

脑瘫儿童下肢康复外骨骼机器人设计与验证

曹武警¹, 刘骏航¹, 张硕², 罗明祥¹, 吴新宇¹

(1. 中国科学院深圳先进技术研究院, 深圳 518055; 2. 中国石油大学(华东)机电工程学院, 青岛 266580)

摘要: 针对国内康复设备缺乏及其对儿童腿型适应性不足的现状, 设计了一款用于脑瘫儿童下肢康复的台架式外骨骼机器人。脑瘫作为一种常见的儿童疾病, 常导致“蹲伏步态”等不同程度的步态异常, 本文针对此步态进行康复机器人设计。该结构由外骨骼机器人和助行器小车组成, 拥有4个主动自由度, 能进行多角度调节和伸缩, 满足不同儿童腿型的需求。控制系统采用主从分布式架构, 结合KMP(kernelized movement primitive)算法实现了个性化轨迹的匹配和自适应步态的规划。实验结果表明, 该康复设备机械结构和控制系统运行可靠, 同时具备良好的轨迹跟踪能力, 可有效提高脑瘫儿童的步态稳定性。

关键词: 脑瘫康复训练; 下肢外骨骼; 机械设计; 控制系统

中图分类号: TP 242 文献标志码: A

Design and validation of a lower limb rehabilitation exoskeleton robot for children with cerebral palsy

CAO Wujing¹, LIU Junhang¹, ZHANG Shuo², LUO Mingxiang¹, WU Xinyu¹

(1. Shenzhen Institutes of Advanced Technology, Chinese Academy of Sciences, Shenzhen 518055, China; 2. College of Mechanical and Electronic Engineering, China University of Petroleum (East China), Qingdao 266580, China)

Abstract: Aiming at the lack of domestic rehabilitation equipment and inadequate adaptability to children's leg shapes, a bench-mounted exoskeleton robot of lower limb rehabilitation for children with cerebral palsy was designed. Cerebral palsy, as a common pediatric condition, often leads to gait abnormalities, such as "crouch gait". To address this issue, a rehabilitation robot composed of an exoskeleton robot and a walker cart was designed. The system included four active degrees of freedom and features adjustable angles and telescopic structures to accommodate various children's leg shapes. The control system adopted a master-slave distributed architecture and incorporated the kernelized

收稿日期: 2024-11-06

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(62473358); 广东省自然科学基金青年提升项目(2024A1515030055)

第一作者: 曹武警(1992-), 男, 副研究员. 研究方向: 外骨骼机器人. E-mail: wj.cao@siat.ac.cn

通信作者: 吴新宇(1977-), 男, 研究员. 研究方向: 外骨骼机器人. E-mail: xy.wu@siat.ac.cn

引文格式: 曹武警, 刘骏航, 张硕, 等. 脑瘫儿童下肢康复外骨骼机器人设计与验证[J]. 上海理工大学学报, 2025, 47(1): 9-18.

Citation: CAO Wujing, LIU Junhang, ZHANG Shuo, et al. Design and validation of a lower limb rehabilitation exoskeleton robot for children with cerebral palsy[J]. Journal of University of Shanghai for Science and Technology, 2025, 47(1): 9-18.

movement primitive (KMP) algorithm to achieve personalized trajectory matching and adaptive gait planning. Experimental results indicate that the mechanical structure and control system of the rehabilitation device are reliable, exhibit excellent trajectory tracking capabilities, and effectively enhance the gait stability of children with cerebral palsy.

Keywords: cerebral palsy rehabilitation; lower limb exoskeleton; mechanical design; control system

脑性瘫痪(简称脑瘫, cerebral palsy, CP)是目前造成儿童肢体残疾的最常见疾病,主要表现为运动障碍,并且伴有感觉、知觉、认知、交流和行为障碍,以及癫痫和继发性肌肉骨骼损伤等问题^[1-3]。2013年, Oskoui等^[4]的Meta分析结果显示,国际儿童脑瘫患病率约为0.21%。2021年,东南大学的Yang等^[5]收集了我国1988—2020年出生的脑瘫儿童的数据,进行了Meta分析,得出我国儿童脑瘫患病率约为0.207%,且近年来,儿童脑瘫患病率呈现上升趋势。根据脑部受损部位的不同,脑瘫可导致不同类型的运动障碍,包括痉挛性偏瘫、四肢瘫痪等^[6]。因此,脑瘫患者普遍存在异常步态^[7]。最常见的异常步态表现为“蹲伏步态”^[8-9],这一步态源于患者肌肉力量不足以支撑体重,且随着患者年龄和体重的增加,蹲伏步态不断严重,最终导致患者丧失运动能力。因此,脑瘫患者在儿童时期通过康复训练来保持或恢复其步行能力十分重要^[10]。针对手术及物理治疗等传统康复手段存在高经济负担、周期长等局限性,亟待创新康复治疗手段。下肢外骨骼机器人通过仿生步态模拟技术,实现主动式下肢支撑与量化步态训练的有机融合,其高强度重复训练机制可有效促进运动功能重建。

近年来,国内外许多机构都开展了儿童下肢康复机器人的研究,部分产品已经投入市场使用。Walkbot-K是P&S Mechanics公司为身高86~148 cm的儿童设计的固定式下肢康复系统,由跑台、重力补偿系统、外骨骼3部分组成,可以根据患者病情使用被动、主动辅助、主动3种训练模式^[11]。Trexo是由Trexo Robotics公司推出的面向家庭康复的机器人,由助行器和4自由度外骨骼组成,具有多样化的辅助支撑、个性化训练参数设定、尺寸调节等功能^[12]。ATLAS是由西班牙Marsi Bionics公司开发的包含躯干的髌膝踝儿童外骨骼,单腿具有5个主动自由度和1个被动自由度,最新的ATLAS 2030可实现自平衡控制,稳定

性高^[13]。CPWalker是由西班牙国家研究委员会Bayon等研制的脑瘫儿童平衡与行走辅助系统,由智能助行器和髌、膝辅助外骨骼组成,并且具有多模式界面控制,提升了脑瘫儿童平均行走速度和步长^[14]。在国内,北京大艾机器人科技有限公司研发了Aiwalker儿童康复训练机器人,该机器人具有锻炼运动平衡协调控制能力^[15]。布法罗机器人科技(成都)有限公司推出了AIDER下肢外骨骼的脑瘫儿童版本,该机器人可帮助患儿实现起立坐下等动作,起到康复治疗 and 助行的作用^[16]。

上述儿童外骨骼产品的应用证明了台架式机器人对脑瘫儿童下肢康复训练有很好的效果,但很少有研究考虑到外骨骼机器人对下肢的适应性。脑瘫儿童由于脑部受损,常伴随肌肉张力异常、姿势控制和运动障碍,这些问题会影响肢体的正常发育,尤其是下肢。在长期的异常力量作用下,脑瘫儿童的腿部发育可能出现畸形,如O型腿、X型腿和双腿不等长^[17],因此,很多外骨骼无法适应所有脑瘫儿童的腿型,从而影响下肢康复治疗的效果。

本文针对国内CP儿童患者下肢外骨骼康复设备匮乏及其对下肢适应性不足的问题,设计了一款适用于多种腿型的台架式儿童下肢康复机器人。该系统由辅助小车和具备4个主动自由度的外骨骼机器人组成,并且包含多个横向调节关节,以适应不同儿童的腿型。以脑瘫儿童蹲伏步态改善与行走效率提高来驱动下肢外骨骼系统为具体研究对象,完成了康复机器人的机械结构设计和控制系统设计,并进行了实验。

1 人体下肢与CP患者运动能力分析

在人体运动过程中,下肢运动主要由3个关节产生,即髋关节、膝关节和踝关节。这些关节通过协调工作,使得人体可以完成多种复杂的动作,例如行走、跑步、跳跃和旋转。髋关节的运

动包括屈曲、伸展、外展、内收、内旋和外旋, 见图 1(a); 膝关节则具有单一自由度, 表现为屈曲和伸展; 踝关节的运动包括背屈、跖屈及旋转, 见图 1(b)。下肢各关节的自由度使下肢能够实现多种复杂运动, 也增强了下肢的稳定性、灵活性和适应性。

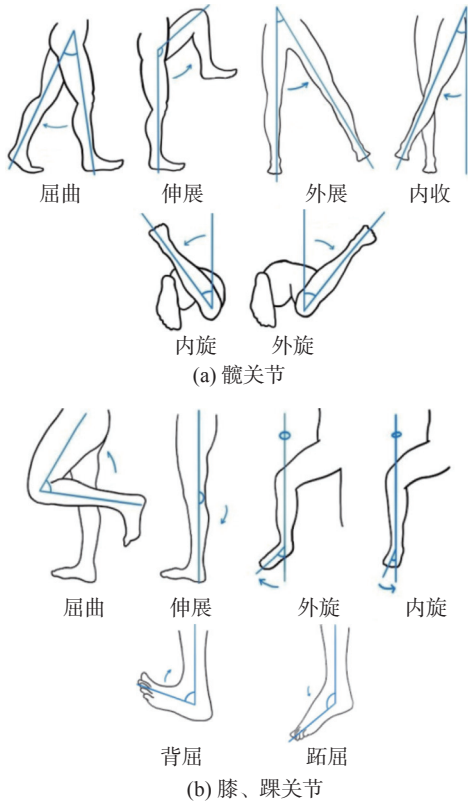


图 1 下肢关节运动方式^[18]

Fig.1 Movement patterns of lower limb joints

与关节运动形式相对应的运动范围如表 1 所示。关节运动范围可以为机械结构的安全设计和仿真验证提供依据, 以确保机械结构在各种工作条件下的安全性和可靠性。同时, 这些运动范围的精确设定, 有助于避免极限位移带来的机械损伤, 从而提升设备的稳定性和使用寿命。

表 1 正常儿童步态运动范围

Tab.1 Normal children's motion range of gait

关节	运动形式	运动范围/(°)
髋关节	屈曲/伸展	-18 ~ 37
	外展/内收	-10 ~ 15
	内旋/外旋	0 ~ 40
膝关节	屈曲/伸展	0 ~ 70
踝关节	背屈/跖屈	-14 ~ 13
	内旋/外旋	-20 ~ 10

CP 患者的运动能力与运动损伤及相关缺陷对活动限制的影响程度有关, 可以使用脑瘫粗大运动功能分类系统 (GMFCS)^[19] 来评估下肢损伤程度。CP 患者 GMFCS 等级分类按照运动能力分为 I ~ V 级。Bjornson 等^[20] 指出, 改善日常行走活动表现的干预措施似乎在 GMFCS 水平为 II、III 级的 CP 青年中具有最大的改变潜力, CP 儿童需要拥有辅助设备, 为他们提供与同龄人同等的社区活动机会。本文则主要针对 II、III 级儿童, 通过康复机器人帮助患者恢复正常行走能力。

2 康复机器人机械结构设计

2.1 外骨骼整体结构设计

下肢康复外骨骼机器人旨在辅助患者进行步态康复, 其结构设计需符合人体工学, 以帮助患者恢复行动能力或辅助康复训练。针对脑瘫患者的蹲伏行动能力需求, 基于 SolidWorks 建立了下肢外骨骼机器人的整机三维模型, 如图 2 所示, 该模型由助行器模块、康复训练模块、驱动控制模块、防倾倒扶手和可伸缩辅助座椅组成。整体结构大部分采用刚性连接, 考虑到行走时的重心变化, 在背负板与腰部绑缚之间使用了弹性连接, 同时通过可伸缩辅助座椅使得重心分布更稳定, 避免重心过度偏移。

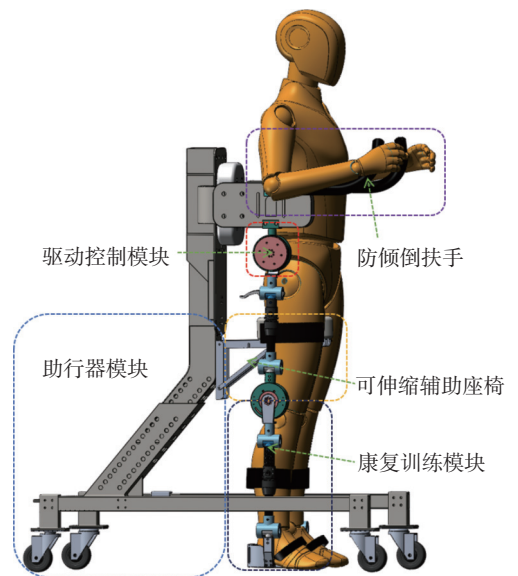


图 2 下肢外骨骼机器人整体结构

Fig.2 Overall structure of the lower limb exoskeleton robot

根据对脑瘫患儿的异常运动模式及异常姿势发病率的分析, 建立关节运动功能与肌肉异常形式的映射, 可知髋旋转、髋收展、踝旋转、踝翻

转相对于髋屈伸、膝屈伸、踝屈伸发生异常的概率低^[21]。因此,综合考虑结构的复杂性和关节功能的重要性,最终选定矢状面内的髋屈伸、膝屈

伸为主动驱动,髋旋转、髋收展、踝旋转、踝翻转为被动矫正。外骨骼的总体结构和自由度的示意图如图3所示。

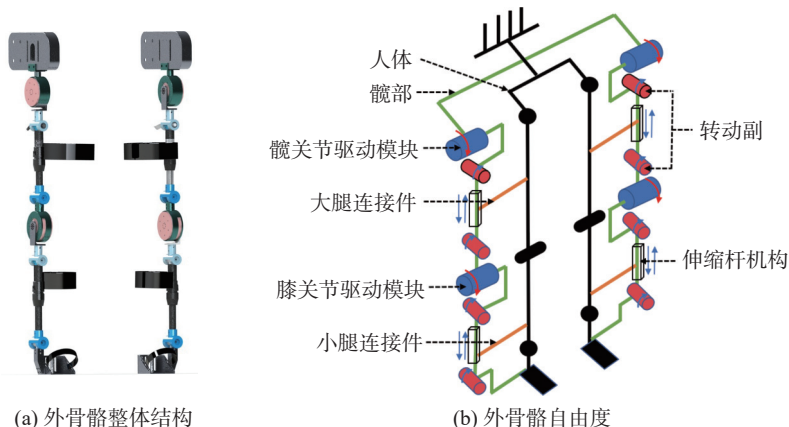


图3 外骨骼整体结构和自由度示意图

Fig.3 Schematic diagram of the exoskeleton overall structure and freedom degree

2.2 外骨骼驱动和调节机构设计

外骨骼结构由驱动模块和支撑调节机构组成。本文设计的外骨骼机器人驱动关节涵盖了髋关节和膝关节的驱动机构。以髋关节处为例,其爆炸示意图如图4(a)所示,髋关节处的电机固定在固定端支架上,电机输出端连接在转动端连杆上。单个关节驱动模组尺寸为 $90\text{ mm}\times 40\text{ mm}$,质量不超过 1 kg ,结构紧凑轻巧。同时还设计了机械限位结构,从而有效防止外骨骼因超出人体运动范围对儿童患者造成伤害。

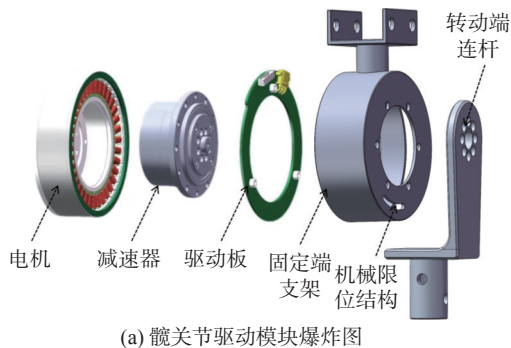
为适应儿童蹲伏步态,在髋、膝、踝关节处引入旋转调节装置,如图4(b)右侧红色框所示。该装置由转动副、快拆杆和锁紧帽组成,只需调节快拆杆松紧即可改变角度,以方便用户自行调整。此外,为适应大小腿长度差异,使用了伸缩杆组件,如图4(b)左侧蓝色框所示,包括内、外杆和固定杆,调节机构通过螺纹锁紧固定,使伸缩杆组件可以方便地调节长度。图中 θ_1 、 θ_2 分别为大腿、小腿可内收和外展的角度。

基于上述调节机构,对外骨骼结构的不同腿型蹲伏步态进行优化。受脑瘫影响的儿童通常表现出异常的肌张力,这可能导致运动范围缩小、肌肉挛缩和关节畸形。因此,外骨骼的设计需要考虑每个孩子的个体需求,以确保其最佳运动范围。图5(a)和图5(b)分别表示与人体相适应的大、小腿外骨骼调节机构,该机构可以内收和外扩,角度调节范围为 $\pm 20^\circ$ 以内,从而可以根据蹲伏步态患者的特点进行调整。长度调节机构如图5(c)

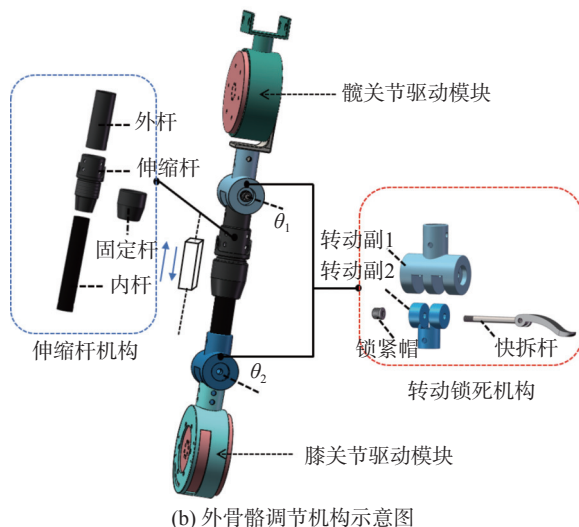
所示,其调节范围为 $74\sim 85\text{ cm}$ 。经计算可知,该机构适用于身高 $140\sim 160\text{ cm}$ 的患者,有较好的通用性。

2.3 升降和髋距调节机构设计

为了适应不同患者的穿戴需求,在助行器上



(a) 髋关节驱动模块爆炸图



(b) 外骨骼调节机构示意图

图4 外骨骼机构示意图

Fig.4 Schematic diagram of the exoskeleton mechanism

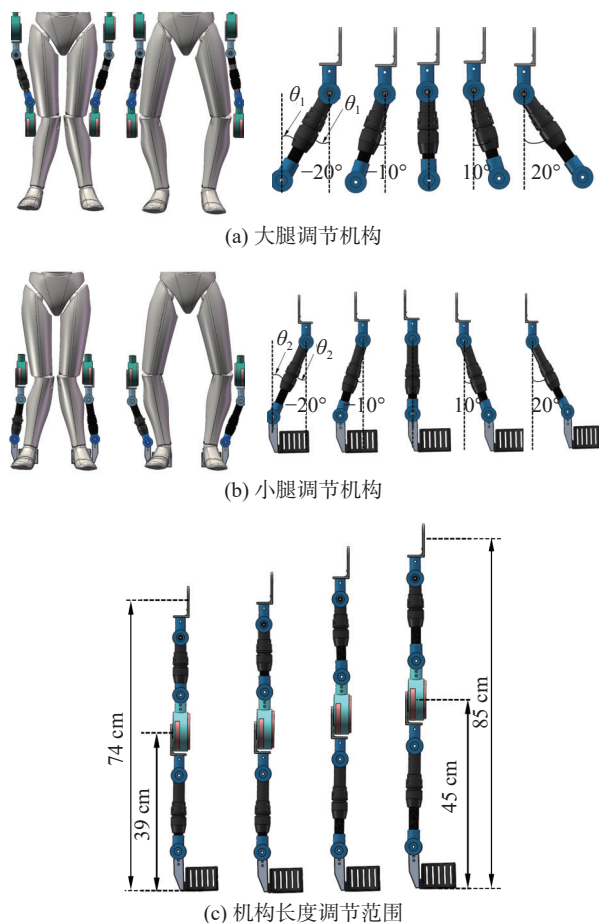


图5 外骨骼结构对下蹲步态的适应性示意图

Fig.5 Schematic diagram of the exoskeleton structure adaptation to crouch gait

也设计了升降调节机构和髋距调节机构, 如图6所示。升降调节机构有20 cm的调节空间, 由高度调节装置、调节定位孔和车架组成; 髋距调节机构左右各有6 cm的调节空间, 由扶手板和调节定位孔组成。为了保证整体结构的稳定性, 两处调节机构均使用螺栓固定, 为脑瘫患者提供足够的支撑, 同时满足身高140~160 cm患者的穿戴要求。

2.4 外骨骼有限元分析

为了评估外骨骼可扩展设计的负载支撑能力, 对结构件进行有限元分析。本文设计的外骨骼由6061-T6型高强度航空铝合金制成, 其极限拉伸强度为205 MPa以上, 剪切屈服强度为228 MPa。为了观察外骨骼的强度, 在每个元件的顶部持续施加50 N的静态力。外骨骼结构的应力和线性位移的有限元分析结果如图7所示。结果表明: 在矢状面施力时, 大腿铝制件和小腿复合材料件的应力分别为129 MPa和187 MPa, 冠状面最大应力分别为219 MPa和172 MPa; 在两方向上的位移分

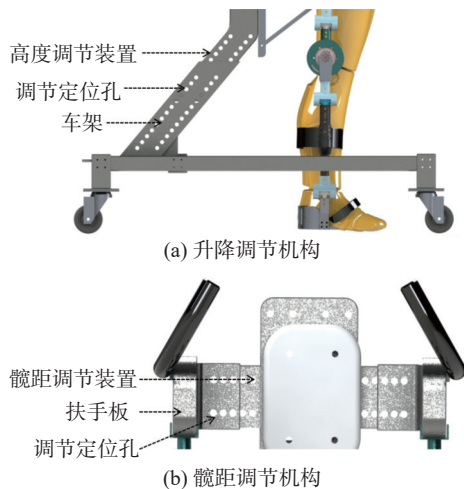


图6 升降和髋距调节机构

Fig.6 Adjustment mechanism of elevation and hip distance

别为大腿1.22、2.01 mm, 小腿1.29、11.18 mm。外骨骼的应力和变形均在材料许用范围内, 满足刚度和强度要求。

3 康复机器人控制系统设计

3.1 控制系统结构

本文设计的控制系统整体架构如图8所示, 采用主从分布式架构, 系统通过中央控制单元控制外骨骼机器人的各关节运动, 传感器反馈用户状态, 通过数据处理模块实现对参考轨迹的跟踪与调节。中央控制单元以C#上位机电脑为核心, 主要功能为运行控制程序、接收和发送操作指令、实现机器人的协调控制; 人机交互单元包括遥控器、触摸显示屏等, 用于医生输入控制指令和设置患者康复参数等; 运动控制单元主要包括单片机上的CAN通信模块、Copley伺服驱动器和为机器人通过CAN通信进行关节运动的直流无刷电机; 数据采集单元由数据采集控制模块、膜片压力传感器、拉力传感器、角度传感器和限位开关组成, 主要功能为采集患者的足底压力信息、识别患者的运动意图、读取电机转动角度、限制患者运动范围。

3.2 控制系统程序设计

控制系统的程序流程图如图9所示。首先进行各功能模块的初始化, 初始化完成后外骨骼系统会返回零位, 而后医师可以设定步速、步频等康复训练参数, 并决定是否开始训练。在训练开始后, 主机的控制频率为500 Hz, 即每5 ms向关

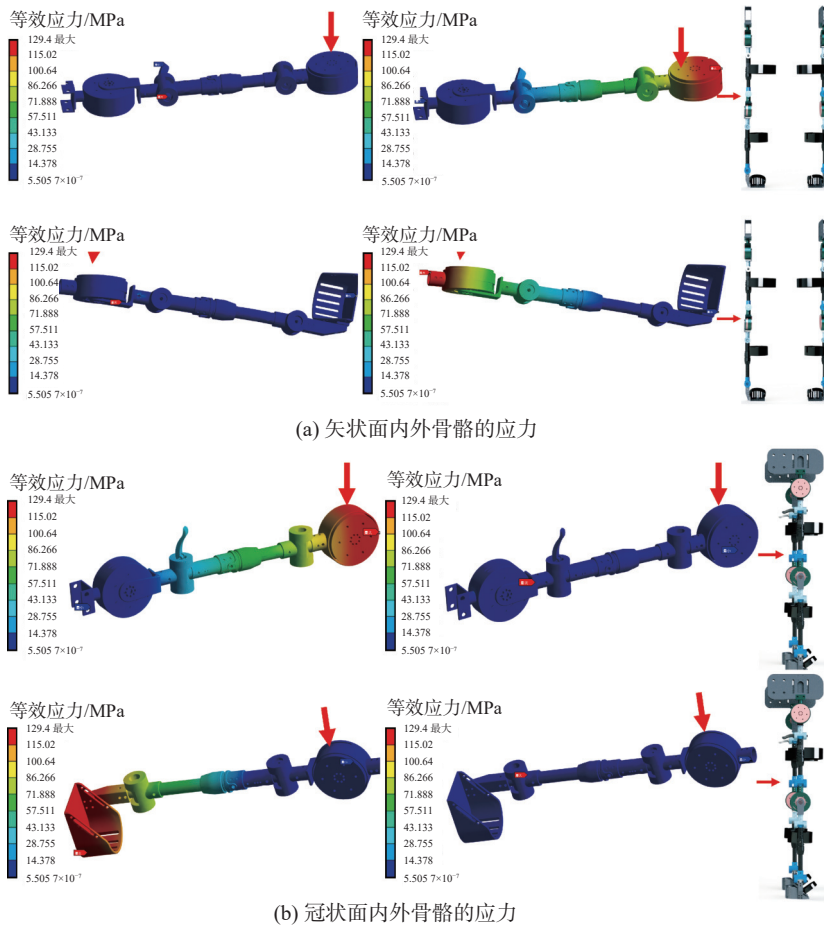


图7 下肢外骨骼有限元分析结果

Fig.7 Finite element analysis results of lower limb exoskeleton

节驱动模块发送一次指令，同时关节驱动模块会将当前电机参数反馈给上位机。训练过程应用了KMP(kernelized movement primitive)算法^[22]，通过该算法匹配外骨骼用户的个性化步态数据，系统可以逐步学习用户的运动习惯，优化外骨骼的动作适应性，使其更贴合用户的运动需求，从而提升康复效果。

3.3 基于KMP算法的在线步态规划仿真

首先需要根据示教数据建立高斯混合模型(Gaussian mixture model, GMM)^[23]，示教数据包括髋、膝关节转角，对GMM进行参数初始化，将示教数据分成基于时间的数据集，经过数据集训练得到参考轨迹，如图10所示。参考轨迹主要基于正常儿童的步态数据，因此适用于肌张力较低的患者。对于肌张力较高的患者，还需进一步收集相关数据以优化参考轨迹的适用性。随后在参考轨迹的基础上进行KMP在线规划。本文采用的步态相检测算法分别识别步态周期中的4个步

态相：足尖离地(TO)、足跟触地(HS)、平足(FF)和足跟离地(HO)^[24]。在步态周期内，将步态相(HS/FF/HO/TO)及其轨迹信息作为期望点，用于在线调整参考轨迹，同时保持轨迹形状。通过调节协方差和系数实现轨迹的精度控制。流程如下：使用GMM和回归生成参考轨迹，通过步态检测构建期望点，将其与参考轨迹一起输入到KMP算法中得到预测轨迹。传感系统获取数据，上位机分析误差，更新期望点，输出新的预测轨迹，并与参考轨迹结合生成扩展轨迹，如图11所示。

从图11可以看出，随着期望点数量的增加，在线规划到下一个步态相之前的轨迹与参考轨迹之间的误差不断减小。这表明，期望点越多，规划的轨迹与使用者的实际步态越契合，并且可以继续应用于下一个步态周期。针对每个步态周期中的步态相及其相应的步态角，在每个步态相出现时进行在线轨迹规划，可以有效减小迭代后的预测轨迹与人体实际轨迹之间的位置误差，从而根据运动意图调整步态轨迹。

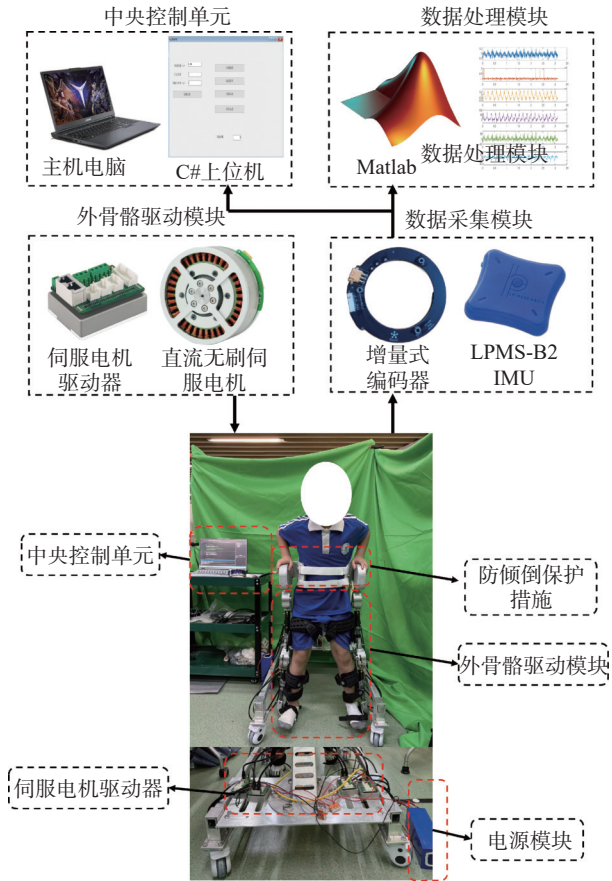


图 8 控制系统结构

Fig.8 Structure of control system

4 实验分析

4.1 外骨骼关节轨迹跟踪实验

基于上述机械结构设计和控制系统设计, 初步完成了儿童下肢移动式康复外骨骼机器人样机的研制。为了确保外骨骼在多种条件下的有效性和可靠性, 需要验证本文方法的多周期规划能力, 图 12 为各个关节多周期的步态轨迹。当下一个周期运行到相应轨迹后, 系统会根据参数生成相应的运动轨迹, 再配合控制算法使外骨骼可以运行相应轨迹。图中的红色虚线代表期望角度, 是各个关节按照本文提出的算法所规划的角度; 蓝色虚线代表外骨骼实际运行时的角度。经过对比, 每个周期都可以根据跟踪情况对外骨骼的行走进行学习更新, 保证曲线更加适合穿戴者。因此, 本方法可以有效地对外骨骼运动轨迹进行实时规划。

4.2 基于 KMP 算法的步态拟合效果分析

以三次样条曲线法作为对比, 两种拟合方法的比较如图 13 所示, 通过各关节角度曲线的余弦相似度(见表 2)评估其学习能力。经过对比, 本文提出的方法在余弦相似度上优于三次样条曲线法, 因此, 本文方法更具优势。此外, 从两种方法拟合的曲线细节来看, 三次样条曲线虽然更加光滑, 但未能有效地反映被拟合曲线的细节。误

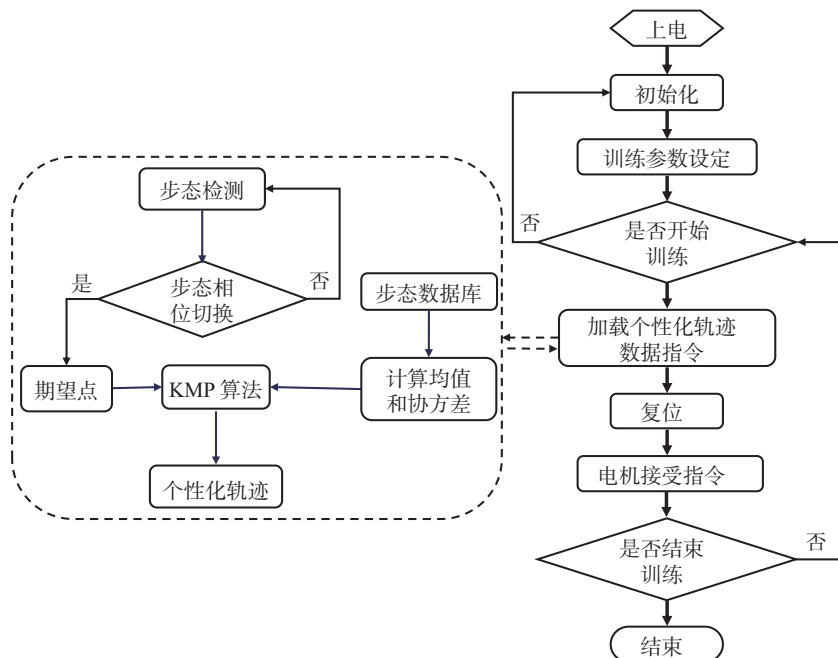


图 9 控制系统流程图

Fig.9 Flow chart of control system

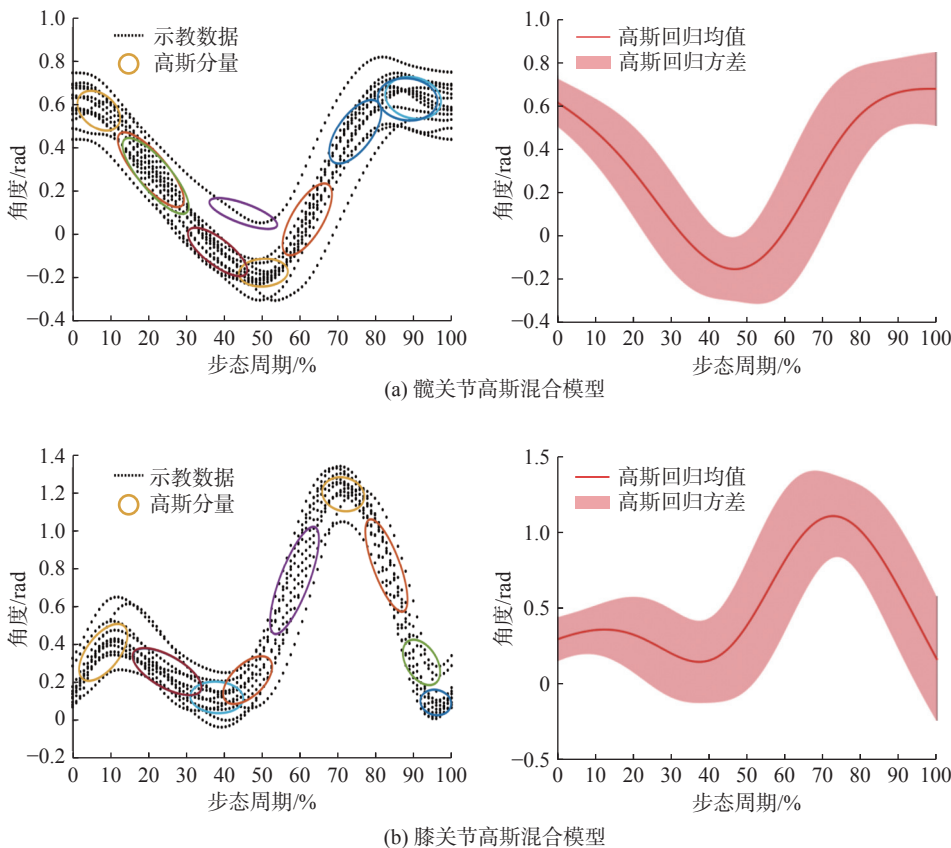


图 10 基于示教数据构建的髋、膝关节高斯混合模型

Fig.10 GMM of hip and knee joints based on the teaching data

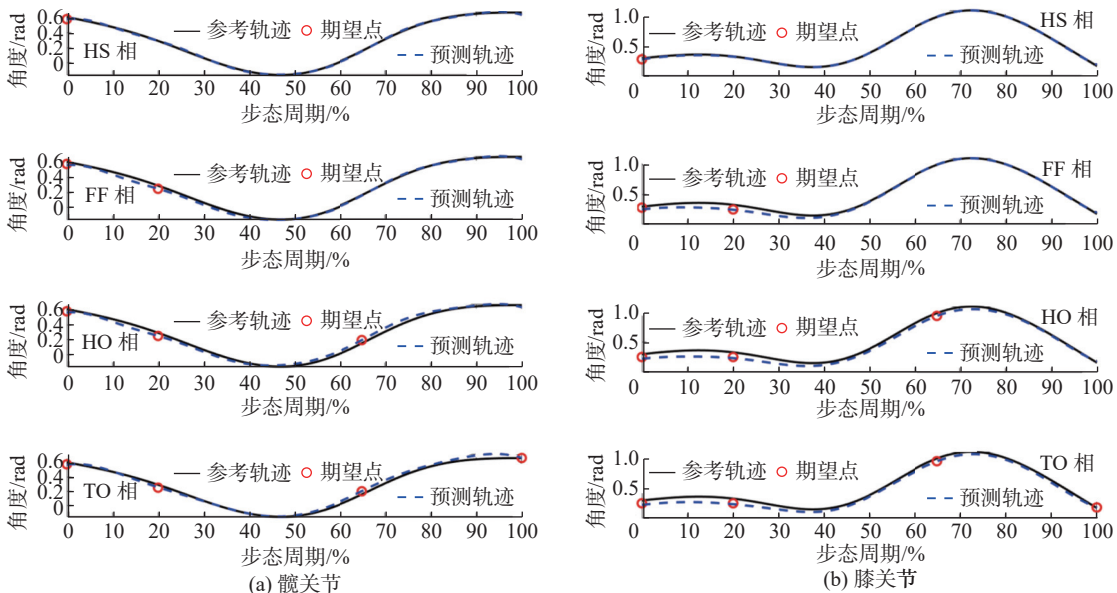


图 11 在线步态规划中髋、膝关节角度仿真结果

Fig.11 Angle simulation results of hip and knee joints in online gait plan

差收敛的现象并不明显，这主要是因为高斯回归学习得到的初始参考轨迹已经是一条通用轨迹，因此在轨迹自适应过程中不需要过多调整。此

外，人类行走时每一步都不可能完全相同，因此即使在收敛之后，生成轨迹的误差也会有所波动。尽管误差有所波动，但收敛轨迹与期望轨迹

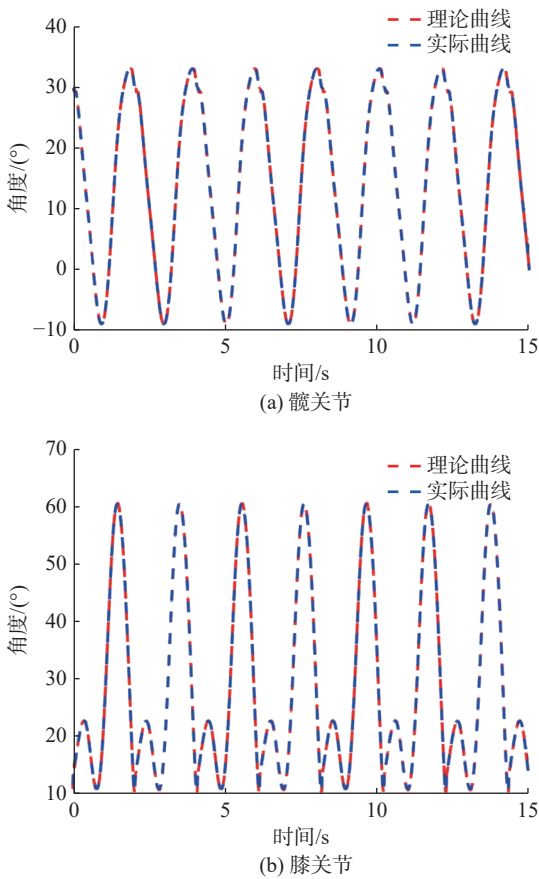


图 12 髋、膝关节的多周期步态轨迹

Fig.12 Multi-cycle gait trajectory of hip and knee joints

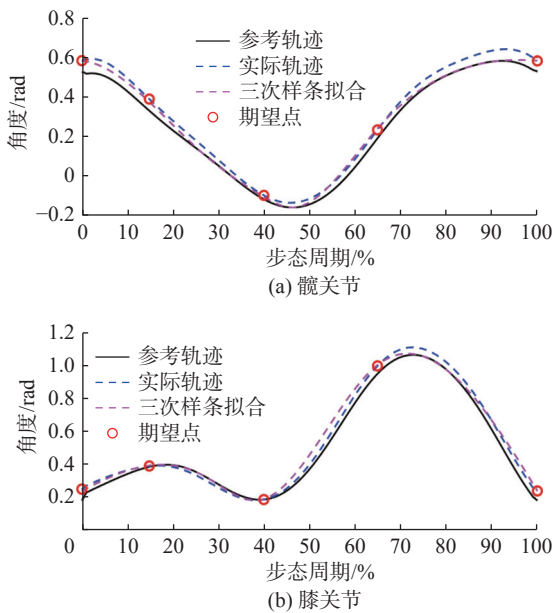


图 13 步态拟合效果对比

Fig.13 Comparison of gait fitting results

基本吻合。总体来看, 本文方案具备出色的运动学习能力, 能灵活响应变化。由实验结果可得, 步态轨迹可以通过算法与期望点进行个性化轨迹

表 2 步态拟合效果评估

Tab.2 Gait fitting performance evaluation

拟合方法	余弦相似度	
	髋关节	膝关节
KMP算法	0.9981	0.9994
三次样条曲线法	0.9978	0.9981

调节。

5 结 论

以脑瘫儿童的康复训练需求出发, 设计了一款台式下肢康复外骨骼机器人, 从人体下肢与 CP 患者运动能力分析、机械结构设计、控制系统设计和实验分析 4 个方面介绍了研究工作。机械结构上采用移动小车式助行器结合 4 主动自由度外骨骼, 保证了安全性和对腿部的适应性; 控制系统采用主从结构, 实现了精确协调控制。并且, 通过实验验证了设计的机械结构和控制系统的有效性。同时通过引入 KMP 算法, 提升了儿童康复过程中的运动舒适性。该设备不仅弥补了目前康复设备对不同腿型适应性差的问题, 还增强了康复效果, 具有广阔的应用前景和社会意义。未来工作将侧重于进一步优化系统性能, 并探索更多的智能控制策略, 以适应更复杂的步态训练需求。

参考文献:

- [1] STAVSKY M, MOR O, MASTROLIA S A, et al. Cerebral palsy—trends in epidemiology and recent development in prenatal mechanisms of disease, treatment, and prevention[J]. *Frontiers in Pediatrics*, 2017, 5: 21.
- [2] 黄真, 杨红, 陈翔, 等. 中国脑性瘫痪康复指南 (2015): 第二部分 [J]. *中国康复医学杂志*, 2015, 30(8): 858–866.
- [3] 吴建贤. 中国脑性瘫痪康复指南 (2015): 第九部分第四章脑性瘫痪的康复治疗第七节伴随障碍的治疗 [J]. *中国康复医学杂志*, 2016, 31(3): 373–376.
- [4] OSKOU M, COUTINHO F, DYKEMAN J, et al. An update on the prevalence of cerebral palsy: a systematic review and meta-analysis[J]. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 2013, 55(6): 509–519.
- [5] YANG S Y, XIA J Y, GAO J, et al. Increasing prevalence of cerebral palsy among children and adolescents in China 1988 —2020: a systematic review and meta-analysis[J]. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 2021, 53(5): 1–10.

- [6] 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, 中国医师协会康复医师分会儿童康复专业委员会, 等. 中国脑性瘫痪康复指南(2022)第一章: 概论 [J]. *中华实用儿科临床杂志*, 2022, 37(12): 887–892.
- [7] GAGE J R, NOVACHEK T F. An update on the treatment of gait problems in cerebral palsy[J]. *Journal of Pediatric Orthopedics. Part B*, 2001, 10(4): 265–274.
- [8] WRIGHT E, DIBELLO S A. Principles of ankle-foot orthosis prescription in ambulatory bilateral cerebral palsy[J]. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics*, 2020, 31(1): 69–89.
- [9] RODDA J M, GRAHAM H K, CARSON L, et al. Sagittal gait patterns in spastic diplegia[J]. *The Journal of Bone & Joint Surgery British Volume*, 2004, 86(2): 251–258.
- [10] 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, 中国医师协会康复医师分会儿童康复专业委员会, 等. 中国脑性瘫痪康复指南(2022)第二章: 脑性瘫痪高危儿的评定与干预 [J]. *中华实用儿科临床杂志*, 2022, 37(13): 974–982.
- [11] KIM S Y, YANG L, PARK I J, et al. Effects of innovative walkbot robotic-assisted locomotor training on balance and gait recovery in hemiparetic stroke: a prospective, randomized, experimenter blinded case control study with a four-week follow-up[J]. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2015, 23(4): 636–642.
- [12] Trexo Robotics. Trexo for home[EB/OL]. [2024-10-23]. <https://www.trexorobotics.com>.
- [13] SANZ-MERODIO D, SANCHO J, PÉREZ M, et al. Control architecture of the ATLAS 2020 lower-limb active orthosis[C]//Proceedings of the 19th International Conference on CLAWAR 2016. London, UK: World Scientific, 2016: 860–868.
- [14] BAYÓN C, RAMÍREZ O, SERRANO J I, et al. Development and evaluation of a novel robotic platform for gait rehabilitation in patients with cerebral palsy: CPWalker[J]. *Robotics and Autonomous Systems*, 2017, 91: 101–114.
- [15] 北京大艾机器人科技有限公司. AiLegs 系列 [EB/OL]. [2022-07-04]. <https://m.chinaagv.com/sell/detail/202112/21/11597.html>.
- [16] 布法罗机器人科技(成都)有限公司. 儿童下肢外骨骼 [EB/OL]. [2022-07-04]. <https://www.buffalo-robot.com/ProductCenter/ProductHardWare/LowerChild>.
- [17] 李承陈, 温迪光, 李宣颖, 等. 脑性瘫痪儿童脊柱侧弯的临床特征及其影响因素研究 [J]. *现代医药卫生*, 2023, 39(19): 3297–3300.
- [18] Bizzotto L. Study and mechatronic design of a powered lower limb exoskeleton[D]. Torino: Politecnico di Torino, 2023.
- [19] ROSENBAUM P L, PALISANO R J, BARTLETT D J, et al. Development of the gross motor function classification system for cerebral palsy[J]. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 2008, 50(4): 249–253.
- [20] BJORNSON K F, BELZA B, KARTIN D, et al. Ambulatory physical activity performance in youth with cerebral palsy and youth who are developing typically[J]. *Physical Therapy*, 2007, 87(3): 248–257.
- [21] 霍宇飞. 脑瘫儿童外骨骼步行辅助训练器械设计与实验研究 [D]. 上海: 上海交通大学, 2021.
- [22] HUANG Y L, ROZO L, SILVÉRIO J, et al. Kernelized movement primitives[J]. *The International Journal of Robotics Research*, 2019, 38(7): 833–852.
- [23] CHINIMILLI P T, QIAO Z, REZAYAT SORKHABADI S M, et al. Automatic virtual impedance adaptation of a knee exoskeleton for personalized walking assistance[J]. *Robotics and Autonomous Systems*, 2019, 114: 66–76.
- [24] DING S, OUYANG X P, LIU T, et al. Gait event detection of a lower extremity exoskeleton robot by an intelligent IMU[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2018, 18(23): 9728–9735.

(编辑: 董伟)