



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105050527 B

(45)授权公告日 2018.03.27

(21)申请号 201480015491.5

(22)申请日 2014.03.14

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 105050527 A

(43)申请公布日 2015.11.11

(30)优先权数据

61/801,530 2013.03.15 US

61/801,746 2013.03.15 US

61/801,143 2013.03.15 US

61/800,155 2013.03.15 US

61/800,695 2013.03.15 US

61/818,255 2013.05.01 US

61/818,325 2013.05.01 US

61/818,280 2013.05.01 US

61/818,223 2013.05.01 US

61/924,993 2014.01.08 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2015.09.14

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/CA2014/050271 2014.03.14

(87)PCT国际申请的公布数据

W02014/139023 EN 2014.09.18

(73)专利权人 圣纳普医疗(巴巴多斯)公司

地址 巴巴多斯布里奇顿

(72)发明人 卡梅伦·皮龙 迈克尔·伍德

盖尔·西拉 乔舒亚·里士满

穆鲁加斯·尤瓦拉吉

斯蒂芬·麦克法迪恩

亚历克斯·潘瑟

尼桑坦·尚穆加尔特那姆

威廉·劳 门罗·M·托马斯

韦斯·雷奇斯 西蒙·亚历山大

戴维·盖洛普

(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 34/20(2016.01)

A61B 5/00(2006.01)

B25J 13/00(2006.01)

B25J 9/18(2006.01)

审查员 王维霞

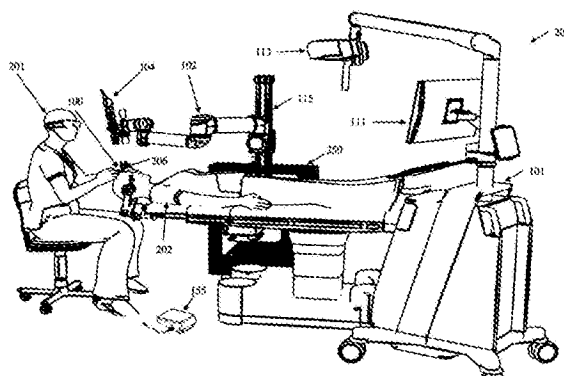
权利要求书2页 说明书26页 附图28页

(54)发明名称

智能定位系统和用于其的方法

(57)摘要

提供了用于自适应地且在术中配置在医疗程序期间使用的自动化臂的系统和方法。自动化臂被配置成将自动化臂上的端部操纵装置定位和定向成距目标所需的距离和取向。端部操纵装置可以是外部视频内窥镜,并且目标可以是外科手术端口。端部操纵装置和目标的位置和取向可以被连续地更新。臂的位置可以响应于使用者命令而被移动至新位置。自动化臂可包括附接到带配重的框架的多关节臂。带配重的框架可包括塔架和支撑梁。



1. 一种自适应地且在术中配置在关于解剖部分的医疗程序中使用的自动化臂的计算机实现的方法,所述方法包括:

针对所述解剖部分识别目标在预定坐标系中的位置和取向;

获得安装在所述自动化臂上并且位于所述解剖部分和所述目标外部且与所述解剖部分和所述目标间隔开的成像装置的位置和取向,所述成像装置的所述位置和取向被限定在所述预定坐标系中;

获得所述成像装置与所述目标的所需相隔距离和在所述目标与所述成像装置之间的所需取向,使得所述目标的预选部分位于所述成像装置的视野中;

指示所述自动化臂将所述成像装置移动至所述所需相隔距离和所需取向;

在所述目标移动时,确定在所述成像装置和所述目标的所述预选部分之间的新的所需相隔距离和新的所需取向,使得所述目标的预选部分位于所述成像装置的视野内;以及

指示所述自动化臂将所述成像装置移动至所述新的所需相隔距离和所需取向。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述成像装置附接到所述自动化臂的端部操纵装置并且具有纵向轴线。

3. 根据权利要求2所述的方法,其中,所述目标是具有纵向轴线的外科端口。

4. 根据权利要求3所述的方法,其中,所述所需取向是所述成像装置的所述纵向轴线与所述外科端口的所述纵向轴线共线。

5. 根据权利要求1至4中的任一项所述的方法,其中,所述所需相隔距离从预定的列表中获得。

6. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述相隔距离是响应于使用者命令增加的或减小的。

7. 根据权利要求6所述的方法,其中,所述使用者命令接收自脚踏板、语音命令和手势之一。

8. 根据权利要求1所述的方法,还包括使用者将所述成像装置移动至一位置以及将所述成像装置与所述目标之间的距离限定为所述所需相隔距离。

9. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述目标在所述医疗程序期间被移动,并且所述方法还包括识别所述目标的更新的位置和取向、确定所述成像装置的更新的新位置和取向以及将所述成像装置移动至所述更新的新位置和取向。

10. 根据权利要求9所述的方法,其中,所述目标的所述更新的位置和取向被连续地获得,并且所述更新的新位置和取向被连续地确定。

11. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述成像装置响应于来自使用者的信号而被移动至更新的新位置和取向。

12. 根据权利要求11所述的方法,其中,所述成像装置响应于预定参数而被移动至新的所需位置和取向。

13. 根据权利要求1所述的方法,其中,在确定所述成像装置与所述目标的所述预选部分之间的新的所需相隔距离和新的所需取向时,为所述成像装置计算所需焦距和缩放水平并且当所述成像装置被移动至所述新的所需相隔距离和新的所需取向时将所述成像装置的焦距和缩放水平调整至所述所需焦距和缩放水平。

14. 一种用于在关于解剖部分的医疗程序期间自适应地且在术中相对于目标定位成像

装置的智能定位系统,包括:

自动化臂组件,其包括具有远端的多关节臂、成像装置,该成像装置可连接到所述多关节臂的所述远端;

检测系统,其用于检测所述目标的位置;

控制系统和相关联的用户接口,其可操作地连接到所述自动化臂组件并且可操作地连接到所述检测系统,所述控制系统被配置用于:

针对所述解剖部分识别目标在预定坐标系中的位置和取向;

获得安装在所述自动化臂组件上并且位于所述解剖部分和所述目标外部且与所述解剖部分和所述目标间隔开的所述成像装置的位置和取向,所述成像装置的所述位置和取向被限定在所述预定坐标系中;

获得在所述目标与所述成像装置之间的所需相隔距离和所需取向;

指示所述多关节臂将所述成像装置移动至所述所需相隔距离和所需取向;

在所述目标移动时,确定在所述成像装置和所述目标的预选部分之间的新的所需相隔距离和新的所需取向,使得所述目标的预选部分位于所述成像装置的视野内;以及

指示所述多关节臂将所述成像装置移动至所述新的所需相隔距离和新的所需取向。

15. 根据权利要求14所述的智能定位系统,还包括使用者将所述成像装置移动至一位置以及将所述成像装置与所述目标之间的距离限定为所述所需相隔距离。

16. 根据权利要求15所述的智能定位系统,其中,所述目标在所述医疗程序期间被移动,并且还包括识别所述目标的更新的位置和取向、确定所述成像装置的更新的新位置和取向以及将所述成像装置移动至所述更新的新位置和取向。

17. 根据权利要求16所述的智能定位系统,其中,所述目标的所述更新的位置和取向被连续地获得,并且所述更新的新位置和取向被连续地确定。

18. 根据权利要求17所述的智能定位系统,其中,所述成像装置响应于来自使用者的信号而被移动至所述更新的新位置和取向。

19. 根据权利要求18所述的智能定位系统,其中,端部操纵装置响应于预定参数而被移动至新的所需位置和取向。

20. 根据权利要求14所述的智能定位系统,还包括视频显示器,并且其中,所述控制系统被配置成在所述成像装置的所需焦距和缩放水平下显示所述目标的所述预选部分的图像。

智能定位系统和用于其的方法

[0001] 本申请要求名称为“SYSTEMS, DEVICES AND METHODS FOR PLANNING, IMAGING, AND GUIDANCE OF MINIMALLY INVASIVE SURGICAL PROCEDURES” (用于微创手术程序的规划、成像和引导的系统、装置和方法) 且于2013年3月15日提交的美国临时申请No. 61/801,530的优先权, 该申请的全部内容以引用方式并入本文中。本申请还要求名称为“SYSTEMS, DEVICES AND METHODS FOR PLANNING, IMAGING, AND GUIDANCE OF MINIMALLY INVASIVE SURGICAL PROCEDURES” (用于微创手术程序的规划、成像和引导的系统、装置和方法) 且于2013年5月1日提交的美国临时申请No. 61/818,280的优先权, 该申请的全部内容以引用方式并入本文中。本申请还要求名称为“INSERTABLE MAGNETIC RESONANCE IMAGING COIL PROBE FOR MINIMALLY INVASIVE CORRIDOR-BASED PROCEDURES” (用于基于微创通道的程序的可插入磁共振成像线圈探针) 且于2013年3月15日提交的美国临时专利申请No. 61/800,695的优先权, 该申请的全部内容以引用方式并入本文中。本申请还要求名称为“IMAGING ASSEMBLY FOR ACCESS PORT-BASED MEDICAL PROCEDURES” (用于基于进入端口的医疗程序的成像组件) 且于2013年5月1日提交的美国临时申请No. 61/818,223的优先权, 该申请的全部内容以引用方式并入本文中。本申请还要求名称为“INSERTABLE MAGNETIC RESONANCE IMAGING COIL PROBE FOR MINIMALLY INVASIVE CORRIDOR-BASED PROCEDURES” (用于基于微创通道的程序的可插入磁共振成像线圈探针) 且于2013年3月15日提交的美国临时专利申请No. 61/801,143的优先权, 该申请的全部内容以引用方式并入本文中。本申请还要求名称为“INSERTABLE MAGNETIC RESONANCE IMAGING COIL PROBE FOR MINIMALLY INVASIVE CORRIDOR-BASED PROCEDURES” (用于基于微创通道的程序的可插入磁共振成像线圈探针) 且于2013年5月1日提交的美国临时专利申请No. 61/818,325的优先权, 该申请的全部内容以引用方式并入本文中。本申请还要求名称为“INSERT IMAGING DEVICE” (插件成像装置) 且于2013年3月15日提交的美国临时专利申请No. 61/801,746的优先权, 该申请的全部内容以引用方式并入本文中。本申请还要求名称为“INSERT IMAGING DEVICE” (插件成像装置) 且于2013年5月1日提交的美国临时专利申请No. 61/818,255的优先权, 该申请的全部内容以引用方式并入本文中。本申请还要求名称为“PLANNING, NAVIGATION AND SIMULATION SYSTEMS AND METHODS FOR MINIMALLY INVASIVE THERAPY” (用于微创治疗的规划、导航和模拟系统及方法) 且于2013年3月15日提交的美国临时专利申请No. 61/800,155的优先权, 该申请的全部内容以引用方式并入本文中。本申请还要求名称为“PLANNING, NAVIGATION AND SIMULATION SYSTEMS AND METHODS FOR MINIMALLY INVASIVE THERAPY” (用于微创治疗的规划、导航和模拟系统及方法) 且于2014年1月8日提交的美国临时专利申请No. 61/924,993的优先权, 该申请的全部内容以引用方式并入本文中。

技术领域

[0002] 本公开涉及在医疗程序期间的医疗装置的机械辅助定位。

背景技术

[0003] 颅内手术程序提供了新的治疗机会,并且有可能显著改善患者治疗结果。在基于端口的程序的情况下,许多现有的光学成像装置和模式由于多种原因而不相容,这些原因包括例如较差的成像传感器视野、放大倍率和分辨率、成像装置与进入端口视野的较差对齐、进入端口跟踪的缺乏、与炫光相关联的问题、过量流体(例如,血液或脑脊髓液)的存在和/或流体对视野的阻挡。此外,尝试使用目前可用的用于基于端口的成像的成像传感器会导致较差的图像稳定性。例如,手动对齐以对进入端口成像的相机将易于通过被工作人员经常地碰撞、摇动或以其它方式意外移动而不对准,并且具有与振动相关联的固有的校正时间。基于端口的光学成像由于针对程序的不同阶段而切换至不同的视野的需求而进一步复杂化。与基于进入端口的光学成像相关联的额外的复杂性包括不能够直接从视频馈送来推断尺寸和取向。

[0004] 在基于端口的程序的情况下,若干问题通常阻碍或削弱了在术中环境中进行基于端口的导航的能力。例如,进入端口轴线相对于由典型的导航系统采用的典型跟踪装置的位置是自由且不受控制的参数,这阻止了对进入端口取向的确定。此外,由于程序所需设备而导致的可用的有限通路造成间接的进入端口跟踪的方法是不现实且不可行的。另外,在术中操纵进入端口以在程序期间进入脑内的许多区域的要求使跟踪所述进入端口的空间位置和姿态成为困难且有挑战性的问题,该问题在本公开之前尚未被解决。因此,需要考虑使用智能定位系统来辅助基于进入端口的颅内医疗程序和手术导航。

发明内容

[0005] 一种自适应地且在术中配置在医疗程序中使用的自动化臂的计算机实现的方法,该方法包括:

[0006] 识别目标在预定坐标系中的位置和取向;

[0007] 获得端部操纵装置在自动化臂上的位置和取向,该位置和取向被限定在预定坐标系中;

[0008] 获得在目标与端部操纵装置之间的所需相隔距离和所需取向;

[0009] 根据目标的位置和取向以及所需相隔距离和所需取向来确定端部操纵装置的新的所需位置和新的所需取向;以及

[0010] 将端部操纵装置移动至新的位置和取向。

[0011] 端部操纵装置可以是具有纵向轴线的成像装置。目标可以是具有纵向轴线的外科端口。所需取向可以使得成像装置的纵向轴线可以与外科端口的纵向轴线共线。

[0012] 成像装置可以是外部视频窥镜。

[0013] 所需相隔距离可以在10cm和80cm之间。备选地,所需相隔距离可以从预定的列表获得。预定的列表可以与具体的使用者有关。相隔距离可以是响应于使用者命令增加的或减小的。使用者命令可以接收自脚踏板、语音命令和手势之一。

[0014] 该方法可包括使用者将端部操纵装置移动至一位置并将端部操纵装置与目标之间的距离限定为所需相隔距离。

[0015] 目标在医疗程序期间可以被移动,并且该方法可包括:识别目标的更新的位置和

取向;确定端部操纵装置的更新的新位置和取向;以及将端部操纵装置移动至所述更新的新位置和取向。

[0016] 目标的更新的位置和取向可以连续地获得,并且所述更新的新位置和取向可以连续地确定。

[0017] 端部操纵装置可以响应于来自使用者的信号而移动至所述更新的新位置和取向。来自使用者的信号可以接收自脚踏板。来自使用者的信号可以是语音命令和手势之一。端部操纵装置可以响应于预定参数而移动至新的所需位置和取向。预定参数可以是目标不移动超过特定的时间段。特定的时间段可以是15至25秒。特定的时间段可由使用者定义。预定参数可以是取向可能偏离同轴大于预定的度数。预定的度数可由使用者定义。目标可以是端口,并且预定参数可以小于端口的总视野的预定百分比。预定百分比可由使用者定义。

[0018] 一种用于在医疗程序期间自适应地且在术中相对于目标定位端部操纵装置的智能定位系统,该系统包括:自动化臂组件,其包括具有可连接到端部操纵装置的远端的多关节臂;检测系统,其用于检测目标的位置;控制系统和相关联的用户接口,其可操作地连接到自动化臂组件并且可操作地连接到检测系统,控制系统被配置用于:识别目标在预定坐标系中的位置和取向;获得端部操纵装置在自动化臂组件上的位置和取向,该位置和取向被限定在预定坐标系中;获得在目标与端部操纵装置之间的所需相隔距离和所需取向;根据目标的位置和取向以及所需相隔距离和所需取向来确定端部操纵装置的新位置和新取向;以及将端部操纵装置移动至新位置和新取向。

[0019] 该系统可包括视频显示器,并且来自成像装置的图像可以显示在视频显示器上。

[0020] 一种用于与端部操纵装置、目标、检测系统一起使用并且可以用于在医疗程序期间使用的自动化臂组件,该自动化臂组件包括:基部框架;多关节臂,其可操作地连接到基部框架并且具有可以可拆卸地连接到端部操纵装置的远端;重物,其可操作地连接到基部框架并且提供对多关节臂的配重;以及控制系统,其可操作地连接到多关节臂和检测系统并提供与目标的位置有关的信息,并且控制系统为多关节臂的远端确定相对于目标的位置的新的位置和取向;并且其中,多关节臂的远端可以响应于来自控制系统的信息而移动。

[0021] 自动化臂组件可包括塔架,该塔架附接到基部框架并且从基部框架向上延伸,多关节臂可以附接到塔架并从塔架向外延伸。臂可以是在塔架上可向上和向下移动的。自动化臂组件可包括支撑梁,该支撑梁一端可移动地附接到塔架并且另一端可移动地附接到自动化臂。多关节臂可具有至少六个自由度。自动化臂组件可以被手动地移动。基部框架可包括轮。

[0022] 端部操纵装置可使用检测系统来跟踪。多关节臂可包括使用检测系统跟踪的跟踪标记。自动化臂组件可包括附接到多关节臂的远端的径向布置,并且端部操纵装置可以可移动地附接到径向布置,其中,端部操纵装置响应于来自控制系统的信息而沿着径向布置移动。

[0023] 自动化臂组件可包括可操作地连接到控制系统的操纵杆,并且多关节臂的移动可以是可由操纵杆控制的。

[0024] 端部操纵装置可以是外部视频窥镜、磨蚀激光器、夹持器、可插入的探针或显微操纵器之一。端部操纵装置可以是第一端部操纵装置并且可包括可附接到多关节臂的远端附近的第二端部操纵装置。第二端部操纵装置可以是广角相机。

[0025] 控制系统可以根据限定的参数约束多关节臂的移动。限定的参数可包括患者上方的空间、占地面积、保持外科医生的视线、保持跟踪相机的视线、机械臂奇点、自避碰、患者避碰、基本取向、以及它们的组合。

[0026] 自动化臂组件可包括附接到多关节臂的保护穹顶,并且多关节臂的远端可以被约束成仅在保护穹顶内移动。虚拟安全区可以由控制系统限定,并且多关节臂的远端可以被约束成仅在安全区内移动。

[0027] 一种用于与外科端口一起使用的对齐工具,该工具包括:用于插入外科端口的顶端;以及大体上圆锥形的部分,其在顶端的远端处并且被附接使得当顶端可以被完全插入所述部分中时圆锥形部分可以从端口的端部向外间隔开。圆锥形部分可由多个圆形标注构成。

[0028] 在一些实施例中,公开了用于支持基于进入端口的程序的智能定位系统(和相关联的方法),其包括以下部件:一个或多个成像装置;被跟踪和引导的外部自动化臂,其被配置成支撑成像装置中的一个或多个;一个或多个跟踪装置或机构;一个或多个被跟踪标记或被跟踪标记组件;导航系统,其被配置成接收术前和/或术中数据;以及智能定位系统,其用于控制自动化臂的姿态和位置。

[0029] 在一些实施例中,提供了一种软件系统,其包括用于执行手术程序的用户接口,其中,用户接口包括对基于被跟踪装置的图像和颅内图像(可选地术前的和术中的)的可视化和处理。组合的结果是有效的成像和外科介入系统,该系统将外科医生保持在优选状态(例如,一个视线、双向手动操纵),该状态适于或定制用于更有效地进行外科手术。

[0030] 在一些实施例中,如下所述,进入端口可用来为成像装置提供光学可视化路径。成像装置采集所关注的手术区域的高分辨率图像,并且为外科医生提供利用显示所述图像的监视器来可视化所关注的该手术区域的手段。图像可以是静态图像或视频馈送。

[0031] 在一些实施例中,提供了一种包括智能定位系统的系统,该智能定位系统与导航系统交接以用于相对于进入端口(和/或在进入端口内)定位和对齐一个或多个成像装置。为了实现自动化对齐,跟踪装置可用来提供关于进入端口、成像装置、自动化臂和可选地其它相关元件(例如,在手术间内的外科器械)的公共坐标系中的空间定位和姿态信息。智能定位系统可以为基于端口的成像传感器提供机械上稳固的安装位置配置,并且可以允许以对外科医生有用的方式集成术前图像。通过参考以下详细描述和附图可实现对本公开的功能和有利方面的进一步理解。

附图说明

[0032] 现在将仅以举例方式参照附图描述实施例,在附图中:

[0033] 图1是示例性实施例,示出了在基于端口的手术中使用的示例性外科系统的系统部件。

[0034] 图2是示例性实施例,示出了如图1中可见的基于端口的手术的各个详细方面。

[0035] 图3是示例性实施例,示出了示例性导航系统的系统部件。

[0036] 图4A-E是智能定位系统4B中的各种部件的示例性实施例。

[0037] 图5A-B是包括升降柱的智能定位系统的示例性实施例。

[0038] 图6A-C是示例性实施例,示出了成像传感器与目标(端口)的对齐。

- [0039] 图7是由智能定位系统实施的对齐程序的示例性实施例。
- [0040] 图8A是流程图,描述了对齐自动化臂与目标过程中涉及的程序。
- [0041] 图8B是流程图,描述了对齐自动化臂与目标过程中涉及的程序。
- [0042] 图9A是流程图,描述了对齐自动化臂与目标过程中涉及的程序。
- [0043] 图9B是图示,描绘了用于辅助使用者手动对齐自动化臂的视觉提示系统。
- [0044] 图10A-B是图示,描绘了可在光学检测方法中使用的工具特性。
- [0045] 图11是流程图,描述了在用于确定端部操纵装置的零位置和所需位置的实施例中涉及的程序。
- [0046] 图12A-B是示例性实施例,以多个视图示出了进入端口的对齐。
- [0047] 图13是图示,描绘了可在光学检测方法中使用的端口特性。
- [0048] 图14A-B是框图,示出了包括智能定位系统的示例性导航系统。
- [0049] 图15是流程图,描述了基于端口的手术程序的步骤。
- [0050] 图16A-D是示例性实施例,示出了在置管到脑内期间带有导引器的端口。

具体实施方式

[0051] 参照下文讨论的细节将描述本公开的各种实施例和方面。以下描述和附图用以说明本公开,而不应解释为限制本公开。描述众多具体细节以提供对本公开的各种实施例的透彻理解。然而,在某些例子中,未对熟知或常规的细节进行描述以便提供对本公开的实施例的简洁论述。

[0052] 如本文所用,术语“包括(comprise)”和“包含(comprising)”应被理解为包含性的和可广泛解释的,而不是排他性的。具体而言,当在说明书和权利要求书中使用时,术语“包括”和“包含”及其变型意味着包括指定的特征、步骤或部件。这些术语不应被解释为排除其它特征、步骤或部件的存在。

[0053] 如本文所用,术语“示例性的”意味着“用作例子、例证或说明”,而不应理解为比本文所公开的其它构型优选或有利的。

[0054] 如本文所用,术语“约”和“大约”意味着涵盖在值的范围的上限和下限内可能存在的变化,例如在属性、参数和尺寸上的变化。在一个非限制性示例中,术语“约”和“大约”意味着正或负10%或更小。

[0055] 如本文所用,术语“导航系统”是指外科操作平台,在其内包括如本文所述的智能定位系统。

[0056] 如本文所用,术语“成像传感器”是指成像系统,在其内可以包括或者可以不包括用于采集图像的照明源。

[0057] 如本文所用,术语“跟踪系统”是指包括操作平台的配准设备,该操作平台可以作为智能定位系统的一部分或独立于智能定位系统而被包括。

[0058] 本公开的一些实施例试图解决用于支持基于进入端口的手术程序的现有装置和方法的上述不足。

[0059] 使用进入端口的微创脑外科手术是此前认为不可操作的脑瘤进行外科手术的最新研究的方法。本发明的一个目的是提供用于辅助基于端口的微创脑外科手术的系统和方法。为了解决颅内外科手术问题,已经为基于端口的外科手术开发了诸如NICO

BrainPath™端口的具体产品。如图16A中可见,端口100包括由外部护套形成的圆柱形组件。端口100可以容纳导引器1600,其为可滑动地接合端口100的内表面的内部圆柱体。导引器1600可具有圆锥形无创顶端形式的远端,以允许插入脑的脑沟1630中。端口100具有足够的直径,以允许手动操纵诸如抽吸装置、剪刀、解剖刀和切割装置的传统外科器械。图16B示出了一个示例性实施例,其中外科器械1612被向下插入端口100。

[0060] 图1是示意图,示出了在基于端口的手术中使用的示例性外科系统的部件。图1示出了导航系统200,其具有设备柜101、跟踪系统113、显示器111、智能定位系统250和用来跟踪器械的跟踪标记206或进入端口100。跟踪系统113也可被视为光学跟踪装置或跟踪相机。

[0061] 在图1中,外科医生201正在通过端口100进行肿瘤切除,使用成像装置104以足够的放大倍率沿端口向下观察,从而能够实现器械和组织的增强的可视性。成像装置104可以是外部窥镜(scope)、视频窥镜、广角相机或备选的图像捕获装置。成像传感器视图描绘在视频显示器111上,外科医生201使用视频显示器111来将端口的远端导航通过所关注的解剖区域。

[0062] 智能定位系统250包括自动化臂102、升降柱115和端部操纵装置104,其被靠近患者202放置。升降柱115连接到智能定位系统250的框架。如在图1中可见,自动化机械臂102(在本文中进一步称为自动化臂)的近端连接到升降柱115。在其它实施例中,自动化臂102可连接到水平梁511,如图5A中可见,水平梁511然后直接连接到升降柱115或智能定位系统250的框架。自动化臂102可具有多个关节以允许5、6或7个自由度。

[0063] 端部操纵装置104附接到自动化臂102的远端。端部操纵装置104可适应多个器械或工具,这些器械或工具可以在手术中辅助外科医生201。端部操纵装置104示出为外部窥镜,但应当指出,这仅仅是示例性实施例,并且备选的装置可用作端部操纵装置104,例如广角相机256(图2中示出)、显微镜和OCT(光学相干断层扫描)或其它成像器械。在备选实施例中,多个端部操纵装置可以附接到自动化臂102的远端,并且因此辅助外科医生在多个模式之间切换。例如,外科医生可能需要能够在显微镜和带有远距离光学器件的OCT之间移动。在另一示例中,可以构思到附接第二更准确、但更小范围的端部操纵装置(例如带有显微控制的基于激光的消融系统)的能力。

[0064] 通过检测端口100上的广角相机256上的跟踪标记246,如图2所示,智能定位系统250将由跟踪系统113确定的自动化臂102和目标(例如,端口100)的空间位置和姿态数据接收为输入。此外,应当指出,跟踪标记246可用来共同地(一起)或独立地跟踪自动化臂102和端部操纵装置104。应当指出,广角相机256在该图像中显示并且其连接到外部窥镜266,并且这两个成像装置一起形成端部操纵装置104。还应当指出,虽然这两个装置为了说明示意图而一起描绘,但它们中的任一者可以独立于另一者使用,例如,如图5A所示,其中,外部视频窥镜521描绘为独立于广角相机。

[0065] 智能定位系统250计算自动化臂102的所需关节位置,以便将安装在自动化臂的远端上的端部操纵装置104相对于端口100操纵到预定的空间位置和姿态。该预定的相对空间位置和姿态被称为“零位置”并且在下文中更详细地描述和在图6A-B中示出,在图6A-B中,成像传感器和端口轴向对齐675且具有线性的视线。

[0066] 此外,智能定位系统250、光学跟踪装置113、自动化臂102、以及跟踪标记246和206形成反馈回路。该反馈回路用来将端口的远端(位于脑内部)保持在端部操纵装置104的恒

定的视野和焦距内(考虑到它是成像装置),因为端口位置可由外科医生在程序期间动态地操纵。智能定位系统250也可包括脚踏板155,用于由外科医生201用来对齐自动化臂102的端部操纵装置104(即,视频窥镜)与端口100。脚踏板155也在图5A、5C和7中可见。

[0067] 图3是示意图,示出了在基于端口的手术中使用的示例性导航系统的系统部件。在图3中,用于支持基于进入端口的微创手术的主要部件作为单独的单元提供。图1示出了示例性系统,其包括用于显示视频图像的监视器111、提供照明源的光学设备塔架101、相机电子器件和视频存储设备、支撑成像传感器104的自动化臂102。患者的脑部由头部保持器117保持在位,并且在头部中插入进入端口100和导引器1600,如图16A所示。导引器1600可替换成跟踪探针(带有附接的跟踪标记116)或诸如用于基于端口的手术的1612的相关医疗器械。导引器1600使用跟踪系统113来跟踪,跟踪系统113将被跟踪装置的位置和取向信息提供至智能定位系统250。

[0068] 图16D示出了动态地操纵端口100的外科医生的示例。在图16C-D中,在脑部1640内正在进行基于端口的肿瘤切除。外科医生201通常将操纵端口100以主动地搜寻尽可能多的肿瘤120或换句话说讲不健康的组织并提供到它们的通路,以便使用医疗器械1612将其切除。在图16C中,存在考虑到端口100的定位而不可触及的一部分肿瘤1680。为了触及这部分肿瘤1680,外科医生201通过如由虚线箭头1665所示的旋转来操纵端口100。现在参看图16D,端口100的这种操纵允许外科医生201触及肿瘤120的此前不可触及的部分1680,以便使用医疗器械1612来切除它。

[0069] 臂描述

[0070] 根据本文所述发明的方法适用于多臂自动化系统的各个自动化臂和上述单一自动化臂系统两者。根据如图1所示的本发明的示例性版本的系统的直接结果是在宝贵的操作时间、更短的麻醉时间和装置的更简单操作方面的益处。

[0071] 图4B和4C示出了自动化臂的备用的示例性实施例。在图4B中,远端408使用延伸经过外科医生201的延长的自动化臂102来定位。此臂102的基部428可被定位成远离患者202以提供到躺在手术床上的患者202的无阻碍的通路。基部428可配有脚轮458,以有利于在手术室内移动。配重438可提供用于机械地平衡系统并使致动器上的负载最小化(此重物起到与图5B中的重物532相同的功能)。由于存在冗余数目的自由度,远端408可被随意地定位。诸如图4B中的旋转基部418和关节448的关节提供这些自由度。成像装置104可以附接到最末关节或换句话说讲远端408。

[0072] 图4C示出了其中可以使用市售臂102的另一个实施例。同样,关节448提供冗余数目的自由度以有助于远端408的容易移动。在另一个实施例中,远端可具有连接器,其可刚性地保持成像装置,同时有利于装置的容易移除,以与其它成像装置互换。

[0073] 图4D示出了其中径向布置499被用于远端的备选实施例。该布置允许端部操纵装置沿着弯曲区段499滑动,以提供唯一的自由度。

[0074] 应当指出,虽然图4B-C示出了落地式设计,但该实施例并非意图限制本公开的范围,并且应当理解,可以采用其它构型。例如,备选的示例性构型包括从手术室的天花板支撑的结构;从旨在包封成像仪器的塔架延伸的结构;并且通过将自动化臂的基部刚性地附接到手术台。

[0075] 在一些实施例中,多个臂可以同时用于一个程序并且从单个系统导航。在这样的

实施例中,每个远端可被单独地跟踪,从而使装置的取向和位置对于智能定位系统为已知,并且可以通过基于来自跟踪系统的反馈致动各个自动化臂来控制安装的远端装置的位置和/或取向。这种跟踪可使用此前公开的方法和装置中的任一种来进行。

[0076] 在备用实施例中,患者的头部可由代替图1中的刚性框架117的第二自动化臂以适形方式保持。自动化的头部支撑臂可配有力感测的致动器,其提供允许跟踪头部的微小移动的信号。这些感测的头部的的位置可作为反馈提供,以控制第一自动化臂的相对位置,并且对应地定位用来安装装置(例如成像传感器)的远端。头部保持组件和成像系统的这种联接可以在提供患者舒适度的同时有助于减少移动伪像。由于消除了传统的头部固定系统中使用的锋利的尖端,患者舒适度将大幅提高。

[0077] 在目前的手术程序中,由于进行手术所需的许多工作人员和装置,正进行手术的患者周围的可用手术室空间是稀缺空间。因此,手术床周围的装置所需的空间被最小化是最佳的。

[0078] 在一个实施例中,自动化臂所需的空间可以通过使用悬臂设计而相比目前使用的外科臂最小化。该设计元件允许臂悬挂在患者上方,从而腾出了在手术程序期间目前由大多数自动化臂占据的患者周围的空间。图5(a)示出了这样的悬臂臂511,其中臂锚具是带配重的基部512。这允许臂以最小化的倾翻风险被悬挂,因为带配重的基部使臂偏移。

[0079] 在另一个实施例中,自动化臂所需的空间可以通过使用附接到自动化臂512的基部的集中式配重532而相比目前使用的外科臂最小化,集中式配重532不仅在其高度尺寸上而且在其所占据的占地面积上都占用小的占有面积。应当指出,高度方向上使用的区域的减小是可由手术室中诸如外科工具台的其它装置或器械占据的空间。此外,该自动化臂的基部所需的较小区域可允许工作人员在患者周围的较少受限制的移动以及更多的辅助装置和器械被使用。图5B示出了这样的基部,该基部使用最少的空间并且具有集中式配重532。在该示例中,自动化臂由升降柱115保持在特定高度,因为该设计需要最少的空间。此外,可用于升降柱115的一些备用实施例包括4-杆臂、剪刀式升降机和气动活塞。

[0080] 跟踪

[0081] 在一个实施例中,如图2和图4E所示,跟踪标记206可被装配到端口100。端口(目标)的空间位置和姿态使用跟踪标记206来确定,并且接着由图1所示跟踪装置113检测并在公共坐标系内配准。根据端口100(目标)的空间位置和姿态,可以确定端部操纵装置104和自动化臂102的所需位置。如图7所示,升降柱115可以将自动化臂102从实际位置700升高或降低至所需位置710。为此,位于如图2所示的组件上的跟踪标记246可以例如被装配在自动化臂102上,从而可由跟踪装置113和智能定位系统250确定自动化臂102在手术室(OR)中的空间位置和姿态。此外,自动化臂的空间位置和姿态也可使用位于臂中的位置编码器来确定,该编码器能够实现关节角度的编码。这些角度与相应的臂区段的长度结合可用来推断端部操纵装置104或换句话说讲成像传感器(例如,图5A所示外部窥镜521)相对于智能定位系统250的基部512的空间位置和姿态。给定自动化臂,基部512的空间位置和姿态被配准到公共坐标系。

[0082] 在一个实施例中,诸如图2所示反射性球形标记206的无源跟踪标记被跟踪装置113看到,以提供用于在空间上定位并确定跟踪标记连接到的被跟踪对象(例如,端口100或外部窥镜521)的姿态的可识别点。

[0083] 如图4E中可见,诸如端口100的医疗器械(目标)可由唯一的附接的标记组件465跟踪,标记组件465用来识别对应的医疗器械,包括其在公共坐标系内的空间位置和姿态以及其对于导航系统200的3D体积表示。在图4E中,端口100刚性地连接到跟踪标记组件465,跟踪标记组件465用来确定端口100在三维中的空间位置和姿态。通常,最少3个球体被置于被跟踪的医疗器械或对象上以限定它。在图4E的示例性实施例中,4个球体用来跟踪目标对象(端口)。

[0084] 导航系统通常使用跟踪系统。定位跟踪标记基于例如至少三个跟踪标记206,如图2所示,这些跟踪标记206静态地布置在患者的身体202的外部或连接到患者身体202的目标(例如,端口100)上。如图1所示的跟踪装置113检测跟踪标记206并确定它们在手术室中的空间位置和姿态,然后将所述空间位置和姿态配准到公共坐标系并随后由导航系统存储。

[0085] 光学跟踪装置的有利特征是选择可以很容易分段并因此由跟踪装置检测的标记。例如,可以使用红外(IR)反射标记和IR光源。这样的设备是例如从诸如可得自Northern Digital Inc.的“PoLaris”系统的跟踪装置已知的。在另一个实施例中,端口(目标)100的空间位置和自动化臂102的位置使用跟踪装置通过光学检测来确定。一旦发生光学检测,空间标记就表现为由装置在光学上可见,并且其空间位置和姿态被传输到智能定位系统和导航系统的其它部件。

[0086] 在一个优选的实施例中,导航系统或换句话说讲智能定位系统可以结合跟踪装置使用图4E所示反射球标记206来确定医疗器械在手术室内的空间定位。工具和目标及其对应的虚拟的几何上准确的体积的类型的差异可由在标记组件445上的反射球相对于彼此的唯一的、单独的具体取向来确定。这将为每个虚拟对象提供在导航系统内的单独的身份。这些单独的标识符将向导航系统传递关于系统内的器械相对于其相应的标记组件的位置的大小和实际形状的信息。标识符也可提供诸如工具中心点、工具中心轴线等的信息。虚拟的医疗器械也可以是可从提供给导航系统的医疗器械的数据库确定的。

[0087] 可使用的其它类型的跟踪标记将为RF、EM、LED(脉冲式和非脉冲式)、玻璃球、反光标贴、独特的结构和图案,其中RF和EM将具有针对它们将附接到的具体工具的具体识别标志。反光标贴、结构和图案、玻璃球、LED均可使用光学检测器来检测,而RF和EM可使用天线拾取。使用EM和RF标签的优点将包括在操作期间移除视线条件,其中使用光学系统从电发射和检测系统移除额外的噪声。

[0088] 在另一个实施例中,打印的或3D设计的标记可用于由成像传感器检测,前提条件是其具有包括被跟踪的医疗器械的视野。打印的标记也可用作校准图案,以将(3D)距离信息提供至成像传感器。这些识别标记可包括诸如具有不同的环间距的同心圆和/或不同类型的条形码的设计。此外,除了使用标记之外,已知对象的轮廓(即,端口的侧面)可制成为可由光学成像装置通过跟踪系统辨识的,如在论文[Monocular Model-Based 3D Tracking of Rigid Objects:A Survey]中描述那样。在一个附加实施例中,反射性球体或其它合适的有源或无源跟踪标记可被定向在多个平面中,以扩大将对相机可见的取向的范围。

[0089] 在示出神经外科手术中使用的端口的一个实施例中,如上文所述和在图16B中以举例方式所示,图16B示出了已使用导引器1600插入脑内的进入端口100,如前所述。在图16B所示图示中,导引器已被移除。在图4E中所示的相同的进入端口100包括作为跟踪标记组件465的一部分的多个跟踪元件206。跟踪标记组件由刚性结构445构成,该结构用于支持

多个跟踪元件206的附接。跟踪标记206可具有上文列出的能够实现跟踪的任何合适的形式。在一些实施例中,组件465可以附接到进入端口100或作为进入端口100的一部分集成。应当理解,跟踪标记的取向可被选择,以对广泛的相对医疗器械位置取向和姿态以及相对的成像传感器位置取向和姿态提供合适的跟踪。

[0090] 安全系统

[0091] 在诸如手术室的可能拥挤的空间中自动移动的挑战可能是自动化臂的任何部分与手术团队成员或患者的意外碰撞。在一些实施例中,这可以通过将远端408部分地封闭在透明或半透明的保护穹顶645 (如图6A所示) 内来避免,保护穹顶645旨在防止端部操纵装置104或换句话说讲成像传感器521与手术团队成员或患者的意外接触。

[0092] 在备用实施例中,保护穹顶可以使用接近传感器以虚拟方式实现。因此,可以不存在物理穹顶,但可以建立在远端408周围的安全区655,如图6B和6C所示。在一个实施例中,这可以通过使用接近传感器技术实现,以防止在手术团队成员与带有安装的成像传感器的自动化臂的任何移动部分之间的意外接触。另一个实施例可包括碰撞传感器,用于确保移动的自动化臂不与环境中的任何物体碰撞。这可以使用电流传感器、力或速度传感器和/或自动化臂的限定的空间极限来实施。

[0093] 应当指出,上述安全系统是各种安全系统的示例性实施例,其可以根据智能定位系统使用并且不应理解为限制本公开的范围。在一个实施例中,智能定位系统能够采集上述目标和自动化臂的空间位置和姿态。有了此信息,智能定位系统就能施加约束,以免将自动化臂定位在目标周围的安全半圆内。在图6C中描绘的附加实施例中,基准标记611可附接到患者固定框架(117),以通过上述跟踪机构将患者的头部在公共坐标系中的空间位置和姿态的基准提供至智能定位系统。一旦确定该基准标记的位置,就可以在自动化臂上施加有效地限定“禁飞区”的位置约束。给定基准标记611具有以下约束:

$$[0094] \quad (x_r, y_r, z_r, \alpha_r, \beta_r, \gamma_r)$$

[0095] 其中,下标“r”表示基准标记的坐标,并且 α 、 β 、 γ 是标记的横滚、俯仰和偏航的角度。那么,通过将标记的空间位置指定为原点,并且将标记的顶侧、左侧和右侧(通过从采集的横滚、俯仰和偏航推断而相对于公共坐标系确定)指定为相对于公共坐标系内的新基准原点的z方向、x方向和y方向,可以限定公共坐标系内的新基准原点。给定端部操纵装置在自动化臂上的位置被限定在球面坐标中,例如

$$[0096] \quad (r_E, \varphi_E, \theta_E)$$

[0097] 其中,下标“E”表示端部操纵装置的坐标,区域可被限定在球面坐标中,该坐标可将端部操纵装置的移动约束到区域655,在该区域之外将被定义为“禁飞区”。这可以通过限定端部操纵装置不能跨越的相对于基准原点的角向范围和径向范围来实现。这样的范围的示例如下所示:

$$[0098] \quad r_{\min} < r_E < r_{\max}$$

$$[0099] \quad \varphi_{\min} < \varphi_E < \varphi_{\max}$$

$$[0100] \quad \theta_{\min} < \theta_E < \theta_{\max}$$

[0101] 其中,下标“min”表示在特定球向上端部操纵装置可占据的最小坐标,并且下标“max”表示在特定球向上端部操纵装置可占据的最大坐标。示例性的径向和角向极限范围

针对两个维度给出如下,并且在图6C中分别示出为651 (r_{\min})至621 (r_{\max})和631 (φ_{\min})至641 (φ_{\max})。该实施例也可用来限定附加的受约束区域,例如与保持外科医生的视线、保持在端部操纵装置上带有跟踪标记的跟踪装置的视线、以及保留外科医生的手将在其中使用工具的区域有关的那些区域。参看上述基于端口的手术,允许外科医生舒适地工作的端部操纵装置到目标的普通可接受的偏移范围(例如,虚线661,其限定从基准标记到图6C中所示“禁飞区”的开始的长度)为20cm至40cm(即,在该示例中, $r_{\min}=20\text{cm}$ 和 $r_{\max}=40\text{cm}$)。

[0102] 在另一个实施例中,可以使用施加到手术团队和患者的可唯一地识别的跟踪标记在手术团队和患者周围建立安全区。跟踪标记可被限制到躯干或分散在手术团队的身体各处,但数量足够,从而可以使用这些跟踪标记重建每个个体的整个身体的估计。通过使用针对每个个体唯一地编码的跟踪标记,并且通过使用对于每个个体已知的简档信息,类似于如上所述跟踪组件将其对应的医疗器械识别到智能定位系统的方式,可以提高对手术团队成员和患者的躯干建模的准确度。这样的标记将指示当端部操纵装置104正由智能定位系统对齐到进入端口时不应被侵入的“禁飞区”。也可通过在开始手术过程之前使用指向装置限定这样的区并使用导航系统捕获其位置来获得安全区。

[0103] 在另一个实施例中,多个相机可用来以三维方式可视化手术室,并且跟踪整个自动化臂,以便优化其移动并防止它们与手术室中的物体碰撞。能够这样做的此类系统描述于论文[System Concept for Collision-Free Robot Assisted Surgery Using Real-Time Sensing]. Jörg Raczowsky, Philip Nicolai, Björn Hein, and Heinz Wörn, IAS 2, volume 194 of Advances in Intelligent Systems and Computing, page 165-173. Springer, (2012)]中。

[0104] 对在手术程序中使用的智能定位系统的附加约束包括自动化臂的自避碰(self-collision avoidance)和奇点(singularity)预防,这将进一步解释如下。假定臂的运动学和尺寸及有效负载对于智能定位系统已知,可以实现自避碰。因此,可以监测关节水平编码器,以确定臂是否会与自身碰撞。如果即将发生碰撞,那么智能定位系统对自动化臂实施移动限制,并且停止所有非惯性运动。

[0105] 在一个示例性实施例中,假定自动化臂具有6个自由度,臂不能克服奇点。这样,当接近奇点条件时,智能定位系统对自动化臂实施移动限制,并且停止所有非惯性运动。在诸如图5A所示的另一个示例性实施例中,通过添加升降柱115而为具有六个自由度的自动化臂提供另一个自由度。在这种情况下,可以克服奇点,因为在一个关节中受限的运动可利用另一个关节的移动来克服。虽然这允许智能定位系统克服奇点,但它是更困难的动力学问题。端部操纵装置姿态由3个平移和3个旋转自由度限定;一个7DOF操纵器的反向运动学需要对6x7矩阵求逆,这不是唯一的。因此,虽然7个自由度的操纵器由于这种非唯一性而允许你避开奇点,但它具有额外的计算成本。通过添加额外的约束,就像被约束以保持在特定高度的肘部那样,系统将允许找到唯一解,这也会降低系统的计算要求。

[0106] 为了医疗灵活性和经济可行性而使自动化臂可移动为智能定位系统带来另一个约束。这就是确保移动的基部512处于运动中或自动化臂在任何给定的时间都处于运动中。这通过具有自动锁定机构而由系统实现,该自动锁定机构在需要臂移动时将制动施加到基部。该约束的理由是在没有静止的基部的情况下臂的移动会导致基部的同步运动(基础物

理)。如果臂安装在竖直的升降柱上,升降柱增加到其约束集:如果移动的基部轮未被制动,或者如果臂处于运动中,升降柱不能被启动。类似地,如果升降柱是活动的,臂就不能移动。如果移动的基部轮制动器被释放,臂和升降柱均被禁用并置于制动状态。

[0107] 臂的优点

[0108] 在该系统的一个有利实施例中,带有安装的外部窥镜的自动化臂将通过图8A中所示过程自动移入到相对于端口(目标)的零位置(即,预定的空间位置和姿态)。当在手术程序期间这样做时,可以立即开始对患者进行处理,从而允许外科医生跳过将外部窥镜与端口再对齐的定期手动步骤。

[0109] 在该优选实施例中,自动化臂的所选位置会将远端与安装的外部窥镜对齐,以提供端口(对于上述基于端口的手术来说)的底部(远端)的视图。端口的远端是外科器械将被操作的地方和因此所关注的手术区域所处的位置。在另一个实施例中,这种对齐(用于提供端口底部处的视图)可根据外科医生的偏好由外科医生手动地设置或由系统自动地设置并且被称为“零位置”。为了自动地设置视图,智能定位系统将具有端部操纵装置相对于端口的预定的对齐,这将用来对齐自动化臂。

[0110] 参看图6A,该图描绘了端部操纵装置104相对于端口100的优选零位置。成像装置(外部窥镜521或广角相机256)的相对姿态选择成使得它确保同轴对齐和与端口近端的偏移675两者,如图6A-B所示。更具体而言,继而发生的是,成像装置轴线(其形成例如成像装置的中心纵向轴线)与端口(目标)的纵向轴线的同轴对齐(例如,在图6A-B中所示675),如由零位置预定的。这特别适合诸如上文针对肿瘤切除所提及的基于端口的手术方法的情况,以及腰椎显微椎间盘切除术和减压术,因为它允许从导致外科医生的最大视野的最佳角度观察端口,在该角度下,外科医生将操纵其外科器械以进行手术。例如,如上文所述和图16A、16B和16C所示出的。考虑到成像装置的视线垂直于所关注的区域的平面,从而防止被将出现在交替的视线中的端口封堵,共线对齐将提供最佳观察。

[0111] 手动/半手动/自动化臂

[0112] 在图6A和6B中所示和在前面的段落中所描述的自动化臂的示例性实施例显示为支撑外部成像装置,该外部成像装置具有附接到其的跟踪标记246。在这些图中,示出了具有大范围的操纵器部件685的落地安装的臂,操纵器部件685定位自动化臂的端部操纵装置(例如,具有6个自由度),并且具有安装在远端408上的定位系统(例如,具有6个自由度)的较小的运动范围。如图6A所示,自动化臂408的远端是指设置在自动化臂的远端部分上的机构,其可支撑一个或多个端部操纵装置104(例如,成像传感器)。端部操纵装置的选择将取决于正进行的手术。

[0113] 自动化臂的端部操纵装置的对齐在图6A-B中展示。当进入端口被移动时,系统检测到该运动并作为响应重新定位自动化臂的精确位置以与进入端口100同轴675,如图6B所示。在另一个实施例中,自动化臂可以操纵通过拱形以限定描绘3D成像的视图。存在两种方式来实现这一目的:使用在臂上的已知位置处的两个2D检测器;或者使用一个2D检测器并在视图图中来回摇动(或移入移出)。

[0114] 对齐

[0115] 图7是由智能定位系统实施的对齐程序的表示。在图7中,自动化臂102可以由智能定位系统250借助于成本最小化算法或换句话说讲误差最小化方法从其实际位置700移入到

其所需位置710。

[0116] 在图7中,自动化臂102的实际位置700被连续地采集。自动化臂通过由智能定位系统致动的移动而实现与目标(端口100)的所需对齐(零位置)。智能定位系统250需要臂102的实际位置700逼近臂710的所需位置,如由图7中的箭头720所描绘的。这种逼近一直发生至实际臂对齐的位置在给定的公差内逼近所需对齐的位置(零位置)为止。在所需对齐710处,安装有成像装置104的自动化臂102接着相对于目标(端口100)处于零位置。自动化臂102向相对于端口100的所需位置710的后续对齐可以连续地或由外科医生201通过使用脚踏板155根据需要致动。

[0117] 由智能定位系统施加的成本最小化方法描述如下并描绘在图8A中。在一个实施例中,以这样的方式执行视觉伺服:其中,跟踪装置113用来提供外部控制回路,以用于自动化臂102的远端的准确的空间定位和姿态定向。其中可以附接成像装置104。智能定位系统也利用此开放式控制回路来补偿在下面的自动化控制系统中的不足和未知因素,例如编码器不准确度。

[0118] 图8A是示例性流程图,其描述了在使用成本最小化方法将自动化臂与目标对齐过程中涉及的程序。在第一步骤(810)中,通过使用跟踪装置或另一种方法(例如,下文更详细描述模板匹配或SIFT(尺度不变特征变换)技术)来确定通常在公共坐标系中的端部操纵装置的空间位置和姿态。在下一步骤(820)中,利用图11所示和下文进一步描述的处理器1150来确定所需的端部操纵装置空间位置和姿态。

[0119] 在步骤(830)中所使用的端部操纵装置的姿态误差计算为当前的端部操纵装置空间位置和姿态与所需的端部操纵装置空间位置和姿态之间的差值,并且在图7中显示为箭头距离720。根据端部操纵装置的姿态误差要求或自动化臂极限来确定在步骤(840)中使用的误差阈值。姿态误差可包括关节的分辨率、马达的最小化功率、或最大化预期寿命。如果端部操纵装置的姿态误差低于阈值,则不命令自动化臂移动,并且智能定位系统等待下一个姿态估计循环。如果姿态误差大于阈值,其流程图继续到步骤(850),在该步骤中,智能定位系统将端部操纵装置误差720确定为所需移动。最后步骤(860)需要智能定位系统计算自动化臂102的每个关节的所需运动并且命令这些移动。系统接着重复循环并从智能定位系统250继续获取新的姿态估计,以更新端部操纵装置空间位置和姿态的误差估计。

[0120] 对齐流程图

[0121] 在一个实施例中,智能定位系统可使用如由图8B中描绘的流程图所述的方法进行自动化臂相对于为基于端口的手术优化的端口的对齐。图8B以在上述基于端口的手术中使用的更精细的版本描述了在图8A的流程图中实施的方法。在图8B中,显示了示例性系统的示意图,其中示出了用于由支撑成像装置的自动化臂跟踪进入端口(目标)的各种部件交互。跟踪和对齐可由外科医生手动触发,或者设置成连续地跟踪或各种其它类型的自动化臂对齐模式,如下文进一步详细描述那样。在这两种给定的示例模式中,操作流可以进行如下:

[0122] 1.类似于图8A中的步骤810,跟踪装置将进入端口、患者和端部操纵装置的空间位置和姿态传输至智能定位系统,然后将它们配准到公共坐标系。在该步骤中,端口、患者和端部操纵装置的坐标分别给出为815、805和825,如图8B所示。

[0123] 2.如果例如成像传感器将相对于进入端口在如下所述零位置(在公共坐标系中)

处被连续地(即,实时地)对齐,则计算端部操纵装置(安装有成像传感器)的新的所需空间位置和姿态,包括相机的缩放和焦距,这在图8B中示出为步骤(845)并且类似于上文所述图8A中的820。在一个实施例中,零位置是将在基于端口的手术期间把成像装置定向成与进入端口同轴的位置,如下文在图15的描述中更详细描述。备选地,如果端部操纵装置相对于医疗器械(例如,外科指示器工具1015和1005,如图10B所示)被连续地对齐,则进行相同的计算以将成像传感器定向成使得焦点对准医疗器械的顶端或在预定(由图11中描述的过程)的零位置相对于医疗器械对齐。

[0124] 3. 在过程的下一个步骤(855)中,类似于图8A中的步骤850,智能定位系统(使用反向运动学引擎)读取自动化臂的当前关节位置并计算自动化臂的偏移的关节位置,该偏移的关节位置将实现如由零位置限定的端部操纵装置的所需的空间位置和姿态。

[0125] 4. 智能定位系统接着通过包含在智能定位系统中的马达控制器(865)将关节驱动至所需的关节角度,该步骤类似于图8A中的步骤860。马达控制器的输入包括位于自动化臂中的关节编码器(885)以及任何相连的(即,连接到智能定位系统)的力/扭矩传感器875。应当理解,可以使用各种策略来确定自动化臂的轨迹。一些示例为:远端框架的直线路径、相等的关节速度和相等的关节行进时间。如果臂附近的其它设备的位置和几何形状是已知的。

[0126] 5. 在自动化臂轨迹的执行期间,一个或多个仪表、传感器或监视器(例如,马达电流、加速计和/或测力仪)可以被监测以在碰撞的情况下停止臂。用于防止碰撞的其它输入包括接近传感器,其将提供关于自动化臂相对于自动化臂附近以及图6B-C中描绘和本文所述的所限定的“禁飞区”655中的障碍物的接近度的信息(835)。

[0127] 由于手术区域被各种设备和人员占满,可能希望远端的所有粗略对齐手动地进行,并且仅精细调整根据跟踪的数据自动地进行。

[0128] 在基于端口的手术期间端部操纵装置与移动的目标的恒定的再对齐是难以实现的,因为目标常常是移动的,并且这会导致对手术室内的设备和工作人员的增加的危害。移动伪像也会引起持续地观察系统的外科医生的晕动。存在可以处理这样的问题的多个实施例,其中两个将进一步描述。第一实施例涉及智能定位系统,其约束臂移动,使得如果目标一直处于不同于其初始位置的恒定的位置超过特定的时间段,那么臂仅与目标再对齐。这将减少臂在整个手术程序中经历的移动的量,因为它将把自动化臂的移动约束到目标的显著和非意外移动。在基于端口的脑外科手术中保持目标的恒定位置的典型持续时间为15至25秒。对于其它手术程序来说,该时段可以变化,尽管可以适用该方法。另一个实施例可能涉及估计由于端口相对于视频窥镜104的视线不对齐而导致的手术空间的封堵程度。这可以使用关于端口的取向和视频窥镜的取向的可用跟踪信息来估计。备选地,手术空间的封堵程度可使用仍然通过视频窥镜可见的端口的远端的范围来估计。可接受的封堵的示例性极限将为0-30%。

[0129] 第二实施例是本文所述的致动模式。端部操纵装置的恒定再对齐的替代问题可由目标造成,因为它可能不会被如此稳定地放置,以致于它没有跟踪系统将检测到的无意的极小移动。这些极小的移动可造成自动化臂进行与端口的少量移动同步的少量再对齐。这些再对齐可能是显著的,因为端部操纵装置可能正以径向方式再对齐到端口,因此目标的少量移动可能在相隔距离处被放大(即,在目标的位置处目标的角向移动可以造成位于远

离目标的径向距离处的自动化臂的大幅绝对移动)。解决这个问题的一种简单方式是使智能定位系统仅致动臂的移动,如果自动化臂的再对齐会造成自动化臂移动大于阈值量的话。例如,在任何方向上大于五厘米的移动。

[0130] 模板匹配和SIFT对齐技术

[0131] 对齐端口的一种替代方法是使用机器视觉应用来从成像传感器采集的图像确定端口的空间位置和姿态。应当指出,这些技术(即,下文描述的模板匹配和SIFT)在图8A中描绘和上文详细描述的流程图中可用作步骤(810)的输入,而不用上述光学跟踪装置。

[0132] 所提及的方法使用模板匹配技术或在备用实施例中SIFT匹配技术来确定目标相对于安装在自动化臂上的端部操纵装置的身份、空间位置和姿态。在一个实施例中,模板匹配技术将通过检测位于目标上的模板并且从其在捕获的图像中的偏斜、旋转、平移和缩放表示推断其相对于成像传感器的空间位置和姿态来起作用。

[0133] 图10A和10B是描绘可在光学检测方法中使用的目标特性的图示。图10A和10B包含两个目标:第一个是外科指示器工具1015,第二个是端口100,两者分别具有附接的模板1025和1030。在替代的检测方法中,SIFT技术通过使用目标的两个或更多个可识别特征的已知尺寸比率分析由成像传感器为检测目标而获得的图像来起作用。例如,如图10A所示,特征可以是端口100的唇缘的内周1020和外周1010轮廓。一旦该特征被识别,SIFT技术就使用特征在分析的图像中的偏斜、旋转、平移和缩放表示来推断其相对于成像传感器的空间位置和姿态。SIFT匹配和模板匹配技术两者均详细描述于以下论文[Monocular Model-Based 3D Tracking of Rigid Objects:A Survey]中。应当指出,可使用其它3D跟踪方法以通过分析由成像传感器获得的图像来确定目标相对于成像传感器的身份、空间位置和姿态,例如,在所提及的论文[Monocular Model-Based 3D Tracking of Rigid Objects:A Survey,section 4]中所描述的。

[0134] 手动/半手动流

[0135] 在智能定位系统的另外的实施中,自动化臂的手动和自动对齐均可通过使用在自动化臂中的力感测关节来利用相同的机制实现,力感测关节将有助于识别如由使用者(很可能是外科医生和手术团队)所指示的预期运动方向。嵌入关节内的力传感器可感测预期方向(例如,由使用者(即,手术团队或外科医生)拉动或推动),然后适当地激励附接到关节的致动器以辅助移动。这将使用由使用者对预期方向的手动指示所引导的关节的电动移动来使远端移动。

[0136] 在另一个实施中,远端或换句话说讲安装的外部装置的空间位置和姿态可以在两个阶段对齐。本示例性实施的这两个对齐阶段包括:1)可由使用者进行的粗略对齐;2a)可由使用者进行并由智能定位系统辅助的精细定位;和/或2b)由智能定位系统独立地进行的精细定位。在步骤2a)中描述且在2b)中更显而易见的较小的运动范围可选地由虚拟环或屏障定界,使得当系统操作以对齐远端时,远端不会以伤害外科医生、患者或辅助手术的任何人的步幅移动。这通过将自动化臂的运动约束到该小型环或屏障内来实现。环或屏障可以表示由智能定位系统控制的自动化臂的较小运动范围的范围。

[0137] 在另外的实施例中,如果由智能定位系统控制的自动化臂的较大运动范围也被自动化,使用者可以无视该范围,并且系统可以通过上文所述步骤1重新定心在新位置上。

[0138] 在安装到自动化臂的外部成像装置的示例性上下文内,在图9A所示流程图中示出

了示例性的对齐程序。在这种情况下,使用者可以将粗略对齐关节初始地设置到中性位置(900),并且将其旋转至紧邻患者(910)。在该位置,智能定位系统基于零位置计算目标、端部操纵装置空间位置和姿态坐标(920),零位置将把成像装置相对于进入端口100同轴地瞄准(或在另一个零位置),或者例如瞄准在图10B中所示外科指示器工具1005和1015的顶端处。

[0139] 在图9A中,运动学引擎将一组优选的自动化臂关节读数输出给使用者,这些读数将在可由粗略对齐实现的公差内实现零位置(922)。使用者可以接着采用这些读数来手动地进行初始对齐步骤(925)。在其它实施例中,使用者可以选择仅通过视觉反馈或基于视觉反馈和优选的关节读数的组合来手动地调整粗略定位。在还有另一实施例中,使用者可以手动地进行由来自系统的反馈引导的初始对齐。例如,系统可提供视觉和/或可听信息,该信息向使用者指示系统的对齐到在公共坐标系内的对齐的预选目标范围或区域的接近度。所提供的反馈可以例如通过指导使用者的对齐努力而帮助使用者识别合适的粗略对齐。

[0140] 在另一个实施例中,使用者可能能够抓住端部操纵装置并且通过力/扭矩控制回路将端部操纵装置引导进入粗略对齐。如果外科医生希望将外部成像装置重新定向成与进入端口不同轴,也可以应用该控制方法。

[0141] 一旦完成粗略对齐,通过按照上文所述以及图8A和8B中描绘的算法中的任一种,移动自动化臂使得成像装置被引入到精确的零位置,可以使用智能定位系统来进行精细对齐。图9A右侧所示的流程图是另一个示例性实施例,其描述了可由智能定位系统执行的自动化对齐过程,并且也类似于图8A中描绘的流程图。

[0142] 根据本实施例,成像装置的对齐是半自动的;动作在操作者干预的情况下执行,并且来自智能定位系统的反馈被执行以供外部装置的精细和/或最终对齐。

[0143] 在操作者辅助的对齐过程中,成像装置的空间位置和姿态被跟踪,例如,通过上述跟踪方法中的任一种,例如通过上文所述图像分析,或者通过使用也如上文所述的反射标记跟踪进入端口和成像传感器的位置。

[0144] 被跟踪的空间位置和姿态用来在半自动对齐过程期间向操作者提供反馈。下文提出了用于提供反馈的多个示例性实施例。应当理解,这些实施例仅仅是反馈方法的示例性实施,并且在不脱离本实施例的范围的情况下可以采用其它方法。此外,这些和其它实施例可以组合地或单独地使用。

[0145] 在一个示例性实施中,可以在自动化臂上提供触觉反馈以帮助手动定位外部装置以实现改善的对齐。其中,触觉反馈的示例是在自动化臂上提供触觉点击以指示最佳对齐的位置。在另一示例中,触觉反馈可通过磁性或机动化的制动器来提供,其在自动化臂接近所需取向时增加移动阻力。

[0146] 在另一个实施例中,可以例如通过磁体或马达来驱动小范围的运动,当外部装置被手动地定位到接近最佳位置的点时,该磁体或马达可以将外部装置的空间位置和姿态驱动至所需对齐。这允许利用自动化的精细调整进行大体上的手动定位。

[0147] 提供反馈的另一个示例性实施包括提供听觉、触觉或视觉信号,该信号相对于距离改变至进入端口的最佳定位。例如,可以提供相对于到最佳位置的距离在时间上错开的两个听觉信号。随着成像传感器朝最佳位置移动,感知到信号会聚。刚好在最佳位置处实现会聚的显著感知。备选地,该信号可以在本质上是周期性的,其中信号的频率依赖于到所需

位置的距离。应当指出,人的听觉敏锐度是难以置信地灵敏的,并且可以用来辨别非常细微的变化。参见例如:<http://phys.org/news/2013-02-human-fourier-uncertainty-principle.html>。

[0148] 在另一个示例性实施中,可以提供视觉指示器,其指示将成像传感器移动至对齐所需的移动的方向和量。例如,这可以使用诸如定位在自动化臂上的LED的光源或例如在相机的视频显示屏上的矢量指示器来实施。矢量指示器的示例性图示在图9B中示出,其中,箭头911、921和931表示向进行手动移动的使用者的视觉指示器。在该图中,相比911处所示的较长的箭头,较短的箭头921表示成像装置的空间位置和姿态更靠近其所要求的位置。

[0149] 零定位

[0150] 在一个实施例中,可以采取相对于公共坐标系中的目标设置自动化臂(安装有外部装置或换句话说讲成像装置)的相对空间位置和姿态的步骤,例如,将成像传感器手动地置于相对于目标空间位置和姿态的所选的空间位置和姿态并且将该位置作为相对于端口的零(所选)位置定义到智能定位系统的步骤。成像传感器和因此自动化臂应在提示时由外科医生或由智能定位系统自动地不断地返回该位置。

[0151] 在图11的流程图中示出了设置零位置并且确定端部操纵装置相对于目标的所需的空間位置和姿态的示例性实施例。左侧流程图1100描述了如何设置零位置,并且进一步描述如下。第一步骤1110是将端部操纵装置相对于目标定位在所需的空間位置和姿态(手动地)。一旦完成这一步骤,智能定位系统就移动至下一步骤1120,在该步骤中,智能定位系统采集端部操纵装置在公共坐标系中的空間位置和姿态。在相同的步骤中,智能定位系统将该空間位置和姿态存储为公共坐标系中的坐标,例如,如下所示:

[0152] $(x_e, y_e, z_e, \alpha_e, \beta_e, \gamma_e)$

[0153] 其中,下标“e”表示端部操纵装置的坐标,并且变量 α 、 β 和 γ 分别表示横滚、俯仰和偏航。下一步骤1130与前一步骤1120相同,只不过该过程被施加到目标。为该步骤采集的示例性坐标如下所示:

[0154] $(x_t, y_t, z_t, \alpha_t, \beta_t, \gamma_t)$

[0155] 其中,下标“t”表示目标的坐标。流程图中的最后步骤1140是从端部操纵装置坐标中减去目标坐标以得到“零位置”坐标。“零位置”坐标是一个变换,当在手术期间加到动态目标坐标上时,其可在零位置中再现端部操纵装置到目标的相对位置。该计算的示例如下所示:

[0156] $(x_n, y_n, z_n, \alpha_n, \beta_n, \gamma_n) = (x_e, y_e, z_e, \alpha_e, \beta_e, \gamma_e) - (x_t, y_t, z_t, \alpha_t, \beta_t, \gamma_t)$

[0157] 其中,下标“n”表示“零位置”坐标。

[0158] 图11中最右侧的流程图1150描述了智能定位系统如何在手术程序期间并使用“零位置”坐标确定端部操纵装置的所需位置的示例。第一步骤1160是提示智能定位系统将端部操纵装置重新对齐在零位置中。下一步骤1170是采集在公共坐标系中的目标的空間位置和姿态。在相同的步骤中,智能定位系统将该空間位置和姿态存储为坐标,例如,如下所示:

[0159] $(x_t, y_t, z_t, \alpha_t, \beta_t, \gamma_t)$

[0160] 下一步骤1180是将“零位置”坐标与目标坐标相加以得到“端部操纵装置的所需位置”的坐标。例如,如下所示:

[0161] $(x_d, y_d, z_d, \alpha_d, \beta_d, \gamma_d) = (x_t, y_t, z_t, \alpha_t, \beta_t, \gamma_t) + (x_n, y_n, z_n, \alpha_n, \beta_n, \gamma_n)$

[0162] 其中,下标“d”表示“端部操纵装置的所需位置”的坐标。最后步骤1190是将这些坐标导入公共坐标系中,以限定所需的端部操纵装置空间位置和姿态。

[0163] 手动端口对齐

[0164] 在进入端口程序期间,将进入端口的取向对齐以插入以及确保进入端口在置管步骤(如下文更详细描述)中保持对齐可能是成功的程序的关键部分。现有的导航系统设有显示器以有利于这种对齐。一些导航系统设计成仅确保对齐到所关注点的手术区域,而不考虑轨迹,而其它导航系统则确保特定的轨迹对齐到所关注点的手术区域。在任种情况下,该信息都显示在导航屏幕上,其与外科医生正操纵的实际医疗器械的视图分离。就这些系统而言,常常有必要让第二个操作者紧盯屏幕并人工调出距离和取向信息给外科医生,而外科医生则盯紧其正操纵的器械。

[0165] 在一些实施例中,对齐装置刚性地且可移除地连接到进入端口,并且也可以用作对齐机构以在基于视频的对齐期间使用。

[0166] 图12B示出了用于基于由外部成像装置提供的成像中的视觉反馈对齐进入端口的示例性实施,该外部成像装置与所关注的所需轨迹对齐。圆锥形装置1205刚性地且可移除地附接到进入端口1230,该装置的顶端1225沿着进入端口的轴线与印刷在各个深度处的圆形标注1215对齐。当在外部成像装置的轴线沿着预期的插入路径对齐的情况下使用外部成像装置观察进入端口时,圆形标记1215将看起来是同心的,如图12B的(iii)和(iv)所示。未对齐的进入端口将导致圆形标记不以同心方式出现。这样的不对齐的示例在图12B的(ii)中示出。此外,可以在屏幕上显示虚拟的十字准线1265,以帮助外科医生在观察进入端口的同时通过外部定位的成像装置同轴地对齐进入端口。虚拟的十字准线的位置可基于术前手术规划,并且可以是用于插入外科进入端口的最佳路径以最小化对患者的创伤。

[0167] 图12A示出了另一个示例性实施,其中在沿着进入端口1230的轴线的不同深度处设有两个或更多个对齐标记1210,可选地在每个对齐标记上具有十字。这些对齐标记可设置成随着相对于成像装置的距离增加而直径增加,从而即使在被较近的对齐标记部分封堵时也可看到对齐标记。在该实施例中,正确的对齐将由所有标记在标记的带标注表示内的对齐来指示,如图12A的(iii)和(iv)所示。

[0168] 在一个示例性实施例中,对齐标记可设有彩色边缘1240,如果在成像装置馈送上可见,则该边缘将表明对齐是偏轴的,如图12A的(ii)所示。视频叠加也可包括到目标平面的深度的显示,从而可以由外科医生在与目标叠加和术野的视频显示相同的屏幕上看到插入距离。

[0169] 功能的模式

[0170] 在一个优选的实施例中,智能定位系统的自动化臂将以各种模式起作用,这些模式取决于但不限于外科医生、系统、手术的阶段、采用的图像采集模式、系统的状态、所进行的手术的类型(例如,基于端口的、开放式手术等)、安全系统。此外,自动化臂可以以多种模式起作用,这些模式可包括跟随模式、器械跟踪模式、置管模式、最佳观察模式、实际致动模式、视野模式等。

[0171] 下面是以上提及的模式中的一些的简述:

[0172] 跟随模式:

[0173] 在跟随模式下,当目标由外科医生(例如,以图16C-D中所示和上文详细描述的方法

式)通过电子或物理手段操纵时,自动化臂将跟随处于预定(所选)空间位置和姿态的目标。对于以上所述通常用于肿瘤切除的基于端口的手术的情况来说,随着外科医生搜索要切除的肿瘤组织120,其将在患者的脑内操纵端口。随着端口被操纵,安装有成像装置的自动化臂将移动以持续地提供沿端口向下的恒定的视野,并且照明条件根据组织差异而调整。该模式可以在受限制的情况下采用,以通过在图6C的描述中描述的过程来确保臂不与手术室内的任何其它器械或工作人员(包括外科医生)发生接触。这种限制可使用接近传感器来检测障碍物或针对手术室采集的图像的场景分析来实现,如下文更详细地描述的。此外,外科医生可以决定臂(包括成像装置)相对于目标的所选的(零位置)空间位置和姿态,或者可由系统自身通过图像分析和导航信息自动地确定。

[0174] 跟随模式的一些备用的衍生实施例可包括:

[0175] ○在防抖模式下,通过使用各种方法来补偿成像传感器振动,所述方法例如磁透镜的致动、稳定线圈以及通过减缓臂的移动。抖动可使用今天的工业中可用的图像分析软件和算法来检测。在专利[US 6628711 B1:Method and apparatus for compensating for jitter in a digital video image]中提供了防抖机构的示例。

[0176] ○在延时的跟随模式下,臂被调整以确保成像装置的预定的(零位置)空间位置和姿态保持恒定,但跟随移动具有延迟,以减小目标(在基于端口的手术的情况中为端口100)的微小的非故意移动的概率。

[0177] 器械跟踪模式:

[0178] 在器械跟踪模式下,通过将焦点或视野和它们的任何组合聚集在一个器械、另一个器械或两个器械上,自动化臂可调整成像装置以跟随由外科医生使用的医疗器械。这可以通过唯一地识别每个工具并使用如上所述特定的跟踪标记取向对它们建模来实现。

[0179] 置管模式:

[0180] 在置管模式下,自动化臂将成像装置调整至提供用于使用端口对脑部置管的改善的视野的角度。当端口和导引器被插入脑内时,这将把端口和导引器的深度的视图有效地显示给外科医生。

[0181] 最佳观察模式:

[0182] 给定由成像装置捕获的图像的情况下,可以实施最佳观察模式,其中,最佳距离可被获得并用来将自动化臂致动到更好的视角或照明角度,以提供手术的阶段或外科医生偏好所要求的最大化的视野、分辨率、焦距、视图的稳定性等。这些角度和距离在极限内的确定将由智能定位系统内的控制系统提供。给定手术部位的光学视图(由成像传感器提供的成像),控制系统能够监测光输送并聚焦于所要求的受关注区域,然后可以使用此信息与智能定位系统结合来确定如何调整窥镜以提供最佳观察空间位置和姿态,这将取决于外科医生、手术的阶段或控制系统自身。

[0183] 致动模式:

[0184] 另外的模式将是致动模式,在这种情况下,外科医生对自动化臂的致动进行控制,以将成像装置与处于所选的空间位置和姿态并在预设距离处的目标对齐。这样,外科医生可使用目标(如果是物理对象)作为指示器以他们所希望的任何方式(对开放式手术有用)来对齐成像装置,以优化他们正进行的手术。

[0185] 视野模式:

[0186] 在视野模式下,自动化臂与成像装置结合可变得缩放到显示在外科监视器上的图像的视野中的特定区域。可使用将在图像中的器械或通过使用由手术室中的工作人员或外科医生控制的光标将该区域勾画在显示器上。给定外科医生具有操作光标的装置。这样的装置公开于美国专利中。

[0187] 模式的组合:

[0188] 以上提及的模式和附加的模式可由外科医生或系统或它们的任何组合选择或执行,例如,当外科医生开始使用由系统指出的特定工具时,可以启动器械跟踪模式和最佳照明模式。此外,模式的照明和跟踪性质可针对使用中的每个工具或手术阶段或它们的任何组合而调整并变得定制化。模式也可单独地或以它们的任何组合使用,例如,除光学视图模式外还有Raman模式。所有上述模式都可以可选地用定制的安全系统执行,以确保在术中程序期间故障的最小化。

[0189] 在端口端部处的视图的优化

[0190] 在形成为由自动化臂支撑的带有可配置的照明源的相机成像装置的成像装置的背景中,与进入端口对齐可能由于多种原因是重要的,例如,提供均匀的光传输和接收信号的能力。此外,相机到进入端口的端部处的已知位置的自动对焦可能是所需的或有益的。

[0191] 在一些实施中,本实施例可以在保持准确位置的同时提供准确的对齐、光传输、区域图像增强和外部成像装置的聚焦。自动对齐和移动可以与目标(进入端口)的跟踪协同地进行。如上所述,通过由上述跟踪方法确定目标(进入端口)的空间位置和/或姿态,并且在使用自动化臂控制外部成像装置的相对位置和/或姿态时采用来自外部成像装置的被跟踪的空间位置和/或姿态的反馈,可以实现这一点。

[0192] 在一个实施例中,诸如激光指示器或准直光源(或与由自动化臂支撑的成像装置相关联的照明源)的定向照明装置可用来投影。

[0193] 端口的光学优化

[0194] 在还有另一实施例中,校准图案位于进入端口的近端处或附近。该图案将允许相机成像装置根据存储的值和单独的设置来自动对焦、对齐其镜头组件的取向、并且可选地平衡照明及色彩。用来识别正在使用的端口的特定类型的示例性方法是上述模板匹配方法。图10A中所示模板1030可用来提供关于端口尺寸的所需信息,以用于成像装置可被配置成遵循的最佳照明和聚焦参数。

[0195] 对齐的另一个阶段可涉及相机成像装置聚焦于进入端口内深处的组织,该进入端口被定位在已知深度处(假定进入端口的长度和端口的距离(基于在端口的近端的模板)为已知的)。进入端口100的远端的位置将在相对于图1的成像传感器104和被跟踪的进入端口100的已知位置处,实际上具有在远端处弯入进入端口中的组织表面的一些小的预计偏差。利用给定的视野、相机光学变焦/聚焦因素和从检测器到进入端口的端部的已知距离,同时使用一些已知的设置(相机、进入端口长度、对焦光学/力学、所需视野),可以以动态方式预定焦距设置,以允许仅基于进入端口的跟踪和相机位置来自动聚焦到组织的端部。这样,可以建立稳定的聚焦,以使所需的视野最大化。

[0196] 以类似的闭环方式,可通过合适的成像处理方法来确定成像装置输出的色彩和白平衡。现有的外科光学器件的主要问题是反射手术腔体中的强照明的流体造成的炫光。炫光造成相机的动态范围中的不平衡,其中检测器动态范围的上限饱和。此外,根据照明和

手术条件,在整个频谱内的照明强度可能是不平衡的。通过使用进入端口(100)上的校准特征或目标的组合,并且使用与相机和光源的组合相关联的预设参数,图像可以被分析,以自动地优化色彩平衡、白平衡、动态范围和照明均匀性(空间均匀性)。若干公布的算法可用来自动地调整这些图像特性。例如,由Jun-yan Huo等人(“Robust automatic white balance algorithm using gray color points in images,”IEEE Transactions on Consumer Electronics, Vol.52, No.2, May 2006)公布的算法可用来实现所捕获的视频数据的自动白平衡。此外,手术背景可用来调整最佳成像条件。这将在下文中更详细地讨论。

[0197] 两步法图像优化

[0198] 备选地,在两步法中,跟踪系统可用来在对齐的第一步骤中跟踪进入端口的位置以用于粗略计算空间位置和姿态。如图1中可见,这允许基于由使用者限定的视野、分辨率和帧率将成像装置104相对于端口100以同轴方式定位在合适的焦距和焦点设置处。这将仅在系统的跟踪能力、自动化臂的机械定位精度和在进入端口的顶端处的组织偏转的公差内是准确的。

[0199] 基于成像优化和聚焦的第二步对齐可以可选地通过成像传感器的交互、自动化臂的定位、图像的分析、以及使用到进入端口的端部的距离检测(例如,通过模板匹配)来实现,并且在进入端口的远端处定中心。例如,就像数字相机系统更传统的自动对焦功能目前所做那样,图像可被分析以借助于在一系列聚焦区中的图像指标量化来确定图像的锐度。聚焦区将被导向至进入端口的端部处的位置,在这里,系统的粗略定位将允许这种精细且更集中的方法将聚焦区自动地检测为在进入端口的端部的视野内。更具体而言,聚焦区被限定为比进入端口的视野小的区。

[0200] 此外,可以使用一个或多个距离检测器(可选地通过成像装置104的镜头),从而可以计算在进入端口的端部处的组织的实际位置。该信息可作为迭代算法的输入提供,该算法确定最佳成像装置位置和焦距设置。

[0201] 优化的照明和数据

[0202] 成像传感器与进入端口的同轴对齐允许向进入端口的端部的有效光传输,这对于采集较高分辨率的图像以及对光学器件调焦以增强或最大化检测器效率的能力是至关重要的。例如,对于对齐较差的进入端口和成像传感器来说,成像传感器的仅一部分被用于所关注区域(即,进入端口的端部)的成像。通常,总检测器的仅20%被使用,而正确对齐的成像传感器可产生60%+的检测器效率。从20%到60%的检测器效率提高大致产生3倍的分辨率提高。可以在系统上建立设置以随时限定所需的效率。为了实现这一目的,智能定位系统将致动安装有成像传感器的自动化臂的移动,并且在自动化臂被外科医生操纵时将其聚焦在进入端口的远端处,以实现所需的检测器效率或视野。

[0203] 均匀化的光传输

[0204] 该实施例的另一个有利的结果是将均匀化的光通过端口传输至所关注的手术区域,允许通过潜在地减少炫光和减少由于端口而落在组织上的阴影而改善健康组织和不健康的脑组织之间的组织区分。例如,在给定端口的空间位置、姿态和3D虚拟模型以及照明源的空间位置、姿态和模型的情况下,如图13所示,智能定位系统可使用光线跟踪软件(例如, ZMAX)来对系统建模。第一模型1310显示了使用在相对于端口的给定距离和姿态处的外部成像装置上的单个照明元件的所关注的区域的照明。第二模型1320和第三模型1330分别显

示了使用来自两个照明源的照明的所关注的区域的照明。在每个模型中的成对的照明源相对于另一个模型不同地定向。模型二和三具有与模型一相同的相对于端口的距离和姿态参数。最后的模型1340显示了来自两个照明源的照明,这两个照明源具有与第二模型1320的照明源相同的相对于成像装置的取向,并具有相同的姿态但不同的距离。在图中所示每个所关注的区域(端口的远端)上的彩图描述了照明水平,其中,中间范围1350表示理想的照明水平。

[0205] 如在图13中可以看出,在模型一至三(1310、1320、1330)中存在热点1360,这导致在这些位置严重的炫光和对于外科医生来说不充分的成像,而模型四1340提供最佳的照明条件(均匀的且低炫光的照明传输)。使用模型四作为照明源的最佳空间位置和姿态对齐,自动化臂将把成像传感器(包括照明源)定位成实现该特定照明水平的图,由此改善外科医生对所关注的手术区域的观察。在给定系统的限制(最小偏移575,如图6A-B所示)的情况下,软件可接着确定照明源(在本例中为成像装置)相对于目标(端口)的最佳空间位置和姿态,以确保通过端口向所关注的区域的最佳光传输。照明源也可在对由外科工具投射的阴影建模之后最佳地定位。换言之,在视野内的目标区域可被最佳地照亮,同时避免来自在端口内的由外科医生使用的医疗器械的阴影投射。考虑到可使用置于外科工具上的跟踪标记来估计医疗器械的空间位置和姿态,这是可能的。

[0206] 现在参看图14A和14B,示出了示例性系统配置的框图。示例性系统包括控制和处理系统1400以及下文所示的多个外部部件。

[0207] 如图14A所示,在一个实施例中,控制处理系统1400可包括一个或多个处理器1402、存储器1404、系统总线1406、一个或多个输入/输出接口408、通信接口1410、以及存储装置1412。处理和控制系统1400与多个外部装置和部件接合,包括例如与进入端口成像和跟踪相关联的那些,即,马达1420、外部成像装置1422、投影和照明装置1424、以及自动化臂1426。外部用户输入和用户接口描绘(rendering)通过一个或多个显示器1430和一个或多个外部输入/输出装置1426(例如,键盘、鼠标、脚踏板、麦克风和扬声器)被便利化。

[0208] 处理和控制系统1400也与智能定位系统1440接合,智能定位系统1440包括跟踪装置113,以用于跟踪诸如图1中的进入端口100或图14中的端口1450和一个或多个装置或器械1452的物品。附加的可选部件包括:一个或多个治疗装置1442,其可由处理和控制系统1400控制;以及外部存储装置1444,其可以用来例如存储术前图像数据、手术规划和其它信息。

[0209] 应当理解,该系统并非意图限于图中示出的部件1400。一个或多个部件控制和处理1400可作为外部部件提供,该外部部件接合到处理装置。在一个备选实施例中,导航系统1440可与控制和处理系统1400直接集成。

[0210] 本公开的实施例可通过处理器1402和/或存储器1404实施。例如,本文所述功能可部分地通过处理器1402中的硬件逻辑并且部分地使用存储在存储器1404中的指令作为一个或多个处理引擎来实施。示例性的处理引擎包括但不限于静态和动态建模引擎1458、用户接口引擎1460、跟踪引擎1462、马达控制器1464、计算机视觉引擎1466、用于基于传感器输入1431监视自动化臂的周围环境的引擎、图像配准引擎1468、机器人规划引擎1470、逆运动学引擎1472和成像装置控制器1474。这些示例性处理引擎在下文中进一步详细描述。

[0211] 一些实施例可使用处理器1402在存储器1404中未存储附加指令的情况下实施。一

些实施例可使用存储在存储器1404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,本公开不限于硬件和/或软件的具体配置。

[0212] 虽然一些实施例可在完全功能的计算机和计算机系统中实施,但各种实施例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。

[0213] 本文所公开的至少一些方面可至少部分地具体化在软件中。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、易失性RAM、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。

[0214] 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导致系统执行各种方法。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。

[0215] 还应当指出,在一些实施例中,不像必须考虑由远端拾取的材料未知重量的典型自动化臂那样,自动化臂仅需要考虑附接到远端的外部装置(例如,成像装置)的已知重量。因此,整个自动化臂的已知的静力学和动力学可以先验地(例如,通过图14的引擎1458)建模,并且该知识可在跟踪期间结合到臂的准确控制中。此外,成像和跟踪模式可用来提供自动化臂的情景认识,如上所述。在通过由臂支撑的外部装置或设计跟踪进入端口期间可并入该情景知识,以避免臂与路径中的障碍物(例如,手术团队、手术室中的其它设备和患者)意外碰撞。该情景认识也可来自可选地安装在自动化臂和/或远端上的接近传感器,如上所述。

[0216] 在一个实施例中,系统与图14B中所示框图一致地配置。图14B是结合导航系统使用的智能定位系统图示的示例性实施例。以下描述概述了可在整个智能定位系统(IPS)中使用的各种示例性通信路径。

[0217] 使用者→脚踏板→臂控制器→定位臂

[0218] 外科医生具有三个分立的输入踏板来控制IPS:

[0219] 1. 对齐到工具:压下图1所示此踏板155将把窥镜266对齐到当前正跟踪的目标(例如,端口100)。踏板155需要在运动到踏板被初始地压下时工具的点期间连续地保持住。使用者需要再次压下踏板以重新对齐。

[0220] 2. 增加相隔距离:踏板将增加所选工具与窥镜之间的相隔距离675。在被压下时,远端将以恒定的速度移动。相隔距离可以增加,直到达到自动化臂的范围极限为止。

[0221] 3. 减小相隔距离:该踏板以恒定的速度减小远端和所选工具的相隔距离675。一旦达到最小相隔距离(取决于窥镜和所选工具),该运动就会停止。

[0222] 这些踏板通过智能定位系统250连接到自动化臂上的数字输入。自动化臂控制器将关节水平命令发送至自动化臂中的马达驱动器。

[0223] 这些脚踏板可被增强,以便也包括光学器件控制器。

[0224] 使用者→触摸屏→UI计算机→臂控制器

[0225] 使用者可通过触摸屏监视器与机器人交互。这些通常在手术之前进行。

[0226] 1. 初始化关节:由于机械臂仅具有相关的编码器,每个关节必须被移动多达20度,以便系统确定其绝对位置。UI(用户接口)提供初始化屏幕,在该屏幕中,使用者移动每个关

节,直到编码器被初始化为止。

[0227] 2. 成像传感器的选择: 在UI计算机上对成像传感器的选择被发送至自动化臂控制器。不同的成像传感器具有不同的质量以及不同的所需的相对于目标(例如,端口)的相对空间位置和姿态。

[0228] 3. 被跟踪医疗器械的选择: 在UI计算机上对要跟踪的目标的选择(假定多个目标,例如,端口或医疗器械等)被发送至自动化臂控制器。

[0229] 4. 自由度选择: 使用者可选择工具是否将以6-DoF、5-DoF或3-DoF模式被跟踪。

[0230] 5. 设置零位置: 设置自动化臂(和因此成像传感器,假定其安装在自动化臂上)相对于目标(例如,端口)的新的空间位置和姿态。

[0231] NDI光学跟踪器->UI计算机->臂控制器

[0232] NDI跟踪系统采集在其视野内的远端(或换句话说讲成像传感器)空间位置和姿态。NDI跟踪系统将该数据发送至UI计算机,UI计算机与自动化臂控制器共享被跟踪的目标和远端的信息,从而可以计算空间位置和姿态。它也可以使用患者基准和配准来确定不可进入区。

[0233] 情景认识相机->UI计算机->监视器

[0234] 情景认识相机(成像传感器的具体实施例)提供手术部位的成像。该成像被发送至UI计算机,UI计算机将成像转化为视频流,该视频流被输出到外部监视器。同样,UI计算机可以为使用者在视频流上叠加警告、错误消息或其它信息。

[0235] 基于端口的手术的阶段

[0236] 图15中示出了基于端口的外科手术的示例性阶段分解。臂可以以对应于每个阶段的方式使用以有利于和方便每个步骤期间的外科医生过程。

[0237] ● 第一步骤(1510)是头皮的切开和开颅术。在这些程序期间,自动化臂(102)(连接到成像装置(104))可被实施为将外科医生自动地引导到相对于颅骨内的脑部的开颅术的正确位置。这可通过结合自动化臂使用导航系统来实现。

[0238] ● 一旦切除和开颅术完成,手术就进入下一阶段(1520),并且自动化臂可用来由系统自动地或由手术团队手动地在硬脑膜上方进行US(超声)检查。利用该信息和来自智能定位系统的输入,自动化臂(带有安装的成像装置)可将脑沟投影到硬脑膜上,以允许更好地引导硬脑膜切开和增加取向认识。在硬脑膜切开之后,置管过程开始。在该子阶段中,自动化臂可被调整至备选角度,以在端口被置管于脑内时提供端口上的刻度标记的视野,从而使外科医生能看到其深度。

[0239] ● 在下一同时的阶段(1530和1540)中,自动化臂102具有最大的实用性,因为它有助于为不健康的脑组织的粗略减容提供端口的远端的清晰图像。在该步骤期间,外科医生201将通过多个运动(例如,图16C中的1665)在患者202的脑内操纵端口100以切除肿瘤(120),因为端口的远端在多数情况下不提供切除在一个位置的整个肿瘤所需的通路,该位置的一个示例在图16C中示出为肿瘤1680的不可触及部分。当端口被操纵时,自动化臂(带有连接的成像装置)可以同轴方式跟随端口以一致地提供外科医生正在那里操作工具(例如(1612))的远端的视野(例如,如图6A-B所示),自动化臂和相连的窥镜的恒定对齐的示例性流程图在图8B中提供。这节省了外科医生和手术团队的时间,并且通过防止手术团队不得不经常地重新调整成像装置而简化手术过程,其中重新调整成像装置是为了以正确的角

度沿端口向下观察,以提供在诸如UniArm Surgical Support System(单臂外科支撑系统)(由Mitaka USA Inc.供应)的现有外科系统中所需要的所需手术视图。通过将手术部位的显示保持在相同方向上(相对于脑部解剖结构或任何其它基准),从而导致外科医生与操作的手术部位保持依方向而定的取向,这也增加了外科医生的准确度。自动化臂(作为智能定位系统的一部分)增加准确度的另一种方式是通过消除以下需求:由于移除其器械和重新调整手动地结合到可调整的臂的成像传感器的结果,外科医生在工作时需要根据(脑内部的)空间重新定向其自身。此外,自动化臂也可在取向上对齐照明装置(连接到远端或成像传感器),以将理想的照明提供至端口的远端。在此阶段,自动化臂也可执行其它成像模式所需的其它对齐程序,例如,如上文针对3D成像描述的立体成像。立体图像的自动实现可以容易地为外科医生提供更多信息,这些信息也增加了外科医生在程序期间的准确度。自动化臂102也可通过使用自动插入端口内的成像探针或自动化的外部扫描来提供其它成像模式,如由外科医生所要求的或由导航系统与智能定位系统结合确定的那样。

[0240] ●在大块切除阶段之后,手术程序进入紧接的两个同时进行的精细切除阶段(1550和1560)。在此阶段,外科医生通过利用其知识在健康组织和不健康组织之间加以区分而从健康组织的边缘移除肿瘤。在精细切除期间,自动化臂以与上述粗略减容阶段类似的方式被使用。

[0241] ●手术的下一阶段(1570)可能潜在地需要自动化臂将治疗剂递送至手术部位以从该区域移除任何剩余的不健康组织并确保最佳康复。该步骤可由导航系统与智能定位系统结合及其自动化臂沿端口向下至正确部位的操纵来实现,在正确部位,治疗性远端器械可用来提供治疗。此外,可能地可以将基于由导航系统和/或外科医生提供的输入自动地操纵端口的能力提供给臂,该能力是实现向所有部位的有效递送所需的。

[0242] ●除了施加材料以有助于愈合手术区域之外,最后步骤(1580)涉及端口的移除和伤口的闭合。在此步骤中,自动化臂以与粗略减容步骤中类似的方式使用,因为系统对臂的自动化操纵跟随外科医生的外科工具以提供所需的视野。一旦移除了端口,就以与切除步骤类似的方式操纵自动化臂,从而在伤口的缝合期间提供手术区域的正确视野。

[0243] 在另一个实施例中,智能定位系统可具有术前信息以改善臂功能。此类信息的示例是系统规划,其指示手术的每个阶段所要求的移动和调整的类型以及在手术的阶段期间手术室器械和工作人员定位。这将通过减少在整个程序期间由外科医生决定的手动和定制调整的量来简化手术过程。诸如成像传感器的独特重量的其它信息可被输入以通过用来运行臂的马达的自动调整来确保臂的平滑移动。

[0244] 奇点(Singularities)

[0245] 工业机器人和机器人系统的美国国家标准—安全要求(American National Standard for Industrial Robots and Robot Systems—Safety Requirements)(ANSI/RIA R15.06-1999)将奇点定义为“由导致不可预测的机器人运动和速度的两个或更多个机器人轴线的共线对齐造成的状态”。这是在利用“三横滚手腕(triple-roll wrist)”的机械臂中最常见的。该手腕是控制偏航(yaw)、俯仰(pitch)和横滚(roll)的手腕的三个轴线均经过一个公共点的手腕。手腕奇点的示例是当机器人行进通过的路径造成机器人手腕的第一和第三轴线(即,机器人的轴线4和6)成一线时的情况。第二手腕轴线于是尝试在零时间自旋360°,以维持端部操纵装置的取向。用于该奇点的另一个常见术语是“手腕翻转(wrist

flip)”。奇点的结果可能是十分显著的,并且可对机械臂、端部操纵装置和过程具有不利影响。一些工业机器人制造商已尝试通过轻微改变机器人的路径来避免这种情形以防止这种情况发生。另一种方法是减慢机器人的行进速度,由此降低手腕进行转变所需的速度。ANSI/RIA要求机器人制造商应在系统正被手动操纵的同时出现奇点时让使用者意识到奇点。

[0246] 在手腕分割的竖直关节连接的六轴线机器人中的第二类奇点发生在手腕中心位于以轴线1为中心且半径等于轴线1和4之间的距离的圆柱体上时。这被称为肩部奇点。一些机器人制造商也提及对齐奇点,其中轴线1和6变得重合。这仅仅是肩部奇点的一种子情况。当机器人接近肩部奇点时,关节1非常快地自旋。

[0247] 在手腕分割的竖直关节连接的六轴线机器人中的第三和最后一类奇点发生在手腕中心位于与轴线2和3相同的平面中时。

[0248] 自碰撞和奇点运动互锁

[0249] 使自动化臂可移动为智能定位系统带来另一个约束,那就是确保移动的基部和自动化臂在任何给定的时间不同时运动。这由系统通过具有自锁定机构来实现,该机构在移动的基部的轮制动器未接合时将制动施加到臂。该约束的理由是在没有静止的基部的情况下臂的移动会导致基部的运动(基础物理)。如果臂安装在竖直的升降柱上,升降柱增加到其约束集:如果移动的基部轮未被制动,或者如果臂处于运动中,升降柱不能被启动。类似地,如果升降柱是活动的,臂就不能移动。如果移动的基部轮制动器被释放,臂和升降柱均被禁用并置于制动状态。

[0250] 附加的模式约束

[0251] 考虑添加-臂仅关于基于如下的参数移动:

[0252] ●图像-例如,如果来自端口的底部的图像的百分比至少为总图像的一定百分比-或某些相关参数

[0253] ●轴向移动-例如,臂在其偏离同轴大于x的某个角度时移动。

[0254] 结语(撰写的非限制性)

[0255] ●相应地,在本公开的一些实施例中,描述了这样的系统、装置和方法:其采用成像装置、引导装置、跟踪装置、导航系统、软件系统和外科工具来实现完全一体化和微创的外科手术方法,以便在除了使用上述基于端口的方法的颅内程序之外进行诸如此前不可操作的脑肿瘤的神经学和其它程序。然而,应当理解,本文提供的实施例的申请并非意图局限于神经学程序,并且在不脱离本公开的范围的情况下可以推广到希望以微创方式进入组织的其它医疗程序。其它微创程序的非限制性示例包括结肠程序、脊柱、整形外科、开放式和需要在狭窄的腔体中导航外科工具的所有单端口腹腔镜式外科手术。上文所描述的具体实施例已通过举例方式示出,并且应当理解,这些实施例可能有各种修改和替代形式。更应理解,权利要求并非意图限于所公开的特定形式,而是涵盖落入本公开的精神和范围内的所有修改、等同物和替代物。

[0256] 虽然出于说明性目的结合各种实施例在此描述了教导,但不旨在将申请人的教导限于这些实施例。相反地,在不脱离所述实施例的情况下,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,所述实施例的一般范围将在所附权利要求中限定。

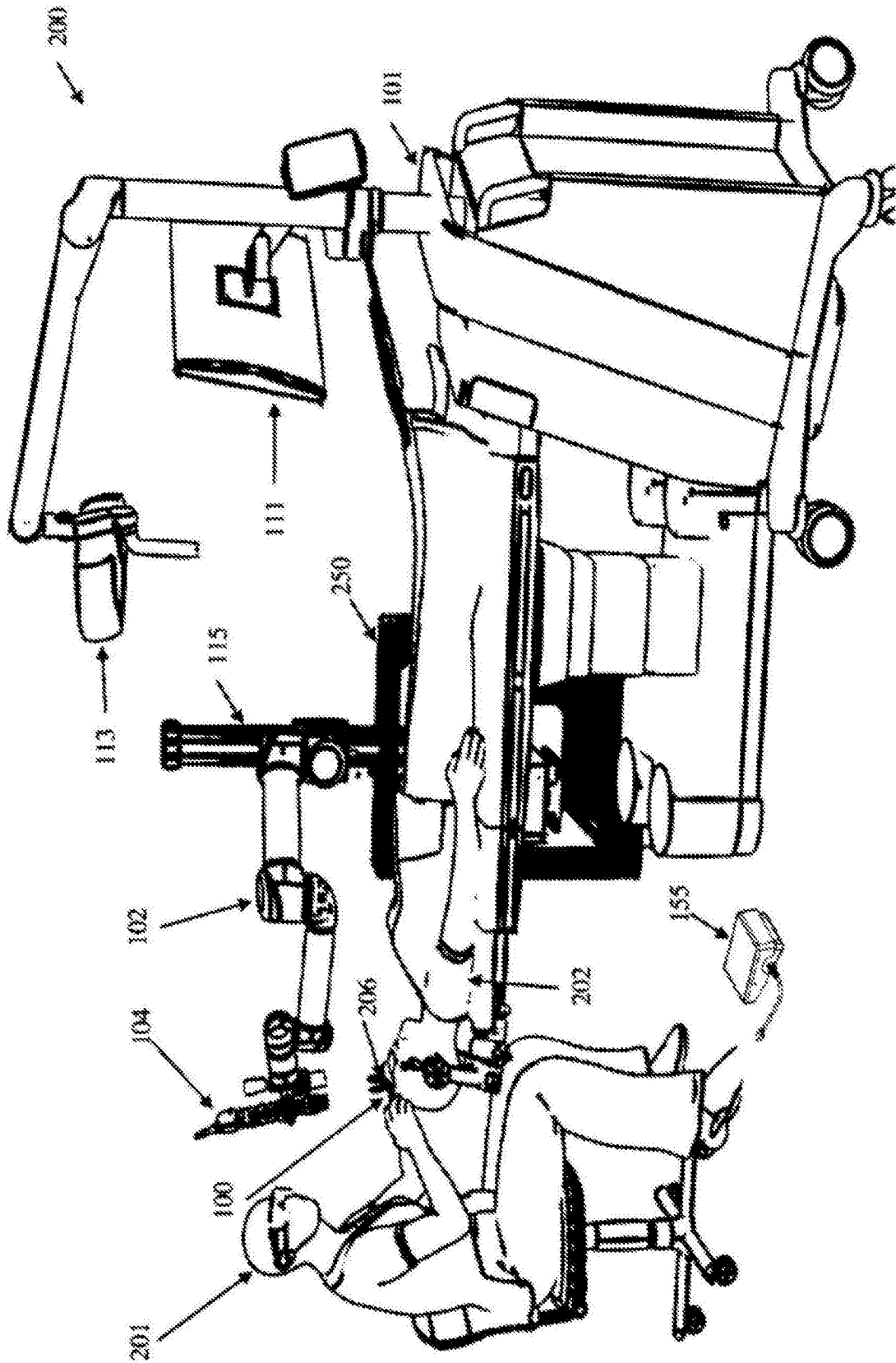


图1

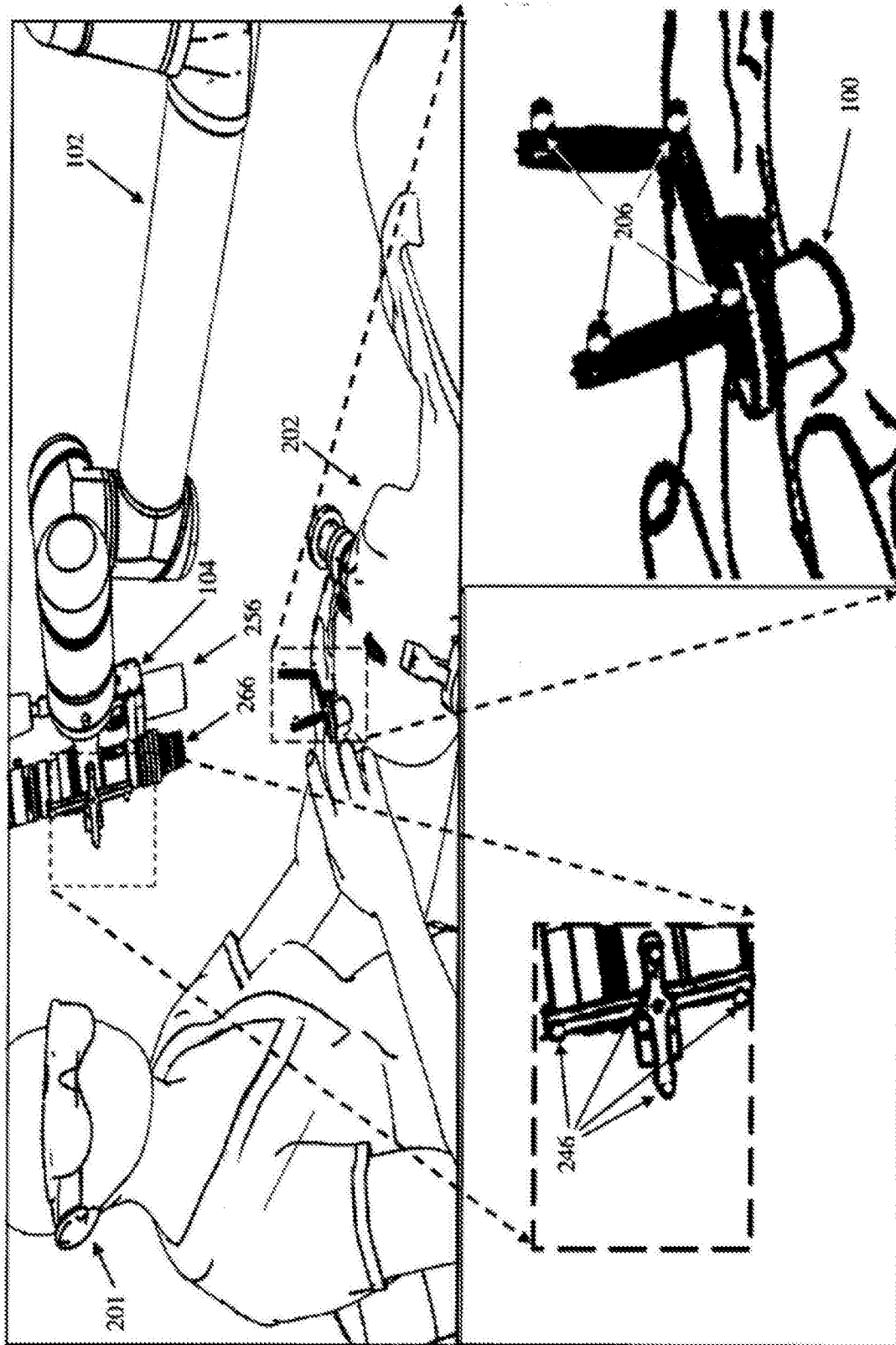


图2

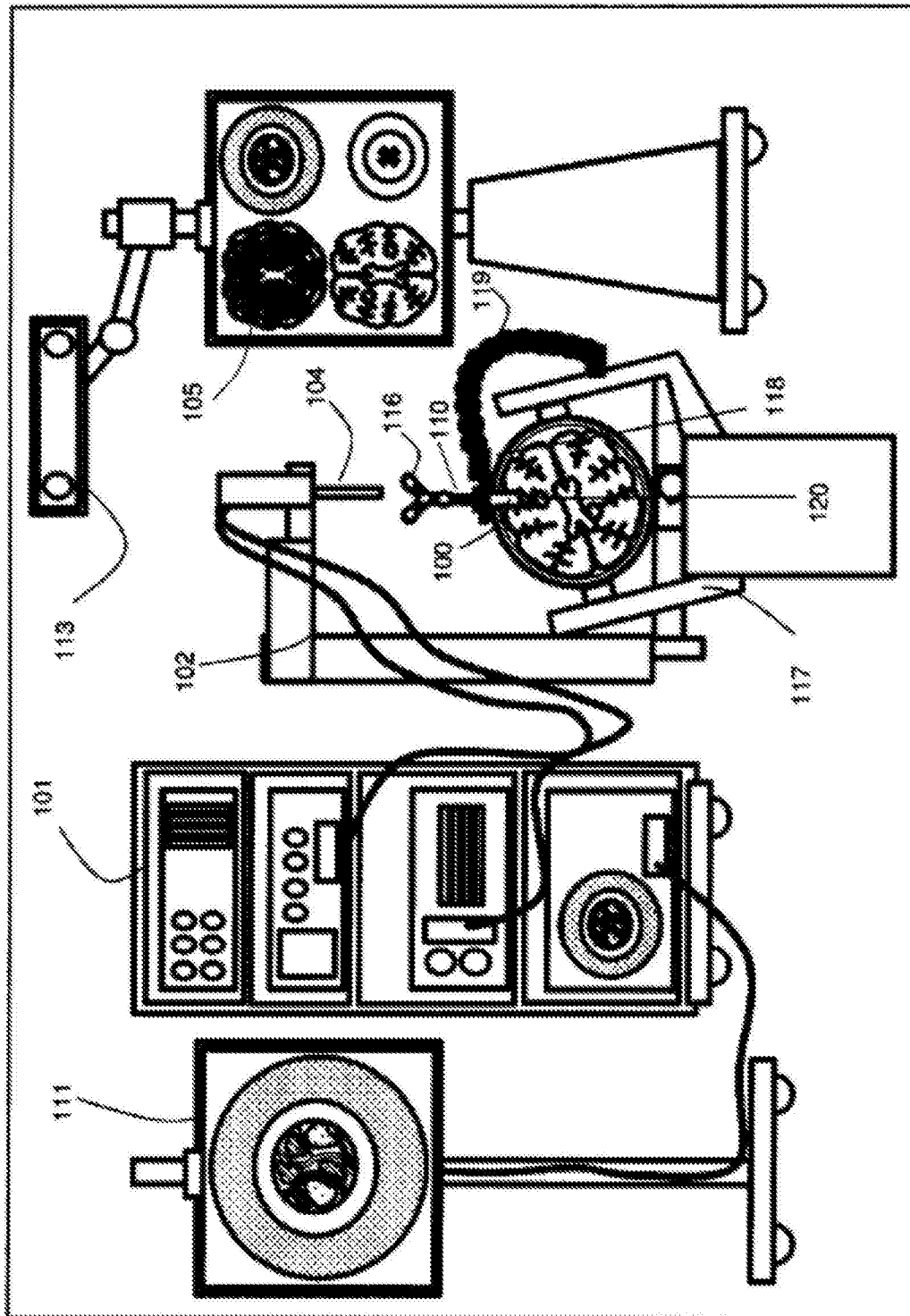


图3

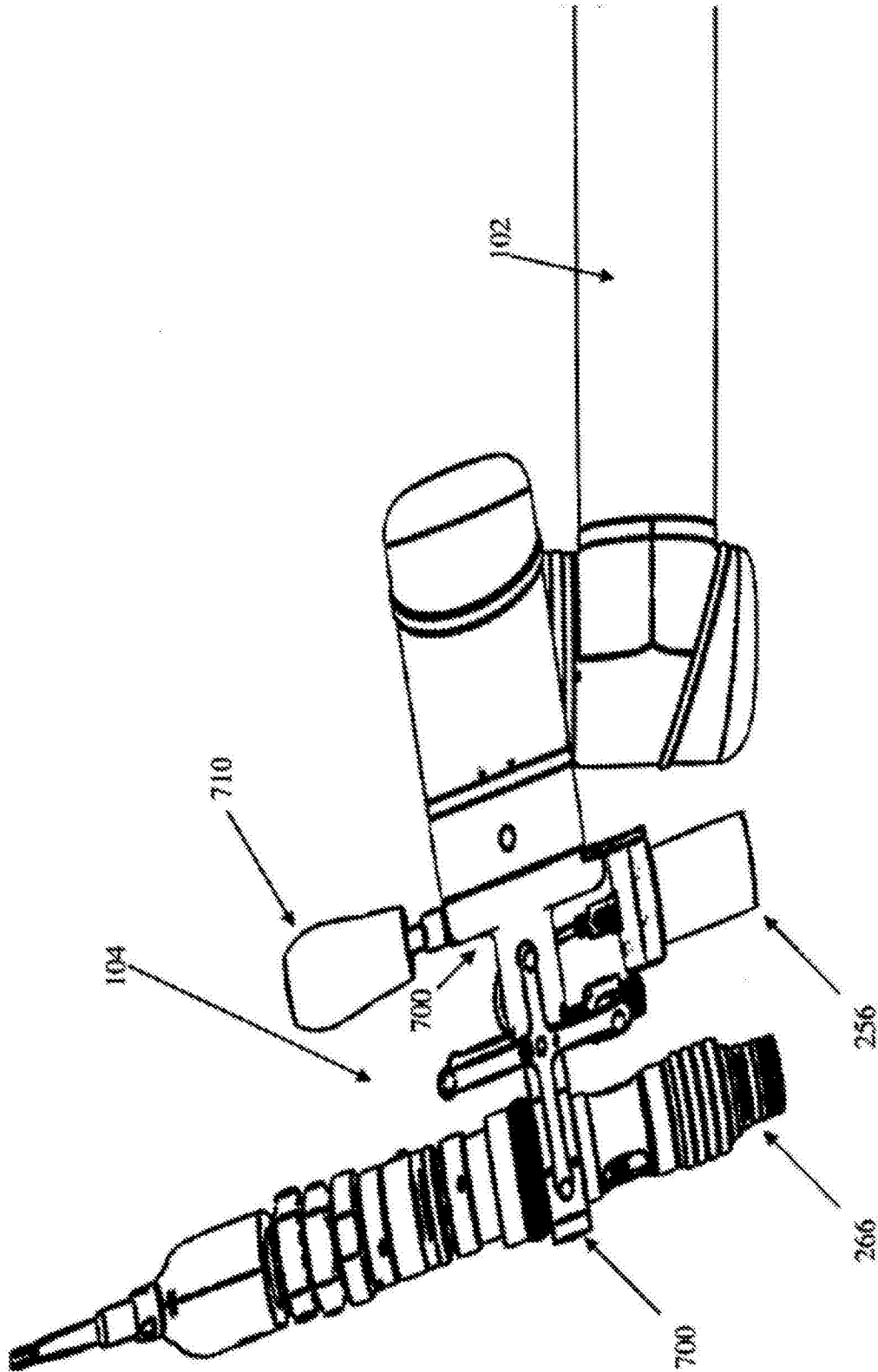
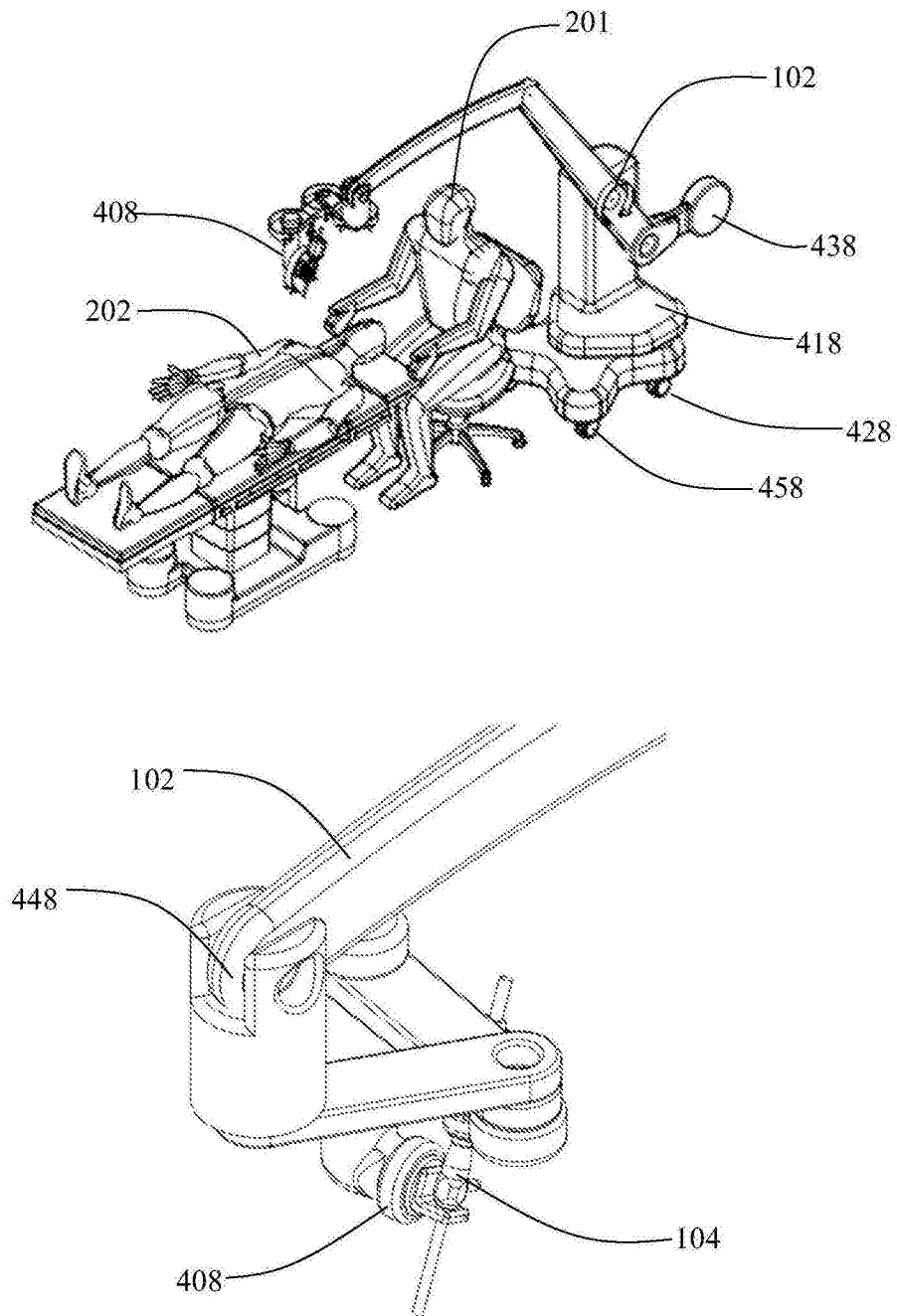
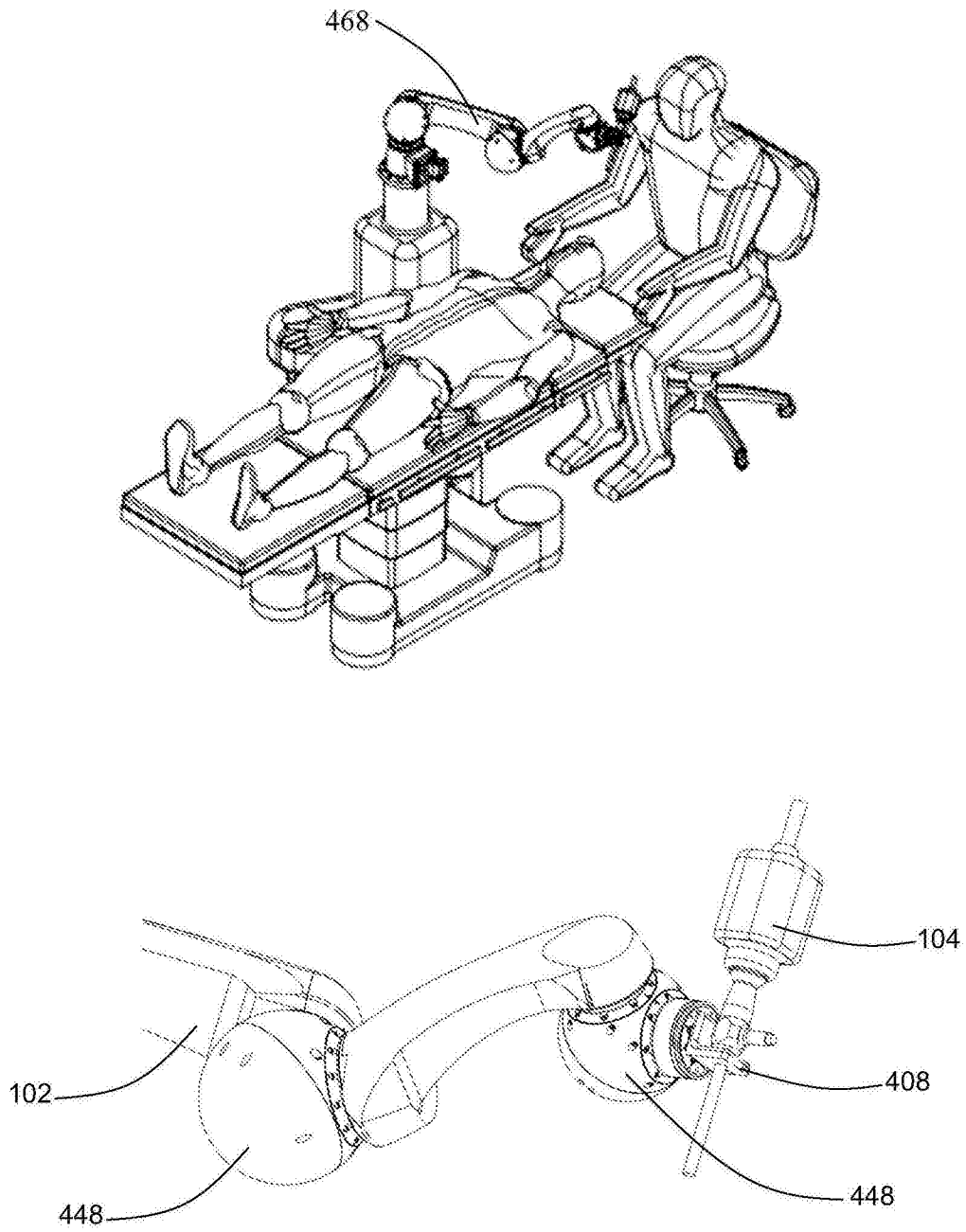


图4A



端部操纵装置

图4B



端部操纵装置

图4C

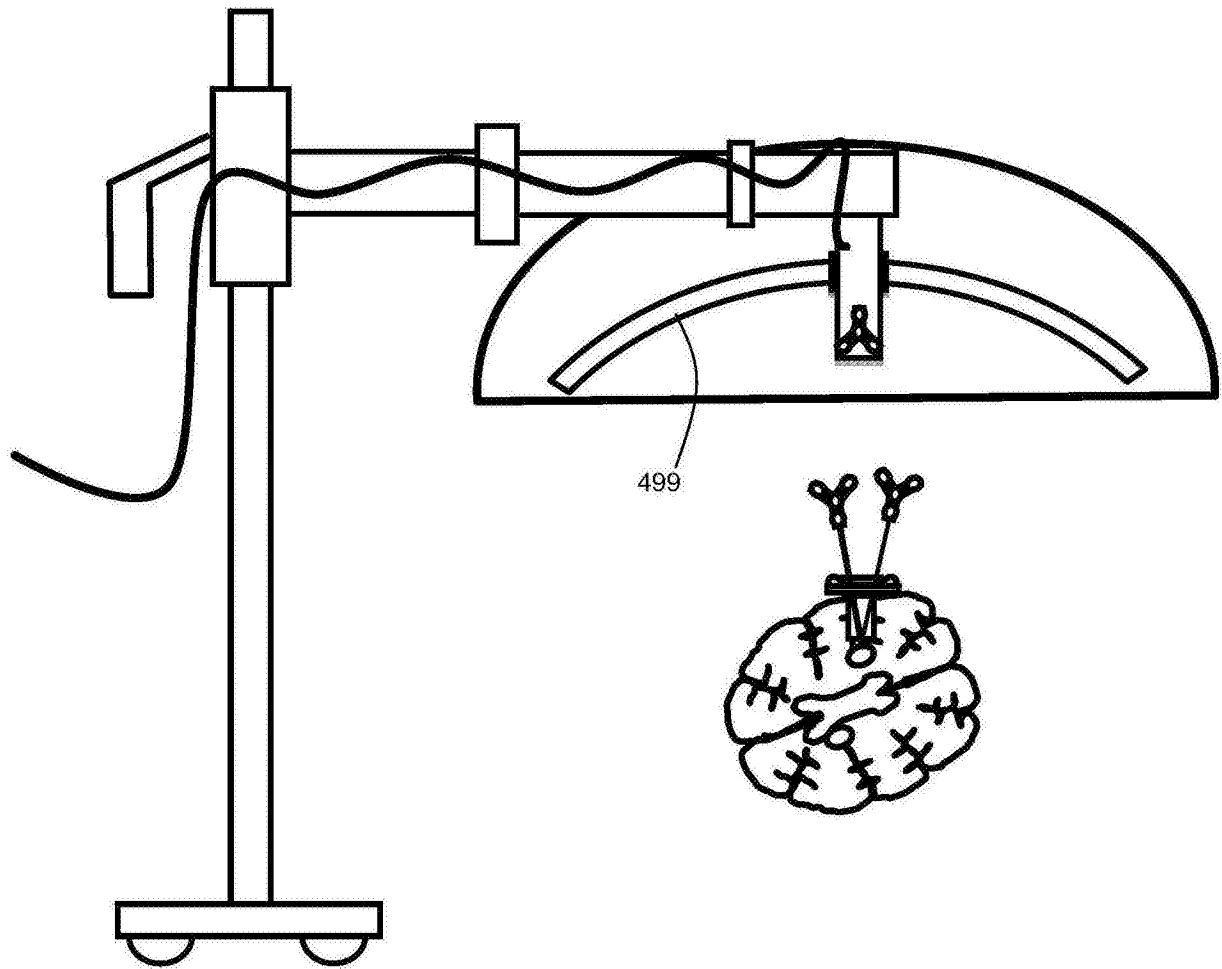


图4D

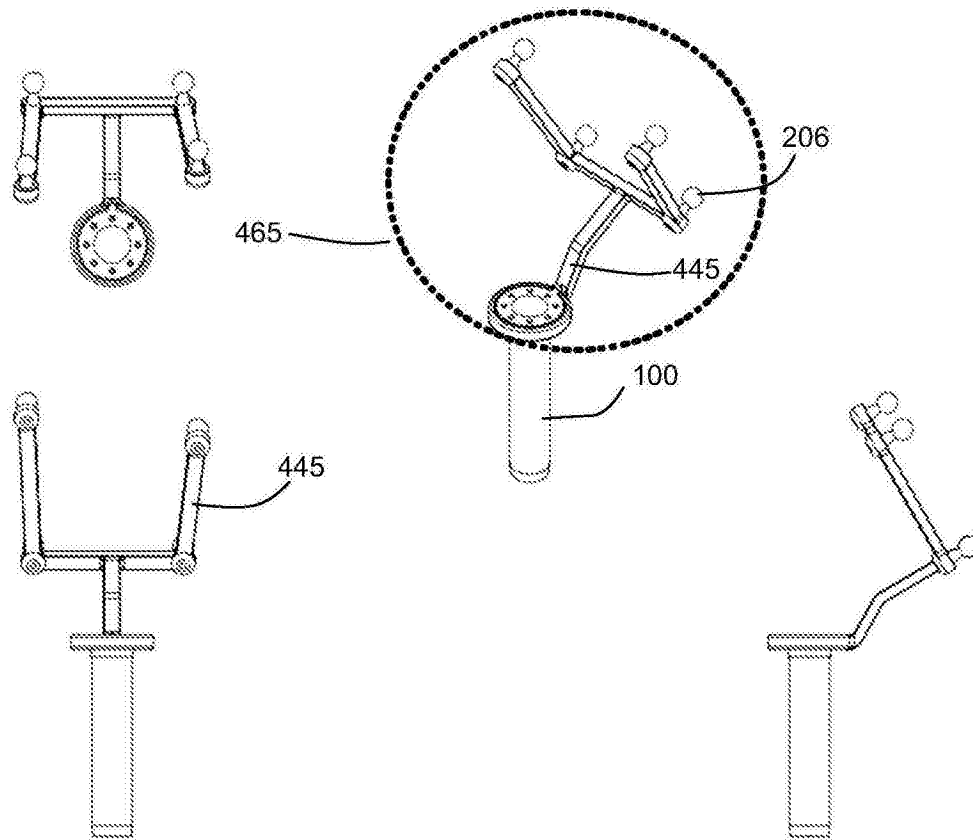


图4E

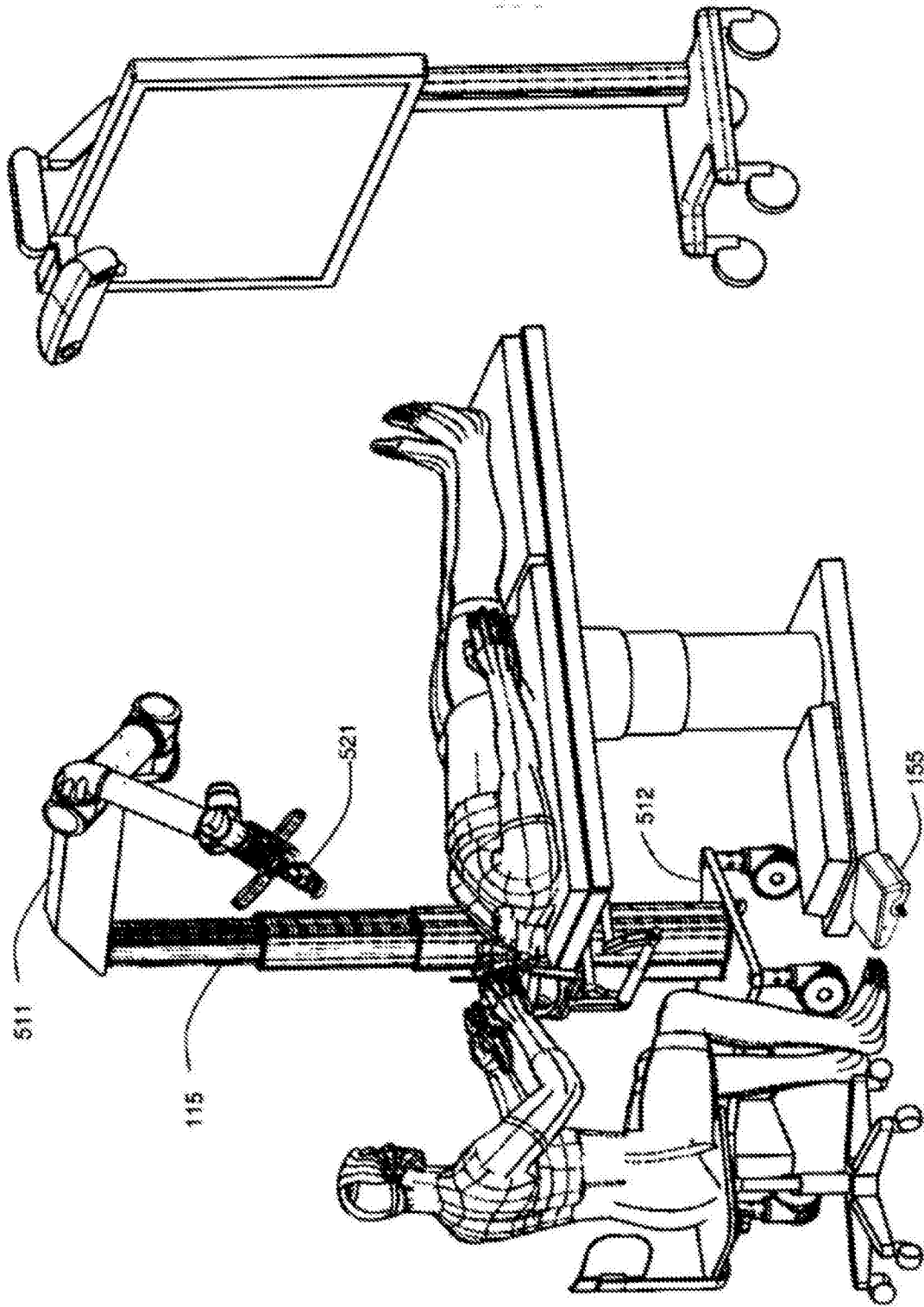


图5A

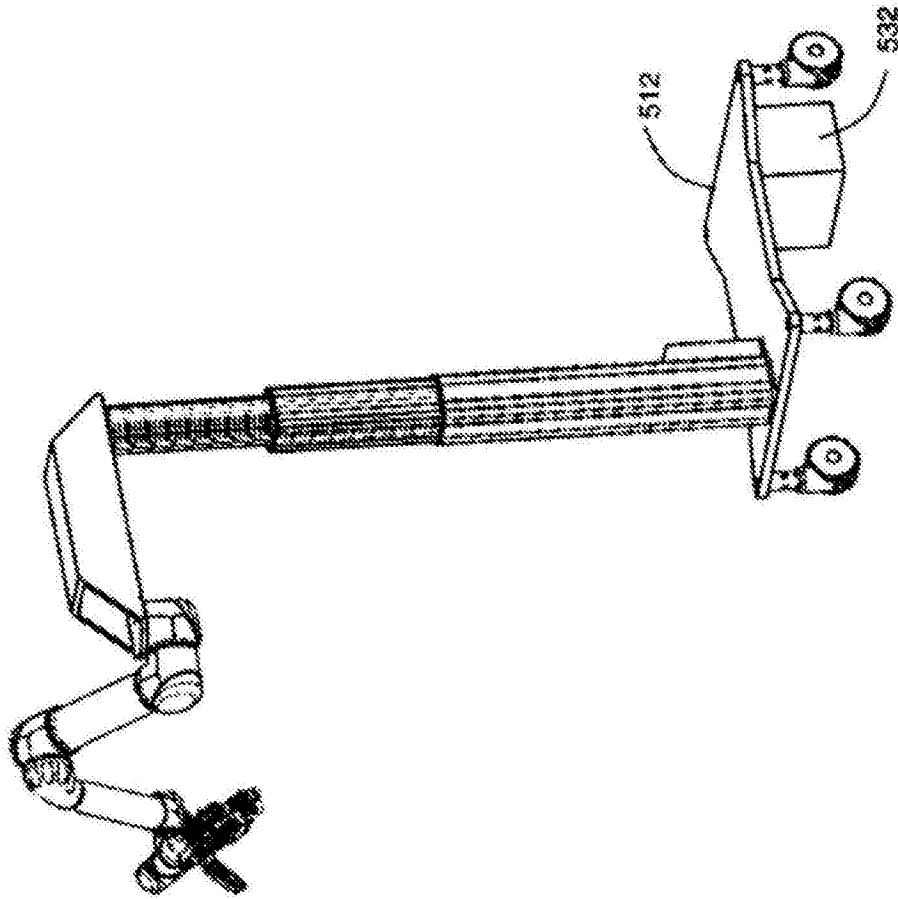


图5B

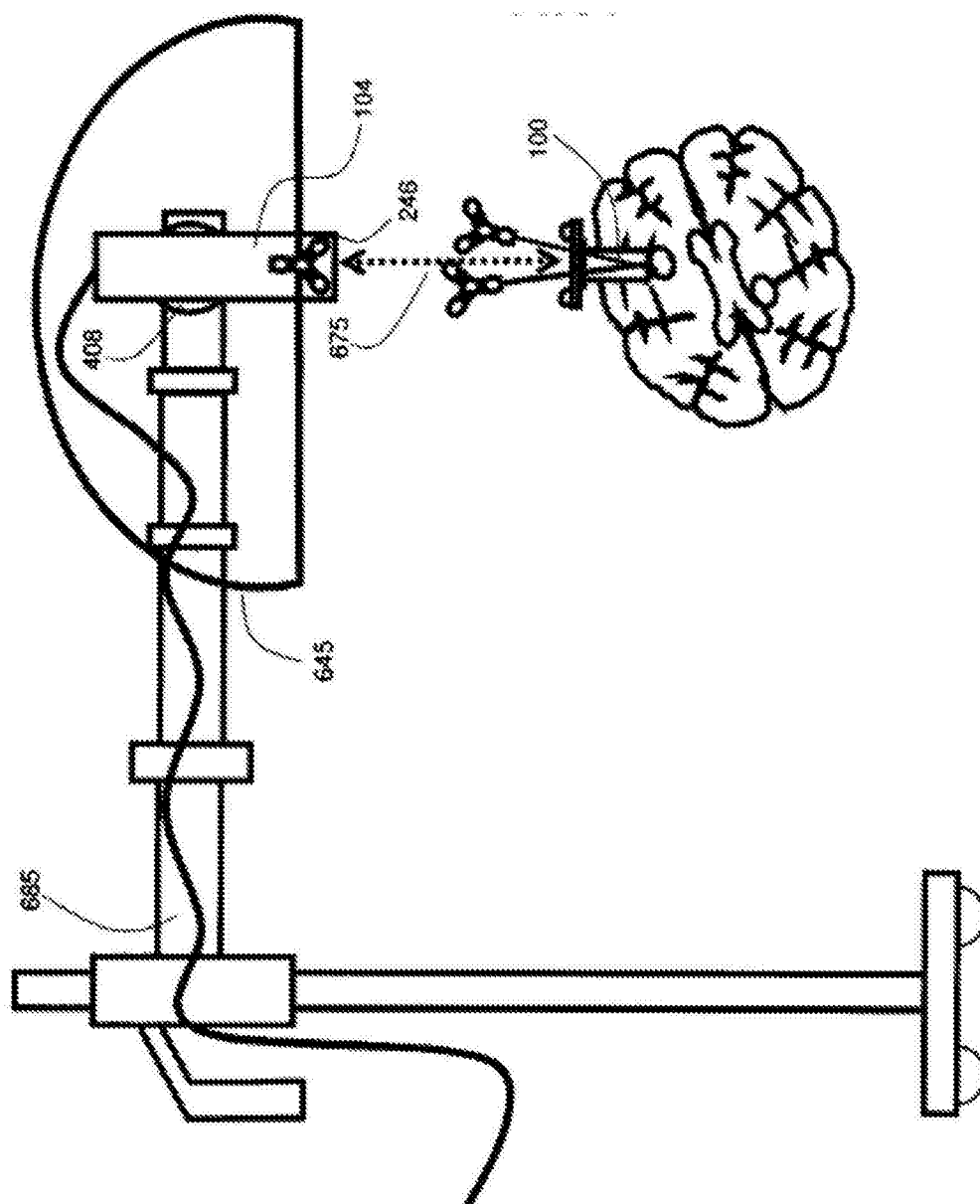


图6A

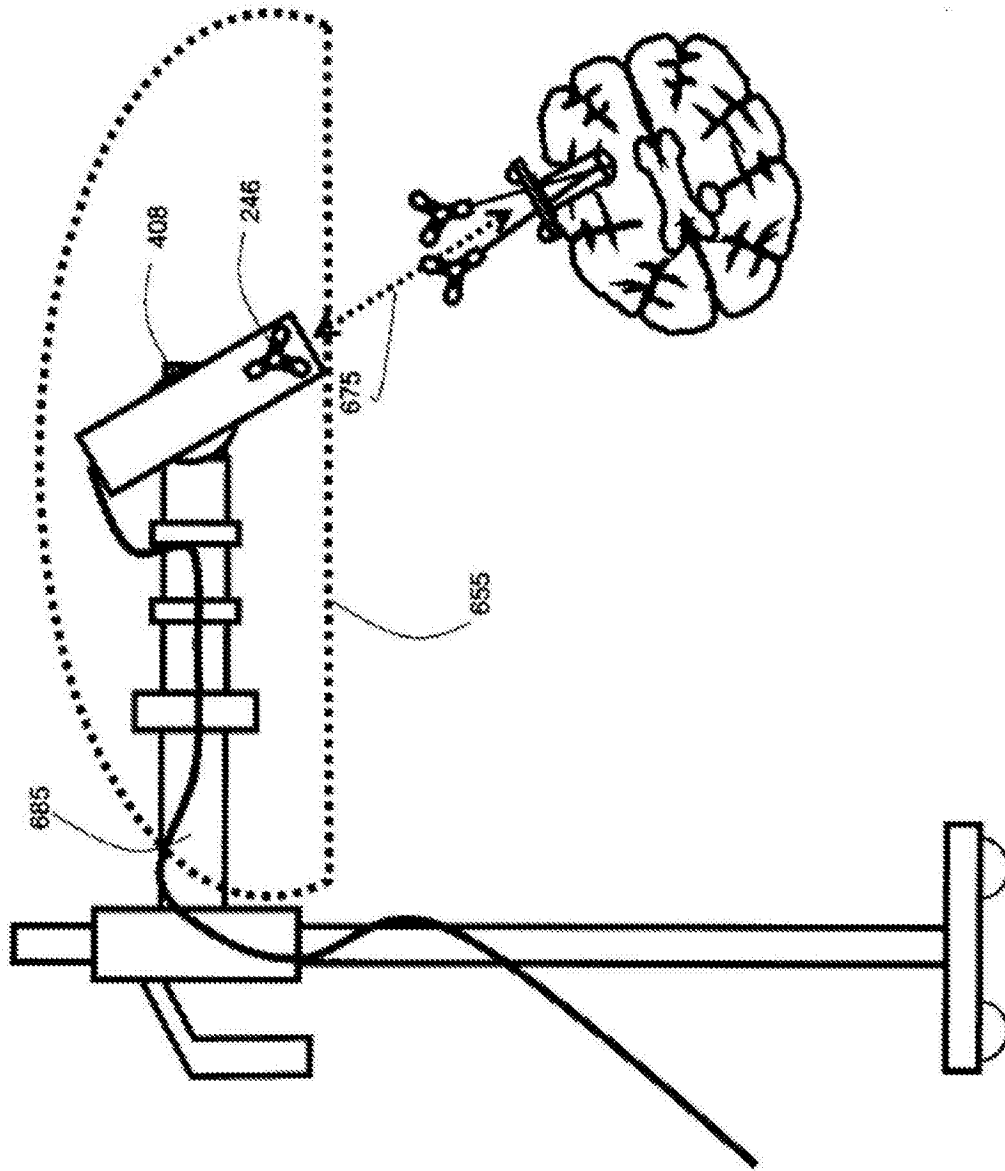


图6B

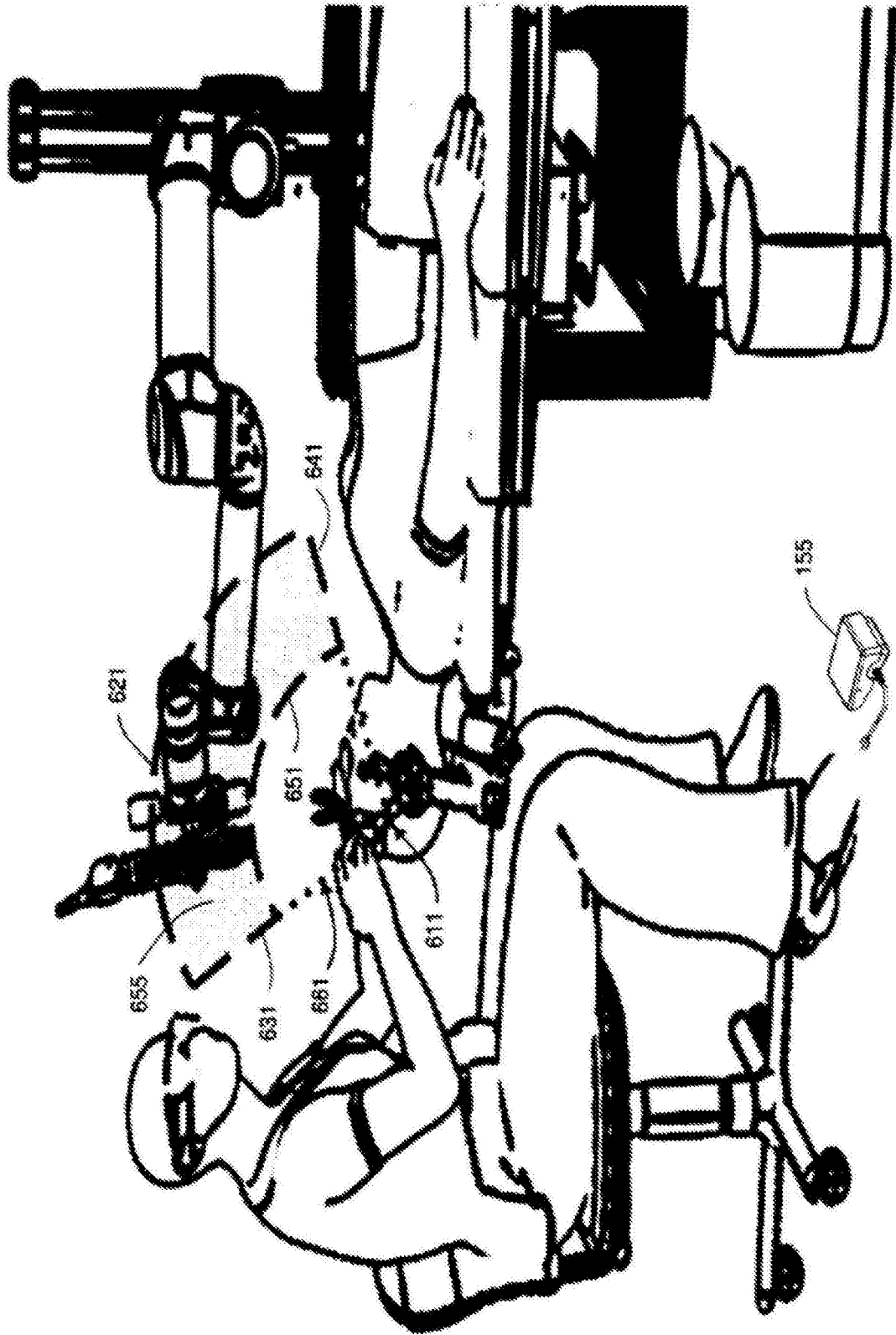


图6C

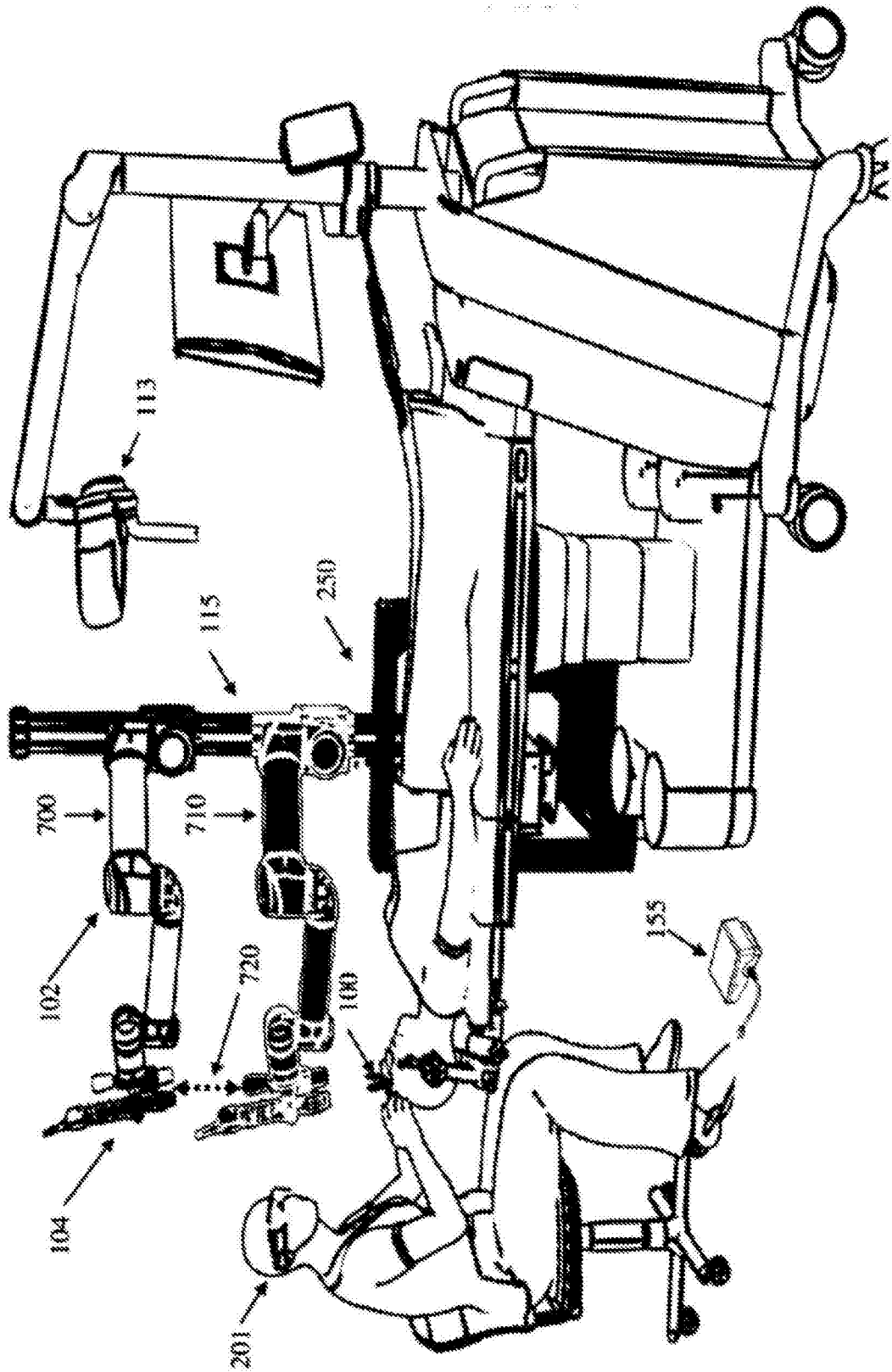


图7

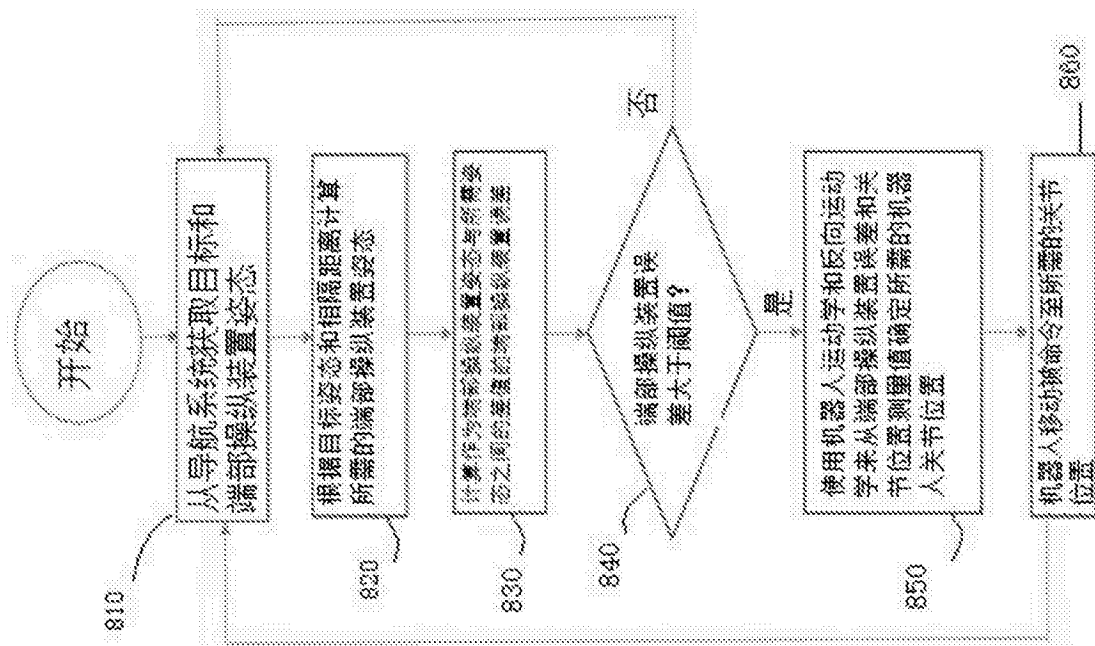


图8A

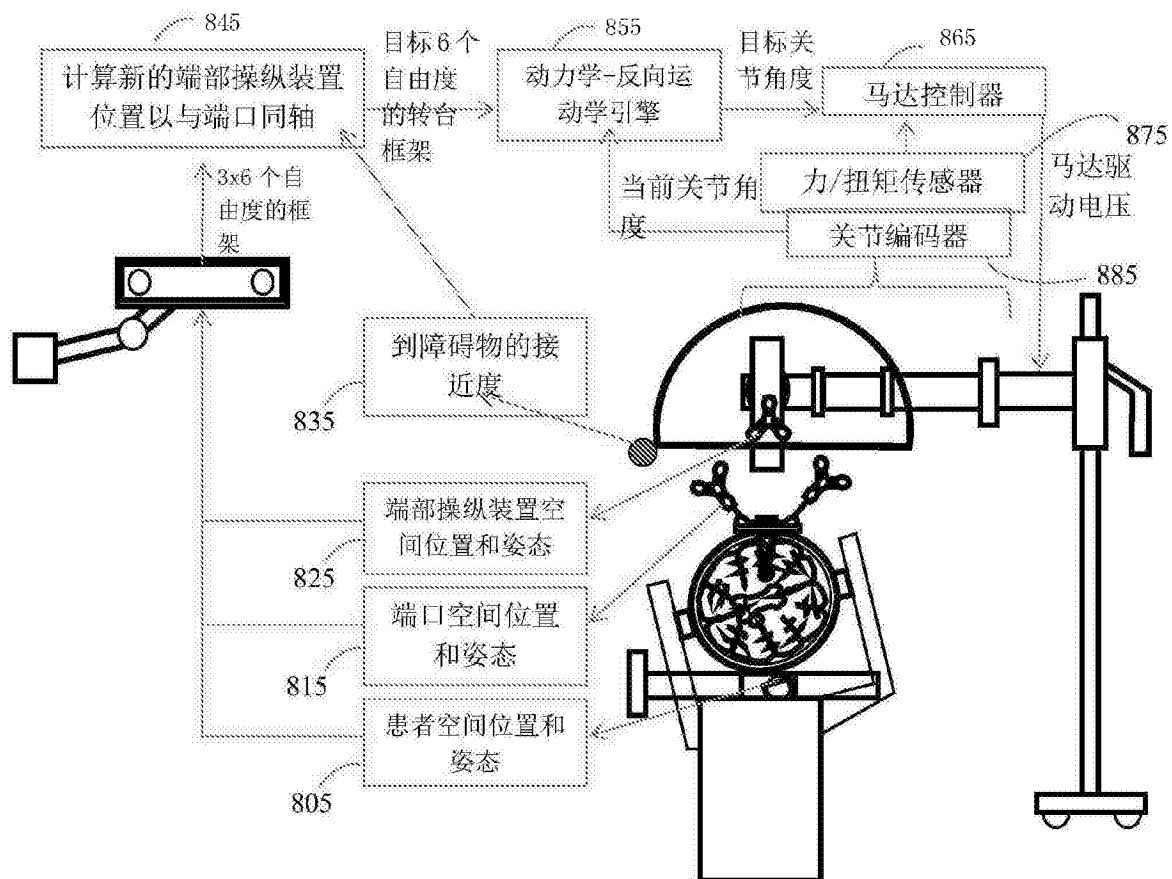


图8B

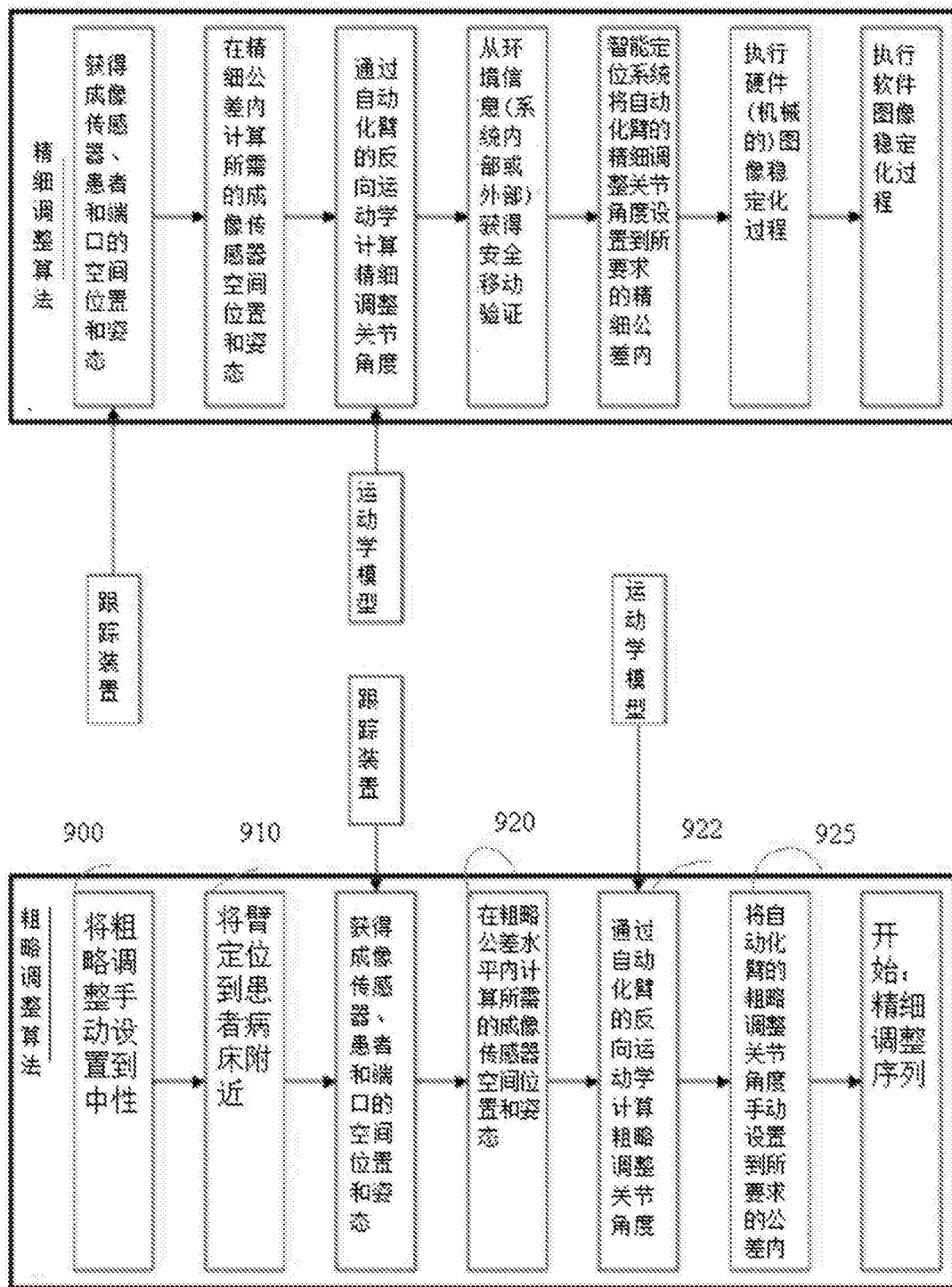


图9A

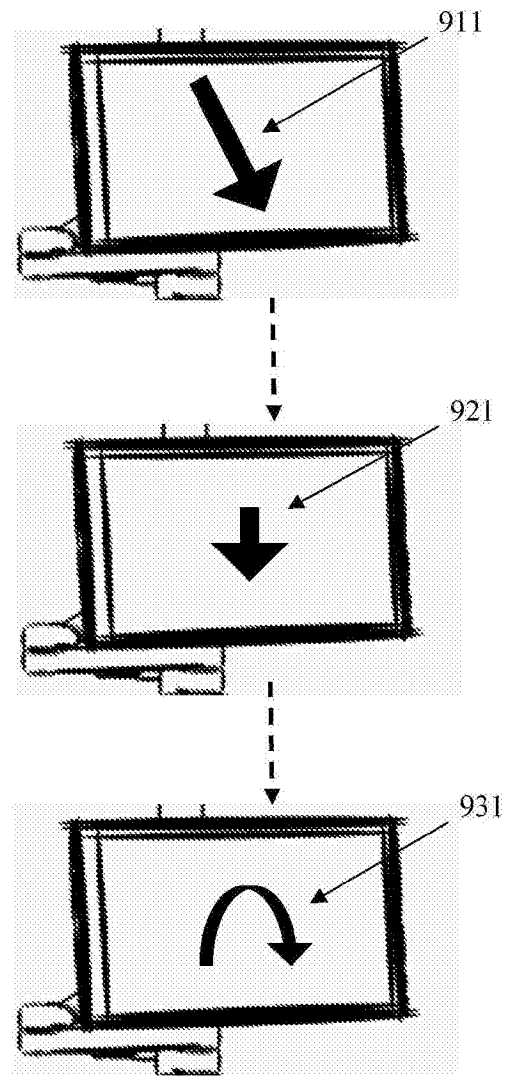
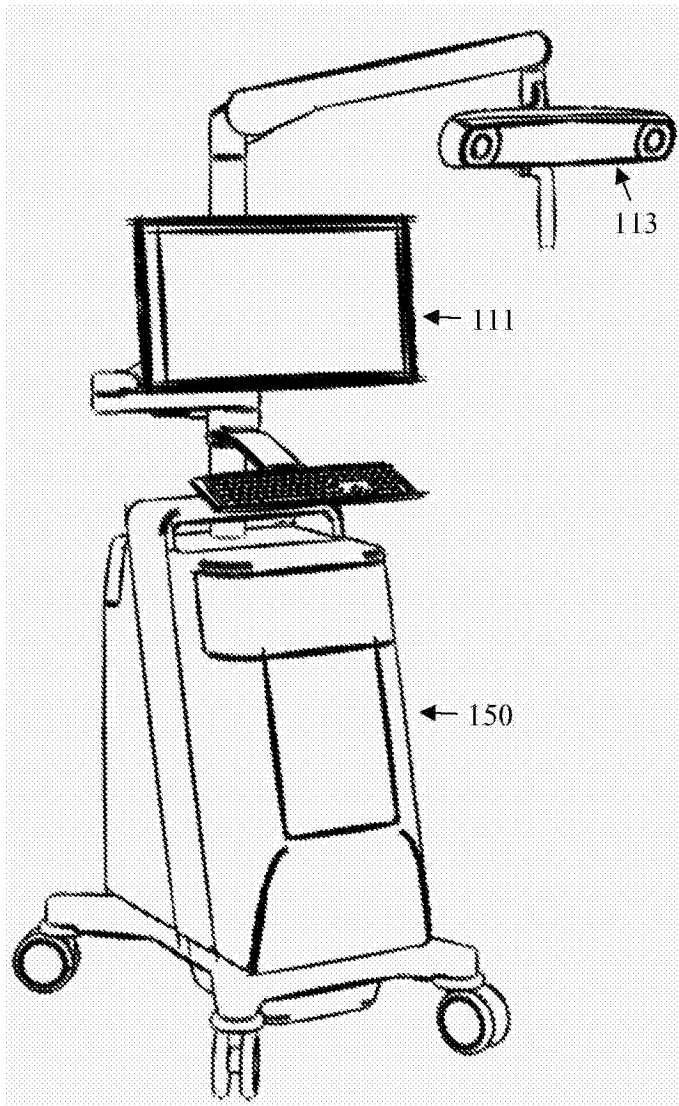


图9B

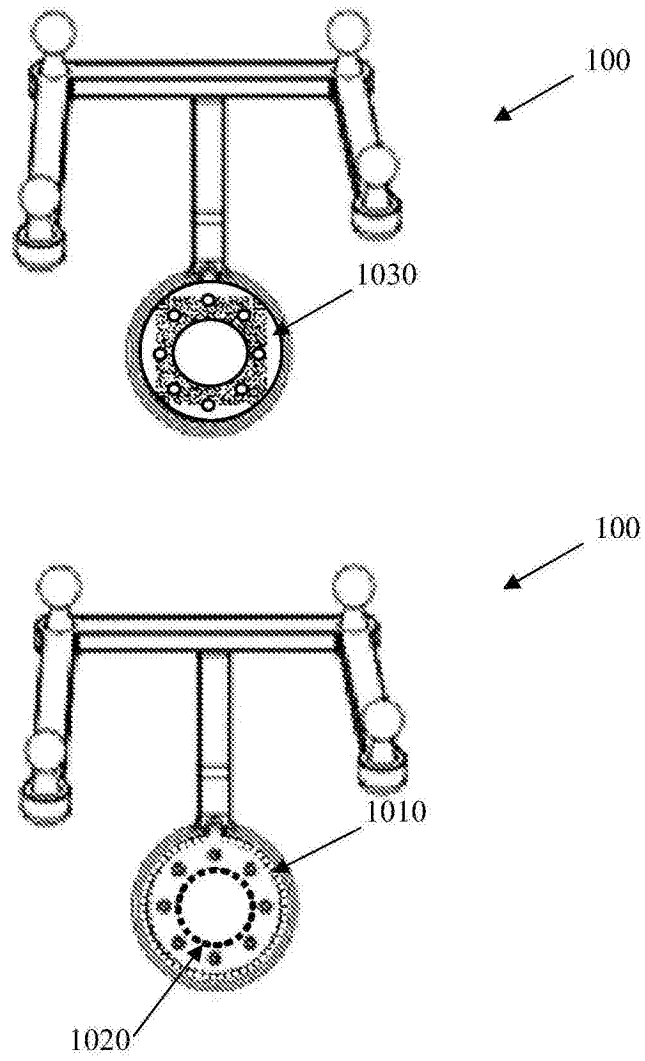


图10A

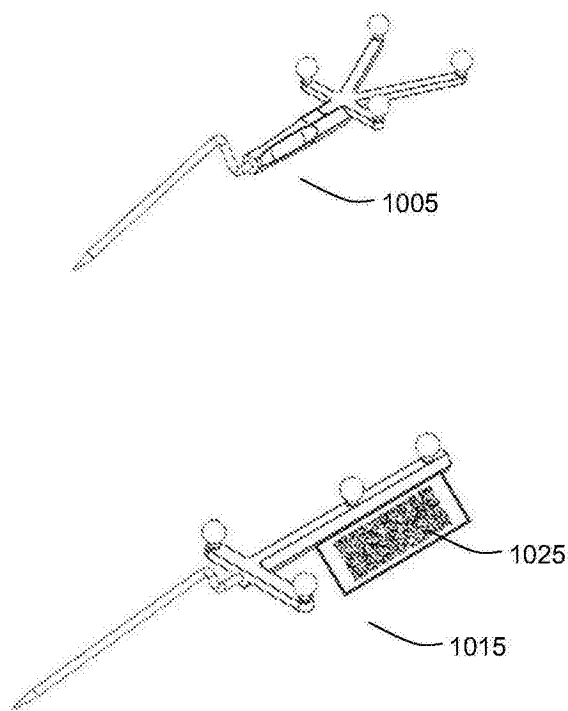


图10B

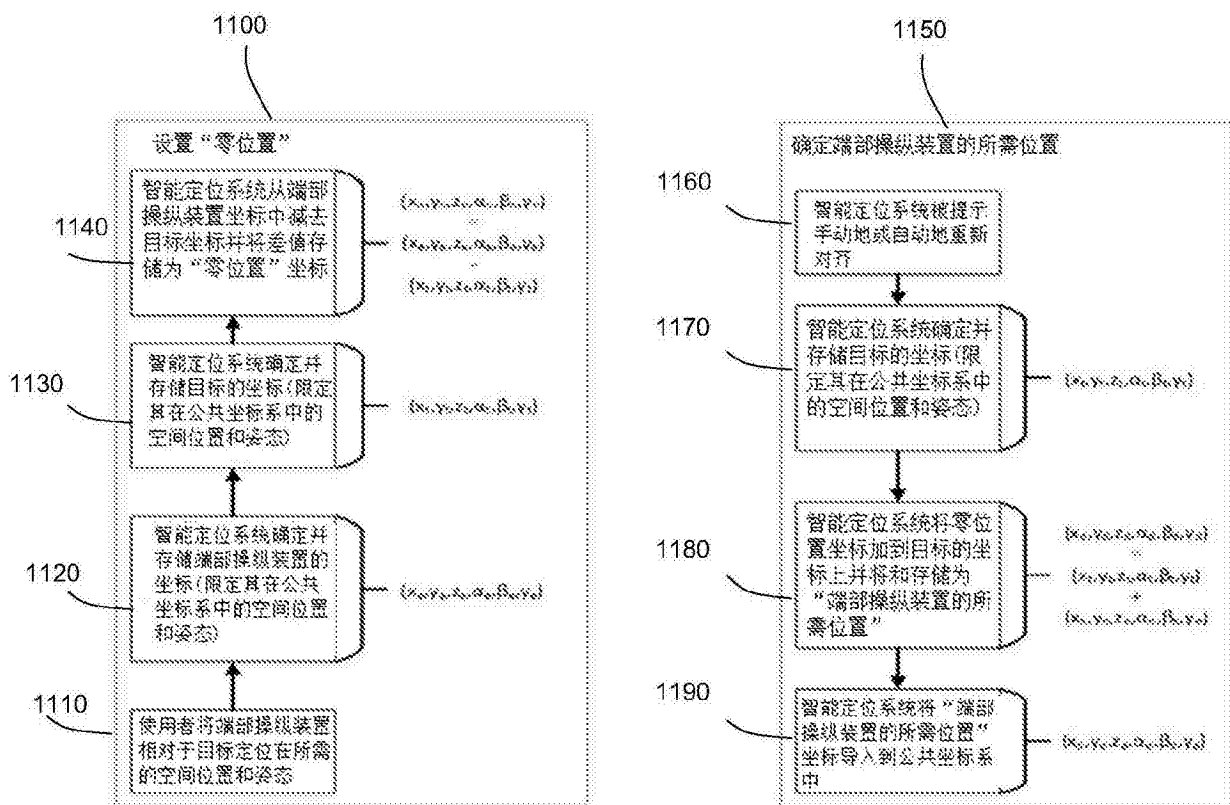


图11

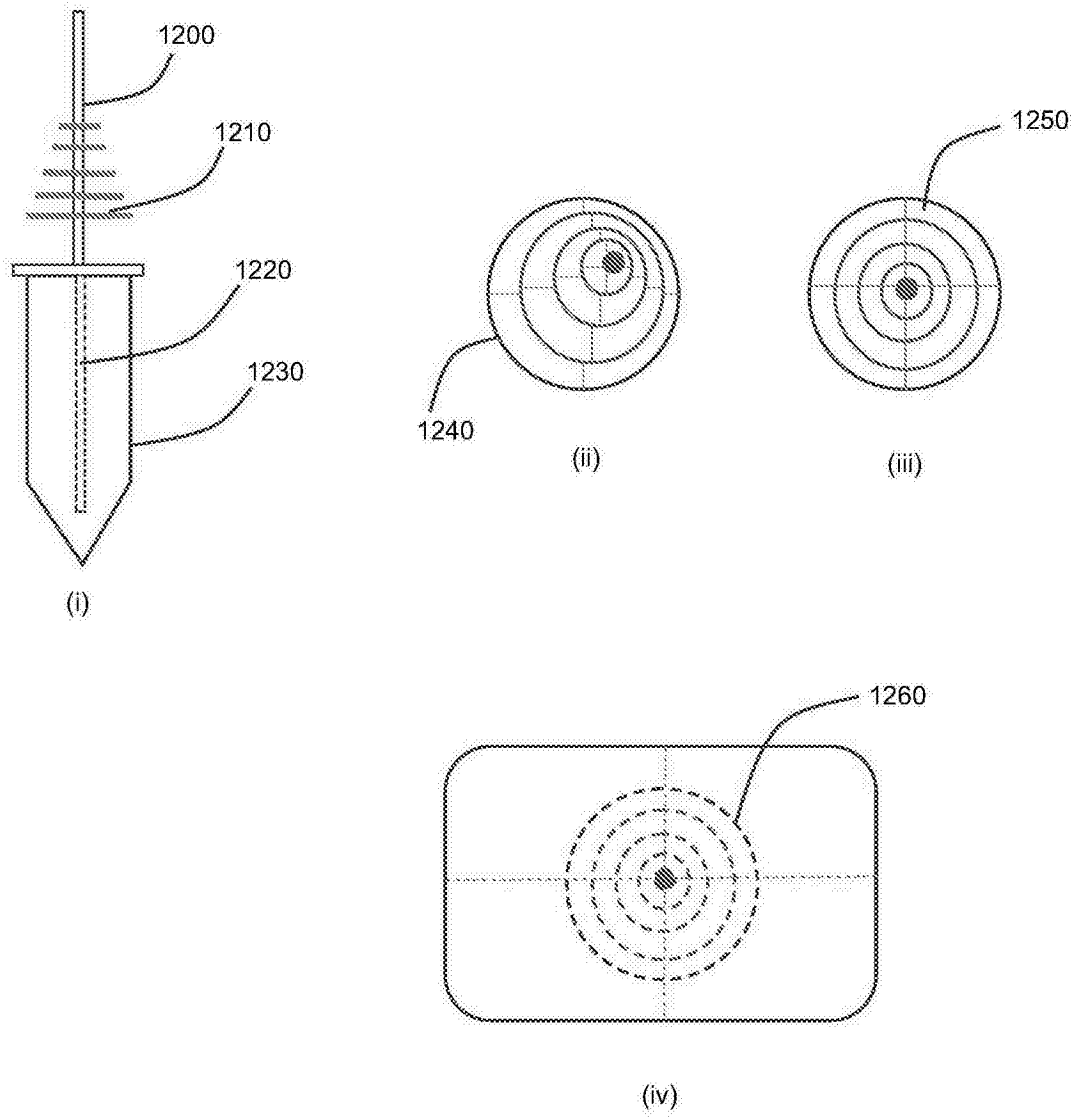


图12A

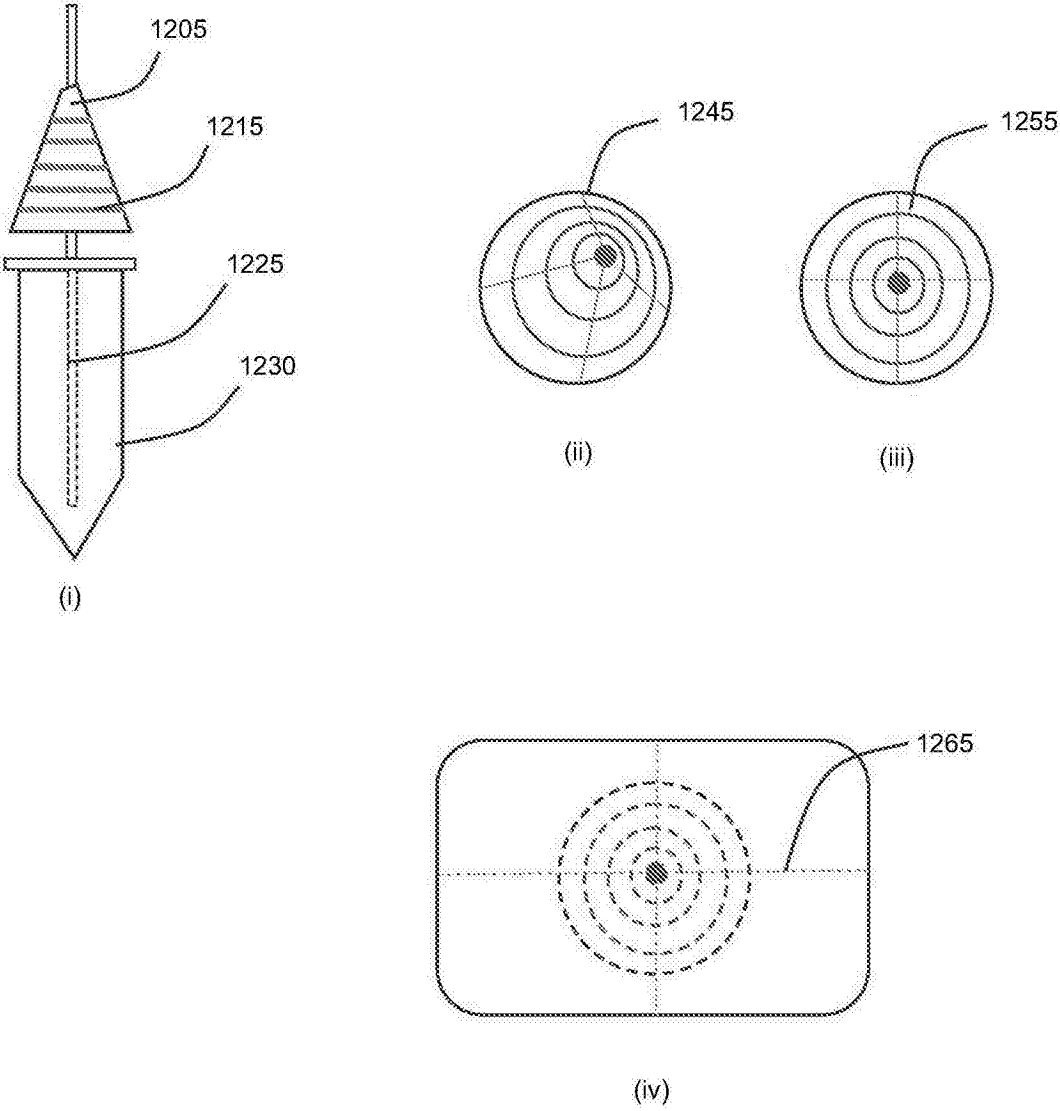


图12B

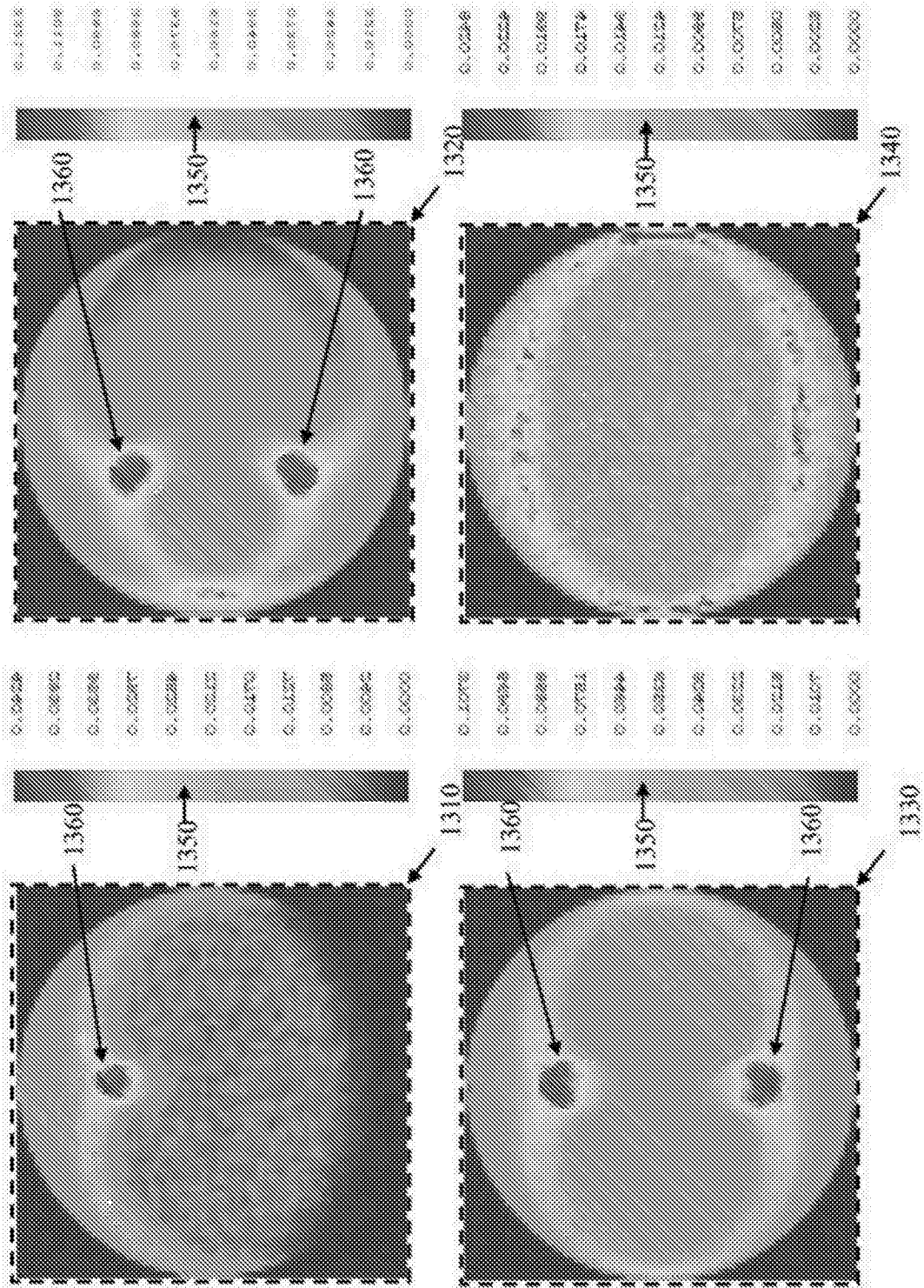


图13

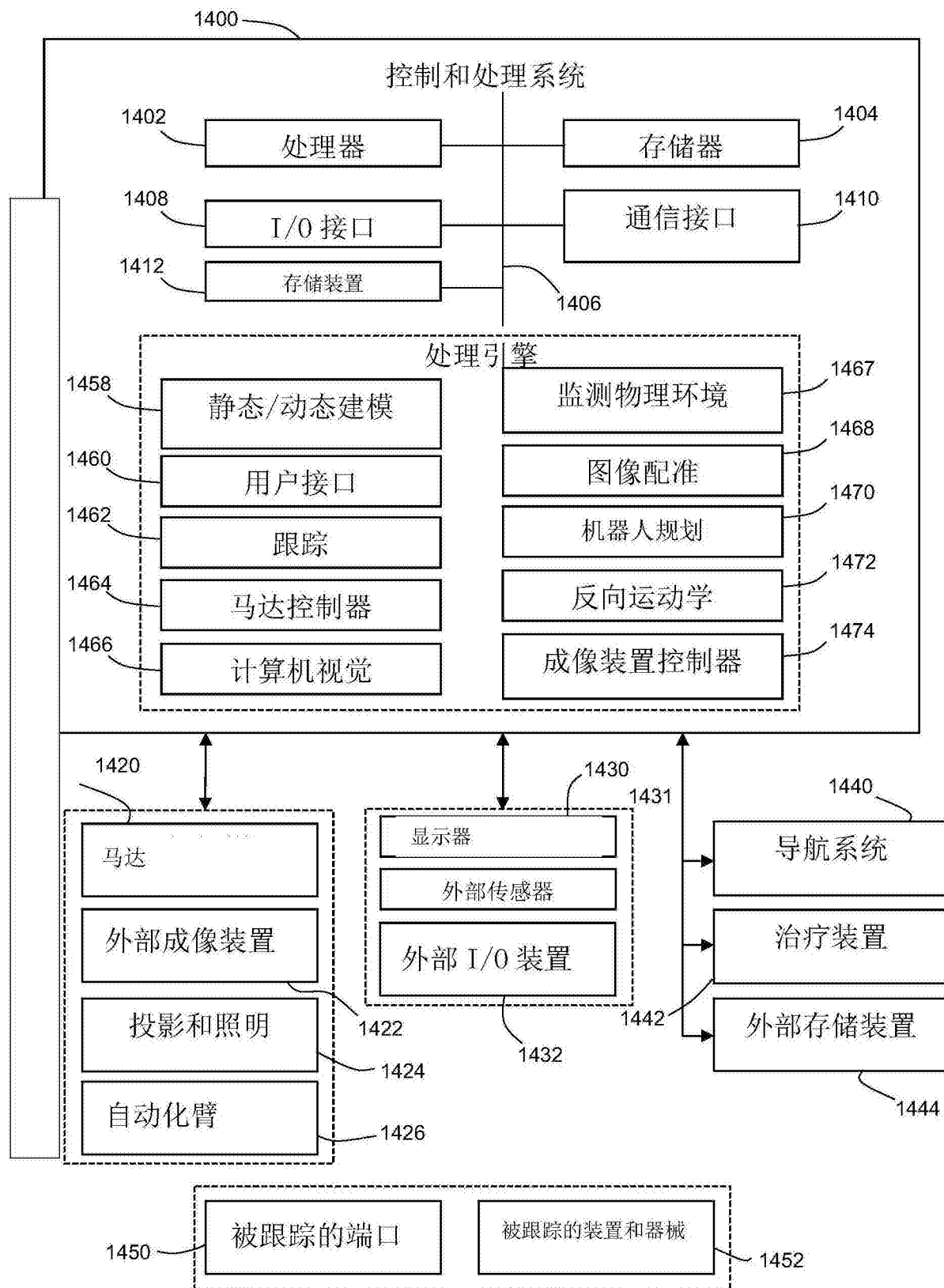


图14A

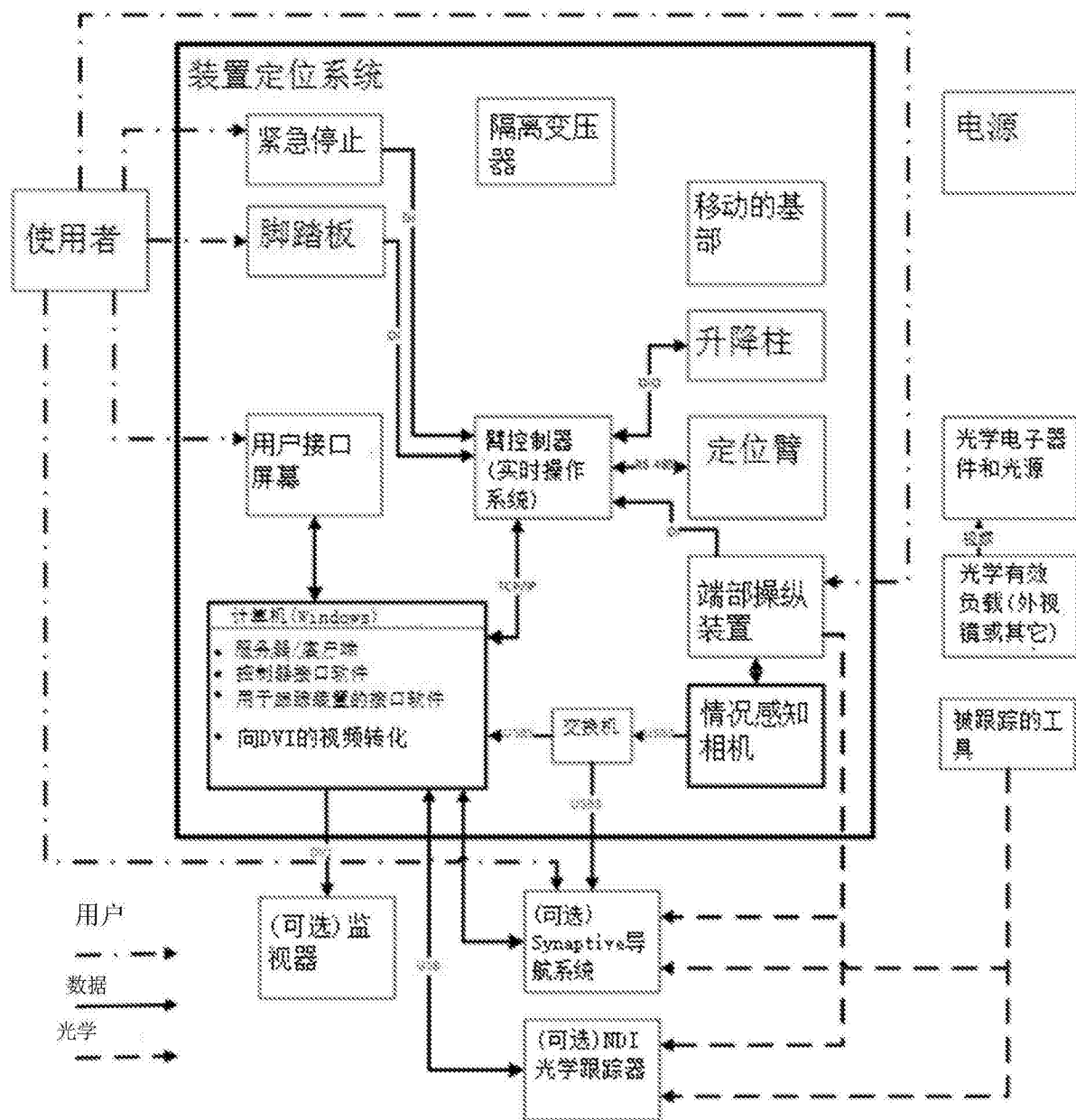


图14B

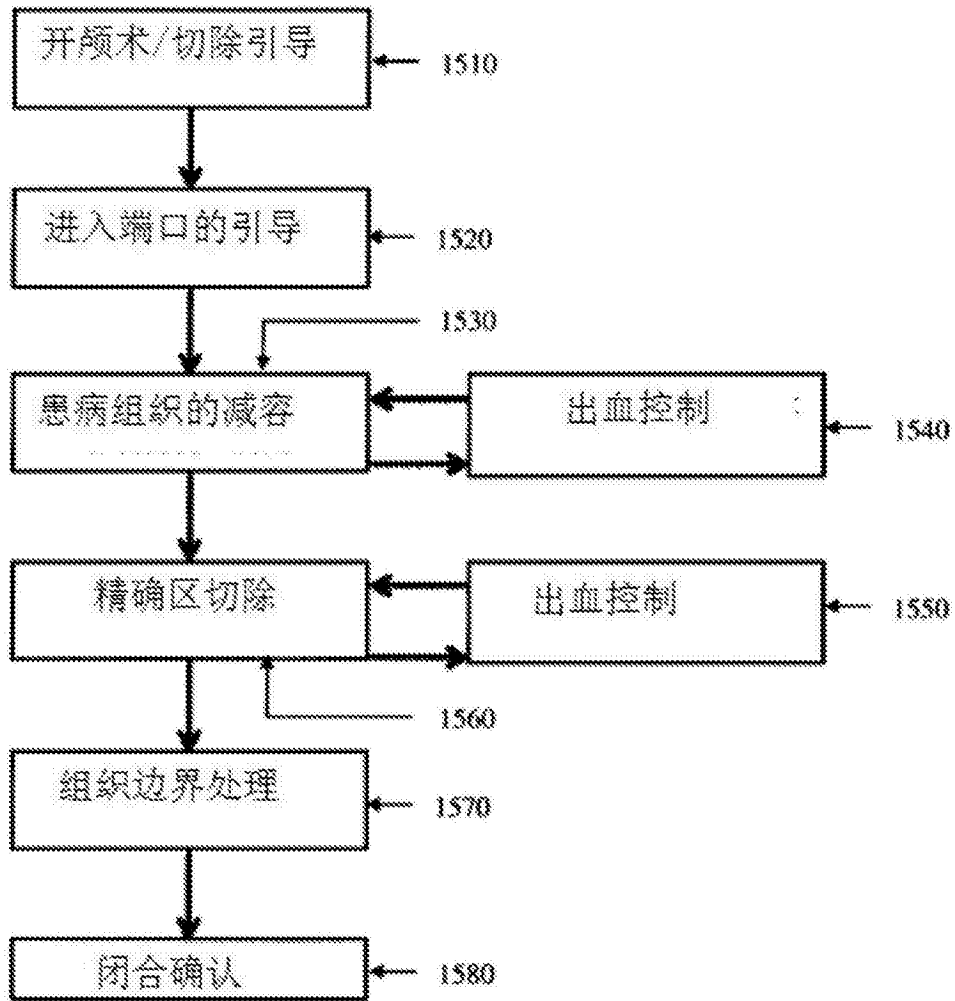


图15

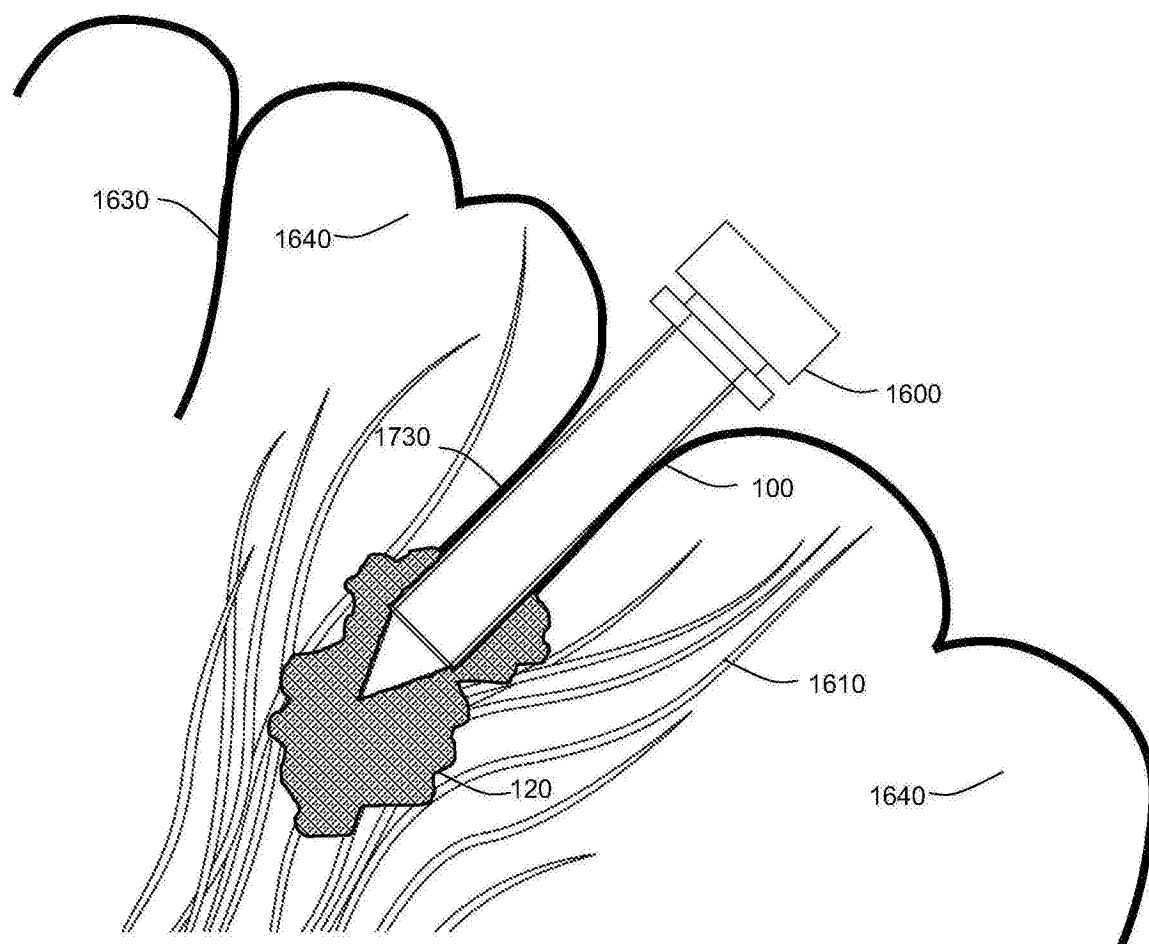


图16A

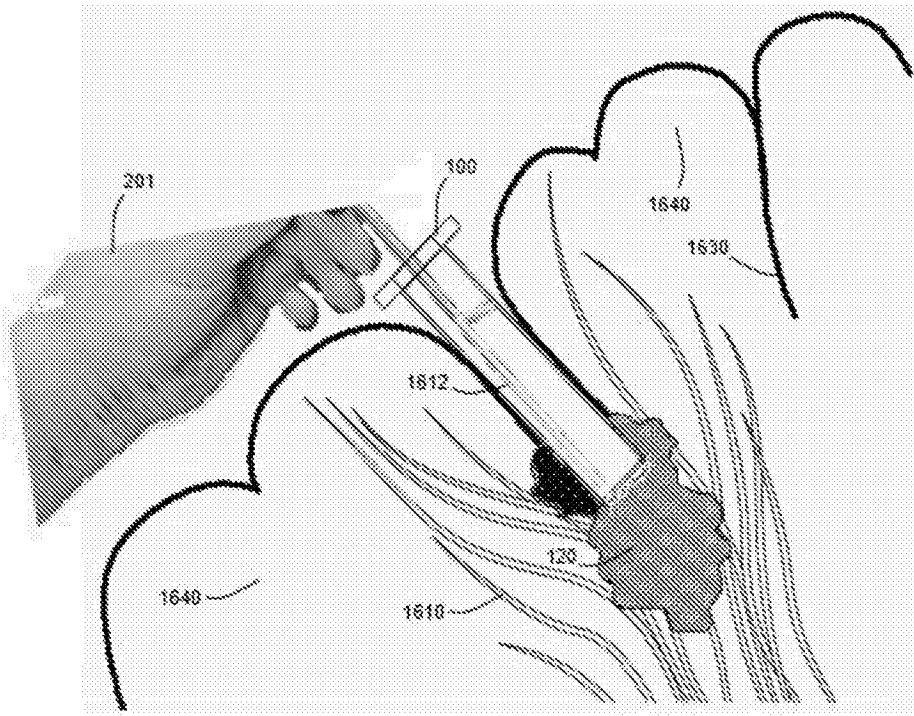


图16B

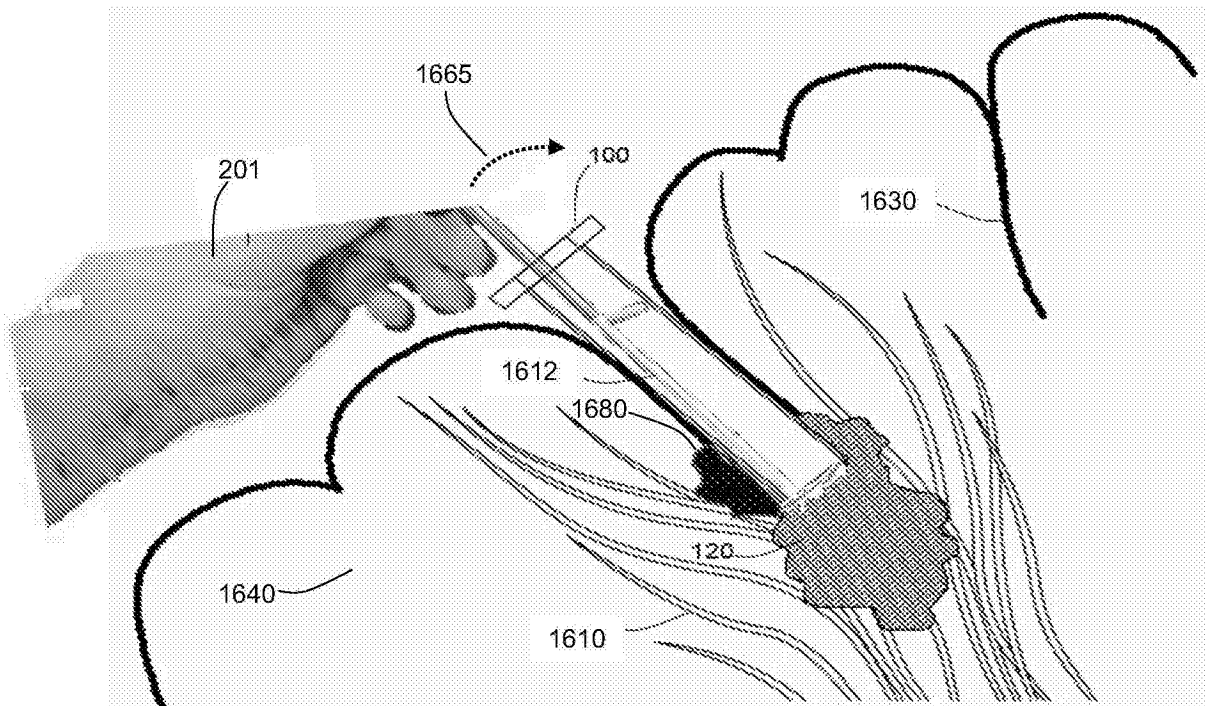


图16C

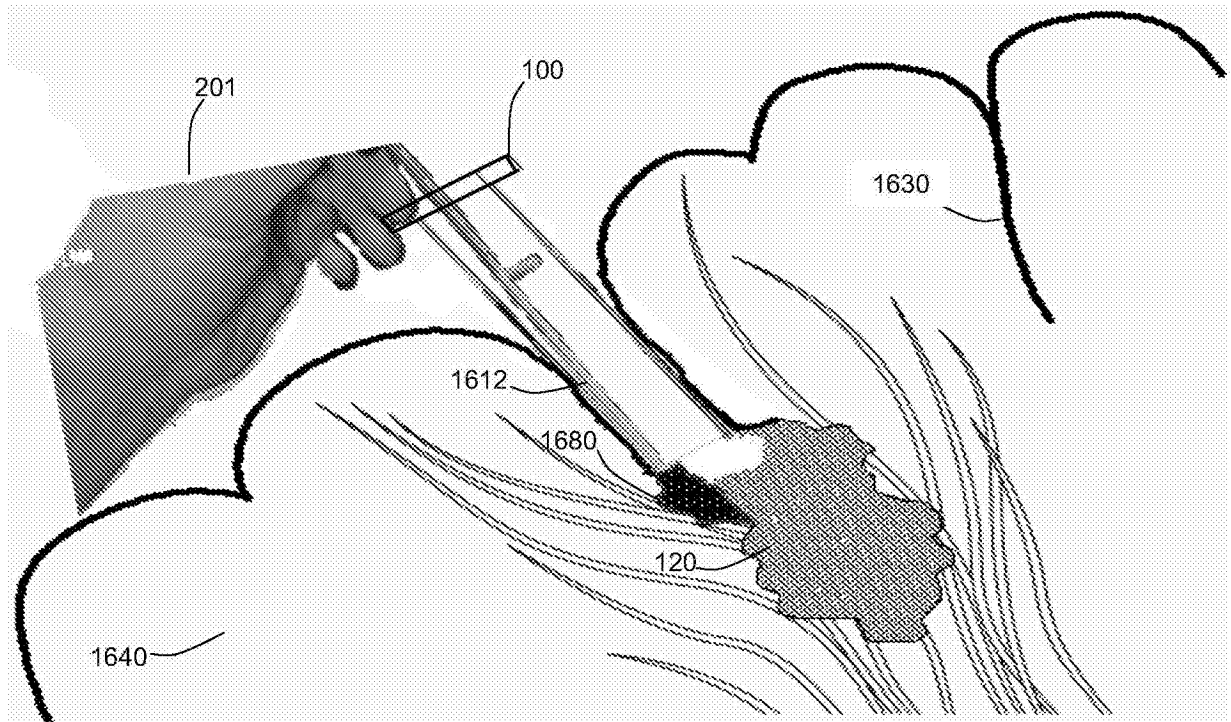


图16D

专利名称(译)	智能定位系统和用于其的方法		
公开(公告)号	CN105050527B	公开(公告)日	2018-03-27
申请号	CN201480015491.5	申请日	2014-03-14
[标]申请(专利权)人(译)	聖納普醫療巴巴多斯公司		
申请(专利权)人(译)	圣纳普医疗(巴巴多斯)公司		
当前申请(专利权)人(译)	圣纳普医疗(巴巴多斯)公司		
[标]发明人	卡梅伦皮龙 迈克尔伍德 盖尔西拉 乔舒亚里士满 穆鲁加斯尤瓦拉吉 斯蒂芬麦克法迪恩 亚历克斯潘瑟 尼桑坦尚穆加尔特那姆 威廉劳 门罗M托马斯 韦斯雷奇斯 西蒙亚历山大 戴维盖洛普		
发明人	卡梅伦·皮龙 迈克尔·伍德 盖尔·西拉 乔舒亚·里士满 穆鲁加斯·尤瓦拉吉 斯蒂芬·麦克法迪恩 亚历克斯·潘瑟 尼桑坦·尚穆加尔特那姆 威廉·劳 门罗·M·托马斯 韦斯·雷奇斯 西蒙·亚历山大 戴维·盖洛普		
IPC分类号	A61B34/20 A61B5/00 B25J13/00 B25J9/18		
CPC分类号	A61B17/3421 A61B34/20 A61B34/30 A61B50/13 A61B2017/00203 A61B2017/00207 A61B2034/107 A61B2034/2051 A61B2034/2055 A61B2090/3735 A61B2090/3983 A61B2090/504 G05B2219/45123		
代理人(译)	魏振华		
审查员(译)	王维霞		
优先权	61/801530 2013-03-15 US 61/801746 2013-03-15 US 61/801143 2013-03-15 US 61/800155 2013-03-15 US 61/800695 2013-03-15 US 61/818255 2013-05-01 US 61/818325 2013-05-01 US		

61/818280 2013-05-01 US

61/818223 2013-05-01 US

61/924993 2014-01-08 US

其他公开文献

CN105050527A

外部链接

[Espacenet](#) [SIPO](#)

摘要(译)

提供了用于自适应地且在术中配置在医疗程序期间使用的自动化臂的系统和方法。自动化臂被配置成将自动化臂上的端部操纵装置定位和定向成距目标所需的距离和取向。端部操纵装置可以是外部视频内窥镜，并且目标可以是外科手术端口。端部操纵装置和目标的位置和取向可以被连续地更新。臂的位置可以响应于使用者命令而被移动至新位置。自动化臂可包括附接到带配重的框架的多关节臂。带配重的框架可包括塔架和支撑梁。

