·综述·

上肢外骨骼机器人在儿童脑性瘫痪中的研究和应用进展*

龚兴若[1] 孔亚敏[2] 马丙祥[1,2,3]

脑性瘫痪(cerebral palsy, CP)简称脑瘫,由发育中的胎儿或婴幼儿大脑发生的非进行性损伤引起。这些非进行性损伤会导致一系列持续存在的运动和姿势发育障碍,从而导致患儿活动受限。脑性瘫痪的运动障碍常伴有感觉、知觉、认知、交流和行为障碍,以及癫痫和继发性肌肉、骨骼问题等[1]。脑性瘫痪患儿的核心问题是运动控制系统障碍,典型表现为肌肉无力、肌张力升高、关节挛缩畸形、动作缓慢且不协调以及触觉敏感度降低[2]。患儿的手部灵活性与握力可随发育改善,但上肢整体的运动模式无法凭借发育的进展而自行调整,最终影响精细运动出现时间与上肢发育速度[3]。上肢手功能障碍严重影响患儿的日常生活和自理能力、学习和社会参与能力[4]。

我国人口基数大,各省市区单独调查研究结果表明我国脑瘫患病率略高于发达国家的2.1‰[5—6]。并且脑瘫的康复周期一般较长,导致专业的康复治疗师相对不足且工作强度大。康复效果一定程度上受到康复治疗师水平及治疗环境的影响,康复过程只能依靠治疗师进行评估,很难精确控制并随时记录数据[7]。传统矫形器也存在缺少客观设计指标的不足[3]。随着人工智能和机器人技术的发展,康复机器人逐渐成为世界各国临床康复治疗的重要技术之一[8],康复机器人的出现可以很大程度降低康复医师的体力劳动,提供高强度、耐久的康复训练,减轻医护人员工作量的同时提供精准的康复数据及统一规范的康复训练。而儿童具有特殊的生理发展规律[9],在外骨骼的设计过程中必须考虑儿童的发育、使用、肌肉力量,目前为止,为成人开发的外骨骼品类越来越多,但供儿童选择使用的产品却十分有限[9—10],迄今对于儿童外骨骼的开发还主要集中于针对其可行性的研究[11]。

1 上肢运动涉及的关键关节分析

外骨骼是一种作为外部骨架来支撑使用者的设备[12]。这类设备通常根据人体骨骼解剖结构来设计,以保证使用者的关节轴与设备能够对齐[13],对骨骼解剖结构及运动的深入认识以及复现,是外骨骼设计的一个关键。

上肢可分为四个独立结构:肩部复合体、肘部复合体、腕关节、手指和手。肩关节拥有人类关节的最大运动范围[14]。最简单的肩部模型由三个自由度(degrees of freedom, DOF)构成,这3个自由度涵盖了肩部的3个主要运动,即屈曲—伸展、外展—内收及内旋—外旋。然而,肩部的瞬时旋转中心随上肢活动而改变,简化的肩部模型没有将肩关节中心的变化考虑进来,所以在外骨骼设计中使用这种简化模型可能导致错位[15]。因此,上肢外骨骼在对肩部活动机制进行建模时,应当考虑更复杂的模型,以增加肩关节的动态变化[16]。

肘关节支持两种运动,即屈曲—伸展和旋前—旋后。为了确保肘关节建模的准确性以及与外骨骼的运动兼容性,前臂运动在上肢外骨骼中应当设计为有反馈控制的闭环结构[17]。为保证关节与外骨骼对齐,屈曲-伸展时旋转轴的位移也应考虑进来[18]。

腕关节包括三种运动:屈曲—伸展、桡偏—尺偏、环转运动。设计者为简化外骨骼腕关节的设计会剔除其认为对上肢活动影响不大的活动度,如环转运动[19],或假定屈曲—伸展和桡偏—尺偏的旋转轴是重合的[20]。

手通过示指到小指的屈曲—伸展和拇指的外展—内收进行抓握和精细动作。

上肢的复杂结构使得研究人员难以设计出完全复制其运动学和动力学的外骨骼,外骨骼关节与人体的错位则会导致人与外骨骼界面接触的地方产生假力或扭矩,从而导致使用者不适或受伤[21]。因此,目前以外骨骼帮助使用者进行康复训练或支持日常生活活动(activities of daily living, ADL)面临一系列技术挑战。

2 上肢外骨骼康复机器人的分类

根据外骨骼的应用领域进行分类,可分为康复型或辅助型。康复外骨骼的主要目的是通过部分或完全替代功能障碍部位来改善运动功能。辅助外骨骼帮助患者运动以便于完成ADL,主要应用于经过治疗仍存在持续、长期运动功能

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2024.03.022
*基金项目:国家自然科学基金面上项目(81973904);河南省中医药科学研究专项课题(2019JDZX2006);河北省在读研究生创新能力培养资助项目(XCXZZBS2022007)
1 河北中医学院,河北省石家庄市,050091; 2 河南中医药大学第一附属医院; 3 通讯作者
第一作者简介:龚兴若,女,博士研究生; 收稿日期:2022-06-08

障碍的患者。

根据外骨骼的驱动方式,可分为主动式或被动式。主动式外骨骼通过电动装置驱动使用者的关节。被动式外骨骼无驱动装置,通常使用重力补偿机制如弹簧结构等来减少重力对使用者手臂的影响从而辅助运动,因此这种类型的外骨骼要求使用者残存一定的肌力。

3 上肢外骨骼在脑瘫儿童中的研发现状

目前国外已有少量针对上肢功能障碍儿童研发并可应用于脑瘫儿童的外骨骼设备,而国内在这一领域仍是空白。根据上肢外骨骼的作用位置,本节将上肢外骨骼分为手臂外骨骼及手/手指外骨骼进行概述。

3.1 手臂外骨骼

瑞士Hocoma公司研发的Armeo Spring(图1A)是世界上第一台上肢功能训练系统[22—23],主要应用于临床治疗。当患者不足以对抗重力活动上肢时,这种被动外骨骼通过弹簧结构给患者提供支撑,帮助患者进行上肢训练,增加活动范围、神经肌肉控制能力。Armeo Spring中的角度传感器能够通过测量患者的动作,记录治疗过程中的表现,手柄上的压力传感器能够评估抓握等级以及释放练习。

瑞士苏黎世工业大学和苏黎世大学联合研发的ChARmin(图1B)是一种专为儿科设计的6个自由度的上肢外骨骼[24]。这种外骨骼为主动外骨骼,可通过电机驱动,使用者既可以使用该设备自由运动,也可以完全由机器引导动作。ChARmin通过模块化方法构建,能够覆盖5—18岁人群不同的手臂尺寸。

MyoPal(见图1C)是美国Myomo公司仍在开发的商业外骨骼,预期可供5岁及以上儿童使用[25]。目前可使用的MyoPro儿童版本是一种2自由度外骨骼,可以帮助肘关节屈曲伸展和手部抓握。上臂和前臂的肌电传感器可读取信号,从而检测使用者的移动意图(无电刺激),然后通过提供驱动力辅助运动。MyoPro(图1D)是目前市场上唯一的可移动穿戴外骨骼。当前进入市场的MyoPro外骨骼虽然为使用者定制设备,但仅适用于12岁以上的青少年。

美国特拉华大学设计的基于堆叠型介电弹性体驱动器(stacked dielectric elastomer actuators, SDEA)的人工肌肉驱动儿童肘关节的外骨骼,包括1个主动自由度,辅助肘关节屈曲伸展[26]。介电弹性体是一种加上电压即可出现形变的弹性材料,该研究的最终目的是开发一种由软性材料制成的儿童上肢外骨骼,目前机器原型尚处于人类手臂模型测试阶段,还未投入使用。

3.2 手/手指外骨骼

意大利佛罗伦萨大学设计的手部外骨骼是一种2自由度外骨骼[27]。1个主动自由度在手指屈曲伸展平面运行,每根手指的掌指关节还有1个被动自由度,使外骨骼在做抓握手势时能够跟随手指自然内收,增加了外骨骼的灵活性。这

图1 手臂外骨骼

A:Armeo Spring[22];B:ChARmin[24];C:MyoPal[25];D:MyoPro[25]

种外骨骼通过3D打印构建，能够与使用者的手部尺寸相适应，当使用者的手大小超过外骨骼时可以对设备进行快速修改，对于尚处于发育阶段的儿童使用者更加友好。

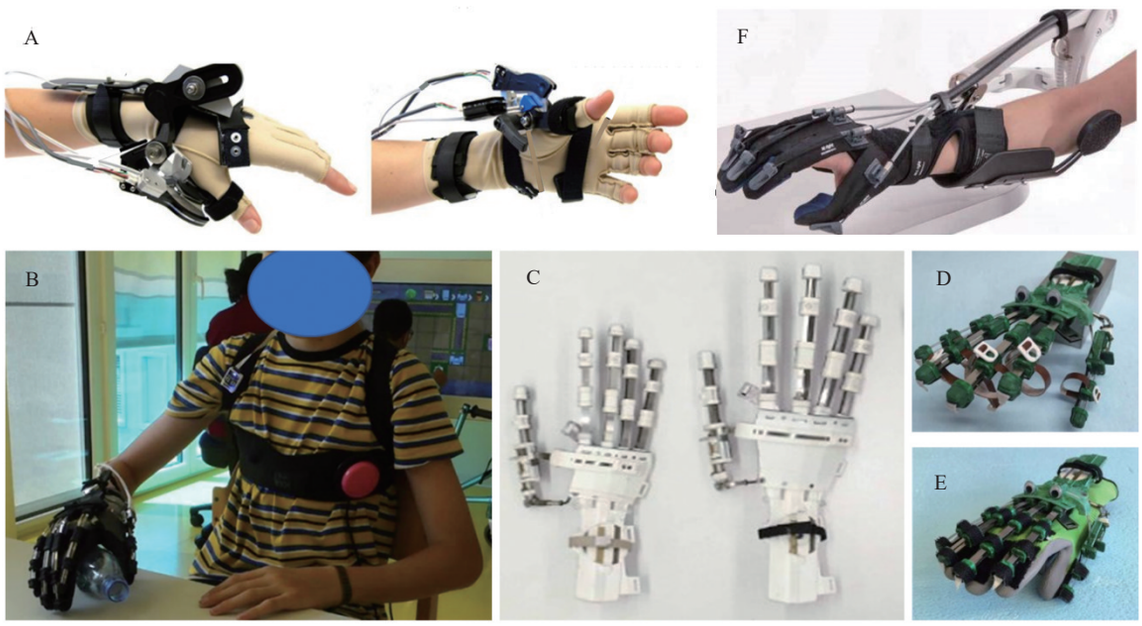
哈佛大学与波士顿儿童医院联合开发的独立拇指驱动矫形器（isolated orthosis for thumb actuation，IOTA）（图2A）是一种为儿童手部康复设计的2自由度拇指外骨骼[28]。这种主动外骨骼使腕掌关节和掌指关节能够在ADL所需的运动范围内活动。手腕部设有弯曲传感器，抓握控制不佳的患儿可以自主选择不同的模式进行抓握练习和运动功能训练。IOTA是一种家庭康复外骨骼，可以作为临床治疗的补充方式。

瑞士苏黎世大学儿童医院研发的PEXO（图2B、2C、2D、2E）是一种可穿戴手部外骨骼，具有2个主动自由度和1个被动自由度[29]。主动自由度可分别驱动2—5指以及拇指的屈曲伸展，被动自由度使PEXO更加灵活，有利于抓握物品[30]。PEXO可以通过简单的按钮或肌电图模块进行控制，是一种家庭训练设备，以补充传统康复训练。此外，带有肌电图模块的PEXO也可以用作永久性残疾儿童的辅助外骨骼。

Kokkoni E等人设计了一种柔性可穿戴设备，通过气动控制板驱动，用于辅助或训练婴幼儿上肢运动[31]。这种可穿戴设备在12月龄幼儿的人体模型上进行了测试，结果显示能够协助完成涉及肩关节和肘关节的动作任务。可通过识别肌电信号实时调整设备，其目标是使设备适应实时变化。

Gloreha sinfonia（图2F）是一种绳索拴系的外骨骼手套[32]，由电机驱动，可帮助提高脑卒中患者的本体感觉、运动功能、肌张力、力量和手的功能[33—35]。该系统可以独立使用一只手，也可以两只手同时使用。

图2　手/手指外骨骼



A：独立拇指驱动矫形器IOTA[28]；B：PEXO[29]；C：儿童PEXO（左）和青少年PEXO（右）原型[29]；D、E：改装后的儿童PEXO像鳄鱼，手掌几乎没有遮盖，带有附着带或便于快速穿戴的附着手套[29]；F：Gloreha Sinfonia[36]

总的来说，因为康复外骨骼通常设计有多个自由度，因此在功能性方面优于辅助外骨骼，作为康复训练的补充形式应用于临床治疗。但辅助外骨骼一般成本较低，更轻便易携带，可在家庭中使用，ADL中使用辅助外骨骼对于提高患儿生活质量来说至关重要（表1）。

4　上肢外骨骼在脑瘫儿童康复中的应用进展

部分研究者使用Hocoma Armeo、PEXO、Gloreha Sinfonia对脑瘫儿童进行康复训练，并开展了临床研究，通过协助手评定量表（assisting hand assessment，AHA）、盒块试验、Fugl-Meyer运动功能评分等评估受试者上肢运动功能，取得了一定疗效[30,32,37—39]。

Roberts H等[37]纳入31例偏瘫型CP患儿，在约束诱导运动训练的基础上使用结合外骨骼和VR游戏的Hocoma ArmeoVR Spring。研究者通过与Sakzewski等[38]的研究进行比较，二者在干预时长、基础干预措施、纳入年龄方面相近，认为约束诱导运动训练联合Hocoma ArmeoVR Spring能够显著提高AHA评分，更有助于改善脑瘫儿童运动功能，

表1 脑瘫儿童上肢外骨骼比较

机器人名称	应用领域	适用部位及自由度	动作	适用年龄	动力方案	传感器	游戏交互
Armeo Spring	康复	肩3、肘1、前臂1、腕1	肩:屈曲伸展、外展内收、内旋外旋;肘:屈曲伸展;前臂:旋前旋后;腕:屈曲伸展		被动(弹簧)	位置、压力	√
ChARmin	康复	肩3、肘1、前臂1、腕1	肩:屈曲伸展、外展内收、内旋外旋;肘:屈曲伸展;前臂:旋前旋后;腕:屈曲伸展	5—18岁	电力驱动刚性	位置	√
基于堆叠型介电弹性体驱动器的人工肌肉驱动肘关节	辅助	肘1	肘:屈曲伸展		电力驱动弹性材料	位置、压力	
MyoPro儿童版	辅助	肘1,手指1	肘:屈曲伸展;手指:屈曲伸展	12岁以上	电力驱动刚性	肌电信号、位置	√
手部外骨骼(意大利佛罗伦萨大学)	辅助	示指-小拇指2	四指(除拇指外):屈曲伸展		电力驱动刚性	位置	
独立拇指驱动矫形器(IOTA)	康复	手指2	拇指:屈曲伸展、外展内收		电力驱动刚性	位置、弯曲	
PEXO	辅助	手指3	拇指、四指:屈曲伸展	6—12岁	电力驱动刚性	肌电信号、位置	
柔性可穿戴设备	辅助	肩2、肘2	双肘:屈曲伸展;双肩:外展内收	婴幼儿	电力驱动柔性材料	肌电信号	
Gloreha sinfonia	康复	手指			电力驱动柔性材料	位置	√

接受度良好,治疗效果可持续6个月。El-Shamy SM[39]选择6—8岁偏瘫型CP患儿30例,与接受常规运动康复训练的对照组相比,Armeo机器人在改善脑瘫儿童的上肢功能方面更为有效,该研究认为这是由受试儿童训练动机增加导致的。但也有人指出,视觉输入可以促进前庭系统的改善,有助于视觉输入的刺激可能是导致实质性改善的原因,因此需要进一步的推理才能解释结果差异的原因[40]。

Lieber J等[30]在9例由于神经原因导致手功能受损的青少年儿童(其中2例为单侧痉挛型脑瘫)中测试了PEXO的适配性、实用性、接受程度。通过对受试者的手功能分级系统、徒手肌力检查、上肢选择性运动控制量表、高肌张力评估工具、改良Ashworth量表、儿童功能独立性评定量表进行测评,确定适用PEXO的患儿临床特征;以佩戴PEXO部件的时间和出现技术问题的数量评估实用性;最后由受试者和治疗师提供反馈意见。使用PEXO前后通过AHA、盒块试验评估患儿手功能,结果显示PEXO可以改善双手操作的表现,并使无法独立完成这些任务的受试者能够进行侧捏和指尖捏。

Kuo FL等[32]纳入6—18岁脑瘫患儿7例,受试者使用Gloreha Sinfonia进行康复训练。结果显示,机器人辅助训练能够明显改善患儿上肢运动控制能力(依据Fugl-Meyer运动功能评分和肌电图结果),并且疗效可维持至1个月后。但是ABILHAND-Kids评分结果提示上肢运动控制的提高没有转化为生活活动及参与社会生活能力的改善。

5 讨论

5.1 外骨骼式机器人的优势与不足

机器人能够进行高频率、高强度、长时间的训练治疗[28,41],康复设备不会感到疲劳,因此确保了康复训练的可重复性和可靠性。外骨骼也更容易精确地控制辅助或阻力水平,从而匹配患者的训练需要。

机器人辅助康复的第二个优点是治疗师可以在整个治疗过程中定量监测患者的康复进展情况[28,41]。不同传感器可以记录详细的运动学指标,如准确性、平滑度、直线度和重复性,从而分析训练期间的上肢运动质量[42]。由于传统干预措施往往缺乏量化的评估方法[23,41],这种从描述性观察到量化结论的转化是康复设备的一大优势。治疗师能够通过数据观察患者肢体动作、运动学及肌肉力量的变化并依此调整治疗方案[43—44]。

任务导向性训练已被证明能更好的改善康复过程、提高康复效果[44],同时康复治疗中需要针对一个或多个特定关节展开训练。外骨骼的关节通常与患者的关节相匹配,帮助患者的关节做出精确动作或施加精准力矩、扭矩,并且协助使用者在三维空间中进行任务导向性训练[45]。

对于儿童来说,与周围事物及其他儿童互动对其早期语言、感知觉、运动、社交及认知发展至关重要,并且是穿衣吃饭等基本生活技能的先导[46]。而康复外骨骼体积较大,无法运出康复中心,并且价格高昂家庭难以负担,康复治疗通常

必须在医疗场所进行，使得患儿难以与真实的社会生活环境产生互动，对患儿的发展存在负面影响。人们普遍认为，治疗期间得到改善的运动功能无法很好的转化为日常行为，如将钥匙插入门锁、梳头、扣衣服纽扣、吃饭等[47]。因此，能够在ADL或家庭治疗/训练中通过辅助外骨骼强化训练十分重要。辅助外骨骼也能够进行高强度和高频率的训练，并且购买成本低（与康复外骨骼相比，减少了传感器数量），可携带回家，减少了往返康复中心的时间。但是，辅助性外骨骼的局限性在于将舒适性、重量、便携性等同时考虑进设计较困难，目前尚未有研发出完美适配儿童的上肢辅助性外骨骼的相关报道[10]。

5.2 脑瘫儿童应用上肢外骨骼可能遇到的问题

与成人外骨骼相比，儿童上肢外骨骼的研发是最近几年才开始进行的。尽管成人外骨骼设备分类更细，用途覆盖面更广，但不能简单地缩小成人设备应用于儿童[28]。儿童的特殊性使得“一刀切”的外骨骼不能满足临床需求，例如，5岁儿童在关节力矩方面需要的支撑力与13岁少年不同，并且两者都与成人所需的支撑力有明显差异，5岁儿童的最大上肢关节扭矩大多低于10N·m，而13岁儿童的最大上肢关节扭矩可达40N·m[48]。

在为儿童设计外骨骼时，应更多考虑到对儿童的激励，因为康复过程中患儿对治疗的主动性和参与度通常很难维持[49]。为了鼓励患儿积极参与康复训练，外骨骼的外形应该具有吸引力并且不干扰正常训练[30]。理想的儿童外骨骼应当能够适应不同的病理表型，适应儿童的不同生长发育阶段。Hall ML等[45]指出，使用外骨骼不应因为残疾相关的负面社会、心理、文化联系而使使用者感到羞耻。目前优化外骨骼外形和动态设计的新方法正在出现[50]，随着新设计和新材料的应用，预期将使外骨骼更加轻量化、更小巧便于携带。

以使用者为中心的设计方法能够使外骨骼具有更好的接受性和持续使用性[51]。这种设计方法一般要求使用者参与设备开发的初始和迭代阶段，使用者通过问卷调查、访谈、观察和原型测试等提供反馈[52]。但8岁以下儿童由于语言、认知发展有限，难以接受调查和访谈[53]。因此，在上肢外骨骼中使用传感器非常重要。传感器可以弥补儿童无法准确反馈的问题，如惯性测量单元、力传感器、肌电图仪等能够记录身体的作用力、活动范围、肌力等数据[54]。

上肢外骨骼中使用的传感器应当能够对上肢运动数据进行测量和处理，以适应ADL中使用者的需要[55]或密切跟踪康复进程[51]。此外，传感器还应设计有感应系统，从而提高外骨骼的性能和安全性[31]。例如肌电图和应变仪可以用来预测使用者的运动意图[56]，使外骨骼能够在正确的时刻启动。肌电数据能够提供关于肌肉健康状况的信息，将有助于监测肌肉疲劳程度，减少潜在的肌肉损伤，并改善康复过程[57]。使用测压传感器测量外骨骼和使用者之间的物理相互作用也十分常见。外骨骼关节和解剖旋转轴之间的错位会对使用者产生假力和错误扭矩，造成不适并可能导致伤害[58]。

6 结论

随着成人康复设备越来越多的出现，机器人康复的势头正在增强，但设计良好、效果显著且可供儿童选择使用的设备还十分缺乏。儿童的特殊需求要在研发前期就应被纳入设计中。儿童外骨骼的外观设计还需要考虑如何吸引儿童的兴趣，并且机械结构要尽可能不显眼。如果这些需求不能得到满足，无论从工程学的角度来看康复机器人工作得多么有效，儿童也无法很好地利用它们进而达到康复目的。另一个挑战是儿童康复机器人不仅要在相对安全的室内环境中帮助患儿，还应能够在环境不可控的室外协助患儿完成ADL。因此，探索系统启动技术并检测儿童的运动意图十分重要。

参考文献

[1] 中国康复医学会儿童康复专业委员会，中国残疾人康复协会小儿脑性瘫痪康复专业委员会，《中国脑性瘫痪康复指南》编委会. 中国脑性瘫痪康复指南(2015)：第一部分[J]. 中国康复医学杂志，2015，30(7)：747—754.

[2] Kim SK，Park HK，Park ES. Contra-Lateral unintended upper arm movement during unimanual tasks in children with cerebral palsy [J]. Yonsei Med J，2020，61(3)：235—242.

[3] 孔翎宇，杨涵，杨建伟，等. 痉挛型脑瘫儿童上肢矫形器的研究进展[J]. 中国矫形外科杂志，2021，29(15)：1387—1391.

[4] 刘华，郭春光，段雅琴，等. 经颅直流电刺激结合改良强制性诱导训练对痉挛型偏瘫脑瘫患儿上肢功能的影响[J]. 中国康复，2021，36(6)：339—343.

[5] Novak I，Morgan C，Adde L，et al. Early，accurate diagnosis and early intervention in cerebral palsy：advances in diagnosis and treatment[J]. JAMA Pediatr，2017，171(9)：897—907.

[6] 李晓捷. 中国脑性瘫痪康复的现状、挑战及发展策略[J]. 中国康复医学杂志，2016，31(1)：6—8.

[7] 余灵，喻洪流. 上肢康复机器人研究进展[J]. 生物医学工程学进展，2020，41(3)：134—138+143.

[8] 薛夏利，邓钟义，孙君志，等. 康复机器人领域10年研究热点：基于Web of Science数据库的文献计量学分析[J]. 中国组织工程研究，2022，26(14)：2214—2222.

[9] Keller U，Klamroth V，Hedel H，et al. ChARMin：A robot for pediatric arm rehabilitation[C]//IEEE International Conference on Robotics & Automation. IEEE，2013.

[10] Falzarano V，Marini F，Morasso P，et al. Devices and

protocols for upper limb robot-assisted rehabilitation of children with neuromotor disorders[J]. Appl Sci，2019，9(13)：2689.

[11] Bishop L，Gordon AM，Kim H. Hand robotic therapy in children with hemiparesis：a pilot study[J]. Am J Phys Med Rehab，2017，96(1)：1—7.

[12] Fosch-Villaronga E，Čartolovni A，Pierce R. Promoting inclusiveness in exoskeleton robotics：addressing challenges for pediatric access[J]. Paladyn，Journal of Behavioral Robotics，2020，11(1)：327—339.

[13] Wu Q，Wu H. Development，dynamic modeling，and multi-modal control of a therapeutic exoskeleton for upper limb rehabilitation training[J]. Sensors（Basel），2018，18(11)：3611.

[14] Delgado P，Alekhya S，Majidirad A，et al. Shoulder kinematics assessment towards exoskeleton d evelopment[J]. Appl Sci，2020，10(18)：6336.

[15] Gull MA，Bai S，Bak T. A review on design of upper limb exoskeletons[J]. Robotics，2020，9(1)：16.

[16] Prinold JA，Masjedi M，Johnson GR，et al. Musculoskeletal shoulder models：a technical review and proposals for research foci[J]. P I Mech Eng H，2013，227(10)：1041—57.

[17] Laitenberger M，Raison M，Périé D，et al. Refinement of the upper limb joint kinematics and dynamics using a subject-specific closed-loop forearm model[J]. Multibody Syst Dyn，2015，33(4)：413—438.

[18] Vitiello N，Lenzi T，Roccella S，et al. NEUROExos：a powered elbow exoskeleton for physical rehabilitation[J]. IEEE Transactions on Robotics，2013，29(1)：220—235.

[19] 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—46.

[20] Gopura R，Bandara D，Kiguchi K，et al. Developments in hardware systems of active upper-limb exoskeleton robots：a review[J]. Robot Auton Syst，2016，75(part B)：203—220.

[21] Jarrasse N，Morel G. Connecting a human limb to an exoskeleton[J]. IEEE Trans Robot，2012，28(3)：697—709.

[22] Hocoma. Armeo Spring：Supporting the Recovery of Arm and Hand Function[EB/OL]. [2021-5-18]. https://www.hocoma.com/solutions/armeo-spring/.

[23] Cimolin V，Germiniasi C，Galli M，et al. Robot-assisted upper limb training for hemiplegic children with cerebral palsy[J]. J Dev Phys Disabil，2019，31：89—101.

[24] Keller U，Hedel H，Klamroth-Marganska V，et al. ChARMin：The first actuated exoskeleton robot for pediatric arm rehabilitation[J]. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics，2016，21(5)：2201—2213.

[25] Myomo. MyoPal：increased function for children with a paralyzed or weakened arm[EB/OL]. [2021-5-18]. https://myomo.com/myopal/

[26] Behboodi A，DeSantis C，Lubsen J，et al. A mechanized pediatric elbow joint powered by a de-based artificial skeletal muscle[J]. Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc，2020，2020：4930—4935.

[27] Bianchi M，Secciani N，Ridolfi A，et al. Kinematics-based strategy for the design of a pediatric hand exoskeleton prototype[A]. Proceedings of the Second International Conference of IFToMM Italy. Cham，Germany，2018，501—508.

[28] Aubin PM，Sallum H，Walsh C，et al. A pediatric robotic thumb exoskeleton for at-home rehabilitation：the isolated orthosis for thumb actuation（IOTA）[J]. IEEE Int Conf Rehabil Robot，2013，2013：1—6.

[29] Bützer T，Dittli J，Lieber J，et al. PEXO-a pediatric whole hand exoskeleton for grasping assistance in task-oriented training[C]//. IEEE Int Conf Rehabil Robot，2019：108—114.

[30] Lieber J，Dittli J，Lambercy O，et al. Clinical utility of a pediatric hand exoskeleton：identifying users，practicability，and acceptance，and recommendations for design improvement[J]. J Neuroeng Rehabil，2022，19(1)：17.

[31] Kokkoni E，Liu Z，Karydis K. Development of a soft robotic wearable device to assist infant reaching[J]. ASME J Med Diagn，2020，3(2)：021109.

[32] Kuo FL，Lee HC，Hsiao HY，et al. Robotic-assisted hand therapy for improvement of hand function in children with cerebral palsy：a case series study[J]. Eur J Phys Rehab Med，2020，56(2)：237—242.

[33] Varalta V，Picelli A，Fonte C，et al. Effects of contralesional robot-assisted hand training in patients with unilateral spatial neglect following stroke：a case series study[J]. J Neuroeng Rehabil，2014，11：160.

[34] Vanoglio F，Bernocchi P，Mulè C，et al. Feasibility and efficacy of a robotic device for hand rehabilitation in hemiplegic stroke patients：a randomized pilot controlled study[J]. Clin Rehabil，2017，31(3)：351—360.

[35] Bissolotti L，Villafañe JH，Gaffurini P，et al. Changes in skeletal muscle perfusion and spasticity in patients with poststroke hemiparesis treated by robotic assistance（Gloreha）of the hand[J]. J Phys Ther Sci，2016，28(3)：769—773.

[36] International Rehab Group. Gloreha Sinfonia：Gloreha Sinfonia is a fantastic means to start functional recovery because the patient's arm has no hindrance and can be

moved freely; monolateral and bilateral task-oriented exercises are available; real objects can be used during therapy[EB/OL]. [2022-11-30]. https://intirg.com/products/GLO-REHA-SINFONIA-N8uSt

[37] Roberts H, Shierk A, Clegg NJ, et al. Constraint induced movement therapy camp for children with hemiplegic cerebral palsy augmented by use of an exoskeleton to play games in virtual reality[J]. Phys Occup Ther Pediatr, 2021, 41(2):150—165.

[38] Sakzewski L, Ziviani J, Boyd RN. Delivering evidence-based upper limb rehabilitation for children with cerebral palsy: barriers and enablers identified by three pediatric teams[J]. Phys Occup Ther Pedi, 2014, 34(4):368—383.

[39] El-Shamy SM. Efficacy of Armeo® robotic therapy versus conventional therapy on upper limb function in children with hemiplegic cerebral palsy[J]. Am J Phys Med Rehab, 2018, 97(3):164—169.

[40] Scarpinella K. Comment on "efficacy of armeo robotic therapy versus conventional therapy on upper limb function in children With hemiplegic cerebral palsy"[J]. Am J Phys Med Rehab, 2019, 98(2):e13.

[41] Beretta E, Cesareo A, Biffi E, et al. Rehabilitation of upper limb in children with acquired brain injury: a preliminary comparative study[J]. J Healthc Eng, 2018, 2018: 4208492.

[42] Gilliaux M, Renders A, Dispa D, et al. Upper limb robot-assisted therapy in cerebral palsy: a single-blind randomized controlled trial[J]. Neurorehab Neural Re, 2015, 29(2):183—192.

[43] Cesareo A, Beretta E, Biffi E, et al. A comparative study among constraint, robot-aided and standard therapies in upper limb rehabilitation of children with acquired brain injury[A]. XIV Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing 2016[C]. Cham, Germany, 2016, 673—678.

[44] Tong LZ, Ong HT, Tan JX, et al. Pediatric rehabilitation with the reachMAN's modular handle[J]. Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc, 2015, 2015: 3933—3936.

[45] Hall ML, Lobo MA. Design and development of the first exoskeletal garment to enhance arm mobility for children with movement impairments[J]. Assist Technol, 2018, 30(5):251—258.

[46] Rahman T, Galloway C, Kokkoni E, et al. Development and testing of a modular upper extremity exoskeleton for infants[A]. Proceedings of the International Conference on Biomedical Electronics and Devices[C]. Angers, France, 2014, 316—319.

[47] Latt WT, Luu TP, Kuah C, et al. Towards an upper-limb exoskeleton system for assistance in activities of daily living (ADLs) [A]. Proceedings of the international Convention on Rehabilitation Engineering & Assistive Technology[C]. Midview City, Singapore, 2014, 1—4.

[48] Gaudet G, Raison M, Achiche S. Current trends and challenges in pediatric access to sensorless and sensor-based upperLimb exoskeletons[J]. Sensors, 2021, 21,3561.

[49] Majnemer A, Shevell M, Law M, et al. Level of motivation in mastering challenging tasks in children with cerebral palsy[J]. Dev Med Child Neurol, 2010, 52(12): 1120—1126.

[50] Blanchet L, Achiche S, Docquier Q, et al. A procedure to optimize the geometric and dynamic designs of assistive upper limb exoskeletons[J]. Multibody Syst Dyn, 2021, 51: 221—245.

[51] Davis KG, Reid CR, Rempel DD, et al. Introduction to the human factors special issue on user-centered design for exoskeleton[J]. Hum Factors, 2020, 62(3):333—336.

[52] Ármannsdóttir AL, Beckerle P, Moreno JC, et al. Assessing the involvement of users during development of lower limb wearable robotic exoskeletons: a survey study[J]. Hum Factors, 2020, 62(3):351—364.

[53] Borgers N, de Leeuw E, Hox J. Children as respondents in survey research: cognitive development and response quality[J]. Bulletin of Sociological Methodology, 2000, 66(1):60—75.

[54] Hernandez S, Raison M, Torres A, et al. From on-body sensors to in-body data for health monitoring and medical robotics: a survey[A]. 2014 Global Information Infrastructure and Networking Symposium[C]. Montreal, QC, Canada, 2014, 1—5.

[55] Duivenvoorden A, Lee K, Raison M, et al. Sensor fusion in upper limb area networks: a survey[A]. 2017 Global Information Infrastructure and Networking Symposium[C]. Saint Pierre, France, 2017, 56—63.

[56] Zizoua C, Raison M, Boukhenous S, et al. Development of a bracelet with strain-gauge matrix for movement intention identification in traumatic amputees[J]. IEEE Sens J, 2017, 17(8): 2464—2471.

[57] Wang W, Li H, Kong D, et al. A novel fatigue detection method for rehabilitation training of upper limb exoskeleton robot using multi-information fusion[J]. International Journal of Advanced Robotic Systems,2020,17(6):1—11.

[58] Sarkisian SV, Ishmael MK, Lenzi T. Self-aligning mechanism improves comfort and performance with a powered knee exoskeleton[J]. IEEE T Neur Sys Reh, 2021, 29: 629—640.