



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104837412 B

(45)授权公告日 2018.06.29

(21)申请号 201380065049.9

(22)申请日 2013.10.11

(65)同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 104837412 A

(43)申请公布日 2015.08.12

(30)优先权数据  
61/713,172 2012.10.12 US  
61/727,680 2012.11.17 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日  
2015.06.12

(86)PCT国际申请的申请数据  
PCT/US2013/064570 2013.10.11

(87)PCT国际申请的公布数据  
W02014/059292 EN 2014.04.17

(73)专利权人 玛芬股份有限公司  
地址 美国印第安纳州

(72)发明人 N·E·菲诺特 P·S·麦金尼斯  
S·罗宾斯 Y·周

(74)专利代理机构 北京戈程知识产权代理有限公司 11314  
代理人 程伟 王锦阳

(51)Int.Cl.  
A61B 8/12(2006.01)

(56)对比文件  
US 5373845 A,1994.12.20,  
US 5373845 A,1994.12.20,  
US 2011/0263986 A1,2011.10.27,  
US 2010/0168577 A1,2010.07.01,  
US 2011/0071401 A1,2011.03.24,  
审查员 谢春苓

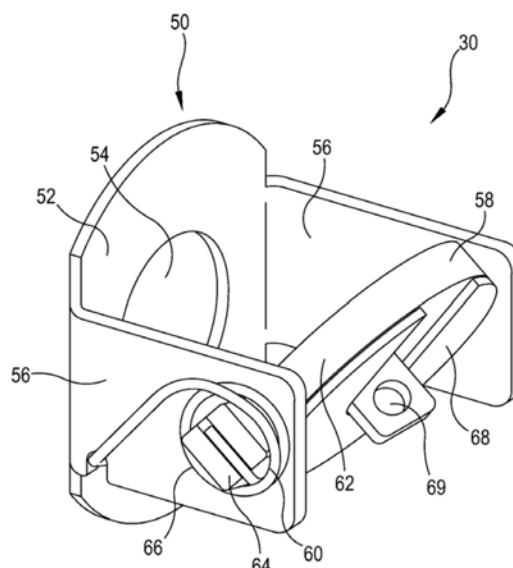
权利要求书2页 说明书15页 附图8页

(54)发明名称

用于三维体内超声用途的装置和方法

(57)摘要

一种用于例如在身体部分内部(例如血管)的超声成像的装置和方法的公开的实施方案。在特定的实施方案中,导管具有顶端腔,在所述顶端腔内将超声换能器安装在枢转机构上,电机用于转动换能器,并且实施为使换能器枢转。这样的实施的示例为第二电机,所述第二电机操作轴或细丝,并且当不实施对换能器的枢转时,枢转机构可以偏置为返回至基座部分。在其它的实施方案中,将来自换能器的超声信号反射的镜可以使用类似的机构而旋转和/或枢转。



1. 一种用于超声过程的装置,包括:

换能器,其在腔内,用于发送和/或接收超声信号;

第一和第二电机,其中第一电机在所述腔内或邻近所述腔,并且所述第一电机运行性地连接至换能器,从而所述第一电机的运行使所述换能器绕所述装置的旋转轴线转动,所述第一电机具有沿着旋转轴线的第二轴;

枢转机构,其运行性地连接至所述第一电机,从而响应于所述第一电机的运行,所述枢转机构旋转,所述枢转机构具有基座和枢转构件,所述枢转构件相对于基座绕枢转轴线是能够枢转的,所述枢转轴线基本垂直于所述旋转轴线,

压迫构件,其运行性地连接至所述枢转构件,其中通过所述压迫构件施加的力控制所述枢转构件绕枢转轴线的枢转,

其中,所述第二电机为线性电机,第二电机运行延伸通过第一轴的管腔的第二轴,并且运行性地连接至换能器,并且其中,所述第二电机的运行沿着旋转轴线移动所述第二轴,第二轴运行性地连接至所述换能器,以控制换能器的绕枢转轴线的枢转。

2. 根据权利要求1所述的装置,其中所述换能器为所述枢转构件中的至少一部分。

3. 根据权利要求1所述的装置,其中所述枢转机构包括成对的臂和滑动板,所述成对的臂从基座延伸,所述滑动板适合于沿着臂滑动,并且连接至所述压迫构件。

4. 根据权利要求1所述的装置,其中第二轴直接连接至所述枢转构件。

5. 根据权利要求1所述的装置,其中第二轴通过枢转连接件而连接至所述枢转构件。

6. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述压迫构件通过所述第二电机的运行而沿着旋转轴线在两个方向上能够移动,其中在第一线性方向上的所述压迫构件的移动使所述换能器在第一枢转方向上枢转,并且在第二线性方向上的所述压迫构件的移动使所述换能器在相对的第二枢转方向上枢转。

7. 根据权利要求1所述的装置,其中第一电机和第二电机以一个或更多的速度单独地运行,由此能够得到期望的超声扫描模式。

8. 根据权利要求1所述的装置,其中所述第一电机配置为当所述枢转机构在使得超声信号指向更接近所述第一电机的旋转轴线的方向的状态中时,使所述第一电机转动得更快,并且当所述枢转机构在使得超声信号指向距所述第一电机的旋转轴线更远的方向的状态中时,所述第一电机转动得更慢。

9. 根据权利要求1所述的装置,其中将所述换能器弹簧偏置到相对于所述基座的初始方向,当通过所述压迫构件所施加的力释放时,所述枢转构件朝初始方向返回。

10. 根据权利要求1所述的装置,其中所述枢转机构为万向节支架装置。

11. 根据权利要求1所述的装置,进一步包括管状构件,其用于封装所述换能器以及第一和第二电机,所述管状构件具有远端腔,通过所述管状构件的壁部分而至少部分地限制所述远端腔,所述远端腔至少封装所述换能器和介质,壁部分和介质具有与所述管状构件插入的身体部分类似的超声通道特性,从而在所述介质和壁部分的边界处的和在壁部分和身体环境的边界处的超声的反射减小至通过边界能够进行成像的水平。

12. 根据权利要求1所述的装置,其中所述第一和第二电机两个均为旋转电机,并且其中所述换能器的枢转运动是所述第一和第二电机的旋转速度之间的差异造成的。

13. 根据权利要求1所述的装置,其中所述压迫构件包括扁平条和形成的线中的一个。

14. 根据权利要求3所述的装置,其中每个臂包括至少一个止动器,用于阻止所述滑动板的移动超过所述止动器。

15. 根据权利要求1所述的装置,其中所述枢转机构包括成对的臂,所述成对的臂从所述基座延伸,所述枢转机构具有无应力条件,在无应力条件中,每个臂和所述基座之间的各自角度均小于90度,其中每个所述臂具有各自的凹陷,并且所述枢转构件和所述换能器中的至少一个包括相对的对凹陷,并且进一步包括成对的插件,每个插件放置在各自的臂和枢转构件或换能器的对应凹陷中,从而所述枢转机构假定这样的应力条件:其中在每个所述臂和所述基座之间的各自角度增加,产生足够将所述枢转机构和所述插件相对于所述臂保持在合适位置的弹性力。

16. 根据权利要求3所述的装置,其中所述滑动板螺纹连接至第二轴。

## 用于三维体内超声用途的装置和方法

### 技术领域

[0001] 本公开涉及一种用于在人体内的超声用途的装置和方法,其包括用于采用超声对脉管内部(例如血管)进行成像的装置和方法。美国临时申请系列号61/713,172(2012年10月12日提交)和61/727,680(2012年11月17日提交)的权益,这两者通过引用而全部并入本文。

### 背景技术

[0002] 已经提出了用于在血管内使用超声成像的装置,以检视脉管的情况和/或放置在脉管中的装置的位置或条件。但是,这样的装置存在若干问题。例如,很多这样的装置最多提供组织或其它感兴趣物件的横截面的图像,即,血管内部的薄的、盘形的切片,并且中心部分不在超声束的范围内。当前超声成像因此只进行二维横截面部分的检视。在一些其它的装置中,超声束指向固定的角度,所述固定的角度基本不垂直于纵向轴线(例如,以45度)。在此情况下,成像区域是静止的,为圆锥表面部分的形式,还具有不在超声束的范围内的中心部分。在其它情况下,为了使在体内的全部重要长度显现(例如,组织的表面或部分,或装置的表面或部分),装置必须沿着长度移动,并且在特定位置处取得横截面的各自的图像。这样的移动可能是不精确的,并且可能包括与穿过血管的装置的盲目插入相关的风险。这也较慢。典型的拉回(pull back)图像大约以30s进行拍摄从而(以约0.1mm/s的速度)执行。

[0003] 可以通过连接至机械致动器的一维阵列获得三维血管内超声(IVUS)图像,以在脉管内移动阵列。这样的设计是昂贵的,并且通常在装置中要求的空间大于很多脉管内允许的空间。为了得到好的图像质量,这样的阵列换能器必须在很多单独的信道上同时传输和接收。这样的条件要求许多昂贵的和体积较大的同轴电缆。可以使用很少同轴电缆,但是这会降低图像的质量和图像帧率。

[0004] 还有这样的需要,即,在沿着脉管或其它身体区域的基本长度的三维上超声的准确和有效应用,例如,为医师提供沿着该长度的实时检视。还有对于装置的这样的需要:其可以同时检视医疗装置和一个或更多的组织或组织部分,特别是在装置和组织不具有任何二维平面上的可靠成像的情况下。

### 发明内容

[0005] 在本发明的各个方面,公开了一种用于提供超声束的装置和方法,并且在患者的体内具有两个可控自由度。例如,这样的装置可以包括用于发送和/或接收超声信号的换能器和包括基本沿着旋转轴线延伸的可旋转轴的旋转电机,其中旋转电机的运行使可旋转轴绕旋转轴线旋转。枢转机构(例如万向节支架)运行性地连接至旋转电机的可旋转轴。枢转机构与可旋转轴一起旋转,并且具有基座和枢转构件,所述枢转构件相对于基座绕枢转轴线可以旋转,枢转轴线基本垂直于旋转轴线。压迫构件(forcing member)运行性地连接至所述枢转构件,其中施加至所述压迫构件的力或通过所述压迫构件施加的力(其可以为纵

向力)控制所述枢转构件绕枢转轴线的枢转。在特定的示例中,压迫构件为纵向构件和/或相对于可旋转轴可以移动。这样的压迫构件的示例包括细丝,从而拉动细丝而使得枢转构件绕枢转轴线枢转。万向节支架装置或其它枢转机构具有其角速度的控制,从而预期超声扫描线的密度更加均匀。

[0006] 在一些实施方案中,可旋转轴可以具有纵向管腔,并且压迫构件可以通过管腔而至少部分地延伸。示例性压迫构件包括纵向轴,例如,线性电机的轴,纵向轴基本沿着旋转轴线延伸,其中线性电机的运行沿着旋转轴线移动纵向轴。纵向轴可以为运行性地连接至枢转构件,从而在既有可旋转轴的转动又有换能器的运行的期间,控制枢转构件绕枢转轴线的枢转。特定示例包括:旋转电机的可旋转轴具有贯穿其中的管腔,并且线性电机的纵向轴具有在可旋转轴的管腔内和管腔的远端部分外部延伸的至少一部分。纵向轴可以直接连接至枢转构件,和/或可以具有与枢转构件接触的圆形远端端部。纵向轴可以通过C形连接件而连接至枢转构件,并且可以通过线性电机而在沿着旋转轴线的两个方向上移动,其中在第一线性方向上的旋转轴的移动使枢转构件在第一枢转方向上枢转,并且在第二线性方向上的旋转轴的移动使枢转构件在相对的第二枢转方向上枢转。另一种类型的纵向构件可以包括形状记忆致动器,例如当加热到使枢转构件枢转时收缩的形状记忆致动器。在这些和其它示例中,传输将线性运动(例如,轴的线性运动)转换成枢转构件的枢转运动。

[0007] 这样的装置的另外示例包括:换能器相对于枢转构件是固定的或至少为枢转构件的一部分,从而换能器与旋转电机的可旋转轴一起旋转,并且镜相对于枢转构件固定或为枢转构件的至少一部分(例如,枢转构件为镜或枢转构件包括镜),所述镜与旋转电机的可旋转轴一起旋转,并且将来自换能器的超声束反射。在一些实施方案中,所述枢转构件相对于基座而被弹簧偏置到初始方向,并且当施加至压迫构件的力或通过压迫构件施加的力释放时,枢转构件朝初始方向返回。

[0008] 在特定的实施方案中,设置用于封装换能器、旋转电机、万向节支架或其它枢转机构以及纵向机构的至少一部分的管状机构。这样的管状构件可以具有远端腔,通过管状构件的壁部分而限定所述远端腔的至少一部分,远端腔至少封装换能器和介质,壁部分和介质具有与身体部分类似的声学阻抗,管状构件插入所述身体部分,从而在介质和壁部分的边界处和在壁部分和体内环境的边界处的超声反射减小至可以通过边界能够进行成像的水平。枢转构件最好具有绕枢转轴线至少150度幅度的运动的范围,特别是对于实施方案,其中换能器连接至枢转构件。在镜是枢转构件或镜附接至枢转构件的配置下,镜每移动枢转构件1度,则超声束移动2度,并且如此更小的运动范围可以是足够的。例如,在镜和换能器的设置限制超声束向前看的能力的设计中(例如,由于换能器在镜前方,并且因此在部分束的路径上)由于镜每移动1度则超声束移动2度,并且由于镜设计的一些实施方案由于换能器在路径中而不能向前看,因此绕枢转轴线的约60度的运动范围是足够的。在一些实施方案中,例如换能器相对于可枢转构件的至少一部分固定或为可枢转构件的至少一部分,可枢转构件具有运动范围,使得换能器可以定向为其基本沿着旋转电机的旋转轴线发送超声信号并且远离旋转电机。

[0009] 如下文所进一步描述的,使用两个独立的机械电机,可以任意设定换能器的扫动模式。这允许换能器以现有超声装置不可能实现的灵活的模式获取图像。例如,公开的换能器系统可以在穿过换能器的任意平面上获得图像。另外,换能器可以扫动通过组织的三维

区域。电机平台允许扫动模式的灵活选择。在大多数的动态应用中,帧率很重要,图像将被限制在单一平面或小三维区段。在实施方案中,可旋转轴绕旋转轴线(旋转电机的旋转轴线)的旋转和枢转构件绕枢转轴线的枢转在一个或更多的频率处是可以单独操作的,从而用户可以从多种超声扫描模式中选择。在实施方案中,使用旋转电机和线性电机,作为一个例证,旋转电机和线性电机在一个或更多的频率处是可以单独地操作的,从而用户可以从多种扫描模式中选择。旋转电机和枢转机构(例如,通过线性电机)可以配置为:当枢转机构在使得超声信号指向接近电机的旋转轴线的方向(例如,更朝前看)的状态中时,旋转电机转动得更快,并且当枢转机构在使得超声信号指向距电机的旋转轴线更远的方向(例如,更侧向看)的状态中时,旋转电机转动得更慢。即,随着信号(或超声束)与枢转机构一起朝枢转轴线移动,信号的角速度增加,并且随着信号与枢转机构一起移动远离旋转轴线,信号的角速度减小。

[0010] 如下文中进一步的讨论,公开包括用于超声过程的装置,其包括换能器和第一和第二电机;所述换能器用于发送和/或接收超声信号,其中第一电机运行性地连接至换能器,从而第一电机的运行使换能器绕装置的旋转轴线转动,并且其中第二电机运行性地连接至换能器,从而绕枢转轴线的枢转运动是第二电机的运行造成的,枢转轴线与装置的旋转轴线成横向。在特定的实施方案中,第一电机为旋转电机并且第二电机为线性电机和旋转电机中的一个。第一电机可以使具有管腔的第一轴转动,并且运行性地连接至所述换能器,并且第二电机可以运行延伸通过第一轴的管腔的第二轴,并且运行性地连接至换能器。这样的装置还可以包括枢转机构,其运行性地连接至第一电机,从而枢转机构响应于第一电机的运行而旋转。示例性枢转机构具有基座和枢转构件,所述枢转构件相对于基座绕枢转轴线是可以枢转的,所述枢转轴线基本垂直于旋转轴线。压迫构件可以运行性地连接至所述枢转构件,其中通过所述压迫构件施加的力控制所述枢转构件绕所述枢转轴线的枢转。换能器可以为枢转构件或可以为枢转构件的至少一部分。枢转机构的特定实施方案包括成对的臂和滑动板,所述成对的臂从基座延伸,所述滑动板适合于沿着所述臂滑动,并且连接至所述压迫构件,所述滑动板螺纹连接至所述第二轴。在一些示例中,换能器和/或枢转构件相对于基座被弹簧偏置到初始方向,并且当通过压迫构件施加的力释放时,枢转构件朝初始方向返回。在特定的示例中,枢转机构可以描述为万向节支架装置。

[0011] 在一些实施方案中,第二电机为线性电机,并且压迫构件为第二轴或包括第二轴,其基本沿着旋转轴线延伸。第二电机的运行沿着旋转轴线移动第二轴,第二轴运行性地连接至换能器,以控制换能器绕枢转轴线的枢转。第二轴可以直接连接至枢转构件,或作为一个选择,第二轴通过枢转连接件而连接至枢转构件。在一些实施方案中,压迫构件通过所述第二电机的运行而沿着旋转轴线在两个方向上是可以移动的,其中在第一线性方向上的所述压迫构件的移动使所述换能器在第一枢转方向上枢转,并且在第二线性方向上的压迫构件的移动使所述换能器在相对的第二枢转方向上枢转。

[0012] 在某些实施方案中,第一和第二电机以一个或更多的速度单独地运行,由此能够得到期望的超声检查模式。第一电机可以配置为:当所述枢转机构在使得超声信号指向更接近所述第一电机的旋转轴线的方向的状态中时,所述第一电机更快地转动,并且当所述枢转机构在使得超声信号指向距所述第一电机的旋转轴线更远的方向的状态中时,所述第一电机更慢地转动。

[0013] 装置的示例(例如,用于在体内使用),可以进一步包括管状构件,所述管状构件用于封装换能器以及第一和第二电机。这样的管状构件可以包括远端腔,通过管状构件的壁部分而至少部分地限制所述远端腔,远端腔至少封装所述换能器和介质。壁部分和介质优选地具有与管状构件插入的身体部分类似的超声通道特性,从而在所述介质和壁部分的边界处的和在壁部分和身体环境的边界处的超声的反射减小至通过边界能够进行成像的水平。

[0014] 在一些实施方案中,第一和第二电机两个均为旋转电机,并且其中所述换能器的枢转运动是所述第一和第二电机的旋转速度之间的差值造成的。压迫构件可以为扁平的条或形成的线中的一个。枢转机构的每个臂可以包括至少一个止动器,用于阻止滑动板的移动超过这样的止动器。

[0015] 枢转机构的特定示例包括成对的臂,所述成对的臂从所述基座延伸,并且具有无应力条件,在无应力条件中,每个臂和基座之间的各自角度均小于90度。每个臂具有各自的凹陷,并且枢转构件和换能器中的至少一个包括相对的对凹陷。设置成对的插件,每个插件放置在各自的臂和枢转构件或换能器的对应凹陷中,从而枢转机构假定这样的应力条件:其中在每个臂和基座之间的各自角度增加,产生足够将所述枢转机构和所述插件相对于所述臂保持在合适位置的弹性力。

[0016] 本文讨论的特定实施方案允许在向前(即,通常远离用户)方向上获取图像。向前看应用为治疗导引开创新的可能性。其还允许设置具有向前可视化的超声导管,从而医师可以利用超声观察超声导管的路径并且不需要将其“盲目地”放置。在现有的超声导管中,图像平面在装置的远端顶端后,并且因此通过导管本身总是无法观察到顶端的位置。当前实施方案的功能为在放置期间向前看,以消除或减小盲目放置的危害和/或对于超声导管的进展的外部监测的需要。

[0017] 本文公开的实施方案旨在使用超声成像,从而引导诊断或治疗医疗过程,包括介入。这样过程的示例包括在循环系统中的示例,包括IVUS过程。由于很多过程的固有三维特点,成像系统的三维性能的主要优势在很多治疗中使用。作为一个示例,腹主动脉瘤移植的放置需要导引线,通过患者的对侧肢体对导引线进行馈送。线顶端和对侧肢体两者的位置必须已知并且在放置期间实时更新。这样的信息不包括在二维图像或投影中,并且因此在外部分光镜导引或二维超声的情况下,二维成像装置的使用需要“猜测并检查”的放置方法。

[0018] 这些和其它的实施方案和示例在下文中会进一步详细讨论。

## 附图说明

[0019] 图1为三维体内超声装置的端部部分的实施方案的示意性部分横截面侧视图。

[0020] 图1A为如图1中的三维超声装置的实施方案的示意性表示。

[0021] 图2为用于图1的实施方案中的枢转机构的实施方案的透视图。

[0022] 图3为用于图1的实施方案中的枢转机构的另一个实施方案的透视图。

[0023] 图4为类似于图1的实施方案的实施方案的示意性部件横截面侧视图,具有内部结构的特定实施方案。

[0024] 图5为类似于图1的实施方案的实施方案的示意性部件横截面侧视图,显示了可枢

转的镜和固定的换能器。

[0025] 图6为类似于图1的实施方案的实施方案的示意性部件横截面侧视图,显示了形状记忆致动器。

[0026] 图7为三维超声装置的实施方案的侧视图。

[0027] 图8A为在第一条件下的图7的实施方案的部分的透视图。

[0028] 图8B为在第二条件下的图7的实施方案的部分的透视图。

[0029] 图8C为在第三条件下的图7的实施方案的部分的透视图。

[0030] 图9为具有特定电气连接的图7的实施方案的透视图。

[0031] 图10为图1或图7的实施方案的部分的可替代实施方案的俯视图。

## 具体实施方式

[0032] 为了促进理解本公开原理的目的,将参照示于附图中的实施方案,并使用特定的语言描述该实施方案。然而应了解这并不旨在限制权利要求的范围,本公开相关领域的技术人员通常会想到所描述的实施方案中的这样的修改和进一步的变型,以及本公开所述的原理的这样进一步的应用。

[0033] 现在总体参考附图,显示了用于体内超声过程的装置20的实施方案。这样的装置可以在应用中进行诊断或治疗(包括介入性),并且包括经由皮肤地、皮下地或腔内地插入患者。这样装置的示例包括设计用于血管内超声(IVUS)成像或治疗的实施方案。

[0034] 在图1的实施方案中,装置20为导管或其它柔性伸长的或管状构件22,其具有限定内部腔26的壁24,并且导管22的尺寸和配置为用于插入血管系统和/或沿着血管系统行进。在此实施方案中,在导管22和腔26内是换能器28、用于换能器28的枢转机构30、旋转电机32和线性电机34。正如将在下文进一步讨论的,换能器28可以绕装置20的旋转轴线转动,并且绕基本垂直于该旋转轴线的轴线枢转,允许超声发送和接收的方向在换能器28的位置的向前和向后方向上延伸。在显示的实施方案中,旋转轴为装置20的纵向轴线,并且枢转轴为横向轴线(例如,垂直于纵向轴线)。

[0035] 在显示的实施方案中,导管22为塑料或其它坚固柔性材料的伸长装置,其表示对足够小的超声信号通道的障碍(即,在材料的边界和邻近其的物质处的声学阻抗的不同),可以合理地通过该障碍(“透声窗”)而获取超声图像。例如,当在包含体组织和血液的血管内使用时,导管22优选地为至少部分地(例如,至少在壁24中和/或邻近于壁24)由下述材料构成:其具有的声学阻抗类似于体液(例如,血液)的声学阻抗。将理解的是,只有导管22的远端端部(例如,壁24)需要是声学透明的,但是在一些实施方案中,更多的或所有的导管22可以由与壁24相同的材料制成。可能的材料可以包括例如高分子材料(例如,聚乙烯(PE)、聚甲基戊烷(PMP)或丙烯腈(ABS))。已经确定的是,用作检视窗口的导管22的至少一部分的优选的厚度应当为对应于中心频率的波长的大约 $1/2$ 。

[0036] 壁24包围腔26,其在显示的实施方案中在装置20的远端端部处,并且邻近地延伸。壁24和/或导管22的邻近端端部可以在使用期间在患者的外部延伸,并且可以终止在把手或其它操作部分(例如,示意地显示在图1A中的35的成像系统和/或操纵系统)。导管22或至少腔26的特定的实施方案为圆柱形的,并且尺寸为插入并且穿过血管,例如插入股动脉并且穿过股动脉朝向心脏。壁24可以具有端口27或其它特征,以允许将液体注入腔26,从而给

予腔26的超声特性类似于或基本等同于壁24和周围的身体环境(例如,血流)的超声特性。在显示的实施方案中,密封构件放置在电机32和腔26或包含换能器28和流体的腔26的部分之间。

[0037] 换能器28示意性地显示在附图中。术语“换能器”应该理解为包括两个或更多的部件的组件以及单一配件。用于本文中的“换能器”应当进一步理解为包括这样的装置:传输超声(即,将电(RF)信号转换为超声)、接收超声(即,将超声转换为电(RF)信号)或两者兼备。如果提供多个换能器或配件,则可以在一个处进行超声的传输,在另一个处接收。本文描述的换能器可以具有一个或更多的压电元件作为各自的换能器,并且可以在体内或体外与其它换能器一起进行运行。作为示例,本文使用的“换能器”包括旋转和枢转构件上的单一元件换能器、在旋转和枢转构件上的元件的一维阵列以及固定的单一元件换能器(其通常指向在旋转和枢转构件上的镜)。

[0038] 示例性的换能器28包括体部或具有附接至体部40的一侧的换能器元件42的背层40,以及一个或更多的夹持环44。阻抗匹配层(未显示)还可以附接至换能器元件42,例如,相对体部40。如所示地放置元件42,在体40的一侧,依据枢转允许通常的横向(即,远离旋转轴线)和前向超声束这两者的方向,如下文中进一步所讨论的。体部40可以基本吸收超声信号,从而使这样的信号只有效地在一个从元件42向外的常规方向上投射,例如,投射至来自体部40的一侧或在从体部40径向地限制的角范围内。夹持环44已经确定为提升换能器28的效率和机械稳定性。换能器28可以在典型地用于医疗超声过程中的频率范围内发送和接收超声波,诸如,例如,在2MHz至50MHz的范围中。

[0039] 换能器28电连接至电源并且电连接至成像系统。连接的示例包括沿着壁24的导体(例如,线或电缆),通过电机轴的中心管腔,经由滑环连接,和/或经由沿着壁24的金属膜。示例的实施方案讨论并显示在美国临时申请第61/713,143号(2012年10月12日提交);国际申请第PCT/US13/\_\_\_\_\_号(与本申请同日提交,并且题为“Feedback/Registration Mechanism for Ultrasound Devices”);美国临时申请第No.61/713,186号(2012年10月12日提交);以及国际申请第PCT/US13/\_\_\_\_\_号(与本申请同日提交,并且题为“Mechanical Scanning Ultrasound Transducer with Micromotor”),其每个通过引用而将其全部并入本文。

[0040] 换能器28安装在枢转机构30中,以允许换能器绕旋转轴线转动,并且绕枢转轴线枢转。在显示的实施方案中,枢转机构为双轴万向节(gimbal)或万向节式支架,具有外框架配件或基座50,所述外框架部件或基座50包括具有穿过其的孔54的中心部分52和从中心部分52的孔54的横向延伸的匹配臂56。孔54的尺寸和配置为安置来自旋转电机32的轴的一部分,从而轴可以转动枢转机构30。枢转元件58装配入臂56中的孔60。在显示的实施方案中,枢转元件58为具有侧耳部64的圆盘62,侧耳部64装配入孔60并且用作轴杆(axle),从而使元件58可以绕由耳部64限定的轴线枢转。一个或更多的弹簧66将枢转元件58偏置至特定的初始或原始位置。在显示的实施方案中,扭力弹簧66在一个端部处连接至臂56,或朝着一个端部连接至臂56,并且在另一个端部处连接至耳部64(例如,通过将弹簧66的端部插入耳部64中的槽)。第二扭力弹簧66可以类似地附接至其它臂56和耳部64,这在图2中不可见。图2所示的特定的实施方案包括固定至元件58的板68,并且板68具有用于附接细丝(例如,缝合线、细绳或类似的物件,未显示)的孔69。这样的细丝可以从板68通过导管22延伸,并且可以

拉或用于将拉力传递至板68,至枢转元件58。

[0041] 在特定的实施方案中,枢转元件58可以为背衬、基座或基材,换能器28的体部40或换能器28自身在所述背衬、基座或基材上固定。在其它实施方案中,体部40可以包括耳部,从而变为在支架30中的枢转元件,或单独的轴杆可以设置有支架30的,换能器28的体部40直接或间接地固定至支架30。支架30允许换能器28绕旋转轴线转动,经由来自旋转电机32的旋转运动的传输到达机构30,并且同时到达枢转换能器28,经由在换能器28的体部40或枢转元件58的盘部分上的推力或拉力而绕由枢转元件58或类似的轴杆形成的横贯轴线(transverse axis)移动。枢转元件58因此可以绕枢转方向和轴向方向两者旋转。

[0042] 旋转电机32包括用于在支架30的孔54内连接(如,通过干涉(interference)或类似的配合或通过其它固定的附着(例如,通过粘合、钎焊(solder)或焊接(welding)))至机构30的旋转轴70。在特定的实施方案中,旋转电机32为微型电机,其适用于包含在导管22的腔26内。这样的微型电机的示例包括压电电机或电磁电机,其尺寸和配置适合于容纳在导管22的腔26内。例如,电机32的特定实施方案为三相、无芯、无刷DC电磁电机,其具有较少零件、较小的尺寸和最小化的复杂度。在其它示例中,可以使用压电微型电机是因为其这样的优势:不需要减速机(gearhead)(机械传输)以达到高扭矩,并且消除扭矩式电缆和旋转变压器带来的问题。在特定的实施方案中,微型电机32(例如,电磁或压电)具有在0.3mm至4mm范围内的直径,例如,近似于2.0mm。在特定的实施方案中,轴70为中空的(即,借此限定管腔72),并且通过电机32(例如,双轴电机)的整体延伸。通过轴70的管腔72允许拉动或推动机构、电导体、导引线或其它结构以穿过轴70。如本文进一步所讨论的,拉动或推动机构操作枢转元件58。

[0043] 旋转电机32可以配置为以单一旋转方向持续地将轴70旋转。在这样的实施方案中,枢转机构30和换能器28以该单一旋转方向绕轴70的旋转轴线旋转。一个或更多的反电势、通过换能器28发送和/或接收的超声信号以及电机凸极(motor saliency)可以用作反馈机制以相对于装置20的剩余部分而精确地控制旋转电机32的旋转位置(并且换能器28通过其而旋转),保证通过换能器28获得的图像的适当的对准。可以经由美国临时申请第61/713,143号(2012年10月12日提交)和国际申请第PCT/US13/\_\_\_\_\_号(与本申请同日提交,并且题为“Feedback/Registration Mechanism for Ultrasound Devices”)中讨论的方法和结构而完成对准,其每个通过引用而将其全部并入本文。旋转电机32可以替代地配置为以往复运动运行,并且轴70在以第一旋转方向的旋转(例如,旋转预定时间、弧度或转数)和以第二(相反)旋转方向的旋转(例如,旋转预定时间、弧度或转数)之间切换。霍尔传感器(未显示)或超声、反电势、电机凸极或它们一个或多个的结合可以用于这样的往复实施方案中,以控制和/或检测电机32的角度位置。涉及往复电机的方法和结构在美国临时申请第61/713,135号(2012年10月12日提交)和国际申请第PCT/US13/\_\_\_\_\_号(与本申请同日提交,并且题为“Reciprocating Internal Ultrasound Transducer Assembly”)中进行了讨论,其每个通过引用而将其全部并入本文。

[0044] 在显示的实施方案中,线性电机34具有轴80,轴80穿过旋转电机32的中空轴70的管腔72,并且轴80的远端端部的部分延伸超过轴70的端部。如上文所示,轴80可以配置为与轴70接合,从而轴70的旋转也将轴80旋转,或在其它的实施方案中,轴80可以在使用期间通过轴70而保持不旋转,如具有轴承或间隔布置(未显示)。在另一个情况下,轴80可以在轴70

内并相对于轴70线性地(纵向地)移动,从而从轴70的端部延伸的轴80的量可以变化。如下文中进一步所讨论的,电机34的运行可以相对于轴70延伸和/或缩回轴80,从而使用轴80将力传输至枢转机构30。

[0045] 在一个示例中,线性电机34为类似于音圈(广泛用于喇叭)的电磁电机,其通过产生高静止磁通(例如,通过永磁体)而在横向方向(例如,垂直于电机的旋转轴线)上运行。将导电线圈放置为穿过该通量,并且当将电流施加至线圈时,在轴向方向上产生力,拉动或推动轴80。线圈、永磁体和磁导体的设置是相对灵活的,并且可以为很多种构造。由于角度对称,系统可以设计为轴80可以相对于定子旋转而不影响电机性能。因此,在一些实施方案中,轴80可以与旋转电机32的轴70一起旋转,以简化系统20,而在其它实施方案中,轴80将相对于旋转电机32的轴70保持静止。

[0046] 在显示的实施方案中,轴80为传输元件,将线性电机34产生的力传输至枢转元件58。如示例,轴80可以为单一物件,当线性电机运行时,轴80提供向前的(推)力。当电机34不运行时(即,释放向前推力),轴80可以缩回,这是由于基于枢转机构30的上述实施方案的弹簧66的作用而被向后推。在另一个实施方案中(图3,下文中进一步描述),单一轴80连接至C形的连接件82,连接件82也连接至枢转元件58。在该实施方案中,线性电机34提供推动控制和拉动控制,并且一个模式中的线性电机34的运行推动轴80和连接件82,从而推动枢转元件58,并且绕枢转轴线将其在一个方向上旋转。在第二模式中的电机34的运行拉动轴80和连接件82向后,枢转元件58以相反的方向旋转。

[0047] 在实施方案中提供了偏置件(例如,弹簧66),枢转构件58(连同换能器28)和轴80由该偏置件向后推动。当线性电机34不运行或线性电机34不通电时,轴80和枢转构件58将在初始静止位置处。在特定的实施方案中,该初始静止位置使得换能器28基本横向地(即,垂直地)面对装置20的旋转轴线A,而在其它实施方案中,该初始静止位置可以使得换能器28大幅向后转动(即,远离装置20的远端),例如,在允许来自换能器28的一些或全部超声信号到达电机32和/或电机34的角度。如图1所示,超声束或信号的范围的场G由斜向轴线A的虚线表示,并且环绕包围装置20的远端端部的体积,例如,在给定的平面中270度或更多。利用偏置件,电机34可以被校准,从而由电机34施加为对抗已知偏置件的特定量的向前力会使得轴80行进特定量并使枢转构件58枢转特定量,并因此相对于装置20的换能器28的已知角度和其所放置的脉管。

[0048] 将轴80与枢转构件58连接的推拉机构的示例显示在图3中。在此实施方案中,C形连接件82具有中心部分83和两个端部部分84,端部部分84基本垂直于中心部分83。一个端部部分84附接至枢转构件58,如通过插入枢转构件58中的孔,其可以在构件58上的延伸部分中,如图3中所例示的。另一个端部部分84以差不多相同的方式附接至轴80,如通过将其插入轴80中的孔。端部部分84相对于其各自的连接的部件(在特定的实施方案中,枢转构件58或轴80)是可枢转的。轴80的向前运动(至图3中的左侧)推动连接件82,并且一个端部部分84在枢转构件58上推动,以使其绕着枢转轴线L枢转。在显示的实施方案中,这样的推动导致枢转构件58绕轴线L的逆时针旋转,如图3中所示。轴80的缩回经由线性电机34的逆转拉动连接件82,并且端部部分84拉动枢转构件58以使其绕枢转轴线L顺时针枢转(如图3中所示)。因此,轴80的位置的控制控制了枢转构件58和换能器28的角度位置。

[0049] 图3中所示的枢转机构30的实施方案与图2具有很多相似点,并且显示了大致U形

的枢转框架或基座50,在大致U形的枢转框架或基座50内枢转地装配枢转构件58。枢转构件58装配为在框架50内绕枢转轴线L可枢转。在此实施方案中,换能器28至少为枢转构件的部件,并且为了清晰起见,到达换能器28的导体没有显示在附图中。在此实施方案中,枢转构件58包括延伸部分59,延伸部分59具有用于连接件82的孔。如图3所示,在此实施方案中,延伸部分59在枢转构件58的周边或邻近于枢转构件58的周边处。显示了旋转电机32的轴70和线性电机34的轴80。

[0050] 在图4的实施方案中,轴80具有圆形的顶端部分81,其适用于在相对侧将枢转构件58接合至换能器28或换能器元件42。枢转构件58和换能器28连接至基座或框架50,从而其可以绕轴线L枢转。随着轴80向前移动(向右,如图4所示),其在从枢转轴线L偏离的点处推动枢转构件58。枢转构件58绕枢转轴线L旋转(顺时针,如图4所示),对抗枢转构件58的偏置(例如,从弹簧66,如图2所示)。当部分地或全部地释放推力时,偏置件使枢转构件朝初始位置返回或将枢转构件返回至初始位置,邻近地推动轴80。圆形的顶端部分81有利的是其允许在枢转机构30的枢转构件58绕旋转轴线转动的同时施加推力,并且呈现对抗枢转构件58的较小表面(例如,切点),减小顶端部分81和枢转构件58之间的摩擦。在实施方案中,其中没有为支架元件30设置弹簧或类似的偏置件,反馈传感器(未显示)可以可运行地连接至轴80,以确定轴80从轴70延伸多远,从而确定枢转构件58进行多大的枢转。偏置件的返回力可以由向心力提供。

[0051] 装置20提供超声信号扫动或场,其不仅绕装置20的旋转轴线A转动,还可枢转地为向换能器28的特定位置的前方和/或向换能器28的特定位置的后方。例如,枢转元件(例如,具有换能器28的元件58)可以绕枢转轴线和绕旋转轴线两者旋转。在实施方案中具有线性电机34,轴80可运行地连接至支架元件30。

[0052] 也预期其它用于控制换能器28的枢转的实施方案。例如,柔性材料90(例如绳索、细绳、缝合线或类似的细丝)的长度可以放置为沿着装置20,穿过旋转电机32的中空轴70至枢转元件58的板68。拉动绳索90将张力传输至枢转元件58,导致以顺时针方向枢转(如图2中的示例所示),对抗扭力弹簧66的偏置。当对绳索90的拉动停止,弹簧66的偏置将枢转元件58(以及换能器28)返回至原始静止位置。这样的绳索90可以附接至线性电机34和/或轴80,从而线性电机34提供拉力。

[0053] 作为另一个示例,可以设置仅推动的线性力,对抗设置在偏置件(由扭力弹簧66如上所示)的相反方向上的偏置件。刚性轴102附接至线性电机34,并且线性电机34的运行使轴102向前,轮流推动枢转元件58的侧部并使枢转元件58旋转。

[0054] 在装置20的其它实施方案中,其中绕换能器28的一个轴线(枢转或旋转轴线)的运动优选地为较慢的,可以应用形状记忆致动器(SMA)。例如,当需要较慢的枢转轴线时,SMA可以用作替代轴80和线性电机34的压力器(forcer)。SMA使用这样的材料:其随着一个或更多的运行特性的改变而改变形状。典型的示例为镍钛合金制成的线,其配置为当由于材料的形状记忆特性而加热时收缩,并且收缩线的整体长度的约3%。线可以通过流经其的电流而加热,并且当去除这样的电流时,线冷却并朝其原始长度伸展。可以提供偏置力以辅助该伸展。

[0055] 在图6中显示了装置20的实施方案,其中SMA材料的一个或更多细丝的线111(例如,如上所述的镍钛合金线)通过在旋转电机32的轴70中的管腔72而配合,以连接到枢转机

构30,如在滑动张力接头113处。滑动张力接头113允许换能器28旋转,而线111不旋转。线111连接至刚性板115,刚性板115限制线111的线性运动,在此实施方案中,其固定至电机32。线111进一步连接至电流源,如通过一个或更多的线117。当施加电流时,线111变暖(例如,对于小直径线的大约0.1秒的周期),并且当其变暖时,其通过一般沿着在轴70内的旋转轴线的长度的收缩而改变形状,导致线111的倾斜减小(即,更多地指向装置20的旋转(纵)轴线)。当轴80沿着旋转轴线移动时,通过线111改变的收缩和/或倾斜拉动枢转机构30(例如,滑动张力接头113)的一部分,使枢转机构绕枢转轴线枢转,基本如上所述。电流的不连续允许线111冷却并且朝其之前的长度延伸,如上所述,这样的改变可以转化为换能器28的枢转,返回至原始位置或方向,如通过偏置件。

[0056] 上述实施方案已经设置了与枢转元件58接触或与枢转元件58相关的换能器28,所以经由旋转电机32而转动支架构件30,并且经由线性电机34而将枢转元件58调整为基本直接作用在换能器28上。在这些实施方案中,换能器28转动并枢转以将超声信号直接发送至脉管或其它组织,或接收超声信号。将理解的是,装置20的其它实施方案(例如,图5)可以包括附接至枢转机构30(例如,特别的枢转构件58)或与枢转机构30相关的镜100,从而使镜100通过旋转电机32的动作而转动,并且通过线性电机34的动作而枢转。固定的换能器128(在此实施方案中位于装置20的远端端部)发送超声信号,所述超声信号从镜100反射至组织,并且镜100将返回信号反射至换能器128。导体129、131设置为将电信号传输至换能器128,以产生超声波,并且将表示超声回声的信号从换能器28传输至成像系统。在这样的实施方案中,对于通过镜100的枢转的每一度,来自换能器128的超声束和到达换能器128的超声束移动两度,因此这样的实施方案为超声束提供如上所提供的类似的或更宽的场,并且通过线性电机34提供更小的或类似的线性运动或力。

[0057] 为了解决在腔26和放置装置20的血液或其它体液之间的边界处的超声反射率,流体F放置于腔26中,流体F呈现出类似于腔26的外部的流体的超声携带特性。在用于IVUS过程的实施方案中,流体F的示例可以为盐溶液、矿物油、蓖麻油或其它类型的油、或乙醇,从而使腔26内的超声特性(例如,声学阻抗)类似于腔26外部(例如,血管中的血液)的超声特性。端口P可以放置在限制腔26的壁24中,以允许用户在使用装置20之前将流体F注入腔26。随后端口P可以自密封,从而使少量流体F或没有流体F从腔26漏出。一个或更多的密封件可以放置在装置20中,以将腔26中的流体F与电机32、34分隔。盐水和/或乙醇具有非常好的声学传输和低粘度(低摩擦),但是其是刺激性的,并且必须在使用时注入或放置在腔26中。油(例如,矿物油或蓖麻油)具有轻微较差的声学属性,并且具有更高的粘度(更高的摩擦),但是可以在使用装置20前放置在腔26中很长时间。

[0058] 在IVUS的上下文中将给出使用装置20的示例。如前所述,将理解的是,本文公开的装置也可以用在其它类型的体内过程中。

[0059] 准备(例如,如果不是已经存在,则通过将流体F注入腔26)装置20,并且将装置20插入患者的血管中,并且在血管内操作到达期望的位置。在行进至期望位置期间,可以运行换能器28,由于换能器28可以通过使用线性电机34或其它线性力提供器而枢转,以面对至少一般向前的装置20。贯穿布置并且在期望的成像位置处,旋转电机32可以运行以绕旋转轴线转动换能器,从而提供绕装置20的图像,并且线性电机34(作为一个示例)可以运行以使换能器绕枢转轴线枢转,从而向前和/或向后转换超声场。可以设置电机32和/或电机34

(未显示)的控制,从而以特定旋转速度或模式维持一个电机或两个电机。例如,30至100Hz之间的绕旋转轴线旋转的形式可以与大约1-2Hz的绕枢转轴线的较慢枢转结合,从而以限定的模式提供向前和向后的清晰图像。已经确定绕旋转轴线的相对慢的旋转(例如,约1-2Hz)与绕枢转轴线的更快的枢转(例如,接近装置20的共振频率)结合可以提供较好的结果。在换能器28更接近旋转轴线时提供绕旋转轴线更快的旋转以及在换能器28距旋转轴线更远时提供绕旋转轴线的更慢旋转的形式还用于提高图像帧率和清晰度。在医师认为需要或有用的情况下,利用对换能器28的定位和超声场的调整,继续进行成像。

[0060] 用于IVUS的装置20的实施方案将优选地为约2.7至3.0mm或更小的直径,从而在人的血管内起作用。在特定的实施方案中,线性电机34和旋转电机32每个可以具有近似2.5mm的长度。包括支架30和换能器(压电元件)28,在总长度上,总长度可以为近似10mm。当在血管内(IVUS)使用的上下文中部分地描述装置20时,将理解的是,装置20的实施方案也可以用于其它医疗过程和/或具有各种其它医疗装置。本文描述的实施方案的多功能性允许IVUS用于导引经由皮肤的治疗介入,诸如,例如,栓塞线团、支架、过滤器、移植、气囊、活组织切片并且管理治疗等。装置20可以用于定位各种解剖学界标,其将用于修正放置或引导治疗。典型的界标包括汇合点、分歧点、支血管、附近的脉管、附近的神经、心脏和其它邻近于脉管或其它包含IVUS换能器的孔。装置20还可以用于定位将被治疗或回避的病变组织。在活组织检查期间可以使用装置20提供部署入组织中的针的图像。在TIPS过程期间,可以产生图像,以允许医师观察放置入门静脉的针。对于AAA传送,装置20可以允许医师将导引线放置入对侧腿。在部署期间或在部署后,装置20还可以用于对部署植入式装置的位置成像。

[0061] 图7至图10表示用于体内超声过程的装置220的结构的实施方案。装置220的该实施方案包括换能器228、枢转机构230、装置侧旋转电机232、控制侧旋转电机234以及电机232和234之间的电机连杆240。此实施方案使用的附图标记类似于用于先前实施方案中的附图标记,并且加入前缀2。在特定的实施方案中,装置220的特征旨在封装在导管222中,基本如上所述的类似于装置20和导管22。

[0062] 装置侧旋转电机232为这样的电机:其设置为接近装置220的应用端部,距枢转机构230较近。在特定的实施方案中,电机232为微小型电机(如,电磁电机或压电电机),其适用于容纳在导管222内,其特定示例如上所述的类似于电机32。在此实施方案中,电机232包括中空旋转轴270,中空旋转轴270用于连接至机构230,其中电机232的运行转动轴270。将理解的是,电机232和轴270的运行可以包括如上所述的类似于电机32和轴70的运行的步骤或特征。装置侧旋转电机232的旋转速率确定轴270和机构230的旋转速率。通过轴270的管腔允许拉动或推动机构、电导体、导引线或其它结构以穿过轴270。如下文所述,在此实施方案中,用于影响换能器228的枢转的特定结构穿过轴270的管腔。

[0063] 控制侧旋转电机234设置为接近装置220的导管222的应用端部。像装置侧旋转电机232一样,控制侧旋转电机234为微小型电机(例如,电磁或压电电机),其在螺纹轴280中产生旋转运动。轴280为电机232的部件或连接至电机232,并且穿过装置侧旋转电机232的中空轴270,并且轴280的远端端部的部分延伸超过轴270的端部。显示的实施方案中,轴280在其整个长度上具有螺纹,而在其它实施方案中,轴280可以只在一个或更多的离散部分上具有螺纹,例如,穿过中空轴270并且延伸超过中空轴270的部分。轴280可以在轴270内转

动,并且可以相对于轴270转动。控制侧旋转电机234的旋转速率控制螺纹轴280的旋转速率。如下文进一步讨论的,电机232和234的相对旋转速率提供换能器228的枢转动作。

[0064] 在显示的实施方案中,电机连杆240将控制侧旋转电机234连接至装置侧旋转电机232。连杆240显示为螺纹轴280延伸通过的管,使螺纹轴280不接触导管222的壁。在一些实施方案中,到达电机232、234的每一个的连杆240的连接提供电机之间的支撑(bracing),限制或消除电机232、234的任何倾侧(tendency),从而向彼此移动或远离彼此移动。在优选的实施方案中,连杆240由横向柔性的材料制成,以允许其(利用装置220)随着其通过脉管而弯曲。尽管这样的构造可以限制柔性和在电机的区域中弯曲的量,但是预期的是电机232和234邻接或紧密相邻的构造,而除去或大幅减少连杆240。

[0065] 在一个实施方案中,换能器228基本类似于上述的换能器28。换能器228安装在枢转机构230中,以允许换能器228绕旋轴轴线旋转,并且绕枢转轴线枢转。机构230的显示的实施方案为万向节式支架,类似于上述机构30,具有包括具有孔254穿过的中心部分252的外框架件或基座250以及从中心部分252的孔254的横向延伸的匹配臂256。中心部分252固定至电机232的轴270或相对于电机232的轴270固定,从而使轴270可以转动枢转机构230。孔254的尺寸和配置为螺纹地容纳来自电机234的轴280的部分。在图7至图8的实施方案中,枢转元件258配合入臂256中的孔260。在显示的实施方案中,枢转元件258为具有侧耳部或枢转点264的圆盘262,侧耳部或枢转点264配合入孔260并且用作轴杆,从而使元件58可以绕由耳部264限定的轴线枢转。在特定的实施方案中,枢转元件258可以为背衬、基座或基材,换能器228的全部或部分固定在所述背衬、基座或基材上,或枢转元件258可以为换能器228的部分,如元件58和换能器28的上述讨论。

[0066] 在此实施方案中,机构230包括与臂256接触的滑动构件或板310。在此实施方案中,滑动构件或板310具有各自的横向侧311,横向侧311每个具有顶槽和底槽312。机构230的臂256在板310的槽312内,从而板310可以沿着臂滑动,相对于机构230线性地移动。构件310包括经此的开口313,其在显示的实施方案中基本在构件310的中心。板310可以为薄的,从而开口313的轮廓或边缘用作与轴280的螺纹兼容的螺纹,或开口313的轮廓或边缘可以为内螺纹,从而与螺纹轴280的螺纹接合。

[0067] 在显示的实施方案中,在枢转机构230的臂上,沿着臂256的板310的移动范围由止动器(limit stop)331进行限制。显示在实施方案中的止动器331如延伸自臂的上升部分或凸台(例如,在臂256的平面上并且与臂256成为一体的正方形或长方形突片(tab)。通过产生相对于臂256的位置(在此处阻止板310进一步沿着臂256滑动),止动器331的位置确定板310的移动的最大量。在特定的实施方案中,只在中心部分252的远端位置处放置止动器331,从而使板310可以最多在中心部分252(作用为控制侧止动器)和止动器331之间滑动,而在其它实施方案中,成组的止动器331可以放置在中心部分252和更远的另一成组的止动器331内。板310和/或臂256的所有或部分可以由低摩擦材料(例如,PTFE(聚四氟乙烯))制成或由低摩擦材料涂覆,从而使板310在臂256上更容易地滑动。

[0068] 由于板310连接至臂256,所以通过装置侧旋转电机232,板310连同枢转机构230由轴270的旋转确定的速率旋转。随着轴280的螺纹通过开口313而与板310接合,板310还螺纹地连接至螺纹轴280。螺纹轴280的旋转速率由控制侧旋转电机234确定。当轴270和280的旋转速率相同时,即,轴的相对旋转速度为零,在板310和轴280之间没有相对旋转,并且因

此螺旋轴280不在沿着臂256的两个方向中的任一个上压迫板310。当在轴270和280之间有非零相对旋转速度时,则在轴280和板310之间存在相对旋转,轴280和板310之间的螺纹接合导致沿着轴280和臂256的板310的纵向移动。

[0069] 压迫构件360(类似于上述轴102)附接至板310,并且在显示的实施方案中,构件360在一个端部连接至枢转元件258,并且连接至枢转轴线的侧面。作为示例,枢转元件258可以包括突片T,突片T从枢转元件258延伸,与换能器228相对(例如,基本垂直)。压迫构件360可以包括远端指部(finger)F,远端指部F连接至突片T,如通过延伸通过突片T中的孔或狭槽(例如,图7,图8A-图8B),从而构件360可以相对于突片T枢转。利用附接至板310并且连接至枢转元件258的压迫构件360,板310的移动使得压迫构件360将力施加至枢转构件258,这使枢转构件258(与换能器228一起)绕由耳部264限制的轴线旋转。

[0070] 在显示的实施方案中,压迫构件360为扁平的条,其优选地具有很小的纵向弹性或不具有纵向弹性,从而板310的移动有效地传输至枢转元件258。压迫构件360可以相对于垂直于纵向轴线的轴线具有一些弯曲性,如在附图中所暗示的,特别是随着板310和枢转构件258接近其各自的移动极限。适合的压迫构件可以为当滑动板310沿着臂256移动时将足够的力传输至枢转构件258的其它形状或材料,例如c形线结构或类似于上述的构件。

[0071] 机构230允许换能器228绕旋转(例如,纵向)轴线转动,通过将旋转运动从电机232经由轴270传输至机构230。经由构件360从滑动板310传输的通过枢转元件258上的推力或拉力,机构230允许换能器228同时绕枢转轴线(例如,垂直于旋转轴线)枢转。当螺旋轴280的旋转速度与轴270的旋转速度不同时,板310沿着臂256移动,从而相对于轴270存在轴280的非零旋转速度。在后一种情况中,轴280和板310的螺纹接合使得板310沿着臂256滑动。枢转元件258因此可以绕枢转方向和轴线方向两者旋转。

[0072] 将理解的是,轴270和280的一个或两者的旋转速度的改变或波动可以产生枢转元件258的往复枢转移动。例如,如果轴270的旋转速度稳定地保持在值V,并且轴280的旋转速度均匀地波动,稳定地或步进式地从值 $V+v$ 至值 $V-v$ ,则效果为往复枢转运动。当两个旋转速度均为V时没有枢转,并且这种情况可以对应于枢转构件258和板310在极限位置(例如,板310邻接或接近机构230的止动器331或基座250)。当轴280的速度大于V时(即,在V和 $V+v$ 之间或在 $V+v$ 处),板310以一个线性方向沿着臂256移动(朝着基座250或远离基座250),并且枢转构件258以一个角度方向枢转(顺时针或逆时针)。当轴280的速度小于V时(即,在V和 $V-v$ 之间或在 $V-v$ 处),板310以另一个线性方向沿着臂256移动,并且枢转构件258以另一个角度方向枢转。

[0073] 利用机构230,可以将枢转机构258的枢转布置为从大体上向前看的第一位置(例如,图8A)(从而换能器228指向沿着或基本沿着装置220的纵向轴线)至有些向后看的第二位置(例如,图8C)(从而换能器228以大于90度的方向指向向前的第一位置后方(即,超过垂直于纵向轴线))。因此,装置220具有使用超声而向前看的能力,并且具有通过超声传输的可检视的非常宽的角度和体积。

[0074] 图10显示了万向节式机构230'的替代性实施方案,其在很多方面类似于上述的机构230,并且利用具有添加单引号的相同的附图标记指示类似的部件。机构230'包括基座250',相对于基座250,基座250'包括孔254',以及臂256'。在该实施方案中,臂256'形成为使得在设置枢转机构258'前,角度A小于90度。臂256'包括彼此相对的断片(divot)或凹陷

256a'，并且枢转机构258'还包括相对的断片或凹陷258a'。当枢转机构258a'连接至机构230'时，凹陷256a'和258a'是对齐的，并且通常在机构258'相对于臂256'枢转所绕的轴线上。各自的插件259'放置在每个凹陷256a'中，或在成对的凹陷256a'和258a'的面之间。在显示的实施方案中，插件259'是球形的（例如，球状轴承），从而限制在它们以及它们所分隔的壁256'和枢转机构258'的表面之间的摩擦，并且可以为低摩擦材料（例如，聚四氟乙烯）或可以由低摩擦材料涂覆。一个或两个插件259'的其它实施方案可以具有另一种形状，所述形状允许枢转机构258'在臂256'内自由地枢转。在特定的实施方案中，一个或两个插件259'是由导电材料构成的或涂覆有导电材料，并且因此可以用作枢转机构258'（和/或连接至其或固定至其的换能器）和机构230'的各自的臂256'（或其导电表面）之间的电接触点。

[0075] 枢转机构258'的尺寸使得当经由插件259'连接至臂256'时，以片弹簧的方式，臂256'弹性地向外变形。角度A随着臂256'的变形而增加，并且因此在臂256'中产生弹性或弹簧力，以保持枢转机构258'和插件259'在适当的位置。机构258'（和连接至其或固定至其的换能器）的枢转是绕着加入插件259'的轴线的。

[0076] 如所述，换能器228可以类似于换能器28而大致与上述的实施方案相同。在特定的实施方案中，换能器228固定至枢转机构258或形成枢转构件258的部分或全部。示例性换能器228（例如，图8A至图8C）为压电元件261，压电元件261具有薄（相比于压电材料）导电顶部电极层263和薄导电底部电极层265。可选的匹配层可以设置在顶部电极层263上，并且可选的背层可以设置在底部电极层265上。层263、265用作连接点，从而对换能器228通电和/或从换能器228发送电信号，同时匹配和/或背层（如果存在）也可以为导电的，并且形成各自的电极层的延伸部分。另外，层263和265可以为电连接的，如通过将包围压电元件261的侧面的一个层延伸至与其它层连接，因此允许两个电连接点在组件的一侧。

[0077] 将理解的是，可以使用选择性的将导电的材料（例如，金）电镀或涂覆的工艺而完成外部导电层263、265的放置。该工艺在压电元件261的每一侧上设置接触点，可以由此进行用于换能器228的电连接。作为另一个示例，底层265可以通过插入模塑触点（insert molded contact）而制成，其穿过用于包围背衬材料的模塑聚合物壳的壁。顶层263可以通过焊接、钎焊或导电粘合而制成为元件261的顶表面的一小部分。如果存在，匹配层可以具有小开孔部段，以允许电连接至层263。

[0078] 在换能器228的顶表面和换能器228的底部（或电连接至换能器元件的枢转机构258的底部）进行电连接，用于在超声扫描的过程中接收和/或发送电脉冲。在特定的实施方案中，这样的电连接连接至枢转机构258的枢转点或从枢转机构258的枢转点连接。在此情况下，枢转点可以为焊接或钎焊至沿着机构230（例如，沿着臂256）行进的柔性线（未显示），所述柔性线电连接至机构230和应用端部电机232之间的滑动环组件（在400处示意性地显示）。这样的线可以为绝缘的并且在导电流体包围机构230的情况下，在枢转点处的焊接或钎焊区域可以涂覆有绝缘材料，从而避免在流体中的电连接的短路。

[0079] 一个或两个臂256（而不是这样的线）可以至少部分由导电材料制成或可以涂覆有导电材料，枢转点直接地接触臂256或其它导电部分。臂256或其一部分用作导体时，基座250为非导电的，允许单独地为臂256通电。作为示例，整体框架（基座250和臂256）可以由非导电材料制成，并且臂256至少部分地涂覆有导电材料。在另一个示例中，机构230是插入模塑的，并且金属臂256从非导电（例如，聚合物）基座250延伸。在另一个示例中，基座250和/

或臂256可以包括至少两层导电材料,所述导电材料通过非导电聚合物(例如,聚酰亚胺)分隔。在这样的示例中,其中触点或电气线路两者均为暴露的,应当使用非导电联接流体(例如,硅油或其它非导电油)。当只有触点或电气线路其中之一暴露时,盐水或其它导电流体可以用作联接介质。

[0080] 其它电连接示例将压迫构件360用作导体。例如,在上述的实施方案中,构件360经由突片T而连接至枢转构件258(和/或至换能器228),因此,如果至少部分由导电材料制成或由导电材料涂覆可以用作来自换能器228的底部的导体。如上所述,换能器228的顶表面可以电连接,例如,经由枢转点、线和/或臂256的一个或所有。特定的实施方案可以包括在压迫构件360的外表面上的绝缘层,例如此处使用导电联接介质。如果压迫构件360不是导电的或不期望将其用作导体,线361(图9)可以电连接至换能器228的底部并且在构件360的旁边行进至在电机232处的或在电机232和机构230之间的连接(例如,滑动环连接)。图9显示了在一个端部连接至枢转构件258和/或换能器228的部分的线361,并且通过在臂256中的开口而延伸至连接(未显示),如前所示。

[0081] 在显示的实施方案中,示意性地显示在400处的滑动环组件设置在基座250和电机232之间。滑动环实施方案公开在美国临时申请第61/714,275号(在2012年10月16日提交)和国际申请第PCT/US13/\_\_\_\_\_号(与本申请同日提交,名称为“Internal Transducer Assembly With Slip Ring”)中,其每一个都通过引用将其全部并入本文。滑动环结构的旋转电刷电连接至臂256的导电层或表面,或连接至来自换能器228的线或其它导体。电刷接触在电机232上的固定环。在特定的实施方案中,环可以为柔性印刷电路板,其经过电机234而电连接(例如,通过在导管222上或导管222中的、或导管222的壁部分上或导管222的壁部分中的线或导电层)至延伸至装置手柄或其它控制的导体(例如,同轴电缆)。将理解的是,在其它实施方案中,电刷可以在电机232上放置为固定的件并且环可以放置在基座250或机构230的其它部分上。

[0082] 例如,相对于旋转轴使用的术语“旋转”或“旋转的”,将理解为即使旋转经常意味着角度改变大大超过 $360^\circ$ ,本文公开的装置也可以在某些实施方案中进行配置,从而使旋转角度可以旋转小于 $360^\circ$ 的角度。使用的术语枢转或枢转的,例如,相对于枢转轴,将理解为即使枢转经常意味着角度改变小于 $360^\circ$ ,本文公开的装置也可以在某些实施方案中进行配置,从而使枢转角度可以枢转大于 $360^\circ$ 的角度。在一些示例中,术语“枢转”可以理解为比“旋转”更加本质一些,反之亦然,但是对于该申请的目的,术语“旋转”和“枢转”用于清晰地表示绕其改变角度的轴线,而不是角度改变的本质或幅度。

[0083] 尽管实施方案在附图和前述描述中已进行了详细说明和描述,其被认为是说明性的而不是限制性的,应理解仅仅显示和描述了某些特定的实施方案,并希望保护在本公开的精神内的所有改变和修改。将理解的是,关于一个或更多的特定实施方案的特征或属性可以使用或并入公开的结构和方法的其它实施方案。

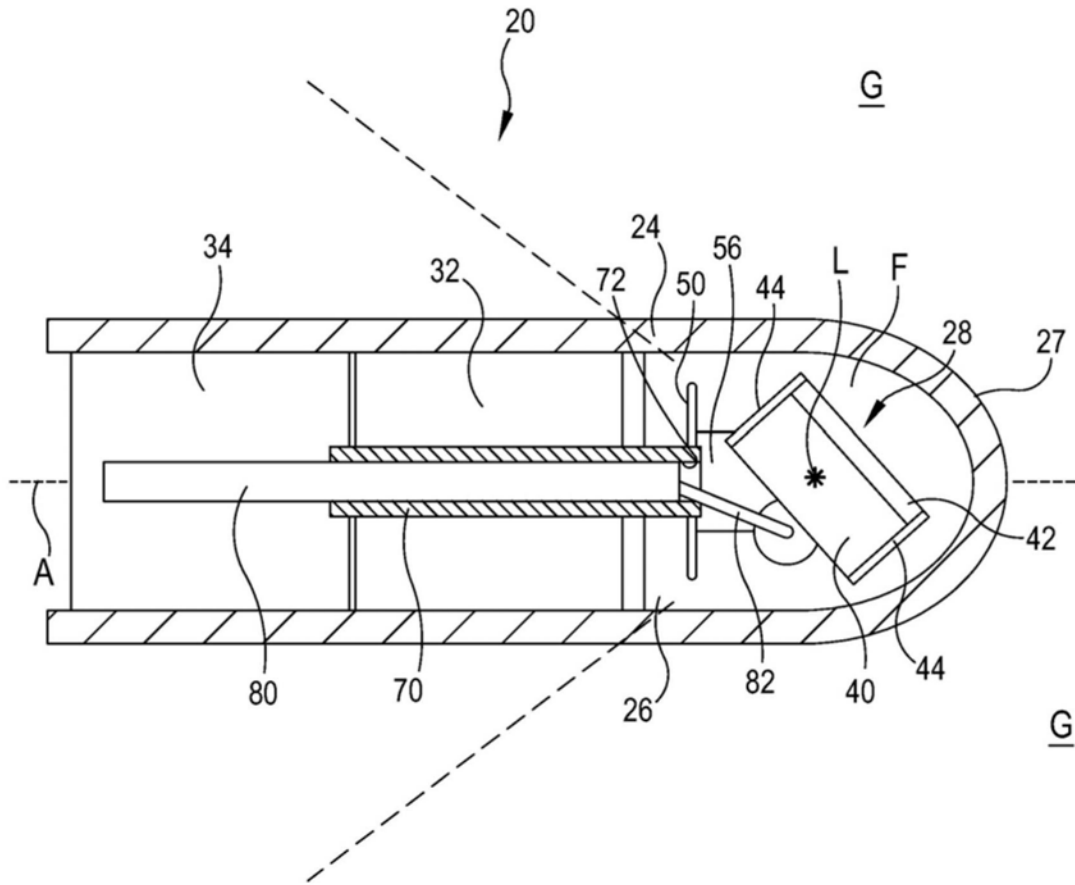


图1

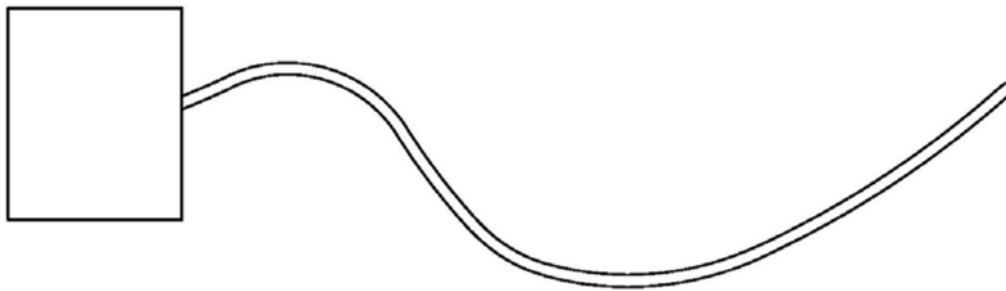


图1A

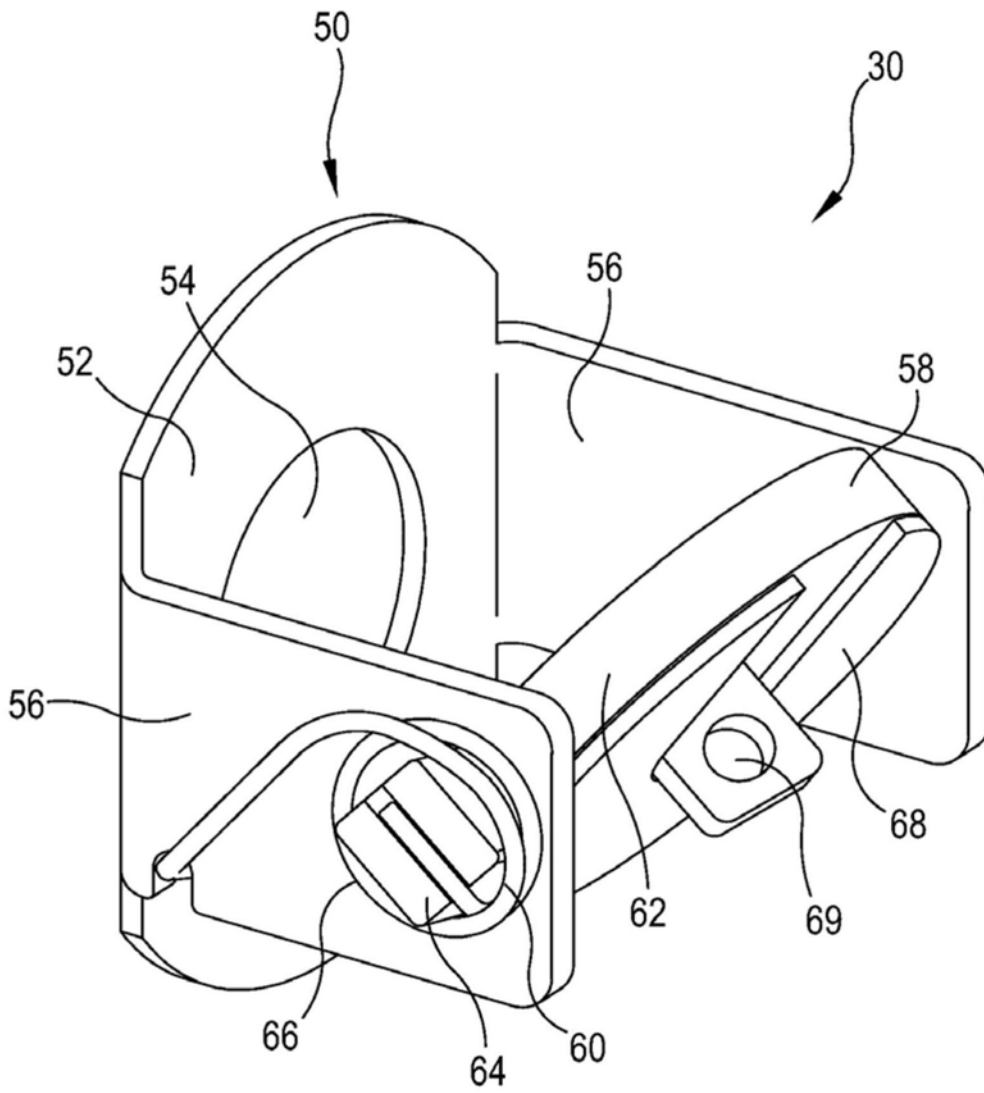


图2

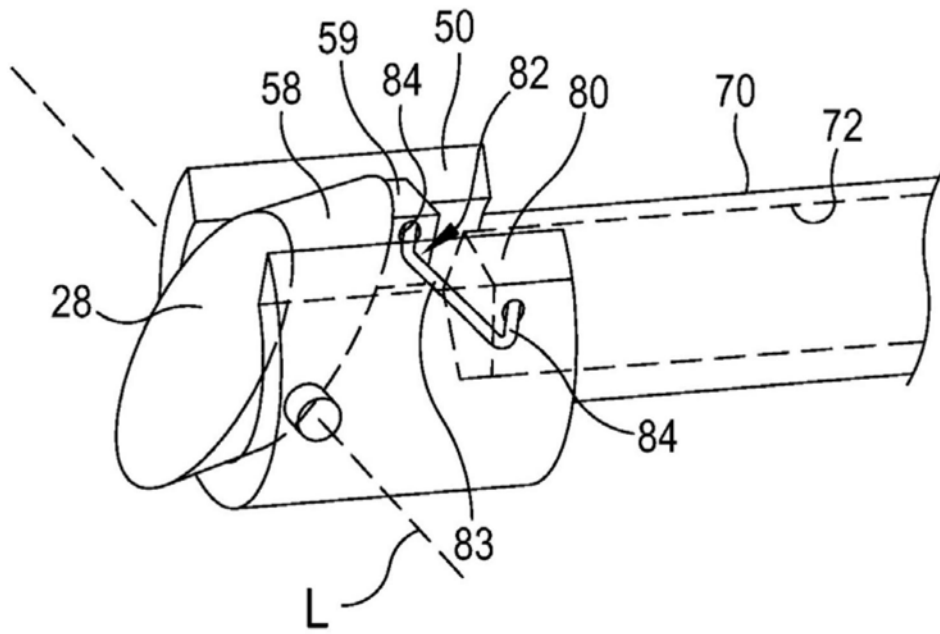


图3

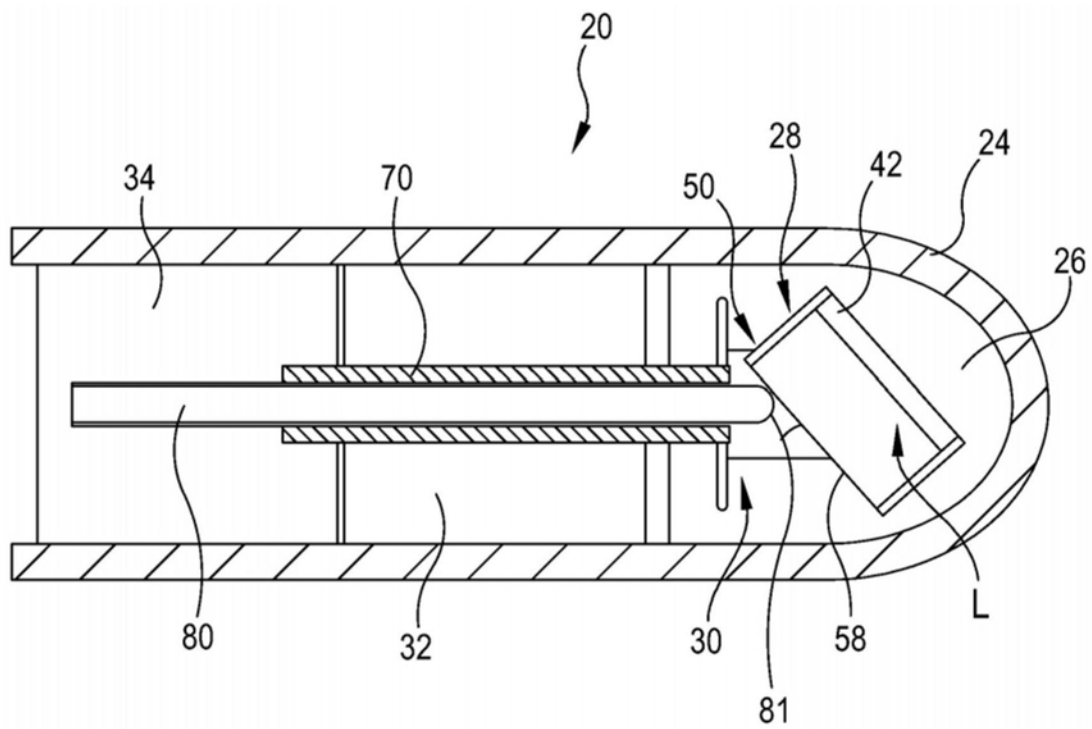


图4

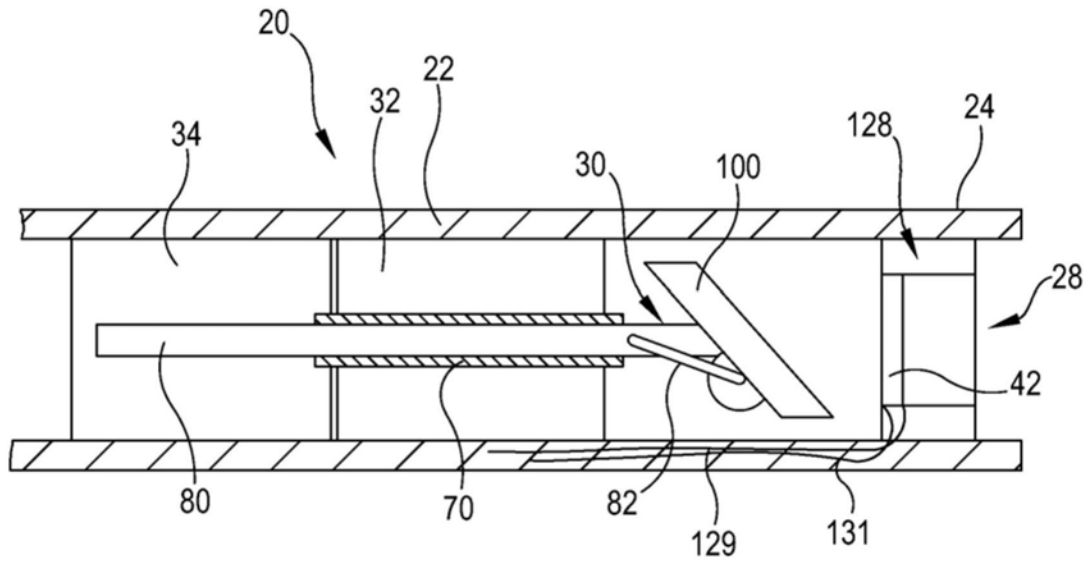


图5

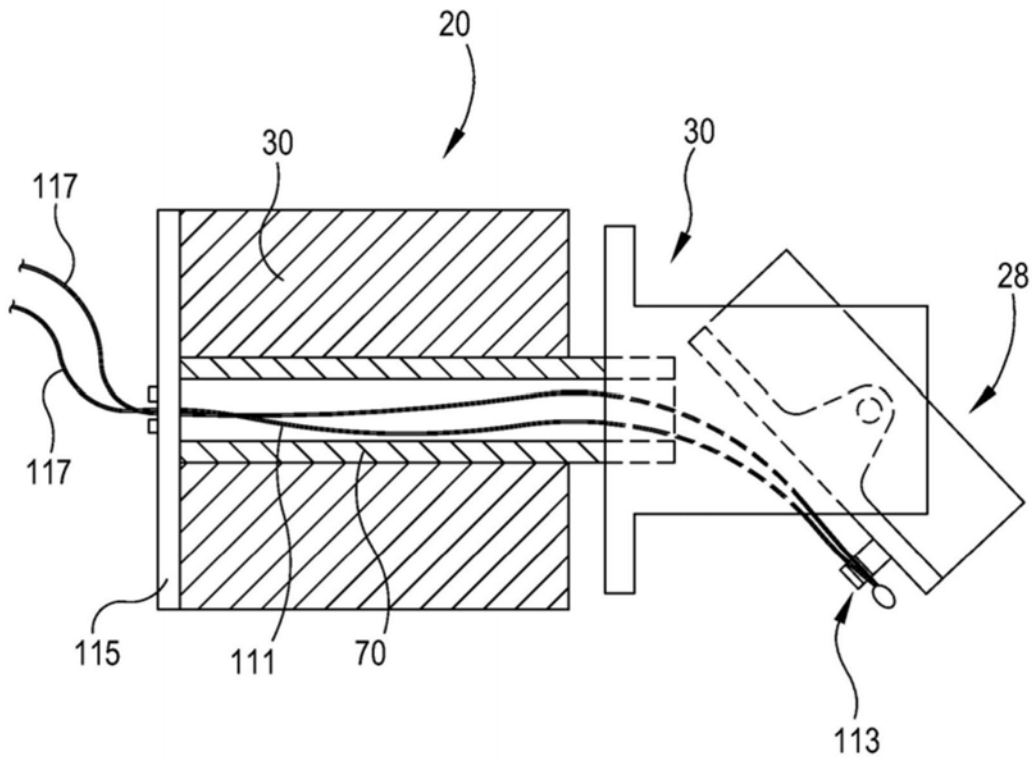


图6

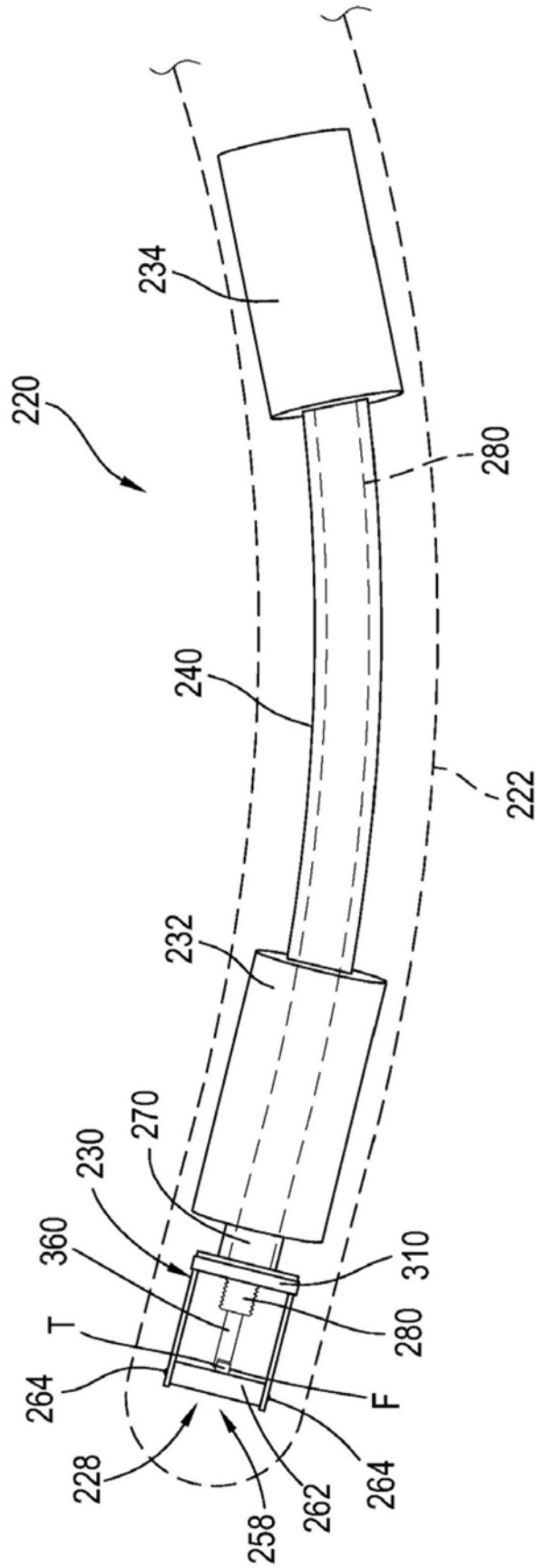


图7

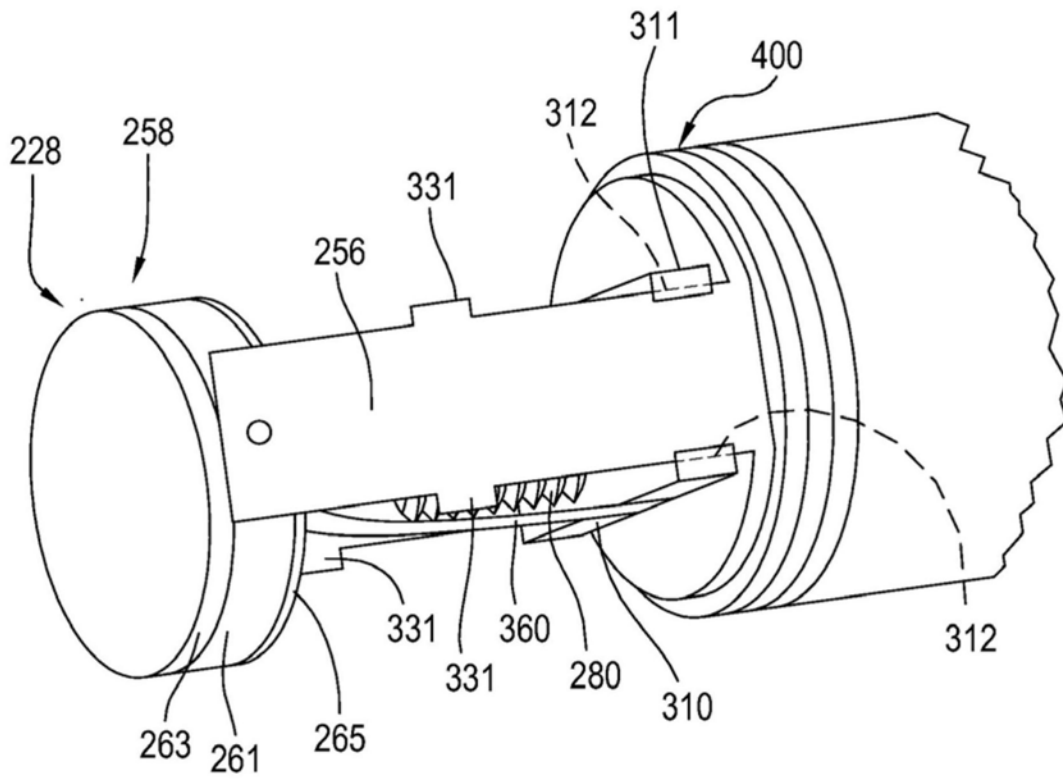


图8A

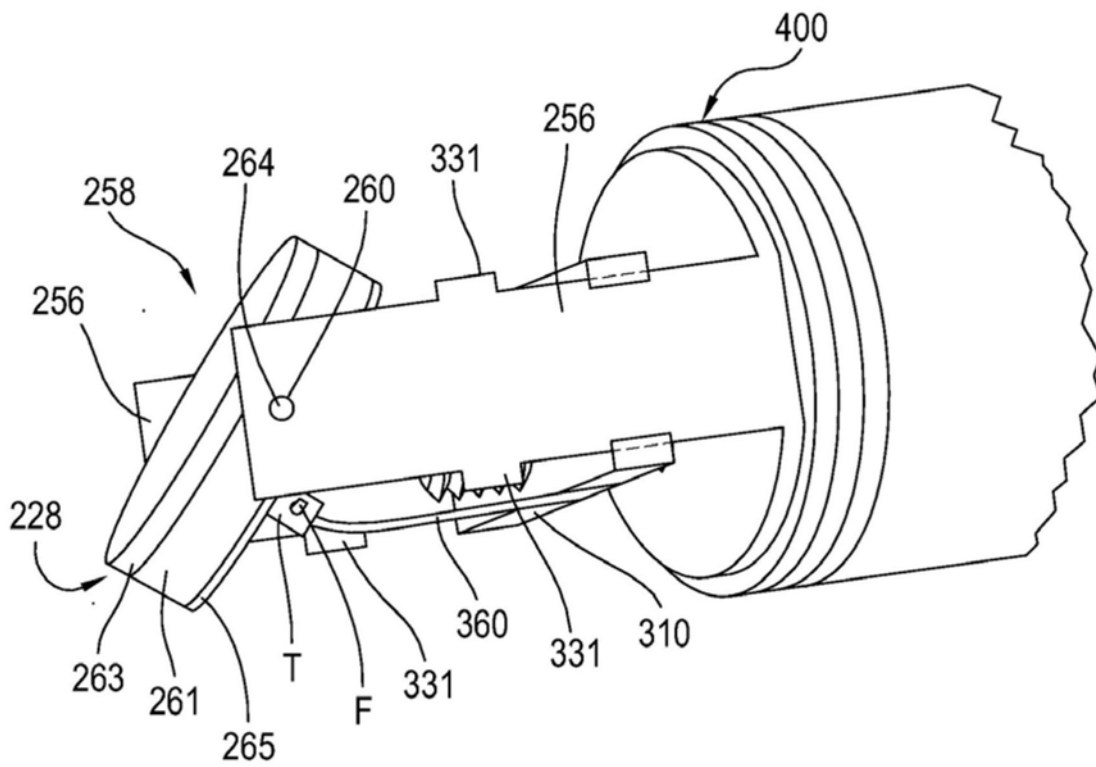


图8B

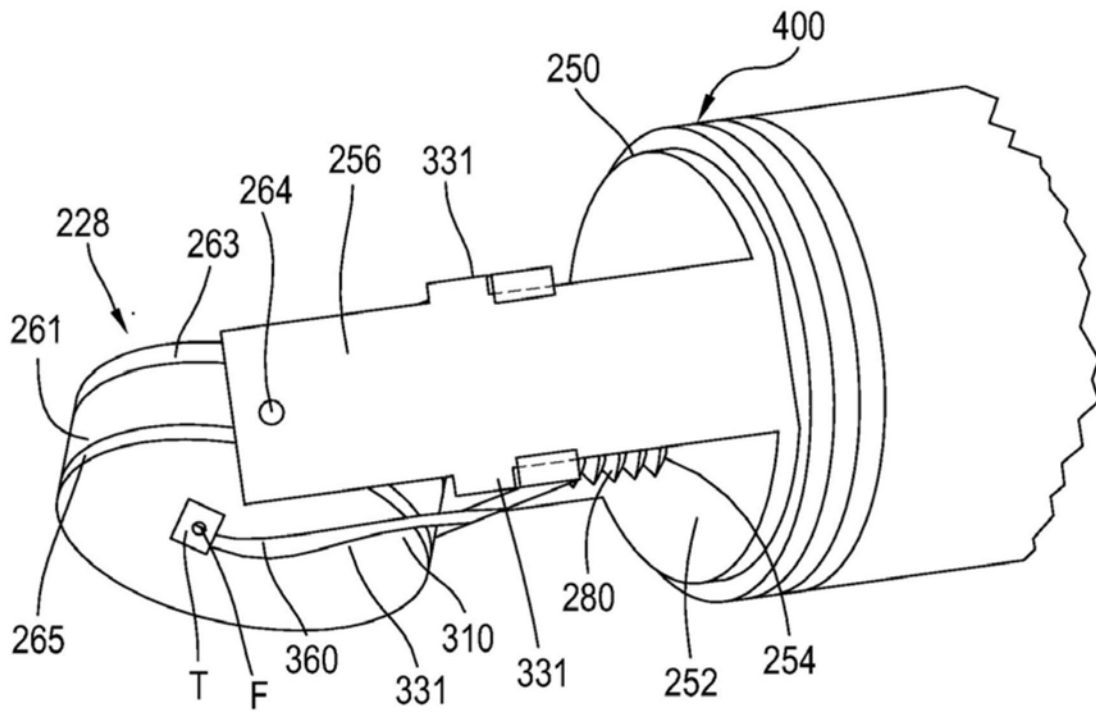


图8C

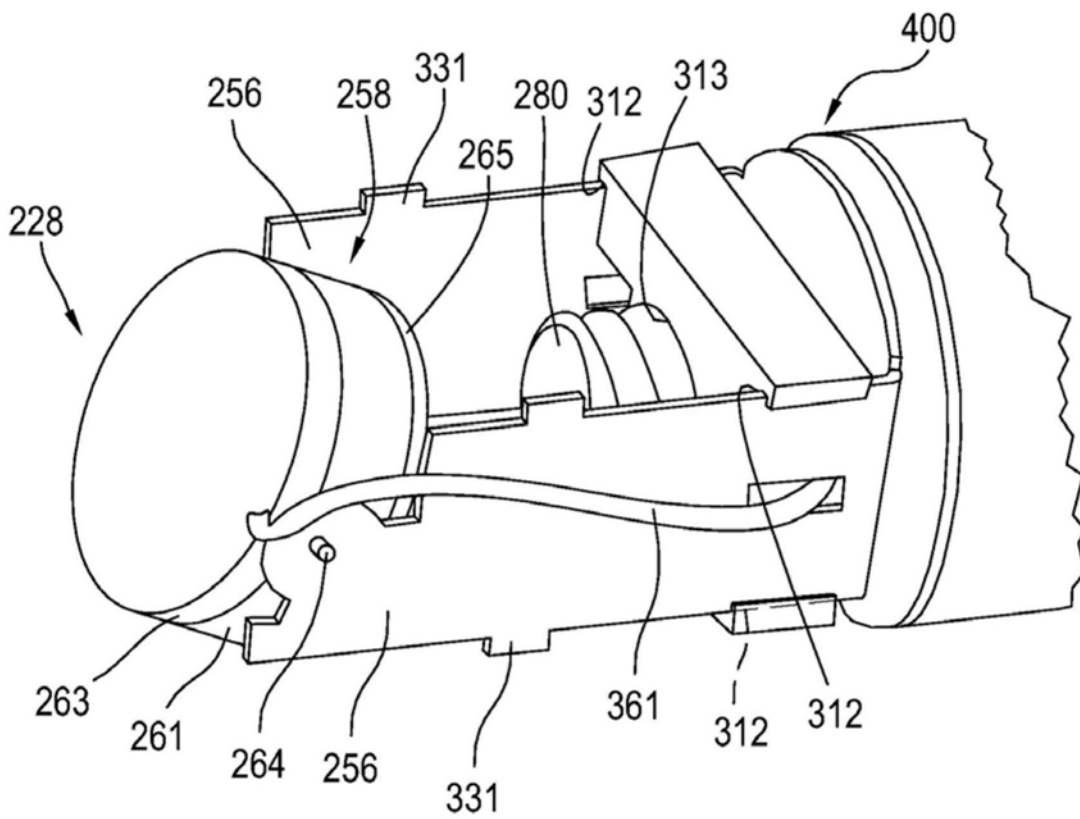


图9

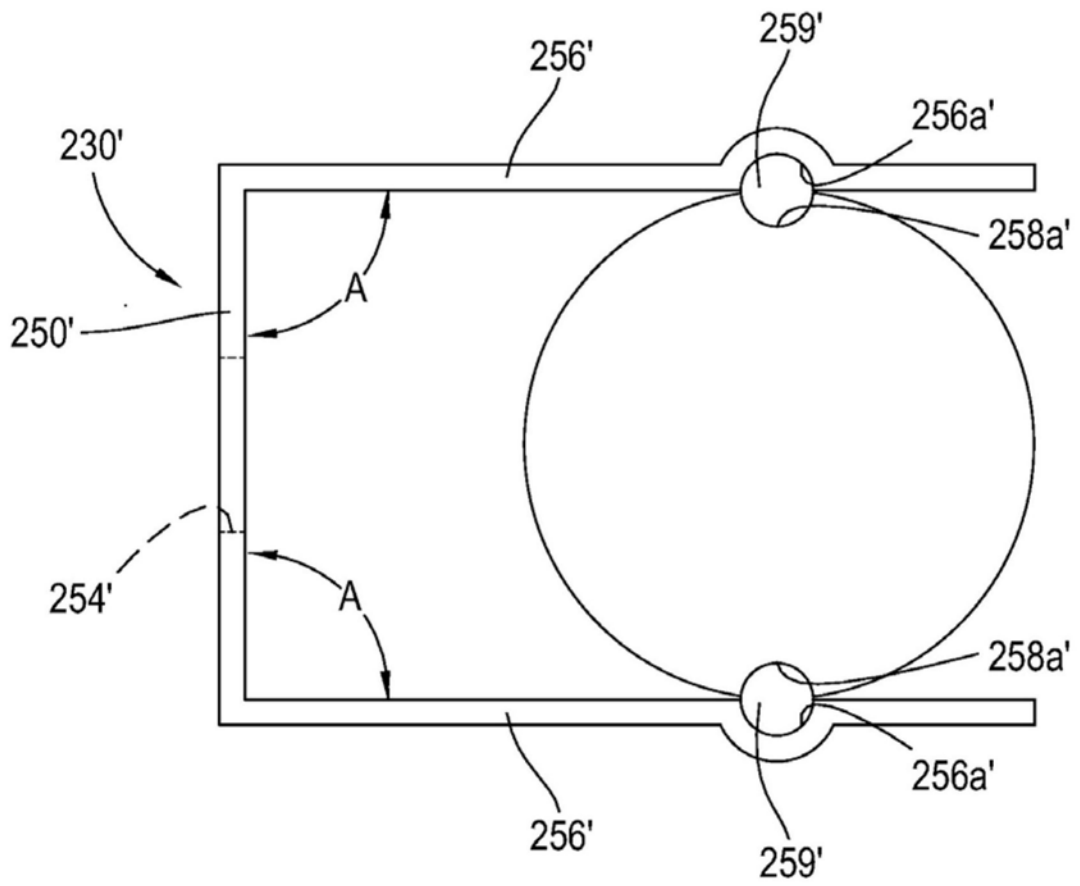


图10

专利名称(译)	用于三维体内超声用途的装置和方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN104837412B</a>	公开(公告)日	2018-06-29
申请号	CN201380065049.9	申请日	2013-10-11
[标]申请(专利权)人(译)	玛芬股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	玛芬股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	玛芬股份有限公司		
[标]发明人	NE菲诺特 PS麦金尼斯 S罗宾斯 Y周		
发明人	N·E·菲诺特 P·S·麦金尼斯 S·罗宾斯 Y·周		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/0891 A61B8/12 A61B8/445 A61B8/4461 A61B8/483 B06B1/06 G01S15/8918 G01S15/894 G01S15/8943 G10K11/004 G10K11/352 A61B8/4466 A61B8/4483		
代理人(译)	程伟 王锦阳		
优先权	61/713172 2012-10-12 US 61/727680 2012-11-17 US		
其他公开文献	CN104837412A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

一种用于例如在身体部分内部(例如血管)的超声成像的装置和方法的公开的实施方案。在特定的实施方案中，导管具有顶端腔，在所述顶端腔内将超声换能器安装在枢转机构上，电机用于转动换能器，并且实施为使换能器枢转。这样的实施的示例为第二电机，所述第二电机操作轴或细丝，并且当不实施对换能器的枢转时，枢转机构可以偏置为返回至基座部分。在其它的实施方案中，将来自换能器的超声信号反射的镜可以使用类似的机构而旋转和/或枢转。

