(19)国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 116829089 A
(43)申请公布日 2023.09.29

(21)申请号 202180093217.X

(22)申请日 2021.12.28

(30)优先权数据
63/132,296 2020.12.30 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2023.08.08

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/US2021/065327 2021.12.28

(87)PCT国际申请的公布数据
WO2022/146996 EN 2022.07.07

(71)申请人 直观外科手术操作公司
地址 美国加利福尼亚州

(72)发明人 张惠 C·比安奇 T·K·阿德巴 C·坎波雷西 S·尹

(74)专利代理机构 北京纪凯知识产权代理有限公司 11245
专利代理师 董巍

(51)Int.Cl.
A61B 34/20(2006.01)

权利要求书4页 说明书15页 附图18页

(54)发明名称

用于基于术中成像更新图形用户界面的系统

(57)摘要

一种系统可以包括处理器、用户显示器和存储计算机可读指令的存储器。当由所述处理器执行时，所述指令导致所述系统获得患者的解剖通路的术前图像数据，在图形用户界面中显示所述术前图像数据、在图像捕获周期期间记录设置在患者的解剖通路中的器械的形状数据，并且从成像系统接收与图像捕获周期相对应的术中图像数据。术中图像数据的一部分对应于器械。计算机可读指令还导致系统分割术中图像数据中与器械相对应的部分，通过将形状数据与对应于器械的术中图像数据的部分进行比较而将术中图像数据配准到形状数据，并更新图形用户界面。



CN 116829089 A

1.一种系统,包括:

处理器;

用户显示器;和

存储器,其上存储有计算机可读指令,其中所述计算机可读指令在由所述处理器执行时导致所述系统:

获得患者的解剖通路的术前图像数据;

在所述用户显示器上的图形用户界面中显示所述术前图像数据;

在成像系统的图像捕获周期期间记录被设置在所述患者的所述解剖通路中的器械的形状数据;

从所述成像系统接收与所述图像捕获周期相对应的术中图像数据,其中所述术中图像数据的一部分与所述器械相对应;

分割与所述器械相对应的所述术中图像数据的所述部分;

通过将所述形状数据与对应于所述器械的所述术中图像数据的所述部分进行比较,将所述术中图像数据配准到所述形状数据;和

基于所述术中图像数据来更新所述图形用户界面。

2.根据权利要求1所述的系统,其中所述计算机可读指令进一步导致所述系统计算并显示与目标的术中位置相关联的确定性/不确定性度量。

3.根据权利要求1所述的系统,其中所述计算机可读指令还导致所述系统分割与从所述器械的远端突出的工具相对应的所述术中图像数据的一部分。

4.根据权利要求3所述的系统,其中更新所述图形用户界面包括显示所述工具的一部分被设置在目标内的确认。

5.根据权利要求1所述的系统,其中所述术前图像数据和所述术中图像数据包括在术前和术中成像期间被设置在所述患者上的基准标记的位置。

6.根据权利要求5所述的系统,其中将所述术中图像数据配准到所述形状数据进一步基于所述基准标记的所述位置。

7.根据权利要求5所述的系统,其中将所述术中图像数据配准到所述形状数据产生不令人满意的结果,并且所述计算机可读指令还导致所述系统通过将所述术中图像数据中的所述基准标记的位置与所述术前图像数据中的所述基准标记的位置进行比较来将所述术中图像数据配准到所述形状数据。

8.根据权利要求1所述的系统,其中所述计算机可读指令还导致所述系统分割与所述解剖通路相对应的所述术中图像数据的部分。

9.根据权利要求8所述的系统,其中更新所述图形用户界面包括修正所述解剖通路中的至少一个解剖通路的位置。

10.根据权利要求9所述的系统,其中所述计算机可读指令还导致所述系统基于所述术前图像数据生成通过所述解剖通路的导航路径,并且其中更新所述图形用户界面包括修正所述导航路径以对应于所述解剖通路中的所述至少一个解剖通路的修正的位置。

11.根据权利要求8所述的系统,其中所述计算机可读指令还导致所述系统至少部分地基于其中设置有所述器械的解剖通路的位置而将所述术前图像数据配准到所述术中图像数据。

12.根据权利要求1所述的系统,其中更新所述图形用户界面包括显示被叠覆在所述术中图像数据的横截面上的与所述器械相对应的所述术中图像数据的分割部分。

13.根据权利要求12所述的系统,其中在所述横截面中显示的与所述器械相对应的所述术中图像数据的所述分割部分包括表面边界或中心线。

14.根据权利要求1所述的系统,其中更新所述图形用户界面包括在根据所述术中图像数据生成的所述解剖通路的三维渲染中显示与所述器械相对应的所述术中图像数据的所述分割部分。

15.根据权利要求14所述的系统,其中所述计算机可读指令还导致所述系统接收用户输入,所述用户输入确认所述器械被设置在所述解剖通路中的至少一个解剖通路内。

16.根据权利要求14所述的系统,其中在所述三维渲染中显示的与所述器械相对应的所述术中图像数据的所述分割部分是分割的中心线。

17.根据权利要求1所述的系统,其中更新所述图形用户界面包括修正以下项中的一个或多个的至少一部分的位置:

目标边界;或

解剖边界。

18.根据权利要求17所述的系统,其中所述计算机可读指令还导致所述系统根据所述术中图像数据自动确定所述目标边界或解剖边界的所述至少一部分的所述位置。

19.根据权利要求17所述的系统,其中所述计算机可读指令还导致所述系统从用户接收输入,所述输入指示所述术中图像数据内的所述目标边界或解剖边界的所述至少一部分的所述位置。

20.根据权利要求1所述的系统,其中更新所述图形用户界面包括修正以下项中的一个或多个的至少一部分的位置:

通过所述解剖通路到达目标的导航路径;

气道边界;或

脉管系统。

21.根据权利要求1所述的系统,进一步包括所述成像系统。

22.根据权利要求1所述的系统,进一步包括所述器械。

23.一种方法,包括:

获得患者的解剖通路的术前图像数据;

在用户显示器上的图形用户界面中显示所述图像数据;

在成像系统的图像捕获周期期间记录被设置在所述患者的所述解剖通路中的器械的形状数据;

从所述成像系统接收与所述图像捕获周期相对应的术中图像数据,其中所述术中图像数据的一部分与所述器械相对应;

分割与所述器械相对应的所述术中图像数据的所述部分;

通过将所述形状数据与对应于所述器械的所述术中图像数据的所述部分进行比较,将所述术中图像数据配准到所述形状数据;以及

基于所述术中图像数据更新所述图形用户界面。

24.根据权利要求23所述的方法,其中所述方法还包括计算并显示与目标的术中位置

相关联的确定性/不确定性度量。

25.根据权利要求23所述的方法，其中所述方法还包括分割与从所述器械的远端突出的工具相对应的所述术中图像数据的一部分。

26.根据权利要求25所述的方法，其中所述更新包括显示所述工具的一部分被设置在目标内的确认。

27.根据权利要求23所述的方法，其中所述术前图像数据和所述术中图像数据包括在术前和术中成像期间被设置在所述患者上的基准标记的位置。

28.根据权利要求27所述的方法，其中所述配准进一步基于所述基准标记的所述位置。

29.根据权利要求27所述的方法，其中所述配准产生不令人满意的结果，并且所述方法还包括通过将所述术中图像数据中的所述基准标记的位置与所述术前图像数据中的所述基准标记的位置进行比较而将所述术中图像数据配准到所述形状数据。

30.根据权利要求23所述的方法，其中所述方法还包括分割与所述解剖通路相对应的所述术中图像数据的部分。

31.根据权利要求30所述的方法，其中所述更新包括修正所述解剖通路中的至少一个解剖通路的位置。

32.根据权利要求31所述的方法，其中所述方法还包括基于所述术前图像数据生成通过所述解剖通路的导航路径，并且其中所述更新包括修正所述导航路径以对应于所述解剖通路中的所述至少一个解剖通路的修正的位置。

33.根据权利要求30所述的方法，其中所述方法还包括至少部分地基于其中设置有所述器械的解剖通路的位置将所述术前图像数据配准到所述术中图像数据。

34.根据权利要求23所述的方法，其中所述更新包括显示被叠覆在所述术中图像数据的横截面上的与所述器械相对应的所述术中图像数据的所述分割部分。

35.根据权利要求34所述的方法，其中在所述横截面中显示的与所述器械相对应的所述术中图像数据的所述分割部分包括表面边界或中心线。

36.根据权利要求23所述的方法，其中所述更新包括在根据所述术中图像数据生成的所述解剖通路的三维渲染中显示与所述器械相对应的所述术中图像数据的所述分割部分。

37.根据权利要求36所述的方法，其中所述方法还包括接收用户输入，所述用户输入确认所述器械被设置在所述解剖通路中的至少一个解剖通路内。

38.根据权利要求36所述的方法，其中在所述三维渲染中显示的与所述器械相对应的所述术中图像数据的所述分割部分是分割的中心线。

39.根据权利要求23所述的方法，其中所述更新包括修正以下各项中的一个或多个的至少一部分的位置：

目标边界；或

解剖边界。

40.根据权利要求39所述的方法，其中所述方法还包括根据所述术中图像数据自动确定所述目标边界或解剖边界的所述至少一部分的所述位置。

41.根据权利要求39所述的方法，其中所述方法还包括从用户接收输入，所述输入指示所述术中图像数据内的所述目标边界或解剖边界的所述至少一部分的所述位置。

42.根据权利要求23所述的方法，其中所述更新包括修正以下项中的一个或多个的至

少一部分的位置：

通过所述解剖通路到达目标的导航路径；

气道边界；或

脉管系统。

43.一种系统，包括：

处理器；和

存储器，其上存储有计算机可读指令，其中所述计算机可读指令在由所述处理器执行时导致所述系统：

获得患者的解剖通路的术前图像数据；

在用户显示器上的图形用户界面中显示所述术前图像数据；

在成像系统的图像捕获周期期间记录被设置在患者的所述解剖通路中的器械的形状数据；

从所述成像系统接收与所述图像捕获周期相对应的术中图像数据，其中

所述术中图像数据的一部分与所述器械相对应；

分割与所述器械相对应的所述术中图像数据的所述部分；

至少部分地基于将所述术中图像数据的与其中设置有所述器械的远侧部分的解剖通路相对应的一部分与所述术前图像数据的与其中设置有所述器械的所述远侧部分的所述解剖通路相对应的一部分进行比较，从而将所述术前图像数据配准到所述术中图像数据；以及

基于所述术中图像数据来更新所述图形用户界面。

用于基于术中成像更新图形用户界面的系统

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于2020年12月30日提交的美国临时申请63/132,296的权益,该申请通过引用整体并入本文。

技术领域

[0003] 本公开涉及用于规划和执行图像引导过程的系统和方法。

背景技术

[0004] 微创医疗技术旨在减少医疗过程中受损的组织数量,从而减少患者的恢复时间、不适和有害副作用。这种微创技术可以通过患者解剖结构中的自然孔口或通过一个或多个外科切口来执行。通过这些自然孔口或切口,操作者可以插入微创医疗工具以到达目标组织位置。微创医疗工具包括例如治疗、诊断、活检和外科手术器械等器械。医疗工具可以插入到解剖通路中,并朝向患者解剖结构内的感兴趣区域导航。可以使用手术前和/或手术中获得的解剖通路的图像来辅助导航。需要改进的系统和方法来增强基于从术中成像接收到的信息经由图形用户界面提供给用户的信息。

发明内容

[0005] 根据一些实施例,一种系统可以包括处理器、用户显示器和其上存储有计算机可读指令的存储器。计算机可读指令在由处理器执行时可以导致系统获得患者解剖通路的术前图像数据,在用户显示器上的图形用户界面中显示术前图像数据,在成像系统的图像捕获周期期间记录被设置在患者解剖通路中的器械的形状数据,以及从成像系统接收与图像捕获周期对应的术中图像数据。术中图像数据的一部分可对应于器械。计算机可读指令在被处理器执行时可进一步导致系统分割对应于所述器械的术中图像数据的所述部分,通过将形状数据与对应于器械的术中图像数据的所述部分进行比较,将术中图像数据配准到形状数据,并基于术中图像数据更新图形用户界面。

[0006] 根据一些实施例,一种方法可以包括获得患者的解剖通路的术前图像数据,在用户显示器上的图形用户界面中显示图像数据,记录在成像系统的图像捕获周期期间设置在患者的解剖通路中的器械的形状数据,以及从成像系统接收与图像捕获周期对应的术中图像数据。术中图像数据的一部分可以对应于器械。该方法还可以包括分割与器械对应的术中图像数据的所述部分,通过将形状数据与对应于器械的术中图像数据的所述部分进行比较来将术中图像数据配准到形状数据,以及基于术中图像数据更新图形用户界面。

[0007] 根据一些实施例,一种系统可以包括处理器和其上存储有计算机可读指令的存储器。计算机可读指令在由处理器执行时可以导致系统获得患者解剖通路的术前图像数据,在用户显示器上的图形用户界面中显示图像数据,记录在成像系统的图像捕获周期期间被设置在患者解剖通路中的器械的形状数据,并且从成像系统接收与图像捕获周期对应的术中图像数据。术中图像数据的一部分可以对应于器械。计算机可读指令在由处理器执行时

可以进一步导致系统分割与器械对应的术中图像数据的所述部分，至少部分地基于将所述术中图像数据中对应于其中设置有所述器械的远侧部分的解剖通路的一部分与所述术前图像数据中对应于其中设置有所述器械的所述远侧部分的所述解剖通路的一部分相比较，将所述术前图像数据配准到所述术中图像数据，以及基于术中图像数据来更新所述图形用户界面。

[0008] 其他实施例包括记录在一个或多个计算机存储设备上的对应的计算机系统、装置和计算机程序，计算机系统、装置和计算机程序中的每个被配置为执行方法的动作。

[0009] 应当理解，前述一般说明和以下具体说明本质上都是说明性和解释性的，并且旨在提供对本公开的理解，而不限制本公开的范围。在这方面，通过以下详细说明，本公开的附加方面、特征和优点对于本领域技术人员将是显然的。

附图说明

[0010] 图1示出了显示配准到解剖模型的医疗器械的图像的显示系统。

[0011] 图2示出了用于基于术中图像数据更新图形用户界面的方法。

[0012] 图3A示出了显示来自术中成像过程的图像数据的用户界面的简化图。

[0013] 图3B示出了显示来自其中识别器械和目标的术中成像过程的图像数据的用户界面的简化图。

[0014] 图4示出了将图像数据与来自器械的形状数据配准以更新模型中目标的位置的方法。

[0015] 图5示出了将图像数据与来自器械的形状数据配准以更新模型中解剖结构的位置的方法。

[0016] 图6A-6E示出了将术前图像数据和术中图像数据配准到来自器械的形状数据并更新显示在图形用户界面上的模型的简化图。

[0017] 图7A-7G示出了在图2的各种过程期间在图形用户界面上显示的信息。

[0018] 图8A-8B示出了在基于术中图像数据更新3D模型中的目标的位置期间在图形用户界面上显示的信息。

[0019] 图9示出了根据一些实施例的机器人或远程操作的医疗系统的简化图。

[0020] 图10示出了根据一些实施例的医疗器械系统和术中成像系统的简化图。

[0021] 通过参考下面的详细说明，可以最好地理解本公开的实施例及其优点。应当理解，相似的附图标记用于标识在一个或多个附图中示出的相似元件，其中的图示是为了说明本公开的实施例，而不是为了限制本公开。

具体实施方式

[0022] 本文档中公开的技术可用于在使用术中成像(例如锥形束计算机断层扫描(CT)成像)的微创手术期间经由图形用户界面提供和更新提供给用户的信息。在一些示例中，解剖结构的模型可以基于术前成像过程来构建并显示在图形用户界面上。该模型可以基于在微创手术期间执行的术中成像手术来被修正。在一些示例中，由术中成像产生的图像数据可用于修正由术前成像过程构建的模型中的器械、解剖结构或目标的位置。

[0023] 参考图1，图像引导的外科手术过程可以是机器人辅助的或以其他方式远程操作

的。在该过程中，显示系统100可以显示虚拟导航图像102，该虚拟导航图像具有图像参考系(X_I,Y_I,Z_I)150，其中医疗器械104与患者的解剖模型106配准(即动态参考)，该解剖模型106来自例如从CT扫描获得的术前图像数据。解剖模型106可以包括目标108，例如感兴趣的病变或结节，该过程旨在处理(例如，活检、治疗、查看等)。在一些实施例中，虚拟导航图像102可以从透视图或平面图向医生呈现解剖结构(例如，一系列连接的解剖通路)的模型的虚拟图像，如图1所示。在一些实施例中，虚拟导航图像102可以从医疗器械104的角度，例如从医疗器械104的远端向医生呈现内部手术部位的虚拟图像。在一些实施例中，显示系统100可以呈现来自医疗器械104的远端的实时视图，例如，当医疗器械104包括内窥镜时。在一些实施例中，医疗器械104可以由控制系统或处理系统控制的机器人辅助操纵器操纵，该控制系统或处理系统包括一个或多个处理器。将在图9和图10中进一步描述机器人辅助医疗系统的示例。

[0024] 生成虚拟导航图像102涉及将图像参考系(X_I,Y_I,Z_I)150配准到医疗器械104的解剖和/或医疗器械参考系(X_M,Y_M,Z_M)的外科参考系(X_S,Y_S,Z_S)。该配准可以通过刚性或非刚性变换来旋转、平移或以其他方式操纵与来自图像数据的分割的器械形状相关联的点和/或与来自沿着医疗器械104的长度设置的形状传感器的形状数据相关联的点。图像和器械参考系之间的这种配准可以例如通过使用如美国专利申请公开第2018/0240237号和第2018/0235709号中所述的基于点的迭代最邻近点(ICP)技术而实现，其全部内容通过引用并入本文，或通过使用其他点云配准技术而实现。

[0025] 图2示出了根据本公开的一些方面的用于在执行微创手术的同时更新图形用户界面以供使用的方法200的示例。在过程202，在控制系统处接收术前图像数据。例如，患者解剖结构的CT扫描可以用传统的扇形束CT扫描仪执行，并且CT图像数据可以由机器人辅助医疗系统的控制系统接收。可选地，可以从其他类型的成像系统接收术前图像数据，包括磁共振成像系统、透视系统或用于获取解剖结构尺寸的任何其他合适方法。在过程204，解剖结构的三维(3D)模型(例如，图1的解剖模型106)可以由控制系统根据术前图像数据构建。在过程206，可以在3D模型(例如，三维渲染)或术前图像数据中识别目标，该目标根据该术前图像数据构建。例如，图1的目标108可以在解剖模型106中被识别为用于研究或治疗的感兴趣区域。目标可以由控制系统自动识别并由用户确认，或者可以由用户视觉识别并例如通过显示系统100在3D模型中手动选择或指示。在过程208，生成通过在解剖结构中形成的解剖通路的路线。路线可以由控制系统自动生成，或者控制系统可以基于用户输入生成路线。该路线可以指示路径，医疗器械(例如，图1的医疗器械104)可以沿着该路径被导航到与目标非常接近。在一些实施例中，路线可以被存储在控制系统中并被合并到显示系统100上显示的图像中。

[0026] 为了提供通过解剖通路的精确导航，在过程210，可以将术前图像数据(以及随后构建的3D模型)的参考系150配准到医疗器械的参考系。例如，沿着医疗器械的长度设置的形状传感器(例如，光纤形状传感器或一个或多个方位传感器)可用于提供实时形状数据(例如，关于器械的形状和/或沿着器械的长度的一个或更多个点的方位的信息)。该形状数据可用于将器械配准到根据术前图像数据构建的3D模型，并在使用期间跟踪器械的位置。一旦成功配准，过程212可以包括在器械被导航通过解剖通路到达目标附近的部署位置时提供导航引导。导航可以由用户借助提供的导航指导手动执行，也可以由控制系统自动执

行,或者通过两者的组合来执行。

[0027] 在器械定位在患者解剖结构内的部署位置处或附近(例如,非常靠近目标)的情况下,可以进行术中成像扫描。在过程214,可以在控制系统处从术中成像系统接收术中图像数据。在一些示例中,术中成像系统可以是产生术中CT扫描图像数据的锥形束CT(“CBCT”)扫描仪,但是在不偏离本公开的实施例的情况下可以使用任何合适的成像技术。与诸如传统CT或荧光透视的其他成像技术相比,CBCT成像可以提供对患者解剖结构的区域的更快速的扫描,以减少手术的延迟,并且还可以具有更便携和紧凑的硬件。

[0028] 如上所述,术中图像数据可以在与器械相关联的控制系统或其他处理平台处接收。图像数据的通信可以源自术中成像系统的应用编程接口。作为示例,西门子医疗解决方案(美国)有限公司(Siemens®Medical Solutions USA,Inc.)销售的Cios Spin®成像系统使用名为NaviLink 3D™的协议,该协议提供数字接口以将成像系统与导航系统连接并向其传输数据集。还可以设想,在一些示例中,与器械相关联的形状数据可以被传送到成像系统,或者形状数据和图像数据两者均可以被传送至用于处理的公共平台。在这方面,器械的形状数据与术中图像数据的配准可以由控制系统、成像系统或与术中成像系统和控制系统可操作通信的另一平台来执行。通常,使图像数据传送到控制系统或自控制系统传送出的通信将使用医学数字成像和通信(“DICOM”)标准。图像数据也可以以最大强度投影(“MIP”)或伪CT流格式被接收。在一些实施例中,接收图像数据可以包括接收与图像数据相关联的一个或多个时间戳。第一时间戳可以指示扫描的开始时间,而第二时间戳可以另外指示扫描的停止时间。可选地,时间戳可以与图像数据的每个实例相关联。为了确保精确的相关性,器械的控制系统的时钟可以与成像系统的时钟同步,并且形状数据的每个实例也可以与时间戳相关联。在这方面,图像数据的每个带时间戳的实例可以与形状数据的相应带时间戳实例配对。

[0029] 为了将术中成像扫描配准到器械,在执行术中成像扫描的同时,在过程216,可以接收在术中成像过程214期间捕获的来自器械的形状数据。形状数据可以仅在短时间周期内被捕获,或者可以在术中成像扫描的整个图像捕获周期期间被捕获。可以使用各种同步技术来确保仅与图像捕获周期相对应的形状数据被用于配准,即使也可以记录图像捕获周期之外的形状数据。

[0030] 在过程218,来自术中扫描的图像数据或其一部分可以被分割。在这方面,可以分析图像数据的离散单元(例如,像素或体素),以将强度值分配给每个单元。具有相同或相似强度值的离散单元可以被聚集以形成分量。形态操作可以用于互连具有相似强度值的非连续部件。在一些实施例中,单独或与手动输入相结合的计算机软件用于将图像数据转换为部分或整个解剖器官或解剖区域的分割的二维或三维复合表示或模型。该模型可以描述解剖通路的各种位置和形状及其连接。更具体地,在分割过程中,像素或体素可以被分离成片段或元素,或者被标记以指示它们共享某些特性或计算出的属性,例如颜色、密度、强度和纹理。在一些实施例中,分割图像数据可以包括选择与某些对象相关联的部件。例如,分割与器械相关联的图像数据可以包括基于一个或多个因素来选择成像单元或部件,所述一个或多个因素包括与目标的接近度、形状数据、器械与患者的近似配准以及期望的器械强度值。期望的器械强度值可以包括与组成器械的材料相关联的一系列值。在一些实施例中,可以使用算法(例如,高斯混合模型)来建立期望的器械强度。在一些实施例中,分割图像数据

还可以包括利用由控制系统使用深度学习技术建立的过程。可以从图像数据中分割或过滤出与医疗器械相对应的图像数据，并且可以生成器械形状的模型。例如，通过与医疗器械相关联的CT数或豪斯菲尔德(Hounsfield)值的分割或滤波，可以将医疗器械识别为图像数据中的医疗器械。与医疗器械相关联的该数据可以与图像数据的与患者或特定组织类型相关联的其他部分相隔离。可以在隔离数据周围形成三维网格模型和/或可以确定表示医疗器械的中心线的中心线。器械的分割的图像数据可以在图像参考系中表示。

[0031] 关于器械的信息可以用于对分割过程进行种子化。例如，器械(例如，可操纵导管)可以包括嵌入非金属护套中的金属脊柱。在这方面，可以首先识别与脊柱相关联的术中图像数据中的高对比度，并且可以在具有较小对比度的像素或体素中搜索脊柱周围的区域以寻找非金属护套。在类似的方面，可以在术中成像期间通过器械的工作通道插入高对比度基准标记，以改进器械的分割。

[0032] 在某些情况下，器械的分割可被确定为产生了不令人满意的结果。例如，分割可能导致多个不连续的部件，它们之间存在间隙。可选地，分割可导致已知的器械尺寸不准确。例如，当已知器械具有5mm的直径时，术中图像数据中的分割的器械可能看起来具有1mm或10mm的直径。作为另一示例，可以确定器械的一个或多个相关部分在术中图像数据的体积之外。

[0033] 作为确定分割不令人满意的结果，控制系统可以实施低精度模式，其中术中图像数据到器械的配准可以仅进行平移运动(例如，仅沿X轴、Y轴和/或Z轴的运动)，同时防止旋转。可选地，分割结果不满意可导致生成指示或提示，以指引用户在图像数据中识别器械，例如，通过使用输入设备和显示系统按照上述过程212选择与器械相关联的部件。

[0034] 在过程220，可以在术中图像数据中识别目标。在一些实施例中，当器械已经被分割或识别时，识别目标可以包括在器械的预定范围内在图像数据中建立感兴趣的区域。然后可以分析感兴趣区域以从感兴趣区域中分割目标。在这方面，可以基于器械先前被导航到与目标非常接近的前提来减少定位目标的搜索字段。在一些实施例中，识别目标可以包括在用户界面处接收来自用户的指示或选择。例如，用户可以手动选择与显示系统上的一个或多个部件相关联的图像数据的部分以与目标相关联。当目标的自动识别产生了不令人满意的结果并且指示用户手动识别图像数据中的目标时，可能需要手动识别目标。在一些情况下，识别术中图像数据中的目标可导致基于目标的术前位置和目标的术中位置将术前图像数据(或3D模型)配准到术中图像数据。

[0035] 在过程222，可以通过将形状数据与图像数据中对应于器械的部分进行比较来将术中图像数据配准到形状数据。来自医疗器械的形状数据可以在医疗器械参考系和/或外科手术参考系中表示。该配准可以通过刚性或非刚性变换来旋转、平移或以其他方式操纵与分割的形状相关联的点和与形状数据相关联的点。在一些实施例中，可以使用迭代最近点算法或另一点云配准技术来执行该配准。任选地，可以基于分段置信度或质量对数据点进行加权，以便为确定为可能更准确的数据点分配更多影响。可选地，可以使用相干点漂移或不确定性度量(例如RMS误差)将术中图像数据配准到形状数据。在一些实施例中，医疗器械的分割的形状被配准到形状数据，并且相关联的变换(应用于分割的形状中的每个点以与形状传感器参考系中的形状数据对准的矢量)然后可以被应用于整个三维图像和/或随后在医疗过程中获得的三维图像。该变换可以是六自由度(6DOF)变换，使得形状数据可以

在X、Y和Z以及俯仰、滚转和偏航中的任何一个或全部上平移或旋转。可以在例如国际专利公开第WO2021/092116号(2020年11月5日提交)(公开了“Systems and Methods for Registering an Instrument to an Image Using Change in Instrument Position Data”)和国际专利公开第WO2021/092124号(2020年11月5日提交)(公开了“Systems and Methods for Registering an Instrument to an Image Using Point Cloud Data”)中看到的用于将器械配准到图像数据的处理的探讨,这两者通过引用整体并入本文。

[0036] 在图像参考系被配准到医疗器械参考系的情况下,在显示系统上显示给操作者的图像可以允许操作者更准确地操纵医疗器械,相对于医疗器械可视化目标病变,从医疗器械的远端的角度观察视图,和/或提高有针对性的医疗程序的效率和功效。

[0037] 在一些实施例中,术中图像数据可以与由相同或不同成像系统获得的术前图像数据配准。因此,通过将形状数据配准到术中图像数据,还可以确定形状数据与术前图像数据的配准。在一些实施例中,从术中图像数据和/或术前图像数据生成的解剖图像可以与从器械形状传感器数据导出的器械的图像一起显示。例如,根据器械形状数据生成的器械的模型可以被叠加在根据术前或术中图像数据生成的患者解剖结构的图像上。

[0038] 在过程224,可以基于在过程222中执行的配准将目标的术中位置映射到器械参考系。图2的方法200可以包括分割与目标相对应的图像数据的部分。可以将目标的术中位置与目标的术前位置进行比较。类似地,可以将目标的术前几何形状(例如,表面边界)与目标的术中几何形状进行比较。如果存在差异,则在过程226,可以将模型内的目标位置或几何形状更新为术中位置和/或几何形状。可以通过显示系统在图形用户界面上相对于3D模型和/或器械显示目标的更新位置,以便于微创手术。

[0039] 图2的方法200可以另外或可选地包括使用与上述类似的分割技术分割与一个或多个解剖通路对应的图像数据部分的过程。解剖通路的分割可以导致一个或多个解剖通路的经修正的表面边界、直径、位置等。在将术中图像数据配准到形状数据之后,可以基于术中图像数据在显示在图形用户界面上的3D模型中将至少一个解剖通路的经修正的几何形状和/或位置从术前配置更新为术中配置。一个或多个解剖通路的更新配置可以导致器械的更新的导航路径。例如,术中成像可以指示先前认为对于器械的安全导航而言过于狭窄的解剖通路实际上可能比术前成像所指示的直径更大。通过更新模型中的直径,控制系统可以确定经修正的解剖通路提供了到达目标的更直接的路线。这些更新解剖结构的过程并不局限于解剖通路(例如气道)。例如,术中图像数据可用于修正模型中组织和器官(例如胸膜、肺裂、脉管系统等)的解剖边界。

[0040] 目标、解剖通路和/或其他解剖结构的分割和更新可以由控制系统独立于用户输入自动执行。可选地,可以通过用户输入启动这些过程,以识别与相应特征相对应的术中图像数据中的一个或多个位置。

[0041] 在一些实施例中,在图2的过程214处接收的术中图像数据可以显示在如图3A所示的显示系统的用户界面300上。观看模式302可以在术中图像参考系(X_{I2},Y_{I2},Z_{I2})450中提供术中图像数据的3D渲染301。像素或体素可以用指定的强度值来显示,该强度值提供不同结构之间的初始视觉分界。

[0042] 在图2的分割过程218之后,分割的器械可以与术中图像数据一起显示在显示系统上。类似地,在图2的过程220识别目标之后,分割的目标可以与术中图像数据一起显示在显

示系统上。图3B示出了提供术中图像数据的二维和/或三维视图的观看模式304，其中器械306和术中目标308(其可以与不同位置的术前目标108相同)已经被分割。观看模式304可以显示配准到3D模型的分割的器械中心线和/或边界。当分割不成功时，用户界面300可以允许用户手动识别导管和/或目标。在分割或识别之后，器械306和目标308可以以不同的颜色显示，或者以其他方式在视觉上与周围的解剖结构区分开。

[0043] 在术中图像数据中对器械306进行分割或识别后，术中图像参考系450可以被配准到医疗器械参考系，如以上关于图2的过程222所讨论的。

[0044] 如以上参考图2中的过程226所讨论的，可以将目标位置从基于术前图像数据的位置更新为基于术中图像数据的位置。图4示出了将术中图像数据配准到来自器械的形状数据以更新模型中目标的位置的方法400。在过程402，可以在成像系统的图像捕获周期期间记录器械形状数据。成像系统可以是锥形束CT系统或被配置用于捕获器械和患者解剖结构的术中图像的任何其他成像系统。在过程404，可以接收与图像捕获周期相对应的图像数据，该图像数据包括患者的解剖结构、手术的目标和器械。在过程406，在图像数据中识别目标。例如，目标可以由控制系统或其他处理平台分割，或者可以由用户手动识别。在过程408，可以对图像数据中与器械相对应的部分进行分割。使用在过程402中记录的分割的图像数据和形状数据，在过程410中，可以基于图像捕获周期期间的器械的形状将图像数据配准到形状数据。在过程412，使用配准的图像数据，可以将目标的位置从基于术前成像的术前位置更新为基于术中成像的术中位置，如下面参照图6A-6E所讨论的。更新的目标位置可以改进器械到目标的导航。

[0045] 类似于用于更新目标在图像参考系中的位置的过程226，可以使用附加的或替代的过程来更新解剖通路在图像参考系中的位置。图5示出了将术中图像数据与来自器械的形状数据配准以更新模型中解剖结构的位置的方法500。在过程502，可以在成像系统的图像捕获周期期间记录器械形状数据。成像系统可以是锥形束CT系统或被配置用于捕获器械和患者解剖结构的术中图像的任何其他成像系统。在过程504，可以接收与图像捕获周期相对应的图像数据，该图像数据包括患者的解剖结构、手术的目标和器械。在过程506，在图像数据中识别目标。例如，目标可以由控制系统或其他处理平台分割，或者可以由用户手动识别。在过程508，可以分割图像数据中与器械相对应的部分，并且在过程510，可以分割图像数据的与解剖通路相对应的部分。在过程512，使用在过程502中记录的分割的图像数据和形状数据，可以在图像捕获周期期间基于器械的形状将图像数据配准到形状数据。在过程514，使用配准的图像数据，一个或多个解剖通路的位置可以从基于术前成像的术前位置更新为基于术中成像的术中位置，如下面参考图6A-6E所讨论的。一个或多个通路的更新可以提供从器械的当前位置到目标的更精确的路径。应当理解，方法400和方法500都是可选的，并且可以同时或连续地执行。

[0046] 如以上关于图2中的过程210所讨论的，术前图像数据的图像参考系可以被配准到器械参考系。类似地，如以上关于过程222所讨论的，术中图像参考系可以被配准到器械参考系。这些参考系之间的共同配准允许更新从术前成像数据生成的3D模型中的目标的位置和/或一个或多个解剖通路的位置。图6A-6E提供了用于说明目标和/或解剖通路在模型中的位置的更新的简化图，其可以在将图像参考系150中的术前图像数据和术中图像参考系450中的术中图像数据配准到来自医疗器械参考系(例如图10的医疗器械参考系350)中的

器械的形状数据之后而执行，所述术前图像数据和术中图像数据也可以配准到其中定位有患者的手术参考系(例如图10的外科手术参考系250)。最初，可以根据如图6A所示的术前图像数据来构建3D模型602。该模型可以包括解剖通路604和相对于解剖通路604设置的目标108的术前位置。在医疗程序中，包括形状传感器的器械306可以被插入解剖通路604中。例如，基于术前图像数据中的解剖通路604的形状和来自形状传感器的形状数据，可以将图像参考系150配准到医疗器械参考系350。此外，当器械306设置在解剖通路604内时，可以例如使用锥形束CT获得术中成像。如图6B所示，术中图像数据可以指示目标308的不同位置以及解剖通路604相对于相邻解剖结构的不同位置和形状。

[0047] 使用术中图像数据中的器械306的形状和来自与器械相关联的形状传感器的形状数据，术中图像参考系450可以被配准到医疗器械参考系350。因此，图像参考系150和术中图像参考系450也可以被配准。这种配准布置允许将目标108的术前位置更新为如上参考图4所述的目标308的术中位置，并且允许如上参考图5所述地更新模型中的解剖通路。

[0048] 在术前成像过程和术中成像过程之间经过的时间期间，目标的位置和/或解剖通路的位置可以相对于患者的其他解剖结构而改变。例如，器械306的插入可以导致解剖通路(例如，解剖通路604)相对于其他解剖通路和结构(例如，其他器官)移动。在微创手术期间，由于解剖通路604在术前成像过程之后的移动，解剖通路604的位置在根据术前图像数据构建的模型中可能过时。解剖通路604在模型中过时的位置或形状可使得图形用户界面显示形状数据，该形状数据使得器械306看起来被布置在解剖通路604的外部，尽管实际上其被布置在解剖通路604内，如图6C所示。类似地，目标108的过时位置可导致图形用户界面显示一种配置，在该配置中，目标108的位置相对于器械306没有被准确地描绘。例如，如图6C所示，当目标108实际上偏移到器械306的一侧时，显示在图形用户界面上的信息可以使得目标108看起来直接在器械306的前面。因为用户在器械导航期间可能依赖于图形用户界面中显示的模型和器械形状数据，所以目标和/或解剖结构的过时位置可能阻碍导航，甚至可能阻止用户将器械导航到目标。

[0049] 因此，术中图像数据可用于更新模型，以更准确地描绘目标的位置和/或解剖通路的位置。例如，图6D示出了一个示例，其中显示在图形用户界面上的解剖通路的模型始终基于术前图像数据，但是目标的位置已经被更新到基于术中图像数据的位置，这可以在图形用户界面上提供目标308和器械306之间更精确的空间关系。因此，图6D中所显示的器械306和目标308之间的空间关系可以是准确的，而器械306和解剖通路604之间以及目标308和解剖通路604之间所显示的空间关系可能是过时的。图6E示出了其中显示在图形用户界面上的解剖通路的模型已经被更新以反映解剖通路604的术中位置和形状的示例。在图6E所示的示例中，目标308的位置也被更新。在这方面，图6E的示例中的图形用户界面以基于术中图像数据的配置描绘了解剖通路604、目标308和器械306。

[0050] 在图7A-7H中示出了用于执行以上关于图2所讨论的各种过程的图形用户界面的示例。图形用户界面700可以包括用于向用户显示视觉信息的多个视图窗口。例如，图7A所示的实施例包括视图窗口702、704和706，其分别示出了沿冠状面、横向面和矢状面截取的术中图像数据的横截面。尽管示出了三个视图窗口，但是可以在任何给定时间显示更多或更少的视图窗口。

[0051] 在图7A所示的实施例中，主视图窗口706大于两个辅助视图窗口702和704。用户可

以通过在显示希望在主视图窗口706中查看的视觉信息的辅助视图窗口上选择最大化按钮708来选择要在主视图窗口706中显示的视觉信息。类似地，用户可以通过选择全屏按钮710将主视图窗口706中所示的信息放大为全屏视图。视图指示符714可以被叠覆在每个视图窗口702、704、706上，以向用户指示当前显示的图像所对应的平面或取向。

[0052] 每个视图窗口可以允许用户浏览沿着平行平面截取的一系列连续的术中图像，例如，通过将光标悬停在给定视图窗口上并旋转滚轮或其他输入设备。图像指示符712可以指示被显示的当前图像以及每个视图可用的图像的总数。工具栏716可以显示在图形用户界面中，以允许用户调整所显示的视觉信息的各种属性，例如缩放、对比度等。

[0053] 图7A示出了提供给用户的提示715，其陈述“识别目标中心和导管尖端”。如图7B所示，并且关于图2的过程220，用户可以选择目标(例如，通过点击鼠标或敲击触摸屏)。用户可以在进行选择之前浏览一系列图像中的每一个，直到目标可见为止。为了说明，在图7A中，目标看起来不可见，但在图7B中目标703可见。通过在图7A和图7B之间比较每个视图窗口的图像指示符712，可以看出用户已经浏览一系列图像中的每个，直到目标可见。可以在每个视图窗口中的所选位置处生成目标图标701。可以针对视图窗口702、704、706中的每一个重复该过程。可选地，在一些实施例中，用户可以仅在一个视图窗口中选择目标703，并且控制系统可以在其他视图窗口中自动识别目标。作为另一示例，控制系统可以基于目标的已知或预期属性(例如，期望的像素或体素强度值)独立于任何用户输入来识别目标。

[0054] 类似地，参考图7C，用户还可以在一个或多个视图窗口中选择与器械707相关联的位置。与目标一样，用户可以浏览每个视图窗口的各个图像，直到器械707或其一部分在视图窗口中可见。在图示的示例中，用户已经在每个视图窗口中选择了器械707的远侧尖端，并且已经在每个选择的位置处生成了器械图标705。器械707的远侧尖端的选定位置可用于为分割过程(例如，图2的过程220)种子化。例如，在分割期间，控制系统可以寻找体素，该体素具有与由用户识别为对应于器械707的远侧尖端的体素的强度值相似的强度值。可选地，可以从术中图像数据中自动识别和分割器械707。在这样的实施例中，控制系统可以用相应的器械图标705填充图形用户界面的视图窗口，并且可以仅要求用户确认所识别的器械707的远侧尖端的位置是准确的。

[0055] 在分割之后，图形用户界面700可以显示被叠覆在术中图像数据上的分割的器械707，如图7D所示。每个视图窗口702、704、706可以显示器械边界709和/或器械中心线711。用户可以浏览一系列图像，并验证分割过程似乎已经呈现出令人满意的结果。例如，与图7D相比，图7E示出了每个视图窗口中的不同的一组图像，每个图像示出了分割的器械707、目标图标701和器械图标705。

[0056] 如以上关于图2的过程224所讨论的，术中图像参考系可以被配准到器械参考系。图7F示出了图形717，图形717可以显示在图形用户界面700上以评估这种配准的结果。可以看出，器械707的分割的形状与由来自形状传感器的器械形状数据生成的器械713的形状重叠。如果配准被认为是成功的，则可以将来自术中图像数据的目标的位置映射到器械参考系，如以上参考过程224所讨论的，并且可以相应地更新图形用户界面，包括修正目标的位置和/或修正一个或多个解剖通路的位置。在对图形用户界面进行更新之后，可以要求用户确认目标的修正位置。图7G示出了提供确认选择按钮718的图形用户界面700。此外，与器械713的形状相比，控制系统可以分析器械707的形状，并计算与配准精度的置信水平相关联

的确定性或不确定性度量。器械707的形状与器械713的形状匹配得越近，置信水平就可能越高。可以用确定性/不确定性度量显示目标703的修正位置，以向用户提供置信水平的视觉指示。

[0057] 在图8A和图8B中示出了在图2的更新过程226之前和之后的图形用户界面的说明性图形。如图8A所示，可以与图形用户界面700相同或相似的图形用户界面800包括虚拟导航图像802，该虚拟导航图像显示其上叠覆有器械807(可以与器械707相同)和目标108的3D模型801。此外，如在过程208中确定的，导航路径803可以被叠覆在3D模型801上。

[0058] 图形用户界面800还可以包括虚拟相机视图804和物理相机视图806。物理相机视图806显示来自设置在患者解剖结构内的相机的视频。例如，器械可以包括内窥镜，并且物理相机视图806可以显示来自内窥镜相机的视频馈送。虚拟相机视图804可以从器械807的远侧尖端的角度显示目标108的计算机生成的图像。如在虚拟导航图像802中可以看到的，器械807的远侧尖端没有指向目标108的位置。因此，在虚拟相机视图804中不显示目标108的计算机生成图像。

[0059] 此外，图形用户界面800可以包括导航概览808，其示出了沿着导航路径803的长度的各种解剖通路的宽度和分支关系，以及器械807沿着导航路径804的进度。

[0060] 图形用户界面800还可以提供各种其他图形。最佳荧光透视角度图形809可以向用户提供相对于患者的建议的定位角度，以优化目标的成像(例如，最小化障碍物)。驱动力图形810可以提供所施加的力的可视化(例如，在致动器处测量的或在器械的远侧尖端处测量或估计的)，以将器械807导航到其当前位置。取向指示器811可以提供关于器械807的远侧尖端的当前取向的视觉指示，该当前取向对应于由虚拟相机视图804和/或物理相机视图806提供的视图。目标距离指示器812可以传送器械807的远侧尖端与目标108之间的当前距离。在所示的实施例中，距离指示器812提供从器械807的远侧尖端到目标108的最近点的距离以及从器械807的远侧尖端到目标108的最远点的距离。在一些实施例中，可以提供单个距离，例如从器械807的远侧尖端到目标的中心点或目标内的特定感兴趣点的距离。解剖边界距离指示器813可以在器械的尖端的方向上传送器械807的远侧尖端和最近的解剖元件(例如胸膜、血管等)之间的当前距离。尖端弯曲半径图形814可以提供器械807的远侧尖端的当前弯曲半径的指示，该当前弯曲半径可以在导航期间用于防止器械807过度弯曲，该过度弯曲可对器械或患者组织造成损伤。

[0061] 图8B示出了在目标的位置从目标108更新到目标308之后的图形用户界面800。目标308在3D模型801中的修正的位置可以使得控制系统确定到目标308的修正的导航路径805。此外，对解剖通路的修正可以导致确定器械807处于与基于术前图像数据假设的解剖通路不同的解剖通路中。也就是说，最初，可以将来自形状传感器的形状数据与术前图像数据中的解剖通路的形状进行比较。可以假设器械807设置在具有与形状数据最相似的形状的解剖通路内。然而，在基于术中图像数据修正一个或多个解剖通路的形状时，可以确定形状数据更紧密地匹配不同的解剖通路。因此，图形用户界面可以显示器械807的至少一部分(例如，远侧尖端)的修正的位置。

[0062] 在一些实施例中，诸如器械807之类的器械可以包括工作通道，工具(例如活检针)可以通过该工作通道插入。器械807的分割也可以包括工具的分割。在这方面，该工具可以在图形用户界面中与器械807分开识别。在术中成像过程中工具从器械807延伸或突出的情

况下，用户能够经由图形用户界面在3D模型中视觉确认工具位于目标308内(例如，病变活检确认中的工具)。可选地，控制系统可以自动分析分割的目标308和分割的工具，并向用户提供工具已放置在目标内的确认。

[0063] 此外，与其中目标108在虚拟相机的视场之外的图8A相比，如图8B所示，目标308的修正的位置可以使目标落在虚拟相机视图804中的虚拟相机的视场内。

[0064] 在一些实施例中，本公开的配准技术，例如关于图2的过程210和222所讨论的那些配准技术，可以用在如图9和图10所示的利用机器人辅助医疗系统执行的图像引导的医疗程序中。图9示出了包括机器人辅助医疗系统1200和术中成像系统918的临床系统10。机器人辅助医疗系统900通常包括操纵器组件902，该操纵器组件用于操作医疗器械系统904(包括例如医疗器械104)对位于手术环境901中的台T上的患者P执行各种手术。操纵器组件902可以是机器人辅助的、非辅助的，或者具有可被机动化和/或机器人辅助的选择运动自由度和可被非机动化和/或非辅助的选择运动自由度的混合机器人辅助和非辅助组件。可以在手术环境901内部或外部的主组件906通常包括用于控制操纵器组件902的一个或多个控制设备。操纵器组件902支持医疗器械系统904，并且可以任选地包括多个致动器或电机，该多个致动器或电机响应于来自控制系统912的命令驱动医疗器械系统904上的输入。致动器可以任选地包括驱动系统，当与医疗器械系统904耦合时，驱动系统可以将医疗器械系统804推进到自然或手术创建的解剖孔中。其他驱动系统可以在多个自由度上移动医疗器械系统904的远端，其可以包括三个线性运动度(例如，沿X、Y、Z笛卡尔轴的线性运动)和三个旋转运动度(如，绕X、Y和Z笛卡尔轴旋转)。此外，致动器可用于致动医疗器械系统904的可铰接末端执行器，用于抓取活检设备等的钳口中的组织。

[0065] 机器人辅助医疗系统900还包括用于显示由传感器系统908和/或内窥镜成像系统909生成的外科手术部位和医疗器械系统904的图像或表示的显示系统910(其可以与显示系统100相同)。显示系统910和主组件906可以被取向为使得操作者0可以利用远程呈现的感知来控制医疗器械系统904和主组件906。

[0066] 在一些实施例中，医疗器械系统904可以包括用于外科手术、活检、消融、照明、冲洗或抽吸的部件。任选地，医疗器械系统904和传感器系统908可用于收集(即测量)与患者(例如患者P)的解剖通路内的位置相对应的一组数据点。在一些实施例中，医疗器械系统904可包括成像系统909的部件，其可以包括成像镜组件或成像器械，其记录外科手术部位的并发或实时图像并通过显示系统910将图像提供给操作者或操作者0。并发图像可以是例如由位于外科手术部位内的成像器械捕获的二维或三维图像。在一些实施例中，成像系统部件可以整体地或可移除地耦合到医疗器械系统904。然而，在一些实施例中，附接到单独的操纵器组件的单独的内窥镜可以与医疗器械系统904一起使用以对外科手术部位成像。成像系统909可以被实现为硬件、固件、软件或其组合，其与一个或多个计算机处理器交互或以其他方式由一个或多个计算机处理器执行，所述一个或多个计算机处理器可以包括控制系统912的处理器。

[0067] 传感器系统908可以包括用于确定医疗器械系统904的方位、取向、速度、速率、姿态和/或形状的方位/位置传感器系统(例如，电磁(EM)传感器系统)和/或形状传感器系统。

[0068] 机器人辅助医疗系统900还可以包括控制系统912。控制系统912包括至少一个存储器916和至少一个计算机处理器914，用于实现医疗器械系统904、主组件906、传感器系统

908、内窥镜成像系统909和显示系统910之间的控制。控制系统912还包括编程指令(例如,存储指令的非瞬态机器可读介质),以实现根据本文公开的方面描述的一些或全部方法,包括用于向显示系统910提供信息的指令。

[0069] 控制系统912可任选地进一步包括虚拟可视化系统,以在图像引导的外科手术过程中控制医疗器械系统904时向操作员O提供导航帮助。使用虚拟可视化系统的虚拟导航可以基于对所获取的解剖通路的术前或术中数据集的参考。虚拟可视化系统处理使用成像技术成像的外科手术部位的图像,所述成像技术诸如计算机断层扫描(CT)、磁共振成像(MRI)、荧光透视、热成像、超声、光学相干断层扫描(OCT)、热成像、阻抗成像、激光成像、纳米管X射线成像等。

[0070] 术中成像系统918可以布置在患者P附近的手术环境901中,以在医疗程序中获得患者P的图像。术中成像系统918可以提供患者P的实时或接近实时的图像。在一些实施例中,术中成像系统918可以是用于生成三维图像的移动C臂锥形束CT成像系统。例如,术中成像系统918可以是华盛顿特区西门子公司的DynaCT成像系统,也可以是其他合适的成像系统。在其他实施例中,成像系统可以使用其他成像技术,包括CT、MRI、荧光透视、热成像、超声、光学相干断层扫描(OCT)、热成像、阻抗成像、激光成像、纳米管X射线成像等。

[0071] 图10示出了具有手术参考系(X_S、Y_S、Z_S)250的手术环境1000,其中患者P被定位在手术台T上。患者P可以在手术环境内静止,因为患者的总体运动受到镇静、约束和/或其他手段的限制。包括患者P的呼吸和心脏运动在内的循环解剖运动可以继续,除非要求患者屏住呼吸以暂时暂停呼吸运动。在手术环境1000内,具有医疗器械参考系(X_M、Y_M、Z_M)350的医疗器械1004(例如,医疗器械系统904)耦接到器械支架1006。在该实施例中,医疗器械1004包括细长设备1010,例如柔性导管,其耦接到器械主体1012。器械托架1006被安装到固定在手术环境1000内的插入级1008。可选地,插入级1008可以移动,但在手术环境1000内具有已知位置(例如,通过跟踪传感器或其他跟踪设备)。在这些替代方案中,医疗器械参考系相对于手术参考系是固定的或以其他方式已知的。器械托架1006可以是机器人辅助操纵器组件(例如,机器人辅助操纵器组件1002)的部件,该部件与医疗器械1004耦接,以控制插入运动(即沿轴线A的运动)以及任选地控制细长设备1010的远端1018在包括偏航、俯仰和滚动在内的多个方向上的运动。器械托架1006或插入级1008可以包括致动器,例如伺服马达(未示出),其控制器械托架1006沿着插入级1008的运动。

[0072] 在本实施例中,传感器系统(例如,传感器系统908)包括形状传感器1014。形状传感器1014可以包括在细长设备1010内延伸并与细长设备1010对准的光纤。在一个实施例中,光纤具有大约200μm的直径。在其他实施例中,尺寸可以更大或更小。形状传感器1014的光纤形成用于确定细长设备1010的形状的光纤弯曲传感器。在一个替代方案中,包括光纤布拉格光栅(FBG)的光纤用于在一个或多个维度上提供结构中的应变测量。在美国专利申请第11/180,389号(2005年7月13日提交)(公开了“Fiber optic position and shape sensing device and method relating thereto”)中描述了用于在三维中监测光纤的形状和相对方位的各种系统和方法;美国专利申请第12/047,056号(2004年7月16日提交)(公开了“Fiber-optic shape and relative position sensing”);以及美国专利第6,389,187(1998年6月17日提交)(公开了“Optical Fiber Bend Sensor”),它们全部通过引用并入本文。在一些实施例中,传感器可以采用其他合适的应变感测技术,例如瑞利散射、拉曼

散射、布里渊散射和荧光散射。在一些实施例中，导管的形状可以使用其他技术来确定。例如，细长设备1010的远端姿势的历史可以用于重建细长设备1010在一段时间上的形状。

[0073] 如图10所示，器械主体1012相对于器械托架1006耦接和固定。在一些实施例中，光纤形状传感器1014固定在器械主体1012上的近侧点1016处。在一些实施例中，光纤形状传感器1014的近侧点1016可以与器械主体1012一起移动，但近侧点1016的位置可以是已知的(例如，通过跟踪传感器或其他跟踪设备)。形状传感器1014测量在医疗器械参考系(X_M、Y_M、Z_M)中从近侧点1016到另一点(例如细长设备1010的远端1018)的形状。

[0074] 细长设备1010包括通道(未示出)，该通道的尺寸和形状适于接收医疗器械1022。在一些实施例中，医疗器械1022可以用于诸如外科手术、活检、消融、照明、冲洗或抽吸之类的程序。医疗器械1022可以通过细长设备1010展开并在解剖结构内的目标位置使用。医疗器械1022可以包括例如图像捕获探针、活检器械、激光消融纤维和/或其他外科手术、诊断或治疗工具。医疗器械1022可以从细长设备1010的远端1018推进以执行该过程，然后在该过程完成时缩回到通道中。医疗器械1022可以从细长设备1010的近端移除，或者沿着细长设备1010从另一可选器械端口(未示出)移除。

[0075] 细长设备1010还可以容纳线缆、连杆或其他转向控制装置(未示出)以可控地弯曲远端1018。在一些示例中，至少四根线缆用于提供独立的“上下”转向以控制远端1018的俯仰，以及提供“左右”转向来控制远端1018的偏航。

[0076] 位置测量设备1020在器械主体1012沿着插入轴线A在插入级1008上移动时提供关于器械主体1012的方位的信息。方位测量设备1020可包括旋转变压器、编码器、电位计和/或其他传感器，用于确定控制器械托架1006的运动的致动器的旋转和/或取向，并且因此确定器械主体1012的运动。在一些实施例中，插入级1008是线性的，而在其他实施例中，插入级1008可以是弯曲的或者具有弯曲和线性区段的组合。

[0077] 术中成像系统1030(例如，成像系统918)被布置在患者P附近，以在细长设备1010在患者体内延伸时获得患者的三维图像。术中成像系统1030可以提供患者P的实时或接近实时的图像。在术前成像和术中成像期间，可以将一个或多个基准标记(未示出)定位在患者P上以改进配准。

[0078] 在一些实施例中，配准到医疗器械1004的医疗器械1004或机器人辅助医疗系统的另一部件可以包括器械时钟1024。成像系统1030可以包括成像时钟1026。时钟1024、1026可以按照预定时间表或响应于由用户、控制系统或同步系统生成的同步启动事件而在时间上同步。在一些实施例中，时钟1024、1026可以是同步系统的部件，该同步系统可以是进一步包括服务器、有线或无线通信网络、通信设备或用于执行同步算法和协议的其他部件的集中式或分布式系统。在一些实施例中，医疗器械1004或配准到医疗器械1004的机器人辅助医疗系统的另一部件可以包括通信设备1028。成像系统1030可以包括通信设备1032。

[0079] 在描述中，已经阐述了描述一些实施例的具体细节。为了提供对实施例的全面理解，提出了许多具体细节。然而，对于本领域技术人员来说，显而易见的是，可以在没有这些特定细节中的一些或全部的情况下实践一些实施例。本文公开的具体实施例旨在说明但不作为限制。本领域技术人员可以实现其他元件，尽管此处没有具体描述，但是这些元件在本公开的范围和精神内。

[0080] 只要可行，参考一个实施例、实施方式或应用任选地详细描述的元素可以被包括

在未具体示出或描述的其他实施例、实施方式或应用中。例如，如果参考一个实施例详细描述了一个元件，而没有参考第二实施例描述，则该元件仍然可以被要求保护为包括在第二实施例中。因此，为了避免在以下描述中不必要的重复，除非另有特别描述，否则与一个实施例、实施方式或应用相关联地示出和描述的一个或多个元件可以被并入到其他实施例、实施方式或方面中，除非该一个或多个元件将使实施例或实施方式不起作用，或者除非两个或更多个元件提供冲突的功能。

[0081] 对所描述的设备、器械、方法以及本公开的原理的任何进一步应用的任何改变和进一步修改全部是本公开所涉及的领域的技术人员通常会想到的。特别地，完全可以预见到，关于一个实施例描述的特征、部件和/或步骤可以与关于本公开的其他实施例描述的特征，部件和/或步骤相结合。此外，本文提供的尺寸是用于特定示例的，并且可以设想不同的大小、尺寸和/或比率可以用于实现本公开的概念。为了避免不必要的描述性重复，根据一个说明性实施例描述的一个或多个部件或动作可以在适用于其他说明性实施例时被使用或省略。为了简洁起见，将不单独描述这些组合的多次迭代。为了简单起见，在一些情况下，遍历附图使用相同的附图标记来指代相同或相似的零件。

[0082] 尽管本文提供了关于医疗程序的一些实施例，但对医疗或外科手术器械以及医疗或外科手术方法的任何引用都是非限制性的。例如，本文所述的器械、系统和方法可用于非医疗目的，包括工业用途、通用机器人用途以及感测或操纵非组织工件。其他示例性应用涉及美容改进、人体或动物解剖学的成像、从人体或动物解剖结构收集数据以及培训医疗或非医疗人员。附加的示例性应用包括用于对从人或动物解剖结构移除的组织进行手术(而不返回到人或动物解剖结构)以及在人或动物尸体上进行手术。此外，这些技术也可用于外科手术和非外科手术医疗处理或诊断程序。

[0083] 本文所描述的方法被图示为一组操作或过程。并非所有说明的过程都可以在方法的所有实施例中执行。此外，未明确说明或描述的一个或多个过程可以被包括在示例性过程之前、之后、中间或作为示例性过程的一部分。在一些实施例中，一个或多个过程可以由控制系统(例如，控制系统112)执行，或者可以至少部分地以存储在非暂时的、有形的、机器可读介质上的可执行代码的形式来实施，当由一个或多个处理器(例如控制系统112的处理器114)运行时，可执行代码可以使一个或多个处理器执行一个或多个过程。

[0084] 本公开的实施例中的一个或多个元件可以在软件中实施，以在诸如控制处理系统之类的计算机系统的处理器上执行。当在软件中实施时，实施例的元素本质上是执行必要任务的代码段。程序或代码段可以存储在处理器可读存储介质或设备中，该处理器可读存储介质或设备可以通过在传输介质或通信链路上的载波中包含的计算机数据信号下载。处理器可读存储设备可以包括能够存储信息的任何介质，包括光学介质、半导体介质和磁性介质。处理器可读存储设备的示例包括电子电路；半导体器件、半导体存储器器件、只读存储器(ROM)、闪存、可擦除可编程只读存储器(EPROM)；软盘、CD-ROM、光盘、硬盘或其他存储设备。代码段可以经由诸如因特网、内联网等计算机网络下载。可以采用各种各样的集中式或分布式数据处理架构中的任何一种。编程指令可以被实施为多个单独的程序或子例程，或者它们可以被集成到本文所述的系统的多个其他方面中。在一个实施例中，控制系统支持无线通信协议，例如蓝牙、IrDA、HomeRF、IEEE 802.11、DECT和无线遥测。

[0085] 注意，所呈现的过程和显示可能并不固有地与任何特定的计算机或其他设备相

关。根据本文的教导，各种通用系统可以与程序一起使用，或者可以证明构造更专业的装置来执行所描述的操作是方便的。各种这些系统所需的结构将作为权利要求中的元件出现。此外，没有参考任何特定的编程语言来描述实施例。应当理解，可以使用多种编程语言来实现本文所描述的教导。

[0086] 在一些情况下，没有详细描述公知的方法、过程、部件和电路，以免不必要地混淆实施例的各方面。本公开根据它们在三维空间中的状态来描述各种器械、器械的部分和解剖结构。如本文所用，术语“方位”是指物体或物体的一部分在三维空间中的位置(例如，沿笛卡尔x坐标、y坐标和z坐标的三个平移自由度)。如本文所用，术语“取向”是指物体或物体一部分的旋转放置(三个旋转自由度，例如滚转、俯仰和偏航)。如本文所用，术语“姿态”是指物体或物体的一部分在至少一个平移自由度上的方位，以及该物体或物体的一部分在至少一个旋转自由度上(总共多达6个自由度)的取向。如本文所用，术语“形状”是指沿着物体测量的一组姿势、方位或取向。

[0087] 虽然在附图中描述和显示了某些说明性的实施例，但应理解，这些实施例仅仅是对本发明的说明，而不是对本发明的限制，并且本发明的实施例不限于所显示和描述的具体结构和布置，因为对于本领域的普通技术人员来说，可能会出现各种其它的修改。

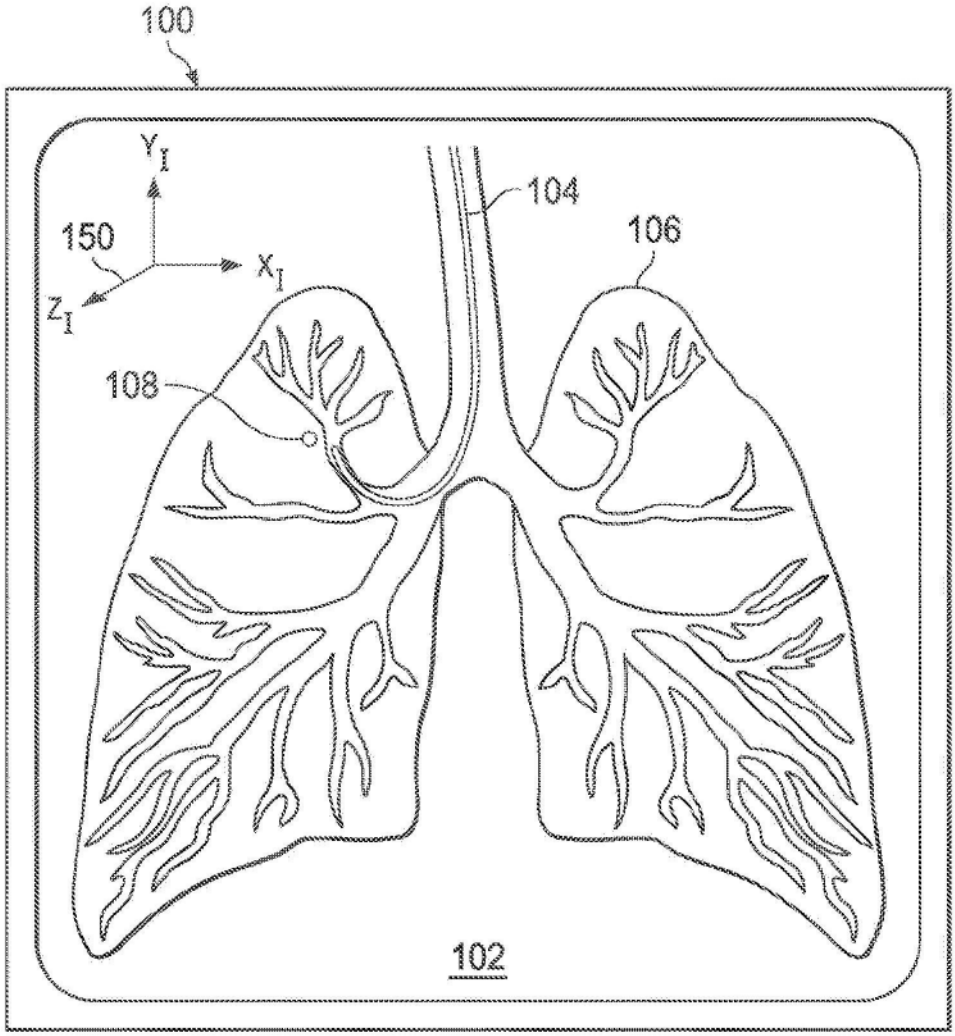


图1

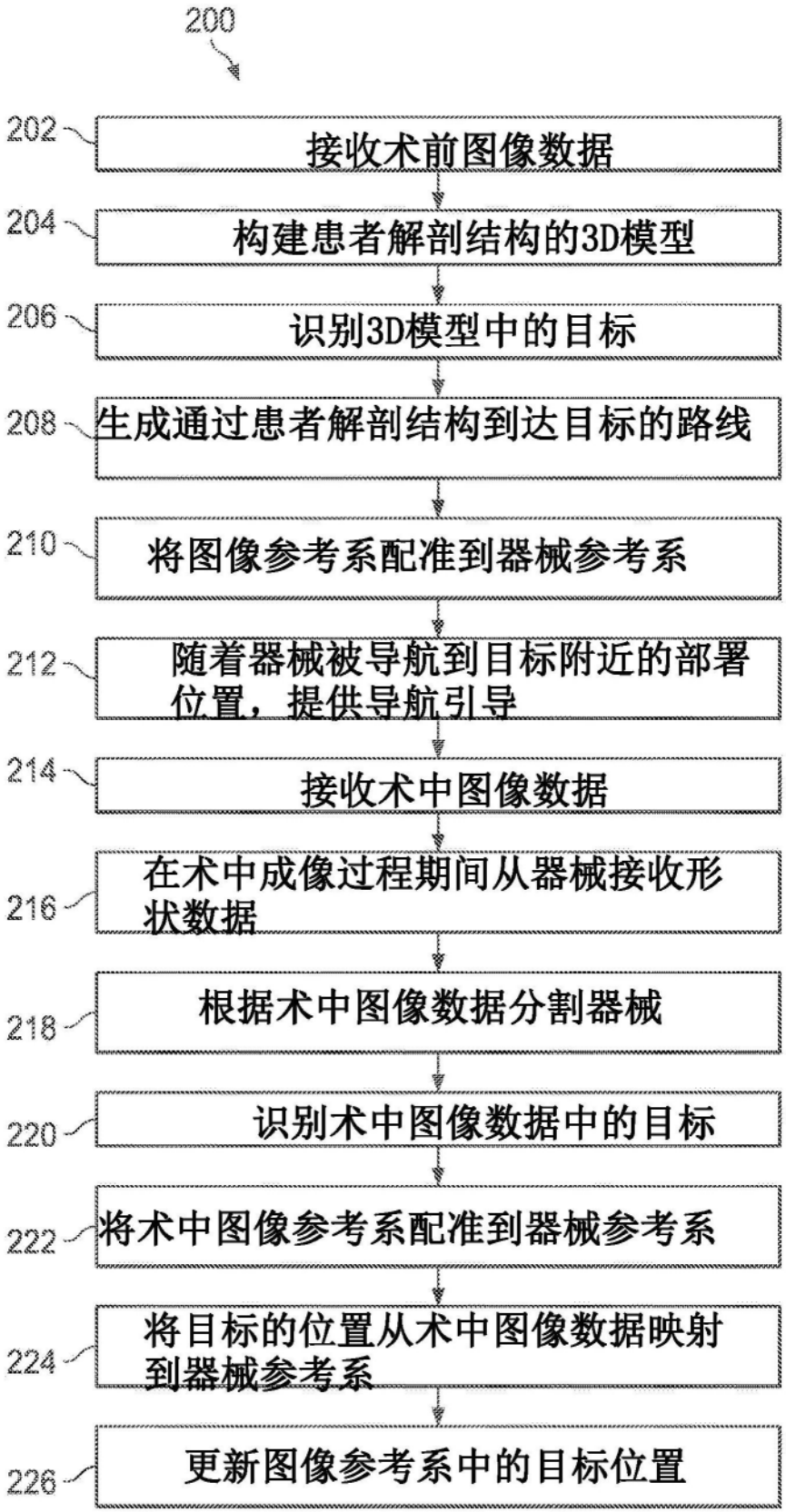

200
202
接收术前图像数据
204
构建患者解剖结构的3D模型
206
识别3D模型中的目标
208
生成通过患者解剖结构到达目标的路线
210
将图像参考系配准到器械参考系
212
随着器械被导航到目标附近的部署位置，提供导航引导
214
接收术中图像数据
216
在术中成像过程期间从器械接收形状数据
218
根据术中图像数据分割器械
220
识别术中图像数据中的目标
222
将术中图像参考系配准到器械参考系
224
将目标的位置从术中图像数据映射到器械参考系
226
更新图像参考系中的目标位置

图2

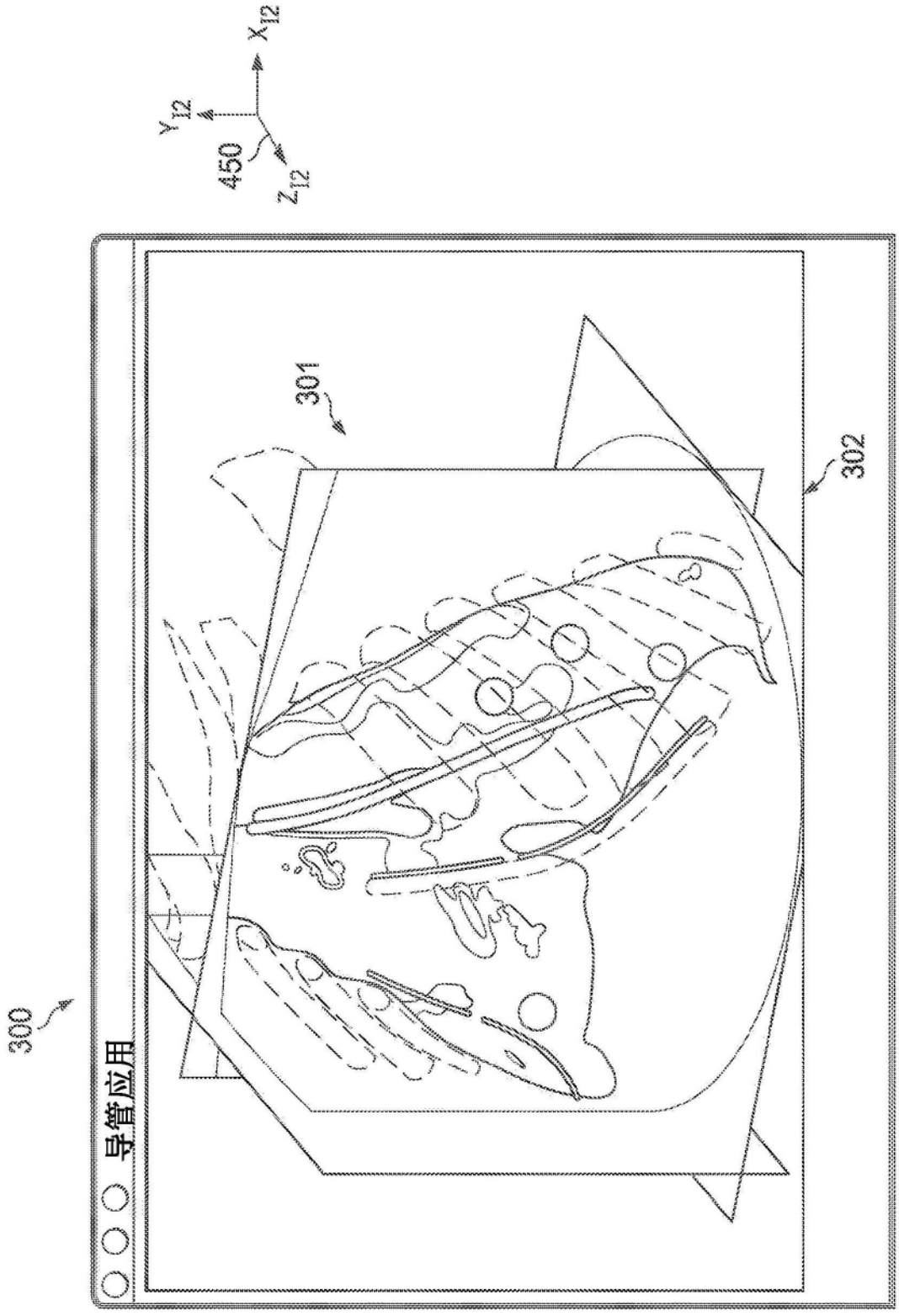


图3A

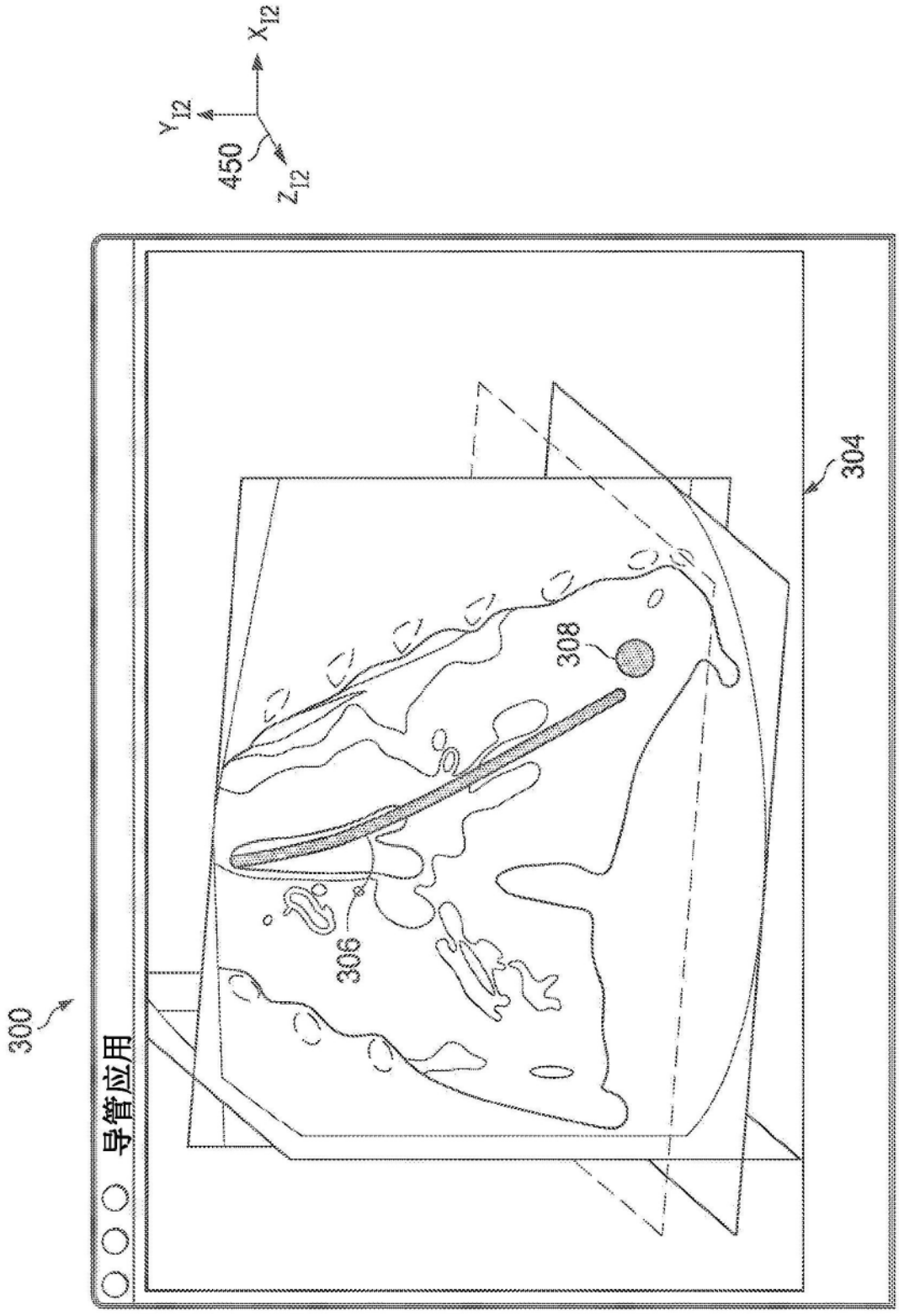


图3B

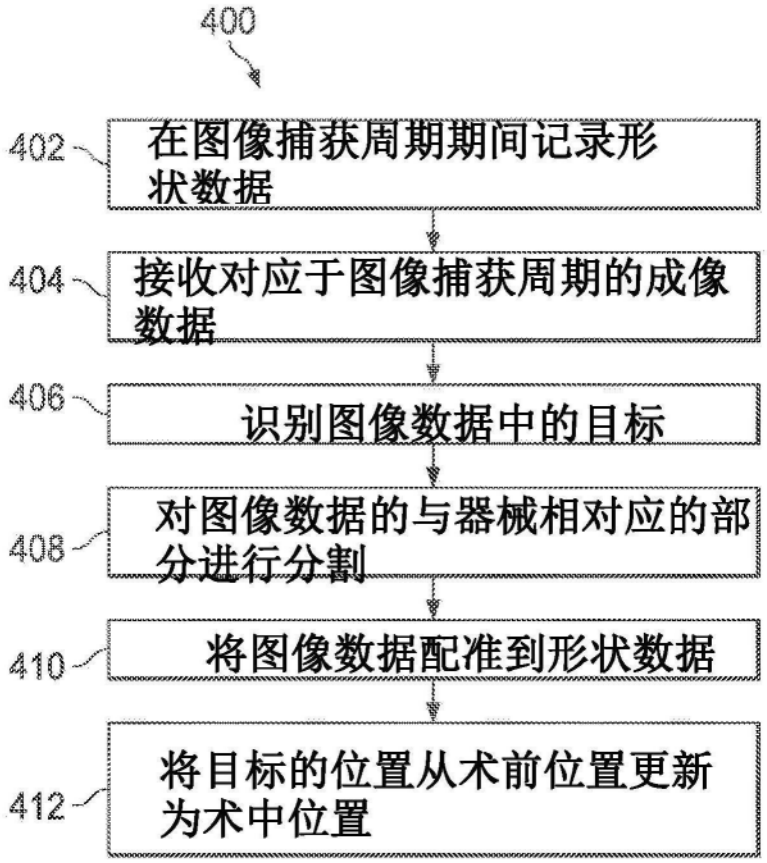

400
402
在图像捕获周期期间记录形状数据
404
接收对应于图像捕获周期的成像数据
406
识别图像数据中的目标
408
对图像数据的与器械相对应的部分进行分割
410
将图像数据配准到形状数据
412
将目标的位置从术前位置更新为术中位置

图4


500
502
在图像捕获周期期间记录形状数据
504
接收与图像捕获周期对应的图像数据
506
识别图像数据中的目标
508
分割图像数据的与器械相对应的部分
510
分割图像数据的与解剖通路相对应的部分
512
将图像数据配准到形状数据
514
将至少一个解剖通路的位置从术前位置更新为术中位置

图5

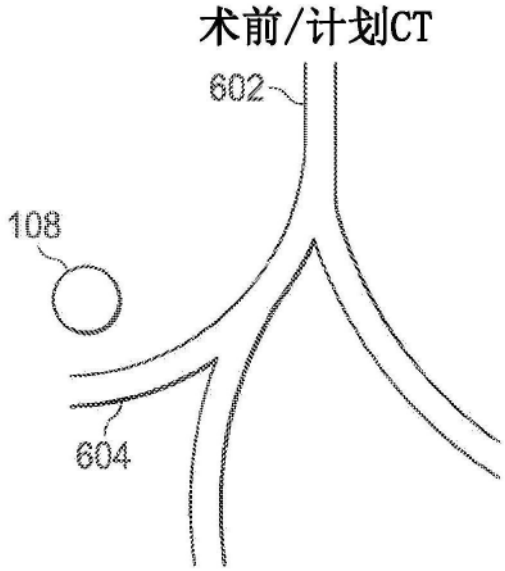

术前/计划CT
602
108
604

图6A

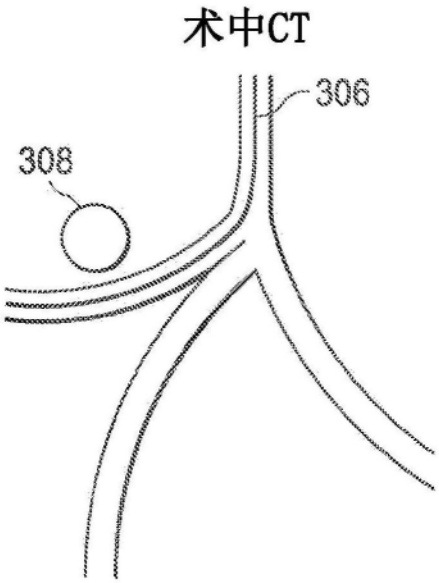


图6B

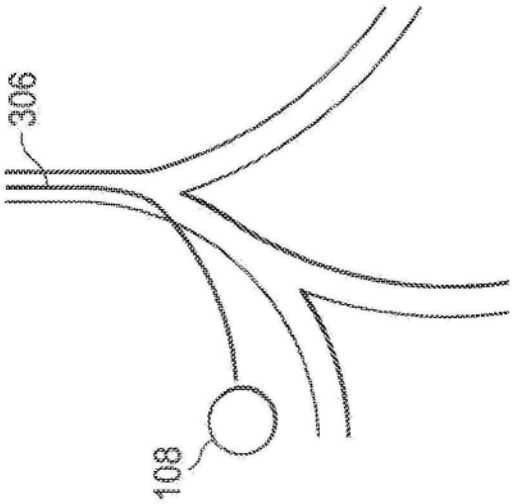


图6C

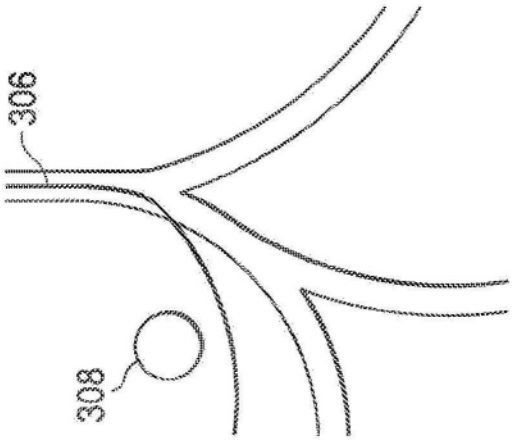


图6D

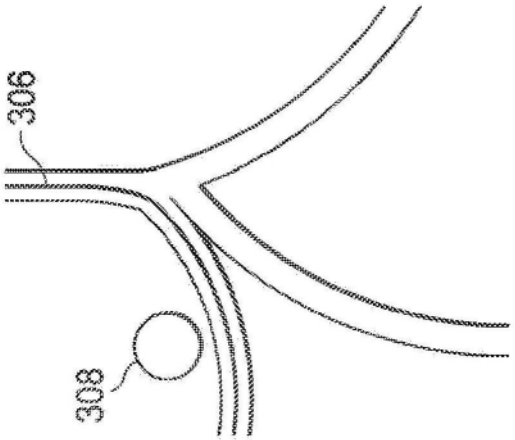


图6E

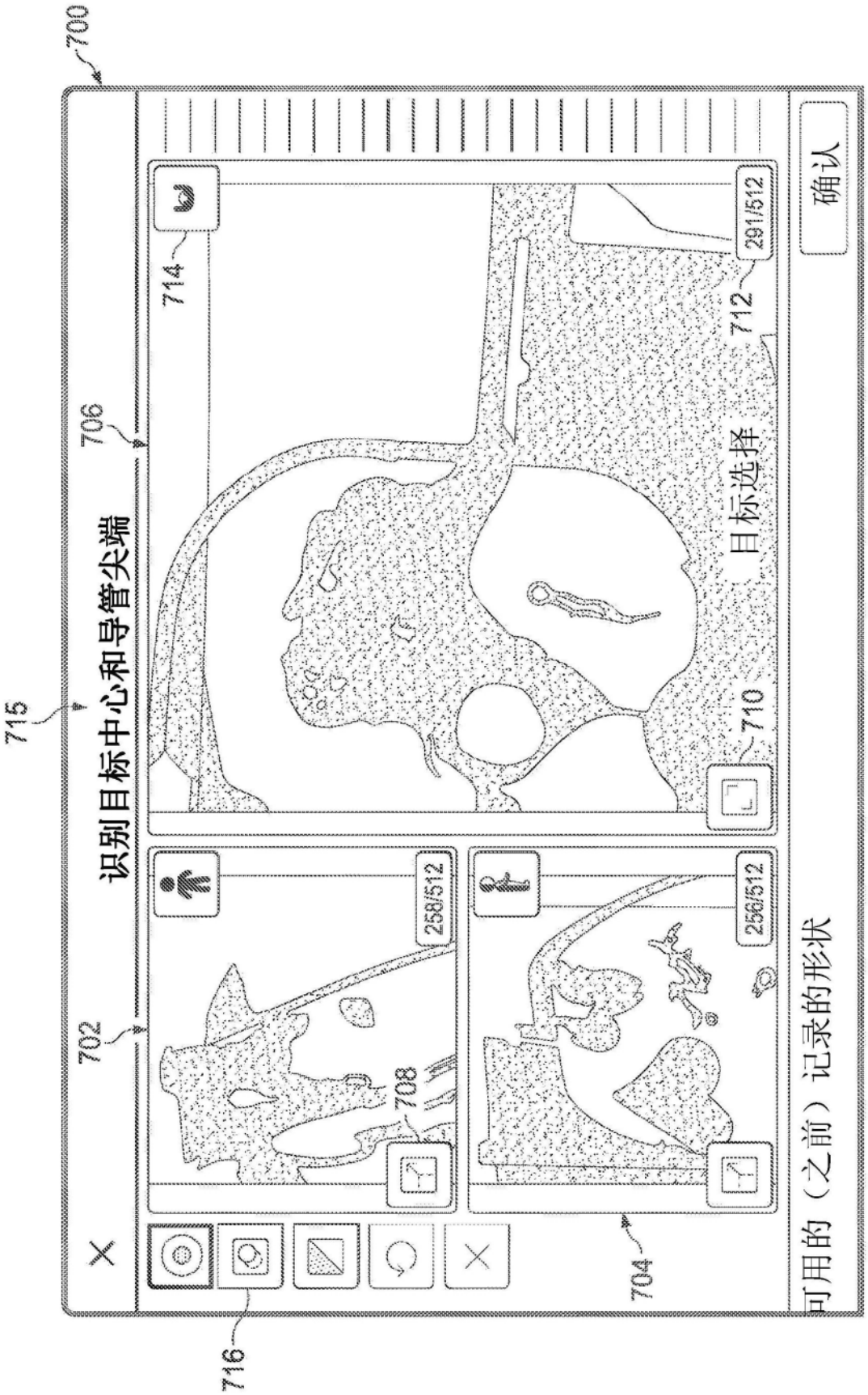

700
715
识别目标中心和导管尖端
706
714
712
291/512
目标选择
710
确认
702
258/512
708
256/512
704
716
可用的（之前）记录的形状

图7A

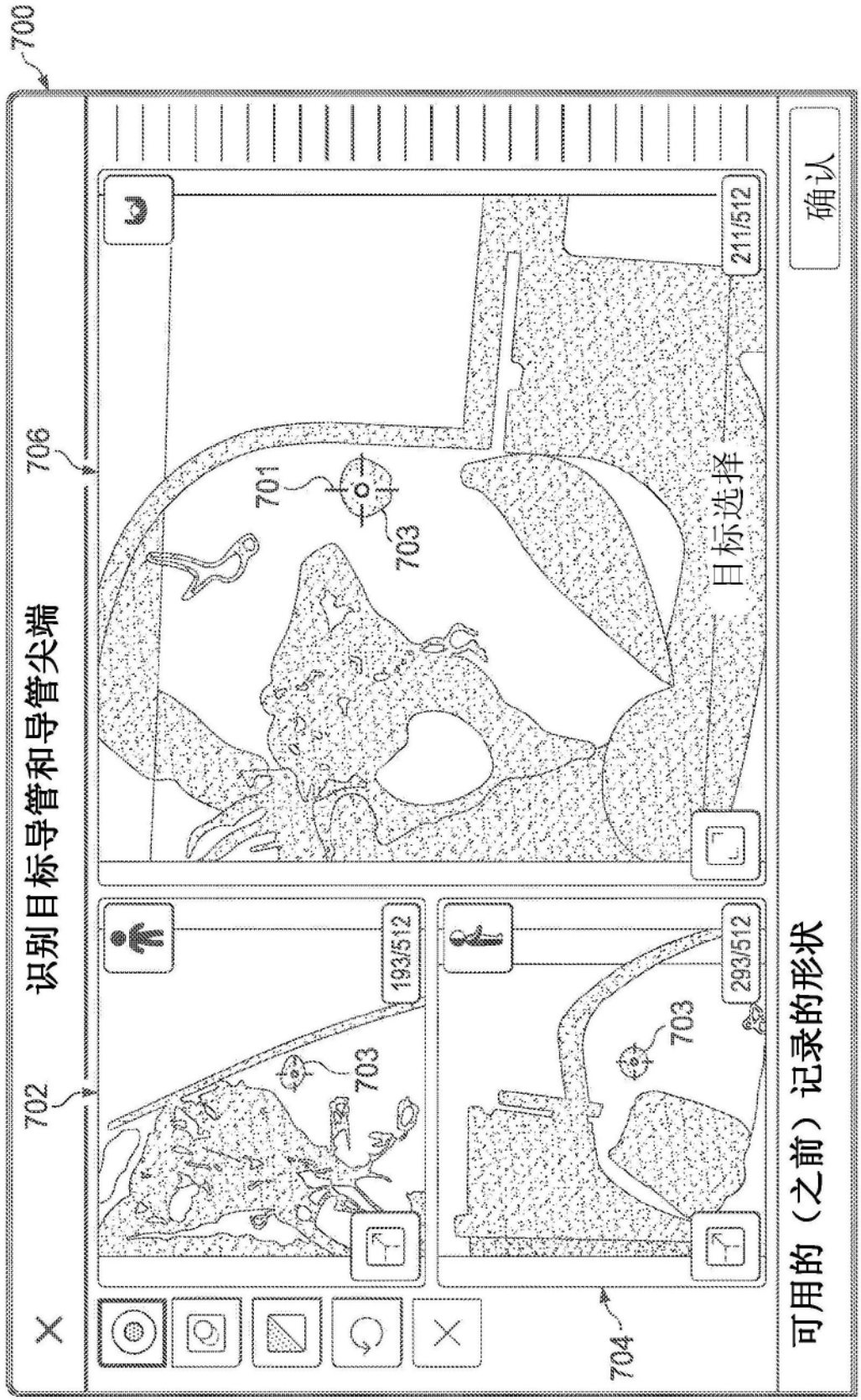

700
识别目标导管和导管尖端
706
702
701
703
211/512
目标选择
确认
193/512
703
293/512
703
704
可用的（之前）记录的形状

图7B

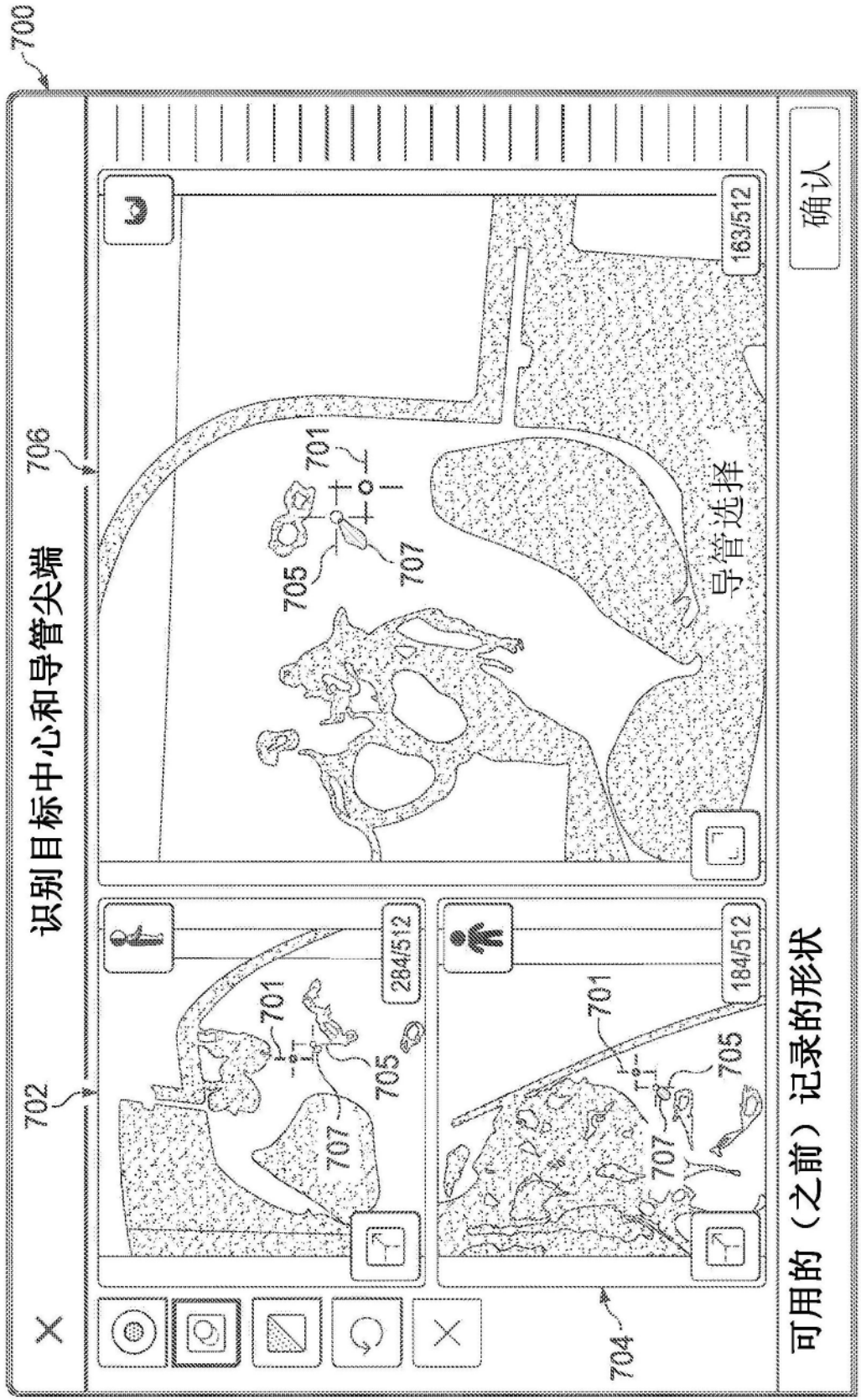

700
识别目标中心和导管尖端
706
702
704
701
705
707
163/512
导管选择
284/512
184/512
确认
可用的（之前）记录的形状

图7C

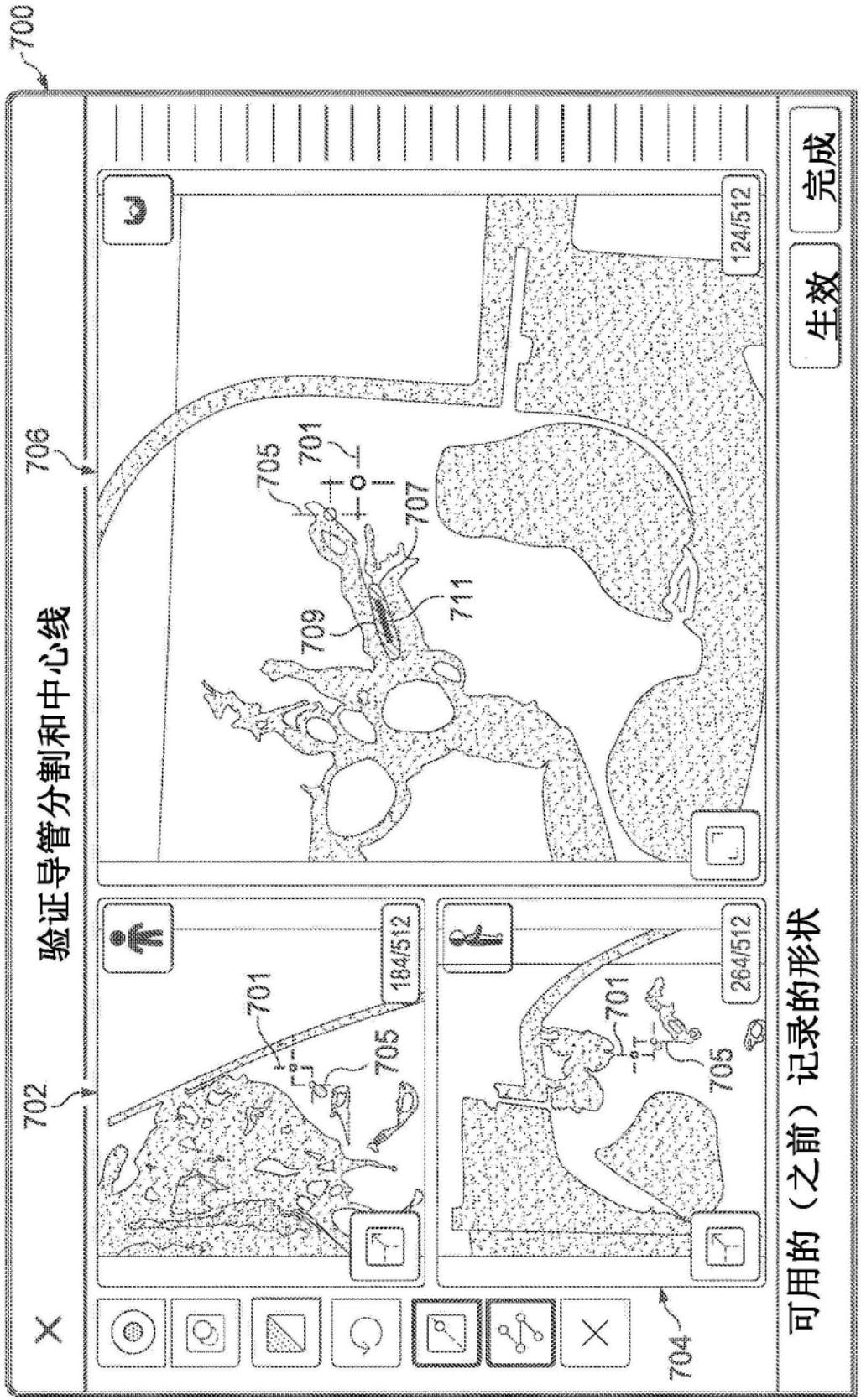

700
验证导管分割和中心线
706
702
704
701
705
707
709
711
124/512
184/512
264/512
生效
完成
可用的（之前）记录的形状

图7D

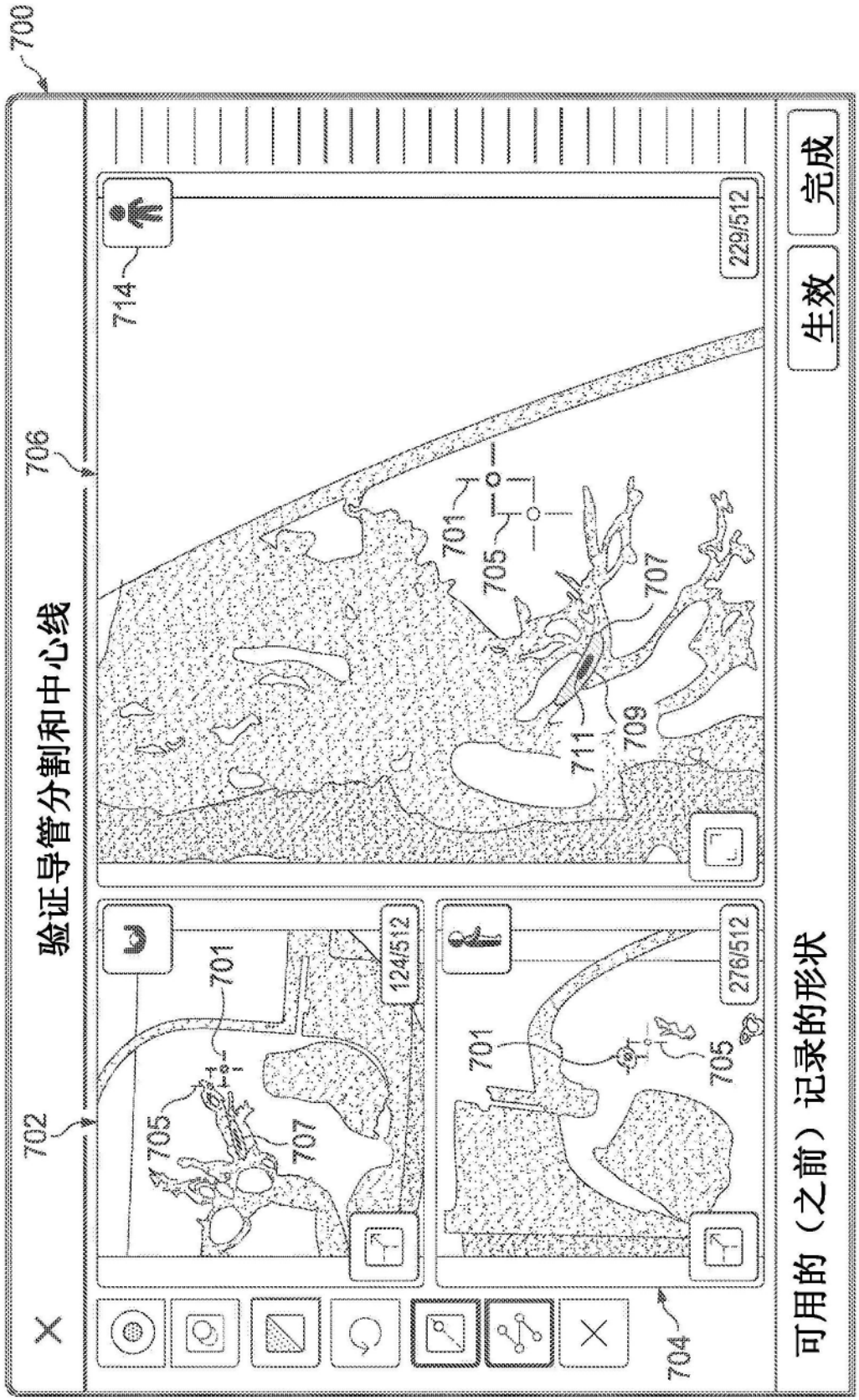

700
验证导管分割和中心线
706
702
704
714
229/512
124/512
276/512
701
705
707
709
711
生效
完成
可用的（之前）记录的形状

图7E

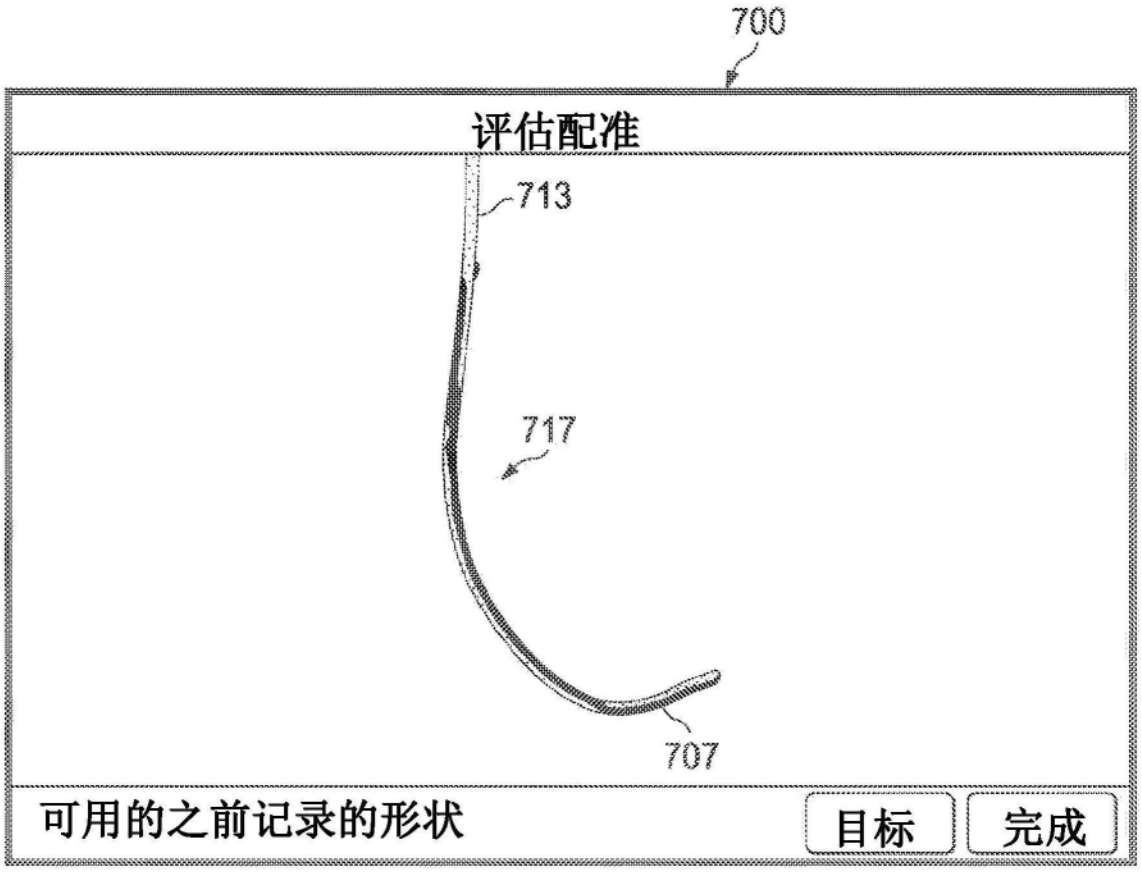

700
评估配准
713
717
707
可用的之前记录的形状
目标
完成

图7F

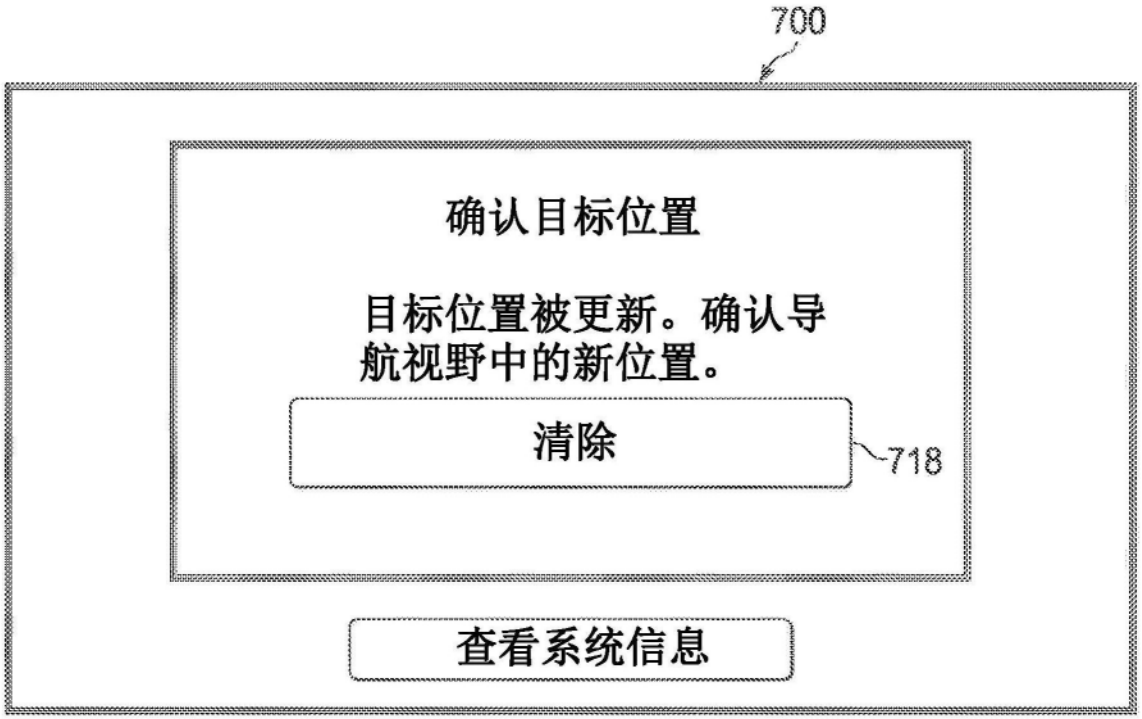

700
确认目标位置
目标位置被更新。确认导航视野中的新位置。
清除
718
查看系统信息

图7G

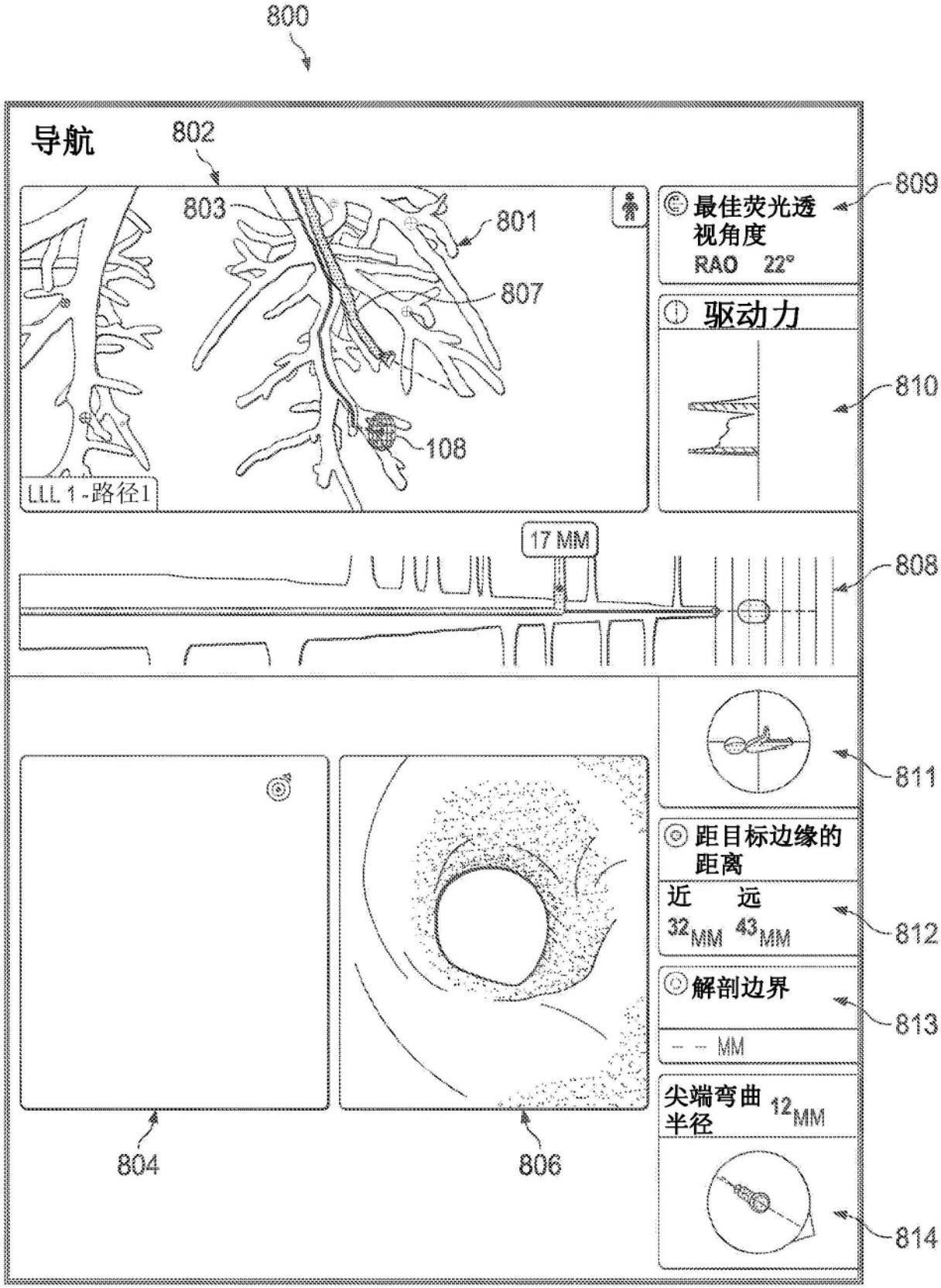

800
导航
802
803
801
807
108
809
最佳荧光透视角度
RAO 22°
驱动力
810
LLL 1 -路径1
17 MM
808
811
距目标边缘的距离
近 远
32MM 43MM
812
解剖边界
813
MM
尖端弯曲半径 12MM
814
804
806

图8A

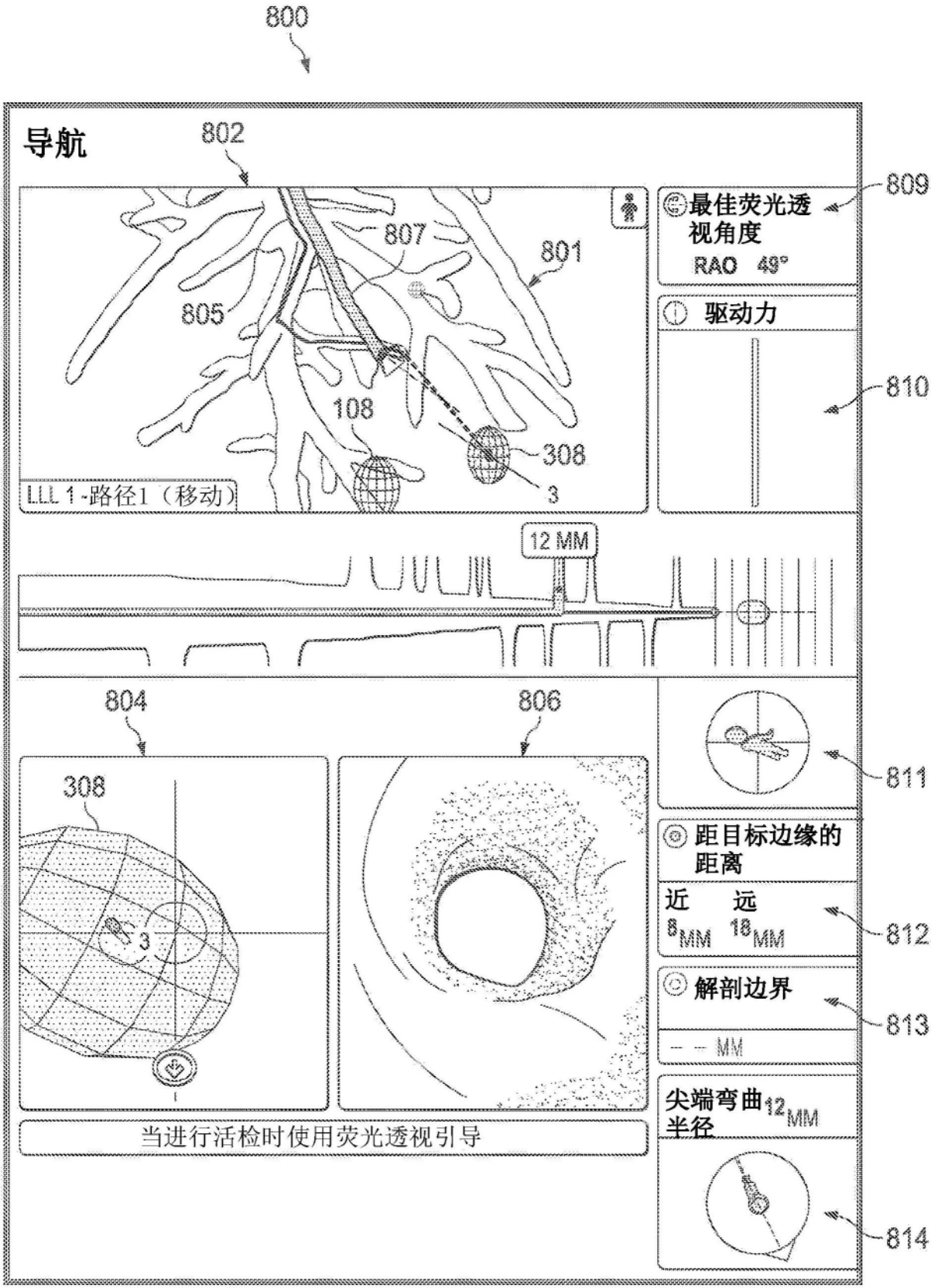

800
导航
802
807
801
805
108
308
3
LLL 1-路径1（移动）
809
最佳荧光透视角度
RAO 49°
驱动力
810
12 MM
804
806
308
3
811
距目标边缘的距离
近 远
8MM 18MM
812
解剖边界
813
-- MM
尖端弯曲半径 12MM
814
当进行活检时使用荧光透视引导

图8B

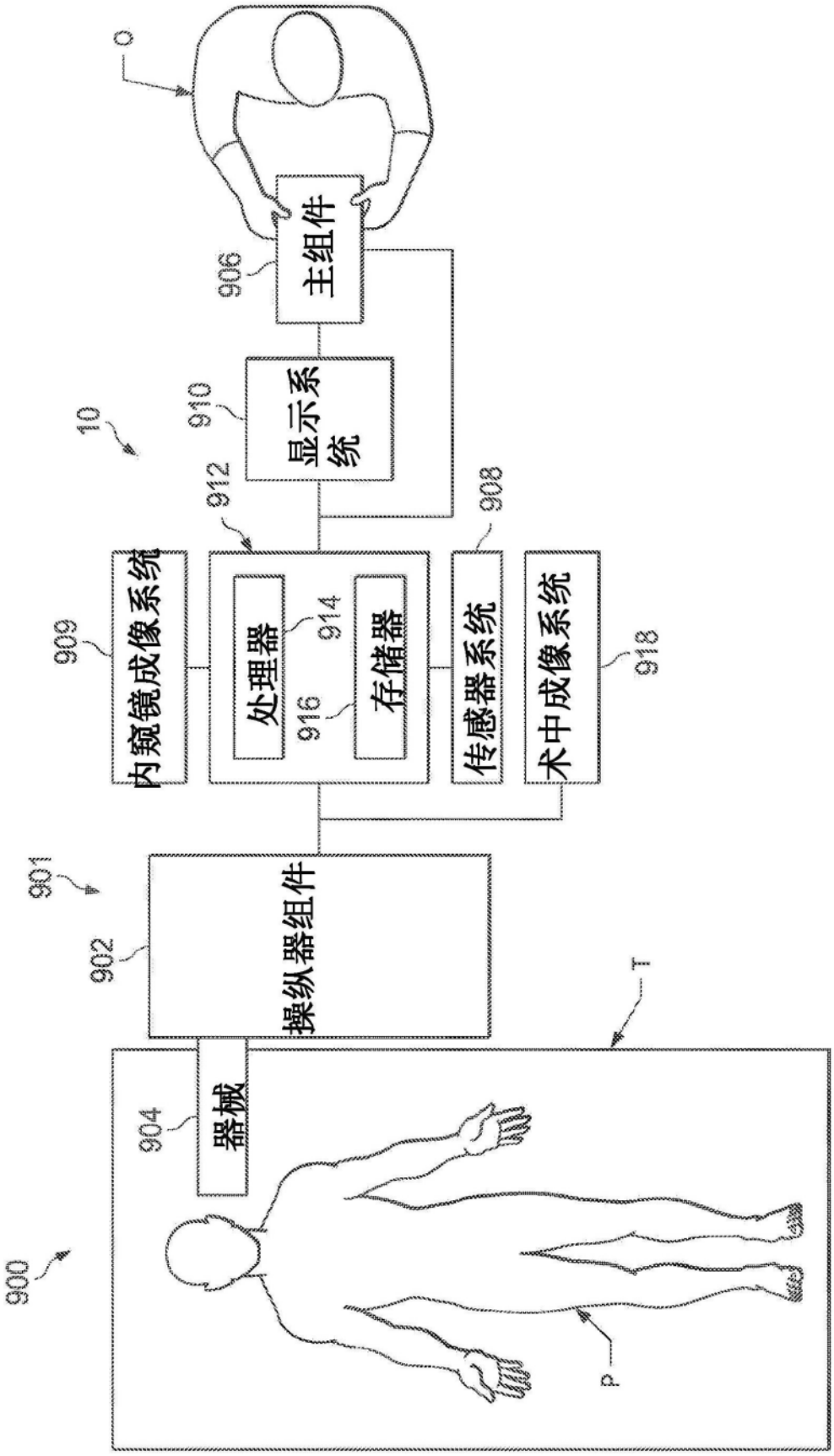

O
906
主组件
910
显示系统
10
912
908
909
内窥镜成像系统
处理器
914
916
存储器
传感器系统
术中成像系统
918
901
902
操纵器组件
T
904
器械
900
P

图9

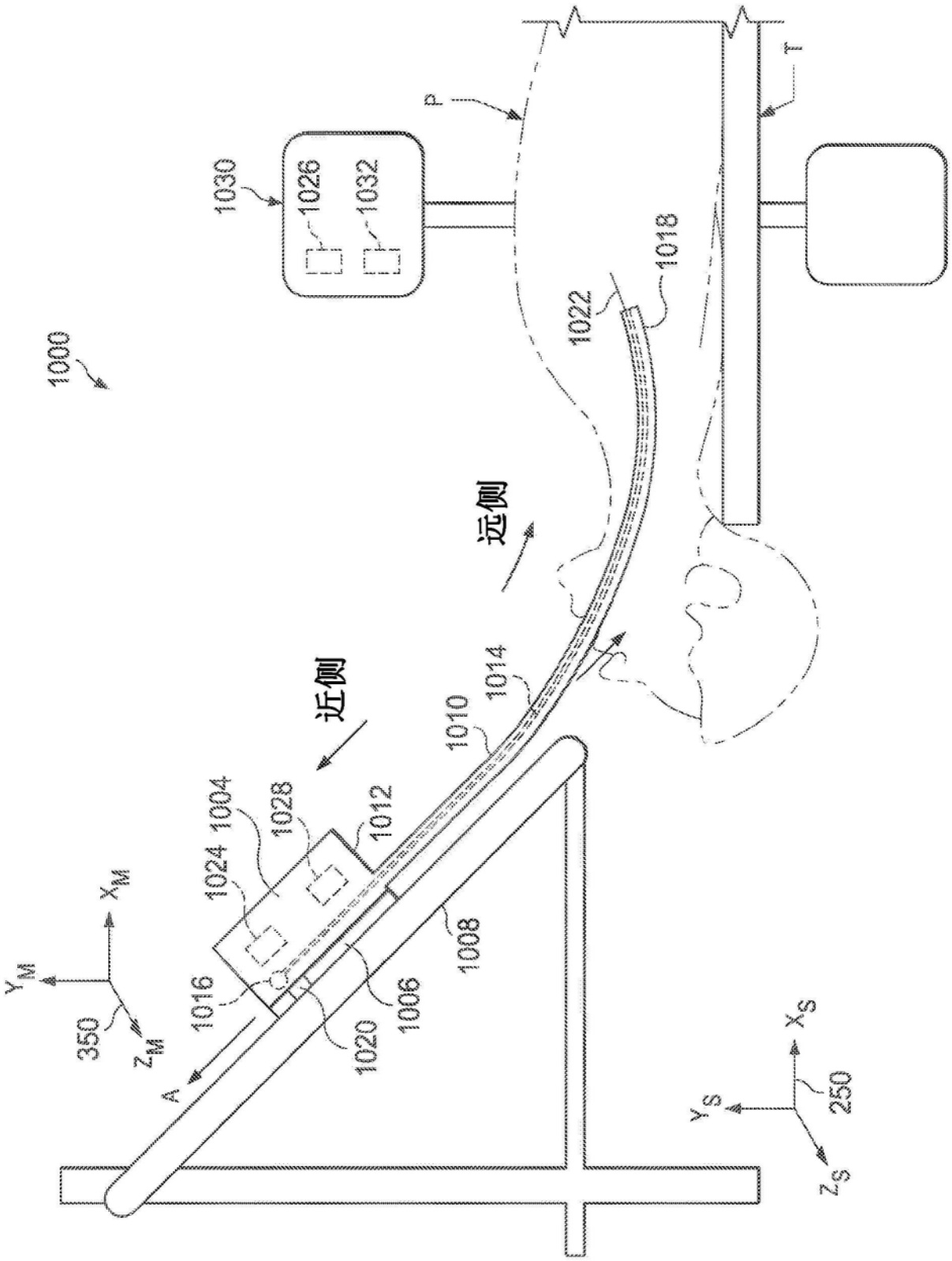

1000
1030
1026
1032
P
T
1018
1022
近侧
近侧
1014
1010
1004
1028
1012
1024
1016
1020
1006
1008
A
X_M
Y_M
Z_M
350
X_S
Y_S
Z_S
250

图10