

无动力下肢负重外骨骼人机动力学及其储能元件刚度优化

曹 益^{1,2}, 张建军^{1,2}, 阎 强^{1,2}, 戚开诚^{1,2}, 郭士杰^{1,2}

(1. 河北工业大学机械工程学院, 天津 300401; 2. 河北省机器人感知与人机融合重点实验室, 天津 300130)

摘要: 为提高人体搬运效率,降低人体关节损害,提高外骨骼能量利用效率,基于人机动力学对一种无动力辅助负重下肢外骨骼的储能元件刚度进行优化。应用牛顿-欧拉动力学方程建立人机耦合动力学模型,得到各关节力矩与大小腿长度和质量、关节转角及弹簧刚度关系的数学模型。将三维动作捕捉系统采集的角度数据代入动力学方程中,通过 MATLAB 进行计算得到关节力矩动态变化规律。建立人机系统各部分的能量流动模型,并进行步态周期内的能量流动分析,以储能元件刚度为参数,储能元件的能量流动为约束条件,各关节平均力矩最小为目标建立优化模型,通过与 AnyBody 人体仿真软件获得的人体模型作对比验证优化结果的正确性。结果表明,穿戴优化后外骨骼减轻了下肢着地时对人体的冲击,有效降低了人体能耗和下肢关节转矩。

关键词: 人机动力学; 负重外骨骼; 能量流动; 刚度优化

中图分类号: O313.7; TH113.1 **文献标志码:** A **文章编号:** 1004-4523(2022)01-0168-10

DOI: 10.16385/j.cnki.issn.1004-4523.2022.01.018

引 言

可穿戴型下肢外骨骼是一种辅助人体下肢运动的仿人型机器人,其中助力型外骨骼面向健康人群,具有辅助人体负重的功能^[1]。

在该领域中,研究最早的为含动力助力型外骨骼,如由美国加州大学伯克利分校研制,采用液压驱动的伯克利下肢末端外骨骼(BLEEX)^[2],整体结构为开链结构;以色列研发的第一款获得 FDA 认可的外骨骼 ReWalk^[3],采用了体感芯片,捕捉患者肢体动作,感应患者重心的变化,模仿行走步态,协助下肢截瘫的患者重新行走;意大利特伦托大学研制的一种全身外骨骼机构^[4]需要外接电源驱动,且含有气动元件;但是该类外骨骼存在续航时间短、人机协调能力低^[5]等问题。无动力外骨骼不需外接电源,避免了续航时间的问题,如浙江大学提出了一种无驱动含柔性关节的下肢外骨骼^[6],可以通过膝关节将负载传递到地面,并通过髌关节弹簧储能元件辅助行走以达到节省人体能耗的目的;卡内基梅隆大学设计了一种无动力踝关节外骨骼^[7],通过轻质弹簧装置实现小腿肌肉和跟腱的类似功能,从而减少了人体行走的代谢成本。

然而上述无动力外骨骼兼具高承载能力、高能利用率及较好协调能力的构型较少,问题在于:第一,缺乏储能元件,人体能源利用率较低;第二,未对人机协同问题进行深入研究;第三,对能量研究缺乏深入,能量回收过程转化效率低,导致能量损失较多。对于第一个问题,张建军等^[8]提出了一种新型外骨骼,采用耦合双闭链结构并安装弹性储能元件予以解决,此外为实现降低人体能耗,提高人体工作效率的目的,设计了由两弹簧同轴叠加构成的储能元件。将重物势能转化为机构弹性势能储存起来,并在下一步态中作为动能释放,以此来实现重力势能的循环应用。因此该部件是本外骨骼的关键元件,有必要对其刚度进行优化。

针对无动力外骨骼能量及弹簧刚度优化问题,朱策策等^[9]从静力学分析对外骨骼进行刚度优化,郑超^[10]针对人体行走奔跑过程中能量流动特性进行分析。对本外骨骼人机耦合中基于能量的同轴心双弹簧进行优化的研究相对较少。

本文基于张建军等^[8]提出的适用于健康人群进行负重作业的无动力下肢外骨骼,通过建立人机动力学模型来分析动态力矩。应用关节功率法获得各关节处功率的动态变化。对人机系统负重行走的能量进行研究。在人体做负功时由外骨骼储能元件进行补偿。通过优化该储能元件的刚度,保证负重行

收稿日期: 2020-07-01; **修订日期:** 2020-10-30

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(52075145);河北省自然科学基金重点项目(E2020202010);河北省重大科技成果转化专项(20281805Z)。

走过程中人体各关节所需提供的有效转矩最小,有效减轻人体能耗。

1 外骨骼机构描述

无动力外骨骼的设计原理如下:

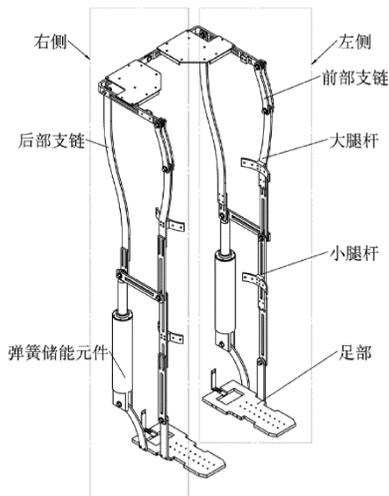
(1)从机构的负载与刚度出发,外骨骼结构采用双支链组成的闭链机构。

(2)为减轻人体负担,以后部支链作为主要传递支链,将负重由人体转移至地面。

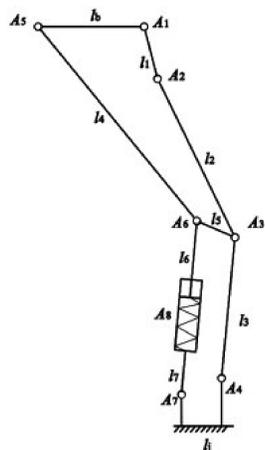
(3)为提高人体能源利用率,基于人体储能策略,设计一种变刚度储能元件。

根据设计原理,该外骨骼分为左右两个对称部分,分别对应人体的左腿和右腿,外骨骼结构图如图 1(a)所示,前后两条支链由杆件和转动副组成,储能元件与后部小腿连杆构成移动副,机构简图如图 1(b)所示。人体负重行走形时,腿部通过与前部支链束缚,以驱动外骨骼前进,增强人机协调性,实体样机穿戴如图 1(c)所示,左右两侧分别有 4 个自由度,并在髋部设置侧向转动副,满足人体正常行走姿态。

位于后部支链的储能元件如图 2 所示,在步态



(a) 外骨骼结构图
(a) Exoskeleton integral mechanism



(b) 外骨骼机构简图
(b) Schematic diagram of the exoskeleton mechanism



(c) 外骨骼实体样机
(c) Exoskeleton prototype

图 1 辅助负重下肢外骨骼

Fig. 1 Exoskeleton of lower extremity with auxiliary load

后期起到储能的效果。通过各元件的共同作用实现对能量循环利用的目的。

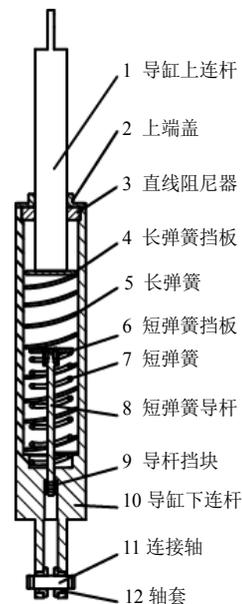


图 2 储能元件结构图

Fig. 2 Structure diagram of energy storage elements

2 人机耦合动力学模型

2.1 特征参数合成

由于人类意识先于外骨骼,现有的机械运动模型不足以分析系统动力学。因此,需要建立人机耦合运动模型分析动态力矩变化。

人体肢体与外骨骼机构在质量、转动惯量等特性参数上存在差异^[11],需要合成特征参数来平衡人与外骨骼的两种运动。若只考虑矢状面运动^[12],则下肢的运动如图 3 所示。组件分别是足部 B_5 、小腿 B_4 、外骨骼小腿 B_3 、大腿 B_2 和外骨骼大腿 B_1 。

通过平衡人体与外骨骼的重量和杆件长度,找到人机耦合情况下人体下肢各部位的质心相对

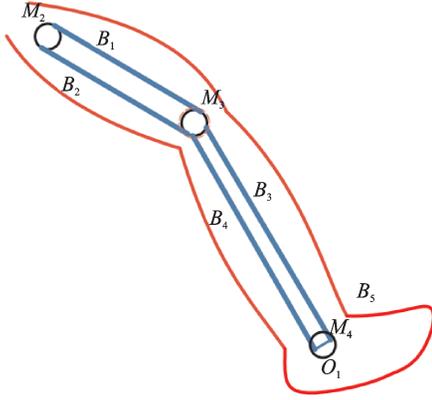


图3 人-机耦合模型的下肢运动图

Fig. 3 Lower limb motion diagram of human-machine coupled model

位置。

合成大腿的质心到髋关节的距离:

$$l_{1c} = \frac{m_2 l_{2c} + m_{2r} l_{2rc}}{m_2 + m_{2r}} = \frac{m_2 l_{2c} + m_{2r} l_{2rc}}{m_t} \quad (1)$$

式中 m_t 为合成后大腿质量; m_2 为外骨骼大腿的质量; m_{2r} 为人体大腿的质量; l_{2c} 为外骨骼大腿质心到髋关节的距离; l_{2rc} 为人体大腿质心到髋关节的距离。

合成小腿的质心到膝关节的距离:

$$l_{3c} = \frac{m_3 l_{3c} + m_{3r} l_{3rc} + m_j l_{jc}}{m_3 + m_{3r} + m_j} = \frac{m_3 l_{3c} + m_{3r} l_{3rc} + m_j l_{jc}}{m_s} \quad (2)$$

式中 m_s 为合成后小腿质量; m_3 为外骨骼小腿的质量; m_{3r} 为人体小腿的质量; l_{3c} 为外骨骼小腿质心到膝关节的距离; l_{3rc} 为人体小腿质心到膝关节的距离; l_{jc} 为人体足部质心到膝关节的距离。

合成躯干的质心到腰关节的距离:

$$l_{1c} = \frac{m_1 l_{1c} + m_{1r} l_{1rc}}{m_1 + m_{1r}} = \frac{m_1 l_{1c} + m_{1r} l_{1rc}}{m_n} \quad (3)$$

式中 m_n 为合成后躯干质量; m_1 为外骨骼躯干的质量; m_{1r} 为人体躯干的质量; l_{1c} 为外骨骼躯干质心到腰关节的距离; l_{1rc} 为人体躯干质心到腰关节的距离。

再根据平行轴定理, 确定人机耦合情况下的惯性矩, 以此为建立牛顿-欧拉动力学方程做准备。

合成大腿的惯性矩:

$$I_{1c} = [I_{2c} + m_2 (l_{1c} - l_{2c})^2] + [I_{2rc} + m_{2r} (l_{1c} - l_{2rc})^2] \quad (4)$$

合成小腿的惯性矩:

$$I_{3c} = [I_{3c} + m_3 (l_{3c} - l_{3c})^2] + [I_{3rc} + m_{3r} (l_{3c} - l_{3rc})^2] + [I_{jc} + m_j (l_{3c} - l_{jc})^2] \quad (5)$$

上肢躯干的惯性矩:

$$I_{nc} = [I_{1c} + m_1 (l_{nc} - l_{1c})^2] + [I_{1rc} + m_{1r} (l_{nc} - l_{1rc})^2] \quad (6)$$

式(4)~(6)中, m_j 为足部质量; I_{1c} 为外骨骼躯干质心附近的惯性矩; I_{2c} 为外骨骼大腿质心附近的惯性矩; I_{3c} 为外骨骼小腿质心附近的惯性矩; I_{1rc} 为人体躯干质心附近的惯性矩; I_{2rc} 为人体大腿质心附近的惯性矩; I_{3rc} 为外骨骼小腿质心附近的惯性矩; I_{jc} 为足部的惯性矩。

2.2 人机耦合动力学模型

人机耦合的牛顿-欧拉动力学方程各杆件的力学模型如图4~7所示。

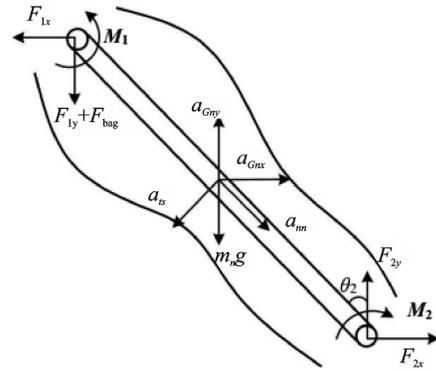


图4 人机耦合躯干运动模型

Fig. 4 Human-machine coupled torso motion model

$$\begin{cases} F_{2x} - F_{1x} = m_n a_{Gnx} \\ F_{2y} - F_{bag} - F_{1y} - m_n g = m_n a_{Gny} \\ M_2 - (F_{bag} + F_{1y} + m_n g) l_{nc} \sin \theta_2 - F_{1x} l_{nc} \cos \theta_2 = I_{nc} \ddot{\theta} \end{cases} \quad (7)$$

躯干部位的质心加速度为:

$$\begin{cases} a_{Gnx} = a_{nn} \sin \theta_2 - a_{\tau n} \cos \theta_2 \\ a_{Gny} = -a_{nn} \cos \theta_2 - a_{\tau n} \sin \theta_2 \end{cases} \quad (8)$$

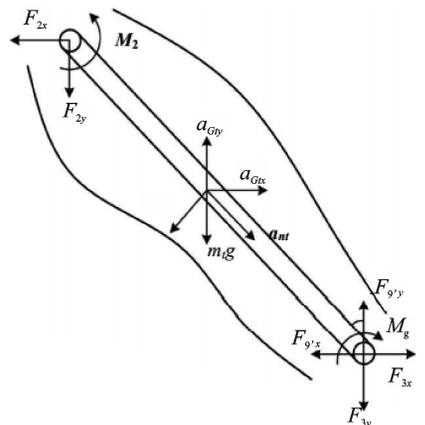


图5 人机耦合大腿运动模型

Fig. 5 Human-machine coupled thigh motion model

$$\begin{cases} F_{3x} - F_{9'x} - F_{2x} = m_1 a_{G1x} \\ F_{9'y} - F_{2y} - F_{3y} - m_1 g = m_1 a_{G1y} \\ M_3 - F_{2y} l_{1c} \sin \theta_3 - F_{2x} l_{1c} \cos \theta_3 - \\ m_1 g l_{gt} \sin \theta_3 = I_{1c} \ddot{\theta}_3 \end{cases} \quad (9)$$

合成大腿的质心加速度为:

$$\begin{cases} a_{G1x} = a_{nt} \sin \theta_3 - a_{\tau t} \cos \theta_3, \\ a_{G1y} = -a_{nt} \cos \theta_3 - a_{\tau t} \sin \theta_3 \end{cases} \quad (10)$$

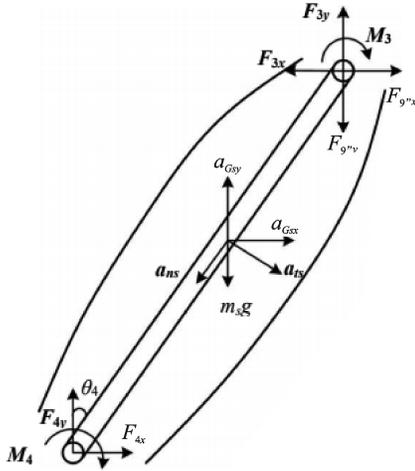


图 6 人机耦合小腿运动模型

Fig. 6 Man-machine coupled calf motion model

$$\begin{cases} F_{4x} - F_{3x} + F_{9'x} + F_m = m_s a_{Gsx} \\ F_{4y} + F_{3y} - F_{9'y} + F_z - m_s g = m_s a_{Gsy} \\ M_4 + (F_{3x} - F_{9'x} + F_z) l_{sc} \cos \theta_4 - m_s g l_{gs} \sin \theta_4 + \\ (F_{3y} + F_{9'y} - F_z) l_{sc} \sin \theta_4 = I_{sc} \ddot{\theta}_4 \end{cases} \quad (11)$$

式中 F_z 为地面的支撑力;步态支撑周期时,地面摩擦力对人体下肢各关节所产生的转矩与负载相比可忽略不计,即 $F_m = 0$ 。

合成小腿的质心加速度为:

$$\begin{cases} a_{Gsx} = -a_{ns} \cos \theta_4 + a_{\tau s} \sin \theta_4, \\ a_{Gsy} = -a_{ns} \sin \theta_4 + a_{\tau s} \cos \theta_4 \end{cases} \quad (12)$$

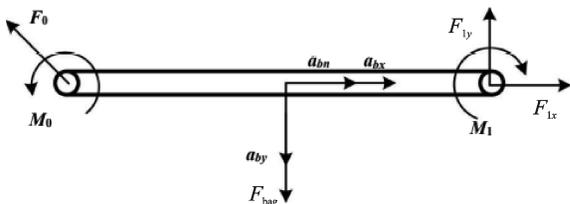


图 7 负重背包运动模型

Fig. 7 Weighted backpack movement model

$$\begin{cases} F_{1x} - F_0 \cos \theta_1 = m_b a_{Gbx} \\ F_{1y} + F_0 \sin \theta_1 - F_{bag} = m_b a_{Gby} \\ M_1 + \frac{1}{2} F_0 l_b \sin \theta_1 = I_b \ddot{\theta}_1 \end{cases} \quad (13)$$

式中 F_{bag} 为负载施加的力。

式(7)~(13)中, F_{ix}, F_{iy} 为各连接杆之间的作用力; a_{Gix}, a_{Giy} 为杆件重心的加速度; $a_{\tau i}$ 为杆件上的切向加速度; a_{ni} 为杆件上的法向加速度; M_i 为关节处力矩; θ_i 为关节转角。

后部支链受力分析如图 8 所示:负重主要由后部支链转移至地面,且储能元件为主要承力机构,因此分析行走过程中由 l_{kt} 变化引起的储能元件受力。储能元件为同轴心重叠双弹簧,在单个步态支撑周期内,人体穿戴外骨骼负重行走时顺次压缩两个弹簧,刚度分别为 k_1 与 k_2 ,在步态支撑周期前中期压缩长弹簧时,储能元件受力为:

$$F_5 = F_6 = k_1 (l_{kt} - l_6 - l_7 + h_1) \quad (14)$$

当处于步态支撑周期后期时两个弹簧均受到压缩,储能元件受力为:

$$F_5 = F_6 = k_1 \times (l_{kt} - l_6 - l_7 + h_1) + (l_{kt} - 2l_{k1} + l_{k2} h_2) \times k_2 + h_2 \times k_2 \quad (15)$$

式中 l_{k2} 为短弹簧的长度; h_2 为初始压缩量; k_1 为长弹簧的刚度; k_2 为短弹簧的刚度; l_{kt} 为弹簧形变量。

在求得力 F_5, F_6 前提下,通过角 α_2, α_3 建立三角函数,如下式所示,可对后部支链各杆件及膝部连接杆进行受力分析:

$$\begin{cases} \frac{F_0}{\sin \alpha_3} = \frac{F_5}{\sin(\alpha_2 + \alpha_3)} \\ \frac{F_9}{\sin \alpha_3} = \frac{F_5}{\sin(\alpha_2 + \alpha_3)} \end{cases} \quad (16)$$

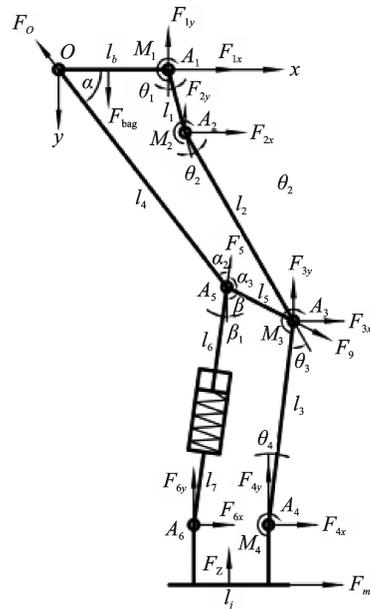


图 8 外骨骼力学模型图

Fig. 8 Model diagram of exoskeleton mechanics

由以上的力、力矩平衡方程代入消去杆件之间作用力,可解得各关节力矩 M_i ,表达式如下式所示:

$$M_2 = (I_{nc} + m_n l_{nc}^2 \sin\theta_2 \cos\theta_2) \ddot{\theta}_2 + m_n l_{nc} \dot{\theta}_2^2 (\sin^2\theta_2 - \cos^2\theta_2) + (F_{bag} + m_n g) l_{nc} \sin\theta_2 \quad (17)$$

$$M_3 = (I_{tc} + 2m_t l_{tc} 2\sin\theta_3 \cos\theta_3) \ddot{\theta}_3 + m_t l_{tc} \dot{\theta}_3^2 (\sin^2\theta_3 - \cos^2\theta_3) - F_{9'x} l_{tc} \cos\theta_3 - F_{9'y} l_{tc} \sin\theta_3 + m_s l_{gt} \sin\theta_3 \quad (18)$$

$$M_4 = [I_{sc} + m_s l_{sc} (\sin^2\theta_4 - \cos^2\theta_4)] \ddot{\theta}_4 + 2m_s l_{sc}^2 \dot{\theta}_4^2 \sin\theta_4 \cos\theta_4 + F_{9'x} l_{sc} \cos\theta_4 - (F_{9'y} - F_z) l_{sc} \sin\theta_4 - m_s g l_{gs} \sin\theta_4 \quad (19)$$

$$M_1 = I_b \ddot{\theta}_1 - \frac{1}{2} (m_b \frac{1}{2} l_b \dot{\theta}_1^2 + F_{bag}) l_b \quad (20)$$

最终所建立的动力学方程如下式所示：

$$\begin{bmatrix} M_1 \\ M_2 \\ M_3 \\ M_4 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} A_{11} & A_{12} & A_{13} & A_{14} \\ 0 & A_{22} & A_{23} & A_{24} \\ 0 & 0 & A_{33} & A_{34} \\ 0 & 0 & 0 & A_{44} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{\theta}_1 \\ \ddot{\theta}_2 \\ \ddot{\theta}_3 \\ \ddot{\theta}_4 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} B_{11} & B_{12} & B_{13} & B_{14} \\ 0 & B_{22} & B_{23} & B_{24} \\ 0 & 0 & B_{33} & B_{34} \\ 0 & 0 & 0 & B_{44} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \\ \dot{\theta}_3 \\ \dot{\theta}_4 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} -\frac{1}{2} l_b F_{bag} \\ F_{bag} l_{nc} \sin\theta_2 \\ -F_{9'x} l_{tc} \cos\theta_3 - F_{9'y} l_{tc} \sin\theta_3 \\ -F_{9'x} l_{sc} \cos\theta_4 - (F_{9'y} - F_z) l_{sc} \sin\theta_4 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} (m_n + m_t + m_s) l_{gb} \sin\theta_1 \\ (m_n + m_t + m_s) l_{gn} \sin\theta_2 \\ (m_t + m_s) l_{gt} \sin\theta_3 \\ m_s g l_{gs} \sin\theta_4 \end{bmatrix} \quad (21)$$

式中 $[A_{ij}]_{4 \times 4}$ 为由加速度引起的关节力矩项； $[B_{ij}]_{4 \times 4}$ 为速度引起的关节力矩项。后两个矩阵分别表示地面力、重力引起的力矩项。为方便计算，将足部与地面的摩擦力按动摩擦处理。

2.3 人体下肢关节角度信号采集

对下肢各关节动力学求解，需要人体各关节的运动信息，对人体下肢关节角度进行信号采集实验。

实验选用 FASTCAM SA-X29 三维运动捕捉^[13]和分析系统对身高 175 cm，体重 80 kg 的受试者进行运动数据采集，如图 9 所示。试验人员穿着试验服，在左脚踝和右脚踝、左膝关节和右膝关节、

右腕关节和右髋关节等重要部位粘贴识别点。用高速摄像机捕捉实验者的运动数据。可以很容易地获得髋关节、膝关节和踝关节的角度运动变化数据，再对原始数据进行数据提取，将欧拉角换算成弧度，得到人体下肢关节角运动数据，如图 10 所示。

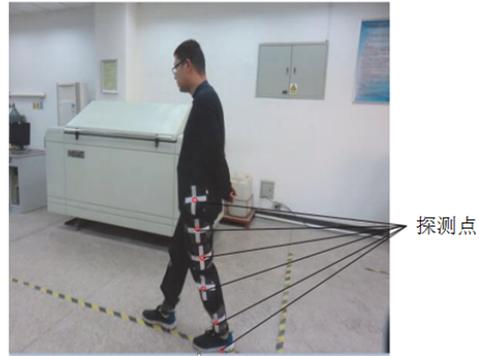


图9 FASTCAM SA-X29 三维动作捕捉系统

Fig. 9 FASTCAM SA-X29 3D motion capture system

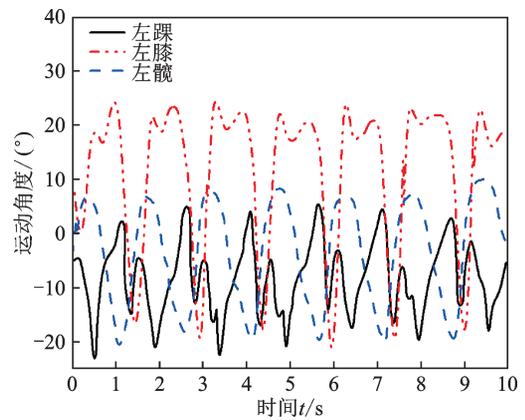


图10 关节角运动数据图

Fig. 10 Data of joint angular motion

2.4 基于 Simmechanics 的人机耦合的下肢建模

基于动力学方程，在 Simmechanics 中建立人机耦合的下肢模型^[14]，如图 11 所示，将信号采集的角度进行多项式拟合得到角位移函数，对角度进行求导计算出各关节的角速度、角加速度，再将每一时刻各关节的角度、角速度，角加速度以及模型的其他参数作为模型的输入参数，定义子模块关节驱动。

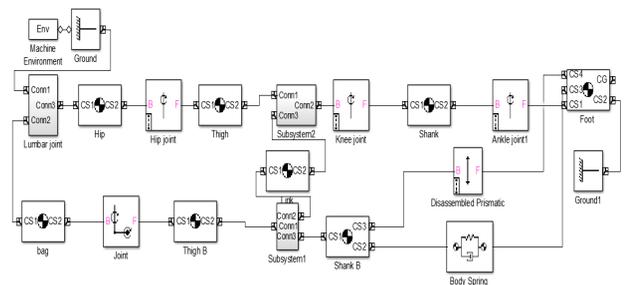


图11 下肢仿真模型

Fig. 11 Lower limb simulation model

根据已计算出的力矩表达式,确定模型中的各个参数,储能元件基本参数如表 1 所示,人体模型参数如表 2 所示^[15]。计算所得到的数据将作为动力学公式所需参数。

表 1 储能元件基本参数

Tab. 1 Basic parameters of energy storage components

$k_1/(\text{N}\cdot\text{mm}^{-1})$	$k_2/(\text{N}\cdot\text{mm}^{-1})$	l_{k2}/mm	h_2/mm
5	7	150	40

表 2 人体动力学模型参数

Tab. 2 Parameters of human dynamic model

身体部位	质心位置/m		相对质量/%	转动惯量/ ($\text{kg}\cdot\text{m}^2$)
	L_{cs}	L_{cr}		
大腿	$0.453l_{1r}$	$0.547l_{1r}$	14.19	$I_{2rc} = m_{2r}l_{2rc}^2$
小腿	$0.393l_{3r}$	$0.607l_{3r}$	3.67	$I_{3rc} = m_{3r}l_{3rc}^2$
足部	$0.486l_j$	$0.514l_j$	1.48	$I_{jc} = m_jl_{jc}^2$
躯干	$0.403l_{1r}$	$0.597l_{1r}$	27.23	$I_{1rc} = m_{1r}l_{1rc}^2$

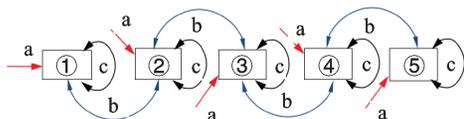
注: L_{cs} 为各环节之心上部尺寸占全长百分比; L_{cr} 为各环节之心下部尺寸占全长百分比。

对模型进行参数配置并运行,得到了髌、膝、踝三个下肢关节的动态力矩变化。进而建立相应的能量模型和优化模型对弹簧刚度进行优化。

3 人机耦合负重行走能量模型

3.1 人机耦合负重行走能量流动方程

在人体稳定行走步态中,重力和人体驱动关节做功,在整个运动阶段系统的能量守恒^[16]。能量的转化和守恒与人体稳定行走有着密切的关系。为了更清晰地说明人机耦合运动过程中动能、势能和功率的关系,将利用五杆模型来分析能量在肢体间传递与转换的关系,如图 12 所示。



注: 1.支撑小腿; 2.支撑大腿; 3.上肢躯干; 4.摆动大腿; 5.摆动小腿。
a. 能量的输入; b. 传递的能量; c. 能量的转换。

图 12 人体下肢系统能量流动图

Fig. 12 Energy flow diagram of human lower limb system

建立肢体间的能量流动方程为:

$$E_{\text{输入}} = E_{\text{输出}} + V + T \quad (22)$$

式中 $E_{\text{输入}}$ 为外界输入能量; $E_{\text{输出}}$ 为向下一关节传递的能量; V 为势能; T 为动能。

以此说明人机耦合在负重稳定行走的运动过程中的能量流动规律,通过机械能的变化量确定系统

所需要的能量。为人机耦合外骨骼的能耗分析提供理论支持。

3.2 人机耦合负重行走人体能耗计算方法

在人机耦合负重行走条件下,采用关节功率法^[17]求解功率。将关节视做功源,则该关节做功的功率为:

$$P = M\dot{\theta} \quad (23)$$

式中 $\dot{\theta}$ 为关节角速度; M 为关节力矩。

利用关节功率积分求解关节驱动做功:

$$W = \int P dt \quad (24)$$

以此可以得到各关节驱动力的做功变化量,更加简单地求解人体的最低能耗。

3.3 人机耦合负重行走过程能量分析

人体负重行走时的能量应随负重行走的运动姿态而改变,结合人体行走时的能量转化,以确定最优的弹簧刚度。

建立人体-外骨骼系统负重行走情况下的五杆模型,如图 13 所示。整个运动过程,人体-外骨骼系统的总能量应当为重物能量、外骨骼、人体外骨骼系统行走时动能、势能的累加能量的总和,如下式所示:

$$V_{\text{总}} = V_G + V \quad (25)$$

$$T_{\text{总}} = T_G + T \quad (26)$$

$$W = V_{\text{总}} + T_{\text{总}} \quad (27)$$

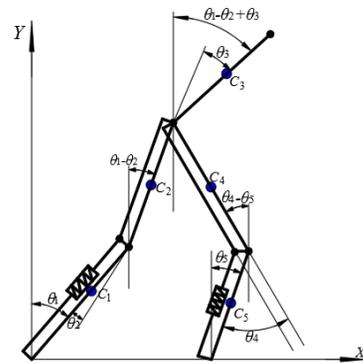


图 13 人体下肢五杆模型图

Fig. 13 Five-bar model of human lower limbs

将人体运动过程简化为五杆模型,分别为躯干、左小腿、左大腿、右大腿、右小腿。其中左腿,右腿的后部支链又包含储能弹簧。 C_1 - C_5 分别为左小腿、左大腿、躯干、右大腿、右小腿的质心点,各部位的质量分别为 $m_1 \sim m_5$,左右腿的各部位长度应相等,根据之前建立的人机耦合的模型,寻找到各部位质心在坐标中的相对位置,用以求得各部位在行走过程中的能量,以支撑脚踝关节为零势能点。

质点系从某位置到其“零势能位置”的运动过程

中,各有势能的力做功的代数和为此质点系在该位置的势能。如下式所示:

$$V = mg(y_{ci} - y_{ci-1}) \quad (28)$$

式中 y_{ci} 为质点坐标。

做平面运动的刚体的动能,等于随质心平移的动能与绕质心转动的动能的和,如下式所示:

$$T = \frac{1}{2} m v_c^2 + \frac{1}{2} J_c \dot{\theta}^2 \quad (29)$$

式中 v_c 为质心速度; J_c 为对质心轴的转动惯量。

本外骨骼为无动力储能式辅助负重外骨骼,在机构中存在储能弹簧,存在弹性势能和重力势能、动能之间的转化。弹簧势能 V_k 为:

$$V_k = \frac{k}{2} \vartheta^2 \quad (30)$$

式中 k 为弹簧的刚度系数; ϑ 为弹簧形变量。

4 储能元件刚度优化

4.1 目标函数及约束条件

提出一种节能方案:储能元件在行走过程中代替人体做功,将重力势能转化为自身的势能储存,在关节需要做功的阶段将能量释放以此来实现重力势能的循环应用。

利用之前的动力学方程和此前得到的能量分析,进行多目标优化,对储能元件刚度进行优化,在人体负重行走时表现出更好的性能,可以有效地减少行走时各关节的转矩和人体能量的消耗。

由于转矩属于矢量^[18],为了更加准确地求解出一个步态支撑周期内各关节的有效转矩,采用均方根值法对整个周内不同关节角度的转矩进行求和。

以下肢各关节由负载产生的总有效转矩作为目标函数,建立优化模型如下式所示:

$$\min f(k) = \min \left(\sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N M_{2i}^2}{N}} + \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N M_{3i}^2}{N}} + \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N M_{4i}^2}{N}} \right) \quad (31)$$

式中 $\min f(k)$ 为一个步态支撑周期内人体下肢各关节产生的转矩之和最小值; N 表示一个步态支撑

周期 T 分为 N 等份; $\sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N M_i^2}{N}}$ 为单位时间内人体各关节转矩的平均值。

外骨骼储能元件刚度优化模型的约束条件:

1) 在弹簧单侧下肢从站立中期足跟着地到站立末期足尖离地的过程中,重物的能量转化为弹性势

能并储存,遵守能量守恒定律,并减少人体能耗。

2) 一个步态周期内,优化后三个关节由负载产生的平均转矩应减少。

3) 弹簧刚度应始终大于 0,短弹簧的刚度应大于长弹簧的刚度。

4) 关节倾角不超过人体正常行走关节倾角的值,行走步态不发生改变。

约束条件即:

$$\textcircled{1} E_k > 0, W_j \leq W_i$$

$$\textcircled{2} \left| \frac{M_j}{N} \right| \leq \left| \frac{M_i}{N} \right|$$

$$\textcircled{3} k_2 > k_1 > 0$$

4.2 优化方法、参数设置及优化结果

已知待优化的数学模型中有变刚度的储能元件,行走过程中顺次压缩两个弹簧。设定优化参数为 k_1, k_2 。利用 MATLAB 中的极值函数用于求取不等式约束的单变量非线性规划问题 $\min \int_0^{\theta_1} |M_i(k_1, k_2)| d\theta$ 的极大极小值。以此对该刚度优化模型进行求解,目标函数如式(31)所示,各关节转角 θ_i ,机构的尺寸参数 l_{k1}, h_i, l_{k2} 为已知变量。通过目标函数,根据之前建立的动力学数学模型,得到人体关节力矩与人体身高体重及各关节角度的关系,应用关节功率法,能量的数学模型来自于关节力矩动力学的数学模型,所以在约束条件下实现关节力矩最小,即实现了人体能耗降低。在人体身高 175 cm、体重 80 kg 组合确定的情况下,长弹簧刚度 k_1 和短弹簧刚度 k_2 的优化结果如图 14 所示。

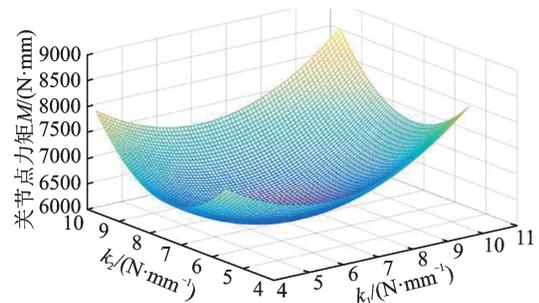


图 14 优化后弹簧刚度分布图

Fig. 14 Distribution of spring stiffness after optimization

求解出目标函数 $f(x)$ 的最小值,从图中可以看出紫色区域处于图像最低点,即关节力矩最小,得到优化参数的最优解,如表 3 所示。

表 3 优化参数最优解

Tab. 3 Optimal solutions of optimization parameters		
	$k_1/(N \cdot mm^{-1})$	$k_2/(N \cdot mm^{-1})$
最优解	6.094	7.916

4.3 优化后的仿真验证及结果分析

优化后的结果需与 AnyBody 相关软件建模^[19]获得的人体模型和未优化前穿戴下肢外骨骼行走时各关节产生的转矩、功率以及外骨骼系统的能耗作比较,来检测人体能耗的降低程度。

将步态支撑周期内,穿戴下肢外骨骼前后,人体髋、膝、踝关节产生的转矩进行对比,如图 15 所示。人体模型在未穿戴下肢外骨骼时,3 条动态曲线在局部都有不同程度的震荡冲击,且震荡位置都在 0.6 s 附近。通过对照人体行走步态,该时刻处于摆动脚着地的时刻,由此可知,人体在摆动腿着地瞬间会产生冲击,造成关节力矩的震荡。由图可知,穿戴外骨骼可有效减轻对关节的震荡冲击,与未穿戴下肢外骨骼模式相比,穿戴下肢外骨骼模式的各关节力矩显著减少,优化后各关节力矩的减少更为明显。膝关节和踝关节减少较多,约为 25%。但踝关节峰值出现了滞后。

如图 16 功率曲线所示,髋关节、膝关节、踝关节在一个步态周期内,都存在功率为负值的阶段。对

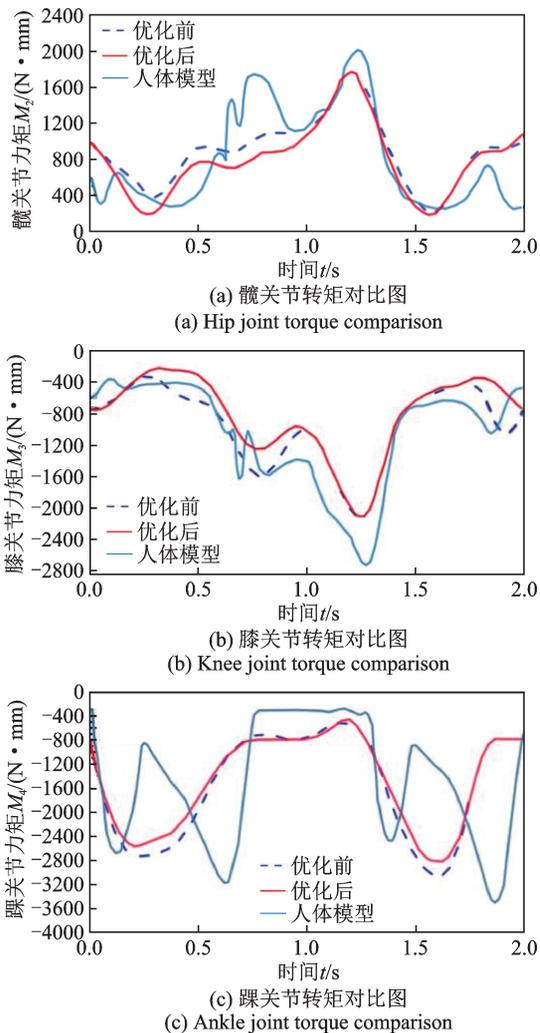


图 15 穿戴外骨骼前后,人体下肢各关节转矩对比图
Fig. 15 Torque comparison diagram of various joints of lower limbs before and after wearing exoskeleton

于优化储能元件刚度后的外骨骼,实现了对人体能耗的减少,在关节做负功时储能元件能有效地代替人体做功,将重物的重力势能储存,实现了势能的循环利用,外骨骼的性能得到了较大的改善。

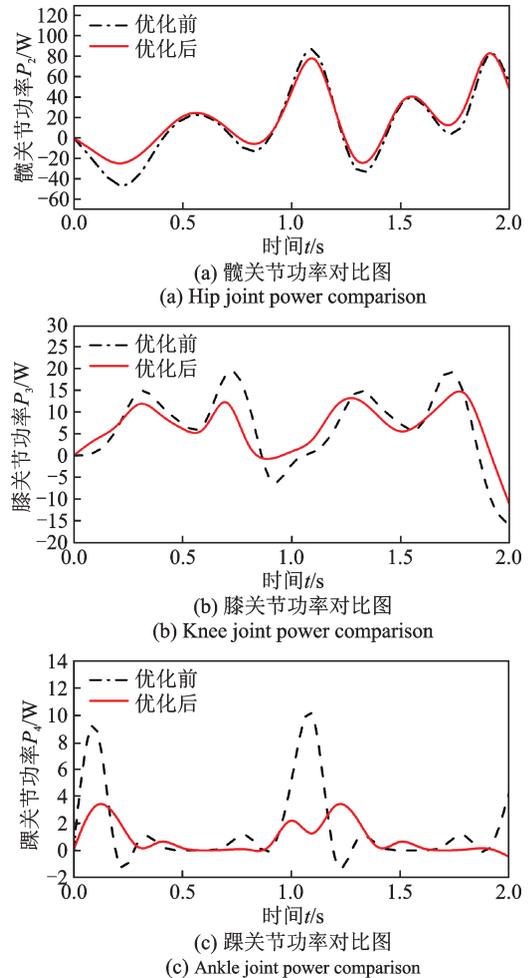


图 16 优化外骨骼前后,人体下肢各关节功率对比图
Fig. 16 Comparison diagram of power of lower limb joints before and after exoskeleton optimization

如图 17 所示,通过之前建立的外骨骼系统的五杆模型,外骨骼系统优化前后的能量守恒,验证了求解过程的正确性,说明穿戴下肢外骨骼能有效地减少人体能耗。

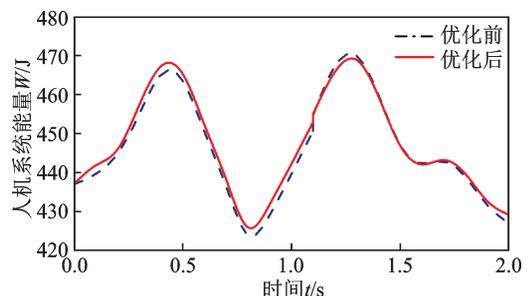


图 17 优化外骨骼前后,外骨骼系统能量对比图
Fig. 17 Comparison diagram of exoskeleton system energy before and after exoskeleton optimization

5 结 论

(1)通过牛顿-欧拉动力学方法建立人机耦合的动力学数学模型,根据人体参数计算出了动力学方程中需要的人体大小腿的长度、质量以及转动惯量等参数,将三维运动采集设备采集的关节角数据计算处理后导入到 MATLAB 中,对 人 机 耦 合 动 力 学 模 型 进 行 求 解 计 算,得 到 了 髌、膝、踝 三 个 下 肢 关 节 的 动 态 力 矩 的 变 化 规 律。

(2)基于能量守恒定律和能量流动特性,建立人体下肢能量流动方程和人体-外骨骼系统负重行走情况下的五杆模型,通过对比优化前后外骨骼系统能量的变化来验证系统的机械能守恒,为外骨骼能量分析提供参考。

(3)结合关节转矩的动力学模型以及目标函数建立储能元件刚度的优化模型。保证了无动力外骨骼最大程度减少了关节产生的转矩。膝关节和踝关节减少较多,约为 25%。通过对比分析,人体穿戴优化后外骨骼,有效地减轻了下肢着地时对人体的冲击,减少了人体下肢各关节转矩。因此,穿戴外骨骼后能有效地降低人体能耗。

参 考 文 献:

- [1] Robert B. Exoskeletons—a review of industrial applications[J]. *The Industrial Robot*, 2018, 45(5): 585-590.
- [2] Yan T, Cempini M, Oddo C M, et al. Review of assistive strategies in powered lower-limb orthoses and exoskeletons [J]. *Robotics and Autonomous Systems*, 2015, 64: 120-136.
- [3] Tagliamonte N L, Sergi F, Carpino G, et al. Human-robot interaction tests on a novel robot for gait assistance[C]. *Proceedings of IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, Seattle, USA, 2013: 1-6.
- [4] Kawale S S, Sreekumar M. Design of a wearable lower body exoskeleton mechanism for shipbuilding industry [J]. *Procedia Computer Science*, 2018, 133: 1021-1028.
- [5] Chen Guiliang, Guo Jianli, Liu Gengqian. Dynamics analysis and PID control of knee joint of lower limb rehabilitation robot [J]. *Journal of Hebei University of Technology*, 2013, 42(5): 71-76.
- [6] 王东海. 基于行走步态的被动式重力支撑柔性下肢外骨骼系统[D]. 杭州:浙江大学,2016.
Wang Donghai. Flexible lower limb exoskeleton supported by passive gravity based on walking gait [D]. Hangzhou: Zhejiang University, 2016.
- [7] Collins S H, Wiggin M B, Sawicki G S. Reducing the energy cost of human walking using an unpowered exoskeleton[J]. *Nature*, 2015, 522(7555): 212-215.
- [8] 张建军,李天宇,王晓慧,等. 一种辅助负重人体下肢外骨骼: ZL105798893B[P],2017-9-12.
Zhang Jianjun, Li Tianyu, Wang Xiaohui, et al. An auxiliary weight-bearing exoskeleton of lower limbs: ZL105798893B[P], 2017-9-12.
- [9] 朱策策,张建军,阎强,等. 无动力储能式辅助负重外骨骼弹簧刚度优化[J]. *机械设计与研究*, 2019, 35(03):25-29+36.
Zhu Cece, Zhang Jianjun, Yan Qiang, et al. Optimization of the spring stiffness of an auxiliary weight-bearing exoskeleton without power storage[J]. *Mechanical Design and Research*, 2019, 35(03): 25-29+36.
- [10] 郑超. 基于人体能量流动特性的外骨骼低能耗驱动关节的研究[D]. 哈尔滨:哈尔滨工业大学,2016.
Zheng Chao. Research on exoskeleton low-energy drive joint based on human energy flow characteristics [D]. Harbin: Harbin Institute of Technology, 2016.
- [11] Guo Q, Li S, Jiang D. A lower extremity exoskeleton: Human-Machine coupled modeling, robust control design, simulation, and overload-carrying experiment[J]. *Mathematical Problems in Engineering*, 2015: 905761.
- [12] Neptune R R, McGowan C P. Muscle contributions to whole-body sagittal plane angular momentum during walking [J]. *Journal of Biomechanics*, 2010, 44(1): 6-12.
- [13] Yan Q, Zhang J J, Li B, et al. Kinematic analysis and dynamic optimization simulation of a novel unpowered exoskeleton with parallel topology[J]. *Journal of Robotics*, 2019, (1): 1-12.
- [14] 王砚,黎明安. Matlab/Simulink 动力学系统建模与仿真[M]. 北京:机械工业出版社,2018.
Wang Yan, Li Ming-an. Matlab/Simulink Dynamics System Modeling and Simulation [M]. Beijing: China Machinery Industry Press, 2018.
- [15] 中华人民共和国国家技术监督局. 中国成年人人体尺寸:GB/T 10000-1998[S]. 北京:中国标准出版社, 2004.
National Technical Supervision Bureau of the People's Republic of China. Chinese adult human body size: GB/T 10000-1998 [S]. Beijing: China Standard Press, 2004.
- [16] Jing Fang, Yuan Yuan. Human-in-the-loop optimization of wearable robots to reduce the human metabolic energy cost in physical movements[J]. *Robotics and Autonomous Systems*, 2020, 127.
- [17] 芦坤,周兴龙,闫松华,等. 人体日常活动机械功及能量效率的初步研究[J]. *北京生物医学工程*, 2014, 33

- (2):153-159+216.
- Lu Kun, Zhou Xinglong, Yan Songhua, et al. Preliminary study on mechanical work and energy efficiency of human daily activities[J]. Beijing Biomedical Engineering, 2014, 33(2): 153-159+216.
- [18] 许鸿谦. 助力外骨骼人机系统动力与能量驱动特征研究[D]. 成都:西南交通大学,2018.
- Xu Hongqian. Study on dynamic and energy drive characteristics of human-machine system with power-assisted exoskeleton[D]. Chengdu: Southwest Jiaotong University, 2018.
- [19] Divvaksh S C, Maria P C. Multi-directional one-handed strength assessments using AnyBody modeling systems [J]. Applied Ergonomics, 2018, 67: 225-236.

Human-machine dynamics and stiffness optimization of energy storage elements for unpowered lower limb loadbearing exoskeleton

CAO Yi^{1,2}, ZHANG Jian-jun^{1,2}, YAN Qiang^{1,2}, QI Kai-cheng^{1,2}, GUO Shi-jie^{1,2}

(1.School of Mechanical Engineering, Hebei University of Technology, Tianjin 300401, China;

2.Hebei Key Laboratory of Robot Perception and Man-Machine Integration, Tianjin 300130, China)

Abstract: In order to improve the efficiency of human transport, reduce the joint damage and improve the energy utilization efficiency of the exoskeleton, the stiffness of an energy storage element of the lower extremity exoskeletons was optimized based on man-machine dynamics. The Newton-Euler dynamics equation was used to establish a man-machine coupling dynamics model. The mathematical models of the relationship between the joint torque and the length, mass, joint angle and spring stiffness were obtained. The Angle data collected by the 3D motion capture system was substituted into the dynamic equation, and the dynamic variation rule of joint torque was calculated by MATLAB. The energy flow model of each part of the man-machine system was established, and the energy flow analysis in the gait cycle was carried out. The stiffness of the energy storage element was taken as the parameter, the energy flow of the energy storage element was taken as the constraint condition, and the minimum torque of each joint was taken as the goal to establish the optimization model. By comparing with the human model obtained by AnyBody human simulation software, the correctness of the optimization results was verified. The results showed that the wearable exoskeleton can reduce the impact of lower limb landing on human body, effectively reduce the energy consumption and the lower limb joint torque.

Key words: human-machine dynamics; weight-bearing exoskeleton; energy flow; stiffness optimization

作者简介: 曹 益(1996—),男,硕士研究生。电话:17333592968;E-mail:335672324@qq.com。

通讯作者: 张建军(1971—),男,教授,博士生导师。电话:13820008538;Email:zhjjun@hebut.edu.cn。