

全方位轮式下肢康复训练机器人的 Smith 预估控制

杨俊友¹, 侯澈¹, 王硕玉²

(1. 沈阳工业大学电气工程学院, 沈阳 110870;

2. 日本高知工科大学智能机械电子学院, 高知 7828502, 日本)

摘要: 全方位轮式下肢康复训练机器人需要跟踪医生给训练者设定的轨迹, 机器人自身的控制延迟对机器人运行产生的干扰会影响其跟踪性能。本文提出一种在全方位机器人运动控制中的 Smith 改进算法解决上述问题。给出了下肢康复训练机器人的运动学模型, 并基于运动学模型建立预估模型, 并由此设计了改进的 Smith 预估控制器。通过与常规 PI 控制器对比进行了深入的仿真研究, 验证了该控制器能够有效地消除机器人实时控制中的延时对轨迹跟踪的影响。

关键词: 全方位下肢康复训练机器人; Smith 预估算法; 轨迹跟踪

中图分类号: TP242.6

A Smith Predictor of Omni-directional Wheeled Robot for Lower Limbs Rehabilitative Training

YANG Junyou¹, HOU Che¹, WANG Shuoyu²

(1. School of Electrical of Engineering, Shenyang University of Technology, Shenyang 110870;

2. Department of intelligent Mechanical Systems Engineering, Kochi University of Technology, Kochi 7828502, Japan)

Abstract: Omni-directional wheeled robot for lower limbs rehabilitative training needs to track trajectory which is set by doctors. The time delay of the robot affect the tracking performances. An estimated model is established based on the kinematics model of the robot. A modified Smith predictor is constructed with the estimated model. Simulation results show that the proposed predictor can suppress the disturbances of time delay in real-time control.

Key words: lower limbs rehabilitative robot; Smith predictor; trajectory tracking

0 引言

我国已进入老龄化社会, 心脑血管疾病是老年人最常见的神经系统疾病之一, 常表现为肢体瘫痪或偏瘫, 运动控制能力降低, 关节僵直, 步行能力明显受限, 患者平衡功能下降, 容易摔跤, 步行过程中能量消耗过高等现象^[1-2], 严重影响患者的日常生活, 也增加了社会及家庭的负担。因此, 如何最大限度地恢复患者丧失的运动功能, 提高独立步行能力, 最大限度地改善其生活质量, 是临床卒中偏瘫康复的一项重要内容。下肢康复机器人属于医疗机器人范畴, 主要功能是帮助患者提供腿部规律性的运动, 肌能训练、神经感知训练, 重塑中枢神经系统, 从而提高他们的独立生活能力^[3]。

本文提出的图 1 所示机器人具有以下特征: (1) 采用全方位移动平台结构使受训患者在平面内实现任意方向行走及任意半径转弯; (2) 可以按照医生设计的训练模式和运动轨迹进行康复训练; (3) 可以针对不同的病人按照指定程序进行康复训练^[4]

根据运动学原理, 全方位下肢康复机器人可认为是具有非完整运动约束的受控系统, 针

基金项目: 国家自然科学基金(51075281)

作者简介: 杨俊友 (1963-), 男, 博士生导师, 主要研究方向: 电力电机及其控制、智能控制理论及其在电气传动中的应用. E-mail: junyouyang@yahoo.com

对此系统, 文[5]提出引入 PID 算法解决全方位移动式机器人的轨迹跟踪问题。文[6]以全方位移动机器人的运动学模型作为受控系统, 考虑了机器人在运动过程中受到的不确定性扰动问题, 将其归结为 L_2 设计问题, 基于反步法设计了一种 L_2 鲁棒控制器来解决机器人的干扰抑制问题。此种方法在解决机器人受到不确定性扰动方面取得一定效果, 但并没有考虑系统延时作用所带来的控制不精确问题。文[7]针对全方位移动机器人在应用中由于延时造成控制不精确的问题, 提出在机器人的运动控制中引入广义预测控制法, 该控制法具有较好的控制性与较强的鲁棒性。本文提出改进的 Smith 预估算法解决系统延时问题。

本文以图 1 所示的全方位轮式下肢康复训练机器人为研究对象, 该机器人具有四个全向轮, 每个全向轮由一台直流电机驱动, 机器人能够以任意方向带动患者进行康复训练。经过大量实验发现, 轨迹跟踪过程中机器人控制信号延时会对机器人运动控制产生干扰, 导致机器人运动轨迹跟踪效果不理想。本文针对全方位下肢康复机器人在运行时的控制信号延时问题寻求解决方案。



图 1 全方位移动下肢康复训练机器人

Fig.1 Omni-directional wheeled robot for lower limbs rehabilitative training

1 全方位下肢康复机器人的数学模型

如图 1 所示, 全方位下肢康复机器人由四个全向轮和移动平台组成, 图 2 为全方位下肢康复机器人所采用的全方向轮, 全向轮的轮毂具有内外两片式结构, 且两片轮毂交替错开一定角度, 内外轮毂的支架上分布连接纺锤体从动小轮。四个全向轮按一定角度分布于底盘四周, 每个全向轮由一台无刷直流减速电机提供驱动力。通过控制四个全向轮的转速实现机器人全方位移动和零半径旋转。



图 2 全方向轮

Fig.2 Omni-directional wheel

全方位移动下肢康复训练机器人坐标与全方向轮分布几何示意图如图 3 所示。

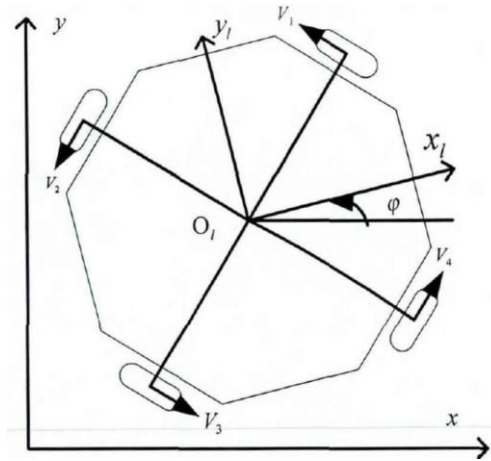


图3 全方向轮分布几何示意图

Fig.3 Omni-directional wheels distribution diagram of the geometry

机器人坐标系与参考坐标系的转换矩阵为

$$R_l = \begin{bmatrix} \cos \varphi & \sin \varphi & 0 \\ -\sin \varphi & \cos \varphi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (1)$$

机器人的运动学模型可以表示为

$$V = B\dot{X}_l \quad (2)$$

其中 V 为四轮速度矩阵, B 为几何矩阵, \dot{X}_l 为机器人的速度矩阵

$$V = [v_1 \ v_2 \ v_3 \ v_4]^T, \quad B = \begin{bmatrix} -\sin \psi_1 & \cos \psi_1 & l_1 \\ -\sin \psi_2 & \cos \psi_2 & l_2 \\ -\sin \psi_3 & \cos \psi_3 & l_3 \\ -\sin \psi_4 & \cos \psi_4 & l_4 \end{bmatrix}, \quad \dot{X}_l = [v_x \ v_y \ \omega]^T$$

v_i 为轮 i ($i=1,2,3,4$) 的速度, ψ_i 为轮 i 与 x_1 轴的夹角, l_i 为轮 i 与中心 O 点之间的距离, v_x 为机器人在 x_1 轴方向上的速度, v_y 为机器人在 y_1 轴方向上的速度, ω 为机器人的角速度。

2 改进的 Smith 预估控制器设计

Smith 预估器的优点是将时滞部分移到了闭环控制之外,因此可以采用常规的控制器的设计方法,将含有时滞的设计问题转化为不含时滞的设计问题,使问题得到简化。但 Smith 预估器需要精确的运动模型,而很多情况下无法获得机器人的准确受控模型,导致常规的 Smith 预估控制很难应用于实际。本文提出一种改进的 Smith 预估器在实际延时时间与预估延时不完全相同时仍具有很好的控制效果,具有实际应用价值。

2.1 问题描述

机器人系统在真实环境中应用时通常采用感知-决策-控制的闭环模式。但闭环模式带来了延时的问题。本文研究全方位轮式下肢康复机器人的运行方式如图 4 所示。首先医生在计算机中输入参考轨迹,由训练室上方的摄像头获取运动空间的图像信息,然后由视觉处理系统进行图像处理与识别,向上层控制器提供机器人位置与姿态信息,控制器根据参考轨迹与位姿信息进行决策,输出控制指令,指令通过蓝牙模块发送给机器人,控制其下一步动作。

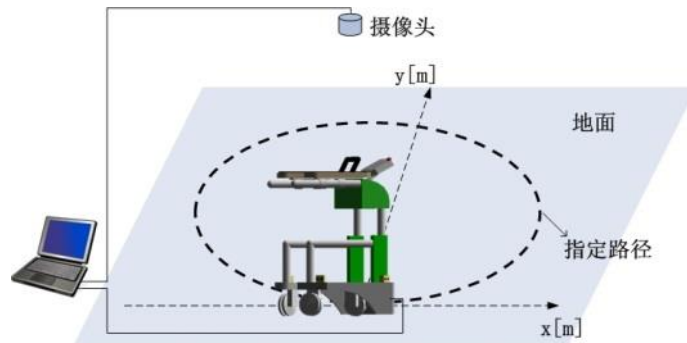


图4 机器人轨迹跟踪试验平台示意图

Fig.4 Schematic diagram of the trajectory tracking experiment of rehabilitation robot

延时环节主要出现在由摄像头构成的位置环中以及指令执行过程中,虽然摄像头每隔较短时间捕捉一次图像信息,但由于图像处理与传输、控制器指令处理等因素,系统存在较大的延时问题。

2.2 机器人预估模型

式(2)可将 v_x 、 v_y 、 ω 转化为电机转速 v_1 、 v_2 、 v_3 、 v_4 ,从而只需将 v_x 、 v_y 、 ω 作为控制变量即可控制机器人运动。根据运动学原理,可得

$$\begin{bmatrix} x(s) \\ y(s) \\ \theta(s) \end{bmatrix} = R_1 \begin{bmatrix} v_x(s) \\ v_y(s) \\ \omega(s) \end{bmatrix} / s \quad (3)$$

将式(3)引入系统延时 e^{-ks} , 可得

$$\begin{bmatrix} x(s) \\ y(s) \\ \theta(s) \end{bmatrix} = R_1 \begin{bmatrix} v_x(s) \\ v_y(s) \\ \omega(s) \end{bmatrix} \cdot e^{-ks} / s \quad (4)$$

进一步引入噪声函数,得到最终受控模型为

$$\begin{bmatrix} x(s) \\ y(s) \\ \theta(s) \end{bmatrix} = R_1 \begin{bmatrix} v_x(s) \\ v_y(s) \\ \omega(s) \end{bmatrix} \cdot e^{-(k+\varepsilon)s} / s \quad (5)$$

令 $X = [x \ y \ \theta]^T$, $V_1 = [v_x \ v_y \ \omega]^T$, 则

$$X(s) = \frac{1}{s} \cdot e^{-k_m s} R_1 V_1(s) \quad (6)$$

式(6)为机器人的预估模型。

2.3 改进的 Smith 预估控制器

全方位轮式下肢康复训练机器人的 Smith 预估控制系统如图5所示

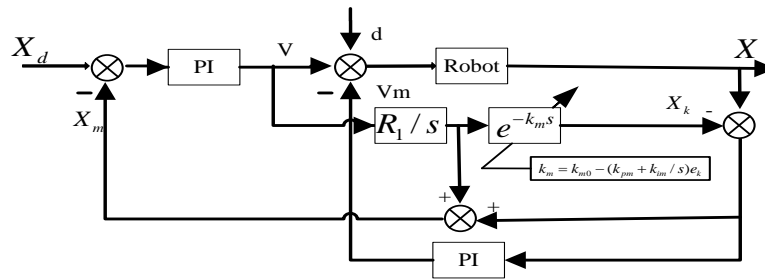


图5 机器人控制系统框图

Fig.5 Block diagram of robot control system

115

定义 $X_d = \begin{bmatrix} x_d \\ y_d \\ \theta_d \end{bmatrix}$ 为期望轨迹, $X = \begin{bmatrix} x \\ y \\ \theta \end{bmatrix}$ 为机器人实际运动轨迹, $X_m = \begin{bmatrix} x_m \\ y_m \\ \theta_m \end{bmatrix}$ 为预估器的输出

出, 期望位姿 X_d 与预估器的输出 X_m 的误差 $E = \begin{bmatrix} x_d - x_m \\ y_d - y_m \\ \theta_d - \theta_m \end{bmatrix}$,

令 $X_k = (K_p + K_i/s)ER_1e^{-k_ms}/s$, $e_k = \begin{bmatrix} x_d - x_k \\ y_d - y_k \\ \theta_d - \theta_k \end{bmatrix}$, $V = K_{p1}E + K_{i1}E/s$ 。

可得, Smith 预估器的控制律为 $X_m = \frac{1}{s}R_1V + X - \frac{1}{s}R_1Ve^{-k_ms}$ (7)

120

$$V_m = (k_{p2} + k_{i2}/s)(X - R_1Ve^{-k_ms}/s) \quad (8)$$

参数 k_m 的自适应调节律为 $k_m = k_{m0} - k_p e_k - k_i e_k / s$ (9)

其中, K_{p1} 、 K_{i1} 为外部 PI 控制器的参数, K_{p2} 、 K_{i2} 为预估器内部参数, k_{m0} 为参数 k_m 的初值。考虑理想情况下, 即预估延时与实际延时完全相等 $k = k_m$, 且 $\varepsilon = 0$, 则系统的闭环传递函数为

125

$$\frac{X(s)}{X_d(s)} = \frac{(K_{p1} + K_{i1}/s)R_1e^{-ks}/s}{1 + (K_{p1} + K_{i1}/s)R_1/s} \quad (10)$$

由式 (10) 可知, 系统的特征方程中不再含有滞后环节。

考虑非理想情况, 即预估延时与实际延时不完全相等, $k \neq k_m$, $\varepsilon \neq 0$, 则系统传递函数为

$$\frac{X}{X_d} = \frac{(K_{p1} + K_{i1}/s)[1 + (K_{p2} + K_{i2}/s)R_1Ve^{-k_ms}/s]e^{-ks}}{[1 + (K_{p1} + K_{i1}/s)R_1/s][1 + (K_{p2} + K_{i2}/s)R_1e^{-ks}/s] + (K_{p1} + K_{i1}/s)(R_1e^{-ks}/s - R_1e^{-k_ms}/s)} \quad (11)$$

130

由 $k \neq k_m$ 可得, $e_k \neq 0$, 参数 k_m 开始受到自适应调节律 (9) 的作用, 在一定时间内调节 k_m 使得 $e_k = 0$, 即 $k = k_m$, 使得式(11)等效成式(10)的形式, 即系统特征方程中不再含有延时环节。

3 仿真结果分析

在 Matlab 环境进行仿真实验。设置机器人最大运行速度为 0.25m/s，设系统延时参数 $k=1$ ，预估延时参数 $k_{m0}=1$ ，设延时干扰参数 $\varepsilon=0.1\sin(0.1t)$ ，PI 控制器参数调节至最佳，并在机器人运行 50s 时增加一定量的阶跃扰动信号。机器人的初始位置为 $x(0)=0$ ， $y(0)=0$ ， $\theta(0)=\pi/4$ ，初始速度均为零，仿真时间设定为 150s，为了验证改进的 Smith 预估控制器对延时扰动的抑制能力，将改进的 Smith 预估控制器与常规 PI 控制器进行对比。使用改进的 Smith 预估控制器的运行轨迹如图 6 所示。

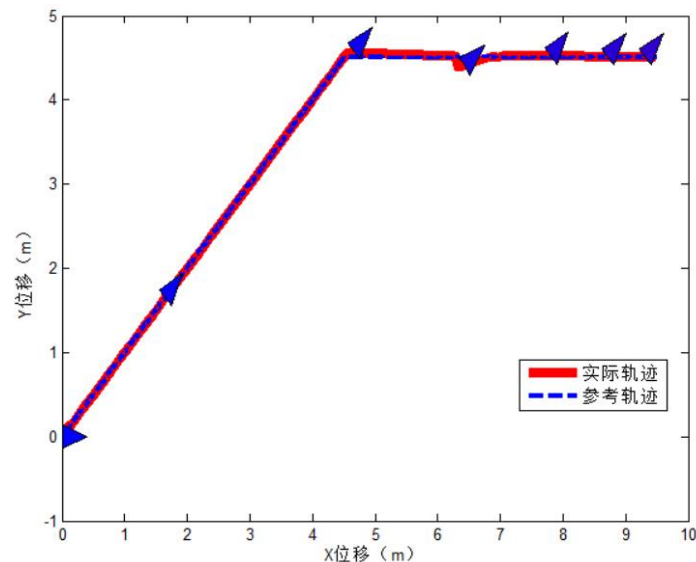


图 6 改进的 Smith 预估控制器的轨迹跟踪仿真结果

Fig.6 Simulation result of trajectory tracking of modified Smith predictor

由图 6 可以看出改进的 Smith 预估控制器可以较好跟踪轨迹,有较强的抗延时干扰能力,在路径突变情况下,轨迹跟踪的失真较小。

B.常规 PID 控制

为进一步说明改进的 Smith 预估控制器的有效性,本文引入常规 PI 控制器作为对比,常规 PI 控制框图如图 7 所示。

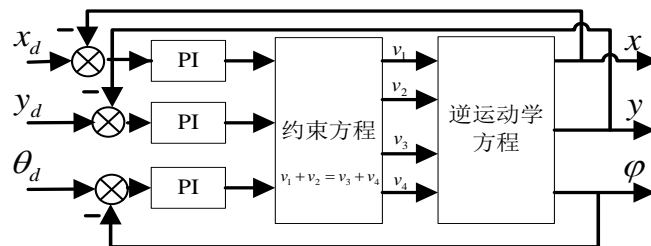


图 7 常规 PI 控制系统框图

Fig.7 Block diagram of PI control system

其中, x_d 、 y_d 、 φ_d 为参考轨迹的位姿信息, x 、 y 、 φ 为系统的实际位姿, 仿真结果如图 7 所示。

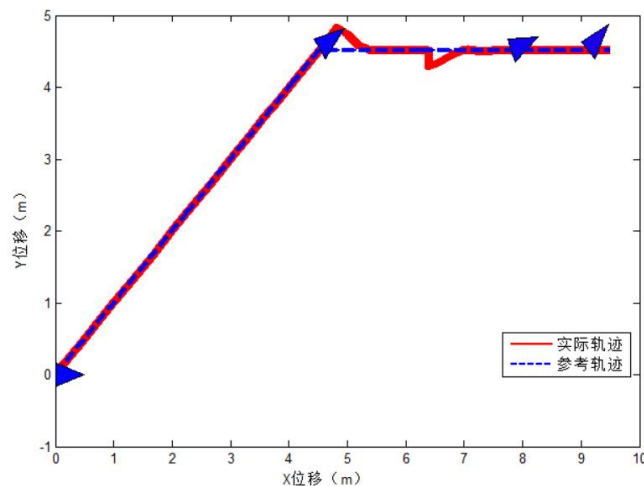
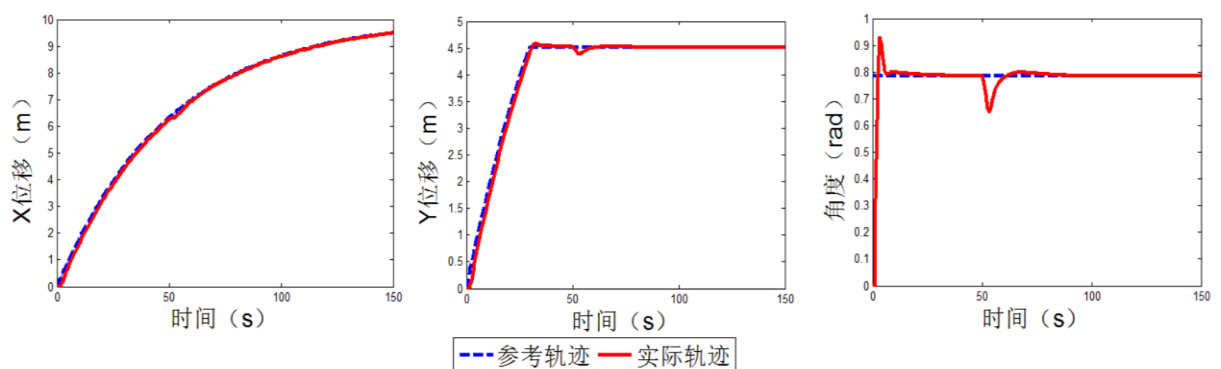


图 8 常规 PI 控制器的轨迹跟踪仿真结果
Fig.8 Simulation result of trajectory tracking of PI control

通过对比图 6 与图 8 可以发现, 改进的 Smith 预估控制器具有更好的跟踪效果, 在路径突变的条件下, 轨迹跟踪的失真较小。在 x 方向位移 6-7m 处, 机器人指令受到阶跃信号扰动, 改进的 Smith 预估控制器比常规 PID 控制器具有更好的扰动抑制效果。

图 9(a)与(b)反映了两种控制器在运行中的位姿变化情况。



(a) 改进的 Smith 预估控制仿真结果
(a) Simulation results of modified Smith predictor

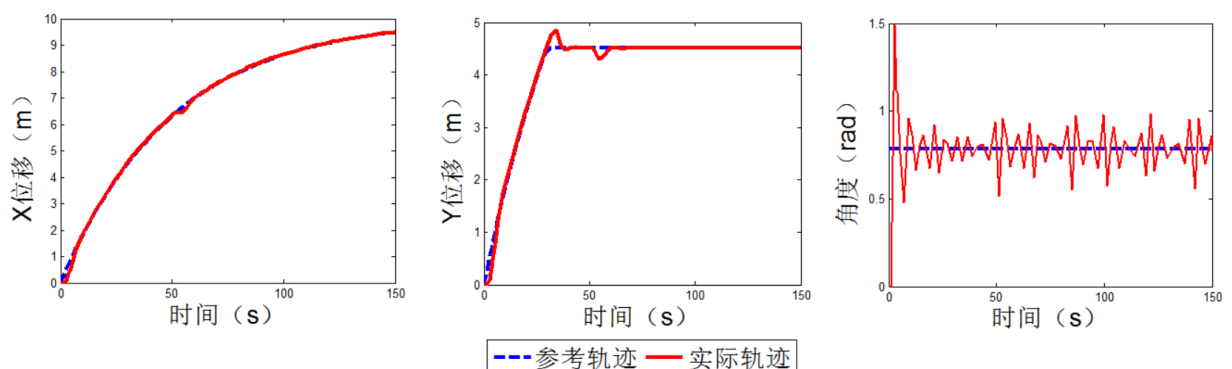


图 9 (b)常规 PI 控制仿真结果
Fig.9 (b) Simulation results of PI control

通过对比图 9(a)与图 9(b), 在机器人转弯处($t=30s$), Smith 预估控制具有更高的精度。在机器人姿态调节的过程中, 由于不能预估延时时间, 在延时的作用下常规 PI 控制出现较

大误差,尤其是机器人的姿态调节,常规 PI 由于不能对信号进行预估,即机器人不能通过反馈确定其实时姿态,所以出现了反复调节姿态的过程,而改进的 Smith 预估器在姿态控制中调节时间更短,精确度也更高。在 50s 处,控制信号受到阶跃扰动,改进 Smith 预估控制相比常规 PI 控制对扰动的抑制更加明显。对比图 7 与图 8 可知,由于延时环节存在于控制系统的闭环内,PI 算法在路径突变处存在较大延迟,而改进的 Smith 预估控制器在路径突变处仍保持较好的跟踪精度,说明改进的 Smith 预估器有效地抑制了延时所造成的轨迹跟踪不精确的问题。综上所述,可知改进的 Smith 预估控制在延时干扰问题上具有良好的控制效果。

4 结论

本文将改进的 Smith 预估控制引入到全方位移动下肢康复训练机器人的运动控制中,以消除系统延时与指令信号扰动对机器人控制的影响。仿真结果表明,基于本文方法设计的全方位移动下肢康复训练机器人具有较好的轨迹跟踪效果,满足全方位移动下肢康复训练机器人的轨迹跟踪控制要求。

[参考文献] (References)

- [1] 杨雅琴,张通.正常步态和偏瘫步态的特点及对比[J].中国康复理论与实践.2003,9(10):608-609
- [2] 何静杰.脑卒中偏瘫的社区康复[J].中国康复理论与实践.2002,8:67-69
- [3] 张杰.脑卒中瘫痪下肢外骨骼康复机器人的研究[D].杭州:浙江大学,2007
- [4] Yang J Y,Bai D C,Bai S,et al.Design of mechanical structure and tracking control system for lower limbs rehabilitative training robot[A].The 6th International Conference on Mechatronics and Automation.Piscataway[C].NJ.USA:IEEE,2009:1824-1829.
- [5] Kim S D,Hyun C H,Cho Y W,et al.Tracking control of 3-wheels omni-directional mobile robot using fuzzy azimuth estimator[A]//10th WSEAS International Conference on Robotics,Control and Manufacturing Technology[C].Athens,Greece:WSEAS Press,2010:47-51.
- [6] 杨俊友,白殿春,王硕玉等.全方位轮式下肢康复训练机器人轨迹跟踪控制[J].机器人,2010,33(3):314-318.
- [7] 郭旭,熊蓉,胡协和.全方位移动机器人的运动预测控制[J].电机与控制学报,2007,11(1):79-82