



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 106793982 B

(45) 授权公告日 2021.03.12

(21) 申请号 201480081894.X

(22) 申请日 2014.09.15

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 106793982 A

(43) 申请公布日 2017.05.31

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2017.03.13

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/CA2014/000691 2014.09.15

(87) PCT国际申请的公布数据
W02016/041046 EN 2016.03.24

(73) 专利权人 圣纳普医疗公司
地址 加拿大安大略省多伦多市

(72) 发明人 卡梅伦·皮龙 迈克尔·伍德

(74) 专利代理机构 北京京万通知识产权代理有限公司 11440

代理人 魏振华 万学堂

(51) Int.Cl.

A61B 6/00 (2006.01)

A61B 6/03 (2006.01)

G16H 20/40 (2018.01)

G16H 30/20 (2018.01)

G16H 30/40 (2018.01)

(56) 对比文件

US 2008111080 A1, 2008.05.15

US 2013070986 A1, 2013.03.21

US 2012078524 A1, 2012.03.29

审查员 洪虹

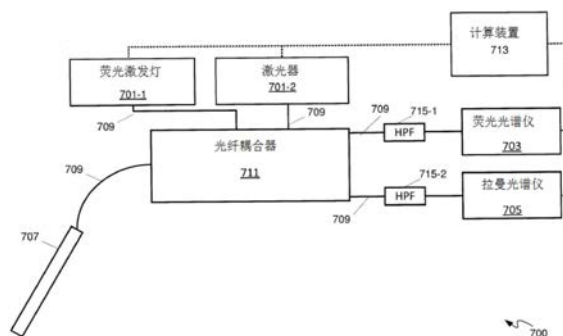
权利要求书4页 说明书14页 附图11页

(54) 发明名称

使用组合模态光学探头的系统和方法

(57) 摘要

提供了使用组合模态光学探头的系统和方法。所述系统包括：光源，其提供激发光；第一光学分析装置，其被配置成接收在第一范围内的光并使用第一光学模态分析所述光；第二光学分析装置，其被配置成接收在第二范围内的光并使用慢于第一模态的第二光学模态分析所述光；光学探头，其被配置成：将激发光传送至组织样本；从所述样本接收在第一范围和第二范围内的光；以及，一个或多个光学导管，其被配置成：将激发光从光源传送至光学探头；将在第一范围内的光从光学探头传送至第一光学分析装置；以及将在第二范围内的光从光学探头传送至第二光学分析装置。



1. 一种使用组合模态光学探头的系统,包括:

光源,所述光源被配置成提供激发光,所述光源包括第一光源和第二光源,所述第一光源配置成发射第一波长范围内的光,所述第二光源配置成发射第二波长范围内的光;

第一光学分析装置,所述第一光学分析装置被配置成接收在第一波长范围内的光并使用第一光学模态分析在所述第一波长范围内的所述光;

第二光学分析装置,所述第二光学分析装置被配置成接收在所述第二波长范围内的光并使用第二光学模态分析在所述第二波长范围内的所述光,所述第一光学模态比所述第二光学模态具有更快的采集时间,所述第二光学模态与所述第一光学模态相比,在使用所述第一光学模态和第二光学模态的外科手术期间分析组织的特质方面提供更好的数据;

光学探头,所述光学探头被配置成:将所述激发光传送至组织;从所述组织接收在所述第一波长范围内的所述光;和从所述组织接收在所述第二波长范围内的所述光;

光学探头的样本交互端,其包括:激发光纤,所述激发光纤被配置为将所述激发光从所述光源传送至所述光学探头;第一组光纤,被配置为将在所述第一波长范围内的所述光从所述光学探头传送至所述第一光学分析装置;和第二组光纤,被配置为将在所述第二波长范围内的所述光从所述光学探头传送至所述第二光学分析装置,所述第二组光纤中光纤的数目大于所述第一组光纤中光纤的数目;

显示装置;以及,

计算装置,所述计算装置与所述第一光学分析装置、所述第二光学分析装置、所述光源和所述显示装置中的每一者连通,所述计算装置被配置为,在外科手术期间:

控制所述第一光源接通及所述第二光源关断;

使用所述第一光学分析装置按照所述第一光学模态筛查所述组织;

当使用所述第一光学模态对所述组织的筛查被确定为是不确定的时:控制所述第一光源保持接通;控制所述第二光源接通使得仅当所述计算装置确定使用所述第一光学模态对所述组织的筛查是不确定的时接通所述第二光源;使用所述第二光学分析装置使用所述第二光学模态进一步质询所述组织;从使用所述第二光学分析装置使用所述第二光学模态对所述组织的进一步质询中分析所述组织的测量结果;以及

控制所述显示装置提供涉及所述第一光学模态和所述第二光学模态中的一者或多者的数据。

2. 根据权利要求1所述的系统,还包括光学耦合装置,所述光学耦合装置被配置成将所述光学探头光学耦合至所述光源、所述第一光学分析装置和所述第二光学分析装置中的每一个。

3. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述计算装置被进一步配置成:选择所述第一光学模态以用于在所述光学探头处使用;以及,

使用所述第一光学模态作为所述组织的筛查器,以确定所述组织是否为健康的或不健康的;并且,当所述筛查器为不确定的时:

选择所述第二光学模态以用于在所述光学探头处使用;以及,使用所述第二光学模态以进行所述组织的进一步询问。

4. 根据权利要求3所述的系统,其中,所述计算装置被进一步配置成:

当所述组织被确定为在所关注的部位时使用所述第二光学模态以进行所述组织的进

一步询问。

5. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述第一光学模态选自下列:紫外光谱、可见光谱、短波红外光谱、近红外光谱、宽带光谱、光学相干断层扫描(OCT)、包括时间分辨荧光光谱的荧光光谱、和激光诱导击穿光谱(LIBS)。

6. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述第二光学模态选自包括表面增强拉曼光谱(SERS)、受激拉曼光谱(SRS)和相干反斯托克斯拉曼光谱(CARS)的拉曼光谱。

7. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述第二光学模态比所述第一光学模态更具有特异性。

8. 根据权利要求1所述的系统,还包括一个或多个电源,以用于为所述光源、所述第一光学分析装置和所述第二光学分析装置提供电力。

9. 根据权利要求1所述的系统,其中,当使用所述第一光学模态的所述组织的测量结果具有高于阈值误差概率的误差概率时,所述计算装置确定所述筛查是不确定的。

10. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述激发光纤被进一步配置成将所述激发光传送到所述组织,所述第一组光纤被进一步配置成从所述组织收集在所述第一波长范围内的所述光,和所述第二组光纤被进一步配置成从所述组织收集在所述第二波长范围内的所述光。

11. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述第二光学模态是比所述第一光学模态更敏感和更耗时。

12. 一种使用组合模态光学探头的系统,包括:

光源,所述光源被配置成提供激发光,所述光源包括第一光源和第二光源,所述第一光源配置成发射第一波长范围内的光,所述第二光源配置成发射第二波长范围内的光;

第一光学分析装置,所述第一光学分析装置被配置成接收在第一波长范围内的光并使用第一光学模态分析在所述第一波长范围内的所述光;

第二光学分析装置,所述第二光学分析装置被配置成接收在所述第二波长范围内的光并使用第二光学模态分析在所述第二波长范围内的所述光,所述第一光学模态比所述第二光学模态具有更快的采集时间,所述第二光学模态与所述第一光学模态相比,在使用所述第一光学模态和第二光学模态的外科手术期间分析组织的特质方面提供更好的数据;

光学探头,所述光学探头被配置成:将所述激发光传送到组织;从所述组织接收在所述第一波长范围内的所述光;和从所述组织接收在所述第二波长范围内的所述光;

光学探头的样本交互端,其包括:激发光纤,所述激发光纤被配置为将所述激发光从所述光源传送到所述光学探头;第一组光纤,被配置为将在所述第一波长范围内的所述光从所述光学探头传送到所述第一光学分析装置;和第二组光纤,被配置为将在所述第二波长范围内的所述光从所述光学探头传送到所述第二光学分析装置,所述第二组光纤中光纤的数目大于所述第一组光纤中光纤的数目;

显示装置;以及,

计算装置,所述计算装置与所述第一光学分析装置、所述第二光学分析装置、所述光源和所述显示装置中的每一者连通,所述计算装置被配置为,在外科手术期间:

控制所述第一光源接通及所述第二光源关断;

使用所述第一光学分析装置按照所述第一光学模态筛查所述组织;

当使用所述第一光学模态对所述组织的筛查被确定为是不确定的时：控制所述第一光源保持接通；控制所述第二光源接通使得仅当所述计算装置确定使用所述第一光学模态对所述组织的筛查是不确定的时接通所述第二光源；使用所述第二光学分析装置使用所述第二光学模态进一步质询所述组织；从使用所述第二光学分析装置使用所述第二光学模态对所述组织的进一步质询中分析所述组织的测量结果；以及

控制所述显示装置提供涉及所述第一光学模态和所述第二光学模态中的一者或多者的数据，

筛查筛查其中所述计算装置通过以下方式确定所述筛查是否为不确定的：

比较对应于所述第一光学模态的收集的光谱和对应于所述第一光学模态的收集的数据中的一者或多者与对应于健康组织和不健康组织中的一者或多者的参考光谱和参考数据中的一者或多者；以及

当所述收集的光谱和所述收集的数据中的一者或多者在至少一个给定误差范围内与所述参考光谱和所述参考数据中的一者或多者不匹配时，确定所述筛查为不确定的。

13. 根据权利要求12所述的系统，还包括光学耦合装置，所述光学耦合装置被配置成将所述光学探头光学耦合至所述光源、所述第一光学分析装置和所述第二光学分析装置中的每一个。

14. 根据权利要求12所述的系统，其中，所述计算装置被进一步配置成：选择所述第一光学模态以用于在所述光学探头处使用；以及，

使用所述第一光学模态作为所述组织的筛查器，以确定所述组织是否为健康的或不健康的；并且，当所述筛查器为不确定的时：

选择所述第二光学模态以用于在所述光学探头处使用；以及，使用所述第二光学模态以进行所述组织的进一步询问。

15. 根据权利要求14所述的系统，其中，所述计算装置被进一步配置成：

当所述组织被确定为在所关注的部位时使用所述第二光学模态以进行所述组织的进一步询问。

16. 根据权利要求12所述的系统，其中，所述第一光学模态选自下列：紫外光谱、可见光谱、短波红外光谱、近红外光谱、宽带光谱、光学相干断层扫描 (OCT)、包括时间分辨荧光光谱的荧光光谱、和激光诱导击穿光谱 (LIBS)。

17. 根据权利要求12所述的系统，其中，所述第二光学模态选自包括表面增强拉曼光谱 (SERS)、受激拉曼光谱 (SRS) 和相干反斯托克斯拉曼光谱 (CARS) 的拉曼光谱。

18. 根据权利要求12所述的系统，其中，所述第二光学模态比所述第一光学模态更具有特异性。

19. 根据权利要求12所述的系统，还包括一个或多个电源，以用于为所述光源、所述第一光学分析装置和所述第二光学分析装置提供电力。

20. 根据权利要求12所述的系统，其中，所述激发光纤被进一步配置成将所述激发光传送到所述组织，所述第一组光纤被进一步配置成从所述组织收集在所述第一波长范围内的所述光和所述第二组光纤被进一步配置成从所述组织收集在所述第二波长范围内的所述光。

21. 根据权利要求12所述的系统，其中，所述第二光学模态是比所述第一光学模态更敏

感和更耗时。

22. 根据权利要求12所述的系统, 其中, 当使用所述第一光学模态的所述组织的测量结果具有高于阈值误差概率的误差概率时, 所述计算装置确定所述筛查为不确定的, 并且所述第二光学模态是比所述第一光学模态更敏感和更耗时。

使用组合模态光学探头的系统和方法

技术领域

[0001] 本说明书总体涉及用于外科手术的自动化工具,并且更具体地涉及用于在医疗程序中管理设备的系统和方法。

背景技术

[0002] 治疗脑肿瘤和颅内出血 (ICH) 是通过移开患者颅骨的上半部的大部分并切除健康脑白质来获取所关注的肿瘤或 ICH。该方法的缺点是:永久性移除健康脑白质;在移开大部分颅骨后造成的减压增加了对脑部的创伤;以及由于严重的颅脑创伤导致漫长的康复时间。

[0003] 在这些程序中,可使用导航系统来引导神经外科医生,该导航系统实时显示叠加在术前磁共振 (MR) 或计算机断层扫描 (CT) 图像上的手术工具的位置。在这些程序中,一个或多个靶标和手术路径被定义。理想的手术路径将由外科医生在手术之前确定,但不被导航系统编码或实现。

[0004] 多种光学技术可用于对此类外科手术进行组织表征,特别是在识别肿瘤与识别健康组织的情况下进行组织表征。示例技术包括荧光技术(用内源性或外源性荧光团),荧光技术包括时间分辨荧光(荧光寿命)、宽带光谱、拉曼光谱、光学相干断层扫描和许多其它技术。这些技术在其对于各种疾病状态的敏感度和特异性以及在获得测量值的时间和复杂性两方面千差万别。例如,荧光和宽带光谱可非常迅速地(几秒或以下)采集可接受的信号,但通常缺乏对组织类型的特异性,而诸如拉曼光谱的技术需要大量时间来采集可接受的信号(30s或以上),但优点在于对组织类型的特异性提高。因此,没有一种技术普遍地适用于术中分析。

发明内容

[0005] 本说明书描述了一种用于使用组合模态光学探头在医疗程序中管理设备的系统和方法,该光学探头可用对应于两种光学模态的激发光照射组织样本:第一光学模态和慢于第一光学模态的第二光学模态;第二光学模态可比第一模态更具有特异性。因此,第一模态可用作组织的初步筛查,第二模态可在当筛查为不确定的和/或更多情况下当需要关于组织的更多数据时使用。

[0006] 本说明书的一个方面提供了一种系统,该系统包括:一个或多个光源,所述光源被配置成提供激发光;第一光学分析装置,其被配置成接收在第一波长范围内的光并使用第一光学模态分析在第一波长范围内的光;第二光学分析装置,其被配置成接收在第二波长范围内的光并使用慢于第一光学模态的第二光学模态分析在第二波长范围内的光;光学探头,其被配置成:将激发光传送至组织样本;从组织样本接收在第一波长范围内的光;和从组织样本接收在第二波长范围内的光;以及,一个或多个光学导管,其被配置成:将激发光从所述一个或多个光源传送至光学探头;将在第一波长范围内的光从光学探头传送至第一光学分析装置;和将在第二波长范围内的光从光学探头传送至第二光学分析装置。

[0007] 该系统还可包括光学耦合装置,该光学耦合装置被配置成将光学探头光学耦合至所述一个或多个光源、第一光学分析装置和第二光学分析装置中的每一个。

[0008] 该系统还可包括:计算装置,其与第一光学分析装置和第二光学分析装置中的每一个连通,计算装置被配置成:选择第一光学模态以用于在光学探头处使用;以及,使用第一光学模态作为组织的筛查以确定组织是健康的还是不健康的;以及,当筛查为不确定的时:选择第二光学模态以用于在光学探头处使用;和使用第二光学模态以用于组织的进一步质询。计算装置可被进一步配置成当所述组织被确定为在所关注的部位时使用第二光学模态以进行所述组织的进一步质询。计算装置可与所述一个或多个光源中的每一个进一步连通,计算装置被进一步配置成通过控制所述一个或多个光源来选择光学模态以由光学探头使用。该系统还可包括与计算装置连通的显示器,该显示器被配置成提供与第一光学模态和第二光学模态中的一个或多个有关的数据。

[0009] 第一光学模态可选自由下列组成的组:紫外光谱、可见光谱、短波红外光谱、近红外光谱、宽带光谱、光学相干断层扫描(OCT)、荧光光谱、时间分辨荧光光谱和激光诱导击穿光谱(LIBS)。

[0010] 第二光学模态可选自由下列组成的组:拉曼光谱、表面增强拉曼光谱(SERS)、受激拉曼光谱(SRS)和相干反斯托克斯拉曼光谱(CARS)。

[0011] 第二光学模态可比第一光学模态更具有特异性。

[0012] 该系统还可包括一个或多个电源,以用于为所述一个或多个光源、第一光学分析装置和第二光学分析装置提供电力。

[0013] 在计算装置确定使用第一光学模态的组织的筛查是不确定的之后第一光学模态可开启,并且当计算装置确定使用第一光学模态的组织的筛查是不确定的时第二光学模态可被间歇地使用。

[0014] 所述一个或多个光学导管中的每一个可包括一根或多根光纤。

[0015] 光学探头可包括一根或多根传输光纤和一根或多根采集光纤,所述一根或多根传输光纤被配置成将激发光传送至组织样本,所述一根或多根采集光纤被配置成从组织样本收集在第一波长范围内的光和在第二波长范围内的光。

[0016] 本说明书的另一个方面提供了一种方法,该方法包括:在通信装置处,使用第一光学模态作为组织的筛查以确定该组织是健康的还是不健康的,计算装置与第一光学模态的第一光学分析装置和慢于第一光学模态的第二光学模态的第二光学分析装置中的每一个连通;并且,当筛查为不确定的时,使用第二光学模态以进行组织的进一步质询。

[0017] 在计算装置确定使用第一光学模态的组织的筛查是不确定的之后第一光学模态可开启,并且当计算装置确定使用第一光学模态的组织的筛查是不确定的时第二光学模态可被间歇地使用。

[0018] 该方法还可包括通过以下方式确定组织为健康的或不健康的:比较对应于第一光学模态的收集的光谱和对应于第一光学模态的收集的数据中的一者或多者与对应于健康组织和不健康组织中的一者或多者的参考光谱和参考数据中的一者或多者;当收集的光谱和收集的数据中的一者或多者在第一给定误差范围内与健康组织参考光谱和健康组织参考数据中的一者或多者匹配时,确定该组织为健康的;以及当收集的光谱和收集的数据中的一者或多者在第二给定误差范围内与不健康组织参考光谱和不健康组织参考数据中的

一者或多者匹配时,确定该组织为不健康的。

[0019] 该方法还可包括通过以下方式确定筛查是否为不确定的:比较对应于第一光学模态的收集的光谱和对应于第一光学模态的收集的数据中的一者或多者与对应于健康组织和不健康组织中的一者或多者的参考光谱和参考数据中的一者或多者;以及当收集的光谱和收集的数据中的一者或多者在至少一个给定误差范围内与参考光谱和参考数据中的一者或多者不匹配时,确定筛查为不确定的。

[0020] 第一光学模态可选自由下列组成的组:紫外光谱、可见光谱、短波红外光谱、近红外光谱、宽带光谱、光学相干断层扫描(OCT)、荧光光谱、时间分辨荧光光谱和激光诱导击穿光谱(LIBS)。

[0021] 第二光学模态可选自由下列组成的组:拉曼光谱、表面增强拉曼光谱(SERS)、受激拉曼光谱(SRS)和相干反斯托克斯拉曼光谱(CARS)。

附图说明

[0022] 为了更好理解本文所述各种实施并更清楚地显示这些实施如何能够实现,现在将仅以举例方式对附图进行参考,在附图中:

[0023] 图1示出了根据非限制性实施的用于基于进入端口的微创医疗程序的示例性手术室布局。

[0024] 图2是根据非限制性实施的示出医疗导航系统的部件的框图,该系统可用来实施用于微创手术程序的手术规划。

[0025] 图3描绘了根据非限制性实施的示出用来规划医疗程序的规划系统的部件的框图,然后该医疗程序可使用图2的导航系统实施。

[0026] 图4描绘了根据非限制性实施的使用视频窥镜的基于示例性实施端口的脑外科手术。

[0027] 图5描绘了根据非限制性实施的进入端口向人脑的插入,以用于在医疗程序期间提供到内部脑组织的通路。

[0028] 图6描绘了根据非限制性实施的示例性光谱,其示出了两种光学模态。

[0029] 图7描绘了根据非限制性实施的系统,该系统包括组合光学模态探头和对应于两种光学模态的光学分析装置。

[0030] 图8描绘了根据非限制性实施的图7的组合光学模态探头的端视图和/或剖视图。

[0031] 图9描绘了根据备选的非限制性实施的图7的组合光学模态探头的端视图和/或剖视图。

[0032] 图10描绘了根据备选的非限制性实施的图7的组合光学模态探头的端视图和/或剖视图。

[0033] 图11描绘了根据非限制性实施的用于操作组合模态光学探头的方法。

[0034] 图12描绘了根据非限制性实施的用于操作组合模态光学探头的方法。

具体实施方式

[0035] 参照下文讨论的细节将描述本说明书的各种实施和方面。以下描述和附图用以说明本说明书,而不应解释为限制本说明书。描述众多具体细节以提供对本说明书的各种实

施的透彻理解。然而,在某些情况中,未对熟知或常规的细节进行描述以便提供对本说明书的实施的简洁论述。

[0036] 本文所述系统和方法可用于神经外科手术领域,包括肿瘤护理、神经退化性疾病、中风、脑创伤和整形外科;然而,技术人员将知道能够将这些概念推广到其它病症或医学领域。应当指出,手术过程适用于脑部、脊柱、膝部和身体的任何其它合适的区域的手术程序。

[0037] 下文将描述各种设备或过程以提供本文所公开的导航方法和系统的实施的示例。下文描述的实施例绝不限制任何要求保护的实施例,并且任何要求保护的实施例都可涵盖不同于下文所述那些的过程或设备。要求保护的实施例不限于具有下文所述任一种设备或过程的所有特征的设备或过程或者下文所述设备或过程中多个或全部共同的特征。下文所述设备或过程有可能不是任何要求保护的实施例。

[0038] 此外,阐述了许多具体细节,以便提供对本文所述实施的透彻理解。然而,相关领域的技术人员将理解,本文所述实施例可以在没有这些具体细节的情况下实践。在其它情况中,熟知的方法、程序和部件未被详细描述,从而不使本文所述实施例变模糊。

[0039] 在本说明书中,元件可被描述为“配置成”执行一个或多个功能或“配置用于”这样的功能。一般来讲,配置成执行或配置用于执行一功能的元件被允许执行该功能,或者适合执行该功能,或者适于执行该功能,或者操作于执行该功能,或者以其它方式能够执行该功能。

[0040] 应当理解,就本说明书的目的而言,“X、Y和Z中的至少一个”和“X、Y和Z中的一个或多个”的语言可被理解为仅X、仅Y、仅Z、或X、Y和Z中的两项或更多项的任何组合(例如,XYZ、XY、YZ、ZZ等)。类似的逻辑可以“至少一个...”和“一个或多个...”的语言的任何表现形式应用于两项或更多项。

[0041] 参看图1,非限制性的示例性导航系统100示出为支持基于进入端口的微创手术。在图1中,神经外科医生101在手术室(OR)环境中对患者102进行基于端口的微创手术。导航系统200包括设备柜、跟踪系统、显示器和被跟踪的器械以在程序期间帮助外科医生101。还可存在操作者103以操作、控制导航系统100并且为导航系统100提供帮助。

[0042] 参看图2,示出了根据非限制性实施例的框图,该图示出了示例性医疗导航系统200的部件。医疗导航系统200示出了其中包括诸如本文所述的设备(例如,工具和材料)跟踪的手术规划可被实施的背景情况。医疗导航系统200包括但不限于用于显示视频图像的一个或多个监视器205、211、设备柜201和机械臂202,机械臂支撑光学镜204。设备柜201可安装在框架(例如,机架或小车)上,并可包含计算机或控制器(下文参照图3和图6提供的示例)、规划软件、导航软件、用于管理机械臂202的功率源和软件、以及被跟踪器械。在一个示例性的非限制性实施中,设备柜201可包括具有双显示监视器211、205的单柜配置,但其它配置也可存在(例如,双柜、单显示器等)。此外,设备柜201也可配置有通用功率源(UPS)以除常规AC适配器功率源外还提供应急功率。

[0043] 患者的骨骼结构可由保持器保持位置。例如,在神经外科手术程序中,患者的头部可由头部保持器217保持位置,并且进入端口206和导引器210可被插入患者的头部内。导引器210可使用跟踪摄像机213来跟踪,跟踪摄像机213为导航系统200提供位置信息。跟踪摄像机213也可用来跟踪在手术中使用的工具和/或材料,如下文更详细描述。在一个示例性的非限制性实施中,跟踪摄像机213可包括3D(三维)光学跟踪立体摄像机,其类似于由

Northern Digital Imaging (NDI) 制造的摄像机,其被配置成定位3D空间中的反射球跟踪标记物212。又例如,跟踪摄像机213可包括诸如场发射器的磁摄像机,其中接收器线圈用来定位3D空间中的物体,如本领域同样已知的。机械臂202和进入端口206的位置数据可由跟踪摄像机213通过检测放置在这些工具(例如,导引器210和相关联的指示工具)上的跟踪标记物212来确定。跟踪标记物也可被放置在待跟踪的手术工具或材料上。第二显示器205可提供跟踪摄像机213的输出。在一个示例性的非限制性实施中,输出可在作为多视图显示的一部分的轴向视图、矢状视图和冠状视图中显示。

[0044] 如上文参照图2所指出的,导引器210可包括用于跟踪的跟踪标记物212。跟踪标记物212可包括在光学跟踪系统的情况中的反射球和/或在电磁跟踪系统的情况中的拾波线圈。跟踪标记物212可由跟踪摄像机213检测,并且其相应的位置由跟踪软件来推断。

[0045] 如图2所示,可以提供引导夹具218(或更一般地引导件)以用于保持进入端口206。引导夹具218可任选地与进入端口206接合和脱离而无需将进入端口206从患者移除。在一些示例中,进入端口206可以相对于引导夹具218可移动,同时在引导夹具218中。例如,在引导夹具218处于闭合位置的同时,进入端口206可以能够相对于引导夹具218上下滑动(例如,沿着进入端口206的纵向轴线)。锁定机构可以附接到引导夹具218或与引导夹具218一体化,并且可以任选地能够用一只手致动,如下文进一步描述的。此外,可提供铰接臂219以保持引导夹具218。铰接臂219可具有多达六个自由度以定位引导夹具218。铰接臂219可以是可锁定的,以便在实现所需位置时固定其位置和取向。铰接臂219可以附接到或可附接到基于患者头部保持器217的点或另一个合适的点(例如,在另一个患者支撑物上,诸如在手术床上),以确保当锁定在位时,引导夹具218相对于患者的头部不移动。

[0046] 参看图3,示出了框图,该图显示了可在图2的导航系统200(例如,作为设备柜的一部分)中使用的控制和处理单元300。在一个示例性的非限制性实施中,控制和处理单元300可包括一个或多个处理器302、存储器304、系统总线306、一个或多个输入/输出接口308、通信接口310、以及存储装置312。特别地,一个或多个处理器302可包括一个或多个硬件处理器和/或一个或多个微处理器。控制和处理单元300可与诸如跟踪系统321、数据存储装置342和外部用户输入和输出装置344的其它外部装置接合,外部用户输入和输出装置344可包括但不限于显示器、键盘、鼠标、脚踏板、以及麦克风和扬声器中的一者或多者。数据存储装置342可包括任何合适的数据存储装置,包括但不限于在其上存储有数据库的本地和/或远程计算装置(例如,计算机、硬盘驱动器、数字媒体装置和/或服务器)。在图3所示示例中,数据存储装置342包括但不限于用于识别一个或多个医疗器械360的识别数据350和配置数据352,配置数据352将定制的配置参数与一个或多个医疗器械360相关联。数据存储装置342也可包括但不限于术前图像数据354和/或医疗程序规划数据356。虽然数据存储装置342在图3中显示为单个装置,但在其它实施中数据存储装置342可提供为多个存储装置。

[0047] 医疗器械360可以是能够使用控制和处理单元300识别的。医疗器械360可连接到控制和处理单元300并由其控制,和/或医疗器械360可独立于控制和处理单元300操作和/或以其它方式使用。跟踪系统321可用来跟踪医疗器械360中的一者或多者,并且将所述一个或多个被跟踪的医疗器械360在空间上配准到术中参考系。又例如,护套可被放置在医疗器械360上,并且该护套可连接到控制和处理单元300并由其控制。

[0048] 控制和处理单元300也可与多个可配置装置接合,并且可以基于从配置数据352获

得的配置参数在术中再配置这样的装置中的一者或多者。如图3所示,装置320的示例包括但不限于一个或多个外部成像装置322、一个或多个照明装置324、机械臂、一个或多个投影装置328、以及一个或多个显示器305、311。

[0049] 本说明书的方面可通过处理器302和/或存储器304实施。例如,本文所述功能可通过处理器302中的硬件逻辑部分地实施,并且部分地使用存储在存储器304中的指令作为一个或多个处理模块370和/或处理引擎。示例性的处理模块包括但不限于用户接口引擎372、跟踪模块374、马达控制器376、图像处理引擎378、图像配准引擎380、程序规划引擎382、导航引擎384和背景分析模块386。虽然示例性处理模块在图3中单独地显示,但在一个示例性非限制性实施中,处理模块370可存储在存储器304中,并且处理模块可被统称为处理模块370。

[0050] 应当理解,该系统并非意图限于图3中示出的部件。控制和处理单元300的一个或多个部件可提供为外部部件或装置。在一个示例性的非限制性实施中,导航引擎384可提供为与控制和处理单元300一体化的外部导航系统。

[0051] 一些实施可在存储器304中未存储附加指令的情况下使用处理器302实施。一些实施可使用存储在存储器304中以用于由一个或多个通用微处理器执行的指令实施。因此,本说明书不限于硬件和/或软件的具体配置。

[0052] 虽然一些实施可在全功能的计算机和计算机系统中实施,但各种实施能够作为各种形式的计算产品分布,并且能够被应用,而不考虑用来实际上实现分布的机器或计算机可读介质的特定类型。

[0053] 本文所公开的至少一些方面可至少部分地以软件实施。即,该技术可响应于其处理器(例如,微处理器)在计算机系统或其它数据处理系统中实现,执行包含在诸如ROM(只读存储器)、易失性RAM(随机存取存储器)、非易失性存储器、高速缓存或远程存储装置的存储器中的指令的序列。

[0054] 计算机可读存储介质和/或非暂时性计算机可读存储介质可用来存储软件和数据,所述软件和数据在由数据处理系统执行时使得系统执行各种方法。可执行的软件和数据可存储在各种地方,包括例如ROM、易失性RAM、非易失性存储器和/或高速缓存。该软件和/或数据的部分可存储在这些存储装置中的任一者中。

[0055] 计算机可读存储介质的实例包括但不限于可记录和不可记录类型的介质,例如易失性和非易失性存储装置、只读存储器(ROM)、随机存取存储器(RAM)、闪存装置、软盘和其它可移动磁盘、磁盘存储介质、光学存储介质(例如,光盘(CD)、数字多用盘(DVD)等)等。指令可具体实施于数字和模拟通信链路中,以用于电学、光学、声学和/或其它形式的传播信号,例如载波、红外信号、数字信号等等。存储介质可包括互联网云、在互联网云中的存储介质、和/或计算机可读存储介质和/或非暂时性计算机可读存储介质,包括但不限于磁盘。

[0056] 本文所述方法中的至少一些能够分布在包括计算机可读介质的计算机程序产品中,该介质承载计算机可用的指令,以用于由一个或多个处理器执行以进行所描述的方法的各方面。该介质可以各种形式提供,例如但不限于一个或多个磁盘、光盘、磁带、芯片、USB(通用串行总线)密钥、外部硬盘驱动器、有线传输、卫星传输、互联网传输或下载、磁性和电子存储介质、数字和模拟信号等。计算机可用指令也可呈各种形式,包括编译和未编译代码。

[0057] 根据本申请的一个方面,可包括控制和处理单元300的导航系统200的一个目的是为外科医生和/或神经外科医生提供工具,该工具将引导获得最明智的损害最小的神经外科操作。除了移除脑肿瘤和颅内出血(ICH)之外,导航系统200也可应用于脑部活组织检查、功能性/深部脑刺激、导管/分流管置入程序、开颅、鼻内/基于颅骨的/ENT(耳鼻喉)、脊柱手术、以及诸如乳房的身体的其它部分的活组织检查、肝脏活组织检查等。虽然已提供了若干示例,但本说明书的方面可应用于其它合适的医疗程序。

[0058] 接下来注意图4,该图描绘了使用视频窥镜的基于端口的脑外科手术的示例。在图4中,操作者404(例如,外科医生)可对齐视频窥镜402以沿着端口406向下窥视。视频窥镜402可附接到可调整的机械臂410。端口406可具有附接到其的跟踪工具408,其中跟踪工具408由导航系统的跟踪摄像机跟踪。

[0059] 尽管视频窥镜402可包括内窥镜和/或显微镜,当手术程序在受限的空间内进行并且在长时间内进行(诸如微创脑外科手术的情况)时,这些装置带来光学和人体工程学上的局限性。

[0060] 图5示出了进入端口12向人脑10的插入,以便在医疗程序期间提供到内部脑组织的通路。在图5中,进入端口12被插入人脑10中,从而提供到内部脑组织的通路。进入端口12可包括但不限于诸如下列的器械:导管、手术探头、和/或诸如NICO BrainPath的圆柱形端口。手术工具和器械可接着被插入进入端口12的管腔内,以便执行手术、诊断或治疗程序,诸如在必要时切除肿瘤。然而,本说明书同样充分适用于导管、DBS针、活组织检查程序,并且也适用于在身体的其它部分上执行的其它医疗程序中的活组织检查和/或导管。

[0061] 在基于端口的外科手术的示例中,直的和/或线性的进入端口12通常被沿着脑部的脑沟路径向下引导。然后,将手术器械沿进入端口12向下插入。

[0062] 接下来注意图6至图12,这些图描绘了根据非限制性实施的与组合模态光学探头有关的设备、系统和方法。具体而言,所描述的组合模态光学探头可用于组织分析,并可提供多个优点。具体而言,所描述的组合模态光学探头允许在表征组织时使用两个光学分析装置。例如,UV/VIS(紫外/可见)荧光(例如,组织自发荧光、外源荧光团和PPIX(原卟啉IX)荧光)可与NIR(近红外)拉曼光谱在单个探头中结合,因为每个模态在波长上是充分分离的。由于这个原因,能够测量荧光和拉曼信号两者的探头可根据本说明书实现,假设荧光和拉曼波长充分分离,使得它们彼此不干扰(就像UV/可见荧光和785nm拉曼的情况一样)。组合模态光学探头可将测量的光分裂到两个单独的光纤中,并且每个光纤用于荧光和拉曼的相应的光学激发和测量系统。类似的组合模态光学探头也可用于组合宽带UV/可见和拉曼光谱,前提条件是宽带光谱不干扰拉曼。这样的模态光学探头可一体化到切除或抽吸工具,并且探头可作为手术导航系统的一部分被跟踪。

[0063] 例如,接下来注意图6,该图描绘了两种光学模态的非限制性示例性光谱:

[0064] “模态A”,如描绘的,其包括荧光光谱;和“模态B”,如描绘的,其包括拉曼光谱。特别地,图6的光谱描绘了“充分地”分离的两种不同的模态的强度与波长的关系。特别地,光谱显示在约400nm下的荧光激发光和约785nm下的拉曼激发光,以及每种模态的所得光谱,即,由暴露于荧光激发光的样本(例如,组织样本)产生的光的荧光光谱和由暴露于拉曼激发光的样本产生的光的拉曼光谱。“充分地”分离可理解为表示在每种光谱之间存在极少重叠和/或无重叠,和/或在具有较高波长的激发光和较低波长范围内的光谱之间无重

叠。在另一些实施中，“充分地”分离可理解为一种模态(例如，拉曼)的激发光具有比另一种模态(例如，荧光)的光谱的最高波长更高的波长，和/或在存在一些重叠(例如，荧光光谱的一小部分在785nm下存在)的情况下，另一种模态的光谱低于阈值值和/或在不由分析装置测量的范围内。然而，在其它实施中，每种模态的光谱可至少一定程度上重叠，并且对应于每种模态的光可使用合适的光学和/或二向色滤光器滤除。

[0065] 从图6进一步明显看出，如所描绘的，模态A的光谱幅值大于模态B的光谱，但模态B的光谱可具有在其中被编码的更多数据，和/或对于暴露于两种激发波长的一类组织更具有特异性。

[0066] 换句话讲，模态中的一种可快于另一种模态，和/或具有更快的采集时间，因为相应的光谱幅值更大；而另一种模态可提供更多和/或更好的关于正被照射和/或测试的组织的特质的数据。

[0067] 例如，荧光信号幅值大于拉曼信号，因此荧光信号相对于拉曼光谱可被更快地采集，例如，在少于约一秒内，因此可被理解为“快”模态；然而，荧光相对于拉曼对样本中的变化不敏感，因此相对于拉曼缺乏特异性。相比之下，拉曼信号相对于荧光信号幅值较低，因此拉曼信号相对于荧光光谱的采集缓慢地被采集，例如在大于或等于约十秒内，因此可被理解为“慢”模态；然而，拉曼比荧光更具有特异性，因为健康与不健康(例如，癌变)组织的拉曼信号中的差异大于健康与不健康组织的荧光信号中的差异。因此，如本文所述，两种模态都可用来表征组织，其中较快但特异性差的模态(即，UV荧光)比较慢但更具特异性的模态(即，拉曼光谱)更常使用。如本文所述，特异性也可被称为敏感度。

[0068] 因此，如下文所述，其中两种模态可用的使用组合模态光学探头的系统可以如下方式使用：

[0069] 1) 具有较快采集时间的模态(例如，荧光或宽带)可以是“第一线”测量以确定组织状态/类型。更敏感但更耗时的第二光学模态(例如，拉曼)可以在“第一线”测量的结果为不确定的(即，结果具有不可接受地高的误差概率，其中不可接受地高被理解为高于阈值误差概率)和/或被测试的组织部位具有特别的兴趣时使用。“第一线”测量可实时和/或接近实时执行以指导切除，并且在不确定性的测量后，在进行较长的拉曼测量的同时，外科手术可临时暂停(少于一分钟)。

[0070] 2) 两种模态的组合也可具有比任一种模态单独使用时更好的预测功能。例如，荧光光谱和拉曼光谱探测组织的不同的化学特性；因此，对样本的两种测量的组合可提供组织状态(例如，健康或不健康/癌变)的更具体测量，因为每种模态会有一些强度和/或优点。

[0071] 接下来注意图7，该图描绘了系统700，其包括：一个或多个光源701-1、701-2(下文可互换地统称为光源701并且一般地称为光源701)，其被配置成提供激发光；第一光学分析装置703，其被配置成接收在第一波长范围内的光并使用第一光学模态分析在第一波长范围内的光；第二光学分析装置705，其被配置成接收在第二波长范围内的光并使用慢于第一光学模态的第二光学模态分析在第二波长范围内的光；光学探头707，其被配置成：将激发光传送到组织样本；从组织样本接收在第一波长范围内的光；并且从组织样本接收在第二波长范围内的光；以及，一个或多个光学导管709，其被配置成：将激发光从所述一个或多个光源701传送到光学探头707；将在第一波长范围内的光从光学探头707传送到第一光学分析装置703；并且将在第二波长范围内的光从光学探头707传送到第二光学分析装置705。

[0072] 如所描绘的,系统700还包括光学耦合装置711,其被配置成将光学探头707光学耦合到所述一个或多个光源701、第一光学分析装置703和第二光学分析装置705中的每一个。例如,光学导管709中的每一个可包括一根或多根光纤,并且光学耦合装置711可包括光纤耦合装置。具体而言,如所描绘的,光学探头707利用一束光纤光学耦合到光学耦合装置711,并且光学耦合装置711将各种光纤从光学探头707耦合到所述一个或多个光源701、第一光学分析装置703和第二光学分析装置705中的每一个,如下文更详细描述。

[0073] 如所描绘的,系统还包括:计算装置713,其可类似于上文参照图3描述的控制和处理单元。计算装置713可与第一光学分析装置703和第二光学分析装置705以及任选地每一个光源701中的每一个连通。在图1中,电连通和/或电数据路径描绘为点划线,以将它们与光学导管709区分开。

[0074] 一般来讲,计算装置713可被配置成:选择第一光学模态以用于在光学探头707处使用;以及,使用第一光学模态作为组织的筛查(例如,被光学探头707探测)以确定组织是健康的还是不健康的;以及,当筛查为不确定的时:选择第二光学模态以用于在光学探头707处使用;和使用第二光学模态以用于组织的进一步质询。在一些实施中,计算装置713被进一步配置成当组织被确定为在所关注的部位时使用第二光学模态以进行组织的进一步质询。在另一些实施中,计算装置可与所述一个或多个光源701中的每一个进一步连通,计算装置713被进一步配置成通过控制所述一个或多个光源701(例如,通过开启和关闭光源701中的每一个)来选择光学模态以由光学探头使用。

[0075] 虽然未描绘,但系统700还可包括与计算装置713连通的类似于显示器305、311的显示器,该显示器被配置成提供与第一光学模态和第二光学模态中的一者或多者有关的数据。

[0076] 虽然也未描绘,但系统700还可包括一个或多个电源,以用于为所述一个或多个光源701、第一光学分析装置703和第二光学分析装置705中的每一个提供电力。

[0077] 如所描绘的,系统700还包括:第一高通滤光器(HPF)715-1,其被配置成滤除第一光学分析装置703的分析范围之外的光;以及第二高通滤光器(HPF)715-2,其被配置成滤除第二光学分析装置705的分析范围之外的光。高通滤光器715-1、715-2在下文中可互换地被统称为高通滤光器715和一般地称为高通滤光器715。此外,每个高通滤光器715可包括带通滤光器,该滤光器允许一频带的光频率穿过其中,而滤除该频带以外的频率。每个高通滤光器715沿着在至少光学探头707与第一光学分析装置703和第二光学分析装置705中的每一个之间的相应的光学导管709定位,并且可包括二向色滤光器等,其被配置成发送高于给定波长和/或在给定波长范围内的波长,以滤除至少相应的激发波长,如下文更详细描述。

[0078] 虽然第一光学分析装置703在本文中描绘和描述为荧光光谱仪,但第一光学分析装置703可具有选自下列的光学模态:紫外光谱、可见光谱、短波红外光谱、近红外光谱、宽带光谱、光学相干断层扫描(OCT)、荧光光谱、时间分辨荧光光谱和激光诱导击穿光谱(LIBS)。

[0079] 类似地,虽然第二光学分析装置705在本文中描绘和描述为拉曼光谱仪,但第二光学分析装置705可具有选自由下列的光学模态:拉曼光谱、表面增强拉曼光谱(SERS)、受激拉曼光谱(SRS)和相干反斯托克斯拉曼光谱(CARS)。换句话讲,系统700的第二光学模态(例如,第二光学分析装置705的光学模态)比系统700的第一光学模态(例如,第一光学分析装

置703的光学模态)更慢,但可具有更好的特异性。

[0080] 如已经指出的,在图7中描绘的具体非限制性实施中,第一光学分析装置703包括荧光光谱仪,并且第二光学分析装置705包括拉曼光谱仪。因此,第一光源701-1可包括与荧光光谱仪兼容的光源,和/或第一光源701-1被配置成产生激发光以用于在组织中引发荧光光谱;在这样的实施中,第一光源701-1包括配置成产生在约400nm下的光的光源。类似地,第二光源701-2可包括与拉曼光谱仪兼容的光源,和/或第二光源701-2被配置成产生激发光以用于在组织中引发拉曼光谱;在这样的实施中,第二光源701-2包括配置成产生在约785nm下的光的光源,包括但不限于激光器。然而,每个光源701可适于第一光学分析装置703和第二光学分析装置705中的每一个,并可依赖于每一者的模态。

[0081] 在其中第一和第二模态分别包括荧光光谱测定法和拉曼光谱测定法的实施中,高通滤光器715-1滤除约450nm以下的光,和/或发送约450nm以上的光,和/或发送在荧光光谱测定法的分析范围内的光,包括但不限于约450nm至约700nm;类似地,在这些实施中,高通滤光器715-2滤除约790nm以下的光,和/或发送约790nm以上的光,和/或发送在拉曼光谱测定法的分析范围内的光,包括但不限于约790nm以上的光。然而,高通滤光器715-1、715-2中的每一个可适于第一光学分析装置703和第二光学分析装置705中的每一个,并可依赖于每一者的模态。

[0082] 此外,虽然光源701描绘为单独的装置,但在另一些实施中,光源701可组合在一个装置中,该装置被配置成发射对应于两种光学模态的激发光。

[0083] 光学探头707包括组合光学模态光学探头,并且被配置成:利用来自所述一个或多个光源701中的每一个的激发光照射包括但不限于组织的样本,并且收集对应于光学模态中的每一个的光。一般来讲,光学探头707包括:主体;连接端,其被配置成与一个或多个相应的光学导管709连接,(并且连接端可因此包括一个或多个光连接器);和相对的样本交互端以及在端部之间传送光的光学部件。例如,光学探头707可包括:一根或多根光纤,其被配置成将激发光传送至组织样本;和一根或多根另外的光纤,其被配置成从组织样本收集在对应于第一光学模态的第一波长范围内的光和在对应于第二光学模态的第二波长范围内的光。

[0084] 此外,光学探头707的尺寸与诸如进入端口12的进入端口相容,光学探头707将与该进入端口一起使用。例如,光学探头707的直径和/或最大横向尺寸等小于进入端口的内径,并可具有大于进入端口的长度的长度。在一些实施中,光学探头707的直径等小于将与光学探头707一起使用的进入端口的内径的约1/3。

[0085] 此外,光学探头707可以是圆形横截面,但光学探头707不一定是圆形横截面。例如,光学探头707可以是三角形、正方形、五边形、六边形等的横截面,和/或不规则横截面。

[0086] 注意图8,该图描绘了根据一些非限制性实施的光学探头707的样本交互端801。样本交互端801包括与在光学探头707和至少光源701、第一光学分析装置703和第二光学分析装置705、和/或光学耦合装置711之间的相应的光学导管709相对的端部。由于光学探头707可以是大体圆柱形的,样本交互端801可具有与光学探头707的横截面相同的配置。

[0087] 在任何情况下,在图8中描绘的非限制性实施中,样本交互端801和/或横截面包括激发光纤803和/或光纤束,其将激发光从光源701传送至样本,激发光纤803任选地位于(如描绘的)光学探头707的大约中心处;换言之讲,激发光纤803与在光学探头707和光源701之

间的一个或多个光学导管709光学连通。激发光纤803可位于样本交互端801和/或横截面的大约中心处。

[0088] 此外,如所描绘的,样本交互端801和/或横截面包括布置在激发光纤803周围的多根收集光纤805(为清楚起见,图8中仅示出其中一个),所述多根收集光纤805被配置成将从用激发光照射的样本发射的光传送至第一光学分析装置703和第二光学分析装置705中的每一个。换言之,所述多根收集光纤805与在光学探头707与第一光学分析装置703和第二光学分析装置705中的每一个之间的一个或多个光学导管709光学连通。

[0089] 虽然未描绘,但样本交互端801还可包括一个或多个透镜、微透镜、棱镜、反射镜和/或其它光学装置,其被配置用于下列中的一者或多者:会聚激发光、收集发射光、和/或使送往和来自所关注区域的激发光和/或发射光转向和/或弯曲。

[0090] 虽然图8描绘了任选地环形布置在激发光纤803周围的八根收集光纤805,但本说明书可包括少于八根和多于八根收集光纤805,其可布置成对称的圆形或不对称的。例如,在其它实施中,样本交互端801和/或横截面可包括位于邻近激发光纤处的一根收集光纤805,激发光纤需位于样本交互端801的中心处。

[0091] 光学探头的其它光学配置在本实施的范围内。例如,接下来注意图9,该图描绘了光学探头707的另一个样本交互端901的备选的非限制性实施。样本交互端901基本上类似于样本交互端801,其中类似的元件具有类似的标号,但以“9”而不是“8”开始。特别地,样本交互端901包括第一激发光纤903-1和第二激发光纤903-2。第一激发光纤903-1与第一光源701-1光学连通,并且被配置成将激发光从第一光源701-1传送至样本。类似地,第二激发光纤903-2与第二光源701-2光学连通,并且被配置成将激发光从第二光源701-2传送至样本。因此,第一激发光纤903-1和第二激发光纤903-2中的每一个与分别至第一光源701-1和第二光源701-2中的每一个的相应的光学导管709光学连通。此外,第一激发光纤903-1和第二激发光纤903-2中的每一个可彼此相邻并且在光学探头707中大体上居中地定位。

[0092] 样本交互端901还包括多根收集光纤905,其类似于收集光纤805。此外,所描绘的样本交互端901也可代表光学探头707的横截面,且类似于样本交互801。

[0093] 光学探头的其它光学配置在本实施的范围内。例如,接下来注意图10,该图描绘了光学探头707的另一个样本交互端1001的备选的非限制性实施。样本交互端1001基本上类似于样本交互端901,其中类似的元件具有类似的标号,但以“10”而不是“9”开始。例如,样本交互端1001包括类似于第一激发光纤903-1的第一激发光纤1003-1和类似于第二激发光纤903-2的第二激发光纤1003-2。然而,相比样本交互端901,样本交互端1001包括第一组收集光纤1005-1和第二组收集光纤1005-2,第一组收集光纤1005-1和第二组收集光纤1005-2以类似于上述收集光纤803、903的配置布置在激发光纤1003-1、1003-2周围,但第一组收集光纤1005-1经由相应的光学导管709与第一光学分析装置703光学连通,并且第二组收集光纤1005-2经由另一个光学导管709与第二光学分析装置705光学连通。

[0094] 由于系统700的第二光学模态可慢于第一光学模态,第二组收集光纤1005-2可包括比第一组收集光纤1005-1更多的光纤,尽管如所描绘的,第一组收集光纤1005-1和第二组收集光纤1005-2中的每一个的数目是相同的。

[0095] 此外,所描绘的样本交互端1001也可代表光学探头707的横截面,类似于样本交互801。

[0096] 特别地,由于样本交互端901、1001中的光纤可专用于一个模态或另一个模态,相应的光纤可为相应的模态具体地配置。例如,光纤903-1、1003-1可被配置成当第一光学模态包括荧光光谱时传送约400nm的光,而光纤903-2、1003-2可被配置成当第二光学模态包括拉曼光谱时传送约785nm的光;类似地,光纤1005-1可被配置成当第一光学模态包括荧光光谱时传送在约450nm至约700nm的范围内的光,而光纤1005-2可被配置成当第二光学模态包括拉曼光谱时传送约790nm以上的光。相应的光学导管709可被类似地配置。此外,图8-10中描绘的每一组光纤以及相应的光学导管709可基于系统700中使用的模态和/或每组光纤传送的光的波长来调适。

[0097] 现在注意图11,该图描绘了根据非限制性实施的用于操作组合模态光学探头的方法1100的流程图。为了有助于解释方法1100,将假设使用系统700执行方法1100。此外,方法1100的以下讨论将使得进一步理解系统700及其各部件。然而,应当理解,系统700和/或方法1100可以变化,并且不一定严格地像本文结合彼此讨论那样操作,并且这样的变化在本实施的范围内。

[0098] 在一些实施中,方法1100在系统700中至少部分地由计算装置713的处理器实施。实际上,方法1100是计算装置713可被配置的一种方式。

[0099] 无论如何,应当强调的是,除非另外指明,方法1100不一定以如图所示的准确顺序执行;并且同样地,各个框可以并行地而不是顺序地执行;因此,方法1100的要素在本文中被称为“框”而不是“步骤”。然而,还应当理解,方法1100也可在系统700的变型上实施。

[0100] 在框1101处,识别所关注的组织。例如,通过将光学探头707定位在进入端口12中并且向计算装置713指示光学探头707附近的组织是所关注的组织,来识别所关注的组织。

[0101] 在框1103处,利用图11中称为“模态A”的第一光学模态来测量所关注的组织。例如,计算装置713可控制光源701-1以开启,从而用与第一光学模态相关联的激发光照射所关注的组织,并且计算装置713可控制第一光学分析装置703以经由光学探头707从所关注的组织收集光谱。换句话讲,与第一光学模态相关联的在第一波长范围内的光由光学探头707从所关注的组织收集并传送到第一光学分析装置703。

[0102] 在框1105处,例如在计算装置713和第一光学分析装置703中的一者或多者处分析第一光学分析装置703的测量结果,并且任选地在系统700的显示器处显示所述测量结果。

[0103] 在框1107处,确定由第一光学分析装置703收集的信息是否为“足够的”;例如,收集的光谱和/或收集的数据可与和健康组织相关联的参考光谱和/或参考数据相比较,和/或收集的光谱和/或收集的数据可与和不健康(例如,癌变)组织相关联的参考光谱和/或参考数据相比较。

[0104] 当可以做出所关注的组织为健康或不健康的确定(即,在框1107处的“是”决策)时,可在框1109处做出临床决策,例如以去除不健康组织或不去除健康组织。这样的确定可在收集的光谱和/或收集的数据在给定的误差范围内与健康组织或不健康组织的相应的参考光谱和/或相应的参考数据匹配时做出。方法1100接着重复:例如,外科医生等可将光学探头707移动至进入端口12内的新位置,从而在框1101处识别新的关注组织。

[0105] 然而,返回框1107,当不能做出所关注的组织为健康或不健康的确定时(即,在框1107处的“否”决策,例如,当收集的光谱和/或收集的数据在给定的误差范围内与健康组织或不健康组织的相应的参考光谱和/或相应的参考数据不匹配时),在框1111处,利用图11

中称为“模态B”的第二光学模态测量所关注的组织。例如,计算装置713可控制光源701-2以开启,从而用与第二光学模态相关联的激发光照射所关注的组织,并且计算装置713可控制第二光学分析装置705以经由光学探头707从所关注的组织收集光谱。换句话讲,与第二光学模态相关联的在第二波长范围内的光由光学探头707从所关注的组织收集并传送到第二光学分析装置705。应当理解,由于第二光学模态慢于第一光学模态,框1111可能比框1103花费更长时间来实施。

[0106] 在框1113处,例如在计算装置713和第二光学分析装置705中的一者或者两者处分析第二光学分析装置705的测量结果,并且任选地将所述结果显示在系统700的显示器处。由于第二光学模态可比第一光学模态提供更好的特异性,在框1109处,可利用由第二光学模态获得的附加的信息和/或数据例如基于所关注的组织为健康或不健康的而做出临床决策。类似于关于在第一光学模态中收集的数据所做出的确定,这样的确定可通过确定在第二光学模态中收集的光谱和/或收集的数据是否在给定的误差范围内与健康组织或不健康组织的对应于第二光学模态的相应的参考光谱和/或相应的参考数据匹配来做出。

[0107] 再次,在框1109之后,方法1100可重复,如上文所述。

[0108] 方法1100的简化的备选方案也可实施,如图12中所描绘的。具体而言,参看图11,该图描绘了根据非限制性实施的用于操作组合模态光学探头的方法1200的流程图。为了有助于解释方法1200,将假设使用系统700执行方法1200。此外,方法1200的以下讨论将使得对系统700及其各种部件有进一步理解。然而,应当理解,系统700和/或方法1200可以变化,并且不一定严格地像本文结合彼此讨论那样操作,并且这样的变化在本实施的范围内。

[0109] 在一些实施中,方法1200在系统700中至少部分地由计算装置713的处理器实施。实际上,方法1200是计算装置713可被配置的一种方式。

[0110] 无论如何,应当强调的是,除非另外指明,方法1200不一定以如图所示的准确顺序执行;并且同样地,各个框可以并行地而不是顺序地执行;因此,方法1200的要素在本文中被称作“框”而不是“步骤”。然而,还应当理解,也可对系统700的变型实施方法1200。

[0111] 在框1201处,在与第一光学模态的第一光学分析装置703和慢于第一光学模态的第二光学模态的第二光学分析装置705中的每一个连通的计算装置713处,使用第一光学模态作为组织的筛查以确定该组织是健康的还是不健康的。例如,如上所述,计算装置713可导致第一光源701-1开启,以使得光学探头707利用对应于第一光学模态的激发光照射组织,并且导致第一光学分析装置703像由光学探头707收集那样收集所得到的从组织发射和/或反射的光。

[0112] 在框1203处,确定筛查是确定的还是不确定的。例如,框1203还可包括通过以下方式确定组织是健康的还是不健康的:比较对应于第一光学模态的收集的光谱和对应于第一光学模态的收集的数据中的一者或者两者与对应于健康组织和不健康组织中的一者或者两者的参考光谱和参考数据中的一者或者两者;当收集的光谱和收集的数据中的一者或者两者在第一给定误差范围内与健康组织参考光谱和健康组织参考数据中的一者或者两者匹配时,确定组织为健康的;以及当收集的光谱和收集的数据中的一者或者两者在第二给定误差范围内与不健康组织参考光谱和不健康组织参考数据中的一者或者两者匹配时,确定组织为不健康的。

[0113] 类似地,框1203还可包括通过以下方式确定筛查是否为不确定的:比较对应于第

一光学模态的收集的光谱和对应于第一光学模态的收集的数据中的一者或多者与对应于健康组织和不健康组织中一者或多者的参考光谱和参考数据中的一者或多者;当收集的光谱和收集的数据中的一者或多者在至少一个给定误差范围内与参考光谱和参考数据中的一者或多者不匹配时,确定筛查为不确定的。

[0114] 当筛查为不确定的时(即,在框1203处的“是”决策),在框1205处,使用第二光学模态来进行组织的进一步质询。例如,如上所述,计算装置713可导致第二光源701-2开启,以使得光学探头707利用对应于第二光学模态的激发光照射组织,并且导致第二光学分析装置705像由光学探头707收集那样收集所得到的从组织发射和/或反射的光。

[0115] 方法1200可接着从框1201开始重复。否则,当使用第一光学模态的筛查为确定的时(即,在框1203处的“否”决策),方法1200可在框1201处重复,并且框1205被跳过。

[0116] 在方法1200和/或方法1100的一些实施中,第一光学模态在光学探头707处可始终开启,并且第二光学模态仅当计算装置713确定使用第一光学模态的组织的筛查为不确定的时开启。换句话说,第一光源701-1也可开启,以使得对应于第一光学模态的激发光始终使用光学探头707照射组织。如上所述,仅当筛查在框1203处为不确定的时使用第二光学模态(即,第二光源701-2开启并且使用第二光学分析装置705)。

[0117] 在任何情况下,本文所述为用于使用组合模态光学探头在医疗程序中管理设备的系统和方法,该光学探头可用对应于两种光学模态的激发光照射组织样本:第一光学模态和慢于第一光学模态的第二光学模态;第二光学模态可比第一模态更具有特异性。因此,第一模态可用作组织的初步筛查,第二模态可在当筛查为不确定的时和/或更多情况下当需要关于组织的更多数据时使用。

[0118] 虽然出于说明性目的结合各种实施在此描述了申请人的教导,但不旨在将申请人的教导限于这些实施。相反地,在不脱离所述实施的情况下,本文中所描述和示出的申请人的教导涵盖各种备选方案、修改和等同物,所述实施的一般范围将在所附权利要求中限定。除了在过程自身中必要或固有的范围之外,不旨在或暗示在本说明书中描述的方法或过程的步骤或阶段的特定次序。在许多情况下,过程步骤的次序可以改变,而不改变所描述的方法的目的、效果或意义。

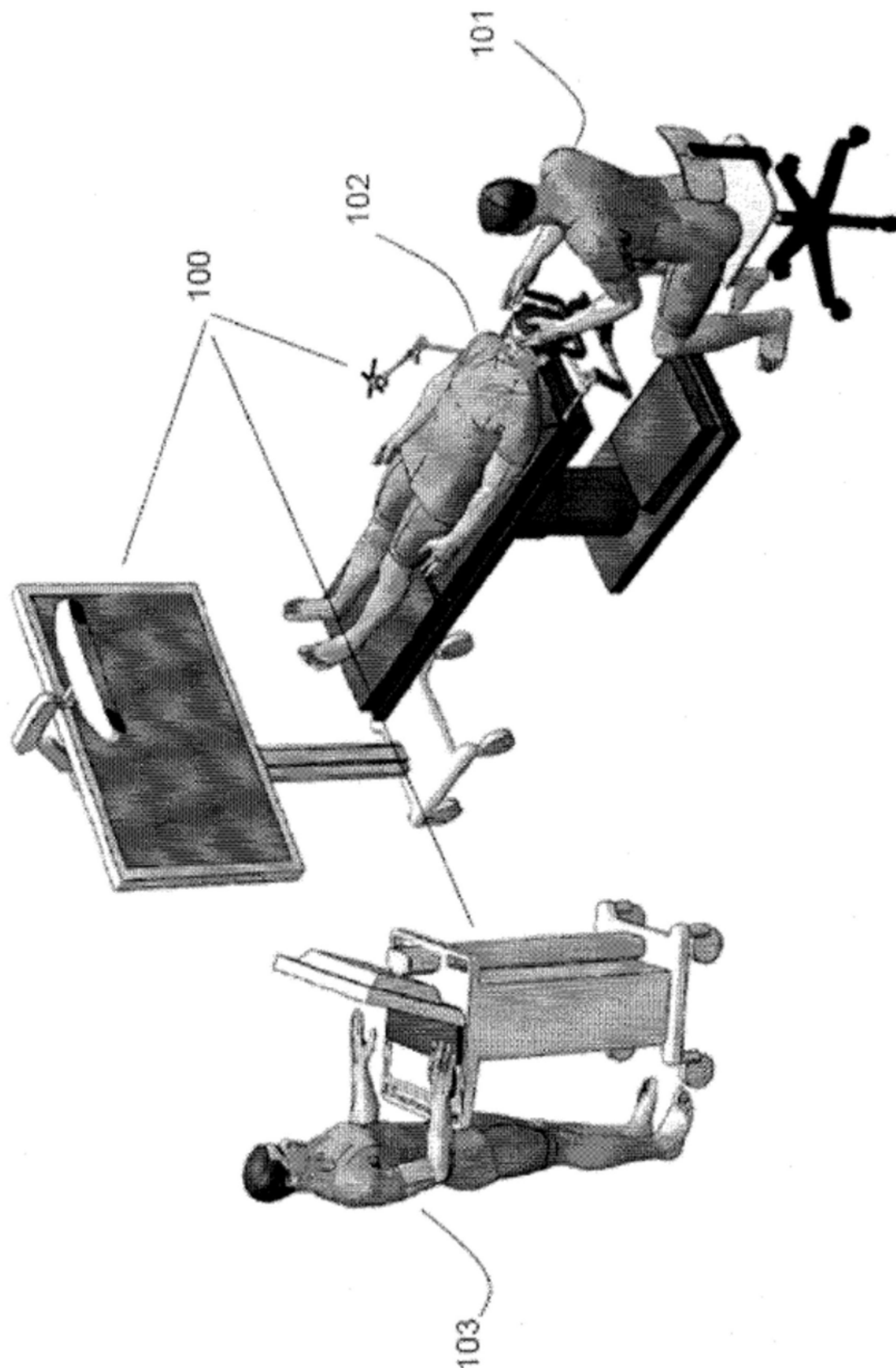


图1

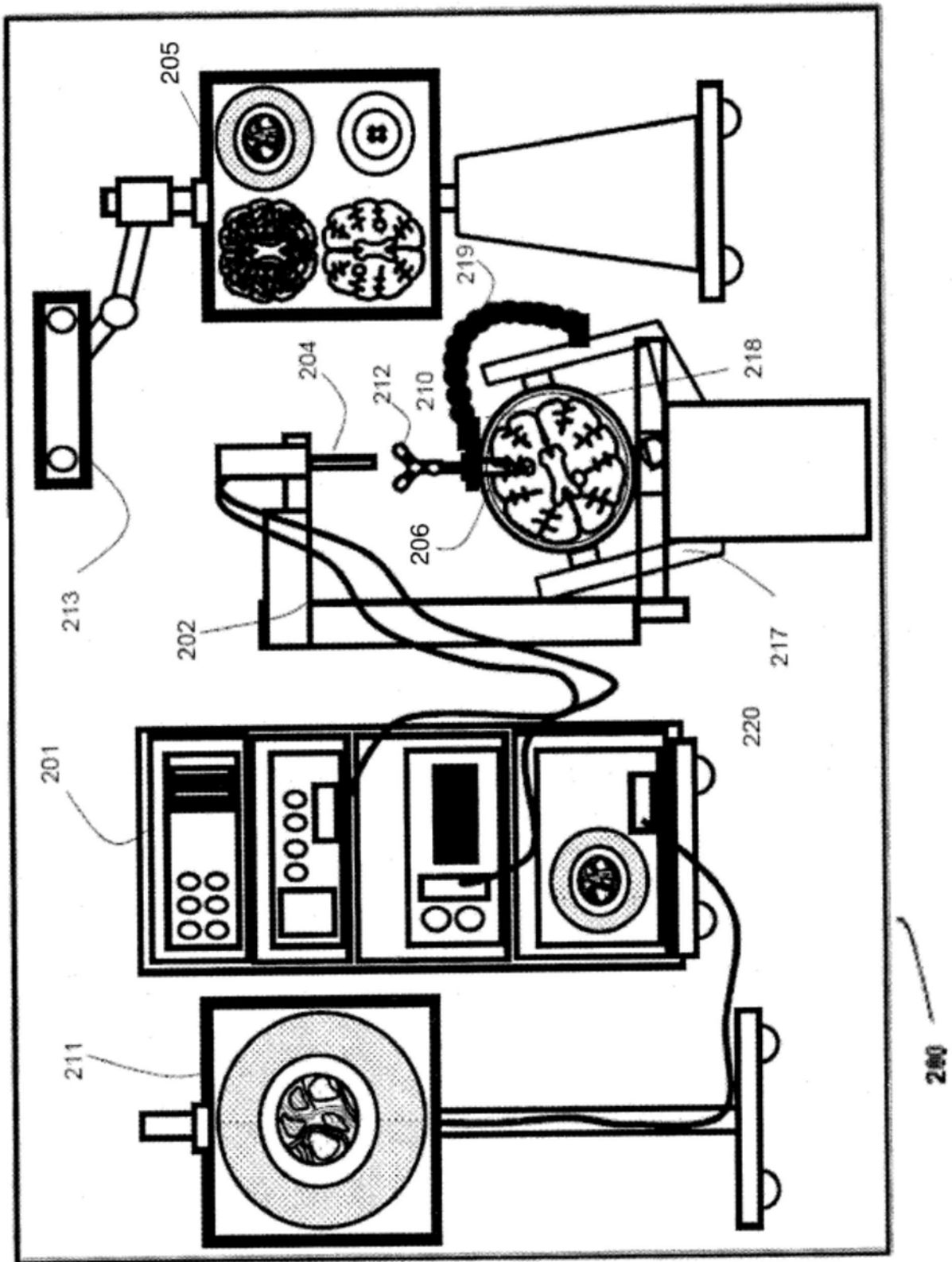


图2

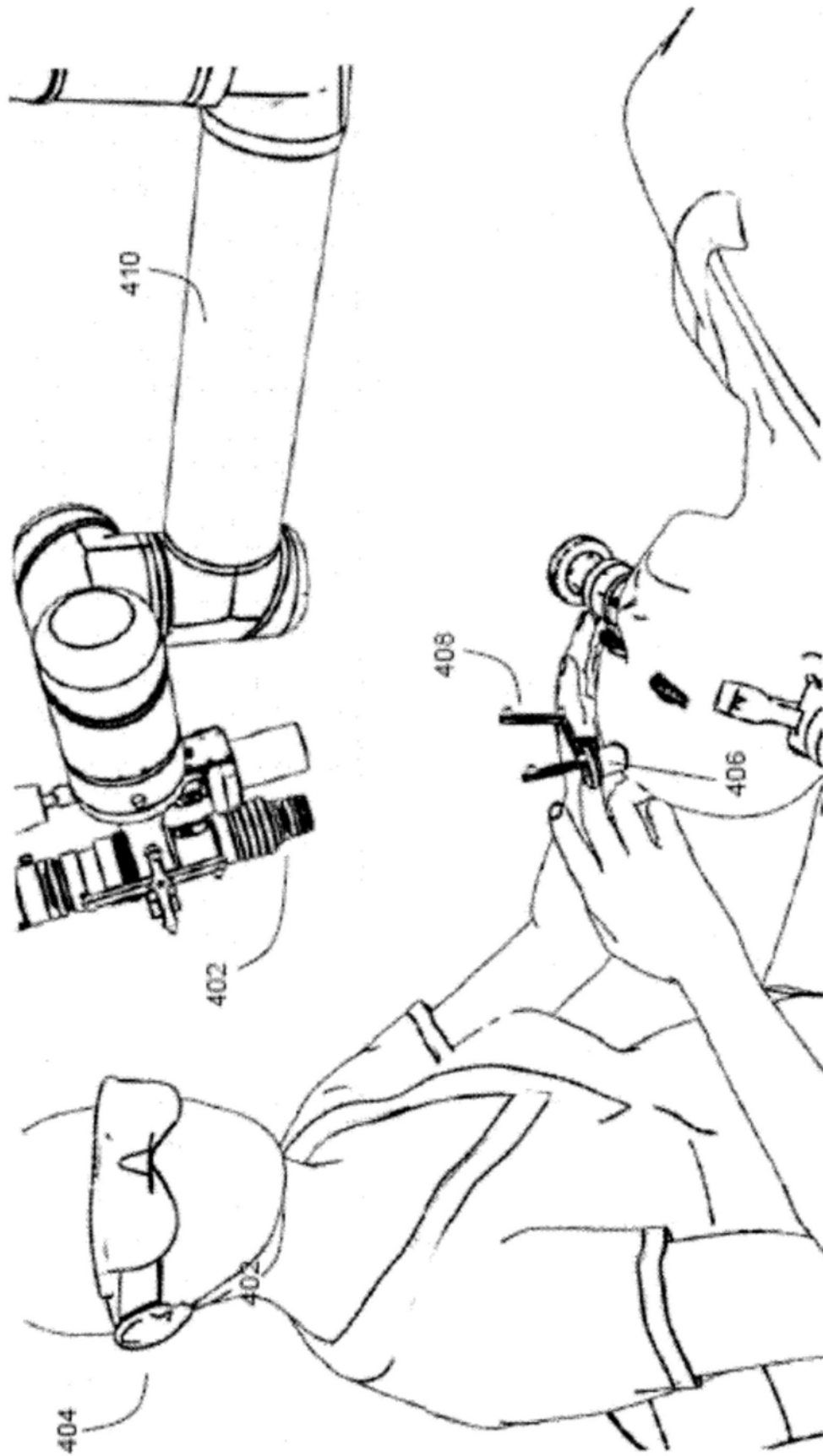


图4

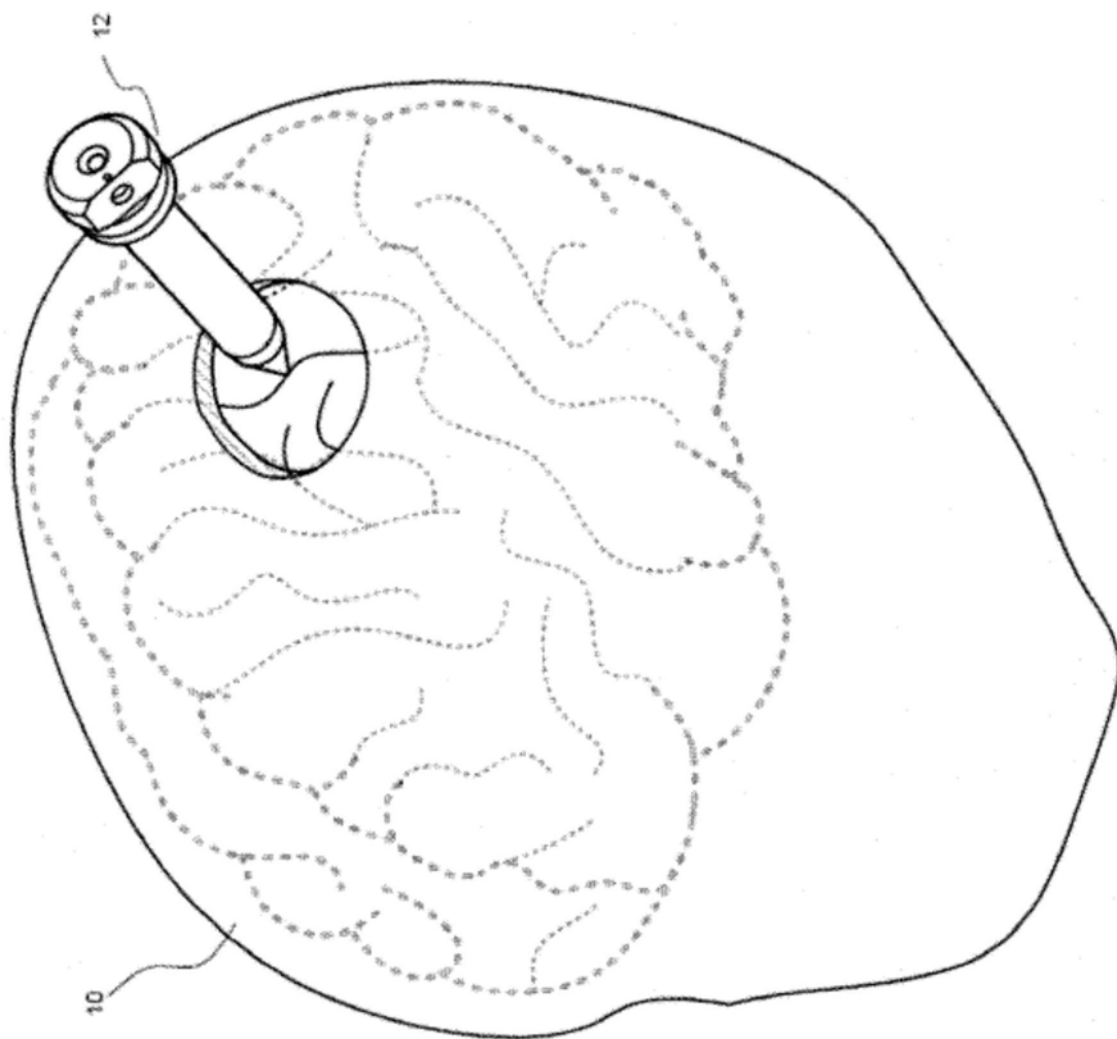


图5

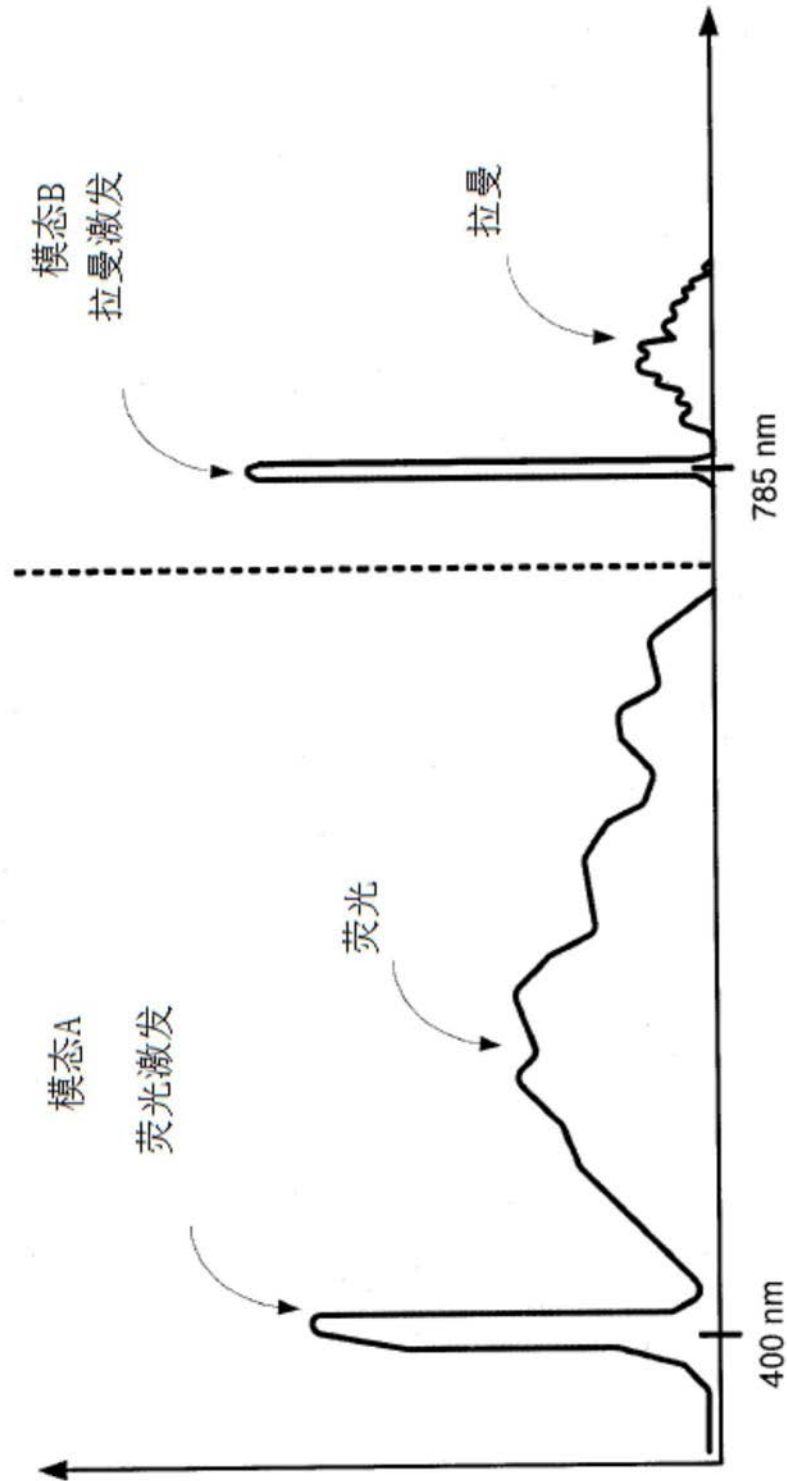


图6

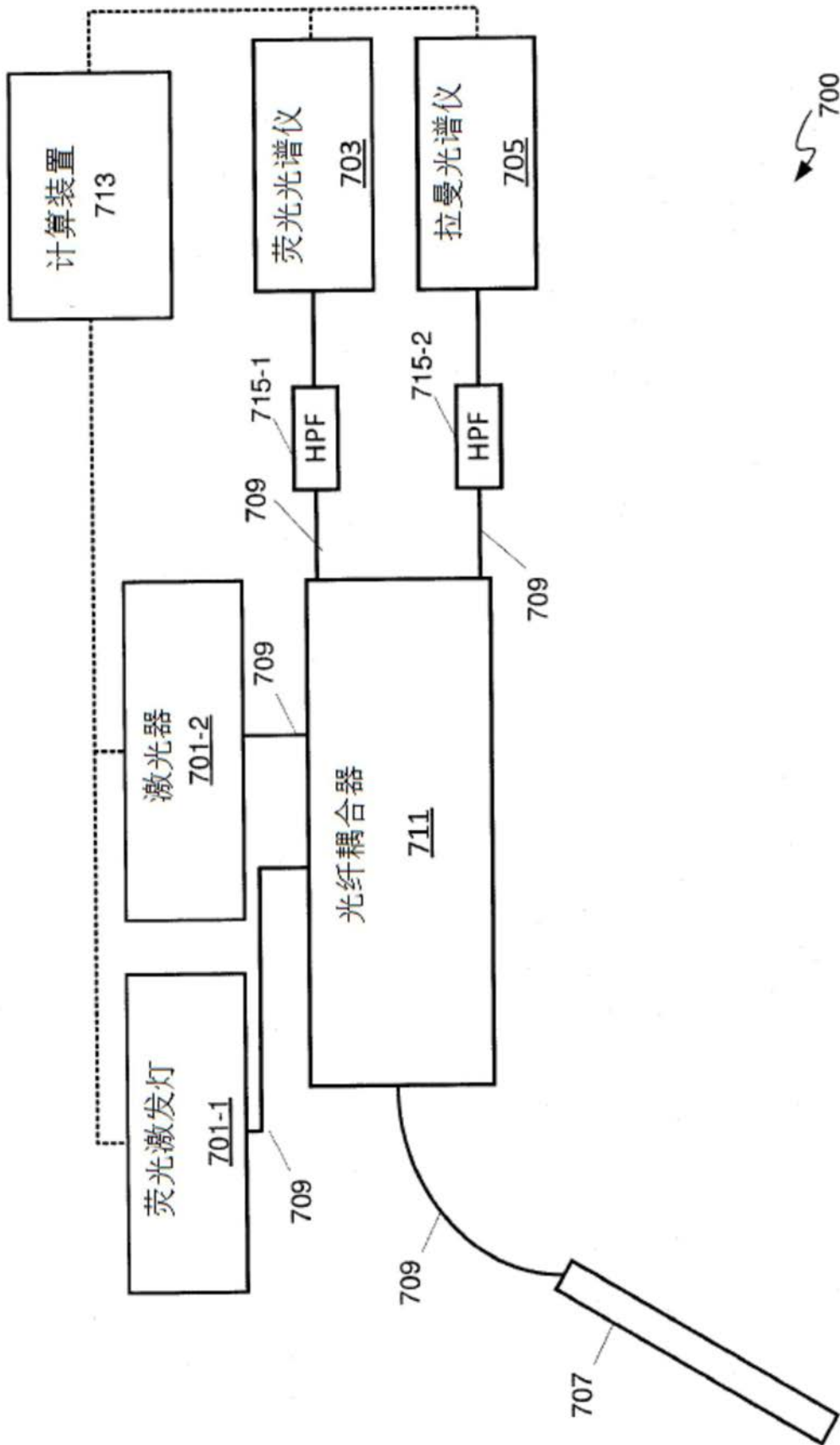


图7

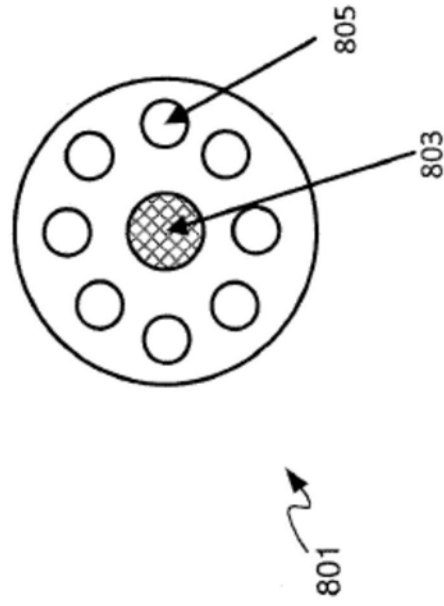


图8

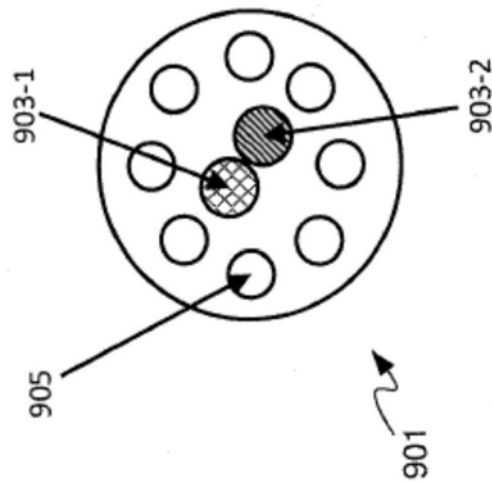


图9

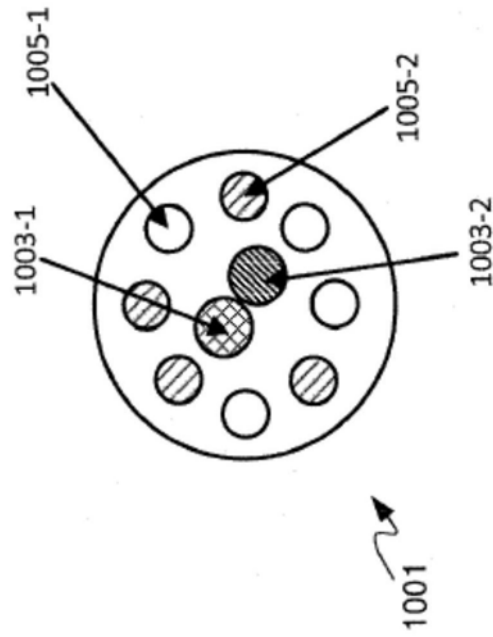


图10

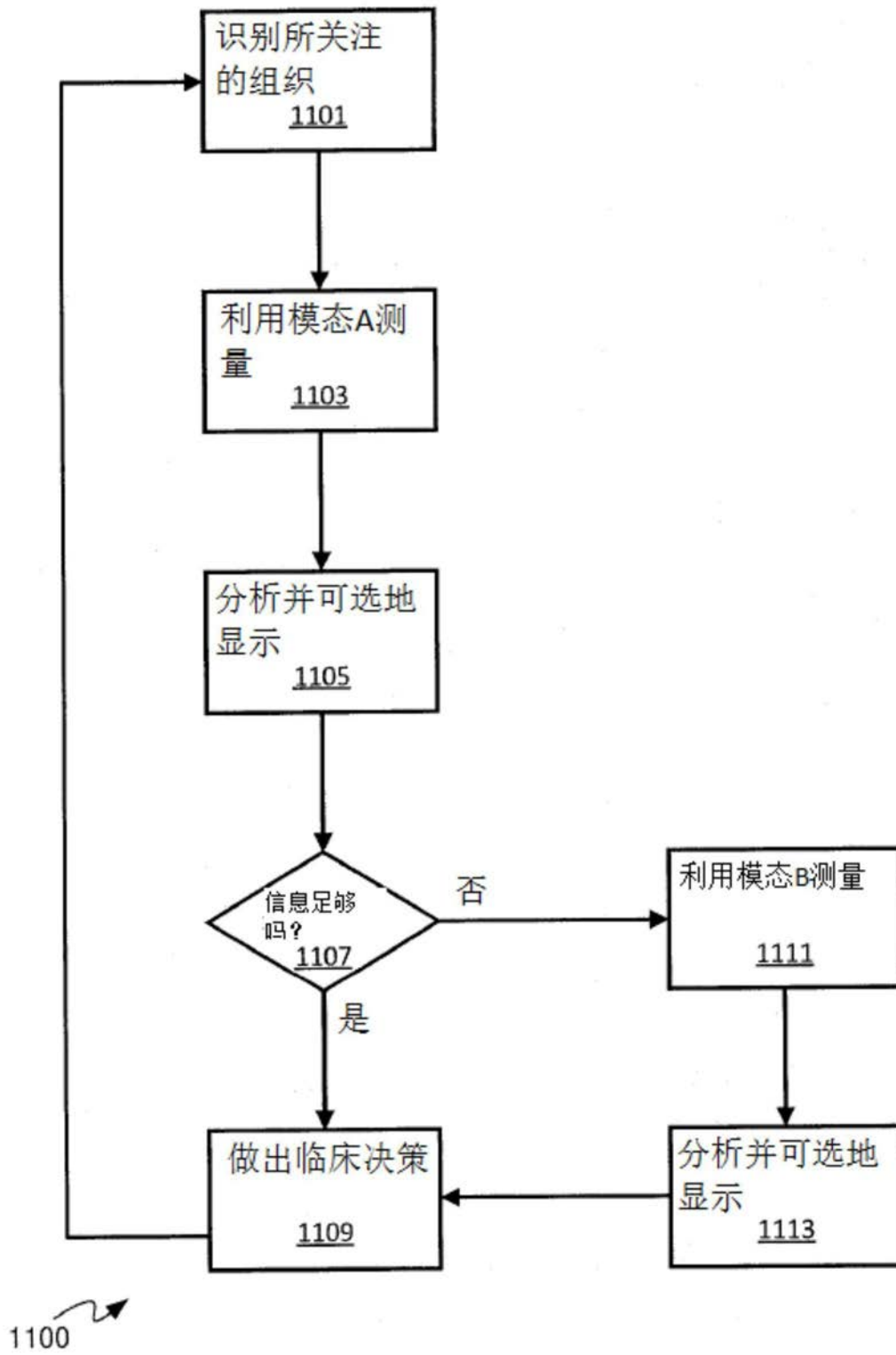


图11

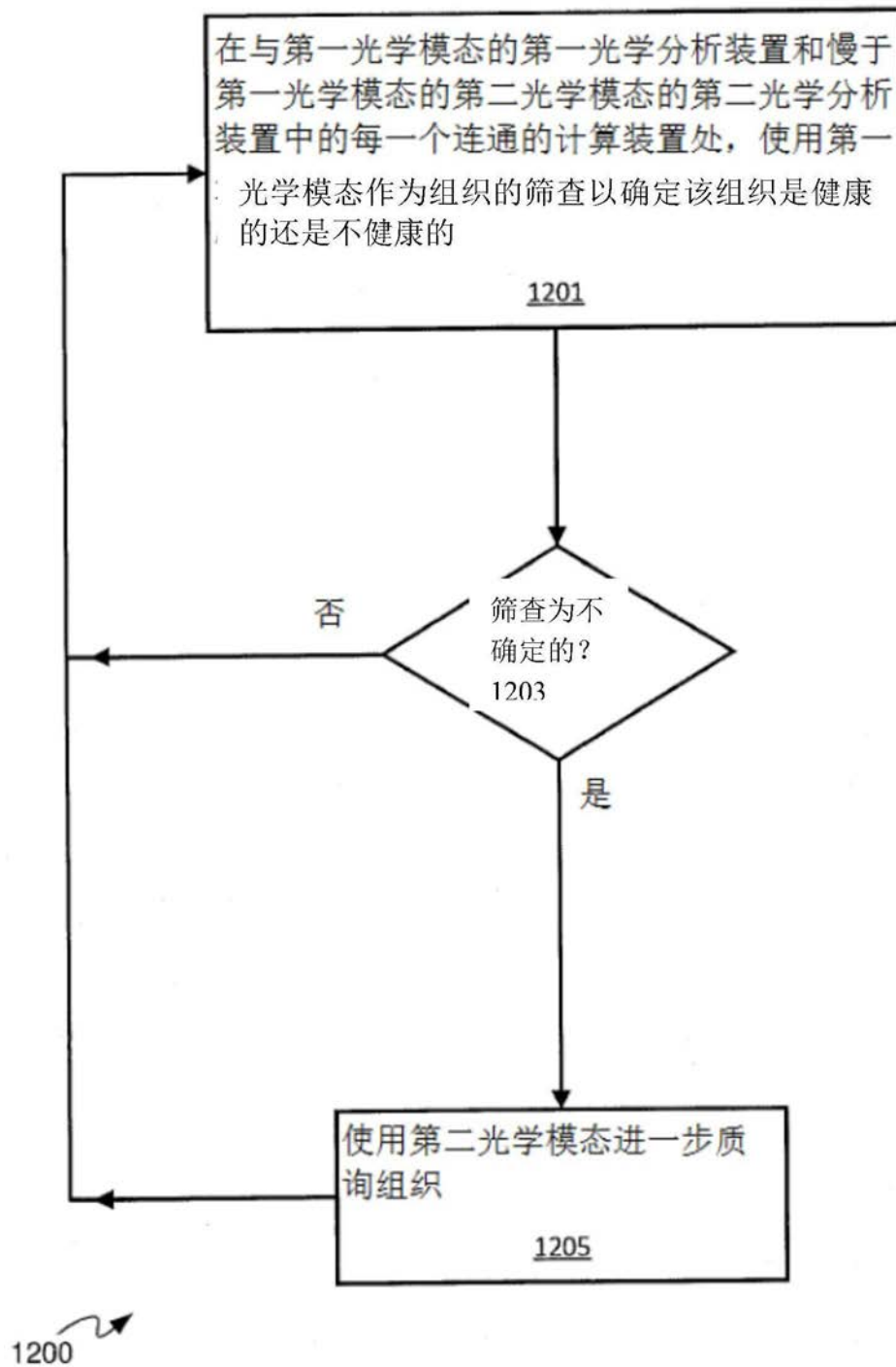


图12