

# 下肢康复机器人的自适应人机交互控制策略

杜义浩<sup>1</sup> 邱石<sup>1</sup> 谢平<sup>1</sup> 郭子晖<sup>1</sup> 吴晓光<sup>1</sup> 李小俚<sup>1</sup>

**摘要** 针对康复机器人运动过程中的人机交互性问题, 提出一种下肢康复机器人自适应人机交互控制策略. 提取伸屈运动中下肢表面肌电信号 (Surface electromyography, sEMG) 和足底压力特征, 分别用于表征下肢运动意图和人机交互力 (Interaction force, IF) 信息, 建立基于 sEMG-IF 的人机交互信息融合模型, 实现下肢康复机器人运动轨迹的在线规划; 考虑主动康复运动过程中的人机交互作用, 建立具有时变动态特性的人机系统动力学模型, 设计间接模糊自适应控制器对期望轨迹进行跟踪控制, 实现下肢康复机器人自适应人机交互控制. 通过对 5 名被试者进行下肢康复机器人运动控制实验研究, 验证所提方法的可行性和有效性.

**关键词** 下肢康复机器人, 运动意图, 人机交互, 自适应控制

**引用格式** 杜义浩, 邱石, 谢平, 郭子晖, 吴晓光, 李小俚. 下肢康复机器人的自适应人机交互控制策略. 自动化学报, 2018, 44(4): 743–750

**DOI** 10.16383/j.aas.2017.c160128

## Adaptive Interaction Control for Lower Limb Rehabilitation Robots

DU Yi-Hao<sup>1</sup> QIU Shi<sup>1</sup> XIE Ping<sup>1</sup> GUO Zi-Hui<sup>1</sup> WU Xiao-Guang<sup>1</sup> LI Xiao-Li<sup>1</sup>

**Abstract** Aiming at the problem of human-machine interaction in rehabilitation robot's movement, we propose an adaptive control strategy for lower limb rehabilitation robots. During flexion and extension, the surface electromyography (sEMG) of lower limbs and plantar pressure features are extracted respectively to represent lower limbs' motion intention and interaction force (IF). An sEMG-IF based human-machine interaction and information fusion model is established to program the motion trails of the rehabilitation robot online. Considering the human-machine interaction in active rehabilitation, a man-machine system dynamic model with time-varying dynamic characteristics is established. An indirect fuzzy adaptive controller is designed to trace and control the desired trajectory, and achieve adaptive interactive control of the lower limb rehabilitation robot. Validity and feasibility of the proposed strategy are verified by analysis of the data from 5 subjects under limb movement with the rehabilitation robot.

**Key words** Lower limb rehabilitation robot, motion intention, human-machine interaction, adaptive control

**Citation** Du Yi-Hao, Qiu Shi, Xie Ping, Guo Zi-Hui, Wu Xiao-Guang, Li Xiao-Li. Adaptive interaction control for lower limb rehabilitation robots. *Acta Automatica Sinica*, 2018, 44(4): 743–750

由脑卒中、外伤等导致的运动功能障碍康复问题, 已经在世界范围内引起广泛关注. 康复机器人由于能够协助或替代医师进行患者康复训练, 近年来得到迅速发展并在临床康复中得到了广泛应用<sup>[1–2]</sup>. 但现有的康复机器人还存在控制策略不够智能, 自

适应调整能力和人机交互性水平不高等问题<sup>[3]</sup>. 因此, 研究有效的下肢康复机器人自适应人机交互控制方法, 体现患者的运动意图和人机交互的同时自适应控制康复机器人运动, 成为康复机器人研究的关键问题.

康复机器人的人机交互可以通过人体生理信号和力/位置信息两种途径体现<sup>[4]</sup>. 生理电信号中的表面肌电信号 (Surface electromyography, sEMG) 能够反映肌肉状态和人体运动意图<sup>[5]</sup>. 有研究将 sEMG 引入康复机器人, 如 Pittaccio 提出了一种基于 sEMG 的踝关节康复机器人<sup>[6]</sup>, 利用胫骨前肌 sEMG 触发康复机器人按照预定义轨迹运动, 但未考虑人机交互问题; Song 等开发基于 sEMG 连续控制的康复机器人<sup>[7]</sup>, 基于 sEMG 幅值按照比例控制关节扭矩, 具有了简单程度的人机交互. 基于 sEMG 的康复机器人控制一定程度上体现了人体的运动意图, 但 sEMG 易受干扰, 采集精度无法保

收稿日期 2016-02-18 录用日期 2017-04-07  
Manuscript received February 18, 2016; accepted April 7, 2017  
国家自然科学基金项目 (61673336, 61503325), 中国博士后科学基金项目 (2015M581316), 河北省教育厅高等学校科技计划项目 (QN2016094) 资助  
Supported by National Natural Science Foundation of China (61673336, 61503325), China Postdoctoral Science Foundation (2015M581316), and the Science and Technology Research Project of Higher Education Institutions in Hebei Province (QN2016094)  
本文责任编辑 王卫群  
Recommended by Associate Editor WANG Wei-Qun  
1. 燕山大学电气工程学院河北省测试计量技术及仪器重点实验室 秦皇岛 066004  
1. Key Lab of Measurement Technology and Instrumentation of Hebei Province, Institute of Electric Engineering, Yanshan University, Qinhuangdao 066004

证<sup>[4]</sup>. 利用力/位置传感器可以获取人机之间的作用力和位置信息, 并实现康复机器人的阻抗控制和人机交互<sup>[8]</sup>. 如 Saglia 等利用阻抗控制调整脚踝康复机器人的柔顺性实现患者的辅助训练<sup>[9]</sup>; Duschauwicke 等则利用阻抗控制调节患者的步行速度和牵引力<sup>[10]</sup>; Koopman 等通过阻抗控制实现“patient-cooperative”和“human-centred”控制以提高患者的积极参与度<sup>[11]</sup>. 上述康复机器人阻抗控制方法具有一定人机交互能力, 但其阻抗控制参数固定不变, 应用于具有个体差异性的康复训练中略有不足. 同时, 人机之间的交互作用使得康复机器人具有时变不确定性<sup>[3]</sup>, 导致人机系统动力学模型无法精确建立, 造成传统的基于模型的控制方法无法实现有效控制.

为此, 本文考虑人体主动运动的因素, 基于拉格朗日法建立下肢康复机器人动力学模型, 提取人体下肢伸屈运动中相关拮抗肌的 sEMG 信号识别人体运动意图; 引入力反馈构建 sEMG 与人机交互力 (sEMG-IF (Interaction force)) 信息融合模型, 在线规划下肢康复机器人运动轨迹, 并设计间接自适应模糊控制器, 实现下肢康复机器人运动轨迹跟踪控制.

## 1 基于 sEMG 和 IF 的下肢康复机器人控制

### 1.1 人机系统动力学建模

以膝关节下肢康复机器人为研究对象, 针对膝关节康复, 实现被试者下肢水平伸屈运动训练. 康复机器人电机驱动安装在髋关节处.

由于下肢康复机器人运动过程中存在人机作用力, 需将二者看作一个整体进行动力学分析<sup>[4]</sup>. 其人机系统可简化为曲柄滑块机构, 如图 1 所示.

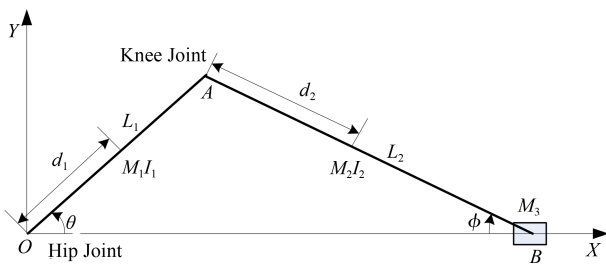


图 1 人机系统机构

Fig. 1 Human-machine system

图 1 中,  $\theta$  为  $X$  轴与大腿连杆的转角 (髋关节角度),  $\phi$  为  $X$  轴与小腿连杆的转角,  $M_i$  为第  $i$  杆的质量, 即人体下肢第  $i$  段质量  $m_i$  与康复机器人第  $i$  杆质量  $m'_i$  之和,  $L_i$  为第  $i$  杆的长度,  $d_i$  为第  $i$  杆质心与关节的距离,  $I_i$  为人体下肢第  $i$  段的转动惯

量. 由几何法得到  $\varphi$  与  $\theta$  的关系为

$$\varphi = \arcsin\left(\frac{L_1}{L_2} \sin \theta\right) \quad (1)$$

利用拉格朗日法进行人机动力学建模:

$$\tau = D(\theta)\ddot{\theta} + H(\theta, \dot{\theta})\dot{\theta} + G(\theta) \quad (2)$$

式中,  $\tau$  为系统驱动力,  $D(\theta)$  为系统的转动惯量,  $H(\theta, \dot{\theta})$  为科氏力及离心相关项,  $G(\theta)$  为重力项.

$$\begin{aligned} D(\theta) = & I_1\theta + d_1^2 M_1\theta + [I_2 + M_2(L_2 - d_2)^2] \times \\ & \frac{L_1^2 \cos^2 \theta}{c^2} + M_2 L_1^2 \sin^2 \theta + \\ & M_2 \left(\frac{2d_2}{L_2} - 1\right) L_1^4 \frac{\cos^2 \theta \sin^2 \theta}{c^2} + \\ & M_2 \frac{d_2}{L_2} L_1^3 \frac{\cos \theta \sin^2 \theta}{c} + M_3 L_1^2 \sin^2 \theta + \\ & 2M_3 L_1^3 \frac{\sin^2 \theta \cos \theta}{c} + M_3 L_1^4 \frac{\sin^2 \theta \cos^2 \theta}{c^2} \end{aligned} \quad (3)$$

式中,  $c = \sqrt{L_2^2 - L_1^2 \sin^2 \theta}$ .

$$\begin{aligned} H(\theta, \dot{\theta}) = & \left[ \frac{1}{2} I_2 + \frac{1}{2} M_2 d_2^2 L_2^2 \right] \times \\ & \frac{2L_1^2 \cos \theta \sin \theta c^2 + 2L_1^4 \cos^3 \theta \sin \theta}{c^4} \dot{\theta} + \\ & M_2 L_1^2 \sin \theta \cos \theta \cdot \dot{\theta} + \frac{1}{2} M_2 \frac{d_2}{L_2} L_1^3 \times \\ & \left( \frac{3 \cos^2 \theta \sin \theta - \sin \theta}{c} + \right. \\ & \left. \frac{L_1^2 \cos^2 \theta \sin^3 \theta}{c^3} \right) \dot{\theta} + M_2 \left(\frac{2d_2}{L_2} - 1\right) \times \\ & L_1^4 \left( \frac{\sin \theta \cos \theta - 2 \sin^3 \theta \cos \theta}{c^2} + \right. \\ & \left. \frac{L_1^2 \cos^2 \theta \sin^3 \theta}{c^4} \right) \dot{\theta} + M_3 L_1^2 \sin \theta \cos \theta + \\ & M_3 L_1^3 \left( \frac{3 \cos^2 \theta \sin \theta - \sin \theta}{c} + \right. \\ & \left. \frac{L_1^2 \cos^2 \theta \sin^3 \theta}{c^3} \right) \dot{\theta} + \\ & M_3 L_1^4 \left( \frac{\sin \theta \cos \theta - 2 \sin^3 \theta \cos \theta}{c^2} + \right. \\ & \left. \frac{L_1^2 \cos^2 \theta \sin^3 \theta}{c^4} \right) \dot{\theta} \end{aligned} \quad (4)$$

$$G(\theta) = \left[ \frac{d_1}{L_1} M_1 + M_2 \left(1 - \frac{d_2}{L_2}\right) \right] g L_1 \cos \theta \quad (5)$$

式中,  $g$  为重力常数.

如上文所述, 本文将人体下肢和康复机构看作一个整体进行动力学分析. 当患者进行被动康复训练时, 人机系统第  $i$  个杆件的质量  $M_i$  为常数, 即人体下肢第  $i$  段质量与康复机器人第  $i$  杆质量之和. 而当患者进行主动训练时, 康复机器人杆件会受到人体运动及人机交互力的作用, 主动力会在杆件上形成等效质量  $\hat{M}_i(t)$ , 且施加的力的大小不同, 等效质量也不同, 如式 (6) 所示:

$$M'_i(t) = M_i + \hat{M}_i(t) \quad (6)$$

式中,  $M'_i(t)$  为患者主动训练时, 第  $i$  杆件上的质量. 因此, 在人体主动运动时, 式 (3)~(5) 中  $M_1$ 、 $M_2$  变为随时间变化的  $M'_1(t)$  和  $M'_2(t)$ . 同时, 人机系统第  $i$  段杆件质心的位置也会因人体的主动运动而发生变化, 从而导致  $d_i$  的值不再为固定的常数. 因此, 人机系统动力学系数具有时变特性, 其数值会随着人体下肢的主动运动而变化, 分别用  $D'(\theta)$ 、 $H'(\theta)$ 、 $G'(\theta)$  表示. 此时式 (2) 可表示为

$$\tau = D'(\theta)\ddot{\theta} + H'(\theta, \dot{\theta})\dot{\theta} + G'(\theta) \quad (7)$$

即人机交互时的动力学方程.

## 1.2 基于间接自适应模糊控制器的轨迹跟踪

由式 (7) 可见, 人机系统动力学模型具有时变不确定性, 从而使得基于模型的控制方法无法有效跟踪期望轨迹. 因此, 本文设计模糊自适应控制方法根据人机系统运动状态自适应调整控制参数, 实现轨迹跟踪.

对式 (7) 进行变换可得:

$$\ddot{\theta} = f(\theta, \dot{\theta}) + g(\theta, \dot{\theta})u \quad (8)$$

式中,  $\theta$  为髋关节角度,  $f(\theta, \dot{\theta}) = -\frac{H'(\theta, \dot{\theta})}{D'(\theta)}\dot{\theta} - \frac{G'(\theta)}{D'(\theta)}$  和  $g(\theta, \dot{\theta}) = \frac{1}{D'(\theta)}$  均为非线性函数,  $u$  为输入驱动力  $\tau$ .

为表征变量  $f(\theta)$  和  $g(\theta)$  的时变不确定性, 利用能够反映人机系统状态的模糊变量  $\tilde{f}(\theta)$  和  $\tilde{g}(\theta)$  进行代换,  $\tilde{f}(\theta|\alpha_f)$  模糊系统的构造步骤如下:

1) 对变量  $\theta_i$  ( $i = 1, 2, \dots, n$ ), 定义  $p_i$  个模糊集合  $A_i^{l_i}$  ( $l_i = 1, 2, \dots, p_i$ );

2) 采用  $\prod_{i=1}^n p_i$  条模糊规则来构造模糊系统  $\tilde{f}(\theta|\alpha_f)$ :

If  $\theta_1$  is  $A_1^{l_1}$  and  $\dots$  and  $\theta_n$  is  $A_n^{l_n}$ , then  $\hat{f}$  is  $E^{l_1 \dots l_n}$ .

其中,  $\alpha_f$  为集合,  $\theta_1$  为下肢康复机器人期望轨迹  $\theta_m$  与跟踪轨迹  $\theta$  之间的误差  $e = \theta_m - \theta$ ,  $\theta_2$  为误差变化量  $\dot{e}$ , 模糊集合  $A_i^{l_i}$  定义为 {NB, NS, O, PS, PB}, 即  $p_i = 5$ ,  $\prod_{i=1}^n p_i = 25$ .

运用乘积推理机、单值模糊器和中心平均解模糊器可得模糊变量  $\tilde{f}(\theta)$  为

$$\tilde{f}(\theta|\alpha_f) = \frac{\sum_{l_1=1}^{p_1} \dots \sum_{l_n=1}^{p_n} \bar{y}_f^{l_1 \dots l_n} (\prod_{i=1}^n \mu_{A_i^{l_i}}(\theta_i))}{\sum_{l_1=1}^{p_1} \dots \sum_{l_n=1}^{p_n} (\prod_{i=1}^n \mu_{A_i^{l_i}}(\theta_i))} \quad (9)$$

式中,  $\mu_{A_i^{l_i}}(\theta_i)$  为隶属度函数,  $\bar{y}_f^{l_1 \dots l_n}$  为自由参数. 将其放入集合  $\alpha_f$  中, 同时引入  $\prod_{i=1}^n p_i$  维向量  $\xi(\theta)$ , 则式 (9) 变为

$$\tilde{f}(\theta|\alpha_f) = \alpha_f^T \xi(\theta) \quad (10)$$

其第  $l_1 \dots l_n$  个元素为

$$\xi_{l_1 \dots l_n}(\theta) = \frac{\prod_{i=1}^n \mu_{A_i^{l_i}}(\theta_i)}{\sum_{l_1=1}^{p_1} \dots \sum_{l_n=1}^{p_n} (\prod_{i=1}^n \mu_{A_i^{l_i}}(\theta_i))} \quad (11)$$

同理可得,  $\tilde{g}(\theta|\alpha_g) = \alpha_g^T \eta(\theta)$ . 进一步, 设计自适应律, 用于调整集合参数  $\alpha_f^T$  和  $\alpha_g^T$ :

$$\dot{\alpha}_f = -\gamma_1 e^T U b \xi(\theta) \quad (12)$$

$$\dot{\alpha}_g = -\gamma_2 e^T U b \eta(\theta) u \quad (13)$$

式中,  $\gamma_1$ 、 $\gamma_2$  为正常数. 本文中取  $\gamma_1 = 160$ 、 $\gamma_2 = 0.5$ 、 $b = [0, 1]^T$ ,  $U$  为满足 Lyapunov 方程的正定矩阵:

$$\Lambda^T U + U \Lambda = -Q \quad (14)$$

式中,  $\Lambda = \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ -k_2 & -k_1 \end{bmatrix}$ ,  $Q$  为任意  $n \times n$  矩阵.

本文中取  $k_1 = 2$ ,  $k_2 = 1$ ,  $Q = \begin{bmatrix} 10 & 0 \\ 0 & 10 \end{bmatrix}$ .

以下肢康复机器人运动轨迹误差  $e$  为控制目标, 令

$$e = (e, \dot{e}, \dots, e^{(n-1)})^T \quad (15)$$

取控制律为

$$u^* = \frac{1}{g(\theta)} (-f(\theta) + \ddot{\theta}_m + K^T e) \quad (16)$$

式中,  $K = (k_2, k_1)^T$  为使得多项式  $s^2 + k_1 s + k_2$  所有根都位于复平面左半平面内的向量. 将式 (16) 带入式 (8), 得到系统的闭环控制方程为

$$\ddot{e} + k_1 \dot{e} + k_2 e = 0 \quad (17)$$

经模糊化后得到模糊变量  $\tilde{f}(\theta)$  和  $\tilde{g}(\theta)$ , 则控制律变为

$$u = \frac{1}{\tilde{g}(\theta|\alpha_g)} (-\tilde{f}(\theta|\alpha_f) + \ddot{\theta}_m + K^T e) \quad (18)$$

将式 (18) 代入式 (8), 得到间接自适应控制器模型:

$$\ddot{e} = -\mathbf{K}^T \mathbf{e} + [\tilde{f}(\boldsymbol{\theta}|\boldsymbol{\alpha}_f) - f(\boldsymbol{\theta})] + [\tilde{g}(\boldsymbol{\theta}|\boldsymbol{\alpha}_g) - g(\boldsymbol{\theta})]u \quad (19)$$

通过选取  $\mathbf{K}$  值, 使  $t \rightarrow \infty$  时,  $e(t) \rightarrow 0$ , 即系统的输出  $\theta$  渐近收敛于期望轨迹  $\theta_m$ . 间接自适应控制器的稳定性利用 Lyapunov 定理<sup>[12]</sup> 得到了证明.

### 1.3 基于 sEMG-IF 信息融合的运动轨迹在线规划

为在下肢康复机器人运动过程中体现人体运动意图和人机交互性, 提高患者的主动参与意识和积极性, 本文构建基于表面肌电和人机交互力 (sEMG-IF) 的信息融合模型实现运动轨迹在线规划.

#### 1.3.1 人体运动意图识别

在下肢伸展运动过程中, 拮抗肌 (股二头肌和股外侧肌) sEMG 特征能够体现人体运动意图. 但由于 sEMG 易受噪声干扰, 需要进行信号预处理<sup>[13]</sup>, 具体过程如图 2.

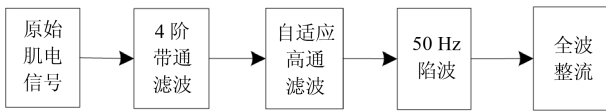


图 2 sEMG 预处理过程

Fig. 2 sEMG preprocessing process

首先, 利用 5~200 Hz 带通滤波器对原始信号进行滤波; 其次, 采用自适应高通滤波去除 sEMG 中的基线漂移; 再次, 运用自适应 50 Hz 陷波滤除 sEMG 中的工频及谐波干扰; 最后, 对 sEMG 信号进行全波整流, 得到预处理后的 sEMG 信号.

进一步, 运用文献 [14] 中方法获取人体下肢运动意图. 将预处理后的股二头肌和股外侧肌 sEMG 进行归一化处理.

$$\bar{x}(t) = \frac{|x(t) - x_r|}{x_m - x_r} \quad (20)$$

式中,  $x_r$  为静息状态下的 sEMG 值,  $x_m$  为伸展运动中最大自主收缩下的 sEMG 值,  $x(t)$  为预处理后的 sEMG 值,  $\bar{x}(t)$  为归一化后的 sEMG 值.

由于人体下肢伸展运动主要受拮抗肌的协同收缩控制, 计算归一化后 sEMG 的包络, 并取其包络差值识别下肢伸展运动特征.

$$\tilde{x}(t) = \tilde{x}_e(t) - \tilde{x}_f(t) \quad (21)$$

式中,  $\tilde{x}_e(t)$  为股二头肌包络,  $\tilde{x}_f(t)$  为股外侧肌包络.  $\tilde{x}(t) > 0$  表征下肢伸展运动,  $\tilde{x}(t) < 0$  表征下肢屈曲运动.

#### 1.3.2 sEMG-IF 信息融合模型

在基于肌电信号定性辨识出人体运动意图基础上, 为进一步提高下肢康复机器人的人机交互能力, 利用足底压力传感器获取人机交互力信息, 建立 sEMG-IF 信息融合模型实现运动意图量化推理, 进而在线规划下肢康复机器人运动轨迹.

综合考虑被试者运动过程中的参与程度、运动状态的差异以及干扰等因素, 利用人机交互力前后采样时刻的差值刻画被试者的运动意图. 当被试者处于下肢伸展运动状态 ( $P = 1$ ) 时, 若前后采样时刻人机交互力差值大于阈值  $\varepsilon$ , 则被试者具有加速运动意图; 若其差值小于阈值  $-\varepsilon$ , 则被试者具有减速运动意图; 否则, 被试者维持当前运动速度. 由此, 可以构造出如下模型:

$$\begin{cases} P(F'_R - F_R) > \varepsilon, & \Delta x = 1 \\ |P(F'_R - F_R)| \leq \varepsilon, & \Delta x = 0 \\ P(F'_R - F_R) < -\varepsilon, & \Delta x = -1 \end{cases} \quad (22)$$

式中,  $F'_R$  为当前时刻的人机交互力,  $F_R$  为前一采样时刻的人机交互力,  $P$  为第 1.3.1 节中人体运动意图识别结果 ( $P = 1$  表示伸展运动,  $P = -1$  表示屈曲运动),  $\varepsilon$  为设定的下肢伸展运动速度改变阈值,  $\Delta x$  为加减速运动标志量 ( $\Delta x = 1$  表示加速运动,  $\Delta x = -1$  表示减速运动).

进一步, 通过下肢康复机器人末端运动速度的变化, 定量描述人体运动意图的改变, 建立如下模型:

$$|F'_R - F_R| \Delta x = K \frac{dv}{dt} \quad (23)$$

式中,  $K$  为根据被试者个体差异性进行调整的下肢康复机器人助力系数,  $v$  为下肢康复机器人末端沿  $X$  轴的运动速度. 由人机交互力的变化量 ( $|F'_R - F_R|$ ) 和标志量  $\Delta x$  的乘积体现人体下肢伸展运动意图的变化. 当  $|F'_R - F_R|$  一定时,  $K$  值越大, 下肢康复机器人运动速度改变越小, 即下肢康复机器人提供的驱动力越小.

为将下肢康复机器人运动速度  $v$  转换为驱动髋关节角度  $\theta$ , 基于下肢康复机器人运动学分析, 得到如下关系式:

$$x_B = L_1 \cos \theta + L_2 \cos \varphi \quad (24)$$

式中,  $x_B$  为下肢康复机器人机构末端位置,  $\theta$ ,  $\varphi$  为时间变量. 对上式求导可得下肢康复机器人末端运动速度:

$$v = -L_1 \dot{\theta} \sin \theta - L_2 \dot{\varphi} \sin \varphi \quad (25)$$

将式 (1)、式 (25) 代入式 (23) 即可得到髋关节角度  $\theta$  的期望轨迹  $\theta_m$ .

## 2 实验结果分析

### 2.1 研究对象与实验流程

采集 5 名健康被试者 (4 名男生、1 名女生, 年龄:  $25 \pm 2$ ), 要求被试者实验前无剧烈运动、精神状态良好, 且熟悉实验流程. 利用 16 通道无线表面肌电采集仪, 采样率设为 1 kHz, 带通频率设为 5 Hz ~ 200 Hz, 输入方式采用三点式差动, AgCl 主动电极贴于被试者下肢股二头肌和股外侧肌肌腹处, 参考电极贴于脚踝处; 下肢康复机器人驱动器选用 ZM-6405E, 通过 FSR402 薄膜压力传感器采集足底压力信号. 实验过程如下: 被试者平躺于下肢康复机器人平台上, 踝关节固定于踏板, 采集被试者下肢屈曲/伸展运动的 sEMG 信号, 每 20 次伸展/屈曲动作为一组, 每名被试者采集 3 组, 每组动作后休息 10 分钟, 并利用第 1 节中方法进行下肢康复机器人自适应人机交互控制, 如图 3 所示.

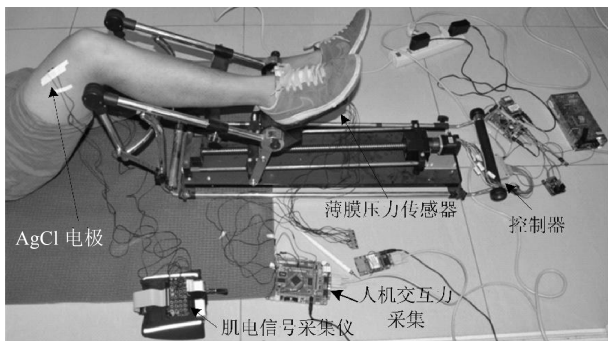


图 3 实验过程

Fig. 3 Experimental process

### 2.2 下肢康复机器人运动轨迹在线规划及自适应控制

以其中一名被试者为例, 采集下肢伸展运动过程中股二头肌和股外侧 sEMG, 利用第 1.3.1 节中方法对原始 sEMG 进行预处理, 如图 4、图 5 所示. 由图可见, 被试者进行了 3 次完整的下肢伸展运动, 且预处理后的 sEMG 基线漂移得到了明显抑制.

如图 6 所示, 对归一化后的 sEMG 进一步提取包络值. 图 7 为利用第 1.3.1 节中方法计算股二头肌和股外侧肌的包络差值. 由图 7 可见, 当包络差值大于零时, 被试者进行伸展动作; 当包络差值小于零时, 被试者进行屈曲动作.

将上述分析过程应用于下肢康复机器人自适应人机交互控制中的人体运动意图在线识别. 由表 1 可见, 由于存在个体差异性, 使得 5 名被试者伸展/屈曲运动完成时间不同, 造成被试者运动意图识别率不同, 其识别正确率均在 96% 左右, 表明利用股二头肌和股外侧肌 sEMG 包络差值, 能够用于被试者运动意图在线识别.

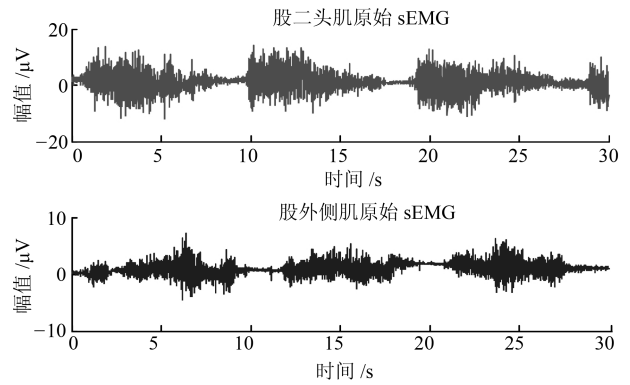


图 4 原始 sEMG

Fig. 4 Original sEMG

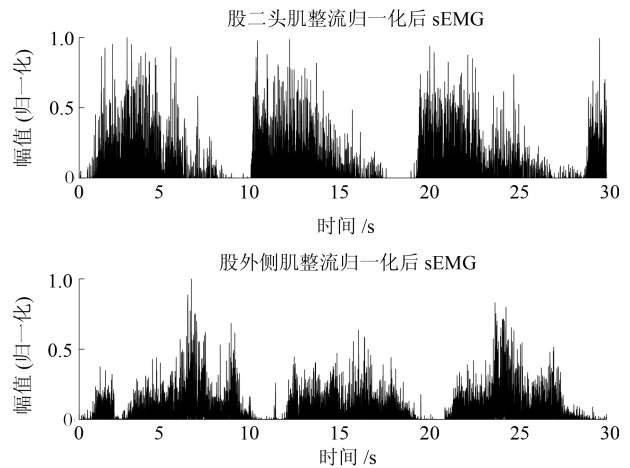


图 5 归一化后 sEMG

Fig. 5 Normalized sEMG

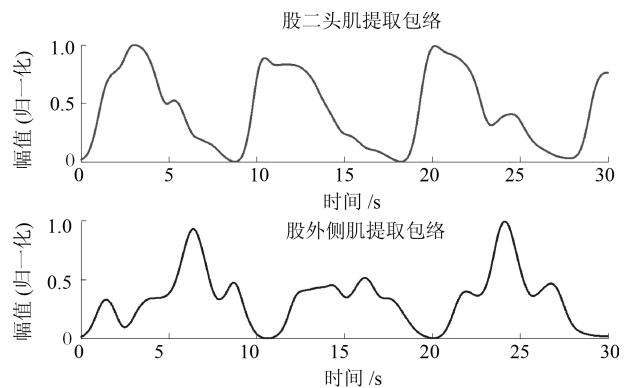


图 6 sEMG 包络提取

Fig. 6 sEMG envelope extraction

图 8 为伸展/屈曲运动中人机交互力 (IF) 和运动意图 ( $P$ ) 变化曲线, 图 9 为利用本文提出的 sEMG-IF 信息融合模型得到的下肢康复机器人运动速度变化曲线. 由图 8、图 9 可见, 下肢康复机器人运动速度与人机作用力变化趋势基本一致: 在第一个伸展阶段 ( $P = 1$ ), 下肢康复机器人运动速度随着 IF 差值的变化而相应的加速和减速; 在屈曲阶段

( $P = -1$ ), 下肢康复机器人运动速度随着 IF 差值的变化出现反向加速和减速.

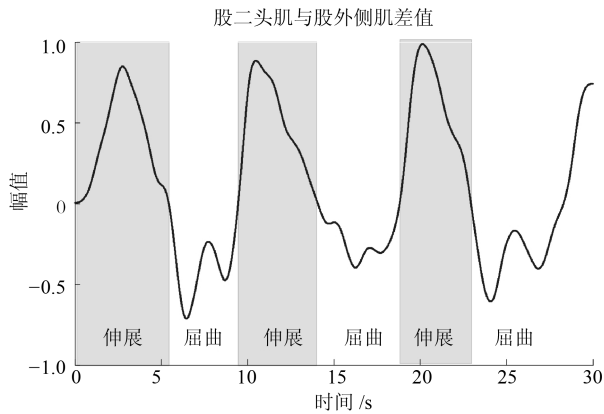


图 7 股二头肌与股外侧肌包络差值  
Fig. 7 The envelope difference of biceps and lateral muscles of femoral head

表 1 人体运动意图识别结果  
Table 1 Results of human motion intent recognition

被试者	识别总数 (个)	识别正确数 (个)	识别率 (%)
A	348	332	95.40
B	315	301	95.55
C	296	285	96.28
D	308	291	94.48
E	286	277	96.85

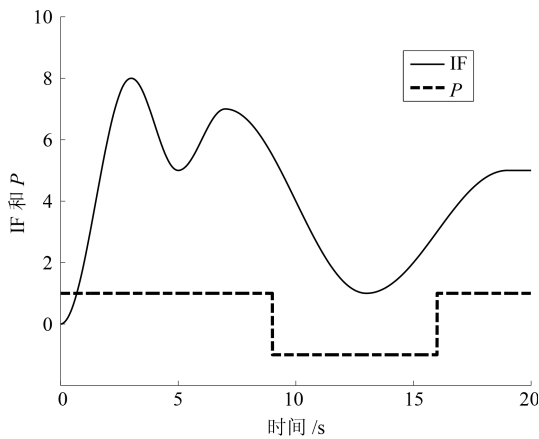


图 8 人机交互力和运动意图  
Fig. 8 Human-machine interaction and motion intention

图 10 为基于运动速度并利用第 1.3.2 节中方法得到的下肢康复机器人期望轨迹, 以及运用间接自适应模糊控制康复机器人跟踪轨迹变化曲线; 图 11 为两者误差变化曲线. 由图 10 可见, 期望轨迹 (髋关节角度) 出现先减小后增大再减小的变化趋势, 与被试者伸展/屈曲运动相对应, 同样符合

第 1.3.2 节中式 (25) 所描述的规律. 由图 11 可见, 轨迹跟踪误差曲线在刚开始时达到最大值后迅速减小, 与之对应的是间接自适应模糊控制器的建立过程; 在 7s 和 12s 附近误差突然变大, 这是由于为验证所设计控制器的有效性, 人为引入了干扰项  $\tau_e = \text{sgn}(\dot{\theta}(t))(w_1|\dot{\theta}(t)| + w_2)$  所导致的; 整个过程误差保持在  $\pm 0.04$  范围内, 能够满足下肢康复机器

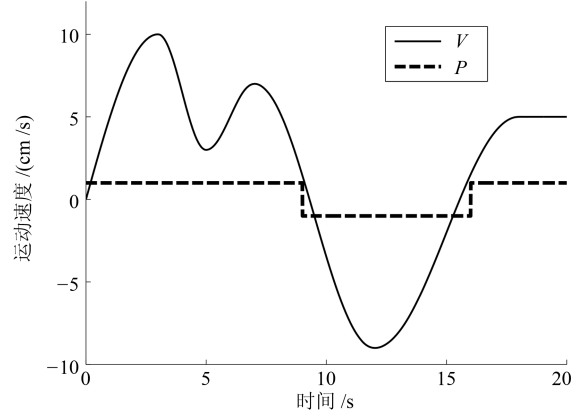


图 9 下肢康复机器人运动速度  
Fig. 9 Movement speed of lower limb rehabilitation robot

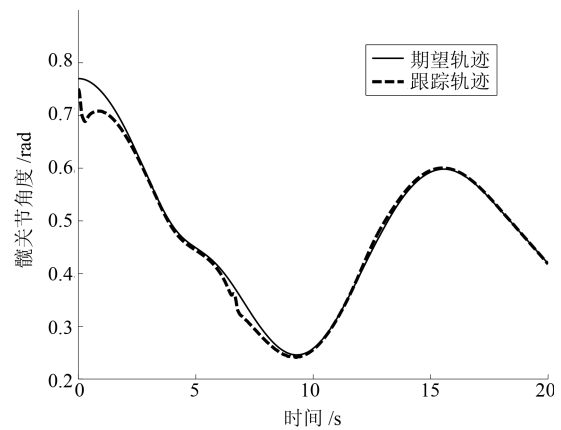


图 10 髋关节角度跟踪曲线  
Fig. 10 Tracking curve of hip angle

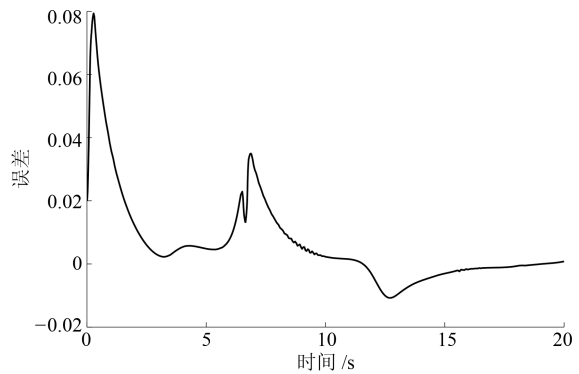


图 11 跟踪误差  
Fig. 11 Tracking error

人在线自适应控制的要求。

### 3 结论

本文提出了一种基于 sEMG 和力反馈信息融合的下肢康复机器人自适应人机交互控制策略。在建立人机系统动力学模型基础上, 利用提取下肢运动过程中拮抗肌包络差值的方法识别出人体运动意图, 结合人机交互力进行 sEMG-IF 信息融合, 在线规划下肢康复机器人运动轨迹, 进一步利用间接自适应模糊控制器跟踪期望轨迹, 实现了下肢康复机器人自适应人机交互控制。通过 5 名被试者伸展/屈曲运动实验, 采集运动相关的股二头肌和股外侧肌 sEMG 以及足底压力信息, 并运用所提方法进行下肢康复机器人自适应人机交互控制。结果表明, 本文方法能够在线规划出体现人体运动意图和人机交互力信息的运动轨迹, 并以  $\pm 0.04$  范围内的误差自适应跟踪下肢康复机器人运动轨迹。

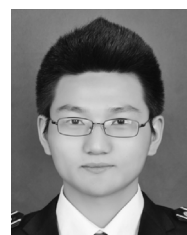
### References

- Lo A C, Guarino P D, Richards L G, Haselkorn J K, Wittenberg G F, Federman D G, Ringer R J, Wagner T H, Krebs H I, Volpe B T, Bever C T, Bravata D M, Duncan P W, Corn B H, Maffucci A D, Nadeau S E, Conroy S S, Powell J M, Huang G D, Peduzzi P. Robot-assisted therapy for long-term upper-limb impairment after stroke. *New England Journal of Medicine*, 2010, **362**(19): 1772–1783
- Klamroth-Marganska V, Blanco J, Campen K, Curt A, Dietz V, Ettl T, Felder M, Fellinghauer B, Guidali M, Kollmar A, Luft A, Nef T, Schuster-Amft C, Stahel W, Riener R. Three-dimensional, task-specific robot therapy of the arm after stroke: a multicentre, parallel-group randomised trial. *The Lancet Neurology*, 2014, **13**(2): 159–166
- Meng W, Liu Q, Zhou Z D, Ai Q S, Sheng B, Xie S Q. Recent development of mechanisms and control strategies for robot-assisted lower limb rehabilitation. *Mechatronics*, 2015, **31**: 132–145
- Peng Liang, Hou Zeng-Guang, Wang Wei-Qun. Synchronous active interaction control and its implementation for a rehabilitation robot. *Acta Automatica Sinica*, 2015, **41**(11): 1837–1846  
(彭亮, 侯增广, 王卫群. 康复机器人的同步主动交互控制与实现. *自动化学报*, 2015, **41**(11): 1837–1846)
- Tong Li-Na, Hou Zeng-Guang, Peng Liang, Wang Wei-Qun, Chen Yi-Xiong, Tan Min. Multi-channel sEMG time series analysis based human motion recognition method. *Acta Automatica Sinica*, 2014, **40**(5): 810–821  
(佟丽娜, 侯增广, 彭亮, 王卫群, 陈翼雄, 谭民. 基于多路 sEMG 时序分析的人体运动模式识别方法. *自动化学报*, 2014, **40**(5): 810–821)
- Pittaccio S, Viscuso S. An EMG-controlled SMA device for the rehabilitation of the ankle joint in post-acute stroke. *Journal of Materials Engineering and Performance*, 2011, **20**(4–5): 666–670
- Song R, Tong K Y, Hu X L, Zhou W. Myoelectrically controlled wrist robot for stroke rehabilitation. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 2013, **10**(1): Article No. 52
- Hu Jin, Hou Zeng-Guang, Chen Yi-Xiong, Zhang Feng, Wang Wei-Qun. Lower limb rehabilitation robots and interactive control methods. *Acta Automatica Sinica*, 2014, **40**(11): 2377–2390  
(胡进, 侯增广, 陈翼雄, 张峰, 王卫群. 下肢康复机器人及其交互控制方法. *自动化学报*, 2014, **40**(11): 2377–2390)
- Saglia J A, Tsagarakis N G, Dai J S, Caldwell D G. Control strategies for patient-assisted training using the ankle rehabilitation robot (ARBOT). *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2013, **18**(6): 1799–1808
- Duschau-Wicke A, Von Zitzewitz J, Caprez A, Lunenburger L, Riener R. Path control: a method for patient-cooperative robot-aided gait rehabilitation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2010, **18**(1): 38–48
- Koopman B, van Asseldonk E H F, van der Kooij H. Selective control of gait subtasks in robotic gait training: foot clearance support in stroke survivors with a powered exoskeleton. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 2013, **10**(1): Article No. 3
- Liu Jin-Kun. *Design and Simulation of Robot Control System Based on MATLAB*. Beijing: Tsinghua University Press, 2008. 169–172  
(刘金琨. 机器人控制系统的设计与 MATLAB 仿真. 北京: 清华大学出版社, 2008. 169–172)
- Xie Ping, Song Yan, Guo Zi-Hui, Chen Xiao-Ling, Wu Xiao-Guang, Su Yu-Ping, Du Yi-Hao. Analysis of abnormal muscular coupling during rehabilitation after stroke. *Journal of Biomedical Engineering*, 2016, **33**(2): 244–254  
(谢平, 宋妍, 郭子晖, 陈晓玲, 吴晓光, 苏玉萍, 杜义浩. 中风康复运动中肌肉异常耦合分析. *生物医学工程学杂志*, 2016, **33**(2): 244–254)
- Hu J, Hou Z G, Peng L, Peng L, Gu N. sEMG-Based single-joint active training with iLeg-a horizontal exoskeleton for lower limb rehabilitation. In: *Proceedings of the 21st International Conference*. Kuching, Malaysia: Springer, 2014. 535–542



杜义浩 燕山大学电气工程学院讲师。2012 年获得燕山大学电路与系统专业博士学位。主要研究方向为康复机器人生物反馈控制, 神经生理信息特征提取。E-mail: duyihao@126.com

(DU Yi-Hao Lecturer at the Institute of Electric Engineering, Yanshan University. He received his Ph.D. degree from Yanshan University in 2012. His research interest covers biometric feedback control of the rehabilitation robot, and feature extraction of the neurophysiological information.)



邱石 燕山大学电气工程学院硕士研究生。主要研究方向为机器学习与模式识别, 康复机器人控制。

E-mail: qiushiqiu123@sina.com  
(QIU Shi Master student at the Institute of Electric Engineering, Yanshan University. His research interest covers machine learning and pattern recognition, and control of rehabilitation robot.)



谢平 燕山大学电气工程学院教授. 2006 年获得燕山大学燕山大学电路与系统专业工学博士学位. 主要研究方向为脑机接口技术, 智能机器人控制, 虚拟康复技术. 本文通信作者.

E-mail: pingx@ysu.edu.cn

(**XIE Ping** Professor at the Institute of Electric Engineering, Yanshan

University. She received her Ph.D. degree from Yanshan University in 2006. Her research interest covers brain and machine interface technology, control based on intelligent robot, and virtual rehabilitation technology. Corresponding author of this paper.)

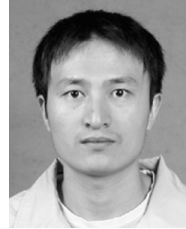


郭子晖 燕山大学电气工程学院硕士研究生. 主要研究方向为信号处理, 康复机器人控制.

E-mail: gzh5090817@163.com

(**GUO Zi-Hui** Master student at the Institute of Electric Engineering, Yanshan University. His research interest covers signal processing and the control

of rehabilitation robot.)



吴晓光 燕山大学电气工程学院副教授. 2012 年获得哈尔滨工业大学博士学位. 主要研究方向为双足步行机器人的控制, 计算机视觉和机器学习, 特种机器人研究技术.

E-mail: wuxiaoguang@ysu.edu.cn

(**WU Xiao-Guang** Associate professor at the Institute of Electric Engineering, Yanshan University. He received his Ph.D. degree

in Harbin Institute of Technology in 2012. His research interest covers control of biped walking robot, computer vision and machine learning, and the research technology of the special robot.)



李小俐 燕山大学教授. 1998 年获得哈尔滨工业大学机械工程博士学位. 主要研究方向为脑调控与脑成像技术及在神经性疾病的应用.

E-mail: xiaoli@bnu.edu.cn

(**LI Xiao-Li** Professor at the Institute of Electric Engineering, Yanshan University. He received his Ph.D. degree

in mechanical engineering from Harbin Institute of Technology in 1998. His research interest covers brain regulation, brain imaging techniques, and their applications in neurological disorders.)