

基于右腿驱动技术的脑电信号放大器的设计

孙宇舸, 叶 柠, 于艳波

(东北大学 信息科学与工程学院, 辽宁 沈阳 110004)

摘 要: 设计了高性能的脑电信号(EEG)放大器,将差分放大电路、右腿驱动电路应用于放大器的前置部分,有效消除共模信号干扰,通过前置放大器和两级后级放大器将 EEG 信号放大,通过设计并合理安置多个低通滤波器和 50 Hz 陷波器,有效消除 EEG 信号中的高频干扰和工频干扰,在非屏蔽室的条件下能够有效检测到 EEG 信号.测试结果表明,放大器各个部分性能指标已达到设计要求,同时在测试者头皮采集到了实际的 EEG 信号,证明了设计的有效性.

关 键 词: 脑电信号;放大器;右腿驱动;前置放大;50 Hz 陷波器

中图分类号: TP 391 文献标志码: A 文章编号: 1005-3026(2010)06-0777-05

EEG Signal Amplifier Design Based on Driven-Right-Leg Technology

SUN Yu-ge, YE Ning, YU Yan-bo

(School of Information Science & Engineering, Northeastern University, Shenyang 110004, China.
Correspondent: YE Ning, E-mail: yening @ ise.neu.edu.cn)

Abstract: A high-performance EEG signal amplifier was designed, where the differential amplifier circuit, driven-right-leg circuit and preamplifying parts in the designed amplifier can denoise the common-mode interference signals. With the EEG signal amplified by the preamplifier and 2-stage post-amplifier, two low-pass filters and two 50 Hz traps were arranged reasonably in design to denoise the high/ medium-frequency interference in EEG signal effectively, thus enabling the efficient EEG signal detection without shielded enclosure. Testing results showed that the performance of all parts of the amplifier comes up to the indices as required in design. The effectiveness of the design was proved by the real EEG signal sampled from the scalp of the detected person.

Key words: electroencephalograph; amplifier; driven-right-leg; preamplification; 50 Hz wave trap

大脑与外界进行通信或者对外部环境进行控制是通过神经肌肉通道进行的,一些疾病可能损伤大脑与外部环境进行交流的神经肌肉通道,使人部分或全部失去自主的肌肉控制^[1].人们开始尝试建立一种新的、不依赖于正常的由外周神经和肌肉组成的输出通道的通信系统,实现脑与计算机和外部设备之间的直接通信,这就是脑-计算机接口(brain-computer interface, BCI)^[2].BCI通过电极从头皮表面获得脑电信号(EEG),EEG信号的采集是BCI系统能够实现的前提条件. EEG信号的采集还应用于临床上的一些疾病诊

断中以及生物医学工程、航天医学、国防医学等领域.由于 EEG 信号十分微弱,其幅值是微伏级的,极易受到噪声信号的干扰,因此,必须设计性能优良的 EEG 信号放大器才能得到有效的信号,为了减小干扰,EEG 一般在屏蔽室中进行采集,这给检测带来了诸多不便^[3].本文将心电信号采集中的右腿驱动技术应用于放大器的前置部分,有效消除来自人体的共模信号干扰,通过前置放大器和两级后级放大器将 EEG 信号放大到合适的倍数,通过设计并合理安置多个低通滤波器和50 Hz 陷波器,有效消除 EEG 信号中的高频干扰和工频

干扰,在非屏蔽室的条件下能够有效检测到 EEG 信号.

1 EEG 的特点及采集要求

EEG 有生物电信号的不稳定性、非线性和概率性等特性.由于 EEG 的输入信噪比最大可达 10^{-6} ,而幅值属于 μV 数量级,所以 EEG 检测应视为微弱信号检测的一种^[4]. EEG 检测的主要特点:

1) 人体大脑的信号源阻抗高,要求前置级放大电路具有很高的输入阻抗,至少应为源阻抗的十倍.

2) EEG 过于微弱,信号放大增益要求很高,至少要 80 dB 以上,同时也要求采集系统具有较高的灵敏度.

3) EEG 信号频率较低,一般在 30 Hz 以下. EEG 信号采集时,高频干扰影响很大,同时,50 Hz 市电网信号会以共模干扰和差模干扰两种方式混入电路,在没有屏蔽措施的环境下,对能否提取到 EEG 有着重要的影响.

2 EEG 信号放大器的设计

2.1 系统的总体设计

对于微弱的 EEG 信号,单级放大器的放大倍数远不能达到 EEG 检测的实际需要,因此需要组成多级放大电路.本设计中一共包含三级放大电路,总的电压放大倍数等于组成它的三级放大电路电压放大倍数之积,电路设计总体框图如图 1 所示.



图 1 EEG 放大器电路设计总体框图

Fig. 1 Block diagram of the EEG amplifier design

系统主要由前置放大器、后级放大器、滤波器三部分组成.前置放大器采用差分形式,选取噪声低、漂移低、输入阻抗高、共模抑制比很高的仪表放大器,消除共模噪声,将右腿驱动电路应用于前置放大端,消除来自人体的共模干扰.后级放大电路采用高精度斩波稳零运算放大器,采用反相比例放大器对信号进一步放大,并根据需要设定放大倍数.滤波电路由两个二阶压控式低通滤波器级联而成的低通滤波器和两个 50 Hz 陷波器组成,滤除高频噪声及工频干扰,总体电路的放大倍数达到 60 000 倍以上,满足 EEG 检测要求.

2.2 前置放大电路设计

在本设计中采用 AD 公司设计的仪表放大器 AD620AN 作为前置放大器.它具有体积小、低温漂、低输入偏置电流、高共模抑制比、高输入阻抗、低噪声等优点.前置放大电路原理图如图 2 所示.

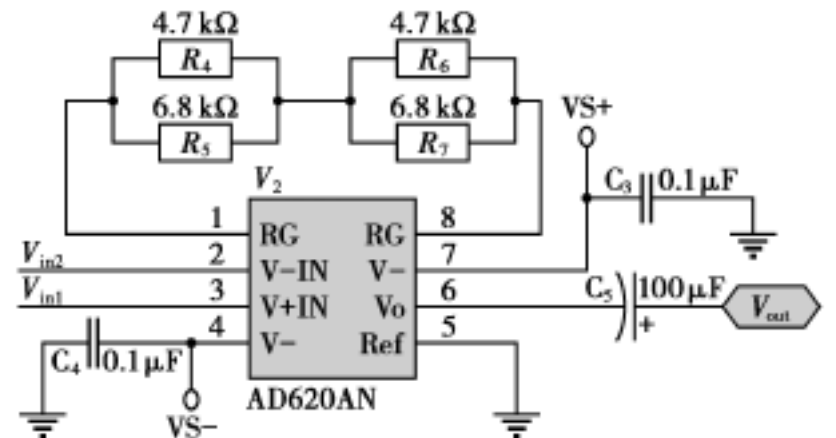


图 2 前置放大器原理图

Fig. 2 Schematic of preamplifier

图 2 中,前置放大倍数由电阻 R_g 控制, R_g 由 R_4, R_5, R_6, R_7 匹配得到,阻值为 $5.58 \text{ k}\Omega$.根据 AD620AN 增益计算公式得

$$G = 1 + 49.4 \text{ k}\Omega / R_g = 9.888. \quad (1)$$

当仅使用差分放大电路来记录生理电信号时,总有大量的共模干扰信号进入到检测电路中.为了降低共模干扰的影响,最好在前置放大器的输入端抑制它,右腿驱动电路的电极为人体和放大器的公共端提供了一个低阻抗的通路从而达到减小共模干扰的目的,它常用于心电信号检测中,由于电极常常被接到右腿上,故而得名.

将右腿驱动电路应用于前置差分放大器,它包括两个差分输入电极 A 和 B,以及一个参考电极 C,测量脑电信号时参考电极 C 通常贴在耳垂上.右腿驱动电路如图 3 所示, U_1 代表前置放大器, A_4 和 A_5 构成了右腿驱动电路^[5].

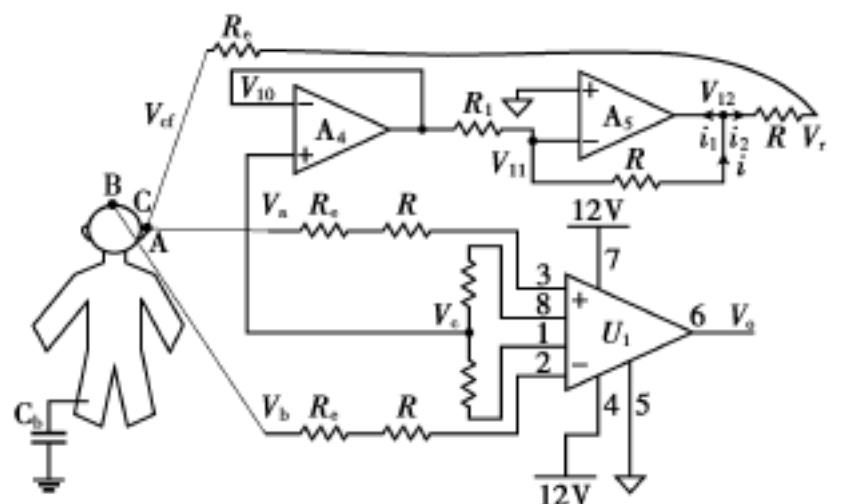


图 3 右腿驱动电路在脑电测量中的应用

Fig. 3 Driven-right-leg circuit used in EEG

图 3 中,假设 U_1, A_4, A_5 为理想运放,则共模信号 V_c 在 C 点产生的电势 V_{cf} 为

$$V_{cf} = \frac{R}{R_1} \frac{(R_b + R_{in})/2}{R + R_c + (R_b + R_{in})/2} V_c. \quad (2)$$

由式(2)可知,右腿驱动电路将共模信号 V_{cf} 反馈回参考电极 C 并且与原来的共模信号 V_c 极性相反.适当选择 R 和 R_1 的值,则可以使得 $V_{cf} = -V_c$,这样绝大部分共模信号 V_c 可以被抵消掉.从而在输入端实现对共模信号的抑制,大大提高了整个电路的信噪比.

2.3 后级放大电路设计

在后级的放大电路中,采用了反相比例放大电路^[6].考虑经济性、可靠性、实用性及指标要求多方面因素,本设计中后级各级电路的运算放大器均采用 Intersil 公司的高精度斩波稳零运算放大器芯片 ICL7650,后级放大电路如图 4 所示.

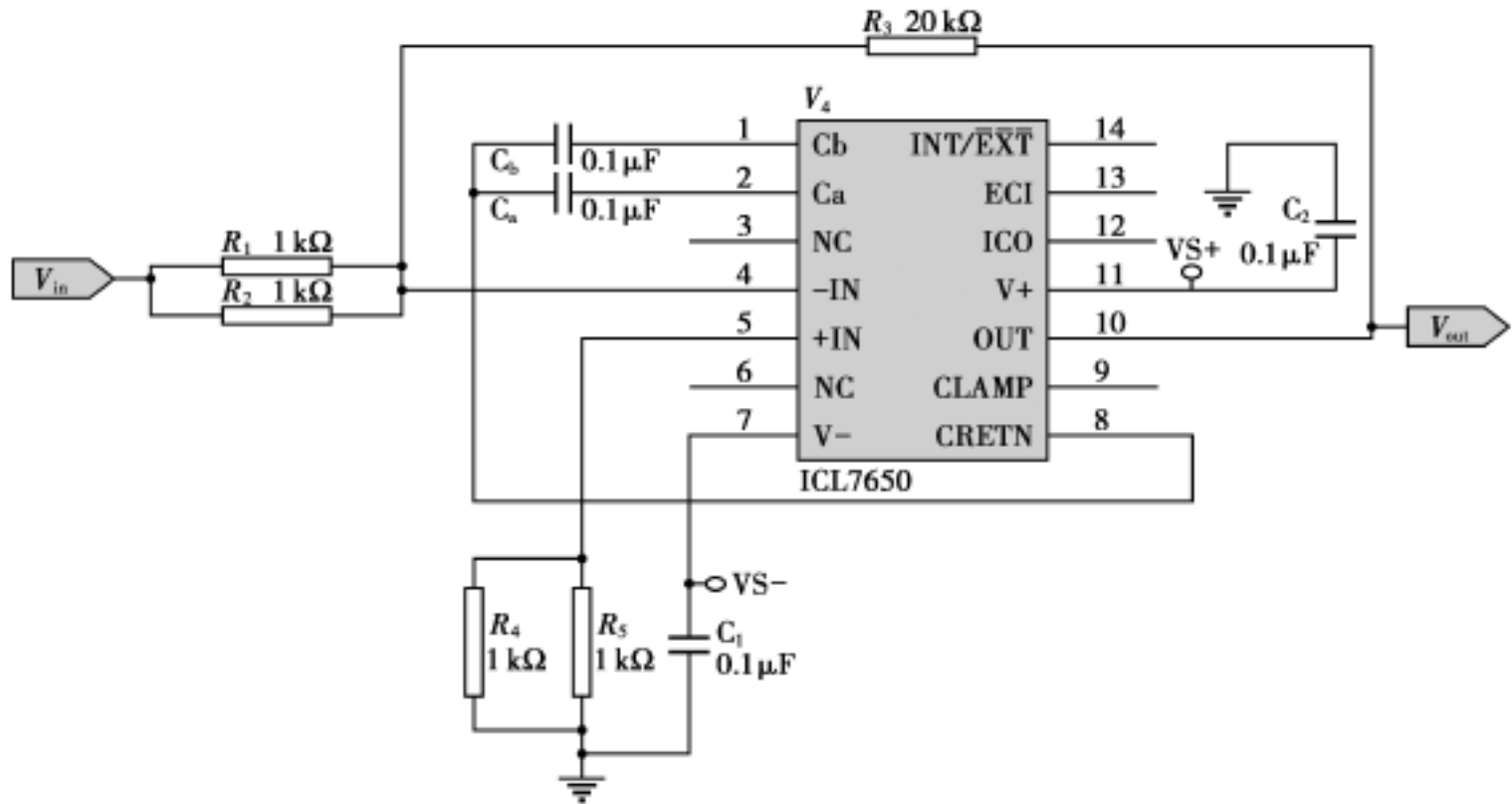


图 4 后级放大电路原理图
Fig. 4 Schematic of post-amplifier

由运放“虚短”和“虚断”可知,输出信号与输入信号的关系为

$$V_{out} = - \frac{R_3}{R_1} \frac{R_2}{R_2} V_{in} = - 40 V_{in} . \quad (3)$$

式(3)表明输出电压为输入电压的 40 倍且输出信号与输入信号的相位相反,本设计中最后一级采用同样放大倍数的放大电路,此时 EEG 信号经过三级放大器,总共放大 16 000 倍左右.

2.4 滤波器电路的设计

EEG 信号的有效频率范围在 0.5 ~ 30 Hz,需

要低通滤波器滤除高频信号.为了使低通滤波电路的幅频特性更接近理想情况,通常采用多个二阶低通滤波器串接起来构成高阶低通滤波器.由于 EEG 信号极易受外界干扰,一般集成运算放大器都是利用参数补偿原理的直接耦合或者阻容耦合放大器,它们的初始失调参数并不等于零,而是用调零电位器或精密修正技术的调节来进行失调参数的补偿^[7].本设计中用芯片 ICL7650 通过级联方式采用两个二阶压控式低通滤波器组成后级放大滤波电路,其电路图如图 5 所示.

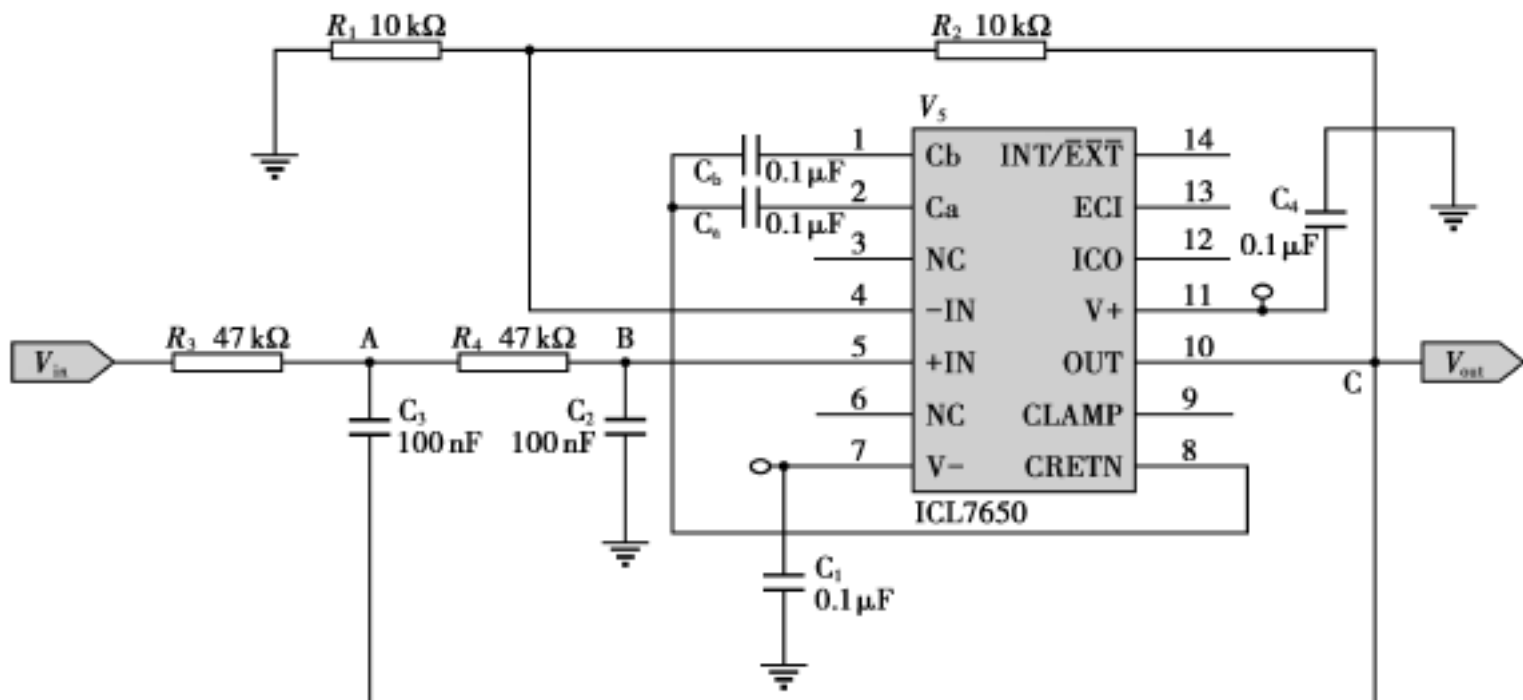


图 5 低通滤波电路原理图
Fig. 5 Schematic of low-pass filter

根据式(4)计算出截止频率:

$$f_0 = \frac{0}{2} = \frac{1}{2RC} = 33.86 \text{ Hz} . \quad (4)$$

EEG 信号经过两个低通滤波器,又有 4 倍增益,因此系统总的放大倍数为 64 000 倍,达到了设计要求.

在 EEG 信号采集过程中,生物体耦合或系统产生的 50 Hz 工频干扰是信号的主要干扰,虽然前置放大电路对共模干扰有较强的抑制作用,但有部分工频干扰是以差模方式进入电路,所以必须滤除. EEG 信号总是淹没在工频信号中,当 50 Hz 干扰严重时,用 50 Hz 为中心频率的陷波器来达到抑制干扰的效果,所以必须至少加一级 50 Hz 陷波器才能将 EEG 信号分离出来,本设计应用两个 50 Hz 陷波器,分别应用在前置放大器输出端和最后一级放大器输出端.

由于传统的双 T 陷波电路对元件的精度和对称性要求比较高,在实际中很难调试,利用美国 Burr-Brown 公司生产的通用滤波器芯片 UAF42AP 构成的 50 Hz 陷波器,能克服传统的双 T 陷波电路这方面的缺点^[8].

3 实验结果分析

3.1 前置放大器的测试

信号发生器连接到前置放大器的两输入端,将信号发生器设置成输出峰值为 200 mV,频率为 36 Hz 的正弦波,实际测量输入正弦波峰值为 216 mV,经放大后输出波形峰值为 2.12 V.由实际测量的输入输出波形可计算出放大倍数为 9.815 倍,理论放大倍数为 9.888 倍,误差为 0.74%.

3.2 后级放大电路测试

信号发生器连接到后级放大器的两个输入端,将信号发生器设置成输出峰值 210 mV,频率 36 Hz 的正弦波.实际测量输入正弦波峰值为 198 mV,经放大后输出波形峰值为 7.68 V.由实际测量的输入输出波形可计算出放大倍数为 39.3 倍,理论放大倍数为 40 倍,误差为 1.75%.

3.3 滤波电路测试

低通滤波器为 2 个二阶低通滤波器级联构成,输入峰峰值为 1.00 V 的正弦信号,低通部分应该有 4 倍增益.表 1 给出的部分频率信号输入输出的测试数据,当输入信号频率超过 34 Hz 时,随着频率的增加,信号有明显的衰减,满足设计要求.

3.4 系统的总体测试

在没有屏蔽室的条件下,利用电极在受试者

头皮表面采集平静闭眼时的 EEG 信号,右腿驱动电极连接到左耳垂抑制共模信号干扰,将它保存到计算机中,利用 Matlab 对其进行显示,如图 6 所示,其幅值小于 100 μV ,初步满足 EEG 信号特征^[9].

表 1 低通滤波器测试数据
Table 1 Test data of low-pass filter

输入信号频率/ Hz	输出信号峰值/ V
26.5	4.04
34.3	3.26
40.0	1.96
47.2	1.02
60.2	0.36

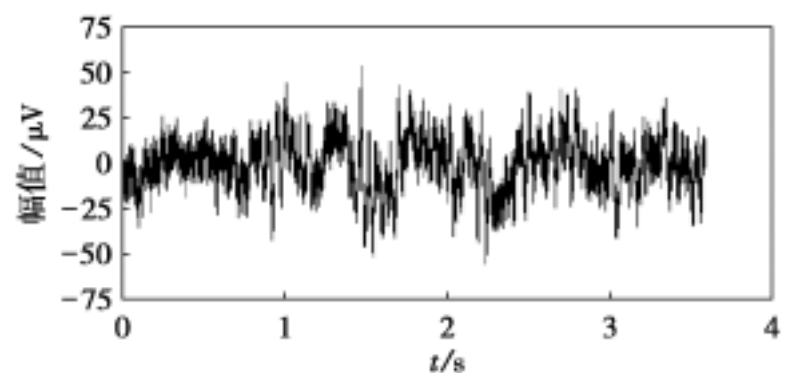


图 6 本设计的放大器实际采集到的 EEG 信号
Fig. 6 Real EEG signal sampled by the amplifier in design

利用 Matlab 对其进行频谱分析,得到如图 7 所示的频谱,整个频带在 30 Hz 以下,其中在 9 ~ 13 Hz 之间有一条谱线最为明显,这是因为受测者在闭眼平静状态的 α 波为此时脑波的主要成分,证明 EEG 信号被有效采集.

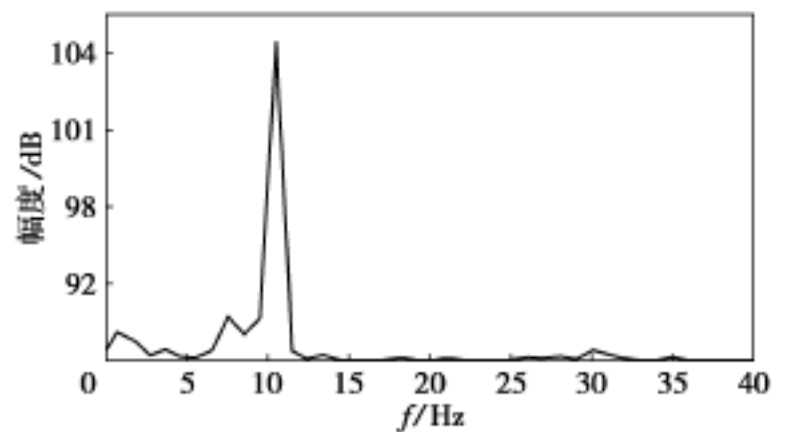


图 7 图 6 所示 EEG 信号的频谱
Fig. 7 Spectrum of EEG signal showed as in Fig. 6

4 结 论

本文将差分放大器和右腿驱动电路应用于 EEG 信号放大器的前置端,抑制共模信号的干扰,选择合适的前置放大器和后级放大器芯片,利用高性能的滤波器组有效地滤除了高频干扰和 50 Hz 工频干扰,最后将 EEG 信号放大 60 000 倍以上.通过对每一个部分的测试,其性能指标与理论值相吻合,在非屏蔽室条件下,对 EEG 放大器进行总体的测试,在测试者头皮采集到了实际的

EEG 信号,对其进行了频谱分析,与标准 EEG 信号特征相吻合,证明了本设计方法的有效性.

参考文献:

- [1] Carter G T . Rehabilitation management in neuromuscular diseases[J] . *Neural Rehabil*, 1997,11(1):69 - 80 .
- [2] 赵海滨,王宏. 基于功率谱估计和神经网络的脑 - 机接口研究[J]. 系统仿真学报, 2007,19(19):4581 - 4582.
(Zhao Hai-bin, Wang Hong, *et al* . Research of brain-computer interface based on PSD and ANN[J] . *Journal of System Simulation*, 2007,19(19):4581 - 4582 .)
- [3] McFarland D J, Wolpaw J R . Sensorimotor rhythm-based brain-computer interface(BCI) : feature selection by regression improves performance [J] . *IEEE Transactions on Neural System and Rehabilitation Engineering*, 2005,13(3):372 - 379 .
- [4] 贾雪琴,王旭. 基于小波变换和 K-L 展开的单通道表面肌电信号识别[J]. 东北大学学报:自然科学版, 2006,27(8):859 - 862 .
(Jia Xue-qin, Wang Xu . One-channel SEMG signal recognition based on wavelet transform and K-L expansion[J] . *Journal of Northeastern University: Natural Science*, 2006, 27(8):859 - 862 .)
- [5] 贾雪琴. 单通道肌电信号在假肢和无声语音识别中的研究[D]. 沈阳:东北大学, 2006 .
(Jia Xue-qin . Research of one-channel myoelectric signal for artificial limb & unvoiced speech recognition[D] . Shenyang: Northeastern University, 2006 .)
- [6] Nisse I . Smart appliances and EMC appliance manufacturer [J] . *Electronic Component & Device Applications*, 2002,50(3):16 - 17 .
- [7] Rowe M . Isolation boosts safety and integrity[J] . *Test & Measurement World*, 2002,22(9):27 - 31 .
- [8] Johnnie M . Design a 60 Hz notch filter with the UAF42[J] . *Application Bulletin*, 2000,11(3):71 - 72 .
- [9] Tomioka R . Logistic regression for single trial EEG classification [J] . *Neural Information Processing Systems*, 2007,19(5):1377 - 1384 .