

# 基于 TGAM 的无线脑电监测系统 \*

丛林, 马进, 胡文东, 程珊, 张太辉

(空军军医大学 航空航天医学系, 陕西 西安 710032)

**摘要:** 针对飞行人员日常模拟训练时监测装置便携式、无线化的特殊要求, 设计并实现了一种基于脑波模块 TGAM 的无线脑电监测系统。采用 Nordic 2.4G 超低功耗无线平台, 实现了采集设备与监测电脑之间的无线传输。系统具有低功耗、小型化、易使用的特点, 可实时监控飞行员模拟训练期间的脑电图并反馈专注度和冥想度指标。

**关键词:** TGAM; 无线传输; 脑电图; 监测

中图分类号: TN911.7; TH89; R318.6

文献标识码: A

DOI: 10.16157/j.issn.0258-7998.200567

中文引用格式: 丛林, 马进, 胡文东, 等. 基于 TGAM 的无线脑电监测系统[J]. 电子技术应用, 2021, 47(2): 24-27.

英文引用格式: Cong Lin, Ma Jin, Hu Wendong, et al. Wireless EEG monitoring system based on TGAM[J]. Application of Electronic Technique, 2021, 47(2): 24-27.

## Wireless EEG monitoring system based on TGAM

Cong Lin, Ma Jin, Hu Wendong, Cheng Shan, Zhang Taihui

(School of Aerospace Medicine, Air Force Medical University, Xi'an 710032, China)

**Abstract:** In order to meet the special requirements of portable and wireless monitoring device for pilot in daily simulation training, a wireless EEG monitoring system based on brain wave module TGAM is designed and implemented, which adopts the Nordic 2.4G ultra-low power wireless platform to realize wireless transmission between the acquisition equipment and the monitoring computer. The system has the characteristics of low power consumption, miniaturization and easy to use. It can monitor the EEG of the pilot during the simulated training in real time and feed back the indexes of attention and meditation.

**Key words:** TGAM; wireless communication; EEG; monitoring

## 0 引言

脑电信号是脑神经细胞电活动在头皮表面或大脑皮层表现出的电现象, 其包含了大量的与人类活动密切相关的生理信息, 通过按照一定规则放置在头皮不同位置的电极提取脑电信号并绘制出一系列时间的曲线就是通常所说的脑电图(Electroencephalogram, EEG)<sup>[1]</sup>。飞行是一种高负荷作业, 对飞行员的心理素质特别是认知能力要求很高, 有研究表明从脑电信号中获得的专注度参数能良好地反馈心理评价指标, 对飞行训练有重要的参考价值<sup>[2-3]</sup>。由于飞行员日常模拟训练一般在高负荷仿真环境座舱内进行, 单次训练持续时间较长, 而传统的脑电采集设备体积较大、价格昂贵并且使用条件较为苛刻, 不能满足这些特殊的应用需求。因此, 本文设计了一种低功耗、小型化、易使用的无线脑电监测系统。

## 1 总体设计

系统由脑电采集、无线平台和 PC 端三部分组成, 脑电采集使用 TGAM 模块, 输出的脑电信号通过串口传输

到 Nordic 2.4G 超低功耗无线平台, 其中无线传输模块 nRF24LE1 可将串口接收的脑电信号经内嵌的射频核心 L01 无线发送至 PC 端, PC 端通过无线接收器 nRF24LU1 接收数据, 其内部的射频端首先接收射频信号, 然后再将数据转发至 USB 控制器, 此时 PC 通过 API 函数与驱动程序访问 USB 控制器从而获取无线传输过来的脑电数据并实时显示与存储。系统总体结构如图 1 所示。

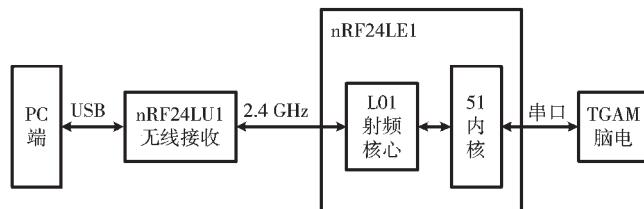


图 1 系统总体结构

## 2 硬件设计

### 2.1 脑电采集硬件设计

TGAM 是 NeuroSky 公司的脑电模块, 其内部集成了模拟前端和数字信号处理结构, 最大 10 mV 的系统输入

\* 基金项目: 国家自然科学基金(U1733101, U1933201)

噪声保证了自身硬件对脑电波采集的影响达到最小。该模块通过三路脑电通道将检测到的脑电信号经芯片内部放大、消噪、DAC 处理后可由 NeuroSky eSense 专利算法将脑电波解读为用于表示用户当前精神状态的专注度和冥想度,同时 TGAM 亦可输出原始脑电波数据,所有输出的数字信号都通过串口传输<sup>[4]</sup>。脑电模块结构如图 2 所示。

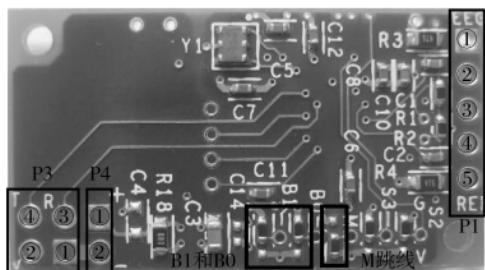


图 2 TGAM 模块结构

P1 的 5 脚从上到下分别为脑电信号输入、脑电信号保护、逻辑地、参考端保护、参考端输入。脑电信号输入应接信号电极，逻辑地和参考端分别接参考电极和地电极，脑电信号保护与信号电极的导线屏蔽层相连，参考端保护与参考电极的导线屏蔽层相连。P4 是电源供电，1 脚接 VCC，2 脚接 GND。P3 的 1 脚和 2 脚是串口供电端，3 脚 Rx 与 4 脚 Tx 则直接接入无线模块 nRF24LE1 的增强型 51 内核的一路串口即可。

TGAM 在使用时还需在硬件上配置好内部陷波器和串口输出内容。其中可配置的 50 Hz/60 Hz 陷波器用来滤除不同国家地区电网的工频干扰, 将其 M 跳线接 10 k $\Omega$  上拉电阻至 VCC 拉高电平可选择为 60 Hz 陷波器, 接 10 k $\Omega$  下拉电阻至 GND 拉低电平则配置为 50 Hz 陷波器。B0 与 B1 跳线通过接 10 k $\Omega$  上拉或下拉电阻来配置 TGAM 的波特率和输出内容, 具体方法如表 1 所示。国内市电为 50 Hz 电网, 应配置 TGAM 为 50 Hz 陷波器, 可通过将 M 跳线接 10 k $\Omega$  下拉电阻至 VCC。进行脑电监测时需获取专注度、冥想度和 EEG 波形值等全部数据, 故应将 B1 引脚上拉至 VCC, BR0 引脚下拉至 GND 进行输出配置, 如表 1 所示。

表 1 TGAM 输出配置

B1	B0	波特率/(b/s)	输出内容
GND	GND	9 600	专注度+冥想度
GND	VCC	1 200	专注度+冥想度
VCC	GND	57 600	专注度+冥想度+EEG 波形值
VCC	VCC	N/A	N/A

## 2.2 导联设计

脑电的电极按功能可分为信号电极、参考电极和地电极。信号电极指用来直接采集脑电信号的电极，参考电极是用来设置参考零电位的电极，地电极主要是用来

消除市电的工频干扰。导联方式可分为单极导联和双极导联,两种导联方式其信号电极和地电极要求是一致的,区别仅是参考电极的使用方式不同<sup>[5]</sup>。单极导联是将参考电极放置于人体相对零电位处,使TGAM记录到信号电极下的头皮脑电变化的绝对值。单机导联可获得比较稳定和完整的EEG波形,能很好地反映实际的脑电变化。双极导联则是将参考电极当作信号电极来使用,可记录信号电极与参考电极下的脑电电位差,即最终获得的脑电信号是两处头皮处波幅相减后的脑电信号。双极导联无法准确地采集到完整的脑电波,比较适合采集局部脑电的波动,但却可避免因参考电极电位变化带来的误差。

综合比较两种导联方式的特点,考虑到监测时不但需要专注度和冥想度指标,亦需完整稳定的脑电信号,故采用了单极导联方式。单极导联时信号电极放置在前额中心处即可,主要问题是要选择好参考零电位的位置,绝对的参考零电位无法实现,只能选取尽量远离头皮的位置,如若选择四肢或者躯干,则易引入心电、肌电等其他生物电信号造成干扰。耳垂是一个较为理想的位置,可一定程度上远离头皮又不易引入其他生物电,故可选择一侧耳垂接参考电极作为零电位,另一侧耳垂接地电极。

## 2.3 无线传输

nRF24LE1 是 Nordic 2.4G 无线射频系列的无线模块之一，它集成了高速 51 内核、2.4G 无线传输和丰富外设接口，可以形象表示为  $nRF24LE1 = \text{Flash51} + 2.4 \text{ GHz} + \text{WDT} + \text{ADC} + \text{AES} + \text{SPI} + \text{UART} + \text{I}^{\text{C}} + \text{PWM}^{[6]}$ 。本文使用 nRF24LE1 集成的串口与脑电的 TGAM 模块进行通信，并把采集到的脑电数据经内嵌的无线射频核心 L01 发送至 PC 端。nRF24LE1 内置的增强型 51 内核、内存、外设接口等资源已满足脑电采集和无线收发的硬件需求，采用该模块既简化了电路结构，又节约了额外的微控制器成本。nRF24LE1 发射框图如图 3 所示。

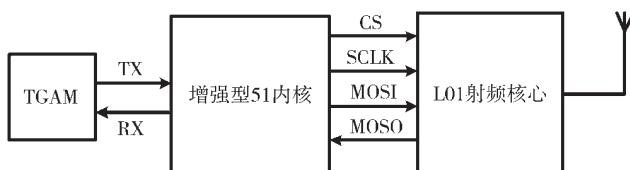


图 3 nRF24LE1 发射框图

PC 端的接收器使用了 Nordic 2.4G 无线射频系列的 nRF24LU1 无线模块, 该模块与 nRF24LE1 特点相似, 都是高集成的片上系统且内嵌了射频核心, 为方便区分两种模块的射频核心, 称 nRF24LU1 集成的射频核心为 L01+。nRF24LU1 提供了支持 USB2.0 协议的接口, 可通过 USB 直接供电而无需设计额外的供电电路<sup>[7]</sup>。L01+ 射频核心在接收到脑电模块的数据后通过 SPI 口传输给增强型

51 内核,51 内核再将接收到的无线数据转发给 USB 控制器,当 PC 端调用脑电监测软件时即可通过 USB 进行通信。nRF24LU1 接收框图如图 4 所示。

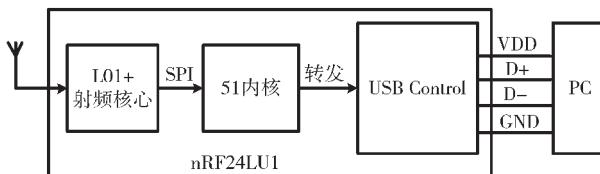


图 4 nRF24LU1 接收框图

### 3 监测软件设计

#### 3.1 接收器与 PC 的 USB 通信

HID(Human Inter Device),即人机交互设备,因 Windows 预安装了 HID 设备的通用驱动,上位机应用程序可以很方便地通过系统自带的 API 函数与 HID 驱动进行通信<sup>[8]</sup>。USB 协议规定只要符合 HID 类别规范的设备都是 HID 设备,并非一定要有人机接口,主要是指设备必须通过报告的形式进行数据传输<sup>[9]</sup>。将接收器 nRF24LU1 配置为 HID 设备不但大大节省了开发周期,也使得设备的系统兼容性更好。具体配置过程分为 HID 枚举、HID 描述符设计、报告描述符设计三部分,本文主要阐述报告描述符的设计。

设计的报告描述符如下:

```
code const unsigned char usb_hid_report[23]=
{
    0x05, 0x0C, // USAGE page(Consumer Devices)
    0x09, 0x00, // USAGE (Undefined)
    0xA1, 0x01, // COLLECTION (Application)
    0x85, 0x01, // reportID (0x01)
    0x15, 0x00, // LOGICAL_MINIMUM (0)
    0x25, 0xFF, // LOGICAL_MAXIMUM (255)
    0x29, 0x00, // USAGE_MAXIMUM (Undefined)
    0x19, 0x01, // USAGE_MINIMUM (Undefined)
    0x75, 0x08, // REPORT_SIZE (8)
    0x95, 0x20, // REPORT_COUNT (31)
    0x81, 0x02, // INPUT (Data,Var,Abs)
    0xC0      // END_COLLECTION
};
```

该报告描述符描述了一个广义用途为用户设备,但却未定义具体用途的 HID 设备,因为该用途没有详细定义,当进行开集合时系统不会把它当作标准系统设备,从而就形成了一个用户自定义的 HID 设备。因为射频核心 L01 和 L01+二者一次传输的最大数据包皆为 32 B,故两个输入报告的大小应设为 31 B(报告 ID 占 1 B)。令全局项目 REPORT\_COUNT 为 31,REPORT\_SIZE 为 8,此时对应的输入报告即为 31 个数据域,每个数据域的长度为 8 bit。因为每字节的 8 bit 都是有效数据位,则数据域逻辑值范围应为 0~255,故令全局项目 LOGICAL\_

MINIMUM 为 0,LOGICAL\_MAXIMUM 为 255。因设计的 HID 设备仅作数据传输用,不需要人机交互功能,局部项目 USAGE\_MAXIMUM 和 USAGE\_MINIMUM 无需专门定义,可设为未定义状态。

#### 3.2 监测显示

脑电图的实时监测是利用人眼的视觉暂留在极短的时间内进行数据处理并显示局部变化的图像来实现的。系统使用标准 C++ 语言并以 Microsoft Visual Studio 2019 为软件开发环境,采用西班牙 Steema 公司开发的 TeeChart 图表类控件呈现图形显示功能<sup>[10]</sup>。将从数据流中提取出来的每一个真实原始波值放入数组 RAW 中,使用 Timer 定时器设置 1/512 s 触发一次响应事件,设置好 TeeChart 的输出为 Fastline 曲线,每当触发定时事件时就将 RAW 中的一组数据写入 TeeChart 的序列中,TeeChart 会自动描点相连得到连续的曲线。为了能够动态显示波形,采用了类似数字示波器的显示方式(即翻页方式)。曲线从绘图区域 X 轴最左端的起点依次向右显示,等达到绘图区域最右端终点时,将此页曲线波形清除并将起点重新置于 X 轴最左端以进行新一轮曲线的绘制。整个曲线绘制和清除过程循环刷新从而实现动态波形。通过 TeeChart 的 Export 类还可将当前绘图区域的心电图或脑电图保存成 BMP、JPG、GIF 等格式供后续分析使用。脑电监测软件界面如图 5 所示。

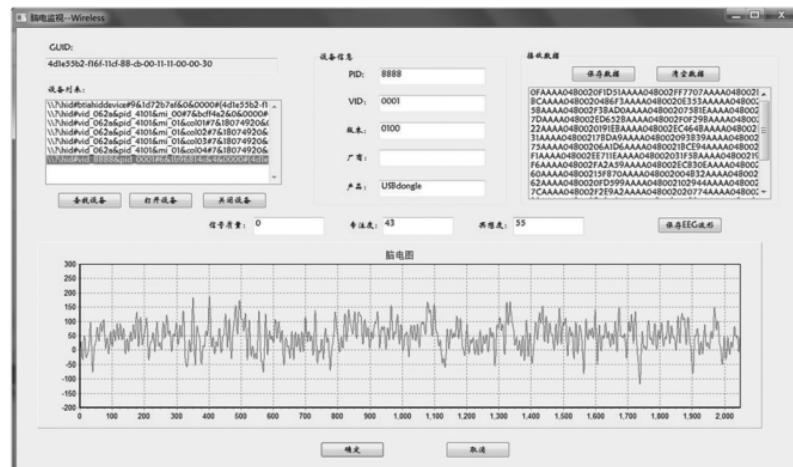


图 5 脑电监测软件界面

### 4 结论

本文基于 TGAM 脑波模块,以低功耗、小型化、易使用为原则设计了无线脑电监测系统,构建了无线射频网络,实现了采集设备和监测电脑之间的无线传输,可实时监控飞行员地面模拟训练期间的专注度、冥想度以及脑电图,避免了因采集设备繁冗的连接线路而对操作造成干扰,影响训练结果。系统运行稳定、功耗低、扩展性好,易于在特殊能力训练、医疗监护设备、玩具、游戏、教育等行业方面得到应用。

## 参考文献

[1] 赵彦富, 随力, 李月如. 基于脑电图的脑疲劳检测研究进展[J]. 中国医学物理学杂志, 2019, 36(11): 1312-1316.

[2] 王军, 万憬, 汪东军, 等. 脑电反馈训练在高性能战机飞行员中的应用与分析[J]. 空军医学杂志, 2016, 32(4): 231-233.

[3] CHEN S C, HUANG C K, SU S B. The relationship between attention assessment and EEG control[C]. Asia-Pacific Chemical, Biological & Environmental Engineering Society (APCBEES). Proceedings of 2012 2nd International Conference on Biomedical Engineering and Technology. Asia-Pacific Chemical, Biological & Environmental Engineering Society (APCBEES), 2012.

[4] Yin Liyong, Zhang Chao, Cui Zijie. Experimental research on real-time acquisition and monitoring of wearable EEG based on TGAM module[J]. Computer Communications, 2020, 151: 76-85.

[5] 鲁在清. 临床脑电图学概论[M]. 南京: 东南大学出版社, 2018.

[6] nRF24LE1 2.4GHz RF system-on-chip with flash[EB/OL].

(2016-11-01)[2020-06-28].<http://www.nordicsemi.com/eng/Products/2.4GHz-RF/nRF24LE1>.

[7] 凌双明. 基于 atmega128 清扫机器人的控制系统设计与研究[D]. 长沙: 湖南大学, 2019.

[8] 胡唯唯, 王宜怀, 张永. 基于 K64 的 USB 驱动构件化设计[J]. 电子技术应用, 2017, 43(7): 55-58.

[9] (美)阿克塞尔森. USB 开发大全(第 4 版)[M]. 李鸿鹏, 郑瑞霞, 陈香凝, 等, 译. 北京: 人民邮电出版社, 2011.

[10] 陈翔宇. 基于 TeeChart 的无人机实时参数显示及告警系统[J]. 遥测遥控, 2018, 39(3): 38-40.

(收稿日期: 2020-06-28)

## 作者简介:

丛林(1989-), 通信作者, 男, 硕士研究生, 研究实习员, 主要研究方向: 航空航天医学、通信与信息系统, E-mail: conglin8383@126.com。

马进(1978-), 男, 博士研究生, 副研究员, 主要研究方向: 航空航天医学。

胡文东(1964-), 男, 硕士研究生, 研究员, 主要研究方向: 航空航天功效学、应用心理学。

(上接第 19 页)

维机制研究[J]. 汽车工程, 2017, 39(5): 869-875.

[5] 罗燕, 赵书良, 李晓超, 等. 基于词频统计的文本关键词提取方法[J]. 计算机应用, 2016, 36(3): 718-725.

[6] 陈伟鹤, 刘云. 基于词或词组长度和频数的短中文文本关键词提取算法[J]. 计算机科学, 2016, 43(12): 50-57.

[7] 张建娥. 基于多特征融合的中文文本关键词提取方法[J]. 情报理论与实践, 2013, 36(10): 150-158.

[8] 赵晓平, 马文, 刘雪萍, 等. 一种面向科技项目文本的相似度度量方法[J]. 电子技术应用, 2020, 46(5): 31-34.

[9] 牛永洁, 田成龙. 融合多因素的 TFIDF 关键词提取算法研究[J]. 计算机技术与发展, 2019, 29(7): 80-83.

[10] 余本功, 李婷, 杨颖. 基于多属性加权的社会化问答社区关键词提取方法[J]. 图书情报工作, 2018, 62(5): 132-139.

[11] 赵秦怡, 王丽珍. 一种基于互信息的串扫描中文文本分词方法[J]. 情报杂志, 2010, 29(7): 161-162.

[12] 李文坤, 张仰森, 陈若愚. 基于词内部结合度和边界自由度的新词发现[J]. 计算机应用研究, 2015, 32(8): 2302-2304.

[13] 赵京胜, 朱巧明, 周国栋, 等. 自动关键词提取研究综

述[J]. 软件学报, 2017, 28(9): 2431-2449.

[14] SALTON G, BUCKLEY C. Term-weighting approaches in automatic text retrieval[J]. Information Processing & Management, 1988, 13(24): 512-523.

[15] MIHALCEA R, TARAU P. TextRank: bringing order into text[C]. Proceedings of the Conference on Empirical Methods in Natural Language Processing. Barcelona: Association for Computational Linguistics, 2004: 404-411.

[16] BLEI D M, NG A Y, JORDAN M I. Latent dirichlet allocation[J]. Journal of Machine Learning Research, 2003(3): 3993-3997.

(收稿日期: 2020-06-11)

## 作者简介:

季曹婷(1996-), 女, 硕士研究生, 主要研究方向: 车联网技术。

马伟锋(1979-), 通信作者, 男, 副教授, 硕士生导师, 主要研究方向: 软件架构、大数据与 AI 应用、智能物联系统等, E-mail: mawf@zust.edu.cn。

楼姣(1995-), 女, 硕士研究生, 主要研究方向: 车联网技术、自然语言处理。

## 版权声明

经作者授权，本论文版权和信息网络传播权归属于《电子技术应用》杂志，凡未经本刊书面同意任何机构、组织和个人不得擅自复印、汇编、翻译和进行信息网络传播。未经本刊书面同意，禁止一切互联网论文资源平台非法上传、收录本论文。

截至目前，本论文已经授权被中国期刊全文数据库（CNKI）、万方数据知识服务平台、中文科技期刊数据库（维普网）、DOAJ、美国《乌利希期刊指南》、JST 日本科技技术振兴机构数据库等数据库全文收录。

对于违反上述禁止行为并违法使用本论文的机构、组织和个人，本刊将采取一切必要法律行动来维护正当权益。

特此声明！

《电子技术应用》编辑部

中国电子信息产业集团有限公司第六研究所