materials on frictional stress and contact pressure in diabetic foot with neuropathy: Results from a finite element analysis [J]. Appl Sci, 2021, 11 (8): 3412.
- [32] YANG Z, CUI C, WAN X, *et al.* Design feature combinations effects of running shoe on plantar pressure during heel landing: A finite element analysis with Taguchi optimization approach [J]. Front Bioeng Biotechnol, 2022, 10: 959842.
- [33] FU F, LEVADNYI I, WANG J, *et al.* Effect of the construction of carbon fiber plate insert to midsole on running performance [J]. Materials, 2021, 14 (18): 5156.
- [34] WANG M, LI S, TEO EC, *et al.* The influence of heel height on strain variation of plantar fascia during high heel shoes walking-combined musculoskeletal modeling and finite element analysis [J]. Front Bioeng Biotechnol, 2021, 9: 791238.
- [35] KO ST, ASPLUND F, ZEYBEK B. A scoping review of pressure measurements in prosthetic sockets of transfemoral amputees during ambulation: key considerations for sensor design [J]. Sensors, 2021, 21 (15): 5016.
- [36] 钱玉, 李新伟, 何秉泽, 等. 髌离断假肢接受腔-残肢站立期静态有限元分析 [J]. 医用生物力学, 2021, 36(6): 923-928.
- QIAN Y, LI XW, HE BZ, *et al.* Static finite element analysis on hip disarticulation prosthesis socket-residual limb in stance phase [J]. J Med Biomech, 2021, 36 (6): 923-928.
- [37] BROWN N, OWEN MK, GARLAND A, *et al.* Design of a single layer metamaterial for pressure offloading of transtibial amputees [J]. J Biomech Eng, 2021, 143 (5): 051001.
- [38] 晏菲, 彭迎虎, 黄伟志, 等. 基于肌骨系统张力均衡特性的下肢假肢接受腔生物力学设计准则 [J]. 医用生物力学, 2021, 36(S): 373.
- [39] ELSTUB LJ, FINE SJ, ZELIK KE. Exoskeletons and exosuits could benefit from mode-switching body interfaces that loosen/tighten to improve thermal comfort [J]. Int J Environm Res Public Health, 2021, 18 (24): 13115.
- [40] HADJ-MOUSSA F, NGAN CC, ANDRYSEK J.

- Biomechanical factors affecting individuals with lower limb amputations running using running-specific prostheses: A systematic review [J]. *Gait Posture*, 2022, 92: 83-95.
- [41] EMONDS AL, MOMBAUR K. Asymmetry in three-dimensional sprinting with and without running-specific prostheses [J]. *Symmetry*, 2021, 13 (4): 580.
- [42] ACOSTA-SOJO Y, STIRLING L. Individuals differ in muscle activation patterns during early adaptation to a powered ankle exoskeleton [J]. *Appl Ergon*, 2022, 98: 103593.
- [43] ELROD JM, SCHNALL BL, MAUNTEL TC, *et al.* Biomechanical characterization of the foot-ground interaction among Service members with unilateral transtibial limb loss performing unconstrained drop-landings: Effects of drop height and added mass [J]. *J Biomech*, 2021, 127: 110701.
- [44] ARENS P, SIVIY C, BAE J, *et al.* Real-time gait metric estimation for everyday gait training with wearable devices in people poststroke [J]. *Wearab Technol*, 2021, 2: e2.
- [45] FARHADIYADKURI F, POPAL AM, PAIWAND SS, *et al.* Interaction dynamics modeling and adaptive impedance control of robotic exoskeleton for adolescent idiopathic scoliosis [J]. *Comput Biol Med*, 2022, 145: 105495.
- [46] SHEPERTYCKY M, BURTON S, DICKSON A, *et al.* Removing energy with an exoskeleton reduces the metabolic cost of walking [J]. *Science*, 2021, 372 (6545): 957-960.
- [47] CLAUTILDE N, MAXIME R, SOFIANE A. Impact of the choice of upper limb prosthesis mechanism on kinematics and dynamic quality [J]. *Med Eng Phy*, 2021, 94: 16-25.
- [48] CHEN L, CHEN C, WANG Z, *et al.* A novel lightweight wearable soft exosuit for reducing the metabolic rate and muscle fatigue [J]. *Biosensors*, 2021, 11 (7): 215.
- [49] YE X, CHEN C, SHI Y, *et al.* A time division multiplexing inspired lightweight soft exoskeleton for hip and ankle joint assistance [J]. *Micromachines*, 2021, 12 (10): 1150.
- [50] ZHU Y, WESTON EB, MEHTA RK, *et al.* Neural and biomechanical tradeoffs associated with human-exoskeleton interactions [J]. *Appl Ergon*, 2021, 96: 103494.