



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 108778113 B

(45) 授权公告日 2022.04.15

(21) 申请号 201680061053.1

(22) 申请日 2016.09.16

(65) 同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 108778113 A

(43) 申请公布日 2018.11.09

(30) 优先权数据

62/220,770 2015.09.18 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2018.04.18

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2016/052257 2016.09.16

(87) PCT国际申请的公布数据

W02017/049163 EN 2017.03.23

(73) 专利权人 奥瑞斯健康公司

地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 大卫·S·明茨 阿提耶·古雷希

普拉桑特·吉万 许毅亮 杨歌华

马修·约瑟夫·莱奥塔

查尔斯·V·斯特沃特

(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 唐京桥 陈炜

(54) 发明名称

管状网络的导航

(57) 摘要

方法和装置通过提供医疗器械(例如,内窥镜)在管状网络例如肺气道内的位置和定向信息的改进的估计来提供穿过管状网络的改进的导航。不同算法使用各种输入数据例如图像数据、EM数据和机器人数据来估计医疗器械的状态,并且状态信息用于在管状网络内定位特定部位和/或确定关于医疗器械应当遍历什么位置/定向以到达特定部位的导航信息。与用于确定医疗器械的估计状态的不同算法相对应地生成概率分布连同置信度值。

(51) Int.CI.

A61B 34/20 (2016.01)

A61B 34/30 (2016.01)

A61B 34/10 (2016.01)

A61B 90/00 (2016.01)

A61B 17/00 (2006.01)

(56) 对比文件

EP 1543766 A1, 2005.06.22

US 2006058647 A1, 2006.03.16

WO 2009100147 A2, 2009.08.13

WO 2015061756 A1, 2015.04.30

WO 2007039905 A2, 2007.04.12

WO 2014138652 A1, 2014.09.12

WO 2008076910 A1, 2008.06.26

CN 109077699 A, 2018.12.25

WO 2009097461 A1, 2009.08.06

CN 101222882 A, 2008.07.16

WO 2010124285 A1, 2010.10.28

CN 104853799 A, 2015.08.19

WO 2012131550 A1, 2012.10.04

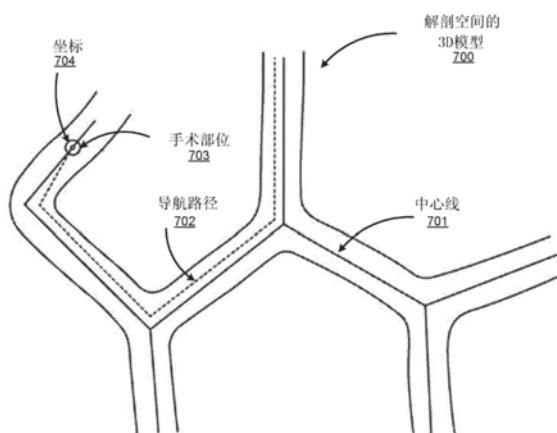
CN 103607959 A, 2014.02.26

WO 2013134782 A1, 2013.09.12

(续)

审查员 胡琴明

权利要求书3页 说明书24页 附图28页



[接上页]

(56) 对比文件

CN 103417184 A, 2013.12.04

WO 2014058838 A1, 2014.04.17

US 2014257746 A1, 2014.09.11

WO 2011063266 A2, 2011.05.26

1. 一种包括计算机程序指令的非暂态计算机可读存储介质,所述计算机程序指令当由处理器执行时使所述处理器执行以下步骤,所述步骤包括:

访问关于插入到患者的管状网络内的长形医疗器械的物理操纵的机器入数据;

访问由位于所述长形医疗器械的器械尖端附近的成像设备捕获的图像数据;

访问使用位于所述器械尖端附近的电磁EM传感器以及使用位于所述患者外部的至少一个外部EM传感器或EM发生器捕获的EM数据;

基于所述机器入数据确定所述器械尖端的基于机器人的估计状态,所述基于机器人的估计状态与第一置信度值相关联;

基于所述图像数据确定所述器械尖端的基于图像的估计状态,所述基于图像的估计状态与第二置信度值相关联;

基于所述EM数据确定所述器械尖端的基于EM的估计状态,所述基于EM的估计状态与第三置信度值相关联;以及

基于所述基于机器人的估计状态、所述基于图像的估计状态和所述基于EM的估计状态以及所述第一置信度值、所述第二置信度值和所述第三置信度值的结合来确定所述器械尖端的估计状态。

2. 根据权利要求1所述的非暂态计算机可读存储介质,其中,所述长形医疗器械为柔性内窥镜,所述柔性内窥镜包括能够不同地回缩或关联以改变所述器械尖端的方向的多个线缆和内腔结构,所述内窥镜耦接至器械设备操纵器(IDM),以不同地将所述内窥镜插入到所述管状网络内、从所述管状网络中撤回以及在所述管状网络内滚转。

3. 根据权利要求1或2所述的非暂态计算机可读存储介质,其中,所述机器入数据包括以下项中至少之一:

所述器械尖端的俯仰、滚转和横摆,所述俯仰、所述滚转和所述横摆基于所述长形医疗器械的多个线缆中的至少一个线缆的回缩;以及

所述长形医疗器械在所述管状网络内的插入距离。

4. 根据权利要求1或2所述的非暂态计算机可读存储介质,其中,所述图像数据基于在时间上依次捕获的一系列图像,所述一系列图像中的每个图像与时间戳相关联。

5. 根据权利要求1或2所述的非暂态计算机可读存储介质,其中,EM传感器包括导电材料的线圈。

6. 根据权利要求1或2所述的非暂态计算机可读存储介质,其中,估计状态指示所述器械尖端在所述管状网络内的位置,包括以下项中至少之一:三维3D空间中的位置、3D空间中的定向,所述器械尖端在所述管状网络内的绝对深度、所述器械尖端在所述管状网络的分支内的相对深度以及相对于所述管状网络的相应3D模型的分支位置。

7. 根据权利要求6所述的非暂态计算机可读存储介质,其中,所述器械尖端的估计状态为基于所述基于机器人的估计状态、所述基于EM的估计状态和所述基于图像的估计状态的组合估计状态,并且其中,对于所述基于机器人的估计状态、所述基于EM的估计状态和所述基于图像的估计状态中的每一个,所述组合估计状态通过以下项来生成:

将相应估计状态表示为包括一组可能的值的概率分布;以及

使用施加于所述一组可能的值中的每个值的相应置信度值对由所述一组可能的值表示的相应估计状态进行加权。

8. 根据权利要求7所述的非暂态计算机可读存储介质,其中,用于估计状态中的相应估计状态的置信度值表示确定所述相应估计状态的置信度,并且其中,置信度值基于以下因素中至少之一:

用于生成所述相应估计状态的处理,
所接收到的用于生成所述相应估计状态的数据,以及
所述器械尖端位于所述管状网络内的可能区域。

9. 根据权利要求1、2、7和8中任一项所述的非暂态计算机可读存储介质,其中,所述步骤还包括:

基于在时间上在先前时刻捕获的数据访问所述器械尖端的先前估计状态;以及
基于所述先前估计状态来确定所述基于机器人的估计状态、所述基于图像的估计状态和所述基于EM的估计状态中至少之一。

10. 根据权利要求1、2、7和8中任一项所述的非暂态计算机可读存储介质,其中,确定所述基于EM的估计状态还包括:

执行EM系统到3D模型的配准,所述EM系统包括基于所接收到的EM数据的坐标,并且所述3D模型包括基于所述管状网络的3D模型的坐标;以及

基于所执行的配准来生成所述基于EM的估计状态。

11. 根据权利要求10所述的非暂态计算机可读存储介质,其中,所述管状网络的3D模型基于所述管状网络的计算机化轴向层析成像(CT)扫描来生成。

12. 根据权利要求1、2、7、8和11中任一项所述的非暂态计算机可读存储介质,其中,确定所述基于EM的估计状态还包括:

确定所述器械尖端相对于所述管状网络内的可能分支的位置和定向的估计。

13. 根据权利要求12所述的非暂态计算机可读存储介质,其中,所述基于EM的估计状态被表示为离散概率分布,所述概率分布的值中的每个值指示所述器械尖端在所述可能分支中的相应分支内的可能性。

14. 根据权利要求1、2、7、8、11和13中任一项所述的非暂态计算机可读存储介质,其中,确定所述基于图像的估计状态还包括:

基于所访问的图像数据测量所述长形医疗器械在所述管状网络内的移动;以及
基于所测量的移动来生成所述基于图像的估计状态。

15. 根据权利要求14所述的非暂态计算机可读存储介质,其中,所述基于图像的估计状态被表示为以下项中至少之一的连续概率分布:

所述器械尖端在所述管状网络内的绝对深度,
所述器械尖端相对于相应分支的深度,以及
所述器械尖端相对于所述管状网络的滚转。

16. 根据权利要求1、2、7、8、11、13和15中任一项所述的非暂态计算机可读存储介质,其中,对象检测还包括:

检测至少一个对象;以及
基于所检测到的至少一个对象生成所述基于图像的估计状态。

17. 根据权利要求16所述的非暂态计算机可读存储介质,其中,所述至少一个对象被表示为二维形状。

18. 根据权利要求1、2、7、8、11、13、15和17中任一项所述的非暂态计算机可读存储介质，其中，确定所述基于图像的估计状态还包括：

在实际图像中的物理上检测到的对象与由所述管状网络的3D模型生成的虚拟对象之间进行映射，所述虚拟对象对应于所述物理上检测到的对象；以及

基于所映射的信息生成所述基于图像的估计状态。

19. 根据权利要求1、2、7、8、11、13、15和17中任一项所述的非暂态计算机可读存储介质，其中，确定所述基于图像的估计状态还包括：

确定所述器械尖端在所述管状网络内所位于的区域的拓扑结构；以及

基于所确定的拓扑结构生成所述基于图像的估计状态。

20. 根据权利要求19所述的非暂态计算机可读存储介质，其中，所确定的拓扑结构为叉分成由所述器械尖端面对的多个分支。

21. 根据权利要求1、2、7、8、11、13、15、17和20中任一项所述的非暂态计算机可读存储介质，其中，所述步骤还包括：

访问到所述管状网络中的目标位置的导航路径；

基于估计状态确定将所述器械尖端指向所述目标位置的导航指令；以及

提供所述导航指令以向手术者呈现。

管状网络的导航

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求2015年9月18日提交的题为“NAVIGATION OF TUBULAR NETWORKS”的第62/220,770号美国临时申请的权益和优先权,其全部公开内容通过引用被合并到本文中。

技术领域

[0003] 本说明书总体上涉及手术机器人,并且具体地涉及医疗器械在患者身体的管状网络内的导航。

背景技术

[0004] 支气管镜检查是允许医师检查患者肺气道例如支气管和细支气管的内部状况的医疗过程。肺气道将空气从气管(trachea)或嗓门(windpipe)带到肺部。在该医疗过程期间,已知为支气管镜的细柔性管状工具可以被插入到患者口中并向下穿过患者喉咙进入到他/她的肺气道,并且患者通常被麻醉以便放松他们的喉咙和肺腔供在该医疗过程期间进行手术检查和操作。

[0005] 常规的支气管镜通常包括光源和允许医师检查患者的嗓门和气道的小型摄像机,并且出于手术目的,例如,当患者肺部中的出血量显著时或者当大型物体阻塞患者喉咙时,可以结合支气管镜使用硬管。当使用硬管时,患者通常被麻醉。伴随着其他先进医疗设备的兴起,机器人支气管镜的使用日益成为现实。机器人支气管镜在穿过管状网络的导航方面提供了巨大优势。它们易于使用,并且即使在支气管镜检查阶段也允许方便地实施治疗和活检。

[0006] 除了机械设备或平台例如上述机器人支气管镜之外,还可以使用各种方法和软件模型来帮助手术操作。作为示例,通常在手术检查的术前(pre-operation)期间进行患者肺部的计算机层析成像(CT)扫描。来自CT扫描的数据可以用于生成患者肺部的气道的三维(3D)模型,并且所生成的3D模型使得医师能够取得(access)在手术检查的操作过程期间可能有用的视觉参考。

[0007] 然而,即使当利用医疗设备(例如,机器人支气管镜)时以及当使用现有方法(例如,执行CT扫描和生成3D模型)时,用于管状网络的导航的先前技术仍然具有挑战性。作为一个示例,基于设备的位置和定向变化,医疗设备(例如,支气管镜工具)在患者身体内的运动估计可能不准确,因此设备的位置不能实时准确地或正确地被定位在患者身体内部。这种器械的不准确的位置信息可能会给在医疗手术过程期间使用3D模型作为视觉参考的医师提供误导性信息。

[0008] 因此,需要用于导航穿过管状结构的网络的改进技术。

发明内容

[0009] 本文中公开的方法和装置通过提供医疗器械如柔性或硬性长形医疗器械(例如,内窥镜)在管状网络(例如肺气道)内的位置和定向信息的改进的估计来提供穿过管状网络

的改进的导航。

[0010] 作为一个示例，装置为获取期望的解剖部位或内窥镜工具在管状网络内的“原始”位置和定向信息(统称输入数据)的机器人内窥镜工具。内窥镜工具包括耦接至内窥镜工具的器械设备操纵器(IDM)和柔性尖端。诸如电磁传感器(EM传感器)、成像设备(例如，光学传感器)和控制医疗器械的机器人控制系统的设备耦接至器械尖端，以在内窥镜工具进入并导航穿过管状网络时收集输入数据。IDM用于控制手术机器人系统的不同机器人部件(例如，内窥镜工具)的移动和位置。处理器耦接至内窥镜工具，以接收输入数据来确定医疗器械(例如，器械尖端)在管状网络内的每时每刻(moment-by-moment)的移动以及位置和定向信息。

[0011] 处理器由导航配置系统指示以使用输入数据来估计医疗器械的状态，其可以包括诸如位置、定向、相对深度和绝对深度、分支选择等的信息。处理器还可以被指示使用估计状态来定位管状网络内的特定部位和/或确定关于医疗器械应当遍历什么位置/定向以到达特定部位的导航信息，导航信息可以被称为输出数据或导航数据。

[0012] 导航配置系统还包括采用各种导航算法用于提供估计状态和导航数据的多个算法模块。所使用的示例算法包括基于EM的算法、基于图像的算法和基于机器人的算法。在使用这些各种算法之后生成的估计状态和导航数据利用基于EM的输入数据、基于图像的输入数据和基于机器人的输入数据中的任何一个或更多个。

[0013] 在一些实施方式中，由用于确定医疗器械的估计状态的算法模块生成概率分布连同置信度值。如本文中所使用的，“概率分布”中的“概率”是指医疗器械的位置和/或定向的估计或识别正确的可能性。例如，可以计算不同的概率，其指示医疗器械处于肺部内的几个不同的可能气道之一的相对可能性。相反，如本文中所使用的，“置信度值”反映了由算法之一提供的状态的估计的置信度的量度。例如，相对靠近气道开口，特定算法可能在其对医疗器械位置和定向的估计中具有高置信度；但医疗器械进一步行进至肺部的底部中，该置信度值可能会降低。通常，置信度值基于与确定结果的处理有关的一个或更多个“外部”因素，而概率是在试图确定来自单个算法的可能结果时出现的相对度量。算法、概率和置信度值可以被不同地组合以得到估计状态和导航数据。

[0014] 在一种实施方式中，在对患者执行实际手术操作之前，可以采用利用手术器械(例如，内窥镜)在患者的管状网络内的改进的导航的一系列术前步骤。首先，获得管状网络的CT扫描以生成管状网络的3D模型。选择管状网络内的目标区域(例如，要活检的病变)，以及自动规划手术器械遍历管状网络以到达目标区域的相应路径，并将该相应路径显示给用户(例如，负责手术操作的医师)。在确定路径之后，可以应用虚拟内窥镜来遍历管状网络以到达目标区域。在实际的手术操作中，CT扫描、所生成的3D模型以及其他输入数据(例如，在手术持续期间收集的图像数据、EM数据、机器人数据)在手术期间经由手术配置系统被组合和反复分析，以提供手术器械(例如，内窥镜)在管状网络内的实时移动信息和位置/定向信息的估计以及导航信息，这允许医师更方便地操作。

附图说明

[0015] 图1A示出了根据一种实施方式的示例手术机器人系统。

[0016] 图1B至图1F示出了根据一种实施方式的耦接至图1A所示的手术机器人系统的机

器人平台的各种透视图。

[0017] 图2示出了根据一种实施方式的示例手术机器人系统的示例命令控制台。

[0018] 图3A示出了根据一种实施方式的图1A所示的器械设备操纵器(IDM)的示例独立驱动机构的等距视图(isometric view)。

[0019] 图3B示出了示出根据一种实施方式的由图3A所示的独立驱动机构的应变计如何测量力的概念图。

[0020] 图4A示出了根据一种实施方式的示例内窥镜的俯视图。

[0021] 图4B示出了根据一种实施方式的图4A所示的内窥镜的示例内窥镜尖端。

[0022] 图5示出了根据一种实施方式的手术机器人系统中包括的EM跟踪系统的示例示意性设置。

[0023] 图6A和图6B示出了根据一种实施方式的示例解剖腔和该解剖腔的示例3D模型。

[0024] 图7示出了根据一种实施方式的表示解剖空间的计算机生成的3D模型。

[0025] 图8A至图8D示出了图示根据一种实施方式的穿过管状网络的路径的EM系统到3D模型的即时(on-the-fly)配准的示例标绘图。

[0026] 图8E和图8F示出了根据一种实施方式的分支管状网络的EM系统到3D模型的示例配准的效果。

[0027] 图9A示出了根据一种实施方式的导航配置系统的示例框图的高级概述。

[0028] 图9B示出了根据一种实施方式的图9A所示的导航模块的示例框图。

[0029] 图9C示出了根据一种实施方式的状态估计器中包括的估计状态数据存储装置(store)的示例框图。

[0030] 图10A示出了根据一种实施方式的EM配准模块的示例框图。

[0031] 图10B示出了根据一种实施方式的分支选择模块的示例框图。

[0032] 图10C示出了根据一种实施方式的运动估计模块的示例框图。

[0033] 图10D示出了根据一个示例的对象检测模块的示例框图。

[0034] 图10E示出了根据一种实施方式的对象映射模块的示例框图。

[0035] 图10F示出了根据一种实施方式的拓扑(topological)推理模块的示例框图。

[0036] 图11A示出了根据一种实施方式的叠加在支气管网络的图像上的两个示例识别对象连同连接这两个对象的中心的连线(link)。

[0037] 图11B示出了根据一种实施方式的真实支气管网络的实际图像中的气道腔与网络的3D模型之间的匹配。

[0038] 图12示出了根据一种实施方式的由状态估计器对于估计状态的多个值生成概率分布的示例过程。

[0039] 图13示出了根据一种实施方式的如何通过导航配置系统对穿过支气管导管的管状网络的导航纠正错误的示例。

[0040] 图14A示出了根据一种实施方式的用于将器械尖端导航至管状网络内的特定部位的方法的示例术前步骤序列。

[0041] 图14B示出了根据一种实施方式的用于导航手术器械穿过管状网络的示例用户界面。

[0042] 图14C示出了根据一种实施方式的用于内窥镜检查过程期间的工具对准和控制的

示例用户界面。

[0043] 现在将详细参考若干实施方式，在附图中示出了这些实施方式的示例。应当注意，只要可行，在附图中可以使用类似或相似的附图标记，并且类似或相似的附图标记可以指示类似或相似的功能。仅出于说明目的，附图描绘了所描述的系统(或方法)的实施方式。根据下面的描述，本领域技术人员将容易认识到，在不偏离本文中所描述的原理的情况下，可以采用本文中示出的结构和方法的替代实施方式。

具体实施方式

[0044] I. 手术机器人系统

[0045] 图1A示出了根据一种实施方式的示例手术机器人系统100。手术机器人系统100包括基座101，该基座101耦接至一个或更多个机械臂，例如，机械臂102。基座101通信上耦接至命令控制台，该命令控制台参照图2在章节II.命令控制台中进一步被描述。基座101可以被定位成使得机械臂102可以接近以对患者执行手术过程，同时用户例如医师可以从舒适的命令控制台控制手术机器人系统100。在一些实施方式中，基座101可以耦接至用于支撑患者的手术操作台或床。虽然为了清楚起见在图1中没有示出，但是基座101可以包括诸如控制电子装置、气动装置、电源、光源等的子系统。机械臂102包括在关节111处耦接的多个臂段110，其为机械臂102提供多个自由度，例如，与七个臂段对应的七个自由度。基座101可以包含电源112、气动压力装置113以及控制和传感器电子装置114—包括诸如中央处理单元、数据总线、控制电路系统和存储器的部件—以及移动机械臂102的相关致动器诸如马达。基座101中的电子装置114还可以处理和发送从命令控制台传送的控制信号。

[0046] 在一些实施方式中，基座101包括用于运输手术机器人系统100的轮子115。手术机器人系统100的移动性有助于适应手术操作室中的空间限制以及便于手术设备的适当定位和移动。此外，移动性使得机械臂102能够被配置成使得机械臂102不干扰患者、医师、麻醉师或任何其他设备。在过程期间，用户可以使用控制设备例如命令控制台来控制机械臂102。

[0047] 在一些实施方式中，机械臂102包括使用制动器和抗衡装置(counter-balance)的组合来保持机械臂102的位置的装配(set up)关节。抗衡装置可以包括气弹簧或螺旋弹簧。制动器例如故障安全制动器可以包括机械和/或电气部件。此外，机械臂102可以是重力辅助被动支承型机械臂。

[0048] 每个机械臂102可以使用机构变换器接口(MCI)116耦接至器械设备操纵器(IDM)117。IDM 117可以被移除以及被不同类型的IDM替换，例如第一类型的IDM操纵内窥镜，而第二类型的IDM操纵腹腔镜。MCI 116包括用于将气动压力、电力、电信号和光信号从机械臂102传送至IDM 117的连接器。MCI 116可以是定位螺钉(set screw)或基板连接器。IDM 117使用包括直接驱动、谐波驱动、齿轮传动、传送带和滑轮、磁驱动等的技术来操纵手术器械例如内窥镜118。MCI 116基于IDM 117的类型是可互换的，并且可以针对某种类型的手术过程来定制。机械臂102可以在远端处包括关节水平扭矩感测装置和腕部，例如KUKA AG® LBR5机械臂。内窥镜118是插入到患者的解剖结构(例如，身体组织)中以捕获该解剖结构的图像的管状柔性手术器械。具体地，内窥镜118包括捕获图像的一个或多个成像设备(例如，摄像机或其他类型的光学传感器)。成像设备可以包括一个或更多个光学部件，例如光纤、

光纤阵列或透镜。光学部件与内窥镜118的尖端一起移动,使得内窥镜118的尖端的移动导致由成像设备捕获的图像的变化。参照图3A至图4B在章节IV. 内窥镜中进一步描述内窥镜118。

[0049] 手术机器人系统100的机械臂102使用长形移动构件来操纵内窥镜118。长形移动构件可以包括拉线,也被称为拉或推线、线缆、光纤或柔性轴。例如,机械臂102致动耦接至内窥镜118的多个拉线,以使内窥镜118的尖端偏转。拉线可以包括金属材料和非金属材料两种,例如不锈钢、凯夫拉尔(Kevlar)、钨、碳纤维等。内窥镜118可以响应于由长形移动构件施加的力而呈现非线性行为。非线性行为可以基于内窥镜118的硬度和可压缩性以及不同的长形移动构件之间的游隙(slack)或硬度的可变性。

[0050] 图1B至图1F示出了根据各种实施方式的耦接至机器人平台150(或手术床)的手术机器人系统100的各种透视图。具体地,图1B示出了手术机器人系统100的侧视图,其中,机械臂102操纵内窥镜118以将内窥镜插入到患者身体内部,并且患者躺在机器人平台150上。图1C示出了手术机器人系统100和机器人平台150的俯视图,并且由机械臂操纵的内窥镜118被插入到患者身体内部。图1D示出了手术机器人系统100和机器人平台150的透视图,并且内窥镜118被控制成水平地平行于机器人平台而被定位。图1E示出了手术机器人系统100和机器人平台150的另一透视图,并且内窥镜118被控制成相对地垂直于机器人平台而被定位。更详细地,在图1E中,机器人平台150的水平表面与内窥镜118之间的角度为75度。图1F示出了图1E所示的手术机器人系统100和机器人平台150的透视图,并且更详细地,内窥镜118与连接内窥镜的一个端部180和位于相对较远离机器人平台的机械臂102的虚线160之间的角度为90度。

[0051] II. 命令控制台

[0052] 图2示出了根据一种实施方式的用于示例手术机器人系统100的示例命令控制台200。命令控制台200包括控制台基座201、诸如监视器的显示模块202以及诸如键盘203和操纵杆204的控制模块。在一些实施方式中,命令控制台200功能中的一个或更多个可以被集成到手术机器人系统100的基座101或通信上耦接至手术机器人系统100的另一系统中。用户205例如医师使用命令控制台200从人体工程学位置(ergonomic position)远程控制手术机器人系统100。

[0053] 控制台基座201可以包括中央处理单元、存储器单元、数据总线和相关联的数据通信端口,其负责解释和处理例如来自图1所示的内窥镜118的信号例如摄像机图像和跟踪传感器数据。在一些实施方式中,控制台基座201和基座101两者均执行用于负荷平衡的信号处理。控制台基座201还可以处理由用户205通过控制模块203和204提供的命令和指令。除了图2所示的键盘203和操纵杆204之外,控制模块还可以包括捕获手势和手指姿势的其他设备,例如计算机鼠标、轨迹板、轨迹球、控制板、视频游戏控制器和传感器(例如,运动传感器或摄像机)。

[0054] 用户205可以使用命令控制台200以速度模式或位置控制模式来控制手术器械例如内窥镜118。在速度模式下,用户205使用控制模块基于直接手动控制来直接控制内窥镜118的远端的俯仰(pitch)和横摆(yaw)运动。例如,操纵杆204上的移动可以被映射到内窥镜118的远端的横摆和俯仰运动。操纵杆204可以向用户205提供触觉反馈。例如,操纵杆204振动以指示内窥镜118不能沿某个方向进一步平移或旋转。命令控制台200还可以提供视觉

反馈(例如,弹出消息)和/或音频反馈(例如,蜂鸣声)以指示内窥镜118已经达到最大平移或旋转。

[0055] 在位置控制模式下,命令控制台200使用患者的三维(3D)映射和患者的预定计算机模型来控制手术器械,例如,内窥镜118。命令控制台200向手术机器人系统100的机械臂102提供控制信号以操纵内窥镜118到目标位置。由于依赖于3D映射,位置控制模式需要患者的解剖结构的准确映射。

[0056] 在一些实施方式中,用户205可以在不使用命令控制台200的情况下手动操纵手术机器人系统100的机械臂102。在手术操作室中的设置期间,用户205可以移动机械臂102、内窥镜118和其他手术设备以接近患者。手术机器人系统100可以依靠来自用户205的力反馈和惯性控制来确定机械臂102和设备的适当配置。

[0057] 显示模块202可以包括电子监视器、诸如护目镜或眼镜的虚拟现实观看设备和/或显示设备的其他装置。在一些实施方式中,例如,显示模块202与控制模块集成为具有触摸屏的平板设备。此外,用户205可以使用集成的显示模块202和控制模块来查看数据和向手术机器人系统100输入的命令两者。

[0058] 显示模块202可以使用立体设备例如遮阳板或护目镜来显示3D图像。3D图像提供“内视图(endo view)”(即,内窥镜视图),其为示出患者的解剖结构的计算机3D模型。“内视图”提供患者内部的虚拟环境以及内窥镜118在患者内部的预期位置。用户205将“内视图”模型与由摄像机捕获的实际图像进行比较,以帮助在心理上定向并确认内窥镜118处于患者内的正确的一或近似正确的位置。“内视图”提供关于内窥镜118的远端周围的解剖结构的信息,例如患者的肠道或结肠的形状。显示模块202可以同时显示内窥镜118的远端周围的解剖结构的3D模型和计算机层析成像(CT)扫描。此外,显示模块202可以将已经确定的内窥镜118的导航路径叠加在3D模型和CT扫描上。

[0059] 在一些实施方式中,内窥镜118的模型与3D模型一起显示以帮助指示手术过程的状态。例如,CT扫描识别解剖结构中的可能需要进行活检的病变。在操作期间,显示模块202可以显示由内窥镜118捕获的与内窥镜118的当前位置对应的参考图像。显示模块202可以根据用户设置和特定手术过程自动显示内窥镜118的模型的不同视图。例如,当内窥镜118接近患者的手术区域时,显示模块202在导航步骤期间显示内窥镜118的俯视透视图(overhead fluoroscopic view)。

[0060] III. 器械设备操纵器

[0061] 图3A示出了根据一种实施方式的图1所示的IDM 117的示例独立驱动机构的等距视图。独立驱动机构可以通过分别旋转IDM 117的输出轴305、306、307和308来(例如,彼此独立地)拉紧或松开内窥镜的拉线321、322、323和324。正如输出轴305、306、307和308通过角运动分别沿拉线321、322、323和324向下传递力一样,拉线321、322、323和324将力传回到输出轴。IDM 117和/或手术机器人系统100可以使用传感器例如下面进一步描述的应变计来测量所传递的力。

[0062] 图3B示出了示出根据一种实施方式的由图3A所示的独立驱动机构的应变计334如何测量力的概念图。力331可以从耦接至马达337的马达支架(mount)333的输出轴305引导离开。因此,力331导致马达支架333的水平位移。此外,水平地耦接至马达支架333的应变计334在力331的方向上受到应变。应变可以被测量为应变计334的尖端335的水平位移与应变

计334的总体水平宽度336的比率。

[0063] 在一些实施方式中, IDM 117包括另外的传感器例如倾斜计或加速度计以确定IDM 117的定向。基于来自另外的传感器和/或应变计334的测量结果, 手术机器人系统100可以对来自应变计334的读数进行校准以考虑(account for)重力负载效应。例如, 如果IDM 117被定向在IDM 117的水平侧, 则IDM 117的某些部件的重量可能会对马达支架333造成应变。因此, 在不考虑重力负载效应的情况下, 应变计334可以测量不是由输出轴上的应变导致的应变。

[0064] IV. 内窥镜

[0065] 图4A示出了根据一种实施方式的示例内窥镜118的俯视图。内窥镜118包括导杆(leader)415管状部件, 其嵌套或部分嵌套在护套411管状部件内部并且与护套411管状部件纵向对准。护套411包括近护套部分412和远护套部分413。导杆415具有比护套411更小的外径并且包括近导杆部分416和远导杆部分417。护套基座414和导杆基座418例如基于来自手术机器人系统100的用户的控制信号分别对远护套部分413和远导杆部分417进行致动。护套基座414和导杆基座418例如是图1所示的IDM 117的部分。

[0066] 护套基座414和导杆基座418两者均包括驱动机构(例如, 参照图3A至图3B在章节III. 器械设备操纵器中进一步描述的独立驱动机构), 以控制耦接至护套411和导杆415的拉线。例如, 护套基座414在耦接至护套411的拉线上产生拉伸负荷以使远护套部分413偏转。类似地, 导杆基座418在耦接至导杆415的拉线上产生拉伸负荷以使远导杆部分417偏转。护套基座414和导杆基座418两者均还可以包括用于将来自IDM的气动压力、电力、电信号或光信号分别路由到护套411和导杆414的耦接。拉线可以包括沿着拉线在护套411或导杆415内的长度的钢卷管(steel coil pipe), 其将轴向压缩分别回传至负荷的原点例如护套基座414或导杆基座418。

[0067] 由于由耦接至护套411和导杆415的拉线提供的多个自由度, 内窥镜118可以容易地导航患者的解剖结构。例如, 在护套411和/或导杆415中可以使用四根或更多根拉线, 从而提供八个或更多个自由度。在其他实施方式中, 可以使用多达三根拉线, 从而提供多达六个自由度。护套411和导杆415可以沿着纵向轴线406旋转高达360度, 从而提供更大的运动度数。旋转角和多个自由度的组合为手术机器人系统100的用户提供了内窥镜118的用户友好和本能的控制。

[0068] 图4B示出了根据一种实施方式的图4A所示的内窥镜118的示例内窥镜尖端430。在图4B中, 内窥镜尖端430包括成像设备431(例如摄像机)、照明源432以及EM线圈434的端部。照明源432提供光以照亮解剖空间的内部部分。所提供的光使得成像设备431能够记录该空间的图像, 然后该图像可以被发送至计算机系统例如命令控制台200以进行如本文所述的处理。位于尖端430上的电磁线圈434可以与电磁跟踪系统一起使用来在内窥镜尖端430布置在解剖系统内时检测内窥镜尖端430的位置和定向。在一些实施方式中, 线圈可以成角度以给沿着不同轴线的电磁场提供灵敏度, 从而提供测量全部6个自由度的能力:三个位置和三个角度。在其他实施方式中, 仅单个线圈可以布置在内窥镜尖端430内, 其中, 其轴线沿着内窥镜118的内窥镜轴被定向;由于这种系统的旋转对称性, 它对绕其轴线的滚转不敏感, 所以在这种情况下可能只能检测到5个自由度。内窥镜尖端430还包括工作通道436, 手术器械例如活检针可以穿过该工作通道436沿着内窥镜轴被插入, 从而允许进入内窥镜尖端附

近的区域。

[0069] V.EM系统到3D模型的配准变换

[0070] V.A.EM跟踪系统的示意性设置

[0071] 图5示出了根据一种实施方式的手术机器人系统500中包括的EM跟踪系统505的示例示意性设置。在图5中,在EM跟踪系统505中包括多个机器人部件(例如,如下所述的窗口场发生器、参考传感器)。机器人手术系统500包括用于保持患者身体的手术床511。在床511下方是被配置成依次激活一组EM线圈(例如,图4B所示的EM线圈434)的窗口场发生器(WFG)512。WFG 512在宽体积内产生交流(AC)磁场;例如,在某些情况下,它可能在大约0.5m×0.5m×0.5m的体积中产生AC场。

[0072] 另外的场可以由另外的场发生器施加以辅助跟踪身体内的器械。例如,平面场发生器(PFG)可以附接至与患者相邻的系统臂并且以一定角度被定向来提供EM场。参考传感器513可以被放置在患者身体上以提供局部EM场,从而进一步提高跟踪准确度。参考传感器513中的每一个可以通过线缆514附接至命令模块515。线缆514通过处理与其各自设备的通信的接口单元516连接至命令模块515以及提供电力。接口单元516耦接至系统控制单元(SCU)517,SCU 517用作用于上述各种实体的总体接口控制器。SCU 517还驱动场发生器(例如,WFG 512),以及从接口单元516收集传感器数据,它根据传感器数据计算传感器在身体内的位置和定向。SCU 517可以耦接至个人计算机(PC)518以允许用户访问和控制。

[0073] 如本文中所描述的,命令模块515还连接至各个IDM 519, IDM 519耦接至手术机器人系统500。IDM 519通常耦接至单个手术机器人系统(例如,手术机器人系统500)并用于控制和接收来自它们各自连接的机器人部件(例如机器人内窥镜工具或机械臂)的数据。如上所述,作为示例, IDM 519耦接至手术机器人系统500的内窥镜工具(在此没有示出)。

[0074] 命令模块515接收从内窥镜工具传递的数据。所接收到的数据的类型取决于所附接的器械的相应类型。例如,示例的所接收到的数据包括传感器数据(例如,图像数据、EM数据)、机器入数据(例如,内窥镜和IDM物理运动数据)、控制数据和/或视频数据。为了更好地处理视频数据,现场可编程门阵列(FPGA)520可以被配置成应对图像处理。对从各个传感器、设备和场发生器获得的数据进行比较使得SCU 517能够精确地跟踪手术机器人系统500的不同部件的移动以及例如这些部件的位置和定向。

[0075] 为了跟踪穿过患者的解剖结构的传感器,EM跟踪系统505可能需要称为“配准”的过程,其中系统找到使单个对象在不同坐标系之间对准的几何变换。例如,患者的特定解剖部位在3D模型坐标以及在EM传感器坐标中具有两种不同的表示。为了能够在这两种不同的坐标系之间建立一致性和通用语言,EM跟踪系统505需要找到将这两种表示联系起来的变换,即配准。例如,EM跟踪器相对于EM场发生器的位置的位置可以被映射到3D坐标系以隔离相应3D模型中的位置。

[0076] V.B.3D模型表示

[0077] 图6A和图6B示出了根据一种实施方式的示例解剖腔600和该解剖腔的示例3D模型620。更具体地,图6A和图6B示出了实际解剖腔600与其3D模型620之间的中心线坐标、直径测量结果和解剖空间的关系。在图6A中,解剖腔600大致由中心线坐标601、602、603、604、605和606纵向跟踪,其中每个中心线坐标大致接近腔的层析成像切片的中心。中心线坐标通过中心线607连接并且可视化。腔的体积可以通过测量腔在每个中心线坐标处的直径来

进一步可视化,例如坐标608、609、610、611、612和613表示腔600的与坐标601、602、603、604、605和606对应的测量结果。

[0078] 图6B示出了根据一种实施方式的图6A所示的解剖腔600的示例3D模型620。在图6B中,通过首先基于中心线607在3D空间中定位中心线坐标601、602、603、604、605和606来在3D空间中将解剖腔600可视化。作为一个示例,在每个中心线坐标处,腔直径被可视化为具有直径608、609、610、611、612和613的2D圆形空间(例如,2D圆形空间630)。通过连接那些2D圆形空间以形成3D空间,解剖腔600被近似并且被可视化为3D模型620。通过增加中心线坐标和测量结果的分辨率,即增加给定腔或子部分的中心线坐标和测量结果的密度,可以确定更准确的近似值。中心线坐标还可以包括为医师指示感兴趣的点(包括病变)的标记。

[0079] 在一些实施方式中,术前软件包也被用于基于所生成的解剖空间的3D模型来分析和推导出导航路径。例如,软件包可以推导出到单个病变(由中心线坐标标记)或到几个病变的最短导航路径。取决于手术者的偏好,该导航路径可以在手术进行中(*intra-operatively*)以二维或三维方式呈现给手术者。

[0080] 图7示出了根据一种实施方式的表示解剖空间的计算机生成的3D模型700。如上面在图6A和图6B中所论述的,3D模型700可以使用通过再查看术前生成的CT扫描所获得的中心线701来生成。在一些实施方式中,计算机软件可以能够映射管状网络内的导航路径702以进入3D模型700内的手术部位703。在一些实施方式中,手术部位703可以与单独的中心线坐标704有联系,这使得计算机算法能够拓扑搜索用于管状网络内的最佳路径702的3D模型700的中心线坐标。

[0081] 在一些实施方式中,内窥镜工具在患者的解剖结构内的远端被跟踪,并且内窥镜工具在患者的解剖结构内的跟踪位置被映射和放置在计算机模型内,这提高了管状网络的导航能力。为了跟踪内窥镜工具的远工作端,即工作端的位置和定向,可以单独地或组合地采用多种方法。

[0082] 在基于传感器的定位方法中,传感器例如电磁(EM)跟踪器可以耦接至内窥镜工具的远工作端,以提供内窥镜工具的行进的实时指示。在基于EM的跟踪中,嵌入在内窥镜工具中的EM跟踪器测量由一个或更多个EM发射器产生的电磁场的变化。发射器(或场发生器)可以靠近患者放置(例如,作为手术床的一部分)以产生低强度磁场。这在EM跟踪器中的传感器线圈中感应出与传感器和发生器之间的距离和角度有关的小电流。然后,电信号可以通过接口单元(片上或PCB)被数字化,并经由线缆/接线被回送至系统推车(cart),然后到命令模块。然后,数据可以被处理以解释当前数据并计算传感器相对于发射器的精确位置和定向。可以在内窥镜工具中的不同位置处例如在导杆和护套中使用多个传感器,以便计算这些部件的各自位置。因此,基于来自人工生成的EM场的读数,EM跟踪器可以在其移动穿过患者的解剖结构时检测场强的变化。

[0083] V.C. 即时电磁配准

[0084] 图8A至图8D示出了示出根据一种实施方式的穿过管状网络的路径的EM系统到3D模型的即时配准的示例标绘图810至840。本文中描述的导航配置系统允许EM坐标到3D模型坐标的即时配准,而不需要在内窥镜检查过程之前进行独立配准。更详细地,图8A示出了EM跟踪系统和3D模型的坐标系最初未彼此配准,并且图8A中的标绘图810示出了沿着规划的导航路径802移动穿过分支管状网络(在此没有示出)的内窥镜尖端801的配准(或预期)位

置,并且根据3D模型推导出了器械尖端801的配准位置以及规划路径802。尖端的实际位置由EM跟踪系统505重复测量,从而基于EM数据产生多个测量的位置数据点803。如图8A所示,从EM跟踪推导出的数据点803最初被定位成远离根据3D模型期望的内窥镜尖端801的配准位置,反映了EM坐标与3D模型坐标之间缺乏配准。关于这可能存在几个原因,例如,即使内窥镜尖端相对平稳地移动穿过管状网络,由于患者肺部的呼吸运动,EM测量中仍可能存在一些可见的散射(scatter)。

[0085] 3D模型上的点也可以基于3D模型本身、从光学传感器(例如,摄像机)接收到的图像数据和来自机器人命令的机器人数据之间的相关性来确定和调整。这些点与所收集的EM数据点之间的3D变换将确定EM坐标系到3D模型坐标系的初始配准。

[0086] 图8B示出了根据一种实施方式的与标绘图810相比处于较晚时间段的标绘图820。更具体地,标绘图820示出了根据3D模型预期的内窥镜尖端801的预期位置已经沿着预先规划的导航路径802移动得更远,如通过从图8A所示的器械尖端801的原始期望位置沿着路径到图8B所示的位置的移位所示。在标绘图810的生成与标绘图820的生成之间的EM跟踪期间,EM跟踪系统已经记录了另外的数据点803,但是尚未基于新收集的EM数据更新配准。因此,图8B中的数据点803沿着可见路径814被聚集,但是该路径在位置和定向上与规划的导航路径802不同,手术者指导内窥镜尖端沿规划的导航路径802行进。最终,一旦累积了足够的数据(例如,EM数据),与仅使用3D模型或仅使用EM数据相比,可以根据将EM坐标配准到3D模型的坐标所需的变换推导出相对更准确的估计。足够的数据的确定可以通过阈值标准例如累计的总数据或方向变化的数目来进行。例如,在分支管状网络例如支气管导管网络中,可以判断在达到两个分支点之后已经积累了足够的数据。

[0087] 图8C示出了根据一种实施方式的在导航配置系统已经累积了足够量的数据来估计从EM到3D模型坐标的配准变换之后不久的标绘图830。由于配准变换,图8C中的数据点803现在已经从如图8B所示的其先前位置移位。如图8C所示,从EM数据推导出的数据点803现在沿着从3D模型推导出的规划的导航路径802下降,并且数据点803中的每个数据点现在反映内窥镜尖端801在3D模型的坐标系中的期望位置的测量结果。在一些实施方式中,随着另外的数据被收集,可以更新配准变换以提高准确度。在某些情况下,用于确定配准变换的数据可能是由移动窗口选择的数据的子集,以便配准可以随时间而改变,这使得能够考虑例如由于患者的移动而引起的EM和3D模型的相对坐标的变化。

[0088] 图8D示出了根据一种实施方式的示例标绘图840,在该标绘图840中,内窥镜尖端801的预期位置已经到达规划的导航路径802的端部,到达管状网络内的目标位置。如图8D所示,所记录的EM数据点803现在通常是沿着规划的导航路径802的轨迹,其表示在整个过程中跟踪内窥镜尖端。由于EM跟踪系统到3D模型的更新的配准,每个数据点反映变换后的位置。

[0089] 在一些实施方式中,当内窥镜尖端在管状网络内前进时,图8A至图8D所示的标绘图中的每个标绘图可以依次显示在用户可见的显示器上。在一些实施方式中,可以利用来自导航配置系统的指令来配置处理器,使得当通过使显示器上所显示的测量路径移位而将所测量到的数据点配准到显示器上时,显示器上所示的模型基本上保持固定,以便允许用户保持固定的参照系,并保持视觉上被定向在显示器上所显示的模型和规划的路径上。

[0090] 图8E至图8F示出根据一种实施方式的分支管状网络的EM系统到3D模型的示例配

准的效果。在图8E和图8F中，在没有进行配准变换（在图8E中示出）的情况下以及在进行了配准变换（在图8F中示出）的情况下，示出了示出电磁跟踪数据852和患者的支气管系统854的模型的3D标绘图。在图8E中，在没有配准的情况下，跟踪数据860具有与穿过支气管系统854的路径对应的形状，但是该形状遭受任意偏移和旋转。在图8F中，通过应用配准，跟踪数据852被移位和旋转，使得它们对应于通过支气管系统854的路径。

[0091] V.D. 配准变换的数学分析

[0092] 就配准的详细分析（例如，数学分析）和方法而言，在一些实施方式中，可以使用配准矩阵来执行EM跟踪系统和3D模型之间的配准，并且作为一个示例，矩阵可以表示6个维度上的平移和旋转。在替代实施方式中，可以使用旋转矩阵和平移矢量来执行配准。

$$[0093] M_1(\theta) = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\theta & \sin\theta \\ 0 & -\sin\theta & \cos\theta \end{pmatrix}$$

$$[0094] M_2(\varphi) = \begin{pmatrix} \cos\varphi & 0 & -\sin\varphi \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin\varphi & 0 & \cos\varphi \end{pmatrix}$$

$$[0095] M_3(\psi) = \begin{pmatrix} \cos\psi & \sin\psi & 0 \\ -\sin\psi & \cos\psi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

[0096] 根据数学推理的透视图，作为一个示例，应用配准变换包括从一个坐标系(x, y, z)到新的坐标系(x', y', z')的移位，新的坐标系通常可以使其轴旋转至不同的3D定向以及使其原点在每个维度上移位了任意量。例如，对弧度的方位角的旋转θ可以用矩阵M₁来表示、对弧度的倾斜角的旋转Φ可以用矩阵M₂来表示等，并且另外的旋转矩阵可以被写成旋转矩阵的乘积。类似地，可以选择平移矢量(Δx Δy Δz)以由Δx、Δy和Δz分别表示原点在x、y和z轴上的平移。

[0097] 配准变换可以通过诸如对3D模型中的测量的EM位置与估计位置之间的互相关矩阵进行奇异值分解的方法来确定。然后，可以例如通过识别适当的主分量从分解中提取变换矩阵分量。也可以根据所确定的变换的残差生成误差信号，并且可以使用误差信号的大小来确定位置的置信水平。随着获得另外的数据并且更准确地确定配准变换，该误差信号可能会减小，指示以这种方式估计的位置的置信度增加。

[0098] VI. 导航配置系统

[0099] VI.A. 导航配置系统的高级概述

[0100] 图9A至图9C示出了根据一种实施方式的导航配置系统900的示例框图。更具体地，图9A示出了根据一种实施方式的导航配置系统900的示例框图的高级概述。在图9A中，导航配置系统900包括多个输入数据存储装置、从多个输入数据存储装置接收各种类型的输入数据的导航模块905以及从导航模块接收输出导航数据的输出导航数据存储装置990。图9A所示的导航配置系统900的框图仅仅是一个示例，并且在未示出的替代实施方式中，导航配置系统900可以包括不同的和/或另外的实体。同样地，由系统900的各个实体执行的功能可以根据不同的实施方式而不同。

[0101] 如本文所使用的，输入数据是指从输入设备（例如，命令模块、光学传感器、EM传感器、IDM）收集的和/或由所述输入设备处理的用于生成内窥镜的估计状态信息以及输出导

航数据的原始数据。多个输入数据存储装置910至940包括图像数据存储装置910、EM数据存储装置920、机器人数据存储装置930和3D模型数据存储装置940。每种类型的输入数据存储装置存储名称指示的类型的数据以供导航模块905访问和使用。图像数据可以包括由器械尖端处的成像设备捕获的一个或更多个图像帧以及使得能够确定成对的帧之间经过的时间的信息诸如帧速率或时间戳。机器人数据包括与医疗器械或医疗器械的部分(例如，器械尖端或护套)在管状网络内的物理移动有关的数据。示例机器人数据包括指示器械尖端到达特定解剖部位和/或(例如，对于导杆和护套中的一者或两者以特定俯仰、滚转、横摆、插入和回缩)改变其在管状网络内的定向的命令数据、表示医疗器械的部分(例如，器械尖端或护套)的插入移动的插入数据、IDM数据以及表示医疗器械的长形构件的机械移动(例如内窥镜的驱动医疗器械在管状网络内的实际移动的一个或更多个拉线、腱或轴的运动)的机械数据。EM数据由上述EM传感器和/或EM跟踪系统收集。3D模型数据如上所述根据2D CT扫描推导出。

[0102] 输出导航数据存储装置990接收并存储由导航模块905提供的输出导航数据。输出导航数据指示辅助指导医疗器械穿过管状网络到达管状网络内的特定目的地的信息，并且基于医疗器械在每个瞬时时间的估计状态信息，估计状态信息包括医疗器械在管状网络内的位置和定向。在一种实施方式中，随着医疗器械在管状网络内移动，实时提供指示医疗器械的移动和位置/定向信息的更新的输出导航数据，输出导航数据更好地辅助其穿过管状网络的导航。

[0103] 为了确定输出导航数据，导航模块905找出(或确定)医疗器械在管状网络内的估计状态。如图9A所示，导航模块905还包括各个算法模块，例如基于EM的算法模块950、基于图像的算法模块960和基于机器人的算法模块970，其各自可以主要使用(consume)某些类型的输入数据并且向状态估计器980贡献不同类型的数据。如图9A所示，为了说明，由这些模块输出的不同类型的数据—被标记为基于EM的数据、基于图像的数据和基于机器人的数据—通常可以被称为“中间数据”。下面在图9B中更全面地描述每个算法模块和状态估计器980的详细组成。

[0104] VI.B. 导航模块

[0105] 图9B示出了根据一种实施方式的图9A所示的导航模块905的示例框图。如上面所介绍的，导航模块905还包括状态估计器980以及采用不同算法用于导航穿过管状网络的多个算法模块。为了说明书的清楚起见，首先描述状态估计器980，接下来描述与状态估计器980交换数据的各个模块。

[0106] VI.B.1 状态估计器

[0107] 导航模块905中包括的状态估计器980接收各种中间数据，并且根据时间提供器械尖端的估计状态，其中，估计状态指示器械尖端在管状网络内的估计的位置和定向信息。估计状态数据被存储在状态估计器980中包括的估计数据存储装置985中。

[0108] 图9C示出了根据一种实施方式的状态估计器980中包括的估计状态数据存储装置985的示例框图。估计状态数据存储装置985可以包括分叉(bifurcation)数据存储装置1086、位置数据存储装置1087、深度数据存储装置1088和定向数据存储装置1089，然而数据存储装置的这种特定分类仅仅是一个示例，并且在未示出的替代实施方式中，在估计状态数据存储装置985中可以包括不同的和/或另外的数据存储装置。

[0109] 上面介绍的各个存储装置以各种方式表示估计状态数据。具体地，分叉数据是指医疗器械相对于管状网络内的一组分支(例如，分叉、三分叉或叉分(division)成多于三个分支)的位置。例如，分叉数据可以是由器械在其遍历管状网络时基于例如由映射整个管状网络的3D模型提供的更大的可用分支的集合所选择的分支选择的集合。分叉数据还可以包括器械尖端的位置前方的信息，例如器械尖端接近但尚未遍历但是例如基于尖端相对于3D模型的当前位置信息或者基于即将到来的分叉的捕获图像可能已经被检测到的分支(分叉)。

[0110] 位置数据指示医疗器械的某个部分在管状网络或管状网络本身的某个部分内的三维位置。位置数据可以呈相对于例如管状网络的3D模型的绝对位置或相对位置的形式。作为一个示例，位置数据可以包括特定分支的位置。

[0111] 深度数据指示器械尖端在管状网络内的深度信息。示例深度数据包括医疗器械进入到患者中的总插入(绝对)深度以及所识别到的分支内的(相对)深度。深度数据可以基于关于管状网络和医疗器械两者的位置数据来确定。

[0112] 定向数据指示器械尖端的定向信息，并且可以包括与3D模型有关的总体的滚转、俯仰和横摆以及所识别到的分支内的俯仰、滚转、横摆。

[0113] 返回至图9B，状态估计器980将估计状态数据提供回至算法模块用于生成更准确的中间数据，状态估计器使用所述更准确的中间数据生成改进的和/或更新的估计状态等，从而形成反馈回路。例如，如图9B所示，基于EM的算法模块950接收先前的基于EM的估计状态数据(在图9B中未示出)，其也被称为与时间戳“t-1”相关联的数据。状态估计器980使用该数据生成与时间戳“t-1”相关联的“估计状态数据(先前的)”，然后它将数据提供回至基于EM的算法模块。“估计状态数据(先前的)”可以基于如由不同算法模块生成和接收的与时间戳“t-1”相关联的不同类型的中间数据(例如，机器人数据、图像数据)的组合。接下来，基于EM的算法模块950使用估计状态数据(先前的)运行其算法，以向状态估计器980输出改进和更新的基于EM的估计状态数据，其在此由“基于EM的估计状态数据(当前的)”表示并与时间戳t相关联。对于未来的时间戳，该处理也继续重复。

[0114] 由于状态估计器980可以使用几种不同类型的中间数据来得到其对医疗器械在管状网络内的状态的估计，所以状态估计器980被配置成考虑在测量和分析两者中每种类型的基础数据(机器人、EM、图像)和每种类型的算法模块可能产生或携带到用于在确定估计状态时考虑的中间数据中的各种不同类型的误差和不确定性。为了解决这些，论述了两个概念，概率分布的概念和置信度值的概念。

[0115] 如本文所使用的，“概率分布”中的“概率”是指对医疗器械的可能的位置和/或定向的估计正确的可能性。例如，可以由算法模块之一来计算指示医疗器械处于管状网络内的若干不同的可能分支之一中的相对可能性的不同的概率。在一种实施方式中，选择概率分布的类型(例如，离散分布或连续分布)以匹配估计状态的特征(例如，估计状态的类型，例如连续位置信息与离散分支选择)。作为一个示例，用于识别医疗器械处于三分叉的哪个段的估计状态可以由离散概率分布表示，并且可以包括如由算法模块之一确定的表示如位于三个分支中的每个分支内的位置的可能性的三个离散值20%、30%和50%。作为另一示例，估计状态可以包括医疗器械的 40 ± 5 度的滚转角，以及器械尖端在分支内的段深度可以是 4 ± 1 mm，每个由高斯分布表示，高斯分布为一种类型的连续概率分布。可以使用不同的方

法来生成概率,这将随着算法模块而变化,如下面参照后面的附图更全面地描述的。

[0116] 相反,如本文所使用的,“置信度值”反映了由算法之一基于一个或更多个因素提供的状态的估计的置信度的量度。对于基于EM的算法,诸如EM场失真、EM配准不准确、患者的移位或移动以及患者的呼吸的因素可能影响状态的估计的置信度。具体地,由基于EM的算法提供的状态的估计的置信度值可以取决于患者的特定呼吸循环、患者或EM场发生器的移动以及器械尖端所位于的解剖结构内的位置。对于基于图像的算法,在估计状态时可能影响置信度值的示例因素包括解剖结构内的在其处捕获图像的位置的照明条件、抵着捕获图像的光学传感器或位于光学传感器前方的流体、组织或其他障碍物的存在、患者的呼吸、患者自身(例如肺部)的管状网络的状况例如管状网络内的一般流体和管状网络的闭塞、以及在例如导航或图像捕获中使用的特定操作技术。

[0117] 例如,一个因素可以是特定算法在患者的肺部的不同深度处具有不同水平的准确度,使得相对靠近气道开口,特定算法可以在其对医疗器械位置和定向的估计方面具有高置信度,但是医疗器械行进进一步进入到肺部的底部中,置信度值可能下降。通常,置信度值基于与确定结果的处理有关的一个或更多个系统因素,而概率为当尝试基于基础数据利用单个算法根据多个概率确定正确结果时出现的相对量度。

[0118] 作为一个示例,用于计算由离散概率分布表示的估计状态的结果(例如,具有所涉及的估计状态的三个值的三分叉的分支/段识别)的数学公式可以如下:

$$[0119] S_1 = C_{EM} * P_{1,EM} + C_{Image} * P_{1,Image} + C_{Robot} * P_{1,Robot};$$

$$[0120] S_2 = C_{EM} * P_{2,EM} + C_{Image} * P_{2,Image} + C_{Robot} * P_{2,Robot};$$

$$[0121] S_3 = C_{EM} * P_{3,EM} + C_{Image} * P_{3,Image} + C_{Robot} * P_{3,Robot}.$$

[0122] 在上面的示例数学公式中, S_i ($i=1,2,3$) 表示在3D模型中识别或存在3个可能的段的情况下估计状态的可能的示例值, C_{EM} 、 C_{Image} 和 C_{Robot} 表示与基于EM的算法、基于图像的算法和基于机器人的算法对应的置信度值,以及 $P_{i,EM}$ 、 $P_{i,Image}$ 和 $P_{i,Robot}$ 表示段*i*的概率。

[0123] 为了更好地说明与估计状态相关联的概率分布和置信度值的概念,在此提供了详细示例。在该示例中,用户试图识别器械尖端在管状网络的中央气道(预测区域)内的特定三分叉中所位于的段,并且使用三个算法模块,包括基于EM的算法、基于图像的算法和基于机器人的算法。在该示例中,与基于EM的算法对应的概率分布可以是20%处于第一分支中、30%处于第二分支中以及50%处于第三(最后)分支中,并且应用于该基于EM的算法和中央气道的置信度值为80%。对于同一示例,对于第一分支、第二分支和第三分支,与基于图像的算法对应的概率分布可以为40%、20%、40%,并且应用于该基于图像的算法的置信度值为30%;而对于第一分支、第二分支和第三分支,与基于机器人的算法对应的概率分布可以为10%、60%、30%,并且应用于该基于图像的算法的置信度值为20%。应用于基于EM的算法和基于图像的算法的置信度值的差异指示:与基于图像的算法相比,基于EM的算法对于中央气道的段识别来说可能是更好的选择。最终估计状态的示例数学计算可以是:

[0124] 对于第一分支: $20\% * 80\% + 40\% * 30\% + 10\% * 20\% = 30\%$;对于第二分支: $30\% * 80\% + 20\% * 30\% + 60\% * 20\% = 42\%$;以及对于第三分支: $50\% * 80\% + 40\% * 30\% + 30\% * 20\% = 58\%$ 。

[0125] 在该示例中,器械尖端的输出的估计状态可以是结果值(例如,所得到的30%、42%和58%)或根据这些结果值推导出的值,例如确定器械尖端在第三分支中。

[0126] 如上所述,估计状态可以以多种不同的方式来表示。例如,估计状态还可以包括从气道到器械尖端的位置的绝对深度以及表示由器械在管状网络内穿过的一组分支的一组数据,例如,组为由患者肺部的3D模型提供的整组分支的子集。概率分布和置信度值在估计状态上的应用允许提高器械尖端在管状网络内的位置和/或定向的估计的准确度。

[0127] VI.B.2算法模块

[0128] 如图9B所示,算法模块包括基于EM的算法模块950、基于图像的算法模块960和基于机器人的算法模块970。图9B所示的算法模块仅仅是一个示例,并且在替代实施方式中,在导航模块905中还可以包括涉及不同的和/或另外的导航算法的不同的和/另外的算法模块。

[0129] VI.B.2.I. 基于EM的算法模块

[0130] 基于EM的算法模块950还包括EM配准模块952和分支选择模块954。EM配准模块952执行EM坐标到3D模型坐标的配准。图10A示出了根据一种实施方式的EM配准模块952的示例框图。EM配准模块952接收来自估计状态数据存储装置1086的估计状态数据(先前的)(例如,分叉数据)、来自EM数据存储装置920的EM数据、来自3D模型数据存储装置940的3D模型数据作为输入。

[0131] 如上面关于章节V所描述的,基于所接收到的数据,EM配准模块952执行EM跟踪数据到3D模型的即时配准。在确定了初始配准之后,EM配准模块952基于所接收到的数据不断更新其对配准变换的估计,以便增加变换准确度以及补偿导航配置系统900的变化,例如由于患者的移动引起的变化。EM配准模块952将配准变换数据输出至配准变换数据存储装置1053。在一种实施方式中,配准变换数据反映最佳拟合的配准变换,并且其还可以被发送至状态估计器980以及分支选择模块954。

[0132] 图10B示出了根据一种实施方式的分支选择模块954的示例框图。分支选择模块954接收来自估计状态数据存储装置985的估计状态数据(先前的)(例如,分叉数据)、来自EM数据存储装置920的EM数据、来自配准变换数据存储装置1053的配准变换数据以及来自3D模型数据存储装置940的3D模型数据作为输入。基于所接收到的数据,分支选择模块954确定内窥镜尖端相对于管状网络的3D模型的位置和定向的估计,并向状态估计器980提供基于EM的估计状态数据(当前的)。作为示例,基于EM的估计状态数据可以被表示为概率分布(例如,如上所述,三分叉的三个段的离散分布20%、30%和50%)。另外,当在如由所接收到的分叉数据指示的分叉处时,分支选择模块954可以将尖端的俯仰和横摆与3D模型中的每个分支的角度进行比较,以估计用户已经选择穿过哪个分支。分支选择模块954将基于EM的估计状态数据(当前的)输出到估计数据存储装置985。

[0133] VI.B.2.II. 基于图像的算法模块

[0134] 转回到图9B,基于图像的算法模块960使用图像数据来确定器械在管状网络内的估计状态。基于图像的算法模块960还包括采用不同的基于图像的算法的一个或更多个不同类型的基于图像的算法模块。如图9B所示,示出了包括基于对象的算法模块962的一个示例。在未示出的替代实施方式中,可以采用其他类型的基于图像的算法,并且相应的算法模块可以被包括在基于图像的算法模块960中。

[0135] 基于对象的算法模块962检测并分析存在于图像数据的视场中的对象例如分支开口或粒子,以确定估计状态。在一种实施方式中,它包括对象检测模块963和对象映射模块

964、拓扑推理模块965和运动估计模块966。在一些实施方式中,可能需要或可能不需要以固定的连续顺序应用不同的模块963、964、965和966,并且当实际执行由基于对象的算法模块962描述的基于对象的算法的过程时,采用模块962内的每个模块的顺序为与图9B所示的顺序不同的顺序。

[0136] 转到图10C,运动估计模块963接收来自图像数据存储装置910的图像数据、来自估计状态数据存储装置985的估计状态数据(先前的)(具体地分叉数据)以及来自3D模型数据存储装置940的3D模型数据作为输入。基于所接收到的图像数据,运动估计模块963基于所接收到的图像数据来测量医疗器械在多个图像帧之间的移动。所使用的示例技术包括光流和图像配准技术等。该测量确定器械尖端在其自身的局部参考系中的差动移动(differential movement)例如前后运动或者滚转运动。该移动可以与先前的估计状态输入组合以计算新的估计状态。具体地,相对于先前的估计状态,向前(或向后)移动可以转化为深度增加(或减小)。类似地,相对于先前的估计状态,差动滚转转化为滚转角的变化。这些测量允许对穿过管状网络的移动的估计。如上所述,这些估计可以被表示为概率分布(例如,由高斯分布表示的 40 ± 5 度的医疗器械的滚转角)。输出的估计状态被存储在估计状态数据存储装置985中。

[0137] 在一种实施方式中,在针对时间上的特定时刻的估计状态和分叉数据指示器械尖端处于分支点处或分支点附近的情况下,该移动测量可以包括对器械尖端被估计正在进入或已经进入的所估计的新分支的识别。例如,如果分叉数据指示内窥镜尖端位于分支点处,则可以测量俯仰和横摆移动以确定指向角度的变化,并且可以将新的估计角度与管状网络的3D模型中的不同分支的预期角度进行比较。随后可以确定当内窥镜移动到新分支中时内窥镜面向哪个分支。反映新位置、定向和/或分支进入的这些估计中的每一个的估计状态数据被输出至状态估计器980。

[0138] 图10D示出了根据一个示例的对象检测模块964的示例框图。对象检测模块964接收图像数据(例如,图像帧)作为输入,并将对象数据输出至对象数据存储装置1063以及将估计状态数据输出至估计状态数据存储装置985。对象数据指示关于哪些对象被识别的信息以及被表示为概率的对象的位置、定向和大小。

[0139] 具体地,对象检测模块964在图像内检测可以指示管状网络中的分支点的一个或更多个对象以及(一个或更多个)对象的一个或更多个特征,并且然后确定它们的位置、大小和定向。对象可以在对象检测模块964中被计算或表示为二维形状,例如所检测到的分支点的圆形/卵形/椭圆形。这对应于以下事实:用于捕获对象的图像数据是来自器械尖端上的通常沿着基本上平行于器械所位于的段的方向的轴线指向的摄像机的图像。因此,管状网络中的对象例如分支在图像中呈现为简单的形状例如椭圆形。在一种实施方式中,在管状网络内的给定图像中,每个分支通常将呈现为黑暗的近似椭圆形的区域,并且这些区域可以由处理器使用区域检测算法(例如最大稳定极值区域(MSER))自动检测为对象。然后这些区域可以用合适的自由参数(例如图像内的椭圆中心、主轴和副轴以及角度)被拟合以限定对象(例如,椭圆)。图像中的腔和模型腔之间的所识别的匹配和滚转测量结果也被输出至状态估计器980和拓扑推理模块966。参照图11A和图11B来描述被识别的对象叠加在支气管网络的图像上的示例以及连接它们的中心的连线。

[0140] 在一种实施方式中,“气道”也可以被识别为存在于图像数据中的对象。对象检测

模块964可以使用与其他技术组合的光反射强度来识别气道。

[0141] 对象检测模块964还可以跨一组顺序图像帧跟踪检测到的对象,以检测已经进入管状网络中的一组可能的分支中的哪个分支。跟踪对象在图像帧内的相对位置可以用于确定分支网络内的滚转角度的局部绝对测量结果。

[0142] 图10E示出了根据一种实施方式的对象映射模块965的示例框图。对象映射模块965接收来自3D模型数据存储装置940的3D模型数据、来自对象数据存储装置1063的对象数据(例如,所检测到的对象诸如表示管状网络中的可能的分支的形状)以及来自估计状态数据存储装置985的估计状态数据(先前的)作为输入。

[0143] 基于所接收到的输入数据,对象映射模块965将对象映射数据输出至对象映射数据存储装置1065并将基于图像的估计状态数据(当前的)输出至估计状态数据存储装置985。作为一个示例,对象映射数据指示在图像数据(基于所检测到的对象)中示出的物理分支(腔)与由3D模型生成的虚拟分支信息之间的映射信息。由模块965生成的估计状态数据(当前的)包括图像内可见的管状网络的每个分支的识别以及内窥镜尖端相对于3D模型的滚转的估计。如上所述,估计状态数据(当前的)可以被表示为概率分布。可见腔的识别可以包括例如基于与3D模型虚拟图像数据相关的对象大小以及每个所识别的腔位置与管状网络的特定分支的关联的图像内的每个所识别的腔的中心的x和y坐标。

[0144] 在一些实施方式中,由于在内窥镜检查过程之前生成3D模型,所以可以预先计算管状网络的虚拟图像以加速处理。在未示出的替代实施方式中,管状网络可以由诸如腔中线的树状图的结构来表示,其中每个这样的中线描述3D路径,使得如从任何任意视角看到的局部分支中心的预期位置可以基于EM数据和/或机器人数据与识别到的分支中心的实际位置相比较。

[0145] 图11A和图11B示出了根据一种实施方式的由对象映射模块965执行的示例对象至腔映射。更具体地,图11A示出根据一种实施方式的叠加在支气管网络1105的图像上的两个示例识别到的对象1101和1102以及连接这两个对象的中心的连线1103。在所示出的示例中,识别到的对象1101和1102是椭圆形的。

[0146] 图11B示出了根据一种实施方式的真实支气管网络的实际图像1110中的气道腔与来自同一网络的3D模型的对应虚拟图像1120之间的匹配。在实际图像1110中,识别到与两个不同分支对应的椭圆,以识别中心1111和1112定位,在一种实施方式中,其指示如上面在图6A和图6B中描述的分支的中心线坐标。3D模型虚拟图像1120是实际图像1110中示出的真实支气管网络的模拟表示,并且与识别中心1111和1112的位置对应地示出了如由状态估计器980确定的内窥镜尖端的估计中心1121和1122。

[0147] 如果图像1110和1120两者均经由用户界面呈现给用户,则3D模型图像1120可以被旋转或平移以增加实际图像1110和虚拟图像1120之间的拟合的紧密度,并且旋转或平移所需要的滚转量可以被输出作为对当前估计状态(例如,器械尖端的滚转)的校正。

[0148] 在一种实施方式中,施加于如由对象映射模块965生成的可能估计状态的概率基于在实际图像1110中检测到的识别中心1111和1112与3D模型图像1120中的估计中心1121和1122之间的拟合的紧密度,并且作为一个示例,当估计中心1122与识别中心1112之间的距离增加时,处于具有识别中心1112的腔中的概率下降。

[0149] 图10F示出了根据一种实施方式的拓扑推理模块966的示例框图。拓扑推理模块

966接收来自3D模型数据存储装置940的3D模型数据中的图像数据、来自对象映射数据存储装置1065的对象映射数据和来自估计状态数据存储装置985的估计状态数据(先前的)作为输入。

[0150] 基于所接收到的数据,拓扑推理模块966确定内窥镜尖端面向哪个分支,由此产生对如果内窥镜向前移动则将进入哪个分支的预测。如上所述,可以将该确定表示为概率分布。在一种实施方式中,当器械尖端正在向前移动时,拓扑推理模块966确定已进入管状网络的新分支并且识别尖端已经移动到哪个分支中。例如,可以通过比较不同的识别到的对象(例如,椭圆)的相对大小和位置来确定正面对哪个分支以及进入哪个段。作为一个示例,当进入特定腔分支时,相应的检测到的对象将在连续的图像帧中变大,并且在这些帧中也将变得更加集中。如果这是针对对象之一识别的行为,则随着内窥镜尖端朝向与该对象相关联的腔移动,拓扑推理模块966将越来越大的概率分配给相应的估计状态。其他分支相应地被分配较低的概率,直到最终它们的对象形状从图像中完全消失为止。在一种实施方式中,医疗器械在这些分支中的概率仅取决于分支被对象映射模块964错误识别的概率。拓扑推理模块966的输出是以下基于图像的估计状态数据,其表示位于分支网络内的一组可能的分支中的每个分支的估计概率。

[0151] VI.B.2.III. 基于机器人的算法模块

[0152] 基于机器人的算法模块970使用机器人数据向状态估计器980提供基于机器人的估计状态数据。图9B示出了基于机器人的算法模块970接收估计状态数据(先前的)并向状态估计器980提供估计状态数据(当前的)。机器人数据包括与医疗器械或医疗器械的一部分(例如,器械尖端)在管状网络内的物理移动有关的数据。示例机器人数据包括:指示器械尖端到达特定解剖部位和/或改变其在管状网络内的定向(例如,利用导杆和护套中的一者或两者的特定俯仰、滚转、横摆、插入和回缩)的命令数据、表示医疗器械的一部分(例如,器械尖端或护套)的插入移动的插入数据、IDM数据和表示医疗器械的长形构件的机械移动(例如内窥镜的驱动医疗器械在管状网络内的实际移动的一个或更多个拉线、腱或轴的运动)的机械数据。

[0153] 虽然在理想系统中,给予IDM以控制器械尖端的具体输入的俯仰、滚转、横摆、插入和回缩命令将导致器械尖端的运动精确地按照输入变化,但实际上通常不是这种情况。系统中的摩擦、器械运动的非线性、堵塞和其他影响会导致输入运动与输出运动不同。因此,由原始机器人输入数据提供的估计状态数据只是对实际运动的估计。根据以上算法,根据机器人数据确定的估计状态数据可以以概率方式被表示,以表示实际位置信息中的这种不确定性。

[0154] VI.C. 概率分布生成

[0155] 图12示出了根据一种实施方式的如可以由上述任何单独的算法模块执行的对于多个值生成概率分布以确定估计状态的示例过程。为了示例起见,该过程相对于估计状态模块980被描述,但实际上可以由任何算法模块使用。

[0156] 在图12中,示出了贝叶斯估计方法的过程,并且在未示出的替代实施方式中,也可以采用其他生成概率分布的方法。如图12所示,状态估计器980首先确定1201估计状态的先验概率分布。作为该阶段,该概率分布可以是基于例如识别分支网络的进入点附近的起始点的用户输入的初始化值分布。随后,分布根据其先前的输出状态估计来确定,基于机器

人、图像或EM输入数据被调整。

[0157] 例如,如果手术机器人系统100命令将内窥镜尖端向前移动一定距离,例如1mm,则与先前的概率分布相比,新的或更新的概率分布可以被估计为向前居中1mm。更一般地,如果机器人命令期望将变量x改变一定量,其由期望的值变化分布Q(Ax)表示,则新的估计分布P'(x)可以被表示为先前的分布P(x)与Q(Ax)的卷积。这个新的估计状态被视为后续步骤的变量的先验概率估计。

[0158] 在接下来的步骤1202中,状态估计器980基于一个或更多个算法模块接收估计状态的估计值分布。例如,该值分布可以以各种方式例如期望值和误差范围来表示,或者被表示为关于值的显式分布函数。在任何情况下,值分布隐含地或显式地包含变量的期望值和误差范围的某种估计。在一些情况下,仅发送期望值,并且误差范围由状态估计器980使用可靠性的预先校准的值或过去的性能的记录来确定。在一种实施方式中,当使用期望值和误差范围时,状态估计器980可以将估计值分布视为平均值在期望值处且标准偏差由误差范围确定的正态分布。在离散变量或离散状态如分支标识的情况下,估计值分布通常将包括分配给一个或更多个分支中的每个分支的一个或更多个概率值,使得总概率和为1(或100%)。在某些情况下,可能不会给某些分支分配显式概率,并且总概率可能小于1,在这种情况下,其余概率可以被视为对于所有其他分支均匀分布。

[0159] 在步骤1203中,状态估计器980基于从步骤1202接收到的估计值分布和由步骤1201确定的先验概率分布来生成后验概率分布。作为一个示例,该后验概率分布被计算为贝叶斯定理的应用,贝叶斯定理规定:对于观测结果A,具有值x的变量的后验概率P(x|A)由

等式 $P(x|A) = \frac{P(A|x)P(x)}{P(A)}$ 给出,其中,P(x|A)是假定x为真时观测A的概率,P(x)是x为真的先验概率,并且P(A)是无论x为真还是为假时观测A的先验概率。

[0160] 状态估计器980根据在步骤1201和1202期间生成的输入以及根据一组可能的观测结果的基本模型来确定量P(x)、P(A)和P(A|x)中的每一个。例如,可以简单地从在步骤1201中确定的值中读取表示x的先验概率的P(A)。同样,可以从在步骤1202中确定的函数中读取P(A|x)。P(A)可以被设置为表示A的可能的值的数目的常数。例如,当估计在遇到又分成某一数目(例如,10个)的分支时内窥镜尖端位于什么分支中的离散概率分布时,观测尖端在任何给定分支中的概率P(A)可以被设置为1/10。可替代地,模型可以被实现为可变地对可能的观测结果A进行加权,例如,在分支大小变化的情况下,P(A)可以被设置成与分支A的大小除以所有分支大小的总和成比例,表示以下概念:随机放置的尖端更有可能在大分支中而不是在小分支中找到。对于连续分布例如滚转角、深度或定向,P(A)将是关于所有可能的观测结果A的概率密度函数。例如,如果滚转角从0弧度变化到2π弧度,则对于A的所有值可以将P(A)设置成 $1/(2\pi)$ 以表示任何滚转角被观测到的同等可能的概率密度。更一般地,假定P(x)作为对x的概率的估计,P(A)将由公式 $P(A) = P(A|x)P(x) + P(A|\sim x)P(\sim x)$ 给出,其中, $\sim x$ 表示“非x”。

[0161] 在一种实施方式中,步骤1203的结果是变量/状态的值的新的概率分布。在一种实施方式中,当多个独立测量结果中的每个测量结果涉及给定变量时,可以通过将步骤1203的输出作为步骤1201的输入并且使用每个新的测量结果作为步骤1202的估计值分布来依次调整多个独立测量结果。这对于测量结果产生循环1205。可替代地,步骤1202可以合并多

个独立的估计值分布,其可以使用对多个测量结果的贝叶斯条件更新在步骤1203中被组合成单个更新的估计。

[0162] 例如,如果正在测量差动移动,则运动估计模块963可以采用方法1200,方法1200具有以下过程:对于移动量(例如,基于机器人数据的预期移动范围)采用步骤1201的先验概率分布,在步骤1202中对于差动移动测量结果接收估计值分布,并且在步骤1203中生成后验概率分布以估计移动的实际值。然后可以将该输出与先前估计的变量值(来自先前的估计状态)进行卷积,以生成状态的多个值的后验概率分布。在一些实施方式中,一旦所有测量结果已被合并到更新的概率分布中,则在步骤1204中报告该新的概率分布。可以并行地应用过程1200以生成多个变量(状态)的新的概率分布,例如位置、定向、滚转、深度和/或分支。每个这样的过程的步骤1204的输出可以被组合在一起,以生成表示运动估计模块963的输出的新的估计状态(E)1202。

[0163] VI.D. 错误纠正

[0164] 在一些实施方式中,即使当某个输入数据不可用时,导航模块905也允许估计变量。例如,在EM系统的配准之前,状态估计器980忽略分支选择模块954的输出。尽管如此,表示位置和/或定向的状态(例如,尖端插入深度)仍然可以基于可用的输入数据如机器人输入数据来估计。每当器械尖端被命令更深地移入分支网络中时,基于这个估计的移动可以更新尖端插入深度的估计状态。因此,在配准之前,可以基于机器人数据来估计尖端插入深度,而在配准之后,可以基于来自分支选择模块954的数据而且还部分地基于机器人数据利用加权函数来估计深度。

[0165] 存在基于上面介绍的很多可能的独立测量结果过度确定/过度拟合器械的位置估计的可能性,独立测量结果包括诸如基于对象的图像跟踪、光流的局部测量结果、诸如EM跟踪的全局测量结果以及基于机器人输入数据的测量结果。因此,分支网络内的估计位置的准确度可以大于仅使用模块中的任一模块进行的估计的准确度。此外,在一些实施方式中,导航配置系统900展示了通过使用来自一个模块的与来自另一模块的测量结果相抵触的测量结果而从错误恢复的能力,从而允许系统关于先前做出的确定“改变主意”。下面参照图13更全面地描述如何可以纠正错误的示例。

[0166] 图13示出了根据一种实施方式的如何通过导航配置系统900对穿过管状网络的导航纠正错误的示例。在图13中,在以下四个不同时间段处示出了具有估计状态的支气管树1300的简化模型:状态1310、1320、1330和1340。对于每个时间段,示出了用于导航的器械尖端的估计位置(分别为1312、1322、1332和1342),并且还示出了尖端的相应实际位置(分别为1311、1321、1331和1341)。在一种实施方式中,在这四个阶段期间随着时间推移,估计状态的准确度(基于基础概率和置信度)可以变化,例如,估计状态可以首先开始准确,然后变得不准确,并且然后再次变得准确。

[0167] 如图13所示,最初,在状态1310下,尖端的实际位置为1311,在支气管树1300的上分支处,并且导航配置系统900将该位置准确估计为估计位置1312。然而,当尖端进入两个分支中的靠近实际位置1311的一个分支时,系统900内的一个或更多个模块可能基于由算法模块中的一个或更多个提供的概率错误地识别分支,导致当尖端实际上进入右分支1346时系统推断出该尖端进入左分支1345。例如,状态估计器980最初分配80%的机会在左分支中和20%的机会在右分支中。

[0168] 然而,随着内窥镜尖端沿着右分支1346向下行进到状态1320,估计位置1322将与实际位置1321在空间上越来越不同。在一种实施方式中,分支选择模块954因此可以基于由基础模块提供的概率的变化越来越自信地报告尖端有可能在右分支1346中。因此,状态估计器980的合计的概率估计也可能变化,由此导致处于右分支1346中的概率增加而处于左分支1345中的概率相应降低。

[0169] 系统900可以前进到状态1330,在状态1330下,尖端位于实际位置1331处,到达三个分支的叉分处。然而,在这个时间点,状态估计器980仍然可能估计最可能的状态是在估计位置1332处。

[0170] 在状态1340下,基于3D模型,状态估计器980可以预期到下一分支叉分之前的特定距离,在本示例中为双路叉分,而不是三路分支叉分。在这种情况下,分支选择模块954和对象映射模块964两者均可以强有力地估计尖端位于右侧所示的分支中,这进一步强有力地调整了处于左分支和右分支中的概率,导致将尖端位置几乎确定地分配给正确的分支,在此为右分支1346。

[0171] 因此,在状态1340下,状态估计器980正确地估计器械尖端在估计位置1342处,非常靠近其实际位置1341。如果内窥镜沿着用户期望的路径,则系统900现在可以继续确定接下来要进入三路分支叉分中的哪个分支。可替代地,用户可以回溯(backtrack)以沿着支气管树1300的左腔向下行进。在一些实施方式中,在显示器上向用户显示该更新的估计,使得用户可以感知到先前的估计是错误的,并且该错误现在已经得到纠正。

[0172] VII. 导航准备的术前路径规划

[0173] 到患者身体的管状网络中的特定点的导航需要在术前采取某些步骤以便生成创建管状网络的3D模型和确定管状网络内的导航路径所需的信息。图14A至图14C示出了根据各种实施方式的用于手术器械(例如,器械尖端)准备导航穿过示例管状网络的示例术前步骤。

[0174] 图14A示出了根据一种实施方式的用于将器械尖端导航至管状网络内的特定部位的方法1400的示例术前操作序列。在方法1400的每个步骤旁边,示出了相应图像以说明用于规划路径和导航穿过管状网络的所涉及的数据的表示。

[0175] 首先,在步骤1405中,获得管状网络的CT扫描,并且来自CT扫描的数据提供关于管状网络的结构和连接性的3D信息。例如,步骤1405中的图像示出了患者肺部的层析成像切片。

[0176] 在步骤1410中,基于所获得的CT扫描数据生成3D模型,并且所生成的3D模型可以用于为管状网络的每个分支分配唯一标识,从而实现网络内的便捷导航。例如,步骤1410中的图像示出了患者的支气管网络的3D模型。

[0177] 在步骤1415中,选择目标1416,并且该目标可以是例如要活检的病变或要手术修复的器官组织的一部分。在一种实施方式中,用户能够通过与能够显示3D模型的计算机显示器连接(例如通过用鼠标点击或触摸触摸屏)来选择目标的位置。然后可以向用户显示所选择的目标。例如,目标1416被标记在由步骤1410生成的3D支气管模型内。

[0178] 在步骤1420中,从进入点1422到目标1416自动规划路径1421,并且路径1421识别网络内的要遍历的分支序列,以便到达目标1416。在一种实施方式中,管状网络可以是树状的,路径1421可以由管状网络的结构唯一确定,而在另一种实施方式中,管状网络可以是循

环的，并且路径可以通过适当的算法例如最短路径算法来找到。

[0179] 一旦已经确定了路径1421，则可以执行虚拟内窥镜1425以向用户提供内窥镜检查过程的预览。由步骤1410生成的3D模型用于在导航与3D模型对应的网络时生成如同由内窥镜尖端看到的2D图像的序列。路径1421可以被显示为曲线，可以遵循该曲线从进入点1422到达目标1416。

[0180] 一旦虚拟内窥镜尖端已经到达目标1416，则可以执行虚拟工具对准过程1430以向用户说明如何操纵内窥镜工具，以便在目标处执行手术过程。例如，在图示中，用户操纵虚拟内窥镜活检针1431，以便对位于支气管导管表面下方的病变1432进行活检。突出显示病变位置，使得用户可以使针与其对准，并且然后使用针刺穿支气管导管的表面并进入下方的病变。这模仿了在实际手术过程中将要采取的步骤，允许用户在进行手术前进行练习。

[0181] 图14B示出了根据一种实施方式的用于导航手术器械穿过管状网络的示例用户界面1434。用户界面1434允许用户在内窥镜检查过程期间具有管状网络的各种视图。除了来自成像设备（例如，内窥镜摄像机）的实时视图之外，用户界面1434可以向用户示出各种导航视图。例如，内窥镜尖端的位置可以叠加在CT扫描1435的层析成像片段上，其中标记（例如，十字线1436）示出了器械的位置。在这种情况下，CT图像为患者的肺部，而所使用的内窥镜为支气管镜。

[0182] 在图14B中，用户界面1434还示出了表示具有突出显示的路径1441的3D模型的视图1440以及示出了内窥镜位置1442和目标位置1443的图标。对于实现特征作为映射平移和缩放的用户界面控件，在视图1440中还示出了一些另外的图标1444。

[0183] 视图1445示出了从尖端的估计位置观看的虚拟内窥镜视图，可以将该虚拟内窥镜视图与实时视图进行比较以确认已经准确地估计了尖端位置。在视图1446中还示出了用于辅助导航的路径指示符1446和位置/定向指示符1447。左上方示出了由状态估计器980确定的状态信息1448，指示到目标“t1”的当前距离为5.4cm，并且所计算的滚转角为-139度。

[0184] 视图1450示出了从“第三人”视点到内窥镜尖端的后部所显示的内窥镜轴1451的虚拟视图。可以通过假定内窥镜轴沿着尖端已经穿过的路径平卧（lie）来生成虚拟视图，并且基于所选视点附近的3D模型生成周围区域的视图。可替代地，视图可以根据在过程中较早穿过该区域时拍摄的图像生成。在替代实施方式中，虚拟视点可以在内窥镜尖端位置之前突出，以显示下一个分叉。该视图还可以突出显示预期路径，以提前通知用户当内窥镜尖端到达下一个分叉处时要转向哪条路。

[0185] 图14C示出了根据一种实施方式的在内窥镜检查过程期间用于工具对准和控制的示例用户界面1480。视图1455示出了在过程中的比视图1435稍晚的阶段下的层析成像视图，在该视图中内窥镜尖端靠近目标并且内窥镜工具—在这种情况下为活检针—已经从内窥镜的工作通道部署。十字线1436突出显示尖端的新位置。由于图像中的支气管镜深入患者的肺部中，层析成像切片已经变成显示更深的横截面片段。定位内窥镜尖端的图标已被指示针的位置和定向的图标替换。视图1460示出了在目标位置1443和表示活检针的工具图标1461周围放大的3D模型的映射视图。要施加活检针的活检位置1466位于目标1443处。如该视图所示，内窥镜尖端已经被导航至几乎路径1441的末端，以到达足够接近目标位置1443的位置，使得针可以到达活检位置1466。

[0186] 视图1465示出了目标位置1443附近的虚拟视图，突出显示活检位置1466以帮助用

户使针被插入何处来收集组织以供活检精确地可视化。其他信息，例如目标大小和到目标的距离可以选择性地叠加在图像上。

[0187] 视图1670示出了叠加在患者肺部的层析成像图像上的表示活检针的3D图标1471的特写视图。器械的滚转由3D图标1471的后部上的多色图案1475指示。如从状态信息1473看出的，该特定定向表示0度滚转，并且针距离活检位置1466当前为4mm。显示路径1474，其示出了针应当如何定向和移动以便接触活检位置1466。

[0188] VIII. 导航配置系统的机器配置

[0189] 更一般地，本文中公开的导航和跟踪技术可以用适当配置的计算机系统来执行。计算机系统内的处理器可以包括处理电子信号的一个或更多个部件，并且可以包括中央处理器单元、视频处理器、逻辑电路系统、门阵列逻辑、现场可编程门阵列、集成电路或专用集成电路中的一个或更多个。计算机系统包括中央处理单元(CPU，在本文中也为“处理器”和“计算机处理器”)，其可以是单核或多核处理器或者用于并行处理的多个处理器。CPU可以执行一系列机器可读指令，所述机器可读指令可以用程序或软件来体现。指令可以存储在存储器位置中。由CPU执行的操作的示例可以包括提取(fetch)、解码、执行和回写。CPU可以是电路例如集成电路的一部分。系统的一个或更多个其他部件可以包括在电路中。在一些情况下，电路包括专用集成电路(ASIC)。

[0190] 计算机系统还可以包括存储器或存储器位置(例如，随机存取存储器、只读存储器、快闪存储器)、电子存储单元(例如，硬盘)、用于与一个或更多个其他系统进行通信的通信接口(例如，网络适配器)以及诸如高速缓存、其他存储器、数据存储和/或电子显示适配器的外围设备中的一个或更多个。存储器、存储单元、接口和外围设备通过通信总线例如主板与CPU进行通信。

[0191] 存储单元可以是用于存储数据的数据存储单元(或数据储存库)。计算机系统可以借助于通信接口操作上耦接至计算机网络(“网络”)。网络可以是因特网、互联网和/或外联网、或者与因特网通信的内联网和/或外联网。在一些情况下，网络为远程通信和/或数据网络，并且可以包括一个或更多个计算机服务器。存储单元可以存储文件例如驱动程序、库和所保存的程序。存储单元可以存储用户数据，例如，用户偏好和用户程序。在一些情况下，计算机系统可以包括在计算机系统外部(例如位于通过内联网或因特网与计算机系统通信的远程服务器上)的一个或更多个另外的数据存储单元。

[0192] 如本文中描述的方法可以通过存储在计算机系统的电子存储位置诸如在例如存储器或电子存储单元上的机器(例如，计算机处理器)可执行代码来实现。机器可执行代码或机器可读代码可以以软件的形式来提供。在使用期间，代码可以由处理器执行。在一些情况下，可以从存储单元中检索代码并将其存储在存储器上以供处理器随时访问。在一些情况下，可以排除电子存储单元，而机器可执行指令被存储在存储器中。

[0193] 代码可以被预编译，并被配置成与具有适于执行代码的处理器的机器一起使用，或者可以在运行期间被编译。代码可以用编程语言提供，可以选择编程语言以使代码能够以预编译或编译的方式来执行。

[0194] 本公开内容的方法和系统可以通过一种或更多种方法来实现。方法可以用如本文中所描述的处理器来实现，例如通过一个或更多个计算机处理器执行时的软件。

[0195] IX. 另外的考虑

[0196] 至少在以下项中进一步示出和描述了手术机器人系统1100、手术机器人系统1200以及包括上述部件的其他手术机器人系统的替代视图和实施方式:2015年5月15日提交的第62/162,486号美国临时申请、2015年5月15日提交的第62/162,467号美国临时申请、2015年7月17日提交的第62/193,604号美国临时申请、2015年8月5日提交的第62/201,518号美国临时申请、2015年8月11日提交的第62/203,530号美国临时申请、以及2015年9月30日提交的第62/235,394号美国临时申请。

[0197] 在阅读本公开内容时,本领域中技术人员通过本文中公开的原理还将理解另外的替代结构设计和功能设计。因而,虽然已经示出和描述了特定实施方式和应用,但应当理解的是,所公开的实施方式不限于本文所公开的精确构造和部件。在不偏离所附权利要求中限定的精神和范围的情况下,可以对本文中公开的方法和装置的布置、操作和细节做出对本领域技术人员来说显见的各种修改、变化和变型。

[0198] 如本文中所使用的,对“一种实施方式”或“实施方式”的任何提及意味着结合该实施方式描述的特定元件、特征、结构或特性被包括在至少一种实施方式中。说明书中各处出现的短语“在一种实施方式中”并不一定都指代相同的实施方式。

[0199] 一些实施方式可以使用表达“耦接”和“连接”以及其派生词来描述。例如,一些实施方式可以使用术语“耦接”来描述,以指示两个或更多个元件处于直接物理或电接触。然而,术语“耦接”也可以表示两个或更多个元件彼此不直接接触,但仍然彼此协作或相互作用。除非另外明确说明,否则实施方式在该上下文中不受限制。

[0200] 如本文中所使用的,术语“包括 (comprises)”、“包括 (comprising)”、“包含 (includes)”、“包含 (including)”、“具有 (has)”、“具有 (having)”或其任何其他变型旨在涵盖非排他性的包含。例如,包括元件列表的过程、方法、物品或装置不一定仅限于那些元件,而是可以包括没有明确列出的或此类过程、方法、物品或装置所固有的其他元件。此外,除非有明确相反说明,否则“或”是指包含性的而非排他性的。例如,条件A或B可由下列任一情况满足:A为真(或存在)且B为假(或不存在)、A为假(或不存在)且B为真(或存在)、以及A和B两者均为真(或存在)。

[0201] 另外,采用“一个 (a)”或“一个 (an)”的使用来描述本文中的实施方式的元件和部件。这仅仅是为了方便并给出本发明的一般意义。该描述应该被理解为包括一个或至少一个,并且单数也包括复数,除非其明显表示另外含义。

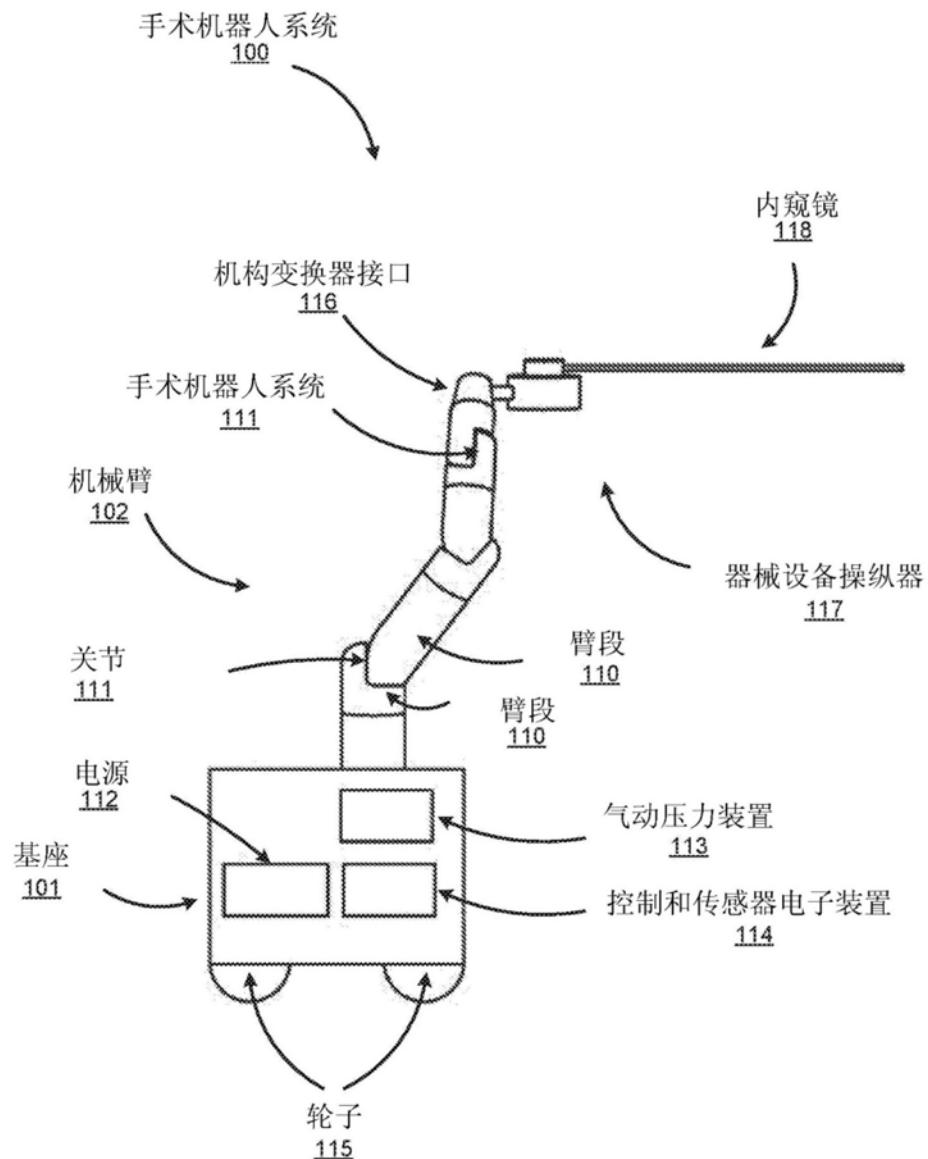


图1A

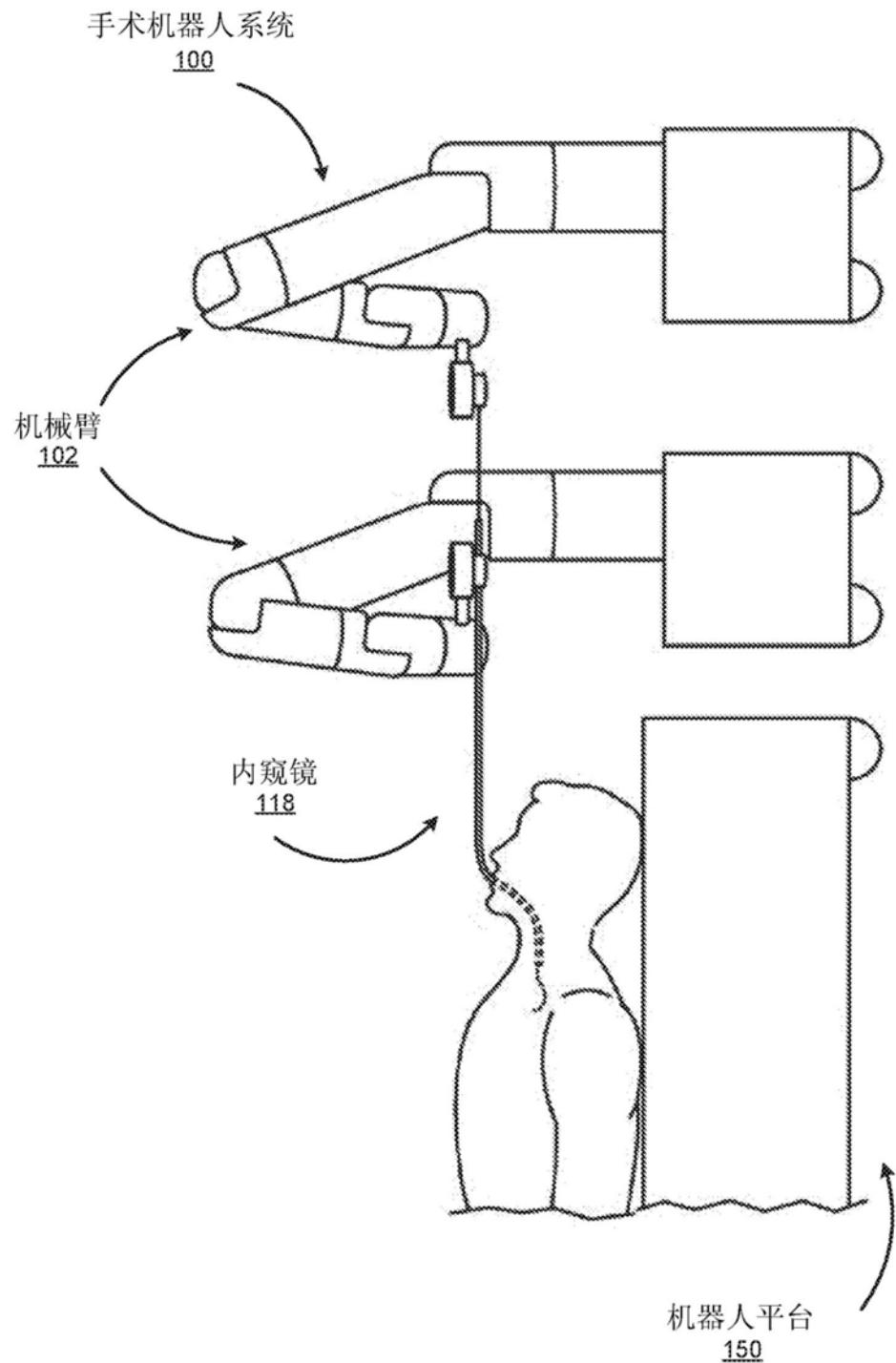


图1B

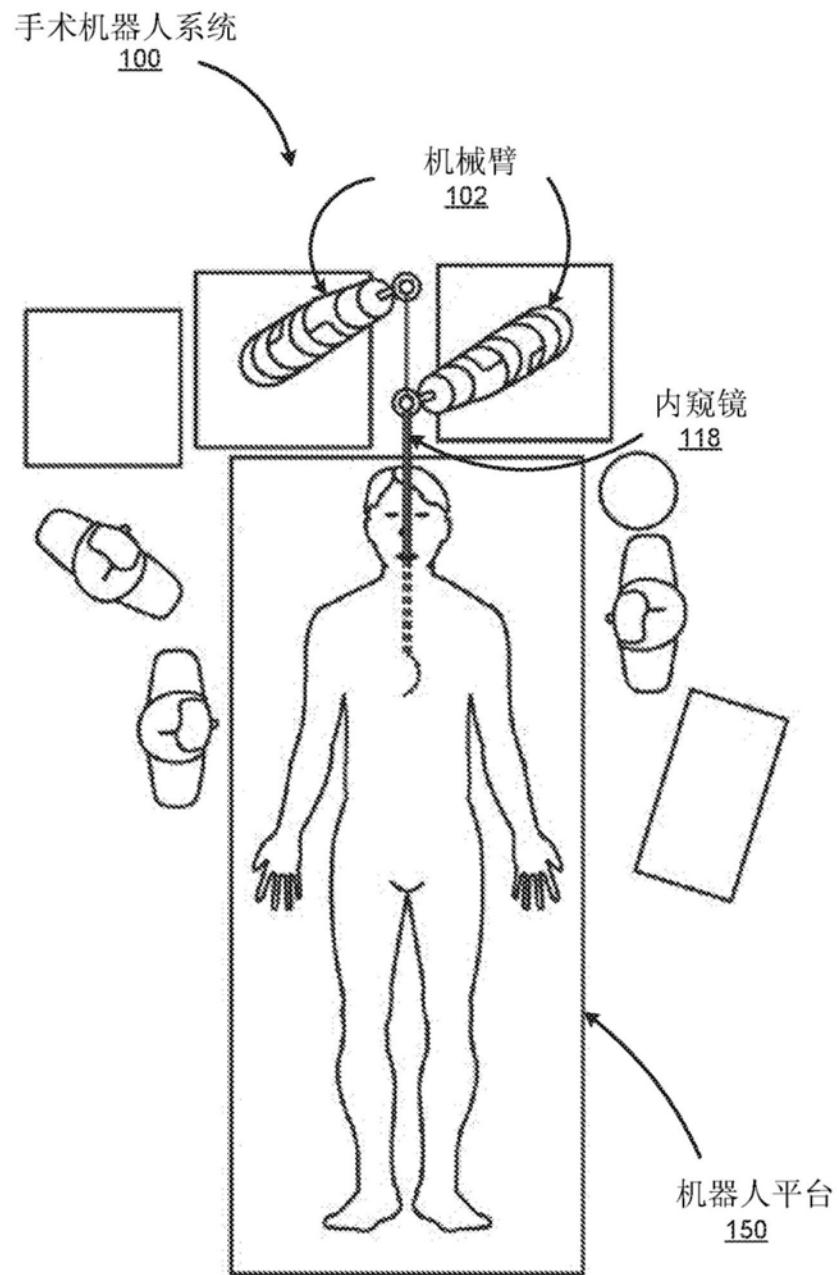


图1C

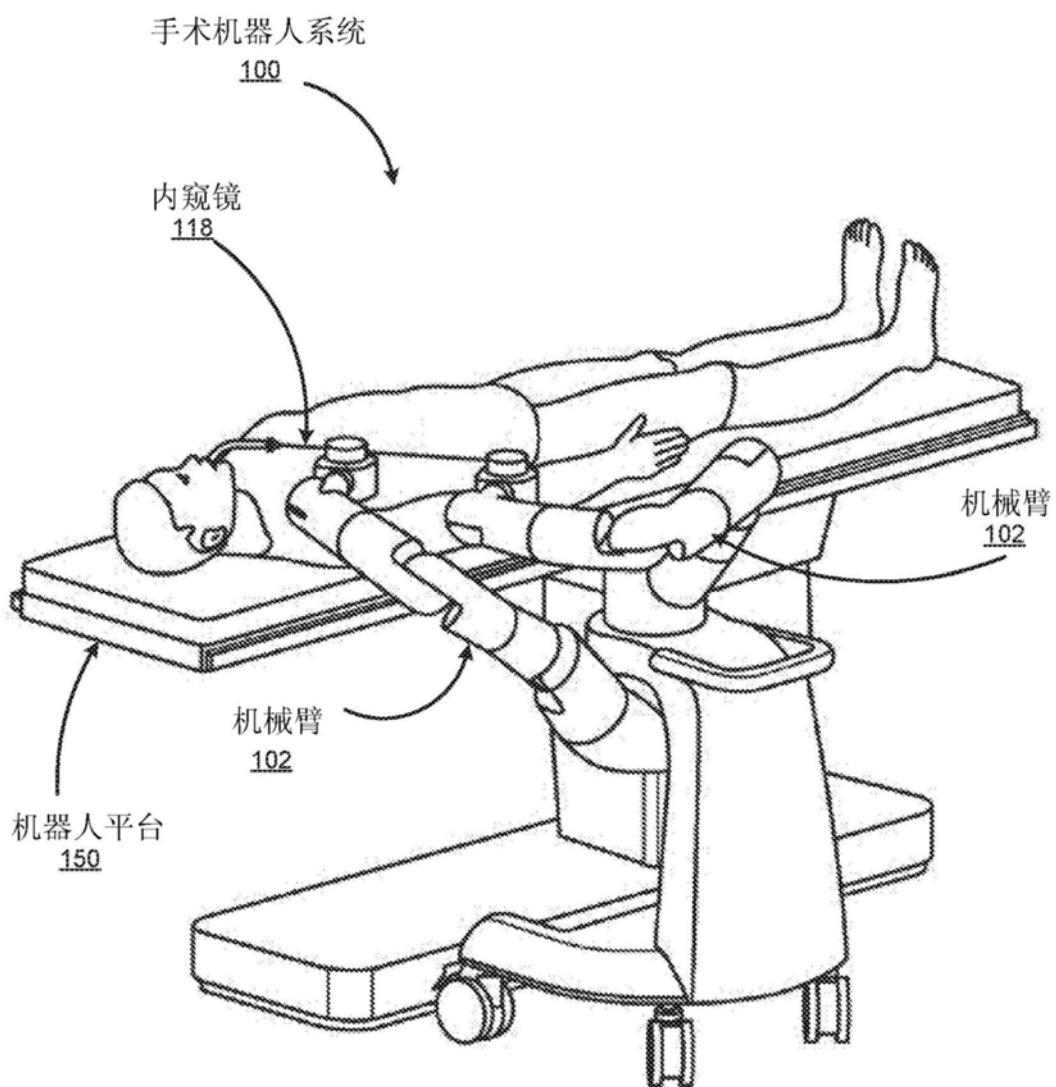


图1D

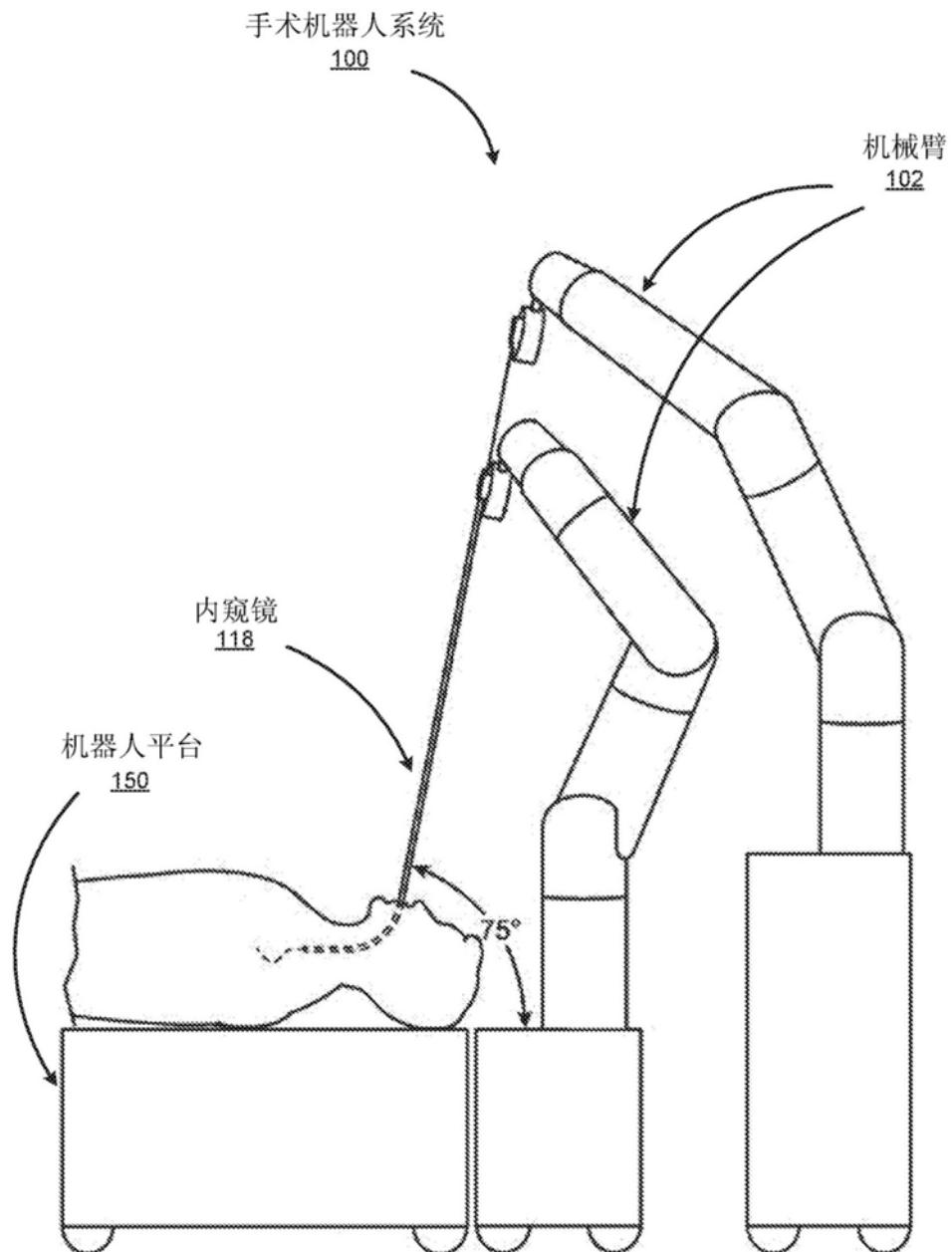


图1E

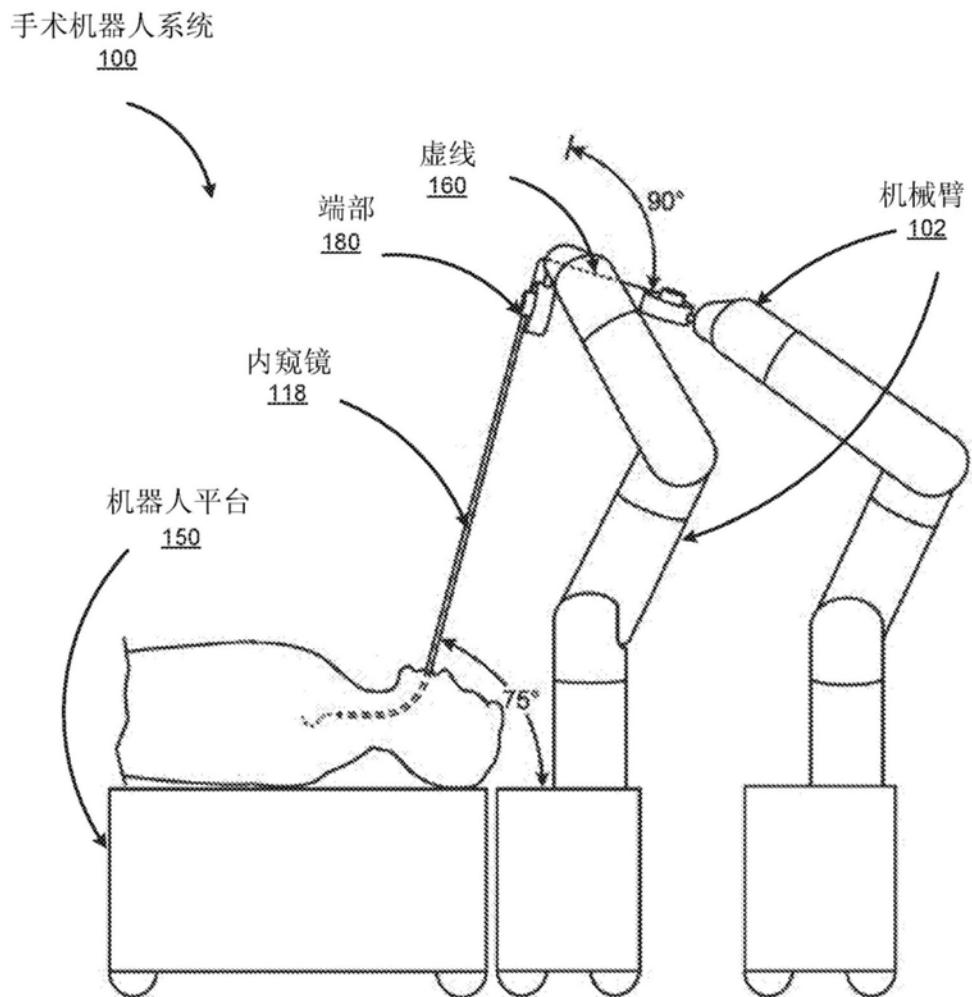


图1F

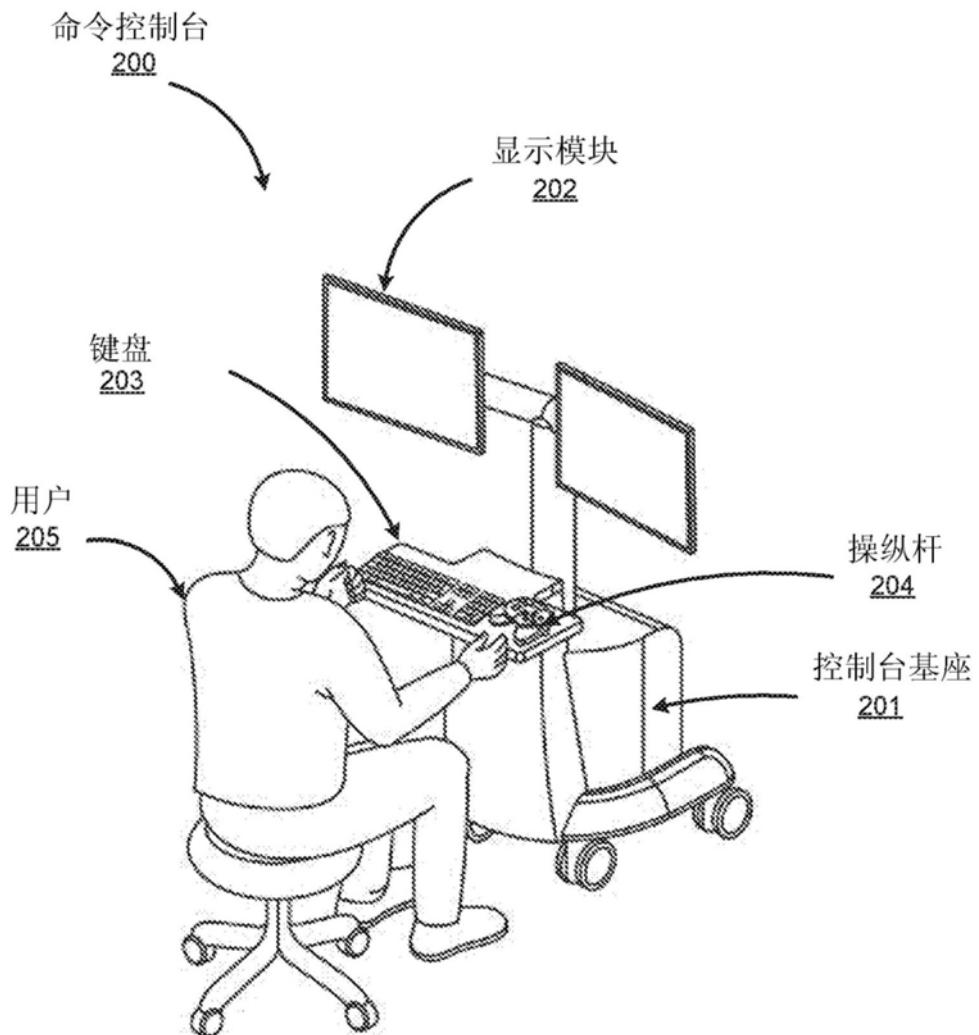


图2

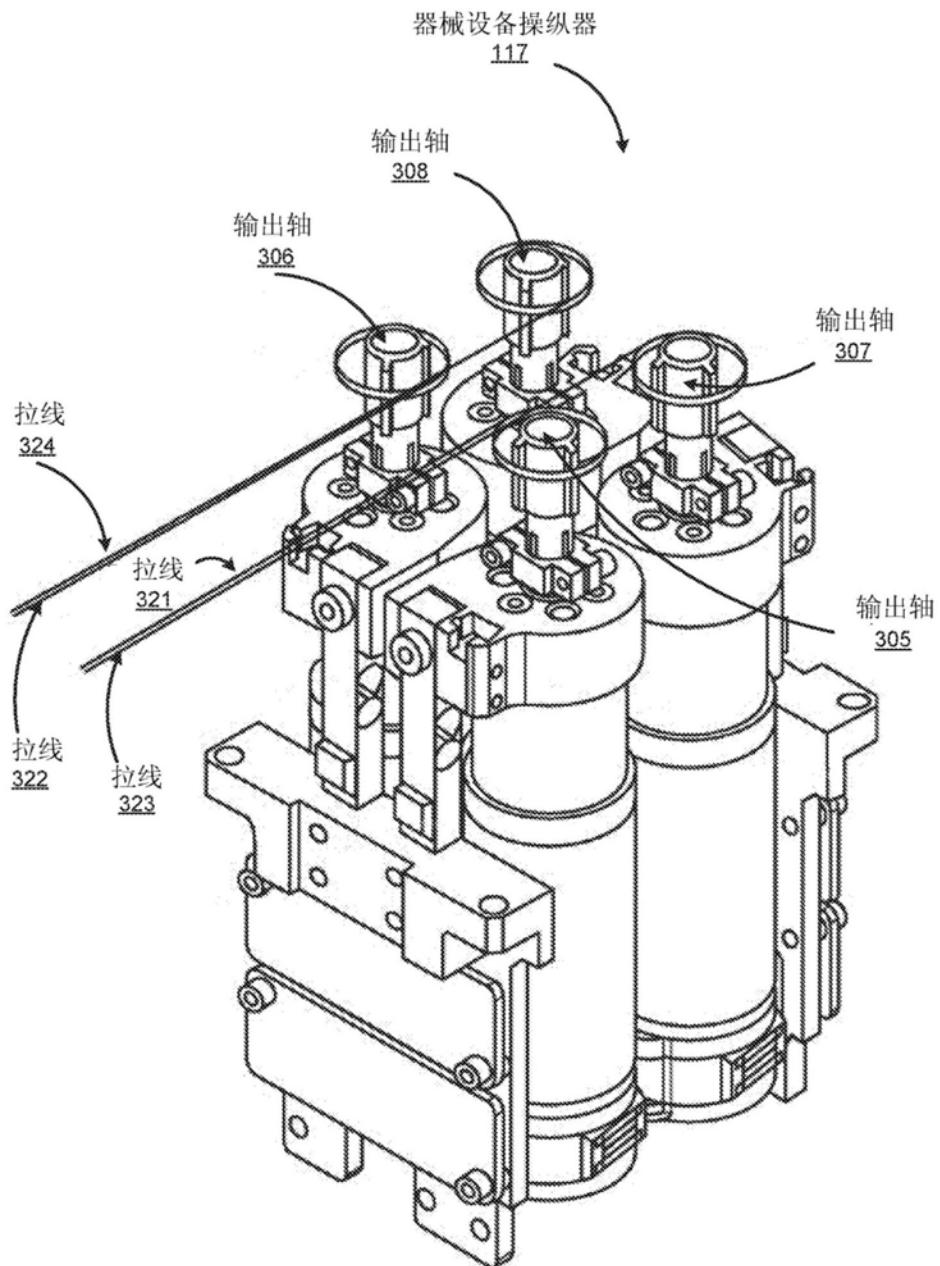


图3A

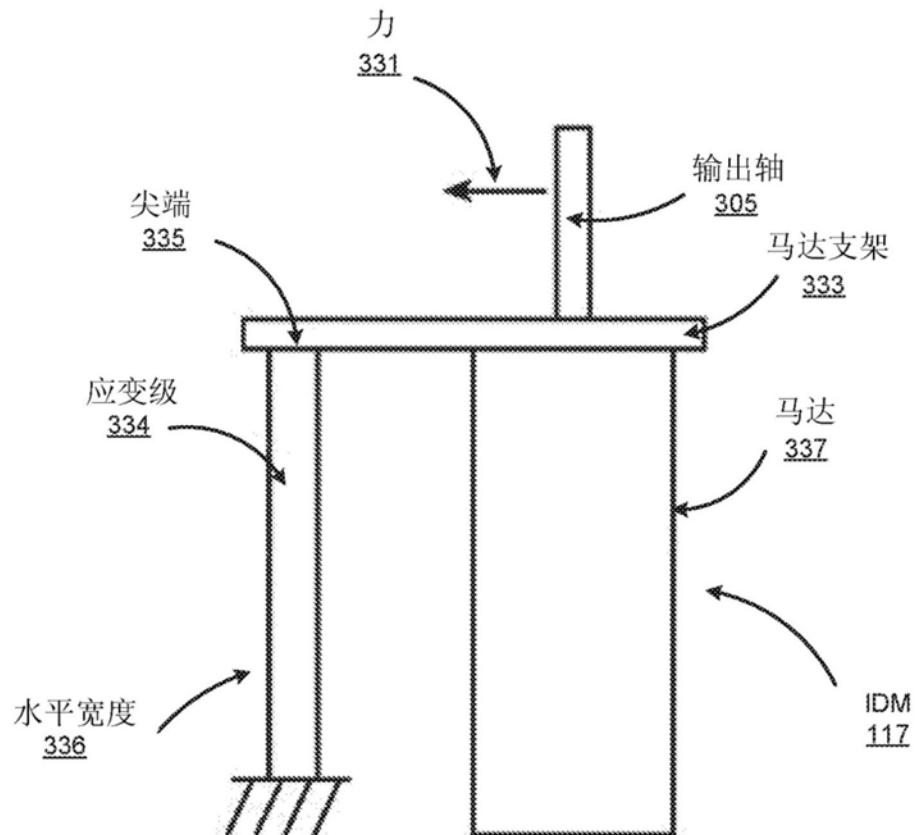


图3B

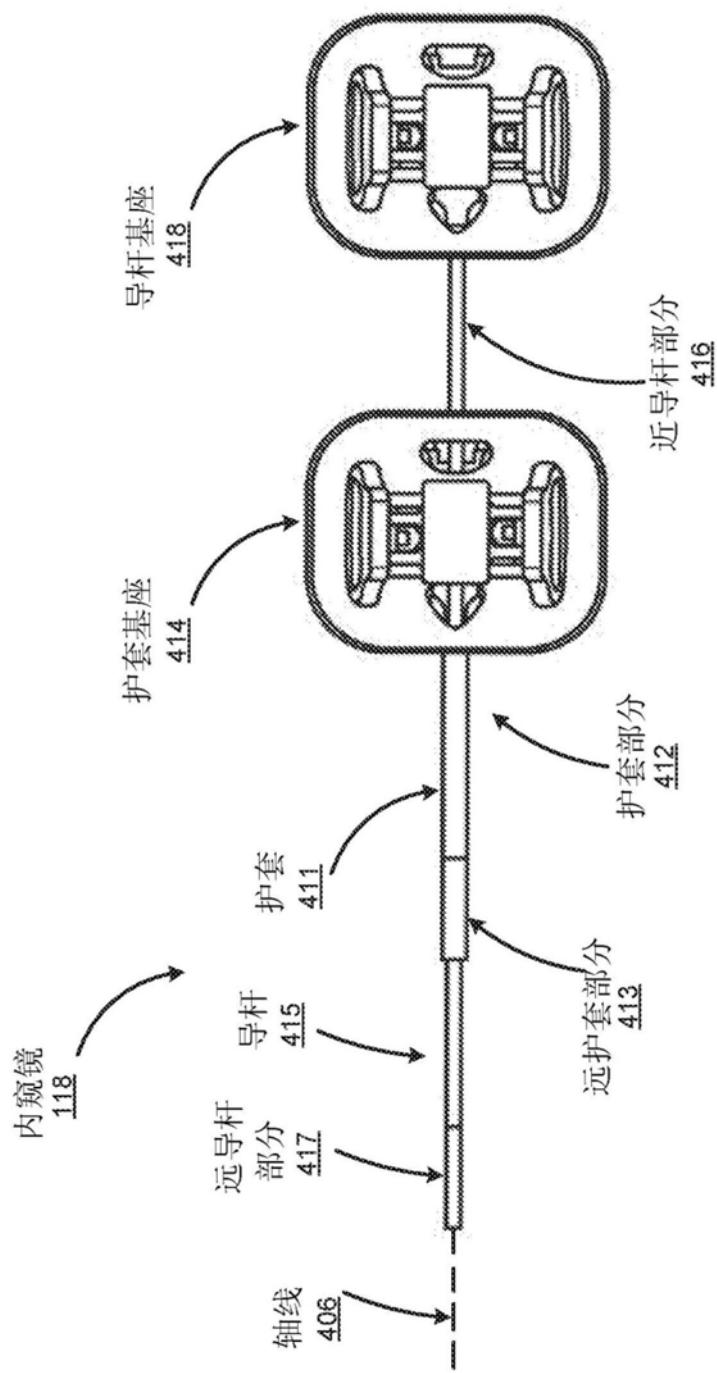


图4A

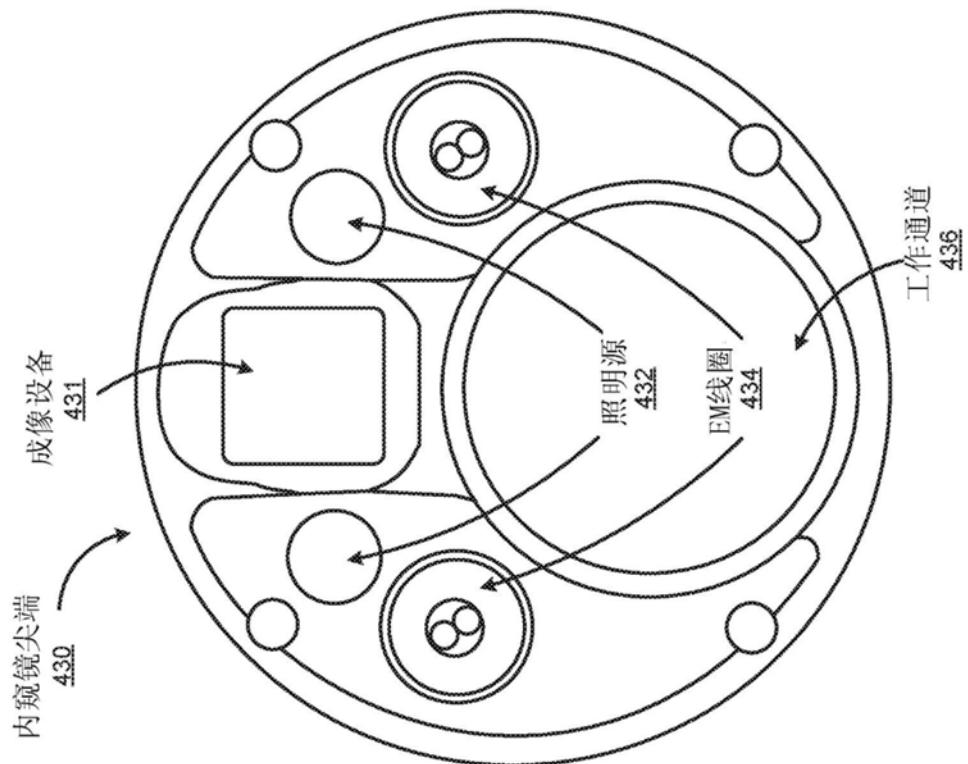


图4B

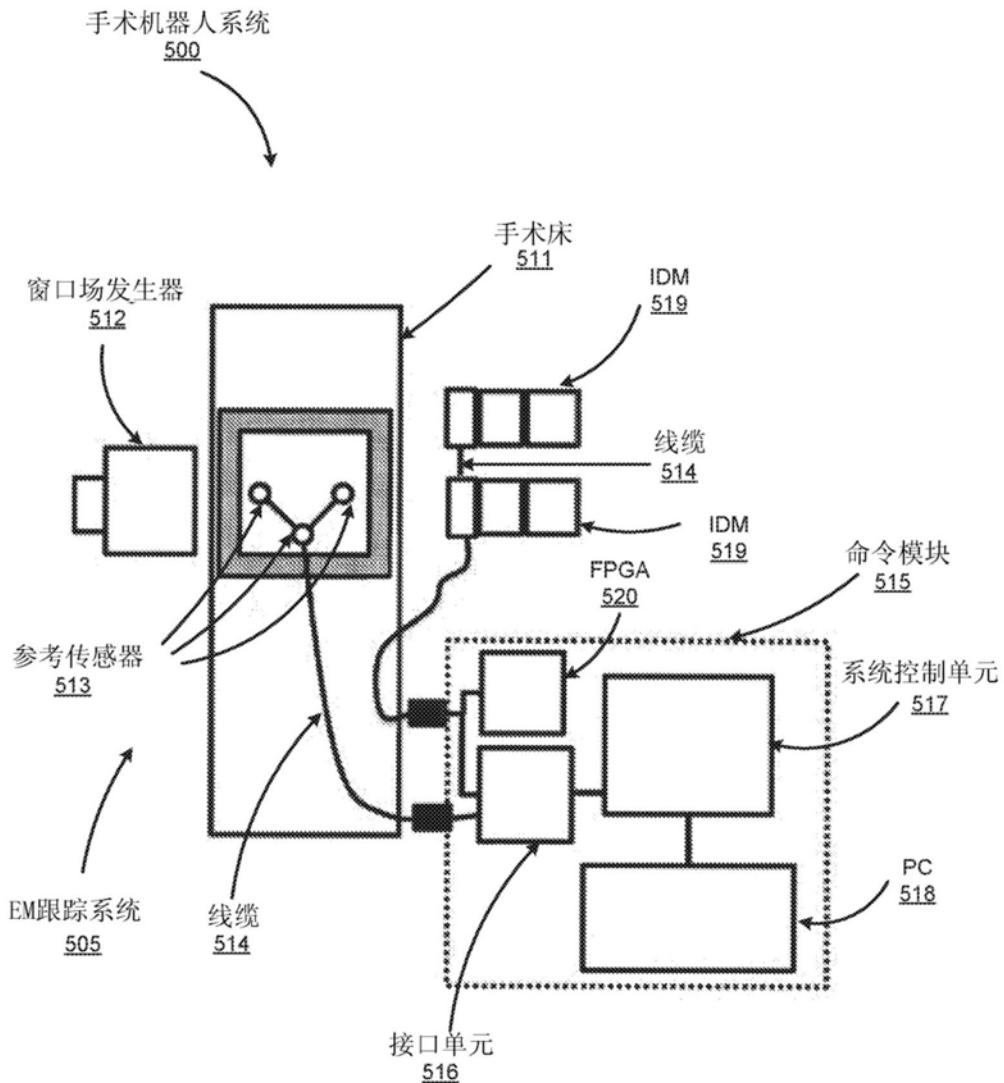


图5

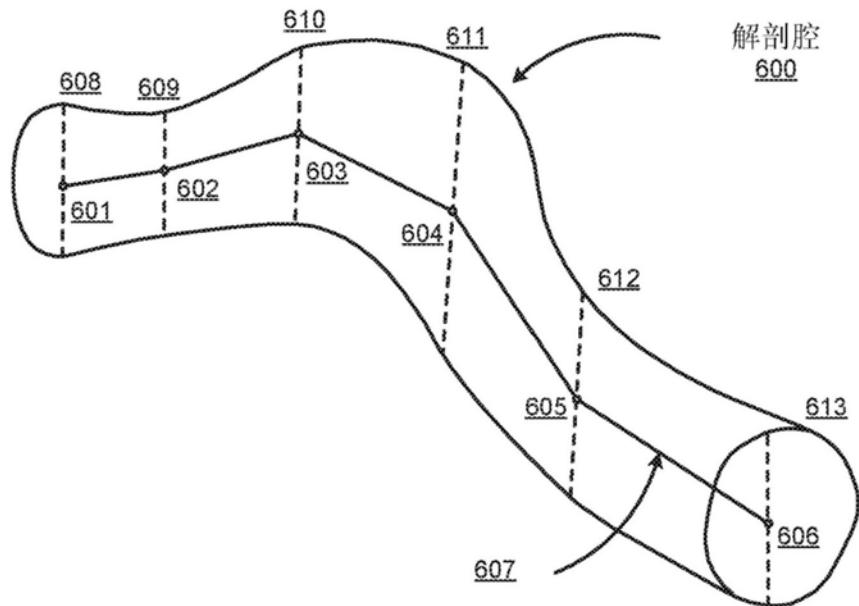


图6A

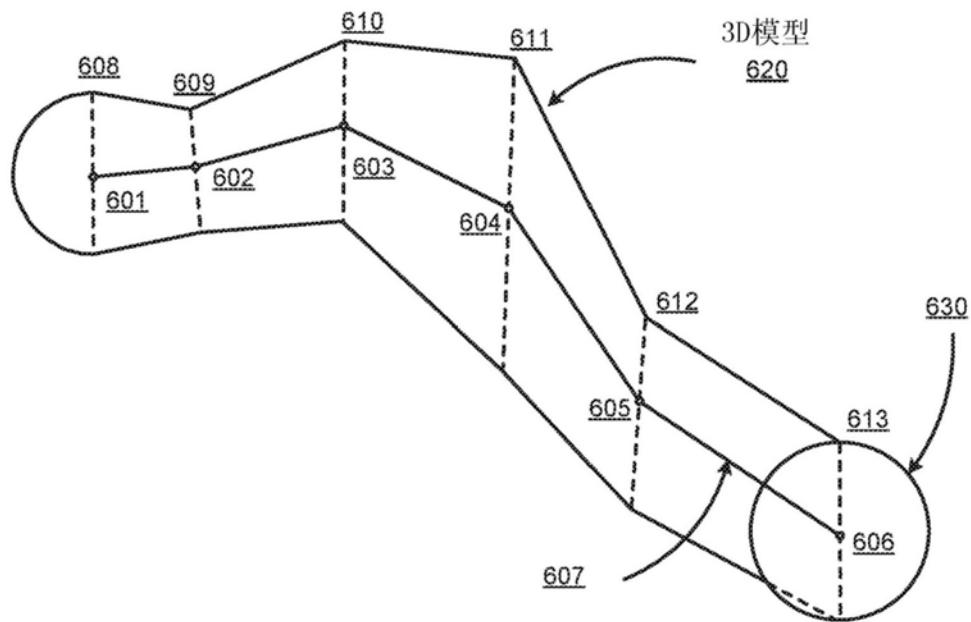


图6B

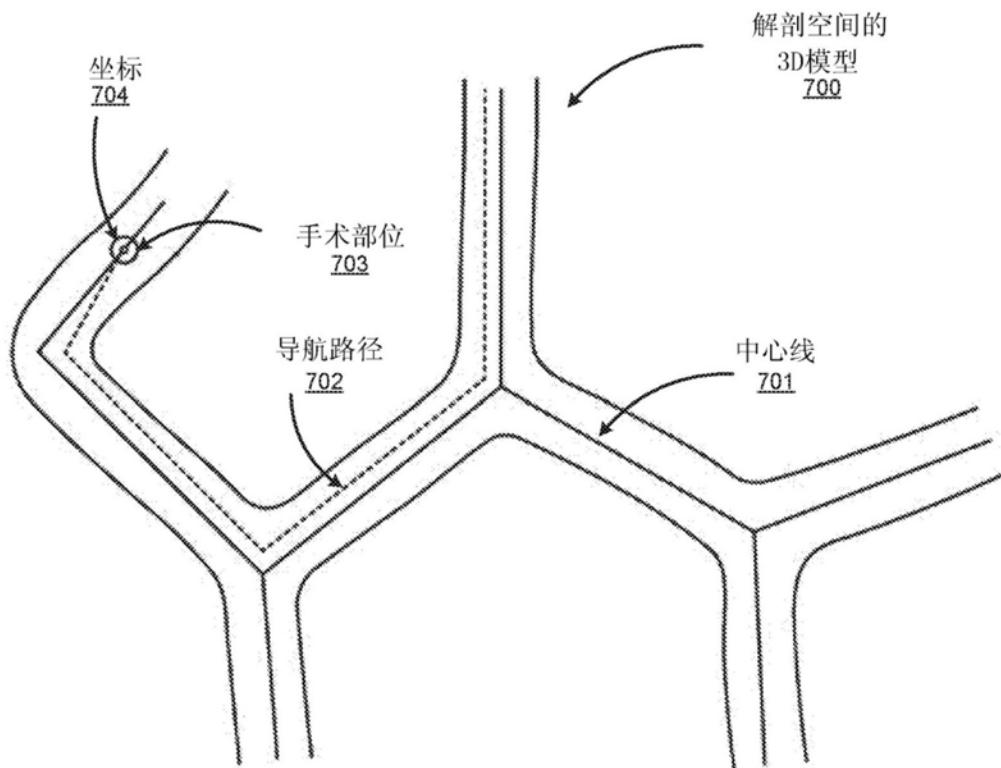


图7

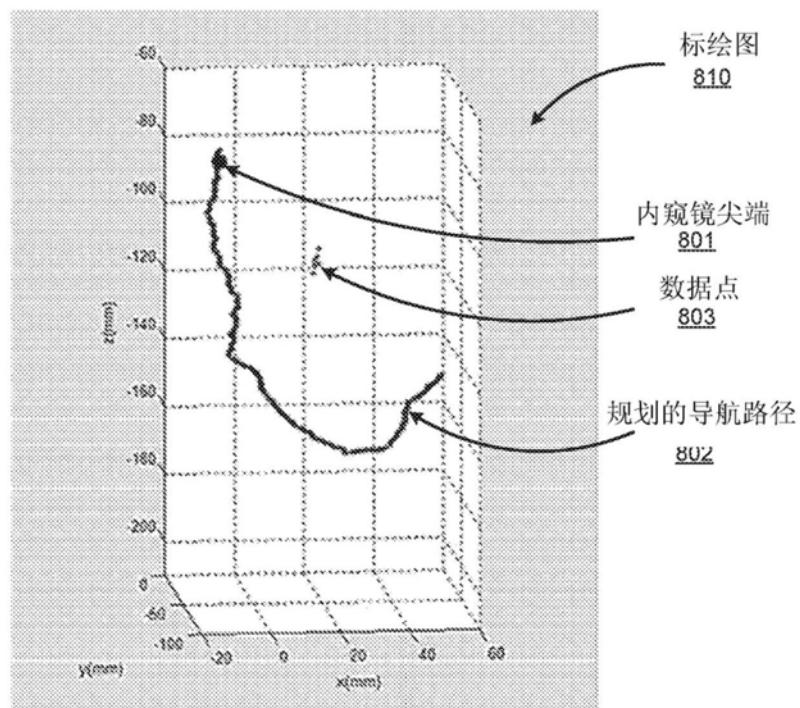


图8A

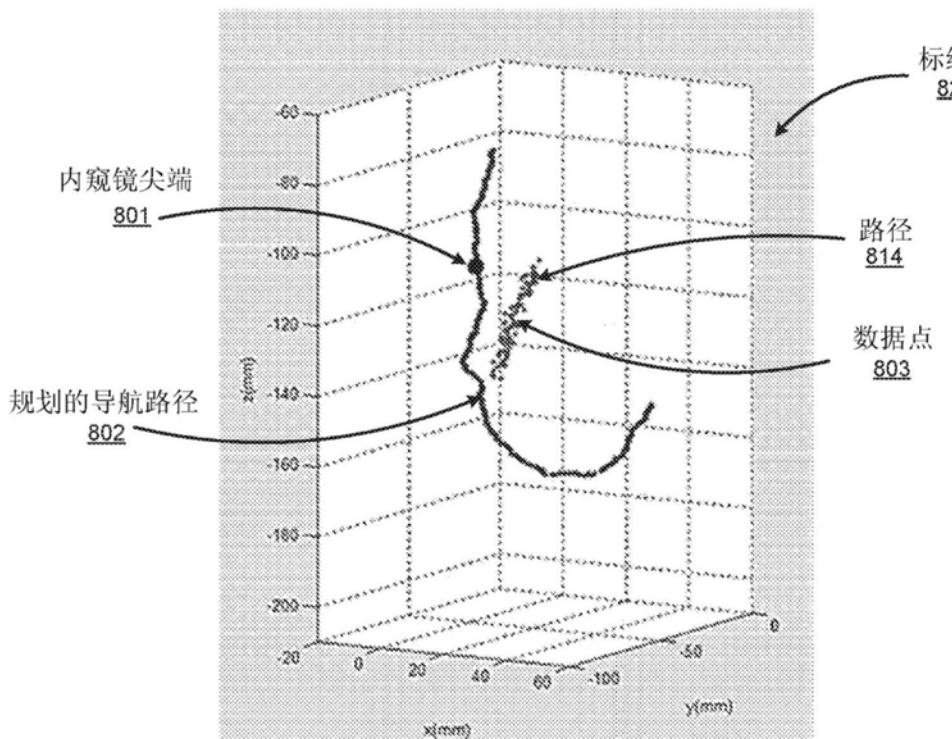


图8B

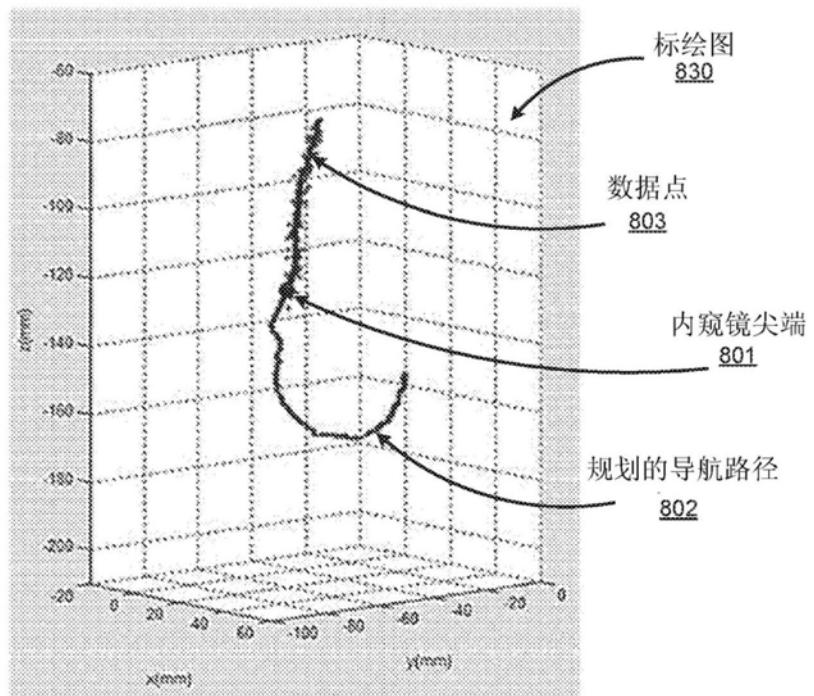


图8C

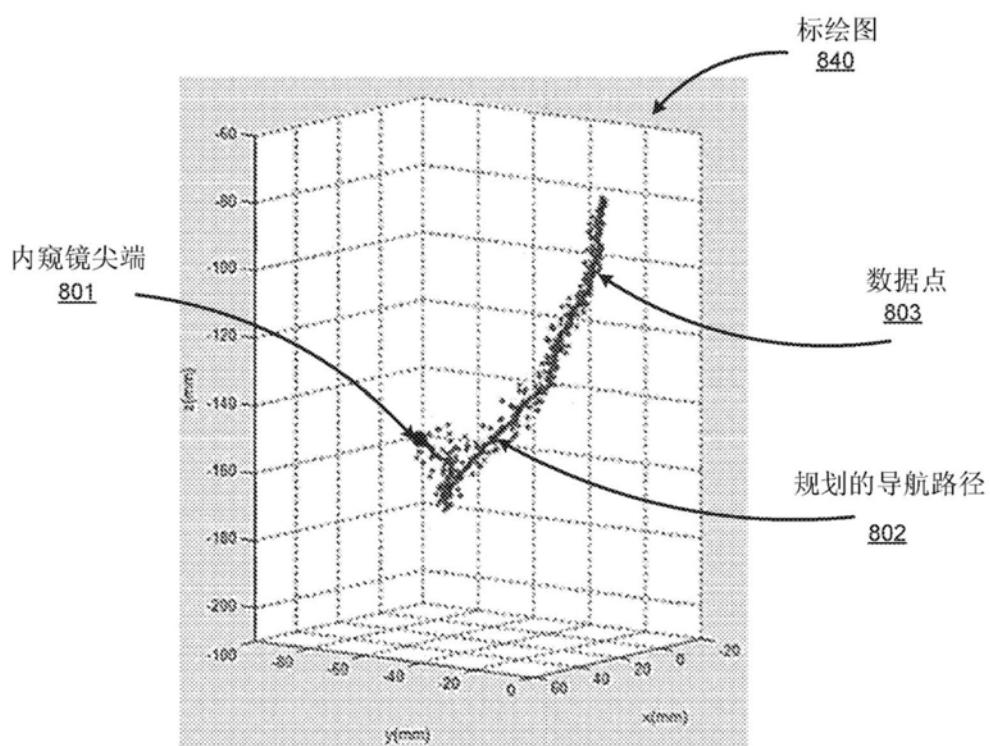


图8D

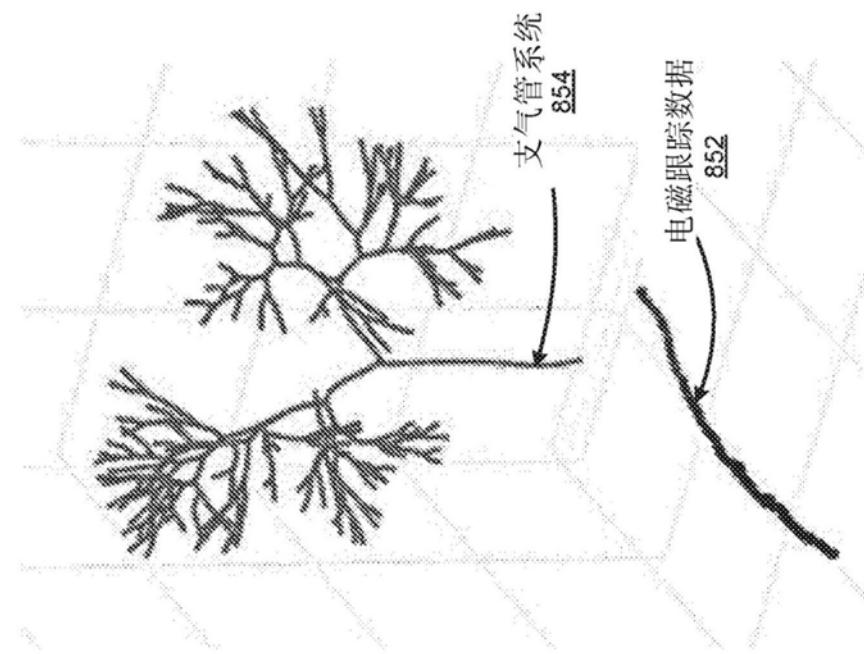


图8E

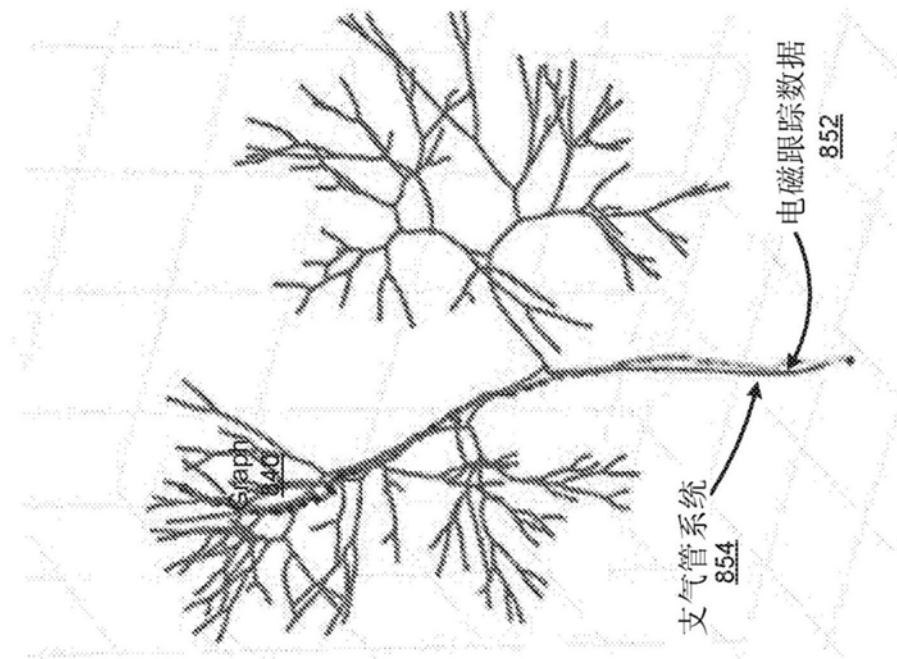


图8F

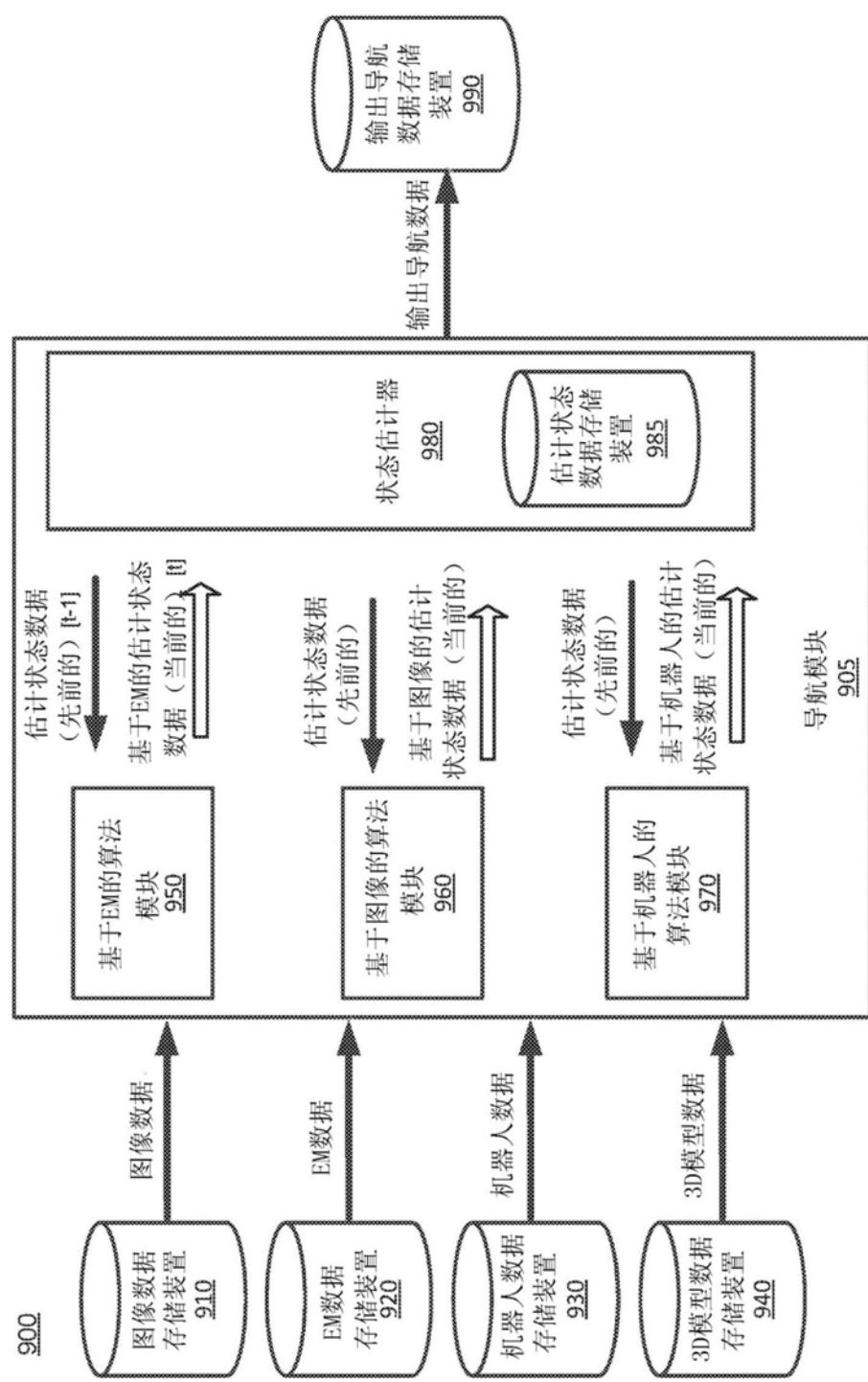


图9A

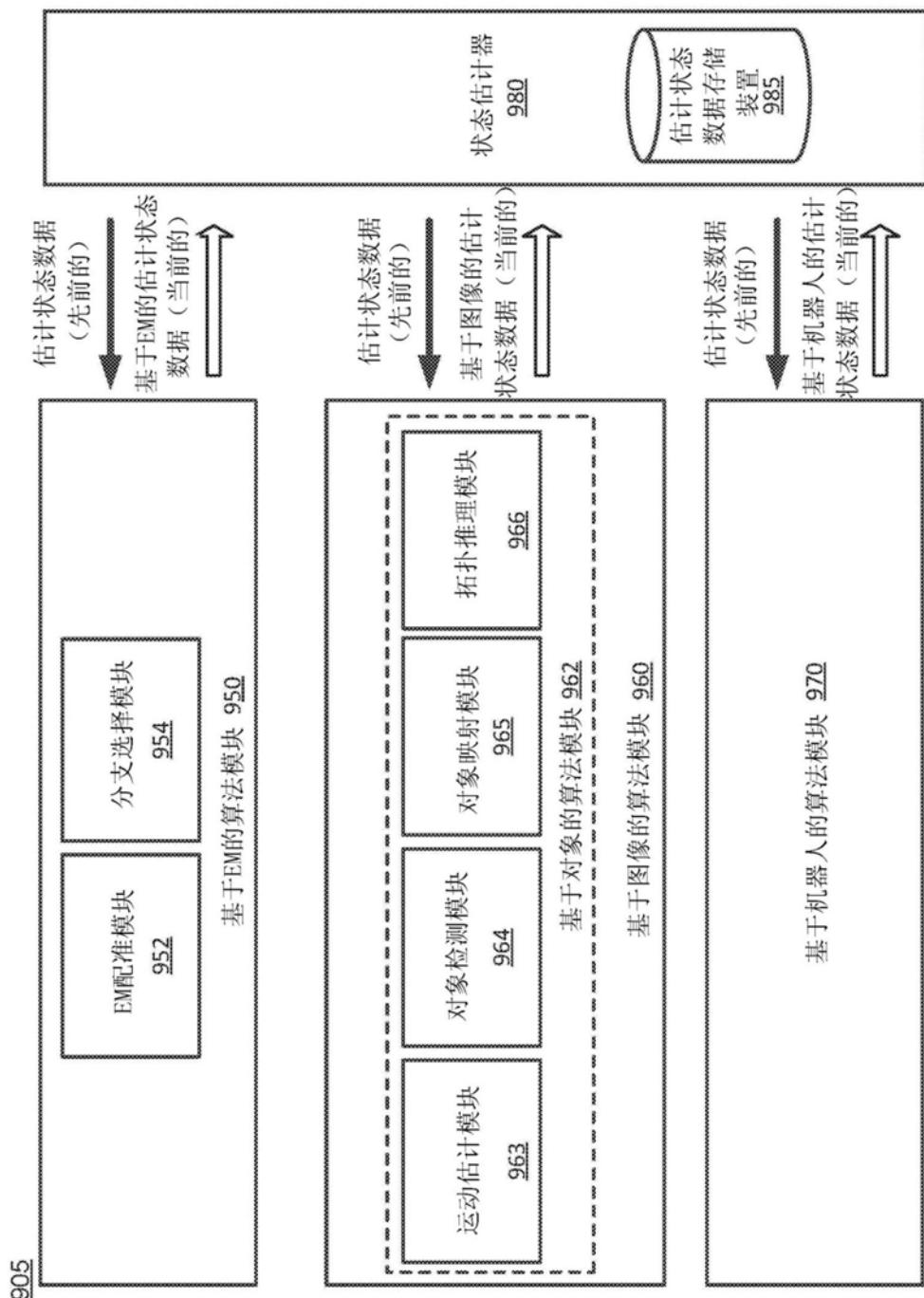


图9B

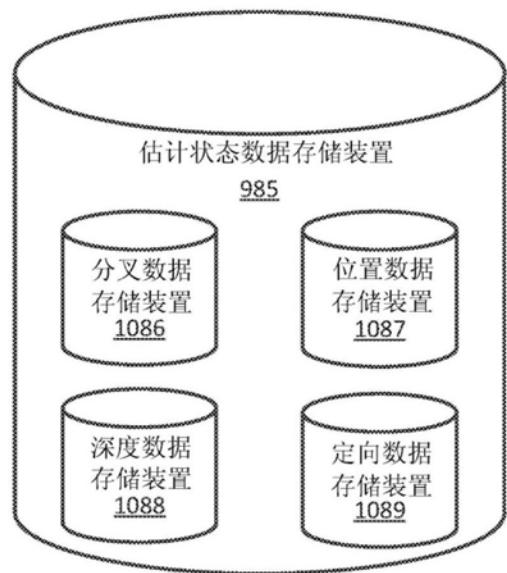


图9C

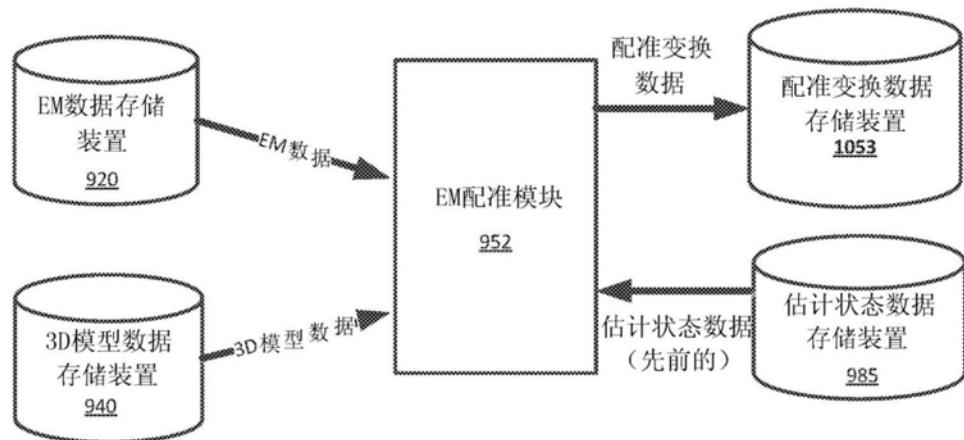


图10A

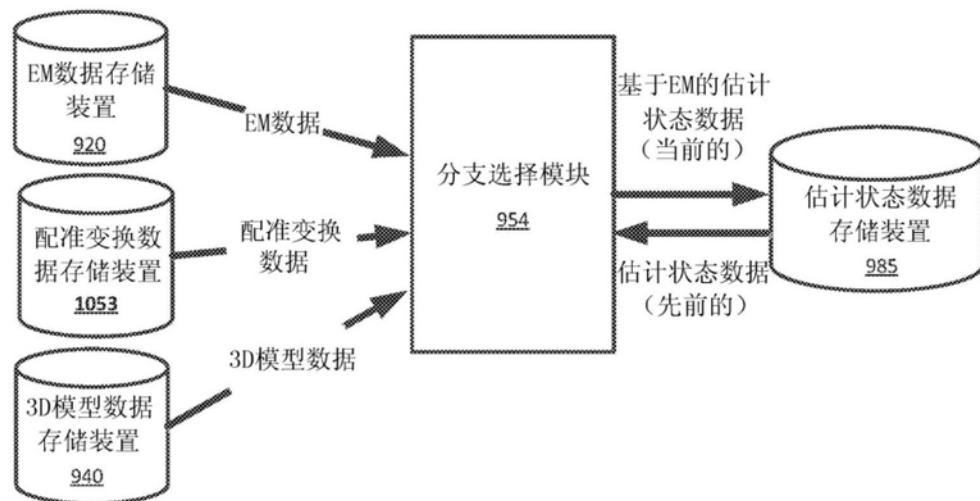


图10B

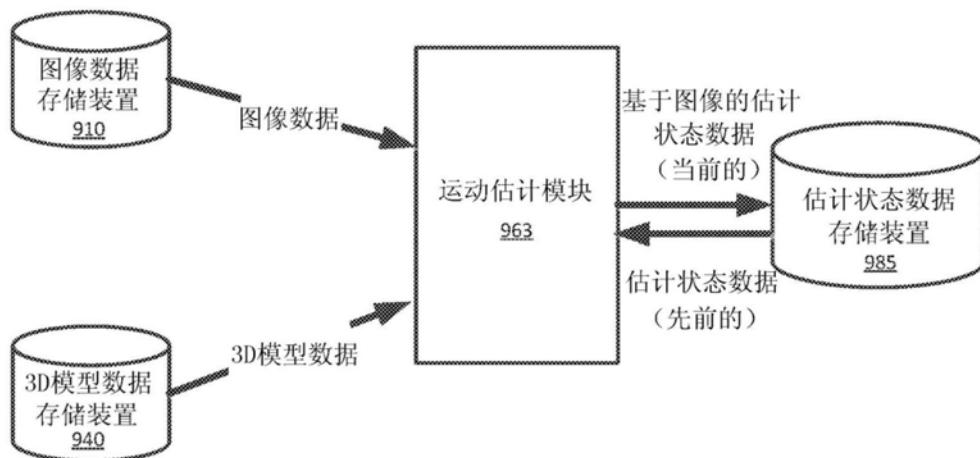


图10C

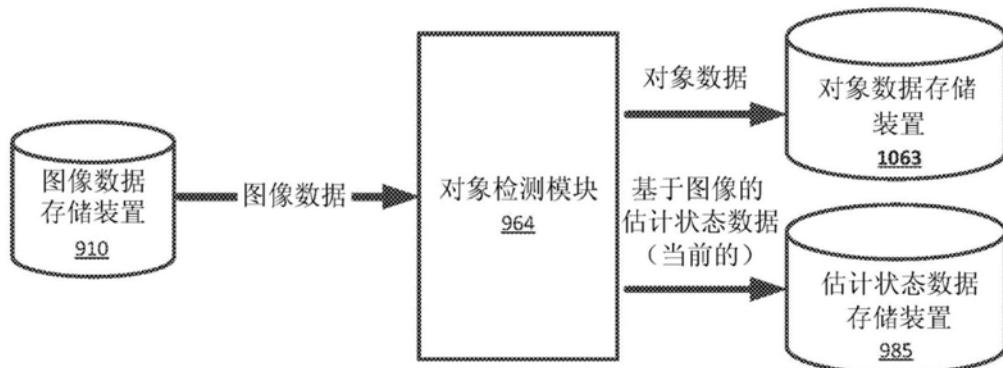


图10D

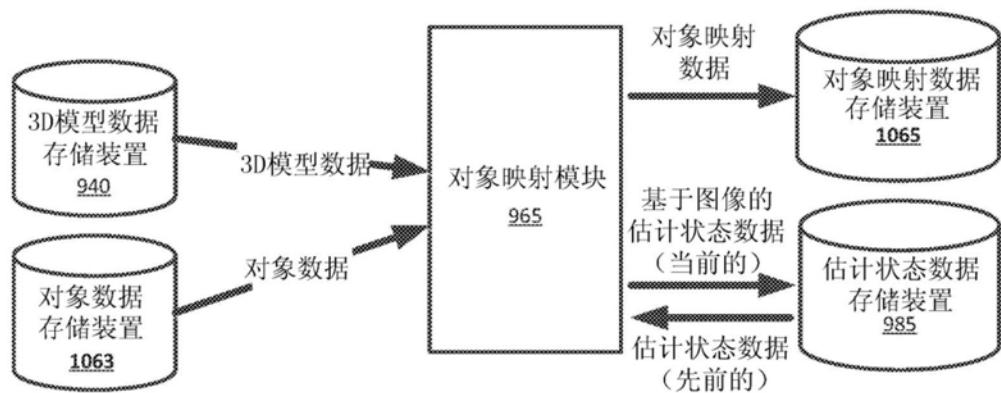


图10E

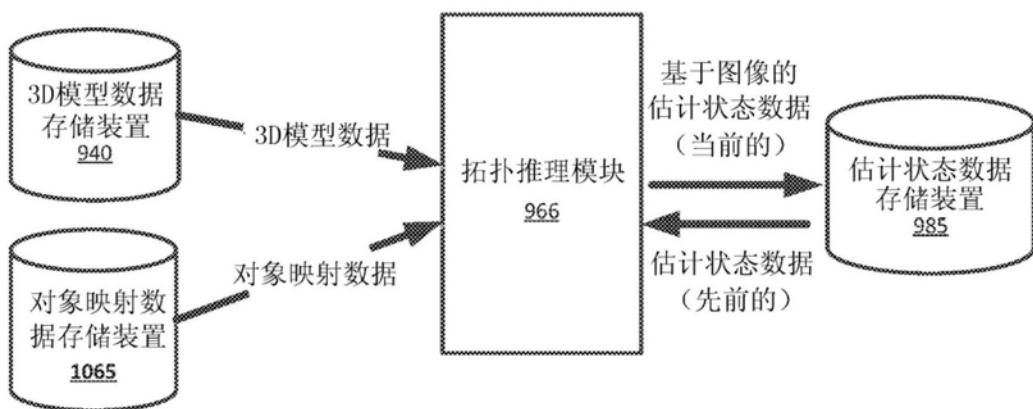


图10F

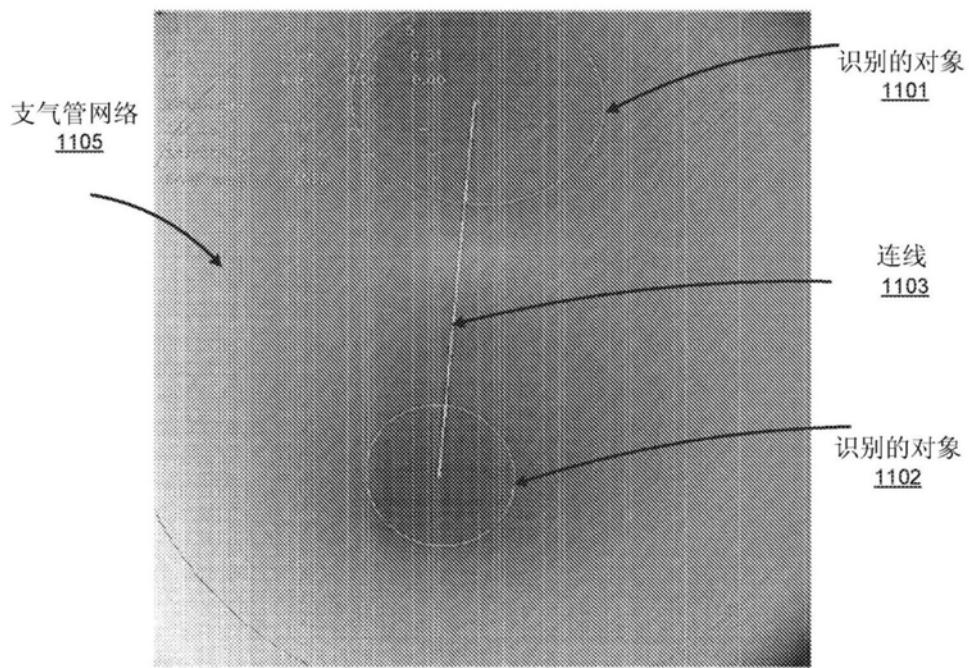


图11A

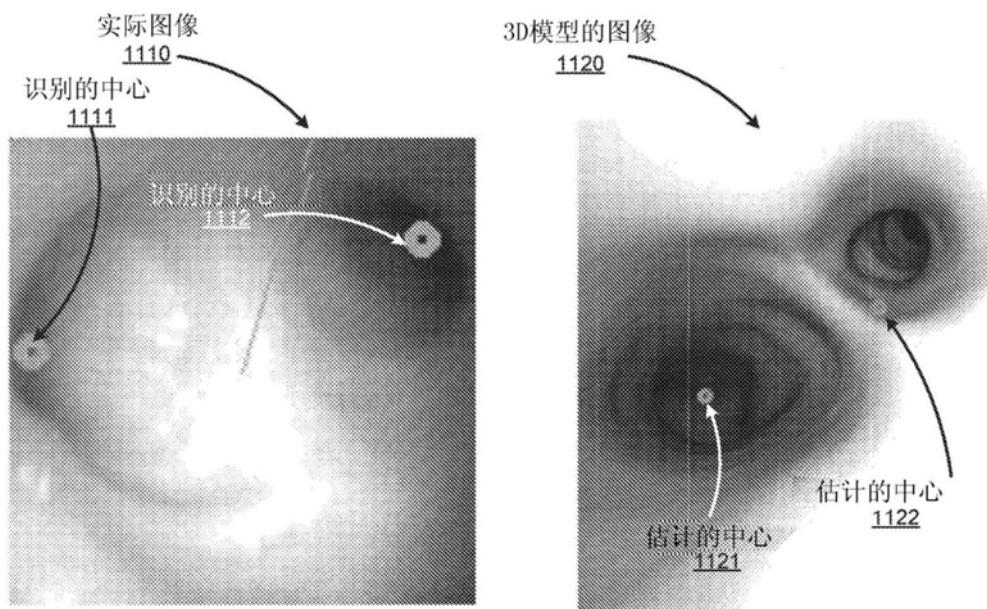


图11B

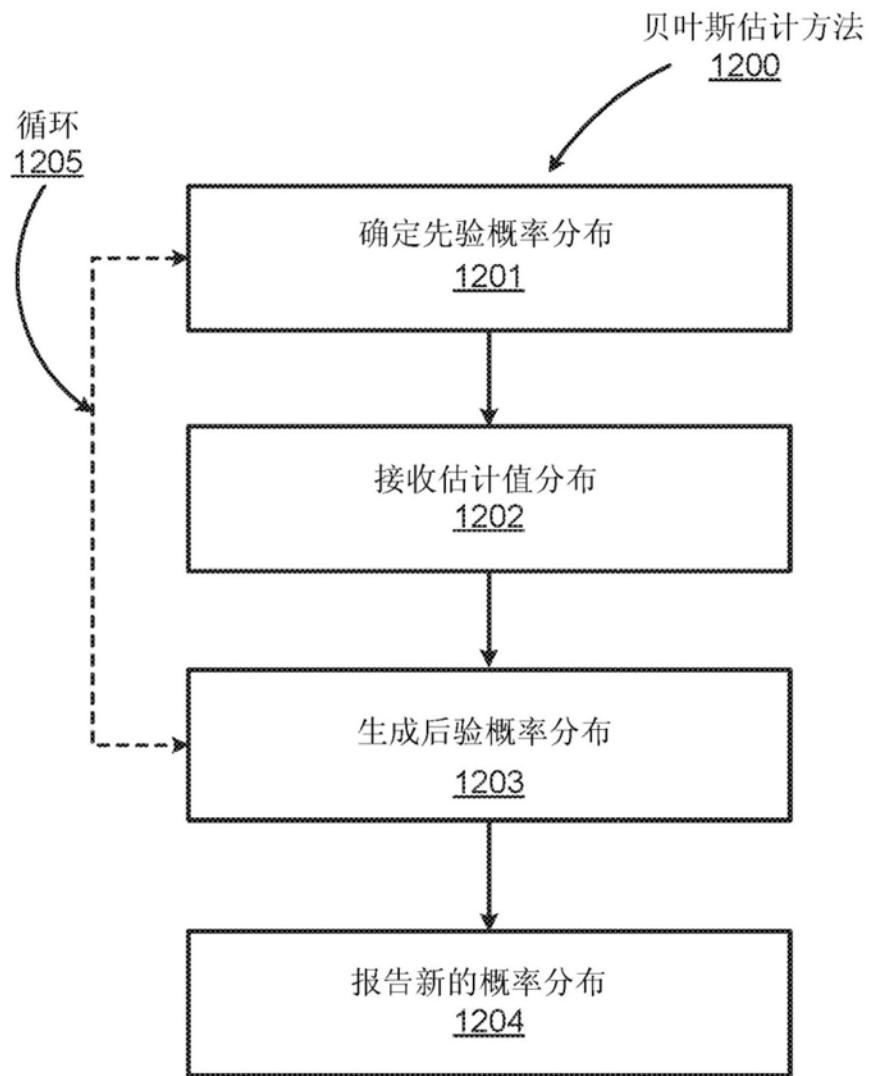


图12

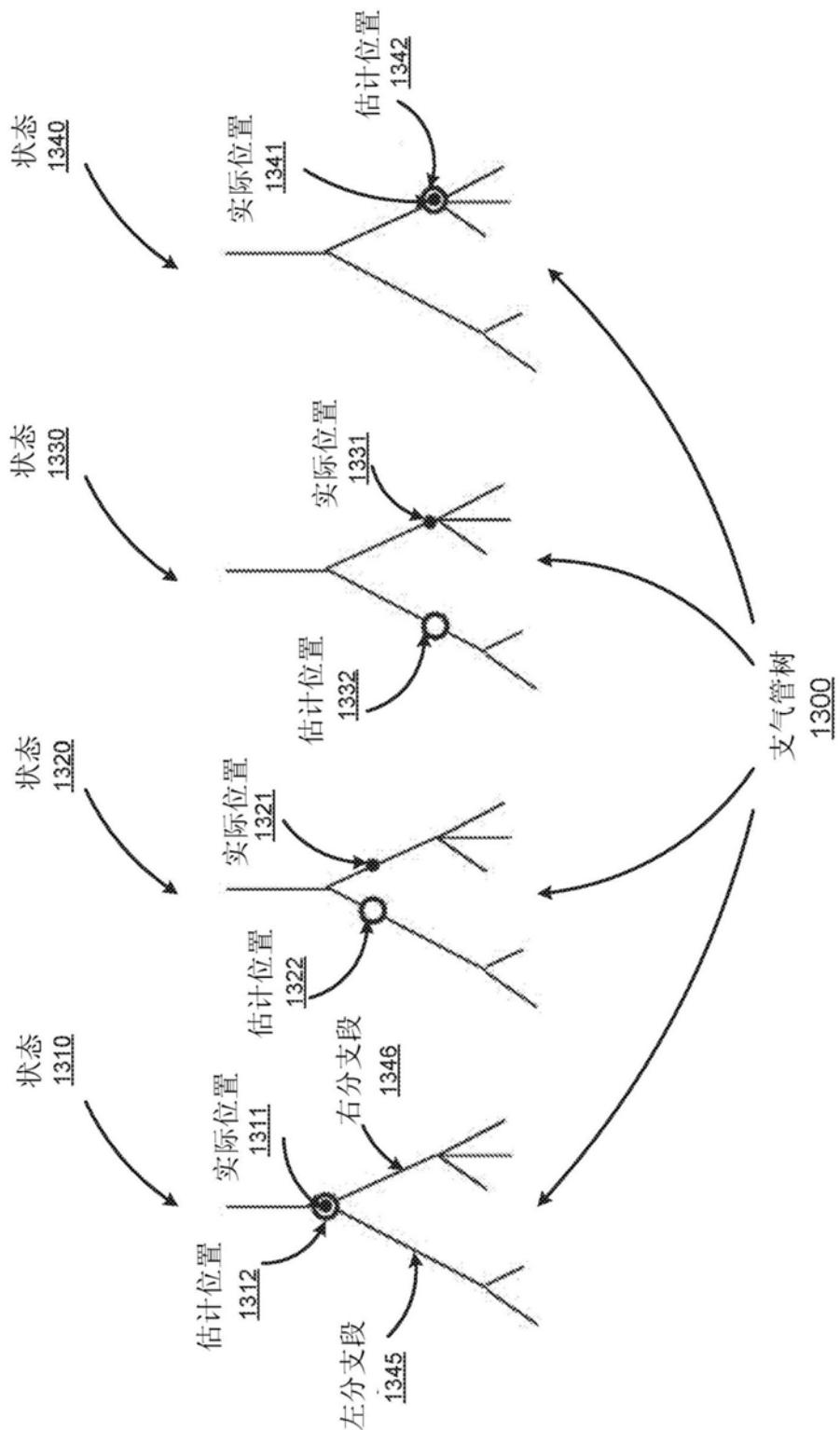


图13

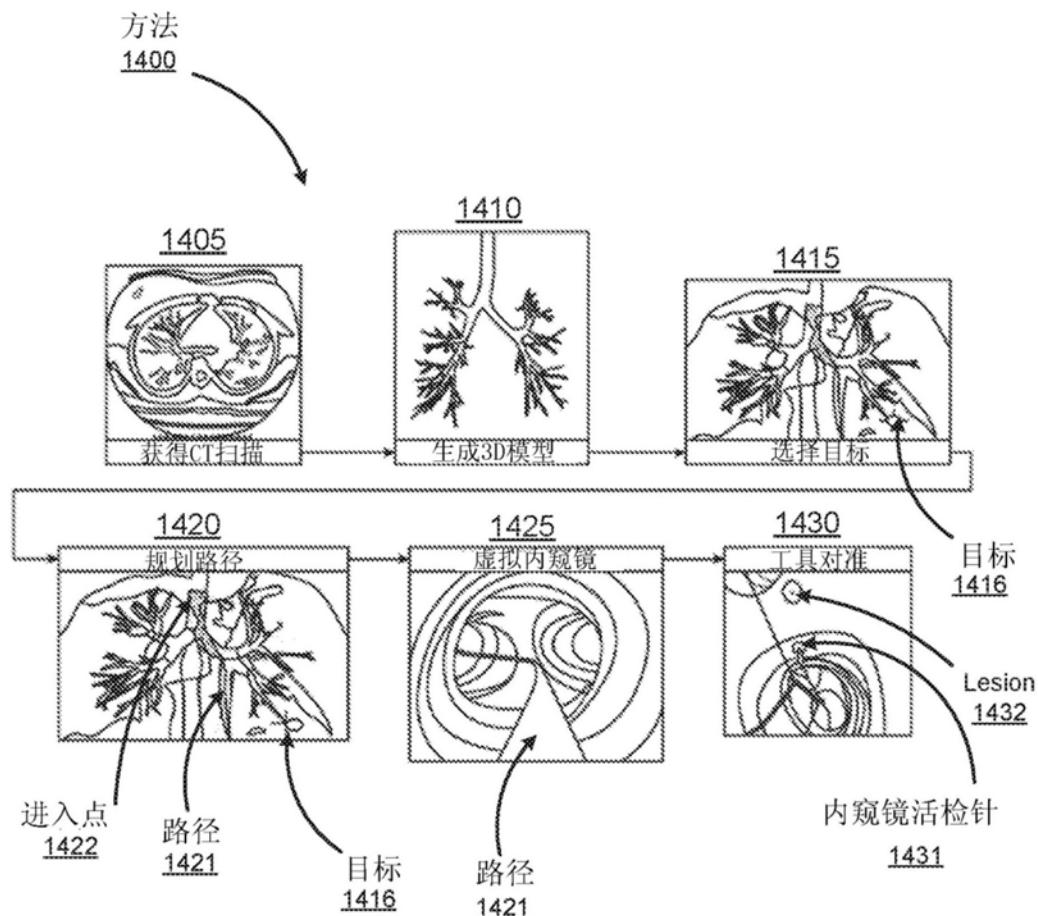


图14A

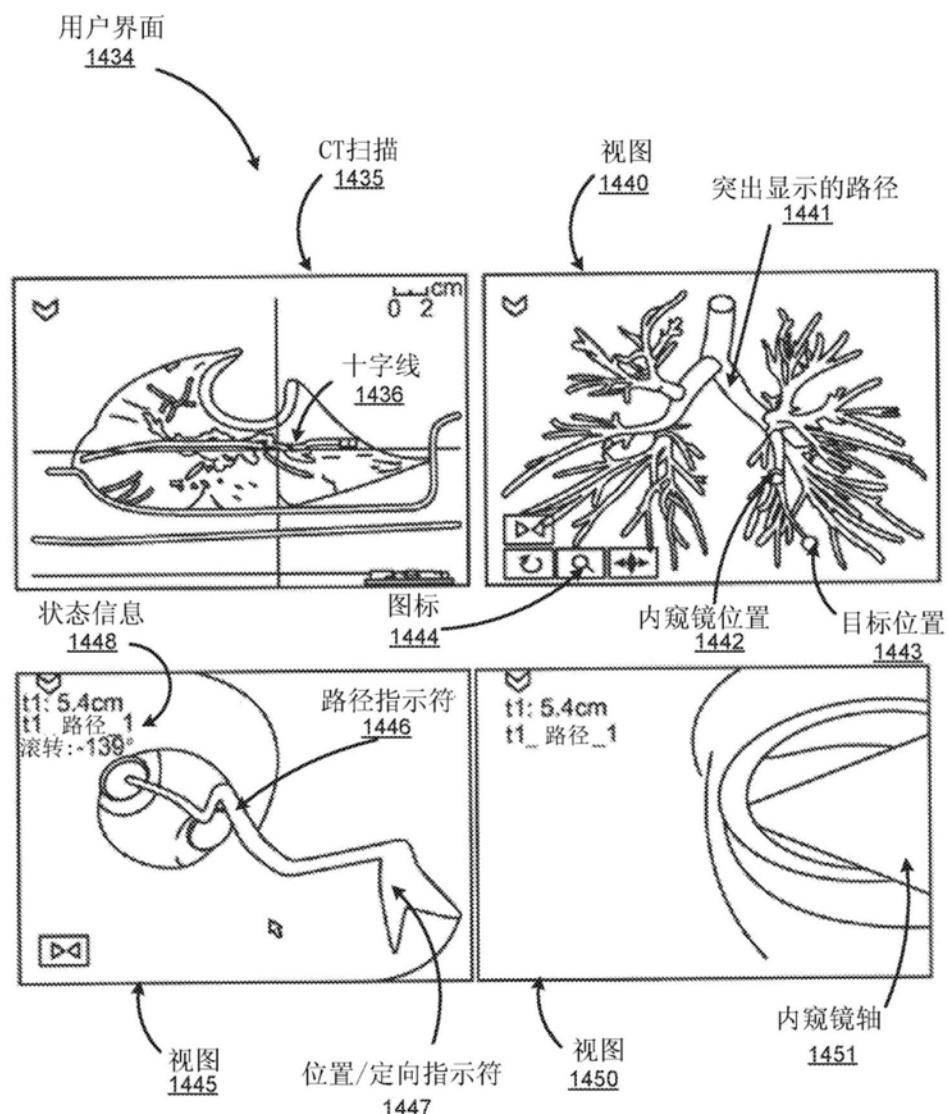


图14B

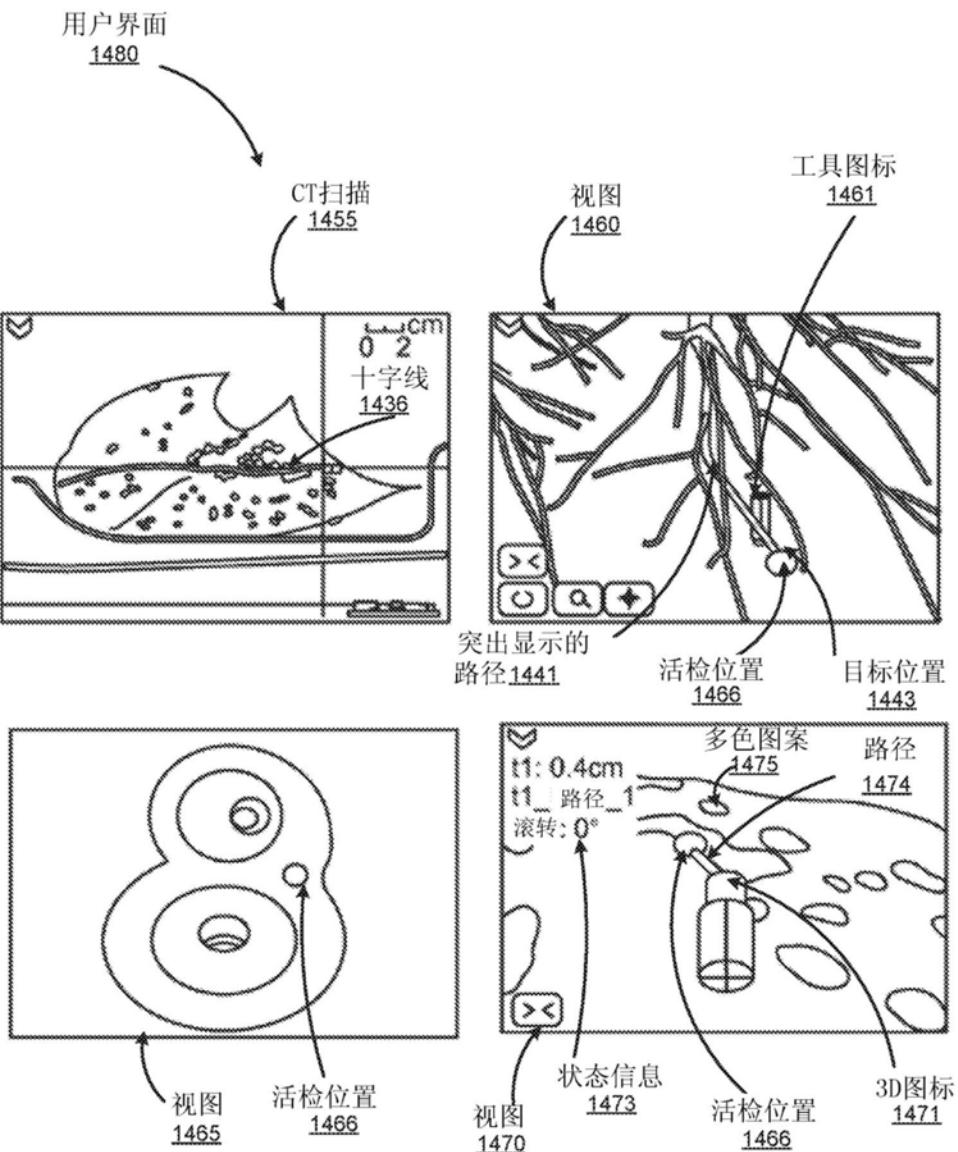


图14C