

用于脑瘫康复训练的悬浮控制系统研究^①

浦宇欢^② 毛丽民^③ 刘叔军 徐星宇

(常熟理工学院电气与自动化工程学院 常熟 215500)

摘 要 针对目前脑瘫患者康复训练手段单调、互动性差的缺点,提出了一种用于脑瘫患者康复训练的悬浮控制系统。该系统主要以脑瘫患者的脑电集中度和放松度为检测对象,根据检测到的集中度和放松度的强弱,自动调节悬浮系统中无刷电机的脉宽调制(PWM)信号,实现对小球不同位置的悬浮控制。实验结果表明,该用于脑瘫康复训练的悬浮控制系统能根据测试者的集中度和放松度实现小球的悬浮控制,具有互动性强和激发患者主动参与训练的特点,具有一定的应用前景。

关键词 脑电波, 康复, 脑瘫, 悬浮

0 引 言

据有关数据显示,我国现有脑瘫患者约 175 万人,其中 0 至 6 岁的患儿约有 31 万,且每年以 4.6 万的速度递增。脑瘫主要表现为中枢性运动障碍及姿势异常,同时可伴有智力、语言、视觉、摄食等多种障碍。目前针对小儿脑瘫的治疗方法有很多,医学治疗方面包括运动治疗、语言治疗、药物治疗、外科治疗、针灸治疗、中药治疗等,但目前能为具有上述问题的患者提供帮助的医疗设备非常紧缺,且没有较好的解决方案^[1-3]。

随着近代医疗科技的发展,大部分医疗学者把目光集中到了脑机接口技术的研究,通过脑电实现人机交互(human-computer interaction, HCI),主要探讨对脑电信号的刺激改善脑瘫患者训练的效果。本课题的研究将实现用于脑瘫康复训练的悬浮控制系统的设计与开发,通过脑机接口技术检测脑电波信号传递给设备,根据检测到的脑电波完成相应的动作指令,实现脑瘫患者的意识集中度与放松度的锻炼,提供一种全新的脑瘫康复训练方式^[4,5]。

1 康复训练系统悬浮控制方案的设计

1.1 悬浮控制系统总体结构

本文通过脑力方 T8498 头戴传感器进行脑电数据采集,采集的数据包通过蓝牙发送给单片机,然后解析数据包,提取实验者的脑电波信息^[6],单片机根据分析得到的控制信息,驱动无刷电机,实现小球的状态控制,系统设计方案如图 1 所示。

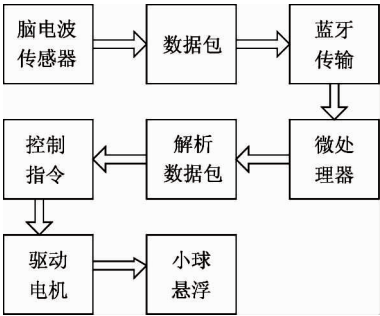


图 1 数据信号传输过程

1.2 悬浮控制系统机械结构

为使观察现象明显,本文采用黄色乒乓球为测试对象,透明导管直径为 5cm,塑料透明外壳(长

① 苏州市科技计划(SYG201504)资助项目。
 ② 男,1992 年生,硕士;研究方向:目标识别,目标跟踪;E-mail: 362403145@qq.com
 ③ 通信作者,E-mail: maolimin_1981@163.com
 (收稿日期:2017-08-20)

30cm,宽 30cm,高 20cm),结构如图 2 所示。

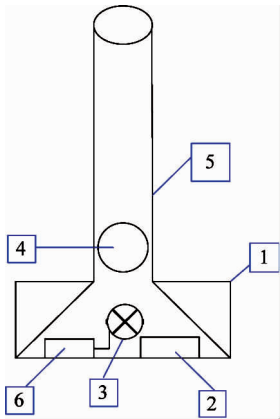


图 2 悬浮控制系统结构示意图

1.3 悬浮控制系统数据传输

本文采用脑力方 T8498 头戴传感器,其原理为在头部放上导体,使之形成一个回路和传感器配合,产生一个 16 进制的数据传送给蓝牙主机,发送给配套的蓝牙从机,单片机根据蓝牙从机的数据进行数据筛选和处理,在整个数据传输的过程中,都是以 16 进制代码的格式进行传输^[7]。

此设计通过人机交互(HCI)来实现两个蓝牙设备的通讯,总体来说 HCI 分组共有 3 种类型:(1) Command Packet 指令分组;(2) Event Packet 事件分组;(3) Data Packet 数据分组。本文只涉及到数据通讯而非语音通信,因此建立的是 ACL 链路。只有两个模块之间建立的链路成功,才可以按照蓝牙规定的数据包格式接受和发送数据。

2 康复训练的悬浮控制系统数据采集与处理

2.1 系统的数据采集

通过在头部和耳部加上导电物体,然后比较计算人在不同状态下,产生的微弱电压变化,即所谓的生物电。本文用脑力方 T8498 头戴传感器来采集脑电波信号^[8]。

采集系统通过一个非常标准的蓝牙串口应用规范来传递数值,整个过程相当于一个串字流,在数据包中进行编码后传送,传感器如图 3 所示。



图 3 头戴传感器

2.2 脑电波采集信号数据

原始脑电波和 essence 数据(包括了集中度和冥想度)都是在 Think Gear 芯片中进行计算。

Think Gear 数据包由 3 部分组成,分别为:(1)数据包头文件;(2)有效数据负荷;(3)数据包的有效负荷校检。Think Gear 数据包可以把数据值从 Think Gear 模块传送到任意一台指定的接收器。在数据处理中,本文设置 35 个 16 进制数码,并且表示不同的含义。

本文检测到的信号强弱通过 POOR _ SIGNAL 无符号的一个字节的整数值描述,范围区间为 0 ~ 200,零以外的数值表示所检测到的噪声信号。一般噪声越大的情况下,所显示的数值越高。

2.3 数据格式的说明

本文的数据包是以异步的串行字节流发送的,传送通用蓝牙,任何数据包都从头文件开始,紧跟着数据负荷,最后是负荷校检,具体如下:

(1) 数据包的头文件

本文的头文件是由 3 个字节组成的数据包:2 个同步字节(0xAA 0xAA),另外一个有效负荷长度字节[SYNC]。

(2) 数据负荷

数据包用许多的字节表示。本文中数据包中的数据负荷字节的个数是从头文件里的负荷长度字节[PLENGTH]字节中来进行提取的。随后数据负荷字节解读进 Think Gear 数据值。

(3) 负荷校验

本文的数据包是否完整是用校验字节[CHK-SUM]字节来进行判断是否有遗漏。负荷检测位的定义如下:

(1)进行相加数据包的数据负荷的所有字节;

- (2)采取总和最低的 8 位;
- (3)对最低 8 位执行位相反数(编译相反);

接收数据包的接收器必须使用上述 3 个步骤来计算它们收到的数据负荷,然后把一起接收到的[CHKSUM]校验和字节进行比较。如果计算的负荷校验和接收到的[CHKSUM]值不匹配,则整个数据包也是无效的,应该舍弃。如果互相匹配,接收器会按“数据负荷结构”来优先解析数据负荷。

2.4 脑电波的数据提取

脑电波传感器会在 1s 时间内发送具有一定格式的数据包,里面包括有专注度 Attention,冥想力 Meditation 和 5 个脑电原始信号 EEGPower (Delta, Beta, Theta, Alpha, Gamma)的值,数据包的格式见表 1。

表 1 通讯数据格式

AA	20	C8	83	18	18	D4	8B	13	D1
69	02	58	C1	17	3B	DC	02	50	00
03	CB	9D	03	60	3B	03	7E	89	04
00	05	00	D5						

AA 同步
20 计算得出是十进制的 32,也就是有 32 个字节的 payload
C8 信号的值
83 代表 EEGPower 运行
18 计算得出是十进制的 24,该数据表示 EEG-Power 由 24 个字节组成,下面每 3 个字节为一个组。
接下来为 Delta, Beta, Theta, Alpha, Gamma 的数据,每个数据都有三个字节组成表 2 所示。

2.5 脑电波的数据计算

单片机接收数据包的过程:首先判断是否接收到数据包的起始标志,两个 aa 数据,如果接收到,则对后面接收到的数据进行计数,该数据包的有效数据是 32 个,通过计数变量将数据包的最后一个数据提取出来,该数据代表专注度,值越高说明注意力越集中。

专注度数据处理流程如下图 4 所示。

表 2 EEGPower 数据

18	Delta1/3	02	LowBeta1/3
D4	Delta2/3	50	LowBeta2/3
8B	Delta3/3	00	LowBeta3/3
13	Theta1/3	03	HighBeta1/3
D1	Theta2/3	CB	HighBeta2/3
69	Theta3/3	9D	HighBeta3/3
02	LowAlpha1/3	03	LowGamma1/3
58	LowAlpha2/3	6D	LowGamma2/3
C1	LowAlpha3/3	3B	LowGamma3/3
17	HighAlpha1/3	03	MiddleGamma1/3
3B	HighAlpha2/3	7E	MiddleGamma2/3
DC	HighAlpha3/3	89	MiddleGamma3/3

04 代表专注度 Attention
00 Attention 的值(0 到 100 之间)
05 代表放松度 Meditation
00 Meditation 的值(0 到 100 之间)
D5 校验和接收数据包的过程。

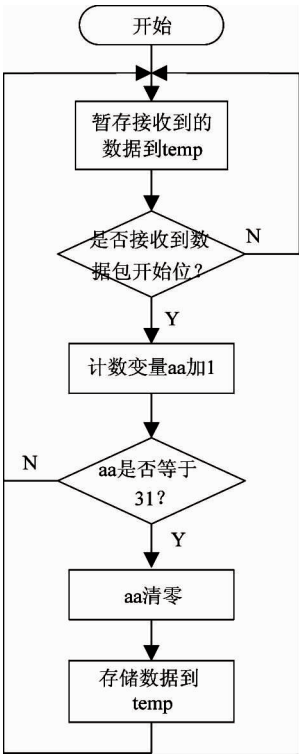


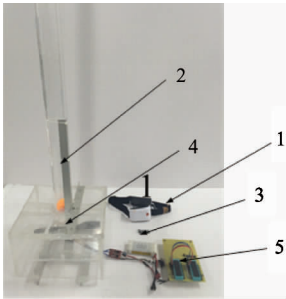
图 4 提取专注度数据流程图

3 康复训练的悬浮控制系统调试

3.1 系统的实物

悬浮控制系统主要由脑电传感器、单片机控制系统、蓝牙通讯、悬浮装置、电机驱动等组成。实物

如图 5 示。



1. 脑电传感器;2. 导管;3. 蓝牙通讯;4. 电机;5. 单片机

图 5 实物图

3.2 系统测试方案

本文先对脑电波信号进行采集,然后将脑电波信号转化成 10 进制编码,再将此 10 进制进行规定格式的编码,通过蓝牙传输到另一端进行储存并且检索^[9]。

基本上脉宽调制 (PWM) 可以对任何模拟值进行编码,前提是要在带宽足够的情况下。图 6 所示为 PWM 图。

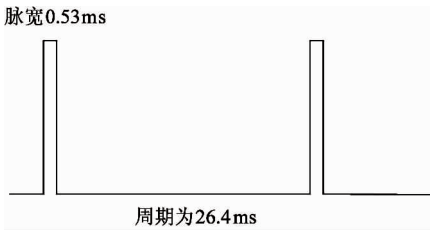


图 6 PWM 调试图

测试方案如图 7 所示。

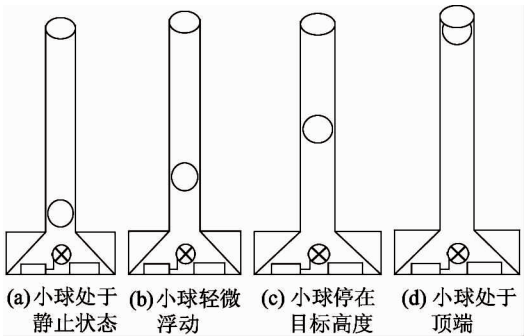


图 7 测试方案图

图 7(a)表示小球处于静止状态,且注意力为 0 的时候。此时使用者的意念完全不集中,并且电机

并未启动,带动风扇转速为零。

图 7(b)表示意念有些集中,集中注意力等级大概在 2 左右。此时无刷电机转动缓慢,风力比较小,使得小球有一点的浮动。

图 7(c)表示集中注意力等级在 4、5 左右,小球可以在中间位置浮动。风扇转速中,当意念驱使小球停止时,小球可准确停在目标高度。

图 7(d)反映出注意力十分集中,小球直接被吹到顶端,无刷电机全速运转,风力很大,可以使小球在上端浮动。注意力等级达到 8,处于顶峰状态。

3.3 PWM 调速

脉冲宽度调制技术 PWM 控制技术同时具备控制简单、动态响应好、操作灵活的优点,常使用在针对模拟信号电平进行数字编码的工作中。图 8 为不同 PWM 时,小球所在的不同位置。

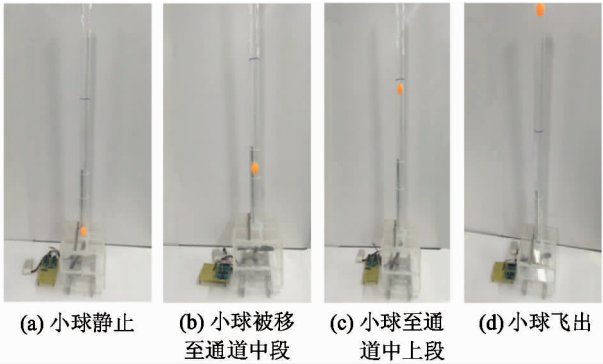


图 8 PWM 调试图

图 8(a)为脉宽0.53ms,小球基本处于静止状态;图 8(b)为脉宽0.62ms,小球被移动至通道中段;图 8(c)为脉宽0.7ms,小球被移动至通道偏上端;图 8(d)为脉宽0.79ms,小球从通道飞出。本文 PWM 信号由单片机定时器产生,通过对高电平的改变,使电机达到不同的转速,在相同周期内,高电平占的越多,转速越快,反之低电平占的越多,转速越慢。同时用定时器产生的时间越短,电机转的就会越平稳。

3.4 悬浮控制系统的意念强度调试

脑电波传感器会在 1s 时间内发送一个具有格式的数据包,包括专注度 Attention,冥想值 Meditation 和 8 个 EEGPower 的值^[10]。

接收数据后进行处理把最后的专注度和放松度提取出来,值越高说明越集中注意力。然后把提取

到的相应数据进行风扇风大小的设置,就能使小球根据注意力浮动。

以下是现场测试过程,图 9 ~ 图 12 为测试图。
图 9(a)表示测试者做好准备,此时图 9(b)中 Attention 数据为 40, Meditation 数据为 48;图 9(c)为脑电波频率图。此时意念值很小,可以在表盘上看出注意力和集中程度,小球在底下盘旋,并没有升起来。

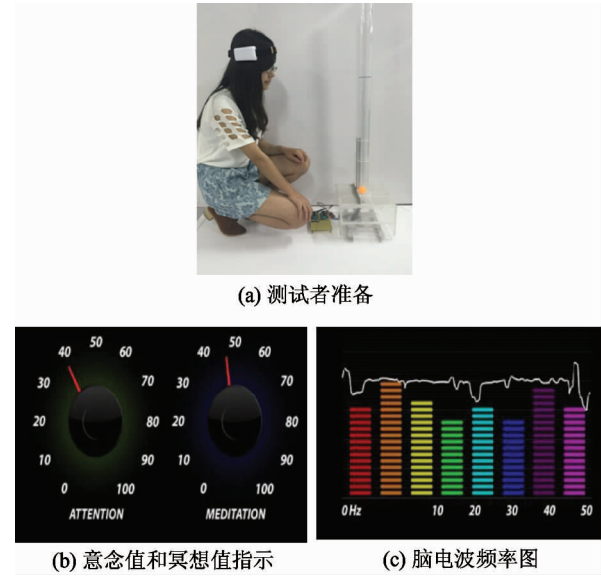


图 9 测试图 1

图 10(a)表示测试者在测试,此时图 10(b)中 Attention 数据为 52, Meditation 数据为 78;图 10(c)为脑电波频率图。此时意念值处于中下等,小球在中下部上下浮动。

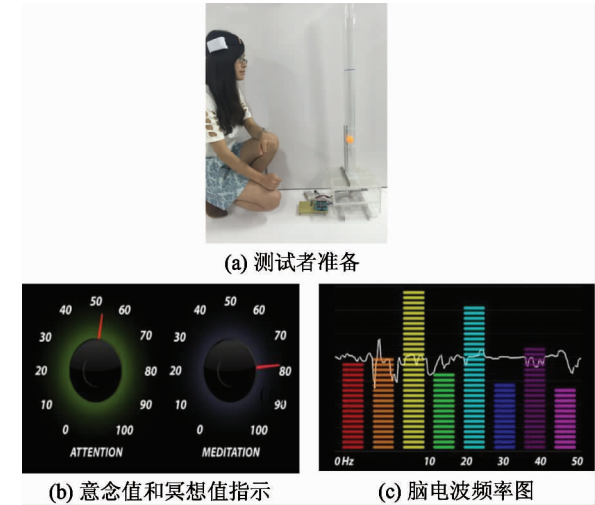


图 10 测试图 2

图 11(a)表示测试者在测试,此时图 11(b)中 Attention 数据为 60, Meditation 数据为 83;图 11(c)为脑电波频率图。此时小球到达预想的位置,在标志位周围浮动,意念值到达测试所要的状态。

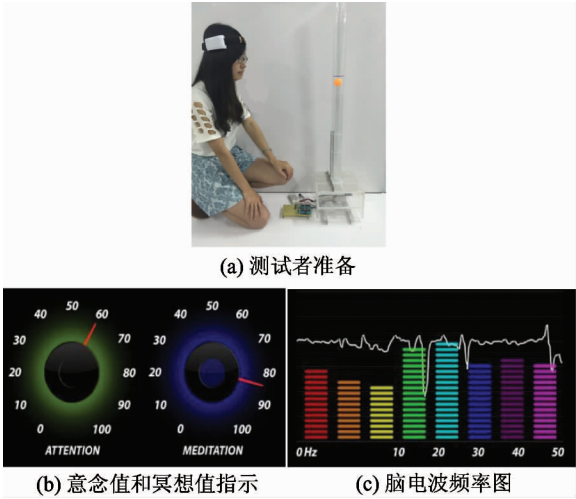


图 11 测试图 3

图 12(a)表示测试者在测试,此时图 12(b)中 Attention 数据为 85, Meditation 数据为 81;图 12(c)为脑电波频率图。此时意念突然到达很高值,说明此刻的意念很集中,注意力和集中力值都很高,小球飘到最顶端。

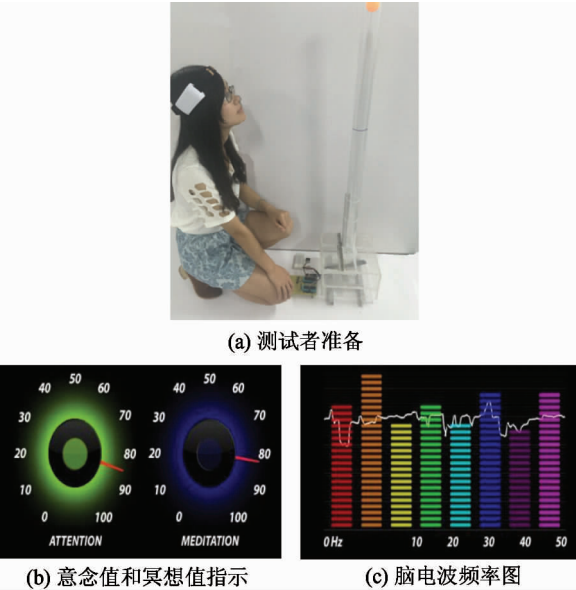


图 12 测试图 4

默认情况下,数值的输出是有效的。通常 1s 输出 1 次。essence™注意力指数从 1 到 100 之间的具

体数值表示用户的专注度等级和冥想度等级。

数值在 40 ~ 60 之间表示此刻该项指数的值处于一般范围,达到了基线范围,注意力处于基本状态。

数值在 60 ~ 80 之间表示此刻该项指数的值处于比较高的等级,也就是说此数值稍微高于正常水平。

数值在 80 ~ 100 之间表示处于“高值区”。意味着测试者的注意力或者说冥想值已经达到了非常专注的状态。

同理,如果数值 20 ~ 40 之间则表示此时的 essence 指数水平处于比较低的等级,数值在 1 ~ 20 则意味着处于比较低的等级。与之前所说的其它区值所代表的人的注意力状态相反,essence 指数处于这 2 个区域则表示被试者的精神状态表现为心烦、意乱、焦躁等。数值显示为零时,则表示 Think Gear 无法测量出该指数。对测试图的分析见表 3。

表 3 测试分析

测试	意念值	小球位置
测试图 1	40	48
测试图 2	52	78
测试图 3	60	83
测试图 4	85	81

由表 3 可以看出,当意念越集中,电机转速越快,小球位置越高,当意念在某一时刻稳定时,小球悬停于某一位置。

Study of a suspension control system for rehabilitation training for cerebral palsy

Pu Yuhuan, Mao Limin, Liu Shujun, Xu Xingyu

(School of Electric and Automatic Engineering, Changshu Institute of Technology, Changshu 215500)

Abstract

Aiming at the shortcomings of monotony and bad interaction of current rehabilitation trainings for cerebral palsy patients, a suspension control system for cerebral palsy patients' rehabilitation training is presented. The system mainly tests the EEG concentration and relaxation of cerebral palsy patients, and automatically adjusts the PWM signal of the brushless motor in the levitation system according to the detected concentration and the degree of relaxation to achieve the suspension control of the ball under different positions. The experimental results show that the suspension control system designed for cerebral palsy rehabilitation training can achieve suspension control of the ball according to patients' concentration and relaxation degree, which has the strong interaction and stimulates the patient to actively participate in training. It has a certain application prospect.

Key words: brain waves, rehabilitation, cerebral palsy, suspended

4 结 论

本文对脑瘫康复训练的悬浮控制系统进行了研究,通过实验,证明该系统能采集脑电信号并经过数据处理后传送给单片机,经解析得到控制指令,输出 PWM 信号驱动无刷电机,控制小球到达指定位置。这一技术的研发使脑瘫康复训练多了一种方法。

参考文献

[1] 邹华娅,古丽梅,周冰峰. 脑电仿生电治疗小儿痉挛型脑瘫的效果分析[J]. 中国医学创新, 2016, 13 (08):30-33

[2] 王娇娜,刘纪红,张力,等. 基于脑-机接口的无线智能机器人控制系统[J]. 电子技术应用, 2012, 38 (8): 119-125

[3] 王行愚,金晶,张宇,等. 脑控:基于脑机接口的人机融合控制[J]. 自动化学报, 2013, 39(3):208-221

[4] 徐江,何庆华,田逢春,等. 基于脑机接口的无线遥控车系统[J]. 微计算机信息, 2010(32):99-101

[5] 岳敬伟,葛瑜,周宗潭,等. 脑机接口系统中的交互技术[J]. 计算机测量与控制, 2008, 16(08):1180-1183

[6] 高湘萍,吴小培,沈谦. 基于脑电的意识活动特征提取与识别[J]. 安徽大学学报(自然科学版), 2006, 30 (2):33-36

[7] 吴婷,颜国正. 基于小波包分解的脑电信号特征提取[J]. 仪器仪表学报, 2011, 28(12):125-155

[8] 孟丽霞,孙福春,刘华平,等. 基于脑机接口与双激光雷达的移动车导航系统[J]. 机器人, 2012, 34(4): 260-309

[9] 何庆华,吴宝明,王禾,等. 基于小波和神经网络的视觉诱发电位识别方法[J]. 仪器仪表学报, 2007, 28 (6):220-259

[10] 周淦,卢毅,李剑,等. 小波包提取算法和相关分析用于电缆双端行波测距[J]. 高电压技术, 2011, 37(7): 1695-1699