



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108459282 A

(43)申请公布日 2018.08.28

(21)申请号 201810093450.8

(22)申请日 2018.01.30

(71)申请人 中国科学院生物物理研究所
地址 100101 北京市朝阳区大屯路15号

(72)发明人 王帆 卓彦

(74)专利代理机构 中科专利商标代理有限责任
公司 11021

代理人 喻颖

(51)Int.Cl.

G01R 33/022(2006.01)

G01R 33/032(2006.01)

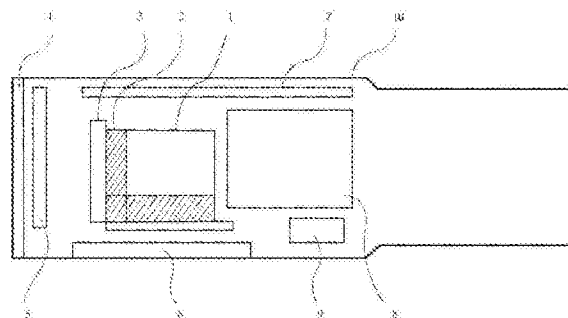
权利要求书2页 说明书6页 附图2页

(54)发明名称

基于原子磁强计/磁梯度计的脑磁图检测装置及方法

(57)摘要

一种原子磁强计/磁梯度计,其包括:至少一个探测气室,其内充满碱金属蒸汽;一激光光源,发出激发光束和探测光束照射探测气室,激发光束用于使探测气室中的碱金属蒸汽极化,探测光束作为偏振光通过所述碱金属蒸汽后到达偏振检测装置;调制线圈,对碱金属蒸汽产生已知强度的调制磁场;以及偏振检测装置,接收探测光束,根据经调制磁场叠加的待测量磁场下探测光束的偏振角变化信息,获取待测量磁场的磁场强度或磁场梯度的检测信号。进一步提供了基于上述原子磁强计/磁梯度计的脑磁检测装置和方法。本发明基于分立的原子磁强计/磁梯度计,实现了可穿戴式多通道的脑磁信号检测。



1. 一种原子磁强计/磁梯度计,其包括:
至少一个探测气室,其内充满碱金属蒸汽;
一激光光源,发出激发光束和探测光束照射所述探测气室,其中,激发光束用于使探测气室中的碱金属蒸汽极化,探测光束作为偏振光通过所述碱金属蒸汽后到达偏振检测装置;
调制线圈,对所述碱金属蒸汽产生已知强度的调制磁场;以及
偏振检测装置,接收所述探测光束,根据经已知强度的调制磁场叠加的待测量磁场下探测光束的偏振角变化信息,获取待测量磁场的磁场强度或磁场梯度的检测信号。
2. 根据权利要求1所述的原子磁强计/磁梯度计,其特征在于,所述原子磁强计/磁梯度计还包括:
光学反射镜,设置于探测气室的轴向壁和其中一个侧切向壁上,用于导出探测光束;
无磁加热线圈,设置于光学反射镜的外部,用于对探测气室进行加热;以及
反射镜系统,用于改变激光光源发出的激发光束和探测光束的光路,使其照射至探测气室中。
3. 根据权利要求1所述的原子磁强计/磁梯度计,其特征在于,所述调制线圈有两个,分别位于原子磁强计/磁梯度计的轴向和径向。
4. 根据权利要求1所述的原子磁强计/磁梯度计,其特征在于:
所述原子磁强计/磁梯度计的外壳为射频屏蔽材料制成;
所述原子磁强计/磁梯度计的端部设置有用于隔热的热绝缘层。
5. 一种基于原子磁强计/磁梯度计的脑磁图检测装置,包括:
可穿戴式支架,能够固定于测试者的头部,该支架上设置有若干原子磁强计/磁梯度计固定位;
若干如权利要求1至4任意一项所述的原子磁强计/磁梯度计,在所述原子磁强计/磁梯度计固定位内插入固定,各原子磁强计/磁梯度计的调制线圈之间具有不同的工作频率;以及
数据采集和处理装置,电性连接至所述原子磁强计/磁梯度计,用于采集若干原子磁强计或原子磁梯度计偏振检测装置输出的检测信号,并根据所述检测信号对脑磁源进行定位。
6. 根据权利要求5所述的脑磁图检测装置,其特征在于:
所述可穿戴式支架由刚性非磁性材料制成,所述刚性非磁性材料为光敏增韧树脂或纳米陶瓷材料;
所述原子磁强计/磁梯度计在所述可穿戴式支架上的插入深度可调,并且所述原子磁强计/磁梯度计的外壳上设置有用于读取插入深度的刻度。
7. 根据权利要求5所述的脑磁图检测装置,其特征在于,所述可穿戴式支架与所述原子磁强计/磁梯度计之间为过盈配合连接。
8. 根据权利要求5所述的脑磁图检测装置,其特征在于,所述数据采集和处理装置包括:
控制和采集设备,用于对多个原子磁强计/磁梯度计进行同步控制并采集原子磁强计/磁梯度计偏振检测装置输出的检测信号;以及

数据存储和处理设备,用于对控制和采集设备输出的原始数据进行存储和处理计算,结合原子磁强计/磁梯度计的空间位置对脑磁源进行定位。

9. 根据权利要求5所述的脑磁图检测装置,其特征在于,所述脑磁图检测装置还包括:
磁屏蔽装置,用于隔绝外部电磁噪声;以及
磁探测器,位于所述磁屏蔽装置内远离可穿戴支架的位置,设置方向为三轴垂直方向,用于测量背景参照磁场强度。

10. 一种使用如权利要求5至9任意一项所述的脑磁图检测装置进行脑磁图检测的方法,包括:

步骤A:选择合适尺寸的可穿戴支架固定于测试者的头部,标定可穿戴支架上原子磁强计/磁梯度计固定位置以及测试者头部的外形轮廓点;

步骤B:插入若干原子磁强计/磁梯度计,使其末端贴近头皮,读取插入深度,以确定探测气室相对于可穿戴支架的位置;

步骤C:使用若干原子磁强计/磁梯度计进行脑磁信号同步采集,采集过程中,各原子磁强计/磁梯度计的调制线圈使用不同的工作频率,并对可穿戴支架的方向和位置进行实时追踪记录;

步骤D:结合脑磁信号和探测气室的空间位置对脑磁源进行定位。

基于原子磁强计/磁梯度计的脑磁图检测装置及方法

技术领域

[0001] 本发明涉及脑磁成像技术领域,尤其涉及一种基于原子磁强计/磁梯度计的脑磁图检测装置及方法。

背景技术

[0002] 脑磁图(MEG)是一种用于检测脑内神经电活动产生的极弱磁信号的方法。脑磁图的时间分辨率很高,能达到1ms以下,且高频电活动相关的磁信号不会在传出大脑的过程中衰减掉,脑磁图同时具备较好的空间分辨率(毫米级)和极高的空间准确性(不同人体组织的磁导率基本一致,不会对磁场造成扭曲)。由于其高时空分辨率的特点,脑磁图不仅是一种研究脑内神经活动机理和临床癫痫等疾病诊断方面有效的技术手段,而且其极高的传输带宽使其成为脑机界面领域最有前景的无创脑机接口技术手段。

[0003] 然而,脑磁信号极其微弱(fT量级),目前脑磁测量设备均为使用液氦的低温超导量子干涉(SQUID)磁强计及相应的磁梯度计。SQUID磁强计不仅大量消耗的昂贵的液氦使得传统脑磁图设备的建造和运行成本居高不下,而且其灵敏度提升受制于微加工工艺水平、杜瓦瓶本底噪声以及液氦沸腾导致的热噪音等物理因素影响。同时固定式的SQUID磁强计阵列使得一台脑磁图仅仅可以适配于某一特定大小和形状的头部分形,如进行成年人,儿童,婴儿和实验动物的脑磁记录,需要购置不同探测器阵列布置直径的脑磁图设备,成本极高,使用效率低下。随着原子物理和量子光学方面的现和突破,光学原子磁强计在近些年有了迅速的发展,在灵敏度和其它磁场测量特性上都有巨大的提高,特别是基于原子自旋效应的SERF(无自旋交换弛豫)原子磁强目前极限灵敏度已超越SQUID,使磁场测量精度从飞特级进入亚飞特级,其理论灵敏度可达0.1fT。由于原子磁强计拥有更高的灵敏度,更小的体积,同时不需要液氮或液氦制冷等优点,超高灵敏原子磁强计在有望替代SQUID磁强计成为新一代脑磁测量装置,并对脑磁图在脑科学研究,临床神经疾病诊断和脑机界面等应用领域中的大范围推广,提供了可行的技术条件。

[0004] 目前虽然对于基于光学原子磁强计和磁梯度计的脑磁图设备已经有相关的实验室研究和测试,但是仍存在以下问题:

[0005] 首先,用于搭载光学原子磁强计/磁梯度计的刚性支架需要紧贴人的头部分形,以对原子磁强计/磁梯度计准确定位,一般可通过3D打印该刚性支架,使得针对每个人特定大小和形状的头部分形需要适配不同尺寸、形状的刚性支架,成本较高;而类似脑电帽结构的柔性支架则会由于头部运动引起探测器空间位置误差。

[0006] 其次,目前并没有真正进行多通道并行采集的样机,也没有基于技术和工艺上已经成熟可量产的磁强计,磁梯度计探测器方案的研究用或临床用实用化脑磁图检测设备或检测方法。

发明内容

[0007] 有鉴于此,本发明的主要目的在于提供一种基于原子磁强计/磁梯度计的脑磁图

检测装置及方法,以期至少部分地解决上述提及的技术问题中的至少之一。

[0008] 为实现上述目的,本发明的技术方案如下:

[0009] 作为本发明的一个方面,提供一种原子磁强计/磁梯度计,其包括:至少一个探测气室,其内充满碱金属蒸汽;一激光光源,发出激发光束和探测光束照射探测气室,其中,激发光束用于使探测气室中的碱金属蒸汽极化,探测光束作为偏振光通过所述碱金属蒸汽后到达偏振检测装置;调制线圈,对所述碱金属蒸汽产生已知强度的调制磁场;偏振检测装置,接收所述探测光束,根据经已知强度的调制磁场叠加的待测量磁场下探测光束的偏振角变化信息,获取待测量磁场的磁场强度或磁场梯度的检测信号。

[0010] 优选地,所述原子磁强计/磁梯度计还包括:光学反射镜,设置于探测气室的轴向壁和其中一个侧切向壁上,用于导出探测光束;无磁加热线圈,设置于光学反射镜的外部,用于对探测气室进行加热;以及反射镜系统,用于改变激光光源发出的激发光束和探测光束的光路,使其照射至探测气室中。

[0011] 优选地,所述原子磁强计/磁梯度计的端部设置有用于隔热的热绝缘层。

[0012] 优选地,所述原子磁强计/磁梯度计的外壳为射频屏蔽材料制成。

[0013] 优选地,所述调制线圈有两个,分别位于原子磁强计/磁梯度计的轴向和径向。

[0014] 作为本发明的再一个方面,提供一种基于原子磁强计/磁梯度计的脑磁图检测装置,包括:可穿戴式支架,能够固定于测试者的头部,该支架上设置有若干原子磁强计/磁梯度计固定位;若干如上所述的原子磁强计/磁梯度计,在所述原子磁强计/磁梯度计固定位内插入固定,各原子磁强计/磁梯度计的调制线圈之间具有不同的工作频率;以及数据采集和处理装置,电性连接至所述原子磁强计/磁梯度计,用于采集若干原子磁强计或原子磁梯度计偏振检测装置输出的检测信号,并根据所述检测信号对脑磁源进行定位。

[0015] 优选地,所述可穿戴式支架由刚性非磁性材料制成,所述刚性非磁性材料为光敏增韧树脂或纳米陶瓷材料;

[0016] 所述原子磁强计/磁梯度计在所述可穿戴式支架上的插入深度可调,并且所述原子磁强计/磁梯度计的外壳上设置有用于读取插入深度的刻度。

[0017] 优选地,所述可穿戴式支架与所述原子磁强计/磁梯度计之间为过盈配合连接。

[0018] 优选地,所述数据采集和处理装置包括:控制和采集设备,用于对多个原子磁强计/磁梯度计进行同步控制并采集原子磁强计/磁梯度计偏振检测装置输出的检测信号;以及数据存储和处理设备,用于对控制和采集设备输出的原始数据进行存储和处理计算,结合原子磁强计/磁梯度计的空间位置对脑磁源进行定位。

[0019] 优选地,所述脑磁图检测装置还包括:磁屏蔽装置,用于隔绝外部电磁噪声;以及磁探测器,位于所述磁屏蔽装置内远离可穿戴支架的位置,设置方向为三轴垂直方向,用于测量背景参照磁场强度。

[0020] 作为本发明的又一个方面,提供一种使用如上所述的脑磁图检测装置进行检测的方法,包括:

[0021] 步骤A:选择合适尺寸的可穿戴支架固定于测试者的头部,标定可穿戴支架上原子磁强计/磁梯度计固定位的位置以及测试者头部的外形轮廓点;

[0022] 步骤B:插入若干原子磁强计/磁梯度计,使其末端贴近头皮,读取插入深度,以确定探测气室相对于可穿戴支架的位置;

[0023] 步骤C:使用若干原子磁强计/磁梯度计进行脑磁信号同步采集,采集过程中,各原子磁强计/磁梯度计的调制线圈使用不同的工作频率,并对可穿戴支架的方向和位置进行实时追踪记录;

[0024] 步骤D:结合脑磁信号和探测气室的空间位置对脑磁源进行定位。

[0025] 基于上述技术方案,本发明主要有如下有益效果:

[0026] 1、通过使用带完整光源及偏振检测装置的,固定光路而非柔性光纤式的独立光学原子磁强计和磁梯度计,可以有效的消除光纤传输中光束抖动带来的信号波动,同时多个原子磁强计和磁梯度计使用通用的数据接口连接集中化数据采集设备,通过时钟同步调制线圈,并且调制线圈使用不同的工作频率,消除密集布置原子磁强计和磁梯度计时,探测器之间的相互干扰,同时方便在不同应用场景下灵活搭配和对损坏的探测器进行替换。

[0027] 2、使用刚性的可穿戴支架固定原子磁强计和梯度计,原子磁强计/磁梯度计的插入深度可调,为尺寸大小相近的头部配置一个可穿戴支架即可,针对尺寸差异较大的头部,可配置不同尺寸的支架,从而兼顾尺寸灵活性和探测器指向的固定性,避免了探测器在记录过程中指向变化导致的流向场实时补偿的问题,有效地减少了补偿过程可能带来的误差。

[0028] 3、通过使用固定在支架远离头部位置和屏蔽室内其他位置的三轴方向上的参照磁强计,记录远场磁信号用于消除背景噪声,并可通过合成梯度算法实现虚拟高阶磁梯度计,进一步提高对脑磁信号记录的信噪比。

[0029] 4、通过光学或无线电信标标记的方法,准确定位头部解剖学外形与支架的相对位置,实现对脑磁图信号与解剖学图像的快速高精度配准,避免了柔性的类似脑电帽等支撑结构带来的由于头部运动引发的探测器空间位置误差。

附图说明

[0030] 图1为本发明一实施例的可穿戴支架结构示意图;

[0031] 图2为本发明一实施例的原子磁强计结构示意图;

[0032] 图3为本发明一实施例的脑磁图检测装置结构示意图;

[0033] 图4为本发明一实施例的脑磁图检测方法流程图。

[0034] 上述附图中,附图标记含义具体如下:

[0035] 1-探测气室; 2-光学反射镜; 3-无磁加热线圈;

[0036] 4-热绝缘层; 5、6-调制线圈; 7-反射镜系统;

[0037] 8-激光光源; 9-偏振检测装置; 10-外壳;

[0038] 11-信号线; 12-磁屏蔽装置; 13-磁探测器;

[0039] 14-控制和采集设备; 15-数据存储和处理设备; 16-收紧带;

[0040] 17-固定解锁按钮; 18-固定环; 19-原子磁强计/磁梯度计;

[0041] 20-可穿戴式支架。

具体实施方式

[0042] 为使本发明的目的、技术方案和优点更加清楚明白,以下结合具体实施例,并参照附图,对本发明作进一步的详细说明。

[0043] 本发明提供了一种基于原子磁强计/磁梯度计的脑磁图检测装置及方法,提出了新的探测器固定形式,可实现批量化、模块化生产。

[0044] 根据一些实施例,本发明提供了一种原子磁强计/磁梯度计,通过紧凑的固定光路,消除了传统光纤传输中光束抖动带来的信号波动;进一步基于若干前述的原子磁强计/磁梯度计,提供了一种可穿戴式多通道并行采集的脑磁检测装置和检测方法。

[0045] 如图1所示,一种原子磁强计,其内部设置有:至少一个探测气室1,其内充满碱金属蒸汽;一激光光源8,发出激发光束和探测光束照射所述探测气室;两个调制线圈5、6,产生已知强度的调制磁场;以及偏振检测装置9,接收所述探测光束,根据其经已知强度的调制磁场叠加的待测量磁场下的偏振角变化信息,获取待测量磁场的磁场强度或磁场梯度的检测信号。

[0046] 原子磁强计在使用时,激光光源8,其发出激发光束使探测气室内的碱金属蒸汽发生极化,被极化的碱金属蒸汽在磁场中发生偏转,探测光束的偏振方向经过被极化和偏转的碱金属蒸汽后发生偏转,通过偏振检测装置9获取探测光束在经该已知强度的调制磁场叠加的待测量磁场下偏振角变化信息,并根据该偏振角获取待测量磁场的强度检测信号。

[0047] 调制线圈5、6分别在径向和轴向设置则是为了测量径向和轴向两个方向上磁场强度,当然并不局限于设置两个调制线圈,也可以只设置一个,其具体的设置和使用为本领域中的公知技术,在此不作赘述。

[0048] 该原子磁强计还包括:光学反射镜2,设置于探测气室1的轴向壁和其中一个侧切向壁上,可导出探测光束至偏振检测装置9;无磁加热线圈3,设置于光学反射镜2的外部,用于对探测气室1进行加热;以及反射镜系统7,用于改变激光光源发出的激发光束和探测光束的光路,使其照射至探测气室1中。

[0049] 在一些实施例中,上述原子磁强计的贴近人体头部的端部还设置有用于隔热的热绝缘层4,以降低探测器表面温度;原子磁强计的外壳10为射频屏蔽材料,以消除内部电子器件对相邻探测器的串扰。

[0050] 在一些实施例中,原子磁强计内探测气室1为一个,当然还可以具有多个探测气室,分别充满相同或不同碱金属蒸汽。通过在上述原子磁强计的內部结构中轴向设置或阵列设置多个探测气室,即可得到原子磁梯度计的结构,当然还可直接将上述原子磁强计进行轴向串联实现原子磁梯度计的检测效果。

[0051] 上述原子磁强计/磁梯度计由于光路短且为固定光学器件,可以有效避免使用柔性光路带来的信号扰动,可以进行一体化小型化设计和批量微组装。

[0052] 根据一些实施例,本发明提供了一种基于上述原子磁强计/磁梯度计的脑磁图检测装置,如图3所示,包括:

[0053] 可穿戴式支架20,其上设置有多条用于将可穿戴式支架固定于测试者的头部的收紧带16,该支架上设置有若干原子磁强计/磁梯度计固定位;

[0054] 若干原子磁强计或原子磁梯度计19,作为探测器,插入原子磁强计/磁梯度计固定孔位内,该原子磁强计或原子磁梯度计的外壳10上具有用于读取插入深度的刻度;以及

[0055] 数据采集和处理装置,电性连接至原子磁强计/原子磁梯度计,用于采集若干原子磁强计或原子磁梯度计偏振检测装置输出的检测信号,并根据所述检测信号对脑磁源进行定位。

[0056] 在一些实施例中,可穿戴式支架20为刚性非磁性材料,可制成一系列不同大小和形状的支架,以适配从小型实验动物到成年人的不同头部大小及形状;该非磁性刚性材料可选自如光敏增韧树脂、纳米陶瓷材料等材料,具有高刚性、高强度,可通过3D打印制备可穿戴式支架20。

[0057] 如图3所示,可穿戴式支架20上设置用于锁紧原子磁强计/磁梯度计的锁紧件,该锁紧件包括用于锁定原子磁强计/磁梯度计的固定环18,固定环18上设置有固定解锁按钮17,通过固定解锁按钮17控制固定环18的收缩与扩张,以调节与原子磁强计/磁梯度计之间的过盈配合的弹性力,进而控制原子磁强计/磁梯度计的向内插入、锁定和解锁。当然,锁紧件的结构并不限于此,只要能够实现原子磁强计/磁梯度计在原子磁强计/磁梯度计固定定位内的锁紧即可,例如可以直接将固定定位的尺寸设计为与原子磁强计/磁梯度计进行过盈配合连接亦可。

[0058] 在一些实施例中,可穿戴式支架20靠近头部的内侧设置有软垫内衬,以保证与头部接触的舒适性。可穿戴支架上还设置有能够与座椅/床位连接的支撑接口,用于在坐姿或躺姿状态下将支架连接于座椅/床位上。

[0059] 通过设置若干原子磁强计/磁梯度计,实现了多通道检测,为了消除多通道检测时各通道间的干扰,原子磁强计或原子磁梯度计19的调制线圈使用不同的工作频率,并通过共用时钟的方式进行同步脑磁信号采集。

[0060] 每个原子磁强计/磁梯度计通过信号线11连接至数据采集和处理装置,该数据采集和处理装置包括:

[0061] 控制和采集设备14,用于对多个探测器进行同步控制并采集原子磁强计/磁梯度计偏振检测装置输出的检测信号,具体地,通过时钟进行同步控制;

[0062] 数据存储和处理设备15,用于对控制和采集设备输出的原始数据进行存储和处理计算,结合原子磁强计/磁梯度计的空间位置对脑磁源进行定位,该数据存储和处理设备的功能可通过计算机来实现。

[0063] 脑磁图检测装置内还包括磁屏蔽装置12,用于隔绝外部电磁噪声;以及磁探测器13,其中:

[0064] 由于上述的脑磁检测装置组成部件体积小,且无需额外空间进行低温操作,所以可使用小型多层磁屏蔽室作为磁屏蔽装置12进行整体屏蔽,以达到中心磁场强度20nT以下,该多层磁屏蔽室可由高磁导率材料如坡莫合金、硅钢等建造。

[0065] 磁探测器13用于测量背景参照磁场,消除远场磁场影响,提高脑磁图信噪比,其在多层磁屏蔽室内远离可穿戴支架位置设置,其设置方向为三轴互相垂直方向。

[0066] 如图4所示,使用上述脑磁图检测装置进行检测的方法包括:

[0067] 步骤A:选择合适尺寸的可穿戴支架固定于测试者的头部,标定可穿戴支架上原子磁强计/磁梯度计固定定位的位置以及测试者头部的外形轮廓点;

[0068] 步骤B:插入若干原子磁强计/磁梯度计,使其末端贴近头皮,读取插入深度,以确定探测气室相对于可穿戴支架的位置;

[0069] 步骤C:使用若干原子磁强计/磁梯度计进行脑磁信号同步采集,采集过程中,各原子磁强计/磁梯度计的调制线圈使用不同的工作频率,并对可穿戴支架的方向和位置进行实时追踪记录;

[0070] 步骤D:结合脑磁信号和探测气室的空间位置对脑磁源进行定位。

[0071] 本实施例通过在现有脑磁图大型磁屏蔽室中进行四通道记录,在多通道协同工作下记录到了低至10fT以下的背景磁场噪声谱,闭眼状态alpha波和视觉诱发电位能活动,为国内首次在基于原子磁力计,磁梯度计的多通道脑磁图系统上记录到生理学信号。并在国内首次与通过基于SQUID传感器的传统脑磁图设备记录到的信号进行了对比,并行记录中,两者背景噪声误差在5%以内,重复同样的生理学过程,本实施例的新型脑磁图设备在生理学电信号的强度上相比传统脑磁图设备有着更高信噪比水平。

[0072] 以上所述的具体实施例,对本发明的目的、技术方案和有益效果进行了进一步详细说明,应理解的是,以上所述仅为本发明的具体实施例而已,并不用于限制本发明,凡在本发明的精神和原则之内,所做的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

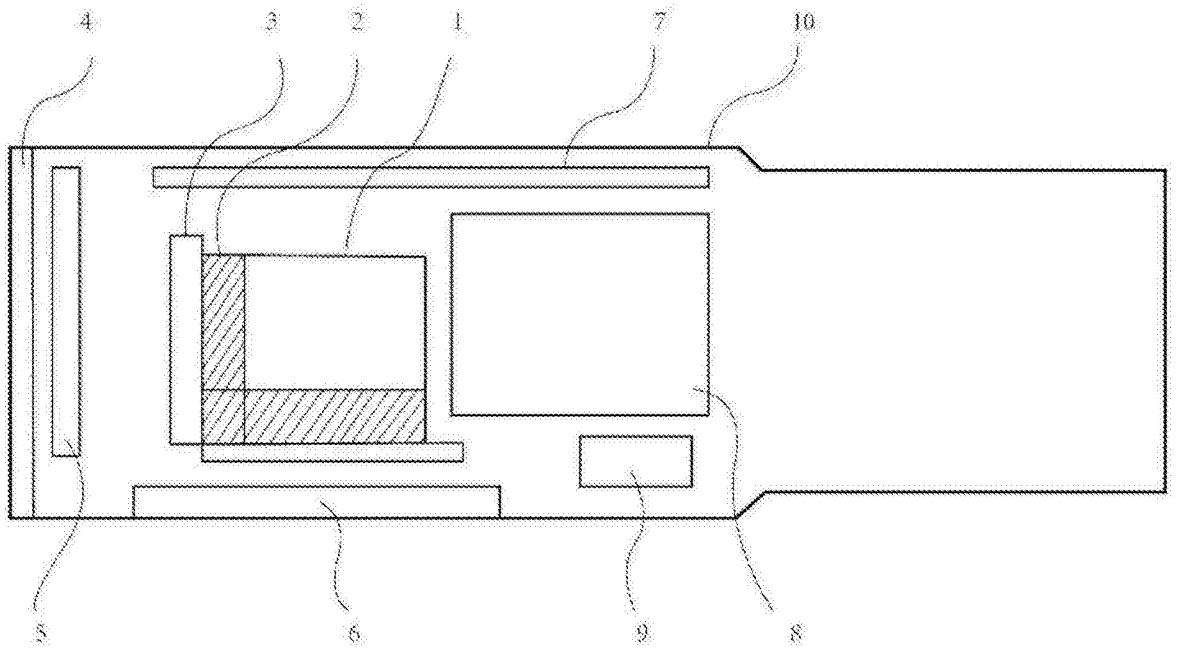


图1

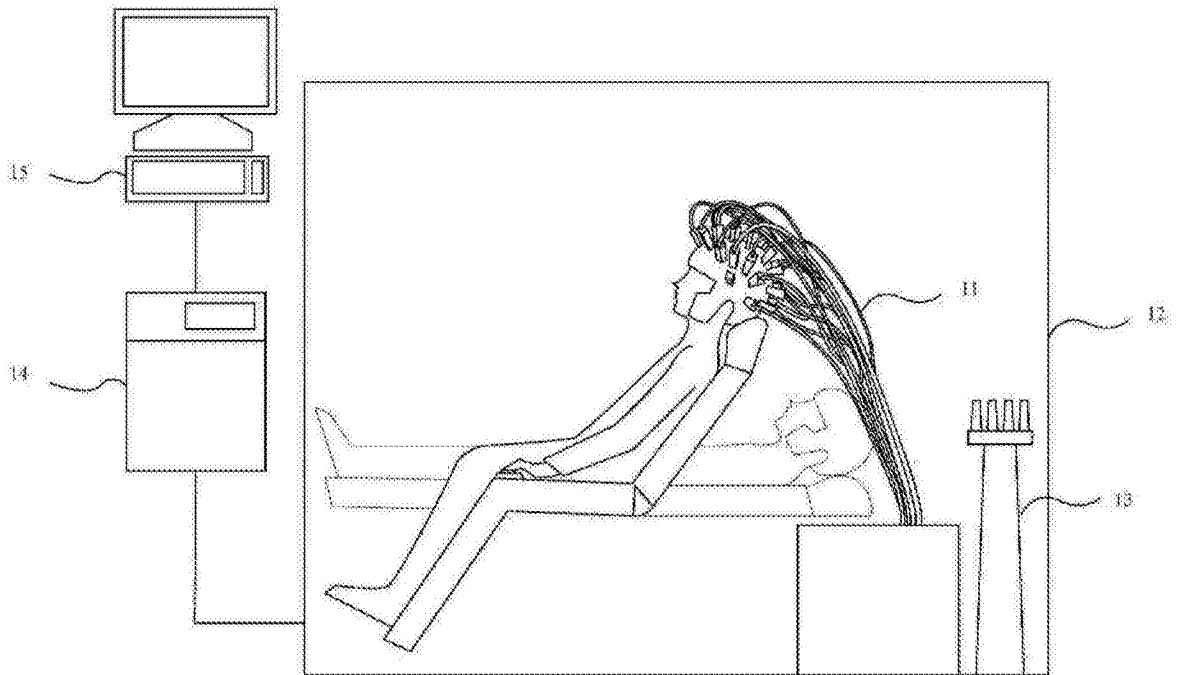


图2

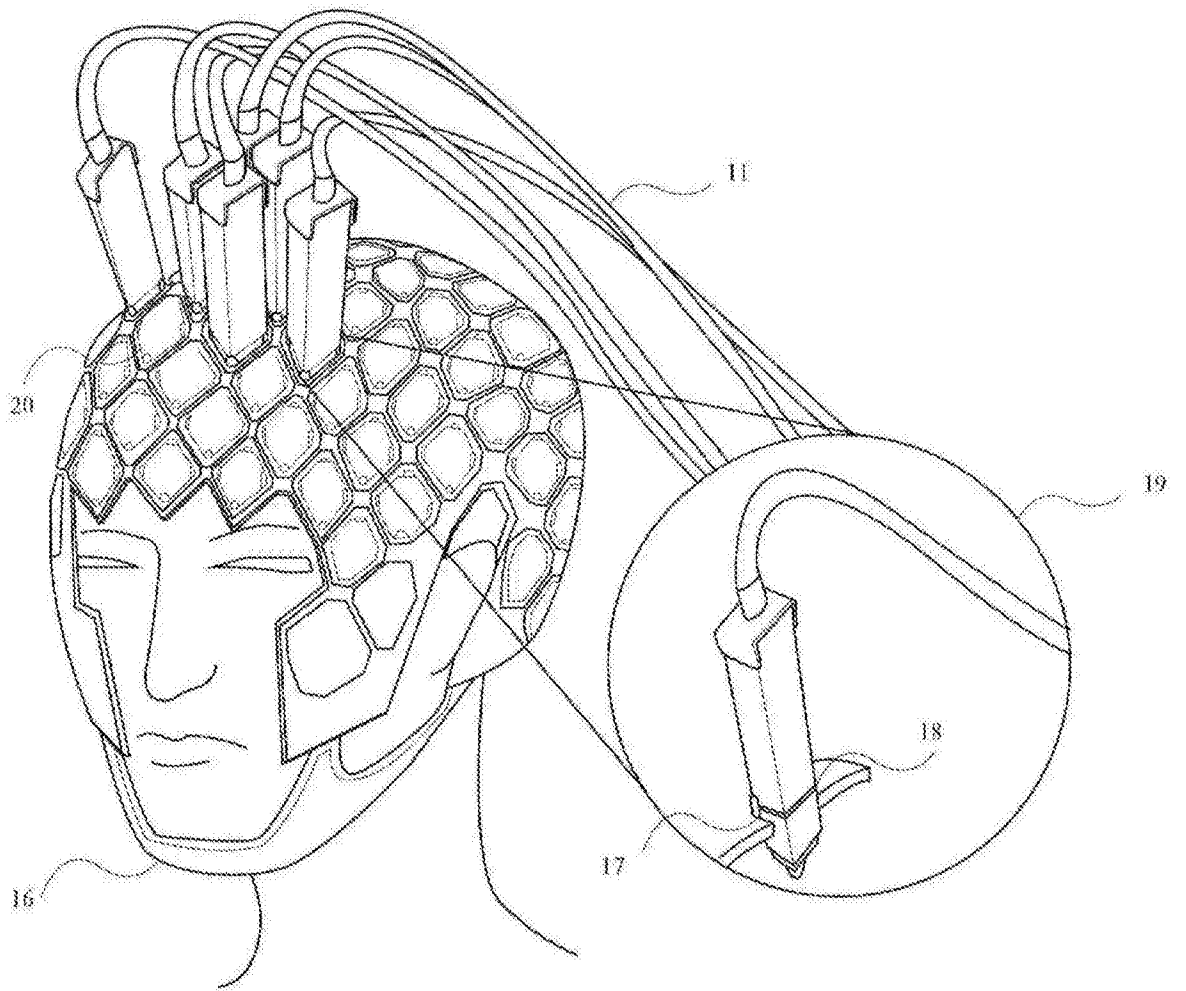


图3

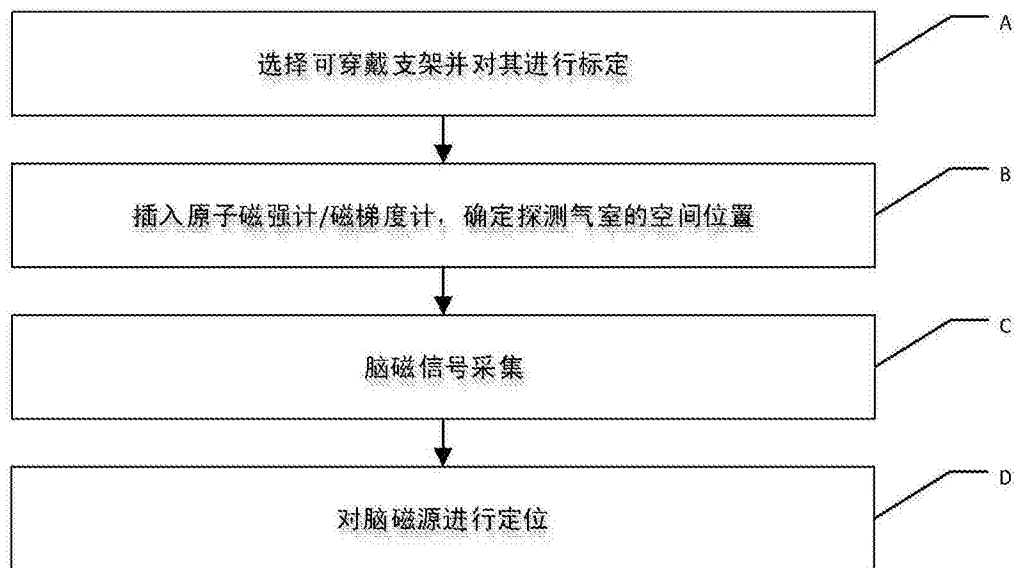


图4