



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109394181 A

(43)申请公布日 2019.03.01

(21)申请号 201811481675.7

(22)申请日 2018.12.05

(71)申请人 吉林大学

地址 130021 吉林省长春市前进大街2699号

申请人 马洪涛

(72)发明人 李丹 马洪涛

(74)专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司 11227

代理人 王宝筠

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/02(2006.01)

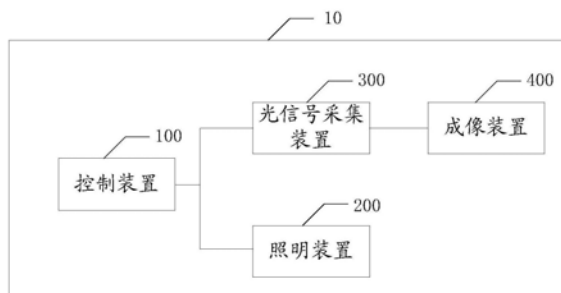
权利要求书1页 说明书8页 附图1页

(54)发明名称

一种脑部功能区域定位系统、方法以及可移动设备

(57)摘要

本申请提供了一种脑部功能区域定位系统,该系统包括:控制装置、照明装置、光信号采集装置以及成像装置;该系统基于内源信号的光学成像技术,以光学的方法记录大脑中基于神经血管偶联机制的血液动力学参数变化来定位脑功能区,采用光成像的方式能够同步记录大面积脑组织中的活动情况,其具有高时间分辨率和高空间分辨率的优势,因此,利用该系统能够实现快速且准确脑部功能区域定位,并从而能够在术中为医生决策提供更精准的数据。另外,本申请还提供了对应的方法以及相关设备。



1. 一种脑部功能区域定位系统,其特征在于,包括:  
控制装置、照明装置、光信号采集装置以及成像装置;  
所述控制装置,用于响应于用户操作向所述照明装置和所述光信号采集装置同步发送控制信号;  
所述照明装置,用于接收所述控制信号,根据所述控制信号向指定脑部交替发出双波长的光信号;  
所述光信号采集装置,用于接收所述控制信号,根据所述控制信号采集所述指定脑部的光信号,将所述光信号转成数字信号,并将所述数字信号传输至所述成像装置;  
所述成像装置,用于接收所述数字信号,对所述数字信号进行信号处理以生成脑部功能区域定位图。
2. 根据权利要求1所述脑部功能区域定位系统,其特征在于,所述照明装置包括通过双色镜片耦合的不同波长的照明光源。
3. 根据权利要求2所述脑部功能区域定位系统,其特征在于,所述照明光源为发光二极管。
4. 根据权利要求1所述脑部功能区域定位系统,其特征在于,所述双波长的光信号包括红光信号和绿光信号。
5. 根据权利要求1所述脑部功能区域定位系统,其特征在于,所述光信号采集装置包括照相机。
6. 根据权利要求1所述脑部功能区域定位系统,其特征在于,所述照相机的采样频率大于50赫兹。
7. 根据权利要求1所述脑部功能区域定位系统,其特征在于,所述控制装置和所述成像装置集成于计算机中。
8. 根据权利要求7所述脑部功能区域定位系统,其特征在于,所述控制装置具体用于通过所述计算机的显示屏为用户提供操作界面,接收用户在操作界面上触发的启动定位操作,响应于所述启动定位操作向所述照明装置和所述光信号采集装置同步发送控制信号。
9. 一种可移动设备,其特征在于,所述可移动设备上配置有上述权利要求1至8任一项所述的脑部功能区域定位系统。
10. 一种脑部功能区域定位方法,其特征在于,应用于上述权利要求1至8任一项所述的脑部功能区域定位系统,包括:  
通过控制装置响应于用户操作向所述照明装置和所述光信号采集装置同步发送控制信号;  
通过照明装置接收所述控制信号,根据所述控制信号向指定脑部交替发出双波长的光信号;  
通过光信号采集装置接收所述控制信号,根据所述控制信号采集所述指定脑部的光信号,将所述光信号转成数字信号,并将所述数字信号传输至所述成像装置;  
通过成像装置,用于接收所述数字信号,对所述数字信号进行信号处理以生成脑部功能区域定位图。

## 一种脑部功能区域定位系统、方法以及可移动设备

### 技术领域

[0001] 本申请涉及医学技术领域,特别是涉及一种脑部功能区域定位系统、方法以及可移动设备。

### 背景技术

[0002] 脑部功能区域定位的目的是为了区分脑组织的正常功能区和病变部分之间的边界。因此,为了给临床手术中提供精准数据,常常需要脑部功能区域定位技术来定位出脑部功能区域。

[0003] 目前临床中可用的脑部功能定位技术包括脑电图、脑刺激、功能核磁以及近红外成像这四种方案。但这四种方案都存在自身的优缺点和局限性。其中,脑电图定位技术在临床应用中,受到电极阵列的密度的影响,其空间分辨率不高,一般只有1厘米。脑刺激定位技术在临床应用中,具体是通过电刺激皮层以定位,而脑刺激容易诱发癫痫等疾病,再者,其在实际应用中在定位语言功能区域时,只能定位主语言区域,而不能精确定位次语言区域。功能核磁成像是重要的术前定位方法,该方法可以对脑部功能区域进行高分辨率的无损伤的立体定位。但是其定位结果在术中导航的应用还有很大的局限。由于术中常常伴随脑水肿、脑位移等现象,因此,如何把医生所见的视野和功能核磁定位结果相互对映的问题尚待解决。近年来新型的近红外光谱成像技术可以无创的进行脑功能区定位,但是其空间分辨率低,只有大约1厘米。

[0004] 由此可知,基于现有的几种定位技术的空间分辨率都不够高,无法给医生提供精确的脑功能区图谱,这就导致医生在临床手术时难以做决定,增加了副损伤的几率,降低了手术的治愈率。因此,临床中亟需一种能够在术中进行高分辨率的脑部功能区定位技术,在术中为医生提供精确的脑功能区图谱,以提高脑外科手术的治疗效果,造福广大病人。

### 发明内容

[0005] 为了解决上述技术问题,本申请提供了一种脑部功能区域定位系统,其通过基于内源信号的光学成像技术,通过光学的方法记录大脑中基于神经血管偶联机制的血液动力学参数变化来定位脑功能区,采用光成像的方式能够同步记录大面积脑组织中的活动情况,其具有定位快速,准确的优势。

[0006] 另外,基于同样技术思想,本申请还提供了对应的方法以及可移动设备。具体的,本申请提供了如下方案。

[0007] 在本申请第一方面提供了一种脑部功能区域定位系统,包括:

[0008] 控制装置、照明装置、光信号采集装置以及成像装置;

[0009] 所述控制装置,用于响应于用户操作向所述照明装置和所述光信号采集装置同步发送控制信号;

[0010] 所述照明装置,用于接收所述控制信号,根据所述控制信号向指定脑部交替发出双波长的光信号;

[0011] 所述光信号采集装置,用于接收所述控制信号,根据所述控制信号采集所述指定脑部的光信号,将所述光信号转成数字信号,并将所述数字信号传输至所述成像装置;

[0012] 所述成像装置,用于接收所述数字信号,对所述数字信号进行信号处理以生成脑部功能区域定位图。

[0013] 可选的,所述照明装置包括通过双色镜片耦合的不同波长的照明光源。

[0014] 可选的,所述照明光源为发光二极管(LED)。

[0015] 可选的,所述双波长的光信号包括红光信号和绿光信号。

[0016] 可选的,所述光信号采集装置包括照相机。

[0017] 可选的,所述照相机的采样频率大于50赫兹。

[0018] 可选的,所述控制装置和所述成像装置集成于计算机中。

[0019] 可选的,所述控制装置具体用于通过所述计算机的显示屏为用户提供操作界面,接收用户在操作界面上触发的启动定位操作,响应于所述启动定位操作向所述照明装置和所述光信号采集装置同步发送控制信号。

[0020] 在本申请第二方面提供了一种可移动设备,所述可移动设备上配置有本申请第一方面提供的一种脑部功能区域定位系统。

[0021] 在本申请第三方面提供了一种脑部功能区域定位方法,应用于本申请第一方面提供的一种脑部功能区域定位系统,该方法包括:

[0022] 通过控制装置响应于用户操作向所述照明装置和所述光信号采集装置同步发送控制信号;

[0023] 通过照明装置接收所述控制信号,根据所述控制信号向指定脑部交替发出双波长的光信号;

[0024] 通过光信号采集装置接收所述控制信号,根据所述控制信号采集所述指定脑部的光信号,将所述光信号转成数字信号,并将所述数字信号传输至所述成像装置;

[0025] 通过成像装置,用于接收所述数字信号,对所述数字信号进行信号处理以生成脑部功能区域定位图。

[0026] 与现有技术相比,本申请提供的技术方案具有如下优点:

[0027] 本申请提供的该脑部功能区定位系统,适合临床手术中使用,其基于内源信号的光学成像(intrinsic optical imaging)来进行功能区定位。所谓基于内源信号的光学成像,具体是指根据血红蛋白的光吸收特征曲线,用光学的方法记录大脑中基于神经血管偶联机制的血液动力学参数变化来定位脑功能区。该系统采用光成像的方式,通过同步控制照明装置和光信号采集装置能够同步记录大面积脑组织中的活动情况,更具体的,其通过不同波长的照明反映不同的血液动力学参数(例如绿光反映血总量的变化,红光反映血液氧含量的变化),基于此,对采集的光信号进行分析处理以形成脑部功能区域定位图,因此,该系统具有高时间分辨率和高空间分辨率。

## 附图说明

[0028] 为了更清楚地说明本申请实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本申请的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动性的前提下,还可

以根据这些附图获得其他的附图。

[0029] 图1是本申请提供的一种脑部功能区域定位系统的结构图；

[0030] 图2是本申请提供的一种脑部功能区域定位方法的流程图。

### 具体实施方式

[0031] 本申请的目的在于提供了一种脑部功能区域定位系统通过基于内源信号的光学成像技术,以光学的方法记录大脑中基于神经血管偶联机制的血液动力学参数变化来定位脑功能区,采用光成像的方式能够同步记录大面积脑组织中的活动情况,其具有定位快速,准确的优势,从而能够为医生在术中决策提供更精准的数据。

[0032] 本申请发明人研究发现,基于内源信号的光学成像是根据血红蛋白的光吸收特征曲线,用光学的方法记录大脑中基于神经血管偶联机制的血液动力学参数变化来定位脑功能区,基于此,提出了基于内源信号的光学成像,以同步记录大面积脑组织中的活动情况,从而实现脑部功能区域定位,其具有定位快速,准确的优势(拥有100微米的空间分辨率和100毫秒的时间分辨率),能够满足临床手术中高空间分辨率和时间分辨率的临床需求。

[0033] 为了方便理解本申请的方案,下面先对本申请提供的一种脑部功能区域定位系统进行解释说明。参见图1,图1为本申请提供的一种脑部功能区域定位系统的结构图,如图1所示,该脑部功能区域定位系统10包括:

[0034] 控制装置100、照明装置200、光信号采集装置300以及成像装置400;其中,控制装置100与照明装置200和光信号采集装置300分别通信;而光信号采集装置300与成像装置400相通信。

[0035] 更具体的,各个装置具有如下功能:

[0036] 所述控制装置100,用于响应于用户操作向所述照明装置和所述光信号采集装置同步发送控制信号;

[0037] 所述照明装置200,用于接收所述控制信号,根据所述控制信号向指定脑部交替发出双波长的光信号;

[0038] 所述光信号采集装置200,用于接收所述控制信号,根据所述控制信号采集所述指定脑部的光信号,将所述光信号转成数字信号,并将所述数字信号传输至所述成像装置;

[0039] 所述成像装置400,用于接收所述数字信号,对所述数字信号进行信号处理以生成脑部功能区域定位图。

[0040] 在具体实现时,该照明装置300对着待测对象如病人的脑部进行照明,即交替发出双波长的光信号,于此同时,该光信号采集装置300对着该待测对象的脑部进行光信号采集以及光信号转换处理,将光信号转换成数字信号以为后续生成图像提供基础数据。该照明装置200和该光信号采集装置300两者以控制装置100发出的控制信号为基准保持时间同步,同步启动同步工作,该照明装置200的照明频率和该光信号采集装置300的采集频率保持同步。

[0041] 为了便于理解该脑部功能区域定位系统10的具体工作原理,下面结合实际应用场景先对该脑部功能区域定位系统10在实际应用中的情况进行简单说明。

[0042] 首先,该脑部功能区域定位系统10,其也可以简称为术中脑功能区定位系统,其主要应用于临床脑外科手术中,例如:该脑部功能区域定位系统,可以应用于脑肿瘤切除手术

过程中,也应用于癫痫病治疗手术过程中。

[0043] 而脑外科手术的目的有两个,一个目的是为了切除病变脑组织,例如脑肿瘤、癫痫致痫灶;另一个目的是保留正常的脑功能区;基于此,在术中利用本申请提供的脑部功能区定位系统在手术过程中快速定位出脑功能区,以将定位结果显示给医生,从而为医生提供准确的脑功能区域定位数据,使得医生精准定位提高手术成功率,降低脑外科手术副作用。

[0044] 顾名思义,该脑部功能区域定位系统10主要是为了定位出脑部功能区域,为了便于描述下文中将脑部功能区域简称为脑功能区,具体的,在本申请中脑功能区是指能够引起内源性信号发生变化的脑组织区域,例如,该脑部功能区可以包括:语言区、视觉区、躯体感觉区、致痫灶等等。

[0045] 在临床手术中,医生针对病人的脑部开颅,在脑组织显现后,辅助医生的医护人员就可以利用本申请提供的该脑部功能区域定位系统10,通过控制装置100发起控制信令,以控制照明装置200和光信号采集装置300同步工作。例如,该控制装置100可以为医护人员提供操作界面,该操作界面上承载有控件,医护人员根据实际需求触控该控件,则该控制装置100根据医护人员的触控操作,生成控制指令以下发至照明装置200和光信号采集装置300。

[0046] 一般情况下,在临床手术中医护人员可以先指示病人保持静态,在病人保持静态的情况下,通过操作该控制装置100向照明装置200和光信号采集装置300下发控制指令,该照明装置200和光信号采集装置300同步工作,该光信号采集装置300将采集到的光信号转换成数字信号,并将该数字信号传输至该成像装置400,通过该成像装置400对该数字信号进行处理以生成图像,该图像是为了定位功能区作参考基准的,其也可以称为基准图像。

[0047] 在实际应用中,也可以通过其他设备或者其他原理生成基准图像,将基准图像存储于该成像装置400中,以用于后续生成脑功能定位图作数据准备。

[0048] 而当医生需要定位语言功能区时,此时医护人员可以指示病人说话,于此同时,医护人员操作该控制装置100向照明装置200和光信号采集装置300下发控制指令,该照明装置200和光信号采集装置300同步工作,基于此,该光信号采集装置300采集病人在说话过程中脑部的光信号,并将该光信号转换从数字信号,以传输至该成像装置400,而该成像装置400对该数字信号进行处理生成图像,由于该图像是为了定位功能区作对比的,在本申请中将其称之为对比图像,将其与上述基准图像做对比即可得到定位图像,也即本申请中的脑部功能区域定位图。

[0049] 同理,如果医生想要定位视觉区,则医护人员可以指示病人眨眨眼或者做一些其他眼部动作,于此同时,医护人员操作该控制装置100向照明装置200和光信号采集装置300下发控制指令,则光信号采集装置300就采集到病人在做眼部相关动作过程中脑部的光信号,并将光信号转换成数字信号。

[0050] 同理,如果医生想要定位躯体感觉区,则医护人员可以指示病人做一些躯体动作例如动一下手指头,动一下脚指头等等;于此同时,医护人员操作该控制装置100向照明装置200和光信号采集装置300下发控制指令,则光信号采集装置300就采集到病人在做躯体动作过程中脑部的光信号,并将光信号转换成数字信号。

[0051] 以上几种情况仅为示例,针对其他功能区的定位,都可以采用类似方式,由医护人员指示病人实施相应动作,进而针对性的采集脑部光信号,将光信号转换成数字信号以生

成对比图像,用于后续的功能区定位。

[0052] 本申请提供的该脑部功能区域定位系统10,其是基于内源信号的光学成像原理来定位脑功能区,而内源信号的光学成像是指,根据血红蛋白的光吸收特征曲线,采用光学的方法记录大脑中基于神经血管偶联机制的血液动力学参数变化来定位脑功能区。

[0053] 而在该脑部功能区域定位系统10通过光学的方法记录大脑中基于神经血管偶联机制的血液动力学参数变化,具体可以理解为,其通过两种不同波长的光照片反映不同的血液动力学参数,例如绿光反映血总量的变化,红光反映血液氧含量的变化,基于此通过采集病人在做动作时脑部的光信号生成对比图像,将该对比图像与基准图像进行对比,即可确定出血总量和血液氧含量较高的区域为所需定位的功能区。

[0054] 而基于神经血管偶联机制的血液动力学参数变化,可以理解为,当人在实施某个动作时,例如,说话、手指动、胳膊动、眼睛眨眼等等,控制人做这些动作的功能区的神经活动会随着血流活动而一起剧烈发作,而剧烈的神经活动会导致该功能区的血流速度上升,血容量上升,以及血红蛋白含量也可以理解为血氧含量上升。即应理解的是,血液动力学参数会随着脑部神经活动的变化而变化。

[0055] 下面仅以上述定位语言功能区为例,为该脑部功能区域定位系统10的定位原理进行解释说明。

[0056] 例如,当病人在说话时,其语言功能区的神经活动会伴随着血流活动而一起剧烈发作,而剧烈的神经活动会导致该语言功能区的血流速度上升,血容量上升,以血红蛋白含量上升。基于此通过采集病人在做说话时脑部的光信号生成对比图像,将该对比图像与病人未说话时所采集的基准图像进行对比,即可确定出血总量和血液氧含量较高的区域为所需定位的语言功能区。

[0057] 需要说明的是,在实际应用中,可以采集多张基准图像,也可以采集多张对比图像,进而基于多张对比图像和多张基准图像对比分析得到脑功能区定位图像。而关于基准图像和对比图像的张数不做具体限定,可以相同,也可以不相同。

[0058] 在具体实现时,在采样的同一帧中不能有两种波长同时照明。因此,该系统在实现时,使得光信号采集装置300和照明装置200在时间上高度地同步,主要通过控制装置100同步下发控制指令,以实现光信号采样与照明在时间上高度的同步,从而保证照明的均匀降低信号噪声。

[0059] 在具体实现时,可选的,所述照明装置200包括通过双色镜片耦合的不同波长的照明光源。

[0060] 更具体的,所述不同波长的光信号包括红光信号和绿光信号。

[0061] 在具体实现时,可选的,所述照明光源为发光二极管(LED)。基于此,该脑部功能区域定位系统10通过LED的快速切换来实现多波长同步成像。

[0062] 在具体实现时,可选的,所述光信号采集装置包括照相机。

[0063] 更具体的,该照相机可以采用CCD照相机,CCD相机也可以称之为CCD图像传感器,其能够把光学影像转化为数字信号,CCD是电荷耦合器件(charge coupled device)以其构成的CCD相机具有体积小、重量轻、不受磁场影响、具有抗震动和撞击的优点。

[0064] 当然,在具体实现时,也可以采用其他能够实现光采集以及光信号处理功能的光信号采集装置,例如可以采用其他类型的照相机,此处不再一一列举。

[0065] 在具体实现时,可选的,所述照相机的采样频率大于50赫兹。基于此,在临床手术过程中,提高整个系统的定位效率和精度。

[0066] 在具体实现时,可选的,所述控制装置和所述成像装置集成于计算机中。

[0067] 在具体实现时,可选的,所述控制装置具体用于通过所述计算机的显示屏为用户提供操作界面,接收用户在操作界面上触发的启动定位操作,响应于所述启动定位操作向所述照明装置和所述光信号采集装置同步发送控制信号。

[0068] 在具体实现时,可选的,所述成像装置400具体用于接收所述数字信号对所述数字信号进行分析处理以生成脑部功能区域定位图,在生成脑部功能区域定位图时,以突出显示所定位出的脑部功能区域。

[0069] 例如,在突出显示脑部功能区域时,可以以色彩鲜艳的颜色突出显示脑部功能区域。例如,可以采用红色突出显示脑部功能区域。即在脑部功能定位图中示出的红色部分即定位出的脑部功能区,医生在观看该脑部功能区域定位图时能够醒目地一看定位脑部功能区范围。

[0070] 再例如,也可以以线条形式圈住脑部功能区域的方式进行突出显示。当然,也可以采用其他方式突出显示所定位出的脑部功能区域。本申请对此不做具体限定。

[0071] 在具体实现时,可选的,该系统10还可以包括显示装置,用于显示所述脑部功能区域定位图。

[0072] 更具体的,该显示装置可以与控制装置100以及所述成像装置400集成于同一计算机中。

[0073] 当然,在具体实现时,该系统10也可以不包括显示装置,而是将脑部功能区域定位图传输至其他显示设备以显示定位结果。

[0074] 本申请提供的该脑部功能区定位系统,适合临床手术中使用,其基于内源信号的光学成像(intrinsic optical imaging)来进行功能区定位。所谓基于内源信号的光学成像,具体是指根据血红蛋白的光吸收特征曲线,用光学的方法记录大脑中基于神经血管偶联机制的血液动力学参数变化来定位脑功能区。该系统采用光成像的方式,通过同步控制照明装置和光信号采集装置能够同步记录大面积脑组织中的活动情况,更具体的,其通过不同波长的照明反映不同的血液动力学参数(例如绿光反映血总量的变化,红光反映血液氧含量的变化),基于此,对采集的光信号进行分析处理以形成脑部功能区域定位图,因此,该系统具有高时间分辨率和高空间分辨率。

[0075] 考虑到在实际临床中,手术室中使用的仪器,必须做到就位迅速,以尽量缩短手术时间。基于此,本申请还提供了一种可移动设备,以将上述该脑部功能区域定位系统10集成在便携的可移动载体上。

[0076] 具体的,该可移动设备顾名思义,其具有可移动性,其上配置有上述实施例提供的脑部功能区域定位系统。

[0077] 例如,在具体实现时,该可移动设备可以为一个医用车,例如医用推车,则本申请提供的上述脑部功能区域定位系统集成在该医用推车上,从而方便医护人员在脑外科手术中灵活移动车辆至目标位置,则更具体的,该可移动设备为医用推车,该医用推车包括车体,以及配置在该车体中的脑部功能区域定位系统。而该脑部功能区域定位系统的具体结构可以参见上文描述,此处不再赘述。

[0078] 另外,基于上述该脑部功能区域定位系统10,本申请还提供了对应的方法,下面结合图2对该方法进行解释说明。

[0079] 参见图2,图2为本申请实施例提供的一种脑部功能区域定位方法的流程图,应理解的是,该方法应用于上述脑部功能区域定位系统中,具体的,该方法包括:

[0080] S201:通过控制装置响应于用户操作向所述照明装置和所述光信号采集装置同步发送控制信号;

[0081] S202:通过照明装置接收所述控制信号,根据所述控制信号向指定脑部交替发出双波长的光信号;

[0082] S203:通过光信号采集装置接收所述控制信号,根据所述控制信号采集所述指定脑部的光信号,将所述光信号转成数字信号,并将所述数字信号传输至所述成像装置;

[0083] S204:通过成像装置,用于接收所述数字信号,对所述数字信号进行信号处理以生成脑部功能区域定位图。

[0084] 本申请提供的该脑部功能区定位方法,基于内源信号的光学成像技术实现对脑功能区定位,所谓基于内源信号的光学成像,具体是指根据血红蛋白的光吸收特征曲线,用光学的方法记录大脑中基于神经血管偶联机制的血液动力学参数变化来定位脑功能区。该方法正是采用光成像的方式,通过同步控制照明装置和光信号采集装置能够同步记录大面积脑组织中的活动情况,更具体的,其通过不同波长的照明反映不同的血液动力学参数(例如绿光反映血总量的变化,红光反映血液氧含量的变化),基于此,对采集的光信号进行分析处理以形成脑部功能区域定位图,因此,该方法具有高时间分辨率和高空间分辨率的优点。

[0085] 所述领域的技术人员可以清楚地了解到,为了描述的方便和简洁,上述描述的方法的具体工作过程,可以参考前述系统实施例中的对应内容,在此不再赘述。

[0086] 在本申请所提供的几个实施例中,应该理解到,所揭露的系统和方法,可以通过其它的方式实现。例如,以上所描述到的系统实施例仅仅是示意性的,例如,组件的划分,仅仅为一种逻辑功能划分,实际实现时可以有另外的划分方式,例如多个组件可以结合或可以集成到另一个系统,或一些特征可以忽略,或不执行。另一点,所显示或讨论的相互之间的耦合或直接耦合或通信连接可以是通过一些接口,装置或单元的间接耦合或通信连接,可以是电性、机械或其它的形式。

[0087] 所述作为分离部件说明的单元可以是或者也可以是物理上分开的,作为单元显示的部件可以是或者也可以不是物理单元,即可以位于一个地方,或者也可以分布到多个网络单元上。可以根据实际的需要选择其中的部分或者全部单元来实现本实施例方案的目的。

[0088] 另外,在本申请各个实施例中的各功能单元可以集成在一个处理单元中,也可以是各个单元单独物理存在,也可以两个或两个以上单元集成在一个单元中。上述集成的单元既可以采用硬件的形式实现,可以采用软件功能单元的形式实现。

[0089] 需要说明的是,本领域普通技术人员可以理解实现上述实施例方法中的全部或部分流程,是可以通过计算机程序来指令相关的硬件来完成,所述的程序可存储于一计算机可读取存储介质中,该程序在执行时,可包括如上述各方法的实施例的流程。其中,所述的存储介质可为磁碟、光盘、只读存储记忆体(Read-Only Memory,ROM)或随机存储记忆体(Random Access Memory, RAM)等。

[0090] 以上对本申请所提供的一种脑部功能区域定位系统、可移动设备和脑部功能区域定位方法进行了详细介绍,本文中应用了具体实施例对本申请的原理及实施方式进行了阐述,以上实施例的说明只是用于帮助理解本申请的方法及其核心思想;同时,对于本领域的一般技术人员,依据本申请的思想,在具体实施方式及应用范围上均会有改变之处,综上所述,本说明书内容不应理解为对本申请的限制。

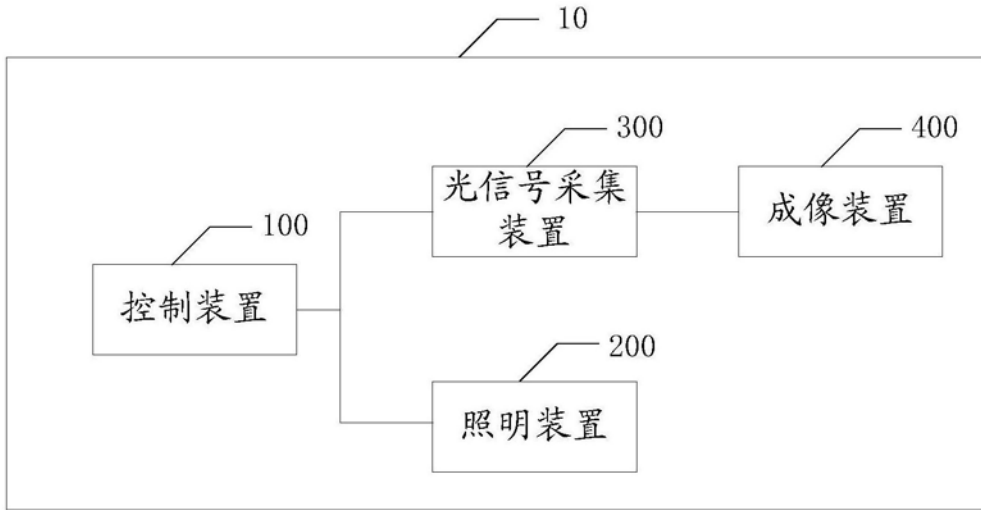


图1

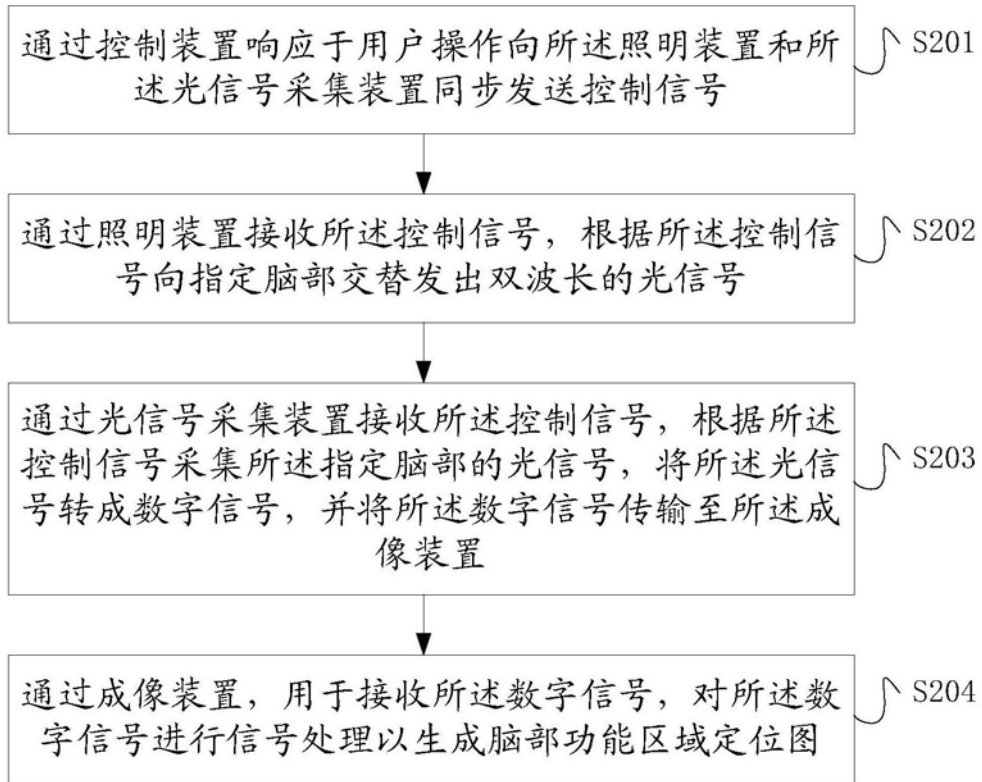


图2

专利名称(译)	一种脑部功能区域定位系统、方法以及可移动设备		
公开(公告)号	<a href="#">CN109394181A</a>	公开(公告)日	2019-03-01
申请号	CN201811481675.7	申请日	2018-12-05
[标]申请(专利权)人(译)	吉林大学 马洪涛		
申请(专利权)人(译)	吉林大学 马洪涛		
当前申请(专利权)人(译)	吉林大学 马洪涛		
[标]发明人	李丹 马洪涛		
发明人	李丹 马洪涛		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/02		
CPC分类号	A61B5/00 A61B5/0059 A61B5/0075 A61B5/02028 A61B5/4064		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本申请提供了一种脑部功能区域定位系统，该系统包括：控制装置、照明装置、光信号采集装置以及成像装置；该系统基于内源信号的光学成像技术，以光学的方法记录大脑中基于神经血管偶联机制的血液动力学参数变化来定位脑功能区，采用光成像的方式能够同步记录大面积脑组织中的活动情况，其具有高时间分辨率和高空间分辨率的优势，因此，利用该系统能够实现快速且准确脑部功能区域定位，并从而能够在术中为医生决策提供更精准的数据。另外，本申请还提供了对应的方法以及相关设备。

