

膝关节外骨骼机器人自适应刚度承载优化研究^①

赵 瀚^{②**} 王 炳^{***} 杨玉维^{③**} 桑永波^{****} 赵新华^{**} 李 彬^{**}

(* 天津市先进机电系统设计与智能控制重点实验室 天津 300384)

(** 机电工程国家级实验教学示范中心(天津理工大学) 天津 300384)

(*** 浙江吉利新能源商用车集团有限公司 浙江 310051)

(**** 天津一米田地科技有限公司 天津 371200)

摘 要 针对人体膝关节转动瞬心的运动规律,以及下肢在支撑相运动过程中需要外骨骼提供较高的辅助承重刚度、摆动相中外骨骼与膝关节运动空间相匹配兼容等特点,提出一种新型自适应刚度膝关节外骨骼机器人。以此为研究原型,采用拉格朗日法构建了膝关节外骨骼转动部分系统动力学模型,并以此为基础在 Matlab 平台上开展了其负载优化仿真研究,最终得到膝关节外骨骼在支撑相平均可以承载 63.93% 人体膝关节运动载荷的优化结果,进而验证了膝关节外骨骼运动承载的辅助性能,同时验证了变刚度承载优化方法的有效性。

关键词 膝关节外骨骼机器人;自适应刚度;承载优化

0 引 言

随着我国人口老龄化的趋势不断发展和居民肥胖率的不断上升,膝关节疾病的发病率也逐渐上升,给患者带来了极大的不便和痛苦,而诱发膝关节疾病的因素之一就是膝关节持续性的受力过度。下肢外骨骼能够有效减小膝关节的受力,辅之以药物治疗能够达到预防、治疗膝关节疾病的目的^[1]。近年来科研人员对下肢外骨骼进行了深入的研究。如日本筑波大学开发的 HAL 外骨骼用于帮助腿部无力的使用者提供腿部用力^[2-4],HAL 直接增强人体下肢的关节力量,但并不会减少膝关节的内力。韩国 DSME 公司在 2014 年研制出 DSME 可穿戴机器人外骨骼帮助穿戴者能够抬起重物^[5],该外骨骼将负载传递到地面。除了用来增强关节力量与增加人体负重,下肢外骨骼在脑卒中及下肢损伤患者的治疗

和康复训练中也起到了重要的作用。Puyuelo-Quintana 等人^[6]研制出用于神经系统病人步态辅助的下肢便携式外骨骼。瑞士 Hocoma 公司研制出 Lokomat 康复训练外骨骼系统,对主动训练与被动训练模式下步态预估自适应分别进行了研究^[7-9]。国内机构对下肢外骨骼的研发起步比较晚,但也取得了一定的成就。浙江大学研制出下肢康复外骨骼系统,该系统能够从按照理想人体步态主动驱动髋、膝关节运动逐步过渡到根据传感器识别人体运动趋势驱动髋、膝关节拟合人体运动^[10-11]。哈尔滨工业大学在 2011 年研发一款可负重 30 kg 的下肢助力外骨骼^[12]。华中科技大学在 2015 年研制出可以分担膝关节冲击 20% 的被动式下肢外骨骼^[13]。

上述外骨骼主要考虑加强关节力量与增强人体负重能力,大多不涉及穿戴者自重的辅助承载问题,即对膝关节软组织运动荷载的辅助分承作用甚微。本文设计了一种具有自适应刚度机制的膝关节外

① 国家重点研发计划(2017YFB1303502)和国家自然科学基金面上(51975412)资助项目。
② 男,1994 年生,硕士生;研究方向:可穿戴机器人技术;E-mail: jaygeorge@foxmail.com。
③ 通信作者,E-mail: buddhawei@126.com。
(收稿日期:2020-10-27)

骨骼机器人^[14],旨在实现外骨骼在下肢步态支撑相时起到对膝关节内部软组织运动荷载的辅助分承作用。

为保证膝关节外骨骼能在支撑相支撑人体一定的负载从而减少人体膝关节的内力,本文对膝关节外骨骼膝关节部分用 Matlab 进行了数学建模,选取支撑相阶段人体下肢实验数据对膝关节外骨骼膝关节部分进行运动学和动力学分析,并对相关参数进行优化,使膝关节外骨骼达到较好的承载效果。

1 外骨骼运动学及动力学分析

图 1 为人体步态周期,由于人体膝关节的生理特性,即胫骨与股骨的接触面在下肢屈伸的过程中既有滚动又有滑动,使得膝关节在矢状面的转动瞬心会随着下肢屈伸的角度而改变,瞬心轨迹为 J 型曲线^[15]。膝关节外骨骼与人体膝关节的转动中心的拟合程度会影响膝关节外骨骼佩戴的舒适度。

传统的单自由度铰链下肢外骨骼在下肢的屈伸运动中转动瞬心与人体膝关节真实运动瞬心有一定距离,使得膝关节外骨骼的仿生性和通用性比较差^[16]。四杆机构具备可变瞬时转动中心的运动学特性,杆长经过优化的四杆机构能够较为有效地拟合人体膝关节的理想瞬心轨迹^[17],但传统四杆机构在杆长确定的情况下其瞬心也是固定的,而不同个体的膝关节尺寸以及运动瞬心均存在差异,使得四杆机构膝关节的通用性较差。

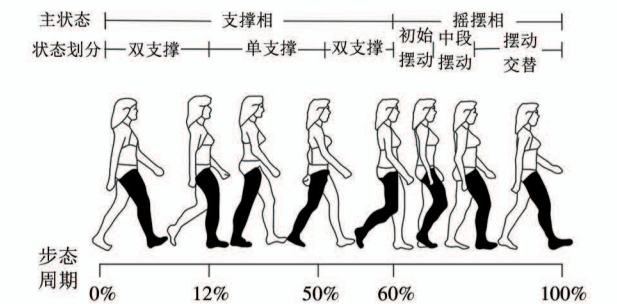


图 1 人体步态周期

本膝关节外骨骼膝关节部分转动副在传统四杆结构的基础上进行了创新设计,如图 2 所示,2 个由移动副连接的杆件组成构件 4 前杆部且两杆之间加

入弹簧,使得膝关节外骨骼膝关节部分成为一个含有弹性移动副的五杆机构。其中构件 4 前杆部具有收缩功能,拓展了膝关节转动部分的工作空间,实现对因个体不同导致的膝关节几何差异与膝关节瞬时旋转中心转动外的轻微移动补偿。外骨骼在步态支撑相阶段通过构件 9 刹车盘制动构件 7 弹簧托盘、构件 8 转动推杆与构件 1 后杆固定,此时外骨骼刚度增大,并且在步态摆动相阶段构件 9 刹车盘远离构件 7 弹簧托盘使外骨骼刚度减小,从而满足人体在步态周期的不同阶段对膝关节外骨骼的承载需求。膝关节外骨骼在人体支撑相运动的过程中起到承载部分股骨与胫骨之间的正向受力从而减少人体膝关节的内力的作用。在支撑相阶段,膝关节外骨骼的刹车片对弹簧托盘进行制动,此时膝关节部分可以视为一个含有一个柔性移动副的平面二自由度欠驱动机构,将作用于机构上的力视作来自于人体行走过程中膝关节所承受的力。

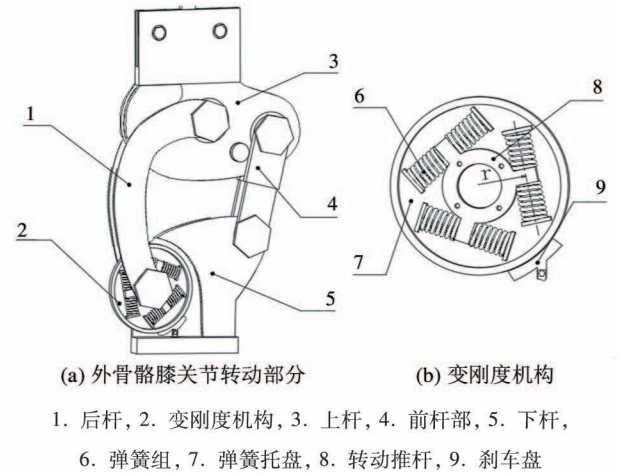


图 2 变刚度外骨骼膝关节转动部分

图 3 所示为膝关节外骨骼的膝关节转动部分结构简图,机构为二自由度的欠驱动机构。欠驱动机构的运动具有不确定性的特征,在其中加入柔性运动副能弥补部分的动力学约束^[18]。其中,杆 AB 为后杆,杆 BC 为上杆,杆 CD 与杆 DE 构成前杆,杆 AE 为下杆,在 CD 间加入弹簧 X,在下文的计算中将杆 AE 视为机架。通过适当的长度优化,膝关节外骨骼的转动中心能够较好地拟合人体膝关节的真实瞬心,本文选用已经优化过的杆长数据,如表 1 所示^[19]。

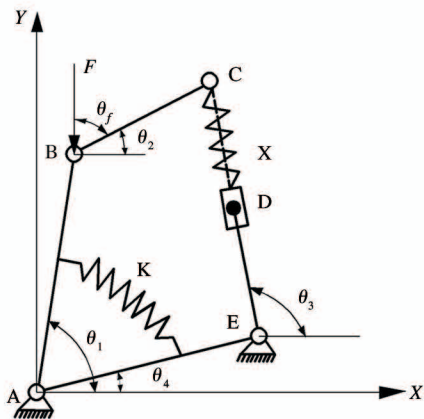


图3 外骨骼膝关节转动部分结构简图

表1 已优化的杆长以及角度参数

AB/mm	BE/mm	CD/mm	DE/mm	AE/mm	θ_4/rad
50	20	21.91	22	34.88	$7/45 \pi$

1.1 运动学建模

如图3所示建立膝关节外骨骼膝关节部分的坐标系,建立机构的位置方程为

$$\begin{cases} l_1 \sin \theta_1 + l_2 \sin \theta_2 = l_4 \sin \theta_4 + (l_3 + x) \sin \theta_3 \\ l_1 \cos \theta_1 + l_2 \cos \theta_2 = l_4 \cos \theta_4 + (l_3 + x) \cos \theta_3 \end{cases} \quad (1)$$

式中, l_i 分别为杆 AB、BC、DE、AE 的杆长, θ_i 分别为杆 AB、BC、DE、AE 与 X 轴正方向的夹角, x 为弹簧 X 的长度。上式对时间 t 求导可得机构的速度方程为

$$\begin{cases} l_1 \cos \theta_1 \dot{\theta}_1 + l_2 \cos \theta_2 \dot{\theta}_2 = (l_3 + x) \cos \theta_3 \dot{\theta}_3 + \dot{x} \sin \theta_3 \\ l_1 \sin \theta_1 \dot{\theta}_1 + l_2 \sin \theta_2 \dot{\theta}_2 = (l_3 + x) \sin \theta_3 \dot{\theta}_3 - \dot{x} \cos \theta_3 \end{cases} \quad (2)$$

解得:

$$\begin{cases} \dot{\theta}_2 = u_{\theta_2}^{(1)} \dot{\theta}_1 + u_{\theta_2}^{(2)} \dot{x} \\ \dot{\theta}_3 = u_{\theta_3}^{(1)} \dot{\theta}_1 + u_{\theta_3}^{(2)} \dot{x} \end{cases} \quad (3)$$

其中,

$$\begin{cases} u_{\theta_2}^{(1)} = \frac{l_1 \sin(\theta_1 - \theta_3)}{l_2 \sin(\theta_1 - \theta_3)} \\ u_{\theta_2}^{(2)} = \frac{1}{l_2 \sin(\theta_3 - \theta_2)} \\ u_{\theta_3}^{(1)} = \frac{l_1 \sin(\theta_1 - \theta_2)}{(l_3 + x) \sin(\theta_3 - \theta_2)} \\ u_{\theta_3}^{(2)} = \frac{\cos(\theta_2 + \theta_3)}{(l_3 + x) \sin(\theta_3 - \theta_2)} \end{cases} \quad (4)$$

1.2 动力学建模

拉格朗日动力学方法是机器人动力学建模常用的方法,不需要求出机构杆件的内作用力^[20]。采用拉格朗日动力学方法建立系统的动力学方程,系统的拉格朗日函数 L 定义为系统的动能 K 和位能 P 之差,即:

$$L = K - P \quad (5)$$

系统的动力学方程为

$$F_i = \frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{q}_i} - \frac{\partial L}{\partial q_i}, \quad i = 1, 2, \dots, n \quad (6)$$

式中, q_i 为动能和位能的坐标, $\dot{q}_i$ 为与之对应的速度, F_i 为作用在第 i 个坐标上的力或力矩, n 为连杆数目。

系统动能的计算需要计算出系统转动动能和平动动能,因此需求出系统内各个杆件的转动惯量以及质心速度。由于各个杆件以及弹簧均可视为细长杆,则各杆件以及弹簧 X 绕质心的转动惯量分别为

$$J_i = \frac{1}{12} m_i l_i, \quad J_5 = \frac{1}{12} m_5 a, \quad i = 1, 2, \dots, n \quad (7)$$

式中 J_i 、 m_i 、 l_i 分别为杆 AB、BC、CD、DE 的转动惯量、质量、杆长, J_5 、 m_5 、 a 分别为弹簧 X 的转动惯量、质量、初始长度。

根据机构的运动学简图可以得出各个杆件的重心坐标为

$$\begin{cases} \begin{bmatrix} x_{s1} \\ y_{s1} \end{bmatrix} = \frac{1}{2} l_1 \begin{bmatrix} \cos \theta_1 \\ \sin \theta_1 \end{bmatrix} \\ \begin{bmatrix} x_{s2} \\ y_{s2} \end{bmatrix} = l_1 \begin{bmatrix} \cos \theta_1 \\ \sin \theta_1 \end{bmatrix} + \frac{1}{2} l_2 \begin{bmatrix} \cos \theta_2 \\ \sin \theta_2 \end{bmatrix} \\ \begin{bmatrix} x_{s3} \\ y_{s3} \end{bmatrix} = l_4 \begin{bmatrix} \cos \theta_4 \\ \sin \theta_4 \end{bmatrix} + \frac{1}{2} l_3 \begin{bmatrix} \cos \theta_3 \\ \sin \theta_3 \end{bmatrix} \\ \begin{bmatrix} x_{s4} \\ y_{s4} \end{bmatrix} = l_4 \begin{bmatrix} \cos \theta_4 \\ \sin \theta_4 \end{bmatrix} \\ \begin{bmatrix} x_{s5} \\ y_{s5} \end{bmatrix} = l_4 \begin{bmatrix} \cos \theta_4 \\ \sin \theta_4 \end{bmatrix} + (l_3 + \frac{1}{2}x) \begin{bmatrix} \cos \theta_3 \\ \sin \theta_3 \end{bmatrix} \end{cases} \quad (8)$$

式中 x_{si} 和 y_{si} 分别对应杆 AB、BC、CD、DE 的质心横、纵坐标, x_{s5} 和 y_{s5} 为弹簧 X 的横、纵坐标,上式对时间 t 求导可得各杆件的质心速度为

$$\begin{cases} \begin{bmatrix} \dot{x}_{s1} \\ \dot{y}_{s1} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} u_{x1}^{(1)} \\ u_{y1}^{(1)} \end{bmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \begin{bmatrix} \dot{x}_{s2} \\ \dot{y}_{s2} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} u_{x2}^{(1)} \\ u_{y2}^{(1)} \end{bmatrix} \dot{\theta}_1 + \begin{bmatrix} u_{x2}^{(2)} \\ u_{y2}^{(2)} \end{bmatrix} \dot{x} \\ \begin{bmatrix} \dot{x}_{s3} \\ \dot{y}_{s3} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} u_{x3}^{(1)} \\ u_{y3}^{(1)} \end{bmatrix} \dot{\theta}_1 + \begin{bmatrix} u_{x3}^{(2)} \\ u_{y3}^{(2)} \end{bmatrix} \dot{x} \\ \begin{bmatrix} \dot{x}_{s4} \\ \dot{y}_{s4} \end{bmatrix} = 0 \\ \begin{bmatrix} \dot{x}_{s5} \\ \dot{y}_{s5} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} u_{x5}^{(1)} \\ u_{y5}^{(1)} \end{bmatrix} \dot{\theta}_1 + \begin{bmatrix} u_{x5}^{(2)} \\ u_{y5}^{(2)} \end{bmatrix} \dot{x} \end{cases} \quad (9)$$

其中,

$$\begin{cases} u_{x1}^{(1)} = -\frac{1}{2}l_1\sin\theta_1 \\ u_{y1}^{(1)} = \frac{1}{2}l_1\cos\theta_1 \\ u_{x2}^{(1)} = -l_1\sin\theta_1 - \frac{1}{2}l_2\sin\theta_2u_{\theta_2}^{(1)} \\ u_{y2}^{(1)} = l_1\cos\theta_1 + \frac{1}{2}l_2\cos\theta_2u_{\theta_2}^{(1)} \\ u_{x2}^{(2)} = -\frac{1}{2}l_2\sin\theta_2u_{\theta_2}^{(2)} \\ u_{y2}^{(2)} = \frac{1}{2}l_2\cos\theta_2u_{\theta_2}^{(2)} \\ u_{x3}^{(1)} = \frac{1}{2}l_3\sin\theta_3u_{\theta_3}^{(1)} \\ u_{y3}^{(1)} = \frac{1}{2}l_3\cos\theta_3u_{\theta_3}^{(1)} \\ u_{x3}^{(2)} = -\frac{1}{2}l_3\sin\theta_3u_{\theta_3}^{(2)} \\ u_{y3}^{(2)} = \frac{1}{2}l_3\cos\theta_3u_{\theta_3}^{(2)} \\ u_{x5}^{(1)} = -\left(\frac{1}{2}x + l_3\right)\sin\theta_3u_{\theta_3}^{(1)} \\ u_{y5}^{(1)} = \left(\frac{1}{2}x + l_3\right)\cos\theta_3u_{\theta_3}^{(1)} \\ u_{x5}^{(2)} = -\left(\frac{1}{2}x + l_3\right)\sin\theta_3u_{\theta_3}^{(2)} + \frac{1}{2}\cos\theta_3 \\ u_{y5}^{(2)} = \left(\frac{1}{2}x + l_3\right)\cos\theta_3u_{\theta_3}^{(2)} + \frac{1}{2}\sin\theta_3 \end{cases} \quad (10)$$

各杆件质心速度 v_i 为

$$v_i = \sqrt{\dot{x}_{si}^2 + \dot{y}_{si}^2} \quad (12)$$

选取 2 个相互独立的广义坐标,对于本机构,选取转动的杆 AB 和伸缩的弹簧 X 为广义坐标,记为 $q_1 = \theta_1$, $q_2 = x$, 则机构的动能为

$$K = \frac{1}{2}J_{11}\dot{q}_1^2 + \frac{1}{2}J_{22}\dot{q}_2^2 + J_{12}\dot{q}_1\dot{q}_2 \quad (13)$$

其中,

$$\begin{cases} J_{22} = \sum_{i=1}^4 \left\{ m_i \left[(u_{xi}^{(2)})^2 + (u_{yi}^{(2)})^2 \right] + J_i (u_{\theta i}^{(2)})^2 \right\} \\ J_{11} = \sum_{i=1}^4 \left\{ m_i \left[(u_{xi}^{(1)})^2 + (u_{yi}^{(1)})^2 \right] + J_i (u_{\theta i}^{(1)})^2 \right\} \\ J_{12} = \sum_{i=1}^4 \left\{ m_i \left[(u_{xi}^{(1)})(u_{xi}^{(2)}) + (u_{yi}^{(1)})(u_{yi}^{(2)}) \right] + J_i (u_{\theta i}^{(2)})(u_{\theta i}^{(1)}) \right\} \end{cases} \quad (14)$$

机构的势能 P 包括重力势能 p_1 和弹性势能 p_2 , 系统的重力势能为各杆件重力势能之和,系统的弹性势能为柔性运动副的势能,即:

$$P = p_1 + p_2 \quad (15)$$

其中,

$$p_1 = \sum_{i=1}^4 m_i g x_{si} \quad (16)$$

$$p_2 = \frac{1}{2}k_1(x - a)^2 \quad (17)$$

式中 g 为重力加速度, k_1 为弹簧 X 的弹性系数, a 为弹簧的初始长度。

将式(9)、式(11)带入拉格朗日函数并整理可得机构的动力学方程为

$$\begin{aligned} \tau = J_{11}\ddot{q}_1 + \frac{1}{2}\frac{\partial J_{11}}{\partial q_1}\dot{q}_1^2 + \frac{\partial J_{11}}{\partial q_2}\dot{q}_2\dot{q}_1 + J_{12}\ddot{q}_2 \\ + \left(\frac{\partial J_{12}}{\partial q_2} - \frac{1}{2}\frac{\partial J_{22}}{\partial q_1}\right)\dot{q}_2^2 + \frac{\partial p_1}{\partial q_1}\dot{q} \end{aligned} \quad (18)$$

$$\begin{aligned} 0 = J_{12}\ddot{q}_1 + \left(\frac{\partial J_{12}}{\partial q_1} - \frac{1}{2}\frac{\partial J_{11}}{\partial q_2}\right)\dot{q}_1^2 + (J_{22})\ddot{q}_2 \\ + \frac{\partial J_{22}}{\partial q_1}\dot{q}_1\dot{q}_2 + \frac{1}{2}\frac{\partial J_{22}}{\partial q_2}\dot{q}_2^2 + k_1(q_2 - a) + \frac{\partial p_1}{\partial q_2}\dot{q}_2 \end{aligned} \quad (19)$$

2 人体膝关节以及外骨骼运动数据

如图 1 所示,人体在正常行走过程中,支撑相约占一个步态周期的 60%,摆动相约占 40%,股骨与胫骨之间的相互作用力主要是作用于腿骨的轴向,在支撑相膝关节所受内力明显高于在摆动相所受的内力,最高可达人体所受重力的 3 倍。根据 Ortho-Load Lab 所提供的数据^[21],可得到一个步态周期内膝关节的屈伸角度以及同步的人体对膝关节的轴向载荷,分别如图 4、图 5 所示。由于原始数据采用的是体重 100 kg 时的数据,而中国成年男子平均体重 66.2 kg,成年女子平均体重 57.3 kg,需将数据进行适当处理,采用 66.2 kg 体重为标准体重。膝关节外骨骼采用双侧设计,即在人体膝关节左右双侧对称布置,假设双侧所受载荷相同,可以得到若人体在支撑相膝关节所受载荷全部由膝关节外骨骼承担时杆 AB 所受等效力矩为

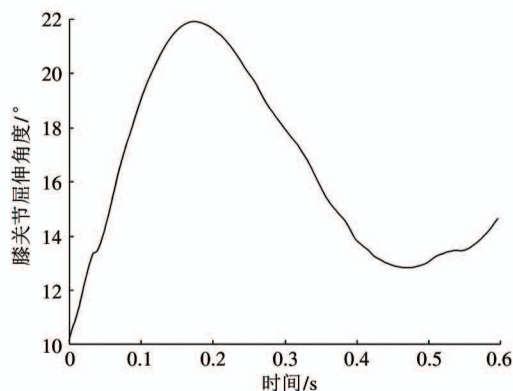


图 4 人体支撑相膝关节屈伸角度

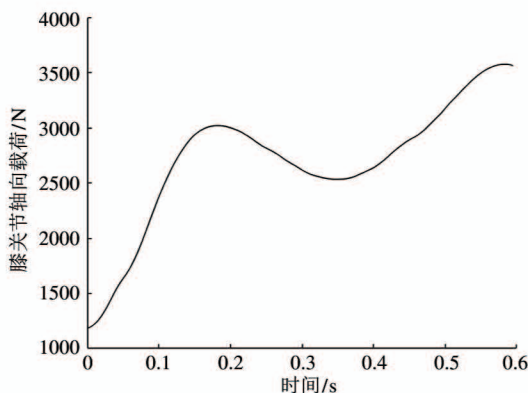


图 5 人体支撑相膝关节轴向载荷

$$\begin{aligned} T &= F \times l_1 \times \sin\theta_5 \times 0.5 \\ &= F \times \sin(\theta_5' + \theta_q) \times l_1 \times 0.662 \times 0.5 \end{aligned} \quad (20)$$

式中, F 为轴向压力, θ_5 为轴向压力 F 与杆 AB 之间所夹角, 膝关节屈伸角度为 0 时 θ_5 初始角度 θ_5' 为 $0^\circ 51' 41''$, θ_q 为膝关节的屈伸角度。

杆 AB 在与 X 轴所夹角 θ_1 可由式(21)求得。

$$\theta_1 = \theta_1' - \theta_q \quad (21)$$

式中, θ_1 在膝关节的屈伸角度 θ_q 为 0° 时的初始角度 θ_1' 为 $89^\circ 5' 19''$, 计算可得在支撑相阶段 θ_1 的值如图 6 所示。

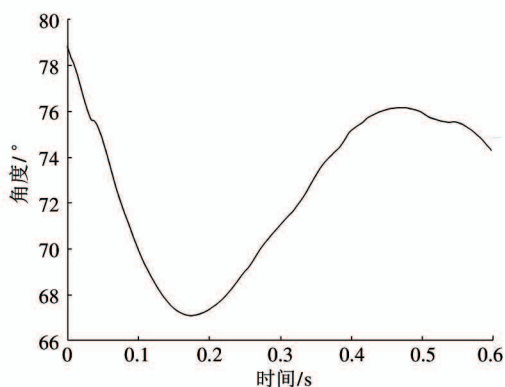


图 6 支撑相 θ_1 的值

杆 AB 与杆 AE 之间的弹簧组在杆 AB 转动的过程中产生一个反作用力矩, 所以原动件杆 AB 所需驱动力矩 T_1 为

$$T_1 = \tau - 6k_2 \times (\theta_1 - \theta_1')r^2 \quad (22)$$

式中 τ 为杆 AB 所受驱动力, k_2 为弹簧组内每个弹簧的弹性系数, 弹簧组内共有 6 个相同的弹簧, θ_1' 为 θ_1 初始值, 如图 2 所示, 弹簧组与杆 AB 转动中心之间的距离 r 为 20 mm。

3 基于 Matlab 的机构求解与优化

上文建立了膝关节外骨骼膝关节转动部分的运动学以及动力学模型, 但其形式是非常复杂的非线性方程组, 求其解析解较为困难, 所以可计算其数值解^[22]。本文采用张建军等人^[23]提出的一种基于时间无限细分时两个时刻区间内速度和加速度不变为原理的运动学和动力学数值迭代算法, 计算所设计

膝关节外骨骼在人体步态支撑相运动过程中所需驱动力矩。

运用 Matlab 编写运算程序对机构的运动学以及动力学进行仿真求解,机构的杆长以及初始位置数据已知,机构几何参数如表 2 所示,弹簧组内每个弹簧的弹性系数 k_2 取 5000 N/m。数据迭代算法流程图如图 6 所示,迭代时间步长为 0.02 s,迭代次数 n 为 300 次。

表 2 机构参数

构件	质量/kg	长度/mm	弹性系数/(N/m)
杆 AB	0.0180	50.00	刚性构件
杆 BC	0.0125	34.88	刚性构件
杆 CD	0.0790	21.91	刚性构件
杆 DE	0.0790	22.00	刚性构件
弹簧 X	0.0500	22.00	1000
弹簧组	忽略	10.00	5000

按照图 7 利用 Matlab 进行求解,可以得到当 $k_2 = 5000$ N/m 时,机构在人体步态支撑相阶段完成相应运动时杆 AB 实际承受力矩,如图 8 所示。由图 7 可见杆 AB 实际承受力矩与完全承载时杆 AB 所受力矩有一定差距,且随着 k_2 值的增大杆 AB 实际承受力矩也在增加,且 $k_2 = 10\,000$ N/m 时实际承受力矩与完全承载力矩最为接近。为了达到膝关节外骨骼能承载大部分人体在行走过程中膝关节内力的目的,即完全承载时杆 AB 所受力矩与杆 AB 实际承受力矩之间的差值最小化,需要选取合适的 k_2 的值。

在选取 k_2 值时,杆 AB 实际承受力矩 T_1 需满足以下 2 个条件。

(1)为保证外骨骼膝关节转动部分驱动力矩全部来自膝关节内力,在任何瞬间杆 AB 完全承载时所受力矩 T 与杆 AB 实际承受力矩 T_1 之差必须为正。

(2)该 k_2 值使得杆 AB 完全承载时所受力矩 T 与杆 AB 实际承受力矩 T_1 之差的和最小。

$$T' = T - T_1 \tag{23}$$

由式(14)以及式(18)可知, T_1 随着 k_2 增大而增大, T 与 T_1 之差随着 k_2 增大而减小,所以要满足

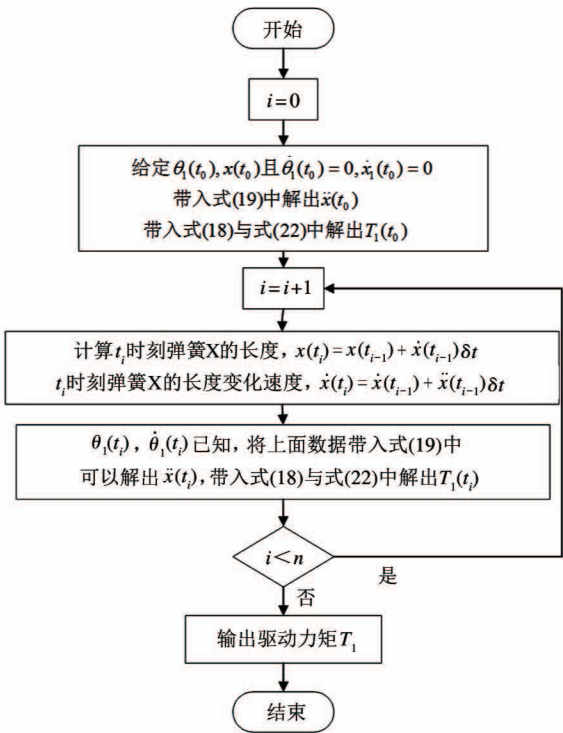


图 7 数据迭代算法流程图

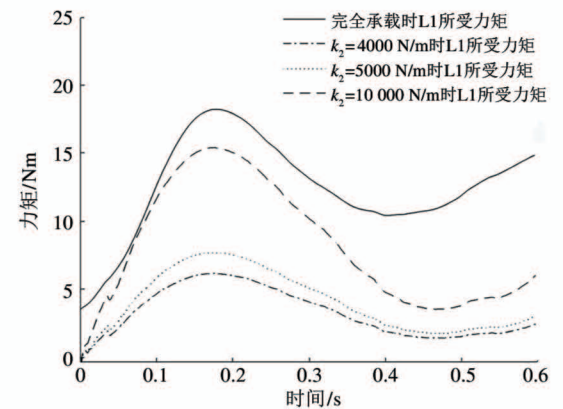
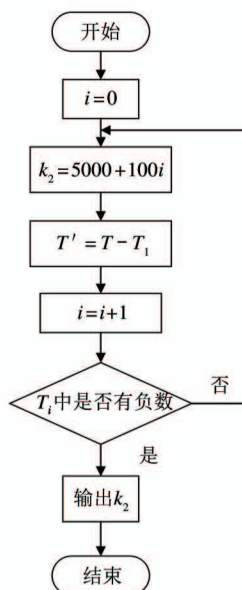
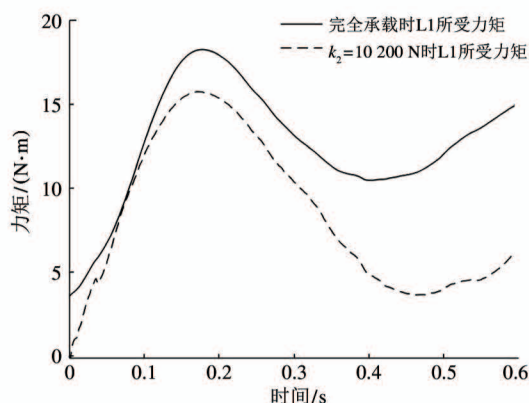


图 8 不同 k_2 值下杆 AB 实际承受力矩

条件(1),即使 T' 中每个元素均大于 0,在 Matlab 中编写运算程序挑选合适的 k_2 , 流程图如图 9 所示。

计算可得,当 $k_2 = 10\,300$ N/m 时, T' 中出现负数,所以选取 $k_2 = 10\,200$ N/m,此时,杆 AB 实际承受力矩 T_1 的值如图 10 所示。计算可得, T_1 在支撑相每个瞬时值与 T 每个瞬时值比值的平均值为 63.93%,即此膝关节外骨骼在支撑相平均可以承载 63.93% 的人体膝关节运动载荷。

图9 k_2 值优选流程图图10 $k_2 = 10\ 200\ \text{N/m}$ 时杆 AB 实际承受力矩

4 结 论

本文提出了一种新型的被动式变刚度膝关节外骨骼,利用拉格朗日法建立膝关节外骨骼膝关节转动部分的动力学方程,使用 Matlab 利用基于时间无限细分时 2 个时刻区间内速度和加速度不变为原理的运动学和动力学数值迭代算法对膝关节外骨骼在人体步态支撑相运动过程中所需驱动力矩进行求解。利用 OrthoLoad Lab 的人体下肢运动数据计算出人体在支撑相膝关节所承载荷全部由膝关节外骨骼承担时杆 AB 所受等效力矩,并优选出变刚度机构弹簧组内弹簧的弹性系数 k_2 使膝关节外骨骼在支撑相能达到较好的承载效果。由于不同个体生理数据存在差异,实际承载效果仍需实验样机的进一

步验证,本文的研究内容为进一步开发膝关节外骨骼奠定了基础。

参考文献

- [1] 罗育浩. 外骨骼机器人膝关节设计与控制[D]. 深圳: 中国科学院大学(中国科学院深圳先进技术研究院), 2018
- [2] KAWAMOTO H, LEE S, KANBE S, et al. Power assist method for HAL-3 using EMG-based feedback controller [C]//International Conference on Systems, Man and Cybernetics, Wanshington, USA, 2003: 1648-1653
- [3] HAYASHI T, KAWAMOTO H, SANKAI Y. Control method of robot suit HAL working as operator's muscle using biological and dynamical information[C]//IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, Edmonton, Canada, 2005: 3063-3068
- [4] TSUKAHARA A, HASEGAWA Y, SANKAI Y. Standing-up motion support for paraplegic patient with robot suit HAL[C]//IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, Kyoto, Japan, 2009: 211-217
- [5] CHU G, HONG J, JEONG D H, et al. The experiments of wearable robot for carrying heavy-weight objects of shipbuilding works [C]//IEEE International Conference on Automation Science and Engineering, Taibei, China, 2014: 978-983
- [6] PUYUELO-QUINTANA G, CANO-DE-LA-CUERDA R, PLAZA-FLORES A, et al. A new lower limb portable exoskeleton for gait assistance in neurological patients: a proof of concept study[J]. *Journal of Neuro Engineering and Rehabilitation*, 2020, 17(1): 1-16
- [7] HIDLER J, WISMAN W, NECKEL N. Kinematic trajectories while walking within the Lokomat robotic gait-orthosis[J]. *Clinical Biomechanics*, 2008, 23(10): 1251-1259
- [8] SWINNEN E, BAEYENS J P, KNAEPEN K, et al. Robot-assisted walking with the Lokomat: the influence of different levels of guidance force on thorax and pelvis kinematics[J]. *Clinical Biomechanics*, 2015, 30(3): 254-259
- [9] LUNENBURGER L, COLOMBO G, RIENER R, et al. Biofeedback in gait training with the robotic orthosis Lokomat[C]//The 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS, San Francisco, USA, 2004: 4888-

4891

[10] 张佳帆. 基于柔性外骨骼人机智能系统基础理论及应用技术研究[D]. 杭州: 浙江大学机械与能源工程学院, 2009

[11] ZHANG J F, DONG Y M, YANG C J, et al. 5-Link model based gait trajectory adaption control strategies of the gait rehabilitation exoskeleton for post-stroke patients [J]. *Mechatronics*, 2010, 20(3):368-376

[12] 张志成. 外骨骼下肢助力机器人技术研究[D]. 哈尔滨: 哈尔滨工业大学机电工程学院, 2011

[13] LEE K M, WANG D. Design analysis of a passive weight-support lower-extremity-exoskeleton with compliant knee-joint[C] //2015 IEEE International Conference on Robotics and Automation, Seattle, USA, 2015: 5572-5577

[14] BNEAKEY J W, MARQUETTE S H. Beyond the four-bar knee [J]. *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics*, 1998, 10(3): 77-80

[15] 孙明艳, 胡军, 刘有海, 等. 穿戴式下肢外骨骼机器人的结构设计与仿真[J]. *机械*, 2016, 43(1):43-48

[16] 杨玉维, 赵瀚, 李彬, 等. 一种带有智能张紧功能的自适应变刚度体外膝关节装置[P]. 中国专利: CN111110520A, 2020-05-08

[17] 张莉洁, 卢文涛, 曹学民. 四连杆仿生膝关节机构优化设计[J]. *机床与液压*, 2015, 43(9):67-70

[18] 于靖军, 郝广波, 陈贵敏, 等. 柔性机构及其应用研究进展[J]. *机械工程学报*, 2015, 51(13):53-68

[19] 吴希瑶, 翟少剑, 郝倩. 假肢膝关节四杆机构的优化与仿真[J]. *机械设计*, 2011, 28(9):45-48

[20] 王庭树. 机器人运动学及动力学[M]. 西安: 西安电子科技大学出版社, 1990

[21] Orthoload. Loading of orthopaedic implants [EB/OL]. <https://orthoload.com>: Orthoload, (2013-01-01), [2020-8-21]

[22] 杨玉维, 赵新华, 孙启媛, 等. 基于多体动力学特性的机械手时间最优轨迹规划[J]. *机械工程学报*, 2014, 50(7):8-14

[23] 张建军, 杜春翠, 杨高伟, 等. 含柔性运动副欠驱动机构运动学和动力学求解的数值迭代算法[J]. *机械工程学报*, 2018, 54(13):66-72

Analysis on optimization of load-bearing for adaptive stiffness of knee exoskeleton robot

ZHAO Han^{**}, WANG Bing^{***}, YANG Yuwei^{**}, SANG Yongbo^{****}, ZHAO Xinhua^{**}, LI Bin^{**}
(* Tianjin Key Laboratory of the Design and Intelligent Control of the Advanced Mechatronical System, Tianjin 300384)
(** National Demonstration Center for Experimental Mechanical and Electrical Engineering Education, Tianjin University of Technology, Tianjin 300384)
(*** Zhejiang Geely New Energy Commercial Vehicle Group Co., Ltd., Zhejiang 310051)
(**** Tianjin Yimi Field Technology Co. Ltd., Tianjin 371200)

Abstract

An adaptive variable-stiffness knee joint exoskeleton robot is designed based on the instantaneous motion of the human knee joint rotation, considering the characteristics that the lower limb needs the exoskeleton to provide high load-bearing stiffness during the support-phase motion, and the compatibility between the exoskeleton and the knee joint motion space during the swing phase. The system dynamics model of the rotational part of the knee exoskeleton is systematically constructed by the Lagrangian method and the load optimization simulation study is carried out on Matlab platform. Final optimized result shows that the knee exoskeleton can carry 63.93% of human knee motion load on average in the support phase, and also verifies the correctness of the effectiveness of the variable stiffness bearing optimization method.

Key words: knee exoskeleton robot, adaptive stiffness, load optimization