

基于 STM32 的脑电信号采集系统设计

王琼颖¹ 张宏民² 李竹琴³ 刘志勇¹ 王乐凡¹ 孙金玮¹

¹(哈尔滨工业大学电气学院 哈尔滨 150001)

²(海南合美医疗器械有限公司 海口 570125)

³(哈尔滨医科大学附属第一医院 哈尔滨 150001)

摘 要 脑电信号包含大量的脑功能状态信息, 已被广泛应用于脑神经疾病诊断、脑机接口、睡眠分期、麻醉深度监测等领域。脑电信号是幅度为微伏级的生物电信号, 频率不超过 150 Hz, 极易受到眼电、心电等信号干扰, 因此, 有效提取脑电信号是分析脑电信号的前提。文章设计了基于 STM32 的脑电信号采集系统, 实现脑电信号的有效采集。通过贴在前额的三导联生物电极, 将脑电信号感应至预处理电路, 在前端模拟电路中对信号进行多级放大, 并设计了无源滤波网络及多个有源滤波器对信号进行滤波和调理, 同时加入电平抬升电路、电极连接状态检测电路。利用 12 位模数转换器将脑电信号转换为数字信号, 并通过蓝牙模块传至上位机, 实现脑电信号的有效提取与传输, 为下一步处理分析提供基础。通过对比采集到的脑电信号和国外同类产品的输出, 验证了该脑电采集系统的有效性。

关键词 脑电; 前置放大; 滤波; A/D 转换; STM32

中图分类号 R 331 **文献标志码** A

Design of Electroencephalogram Acquisition System Based on STM32

WANG Qiongying¹ ZHANG Hongmin² LI Zhuqin³ LIU Zhiyong¹ WANG Lefan¹ SUN Jinwei¹

¹(School of Electrical Engineering and Automation, Harbin Institute of Technology, Harbin 150001, China)

²(Medical Devices Co. Ltd. Hainan HeMei, Haikou 570125, China)

³(First Affiliated Hospital of Harbin Medical University, Harbin 150001, China)

Abstract Electroencephalogram(EEG) contains a large amount of brain function state information, and has been widely applied in many fields, such as cranial nerve disease diagnosis, brain-computer interface, and sleep stage and anesthetic depth monitoring. EEG is a weak bio-electric signal, whose amplitude is just microvolt and frequency is lower than 150 Hz. Since EEG is easily interfered by signals, like electro-oculogram and electrocardiogram, effective extraction of EEG is key to EEG analysis. An EEG acquisition system based on STM32 was designed to realize effective acquisition of EEG. In this system, EEG signals were sensed by three lead biological electrodes on the forehead, then amplified through multistage amplification in the front analog circuit and filtered by passive filter or active filters. Meanwhile, electrical level rising circuit and electrode

收稿日期: 2015-05-13 修回日期: 2015-07-08

基金项目: 哈尔滨工业大学理工医交叉学科基础研究培育计划(HIT. IBRSEM. 2013005); 海口市 2013 年科技计划项目(2013-02)

作者简介: 王琼颖, 硕士, 研究方向为生物医学信号处理; 张宏民, 硕士, 研究方向为生物医药及医疗器械; 李竹琴, 主任医师, 研究方向为心血管常见病及疑难病症治疗技术; 刘志勇, 博士, 研究方向为生物医学信号处理; 王乐凡, 博士, 研究方向为生物医学信号采集; 孙金玮(通讯作者), 博士, 研究方向为测试计量技术与仪器, E-mail: jwsun@hit.edu.cn。

connection state detection circuit were also added in. After that, EEG signals were converted to digital value by 12 bit analog-to-digital converter, and then transferred to upper computer via bluetooth module to realize effective extraction and transmission, providing the basis for further processing and analysis. The effectiveness of this EEG acquisition system was verified by comparing output with other similar products.

Keywords EEG; preamplification; filter; analog-to-digital converter; STM32

1 引言

大脑作为身体的指挥控制中心, 蕴含着丰富的生理和病理信息^[1]。目前, 脑电信号已经广泛应用于脑部疾病的诊断治疗^[2-4]、情绪调控、脑-机接口的发展^[5-7]、临床监护等诸多领域。有效提取脑电信号中的有效信息是脑科学研究的基础^[8]。

国外有很多自主研发脑电采集设备的知名生产厂商^[9], 如 EGI(美国)、Neuroscan(美国)、DWL(德国)、EMS(奥地利)和日本光电等, 这些设备都已得到临床上的广泛认可, 同时也已经应用于诸多领域。国内也有脑电设备研发生产的代表性商家, 如北京中科新拓公司、南京伟思、深圳迈瑞等, 但技术相对起步较晚, 处于发展进步之中。从采集设备的性能指标上看, 国内外脑电采集设备差距较大, 国内设备的精度和稳定性远不能满足更精确深入的研究需求, 并且缺乏创新性的自主研发, 仍需引进国外成熟技术和核心部件, 成本较高, 普及受限。目前, 大多数国产设备仅用于临床辅助监测, 并未获得广泛认可。

针对脑电信号特点, 脑电信号采集及预处理系统需满足以下要求:

(1) 高增益: 脑电信号具有微弱性, 头皮接触式电极采集的脑电信号正常幅度介于 $1\sim 200\ \mu\text{V}$ ^[10], 所以系统对脑电信号放大增益通常要求在 5 000 倍以上;

(2) 滤除高频干扰: 脑电信号频率通常在 $0.1\ \text{Hz}\sim 100\ \text{Hz}$ ^[11], 需滤除高频干扰;

(3) 放大器需有高共模抑制比: 脑电信号提取过程中, 毫伏级的共模干扰普遍存在, 如工频干扰等, 所以要求系统有较高的共模抑制比;

(4) 前置部分需有高输入阻抗: 头皮与颅骨间电阻高达几千欧, 为提高信号获取能力, 输入阻抗应大于 $10\ \text{M}\Omega$;

(5) 需考虑极化电压及生理干扰: 人体自身生理活动会对脑电信号的有用频带有所覆盖, 且波幅较大, 如心电、眼电和肌电等, 使得纯净脑电信号获取较难。此外, 电极极化电压的存在使设计中前置放大器增益不能过大^[12];

(6) 生物电极应安全无害, 结构稳定, 工作可靠。

2 脑电采集电路设计

为了有效采集脑电信号, 以预处理电路作为系统核心与基础, 采用多级放大和多级滤波形式, 系统整体设计如图 1 所示。设计中选用 Ag/AgCl 电极片, 设置三个电极探头, 采用双导联方式: 红电极位于前额中央, 绿电极位于颞骨部位, 黄电极位于眉骨斜上方, 作为参考电极。

2.1 放大电路单元

为满足信号的提取要求, 系统对脑电信号需放大数千倍。但考虑到存在较大的干扰, 若仅采用一级放大, 易造成放大器饱和, 因此设计中采用分级放大方式使得总放大倍数为 5 500 倍, 各级放大倍数分别为 500 倍和 11 倍, 则 $200\ \mu\text{V}$ 的脑

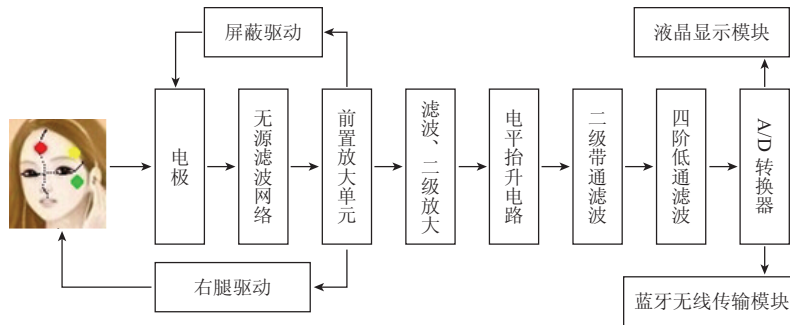


图 1 EEG 信号采集与处理系统框图

Fig. 1 EEG signal acquisition and processing diagram

电信号经两级放大后将放大到 1 V 左右。

2.1.1 前置放大电路设计

共模干扰普遍存在于脑电信号采集中，如电力运输线带来的 50 Hz 工频干扰、生物电极引入的极化电压、人体自身生理信号干扰等。这便要求前置放大器要有高共模抑制比和高输入阻抗，同时，能够抑制共模干扰向差模信号转化。前置放大器要能够对干扰和噪声做有效的控制，否则，若随有用信号一同被放大，会造成后级电路饱和，无法完成脑电信号采集。总之，前置放大单元的性能对脑电信号的提取起决定性作用^[13]。通过对各厂家几种放大器的对比，选取仪用放大器 INA128，其内部结构如图 2 所示。

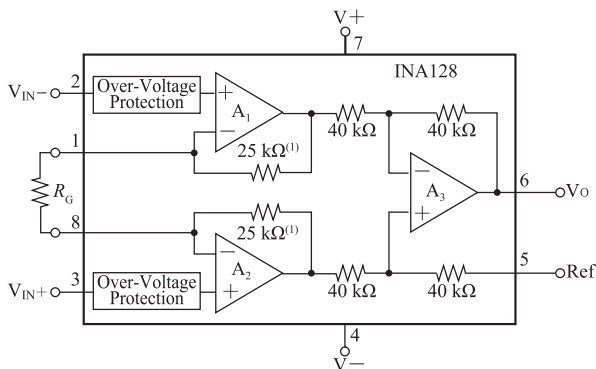


图 2 INA128 内部结构图

Fig. 2 Internal structure of INA128

INA128 常被用于生物信号测量电路中，特性如下：

- (1) 高共模抑制比，可高达 120 dB；
- (2) 高输入阻抗，可达 1 010 Ω；
- (3) 较小温漂，0.5 μV/°C；
- (4) 较小偏置电流，不超过 5 nA；
- (5) 较小失调电压，不超过 50 μV。

2.1.2 前置放大器驱动方式优化设计

为提高系统对共模干扰的抑制能力，在前置放大单元中同时加入差分共模屏蔽驱动、右腿驱动两种驱动方式。

屏蔽驱动法的原理是取放大器共模输出电压，用以反馈驱动电极引线屏蔽层，等效耦合电容 C_1 、 C_2 两端承受的是相同的共模电压 U_c ，所以对 U_c 不再分流，并不影响放大器的输入电阻和共模抑制比，能够实现对共模电压的有效抑制。电极引线屏蔽层及其等效电路如图 3 所示。

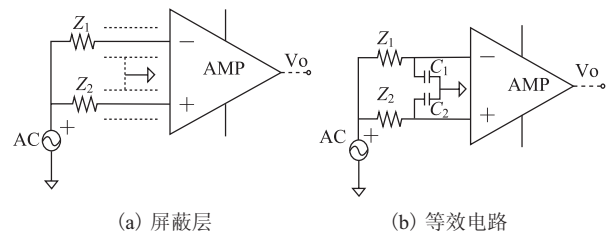


图 3 电极引线屏蔽层及等效电路

Fig. 3 Shielding layer and equivalent circuit of electrode lead

利用右腿驱动技术的电路设计示意图如图 4 所示，其相当于共模干扰信号的负反馈回路。引出源于每个运放的共模电压，形成 n 个通道，并通过相应的等效电阻后实现叠加。叠加后的信号

经反相放大器反馈到人体(通常为腿部), 反相作用使得反馈后的电压与原电压极性相反, 实现原电压的抵消, 也减少了进入运放的共模干扰。

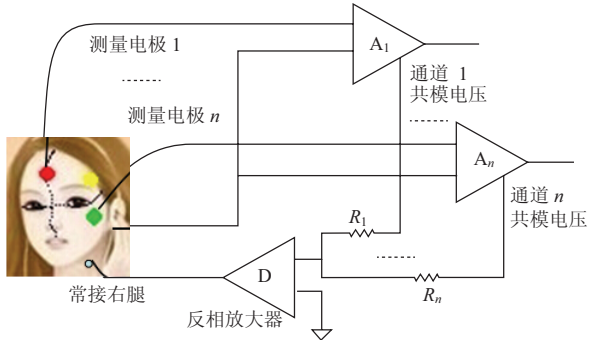


图 4 右腿驱动电路示意图

Fig. 4 Diagram of the right leg drive circuit

结合两种驱动方式设计出的电路如图 5 所示, 仿真验证效果与设计一致。输出信号与输入信号频率相同, 幅值由 $100 \mu\text{V}$ 变为 50 mV , 放大至 500 倍, 验证了理论设计。之后参照前置放大器的参数选择标准设计二级主放大器。

2.2 滤波电路设计

电极采集到的原始脑电信号中, 会因为多种因素造成信号中包含很多噪声和干扰。纯净的脑电信号是低频信号, 而且有效频带很窄, 想要提取特定频带的信号, 使得其余频带信号得到有效衰减或抑制, 便需要设计相应的滤波器。

2.2.1 无源带通滤波网络设计

由于生物电极极化电压通常在毫伏级, 很容易造成前置放大器饱和; 另外, 过多高频信号属于无用信息, 所以需在前置放大器前加入滤波网络以保证有用信息的有效提取并滤除高频干扰。针对上述情况, 进行无源带通滤波单元的设计: 电路由电阻、电感和电容组成(如图 6 所示), 设计并计算通带范围为 $1.5 \text{ Hz} \sim 1.3 \text{ kHz}$ 。经软件仿真验证, 频率通带的范围与理论计算完全相符。由于流过电容的电流无法突变, 所以该设计可实现对流经器件的电流变化率的抑制; 同理, 由于电感两端电压不能突变, 可实现对器件两端电压

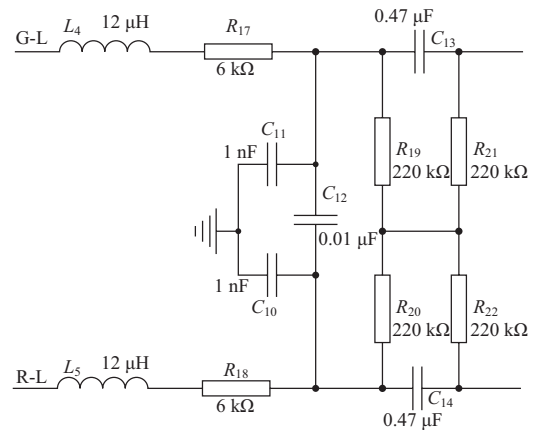


图 6 无源带通滤波网络电路图

Fig. 6 Circuit of passive band-pass filter network

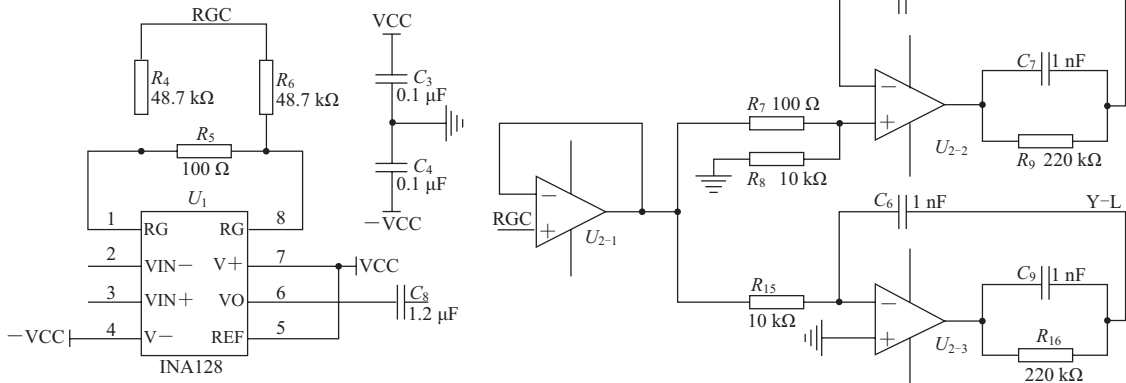


图 5 结合两种驱动方式的前置放大电路设计

Fig. 5 Pre-amplifier circuit combined with two kinds of driving modes

变化率的限制。所以该无源带通滤波网络能够同时防止过冲电流和过冲电压的产生,对电路起到缓冲和保护作用。

2.2.2 四阶低通滤波器设计

该设计采用滤波器的级联以实现更好的滤波效果。脑电信号有用频带较窄,而一阶滤波器的过渡带较宽,并不能有效滤波,所以通过滤波器的级联使过渡带变窄。选取滤波性能更为理想的二阶压控型低通滤波器级联,组成四阶低通滤波器,如图7所示。在参数选择时,为了得到更好衰减特性,两个滤波器并未采用完全相同的参数,具体设计计算如下:

(1) 第一级低通滤波器参数选取

选取两个电阻值 $R_1=6\text{ k}\Omega$, $R_2=3R_1=18\text{ k}\Omega$, 电容值 $C_1=200\text{ nF}$, $C_2=100\text{ nF}$, 经计算,第一级低通滤波器截止频率为 92 Hz 。

(2) 第二级低通滤波器参数选取

选取前后电阻 $R_1=27\text{ k}\Omega$, $R_2=9R_1=243\text{ k}\Omega$, 电容值 $C_1=100\text{ nF}$, $C_2=3.3\text{ nF}$, 经计算,第二级低通滤波器截止频率为 157 Hz 。

通过软件仿真分别验证每一级滤波器的截止频率,同时观察级联后的过渡带效果,之后对比级联前后的滤波器性能。由对比结果可知,级联后滤波器的过渡带下降更快,低通滤波的性能更好。

在本系统的设计中,有多个有源滤波器用于

滤波处理,设计计算方法类似。

2.3 控制器单元选择

经过对多个芯片的性能对比,选取意大利半导体生产商生产的 STM32F103VET6 微处理器作为主控芯片,该处理器具备以下特点,与设计要求更相符:

(1) 较高处理速度:该处理器满足系统驱动液晶模块显示出脑电实时波形,且高处理速度使得扩展在线数据处理成为可能,还可提供 1.25 DMIPS/MHz 的处理能力,高达 0.06 mW/MHz 的能效比;

(2) 高精度 A/D 芯片:内嵌 3 个高精度 12 位逐次逼近型 A/D 转换器;

(3) 足够的存储空间:系统中要存储大量脑电数据,处理器具有 512 KB Flash 和 64 KB RAM 存储器;

(4) 小型化,低功耗:采用 100 脚 LQFP 封装,占用空间小,适合开发,便于实现微型化,可以用于可穿戴的脑电采集系统开发应用;

(5) UART 通信接口:系统中设计有无线传输模块实现信号向 PC 机传输,Bluetooth 模块使用 UART 接口进行通信,接口多达 5 个。

2.4 电路其余主要设计

2.4.1 电平抬升电路设计

为了满足 A/D 转换器 $0\sim 3.3\text{ V}$ 的输入范围,

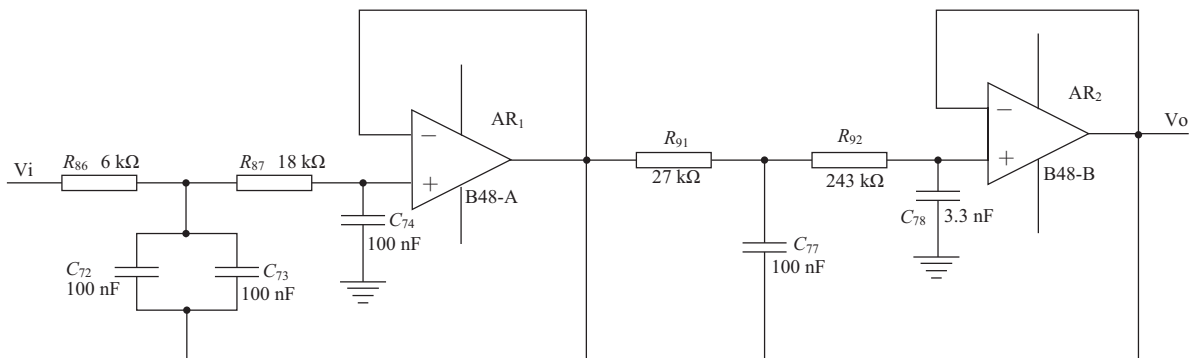


图7 四阶低通滤波器

Fig. 7 Fourth-order low-pass filter

同时为了将采集到的双极性脑电信号转换至适应 A/D 转换器的单极性输入, 设计了电平抬升电路, 如图 8 所示。为了使电阻分压网络从 +5 V 电压获得 +1.25 V 左右的电平, 设计了加法电路, 使得经过无源带通滤波器后的脑电信号与 +1.25 V 直流电平相加, 来实现对脑电信号的电平抬升, 以保证获取的有效信号能够全部通过 A/D 转换器输入端。另外, 为防止后续电路驱动能力不足, 电平抬升后需加入一个电压跟随器来提高后续电路带负载能力。

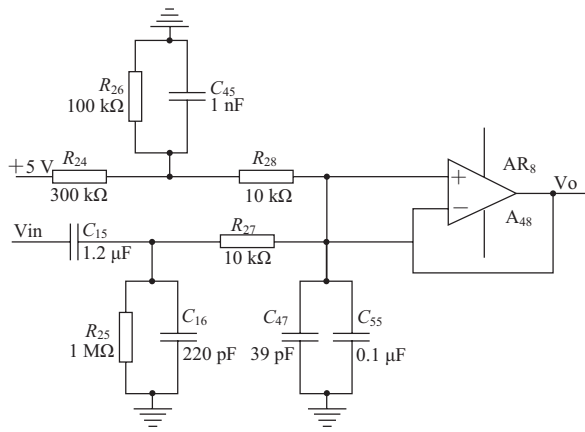


图 8 电平抬升电路

Fig. 8 Electrical level rising circuit

2.4.2 电源模块设计

该设计通过 USB 端口实现供电, 滤波后可为电路提供稳定的 +5 V 电压, 设计中会使用到 +5 V、-5 V 和 +3.3 V 等电压。前端模拟电

路中 -5 V 电压可由 USB 提供的 +5 V 电压经 MAX660 转换得到。为满足系统 MCU 1.8 V~3.6 V 的供电电压范围, 可利用电压稳压源 LD1117 将 +5 V 转换成 +3.3 V。由于电源模块对系统有重要的意义, 并且系统易受噪声影响, 所以使用电解电容在每个电源模块的输出端起滤波作用。电源模块设计电路如图 9 所示。

2.4.3 电极连接状态检测电路

设计电极连接状态检测电路是为了便于检测电极与头皮的连接状态, 避免采集过程中因接触不良而导致的数据有误。如图 10 所示, 采用比较器原理, 测试信号从电压比较器正端输入, 利用电阻分压网络设定比较器阈值。若比较结果为输入信号幅度小于设定阈值, 则认为电极连接良好, 数据能够得到有效采集; 若比较结果为输入信号大于设定阈值, 则判定连接异常, 电极脱落, 提示重新连接。为防止比较器误输出, 设计中加入具有放大功能的有源低通滤波器实现高频分量的滤除。

2.5 液晶显示模块

本设计加入液晶显示模块实时显示脑电波形于液晶屏上, 不仅便于观察, 而且方便与国外设备的波形显示进行对比分析。FSMC (Flexible Static Memory Controller) 模块是 STM32F 系列微控制器中专用接口模块, 可以实现对存储器的访问, 可转换 AHB 总线中传输信号的协议得到外

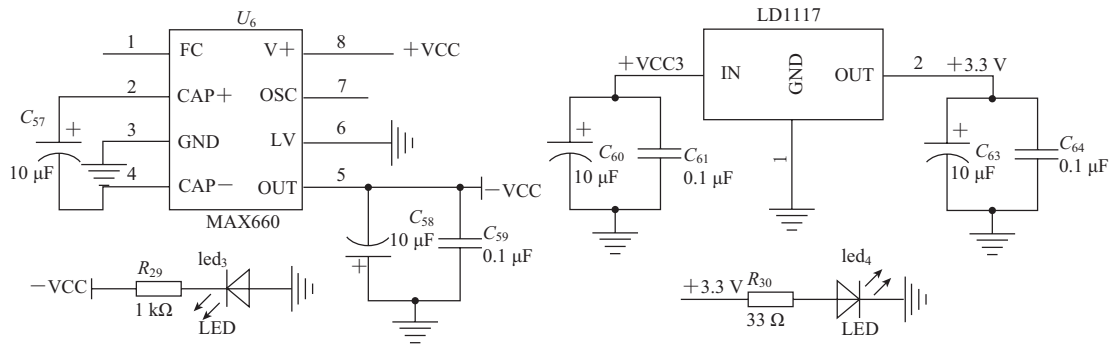


图 9 电源模块

Fig. 9 Power module

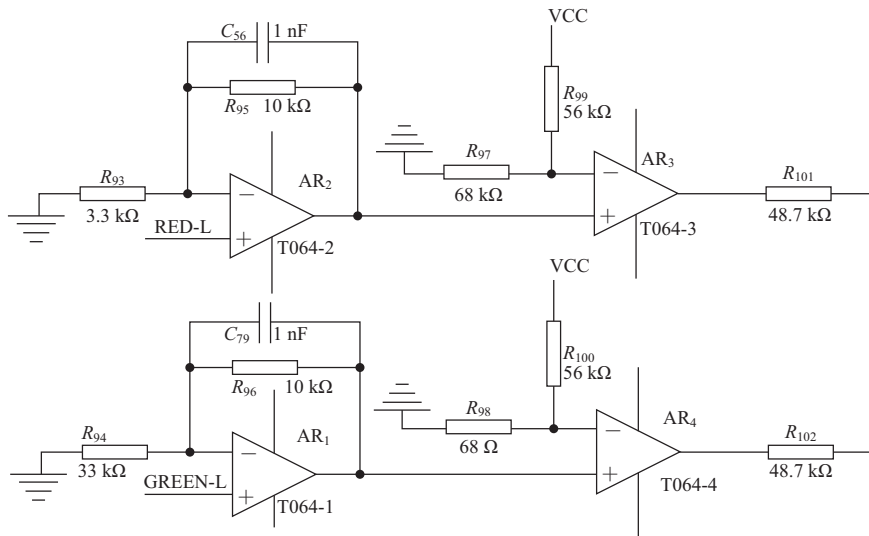


图 10 电极连接状态检测电路

Fig. 10 Electrode connection state detection circuit

部设备要求的时序。液晶模块硬件系统结构如图 11 所示, 利用 STM32 的 FSMC 接口控制 LCD 液晶模块信号线对应关系如表 1 所示。

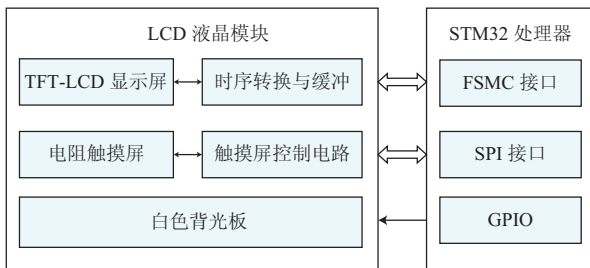


图 11 液晶模块硬件系统结构图

Fig. 11 Hardware system structure of LCD module

表 1 FSMC 接口与 LCD 液晶模块信号线的对应关系

Table 1 The correspondence between connectors of FSMC and LCD module

FSMC 接口信号	LCD 接口信号	功能说明
FSMC[D0:D15]	D0~D15	16 位的数据总线
FSMC Ax	RS	地址线
FSMC NEx	$\overline{\text{CS}}$	片选, 电平为低时有效
FSMC NOE	$\overline{\text{RD}}$	读使能, 电平为低时有效
FSMC NWE	$\overline{\text{WR}}$	写使能, 电平为低时有效

2.6 蓝牙无线通信模块

本设计选择的蓝牙通信模块型号为 XM-

15B, 具有以下特性: 符合 2.1+EDR 协议标准, 实现了蓝牙 SPP 规范; 兼容性好, 可与 Android、Windows 等操作系统实现很好兼容; 启动速度很快, 仅需 0.3 s; 供电电压范围为 3.0 V~6.0 V, 内置电平转换电路; 空旷环境中通讯距离达 30 m, 正常环境至少约 15 m; 在命令和数据两种工作模式中, 命令模式通过 AT 指令可以对模块参数进行修改。实物的正反面如图 12 所示, 模块尺寸规格为 37.5 mm×15.5 mm×4.0 mm, 具有一定配对指示功能, 蓝色指示灯会在完成配对功能后常亮, 若未完成则不亮。



(a) 正面

(b) 反面

图 12 XM-15B Bluetooth 模块

Fig. 12 XM-15B Bluetooth module

经实验测试, 结果显示本系统可以通过 Bluetooth 模块在 5 m 范围内对数据进行准确无误的传输。当距离逐渐增加时, 模块虽然会出现轻微的数据丢失现象, 但并未有错误数据出现在接收到的数据中。表明验证得到该蓝牙模块的数据

传输性能很好, 能够用于本系统中脑电信号的无线传输。

3 采集电路验证

图 13 为本文所设计的脑电信号采集设备实物图。该设备配备有 LCD 显示屏, 能够实时绘制脑电信号波形。

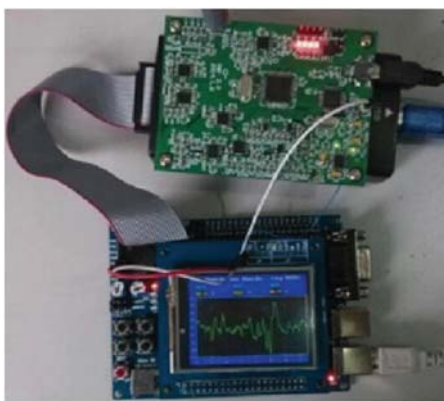


图 13 脑电采集设备实物图

Fig. 13 Material object of EEG acquisition equipment

为了进一步验证该采集系统所采集到的脑电信号的有效性, 将本系统与 Morpheus Medical 公

司的 IoC-View 监护仪进行同步采集, 并在时域和频域对二者的输出进行对比。由图 14 可知, 本文所设计的脑电信号采集设备与 IoC-View 监护仪的输出基本一致, 且频谱分布重合度较高, 证明了本采集系统输出信号的有效性。

4 讨论

本文设计的脑电信号采集系统主要由预处理电路、微控制器、液晶显示模块、无线通信模块等构成, 能够完成接触式脑电数据的采集和波形实时显示, 并结合 Bluetooth 技术将数据无线传至上位机。通过与国外设备对比, 在脑电信号采集结果方面, 验证了自制设备信号采集的准确性及有效性。目前, 国内很多商业化的脑电采集仪器仍采用有线传输方式, 传输线的存在严重限制信号传输范围, 同时也影响了其便捷性, 使用中给医生和病人带来很多不便。综上所述, 本文设计的脑电采集系统在大脑认知活动研究、便携式临床监护、脑部疾病监测及诊断等领域具有较大的应用价值。

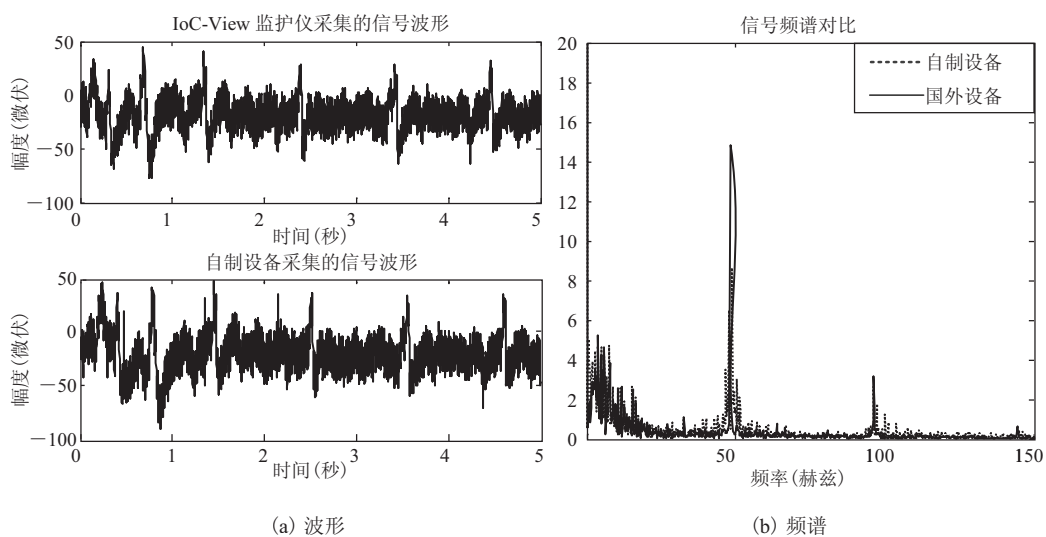


图 14 国内外产品输出对比

Fig. 14 Comparison of the output between domestic products and foreign

5 结 论

根据当前国内脑电技术和脑电采集设备存在的不足,并充分结合脑电信号的特点,针对自发电脑电,设计了基于 STM32 的头皮三电极接触式脑电信号采集系统。该系统在硬件设计部分利用生物电极将人体脑电信号感应至采集电路,信号经过多级放大滤波预处理后,转换为数字量。被数字化后的脑电信号不仅能实时显示在液晶屏上,而且可以通过 Bluetooth 无线传输模块有效传至上位机,便于在 PC 机中利用软件进行进一步的分析处理。通过对比采集到的脑电信号和国外同类产品的输出,验证了本设计脑电采集系统的有效性。

参 考 文 献

- [1] Burke DP, Kelly SP, Chazal PD, et al. A parametric feature extraction and classification strategy for brain-computer interfacing [J]. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2005, 13(1): 12-17.
- [2] Kannathal N, Choo ML, Acharya UR, et al. Entropies for detection of epilepsy in EEG [J]. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 2005, 80(3): 187-194.
- [3] Claassen J, Hirsch LJ, Kreiter KT, et al. Quantitative continuous EEG for detecting delayed cerebral ischemia in patients with poor-grade subarachnoid hemorrhage [J]. *Clinical Neurophysiology*, 2004, 115(12): 2699-2710.
- [4] Labar DR, Fisch BJ, Pedley TA, et al. Quantitative EEG monitoring for patients with subarachnoid hemorrhage [J]. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 1991, 78(5): 325-332.
- [5] Lalor EC, Kelly SP, Finucane C, et al. Steady-state VEP-based brain-computer interface control in an immersive 3D gaming environment [J]. *EURASIP Journal on Applied Signal Processing*, 2005(19): 3156-3164.
- [6] Mason SG, Bohringer R, Borisoff JF, et al. Real-time control of a video game with a direct brain-computer interface [J]. *Journal of Clinical Neurophysiology*, 2004, 21(6): 404-408.
- [7] 何庆华. 基于视觉诱发电位的脑机接口实验研究 [D]. 重庆: 重庆大学, 2003.
- [8] 黄小娜, 石砚. 脑电 EEG 信号的分析方法 [J]. *甘肃科技*, 2010, 26(9): 17-18.
- [9] 施锦河. 运动想象脑电信号处理与 P300 刺激范式研究 [D]. 浙江: 浙江大学, 2012.
- [10] 赵磊. 皮层脑电分析方法及其在大脑意识活跃状态评价中的应用研究 [D]. 杭州: 杭州电子科技大学, 2013.
- [11] 罗志增, 袁飞龙, 高云园. 小波和希尔伯特变换在脑电信号消噪中的对比研究 [J]. *计量学报*, 2013, 34(6): 567-572.
- [12] 邓俊华. 基于 ARM 的 32 导脑电信号精密同步采集系统的研究 [D]. 广州: 广东工业大学, 2010.
- [13] 王敏, 陈亚光. 脑电检测前置放大器静电保护电路的设计 [J]. *电子技术应用*, 2013, 39(7): 80-82.