



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108135572 A

(43)申请公布日 2018.06.08

(21)申请号 201680050152.X

(22)申请日 2016.07.07

(30)优先权数据

62/189,352 2015.07.07 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.02.28

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2016/041242 2016.07.07

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/007875 EN 2017.01.12

(71)申请人 ZMK医疗技术股份有限公司

地址 美国加利福尼亚州

(72)发明人 许光耀 R.文卡塔拉曼 S.萨卡尔

M.艾哈迈迪

(74)专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 贺紫秋

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

A61B 8/12(2006.01)

A61B 10/02(2006.01)

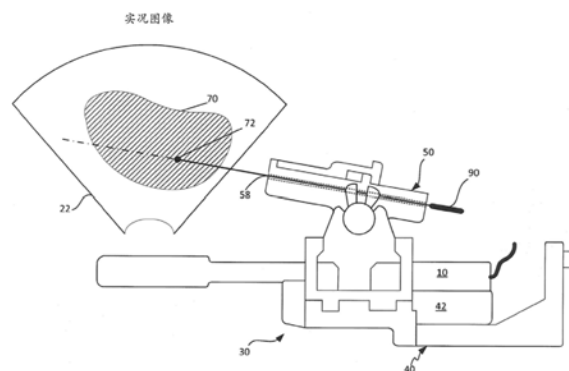
权利要求书2页 说明书8页 附图16页

(54)发明名称

经会阴的针引导

(57)摘要

提供一种组合的成像探头保持器和介入针引导组件。成像探头保持器与活体组织检查/治疗装置已知的关系支撑成像装置(例如超声探头),使得置放元件或介入针被局限在成像装置的成像区域中。将活体组织检查/治疗装置局限在成像区域中允许在介入针插入到患者组织中期间对活体组织检查/治疗装置进行实时监测。此外,活体组织检查/治疗装置保持器可相对于图像区域成角度地定位,以置放元件前进到成像区域中的任何期望位置。



1. 一种用于诊断和治疗的系统,包括:
探头保持器,具有:
凹入表面,大小设置为接收并固定超声探头的至少一部分,使得超声探头的成像平面相对于所述探头保持器以已知取向固定;和
可旋转联接件,配置为用于连接到定位装置,其中所述可旋转联接件允许所述探头保持器绕第一轴线旋转;
引导件,具有:
引导孔眼,配置为接收介入针,其中所述引导孔眼的轨迹轴线在超声探头设置在所述探头保持器中时在超声探头的成像平面中对准;和
铰链,将所述引导组件连接到所述探头保持器,其中铰链允许所述针引导组件相对于所述探头保持器的角运动。
2. 如权利要求1所述的装置,进一步包括超声探头,所述超声探头设置在所述凹入表面中,所述超声探头具有柄部分和大致限定获取轴线的获取部分。
3. 如权利要求2所述的装置,其中所述探头保持器的所述凹入表面与所述超声探头的所述柄部分相对应地成形。
4. 如权利要求3所述的装置,其中所述超声探头的所述获取轴线基本上对准所述第一轴线。
5. 如权利要求2所述的装置,其中所述超声探头是侧向发射超声探头。
6. 如权利要求1所述的装置,其中所述铰链绕第二轴线旋转,所述第二轴线与所述第一轴线或超声探头的图像平面成横向。
7. 如权利要求1所述的装置,进一步包括:
至少一个编码器,配置为产生表示所述针引导组件相对于所述探头保持器的角取向的输出。
8. 如权利要求7所述的装置,进一步包括:
成像系统,其中所述成像系统配置为显示与图像平面对应的图像,并基于所述至少一个编码器的所述输出在所述图像上绘制所述引导孔眼的所述轨迹轴线。
9. 如权利要求8所述的装置,其中所述成像系统配置为从定位装置接收位置信息。
10. 如权利要求9所述的装置,其中所述成像系统配置为从所述超声探头接收多个2D图像并从所述2D图像产生3D图像,其中所述2D图像关于所述第一轴线存在角偏差。
11. 如权利要求1所述的装置,其中所述引导孔眼大小设置为接收配置为提取组织样品的活体组织检查针。
12. 如权利要求1所述的装置,其中所述引导孔眼大小设置为接收配置为投放或施加治疗物的介入针。
13. 如权利要求12所述的装置,其中所述治疗物为以下中的至少一种:
近距离放射治疗粒子;
冷冻消融流体;
消融能量;和
电穿孔能量。
14. 一种给药治疗方法,包括:

通过设置在探头保持器中的体内定位的侧向发射成像探头扫描患者,所述探头保持器支撑成像探头,使得所述探头的图像平面的取向已知;

在显示器上显示通过成像探头的图像平面产生的患者组织的图像;

在所述图像平面上绘制针引导组件的引导孔眼的轨迹轴线,其中所述针引导组件附接到所述探头保持器,使得所述引导孔眼在所述成像探头的所述图像平面中对准;

在图像中识别靶标部位;

调整所述针引导组件的角取向,直到所述引导孔眼的所述轨迹轴线对准所述靶标部位;和

将介入针延伸穿过引导孔眼、进入到患者组织并达到所述靶标部位。

15. 如权利要求14所述的方法,进一步包括:

在所述介入针延伸到患者组织中时在所述图像上显示所述介入针的穿入。

16. 如权利要求14所述的方法,进一步包括:

接收设置在探头保持器和针引导组件之间的位置编码器的输出;

基于编码器的输出计算引导组件的引导孔眼的轨迹轴线;和

将轨迹线叠置在图像上,其中轨迹线识别介入针的插入路径。

17. 如权利要求14所述的方法,其中调整所述针引导组件的角取向包括让针引导组件相对于探头保持器旋转同时监测图像上轨迹线的运动。

18. 如权利要求14所述的方法,进一步包括:

将先前图像与所述图像登记以产生组合的图像。

19. 如权利要求18所述的方法,进一步包括:

在组合图像上显示来自先前图像的病理信息。

经会阴的针引导

[0001] 交叉引用

[0002] 本申请要求美国临时申请No.62/189,352的提交日的权益,其提交日为2015年7月7日,其全部内容通过引用全部合并于本文。

技术领域

[0003] 本发明涉及允许对穿过患者的直肠或会阴的介入针或针状施加器(活体组织检查针、治疗装置)进行追踪和引导的系统、方法和设备(实用工具)。更具体地,本发明涉及允许对医疗成像仪器以及针引导装置以彼此固定的位置关系进行引导和保持的实用工具,用于将穿过患者的直肠或会阴的任何介入针实时引导到期望靶标位置。

背景技术

[0004] 医生和其他医疗专业人士通常利用医疗成像仪器来执行非侵入性检查。即,医疗成像仪器(包括X射线、磁共振(MR)、计算断层摄影术(CT)、超声、和这些仪器/技术的各种组合),用于提供患者体内结构的图像,以用于诊断目的以及介入过程。这种医疗成像仪器允许对在正常视觉或触觉检查期间不易于检查的内部组织进行检查,其随后可用于诊断(例如用于前列腺的MRI)或用于对身体的关注区域进行指引(例如活体组织检查、治疗等的介入过程类)。

[0005] 医疗成像装置通常允许产生所关注的内部结构的3-D图像。这种3-D成像可以改善医疗诊断的准确性和/或可靠性。例如,医疗成像装置可以用于产生前列腺的3-D模型或图形,使得可以从前列腺的某些期望位置获得一个或多个活检组织,和/或可以将治疗施加于前列腺的那些期望位置。出于前列腺成像的目的,经直肠超声成像装置(TRUS)提供图像获取和引导。TRUS探头由于其简单、高特异性和实时的特点成为用于前列腺应用的最广泛使用的技术。在这种应用中,TRUS探头或相似的医疗成像装置可以插入到患者的直肠以产生图像。这种图像可以用于产生前列腺的3D图像,其可以随后用于从前列腺的关注位置获取一个或多个活体组织和/或将治疗(例如植入放射性粒子)施加到一个或多个期望位置。

[0006] 通常,执业医师通过手操作医疗成像仪器,以用于医疗图像的获取和/或治疗。即,执业医师手动引导仪器。这种手动操作适用于许多医疗过程。然而,在期望获得多个2D图像以用于3-D图像产生的情况下,装置的手动操作会造成图像之间的显著运动。进一步地,对于例如目标活体组织检查和其他治疗过程这样的需要精确性的过程来说,期望的是得知成像仪器和关注解剖区域之间的相对位置。即,重要的是,装置引导成像仪器对准特定的组织位置并保持静止,以允许将活体组织检查/治疗装置引导到成像区域中的组织位置。在成像和/或活体组织检查/治疗期间,成像装置和关注组织区域之间的相对运动会妨碍这些过程的成功性。

[0007] 因而,已经提出多种保持和操作/定位组件,其中保持器与例如TRUS探头这样的成像装置接合。保持器随后互连到一个或多个机械衔铁和/或促动器,使得探头可以相对于患者身上的关注区域机械地定位和/或旋转(“追踪组件”)。这种系统允许从2D图像产生准确

的3D模型。

发明内容

[0008] 本文提供一种设备、系统和方法(例如实用工具),其将成像装置(例如超声探头)与活体组织检查/治疗装置保持器的定位和支撑相结合,使得被活体组织检查/治疗装置保持的用于插入到患者组织中的置放元件(例如介入针,套管针,等)被局限在成像装置的成像区域中。将活体组织检查/治疗装置局限在成像区域中允许在插入到患者组织中期间对活体组织检查/治疗装置进行实时监测。此外,活体组织检查/治疗装置保持器可相对于图像区域成角度地定位,以允许置放元件前进到成像区域中的任何期望位置。置放元件/介入针可以用于采集活体组织和/或施加治疗物,例如近距放射治疗粒子、冷冻消融流体、消融能量、和/或电穿孔能量(电场能量)。在一种结构中,活体组织检查/治疗装置保持器的运动被限制为在二维图像平面中的允许置放元件角定位的单个自由度。

[0009] 根据第一方面,实用工具包括组合的成像探头(例如超声换能器)保持器和活体组织检查/治疗装置保持器或‘引导组件’。成像探头保持器通常形成凹入表面,或托架配置为接收和固定成像装置/探头的一部分。在这种结构中,成像装置的获取部分(例如换能器阵列)以与探头保持器已知的关系固定。探头保持器包括可旋转联接件,其适于旋转连接到定位装置,使得探头保持器和所支撑的成像装置操作为绕定位装置的旋转轴线旋转。定位装置包括各种编码器,其输出所附接的探头保持器和所支撑的成像装置的3D位置和取向。在成像装置的获取部分(例如轴线)相对于探头保持器已知时,成像装置的获取部分的取向在定位装置的3D空间中已知。这允许将来自成像装置的图像(例如图像平面)置于已知3D空间中。在一种结构中,超声探头的获取轴线对准定位装置的旋转轴线。

[0010] 此外,实用工具包括附接的引导组件,其具有引导孔眼(例如针引导孔眼),其在成像装置固定在探头保持器中时对准成像装置的图像平面。由此,针引导组件的空间关系相对于成像装置的获取轴线或区域是已知的。在这方面,引导孔眼的轨迹(例如针轨迹)可以绘制在成像探头的输出图像上。由此,成像探头可以旋转,以对体内解剖结构的期望部分成像,该部分例如具有靶标位置(例如前列腺损伤部位)。此时,可以在显示器上产生包括靶标位置的图像(例如二维图像平面)。进一步地,引导孔眼的轨迹(例如针轨迹)可以重叠在该图像上。为了允许针轨迹与靶标位置对准,引导组件可以相对于托架旋转,以相对于图像平面调整针轨迹。由此,针轨迹可以对准图像中的靶标位置。此时,用户可以将针或其他置放元件延伸穿过引导组件的引导孔眼并进入患者并达到靶标位置。可以在实时成像过程中提供这种插入。

附图说明

[0011] 图1A显示了用于执行前列腺成像的经直肠超声成像系统的截面图。

[0012] 图1B示出了使用定位装置以定位超声成像装置,以执行前列腺成像。

[0013] 图2A示出了通过图1的经直肠超声成像系统产生的二维图像。

[0014] 图2B示出了从图2A的二维图像产生的三维空间图像。

[0015] 图3示出了现有技术的活体组织检查和治疗方案。

[0016] 图4A示出了探头保持器和针引导组件和超声探头的的一个实施例。

- [0017] 图4B示出了图4A的实施例中引导孔眼与成像平面的对准。
- [0018] 图5示出了设置在探头保持器和针引导组件中的图4的超声探头。
- [0019] 图6示出了针引导组件相对于探头保持器/托架的角偏差。
- [0020] 图7显示了插入到图6的针引导组件中的针。
- [0021] 图8示出了在实时成像过程中插入到患者的图7的针。
- [0022] 图9A显示了针插入到针引导组件中,以用于校准。
- [0023] 图9B-9D显示了一校准技术。
- [0024] 图10A-10D显示从先前图像信息图像。

具体实施方式

[0025] 现在对附随的附图做出参考,其有助于显示本发明的各种特征。虽然首先针对用于前列腺成像的经直肠超声成像、活体组织检查和治疗描述了本发明,但是应该理解,本发明的一些方面可以适用于其他医疗成像应用。在这方面,以下的描述用于展示和描述的目的。

[0026] 所公开的系统和方法有助于获得医疗图像和/或执行医疗过程。一个实施例提供了组合的医疗成像装置保持器(例如探头保持器)和引导组件。引导组件将所支撑的置放元件(例如针、套管针、治疗装置等)保持在被探头保持器保持的成像装置的图像区域/平面(例如超声探头的二维图像平面)中,所述置放元件适于插入到患者组织中。探头保持器配置为用于旋转地附接到定位装置,允许在3D空间中得知成像装置和其成像平面的位置。在探头托架组件(probe-cradle assembly)旋转时保持探头保持器和引导组件之间的位置关系。在这方面,被探头保持器支撑的成像探头可以沿不同取向获得前列腺的或其他解剖结构的多个2D或3D图像。所附接的引导组件可以用于引导针或其他置放元件穿过患者的组织,以达到成像装置的成像平面中的关注位置(location of interest)。例如,活体组织检查针可以被引导组件引导,穿过患者的会阴并进入患者的前列腺。针的轨迹对准成像探头的图像平面,针的前进可以被显示在成像装置的实时图像上,使得可以在实时图像引导下执行靶标定位(targeting)。

[0027] 图1A示出了经直肠超声探头10被用于获得前列腺12的多个2D超声图像。所示的探头10沿成像平面20扫描关注区域。在这种结构中,用户可以将超声探头10的获取部分14旋转经过关注区域。沿探头10的图像平面20获取的图像(一个或多个)22被提供到成像系统8并输出到显示器6。探头10可以旋转经过关注区域时获取多个独立图像22a-22nn。见图2A-B。见图2A。起初,这种图像可以是在极坐标系或圆柱坐标系中。在这种情况下,有益的是进行处理,以将这些图像22a-22nn转换到矩形坐标系。在任何情况下,2-D图像22a-22nn可以组合,以产生3-D图像24。见图2B。

[0028] 如图1A所示,超声探头10是侧向发射(side-fire)探头,其从其获取部分14的侧表面(例如获取轴线)产生超声波。然而,可以在其他实施例中采用其他成像装置(例如末端发射(end-fire)探头)。在探头10相对于前列腺定位时,所示出的系统产生前列腺12的一系列图像22a-22nn。如果在图像的获取之间存在很小运动或没有运动,则这些图像可以容易地登记(register)在一起以产生3D图像。然而,探头10的手动操作通常在随后的图像之间造成探头10和前列腺12之间的相对且不明的运动。因而,期望的是,使得探头10和前列腺12之

间的相对运动(即探头绕用于图像获取的固定轴线的旋进 (precession)、摆动或任何其他旋转运动)最小化。通常还期望的是,在活体组织检查或其他治疗过程期间让探头10相对于前列腺12固定,使得期望的组织位置可以被准确地进行靶标定位。为了实现探头10的这种固定定位,期望的是让探头10与定位装置(例如图1B所示的示例性定位装置100)接合。

[0029] 定位装置100将探头10保持在相对于患者(例如前列腺)固定的位置,并提供位置信息(例如参考系信息),用于与所获取的图像一起使用。在这方面,从定位装置100输出的位置可以被提供到计算机和/或成像装置。同样,探头10的输出可以提供到计算机和/或成像装置,且计算机和/或成像装置可以利用该信息以更准确地登记所成像对象(例如前列腺)的图像和输出(例如显示器)。标题为“Apparatus for Guiding a Medical Tool”的国际申请PCT/CA2007/001076描述了一种示例性定位装置。标题为“Tracker Holder Assembly”的美国专利7,832,114描述了另一种,通过引用将其全部内容合并于本文。

[0030] 在附接到定位装置100时,探头柄被具有一组位置传感器的装置的臂保持。这些位置传感器经由嵌入式系统接口连接到成像系统的计算机。因此,计算机获得以统一矩形或笛卡尔(x,y,z)坐标系为参考的探头10的位置和取向的实时信息。将探头10的尺寸计入计算中,则得知2D图像平面的3D取向。超声探头10发送信号到成像系统8,与位置传感器的输出同样,所述成像系统8可以连接到同一计算机(例如经由视频图像采集卡)。成像系统因此在存储器中具有扫描区域的实时2D图像。通过变换将图像坐标系和臂坐标系统一。使用获取的2D图像,可以实时地在显示器屏幕上产生和显示前列腺表面(例如器官的3D模型)。

[0031] 计算机系统运行应用程序和计算机程序,其可用于控制系统部件,提供用户界面,且提供成像系统的特征。起初,软件可以设置在计算机可读介质上,例如光盘(CD)、磁带或其他批量存储介质。替换地,软件可以从例如主机或贩卖网站这样的电子链接点下载。软件安装在计算机系统的硬盘驱动器和/或电子存储器上,且通过计算机的操作系统访问并执行。软件更新也可在批量存储介质上使用或可从主机或贩卖网站上下载。软件代表计算机程序产品,其可被在其中嵌入了计算机可读程序代码的可编程计算机处理器使用。含有一个或多个设计模块、子程序、计算机链接、和可执行代码编译的软件,其执行成像系统的功能。用户经由连接到计算机系统的键盘、鼠标、声音识别、和其他用户接口装置(例如用户I/O装置)与软件互动。

[0032] 2D和/或3D图像可以用于针对某些介入过程进行计划,该介入过程需要靶标定位(例如活体组织检查、近距放射治疗粒子位置(brachytherapy seed location)、冷冻消融位置等)。图3显示了典型的计划,其中,在患者处于膀胱结石切除位置的情况下,侧向发射TRUS探头10插入到患者的直肠,而倾斜格栅4相对于患者固定。使用TRUS引导而将例如含有近距放射治疗粒子的针90插入,且使用在插入时记录的实况图像(live image)将针分段,以计算插入深度和偏转。然而,该方法存在局限。例如,该方法使用传统格栅4,以用于将针90与靶标位置对准。这将向计划位置介入的自由度限制于可用格栅位置,且在存在解剖障碍(例如骨盘的骨头)时带来更多问题。

[0033] 通过提供组合的医疗成像装置保持器/托架和引导组件,所提出的实用工具克服现有的经超声引导的活体组织检查和治疗系统的限制,该组合能在通过托架保持的成像探头的图像平面中以已知的位置关系保持被针引导组件所保持的针或其他置放元件(此后称为“针”)的针轨迹。在这方面,针引导组件可以用于将针引导穿过患者的会阴、进入前列腺、

达到探头的当前图像中的任何关注位置。由此,可以在实时图像引导下执行这种靶标定位。

[0034] 图4A示出了组合的医疗成像装置保持器/探头保持器和针引导组件(此后称为“NGA托架”)的一个实施例。NGA托架30将超声探头10与定位装置100接合(图1B)。在示出的实施例中,探头10限定获取轴线A-A'的获取部分(acquisition portion)14。探头10还包括具有第二长度和第二直径的柄部分16。通常,获取轴线A-A'和柄偏开,使得它们不对准。对于不同制造商的探头来说,任何或所有这些部件的尺寸(例如长度和/或直径)可以不同。图4B示出了固定在NGA托架50中的超声探头10。尽管与图1B的定位装置100关联地描述了NGA托架30,但是应理解NGA托架可以用于任何适当定位装置。

[0035] 在示出的实施例中,NGA托架30包括探头保持器40,所述探头保持器具有凹入的插槽42,插槽的大小设置为接收探头10的柄部分16。见图4A和4B。一旦探头10的柄16位于插槽42中,则探头10的获取端部14延伸超过NGA托架30的远端端部,使得其可以插入到患者的直肠。在示出的实施例中,探头保持器40包括铰接夹持件44,所述铰接夹持件44经由多个配合关节46、48连接到凹入插槽42的第一侧向边缘。铰链销(未示出)延伸穿过这些关节。夹持件44的相对边缘包括闩锁(未示出),其允许固定附接插槽42的相对的后边缘。在使用中,夹持件44被旋转打开,使得柄16可以设置在插槽42中。此时,夹持件44旋转到关闭位置并固定。这将探头10固定在插槽42中。见图4B。

[0036] 插槽42是凹入表面,其在本实施例中相应地成形为适应超声探头10的柄部分16,使得探头10可以设置在插槽42中。来自不同OEM的超声探头可以具有不同形状。在这方面,插槽42可以包括可变形衬里,允许与不同构造的探头接合。替换地,不同插槽可以用于不同探头。即,插槽可以可拆卸地连接(例如经由螺栓或螺钉)到NGA托架30,以允许将特定插槽与特定探头匹配。在任何结构中,探头10的获取轴线A-A'可以对准定位装置的旋转轴线C-C'。见图1B和5。即,NGA托架30优选(但非必须)与定位装置100接合,使得探头10的获取轴线A-A'对准定位装置100的旋转轴线C-C'。这允许探头的获取部分14绕已知固定轴线旋转。进一步地,定位装置100的编码器提供3D位置信息,允许在3D空间中识别探头10的图像平面20。在示出的实施例中,NGA托架30经由可旋转联接件48连接到定位装置,所述可旋转联接件设置在NGA托架30的近端端部。见图4A、4B和5。该可旋转联接件48附接到定位装置的臂且允许NGA托架和支撑探头旋转。

[0037] 除了支撑探头保持器40,NGA托架30还包括引导组件50,在当前实施例中引导组件牢固地连接到夹持件44,夹持件44将探头10保持在插槽42中。在其他实施例中,引导组件可以附接到NGA托架的其他位置。如所示的,针引导组件50经由轴或转轴52连接到夹持件44的上部部分。转轴52被接收在形成在夹持件44中的轴颈中。转轴52还连接到引导组件50的下板54中的内部轴颈(未示出)。转轴52允许引导组件50的下板54相对于探头保持器40的插槽42和所支撑的探头10成角度地旋转。在一个实施例中,引导组件50绕轴线旋转(例如转轴52的中心),所述轴线与成像装置的成像平面和/或定位装置的旋转轴线成横向。在这种实施例中,引导组件50和孔眼58的运动被限制为在成像平面中的一个自由度。虽然描述了使用转轴和轴颈,但是可以利用针引导组件和探头保持器之间的任何铰接连接。顶盖56可拆卸地连接到下板54。共同地,下板和顶盖限定具有针孔眼58的针引导件。引导组件50的孔眼58大小设置为接收针,使得针可以选择性地延伸穿过引导组件50。针引导件的孔眼58可以被设计为用于不同规格的介入针或质量装置。同样地,下板和/或顶板可以更换,以适应不同

的针或治疗装置。在任何情况下,针/治疗装置可以移位通过针引导组件50的远端前表面。

[0038] NGA托架30被设计为使得通过引导组件50的孔眼58限定的轴线对准被支撑探头10的图像平面。例如,在利用侧向发射超声探头10时,延伸穿过针引导件58的针延伸到超声探头10的图像平面20中。即,孔眼58的轴线或轨迹垂直地对准探头10的图像平面20,如引导组件50和探头10的前端的投影所示。见图4B。

[0039] 参见图5,沿成像平面截取的超声探头10的示例性图像22显示为与NGA托架30有关。如所理解的,在使用中,实况视频或图像22将输出到显示装置上。然而,出于说明的目的,该图像被显示为与NGA托架30有关。旋转编码器62连接到转轴52,使得下板52和孔眼58相对于NGA托架30其余部分的角取向已知。即,从这种编码器62而来的输出可以提供到计算机,用于在软件上集成,以在通过探头10提供的图像22上显示孔眼的轴线或针的轨迹80。

[0040] 在用于前列腺手术过程的使用期间,超声探头10可以产生患者的前列腺70的图像22。进一步地,由于在插槽42和引导组件50的下板54之间使用编码器62,与孔眼58的轴线相应的针轨迹80可以被计算和显示在超声图像22上。即,引导组件50相对于超声探头10的成像平面的已知取向允许确定延伸穿过引导组件50的孔眼58的针将在何处进入图像22。

[0041] 如果在图像22(例如前列腺70中)中存在期望靶标部位72,则可以绕转轴52(即相对于NGA托架30的其余部分)调整引导组件50的角取向 θ ,直到针轨迹80与靶标部位相交。这在图6中示出。即,在引导组件50的角取向 θ 被调整时,显示在图像22上的轨迹80也可以被调整。在一个实施例中,引导组件50的角取向 θ 可以被调整手动地。在进一步实施例中,引导组件的角取向可以以机器人的方式控制。即,各种马达或其他促动器可以用于将针轨迹与计划的靶标部位对准。在进一步的结构中,用户可以在超声图像22上选择靶标部位72(例如经由触摸屏或其他用户输入),且引导组件50可以自动地将轨迹80与用户选择的靶标部位72对准。

[0042] 图7和8显示了针90(活体组织检查针、治疗针等)设置为穿过引导组件50的孔眼58。如所理解的,在引导组件的角度调整之前,针90可以设置在针引导组件50的孔眼58中。在任何情况下,一旦引导组件50的孔眼58对准,使得针轨迹80延伸通过靶标部位72,则针90可以前进到前列腺中达到靶标部位。在针90设置在超声探头10的成像平面中时,可以实时地监测针90向前列腺中的前进。见图8。一旦活体组织检查被获取或治疗被应用于靶标部位,则可以对额外的靶标部位进行活体组织检查和/或治疗。这可以让NGA托架30旋转以将图像平面与另一靶标部位对准。如果必要,则初始的针90可以从针引导组件50移除且更换为另一针。即,顶部56可以从下板54移除,以允许移除初始针且更换为其他针。其他构造也是可行的。

[0043] 为了将NGA托架30用于成像系统,探头、托架和针引导组件50必须首先经过校准。首先,这需要将探头放置到托架的插槽42中,使得通过引导组件限定的孔眼58的轨迹处于探头10的成像平面20中。见图9A-9D。在一种结构中,针90可以延伸穿过引导组件50的孔眼58且探头10在被固定在插槽42中之后可以产生图像。探头10在插槽中的取向可以被调整(图9B和9C)直到针90设置在图像22中。见图9D。此时,夹持件44可以关闭以将探头10固定在托架插槽42中,通过引导组件的孔眼58固定成像平面的位置。在其他结构中,插槽42的公差可以使得具体已知探头的图像平面20必然与引导组件50的孔眼58对准。在任何结构中,一旦探头10的图像平面20对准引导组件50的孔眼58,则引导组件的角取向可以被校准。这需

要得知在针引导组件50与探头的获取轴线A-A'平行(或处于其他已知取向)时编码器62的值。这在图5中示出。如图所示的,在引导组件80的孔眼58平行于探头的获取轴线A-A'时,超声换能器(例如探头10的获取部分14)和引导组件50的转轴轴线之间的距离D1、引导组件50的转轴轴线和探头10的获取轴线A-A'之间的距离D2、和针引导组件50的转轴轴线和引导组件50的孔眼58之间的距离D3是已知的。编码器62在该位置的值可以为“空(null)”参考。因而,其后通过编码器62登记的任何角偏差可用于使用基本几何结构绘制探头10的引导组件图像22的孔眼58的轨迹80。

[0044] 所提出系统的另一重要特征是将先前获取的图像登记到所支撑的成像探头的当前图像。即,系统可以包括医疗成像登记系统,允许在第一时间获取的组织区域的第一医疗图像(超声图像)(例如先前图像)登记到在随后的第二时间获取的关注组织区域的第二医疗图像(例如实时超声图像)。一旦先前图像登记到实时图像,则与先前图像相关的信息可以传输到/显示在实时图像上,以用于治疗的目的。美国专利公开No.2008/0161687公开了这种登记系统,其全部内容通过引用合并于本文。

[0045] 将先前图像登记到当前图像在许多情况下是有利的。例如,患者可以在初次就医期间被取得活体组织检查核心(biopsy core),且实验室可以随后分析那些活体组织检查核心并将信息登记到原始/先前图像。例如,用于活体组织检查核心的组织信息(histological information)或病理信息可以被确定且登记到先前图像中的其实际位置。通过例子的方式且非限制性地,在泌尿病理学方面,高级别前列腺上皮内瘤(缩写为HGPIN)是前列腺腺体的异常且被认为在发展出前列腺癌之前发生(前列腺癌的最常见形式)。

[0046] 可以针对这个和/或其他致癌标记对活体组织检查核心进行评分。在随后就医时,先前图像和活体组织检查信息可以登记到实时图像,用于治疗的目的。换句话说,当前图像中的靶标部位72可以基于从先前图像获取的信息产生。这种登记在图10A-10D中以图示示出。

[0047] 如图所示的,在一手术过程期间,可以获得患者前列腺70的实况图像22。见图10A。获得先前图像122(例如从成像系统存储器),其包括映射到先前图像122的关注区域或一个或多个前述活体组织检查位置。见图10B。这种活体组织检查位置或关注区域可以限定用于当前手术过程(例如治疗)的靶标部位。然而,在软解剖特征(例如前列腺)的情况下,前列腺的形状通常在成像阶段(imaging session)之间存在略微的改变。进一步地,先前图像和实况图像的参考系可以不同。因而,图像通常被登记为将这些图像置于常用参考系中。例如,实况图像22和先前图像122的前列腺70的表面或边界可以被分段,使得先前图像可以弹性地转换到实况图像的参考系。见图10C。即,从实况图像而来的前列腺的形状和先前图像的前列腺的形状在重叠时形状不匹配。因而,登记过程用于将图像22、122的边界对准。这种登记可以以任何适当的方式执行。一旦图像22、122被登记,则从先前图像122而来的关注区域74可以被显示在实况图像22上并处于其在实况图像22中的适当位置。见图10D。因而,先前的关注区域74可以在实况图像中限定靶标部位72。

[0048] 总的来说,系统允许对例如病人的前列腺这样的体内解剖结构中的靶标位置进行实况图像引导。然而,应理解,除了利用2D图像,二维图像可以与通过探头获取的三维图像组合。进一步地,在探头和针引导组件被操作为共同旋转时,解剖结构中的任何位置可以被成像和靶标定位。进一步地,调整针引导组件在超声换能器平面中的角位置的能力还允许

对成像装置视野中的任何位置进行靶标定位。在前列腺应用中,成角度的针引导组件的一个优势是能介入位于耻骨弓后方的前列腺的前部。

[0049] 出于展示和描述的目的已经提供了本发明的前述描述。进而,该描述的目的不是要将本发明限制为本文公开的形式。因此,与上述教导、相关领域的技术和指示相当的变化和修改均落入本发明的范围内。如上所述的实施例的进一步目的是解释实施本发明的最佳已知模式并使得其他本领域技术人员能以相似或其他实施例和本发明的具体应用(一个或多个)或使用(一个或多个)所需的各种修改来利用本发明。目的是所附权利要求包括现有技术允许范围的替换实施例。

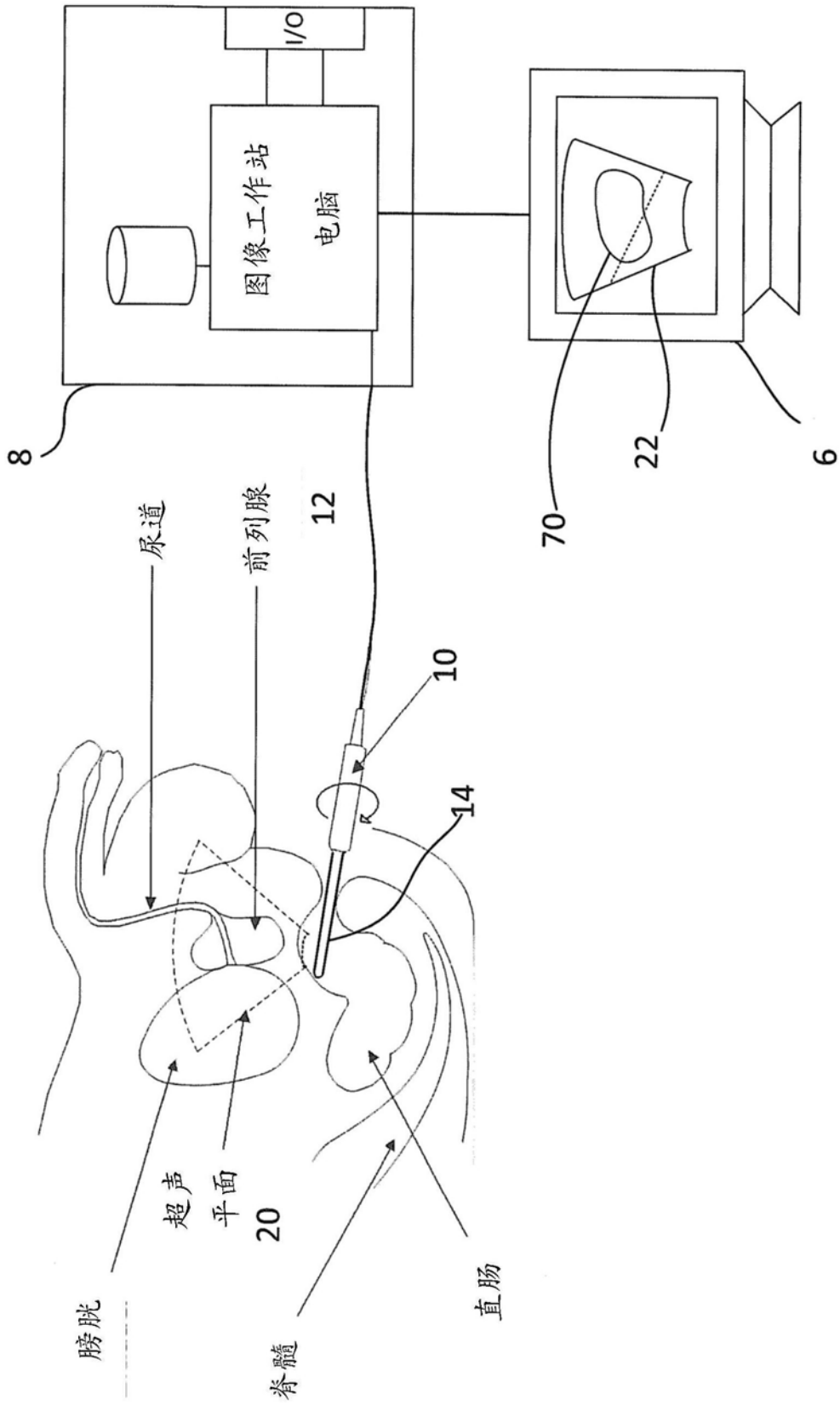


图1A

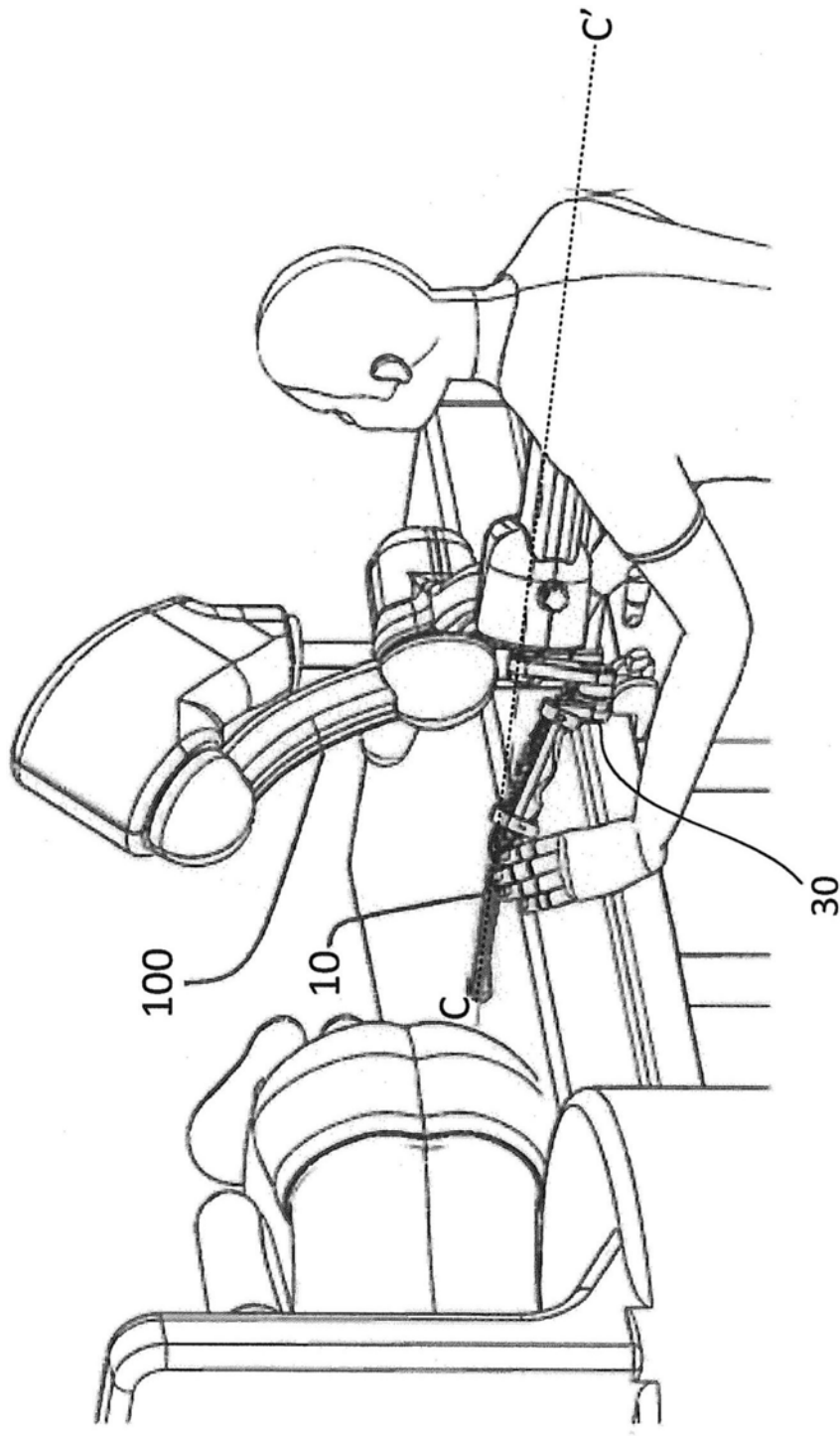
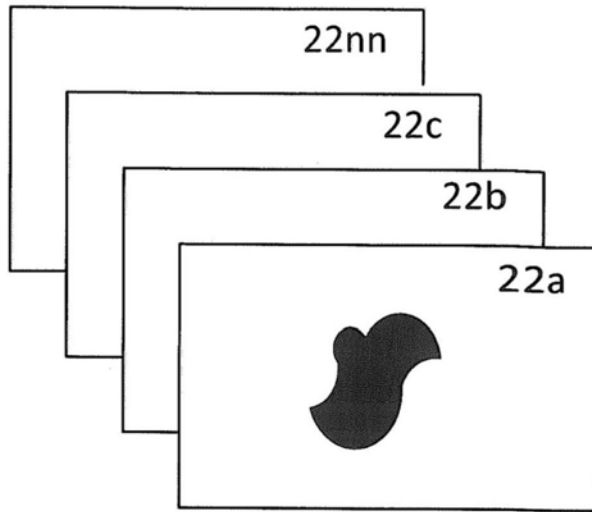
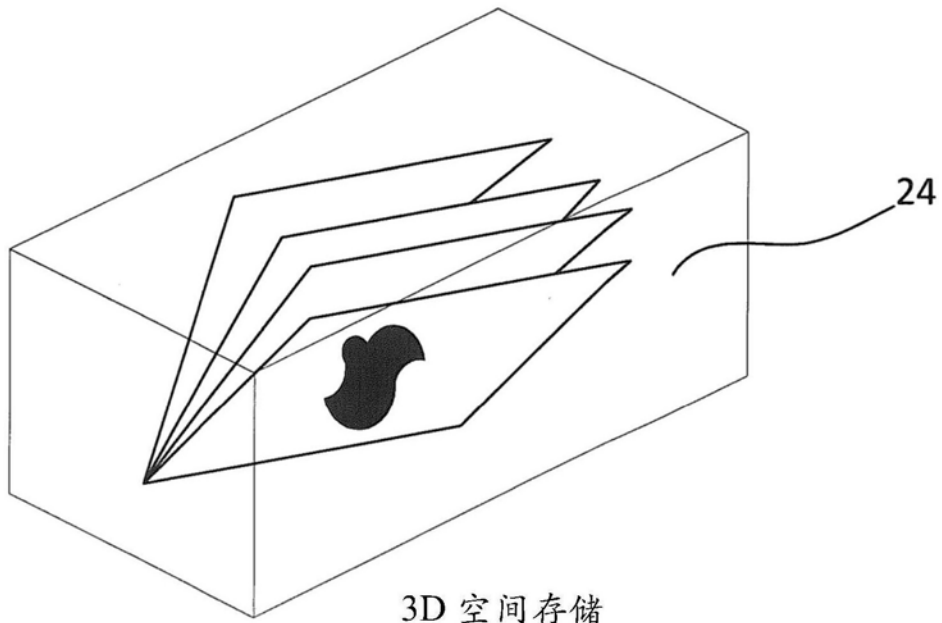


图1B



2D 图像存储

图2A



3D 空间存储

图2B

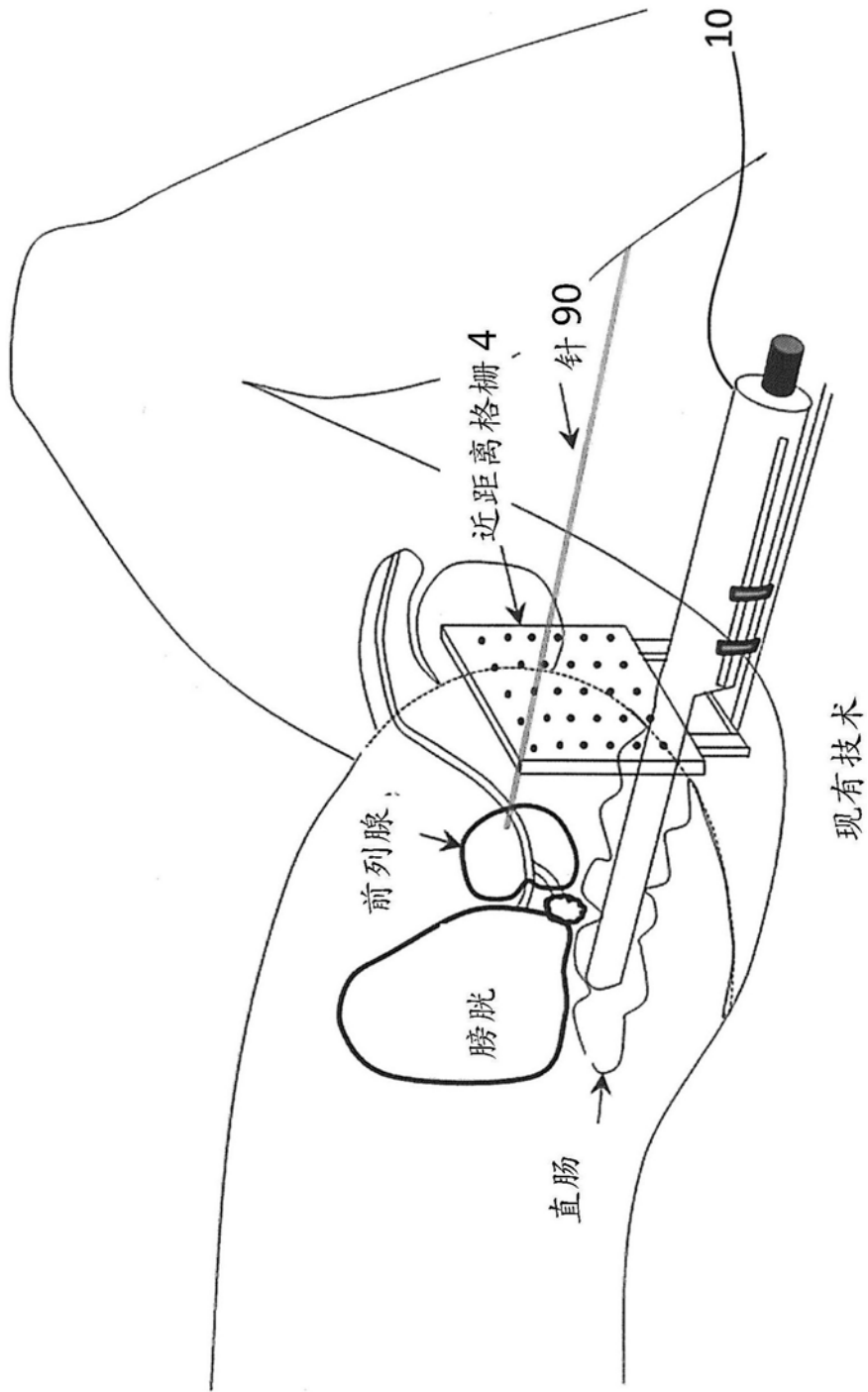


图3

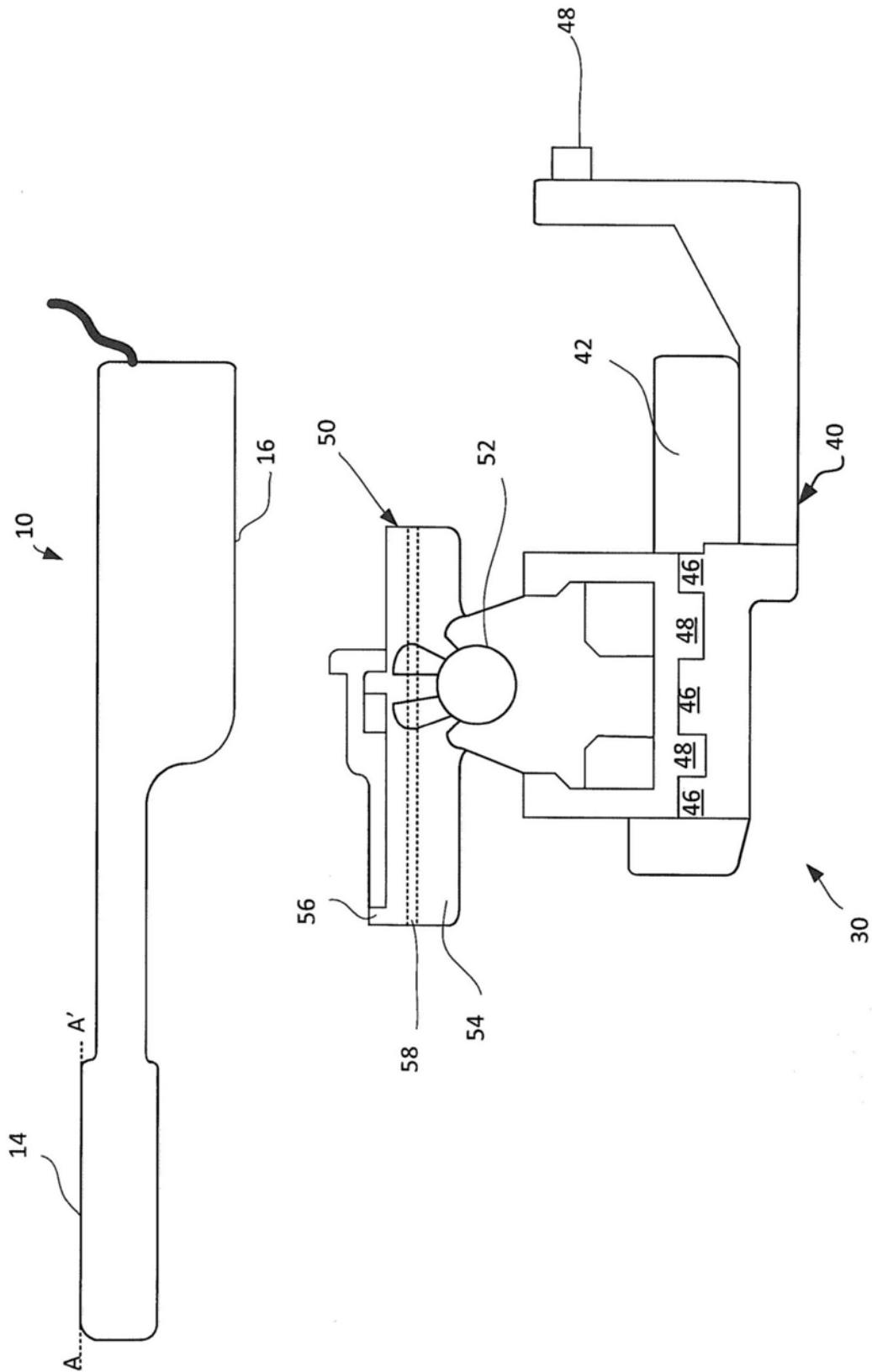


图4A

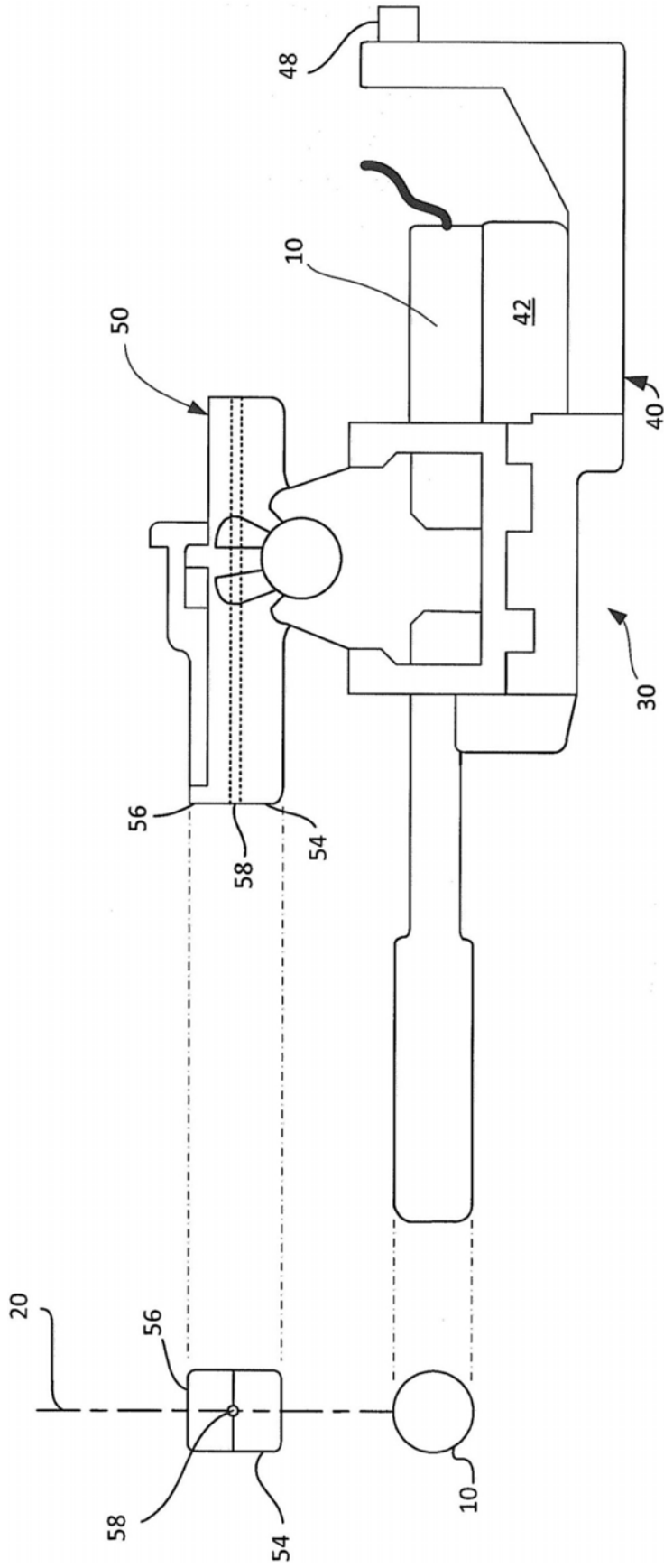


图4B

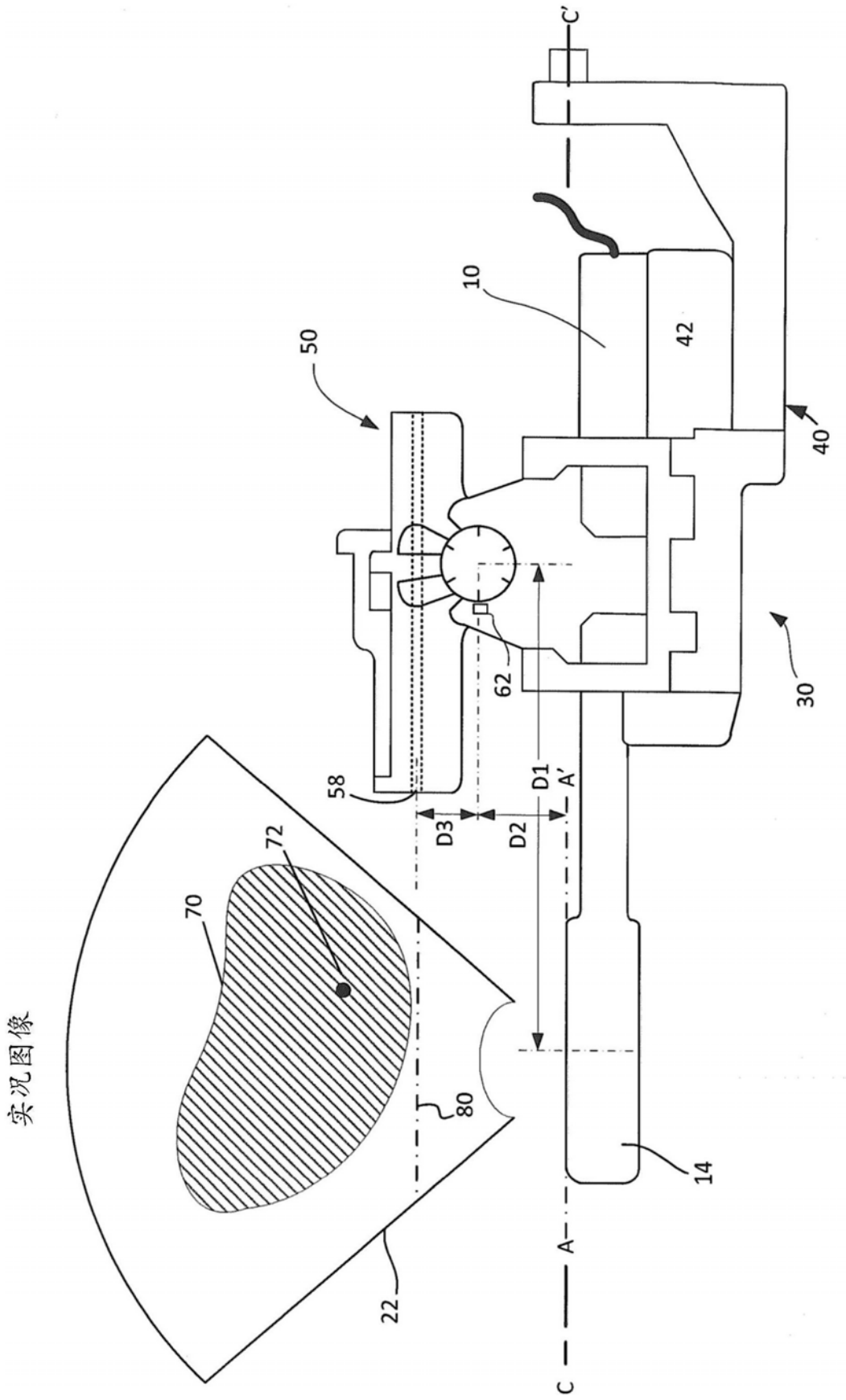


图5

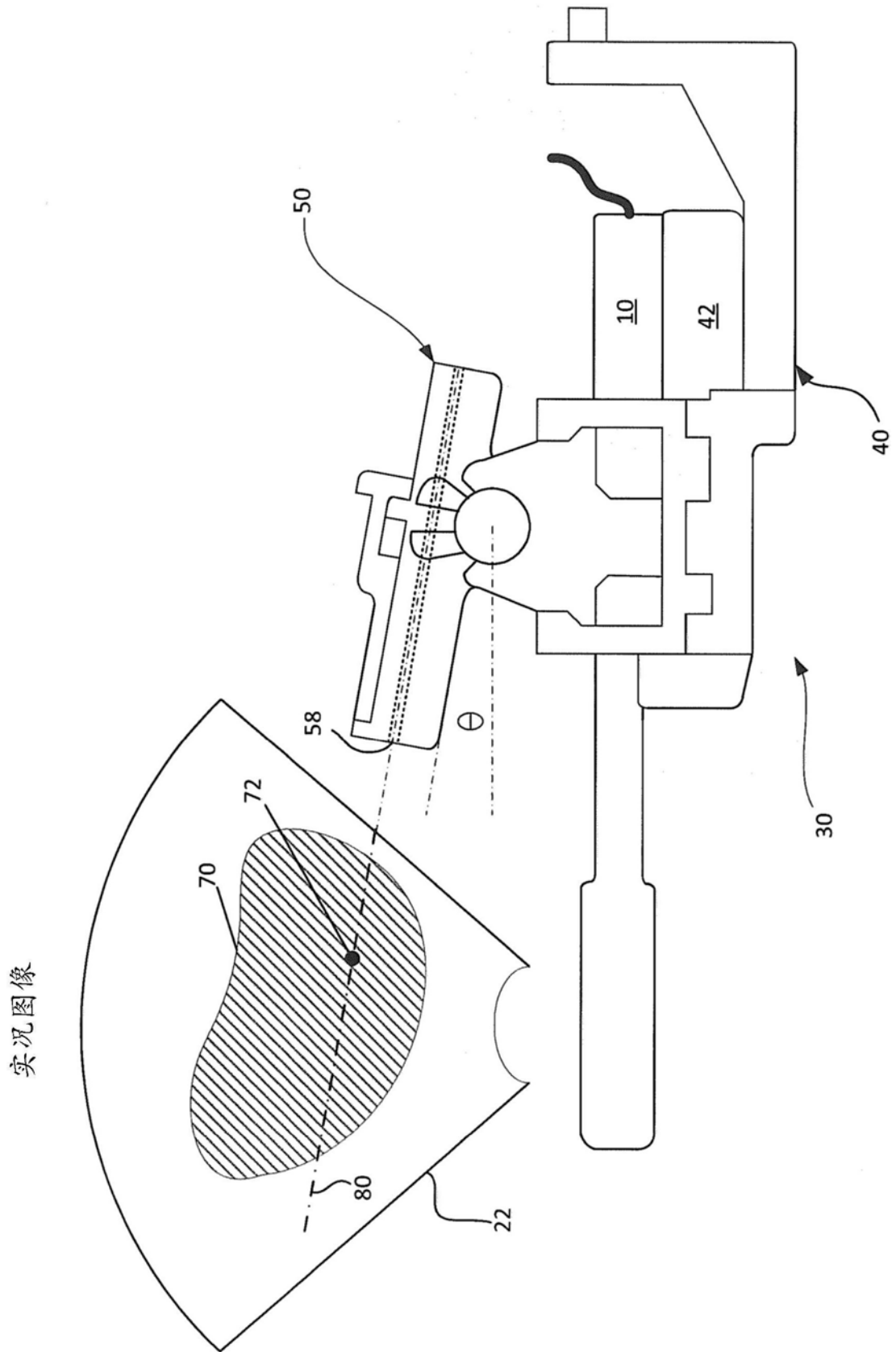


图6

实况图像

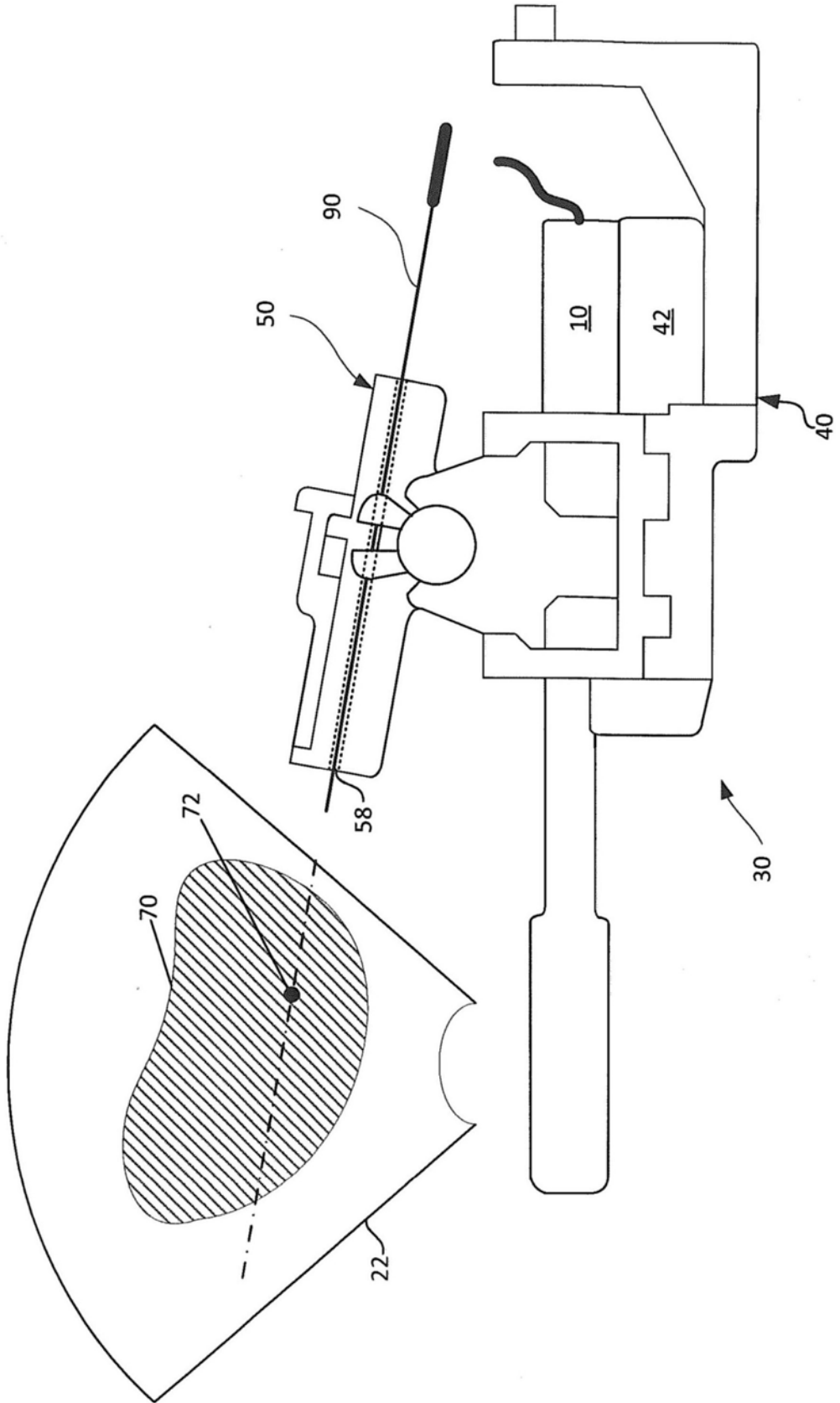


图7

实况图像

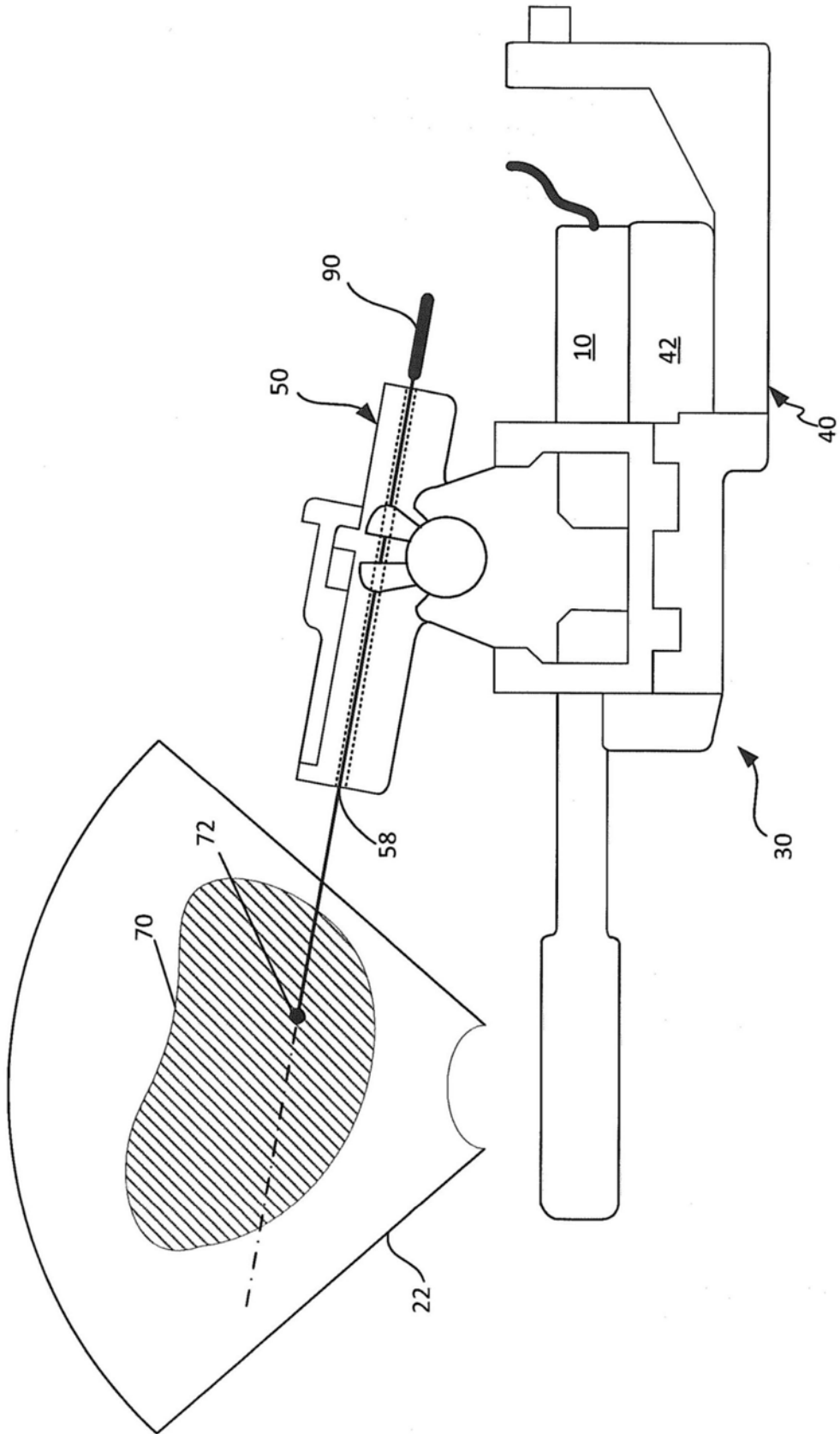


图8

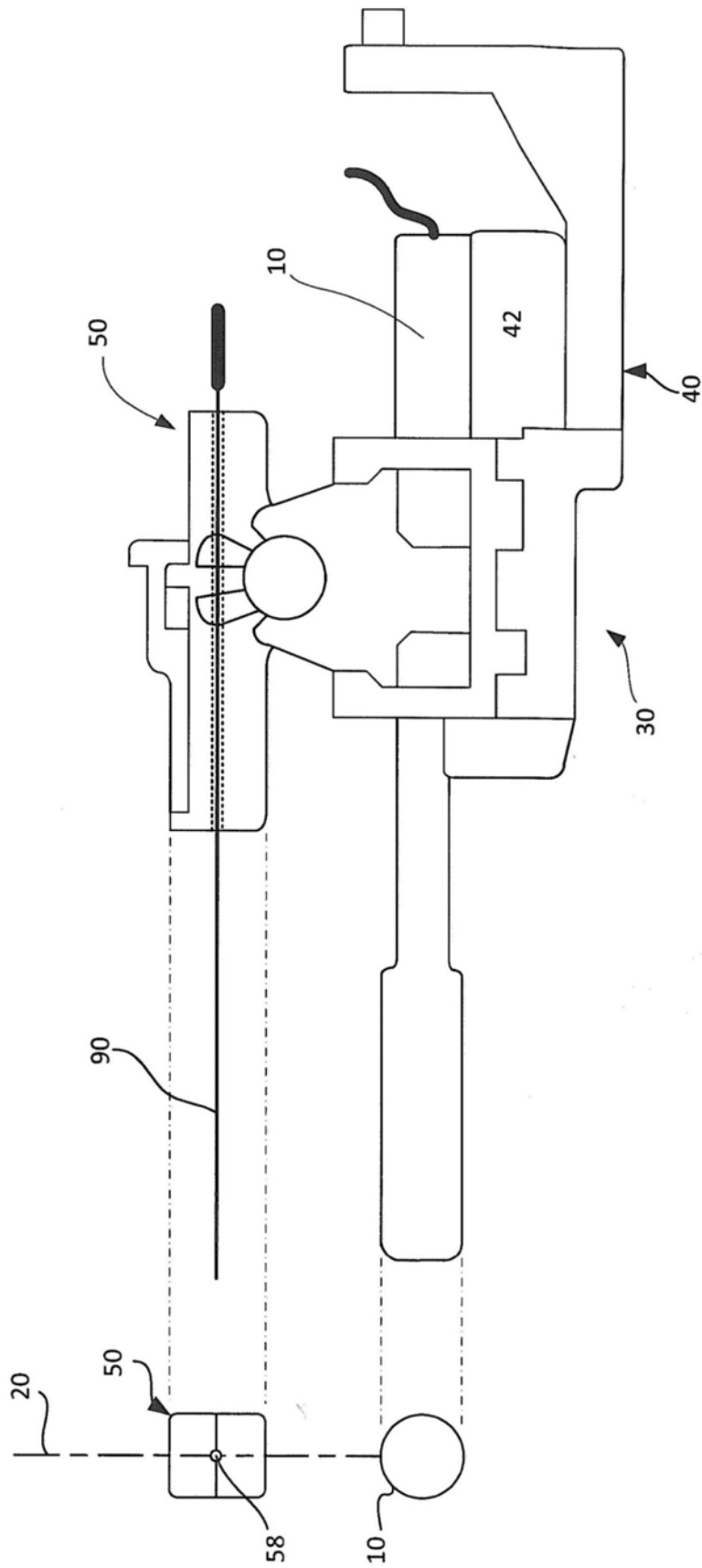


图9A

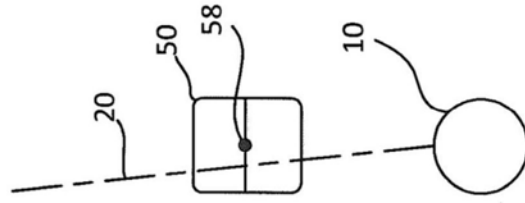
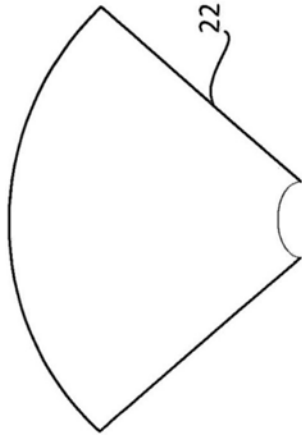


图9B

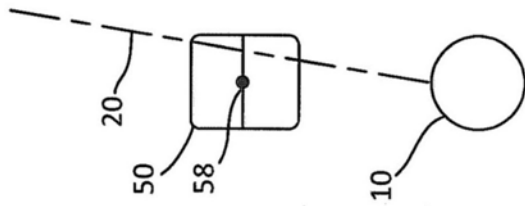
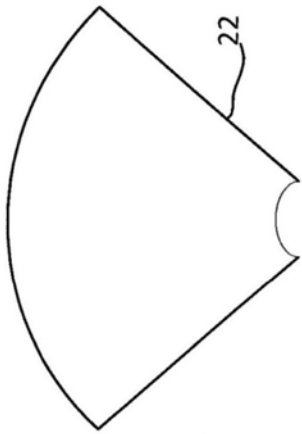


图9C

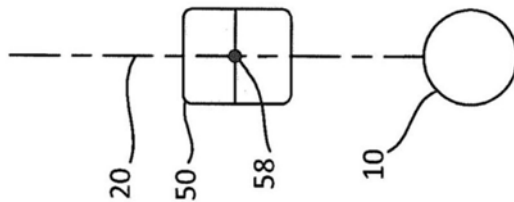
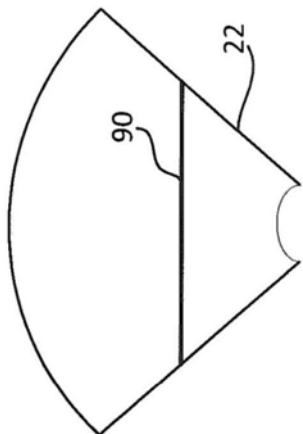


图9D

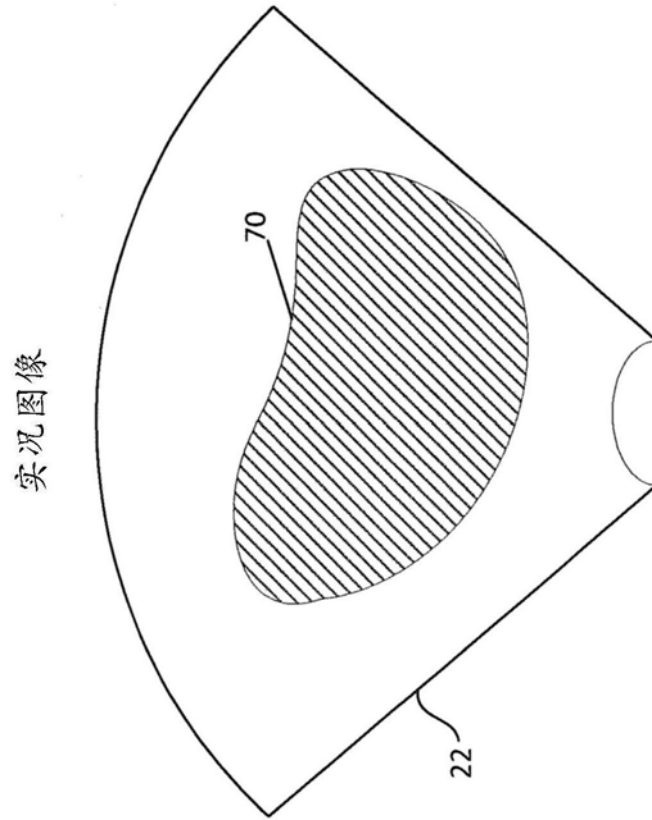


图10A

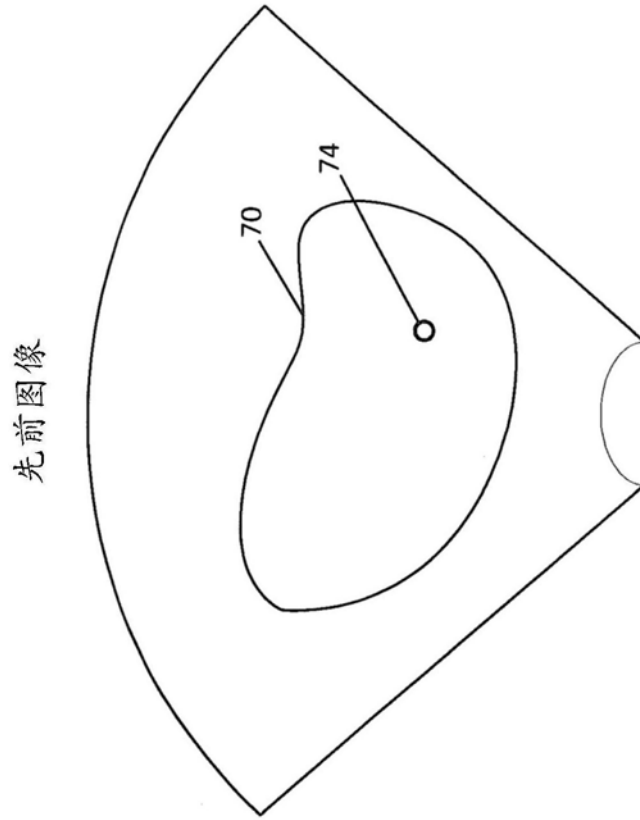


图10B

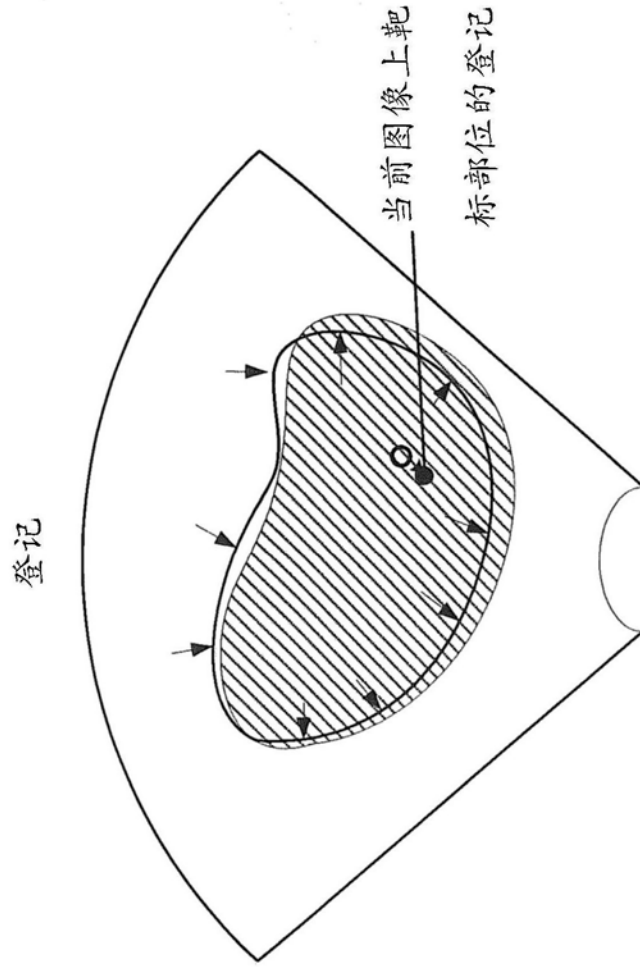


图10C

具有先前图像信息的实况图像

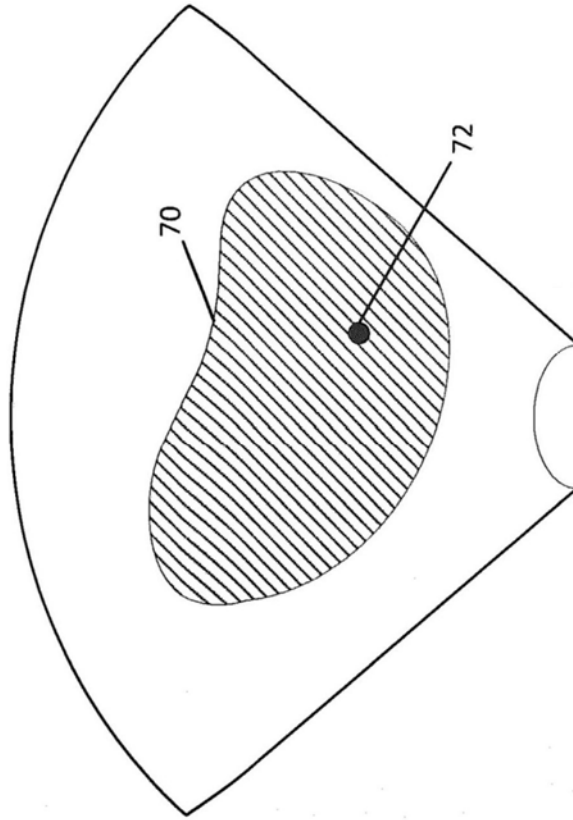


图10D

专利名称(译)	经会阴的针引导		
公开(公告)号	CN108135572A	公开(公告)日	2018-06-08
申请号	CN201680050152.X	申请日	2016-07-07
[标]发明人	许光耀 R 文卡塔拉曼 S 萨卡尔 M 艾哈迈迪		
发明人	许光耀 R.文卡塔拉曼 S.萨卡尔 M.艾哈迈迪		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/12 A61B10/02		
CPC分类号	A61B8/0841 A61B8/12 A61B8/4209 A61B8/4218 A61B8/4263 A61B8/4455 A61B8/463 A61B8/466 A61B8/483 A61B8/5246 A61B17/3403 A61B18/1477 A61B90/11 A61B2017/00274 A61B2017/3405 A61B2017/3411 A61B2017/3413 A61B2018/00547 A61B2018/0293 A61B2034/2059 A61B2090/365 A61B2090/3782 A61B2090/3784 A61N5/1027 A61N5/1049 A61N2005/1012 A61N2005/1058		
优先权	62/189352 2015-07-07 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供一种组合的成像探头保持器和介入针引导组件。成像探头保持器以与活体组织检查/治疗装置已知的关系支撑成像装置(例如超声探头),使得置放元件或介入针被局限在成像装置的成像区域中。将活体组织检查/治疗装置局限在成像区域中允许在介入针插入到患者组织中期间对活体组织检查/治疗装置进行实时监测。此外,活体组织检查/治疗装置保持器可相对于图像区域成角度地定位,以置放元件前进到成像区域中的任何期望位置。

