

6-25-2020

Dynamics Modeling and Simulation of Gait Rehabilitation Robot Based on Lie Groups and Lie Algebras Theory

Bingjing Guo

1. School of Mechatronics Engineering, Henan University of Science and Technology, Luoyang 471003, China;;2. Henan Provincial Key Laboratory of Robotics and Intelligent System, Luoyang 471003, China;;

Jianhai Han

1. School of Mechatronics Engineering, Henan University of Science and Technology, Luoyang 471003, China;;2. Henan Provincial Key Laboratory of Robotics and Intelligent System, Luoyang 471003, China;;3. Collaborative Innovation Center of Machinery Equipment Advanced Manufacturing of Henan Province, Luoyang 471003, China;;

Xiangpan Li

1. School of Mechatronics Engineering, Henan University of Science and Technology, Luoyang 471003, China;;2. Henan Provincial Key Laboratory of Robotics and Intelligent System, Luoyang 471003, China;;

Yan Lin

4. Wuhan COBOT Technology Co., Ltd., Wuhan 430074, China;

Follow this and additional works at: <https://dc-china-simulation.researchcommons.org/journal>



Part of the Artificial Intelligence and Robotics Commons, Computer Engineering Commons, Numerical Analysis and Scientific Computing Commons, Operations Research, Systems Engineering and Industrial Engineering Commons, and the Systems Science Commons

This Paper is brought to you for free and open access by Journal of System Simulation. It has been accepted for inclusion in Journal of System Simulation by an authorized editor of Journal of System Simulation.

Dynamics Modeling and Simulation of Gait Rehabilitation Robot Based on Lie Groups and Lie Algebras Theory

Abstract

Abstract: A pneumatic-driven gait rehabilitation robot based on rigid mechanism and flexible driver is designed. To explore the dynamic characteristics of the human-robot harmony system constructed by patients and the exoskeleton robot, the dynamic models of human, robot and human-robot system in different gait phases are established based on Lie group and Lie algebra theory. The driving and energy characteristics of three rehabilitation training modes of passive, active assistance and resistance are analyzed. The robot joint driven moment and the human active moment are simulated to verify the Lie group and Lie algebraic modeling method and the dynamic model. It provides a reference to the construction of the robot driving system and the design of the human-robot interaction control strategy.

Keywords

gait rehabilitation robot, human-robot harmony, Lie group and Lie algebra theory, dynamics, simulation

Recommended Citation

Guo Bingjing, Han Jianhai, Li Xiangpan, Yan Lin. Dynamics Modeling and Simulation of Gait Rehabilitation Robot Based on Lie Groups and Lie Algebras Theory[J]. Journal of System Simulation, 2020, 32(6): 1126-1135.

步态康复机器人动力学李群李代数建模及仿真

郭冰菁^{1,2}, 韩建海^{1,2,3}, 李向攀^{1,2}, 闫琳⁴(1. 河南科技大学机电工程学院, 河南 洛阳 471003; 2. 河南省机器人与智能系统重点实验室, 河南 洛阳 471003;
3. 机械装备先进制造河南省协同创新中心, 河南 洛阳 471003; 4. 武汉库柏特科技有限公司, 湖北 武汉 430074)

摘要: 结合刚性支撑与柔性驱动设计气压驱动步态康复机器人, 为探究机器人和患者构成的人机共融系统动力学特性, 基于李群李代数理论建立了不同步态相下人体步行动力学模型、机器人和人机系统动力学模型, 对被动、主动助力、主动抗阻 3 种不同康复训练模式中的驱动特性和能量特性进行了分析。仿真求解出机器人关节驱动力矩、人体关节主动力矩, 验证了李群李代数法建模的正确性及动力学模型的有效性, 为驱动控制系统构建及交互控制策略设计提供理论参考依据。

关键词: 步态康复机器人; 人机共融; 李群李代数; 动力学; 仿真

中图分类号: TP242.6; TP391.9 文献标识码: A 文章编号: 1004-731X (2020) 06-1126-10
DOI: 10.16182/j.issn1004731x.joss.18-0769

Dynamics Modeling and Simulation of Gait Rehabilitation Robot
Based on Lie Groups and Lie Algebras TheoryGuo Bingjing^{1,2}, Han Jianhai^{1,2,3}, Li Xiangpan^{1,2}, Yan Lin⁴

(1. School of Mechatronics Engineering, Henan University of Science and Technology, Luoyang 471003, China; 2. Henan Provincial Key Laboratory of Robotics and Intelligent System, Luoyang 471003, China; 3. Collaborative Innovation Center of Machinery Equipment Advanced Manufacturing of Henan Province, Luoyang 471003, China; 4. Wuhan COBOT Technology Co., Ltd., Wuhan 430074, China)

Abstract: A pneumatic-driven gait rehabilitation robot based on rigid mechanism and flexible driver is designed. To explore the dynamic characteristics of the human-robot harmony system constructed by patients and the exoskeleton robot, the dynamic models of human, robot and human-robot system in different gait phases are established based on Lie group and Lie algebra theory. The driving and energy characteristics of three rehabilitation training modes of passive, active assistance and resistance are analyzed. The robot joint driven moment and the human active moment are simulated to verify the Lie group and Lie algebraic modeling method and the dynamic model. It provides a reference to the construction of the robot driving system and the design of the human-robot interaction control strategy.

Keywords: gait rehabilitation robot; human-robot harmony; Lie group and Lie algebra theory; dynamics; simulation

引言

采用步态康复训练机器人的临床康复治疗, 经



收稿日期: 2018-11-15 修回日期: 2019-02-16;
基金项目: 河南省科技攻关项目(172102210036), 河南省科技攻关项目(192102210065);
作者简介: 郭冰菁(1973-), 女, 江苏南京, 博士, 副教授, 研究方向为康复机器人; 韩建海(1961-), 男, 河南偃师, 博士, 教授, 研究方向为机器人技术; 李向攀(1977-), 男, 河南偃师, 博士, 教授, 研究方向为机电智能控制。

循证医学证明是下肢功能障碍患者恢复行走能力的有效方法之一^[1-3]。机器人与患者在康复过程中处于同一作业空间内, 外骨骼机构和人体下肢之间存在运动耦合和动力耦合, 因此是一个多变量、强耦合、非线性时变的复杂动力学系统。建立人机动力学模型, 可有效地对机器人与患者构成的人机共融系统^[4]的交互动力学特性进行分析。

机器人辅助患者进行关节活动度和肌力训练

<http://www.china-simulation.com>

• 1126 •

中, 可利用人体动力学模型分析各关节的肌力变化, 评估关节康复情况制定有效的康复训练策略; 利用机器人动力学模型计算驱动力矩大小, 依据人体生物力学数据, 在控制策略中以人体关节力矩为驱动力矩极限值, 保障康复训练的安全性。

步态康复训练机器人是下肢康复机器人中的一种, 主要为训练步行能力, 常见的机构形式是人体下肢的仿生外骨骼结构, 利用髋、膝、踝关节机构带动人体下肢按照标准步态完成重复性的行走训练, 如: 瑞士 HOCOMA 公司研发的 Lokomat^[5-6] 减重悬吊式下肢外骨骼机器人, 具有双下肢结构, 单侧下肢为二自由度外骨骼机构, 人体穿戴后在跑步机上进行步态康复训练。日本的混合助力下肢外骨骼机器人(Hybrid assistive limb, HAL)^[7], 单侧下肢为三自由度机构, 通过拐杖辅助用于自主行走康复训练。步态康复训练机器人是典型的开链式串联多自由度机构, 动力学建模的方法常用的仍是拉格朗日法、牛顿欧拉法等。无论采用哪种方法, 建立的模型都是等价的, 但计算方法、计算效率及应用有所差异。拉格朗日法是从能量的角度建模, 用于多刚体系统时不需要考虑内部约束力, 建模方法简单, 但当广义变量及广义力较多时, 推导过程中需要计算大量的微分和偏微分, 算法复杂度为 $O(n^4)$ 。牛顿欧拉法基于矢量力学, 利用运动和力递推的方法建模, 递推方法很适合于实时编程的实现, 但随着机构自由度增多, 刚体之间的连接方式与约束分析逐渐复杂, 导致分析难度和计算量激增。

本文中首先利用李群李代数方法在关节空间内建立步态康复训练机器人系统的动力学模型, 结合旋量理论中的速度旋量, 物理意义明确、计算复杂度降低。随后考虑人机交互作用建立人机耦合系统动力学模型。在康复训练中, 患者运动障碍程度可采用 Brunnstrom 运动功能评定法^[8]来进行评估, 并根据评估结果采取不同的康复训练模式。在康复早期, 通常采用被动训练来帮助患者按照预定轨迹活动关节, 提高运动能力和减少肌肉的萎缩; 患者恢复一定力量后的康复中期开始主动助力训练, 鼓

励患者主动参与; 在康复后期, 患者可采用主动抗阻训练完成具有挑战的任务, 增强肌力, 练习平衡、协调运动功能^[9]。针对临床康复需求, 最终通过仿真验证与分析, 得出了被动康复、主动助力康复和主动抗阻康复训练中人机共融系统的动力学特性。

1 步态康复训练机器人结构

研发的步态康复训练机器人由减重悬吊装置、重心支撑机构、髋部调整机构、双下肢外骨骼和跑步机组成。考虑与人体接触的安全性和柔顺性, 采用气动比例驱动方式为外骨骼机构提供动力。如图 1 所示。

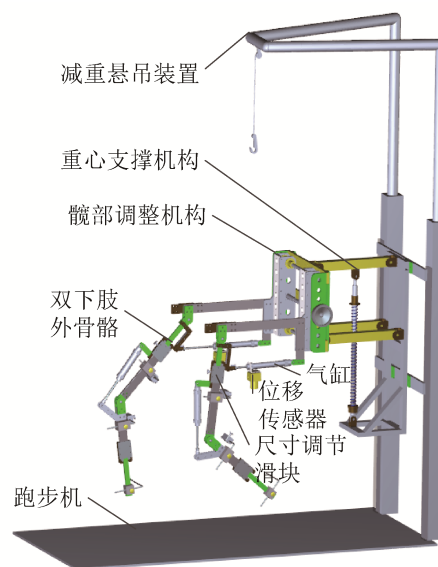


图 1 步态康复训练机器人结构示意图
Fig. 1 Structure schematic diagram of gait rehabilitation robot

基于仿生思想, 考虑人体行走主要是矢状面内的运动, 单侧下肢外骨骼为髋关节和膝关节矢状面内转动的 2 自由度连杆机构, 由双作用气缸驱动大腿、小腿机构绕各关节轴线转动, 实现刚性支撑与气压柔性驱动的有机结合。髋部调整机构是下肢外骨骼机构的固定支架, 可在水平方向伸缩适应不同患者的体态。重心支撑机构中预压缩的中心弹簧支撑整个机构重量, 避免患者承受机械本体的重量, 同时平衡行走过程中人体重心高度的变化。减重悬吊机构适当减轻下肢负重, 为患者保持平衡。外骨

骼驱动患者下肢运动,与跑步机速度相协调,完成原地重复步态康复训练。

2 基于李群李代数的拉格朗日方程动力学建模方法

结合旋量理论和李群李代数方法对拉格朗日方程进行了新的表达方式推导,物理意义明确,便于得出动力学模型的显式表达式。动力学方程的系数求解变换为矩阵运算,编程算法中无须再进行求导运算,对于 n 自由度机器人算法复杂度为 $O(n)$ 。

拉格朗日方法建立动力学模型时需要计算动能,动能与速度有关,因此首先基于李群李代数理论中运动旋量的定义^[10]给出连杆质心速度的表达式。定义 n 自由度串联机器人的基座处为惯性坐标系,连杆 i 质心空间速度 V_i^S 为:

$$V_i^S = J_i^S(q)\dot{q} \quad (1)$$

式中: q 为广义关节坐标; \dot{q} 为广义关节速度; $J^S(q)$ 为空间速度雅可比矩阵。

运用指数积公式的空间速度雅可比矩阵^[11],可得质心速度雅可比矩阵 $J^S(q)$ 为:

$$J_i^S(q) = \xi_i' = \text{Ad}(e^{\hat{\xi}_1\theta_1} e^{\hat{\xi}_2\theta_2} \dots e^{\hat{\xi}_{i-1}\theta_{i-1}}) \xi_i \quad (2)$$

式中: ξ_i' 为当前形位下相对于惯性坐标系的连杆 i 质心单位运动旋量; ξ_i 为单位运动旋量坐标; $\text{Ad}(\cdot)$ 为矩阵的伴随变换; \cdot 为由指数积 $e^{\hat{\xi}_1\theta_1} e^{\hat{\xi}_2\theta_2} \dots e^{\hat{\xi}_{i-1}\theta_{i-1}}$ 计算所得的矩阵。

由式(1)可得连杆 i 质心处的动能为:

$$T_i(q, \dot{q}) = \frac{1}{2} (V_i^S)^T \mathfrak{M}_i^S V_i^S = \frac{1}{2} \dot{q}^T (J_i^S(q))^T \mathfrak{M}_i^S (J_i^S(q)) \dot{q} \quad (3)$$

式中: \mathfrak{M}_i^S 为连杆 i 的广义惯性矩阵。

根据势能的定义,系统总势能为:

$$U(q) = \sum_{i=1}^n (m_i g \times r_{ci}(q)) = \sum_{i=1}^n m_i g^T r_{ci}(q) \quad (4)$$

式中: g^T 为重力加速度矩阵(0, 0, -g); $r_{ci}(q)$ 为连杆 i 质心的位置矢量。

驱动连杆 i 所需的广义力矩 τ_i 可由拉格朗日函数 $L(q, \dot{q})$ 求解:

$$L(q, \dot{q}) = T(q, \dot{q}) - U(q) \\ \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_i} \right) - \frac{\partial L}{\partial q_i} = \tau_i \quad (5)$$

将式(1)~(4)代入(5),可得机器人动力学方程的李群李代数表示为:

$$\tau_i = \sum_{j=1}^n D_{ij}(q) \ddot{q}_j + \sum_{j=1}^n C_{ij}(q, \dot{q}) \dot{q}_j + G_i(q, \dot{q}) \\ D_{ij}(q) = \sum_{l=\max(i,j)}^n \xi_i^T A_{li}^T \mathfrak{M}_i^S A_{lj} \xi_j \\ C_{ij}(q, \dot{q}) = \frac{1}{2} \sum_{k=1}^n \left(\frac{\partial D_{ij}(q)}{\partial q_k} + \frac{\partial D_{ik}(q)}{\partial q_j} - \frac{\partial D_{kj}(q)}{\partial q_i} \right) \dot{q}_k \\ \frac{\partial D_{ij}(q)}{\partial q_k} = \sum_{l=\max(i,j)}^n \left([A_{k-1,i} \xi_i, \xi_k]^T A_{lk}^T \mathfrak{M}_i^S A_{lj} \xi_j \right. \\ \left. + \xi_i^T A_{li}^T \mathfrak{M}_i^S A_{lk} [A_{k-1,j} \xi_j, \xi_k] \right) \quad (6) \\ G_i(q) = (J_i^S)^T \begin{pmatrix} m_i g \times r_{ci}(q) \\ m_i g \end{pmatrix} \\ J_i^S(q) = \xi_i' = \text{Ad}(e^{\hat{\xi}_1\theta_1} e^{\hat{\xi}_2\theta_2} \dots e^{\hat{\xi}_{i-1}\theta_{i-1}}) \xi_i \\ A_{ij} = \begin{cases} \text{Ad}^{-1}(e^{\hat{\xi}_{j+1}\theta_{j+1}} \dots e^{\hat{\xi}_i\theta_i}) & i > j \\ I & i = j \\ 0 & i < j \end{cases}$$

式中: τ_i 为关节驱动力矩,维数与机器人自由度相同; \ddot{q} 为关节角加速度; $D(q)$ 为 $n \times n$ 惯性矩阵; $C(q, \dot{q})$ 为 $n \times n$ 哥氏力和向心力矩阵; $G(q)$ 为 $n \times 1$ 重力矩阵; $[A_{k-1,i} \xi_i, \xi_k]$ 为李括号运算,其定义为 $[X, Y] = XY - YX$, A_{ij} 为运算中定义的辅助符号。

由式(6)可以看出,基于李群李代数方法推导出的机器人动力学方程中的各项最终直接由关节运动旋量坐标 ξ_i 、连杆刚体位姿变换的指数积、连杆惯性矩阵 \mathfrak{M}_i^S 及质心位置矢量 $r_{ci}(q)$ 求出,并且没有了求导计算,全部转换为矩阵的乘法和加法运算,其中常数矩阵还可以离线计算,在计算机编程中容易实现,且效率高、精度高。

3 步态康复训练机器人动力学模型

如图 1 所示的步态康复训练机器人是双下肢对称结构,单侧下肢有髋和膝 2 个旋转自由度,机构简化模型如图 2 所示。

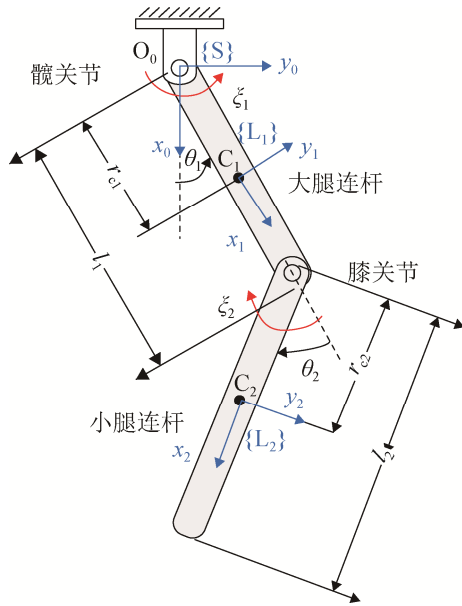


图 2 步态康复训练机器人单侧下肢机构简图
Fig. 2 Single limb mechanism sketch of gait rehabilitation robot

选取髋关节的固联点作为起始坐标系, 即惯性坐标系 $\{S: O_0-x_0y_0z_0\}$, z 轴为关节旋转轴, 垂直于 xy 平面, 符合右手法则。髋关节参数下标为 1, 膝关节参数下标为 2, C_1, C_2 为两连杆质心点, 质心距离和杆长分别为 r_{c1}, r_{c2}, l_1, l_2 。 ξ_1, ξ_2 分别为

$$D(q) = \sum_{i=1}^n (J_i^S(q))^T \mathcal{M}_i^S J_i^S(q) = (J_{c_1}^S(q))^T \mathcal{M}_{c_1}^S J_{c_1}^S(q) + (J_{c_2}^S(q))^T \mathcal{M}_{c_2}^S J_{c_2}^S(q) =$$

$$\begin{pmatrix} I_1 + I_2 + m_1 r_{c1}^2 + m_2 l_1^2 + m_2 r_{c2}^2 + 2m_2 l_1 r_{c2} c\theta_2 & -I_2 - m_2 r_{c2}^2 - m_2 l_1 r_{c2} c\theta_2 \\ -I_2 - m_2 r_{c2}^2 - m_2 l_1 r_{c2} c\theta_2 & I_2 + m_2 r_{c2}^2 \end{pmatrix}$$

$$C(q, \dot{q}) \dot{q} = \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n C_{ij}(q, \dot{q}) \dot{q}_j = \begin{pmatrix} -2m_2 l_1 r_{c2} s\theta_2 \dot{\theta}_2 & m_2 l_1 r_{c2} s\theta_2 \dot{\theta}_2 \\ m_2 l_1 r_{c2} s\theta_2 \dot{\theta}_1 & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \end{pmatrix}$$

$$G(q) = \sum_{i=1}^2 (J_i^S)^T \begin{pmatrix} m_i \mathbf{g} \times \mathbf{r}_{ci}(q) \\ m_i \mathbf{g} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} (m_1 g r_{c1} + m_2 g l_1) s\theta_1 + m_2 g r_{c2} s\theta_{12} \\ m_2 g r_{c2} s\theta_{12} \end{pmatrix}$$

4 人体步行动力学模型

定义人体 5 连杆模型中的坐标系: 依次为左小腿 L_1 、左大腿 L_2 、上身 L_3 、右大腿 L_4 、右小腿 L_5 , 摆动腿与地面不接触, 没有对人体上身支撑, 因此摆动腿可看作是以髋关节为固定点的 2 自由度摆动机构, 机构简图如图 3(a)。选取髋关节固联点作

为摆动腿惯性坐标系 $\{S_{hsw}: O_0-x_0y_0z_0\}$, z 轴为关节旋转轴, 垂直于 xy 平面, 符合右手法则。 C_4, C_5 为摆动腿大腿、小腿连杆质心点, 质心距离和杆长分别为 r_{c4}, r_{c5}, l_4, l_5 。 ξ_4, ξ_5 分别为髋和膝关节的单位运动旋量。 θ_4, θ_5 为 2 个广义变量。

摆动腿的简化机构也为 2 自由度连杆机构, 和下肢康复训练机器人构型一样, 动力学模型也相

两关节的单位运动旋量。 θ_1, θ_2 为系统的 2 个广义变量, 当二者为零时是机器人初始位形, 利用公式组(6)建立机器人动力学模型。

质心 C_1, C_2 的空间速度雅可比矩阵 $J_{c_1}^S, J_{c_2}^S$ 分别为:

$$J_{c_1}^S = (\xi'_{11}, \xi'_{21}) = \begin{pmatrix} 0 & 0 \\ 0 & 0 \\ 1 & 0 \\ -r_{c1} s\theta_1 & 0 \\ r_{c1} c\theta_1 & 0 \\ 0 & 0 \end{pmatrix}$$

$$J_{c_2}^S = (\xi'_{12}, \xi'_{22}) = \begin{pmatrix} 0 & 0 \\ 0 & 0 \\ 1 & -1 \\ -l_1 s\theta_1 - r_{c2} s\theta_{12} & r_{c2} s\theta_{12} \\ l_1 c\theta_1 + r_{c2} c\theta_{12} & -r_{c2} c\theta_{12} \\ 0 & 0 \end{pmatrix}$$

式中: $c\theta_{12}$ 为 $\cos(\theta_1 - \theta_2)$ 的缩写; $s\theta_{12}$ 为 $\sin(\theta_1 - \theta_2)$ 的缩写。

由式(6), 2 自由度机器人的动力学模型为:
 $\tau = D(q)\dot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + G(q)$
其中,

摆动腿的简化机构也为 2 自由度连杆机构, 和下肢康复训练机器人构型一样, 动力学模型也相

摆动腿的简化机构也为 2 自由度连杆机构, 和下肢康复训练机器人构型一样, 动力学模型也相

同，模型中参数取为图 3(a)中定义的对应该人体参数。支撑腿承受着人体上肢及躯干的重力，假设支撑足与跑步机滚动接触，无滑动，跑步机匀速运行，因此支撑足点可认为是固联点，建立如图 3(b)所示的底端固定三连杆模型。选取支撑足固联点为支撑腿惯性坐标系 $\{S_{hst}: O_0-x_0y_0z_0\}$ 。 C_1, C_2, C_3 为支撑腿小腿、大腿、躯干连杆质心点，质心距离和杆长分别为 $r_{c1}, r_{c2}, r_{c3}, l_1, l_2, l_3$ 。 ξ_1, ξ_2, ξ_3 分别为踝、膝和髋关节的单位运动旋量。 $\theta_1, \theta_2, \theta_3$ 为系统的 3 个广义变量。

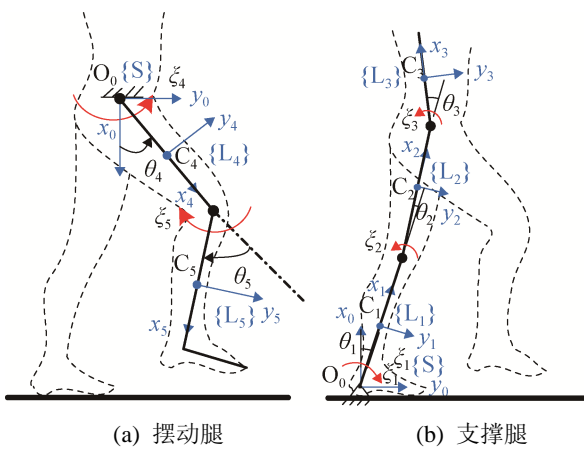


图 3 人体下肢简化 5 杆模型机构简图

Fig. 3 Mechanism sketches of simplified 5-bar model for human lower limbs

利用拉格朗日方程的李群李代数表示式(6)，3 自由度支撑腿的动力学模型为：

$$\begin{pmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \\ \tau_3 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} D_{11} & D_{12} & D_{13} \\ D_{21} & D_{22} & D_{23} \\ D_{31} & D_{32} & D_{33} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \ddot{\theta}_1 \\ \ddot{\theta}_2 \\ \ddot{\theta}_3 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} C_{11} & C_{12} & C_{13} \\ C_{21} & C_{22} & C_{23} \\ C_{31} & C_{32} & C_{33} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \\ \dot{\theta}_3 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} G_1(q) \\ G_2(q) \\ G_3(q) \end{pmatrix}$$

其中的各项系数矩阵可由根据式(6)编写的符号程序计算得出。

人体步行运动在一个步态周期内单腿支撑相和双腿支撑相交替，由摆动腿动力学模型和支撑腿动力学模型组成 5 自由度人体步行动力学模型，即：

(1) 单腿支撑相

单腿支撑时一侧下肢为抬起摆动，一侧下肢为

支撑，此时的人体动力学模型中，摆动腿动力学模型为顶端固定的两连杆方程，支撑腿动力学模型为底部固定的三连杆方程，支撑腿担负了全身重量，质量参数和转动惯量参数为整个上身的参数值转换到支撑侧下肢质心 C_3 处的等效值。

(2) 双腿支撑相

双腿支撑相时，两侧下肢均为支撑状态，动力学模型均为底部固定的三连杆方程，由于双腿一同承担上身重量，方程式中质量参数和转动惯量参数为整个上身的参数值等量分配到 2 个支撑侧下肢质心 C_3 处的等效值。

5 人机系统动力学建模

人机耦合系统中由于外骨骼机构与人体肢体的运动自由度在形式和分布上基本一致，因此基于机器人多刚体模型和人体多刚体模型，考虑由于运动不一致而产生的人机交互力，将人机之间的力耦合关系加入到动力学分析中。外骨骼机构与人体下肢通过绑带固定，步态康复训练时在绑带固定点处存在人机接触力，分别在大腿和小腿处有绑带固定，以摆动腿为例说明机器人受力分析，见图 4(a)，以支撑腿为例说明人体下肢受力分析，见图 4(b)。

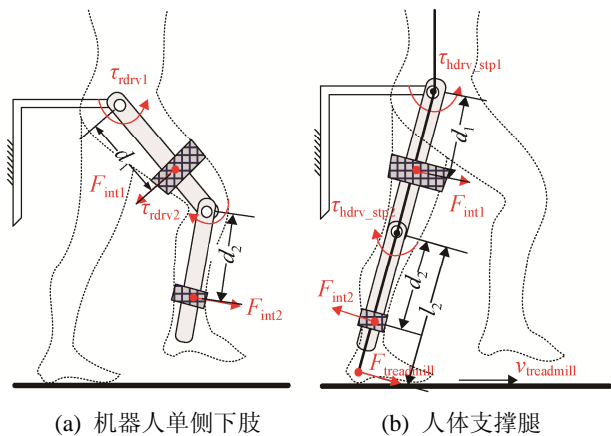


图 4 人机耦合系统受力分析简图

Fig. 4 Force analysis diagrams of human-robot coupling system

人机接触力对于人机系统是内力，对机器人与人体两个个体而言是一对作用力与反作用力。考虑人机接触力矩后机器人动力学模型可进一步得出：

$$D_{\text{robot}}(q)\ddot{q} + C_{\text{robot}}(q, \dot{q})\dot{q} + G_{\text{robot}}(q) + \tau_{\text{int}} = \tau_{\text{rdrv}}$$

$$D_{\text{robot}}(q)\ddot{q} + C_{\text{robot}}(q, \dot{q})\dot{q} + G_{\text{robot}}(q) = \tau_{\text{robot}}$$

$$\therefore \tau_{\text{robot}} + \tau_{\text{int}} = \tau_{\text{rdrv}}$$

式中: 人机接触力矩 $\tau_{\text{int}} = F_{\text{int}} \times d$; τ_{robot} 为机器人动力学模型计算力矩; τ_{rdrv} 为机器人实际关节驱动力矩。

人体动力学模型可进一步得出为:

$$D_{\text{hswp}}(q)\ddot{q} + C_{\text{hswp}}(q, \dot{q})\dot{q} + G_{\text{hswp}}(q) - \tau_{\text{int}} = \tau_{\text{hdrv_swp}}$$

$$D_{\text{hstp}}(q)\ddot{q} + C_{\text{hstp}}(q, \dot{q})\dot{q} + G_{\text{hstp}}(q) - \tau_{\text{int}} = \tau_{\text{hdrv_stp}} - \tau_{\text{treadmill}}$$

$$D_{\text{hswp}}(q)\ddot{q} + C_{\text{hswp}}(q, \dot{q})\dot{q} + G_{\text{hswp}}(q) = \tau_{\text{hswp}}$$

$$D_{\text{hstp}}(q)\ddot{q} + C_{\text{hstp}}(q, \dot{q})\dot{q} + G_{\text{hstp}}(q) = \tau_{\text{hstp}}$$

$$\therefore \tau_{\text{hswp}} - \tau_{\text{int}} = \tau_{\text{hdrv_swp}}$$

$$\tau_{\text{hstp}} - \tau_{\text{int}} = \tau_{\text{hdrv_stp}} - \tau_{\text{treadmill}}$$

式中: $\tau_{\text{hswp}}, \tau_{\text{hstp}}$ 分别为人体摆动腿和支撑腿的动力学模型计算力矩; $\tau_{\text{hdrv_swp}}, \tau_{\text{hdrv_stp}}$ 分别为人体摆动腿和支撑腿的关节实际主动力矩; $\tau_{\text{treadmill}}$ 为跑步机驱动力矩。

因此人机系统动力学模型为:

$$D_{\text{hr}}(q)\ddot{q} + C_{\text{hr}}(q, \dot{q})\dot{q} + G_{\text{hr}}(q) = \tau_{\text{hr}} = \begin{cases} \tau_{\text{rdrv}} + \tau_{\text{hdrv_stp}} - \tau_{\text{treadmill}} \\ \tau_{\text{rdrv}} + \tau_{\text{hdrv_swp}} \end{cases}$$

式中: τ_{hr} 为人机系统动力学模型计算力矩; $D_{\text{hr}}(q), C_{\text{hr}}(q, \dot{q}), G_{\text{hr}}(q)$ 分别为人机系统的惯性矩阵, 哥氏力向心力矩阵和重力矩阵。

在机器人控制中, 需要给出机器人关节驱动力矩, 考虑人机接触力矩的作用, 以摆动腿为例可求解机器人关节驱动力矩 τ_{rdrv} 为:

$$\tau_{\text{rdrv}} = \tau_{\text{robot}} + \tau_{\text{int}} = \tau_{\text{robot}} + \tau_{\text{hswp}} - \tau_{\text{hdrv_swp}} \quad (7)$$

对式(7)进行分析, 可知:

(1) 被动训练时, 患者主动力矩 $\tau_{\text{hdrv_swp}}$ 为零, 机器人关节输出的驱动力矩用于带动机器人外骨骼和人体下肢;

(2) 主动助力训练时, 患者下肢主动力矩小于人体正常行走时所需力矩, 需机器人提供助力, 即: $\tau_{\text{hdrv_swp}} < \tau_{\text{hswp}}$, 机器人关节驱动力矩不仅需带动机器人外骨骼, 同时还需额外提供力矩值为 $(\tau_{\text{hswp}} - \tau_{\text{hdrv_swp}})$, 机器人为患者助力, 使患者按

正常行走的能量进行步行运动。

(3) 主动抗阻训练时, 患者下肢主动参与, 机器人外骨骼成为其负载, 此时主动力矩大于人体正常行走力矩, 即: $\tau_{\text{hdrv_swp}} > \tau_{\text{hswp}}$, 机器人关节驱动力矩小于机器人外骨骼计算力矩, 患者与机器人共同提供行走的总能量。可通过控制策略调整机器人的阻抗, 相当于改变了机器人的输出能量, 根据患者的需求调整康复训练的难度, 实现按需控制。

以上分析从驱动力矩的角度总结如下:

$$\begin{cases} \text{被动训练模式:} & \tau_{\text{hdrv_swp}} = 0, \tau_{\text{rdrv}} = \tau_{\text{robot}} + \tau_{\text{hswp}} \\ \text{主动训练模式} & \begin{cases} \text{主动助力: } \tau_{\text{hdrv_swp}} < \tau_{\text{hswp}}, \tau_{\text{rdrv}} \geq \tau_{\text{robot}} \\ \text{主动抗阻: } \tau_{\text{hdrv_swp}} > \tau_{\text{hswp}}, \tau_{\text{rdrv}} < \tau_{\text{robot}} \end{cases} \end{cases}$$

从能量的角度分析总结如下:

(1) 被动训练模式: 能量全部由机器人驱动器提供, 驱动器负载包括机器人本体和人体下肢; (2) 主动助力模式: 能量全部由机器人驱动器提供, 但驱动器负载小于被动模式, 因患肢有少量活动能力, 驱动器负载包括机器人本体和人体下肢部分重量; (3) 主动抗阻模式: 能量由机器人驱动器和人体共同提供, 驱动器负载小于机器人本体重量。

6 动力学仿真及结果分析

根据所推导的 2 自由度步态康复训练机器人动力学模型, 单腿支撑相和双腿支撑相下的 5 自由度人体步行动力学模型, 基于式(6)的李群李代数算法编写 matlab 程序进行了动力学仿真与分析。

6.1 机器人关节空间动力学仿真

机器人的动力学方程描述了运动与力的关系, 由 CGA 标准数据库^[12]中下肢髌、膝关节的运动数据求解关节驱动力矩, 为机器人气压驱动系统的选型提供设计依据。

6.1.1 仿真条件

机器人大腿和小腿的质量由三维软件中计算得出; 由于下肢连杆长度可按照人体参数进行调整, 因此杆长为调整好后的实测值; 假设连杆为均质杆, 则质心距离为调整后的杆长的一半。机器人

机构的仿真参数如表 1 所示。

表 1 机器人机构仿真参数

| Tab. 1 Robot mechanical system simulation parameters | | | |
|--|-------|-------|---------|
| 下肢 | 质量/kg | 杆长/mm | 质心距离/mm |
| 小腿 | 1.183 | 340 | 170 |
| 大腿 | 2.428 | 480 | 240 |

6.1.2 机器人关节驱动力矩仿真分析

采用 CGA 标准数据库中下肢髋、膝关节的运动数据作为动力学模型的运动参数(关节角度、角速度、角加速度)输入, 被动训练时人体下肢无运动意识, 完全作为机器人的负载。以人体质量 80kg 为仿真负载, 机器人关节驱动力矩如图 5 所示。

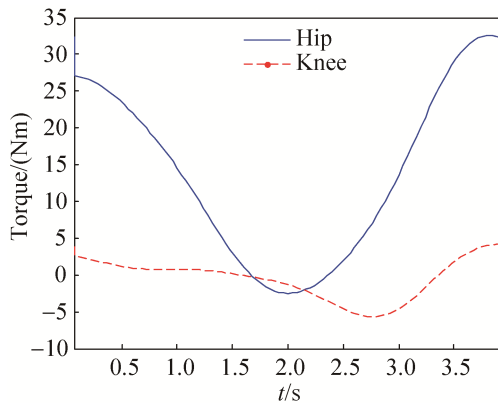


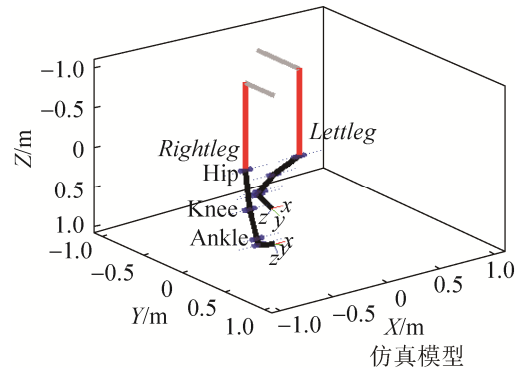
图 5 机器人关节驱动力矩曲线

Fig. 5 Driving moment curves of robot joints

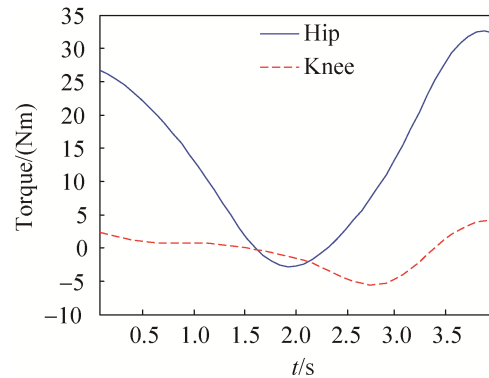
承载人体下肢后髋关节驱动力矩范围为(-2.48, 32.53) N·m, 膝关节驱动力矩范围为(-5.68, 4.24) N·m. 关节驱动力矩的正负表明力矩方向在关节运动过程中发生变化, 与机构简图 2 中定义的运动旋量方向一致, 因此需要双向驱动机构才能满足关节运动的要求。根据最大载荷, 由关节力矩范围可对关节气缸进行选型。

为进行验证所采用的李群李代数法建立动力学模型的正确性, 采用机器人工具箱(Matlab robotic toolbox, RTB)设计机器人仿真模型进行计算比较。RTB 是由 Peter I. Corke 开发的功能强大的机器人工具箱, 包含了机器人正、逆向运动学, 正、逆向动力学, 轨迹规划等算法, RTB 中的动力学求解函数 RNE 是基于牛顿欧拉法编写的^[13]。首先基于 DH 参数法建立机构模型, 如图 6(a)所示,

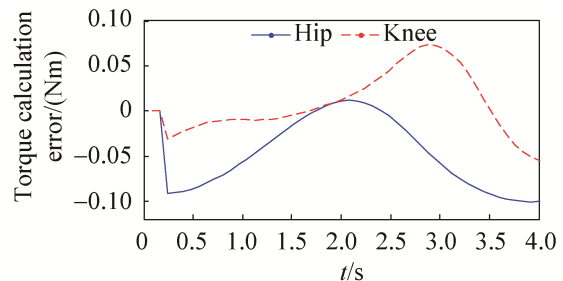
调用 RNE 模块后仿真求解模型的输出力矩, 如图 6(b), 计算误差如图 6(c)。



(a) 基于机器人工具箱建立的仿真模型



(b) 承载人体下肢的机器人关节驱动曲线



(c) 2 种动力学建模方法的力矩计算误差

图 6 基于机器人工具箱的动力学仿真

Fig. 6 Dynamics simulation based on RTB

图 6(a)中模型为通用模型, 当只有髋、膝关节参数时为机器人模型, 有髋、膝和踝三关节参数时为人体的下肢模型。随后将模型嵌入到 Simulink 仿真模块中, 同样以 CGA 标准数据做为输入的运动参数(角度、速度和加速度)求解驱动力矩。以承载人体后的机器人动力学模型为例, 对比 2 种方法的仿真曲线如图 5 与图 6(b)所示, 可以看出驱动力矩曲线趋势一致, 数值上略有差别, 机器人工具箱选

代牛顿欧拉方法得出的髋关节驱动力矩范围为 $(-2.52, 32.59)$ N·m, 膝关节驱动力矩范围为 $(-5.74, 4.27)$ N·m。两种方法的计算过程不同, 牛顿欧拉法采用迭代方法进行计算, 并且因借助工具箱中的封装函数求解, 不支持对函数内部迭代条件(如迭代次数和迭代误差)的修改, 因此两种方法计算值上存在有误差, 没有完全吻合, 由图 6(c)可知误差较小, 髋关节计算误差在 $(-0.1, 0.01)$ N·m 范围内, 膝关节计算误差在 $(-0.06, 0.07)$ N·m 范围内。

6.1.3 重力矩仿真与分析

对于多自由度机器人, 重力矩随角度变化是时变的, 其对控制过程的影响不容忽视。因此对本系统的重力矩进行仿真计算, 如图 7 所示。承载体重为 80 kg 的人体下肢时髋关节重力矩范围为 $(-8.23, 33.09)$ N·m, 膝关节重力矩范围为 $(-4.93, 4.31)$ N·m。与图 5 中仿真结果比较可知重力矩与关节驱动力矩是一个数量级的, 如果不对重力矩进行补偿, 将影响控制过程中的位置精度及轨迹跟踪精度。

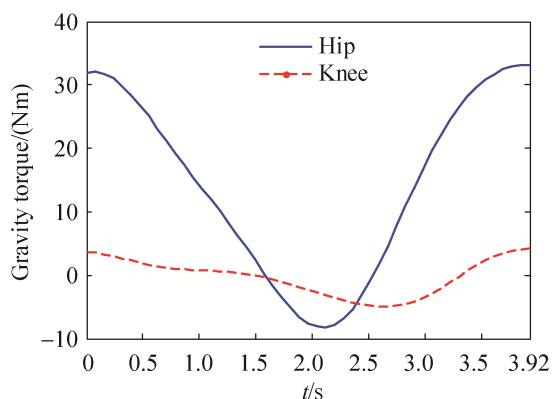


图 7 机器人重力矩曲线

Fig. 7 Gravitational moment curves of robot

6.2 人体步行动力学仿真

人体步行动力学模型中需要确定人体模型的生物力学参数, 由于患者具有个体差异, 康复训练前对患者身体部分进行详细的测量是非常不便的, 依据 GB/T 17245-2004《成年人人体惯性参数》中华人民共和国国家标准, 人体各段质量 m_i 、长度

l_i 、质心位置 r_{ci} 、转动惯量 I_i 可根据体重和身高用二元回归方程进行计算, 得出仿真参数见表 2。

表 2 人体生物力学参数
Tab. 2 Biomechanical parameters of human body

| 下肢 | m_i/kg | r_{ci}/m | $I_i/\text{kg}\cdot\text{m}^2$ | l_i/m |
|-----|-----------------|-------------------|--------------------------------|----------------|
| 左小腿 | 4.016 | 0.2247 | 0.0258 | 0.3702 |
| 左大腿 | 9.847 | 0.267 | 0.1637 | 0.4882 |
| 上躯干 | 41.809 | 0.1552 | 5.3154 | 0.9573 |
| 右小腿 | 4.016 | 0.1455 | 0.0258 | 0.3702 |
| 右大腿 | 9.847 | 0.2211 | 0.1637 | 0.4882 |

将 CGA 步态数据作为右腿各关节运动数据, 正常人双下肢运动对称, 左腿与右腿相位差 180° , 步态相的划分如图 8 所示。若以 4 s 为一个步态周期, 通过对图 8 中步态数据的分析可知: 第 1 个双腿支撑相为 0~0.44 s, 单腿支撑相(左腿摆动, 右腿支撑)为 0.44~2 s; 第 2 个双腿支撑相为 2~2.44 s; 单腿支撑相(右腿摆动, 左腿支撑)为 2.44~4 s。

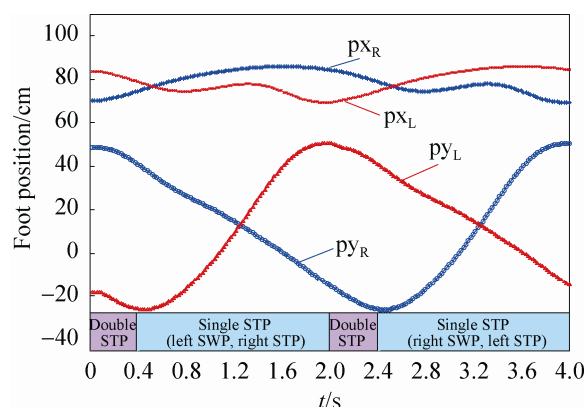


图 8 CGA 数据的步态相分析

Fig. 8 Gait phase analysis of CGA data

由此可统计出摆动相用时 1.56 s, 占步态周期的 39%; 支撑相用时 2.44 s, 占步态周期的 61%。其中双腿支撑相为 0.88 s, 占步态周期的 22%, 单腿支撑相为 3.12 s, 占步态周期的 78%, 符合步行的生理规律。

通过对 CGA 数据的步态相划分, 针对一个步态周期中的不同步态相, 分别使用摆动腿和支撑腿的动力学模型, 对行走过程中的人体关节主动力矩进行仿真, 如图 9 所示。

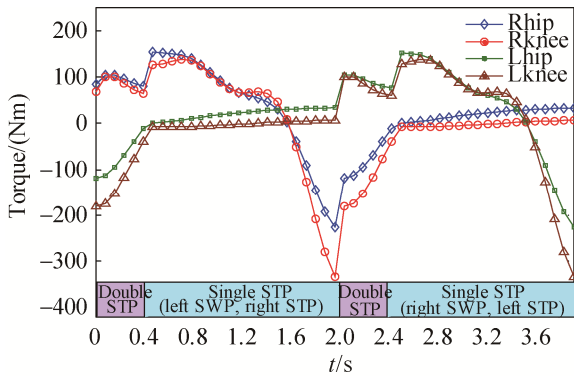


图9 不同步态相人体各关节力矩曲线

Fig. 9 Curves of human joint moment in different gait phases

结合图8和图9分析可知,第一个双腿支撑期内,左腿和右腿一前一后,力矩方向相反,共同产生人体行走动力,完成人体重心前移。随后进入单腿支撑期,左腿开始摆动,左腿力矩明显减小,仅克服摆动的惯性力和哥氏力,而右腿支撑全身重量,当右腿完全直立(1.6 s)时,从图8可看出,y方向的高度达到最大值,右腿垂直地面,右腿关节角度全部为零,对应此时图9中右腿关节力矩为零,随后右腿在身体重心后侧,支撑角度快速增大,力矩反向快速增大,右腿在支撑末期髋关节产生最大伸展力矩,膝关节产生最大屈曲力矩,协助髋关节推动人体向前行走。随着再次进入双腿支撑期,左腿分担一部分身体重量,因此右腿髋膝关节力矩逐渐减小,直至再次进入单腿支撑期,右腿开始摆动,右腿仅产生克服惯性力和哥氏力的关节力矩,而左腿髋膝关节产生峰值力矩。由此可见,人体步行运动中人体产生的主动力矩使得双腿周期交替行进,动力学模型与实际人体步行的生物力学特性一致。

7 结论

(1) 基于运动旋量的定义,从位姿变换的指数积方程入手,推导了拉格朗日动力学方程的李群李代数表示形式,为人机系统动力学模型的建立提供了一种物理意义明确,计算效率高的建模方法。与机器人工具箱中以牛顿欧拉法建模的动力学计算

方法进行了比较,计算误差小,验证了李群李代数法建立动力学模型的正确性。

(2) 采用基于李群李代数的拉格朗日动力学建模方法,首先建立了下肢康复训练机器人动力学模型,为机器人驱动系统的选型提供了设计依据。随后依据人体步行生物力学特征,分别建立人体支撑腿和摆动腿动力学模型,从而建立了人体行走步态周期内的交替步态相下的动力学模型,为人体主动力矩的计算提供了理论方法。最后考虑患者与机器人之间的交互作用,建立了人机耦合系统的动力学模型,并对被动康复训练、主动助力康复训练和主动抗阻康复训练中的驱动特性和能量特性进行了分析。

(3) 基于动力学模型,以标准步态数据CGA为运动参数,对机器人关节驱动力矩和重力矩、人体步行运动关节主动力矩进行了仿真分析,所得结果与CGA数据库中标准关节力矩的趋势一致,与人体行走过程的生物力学特征一致,表明基于李群李代数理论和拉格朗日法所建立的动力学模型是有效的。

(4) 所建立的人机耦合系统的动力学模型包含了人机交互力信息,通过人机接触力传感器的检测,作为力信号反馈,对主动柔顺控制策略中力/位之间导纳模型的设计及不同康复训练模式下驱动力矩的计算都具有重要意义。基于人机动力学模型的共融控制可提高患者的主动参与意识,提高康复训练的舒适性,保障驱动中的安全性,有利于康复训练机器人的实际临床应用。

参考文献:

- [1] Sun Y, Paulus D, Eyssen M, et al. A Systematic Review and Meta-analysis of Acute Stroke Unit Care: What's beyond the Statistical Significance[J]. BMC Medical Research Methodology (S1471-2288), 2013, 13(1): 132-142.
- [2] 纪雯,王建辉,方晓柯,等. 脑卒中康复训练智能方法及实现[J]. 系统仿真学报, 2014, 26(4): 836-842.
Ji Wen, Wang Jianhui, Fang Xiaoke, et al. Method and Realization of Intelligent System of Rehabilitation

- Training for Stroke. *Journal of System and Simulation (S1004-731X)*, 2014, 26(4): 836-842.
- [3] 侯增广, 赵新刚, 程龙, 等. 康复机器人与智能辅助系统的研究进展[J]. *自动化学报*, 2016, 42(12): 1765-1779.
- Hou Zengguang, Zhao Xingang, Cheng Long, et al. Recent Advances in Rehabilitation Robots and Intelligent Assistance Systems[J]. *Acta Automatica Sinica (S0254-4156)*, 2016, 42(12): 1765-1779.
- [4] Ding H, Yang X J, Zheng N N, et al. Tri-Co Robot: a Chinese Robotic Research Initiative for Enhanced Robot Interaction Capabilities[J]. *National Science Review (S2095-5138)*, 2018, 5(6): 799-801.
- [5] Riener R, Lünenburger L, Maier I C, et al. Locomotor Training in Subjects with Sensorimotor Deficits: an Overview of the Robotic Gait Orthosis Lokomat[J]. *Journal of Healthcare Engineering (S2040-2295)*, 2010, 1(2): 197-216.
- [6] Van Kammen K, Boonstra A M, van der Woude L H, et al. The Combined Effects of Guidance Force, Bodyweight Support and Gait Speed on Muscle Activity during Able-bodied Walking in the Lokomat[J]. *Clinical Biomechanics (S0268-0033)*, 2016, 36(1): 65-73.
- [7] Hassan M, Kadone H, Suzuki K, et al. Wearable Gait Measurement System with an Instrumented Cane for Exoskeleton Control[J]. *Sensors (S1530-437X)*, 2014, 14(1): 1705-1722.
- [8] 诸毅晖. 康复评定学[M]. 上海: 上海科学技术出版社, 2008: 20-22.
- Zhu Yihui. *Rehabilitation assessment*[M]. Shanghai: Shanghai Science and Technology Press. 2008: 20-22.
- [9] Meng W, Liu Q, Zhou Z D, et al. Recent development of mechanisms and control strategies for robot-assisted lower limb rehabilitation[J]. *Mechatronics (S0957-4158)*, 2015, 31(10): 132-145.
- [10] 戴建生. 机构学与机器人学的几何基础与旋量代数[M]. 北京: 高等教育出版社, 2014: 91-94.
- Dai Jiansheng. *Geometrical foundations and screw algebra for mechanisms and robotics*[M]. Beijing: Higher Education Press, 2014: 91-94.
- [11] 于靖军, 刘辛军, 丁希伦. 机器人机构学的数学基础[M]. 北京: 机械工业出版社, 2016: 111-117.
- Yu Jingjun, Liu Xinjun, Ding Xilun. *Mathematic foundation of mechanisms and robotics*[M]. Beijing: China Machine Press, 2016: 111-117.
- [12] David A. Winter. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*[M]. Hoboken, USA: John Wiley & Sons, Inc., 2009: 75-77.
- [13] Corke P. *Robotics, Vision and Control: Fundamental Algorithms in MATLAB*[M]. Second edition. Springer: Springer Publishing Company, Inc., 2017: 263-271.