

膝踝关节外骨骼人机匹配性设计与优化

唐欣尧^{1,2} 殷榕^{1,2} 王旭鹏^{1,2*} 杨佳音^{1,2} 刘晓宜^{1,2} 郝雨阳^{1,2}

1. 西安理工大学军民融合与防护装备设计创新研究中心, 西安, 710048

2. 西安理工大学工业设计系, 西安, 710048

摘要:针对现有外骨骼与人体腿部协调性差的问题,设计了一种基于人机匹配性的膝踝关节外骨骼。通过动作捕捉系统采集下肢关节运动的时空数据,结合生理膝关节滚滑运动特性,设计了能够适应人体膝关节运动瞬心的J字形运动轨迹的四杆机构,提出了模拟膝关节运动的连杆机构优化设计方法。数值模拟验证了优化后四杆机构能够很好地贴合人体运动,结合角度传感器实现了助力外骨骼控制系统的开发,进而借助步态和肌电实验对助力外骨骼性能有效性进行了验证。实验结果表明,穿戴后膝关节角度峰值变化幅度小于5%,膝关节力矩减小,股外侧肌、腓肠肌、股二头长头肌等肌肉活动度下降。

关键词:膝踝关节;膝关节瞬心;助力外骨骼;人机耦合仿真分析;实验验证

中图分类号: TP242

DOI:10.3969/j.issn.1004-132X.2025.10.026

开放科学(资源服务)标识码(OSID):



Design and Optimization of Human-machine Compatibility of Knee-ankle Exoskeletons

TANG Xinyao^{1,2} YIN Rong^{1,2} WANG Xupeng^{1,2*} YANG Jiayin^{1,2} LIU Xiaoyi^{1,2} HAO Yuyang^{1,2}

1. Research Center for Civil-Military Integration and Protection Equipment Design Innovation, Xi'an University of Technology, Xi'an, 710048

2. Department of Industrial Design, Xi'an University of Technology, Xi'an, 710048

Abstract: To address the challenges of poor compatibility in current exoskeletons and human legs, a knee-ankle exoskeleton was designed based on human-machine compatibility. The spatiotemporal data of lower limb joint movements were collected through a motion capture system. A four-bar mechanism with a J-shaped motion trajectory that might adapt to the instantaneous center of human knee joint movement was designed based on the physiological characteristics of knee joint rolling and sliding motions. A linkage mechanism optimization design method for simulating knee joint motions was proposed. The optimized four-bar mechanism was validated through numerical simulation to fit human motion well. The development of an power-assisted exoskeleton control system was achieved by combining angle sensors, and the effectiveness of the power-assisted exoskeleton performance was verified through gait and electromyography experiments. The experimental results show that the peak change in knee joint angle after wearing is less than 5%, the knee joint torque decreases, and the activity of muscles such as the lateral thigh muscle, gastrocnemius muscle, and biceps longus muscle decreases.

Key words: knee and ankle joint; knee transient; power-assisted exoskeleton; human-machine coupling simulation analysis; experimental validation

0 引言

下肢外骨骼是一种可以穿戴,以人作为主体、机械作为辅助^[1],能满足人体行走需求的助力装置或帮助康复的装置。为使外骨骼与人体更好地贴合,柔性外骨骼成为一种很好的选择,其驱动方式主要分为绳驱动、气动肌肉驱动、弹簧驱动三种。绳驱动多选用鲍登线^[2-4]、钢丝绳^[5-7]等,主要

通过拉伸线产生的收缩距离传递机构的拉力^[8]。气动肌肉由可膨胀的内部乳胶管和不可延伸的外部纤维编织物构成,具有柔顺性好、质量相对较小、成本较为低廉、安全可靠等优点^[9],充气时产生压力使乳胶管膨胀,纤维编织收缩,产生巨大的拉力。弹簧驱动的弹性体通常设计为整体旋转弹性体和线性弹簧弹性体^[10-12]。三种驱动方式各有优缺点,选择不同的驱动方式会对外骨骼的结构设计产生影响,也会对离合器、传感器的应用产生影响。然而,柔性助力外骨骼为了在人体关节形成较大助力力矩,同时又要贴合人体,必然要将直线驱动器平行于肢体不远处,且需要施加很大的

收稿日期:2024-07-25

基金项目:陕西省自然科学基金(2025JC-YBQN-696);西安理工大学校级博士启动金(106-451124018);教育部青年基金(21XJC760003);陕西省青年杰出人才支持计划配套基金(106-451420001)

力,这成为了研究难点。

对于外骨骼的人机匹配性设计,许多学者采用膝关节模型进行了研究,首要考虑外骨骼关节运动轴线在矢状面内与膝关节运动轴线对齐,从而提出了各种典型的膝关节模型,包括铰链接头、平移接头、球形接头和黏弹性接头。现有膝关节运动模型通常被简化为具有垂直于矢状面的轴和固定轴位置的旋转对^[13-14],由于铰链模型不考虑膝关节的几何形状或膝关节接合的韧带功能,因此只能用于预测人体运动中施加在膝关节上的力^[15]。例如,CHAICHAOWARAT等^[16]开发了一种十字四杆机构以模拟膝关节运动,WANG等^[17]提出了一种带有滑块/凸轮的自适应机构。为了更接近膝关节的微观运动机制,下肢外骨骼关节轴位置和姿势在空间中应随关节旋转角度瞬时变化^[18-19]。

此外,CHOI等^[20]发现,在下肢外骨骼的连接元件上增加间隙可以显著提高机器人外骨骼性能指标。ZHANG等^[21]发现,在膝关节助力装置的自由度设计中,超过77%的装置没有考虑对齐,约11%和4%分别使用单自由度机构和欠驱动机构,只有8%使用其他方法实现膝关节对齐。在穿戴运动过程中,如果无法实时对齐关节轴,人机协调性差,会影响佩戴舒适性,对人体造成二次伤害。现有关于膝踝关节助力外骨骼的研究在贴合人体的舒适性等方面并不理想,具体为:①采用与人体膝关节运动并不匹配的定轴线膝关节机构或不含膝关节机构,导致人机协调性能较差;②使用者容易产生较大负担,需要产生多余的能量损耗来带动储能机构;③无动力离合器,对储能机构的控制不够精准,在时间上有一定的误差延迟。针对以上不足,设计一款更贴合人体运动、助力效果更好的下肢外骨骼十分重要。

综上,为使可穿戴外骨骼关节更加贴合人体关节运动轨迹,增强舒适性,本文综合考虑生理膝关节运动瞬心的轨迹,采用了遗传优化算法对膝关节机构的杆长尺寸进行优化,并通过数值模拟验证了四杆机构的运动瞬心与人体膝关节理论瞬心的拟合轨迹的匹配度,提出了一种运用角度传感器控制离合器的方法,从而开发了一种符合膝关节运动瞬心的高适应性膝踝关节助力外骨骼系统,并对其功能和性能进行了验证。

1 下肢运动生物力学分析

1.1 下肢逆动力学建模

拉格朗日法是基于系统变量和时间变量的微

分方程,利用广义坐标系中的动能和势能方程计算运动方程。本文选择拉格朗日法^[2]建立下肢逆动力学计算模型。如图1所示,建立简化的连杆模型,在足部、小腿、大腿和上肢连杆上分别设置点A(x₀,y₀)、点B(x₁,y₁)、点C(x₂,y₂)和点D(x₃,y₃)。

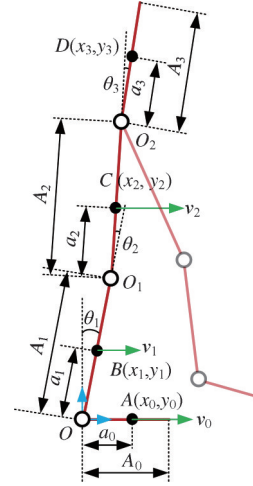


图1 下肢逆动力学模型

Fig.1 Lower limb dynamics model

各连杆的动能 $K_i (i=0, 1, 2, 3)$ 和势能 $U_i (i=0, 1, 2, 3)$ 可表示为

$$K_0 = 0 \quad K_1 = \frac{1}{2} m_1 (a_1 \dot{\theta}_1)^2 + \frac{1}{2} I_1 \dot{\theta}_1^2$$

$$K_2 = \frac{1}{2} m_2 \{ A_1^2 \dot{\theta}_1^2 + [a_2 (\dot{\theta}_1 - \dot{\theta}_2)]^2 + 2A_1 a_2 \dot{\theta}_1 (\dot{\theta}_1 - \dot{\theta}_2) \cos \theta_2 \} + \frac{1}{2} I_2 \dot{\theta}_2^2$$

$$K_3 = \frac{1}{2} m_3 \dot{\theta}_3^2 + \frac{1}{2} I_3 \dot{\theta}_3^2$$

$$U_0 = 0 \quad U_1 = m_1 g a_1 \cos \theta_1$$

$$U_2 = m_2 g (A_1 \cos \theta_1 + a_2 \cos (\theta_1 - \theta_2))$$

$$U_3 = m_3 g (A_1 \cos \theta_1 + A_2 \cos (\theta_1 - \theta_2) + a_3 (\theta_1 - \theta_2 + \theta_3))$$

式中: $m_i, \theta_i, I_i, A_i, a_i (i=0, 1, 2, 3)$ 分别为各连杆质量、关节角度、连杆转动惯量、连杆长度和质心点距离关节处长度。

因此总动能 K 、总势能 U 可表示为

$$K = \sum_{i=0}^3 K_i \quad (1)$$

$$U = \sum_{i=0}^3 U_i \quad (2)$$

根据能量守恒定理,拉格朗日函数 L 表示为

$$L = K - U$$

因此,下肢各关节力矩 $\tau_i (i=0, 1, 2, 3)$ 为

$$\tau_i = \frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_i} - \frac{\partial L}{\partial \theta_i} \quad (3)$$

1.2 关节运动数值模拟

为了检验运动学模型的准确性,明确下肢的

关节角度、空间轨迹和关节力矩等步态参数,为下肢外骨骼设计提供必要的的数据支撑,需要在正常行走条件下记录步态数据。本文使用NOKOV动作捕捉系统记录志愿者下肢运动时的运动状态,计算关节运动角度等步态数据。

对膝关节进行正弦5阶函数拟合,对踝关节进行正弦6阶函数拟合,膝关节、踝关节在步态周期内的角度变化如图2所示。

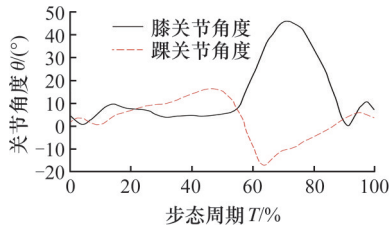


图2 膝和踝关节的角度变化

Fig.2 Changes in knee and ankle angles

2 膝踝关节柔性助力外骨骼设计

2.1 膝关节的瞬心轨迹分析

膝关节的运动形式既有滚动也有滑动^[3],小腿胫骨的上端相对于大腿股骨的运动并非围绕一个固定点转动,从而形成了一条独特的J形瞬心轨迹曲线,如图3所示。

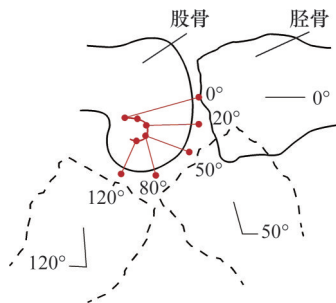


图3 膝关节瞬心轨迹

Fig.3 Instantaneous trajectory of knee

建立外骨骼膝关节运动学模型并对其简化,如图4所示。A为坐标原点,以水平向右为X轴,以竖直向下为Y轴。杆1作为机架,与小腿支撑杆固定连接。杆3与大腿支撑杆固接,则杆3与杆1之间的相互运动形成的夹角即为膝关节运动大腿与小腿夹角。连杆AB、BC、CD、DA构成了四连杆机构,可模拟生理膝关节的滚滑运动,杆长分别为 l_1 、 l_2 、 l_3 、 l_4 。

在图4中,杆1与杆3的相对转动瞬心为S点,在数学上可以表达为直线AD与直线BC的交点。如果将杆4作为主动件,则瞬心点S的位置受控于主动件杆4的运动。杆1、2、3、4的角度分别为 θ_i ($i=1, 2, 3, 4$),由于杆1为机架AB杆,设

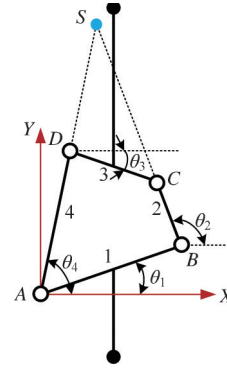


图4 膝关节四杆运动学模型

Fig.4 Four-bar kinematic model of knee

其角度 θ_1 为固定角度,则有

$$l_1 \cos \theta_1 + l_2 \cos \theta_2 = l_4 \cos \theta_4 + l_3 \cos \theta_3 \quad (4)$$

$$l_1 \sin \theta_1 - l_2 \sin \theta_2 = l_4 \sin \theta_4 - l_3 \sin \theta_3 \quad (5)$$

当小腿的角度(即杆3的角度 θ_3)已知时,结合式(4)和式(5)可求解旋转角度 θ_2 和 θ_4 ,因此,根据几何关系可获得四杆机构中每个顶点A(x_A, y_A)、B(x_B, y_B)、C(x_C, y_C)、D(x_D, y_D)的位置坐标,进而通过求解杆AD和BC的交点,四杆运动时瞬心S(x_S, y_S)的坐标为

$$x_S = \frac{y_B x_C - x_B y_C}{x_D (y_B - y_C) - y_D (x_B - x_C)} x_D \quad (6)$$

$$y_S = \frac{y_B x_C - x_B y_C}{x_D (y_B - y_C) - y_D (x_B - x_C)} y_D \quad (7)$$

理想瞬心线的每一个点坐标对应一个膝关节屈曲角度,屈曲角度间隔为 10° 。人体呈竖直站立时,膝关节角度为 0° ,对应于大腿第*i*个屈曲角度时杆的角度 α_3 为

$$\alpha_3 = \theta_3 + \frac{(i-1)\pi}{18} \quad (8)$$

则四杆机构的第*i*个瞬心点可以表示为

$$(x_i, y_i) = (\alpha_3, l_1, l_2, l_3, l_4, \theta_1, \theta_3) \quad (9)$$

根据生理膝关节13个膝关节屈曲角($0^\circ \sim 130^\circ$)状态下的*x*和*y*坐标值,借助MATLAB工具绘制理论瞬心坐标,并利用函数曲线对理论坐标进行拟合,结果如图5所示。

2.2 基于遗传算法的杆长优化

使用遗传优化算法对膝关节机构的杆长尺寸进行优化。与传统优化算法相比,遗传优化算法不仅可以得到最优解,还可以同时搜索多个峰值,计算效率和收敛性也更好。在优化计算过程中,目标函数为外骨骼膝关节机构的运动瞬心轨迹与人体膝关节瞬心轨迹拟合曲线的匹配程度,设计变量为膝关节机构各杆和杆件之间的夹角角度。根据膝关节的运动瞬心轨迹方程,以膝关节四杆和杆件之间的夹角作为设计变量的函数表示为

$$F(x) = F(x_1, x_2, x_3, x_4, x_5, x_6) =$$

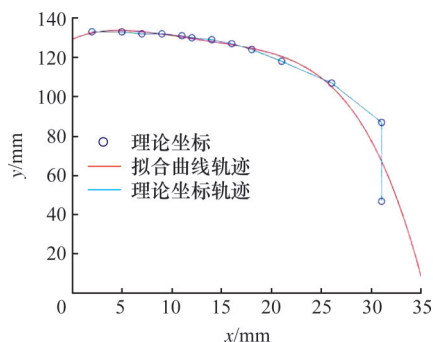


图5 膝关节理论瞬时轨迹与拟合轨迹

Fig.5 Theoretical instantaneous and fitting trajectory of knee

$$F(l_1, l_2, l_3, l_4, \theta_1, \theta_3) \quad (10)$$

建立目标函数,即最小化外骨骼膝关节瞬时坐标与人体膝关节理论瞬时坐标之间的差值的平方和,目标函数表示为

$$\min(\sqrt{(x_i - X_i)^2 + (y_i - Y_i)^2}) \quad (11)$$

式中: (x_i, y_i) 为四杆机构的第 i 个瞬时中心点; (X_i, Y_i) 为第 i 个理想瞬时中心点。

约束条件是对变量 x 进行界定的关键要素。对四杆尺寸优化进行双摇杆杆长条件约束,即次短杆杆长+次长杆杆长 < 最短杆杆长+最长杆杆长;人体生物学约束,即外骨骼膝关节的运动轨迹需始终位于人体行走时的膝关节活动区间以内;瞬心理想坐标值约束条件,即人体膝关节理论瞬心坐标值对外骨骼膝关节瞬心坐标值实施严格约束;膝关节稳定性条件,即外骨骼膝关节机构的瞬心位置必须高于膝关节结构的最长伸展尺寸。表1所示为优化后的四杆尺寸。

表1 四杆优化尺寸

Tab.1 Optimized dimensions of four-bar linkage

l_1/mm	l_2/mm	l_3/mm	l_4/mm	$\theta_1/(\text{°})$	$\theta_3/(\text{°})$
33.45	38.30	51.74	41.00	59.82	25.63

2.3 控制系统实现

设计的控制离合器的电路如图6所示。通过DC-DC电路将12V的直流电源的电压调整至角度传感器所需要的5V电压,再连接STM32单片机,运用C语言编程,描述角度传感器达到某一角度时的离合器断开或者接通状态。STM32单片机分别连接OLED显示界面、继电器、串口模块。继电器连接离合器,由此控制离合器。串口模块与PC端连接,可以显示角度传感器的角度变化。该离合器控制模块可以通过角度传感器监测的角度值对离合器的开合起到控制的作用。

离合器受角度传感器控制,当角度传感器检测到需要的角度时,通过STM32单片机的程序

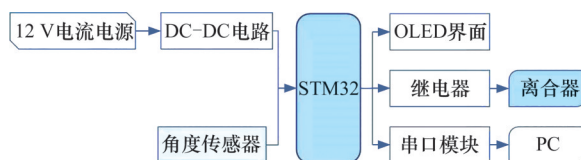


图6 离合器控制电路图

Fig.6 Clutch control circuit diagram

代码转换,连通继电器,而继电器连接离合器,由此控制离合器。

由于角度传感器安装在四杆的旋转轴中,所以实际使用过程中,角度传感器检测到的角度是四杆轴与角度传感器的孔之间的配合关系产生的角度。因此,要对四杆中杆件1与杆件4之间的角度进行计算,求出它在支撑相与摆动相期间的角度变化范围。

由表1、式(4)、式(5)可求得四杆长度和设定杆件4与 x 轴的夹角角度即 θ_4 的角度。此时,可借助MATLAB工具继续求得在该数值情况下 $\angle BAD$ 的数值。大腿杆与小腿杆之间的夹角是膝关节运动范围,由此求得 $\angle BAD$ 的变化范围。最后求得:当 $\angle BAD$ 为 $0^\circ \sim 25.62^\circ$ 时,离合器呈断开状态;当 $\angle BAD$ 为 $25.62^\circ \sim 73.38^\circ$ 时,离合器呈闭合状态;当 $\angle BAD$ 为 $73.38^\circ \sim 120^\circ$ 时,离合器呈断开状态。

单独测试离合器闭合状态,如图7所示,此时角度传感器检测到的角度为 35° ,无法转动转子部分。测试离合器断开状态,如图8所示,此时角度传感器检测到的角度为 113° ,转子部分可以自由转动。

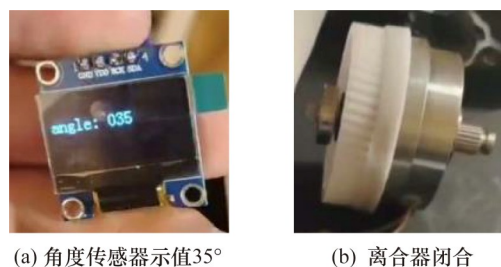


图7 测试离合器闭合状态

Fig.7 Test of the clutch closed state

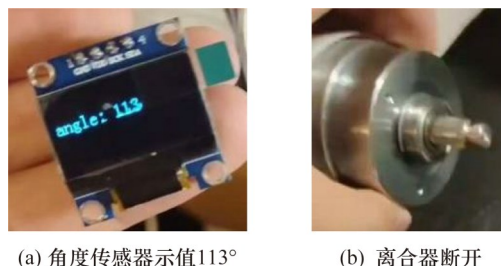


图8 测试离合器断开状态

Fig.8 Test of the clutch disconnected state

根据储能机构的设计,设置电机转动角度。由压簧的变形量与压簧总长的比例可以求得电机旋转角度为 28.13° 。因此设置如下代码:当角度传感器的角度为 25.62° 时,离合器是断开的,此时电机不转动;当角度传感器的角度为 $25.62^\circ\sim 73.38^\circ$ 时,离合器闭合,此时电机顺时针转动,电机逐渐旋转至角度最大值 28.13° ;当角度传感器的角度大于 73.38° 小于 120° 时,电机逆时针即反转回原位置。

2.4 膝踝关节柔性助力外骨骼机构设计

在摆动相前期,角度传感器通过控制器控制离合器闭合,齿轮传动机构将力矩放大,储能机构进行储能;在支撑相前期,角度传感器控制离合器断开,储能机构释放能量,为人体提供支撑助力,如图9所示。

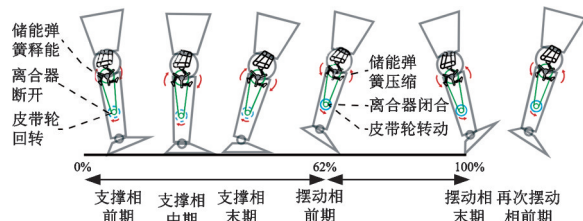


图9 外骨骼助力原理

Fig.9 Principle of exoskeleton assistance

如图10所示,设计了一种受离合器控制的符合人体膝关节运动瞬心轨迹的膝踝关节柔性助力外骨骼。该外骨骼包括膝关节四杆机构、储能装置、离合器、传动大小齿轮、角度传感器、大腿支撑杆、踝关节支撑杆、电机、联轴器、大腿护具、小腿护具等。

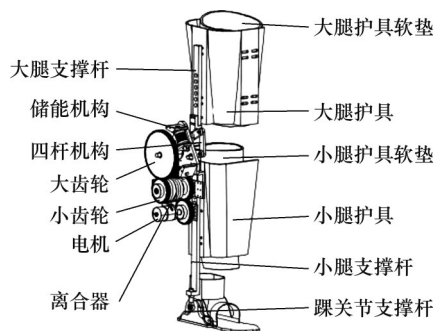


图10 外骨骼整体结构设计

Fig.10 Integral structure design of exoskeleton

储能装置由三组压簧组件构成,压簧组围绕中心点、每组之间呈 120° 旋转分布排列。每组压簧组件机构通过复位工字件与背板固定连接,如图11所示。

大腿支撑杆与大腿护具相连,底端与四杆上杆4(L4)固定,与大腿垂直方向保持一致。角度传感器测量四杆中杆1(L1)、杆2(L2)的轴孔旋转角度,即测量人体在运动时的膝关节旋转角度。旋

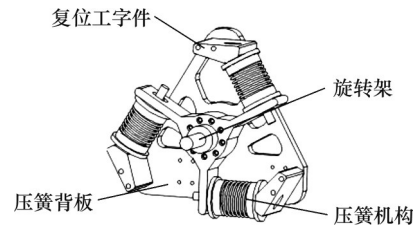


图11 储能机构设计

Fig.11 Design of energy storage mechanism

转电机受离合器控制,离合器转子带动传动轮小齿轮。经过齿轮组的放大机构可以放大离合器的转矩,改变力矩传递的方向,如图12所示。

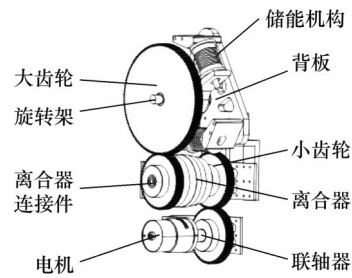


图12 电机离合器与传动机构

Fig.12 Motor clutch and transmission mechanism

储能机构与旋转架的中心通过压簧底座将储能机构储存的能量传递到机构的背板。四杆机构的L2与小腿支撑杆固定连接。离合器、电机、联轴器位于支撑杆外侧,离合器的转子带动小齿轮旋转。支撑杆设有多个孔(图13),可以根据穿戴者的需求选择不同高度的孔与小腿护具相固定。

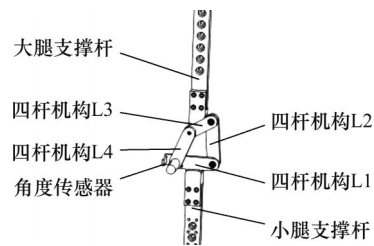


图13 四杆机构设计

Fig.13 Design of four-bar linkage mechanism

为驱动轴和从动轴选择合适的齿轮直径,根据空间尺寸、传动比等确定大小齿轮的模数、齿数、厚度等参数。

3 人机耦合建模与仿真分析

3.1 四杆机构瞬心仿真

将四杆机构 SolidWorks 模型导入 ADAMS 中进行仿真模拟。首先,对外骨骼材料进行设置,并增加重力及力的方向;其次,将四杆机构导入 ADAMS 后,对其添加转动副方向及驱动条件;最后,将人体膝关节在步态周期内的活动关节角度作为仿真模拟条件,根据表1中角度数据,设定杆

件1和杆件3与水平线的夹角 θ_1 和 θ_3 ,设置仿真各项参数后进行仿真分析,如图14所示。

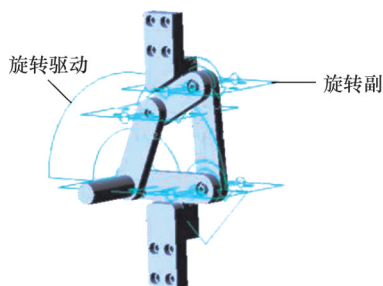


图14 ADAMS添加约束图

Fig.14 ADAMS added constraint diagram

输出ADAMS中四杆机构的瞬心坐标,形成的仿真坐标轨迹与理论瞬心坐标、理论瞬心拟合轨迹的对比如图15所示。

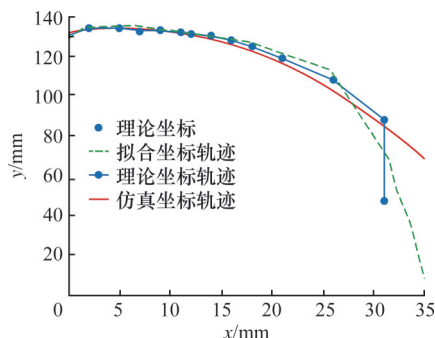


图15 三种坐标轨迹对比

Fig.15 Comparison of three coordinate trajectories

仿真坐标轨迹与拟合坐标轨迹的误差为1.84%,与理论坐标轨迹的误差为3.46%,表明优化设计后的四杆尺寸模拟的瞬心轨迹与人体行走时的膝关节瞬心相匹配。

3.2 添加约束和设置外骨骼模型参数

ADAMS软件提供了一系列限制部件自由度的约束条件,包括固定、平面、旋转、球和移动等,并且可以根据每个零件部件的运动学原理设置约束条件。在使用软件进行动力学分析之前,需对导入的外骨骼装置的部分零件结构进行简化处理。例如,将螺钉、螺母、螺栓等零件采用固定副、转动副等替代;皮带轮与大小齿轮之间用转动约束进行固定;储能机构整体与四杆机构之间采用旋转副连接,小腿支撑杆与四杆机构之间则采用固定副;大腿、小腿分别与各自的护具连接时也同样使用固定副连接,如图16所示。

对于储能机构压簧组中的压簧,可以用弹簧力代替,设置好压簧的阻尼系数、刚度系数、预载荷长度等参数,弹簧力替代压簧组的仿真如图17所示。

3.3 人机耦合仿真分析

将人体模型导入ADAMS中,运用ADAMS

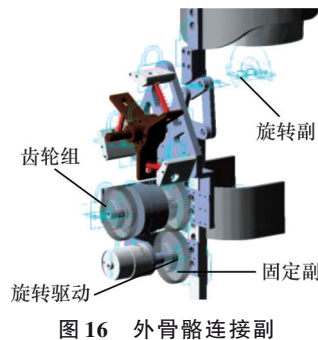


图16 外骨骼连接副

Fig.16 Exoskeleton connection pair

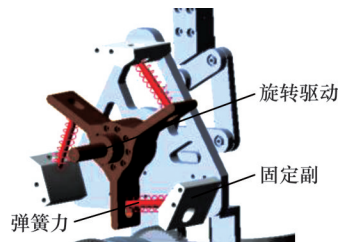


图17 弹簧力代替压簧组

Fig.17 Spring force replacing compression spring group

仿真模拟出人体的动力学、力矩等曲线数据图,通过对比穿戴前后的力矩等数据进行正确性验证。

将人体各个部分抽象成简单的刚性几何实体,包括头颈、躯干、左右上臂、左右前臂、左右手、左右大腿、左右小腿和左右足等14个体段。使用SolidWorks软件建立人体简化模型,并通过Parasolid格式导入ADAMS动力学仿真软件。

将通过动作捕捉实验实际获得的下肢关节角度曲线数据进行整理,再分别导入ADAMS中,生成人体行走步态周期时的髋、膝、踝关节的行走样条曲线“SPLINE-”。一个正常步态周期内的支撑相和摆动相的行走模型如图18所示。在此基础上,将简化后的膝踝关节助力外骨骼模型与人体模型并行连接,分别束缚固定在大腿、小腿和足部,助力人体模型行走,从而形成人机耦合仿真模型,如图19所示。

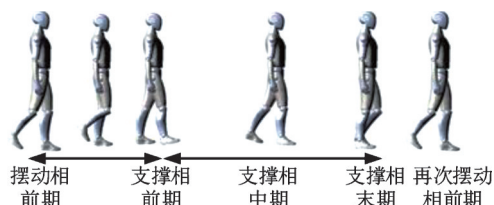


图18 人体仿真模型步态周期

Fig.18 Gait cycle of human simulation model

完成上述设置后,选择动力学作为分析类型。本文以平坦路况为例进行分析,所建立的模型能够平稳行走。利用ADAMS软件中的测量功能,测量模型下肢各关节的力矩。

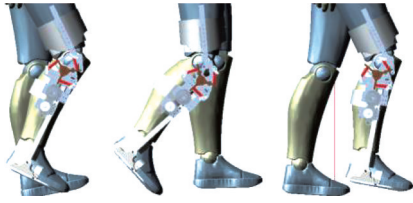


图19 人机耦合仿真模型

Fig.19 Human-machine coupling simulation model

人体模型穿戴外骨骼助力前后的膝关节力矩如图20所示,可见变化趋势相同,验证储能机构不影响正常行走。主要模拟了步行的两个步态周期,时长2.283 s,0~1.14 s为第一个周期,1.14~2.283 s是第二个周期。其中,0~0.707s与1.14~1.848 s属于支撑期(0~62%),最高峰值为脚掌完全着地时的力矩值。

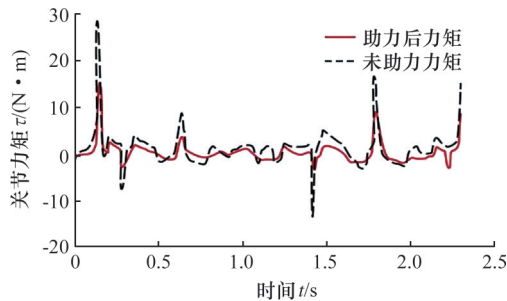


图20 穿戴助力前后膝关节力矩对比

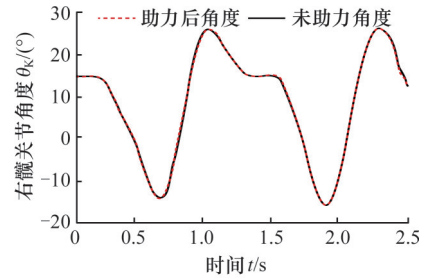
Fig.20 Comparison of knee torque before and after assistance

由图20可以看出,在支撑助力阶段中,膝关节力矩(支撑力矩)呈减小趋势,分别由最高值30.9 N·m减小到21 N·m,以及由17.2 N·m减小到15.8 N·m,该阶段平均力矩分别减小了约32.03%和23.49%。在两个步态周期的摆动相期间,即0.707~1.14 s与1.848~2.283 s时间段,未穿戴助力的力矩与穿戴助力的力矩曲线相差不多,这是由于摆动相期间穿戴设备进行储能的缘故。

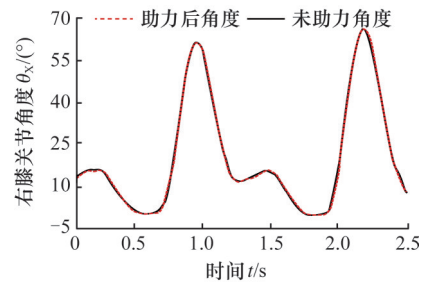
人体模型穿戴外骨骼助力前后各关节角度活动变化如图21所示。踝关节角度在摆动期有约1%的数值偏差,这是由于踝关节的支撑杆结构与人体模型略有偏移。下肢髋关节和膝关节角度变化整体趋势相同,几乎没有偏差,证明了穿戴膝踝关节外骨骼进行助力对人体行走没有影响。

4 穿戴外骨骼助力性能验证

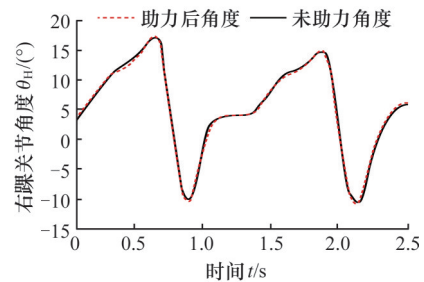
实验对象是一名25岁的男性,体重65 kg,身高180 cm,提前告知实验对象实验目的,需要受试者在掌握外骨骼的使用方法后再进行实验。受试者穿戴柔性下肢外骨骼后行走5 min,从而减少外骨骼的不适应对实验结果的影响。受试者首先



(a) 右髋关节



(b) 右膝关节



(c) 右踝关节

图21 穿戴外骨骼前后关节角度对比

Fig.21 Comparison of joint angles before and after wearing exoskeleton

在穿戴外骨骼且不助力情况下行走,获取30组Marker点的时空数据。其中,每做完10组数据,休息10 min,以此减小疲劳对实验的影响。休息后,穿戴外骨骼并助力行走,获取30组Marker点的时空数据。准备好实验设备,将表面肌电采集设备的表面肌电极连接到右腿一侧肌肉,包括股二头长头肌、股外侧肌和腓肠肌,具体贴点如图22所示。

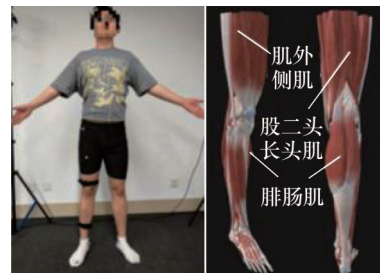


图22 Marker点和肌电块位置

Fig.22 Marker and EMG block positions

将加工后的各个零件进行装配,连接离合器、角度传感器与电机等控制电路,完成膝踝关节柔性助力外骨骼装置实物的制作,如图23所示。

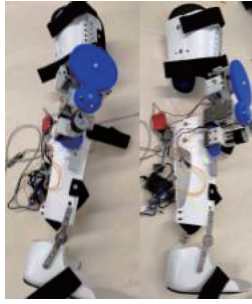


图23 外骨骼实体模型

Fig.23 Exoskeleton entity model

4.1 动捕实验及结果分析

采集受试者未穿戴外骨骼和穿戴外骨骼阻力的数据,受试者在跑步机上以1 m/s的匀速行走,实验过程如图24和图25所示。



图24 受试者未穿戴外骨骼状态

Fig.24 Volunteers without wearing exoskeletons

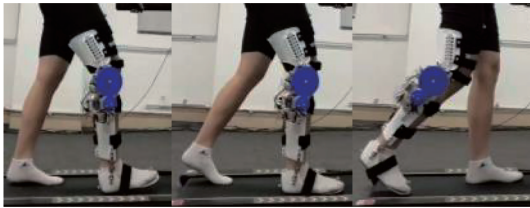


图25 穿戴外骨骼助力实验状态

Fig.25 Experimental state of wearing exoskeleton assistance

实验过程中,一个完整的步态周期先进入支撑相期,再进入摆动相期,支撑相大约占步态周期的前60%。未穿戴外骨骼与穿戴外骨骼时的膝关节和踝关节角度变化情况如图26所示。实验结果发现,外骨骼穿戴前后的膝关节角度变化在支撑相与摆动相整体趋势均相同,峰值相差小于5%,表明外骨骼膝关节四杆机构的运动轨迹与人体膝关节运动轨迹匹配。

将穿戴外骨骼与未穿戴外骨骼的膝关节角度代入式(1)~式(3)中,获得穿戴外骨骼前后的膝关节力矩变化,如图27所示。未穿戴外骨骼助力时膝关节力矩在支撑相阶段的峰值是50.8 N·m,助力后力矩峰值是29.1 N·m,助力后整个支撑相的力矩下降了32.21%。步态周期的后40%是摆动相,在摆动相期间,人体下肢需要带动膝踝关节下肢外骨骼,外骨骼处于储能阶段,因此膝关节力矩比不穿戴时的力矩有增大的趋势。在整个步态

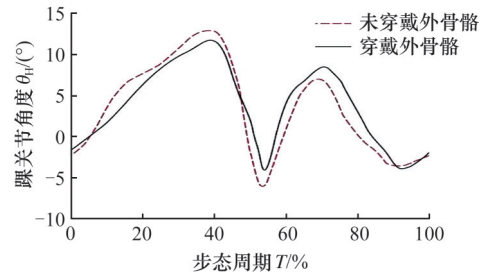
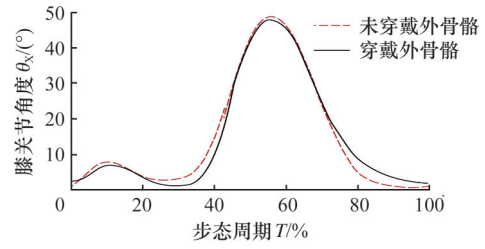


图26 穿戴外骨骼前后膝关节和踝关节角度变化

Fig.26 Knee and ankle angles before and after wearing the exoskeleton

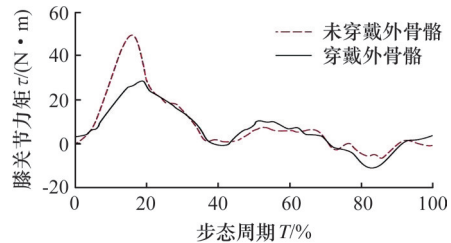


图27 穿戴外骨骼前后膝关节力矩变化

Fig.27 Knee moment before and after wearing exoskeleton

周期中,膝关节力矩整体下降了18.82%。通过对比膝关节穿戴后的力矩降低,验证了外骨骼具有助力效果。

根据功率 $P = \tau \dot{\theta}_x$ (θ_x 为膝关节角度),行走过程中的膝关节功率变化如图28所示。未穿戴外骨骼助力时膝关节功率在支撑相阶段的峰值是5.09 W,在整个步态周期中,膝关节功率整体下降了17.95%。膝关节功率在穿戴外骨骼助力后降低,验证了膝踝关节柔性外骨骼能为人体助力。

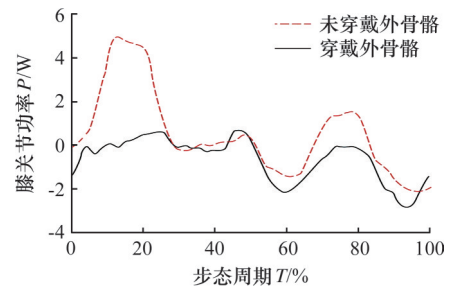


图28 穿戴外骨骼前后膝关节功率变化

Fig.28 Knee power before and after wearing exoskeleton

4.2 肌电实验及结果分析

采集受试者未穿戴外骨骼和穿戴外骨骼助力

的肌电数据,受试者在跑步机上以1m/s的匀速行走。对肌电数据进行降噪滤波处理后,分别输出穿戴者在穿戴外骨骼助力前后的肌电信号变化,如图29所示,记录的肌电信号是穿戴者在两个连续步态周期的行走过程。

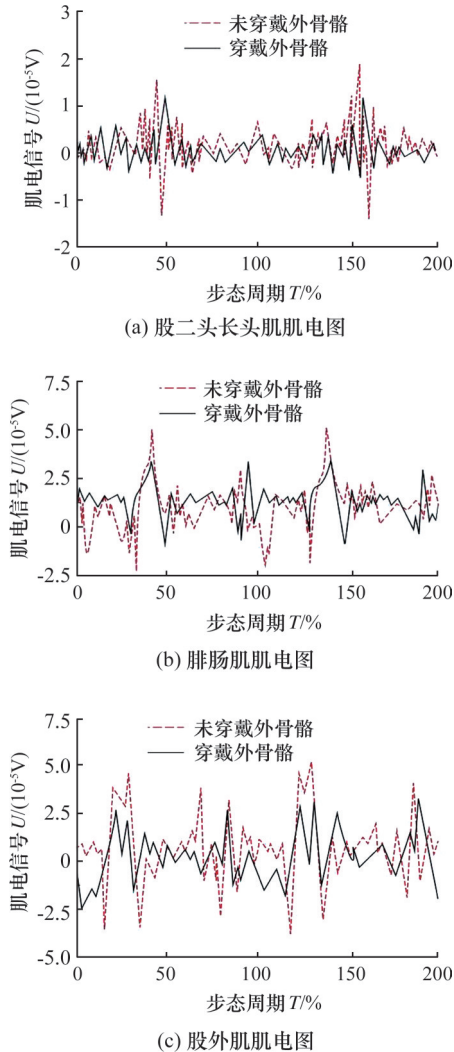


图29 穿戴外骨骼前后肌电信号对比

Fig.29 Comparison of EMG signals before and after wearing exoskeleton

外骨骼对不同肌肉产生不同的助力效果。股外肌在穿戴外骨骼后的均方根(RMS)数值减小了36.39 μV ,比穿戴助力前减小了18.58%。腓肠肌在外骨骼助力后的均方根数值减小了22.16 μV ,比助力前减小了12.41%。股二头肌穿戴外骨骼后均方根数值减小了25.48 μV ,减小了5.38%。实验数据表明,设计的膝踝关节柔性外骨骼具有明显的助力效果。

通过NOKOV动作捕捉实验与肌电信号测试实验验证了柔性下肢外骨骼的助力效能以及对离合器的控制。实验结果显示,在穿戴膝踝关节柔性外骨骼进行人体助力后,膝关节力矩与膝关

节功率减小,肌肉活性度下降,证明设计的膝踝关节柔性外骨骼具有助力效果。

5 结论

1)运用D-H参数法对人体进行正运动学分析,并运用拉格朗日方程法建立下肢逆动力学模型。利用NOKOV动作捕捉系统采集下肢步态数据,对数据进行分析处理,获得了单个步态周期内人体下肢各关节运动特性及运动生物力学相关参数的变化特征。

2)为了适应人体膝关节运动瞬心的“J”字形运动轨迹,结合四杆机构的运动特性,使用MATLAB遗传优化算法,得到了优化后的杆长尺寸,达到柔顺机构的高适应性目的。通过设计计算获得了弹簧参数、离合器参数,以及助力机构与离合器的控制方式。

3)通过数值模拟,对四杆机构的运动瞬心与理论人体膝关节瞬心拟合轨迹的合理性进行验证,建立了人机耦合仿真模拟环境,并通过穿戴模拟验证了穿戴外骨骼不会对人体正常运动产生影响,具有良好的人机匹配性。

4)肌电测试实验结果表明,穿戴外骨骼后股外肌、腓肠肌和股二头肌的均方根值分别减小了36.39 μV 、22.16 μV 和25.48 μV ,比穿戴助力前分别减小了18.58%、12.41%和5.38%,说明穿戴该外骨骼可以减少运动疲劳,从而验证了装置助力效果的有效性。

参考文献:

- [1] 陈鹰,杨灿军. 人体智能系统理论与方法[M]. 杭州:浙江大学出版社,2006.
CHEN Ying, YANG Canjun. Theory and Methods of Human Intelligent Systems[M]. Hangzhou: Zhejiang University Press, 2006.
- [2] LERNER Z F, GASPARRI G M, BAIR M O, et al. An Untethered Ankle Exoskeleton Improves Walking Economy in a Pilot Study of Individuals with Cerebral Palsy[J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2018, 26(10):1985-1993.
- [3] HIDAYAH R, XIN J, CHAMARTHY S, et al. Comparing the Performance of a Cable-driven Active Leg Exoskeleton (C-ALEX) Over-ground and on a Treadmill[C]//7th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (Biorob). Netherland, 2018:299-304.
- [4] KWON J, PARK J H, KU S, et al. A Soft Wear-

- able Robotic Ankle-foot-orthosis for Post-stroke Patients[J]. IEEE Robotics & Automation Letters, 2019, 4(3):2547-2552.
- [5] 杨业勤. 基于柔绳互绞驱动原理的柔性下肢外骨骼机器人研究[D]. 哈尔滨:哈尔滨工业大学, 2021.
YANG Ye-qin. Research on a Lightweight and Portable Lower Limb Exosuit Based on Twisted Strings Actuator[D]. Harbin: Harbin Institute of Technology, 2021.
- [6] 刘洋. 基于绳-滑轮机构的欠驱动下肢外骨骼研究[D]. 哈尔滨:哈尔滨工业大学, 2018.
LIU Yang. Research on the Cable-pulley Underactuated Lower Limb Exoskeleton[D]. Harbin: Harbin Institute of Technology, 2018.
- [7] 陈春杰. 基于柔性传动的助力全身外骨骼机器人系统研究[D]. 深圳:中国科学院大学(中国科学院深圳先进技术研究院), 2017.
CHEN Chun-jie. Research on Power-assisted Full-body Exoskeleton Robotic System Based on Flexible Drive [D]. Shenzhen: Shenzhen Institutes of Advanced Technology (Chinese Academy of Sciences), 2017.
- [8] 赵新刚, 谈晓伟, 张弼. 柔性下肢外骨骼机器人研究进展及关键技术分析[J]. 机器人, 2020, 42(3): 365-384.
ZHAO Xingang, TAN Xiaowei, ZHANG Bi. Development of Soft Lower Extremity Exoskeleton and Its Key Technologies: a Survey[J]. Robot, 2020, 42(3):365-384.
- [9] 曹品. 基于气动肌肉的柔性下肢外骨骼设计[D]. 西安:西南交通大学, 2021.
CAO Pin. Design of Flexible Lower Limb Exoskeleton Based on Pneumatic Muscle[D]. Xi'an: Southwest Jiaotong University, 2021.
- [10] NASIRI R, AHMADI A, AHMADABADI M N. Reducing the Energy Cost of Human Running Using an Unpowered Exoskeleton[J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering: a Publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2018, 26(10):2026-2032.
- [11] WILIAN M S, GLAUCO A C, ADRIANO A S. Design and Control of an Active Knee Orthosis Driven by a Rotary Series Elastic Actuator[J]. Control Engineering Practice, 2017, 58:37-38.
- [12] 陈朝峰, 杜志江, 张慧, 等. 基于柔性驱动关节的下肢外骨骼双模态切换控制[J]. 机器人, 2021, 43(5):513-525.
CHEN Chaofeng, DU Zhijiang, ZHANG Hui, et al. Double-mode Switching Control of a Lower Limb Exoskeleton Based on Flexible Drive Joint[J]. Robot, 2021, 43(5):513-525.
- [13] FUGE A, HERRON C, BEITER B, et al. Design, Development, and Analysis of the Lower Body of Next-generation 3D-printed Humanoid Research Platform: PANDORA[J]. Robotica 2023, 41:2177-2206.
- [14] SUN Z, LI Y, ZI B, et al. Design, Modeling, and Evaluation of a Hybrid Driven Knee-ankle Orthosis with Shape Memory Alloy Actuators[J]. Journal of Mechanical Design, 2023, 145(6):063301.
- [15] HAO Z X, LENG H J, QU C Y, et al. Biomechanics of the Bone and the Joint[J]. Chinese Journal of Solid Mechanics, 2010, 31(6):603-612.
- [16] CHAICHAOWARAT R, KINUGAWA J, KOSUGE K. Unpowered Knee Exoskeleton Reduces Quadriceps Activity during Cycling[J]. Engineering, 2018, 4(4), 471-478.
- [17] WANG D, LEE K M, GUO J J, et al. Adaptive Knee Joint Exoskeleton Based on Biological Geometries[J]. IEEE/ASME Trans. Mechatron, 2014, 19(4):1268-1278.
- [18] WOLF A. Instantaneous Screws of Weight-bearing Knee: What Can the Screws Tell Us about the Knee Motion[J]. Journal of Biomechanical Engineering, 2014, 136(7):433-440.
- [19] CHEN J T, YANG L F, WANG Y X, et al. The New Simulated Knee Prosthesis of Discontinuity Instantaneous Center Curve[J]. Machinery Design & Manufacture, 2014, 281:183-185.
- [20] CHOI B, LEE Y, KIM J, et al. A Self-aligning Knee Joint for Walking Assistance Devices[C]// In Proceedings of the 2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). Orlando, FL, 2016: 2222-2227.
- [21] ZHANG L, LIU G, HAN B, et al. Assistive Devices of Human Knee Joint: a Review[J]. Robotics and Autonomous Systems, 2020, 125:103394.

(编辑 袁兴玲)

作者简介:唐欣尧,女,1995年生,讲师。研究方向为运动生物力学分析、人机交互与智能机器人控制、可穿戴外骨骼创新设计。E-mail:tangxy@xaut.edu.cn。王旭鹏*(通信作者),男,1981年生,教授。研究方向为机械系统动力学、运动生物力学、柔性传感与智能可穿戴设备。E-mail:wangxupeng@xaut.edu.cn。

本文引用格式:

唐欣尧,殷榕,王旭鹏,等. 膝踝关节外骨骼人机匹配性设计与优化[J]. 中国机械工程, 2025, 36(10):2369-2378.

TANG Xinyao, YIN Rong, WANG Xupeng, et al. Design and Optimization of Human-machine Compatibility of Knee-ankle Exoskeletons[J]. China Mechanical Engineering, 2025, 36(10):2369-2378.