

doi: 10.3969/j.issn.1671-7775.2015.03.010

7-DOF 外骨骼式上肢康复机器人 整机静态误差分析

杨启志^{1,2}, 汪志焕³, 宋俊鹏³, 赵金海³, 郭林强³

(1. 江苏大学 农业装备工程学院, 江苏 镇江 212013; 2. 中国科学院 沈阳自动化所机器人学国家重点实验室, 辽宁 沈阳 110000;
3. 江苏大学 机械工程学院, 江苏 镇江 212013)

摘要: 静态误差分析在 7-DOF 外骨骼式上肢康复机器人的设计、制造、装配中起着关键的作用, 其结果影响着尺寸参数的选择和优化. 对 7-DOF 外骨骼式上肢康复机器人末端运动规律进行了探究, 通过理论计算得到末端位姿误差表达式, 然后利用控制变量法来研究长度误差和角度误差对位姿的影响. 借助 MATLAB 绘制出末端位姿误差曲线. 经过比较分析发现角度误差比长度误差对康复机器人末端的位姿精度影响更大, 所以在保证长度精度的同时尽可能提高角度的精度, 从而减少加工成本和降低造成二次伤害的风险.

关键词: 康复机器人; 串联机构; 静态误差分析; MATLAB 仿真; 位姿

中图分类号: TP391.9 **文献标志码:** A **文章编号:** 1671-7775(2015)03-0301-05

引文格式: 杨启志, 汪志焕, 宋俊鹏, 等. 7-DOF 外骨骼式上肢康复机器人整机静态误差分析[J]. 江苏大学学报: 自然科学版, 2015, 36(3): 301-305.

Static error analysis of 7-DOF exoskeleton upper limb rehabilitation robot

Yang Qizhi^{1,2}, Wang Zhihuan³, Song Junpeng³, Zhao Jinhai³, Guo Linqiang³

(1. School of Agricultural Equipment Engineering, Jiangsu University, Zhenjiang, Jiangsu 212013, China; 2. State Key Laboratory of Robotics, Shenyang Institute of Automation, Chinese Academy of Sciences, Shenyang, Liaoning 110000, China; 3. School of Mechanical Engineering, Jiangsu University, Zhenjiang, Jiangsu 212013, China)

Abstract: Static error analysis plays a significant role on design, manufacturing and assembly of 7-DOF exoskeleton upper limb rehabilitation robot. The result of static error analysis usually affects the choice of measurement and optimization. The end movement of 7-DOF exoskeleton upper limb rehabilitation robot was investigated. The expression of terminal position and orientation error was obtained by theoretical calculation, and control variate method was applied to investigate the influences of length error and angle error. The terminal position and orientation error curve was drawn by MATLAB. The comparison analysis shows that angle error has more enormous impact than that of length error on terminal position and orientation accuracy. The angle accuracy should be pledged as high as possible for reducing processing cost and lessening risk of secondary injury.

Key words: rehabilitation robot; serial mechanism; static error analysis; MATLAB simulation; position and orientation

收稿日期: 2014-08-21

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(50905077); 机器人学国家重点实验室开放课题项目(2013-0008)

作者简介: 杨启志(1974—), 男, 江苏徐州人, 教授(yqz_ujs@126.com), 主要从事康复机器人、并联机构及应用、农业机器人、耕种机械等研究.

汪志焕(1989—), 男, 江苏溧阳人, 硕士研究生(wangzh_ujs@163.com), 主要从事串并联机构的研究.

脑卒中患者及类似病症患者的康复治疗一般由理疗师^[1]和患者一对一的直接长时间肢体接触,通过理疗师协助患者进行肢体运动,附加语言交流、药物治疗等,训练患者进行大量反复的重复性运动,逐渐刺激受损的脑部神经,修复神经的过程。这种重复性一对一训练效率低、成本高、不宜在家操作^[2]。随着机器人技术、控制技术、计算机技术等各种技术的发展,上肢康复机器人在近几年获得了很大的进步。如美国 Washington 大学的 J. C. Perry 等^[3]开发一种 7-DOF 的全新上肢康复机器人 CADEN-7,加拿大的 Queen 大学设计了一种绳驱动的 6-DOF 上肢康复机器人 MEDARM^[4]。美国 VA/Stanford 大学研制的上肢康复机器人系统 MIME^[5-6],以英国 Reading 大学为首的欧洲跨国组合联合开发的上肢康复机器人 GENTLE/S^[7-8]。哈尔滨工业大学(HIT)设计出一种 5-DOF 外骨骼式康复机器人^[9]等。从上面康复机器人国内外研究现状来看,牵引式上肢康复机器人^[10]系统的研究较多,部分机型已在治疗中得到应用。但是由于牵引式康复机器人的结构太简单,无法全面实现上肢各个关节的康复运动。对于外骨骼式康复机器人而言,它与上肢的运动更相似,模拟运动更为真实,更符合康复训练的要求。然而,现有的外骨骼式上肢康复机器人应用在康复领域的产品功能较为单一,其运用仅限部分关节,极少数集成产品能够实现上肢的各关节康复训练,而且部分机型主体结构设计不够理想,很难满足患肢康复训练的柔性舒适度要求。杨启志等^[11]根据康复理疗师对脑卒中患者的上肢康复训练并结合国内外较成熟的上肢康复机器人提出了一种串联式 7 自由度外骨骼式上肢康复机器人,如图 1 所示。它具有能够实现上肢各个关节的运动、效率高、成本较低、多自由度、安全等优点。



图 1 7-DOF 上肢康复机器人的 Pro/e 结构模型图

研究机器人的静态误差,可以改进和优化机器人的结构和精度,从而降低机器人的制造成本,并且能够降低机器人对患者造成二次伤害的风险,因此

对机器人的研究起着关键的作用。但是,现在的研究人员往往忽视了机器人的静态误差分析,对静态误差分析的研究还非常少。焦国太^[12]对静态误差分析做了非常详细的理论介绍,但是并没有对其应用作详细的介绍。文中采用矩阵法研究由静态因素产生的机器人末端位姿误差,分析对误差影响较大的因素。静态误差分析时,假定机器人各构件是质量忽略不计的刚体,在这种假设下,机器人末端位姿误差主要源于结构参数误差和运动变量误差。

1 康复机器人的静态误差分析

1.1 静态位姿误差理论模型

机器人各部件的制造误差、整机装配误差、传动误差以及控制系统的误差等因素都会在一定程度上增加机器人结构参数和运动参数的误差,即: $\Delta\theta_i$, Δd_i , Δa_i , $\Delta\alpha_i$, 使得机器人的末端产生位置和姿态的误差。从误差理论情况的分析来看,研究康复机器人的位姿误差,实际上是针对函数误差而进行的研究。

康复机器人末端的位置误差可近似表示为

$$\Delta r \approx \sum_{i=1}^n \left(\frac{\partial r}{\partial \theta_i} \right) \Delta \theta_i + \sum_{i=1}^n \left(\frac{\partial r}{\partial d_i} \right) \Delta d_i + \sum_{i=1}^n \left(\frac{\partial r}{\partial a_i} \right) \Delta a_i + \sum_{i=1}^n \left(\frac{\partial r}{\partial \alpha_i} \right) \Delta \alpha_i; \quad (1)$$

康复机器人末端的姿态误差可近似表示为

$$\Delta \varphi \approx \sum_{i=1}^n \left(\frac{\partial \varphi}{\partial \theta_i} \right) \Delta \theta_i + \sum_{i=1}^n \left(\frac{\partial \varphi}{\partial d_i} \right) \Delta d_i + \sum_{i=1}^n \left(\frac{\partial \varphi}{\partial a_i} \right) \Delta a_i + \sum_{i=1}^n \left(\frac{\partial \varphi}{\partial \alpha_i} \right) \Delta \alpha_i. \quad (2)$$

康复机器人末端的位姿矩阵^[13] ${}^0_7 T$ 对各连杆参数 θ_i , d_i , a_i , α_i 求偏导数:

$$\frac{\partial {}^0_7 T}{\partial U_{ij}} = {}^0_1 T {}^1_2 T \cdots \frac{\partial {}^{i-1}_i T}{\partial U_{ij}} {}^i_7 T = \begin{bmatrix} t'_{11} & t'_{12} & t'_{13} & t'_{14} \\ t'_{21} & t'_{22} & t'_{23} & t'_{24} \\ t'_{31} & t'_{32} & t'_{33} & t'_{34} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (3)$$

机器人末端位置广义坐标对组成机器人各连杆的运动变量和结构参数作偏导数求解:

$$\frac{\partial r}{\partial U_{ij}} = \left[\frac{\partial r_x}{\partial U_{ij}} \quad \frac{\partial r_y}{\partial U_{ij}} \quad \frac{\partial r_z}{\partial U_{ij}} \right]^T = [t'_{14} \quad t'_{24} \quad t'_{34}]^T, \quad (4)$$

当取框架角 $(\alpha \beta \gamma)$ 时,姿态广义坐标对各连杆运动变量和结构参数偏导数:

$$\frac{\partial \varphi}{\partial U_{ij}} = \left[\frac{\partial \alpha}{\partial U_{ij}} \quad \frac{\partial \beta}{\partial U_{ij}} \quad \frac{\partial \gamma}{\partial U_{ij}} \right]^T \frac{\partial \alpha}{\partial U_{ij}} = \frac{t_{23} t'_{33} - t_{33} t'_{23}}{t_{23}^2 + t_{33}^2},$$

$$\frac{\partial \beta}{\partial U_{ij}} = \frac{(t_{33}c\alpha - t_{23}s\alpha)t'_{13} + t_{13}(t'_{23}s\alpha + t_{23}\alpha'c\alpha - t'_{33}c\alpha + t_{33}\alpha's\alpha)}{(t_{33}c\alpha - t_{23}s\alpha)^2 + t_{13}^2},$$

$$\frac{\partial \gamma}{\partial U_{ij}} = \frac{(t_{21}c\alpha + t_{22}s\alpha)(t'_{21}c\alpha - t_{21}\alpha's\alpha + t'_{31}s\alpha + t_{31}\alpha'c\alpha) - (t'_{22}c\alpha - t_{22}\alpha's\alpha + t'_{32}s\alpha + t_{32}\alpha'c\alpha)(t_{21}c\alpha + t_{31}s\alpha)}{(t_{21}c\alpha + t_{22}s\alpha)^2 + (t_{22}c\alpha + t_{32}s\alpha)^2},$$

式中: $t' = \frac{\partial t}{\partial U_{ij}}$; $\alpha' = \frac{\partial \alpha}{\partial U_{ij}}$.

将机器人末端位姿矩阵⁰ T 对各连杆的运动变量和结构参数求偏导数.

肩部外展/内收关节:

$$\frac{\partial^0 T}{\partial \theta_1} = \begin{bmatrix} b_{11} & b_{12} & b_{13} & b_{14} \\ b_{21} & b_{22} & b_{23} & b_{24} \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}, \frac{\partial^0 T}{\partial a_1} = 0,$$

$$\frac{\partial^0 T}{\partial d_1} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}, \frac{\partial^0 T}{\partial \alpha_1} = 0;$$

肩部屈/伸关节:

$$\frac{\partial^0 T}{\partial \theta_2} = \begin{bmatrix} c_{11} & c_{12} & c_{13} & c_{14} \\ c_{21} & c_{22} & c_{23} & c_{24} \\ c_{31} & c_{32} & c_{33} & c_{34} \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix},$$

$$\frac{\partial^0 T}{\partial a_2} = 0, \frac{\partial^0 T}{\partial d_2} = 0, \frac{\partial^0 T}{\partial \alpha_2} = 0;$$

大臂旋内/外关节:

$$\frac{\partial^0 T}{\partial \theta_3} = \begin{bmatrix} e_{11} & e_{12} & e_{13} & e_{14} \\ e_{21} & e_{22} & e_{23} & e_{24} \\ e_{31} & e_{32} & e_{33} & e_{34} \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix},$$

$$\frac{\partial^0 T}{\partial a_3} = 0, \frac{\partial^0 T}{\partial d_3} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & -c_1s_2 \\ 0 & 0 & 0 & -s_1s_2 \\ 0 & 0 & 0 & c_2 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}, \frac{\partial^0 T}{\partial \alpha_3} = 0;$$

肘部屈/伸关节:

$$\frac{\partial^0 T}{\partial \theta_4} = \begin{bmatrix} f_{11} & f_{12} & f_{13} & f_{14} \\ f_{21} & f_{22} & f_{23} & f_{24} \\ f_{31} & f_{32} & f_{33} & f_{34} \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}, \frac{\partial^0 T}{\partial a_4} = 0, \frac{\partial^0 T}{\partial d_4} = 0, \frac{\partial^0 T}{\partial \alpha_4} = 0;$$

小臂旋内/外关节:

$$\frac{\partial^0 T}{\partial \theta_5} = \begin{bmatrix} g_{11} & g_{12} & g_{13} & g_{14} \\ g_{21} & g_{22} & g_{23} & g_{24} \\ g_{31} & g_{32} & g_{33} & g_{34} \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}, \frac{\partial^0 T}{\partial a_5} = 0,$$

$$\frac{\partial^0 T}{\partial d_5} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & -s_1s_3c_4 + c_1c_2c_3c_4 - c_1s_2s_4 \\ 0 & 0 & 0 & c_1s_3c_4 + s_1c_2c_3c_4 - s_1s_2s_4 \\ 0 & 0 & 0 & c_2s_4 + s_2c_3c_4 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix},$$

$$\frac{\partial^0 T}{\partial \alpha_5} = 0;$$

腕部屈/伸关节:

$$\frac{\partial^0 T}{\partial \theta_6} = \begin{bmatrix} h_{11} & h_{12} & h_{13} & h_{14} \\ h_{21} & h_{22} & h_{23} & h_{24} \\ h_{31} & h_{32} & h_{33} & h_{34} \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix},$$

$$\frac{\partial^0 T}{\partial a_6} = 0, \frac{\partial^0 T}{\partial d_6} = 0, \frac{\partial^0 T}{\partial \alpha_6} = 0;$$

腕部外展/内收关节:

$$\frac{\partial^0 T}{\partial \theta_7} = \begin{bmatrix} v_{11} & v_{12} & 0 & v_{14} \\ v_{21} & v_{22} & 0 & v_{24} \\ v_{31} & v_{32} & 0 & v_{34} \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix},$$

$$\frac{\partial^0 T}{\partial a_7} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & w_{14} \\ 0 & 0 & 0 & w_{24} \\ 0 & 0 & 0 & w_{34} \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}, \frac{\partial^0 T}{\partial d_7} = 0, \frac{\partial^0 T}{\partial \alpha_7} = 0.$$

将所求得的康复机器人末端位姿广义坐标对各连杆运动变量和结构参数 $\theta_i, d_i, a_i, \alpha_i$ 偏导数的具体表达式带入式(1)和(2),便得到康复机器人末端执行器的位置广义坐标和姿态广义坐标的静态误差的表达式.

1.2 静态位姿误差仿真分析

根据外骨骼式上肢康复机器人各个关节的转动范围,设置第 1、4、5、7 关节处的转角运动规律相同,第 3、6 关节处的转角运动规律相同,具体如下:

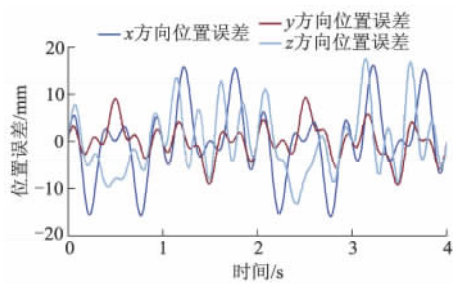
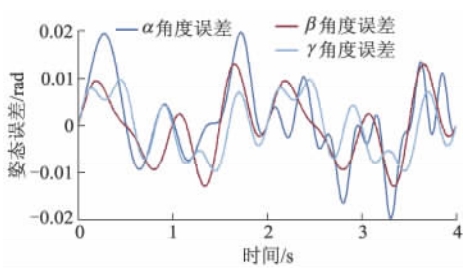
$$\begin{cases} \theta_i = \frac{\pi}{2} \cos t, i = 1, 4, 5, 7; \\ \theta_2 = -\frac{\pi}{4} + \frac{3\pi}{4} \sin 2t; \\ \theta_i = -\frac{\pi}{18} + \frac{5\pi}{9} \cos 2t, i = 3, 6. \end{cases} \quad (5)$$

康复机器人各连杆运动变量和结构参数 $\theta_i, d_i, a_i, \alpha_i$ 及误差值如表 1 所示.

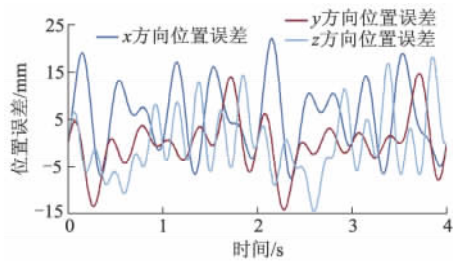
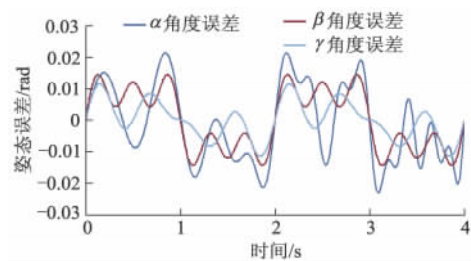
表1 结构参数及其误差值

关节	参数及其误差							
	θ_i	$\Delta\theta_i/\text{rad}$	d_i/mm	$\Delta d_i/\text{mm}$	a_i/mm	$\Delta a_i/\text{mm}$	α_{i-1}	$\Delta\alpha_{i-1}/\text{rad}$
1	θ_1	0.02	135	0.05	0	0.05	$\pi/2$	0.02
2	θ_2	0.02	0	0.05	0	0.05	$-\pi/2$	0.02
3	θ_3	0.02	364	0.05	0	0.05	$\pi/2$	0.02
4	θ_4	0.02	0	0.05	0	0.05	$\pi/2$	0.02
5	θ_5	0.02	360	0.05	0	0.05	$-\pi/2$	0.02
6	θ_6	0.02	0	0.05	0	0.05	$-\pi/2$	0.02
7	θ_7	0.02	0	0.05	110	0.05	0	0.02

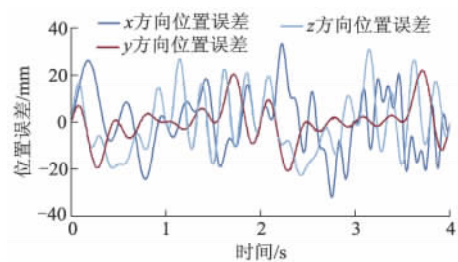
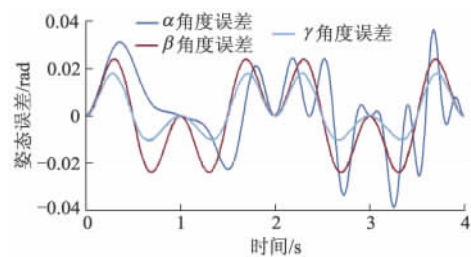
通过上述方法,在长度误差 L 为 0.05 mm, 角度误差 A 为 0.02 rad 时,求得康复机器人末端位置广义坐标误差和姿态广义坐标误差变化曲线如图 2-3 所示。

图2 康复机器人末端的位置误差($L=0.05\text{ mm}$, $A=0.02\text{ rad}$)图3 康复机器人末端的姿态误差($L=0.05\text{ mm}$, $A=0.02\text{ rad}$)

在其他参数不变的基础上,将长度误差由原来的 0.05 mm 扩大到 0.10 mm,得到康复机器人末端位置广义坐标和姿态广义坐标误差变化曲线如图 4-5 所示。

图4 康复机器人末端的位置误差($L=0.10\text{ mm}$, $A=0.02\text{ rad}$)图5 康复机器人末端的姿态误差($L=0.10\text{ mm}$, $A=0.02\text{ rad}$)

同理,保证其他参数不变,仅将角度误差由 0.02 rad 扩大到 0.04 rad,得到康复机器人末端位置广义坐标和姿态广义坐标误差变化曲线如图 6-7 所示。

图6 康复机器人末端的位置误差($L=0.05\text{ mm}$, $A=0.04\text{ rad}$)图7 康复机器人末端的姿态误差($L=0.05\text{ mm}$, $A=0.04\text{ rad}$)

综合图 2-7,比较数据得到如表 2 所示的误差分析表。

由表 2 可知,角度误差比长度误差对康复机器人末端的位姿精度影响更大.因此,在康复机器人各部件的设计、制造以及装配过程中,要尽可能提高各个关节的转动精度。

表2 位姿误差的比较表

误差参数	最大绝对值误差					
	x 方向/mm	y 方向/mm	z 方向/mm	α /rad	β /rad	γ /rad
长度误差为 0.05 mm , 角度误差为 0.02 rad	15.97	9.18	17.63	0.019	0.013	0.009
长度误差为 0.10 mm , 角度误差为 0.02 rad	22.02	13.84	18.24	0.021	0.014	0.015
长度误差为 0.05 mm , 角度误差为 0.04 rad	33.14	21.84	30.69	0.036	0.024	0.018

2 结 论

通过对 7-DOF 外骨骼式上肢康复机器人的主体机构进行静态误差分析,得到转动关节引起的角度误差比杆件的长度误差所造成的末端执行器的位姿误差影响大得多。因此,在设计康复机器人时,要根据机器人特征来选择其参数尺寸。加工过程中,应该保证各杆件长度精度的同时,尽可能提高角度的精度,从而减少加工制造成本和降低对患者造成二次伤害的风险。

参考文献(References)

- [1] Andersson A G, Kamwendo K, Appelros P. Fear of falling in stroke patients: relationship with previous falls and functional characteristics [J]. *Int J Rehabil Res*, 2008, 31(3): 261-264.
- [2] Kwakkel G, Wagenaar R C, Twisk J W R, et al. Intensity of leg and arm training after primary middle-cerebral-artery stroke: a randomised trial [J]. *Lancet*, 1999, 354(9174): 191-196.
- [3] Perry J C, Rosen J, Burns S. Upper-limb powered exoskeleton design [J]. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2007, 12(4): 408-417.
- [4] Ball S J, Brown I E, Scott S H. MEDARM: a rehabilitation robot with 5DOF at the shoulder complex [C] // *IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics*. Piscataway, USA: IEEE, 2007: 1-6.
- [5] Lum P S, Burgar C G, van der Loos M, et al. Use of the MIME robotic system to retrain multi-joint reaching in post-stroke hemiparesis: why some movement patterns work better than others [C] // *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*. Piscataway, USA: IEEE, 2005: 511-514.
- [6] Burgar C G, Lum P S, Shor P C, et al. Development of robots for rehabilitation therapy: the palo alto va/stanford experience [J]. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 2000, 37(6): 663-673.
- [7] Amirabdollahian F, Gradwell E, Loureiro R, et al. Effects of the GENTLE/S robot mediated therapy on the outcome of upper limb rehabilitation post-stroke: analysis of the battle hospital data [C] // *8th International Conference on Rehabilitation Robotics*, 2003: 55-58.
- [8] Harwin W, Loureiro R, Amirabdollahian F, et al. The GENTLE/S project: a new method of delivering neuro-rehabilitation [C] // *6th European Conference for the Advancement of Assistive Technology*. Amsterdam, Netherlands: IOS Press, 2001: 36-41.
- [9] 李庆玲. 基于 sEMG 信号的外骨骼式机器人上肢康复系统研究[D]. 哈尔滨: 哈尔滨工业大学机电工程学院, 2009.
- [10] 王克义, 张立勋, 张今瑜, 等. 1R2T 绳索牵引骨盆康复机器人动力学 [J]. 江苏大学学报: 自然科学版, 2010, 31(2): 131-135.
Wang Keyi, Zhang Lixun, Zhang Jinyu, et al. Dynamics on pelvis for a 1R2T wire-driven parallel robot [J]. *Journal of Jiangsu University: Natural Science Edition*, 2010, 31(2): 131-135. (in Chinese)
- [11] 杨启志, 曹电锋, 赵金海. 上肢康复机器人研究现状的分析 [J]. 机器人, 2013, 35(5): 630-640.
Yang Qizhi, Cao Dianfeng, Zhao Jinhai. Analysis on state of the art of upper limb rehabilitation robots [J]. *Robot*, 2013, 35(5): 630-640. (in Chinese)
- [12] 焦国太. 机器人位姿误差的分析与综合 [D]. 北京: 北京工业大学机械工程与应用电子技术学院, 2002.
- [13] 曹电锋. 一种七自由度外穿骨骼式上肢康复机器人的设计与研究 [D]. 镇江: 江苏大学机械工程学院, 2014.

(责任编辑 祝贞学)