



(12)实用新型专利

(10)授权公告号 CN 209712905 U

(45)授权公告日 2019. 12. 03

(21)申请号 201822088595.7

A61B 5/08(2006.01)

(22)申请日 2018.12.13

A61B 5/145(2006.01)

A61B 5/11(2006.01)

(73)专利权人 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

孙瑾瑜

(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 5/0476(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/0496(2006.01)

A61B 5/0488(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

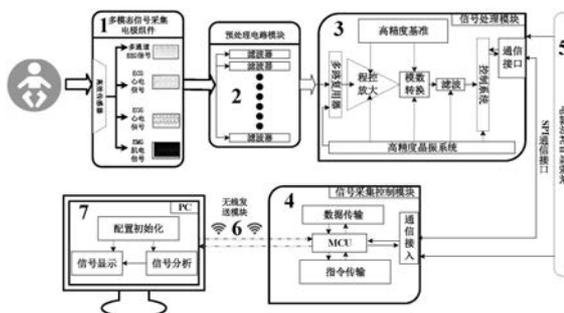
权利要求书1页 说明书11页 附图7页

(54)实用新型名称

用于家庭睡眠监测的便携式多模态生理电信号监护系统

(57)摘要

本实用新型属于睡眠监测技术领域,具体为一种用于家庭睡眠监测的便携式多模态生理电信号监护系统。该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、无线传输模块和电源功耗管理模块。本实用新型使用了大量高度可编程、高集成度和低功耗元器件,结合先进的现代信号处理技术使得诸如脑电(EEG)、眼电(EOG)、心电图(ECG)、肌电(EMG)等多模态生理参数的多参数睡眠监测变得便携化、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的便携式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;其中:

信号采集电极组件,用于EEG、EOG、ECG和EMG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,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;

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。

2. 根据权利要求1所述的用于家庭睡眠监测的便携式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所述的用于家庭睡眠监测的便携式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所述的用于家庭睡眠监测的便携式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所述的用于家庭睡眠监测的便携式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所述的用于家庭睡眠监测的便携式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所述的用于家庭睡眠监测的便携式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所述的用于家庭睡眠监测的便携式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所述的用于家庭睡眠监测的便携式多模态生理电信号监护系统,其特征在于,终端设备为PC机。

用于家庭睡眠监测的便携式多模态生理电信号监护系统

技术领域

[0001] 本实用新型属于睡眠监测技术领域,具体涉及一种用于家庭睡眠监测的便携式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)、眼电(Electrooculography,EOG)、心电(Electrocardiogram,ECG)、肌电(Electromyogram,EMG)等[1]。其中EEG,EMG,EOG,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.

实用新型内容

[0027] 针对现有技术的不足,本实用新型旨在提供一种高精度、高稳定性的用于家庭睡眠监测的便携式多模态生理电信号监护系统。该系统采用高集成度、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] 本实用新型的技术方案具体介绍如下。

[0029] 一种用于家庭睡眠监测的便携式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;其中:

[0030] 信号采集电极组件,用于EEG、EOG、ECG和EMG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,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;

[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] 本实用新型中,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。

[0038] 本实用新型中,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。

[0039] 本实用新型中,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。

[0040] 本实用新型中,多模态生理电信号处理模块为ADS1299芯片。

[0041] 本实用新型中,信号采集控制模块由MCU芯片构成。

[0042] 本实用新型中,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。

[0043] 本实用新型中,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。

[0044] 本实用新型中,终端设备为PC机。

[0045] 本实用新型在保证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,很大程度上改善了目前睡眠监测领域的市场痛点;具体如下:

[0046] 1、本实用新型可进行长期持续的监控。本实用新型采用高集成度、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Version4.0 Bluetooth模块将整机功耗进一步降低,使得系统可以适应长期监测。

[0047] 2、本实用新型具备数据本地保存、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。

[0048] 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。

[0049] 4、本实用新型采用高集成度、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。

[0050] 5、本实用新型支持现有商用电极。电极作为消耗品易购性是一个重要特性,由于本实用新型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。

[0051] 和现有技术相比,本实用新型的技术特点在于:

[0052] 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,对于ECG/EMG信号支持使用各品牌的Ag/AgCl电极;

[0053] 2. 能高精度高稳定度同步采样EEG信号、EOG信号、ECG信号、EMG信号;

[0054] 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;

[0055] 4. 体积小巧、高度便携。其元器件可以封装在盒子里,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;

[0056] 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;

[0057] 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、+3.3V电压,可供开发人员使用;

[0058] 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;

[0059] 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,能以视觉图像的方式进行人机交互。

附图说明

[0060] 图1.系统模型图。

[0061] 图2为本实用新型的系统框架图。

[0062] 图中标号:1-信号采集电极组件、2-预处理电路模块、3-多模态生理电信号处理模块、4-信号采集控制模块、5-电源功耗管理模块、6-无线传输模块、7-终端设备。

[0063] 图3.二阶RC滤波预处理电路原理。

[0064] 图4.ADS1299外围基础电路。

[0065] 图5.ADS1299数据转换时序图。

[0066] 图6.ADS1299数据结构时序图。

[0067] 图7.嵌入式控制程序

[0068] 图8.上位机分析解算软件

[0069] 图9.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(Brain Product,Germany)采集Fp1区域EOG信号,时域分析结果如图所示。

[0070] 图10.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(Brain Product,Germany)采集Fp1区域EOG信号,频域分析结果如图所示。

[0071] 图11.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。

[0072] 图12.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。

[0073] 图13.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。

[0074] 图14.ECG信号采集结果:使用本发明系统采集ECG信号。

[0075] 图15.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

[0076] 下面通过具体实施例进一步详细介绍本实用新型。

[0077] 实施例1

[0078] 实施例中,本实用新型提供一种用于家庭睡眠监测的便携式多模态生理电信号监护系统,生理电信号具体包括脑电EEG、心电ECG、眼电EOG和肌电EMG信号。

[0079] 如图2所示,本实用新型提供的便携式多模态生理电信号监护系统具体包括:信号采集电极组件1、预处理电路模块2、多模态生理电信号处理模块3、信号采集控制模块4、无

线传输模块6、电源功耗管理模块5、P及终端设备7。

[0080] 1. 信号采集电极组件

[0081] 信号采集电极组件1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。

[0082] 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工作原理图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] ➤ 宽工作温度范围:-40 $^{\circ}$ C至+85 $^{\circ}$ C

[0106] (1) ADS1299数据AD转换时序结构

[0107] 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。

[0108] (2) ADS1299数据结构

[0109] 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I显示了相应的二进制代码与实际输出电压值的对应关系

[0110] 表I数字量对应输出关系

[0111]

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

[0112] ADS1299每个通道的数据格式为:

[0113] 24位前导头+24位*8通道=216bit=9个byte

[0114] 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。

[0115] (3) 信号输入方式

[0116] 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 $^{\circ}$ 。实验研究表明差分输入时系统具有更大的SNR信噪

比。

[0117] (4) PGA程控放大器

[0118] 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。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TBAL E II。

[0119] 表II. 系统增益调节系统操作码

[0120]	系统操作码	08	18	28	38	48	58	68
	采样率	1	2	4	6	8	12	24

[0121] (5) 系统采样率SR设置

[0122] 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III。

[0123] 表III. 采样率调节系统操作码

[0124]

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

[0125] (6) 系统功能拓展

[0126] 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。

[0127] 4. 信号采集控制模块

[0128] 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。

[0129] 5. 无线传输模块

[0130] 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。

[0131] 本实用新型实施例中使用Feasycom公司稳定的商用蓝牙模块BT-822,其板载的基于ARM Cortex 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。本实用新型实施例中数据传输协议设计如下:表VI为发送数据包格式,表V为DATA数据段格式。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。

[0132] 表VI发送数据包格式

[0133]

帧头		帧长	数据(n Byte)					校验位
HEAD_H	HEAD_L	LENGTH	DATA0	DATA1	DATA(n-2)	DATA (n-1)	CHECK

[0134] 表V数据段格式

[0135]

数据位	DATA1	DATA2	DATA3	DATA4	DATA5	DATA6	DATA7	DATA8
数据	CH1	CH2	CH3	CH4	CH5	CH6	CH7	CH8

[0136] 6. 电源功耗管理模块

[0137] 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(LDO),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。

[0138] 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。

[0139] 7. 终端设备

[0140] 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。

[0141] 8. 嵌入式控制及数据解算算法

[0142] 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7。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。具体流程见图8。

[0143] 信号分析解算算法模块对数字多模态生理电信号采用二阶盲辨识算法(Second Order Blind Identification, SOBI)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。

[0144] 实施例中,系统的信号采集电极组件1为独立配件,与系统主体部分可分离。预处理电路模块2、多模态生理电信号处理模块3、信号采集控制模块4、无线传输模块6、电源功耗管理模块5等可以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。

[0145] 本实施例中的系统可以提供扩展功能,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,即可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。

[0146] 采用本实用新型的系统的工作流程如下:

[0147] 信号采集电极组件1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2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3。信号采集控制模块4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工作模式的无线传输模块6(蓝牙)发送至空中接口。终端设备7(PC机等)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5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1中给出了实施例中系统的全部配置信息:

[0148] 表1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							
推荐配置	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							

[0150] 以上,本实用新型的系统体积小、高度便携,能高精度高稳定度同步采样EEG信号、EOG信号、ECG信号、EMG信号;具备多模态生理信号的实时显示功能,能以视觉图像的方式进行人机交互。

[0151] 测试结果分析

[0152] 1. EOG信号采集测试:如图9、10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。

[0153] 2. EEG信号采集测试:在图11、12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13所示, 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信号频谱中会出现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。

[0154] 3. ECG信号采集测试: 在图14中, 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。

[0155] 4. EMG信号采集测试: 在图15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。

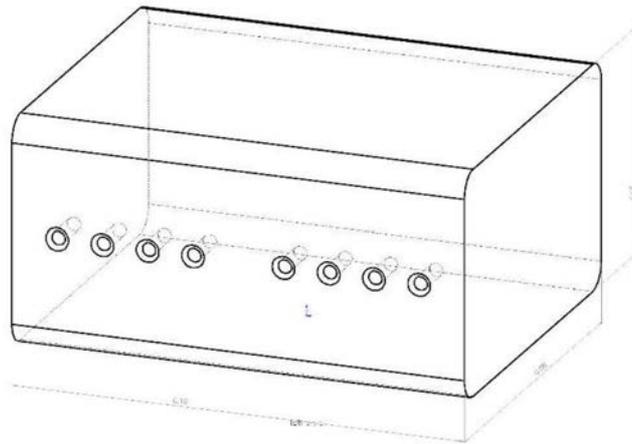


图1

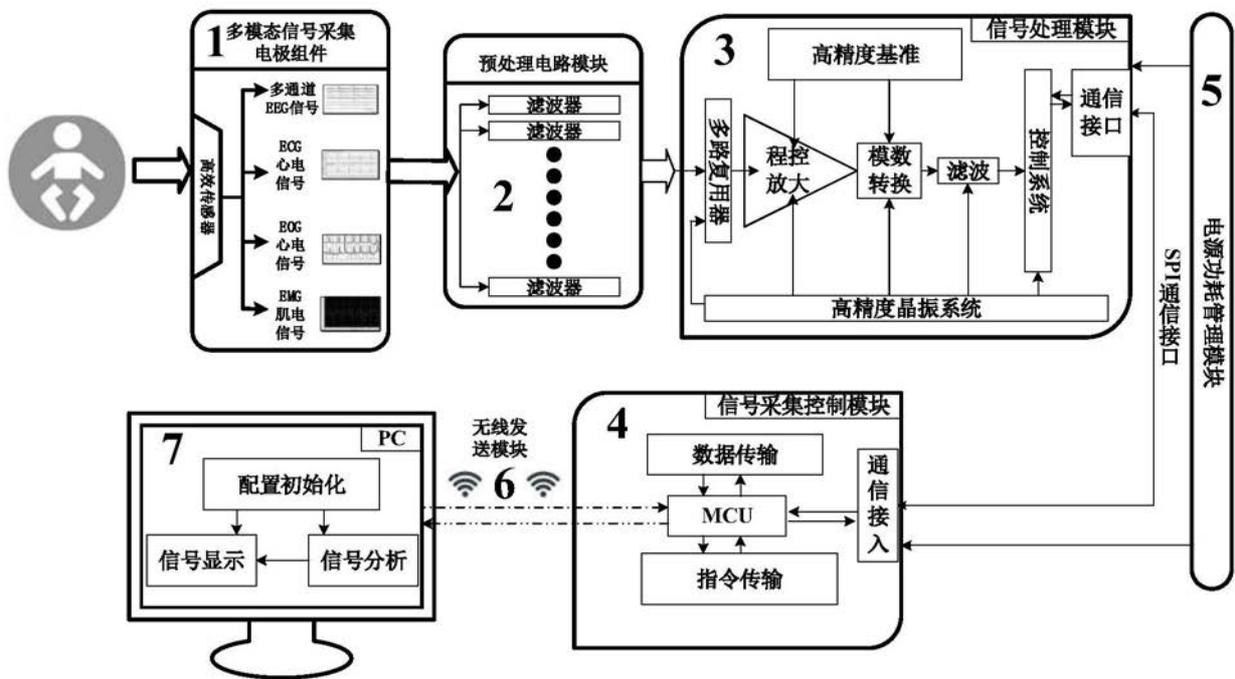


图2

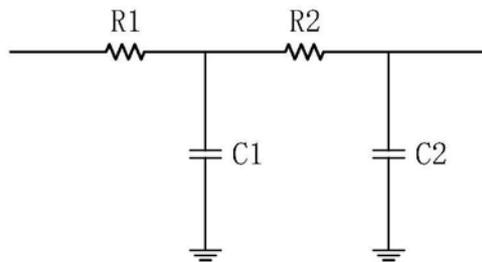


图3

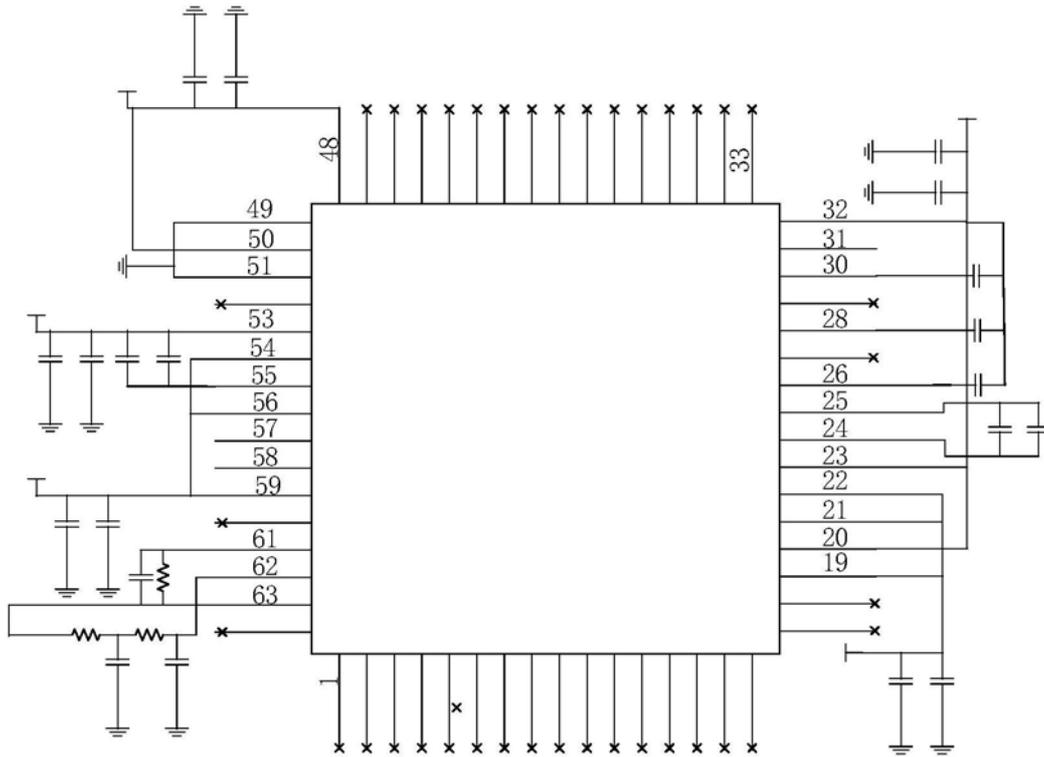


图4

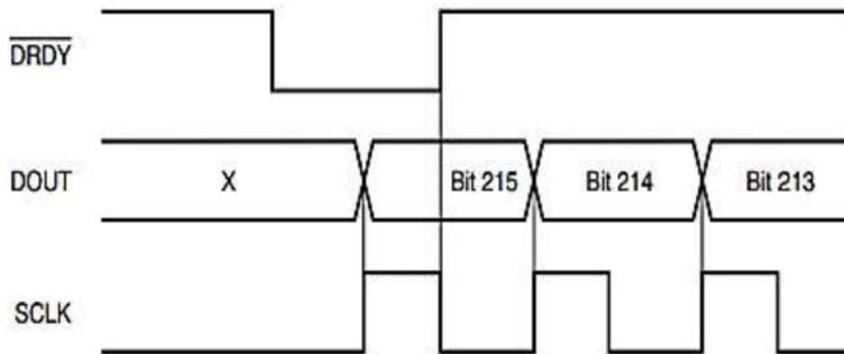


图5

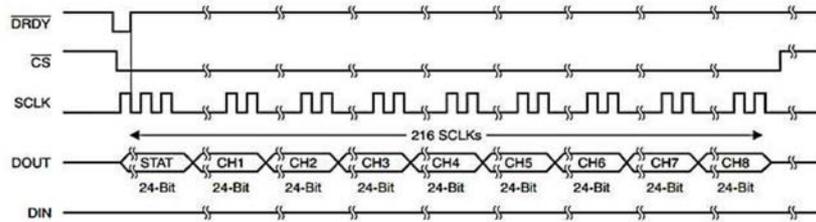


图6

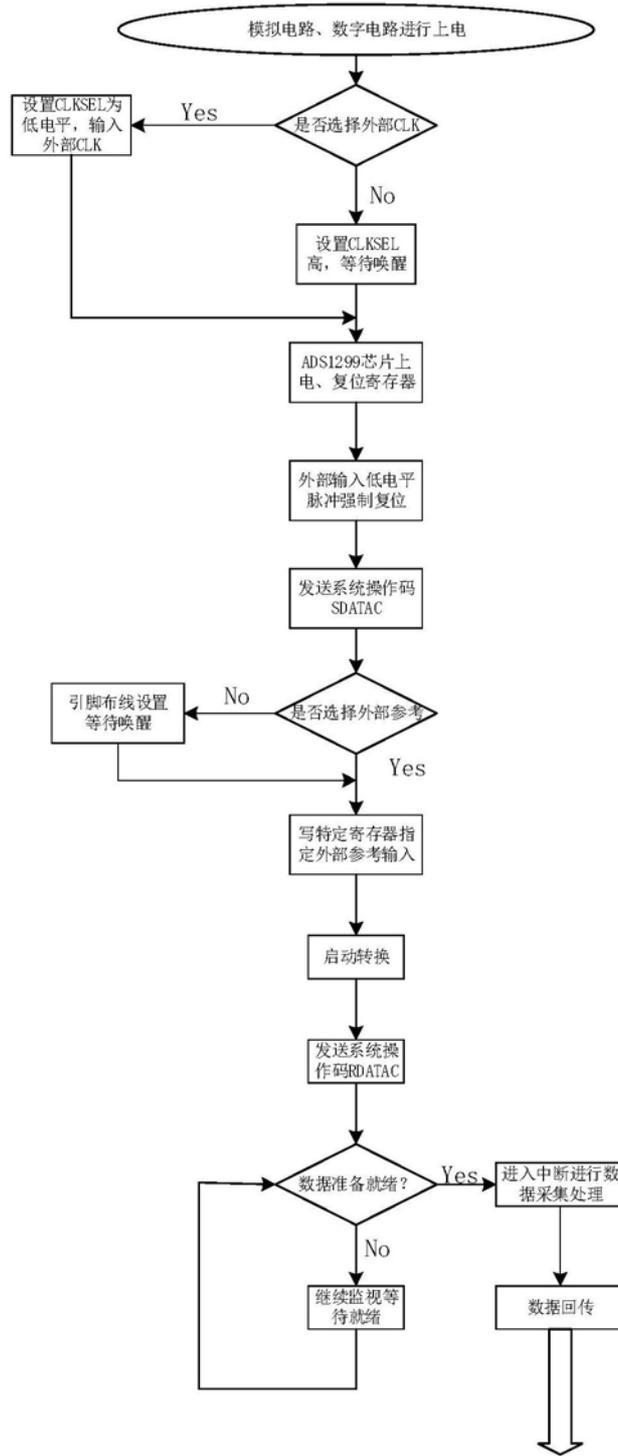


图7

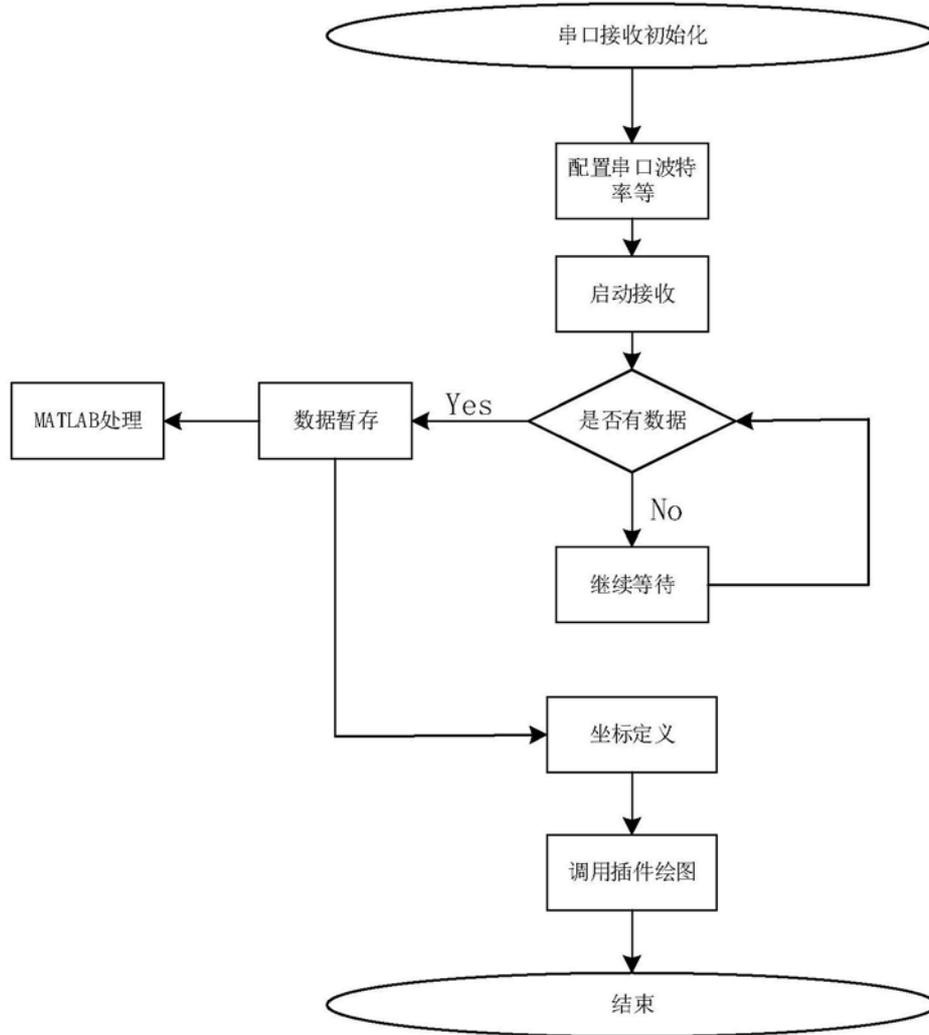


图8

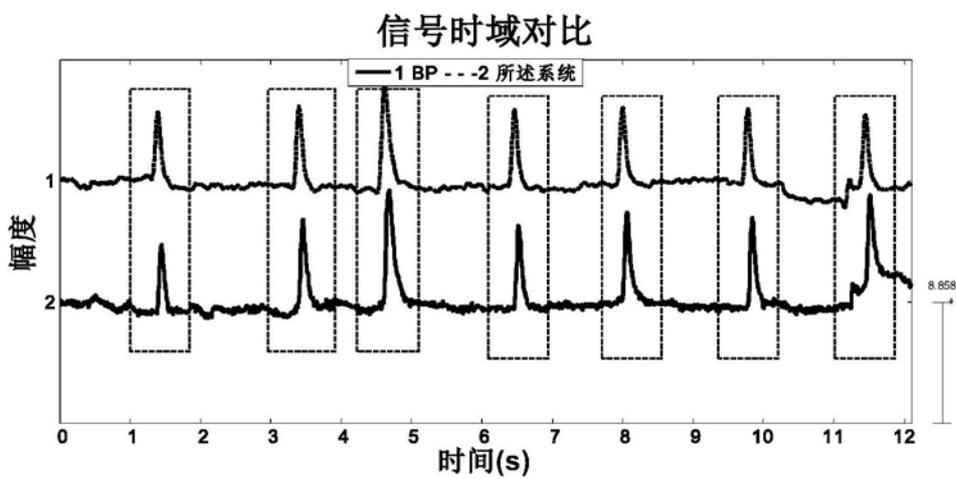


图9

信号频域对比

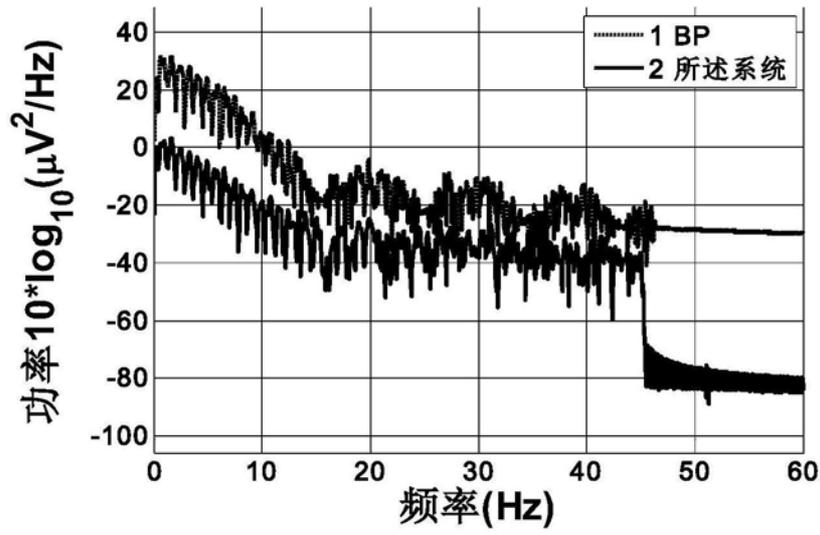


图10

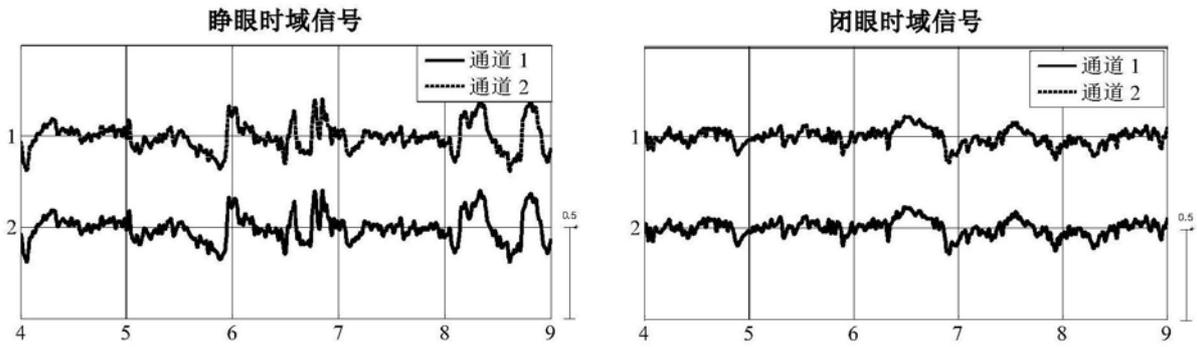


图11

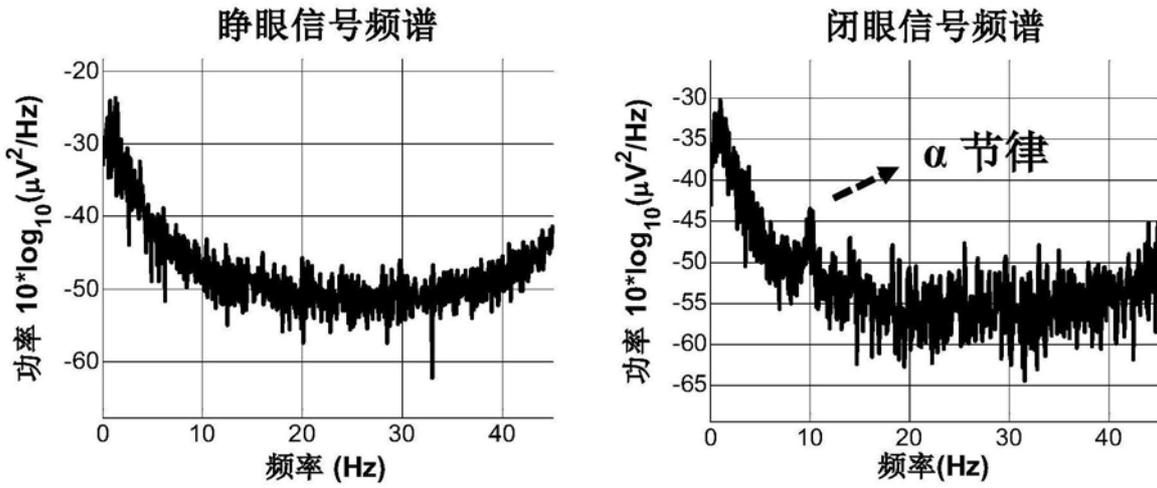


图12

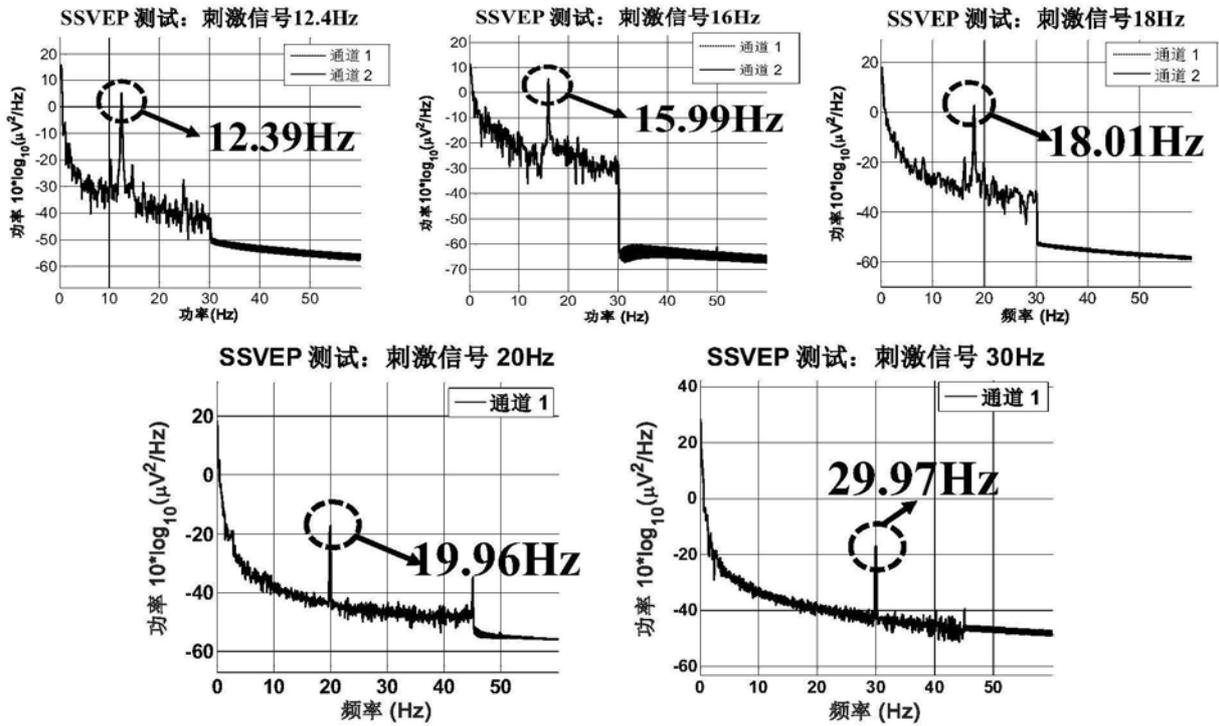


图13

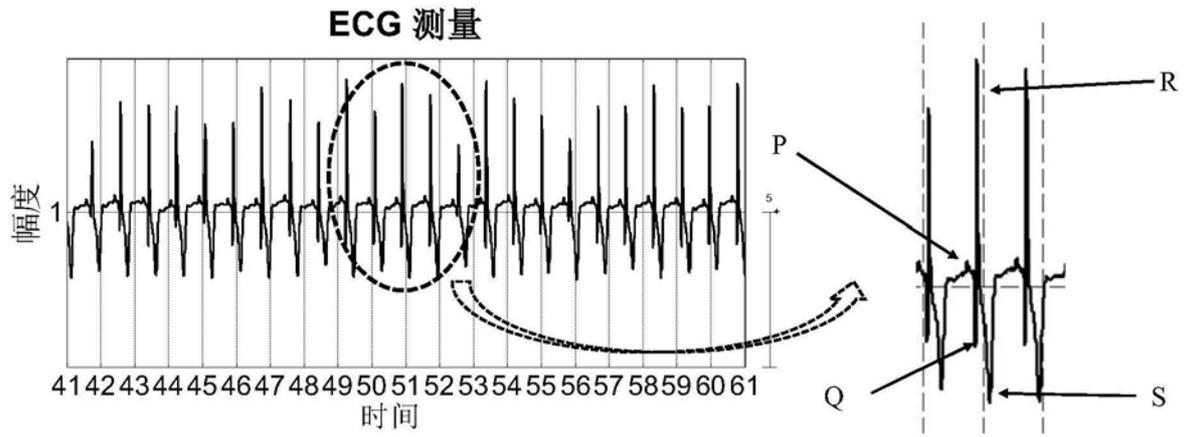


图14

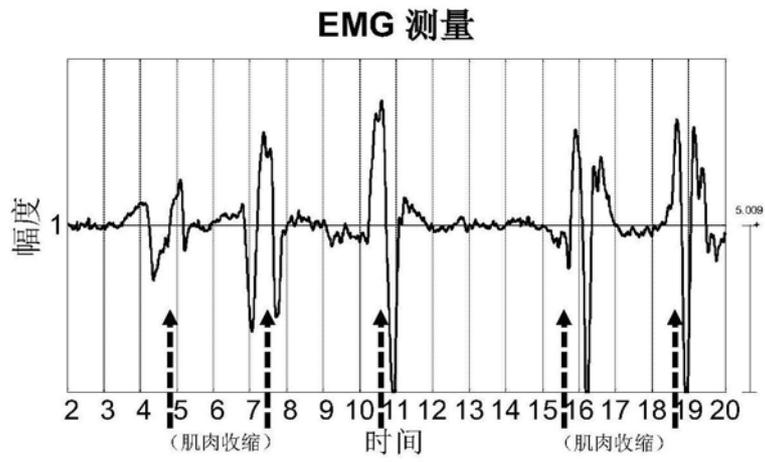


图15

专利名称(译)	用于家庭睡眠监测的便携式多模态生理电信号监护系统		
公开(公告)号	CN209712905U	公开(公告)日	2019-12-03
申请号	CN201822088595.7	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	A61B5/0476 A61B5/0402 A61B5/0496 A61B5/0488 A61B5/00 A61B5/08 A61B5/145 A61B5/11		
代理人(译)	陆飞 王洁平		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本实用新型属于睡眠监测技术领域，具体为一种用于家庭睡眠监测的便携式多模态生理电信号监护系统。该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、无线传输模块和电源功耗管理模块。本实用新型使用了大量高度可编程、高集成度和低功耗元器件，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多参数睡眠监测变得便携化、简易化、低生产成本化，从而为家庭睡眠监护提供了新途径。

