

便携式脑电信号实时采集系统

王 鹏, 李珊珊, 邵明磊

(哈尔滨理工大学 电气与工程学院, 黑龙江 哈尔滨 150080)

摘 要: 针对目前国内的脑电相关设备多是引进国外技术,且价格昂贵、体积庞大、实时性差、容易失真等问题,设计了基于 DSP 的便携式脑电信号采集系统. 该系统采用无创双极导联方式将微幅级的脑电信号感应至预处理电路,经多级放大和滤波后由 ADS8320 将模拟信号数字化,再由 DSP(TMS320VC5509) 进行数字滤波,利用最小均方算法和独立成分分析分别滤除工频干扰和生理伪迹. 实验结果表明: 本系统能够满足设计要求,可以实时采集微弱的脑电波,并将滤波后的结果显示并保存. 该采集系统使用方便,易于携带,有利于脑电诊疗设备的社区化和家庭化普及,不仅满足对采集到的脑电信号的质量要求,而且符合经济要求.

关键词: 脑电波; 实时信号采集; 数字信号处理器; 独立成分分析

DOI: 10. 15938/j. jhust. 2016. 01. 016

中图分类号: TH722 文献标志码: A 文章编号: 1007-2683(2016)01-0077-06

WANG Peng, LI Shan-shan, SHAO Ming-lei

(School of Electrical and Electronic Engineering, Harbin University of Science and Technology, Harbin 150080, China)

Abstract: Currently, EEG equipment is expensive and bulky. Their real-time performance is weak, and their signals are easy to be distorted. Therefore, the low-cost portable EEG signal acquisition system based on DSP is developed in this paper. In this system, weak EEG signals are induced to the pre-processing circuits by a noninvasive method with bipolar leads, where they will undergo multi-level amplifying and filtering. After that, the analog signals are converted into digital signals using ADS8320. These digitized signals are digitally filtered in DSP (TMS320VC5509) so that the power interference and physiological artifacts are removed with LMS (Last Mean Square) algorithm and ICA (Independent Component Analysis) algorithm. Experimental results show that the system can meet the design requirements, acquire weak EEG signals in real-time, display and save the processing results. The acquisition system is easy to use and carry, and helpful to the popularity of community-based and family-based EEG diagnostic equipments. Not only does it meet quality requirements, but also economic requests.

Keywords: electroencephalogram; real-time signal acquisition; digital signal processor; independent component analysis

收稿日期: 2015-03-27

基金项目: 哈尔滨市科技创新人才研究专项资金(2015RAQXJ013).

作者简介: 王 鹏(1979—),男,博士,副教授,E-mail: wpkumpeng@163.com;

李珊珊(1990—),女,硕士研究生;

邵明磊(1989—),男,硕士研究生.

0 引言

脑电 (electroencephalogram, EEG) 信号作为一种重要的生物电信号,蕴含着丰富的生理和心理信息^[1-2]。通过记录脑电信号,可以监测大脑的活动,从而对多种脑部疾病进行定位、诊断和治疗^[3-5]。目前,国内的脑电相关设备多是引进国外技术,价格昂贵,限制了我国脑电诊疗设备的进一步发展^[6-7]。脑电信号非常微弱,通常不超过 $100\ \mu\text{V}$,频率在 $0.5\sim 70\ \text{Hz}$ 之间,并且脑电信号极易受到人体或外界的干扰,因此脑电信号的采集需要考虑多方面的因素^[8-10]。传统的脑电采集系统,体积庞大,通常是通过采集电路将采集的信号模数转换^[11-13],然后采用有线或者无线的方式传输到 PC 机上进行数据滤波处理,这样就不可避免的使系统的实时性差、移动不变^[14-16]。随着移动医疗的发展,要求脑电诊疗设备向家庭化和社区化推进^[17-20],因此,本文设计了一个基于 DSP 的低功耗、便携式的脑电信号实时采集系统的。

1 系统的整体设计

本文提出的脑电信号采集系统主要包括信号放大及调理、模数转换、数据处理、脑电信号的存储及显示等模块,系统整体框图如图 1 所示。由于脑电信号十分微弱且极易受到外界干扰,而且人体的阻抗高、变化大,因此脑电信号采集系统的放大倍数一般在五千倍到三万倍之间^[21]。

为避免单级放大波形失真严重,本文采用了多级放大和滤波,并配合屏蔽驱动和右腿驱动电路来提高共模抑制比和输入阻抗。再经 ADS8320 数字化后传给 DSP 进行数字滤波,其中包括滤除非生理伪迹(如电网工频)和生理伪迹(如眼电、肌电等)。最后由液晶屏显示脑电信号,并通过 SD 卡保存。



图1 系统整体框图

2 系统的硬件设计

硬件电路主要分为两部分:模拟电路(预处理

电路)和数字电路(DSP 及其外围电路)。预处理电路主要用于将采集的脑电信号放大并滤除干扰信号。DSP 及其外围电路的主要功能是通过 DSP 接收 AD 转换后的数字信号,并对这些数字信号进行数字滤波处理,再通过 DSP 实现人机交互,如图 2 所示为系统硬件整体框图。

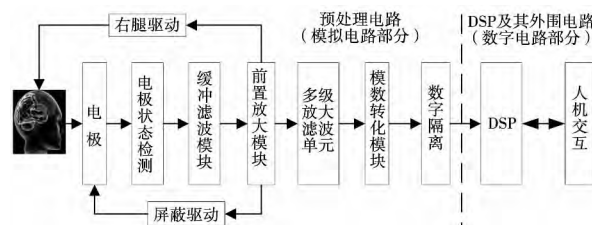


图2 硬件电路框图

2.1 缓冲滤波和放大电路设计

缓冲滤波是通过抑制过冲电流和过冲电压起到保护电路的作用。主要是利用电容电流不能突变的性质抑制流经器件的电流变化率,和电感电压不能发生突变的性质限制器件两端电压的变化率。无源高通滤波器用于消除来自电极的 mV 级极化电压的干扰,否则极化电压会使前置放大器饱和,而且还为后级仪器放大器提高增益,进而为提高电路的共模抑制比提供了条件。

缓冲滤波和无源高通滤波如图 3 所示。无源高通滤波器由 $C110$ 、 $R147$ 和 $C111$ 、 $R148$ 构成的阻容耦合电路组成。图中 $R75$ 、 $R76$ 为磁珠,用于抑制信号线、电源线上的高频噪声和尖峰干扰,并具有吸收静电脉冲的能力。前置放大器的选取考虑到两个方面:①由于头皮获取的信号作为差模信号输入,但信号中含有大量的共模成分,所以就要求前置运放具有很高的共模抑制比。②由于脑电信号本身是一个高内阻的弱信号源,因此,要求运放具有高输入阻抗。本设计中选择了 INA121 作为前置放大器,它的共模抑制比高达 $120\ \text{dB}$,输入阻抗达 10^{10} 次方,前级放大倍数 G 可由式(1)表示, R_c 取 $100\ \Omega$:

$$G = 1 + \frac{50\text{k}}{R_c} = 1 + \frac{50\text{k}}{100} = 501 \quad (1)$$

结合右腿驱动和屏蔽驱动设计的前置放大电路如图 4 所示。后级放大电路的放大器采用 OPA130 进行放大,后级放大倍数 G_1 可以表示为

$$G_1 = 1 + \frac{100\text{k}}{10\text{k}} = 11 \quad (2)$$

2.2 电极连接状态检测与滤波器设计

电极感应到的信号输入经放大比较,输出高低电平,当输出低电平时表示连接不良;输出高电平表示连接状态良好。

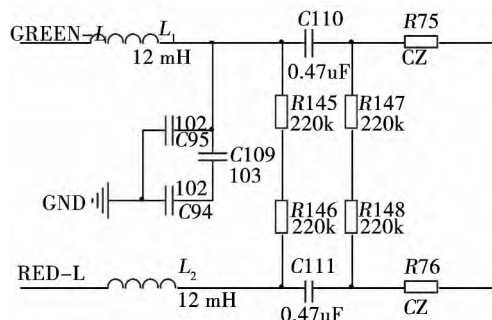


图 3 缓冲滤波和无源高通滤波电路

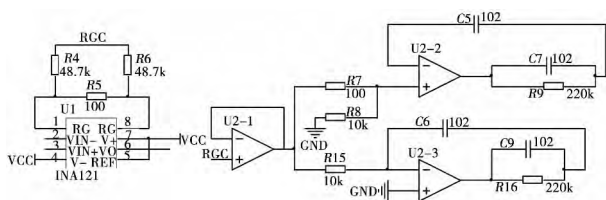


图 4 结合两种屏蔽技术的前置放大电路

由于脑电信号频率范围集中在低频段,所以需要设计低通滤波器将高频噪声滤除. 滤波器均存在过渡带宽,为使滤波效果更为理想,可以通过级联多个滤波器,来提高滤波器的阶数,从而使过渡带宽变窄.

本系统采用更接近理想滤波器的二阶压控型有源滤波器,并且通过两个二阶低通滤波器级联得到一个四阶的低通滤波器,如图 5 所示. 这两个二阶低通滤波器没有采用相同的参数以获得较好的衰减特性. 二阶低通滤波器传递函数 $H(s)$ 的标准形式为

$$H(s) = \frac{w_n^2}{s^2 + \varepsilon w_n s + w_n^2} \quad (3)$$

其中: w_n 是自由振荡角频率; ε 是阻尼系数; 截止角频率 w_c 表示为

$$w_c = \sqrt{\frac{(2 - \varepsilon^2) + \sqrt{(\varepsilon^2 - 2)^2 + 4}}{2}} w_n \quad (4)$$

其中 $w_n^2 = \frac{1}{R_1 R_2 C_1 C_2}$.

第一级低通滤波器参数: $R_1 = 6 \text{ k}\Omega$, $R_2 = 18 \text{ k}\Omega$, $C_1 = 200 \text{ nF}$, $C_2 = 100 \text{ nF}$, 截止频率为

$$f_c = w_c / 2\pi = 92 \text{ Hz} \quad (5)$$

第二级低通滤波器参数: $R_3 = 27 \text{ k}\Omega$, $R_4 = 243 \text{ k}\Omega$, $C_4 = 100 \text{ nF}$, $C_5 = 3.3 \text{ nF}$, 截止频率为

$$f_c = w_c / 2\pi = 157 \text{ Hz} \quad (6)$$

2.3 数字电路的设计

在本系统中,数字信号处理都是在 TI 公司的 TMS320VC5509A 系列的 DSP 处理器上实现的,它

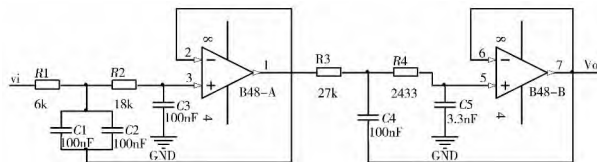


图 5 四阶的低通滤波器

是 C55X 系列的一款高性能、低功耗的数字信号处理器,这款 DSP 很适合做算法和数据处理. 信号在进入数字信号处理器之前必须将其转换为数字信号,因此本系统中采用高速同步串行口方式的 16 位 AD 转换芯片 ADS8320. 同时,本系统采用 AD-UM2400 和 ADUM2401 高速磁隔离芯片实现 5 kV 的电压隔离. ADS8320 与 TMS320VC5509 的连接图如图 6 所示.

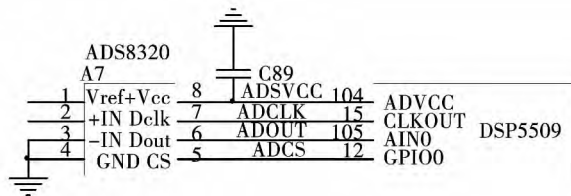


图 6 ADS8320 与 TMS320VC5509 的连接图

3 数据处理算法设计

3.1 工频干扰滤除

工频干扰往往随着供电系统的波动而变化,选用固定带宽的陷波器不能彻底的将工频干扰滤除,且很可能将附近频带的脑电信号滤除掉,因此本系统采用自适应滤波器对工频进行跟踪和处理. 自适应滤波器有自动调整的功能,能够根据供电系统的波动自动调整参数. 工频干扰的参考输入量表示为 $x(n)$,原始信号为: $d(n)$,权值矢量为 $w(n)$,滤波器的输出为

$$e(n) = d(n) - w^T(n) x(n) \quad (7)$$

由于最小均方算法(least mean square, LMS)实现简单、计算量小、适合在硬件上实现,因此本系统采用 LMS 算法进行权值 $w(n)$ 调节. 为了较为准确地验证该方法的效果首先在麻省理工学院(MIT)数据库下载标准的 EEG 信号,并在标准的 EEG 信号上加载工频噪声信号,根据多次试验对比,当步长 $u = 0.3$ 时,干扰信号削弱作用很强,但对周围频带信号影响严重;当 $u = 0.003$ 时,起不到陷波效果;当 $u = 0.03$ 时,工频干扰受到很大削弱,且对附近频带影响较小. 因此本文选用 u 为 0.03 及其附近的值. 对比标准信号和滤波后的信号表明该方法有效的滤

除了工频干扰,且对脑电信号的影响较小,如图7所示.

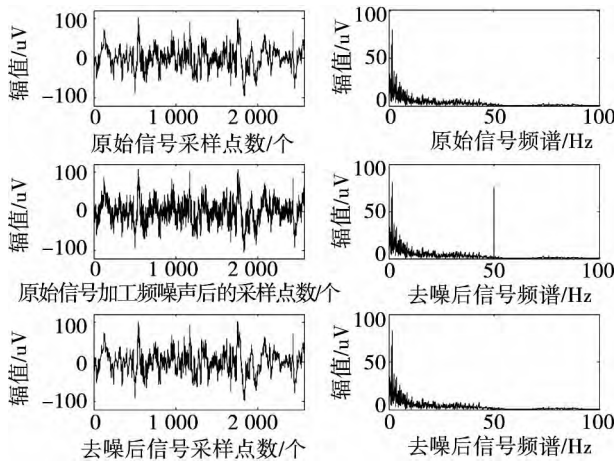


图7 工频干扰滤波效果图

3.2 眼电伪迹去除

对于时变敏感性很强的脑电信号,在采集时很容易受到生理伪迹的影响.眼电信号的频率较低,和脑电信号相重合,所以对脑电信号的影响较为严重^[17-20].独立成分分析(independent component analysis, ICA)方法能够有效的从混合信号中提取具有统计独立性的成分.而眼电信号和脑电信号可以被认为不同的信号源产生的信号,即它们是相互独立的.因此本系统采用ICA方法滤除采集到的脑电信号中的眼电伪迹.考虑到算法的计算效率,采用计算效率较高的基于负熵的快速独立成分分析(fast ICA)算法对采集到的脑电信号进行分解.

ICA是一种盲源分离的处理方法,其原理框图如图8所示.

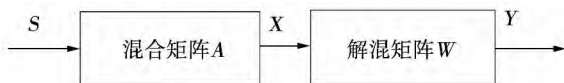


图8 ICA基本框图

其中,观测信号 X 是多个信源 S 经混合矩阵 A 组合而成,即 $X=AS$.本文要做的是在 S 和 A 均未知的情况下,仅由观测的混合信号 X 分离出目标信号 Y ,其中 $Y=WX$, W 为解混矩阵.算法的关键就是找到一个合适的 W 矩阵,使 Y 逼近 X .因此,就要选择合适的目标函数 $F(W)$,并求解 W 使函数达到极值点.

为降低计算的复杂度,先要对含眼电伪迹的脑电信号 $X(t)$ 进行白化处理,白化算法如下: $\tilde{X}=CX$,

其中 C 为白化矩阵,可以通过 X 的协方差矩阵 $R_X=E[XX^T]$ 的对角化求得.由于 R_X 为实对称矩阵,必存在一正交阵 V ,使得 $VR_XV^T=D$,其中, V 的行向量是 R_X 的特征向量, D 是由 R_X 的特征值 λ_i 组成的对角阵,所以白化阵 $C=D^{1/2}V$.白化处理可以使各分量间的相关性最小,在用ICA算法进行信号分离时可以得到更好的结果.

ICA算法的核心就是要求得分离矩阵 W ,从而将观测信号分离为多个独立分量.因此,要求得分离矩阵 W 就要建立合适的目标函数,目标函数的构建和 W 矩阵的求解过程如下.首先,要将观测信号分离为独立分量,本文采用非高斯性度量来判定分离结果间的相互独立性.FastICA通常采用负熵来度量非高斯性,其熵 H 定义:

$$H(y) = -\int p_y(\eta) \log p_y(\eta) d\eta \quad (8)$$

并且,在具有相同方差的所有随机变量中,高斯变量具有最大的熵,为了导出合理的非高斯性度量,使其为非负的量值,采用负熵的量来度量非高斯性,负熵的量为

$$J(y) = H(y_{\text{gauss}}) - H(y) \quad (9)$$

其中 y_{gauss} 是与 y 具有相同相关矩阵的高斯随机向量.即 $J(y)$ 总是非负的,当且仅当 y 具有高斯分布时其值为0,且它在可逆线性变换下是不变的.本文采用最大熵原理的负熵近似形式:

$$J(y) = [E\{G(y)\} - E\{G(v)\}]^2 \quad (10)$$

其中: G 为任意非二次函数; v 为具有零均值和单位方差的高斯变量.通过选取适当的 G 可以得到较好的负熵近似,并且选择随自变量增长不是太快的函数 G ,可以得到更为鲁棒的估计.因此本文中选取函数 $G(y) = -\exp(-y^2/2)$.

基于负熵的FastICA算法即是一种寻找非高斯性最大值的不动点迭代方法,进行算法迭代时首先选择一个非线性函数 g ,即式中 G 的导数, x 经过白化处理, w 为输入向量的权矢量,则 $y=w^Tx$. $J(y)$ 的最大值在 $E\{G(w^Tx)\}$ 的某个最优解处得到.根据Kuhn-Tucker条件 $E\{(w^Tx)^2\} = \|w\|^2 = 1$, $E\{G(w^Tx)\}$ 最优解满足

$$E\{xg(w^Tx)\} - \beta w = 0 \quad (11)$$

其中: β 为常数; g 是 G 的导数.设 w_0 为 w 的初始值,用牛顿迭代法求解该方程.建立的目标函数:

$$F(w) = E\{xg(w^Tx)\} - \beta w \quad (12)$$

其梯度为

$$\partial F / \partial w = E\{xx^T g'(w^Tx)\} - \beta I \quad (13)$$

由于数据已经过白化处理,为简化矩阵求逆,所以

$$\begin{aligned} E\{xx^T g'(w^T x)\} &\approx E\{xx^T\} E\{g'(w^T x)\} \\ &= E\{g'(w^T x)\} = E\{g'(w^T x)\} I \end{aligned} \quad (14)$$

这时梯度化为了对角阵,求逆就变得容易了,得到近似的牛顿迭代算法:

$w_{k+1} = w_k - [E\{xg(w_k^T x)\} - \beta w_k] [E\{g'(w_k^T x)\} - \beta]$ 两边同时乘以 $E\{g'(w_k^T x)\} - \beta$ 得到 FastICA 算法迭代公式为:

$$w_{k+1} = E\{xg(w_k^T x)\} - E\{g'(w_k^T x)\} w_k \quad (15)$$

多次迭代得到分离矩阵 W , 由公式

$$Y(t) = WX(t) = [y_1(t), y_2(t), \dots, y_n(t)]^T \quad (16)$$

将观测信号 $X(t)$ 分离成多个独立成分 $y_i(t)$, 它们的集合记为 $Y(t)$. 通过另加一个导联眼动信号 (*electro-Oculogram, EOG*) 作为眼电参考信号, 并与每个独立成分 $y_i(t)$ 进行相关性分析, 相关性大的认为是眼电伪迹对应的独立成分并将此成分置 0, 其余独立成分不变, 得到新的独立成分 $Y'(t)$ 为

$$Y'(t) = [y'_1(t), y'_2(t), \dots, y'_n(t)]^T \quad (17)$$

再由 W 的逆矩阵 W^{-1} 重构滤除 EOG 信号后的脑电信号

$$X' = W^{-1} [y'_1(t), y'_2(t), \dots, y'_n(t)]^T \quad (18)$$

对上述 fastICA 算法首先用 MATLAB 进行仿真, 仿真结果如图 9、图 10 所示. 图 9 所示为含有眼电伪迹的脑电信号, 红圈标志处为眼电伪迹, 图 10 所示为去除眼电伪迹后的脑电信号. 对比两图可以看出明显的去除了眼动成分, 滤波效果良好. 然后将该算法在 DSP 中实现. 本文使用了 MathWorks 公司和 TI 公司联合开发的 MATLABink for CCS Development Tools (CCSLink) 工具包, 它提供了 MATLAB 和 CCS 的接口, 把 MATLAB 和 TI CCS 及目标 DSP 链接起来. 由此可以像操作 MATLAB 变量一样操作 TI 公司的 DSP, 即整个目标 DSP 对 MATLAB 是透明的. 本文通过 CCSLink 将上述在 MATLAB 中验证可行的 fastICA 眼电伪迹滤除算法配置到 DSP 中, 从而保证了系统的实时性和便携性.

4 实验结果

由于电极帽较为昂贵而且不轻便, 因此采用贴于头部的电极片对本系统进行测试. 目前本系统采

用三通道输入, 电极片被置于肌肉较少的部位以减少眼电信号和肌电信号的干扰, 其中黄电极作为参考电极, 红绿电极构成测量回路. 黄电极置于眉骨斜上方、绿电极置于颞骨、红电极置于前额中间部位, 如图 11 所示. 通过实验测试, 该系统能平稳、准确的采集脑电信号并将其显示, 满足设计要求. 系统采集的脑电波在液晶屏上的显示如图 12 所示.

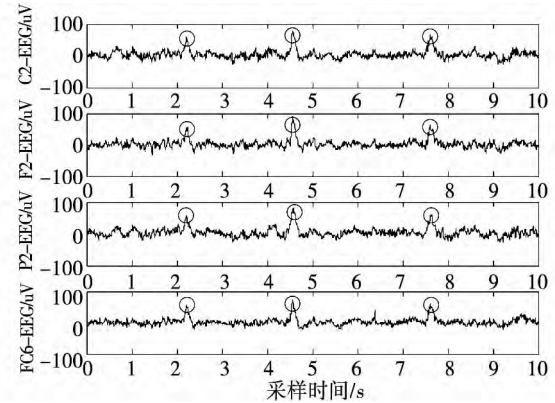


图 9 含有眼电伪迹的脑电信号

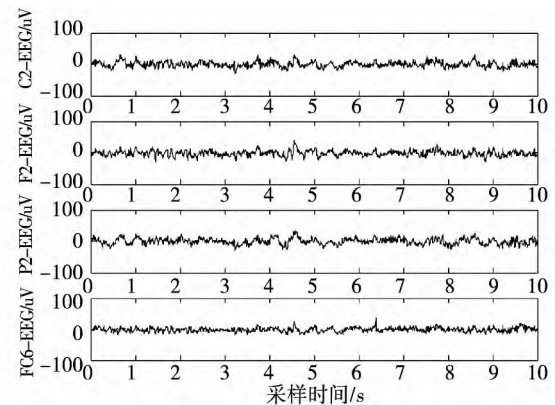


图 10 去除眼电伪迹后的脑电信号

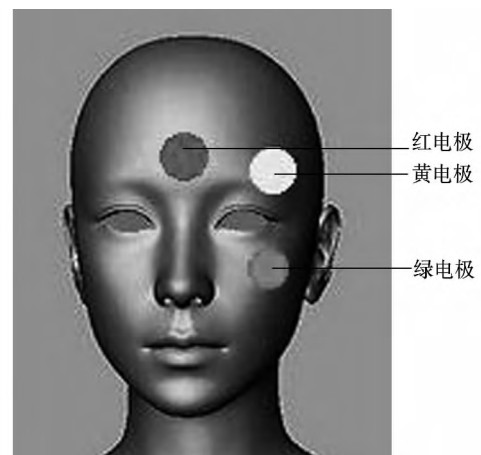


图 11 电极位置示意图

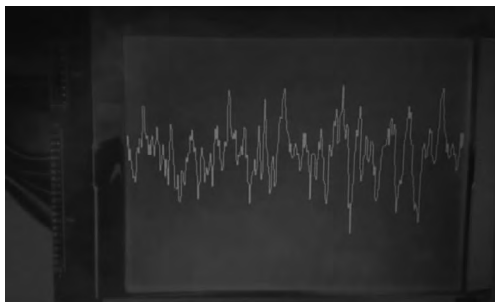


图12 系统采集的脑电波

5 结 语

针对现今对脑电采集技术要求不断提高的现状,本文采用模拟信号处理和数字信号处理相结合的方法设计并实现了一种基于 DSP 的低功耗、便携式的实时脑电采集系统. 该系统能稳定地对人体脑电信号进行采集,为新时代便携式的脑部医疗保健和实时移动监测提供了有力的技术支持.

参 考 文 献:

- [1] WANG Deng, MIAO Duoqian, BLOHM G. A New Method for EEG - Based Concealed Information Test [J]. IEEE Transactions on Information Forensics and Security, 2013, 8(3): 520 - 527.
- [2] BURKE D P, KELLY S P, de CHAZAL P. A Parametric Feature Extraction and Classification Strategy for Brain-computer Interfacing [J]. Neural System and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions, 2005, 13(1): 12 - 17.
- [3] 刘泓,何庆华,闫庆广. 基于 EEG 的脑 - 机接口实用化研究进展 [J]. 生物医学工程学杂志, 2011, 27(3): 702 - 706.
- [4] 谢宏,谢涛. 基于 ADS1298 与 FPGA 的高性能脑电信号采集系统 [J]. 现代电子技术, 2013, 36(11): 95 - 102.
- [5] 陈真诚,钟靖. 脑电信号采集与处理电路设计 [J]. 中国医学物理学杂志, 2009, 26(4): 1299 - 1301.
- [6] 应俊,陈广飞,何史林. 基于虚拟仪器技术数字化脑电采集系统的研制 [J]. 中国医疗器械志, 2009, 33(5): 332 - 335.
- [7] SUN Junfeng, HONG Xiangfei, TONG Shanbao. Phase Synchronization Analysis of EEG Signals: an Evaluation Based on Surrogate Tests [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2010, 59(8): 2254 - 2263.
- [8] 王江,张惠源,王磊,等. 基于盲源信号处理的脑电特征提取方法的研究 [J]. 生物医学工程学杂志, 2014, 31(6): 1195 - 1201.
- [9] 马颖颖,张泾周,吴疆. 脑电信号处理方法 [J]. 北京生物医学工程, 2007, 26(1): 99 - 102.
- [10] MAMMONE N, FORESTA F L, MORABITO F C. Automatic Artifact Rejection from Multichannel Scalp EEG by Wavelet ICA [J]. IEEE Sensors Journal, 2012, 12(3): 533 - 542.
- [11] 蔡佳. 16 导脑电采集系统硬件设计 [D]. 成都: 电子科技大学, 2013: 8 - 11.
- [12] 杨名龙,刘泉,艾青松. 基于 MCU 与虚拟仪器的脑电信号采集系统 [J]. 武汉理工大学学报, 2011, 33(7): 152 - 156.
- [13] 王晓瑾,石立臣,吕宝粮. 干电极脑电采集技术综述 [J]. 中国生物医学工程学杂志, 2010, 29(5): 777 - 784.
- [14] WOLPAW J R, BIRBAUMER N, HEETDERKS W J. Brain - computer Interface Technology: a Review of the First International Meeting [J]. IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, 2000, 8(2): 164 - 173.
- [15] 宋立新,姜思刚,周蕾. ZigBee 心电信号采集系统 [J]. 哈尔滨理工大学学报, 2012, 17(1): 86 - 89.
- [16] MOLLA M K I, TANAKA T, RUTKOWSKI T M. Separation of EOG Artifacts from EEG Signals Using Bivariate EMD [C] // 2010 IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing (ICASSP), 2010: 562 - 565.
- [17] 聂云杰. 基于 FPGA 的脑电信号采集系统设计 [D]. 济南: 济南大学, 2012: 2 - 6.
- [18] 杜晓燕,李颖洁,朱贻盛,等. 脑电信号伪迹去除的研究进展 [J]. 生物医学工程学杂志, 2008, 25(2): 464 - 467.
- [19] 李明爱,崔燕,杨金福. 脑电信号中眼电伪迹自动去除方法的研究 [J]. 电子学报, 2013, 41(6): 1207 - 1203.
- [20] 计瑜,沈继忠,施锦河. 一种基于盲源分离的眼电伪迹自动去除方法 [J]. 浙江大学学报: 工学版, 2013, 47(3): 415 - 421.
- [21] 李明爱,梅意城,孙炎珺,等. 眼电伪迹自动去除方法的研究与分析 [J]. 仪器仪表学报, 2014, 35(11): 2515 - 2523.

(编辑: 温泽宇)