

电液直驱主被动混合踝关节假肢设计与分析

庞浩¹ 单绍鹏¹ 韩阳² 李振男¹ 张森¹ 刘春宝^{1,3†}

(1. 吉林大学机械与航空航天工程学院, 吉林 长春 130022; 2. 中国科学院长春光学精密机械与物理研究所, 吉林 长春 130022; 3. 吉林大学工程仿生教育部重点实验室, 吉林 长春 130022)

摘要: 穿戴踝关节假肢是膝下截肢患者恢复行走能力的重要手段。下肢假肢按照能否主动输出转矩分为被动假肢和动力假肢, 其中动力假肢分为主动假肢和主被动混合假肢。被动踝关节假肢不能提供主动扭矩, 应用场景有限; 动力踝关节假肢能够输出主动扭矩, 但存在低被动摩擦与高主动传动比不兼容问题。为了提高踝关节假肢的性能和适应性, 从实际应用角度出发, 基于电液直驱原理, 提出了一种主被动混合踝关节假肢的新构型。首先, 基于对人体踝关节角度及扭矩的分析, 设计了踝关节假肢驱动系统, 并提出了主被动混合踝关节假肢的总体设计方案; 然后, 建立了假肢系统的数学模型, 通过对假肢液压系统的仿真分析验证了假肢系统的合理性, 并研制了假肢原理样机; 最后, 通过台架测试和人体穿戴假肢行走实验对假肢的性能进行了验证。实验结果显示: 适配者行走步速为 1.0 m/s (接近成年人的平均行走速度) 时, 假肢踝关节主动输出最大扭矩为 28 N·m。研究表明: 提出的主被动混合踝关节假肢可以实现人体行走过程中的主动助力功能, 并能较好拟合人体踝关节运动姿态, 增强了穿戴适应性, 同时使假肢的体积和质量得到了进步的减小, 为动力型下肢假肢的研究提供了设计思路和参考依据。

关键词: 电液直驱; 主被动混合; 踝关节假肢; 主动助力

中图分类号: TH789

文章编号: 1000-565X(2024)09-0072-09

第2次全国残疾人抽样调查报告显示, 中国大约有 160 万截肢患者^[1]。对于截肢患者来说, 穿戴假肢是帮助他们重新融入正常生活的重要手段, 而对于下肢截肢患者而言, 安装踝关节假肢更是帮助其恢复行走能力的重要措施^[2-3]。

根据助力情况不同, 踝关节假肢可分为被动假肢、半主动假肢和主动假肢。目前, 大多数下肢截肢患者使用的踝关节假肢是被动假肢。这类假肢利用弹性储能材料或结构来实现站立时的缓冲和储

能, 然后在跖屈时释放能量^[4-5]。例如, Flex-foot 公司推出的踝足假肢, 其脚掌采用弹性碳纤维材质, 并且前脚掌采用左右双片式结构, 能够在一定程度上弥补冠状面上的自由度。然而, 被动假肢缺乏主动助力, 导致人体消耗的能量增加。

半主动踝关节假肢是在被动踝关节假肢的基础上, 增加了在站立期调节阻尼的能力, 或在摆动期调节踝足角度使其自然触地。尽管半主动式假肢可以进行刚度调节或触地姿态调节, 使穿戴者行走时

收稿日期: 2023-09-08

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(52075216)

Foundation item: Supported by the National Natural Science Foundation of China (52075216)

作者简介: 庞浩(1993—), 男, 博士, 助理研究员, 主要从事仿生健康及服务机器人研究。E-mail: panghao@jlu.edu.cn

†通信作者: 刘春宝(1979—), 男, 博士, 教授, 主要从事仿生健康及服务机器人研究。E-mail: liuchunbao@jlu.edu.cn

步态更自然,但仍无法满足主动助力的需求^[6-7]。例如, Collins等^[8]设计了一种基于回收能量的微处理器控制的踝关节假肢,其原理是通过分离的前脚掌和后脚掌将站立期的能量储存在弹簧中,并通过微型电机控制能量释放时机来提高能量利用率,并在摆动期通过复位弹簧恢复脚掌位置,为下一步运动做准备。

主动假肢可以在站立期提供正功,减少人体能量消耗。主动假肢按驱动方式主要可分为电机驱动、气动驱动和液压驱动。其中,随着高功率电机的发展,电机驱动假肢已经较为成熟^[9]。例如, Gabert等^[10]设计了一种紧凑轻便的机器人踝足,采用多中心结构设计,在主动阶段通过电机带动滚珠丝杠和斜齿轮副完成助力。然而,当需要输出大扭矩时,电机的功率密度较低,体积会明显增大。气动驱动是一种以气体为驱动介质传递能量和力的驱动方式。Rino等^[11]设计了一种可用于举重运动的气动踝关节假肢,并以气缸为执行机构,设计了一种气体补偿系统。然而,气动驱动的线性运动效果差,控制难度大。液压驱动通过液体压力能转换为机械能完成能量传递,能够较容易地实现线性运动或回转运动。例如, Yu等^[12]和王兴坚等^[13]基于静液驱动原理分别设计了一种主动踝关节假肢。这两个假肢都通过4个开关阀控制主动模式和被动模式之间的转换,并且都能提供较大的扭矩,但由于其质量较大,因此增加了人体下肢摆动阶段的运动负担。

综上所述,液压驱动具有较大的驱动力和扭矩,功率密度大,并且线性运动较气动驱动简单。本研究分析了健康人体踝关节行走时的运动特征,设计了一种电液直驱主被动混合的轻型踝关节假肢,并对其进行了助力功能的仿真分析和实验验证。

1 人体踝关节运动分析

1.1 踝关节运动学分析

人体的水平行走步态周期可被划分为站立期和摆动期^[14-15]。站立期是指从脚跟触地到脚尖离地的过程,约占整个步态周期的60%。在这个阶段中,足部主要起到支撑身体和提供向前动力的作用。摆动期则是指从脚尖离地到脚跟触地的过程,在这个阶段中,足部则负责向前迈步,为下一次触地做好准备。根据踝关节的运动状况,站立期可以进一步被划分为3个阶段:被动跖屈期、被动背曲期和主动跖屈期。

在每个步态周期中,踝关节的运动相位如图1所示。

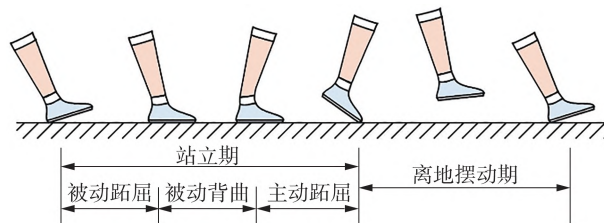


图1 踝关节水平行走步态划分

Fig. 1 Ankle joint horizontal walking gait division

被动跖屈期是指从脚跟触地开始到全脚掌触地的过程,这个阶段主要起到吸收触地冲击的作用;被动背曲期是指从全脚掌触地开始到脚跟离地的过程,这个阶段主要起到支撑身体并推动身体重心向前移动的作用;主动跖屈期是指从脚跟开始离地到足部全部离地的过程,这个阶段足部提供正功助力,为身体向前运动提供动力;在摆动期,脚掌通过调整角度,为下1个步态周期做准备,以确保步态的平稳和顺畅。

1.2 踝关节力学分析

本研究将人体小腿与脚掌之间角度定义为踝关节角度,并将人体小腿与脚掌垂直时定义为 0° ,同时定义跖屈运动为负方向运动(踝关节角度减小),背曲运动为正方向运动(踝关节角度增大)。根据 Tian等^[16]对人体生物力学的研究,得到了1个步态周期内人体踝关节角度、扭矩的变化以及角度-扭矩关系曲线。

图2为人体1个水平行走步态周期内踝关节角度随时间的变化曲线。从图中可以看出,在被动跖屈期,踝关节角度变为负值,但其变化较小,持续时间也较短;在被动背曲期,踝关节角度由负值变为正值,变化较大,且持续时间最长;在主动跖屈

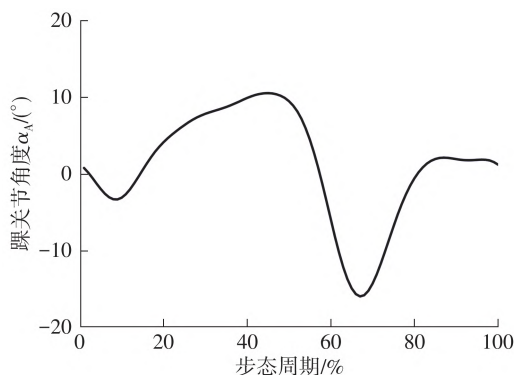


图2 1个步态周期内踝关节角度的变化曲线

Fig. 2 Variation of ankle angle during a gait cycle

期,踝关节角度由正向最大值变为负向最大值,速率达到最大;在摆动期,踝关节角度由负值变为正值,并逐渐回到平衡位置。

图3为人体1个水平行走步态周期内踝关节扭矩随时间的变化曲线。从曲线中可以看出,在被动跖屈期,踝关节扭矩很小,接近于0;在被动背曲期,扭矩逐渐增大;在主动跖屈期,扭矩首先达到峰值,约为 $1.56 \text{ N}\cdot\text{m}/\text{kg}$,之后扭矩从峰值逐渐降低为0;在摆动期,扭矩在0点附近波动。

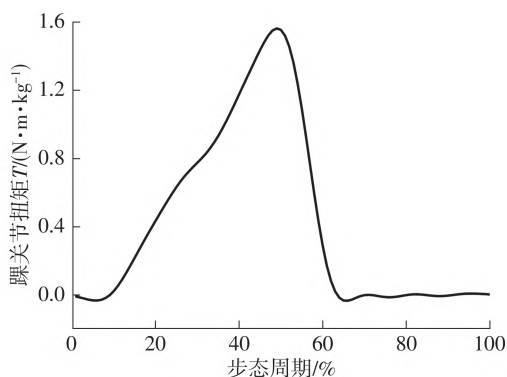


图3 1个步态周期内踝关节扭矩的变化曲线

Fig. 3 Variation of ankle torque during a gait cycle

图4展现了踝关节角度与扭矩的动态关系曲线。在被动跖屈期(A—B),踝关节角度和扭矩之间近似呈线性关系,扭矩变化相对较小,这个阶段踝关节主要发挥缓冲作用;在被动背曲期(B—C),踝关节角度与扭矩之间的关系呈现出明显的非线性,扭矩随踝关节角度的增大而显著增加,这个阶段踝关节主要起到支撑人体向前运动的作用;在主动跖屈期(C—D),踝关节角度和扭矩之间再次呈现出非线性关系,并且此时产生了较大的扭矩输出,为支撑人体向前运动的主要来源;最后是摆动阶段(D—A),扭矩保持在接近0点附近波动。

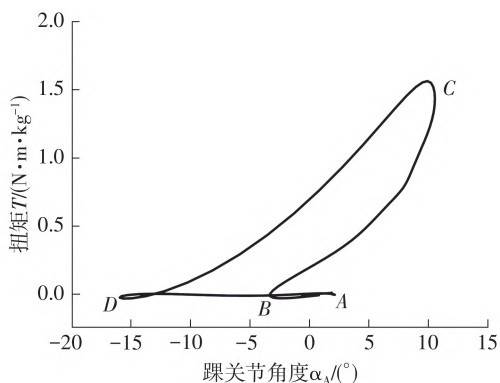


图4 踝关节角度和扭矩关系曲线

Fig. 4 Relationship curve of ankle joint angle and torque

2 主被动混合踝关节假肢设计

2.1 踝关节假肢驱动系统设计

根据人体踝关节运动学的分析,在人体行走过程中,踝关节在站立期的被动跖屈与被动背曲期主要起到缓冲和支撑的作用,而在主动跖屈期需要踝关节提供较大扭矩和推力。在摆动期,踝关节起到调整脚掌角度的作用,所需扭矩较小。因此,本研究基于电液直驱输出扭矩大、集成度高及阻尼易调节等优点,将被动跖屈和被动背曲设计为被动模式,通过调整高速开关阀占空比调节系统阻尼,以增加假肢的柔顺性。将主动跖屈设计为主动模式,在电机工作时,驱动液压泵为液压缸提供高压油液,以提供跖屈时需要的大扭矩;在摆动期,电机不工作,通过弹簧释放储能和调节开关阀,将脚掌调整到平衡位置,为下1次触地做准备。

本研究所设计的假肢液压系统原理如图5所示。整个驱动系统包括蓄能器、高速开关阀、液压缸、集成块、柱塞泵和电机共6部分。蓄能器由蓄能器外壳、蓄能弹簧和蓄能活塞组成,主要起到补充油液和储能的作用。液压缸作为整个系统的执行部分,由液压缸外壳、弹簧、活塞和活塞杆组成。电机作为系统动力源,通过联轴器和柱塞泵相连。集成块是整个系统的连接枢纽,内含的油路联通各个组件。

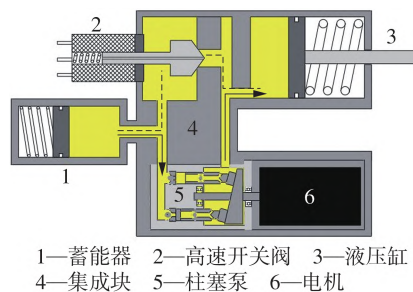


图5 假肢液压系统原理图

Fig. 5 Schematic diagram of the hydraulic system of the prosthesis

在踝关节的运动过程中,只有主动跖屈期为主动模式,需要系统提供正功。因此,本研究采用了单出杆单作用液压缸,能有效减小踝关节假肢的体积和质量,同时实现主动助力,并简化了液压系统。控制元件仅包括1个电机和1个开关阀,这使得控制程序的设计简单、直接。

在被动跖屈期,电机处于静止状态,液压缸活塞杆向外伸出,油液从蓄能器流入液压缸上腔,通

过调整开关阀的占空比并配合弹簧来调节阻尼；在被动背曲期，电机同样处于静止状态，液压缸活塞杆向内收缩，油液从液压缸上腔流入蓄能器，通过调节开关阀占空比调节阻尼；在主动跖屈期，开关阀关闭，电机开始动作，油液从蓄能器经过柱塞泵进行加压，进入液压缸的上腔；在摆动期，电机静止，开关阀打开，液压缸弹簧释放能量，脚掌恢复到平衡位置。根据上述要求和功能，假肢的重要元件参数如表 1 所示。

表 1 假肢重要元件参数
Table 1 Parameters of the important components of the prosthesis

元件及型号	主要参数	参数数值
电机(T-motor MN3508)	功率/W	120
	排量/cm ³	0.13
柱塞泵	最高转速/(r·min ⁻¹)	5000
	额定压力/MPa	30
液压缸	活塞直径/mm	12
	活塞最大行程/mm	11
高速开关阀(HSV-3101S3)	重复精度/ms	±0.05

2.2 踝关节假肢结构设计

本研究设计的踝关节假肢集成块上具有多个安装槽孔，用于连接各液压元件。此外，集成块内部设有油道，以满足液压系统的油液流通需求。图 6 展示了液压驱动系统的安装示意图，整个系统以集成块为核心进行连接，实现了高度集成化，从而减小了假肢的体积和质量。此外，由于系统没有外部油路，泄露和震动得以减少，同时降低了压力

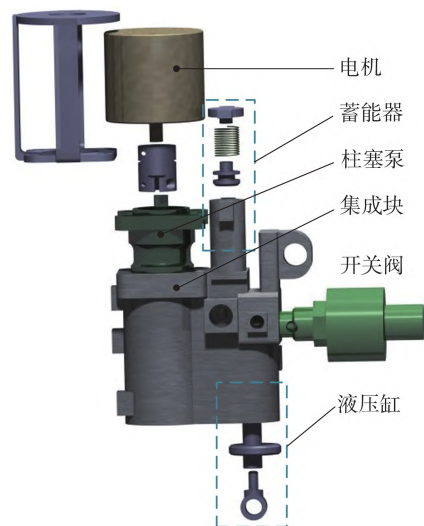


图 6 假肢液压驱动系统安装示意图
Fig. 6 Installation diagram of the prosthetic hydraulic drive system

损失。角度传感器(型号 GT-D，分辨精度 0.022°)和压力传感器(型号 SBT673，灵敏度(2±10%) mV/V)被用于测量假肢在运动过程中的参数变化。其中，角度传感器位于踝关节转动轴处，壳体与脚板固定连接，连接轴与小腿固定连接，以此测量踝关节角度；压力传感器则与小腿连接处固定，用于测量假肢的纵向受力情况。假肢主体使用铝合金材料，以满足整体的强度和质量要求；而脚掌则使用碳纤维材料，以增强站立期的缓冲和支撑能力。踝关节假肢的整体结构如图 7 所示，其运动范围为-20°~+15°，整体质量为 1.5 kg，高度为 159 mm。与 Yu 等^[12-13]研发的假肢相比，质量分别降低了约 30% 和 55%。

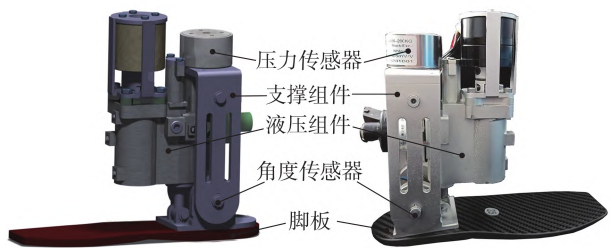


图 7 假肢总体结构图
Fig. 7 Overall structure of the prosthesis

3 踝关节假肢模型建立与仿真分析

3.1 踝关节假肢系统数学模型建立

为了对踝关节假肢的结构进行精确分析，本研究建立了假肢的运动学简图，如图 8 所示。其中，点 B 表示踝关节的旋转轴，点 C 则是液压杆和脚掌的连接处，AB、BC、AD 的长度是固定的。假肢的运动可以通过液压缸的位移、速度和力确定。

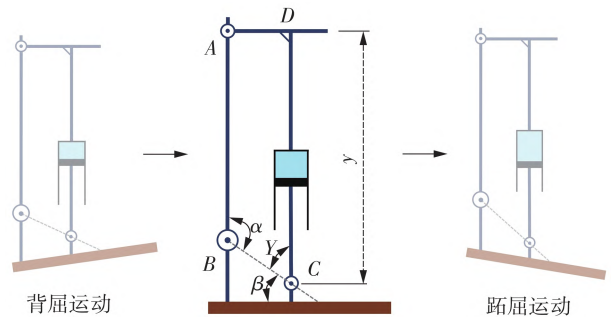


图 8 假肢运动学简图
Fig. 8 Schematic diagram of prosthetic structure

踝关节角度和液压缸活塞杆位移关系如下：

$$\begin{cases} L_{AC}^2 = L_{BC}^2 + L_{AB}^2 - 2L_{AB}L_{BC}\cos\alpha \\ L_{AC}^2 = L_{AD}^2 + y^2 \end{cases} \quad (1)$$

式中: L_{AB} 、 L_{BC} 、 L_{AC} 、 L_{AD} 分别为 AB 、 BC 、 AC 和 AD 的长度; α 为 $\angle ABC$ 的角度; γ 为 D 、 C 之间的距离, 其变化量可表示液压缸的位移。

踝关节角度 α_A 和 α 的关系为

$$\alpha_A = \alpha\beta \quad (2)$$

式中, β 为脚掌与 BC 的夹角。

引入辅助线 L_{AC} , 定义 $\angle BCD$ 为 γ , 计算得出:

$$\begin{cases} L_{AC}^2 = L_{AB}^2 + L_{BC}^2 - 2\cos\alpha L_{AB}L_{BC} \\ \gamma = \arcsin\left(\sin\alpha \frac{L_{AB}}{L_{AC}}\right) + \arcsin\left(\frac{L_{AD}}{\gamma}\right) \end{cases} \quad (3)$$

液压缸输出力 F 和扭矩 T 的关系为

$$\begin{cases} L_A = L_{BC} \cdot \sin\alpha \\ F = T/L_A = T/(L_{BC} \cdot \sin\alpha) \end{cases} \quad (4)$$

式中, L_A 为液压缸力臂。

以 B 点为定点, 踝关节角速度 ω_{BC} 和液压缸活塞速度 v_C 的关系为

$$\begin{cases} v_{B/A} \sin(\alpha - 90^\circ) + v_C \sin\gamma = v_{B/C} \\ v_C \sin\gamma = v_{B/A} \cos(\alpha - 90^\circ) \end{cases} \quad (5)$$

式中, $v_{B/C}$ 为 B 端相对于 C 端的速度, $v_{B/A}$ 为 B 端相对于 A 端的速度。因此有:

$$\begin{cases} v_{B/A} = \omega_{AB} L_{AB} \\ v_{B/C} = \omega_{BC} L_{BC} \end{cases} \quad (6)$$

式中, ω_{AB} 为 AB 杆角速度。解得:

$$\begin{cases} v_C = \omega_{AB} \cdot L_{AB} \cdot \sin\alpha / \sin\gamma \\ \omega_{BC} = \omega_{AB} \cdot L_{AB} (\sin\alpha \cdot \sin\gamma - \cos\alpha) / L_{BC} \end{cases} \quad (7)$$

液压缸活塞加速度 a_C 和踝关节角加速度 α_{BC} 的关系为

$$\begin{cases} a_{B/A}^t \sin\alpha - a_{B/A}^n \cos\alpha = a_C \cos\gamma - a_{B/C}^n \\ a_{B/A}^n \sin\alpha + a_{B/A}^t \cos\alpha = a_C \sin\gamma - a_{B/C}^t \end{cases} \quad (8)$$

式中, $a_{B/C}^n$ 和 $a_{B/C}^t$ 为 B 端相对于 C 端的切向加速度和法向加速度, $a_{B/A}^n$ 和 $a_{B/A}^t$ 为 B 端相对于 A 端的法向加速度和切向加速度, α_{AB} 为 AB 杆的角加速度。且有:

$$\begin{cases} a_{B/A}^n = \omega_{AB}^2 L_{AB} \\ a_{B/A}^t = \alpha_{AB} L_{AB} \\ a_{B/C}^n = \omega_{BC}^2 L_{BC} \\ a_{B/C}^t = \alpha_{BC} L_{BC} \end{cases} \quad (9)$$

由式(8)和(9)可得:

$$\begin{cases} a_C = (\alpha_{AB} \cdot L_{AB} \cdot \sin\alpha - \omega_{AB}^2 \cdot L_{AB} \cdot \cos\alpha + \omega_{BC}^2 \cdot L_{BC}) / \cos\gamma \\ \alpha_{BC} = (a_C \cos\gamma - \omega_{AB}^2 \cdot L_{AB} \cdot \sin\alpha - \alpha_{AB} \cdot L_{BC} \cos\alpha) / L_{AB} \end{cases} \quad (10)$$

液压缸动力学模型为

$$\begin{cases} ma_c = F_c - P_1 A - F_s \\ P_1 = \frac{\beta_e}{V_1} (Q - Av_c) \end{cases} \quad (11)$$

式中, m 为载荷和活塞质量, F_c 为外载荷力, P_1 为液压缸压强, β_e 为流体弹性模量, V_1 为液压缸体积, Q 为液压缸流量, A 为活塞面积, F_s 为内摩擦力。

3.2 踝关节假肢系统液压系统仿真分析

本研究使用 Amesim 软件对踝关节假肢的液压系统进行了建模和仿真, 以验证假肢系统的合理性和功能性。图 9 展示了假肢液压系统的 Amesim 模型图。

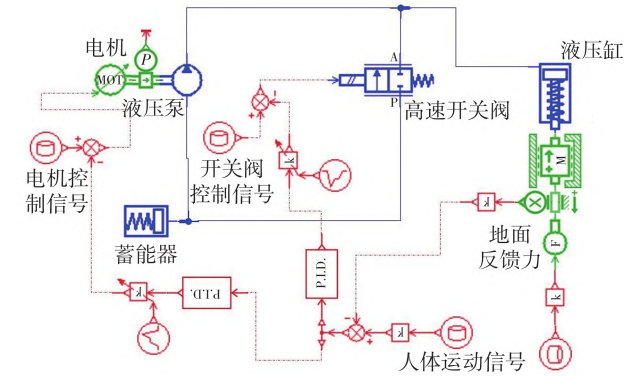


图 9 假肢液压系统 Amesim 模型图

Fig. 9 Amesim model of prosthetic hydraulic system

在初始状态下, 液压缸处于中位, 电机处于静止状态。根据式(1)和(2), 通过拟合可以得到液压缸上的作用力, 并将液压缸的理论位移曲线作为目标, 以此模拟液压缸的运动情况, 从而分析踝关节假肢的合理性。

通过仿真分析, 可以得到液压缸的输出力矩曲线(如图 10 所示)和位移曲线(如图 11 所示)。与健康

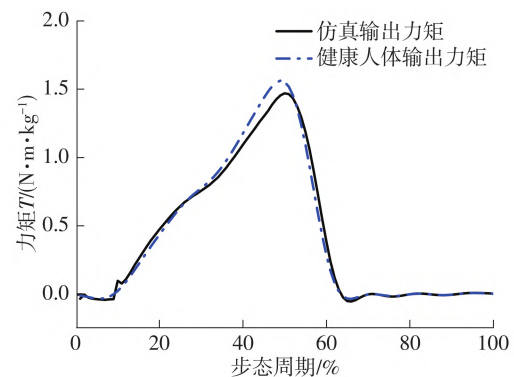


图 10 液压缸输出力矩对比图

Fig. 10 Comparison diagram of the hydraulic cylinder output torque

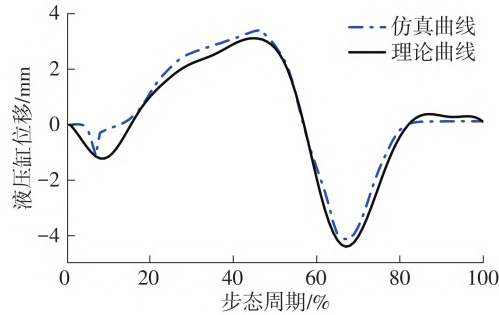


图 11 液压缸位移对比图

Fig. 11 Comparison diagram of hydraulic cylinder displacement

康人体输出力矩曲线相比，仿真输出力矩曲线的峰值约小 5%，可以满足踝关节力矩需求。从图 11 可以看出，在被动跖屈运动时，由于此时液压阻尼调节能力较弱，踝关节角度变化较快，最大误差约为 9%。可以通过增大液压缸内蓄能弹簧刚度改善这一情况。从整体的液压缸位移来看，假肢的角度运动情况接近人体踝关节运动角度，说明其机械结构和液压系统满足功能要求。

4 实验测试

4.1 开关阀阻尼调节台架实验

为了验证主、被动混合液压踝关节假肢在被动阶段的液压阻尼调节能力，本研究采用电子万能试验机进行拉伸实验。实验原理是在假肢无主动力且去除蓄能弹簧和蓄能器活塞的情况下，通过改变高速开关阀的占空比来调整阀口开度，并利用电子万能试验机压缩液压缸活塞杆的输出力变化来体现阻尼调节效果。实验装置如图 12 所示。

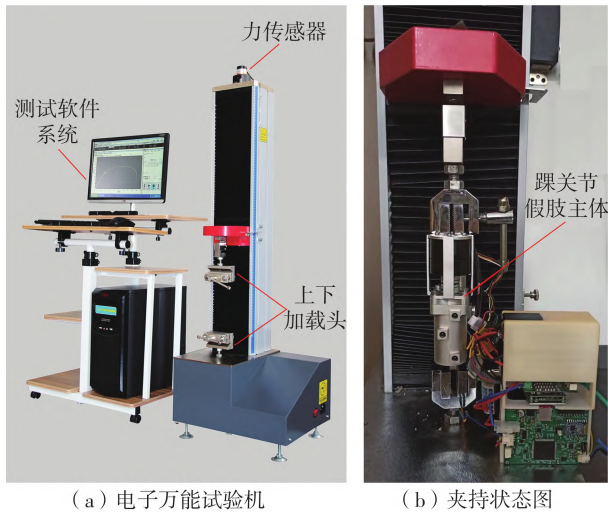


图 12 实验装置
Fig. 12 Bench test device

在实验过程中，电机保持静止状态，电子万能试验机对液压缸活塞杆进行压缩，压缩速度设定为 20 mm/min，采集时间为 6 s，采样频率为 10 Hz，高速开关阀的占空比依次设置为 80%、70%、60%、50%、40%、30%、20%，并重复实验 5 次，以计算平均值。实验结果如图 13 所示。

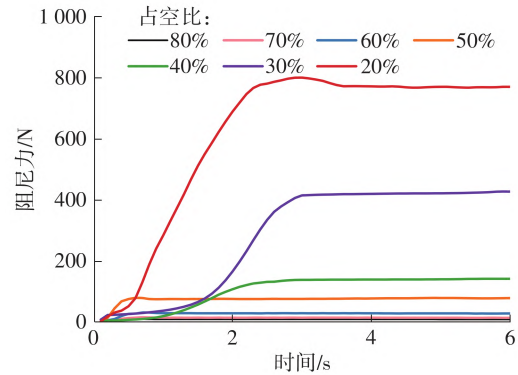


图 13 高速开关阀阻尼调节测试曲线
Fig. 13 Test curve of high speed on-off valve damping adjustment

根据实验结果分析，可以得出以下结论。①占空比在 80%~40% 之间为低阻尼调节区间，占空比在 40%~20% 之间为高阻尼调节区间。②在低阻尼区间内，试验机达到压力稳定所需的时间较短。随着占空比的减小，阻尼增大，达到压力稳定所需的时间也逐渐增多。这是因为液压系统中含有空气，随着液压系统阻尼的增大，空气所能达到的极限压力也会增大，因此达到稳定所需的时间也会增加。为了提高假肢在站立期的稳定性和控制灵敏性，应该努力减少液压系统中的空气含量。③占空比为 20% 时为锁止状态，能够抵抗最大压力约为 770.6 N，占空比 80% 时为全开状态，由液压油粘度引起的系统阻尼力为 10.8 N。

4.2 人体水平行走实验

为检验踝关节假肢的整体工作性能和主动助力效果，进行了人体水平行走实验测试。实验对象为 1 位左侧小腿截肢患者，体质量为 56 kg，如图 14 所示。实验对象在跑步机上依次以 0.6、0.8 和 1.0 m/s 的速度行走。控制器以 100 Hz 的频率采集传感器数据。

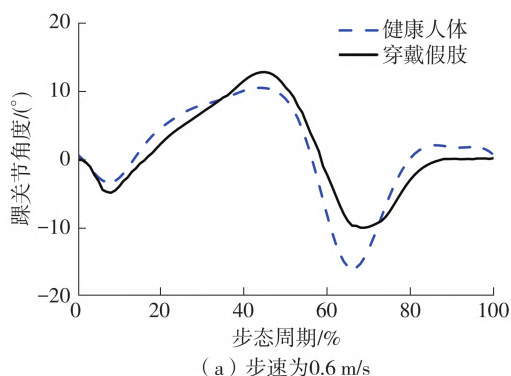
实验以足跟触地至同侧足跟再次触地为 1 个步态周期，人体水平行走实验时 3 种速度下踝关节角度变化曲线如图 15 所示。分析数据曲线可知，步速(通过设置跑步机参数获得)为 0.6 m/s 时，被动



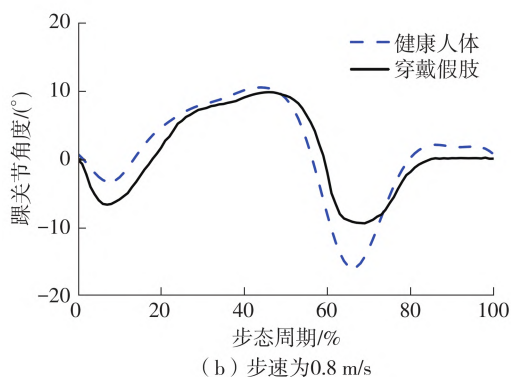
(a) 正视图 (b) 侧视图 (c) 水平行走图

图 14 适配者穿戴假肢实拍图

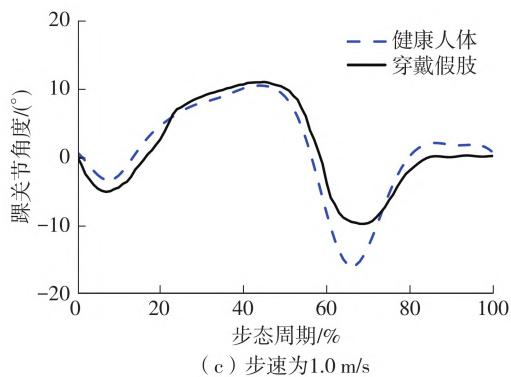
Fig. 14 Photos of subjects wearing the prosthesis



(a) 步速为 0.6 m/s



(b) 步速为 0.8 m/s



(c) 步速为 1.0 m/s

图 15 人体水平行走实验时 3 种速度下踝关节角度变化曲线

Fig. 15 Ankle joint angle change curve under three kinds of speed during human horizontal walking experiment

跖屈阶段跟随效果较优。同时, 最大背屈角度大于健康人体, 高出约 3° 。这是由于此时行走速度较

慢, 人体被动背屈运动幅度较大。随着步速的增高, 人体被动背屈最大角度减小, 而由于速度加快, 足底触地冲击变大, 最大被动跖屈幅度变大并且时间提前。在 3 种步速下, 主动跖屈的最大角度均小于健康人体跖屈最大角度, 这是由于主动跖屈末期, 足趾即将离地时, 假肢所提供有效扭矩较小。同时, 这也是为了防止在摆动期间踝关节脚掌复位时间过长, 对下 1 个周期产生影响。在 4 种步速中, 当步速为 0.8 m/s (正常人体步速) 时, 假肢踝关节角度与健康人体踝关节角度较为贴近, 其他步速时的整体运动趋势也符合健康人体运动状况。综合来看, 踝关节假肢运动曲线符合健康人体运动规律。

通过式(11)得出的液压缸输出力和力臂 L_A 相乘得到了假肢踝关节主动输出的力矩曲线, 如图 16 所示。分析该曲线可以发现, 当步速为 0.6 m/s 时, 峰值力矩约为 $31 \text{ N}\cdot\text{m}$, 随着步速的增加, 峰值力矩减小, 当步速为 1.0 m/s 时峰值力矩约为 $28 \text{ N}\cdot\text{m}$ 。随着步速增加, 力矩曲线波动增加, 峰值出现的时间有所延迟。这可能是由于速度增大对液压系统产生的冲击增大, 影响了电机的稳定性, 同时摆动期时间占比减小。

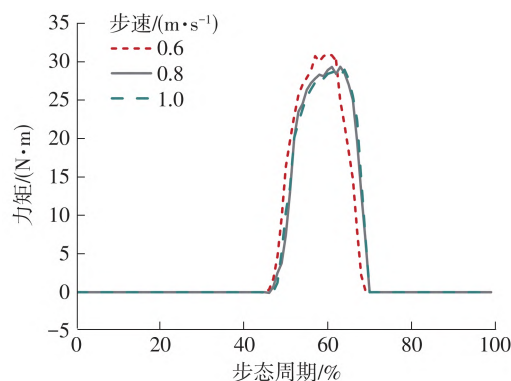


图 16 假肢踝关节主动输出力矩曲线图

Fig. 16 Active output torque curve of the prosthesis ankle joint

5 结论

穿戴合适的踝关节假肢可以帮助膝下截肢患者恢复日常生活和工作能力。为了提高踝关节假肢的性能和适应性, 本研究提出了一种主被动混合踝关节假肢的总体设计方案, 并基于电液直驱原理建立了主被动混合踝关节假肢驱动系统和机械结构, 制造了主被动混合踝关节假肢样机。同时, 对主被动混合踝关节假肢系统进行了运动学建模, 并通过台

架拉伸实验验证了踝关节假肢在被动阶段的液压阻尼调节能力，通过人体穿戴假肢行走实验验证了假肢的功能性与有效性。结果显示，通过电液直驱，样机实现了踝关节行走被动阶段阻尼可变，主动阶段提供主动扭矩的功能；同时基于集成块高度集成的优势，使假肢的体积和质量得到了进一步的减小。

参考文献：

- [1] 赵燕潮. 中国残联发布我国最新残疾人口数据 [J]. 残疾人研究, 2012, 3(1): 11.
ZHAO Yan-chao. The China disabled persons' federation released the latest data on China's disabled population [J]. Disability Studies, 2012, 3(1): 11.
- [2] STEVENS P M, RHEINSTEIN J C, WURDEMAN S R. Prosthetic foot selection for individuals with lower-limb amputation: a clinical practice guideline [J]. JPO Journal of Prosthetics & Orthotics, 2018, 30(4): 175-180.
- [3] JO G, SANDER D B, LOUIS F, et al. Guidelines and recommendations to investigate the efficacy of a lower-limb prosthetic device: a systematic review [J]. IEEE Transactions on Medical Robotics and Bionics, 2019, 1(4): 279-296.
- [4] 沈凌, 喻洪流. 国内外假肢的发展历程 [J]. 中国组织工程研究, 2012, 5(13): 2451-2454
SHEN Ling, YU Hong-Liu. The development of prosthetics at home and abroad [J]. Chinese Tissue Engineering Research, 2012, 5(13): 2451-2454.
- [5] SCHLAFLY M, REED K B. Novel passive ankle-foot prosthesis mimics able-bodied ankle angles and ground reaction forces [J]. Clinical Biomechanics, 2020, 72(11): 202-210.
- [6] AMIRREZA N, MAJID M M, MOHAMMAD G, et al. A novel adjustable damper design for a hybrid passive ankle prosthesis [J]. Actuators, 2020, 9(3): 74.
- [7] De P K, SERRIEND B, BAEYENS J, et al. Prosthetic gait of unilateral lower-limb amputees with current and novel prostheses: a pilot study [J]. Clinical Biomechanics, 2020, 71(5): 59-67.
- [8] COLLINS S H, KUO A D. Recycling energy to restore impaired ankle function during human walking [J]. PLoS One, 2010, 5(2): 1-6.
- [9] LECHLER K, FROSSARD B, WHELAN L, et al. Motorized biomechatronic upper and lower limb prostheses-clinically relevant outcomes [J]. PM & R, 2018, 10(2): S207-S219.
- [10] GABERT L, HOOD S, TRAN M, et al. A compact, lightweight robotic ankle-foot prosthesis: featuring a powered polycentric design [J]. IEEE Robotics & Automation Magazine, 2020, 27(1): 87-102.
- [11] RINO V, GERLINDE L, GEORGES V P, et al. A biomechanical transtibial prosthesis powered by pleated pneumatic artificial muscles [J]. International Journal of Modelling, Identification and Control, 2008, 4(4): 394-404.
- [12] YU T, PLUMMER A, IRAVANI P, et al. The design, analysis and testing of a compact electrohydrostatic powered ankle prosthesis [C]//Proceeding of the Fluid Power Systems Technology. [S.l.]: American Society of Mechanical Engineers, 2016.
- [13] 王兴坚, 李如飞, 林长宏, 等. 基于电静液作动原理的主动式踝关节假肢设计 [J]. 液压与气动, 2019(1): 26-31.
WANG Xing-jian, LI Ru-fei, LIN Chang-hong, et al. Design of active ankle prosthesis based on electrohydrostatic actuation [J]. Chinese Hydraulics & Pneumatics, 2019(1): 26-31.
- [14] THOMAS S, SIEGMAR B, ROLF J. Energy expenditure and biomechanical characteristics of lower limb amputee gait: the influence of prosthetic alignment and different prosthetic components [J]. Gait & Posture, 2002, 16(3): 255-263.
- [15] MICHAEL L P. Sagittal plane characterization of normal human ankle function across a range of walking gait speeds [J]. Biotechnology Progress, 1999, 25(6): 1819-1825.
- [16] TIAN X Y, WANG S P, WANG X J, et al. Design and control of a compliant electro-hydrostatic-powered ankle prosthesis [J]. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 2022, 27(5): 2429-2439

Design and Analysis of the Active-Passive Hybrid Ankle Prosthesis Based on Electro-Hydraulic Actuation

PANG Hao¹ SHAN Shaopeng¹ HAN Yang² LI Zhennan¹ ZHANG Sen¹ LIU Chunbao^{1,3}

(1. School of Mechanical and Aerospace Engineering, Jilin University, Changchun 130022, Jilin, China; 2. Changchun Institute of Optics, Fine Mechanics and Physics, Chinese Academy of Sciences, Changchun 130022, Jilin, China; 3. Key Laboratory of Bionic Engineering, Ministry of Education, Jilin University, Changchun 130022, Jilin, China)

Abstract: Wearing ankle prosthesis is an important means for patients with below-knee amputations to restore walking ability. The lower limb prostheses are divided into passive prostheses and power prostheses according to whether it can actively output torque. Power prostheses are further divided into active prostheses and active-passive hybrid prostheses. Passive ankle prostheses cannot provide active torque and have limited application scenarios. Powered ankle prostheses can output active torque, but it has the problem of incompatibility between low passive friction and high active transmission ratio. To improve the performance and adaptability of ankle prosthesis, this research proposed a new configuration of active-passive hybrid ankle prosthesis based on the principle of electro-hydraulic actuation from the perspective of practical application. Firstly, based on the analysis of the angle and torque of the human ankle joint, it designed the driving system of the ankle prosthesis and proposed the overall design scheme of the active-passive hybrid ankle prosthesis. Then, the mathematical model of the prosthesis system was established, the rationality of the prosthesis system was verified by the simulation analysis of the hydraulic system of the prosthesis, and the principle prototype of the prosthesis was developed. Finally, the performance of the prosthesis was verified by bench test and human walking experiment. The test results show that the maximum active output torque of the prosthetic ankle joint is 28 N·m when the walking speed is 1.0 m/s (close to the average walking speed of adults). The research results show that the active-passive hybrid ankle prosthesis proposed in this research can realize the active assist function in the human walking process, and can better fit the human ankle movement posture, enhance the wearing adaptability, and further reduce the volume and mass of the prosthetic. The work in this research provides a design idea and reference for the research of dynamic lower limb prosthesis.

Key words: electro-hydraulic actuation; active-passive hybrid; ankle prosthesis; active assistance