

## 基于干电极的头带式射频无线脑-机接口系统<sup>①</sup>

郭 凯<sup>②\*</sup> 裴为华<sup>③\*</sup> 王 宇<sup>\*\*\*</sup> 许 冰<sup>\*\*\*</sup> 归 强<sup>\*</sup> 李晓倩<sup>\*</sup> 杨 宇<sup>\*</sup> 刘 剑<sup>\*</sup> 陈弘达<sup>\*</sup>

(<sup>\*</sup>中国科学院半导体研究所 集成光电子学国家重点实验室 北京 100083)

(<sup>\*\*</sup>兰州大学物理科学与技术学院 兰州 730000)

(<sup>\*\*\*</sup>北京视友科技有限责任公司 北京 100089)

**摘 要** 研发了一种采用干电极的脑-机接口系统,此系统克服了现有脑机接口用脑电信号采集及信号处理系统笨重而不便于携带的缺点。此系统采用半导体微加工工艺制作的“干”电极作为采集脑电信号的电极,佩戴方便且能长时间使用。整个便携式脑机接口系统在脑电信号采集、处理和传输三个方面都采用了利于便携的设计,信号处理采用专用的集成电路,信号的采集和处理端与信号接收端采用射频芯片收发数据。整个系统的重量只有 39g。该脑-机接口系统以人体的专注程度作为控制外部设备的控制信号,经过训练的受试者可以通过脑电信号实现对机器的控制。

**关键词** 脑-机接口(BMI),干电极,脑电(EEG),便携

## 0 引 言

脑-机接口(brain-machine interface, BMI)是一种可以在人脑与外部设备之间建立信息交互的系统,它将从脑部采集到的信息经过处理后来控制外部设备<sup>[1]</sup>。脑-机接口把信息从大脑直接传输到外部设备,不需要其它器官或组织的参与,它有望用于帮助那些存在运动障碍的患者<sup>[2]</sup>。

脑电信号的采集是整个脑-机接口系统的基础<sup>[3]</sup>,脑电信号的质量直接决定着整个系统的性能。目前临床上常用的脑电记录电极是银-氯化银湿电极,电极一般包覆一层导电凝胶。这种湿电极中的凝胶对皮肤有一定的伤害,尤其不适合用于皮肤过敏的人群。凝胶中的电解液的逐渐蒸发会导致电极接触阻抗的增大,致使信号质量变差,所以湿电极不适合用在需要长期记录信号的场合<sup>[4-7]</sup>。为此很多科学家在研制各种不需要使用导电膏的干电极,诸如钠超离子导体陶瓷电极<sup>[8-9]</sup>、电容式电极及采用碳纳米管或其他微针结构的电极<sup>[10-12]</sup>。为了解决长期记录信号的问题,本研究采用了一种基于

硅材料的干电极,它采用的微针结构与文献[12]相似,但使用了干湿法结合的加工方法和欧姆接触层的正反连接结构,大大简化了工艺流程。干电极的结构为在一个硅的基底上排列着很多整齐的微针,电极的表面溅射有一层钛/金用来导电。当干电极与皮肤接触时,微针的针尖就会穿过皮肤表皮的角质层进入到含有组织液的区域,从而降低电极与皮肤之间的阻抗以便记录到质量更好的信号,同时通过控制电极上微针的高度,使电极与皮肤接触时针尖只能到达没有神经和血管的生发层而不会进入到真皮层,从而不会流血和产生痛觉。

目前的脑-机接口,脑电信号根据其产生方式可分为诱发脑电和自发脑电两种<sup>[13]</sup>。目前脑-机接口广泛采用的 P300、稳态视觉诱发电位(steady-state visual evoked potential, SSVEP)信号都属于诱发脑电<sup>[14-16]</sup>。本文的脑-机接口系统采用的是自发脑电。设计制作了用于脑电记录的干电极,并采用干电极设计制作了便携式脑电信号采集与无线传输系统,整个系统包括脑电采集、处理单元、发射单元及接收单元三部分,发射单元和接收单元之间通过无线射频芯片进行信号传输,这样的设计减小了脑电信号

① 863 计划(2007AA03Z427), 973 计划(2011CB933203&2011CB933102)和国家自然科学基金(60776024, 60877035, 90820002, 61078074)资助项目。

② 男,1984 年生,博士生;研究方向:生物医用微系统;E-mail: guokai@semi.ac.cn

③ 通讯作者,E-mail: peiwh@semi.ac.cn

(收稿日期:2010-10-08)

采集单元的体积和重量,而且无线传输使受试者可以自由移动。通过脑电采集处理及射频传输系统对小车运动的控制实验,验证整个系统运行稳定,利用脑电至少可以实现对两个运动变量的控制。

## 1 干电极制备

制作干电极采用直径 4 英寸、双抛、 $\langle 100 \rangle$  晶向、厚度  $500\mu\text{m}$ 、电阻率  $0.02\Omega\cdot\text{cm}$  的硅片。干电极的制作流程包括:(1)清洗硅片:将硅片浸泡在 Piranha 清洗液 ( $\text{H}_2\text{SO}_4:\text{H}_2\text{O}_2=3:1$ ) 加热至  $125^\circ\text{C}$  煮 30min;(2)热氧化:将清洗后的硅片在  $1050^\circ\text{C}$  环境

下进行热氧化,在硅片表面形成  $0.5\mu\text{m}$  的氧化硅;(3)光刻:用 AZ P4620 光刻胶光刻出针体的形状;(4)腐蚀二氧化硅:用光刻胶做掩膜,用氢氟酸缓冲液腐蚀二氧化硅;(5)DRIE 刻蚀硅:用干法刻蚀硅片,得到高度为  $150\mu\text{m}$  的硅柱;(6)腐蚀针尖:在室温下用  $\text{HF}:\text{HNO}_3:\text{HAC}$  按照  $1:3:8$  的体积比腐蚀硅柱,硅柱被腐蚀成针尖状;(7)溅射金属:在片子正反面溅射  $\text{Ti}/\text{Au}$ ,厚度为  $700/5000\text{\AA}$ ;(8)划片:将硅片划成  $5\text{mm}$  见方的电极。图 1 所示为干电极的制作流程图,最终制作完成的电极的实物照片和扫描电镜图如图 2 所示。

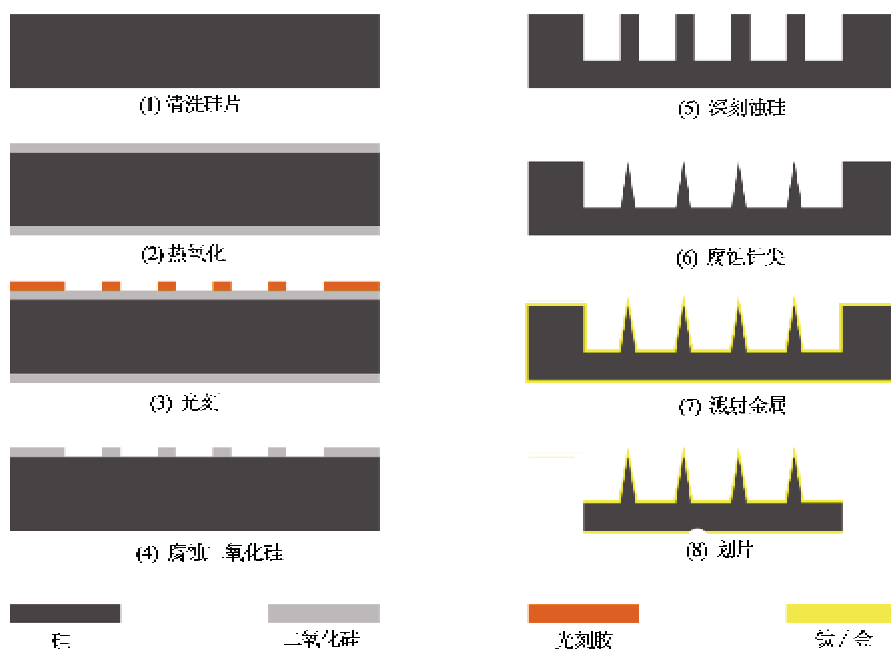


图 1 干电极制作流程图

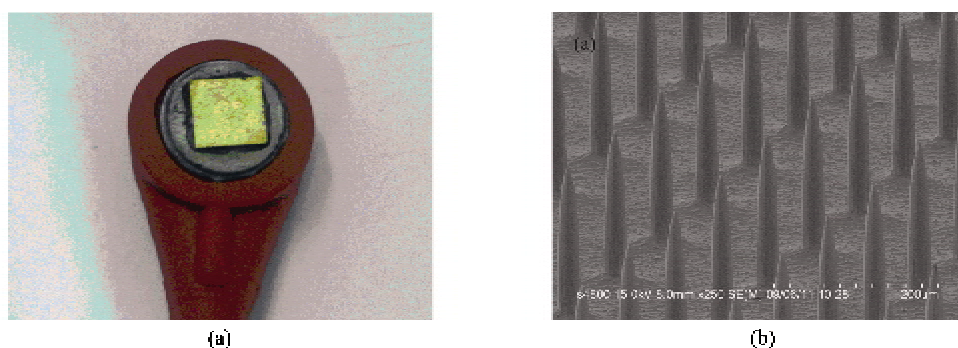


图 2 干电极实物图(a)和干电极 SEM 图(b)

干电极和商用贴片电极的阻抗随频率的关系如图 3 所示,从图中可以看出,干电极的阻抗比商用电

极的低,特别是在脑电信号的频率范围 ( $0.1 \sim 100\text{Hz}$ ) 内,干电极的阻抗约为商用电极阻抗的  $1/2$ 。

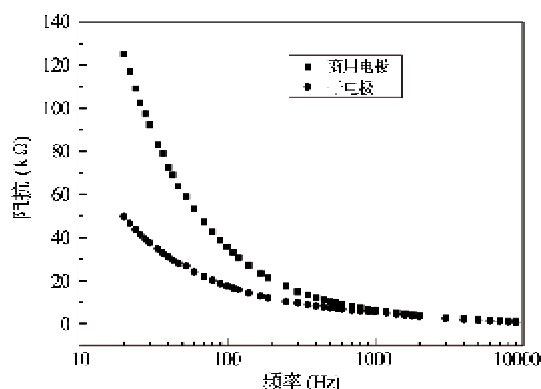


图3 干电极和商用电极阻抗测试图

## 2 脑电采集与处理系统的设计

脑-机接口一般需要受试者佩戴电极帽,头发对脑电极的安放和信号质量造成了很大障碍,而且佩戴很不方便<sup>[17]</sup>。为了简化佩戴的步骤,本文中脑电信号采集只采用两个干电极,一个为信号电极,一个为参考电极。安放的位置选择在前额叶,这里没有头发的干扰,非常适合干电极的贴附。研究表明从前额叶可以记录到脑电 $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\delta$ 、 $\theta$ 四个波段的脑电及其能谱分布<sup>[18]</sup>。干电极的封装采用商用脑电图机中安装湿电极常用的子母扣设计,干电极被焊接在子扣上,使用时扣到安装有母扣的信号输入端,干电极被头带固定到前额叶上,当干电极不能使用或需要消毒时可以更换。参考电极通过一个夹子固定在耳垂,每个用做参考电极的干电极后面焊接上一对接插件中的一端,接插件的另一端焊接在连接参考地输入端的导线上,这样干电极可根据需要方便地取下更换。脑电采集单元没有采用复杂的电极帽,减小了系统的体积,而且两个电极的佩戴与固定都相当简单,受试自己就可以轻易地进行佩戴和取下,增加了系统的易用性。

传统的脑-机接口系统脑部信号的处理一般采用专门的软件在计算机上进行,尽管计算机上的软件处理能力强大,可以得到更多有用的信息,但同时也增加了系统的体积。为了设计制作一种便携式的脑-机接口系统,本文采用了NeuroSky公司的ThinkGear ASIC专用芯片来进行脑电信号的采集和处理,这款芯片集成了采集、放大、模数转换以及脑电信号处理等功能。该芯片集成的脑电信号分析模块可以输出“专注度”和“放松度”两个参数。专注度用于描述使用者的注意力集中程度,而放松度是描述使用者精神状态的放松程度。这两个参数是通过

对脑电信号的频谱特征进行拟合后,得到的0-100范围内的两个值。数值越大表示专注或放松的程度越强,数值越小表示程度越弱。经过训练的受试可以自主控制其中一个或两个变量输出值的大小变化,继而用作控制外部设备。由于ThinkGear ASIC专用芯片将脑电的采集及处理集成在一个芯片上,替代了脑电放大系统和用于算法运行的计算机的功能,大大缩小了系统的体积和重量,同时,两路0-100整数数字信号的传输也大大降低了无线传输模块的开销和能耗。

## 3 射频传输系统

如果脑电采集装置与受控设备之间用有线的方式发送信号,受试者就会受到两部分之间连线的限制而不能自由移动或者只可以在很小的范围内移动。为了使受试者可以更加自由地移动,同时为了最大限度地降低脑电采集与处理系统的体积和重量,更加便于携带,我们采用了射频传输信号的方式,将采集脑电并处理后得到的控制信号通过射频芯片无线传输到受控端。

系统的硬件结构包括两部分,一部分为将脑电信号发射出去的发射端,另一部分为接收发射端发送的数据的接收端。发射端的硬件结构图如图4所示,脑电采集与信号发射端实物图如图5所示。整体重量只有39g,佩戴时非常轻便。系统主控制器采用TI公司的MSP430 F2132,射频芯片采用Chipcon公司的CC2500,它具有体积小、功耗低、高灵敏

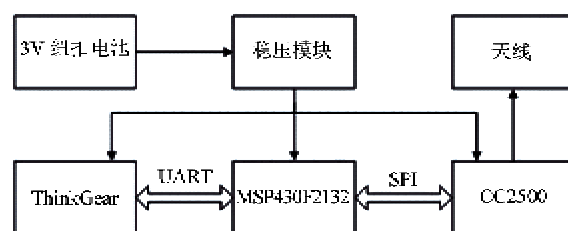


图4 发射端硬件结构图

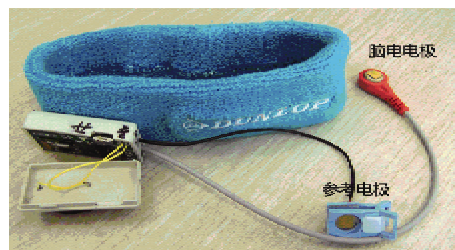


图5 脑电采集与信号发射端实物图

度等优点,可以满足本系统的要求。为了降低系统重量,电源采用 3V 纽扣电池,通过一个 3V 的稳压芯片后给单片机 MSP430F2132、射频芯片 CC2500 以及 ThinkGear ASIC 供电。ThinkGear ASIC 可以与单片机通过串口进行通讯,波特率为 57600bps,单片机与射频芯片 CC2500 通过 SPI 同步通讯接口进行通讯。接收端的硬件结构图如图 6 所示,实物图如图 7 所示。为了能将专注度、放松度显示出来,以便受试者可以看到自己的这两个参数,锻炼控制自己的专注度和放松度,接收端带有通用串行总线(universal serial bus, USB)口,可以通过 USB 口与计算机通讯并将采集到的数据发送到计算机,再用软件进行解析后得到专注度和放松度的参数值供受试者训练时参考,同时 USB 口的电源可以给接收端供电。当需要用整个系统控制外部设备时,接收端可以用于电池供电,此时整个系统都不需要计算机的辅助。单片机 MSP430F2132 与射频芯片 CC2500 之间通过 SPI 同步通讯接口进行通讯。

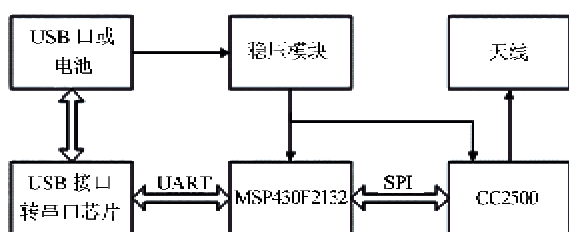


图 6 接收端硬件结构图

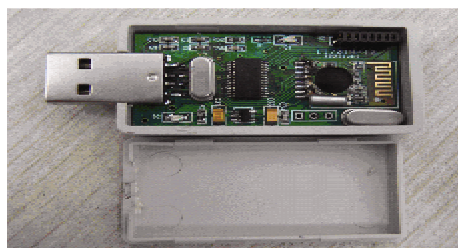


图 7 接收端实物图

在发射端,ThinkGear 芯片将脑电相关信息采集后通过串口将数据发送 MSP430F2132。控制器 MSP430F2132 通过串口中断方式接收 ThinkGear 芯片采集到的数据,ThinkGear 芯片每产生一个字节的的数据就会通过串口发送给单片机,MSP430F2132 会响应串口中断程序,从而把数据保存到 MSP430F2132 中,当 MSP430F2132 接收到收到一包数据后就通过 CC2500 发射出去。在接收端,CC2500 接收到发射端发送过来的一包数据后会将

数据通过串行外设接口发送到单片机 MSP430F2132,单片机会响应中断程序并将数据保存在单片机中。如果接收端与计算机连接,那接收端的单片机就会数据通过串口发送到计算机中,数据发送到计算机后,计算机中的软件对接收到的数据进行解码,从而得到脑电波数据以及大脑的专注度和放松度数据,并将脑电图及大脑的专注度和放松度在计算机显示器上显示出来,如图 8 所示。如果接收端与外部受控设备相连,单片机就会通过专注度或放松度的数值来改变控制外部设备的单片机输入输出(input/output, IO)的状态,从而通过改变 IO 口的状态来控制外部设备。

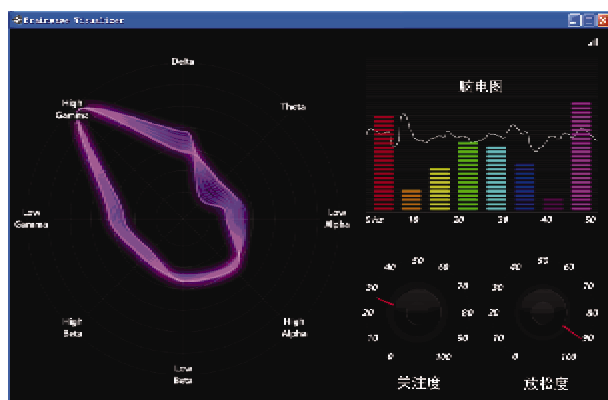


图 8 记录到的脑电图及专注度和放松度

## 4 系统的功能验证

本研究在制作的脑电采集处理及射频传输系统基础上开发了一套利用脑电控制小车运动状态的系统,以验证系统的功能。系统的发射端如前文所述,用于得到专注度和放松度的参数值,接收端负责接收发射端发送过来的包含专注度和放松度的数据包,并将数据包解码得到专注度和放松度的参数值,并根据专注度和放松度的值来控制与与小车运动状态控制端相连的 IO 口的状态,从而改变小车的运动状态。

通过实验发现,经过一些基本的训练受试者就可以比较容易地控制专注度参数的大小。所以本系统采用专注度作为控制信号控制小车的移动和静止。ThinkGear 芯片处理脑电信号得到的专注度是一个 0-100 的整数,它与人体对某一事物的专注程度有直接的关系。人体在对某一事物集中注意力的时候专注度会维持在一个较高的值,而注意力下降的时候专注度会明显降低。通过多次的试验,受试

者可以很容易地控制专注度的大小使其维持在 50 以上或是以下。所以接收端的单片机设定当专注度大于等于 50 时与小车运动控制端相连的 IO 状态为使小车移动的状态,而当专注度在 50 以下的时候设定与小车运动控制端相连的 IO 状态为使小车保持静止的状态。

如果规定从让小车移动,也就是开始集中注意力到小车开始移动所需时间在 5s 之内此次命令成功执行,经过试验验证,命令成功执行的概率超过 85%,让小车静止的情况类似,表明此系统能够较好地控制小车的运动状态,证明了此系统的可行性。本系统用一个将专注度进行二分类的方法验证了基于干电极的便携式脑-机接口的可行性,由于专注度是一个 0-100 的整数,如果一个受试者经过长期的训练,可以比较精确地控制专注度的参数值,就可以在此系统基础上实现三分类或者更多分类的脑-机接口系统,能够对外部设备实现更加精确地控制,从而使得基于此系统的脑-机接口更为实用。

## 5 结 论

本文设计和制作了一种适合佩戴的脑-机接口的脑电信号采集、处理及无线传输系统。发射端和接收端之间采用无线射频通讯的方式可以使受试者在一定范围内自由移动。为了解决商用湿电极佩戴不方便、连续记录脑电信号需要维护等缺点,制作了一种微针结构的干电极。为了降低无线传输系统开销,脑电的放大处理单元采用专用集成电路芯片,对采集的脑电进行实时在线处理。整个脑电采集处理单元仅有 39g,可以从人的前额叶提取解析出分别与“专注度”和“放松度”相关的参数值。基于该脑电采集及处理系统的脑电控制小车试验,表明利用文中制作的便携式脑机接口系统可以通过脑电直接控制小车的运动状态。经过训练的受试者可以更精确地控制“专注度”和“放松度”的参数值,从而可以控制小车的运动方向或速度等更多的参数。如果该系统与轮椅相连,就可以使那些无法正常控制轮椅的残疾人的可以通过脑电控制轮椅的运动。

### 参考文献

- [1] Parag G P, Turner D A. The development of brain-machine interface neuroprosthetic devices. *Development of BMI Neuroprosthetic Devices*, 2008, 5(1):137-146
- [2] Lebedev M A, Nicolelis M A L. Brain-machine interface: The challenge of neuroethics. *TRENDS in Neurosciences*, 2006, 29(9): 267-269
- [3] Waldert S, Pistohl T, Braun C, et al. A review on directional information in neural signals for brain-machine interfaces. *Journal of Physiology Paris*, 2009, 130: 244-254
- [4] Gruetzmann A, Hansen S, Müller J. Novel dry electrodes for ECG monitoring. *Physiological Measurement*, 2007, 28(11):1375-1390
- [5] Henry S, McAllister D, Allen M, et al. Micromachined needles for the transdermal delivery of drugs. In: *Proceedings of the IEEE 11th Annual International Workshop on Micro-Electro Mechanical Systems*, Heidelberg, Germany, 1998, 494-498
- [6] Ruffini G, Dunne S, Farres E, et al. A dry electrophysiology electrode using CNT arrays. *Sensors and Actuators A*, 2006, 132(1):34-41
- [7] Yu L M, Tay F, Guo D G, et al. A microfabricated electrode with hollow microneedles for ECG measurement. *Sensors and Actuators A, Physical*, 2009, 151(1):17-22
- [8] Gondran C, Siebert E, Fabry P, et al. Non-polarisable dry electrode based on NASICON ceramic. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 1995, 33(3): 452-457
- [9] Gondran C H, Siebert E, Fabry P. NASICON based electrodes for bioelectric signal measurements. *Proceeding of the Annual International Conference of the IEEE*, 1992, 14(6):2706-2708
- [10] Ruffini G, Dunne S, Farres E, et al. A dry electrophysiology electrode using CNT arrays. *Sensors and Actuators A, Physical*, 2006, 132:34-41
- [11] Park J H, Allen M G, Prausnitz M R. Biodegradable polymer microneedles: fabrication, mechanics and transdermal drug delivery. *Journal of Controlled Release*, 2005, 104(1): 51-66
- [12] Griss P, Enoksson P, Heli K, et al. Micromachined Electrodes for Biopotential Measurements. *Journal of Microelectromechanical systems*, 2001, 10(1): 10-16
- [13] 孙虹,朱海川,吴婷.基于自发脑电的脑机接口实验研究与设计,测控技术,2008,27(7): 69-71
- [14] 闫铮,宾光宇,高小榕.基于左右视野双频率刺激的 SSVEP 脑-机接口,清华大学学报(自然科学版), 2009,49(12):2017-2020
- [15] 马忠伟,高上凯.基于 P300 的脑-机接口:视觉刺激强度对性能的影响,清华大学学报(自然科学版), 2008,48(3):417-420
- [16] 马忠伟,高上凯.基于 P300 电位的脑机接口系统中参数优化问题的研究,中国生物医学工程学报,2009.

12,28(6):851-855

[17] 康维礼,李春华. 自制脑电图电极帽改进型,中国医学物理学杂志,2000,17(3):15

[18] 孙福立,徐世杰. 禅修者前额脑电的慢节律变化特点,1996,中国人体科学,6(2):55-58

## **A Dry electrode based headband radio frequency wireless brain-machine interface system**

Guo Kai<sup>\*</sup>, Pei Weihua<sup>\*</sup>, Wang Yu<sup>\*\*\*</sup>, Xu Bing<sup>\*\*\*</sup>, Gui Qiang<sup>\*</sup>,  
Li Xiaoqian<sup>\*</sup>, Yang Yu<sup>\*</sup>, Liu Jian<sup>\*</sup>, Chen Hongda<sup>\*</sup>

(<sup>\*</sup> State Key Laboratory on Integrated Optoelectronics, Institute of Semiconductors,  
Chinese Academy of Sciences, Beijing 100083)

(<sup>\*\*</sup> School of Physical Science and Technology, Lanzhou University, Lanzhou 730000)

(<sup>\*\*\*</sup> Beijing ShiYou Technology Co. Ltd, Beijing 100089)

### **Abstract**

A new portable wireless brain-machine interface (BMI) system was designed and fabricated using the technique of dry electrode. The dry electrode was used in this system to record Electroencephalography (EEG), and it was fabricated using the standard micromachining techniques so it is easy to wear. The system was composed of the three parts of signal recording, processing and transmission. Electroencephalography was recorded by the dry electrode, and was amplified, processed by using the application specific integrate circuit (ASIC), and the processed signal was transmitted to the receiver by the wireless module. The EEG recording and processing module weighs 39g only. The system can be used to obtain the attention amplitude of the testees, and those trained testees could have the ability to control the machine through the EEG signal.

**Key words:** brain-machine interface (BMI), dry electrode, electroencephalography (EEG), portable