

一种肌电信号采集的神经接口设计

谢作述, 王从庆

(南京航空航天大学 自动化学院, 南京 210016)

摘要: 在人机交互的智能控制中, 对人体肌电信号的采集成为了人机交互中的重要环节; 为了满足基于表面肌电信号控制的外骨骼康复机器人实验的需要, 设计了一种 16 路通道肌电信号采集和滤波电路, 并通过 DSP28335 的 AD 和 SCI 分别实现对肌电信号的模数转换以及与上位机通讯, DSP28335 能够任意的给定采样频率和通信波特率, 以满足不同的实验或设备的要求, 同时对经 AD 转换后的肌电信号数据进行归一化处理, 对其进行比例缩放以保留更多的小数位数据; 实验结果表明, 所设计的肌电信号神经接口装置稳定性较好, 抗干扰能力强, 成功地抑制了运动伪迹和工频干扰, 能够有效地采集手臂肌电信号, 保留其动作特征, 满足肌电信号手势神经解码的要求。

关键词: 肌电信号; 采集手环; 带通滤波; DSP28335

A Neural Interface Design of EMG Signal Acquisition

Xie Zuoshu, Wang Congqing

(College of Automation Engineering, Nanjing University of Aeronautics and Astronautics, Nanjing 210016, China)

Abstract: In intelligent control of human-computer interaction, the electromyographic (EMG) signal collection to the human body has become the important step of human-computer interaction. In order to meet the needs of exoskeleton rehabilitation robot experiment based on surface EMG signal control, we design an 16-way channel electromyographic signal acquisition and filter circuit, AD and SCI of DSP28335 are used to convert the EMG signals and communicate with the host computer, DSP28335 can arbitrarily give sampling frequency, and communication baud rate, in order to meet the requirements of different experiments or equipments, at the same time, the AD transformed EMG data were normalized and scaled to retain more decimal data. The experimental results show that the designed EMG neural interface device has good stability and strong anti-interference ability, which successfully suppressed motion artifacts and power frequency interference, and can effectively collect arm EMG signals, retain their motion characteristics, and meet the requirements of EMG signal gesture neural decoding.

Keywords: EMG signal; acquisition bracelet; bandpass filter; DSP28335

0 引言

随着科学技术的快速发展, 人工智能控制在我们的日常生活中得到更广泛的应用, 例如在服务业、军工业、工业以及高端仪器设备制造业等领域。在一些高危险性的特殊行业, 人们可以操控机械臂机器人^[1]来完成一系列高强度且危险的任务以保障人们的人生安全。以上所有的应用场景都要求更加多元的操控方式, 而如何做到更加高效自然的进行人机交互便成了重要的研究方向。众所周知, 人体的所有活动都受到大脑的控制, 大脑通过神经递质将动作信号传递给人体各个部位的肌肉组织, 肌肉组织通过收缩运动进而实现肢体的各种动作功能。而肌肉收缩时会产生肌电信号, 经研究发现这种肌电信号是浅层肌肉和神经干上电活动在皮肤表面的综合效应, 能在一定程度上反映

神经肌肉的活动。因此我们可以通过研究肌电信号的产生机理和肌电信号与肌肉运动之间的相关关系以达到让机器识别出人体的各种动作。

目前采集人体肌电信号的神经接口技术可分为插入式针电极 (Indwelling EMG, IEMG) 和表面肌电 (surface electromyography, sEMG) 两大类, 插入时针电极由于需要将电极刺入皮下组织, 所以可以得到比较纯净的肌肉电信号, 但给被试者带来较大的心理和生理上的的创伤, 尤其是在对被试者进行多次不同部位采样时, 会带来极大的痛苦。而表面肌电信号采集由于只需将电极贴在受试者皮肤上, 可以做到无痛、无创, 正是因为这个优势使得表面肌电信号处理技术可以广泛应用在运动分析、康复医疗、人机交互等诸多领域, 表面肌电信号处理技术也得到了很好的发展。在利用 sEMG 进行人机交互方面, 国外的多所大学和科研单位已经在从事相关工作, 其中包括加拿大的英国帝国理工学院和纽布伦斯威克大学、美国的约翰霍普金斯大学的应用物理实验室等。比较著名的有加拿大 Thalmic Labs 公司基于 sEMG 分析与识别设计了一款名为 MYO 的腕带, 它实现了与电脑联动的虚拟仿真控制。国内有中国科技大学设计的一种具有体积小, 待机时间长, 精度高, 可采集多路信号等特点的无线多通道表面肌电信号采集装

收稿日期: 2019-11-30; **修回日期:** 2020-03-27。

基金项目: 国防科技重点实验室开放基金(6142222190310); 江苏省科技计划项目(BE2016757)

作者简介: 谢作述(1993-), 男, 湖北荆州人, 硕士, 主要从事嵌入式方向的研究。

王从庆(1960-), 男, 江苏南京人, 教授, 主要从事智能机器人方向的研究。

置^[2]。浙江大学设计的一种有助于研究肌群活动状态的高密度表面肌电信号采集系统^[3]。本文根据一种可穿戴康复手套的研发需求, 开展了多通道肌电信号采集的神经接口设计, 并进行了相关实验分析。

1 肌电信号神经接口结构

图 1 给出了本文所设计的用于肌电信号采集的神经接口结构, 包括穿戴在手臂上的肌电信号采集手环、对肌电信号进行滤波放大的装置、DSP28335 对肌电信号采集处理并发送给上位机, 上位机对最终采集的信号进行分析识别。



图 1 神经接口结构图

本系统采用两次滤波放大, 采集手环对信号进行第一次滤波放大, 滤波电路对信号进行第二次滤波放大。根据多级放大器的噪声合成原理, 要实现最大程度的降低噪声, 就要尽可能地较多的增益分配给前级放大器^[4]。本文设计方案采用前级放大 60 倍, 后级放大 20 倍, 总计约 1 200 倍。

在表面肌电信号的检测中, 人体产生的 sEMG 信号的电压值通常在 0~5 000 μV 之间, 信号频率主要集中在 0~500 Hz 之间, 其中 20~250 Hz 范围内的信号包含了 sEMG 信号的主要信息^[5-6], 这样微弱的信号非常容易受到外界的干扰, 而最常引入的外界干扰是市电的工频干扰, 其频率主要为 50 Hz 或 60 Hz, 恰好处于 50~250 Hz 范围内^[7]。为了尽可能的消除这种工频干扰对肌电信号检测的影响, 可以采取金属板屏蔽或隔离的方法来消除这种影响。金属板屏蔽消除即是使受试者与整个神经接口系统置于完全封闭的金属板屏蔽室, 且该屏蔽室要与地良好接触。经研究, 这种方法可以很好地抑制工频干扰, 但是由于屏蔽室的体积十分庞大且造价高昂, 移动搬运也不便, 所以一般不采用这种方法, 而是寻求一种更加简便有效的屏蔽措施即隔离消除。所谓隔离消除^[8]即是使肌电信号采集系统与市电系统之间没有任何的电流通路, 本文采用独立的电池供电可以有效地将肌电信号采集系统与市电系统完全隔离开, 图 1 给出了该神经接口的结构图。

2 肌电信号采集手环设计

在设计肌电信号神经接口时, 当使用独立的直流电源来避免直接引入市电系统的工频干扰后, 还应注意其它使用市电供电的电器所产生的干扰。在进行肌电信号检测时, 这些用电器例如室内空调、电脑等都会产生工频的交变电场, 这些充斥在环境中的交变电场会通过磁场耦合在 sEMG 电极上, 在理想情况下, 当两个 sEMG 电极与参考电极之间的阻抗相等时, 耦合在上面的电压则是一对幅度和相位都相同的共模信号, 以共模途径被引入到 sEMG 信号中^[9]。而差分放大电路对共模输入信号有很大的抑制能

力, 为了最大程度的抑制这种共模信号就要保证差分电极与参考电极之间的阻抗尽量相等, 一般的做法是使参考电极远离差分电极, 同时将 sEMG 电极和仪表放大器直接集成在 PCB 板上, 并且使 PCB 上的电路严格对称。一般的仪表放大器所具有的共模抑制比为 80~120 dB, 对共模干扰信号的抑制作用有限。故为了更好地抑制这种性质的工频干扰可以使用具有高共模抑制比的仪表放大器。

除了直接使用市电系统供电带来的工频干扰和其它由市电系统供电的电器产生的工频干扰外, 还有一种主要的干扰产生于受试者本身, 这种干扰叫运动伪迹^[10]。金属电极上的微量金属在与皮肤表面接触后会以离子的形式进入皮肤表面的电解质。在实际的肌电信号检测中, 电解质的数量和离子的浓度会因受试者肢体运动产生的肌肉膨胀、皮肤抖动而发生变化, 界面处的电荷分布也不断变化, 从而电极电位会随着受试者的肢体运动状态产生波动, 这种波动被称为运动伪迹。运动伪迹的频谱主要集中在 10~20 Hz 以下的低频段, 与肌电信号的主要采集范围并无重叠, 因此可以利用高通滤波来消除这种干扰。

采集手环上总共有 16 路采集电路, 每 2 路采集电路集成在一块 2 * 4 cm 的 PCB 板上。如图 2 所示为第一级放大滤波电路的其中一路电路图, 该电路使用差分放大消除共模干扰, 所用仪表放大器为 AD620 芯片, 拥有较高的共模抑制比, 芯片引脚 1 和引脚 4 分别接一个弹簧探针电极, 引脚 2 和引脚 3 之间串联一个电容 C_g 和电阻 R_g 组成滤波电路以实现 20 Hz 的高通滤波。引脚 5 和引脚 8 上分别连接接地电容 C_{s1} 和 C_{s2} , 用以消除耦合作用^[11]。

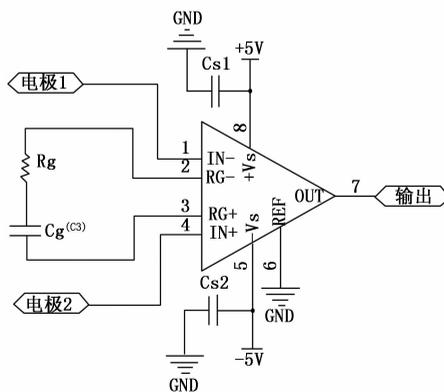


图 2 第一级放大滤波电路

该电路放大增益计算公式为:

$$A = 1 + \frac{R_0}{R_g + \frac{1}{j\omega C_g}} \quad (1)$$

其中: A 为输出增益, $R_0 = 49.4 \text{ k}\Omega$ 为仪表放大器内部固定阻值, R_g 为电阻, C_g 为电容, j 为虚数单位, ω 为信号频率。

该电路的滤波截至频率计算公式为:

$$F = \frac{1}{2\pi R_g C_g} \quad (2)$$

其中： F 为截止频率， $R_g = 800 \Omega$ ， $C_g = 10 \mu\text{F}$ ，对直流和极低频运动伪迹放大倍数为 1，对肌电信号的放大倍数为 $1 + R_0/R_g$ ，约为 62 倍，截止频率为 20 Hz，有效的抑制了运动伪迹。

3 滤波电路设计

在经过采集手环对肌电信号的第一级滤波放大后，肌电信号中还有较多的高频噪声，同时肌电信号需经第二次放大。采集手环和滤波装置都采用 9 V 的双电源供电，因此所采集到的肌电信号范围为 $-9 \sim +9 \text{ V}$ ，考虑到 DSP28335 内部的 AD 采样范围为 $0 \sim 3 \text{ V}$ ，故需采用分压电路，将其降到 $-1.5 \text{ V} \sim 1.5 \text{ V}$ 之间，再采用加法器电路，对其增加 1.5 V 电压，最后得到 $0 \text{ V} \sim 3 \text{ V}$ 的肌电信号可供 DSP 进行采样。综上所述，滤波装置的功能包括对经采集手环滤波放大的信号进行 $20 \sim 250 \text{ Hz}$ 带通滤波，将肌电信号的电压转换为可供 DSP28335 采集的电压，对肌电信号进行第二次放大处理，如图 3 所示。

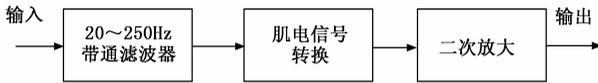


图 3 第二级滤波放大

带通滤波电路如图 4 所示，该电路为巴特沃斯^[12]电路结构，采用单位增益滤波器，由低通滤波电路和高通滤波电路串联形成带通滤波，供电方式为 9 V 的双电源供电，其中 C_1 、 C_2 、 C_3 、 C_4 、 R_1 、 R_2 、 R_3 、 R_4 为该滤波电路的参数。前级为高通滤波，为了实现截止频率为 20 Hz 的高通滤波，电路中所用电容 $C_1 = C_2 = 0.1 \mu\text{F}$ ，电阻 R_1 、 R_2 的计算公式为：

$$R_1 = \frac{1}{\sqrt{2} \times \pi \times C_1 \times f} \quad (3)$$

$$R_2 = \frac{1}{2\sqrt{2} \times \pi \times C_1 \times f} \quad (4)$$

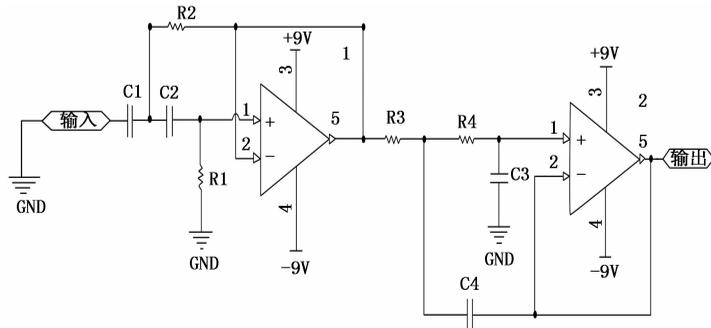


图 4 带通滤波电路图

其中：采用 $R_1 = 100 \text{ k}\Omega$ ， $R_2 = 51 \text{ k}\Omega$ ，可得截止频率 f 约为 22 Hz。

后级为了实现 250 Hz 的低通滤波，取电路中电容 $C_1 = 2 \mu\text{F}$ ， $C_3 = 0.2 \mu\text{F}$ ，则计算电阻 R_3 、 R_4 的公式为：

$$R_3 = R_4 = \frac{1}{2\sqrt{2} \times \pi \times C_3 \times f_1} \quad (5)$$

其中当 $R_3 = R_4 = 4.5 \text{ k}\Omega$ ，可得截止频率 f_1 为 250 Hz。

转换电路图如图 5 所示，先将肌电信号进行比例缩放，再利用加法器电路抬升肌电信号至 $0 \sim 3 \text{ V}$ ，加法器与缩放电路之间添加电压跟随器^[13]使信号更稳定。加法器公式为：

$$V_{\text{out}} = -\left(\frac{R_f}{R_1}V_1 + \frac{R_f}{R_2}V_2\right) \quad (6)$$

其中： R_f 、 R_1 、 R_2 都为 $10 \text{ k}\Omega$ 的电阻， V_1 、 V_2 为相加的电压， V_{OUT} 为输出信号电压。

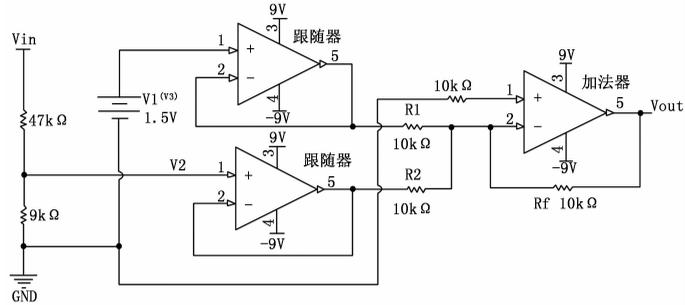


图 5 转换电路图

经过以上的滤波、转换后，再对肌电信号进行第二次放大，设置倍数为 20 倍，连接在转换电路之后，则整个神经接口系统的放大倍数为 1 200 倍。

4 DSP28335 的软件配置

本设计方案采用 DSP28335 对肌电信号实现采样，使用 EPWM 周期触发 AD 采样，触发方式为 $\text{TBCTR} = \text{TBPRD}$ ，进入 AD 中断后再对 SCI 的发送中断标志位写 1，以使 CPU 依次响应 AD 中断、SCI 中断。所以需要运行的 DSP 外设包括 EPWM、片内 AD 和 SCI，以下依次对各个外设部分进行软件配置。

EPWM 配置：

EPwm1Regs.TBCTL.bit.CLKDIV=2;

EPwm1Regs.TBCTL.bit.HSPCLKDIV=2;

EPwm1Regs.ETSEL.bit.SOCAEN = 1; //使能 SOCA 触发 AD

EPwm1Regs.ETSEL.bit.SOCASEL = 2; //触发方式为 $\text{TBCTR} = \text{TBPRD}$

EPwm1Regs.ETPS.bit.SOCAPRD = 1;

EPwm1Regs.TBPRD = 0x249E; //采样频率设置

EPwm1Regs.TBCTL.bit.CTRMODE = 0;

EPwm1Regs.TBCTR=0;

AD 配置：

AdcRegs.ADCTRL1.bit.SUSMOD=3;

AdcRegs.ADCTRL1.bit.ACQ_PS=0;

AdcRegs.ADCTRL1.bit.CPS=0; //预定标,对外输时钟进行分频

AdcRegs.ADCTRL1.bit.CONT_RUN=0;

AdcRegs.ADCTRL1.bit.SEQ_CASC=1; //级联模式

AdcRegs.ADCTRL3.all = 0x00FE; //给 adc 内部上电

AdcRegs.ADCMAXCONV.bit.MAX_CONV1 = 0xF; //设置 16 对转换通道

```

AdcRegs.ADCTRL2.bit.EPWM_SOCA_SEQ1 = 1; //使能
PWMA SOC 发
AdcRegs.ADCTRL2.bit.INT_ENA_SEQ1 = 1; //使能 SEQ1
中断

```

SCI 配置:

```

ScicRegs.SCICCR.bit.STOPBITS=0;//1 位停止位
ScicRegs.SCICCR.bit.PARITYENA=0;//禁止极性检测
ScicRegs.SCICCR.bit.LOOPBKENA = 0;//禁止回送测试模式功能
ScicRegs.SCICCR.bit.ADDRIDLE_MODE=0;//空闲线模式
ScicRegs.SCICCR.bit.SCICHAR=7; //8 位数据位
ScicRegs.SCICTL1.bit.TXENA = 1; //SCIA 模块的发送使能
ScicRegs.SCIHBAUD = 0x00;
ScicRegs.SCILBAUD = 0x1C; //波特率设置为 160 000

```

手臂肌肉动作产生的电信号十分微弱, 即使放大了 1 200 倍依然很小, 所采集的肌电信号在 1.5 V 上下只有很微小的波动, AD 采样的结果寄存器为 12 位, 而 SCI 的发送缓冲寄存器为 8 位, 将 12 位的值赋给 8 位的寄存器时会舍弃小数位, 这对本就微弱的肌电信号是致命的。故为了尽可能多的保留小数位采取以下两种方法。

(1) 对 AD 采样后的结果乘以 80, 以使一部分小数位变为个位或十位。如图 6 (a) 为处理后放松状态下的一路肌电信号, 图 6 (b) 为握拳状态下的该路肌电信号, 可以看出肌电信号变化范围很小, 结果不是很理想。

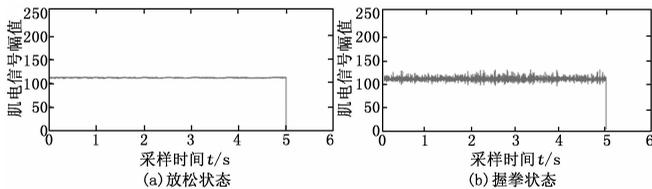


图 6 AD 采集的肌电信号

(2) 对 AD 采样的结果进行归一化处理^[14], 即找出采集到的 16 路肌电信号幅值的最大值 (max) 和最小值 (min), 并进行归一化运算:

$$y = a \frac{x - \min}{\max - \min} \quad (7)$$

其中: a 为归一化后的放大倍数, 由于 SCI 发送缓冲寄存器为 8 位, 故最大发送值为 256, 取 $a = 256$, x 、 y 分别为转换前后的肌电信号值。

图 7 (a) 为经过归一化处理后放松状态下的一路肌电信号, 图 7 (b) 为握拳时的这路肌电信号, 可以看出肌电信号变化范围明显变大, 手臂动作时的肌电信号很明显。因此, 本文设计的肌电采集系统采用第二种方案。

5 实验测试与分析

将采集手环、滤波装置、DSP28335 和上位机用导线连接好, 采集手环和滤波装置采用两节 9 V 的直流电池组成的双电源供电, DSP 采用 5 V 2 A 的直流电源供电, 在手臂上穿戴好设备并进行肌电信号的采集实验。

本次实验选取 4 种手势如图 8 所示, 每种手势动作时长

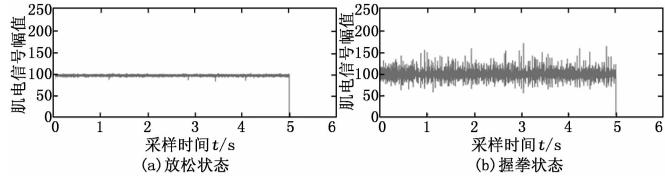


图 7 归一化处理后的肌电信号

分别保持 5 s, 采集其肌电信号, 从左至右分别为握拳、OK、内屈、外屈。

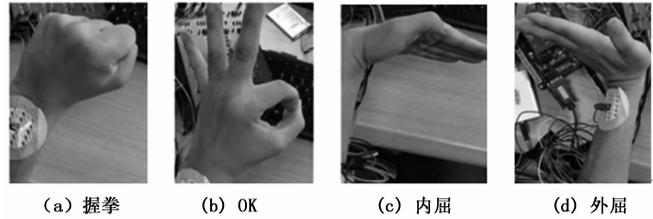


图 8 4 种不同手势

整个肌电信号采集神经接口系统如图 9 所示。



图 9 肌电神经接口系统

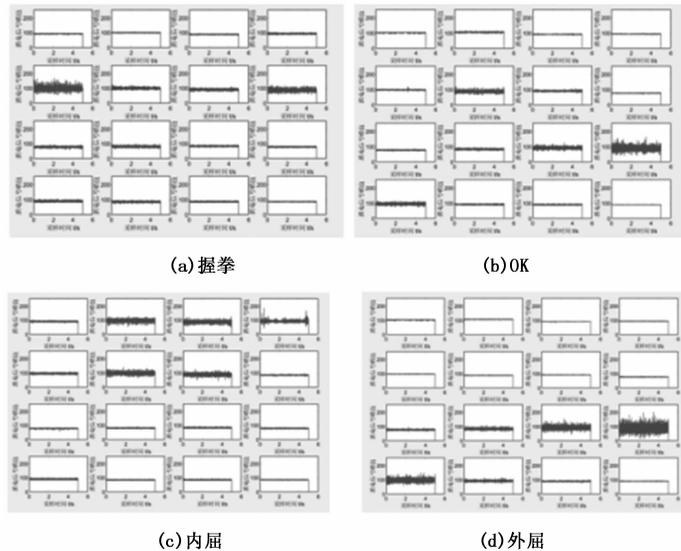


图 10 4 种手势肌电信号图

图 10 所示分别为本次实验握拳、OK、内屈和外屈手势的肌电信号图。

从实验所采集到的不同手势的肌电信号图, 可以看出, 不同手势对应的 16 路肌电信号各不相同, 且区别明显。由于采集手环上的 16 对弹簧探针均匀分布在手臂上一周, 每路采集电路分别对应不同的肌肉部位。当做不同的手势时,

肌电信号采集区域的肌肉收缩程度会随动作手势的不同而相应变化,在做一些对力量需求较大的手势时,肌肉的收缩程度也会变大,所检测到的肌电信号强度也会增加。因此可以很容易的通过对所采集到的肌电信号进行分析来识别出其所对应的手势,从而应用到人机交互的应用中。

6 结束语

本文对一种采集手臂肌电信号的神经接口设计方法进行了详细的研究,所设计的肌电采集系统对各种噪声进行了滤除。通过实验得到了较为准确的肌电信号,并且通过线性归一化对 DSP 采样信号进行了较好的处理,使信号更真实的反应肌肉的动作变化,利用 DSP 的设置灵活性,可任意配置采样频率和通信波特率。

参考文献:

[1] 尉凯凯. 无人开采工作面巡检机器人机械臂优化设计 [J]. 现代矿业, 2019, 35 (7): 206 - 208.

[2] 胡 巍, 赵章琰, 路知远, 等. 无线多通道表面肌电信号采集系统设计 [J]. 电子测量与仪器学报, 2009, 23 (11): 30 - 35.

[3] 林上耀. 高密度表面肌电信号采集系统研究 [D]. 杭州: 浙江大学, 2016.

[4] 高晋占. 微弱信号检测 [M]. 北京: 清华大学出版社, 2004.

[5] Merletti R, Parker P. Electromyography Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications [M]. Piscataway, USA: IEEE Press, 2004.

[5] Chen Z, Chen Q, He X, et al. Adaptive backstepping control design for uncertain rigid spacecraft with both input and output constraints [J]. IEEE Access, 2018 (6): 60776 - 60789.

[6] 付国强, 王立鹏, 魏雅川, 等. 无人机全包线变增益调参控制律设计 [J]. 计算机测量与控制, 2019, 27 (4): 78 - 82.

[7] Tao M, Chen Q, He X, et al. Adaptive fixed-time fault-tolerant control for rigid spacecraft using a double power reaching law [J]. International Journal of Robust and Nonlinear Control, 2019, 29 (12): 4022 - 4040.

[8] Chen Q, Xie S, Sun M, et al. Adaptive nonsingular fixed-time attitude stabilization of uncertain spacecraft [J]. IEEE Transactions on Aerospace and Electronic Systems, 2018, 54 (6): 2937 - 2950.

[9] 王廷廷, 钱承山, 张永宏, 等. 倾转定翼无人机姿态控制系统设计 [J]. 计算机测量与控制, 2017, 25 (2): 64 - 73.

[10] Okyere E, Bousbaine A, Poyi G T, et al. LQR controller design for quad-rotor helicopters [J]. The Journal of Engineering, 2019 (2019): 4003 - 4007.

[11] 王 栋, 鲜 斌. 倾转式三旋翼无人机的自适应鲁棒容错控制 [J]. 控制理论与应用, 2020 (4): 184 - 192.

[12] Chen F, Jiang R, Zhang K, et al. Robust backstepping sliding mode control and observer-based fault estimation for a quadrotor UAV [J]. IEEE Transactions on Industrial Electronics, 2016, 63 (8): 5044 - 5056.

[6] Sajjad Rahmatian, Mahjoob M J, Mohammad Reza Hanachi. Continuous estimation of ankle joint angular position based on the myoelectric signals [J]. Artificial Intelligence and Robotics (IRANOPEN), 2016, 158 - 163.

[7] Praveen Pawar, Aditya Trivedi. Interference-aware channel assignment and power allocation for device-to-device communication underlying cellular network [J]. AEUE - International Journal of Electronics and Communications, 2019, 112 (3).

[8] 赵章琰. 表面肌电信号检测和处理中若干关键技术研究 [D]. 合肥: 中国科学技术大学, 2010.

[9] 孙洪洁. 共模干扰实例分析与抑制方法 [J]. 数字技术与应用, 2019, 37 (6): 78 - 79.

[10] J. N. van der Meer, M. A. J. Tijssen, L. J. Bour, A. F. van Rotselaar, A. J. Nederveen. Robust EMG - fMRI artifact reduction for motion (FARM) [J]. Clinical Neurophysiology, 2009, 121(5).

[11] 左全生. 耦合电容和旁路电容作用的探讨 [J]. 常州工学院学报, 2008 (4): 42 - 44.

[12] 陈三凤. 一种新型的巴特沃斯低通滤波器设计 [J]. 深圳信息职业技术学院学报, 2011, 9 (1): 89 - 92.

[13] 谢直山, 何自成. 测量设备中的电压跟随器 [J]. 电测与仪表, 1981 (1): 30 - 34.

[14] 张 昊, 王琪洁, 朱建军, 张晓红. 样本数据预处理对基于 BP 神经网络的 GPS 高程拟合的影响 [J]. 大地测量与地球动力学, 2011, 31 (2): 125 - 128.

[13] Zou A M. Finite-time output feedback attitude tracking control for rigid spacecraft [J]. IEEE Transactions on Control Systems Technology, 2014, 22 (1): 338 - 345.

[14] Lu K and Xia Y. Adaptive attitude tracking control for rigid spacecraft with finite-time convergence [J]. Automatica, 2013, 49 (12): 3591 - 3599.

[15] Song Z, Duan C, Su H, et al. Full-order sliding mode control for finite-time attitude tracking of rigid spacecraft [J]. IET Control Theory and Applications, 2018, 12 (8): 1086 - 1094.

[16] Yu S, Yu X, Shirinzadeh B, et al. Continuous finite-time control for robotic manipulators with terminal sliding mode [J]. Automatica, 2005, 41 (11): 1957 - 1964.

[17] Shen Q, Wang D, Zhu S, et al. Finite-time fault-tolerant attitude stabilization for spacecraft with actuator saturation [J]. IEEE Transactions on Aerospace and Electronic Systems, 2015, 51 (3): 2390 - 2405.

[18] Wang L, Chai T, Zhai L. Neural-network-based terminal sliding-mode control of robotic manipulators including actuator dynamics [J]. IEEE Trans. Ind. Electron., 2009, 56 (9): 3296 - 3304.

[19] Na J, Chen Q, Ren X, et al. Adaptive prescribed performance motion control of servo mechanisms with friction Compensation [J]. IEEE Transactions on Industrial Electronics, 2014, 61 (1): 486 - 494.

(上接第 142 页)