

文章编号:2095-0411(2016)04-0076-06

基于表面肌电信号的无线交互控制系统

吕继东,丁杰月,马正华
(常州大学 信息科学与工程学院,江苏 常州 213164)

摘要:基于表面肌电信号的无线交互控制系统能够带来更为直接自然的交互控制方式。首先根据表面肌电信号的特点设计了信号拾取调理电路,对其进行前置差分放大、滤波和后置放大抬升,以满足信号采集的要求;接着对信号进行采集并将采集数据通过 ZigBee 无线传输给交互控制器;然后通过交互操作平台完成控制指令转换控制智能小车的行驶;最后对信号的拾取、采集、无线传输以及小车行驶进行了验证实验。实验表明拾取采集肌电信号满足系统需要。在发射强度为 4.5dBm、传输速率约 25kbps 时,室外 40m 以内、室内 30m 以内可以有效可靠地进行采集数据的传输;基于小臂肌电信号 MAV(Mean Absolute Value)的强弱可以实现小车的启停和加减速控制。本系统的构建为在肌电信号无线控制、康复娱乐等领域进行应用拓展提供了一种有效可行的实现方案。

关键词:表面肌电信号;无线控制;人机交互

中图分类号:TP 391.9

文献标志码:A

doi:10.3969/j.issn.2095-0411.2016.04.014

Wireless Interaction Control System Based on Surface EMG Signals

LYU Jidong, DING Jieyue, MA Zhenghua

(School of Information Science & Engineering, Changzhou University, Changzhou 213164, China)

Abstract: The wireless interactive control system based on sEMG signals would be more direct and natural. Firstly, according to the characteristics of sEMG signal, the pickup signal conditioning circuit was designed to meet the requirements of the subsequent signal acquisition, including the pre-differential amplifier circuit, filter circuit and post amplification and level rise circuit. Then the signal acquisition was done and the results were transmitted to the interaction controller through ZigBee wireless mode. Then the controlling instructions of car driving through were transferred and the interaction control was realized. Finally the signal pickup, acquisition, wireless transmission and car travel were tested. The results show that the signal data met system requirement. The transmission of acquisition data below 40 meters outdoor and 30 meters indoor were effective and reliable at 4.5dBm emission intensity and about 25kbps transmission rate. The start, stop, acceleration and deceleration control of car is based on sEMG signal MAV. The developed sEMG-based wireless interaction control system can be used for wireless control and rehabilitation applications.

Key words: surface EMG; wireless control; human-machine interaction

近年来,基于生物电信号识别人类的不同行为,并将识别结果转换为机器命令的交互方式成为国内

外研究的热点^[1-3]。表面肌电信号 sEMG(Surface Electromyography)是从皮肤表面记录下来的神经

收稿日期:2016-01-25。

基金项目:国家自然科学基金项目(61201096,51307010);江苏省高校自然科学基金项目(13KJB510002)。

作者简介:吕继东(1980—),男,河南驻马店人,博士,讲师,主要从事生物电信号检测方面的研究。

肌肉系统活动时的生物电信号,能反映出不同肌肉的动作情况^[4]。相比于其他生物电信号如眼电 EOG (Electrooculogram)、脑电 EEG (Electroencephalogram) 等,表面肌电信号易于拾取采集且蕴含信息丰富;通过表面肌电信号来判断人体动作意图并转换成设备输入指令,对设备进行相应控制,交互自然,更容易被使用者接受,已成为一个极受关注的研究方向。如杨宇等^[5]从人体前臂采集 sEMG 信号控制虚拟飞机飞行。Wheeler 等^[6-7]利用放置在手前臂的 sEMG 传感器获取信号控制操纵杆和虚拟按键。López 等^[8]依据截肢患者残肢处的 sEMG 信号实现了机械手臂控制。但目前多数相关研究信号采集模块要么较为复杂,体积较大,要么基于有线数据传输,连线繁杂,影响交互。本文基于肌电信号无线控制的人机交互系统则是从人体手臂拾取表面肌电信号,调理后基于无线单片机实现 sEMG 的采集,然后无线传输给交互控制器,控制器识别分析出相应的动作,控制智能小车的行驶。系统框图如图 1 所示。

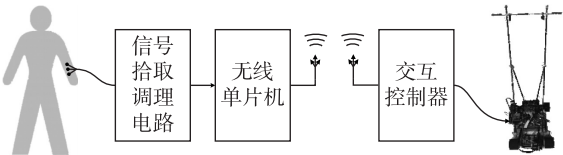


图 1 无线交互控制系统框图

Fig.1 Wireless interaction control system chart

1 表面肌电信号拾取调理

拾取高质量的肌电信号是系统功能实现的基础也是关键。肌电信号取自人体表面,信号源阻抗较大,且背面噪声强,因此要求拾取调理电路满足高增益、高输入阻抗、高共模抑制比、低噪声等要求。所设计的肌电信号拾取调理电路框图如图 2 所示。

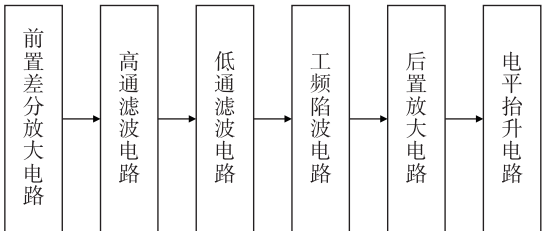


图 2 表面肌电信号拾取调理电路框图

Fig.2 Circuit chart of sEMG pickup condition

肌电信号通过电极拾取后利用前置差分放大电路进行初步放大。本系统前置差分放大器选用美国

TI 公司生产的精密仪表放大器 AD620ARZ,其使用方便,只需用一只外接电阻 R_z 便可设置放大器的增益,其放大倍数计算公式见式(1)。考虑到肌电信号中夹杂着较其幅度大得多的直流信号,前置放大器的增益不能过大,以避免前置放大器工作在截止区或饱和区。

$$G = \frac{49.4K}{R_z} + 1 \tag{1}$$

信号拾取电极与皮肤表面之间容易产生直流偏压,可能会导致肌电信号偏离基线上下漂移;另外在肌电信号拾取可能还会受到高频谐波的严重干扰。为了滤除掉这些高低频干扰信号以及直流成分,本系统通过 OP2277 放大器等元器件构建二阶巴特沃斯高低通滤波器,电路由 2 个同容值电容和同阻值电阻连接输入决定电路滤波截止频率,另两个电阻反馈调节零频增益。

工频干扰由输电线、周围的仪器设备及体内分布电容引起的,虽然前置差分放大器对共模干扰具有很强的抑制作用,但有部分工频干扰是以差模信号方式进入电路的,且频率处于肌电信号频带之内,加上电极和回路不稳定因素,前级电路输出的肌电信号还是存在较强的工频干扰,本系统采用双 T 陷波电路滤除工频干扰。

肌电信号经前置差分放大和滤波处理后,得到所需频带的肌电信号。因为前置级对信号放大有限,为了提高采集精度,必须对其进行进一步放大。由于本系统采用无线单片机 CC2530 中的 ADC,其参考电压 3.3V,后置放大电路需要将幅值只有 5mV 以内的信号放大至数伏,考虑到后续还需电平抬升,因此放大后最多不应超过 ADC 的参考电压的一半,才可获得良好的采集效果。又由于肌电信号的幅值大小可能因人所处环境而异,为了能使后置放大后的肌电信号达到最佳的效果,要求后置放大电路能对放大倍数能够进行调节。肌电信号是一个正负交替的交流信号,如果不进行电压抬升,则前置级处理之后负电压信号将进入到 ADC 输入端,将会导致采集到错误的数据,因此必须对前级处理信号进行电压抬升。表面肌电信号拾取调理电路如图 3 所示。

2 表面肌电信号采集传输

表面肌电信号的采集传输采用无线单片机 CC2530,其由美国 TI 公司开发,搭载高性能低功耗的 8051 内核控制器,其本身具有 8~14 位的 ADC,

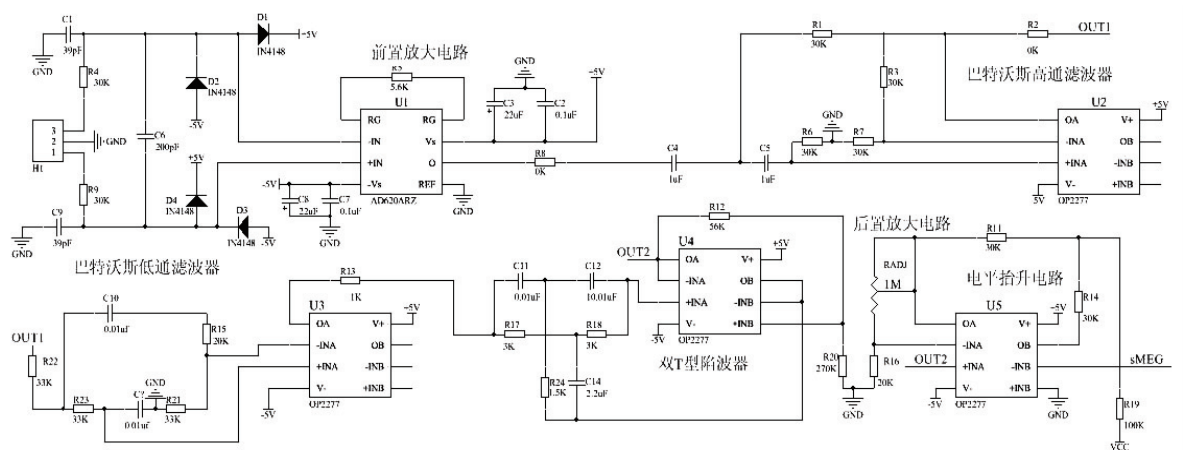


图3 表面肌电信号拾取调理电路图

Fig.3 Diagram of sEMG pickup conditioning circuit

并整合了 Zigbee RF 收发器,满足系统设计需求。CC2530 ADC 采集表面肌电信号,分辨率设置为 12 位,采样率为 1 000Hz,参考电压选择内部参考电压,采用转换结束中断方式进行操作;采集过程中信号输入到 CC2530 的 I/O 口,经转换获取数据。CC2530 中装载 IEEE802.15.4 协议栈,Zigbee 设备通过这些协议,在设备之间进行数据收发。具体系统在初始化时设置数据发送定时时间周期性将 AD 采集数据以无线方式发送至交互控制器。交互控制器的数据接收则无需控制器干预,当系统循环检测到数据缓冲区有新的数据时,相应变量的标志被赋值置位,调用数据包接收函数即可。AD 采集传输流程图如图 4 所示。

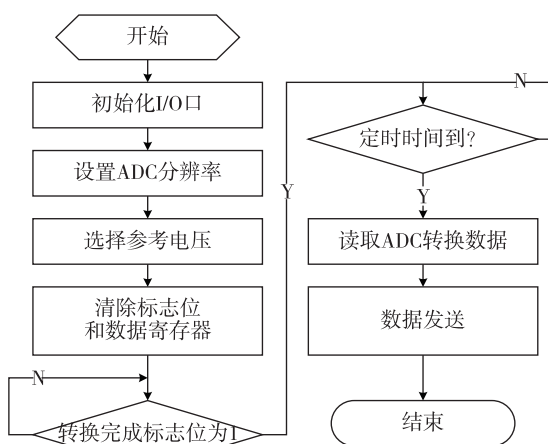


图4 AD采集传输流程图

Fig.4 Flow chart of AD acquisition and transmission

3 基于表面肌电信号的人机交互

在对人体小臂所采集肌电信号进行分析时发

现,其时域中的特征参数平均绝对值 MAV(Mean Absolute Value)能识别出诸如伸握拳等不同的手势动作;进一步分析发现伸拳、手臂处于放松状态时小臂的肌电信号比较微弱,而当握拳、手臂用力时肌电信号的 MAV 明显会发生变化且变化非常明显,所以通过 MAV 可以很明显的判断出肌电信号的波动幅度,同时能够反映出一段时间范围内肌肉力的大小。MAV 的计算公式如式(2)。

$$J = \frac{\int_{t_0}^{t_0+T} |S(t)| dt}{T} = \frac{\sum_{i=1}^N |X_i|}{N} \quad (2)$$

式中: J 为 MAV 值, N 为采样次数, $S(t)$ 为肌电信号, X_i 为 $S(t)$ 的采样值, t_0 为信号起始时间, T 为 $S(t)$ 的观测时间。

注意到当伸拳、手臂放松的时候,采集得到的肌电数据并不是一个恒定值,而是处于某个范围之间,这是由于系统本身纹波或外界干扰所致。但在基于肌电信号进行交互时,希望此时采集得到的数据是恒定的,以便于交互动作阈值的判断,同时也为了防止公式(2)中累加数据溢出,为此本文对所采集的肌电数据首先进行如下处理:

$$\delta_i = \begin{cases} X_i - Z_1 & X_i > Z_1 \\ 0 & Z_2 \leq X_i \leq Z_1 \\ Z_2 - X_i & X_i < Z_2 \end{cases} \quad (3)$$

式中: δ_i 为差值, Z_1 为范围上限, Z_2 为范围下限。由式(3)、公式(2)可以改为公式(4)进行计算。

$$J = \frac{\sum_{i=1}^N |X_i|}{N} = \frac{\sum_{i=1}^N |\delta_i|}{N} \quad (4)$$

交互控制器由无线单片机 CC2530 和

MC9S12XS128 单片机组成,通过串口实现信息交换,其中无线单片机 CC2530 主要负责无线接收肌电信号,MC9S12XS128 单片机则基于接收的肌电信号控制智能小车的行驶。具体当无线单片机 CC2530 接收到无线发送来的肌肉信号后进行 MAV 计算,将计算结果通过串口传送给 MC9S12XS128 单片机,MC9S12XS128 单片机根据不同的计算结果换算成行驶直流电机相应不同占空比的 PWM(Pulse Width Modulation)输入,并通过 PID 算法来实现行走车速的闭环控制。

4 实验结果与分析

4.1 实验方法

试验在常州大学生物医学信息技术实验室以及室外操场、小车赛道进行,分为 3 个部分,第 1 部分通过示波器测试肌电信号拾取调理电路的输出波形以及经过采集后的波形和数据,第 2 部分测试数据的无线传输性能,第 3 部分基于肌电信号测试对智能小车的行驶控制。

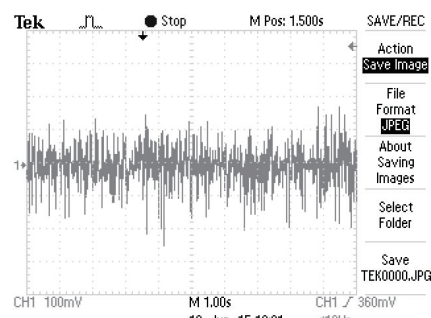
4.2 结果与分析

将电极片贴于小臂,进行伸握拳操作,图 5 即为基于数字示波器通过肌电信号拾取调理电路所测得的波形图,其中图 5(a)为刚经过前置差分放大的波形,肌电信号的干扰相当严重,几乎完全被噪声掩盖;图 5(b)为经过滤波、电平抬升后的波形,肌电信号依据动作的不同已经清晰可见。

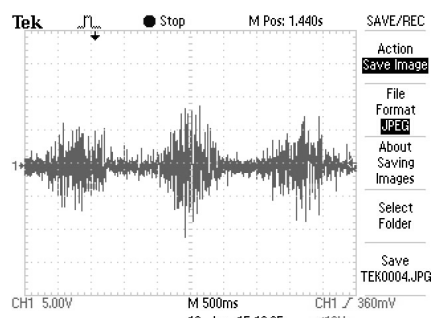
图 6 为经过 AD 采集后上传到上位机虚拟示波器的波形显示,加了软件中值滤波,波形更加清晰。其中图 6(a)为伸拳、手臂放松的时候的肌电波形,从图中可以看出肌电波形基本比较平稳,有微小波动。表 1 为伸拳、手臂放松时系统采集的部分肌电数据以及根据公式(3)得到的差值,根据采集数据分析,公式(3)中 Z_1 取 960, Z_2 取 890。手臂放松肌电采集数据及计算差值见表 1,对表 1 数据用公式(4)进行计算, $J \approx 0$ 。图 6(b)为握拳由强到弱、手臂紧张时候的肌电波形,从图中可以看出,每次用力幅值都会有较大幅度的增大。相应表 2 为握拳由强到弱、手臂紧张时系统采集的部分肌电数据以及根据公式(3)得到的差值,根据公式(4)进行计算,强度握拳、中等强度握拳和弱强度握拳 J 分别约等于 485、165、90,以此说明肌电信号的强弱与手臂肌肉的紧张程度是相关的,握拳越紧,所采集肌电信号的幅值

越大,由此可以据此实现对小车车速的连续控制。

Zigbee 无线技术的传输质量受环境的制约。在实验中选择了 2 个测试场地:室外空旷操场和室内障碍比较多、干扰比较强的宿舍;试验设定发射强度 4.5 dBm,传输速率接近于 25 kbps。根据不同距离分别测试了发送 10 000 个数据时的误码率和丢包率。具体计算如下:



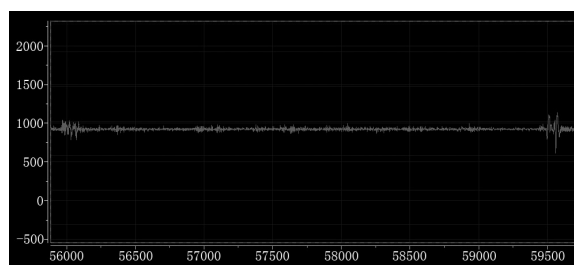
(a) 前置差分放大后波形



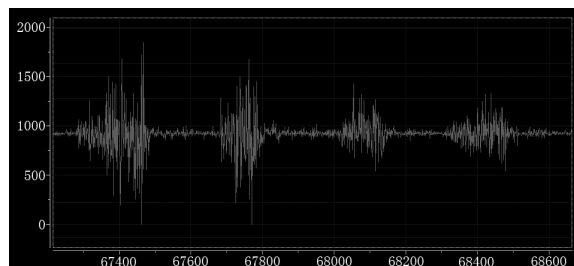
(b) 电平抬升后波形

图 5 肌电信号拾取调理波形

Fig.5 Waveform of sEMG pickup conditioning



(a) 伸拳、手臂放松肌电波形



(b) 握拳由强到弱、手臂用力肌电波形

图 6 肌电信号采集波形

Fig.6 Waveform of sEMG signal acquisition

误码率 = 误码数量 / 总传输的码数

丢包率 = 丢失的数据包个数 / 总数据包个数

表 1 手臂放松肌电采集数据及计算差值

Table 1 EMG aquired data and calculated difference of arm rest

序号	采样值	差值	序号	采样值	差值
1	888	-2	11	928	0
2	927	0	12	914	0
3	887	-3	13	930	0
4	951	0	14	993	33
5	921	0	15	863	-27
6	909	0	16	911	0
7	921	0	17	918	0
8	949	0	18	904	0
9	897	0	19	925	0
10	892	0	20	965	5

表 2 手臂紧张肌电采集数据及计算差值

Table 2 EMG aquired data and calculated difference of arm strain

强度握拳			中等强度握拳			弱强度握拳		
序号	采样值	差值	序号	采样值	差值	序号	采样值	差值
1	344	-546	1	705	-185	1	893	0
2	1 817	+857	2	906	0	2	1 160	+200
3	909	0	3	1194	+234	3	946	0
4	818	-72	4	671	-219	4	766	+124
5	921	0	5	628	-262	5	1 030	+70
6	1 636	676	6	912	0	6	983	+23
7	446	-444	7	510	-380	7	1 146	+186
8	1 770	+810	8	1147	+187	8	844	-46
9	564	-326	9	720	-170	9	807	-83
10	772	-118	10	1088	+128	10	811	-79
11	1 280	+320	11	1 008	+48	11	828	-62
12	0	-890	12	1 056	+96	12	816	-74
13	1 041	+81	13	1 194	+234	13	829	-61
14	1 982	+1 022	14	578	-312	14	1 030	+70
15	413	-477	15	855	-25	15	527	-363
16	234	-656	16	522	-368	16	747	-143
17	2 047	+1087	17	879	-11	17	983	+23
18	1 420	+460	18	1 172	+212	18	1 085	+125
19	160	-730	19	715	-175	19	957	0
20	1 095	+135	20	1 015	+55	20	826	-64

首先测试肌电信号控制小车的起停,手掌完全放松时,小车静止不动;手掌握紧,肌电信号 MAV 值大于阈值时,小车启动。然后测试在直道小车的加减速,手掌握紧时,肌电信号 MAV 值大于阈值时小车启动,启动之后的车速 V 根据肌电信号的强弱来给定电机对应占空比 PWM,计算公式如公式

从表 3 试验结果可以得出,在操场上通讯距离 40m 以内、宿舍中通讯距离 30m 以内,可以有效可靠进行数据收发;而在操场上通讯距离 40m 以上、宿舍中通讯距离 30m 以上,存在丢包现象;但无论在何种环境,误码率都为零。

基于肌电信号测试对智能小车的行驶控制。由于不同测试者相应所采集肌电信号的强度可能不同,因此针对不同的测试者,系统运行首先要确定测试者伸拳、手臂完全放松时的肌电信号和握拳、完全握紧时手臂的肌电信号。又因为手臂完全放松时肌肉有可能抖动,握拳完全握紧时又非常消耗测试者的体力,所以本系统将测试者手臂完全放松时所采集肌电信号 MAV 值的 1.1 倍作为小车启动阈值,而将握拳完全握紧时手臂肌电信号 MAV 值的 0.8 倍作为小车速度上限的对应阈值。

(5);最后测试小车直道加速弯道减速性能,当小车在直道行驶时,手掌握紧,小车全速前进;入弯时小车减速,出弯时小车加速。从实验过程来看,基于所设计系统软硬件电路,能够实现小车的无线交互控制,且启停行驶自如。实验场景如图 7。

表 3 室内外操场 Zigbee 无线传输质量测试结果

Table 3 Zigbee wireless transmission test results in indoor and outdoor playground

室外操场			室内宿舍		
通信距离/ m	丢包率/ %	误码率/ %	通信距离/ m	丢包率/ %	误码率/ %
30	0	0	10	0	0
40	0	0	20	0	0
45	0.13	0	30	0	0
50	0.67	0	35	0.25	0
55	2.25	0	40	1.67	0
60	4	0	45	3	0
75	100	0	50	100	0

$$V = \begin{cases} 0 & J \leq 1.1J_{\min} \\ 1 \times V_{\max} & J \geq 0.8J_{\max} \\ \frac{J - J_{\min}}{J_{\max} - J_{\min}} \times V_{\max} & 1.1J_{\min} \leq J \leq 0.8J_{\max} \end{cases}$$

(5)

式中: V_{\max} 为小车最高行驶速度, J_{\min} 和 J_{\max} 分别代表测试者伸拳和握拳用力最大时的肌电信号 MAV 值, $\frac{J - J_{\min}}{J_{\max} - J_{\min}}$ 对应 PWM 占空比。



图 7 肌电信号控制小车行走

Fig.7 Car driving based on sEMG

5 结 论

本文实现了表面肌电信号的拾取采集处理,并基于所采集的表面肌电信号完成了智能小车的无线交互控制,验证了所设计系统的有效性,但系统后续还需进一步研究完善:

1)手臂动作可能导致电极与导联线相对运动,产生干扰。若将电极集成于采集终端会很好地减少

干扰,而且省去了外联接线,加上纽扣电池供电、Zigbee 天线换成工字型天线,使得可穿戴表面肌电无线采集成为可能。

2)由于信号采集为三导联,采集数据比较单一,本文系统不能完成复杂动作的识别应用于交互控制;后续将对多导联肌电采集以及更多动作的精确分类识别算法进行研究,以实现智能小车的启停、加减速、转向等完全交互控制,为后续研究肌电控制智能轮椅奠定基础。

参考文献:

[1] POURZARE S, AYDEMIR O, KAYIKCIOGLU T. Classification of EEG signals recorded during in facial movements for human- machine interaction [C]// Signal Processing & Communications Applications Conference. Turkey: Mugla, 2012:1-4.

[2]PATIL S M, PATIL C G. An approach for human machine interaction using electromyography [J]. Journal of Medical Imaging & Health Informatics, 2014, 4(1): 71-75.

[3]张毅,刘睿,罗元. 基于支持向量机多分类的眼电辅助肌电的人机交互[J]. 计算机应用, 2014, 34(11):3357-3360, 3368.

[4]李静,赵丽,任淑艳,等. sEMG 识别控制系统在虚拟仪器平台上的实现[J]. 机床与液压, 2011,13:72- 74.

[5]杨宇,陈香,涂有强,等. 基于表面肌电控制的虚拟人机交互系统[J]. 系统仿真学报, 2010, 22(3):651- 655.

[6]WHEELER K R, JORGENSEN C C. Gestures as input: Neuroelectric joysticks and keyboards [J]. IEEE Pervasive Computing, 2003,2(2):56-61.

[7]WHEELER K R, CHANG M H, KNUTH K H. Gesturesbased control and EMG decomposition [J]. IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics, Part C: Applications and Reviews, 2006,36(4):503-514.

[8]LÓPEZ N M, DI SCIASCIO F, SORIA C M, et al. Robust EMG sensing system based on data fusion for myoelectric control of a robotic arm [J]. BioMedical Engineering OnLine, 2009, 8(1):401-407

(责任编辑:李艳)