



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108430335 A

(43)申请公布日 2018.08.21

(21)申请号 201680077224.X

J·克吕克尔

(22)申请日 2016.12.21

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

(30)优先权数据

72002

16157457.9 2016.02.25 EP

代理人 李光颖 王英

62/273,667 2015.12.31 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

(51)Int.Cl.

2018.06.29

A61B 8/08(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

G01S 15/89(2006.01)

PCT/EP2016/082045 2016.12.21

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/114701 EN 2017.07.06

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 R·Q·埃尔坎普 M·阮

J-L·罗贝尔 黄圣文 S·巴拉特

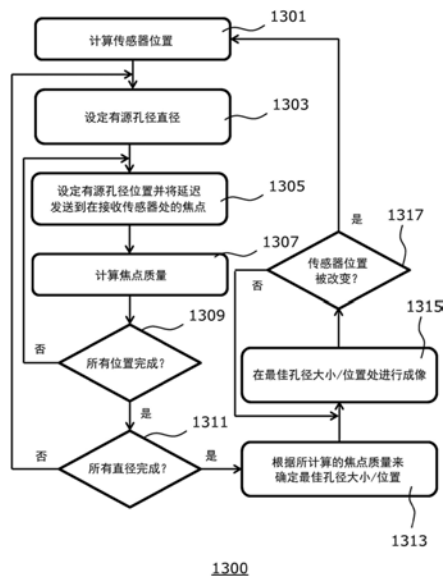
权利要求书2页 说明书14页 附图14页

(54)发明名称

用于介入声成像的系统和方法

(57)摘要

一种系统包括声探头和被连接到所述声探头的声成像机器。所述声探头具有:衬底,其具有第一主表面和第二主表面、至少一个设备插入端口,所述至少一个设备插入端口包括从所述第一主表面穿过所述衬底到所述第二主表面的开口;以及声换能器元件的阵列,其由所述衬底支撑并被设置在所述至少一个设备插入端口周围。所述声成像机器被配置为通过将发送信号提供给选择的声换能器元件以使声换能器元件的所述阵列将声探头信号发送到感兴趣区域来系统地改变所述超声探头的有源声孔径的尺寸和/或位置,并且记录来自被提供在穿过所述设备插入端口到所述感兴趣区域中的介入设备的远端处的声接收器(610)的对所述发送信号的反馈信号。可以以这种方式找出具有关于所述感兴趣区域内的特定位置中的所述介入设备的最佳声性能的有源声孔径。



1. 一种用于提供感兴趣区域的图像的超声系统(100),包括:
声探头(120),其具有:
衬底(210),其具有第一主表面(212)和第二主表面(214),并且还具有至少一个设备插入端口(230),所述至少一个设备插入端口包括从所述第一主表面穿过所述衬底到所述第二主表面的开口,所述开口适合于插入介入设备(310),以及
声换能器元件(222)的阵列,其由所述衬底支撑并定义所述衬底的有源区域,所述阵列被设置在所述至少一个设备插入端口周围;以及
声成像机器(110),其被连接到所述声探头并被配置为:
系统地改变所述声换能器元件的选择,并且,针对每个选择:
将发送信号提供给所述声换能器元件的所述选择以使声换能器元件的所述选择将声探头信号发送到所述感兴趣区域;并且
记录来自被提供在穿过所述设备插入端口到所述感兴趣区域中的所述介入设备的远端处的声接收器(610)的对所述发送信号的反馈信号;
所述声成像机器还被配置为:
评价所记录的反馈信号以识别所述声换能器元件的优选选择;
将另外的信号发送给所述声换能器元件的所述优选选择以使声换能器元件的所述优选选择将另外的声探头信号发送到所述感兴趣区域;并且
响应于所述另外的声探头信号,根据由所述声探头从所述感兴趣区域接收到的声回波来产生所述感兴趣区域的声图像。
2. 根据权利要求1所述的超声系统(100),其中,所述声成像机器被配置为使用用于评估所述发送信号到针对所述选择中的每个的所述声接收器(610)上的焦点质量的度量来评价所记录的反馈信号以识别所述声换能器元件的所述优选选择。
3. 根据权利要求1所述的超声系统(100),其中,每个选择定义所述声探头的有源孔径,其中,所述声成像机器被配置为通过对所述有源孔径的位置和所述有源孔径的尺寸中的至少一个的系统改变来系统地改变所述声换能器元件的所述选择。
4. 根据权利要求3所述的超声系统(100),其中,所述声成像机器被配置为通过重复地进行以下操作来系统地改变所述声换能器元件的所述选择:
系统地改变具有定义尺寸的所述有源孔径的位置;并且
基于针对声孔径的尺寸的定义范围来重新定义所述有源孔径的所述尺寸,直到尺寸的所述定义范围中的每个尺寸已经被使用。
5. 根据权利要求1或2所述的超声系统(100),其中,所述声成像机器还被配置为在对所述声换能器元件的所述选择的所述系统改变期间系统地改变针对所述声换能器元件的每个选择的波束转向角。
6. 根据权利要求1所述的系统,所述声成像机器还被配置为使用来自所述声接收器的所述反馈信号来将所述声接收器相对于由所述声探头接收到的所述声回波的位置进行配准。
7. 根据权利要求6所述的系统,其中,所述声成像机器还包括处理器(112),所述处理器被布置为基于所述声接收器的所配准的位置来减轻所述声图像中的像差伪影。
8. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述衬底具有凹面盘的形状,并且其中,由声换能

器元件的所述阵列定义的所述衬底的所述有源区域具有至少12cm的直径。

9. 一种用于提供感兴趣区域的图像的方法,包括:

提供超声探头,其被配置为被应用到对象的皮肤,所述超声探头包括:衬底,所述衬底具有第一主表面和第二主表面并且还具有至少一个设备插入端口,所述至少一个设备插入端口包括从所述第一主表面穿过所述衬底到所述第二主表面的开口;以及声换能器元件的阵列,其由所述衬底支撑并被设置在所述至少一个设备插入端口周围;

系统地改变所述声换能器元件的选择,并且,针对每个选择:

将发送信号提供给所述声换能器元件的所述选择以使声换能器元件的所述选择将声探头信号发送到所述感兴趣区域;并且

记录来自被提供在穿过所述设备插入端口到所述感兴趣区域中的所述介入设备的远端处的声接收器(610)的对所述发送信号的反馈信号;

评价所记录的反馈信号以识别所述声换能器元件的优选选择;

将另外的信号发送给所述声换能器元件的所述优选选择以使声换能器元件的所述优选选择将另外的声探头信号发送到所述感兴趣区域;并且

响应于所述另外的声探头信号,根据由所述声探头从所述感兴趣区域接收到的声回波来产生所述感兴趣区域的声图像。

10. 根据权利要求9所述的方法,其中,评价所记录的反馈信号以识别所述声换能器元件的所述优选选择包括使用用于评估所述发送信号到针对所述选择中的每个的所述声接收器(610)上的焦点质量的度量。

11. 根据权利要求9所述的方法,其中,每个选择定义所述声探头的有源孔径,并且其中,系统地改变所述声换能器元件的所述选择包括系统地改变所述有源孔径的位置和所述有源孔径的尺寸中的至少一个。

12. 根据权利要求11所述的方法,其中,系统地改变所述声换能器元件的所述选择包括重复地进行以下操作:

系统地改变具有定义尺寸的所述有源孔径的位置;并且

基于针对声孔径的尺寸的定义范围来重新定义所述有源孔径的所述尺寸,直到尺寸的所述定义范围中的每个尺寸已经被使用。

13. 根据权利要求9所述的方法,还包括在对所述声换能器元件的所述选择的所述系统改变期间系统地改变针对所述声换能器元件的每个选择的波束转向角。

14. 根据权利要求9所述的方法,还包括:

使用来自所述声接收器的所述反馈信号来将所述声接收器相对于由所述声探头接收到的所述声回波的位置进行配准;并且

基于对所述声接收器相对于所述声回波的所述位置的所述配准来减轻所述声图像中的像差伪影。

15. 根据权利要求9所述的方法,还包括响应于所述感兴趣区域内的所述介入设备的位置的变化,重复对所述声换能器元件的选择的所述系统改变和对所记录的反馈信号的所述评价以识别所述声换能器元件的优选选择。

用于介入声成像的系统和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及声(例如,超声)成像,并且具体地涉及用于结合介入流程进行声成像的系统和方法。

背景技术

[0002] 声(例如,超声)成像系统越来越多地被采用在各种应用和情境中。例如,超声成像越来越多地被采用在微创手术的情境中。这包括基于针的流程(诸如绒毛膜绒毛取样(CVS)、基于针的活检和用于局部麻醉的神经阻滞。现今,通常地使用在微创介入流程中的成像探头具有与使用在诊断成像中的探头的成像阵列配置相同的成像阵列配置。

[0003] 使用现有声探头和成像系统对在这些流程中采用的(一个或多个)介入设备(例如,(一个或多个)手术器械)的可视化在许多情况下是具挑战性的,并且常常要求在流程期间对声探头的手动重定位以维持足够的图像质量。CVS流程的显著百分比被医师描述为困难的,并且甚至更大的百分比被报告为已经涉及超过一个插入。

[0004] 为了解决这些问题,具有增强可见性的特殊介入设备(诸如回波针)成功上市并且以适中的额外成本提供有限改进。基于磁性跟踪或具有光学基准点的立体相机,最近已经以针跟踪技术的形式做出针可视化中的更多进展。这些可视化技术还可以被应用到其他介入设备。

[0005] 甚至利用这些改进,由于对现有声成像探头和系统的某些限制,某些临床应用(例如,深神经阻滞)仍然主要地或者完全地保持不可及。在许多情况下,介入部位处的解剖特征不能被充分地分辨,特别是对于在皮肤表面下面的更大深度处执行的流程。例如,声成像引导被使用在浅神经阻滞中(例如,多达3cm的深度)并且能够在这样的流程中使神经可视化。声成像还被采用于深神经,但是因为现有系统不能使这些神经可视化,医师使用解剖学标志作为引导,从而使深阻滞更难以执行。由于设备表面的镜面反射,器械可视化也可以是不佳的。此外,在超声引导的介入流程期间,人们不想要必须操纵成像探头的位置。

[0006] 很清楚,已经存在用于介入超声的许多现有应用,并且额外应用可以利用设备和解剖结构可视化中的改进和操作特性中的改进来实现。这样的应用可以包括癌症消融流程、CVS、胎儿手术/介入(例如,在双生儿输血综合症(TTTS)中改变血流模式)、肝活检和深神经阻滞流程。

[0007] 对于声成像系统和方法的期望属性包括:在超声图像中对器械的准确可视化;在介入的位置处的增强的成像分辨率;以及声探头的徒手操作。

[0008] 因此,提供能够在介入流程期间提供增强的声成像能力的超声系统、声探头和方法将是期望的。已知将设备插入端口包括到超声探头中,使得介入设备能够通过设备插入端口插入并且使用超声探头成像。这例如被公开在US 2014/0148701 A1中。WO 2011/138698 A1此外教导了介入工具(诸如导管)可以具有超声接收器以辅助利用超声探头确定工具的位置。

[0009] 为了利用这样的超声成像系统改进解剖特征可视化,已经设计大面积超声探头

(例如,含有具有至少10cm的直径的有源区域的探头),使得这些探头具有特别大的有源相干孔径尺寸。这样的探头可以能符合身体表面以促进对大的感兴趣解剖区域的成像。然而,在这样的应用中,常常有如下情况:大尺寸的有源区域引起所捕获的超声图像中的像差和折射伪影。因此,存在对包括能够递送改进的质量的超声图像的大面积探头的系统的需要。

发明内容

[0010] 本发明想要提供一种甚至当大面积超声探头被使用时能够递送充分的质量的声图像的系统。

[0011] 本发明还想要提供一种用于递送这样的声图像的方法。

[0012] 在本发明的一个方面中,一种系统包括:声探头,其具有:衬底,其具有第一主表面和第二主表面,并且还至少具有至少一个设备插入端口,所述至少一个设备插入端口包括从所述第一主表面穿过所述衬底到所述第二主表面的开口;以及声换能器元件的阵列,其由所述衬底支撑并被设置在所述至少一个设备插入端口周围;以及声成像机器,其被连接到所述声探头并被配置为系统地改变所述声换能器元件的选择,并且,针对每个选择:将发送信号提供给所述声换能器元件的所述选择以使声换能器元件的所述选择将声探头信号发送到所述感兴趣区域;并且记录来自被提供在穿过所述设备插入端口到所述感兴趣区域中的所述介入设备的远端处的声接收器的对所述发送信号的反馈信号;所述声成像机器还被配置为:评价所记录的反馈信号以识别所述声换能器元件的优选选择;将另外的信号发送给所述声换能器元件的所述优选选择以使声换能器元件的所述优选选择将另外的声探头信号发送到所述感兴趣区域;并且响应于所述另外的声探头信号,根据由所述声探头从所述感兴趣区域接收到的声回波来产生所述感兴趣区域的声图像。

[0013] 根据本发明,所述声成像机器被配置为动态地确定所述超声探头的所述有源孔径的最佳尺寸和/或位置,即,在所述介入设备的帮助下参与生成所述声图像的声换能器元件的数目和/或位置,使得所述声成像机器可以产生具有优化的图像质量的包括所述介入设备的感兴趣区域的声图像。

[0014] 所述声成像机器可以被配置为使用用于评估所述发送信号到针对所述选择中的每个的所述声接收器上的焦点质量的度量来评价所记录的反馈信号以识别所述声换能器元件的所述优选选择。使用的度量可以取决于临床应用。例如,如果小的低回声是重要的,则所述度量可以用于使旁瓣能量最小化,或者如果小的高回声特征需要分辨,则所述度量可以用于使主瓣定义最大化。

[0015] 每个选择可以定义所述声探头的有源孔径,其中,所述声声成像机器可以被配置为通过对所述有源孔径的位置和所述有源孔径的尺寸中的至少一个的系统改变来系统地改变所述声换能器元件的所述选择以便获得其目标应用中的超声探头的最佳有源孔径。

[0016] 在优选的实施例中,所述声成像机器被配置为通过重复地进行以下操作来系统地改变所述声换能器元件的所述选择:系统地改变具有定义尺寸的所述有源孔径的位置;并且基于针对声孔径的尺寸的定义范围来重新定义所述有源孔径的所述尺寸,直到尺寸的所述定义范围中的每个尺寸已经被使用,以便获得该最佳有源孔径。

[0017] 所述声成像机器还可以被配置为在对所述声换能器元件的所述选择的所述系统改变期间系统地改变针对所述声换能器元件的每个选择的波束转向角。在该实施例中,电

子波束转向可以代替在选择过程期间改变有源孔径的位置,其可以减少该过程的持续时间。

[0018] 在这些实施例的一些版本中,所述声成像机器还被配置为使用来自所述声接收器的所述反馈信号来将所述声接收器相对于由所述声探头接收到的所述声回波的位置进行配准,并且使用所述配准来减轻所述声图像中的像差伪影。

[0019] 在一些实施例中,所述衬底具有凹面盘的形状,并且其中,由声换能器元件的所述阵列定义的所述衬底的有源区域具有至少大约12cm的直径。

[0020] 在这些实施例的一些版本中,所述系统被配置为在给定时间处提供至少10cm的有源声孔径。

[0021] 在这些实施例的一些版本中,所述声探头信号的中心频率是约3.5MHz,并且其中,所述声换能器元件中的至少一些具有大约0.44mm的尺寸。

[0022] 在本发明的另一方面中,一种方法包括:提供声探头,其被配置为被应用到对象的皮肤,所述超声探头包括:衬底,所述衬底具有第一主表面和第二主表面并且还至少具有至少一个设备插入端口,所述至少一个设备插入端口包括从所述第一主表面穿过所述衬底到所述第二主表面的开口;以及声换能器元件的阵列,其由所述衬底支撑并被设置在所述至少一个设备插入端口周围;系统地改变所述声换能器元件的选择,并且,针对每个选择:将发送信号提供给所述声换能器元件的所述选择以使声换能器元件的所述选择将声探头信号发送到所述感兴趣区域;并且记录来自被提供在穿过所述设备插入端口到所述感兴趣区域中的所述介入设备的远端处的声接收器的对所述发送信号的反馈信号;评价所记录的反馈信号以识别所述声换能器元件的优选选择;将另外的信号发送给所述声换能器元件的所述优选选择以使声换能器元件的所述优选选择将另外的声探头信号发送到所述感兴趣区域;并且响应于所述另外的声探头信号,根据由所述声探头从所述感兴趣区域接收到的声回波来产生所述感兴趣区域的声图像。

[0023] 利用该方法,所述超声探头相对于所述介入设备的所述有源孔径的尺寸和/或位置可以在图像质量方面优化以支持利用所述声探头对介入流程的声成像。应注意到,为完整性起见,将所述介入设备插入到所述感兴趣区域中并不形成要求保护的本发明的部分,要求保护的本发明通常在所述介入设备已经被插入之后发生。

[0024] 在实施例中,评价所记录的反馈信号以识别所述声换能器元件的所述优选选择包括使用用于评估所述发送信号到针对所述选择中的每个的所述声接收器上的焦点质量的度量。已经发现,这是用于确定利用声换能器元件的这样的选择而生成的声图像的图像质量的可靠度量。

[0025] 如先前所解释的,每个选择可以定义所述声探头的有源孔径,其中,系统地改变所述声换能器元件的所述选择可以包括系统地改变所述有源孔径的位置和所述有源孔径的尺寸中的至少一个以便确定用于定义所述声探头的所述有源孔径的声换能器元件的所述优选选择。这优选地包括重复地进行以下操作:系统地改变具有定义尺寸的所述有源孔径的位置;并且基于针对声孔径的尺寸的定义范围来重新定义所述有源孔径的所述尺寸,直到尺寸的所述定义范围中的每个尺寸已经被使用。

[0026] 在实施例中,所述方法还包括在对所述声换能器元件的所述选择的所述系统改变期间改变针对所述声换能器元件的每个选择的波束转向角。这至少在某些状况下可以减轻

对重定位所述有源孔径的需要,从而减少对于所述有源孔径确定过程所要求的时间。

[0027] 所述方法还可以包括:使用来自所述声接收器的所述反馈信号来将所述声接收器相对于由所述声探头接收到的所述声回波的位置进行配准;并且使用对所述声接收器相对于所述声回波的所述位置的所述配准来减轻所述声图像中的像差伪影以进一步改进利用所述超声探头获得的声图像的图像质量。

[0028] 此外,所述方法还可以包括响应于所述感兴趣区域内的所述介入设备的位置的变化,重复对所述声换能器元件的选择的所述系统改变和对所记录的反馈信号的所述评价以识别所述声换能器元件的优选选择。由于最佳有源孔径可以根据所述感兴趣区域内的所述介入设备的所述位置而改变,这确保所述有源孔径在该位置变化时保持被优化。

[0029] 在一些实施例中,所述声探头信号的中心频率是约3.5MHz,并且其中,所述感兴趣区域包括大约在所述皮肤下面8cm的区域。

[0030] 在这些实施例的一些版本中,所述方法还包括所述声探头选择性地允许所述介入设备在所述设备插入端口内自由地移动,并且响应于经由与所述声探头相关联的用户接口的用户输入,将所述介入设备锁定在所述设备插入端口内。

附图说明

[0031] 图1示出了具有声成像机器和声探头的系统的一个范例;

[0032] 图2A和2B图示了声探头的范例实施例;

[0033] 图3图示了声探头和穿过声探头中的设备插入端口的介入设备的范例实施例;

[0034] 图4图示了声探头的另一范例实施例;

[0035] 图5图示了声探头的又一范例实施例;

[0036] 图6图示了具有被设置在其远端处的声接收器的介入设备的一个范例实施例;

[0037] 图7图示了声成像的方法的一个范例实施例的流程图;

[0038] 图8图示了针对声探头的设备插入端口的器械引导物的范例实施例;

[0039] 图9图示了具有设备插入端口的声探头和被设置在设备插入端口中的器械引导物的范例布置;

[0040] 图10图示了对被设置在声探头的设备插入端口中的器械引导物进行取向以将介入设备尖端定位在期望的位置处的范例操作;

[0041] 图11图示了具有设备插入端口的声探头和被设置在设备插入端口中的器械引导物的又一范例实施例;

[0042] 图12图示了在对被设置在声探头的设备插入端口中的器械引导物进行取向以将介入设备尖端定位在期望的位置处的同时提供用户反馈的过程;

[0043] 图13是根据范例实施例的有源孔径优化方法的流程图;并且

[0044] 图14示意性地描绘了如被部署到声探头的有源孔径优化方法的范例阶段。

具体实施方式

[0045] 现在将参考附图在下文中更完整地描述本发明,在附图中示出了本发明的优选实施例。然而,本发明可以以不同的形式实现并且不应该被解释为限于本文所阐述的实施例。相反,这些实施例被提供作为本发明的教导范例。在本文中,当一些内容被称为“大约”或者

“约”某个值时,其意指在该值的10%内。

[0046] 图1示出了声成像系统100的一个范例,声成像系统100包括声成像机器110和声探头120。声成像机器110包括处理器(和相关联的存储器)112、用户接口114、显示器116和任选地接收器接口118。

[0047] 在各种实施例中,处理器112可以包括以下各项的各种组合:微处理器(和相关联的存储器)、数字信号处理器、专用集成电路(ASIC)、现场可编程门阵列(FPGA)、数字电路和/或模拟电路。与处理器112相关联的存储器(例如,非易失性存储器)可以在其中存储计算机可读指令,其使处理器112的微处理器运行算法控制系统100以执行下面更详细地描述的一个或多个操作或者方法。在一些实施例中,微处理器可以运行操作系统。在一些实施例中,微处理器可以运行经由用户接口114和显示器116向系统100的用户呈现图形用户接口(GUI)的指令。

[0048] 在各种实施例中,用户接口114可以包括以下各项的任何组合:键盘、小键盘、鼠标、轨迹球、光笔/触笔、操纵杆、麦克风、扬声器、触摸屏、一个或多个开关、一个或多个旋钮、一个或多个灯等。在一些实施例中,处理器112的微处理器可以运行经由用户接口114的麦克风提供用户的命令的语音识别的软件算法。

[0049] 显示设备116可以包括任何方便的技术的显示屏(例如,液晶显示器)。在一些实施例中,显示屏可以是触摸屏设备,其还形成用户接口114的部分。

[0050] 在一些实施例中,声成像机器110可以包括接收器接口118,接收器接口118被配置为从外部声接收器(例如,被设置在介入设备的远端(尖端)处或附近的声接收器)接收一个或多个电信号,如特别是关于图4下面将更详细地描述的。

[0051] 当然,应理解到,声成像机器110可以包括未示出在图1中的许多其他元件,例如,用于从AC干线接收电力的电力系统、用于处理器112与声探头120之间的通信的输入/输出端口、用于(例如,经由无线、以太网和/或因特网连接)与其他外部设备和系统通信的通信子系统、等等。

[0052] 图2A和图2B图示了声探头200的一个范例实施例。声探头200可以是系统100中的声探头120的一个实施例。

[0053] 声探头200包括衬底210,衬底210具有第一主表面212和第二主表面214,并且还具有设备插入端口230,设备插入端口230包括从第一主表面212穿过衬底210到第二主表面214的开口。声探头200还包括由衬底210支撑并被设置在设备插入端口230周围的声换能器元件222的阵列。

[0054] 声探头200任选地包括一对挂钩或附接物240,其可以被用于附接可以围绕对象的背部的弹性带(例如,经由Velcro)以将声探头220附接到对象。

[0055] 与声探头200相关联的可以是侧面安装的扁平探头线缆205,其能够在对象的超声成像检查期间用带子捆扎到对象的皮肤,来帮助进一步使声探头200的位置稳定化。探头线缆205的另一端可以被附接到用于在声探头120与声成像系统之间传递电信号的声成像机器(例如,图1的声成像机器110)。

[0056] 有益地,声探头200并且特别是衬底210(包括第一主表面212和第二主表面214)具有凹面地弯曲以适合对象的腹部解剖结构的盘的形状因子或者形状。声探头200可以在一定程度上柔性以便更舒服地适合对象的腹部解剖结构。

[0057] 设备插入端口230被配置为容纳介入设备(例如,手术器械)以从第一主表面212穿过其到第二主表面214并且然后到在处置部位处的对象的身体中。

[0058] 图3图示了声探头200和穿过声探头200的设备插入端口230的介入设备310的布置300的范例实施例。在一些实施例中,设备插入端口230可以具有一定尺寸,使得具有1cm的直径的介入设备310能够穿过其。

[0059] 虽然声探头200包括单个设备插入端口230,但是在其他实施例中,声探头可以包括两个或更多个设备插入端口230。而且,虽然在声探头200中设备插入端口230具有大体圆形形状并且被设置在衬底210的中心,但是在其他实施例中,设备插入端口可以具有不同的形状和/或可以被定位在衬底上的不同位置中。

[0060] 例如,图4图示了声探头400的另一范例实施例,声探头400包括具有细长径向狭缝或狭槽的形状的设备插入端口430,而不是衬底210的中心的小孔,其仅在声探头200被固定到对象时提供单个固定皮肤进入点。细长径向狭缝430可以为找出用于将介入设备插入到对象的组织中的合适的皮肤插入点和轨迹提供更多灵活性而不必重定位声探头400。图5图示了具有细长狭缝或狭槽的形状的设备插入端口530的声探头500的又一范例实施例。在其他实施例中,声探头可以包括从衬底210的中心径向地延伸的多个细长狭缝或狭槽。在其他实施例中,声探头可以包括具有“x形状”的狭槽或狭缝的形状的一个或多个设备插入端口,其可以允许介入设备在插入端口内的两个(例如,正交)方向上移动以到达期望的插入位置。

[0061] 声探头200(和声探头400和500)包括具有围绕介入设备的插入位置的成像孔径的大换能器阵列。例如,在一些版本中,由声换能器元件222的阵列定义的衬底210的有源区域可以具有至少大约12cm的直径。有益地,衬底210可以具有大约1cm的厚度。有益地,衬底210可以是刚性的或半刚性的。将理解到,其他尺寸当然是同样可行的,例如这取决于临床应用领域。

[0062] 声探头200的一些版本可以被用于在大约8cm的深度处的腹部介入。落在该类别中的介入可以包括绒毛膜绒毛取样和胎儿介入(诸如在双生儿输血综合症(TTTS)中改变血流模式)。声探头200的一些版本可以与声成像机器(例如,声成像机器110)一起被用于分辨在8cm深度处的神经纤维。

[0063] 任选地,为了在8cm深度处得到足够的信号,系统100的超声中心频率可以被选择为足够低,例如,大约3.5MHz或更少。有益地,在其中感兴趣区域已知接近于8cm深并且相对地接近于声换能器元件222的阵列的中心轴而定位的情况下,可以要求仅小转向角。在这种情况下,声换能器元件222的尺寸可以相对大并且声探头200可以以与线性阵列类似的方式操作。

[0064] 有益地,当声探头由声成像机器控制以在约3.5MHz处操作时,声换能器元件222具有约一个波长(例如,约0.44mm)的尺寸。在该情况下,在一些版本中,声探头200可以具有约60000个声换能器元件,其填充围绕设备插入端口230的衬底210。

[0065] 如果声探头200与允许跟踪的系统(例如,系统100)一起使用,则声成像机器110知道介入设备尖端的位置并且可以仅需要对该尖端周围的小感兴趣区域进行成像。在一些实施例中,跟踪可以通过在感兴趣区域中的穿过声探头200的设备插入端口230的介入设备300的远端处或附近提供无源声接收器来完成。

[0066] 图6图示了具有被设置在其远端处的声接收器(例如,无源声接收器)610的介入设备600的一个范例实施例。介入设备600可以是介入设备300的一个实施例,并且因此可以被配置为穿过声探头200的设备插入端口230。虽然对于介入设备600仅一个声接收器610被示出,但是介入设备的其他实施例可以包括两个或更多个声接收器610。

[0067] 对于被采用在介入流程中的介入设备的实时引导,在一些情况下,仅对包括在介入设备600的尖端处的 $2 \times 2 \text{ cm}$ X平面的感兴趣区域进行成像可以是足够的。这可以通过在任何给定时间处创建至少大约 10 cm 的有源声孔径并且使其随时间在横向方向和高度方向上的 2 cm 范围上滑动来实现。阵列的有源孔径由换能器的面积定义,换能器在针对发送事件的给定时刻处被同时激活。

[0068] 然而,这样的大的有源孔径通常易遭受像差伪影,如上文已经更详细地解释的。有益地,在一些实施例中,这样的伪影可以由声成像机器110的处理器112使用由接收器接口118从介入设备600上的一个或多个无源声接收器610接收到的反馈来减轻。

[0069] 利用适当的像差校正,这可以允许在不牺牲成像分辨率的情况下在常规声探头的深度的约两倍处进行成像。一般而言,在不丢失大量的可用信号的情况下在深度的两倍处进行成像要求将声探头信号的中心频率减少两倍。同时,在不牺牲分辨率同时维持相同的成像频率的情况下在深度的两倍处进行成像要求维持相同的F数目,这意味着有源孔径必须跨度与波长的两倍一样多。组合这两个效应,有源孔径的尺寸应当是 $2 \times 2 = 4$ 倍更大以将相同的成像分辨率维持在深度的两倍处。因此,在 8 cm 的深度处的具有 10 cm 有源孔径的声换能器元件222的阵列的分辨率将可与在 4 cm 的深度处的在 7 MHz 的频率处的具有 2.5 cm 声孔径的常规阵列的成像比较。而且,通过将来自更大数目的声换能器元件222的信号相干地加和,能够提高信噪比(SNR)。

[0070] 图7图示了声成像的方法700的一个范例实施例的流程图。为了提供具体描述,对图1的系统100和声探头200进行参考。然而,应当理解,通常该方法可以通过具有与系统100不同的配置以及与声探头200不同的配置(例如,声探头400和500)的系统来执行。

[0071] 操作710可以包括提供声探头200,声探头200包括衬底210,声探头200被配置为被应用到对象的皮肤,其中,衬底具有第一主表面212和第二主表面214,第一主表面212和第二主表面214具有至少大约 12 cm 的直径和符合声探头200被应用在其处的皮肤的形状的凹面盘的形状。此处,声探头200还具有:至少一个设备插入端口230,其包括从第一主表面212穿过衬底210到第二主表面214的开口;以及声换能器元件222的阵列,其由衬底210支撑并被设置在一个或多个设备插入端口230周围。声探头200可以被应用到在期望执行介入流程的区域处的对象的皮肤,并且经由穿过附接物240的一个或多个带(例如,利用Velcro)被固定在适当的位置中。而且,一个或多个介入设备(例如,介入设备600)可以被插入并穿过(一个或多个)设备插入端口230并且到对象的组织中。在一些实施例中,处理器112可以确定取向或者对齐,其将使得穿过设备插入端口230的介入设备能够到达用于介入流程的对象的身体中的目标位置。在该情况下,在介入设备被插入到设备插入端口230中之前或者同时,介入设备可以与目标位置对齐或关于目标位置被取向。下面将更详细地描述用于这样的取向或对齐的设备和方法的实施例。

[0072] 在操作720中,声成像机器110的处理器112可以对经由用户接口114接收到的用户指令和被存储在存储器中的程序指令作出反应以将信号发送到声探头200的声换能器元件

212中的至少一些。

[0073] 在操作730中,响应于从声成像机器110接收到的信号,声探头200的声换能器元件122可以形成声探头波束并将声探头波束发送到感兴趣区域(例如,将要执行介入流程的人体中的区域)。

[0074] 在操作740中,声探头200的声换能器元件122中的一些或全部可以响应于声探头信号,从感兴趣区域接收声回波。响应于声回波,声探头200可以将一个或多个信号发送到声成像机器110的处理器112。

[0075] 在操作750中,声成像机器110可以在接收器接口118处接收来自被提供在穿过声探头200的设备插入端口230的介入设备(例如,介入设备600)的远端处的声接收器(例如,声接收器610)的反馈信号。

[0076] 在操作760中,声成像机器110并且特别是处理器112可以使用来自声接收器610的反馈信号来将声接收器并且因此介入设备600的尖端相对于由声探头200从感兴趣区域接收到的声回波的位置进行配准。即,声成像机器110根据反馈信号来确定介入设备600的尖端的位置,使得其可以跟踪该尖端并且因此其可以仅对该尖端周围的小区域进行成像。换句话说,声成像机器被设置为跟踪介入设备相对于感兴趣区域的相对位置。在一些实施例中,跟踪协议可以基于介入设备600的尖端的预期位置来优化。例如,仅换能器元件222的子集可以被选择以声穿透(一个或多个)声接收器610,以基于(一个或多个)声接收器610的方向性剖面来确保(一个或多个)声接收器610上的最大信号。这可以帮助增加跟踪灵敏度和SNR。

[0077] 在操作770中,声成像机器110并且特别是处理器112可以响应于从声探头220响应于从感兴趣区域接收到的声回波而接收到的一个或多个信号,产生感兴趣区域的声图像。包括介入设备的位置的这些声图像可以在显示器116上被显示给医师以用于引导由医师在正被成像的感兴趣区域中正执行的介入流程。

[0078] 在操作780中,声成像机器110并且特别是处理器112可以使用对(一个或多个)声接收器610相对于声回波的位置的配准来减轻声图像中的像差伪影。

[0079] 根据本发明的优选方面,声成像机器110被配置为实现声探头的有源孔径的优化方法1300,即,选择换能器元件222的子集以声穿透(一个或多个)声接收器610,以基于如上文在操作760的上下文中所解释的(一个或多个)声接收器610的方向性剖面来确保(一个或多个)声接收器610上的最大信号。在图13中示意性地描绘了这样的优化方法1300的范例实施例的流程图。方法1300在操作1301中开始,其中,声成像机器110(通常是处理器112)计算声接收器610的位置,如上文在操作760中更详细地解释的。该计算的位置将由声成像机器110用于将声信号聚焦到该位置上,如下面将更详细地解释的。

[0080] 在操作1303中,声成像机器110定义有源孔径的直径,其在第一次执行操作1303的情况下,可以等于将有源孔径直径设置为默认值。例如,在声探头20具有10cm直径的最大有源声孔径的情况下,在操作1305中,有源声孔径的初始直径可以被设定为3cm并且被定位在初始位置中(例如,被集中在声探头200的设备插入端口230周围)。应注意到,在对关于有源声孔径的“直径”进行参考的情况下,这不必限于圆形孔径。所选择的有源孔径具有多边形形状(诸如其中直径指代这样的形状的主对角线的正方形形状)是同样可行的。

[0081] 此外,将理解到,有源声孔径的尺寸和位置的选择对应于声成像机器110,其将发

送信号提供给声换能器元件222的选择以使声换能器元件222的选择将声探头信号发送到感兴趣区域,即,使声换能器元件222的选择将声探头信号聚焦到如在操作1301中所确定的声接收器610的位置上。声换能器元件222的该选择定义有源声孔径,并且将理解到,在直径的改变和/或位置的改变方面对有源声孔径的调节对应于被选择以形成有源声孔径的声换能器元件的变化。这在图14的帮助下进一步解释,其示意性地描绘了具有由所选择的多个声换能器元件222(仅为了清楚起见,未示出在图14中)形成的有源声孔径225的声探头200。

[0082] 在操作1305中定义有源声孔径225的初始位置时,此处由其中有源声孔径225通过非限制性范例的方式集中在设备插入端口230周围的情形A示意性描绘,声成像机器110控制定义有源声孔径225的声换能器元件222以使声换能器元件的选择在声接收器610的方向上发送声探头信号,例如以将声探头信号聚焦到声接收器610的小周围区域上以(例如,通过经由对紧密接近焦点的一些点进行采样来测量系统的点扩展函数)得到焦点质量的指示。当声接收器位置固定时,这可以通过涉及对声孔径225的系统波束转向或者平移的多个超声发送事件来完成。备选地,声孔径225可以被聚焦在声接收器610处,并且可以确定在其期间接收声信号的持续时间。比发送脉冲长度大得多的时间窗口指示增大的像差。

[0083] 在操作1307中,反馈信号由声成像机器110接收,该反馈信号源自于声接收器610并且是对被指引到具有定义如在操作1305中所生成的所选择的有源声孔径225的声换能器元件222的声接收器610处的声探头信号的响应信号。

[0084] 在操作1307中,声成像机器110确定反馈信号的质量指示,在一些实施例中该质量指示可以由定义有源声孔径225的声换能器元件222的选择指引到声接收器610上的发送信号的焦点质量的确定。这样的焦点质量可以使用任何合适的度量确定,如本领域的技术人员本身众所周知的。由声成像机器110部署的度量可以取决于使用声探头200的临床应用而不同。例如,在其中期望使旁瓣能量最小化的场景中,例如,由于小的低回声特征是感兴趣的,所以与其中期望使主瓣定义最大化(例如,由于小的高回声特征需要被分辨)的场景相比较,可以使用不同的度量。

[0085] 后续操作1309是任意的操作,其例如可以在具有所选择的直径的有源声孔径225将在跨承载声换能器元件222的表面214的一个或多个方向上被平移以便(即,通过选择声换能器元件222的不同的集合以在该新位置中定义有源声孔径225)将有源声孔径225重定位在该表面上的情况下被部署,如由图14中的情形B示意性地描绘的。因此,该操作可以被用于找出如通过其声接收器610所确定的有源声孔径225相对于介入设备600的最佳位置。特别地,如果已经测试了要被测试的所有预定义位置,则其可以在操作1309中进行检查。如果情况不是这样,则方法1300可以返回到操作1305,其中,有源孔径位置根据位置调节算法或调度来重新定义,在其之后用于该调节的有源声孔径225的反馈信号的质量指示被确定。这被重复直到有源声孔径225的所有位置或者定位已经以这种方式被调查。这通过情形B和B'在图14中示意性地描绘,其描绘沿着轴1400对有源声孔径225的重定位。例如,声有源声孔径225可以使用在固定距离范围内的固定步进增量(例如,在有源声孔径225的初始位置的任一侧上在10mm范围内的0.4mm增量),从而得到总共51个测量点。

[0086] 如由技术人员将理解到的,在以上范例中,当有源声孔径225的初始位置可以在轴1400上的任何合适的位置中被选择时,被集中在设备插入端口230周围的有源声孔径225的初始定位仅是通过非限制性范例的方式。此外,应注意到,有源声孔径225的理想位置的调

查不限于在单个方向上对有源声孔径225的系统重定位；在多个方向上（例如，在垂直于轴1400的第二方向上）对该位置的系统改变同样地可以被部署。

[0087] 额外地或者备选地，有源声孔径225可以使用电子波束转向相对于声接收器610被重定位，使得利用声换能器元件222的单个选择，执行具有声接收器610的多个（焦点）质量测量结果，其中每个质量测量结果对应于特定波束转向角（或者波束转向角的范围），在这种情况下，该特定波束转向角（或者角的范围）被系统地改变以便获得有源声孔径225相对于声接收器610的最佳定位。以这种方式，可以优化器械跟踪能力。

[0088] 在操作1311中，检查在该直径将被系统地改变的情况下，是否已经调查了有源声孔径225的所有直径。例如，对于具有如由声换能器元件222的总数定义的大约10cm的固有有源声孔径的声探头200而言，有源声孔径225的有效直径（即，有源声孔径225呈现最佳声性能的直径）可以通过在该校准方法1300中系统地改变该直径的尺寸来找出，如由图14中的情形A'示意性地描绘的。这例如可以通过使用固定增量从初始值系统地增加或者减小直径的尺寸来完成。以非限制性范例的方式，对于以上声探头200而言，初始直径尺寸值可以被设定为3cm并且可以被系统地增加1cm，直到直径已经到达10cm的尺寸。如果在操作1311中发现并非所有直径已经被调查，则方法1300可以返回到操作1303，其中，有源声孔径225的直径被相应地调节，在其之后使用来自声接收器610的反馈信号的上文解释的声质量测量针对具有经调节的直径的有源声孔径225被执行。

[0089] 一旦所有期望的声质量测量结果已经被收集（例如，被存储在数据存储设备（诸如存储器）中）时，方法1300就前进到操作1313，其中，具有最佳声性能的有源声孔径225的尺寸和/或位置根据所收集的声质量测量结果来确定，在其之后方法1300可以前进到操作1315，其中，原位利用介入设备600对感兴趣区域的成像利用声成像机器110执行，声成像机器110被配置为操作声探头200，使得声成像机器110将另外的信号发送到声换能器元件222的优选选择，即，定义最佳有源声孔径225的声换能器元件222的选择以使声换能器元件222的优选选择将另外的声探头信号发送到感兴趣区域，并且响应于所述另外的声探头信号，根据由声探头200从感兴趣区域接收到的声回波来产生感兴趣区域的声图像。这可以继续直到介入设备600被重定位在感兴趣区域内，如在操作1317中其被检查的。在这样的重定位时，最佳有源声孔径225需要被重新计算，因为该孔径是介入设备600到感兴趣区域中的位置（例如，插入深度）的函数。因此，在这样的重定位时，方法1300可以返回到操作1301以确定针对介入设备600的新位置的最佳有源声孔径225。

[0090] 此时，应注意到，孔径校准方法1300的上文所描述的实施例仅是范例实施例。例如，仅优化有源声孔径225的尺寸或者仅优化有源声孔径225的位置（例如，通过沿着换能器阵列上的一系列位置移动具有固定尺寸的有源声孔径225）是同样可行的。

[0091] 此外，应当理解，与对有源声孔径225调整尺寸隔离地或组合地对有源声孔径225的重定位不限于沿着一个或多个轴1400的有源声孔径225的系统重定位。这样的重定位可以以任何合适的方式实现。例如，有源声孔径225可以以系统的方式被重定位以获得笛卡儿网格或者在设备插入端口630周围形成同心圆或者根据声接收器610周围的焦点形成同心圆。在另一实施例中，合成孔径技术可以被部署，其中，声换能器元件222的阵列被分为多个子孔径，其中，对于每个子孔径225而言，（例如，根据焦点质量的）声性能通过在围绕声接收器610的区域上滑动或操纵子孔径225的声信号来确定。以这种方式，表现良好的子孔径225

可以被识别,在其之后方法1300可以通过利用相邻的子孔径将其分类来对由此识别的子孔径225调整尺寸。以这种方式,可以评价孔径尺寸的范围,从其可以选择最好的执行孔径,如上文所解释的。

[0092] 此外,方法1300的实施例不限于有源声孔径225的尺寸和/或位置的系统改变以将声信号聚焦在声接收器610上。在感兴趣区域内的有限深度范围上移动利用这样的有源声孔径225生成的发送焦点以进一步扩展针对感兴趣区域内的介入设备600的特定位置的声探头200的最佳有源声孔径225的系统评价同样是可行的。

[0093] 如上所述,针对声成像系统和方法的一个期望的属性是声探头的徒手操作。特别地,当在微创手术流程中使用超声成像来引导一个或多个介入设备(例如,手术工具)时,声探头的徒手操作是期望的,使得除了医师/外科医师之外,不需要超声医师。然而,在流程期间,然而可以存在其中将介入设备保持在期望的位置处的外科医师想要或者需要在不扰乱介入设备的位置的情况下针对不同的任务使用她/他的手的时候。这可以例如包含操纵第二介入设备的位置、操纵成像机器上的设置或者插入导丝。

[0094] 为此目的,图8图示了针对声探头(例如,声探头200)的设备插入端口(例如,设备插入端口230)的器械引导物800的范例实施例。

[0095] 图9图示了声探头200、被设置在设备插入端口230中的器械引导物800和被设置为穿过器械引导物800的介入设备300的布置900的范例实施例。应当理解,类似布置可以针对声探头400和500被提供,并且针对具有一个或多个设备插入端口的不同配置的其他声探头被提供。还应当理解,器械引导物800可以与声探头200集成并且因此被认为是声探头的部分,或者是可移除地被插入在设备插入端口230中的分离的元件。

[0096] 器械引导物800包括:球结构820,其具有用于使介入设备300穿过其的圆柱形孔823;和可调节夹具810,其至少部分地围绕球结构820。夹具810具有球形内表面并且被安装到设备插入端口230的内表面。

[0097] 在一些版本中,圆柱形孔823具有允许具有至少约1.5mm的直径的介入设备300穿过其的直径。球结构820可以包括多个较大的半软的可变形分段822和较小的刚性分段824。在一些版本中,分段822可以由多孔聚四氟乙烯制成,并且分段824由不锈钢制成。有益地,可调节夹具810具有球形内表面,具有足够松散的适配,使得球结构820可以自由地旋转并且介入设备300可以从器械引导物800自由地滑进和滑出。

[0098] 在操作中,器械引导物800允许被插入其中的介入设备300的自由移动,直到其由锁定单元放置于锁定模式中并且当被锁定时,然后介入设备300被安全地保持在适当的位置中(在固定位置处)。更特别地,当可调节夹具310放松时,则球结构820可以在可调节夹具810内自由地旋转并且器械引导物800内的介入设备300的插入深度可以被调节。然而,当可调节夹具810收紧时,则球结构820被固定在可调节夹具810内并且器械引导物800物内的介入设备300的插入深度被锁定。

[0099] 为了将介入设备300锁定在器械引导物800中,可调节夹具810可以从通孔812所处的突出端一起被挤压。在各种实施例中,这能够例如利用螺母/螺栓结构、类似于与自行车线缆一起采用的机构、电磁致动器等来实现。当可调节夹具810被挤压时,其将球结构820锁定在适当的位置中,并且还抵靠介入设备300推动分段824以锁定插入深度。

[0100] 在一些实施例中,脚踏板可以由用户(例如,医师/外科医师)被用于选择性地收紧

和放松可调节夹具810以锁定和解锁器械引导物800。在其他实施例中,声成像机器110可以对来自用户的语音命令作出反应以选择性地收紧和放松可调节夹具810以锁定和解锁器械引导物800。在另外的其他实施例中,对可调节夹具810的锁定可以由声(超声)扫描器发起,以避免将介入设备锁定在某些关键区域中。

[0101] 器械引导物和包括器械引导物的声探头的许多变型和不同的实施例是可能的。

[0102] 在一些实施例中,器械引导物中的孔的形状和/或尺寸可以被适配到特定形状和/或在特定接入设备要被插入的情况下被适配。

[0103] 在一些实施例中,器械引导物可以通过利用电磁体将其磁化来固定在适当的位置中。

[0104] 在一些实施例中,声探头可以具有多个器械端口并且器械端口中的一些或全部可以被装备有器械引导物。

[0105] 在一些实施例中,器械引导物可以包括一次性球结构,来帮助维持手术环境中的无菌性。

[0106] 在一些实施例中,器械引导物可以被配置为提供对介入设备被插入到其中的器械引导物中的孔的取向或方向的分离的独立的锁定,以及对被插入在孔内的介入设备的锁定。

[0107] 当将被插入在器械引导物内的介入设备插入到声探头的设备插入端口中时,确定对于介入设备到达声图像中的某个解剖目标位置所需要的正确取向或测角可以是具挑战性的。

[0108] 因此,下面描述了系统和声探头,所述声探头包括设备插入端口以及编码的且可调节的器械引导物,其能够与声成像机器通信以自动地确定针对介入设备的最佳插入取向,以及自动地或者手动地优化器械引导物的取向的方法,使得在该取向上通过器械引导物插入的介入设备将与声图像中的用户定义的目标解剖位置相交。这能够减少重复的设备插入的发生,因此减少对对象的创伤、改进临床 workflow 并且实现更准确的介入。

[0109] 图10图示了对被设置在声探头的设备插入端口中的器械引导物进行取向以将介入设备尖端定位在于对象中正被声成像的感兴趣区域内的期望的目标位置处的范例操作。为了提供具体描述,对图1的系统100和布置1000进行参考,布置1000是声探头200、器械引导物800和操纵杆1010的组合。然而,应当理解,通常操作可以由具有与布置1000不同的配置以及与声探头200不同的配置(例如,声探头400和500)的布置执行。

[0110] 图10示出了声成像平面50和操纵杆1010,其可以被用于将器械引导物800操纵到期望的取向,其可以由声成像机器110的处理器112计算以将介入设备的尖端放置在目标位置15处。

[0111] 在操作中,一旦声探头1000已经令人满意地被定位在介入流程的对象上,则临床医师/外科医师就可以(例如,通过经由用户接口114和显示器118在超声图像上点击点或绘制目标位置或区域)定义声图像平面50的感兴趣区域内的目标位置15。处理器112可以然后从声扫描器检索目标位置15。由于器械引导物800被附接到并且因此被配准到声探头200的声换能器元件222的阵列,所以处理器112可以自动地计算器械引导物800的取向,其需要使得介入设备300能够到达目标区域15。

[0112] 在一些实施例中,器械引导物800的取向可以由器械引导物800提供有的编码器定

义。

[0113] 在编码器的一个实施例中,球结构820可以具有被提供(例如,被涂画)在其上的独特的空间上不同的光学模式,其可以使用被嵌入在可调节夹具810中的高分辨率微型相机读出。这样的模式可以例如是具有取决于经度和纬度坐标的线厚度的纬度和经度线的网格。为了进一步区分,经度线还可以具有与纬度线不同的颜色。这样的布置可以提供用于移动球结构820的三个自由度(即,尖端/倾斜/旋转)。在该情况下,处理器112可以计算器械引导物800的期望的取向和相关联的(一个或多个)编码器值,并且可以自动地操纵器械引导物800以经由通过将(一个或多个)实际编码器值与(一个或多个)计算的编码器值相比较的反馈具有计算的取向。在一些实施例中,这可以在介入设备通过器械引导物800被引入之前完成。可以使用能够被包括在探头线缆205中的有线连接来实现处理器112与器械引导物800之间的电子通信。一旦器械引导物800已经被调节到期望的取向,介入设备就可以根据需要被插入。

[0114] 一些实施例可以利用额外编码用于将介入设备插入在对象中的目标位置15处的过程。例如,在一些实施例中,介入设备可以具有一个或多个长度标志以及用于长度近似和锁定介入设备的小凹槽。基于这些(一个或多个)长度标志和/或小凹槽的长度和角度测量结果可以被用于近似介入设备的取向和位置。

[0115] 在另一实施例中,处理器112可以计算器械引导物800的期望的取向和相关联的(一个或多个)编码器值,并且用户可以(例如,经由操纵杆1010)手动地操纵器械引导物800以匹配(一个或多个)计算的编码器值。

[0116] 为了帮助对器械引导物800的手动调节,操纵杆1010可以被暂时地附接到器械引导物800。在取向/调节过程完成时,操纵杆1010能够被移除并且由介入设备替换。在另一实施例中,操纵杆1010可以具有通过其可以插入介入设备的中空通道,其可以允许介入流程在不必移除操纵杆1010的情况下被执行。备选地,操纵杆1010可以在对齐的取向上被永久地附接到器械引导物800,但是相对于介入设备的插入点稍微地平移以允许介入设备的插入。

[0117] 在对器械引导物800的手动调节期间,投影的工具路径25可以被显示在显示设备118上并且可以被连续地更新,使得用户还能够将此用作反馈来正确地对器械引导物800进行对齐。在一些情况下,如果所要求的调节在图像平面50之外,则仅使用基于图像的反馈来对齐器械引导物800可能是不可能的。

[0118] 为了帮助平面外调节,图11图示了具有设备插入端口230和被设置在设备插入端口230中的器械引导物800的声探头1100的又一范例实施例。在设备插入端口230周围的声探头1100的衬底210的上表面被配备有不同的颜色的灯元件(例如,发光二极管(LED))1100的三个圆形同心环。例如,在一些实施例中,LED的最内部环1112可以是黄色的,中间环114可以是绿色的,并且最外部环1116可以是红色的。这些LED灯可以在用户正将器械引导物800操纵到设备插入端口230中的期望的取向的同时用作引导。在一些实施例中,在任何给定时间处,仅一个LED可以被照亮以指示用户应当操纵器械引导物800的方向。

[0119] 图12图示了在对被设置在声探头1100的设备插入端口230中的器械引导物800进行取向以将介入设备尖端定位在期望的位置15处的同时提供用户反馈的过程。

[0120] 一旦处理器112计算了针对器械引导物800的(一个或多个)编码器值,用于指示合

适取向的LED可以被激活如下。首先,在确定的方向上的最内部的环1112的黄色LED可以被激活,这向用户指示器械引导物800需要在该方向上被枢转。一旦用户已经使器械引导物800枢转了如由处理器112所确定的正确量,最内部的环1112的黄色LED就可以被停用并且中间环1114的绿色LED可以被激活,这指示器械引导物800处在如由处理器112所确定的最佳取向上。如果用户超过目标并且使器械引导物800枢转太多,则中间环1114的绿色LED可以被停用并且最外面的环1116的红色LED可以被激活,这指示用户已经使器械引导物800枢转太多。任选地,在该阶段处,直径上相反的位置中的黄色LED也可以被激活,这指示用户必须现在在相反的方向上使器械引导物800向后枢转以到达最佳取向。

[0121] 如在由处理器112对器械引导物800的自动取向的情况下,一旦器械引导物800已经被调节到期望的取向,器械引导物800就可以在期望的取向上保持稳定,如上文所描述的,并且介入设备可以根据需要被插入。

[0122] 在一些实施例中,上文关于图12所描述的基于LED的工作流可以被用于对器械引导物800的取向的粗略调节,并且当前编码器值(和期望的最佳编码器值)还可以被显示在显示器118上以允许用户进一步微调器械引导物800的取向(如果需要的话)。在一些实施例中,声成像器110可以将音频反馈(例如,峰鸣)提供给用户以指示器械引导物800的最佳取向已经到达。

[0123] 取决于容纳器械引导物800的设备插入端口的形状,器械引导物800可以以多种方式以用于操纵插入通过其的介入设备的不同的可用自由度(DOF)来调节。

[0124] 例如,在其中器械引导物800仅能够被翻转和倾斜(俯仰和偏航)但是在设备插入端口(例如,设备插入端口230)内不可平移的实施例中,则将存在用于操纵介入设备的4个DOF。

[0125] 在其中器械引导物800能够沿着一个轴(例如,设备插入端口430或539)平移的其他实施例中,则将存在用于操纵介入设备的5个DOF。

[0126] 在其中器械引导物800能够沿着两个垂直轴(例如,设备插入端口是X形狭缝或狭槽)的另外的其他实施例中,则将存在用于操纵介入设备的6个DOF。

[0127] 在一些实施例中,沿着插入25的路径的介入设备的跟踪能够使用声(例如,超声)跟踪(InSitu)来完成,其中,在介入设备的轴上的一个或多个声传感器在声图像内被跟踪。将介入设备插入在器械引导物内的程度还能够使用器械引导物上的编码器来量化(例如,使用上文所描述的长度标志)。虽然该方法将未说明介入设备的任何弯曲,但是其能够用作针对介入设备的尖端的位置的良好初始近似,其然后可以由其他跟踪方法(诸如InSitu)利用。

[0128] 虽然在本文中详细公开了优选实施例,但是保持在本发明的构思和范围内的许多变型是可能的。在检查本文中的说明书、附图和权利要求书之后,这样的变型对于本领域的普通技术人员而言将变得清楚。因此,除了在随附权利要求书的范围之内之外,本发明将不受限制。

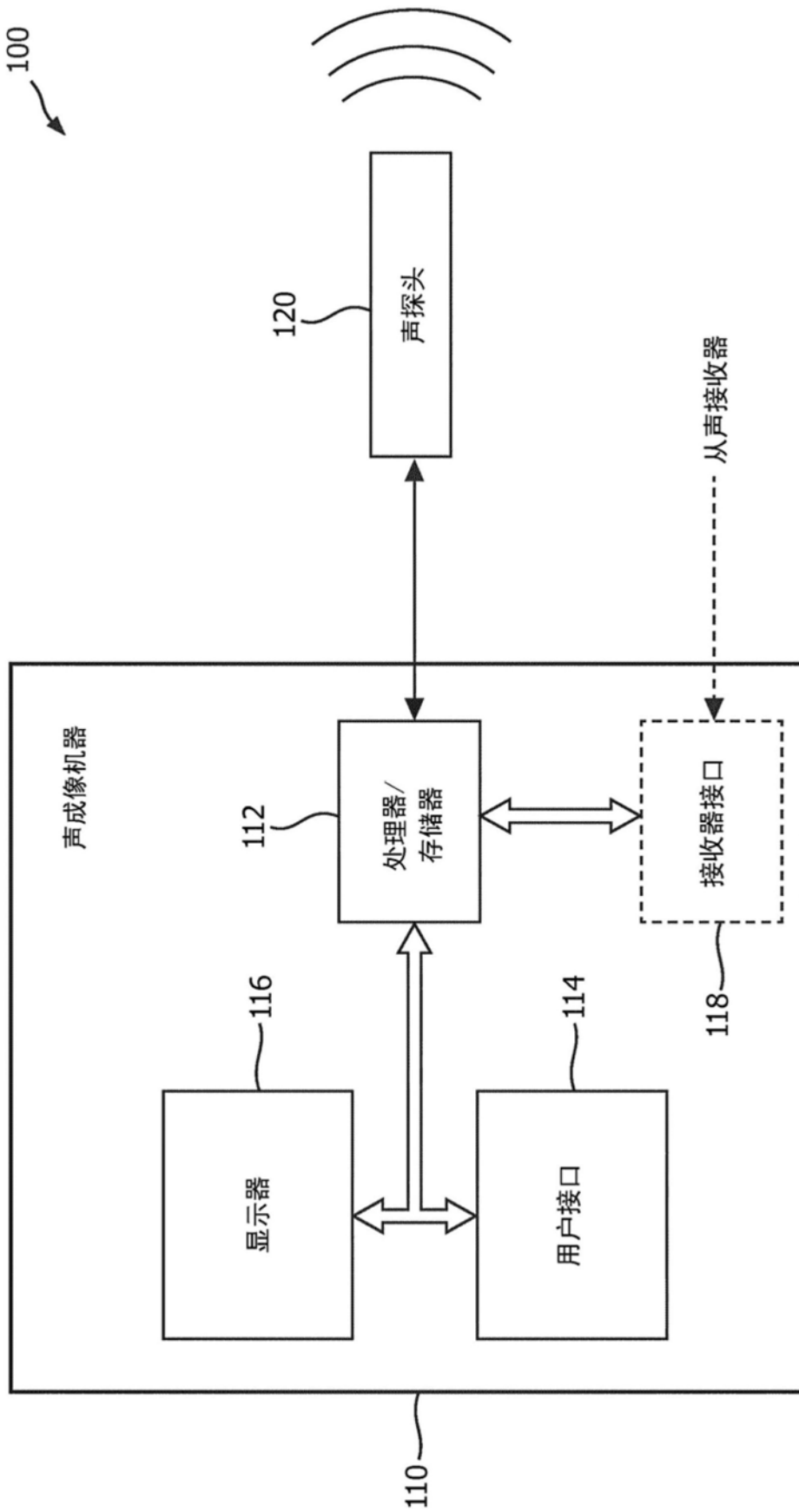


图1

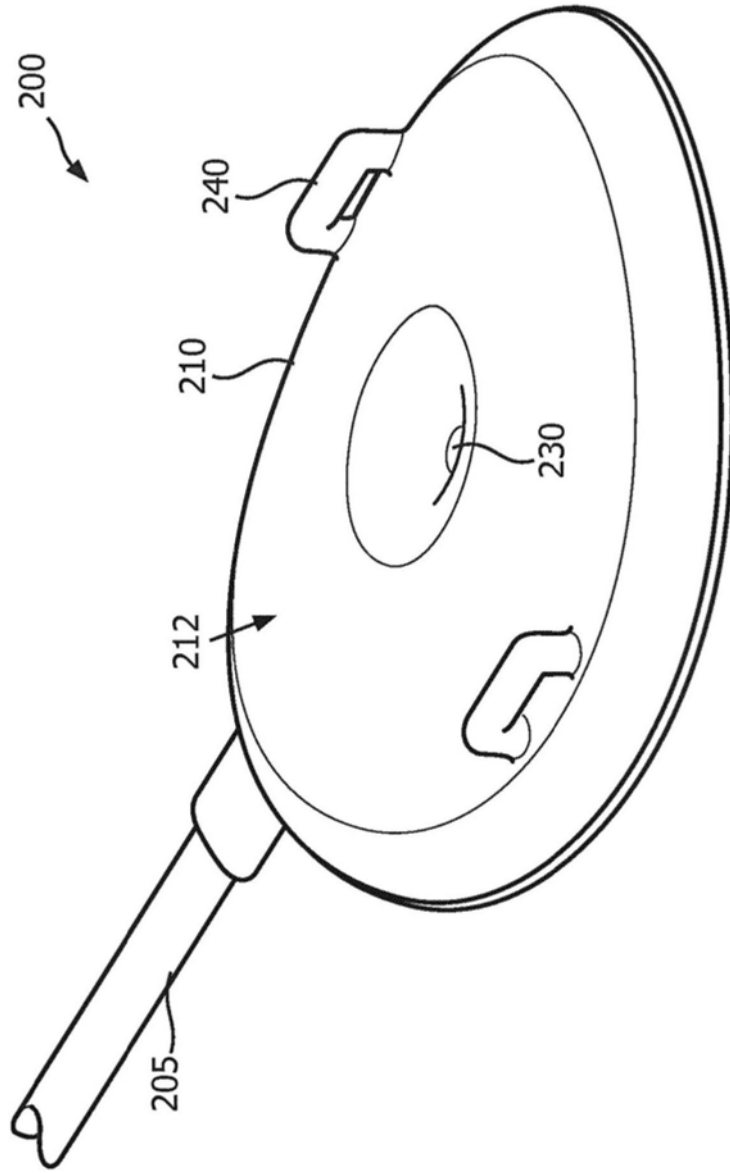


图2A

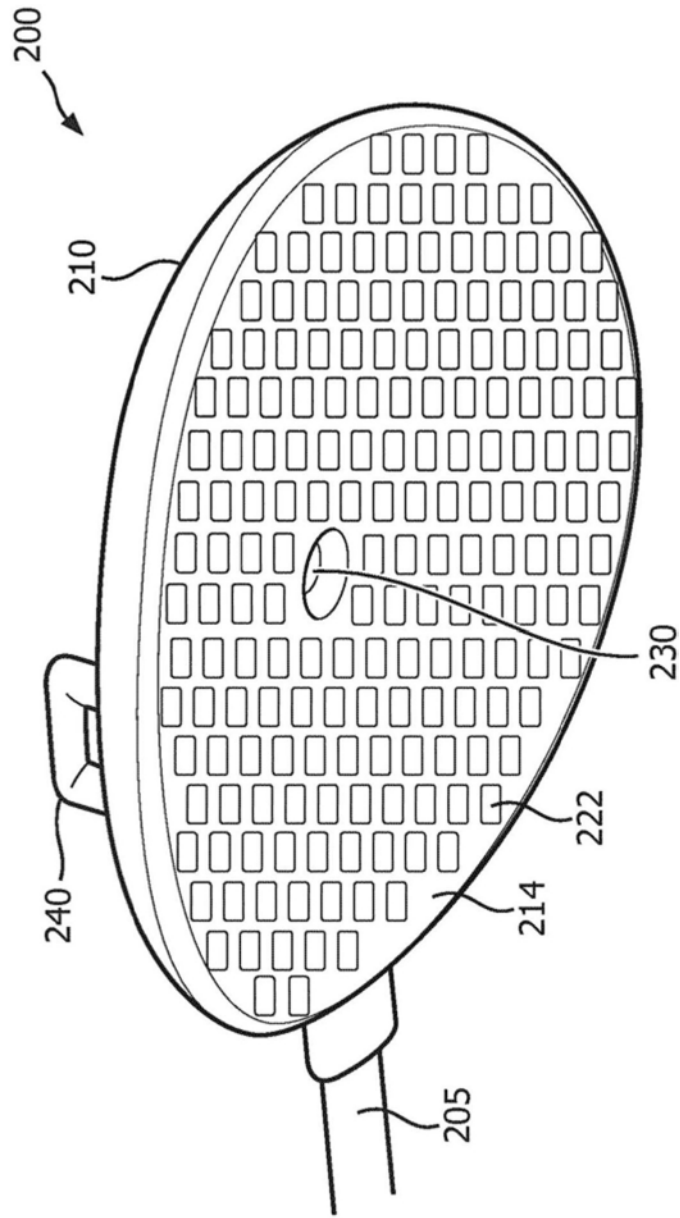


图2B

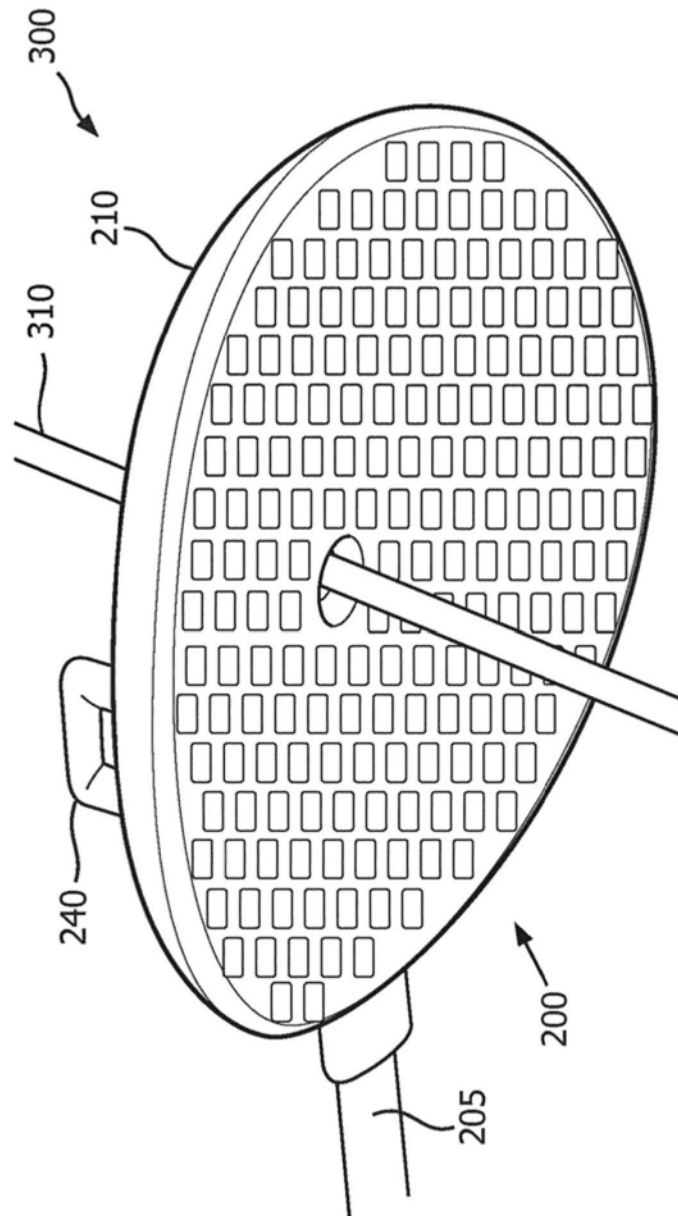


图3

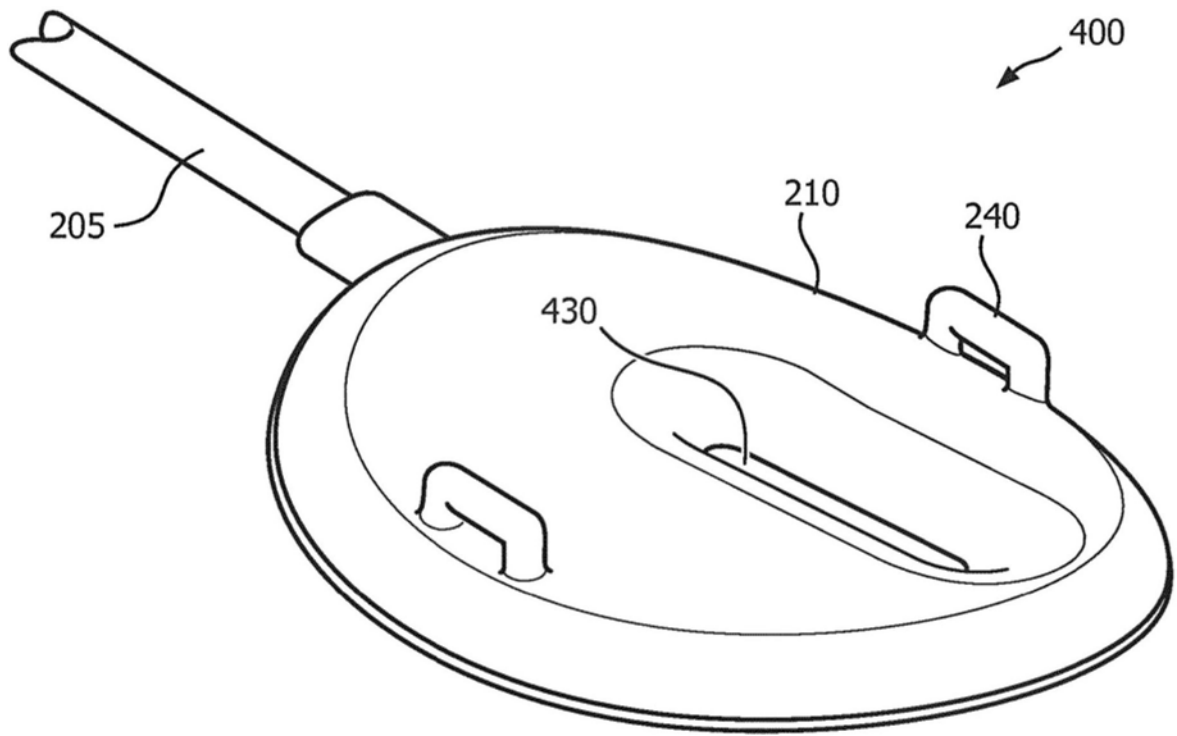


图4

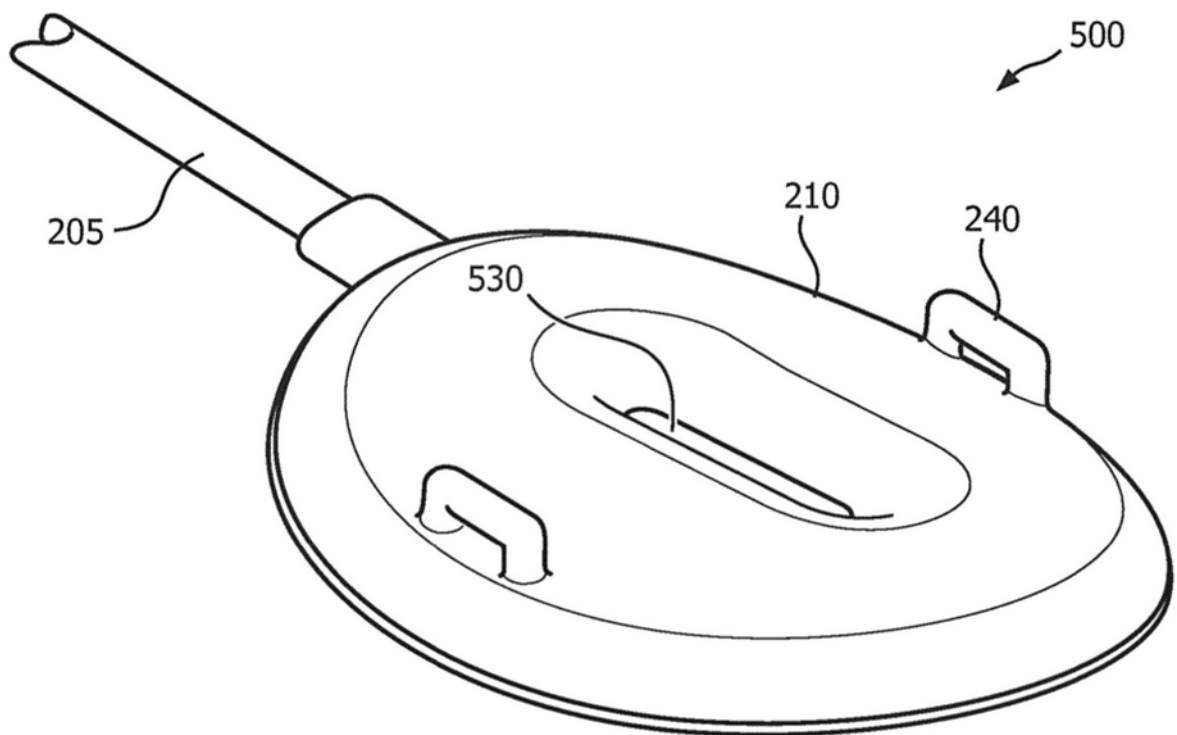


图5

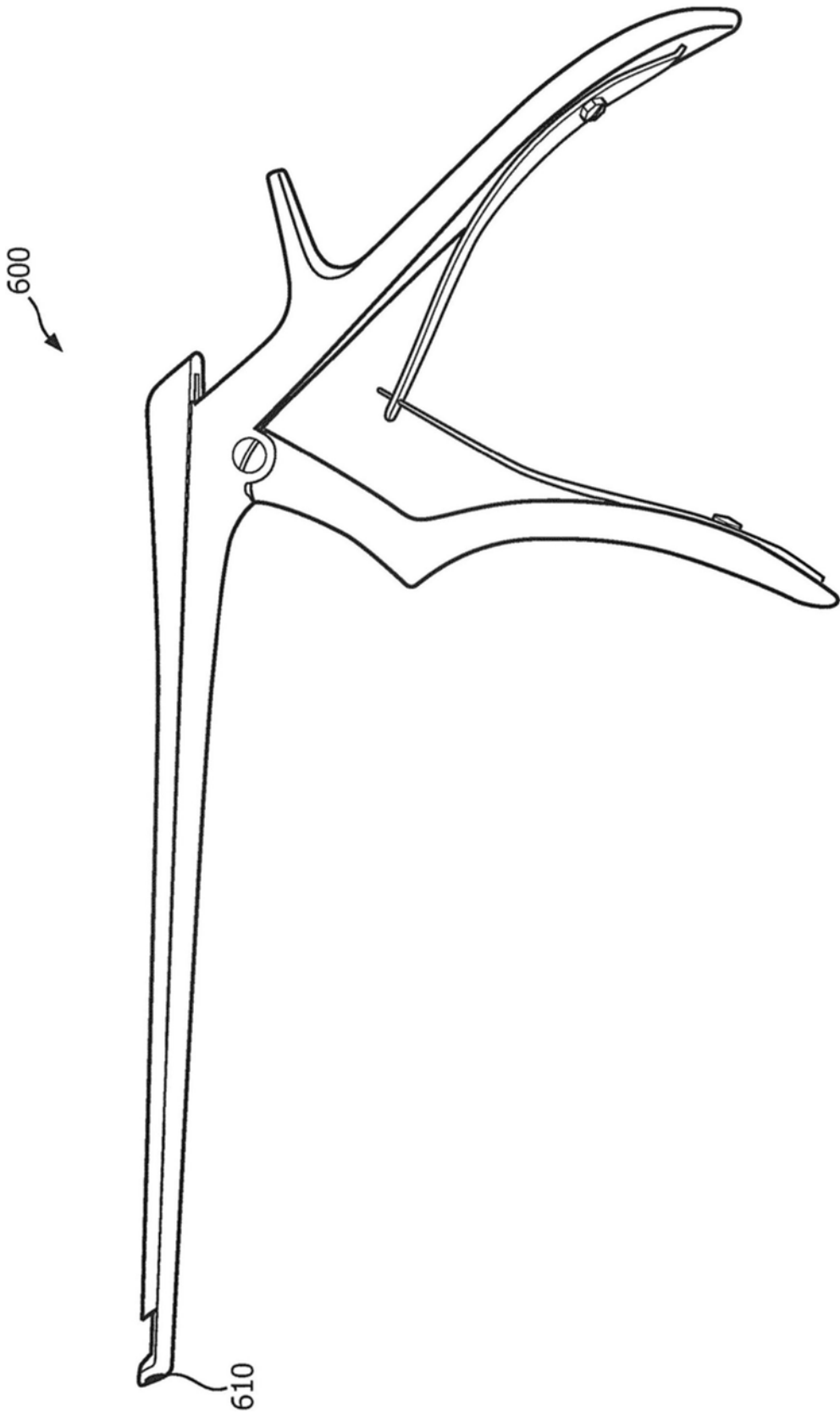


图6

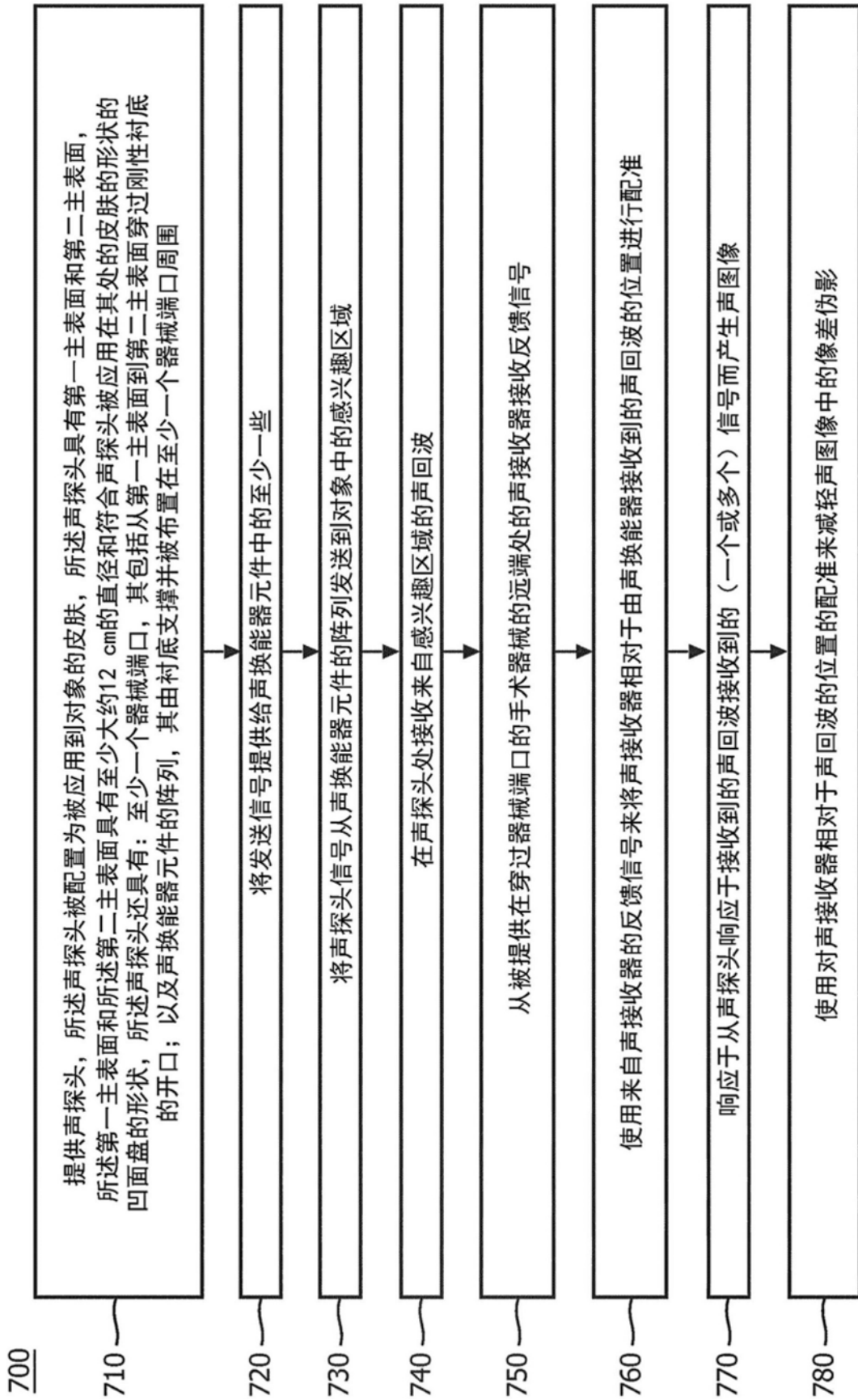


图7

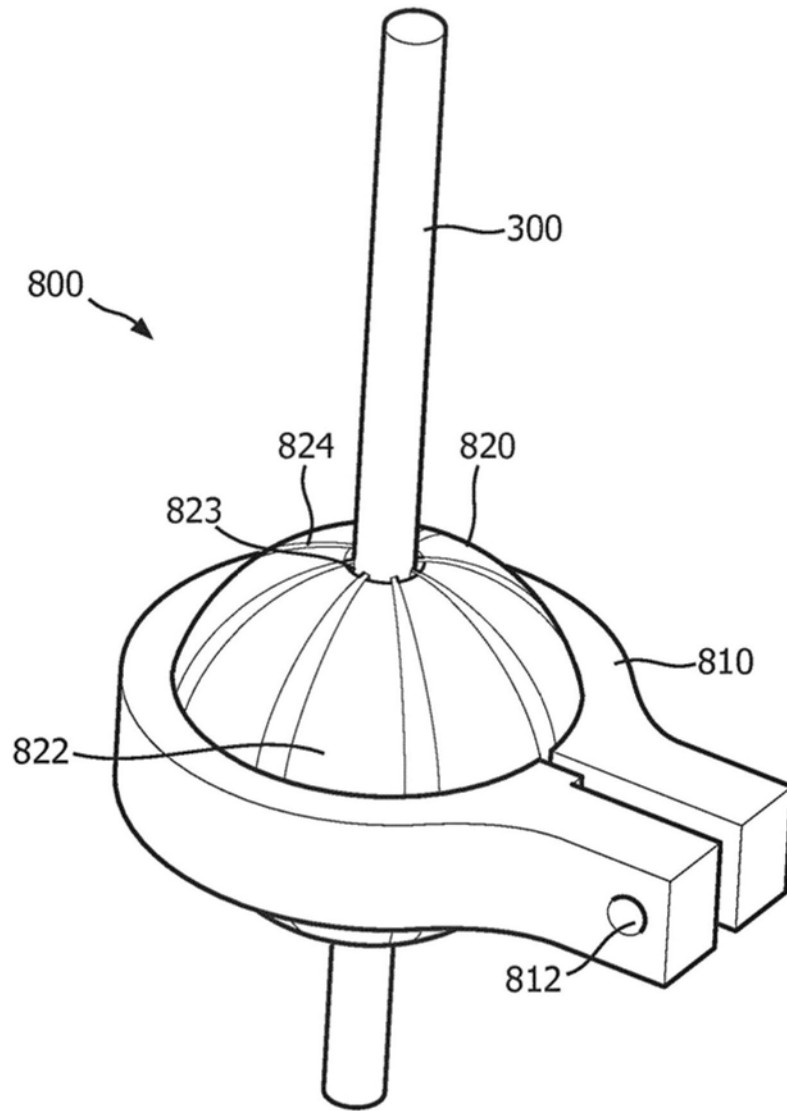


图8

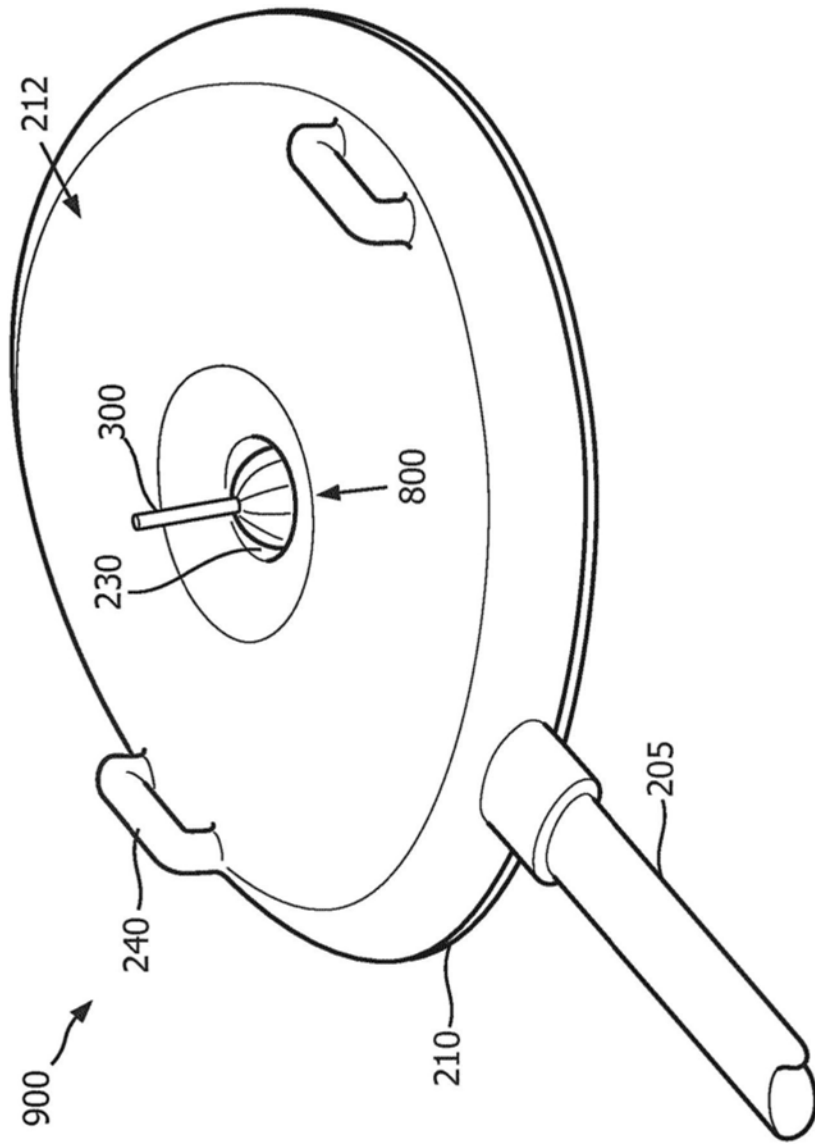


图9

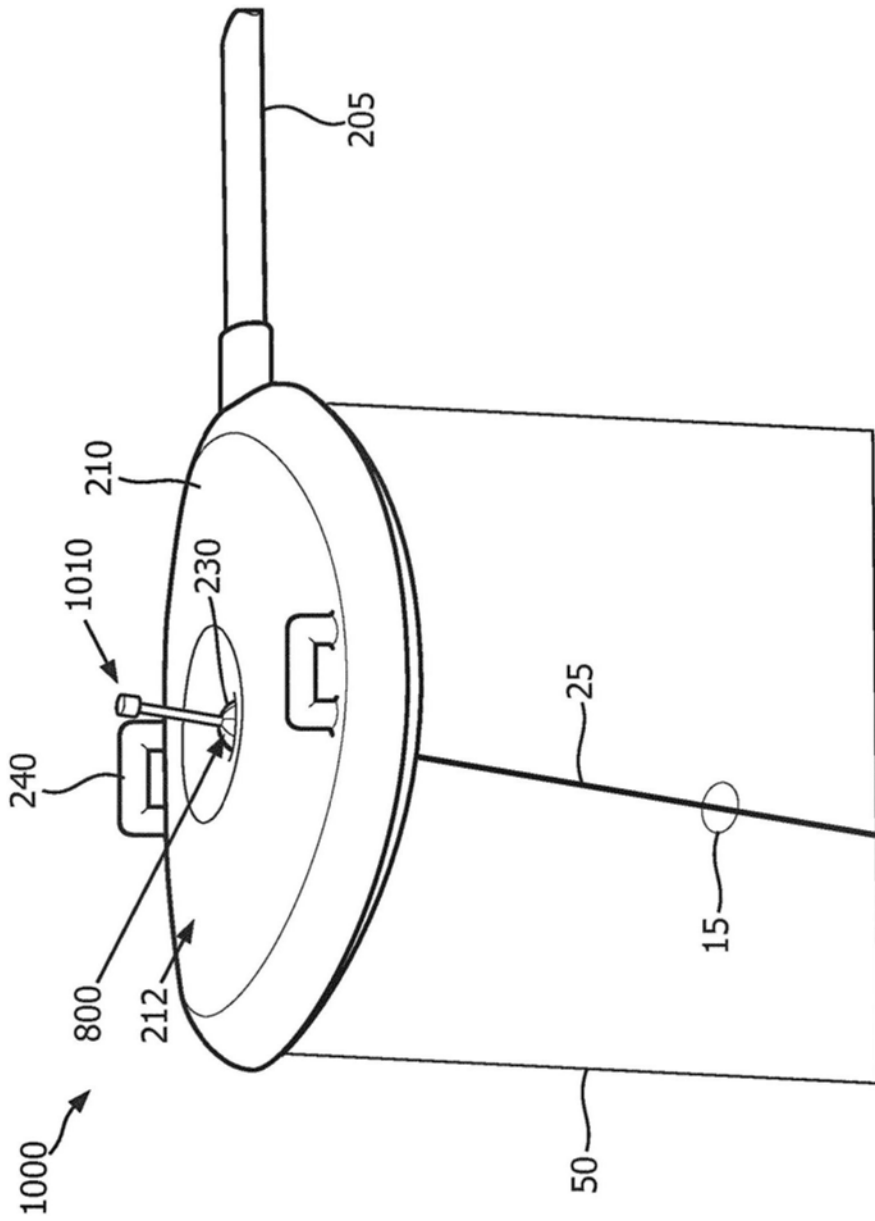


图10

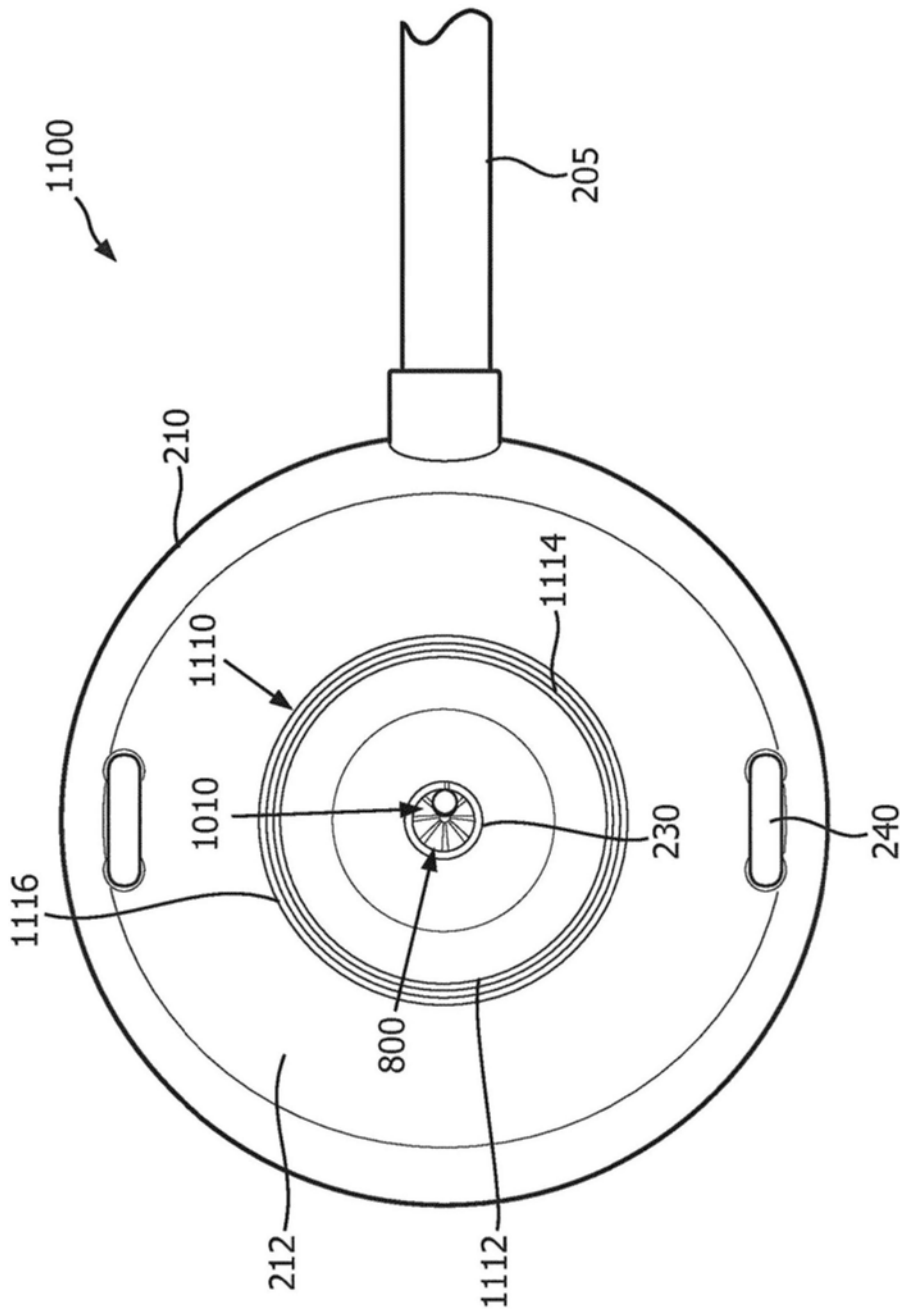


图11

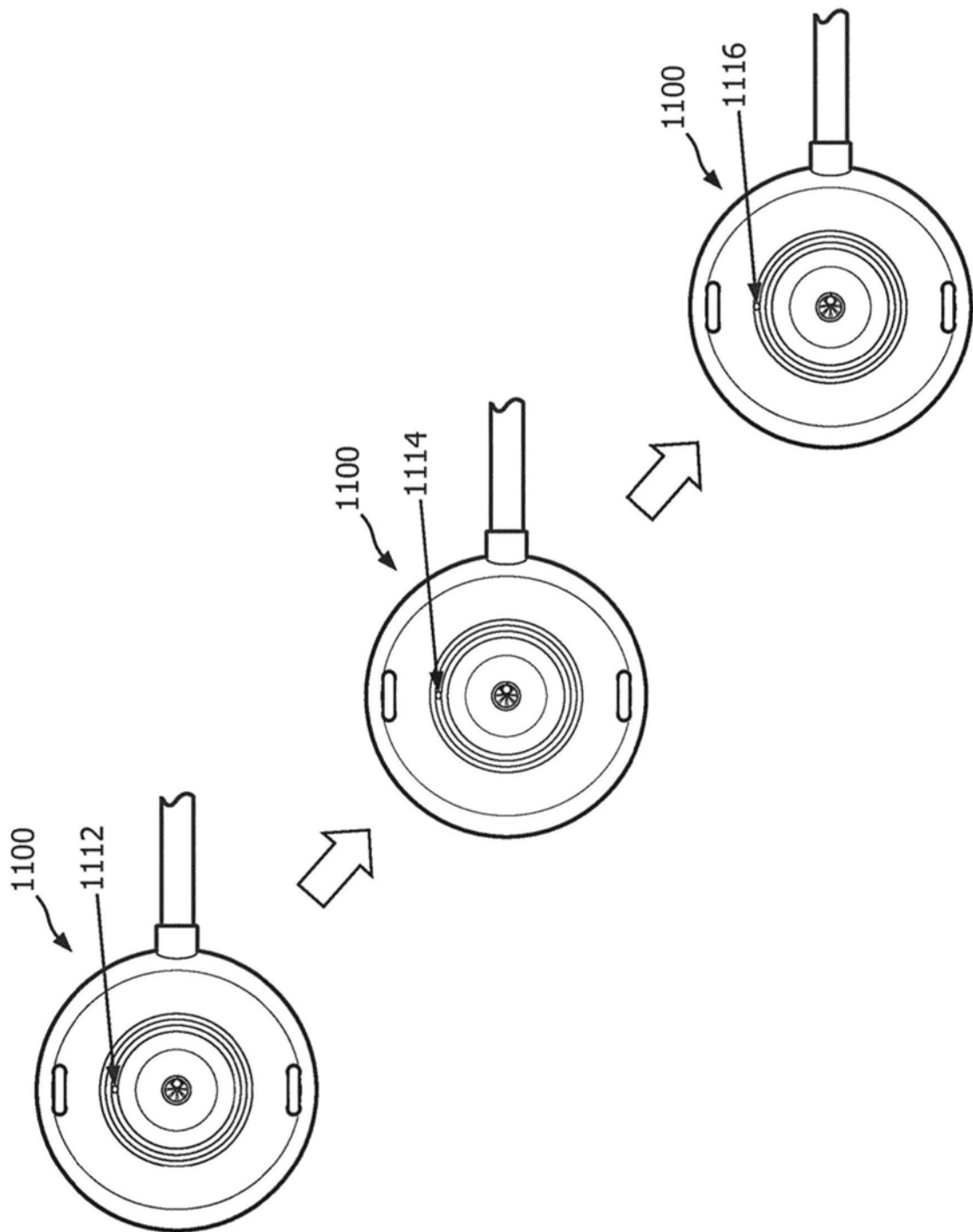
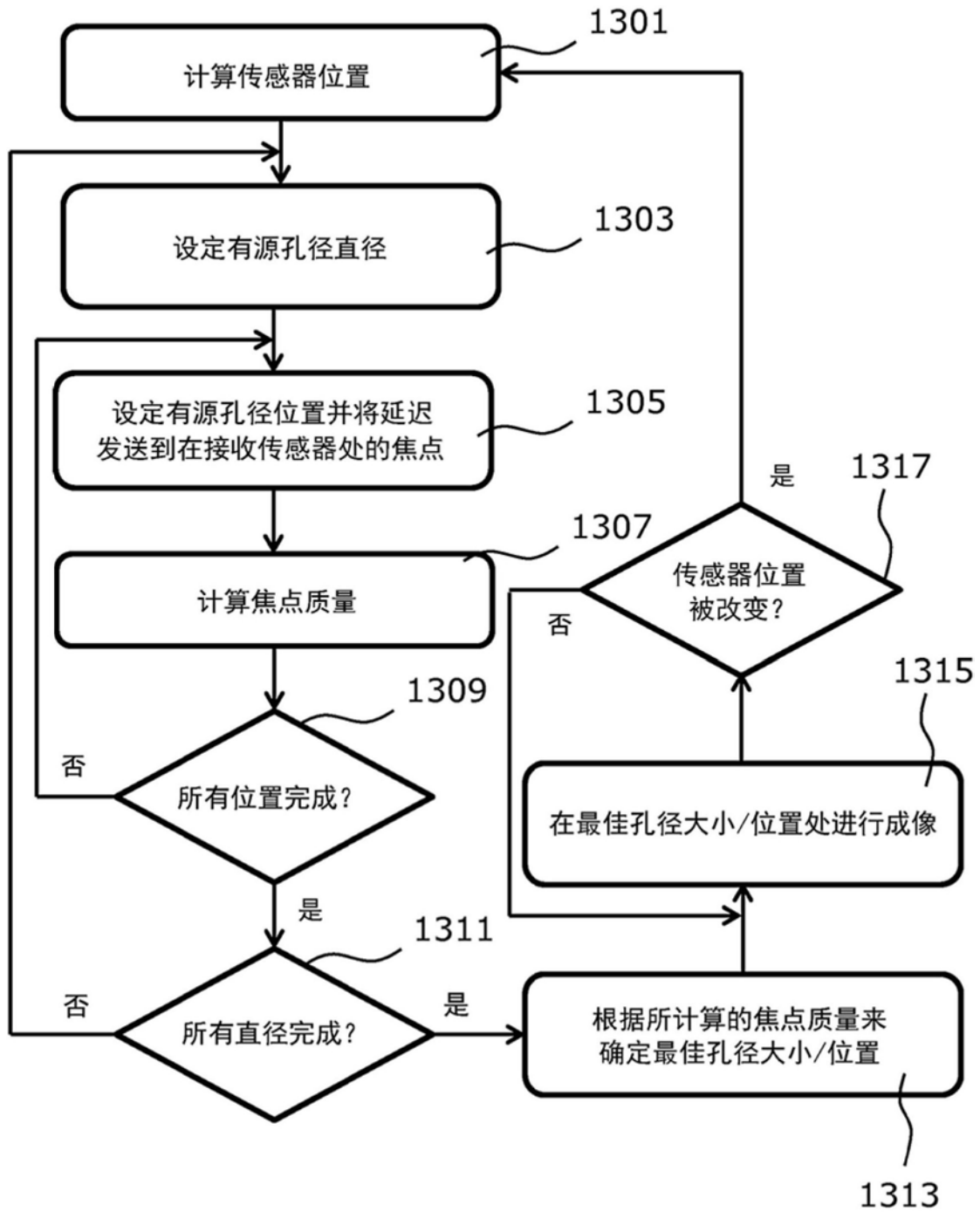


图12



1300

图13

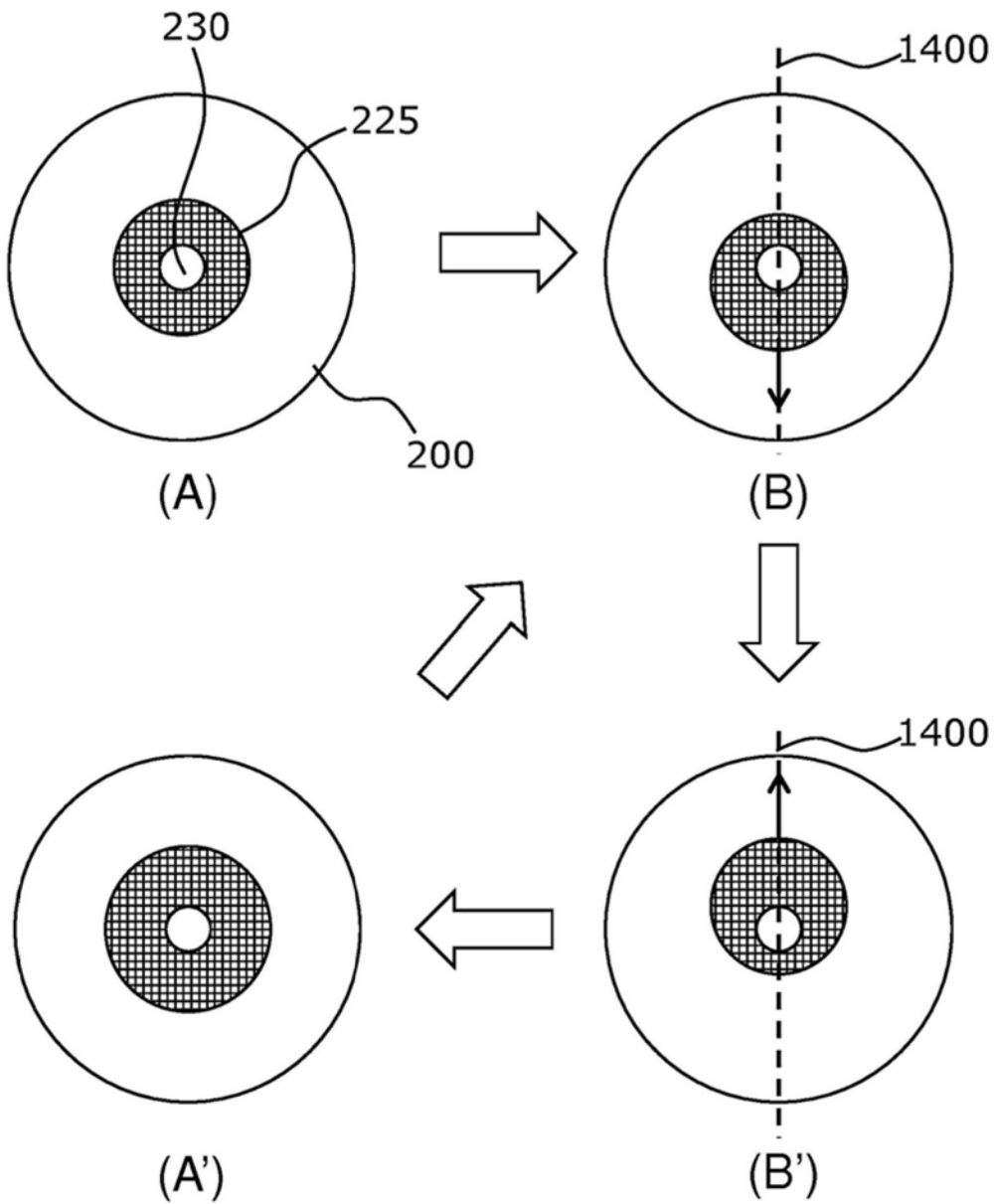


图14

专利名称(译)	用于介入声成像的系统和方法		
公开(公告)号	CN108430335A	公开(公告)日	2018-08-21
申请号	CN201680077224.X	申请日	2016-12-21
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	RQ埃尔坎普 M阮 J L罗贝尔 黄圣文 S巴拉特 J克吕克尔		
发明人	R·Q·埃尔坎普 M·阮 J·L·罗贝尔 黄圣文 S·巴拉特 J·克吕克尔		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/00 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/0841 A61B8/4483 G01S7/52049 G01S15/8915 G01S15/8927 A61B8/4455 A61B8/4488 A61B8/469 A61B8/5269		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	2016157457 2016-02-25 EP 62/273667 2015-12-31 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种系统包括声探头和被连接到所述声探头的声成像机器。所述声探头具有：衬底，其具有第一主表面和第二主表面、至少一个设备插入端口，所述至少一个设备插入端口包括从所述第一主表面穿过所述衬底到所述第二主表面的开口；以及声换能器元件的阵列，其由所述衬底支撑并被设置在所述至少一个设备插入端口周围。所述声成像机器被配置为通过将发送信号提供给选择的声换能器元件以使声换能器元件的所述阵列将声探头信号发送到感兴趣区域来系统地改变所述超声探头的有源声孔径的尺寸和/或位置，并且记录来自被提供在穿过所述设备插入端口到所述感兴趣区域中的介入设备的远端处的声接收器(610)的对所述发送信号的反馈信号。可以以这种方式找出具有关于所述感兴趣区域内的特定位置中的所述介入设备的最佳声性能的有源声孔径。

