

人体步态分析与负重外骨骼机器人的动力学仿真

陈梁军^{1,2} 孔令成^{2*} 王玉成² 曹志刚^{1,2} 朱红生^{2,3}

(合肥工业大学电气与自动化工程学院¹,合肥 230009;中国科学院合肥物质科学研究院先进制造技术研究所²,常州 213164;
合肥工业大学机械与汽车工程学院³,合肥 230009)

摘要 分析和识别穿戴者的步态信息,指导负重外骨骼机器人的机械结构设计,使其能够和穿戴者协调同步行走。设计仿人体下肢生物平台,利用传感器系统实时反馈人的步态数据,设计与建立步态数据库,在 ADAMS 中建立三维离线式仿真系统,结合步态的运动学数据,进行动力学分析,为机械结构的设计和驱动单元的选型提供了理论依据和数据支持。通过负重外骨骼机器人的穿戴测试,表明机械结构设计合理,可以真实反映关节转矩的变化。

关键词 负重外骨骼机器人 步态数据库 步态分析与规划 动力学仿真 关节转矩
中图分类号 TP242.6; 文献标志码 A

外骨骼机器人是将人的智慧与机器动力装置相结合的一种机器人,在对穿戴者提供支撑和保护的同时,也可以根据穿戴者的意图完成自身无法单独完成的任务。检测穿戴者的步态时序,并且识别其运动意图,以使外骨骼机器人助力人体运动是外骨骼机器人研究领域的关键技术之一。目前,在外骨骼机器人领域,国外有美国伯克利大学的 BLEEX 系统、日本筑波大学的 HAL 系统等^[1,2],但以军方项目居多;国内研究主要集中在康复医疗领域^[3,4],对负重能力^[5]、助力效能、行走速度的研究涉及较少。在步态分析方面,国内外研究人员主要通过搭建运动捕捉实验装置采集人体运动数据并对运动特性进行分析。在运动建模仿真方面,主要是先通过计算机软件搭建模型,然后通过人体运动姿态的角度、角速度等运动学参数和动力学参数的关系,得出相应的运动规律,为特定实践活动提供理论依据。比如,智能假肢控制、运动员训练方案、宇航员太空活动规划等。中科院合肥物质科学研究院的李涛等人通过运动捕捉系统对人体行走时跨越障碍物进行实验分析^[6],利用 Vicon Nexus 软件对运动学数据进行动力

学分析,对人体步态的研究提供了依据。河北工业大学的耿艳利等人利用 Matlab 中的 SimMechanics 机械结构仿真模块对人体下肢进行建模与运动学分析^[7],为主动式下肢假肢的研究提供了仿真分析数据。南京理工大学的李杨等人通过 ADAMS 进行动力学仿真证明了 ZMP 判据稳定性判据的保守性,不适合下肢外骨骼机器人的理论分析^[8]。

本论文针对外骨骼机器人项目研制中关于机械系统设计、人机协调运动、姿态统一的要求,通过设计与搭建仿人体下肢生物结构平台来采集不同人体的步态信息,并将步态的运动学参数输入 ADAMS 环境中建立的下肢外骨骼模型,通过动力学仿真计算转矩变化曲线,为外骨骼机器人的机械结构和驱动系统的设计提供参考依据。

1 人体下肢运动信息的采集与分析

1.1 人体下肢结构分析

本文坐标系设定如下: X 轴为人体前进方向, Z 轴竖直向上, Y 轴根据右手准则确定。当人体正常站立时,下肢各个关节绕 X 轴旋转称为“内收\外展”;绕 Y 轴旋转称为“屈\伸”;绕 Z 轴旋转称为“内旋\外旋”^[9]。人体下肢每侧主要有 3 个关节,即髋、膝、踝关节。髋关节有 3 个自由度,分别对应 3 个轴的运动;膝关节有 1 个自由度,对应 Y 轴运动;踝关节有 3 个自由度,对应 3 个轴的运动。搞清楚人体的基本构造才能设计出合理的外骨骼机器人下肢模型。

1.2 人体步态周期

步态周期是指 1 侧足跟着地到该侧足跟再次着

2016年5月21日收到 中科院合肥物质科学研究院院长基金项目(YZJJ201522)、人因工程重点实验室开放课题(SYFD150051807K)、常州市科技支撑计划项目(CE20150013)资助
第一作者简介:陈梁军(1991—),男,硕士研究生。研究方向:机器人技术、自动控制技术。

*通信作者简介:孔令成(1965—),男,研究员,硕士研究生导师。研究方向:仿生机器人技术、智能传感技术和检测技术与自动化装置。
E-mail: lckong@iim.ac.cn

地时经历的时间。1 个步态周期包括 1 个站立相和 1 个摆动相(以左腿或者右腿为根据) ,图 1 所示为右下肢的步态周期。由图 1 可得 1 个站立相包括 2 个双支撑期和 1 个单支撑期,单支撑期约占整个步态周期的 40% ,是支撑腿完成负重的 1 个重要过程。

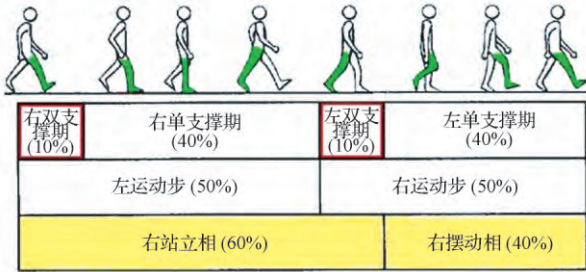


图 1 人体步态周期时相图

Fig. 1 Cycle phase diagram of human gait

1.3 步态数据获取

通过设计并搭建仿人体下肢生物结构平台(已获专利),建立步态数据库。该实验平台中共有 14 个传感器,其中每条腿各 7 个传感器,分别由髌、膝、踝关节 3 个角度传感器(AS5045 磁旋转编码器)和 4 个足底的压力传感器(Teskcan 公司生产的 Flexiforce)组成。通过嵌入式系统采集数据,并由上位机实时显示与处理传感信号,如图 2 (b) 所示。利用该套实验平台采集 20 名健康人的步态数据,其中男士 12 人,女士 8 人。被测者在平地上正常行走,待数据正常后开始记录并处理,建立数据库。

根据足底压力信号变化特征,人工标定步态周期的相位分布。图 3 和图 4 分别为 2 个步态周期内的足底压力平均变化曲线和右腿髌、膝、踝关节角度平均变化曲线,人工标定步态周期 T 为 1.05 s。

1.4 步态数据的分析

分析关节角度数据之前需要对关节角度的正负方向进行定义。以人体下肢简易图作为参考,见图 5,膝关节和髌关节的连线称为大腿中心线,踝关节和膝关节的连线称为小腿中心线。以逆时针方向为正方向,当以人体垂直轴为基准时,大腿中心线绕髌关节的转动角称为髌关节角,即 θ_{hip} ; 小腿中心线绕膝关节的转动角称为膝关节角,可得到 θ_{knee} ; 脚底平面法线绕踝关节的转动角称为踝关节角,即 θ_{ankle} 。图 5 中关节角度均为正值。

图 4 的关节角度数据表示人体在一个步态周期内右腿髌、膝、踝关节角度变化。① 膝关节角度曲线: 在一个步态周期内,膝关节出现了两次屈曲和伸展,尤其是在站立相中期屈曲角度到达 50° ,若此时

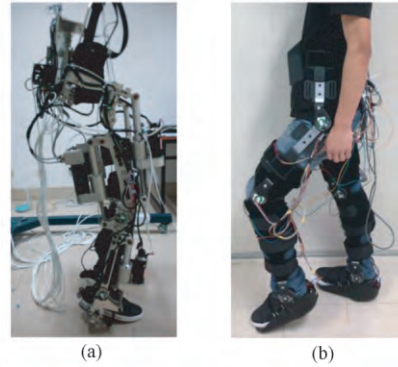


图 2 负重外骨骼机器人样机 (a) 和仿人体下肢生物平台穿戴测试 (b)

Fig. 2 Prototype of load-exoskeleton robot (a) and wearing test of biological platform of imitated human lower limbs (b)

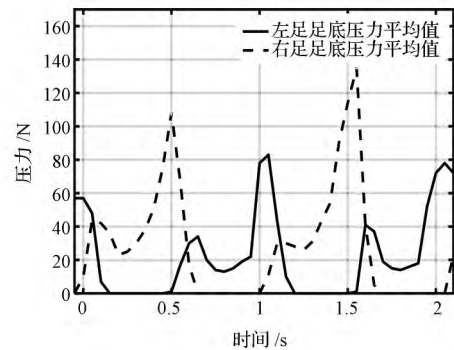


图 3 人体左右足足底压力平均变化曲线

Fig. 3 Average pressure changing curves of feet

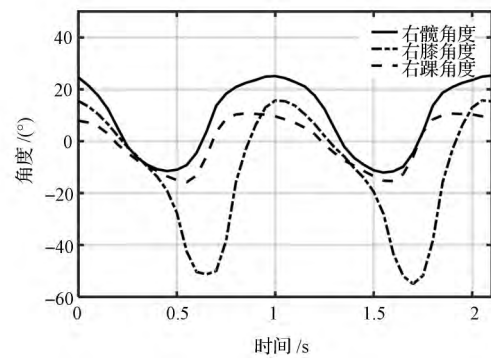


图 4 人体右下肢各关节角度平均变化曲线

Fig. 4 Average angle changing curves of human right limb joint

膝关节屈曲角度受限,会影响小腿向前的正常摆动、步幅等;② 踝关节角度曲线: 踝关节最大的特征就是在步态周期 60% ,即足底离地时,跖屈达到 16° 。有利的跖屈可以保证测试者在行走过程中身体能够有力向前移动,保证行走速度。步态周期内 4 个关

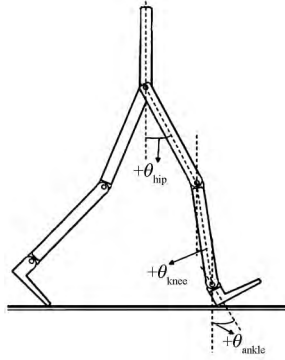


图 5 人体关节运动正方向定义

Fig. 5 Positive direction definition of human joint movement

键时刻右下肢角度值如表 1 所示。合理的关节角度分析有助于机械结构活动空间的设计。

表 1 人体平地行走右下肢各关节角度

Table 1 Angles of human lower joint during walking

	角度/(°)		
	髋关节	膝关节	踝关节
右站立相起始	24.42 ± 0.17	15.42 ± 0.41	8.09 ± 0.14
右站立相中期	-1.89 ± 0.45	-2.249 ± 0.89	-4.73 ± 0.64
右站立相末期	-11.51 ± 0.56	-26.98 ± 5.51	-15.05 ± 0.55
右摆动相中期	18.41 ± 1.2	-36.78 ± 7.22	8.66 ± 0.62

2 外骨骼机器人关节转矩的理论计算

通过运动学反问题,在上述人体运动各关节的位移、速度、加速度的基础上,求解作用在各关节上的额定力或者转矩。

由于人体下肢是一个复杂的动力系统,对其进行完整的动力学分析具有很大的难度。通过对站立相和摆动相的观察与分析,站立相所需的转矩更大,故以右支撑腿站立相为突破口进行动力学建模与分析。在站立阶段忽略了摆动腿对站力腿的运动影响,将摆动腿归为躯干的一个部分进行分析,同时忽略足底对踝关节的影响,模型及参数描述见图 6 所示。 C_u 、 C_t 和 C_s 代表躯干、大腿和小腿的重心位置,令 L_t 和 L_s 分别表示大腿和小腿的整体长度, L_{C_u} 、 h_{C_u} 表示躯干重心在沿躯干方向到髋关节的距离和垂直于躯干方向的距离,相应的, L_{C_t} 、 h_{C_t} 分别表示大腿重心沿大腿方向到膝关节的距离和垂直于大腿方向的距离, L_{C_s} 、 h_{C_s} 分别表示小腿重心沿小腿方向到踝关节的距离和垂直于小腿方向的距离。图 5 的关节角度表示成图 6 的角度,见关系式(1)。根据拉格朗日方程求得站立相时髋和膝关节的转矩公式,推导过程如下。

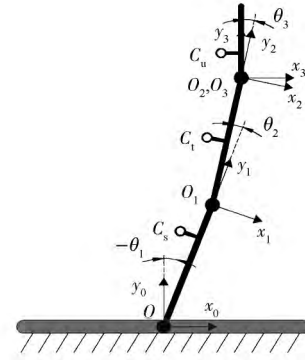


图 6 站立腿参数描述

Fig. 6 Parameters description of standing leg

$$\begin{cases} \theta_1 = \theta_{knee} \\ \theta_2 = \theta_{knee} - \theta_{hip} \\ \theta_3 = \theta_{hip} \end{cases} \quad (1)$$

拉格朗日函数定义为系统的动能 K 和位能 P 之差,即:

$$L = K - P \quad (2)$$

首先,求得各个坐标系之间相互关系的转移矩阵 ${}^{n-1}T$ (只考虑矢状面上的运动)^[10],即:

$${}^{n-1}T = \text{Rot}(z; \theta_n) \text{Trans}(x, y; \alpha_n, \beta_n) \quad (3)$$

式(3)中, $n = 1, 2, 3$ 得到旋转矩阵 ${}^{n-1}R$,即:

$${}^{n-1}R = \begin{bmatrix} \cos\theta_n & -\sin\theta_n & 0 \\ \sin\theta_n & \cos\theta_n & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4)$$

得到各个坐标系之间的关系:

$$\begin{bmatrix} x_n \\ y_n \\ z_n \end{bmatrix} = {}^{n-1}R \begin{bmatrix} x_{n-1} \\ y_{n-1} \\ z_{n-1} \end{bmatrix} \quad (5)$$

基准坐标系 $x_0 = [1 \ 0 \ 0]^T$, $y_0 = [0 \ 1 \ 0]^T$, $z_0 = [0 \ 0 \ 1]^T$, $n = 1, 2, 3$ 。接下来计算各个关节和重心在其他坐标系中的位置,依次为:

$$\begin{cases} P_{OC_s} = L_{C_s}y_1 + h_{C_s}x_1 \\ P_{OO_1} = L_s y_1 \\ P_{O_1C_t} = L_{C_t}y_2 + h_{C_t}x_2 \\ P_{O_1O_3} = L_t y_2 \\ P_{O_3C_u} = L_{C_u}y_3 + h_{C_u}x_3 \end{cases} \quad (6)$$

确定了位置之后,关节角速度的计算公式如(7)所示:

$$\begin{cases} \dot{w}_{n(n-1)} = \dot{\theta}_n z_{n-1} \\ w_{n0} = w_{n(n-1)} + w_{(n-1)0} \end{cases} \quad (7)$$

式(7)中 $n = 1, 2, 3$, $w_{n(n-1)}$ 表示关节坐标系 O_n 在关节坐标系 O_{n-1} 下的转动角速度矢量, z_{n-1} 为关节转

动轴。每个关节和连杆重心在基准坐标系下的线速度计算公式如公式(8)所示:

$$\begin{cases} v_{C_s} = w_{10} P_{OC_s} \\ v_{O_1} = w_{10} P_{OO_1} \\ v_{C_t} = v_{O_1} + w_{20} P_{O_1C_t} \\ v_{O_3} = v_{O_1} + w_{20} P_{O_1O_3} \\ v_{C_u} = v_{O_3} + w_{30} P_{O_3C_u} \end{cases} \quad (8)$$

结合公式(7)和式(8)便可以计算出站立腿的总体动能和势能,如公式(9)、式(10)、式(11)所示:

$$K = E + I \quad (9)$$

$$\begin{cases} E = \frac{1}{2}(m_u v_{C_u} v_{C_u} + m_t v_{C_t} v_{C_t} + m_s v_{C_s} v_{C_s}) \\ I = \frac{1}{2}(I_u w_{30} w_{30} + I_t w_{20} w_{20} + I_s w_{10} w_{10}) \end{cases} \quad (10)$$

$$P = m_u g(P_{OO_1} + P_{O_1O_3} + P_{O_3C_u}) y_3 + m_t g(P_{OO_1} + P_{O_1C_t}) y_2 + m_s g P_{OC_s} y_1 \quad (11)$$

式中 m_u 、 I_u 分别表示躯干的质量和相对于躯干重心的转动惯量, m_t 、 I_t 分别表示大腿的质量和相对于大腿重心的转动惯量, m_s 、 I_s 分别表示小腿的质量和相对于小腿重心的转动惯量。

最后代入公式(2),得到髌和膝关节的驱动转矩公式, $n = 1, 2$, 如下:

$$T_n = \frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_n} - \frac{\partial L}{\partial \theta_n} \quad (12)$$

对站力相驱动转矩的计算,为 ADAMS 的动力学仿真结果提供了理论依据和参考。

3 ADAMS 动力学仿真与分析

3.1 搭建 ADAMS 仿真模块

根据人体生理构造的分析与研究,设计出可穿戴负重外骨骼机器人的机械结构;并利用 SolidWorks 将建立的机械结构模型保存为 *.x_m 格式

导入 ADAMS 中。同时课题组在此基础上制作了实物样机,见图 2(a)所示。由于只研究平地行走,因此髌、膝、踝关节都只设为 1 个自由度,其他自由度被设置为固定约束。左、右脚和地面之间采用接触模型,选摩擦力为库伦摩擦力,同时在 6 个关节处各定义一个 motion。通过把实验获得的关节角度数据导入 ADAMS/VIEW 的 SPLINE 模块中,利用样条插值函数生成平滑连续的曲线,然后把驱动模式定义为 CUBSPL(time, 0, SPLINE_*, 0) * 1d,完成 motion 的定义。设定 End Time 为 1.05 s, Steps 为 50。设置完成后即可进行运动学和动力学的仿真,如图 7 所示,为 1 个步态周期的仿真图。对于仿真分析,可以利用 ADAMS 软件中的 PostProcessor 模块进行运动学和动力学分析。

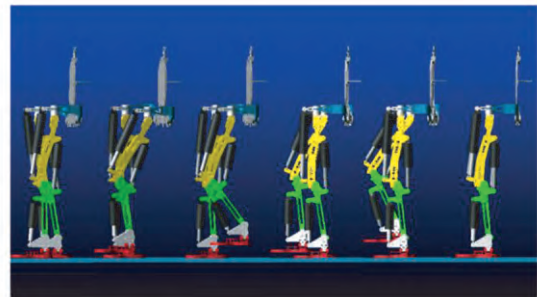


图 7 ADAMS 步态仿真动画图

Fig. 7 Animation figure of ADAMS gait simulation

3.2 ADAMS 动力学分析

利用 ADAMS 后处理模块 Source 中的 Objects 工具绘制转矩变化规律曲线,经过滤波操作得到外骨骼机器人右髌、膝和踝关节 1 个步态周期的转矩曲线,如图 8 所示。

由图 8 可知,在站立相时明显需要的驱动转矩比支撑相大。由数据可得,在未负重时,人体下肢髌关节正的最大转矩是 75 N·m,负的最大转矩是 17 N·m,膝关节分别是 58 N·m 和 67 N·m,踝关

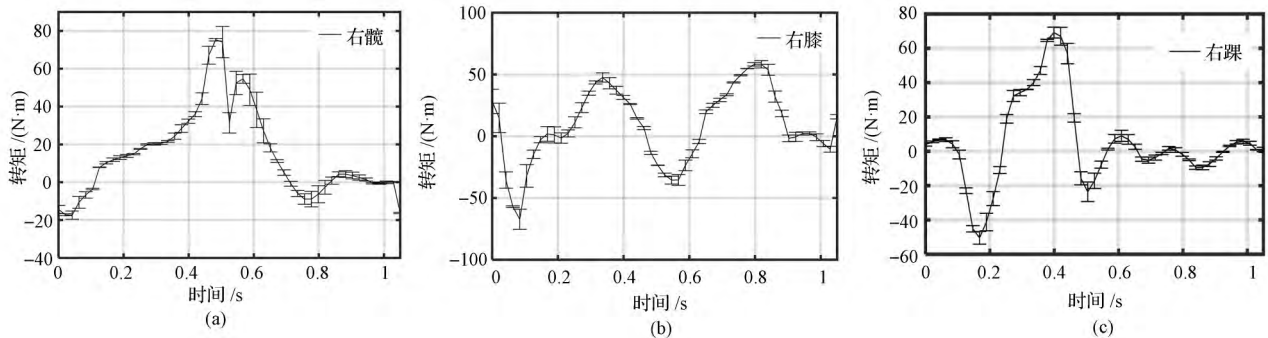


图 8 外骨骼机器人右下肢关节转矩曲线

Fig. 8 Joint torque curves of exoskeleton robot's right limb

节分别是 $69 \text{ N} \cdot \text{m}$ 和 $50 \text{ N} \cdot \text{m}$ 。虽然三条曲线都有不同的尖峰,但当左右腿交换时三条曲线都出现了拐点,即在 0.5 s 时曲线都达到了峰值,这说明当站立腿在将要离开地面时会造成关节转矩的突变,这对机械结构的设计和选型尤为重要。

4 结论

本文通过设计一套仿人体下肢采集系统,采集人体下肢行走步态信息以及对其进行分析与规划。比较站立相和摆动相转矩的大小,对站立相进行拉格朗日计算求得关节转矩表达式,并通过 ADAMS 的动力学仿真结果得到了负重下肢外骨骼机器人各个关节的转矩曲线,验证了所设计的负重外骨骼机械结构的合理性,同时也为进一步改进外骨骼机械结构和驱动单元选型提供了数据支撑。

参 考 文 献

- 1 Kazerooni H, Steger R. The Berkeley lower extremity exoskeleton. *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control*, 2006; 128(1): 14—25
- 2 Yang C J, Zhang J F, Chen Y, *et al.* A review of exoskeleton-type systems and their key technologies. *Mechanical Engineering Science*, 2008; 222(8): 1599—1612
- 3 李军强,王娟,赵海文,等. 下肢康复训练机器人关键技术分析. *机械设计与制造*, 2013; 53(9): 220—223
Li J Q, Wang J, Zhao H W, *et al.* Critical technologies of lower limb rehabilitation training robot. *Machinery Design & Manufacture*, 2013; 53(9): 220—223
- 4 史小华,王洪波,孙利,等. 外骨骼型下肢康复机器人结构与动力学分析. *机械工程学报*, 2014; 50(3): 41—48
Shi X H, Wang H B, Sun L, *et al.* Design and dynamic analysis of an exoskeletal lower limbs rehabilitation robot. *Journal of Mechanical Engineering*, 2014; 50(3): 41—48
- 5 Lee J W, Kim H, Jang J, *et al.* Virtual model control of lower extremity exoskeleton for load carriage inspired by human behavior. *Autonomous Robots*, 2015; 38(2): 211—223
- 6 Li T, Ceccarelli M, Luo M Z, *et al.* An experimental analysis of overcoming obstacle in human walking. *Journal of Bionic Engineering*, 2014; 11(4): 497—505
- 7 耿艳利,杨鹏,刘作军,等. 下肢运动信息采集与运动仿真. *医用生物力学*, 2013; 28(2): 154—170
Geng Y L, Yang P, Liu Z J, *et al.* Data acquisition and motion simulation of lower limbs. *Journal of Medical Biomechanics*, 2013; 28(2): 154—170
- 8 李杨,管小荣,徐诚. 基于人体步态的下肢外骨骼动力学仿真研究. *南京理工大学学报*, 2015; 39(3): 353—357
Li Y, Guan X R, Xu C. Dynamic simulation of lower extremity exoskeleton based on human gait. *Journal of Nanjing University of Science and Technology*, 2015; 39(3): 353—357
- 9 Zoss A, Kazerooni H. On the mechanical design of the Berkeley lower extremity exoskeleton. 2005 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Edmonton, Canada: IEEE, 2005: 3132—3139
- 10 马飞,赵建伟,朱斌,等. 仿人机器人步行运动学建模与仿真. *机电产品开发与创新*, 2015; 28(1): 14—16
Ma F, Zhao J W, Zhu B, *et al.* Kinematic modeling and simulation of humanoid robot walking. *Development & Innovation of Machinery & Electrical Products*, 2015; 28(1): 14—16

Human Gait Analysis and Load-exoskeleton Robot Dynamic Simulation

CHEN Liang-jun^{1,2}, KONG Ling-cheng^{2*}, WANG Yu-cheng², CAO Zhi-gang^{1,2},
ZHU Hong-sheng^{2,3}

(School of Electrical Engineering and Automation, Hefei University of Technology¹, Hefei 230009, P. R. China;

Institute of Advanced Manufacturing Technology, Hefei Institute of Physical Science,

Chinese Academy of Sciences², Changzhou 213164, P. R. China;

School of Mechanical and Automotive Engineering, Hefei University of Technology³, Hefei 230009, P. R. China)

[Abstract] The human normal gait with wearable exoskeleton was analyzed and identified for providing reference on designing load-exoskeleton robot with an optimized structure. Through constructing a biological platform of imitated human lower limbs, the real-time human gait data is collected using sensor system, and is then filled into the gait database. ADAMS is applied to establish off-line 3-dimensional simulation system by combining with the kinematic data in gait. The dynamic analysis results provide theoretical basis and data support in mechanical structure design and driver units selection. The practical testing with load-exoskeleton suggests that the mechanical structure is designed reasonably and the simulated result is coincided with the actual joint torque curves.

[Key words] load-exoskeleton robot gait database gait analysis and planning dynamic simulation joint torque