

重物质心自适应调节背负外骨骼负重性能分析

李希源^{1,2}, 张建军^{1,2}, 艾存金^{1,2}, 宋井科^{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 300401)

摘要: 背负的重物质心在矢状面上的大幅波动会对人体肩、背部产生冲击与振荡力, 引起上肢肌肉疲劳。为缓解和减轻重物对人体腰背部的冲击与振荡力, 提出了一款以髋关节驱动的重物质心自适应调节背负外骨骼。以人体五杆模型为研究对象, 运用 D-H 法建立人体-重物系统与人体-外骨骼-重物系统中重物质心运动学模型并对比重物质心轨迹, 基于牛顿-欧拉法建立人体动力学模型与人机动力学模型, 获得人体-重物系统与人体-外骨骼-重物系统中人体肩、背部受力的变化以及腰椎、髋、膝关节力矩的变化, 并利用生物力学软件 OpenSim 进行了验证。运动学、动力学分析及软件仿真表明了该外骨骼降低了重物质心的波动, 改善了各关节的力矩分布, 提升了负重性能。

关键词: 人机动力学; 背负外骨骼; 质心轨迹; 负重性能

中图分类号: O313.7; TP242.6 **文献标志码:** A **文章编号:** 1004-4523(2024)08-1299-09

DOI: 10.16385/j.cnki.issn.1004-4523.2024.08.004

引言

随着制造、物流、建筑等行业的机械自动化需求提高, 各类下肢助力型外骨骼应运而生, 用于辅助人体下肢运动, 增强人体负重能力, 为人体在运动过程中提供助力^[1-3]。然而, 大多数辅助负重助力型外骨骼忽略了对外骨骼背负机构的研究。行走过程中, 重物随人体运动所产生的振荡力会造成上肢肌肉疲劳, 而肩、背部的疲劳是负重行走过程中最常见局部疲劳之一, 严重制约人体体能的保持与发挥^[4]。因此, 有必要设计一种适用于重物背负的外骨骼来缓解行走过程中重物对人体的冲击带来的影响。

目前针对重物背负的研究主要集中在悬浮背包领域^[5-6]。在行走过程中, 通过在人体与重物之间创建相对运动, 以此来调节重物质心的运动并收集重物的重力势能将其转化为电能等。在助力型外骨骼领域, 背负机构直接或间接使用悬浮背包的原理。如马舜^[7]将弹性悬浮背包与下肢助力外骨骼进行组合, 增加人体负重运动能力; 刘静等^[8]通过在外骨骼与背包之间添加柔性缓冲支撑件, 来减小背包冲击以提高舒适性; 李志伟^[9]利用绳轮机构作为外骨骼机器人的背负机构使背包与人体做相反运动, 达到降低重物波动的效果; Hou 等^[10]通过电机等来调节悬浮背包的阻尼, 使背包可以在不同负重下可以达

到较为理想的重物波动调节的功能; Yang 等^[11]利用最优控制阻尼变量原理设计背负机构, 通过调节阻尼来实时匹配步态中各个阶段。以上外骨骼背负机构大多采用弹簧、绳轮等柔性机构进行重物重心调节。但其机构的原理均可视为弹簧阻尼系统, 仅在某一特定行走条件下重心调节效果明显。当重物重量或运动速度改变时, 需要对弹性悬浮背包机构的刚度或阻尼进行调节, 这也大大增加了背负机构的设计与控制难度。

基于上述研究与分析, 现有的以弹簧阻尼系统为基本原理的背负机构的设计上存在着适用范围单一、机构设计与控制难度大、重心调节性能受特定条件限制、稳定性差等问题。本文以人体在水平路面负重行走为应用场景, 设计一款重物质心自适应调节刚性背负外骨骼, 建立人体-外骨骼-重物系统运动学模型, 得到人机耦合作用下重物的波动, 对比人体-重物系统动力学与人体-外骨骼-重物系统动力学来分析外骨骼对人体上肢所受压力与下肢关节力矩的影响, 对背负外骨骼的拓展设计或与下肢助力外骨骼的模块化设计具有借鉴意义。

1 人体行走步态与质心运动分析

Murray 等^[12]介绍了人体在行走过程中躯体上下运动规律: 人体躯干、头部和手臂并不造成身体重

收稿日期: 2022-08-23; 修订日期: 2022-12-15

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); 中央引导地方科技发展资金基础研究(206Z1801G)。

心的垂直位移变化,而是骨盆、髋部、膝盖、脚踝和脚的相关运动导致了人体重心的垂直位移。当成年人以其最舒适的速度平地行走时,重心在矢状面上偏移大约4~5 cm^[12],如图1所示。人体重心在双腿支撑期处于最低点,在支撑中期达到最高点。当人体背负重物时,重物伴随人体在矢状面的垂直方向进行上下运动,从而对人体进行频繁的冲击。随着时间的增加,这种冲击引起人体肩、背部疲劳。

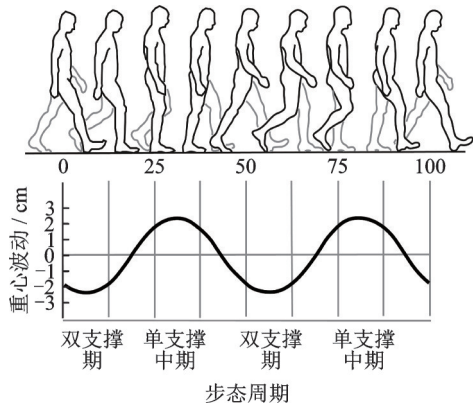


图1 步态与重心

Fig. 1 Gait and center of gravity

为确定重物在矢状面上的运动,对人体-重物系统进行运动学建模。采用人体五杆模型进行建模,因在行走过程中重心变化是由支撑下肢引起,选取支撑侧连杆模型进行分析,如图2所示。 x_i, y_i 分别表示躯干质心与重物质心在 x 方向与 y 方向的相对位置; O_0, O_1, O_2 分别为腰椎关节、髋关节、膝关节的旋转中心; θ_h, θ_k 分别为髋关节、膝关节转角; θ_{lumber} 为人体躯干前倾角度。大腿杆长 l_1 ,小腿杆长 l_s ,髋关节到躯干质心长 l_{bc} ,髋关节到腰椎关节长 l_{lumber} ,膝关节到大腿质心长 l_{tc} ,踝关节到小腿质心长 l_{sc} 。运用D-H法建立坐标系如图3所示,在踝关节转动中心处建立 $x_0o_0y_0$ 坐标系;在膝关节转动中心处建立 $x_1o_1y_1$ 坐标系;在髋关节转动中心处建立 $x_2o_2y_2$ 坐标

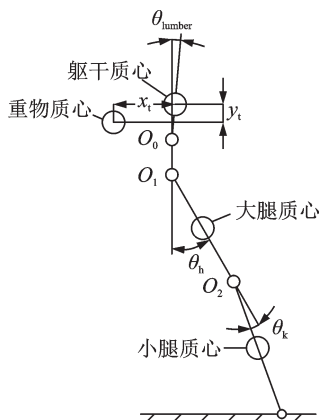


图2 人体-重物系统运动学模型

Fig. 2 Kinematics model of human-weight system

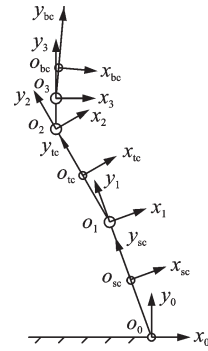


图3 D-H坐标系

Fig. 3 D-H coordinate system

系;在腰关系转动中心处建立 $x_3o_3y_3$ 坐标系;在小腿质心处建立 $x_{sc}o_{sc}y_{sc}$ 坐标系;在大腿质心处建立 $x_{tc}o_{tc}y_{tc}$ 坐标系;在躯干质心处建立 $x_{bc}o_{bc}y_{bc}$ 坐标系。整理出支撑相过程中重物质心在 y 方向的运动轨迹如下式所示:

$$y_w = (l_{bc} - l_{lumber}) \cos \theta_{lumber} + l_{lumber} + l_1 \cos \theta_h + l_s \cos (\theta_h - \theta_k) - y_i \quad (1)$$

2 背负外骨骼运动学建模

2.1 背负外骨骼构型

背负外骨骼主要由四杆机构、正弦机构与承重板组成,如图4所示。AE杆作为机构驱动杆与人体大腿绑缚,A点与人体髋关节保持在同一高度,E处为绑缚处。

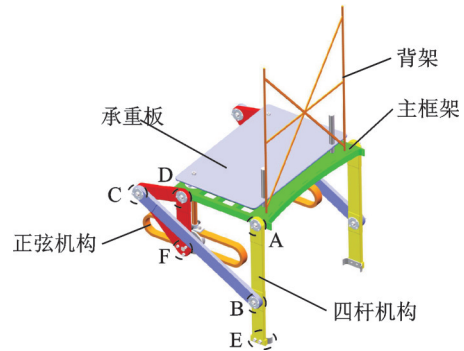


图4 背负外骨骼示意图

Fig. 4 Schematic diagram of the backpack exoskeleton

设正弦机构的机架与连杆末端之间的距离为 S ,DF杆长 l_0 ,连杆CDF相应转过 50° 与 100° ,如图5所示。根据人体正常行走步态中髋关节角度范围、人体尺寸^[13]以及保证机构运动过程中不会产生死点,在考虑杆长合适的情况下,AB杆长 $l_1=200$ mm,BC杆长 $l_2=356.33$ mm,CD杆长 $l_3=114.83$ mm,AD杆长 $l_4=200$ mm,AE杆长 $l_5=300$ mm,DF杆长 $l_0=140$ mm。

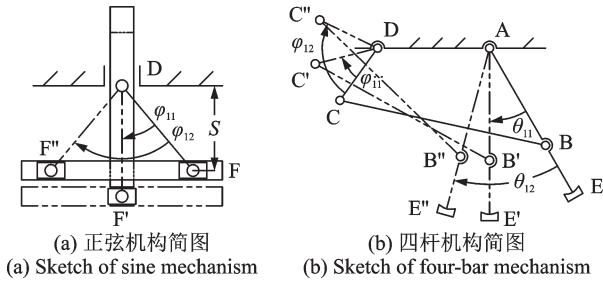


图 5 各机构简图

Fig. 5 Sketch of each institution

2.2 人-外骨骼-重物系统运动学建模

图 6 为外骨骼运动过程中的角度示意图。 θ 为 DF 杆与 y 轴正方向之间的夹角; $\theta_1, \alpha_2, \alpha_3$ 分别为四杆机构 AB 杆、BC 杆、CD 杆与 x 轴正方向之间的夹角;CD 杆与 DF 杆之间固连的夹角 α 为 76° 。

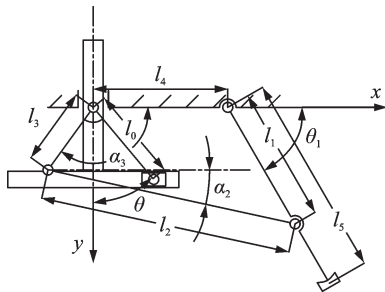


图 6 外骨骼角度示意图

Fig. 6 Schematic diagram of exoskeleton angle

正弦机构与四杆机构运动学模型如下式所示:

$$\Delta S = l_0 - l_0 \cos \theta \quad (2)$$

$$\begin{cases} l_1 \cos \theta_1 + l_4 = l_2 \cos \alpha_2 + l_3 \cos \alpha_3 \\ l_1 \sin \theta_1 = l_2 \sin \alpha_2 + l_3 \sin \alpha_3 \end{cases} \quad (3)$$

联立式(2)和(3)得:

$$\Delta S = l_0 - l_0 \sin(\alpha_3 - \alpha) \quad (4)$$

其中: $\alpha_3 = \arcsin \frac{l_1 \sin \theta_1}{A} + \arccos \frac{A^2 + l_3^2 - l_2^2}{2l_3 A}$,

$$A = \sqrt{l_1^2 + l_4^2 - 2l_1 l_4 \cos \theta_1}$$

图 7 为人体穿戴背负外骨骼时的示意图,图 8 为人体-外骨骼-重物系统尺寸参数示意图。图 8 中, x'_t 表示躯干质心与髋关节在 x 方向的相对位置, S_1 为设计尺寸, S_2 为重物质心到承重板的距离。人体穿戴背负机构后,机构的输入 θ_1 与人体髋关节运动角度 θ_h 之间的关系为:

$$\theta_1 = \frac{\pi}{2} - \theta_h \quad (5)$$

运用 D-H 法可整理出人体-外骨骼-重物系统中重物质心在 y 方向的运动轨迹:

$$y'_w = l_1 \cos \theta_h + l_s \cos(\theta_h - \theta_k) + S_1 + S_2 - S \quad (6)$$

选择 30 kg 重物为研究对象,根据闫可等^[14]、Li 等^[15]关于背部负重对人体步态影响及躯干稳定性的

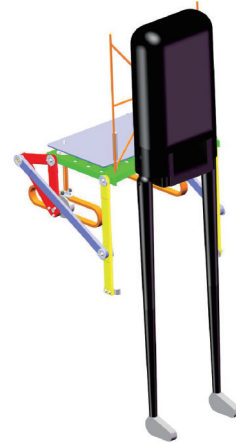


图 7 背负外骨骼穿戴图

Fig. 7 Wearing diagram of the backpack exoskeleton

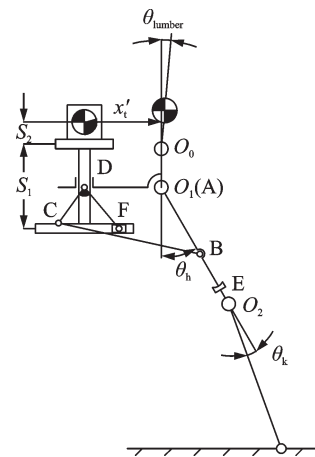


图 8 人体-外骨骼-重物系统参数示意图

Fig. 8 Human-exoskeleton-weight system parameter diagram

研究,此时人体躯干前倾的角度在 $5^\circ \pm 2^\circ$ 的变化范围内,因此规定人体前倾角度 θ_{lumber} 保持 5° 不变。根据式(1)与(6)得到人体单独负重与人机耦合负重时重物质心在矢状面 y 方向上的运动轨迹对比,如图 9 所示。

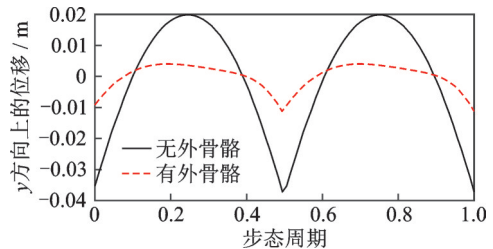


图 9 重物质心运动轨迹对比

Fig. 9 Trajectory comparison of the weight center

正如图 1 所示,在双支撑相末期至下一个双支撑相初期,人体质心不断地从最低点变化至最高点,再从最高点回到最低点;重物从最高点下移至最低点,再上移至最高点,使重物的移动方向与人体质心的变化方向相反,即人体质心从最低点运动至最高点的过程中,重物从最高点运动至最低点,人体质心

从最低点运动至最高点的过程中,重物从最低点运动至最高点,实现重物质心的随人体步态的自适应调节,通过控制重物的移动方向来减小重物的振荡,如图 10 所示。

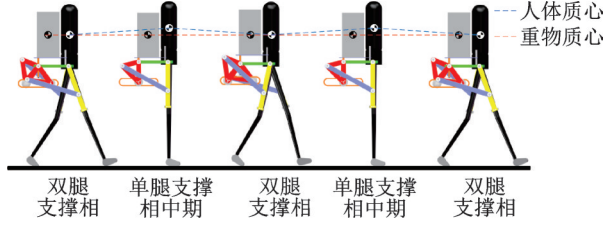


图 10 重物质心随步态自适应调节过程

Fig. 10 Adaptive adjustment process of the weight center with gait

3 人体-重物系统动力学模型

利用牛顿-欧拉法建立人体-重物系统动力学模型。将人体上、下肢分别视为行走过程中的乘客单元区与运动单元区^[16],以腰椎关节到髌关节为分界处,分别对人体上、下肢进行动力学建模。

设人体上肢质量 m_b ,大腿质量 m_t ,小腿质量 m_s 。在上肢动力学建模中,腰椎关节始终承担着上肢与重物的全部重量。在下肢动力学建模中,因上肢与重物均是行走过程中的乘客单元区,将两者看作一个整体,其总重量为 m_{bw} 。因下肢关节承担的乘客单元区重量在不同的步态周期阶段不同,所以将步态周期分为单腿支撑相与双腿支撑相分别进行建模。

3.1 人体-重物系统上肢动力学模型

人体-重物系统上肢动力学如图 11 所示。 F_1, F_2 分别表示人体背部、肩部所受压力;腰椎关节力矩为 M_{lumber} 。

人体背部、肩部压力和腰椎关节力矩分别为:

$$F_1 = m_w [(g + a_{yw}) \sin \theta_{lumber} + a_{yw} \cos \theta_{lumber}] \quad (7)$$

$$F_2 = m_w (g + a_{yw}) \quad (8)$$

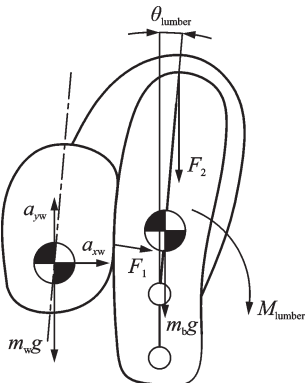


图 11 人体-重物系统上肢动力学

Fig. 11 Upper limb dynamics of human-weight system

$$M_{lumber} = m_b g (l_{bc} - l_t) \sin \theta_{lumber} + m_w (g + a_{yw}) (l_b - l_t) \sin \theta_{lumber} \quad (9)$$

式中 a_{xw}, a_{yw} 表示重物质心在 x 方向与 y 方向上的加速度。

3.2 人体-重物系统下肢单腿支撑相动力学模型

在单腿支撑相中,支撑腿承担着上肢与重物的全部重量,摆动腿不承担重量。通过运动学分析得出在单腿支撑相各部位质心坐标如下:

左小腿:

$$\begin{cases} x_{scL} = x_0 - l_{sc} \sin(\theta_{hL} - \theta_{kL}) \\ y_{scL} = l_{sc} \cos(\theta_{hL} - \theta_{kL}) \end{cases}$$

左大腿:

$$\begin{cases} x_{tcL} = x_0 - l_{tc} \sin \theta_{hL} - l_s \sin(\theta_{hL} - \theta_{kL}) \\ y_{tcL} = l_{tc} \cos \theta_{hL} + l_s \cos(\theta_{hL} - \theta_{kL}) \end{cases}$$

躯干:

$$\begin{cases} x_{bc} = x_0 - l_t \sin \theta_{hL} - l_s \sin(\theta_{hL} - \theta_{kL}) + (l_{bc} - l_{lumber}) \sin \theta_{lumber} \\ y_{bc} = (l_{bc} - l_{lumber}) \cos \theta_{lumber} + l_t \cos \theta_{hL} + l_s \cos(\theta_{hL} - \theta_{kL}) + l_{lumber} \end{cases}$$

右大腿:

$$\begin{cases} x_{tcR} = x_{bc} + (l_t - l_{tc}) \sin \theta_{hR} \\ y_{tcR} = y_{bc} - (l_t - l_{tc}) \cos \theta_{hR} \end{cases}$$

右小腿:

$$\begin{cases} x_{scR} = x_{bc} + l_t \sin \theta_{hR} + (l_s - l_{sc}) \sin(\theta_{hR} - \theta_{kR}) \\ y_{scR} = y_{bc} - l_t \cos \theta_{hR} - (l_s - l_{sc}) \cos(\theta_{hR} - \theta_{kR}) \end{cases}$$

对单腿支撑相各部分应用牛顿-欧拉法进行动力学分析,如图 12 所示。图中, F_{kRr}, F_{kRy}, M_{kR} 分别为右侧膝关节处 x, y 方向的相互作用力及力矩; F_{hRr}, F_{hRy}, M_{hR} 分别为右侧髌关节处 x, y 方向的相互作用力及力矩; F_{hLr}, F_{hLy}, M_{hL} 分别为左侧髌关节处 x, y 方向的相互作用力及力矩; F_{kLr}, F_{kLy}, M_{kL} 分别为左侧膝关节处 x, y 方向的相互作用力及力矩; F_N, F_t, M_{aL} 分别为踝关节处 x, y 方向的相互作用力及力矩,其中 x 方向为地面支撑力 F_N , y 方向为摩擦力 F_t 。

依次对右小腿、右大腿、躯干、左大腿及左小腿建立牛顿-欧拉方程。求解支撑左腿与摆动右腿的髌、膝关节力矩如下式所示:

$$M_{hL} = J_b \ddot{\theta}_{hL} + m_{bw} g (l_{bc} - l_{lumber}) \sin \theta_{lumber} \quad (10)$$

$$M_{kL} = M_{hL} + J_t \ddot{\theta}_{hL} - m_t g l_{tc} \sin \theta_{hL} - m_{bw} (g + a_{ybc}) l_t \sin \theta_{hL} - m_{bw} a_{xbc} l_t \cos \theta_{hL} \quad (11)$$

$$M_{kR} = J_s (\ddot{\theta}_{hR} - \ddot{\theta}_{kR}) - m_s g (l_s - l_{sc}) \sin(\theta_{hR} - \theta_{kR}) \quad (12)$$

$$M_{hR} = M_{hR} + J_t \ddot{\theta}_{hR} - m_t g (l_t - l_{tc}) \sin \theta_{hR} - m_s (g + a_{yrcR}) l_t \sin \theta_{hR} + m_s a_{xrcR} l_t \cos \theta_{hR} \quad (13)$$

$$\begin{cases} x_3 = -l_4 + l_{3c} \cos(\alpha_3 - \alpha + \alpha') \\ y_3 = l_{3c} \sin(\alpha_3 - \alpha + \alpha') \end{cases},$$

$$\begin{cases} x_5 = -l_4 + l_0 \cos(\alpha_3 - \alpha) \\ y_5 = l_0 \sin(\alpha_3 - \alpha) \end{cases},$$

$$\begin{cases} x_6 = -l_4 \\ y_6 = l_0 \sin(\alpha_3 - \alpha) - \frac{S_1}{2} \end{cases},$$

$$\begin{cases} x_w = -l_4 \\ y_w = l_0 \sin(\alpha_3 - \alpha) - S_1 - S_2' \end{cases},$$

$$\alpha_2 = \alpha_2(\theta_1), \quad \dot{\alpha}_2 = \frac{\partial \alpha_2}{\partial \theta_1} \dot{\theta}_1,$$

$$\alpha_3 = \alpha_3(\theta_1), \quad \dot{\alpha}_3 = \frac{\partial \alpha_3}{\partial \theta_1} \dot{\theta}_1.$$

结合外骨骼运动学结果得到外骨骼动能 K 与势能 P 分别为:

$$K = \frac{1}{2} \left[\sum_i m_i (x_i^2 + y_i^2) + J_1 \dot{\theta}_1^2 + \sum_j J_j \left(\frac{\partial \alpha_j}{\partial \theta_1} \right)^2 \dot{\theta}_1^2 \right],$$

$$i = 1, 2, 3, 5, 6, w; \quad j = 2, 3 \quad (19)$$

$$P = \sum_i m_i g y_i \quad i = 1, 2, 3, 5, 6, w \quad (20)$$

拉格朗日动力学方程为:

$$L = K - P, \quad M = \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_1} \right) - \frac{\partial L}{\partial \theta_1} \quad (21)$$

将式(19),(20)代入式(21),得出驱动力矩 M 如下式所示:

$$M = M_1(\theta_1) \ddot{\theta}_1 + M_2(\theta_1) \dot{\theta}_1^2 + M_3(\theta_1) \quad (22)$$

式中 $M_1(\theta_1)$ 表示惯性项; $M_2(\theta_1)$ 表示离心力与科氏力项; $M_3(\theta_1)$ 表示重力项。

人机交互力即绑缚E处力 F_{bIE} 如下式:

$$F_{bIE} = \frac{M}{l_5} \quad (23)$$

E点处绑缚力如图14所示。

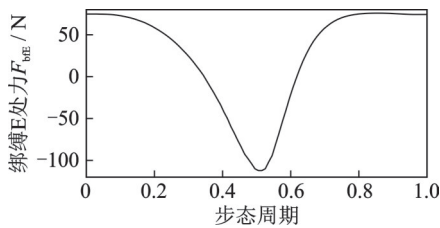


图14 E点处绑缚力

Fig. 14 Binding force at E point

4.2 人体-外骨骼-重物系统上肢动力学模型

图15为人体-外骨骼-重物系统上肢动力学模型。 F_1' , F_2' 分别表示人体背部、肩部所受压力。腰椎关节 O_0 处所受关节力矩为 M'_{lumber} 。

此时人体背部、肩部压力、腰椎关节力矩分

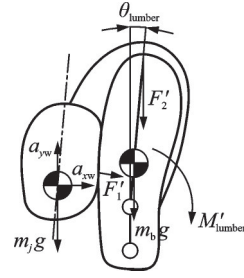


图15 人体-外骨骼-重物系统上肢动力学

Fig. 15 Upper limb dynamics of human-exoskeleton-weight system

别为:

$$F_1' = m_j [(g + a_{ybc}) \sin \theta_{lumber} + a_{xbc} \cos \theta_{lumber}] \quad (24)$$

$$F_2' = m_j (g + a_{ybc}) \quad (25)$$

$$M'_{lumber} = m_b g (l_{bc} - l_{lumber}) \sin \theta_{lumber} + m_j (g + a_{ybc}) (l_b - l_{lumber}) \sin \theta_{lumber} \quad (26)$$

4.3 人体-外骨骼-重物系统下肢单腿支撑相动力学模型

在人体-外骨骼-重物系统中,人体单腿支撑相支撑腿承担着上肢与背负外骨骼的重量 m_{bj} ,摆动腿不承担重量。此时人体-外骨骼-重物系统下肢动力学模型与人体-重物系统下肢动力学模型仅存在大腿上的区别,即人体-外骨骼-重物系统下肢大腿处具有人机交互力 F_{bIE} ,如图16所示。

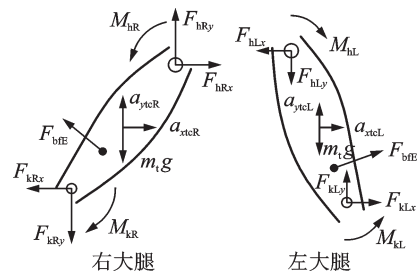


图16 人体-外骨骼-重物系统单腿支撑相大腿动力学

Fig. 16 Thigh dynamics of single leg support phase in human-exoskeleton-weight system

人体-外骨骼-重物系统下肢动力学与人体-重物系统下肢动力学分析过程一致,支撑左腿与摆动右腿的髋、膝关节力矩如下:

$$M'_{hL} = J_b \ddot{\theta}_{hL} + m_{bj} g (l_{bc} - l_{lumber}) \sin \theta_{lumber} \quad (27)$$

$$M'_{kL} = M'_{hL} + J_t \ddot{\theta}_{hL} - m_t g l_{tc} \sin \theta_{hL} + F_{bIE} (l_t - l_5 - m_{bj} l_t [(g + a_{ybc}) \sin \theta_{hL} + a_{xbc} \cos \theta_{hL}]) \quad (28)$$

$$M'_{kR} = J_s (\ddot{\theta}_{hR} - \ddot{\theta}_{kR}) - m_s g (l_s - l_{sc}) \sin (\theta_{hR} - \theta_{kR}) \quad (29)$$

$$M'_{hR} = M'_{kR} + J_t \ddot{\theta}_{hR} - m_t g (l_t - l_{tc}) \sin \theta_{hR} + F_{bIE} l_5 - m_s l_t [(g + a_{ybcR}) \sin \theta_{hR} - a_{xscR} \cos \theta_{hR}] \quad (30)$$

4.4 人体-外骨骼-重物系统下肢双腿支撑相动力学模型

在进行人体-外骨骼-重物系统双腿支撑相动力学分析时需要将左右腿分开考虑。以支撑左侧为例,进行人体-外骨骼-重物系统双腿支撑相动力学分析,如图 17 所示。其分析过程与人体-重物系统双腿支撑相负重下肢动力学分析过程一致。不同之处仅在于人体-外骨骼-重物系统大腿处有人机交互力 F_{bFE} 。

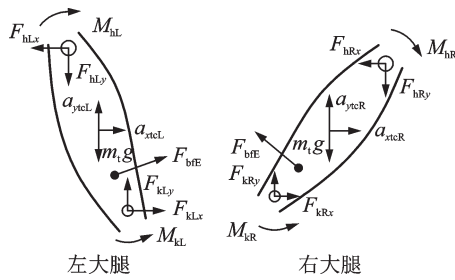


图 17 人体-外骨骼-重物系统双腿支撑相大腿动力学

Fig. 17 Thigh dynamics of double legs support phase in human-exoskeleton-weight system

支撑左腿与支撑右腿的髋、膝关节力矩如下:

$$M'_{hi} = J_b \ddot{\theta}_{hi} + m_{bji} g (l_{bc} - l_{lumber}) \sin \theta_{lumber}, \quad i = L, R \quad (31)$$

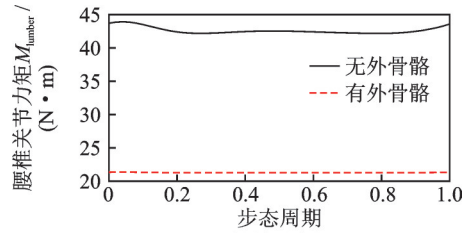
$$M'_{ki} = M'_{hi} + J_i \ddot{\theta}_{ki} - m_i g l_{ic} \sin \theta_{hi} + F_{bFE} (l_t - l_5) - m_{bji} l_{ti} [(g + a_{yber}) \sin \theta_{hi} + a_{xber} \cos \theta_{hi}], \quad i = L, R \quad (32)$$

5 解算与仿真分析

5.1 MATLAB 计算结果对比

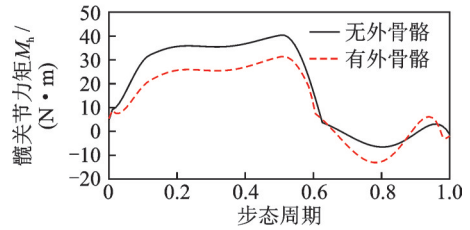
利用 MATLAB 对理论计算结果解算。使用外骨骼前后人体腰椎关节、髋关节及膝关节力矩与上肢受力对比如图 18 所示。

在使用背负外骨骼前后,人体上肢背、肩部受力明显下降,背部下降 53.65%,肩部下降 53.68%;腰椎关节力矩减小 51.23%,髋关节力矩减小 20.10%,其中髋关节支撑相峰值力矩降低 22.37%,摆动相增加 92.80%。膝关节力矩在步态周期中减小 1.90%。其降低的主要原因是在使用背负外骨骼后,重物由上肢承担转为由下肢承担。因此人体上肢的受力明显降低。在步态周期中,髋关节摆动相增加较大,这是因为使用外骨骼后需要在摆动相对机构进行驱动,其摆动相关节力矩从较小值增大到较大值。



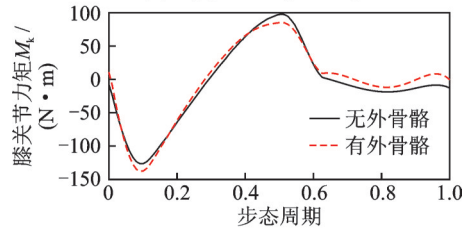
(a) 腰椎关节力矩对比

(a) Lumbar joint torque comparison



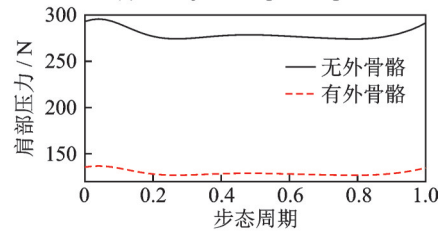
(b) 髋关节力矩对比

(b) Hip joint torque comparison



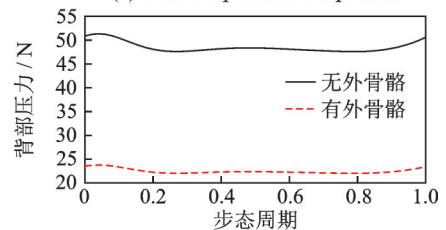
(c) 膝关节力矩对比

(c) Knee joint torque comparison



(d) 肩部压力对比

(d) Shoulder pressure comparison



(e) 背部压力对比

(e) Back pressure comparison

图 18 理论计算结果对比

Fig. 18 Comparison of theoretical calculation results

5.2 OpenSim 仿真结果对比

使用 OpenSim 中的 Gait2354_Simbody 模型作为基础,并对模型进行修改以满足研究需求。首先利用 Notepad++ 调用出 Gait2354_Simbody 模型,将模型中人体尺寸缩放为本文采用的人体尺寸(身高 1.75 m,体重 75 kg),同时在模型中添加重物这一部分的 body 语句,质量设为 30 kg,重物与上肢躯干采用固定连接,完成人体-重物肌骨模型的建立;再次调用 Gait2354_Simbody 原始模型,并采用同样的缩放尺寸,然后将外骨骼的作用等效为大腿处一个

大小为 F_{bFE} 外力的作用,因 F_{bFE} 是变力,大小、方向在步态中均发生改变,因此采用 OpenSim API 中的 Expression Based Coordinate Force 语句,对外力程序进行编写,如图 19 所示,完成人体-外骨骼-重物肌骨模型的建立。导入 normal.mot 文件进行正常步速下的运动加载。人体以正常步态行走时主要运动发生在矢状面,因此只考虑关节在矢状面上的运动。

```
<!--ExpressionBasedCoordinateForce name="F_bFE_l">
  <!--List of components that this component owns and serializes.-->
  <components />
  <appliesForce>true/</appliesForce>
  <!--Coordinate (name) to apply force to.-->
  <coordinate>hip_flexion_l</coordinate>
  <!--Expression of the force magnitude as a function of the coordinate value (q)and its time derivative (qdot).-->
  <expression>-0.00813*q+qdot-0.0897*q+qdot+3.536*q+43.07</expression>
</ExpressionBasedCoordinateForce>
<!--ExpressionBasedCoordinateForce name="F_bFE_r">
  <!--List of components that this component owns and serializes.-->
  <components />
  <appliesForce>true/</appliesForce>
  <!--Coordinate (name) to apply force to.-->
  <coordinate>hip_flexion_r</coordinate>
  <!--Expression of the force magnitude as a function of the coordinate value (q)and its time derivative (qdot).-->
  <expression>0.001664*q+qdot-0.07485*q+qdot+2.072*q+56.07</expression>
</ExpressionBasedCoordinateForce>
```

图 19 OpenSim 外力加载程序

Fig. 19 OpenSim external force loading program

利用 OpenSim 分别对人体-重物肌骨模型与人体-外骨骼-重物肌骨模型进行关节力矩仿真,如图 20 所示。根据 OpenSim 仿真结果,在步态周期内,腰椎关节力矩降低 52.68%,髋关节力矩降低 23.64%,膝关节力矩几乎不变。其中髋关节力矩在摆动相增加 80.29%。

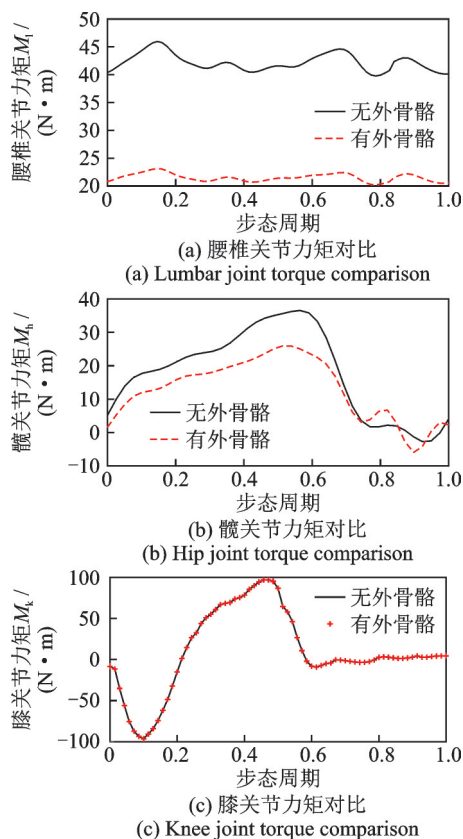


图 20 OpenSim 仿真关节力矩对比

Fig. 20 Joint torque comparison by OpenSim simulation

对比 MATLAB 结果与 OpenSim 结果,腰椎、髋、膝关节力矩在变化趋势上保持一致。对比二者结果,腰椎关节力矩在穿戴外骨骼后减小,因在

MATLAB 计算与 OpenSim 仿真中均限定了腰椎关节角度变化,所以腰椎关节力矩保持在某一值上下浮动;髋关节力矩均呈现穿戴外骨骼后支撑相减小,摆动相有所增大的趋势;而对膝关节力矩影响较小,尤其是在 OpenSim 仿真结果中膝关节力矩前后几乎不变。然而,因 MATLAB 计算是将人体视为五杆刚体模型,OpenSim 仿真采用接近真实的人体肌骨模型,在 OpenSim 中存在着肌肉力对人体关节力矩的影响,因此在 OpenSim 结果中腰椎关节力矩与 MATLAB 结果相比波动较大。

6 结 论

(1) 本文基于人体在水平路面上负重行走为背景,为降低重物在矢状面上的波动,减小人体肩、背部压力,提出了一款重物质心自适应调节刚性背负外骨骼。其结构简单,且与弹性悬浮背包相比,更适用于不同的行走条件。

(2) 根据 D-H 法分别计算了在有负重外骨骼两种情况下,人体行走过程中的重物质心变化轨迹。根据人体参数与运动的关节角度,得到重物质心波动由 58 mm 左右降低到 15 mm 左右,波动明显降低。

(3) 基于牛顿-欧拉法建立人体-重物系统与人体-外骨骼-重物系统动力学模型。通过对比分析,人体背部受力下降 53.65%,肩部受力下降 53.68%。腰椎关节、髋关节、膝关节的力矩均有不同程度地减少,其中腰椎关节减小较多,约为 51.23%。

参考文献:

- [1] Zhang B, Liu T, Zhang B, et al. Recent development of unpowered exoskeletons for lower extremity: a survey [J]. IEEE Access, 2021, 9: 138042-138056.
- [2] 方斌,孙佰鑫,程光,等. 紧耦合式物理人机系统的交互研究综述[J]. 机械工程学报, 2021, 57(17): 10-19. Fang Bin, Sun Baixin, Cheng Guang, et al. Summary of the research on the interaction of tightly coupled physical human-machine system[J]. Journal of Mechanical Engineering, 2021, 57(17): 10-19.
- [3] Liang J J Y, Zhang Q H, Liu Y, et al. A review of the design of load-carrying exoskeletons[J]. Science China Technological Sciences, 2022, 65(9): 2051-2067.
- [4] 张露芳,王豪杰,唐智川. 双肩背负系统影响因素研究[J]. 中华劳动卫生职业病杂志, 2018, 36(9): 641-646. Zhang Lufang, Wang Haojie, Tang Zhichuan. Research on the influence factors of the carrying system[J]. Chinese Journal of Industrial Hygiene and Occupational Diseases, 2018, 36(9): 641-646.

- [5] Rome L C, Flynn L, Goldman E M, et al. Generating electricity while walking with loads[J]. *Science*, 2005, 309(5741):1725-1728.
- [6] Yang L X, Zhang J W, Xu Y N, et al. Energy performance analysis of a suspended backpack with an optimally controlled variable damper for human load carriage [J]. *Mechanism and Machine Theory*, 2020, 146: 103738.
- [7] 马舜. 主被动结合式下肢助力外骨骼机器人研制[D]. 哈尔滨:哈尔滨工业大学, 2017.
Ma Shun. Research on active and passive driven lower limbs powered exoskeleton robot[D]. Harbin: Harbin Institute of Technology, 2017.
- [8] 刘静, 李跃强, 邵俊凯, 等. 浮动背包和支撑外骨骼: 215125215U[P]. 2021-12-14.
Liu Jing, Li Yueqiang, Shao Junkai, et al. Floating backpack and supporting exoskeleton: 215125215U[P]. 2021-12-14.
- [9] 李志伟. 一种可降低负重重心轨迹波动的外骨骼髋背机构设计与研究[D]. 成都:西南交通大学, 2020.
Li Zhiwei. The design and research of an exoskeleton hip back mechanism which can reduce the fluctuation of the center of gravity[D]. Chengdu: Southwest Jiaotong University, 2020.
- [10] Hou Z H, Cao J Y, Huang G H, et al. Multi-parameter theoretical analysis of wearable energy harvesting backpacks for performance enhancement[J]. *Mechanical Systems and Signal Processing*, 2021, 155:107621.
- [11] Yang L X, Zhang J W, Xu Y N, et al. Energy performance analysis of a suspended backpack with an optimally controlled variable damper for human load carriage [J]. *Mechanism and Machine Theory*, 2020, 146: 103738.
- [12] Murray M P, Drought A B, Kory R C. Walking patterns of normal men[J]. *Journal of Bone & Joint Surgery American Volume*, 1964, 46(2):335-360.
- [13] 国家技术监督局. 中国成年人人体尺寸:GB/T 10000—88[S]. 北京:中国标准出版社, 1988.
The State Bureau of Quality and Technical Supervision. Human dimensions of Chinese adult: GB/T 10000—88[S]. Beijing: China Standard Press, 1988.
- [14] 闫可, 刘艺辉, 张泽毅, 等. 背包类型对大学生楼梯行走运动学和足底压力的影响[J]. *医用生物力学*, 2023, 38(3):580-593.
Yan Ke, Liu Yihui, Zhang Zeyi, et al. Effects of backpack types on kinematics and plantar pressure in college students during stairs walking[J]. *Journal of Medical Biomechanics*, 2023, 38(3):580-593.
- [15] Li S S W, Chow D H K. Effects of backpack load on critical changes of trunk muscle activation and lumbar spine loading during walking[J]. *Ergonomics*, 2018, 61(4):553-565.
- [16] 杰奎琳·佩里, 朱迪丝 M. 伯尔斐德. 步态分析: 正常和病理功能[M]. 姜淑云, 译. 上海: 上海科学技术出版社, 2017.
- [17] 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.

Load-bearing performance analysis of backpack exoskeleton with adaptive adjustment of the weight-gravity center

LI Xi-yuan^{1,2}, ZHANG Jian-jun^{1,2}, AI Cun-jin^{1,2}, SONG Jing-ke^{1,2}

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

2. Hebei Provincial Key Laboratory of Robot Perception and Human-Machine Fusion, Tianjin 300401, China)

Abstract: The large oscillation of the weight center on the sagittal plane can produce shock and oscillating force on the shoulders and back of the human body, which can cause muscle fatigue in the upper limbs. To alleviate the impact and oscillating force, a hip-joint driven backpack exoskeleton with adaptive adjustment of the weight-gravity center is proposed. Based on the five-bar model of the human body, the kinematic model of the gravity center in the human-weight system and the human-exoskeleton-weight system is established by the D-H method to analyze the trajectory of the gravity center. Based on the Newton-Euler method, the human dynamics model and the human-exoskeleton dynamics model are established. The changes in the human shoulder back forces and the lumbar, hip, and knee joint moments are obtained in the human-weight and human-exoskeleton-weight systems. Results are validated by the software OpenSim. Kinematics, dynamics, and software simulation show that the exoskeleton reduces the fluctuation of the gravity center, improves the torque distribution of each joint, and improves the load-bearing performance.

Key words: human-machine dynamics; backpack exoskeleton; centroid trajectory; load-bearing performance

作者简介: 李希源(1997—),男,硕士研究生。E-mail: lxyuan_li@163.com。

通讯作者: 张建军(1971—),男,教授,博士生导师。E-mail: zhjjun@hebut.edu.cn。