

北 京 邮 电 大 学
本科毕业设计 (论文) 开题报告

学院	信息与通信工程学院	专业	通信工程	班级	06123
姓名	樊高峰	学号	062367	班内序号	26
指导教师	洪波	职称	副教授		
设计 (论文) 题目	事件相关电位 (ERPs) 无线同步协议设计与系统实现				

课题背景和意义

脑电放大器无线同步触发器是脑电放大器的一个辅助设备。他完成脑电 EEG 无线信号和刺激事件码信号的接收以及两者的同步, 并将同步后数据送回数据处理系统。脑电 EEG 信号是电极采集自头皮的微弱电信号, 大小以 μV 量级计, 需要经过脑电放大器放大到 AD 的采样范围后再进行数字化处理。

以事件相关电位 (ERPs-event related potentials) 技术为代表的脑电测量和研究技术提出了对脑电放大器触发器的需求。1929 年,Hans Berger^[1] 借助置于头皮的电极, 成功测量到脑部的电活动, 从此就有了被称作脑电图 (EEG-electroencephalogram) 的技术。20 世纪 60 年代以后, 科学家们开始记录同执行任务相关的 EEG 信号, 他们将同刺激事件相关的、并在时间上同刺激锁定的 EEG 信号平均起来, 观察到一系列的所谓事件相关电位 (ERPs, event related potentials)。

1964 年,Grey Walter^[1] 及其同事报告了第一个认知 ERP 成分—关联性负变化 (contingent negative variation-CNV)。这项研究的每一个试次 (each trial) 都先给被试一个警告信号 (如一个咔哒[click] 声), 随机的 500~1000ms 之后再给一个靶刺激 (如一串闪光)。在没有任务要求的情况下, 这两个刺激中的每一个都会诱发出所预期的感觉 ERP 反应。但如果要求被试对检测到的靶刺激做按键反应, 那么, 研究者于警告信号与靶刺激之间, 在额部电极就会观察到一个大的负电压。这个负电压 -CNV 显然不是一个感觉反应, 而似乎是反映了被试对即将到来的靶刺激的准备。ERP 成分的分析从此成为研究者关注的对象。其后的研究进一步表明, 这些电位提供了关于认知过程的脑内信息, 而且具有毫秒级的分辨率。这种方法, 又称事件相关电位技术。脑电放大器也开始有触发器接口 (通常是 DB25 的并口) 用于接收刺激事件码 (event codes)。

但是, 在实验室条件下完成的 ERP 实验或者其他涉及脑电信号同步的实验没有对于无线同步触发器的需求。例如在使用视觉刺激的实验中, 实验被试坐在电屏蔽室内, 距离显示器有一定的距离, 整个实验过程中要求被试尽量保持不动, 以减少如肌肉收缩, 眨眼等造成的脑电噪声 (伪迹 artifacts), 所有进出屏蔽室的信号线都要加屏蔽层以减少噪声, 由于被试不能动也就无需无线通信, 另外为了保证数据采集的信号质量, 所有的设备 (包括脑电放大器及其触发器) 都是有线连接。

脑机接口技术的发展需要脑电信号的记录脱离实验室环境, 这也间接推动了对于无线同步触发器的需求。脑-机接口 (Brain-computer interface, BCI) 是指在大脑和计

算机等外部设备之间建立通信的连接，它不依赖于脊髓/外周神经肌肉系统，是一种全新的信息传导通路。肌萎缩侧索硬化 (amyotrophic lateral sclerosis ,ALS)、脊髓损伤 (spinal cord injury)、中风 (stroke) 和脑瘫 (cerebral palsy) 等疾病破坏患者的自主神经肌肉控制能力^[2]，会导致患者不能进行运动和交流。脑-机接口就是一种帮助严重残疾人士重建运动控制的潜在的全新方法^[3]。其应用就不能局限于实验室。

1970 年美国国防部资助成立了最早的 BCI 研究组，Jacques Vidal 等人开发了一个由头部记录到的电活动驱动的简单通信系统，利用生物反馈方法研究人与计算机之间进行的通讯，研究结果表明使用者可以通过训练产生视觉诱发电位，并利用它来控制屏幕上的指针作二维运动，这项研究成为现代脑-机接口的雏形^[3]。

1988，Farwell 和 Donchin^[4] 提出 oddball 范式 (paradigm) 并设计了第一个基于视觉诱发电位 P300 的脑机接口系统 (P300-based BCI)。该范式利用了小概率事件 (rare event) 会诱发脑电反应，产生 P300 信号 (ERP 时间相关电位的一种，是在刺激出现后大约 300ms 处的一个正峰值信号；CNV 也是)。在实验设计中^[5]，一个 6x6 的闪烁矩阵会呈现在被试面前，包括 26 个字母和 10 个数字，6x6 矩阵以横排竖列的方式随机闪烁，当被试想要表达的字母或数字所在的行或列闪烁时，小概率事件 (rare even) 发生，脑电放大器就能检测到大脑对于这个信号的反应。由于这一脑电成分在刺激后 300ms 左右表现为一正峰值，因此称为 P300。计算机通过确定诱发 P300 信号的行号和列数就能确定到底被试选择的是哪一个符号，从而完成交流。

除了研究的比较早的视觉范式外，也出现了基于听觉辨析的脑机接口系统^[6]。然而这些技术真正的价值在于能走出实验室，成为那些身残志不残的人日常交流工具，帮助他们克服肌肉神经失调的障碍。

但目前各种基于 EEG 的 BCI 系统研究还大都处于试验阶段，离实际应用有一定距离。因为目前的 BCI 系统得信息传输速率较低，多在 5-25bit/min，而且必须建立在一定程度的正确率的基础上，另外，使用生物反馈的 BCI 系统还需要一定时间的训练方可使用。一些人把目光投向别处，开始研究侵入式的脑机接口系统 (invasive BCI)^[2]，通过把电极安放在脑膜上 (或下) 或者直接打到大脑皮层上以获得更好的信号质量和信息传输速率。这一方面的试验目前还多在动物实验阶段^[2]，国外也有人自愿安装类似设备的先例。此外，科研级的脑电放大器产品价格昂贵也是阻碍其推广应用的一个因素。

目前已有实验室研发的两通道无线脑电放大器^[7]，其价格相比同类商用脑电放大器产品低，并且实现了基于 (SSVEP) 视觉诱发电位的脑机接口系统用于 Google Search^[7]。由于 SSVEP 本身不需要同步触发，该放大器也没有实现无线触发的功能。

需求分析

目前市场上也有一些无线脑电放大器的产品，如 Neuroscan 的 SynAmps Wireless 32 Channel AC Amplifier¹，IMEC Wireless EEG system。这些无线脑电放大器还只能实现脑电数据的记录，并没有提供无线的同步解决方案。有人设计了基于 IMEC 无线

¹coming soon,<http://www.neuroscan.com/landing.cfm>

脑电放大器的软件同步方案，但基于硬件的无线同步解决方案仍是空白。

系统对比

有线脑机接口系统的一般组成如图 1 所示; 刺激呈现系统给出刺激信号。脑电放大器通过电极帽 (数据采集系统) 采集被试的脑电信号 (EEG) 经放大滤波数字化同步后回传给数据处理系统 (计算机) 处理。由于目前通用的微机操作系统如 Windows 不是实时操作系统²，其对突发事件 (如事件码) 的响应时间方差大，为了保证响应时间尽可能的稳定，通常会使用两台不同的主机担当刺激呈现系统和数据处理系统。

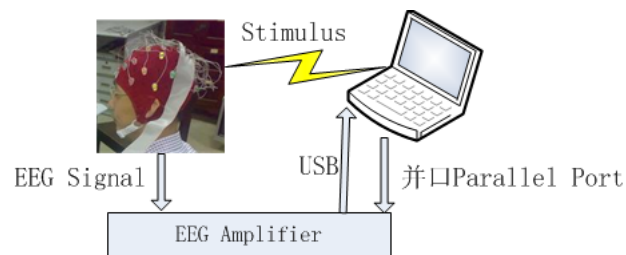


图 1: 有线脑电放大器系统框图

同步分两种

外源性同步 刺激源上接一个传感器到 EEG 信号放大器, 刺激发生时传感器产生脉冲发送到脑电放大器与之同步。其缺点是外源性记录对刺激发生的判断不准确，有可能误判或漏判。而且长时间记录也不稳定。一般不采用。

内源性同步 刺激呈现系统产生刺激同时发送同步事件码信号到数据采集系统与脑电 EEG 数据同步。通常有线连接的基于 P300 的 BCI 系统^[8] 用计算机并行接口 Parallel Port 发送同步信号到 EEG 放大器与 EEG 信号同步，使用如 NeuroScan SysAmps2 的脑电放大器系统。

软件同步的无线脑电放大器的处理步骤与有线系统相同。只是脑电 EEG 信号记录后通过无线发送到数据处理系统处理, 系统框图如图 2 所示。

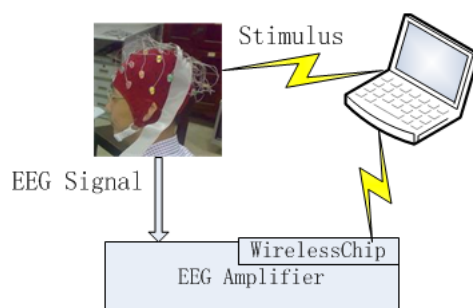


图 2: 无线脑电放大器系统框图 (软件同步)

²<http://www.neuroscan.com/PsychophysiologyPlatforms.cfm>

为了实现软件同步, 该系统需要用一个额外的进程独立记录刺激的起始时间, 后期数据处理时再将脑电信号与时间标签的对上, 确定对应关系。由于脑电信号的记录与刺激时刻的记录是分开进行的 (独立的), 因此缺点就是起始时刻的不同步会导致后面都不同步。此外无线信号传输很难避免由于信噪比低或者信号不好而导致的数据包丢失, 因此如果不能经常对刺激进行同步的话, 独立记录的两组信号之间的对应就不正确。

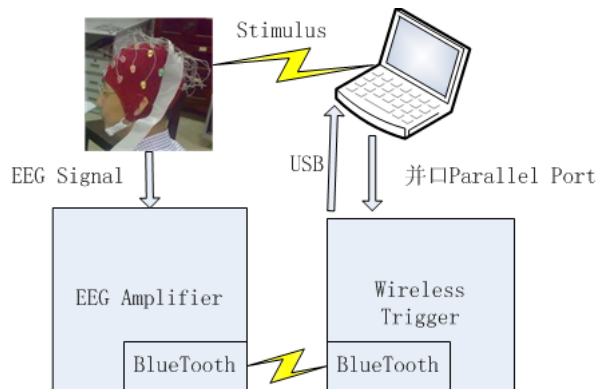


图 3: 无线脑电放大器系统框图 (同步)

系统设计

本毕设就是要设计和实现基于无线脑电放大器的无线同步触发器。

脑电放大器无线同步触发器, 以下简称 Wireless Trigger。系统前端是蓝牙无线连接的 (数据收集系统), 后端是通过 DB25 并口连接的刺激呈现系统和通过 USB 口连接的数据处理系统。系统框图 3

硬件设计

系统硬件框图如图 4

蓝牙芯片的接口有串行, USB, 数字 I/O, 模拟 I/O 和 SPI 编程等, 市场上比较普遍的是 USB 接口的蓝牙模块, 串行接口也比较常见。IO 通信的蓝牙芯片由于需要额外的软件开发时间不予考虑。其次由于内置蓝牙模块, 所以采用与其相同的串口蓝牙模块 BTM0704C2P³。该模块与 MCU 的 USART 端口通信, 不需要 ST3232 等电平转换芯片。其电路连接如图 5

主控芯片选用 STM32F103RBT6, 该芯片自带多个 USART 和一个 USB2.0 接口, 属于 ARM-Cortex M3 内核。最高主频 72MHz。脑电信号的频率很低, 通常的脑电放大器 AD 分辨率为 12bit, 1000Hz 采样, 0.05 200Hz 滤波 (SynAmps2, Neuroscan, USA)^[6]。因此 72MHz 的主频对于实时处理脑电信号是足够的。

³<http://www.jinoux.com/product103.html>

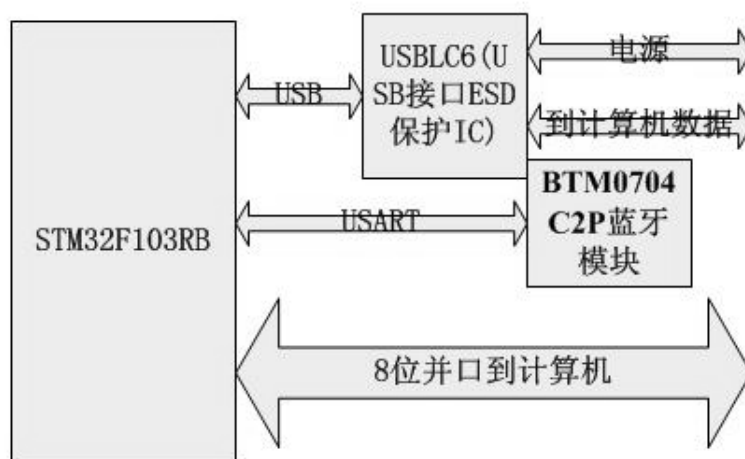


图 4: Wireless Trigger 系统硬件框图

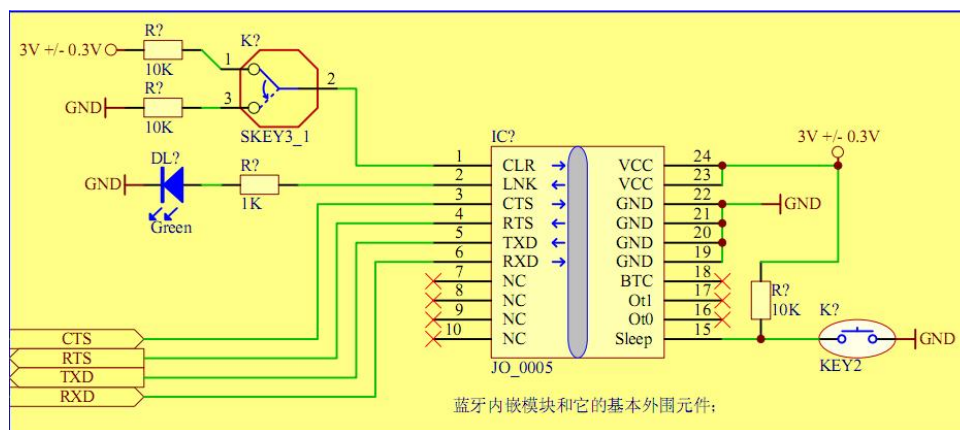


图 5: 蓝牙模块 BTM0704C2P 局部硬件连接图

数据通信采用 USB 接口。串口通信虽然编程简单，但有速率限制，目前大部分笔记本都没有串口，而 USB 口通信虽然增加了编程上的复杂度，但端口普遍而且 2.0 有 12Mbps full speed 速率保证。

USB 的通信也考虑了三套实现方案。

1. USB 通讯模拟串口，使用 virtualComPort 虚拟串口实现，即通过编程模拟 USB 为标准串口设备。
2. 使用 USB 转 RS232 芯片，如 FTDI232 芯片⁴，该方案的优点在于其能实现 Windows, Linux 和 MAC 的多平台兼容。缺点是这种方案其实就是第一种方案的

⁴<http://www.ftdichip.com/>

硬件实现，本质上仍是 USB 口模拟成串口，所以最高速率只能达到 1Mbps 而无法达到 USB 的 full speed。

3. 使用 USB 的标准协议，编写上位机和下位机程序。缺点是编程复杂，优点是能达到 USB 的 full speed。

为了保险起见，由于硬件电路设计先做，因此在 PCB 版上预留了三套 USB 系统的接口。

事件码 (也即刺激信号) 通信采用 25 针并口 DB25。使用并口是考虑到并口相比于其他端口，比如 USB 或者串口的响应速度都要快。以普通 PC 为例，这些设备都接在 PCI 总线上，只有并口不需要像 USB 和串口那样的中间级的电平转换，所以响应速度最快。

软件设计

Wireless Trigger 外围的数据流如图 6所示

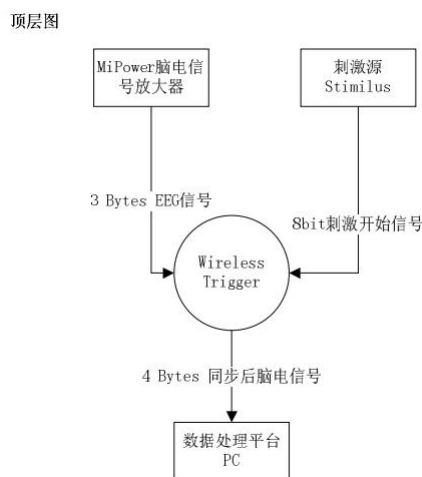


图 6: 顶层数据流

无线脑电放大器^[7](数据收集系统)通过电极记录脑电 EEG 信号并发送到 Wireless Trigger; 刺激源 Stimulus(即刺激呈现系统)在通过视觉或听觉方式呈现刺激的同时, 发送事件码 (event codes) 到 Wireless Trigger。Wireless Trigger 把到达的事件码标记到经过的 EEG 脑电信号上。即只有当刺激发生时对应的脑电数据被标记, 其他时刻的脑电数据未被标记。此处每 3Bytes 的脑电数据与 1Bytes 的事件码合并, 没有新事件码时, 该 Byte 为 0x00。此后数据通过 USB 端口返回数据处理系统。

Wireless Trigger 内部的数据流如图 7所示

软件流程设计一般的 MCU 系统软件设计流程可以描述为图 8: 都要经过初始化阶段然后才是循环读取的主程序。

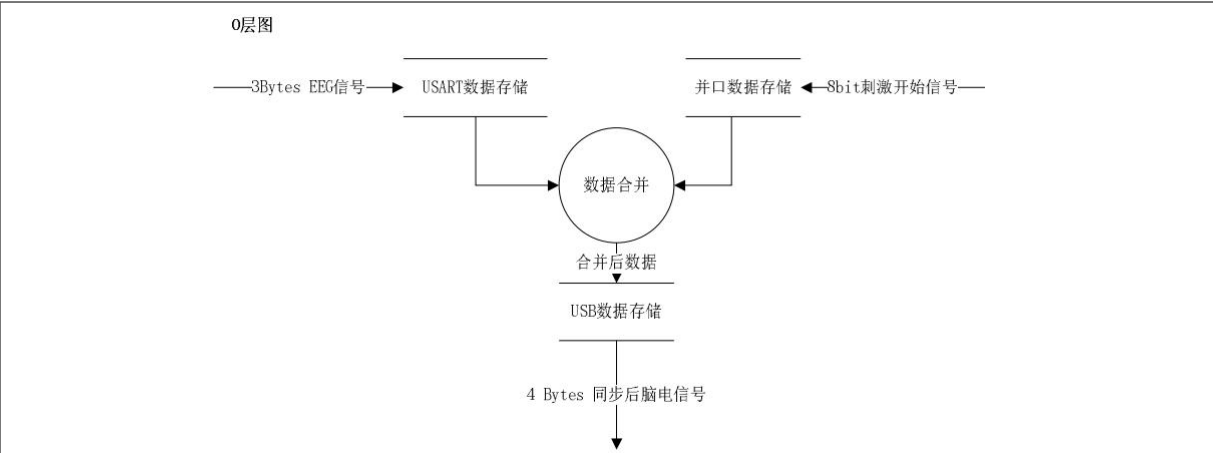


图 7: 0 层数据流

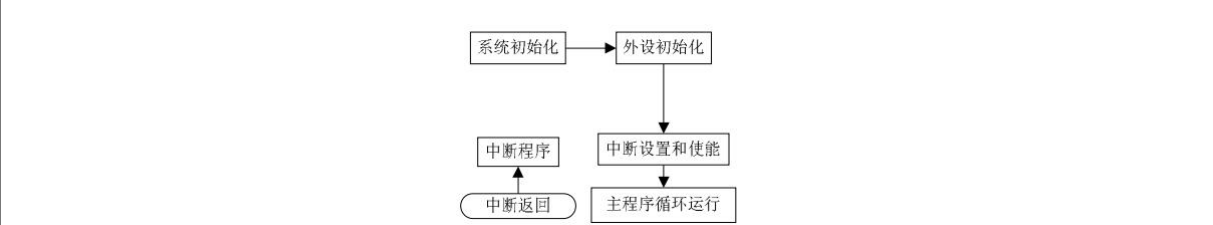


图 8: 一般 MCU 系统软件设计

由于脑电 EEG 数据和事件码两路信号都输入到 Wireless Trigger，设置系统循环检测其中一路，对另一路信号采用中断输入的方式。由此产生两套解决方案。

方案一 USART 路数据即蓝牙接收的脑电 EEG 信号主程序轮询检测，并口事件码刺激信号中断触发，如图 9

方案二 并口事件码刺激信号主程序轮询检测，USART 路无线脑电蓝牙信号中断触发，如图 10

编程采用 STM32 的 firmware library。

课题实验平台及基础

Wireless Trigger 要配合无线脑电放大器和实验设计才能工作。放大器使用^[7] 中的两通道无线脑电放大器，其通信采用无线蓝牙方式本身不带 Trigger，因此可以与 Wireless Trigger 配合工作。实验设计基于^[9](实验范式为图 11)。

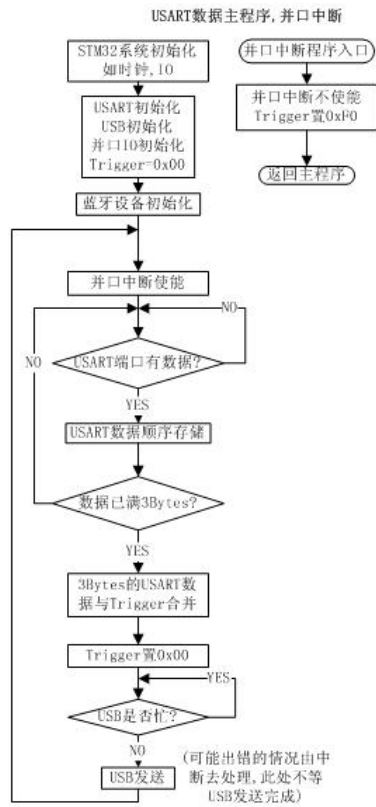


图 9: 方案一

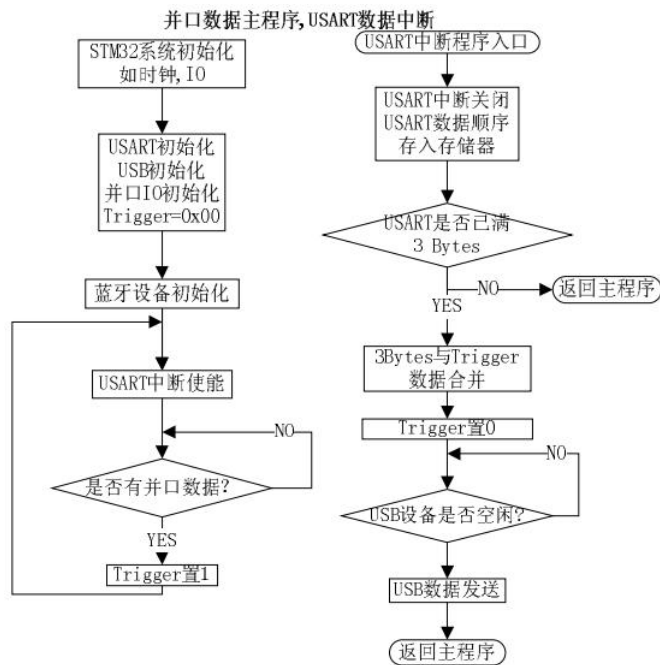


图 10: 方案二

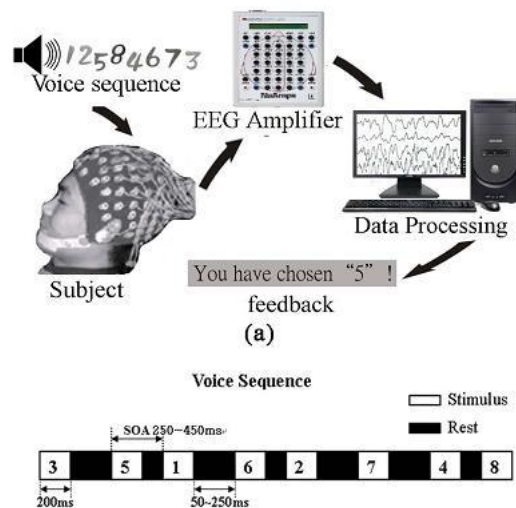


图 11: 听觉范式实验设计

课题预期结果

本课题的预期结果是在^{[9][7]}的放大器和实验范式基础上，证明 Wireless Trigger 能完成无线脑电信号与刺激信号的同步，并能利用 Wireless Trigger 完成无线 ERP 实验数据的记录和存储，并且刺激信号与到达的 wireless Trigger 的事件码必须具有较小的延迟方差。

进度安排

3.1-3.7 第一周 任务书，开题报告；

3.8-3.14 第二周 硬件电路设计；STM32 最小系统，蓝牙模块接口电路，并口电路，USB 数据电路和 USB 电源供电；

3.15-3.21 第三周 硬件电路设计和 PCB 制版提交；

3.22-3.28 第四周 MCBSTM32 开发板的 STM32 编程：蓝牙模块；PCB 焊接和测试；

3.29-4.3 第五周 STM32 编程：并口电路测试以及 USB 编程 -上位机及下位机；

4.4-4.10 第六周 STM32 编程：USB 编程 -上位机及下位机；

4.10-4.16 第七周 STM32 编程；

4.17-4.23 第八周 整体软硬件测试；

4.24-4.30 第九周 整体软硬件测试；

5.1-5.7 第十周 中期检查;

5.8-5.14 第十一周 连接无线脑电放大器, 测试无线数据流, 实验前准备;

5.15-5.21 第十二周 实验测试;

5.22-5.28 第十三周 后期调试;

5.29-6.4 第十四周 准备毕设答辩;

6.10 第十五周 答辩;

指导教师签字		日期	2010 年 3 月 7 日
--------	--	----	----------------

注: 可根据开题报告的长度加页; 一式二份, 学院、学生各一份。

参考文献

- [1] Steven J. Luck. *An Introduction to the Event-Related Potential Technique*. The MIT Press, 2005-08.
- [2] M. A. Lebedev and M. A. L. Nicolelis. Brain-machine interfaces: past, present and future. *Trends In Neurosciences*, 29(9):536–546, 2006.
- [3] J. R. Wolpaw, N. Birbaumer, W. J. Heetderks, D. J. McFarland, P. H. Peckham, G. Schalk, E. Donchin, L. A. Quatrano, C. J. Robinson, and T. M. Vaughan. Brain-computer interface technology: A review of the first international meeting. *Ieee Transactions On Rehabilitation Engineering*, 8(2):164–173, 2000.
- [4] L. A. FARWELL and E. DONCHIN. Talking off the top of your head - toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 70(6):510–523, 1988.
- [5] E. Donchin, K. M. Spencer, and R. Wijesinghe. The mental prosthesis: Assessing the speed of a p300-based brain-computer interface. *Ieee Transactions On Rehabilitation Engineering*, 8(2):174–179, 2000.
- [6] Guo Jing, Hong Bo, and Gu Fei. An auditory bci using voluntary mental response. In *the 4th International IEEE EMBS Conference on Neural Engineering, Antalya, Turkey*, April 29 - May 2, 2009.
- [7] Honglai Xu, Tianyi Qian, Bo Hong, Xiaorong Gao, and Shangkai Gao. A brain-actuated human computer interface for google search. In *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Tianjin, China, 2009. Cursor control; Human computer interfaces; Steady-state visual evoked potentials;.
- [8] H. H. Zhang, C. T. Guan, and C. C. Wang. Asynchronous p300-based brain-computer interfaces: A computational approach with statistical models. *Ieee Transactions On Biomedical Engineering*, 55(6):1754–1763, 2008.

- [9] Guo Jing, Gao Shang kai, and Hong Bo. An auditory brain computer interface using active mental response. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2009-Jul-11.