



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109497988 A

(43)申请公布日 2019.03.22

(21)申请号 201811522729.X

A61B 5/145(2006.01)

(22)申请日 2018.12.13

A61B 5/11(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

(71)申请人 复旦大学

地址 200433 上海市杨浦区邯郸路220号

(72)发明人 王泽宇 陈炜 陈晨 李巍

孙理琨

(74)专利代理机构 上海正旦专利代理有限公司

31200

代理人 陆飞 王洁平

(51) Int. Cl.

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/0476(2006.01)

A61B 5/0496(2006.01)

A61B 5/0488(2006.01)

A61B 5/08(2006.01)

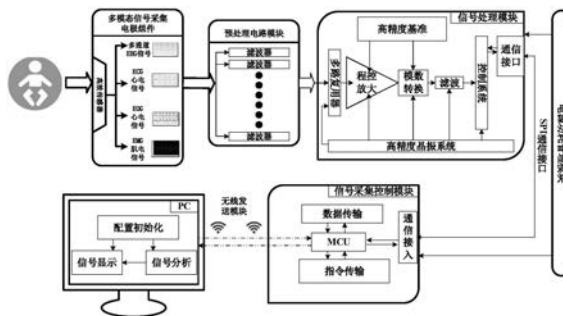
权利要求书2页 说明书18页 附图11页

(54)发明名称

用于家庭睡眠监测领域的多模态生理电信号监护系统

(57)摘要

本发明属于睡眠监测技术领域,具体为一种用于家庭睡眠监测领域的多模态生理电信号监护系统。本发明系统包括信号采集电极组件、预处理电路模块、多模态生理电信号处理模块、信号采集控制模块、无线传输模块、电源功耗管理模块、终端设备以及相应的嵌入式控制软件程序及信号分析解算算法模块。本发明使用了大量高度可编程、高集成度、低功耗元器件,结合先进的现代信号处理技术使得诸如脑电(EEG)、眼电(EOG)、心电(ECG)、肌电(EMG)等多模态生理参数的监测变得便携化、简易化、低生产成本化,从而为家庭睡眠监护提供了新途径。



1. 一种用于家庭睡眠监测领域的多模态生理电信号监护系统,其特征在于,其包括信号采集电极组件、预处理电路模块、多模态生理电信号处理模块、信号采集控制模块、无线传输模块、电源功耗管理模块和终端设备以及相应的嵌入式控制软件程序及信号分析解算算法模块;其中:

信号采集电极组件,用于包括EEG、EOG、ECG和EMG在内的多模态信号的感知,得到混杂较多噪声的生理电信号的原始模拟数值;

预处理电路模块,用于去除原始模拟多模态生理电信号频带外的噪声以及50Hz工频及其倍频干扰的去除;

多模态生理电信号处理模块,用于实现原始生理电信号的LPF低通滤波、多路MUX复用、多级PGA程控放大、AD模拟数字转换以及提供信号处理所需的高精度CLK时钟信号,得到数字多模态生理电信号;

信号采集控制模块,借助SPI串行通信接口将控制指令以全双工、同步通信的方式传输至多模态生理电信号处理模块;

无线传输模块,用于将多模态生理电信号处理模块获得的数字多模态生理电信号发送至空中接口完成数据的无线传输;

电源功耗管理模块,用于向预处理电路模块、多模态生理电信号处理模块、信号采集控制模块和无线传输模块供电;

终端设备,用于信号接收显示、数据存储、数据分析功能,完成与使用者的视觉交互、并提供系统工作日志的存储回传;

嵌入式控制软件程序及信号分析解算算法模块,用于控制多模态生理电信号的采集转换时序进程,对采集得到的数字多模态生理电信号进行分析解算,并将解算结果以报告的形式进行展现;其中的信号分析解算算法模块对数字多模态生理电信号进行去伪迹预处理后,采用支持向量机SVM进行睡眠阶段分类,再对每一段信号进行特征提取,提取的特征包括时域、频域以及非线性特征;最后根据特征对睡眠状态进行分类,从而实现睡眠质量分析与评估。

2. 根据权利要求1所述的多模态生理电信号监护系统,其特征在于,信号采集电极组件采用生物传感电极,其包括金杯电极和Ag/AgCl电极。

3. 根据权利要求1所述的多模态生理电信号监护系统,其特征在于,信号采集电极组件采集的原始模拟多模态生理电信号还包括呼吸气流、血氧饱和度和体动信号。

4. 根据权利要求1所述的多模态生理电信号监护系统,其特征在于,预处理电路模块包括二阶RC电路搭建的LPF低通滤波电路和物理陷波电路。

5. 根据权利要求1所述的多模态生理电信号监护系统,其特征在于,多模态生理电信号处理模块为ADS1299芯片。

6. 根据权利要求1所述的多模态生理电信号监护系统,其特征在于,信号采集控制模块由MCU芯片构成。

7. 根据权利要求1所述的多模态生理电信号监护系统,其特征在于,无线传输模块为蓝牙模块,其运行于全球开放的2.400~2.500GHz频段,支持SPP工作模式。

8. 根据权利要求1所述的多模态生理电信号监护系统,其特征在于,电源功耗管理模块包括锂电池以及外围电路,所述外围电路包括DC-DC升压电路和DC-DC低压差线性稳压电路

LDO。

9. 根据权利要求1所述的多模态生理电信号监护系统,其特征在于,数据解算模块中采用二阶盲辨识算法SOBI对数字多模态生理电信号进行去伪迹预处理。

10. 根据权利要求1所述的多模态生理电信号监护系统,其特征在于,数据解算模块根据睡眠阶段分类的结果,分别给出入睡时间、清醒时间、总睡眠时长、不同睡眠阶段分别时长以及睡眠效率的睡眠分析结果。

用于家庭睡眠监测领域的多模态生理电信号监护系统

技术领域

[0001] 本发明属于睡眠监测技术领域,具体涉及一种用于家庭睡眠监测领域的多模态生理电信号监护系统。

背景技术

[0002] 人的一生中大约有1/3的时间是在睡眠中度过的,睡眠不仅是生命的必须过程,也是一种复杂的生理及行为过程,良好的睡眠是人们自我调节和自我修复的基础。睡眠的质量以及睡眠时长对于个人健康有着重要的影响。现有研究表明长期低质量的睡眠将会导致大量的健康问题,诸如神经衰弱、高血压、高压焦虑、糖尿病以及精神萎靡不振等疾病。然而现在越来越多的人却饱受睡眠疾病的困扰,根据最新的美国睡眠医学学会(American Academy of Sleep Medicine,AASM)医学睡眠手册,睡眠障碍多达上百种。目前,有近四成的中国人饱受睡眠障碍的影响。实时的睡眠监测,可以帮助人们合理地调节自身睡眠习惯从而达到预防隐形疾病的发生,同时亦可以辅助医生诊断和治疗睡眠疾病。

[0003] 研究表明,睡眠质量的评估可以通过生理体征参数的测量来衡量,诸如:浅层睡眠、深层睡眠和快速眼动(REM)睡眠阶段之间的交替频率,呼吸节律,周期性腿动,脑电(Electroencephalogram,EEG)信号、眼电(Electrooculography,EOG)信号、心电(Electrocardiogram,ECG)信号、肌电(Electromyogram,EMG)信号等等[1]。其中EEG,EMG,EKG,ECG信号作为重要体征参数成为睡眠监测中不可或缺的核心信号。其特点如下:

[0004] ➤EEG信号:是由大脑皮层或头皮表面神经元细胞体生理活动产生的电位信息的综合[2];

[0005] ➤ECG信号:在心脏的每个心动周期由起搏点、心房、心室相继兴奋所产生的电信号[3];

[0006] ➤EMG信号:是由肌肉静止或收缩时产生的电信号综合[4];

[0007] ➤EOG信号:是存在与人眼前后的角膜-视网膜常备电位[5]。

[0008] 目前在临床上,医疗级睡眠监测主要是通过多导睡眠仪(Polysomnography,PSG)设备来实现的。多导睡眠仪监测作为医学监护的“金标准”其可以监测多种生理信号,如脑电图(EEG),肌电图(EMG),心电图(ECG)等。然而信号的监测需要在临床实验室这样一个高度结构化的环境中进行,多导睡眠仪安装与拆卸操作步骤繁琐困难、设备体积庞大、价格昂贵;对于监测到的生理信号的解读,专业性要求高、解读难度大、解读时间冗长。因此,多导睡眠仪至今还没有得到广泛的应用。

[0009] 近些年来在消费电子产品领域内,大量基于IMU加速度传感器和红外光传感器的非生理电信号的商用便携式睡眠监测设备不断涌现,诸如Zeo[6],Fitbit[7],Jawbone[8],Lark[9],Sleep Cycle Alarm[10],SleepTracker[11],小米手环[12]等。此外,在科研领域,睡眠监护系统也受到了广泛地关注,诸如有学者提出best effort sleep(BES)模型[13],其根据智能手机使用频率、时长、震动录入等方法综合评估睡眠状态,同时借助PPG(photoplethysmography)方法[14]进行心率、血氧饱和度的测量。前面提到这些设备主要

是通过借助非生物电信号传感器诸如惯性传感单元,采集使用者的运动信号、心率信号、脉搏等,使用蓝牙与智能终端交互数据实现数据存储以及数据可视化,并辅以软件算法力求达到尽可能高的准确率,进而对睡眠状态进行近似的评估。此类设备具备便携、低成本的特点,因而被大众所接受。然而这些设备也存在着一定的局限性,如系统的鲁棒性较低,因而存在漏判、数据缺失或失真的情况;其次由于缺失了睡眠监测所需的核心信号导致监护准确率难以保证,进而给出的睡眠分析报告可信度不高;软件算法较为简单,使得信号的解读不规范不合理。相较于金标准设备PSG,现有研究中目前还没有相关数据证明这类设备相关指标的准确性和可靠性[15]。以市面现有健康手环为例,其对于睡眠的分阶方法几乎是完全依赖于IMU运动传感器,夜间有动作映射为浅睡眠,无动作映射为深睡眠,这显然与专业知识不符。

[0010] 综上所述,目前的睡眠监测系统中,医疗级设备可以取得理想的信号,借助医护条件使得睡眠的评估较为完整。但其由于体积庞大、操作复杂、数据解读要求高等难以推广到家庭监护领域。新兴消费电子产品难以提供高质量多模态生理电信号用于睡眠监测,因而使得睡眠监护成为难以落地的市场痛点。

[0011] 参考文献:

[0012] [1]Berry,R.B.,Brooks,R.,Gamaldo,C.E.,Harding,S.M.,Marcus,C.L.,& Vaughn,B.V. (2012).The AASM manual for the scoring of sleep and associated events.Rules,Terminology and Technical Specifications,Darien,Illinois,American Academy of Sleep Medicine.

[0013] [2]Williams,R.L.,Karacan,I.,&Hirsch,C.J. (1974).Electroencephalography (EEG) of human sleep:clinical applications.John Wiley&Sons.

[0014] [3]Gacek,A.,&Pedrycz,W. (Eds.). (2011).ECG signal processing, classification and interpretation:a comprehensive framework of computational intelligence.Springer Science&Business Media.

[0015] [4]Hof,A.L. (1984).EMG and muscle force:an introduction.Human Movement Science,3(1-2),119-153.

[0016] [5]OsTER,P.J.,&Stern,J.A. (1980).Measurement of eye movement electrooculography.Techniques in psychophysiology,275-309.

[0017] [6]Zeo Sleep Manager Pro,<http://www.myzeo.com>.

[0018] [7]Fitbit.<http://www.ftbit.com>.

[0019] [8]Jawbone,<https://jawbone.com>

[0020] [9]Lark,<https://www.web.lark.com/>

[0021] [10]Sleep Cycle Alarm,<https://www.sleepcycle.com/>

[0022] [11]SleepTracker,<https://sleeptracker.com/>

[0023] [12]小米智能手环,www.mi.com/shouhuan

[0024] [13]Chen,Z.,Lin,M.,Chen,F.,Lane,N.D.,Cardone,G.,Wang,R.,...&Campbell,A.T. (2013,May).Unobtrusive sleep monitoring using smartphones.In Proceedings of the 7th International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare (pp.145-152).ICST(Institute for Computer Sciences,Social-

Informatics and Telecommunications Engineering).

[0025] [14] Uçar, M.K., Bozkurt, M.R., Bilgin, C., & Polat, K. (2018). Automatic sleep staging in obstructive sleep apnea patients using photoplethysmography, heart rate variability signal and machine learning techniques. *Neural Computing and Applications*, 29 (8), 1-16.

[0026] [15] Kelly, J.M., Strecker, R.E., & Bianchi, M.T. (2012). Recent developments in home sleep-monitoring devices. *ISRN neurology*, 2012.

发明内容

[0027] 针对现有技术的不足,本发明的目的在于提供一种高精度、高稳定性的用于家庭睡眠监测领域的多模态生理电信号采集系统。本发明采用高集成度、超低功耗、高性能元器件,结合多层PCB板设计方法大幅度缩减系统尺寸;引入无线传输技术从而极大的减小了采集系统对受试者空间位置的限制,使得长时间持续性监测受试者生理体征信号成为可能;结合现代信号处理技术提供睡眠评估解决方案,使得高性能与低成本化、智能化的睡眠监测成为可能,最终使得高性能简易化设备走入广大消费者的家庭。

[0028] 本发明的技术方案具体介绍如下。

[0029] 本发明提供一种用于家庭睡眠监测领域的多模态生理电信号监护系统,其包括信号采集电极组件、预处理电路模块、多模态生理电信号处理模块、信号采集控制模块、无线传输模块、电源功耗管理模块和终端设备以及相应的嵌入式控制软件程序模块及信号分析解算算法;其中:

[0030] 信号采集电极组件,用于包括EEG、EOG、ECG和EMG在内的多模态信号的感知,得到混杂较多噪声的生理电信号的原始模拟数值;

[0031] 预处理电路模块,用于去除原始模拟多模态生理电信号频带外的噪声以及50Hz工频及其倍频干扰的去除;

[0032] 多模态生理电信号处理模块,用于实现原始生理电信号的LPF低通滤波、多路MUX复用、多级PGA程控放大、AD模拟数字转换以及提供信号处理所需的高精度CLK时钟信号,得到数字多模态生理电信号;

[0033] 信号采集控制模块,借助SPI串行通信接口将控制指令以全双工、同步通信的方式传输至多模态生理电信号处理模块;

[0034] 无线传输模块,用于将多模态生理电信号处理模块获得的数字多模态生理电信号发送至空中接口完成数据的无线传输;

[0035] 电源功耗管理模块,用于向预处理电路模块、多模态生理电信号处理模块、信号采集控制模块和无线传输模块供电;

[0036] 终端设备,用于信号接收显示、数据存储、数据分析功能,完成与使用者的视觉交互、并提供系统工作日志的存储回传;

[0037] 嵌入式控制软件程序模块及信号分析解算算法模块,用于控制多模态生理电信号的采集转换时序进程,对采集得到的数字多模态生理电信号进行分析解算,并将解算结果以报告的形式进行展现;其中的信号分析解算算法模块对数字多模态生理电信号进行去伪迹预处理后,采用支持向量机SVM进行睡眠阶段分类,再对每一段信号进行特征提取,提取

的特征包括时域、频域以及非线性特征；最后根据特征对睡眠状态进行分类，从而实现睡眠质量分析与评估。

[0038] 本发明中，信号采集电极组件采用生物传感电极，其包括金杯电极和Ag/AgCl电极。

[0039] 本发明中，信号采集电极组件采集的原始模拟多模态生理电信号还包括呼吸气流，血氧饱和度和体动信号等多模态生理电信号。

[0040] 本发明中，预处理电路模块包括二阶RC电路搭建的LPF低通滤波电路和物理陷波电路。

[0041] 本发明中，多模态生理电信号处理模块为ADS1299芯片。

[0042] 本发明中，信号采集控制模块由MCU芯片构成。

[0043] 本发明中，无线传输模块为蓝牙模块，其工作于全球开放的2.400~2.500GHz频段，支持SPP工作模式。

[0044] 本发明中，电源功耗管理模块包括锂电池以及外围电路，所述外围电路包括DC-DC升压电路和DC-DC低压差线性稳压电路LDO。

[0045] 本发明中，数据解算模块中采用二阶盲辨识算法(Second Order Blind Identification, SOBI)对数字多模态生理电信号进行去伪迹预处理；

[0046] 本发明中，数据解算模块根据睡眠阶段分类的结果，分别给出入睡时间、清醒时间、总睡眠时长、不同睡眠阶段分别时长以及睡眠效率的睡眠分析结果。

[0047] 和现有技术相比，本发明的有益效果在于：

[0048] 本发明在保证了近乎医疗级的多模态生理电信号采集能力外，设备的便携化特性使得其可以进入普通消费者家庭，简化的操作、较低的功耗、清晰的界面、专业的数据分析解读使得其成为睡眠监测的有力工具。同时系统的本地数据可以用于日后的复检，结合医生的专业知识使得漏检、误检的概率大大降低，是医疗卫生条件的有效补充，很大程度的上改善了目前睡眠监测领域的市场痛点；具体如下：

[0049] 1、本发明可进行长期持续的监控。本发明采用高集成度、拥有先进制程工艺的IC芯片，提供极低的系统功耗。此外无线传输模块作为功耗“大户”，采用SPP协议下的低功耗Version4.0Bluetooth模块将整机功耗进一步降低，使得系统可以适应长期监测。

[0050] 2、本发明具备数据本地保存、数据本地分析计算功能。可用于辅助医生进行睡眠数据的分析，提高医生的工作效率。

[0051] 3、系统具备级联拓展选项，根据不同用户的不同需求设置不同的通道组合，极大的提高了系统的适应性和可扩展性。

[0052] 4、本发明采用高集成度、超低功耗、高性能元器件，结合多层PCB板设计方法大幅度缩减系统尺寸，具有便携性。

[0053] 5、本发明支持现有商用电极。电极作为消耗品易购性是一个重要特性，由于本发明实施例系统具有超高输入阻抗，极大地降低了输入信号的前级畸变因此降低了对于生物传感电极的阻抗要求，因而符合美国FDA规范以及中国ISO13485系列标准的电极贴片均可被使用。同时由于系统中针对模拟数字电路部分做了隔离处理，使得信号间串扰降到了最低，提高了系统的鲁棒性。

附图说明

- [0054] 图1.系统模型图。
- [0055] 图2.系统框架图。
- [0056] 图3.二阶RC滤波预处理电路原理。
- [0057] 图4.ADS1299外围基础电路。
- [0058] 图5.ADS1299数据转换时序图。
- [0059] 图6.ADS1299数据结构时序图。
- [0060] 图7.参考电压生成模块。
- [0061] 图8.单端、差分供电电路结构及信号差异。
- [0062] 图9.PGA增益调节原理。
- [0063] 图10.系统级联扩展模式。
- [0064] 图11.嵌入式控制程序
- [0065] 图12.SPI原理图
- [0066] 图13.ADS1299读、写时序图
- [0067] 图14.外部中断映射关
- [0068] 图15.上位机分析解算软件
- [0069] 图16.数据接收显示界面
- [0070] 图17.EOG信号采集结果(时域):使用本发明系统与商用信号采集设备BP (BrainProduct,Germany)采集Fp1区域EOG信号,时域分析结果如图所示。
- [0071] 图18.EOG信号采集结果(频域):使用本发明系统与商用信号采集设备BP (BrainProduct,Germany)采集Fp1区域EOG信号,频域分析结果如图所示。
- [0072] 图19.睁闭眼EEG信号采集结果(时域):使用本发明系统采集Fz区域EEG信号,时域分析结果如图所示。
- [0073] 图20.睁闭眼EEG信号采集结果(频域):使用本发明系统采集Fz区域EEG信号,频域分析结果如图所示。
- [0074] 图21.视觉稳态诱发电位SSVEP信号采集结果(频域):使用本发明系统采集O1区域EEG信号,频域分析结果如图所示。
- [0075] 图22.ECG信号采集结果:使用本发明系统采集ECG信号。
- [0076] 图23.EMG信号采集结果:使用本发明系统采集EMG信号。

具体实施方式

- [0077] 下面通过结合具体实施例和附图进一步介绍本发明。
- [0078] 实施例1
- [0079] 一、系统硬件设计部分具体包括:
- [0080] 信号采集电极组件、预处理电路模块、多模态生理电信号处理模块、信号采集控制模块、无线传输模块、电源功耗管理模块、PC及其他终端设备;下面将分别介绍各模块的功能及工作流程。
- [0081] 1.信号采集电极组件
- [0082] 信号采集电极组件支持现有商用生物传感电极。具体的指,对于EEG信号采集,支

持使用金杯电极 (Gold Cup Electrode), 电极的放置位置由国际标准10-20电极系统指定, 本系统可用于采集全部脑区的EEG信号; 对于ECG信号和EMG信号支持使用各品牌的Ag/AgCl电极。电极的使用遵循相应的电极使用规范。对于EEG信号, 商用电极提供完整的端到端设计, 因此在系统上预留了插针接口, 使用过程中只需要连接即可。对于ECG/EMG信号, 商用电极仅提供电极片, 因此系统提供连接线缆, 配合商用电极片使用2. 预处理电路模块

[0083] 预处理电路模块包括二阶RC电路搭建的LPF低通滤波电路、物理陷波电路, 采集得到的原始EEG信号经过预处理电路完成频带外噪声的去除以及50Hz工频及其倍频干扰的去除。由于系统具有8个独立通道, 为了保证优良的信号质量, 因此每路信号设置独立的预处理电路。

[0084] 由于多模态生理电信号在0.5Hz到350Hz之间, 实验研究的有效频谱在100Hz范围内, 因此设计了二阶无源RC低通滤波电路, 提供信号带外噪声的去除以及部分50Hz工频干扰的减弱。本发明中预处理电路模块如图3所示:

[0085] 其频率响应函数为:

$$[0086] \quad H(jf) = \frac{1}{1 - (2\pi f)^2 C_1 C_2 R_1 R_2 + 2j\pi f [R_1(C_1 + C_2) + R_2 C_2]}$$

[0087] 例如: 当电阻 $R_1 = R_2 = 59K$, $C_1 = C_2 = 33nF$ 时, 频率函数为

$$[0088] \quad |H(jf)| = \frac{1}{\sqrt{(1 - R^2 C^2 (2j\pi f)^2)^2 + 9R^2 C^2 (2\pi f)^2}}$$

[0089] 此时其-3dB截止频率为

$$[0090] \quad f_h = \frac{1}{5.3348\pi RC} = 30.46Hz$$

[0091] 考虑到实际物理LPF低通滤波器的过渡带较宽 (一般有几百赫兹), 因此在系统应用中将截止频率设置为40Hz, 考虑到过渡带作用, 可以对200Hz外信号具有良好的滤波效果, 以此完成频带外噪声以及工频干扰的部分去除。同时使用嵌入式FIR数字滤波器算法进行实时的滤波, 以此完成信号的有效滤波, 该部分会在软件部分中进一步阐释。

[0092] 3. 多模态生理电信号处理模块

[0093] 多模态生理电信号处理模块是以Texas Instruments公司的ADS1299 24位delta-sigma ADC芯片为核心设计的。ADS1299是一枚具有极低噪声、24位AD转换精度的三角积分模数转换器 (ADC)。其内部包括依次相连的用于EEG信号及其他信号内部多路复用的MUX电路、可编程的PGA增益放大电路、24位高精度模拟数字转换ADC电路、LPF低通滤波网络以及为所有工作电路提供时间基准CLK的高精度震荡电路。ADS1299提供8个高精度同步采样、差分输入的信号通道, 内部具有程控增益放大器 (PGA)、提供内部AD转换所需的4.5V参考电压、内部集高稳定度时钟成CLK晶振模块。由于ADS1299是针对于生物等弱电信号专门设计的高精度ADC芯片, 因此该芯片组装有脑电图 (EEG) 应用所需的所有常用特性, 诸如偏置驱动放大器, 以及高度集成的MUX多路复用器。该芯片经过优秀的SoC工艺将大量的电路元件进行集成, 在实现大幅减小外形尺寸的基础上, 也对功耗的控制实现了质的飞跃。通过设置恰当的滤波方法、系统增益可以极大的丰富系统功能。ADS1299外围基础电路设计如图4所示:

[0094] ADS1299主要工作参数为:

- [0095] ➤ 8个可编程增益放大器(PGA),且该放大器为低噪声放大器
- [0096] ➤ 8个24位同步采样模数转换器(ADC)
- [0097] ➤ 极低等效输入噪声:1.0 μ Vpp(70-Hz BW)
- [0098] ➤ 极低功耗:每通道5mW
- [0099] ➤ 低输入偏置电流:300pA
- [0100] ➤ 数据速率:250SPS~16kSPS
- [0101] ➤ 高共模抑制比(CMRR):-110dB
- [0102] ➤ 增益可编程:1,2,4,6,8,12或者24
- [0103] ➤ 内置偏置驱动放大器,提供内部激磁电流源极或者基极持续断线检测
- [0104] ➤ 内部产生方波测试信号,以检测芯片是否正常工作
- [0105] ➤ 搭载内置振荡器
- [0106] ➤ 宽工作温度范围:-40 $^{\circ}$ C至+85 $^{\circ}$ C
- [0107] (1) ADS1299寄存器设置
- [0108] ADS1299总计有24个寄存器,其地址以及上电复位值见表II。通过SPI串行通信协议,将控制指令写入特定的寄存器可以实现参数配置、功能重建等。

[0109] 表II寄存器表

地址	寄存器名称	复位初始值	地址	寄存器名称	复位初始值
00h	ID	00	0Ch	CH8SET	61
01h	CONFIG1	96	0Dh	BIAS_SENSP	00
02h	CONFIG2	C0	0Eh	BIAS_SENSN	00
03h	CONFIG3	60	0Fh	LOFF_SENSP	00
04h	LOFF	00	10h	LOFF_SENSN	00
05h	CH1SET	61	11h	LOFF_FLIP	00
06h	CH2SET	61	12h	LOFF_STATP	00
07h	CH3SET	61	13h	LOFF_STATN	00
08h	CH4SET	61	14h	GPIO	0F
09h	CH5SET	61	15h	MISC1	00
0Ah	CH6SET	61	16h	MISC2	00
0Bh	CH7SET	61	17h	CONFIG4	00

[0110] (2) ADS1299控制指令码

[0112] ADS1299设置了许多系统操作码,通过这些操作码可以进行相应的动作。在这些操作码中除了WREG、RREG命令为两字节命令,其余均为单字节命令。在进行读写寄存器的命令之前必须发送SDATAC命令字来退出RDATA模式。并且在读写寄存器以及写入操作码的过程总片选信号必须保持低电平以激活SPI总线。由于整个操作码以及读写寄存器指令都是通过SPI通信的方式来完成的,因此在通信的过程中应该遵循SPI的时序要求。表III表示了操作码的构成。

[0113] 表III系统操作码

[0114]

命令	描述	第一个字节	第二个字节
WAKEUP	从待机唤醒	02h	
STANDBY	待机	04h	

RESET	复位	06h	
START	开始转换	08h	
STOP	停止转换	0Ah	
RDATA	连续读数据	10h	
SDATA	停止连续读数据	11h	
RDATA	单步读取数据	12h	
RREG	读寄存器	001x xxxx	000n nnnn
WREG	写寄存器	010x xxxx	000n nnnn

[0115] 注:nnnnn为要读写的寄存器数-1

[0116] (3) ADS1299数据AD转换时序结构

[0117] ADS1299提供了一种极其优秀的方式来指示数据转换完成,避免了常规 $\Delta-\Sigma$ 类ADC芯片需要进行同步的处理,其数据转换完成之后有一个独立的引脚用来指示数据转换完成—— $\overline{\text{DRDY}}$ 。该引脚不受片选信号 $\overline{\text{CS}}$ 的控制,转换过程中始终保持高电平,转换完成变低提示数据转换完成,因此可以借助这一特点,设置相应的中断函数进行数据的处理等。其数据转换时序图如图5。

[0118] (4) ADS1299数据结构

[0119] ADS1299为24位 $\Delta-\Sigma$ 模数转换器(ADC芯片),其每个采样通道的数据格式为:MSB在前,码型采用2进制补码的形式。表IV显示了相应的二进制代码与实际输出电压值的对应关系

[0120] 表IV数字量对应输出关系

[0121]

输入信号	理想输出
$\geq V_{\text{REF}}$	7FFFFFFh
$+V_{\text{REF}}/(2^{23}-1)$	000001h
0	000000h
$-V_{\text{REF}}/(2^{23}-1)$	FFFFFFFh
$\leq -V_{\text{REF}}/(2^{23}/2^{23}-1)$	800000h

[0122] ADS1299每个通道的数据格式为:

[0123] 24位前导头+24位*8通道=216bit=9个byte

[0124] 其中24位的前导头具体构成为:1100+LOFF_STATP+LOFF_STATN+GPIO寄存器的位[4:7]。图6为ADS1299数据结构时序图。

[0125] (5) ADS1299数据转换中参考电压设置

[0126] ADS1299内部提供高稳定度高集成度的参考电压,在进行数据转换过程中只需要将VREFN引脚接至AVSS(通过外部走线或者PCB设计阶段直接布线实现)。在这种情况下,ADS1299内部会产生一个4.5V的参考电压供给AD模块。图7是内部参考电压生成模块的简化电路图。

[0127] (6) 信号输入方式

[0128] ADS1299的输入提供两种可选的方式:差分输入(双端)以及单端输入。当选择为差分输入时,VINP和VINN相位相差 180° 。实验研究表明差分输入时系统具有更大的SNR信噪

比。图8是两种输入两种方法的等效示意图。

[0129] (7) PGA程控放大器

[0130] PGA程控放大器是连接差分输入信号的低噪声放大器,通过CHnSET寄存器写如控制字进而设置其放大倍数,其原理图见图9。通过使用绝缘栅CMOS晶体管使得系统具有极低的电流的噪声,保证了电流信号对于采样信号的干扰。电路原理见下图。通过写特定值到相应寄存器可以实现PGA增益从1~24倍的选择,系统操作码与PGA增益之间的关系见表TBALE V。

[0131] 表V. 系统增益调节系统操作码

[0132]	系统操作码	08	18	28	38	48	58	68
	采样率	1	2	4	6	8	12	24

[0133] (8) 系统采样率SR设置

[0134] 由于不同的生理电信号对时间分辨率的要求不同,而时间分辨率的不同将导致后续模块待处理的数据量不同,不仅会导致处理负荷变重,同时对于后续数据无线发送的吞吐量提出新的要求,因此设置可调的采样率对系统的意义极其重要。通过写特定值到相应寄存器可以实现系统采样率SR从250Hz~16KHz的选择,系统操作码与SR之间的关系见表VI。

[0135] 表VI. 采样率调节系统操作码

[0136]

系统操作码	B0	B1	B2	B3	B4	B5	B6
采样率 SR	16KH z	8 KHz	4 KHz	2 KHz	1 KHz	500Hz	250Hz

[0137] (9) 系统功能拓展

[0138] ADS1299提供级联的菊花链模式以及标准的模式,通过该两种模式可以将信号的采集通道数实现倍数上的飞跃,级联原理见图10。

[0139] 4. 信号采集控制模块

[0140] 信号采集控制模块由高性能MCU芯片构成,具体指意法半导体公司的高性能、低成本、低功耗的嵌入式STM32系列芯片,具体为STM32F103ZET系列,但不仅仅为该系列,意法半导体公司STM32芯片中高端全系列芯片均可以满足应用。控制模块使用SPI串行通信方式与外部设备进行数据指令的交互。

[0141] (1) ARM Cortex-M3

[0142] ARMCortex-M3是一个32位的微处理器,其采用了Tail-Chaining中断技术以及支持Thumb-2指令集,使得该MCU具有更多适合于工业控制领域的特性,同时也成为广大的嵌入式开发人员的首选产品之一。

[0143] ARM Cortex-M3系统架构采用了哈佛架构,并且拥有三级流水线指令操作,同时也

增加了分支预测功能。正是有该项技术的引入,使得分支的延迟大幅减小,可以达到一个时钟周期。ARMCortex-M3首次在ARM架构中集成了向量中断控制器(NVIC),通过这些措施使得中断的响应更加迅速。ARM的架构随着市场表现看好以及用户实际的反馈,使得其不断改进。

[0144] 总体而言,ARM Cortex-M3所代表的是高性能、先进的中断控制功能、优秀的功耗控制。

[0145] (2) STM32介绍

[0146] STM32是一类适用于工业控制的微控制单元(MicrocontrollerUnit,MCU),其最大的优点在于杰出的功耗控制、优秀的性能以及低廉的成本。STM32是基于ARMCortex-M3内核的广泛应用于嵌入式开发的MCU。由于采用的ARM Cortex-M3是基于ARM V7的架构,因此STM32也支持Thumb-2指令集,使得STM32具有极其强大的性能、极高的代码密度、支持位带操作、多级可嵌套中断等优势。

[0147] STM32现有许多系列,诸如STM32F1XX系列、STM32F4XX系列、STM32F0XX系列等等。在系列内部也设置了多种版本,有基本型类似于STM32F101R6、STM32F101C8、STM32F101R8等。也有增强型诸如STM32F103C8、STM32F103R8、STM32F103V8等。本实施例中使用STM32F103ZET芯片,表VII是其资源分布表。

[0148] 表VII STM32F103资源分布表

[0149]

名称	备注	名称	数量
SRAM	64KB	串口	5 个
FLASH	512KB	USB	1 个
基本定时器	2 个	CAN	1 个
通用定时器	4 个	ADC	12 位、3 个
高级定时器	2 个	DAC	12 位、1 个
SPI	3 个	SDIO 接口	1 个

[0150]

IIC	2 个	通用 IO 口	112 个
晶振	片外	72MHz	1 个

[0151] 5. 无线传输模块

[0152] 无线传输模块为Version4.0的Bluetooth模块,其工作于全球开放的2.400~2.500GHz频段,收发器不同的通信波特率对应于不同的传输速率,向下兼容version 3.0/2.1/2.0/1.2/1.1,工作支持SPP,HID,and all BLE protocols等协议。

[0153] (1) RTL8761蓝牙模块

[0154] RTL8761是Realtek开发的双模蓝牙芯片,是一款带有UART接口的高集成度单晶片。它将一个BT协议栈(包括LM,LL,L2CAP,GATT,RFCOMM,SPP,HID和BLE),BT基带单元,调制

解调器和BT RF集成在一块单晶片中,其支持version4.0蓝牙协议,向下兼容version3.0/2.1/2.0/1.2/1.1,易于与电脑、手机、平板电脑等设备建立连接。

[0155] 本发明实施例中使用Feasycom公司稳定的商用蓝牙模块BT-822,其板载的基于ARMCortex M3的高性能MCU系统,运行支持SPP (Serial Port Profile)的BT协议栈,通过顶层驱动文件的封装打包可作为串口透传的发送端使用。其特征参数有:

- [0156] ➤ 蓝牙4.0/3.0/2.1/2.0/1.2/1.1
- [0157] ➤ 封装尺寸看情况
- [0158] ➤ 高输出功率等级1.5
- [0159] ➤ 默认串口波特率115.2kbps,波特率范围:1200bps~921kbps
- [0160] ➤ 支持UART,I2C,SPI数据通讯接口
- [0161] ➤ 蓝牙协议:SPP,HID,所有的BLE协议

[0162] (2) 数据传输协议

[0163] 数据以数据包的形式从串口发送。为了保证通讯安全,避免信道干扰对于数据的影响,同时结合异步串口的传输特点,设计数据包如表VIII所示:

[0164] 表VIII发送数据包格式

[0165]

帧头		帧长	数据(n Byte)					校验位
HEAD _H	HEAD _L	LENG TH	DATA 0	DATA 1	DATA(n -2)	DATA (n-1)	CHEC K

[0166] 本项目中采用定长数据包,HEAD_H=0x55,HEAD_L=0xAA,LENGTH=n×8,CHECK为奇偶校验,数值为所有数据的位异或值。

[0167] DATA数据段格式见表IX

[0168] 表IX数据段格式

[0169]

数据 位	DATA 1	DATA 2	DATA 3	DATA 4	DATA 5	DATA 6	DATA 7	DATA 8
数据	CH1	CH2	CH3	CH4	CH5	CH6	CH7	CH8

[0170] (3) 数据传输速率

[0171] 传输速率:通道全部打开时:32bits×8CHs×250Hz=64000bit/s,此时数据波特率选择256000;通道部分打开时,数据波特率选择115200,以此减少能源的消耗。

[0172] 6. 电源功耗管理模块

[0173] 电源功耗管理模块包括高性能高密度锂电池以及外围电路部分。其中外围电路包括DC-DC升压电路、DC-DC低线性稳压电路(LD0),产生高稳定度高精确度+5.0V、+3.3V电压用于向多模态生理电信号处理模块、多模态生理电信号采集控制模块、无线传输模块供电。

[0174] 具体的讲,DC-DC升压电路使用ADP1613芯片,DC-DC低线性稳压电路使用ADM7170芯片。这两款电源IC芯片提供很高的电源电压抑制比(Power Supply Rejection Ratio,

PSRR),因而具有很小的电源抖动,以此保证电源系统的高稳定度高精度。

[0175] 7. 终端设备

[0176] 终端设备提供完整的信号接收显示、数据存储、数据分析功能。用于与使用者的视觉交互、系统工作日志Log的回传。

[0177] 综上所述,本系统中信号采集电极组件为独立配件,与系统主体部分可分离。预处理电路模块、多模态生理电信号处理模块、信号采集控制模块、无线传输模块、电源功耗管理模块等封装为一个外形尺寸为10cm×8cm×5cm的盒子中,用以提供支撑保护作用。系统提供扩展功能,即通过系统级联方式将信号采集通道可扩展至64通道,除了可以采集EEG, EOG, ECG, EMG信号,同时也可以扩展采集更多的生理信号,如呼吸气流(Airflow),血氧饱和度(SpO₂),体动信号(Body Movement)等。

[0178] 二、系统软件设计部分具体包括:嵌入式控制程序、上位机分析解算软件。

[0179] 1. 嵌入式控制程序

[0180] 嵌入式控制程序运行于信号采集控制模块的MCU中,在高精度高稳定度晶体振荡电路提供的CLK时钟信号定义的机器周期下执行控制逻辑,结合信号采集电极组件、预处理电路模块、多模态生理电信号处理模块等功能,完成多模态生理电信号的感知、滤波、多级差分放大、模拟数字转换、无线转发。具体执行流程见图11。首先对系统进行上电操作,其中模拟数字电路要分别上电,然后选择采样时钟CLK信号的来源,然后对集成模拟前端ADS1299进行上电复位。经过reference电压的选择,MCU系统发送连续转换指令,系统不断监视模拟信号,按照设定的采样频率在终端服务程序中进行AD转换。最后借助USART以及蓝牙模块进行数据的无线发送。

[0181] (1) SPI指令传输协议

[0182] SPI(Serial Peripheral interface)为串行外设接口。该通信协议最初为摩托罗拉公司提出。SPI协议与I²C、UART等协议相比,最大的优势在于操作简单稳定,并且消耗硬件的资源较少,只有四个管脚的占用。由于其高速、简单便于PCB布线,该协议被越来越多的芯片所搭载。SPI在高速采样ADC芯片以及大容量的Flash闪存芯片领域使用的越来越广泛,诸如AD1380JD、W25Q64等芯片。并且该协议在E²PROM领域使用也十分普遍。STM32全系列都支持SPI通信协议,开发板上也设置有SPI接口。图12是SPI工作时数据在主机与从机间传输的简明示意图。

[0183] SPI通信涉及到4根线:

[0184] MISO Master输入,Slaver输出。

[0185] MOSI Master输出,Slaver输入。

[0186] SCLK Master产生的时钟信号。

[0187] CS Slaver片选信号。

[0188] Master和Slaver各集成有串行移位寄存器,其用来暂存数据,工作时在CLK的控制下完成数据的移入移出。具体的传输的流程如下:Master通过MOSI数据线将自己移位寄存器中的数据一位一位移出,Slaver在接收Master发送的比特数据的同时将自己移位寄存器中的数据一位一位移出,并通过MISO数据线将数据返回给Master。以此来完成以此通信。需要指出的就是,SPI通信读写是同步进行的,意味着如果想要获得从机的数据,主机必须发送一个数据,因此虚拟数据经常被用来数据的传输。在该种条件下,根据不用的需求主机从

机选择性的接收一些数据而忽略一些数据。

[0189] SPI主要特点有：

[0190] ▶收发并行；

[0191] ▶可配置为主机或从机模式；

[0192] ▶时钟可编程；

[0193] ▶发送结束中断标志；

[0194] ▶写冲突保护；

[0195] ▶总线竞争保护等。

[0196] 在本发明实施例中STM32F103ZET采用主机模式，SPI最高支持到18MHz，但考虑到ADS1299最高支持的通信速率为20MHz，因此为了保证数据的正确性，采用了时钟的32分频。ADS1299集成模拟前端读写寄存器指令时序如图13。

[0197] (2) 中断服务程序

[0198] STM32对于外部中断的处理十分独特，并且极其高效。STM32将外部中断用19根线送入，将GPIO口进行分组，并将其映射到相应的19根外部总断线上。在每一次的配置中，只允许每一组GPIO中的一个端口配置到相应的中短线上进行中断的输入输出。其中中断设有状态位用于监测中断的状态。

[0199] STM32F103外部中断对应关系为：

[0200] 线0~15：外部端口的输入中断。

[0201] 线16：PVD输出。

[0202] 线17：RTC闹钟事件。

[0203] 线18：USB唤醒事件。

[0204] 由于STM32的中断线数量远少于实际的GPIO口，因此需要将一组GPIO口通过映射的关系对应到相应的中断线上，在使用的时刻每一组GPIO只能有一个引脚接到相应的中断线上。图14表示外部中断与GPIO口的映射关系。

[0205] 将GPIO端口配置为外部中断输入流程如下：

[0206] a) 初始化端口为输入

[0207] b) 开启端口时钟复用功能

[0208] c) 配置端口与中断线映射关系

[0209] d) 初始化线上中断

[0210] e) 设置触发条件等

[0211] f) 配置中断分组(NVIC)，使能中断

[0212] g) 编写中断服务函数

[0213] (3) USART数据发送

[0214] 串口作为通信的接口，可以完成数据的回传以及发送，借助于上位机以及其他的工具可以实时显示程序执行的结果，这在程序代码调试阶段可以用来作为断点检查，来找到程序的错误。串口发送时应注意串口波特率的设定。

[0215] 串口配置流程如下：

[0216] 1) 串口时钟使能，GPIO时钟使能

[0217] 2) 串口复位

[0218] 3) GPIO端口模式设置

[0219] 4) 串口参数初始化

[0220] 5) 开启中断并且初始化NVIC (可选项)

[0221] 6) 使能串口

[0222] 7) 编写中断处理函数

[0223] (4) FIR数字实时低通滤波器设计

[0224] FIR低通滤波器是一种数字信号处理领域广为使用的数字滤波器,它有线性相位、有限启动时间、稳定等特点,因此非常适合运算能力有限的单片机使用。

[0225] 本发明实施例中,由于硬件滤波器存在过渡带过宽、硬件陷波器中心频率难以对齐的问题,因此设计了数字FIR滤波器来完成工频干扰的去除以及噪声的抑制。数字滤波器参数设置如表X:

[0226] 表X FIR低通滤波器参数

[0227]

截止频率 f_c (Hz)	采样率 f_s (Hz)	阶数	滤波器类型
45	250	284	I型等波纹

[0228] 滤波器滤波公式:

$$[0229] \quad y(n) = \sum_{m=0}^{N-1} h(m)x(n-m)$$

[0230] 其中, $x[n]$ 为原始采样序列, $y[n]$ 为低通滤波后的序列, $h(m)$ 为滤波器系数。

[0231] 通过借助STM32的算力,运用浮点数运算操作完成数字FIR滤波,具有滤波效果好、线性相位的优势。需要注意的是,在数据发送过程中,UART速率应不大于串口波特率的一半,保证数据传输具有较小的误码率。

[0232] 2. 上位机分析解算软件

[0233] 上位机分析解算软件运行于PC及其它终端设备上,具体包括数据接收显示部分以及数据解算部分。硬件系统部分将采集得到的数字生理电信号使用SPP协议由Bluetooth模块发送至空中接口,上位机分析解算软件使用SPP协议,经过端口初始化、参数定义、坐标信息定义后开启数据接收功能。数据接收显示部分用于实时绘制原始数据波形图,并将数据存入数据缓冲区进行数据转存。随后解算部分提取数据进行数据分析,应用诸如机器学习等现代数字信号处理技术提取信号特征,结合模式识别方法对睡眠进行分析评估。具体执行流程见图15。

[0234] 数据接收显示部分界面如图18所示,其包含如下功能子块:

[0235] 导航栏:提供文件打开、保存、另存为、执行、视图选项、Bug在线报功能。此功能子块包含了数据接收显示部分的绝大多数功能,需要通过展开二级菜单的方式进行选择;

[0236] 快速工具栏:提供文件快速保存、打开文件夹、运行操作、暂停等功能。此功能子块中包含了数据接收显示中所需要用的基本选项,使用此可完成数据的接受显示;

[0237] 绘图区:将接收到的数字生理电信号进行实时绘图,可同时显示8路信号,每路信号好颜色不同,使用共同的坐标系进行数据标定、绘制,采用高对比度设计提供优良视觉交互;

[0238] 数据接收区:此处显示实时接收到的数据,使用String的格式进行接收,便于使用

者进行实时检查校验；

[0239] 数据发送区：此处可以进行“写入”命令，将需要发送的数据经由无线方式发送至信号采集控制模块；

[0240] 配置区：此处完成端口选择、波特率设置、背景色设置、绘图区长宽设置，坐标轴定义等功能，不同用户根据自己喜好进行设置以满足各异的需求。

[0241] 目前，在临床中，睡眠质量评估与分析主要是由医生通过观测多导睡眠仪记录的多模态生理信号手动判别实现的。这是一个单一而且繁琐的过程并且存在着一定的主观性。针对这一临床问题，不同研究人员相继提出了多种自动化的睡眠质量评估与分析系统，自动睡眠分析和评估系统对于减少医生手动分期的主观性造成的误差，提高医生对于睡眠疾病的诊断和治疗效率以及睡眠相关研究有着重大的意义。本发明在基于所采集到的多模态生理信号的基础上，对信号进行滤波、降噪、平滑波形等预处理后，将整个夜晚的信号按时间顺序进行分段，对每一段信号进行特征提取，提取的特征包括时域、频域以及非线性特征；并根据特征对睡眠状态进行分类，从而实现睡眠质量分析与评估。其具体主要包括：信号的预处理、特征提取、睡眠阶段分类和睡眠质量评估。

[0242] 信号预处理：其主要对采集到的生理信号进行预处理，最大程度地去除和抑制伪迹。在系统采集到的多模态生理信号中，脑电信号的预处理最为复杂。由于脑电信号非常微弱，通常只有微伏级，并受到眼电（眼动和眨眼）、肌电、心电和工频等的干扰。这些伪迹信号的幅度通常是脑电信号的几倍甚至几十倍，而且两者的频域内容往往混叠在一起，因此这些伪迹会严重影响脑电信号的分析。传统脑电伪迹去除方法主要有自适应滤波法、小波变换、盲源分离算法（Blind Source Separation, BSS）等。自适应滤波方法优点是无需相关先验知识，缺点为需要参考导联，存在“双边干扰”问题。小波变换继承和发展了短时傅立叶变换局部化的思想，但其阈值的确定却较为复杂。盲源分离算法能在源信号和传输系统特性均未知的情况下对混合信号进行分离，将分离出来的伪迹成分去除后再重建信号就可以得到去除伪迹之后的信号。本发明实施例中采用二阶盲辨识（Second Order Blind Identification, SOBI）算法，该算法是建立在延时互相关阵基础上的一种十分稳健的盲源分离算法，通过对协方差矩阵联合近似对角化来实现信号分离，该算法是基于简单的二阶统计量的，需要较少的数据点，便可以得到源信号的估计。

[0243] 特征提取：其主要是实现对EEG、ECG、EOG和EMG信号进行时域、频域以及非线性特征的提取。时域分析方法主要通过信号的幅值以及信号的相关统计学特征，实现对信号的时域特征的提取与分析。频域分析方法主要通过功率谱、幅度谱、能量谱等计算，实现EEG信号的 α 、 θ 等节律的提取以及脑电慢波活动的特征提取。对于顶尖波、K复合波，眼动等从形态学上特征，将采用非线性方法，如非线性Teager能量算子对其进行特征提取。

[0244] 睡眠阶段分类：分类器主要是对提取的特征值进行分类，根据AASM医学手册将睡眠分为Wake, N1, N2, N3, REM等五个阶段。本项目将采用支持向量机SVM进行睡眠阶段分类。支持向量机（Support Vector Machine, SVM）是20世纪90年代提出的一种基于统计学习理论的新型机器学习方法，它能较好地解决小样本、非线性等实际问题，已成为智能技术领域研究的热点，目前已广泛应用于故障诊断、模式识别等诸多领域。支持向量机是由线性可分时的最优分类超平面不断发展来的。对于非线性分类情况下的分类问题，支持向量机的总体思路是首先利用一个非线性变换把输入空间数据映射到一个高维的特征向量空间，然后

在该特征空间中构造出最优分类超平面,进行线性分类,最后映射回到原空间后就成了输入空间中的非线性分类。

[0245] 最终将根据睡眠阶段分类的结果,分别给出入睡时间、清醒时间、总睡眠时长、不同睡眠阶段分别时长以及睡眠效率监测得到的睡眠分析结果,将其以报告的形式通过手机APP或者PC软件显示给使用者,帮助使用者改善睡眠质量。

[0246] 三、系统使用方法及工作原理

[0247] 系统使用方法:将标准商用God Cup电极以及Ag/AgCl电极经由信号采集电极组件连接至被测试者皮肤,捕获得到极其微弱的原始模拟多模态生理电信号,此后信号输入到预处理电路模块中完成频带外噪声的去除以及50Hz工频干扰的去除。随后较为“纯净的”信号进入多模态生理电信号处理模块。信号采集控制模块使用SPI (Serial Peripheral Interface) 串行通信接口将控制指令以高速、全双工、同步通信的方式传输至多模态生理电信号处理模块中,完成信号进一步的LPF低通滤波、多级PGA程控放大、AD模拟数字转换,得到的数字多模态生理电信号使用2.4GHz SPP工作模式的蓝牙模块发送至空中接口。PC及终端设备使用支持SPP协议的蓝牙芯片进行接收,软件完成端口、波特率、坐标定义等初始化过程中后进行数据接收,本地保存的同时进行数据的实时显示。显示效果如图16所示。同时基于MATLAB的分析结算软件提取本地数据包进行数据的分析,进行特征提取、模式识别,给出具有指导意义的结果。

[0248] 系统工作原理如下:信号采集电极组件将捕获使用者极其微弱的原始模拟多模态生理电信号,输入到预处理电路模块中完成频带外噪声的去除以及50Hz工频及其倍频干扰的去除,随后“纯净的”信号进入多模态生理电信号处理模块。信号采集控制模块使用SPI (Serial Peripheral Interface) 串行通信接口将控制指令以高速、全双工、同步通信的方式传输至多模态生理电信号处理模块中,完成信号进一步的LPF低通滤波、多级PGA程控放大、AD模拟数字转换,得到的数字多模态生理电信号使用2.4GHz SPP工作模式的蓝牙模块发送至空中接口。PC及终端设备使用支持SPP协议的蓝牙芯片进行接收,在上位机处理软件中完成数据的处理与分析。整套系统由电源功耗管理模块供电,该模块提供高稳定度高精确度+5.0V、+3.3V电源,以减弱电源抖动对信号的寄生干扰。表I中给出了系统的全部配置信息:

[0249] 表I系统兼容设置

通道	1	2	3	4	5	6	7	8
支持信号类型	EEG /EOG	EEG /EOG	EEG /EOG	EEG /EOG	EEG /EOG	EMG	EMG	ECG
采样率(Hz)	250~ 16K	250~ 16K	250~ 16K	250~ 16K	250~ 16K	250~ 16K	250~ 16K	250~ 16K
PGA增益(倍)	1~24	1~24	1~24	1~24	1~24	1~24	1~24	1~24
电极类型	支持现有商用电极：EEG 信号支持使用金杯电极； ECG/EMG 信号支持 Ag/AgCl 电极							
	采样率 SR=250Hz，系统增益 PGA=24 EEG：1/2/3 通道；EOG：4/5 通道；EMG：6/7 通道；ECG：8 通道							

[0251] 四、信号采集结果分析

[0252] 1. EOG信号采集测试：如图17、18所示，使用标准商用设备BP (Brain Products, Munich, Germany) 采集Fp1区域眼电信号，图像中脉冲信号对应于眨眼带来的EOG信号，时域分析中二者信号保持一致。使用基于FFT变换的方法分析其频谱成分，可以发现二者具有相同的频谱成分，皮尔森相关系数 (Pearson correlation coefficient) 计算表明，两套系统捕获的信号可以得到0.852的相关性，证明两套系统可以捕获同样高质量的信号。

[0253] 2. EEG信号采集测试：在图19、20中进行了睁闭眼实验，根据国际10-20系统，采集Fz区域EEG信号，在频域分析中在9~13Hz内出现峰值信号即为 α 节律，测试结果符合睁闭眼EEG信号特征。此外还执行了SSVEP (Steady-state Visual Evoked Potentials) 实验如图21，现有研究表明当受试者在外部固定频率的闪烁视觉刺激信号作用下，在O1区域的EEG信号频谱中会出一个位于刺激信号基频或者倍频处脉冲信号。实验中设置刺激信号频率为12.4Hz、16Hz、18Hz、20Hz、30Hz，实验结果表明，SSVEP测试均获得有效的响应，证明系统可以采集高质量EEG信号。

[0254] 3. ECG信号采集测试：在图22，使用2电极胸导联方法测量ECG信号，时域结果表明所采集信号保留完整的PQRS特征，证明系统可以采集得到高质量ECG信号。

[0255] 4. EMG信号采集测试：在图23中，使用2电极方法测量上臂处肌肉收缩时带来的EMG信号，脉冲处为肌肉收缩处，测试结果表明所述系统可以捕获高质量EMG信号。

[0256] 以上，本发明的用于家庭睡眠监测领域的便携式多模态生理电信号监护系统的特点在于：

[0257] 1. 支持现有商用生物传感电极。具体的指，对于EEG信号支持使用金杯电极 (Gold Cup Electrode)，对于ECG/EMG信号支持使用各品牌的Ag/AgCl电极；

- [0258] 2. 高精度高稳定度同步采样EEG信号、EOG信号、ECG信号、EMG信号；
- [0259] 3. 系统参数灵活可配置。系统提供采样率250Hz~16KHz，系统增益PGA数值为1~24倍。系统默认配置3通道EEG信号采集、2通道EOG信号采集、2通道EMG采集、1通道ECG信号采集。同时系统提供通道组合功能，可使用上位机软件对系统通道配置进行设置；
- [0260] 4. 体积小巧、高度便携。第一代系统尺寸为10cm×8cm×5cm，便携化设计使得该产品可以投入到普通消费者家庭环境中进行日常睡眠监护；
- [0261] 5. 系统提供扩展功能。为满足专业人士对于庞大数量通道的需求，本系统提供级联选项，测试结果表明通过菊花链模式 (Daisy-Chain Mode) 或普通级联选项可扩展至64通道；同时，系统可配置采集其他生理信号，如呼吸气流 (Airflow)，血氧饱和度 (SpO₂)，体动信号 (Body Movement) 等；
- [0262] 6. 所述系统提供高稳定度高精度电源管理模块。系统提供波纹特性优异的正5V、正3.3V电压，可供开发人员使用；
- [0263] 7. 系统提供无线传输功能，同时保留USART串口通信选项用于系统校准。
- [0264] 8. 系统具备多模态生理信号的实时显示、信号本地存储和分析的功能。其中，系统的分析解算软件可用于数据的记录、分析，并以视觉图像的方式进行人机交互。

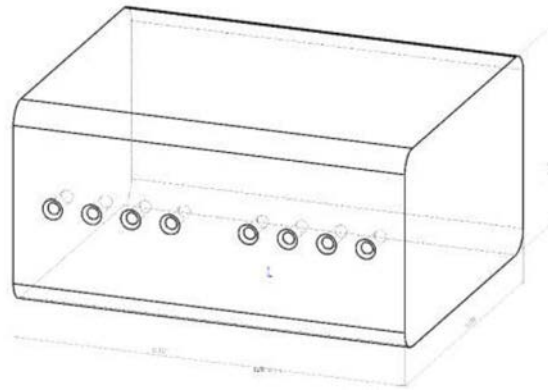


图1

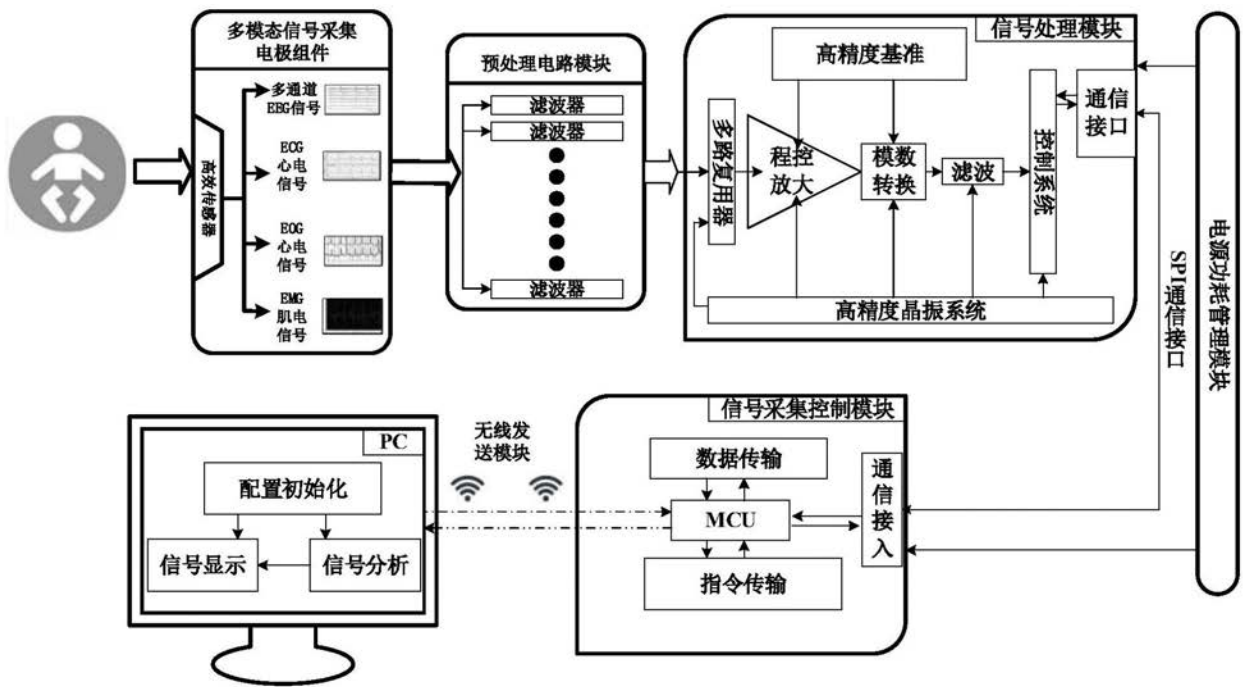


图2

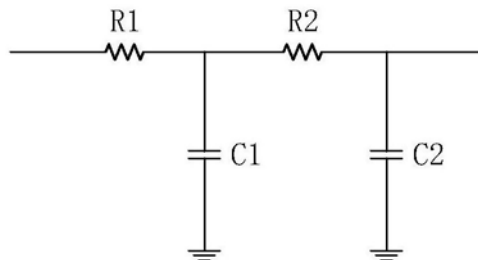


图3

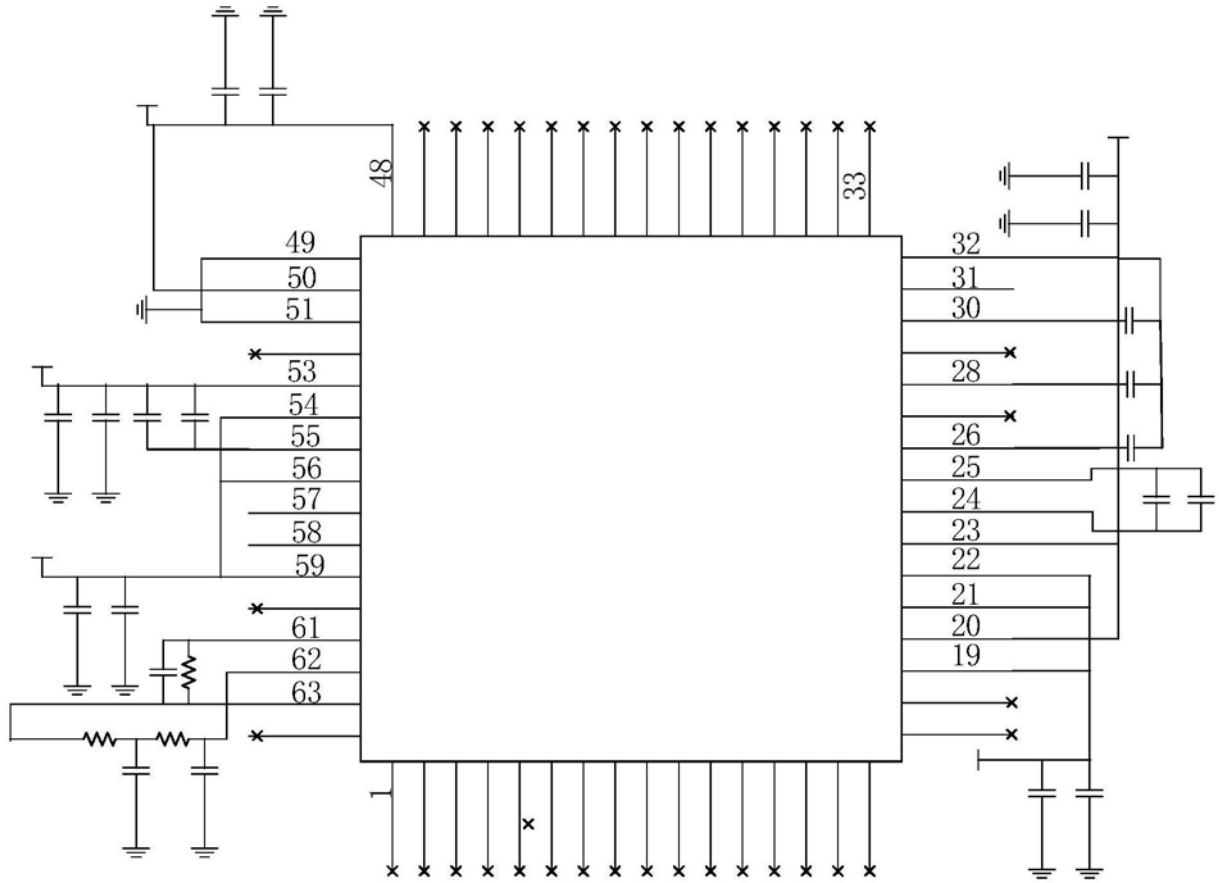


图4

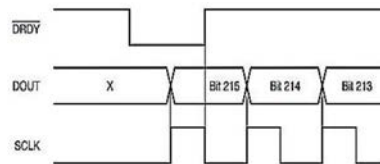


图5

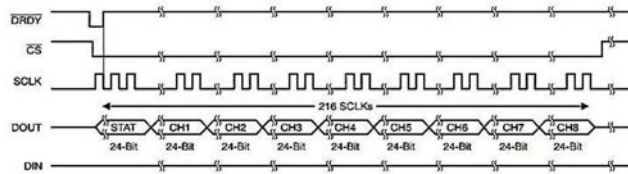


图6

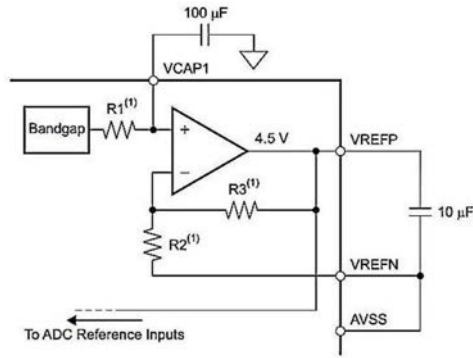


图7

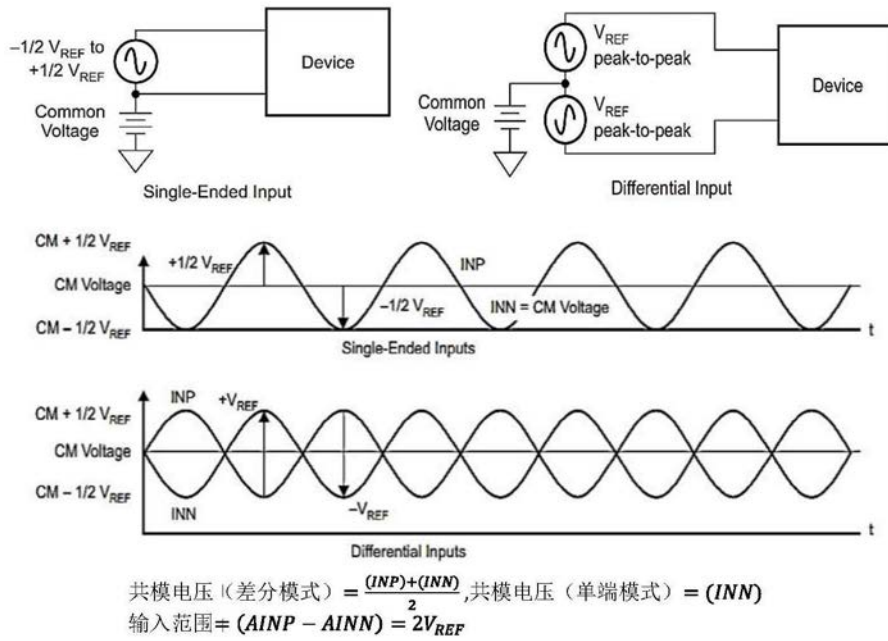


图8

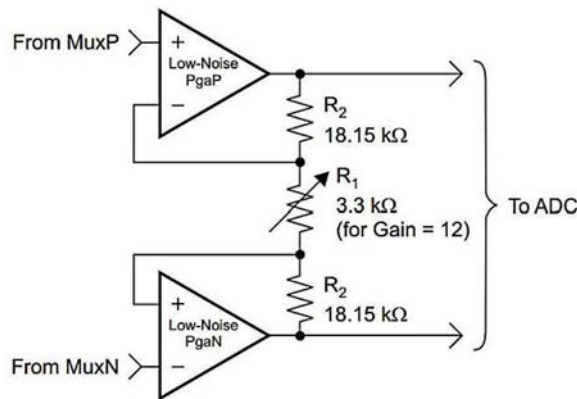


图9

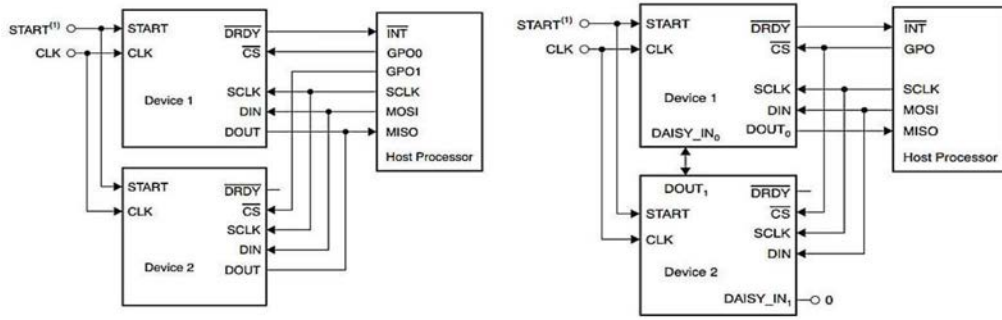


图10

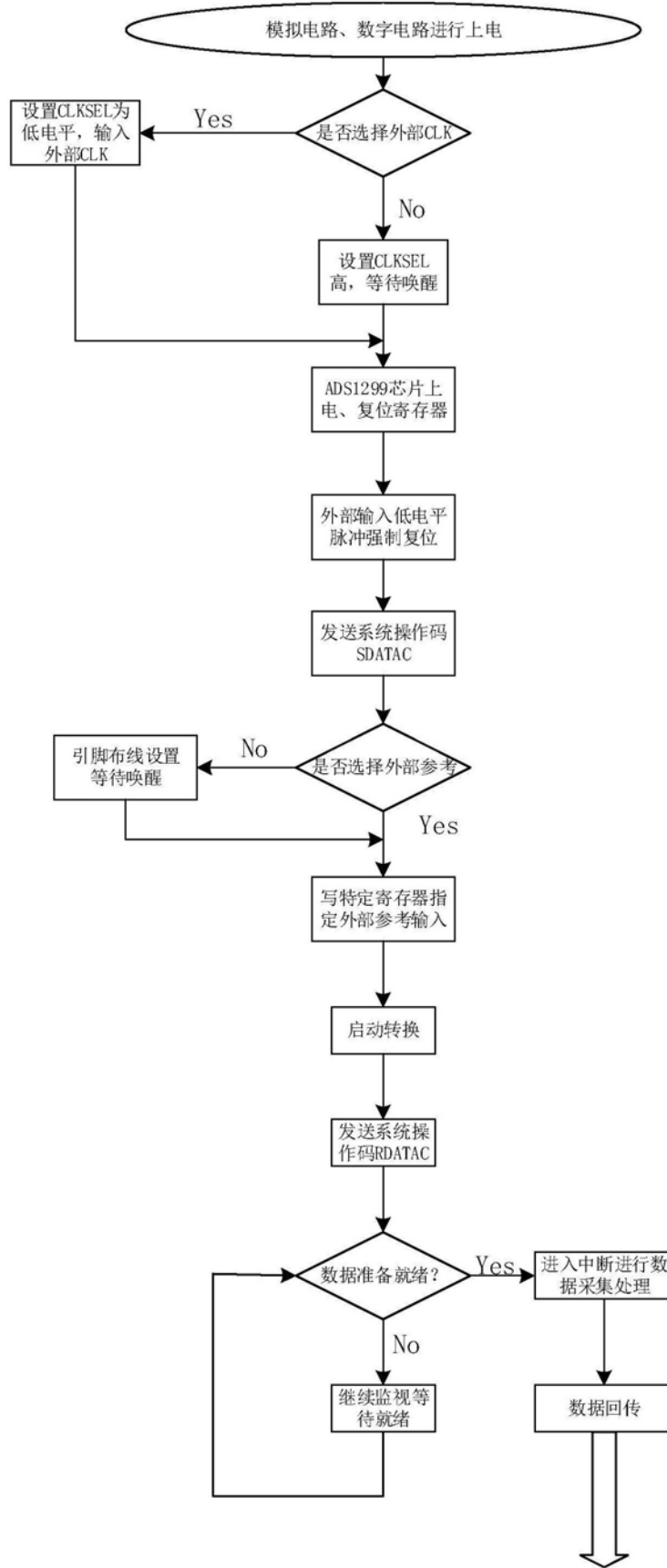


图11

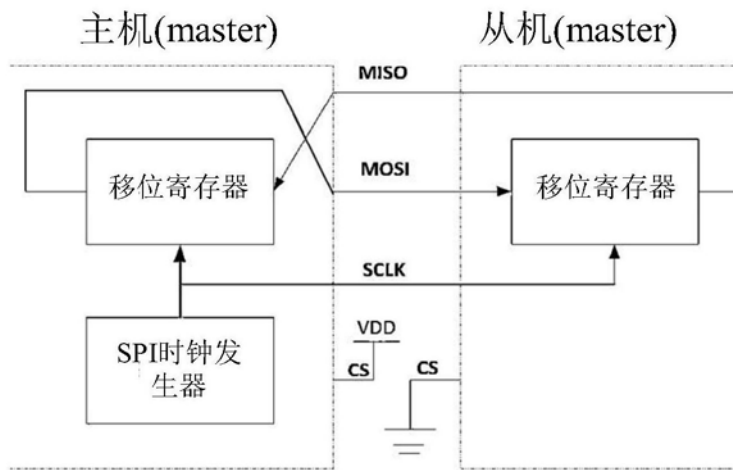


图12

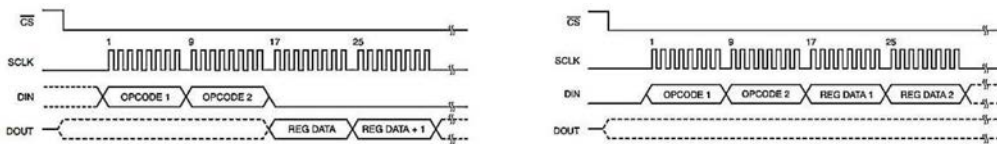


图13

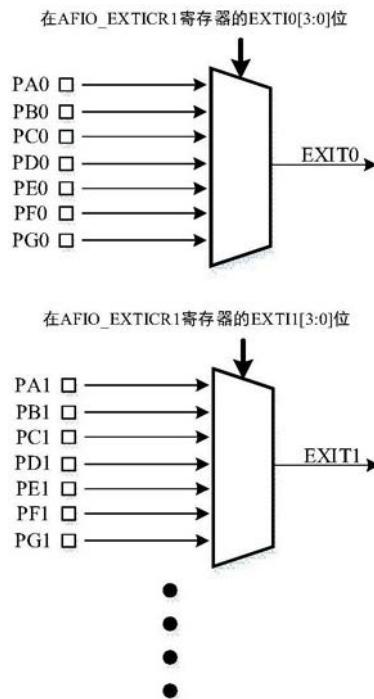


图14

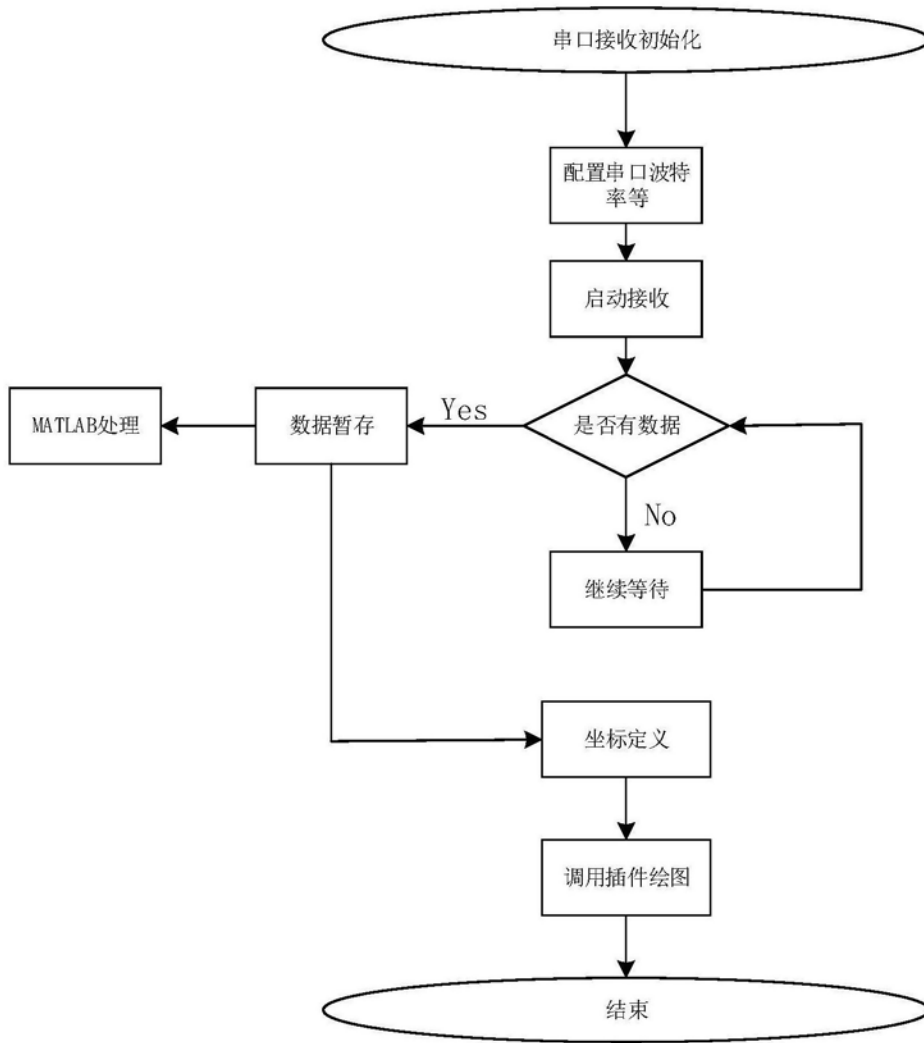


图15

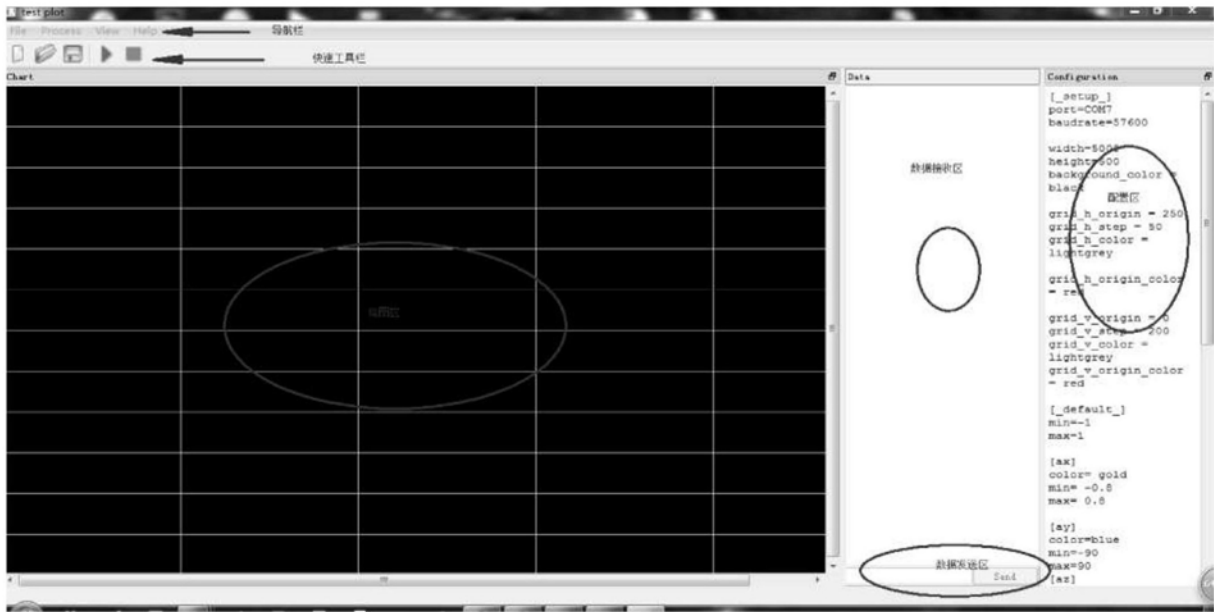


图16

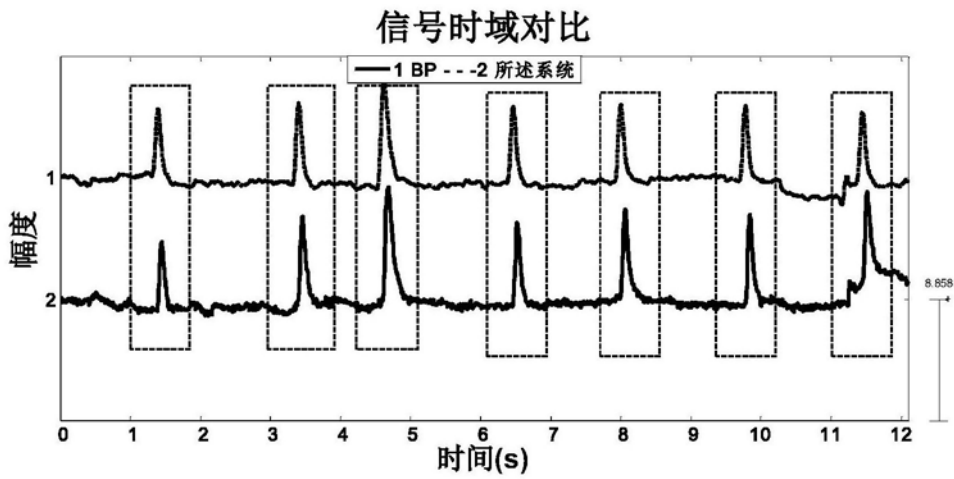


图17

信号频域对比

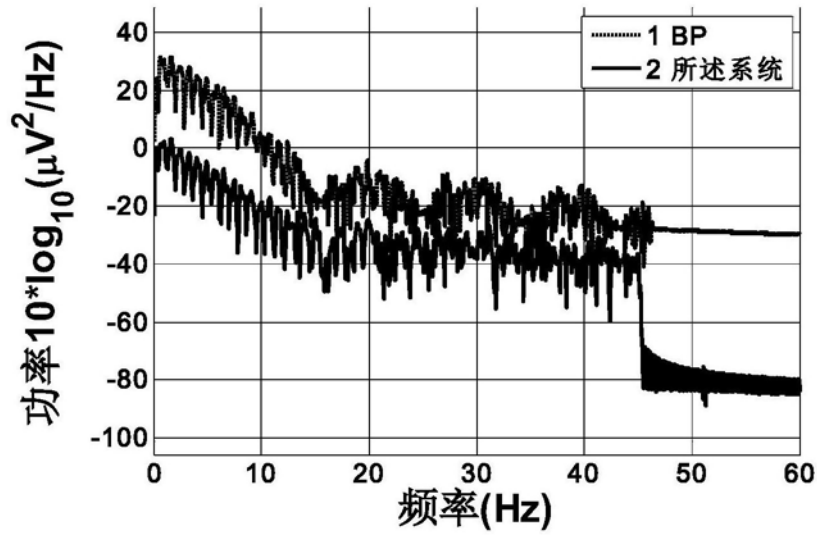


图18

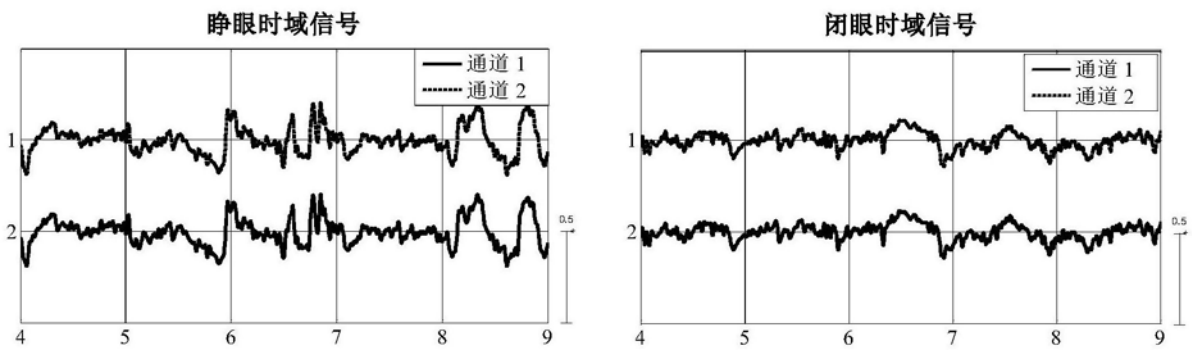


图19

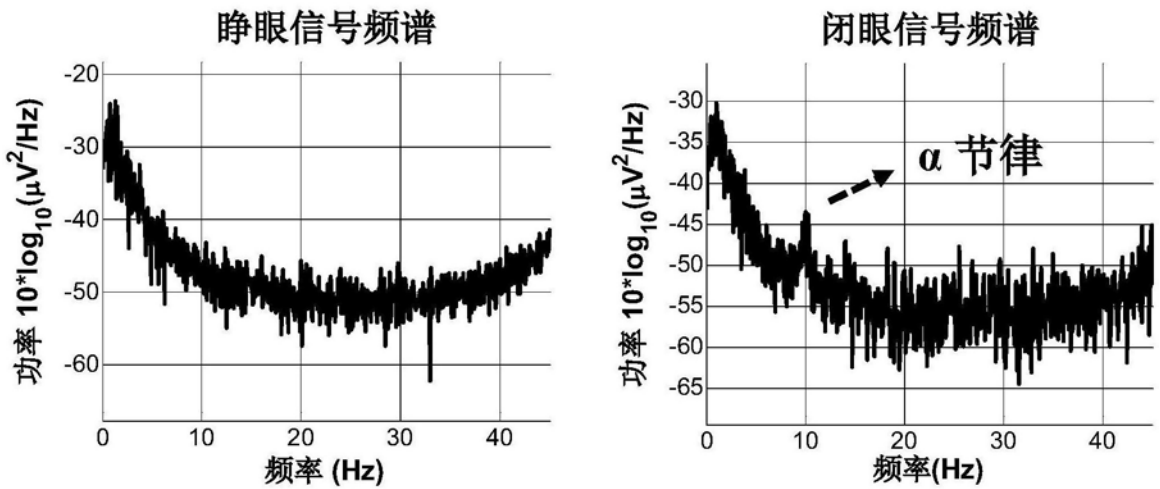


图20

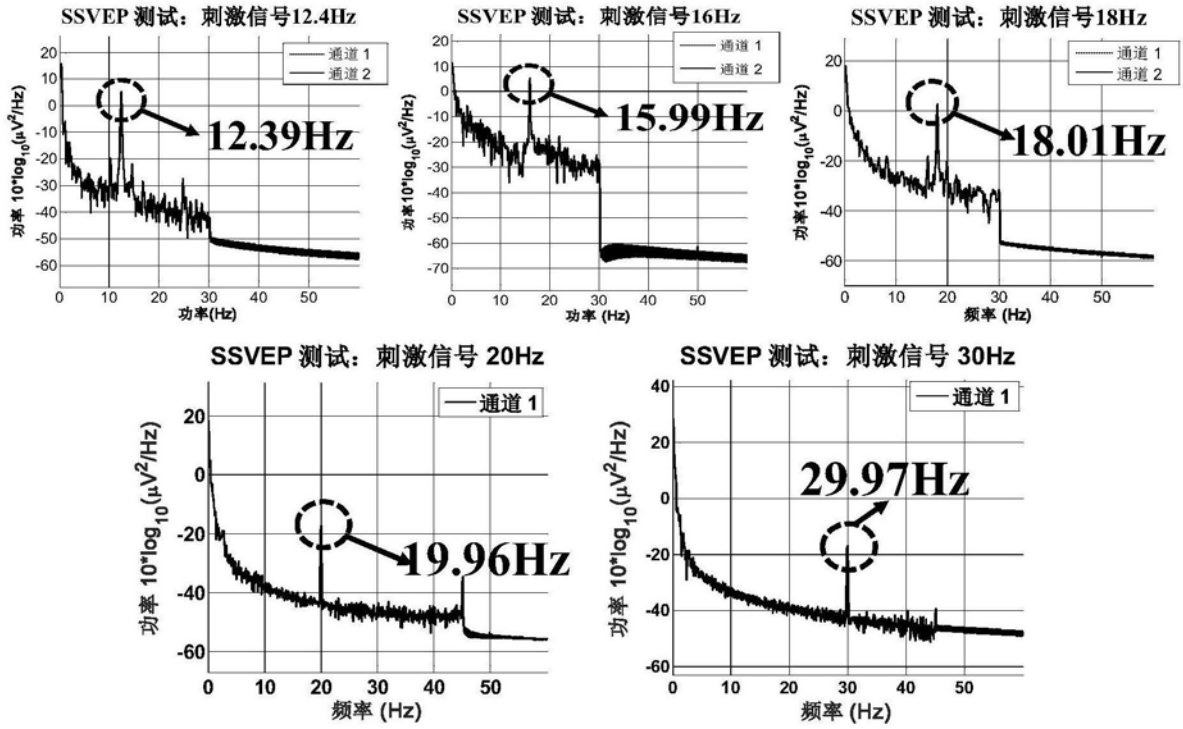


图21

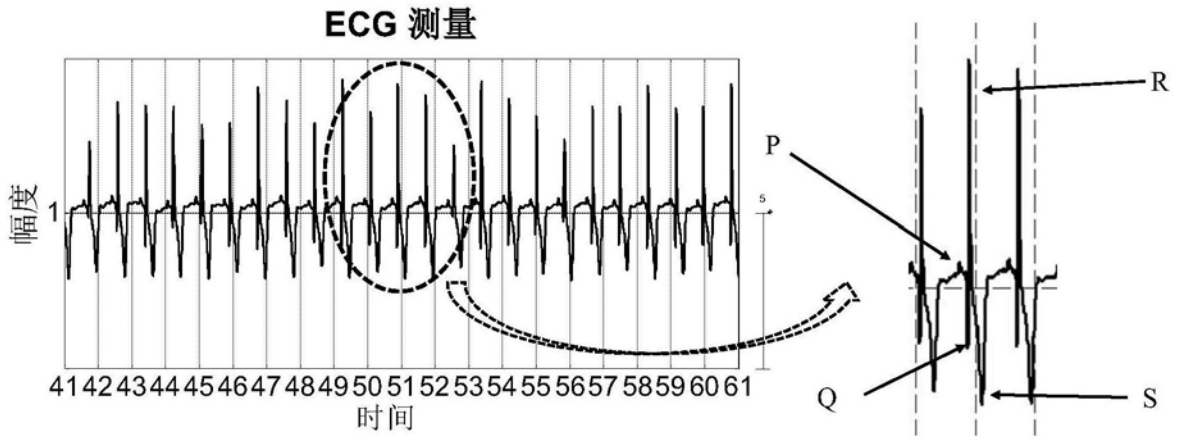


图22

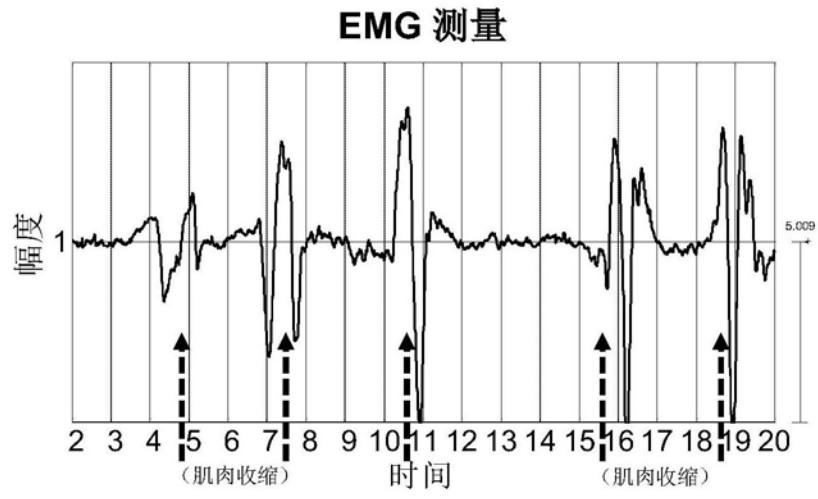


图23

专利名称(译)	用于家庭睡眠监测领域的多模态生理电信号监护系统		
公开(公告)号	CN109497988A	公开(公告)日	2019-03-22
申请号	CN201811522729.X	申请日	2018-12-13
[标]申请(专利权)人(译)	复旦大学		
申请(专利权)人(译)	复旦大学		
当前申请(专利权)人(译)	复旦大学		
[标]发明人	王泽宇 陈炜 陈晨 李巍 孙理球		
发明人	王泽宇 陈炜 陈晨 李巍 孙理球		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/0476 A61B5/0496 A61B5/0488 A61B5/08 A61B5/145 A61B5/11 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0402 A61B5/0002 A61B5/04012 A61B5/0476 A61B5/0488 A61B5/0496 A61B5/08 A61B5/1118 A61B5/14542 A61B5/4806 A61B5/4812 A61B5/4815 A61B5/7203 A61B5/7225 A61B5/725 A61B5/7264		
代理人(译)	陆飞 王洁平		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明属于睡眠监测技术领域，具体为一种用于家庭睡眠监测领域的多模态生理电信号监护系统。本发明系统包括信号采集电极组件、预处理电路模块、多模态生理电信号处理模块、信号采集控制模块、无线传输模块、电源功耗管理模块、终端设备以及相应的嵌入式控制软件程序及信号分析解算算法模块。本发明使用了大量高度可编程、高集成度、低功耗元器件，结合先进的现代信号处理技术使得诸如脑电(EEG)、眼电(EOG)、心电(ECG)、肌电(EMG)等多模态生理参数的监测变得便携化、简易化、低生产成本化，从而为家庭睡眠监护提供了新途径。

