

DOI: 10.19650/j.cnki.cjsi.J2311678

一种主动型踝关节助力外骨骼设计及性能实验*

韩亚丽, 韩子瑒, 金壮壮, 徐闽海, 吴应达
(南京工程学院机械工程学院 南京 211167)

摘要:为实现踝关节的运动助力,针对踝关节运动过程角度变化快、运动自由度多的特点,本文提出了一种基于多支链空间连杆机构的主动助力外骨骼,通过电机带动丝杆传动并结合空间连杆机构的设计方式,实现了踝关节主动的背屈/跖屈及从动的内收/外展,旨在提高踝关节外骨骼运动跟随的协调性,减少其对穿戴者运动自由度的限制。基于脚底测力系统进行步态识别,采用运动状态机对踝关节助力外骨骼进行分层控制策略研究。并对踝关节进行运动实验测试及助力评估。实验结果表明,踝关节外骨骼的有效助力范围(跖屈 30° ~背屈 20° ,内收 35° ~外展 15°)能够满足正常行走需求,具有良好的运动跟随性(角度误差 $\leq 2^{\circ}$),受试者小腿肌电信号明显衰减,减幅均值可达28.91%,可实现有效助力。

关键词: 踝关节助力外骨骼;步态识别;有限状态机

中图分类号: TP242 TH89 文献标识码: A 国家标准学科分类代码: 510. 80

Design and performance experiments of an active ankle-assisted exoskeleton

Han Yali, Han Ziyang, Jin Zhuangzhuang, Xu Minhai, Wu Yingda

(Department of Mechanical Engineering, Nanjing Institute of Technology, Nanjing 211167, China)

Abstract: Aimed at the characteristics of the ankle joint like quick-change-of-angle and multi-degree-of-freedom, we propose an active booster exoskeleton based on a multi-branch spatial linkage mechanism to assist the movement of ankle joint. The exoskeleton is driven by motor combined with a spatial linkage mechanism to achieve the active dorsiflexion/plantar flexion and adduction/abduction motion of the ankle joint for the purpose of locomotion assistance. The corresponding aim is to improve the coordination of ankle exoskeleton movement following and reduce the restricted freedom of movement on the wearer. Furthermore, gait recognition based on foot force measurement system and hierarchical control strategy using a motor state machine for ankle-assisted exoskeletons have been studied. The ankle joint was tested and assisted in the evaluation. The test results show that the effective power range of the ankle exoskeleton (plantar flexion 30° ~ dorsiflexion 20° , adduction 35° ~ abduction 15°) can meet the needs of normal walking with the good motion following (Angle error $\leq 2^{\circ}$) for the exoskeleton and the significantly attenuated lower leg EMG of the subjects by 28.91%, which can provide effective power.

Keywords: ankle-assisted exoskeleton; gait recognition; finite state machine

0 引言

外骨骼机器人涉及生物医疗技术、传感器技术以及机电一体化等众多领域,具有辅助行走、增强人体机能以及功能代偿等作用。人体在行走过程中,踝关节作为人体与地面间的枢纽,承受的力矩最大,其工作载荷约等于髌膝关节的总和^[1-2],具有工作载荷大,运动

变化快的特点。轻量小巧的踝关节助力外骨骼能够减轻人体的运动负荷,对于减少关节损伤、提高运动能力具有重要意义。

踝关节外骨骼根据有无动力来源可分为主动型外骨骼和被动型外骨骼两类。主动型踝关节外骨骼的研究较为深入,哈佛大学 Wyss 实验室的 Awad 等^[3]和 Schmitz 等^[4]基于电机套索传动机构设计了踝关节助力系统,助行过程中能降低穿戴者约 10% 的代谢消耗。麻省理工学

收稿日期:2023-07-17 Received Date: 2023-07-17

* 基金项目:国家自然科学基金(52375292)、江苏省重点研发项目(BE2019724)资助

院 Herr 团队的 Mooney 等^[5]研制的踝关节助力外骨骼,通过位于小腿前侧的电机带动拉绳收缩实现关节驱动,所采用的套索驱动赋予了踝关节外骨骼较好的柔顺性,但存在摩擦阻力大、能量利用率低的问题。韩国三星先进技术研究所提出了一种多功能踝关节外骨骼,通过滚珠丝杠带动踝关节拓屈和背屈^[6-7]。由于主动型踝关节外骨骼的驱动系统较为庞大,助行过程中对人体的运动重心和能量消耗产生影响,有相关学者进行了被动型踝关节外骨骼的研究,卡内基梅隆大学 Collins 等^[8]基于棘轮棘齿机构的离合装置研制了被动型踝关节助力外骨骼,通过弹簧储存人体行走过程中的能量,并在抬脚时释放对人体踝关节进行助力,但是该外骨骼机器人的助力效果受到穿戴者个人的生理特征影响较大,通用性较差^[9]。

相比与国外,国内对外骨骼机器人的研究起步较晚,但也取得了一定成果。北京理工大学 Liu 等^[10]设计了基于力位混合控制的自治式踝关节外骨骼,能够有效降低运动负担,降低运动的能量消耗,在坡地行走过程中具有良好的助力效果;哈尔滨工业大学 Jinsong 等^[11]研制的柔性踝关节外骨骼将滑模控制与扩张状态观测器相结合,有效提高了外骨骼机器人的抗干扰能力,减少了抖动;东南大学 Wang 等^[12]设计的有源无动力踝关节外骨骼基于足底力信号控制电磁铁离合机构,实现外骨骼助力弹簧的状态切换;北京交通大学的 Wang 等^[13-14]基于被动弹簧助力的踝关节外骨骼进行了机械传感器和控制器的集成研究,通过可以独立控制外骨骼的双信号输入提高了外骨骼机器人的通用性、可靠性;中国科学院 Ye 等^[15]深圳先进技术研究院利用自动收卷装置给套索施加预紧力从而增加系统刚度。然而,如何使外骨骼较好的契合人体踝关节的运动轨迹,减少人机干涉仍是一个难点。

尽管针对踝关节助力外骨骼已有相关研究,然而,如何设计机构紧凑型外骨骼装置,使外骨骼较好的契合人体踝关节的运动轨迹,减少人机干涉仍是目前研究难点。现有的踝关节外骨骼往往只着重于踝关节背屈/跖屈运动,对于踝关节的内收/外展运动缺乏关注,导致外骨骼机器人的运动跟随性能较差,限制了人体踝关节的正常运动,但若采用多个驱动源实现踝关节多自由度的主动驱动,则会造成踝关节机构复杂度及重量的增加,进而造成踝关节行走过程中转动惯量的增加,影响穿戴的舒适性。本文提出了一种通过电机带动丝杠传动并组合空间连杆的新型踝关节外骨骼机构,通过电机带动丝杠传动,进而带动空间连杆机构的运动,在实现了踝关节背屈/跖屈的主动驱动同时,也实现了踝关节的内收/外展的被动运动。不同于当前踝关节外骨骼主动驱动模块与被动驱动模块相互独立的设计,该踝关节外骨骼通过双支链协同运动,满足穿戴者的运动范围需求,具有较好的人机相容性且机构紧凑。搭建基于足底力和踝关节角度的步态

识别系统,通过有限状态机和 PID 算法实现外骨骼的分层控制。进行样机穿戴实验,确定了所设计的踝关节外骨骼的运动范围、轨迹跟随性能与助力效果。

1 踝关节助力外骨骼设计

1.1 踝关节助力外骨骼结构设计

踝关节外骨骼应保证良好的人机交互性,满足人体行走时踝关节的运动范围需求。本文采用主被动结合的设计方法,根据人体踝关节自由度分析^[16-17],设计了如图 1 所示的踝关节助力外骨骼机构。包括驱动模块、带传动装置、丝杠传动装置、空间连杆机构、连接机构和脚板。

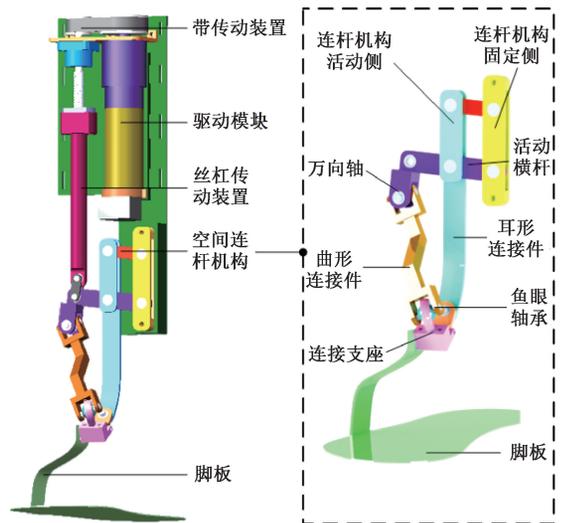


图 1 踝关节助力外骨骼模型

Fig. 1 Model of ankle assisted exoskeleton

踝关节外骨骼采用电机驱动,输出力矩通过同步带传输到平行放置的滚珠丝杠,旨在放大电机输出的扭矩并改变输出的运动形式。空心套筒与丝杠螺母固连,避免了滚珠丝杠裸露,起到保护作用。其结构的对称性使得输入力与输出力作用于同一直线上,维护了传动的平稳性。空间连杆机构可以将套筒的直线运动转化为踝关节的跖屈/背屈运动,而踝关节的内收/外展由耳形连接件辅助实现。丝杠旋转带动套筒上下平移,拉动曲形连接件进而带动脚部做跖屈/背屈运动。在进行跖屈/背屈运动的同时,由鱼眼轴承、连接支座和耳形连接件构成的高副机构可以自由转动,协同曲形连接件使得脚部内收/外展,提高其运动灵敏度和平衡能力。空间连杆机构的运动原理如图 2 所示。

1.2 踝关节助力外骨骼结构分析

踝关节外骨骼的机构简图如图 3 所示。图中 P_0 和 P_A 为连杆机构固定端, P_B 代表连杆机构活动端与活动横

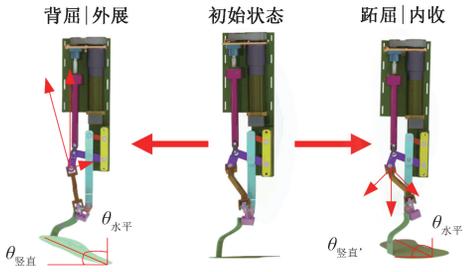
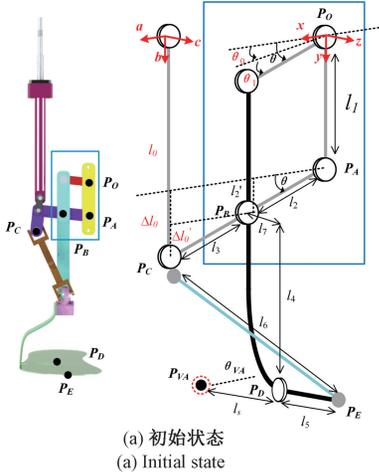
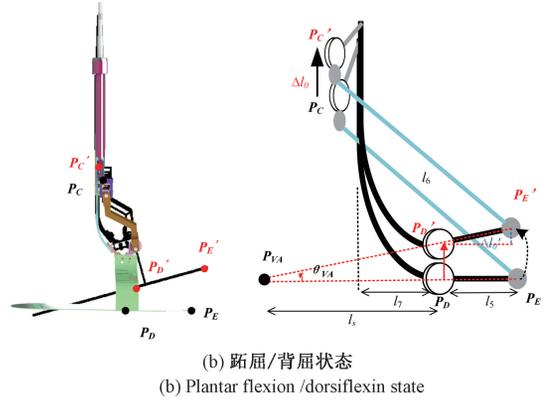


图 2 空间连杆机构运动过程示意图

Fig. 2 Schematic of the spatial linkage motion



(a) 初始状态
(a) Initial state



(b) 跖屈/背屈状态
(b) Plantar flexion /dorsiflexion state

图 3 踝关节外骨骼机构简图

Fig. 3 Diagram of ankle exoskeleton mechanism

改变。首先解算踝关节上外骨骼上旋转点的坐标,在 xyz 坐标系下各旋转点坐标向量表达式如下:

$$P_B = l_2 \cos\theta x + (l_1 + l_2 \sin\theta) y \quad (1)$$

$$P_C = (l_2 + l_3) \cos\theta x + (l_1 + (l_2 + l_3) \sin\theta) y \quad (2)$$

$$P_D = l_2 \cos\theta x + (l_1 + l_2 \sin\theta + l_4) y + l_7 z \quad (3)$$

点 P_E 的运动平面为一个平行于 yz 平面且过点 P_D 的面,通过引入 yz 方向上新的变量 u, v 来表达 P_E 的坐标向量,表达式如下:

$$P_E = l_2 \cos\theta x + uy + vz \quad (4)$$

u, v 可以由下式求出:

$$l_2^2 = (u - (l_1 + l_2 \sin\theta + l_4))^2 + (v - l_7)^2 \quad (5)$$

$$l_6^2 = (-l_3 \cos\theta)^2 + (u - (l_1 + l_2 \sin\theta + l_3 \sin\theta))^2 + v^2 \quad (6)$$

根据式(5)和(6)解得 P_E 的坐标向量,结合式(3)获得 P_{VA} 的坐标向量表达式:

$$P_{VA} = P_D + \frac{l_s}{l_5} (P_D - P_E) \quad (7)$$

上述公式中 θ 是连杆机构实际偏移角度,其表达式为:

$$\sin\theta = \Delta l_0 / (l_2 + l_3) \quad (8)$$

由此可得活动横杆转动的角度与滚珠丝杠套筒直线

位移的关系为:

杆的交点; θ_0 为连杆机构初始偏移角度,预设 0; l_0 为滚珠丝杠套筒末端距离起始位置的初始长度; P_c 是套筒末端与活动横杆连接的位置; P_D 为足部连接件与耳形连接件的连接点; P_E 是曲形连杆与鱼眼副的连接点; P_{VA} 是虚拟的人体踝关节,为保证外骨骼的穿戴舒适性,其转动中心应该与实际踝关节位置一致。

在 xyz 坐标系下定义一组设计变量 $L = [\theta_0, l_1, l_2, l_3, l_4, l_5, l_6, l_7, l_s]$ 由此确定连杆的形状以及尺寸。当连杆机构的旋转角度 θ_1 变化时,虚拟踝关节点 P_{VA} 位置也随之

位移的关系为:

$$\theta = \arcsin(\Delta l_0 / (l_2 + l_3)) \quad (9)$$

$$l_2^2 + l_2 \sin\theta (l_2 / (l_2 + l_3)) \Delta l_0 \quad (10)$$

$$\Delta l_0' = \Delta l_0 - l_2' = (l_3 / (l_2 + l_3)) \Delta l_0 \quad (11)$$

式(9)中 Δl_0 表示套筒上下位移的距离, θ 表示套筒上下位移带动横杆转动的角度, l_2, l_3 分别表示 P_A 到 P_B 的距离和 P_B 到 P_C 的距离;式(10)中 l_2' 表示点 P_B 位移的距离;式(11)中的 $\Delta l_0'$ 为 P_B, P_C 的位移差值。

当踝关节外骨骼进行屈伸/背屈运动时,套筒末端在丝杠的带动下产生位移 Δl_0 , P_B 位移为 $l_2' = (l_2 / (l_2 + l_3)) \Delta l_0$ 。位移差传递至 P_D, P_E 处使机构末端旋转,标记旋转后的点为 P_D', P_E', P_E' 与 P_D' 的连线与 P_D, P_E 的连线的交点即为虚拟踝关节点 P_{VA} , 其夹角 θ_{VA} 即为踝关节旋转的角度,表达式为:

$$\tan \theta = \Delta l_0' / l_5 \quad (12)$$

代入式(11)可得:

$$\theta = \arctan(l_3 / (l_2 + l_3) l_5) \Delta l_0 \quad (13)$$

根据式(13), 代入不同的 l_2, l_3 比例可以得到踝关节外骨骼转动角度 θ_{VA} 和滚珠丝杠套筒直线位移 Δl_0 之间的关系图像,如图 4 所示,以直线 $y = x$ 作为参考,可以看出

当 $l_2:l_3=1:1$ 时, θ_{VA} 和 Δl_0 之间的关系也最接近 1:1, 这就意味着套筒每移动 1 mm, 即滚珠丝杠转动半周, 踝关节外骨骼转动 1° 。此时, 踝关节角度小幅变化的情况下线性度最好。

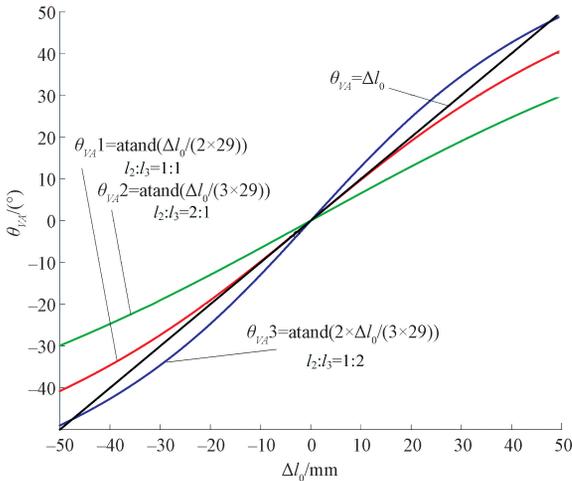


图4 l_2, l_3 不同比例下 θ_{VA} 与 Δl_0 的关系图

Fig. 4 The relationship between θ_{VA} and Δl_0 at different ratios of l_2 and l_3

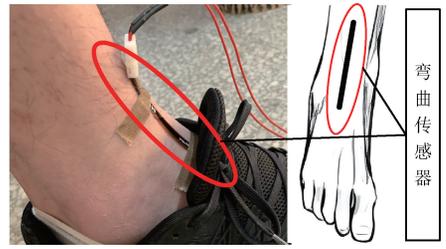


图6 弯曲传感器位置图

Fig. 6 Location of the bending sensor

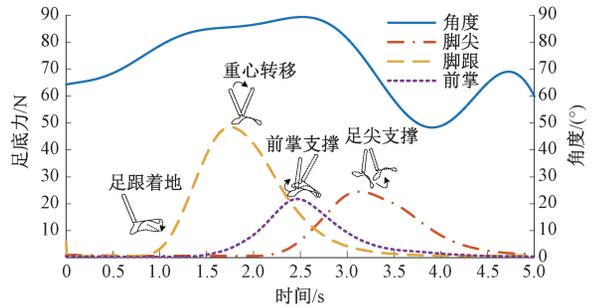


图7 行走过程足底力与踝关节角度图

Fig. 7 Diagram of plantar force and ankle joint angle in a human gait

2 踝关节助力外骨骼控制策略研究

2.1 步态识别系统设计

为实现踝关节外骨骼的精准助力, 进行步态识别系统研究。选用薄膜压力传感器 (Flexi-Force A201) 配合柔性弯曲传感器 (Flex sensor 4.5) 作为传感模块元件, 分别对行走过程中不同位置足底力和踝关节角度进行测量。压力传感器位于鞋垫底部区域, 分别放置于足底的脚尖 (拇趾中心)、脚跟中心 (根骨末端) 以及前掌 (第一跖骨与 (拇趾中心) 前横弓交点), 角度传感器位于脚踝前侧, 具体位置如图 5、6 所示。

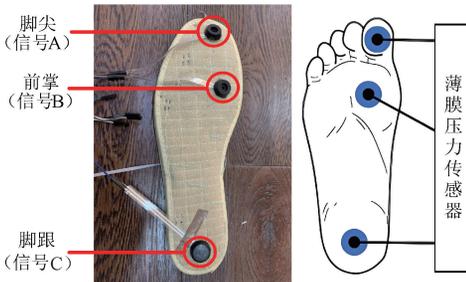


图5 压力传感器位置图

Fig. 5 Position of the pressure sensors

在跑步机上以不同的速度行走, 对行走过程的足底力与踝关节角度进行采集, 采集到的数据经过处理后得到行走过程足底力与踝关节角度图, 如图 7 所示。

由图 7 可知, 在一个步态周期 (脚跟触地开始) 中, 不同位置的足底力变化具有差异性, 有助于控制系统精确识别步态^[18-19]。以脚跟触地为一个步态周期的开始时, 初始状态下, 3 个位置足底力为 0, 踝关节角度在 64° 左右; 当脚跟触地时, 足跟的压力开始增加, 踝关节角度也随着脚掌的下落而增加; 当人体重心从另一侧完全转移到支撑侧, 足跟的压力达到最大值, 前掌的压力也迅速增加, 踝关节角度继续变大; 当人体重心继续向前移动, 足跟压力迅速减小而向足部前端传递, 此时前掌压力即将达到最大值, 踝关节的角度几乎达到峰值 90° 不再增加; 当足跟抬起时足底压力全部转移至足尖, 此时足跟与前掌压力几乎为 0, 踝关节角度随着足跟的抬起开始迅速下降至 30° 左右; 当脚尖离地时, 足底压力全部为 0, 踝关节角度开始随着小腿在空中摆动而调整, 直至进入下一个步态循环。采用踝关节角度信号在单脚腾空时持续检测脚部运动, 旨在实现步态识别的全周期覆盖^[20], 辅助踝关节外骨骼的高效柔顺控制。

2.2 基于有限状态机的控制策略研究

针对踝关节在不同步态相位的实际控制需求, 进行分层控制的策略研究, 增强外骨骼的柔顺性与人机交互性, 提高助力效果。基于 Simulink/dSPACE 平台搭建控制程序模型, 包括上层控制模块、下层控制模块和电机底层控制模块。上层控制模块根据足底力信号分

析,通过有限状态机进行步态识别,并将识别结果送入下层控制模块;下层控制模块采用 PID 控制,根据识别结果调整控制参数并结合实际角度与期望角度的误差

输出控制信号;电机底层控制模块根据传入的控制信号控制电机转动。踝关节外骨骼分层控制程序如图 8 所示。

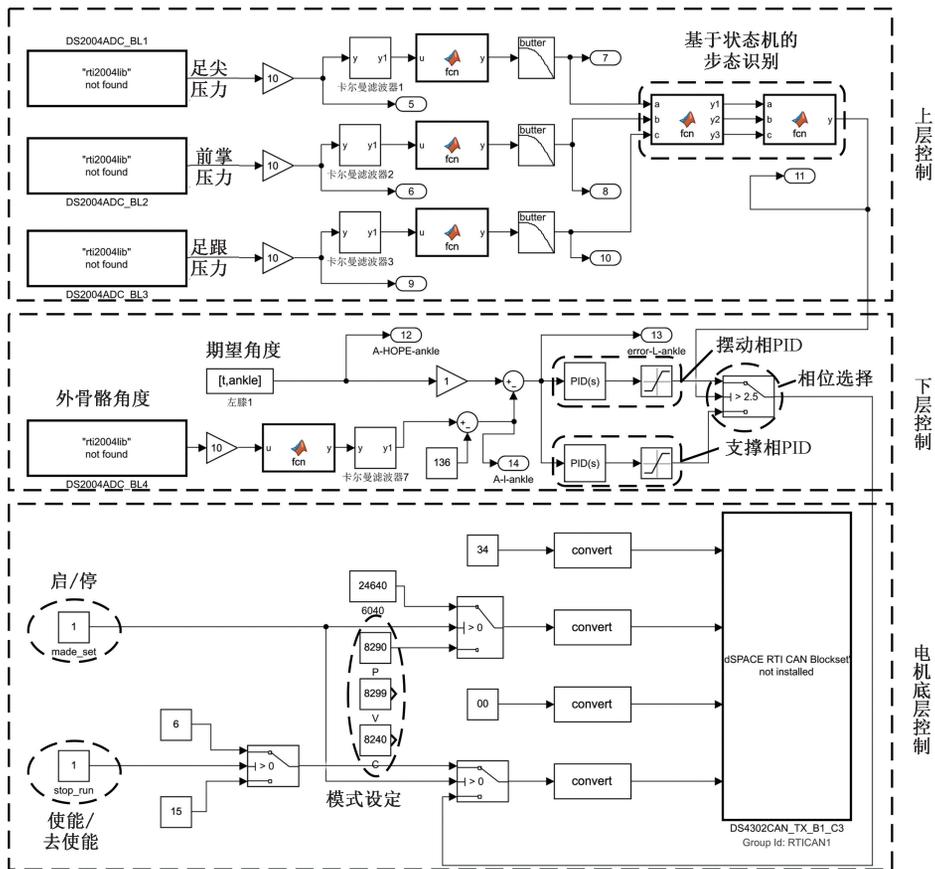


图 8 控制程序模型

Fig. 8 Model of the control program

有限状态机是表示有限个状态及状态间转移动作的数学模型,由当前状态、触发条件、执行动作、输出状态 4 要素构成。当系统在当前状态下达到某个触发条件,就会执行某个既定的动作输出 1 个确定的状态,该状态随后将会转化成下一阶段的当前状态。针对踝关节运动进行细致划分,确定运动状态以及触发条件用于满足有限状态机的建模需求。

针对步态周期进行细分,支撑相可分为足跟着地(HG)、脚掌放平(FG)和足跟离地(HA)3个相位;摆动相可分为足尖离地(TA)、空中摆动(FA)和足跟着地(HG)3个相位。将相位的转变作为触发条件,对应的行走状态可分为跖屈控制相(足跟着地到脚掌放平,ZC)、背屈控制相(脚掌放平到足跟离地,BC)、跖屈助力相(足跟离地到足尖离地,ZD)和摆动控制相(足尖离地到足跟着地,WC)^[21-22]。基于状态机的踝关节外骨骼控制策略如图 9 所示。

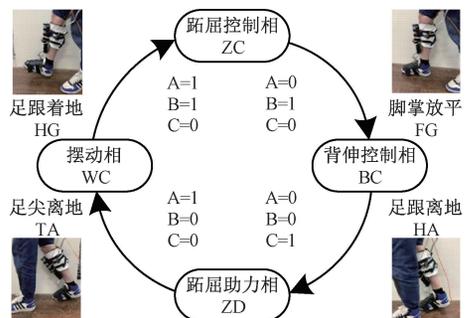


图 9 基于状态机的踝关节外骨骼控制策略原理图
Fig. 9 Schematic of the ankle exoskeleton control strategy based on state machine

针对主动型踝关节外骨骼的有限状态机控制,需要构建动作函数和状态转移函数来描述步态周期中的踝关节状态序列及运动响应^[23-24]。状态转移函数为:

$$S_{i+1} = f_i(S_i, In_i) \quad (14)$$

其中, S_i 为当前步态的状态, S_{i+1} 为输出步态的状态, In_i 为触发条件, $S_i, S_{i+1} \in (ZC, BC, ZD, WC), In_i \in (HG, FG, HA, TA)$ 。

动作函数为:

$$A_i = f_a(S_i) \tag{15}$$

式中: A_i 代表转移到步态状态时踝关节外骨骼的步态规划动作。

为避免体重对足底力信号产生的影响,采用各点足底力的占比作为识别依据,各点足底力占比曲线如图 10 所示。当脚跟接地,脚跟压力占比最大并迅速升高,踝关节处于跖屈控制相;当脚跟压力达到最大时脚掌放平,踝关节向背屈控制相转移;当前掌压力值占比大于 40%,脚跟离地,踝关节向跖屈助力相转移;当脚尖压力值比例大于 70%,脚尖离地,踝关节向摆动控制相转移,直到下个循环开始。将各点压力占比大于 40% 设为信号激活状态,激活信号置 1,脚尖设为信号 A,脚跟设为信号 B,前掌设为信号 C,如图 6 所示。踝关节有限状态转移信号如表 1 所示。足底力触发转移条件时,外骨骼状态转移到达下一个相位。

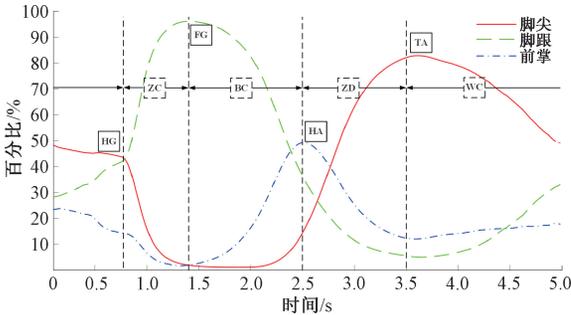


图 10 各点足底力占所有足底力之和比例图

Fig. 10 The ratio of the plantar force to the whole plantar forces at each point

表 1 踝关节外骨骼有限状态转移表

Table 1 The finite state transition signals of gait phases

相位	转移信号		
	A	B	C
ZC	0	1	1
BC	0	0	1
ZD	1	0	0
WC	1	1	0

PID 控制作具有结构简单、控制精确的特点。通过 PID 算法进行下层控制,基于踝关节在支撑相时受力较大、在摆动相时角度变化快速的特点,采用试凑法确定不同阶段 PID 控制的参数并针对不同的步态相位实时调整 PID 参数进行电机控制^[25]。

3 踝关节助力外骨骼样机性能实验

3.1 实验平台搭建

踝关节外骨骼样机实验平台如图 11 所示,由 3 部分组成,分别是控制部分,包括 24 V 和 5 V 直流电压源、上位机、EPOS2 驱动器、数据采集卡;传感部分,包括薄膜压力传感器、弯曲传感器、肌电信号传感器以及信号放大电路;执行部分,包括电机、传动系统和执行机构等。

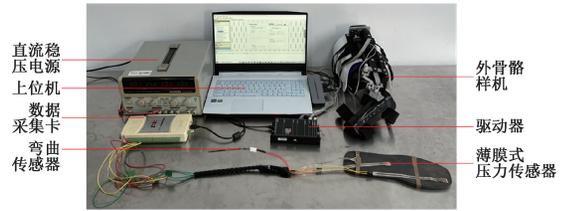
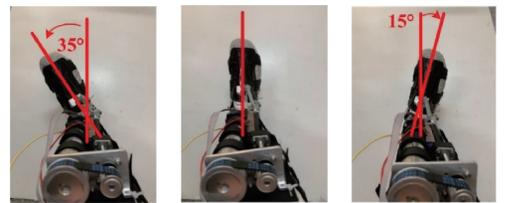


图 11 硬件平台图

Fig. 11 Hardware platform

3.2 踝关节外骨骼活动范围验证实验

进行踝关节外骨骼活动范围验证实验确定外骨骼在跖屈/背屈与内收/外展方向的运动范围。选择健康的成年受试者穿戴踝关节外骨骼,保持穿外骨骼的腿伸直让足跟触地,以便使得内收/外展的角度达到最大,随后进行踝关节内收/外展和跖屈/背屈范围实验,结果如图 12~14 所示。



(a) 内收 35° (a) Adduction 35° (b) 中间位 0° (b) Median 0° (c) 外展 15° (c) Abduction 15°

图 12 样机内收/外展方向活动角度范围图

Fig. 12 Range of the movement angles in the adduction/abduction direction of prototype

由图 12、13 可知,踝关节外骨骼在内收方向可以提供 35° 的活动范围,在外展方向可以提供 15° 的活动范围,使得外骨骼机器人的人机交互性获得了显著的提升;由图 14 可知,踝关节外骨骼在背屈方向上可达 20°,在跖屈方向上可达 30°,略小于正常人体踝关节的最大活动角度,但大于正常人体行走过程中踝关节的转动角度,满足踝关节的康复及助力行走目标。

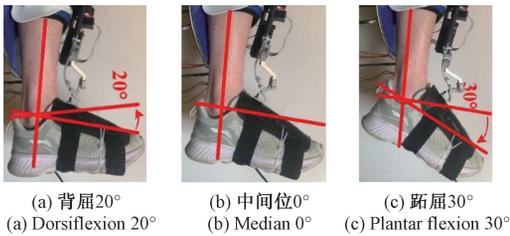


图 13 样机跖屈/背屈方向活动角度范围图
Fig. 13 Range of the motion angles in the plantar flexion/dorsiflexion direction of prototype

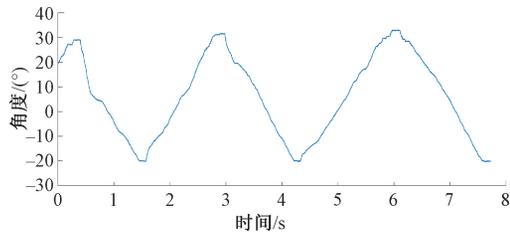


图 14 样机跖屈/背屈方向活动角度曲线图
Fig. 14 Movement angle in the plantar flexion/dorsiflexion direction of prototype

3.3 踝关节外骨骼角度跟随实验

进行踝关节外骨骼角度跟随控制实验,采用 PID 控制方法对穿戴者行走过程中的踝关节进行助力。采集穿戴者正常行走时的足底力和踝关节角度,通过有限状态机根据各足底力占比处理后得到当前步态的相位,并输出预设信号。相位判断为跖屈控制相(ZC)时输出 1,判

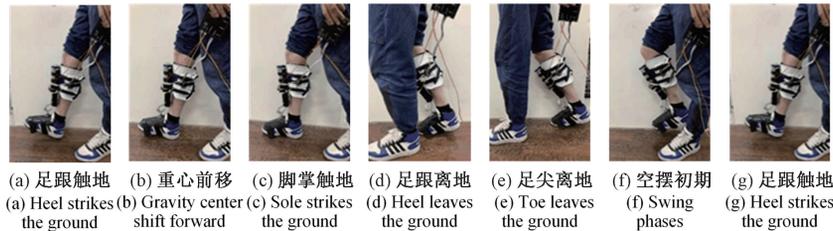


图 16 踝关节外骨骼角度跟随过程图
Fig. 16 Angle following process of ankle exoskeleton

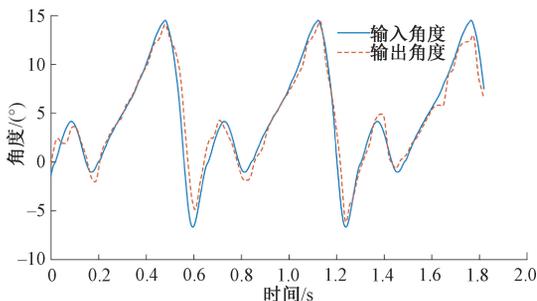


图 17 踝关节外骨骼角度跟随曲线图
Fig. 17 Angle following curve of ankle exoskeleton

断为背屈控制相(BC)时输出 2、判断跖屈助力相(ZD)时输出 3、判断摆动控制相(WC)时输出 4,足底力与状态机输出结果如图 15 所示。

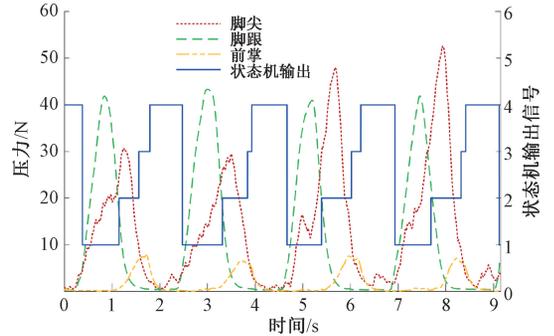


图 15 足底力与状态机输出结果图
Fig. 15 Output results of plantar force and state machine

踝关节外骨骼穿戴行走实验过程如图 16 所示,阶段(a)~(c)为跖屈控制相,足尖下压,人体重心向触地侧偏移,足部所受压力从足跟往前掌传递;阶段(c)~(d)为背屈控制相,踝关节做背屈运动,小腿由垂直于地面往前转动,足底压力传递至足尖;阶段(d)~(e)为跖屈助力相,踝关节做跖屈运动,提供大扭矩将踝关节推离地面,足尖压力达到峰值;阶段(e)~(g)为摆动相,过程开始时踝关节处于最大跖屈状态,足尖下压,踝关节外骨骼在角度控制下做跖屈运动,帮助抬升足尖,直至足跟再次触地开始下一次步态循环。踝关节角度跟随效果较好,最大误差在 2°左右,角度跟随曲线如图 17 所示。

3.4 踝关节外骨骼助力效果评估

为进行踝关节外骨骼助力效果评估,采用 DELSYS 肌电信号采集仪,采集腓肠肌与比目鱼肌的肌电信号。传感器放置位置如图 18 所示。

受试者以相同步速(2 km/h)在跑步机上分别进行空走实验和踝关节外骨骼穿戴行走实验并采集肌电信号,实验持续时间 3 min,如图 19 所示。

采用 RMS 方法对机电数据进行处理,处理后的结果如图 20 所示。受试者穿戴踝关节助力外骨骼后腓肠肌和比目鱼肌的肌电信号相比于空走明显降低,

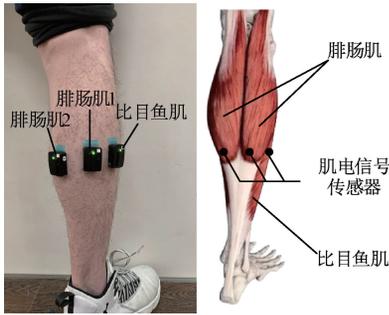


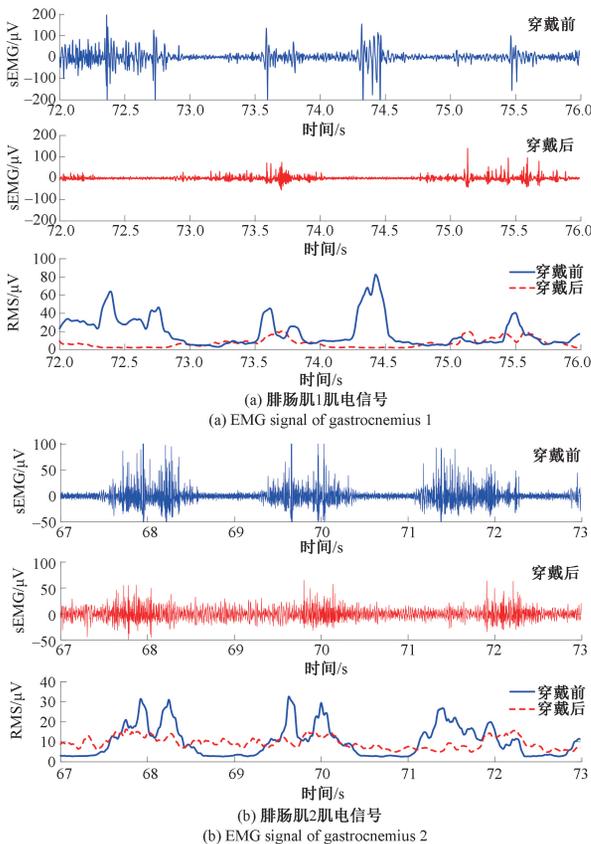
图 18 肌电信号传感器位置图

Fig. 18 Locations of EMG signal sensors



图 19 外骨骼穿戴行走实验图

Fig. 19 Walking experimental with exoskeleton



(a) 腓肠肌1肌电信号
(a) EMG signal of gastrocnemius 1

(b) 腓肠肌2肌电信号
(b) EMG signal of gastrocnemius 2

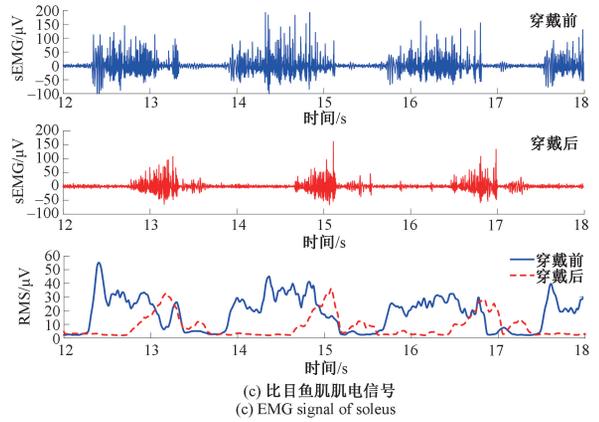


图 20 下肢运动主要肌肉肌电信号图

Fig. 20 EMG of main muscles during the lower-limb movement

其中腓肠肌 1 肌电信号降低了大约 61.67%，腓肠肌 2 肌电信号降低了大约 14.74%，比目鱼肌肌电信号降低了大约 10.31%，说明踝关节外骨骼具有较好的助力效果。

4 结 论

面向踝关节助力实际需求,设计了一种主动型多自由度踝关节助力外骨骼,搭建了步态识别系统,进行了分层控制策略研究并开展了样机实验。结论如下:

1) 基于人体工学原理进行踝关节外骨骼机器人设计,通过空间连杆结构输出跖屈/背屈方向的主动旋转,并采用耳形连接件提供踝关节的内收/外展被动自由度,拓展外骨骼的运动范围,提高其人机相容性;

2) 进行踝关节外骨骼的控制策略研究,采用上下分层的控制策略,上层基于足底力变化使用状态机进行步态识别,下层使用 PID 算法控制电机运动,实现踝关节外骨骼的精确轨迹跟随;

3) 开展踝关节外骨骼的样机穿戴实验,确定外骨骼的主动助力范围(跖屈 30°和背屈 20°)与被动自由度活动范围(内收 35°和外展 15°);通过角度跟随实验,检验了踝关节外骨骼的运动跟随能力(人机角度误差 ≤ 2°);进行了踝关节助力效果评估,对比同等条件下穿戴外骨骼与不穿戴外骨骼时下肢运动主要肌群的肌电信号,证明了外骨骼的助力效果(肌电信号降低 28.91%)。

参考文献

[1] GAO Y Q, JIN W, XU J, et al. Human-machine coupling dynamics and assistance performance analysis of

- an ankle exoskeleton[J]. Chinese Journal of Theoretical and Applied Mechanics, 2022,54(12):3496-3512.
- [2] HAN Y L, WANG X S. The biomechanical study of lower limb during human walking[J]. Science China Technological Sciences, 2011,54(4):893-991.
- [3] AWAD L N, BAE J, O' DONNELL K, et al. A soft robotic exosuit improves walking in patients after stroke[J]. Science Translational Medicine, 2017, 9(400): eaai9084.
- [4] SCHMITZ D G, NUCKOLS R W, LEE S, et al. Modulation of achilles tendon force with load carriage and exosuit assistance[J]. Science Robotics, 2022, 7(71): eabq1514.
- [5] MOONEY L M, ROUSE E J, HERR H M. Autonomous exoskeleton reduces metabolic cost of human walking during load carriage[J]. Journal of Neuro Engineering and Rehabilitation, 2014, 11(1): 1-11.
- [6] HYUNDO C, JIN Y P, KEEHONG S, et al. A multifunctional ankle exoskeleton for mobility enhancement of gait-impaired individuals and seniors[J]. IEEE Robotics and Automation Letters, 2018,3(1): 411-418.
- [7] LEE M, KIM J, HYUNG Y S, et al. A compact ankle exoskeleton with a multiaxis parallel linkage Mechanism[J]. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 2020, 26(1): 191-202.
- [8] COLLINS S H, WIGGIN M B, SAWICKI G S. Reducing the energy cost of human walking using an unpowered exoskeleton[J]. Nature, 2015, 522: 212-215.
- [9] YANDELL M B, TACCA J R, ZELIK K E. Design of a low profile, unpowered ankle exoskeleton that fits under clothes: Overcoming practical barriers to widespread societal adoption [J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2019, 27(4): 712-723.
- [10] LIU Y L, SONG Q ZH, ZHAO M SH, 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.
- [11] JINSONG Z, TAO Y, XINYU S, et al. Sliding mode control combined with extended state observer for an ankle exoskeleton driven by electrical motor [J]. Mechatronics, 2021, 76: 102554.
- [12] WANG C J, DONG L J, LI F, 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.
- [13] WANG X, GUO S, QU H, et al. Design of a purely mechanical sensor-controller integrated system for walking assistance on an ankle-foot exoskeleton [J]. Sensors, 2019,19: 3196.
- [14] WANG X Y, GUO SH, QU B J, et al. Design of a passive gait-based ankle-foot exoskeleton with self-adaptive capability [J]. Chinese Journal of Mechanical Engineering, 2020, 33(3): 49-49.
- [15] YE X, CHEN CH J, SHI Y G, et al. A time division multiplexing inspired lightweight soft exoskeleton for hip and ankle joint assistance[J]. Micromachines (Basel), 2021, 12(10):1150.
- [16] BIAN H, LIU Y H, LIANG ZH CH, et al. A novel 2-rrr/uprr robot mechanism for ankle rehabilitation and its kinematics[J]. Robot, 2010, 32(1):6-12.
- [17] 魏俊,贾维涵,刘承磊,等. 驱动支链完全解耦的可重构踝关节康复并联机构型综合[J]. 机械工程学报, 2022,58(19):45-56.
- WEI J, JIA W H, LIU CH L, et al. Type synthesis of reconfigurable parallel mechanisms for ankle rehabilitation with completely decoupled actuated limb [J]. Journal of Mechanical Engineering, 2022, 58(19): 45-56.
- [18] 高云园,余青山,孟明,等. 基于多源信息融合的膝上假肢步态识别方法[J]. 仪器仪表学报, 2010,31(12): 2682-2688.
- GAO Y Y, SHE Q SH, MENG M, et al. Recognition method based on multi-information fusion for gait patterns of above-knee prosthesis[J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2010,31(12):2682-2688.
- [19] CH J H, XI R R, WANG X S, et al. Walking gait classification algorithm for exoskeleton robot on unstructured ground[J]. Robot, 2017,39(4):505-513.
- [20] AKHIL V M, ASHMI M, RAJENDRAKUMAR P K, et al. Human gait recognition using hip, knee and ankle joint ratios [J]. Innovation and Research in Biomedical engineering, 2020, 41(3): 133-140.
- [21] KRISHNASWAMY P, BROWN E N, HERR H M.

- Human leg model predicts ankle muscle-tendon morphology, state, roles and energetics in walking[J]. PLoS Computational Biology, 2011, 7(3): e1001107.
- [22] 向旭,易畅,尹凯阳,等. 一种踝关节行走助力外骨骼的设计[J]. 华中科技大学学报(自然科学版), 2015, 43(S1): 367-371.
- XIANG K, YI CH, YIN K Y, et al. An ankle exoskeleton for walking assist[J]. Journal of Huazhong University of Science and Technology (Natural Science Edition), 2015, 43(S1): 367-371.
- [23] QI ZH, SONG Q ZH, LIU Y L, et al. FSM-HSVM-based locomotion mode recognition for exoskeleton robot[J]. Applied Sciences, 2022, 12(11): 5483.
- [24] 王蕾,王辉,黄品高,等. 下肢截肢者行走意图识别方法研究进展[J]. 自动化学报, 2018, 44(8): 1370-1380.
- WANG L, WANG H, HUANG P G, et al. Progress and perspective of recognition methods for walking intention of lower-limb amputees[J]. Acta Automatica Sinica, 2018, 44(8): 1370-1380.
- [25] 孟琳,董洪涛,侯捷,等. 面向下肢康复的柔性外骨骼机器人进展研究[J]. 仪器仪表学报, 2021, 42(4): 206-217.
- MENG L, DONG H T, HOU J, et al. Soft exoskeleton robot facing to lower-limb rehabilitation: A narrative review[J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2021, 42(4): 206-217.

作者简介



韩亚丽(通信作者), 2003年于郑州航空工业管理学院获得学士学位, 2006年于江苏大学获得硕士学位, 2010年于东南大学获得博士学位, 现为南京工程学院教授, 主要研究方向为康复机器人及智能控制。

E-mail: s966237@163.com

Han Yali (Corresponding author) received her B. Sc. degree in 2003 from Zhengzhou University of Aeronautics, received her M. Sc. degree in 2006 from Jiangsu University, received her Ph. D. degree in 2010 from Southeast University, now she is professor in Nanjing Institute of Technology. Her main research interests include rehabilitation robot and intelligent control.