

文章编号: 1004-0374(2010)03-0396-05

## 脑机接口中脑电信号提取方法和技术的研究进展

槐瑞托<sup>1\*</sup>, 杨俊卿<sup>1</sup>, 李 东<sup>2</sup>

(1 山东科技大学信息与电气工程学院, 青岛 266510; 2 青岛经济技术开发区医院病理科, 青岛 266510)

**摘 要:** 脑机接口(BCI)系统可以把大脑发出的信息直接转换成能够驱动外部设备的命令, 并代替人的肢体或感觉器官实现人与外界的交流以及对外部环境的控制。BCI 技术的发展目前还存在着很多问题, 其中最关键的问题是必须有一个安全的、可长时间持续探测或者注射信号的方法。该文综述了当前 BCI 研究中不同脑电信号的提取方式特征以及信号记录装置, 通过分析总结了其优缺点。对于各种不同信号方式的 BCI, 都有待于更多的科技工作者深入研究。

**关键词:** 脑机接口; 信号提取; 记录装置

**中图分类号:** R338; R318; TP315 **文献标识码:** A

## Means and techniques of brain signal extracting in brain-computer interface

HUAI Rui-tuo<sup>1\*</sup>, YANG Jun-qing<sup>1</sup>, LI Dong<sup>2</sup>

(1 College of Information and Electrical Engineering, Shandong University of Science and Technology, Qingdao 266510, China; 2 Qingdao Economic and Technical Development Zone Hospital, Qingdao 266510, China)

**Abstract:** The brain computer interface (BCI) seeks to extract signals from the nervous system and deliver them to control the peripheral equipment. then the handicapped can achieve the communication with the outside. At present, BCI exists some issues. The key one is that BCI must provide a means to detect or inject signals, be safe, last for long periods of time. This paper summarizes the characteristic of the diverse extract signals and recording equipment, and compare their merit and shortcoming. BCI based on the diverse extracted signals need further to be studied in depth by more researchers.

**Key words:** brain computer interface; extract signals; recording equipment

脑机接口(brain-computer interface, BCI)是目前生物医学工程领域中的一个研究热点, 它是一种连接大脑和外部设备的实时通信系统。通过 BCI 可以把大脑发出的信息直接转换成能够驱动外部设备的命令, 并代替人的肢体或感觉器官实现人与外界的交流以及对外部环境的控制<sup>[1-5]</sup>。换言之, BCI 系统通过提取大脑信号, 经过解码和重新编码用于控制残疾的肢体或者假肢及其他外部设备, 实现人与外部环境之间的通信, 从而帮助一些脊髓或外周神经受损而中枢神经系统完好的残疾人获得与外界交流的能力。BCI 技术中的关键问题之一是必须提供一个安全的、可长时间持续的探测或者注射信号的方法。此方法中包含了电极的类型和植入方法、信号的提取特征等等。不同的脑电信号及其检测方法各

有优缺点, 在 BCI 技术实施中, 应该从实际应用出发, 首先确定采用的特征信号形式, 并考虑用何种方法产生特征信号, 然后选择相应的检测方法获取信号并进行相应的后继处理。

### 1 信号记录方式

按照控制信号的提取方式是否对实验对象有损伤将其分为两大类, 一类是利用无损方式在头皮表

收稿日期: 2009-09-23; 修回日期: 2009-10-15

基金项目: 科技部国际合作项目(2008DFR00560); 山东省科技攻关计划项目(2008GG10001002); 山东科技大学春蕾计划项目(2008AZZ068)

\*通讯作者 Tel: 0532-86057972 Email: huairuituo@163.com

面记录控制信号; 另一类是进入颅骨内部的有损记录方式。

### 1.1 利用无损方式在头皮表面记录控制信号

这种信号记录方式是通过头皮表面电极进行的, 由于对实验对象没有伤害, 所以多数以人为主体进行信号提取, 提取的信号称为脑电图(electroencephalogram, EEG)。依据提取信号的产生方式: 分为诱发 EEG 和自发 EEG 两种。

诱发 EEG 是神经系统接受内外界刺激所产生的自动响应。目前 BCI 中使用的诱发 EEG 主要有 P300<sup>[2,6-7]</sup> 和稳态视觉诱发电位(steady-state visual evoked potential, SSVEP)<sup>[8-9]</sup>。基于诱发 EEG 的 BCI 识别率较高, 研究相对比较成熟。诱发 EEG 具有不需要使用者训练、特征提取容易、准确率高、受主观因素影响小的特点, 但需要特定设备对使用者进行视觉刺激, 即需要结构化的环境。基于诱发 EEG 的 BCI 也可称为被动式(不需使用者积极主动执行思维任务)或依赖式(需要外界刺激)BCI, 比较适于用于通讯。自发 EEG 是人体在自然状态下记录的, 基于自发 EEG 的 BCI, 使用者仅仅通过思考(thinking)即可实现, 不需要结构化环境, 但需要使用者通过训练来产生特定模式的 EEG。相对基于诱发 EEG 的 BCI, 基于自发 EEG 的 BCI 是一种更加自然、实用的人机接口方式。基于自发 EEG 的 BCI 也可称为主动式(使用者主动执行思维任务)、非依赖式(无需外部刺激)或独立式 BCI, 用于控制比较合适。

基于 EEG 信号类型的 BCI 装置已经成功实现。纽约 Wadsworth 中心的 Wolpaw 等<sup>[10]</sup>通过训练受试者学习控制 8~12Hz 的 mu 节律幅度来控制光标运动。最初的研究实现了光标的上下移动, 通过在线频谱分析获取 mu 节律幅度以驱动位于屏幕中心光标向屏幕下方或上方的目标移动, mu 节律的幅度高则光标上移, 幅度低则光标下移。随后, Wolpaw 等<sup>[11]</sup>又研究了用 mu 节律控制光标二维方向移动。Miner 等<sup>[12]</sup>还研究通过调控 mu 节律或  $\beta$  节律选择 YES 和 NO, 简单回答问题。

基于 EEG 的 BCI 主要缺点是: (1) 由于 EEG 是在头皮表面记录的脑电信息变化, 因此对脑电信息的处理和调节是缓慢的, 即不能精确反映脑电活动变化, 以至于来源于 EEG 的控制信号不能模仿自然的动作; (2) 要求受试者精神集中到可以排除其他活动; (3) 超过一维的连续控制获得比较困难。

表面 EEG 记录是主要的非侵入式记录方法, 容

易记录并且方法可靠。目前市场上提供的可用于科研及临床的信号记录装置有 16、32、64、128、256 通道。一般包括主动屏蔽电极帽、信号输入输出装置和数据采集分析软件, 此外多数装置配备刺激触发功能。图 1 显示了其中一类实验装置<sup>[13]</sup>。



图1 EEG记录装置<sup>[14]</sup>

受试者头戴一个 64 通道的电极帽, 并且在眼部戴了跟踪摄影机。利用此装置可以实时控制机器人进行书写交流以及玩游戏等。

### 1.2 进入颅骨内部的有损记录方式

这种方式具有空间分辨率高、位置稳定性好、特异性强、信噪比高、后处理简单等优点。但技术困难、有创伤, 目前主要是动物实验阶段, 少数用于人类。随着电极、生物材料、微加工及封装工艺、集成电路等的发展这类研究将得到更多关注。进入颅骨内部的有损记录方式又可分为两种: 皮层表面记录和皮层内记录。

**1.2.1 皮层表面记录** 皮层表面记录是将电极放置在相关的接近皮层表面的脑膜, 可减少头皮记录时由于强滤波和信号衰减引起的信噪比降低问题。此外, 还可以提供头皮表面记录难以到达的脑区的记录, 例如颞部的中央表面。这些信号通常叫做皮层脑电图(electrocorticogram, ECoG)或者颅骨内脑电图(intracranial EEG, iEEG)。ECoG 的优点是可以提供更多的有用信号去辨别意向运动的主要状态, 因为它能够探测到局部过程, 这个过程或者在结构上更集中(胳膊与腿)或者能够更好的决定运动意向。Levine 等<sup>[14]</sup>发现, 通过 ECoG 测出与运动相关的事件相关电位(event related potential, ERP)分类的速度和准确率, 好于 EEG 信号。

皮层脑电图使用和 EEG 相同的设备, 但是电极

被放置在一个小格子里并被放置在皮层上硬膜下。这些小格子可被保留在皮肤中几周但是否它们能够长期的保留并用于记录脑电信号还不清楚。最多的硬膜下小格包含20~128个电极,并且覆盖皮层的5~40 cm<sup>2</sup>,可以覆盖特殊的运动区域,例如初级运动皮层(M1)的臂区。基于 ECoG 的 BCI 也是被广泛关注的热点,因为它具有比较多的记录位点,产生大量的信号特性,但是相对于后面的记录方式来说它不能高度精确的放置电极。

**1.2.2 皮层内细胞外单位放电记录** 单个神经元的放电频率一般在几毫秒到50毫秒的短时间内即可发生变化,因此它能够作为一个动态控制指标。单个神经元放电的细胞外记录对于 BCI 来说有显著的优势,能够提供更精确的信号,控制更精细的动作,但是其技术难度相对于 EEG 和 ECoG 大,主要表现在:(1)皮层内单位记录要求电极插入到皮层内。入侵过程提高了植入过程或者手术后的机械损伤风险,例如感染,从而使得它的使用受限制。但是目前临床上的深部脑刺激电极以及药物泵等是可以常规手术放入脑内的。相对于此,小的皮层内记录装置风险更低一些,因此如果手术成功的话是安全的。(2)神经元的单位放电要求有一个小的记录平面带到神经元的细胞体附近,电极尖端必须被放置在离神经元胞体大约 100 μm 或者更短的距离内。最理想的电极呈现出一定的几何学特点,例如记录的表面逐渐变细到一个点,大致成针状。电极的设计和制作对于神经元单位记录来说是至关重要。信号记录还受神经元的大小和形态以及其他复杂因素的影响。此外由于神经信息传播到整个细胞群,所以提取一个控制信号要求同时记录许多神经元的放电,通常利用多通道的微电极对皮层内神经元进行记录。

此类研究中,运动皮层通常作为提取信号的主要位点,提取的信号可以控制机械臂或者残疾人的简单运动。目前这类研究已经引起广泛关注<sup>[15-17]</sup>,2006年6月发表在Nature的论文<sup>[18]</sup>为此类研究的临床应用提供了坚实的基础。通过将96个微电极序列植入一个瘫痪患者的 M1,分析神经细胞群的放电模式并进行解码,能够使瘫痪患者打开一个模拟的 E-mail 并且能够打开象电视机一类的装置,甚至能够在操作的同时与人交谈;但是目前这类研究控制水平仍然有待提高。实验中仍然存在一些问题,例如,能够记录到的神经元数量和正常人运动中用到的神经元数量相比仍然很少,而要记录大量神经

元信息需要强大的计算处理过程;此外电极记录过程中同一个电极每次实验记录到的神经元数量不同,从而可能引起控制的不稳定;尽管如此,细胞外单位记录获得的信息是最精确的,控制的精确度最大。

皮层内细胞外单位记录所需电极和装置:

目前用于神经元多通道记录的数据采集和分析系统有很多,有由 Plexon 公司和 Bi-graphics 公司提供的,也有美国联合科技公司生产的 Cerebus 多通道数据捕获系统。这些公司提供了成套的工具,包括放大器、信号处理软件、电极序列等。针对不同的实验背景,许多实验室形成了各有特色的微电极序列。主要包括手工制作的微丝束和基于微机电系统技术的微电极序列。

微丝束,通常由金属制成,直径约为 12~50 μm,表面覆盖一层很薄的绝缘材料,尖端裸露。最简单,最古老的多单位神经元记录技术,是利用几根直径很细、表面绝缘、尖端暴露的金属丝插入欲研究的脑区。Strumwasser<sup>[19]</sup>用自制的微电极,包含 4~6 根直径 80 μm 的不锈钢电极丝,植入鼠脑,可以记录到多个神经元放电,并且可以持续记录至少几个星期。Olds 等<sup>[20]</sup>改进了这一技术,用 9 根直径 67 μm 的镍铬合金丝植入大鼠脑内进行神经元电信号的记录。此外多数研究者通过将微丝束和微推进器结合进行不同层面的神经元单位记录取得了良好的效果。图 2 为我国学者马原野等设计的多通道微

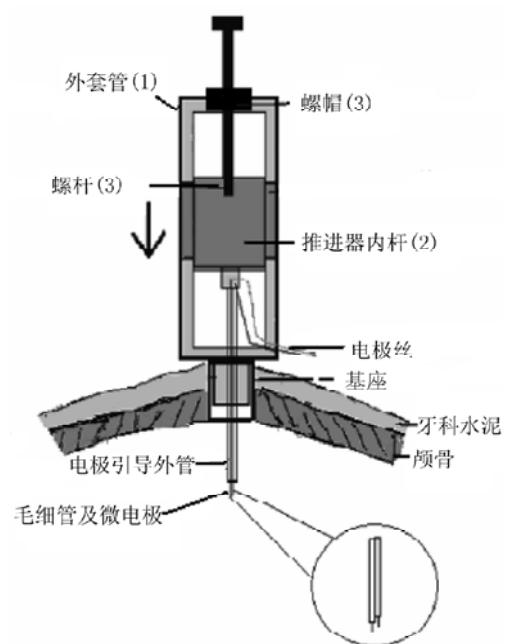


图2 微电极推进器(包含微电极序列和推进装置)<sup>[21]</sup>

电极推进器<sup>[21]</sup>。利用这种装置可以记录同一神经核团层面上的神经元放电情况。

**微电极序列** 随着微机电系统技术和微加工工艺的不断发展和成熟, 基于微加工工艺的微电极研究得到了迅速发展。微电极序列即是其中一种。微电极序列基本是一群微电极呈格子状排列, 每个金属丝直径较小, 除尖端外都绝缘, 能够产生高质量的信号, 目前已经成为BCI中最常用的电极。Utah电极序列就是目前广泛使用的, 它是由美国Utah大学生物工程系的Normann教授领导的研究小组研制的<sup>[22-23]</sup>。图3显示了针型微电极扫描电子显微照片, 在4 mm×4 mm的基底上集成了100根针型微电极, 每根微电极针轴长度为1.5 mm, 尖端由铂金包裹, 阻抗范围为100~800 kΩ, 间距为400 μm。该电极序列因其通道数目及材料的可靠性在残疾人康复上具有很大优势。Utah式微电极阵列是最先获准在人体上使用的微电极, 并取得了重要的研究成果。2006年6月, Nature杂志的报道即是利用此阵列获得的成果<sup>[18]</sup>。

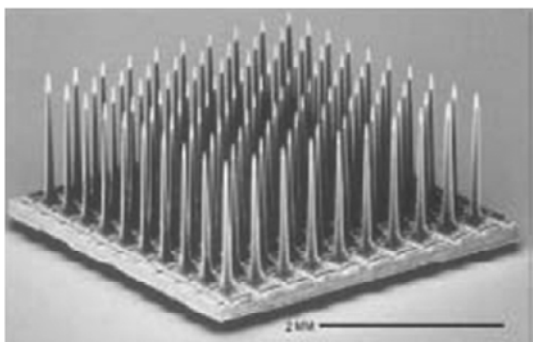


图3 Utah式针型微电极

利用微机电技术, 以硅为材料已经产生了多种记录和刺激微电极序列。这些微电极序列能够帮助神经科学家探索中枢神经系统的更多部分并且促进了BCI的发展。

## 2 总结

作为生物医学工程领域的研究热点, BCI受到国内外研究者的广泛关注。本文所述脑电信号提取方法和技术的BCI技术中的关键问题。目前在BCI研究中应用最广泛的是无损脑电信号记录方式EEG。随着研究的进一步深入, 要达到更精确的控制必须通过有损的方式发现更精确的脑电信息。因此植入装置的材料以及电路和线路必须有组织相容

性, 这也逐渐地成为该领域中的关键问题。植入装置表面的材料要能够防止生物反应降解, 并且不能对周围的生物组织有任何机械损伤和组织学反应。例如, 引起炎症或者神经胶质过多症。美国食品药品监督管理局(Pure Food and Drug Administration, FDA)认可的生物适应性环氧聚合物以及热缩聚合物例如聚对二甲苯用于涂层和包装植入的电极或电路是最合适的材料, 因为它们能够经受长期的组织测试实验。将现有的基于微机电系统的微电极技术与微流体技术结合, 通过在微电极上加工微流体腔体和管道, 实现植入后神经营养因子的释放, 促进受伤神经的营养和再生, 可以较好地缓解微电极植入后的损伤问题。

## [参 考 文 献]

- [1] Nijboer F, Furdea A, Gunst I, et al. An auditory brain-computer interface (BCI). *J Neurosci Methods*, 2008, 167(1): 43-50
- [2] Piccione F, Giorgi F, Tionin P, et al. P300-based brain computer interface: Reliability and performance in healthy and paralysed participants. *Clin Neurophysiol*, 2006, 117(3): 531-7
- [3] Sellers EW, Donchin E. A P300-based brain-computer interface: Initial tests by ALS patients. *Clin Neurophysiol*, 2006, 117(3): 538-48
- [4] Kübler A, Birbaumer N. Brain-computer interfaces and communication in paralysis: Extinction of goal directed thinking in completely paralysed patients? *Clin Neurophysiol*, 2008, 119, (11): 2658-66
- [5] Lenhardt A, Kaper M, Ritter HJ. An adaptive P300-based online brain-computer interface. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 2008, 16(2): 121-30
- [6] Hoffmann U, Vesin JM, Ebrahimi T, et al. An efficient P300-based brain-computer interface for disabled subjects. *J Neurosci Methods*, 2008, 167(1): 115-25
- [7] Serby H, Yom-Tov E, Inbar GF. An improved P300-based brain-computer interface. *IEEE Trans Rehabil Eng*, 2005, 13(1): 89-98
- [8] Cheng M, Gao X, Gao S. Design and implementation of a brain-computer interface with high transfer rates. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2002, 49(10): 1181-6
- [9] Allison BZ, McFarland DJ, Zheng D, et al. Towards an independent brain-computer interface using steady state visual evoked potentials. *Clin Neurophysiol*, 2008, 119(2): 399-408
- [10] Wolpaw JR, McFarland DJ, Neat GW, et al. An EEG-based brain-computer interface for cursor control. *Electroenceph Clin Neurophysiol*, 1991, 78(3): 252-9
- [11] Wolpaw JR, McFarland DJ. Multichannel EEG-based brain-computer communication. *Electroenceph Clin Neurophysiol*, 1994, 90(6): 444-9
- [12] Miner LA, McFarland DJ, Wolpaw JR. Answering ques-

- tions with an electroencephalogram-based brain-computer interface. Arch Phys Med Rehabil, 1998, 79 (9) : 1029-33
- [13] <http://eprints.pascal-network.org/archive/00002265/01/PopBadFazDorMue06.pdf> [EB1d]
- [14] Levine SP, Huggins JE, BeMent SL, et al. A direct brain interface based on event-related potentials. IEEE Trans Rehabil Eng 2000, 8(2) : 180-5
- [15] Chapin JK, Moxon KA, Markowitz RS, et al Real-time control of a robot arm using simultaneously recorded neurons in the motor cortex. Nat Neurosci, 1999, 2 (7) : 664-70
- [16] Santhanam G, Ryu SI, Yu BM, et al. A high-performance brain-computer interface. Nature, 2006, 442: 195-8
- [17] Wessberg J, Stambaugh CR, Kralik JD, et al. Real-time prediction of hand trajectory by ensembles of cortical neurons in primates. Nature, 2000, 408: 361-5
- [18] Hochberg LR, Serruya MD, Friehs GM, et al. Neuronal ensemble control of prosthetic devices by a human with tetraplegia. Nature, 2006, 442(10) : 164-71
- [19] Strunwasser F. Long-term recording from single neurons in brain of unrestrained mammals. Science, 1958, 127(3269) : 469-70
- [20] Olds J, Disterhoft JF, Segal M, et al. Learning centers of rat brain mapped by measuring latencies of conditioned unit responses. J Neurophysiol, 1972, 35(2) : 202-19
- [21] 刘素青, 吴晶, 马原野, 等. 一种用于吗啡心理渴求研究的自由活动动物神经元胞外记录法. 生理学报, 2004, 56 (6) : 735-42
- [22] Campbell PK, Jones KE, Huber RJ, et al. A silicon-based, three-dimensional neural interface: manufacturing processes for an intracortical electrode array. IEEE Trans Biomed Eng, 1991, 38 (8) : 758-68
- [23] Maynard EM, Nordhausen CT, Normann RA. The Utah intracortical electrode array: a recording structure for potential brain computer interfaces. Electroenceph Clin Neurophysiol, 1997, 102(3) : 228-39

生 命 科 学  
Chinese Bulletin of Life Sciences  
(月刊) (1988年创刊)

2010年4月 第22卷 第4期(总第133期)

Chinese Bulletin of Life Sciences  
(Monthly)  
(Started in 1988)

Apr., 2010 Vol. 22 No. 4

©2010中国科学院上海生命科学研究院  
**编辑出版** 管兴华, 岳东方, 于建荣  
《生命科学》编辑部  
(上海岳阳路319号 邮政编码200031)  
电子邮件: cbils@sibs.ac.cn

**主编** 林其谁 院士  
**主办** 国家自然科学基金委员会生命科学部  
中国科学院生命科学与生物技术局  
中国科学院生命科学和医学学部  
中国科学院上海生命科学研究院

**印刷** 上海图字印刷有限公司

**发行** 上海市报刊发行局

**订购** 全国各地邮局

**国外总发行** 中国出版对外贸易总公司  
(北京782信箱)

**广告经营许可证**  
3100420080068

©2010 by Shanghai Institutes for Biological  
Sciences, Chinese Academy of Sciences  
**Edited by** GUAN Xing-hua, YUE Dong-fang, YU Jian-rong  
Editorial Office of Chinese Bulletin of Life Sciences  
(319 Yueyang Road, Shanghai 200031, China)

**Editor-in-Chief** LIN Qi-shui

**Sponsored by** Department of Life Sciences, National  
Natural Science Foundation of China; Bureau of Life  
Sciences and Biotechnology, Chinese Academy of  
Sciences; Division of Life Sciences and Medicine,  
Chinese Academy of Sciences; Shanghai Institutes  
for Biological Sciences, Chinese Academy of Sciences

**Distributed by** Shanghai Post Office

**Subscribed by** Local Post Offices

**Overseas Distributed by** China National Publishing  
Industry Trading Corporation (P. O. Box 782, Beijing,  
China) Cable: CNPITC



中国标准连续出版物号

ISSN 1004-0374  
CN 31-1600/Q

邮发代号: 4-628

国外发行代号: DK 31002

定价: 30.00元