

DOI: 10.3901/JME.2022.09.010

轻量化自适应柔性踝关节康复机器人设计与评估*

尹帅^{1,2} 石斌^{1,2} 孙逸凡³ 槐雅萍⁴ 王晶^{1,2}

(1. 西安交通大学机械工程学院 西安 710049;

2. 西安交通大学陕西省智能机器人重点实验室 西安 710049;

3. 西安交通大学自动化科学与工程学院 西安 710049;

4. 康复医学器械设备开发转化联合重点实验室 深圳 518110)

摘要: 针对脑卒中患者步行过程中踝关节背屈力不足而造成足下垂和踝关节跖屈力下降而造成站立末期推进力不足,进而导致步态不稳及容易摔倒等问题,设计一款新型柔性踝关节康复机器人。首先,鉴于刚性踝关节机器人增加了脑卒中患者新陈代谢及心理不适感,本研究采用功能性纺织物与鲍登线传输装置相互作用实现踝关节力辅助,轻质且隐蔽,同时,采用单电机双向驱动方式,减少了驱动模块的质量和体积,研制嵌入鞋套的拉力传感器,轻质且实现了辅助力实时检测。然后,为适用于不同体型的穿戴者,采用分级控制,上层控制包括步态运动意图识别及鲍登线轨迹生成算法,下层控制参照鲍登线轨迹实现踝关节跖屈与背屈辅助,提出了一种基于步态事件的鲍登线轨迹生成算法,实现了控制参数自适应调整,提高了系统鲁棒性。最后,搭建实验测试平台验证了机器人辅助效果,在机器人提供动力辅助时,踝关节站立末期跖屈角度与摆动期背屈角度均提高,站立末期地面推进力增加;相比之下,在机器人不提供动力辅助时,跖屈侧被动拉力在站立末期提供跖屈辅助,提高地面推进力。结果表明该柔性康复机器人具有增加站立末期地面推进力和改善摆动期离地间隙的作用,是一种前景良好的踝关节康复设备。

关键词: 踝关节康复; 柔性康复机器人; 分级控制; 自适应交互

中图分类号: TP242

Design and Evaluation of Lightweight Adaptive Flexible Ankle Rehabilitation Robot

YIN Shuai^{1,2} SHI Bin^{1,2} SUN Yifan³ HUAI Yaping⁴ WANG Jing^{1,2}

(1. School of Mechanical Engineering, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049;

2. Shaanxi Provincial Key Laboratory of Intelligent Robots, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049;

3. School of Automation Science and Engineering, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049;

4. Joint Key Laboratory of Rehabilitation Medical Equipment Development and Transformation, Shenzhen 518110)

Abstract: To solve the problem of gait instability or falling during the walking process for stroke survivors, a new flexible ankle rehabilitation robot (FARR) was designed to improve abnormal gait that caused by the foot drop due to insufficient ankle dorsiflexion (DF) and insufficient propulsion as a result of insufficient ankle plantarflexion (PF). First of all, in view of the impact that the rigid ankle joint robot increases the metabolism and psychological discomfort of stroke survivors, the FARR transmitted mechanical power generated by an actuator to a wearer through the interaction of functional textiles and Bowden cable (BC) transmissions and its features are lightweight and concealed. Furthermore, the single-motor bidirectional drive mode was adopted to reduce the mass and volume of the actuator. A lightweight tension sensor which is embedded in the shoe cover was developed to realize real-time detection of auxiliary force. Then, the hierarchical control was adopted to make that the FARR can be used for wearers with different body

* 陕西省重点研发计划(2019SF-109)资助项目。20210522 收到初稿,
20211203 收到修改稿

types and gaits. The high-level controller included gait movement intention recognition and BC trajectory generation algorithm based on gait events, which is used to realize adaptive adjustment of control parameters and improve system robustness. The low-level controller refers to the BC trajectory to assist ankle joint PF and DF. Finally, the experimental platform was built to test the auxiliary effect of the FARR. When the FARR provided assistance, the PF angle and ground propulsion of the subject increased at the terminal stance, and the DF angle of the subject also increased during the swing phase. Moreover, when the FARR did not provide power assistance, the PF passive force provided PF assistance to enhance ground propulsion of the subject at the terminal stance. The results show that the FARR is a promising ankle rehabilitation device that has the effect of improving the ground propulsion and plantar clearance for stroke survivors.

Key words: ankle rehabilitation; flexible rehabilitation robot; hierarchical control; adaptive interaction

0 前言

脑卒中是一种具有高发病率的疾病, 其致残率高达 75%, 其中 80%~90% 的幸存患者往往出现偏瘫后遗症^[1]。在一项针对 800 多名脑卒中患者的综合前瞻性研究中, 死亡率为 21%, 18% 患者完全不能行走, 11% 患者在辅助时能行走, 剩下的 50% 患者在康复结束时独立行走^[2]。

在行走过程中, 踝关节在保持身体平衡方面起到重要作用。一方面, 背屈肌无力造成站立初期足拍地与摆动阶段脚趾拖地和足下垂; 另一方面, 跖屈肌无力造成推进力不足进而影响步态稳定性^[3]。

目前, 传统的物理治疗难以保证踝关节的训练强度^[4]。踝足矫形器虽然可以防止摆动期的足下垂症状, 但是阻碍了站立末期的正常推进运动。

近年来, 国内外诸多学者开展了踝关节康复机器人研究, 并取得了很多成果。李剑锋等^[5]提出了 2-UPS/RRR 型并联踝康复机器人样机, 实现了踝关节的被动、主动及人机交互训练。姚立纲^[6]等提出了一种基于章动原理的康复运动轨迹规划方法, 可实现坐姿下踝关节跖屈/背屈、内翻/外翻的复合运动康复训练。FORRESTER 等^[7]研究发现对于慢性期的脑卒中患者, 穿戴踝关节康复机器人进行跑步机的行走训练相比基于平台的踝关节机器人坐姿训练能更持久改善步态生物力学, 改善足下垂, 恢复推进力。WARD 等^[8]设计了一款刚性动力踝足矫形器, 通过机器人肌腱技术实现了行走过程中踝关节跖屈与背屈辅助。SHORTER 等^[9]提出了一种新型的便捷式动力踝足矫形器, 通过双向气动旋转执行器实现背屈和跖屈辅助。陈桥等^[10]利用柔索驱动实现腰部三个转动自由度的康复训练, 表明柔索驱动具有柔顺性好, 灵活性高, 运动空间大等优点。AWAD 等^[11]提出了一种柔性机器人套装, 通过功能性纺织物与鲍登线驱动方式可以实现踝关节跖屈与背屈辅

助, 为柔性康复机器人发展奠定了重要基础, 在人机交互控制方面, KWON 等^[12]提出了一款软体踝足矫形器, 基于步态相位与步态事件生成辅助力, 结果表明脑卒中患者推进力与足下垂得到改善。BAE 等^[13]设计了一款柔性套装, 采用分级控制生成跖屈与背屈辅助力, 提出了基于力的鲍登线轨迹生成算法, 该控制算法提高了跖屈辅助力峰值的一致性和电机功率消耗效率。

基于上述研究和分析, 目前, 基于动平台踝关节康复机器人无法实现脑卒中患者行走训练, 这不利于已具备一定行走能力的脑卒中患者进行运动康复训练; 此外, 刚性踝足矫形器体积大且笨重, 会阻碍卒中患者的自然运动, 甚至造成二次伤害; 相比之下, 哈佛大学提出的柔性踝关节康复机器人质量轻, 不阻碍穿戴者的自然运动, 但是, 该柔性机器人套装^[11]采用双电机双向驱动的方式为踝关节提供跖屈与背屈辅助, 设备的重量的增加, 进而增加穿戴者行走负担, 其次, 在人机交互方面, 柔性机器人套装^[13]的鲍登线位置轨迹基于辅助力去调整, 这种方式可降低电能的消耗, 但在参数调整过程中并没有考虑穿戴者步态改善因素。

为此, 本文提出了一款柔性踝关节康复机器人 (Flexible ankle rehabilitation robot, FARR)。通过功能性纺织物与鲍登线传输装置相互作用将电机提供的动力经鲍登线传输作用于踝关节, 采用单电机双向驱动方式降低了执行模块的重量, 同时, 本文研制的轻质拉力传感器嵌入到鞋套上, 避免了足部的附加质量增加行走过程中穿戴者的新陈代谢, 以上设计可以使柔性踝关节康复机器人更好地应用在日常社区环境中; 采用分级控制, 实时检测穿戴者步态运动意图, 基于步态事件的鲍登线轨迹生成算法可为不同体型的穿戴者提供适时辅助, 其次, 在步态周期的摆动阶段, 基于角度对鲍登线轨迹进行调整可以为穿戴者提供合适的背屈辅助, 进而改善步态; 实验验证 FARR 在提供动力辅助时具有改善步态作

用,另外,FARR 在不提供动力辅助时跖屈侧的动力可在站立末期提供跖屈辅助。

1 柔性踝关节康复机器人设计

FARR 的总质量约为 2.2 kg,各组件的质量如图 1 所示。KIM 等^[14]研究证明在步行和跑步两种模式下,附加质量在越靠近人体质心的情况下对人体新陈代谢影响越小,因此,将质量最大的驱动模块和腰带(1 805 g)置于穿戴者的腰部(近质心处)。腰带将驱动模块固定于穿戴者腰部,肩带(255 g)将驱动模块重量分担至肩部且避免驱动模块在行走过程中从腰部滑落。在辅助侧小腿与足(远质心处)分别设计有轻质柔软的小腿模块(35 g)、鞋套(20 g)和压力鞋垫(13 g)等,柔性结构不会限制踝关节自然运动。综上所述,FARR 的重量配置形式最大程度避免 FARR 在辅助行走时增加穿戴者的新陈代谢。



图 1 柔性踝关节康复机器人系统及各模块质量

1.1 功能性小腿模块与鞋套设计

由于小腿模块与鞋套需要承受拉力,如图 2 所示,小腿模块与鞋套均采用黑色 12 安帆布制成,结实且不易形变,有助于传递拉力,同时,轻薄不易察觉,不会引起穿戴者心理上不适感。

为避免小腿模块滑落,如图 2 所示,小腿模块由背屈部件和跖屈部件构成,类似渔网结构且紧紧包裹小腿。跖屈部件的后上带(2)通过魔术贴牢牢固定于膝关节下方。背屈部件的拉带(5)通过魔术贴缠绕在跖屈部件的后上带(2)上,上带(6)和中带(7)覆于跖屈部件后下带(3)上并压紧小腿后侧且均位于小腿最大水平横截面的上方,可有效避免小腿模块滑

落。背屈部件的下带(8)位于跖屈部件后下带(3)下方并固定在小腿上,避免影响跖屈辅助。跖屈部件的后上带(2)上的导线槽(1)用于固定鲍登线外壳,后下带(3)上的卡扣(4)也用于固定鲍登线外壳。同理,背屈部件的中间带(9)上也布置相同的卡扣(16)和导线槽(17)。

鞋套的设计如图 2 所示,为了方便穿戴,基底(12)上的斜带(13)和后跟带(15)可分别保证鞋套固定于踝关节的前后侧,前带(10)将鞋套固定于鞋正面。背屈带(11)与跖屈带(14)上布置有用于承受拉力的背屈锚点与跖屈锚点。

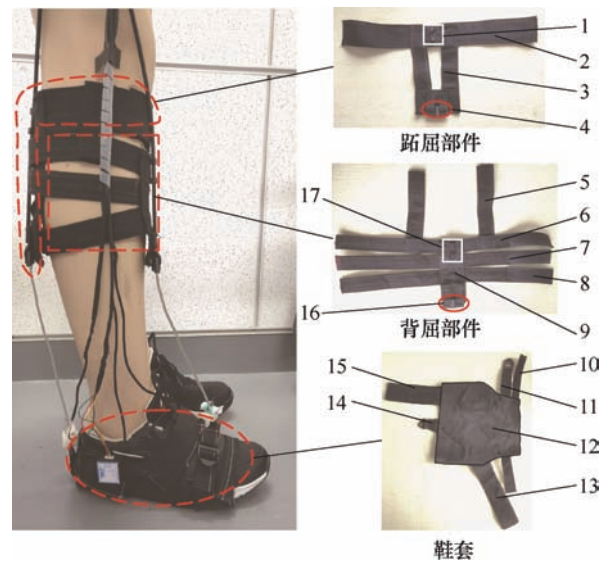


图 2 功能性小腿模块与鞋套设计

1. 导线槽 2. 后上带 3. 后下带 4. 卡扣 5. 拉带 6. 上带
7. 中带 8. 下带 9. 中间带 10. 前带 11. 背屈带 12. 基底
13. 斜带 14. 后跟带 15. 跖屈带

1.2 驱动模块与传动方式设计

为了减轻驱动模块的质量和体积,鲍登线传输装置采用单电机双向驱动的方式。选用一款集成齿轮组与控制电路的低成本的 60 kg 大扭矩舵机(DS5160, dsservo 达盛舵机,中国,158 g),可控转角为 $0^{\circ} \sim 270^{\circ}$,在 7.4 V 的工作电压情况下,堵转扭矩为 $6.5 \text{ N} \cdot \text{m}$,空载转速为 7 rad/s,控制精度为 $3 \mu\text{s}$ 。如图 3a 所示,以患者双脚站立为初始位置,此时,舵机转角为 135° ,故舵机顺时针与逆时针转动的相对转角均为 135° 。

如图 3a 所示,电机外接组装式绕线轮,通过顺时针与逆时针转动将力经小腿模块的跖屈卡扣与背屈卡扣并分别作用于鞋套的跖屈锚点和背屈锚点,进而辅助踝关节跖屈与背屈。

鞋套上背屈锚点和跖屈锚点到踝关节距离满足以下关系

$$L_{\text{PF}} \approx L_{\text{DF}} \quad (1)$$

式中, L_{PF} 和 L_{DF} 分别是鞋套跖屈锚点和背屈锚点到踝关节距离, 均为 80 mm。踝关节最大跖屈角度为 $20.3^\circ \sim 29.8^\circ$, 最大背屈角度为 $37.6^\circ \sim 45.8^\circ$ ^[15], 转动角度较小, 因此, 鞋套跖屈锚点和背屈锚点的运动轨迹可以近似为以踝关节为圆心以 L_{PF} 为半径的小圆弧。

为降低驱动模块质量, 本研究采用光固化 3D 打印树脂制成绕线轮, 如图 3c 所示。此外, 为解决鲍登线因弯曲而产生弯曲应力影响其安装和绕线轮易磨损问题, 提出一种组装式绕线轮结构。如图 3b 所示, 组装式绕线轮包括左绕线轮(3)、中绕线轮(4)和右绕线轮(6)三部分。其中, 中绕线轮(4)呈对称结构且其上导线槽(11)用于安装鲍登线, 绕线轮的半径取决于中绕线轮(4)的内圈(12)半径, 更换不同半径的中绕线轮(4)即可更改整个绕线轮半径。利用螺栓可将左绕线轮(3)、中绕线轮(4)和右绕线轮(6)合为一个整体。该组装式绕线轮具有体积小、安装方便、易变半径等优点。

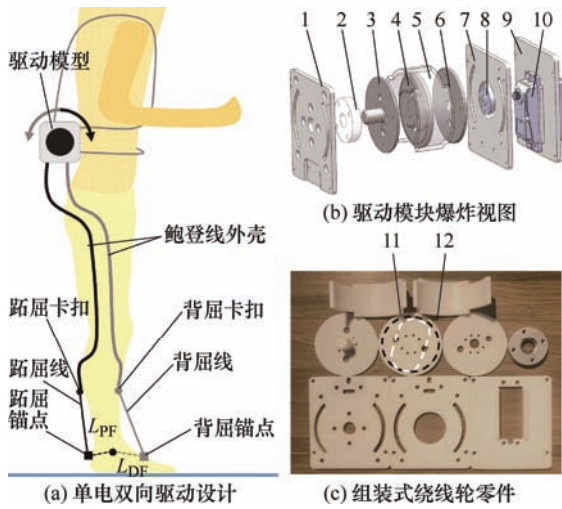


图 3 单电双向驱动传动设计

1. 左板 2. 轴承 3. 左绕线轮 4. 中绕线轮 5. 外壳 6. 右绕线轮
7. 中板 8. 舵盘 9. 右板 10. 舵机 11. 导线槽 12. 内圈

其次, 绕线轮的半径大小决定 FARR 对踝关节的辅助性能, 首先, 绕线轮半径应满足以下关系

$$R_p \cdot \theta_m \geq L_{PF} \cdot \theta_a \quad (2)$$

$$R_p \cdot \omega_m \geq L_{PF} \cdot \omega_a \quad (3)$$

式(2)中, R_p 为绕线轮半径, θ_m 为电机最大转角 (135°), θ_a 为踝关节最大转角 (40°)。式(3)中, ω_m 为电机的转动角速度, ω_a 为踝关节的转动角速度。正常人行走速度为 1.25 m/s 时, 踝关节的角速度为 2.8 rad/s ^[16], 由式(2)和(3)可知, $R_p \geq 32 \text{ mm}$ 满足要求。取绕线轮的半径为 35 mm, 该 FARR 可以为穿戴者提供的最大辅助力约为 70 N, 约为体重 65 kg

成年人的 11%。

1.3 传感系统设计

传感系统如图 4 所示, 7.4 V 的锂电池给 Arduino 板与电机供电。压力鞋垫实时采集穿戴者足底压力变化并用于识别穿戴者的步态运动意图, 如图 1 所示, 压力鞋垫由位于第一跖骨(虚线圆)与跟骨(实线圆)位置的两个薄膜压力传感器(IMS-C20BL, 艾动薄膜电子, 中国)和两个信号转换模块(艾动薄膜电子, 中国)构成。角度传感器(WT61C, 维特智能, 中国)和本文研制的拉力传感器分别实时检测辅助过程的踝关节矢状面转角与辅助力。

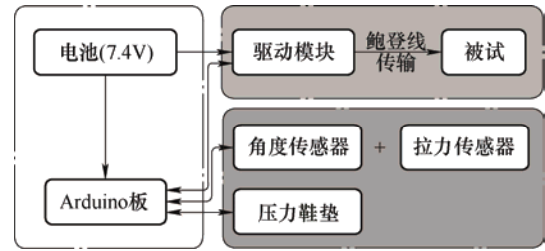


图 4 传感系统设计

目前商用拉力传感器质量和体积较大, 为了检测辅助过程的末端拉力且避免远端质量增加穿戴者行走过程中的新陈代谢, 本文设计出一款轻质拉力传感器并嵌入到鞋套中用于检测辅助力。如图 5a 所示, 该拉力传感器包括薄膜式压力传感器(IMS-C04A, 艾动薄膜电子, 中国)、信号转换模块(艾动薄膜电子, 中国)、上支架、下支架、黄铜柱、橡胶垫片和垫块。为降低拉力传感器质量, 垫块、

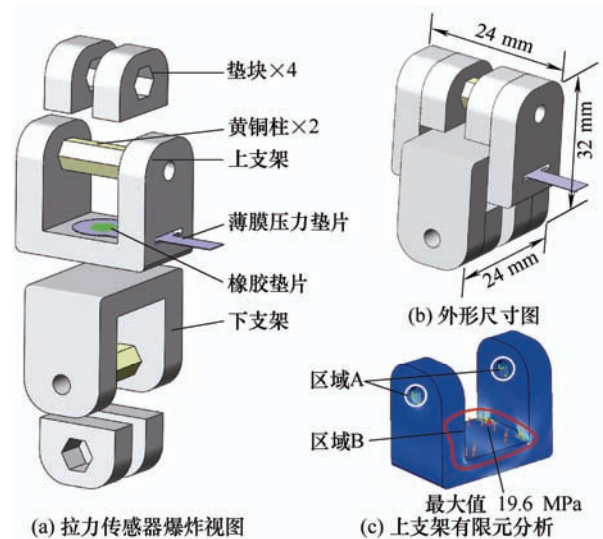


图 5 轻质拉力传感器设计

上支架和下支架由光固化 3D 打印树脂制成, 拉力传感器的外形尺寸如图 5b 所示, 该拉力传感器不仅体积小而且质量轻。该拉力传感器通过上支架和下支架挤压经橡胶垫片将压力转换为拉力。此外, 利

用 ANSYS 软件对上支架进行应力分析, 区域 A 固定, 区域 B 施加 100 N 的压力, 通过仿真实验可得零件最大应力为 19.6 MPa, 树脂的抗拉强度为 47 MPa, 实验结果满足应力要求。

为了验证本文研制拉力传感器的精度和性能, 如图 6a 所示, 利用该拉力传感器与商用拉力传感器

(0 kg~50 kg, 众鑫雷泰, 中国, 传感精度: 0.1%) 搭建测试平台, 在下方随机施加拉力 F , 采集 20 s 商用拉力传感器与本文研制拉力传感器数据, 然后进行分析对比。如图 6b 为两者拉力变化对比, 本文研制传感器很好的跟随商用拉力传感器, 均方根误差(RMSE)为 3 N, 可以满足使用要求。

2 步态运动意图识别与控制系统设计

该 FARR 使用过程及控制系统如图 7 所示。如图 7 实线框内容所示, 穿戴完毕后, 进行硬件初始化, 根据不同穿戴者体型参数初始化辅助参数, 进行步态辅助。如图 7 中虚线框内容所示, 采用分级控制算法, 上层控制首先基于压力鞋垫的步态识别算法识别穿戴者步态运动意图, 其次参考理想辅助力 F_d , 基于测量的辅助力 F_m 与踝关节角度 P_m 构建鲍登线轨迹生成算法。下层控制执行鲍登线位置指令 P_d 和速度指令 V_d , 位置指令是通过调节脉宽调制的占空比来改变电压 U_d , 进而实现位置控制; 速度指令是将舵机以 10° 为增量的方式由初始角度到达目标角度, 而在两步之间加入时间延时 t_d , 进而通过调整时间延迟 t_d 来实现舵机的速度控制。驱动模块通过人机交互系统产生踝关节跖屈辅助力与背屈辅助力。拉力传感器和角度传感器分别检测踝关节辅助力与矢状面转角。

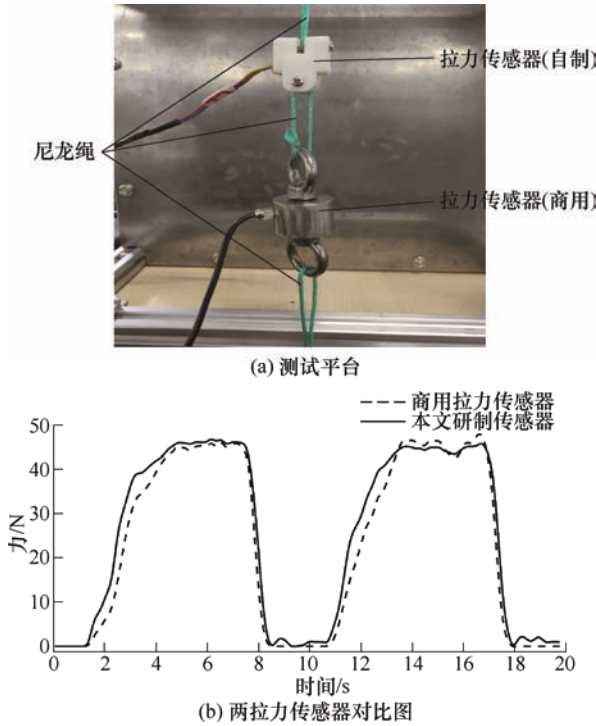


图 6 轻质拉力传感器

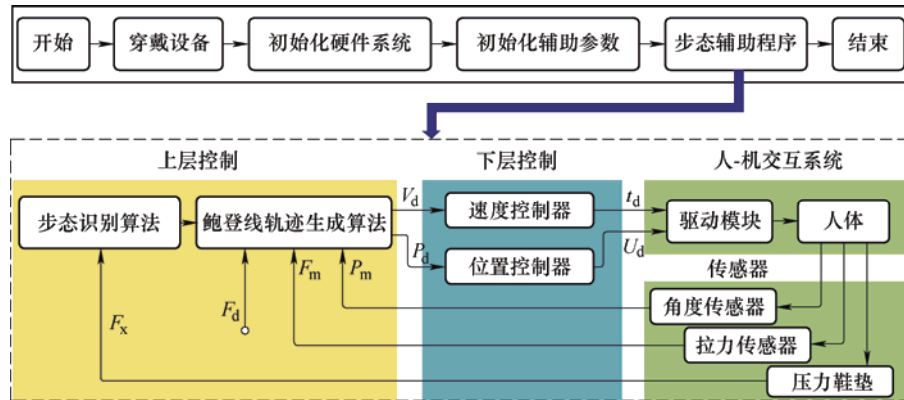


图 7 柔性踝关节康复机器人使用过程及控制流程图

2.1 步态识别算法

在平地行走时, 压力鞋垫将准确识别出被试步态运动意图^[17], 如图 8 所示, 基于压力鞋垫将步态周期划分为四个阶段: 站立早期(P1)是脚跟触地到全足放平时期; 站立中期(P2)是全足放平到脚跟离地时期; 站立末期(P3)是脚跟离地到脚尖离地时期; 摆动期(P4)为脚趾离地到足跟再次着地时期。阈值法被用于划分步态, 首先, 将电压模拟量(0~1023)

转换为压力值(0~500 N), 再与压力阈值比较, 将压力值转化为数字量, 进而判断被试步态运动意图。压力阈值按照如下规则

$$F_t = F_{\min} + 0.1 \times (F_{\max} - F_{\min}) \quad (4)$$

式中, F_t 为压力阈值, F_{\max} 为步态周期压力值最大值, F_{\min} 为步态周期压力值最小值。当大于 F_t 时, 判断为数字量 1, 相反, 为数字量 0。如图 8 所示,

站立早期可表示为[1,0],表示此时脚跟压力大于压力阈值为数字量 1,第一跖骨处压力小于压力阈值为数字量 0。同理,站立中期、站立末期与摆动期可以分别表示为[1,1]、[0,1]与[0,0]。

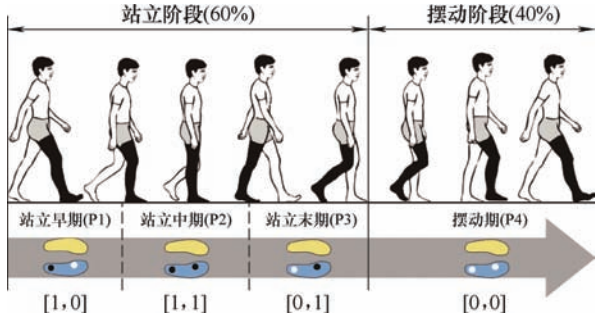


图 8 步态运动意图识别

2.2 鲍登线轨迹生成算法

踝关节辅助力大小与系统刚度有关。为求系统刚度,被试穿戴该 FARR 并保持双脚交叉站立,未辅助腿在辅助腿前 50 cm^[18],电机全速拉鲍登线 50 mm,停留 1.5 s 后,然后再回到初始位置,记录鲍登线位置与拉力数据。如图 9 所示,实线代表拉鲍登线阶段(a),虚线代表松鲍登线阶段(b),对于位置和拉力数据,采用三次样条插值,然后基于最小二乘法用二次多项式拟合,关系式如下所示

$$a: F = -0.0186x^2 + 1.7559x + 3.2852 \quad (5)$$

$$b: F = -0.0036x^2 + 0.9844x + 3.9319 \quad (6)$$

式(5)和(6)中, F 为鲍登线的拉力, x 为鲍登线拉动的距离。系统刚度在施力和卸力两个过程表现为两个不同的非线性函数,同时系统刚度受到穿戴者体型等因素影响,因此,式(5)和(6)只能作为鲍登线轨迹生成命令的参考。

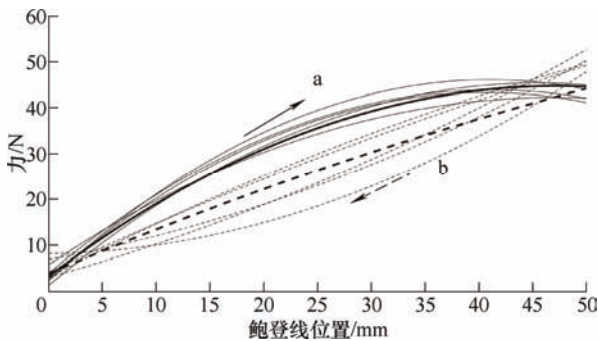


图 9 人机系统刚度

为了解决以上问题,提供有效辅助,本文提出一种基于步态事件的鲍登线轨迹生成算法,基于上一步态周期的踝关节矢状面夹角及两侧辅助力修正当前步态的辅助参数,基于辅助力和踝关节角度的鲍登线的轨迹生成算法可以为不同体型穿戴者提供

预设的辅助力和合适的辅助角度。

如图 10 所示, P1 阶段为步态的承重阶段,踝关节缓慢跖屈来保证足底吸收地面冲击,脑卒中患者踝关节背屈力不足而脚掌拍地,因此需要提供背屈辅助, P1 阶段结束时鲍登线到达初始位置,因此只需要对鲍登线速度进行调整。调整规则如下所示

$$V_{P1}(n) = V_{P1}(n-1) + K_v \times (F_{P1} - F_1) \quad (7)$$

式(7)中, $V_{P1}(n)$ 为当前步态拉鲍登线的速度, $V_{P1}(n-1)$ 是上一步态鲍登线的速度, K_v 为力与速度之间的自适应系数,在实验过程中,由经验可得 K_v 取 0.1, F_1 是理想的最大背屈辅助力(20 N), F_{P1} 为 P1 阶段测量的最大背屈辅助力。

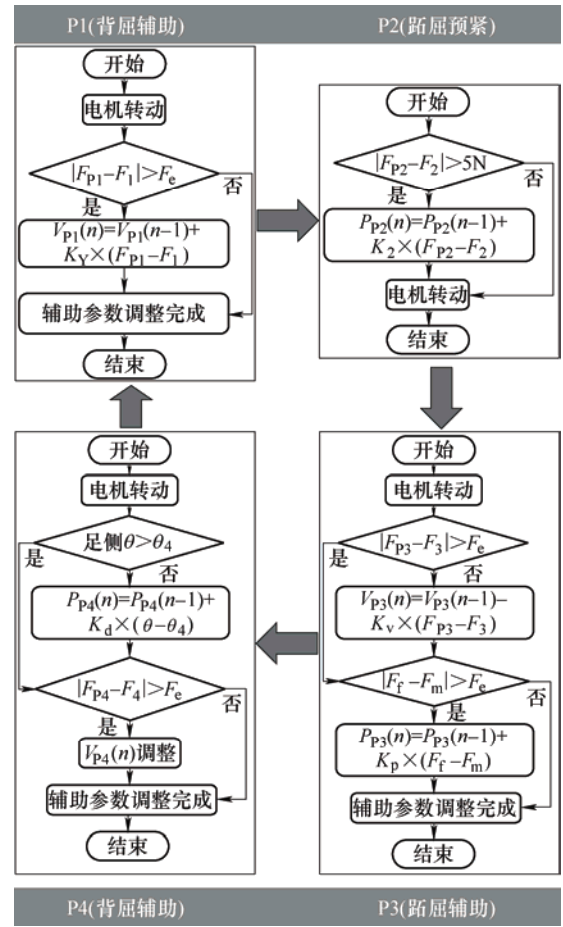


图 10 鲍登线轨迹生成算法流程图

P2 阶段为体重转移阶段,支撑足的踝关节背屈,阿基里斯腱被拉长并在 P3 阶段提供跖屈力,因此该阶段需要跖屈预紧以便更好在 P3 阶段提供跖屈辅助。基于跖屈侧拉力对鲍登线的位置实时调整,规则如下所示

$$P_{P2}(n) = P_{P2}(n-1) + K_2 \times (F_{P2} - F_2) \quad (8)$$

式(8)中, $P_{P2}(n)$ 当前时刻鲍登线的位置, $P_{P2}(n-1)$ 是上一次时刻鲍登线的位置, K_2 为拉力与

鲍登线位置之间的预紧自适应系数, 由人机系统刚度可知, 力和鲍登线位置之间的关系近似可以看作正比例函数, 在实验过程中, K_2 取 1~3 之间, 因人而异, F_2 是理想预紧力(20 N), F_{P2} 为 P2 阶段的跖屈侧的拉力, 当 F_{P2} 和 F_2 之间的偏差大于 5 N 时, 电机转动, 进行鲍登线位置调整。

P3 阶段提供跖屈辅助, 增加地面推进力, 因此, 基于跖屈侧拉力调整鲍登线速度, 当 V_{P3} 小于 V_{\max} 时, 基于跖屈侧拉力调整鲍登线位置, 规则如下所示

$$V_{P3}(n) = V_{P3}(n-1) + K_v \times (F_{P3} - F_3) \quad (9)$$

$$P_{P3}(n) = P_{P3}(n-1) + K_p \times (F_f - F_m) \quad (10)$$

式(9)和(10)中, $V_{P3}(n)$, $P_{P3}(n)$ 分别当前步态的鲍登线速度和位置辅助参数, $V_{P3}(n-1)$, $P_{P3}(n-1)$ 分别是上一步的鲍登线速度和位置辅助参数, K_p 是力与位置之间的自适应系数, 在实验过程中取值与 K_2 相同, F_{P3} 是测量最大的跖屈力, F_3 是理想的最大跖屈力(50 N), F_m 是测量步态阶段结束时跖屈力, F_f 是理想的跖屈力(5 N)。

P4 阶段提供背屈辅助, 防止足趾拖地, 增加离地间隙, 踝关节背屈角度必须达到最小背屈角度, 然后按照 P3 阶段调整规则对鲍登线的速度和位置进行调整

$$P_{P4}(n) = P_{P4}(n-1) + K_d(\theta - \theta_4) \quad (11)$$

式中, $P_{P4}(n)$ 是当前步态的鲍登线位置, $P_{P4}(n-1)$ 是上一步态的鲍登线位置, K_d 是位置与角度之间的自适应系数, 由于鞋套背屈锚点和跖屈锚点与踝关节之间的距离均为 80 mm, 绕线轮的半径为 35 mm, 则 K_d 取 2.28, θ 为脚跟触地时踝关节角度, θ_4 为脚跟触地时踝关节最小背屈角度(10°), 理想最大背屈辅助力 F_4 为 30 N。

在 P1、P2 和 P3 阶段时, 当实测最大拉力和理想最大拉力之间偏差小于 F_e (5 N)时, 不进行鲍登线速度与位置的调整。

3 系统验证及性能分析

为了评估 FARR 提供动力辅助时步态康复辅助效果, 同时, 探究 FARR 不提供动力辅助时是否轻质透明且不会阻碍穿戴者正常运动。在三种不同情况下进行步态分析: 不穿戴康复机器人(无机器人); 穿戴康复机器人但无动力辅助(无动力); 穿戴康复机器人且有动力辅助(有动力)。从三个方面评价辅

助效果, 采集踝关节矢状面转角用来评估运动增强效果, 采集地面垂直方向自反力用于评估站立末期地面推进力, 采集小腿的肌电信号评估 FARR 对肌肉激活程度。

为了验证步态识别算法的准确性和 FARR 提供自适应驱动力及功能的有效性, 本文招募 3 名健康男性作为被试, 被试的基本特征如表 1 所示, 三个被试(身高: 172.67 ± 7.51 cm, 体重: 71.67 ± 6.51 kg)的体型差异较大。将压力鞋垫置于被试的鞋内来检测足底压力, 三个被试分别在 2 km/h, 3 km/h 和 4 km/h 的速度下行走, 采集三个被试在稳定行走情况下的足底压力信息并计算压力阈值来进行步态周期划分, 如表 2 所示, 由于每个被试的步态存在轻微差异, 不同被试的步态各阶段占比会存在轻微的不同, 然而, 在不同行走速度下, 三个被试的步态各阶段占步态周期的百分比稳定, 故该步态识别算法可以根据不同被试的步态进行调整且对速度变化具有一定的鲁棒性, 稳定可靠。

表 1 被试基本特征

序号	性别	年龄	身高/cm	体重/kg
S1	男	24	173	72
S2	男	22	180	78
S3	男	26	165	65

表 2 被试步态阶段划分评估

序号	P1 结束(%)	P2 结束(%)	P3 结束(%)	P4 结束(%)
S1	11.67±1.53	34.67±2.31	55.33±0.58	100.00±0
S2	8.67±3.06	41.00±4.00	58.67±0.58	100.00±0
S3	13.33±0.58	29.67±2.08	56.00±1.00	100.00±0

接下来, 为了验证 FARR 为被试提供自适应驱动力及功能有效性, 如图 11 所示, 在辅助侧小腿侧面与足侧面分别布置两个角度传感器用于记录小腿和足矢状面转角, 采样频率为 100 Hz。用压力鞋垫实时监测辅助侧足前后地面垂直反作用力, 采样频率为 100 Hz。采用 Noraxon 表面肌电采集系统采集辅助侧胫骨前肌、腓肠肌内外侧的肌电信号, 如图 11 所示, 黑色圆点代表采集表面肌肉电信号电极位置, 采样频率为 2000 Hz。三个被试依次在有动力、无动力和无机器人三种情况下以 1.8 km/h 速度在跑步机上行走三分钟, 为了避免行走过程中产生的肌肉疲劳对数据的影响, 被试在每种情况下实验完成后休息 15 min, 然后再进行下一种情况下的实验。由于步行开始与结束阶段的步态不稳定, 选

取稳定行走时 30 s 的数据进行分析, 将步态周期归一化到 0%~100%, 叠加平均, 采用配对 t 检验进行显著性检验。

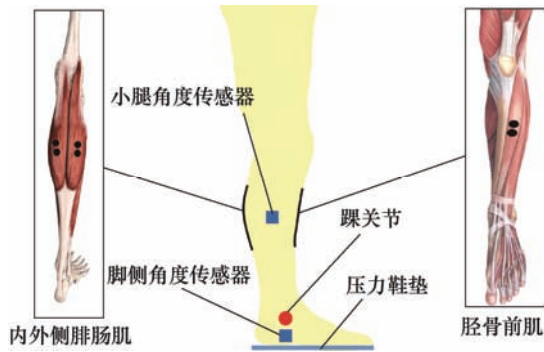


图 11 实验验证的信息采集系统

小腿侧和足侧的角度信息采用二阶截止频率为 10 Hz 的巴特沃斯低通滤波器滤波, 通过作差法求解踝关节矢状面角度。如图 12 所示, 在摆动期(步态周期 80%~100%)时, 被试 S1 在有动力时最大背屈角度相比无机器人时提高约为 3.47° , 在无动力时, 被试 S1 的最大背屈角度比无机器人时降低约为 2.23° 。同理, 被试 S2 和 S3 分别提高约为 4.41° 和 4.40° ($P<0.001$), 在无动力时, 被试 S2 和 S3 的最大背屈角度比无机器人时依次降低约为 4.35° 和 3.85° ($P<0.001$)。另外, 跖屈角度在步态周期 60% 左右达到最大值, 在有动力和无动力时, 被试 S1、S2 和 S3 的最大跖屈角度相比无机器人时均增加。

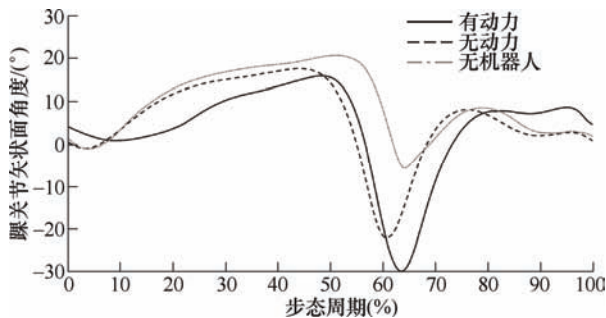


图 12 踝关节矢状面转角

为了验证站立末期的地面推进力, 采用第一跖骨处的压力值评估地面推进力大小, 采用配对 t 检验进行显著性检验。如图 13 所示, 在有动力时, 被试 S1 第一跖骨处的压力值比无机器人时增加 $31.50\% \pm 2.5\%$ ($P<0.01$), 在无动力时, 压力值比无机器人时增加 $19.86\% \pm 1.38\%$ 。同理, 在有动力时, 被试 S2 与 S3 第一跖骨处的压力值依次增加 $32.18\% \pm 1.26\%$ ($P<0.01$) 和 $30.72\% \pm 1.25\%$ ($P<0.01$), 在无动力时, 压力值比无机器人时依次增加 $19.97\% \pm 0.43\%$, $18.6\% \pm 7.26\%$ ($P<0.01$)。

表面肌电信号是上行通道神经信号作用到众多肌纤维的动作电位在时间和空间上的叠加, 可以直观反应被试的肌肉激活情况。先将步态周期归一化到 0%~100%, 然后使用窗长为 75 ms 的滑动窗求每导肌电的均方根值, 最后进行叠加平均, 用来评估不同情况下的肌肉激活情况, 采用配对 t 检验进行显著性检验。

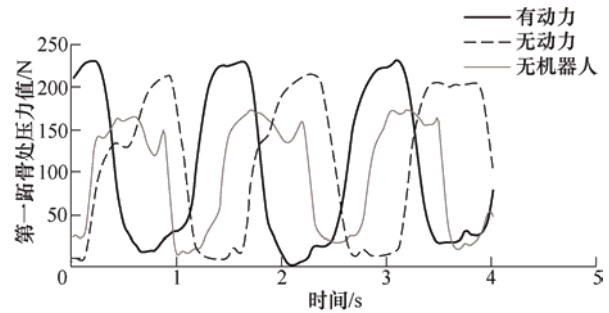


图 13 站立末期第一跖骨处垂直压力

在步态周期 0%~10% 阶段, 胫骨前肌离心收缩使足承重并接触地面。如图 14a 所示, 在有动力时, 被试 S1 胫骨前肌均方根比无机器人时下降了 $32.46\% \pm 6.91\%$ ($P<0.01$), 在无动力时, 胫骨前肌均方根相比无机器人时增加了 $12.76\% \pm 5.80\%$ ($P<0.05$)。同理, 在有动力时, 被试 S2 和 S3 的胫骨前肌均方根相比无机器人时下降了 $35.87\% \pm 9.39\%$ 和 $27.88\% \pm 11.26\%$ ($P<0.01$), 在无动力时, 胫骨前肌均方根相比无机器人时增加了 $12.82\% \pm 6.66\%$ 和 $11.59\% \pm 1.67\%$ ($P<0.05$)。摆动期需要提供背屈辅助, 分析步态周期 70%~100% 阶段的胫骨前肌的均方根。如图 14a 所示, 在有动力时, 被试 S1 相比无机器人时胫骨前肌的均方根降低 $8.14\% \pm 6.44\%$ ($P<0.01$), 在无动力时, 被试 S1 的胫骨前肌均方根提高 $17.21\% \pm 1.46\%$ ($P<0.01$)。同理, 被试 S2 和 S3 的胫骨前肌均方根在有动力时降低 $16.22\% \pm 5.25\%$ ($P<0.01$) 和 $11.89\% \pm 7.27\%$ ($P=0.047$), 无动力时比无机器人时增加了 $16.55\% \pm 1.68\%$ 和 $17.87\% \pm 0.05\%$ ($P<0.01$)。

在步态周期 50%~60% 阶段, 站立末期由腓肠肌和比目鱼肌收缩使踝关节跖屈并产生地面推进力。如图 14b 和 14c 所示, 在有动力时, 被试 S1 的内外侧腓肠肌的均方根相比无机器人时分别下降 $49.26\% \pm 7.2\%$ 和 $44.50\% \pm 1.4\%$ ($P<0.01$)。在无动力时, 被试 S1 的内外侧腓肠肌的均方根相比无机器人时下降了 $18.16\% \pm 8.56\%$ 和 $16.38\% \pm 3.58\%$ ($P<0.01$)。同理, 被试 S2 和 S3 的内外侧腓肠肌的均方根有动力时相比无机器人时下降了 40%, 无动力时相比无机器人时下降了 15% 左右。

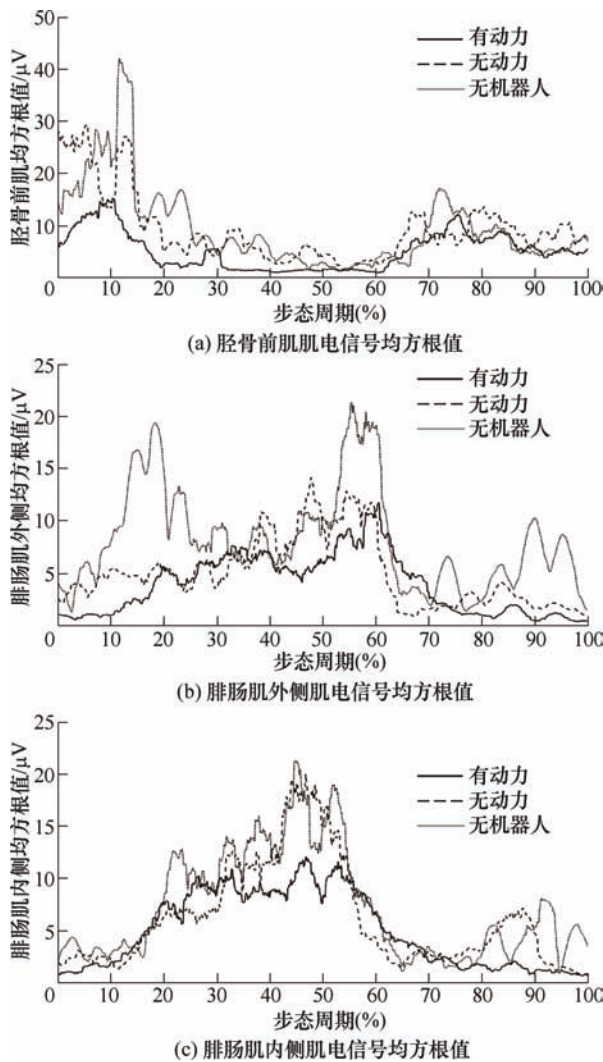


图 14 小腿肌电信号的均方根值

为了验证不同被试在步态各阶段的辅助力及摆动期的背屈角度是否达到要求, 跖屈侧与背屈侧的拉力更直观反应辅助过程的辅助力大小。如图 15 所示, 取步态稳定时拉力传感器数据, 将步态周期归一化到 0%~100%, 将跖屈侧与背屈侧的拉力数据进行叠加平均。本文采用基于步态事件的鲍登线轨迹生成算法, 基于上一步态周期的辅助力与踝关节矢状面角度调整辅助参数, 如图 15a 所示, 在有动力时, 在步态周期的 50% 左右, 被试 S1 的最大跖屈力约为 46 N, 在摆动期, 被试 S1 在步态稳定时最大背屈力约为 26 N。同理, S2 和 S3 的最大跖屈力依次约为 48 N 和 46 N, 并且最大背屈力依次约为 31 N 和 27 N。每个被试步态稳定时最大跖屈力与理想最大跖屈力(50 N)偏差不超过 5 N, 并且最大背屈力与理想背屈力(30 N)偏差不超过 5 N。如表 3 所示, 三个被试在有动力时摆动期的背屈角度均大于最小背屈角度(10°)。

在无动力时, 由于身体体重在站立中期转移到支撑足, 踝关节背屈运动, 跖屈侧鲍登线被动预紧

并在站立末期提供跖屈辅助。如图 15b 所示, 被试 S1 在步态周期的 35%~40% 时, 跖屈拉力约为 15 N, 在步态周期 60%~70%, 背屈拉力约为 12 N, 在步态周期 80%~90%, 跖屈侧存在 3 N 左右被动力, 对踝关节背屈运动阻碍非常小。

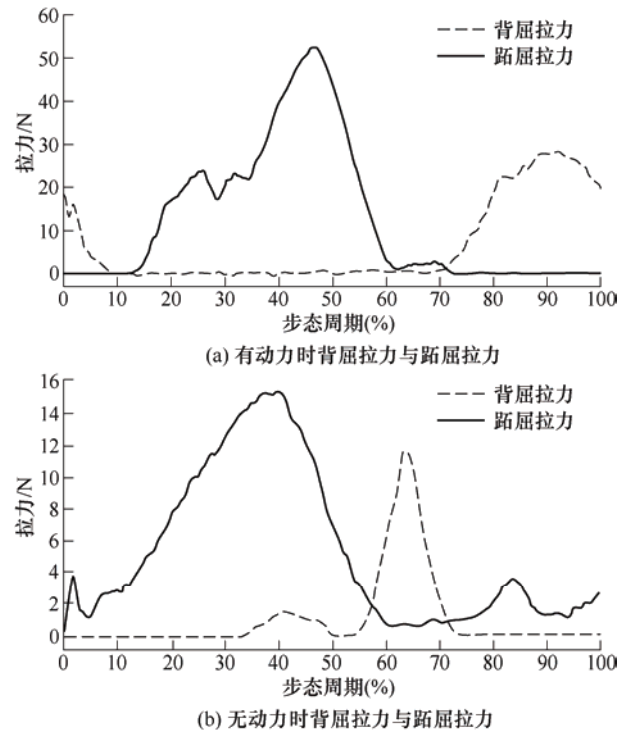


图 15 有动力和无动力时跖屈侧与背屈侧辅助力

表 3 摆动期最大背屈角度

被试	有动力/ $^\circ$	无动力/ $^\circ$	无机器人/ $^\circ$
S1	10.05 ± 2.20	4.36 ± 2.43	6.58 ± 1.38
S2	13.32 ± 0.67	4.56 ± 0.96	8.91 ± 2.36
S3	11.32 ± 0.67	3.06 ± 1.11	6.91 ± 2.36

由以上实验数据分析可知, 一方面, 在有动力时, 该 FARR 能有效地增加被试摆动期的背屈角度和站立末期的跖屈角度, 增加站立末期地面推进力。通过站立早期提供背屈辅助, 胫骨前肌在步态周期 0%~10% 时均方根下降约 30%; 同时, 站立末期提供跖屈辅助, 内外侧腓肠肌在步态周期 50%~60% 时均方根下降 50% 左右; 此外, 由于摆动期提供背屈辅助, 胫骨前肌在步态周期 70%~100% 时均方根降低 15% 左右。另一方面, 在无动力时, 跖屈侧鲍登线类似阿基里斯腱在站立中期储能并在站立末期提供跖屈辅助, 背屈侧的被动预紧力在摆动期初期提供背屈辅助力, 步态周期 80%~90% 的跖屈侧被动预紧力使背屈角度下降 $2^\circ \sim 4^\circ$ 。因此, 该 FARR 无动力时增加站立末期的跖屈角度和地面推进力, 对摆动期的背屈运动阻碍可以忽略, 具有一定透明

性和辅助作用。站立初期，踝关节跖屈并承重，在无动力时跖屈侧鲍登线存在被动拉力，胫骨前肌在步态周期 0%~10% 的均方根相比无机器人时增加；由于站立末期跖屈侧被动预紧力提供跖屈辅助，内外侧腓肠肌在步态周期 50%~60% 时均方根下降 15% 左右；摆动期跖屈侧预紧力会对踝关节背屈运动产生影响，因此，胫骨前肌的均方根相比无机器人时增加 15% 左右。

接下来，将 FARR 与现有的踝关节康复机器人进行性能比较，如表 4 所示，该柔性踝关节康复机器人通过柔性纺织物与人体交互，采用单电机实现踝关节的双边辅助，可为踝关节在整个步态周期提供合适的辅助，质量更低，约为 2.20 kg。双边辅助可以提高踝关节在摆动期的背屈角度，这对于患有足下垂的穿戴者来说是十分重要的。相比外骨骼来说，由于质量更轻，不阻碍穿戴者的自然运动，以跖屈肌肉为例，肌肉激活程度降低更大，下降约为 22.33%。因此，该柔性踝关节康复机器人是一种前景良好的踝关节康复设备。

表 4 不同踝关节机器人辅助效果评估对比

	PPAFO ^[9]	Exosuit ^[18]	Exoskeleton ^[19]	FARR
质量/kg	3.10	10.10	7.00	2.20
双边辅助	是	否	是	是
驱动器数量/个	1	1	1	1
有动力 vs 无机器人				
摆动期-背屈角度/(°)	+6.00	-1.00	N/A	+4.09
跖屈肌肉均方根(%)	N/A	N/A	-5.20	-22.33

4 结论

(1) 本文提出了一款轻量化自适应柔性踝关节康复机器人。该柔性踝关节康复机器人采用单电机双向驱动方式，研制的轻质拉力传感器用于检测跖屈侧与背屈侧拉力，基于功能性纺织物与鲍登线传输装置将由驱动模块产生的拉力作用于鞋套的锚点上进而实现了踝关节跖屈与背屈辅助。该机器人质量轻，具有一定透明性，不会增加穿戴者心理上的不适感。

(2) 采用分级控制，上层控制包括步态运动意图识别算法和鲍登线轨迹生成算法，下层控制参照上层控制的鲍登线轨迹并生成相应位置指令与速度指令从而实现了踝关节跖屈辅助和背屈辅助。提出了一种基于步态事件的鲍登线轨迹生成算法，在站立早期提供背屈辅助，在站立中期提供跖屈预紧，

在站立末期提供跖屈辅助，在摆动期提供背屈辅助，保证不同被试在步态周期各阶段辅助力及摆动期背屈角度达到辅助要求。

(3) 实验验证该踝关节康复机器人在有动力时增加了站立末期的跖屈角度与摆动期的背屈角度，增加了站立末期地面推进力，降低了辅助侧肌肉活性；在无动力时，跖屈侧的被动力在站立末期为踝关节提供跖屈辅助，增加了地面推进力。其次，由于实验条件的限制，本文选用健康被试验证系统的可行性，后续将会进一步进行脑卒中患者的辅助实验与康复效果评价研究。

参 考 文 献

- [1] ALGUREN B, LUNDGREN-N, SUNNERHAGEN K S. Functioning of stroke survivors-A validation of the ICF core set for stroke in Sweden [J]. Disability and Rehabilitation, 2010, 32(7): 551-559.
- [2] JRRGENSEN H S, NAKAYAMA H, RAASCHOU H O, et al. Recovery of walking function in stroke patients: The copenhagen stroke study[J]. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 1995, 76(1): 27-32.
- [3] SHI Bin, CHEN Xiaofeng, YUE Zan, et al. Wearable ankle robots in post-stroke rehabilitation of gait: A systematic review[J]. Frontiers in Neurorobotics, 2019, 13(63): 1-16.
- [4] ZHOU Zude, MENG Wei, AI Qingsong, et al. Practical velocity tracking control of a parallel robot based on fuzzy adaptive algorithm[J]. Advances in Mechanical Engineering, 2013, 5(574896): 1-11.
- [5] 李剑锋, 张凯, 张雷雨, 等. 并联踝康复机器人的设计与运动性能评价[J]. 机械工程学报, 2019, 55(9): 29-39. LI Jianfeng, ZHANG Kai, ZHANG Leiyu, et al. Design and kinematic performance evaluation of parallel ankle rehabilitation robot[J]. Journal of Mechanical Engineering, 2019, 55(9): 29-39.
- [6] 姚立纲, 廖志炜, 卢宗兴, 等. 踝关节章动式康复运动轨迹规划[J]. 机械工程学报, 2018, 54(21): 33-40. YAO Ligang, LIAO Zhiwei, LU Zongxing, et al. Nutation motion based trajectory planning for a novel hybrid ankle rehabilitation device[J]. Journal of Mechanical Engineering, 2018, 54(21): 33-40.
- [7] FORRESTER L W, ROYA A, HAFER-MACKO C, et al. Task-specific ankle robotics gait training after stroke: A randomized pilot study[J]. Journal of Neuro Engineering and Rehabilitation, 2016, 13(1): 1-6.
- [8] WARD J, SUGAR T, BOEHLER A, et al. Stroke

- survivors' gait adaptations to a powered ankle foot orthosis[J]. *Advanced Robotics*, 2011, 25(15): 1879-901.
- [9] SHORTER K A, KOGLER G F, LOTH E, et al. A portable powered ankle-foot orthosis for rehabilitation[J]. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 2011, 48(4): 459-72.
- [10] 陈桥, 晷斌, 孙智, 等. 柔索驱动并联腰部康复机器人设计, 分析与试验研究[J]. *机械工程学报*, 2018, 54(13): 140-148.
- CHEN Qiao, ZI Bin, SUN Zhi, et al. Design, analysis and experimental study of a cable-driven parallel waist rehabilitation robot[J]. *Journal of Mechanical Engineering*, 2018, 54(13): 140-148.
- [11] 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): 1-12.
- [12] KWON J, PARK J H, KU S, et al. A soft wearable robotic ankle-foot-orthosis for post-stroke patients[J]. *IEEE Robotics & Automation Letters*, 2019, 4(3): 2547-2552.
- [13] BAE J, SIVIY C, ROULEAU M, et al. A lightweight and efficient portable soft exosuit for paretic ankle assistance in walking after stroke[C]// 2018 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA). Brisbane, QLD: IEEE, 2018: 2820-2827.
- [14] KIM J, LEE G, HEIMGARTNER R. Reducing the metabolic rate of walking and running with a versatile, portable exosuit[J]. *Science*, 2019, 365(6454): 668-672.
- [15] KHALID Y M, GOUWANDA D, PARASURAMAN S. A review on the mechanical design elements of ankle rehabilitation robot[J]. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part H Journal of Engineering in Medicine*, 2015, 229(6): 452-463.
- [16] BAE J, DE ROSSI S M M, O'DONNELL K, et al. A soft exosuit for patients with stroke: Feasibility study with a mobile off-board actuation unit[C]// 2015 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR). Singapore: IEEE, 2015: 131-138.
- [17] AGOSTINI V, BALESTRA G, KNAFLITZ M. Segmentation and classification of gait cycles[J]. *IEEE Transactions on Neural Systems And Rehabilitation Engineering*, 2014, 22(5): 946-952.
- [18] ASBECK A T, ROSSI S M M D, HOLT K G, et al. A biologically inspired soft exosuit for walking assistance[J]. *The International Journal of Robotics Research*, 2015, 34(6): 744-762.
- [19] WANG Tianmiao, PEI Xuan, HOU Taogang, 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.
-
- 作者简介: 尹帅, 男, 1996 年出生, 博士研究生。主要研究方向为踝关节康复机器人与智能控制。
E-mail: yinshuai2018@stu.xjtu.edu.cn
- 王晶(通信作者), 男, 1981 年出生, 博士, 副教授, 博士研究生导师。主要研究方向为脑机接口与康复机器人。
E-mail: wangpele@gmail.com