

# 轮椅脑控算法研究与实验验证

郭倩<sup>1,2</sup>, 冯奇<sup>1,2</sup>, 屈萍鸽<sup>1,2</sup>, 刘记<sup>1,2</sup>

(1. 西安工程大学 机电工程学院, 西安 710048; 2. 西安市现代智能纺织装备重点实验室, 西安 710048)

**摘要:** 文章介绍了一种基于 BCI 实现轮椅运动控制的新型控制方法, 研究了一种便携化的脑机接口范式, 搭建了适用于普通轮椅的便携化脑机轮椅控制系统; 系统根据脑电信号的自身特点, 选用 Emotiv 公司的 EPOC 无线便携式脑电仪采集脑电波信号, 由单片机控制, 实现脑电波数据的处理, 由集成两个无刷电机的制动器执行命令, 选用 ZD6716V3 作为无刷电机的控制器, 且每个电机中, 都有一个霍尔传感器, 提供来自电机的速度反馈信号, 以精确获取每个电机的速度参数, 并将电机集成在轮椅后轮上, 实现轮椅速度和方向的控制; 此外, 进行了基于脑电识别率的控制方式实验、基于小车的脑控实验以及基于轮椅的脑控实验; 实验结果表明脑电信号的准确率可以达到 83%, 满足实际使用需求。

**关键词:** 脑机控制; 脑电波; 脑机接口; 运动控制

## Research and Experimental Verification of Wheelchair Brain Control Algorithm

Guo Qian<sup>1,2</sup>, Feng Qi<sup>1,2</sup>, Qu Pingge<sup>1,2</sup>, Li Ji<sup>1,2</sup>

(1. School of Mechanical and Electrical Engineering, Xi'an Polytechnic University, Xi'an 710048, China;

2. Xi'an Key Laboratory of modern Intelligent Textile Equipment, Xi'an 710048, China)

**Abstract:** This paper introduces a new control method for wheelchair motion control based on BCI, studies a portable brain-computer interface paradigm, and builds a portable brain-computer wheelchair control system for common wheelchairs. The system controlled by single-chip microcomputer, according to the characteristics of EEG (electroencephalography) signals, the selection of Emotiv company EPOC wireless portable electrical brain all acquisition radio signals, use ArduinoUNO board as the microprocessor, realize the EEG data processing, the integration of two brushless motor brake execute commands, adopting ZD6716V3 brushless motor controller, and each of the motor, there is a hall sensor, provide feedback signals from the speed of the motor, to know exactly the speed of each motor, then the two motor integrated in a wheelchair on the rear wheels, realize the wheelchair control speed and direction. In addition, experimental research has been carried out, including the control mode experiment based on EEG recognition rate, the brain control experiment based on dolly and the brain control experiment based on wheelchair. The experimental results show that the accuracy of EEG can reach 83%, which can meet the practical needs.

**Keywords:** brain machine control; brain waves; BCI; motion control

## 0 引言

重度运动疾病如偏瘫、神经受损、脊柱损伤等会把人置于非常复杂的情况下, 限制他们的活动, 从影响下肢肌肉的肌肉萎缩到无法移动<sup>[1]</sup>。为了移动, 这些人不得不使用轮椅。但是, 由于残疾者不能自主移动身体部位, 导致其难以正常使用普通的轮椅。为了控制轮椅, 一些解决方案已经被开发出来, 比如用下巴或眼睛控制开关。但对于有移动困难的人来说, 这种设备是不可能使用的。随着技术的不断完善和新器件的不断出现, 面向残疾人的基于脑信号实现轮椅运动控制方法将趋于现实。

脑机接口技术 (BCI, brain computer interface), 也称作“大脑端口 (direct neural interface)”或者“脑机融合感

知 (brain-machine interface)”<sup>[2]</sup>, 是近年来生物医学工程专业重要的研究领域。它利用从大脑中提取特定的生物电信号, 依据现有的认知神经科学理论, 进行有效地解码, 从而建立起人或动物脑 (或者脑细胞的培养物) 与外部系统的直接连接通路, 实现控制与操纵外部仪器或设备动作的目的。

近年来在这一领域进行了许多研究, 但是研究却仅仅集中在大脑控制界面 (BCI) 的纯性能上, 且研究都是在实验室中实现的, 没有考虑到残疾人的实际使用需求, 用户友好性、价格和适应性不足<sup>[3]</sup>, 如, 使用时需头部涂满导电凝胶, 且需要戴着沉重的医用脑电图头盔, 设备价格也太昂贵, 几乎没有残疾人能够负担得起该设备。

收稿日期: 2020-06-02; 修回日期: 2020-07-09。

基金项目: 陕西省教育厅科研项目 (18JK0341); 西安市科技创新引导项目 (201805030YD8CG14(12)); 科技创新平台建设工程/重点实验室建设项目 (2019220614SYS021CG043)。

作者简介: 郭倩 (1984-), 女, 陕西西安人, 硕士, 讲师, 主要从事信息与信号处理方向的研究。

引用格式: 郭倩, 冯奇, 屈萍鸽, 等. 轮椅脑控算法研究与实验验证[J]. 计算机测量与控制, 2021, 29(2): 229-233, 255.

为此,文章在重点考虑重装置的用户友好性、价格和适应性的基础上,研究开发出了一种用于轮椅控制的便携式脑-机交互模式,提出了一种便携化的脑机接口范式,搭建了一种适用于脑控轮椅的便携化脑机接口装置:选用了目前常用的非侵入性方法,采集脑电图信号,搭建了脑控技术的实时控制系统,研究了相应的控制策略,进行了脑控轮椅的算法开发,同时还构建了电机的自适应协调控制系统;并针对 E-motiv 与脑电信号自身特点,提出了 3 种不同控制方式:基于实时脑电信号与表情的控制范式、基于陀螺仪加速度的控制范式,以及单独基于表情的控制范式,并分别进行了基于脑电识别率的控制方式实验、基于小车的脑控实验以及基于轮椅的脑控实验。实验结果表明,本文所设计的控制系统,可以很好的实现不同的运动控制,脑电信号的准确率可以达到 85%,满足使用要求。

## 1 系统结构原理

系统依据使用者的表情动作,可实现轮椅的运动速度及方向的控制。整个系统由单片机控制,选用 Emotiv 公司的 EPOC 无线便携式脑电仪采集脑电电波信号,采用 ArduinoUNO 板作为微处理器,实现脑电图数据处理,采用集成两个无刷电机的制动器,执行命令,无刷电机的控制器采用 ZD6716V3,且每个电机中,都有一个霍尔传感器,提供来自电机的速度信号反馈,以确切地知道每个电机的速度,再将这两个电机集成在轮椅后轮上,实现电机速度和方向的控制,而轮椅则采用一般普通轮椅,只需在右边扶手上安装一个操作杆。BCW 系统原理如图 1 所示。

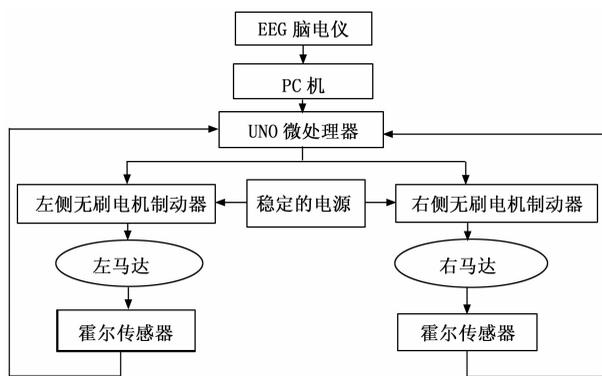


图 1 系统工作原理图

其中,脑机接口(BCI, brain computer interface)是脑控系统 BCW 的核心部分,这部分负责从使用者的脑电图中获取轮椅的指令,它是大脑与计算机之间的一种直接连接系统,允许个体与周围的神经和肌肉进行通信。

系统工作时,首先,EPOC 脑电信号采集设备记录用户的脑电波,在记录了原始脑电波后,将其传动给装有微处理器 ArduinoUNO 的 PC 机处理,然后给出移动速度及方向或停止的指令,并发送指令到轮椅上,通过电机及控制器实现轮椅的准确移动。此外,由于这种轮椅专为 100 公斤以上的人设计,需要大量的电力才能移动。为了提供这

种电力,系统还配备了稳压电源,实现稳定的电力供应。

## 2 轮椅脑控系统软件设计

软件部分由两种不同的应用程序组成:一种带有 EEG 耳机的用于过滤、放大和解密 EEG 原始信号的公司软件。对用户的脑电图解密后,将结果传递给下一个项目开发 Visual Studio,驱动轮椅执行相应的命令。

用户的脑电图由脑电图头盔记录,原始信号由脑电图头盔提供的软件过滤放大,然后专用软件对脑电图信号进行模式识别,提取用户的动作思想,对用户的脑电图解密后,结果将通过 API 发送到系统软件,所开发的软件根据解密后的脑电图采集相应的指令,然后命令通过 Arduino 发送到轮椅,实现轮椅的运动控制。

### 2.1 脑电信号采集

EPOC 收集的数据通过加密通道传输。在专有软件调用 EmoEngine 后,提供 EPOC 处理和解密原始脑电图数据。EmoEngine 还提供 EPOC 的电池级别、每个电极的接触质量、无线信号的质量、两轴陀螺数据。对于 EmoEngine 的研究版本,也可以将原始的脑电图数据可视化并记录下来。Emotiv 还提供了一些可视化和使用数据的软件,如控制面板对处理后的数据进行可视化,EmoKey 将处理后的脑电图数据与按键进行链接<sup>[4]</sup>。

EmoEngine 解密脑电图数据,通过 API 使计算机上运行的每个应用程序都可以访问处理后的数据。为了帮助开发新的应用程序,Emotiv 提供了使用 c++、Java、.net 和 Mat Lab 语言的示例。

情绪状态分为三类:表达型、情感型和认知型<sup>[5]</sup>,根据 3 种情绪状态开发了分别开发了 Expressiv 套件、Affectiv 套件和 Cognitiv 套件。

#### 1) expressiv:

Expressiv 套件,专门设置用来检测用户的面部表情,如眨眼、左右看、抬眉、皱眉、假笑、大笑等。Expressiv 套件数据与另外两组不同,它也是由电极记录的原始数据决定的,而不是由脑电图数据决定的,而是由脑电图之间的肌电图数据决定的。事实上,EPOC 头盔的一些电极是与面部肌肉接触的,因此它们也记录了这些肌肉的肌电图。许多软件将这些数据视为噪音,并试图检测它来抑制它。EmoEngine 还尝试检测肌电图数据,但不是压制它,它使用这些数据来确定面部肌肉的运动,并将其显示在 Expressiv 套件中。电极还可以记录眼动的眼动电图(EOG),这样就可以确定使用者在看什么。

因为大多数人面部肌肉的位置是相同的,所以不需要训练表情引擎把记录下来的数据和肌肉运动联系起来。对于某些运动,可以设置检测灵敏度。

#### 2) affectiv:

Affectiv 套件处理脑电图原始数据,并确定用户的情感状态。它检测 5 种不同的状态,投入/厌倦,沮丧,冥想,瞬间的兴奋和长期的兴奋。根据用户的有效状态,每个状态都有一个介于 0~1 之间的等级。表情引擎的这一部分需

要谨慎, 至少有两个原因。

首先, Emotiv 不发布专有的原因, EmoEngine 如何检测用户的心理状态并对其进行评分。利用这些数据, 设计了算法, 将用户的脑电图数据与其心理状态联系起来。

其次, 情感检测不需要训练, 因为每个人都以一种给定的精神状态呈现相同的脑电图。但是有些人在放松的情况下却表现出一种比其他人更严重的兴奋程度, 例如紧张的人。为了抵消这种影响, 情绪引擎会随着时间的推移调整每个状态的等级, 从而产生在时间中变得不稳定的副作用。如果用户兴奋 5 分钟, 瞬时兴奋的程度会逐渐降低, 不再对新的兴奋高峰作出反应。这可能是一个真正的问题, 使用这些情绪作为命令在很长一段时间。这就是为什么不使用这个套件的原因。

### 3) cognitiv;

Cognitiv 套件可侦测使用者的想法, 要做到这一点, 与其他两套套件不同, 系统必须经过训练, 以侦测使用者脑电波的模式。每个人都会有不同的脑电图模式, 例如思考举起右手。所以, 使用系统前, 需要对使用者进行培训。经过训练后, 系统会不断地将用户的脑电波与经过训练的每个模式进行比较。该检测是基于事件相关的去同步 (ERD), 主要是由于运动的认知作用。当用户想到一个电机动作时, 波和波中出现了衰减甚至是阻塞, 每一个想象的动作都会产生不同的模式。

要训练系统识别不同模式的脑电图, 第一步是训练中。在系统训练开始前, 需要让使用者放松, 不去想任何一些影响情绪的事情。在对每个动作进行训练之后, Emotiv 提供了一个漂浮在空中的立方体的应用程序, 在训练过程中, 用户可以看到被训练的动作, 例如, 如果用户想推送, 立方体就会被推送到屏幕上。它能帮助使用者集中注意力, 从而使脑电波更加稳定。

Cognitiv 套件可同时侦测到 13 个方向的 4 种模式: 向左、向右、向下、向上、向左/向右、推、拉旋转 3 个轴, 也会消失。系统要求训练的这些动作, 都要求在 8 s 内完成。在此期间, 使用者需要专注于要训练的动作。任何一个动作都可以训练很多次, 而且通常训练次数越多越好。至少有两个原因, 当用户训练时, 他训练的不仅是表情引擎, 还有他自己。控制我们的脑电波是可能的, 你训练得越多, 你的效率就越高。在表情引擎方面, 每个用户的数据越多, 匹配模式就越可靠。

## 2.2 命令

一旦 EEG 信号被 EmoEngine 解密, 解密的数据就可以通过 EmoEngine 应用程序编程接口 (API) 获得<sup>[6]</sup>。之后的目标是将使用者的心理状态与轮椅的动作联系起来。

轮椅运动有八种可能的动作: 前进、后退、右、左、停是控制轮椅的基本动作。为了方便轮椅的使用和使其更安全, 可增加 3 个动作: 速度控制、快速停车和紧急停车。

EPOC 可以在同一时间检测 21 种不同的心理状态, 所以如果每个状态都与轮椅动作相关联, 那么 21 种行为就可

以完成。但在现实中很明显, 每个人的心理状态都不是相互独立的。例如, 如果 EPOC 在 Expressiv 套件中检测到一个微笑, 那么它也将检测到 Affectiv 套件中的参与, 因为它将把用户的微笑与他假定的满意程度联系起来。因此, 如果我们在使用者微笑时触发前进动作, 但同时由于使用者的参与而触发后退动作, 则会同时触发两个相反的动作, 导致轮椅堵塞<sup>[7]</sup>。这个系统的关键之一是选择最有效的用户状态, 他们之间的独立, 可靠的时间和连接他们与正确的轮椅行动。为了找到最好的心态, 我们会做一个实验, 测试不同的可能性, 并验证它们之间的独立性。

EPOC 中的每个数据都可以同时使用, 可以开发个性化算法或过滤器来发出正确的命令。个人程序, 控制整个运动过程控制。该软件是在 Microsoft Visual Studio 2008 下开发的, 这是市场上最普遍使用的一类开发软件<sup>[8]</sup>。它可以控制不同的编码语言, 如 c++, c, VB, 在同一个开发软件下, 这是真正实用的。这里不会解释整个代码, 它太长, 也不是很有趣。所有的代码都可以在附录 b 中找到<sup>[9]</sup>。

加载应用程序后, 用户到达主页。从这里他可以浏览所有其他窗口。首先, 他必须选择输入和输出地址。对于输入, 用户可以选择 EmoEngine 和 EmoComposer (EPOC 的离线模拟)。对于输出, 选择 Arduino 板的端口, 如图 2 所示。

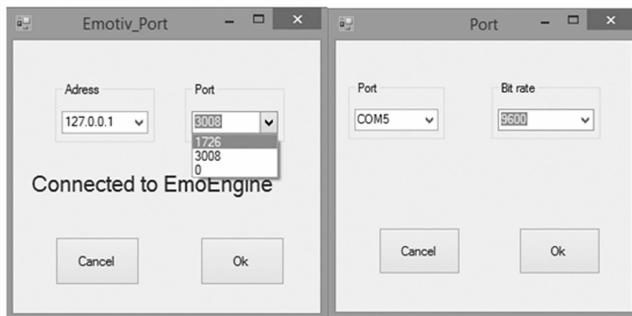


图 2 右侧窗口的输入选择/左侧窗口的输出选择

在此之后, 用户选择轮椅的控制方式, 选择与轮椅运动相关联的动作。例如, Cognitiv 套件的推动会触发轮椅的向前运动, 而中性状态会触发停止<sup>[10]</sup>。为了适应每个用户, 并根据他们的残疾, 设计了许多控制模式, 并将进行测试 (系统预测试)。选择控制模式后, 会出现一个控制窗口。此窗口用于同时监视输入和输出。对于输入, 在 2 轴上的加速度计数据和来自表情引擎的检测。对于输出, 命令被传送到轮椅上, 在这个窗口中, 还可以监控 EPOC 的电池电量。

之后, 对于 EmoEngine 检测到的每个动作, 该程序将查看是否与轮椅运动相关联, 并将其功率与阈值进行比较。软件的逻辑如图 3 所示。

## 2.3 轮椅的控制

Arduino 将串口收到的信在合适的引脚上转换成动力, 以下是 Arduino 的部分代码:

```
switch(inByte){
case \'z\': //If the letter received by the serial port is z
```

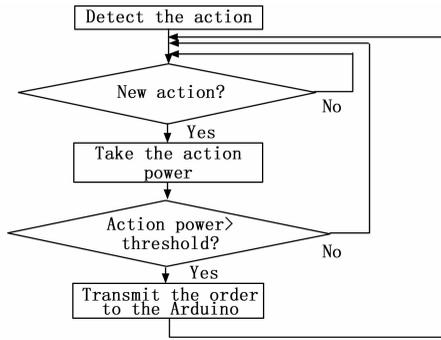


图 3 软件工作逻辑图

```
digitalWrite(5,LOW); //Put the pin 5 to 0 V
digitalWrite(2,HIGH); //Put the pin 2 to 5 V
break;
case 'q': //If the letter received by the serial port is q
digitalWrite(4,LOW); //Put the pin 4 to 0 V
digitalWrite(3,HIGH); //Put the pin 3 to 5 V
break;
case 'd': //If the letter received by the serial port is d
digitalWrite(3,LOW); //Put the pin 3 to 0 V
digitalWrite(4,HIGH); //Put the pin 4 to 5 V
break.
```

### 3 实验研究 Experiment Verification

#### 3.1 脑电图数据可靠性试验 Reliability of the EEG data

首先, 对不同表情对应的脑电图数据对轮椅脑控系统的具体影响进行了测试。

测试条件设置如下, 在封闭房间的半影中进行, 每个参与者的屏幕亮度将保持在相同的水平; 只允许实验者和用户一起进入房间。实验室内不能听到外界的噪音; 使用者坐在带有扶手的椅子上, 将手臂放在扶手上, 双脚平放在地板上, 不要移动身体的任何部位; 任何发射电磁波的设备, 如手机、电脑的 Wi-Fi/蓝牙等, 均处于关闭状态; 房间的温度是 23 °C; 测试时间为 30 min, 下午 4 点左右进行实验。将头盔是按照 EPOC 手册的指示小心地放在体验者头上。然后在 10 s 内随机执行 10 个连续动作, 每个动作间隔 5 s。

通过对 Affectiv 套件、Cognitiv 套件、Expressiv 套件进行多次试验, 发现, 握紧、左/右笑的可靠性非常高, 这 3 个动作对轮椅控制的平均成功率分别为 90%、94% 和 85%。紧握, 左/右微笑这 3 个动作非常适合控制系统。测试者左笑动作, 其功率与时间的关系曲线如图 4 所示。

图 4 为测试者 1、2、3 各自的测试结果曲线图。对于测试者 1 和 2 来说, 紧抓 0.015 的阈值是合适的, 但是对于测试者 3 来说, 检测能力很好, 但是是恒定的, 所以 0.003 的阈值更合适。向左微笑的功耗较高, 因此可以增加阈值, 0.03 对于 3 个用户来说似乎是合理的。这些阈值可以根据用户的意愿进行调整, 使控件更加敏感, 在第二次实验时再次调整, 直至找到最合适的阈值。

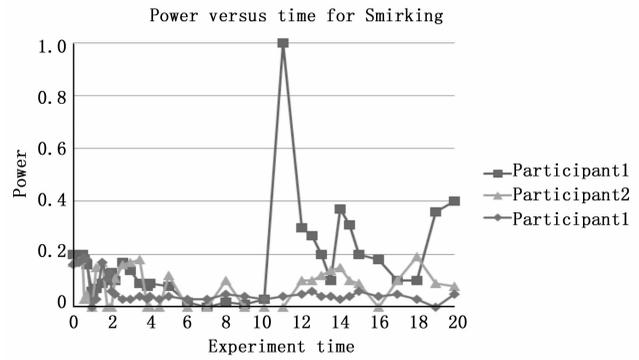


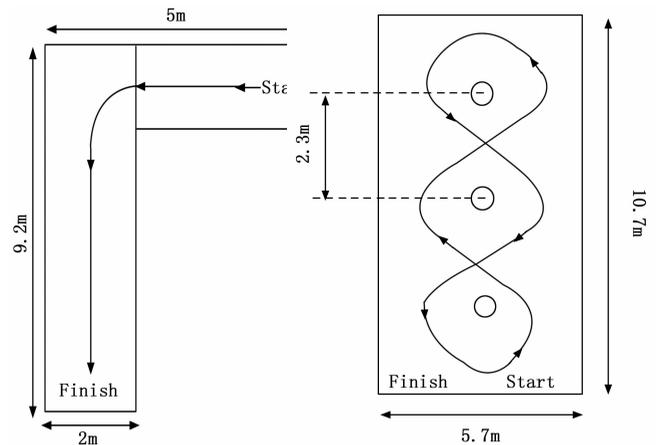
图 4 向左微笑功率与时间的关系

实验的结果显示, 握紧、向左/向右笑这些动作更适合于控制, 且随着时间的推移, 它们是相当稳定的。

#### 3.2 系统预测试

根据第一个实验的结果, 确定了 Expressiv 套件的握紧、向左/向右笑这 3 个动作更可靠, 接下来将他们与轮椅的运动联系起来。实现轮椅 4 个动作的运动控制, 即: 向前, 向右转, 向左转和停止。轮椅被一辆遥控汽车代替了。Arduino 将 BCI 命令以同样的方式发送到遥控器, 从而实现了远程控制的自动化。

在两个不同的电路上测试这 3 个命令方案。这些电路是为了代表残疾人日常生活中的常见情况而绘制的。图 5 (a) 所示第一个环路表示走廊或人行道, 它由一条只有一个转弯的长直道表示。为了评估每个指令方案的转弯熟练程度, 还测试了回转电路, 如图 5 (b) 所示。



(a) 电路 1 表示走廊/人行道 (b) 回转电路

图 5 电路图

电路 1 的结果如表 1 所示。

电路 2 的结果如表 2 所示。

结果表明, 第一个参与者没有成功地用 Expressiv 套件控制汽车。但这是意料之中的, 因为用户 1 和之前实验中的用户 4 是一样的, 或者已经注意到用户 1 不能正确控制紧抓和笑。所以他不能使用这些动作来控制遥控车也就不足为奇了, 必须为他设计一个不同的指挥方案。

表 1 完成第一圈冲击/脱轨的时间和次数

Circuit 1	Remote Control		Accelerometer		Expressiv		Expressiv/EEG	
	Time/s	Shock/Off track	Time/s	Shock/Off track	Time/s	Shock /Off track	Time/s	Shock/Off track
Participant1	12	1	25	3	/	/	15	1
	10	0	21	0	/	/	17	0
	9	0	31	1	/	/	12	0
Mean	10.33	0.33	25.66	1.333	/	/	14.66	0.33
Participant2	8	0	10	0	14	1	21	1
	9	0	16	0	16	1	22	2
	8	0	13	0	15	0	19	0
Mean	8.33	0	13	0	15	0.66	20.66	1
Participant3	10	1	21	1	23	1	26	1
	11	0	18	0	25	1	25	0
	8	0	26	2	18	0	23	0
Mean	9.66	0.33	21.66	1	22	0.67	24.67	0.34
Total	9.44	0.22	20.11	0.78	12.33	0.44	20	0.56

表 2 完成第二回路的冲击/脱轨时间和次数

Circuit 2	Remote Control		Accelerometer		Expressiv		Expressiv/EEG	
	Time/s	Shock/Off track	Time/s	Shock/Off track	Time/s	Shock /Off track	Time/s	Shock/Off track
Participant1	15.7	1	61	2	/	/	82	1
	12.6	0	48.9	0	/	/	65	1
	19.5	2	32	0	/	/	69	0
Mean	15.93	1	47.3	0.67	/	/	72	0.67
Participant2	12.3	1	88	1	55	1	85	0
	12	0	30	0	67	2	102	2
	11.6	0	24	0	48	0	74	1
Mean	11.97	0.33	47.33	0.33	56.67	1	87	1
Participant3	14	0	61	0	70	2	74	1
	12	0	46	1	43	0	85	0
	13	1	65	1	55	1	77	1
Mean	13	0.33	57.33	0.67	56	1	78.67	0.67
Total	13.63	0.56	50.66	0.56	37.56	0.67	79.22	0.78

表 3 完成两个电路的实验结果

	Joystick		Accelerometer			Expressiv			Expressiv/EEG		
	t/s	Shock/Off	t/s	Shock/Off	D/%	T/s	Shock/Off	D	T/s	Shock/Off	D/%
Circuit1	37	0	48	0	30	52	0	0.41	55	0	49
Circuit2	85	0	100	0	18	137	0	0.61	145	1	67

第二次实验的结果证实, 即使降低了轮椅的位移速度, 用大脑控制轮椅也是切实可行的。实际上, 要完全走完第一个电路, 使用不同的控制模式需要 12~20 s, 而使用遥控器需要 9 s, 所以需要 1.33~2.22 倍的时间。这种差异在电路 2 中更加明显, 电路 2 需要更多的方向变化, 因此需要更多的命令。事实上, 它需要 37~80 s 的时间来完成整个电路, 而远程控制只需要 13.5 s, 所以它需要 2.74~5.92 倍的时间。

### 3.3 脑控轮椅运动控制测试

为了确认 BCW 的全部设计, 进行了测试。程序与经验 2 相似, 在相同的电路上测试了 3 种相同的控制模式。

评价每个命令方案所考虑的标准是完成轨道的时间和碰撞或脱轨的次数。对于每个电路和命令方案, 用户有 3 次尝试, 在最后考虑的最佳时间。作为参考, 参与者将使用操纵杆设定每个电路的参考时间。

在相同的实验条件下, 以小车为控制对象分别进行两条线路的循环测试, 这两条线路是模拟残疾人日常生活中的常见情况, 一条长直道和一个布满障碍的弯道。分别进行了 3 种不同的控制方式的实验。

下面是实验 3 的结果, 其中  $D$  为使用操纵杆与参考时间设置完成电路的时间比较的百分比, 如表 3 所示。

(下转第 255 页)