



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109069052 A

(43)申请公布日 2018.12.21

(21)申请号 201780018379.0

(22)申请日 2017.03.17

(30)优先权数据

BR1020160060109 2016.03.18 BR

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.09.18

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/BR2017/050062 2017.03.17

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2017/156613 PT 2017.09.21

(71)申请人 奥斯瓦道·科鲁兹基金会

地址 巴西里约热内卢

(72)发明人 迪米特里·马奎斯·阿布拉莫夫

保罗·里卡多·盖尔哈诺尼

马科斯·安东尼奥·迪亚斯·利马

卡洛斯·亨里克·金塔尼利亚·马
丁斯

(74)专利代理机构 北京三高永信知识产权代理
有限责任公司 11138

代理人 唐述灿

(51)Int.Cl.

A61B 5/0484(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/16(2006.01)

G16H 50/20(2018.01)

A61B 5/05(2006.01)

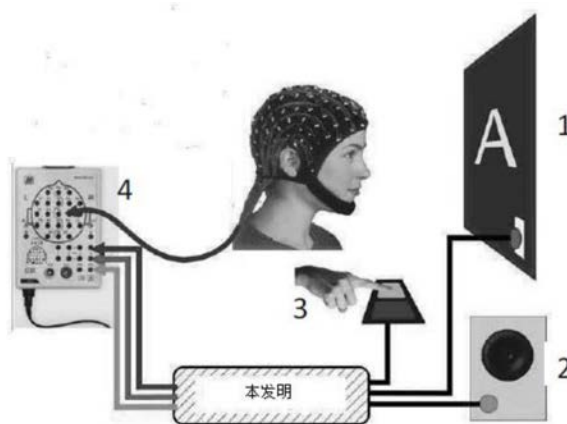
权利要求书1页 说明书6页 附图5页

(54)发明名称

用于脑电图与振荡电光相关事件和运动行为
的模拟同步的模块化装置和方法

(57)摘要

本发明涉及一种装置,其旨在使任何数字设备记录的脑电图(EEG)与物理事件(感觉、视觉或听觉刺激)和行为事件(运动反应,声音响应)的同步,实现EEG信号调解使诱发电位或事件相关电位可视化的目的,是神经科学、神经病学和精神病学临床研究中的重要研究课题。本发明可使将任何数字EEG设备转换成可记录诱发电位的设备。本发明还提供了一种用于EEG与振荡电光相关事件和运动行为的模拟同步的方法。



1. 一种用于脑电图与振荡电光相关事件和运动行为的模拟同步的模块化装置,其特征在于,包括以下类型的功能模块:

运动响应处理模块;电振荡处理模块;和光处理模块,

其中,该装置还包括供电和控制模块,所述供电和控制模块中设置有电源开关、电力输入和电压安全控制器(熔断器),所述供电和控制模块将电力分配给上述功能模块。

2. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,包括所需数量的功能模块。

3. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述运动响应处理模块具有装置开关入口,所述装置开关入口具有两个混合子通道,当所述开关关闭时,所述子通道通过方波进行响应。

4. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述电振荡处理模块具有电振荡入口,所述电振荡入口和来自标准音频通道输出的信号兼容,所述标准音频通道输出通过与振荡的持续时间相同的方波进行响应。

5. 根据权利要求4所述的装置,其特征在于,所述电振荡处理模块输入用于连接特定转换器,所述特定转换器用于物理事件,例如温度、压力或磁场,也用于生理事件,例如肌肉活动、力量、皮肤电导或心电图。

6. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述光处理模块具有光电池入口光电池,所述光电池入口光电池检测光能,并对应于所述光事件的持续时间通过方波进行响应。

7. 一种脑电图与振荡电光相关事件和运动行为的模拟同步的方法,其特征在于,包括以下步骤:

采集来自对象的物理光类型事件、电振荡以及类似和/或行为类型的运动反应;生成持续时间与所记录的事件相同的方波触发信号;以及,

通过AC或DC通道将所述触发信号传输到数字脑电图。

用于脑电图与振荡电光相关事件和运动行为的模拟同步的模块化装置和方法

技术领域

[0001] 根据本发明的装置旨在使任何数字设备记录的脑电图 (EEG) 与物理事件 (感觉、视觉或听觉刺激) 和行为事件 (运动反应, 声音响应) 同步, 实现 EEG 信号调解使诱发电位或事件相关电位可视化的目的, 是神经科学、神经病学和精神病理学临床研究中的重要研究课题。本发明可使任何数字 EEG 设备转换成可记录诱发电位的设备。本发明还提供了一种用于 EEG 与振荡电光相关事件和运动行为的模拟同步的方法。

背景技术

[0002] 诱发电位 (PE) 是通过各种事件 (例如内源性认知过程, 或与行为反应同步的感觉刺激) 从神经系统诱发的电生理学反应。目前有两种可选方法可用于实现诱发电位:

[0003] -使用专用设备 (例如由 **Nicolet®**, **Nihon Kohden®** 和 **Neurotec®** 制造商制造的设备) 来实现诱发电位。尽管这些设备产生的测试质量很高, 但由于它们是设计用于提供医疗护理, 且几乎没有刺激协议的系统, 从而妨碍了测试的定制。因此, 此类设备对于研究目的的用处很小。这些设备非常昂贵 (比同一制造商制造的脑电图设备更昂贵), 并且通道很少 (平均四个)。设备价格还会因更多通道而急剧上涨。

[0004] -使用链接到计算机系统的数字脑电图设备的方法, 例如以下计算机系统:

[0005] -**Psychotoolbox-MatLab®**, **CORTEX®** 和 **Presentation®**。这些计算机系统产生用于获得诱发电位的刺激方案, 该诱发电位与可编程触发器并行, 与这些协议中的事件同步, 并且通过计算机上的出口端口发送到 EEG 设备。这些系统仅适用于科学研究, 原因如下: 这些系统高度复杂, 通常需要实验室中具有丰富专业知识和专业资格的技术人员来安装、维护、操作和编程; 同步误差, 该同步误差可能由编程错误甚至是极其复杂的操作系统 (如 **Windows®**) 固有的计算机问题导致的, 可对软件-硬件-EEG 交互的准确时间产生不利影响。所有这些变量都破坏了使用这种方法进行医疗保健的可行性。

[0006] 现有技术需要开发一种权威和创新概念的技术, 以实现神经生理学事件协议 (诱发电位), 并确保: 事件和信号的准确同步; 程序易于实施; 低成本; 以及可由已有的或将要实施的无数的脑电图仪普遍接入, 进行诱发电位测试。

发明内容

[0007] 本发明的目的是, 在神经科学和用于临床神经生理学的诱发电位研究协议中, 提供刺激呈现时刻和对这些刺激的响应的准确标记, 而不需配备具有刺激管理应用的计算机系统。

[0008] 本发明提供了一种方法和一种装置, 其允许感觉刺激和脑电图 (EEG) 之间的同步, 以获得诱发电位。

[0009] 由本发明得到的装置通过使用普通 EEG 设备, 将提交给对象的事件 (或行为事件) 转换为模拟信号, 来获得事件相关电位 (诱发电位), 该模拟信号使这些事件和脑电图的记

录同步,在诱发电位波中产生可信赖的潜伏期。

[0010] 由本发明得到的装置可使任何数字设备记录的脑电图 (EEG) 或通过模拟-数字转换记录的脑电图 (EEG) 与下列事件的同步: (1) 由任何光源,例如太阳、液晶显示器 (LCD)、阴极射线管 (CRT)、电影投影以及所有类型的灯和所有类型的发光二极管 (LED) 发射的光,该光为可见光谱内的任何颜色 (波长)、可具有任何强度; (2) 任何频率、电压和电流的电振荡,源自下列装置: (2.a) 模拟或数字电子声源的出口 (到单声道或立体声的扬声器、耳机或放大器的电信号出口); (2.b) 将另一物理事件转变为电事件的转换装置 (电压、振动、声音、压力、温度、湿度、流量或任何生物事件的变换器); (2.c) 电信号调节装置 (放大器或变压器); 以及 (2.d) 皮肤阻抗测量装置,使或不使相应的电信号再现到并行出口上; 以及 (3) 在所有四肢中,单独或成对的行为运动反应,通过下列方式主动生成: 激活开关装置; 产生方形电包络波 (即触发), 方形电包络波在长度上变化, 以便及时划分事件; 通过 EEG 设备的 DC 通道 (电压在 -5V 和 +5V 之间) 或 AC 通道 (例如, -50mV 到 +50mV) 将这些触发传输到 EEG 设备, 这些触发与生物信号同时记录在脑电图上。

[0011] 通过本发明的装置,可产生 EEG 信号调节,实现在将其记录之后使诱发电位或事件相关电位可视化的目的,并可作为神经科学研究和神经学、精神病理学的临床研究的主题。本发明可将任何数字 EEG 设备转变成可记录诱发电位的设备。

[0012] 本发明的诸多优点中,需要说明的是:

[0013] -由于标记是直接通过呈现的刺激和患者产生的响应获取,因此,延迟都是固定并已知的,且延迟仅由电子信号的传播时间定义,在分析的后期阶段可以容易地通过软件抵消;

[0014] -通过触发信号的模拟生成电路,信号是通过直接引入 DC 甚至 AC 通道来定义;

[0015] -任何数字 EEG 设备可以用作离线诱发电位 (ERP) 设备,其可以使中、长潜伏期诱发电位在神经学临床实践中更受欢迎,传播了一种用于神经系统中功能研究的低成本安全技术 (例如可用于脱髓鞘疾病患者的监测和视觉呼吸道病变的诊断); 以及,

[0016] -不需要刺激管理应用。任何软件,甚至记录在媒体文件中的一系列促进因素可用于刺激。

[0017] 本发明提出了一种新颖的功能概念,该功能概念在于 EEG 信号与物理和行为事件的模拟同步,以通过链接到 EEG 并且在该单元外部的设备获得诱发电位。

[0018] 这里给出的装置示例性的说明了本发明的实施方式,该装置使用普通数字 EEG 设备获得事件相关电位 (诱发电位), 通过以下方式获得: 对提交给对象的事件的电子处理 (光电池转换的光刺激或源自声音设备出口的电子振荡)、其他物理事件的转换、调节、以及模拟信号中与此类事件或行为事件 (上肢和/或下肢的运动反应) 相关的生物信号或皮肤阻抗测量, 该模拟信号使这些事件和脑电图记录同步, 以便更容易地检查精确的诱发电位波潜伏期, 这是由于触发标记直接源自所呈现的刺激的模拟处理和患者产生的反应。模拟处理时间固有的延迟是固定的、已知的, 并且仅由电子信号传播时间定义, 因此可以在后分析阶段容易地通过软件抵消。利用触发的模拟生成电路, 通过直接引入 DC, 甚至 AC 通道来定义信号, 这意味着任何数字 EEG 设备都可用于诱发电位的离线处理。由于数字 EEG 设备具有相对较低的模拟-数字转换时间 (每秒 1000 点或更少), 因此使用此传统设备只能安全地分析中、长潜伏期的诱发电位 (大于 50ms)。要注意的是, 这种方法适用于检测视觉、中潜伏期的听觉

和认知诱发电位(内源性的、与运动反应有关),从而传播安全和低成本的功能技术,以在研究活动以及医疗保健期间检查中枢神经系统(例如,其对于脱髓鞘疾病患者的监测、视觉系统改变的评估以及认知疾病进展的研究非常有用);不需要非常昂贵的专用设备和具有刺激管理应用的计算机系统。任何软件,甚至是记录在媒体文件中一系列促进因素都可以用于刺激。

附图说明

[0019] 图1A和1B提供了在优选实施例中根据本发明的装置的大体的结构示意图。

[0020] 图2.1,2.2和2.3提供了根据本发明的标准装置的顶板和背板中的必要元件的结构示意图,该示意图用虚线示出了系统到模块的功能划分。

[0021] 图3示出了根据本发明的装置的按钮单元。

[0022] 图4概念性地说明了本发明的功能。

[0023] 图5在概念框中示出了本发明的功能,可以是概括的或者起到该作用的任何电路。

[0024] 图6示出了一种根据本发明的模块化装置。

具体实施方式

[0025] 以下给出了根据本发明的装置的基本元件。

[0026] 根据本发明的装置为模块化设备,具有三种类型的功能模块:运动响应处理模块(A,如图2.1所示);电振荡处理模块(B,如图2.1所示);和光处理模块(C,如图2.1所示)。模块D为供电和控制模块,包括电源开关、电源输入和电压安全控制器(保险丝),模块D可将电力分配给上述三个(或更多)功能模块。

[0027] 根据本发明的装置的单元可以以定制的方式包括所需数量的功能模块。例如,两个模块B,一个模块A和两个模块C。由于模块A和B各具有两个输入通道,在单个通道内的出口处产生具有不同振幅水平的触发波,可指示在一个、另一个或两个模块的输入通道中是否存在响应或者是否存在刺激。

[0028] 为了说明本发明的操作,该装置(在此描述)设置了一个单元,该单元具有三个功能模块(具有五个输入通道和三个输出通道,它们一起产生五个单独的响应模式),这种配置将满足大部分需求。然而,还可以用单个电路板通过将功能模块并排排列在一个水平面上(保持设备的厚度)来建立其他配置。在附图的参考中更详细地给出了进一步的解释。

[0029] 图1中的附图标记表示根据本发明的装置的单元,该单元具有A,B和C三种类型的模块各一个。图1表示本发明的优选模式,示出了以下结构元件:

[0030] (1) 外壳盖:由金属或塑料材料制成的板,形成装置外壳的顶部和侧面,并具有用于4a-c开关的顶部开口。

[0031] (2) 外壳主体:由外壳的外前、后及下部分组成,具有装置所有的插头和出口,并容纳有装置的电路板。主体侧面有螺钉,用于将外壳盖固定到位。在外壳主体上沿着装置的长度设置一个横杆,该横杆固定在4a-c选择开关所在的侧面上。

[0032] (3) 按钮单元:由两个按钮组成,用于输入运动响应。

[0033] (4) a-c开关:在每个外部功能模块(a-运动响应模块;b-电振荡模块;和c-光检测模块)的出口处选择电压电平,如果选择DC,则输出电压在-5V和+5V之间变化(用于进入EEG

设备的DC通道);如果选择AC,则输出电压在-50mV和+50mV之间变化(用于进入EEG设备的AC通道,或用于进入EEG通道)。

[0034] (5) 电源:该装置使用带开关的常规电源,交流电流输入为100-240V,50-60Hz,连续电流输出不超过12V和1000mA。

[0035] (6) 螺纹保险丝口。

[0036] (7) 电源开关。

[0037] (8) 螺钉a-d:用于将装置的盖子安装到其主体上。

[0038] (9) 光电池输入电缆。

[0039] (10) 吸盘:通过吸盘将光电池连接到光滑表面(例如LCD或CRT屏幕)。必要时,允许光电池通过任何其他方式(例如胶带)连接到任何其他类型的表面。

[0040] (11) 光电池:在装置上,使用一个能够采集广谱可见光能量的具有电流开断能力的光电池。

[0041] (12) 功能模块触发输出表:EEG设备上具有连接到DC和AC通道的电缆,该实施例装置上的标准出口是P1单声道类型。许多类型的设备使用不同的连接器(例如RCA),在这种情况下,需要在市场上容易地找到适配器(rabichos)来使用本发明的装置。

[0042] (13) 电子振荡输入表:设置有立体声P2连接器,以便直接连接到许多不同类型设备(从计算机到电视机、mp3以及DVD播放器)上的音频出口(扬声器输出),并且使用此模块来同步声音刺激。为了连接其它设备,可能需要适配器,甚至信号调节器(信号调节器用于来自传感器或其它测量设备/生物检查的电振荡)。

[0043] 图2.1示出了根据本发明的装置的顶板的结构示意图。虚线表示构成优选配置的四个模块的假想分区,该四个模块具有三个功能模块(A:运动响应模块、B:电振荡模块以及C:光检测模块)和供电模块(D),并构成装置的整个前部,如图1所示。需要注意的是,各模块的开关(对应图01中的开关4a-c)定义了每个模块的输出电压范围:在AC位置,电压范围与数字EEG设备的标准兼容(不超过50mV至+50mV),而在DC位置,电压范围为-5V到+5V。箭头表示每个功能模块的入口和出口的数量。

[0044] 图2.2示出了优选实施例中装置(参见图2.1)的后视图,包括装置信号入口和出口。所有出口都是具有与输入信号相同的持续时间的方波,其范围取决于它们是用于DC还是AC通道(由选择开关4a到c的位置定义)。具体地,附图中的元件为:

[0045] (1) 行为响应入口:两个单参考通道,通过立体声连接器(两相,其中一个为中性相)连接到按钮单元(见图3)。

[0046] (2) 电振荡入口:两个单参考输入通道,带有立体声连接器(两相,其中一个为中性相),可检测低于100Hz的振荡作为单独事件,检测超过100Hz(与大多数声波兼容的频率)的振荡作为单一事件。

[0047] (3) 光电池入口。

[0048] (4) 运动响应模块触发出口:按下按钮1(通道1)会产生+3V的正波(如果在相应的开关4上选择了AC选项,则为+30mV,见图1);按下按钮2(通道2)会产生+2V的正波(如果选择AC选项,则为+20mV);同时按下两个按钮会产生+5V的正波(如果选择AC选项,则为+50mV)。

[0049] (5) 电振荡模块触发出口:在事件期间,检测电振荡事件在右侧、左侧或两个输入通道产生2V、3V或5V的波(相应地AC选项为20、30或50mV),设定的响应潜伏期(在第一次振

荡的峰值和最大触发电压之间测量到的)为4mseg(持续10mseg或更多的四次振荡)或3mseg(持续小于10mseg的四次振荡)。

[0050] (6)电振荡出口:可以再现来自两个通道的相应输入信号的立体声连接插座。对于与其它设备共享信号或激活扬声器(扬声器、耳机等)非常有用。

[0051] (7)光模块触发出出口:光模块产生5V的触发波(AC选项为50mV),延迟设置为最大电压2mseg。在不活动的阈值上,光脉冲的最大检测频率是30Hz或更高。对于氙灯闪烁(颜色6500K,30cd/m²/W,脉冲持续时间:20ps),最大检测频率为60Hz或更高。对于以60Hz(我们的标准)工作的LCD或CRT显示器,最大刺激频率为30Hz(一个光周期,一个暗周期)。见图8。

[0052] 图2.3提供了优选实施例中的装置背面的主视图,具有控制元件和模块D输入。具体来说,这个图中的元件为:

[0053] (1)螺纹保险丝端口。

[0054] (2)电源开关。

[0055] (3)电源线输入:来自电源(见图1)。

[0056] 图03示出了适用于根据本发明的装置上的优选按钮单元。每个按钮都是一个通道(通道1,左按钮;通道2,右按钮)。请注意输出电缆带有双通道连接器(立体声)。优选按钮单元的重量轻(0.5kg以下),按钮大,非常适合手和大脚趾使用。该按钮单元可以更广泛的变化,以用于脚的行为响应。

[0057] 图04示出了根据本发明的装置的功能模式的示意图,用于对该装置的功能的大致的理解。通过使用任何应用程序(软件),甚至在媒体播放器上播放的媒体文件(例如音频文件或诸如*avi或*mp4等格式的视频文件,如图所示),将刺激模式呈现给诱发电位正在评估的对象。利用刺激图案,沿着边缘的小区域在白色和黑色之间交替(直箭头指示光的存在与否),白色和黑色取决于目标图案场中的光逆转,通过光检测模块将这些图案的交替同步。在脑电图上,根据本发明的装置“标记”每次逆转的时刻(参见曲线箭头),以便根据由该逆转图案提供的视觉刺激研究诱发电位。具有方波的虚线表示从装置通过DC通道(来自光检测模型的触发信号通过其进入EEG设备)发送的、覆盖在脑电图上的图形信号。实线为EEG读数。

[0058] 图05示出了本发明的功能框图:

[0059] 图5.A描述了运动响应处理模块的功能。按下按钮单元上的右和/或左按钮会触发V1和/或V2电压信号发生器,该电压信号根据选择器开关位置以方波的形式(与按下按钮的持续时间相同)在与DC或AC通道兼容的电压下进行传输($\div 100$)。

[0060] 图5-B描述了电振荡处理模块的功能。通过通道1和/或通道2进入的电信号穿过包络检测器,该包络检测器产生V1和/或V2电压信号,并且该电压信号根据选择器开关位置以方波的形式(与输入通道中的电振荡的持续时间相同)在与DC或AC通道兼容的电压下进行传输($\div 100$)。并行地,重复系统将通道1和2中的信号发送到电振荡输出。

[0061] 图5-C描述了光处理模块的功能。来自光电池的电信号通过阈值检测器,所述阈值检测器产生V1电压信号,该电压信号根据选择器开关位置以方波的形式(与激活光电池的光信号的持续时间相同)在与DC或AC通道兼容的电压下进行传输($\div 100$)。

[0062] 图06示出了在优选的示例中根据本发明的模块化装置的三个模块:运动响应处理模块(3),电振荡处理模块(2)和光处理模块(1)。附图中呈现了在完成测试的对象的检查期

间,根据本发明的装置的应用示意图,在测试中显示图片(通过光处理模块与EEG[4]同步)和声音(通过电振荡处理模块与EEG同步),并且通过运动响应处理模块收集运动响应(与EEG同步)。

[0063] 因此,这里描述的装置可以定义和记录直接取自所呈现的刺激的和由患者仅通过电子信号传播时间产生的响应。

[0064] 尽管参考具体实例详细描述了本发明,但是显然地,本领域的任何专业人员可以在不脱离其精神和范围的情况下进行许多改变和修改。

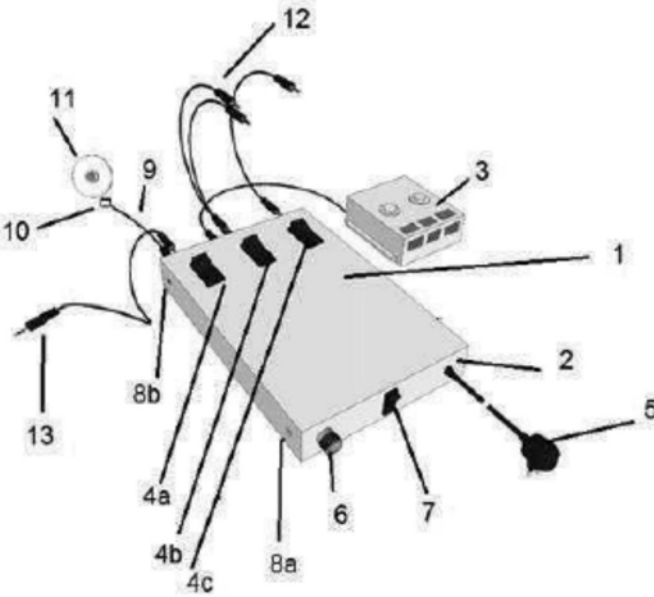


图1A

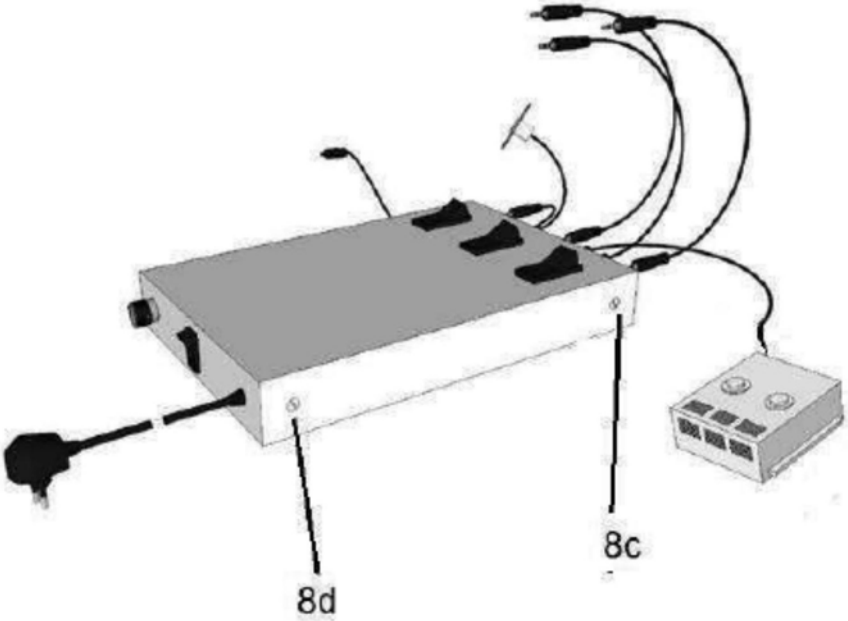


图1B

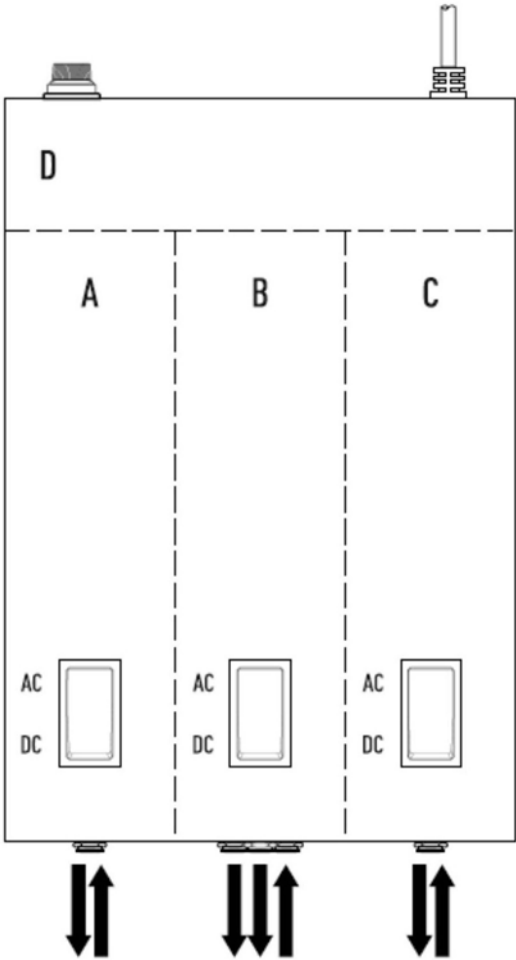


图2.1

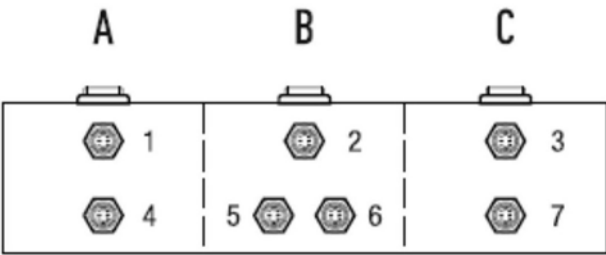


图2.2

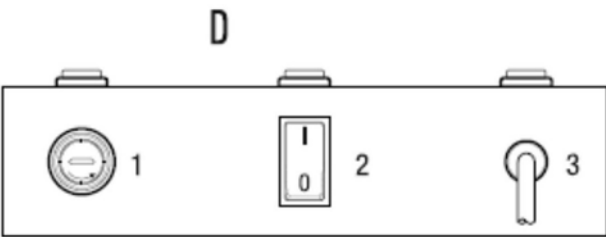


图2.3

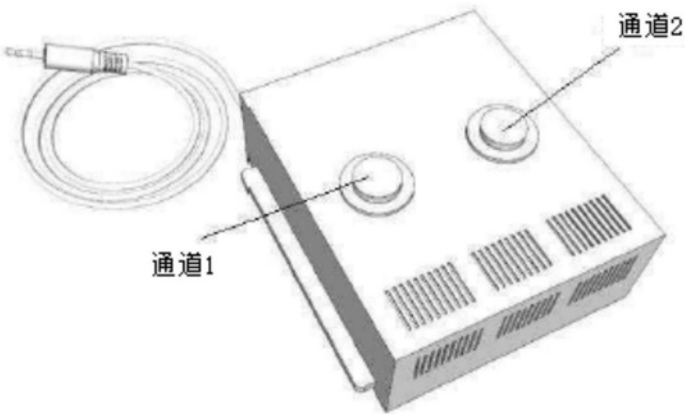


图3

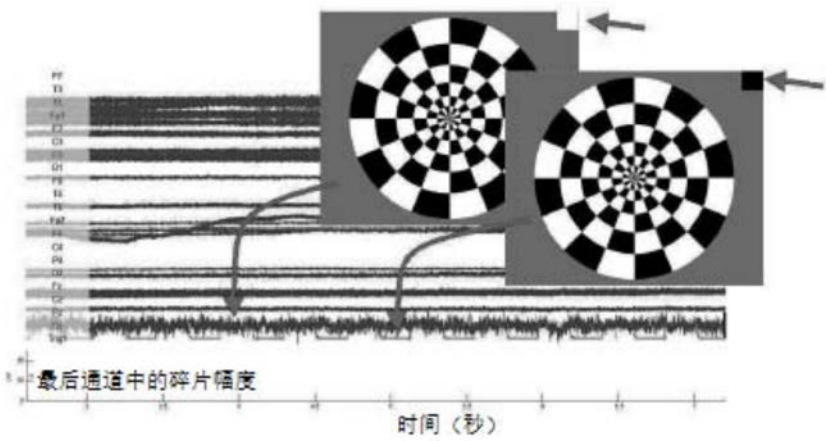


图4

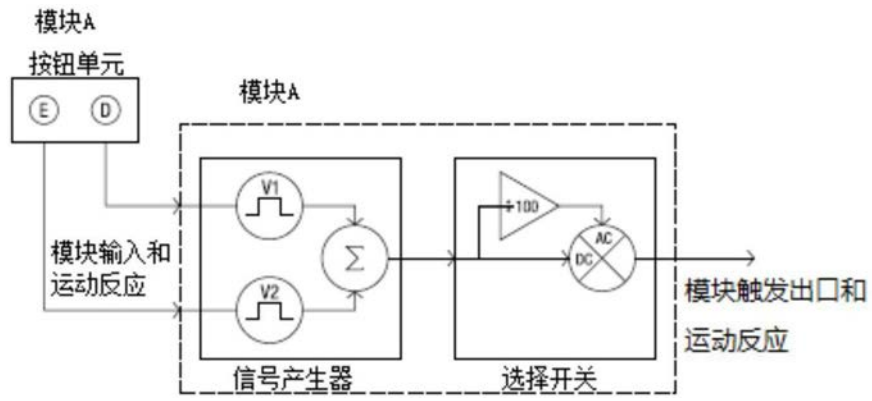


图5A

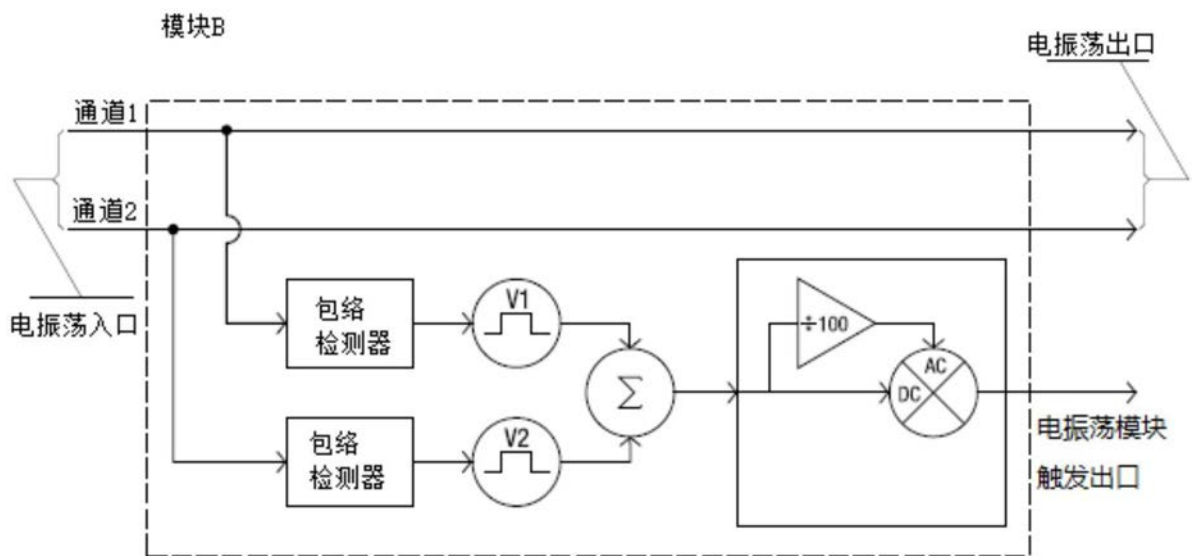


图5B

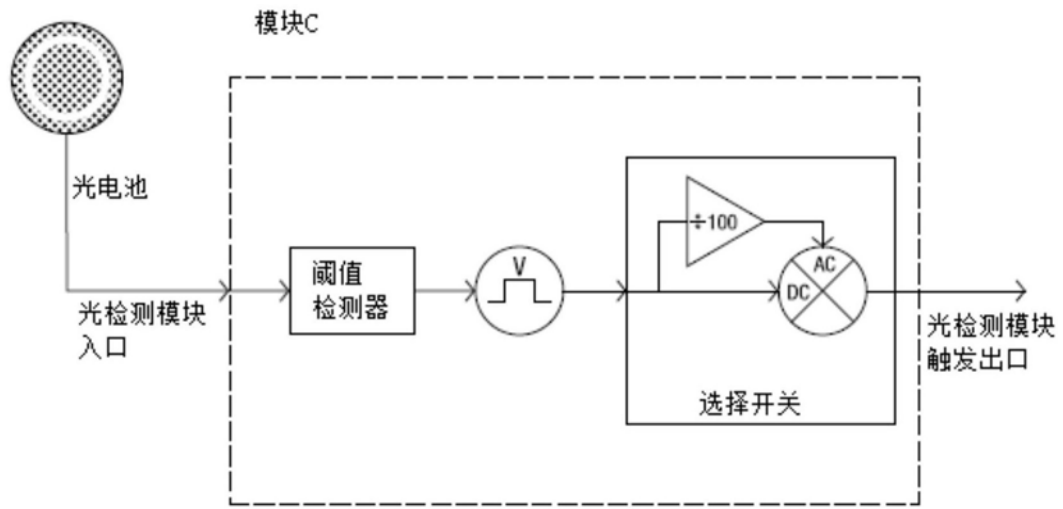


图5C

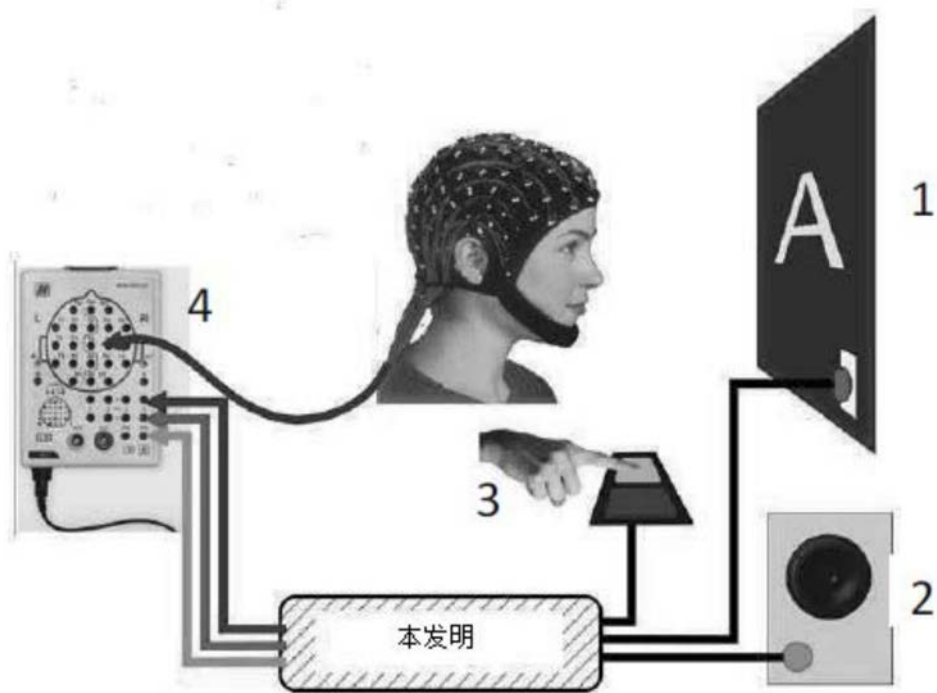


图6

专利名称(译)	用于脑电图与振荡电光相关事件和运动行为的模拟同步的模块化装置和方法		
公开(公告)号	CN109069052A	公开(公告)日	2018-12-21
申请号	CN201780018379.0	申请日	2017-03-17
[标]发明人	迪米特里·马奎斯·阿布拉莫夫 保罗·里卡多·盖尔哈诺尼 马科斯·安东尼奥·迪亚斯·利马 卡洛斯·亨里克·金塔尼亚·马丁斯		
发明人	迪米特里·马奎斯·阿布拉莫夫 保罗·里卡多·盖尔哈诺尼 马科斯·安东尼奥·迪亚斯·利马 卡洛斯·亨里克·金塔尼亚·马丁斯		
IPC分类号	A61B5/0484 A61B5/00 A61B5/16 G16H50/20 A61B5/05		
优先权	102016006010 2016-03-18 BR		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种装置，其旨在使任何数字设备记录的脑电图(EEG)与物理事件(感觉、视觉或听觉刺激)和行为事件(运动反应，声音响应)的同步，实现EEG信号调解使诱发电位或事件相关电位可视化的目的，是神经科学、神经病学和精神病理学临床研究中的重要研究课题。本发明可使将任何数字EEG设备转换成可记录诱发电位的设备。本发明还提供了一种用于EEG与振荡电光相关事件和运动行为的模拟同步的方法。

