



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109069051 A

(43)申请公布日 2018.12.21

(21)申请号 201780020899.5

(22)申请日 2017.03.17

(30)优先权数据

15/090,141 2016.04.04 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.09.28

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2017/056411 2017.03.17

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/174330 EN 2017.10.12

(71)申请人 柏林工业大学

地址 德国柏林

(72)发明人 亚历山大·冯卢曼

克劳斯-罗伯特·穆勒

(74)专利代理机构 北京安信方达知识产权代理有限公司 11262

代理人 张瑞 杨明钊

(51)Int.Cl.

A61B 5/0476(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

H03F 3/08(2006.01)

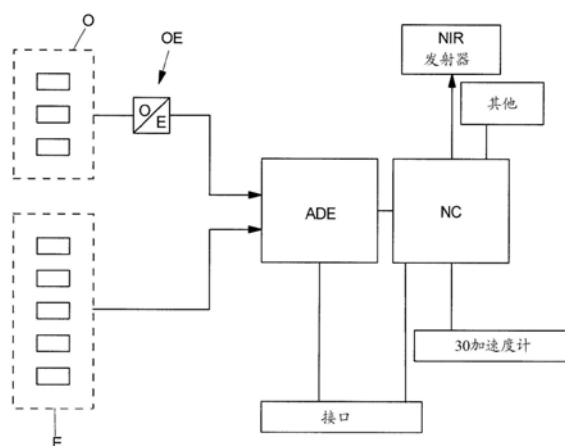
权利要求书2页 说明书13页 附图14页

(54)发明名称

生物信号获取设备和系统、获取生物信号的方法

(57)摘要

用于获取特别是同步或同时获取光学生物信号和电生物信号的生物信号获取设备,其中光学生物信号和电生物信号都由用于生物信号的模拟前端设备接收,其中光电转换器用于将光学生物信号转换成电信号。



1. 一种用于获取光学生物信号和电生物信号特别是同步或同时获取光学生物信号和电生物信号的生物信号获取设备,其中所述光学生物信号和电生物信号都由用于生物信号的模拟前端设备接收,其中光电转换器用于将所述光学生物信号转换成电信号。

2. 根据权利要求1所述的生物信号获取设备,其中,所述模拟前端设备向微控制器传输数据以供进一步处理。

3. 根据权利要求1或2所述的生物信号获取设备,还包括至少一个差分生物电位传感器、至少一个EEG传感器、至少一个ECG传感器、至少一个EMG传感器、至少一个EOG传感器、至少一个fNIRS传感器和/或至少一个脉搏血氧计传感器,这些光学传感器和电传感器的数据被传输到所述模拟前端设备。

4. 根据前述权利要求中至少一项所述的生物信号获取设备,其中,所述模拟前端设备和/或微控制器控制光信号的发射器,特别是NIR发射器。

5. 根据前述权利要求中至少一项所述的生物信号获取设备,其中,电路线路布局被设计成最小化干扰,特别是以下中的至少一项:

● 通过将组件集成在单个多层电路板上,使得电路布局和电位表面被用作屏蔽装置以最小化噪声和/或串扰,

● 星形接地设计,

● 多层设计,即线路位于电源和地之间,用于屏蔽、分割模拟域和数字域,即通过拼接和/或电路设计分割电源平面、分割光(发射器)、模拟输入(生物电检测器和光检测器)和数字信号层,使得除了在专用/不同的接合点之外,没有域(模拟、输入、发射器、功率、数字信号)交叉。

6. 根据前述权利要求中至少一项所述的生物信号获取设备,其中,所述模拟前端设备包括用于双极生物信号特别是ECG或EEG生物信号的处理器。

7. 根据前述权利要求中至少一项所述的生物信号获取设备,还包括用于同步读取的光学生物信号和电生物信号的装置。

8. 根据前述权利要求中至少一项所述的生物信号获取设备,还包括用于生物信号的至少一个测量输入的开关,所述开关在关于参考的两种可能性之间,特别是在其它测量的生物信号的公共参考或与所述其它测量的生物信号分离的专用参考之间的开关。

9. 根据前述权利要求中至少一项所述的生物信号获取设备,还包括至少一个运动传感器,特别是至少一个加速度计和/或至少一个陀螺仪。

10. 根据前述权利要求中至少一项所述的生物信号获取设备,其中,信号获取是闭环系统的一部分,所述闭环系统包括光学传感器和电传感器以及至少一个光发射器。

11. 一种包括多个根据前述权利要求中至少一项所述的生物信号获取设备的系统。

12. 根据权利要求11所述的系统,其中,所述生物信号获取设备是彼此相同的模块的一部分。

13. 根据权利要求11或权利要求12所述的系统,其中,作为模块的所述生物信号获取设备彼此耦合,特别是用于提供更多的信号通道。

14. 根据权利要求11至13中至少一项所述的系统,其中,每个生物信号获取设备包括公共接地,特别是通过物理接口。

15. 一种用于同时获取光学生物信号和电生物信号的生物信号获取方法,其中,所述光

学生物信号和电生物信号都由用于生物信号的模拟前端设备接收,并且所述光学生物信号由光电耦合器转换成电信号。

生物信号获取设备和系统、获取生物信号的方法

[0001] 本发明涉及具有权利要求1的特征的生物信号获取设备、具有权利要求11的特征的生物信号获取设备的系统以及具有权利要求15的特征的用于获取生物信号的方法。

[0002] 特别是在远程医疗、神经技术和脑-机接口 (BCI) 的领域中,混合多模态获取技术和信号处理势头增大。因此,需要用于移动获取生物信号的有效设备、系统和方法。

[0003] 在下面参考附图以示例性方式描述本发明。

[0004] 图1示出了生物信号获取设备的系统的实施例的多模态模块化概念和示例场景;

[0005] 图2示出了包括生物信号获取设备的实施例的系统硬件架构的实施例;

[0006] 图3示出了生物信号获取设备的实施例的单个模块的混合NIRS和EEG获取定时方案;

[0007] 图4A示出了光学NIRS表征的实验设置;

[0008] 图4B示出了电模型 (phantom);

[0009] 图5示出了不含电池的独立M3BA模块,其包括生物信号获取设备的实施例;

[0010] 图6A-D示出了结合生物信号获取设备的实施例的fNIRS/EEG单元的性能特征;

[0011] 图7示出了在M3BA和商用 (COM) 设备之间的比较EEG (N100) 结果。

[0012] 图8示出了在深呼吸和睁眼/闭眼期间来自自由移动受试者中的一个M3BA模块的同步记录的原始多模态数据;

[0013] 图9示出了包括生物信号获取设备的实施例的示意性概览;

[0014] 图10示出了电路设计/电路板布局中不同层的示意图。

[0015] 由具有不断增强的计算能力的可穿戴计算机和智能电话发起,移动身体传感器、远程医疗和普及医疗保健的趋势持续进行。在获取硬件和传感器变得越来越小型化的同时,通信技术也迅速向结合高可用性、可靠性和安全性 (例如触觉互联网) 的极低延迟转变。因此,无线身体传感器网络 (WBSN) 成为可能,它使用和融合了越来越多的生物信号模态并集成了上下文环境信息。

[0016] 在另一领域——脑-机接口 (BCI) 的领域——中,在过去的十年里,主要为静态的应用的范围已通过将BCI与其他生理或技术信号结合而大大扩大。

[0017] 另外,功能性近红外光谱 (fNIRS) 加入了用于多模态BCI或基于脑电图 (EEG) 的BCI增强的模态集。fNIRS是一种无创光学技术,用于使用近红外光谱中的至少两种波长局部测量大脑皮质区中的氧合- (O₂HB) 和脱氧- (HHB) 血红蛋白浓度变化。这些所谓的“混合BCI” (参见G.Pfurtscheller等人于2010年在神经科学前沿的第4卷、第3期的“The hybrid BCI”) 显示了通过使用信号集中的公共和补充信息来显著增加信息量的潜力。这也增加了各方法的选项,以便在现实生活场景中更恶劣的条件下实现更稳健的操作。

[0018] 这些进步也影响了与这两个领域相关的新研究领域:神经工效学 (Neuroergonomics) 和适应性神经技术研究的重点是利用大脑和身体的生物信号来设计新技术,从更普遍的人机界面意义上来说,这些技术改善工作环境、效率 and 安全性并提高对现实世界场景中大脑功能的理解。

[0019] 这里描述的实施例有助于例如BCI技术进一步向实验室之外的应用并进入更广泛

背景的可穿戴传感器应用中的发展,这些应用通过使用混合 (hybridization) 和情境化而超越传统的BCI。

[0020] 本文描述的实施例包括用于新一代的移动小型化混合生物光学和生物电设计的架构,该设计通常与WBSN场景兼容。

[0021] 虽然通用方法适用于各种应用和信号,但本文描述的大多数实施例用于混合神经技术解决方案,特别是BCI和神经工效学,其通过聚焦于作为主要模态的fNIRS和EEG生物信号以及作为附加模态的加速度计、心电图 (ECG) 和肌电图 (EMG)。

[0022] 来自开源fNIRS设计的功能模块可用于成本有效地创建测量电信号和光信号的混合生物信号获取技术。

[0023] 已知的fNIRS解决方案通常是背包大小的,并且没有小型化到足以直接穿在身体上或者局限于施加在前额上。

[0024] 除了实现考虑上述问题的设计的目的之外,可以为用于生物信号获取设备、系统和方法的新型架构的实施例设定三个附加目标:

[0025] ●对于灵活的WBSN场景,模块可以模块化组合,因此是可扩展的但仍然是独立的。

[0026] ●此外,至少两种不同的生物电模态(通常有不同的参考)应该可以由单个模块——例如低通道计数EEG与同步ECG相结合——同时测量。这就需要设计一种灵活的生物电位参考的设置。

[0027] ●最后,相对便宜的已知集成电路可以用来确保市场上的长期可用性和详细性能特征的可用性。

[0028] 在下一节中,将演示仪器概念和系统硬件架构。随后,描述了用于在用户研究中获取生理数据、所获取的生理数据的光和电特性和一些定性结果的设备、系统和方法。最后,讨论了结果。

[0029] 仪器

[0030] 概念:为了说明具有移动、模块化、多模态生物信号获取 (M3BA) 设备的系统概念和应用目标的设备的实施例,图1示出了典型的混合WBSN BCI应用场景。这种M3BA包括生物信号获取设备的实施例。

[0031] 模块 ($M_{x-1...3}$) 可被组合以增加fNIRS通道计数和同步获取的模态数目。模块M1、M2、M3一起形成系统,该系统包括多个生物信号获取设备,这些设备尤其可以具有相同的设计。

[0032] 每个模块M1、M2、M3提供4+2个生物电信号获取通道和4+2个生物光信号获取通道以及一个3D加速度计。多模态信号分析允许提取集合中的公共和补充信息。

[0033] 虽然详细的场景和相应的BCI研究不在本公开的范围,但是它们举例说明了设计模块的典型用例,包括必要的特征,如模块化、移动性、小型化和多模态、可扩展性和可重构参考。另外,它们意味着多模态信号分析方法的得到的潜力:

[0034] 单个M3BA模块M1、M2、M3为生物电信号获取提供了4+2个通道,这些通道被设计用于EEG信号的科学级获取,也可用于ECG、EMG和EOG (眼电图) 记录。四个通道相对固定的公共参考获得信号。附加的两个通道可用于相对同一公共电极或(通过微动开关) 相对另一独立参考而获得。

[0035] 每个模块M1、M2、M3还提供4+2个光学fNIRS通道(每个都有两个检测器和发射器),其中+2个通道在邻近的M3BA模块M1、M2、M3以时分多址方式共享发射器/检测器资源时可

用。

[0036] 此外,每个模块M1、M2、M3包括用于获取加速度数据的3D加速度计。电极和光极(optode)可以但不必固定到模块M1、M2、M3。因此,根据应用,模块M1、M2、M3可以但不必“现场”佩戴,可以使用头饰或帽子。

[0037] 在图1中的示例场景中(见上部分),三个模块M1、M2、M3被组合以用于同时测量EEG、fNIRS、EMG和ECG:M1和M2以及M3的一对光极测量左侧体觉皮层上的8个EEG和13个fNIRS通道,而M3测量颈部的2个EMG通道和胸部的2个ECG通道。

[0038] M1和M2共享参考和接地电极,而不使用额外可用4个EEG通道。

[0039] M3使用针对EMG和ECG的独立获取而分离的可用参考。

[0040] M1、M2和M3共享fNIRS检测器/发射器资源,从而创建4个共享的fNIRS通道。

[0041] 必要时,模块M1、M2、M3共享用于公共时间关键信号的物理(非无线)接口,该公共时间关键信号例如共享采样时钟和fNIRS通道控制信号以及正如M1和M2的情况的公共参考。所有模块经由其3D加速度计获取运动(速度变化)。

[0042] 所得到的一组同步获取的(生物)信号使得用于多模态信号分析的多种新方法成为可能。已经有越来越多的新方法尝试关联和优化从集合中提取的信息的量,这些信息在单一模态中是公共的或补充的(诸如核互相关分析(kCCA)和多模态源功率相关性(mSPoC))(参见Biesmann等人在2010年的“Temporal kernel CCA and its application in multimodal neuronal data analysis”,Machine Learning,第79卷,第1-2期,第5-27页;Daehne等人在2015年的“Multivariate Machine Learning Methods for Fusing Functional Multimodal Neuroimaging Data”,IEEE会议记录,第103卷,第9期,第1507-1530页;Daehne等人在2013年的“Integration of Multivariate Data Streams With Bandpower Signals”,Multimedia,IEEE Transactions on Multimedia,第15卷,第5期,第1001-1013页)。

[0043] 由于多模态的构思是系统概念固有的,因此从非保守的BCI角度来看(使用脑信号作为一个输入,而不是唯一的输入),提到了一些潜在的好处:在单模态分析中,(生理或环境)伪像通常被最大限度地抑制。当几种模态被组合时在分析过程中,生理和运动诱发的伪像可以更容易识别、抑制或提取。

[0044] 在提取时,它们甚至可以用作附加参数(如心率、眨眼频率等)以用于神经工效学或被动BCI场景中的用户状态估计。这方面的典型示例是

[0045] 1) 来自心脏活动的时间锁定伪像,如EEG中的ECG和fNIRS记录中的脉搏波,以及

[0046] 2) EEG (EMG干扰或电极移位) 和fNIRS (氧合/脱氧血红蛋白信号的调制和光极移位) 中与呼吸或运动相关的伪像,这些伪像被锁定到同步获取的加速度计数据。

[0047] 系统硬件架构:硬件架构(参见图2、图9)被设计成符合系统概念,并提供科学级系统性能、精度和用户安全性。

[0048] 在图9中,给出了用于获取光生物信号和电生物信号的设备的第二实施例的概览,即该设备被设计成接收光生物信号以及电生物信号。光和电生物信号的获取可以特别并发或同时进行。

[0049] 在图9中,示意性地示出了光学传感器O和电传感器E。如图1所示,那些传感器E、O正在获取生物信号。光信号被光电转换器OE转换成电信号。在一个实施例中,单片式光电二

极管和单电源跨阻放大器 (Burr-Brown OPT 101) 被用作光电转换器。OPT101是具有片上跨阻放大器的单片式光电二极管。输出电压随光强度线性增加。放大器针对单电源或双电源操作而设计,使其对于电池供电的装备是理想的。光电二极管和跨阻放大器在单个芯片上的集成组合消除了分立设计中常见的问题,诸如泄漏电流误差、噪声拾取和由于杂散电容导致的增益剧增。0.09x 0.09英寸光电二极管在光电导模式下操作,以获得出色的线性和低暗电流。OPT 101在+2.7V到+36V的电源下工作,并且静态电流仅为120mA。它在用于表面安装的透明塑料8-引脚DIP、5-引脚SIP和J形DIP中可用。温度范围为0℃至70℃。

[0050] 在其他实施例中,不同的光电二极管可以与光电转换器结合使用。

[0051] 因此,AFE只需要处理电信号,这样就不需要两个分开的单元。AFE可以提供对差分生物信号的并行预处理和获取。

[0052] AFE还连接到微控制器(μ C),该微控制器除了其他之外还驱动NIR发射器电路。由于光学传感器和光学发射器都通过AFE和 μ C耦合,因此实现了闭环系统。可以根据检测到的生物信号来控制发射器电路。

[0053] 因此,输入的生物信号数据由AFE联合处理,然后传输到微控制器(μ C)。这允许对输出信号的有效同步,即不需要额外的时钟设备。

[0054] 图2示出了通过根据开放fNIRS设计利用公共超低噪声生物信号AFE和强大的Cortex M4微控制器以及改进的fNIRS发射器和检测器单元的独立高精度混合生物信号获取的更详细视图(参见Luehmann等人在2015年的“Towards a wireless open source instrument: functional Near-Infrared Spectroscopy in mobile neuroergonomics and BCI applications”,Frontiers in Human Neuroscience,第9卷,第617期)。有4+2个差分生物电位输入(蓝色:测量,橙色:可切换参考,绿色:接地(可配置驱动右分支))。所有关键组件都通过充电控制的锂离子电池的超低噪声、高电源抑制比(PSSR)、低压差调节器(LDO)而单独地缓冲和供应。通过集成蓝牙模块进行通信和数据传递。

[0055] 当设计用于生物电测量和生物光测量的新一代小型化混合仪器时,必须注意如何实现这些混合电路,使得可以实现高精度,并且在混合电路设计中,信号之间的串扰和来自数字组件的串扰被最小化。在这里,与两个单独的仪器的组合相对的统一混合方法的基本优势是获取的同步性和公共接地,其允许更复杂地考虑电流路径和场以最小化噪声和电串扰。特别是考虑到混合电路设计中的小型化和精度方面,这通过对两种信号类型使用已知的模拟前端(AFE)集成电路来解决:

[0056] M3BA硬件架构在这里基于高精度电路ADS1299(参见来自德州仪器的生物电位测量的数据表ADS1299、低噪声、8通道、24位模拟前端),这是非常低噪声($1\mu\text{V}_{\text{pp}}$ (70Hz BW))的24位Delta-Sigma AFE,具有针对EEG生物电位测量优化的8个差分输入。

[0057] 它提供许多外围特征,诸如可编程增益放大器(PGA, $G=1-24$)、可配置采样率(250SPS-16k SPS)、内置偏置驱动放大器和多功能输入多路复用器(MUX)。

[0058] AFE嵌入在框架中,该框架由强大的32位ARM Cortex M4微控制器和用于近红外(NIR)光发射和检测的增强的功能单元组成,其受到了模块化开放式fNIRS技术的启发(为了更多细节,参见以上引用的Luehmann等人2015年的文献)。

[0059] 可配置NIR光发射器单元使用具有750/850nm的双波长LED(Epitex L750/850-04A),其由定制的高精度OpAmp和基于FET的电流调节器/调制器电路稳定和调制。这增加了

准确性和对由于电压变化或半导体结温变化引起的辐射强度波动的鲁棒性,并实现方波调制,用于光信号的相位敏感(锁定)检测。

[0060] NIR光检测器单元基于具有集成的跨阻放大器(TIA)的硅光电二极管(Burr-Brown OPT101)。该选择是在安全性和最小化方面(较低的电源电压和较小的尺寸)、响应度(0.45A/W@650nm)、噪声最小化和用于相位敏感检测的带宽(14kHz)之间的权衡。在开放NIRS设计中,模拟检测基于模拟锁定检测电路。这里,通过对数字域中的微控制器进行相位敏感解调来最小化因相移导致的衰减、尺寸、成本和组件数量。

[0061] 八个差分AFE信号输入被分成相对模拟系统GND测量单端光时分复用fNIRS信号的2个通道以及相对分离或公共参考(可通过微动开关选择)测量的4+2个差分生物电位通道。以这种方式,AFE融合了两种模拟信号类型的高精度测量。配置、控制、处理和通信任务由在120MHz下运行的Cortex M4微控制器执行,其中外部晶体用于抖动最小化。具体地,它执行以下项:

[0062] ●来自AFE和加速度计的数据处理和检索(通过SPI);

[0063] ●AFE的配置(PGA、MUX、采样率等),

[0064] ●NIR LED电流/强度的调节和调制。为了进行调节,经滤波的内部12位DAC信号被用作调节器命令变量。

[0065] ●对NIRS通道和定时(参见下一小节)、光信号的数字锁定解调的控制,

[0066] ●与PC的通信(通过流量控制和环缓冲的USART蓝牙模块)和与其他模块(用于定时和控制的物理接口)的通信,

[0067] ●电源管理和电源控制。

[0068] 为了使模拟信号之间以及模拟和数字电路之间的噪声和电串扰最小化,考虑到混合信号、多层和多电源设计的最佳实践,精心设计了该架构。为了最大限度地解耦仪器中的功能模拟和数字单元,LED-发射器单元、双极模拟检测器和AFE电路以及数字组件(微控制器、加速度计、数字AFE侧等)由基于超低噪声、高精度和高PSRR低压差调节器的电源单独供应,并另外用LC和铁氧体低通滤波器缓冲。

[0069] 6层PCB采用分离的模拟、数字和电源/GND平面布局,通过拼接和返回电流优化技术进行屏蔽,等等。

[0070] 在图10中,示出了实施例的各层,其具有通过不同措施来解耦各个域的不同装置。在其他实施例中,并非所有这些措施都必须同时出现。

[0071] 该仪器由单个可更换的锂离子电池供电,并具有集成的充电控制器,以用于经由USB快速再充电。在M3BA完全无线并在电压<3.7v下运行的情况下,用户安全和功耗问题急剧减少。

[0072] 混合获取、定时和通信:为了管理和同步两种信号类型的获取,AFE和微控制器(μ C)在M3BA架构中构建了闭环。一旦开始连续测量,AFE就以(使用内部振荡器)先前设定的采样率获取信号,并通过数据就绪(DRDY)信号向 μ C指示完全转换。DRDY信号触发数据检索和 μ C对fNIRS发射器/检测器的时分多址(TDMA)控制。图3举例说明了单个M3BA模块的这种典型的混合获取周期。

[0073] 从图3的底部到顶部:

[0074] ●DRDY:AFE用1kSPS采样所有通道的数据就绪信号;

[0075] ●NStep#:对所有活动通道(在这里:4)进行一次完整测量的NIRS管理例程的迭代;

[0076] ●EEG:EA+DS:EEG信号的指数平均和下采样;

[0077] ●分配L-:将发射器-检测器组合分配给通道和锁定提取;

[0078] ●S\S:采样并打开/关闭新波长(λ)/LED(L)。

[0079] AFE以1kSPS的固定采样率运行(其中输入带宽BW=262Hz);一个完整的NIRS测量周期需要60个采样(DRDY)事件。当EEG数据被连续保存、指数平均和下采样到500或250SPS的用户可配置采样率时,NIRS例程每两个DRDY迭代被调用。在一个NIRS测量周期中,它随后通过所有可用的发射器状态切换两次(I/II)(这里是五个:两个LED Ly=1和Ly-2,每个LED具有两个波长 $\lambda_{x=1}=750\text{nm}$ 和 $\lambda_{x=2}=850\text{nm}$,以及暗测量周期)。

[0080] 对于一个模块,每个状态被采样6次,其中在Si-PD信号的稳定期间($t_{\text{停留}} \geq 2\text{ms}$),至少前两个样本被丢弃。

[0081] 保存、分配最后获取的样本,并激活下一个发射器状态。每60ms一次,当NIRS测量周期结束时,每个发射器/检测器对的所有得到的四个测量结果(两个激活发射器和两个暗测量)在锁定提取步骤中被组合($\lambda_x L_y^I + \lambda_x L_y^{II} - \text{暗}^I - \text{暗}^{II}$)以用于暗电流和背景辐射相减。这导致fNIRS采样率为 $f_{\text{SNIRS}} = 1/60\text{ms} = 16.66$,其中fNIRS样本被时间锁定到EEG信号。由于每个发射器状态每测量周期被激活两次,因此这产生了 $f_{\text{切换}} = 33.33\text{Hz}$ 及其倍数的LED电流切换频率。EEG输入中的所产生的电串扰通过上述设计实践被最小化并被评估。

[0082] 为了同步几个M3BA模块,一个声明的主模块与从模块(slave module)共享物理8线并行接口。通过这个接口,所有的AFE都是与由一个主AFE提供的共享采样时钟同步;fNIRS TDMS通道控制被管理,并且公共参考被共享。

[0083] 每个模块与主机PC的通信是通过来自ST-Microelectronics的集成蓝牙模块(BTM)(SPBT2632C2A)完成的。 μC 和BTM之间的数据通过流量控制和环缓冲的USART接口进行传送,以最小化数据包丢失。

[0084] 硬件性能表征

[0085] 在这一小节中,提出了用于评估混合架构的方法和模型。由于ADS1299是为EEG获取而设计的并且性能细节由制造商提供,因此我们专注于光学fNIRS和混合性能以及串扰特性。

[0086] fNIRS信号质量和模型的评估:利用具有类似组织的光散射和吸收性质的固体均质光学模型来执行光学特性的评估,以模拟

[0087] (1)在源-检测器分隔为30mm时组织中发生的总衰减,

[0088] (2)离开组织的光的漫射性质(就其空间和角度分布而言)。

[0089] 使用已知的漫射透射比的模型,并且该模型被设计和表征以评估时域光学脑成像器的检测系统的响应度(参见Wabnitz等人在2014年的Performance assessment of time-domain optical brain imagers,part 1:basic instrumental performance protocol,J.Biomed.Opt.,第19卷,第8期,086010页;Wabnitz等人的Characterization of homogeneous tissue phantoms for performance tests in diffuse optics,Proc.SPIE 2016,第9700卷)。

[0090] 作为漫射衰减的度量,采用了用于功能性NIRS装备的国际(IEC/ISO)标准中定义

的“光损耗”(参见医用电气设备——第2-71部分:对功能性近红外光谱(NIRS)装备的基本安全性和基本性能的特殊要求,IEC/ISO,IEC 80601-2-71:2015年),即从在模型的出口侧上的指定直径(8mm)的圆孔出射的总光功率与入射在入口侧上的功率之比。

[0091] 在下文中,光损耗以比率(OL)或dB单位给出,其中X dB光损耗相当于 $10^{-X/10}$ 。使用的模型的光损耗在750nm下为24.7dB以及在850nm下为23.5dB。IEC/ISO标准中的测试涉及>40dB或>60dB的光损耗(这取决于具体测试),以模拟fNIRS的典型衰减。这些值是通过使用额外的灰色滤光器(gray filter)来实现的。

[0092] 如图4A所示,测试是在具有一个fNIRS发射器-检测器对和透射几何结果中的模型的定制实验设置中进行。

[0093] 图4A示出了使用具有中性阶梯滤光器的光学模型的光学fNIRS表征的实验设置。图4B示出了用于转换成M3BA和商用设备的EEG输入的fNIR的串扰评估的电模型。

[0094] 模型被放置在黑色塑料保持器中,其底部表面与fNIRS光电检测器直接接触。在顶侧上,模型保持器箱用定制的黑色两件式盖子(3D打印)封闭,其用作吸收中性阶梯滤光器(15个阶梯覆盖大约2个数量级(20dB)的光密度范围)和额外的中性密度玻璃滤光器的导轨。这些滤光器用于改变总的光损耗。来自安装在结构顶部上的NIR发射器的光通过两个凸透镜被成像到模型上(照明光斑的直径:5mm)并被传递通过可控光学快门(Melles Griot 04IES 211型,带有控制器04IPS 850,快门速度:60ms)。快门通过M3BA硬件触发输出来控制,并且快门激活(去激活)被获取并标记到获取的NIRS数据流。所有使用的中性灰色滤光器和阶梯的衰减是通过功率传输测量独立确定的,该功率传输测量使用具有分别调谐到750nm和850nm的声光可调滤波器的超连续谱激光器(英国的Fianium Ltd公司的SC500-6),以及具有传感器头LM-2的相干场主功率计。

[0095] 使用 $G=4$ 的输入增益设置和 $I=8$ 的发射水平设置(8.94mW@750nm,8.34mW@850nm)进行以下测量:

[0096] ●漂移/稳定性:在固定的总光损耗($OL_{750nm}=47.3dB$, $OL_{850nm}=50.2dB$)下,在15分钟内连续获取光信号两次。为了估计连续漂移,计算了线性最小二乘拟合的斜率和 R^2 。

[0097] ●仪器的信噪比(SNR)/变异系数(CV)和线性度(LIN):在连续获取中,在5分钟自由运行预热后,在大约1.5dB步长中对 $OL=4 \times 10^{-2}$ - 9×10^{-6} (26.0dB-69.5dB)范围内的NIR信号进行42次测量。最后10s的数据(170个样本)用于评估每个步长。在手动滤波器阶跃期间,快门关闭。对于每次测量,快门被打开,从而也在获取的光/电压信号中提供阶跃响应(SR)。计算所有阶跃和两种获得的波长的标准偏差(σ_s)和平均值($\bar{m}_s$)。CV和SNR计算为 $CV_s=\sigma_s/\bar{m}_s$ 以及 $SNR_s=20\log(\bar{m}_s/\sigma_s)$ 。应当注意,对于硬件性能表征,该SNR与总的光信号相关,而与fNIRS中得出的血红蛋白浓度变化无关。对于LIN评估,针对每个波长计算对 $\bar{m}_s$ 的线性最小二乘回归拟合的斜率和 R^2 值。

[0098] ●NIR发射器功率。使用带有测量探针LM-2的相干场主功率计测量每个波长的连续发射的辐射功率(无切换)。LED以某种方式安装以使得照明区域完全被测量探针表面覆盖。6种不同电流电平((5-10) x10mA)下的发射功率和光极表面上的照明面积被测量以确定受试者的头皮处的入射强度。

[0099] ●NIR发射器光谱:NIR发射器对于两种波长和不同的电流电平的光谱是用Avantes AvaSpec 3648光谱仪测量,其中积分时间为 $t_I=50ms$,平均超过200次测量。NIR光

使用中性密度滤光器衰减32.4@750nm和33.3dB@850nm。测量的光谱通过先前确定的校准光谱灵敏度和暗测量来校正。由于局部半导体特性的变化,光谱对发射方向的依赖性通过测量发射器不同倾斜时的光谱来评估。峰值波长(PW)是通过拟合到每个光谱的顶部10%区域的高斯的最大值搜索来计算的。确定了所有强度上的最大PW偏移($\Delta PW_{\lambda, \max}$)。光谱功率分布的半最大值全宽(FWHM)被计算为对应功率值相等且比每个峰值波长的值低3dB的两点之间的波长的差。

[0100] ●噪声等效功率(NEP):为了确定仪器的NIRS部分的NEP,对于每个输入增益G,获取60s的信号(1000个样本),同时fNIRS发射器是激活的,但是检测器被放入没有入射光的不透明盒子中。使用OPT101响应度 $R_{\lambda=750}=0.55V/\mu W$ 和 $R_{\lambda=850}=0.60V/\mu W$,信号平均值 $\bar{m}_{G\lambda}$ 和标准差 $\sigma_{G,\lambda}$,然后计算全输入带宽的NEP(262Hz,为 $NEP_{G\lambda} = \frac{\bar{m}_{G\lambda} + \sigma_{G\lambda}}{R_{\lambda}G}$)

[0101] 电信号质量和模型的评估:针对将串扰切换到EEG输入中的fNIRS的比较测量,使用了如图4B中所示的由0.1%的金属膜电阻器制成的电阻器网络。模型由聚苯乙烯头组成,该头覆盖有在10-20个EEG位置有节点(“电极”)的电阻网络,其可经由DIN电极插孔访问。电阻网络模拟电极对皮肤的阻抗(2.7k Ω)和电极间皮肤传导(200 Ω)。显然,这个网络不具有与用EEG探测的人类头皮相同的AC性质。在F8位置,来自安捷伦3500B信号发生器的具有 $A=150\mu V$ 和 $f_s=\{1,10,100\}$ Hz的分压正弦信号被馈送到网络中。一个M3BA模块的两个NIR发射器被放置在Fz&Cz和F3&C3之间,或者是激活的或者是不激活的($a=(0,1)$)。在T5,相对于公共参考(GND)测量在位置 $p=\{Cz,Fz,C3,F3,F8\}$ 处的信号。使用M3BA模块(@500SPS)和用于比较的商用参考EEG放大器(COM,g-tec USB Amp,2009,@512SPS)重复每70s测量 $m_{f,p,a}$ 。为了评估串扰,最后60s的 $m_{f,p,a}$ 的FFT功率谱被计算,并被归一化以使 f_s 处的峰值功率成为1: $P_{\text{norm}}(f_s)=1$ 。然后,对于 $i=1\dots 7$,fNIRS切换频率 $f_{\text{切换}}$ 的倍数的归一化噪声功率被提取,并将其求和为 $P_{\text{噪声}}=\sum P_{\text{norm}}(i \cdot f_{\text{切换}} \pm 0.155)$ 。这允许比较引入到EEG信号中的NIRS切换噪声的强度。

[0102] 当仪器布局(例如电流返回设计)不是最佳时,但是也可以通过EEG电极和NIRS光极导线之间的场耦合,来自NIRS电流的串扰/电噪声可被引入PCB本身的输入。为了区分这两种类型,我们使用了ADS1299AFE的特征,它允许输入多路复用器内部缩短输入以测量输入参考噪声。对于激活和非激活的NIRS($I=8$)和所有PGA增益 $G=1-24$,通过计算每个条件下2000个样本的标准偏差(@500SPS)来确定输入参考噪声。

[0103] 为了验证期望的EEG输入的线性度和截止(主要受AFE输入带宽的影响,并在 μC 上实现指数平均),输入频率响应通过获取由安捷伦3500B产生的具有恒定步长宽度和100mV_{pp}振幅的0.1Hz-2kHz的线性5s扫描来评估。通过在获取的原始扫描信号的Hilbert包络中应用21阶的多项式曲线拟合来提取频率响应。

[0104] 所有实验都是在磁和电屏蔽的房间里进行的(两-mu金属层Ak3b, Vakuumschmelze, Hanau)。

[0105] 生理数据—人类受试者研究

[0106] 在下文中,描述了获取目标生物信号的功能。

[0107] M3BA fNIRS功能利用了开放式fNIRS发射器-检测器设计的进一步改进版本,其已通过基于心算 $N=12$ 的BCI研究(参见上文的Luehmann等人2015年)验证。

[0108] 对于EEG功能和多模态获取,以下的人类受试者研究根据赫尔辛基宣言进行,并得到地方伦理委员会的批准。实验前,所有参与者都被全面告知并给予书面同意。

[0109] EEG:听觉诱发电位的比较测量:为了表征EEG放大器的实际能力,对人类受试者进行诱发电位测量通常是最好的。纯技术参数可以使用适当的测试装备很容易地确定,但是对于EEG信号生成模型来说却鲜为人知。相反,人类受试者数据被认为是“黄金标准”。

[0110] 这种定性方法和测量的听觉诱发电位(参见Picton等人1974年的“Human auditory evoked potentials.I:Evaluation of components”,脑电图和临床神经生理学,第36卷,第179-190页)涉及五名右手受试者(3名男性,2名女性,平均年龄 26 ± 2 岁),用持续时间为400ms的1kHz正弦音调刺激左耳。音调是使用Etymotic ER-30 (www.etymotic.com)插入耳机和RME HDSP 9632 (www.rme-audio.de)声卡来传递的。音调具有用Bruel&Kjaer型4153人造耳测量的92dB SPL。

[0111] 总共有300个音调以1.5-2.5s的随机刺激间隔传递。这导致大约12分钟的实验时间,并在6分钟后,受试者被告知一半时间。每个受试者都用M3BA和商用g.USBamp EEG放大器(www.gtec.at)来测量。电极插头在设备输入端之间移动,并且关于两个放大器的会话总共持续30分钟(EEG插头的12+12+变化)。

[0112] M3BA和g.USBamp的序列在受试者之间是随机的。信号在左侧体感皮层上的10-20个位置C3、F3、T3和T5处被获取,并以放置在Fpz的GND(DRL)对右侧乳突进行测量。AgCl环电极与凝胶一起使用,且阻抗低于10k Ω 。记录的信号以0.1-45Hz的零延迟带通和巴特沃斯四阶特性进行数字滤波。在100ms的刺激前间隔内基线校正恒定相位延迟,然后针对每个受试者和通道进行平均以获得AEP。在N1-P2复合物的振幅和延迟方面,将所获得的AEP与文献结果(参见Picton等人,1974年)进行比较。

[0113] 原始多模态示例:对于M3BA仪器的多模态移动获取能力的定性示例数据和验证,对一名受试者进行了简单的10次试验性实验:单个M3BA模块被固定到10-20EEG帽(easy cap),其用湿电极同时测量在O1、O2、Cz和Fp2处的EEG(@500Hz)、一个ECG通道(Einthoven 2衍生)、加速度计数据和4个fNIRS通道(@16.6Hz)。

[0114] fNIRS发射器放置在AF3和AF7,检测器放置在F5和Fp1,产生了 ≈ 30 mm的发射器-检测器距离。当播放第一嘟嘟声时,要求自由移动的受试者站起来、闭上眼睛并深呼吸,并在10秒后第二嘟嘟声后睁开眼睛。为了更好地评估原始数据质量,在MATLAB中执行了有限的处理:EEG和ECG通道以6阶零延迟0.1-45Hz巴特沃斯带通进行数字滤波。对于闭眼期间的 α 波段的功率估计,O1和O2的带通滤波(巴特沃斯2阶,10-13Hz)的信号Hilbert包络的平均值被计算。fNIRS O2HB和HHB浓度变化是利用有效消光系数根据原始光信号计算(参见Zhang等人2001年的“BiOS 2001The International Symposium on Biomedical Optics”中的“Experimental comparison of using continuous-wave and frequency-domain diffuse optical imaging systems to detect heterogeneities”,第219-238页,International Society for Optics and Photonics),用于测量的LED光谱和HOMER2(参见Huppert等人2009年4月的“HomER:a review of time-series analysis methods for near-infrared spectroscopy of the brain”,Appl.Opt.,第48卷,第10期,D280-D298页)软件,然后通过均值减法进行基线校正。

[0115] 结果

[0116] 移动模块化多模态生物信号获取 (M3BA) 架构是在用于精确 EEG、EMG、ECG 和 fNIRS 获取的高度小型化的设计中成功实现, 除其他外其还可用于基于 WBSN 的混合 BCI 场景。一个完全独立的 M3BA 模块 (见图 5) 的尺寸仅为 $4.2 \times 4.2 \times 0.6 \text{ cm}^3$ 。这允许在不同的机械设置和头-体装备 (head-and-body-gear) 中灵活集成。

[0117] 当直接连接到模块边缘时, NIRS 源-检测器距离为 35mm。不同尺寸/容量的锂离子电池可以通过标准连接器连接: 在电流消耗 $< 100 \text{ mA}$ (所有特征都激活) 的情况下, 模块借助微型 $28 \times 34 \times 2 \text{ mm}^3$ (300mAh) 锂离子电池运行超过 3 小时, 或者借助标准的移动电话电池运行超过 18 小时。

[0118] 表 1 总结了独立 M3BA 模块的系统特性。在接下来的章节中, 来自技术测试和生理记录的结果将被更详细地描述。

[0119] 光学特性

[0120] 漂移测量揭示了在接通之后最多 5 分钟的预热时间的必要性, 其中发射的 850nm 功率稳定了 1.7%。之后, 光信号漂移小于 27.5 nV/s , 相对于 $\sim 40 \text{ dB}$ 光损耗的信号振幅, 这小于 1.6 ppm/s 。在图 6A 至图 6D 中示出了 fNIRS/EEG 单元的性能特征。

[0121] 图 6A 示出了在整个光损耗范围内测量的光 fNIRS 信号的线性度。

[0122] 图 6B 示出了 fNIRS 测量的变化/SNR 的系数。

[0123] 图 6C 示出了六个强度水平的 NIR 发射器光谱、最小/最大峰值波长和最小/最大发射强度。

[0124] 图 6D 示出了 EEG 测量中的 NIRS 切换噪声。底部: 归一化 FFT 功率谱举例说明了用比较 (COM) 设备测量的信号中的 $f_{\text{开关}} = 33.3 \text{ Hz}$ 及其倍数的存在, 以及其在 M3BA 中的不存在。顶部: 几个电极的信号中激活 (接通) 和不激活 (断开) fNIRS 的归一化切换噪声分数的总和。

[0125] 下面讨论一些光学特性:

[0126] ●线性度: 该设备在完整的测试光学范围内对于两种波长显示出非常不同的线性度 (见图 6A) (斜率 $S_{750} = -0.996$, $S_{850} = -1.005$, 相关系数 $R^2_{750|850} = 0.999$)。

[0127] ●CV 和 SNR: 对两种波长的 CV 和 SNR 的评估 (见图 6B) 产生了低衰减 $0L < 5 \times 10^{-4}$ 的主要恒定的值 ($CV < 0.001$, $SNR > 60 \text{ dB}$) 以及 $0L = 5 \times 10^{-4}$ 以上的线性增加的 CV/降低的 SNR。即使在 10^{-7} 范围内的非常高的光损耗下, SNR 仍然约为 20dB, 这表明 fNIRS 实验中出现的光功率的小变化仍然可以被测量。

[0128] ●对于所有 0L 配置用快门测量的阶跃响应显示信号在一个 fNIRS 样本 (60ms) 内稳定, 而没有进一步振荡。

[0129] ●NIR 发射器功率和光谱: NIR 发射器的归一化光谱在图 6C 中示出。倾斜实验没有显示 LED 的光谱和 LED 相对于测量探针的倾斜之间的显著相关性。针对所有六个实现的强度水平测量的光谱在更高的照明强度的情况下显示出朝向更高峰值波长的轻微偏移 ($\Delta PW_{750, \text{max}} = 4.75 \text{ nm}$, $\Delta PW_{850, \text{max}} = 3.75 \text{ nm}$)。两种波长的 FWHM 的变化边缘化 ($\Delta FWHM_{\text{max}} = 0.75 \text{ nm}$)。

[0130] ●NEP: 对于所有 PGA 增益水平, 检测器电路的噪声等效功率 (目标波长的入射光完全淹没在噪声中的阈值) 被测量为 $NEP_{\text{min}, \lambda 850} = 4.77 \text{ pW}$ 至 $NEP_{\text{max}, \lambda 750} = 5.92 \text{ pW}$ 入射功率的数量级。

[0131] 电特性

[0132] EEG中的电NIRS切换串扰的评估结果:在激活和非激活fNIRS期间的输入参考噪声和电源电压的比较测量揭示了在NIRS激活时高精度双极电源电压噪声从 $6.6\mu V_{rms}$ 到 $21.4\mu V_{rms}$ (262Hz-BW) 的增加。

[0133] 然而,对于激活和非激活的NIRS条件,所有PGA设置的EEG通道的输入参考噪声与制造商数据保持一致 ($0.14\mu V_{pp}$, 60Hz-BW@G=24和 $0.28\mu V_{pp}$, 262Hz-BW@G=24)。关于M3BA和比较设备 (COM) 的电模型的串扰评估 (见图6D) 显示出在用比较设备测量的所有测试信号的FFT功率谱中 $f_{切换}$ 及其高次谐波处明显的峰值。用M3BA模块测量,它们与一般较低的本底噪声 (noise floor) 几乎完全不可区分。这也反映在激活和非激活的NIRS期间测量结果中 $f_{切换}$ 的功率分数及其倍数的归一化总和中:在M3BA模块中,这些没有显示出明显的偏差并且小于0.003。在具有比较设备的非混合设置中,条件之间的显著增加和比在M3BA中高的一个数量级 (0.028) 的噪声水平以及空间相关性可以被观察到。COM的较高噪声可能是由于电缆长度较长和不可避免的接地环路,因为组合设置没有针对低噪声性能进行优化。

[0134] 两种配置 (250/500SPS) 的EEG单元的输入频率响应确认了通带中的平坦度 ($< 0.1\text{dB}$), 以及通过指数平均 ($f_{cEA500}=210\text{Hz}$, $f_{cEA250}=100\text{Hz}$) 和AFE带宽 ($f_{cBW}=262\text{Hz}$) 设置的截止。

[0135] 生理数据-定性结果

[0136] EEG:听觉诱发电位:在使用COM而不是M3BA EEG通道的比较测量中,由于非常高的电源嗡嗡声 (mains hum), 五名受试者之一的信号被丢弃。信号分析在所有剩下的四名受试者的EEG信号中显示出对AEP典型的明显N1-P2峰值。这里,位置C3和F3显示强N100振幅,其中不太典型的位置 (T3和T5) 显示不太明显的信号,正如预期的那样。图7示出了对所有受试者平均的每个通道的两个设备的信号以供比较。信号中明显的N1-P2及其相似性 (关于定时、振幅和形状) 表明M3BA执行就像标准的精度EEG记录单元一样。

[0137] 在图7中,示出了M3BA和商用 (COM) 设备之间的N100比较结果。实线是对所有受试者平均的信号,阴影误差条表示每个通道受试者之间的标准偏差。

[0138] 原始多模态示例:图8示出了使用一个M3BA模块对自由移动的受试者进行定性实验中获取的原始多模态数据集的典型单次试验。它示出了自由移动的受试者在深呼吸和睁眼/闭眼期间来自一个M3BA模块的同步记录的原始多模态数据:EEG通道和 α 功率 (顶部)、ECG和NIRS信号 (为了更好的概览只有Ch1 (AF3-F5)) (中部) 以及加速度计信号 (底部)。模态之间的一些典型相关性已经很容易在原始ECG、fNIRS和加速度计信号中观察到 (R波和脉搏波相关性、通过呼吸的ECG/NIRS调制 (加速度计))。

[0139] O1、O2、Cz和 α 通道在闭眼期间 (10-20s) 显示出清晰的 α 活性, Fp2显示了典型的眨眼伪像。深吸入和呼出在加速度计信号中清晰可见。另外,深呼吸会影响ECG心率和R波振幅以及整个fNIRS信号。与HHB相比, fNIRS信号显示O2HB中通常更强的脉搏波,这也与ECG心脏的电活动明显相关。

[0140] 结论

[0141] 本文描述了用于移动BCI应用的迄今为止不存在的M3BA混合生物信号获取架构的开发和评估。所示的实施例利用共享模拟前端将fNIRS与高精度生物电位测量集成在一起。M3BA仪器成功设计用于小型化 ($4.2 \times 4.2 \times 0.6 \text{cm}^3$) 移动无线用途 (蓝牙)、高精度/低噪声获取和用户安全。

[0142] 模块化和组合性以及生物电位参考的灵活处理允许对通道和模态的数量和类型进行扩展和定制。由于该架构基于强大的微控制器,用户可以容易且快速地改变、实现和增加在模块上运行的程序的复杂性。因此,诸如分散在线特征提取、对模块本身的适配和滤波的新方法变得可能,这使得能够在无线触觉场景中使用,在无线触觉场景中,传感器信息是关于无线基础设施上的上下文信息和带宽可用性来提供和处理的。

[0143] M3bA架构中实现的fNIRS功能通过从模拟转换为数字锁定放大(无相移衰减)、将所有硬件独立集成到单个单元中以及通过更好的电解耦和噪声最小化来改进开放式fNIRS设计:光学测量的噪声等效功率提高了3个数量级(M3BA: pW_{pp} , 开放式fNIRS: nW_{pp})。为了在所有模态中获得期望的高性能特性,非常注意通过优化AFE- μ C单元的混合电路多层和多电源布局来最小化噪声和串扰。串扰实验表明,与比较性EEG设备相比,本仪器的EEG输入中fNIRS切换的影响显著降低。针对NIR光发射和检测使用LED和SiPD与激光和雪崩光电二极管(APD)应用相比允许小型化、更低功耗和电压,因此使用更安全。M3BA单元是用单个3.7v锂离子电池供电,如果所需容量 $C_{\text{电池}}$ 应被调整为所需的最大运行时间($t_{\text{运行}} \approx (C_{\text{mA}}) / (100\text{mA}) \text{ h}$),则该电池可经由USB再充电并更换。

[0144] 当同时一起使用几个模块时,fNIRS通道的TDMA使用在采样率方面存在缺点。如在图3中的定时方案中可以看出的,由于在单个模块的情况下有几个未使用的fNIRS样本,可以组合多达两个模块,仍然提供16.6Hz的采样率。然而,当增加了更多模块时,由于TDMA,采样率被降低。如果将来有必要,这可以通过用不同频率的正弦调制光同时照明来解决。然而,这也显著增加了功耗。

[0145] 当在WBAN场景中都穿着几个M3BA模块的两个或更多个人近距离相遇时另一个陷阱出现了。蓝牙发射器的数量带来的干扰可能会导致大量无法缓冲的丢失包。对于这种情况,目前没有关于无线基础设施的最佳解决方案。如果模块应该在这样的设置中使用,其他传输标准(如ZigBee (IEEE 802.15.4) 和WBAN (IEEE 802.15.6)) 或甚至是全新的标准都必须考虑在内。

[0146] 通过使用AFE的光和电模型以及内部特征进行测量(用于验证单模态开放式fNIRS功能,请参见Luehmann等人,2015年)来执行对实施例的评估。通过使用新型和商用参考仪器进行的 $N=4$ AEP用户研究验证了EEG功能,通过同时获取fNIRS、EEG、ECG和加速度数据的定性原始数据实验验证了多模态获取。系统性能测试显示出出色的线性度、低光学漂移和非常低的噪声水平等。噪声特征揭示了,在20-50dB OL之间,CV保持不变,数值优于0.1%。该噪声分量可归因于LED光源;只要光子噪声可以忽略,信号和噪声都会被模型按比例衰减。在OL大于50dB时,CV以1的近似斜率线性增加,这表示独立于信号的噪声分量占主导地位。将过程外推至80dB OL,对于大约10 μ V的信号幅度产生 $CV \approx 1$,这针对光电二极管在使用带宽(15 μ V-262Hz BW)中的暗噪声与制造商的数据一致。这也与约为 10^{-12} W的测量的NEP值一致,当考虑光路中的 10^{-3} W的入射光LED功率、 10^{-8} 的OL、额外损耗以及以下事实的时候:实际检测器面积(5mm²)小于光学损耗的定义中使用的8mm直径孔的面积。因此,假设独立于信号的噪声分量是光电检测器的热噪声,改善性能的未来努力应该集中在该热噪声上。

[0147] 用M3BA和参考设备测量的电AEP信号显示了预期的N1-P2信号振幅和形状特征。

[0148] 该设备的其他实施例可以包括M3BA模块,其利用用于坚固且弹簧加载的机械头盔的不同方法(类似于开放式fNIRS方法)并用于混合移动BCI研究。

[0149] 实施例的一些项目概括如下。

[0150] 目标:在远程医疗、神经技术和脑-机接口 (BCI) 的领域中,混合多模态获取技术和信号处理获得了发展势头。然而,目前还没有结合生物电测量和生物光测量(这里是脑电图 (EEG) 和功能性近红外光谱 (fNIRS)) 的商用混合设备,其也被小型化、可定制和无线化。我们的目标是设计这样的仪器。

[0151] 方法:我们基于针对生物电位获取优化的高性能模拟前端、微控制器和我们的开放式fNIRS技术设计并评估了一种混合移动、模块化、多模态生物信号获取架构 (M3BA)。

[0152] 主要结果:设计的M3BA模块是非常小、可配置高精度和低噪声 (EEG输入参考噪声@500SPS $1.39\mu\text{V}$, fNIRS噪声等效功率 $\text{NEP}_{750\text{nm}}=5.92\text{pWpp}$, $\text{NEP}_{850\text{nm}}=4.77\text{pWpp}$) 的模块,具有全输入线性度、蓝牙、3D加速计和低功耗。这允许灵活的生物电位参考设置,并用在无线体域网/传感器网络 (WBAN/WBSN) 场景中。

[0153] 意义:M3BA架构可以方便研究人员定制设计,该研究人员需要针对在未来将越来越多地包括多模态可穿戴传感器和远程医疗应用的场景中的移动应用构建他们自己的混合多模态生物信号获取硬件。

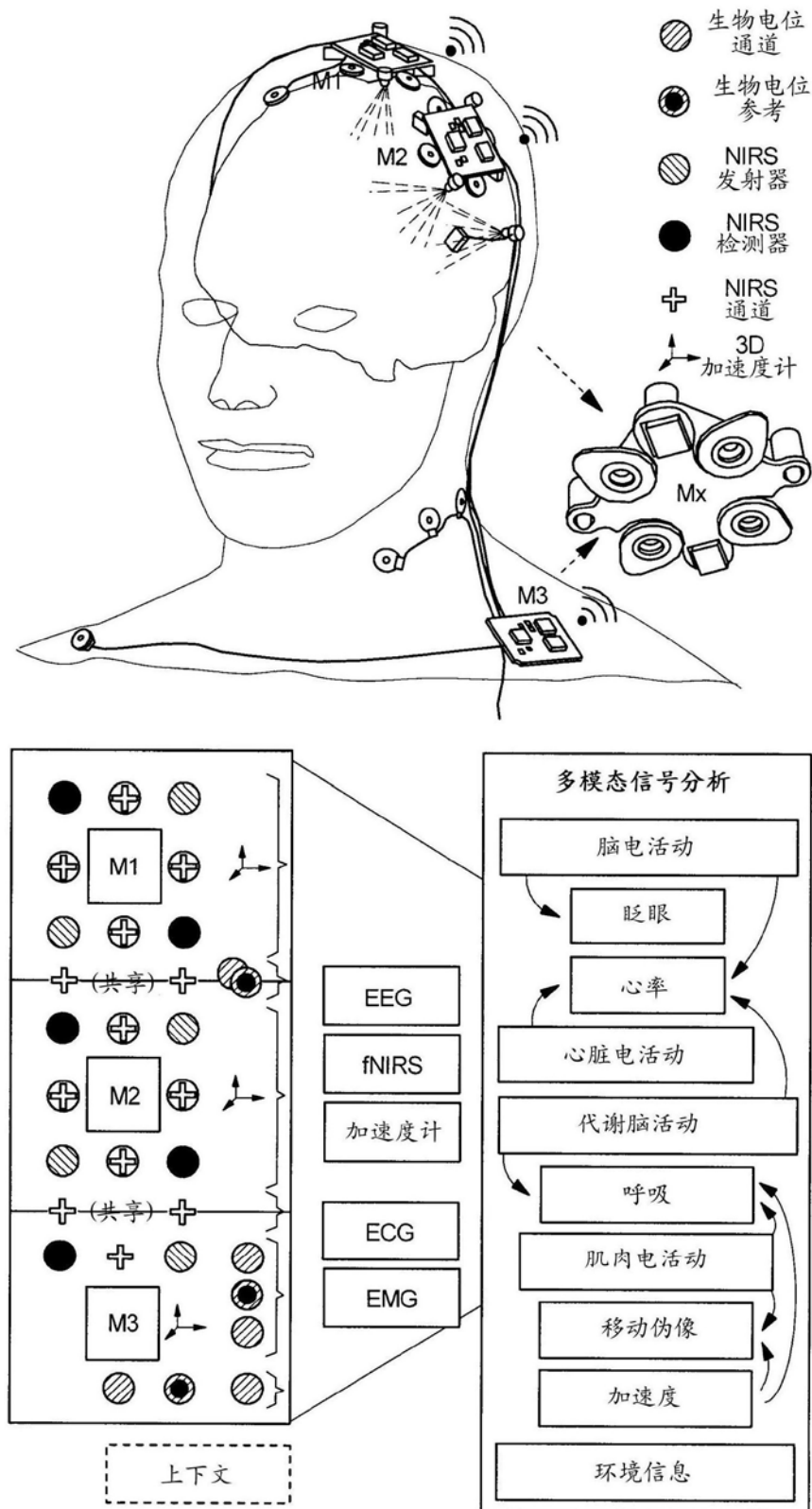
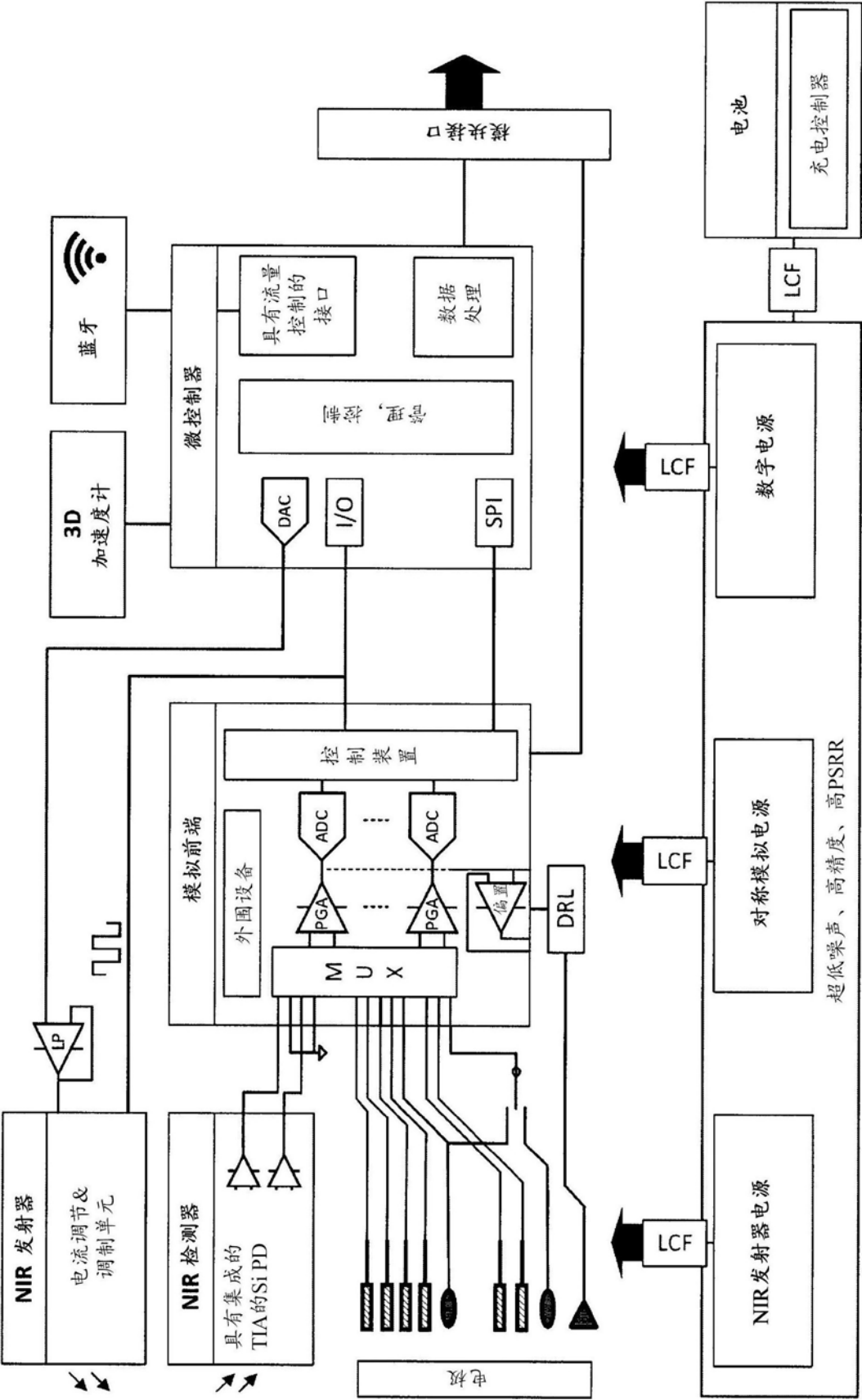


图1



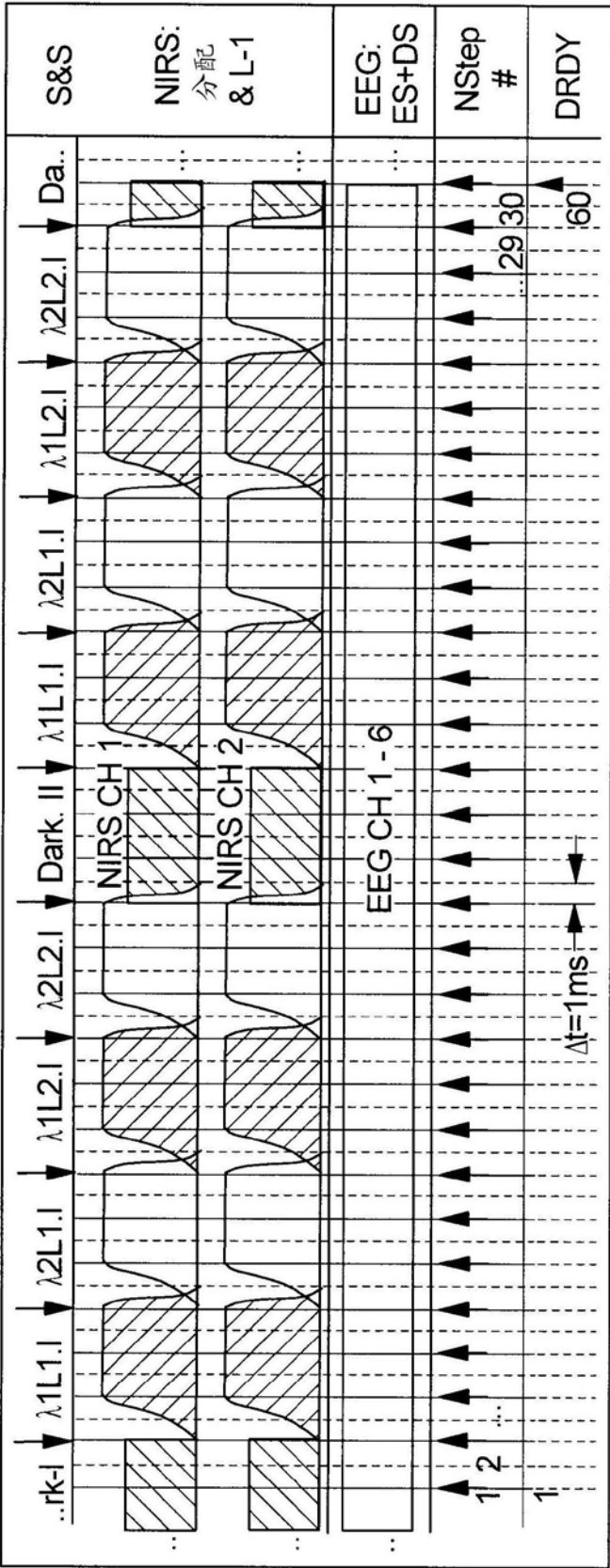


图3

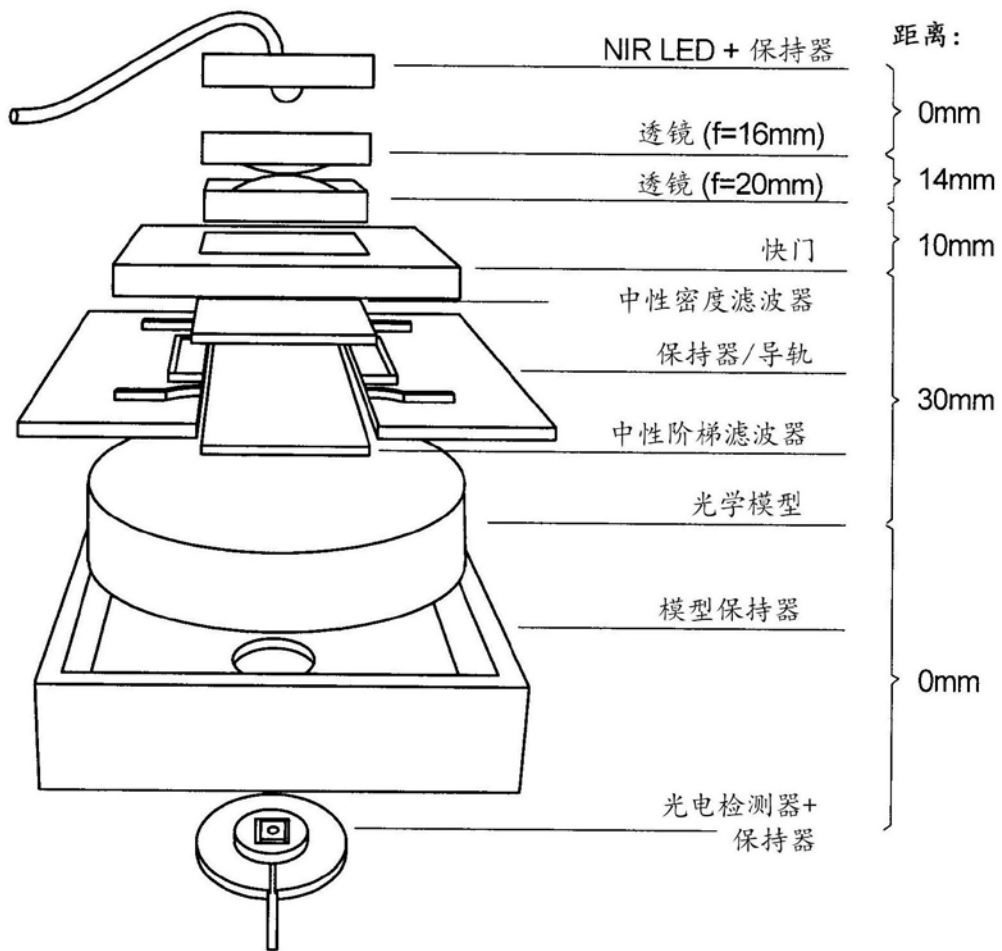


图4A

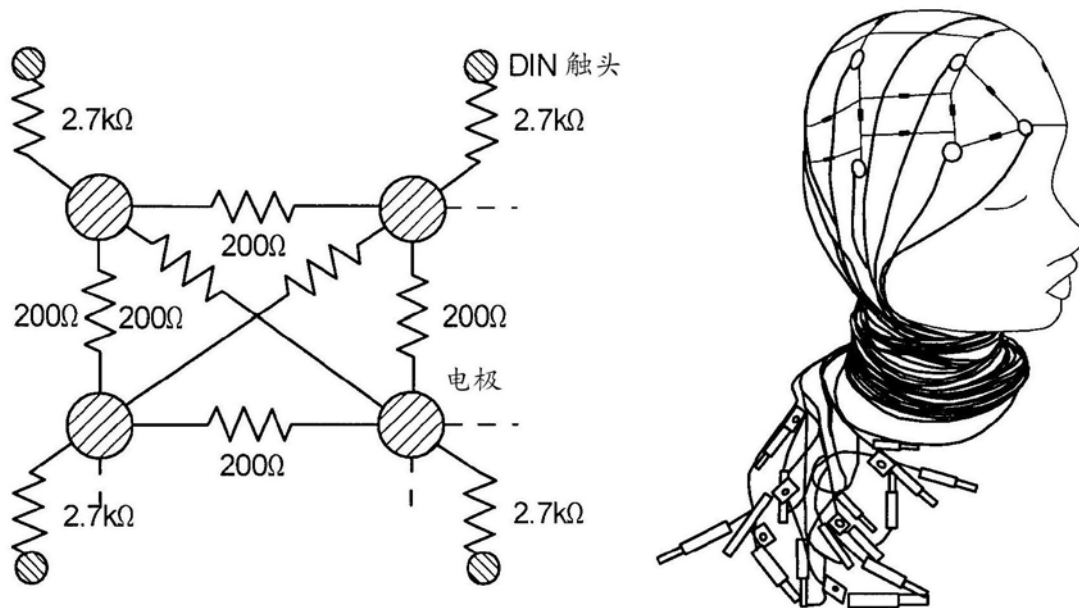


图4B

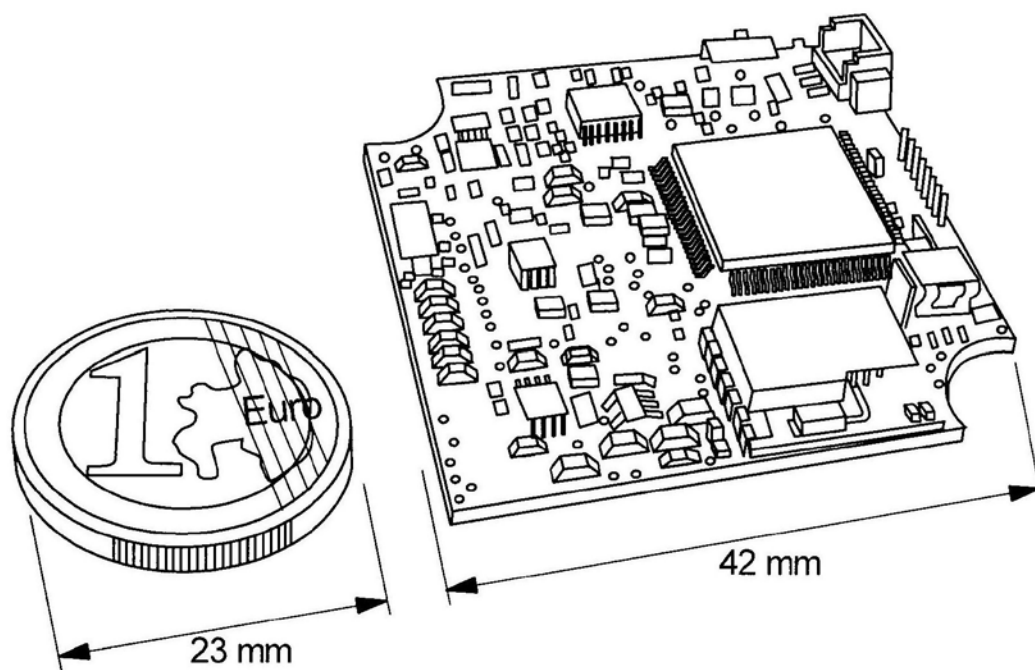


图5

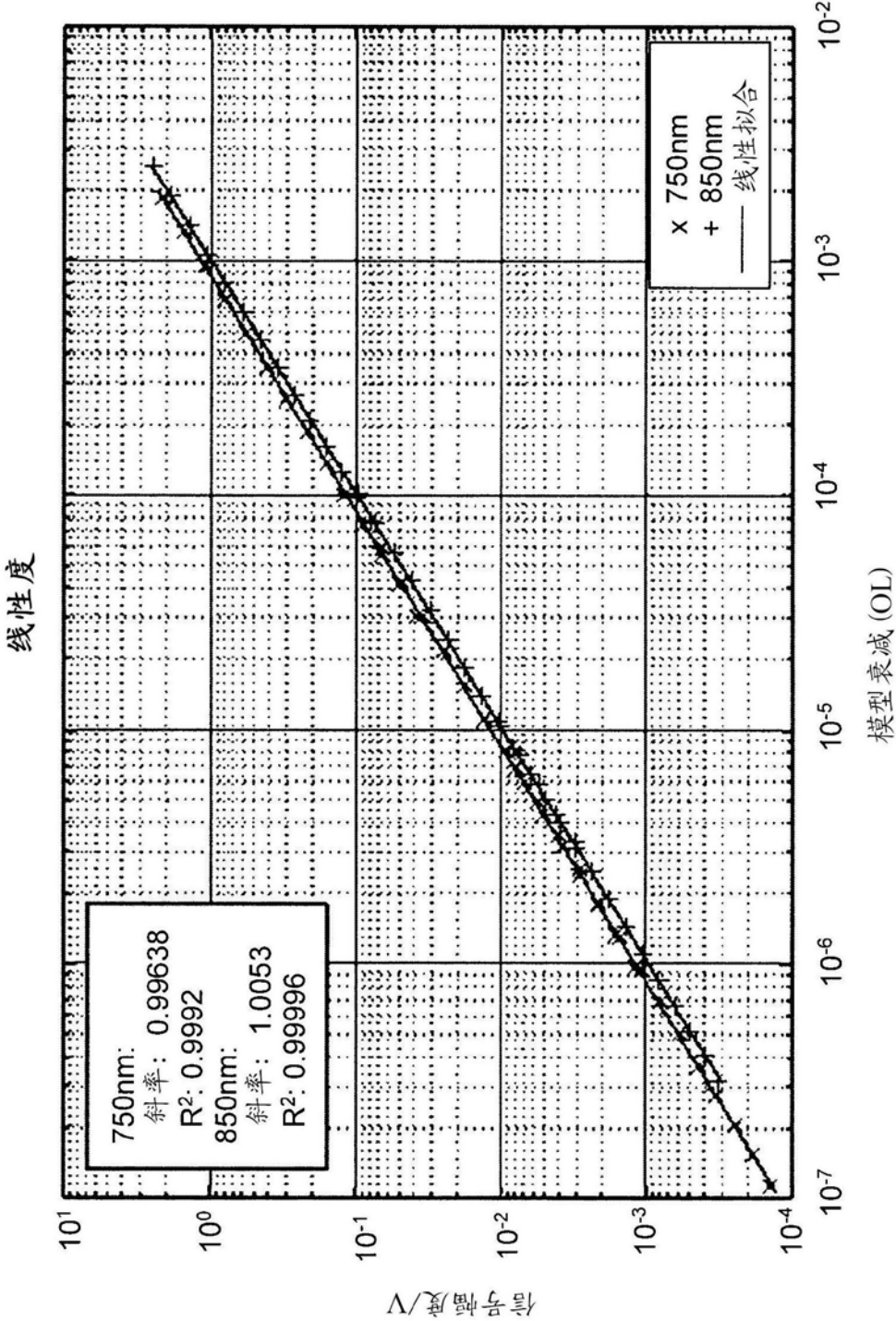


图6A

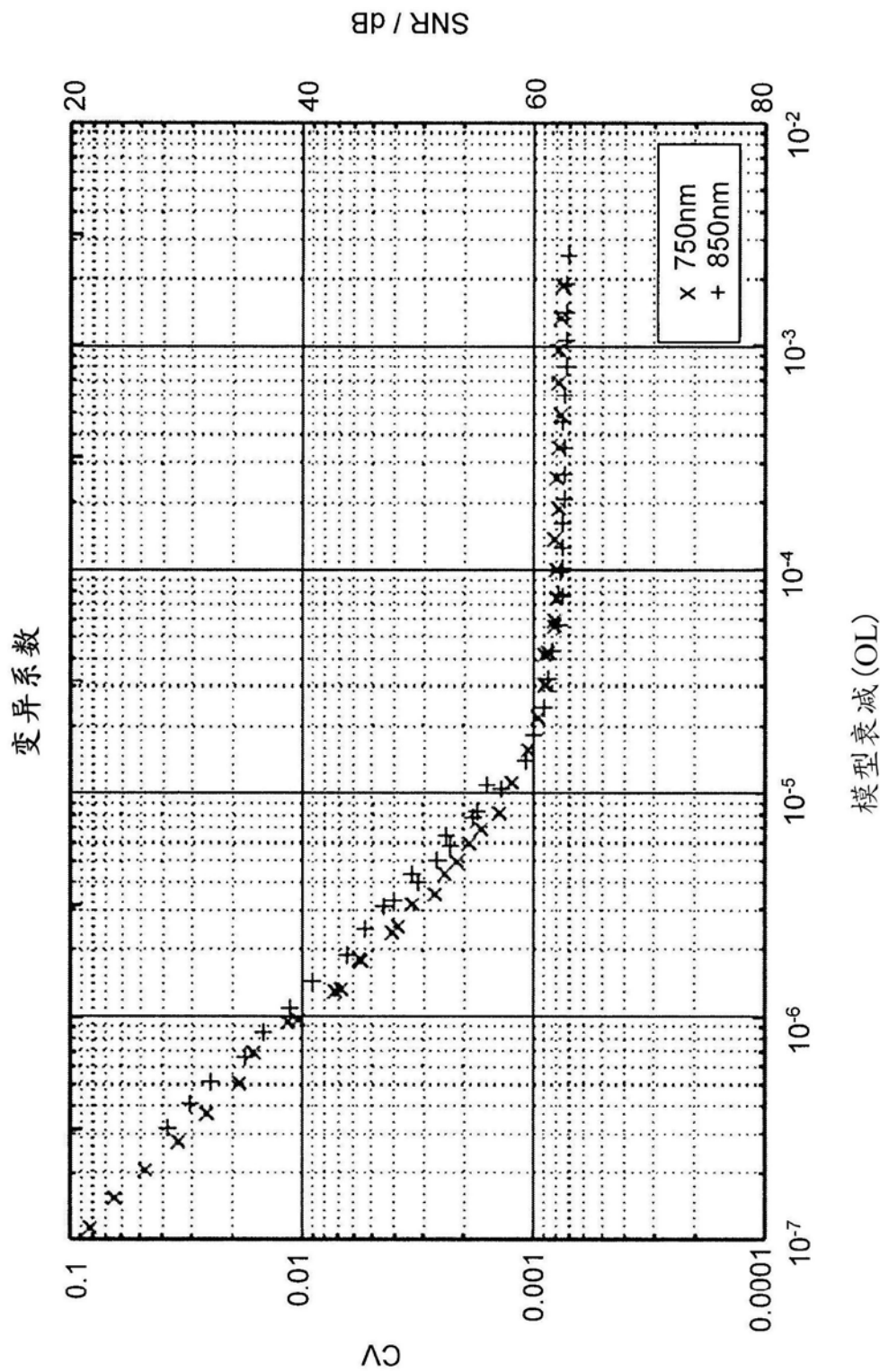


图6B

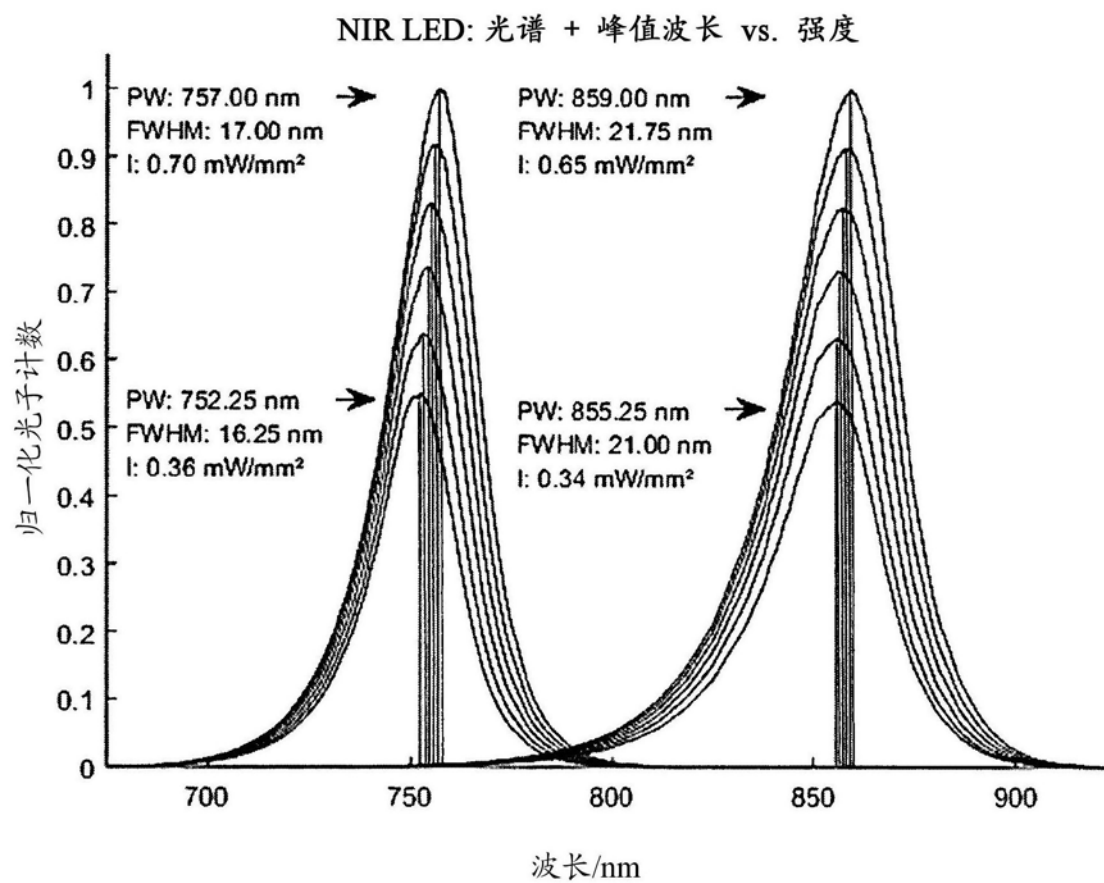


图6C

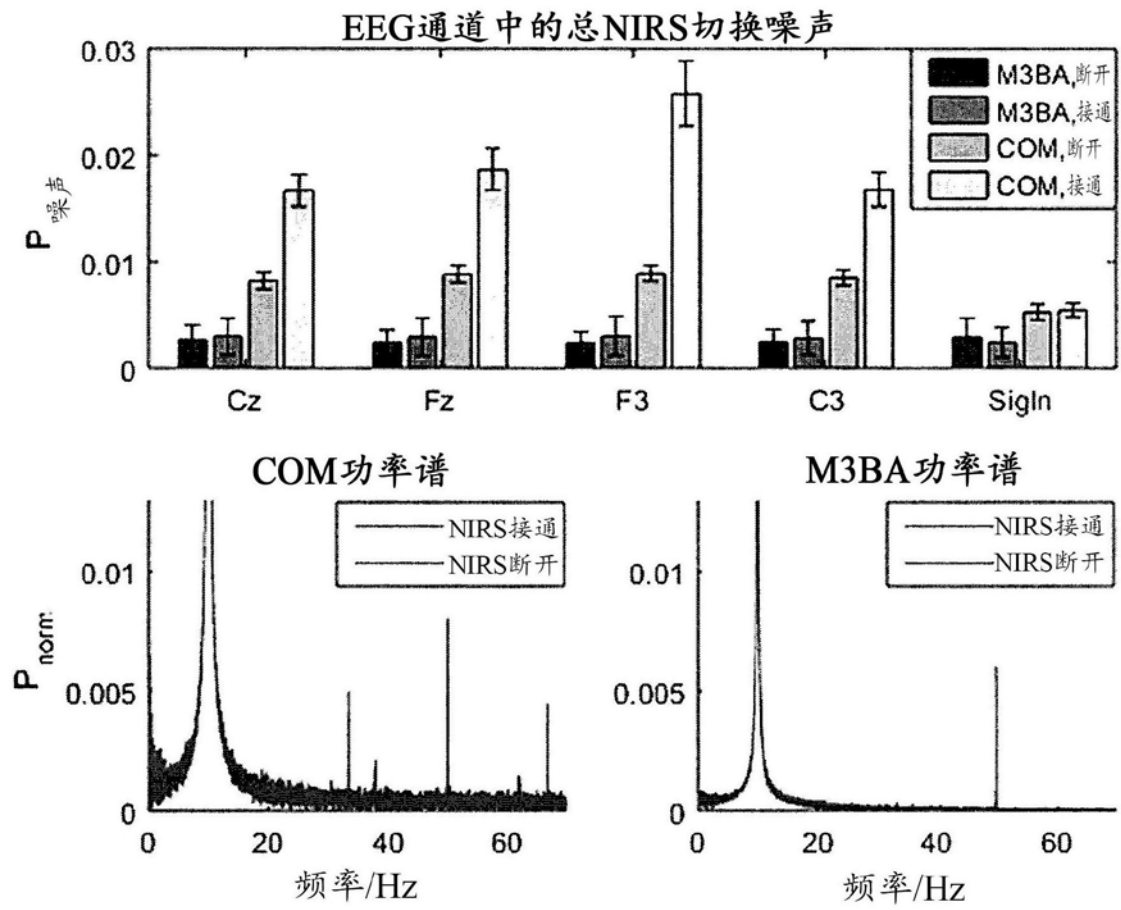


图6D

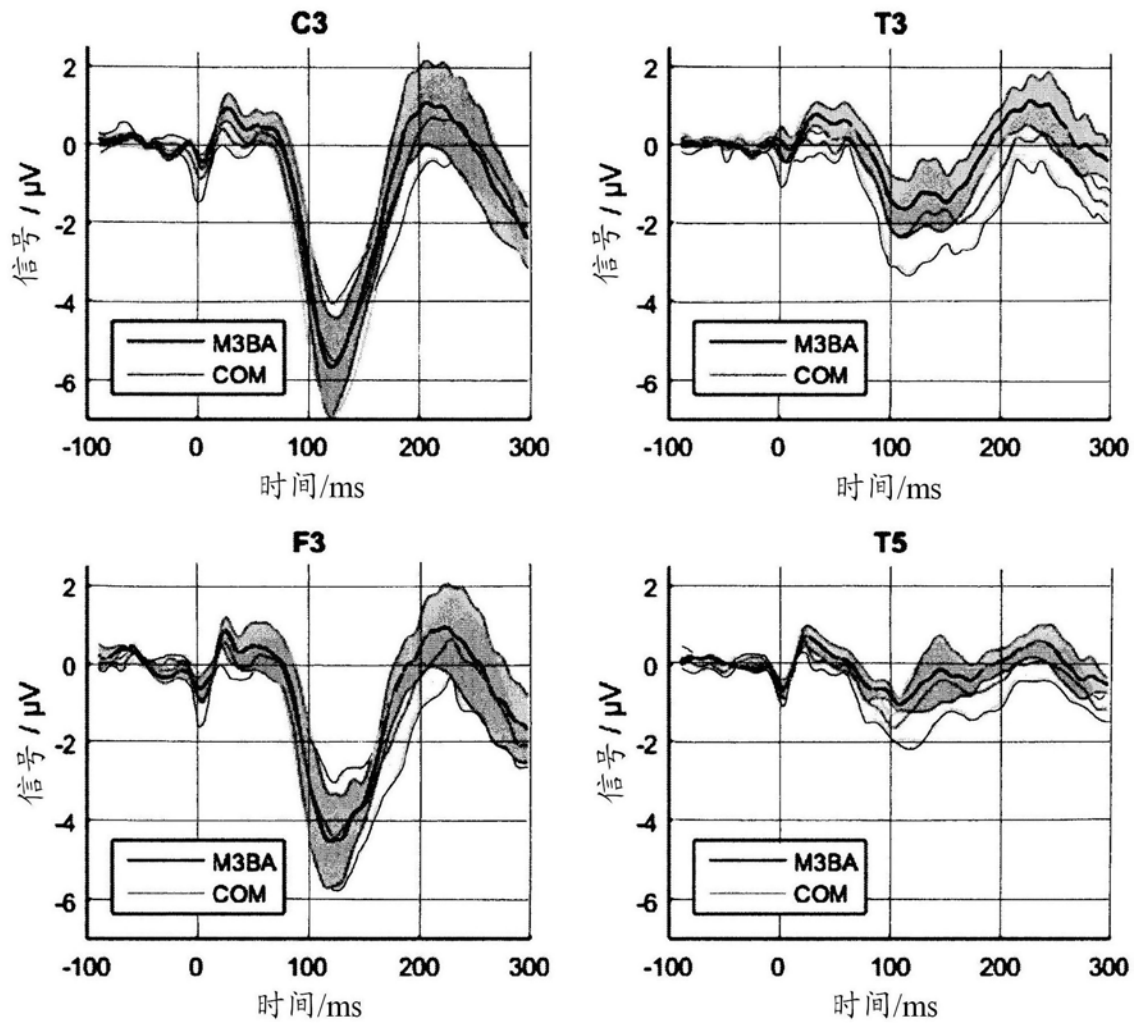


图7

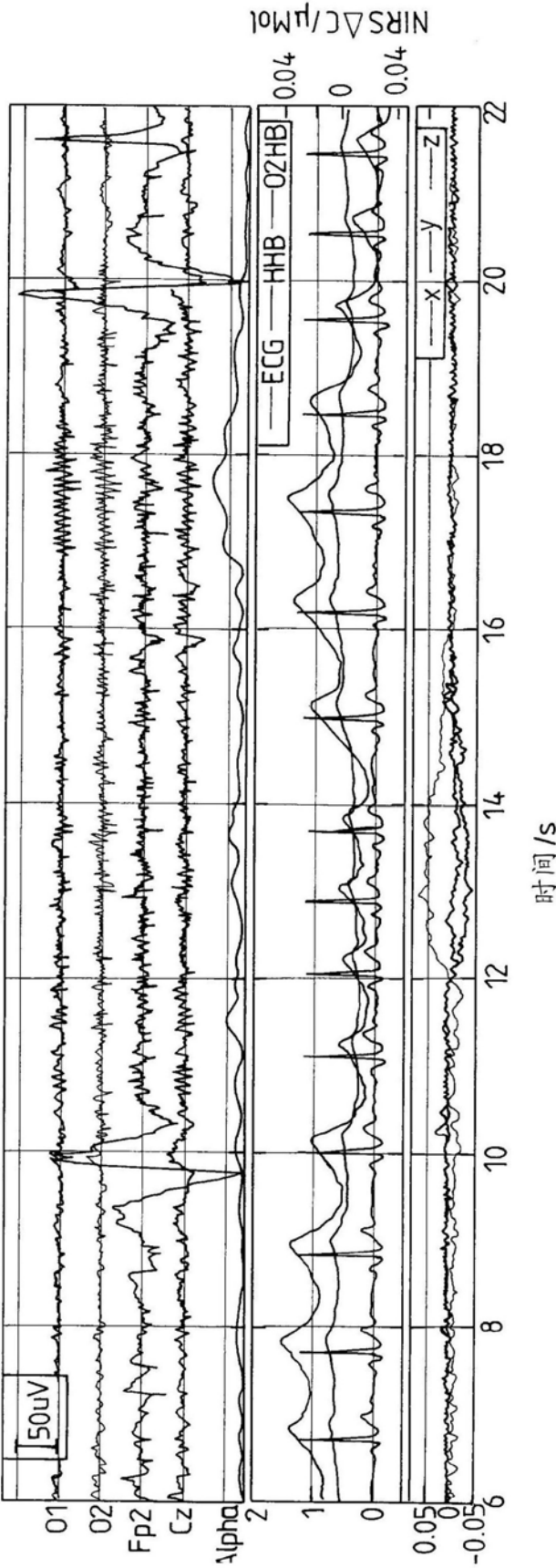


图8

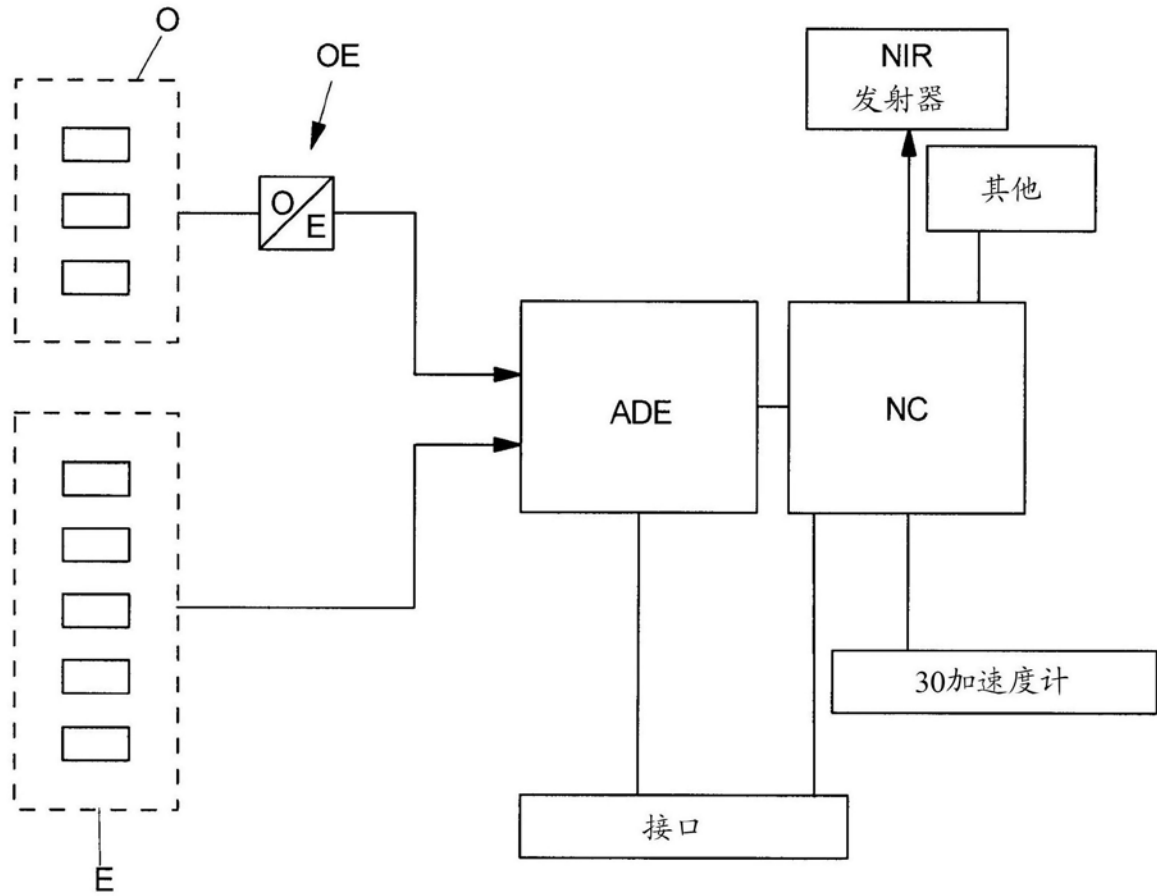


图9

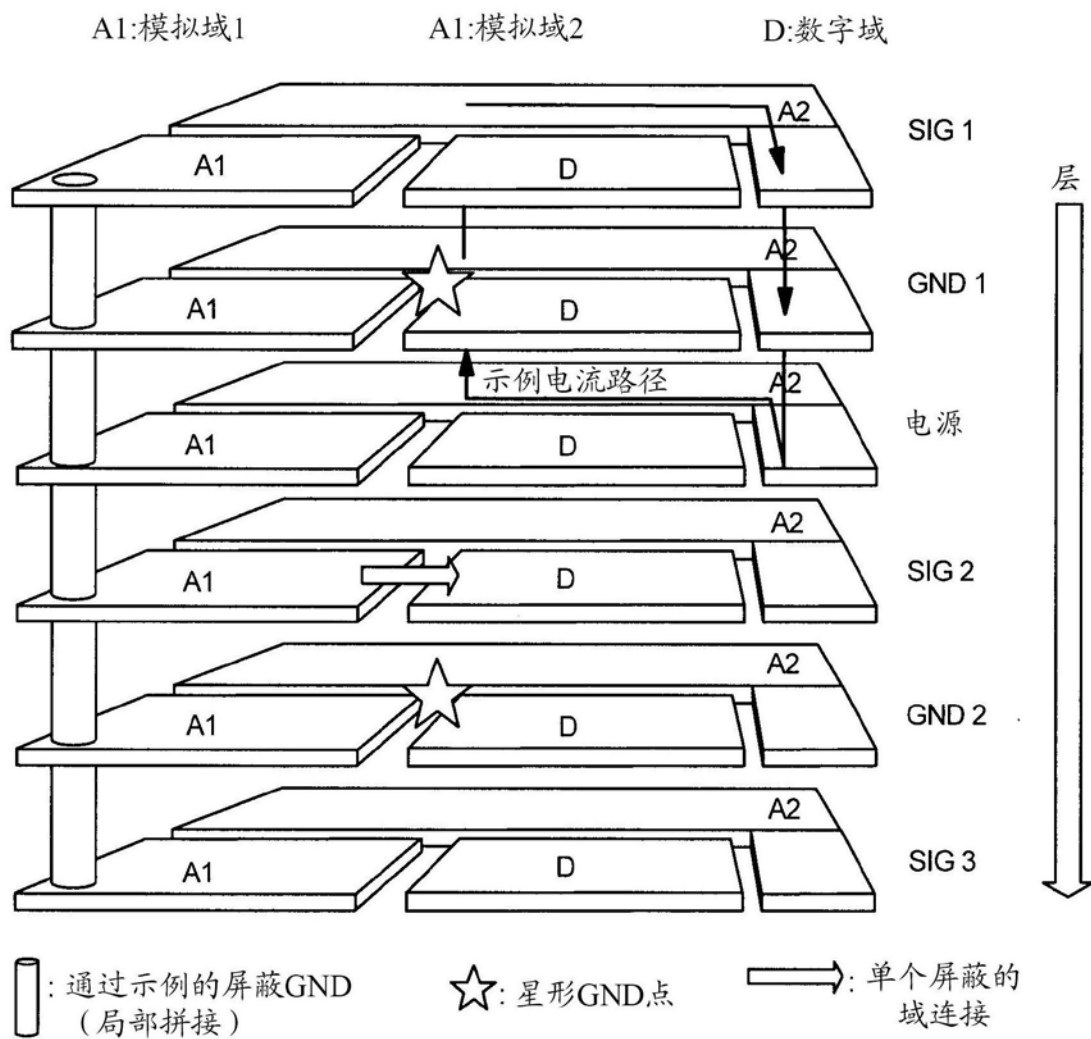


图10

EEG/EMG/ECG/...			
通道的数量:	$4 + 2$	分辨率:	24 位
采样率:	$500 250\text{ Hz}$	公共模式RR:	-110 dB
输入参考噪声:	$1.39 0.98\text{ }\mu\text{V}_{pp}$	输入 PGA:	$G = 1 - 24$
输入带宽:	$210 100\text{ Hz}$	配置驱动右分支(DRL)	
fNIRS			
通道的数量:	$4 + 2$	分辨率:	24 位
采样率:	16.6 Hz	波长:	$750 850\text{ nm}$
发射器 lvl.:	$I = 5 - 10$	NEP:	$5.92 4.77\text{ pW}_{pp}$
输入 PGA:	$G = 1 - 24$	SiPD 响应:	$0.55 0.6\frac{\text{V}}{\mu\text{W}}$
光学漂移:	$< 1.6\frac{\text{ppm}}{\text{s}}$	ΔPW_{max} :	$4.75 3.75\text{ nm}$
光极距离:	$35\text{ mm} / \text{conf.}$	FWHM:	$16.6 21.4\text{ nm}$
SNR (10^4 OL):	66 dB	强度 $_{750\text{ nm}}$:	$0.07 - 0.14\frac{\text{mW}}{\text{mm}^2}$
SNR (10^6 OL):	40 dB	强度 $_{850\text{ nm}}$:	$0.07 - 0.13\frac{\text{mW}}{\text{mm}^2}$
全线性度 ($10^{-2} - 10^{-7}\text{ OL}$)		数字锁定放大	
加速度计			
通道的数量:	x, y, z	分辨率:	10 - 13 位
# 采样率:	$0.1 - 1\text{ kHz}$	范围:	$\pm 2, 4, 8, 16\text{ g}$
一般			
功耗: $< 360\text{ mW}$		锂离子电池 (可更换)	
蓝牙范围: 室内 5 m		模块化: 高达4个模块	
硬件触发精度: $2 \pm 1\text{ smpl}$			

表1

专利名称(译)	生物信号获取设备和系统、获取生物信号的方法		
公开(公告)号	CN109069051A	公开(公告)日	2018-12-21
申请号	CN201780020899.5	申请日	2017-03-17
[标]申请(专利权)人(译)	柏林工业大学		
申请(专利权)人(译)	柏林工业大学		
当前申请(专利权)人(译)	柏林工业大学		
[标]发明人	亚历山大冯卢曼 克劳斯罗伯特穆勒		
发明人	亚历山大·冯卢曼 克劳斯·罗伯特·穆勒		
IPC分类号	A61B5/0476 A61B5/00 H03F3/08		
代理人(译)	张瑞		
优先权	15/090141 2016-04-04 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

用于获取特别是同步或同时获取光学生物信号和电生物信号的生物信号获取设备，其中光学生物信号和电生物信号都由用于生物信号的模拟前端设备接收，其中光电转换器用于将光学生物信号转换成电信号。

