

# 可穿戴便携式康复外骨骼机器人的开发

叶雯珺 李智军

(华南理工大学自动化科学与工程学院自主系统与网络控制教育部重点实验室 广州 510000)

**摘要** 近年来, 康复机器人辅助中风病人的康复治疗吸引了越来越多的关注。相对于传统的由康复师进行的中风治疗, 康复机器人进行的治疗更为精确, 且不受康复师主观因素的影响, 能够显著提高康复治疗的效果。本文介绍了一个拥有5自由度上肢与4自由度下肢的可穿戴便携式康复外骨骼机器人。机器人的所有自由度都由患者的肌电信号驱动, 帮助患者进行失能肢体的康复训练。该机器人可穿戴和便携的特性为患者行走功能的康复提供了新的手段。康复过程中, 患者的所有康复运动数据(包括患者的表面肌电信号数据和每个关节的运动数据)都可以被采集, 便于在线分析和离线记录。

**关键词** 康复; 外骨骼; 谐波减速器; 表面肌电信号识别; 自适应控制; 支持向量机

## Development of a Wearable and Portable Rehabilitation Exoskeleton Robot

YE Wen-jun LI Zhi-jun

(School of Automation Science and Electrical Engineering, South China University of Technology, Guangzhou 510000, China)

**Abstract** Robot-assisted rehabilitation which promises to redefine clinical strategies has drawn more and more attention for stroke therapy recently. Compared with classic rehabilitation limited to subjective observation of therapists on patients, the treatment by robotic devices can be more precise to improve the rehabilitation effects. In this paper, a wearable and portable rehabilitation robot with upper limbs of 5 degrees of freedom (DOFs) and lower limbs of 4 DOFs was introduced. The surface electromyographic (sEMG) signals were used to drive all the DOFs of both limbs to aid the training of prosthetic limbs. All data during the rehabilitation, including the sEMG signals and joint motions, can be collected for the purposes of both online analysis and offline storage.

**Keywords** rehabilitation; exoskeleton; harmonic Drive Transmission; EMG signal recognition; self-adaptive control; support vector machine(SVM)

## 1 引言

康复机器人辅助中风病人进行康复和治疗, 近年来吸引了越来越多的关注和研究<sup>[1,2]</sup>。相较于传统的由康复师进行的中风治疗, 康复机器人进行的治疗更为精确, 且不受康复师主观因素的影响, 能够显著提高康复治疗的效果<sup>[1]</sup>。并且, 最近的一些康复治疗结果也显示了机器人辅助中风治疗是一项前景光明的技术<sup>[3]</sup>。

现阶段, 患者上肢的辅助康复治疗着重于恢复上

肢的日常生活相关行为的功能, 诸如进食、刷牙、打字等。而患者下肢的康复训练则着重于行走功能的恢复。美国麻省理工学院的 MIT-MANUS<sup>[4]</sup>、日本筑波大学的 HAL<sup>[5]</sup>等人取得的成果显示机器人辅助康复领域存在巨大潜力。

## 2 机器人简介

### 2.1 机器人机构

本文所介绍的是一个拥有5自由度上肢与4自由度下肢的可穿戴便携式康复外骨骼机器人, 如图1所

示。所有的自由度都是由患者的肌电信号驱动帮助患者进行失能肢体的康复训练。便携的特性给予了患者进行行走功能的恢复手段。患者康复过程中的所有运动数据(包括患者的表面肌电信号数据和每个关节的运动数据)都可以被采集,便于在线分析和离线记录。



图1 一个可穿戴便携式康复外骨骼机器人

图1的外骨骼机器人由机器人支架、5自由度上肢外骨骼和4自由度下肢外骨骼组成。支架包括了轮式底座、立柱支架、可触摸显示屏与把手,内置了24V工业控制计算机、表面肌电信号采集仪与蓄电池,可以随着患者的移动而移动。上肢外骨骼的5个自由度为:(1)肩关节侧展自由度;(2)肩关节屈伸自由度;(3)肘关节屈伸自由度;(4)前臂旋转自由度;(5)手腕屈伸自由度。下肢外骨骼的4个自由度为:(1)髋关节侧展自由度;(2)髋关节屈伸自由度;(3)膝关节屈伸自由度;(4)踝关节屈伸自由度。外骨骼机器人的上臂、前臂、大腿、小腿的长度均可以按照患者的实际尺寸进行准确调节,以确保外骨骼机器人的关节与患者的生理关节相贴合。所有的自由度均由盘式电机与谐波减速器驱动,每个电机的伺服驱动器通过CAN总线与工业控制计算机相连。

本文机器人的所有关节使用的电机均使用Maxon公司的直流无刷电机,并采用HarmonicDrive公司的SHD系列谐波减速器进行驱动。上肢各个减速器的减速比均为100,下肢减速器的减速比均为160。各个关节的位置可以由安装于电机轴的增量式编码器获得,电机每转动一圈,编码器可以输出1000个脉冲信号,以获得关节的精确位置。

## 2.2 机器人工作流程

机器人与患者、医护人员的交互通过表面肌电采集仪和触摸屏进行(如图2所示)。医护人员在触摸屏输入需要进行的康复训练和相关参数/模式后,表面肌电仪采集患者肌肤表面的肌电信号,输入工业控制计算机。在对电信号的分析和预测之后,工业控制计算机将预期的患者运动轨迹输入到伺服驱动器。伺服驱动器驱动电机,带动外骨骼进行需要的运动,辅助患者完成想要完成的动作,进行康复训练。同时,训练过程中的各个关节的力矩、轨迹等参数被记录到工业控制计算机中,供在线分析和长期记录比较。

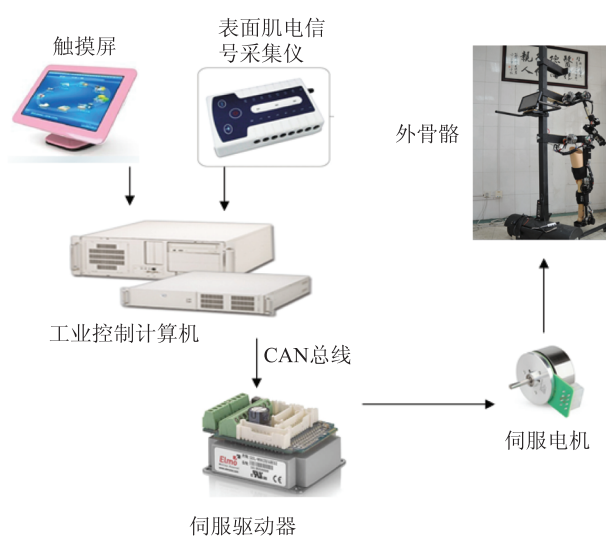


图2 计算机工作流程图

机器人的所有电机均可在位置模式、速度模式和力矩模式下运行。在位置模式和速度模式下,设定的位置和速度从工业控制计算机发送到伺服驱动器,伺服驱动器以120Hz的频率控制电机的速度,跟踪需要的轨迹。在力矩模式下,伺服驱动器将需要的力矩过电机常数换算成电流后,在电流环下控制电机,提供所需的力矩。即:

$$T = k_m \times I \quad (1)$$

其中 $T$ 为电机所需提供的力矩, $k_m$ 为电机常数, $I$ 为伺服驱动器提供给电机的电流。

## 3 表面肌电信号识别

本文所介绍的外骨骼机器人使用表面肌电信号作为人机交互接口。表面肌电信号具有易采集、识别率高、响应速度快的特点,是最为常用的外骨骼人机交互接口。

### 3.1 信号采集

本文的外骨骼机器人采用的是诺诚公司的肌电采集仪, 如图 3 所示。该采集仪由放大仪、采集电缆、接收器和采集贴片组成。进行测量时, 使用采集线缆将放大仪与采集贴片相连, 并将采集贴片贴于运动相关肌肉表面的皮肤。由采集贴片采集到的表面肌电信号数据经过放大仪放大后通过 WIFI 信号发送给接收器, 并输入到工业控制计算机, 进行下一步分析和预测。

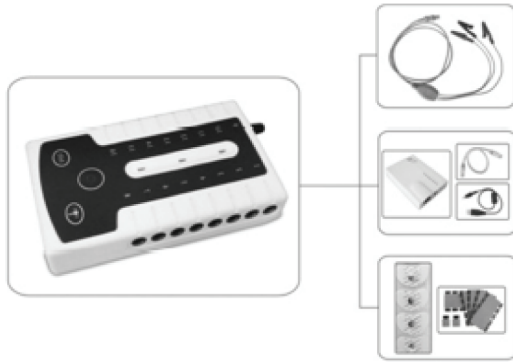


图 3 外骨骼机器人的肌电信号采集仪。左侧为放大仪、右侧上方为采集线缆, 右侧中间为接收器, 右侧下方为采集贴片

在采集肌电信号前, 使用 70% 的酒精棉花清洁皮肤表面, 去除油脂与灰尘。然后将采集贴片贴于运动相关肌肉表面的皮肤, 将参考贴片贴于骨骼表面的皮肤(常用肘关节皮肤最薄处), 然后测量采集贴片和参考贴片之间的电位差。信号的采样率为 1 KHz, 采集到的信号经过 10 Hz 到 500 Hz 的带通滤波后再通过一个 49 Hz 到 51 Hz 的滤波器, 以滤除 50 Hz 的工频干扰, 最后由工业控制计算机进行计算和分析。

### 3.2 信号处理

本文对肌电信号的处理过程主要分为两个步

骤: 特征提取和分类识别。在对信号进行放大、滤波、光滑等处理后, 特征提取的目的在于将处理后的信号转化为一系列具有代表性的特征值。本文使用了 256 ms 长、128 ms 步进的分析窗口对肌电信号进行分析<sup>[6]</sup>, 分别从每一个窗口提取了均方根、平均绝对值、过零点数、回归系数和极点数, 作为特征值以供分类识别。

对于提取的特征值, 本文采取支持向量机的方法进行分类和识别。支持向量机是一种基于核函数的分类算法, 在表面肌电信号识别方面被广泛使用<sup>[7]</sup>。支持向量机的基本思想是将数据通过一个非线性的投影算法投影到一个高纬度的空间, 然后通过线性回归进行分类。我们使用多项式核函数  $K(x_i, x_j) = (r \times x_i \cdot x_j^T + h)^d$  作为支持向量机的核函数。

### 3.3 识别结果

本文利用一组前臂运动的动作对以上特征提取和分类识别算法进行验证, 共试验了 7 组前臂动作: 放松、手腕内屈、手腕外展、前臂内旋、前臂外旋、手肘弯曲、手肘伸展。为了识别这些动作, 实验使用了 7 个表面肌电信号采集通道, 贴在 7 个运动相关的肌肉上, 分别为: 肱二头肌、肱三头肌、旋前肌、尺侧腕伸肌、桡侧腕屈肌、指浅屈肌和拇长展肌。作为训练组, 每个动作各录取 3 组信号, 每组信号时长 7 秒, 进行特征提取。一共使用了 7 个信号通道, 每个信号通道可以分析得到均方根、平均绝对值、过零点数、回归系数和极点数 5 个特征。因此, 对于所有 7 个通道可以提取一个 35 维的信号特征向量。图 4 为每个动作的特征向量的 35 个维度的平均值。其 X 轴是一组特征向量的 35 个维度。Y 轴是各个特征的平

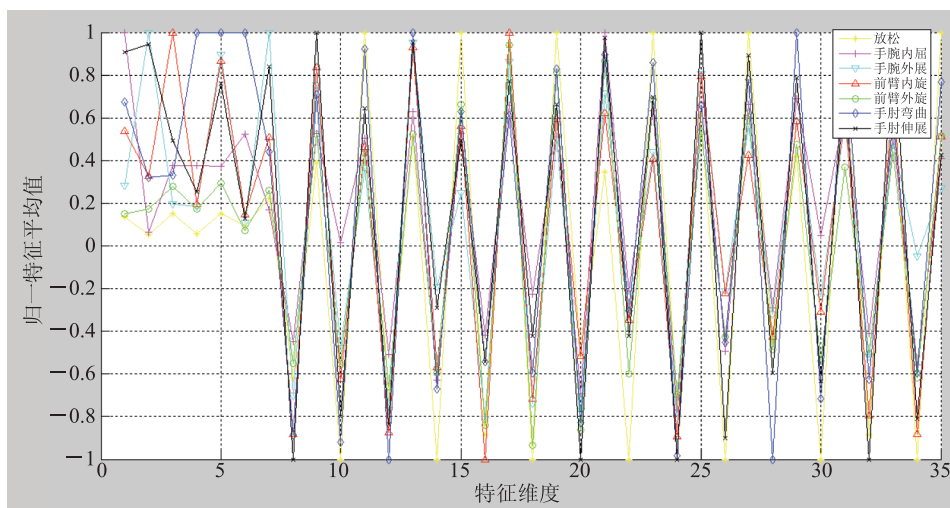


图 4 各个维度的特征

(横坐标表示每一个特征向量共包括 35 个特征, 纵坐标为归一化以后的信号特征)

均值，进行归一化处理将最大值均一化为 1。可以从图 4 中看出，7 组动作的大部分特征值都有所区别，因此实验提取的这些特征是合理的。

通过对于核函数的三个参数  $d$ 、 $r$ 、 $h$  进行系统探索以后，我们得到了一个合理的参数  $d=3$ ， $r=1$ ， $h=1$ 。为了验证其准确率，我们提取了一组和训练组相同规模的测试组。同样为每个动作 3 组，每组 7 秒（共 147 秒，共超过 1000 个信号片段）的数据进行测试，其结果如表 1 示。表 1 表明本文的分类识别算法在 7 个前臂动作上都取得了较高的准确率 ( $>95\%$ )，满足康复机器人的动作分类精度要求。

表 1 表面肌电信号识别的准确率

动作	准确率 (%)
放松	98.8
手腕内屈	100
手腕外展	100
前臂内旋	96.9
前臂外旋	100
手肘弯曲	95.3
手肘伸展	97.7

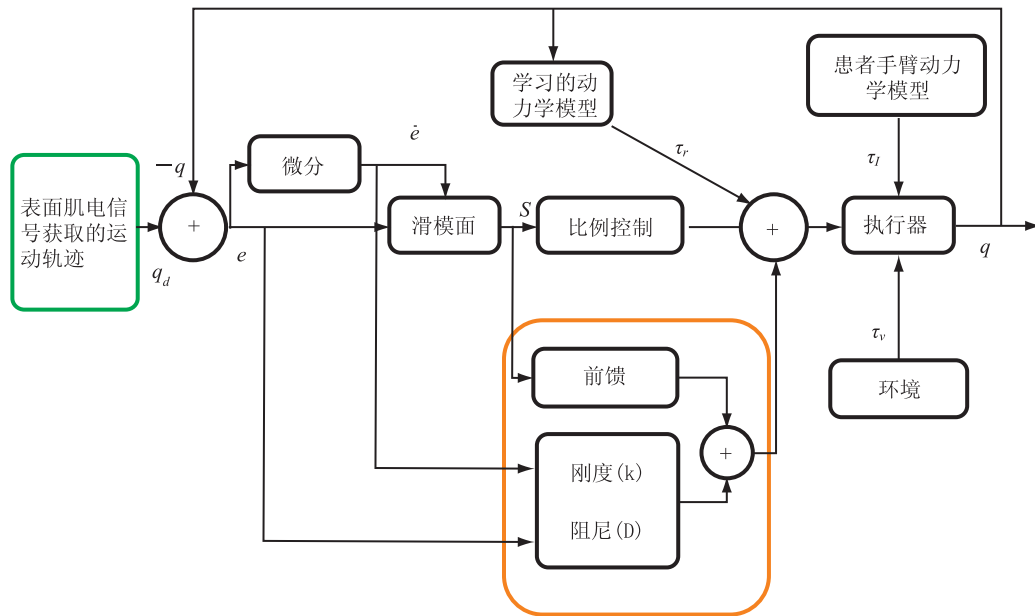


图 5 控制算法流程图

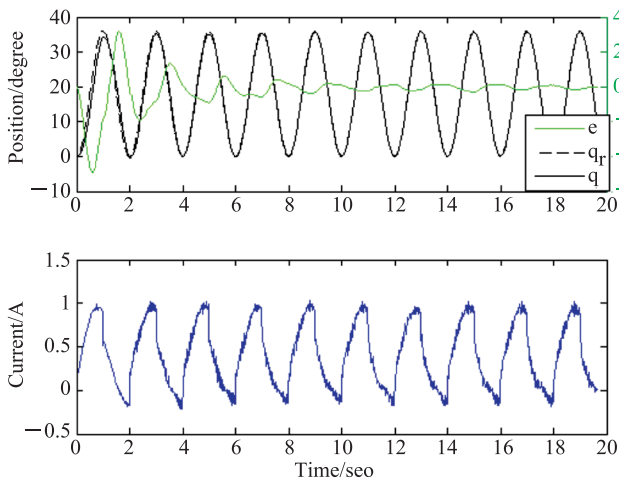


图 6 肘关节运动轨迹

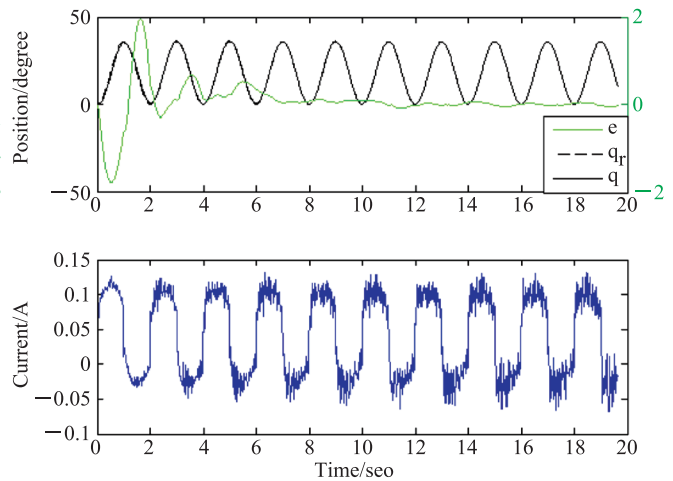


图 7 腕关节运动轨迹



## 4 控制算法

### 4.1 自适应控制算法

由于不可能对不同的患者一一进行精确的建模, 我们采用了类似于人机学习观察器的自适应控制方法来让机器学习出系统应有的动力学模型前馈<sup>[8]</sup>。该自适应算法流程如图 5 所示。这种控制方法使得我们能够让机器人克服运动过程中的阻尼来引导患者完成所需要的运动动作, 并且根据患者完成情况逐渐减少出力, 最终直到外骨骼完全不用出力、完全通过患者自身的肌肉发力来完成所期望的运动动作。同时, 这种算法也可以同时识别出机器人的运动模型, 在运动的过程中进行前馈补偿。

### 4.2 控制结果

图 6 为一组肘关节运动轨迹图, 上图为运动的期望轨迹  $q_r$ 、实际轨迹  $q$  和误差  $e$ 。下图为运动过程中肘关节电机的电流。由图 6 可看出, 随着运动的进行, 肘关节的运动误差越来越小, 表示算法逐渐学习出了系统的运动模型, 同时电流维持平稳, 没有发散。图 7 为一组腕关节的运动轨迹图, 因为关节本身受力较小, 所以初始误差较肘关节更小。算法同样逐渐学习出了系统的运动模型, 电流维持平稳, 没有发散。

## 5 结 语

本文介绍了一台由表面肌电信号驱动的可穿戴外骨骼康复机器人, 及其表面肌电信号识别算法和控制算法。机器人采集患者的表面肌电信号提取相关特征后, 使用支持向量机识别患者的运动意图。同时使用

自适应控制算法学习出系统的动力学模型, 帮助患者完成想要完成的运动。相关的实验表明这些识别算法可以准确识别出患者的运动意图。自适应控制算法也可以学习出系统的动力学模型, 进行准确、稳定的康复辅助运动。

### 参 考 文 献

- [1] Hallett M. Recent advances in stroke rehabilitation [J]. *Neurorehabil Neural Repair*, 2002, 16, 211-217.
- [2] Lang C, Schieber M. Differential impairment of individuated finger movements in humans after damage to the motor cortex or the corticospinal tract [J]. *Journal of Neurophysiology*, 2003, 90, 1160-1170.
- [3] Takahashi C, Der-Yeghian L, Le V, et al. Robot-based hand motor therapy after stroke [J]. *Brain*, 2008, 131, 425-437.
- [4] Masia L, Krebs H, Cappa P, et al. Design, characterization, and impedance limits of a hand robot [J]. *Proceedings of the IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, 2007, 1085-1089.
- [5] Kawamoto H, Hayashi T, Sakurai T, et al. Development of single leg version of HAL for hemiplegia [J]. *Engineering in Medicine and Biology Society*, 2009, EMBC 2009: 5038-5043.
- [6] Wang B, Li Z, Ye W, et al. The development of human-machine interface for teleoperation of a mobile manipulator [J]. *International Journal of Control, Automation and Systems*, 2012, 10: 1225-1231.
- [7] Shenoy P, Miller K J, Crawford B, et al. Online electromyographic control of a robotic prosthesis [J]. *Biomedical Engineering*, 2008, 55(3): 1128-1135.
- [8] Yang C, Ganesh G, Haddadin S, et al. Human-like adaptation of force and impedance in stable and unstable interactions [J]. *Robotics, IEEE Transactions on*, 27(5): 918-930.