



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106983509 B

(45)授权公告日 2018.08.31

(21)申请号 201710272809.3

A61B 5/00(2006.01)

(22)申请日 2017.04.24

审查员 董西健

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 106983509 A

(43)申请公布日 2017.07.28

(73)专利权人 华南理工大学

地址 510000 广东省广州市天河区五山路
381号

(72)发明人 李远清 肖景 刘君

(74)专利代理机构 重庆上义众和专利代理事务
所(普通合伙) 50225

代理人 孙人鹏

(51)Int.Cl.

A61B 5/0476(2006.01)

A61B 5/0478(2006.01)

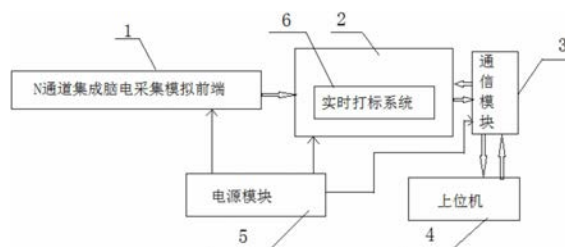
权利要求书1页 说明书3页 附图3页

(54)发明名称

一种具有实时打标功能的便携式脑电采集系统

(57)摘要

本发明公开了一种具有实时打标功能的便携式脑电采集系统,属于打标领域,包括N通道集成脑电采集模拟前端、主控制器、通信模块、上位机和电源模块;N通道集成脑电采集模拟前端用于采集脑电信号;N通道集成脑电采集模拟前端通过SPI总线连接主控制器,主控制器通过通信模块上位机连接通信;电源模块为N通道集成脑电采集模拟前端、主控制器和通信模块供电;主控制器内设置有实时打标系统;本发明采用硬件上打标的方式,相对于传统软件打标方式,可以保证打标信号的实时性,也能够有效减少丢标率。



1. 一种具有实时打标功能的便携式脑电采集系统,其特征在于:包括N通道集成脑电采集模拟前端(1)、主控制器(2)、通信模块(3)、上位机(4)和电源模块(5);

所述N通道集成脑电采集模拟前端(1)用于采集脑电信号;所述N通道集成脑电采集模拟前端(1)通过SPI总线连接所述主控制器(2),所述主控制器(2)通过所述通信模块(3)与所述上位机(4)连接通信;所述电源模块(5)为所述N通道集成脑电采集模拟前端(1)、主控制器(2)和通信模块(3)供电;所述主控制器(2)内设置有实时打标系统(6);

所述上位机(4)每隔一段时间将通过通信模块(3)给所述主控制器(2)发送一个数字标记,所述实时打标系统(6)判断接收中断传输来的采样数据是否是标记信号;

当采样数据是标记信号时,则判断当前是否处于采样间隔期间;若当前正处于采样间隔期间,则将标记信号插入到采样数据中;若当前不是处于采样间隔时间,则将标记信号暂时保存,待采样完成后再将标记信号插入到采样数据;

当采样数据不是标记信号时,继续判断接收中断传输来的采样数据是否是标记信号。

2. 如权利要求1所述的一种具有实时打标功能的便携式脑电采集系统,其特征是:所述通信模块(3)通过USB或者WIFI模块与所述上位机(4)连接通信。

3. 如权利要求1所述的一种具有实时打标功能的便携式脑电采集系统,其特征是:所述主控制器(2)运行嵌入式实时操作系统FreeRTOS。

一种具有实时打标功能的便携式脑电采集系统

技术领域

[0001] 本发明属于打标领域,特别是涉及一种具有实时打标功能的便携式脑电采集系统。

背景技术

[0002] 近年来,脑机接口 (Brain-Computer Interaction,BCI) 技术成为国际相关技术领域的研究热点并获得了快速的发展。它利用脑电 (Electroencephalogram,EEG) 信号来实现无动作的人机交互,可以为神经肌肉损伤患者提供一种不依赖正常的外围神经和肌肉输出通道的新型通讯工具,也可以为正常人提供辅助控制通道或在特殊环境下的控制通道,具有巨大的社会价值和应用前景。

[0003] BCI技术必须使用脑电信号采集设备,其可将人体的EEG信号放大为采集设备可以识别的信号。EEG信号放大采集有以下几个难点,其一是P300电位信号,远小于人体信号噪声,导致脑电信号采集设备设计和生成难度较大,信号质量难以提高;其二是在应用上很多放大器不具备实时打标功能或者打标系统实时性不高、丢标率过大等不足。实时打标系统关键就在于数据标记的实时性和完整性,以P300的字符识别应用为例,上位机刺激界面存在若干个字符,每隔一段时间将会有有一个字符会闪烁一次,从字符闪烁开始后的600ms时间段内的脑电数据将作为该字符的一个特征向量,用于后期的字符识别算法。刺激界面中每个字符闪烁的时候,都会向主控制器发送一个数字标记,以便于在上位机在读取数据包时能够准确找到每个字符对应的数据起始位置,从而提取600ms的数据作为特征。一旦时间延迟过大或者标记丢失,上位机将无法提取到特征。

[0004] 传统打标技术实现方式为将标记信号在上位机直接插入数据包,其不足之处在于,其一,软件上插入的标记信号会收到数据传输、上位机缓存速度的影响而失去准确性;其二,一个数据包往往包含多个采样点数据,软件上打标无法精确定位字符闪烁时的采样点。以上两点都可以造成标记信号的丢失和错位。中国专利(脑电采集装置,公开号:CN103519807B)、中国专利(公开号:CN105326499A)中所公开的脑电采集装置虽然可以采集脑电信号,但是它们都采用传统的信号调理模块如前置放大器、模拟陷波器等来实现信号的分离采集,这种设置很难以很高的共模抑制比来获取高精度的脑电信号,它们不仅共模抑制比较低,而且模拟器件的增多不仅增加电路的体积和成本,同时器件本身的噪声也会影响到脑电信号的质量;中国专利(一种微型可穿戴式脑电采集器,公开号:CN105395193A)中所公开的脑电采集装置虽然可以实现高精度采集,不能实现 P300信号的打标,因此也不能完成P300信号的一体化采集。

发明内容

[0005] 有鉴于现有技术的上述缺陷,本发明所要解决的技术问题是提供一种具有实时打标功能的便携式脑电采集系统。

[0006] 为实现上述目的,本发明提供了一种具有实时打标功能的便携式脑电采集系统,

包括N通道集成脑电采集模拟前端、主控制器、通信模块、上位机和电源模块；

[0007] 所述N通道集成脑电采集模拟前端用于采集脑电信号；所述N通道集成脑电采集模拟前端通过SPI总线连接所述主控制器，所述主控制器通过所述通信模块与所述上位机连接通信；所述电源模块为所述N通道集成脑电采集模拟前端、主控制器和通信模块供电；所述主控制器内设置有实时打标系统；

[0008] 所述上位机 每隔一段时间将通过通信模块给所述主控制器发送一个数字标记，所述实时打标系统判断接收中断传输来的数据是否是标记信号；

[0009] 当数据是 标记信号时，则判断当前是否处于采样间隔期间；若当前正处于采样间隔期间，则将标记信号插入到采样数据中；若当前不是处于采样间隔时间，则将标记信号暂时保存，待采样完成后再将标记信号插入到采样数据；

[0010] 当数据不是标记信号时，继续判断接收中断传输来的数据是否是标记信号。较佳的，所述通信模块通过USB或者WIFI模块与所述上位机连接通信。

[0011] 较佳的，所述主控制器运行嵌入式实时操作系统FreeRTOS。本发明的有益效果是：本发明采用硬件上打标的方式，相对于传统软件打标方式，可以保证打标信号的实时性，也能够有效减少丢标率。

附图说明

[0012] 图1是本发明一具体实施方式的结构示意图。

[0013] 图2是本发明模拟前端及右腿驱动电路原理图。

[0014] 图3是本发明延时计算示意图。

[0015] 图4是本发明采集到的脑电原始信号图。

[0016] 图5是本发明采集到的刺激信号处理后的波形图。

具体实施方式

[0017] 下面结合附图和实施例对本发明作进一步说明：

[0018] 如图1至图5所示，一种具有实时打标功能的便携式脑电采集系统，包括N 通道集成脑电采集模拟前端1、主控制器2、通信模块3、上位机4和电源模块5；所述N通道集成脑电采集模拟前端1用于采集脑电信号；所述N通道集成脑电采集模拟前端1通过SPI总线连接所述主控制器2，所述主控制器2通过所述通信模块3与所述上位机4连接通信；所述电源模块5为所述N通道集成脑电采集模拟前端1、主控制器2和通信模块3供电；所述主控制器2内设置有实时打标系统6；所述上位机4每隔一段时间将通过通信模块3给所述主控制器2发送一个数字标记，所述实时打标系统6判断接收中断传输来的数据是否是标记信号；当数据是标记信号时，则判断当前是否处于采样间隔期间（所谓采样间隔，指的是数据采样线程已经完成一次脑电信号的采样读取，但是还没有将采样数据发送）。若当前正处于采样间隔期间，则将标记信号插入到采样数据中；若当前不是处于采样间隔时间，即当前正在对脑电信号进行采样，还未完成，则将标记信号暂时保存，待采样完成后再将标记信号插入到采样数据。

[0019] 当数据不是标记信号时，继续判断接收中断传输来的数据是否是标记信号。

[0020] 脑电信号通过10个电极连接8通道集成脑电采集模拟前端的差分输入引脚，其中包括8个信号电极、1个参考电极和1个右腿驱动电极，8个信号电极与差分输入引脚的同相

端,1个参考电极连接所有的差分输入引脚的反相端,将芯片内部的PGA放大倍数设置为24。脑电信号在放大过程中,会由于电阻或者电容器件的不匹配造成共模噪声,这些共模噪声会极大影响甚至掩盖真实的脑电信号。本发明采用右腿驱动技术来抑制共模噪声。如图2所示,集成脑电模拟前端芯片将在内部连接各个通道差分放大器的共模端,然后将共模端的共模信号反相后从BIASOUT引脚引出,外部电路通过一个RC滤波器对共模信号进行滤波,然后通过一个电压跟随器U8-1连接至右腿驱动电极BIAS_ELEC,经过右腿驱动电路反相后的共模信号与人体的共模信号能够相互抵消,从而达到抑制共模信号的目的。对电压跟随器U8-1进行调整可以改善右腿驱动电路的抑制效果。

[0021] 所述通信模块3通过USB或者WIFI模块与所述上位机4连接通信。本实施例中,为减少通信延时,通信部分的有线方式采用USB传输,其最大传输率可达480Mbps,USB传输采用VCP(虚拟串口)方式传输,在保证传输速率的同时,方便上位机开发;通信部分的无线方式采用UDP协议,相对于TCP协议,UDP具有更快的传输速度。本实施例中,为减少系统响应延时,主控制器运行嵌入式实时操作系统FreeRTOS,可以开启多个线程,同时完成数据采集任务、标记处理任务,最大限度减少响应延时。其二是流程固有延时,延时时间 D_i 可以由下式及图3的示意图推知 $D_i < T$ 。

$$[0022] \quad \begin{cases} D_i = t_{k+1} - t_i \quad (k=1 \dots N, i=1 \dots M) \\ t_k < t_i \leq t_{k+1} \\ T = t_{k+1} - t_k \end{cases} \quad \text{所述 } k, N, i, M \text{ 为正整数。}$$

[0023] 延时误差 D_i 被控制在一个采样周期以内,保证了打标操作的实时性。

[0024] 本实施例中,电源模块的输入由USB供电电路和锂电池供电电路构成,输出为模拟电源输出和数字电源输出。电源模块的输入可以由5V的USB供电,也可以由3.7V的锂电池供电,电源输入部分加入ESD保护电路,避免静电干扰;本发明所涉及的模拟电源对电源的稳定性要求较高,模拟电源输出部分采用DC/DC电源将外部USB电源和锂电池进行降压和隔离,以免受到电网中浪涌电流的影响;然后经过LDO电源进一步稳定电源电压,减少电源的纹波。数字电源通过LDO电源降压得到,符合数字部分对电源的要求。

[0025] 以上详细描述了本发明的较佳具体实施例。本领域的普通技术人员无需创造性劳动就可以根据本发明的构思作出诸多修改和变化。因此,凡本技术领域技术人员依本发明的构思在现有技术的基础上通过逻辑分析、推理或者有限的实验可以得到的技术方案,皆应在由权利要求书所确定的保护范围内。

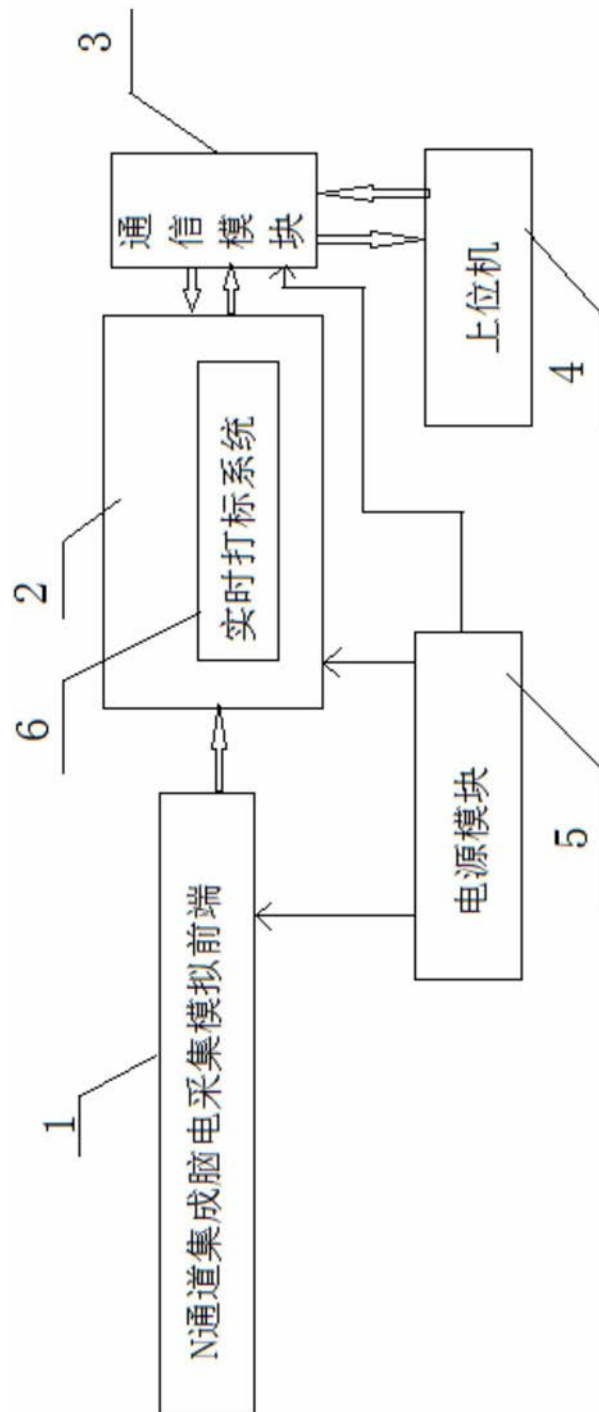


图1

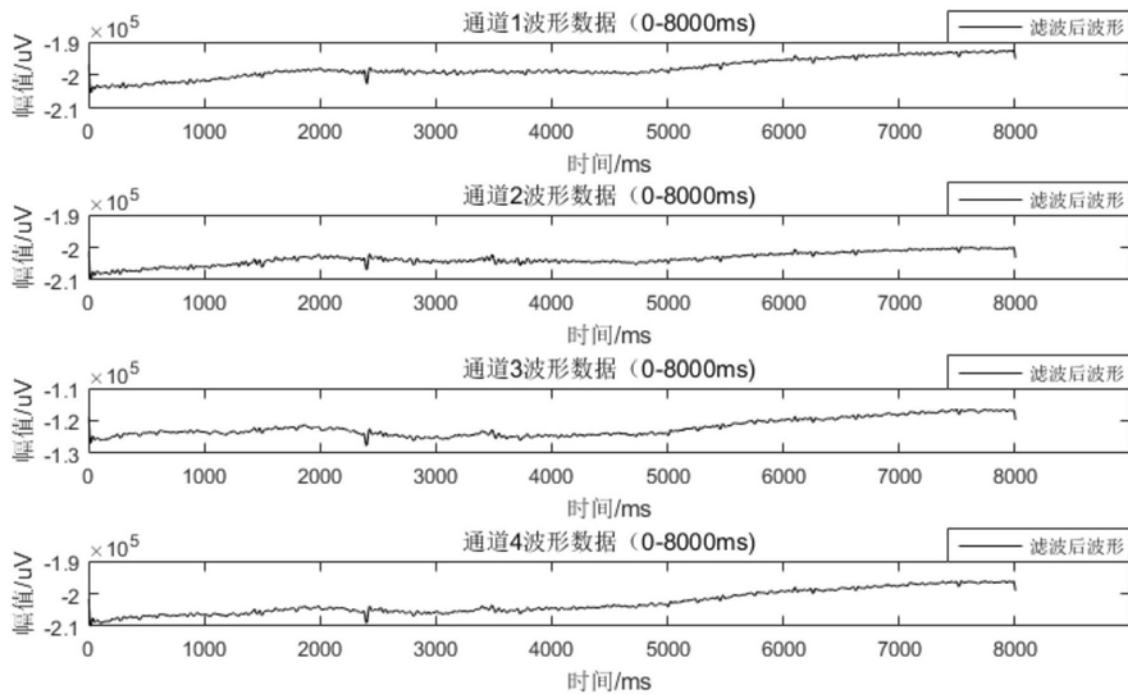


图4

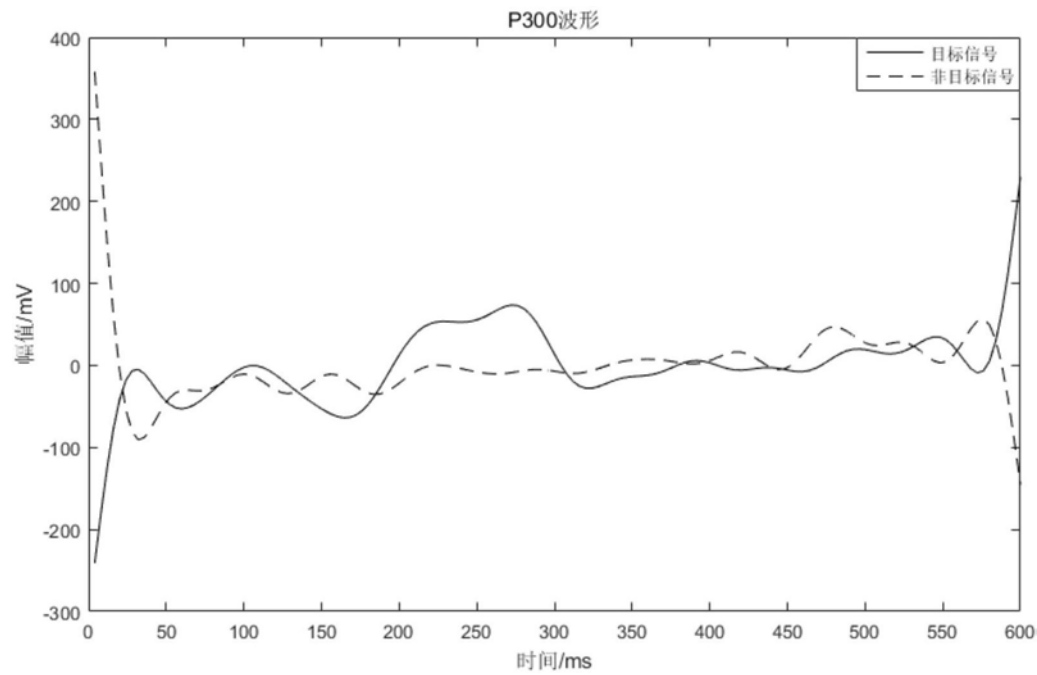


图5

专利名称(译)	一种具有实时打标功能的便携式脑电采集系统		
公开(公告)号	CN106983509B	公开(公告)日	2018-08-31
申请号	CN2017110272809.3	申请日	2017-04-24
[标]申请(专利权)人(译)	华南理工大学		
申请(专利权)人(译)	华南理工大学		
当前申请(专利权)人(译)	华南理工大学		
[标]发明人	李远清 肖景 刘君		
发明人	李远清 肖景 刘君		
IPC分类号	A61B5/0476 A61B5/0478 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0006 A61B5/0476 A61B5/0478 A61B5/7225 A61B2560/0214 A61B2560/0431		
其他公开文献	CN106983509A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种具有实时打标功能的便携式脑电采集系统，属于打标领域，包括N通道集成脑电采集模拟前端、主控制器、通信模块、上位机和电源模块；N通道集成脑电采集模拟前端用于采集脑电信号；N通道集成脑电采集模拟前端通过SPI总线连接主控制器，主控制器通过通信模块上位机连接通信；电源模块为N通道集成脑电采集模拟前端、主控制器和通信模块供电；主控制器内设置有实时打标系统；本发明采用硬件上打标的方式，相对于传统软件打标方式，可以保证打标信号的实时性，也能够有效减少丢标率。

