



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104918555 B

(45)授权公告日 2018.08.03

(21)申请号 201380046978.5

(73)专利权人 富士胶片索诺声公司

(22)申请日 2013.07.10

地址 美国华盛顿州

(65)同一申请的已公布的文献号

(72)发明人 尼古拉斯·克里斯托弗·沙格尔

申请公布号 CN 104918555 A

(74)专利代理机构 北京商专永信知识产权代理
事务所(普通合伙) 11400

(43)申请公布日 2015.09.16

代理人 邬玥 葛强

(30)优先权数据

(51)Int.Cl.

13/545,352 2012.07.10 US

A61B 8/12(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 8/00(2006.01)

2015.03.10

A61M 25/06(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

审查员 王兆雨

PCT/IB2013/001979 2013.07.10

(87)PCT国际申请的公布数据

W02014/009810 EN 2014.01.16

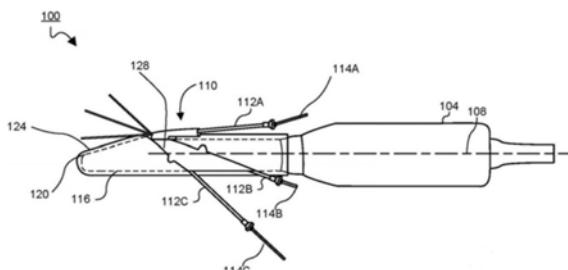
权利要求书3页 说明书6页 附图3页

(54)发明名称

超声探头和对准探针引导件系统

(57)摘要

侧射超声探头包括对准特征,当它被用于为腔内医疗程序连接探头和探针引导件时,它使探针的对准在超声换能器的成像平面中。当保护鞘被设置在对准特征和探针引导件之间时,对准特征被配置使得成像平面内的探针的对准被完成。这种配置能够与具有集中在大约20兆赫的频率分布的高频超声阵列一起使用,以及被用于医疗程序,诸如活组织检查器官或其它身体腔内结构和提供腔内疗法。



1. 一种超声探头组件,包括:

具有近端、远端、纵向轴线的探头壳体,其中所述远端包括相对于延伸穿过所述近端和所述远端的纵向轴线成角度地被定向的平坦的平面;

由所述探头壳体的所述远端大致包围的超声换能器阵列,以使得所述换能器阵列相对于所述探头壳体内的所述纵向轴线成角度,所述换能器阵列被配置用于产生形成超声成像平面的具有在以大约20兆赫的频率为中心分布的多个超声波;

具有孔的探针引导件,其中所述探针引导件被配置成引导探针通过所述孔朝向所述超声成像平面;以及

设置在所述探头壳体的外表面上的探针引导件对准特征,并被配置为接合所述探针引导件上的相应特征,以使得所述探针引导件被防止围绕所述探头壳体的所述纵向轴线旋转,其中所述探针引导件对准特征还被配置为保持所述探针引导件的孔与所述超声成像平面的对准。

2. 根据权利要求1所述的超声探头组件,其中所述平面关于所述纵向轴线呈至少5°角以用于在所述超声换能器阵列和本体结构之间声耦合。

3. 根据权利要求1所述的超声探头组件,其中所述面关于所述纵向轴线呈大约13°角以用于在所述超声换能器阵列和前列腺之间声耦合。

4. 根据权利要求1所述的超声探头组件,其中所述探针引导件包括至少两个通道,其被配置用于引导探针以关于所述探头壳体的所述纵向轴线呈两个不同的角度转移通过所述通道。

5. 根据权利要求1所述的超声探头组件,其中所述探头组件包括保护鞘,以及其中所述对准特征的尺寸变化,所述探针引导件的尺寸变化,以及所述保护鞘的尺寸变化总共大约250微米。

6. 一种超声探头,包括:

具有近端、远端,以及纵向轴线的探头壳体,其中所述远端包括相对于所述纵向轴线成角度地被定向的平坦的平面;

超声换能器阵列,其由所述壳体的所述远端大致包围并相对于所述纵向轴线成角度地被定向所述换能器阵列被配置用于产生形成超声成像平面的具有在以大约20兆赫的频率为中心分布的多个超声波;以及

设置在所述探头壳体的表面上的探针引导件对准特征,所述探针引导件对准特征被配置用于确保探针引导件到在其间具有保护鞘的所述壳体,其中当探针被向远侧地延伸通过所述探针引导件时,所述探针引导件对准特征被进一步配置为用于保持所述探针与所述超声成像平面的对准。

7. 根据权利要求6的超声探头,其中所述探针引导件包括至少两个通道,其被配置用于引导探针以关于所述探头壳体的所述纵向轴线呈两个不同的角度转移通过所述通道。

8. 根据权利要求6所述的超声探头,其中所述对准特征的尺寸变化,所述探针引导件的尺寸变化,以及所述保护鞘的尺寸变化总共大约250微米。

9. 根据权利要求6所述的超声探头,其中所述面关于所述纵向轴线呈至少5°角以用于在所述超声换能器阵列和本体结构之间声耦合。

10. 根据权利要求6所述的超声探头,其中所述面关于所述纵向轴线呈大约13°角以用

于在所述超声换能器阵列和前列腺之间声耦合。

11. 一种活组织检查组件,包括:

具有纵向轴线和从第二端部分延伸的第一端部分的探头壳体,其中所述第一端部分包括相对于纵向轴线成角度地被定向的平坦的平面;

由所述探头壳体的所述第一端部分大致包围的超声换能器阵列,所述换能器阵列被配置用于产生形成与所述纵向轴线成角度被定向的超声成像平面的多个超声波,其中所述超声成像平面具有300-500微米的宽度;

设置在所述探头壳体的表面上的探针引导件对准特征;以及

通过在其间具有保护鞘的所述探针引导件对准特征能移动地固定至所述探头壳体的探针引导件,当探针被向远侧地延伸通过所述探针引导件时,所述探针引导件被布置用于保持所述探针与所述超声成像平面的对准。

12. 权利要求11所述的活组织检查组件,其中所述探针引导件包括至少两个通道,其被配置用于引导探针以关于所述探头壳体的所述纵向轴线呈两个不同的角度转移通过所述通道。

13. 根据权利要求12所述的活组织检查组件,其中所述对准特征的尺寸变化,所述探针引导件的尺寸变化,以及所述保护鞘的尺寸变化总共大约250微米。

14. 根据权利要求11所述的活组织检查组件,其中所述平面关于所述纵向轴线呈至少5°角,从而被配置用于促进与本体结构的声耦合。

15. 根据权利要求11所述的活组织检查组件,其中所述平面关于所述纵向轴线呈大约13°角,从而被配置用于促进与前列腺的声耦合。

16. 一种超声探头组件,包括:

具有远端、近端和延伸穿过远端和近端的纵向轴线的超声探头;

压电元件阵列,其设置在所述远端并且被配置为通过发射和接收具有以大约20兆赫为中心的频率分布的超声波来形成成像平面,其中所述成像平面由所述压电元件阵列产生的超声波的路径限定,并且其中所述超声波的所述路径与所述纵向轴线对准;

用于引导探针的装置以关于所述纵向轴线呈多个角度中的一个到所述成像平面;

用于当所述探针被向远侧地延伸通过所述用于引导探针的装置时保持所述超声波的所述路径内的所述探针的对准的装置;

当在患者体内使用期间,用于物理地防止所述超声探头的污染的装置;以及

用于通过所述用于物理地防止所述超声探头的污染的装置耦合所述用于引导探针的装置到所述超声探头的装置。

17. 一种超声探头,包括:

具有近端和远端的探头壳体,其中所述远端包括相对于延伸穿过所述近端和所述远端的纵向轴线成角度地被定向的面;

由所述探头壳体的所述远端大致包围的超声换能器阵列,以使得所述超声换能器阵列相对于所述探头壳体内的所述纵向轴线成角度,其中所述超声换能器阵列被配置为以大约20兆赫的中心频率操作,并进一步被配置为用于产生形成超声成像平面的多个超声波;

具有框架、孔和定位特征的探针引导件,其中所述探针引导件被配置成引导探针通过所述孔朝向所述超声成像平面,以使得当所述探针向远侧延伸通过所述探针引导件时所述

探针位于所述超声成像平面之内；以及

设置在所述探头壳体的表面上的探针引导件对准特征，并被配置为保持所述探针引导件的孔与所述超声成像平面的对准，其中所述探针引导件对准特征被配置为接合所述探针引导件上的所述定位特征，以使得所述探针引导件在平行于所述框架的边缘的方向上的移动被限制。

18. 根据权利要求17所述的超声探头，其中所述探头壳体的所述远端的所述平面相对于所述纵向轴线以至少5°的角度被定向。

19. 根据权利要求18所述的超声探头，其中所述探头壳体的所述远端的所述平面相对于所述纵向轴线以大约13°的角度被定向。

20. 根据权利要求17所述的超声探头，其中所述探针引导件包括至少两个通道，其被配置为引导探针相对于所述探头壳体的所述纵向轴线以两个不同的角度平移通过所述通道。

21. 根据权利要求17所述的超声探头，进一步包括保护鞘，其被配置为至少封闭所述探头壳体的所述远端并防止所述壳体的污染，其中所述探针引导件对准特征的尺寸变化，所述探针引导件的尺寸变化，以及所述保护鞘的尺寸变化总共大约250微米。

22. 根据权利要求17所述的超声探头，其中所述探针引导件还被配置为将所述探针的一部分定位在所述超声成像平面中具有在300和500微米之间的宽度的位置处。

23. 根据权利要求17所述的超声探头，其中由所述换能器阵列形成的所述超声成像平面大体上与所述壳体的所述面正交。

24. 根据权利要求17所述的超声探头，其中所述超声换能器阵列被配置为侧射换能器阵列。

25. 根据权利要求17所述的超声探头，其中所述超声成像平面具有宽度，并且其中所述探针引导件构造成接收具有大于所述成像平面的宽度的直径的探针。

26. 根据权利要求17所述的超声探头，其中所述探针引导件还被配置成使所述探针基本上平行于所述探头壳体的纵向轴线被定向。

27. 根据权利要求17所述的超声探头，其中所述探针引导件还包括：

包括所述孔的探针引导壳体；以及

其中所述探针引导件上的所述定位特征被连接到所述框架。

28. 根据权利要求27所述的超声探头，其中所述探针引导框架包括大致与所述定位特征正交的边缘，并且其中所述探针引导框架在平行于所述探针引导框架的所述边缘的方向上的移动被限制。

超声探头和对准探针引导件系统

背景技术

[0001] 本公开通常涉及医学成像和诊断，并且更具体地涉及超声探头和对准探针引导件系统。

[0002] 通过体腔进入人体的器官和结构是标准的医疗技术。在一些程序中，诊断工具被插入体腔内来检查或活组织检查器官或其它身体结构。然后，所收集的信息被用于各种医学病症的检测和评估。特别是，超声设备通过发射和接收超声波被用于识别腔内结构，例如前列腺。所接收到的波被转换成腔内结构的图像，然后能够将其用于导航活组织检查探针到图像内所希望的位置。

[0003] 在这些医疗应用中使用的超声换能器在插入患者体内期间通常被封装在解剖学兼容壳体内，以改善患者的舒适度。超声换能器的壳体属于两大结构类型中的一种：“端射”和“侧射”。端射型从壳体的前端发射超声波，而侧射型从壳体的侧壁发射。无论哪种壳体类型，超声图像能够用于导航活组织检查探针到腔内身体结构的外表面。

[0004] 概要

[0005] 在一个实施例中，本公开的超声探头包括圆柱形壳体，其包括在壳体的表面上的探针引导对准特征。该对准特征被用于连接探针引导件到圆柱形壳体并对准探针引导件，以使得被转移通过引导件的探针在超声换能器的成像平面中被转移。该对准特征被配置以使得即使当保护鞘被设置在壳体和探针引导件之间时，探针在成像平面中被对准。该保护鞘可以促进卫生、消毒和探头的重复使用。

[0006] 说明书附图

[0007] 图1示出了一个实施例中具有对准探针引导件的超声探头的示例。

[0008] 图2是在一个实施例中的超声探头的前端的立体图，其中该探头被封装在保护鞘中，并使用探针引导件，探针在由超声换能器产生的成像平面中被对准，通过设置在壳体上的对准特征促进对准。

[0009] 图3是在一个实施例中由保护鞘覆盖的超声探头和与该探头对准的所附着的探针引导件的立体图。

[0010] 附图对本发明的各个实施例中的描述仅出于说明的目的。本领域技术人员将容易从如下的讨论认识到本文描述的结构和方法的替代实施例可以在不脱离本文描述的发明的情况下被采用。

具体实施方式

[0011] 概述

[0012] 本文所描述的实施例包括具有对准特征的侧射超声探头，当它被用于为腔内医疗过程（例如，活组织检查器官或者其他身体腔内结构，提供腔内疗法）将探头连接到探针引导件时，它以超声换能器的成像平面促进被转移通过探针引导件的一个或多个探针的对准。即使当保护鞘被设置在对准特征和探针引导件之间时，对准特征被配置以使得成像平面内的探针的对准完成。

[0013] 通过将被转移的探针定位在侧射型超声探头的成像平面内,超声图像能够用于对关于感兴趣的腔内结构的前进的探针成像。当超声换能器具有足以对内部结构或内部器官特征成像的频率和/或分辨率时,这种能力特别有用。同时对感兴趣的结构和探针的成像允许将探针导航到人体内的特定的腔内结构,或者给定超声换能器的足够分辨率,将探针导航到结构内的特定位置。然后这可以提高该过程的诊断能力和治疗的有效性。允许对以关于探头的不同角度被导向的探针进行定位使得能够通过该探针进入身体或结构内的位置的范围,同时减少探针的操纵。这可以提高过程中患者的舒适度,以及患者的安全。

[0014] 超声探头和对准探针组件

[0015] 图1示出了具有能够使探针引导件110对准的对准功能的侧射超声探头组件100的一个实施例,以使得被转移通过引导件的探针(例如,任意探针114A-C中,简写为“114”)被转移进入由超声换能器阵列产生的成像平面。成像平面由超声换能器产生的超声波的路径来定义。超声探头组件100包括具有纵向轴线108的圆柱形壳体104,以及具有斜面120的换能器壳体116。换能器壳体116包围用于产生超声波的超声换能器阵列,其反射被转化成图像。设置在圆柱形壳体104和探针引导件110之间的保护鞘124覆盖一部分的圆筒形壳体和换能器壳体116。超声换能器组件100还包括探针组件对准特征128,在图2和3中更详细地示出。

[0016] 超声探头组件100的圆柱形壳体104具有多种用途,包括但不限于,

[0017] 包围用于操作超声换能器的布线和/或电子元件,为结构提供连接到组件的其它元件(例如,探针引导件110),并提供由操作者使用的近端(即,把手)用于操纵该组件。在这个示例中,圆柱形壳体104具有圆形或椭圆形的横截面,其符合人体工程学可插入体腔内,如直肠,以成像、活组织检查和/或提供对感兴趣的的身体结构如前列腺的治疗。尽管圆柱形壳体104的其它实施例不限于圆柱体或圆形或椭圆形的横截面,具有点或边缘的壳体可能导致患者的不适感或损伤敏感的组织。在描述实施例的其他特征时,圆柱形壳体104的纵向轴线108平行于圆柱形壳体的长轴线并被用作简单参考。

[0018] 一个或多个探针114能够被插入其中的包括单个引导通道112A-C(统称为“112”)的探针引导件110使用对准特征128被在保护鞘124之上附着到圆柱形壳体104。探针引导件110的细节在图2和3的上下文中被更详细地描述。

[0019] 探针114的一个探针被用于活组织检查感兴趣的腔内结构,如前列腺(由图1中的椭圆示出),通过被转移通过探针引导件110的通道112,通过端口113(在图2和3中示出),并进入超声成像平面。三个通道112以关于探头组件100的水平轴线108的不同角度被导向,以使得身体结构内的不同的位置都能由探针114进入,而不在患者体内移动探头。因为探针(例如,针114A)和感兴趣的结构都同时在成像平面中,因此使用反射的超声波成像,探针能够被导航到感兴趣的特定位置。只要超声换能器具有足够腔内结构的分辨率(通常达到约20兆赫的高换能器频率),这个位置能够在身体结构的表面上,或者甚至是在特定身体结构内。

[0020] 换能器壳体116被定位在圆柱形壳体104的远端。换能器壳体116大致包围用于产生超声波的超声换能器。在这个示例中,换能器壳体116符合人体工程学形状以在组件100插入体腔期间,改善患者的舒适度。该符合人体工程学的形状也能够在用于对腔内的人体结构成像和活组织检查的组件100的操作期间改善患者的舒适度。

[0021] 在这个示例中,由于超声换能器发射超声波通过圆柱形壳体104的侧壁,该组件100的设计有时称为“侧射”设计。本发明的其他实施例可以与“端射”设计一同使用,其中超声波从换能器壳体116的终端(即,沿大体平行于纵向轴线108的方向)发射。

[0022] 由换能器壳体116容纳的换能器可以包括当被电触发时,产生超声波的压电元件阵列。在一些实例中,换能器阵列能够产生具有集中在约1兆赫到12兆赫之间的频率分布的超声波。在这些较低的频率产生的图像的分辨率可以足以辨别腔内身体结构的轮廓和/或外表面。在其它示例中,换能器阵列能够产生具有集中在约20MHz的频度分布和约27MHz的6分贝转角频率的超声波。在这些较高频率产生的图像的分辨率可以足以对腔内身体结构内的结构(即,器官内分辨率)。这较高的分辨率和成像便于将探针114A-C导航到身体结构,然后可以活组织检查。此外,因为器官或身体结构的内部可以被成像,所以分辨率也能够帮助防止对身体结构的意外损伤。

[0023] 由于对换能器运行频率在本领域中不一致的描述,上文对频率分布的近似中心的描述是很重要的:当一些技术人员通过引用频率分布的中心频率描述运行频率时,其他技术人员描述通过引用分布的上限描述运行频率。

[0024] 换能器壳体116的侧射设计包括斜面120,其促进换能器和将被成像的本体结构之间的声耦合。通过将斜面120的角度与身体结构的形状相匹配,换能器,以及因此用于对身体结构成像的超声波被带到靠近身体结构的表面,而无需将组件100作为整体倾斜。这通过减少获得图像所需要的探头100的操纵改善了图像的质量和患者的舒适度。在一些实施例中,斜面120被倾斜大约13°角,以匹配前列腺表面的典型斜率。在其它实施例中,斜面120被倾斜至少5°角。在进一步的实施例中,这个角度能够根据将被成像的身体结构表面的自然角度(或自然角度的范围)而改变。在更进一步的实施例中,换能器壳体116不具有斜面,而是标准的侧射设计。

[0025] 在示出的示例中,保护鞘124覆盖换能器壳体116,以及圆柱形部分104的至少一部分。保护鞘124充当屏障,防止体液或其它物质污染组件100。通过限制体液和污染物进入组件100的内部和外部,该保护鞘124有利于卫生、消毒和组件的再使用。

[0026] 在一些示例中,保护鞘124被设计用于匹配组件100的形状,包括圆柱形壳体104、换能器壳体116、斜面120,以及对准特征128。在其它示例中,保护鞘124被设计用于匹配常规超声探头组件的形状,并且不被定制以匹配组件100的形状。在一些实施例中,虽然允许发送和接收超声波的其它材料可以被使用,保护鞘124由聚合物制成。

[0027] 探针对准

[0028] 对准特征128被配置使得当探针引导件110通过保护鞘124接合对准特征,以及探针已被转移通过探针引导件的通道112的一个且通过端口113进入成像平面时,114被与成像平面对准并被设置在(如图2中所示的)成像平面中。在一些实施例中,对准特征128是被压印,模制或凸出到圆柱形壳体104的表面的阴性特征,且被配置用于与探针引导件110上大致匹配的阳性特征紧密配合。阴性轮廓使得探针引导件110能够连接到圆柱形壳体104,在过程期间使得探针114成像,如上所述,同时还保持解剖学上兼容轮廓。在其它实施例中,对准特征128是被附着,连接,或集成在圆柱形壳体104的表面上的阳性特征。在其它实施例中,对准特征是阳性和阴性特征的组合。

[0029] 在一些实施例中,当保护鞘124被设置在圆柱形壳体和探针组件之间时,对准特征

128被设计用于将探针引导件110连接到圆柱形壳体104并保持在超声成像平面中探针114的对准。在这个示例的一些实施例中,对准特征128可以被调整以适应保护鞘124的厚度变化,从而保持在成像平面中的探针114的对准,而不论鞘的厚度。在其它示例中,对准特征128被设计用于保持探针114和成像平面之间的对准,而无需调整且不论保护鞘124的厚度。

[0030] 如上所述,图2示出了超声探头组件100的声成像平面中的探针114A的对准。该图描绘了探针引导件110、对准特征128、探针114A,以及声成像平面208的一部分。将要理解的是探针114A仅为了方便才被选择。本公开的实施例适用于将探针114B和114C,其可以被转移通过相应的探针引导件通道112,并以关于探针100的水平轴108的不同的角度从端口113出现到成像平面208。图2中还示出的是圆柱形壳体104、换能器壳体116、斜面120,以及保护套124的部分。

[0031] 在所示的示例中,圆柱形壳体104和换能器壳体116由保护鞘124保护。探针引导件110被设置在对准特征128中,在这个示例中的圆柱形壳体140的表面上的阴性特征,从而压缩保护鞘124到对准特征。

[0032] 如图所示,当向远侧延伸通过探针引导件110时,探针引导件110、探针114A、对准特征128、保护鞘124,以及换能器被配置以使得探针被设置在成像平面208内。如上所述,这使得探针114A能够在使用中被看到,特别是,使得探针能够被导航到需要的身体结构。此外,对于使用具有频率集中在约20MHz的换能器的超声探头组件100的示例,探针114A能够被导航到器官内的特征,从而实现精确活组织检查或对特定的器官内区域的治疗。

[0033] 在一个方面中,对探针114A和成像平面208的对准通过配置探针引导件110、探针114,以及对准特征128来实现,以使得探针被在成像平面中的一个位置处被定位在成像平面208中,这是探针被转移多远的函数。该对准进一步通过将各组件的尺寸的允许值控制在总共大约成像平面208的宽度的一半来实现。将总尺寸的变化控制在成像平面的宽度的仅一部分允许了不同组件的一些尺寸和/对准的变化,同时还使针114A被转移到成像平面208中。

[0034] 在以上示例的实施例中,具有集中在约20兆赫的频率分布的超声换能器产生从约300微米到约500微米宽的成像平面。通过配置如上所述的各种组件(例如,壳体104、对准特征128、探针引导件110,以及保护鞘124),并且将这些组件的组合尺寸变化控制在约250微米,探针114A能够在被转移到成像平面208期间和之后可靠地成像。

[0035] 在探针114A的直径大于成像平面208的示例中(例如,直径约为1000微米的探针与约500微米宽的成像平面一同使用),探针的整个直径不必在成像平面中以对探针成像并将它导航到身体结构的位置。相反,包括针尖的部分能够被用于安全地将探针导航到并进入结构。

[0036] 探针引导件

[0037] 图3示出了包括超声换能器302以及通过使用对准特征128被在保护鞘124之上附着到圆柱形壳体104的探针引导件110的超声探头300。在这个示例中,探针引导件110包括通道112A-C、端口113、框架304、探针壳体308,以及定位特征312。

[0038] 在这个示例中,三个探针114A-C被示出在探针引导件110的三个通道112A-C的每一个之中来说明不同的角度,通道以关于壳体104的纵向轴线108的这些不同角度被导向。角度的不同被用于增加能够由探针进入的体内的位置的范围,同时减少对需要进入这些位

置的组件100的所需的操纵。因为探针引导件110的通道112中的探针114以不同的角度被定位(并且能够以不同的角度退出端口113),它们每个无需连通、弯曲、转移或以其它方式移动组件100(如图1所示的),即能够被插入到身体中的不同的位置。此外,探针引导件110的多个通道112(不限于仅示出的三个)允许多个活组织检查探针从身体结构内不同位置提取样本,而无需组件100的额外的运动。该布置改善了患者在需要对身体内多个位置收集活组织检查样本或对身体内多个位置提供治疗的过程期间的舒适度。

[0039] 探针引导件110中通道的角度(以及因此的针114)部分地由意图进行活组织检查的身体或身体的结构内的位置,以及需要进入需要的身体结构的组件100进入体腔的深度确定。用于确定这些角度的其它因素可以包括进入体腔内的大范围位置的能力,以及对保持换能器的成像平面内的探针的位置和对准的需要(如图2所示)。在一些实施例中,探针引导件110的通道和探针114也能构成角度以限制或防止进入感兴趣的body结构附近的特别纤弱或敏感的结构(例如,前列腺活组织检查时,括约肌附近的神经束)。例如,探针能够被布置为从-5°(即,水平轴线以下5°)到最高达大约30°的角度,虽然任何实际的角度都能够被使用。

[0040] 在一个示例中,因为探针114C被插入探针引导件110的通道112,其关于纵向轴线108相比与探针114A一同使用的探针引导件的部分(其大致平行于纵向轴线)具有较大角度,这两个探针可进入的位置是不同的。因此,身体结构的不同区域能够被活组织检查而无需组件100作为整体的操纵。在一个示例中,针的角度被选择以防止探针意外插入靠近直肠和前列腺的括约肌神经束。如上所述,无论探针114的角度,探针引导件110和保护鞘124被布置使得探针被转移到超声换能器的成像平面中。

[0041] 探针引导件110的框架304被用于将一个或多个探针114连接到探针引导件,以及将探针引导件连接到圆柱形壳体104。此外,框架304能够与对准特征128一同使用以关于成像平面208定位探针引导件110和探针114,如上所述。在这个示例中,框架304被设置在阴性对准特征内以将探针114A定位并与如上描述的成像平面208对准。连接到框架304并定位于模制在圆柱形壳体104中的第二阴性特征的探针壳体308,将每个探针114定位并与如上描述的成像平面208对准。

[0042] 定位特征312被连接到框架304,并且被用于通过限制附加方向上的对准特征内限制框架的运动更牢固地将探针引导件110定位在对准特征128中。这减少了探针引导件110的无意识的运动,从而减少了探针114A-C和成像平面208之间未对准的风险。除了减少无意识的运动的风险,定位特征312能够使得探针114A-C与成像平面208更精确的对准成为可能。在这个示例中,定位特征312近似垂直于框架304的边缘,从而限制在平行于框架的边缘的方向上的框架的运动。

[0043] 定位特征的其它设计能够用于减少框架304和因此的探针引导件110的无意识的移位,或改善探针114A-C与成像平面208的对准。在一个示例中,探针引导件110通过使用夹具被附着、固定,或以其它方式连接到壳体308。在另一个示例中,探针引导件110通过使用松紧带被附着、固定,或以其它方式连接到壳体308,松紧带使用在探针引导件和在壳体中的带引导槽被适当地定位。其它类型的夹具可以被使用。

[0044] 此外,虽然探针引导件110包括多个通道112,并且一次能够容纳多于一个探针114,但其它示例包括单个通道112和/或单个探针114。

[0045] 总结

[0046] 本发明的实施例的前述描述出于说明的目的被呈现；它并非旨在是穷尽或将本发明限制到所公开的精确形式。相关领域的技术人员可以理解的是许多修改和变化根据上述公开内容是可行的。

[0047] 最后，在专利说明书中使用的语言主要出于可读性和指导性的目的被选择，并且它可以不被选择以描绘或限制发明的主题。因此，其意图是本发明的范围不受具体实施方式的限制，而是受申请所根据的权利要求限制。因此，本发明的实施例的公开是说明性的，而不是限制下面的权利要求书所陈述的本发明的范围。

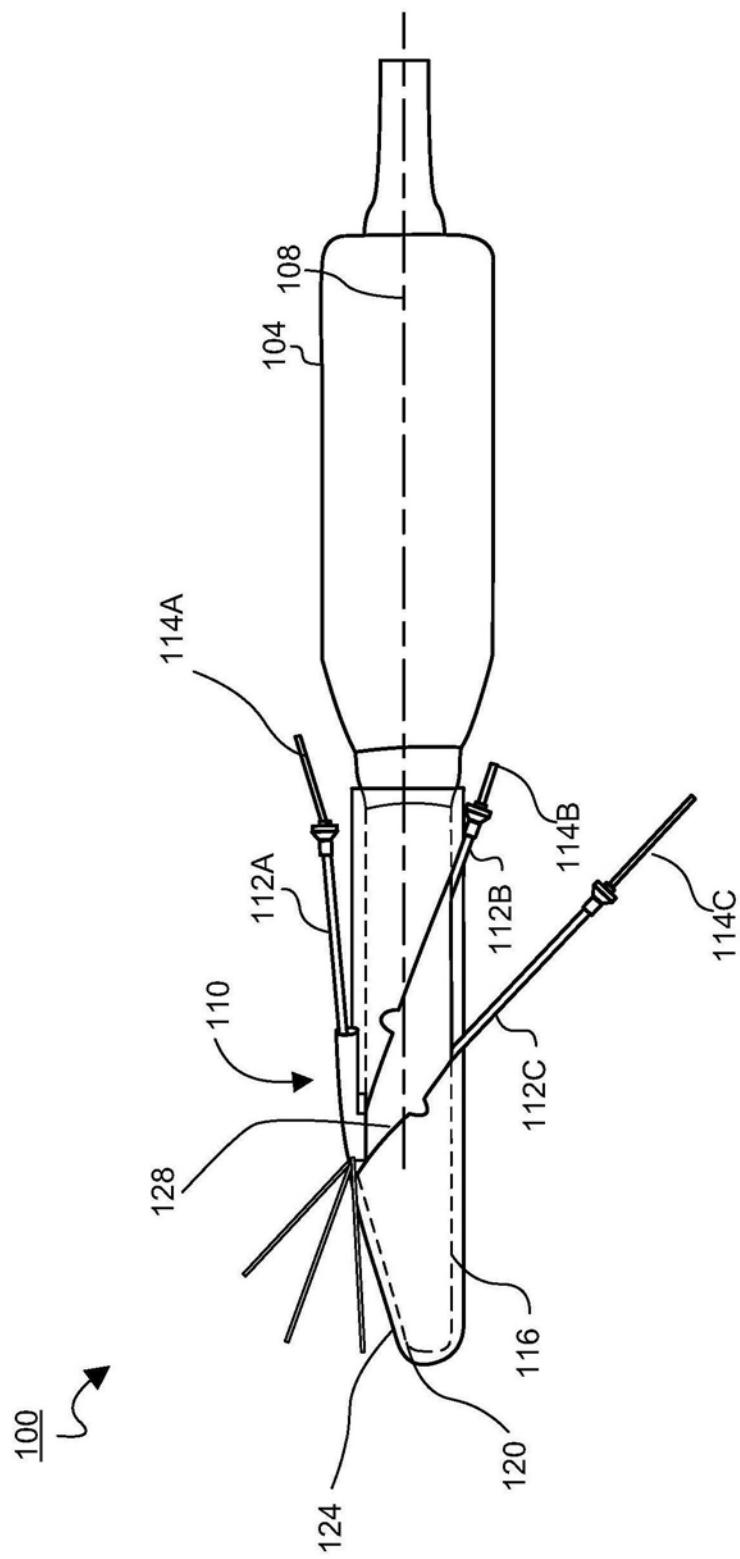


图1

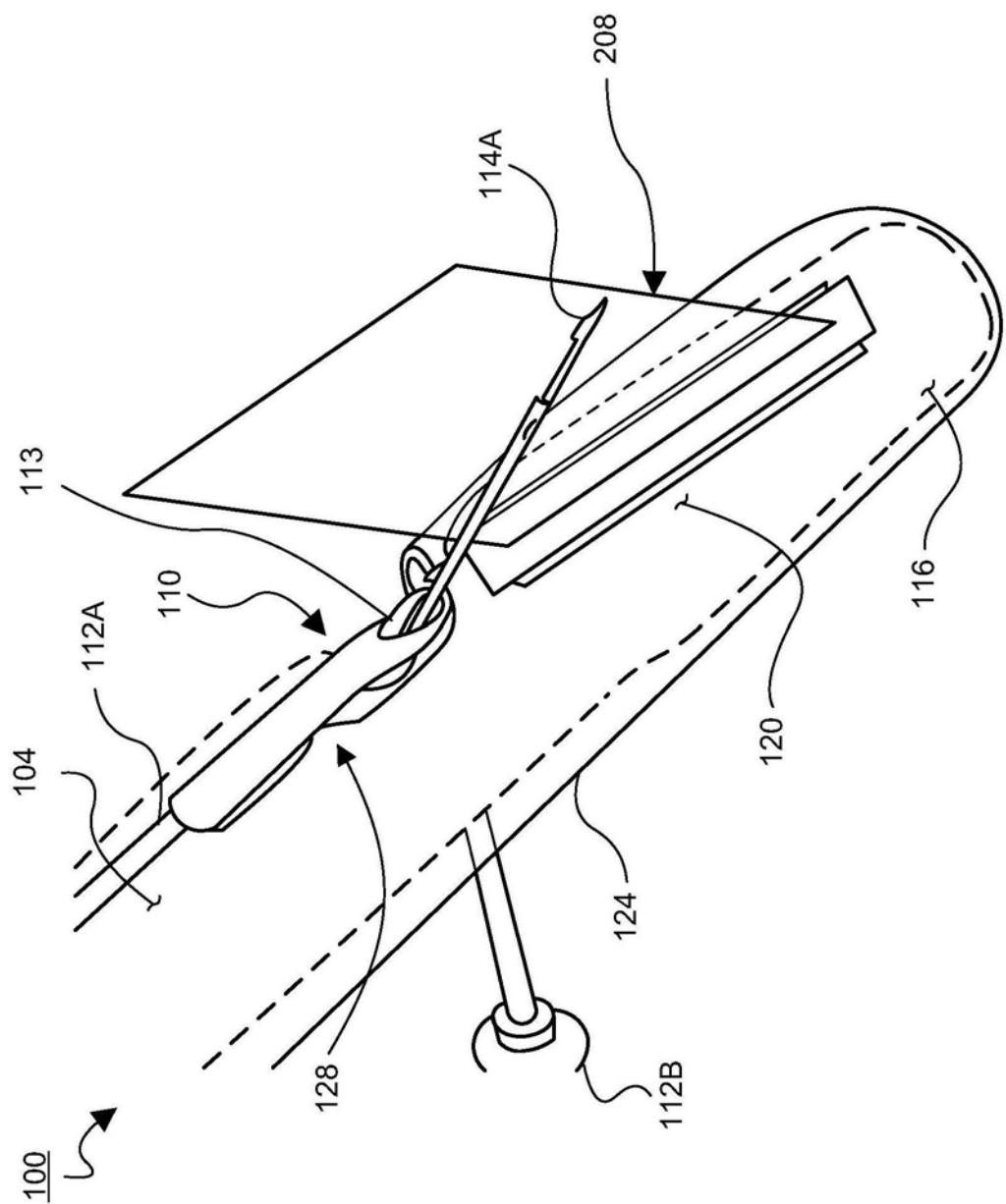


图2

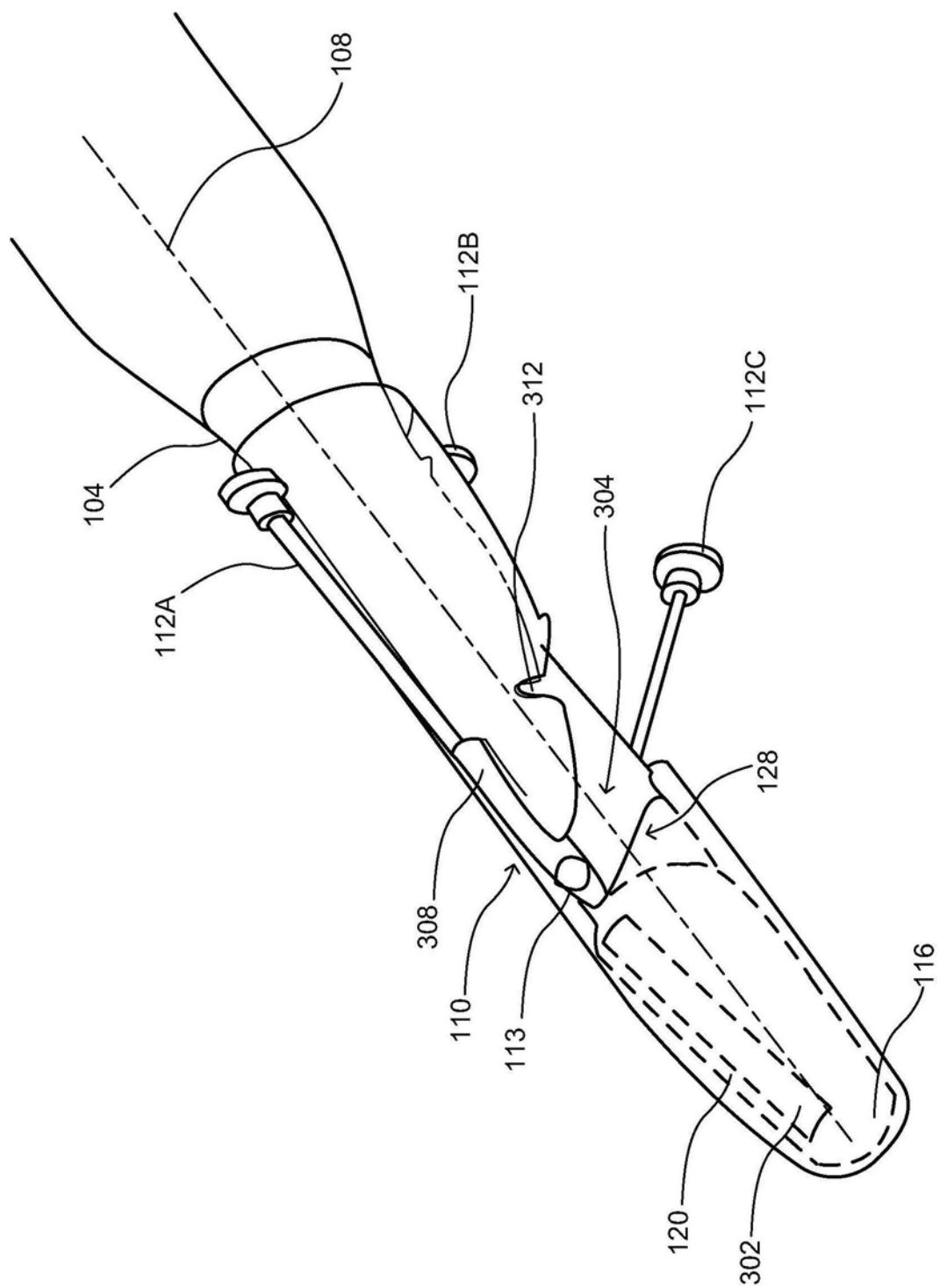


图3

专利名称(译)	超声探头和对准探针引导件系统		
公开(公告)号	CN104918555B	公开(公告)日	2018-08-03
申请号	CN201380046978.5	申请日	2013-07-10
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片索诺声公司		
[标]发明人	尼古拉斯克里斯托弗沙格尔		
发明人	尼古拉斯·克里斯托弗·沙格尔		
IPC分类号	A61B8/12 A61B8/00 A61M25/06		
CPC分类号	A61B8/0841 A61B8/12 A61B8/4444 A61B8/445 A61B10/02 A61B10/0275 A61B17/3403 A61B2017/00274 A61B2017/3413 A61B8/4422 A61B10/0241 A61B2010/045 A61B8/4455 A61B8/4494		
代理人(译)	葛强		
优先权	13/545352 2012-07-10 US		
其他公开文献	CN104918555A		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

侧射超声探头包括对准特征，当它被用于为腔内医疗程序连接探头和探针引导件时，它使探针的对准在超声换能器的成像平面中。当保护鞘被设置在对准特征和探针引导件之间时，对准特征被配置使得成像平面内的探针的对准被完成。这种配置能够与具有集中在大约20兆赫的频率分布的高频超声阵列一起使用，以及被用于医疗程序，诸如活组织检查器官或其它身体腔内结构和提供腔内疗法。

