

DOI: 10.13973/j.cnki.robot.2017.0514

## 蹲起时助力外骨骼驱动及人机耦合作用驱动补偿

张铭奎, 程文明, 李怀仙

(西南交通大学机械工程学院, 四川 成都 610031)

**摘要:** 针对由于关节驱动特性不明而造成助力外骨骼蹲起不顺畅的问题, 为增强人机交互性及助力外骨骼蹲起可靠性, 对蹲起时助力外骨骼的关节驱动及人机耦合作用下的关节驱动补偿进行了研究. 通过人体数据采集实验及非线性数据拟合, 得到各关节运动学方程. 建立了蹲起时的人机耦合动力学模型, 研究了关节驱动特征, 发现膝关节的驱动特征及其波动性远大于踝关节和髋关节; 膝关节驱动力矩与角加速度耦合性强; 只在蹲起前半段, 系统重心迁移对膝关节驱动有较大影响. 根据关节驱动特征的研究结果, 膝关节采用双作用线性液压缸进行驱动, 与此同时人机耦合作用力可以补偿踝关节部分驱动力矩及髋关节全部驱动力矩.

**关键词:** 蹲起; 助力外骨骼; 人机耦合作用; 驱动补偿; 双作用线性液压缸

中图分类号: TH112, TP24

文献标识码: A

文章编号: 1002-0446(2017)-04-0514-09

## Drive of the Powered Exoskeleton and Driving Compensation with the Human-Machine Coupling Interaction While Squatting

ZHANG Mingkui, CHENG Wenming, LI Huaixian

(School of Mechanical Engineering, Southwest Jiaotong University, Chengdu 610031, China)

**Abstract:** For the existing problem that the powered exoskeleton can't squat smoothly due to unclear characteristics of the joint drive, the joint drive of the powered exoskeleton while squatting and its compensation with the human-machine coupling interaction are investigated to enhance squatting reliability and human-machine interactivity. The kinematic equations of all joints are obtained through a somatic data acquisition experiment and nonlinear data-fitting. A human-machine coupling dynamic model during squatting is established, and the driving features of all joints are analyzed. It is found that the driving features and their volatility at knee joint are significantly greater than those at ankle and hip joints, there is a strong coupling between the driving torque and the angular acceleration at knee joint, and the system centrobaric displacement has significant influence on the drive at knee joint only in the first half phase of squatting. These analyses on the joint driving features show that the double-acting linear hydraulic cylinder can be used to drive the knee joint, and the human-machine interaction force can compensate the partial driving torque at ankle joint and the whole driving torque at hip joint.

**Keywords:** squatting; powered exoskeleton; human-machine coupling interaction; driving compensation; double-acting linear hydraulic cylinder

### 1 引言 (Introduction)

助力外骨骼是一种可穿戴拟人化的、与人体运动高度一致的助力系统. 它在工作过程中与人体高度耦合并通过传感器感知人体及周围环境所施加的载荷, 通过控制系统及动力驱动系统实时地提供外骨骼所需动力, 使人能背负更大载荷并增强持久力<sup>[1-2]</sup>. 目前, 国内外都开展了外骨骼的研究, 包括加州大学伯克利分校的 BLEEX 混合驱动增强型下肢外骨骼<sup>[3-5]</sup>、麻省理工学院的被动式外骨骼<sup>[6]</sup>、日本筑波大学的 HAL 电驱动式外骨骼<sup>[7]</sup>等. 在国

内, 西南交通大学<sup>[8-9]</sup>、东南大学<sup>[10]</sup>、中国科学院合肥智能机械研究所<sup>[11]</sup>等都对外骨骼做了相关的研究, 但是在技术及市场化方面与国外差距较大.

Kazerooni<sup>[12]</sup>等提出, 助力外骨骼包含 4 项核心技术: 新颖的控制策略、外骨骼结构轻量化设计、用于管理控制算法的机载局域网络以及机载动力驱动装置. 近年来, 许多学者集中研究了不同步态下外骨骼关节驱动控制及结构设计等问题. 陈江城<sup>[13-14]</sup>等提出了一种利用表面肌电信号进行下肢关节运动角度连续解码的方法, 并实现了关节力矩的动态解码; Ghan<sup>[3]</sup>、Kazerooni<sup>[12]</sup>、Racine<sup>[15]</sup>

等对 BLEEX 增强型外骨骼下肢摆动、行走、起跳等姿态进行运动学及动力学分析, 并以此设计控制算法及控制策略; Zoss 及 Kazerooni<sup>[5]</sup> 通过 CGA (clinical gait analysis) 及动力学分析得到外骨骼各关节驱动力矩及驱动功率, 并以此设计合适的驱动方式; 张军<sup>[16]</sup> 等通过高速相机及足底测力台获取实验者运动及动力学数据, 并验证了行走姿态下人体下肢受力模型; 贾山<sup>[10,17]</sup> 等基于人体步态的实验数据, 分析了下肢外骨骼运动及驱动特性, 并提出不同关节驱动器及控制策略的设计方案; 韩亚丽<sup>[18-19]</sup> 等基于人体生物力学理论, 设计了一种低功耗踝关节假肢及膝关节弹性驱动器; Wang<sup>[20]</sup> 等基于生物几何特征及下肢重心时变关系, 设计了一种自适应膝关节外骨骼, 并分析了其关节驱动特性; 陈兵<sup>[21]</sup> 等采用 5 次多项式对人体膝关节步态数据进行拟合, 分析了膝关节运动及驱动特性, 设计了一种仿生节能减振的膝关节驱动器; 杨巍<sup>[22]</sup> 等建立了步行时人机耦合系统动力学模型, 推导了各关节驱动方程, 并对外骨骼系统进行了设计。

目前, 鲜有学者研究蹲起时助力外骨骼关节驱动及人机耦合作用下的关节驱动补偿问题。蹲起是单兵非常常见的战术动作, 如果遇到紧急情况, 由于蹲起比较急促, 容易导致穿戴者蹲起不顺畅甚至遇到被外骨骼卡住的窘况。另外, 助力外骨骼的 3 个驱动关节有主从之别, 在驱动控制方面不可能等同视之, 这样能够简化整机驱动控制系统设计。由于人机之间存在相互耦合作用力, 对于驱动力矩及驱动功率比较小的关节, 可以研究人机耦合作用力对其进行驱动补偿。为了使穿戴者能够舒适可靠地完成各种蹲起动作, 增强人机交互性及助力外骨骼蹲起可靠性, 需要对关节驱动及人机耦合作用下的关节驱动补偿问题进行深入分析, 为驱动控制系统及结构设计提供理论基础。本文以西南交通大学第 2 代助力外骨骼实验样机为对象, 基于人体数据采集实验及非线性拟合, 建立蹲起时人机耦合动力学模型, 研究了助力外骨骼关节驱动及人机耦合作用下的关节驱动补偿问题。

## 2 蹲起实验及关节运动学分析 (Squat experiment and joint kinematics analysis)

### 2.1 蹲起实验数据采集

本实验选取 3 名男性和 1 名女性进行蹲起数据采集, 如图 1 所示。所有实验者负重为 0 kg 并分别进行了 6 次测量实验, E1、E2、E3、E4 分别表示 4 名实验者, I、II、III、IV、V、VI 分别表示 6 次

实验, 蹲起时间由实验者决定, 如表 1 所示。数据采集系统为六相机 (Qualisys AB) 光学运动捕捉系统, 数据采集频率是 200 Hz, 采集了肩、髋、膝、踝、脚后跟和脚尖等共 23 个反射点的 3 维数据。



图 1 人体蹲起实验数据采集

Fig.1 Data acquisition experiment of human body during squatting

表 1 数据采集时间

Tab.1 Data acquisition time

	蹲起时间 $t/s$					
	I	II	III	IV	V	VI
E1	0.8	0.8	0.9	1	1	1.1
E2	1	1.1	1.07	1.2	1.45	1.4
E3	0.8	1.2	1	1.3	1.2	1.5
E4	1.25	1.2	1.4	1.4	1.2	1.7

### 2.2 关节运动学分析

蹲起时人体左、右运动相似, 冠状面及水平面摆动幅度对各关节角位移影响较小, 故选取矢状面内左侧肢体 ( $x, z$ ) 坐标, 并将人体蹲起运动模型简化为由刚性杆件依次连接的多体系统, 如图 2 所示。踝、膝、髋及肩部标记点分别为  $O_1$ 、 $O_2$ 、 $O_3$ 、 $O_4$ ,  $A$  为虚点。小腿、大腿及躯干分别简化为  $O_1O_2$ 、 $O_2O_3$  及  $O_3O_4$ 。  $\theta_1$  为小腿与地面的夹角,  $\theta_2$  为大腿与小腿的夹角,  $\theta_3$  为躯干与大腿的夹角,  $\varphi_1$ 、 $\varphi_2$ 、 $\varphi_3$  分别为踝关节、膝关节、髋关节的角位移。

根据几何关系得到关节角位移:

$$\begin{cases} \varphi_1 = \pi - \theta_1 \\ \varphi_2 = \theta_2 - \theta_1 \\ \varphi_3 = \pi + \theta_2 - \theta_1 - \theta_3 \end{cases} \quad (1)$$

式 (1) 中, 具体参数如式 (2) 所示:

$$\begin{cases} \theta_1 = \arccos \frac{|AO_1|^2 + |O_1O_2|^2 - |AO_2|^2}{2|AO_1||O_1O_2|} \\ \theta_2 = \arccos \frac{|O_1O_2|^2 + |O_2O_3|^2 - |O_1O_3|^2}{2|O_1O_2||O_2O_3|} \\ \theta_3 = \arccos \frac{|O_2O_3|^2 + |O_3O_4|^2 - |O_2O_4|^2}{2|O_2O_3||O_3O_4|} \end{cases} \quad (2)$$

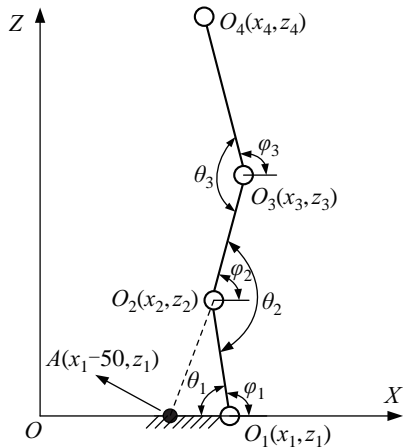


图2 人体蹲起时运动学模型

Fig.2 Kinematic model of human body during squatting

以傅里叶级数为基函数，在 Matlab 中采用非线性最小二乘法对角位移离散数据进行拟合，得到各关节角位移拟合方程，如式 (3) 所示：

$$\varphi_{Eki} = \frac{a_0}{2} + \sum_{j=1}^n (a_j \cos j\omega t + b_j \sin j\omega t) \quad (3)$$

式 (3) 中， $\varphi_{Eki}$  为关节角位移拟合方程， $E = E1, E2, E3, E4$ ， $k = I, II, III, IV, V, VI$ ， $i = 1, 2, 3$  分别为踝关节、膝关节、髋关节； $n$  为拟合方程阶次， $\omega$  为角频率， $a_0, a_j, b_j$  为常系数。式 (4) 给出各关节的角速度及角加速度：

$$\begin{cases} \dot{\varphi}_{Eki} = \omega \sum_{j=1}^n j(b_j \cos j\omega t - a_j \sin j\omega t) \\ \ddot{\varphi}_{Eki} = \omega^2 \sum_{j=1}^n j^2(-a_j \cos j\omega t - b_j \sin j\omega t) \end{cases} \quad (4)$$

### 3 助力外骨骼人机耦合动力学模型 (Human-machine coupling dynamic model of the powered exoskeleton)

穿戴者与助力外骨骼分别在脚底、大腿及腰背部处接触，由于耦合作用，在接触部位产生相互作用力。蹲起时，大腿及腰背部处的相互作用力对关节驱动有影响，而脚底处的相互作用力没有影响。将助力外骨骼髋部及背架的集成简化为助力外骨骼躯干  $O_3O_4$ ，建立其蹲起姿态的人机耦合动力学模型，见图 3。踝、膝、髋关节分别为  $O_1, O_2, O_3$ ，小腿、大腿、躯干的长度分别为  $l_1, l_2, l_3$ ，小腿、大腿、躯干的质心分别为  $S_1, S_2, S_3$ ，每根杆的质心到对应关节的长度分别为  $l_{S1}, l_{S2}, l_{S3}$ 。小腿、大腿、躯干（包括背架、电源、电气装备、电池及髋部结构等）的质量分别为  $m_1, m_2, m_3$ ，小腿、大腿、躯干与  $x$  轴的角度分别为  $\varphi_1, \varphi_2, \varphi_3$ ，即各关节的角位移。

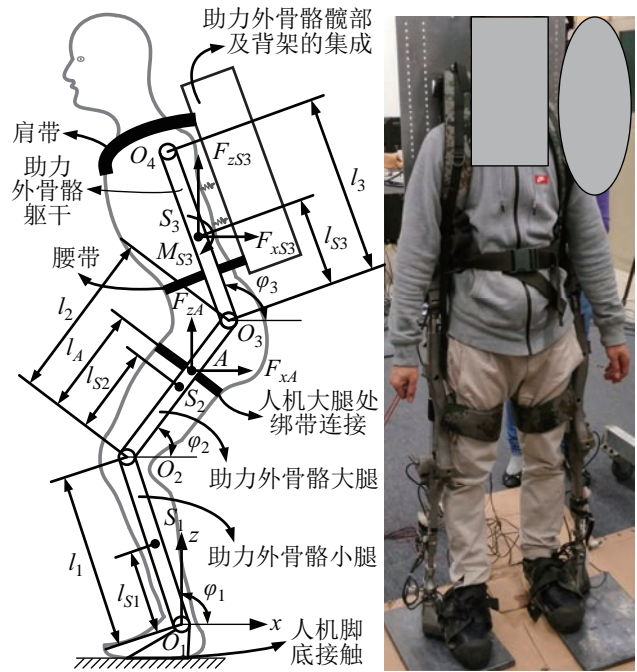


图3 蹲起时助力外骨骼人机耦合动力学模型

Fig.3 Human-machine coupling dynamic model of the powered exoskeleton during squatting

人机大腿接触部位由绑带连接，连接处简化为连接点 A，蹲起时连接点 A 处的人机耦合作用力为  $F_{zA}$  和  $F_{xA}$ ，合力为  $F_A$ ， $l_A$  为连接点 A 到膝关节  $O_2$  的长度。助力外骨骼髋部及背架的集成与人体背部接触，并且通过肩带和腰带与人体连接，这些即为人机腰背接触部位，蹲起时该部位的相互作用极为复杂，主要表现为肩带和腰带的拉动、接触部位的挤压和摩擦，由于受力情况复杂，为简化计算，将所有作用力都简化到  $S_3$  处，简化力为  $F_{zS3}$  和  $F_{xS3}$ ，合力为  $F_{S3}$ ，合力矩为  $M_{S3}$ 。

助力外骨骼人机耦合动力学模型有 3 个自由度，建立固定坐标系  $O_1xz$ ，选取角位移  $\varphi_1, \varphi_2, \varphi_3$  为广义坐标  $q_1, q_2, q_3$ ，由拉格朗日动力学方程得到助力外骨骼人机耦合动力学模型的微分方程：

$$\tau = M[\ddot{q}] + C[\dot{q}^2] + B[q\dot{q}] + G - F \quad (5)$$

式 (5) 中， $\tau$  是关节驱动力矩矢量矩阵， $M$  是  $3 \times 3$  阶质量矩阵， $C$  是  $3 \times 3$  阶离心力系数矩阵， $B$  是  $3 \times 3$  阶哥氏力系数矩阵， $G$  是  $3 \times 3$  阶重力矢量矩阵， $F$  是  $3 \times 3$  阶广义力矢量矩阵， $M, C, B$  及  $G$  为助力外骨骼的参数矩阵， $F$  为人机耦合作用的广义力。其中，

$$[\ddot{q}] = [\ddot{q}_1 \quad \ddot{q}_2 \quad \ddot{q}_3] \quad (6)$$

$$[\dot{q}^2] = [\dot{q}_1^2 \quad \dot{q}_2^2 \quad \dot{q}_3^2] \quad (7)$$

$$[q\dot{q}] = [q_1\dot{q}_2 \quad q_1\dot{q}_3 \quad q_2\dot{q}_3] \quad (8)$$

$$\mathbf{M} = \begin{bmatrix} (\frac{1}{3}m_1 + m_2 + m_3)l_1^2 & (\frac{1}{2}m_2 + m_3)l_1l_2 \cos(q_1 - q_2) & \frac{1}{2}m_3l_1l_3 \cos(q_1 - q_3) \\ (\frac{1}{2}m_2 + m_3)l_1l_2 \cos(q_1 - q_2) & (\frac{1}{3}m_2 + m_3)l_2^2 & \frac{1}{2}m_3l_2l_3 \cos(q_2 - q_3) \\ \frac{1}{2}m_3l_1l_3 \cos(q_1 - q_3) & \frac{1}{2}m_3l_2l_3 \cos(q_2 - q_3) & \frac{1}{3}m_3l_3^2 \end{bmatrix} \quad (9)$$

$$\mathbf{C} = \begin{bmatrix} 0 & (\frac{1}{2}m_2 + m_3)l_1l_2 \sin(q_1 - q_2) & -\frac{1}{2}m_3l_1l_3 \sin(q_1 - q_3) \\ -(\frac{1}{2}m_2 + m_3)l_1l_2 \sin(q_1 - q_2) & 0 & \frac{1}{2}m_3l_2l_3 \sin(q_2 - q_3) \\ -\frac{1}{2}m_3l_1l_3 \sin(q_1 - q_3) & -\frac{1}{2}m_3l_2l_3 \sin(q_2 - q_3) & 0 \end{bmatrix} \quad (10)$$

$$\mathbf{B} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (11)$$

$$\mathbf{G} = \begin{bmatrix} (\frac{1}{2}m_1 + m_2 + m_3)gl_1 \cos q_1 \\ (\frac{1}{2}m_2 + m_3)gl_2 \cos q_2 \\ \frac{1}{2}m_3gl_3 \cos q_3 \end{bmatrix} \quad (12)$$

$$\mathbf{F} = \begin{bmatrix} (F_{zA} + F_{zS_3})l_1 \cos q_1 - (F_{xA} + F_{xS_3})l_1 \sin q_1 \\ (F_{zA}l_A + F_{zS_3}l_2) \cos q_2 - (F_{xA}l_A + F_{xS_3}l_2) \sin q_2 \\ F_{zS_3}l_{S_3} \cos q_3 - F_{xS_3}l_{S_3} \sin q_3 + M_{S_3} \end{bmatrix} \quad (13)$$

助力外骨骼蹲起姿态下的关节驱动功率为

$$\mathbf{P} = |\boldsymbol{\tau}\dot{\mathbf{q}}| \quad (14)$$

#### 4 关节驱动特征分析 (Analysis on the joint driving features)

助力外骨骼结构参数为:  $m_1 = 0.6 \text{ kg}$ ,  $m_2 = 0.9 \text{ kg}$ ,  $m_3 = 8 \text{ kg}$ ;  $l_1 = 0.364 \text{ m}$ ,  $l_2 = 0.466 \text{ m}$ ,  $l_3 = 0.46 \text{ m}$ ,  $l_A = 0.143 \text{ m}$ , 蹲起时间如表 1 所示. 蹲起时, 助力外骨骼的运动状态滞后于人的运动状态, 人机之间在接触部位产生相互耦合作用力. 一般情况下, 通过提高控制系统及驱动系统的灵敏度及精度减小人机运动误差<sup>[23]</sup>, 但是并不能完全消除. 而实际上, 要准确测量这些相互耦合的作用力是非常困难的.

关节驱动特征指驱动力矩及驱动功率, 为了便于对其进行研究, 先假设人与助力外骨骼运动一致, 以关节运动学式 (3)、(4) 作为输入, 通过逆动力学式 (5) 得到各关节驱动力矩; 然后, 根据各关节驱动特征的大小, 对膝关节液压驱动特性进行分析, 并研究了踝关节及髌关节驱动补偿与人机耦合作用的关系.

#### 4.1 关节驱动力矩及驱动功率峰值

表 2 为蹲起时助力外骨骼各关节驱动力矩峰值, 踝关节及髌关节的峰值为负值, 大小分别为  $-38.97 \pm 7.51 \text{ N}\cdot\text{m}$  和  $-14.95 \pm 5.24 \text{ N}\cdot\text{m}$ , 而膝关节的峰值为正值, 大小为  $131.32 \pm 23.83 \text{ N}\cdot\text{m}$ , 其值远大于踝关节及髌关节.

表 2 各关节驱动力矩峰值 (均值  $\pm$  标准差, N·m)  
Tab.2 Peak driving torque of each joint (mean  $\pm$  sd, N·m)

	踝关节	膝关节	髌关节
E1	$-28.35 \pm 7.49$	$98.98 \pm 28.14$	$-14.07 \pm 6.21$
E2	$-36.70 \pm 8.31$	$105.94 \pm 23.07$	$-13.42 \pm 7.26$
E3	$-38.06 \pm 5.74$	$129.29 \pm 15.61$	$-14.02 \pm 2.62$
E4	$-52.75 \pm 8.47$	$184.40 \pm 4.66$	$-18.27 \pm 4.89$
均值	$-38.97 \pm 7.51$	$129.66 \pm 17.87$	$-14.95 \pm 5.24$

表 3 为蹲起时助力外骨骼各关节驱动功率峰值, 膝关节、踝关节及髌关节的峰值分别为  $249.03 \pm 101.88 \text{ W}$ 、 $13.28 \pm 3.71 \text{ W}$  和  $3.36 \pm 2.13 \text{ W}$ , 前者是后两者的近 19 倍和 74 倍. 另外, 膝关节驱动功率峰值的  $\text{sd}/\text{mean}$  比值较大<sup>[24-25]</sup>, 说明蹲起时间对驱动功率影响较大, 这也是导致蹲起不顺畅的原因之一.

表 3 各关节驱动功率峰值 (均值  $\pm$  标准差, W)  
Tab.3 Peak driving power of each joint (mean  $\pm$  sd, W)

	踝关节	膝关节	髌关节
E1	$13.28 \pm 3.55$	$234.68 \pm 139.02$	$4.96 \pm 2.54$
E2	$12.67 \pm 2.59$	$229.65 \pm 102.90$	$1.68 \pm 0.94$
E3	$13.22 \pm 2.79$	$232.01 \pm 68.79$	$2.98 \pm 2.93$
E4	$13.96 \pm 5.90$	$299.79 \pm 96.80$	$3.82 \pm 2.10$
均值	$13.28 \pm 3.71$	$249.03 \pm 101.88$	$3.36 \pm 2.13$

由此可见, 膝关节的驱动特征较大, 而踝关节及髌关节的驱动特征较小, 这表明膝关节是主要的驱动关节, 需采用具有高比功率系数的驱动器, 而



踝关节和髌关节是辅助驱动关节，这2个关节可以采用被动式驱动<sup>[6]</sup>及无动力驱动<sup>[26]</sup>等方式。

### 4.2 关节驱动力矩及驱动功率波动性分析

图4及图5分别为蹲起时助力外骨骼各关节驱动力矩及驱动功率的标准差，标准差越大，表示波动性越大，则关节驱动稳定性越差。膝关节驱动力矩  $44.02 \pm 7.44$  和驱动功率  $78.66 \pm 29.23$  的波动性较大，而踝关节驱动力矩  $11.69 \pm 2.61$ 、驱动功率  $4.03 \pm 1.37$  及髌关节驱动力矩  $5.04 \pm 1.47$ 、驱动功率  $0.88 \pm 0.54$  的波动性较小。所以，膝关节驱动稳定性较弱，而踝关节及髌关节相对较好。

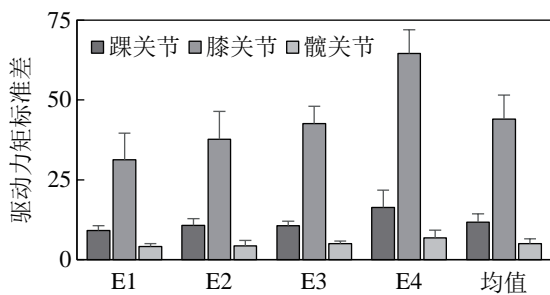


图4 各关节驱动力矩标准差

Fig.4 Driving torque standard deviation of each joint

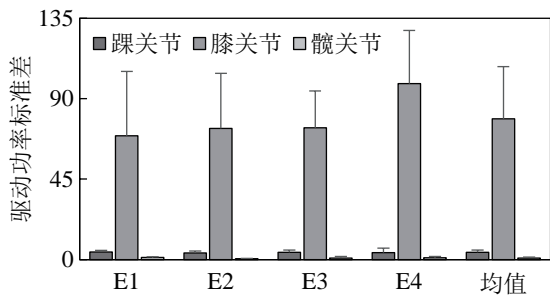


图5 各关节驱动功率标准差

Fig.5 Driving power standard deviation of each joint

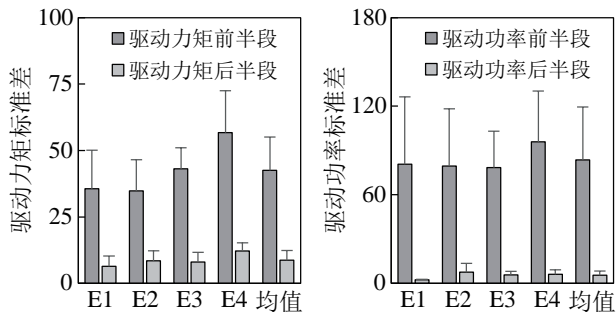


图6 膝关节驱动力矩及驱动功率前、后半段标准差

Fig.6 Standard deviation of the driving torque and driving power for the knee joint in the first half and the second half

图6为蹲起时助力外骨骼膝关节驱动力矩和驱动功率的前半段、后半段标准差，由图可知，驱动力矩前半段标准差  $42.49 \pm 12.54$  是其后半段  $8.74$

$\pm 3.64$  的近5倍，驱动功率前半段标准差  $83.56 \pm 35.92$  是其后半段  $5.43 \pm 2.97$  的近16倍，且膝关节驱动力矩及驱动功率的峰值都出现在前半段。由此可见，蹲起时，膝关节驱动特征在前半段的波动性较大，在后半段的波动性较小。所以在蹲起前半段，膝关节驱动稳定性较弱，而膝关节是整个系统主要的驱动关节，这容易导致系统在前半段稳定性差且产生较大振动，背负大载荷时尤为明显，故系统需要进行稳定性及减振设计。

### 4.3 膝关节驱动力矩及角加速度耦合关系

表4为蹲起时助力外骨骼膝关节驱动力矩及角加速度耦合相关系数，Pearson系数  $r$  越接近  $\pm 1$ ，则两者相关强度越高，耦合性越强，正、负值分别表示正、负相关。由表4知， $r$  值都比较接近1 ( $> 0.8$ )，且相关性统计学意义显著 ( $p < 0.01$ )，所以膝关节驱动力矩及角加速度正相关强度高，耦合性强。

表4 膝关节驱动力矩与角加速度耦合相关系数

Tab.4 Coupling correlation coefficients of the driving torque and angular acceleration for the knee joint

	Pearson 相关系数 $r$					
	$r_I$	$r_{II}$	$r_{III}$	$r_{IV}$	$r_V$	$r_{VI}$
E1	0.958**	0.967**	0.949**	0.938**	0.892**	0.920**
E2	0.936**	0.916**	0.911**	0.883**	0.870**	0.875**
E3	0.976**	0.905**	0.880**	0.821**	0.895**	0.868**
E4	0.850**	0.855**	0.831**	0.777**	0.857**	0.819**

\*\* 相关性在 0.01 级别显著 (双尾)

蹲起时，膝关节为主要的运动及驱动关节，其角加速度影响大腿及躯干的抖动性，进而影响穿戴者的稳定性及舒适性。如果膝关节的驱动力矩增大，则其角加速度也增大，就会导致蹲起不平稳，影响穿戴者的舒适性；如果膝关节角加速度由于非正常因素产生突变，导致其驱动力矩也发生突变，则将增大驱动器的负担，增加其不必要的损耗。所以，有必要对膝关节的驱动力矩及角加速度进行解耦设计。

### 4.4 系统重心迁移对膝关节驱动特征的影响

图7和图8为蹲起时人机重心迁移对膝关节驱动特征的影响曲线图，由于踝关节及髌关节的驱动特征较小，所以只分析膝关节的驱动特征。为了便于分析，将4名实验者共计24次蹲起实验数据进行标准归一化处理及三次样条插值，平均后分别得到4名实验者重心位移、膝关节驱动力矩及驱动功率随蹲起时间的变化曲线。重心位移包括矢状面内

前后方向 ( $x$  方向) 位移和上下方向 ( $z$  方向) 位移, 图中上、下曲线束分别为 4 名实验者的  $z$  向、 $x$  向位移。

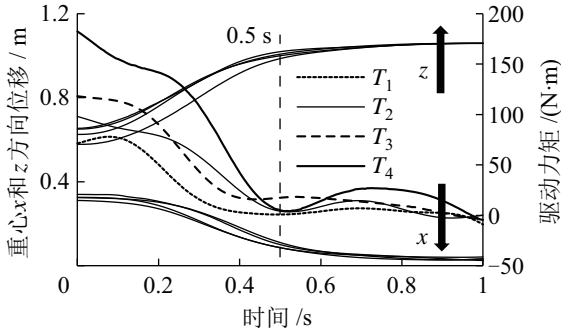


图 7 重心迁移对膝关节驱动力矩的影响

Fig.7 Influence of the center of gravity changes on the driving torque of the knee joint

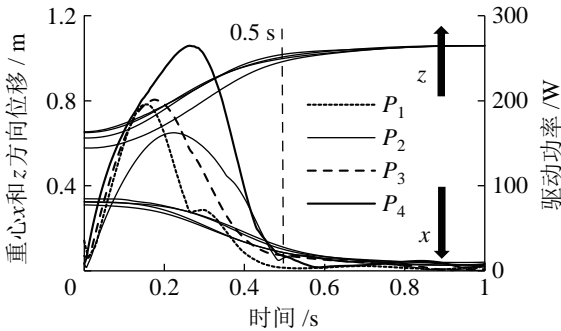


图 8 重心迁移对膝关节驱动功率的影响

Fig.8 Influence of the center of gravity changes on the driving power of the knee joint

由图 7 和图 8 知, 蹲起时, 重心的  $z$  向位移由  $0.627 \pm 0.035$  m 逐渐增大到  $1.058 \pm 0.000$  m、 $x$  向位移由  $0.325 \pm 0.012$  m 逐渐减小到  $0.033 \pm 0.007$  m. 在蹲起的前半段, 重心的  $z$  向位移增大,  $x$  向位移减小, 膝关节的驱动力矩减小, 而驱动功率先增大后减小; 蹲起的后半段重心变化较小, 驱动力矩及驱动功率波动幅度较小并减小到最小值。

### 5 膝关节液压驱动设计及分析 (Design and analysis of the hydraulic driving for the knee joint)

通过分析各关节驱动特征可知, 膝关节的驱动力矩及驱动功率的峰值较大且波动性较高, 所以膝关节是主要驱动关节, 要求其驱动系统有较高的灵敏度. 在优化设计膝关节驱动器<sup>[9]</sup>时, 必须考虑其耐摩擦、高比功率系数、紧凑结构等特点, 为此选择双作用线性液压驱动器对膝关节进行驱动, 如图 9 所示,  $O_1$ 、 $O_2$ 、 $O_3$  分别为踝关节、膝关节、髌关节,  $A$ 、 $B$  为液压缸的安装点,  $\varphi_1$ 、 $\varphi_2$  分别为踝关节

节及膝关节的角位移,  $s_1$ 、 $s_2$ 、 $s_3$ 、 $s_4$ 、 $s_5$ 、 $s_6$ 、 $s_7$  分别为  $AE$ 、 $O_2E$ 、 $BC$ 、 $O_2C$ 、 $AO_2$ 、 $BO_2$ 、 $AB$  的长度, 其中  $s_1 = 0.081$  m,  $s_2 = 0.344$  m,  $s_3 = 0.035$  m,  $s_4 = 0.084$  m,  $O_2D$  为驱动器对膝关节的驱动力臂, 与  $\theta$  的变化有关。

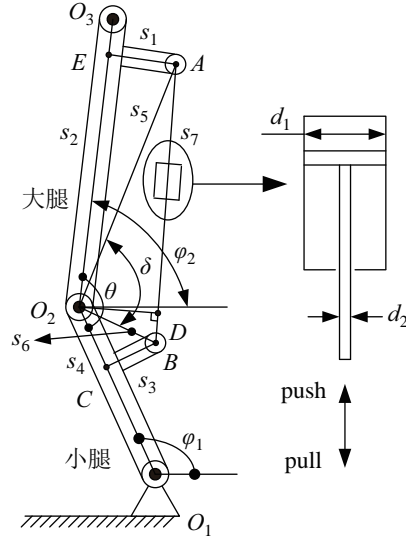


图 9 膝关节双作用线性液压缸

Fig.9 Double-acting linear hydraulic cylinder for the knee joint

在  $\triangle ABO_2$  中, 由海伦公式及几何关系可得:

$$O_2D = \frac{1}{2s_7} \sqrt{[(s_6 + s_5)^2 - s_7^2][s_7^2 - (s_6 - s_5)^2]} \quad (15)$$

式 (15) 中, 相关参数如下:

$$\begin{cases} s_5 = \sqrt{s_1^2 + s_2^2}, & s_6 = \sqrt{s_3^2 + s_4^2} \\ s_7 = \sqrt{s_5^2 + s_6^2 - 2s_5s_6 \cos \delta} \\ \delta = \varphi_2 + \pi - \varphi_1 - \arctan \frac{s_1}{s_2} - \arctan \frac{s_3}{s_4} \end{cases} \quad (16)$$

蹲起姿态中, 驱动器对膝关节提供的最大力矩为

$$\begin{cases} T_{\text{push}} = P_s \frac{\pi d_1^2}{4} \cdot O_2D \\ T_{\text{pull}} = P_s \frac{\pi (d_1^2 - d_2^2)}{4} \cdot O_2D \end{cases} \quad (17)$$

式 (17) 中,  $d_1$ 、 $d_2$  分别为液压缸内径及活塞杆直径,  $P_s$  为供油压力, 助力外骨骼选用的双作用液压缸供油压力  $P_s$  为 6.9 MPa,  $d_1$  为 2 cm,  $d_2$  为 1.2 cm.

伺服阀为驱动器提供液压流量, 流量可表示为

$$\begin{cases} Q_{\text{push}} = \left| O_2D \cdot \frac{\pi d_1^2}{4} \frac{d\delta}{dt} \right| \\ Q_{\text{pull}} = \left| O_2D \cdot \frac{\pi (d_1^2 - d_2^2)}{4} \frac{d\delta}{dt} \right| \end{cases} \quad (18)$$

膝关节双作用液压驱动器的功率为

$$P = P_s (Q_{\text{push}} + Q_{\text{pull}}) \quad (19)$$

图 10 为膝关节驱动器驱动力矩峰值 ( $T_{push}$ 、 $T_{pull}$ ) 与助力外骨骼膝关节所需的驱动力矩峰值 ( $D_{push}$ 、 $D_{pull}$ ), 其中  $T_{pull}$  及  $D_{pull}$  为负, 为便于描述变为正. 由图 10 知,  $T_{push}$  ( $195.19 \pm 5.08 \text{ N}\cdot\text{m}$ ) 大于  $D_{push}$  ( $125.20 \pm 19.14 \text{ N}\cdot\text{m}$ ),  $T_{pull}$  ( $41.74 \pm 89.92 \text{ N}\cdot\text{m}$ ) 大于  $D_{pull}$  ( $10.14 \pm 12.69 \text{ N}\cdot\text{m}$ ), 且  $D_{push}$ 、 $D_{pull}$  曲线完全被  $T_{push}$ 、 $T_{pull}$  曲线所包络, 这表明该驱动器不仅满足膝关节所需力矩, 还可以补偿系统摩擦及外力所产生的阻力矩.

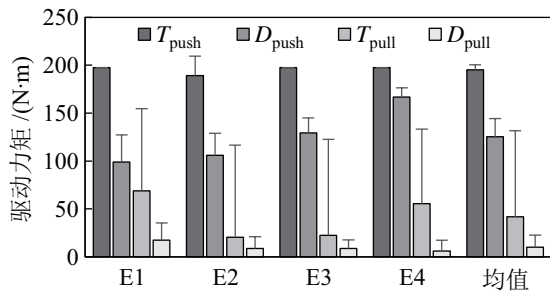


图 10 膝关节驱动力矩峰值

Fig.10 Peak driving torque of the knee joint

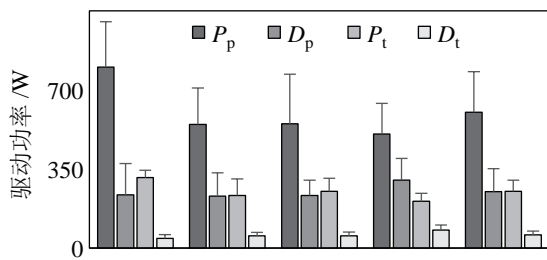


图 11 膝关节驱动功率峰值及总值

Fig.11 Peak and gross driving powers of the knee joint

图 11 为膝关节驱动器驱动功率峰值 ( $P_p$ )、总值 ( $P_t$ ) 及助力外骨骼膝关节所需的驱动功率峰值 ( $D_p$ )、总值 ( $D_t$ ). 由图 11 知,  $P_p$  ( $600.32 \pm 179.64 \text{ W}$ ) 大于  $D_p$  ( $249.03 \pm 101.88 \text{ W}$ ),  $P_t$  ( $250.51 \pm 49.58 \text{ W}$ ) 大于  $D_t$  ( $57.8 \pm 17.73 \text{ W}$ ), 且  $D_p$ 、 $D_t$  曲线完全被  $P_p$ 、 $P_t$  曲线所包络, 这表明该驱动器满足膝关节所需功率. 膝关节驱动器的驱动效率只有 22% 左右, 效率比较低, 所以对驱动器进行能量优化设计是未来重点内容.

## 6 人机耦合作用下的踝关节及髋关节驱动补偿 (Driving compensation of the ankle and hip joints for the human-machine coupling interaction)

蹲起时, 助力外骨骼的运动状态滞后于人的运动状态, 即人机之间存在运动误差, 进而产生相互耦合作用力, 完全消除这种作用力是不可能的. 实

际上, 也没必要完全消除这种作用力, 若将其控制在穿戴者能够承受的范围内, 反而能够增强人机交互性, 并且这些作用力还可以补偿助力外骨骼关节的驱动力矩.

定义:  $k_u$  为驱动补偿系数, 即穿戴者对助力外骨骼关节驱动的补偿系数, 其含义为在人体能够承受的范围内, 穿戴者承担了各关节驱动力矩的百分数, 则关节驱动器所需驱动力矩为  $(1-k_u)\tau_u$ ,  $u=1, 2, 3$  分别对应踝关节、膝关节及髋关节,  $k_u \in [0, 1]$ .  $k_u$  越大, 表示穿戴者对相应关节驱动的补偿越大, 即承担驱动力矩越大. 由于膝关节驱动力矩及驱动功率非常大, 所以膝关节的驱动全部由液压驱动器承担并保持一定的富裕度, 所以穿戴者不需要承担膝关节的驱动力矩, 即  $k_2=0$ ; 而踝关节及髋关节驱动力矩及驱动功率较小, 人可以对其进行补偿, 即  $k_1 \cdot k_3 \in [0, 1]$ , 由于穿戴者承担了这 2 个关节部分或全部的驱动力矩, 其对应关节的驱动器及控制器的设计也会产生变化.

现分 2 种情况讨论:

(1) 当  $k_1$  变化,  $k_3=1$ , 即穿戴者补偿踝关节的部分驱动力矩和髋关节的全部驱动力矩时, 人机耦合作用力的变化情况如图 12 所示. 因为髋关节的驱动力矩较小, 所以穿戴者对其进行全部补偿, 而随着踝关节驱动补偿系数  $k_1$  由 1 减小到 0.1, 人机耦合作用力 ( $F_A$ 、 $F_{S3}$  及  $M_{S3}$ ) 也逐渐减小, 这表明背部及大腿处的人机耦合作用力与踝关节的驱动存在耦合关系, 在人能够承受的范围内, 穿戴者可以对这 2 个关节进行驱动补偿.

表 5 为踝关节驱动补偿系数  $k_1$  取 0.1 到 1 内不同值时, 人机耦合作用力 ( $F_A$ 、 $F_{S3}$  及  $M_{S3}$ ) 的峰值及均值. 人体对外部作用力的承受能力有限, 作用力太大, 容易造成穿戴者的肌体损伤, 作用力太小, 人机交互性减弱. 由表 5 可知, 当  $k_1=0.2$  时, 大腿部作用力  $F_A$  峰值 (28.92 N) 及  $F_A$  均值 (18.10 N) 较小, 背部作用力  $F_{S3}$  峰值 (-8.87 N)、 $F_{S3}$  均值 (-5.55 N)、作用力矩  $M_{S3}$  峰值 (-12.78 N·m) 及  $M_{S3}$  均值 (-5.06 N·m) 都较小, 由此可见, 人机耦合作用力能够对踝关节的驱动进行部分补偿.

(2) 当  $k_1=0$ ,  $k_3=1$ , 即穿戴者只补偿髋关节的全部驱动力矩时, 人机耦合作用力的变化情况如图 13 所示, 大腿部作用力  $F_A$  和背部作用力  $F_{S3}$  为 0, 而只有  $M_{S3}$  变化, 这表明背部的人机耦合作用力与髋关节的驱动存在一定的耦合关系, 且人机耦合作用力能够对髋关节的驱动进行全部补偿.

表 5 人机耦合作用力的峰值及均值  
Tab.5 Peak and mean values of the human-machine coupling interaction force

	$k_1 = 0.1$	$k_1 = 0.2$	$k_1 = 0.3$	$k_1 = 0.4$	$k_1 = 0.5$	$k_1 = 0.6$	$k_1 = 0.7$	$k_1 = 0.8$	$k_1 = 0.9$	$k_1 = 1.0$
$F_A$ 峰值	14.46	28.92	43.38	57.84	72.30	86.76	101.23	115.69	130.15	144.61
$F_A$ 均值	9.05	18.10	27.16	36.21	45.26	54.32	63.37	72.42	81.48	90.53
$F_{S3}$ 峰值	-4.43	-8.87	-13.31	-17.75	-22.18	-26.62	-31.06	-35.50	-39.94	-44.37
$F_{S3}$ 均值	-2.77	-5.55	-8.33	-11.11	-13.89	-16.66	-19.44	-22.22	-25.00	-27.78
$M_{S3}$ 峰值	-12.05	-12.78	-13.51	-14.25	-14.98	-15.71	-16.45	-17.18	-17.92	-18.65
$M_{S3}$ 均值	-4.60	-5.06	-5.52	-5.99	-6.45	-6.92	-7.38	-7.85	-8.31	-8.78

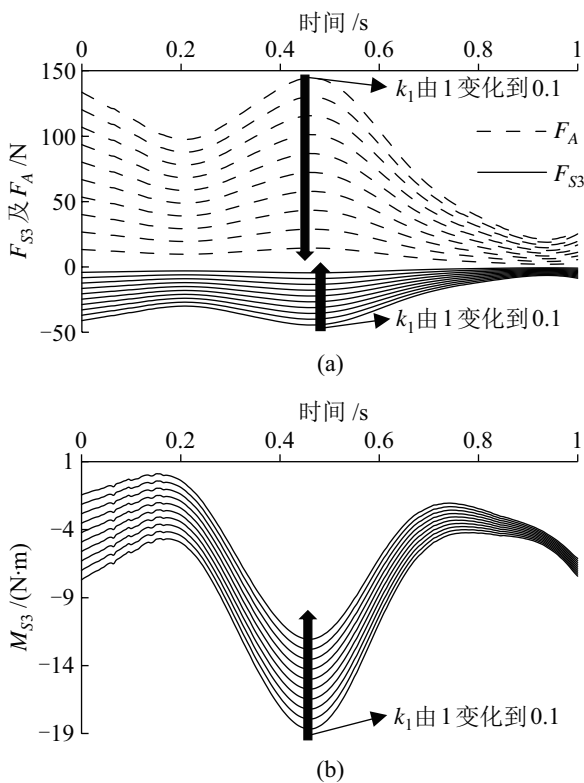


图 12 人机耦合作用力与踝关节及髋关节驱动补偿系数的关系

Fig.12 The relation between the driving compensation coefficient of the ankle and hip joints and the human-machine coupling interaction force

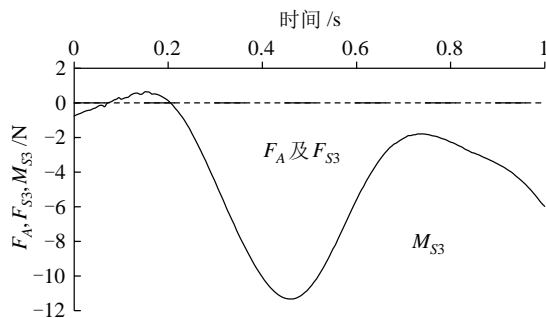


图 13 人机耦合作用力与髋关节驱动补偿系数的关系

Fig.13 The relation between the driving compensation coefficient of the hip joint and the human-machine coupling interaction force

### 7 结论 (Conclusion)

本文研究了助力外骨骼蹲起时关节驱动特征及人机耦合作用下的驱动补偿, 主要结论有:

(1) 膝关节的驱动特征及其波动性远大于踝关节及髋关节, 在蹲起前半段, 膝关节驱动特征的波动性远大于其后半段, 而且膝关节驱动力矩与角加速度具有很强的耦合性。

(2) 在蹲起的前半段, 人机重心的  $z$  向位移增大,  $x$  向位移减小, 膝关节的驱动力矩减小, 而驱动功率先增大后减小; 在蹲起的后半段, 重心变化和膝关节的驱动力矩及驱动功率都较小。

(3) 膝关节的驱动器为双作用液压驱动器, 油压为 6.9 MPa, 驱动效率为 22% 左右。

(4) 背部及大腿处的人机耦合作用力与踝关节的驱动存在耦合关系, 在人能够承受的范围内, 穿戴者可以对这 2 个关节进行驱动补偿。

(5) 背部的人机耦合作用力与髋关节的驱动存在一定的耦合关系, 且人机耦合作用力能够对髋关节的驱动进行全部补偿。

未来将研究步行时的人机耦合动力学, 重点研究人机交互作用下穿戴者对人机耦合作用力的承受能力, 并为踝关节设计无动力的驱动装置。

### 参考文献 (References)

- [1] Dollar A M, Herr H. Lower extremity exoskeletons and active orthoses: Challenges and state-of-the-art[J]. IEEE Transactions on Robotics, 2008, 24(1): 144-158.
- [2] Kazerooni H, Racine J L, Huang L H, et al. On the control of the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX) [C]//IEEE International Conference on Robotics and Automation. Piscataway, USA: IEEE, 2005: 4353-4360.
- [3] Ghan J, Kazerooni H. System identification for the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX) [C]//IEEE International Conference on Robotics and Automation. Piscataway, USA: IEEE, 2006: 3477-3484.
- [4] Kazerooni H, Steger R, Huang L H. Hybrid control of the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX) [J]. International Journal of Robotics Research, 2006, 25(5/6): 561-573.



- [5] Zoss A, Kazerooni H. Design of an electrically actuated lower extremity exoskeleton[J]. *Advanced Robotics*, 2006, 20(9): 967-988.
- [6] Walsh C J, Endo K, Herr H. A quasi-passive leg exoskeleton for load-carrying augmentation[J]. *International Journal of Humanoid Robotics*, 2007, 4(3): 487-506.
- [7] Kawabata T, Satoh H, Sankai Y. Working posture control of robot suit HAL for reducing structural stress[C]//*IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*. Piscataway, USA: IEEE, 2009: 2013-2018.
- [8] 刘放, 程文明, 赵南. 携行式外骨骼机械结构应力测试试验研究[J]. *机械强度*, 2012, 34(2): 198-202.  
Liu F, Cheng W M, Zhao N. Study on stress testing to the mechanical structure of portable exoskeleton[J]. *Journal of Mechanical Strength*, 2012, 34(2): 198-202.
- [9] 赵南, 程文明, 邬钱涌. 穿戴式外骨骼膝关节三铰点机构优化设计[J]. *机械工程与自动化*, 2012(1): 7-9,12.  
Zhao N, Cheng W M, Wu Q Y. Optimized design for three-hinge mechanism of wearable exoskeleton knee[J]. *Mechanical Engineering and Automation*, 2012(1): 7-9,12.
- [10] 贾山, 路新亮, 韩亚丽, 等. 在摆动相中用于下肢外骨骼跟踪人体踝关节轨迹的方法[J]. *东南大学学报: 自然科学版*, 2014, 44(1): 87-92.  
Jia S, Lu X L, Han Y L, et al. Method for lower extremity exoskeleton's ankle joint trajectory to track human's in swing phase[J]. *Journal of Southeast University: Natural Science Edition*, 2014, 44(1): 87-92.
- [11] 孙建, 余永, 葛运建, 等. 基于接触力信息的可穿戴型下肢助力机器人传感系统研究[J]. *中国科学技术大学学报*, 2008, 38(12): 1432-1438.  
Sun J, Yu Y, Ge Y J, et al. Research on multi-sensors perceptual system of wearable power assist leg based on interaction force signal and joint angle signal[J]. *Journal of University of Science and Technology of China*, 2008, 38(12): 1432-1438.
- [12] Kazerooni H, Steger R. The Berkeley lower extremity exoskeleton[J]. *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control*, 2006, 128(1): 14-25.
- [13] 陈江城, 张小栋. 人体下肢行走关节连续运动表面肌电解码方法[J]. *西安交通大学学报*, 2016, 50(6): 61-67.  
Chen J C, Zhang X D. Surface electromyography decoding for continuous movement of human lower limb during walking[J]. *Journal of Xi'an Jiaotong University*, 2016, 50(6): 61-67.
- [14] 陈江城, 张小栋, 李睿, 等. 利用表面肌电信号的下肢动态关节力矩预测模型[J]. *西安交通大学学报*, 2015, 49(12): 26-33.  
Chen J C, Zhang X D, Li R, et al. Prediction model for dynamic joint torque of lower limb with surface EMG[J]. *Journal of Xi'an Jiaotong University*, 2015, 49(12): 26-33.
- [15] Racine J C. Control of a lower extremity exoskeleton for human performance amplification[D]. Berkeley, USA: University of California, 2003.
- [16] 张军, 李建喜, 夏钰坤, 等. 行走过程中人体下肢受力模型的建立与验证[J]. *西安交通大学学报*, 2015, 49(9): 134-140.  
Zhang J, Li J X, Xia Y K, et al. Establishment and verification of a mechanical model for analyzing the forces acted on lower limb during walking[J]. *Journal of Xi'an Jiaotong University*, 2015, 49(9): 134-140.
- [17] 贾山, 韩亚丽, 路新亮, 等. 基于人体特殊步态分析的下肢外骨骼机构设计[J]. *机器人*, 2014, 36(4): 392-401, 410.  
Jia S, Han Y L, Lu X L, et al. Design of lower extremity exoskeleton based on analysis on special human gaits[J]. *Robot*, 2014, 36(4): 392-401, 410.
- [18] 韩亚丽, 贾山, 王兴松. 基于人体生物力学的低功耗踝关节假肢的设计与仿真[J]. *机器人*, 2013, 35(3): 276-282.  
Han Y L, Jia S, Wang X S. Design and simulation of an ankle prosthesis with lower power based on human biomechanics[J]. *Robot*, 2013, 35(3): 276-282.
- [19] 韩亚丽, 祁兵, 于建铭, 等. 面向助力膝关节外骨骼的弹性驱动器研制及实验研究[J]. *机器人*, 2014, 36(6): 668-675.  
Han Y L, Qi B, Yu J M, et al. Development and experimental study of elastic actuator for a power-assisted knee exoskeleton[J]. *Robot*, 2014, 36(6): 668-675.
- [20] Wang D H, Lee K-M, Guo J J, et al. Adaptive knee joint exoskeleton based on biological geometries[J]. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2014, 19(4): 1268-1278.
- [21] 陈兵, 骆敏舟, 孙少明, 等. 基于仿生原理的节能减振类人机器人膝关节的设计[J]. *机器人*, 2014, 36(2): 218-223.  
Chen B, Luo M Z, Sun S M, et al. Design of energy-saving and vibration damping knee joint of humanoid robot based on bionic principles[J]. *Robot*, 2014, 36(2): 218-223.
- [22] 杨巍, 张秀峰, 杨灿军, 等. 基于人机5杆模型的下肢外骨骼系统设计[J]. *浙江大学学报: 工学版*, 2014, 48(3): 430-435, 444.  
Yang W, Zhang X F, Yang C J, et al. Design of a lower extremity exoskeleton based on 5-bar human machine model[J]. *Journal of Zhejiang University: Engineering Science*, 2014, 48(3): 430-435, 444.
- [23] 贾山, 王兴松, 路新亮, 等. 基于踝关节处人机位姿误差的外骨骼摆动腿控制[J]. *机器人*, 2015, 37(4): 403-414.  
Jia S, Wang X S, Lu X L, et al. Control of the exoskeleton's swing leg based on the human-machine posture error at ankle joint[J]. *Robot*, 2015, 37(4): 403-414.
- [24] Escamilla R F, Zheng N, Imamura R, et al. Cruciate ligament force during the wall squat and the one-leg squat[J]. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 2009, 41(2): 408-417.
- [25] Robertson D G E, Wilson J M J, St Pierre T A. Lower extremity muscle functions during full squats[J]. *Journal of Applied Biomechanics*, 2008, 24(4): 333-339.
- [26] 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.

### 作者简介:

张铭奎 (1984-), 男, 博士生. 研究领域: 助力外骨骼系统设计及动力学.

程文明 (1963-), 男, 博士, 教授, 博士生导师. 研究领域: 机电一体化, 智能优化及动态仿真.

李怀仙 (1980-), 女, 博士生. 研究领域: 人工智能及人机交互技术.