



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105395193 A

(43) 申请公布日 2016. 03. 16

(21) 申请号 201510909676. 7

(22) 申请日 2015. 12. 08

(71) 申请人 天津大学

地址 300072 天津市南开区卫津路 92 号

(72) 发明人 孟桂芳 何峰 许敏鹏 张力新
明东

(74) 专利代理机构 天津市北洋有限责任专利代
理事务所 12201

代理人 李林娟

(51) Int. Cl.

A61B 5/0476(2006. 01)

A61B 5/00(2006. 01)

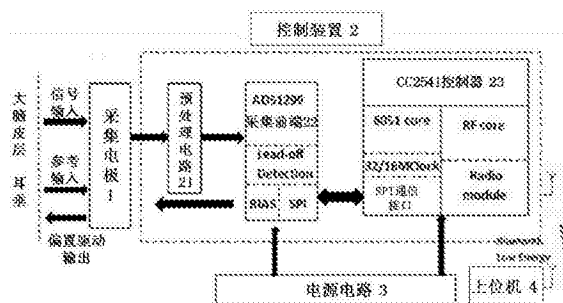
权利要求书1页 说明书6页 附图8页

(54) 发明名称

一种微型可穿戴式脑电采集器

(57) 摘要

本发明公开了一种微型可穿戴式脑电采集器,包括:采集电极、控制装置和电源电路,控制装置通过蓝牙模块与外部的上位机实现数据的传输;所述控制装置由预处理电路、采集前端与控制器组成;采集前端与控制器之间采用 SPI 通讯;控制器与上位机之间采用蓝牙通讯;EEG 信号通过采集电极传输至预处理电路、及采集前端,实现 EEG 信号的滤波、放大和模数转换,再借助 SPI 接口将预处理后的 EEG 信号传送至控制器;控制器内置的微控制器对预处理后的 EEG 信号进行处理,并通过蓝牙模块将处理后的数据传送至上位机。本发明在保证信号分辨率的前提下,极大地提高了通用性能,更加符合用户实际的使用需求;该脑电信号采集器还降低了生产制造成本。



1. 一种微型可穿戴式脑电采集器,所述脑电采集器包括:采集电极、控制装置和电源电路,其特征在于,

所述控制装置通过蓝牙模块与外部的上位机实现数据的传输;所述控制装置由预处理电路、采集前端与控制器组成;

所述采集前端与所述控制器之间采用 SPI 通讯;所述控制器与所述上位机之间采用蓝牙通讯;

EEG 信号通过所述采集电极传输至所述预处理电路、及采集前端,实现 EEG 信号的滤波、放大和模数转换,再借助 SPI 接口将预处理后的 EEG 信号传送至所述控制器;

所述控制器内置的微控制器对预处理后的 EEG 信号进行处理,并通过蓝牙模块将处理后的数据传送至所述上位机。

2. 根据权利要求 1 所述的一种微型可穿戴式脑电采集器,其特征在于,所述预处理电路用于抗混叠低通滤波;所述预处理电路采用电阻排和电容排实现,每个单一通道中电容和电阻构成低通滤波器。

3. 根据权利要求 1 所述的一种微型可穿戴式脑电采集器,其特征在于,所述电源电路中的模拟电路、数字电路独立供电,模拟地和数字地分开;

在数字电源与模拟电源、以及数字地与模拟地之间加磁珠构成无源滤波电路。

4. 根据权利要求 1 所述的一种微型可穿戴式脑电采集器,其特征在于,所述采集前端与所述控制器之间采用 SPI 通讯具体为:

在 SPI 模式下,所述控制器作为通信中的主机,所述采集前端作为从机,通过 4 线接口通信。

5. 根据权利要求 1 至 4 中任一权利要求所述的一种微型可穿戴式脑电采集器,其特征在于,所述采集前端为 ADS1299 芯片;所述控制器为 CC2541 芯片。

一种微型可穿戴式脑电采集器

技术领域

[0001] 本发明涉及脑电采集器领域,尤其涉及一种微型可穿戴式脑电采集器。

背景技术

[0002] 在任何生物的生命活动过程中,其体内细胞、组织和器官都会发生电位变化,这种现象即所谓的生物电现象。生物电是生命活动最基本的特征之一。人在安静状态下或是受到外界声、光等刺激时,大脑皮层都会产生持续的、有节律性的电位变化,通过在大脑皮层或头皮上放置电极可采集到电位随时间变化的波形,将其提取出来并加以放大、记录即得到脑电图 (Electroencephalogram, EEG)。EEG 是人体对体内神经细胞活动 (如离子交换、新陈代谢等) 的综合反映,其中包含着人的各种形式的思维状态信息和大量生理信息,被广泛应用于心理学、神经生理学、认知科学等领域的基础研究。

[0003] 脑电信号的采集需要专用的采集系统来实现,采集到的信号的质量直接关系到结果的准确性和研究的可靠性。但是,脑电信号具有信号微弱、频率范围低、随机性强、背景噪声强而且容易受到干扰等特点,这就对信号采集系统的设计提出了很高的技术要求。

[0004] 一个完整的脑电信号采集系统通常包含三部分,即信号采集部分、信号处理部分以及记录与显示部分。信号采集部分通常采用电极来实现,电极实质是一个能量转换装置,将脑皮层内靠离子传导的电流,转换成电路中靠电子传导的电流并传输到采集系统中。信号处理部分主要对通过电极获取到的信号进行滤波、放大、模一数转换、存储等加工处理,以便于后期对信号的分析、识别和研究。这个部分对整个系统的功能起着关键性作用。记录与显示部分的主要作用是将采集结果以一定形式显示出来,并按需要记录下来以供后期研究分析。记录与显示的方式多种多样,而且应具备良好的人机交互界面和适宜性能。

[0005] 目前常用的几款脑电采集器都存在着各自或多或少的不足:

[0006] 1、美国 Neuroscan 公司的 Quik-Cap 电极帽与放大器之间使用导线连接,便携性差,会限制受试者自由活动,而且实验前后还分别需要注射、清洗导电膏,使用起来极不方便。

[0007] 2、Emotiv Systems (美国加州旧金山的神经科技公司) 和 NeuroSky (神念科技公司) 设计的脑电采集设备采用了可穿戴技术,在便携性上有很大改善,但是价格昂贵,例如一套 Emotiv EPOC+ 就需要 499 美元,而且 Neuro Sky 的设备不能满足多通道采集的要求。

[0008] 只有对脑电信号采集器进行优化设计才能使脑电信号采集过程简单化、方便化,进而深入对脑电信号的研究和应用。

发明内容

[0009] 本发明提供了一种微型可穿戴式脑电采集器,本发明通过蓝牙实现数据的无线传输,弥补以往采集装置的不足,提高便携性和可操作性,详见下文描述:

[0010] 一种微型可穿戴式脑电采集器,所述脑电采集器包括:采集电极、控制装置和电源电路,所述控制装置通过蓝牙模块与外部的上位机实现数据的传输;所述控制装置由预处

理电路、采集前端与控制器组成；

[0011] 所述采集前端与所述控制器之间采用 SPI 通讯；所述控制器与所述上位机之间采用蓝牙通讯；

[0012] EEG 信号通过所述采集电极传输至所述预处理电路、及采集前端，实现 EEG 信号的滤波、放大和模数转换，再借助 SPI 接口将预处理后的 EEG 信号传送至所述控制器；

[0013] 所述控制器内置的微控制器对预处理后的 EEG 信号进行处理，并通过蓝牙模块将处理后的数据传送至所述上位机。

[0014] 所述预处理电路用于抗混叠低通滤波；所述预处理电路采用电阻排和电容排实现，每个单一通道中电容和电阻构成低通滤波器。

[0015] 所述电源电路中的模拟电路、数字电路独立供电，模拟地和数字地分开；

[0016] 在数字电源与模拟电源、以及数字地与模拟地之间加磁珠构成无源滤波电路。

[0017] 其中，所述采集前端与所述控制器之间采用 SPI 通讯具体为：

[0018] 在 SPI 模式下，所述控制器作为通信中的主机，所述采集前端作为从机，通过 4 线接口通信。

[0019] 其中，所述采集前端为 ADS1299 芯片；所述控制器为 CC2541 芯片。

[0020] 本发明提供的技术方案的有益效果是：本发明提供的脑电采集器降低了整体的功耗和成本，实现微型可穿戴式、多通道脑电信号的采集。在保证信号分辨率的前提下，极大地提高了通用性能，更加符合用户实际的使用需求；当该脑电采集器基于 ADS1299 和 CC2541 芯片时，该脑电信号采集器还降低了生产制造成本。

附图说明

[0021] 图 1 为微型可穿戴式脑电采集器的设计流程图；

[0022] 图 2 为微型可穿戴式脑电采集器的功能框图；

[0023] 图 3 为预处理电路原理图；

[0024] 图 4 为 SPI 通讯相应管脚连接图；

[0025] 图 5 为巴伦匹配电路原理图；

[0026] 图 6 为 PCB 天线示意图；

[0027] 图 7 为晶振电路原理图；

[0028] 图 8 为电源电路原理图；

[0029] 图 9 为微型可穿戴式脑电采集器软件设计示意图；

[0030] 图 10 为 ADS1299 系统采集脑电信号及频谱图；

[0031] 其中，(a) 为脑电信号示意图；(b) 为频谱图。

[0032] 图 11 为 Neuroscan 采集脑电信号及频谱图。

[0033] 其中，(a) 为脑电信号示意图；(b) 为频谱图。

[0034] 附图中，各标号所代表的部件列表如下：

[0035] 1：采集电极； 2：控制装置；

[0036] 3：电源电路； 4：上位机；

[0037] 21：预处理电路； 22：采集前端；

[0038] 23：控制器。

具体实施方式

[0039] 为使本发明的目的、技术方案和优点更加清楚，下面对本发明实施方式作进一步地详细描述。

[0040] 实施例 1

[0041] 一种微型可穿戴式脑电采集器，参见图 1，该脑电采集器包括：采集电极 1、控制装置 2 和电源电路 3，控制装置 2 通过蓝牙模块与外部的上位机 4 实现数据的传输。该脑电采集器主体设计分为硬件设计和软件设计两部分。

[0042] 1、硬件设计包括：由预处理电路 21、采集前端 22 与控制器 23 组成的控制装置 2。

[0043] 其中，采集前端 22 以 ADS1299 例，控制器 23 以 CC2541 为例进行说明。

[0044] 2、软件设计包括：采集前端 22 与控制器 23 之间的 SPI 通讯设计；以及控制器 23 与上位机 4 之间的蓝牙通讯设计。即 ADS1299 与 CC2541 之间的 SPI 通讯程序、CC2541 与上位机 4 之间的蓝牙通讯程序。

[0045] 具体实现时，EEG 信号通过采集电极 1 传输至预处理电路 21、采集前端 22 (ADS1299)，实现 EEG 信号的滤波、放大和模—数转换，再借助 SPI 接口将预处理后的 EEG 信号传送至控制器 23 (CC2541)，控制器 23 内置的微控制器对预处理后的 EEG 信号进行处理并通过蓝牙模块，将处理后的数据传送至上位机 4。

[0046] 其中，ADS1299 具有转换速率快、分辨率高、功耗低、集成度高等优点，以其便携性、紧凑性、低功耗性被用来专门进行脑电信号采集。CC2541 是完全集成的混合信号系统级芯片，它采用最新的蓝牙 4.0 技术，具有较快的运算速度、数据传输速率以及丰富的片内片外资源。ADS1299 和 CC2541 的结合能够实现脑电信号的采集、模—数转换以及无线传输。

[0047] 具体实现时，该脑电采集器也可以采用其他型号的芯片实现，本发明实施例对此不做限制。

[0048] 综上所述，该脑电采集器具有体积小、功耗低、成本低等优点，可以实现信号的多通道采集以及数据无线传输，为研发具有自主知识产权的微型化、可穿戴化脑电采集设备奠定了良好的基础。

[0049] 实施例 2

[0050] 下面结合具体的附图，对实施例 1 中的方案进行详细描述，详见下文：

[0051] 一、硬件设计

[0052] 硬件电路设计主要以 TI (美国德州仪器) 公司的 ADS1299 和 CC2541 两款集成芯片为核心展开，只需要增加简单的外围电路，即可完成对脑电信号的滤波、放大、模—数转换、数据处理和无线传输。电路是在 Altium Designer 环境下设计的。

[0053] 图 2 所示是采集器的功能框图，主要有采集电极 1、控制装置 2 (预处理电路 21、ADS1299 芯片、CC2541 芯片) 和电源电路 3。

[0054] 采集电极 1 采用的是盘状电极，盘状电极是目前国内外脑电图描记工作中较为理想的头皮电极，具有对受检查者无损伤，检查中无痛苦，操作过程不会引起患者之间的相互交叉感染及易使婴幼儿所接受等优点。

[0055] 参见图 3，预处理电路 21 主要用于抗混叠低通滤波。根据“奈奎斯特采样定律”，在对模拟信号进行离散化时，采样频率 f_2 至少应 2 倍于被分析信号的最高频率 f_1 ，即

$f_2 \geq 2*f_1$, 否则可能出现因采样频率不够高, 模拟信号中的高频信号折叠到低频段, 出现虚假频率成分的现象即混叠。

[0056] 所以 ADS1299 芯片的每一信号通道前增加一个抗混叠低通滤波电路。另外出于对整体体积、功耗和成本等方面的考虑, 本发明实施例使用的是电阻排和电容排, 其中电阻排采用的是松下排阻系列 EXB2HV223JV, 即图 3 中的 Res1 和 Res2, 电容排采用松下 EZANPE470M, 即图 3 中的 Cap1 和 Cap2。每个单一通道中电容和电阻构成低通滤波器。

[0057] ADS1299 芯片主要作用是实现微弱信号的放大和模—数转换, 其包含 8 个低噪声可编程增益放大器 (PGA) 和 8 个高分辨率同步采样模—数转换器 (ADC), 其中 PGA 可以设置为 1, 2, 4, 6, 8, 12 或 24, ADC 的模—数转换速率介于 250SPS–16k SPS 之间, 不超过 8k SPS 时其精度高达 24 位。本发明实施例采用单级电源供电, 具有非常低的功耗, 每通道仅为 5mW; 输入参考噪声低至 $1.0 \mu V$ (70Hz 带宽)。信号采用差分输入方式, 其共模抑制比高达 110dB, 直流输入阻抗高达 $1000M\Omega$ 。ADS1299 芯片内置持续断电检测, 很方便观察导联脱落; 再配合闭环偏置驱动电路, 能够很好地保证系统的抗干扰要求。

[0058] SPI 接口是将 ADS 11299 芯片转换后的 EEG 信号发送至 CC2541 芯片。ADS1299 有串行外设接口, 可以支持 SPI 通讯; CC2541 芯片有两个 USART 串行通信接口, 通过设置相应寄存器能够使其运行于异步 UART 模式或者同步 SPI 模式。UART 只需要两根线, 一根发送数据, 另一根接收数据, 就可以全双工通信; 但是数据是异步传输的, 所以对双方的时序要求比较严格, 通信速度也不是很快。与 UART 相比, SPI 接口一般是三线或四线, 多了同步时钟线, 对通信双方的时序要求不严格不同设备之间可以很容易结合, 而且通信速度非常快。所以本发明实施例采用 SPI 方式来实现 ADS1299 与 CC2541 微控制器间的通讯, 连线如图 4 所示。

[0059] CC2541 芯片将 8051 内核与无线收发模块集成到一块 $6mm \times 6mm$ 大小的芯片当中, 该芯片的引入缩小了采集器整体的体积, 省去了单片机与无线收发芯片之间接口电路的设计, 简化了电路的设计。如图 5 所示, CC2541 的 RF_P (25) 管脚和 RF_N (26) 管脚是一对差分输入输出的偶极信号端口, 外接几个电容 C22、C23, 电感 L1、L2 等形成 RF 前端来实现射频信号的收发, 这部分电路被称为巴伦匹配电路, 其主要作用是通过为两种不同线路提供阻抗转换而进行匹配。

[0060] 巴伦匹配电路的结构好坏直接影响着通信距离和系统功耗。天线部分可以用 PCB 天线, 也可以使用外接 SMA 的杆状天线, 本发明实施例采用 PCB 天线, 天线尺寸是根据 TI 提供的参考进行的设计, 如图 6。另外, CC2541 芯片需要外接 2 个晶振, 工作频率分别为 32MHz 和 32.768KHz。其中芯片管脚 32 和 33 接 32.768kHz 的石英晶振, 管脚 22 和 23 接 32MHz 的石英晶振, 均需配合一定容值的电容来实现, 晶振电路如图 7 所示。

[0061] 电源模块电路如图 8 所示。ADS1299 芯片需要 2.75V–5.25V 模拟供电, 1.8V–3.6V 数字供电, CC2541 芯片需要 2V–3.6V, 所以本采集器采用 3.3V 电池供电, 并利用芯片 TPS77033 实现稳压。本发明实施例中的模拟电路和数字电路两部分独立供电, 模拟地和数字地也要分开, 遵循“单点”接地的原则。模拟电源由数字电源产生, 所以在数字电源与模拟电源以及数字地与模拟地之间分别加磁珠 BEAD1 和 BEAD2 构成无源滤波电路, 抑制高频干扰, 从而滤除数字电路的噪声。

[0062] 二、软件设计

[0063] 如图 9 所示, CC2541 芯片作为主机主要需完成两大方面的任务:控制 ADS1299 芯片采集脑电数据并通过 SPI 传送至 CC2541 芯片;将收到的脑电数据打包后通过蓝牙发送给上位机 4。所以软件部分主要包括 SPI 通讯程序和蓝牙通讯程序两部分。程序是在 IAR Embedded Workbench 环境下开发的。

[0064] 在 SPI 模式下, CC2541 芯片作为通信中的主机 (Master), ADS1299 芯片是从机 (Slave), 通过 4 线接口通信。由 CC2541 芯片发出 SCLK 的时钟, 其管脚 MOSI (38)、MISO (37)、SCK (5)、SSN (6) 分别与 ADS1299 的管脚 DIN (34)、DOUT (43)、SCLK (40)、CS (39) 引脚相连, 相关的连接如图 4 所示。另外, ADS1299 芯片与一般的 SPI 通讯有所不同: START 管脚用于启动导联信号的采集和模一数转换; DRDY 管脚用于指示一次数据采集的完成, 主控制器通过识别 DRDY 管脚的变化发出 SPI 时钟, 并从模一数转换器中读取采集到的信号; PWDN 可以控制断电, 用于停止 AD 工作, 低电平有效; RESET 可以实现系统复位, 也是低电平有效。

[0065] SPI 程序中首先是时钟初始化程序。由于需要使用 RF 收发器, 所以必须选择高速且稳定的 32MHz 晶振, 而且要等待晶振稳定后再设置系统主时钟频率。

[0066] 然后是 SPI 初始化程序, 包括波特率设置, Master/Slave 模式设置, SPI 的时钟极性、时钟相位、传送位顺序设置等等。

[0067] 接下来是 ADS1299 初始化程序, 实质就是主机发送预定义命令字来配置 ADS1299 的寄存器的过程, 包括时钟源选择 (外部)、参考电压选择 (内部)、导联脱落检测 (开) 以及信号采样频率 (1kSPS) 和放大倍数 (12) 等, 主要涉及的寄存器是 CONFIG1、CONFIG2、CONFIG3 以及 CH1SET-CH8SET 等。

[0068] 完成以上的时钟、SPI 以及 ADS1299 芯片等一系列的初始化工作后, 就可以通过 SPI 进行数据收发。CC2541 在检测到 ADS1299 发出的 Data Ready 信号后, 读取其模一数转换结果并通过 SPI 接口接收脑电数据。

[0069] 另外, 本设计灵活应用芯片的省电、待机模式, 保证了采集器低功耗的要求。

[0070] CC2541 芯片作为从机, 采用蓝牙通信协议与上位机 4 进行通信。在连接上位机 4 时, 首先完成初始化动作, 包括: 蓝牙设备广播、搜索、连接等, 当接收到 ADS1299 芯片的数据后将其打包成数据包, 传送给上位机 4。这部分程序开发时需调用蓝牙协议栈提供的应用程序编程接口。

[0071] 综上所述, 本发明实施例设计了一种基于 ADS1299 和 CC2541 的新型脑电信号采集器, 可以实现脑电信号的多通道采集以及数据的无线传输。与常用的脑电采集系统相比具有体积小、功耗低、成本低等优点。该微型可穿戴式脑电信号采集器是为了应用于临床和科研等领域, 也为航天研究、康复训练等特殊场合的脑电信号无线检测提供基本的技术参考, 具有重要的研究意义与商业价值。最佳实施方案拟采用专利转让、技术合作或产品开发。

[0072] 实施例 3

[0073] 为了验证本采集器的可行性, 设计并进行了脑电信号采集实验。本实验中, 分别采用 ADS1299 系统和 Neuroscan 脑电放大器来采集同一名被试的静息态脑电信号。采样频率设为 1000Hz, 参考电极置于左乳突部位, 采集了 OZ 导联 30 秒的 EEG 信号。之后采用 Matlab 软件分别对采集到的数据进行了处理和分析。图 10 和图 11 所示分别为 ADS1299 系统和 Neuroscan 脑电放大器采集到的 16-22s 的脑电信号及两信号各自对应的频谱图。

[0074] 由图 10 (b) 和图 11 (b) 可以看出, 两信号的频谱起伏基本相似, 在 10Hz 附近有两

处高的峰值,在 30Hz 处也均有能量高峰。为了更加准确地对两信号进行评估,对频域信号做了相关性分析,相关系数达到 0.8298,可以说明两组数据的频谱分布有很强的线性相关性,进而证明本采集器能够实现准确的脑电信号采集。

[0075] 本发明实施例对各器件的型号除做特殊说明的以外,其他器件的型号不做限制,只要能完成上述功能的器件均可。

[0076] 本领域技术人员可以理解附图只是一个优选实施例的示意图,上述本发明实施例序号仅仅为了描述,不代表实施例的优劣。

[0077] 以上所述仅为本发明的较佳实施例,并不用以限制本发明,凡在本发明的精神和原则之内,所作的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

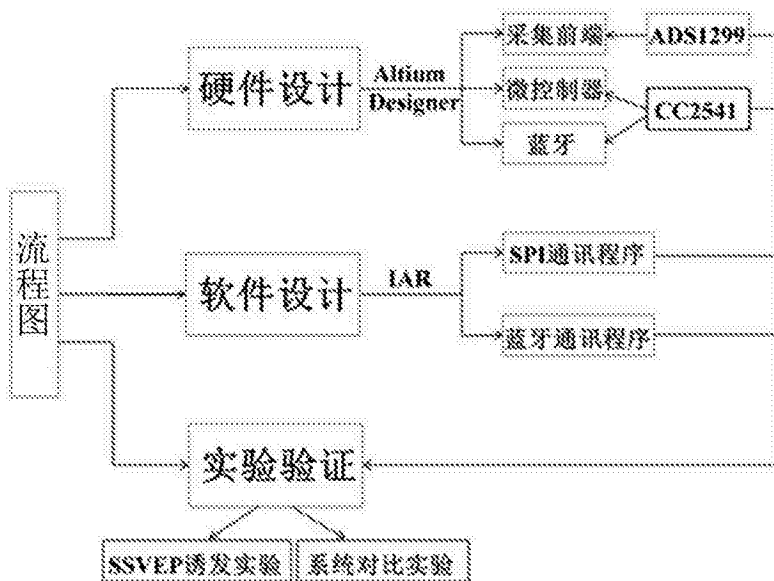


图 1

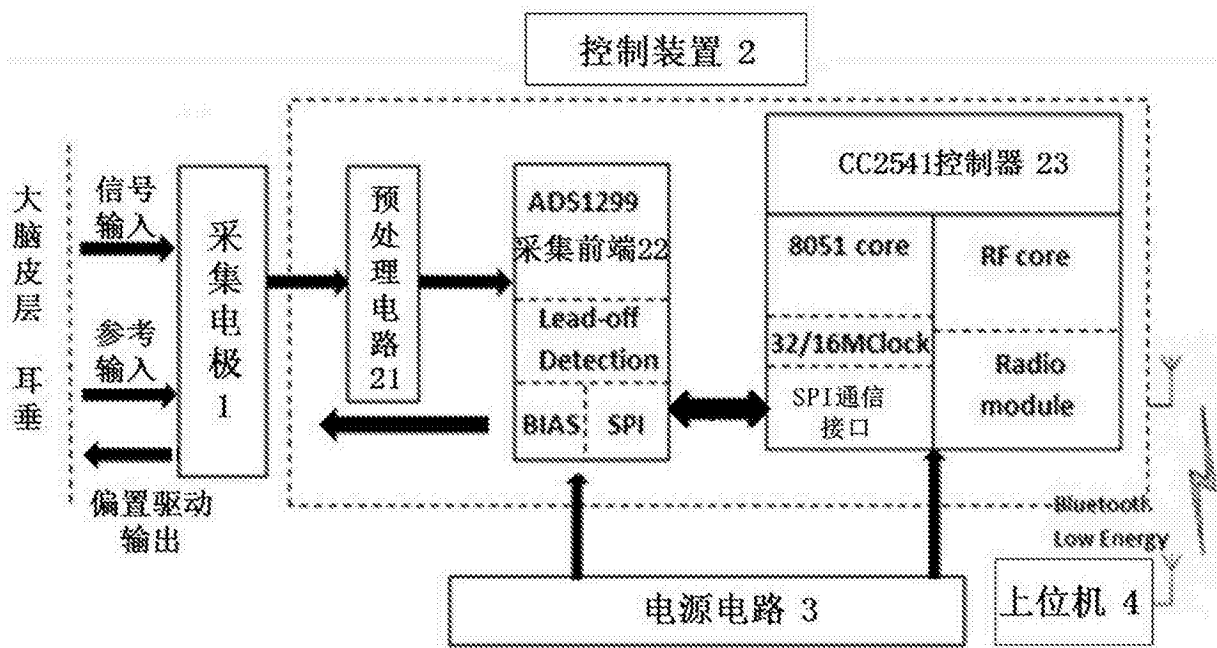


图 2

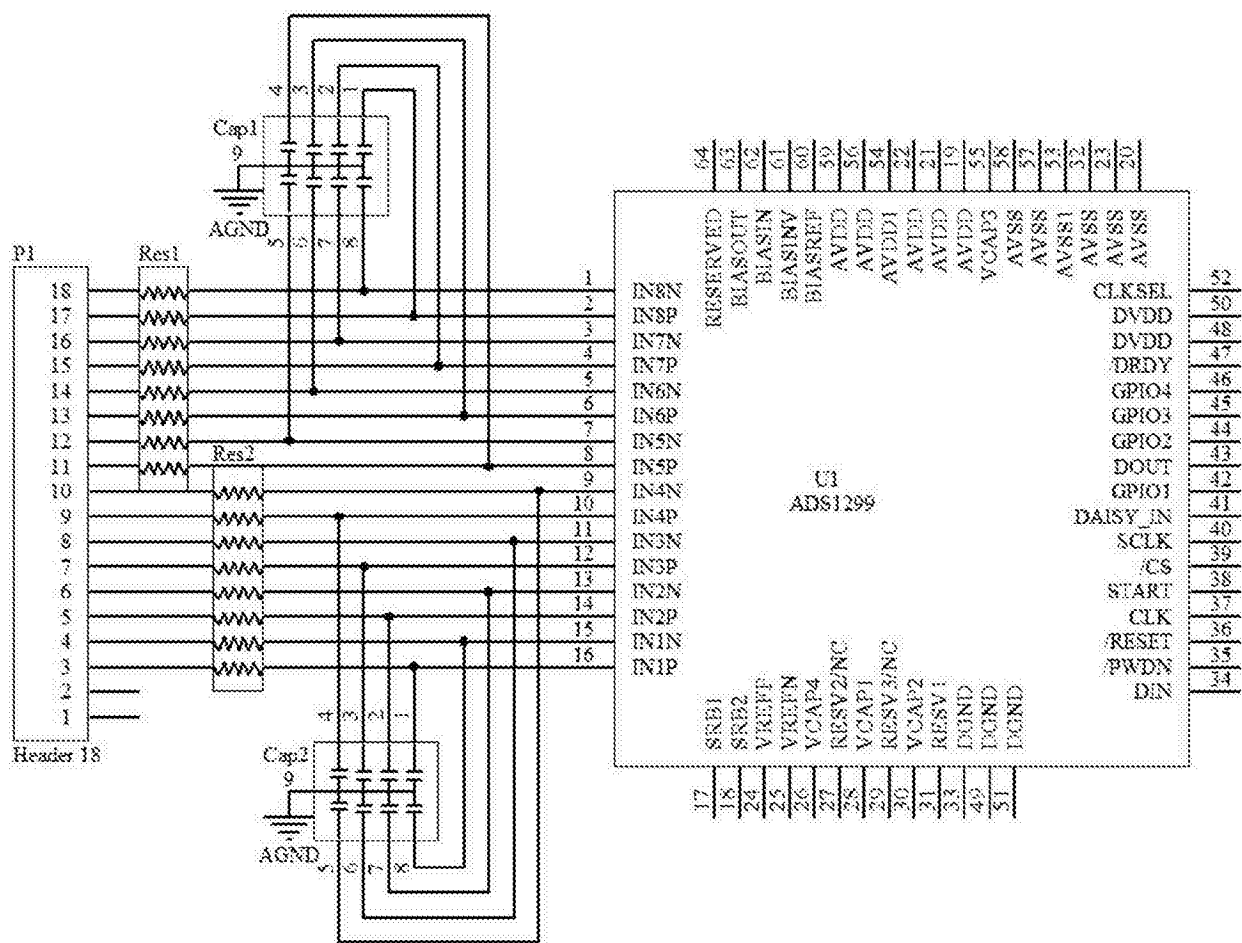


图 3

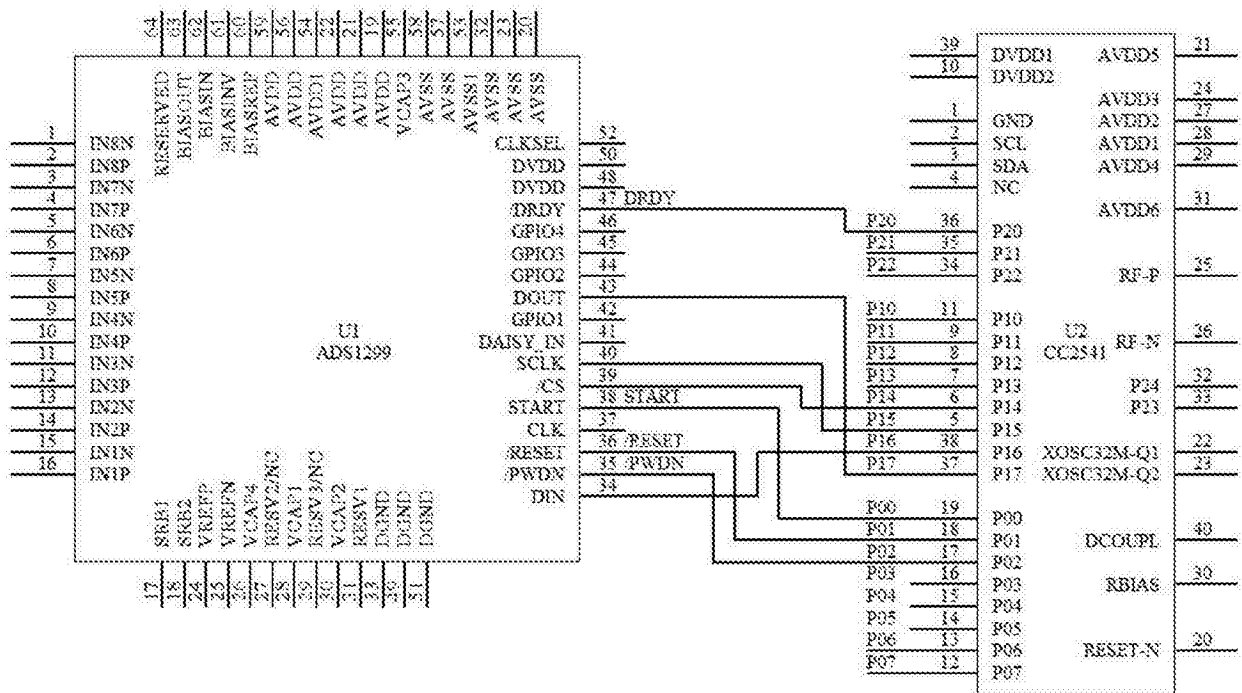


图 4

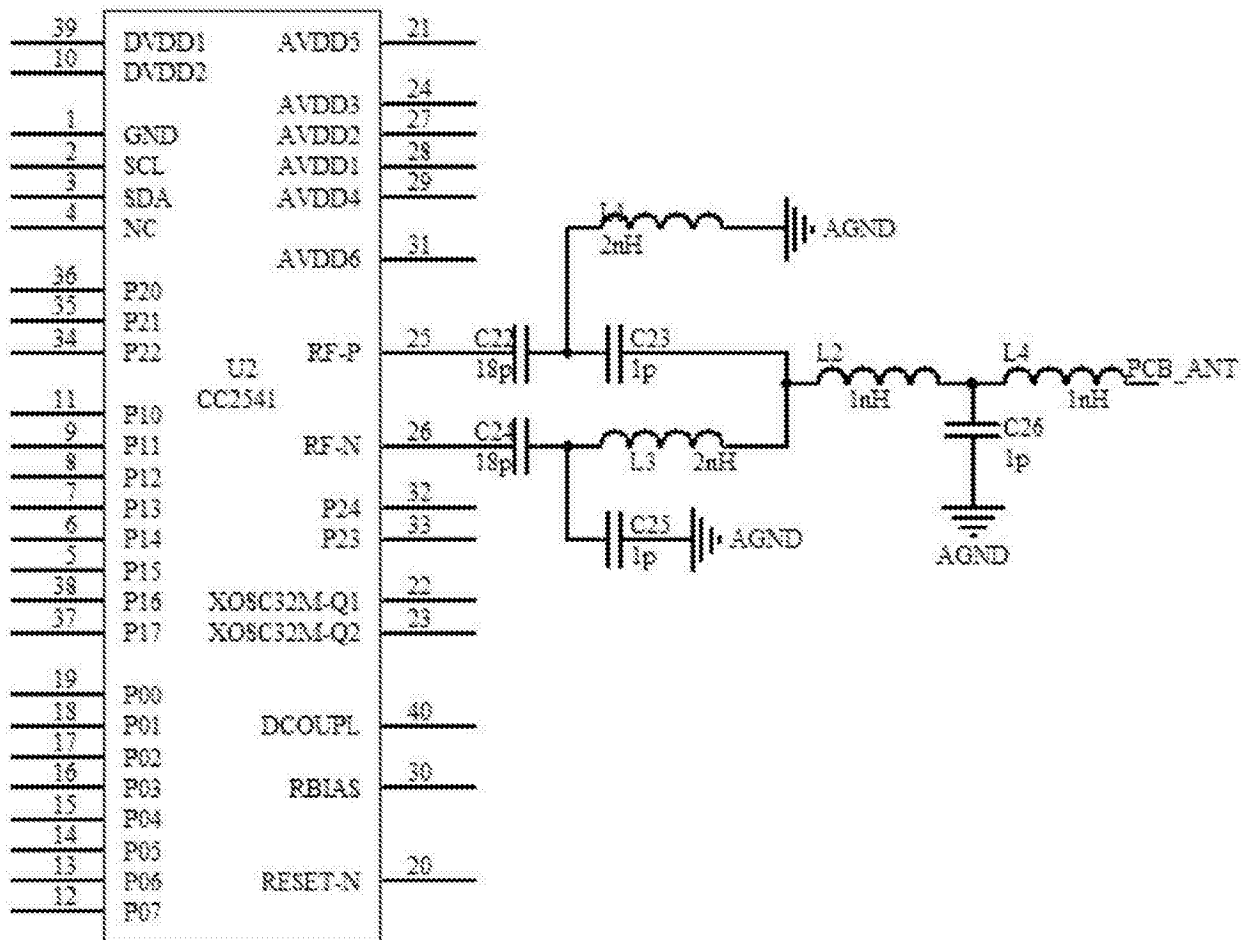


图 5



图 6

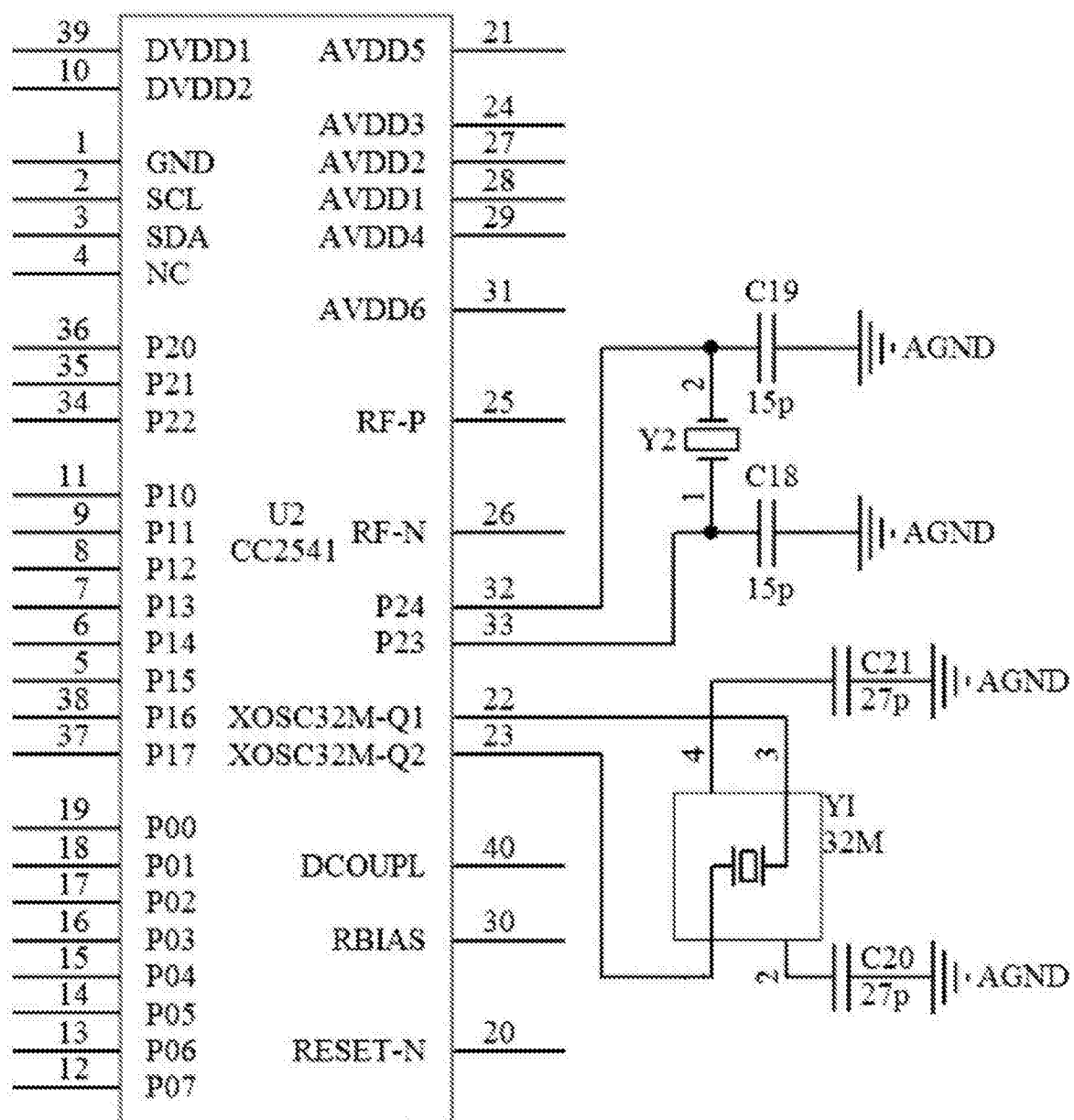
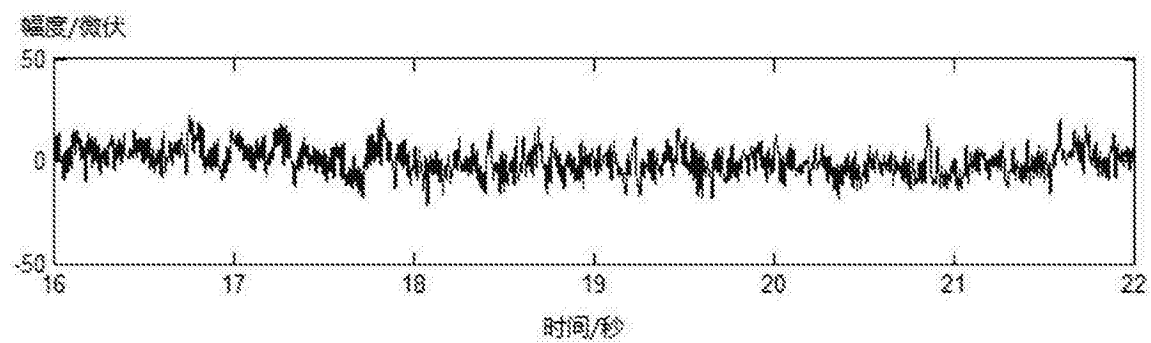
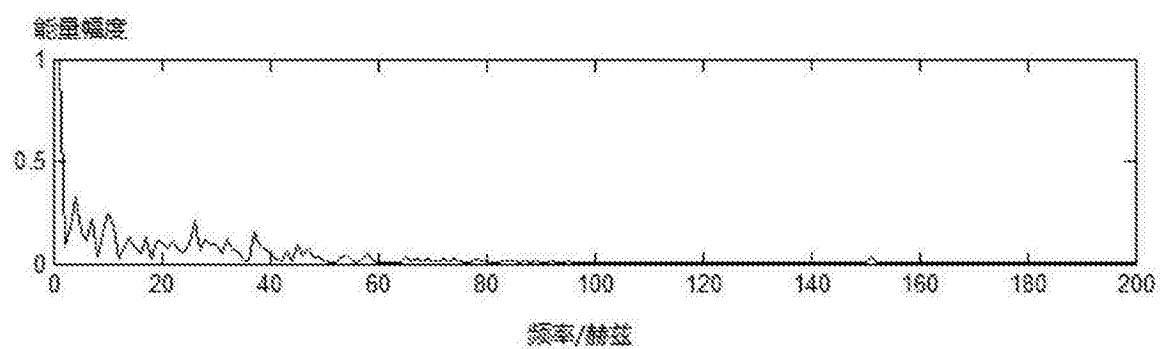


图 7

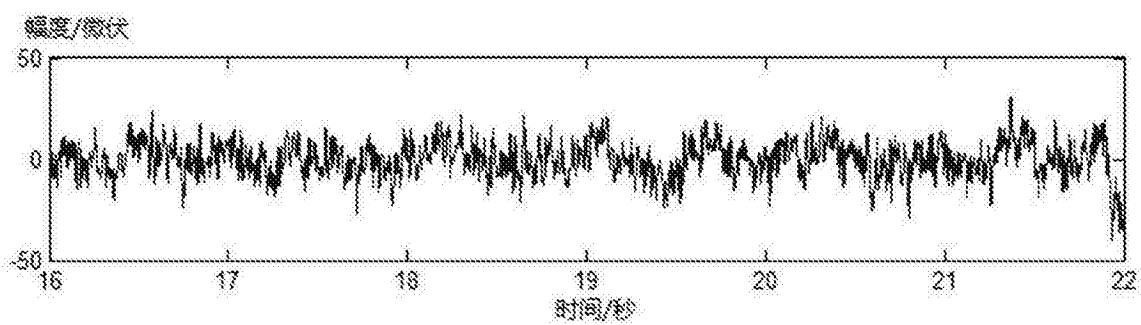


(a)

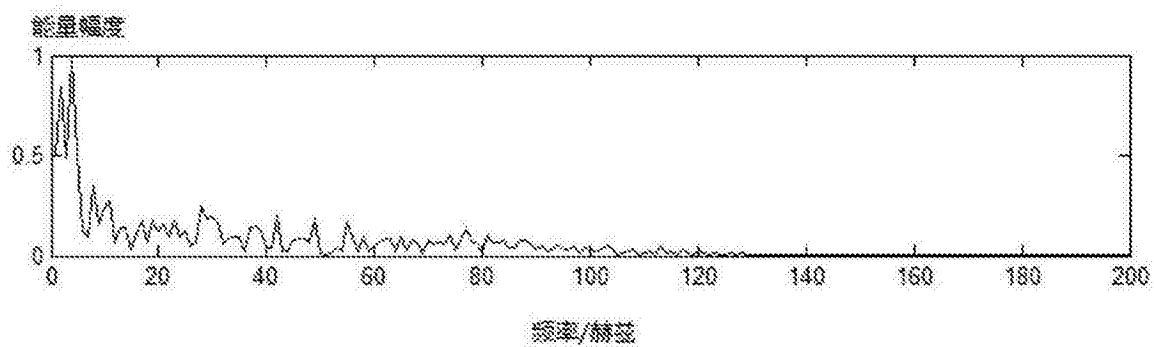


(b)

图 10



(a)



(b)

图 11

专利名称(译)	一种微型可穿戴式脑电采集器		
公开(公告)号	CN105395193A	公开(公告)日	2016-03-16
申请号	CN201510909676.7	申请日	2015-12-08
[标]申请(专利权)人(译)	天津大学		
申请(专利权)人(译)	天津大学		
当前申请(专利权)人(译)	天津大学		
[标]发明人	孟桂芳 何峰 许敏鹏 张力新 明东		
发明人	孟桂芳 何峰 许敏鹏 张力新 明东		
IPC分类号	A61B5/0476 A61B5/00		
代理人(译)	李林娟		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种微型可穿戴式脑电采集器，包括：采集电极、控制装置和电源电路，控制装置通过蓝牙模块与外部的上位机实现数据的传输；所述控制装置由预处理电路、采集前端与控制器组成；采集前端与控制器之间采用SPI通讯；控制器与上位机之间采用蓝牙通讯；EEG信号通过采集电极传输至预处理电路、及采集前端，实现EEG信号的滤波、放大和模数转换，再借助SPI接口将预处理后的EEG信号传送至控制器；控制器内置的微控制器对预处理后的EEG信号进行处理，并通过蓝牙模块将处理后的数据传送至上位机。本发明在保证信号分辨率的前提下，极大地提高了通用性能，更加符合用户实际的使用需求；该脑电信号采集器还降低了生产制造成本。

