



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106037804 A

(43)申请公布日 2016. 10. 26

(21)申请号 201610480776.7 *A61B 5/00*(2006.01)

(22)申请日 2016.06.27 *A61N 1/36*(2006.01)

(71)申请人 中国科学院苏州生物医学工程技术研究所 *A61N 7/00*(2006.01)

地址 215163 江苏省苏州市高新区科技城科灵路88号

(72)发明人 崔峻峤 李丹 马洪涛 邵维维 李培洋

(74)专利代理机构 北京三聚阳光知识产权代理有限公司 11250

代理人 马永芬

(51)Int. Cl.

A61B 8/00(2006.01)

A61B 8/06(2006.01)

A61B 5/0476(2006.01)

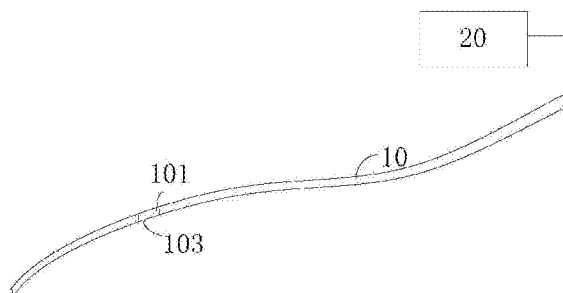
权利要求书1页 说明书6页 附图4页

(54)发明名称

一种脑部病变区域的定位系统

(57)摘要

本发明涉及脑部病变区域定位领域,具体提供了一种脑部病变区域的定位系统,包括:用于介入脑组织的柔性导管,柔性导管内设置有超声探头和/或光探测器,其中,超声探头用于向脑组织发射超声波信号并接收脑组织反射的超声波信号,光探测器用于向脑组织发射光信号,并接收脑组织反射的光信号;处理器,用于根据超声探头接收的脑组织反射的超声波信号识别出脑组织的结构以及血容量变化,和/或,根据光探测器接收的脑组织反射和/或散射的光信号识别出脑组织的结构以及血容量变化,以对脑部病变区域进行定位。本发明只需在患者脑部微创打孔,即可利用超声波信号对脑部病变区域进行精确定位,并大大降低临床风险和对患者的身体伤害。



1. 一种脑部病变区域的定位系统,其特征在于,包括:

用于介入脑组织的柔性导管,所述柔性导管内设置有超声探头和/或光探测器,其中,所述超声探头用于向所述脑组织发射超声波信号并接收所述脑组织反射的超声波信号,所述光探测器用于向所述脑组织发射光信号,并接收所述脑组织反射和/或散射的光信号;

处理器,用于根据所述超声探头接收的所述脑组织反射的超声波信号识别出所述脑组织的结构以及血容量变化,和/或,根据所述光探测器接收的所述脑组织反射和/或散射的光信号识别出所述脑组织的结构以及血容量变化,以对脑部病变区域进行定位。

2. 根据权利要求1所述的系统,其特征在于,所述超声探头为多个,多个所述超声探头分别设置在所述柔性导管的不同位置。

3. 根据权利要求1所述的系统,其特征在于,所述超声探头为单阵元超声探头或者多阵元超声探头,其中,在所述超声探头为单阵元超声探头的情况下,所述单阵元超声探头在所述柔性导管内通过机械移动对所述脑组织进行扫描。

4. 根据权利要求1所述的系统,其特征在于,还包括:

脉冲发射电路,通过所述柔性导管与所述超声探头相连接,用于控制驱动所述超声探头发射所述超声波信号;

信号处理电路,与所述超声探头和所述处理器分别相连接,用于将所述超声探头接收的所述脑组织反射的超声波信号转化成所述处理器可识别的信号。

5. 根据权利要求1所述的系统,其特征在于,所述光探测器包括:

发光二极管,用于发射照明光;

光电传感器,用于接收所述脑组织发射的光信号并将其转换成电信号。

6. 根据权利要求1所述的系统,其特征在于,还包括:

光驱动电路,与所述光探测器和所述处理器分别相连接,用于驱动所述光探测器工作。

7. 根据权利要求1所述的系统,其特征在于,所述光探测器发射的光信号为波长为400nm至1200nm的光信号。

8. 根据权利要求1至7任一项所述的系统,其特征在于,所述柔性导管内还设置有电极片,用于探测所述脑组织中的神经电信号。

9. 根据权利要求8所述的系统,其特征在于,还包括:

电极放大电路,与所述电极片相连接,用于对所述电极片记录的神经电信号进行滤波和放大处理。

10. 根据权利要求1所述的系统,其特征在于,所述系统用于对癫痫病灶的位置进行定位。

一种脑部病变区域的定位系统

技术领域

[0001] 本发明涉及脑部病变区域定位领域,具体涉及一种脑部病变区域的定位系统。

背景技术

[0002] 脑部疾病是指颅内组织器官的炎症、血管病、肿瘤、变性、畸形、遗传病等的总称,其常表现意识、感觉、运动等障碍或植物精神功能障碍等症状,目前脑部疾病已经成为人类或动物的常见疾病,严重影响患者的正常生活和学习,多数脑部疾病严重时直接危及生命。因此,关于脑部疾病的研究已经成为整个医学界的研究重点。

[0003] 脑部疾病中大部分疾病都能够引起神经电、血管流动力学变化,涉及到神经血管偶联机制,比如:脑肿瘤、癫痫病、帕金森等大脑功能障碍性疾病。

[0004] 在上述脑部疾病进行治疗的过程中,需要先确定出脑部发生病变的区域,这样才能够针对该病变区域进行针对性治疗。目前,对脑部病变区域的定位通常采用立体定向脑电图技术(stereotactic electroencephalography,简称为SEEG),它是通过立体定向技术植入脑深部电极,通过深部电极的记录和监测,进行癫痫的术前研究,其目的是研究病变的发作时间和空间演变过程,将立体定向-电极-脑电图技术有机结合起来,形成脑部的空间三维立体网络,更好地诊断和治疗疾病。优点有:可以三维化检测病变的发作,对临床病变发作机理有研究意义;在颅内埋置电极后进行电刺激脑功能定位;直接对病灶进行热凝治疗。

[0005] 然而,现有立体定向脑电图技术有以下缺点:第一,该方法依靠电记录来确定脑部病变区域,但是电记录受容积导体现象的影响,其定位不够精确,例如电信号不能反映脑部病变区域来自电极的哪个方向。第二,需要开颅或钻孔放置电极,不管是否检测到脑部病变区域,都需要第二次手术取出,对患者身体造成额外伤害。另外,在对皮层和血管的三维重建方面存在不足,术前对颅内血管的位置显示不清晰。

发明内容

[0006] 因此,本发明要解决的技术问题在于现有技术中对脑部病变区域定位不精确,从而提供一种脑部病变区域的定位系统。

[0007] 本发明提供了一种脑部病变区域的定位系统,包括:用于介入脑组织的柔性导管,所述柔性导管内设置有超声探头和/或光探测器,其中,所述超声探头用于向所述脑组织发射超声波信号并接收所述脑组织反射的超声波信号,所述光探测器用于向所述脑组织发射光信号,并接收所述脑组织反射和/或散射的光信号;处理器,用于根据所述超声探头接收的所述脑组织反射的超声波信号识别出所述脑组织的结构以及血容量变化,和/或,根据所述光探测器接收的所述脑组织反射和/或散射的光信号识别出所述脑组织的结构以及血容量变化,以对脑部病变区域进行定位。

[0008] 进一步地,所述超声探头为多个,多个所述超声探头分别设置在所述柔性导管的不同位置。

[0009] 进一步地,所述超声探头为单阵元超声探头或者多阵元超声探头,其中,在所述超声探头为单阵元超声探头的情况下,所述单阵元超声探头在所述柔性导管内通过机械移动对所述脑组织进行扫描。

[0010] 进一步地,还包括:脉冲发射电路,通过所述柔性导管与所述超声探头相连接,用于控制驱动所述超声探头发射所述超声波信号;信号处理电路,与所述超声探头和所述处理器分别相连接,用于将所述超声探头接收的所述脑组织反射的超声波信号转化成所述处理器可识别的信号。

[0011] 进一步地,所述柔性导管内还设置有电极片,用于探测所述脑组织中的神经电信号。

[0012] 进一步地,还包括:电极放大电路,与所述电极片相连接,用于对所述电极片记录的神经电信号进行滤波和放大处理。

[0013] 进一步地,所述光探测器包括:发光二极管,用于发射照明光;光电传感器,用于接收所述脑组织发射的光信号并将其转换成电信号。

[0014] 进一步地,还包括:光驱动电路,与所述光探测器和所述处理器分别相连接,用于驱动所述光探测器工作。

[0015] 进一步地,所述光探测器发射的光信号为波长为400nm至1200nm的光信号。

[0016] 进一步地,所述系统用于对癫痫病灶的位置进行定位。

[0017] 本实施例中,通过采用设置有超声探头和/或光探测器的柔性导管,根据超声探头接收的脑组织反射的超声波信号识别出脑组织的结构以及血容量变化,和/或,根据光探测器接收的脑组织反射和/或散射的光信号识别出脑组织的结构以及血容量变化,以对脑部病变区域进行定位,实现对脑部病变区域的准确定位,另外,将柔性导管介入患者脑组织,无需进行多次开颅手术,只需在患者脑部微创打孔,大大降低临床风险和对患者的身体伤害。

附图说明

[0018] 为了更清楚地说明本发明具体实施方式或现有技术中的技术方案,下面将对具体实施方式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,下面描述中的附图是本发明的一些实施方式,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0019] 图1为本发明实施例的脑部病变区域的定位系统的一个具体示例的示意图;

[0020] 图2为本发明实施例的一种柔性导管的示意图;

[0021] 图3为本发明实施例的另一种柔性导管的示意图;

[0022] 图4为本发明实施例的脑部病变区域的定位系统的另一个具体示例的示意图;

[0023] 图5为本发明实施例的又一种柔性导管的示意图;

[0024] 图6为本发明实施例的脑部病变区域的定位系统的又一个具体示例的示意图;

[0025] 图7为本发明实施例的又一种柔性导管的示意图。

[0026] 附图标记:10-柔性导管,20-处理器,30-脉冲发射电路,40-信号处理电路,50-电极放大电路,60-光驱动电路,101-超声探头,102-电极片,103-光探测器。

具体实施方式

[0027] 下面将结合附图对本发明的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0028] 在本发明的描述中,需要说明的是,术语“中心”、“上”、“下”、“左”、“右”、“竖直”、“水平”、“内”、“外”等指示的方位或位置关系为基于附图所示的方位或位置关系,仅是为了便于描述本发明和简化描述,而不是指示或暗示所指的装置或元件必须具有特定的方位、以特定的方位构造和操作,因此不能理解为对本发明的限制。此外,术语“第一”、“第二”、“第三”仅用于描述目的,而不能理解为指示或暗示相对重要性。

[0029] 在本发明的描述中,需要说明的是,除非另有明确的规定和限定,术语“安装”、“相连”、“连接”应做广义理解,例如,可以是固定连接,也可以是可拆卸连接,或一体地连接;可以是机械连接,也可以是电连接;可以是直接相连,也可以通过中间媒介间接相连,还可以是两个元件内部的连通,可以是无线连接,也可以是有线连接。对于本领域的普通技术人员而言,可以根据具体情况理解上述术语在本发明中的具体含义。

[0030] 此外,下面所描述的本发明不同实施方式中所涉及的技术特征只要彼此之间未构成冲突就可以相互结合。

[0031] 本实施例提供一种脑部病变区域的定位系统,该系统可以用于对脑部病变区域进行定位,可以用于对脑肿瘤、癫痫病、帕金森等大脑功能障碍性疾病的病变区域进行定位,尤其是对癫痫病灶的定位。

[0032] 如图1所示,该系统包括:用于介入脑组织(例如脑沟或者脑回)的柔性导管10和处理器20,其中,柔性导管内设置有超声探头101和/或光探测器103,其中,超声探头101用于向脑组织发射超声波信号并接收脑组织反射的超声波信号,光探测器103用于向脑组织发射光信号,并接收脑组织反射和/或散射的光信号;处理器20用于根据超声探头接收的脑组织反射的超声波信号识别出脑组织的结构以及血容量变化,和/或,根据光探测器接收的脑组织反射和/或散射的光信号识别出脑组织的结构以及血容量变化,以对脑部病变区域进行定位。

[0033] 发明人研究发现,脑部疾病发作时,剧烈的神经活动导致脑部病变区域处的血流速度上升,血容量上升。功能超声成像的原理是应用通过组织中超声反射的变化来反映组织中的血容量变化。因此针对脑部病变发作过程血容量会变化特点,可利用超声功能成像反映深部脑活动,在大范围的脑域中实时监测脑部病变发作期脑回及脑沟的发生及传播。本实施例中,柔性导管10可用于微创介入到脑组织的深部,通过其上设置的超声探头发射和接收超声波信号,处理器通过反射的超声波信号的变化情况来探测脑组织内的血容量变化,从而确定出脑部病变区域。

[0034] 作为另一种可选的实施方式,如图7所示,柔性导管10内还可以设置有光探测器103,光探测器103用于向脑组织发射光信号,并接收脑组织反射的光信号。由于脑组织会对光探测器103发射的光信号进行反射,当脑组织结构发生变化,例如癫痫病发时,能够通过反射的光信号的变化来反应脑组织内部结构的变化,识别出脑组织中出现血容量变化的位置,这样,即可实现对脑组织的结构的监测,以便于确定病发位置。

[0035] 本实施例中,可以采用超声探头或者光探测器或者二者结合来对脑部病变区域进行定位。

[0036] 本实施例中,通过采用设置有超声探头和/或光探测器的柔性导管,将其介入患者脑组织,无需进行多次开颅手术,只需在患者脑部微创打孔,即可利用超声波信号或者光信号探测脑部病变区域,对患者的创伤大大减小。

[0037] 另外,由于脑部组织比较复杂,通过在脑外进行超声波或光探测无法真实体现出脑组织深部的血容量变化,本实施例则是将超声探头通过柔性导管介入到脑组织内部进行探测,能够更加准确确定反应脑组织内部的血容量变化和机构特征,提高探测定位的准确性,最终提高脑部手术的成功率。

[0038] 优选地,如图2所示,超声探头101为多个,多个超声探头分别设置在柔性导管的不同位置。本实施例中,采用多个超声探头来实现脑组织内部探测,可以提高探测结果的准确性。

[0039] 可选地,本实施例的超声探头为单阵元超声探头或者多阵元超声探头,其中,单阵元超声探头能够探测该探头的超声波信号发射方向上的超声波反射信号,多阵元超声探头则可以实现多角度的超声波探测,多阵元超声探头如图3所示。

[0040] 在超声探头为单阵元超声探头的情况下,单阵元超声探头在柔性导管内通过机械移动对脑组织进行扫描。如果采用单阵元超声探测,则可以通过在柔性导管内进行移动扫描,从而能够扫描到多个角度的超声波反射信号。

[0041] 进一步地,如图4所示,系统还包括:脉冲发射电路30和信号处理电路40,脉冲发射电路30通过柔性导管10与超声探头101相连接,用于控制驱动超声探头101发射超声波信号;信号处理电路40与超声探头101和处理器20分别相连接,用于将超声探头101接收的脑组织反射的超声波信号转化成处理器20可识别的信号。

[0042] 在使用过程中,介入到脑组织的可以只是柔性导管,而本实施例的脉冲发射电路30和信号处理电路40则属于外部驱动电路。

[0043] 超声探头101可以成为换能器探头,用于将电能转化为超声波,其中,信号处理电路40包括前端处理电路、信号采集电路等部分,具体地,一种可选的超声单元的信号链路如下:

[0044] 脉冲发射电路30输出高压脉冲到超声探头101,对超声探头101进行激励(逆压电效应),反射回的声波信号经过超声探头101接收(正压电效应)。回波信号与叠加的高压脉冲一起进入前端处理电路,该部分可以包括发射/接收开关(高压脉冲发射时阻止高压脉冲通过、接收时使得弱回波信号通过)、滤波放大电路(对信号进行滤波放大处理)等。前端处理电路处理后的回波信号(模拟信号)进入信号采集电路,以便于输出给处理器20进行相应的处理。

[0045] 优选地,在结合电极片和光探测器的情况下,上述信号采集电路得到的超声波信号可以与电信号和光信号同步记录。采集后的电光声信号通过处理器(波束形成、包络检波处理、相关性分析等)最后成像。

[0046] 优选地,上述每个电路模块均包含对应的控制模块,处理器可以提供各个模块协同工作的控制信号(时序)。

[0047] 作为一种优选的实施方式,如图5所示,本实施例的柔性导管内还可以设置有电极

片102,用于探测脑组织中的神经电信号。

[0048] 本实施例中,在柔性导管内还设置有电极片,可以用于探测脑组织中的神经电活动,当患者病发时,通过检测到的神经活动可以及时确定病发时间,以便于对脑部病变区域的及时定位和治疗。

[0049] 进一步地,如图6所示,系统还包括:电极放大电路50,与电极片102和处理器20分别相连接,用于对电极片102接收到的电信号进行处理。该电极放大电路50可以包括放大器,用于对电信号进行滤波放大处理,然后输出给信号采集模块,以便于与光学信号、超声波信号统计被处理器记录。

[0050] 进一步优选地,光探测器包括:发光二极管(LED),用于发射照明光;光电传感器,用于接收脑组织发射的光信号并将其转换成电信号。

[0051] 本实施例中,通过采用光信号来实现对脑组织结构的变化的监测,进一步地,可以选用波长为400nm至1200nm的光信号,由于该波长的光信号属于血红蛋白光以及水分子的高吸收谱线,因此,在监测脑组织内部的血液变化的效果更佳。

[0052] 优选地,如图6所示,系统还包括:光驱动电路60,与光探测器103和处理器20分别相连接,用于驱动光探测器103工作。光驱动电路60向LED发送直流或者脉冲方波信号,以驱动LED发出特定波长的光。光线通过脑组织散射,被光电传感器接收,转化为电流变化。电流变化通过放大器进行适当的放大和滤波处理,进入信号采集模块,以便于与电信号、超声信号同步被计算机记录。

[0053] 下面,结合图6来对本方案的一种可选的实施方式进行描述。如图6所示,处理器20可以是计算机、服务器等用于进行数据处理的设备,该处理器20中,可以预置有相应的算法程序,以使得能够对检测到的超声波信号、电信号和光信号进行处理和转化,得到需要的信息。

[0054] 脉冲发射电路30、信号处理电路40、电极放大电路50和光驱动电路60则组成了外围的硬件电路,柔性导管10则可介入到脑组织内部,实现脑组织的内部探测。该实施例具体来说是通过分布一个或多个超声探头深入脑组织,整合光探测和电极,通过检测血流速度、血容量、神经电活动以及脑组织结构来实现一定程度的脑部病变区域立体定位成像。

[0055] 通过上述描述可知,本实施例的定位系统具有以下效果:时间精度高、空间分辨率好、多模态(电光超声融合成像)同时采集神经电信号和血流动力学信号,可以长时程连续记录,可以同步记录不同深度的神经活动,对病人的躯体运动噪声不敏感。能对患者病变发作期进行实时的监测,检测到不同深度的脑部病变的发生及传播。植入式光电声还可以通过实时监测血流变化作为预测脑部病变发作的监测预警装置。

[0056] 另外,本实施例的系统还可用于动物体研究,可随动物自由活动并实时对动物的脑部进行长时间的功能成像,监测其在清醒状态下面对各种刺激和条件的脑部电生理和血液动力学参数来了解大脑的活动,确定大脑不同区域的功能。设备还可用小动物来进行相关脑功能诊断治疗药物的吸收分布情况检测,对脑肿瘤新生血管高分辨率成像分析等。

[0057] 相比现有的立体定向脑电图技术,加入了超声和光学检测功能。超声检测、成像以安全并具有一定的穿透深度而被广泛应用,利用微型点阵超声或者线阵超声功能成像反映深部脑活动,在大范围的脑域中实时监测不同深度的脑组织在脑部病变发作期的活动,以确定脑部病变的发生及传播。可以扩大现有设备的测试深度,提高记录的空间分辨率,以更

好的进行致痫灶的定位。需要说明的是,本发明实施例的系统还可以用于对脑部疾病的治疗,例如电击或者超声波刺激等方式,对定位出来的脑部疾病进行抑制或者治疗。

[0058] 显然,上述实施例仅仅是为清楚地说明所作的举例,而并非对实施方式的限定。对于所属领域的普通技术人员来说,在上述说明的基础上还可以做出其它不同形式的变化或变动。这里无需也无法对所有的实施方式予以穷举。而由此所引伸出的显而易见的变化或变动仍处于本发明创造的保护范围之内。

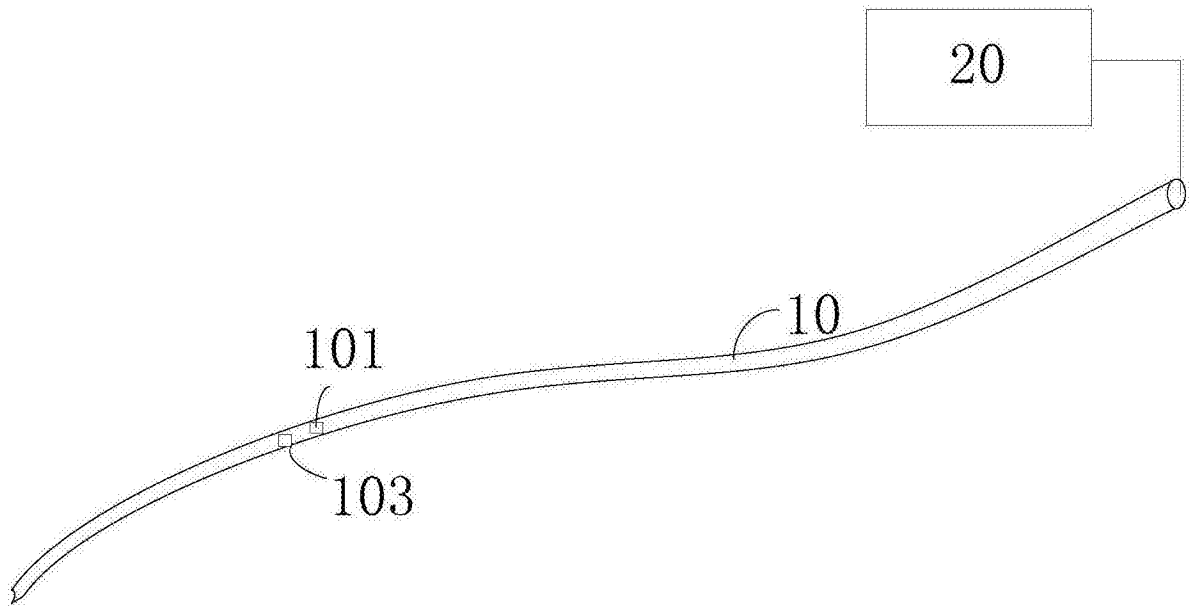


图1

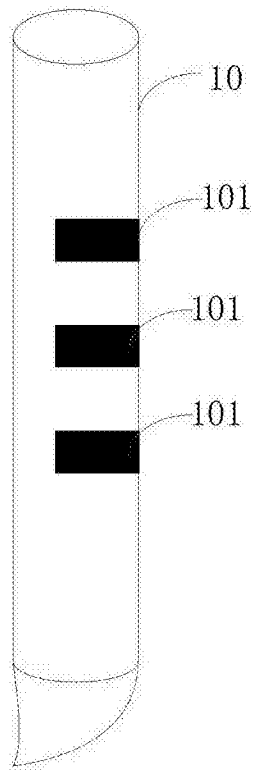


图2

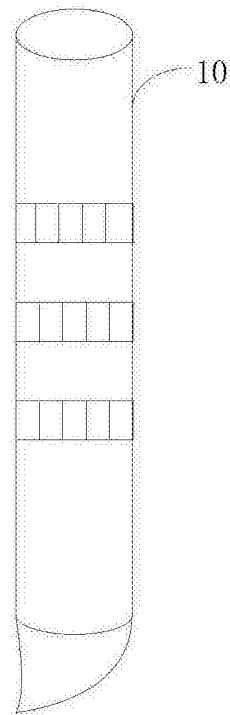


图3

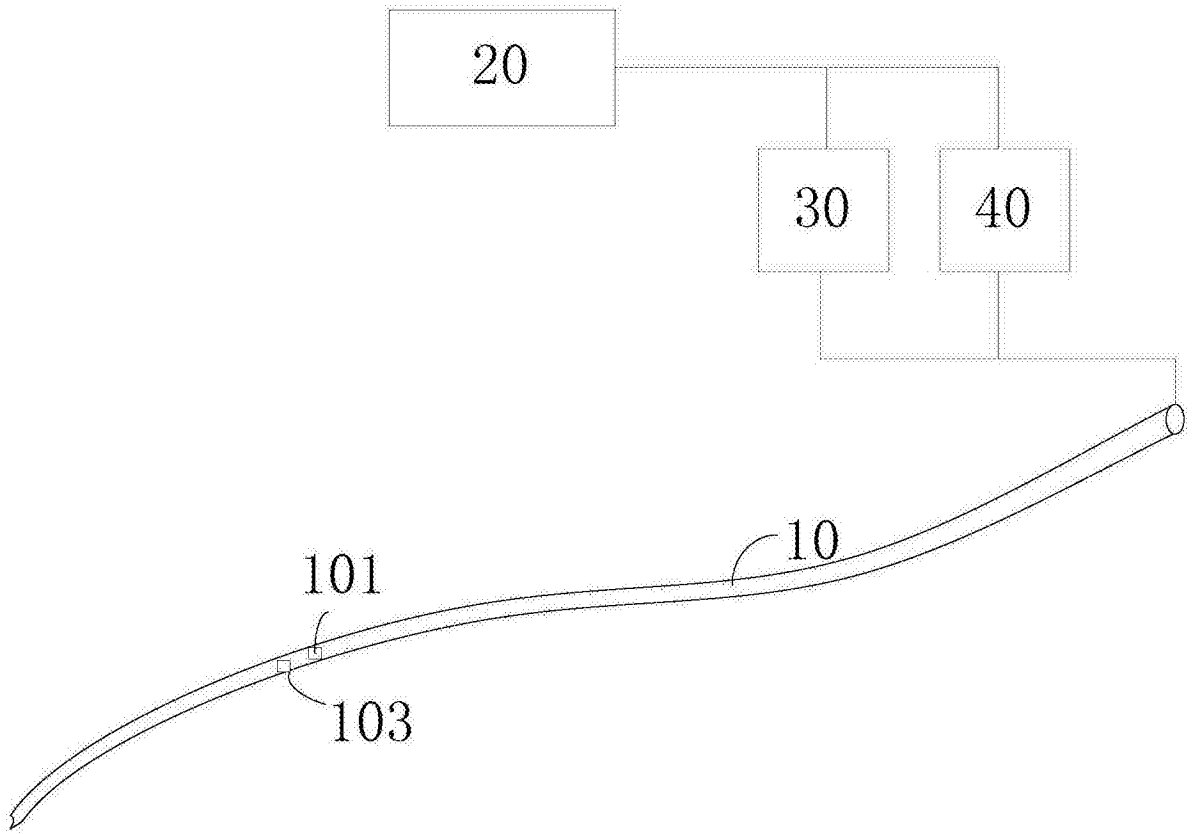


图4

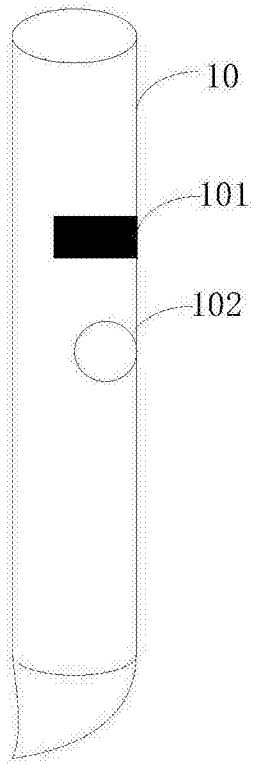


图5

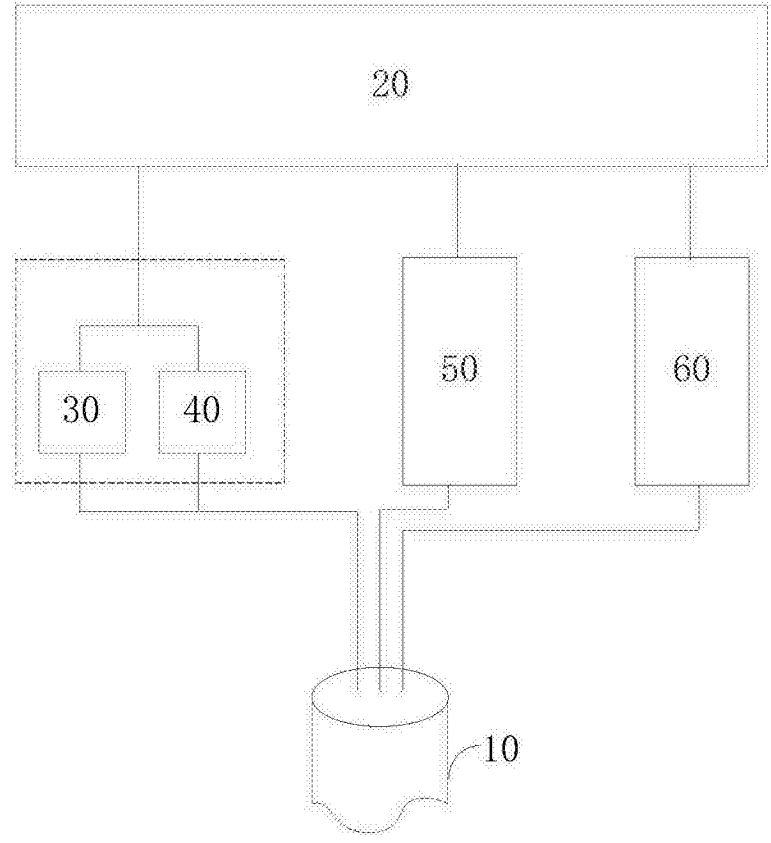


图6

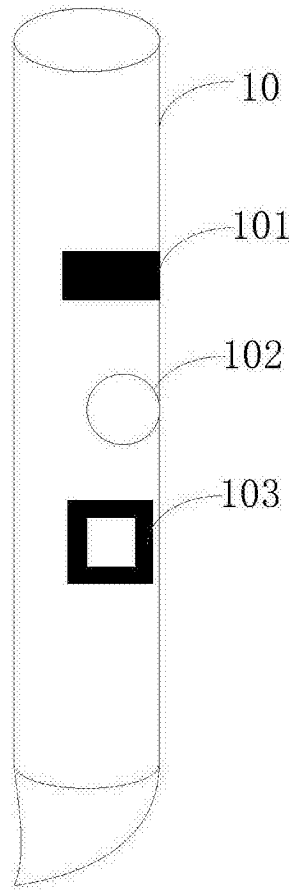


图7

| | | | |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 一种脑部病变区域的定位系统 | | |
| 公开(公告)号 | CN106037804A | 公开(公告)日 | 2016-10-26 |
| 申请号 | CN201610480776.7 | 申请日 | 2016-06-27 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 中国科学院苏州生物医学工程技术研究所 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 中国科学院苏州生物医学工程技术研究所 | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | 中国科学院苏州生物医学工程技术研究所 | | |
| [标]发明人 | 崔嵘峒 李丹 马洪涛 邵维维 李培洋 | | |
| 发明人 | 崔嵘峒 李丹 马洪涛 邵维维 李培洋 | | |
| IPC分类号 | A61B8/00 A61B8/06 A61B5/0476 A61B5/00 A61N1/36 A61N7/00 | | |
| CPC分类号 | A61B8/4477 A61B5/0084 A61B5/0476 A61B5/4082 A61B5/4094 A61B5/6852 A61B5/7203 A61B5/7221 A61B8/06 A61B8/0808 A61B8/0816 A61B8/085 A61B8/4483 A61N1/3606 A61N1/36064 A61N7/00 A61N2007/0021 A61N2007/0043 A61N2007/0078 | | |
| 外部链接 | Espacenet SIPO | | |

摘要(译)

本发明涉及脑部病变区域定位领域，具体提供了一种脑部病变区域的定位系统，包括：用于介入脑组织的柔性导管，柔性导管内设置有超声探头和/或光探测器，其中，超声探头用于向脑组织发射超声波信号并接收脑组织反射的超声波信号，光探测器用于向脑组织发射光信号，并接收脑组织反射的光信号；处理器，用于根据超声探头接收的脑组织反射的超声波信号识别出脑组织的结构以及血容量变化，和/或，根据光探测器接收的脑组织反射和/或散射的光信号识别出脑组织的结构以及血容量变化，以对脑部病变区域进行定位。本发明只需在患者脑部微创打孔，即可利用超声波信号对脑部病变区域进行精确定位，并大大降低临床风险和对患者的身体伤害。

