



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111031928 A

(43)申请公布日 2020.04.17

(21)申请号 201880052312.3

(22)申请日 2018.08.15

(30)优先权数据

62/545,927 2017.08.15 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2020.02.12

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2018/072112 2018.08.15

(87)PCT国际申请的公布数据

W02019/034687 EN 2019.02.21

(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 J·斯蒂加尔 P·萨罗哈

R·E·卡尼

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 刘兆君

(51)Int.Cl.

A61B 8/12(2006.01)

A61N 7/02(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

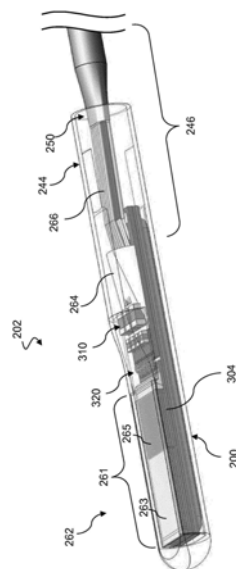
权利要求书2页 说明书14页 附图7页

(54)发明名称

心脏内治疗和诊断超声设备

(57)摘要

提供了用于使用超声用于诊断和治疗流程的系统、方法和设备。超声信号可以由被定位在患者的解剖结构内的超声设备中的超声换能器发送和/或接收。所述超声换能器可以被布置在阵列中,使得所述阵列的第一段被配置为发送超声脉冲并且接收超声回波用于诊断流程,并且所述阵列的第二段被配置为发送超声脉冲用于治疗流程。接收到的超声回波可以被用于生成所述解剖结构的二维图像或三维图像。



1. 一种超声系统,包括:

超声设备,包括:

柔性细长构件,其被配置为被定位在患者的解剖结构内,所述柔性细长构件包括近端部分和远端部分;以及

超声换能器阵列,其被定位在所述柔性细长构件的所述远端部分处,其中,所述超声换能器阵列包括被布置在第一段和第二段中的多个换能器元件,其中,所述第一段被布置为发射具有第一频率的第一超声信号,并且所述第二段被配置为发射具有与所述第一频率不同的第二频率的第二超声信号。

2. 根据权利要求1所述的超声系统,其中,所述第二频率低于所述第一频率。

3. 根据权利要求1所述的超声系统,其中,所述第一频率在10MHz与70MHz之间,并且所述第二频率在1kHz与5MHz之间。

4. 根据权利要求1所述的超声系统,其中,所述超声换能器阵列是二维阵列,其中,所述第一段被设置在所述二维阵列的第一部分上,并且所述第二段被设置在所述二维阵列的邻近所述第一部分的第二部分上。

5. 根据权利要求1所述的超声系统,其中,所述第一段包括高共振频率材料,并且所述第二段包括低共振频率材料。

6. 根据权利要求1所述的超声系统,其中,所述超声换能器阵列包括PZT、CMUT、或PMUT中的至少一个。

7. 根据权利要求1所述的超声系统,其中,所述超声换能器阵列的所述第一段被配置为接收从所述解剖结构反射并且与所述第一超声信号相关联的超声回波。

8. 根据权利要求7所述的超声系统,还包括:

计算设备,其与所述超声换能器阵列通信并且被配置为基于接收到的超声回波来产生超声图像。

9. 根据权利要求1所述的超声系统,还包括:控制器,其被设置在所述柔性细长构件的所述远端部分处并且与所述超声换能器阵列通信。

10. 根据权利要求1所述的超声系统,其中,所述超声换能器阵列被配置为在不移动所述超声换能器阵列的情况下将所述第二超声信号引导到解剖结构的第一部分以及与解剖结构的所述第一部分不同的解剖结构的第二部分。

11. 根据权利要求1所述的超声系统,其中,所述超声设备还包括在利用所述第一段发送信号与利用所述第二段发送信号之间选择性地切换的开关。

12. 根据权利要求1所述的超声系统,其中,所述超声设备还包括衬底,所述衬底包括连接到所述超声换能器阵列的电导体,所述电导体被配置为在利用所述第一段发送信号与利用所述第二段发送信号之间选择性地切换。

13. 根据权利要求1所述的超声系统,其中,所述柔性细长构件包括被配置为控制对所述第一段的信号的发送的第一线缆和被配置为控制对所述第二段的信号的发送的第二线缆。

14. 根据权利要求1所述的超声系统,其中,所述柔性细长构件包括被配置为控制对所述第一段和所述第二段两者的信号的发送的第三线缆。

15. 一种发送超声信号的方法,包括:

利用被定位在患者的解剖结构内的超声设备的超声换能器阵列的第一段发送具有第一频率的第一超声信号以对所述解剖结构的感兴趣区域进行成像；

利用所述超声换能器阵列的所述第一段接收从所述解剖结构反射并且与所述第一超声信号相关联的超声回波；并且

利用所述超声换能器阵列的第二段将具有第二频率的第二超声信号发送到所述解剖结构内的感兴趣区域。

16. 根据权利要求15所述的方法，还包括利用控制器基于所述第二超声信号来生成所述感兴趣区域的图像。

17. 根据权利要求16所述的方法，还包括利用所述超声换能器阵列的所述第二段发送所述第二超声信号以基于所述感兴趣区域的所述图像来执行治疗流程。

18. 根据权利要求17所述的方法，其中，所述治疗流程包括超声空化流程，所述超声空化流程包括将超声切割形成为所述解剖结构内的钙化。

19. 根据权利要求18所述的方法，其中，所述治疗流程包括准备所述解剖结构的部分以用于药物的递送。

20. 根据权利要求15所述的方法，还包括在不移动所述超声换能器阵列的情况下将对来自所述第二段的所述第二超声信号的发送引导到所述感兴趣区域的第一部分并且将对来自所述第二段的第三超声信号的发送引导到与所述感兴趣区域的所述第一部分不同的所述感兴趣区域的第二部分。

心脏内治疗和诊断超声设备

技术领域

[0001] 本公开总体上涉及超声设备,并且具体地涉及具有可以被用于治疗 and 诊断应用的换能器的超声设备。

背景技术

[0002] 诊断和治疗超声导管已经被设计用于使用在人体的许多区域内。在心血管系统中,常见的诊断超声方法是利用作为管腔内成像的特定范例的心脏内超声心动描记术(ICE)的管腔内超声成像。通常,单个旋转换能器或者换能器元件阵列被用于在导管的尖端处发送超声。相同的换能器(或单独的换能器)被用于接收来自组织的回波。根据回波而生成的信号被传输到允许对超声相关的数据的处理、存储、显示或者操纵的控制台。

[0003] 管腔内成像导管(诸如ICE导管(例如,Siemens Acunav,St.Jude ViewFlex))通常被用于对心脏和周围结构进行成像,例如,以引导和促进医学流程,诸如经中隔管腔穿刺、左心耳闭塞术、心房纤颤消融和瓣膜修复。商业上可买到的ICE导管具有可以通过位于导管的近端处的手柄中的转向机构交接的远端。例如,管腔内成像导管(诸如ICE导管)可以在进入解剖结构时插入通过股或颈静脉,并且在心脏中转向以采集对医学流程的安全必要的图像。

[0004] 现有ICE导管仅被用于成像流程。在成像流程完成之后,导管通常被移除并且其他系统被插入患者的血管中以处置由成像流程识别的感兴趣区域。多个工具的移除和插入可能是耗时间的并且可能增加患者的健康风险。

发明内容

[0005] 通过本公开提供一种超声系统。所述超声系统能够包括被配置为被放置在患者的解剖结构内的超声设备。所述超声设备可以包括具有许多换能器元件的换能器阵列。所述换能器阵列可以包括第一部分和第二部分。所述第一部分可以被用于诊断流程,所述诊断流程可以包括利用所述第一部分发送超声信号和接收超声回波。所述第二部分可以被用于治疗流程,包括发送超声信号。出于治疗目的发送的超声信号可以比出于诊断目的发送的超声信号具有更低的频率。本文所描述的示范性技术进步包括可以被用于在不移除并且替换设备的情况下对患者进行成像和处置的超声系统。此外,所述超声系统可以被配置为在物理上不移动所述超声设备的情况下提供在不同角度下的超声信号。

[0006] 通过本公开提供一种超声系统,其可以包括:超声设备,其可以包括:柔性细长构件,其被配置为被定位在患者的解剖结构内,所述柔性细长构件包括近端部分和远端部分;以及超声换能器阵列,其被定位在所述柔性细长构件的所述远端部分处,其中,所述超声换能器阵列包括被布置在第一段和第二段中的多个换能器元件,其中,所述第一段被配置为发射具有第一频率的第一超声信号,并且所述第二段被配置为发射具有与所述第一频率不同的第二频率的第二超声信号。

[0007] 在一些实施例中,所述第二频率低于所述第一频率。特别地,所述第一频率可以在

10MHz与70MHz之间,并且所述第二频率在1kHz与5MHz之间。所述超声换能器阵列可以是二维阵列,其中,所述第一段被设置在所述二维阵列的第一部分上,并且所述第二段被布置在所述第二阵列的邻近所述第一部分的第二部分上。在一些实施例中,所述第一段包括高共振频率材料,并且所述第二段包括低共振频率材料。所述超声换能器阵列可以包括PZT、CMUT或PMUT中的至少一个。

[0008] 在一些实施例中,所述超声换能器阵列的所述第一段被配置为接收从所述解剖结构反射并且与所述第一超声信号相关联的超声回波。所述超声系统还可以包括与所述超声换能器阵列通信并且被配置为基于接收到的超声回波来产生超声图像的计算设备。所述系统还可以包括被设置在所述柔性细长构件的所述远端部分处并且与所述超声换能器阵列通信的控制器。在一些实施例中,所述超声换能器阵列被配置为在不移动所述超声换能器阵列的情况下将所述第二超声信号引导到解剖结构的第一部分以及与解剖结构的所述第一部分不同的解剖结构的第二部分。

[0009] 所述超声设备还可以包括在利用所述第一段发送信号与利用所述第二段发送信号之间选择性地切换的开关。所述超声设备还可以包括衬底,所述衬底包括连接到所述超声换能器元件的电导体,所述电导体被配置为在利用所述第一段发送信号与利用所述第二段发送信号之间选择性地切换。所述柔性细长构件可以包括被配置为控制对所述第一段的信号的发送的第一线缆和被配置为控制对所述第二段的信号的发送的第二线缆。所述柔性细长构件可以包括被配置为控制对所述第一段和所述第二段两者的信号的发送的第三线缆。

[0010] 通过本公开提供一种发送超声信号的方法,其可以包括:利用被定位在患者的解剖结构内的超声设备的超声换能器阵列的第一段发送具有第一频率的第一超声信号以对所述解剖结构的感兴趣区域进行成像;利用所述超声换能器阵列的所述第一段接收从所述解剖结构反射并且与所述第一超声信号相关联的超声回波;并且利用所述超声换能器阵列的第二段将具有第二频率的第二超声信号发送到所述解剖结构内的感兴趣区域。

[0011] 在一些实施例中,所述方法还包括利用控制器基于所述第二超声信号来生成所述感兴趣区域的图像。所述方法可以包括基于所述感兴趣区域的所述图像来生成处置计划。所述方法可以包括利用所述超声换能器阵列的所述第二段发送所述第二超声信号以基于所述处置计划来执行治疗流程。所述治疗流程可以包括超声空化流程,所述超声空化流程包括将超声切割形成所述解剖结构内的钙化。所述治疗流程可以包括准备所述解剖结构的部分以用于药物的递送。

[0012] 在一些实施例中,所述第二超声信号具有比所述第一超声信号更低的频率。特别地,所述第一超声信号的频率可以在10MHz与70MHz之间,并且所述第二超声信号的频率可以在1kHz与5MHz之间。所述方法可以包括将所述超声设备放置在所述患者的所述解剖结构内。所述方法可以包括在不移动所述超声换能器阵列的情况下将对来自所述第二段的所述第二超声信号的发送引导到所述感兴趣区域的第一部分并且将对来自所述第二段的第三超声信号的发送引导到与所述感兴趣区域的所述第一部分不同的所述感兴趣区域的第二部分。

[0013] 本公开的额外方面、特征和优点将从以下详细描述变得明显。

附图说明

- [0014] 将参考附图描述本公开的说明性实施例,在附图中:
- [0015] 图1是根据本公开的实施例的超声系统的示意图;
- [0016] 图2是根据本公开的实施例的包括手柄的超声系统的示意图;
- [0017] 图3是根据本公开的实施例的尖端构件的俯视图;
- [0018] 图4是图示根据本公开的实施例的超声设备的波束形成的示意图;
- [0019] 图5是图示根据本公开的实施例的超声设备的方面的示意图;
- [0020] 图6是图示根据本公开的实施例的超声设备的方面的另一示意图;并且
- [0021] 图7是图示根据本公开的实施例的发送超声信号的方法的流程图。

具体实施方式

[0022] 出于促进对本公开的原理的理解的目的,现在将对附图中所图示的实施例进行参考并且特定语言将被用于描述相同内容。然而,应当理解,未预期对本公开的范围的限制。如本公开涉及的领域的技术人员将通常想到的,所描述的设备、系统和方法的任何改变和其他修改以及本公开的原理的任何其他应用被完全预期并且被包括在本公开内。例如,虽然超声系统依据发送超声信号和接收超声回波描述,但是应理解,其不旨在限于本申请。具体而言,应完全预期到,关于一个或多个实施例所描述的特征、部件和/或步骤可以与关于本公开的其他实施例所描述的特征、部件和/或步骤组合。出于简洁的缘故,然而,将不单独地描述这些组合的许多迭代。

[0023] 图1是根据本公开的一些实施例的超声系统100的图解示意图。系统100可以包括超声设备110、患者接口模块(PIM) 150、超声处理系统160和/或监视器170。超声设备110在结构上被布置(例如,尺寸设计和/或成形)为被定位在患者的解剖结构102内。超声设备110从解剖结构102内获得超声成像数据并且将超声治疗应用到解剖结构102。超声处理系统160可以控制对超声成像数据的采集和/或对超声治疗的应用,并且生成被显示在监视器170上的解剖结构102的图像(使用经由PIM150接收到的超声成像数据)。

[0024] 通常,超声设备110可以是导管、引导导管或导丝。超声设备110包括柔性细长构件116。如本文所使用的,“细长构件”或者“柔性细长构件”包括在结构上被布置(例如,尺寸设计和/或成形)为被定位在解剖结构102的管腔104内的至少任何细长柔性结构。例如,柔性细长构件116的远端部分114被定位在管腔104内,而柔性细长构件116的近端部分112被定位在患者的身体外部。柔性细长构件116可以包括纵轴LA。在一些实例中,纵轴LA可以是柔性细长构件116的中心纵轴。在一些实施例中,柔性细长构件116可以包括由各种等级的尼龙、尼龙弹性体、聚合物组合物、聚酰亚胺和/或聚四氟乙烯形成的一个或多个聚合物/塑料层。在一些实施例中,柔性细长构件116可以包括编织金属和/或聚合物绞股的一个或多个层。(一个或多个)编织层可以以任何适合的配置紧密或松散编织,包括任何适合的每计数(per in count(pic))。在一些实施例中,柔性细长构件116可以包括一个或多个金属和/或聚合物线圈。柔性细长构件116的全部或部分可以具有任何适合的几何横截面轮廓(例如,圆形、卵形、矩形、正方形、椭圆形等)或非几何横截面轮廓。例如,柔性细长构件116可以具有大体圆柱形轮廓,其具有定义柔性细长构件116的外直径的圆形横截面轮廓。例如,柔性细长构件116的外直径可以是用于定位在解剖结构102内的任何适合值,包括在大约1Fr与

大约15Fr之间,包括诸如3.5Fr、5Fr、7Fr、8.2Fr、9Fr的值和/或更大和更小的其他适合值。

[0025] 超声设备110可以包括或可以不包括沿着柔性细长构件116的长度的全部或部分延伸的一个或多个管腔。超声设备110的管腔可以在结构上被布置(例如,尺寸设计和/或成形)为接收和/或引导一个或多个其他诊断和/或治疗仪器。如果超声设备110包括(一个或多个)管腔,则(一个或多个)管腔可以相对于设备110的横截面轮廓集中或者偏移。在图示的实施例中,超声设备110是导管并且包括在柔性细长构件116的远端部分114处的管腔。导丝140延伸通过出/入端口142与在柔性细长构件116的远端118处的出/入端口之间的超声设备110的管腔。通常,导丝140是结构上被布置(例如,尺寸设计和/或成形)为被设置在解剖结构102的管腔104内的细长柔性结构。在诊断和/或治疗流程期间,医学专家通常首先将导丝140插入解剖结构102的管腔104中并且将导丝140移动到解剖结构102内的期望位置,诸如邻近阻塞106。导丝140促进将一个或多个其他诊断和/或治疗仪器(包括超声设备110)引入和定位在解剖结构102内的期望位置处。例如,超声设备110沿着导丝140移动通过解剖结构102的管腔104。在一些实施例中,超声设备110的管腔可以沿着柔性细长构件116的整个长度延伸。在图示的实施例中,出/入端口142被定位在超声设备110的部件120、130和145近端。在一些实施例中,出/入端口142、在远端118处的出/入端口、和/或超声设备110的管腔被定位在部件120、130和145远端。在一些实施例中,超声设备110不与导丝一起使用,并且出/入端口142可以从超声设备110省略。

[0026] 解剖结构102可以表示自然和人造的任何流体填充或周围结构。例如,解剖结构102可以在患者的身体内。流体可以流动通过解剖结构102的管腔104。在一些实例中,超声设备110可以引用作为管腔内设备。解剖结构102可以是脉管(诸如血管),其中,血液流动通过管腔104。在一些实例中,超声设备110可以引用作为血管内设备。在各种实施例中,血管是患者的血管系统的动脉或静脉,包括心脏脉管系统、周围脉管系统、神经脉管系统、肾脉管系统、和/或身体内的任何其他适合的解剖结构/管腔。在一些实例中,解剖结构102可以是弯弯曲曲的。例如,设备110可以被用于检查任何数目的解剖位置和组织类型,包括但不限于包括肝、心脏、肾、胆囊、胰腺、肺、食道的器官;导管;肠;神经系统结构,包括脑、硬膜囊、脊髓和周围神经;泌尿道;以及血液内的瓣膜、心脏的室或其他部分、和/或身体的其他系统。除了自然结构之外,设备110可以用于检查人造结构,诸如但不限于心脏瓣膜、支架、分流器、过滤器和其他设备。

[0027] 解剖结构102的阻塞106通常表示导致通过管腔104的流体的流动的限制的任何堵塞或其他结构布置,例如,以对患者的健康有害的方式。例如,阻塞106使管腔104变窄,使得管腔104的横截面区域和/或用于流体流动通过管腔104的可用空间减小。在解剖结构102是血管的情况下,阻塞106可以是斑块积聚的结果,包括但不限于斑块组分诸如纤维、纤维油脂(纤维脂质)、坏死核心、钙化(致密钙)、血液、新鲜血栓、和/或成熟血栓。在一些实例中,阻塞106可以引用作为血栓、狭窄和/或病变。通常,阻塞106的组成将取决于正在评价的解剖结构的类型。解剖结构102的更健康的部分可以具有均匀或对称轮廓(例如,具有圆形横截面轮廓的圆柱形轮廓)。阻塞106可能不具有均匀或对称轮廓。因此,具有阻塞106的解剖结构102的减小部分将具有非对称和/或其他不规则轮廓。虽然解剖结构102在图1中被图示为单个阻塞106,但是应理解,本文所描述的设备、系统和方法具有用于具有多个阻塞的解剖结构的类似应用。

[0028] 超声设备110包括在柔性细长构件116的远端部分114处的超声结构120和130。结构120和130被配置为当设备110被定位在管腔104内时,将超声能量发射到解剖结构102中。在一些实施例中,两个超声结构120和130是不同的。在其他实施例中,两个结构120和130是相同超声部件或者相同超声部件的一部分。结构120、130中的一个被配置用于诊断使用,而结构120、130中的另一个被配置用于治疗使用。例如,结构120、130可以取决于超声能量是否被用于诊断(诸如成像和/或处置)而将超声能量的不同频率发射到解剖结构102中。

[0029] 在一些实施例中,结构120和/或130包括(一个或多个)超声换能器。例如,超声结构120和/或130可以被配置为响应于由电气信号激活而将超声能量生成并且发射到解剖结构102中。在一些实施例中,结构120和/或130包括单个超声换能器。在一些实施例中,结构120和/或130包括超声换能器阵列,包括超过一个超声换能器。例如,超声换能器阵列可以包括2个换能器与1000个换能器之间的任何适合数目的个体换能器,包括诸如2个换能器、4个换能器、36个换能器、64个换能器、128个换能器、500个换能器、812个换能器、和/或更大和更小的其他值的值。超声换能器阵列120和/或130可以是任何适合的配置,诸如相控阵列,包括平面阵列、曲面阵列、圆周阵列、环形阵列等。例如,在一些实例中,超声换能器阵列120和/或130可以是一维阵列或者二维阵列。在一些实例中,结构120和/或130可以是旋转超声设备。超声结构120和/或130的有效区域可以包括可以均匀和/或独立控制和激活的一个或多个换能器材料和/或超声元件的一个或多个段(例如,一个或多个行、一个或多个列、和/或一个或多个取向)。超声结构120和/或130的有效区域可以以各种基本或复杂几何形状图案化或结构化。结构120和/或130可以被设置在侧视取向(例如,垂直和/或正交于纵轴LA发射的超声能量)和/或前视取向(例如,平行于和/或沿着纵轴LA发射的超声能量)上。在一些实例中,结构120和/或130结构上被布置为在近端或远端方向上以相对于纵轴LA的倾斜角发射/或接收超声能量。在一些实施例中,超声能量发射可以通过对结构120和/或130中的阵列的一个或多个换能器元件的选择性触发而被电子转向。

[0030] 结构120和/或130的(一个或多个)超声换能器可以是压电微机械超声换能器(PMUT)、电容性微机械超声换能器(CMUT)、单个晶体、锆钛酸铅(PZT)、PZT复合物、其他适合的换能器类型、和/或其组合。取决于换能器材料,用于(一个或多个)超声换能器的制造过程可以包括切割、掏槽、磨削、溅射、晶圆技术(例如,SMA、牺牲层沉积)、其他适合的过程、和/或其组合。

[0031] 在一些实施例中,结构120被配置为获得与解剖结构102相关联的超声成像数据,诸如阻塞106。由结构120获得的超声成像数据可以由医学专家被用于诊断患者,包括评价解剖结构102的阻塞106。为了成像,结构120可以被配置为将超声能量发射到管腔104和/或解剖结构102中,并且接收表示管腔104和/或解剖结构102的流体和/或组织的反射的超声回波。如本文所描述的,结构120可以是超声成像元件,诸如超声换能器和/或超声换能器阵列。例如,超声成像元件120响应于将电气信号发送到结构120而将超声能量生成并且发射到解剖结构102中。为了成像,超声成像元件120生成并且发送表示来自解剖结构102的接收到的反射的超声回波的电气信号(例如,发送到PIM150和/或超声处理系统160)。在各种实施例中,结构120可以获得与血管内超声(IVUS)成像、前视血管内超声(FL-IVUS)成像、血管内光声(IVPA)成像、心脏内超声心动描记术(ICE)、经食道超声心动描记术(TEE)、和/或其他适合的成像模态相关联的成像数据。

[0032] 为了诊断和/或成像,超声结构120的中心频率可以在10MHz与70MHz之间,例如,包括诸如10MHz、20MHz、40MHz、45MHz、60MHz、和/或更大和更小的其他适合值的值。例如,较低频率(例如,10MHz、20MHz)可以有利地进一步穿透到解剖结构102中,使得解剖结构102中的多个在超声图像中可见。较高频率(例如,45MHz、60MHz)可以更好地适于生成解剖结构102和/或管腔104内的流体的更详细的超声图像。在一些实施例中,超声结构120的频率是可调谐的。为了成像,在一些实例中,超声结构120可以被调谐以接收与中心频率和/或中心频率的一个或多个谐波相关联的波长。在一些实例中,发射的超声能量的频率可以通过施加的电气信号的电压和/或将偏置电压施加到超声结构120来修改。

[0033] 在一些实施例中,结构130被配置为将超声治疗应用到解剖结构102,诸如阻塞106。例如,结构130发射损坏阻塞106的结构的声波。在该方面,设备110和/或结构130可以引用作为碎石设备。由结构130发射的超声能量可以在阻塞106中产生微裂缝。例如,结构130可以以靶向方式递送超声能量以引起阻塞106的空化(例如,波力空化、热空化等)。通过结构130对超声治疗的递送有利地促进血栓稀释和/或血管制备。例如,可以在药剂递送到解剖结构102之前应用超声治疗。药剂可以是血栓溶解剂、纤维蛋白溶解剂、纤溶酶、质粒、纤溶酶原激活剂、尿激酶、链激酶、胶原酶、类肝素、抗凝血酶药物、任何其他适合的药物、和/或其组合。如本文所描述的,药物摄取可以有利地由于由超声能量造成的阻塞106的退化而被改进。通过损坏阻塞106的结构,额外表面积可用于药剂接触和/或穿透解剖结构102。因此,改进患者的处置效力和健康。

[0034] 在一些实施例中,结构130是超声元件,诸如超声换能器和/或超声换能器阵列。例如,超声处理系统160可以被配置为响应于将电气信号发送到结构130而将超声能量生成并且发射到解剖结构102中。不同于用于超声成像的结构120,结构130不需要被配置为接收反射解剖结构102的超声回波并且生成代表性电气信号。例如,在一些实施例中,结构130不是生成超声能量的超声元件。相反,结构130可以是被配置为递送与设备110分离的超声部件生成的超声能量的中间部件(例如,定位在患者的身体外部的的外部超声换能器)。为了超声治疗,超声结构130的中心频率可以在1kHz与5MHz之间,例如,包括诸如50kHz、500kHz、1MHz、3MHz、和/或更大和更小的其他适合值的值。在一些实施例中,超声结构130的频率是可调谐的。例如,发射的超声能量的频率可以通过施加的电气信号的电压和/或将偏置电压施加到超声结构130来修改。

[0035] 在一些实施例中,诸如当结构120和130两者都包括超声换能器时,结构120和130可以被配置为生成和发射超声能量,并且生成表示接收到的超声回波的电气信号。结构120、130中的一个可以在诊断和/或成像模式中操作(生成和发射超声能量,并且生成表示接收到的超声回波的电气信号),而结构120、130中的另一个在治疗模式中操作(生成和/或发射超声能量)。

[0036] 在一些实施例中,超声设备110包括处置部件145。例如,处置部件145可以包括球囊、支架、针、消融电极、机械切割部件、旋转切割设备、吸气设备、和/或其他适合的设备。处置部件145可以是靶向药物递送设备、药物涂层球囊、药物涂层支架、和/或被配置为将药剂递送到解剖结构102(诸如阻塞106)的其他适合的设备。例如,药剂可以在超声治疗通过超声结构130被应用到解剖结构102之后通过处置部件145被递送到解剖结构102。在其他实施例中,超声设备110省略处置部件145。

[0037] 通常,部件120、130和/或145被定位在柔性细长构件116的远端部分处。在不同实施例中,部件120、130和/或140的相对定位可以变化。在图示的实施例中,诊断和/或成像超声结构120被定位在治疗超声结构130近端。在其他实施例中,治疗超声结构130被定位在诊断和/或成像超声结构120近端。在包括处置部件145的实施例中,处置部件145可以被定位在超声结构120和/或130近端、在超声结构120和/或130远端、或者在超声结构120和/或130之间定位。

[0038] 超声结构120和/或130可以包括沿着来自柔性细长构件116的长度延伸的一个或多个电导体。(一个或多个)电导体与在远端部分114处的超声结构120、130和在近端部分112处的接口156通信。电导体在超声处理系统160与超声结构120、130之间运送电信号。例如,激活和/或控制信号可以经由电导体从超声处理系统160被发送到超声结构120、130。表示反射的超声回波的电气信号可以经由电导体从超声结构120和/或130被发送到超声处理系统160。在一些实施例中,相同电导体可以被用于超声处理系统160与超声结构120和/或130之间的通信。在其他实施例中,设备110的不同电导体可以被用于超声处理系统160与超声结构120之间的通信以及超声处理系统160与超声结构130之间的通信。

[0039] 超声设备110包括在柔性细长构件116的近端部分112处的接口156。在一些实施例中,接口156可以包括手柄。例如,手柄可以包括控制设备100的移动(诸如远端部分114的偏转)的一个或多个致动机构。在一些实施例中,接口156可以包括允许通过管腔拉回设备110的可伸缩机构。在一些实施例中,接口156可以包括使设备110的一个或多个部件(例如,柔性细长构件116、超声结构120、130)旋转的旋转机构。在一些实施例中,接口156包括用于医学专家选择性地激活超声结构120用于成像或超声结构130用于治疗的用户接口部件(例如,一个或多个按钮、开关等)。在其他实施例中,PIM150、超声处理系统160和/或监视器170的用户接口部件允许医学专家选择性地激活超声结构120用于成像或超声结构130用于治疗。管道(包括例如电导体)在接口156与连接器108之间延伸。连接器108可以被配置为机械地和/或电气地将设备110耦合到PIM150。

[0040] 超声处理系统160、PIM150、和/或超声设备110(例如,接口156、超声结构120和/或130等)可以包括一个或多个控制器。在一些实施例中,控制器可以是集成电路,诸如专用集成电路(ASIC)。控制器可以被配置为选择(一个或多个)特定换能器元件以被用于发送和/或接收,提供发送触发信号以激活发送器电路以生成电气脉冲来激励选择的(一个或多个)换能器元件,和/或接受经由控制器的放大器从选择的(一个或多个)换能器元件接收到的放大的回波信号。具有各种数目的主电路和从电路的多个ASIC配置可以被用于创建单个超声波或多发射超声波设备。

[0041] 在一些实施例中,PIM150在将数据中继到计算机或控制台之前执行对超声回波数据的初步处理。在这样的实施例的示例中,PIM150执行对数据的放大、过滤和/或聚集。在实施例中,PIM150还供应高和低电压DC电力以支持包括与超声结构120和/或130相关联的电路的设备110的操作。PIM150可以是隔离设备,因为在各种手术设置中,患者安全要求强制执行患者与一个或多个高压部件的物理和电气隔离。

[0042] 超声处理系统160通过PIM150从超声结构120接收成像数据(例如,表示超声回波数据的电气信号)。超声处理系统160可以包括处理电路,诸如处理器和/或存储器。超声处理系统160处理数据以重建解剖结构的图像。超声处理系统160输出图像数据,使得解剖结

构102的图像(诸如血管的横截面IVUS图像)被显示在监视器170上。超声处理系统160和/或监视器170可以包括一个或多个用户接口元件(例如,触摸屏、键盘、鼠标、图形用户接口上的虚拟按钮、物理按钮等)以允许医学专家控制设备110,包括超声结构120、130的一个或多个参数。

[0043] 图2是根据本公开的实施例的超声系统200的示意图。超声系统200可以图示如图1中所示的超声系统100的类似方面。特别地,超声系统200可以具有与超声系统100相同的功能以及参考图2-7更详细描述的其他特征。超声系统200可以包括超声设备210、连接器224、PIM150、超声处理系统160、和监视器170。超声设备210可以包括在柔性细长构件208和手柄220的尖端处的尖端构件202。在一些实施例中,尖端构件202可以被用于诊断目的(即,对解剖结构的成像)以及治疗目的(即,处置解剖结构的部分)。柔性细长构件208可以包括远端部分204和近端部分206。远端部分204的远端可以附接到尖端构件202。近端部分206的近端可以被附接到手柄220,例如,通过弹性应变减压装置212。手柄220可以被用于对超声设备210的操纵和/或手动控制。尖端构件202可以包括具有超声换能器元件和相关联的电路的成像核心。手柄220可以包括致动器216、离合器214、和用于使超声设备210转向的其他转向控制部件。转向可以包括使尖端构件202和远端部分204偏转,如在本文中更详细地描述的。

[0044] 手柄220可以经由第二应变减压装置218和连接线缆222连接到连接器224。连接器224可以被配置为提供用于将PIM150、超声处理系统160和监视器170相互连接到尖端构件202的适合的配置。在操作中,医师或临床医师可以将柔性细长构件208推进到患者的解剖结构中,诸如在患者的心脏内的血管或其他结构内。通过控制手柄220上的致动器216和离合器214,医师或临床医师可以将柔性细长构件208转向到要被成像的感兴趣区域附近的位置。例如,第一致动器216A可以在左右平面内使尖端构件202和远端部分204偏转,并且第二致动器216B可以在前后平面内使尖端构件202和远端部分204偏转。离合器214可以包括锁定致动器216的位置并且实际上当尖端构件202被用于对感兴趣区域进行成像或处置时锁定柔性细长构件208的偏转的锁定机构。

[0045] 在一些实施例中,尖端构件202可以被用于诊断过程和治疗过程。诊断过程可以包括通过激活尖端构件202上的超声换能器元件以产生超声能量对感兴趣区域进行成像。该超声能量可以被称为可以从换能器组件引导到解剖结构的部分中的超声信号。来自信号的超声能量的部分可以由感兴趣区域和周围解剖结构反射为超声回波。这些超声回波可以由超声换能器元件接收,如参考图4更详细地所示。连接器224可以将接收到的回波信号传输到PIM150和/或超声处理系统160,其中,基于接收到的回波信号的超声图像被重建并且显示在监视器170上。在一些实施例中,超声系统200被用于生成二维图像和三维图像。在一些范例中,超声系统200可以被用于在垂直于彼此的两个不同视图方向上生成X平面图像。在一些实施例中,PIM150可以控制对超声换能器元件的激活和对回波信号的接收以从不同视点生成各种图像。

[0046] 尖端构件202还可以被用于处置患者的解剖结构内的感兴趣区域。例如,尖端构件202可以被用于发送超声能量用于处置目的,诸如准备感兴趣区域用于药物引入或者用于超声空化。如下文所讨论的,用于诊断目的的超声信号可以从尖端构件202的与用于治疗目的的超声信号不同的部分发送。

[0047] 在一些实施例中,按钮、切换、或开关211被设置在手柄220上并且可以被用于在用

于尖端构件202的诊断功能与治疗功能之间切换。例如,操作者可以将开关211激活到“诊断模式”,在诊断模式中,尖端构件202发送超声信号并且接收超声回波用于诊断目的。操作者然后可以将开关激活到“治疗模式”,在治疗模式中,尖端构件202发送超声信号用于治疗目的,而不接收超声回波。在其他实施例中,尖端构件202可以同时被用于诊断和治疗目的,诸如发送超声信号以处置感兴趣区域,同时对感兴趣区域进行成像。

[0048] 超声系统200可以被使用在各种应用中,诸如经中隔穿刺、左心耳闭塞术、心房颤动消融、和瓣膜修复并且可以被用于对活体内的血管和结构进行成像。虽然超声系统200在管腔内成像流程的上下文中描述,但是超声系统200可以适合用于与任何导管插入流程(例如,ICE)一起使用。另外,尖端构件202可以包括用于诊断、处置和/或治疗的任何适合的生理传感器或部件。例如,尖端构件202可以包括成像部件、消融部件、切割部件、分碎术部件、空化部件、压力感测部件、流量感测部件、温度感测部件、和/或其组合。

[0049] 图3是上文参考图2所描述的尖端构件202的透视图。尖端构件202可以包括被定位在尖端构件202的远端部分处的成像核心262。成像核心262可以经由电气互连264耦合到电气线缆266。电气线缆266可以延伸通过内腔250的对齐部分244和接口部分246。线缆266可以进一步延伸通过如图1中所示的柔性细长构件108。

[0050] 尖端构件202的配置和结构可以提供若干益处。益处包括提供对导管的安全且容易的递送,为转向和导航提供改进的抗拉强度,提供一致对齐,并且提供改进的图像质量。例如,尖端构件202的外部几何形状可以被配置为提供具有小半径的平滑表面和平滑边缘。平滑边缘降低在尖端构件202在插入期间穿过血管时的摩擦力。平滑表面防止在插入期间对组织结构的撕扯和/或损坏。另外,平滑边缘和平滑表面可以促进在导管插入流程期间的隔膜或其他解剖特征的交叉。在一些实施例中,尖端构件202的材料类型和壁厚被选择为使声失真、衰减和/或反射最小化。尖端构件202的内部几何形状被配置为促进在制造期间的对齐。尖端构件202还可以包括其他特征,例如,导丝管腔、一个或多个孔、或其他几何形状以适应额外设备或者特征,诸如压力传感器、药物递送机构、和/或任何适合的介入特征。

[0051] 成像核心262可以包括:换能器阵列261,其包括一个或多个换能器;以及控制器304,其连接到换能器阵列261。换能器阵列261可以被配置为将超声信号发送到患者的解剖结构中。在一些实施例中,换能器阵列261利用血管内超声(IVUS)模态操作并且被配置为提供针对IVUS图像的数据。在一些实施例中,换能器阵列261被配置为产生IVUS虚拟组织(VH)图像。使用具有VH的IVUS来检测和表征斑块在例如以下各项中进行了描述:由D.Geoffrey Vince、Barry D.Kuban和Anuja Nair作为发明人于2001年3月13日发布的题为“VASCULAR PLAQUE CHARACTERIZATION”的美国专利No.6,200,268、由Jon D.Klingensmith、D.Geoffrey Vince和Raj Shekhar作为发明人于2002年4月30日发布的题为“INTRAVASCULAR ULTRASONIC ANALYSIS USING ACTIVE CONTOUR METHOD AND SYSTEM”的6,381,350、由Anuja Nair、D.Geoffrey Vince、Jon D.Klingensmith和Barry D.Kuban作为发明人于2006年7月11日发布的题为“SYSTEM AND METHOD OF CHARACTERIZING VASCULAR TISSUE”的7,074,188、由D.Geoffrey Vince、Anuja Nair和Jon D.Klingensmith作为发明人于2007年2月13日发布的题为“NON-INVASIVE TISSUE CHARACTERIZATION SYSTEM AND METHOD”的7,175,597、由Jon D.Klingensmith、Anuja Nair、Barry D.Kuban和D.Geoffrey Vince作为发明人于2007年5月8日发布的题为“SYSTEM AND METHOD FOR VASCULAR BORDER

DETECTION”的7,215,802、由Jon D.Klingensmith、D.Geoffrey Vince、Anuja Nair和Barry D.Kuban作为发明人于2008年4月15日发布的题为“SYSTEM AND METHOD FOR IDENTIFYING A VASCULAR BORDER”的7,359,554和由Jon D.Klingensmith、Anuja Nair、Barry D.Kuban和D.Geoffrey Vince作为发明人于2008年12月9日发布的题为“SYSTEM AND METHOD FOR VASCULAR BORDER DETECTION”的7,463,759,其教导通过引用整体并入本文。

[0052] 在一些实施例中,控制器304是微波束形成集成电路(IC)。控制器可以通过换能器阵列直接控制对超声信号的发送和接收,包括在诊断模式与治疗模式之间切换。在一些实施例中,换能器阵列261被直接安装在控制器304上并且被电气连接到换能器阵列261。控制器304可以被设置在具有圆形形状的核心元件上。在一些实施例中,换能器阵列261的元件可以通过倒装芯片安装或直接生长在控制器304的顶部上来附接到控制器304。在一些实施例中,电气线缆266可以直接终接到控制器304,或者可以终接到适合材料的中介层310,诸如刚性或柔性印刷电路组件。中介层310然后可以经由任何适合的装置(诸如线结合)320连接到控制器304。

[0053] 在一些实施例中,换能器阵列261包括具有许多换能器元件的二维矩形矩阵阵列。换能器阵列261还可以包括一个或多个一维阵列部件。换能器阵列261可以包括诸如PZT、PZT复合物、CMUT、PMUT、单晶体、或这些的任何组合的材料。换能器阵列261的换能器元件可以是压电或微机械超声换能器(MUT)元件。换能器阵列261可以包括信号由换能器元件发送和接收的有效区域。换能器阵列261还可以包括诸如阵列的下面或其中设置了安装设备的阵列的边缘的无效区域。在一些实施例中,换能器阵列261包括800或更多个换能器元件。在其他实施例中,换能器阵列261可以包括32个与1000个之间的换能器元件。例如,换能器阵列可以包括32、64、128、256、512、640、768、或任何其他适合数目的换能器元件。例如,一维阵列可以具有32个换能器元件,并且二维阵列可以具有32、64或更多个换能器元件。在其他实施例中,换能器阵列261可以具有其他形状,诸如正方形、椭圆形、圆形、或不规则形状。换能器阵列261的有效区域的形状可以包括多个交替列和行和/或同心圆或其他形状。

[0054] 在一些实施例中,尖端构件202可以包括利用包括信号线、电源线和控制线的少于30根线连接到PIM150的换能器阵列261。在一些实施例中,30根线或更少包括6-12根信号线,优选地包括8根信号线。在其他实施例中,信号线的数目在10与20之间,例如,12根信号线、16根信号线、或任何其他适合数目的信号线。

[0055] 在一些范例中,换能器阵列261被配置用于二维和三维成像。例如,换能器阵列261的一维部分可以被用于生成二维图像,而换能器阵列261的二维部分可以被用于生成二或三维图像。

[0056] 在一些实施例中,换能器阵列261可以类似于如图1中所示的结构130的超声换能器阵列。特别地,换能器阵列261可以被配置为生成在1kHz与70MHz的可调谐范围内的信号。在一些实施例中,换能器阵列261的第一段263可以被配置为提供信号用于诊断流程,并且第二段265可以被配置为提供信号用于治疗流程。例如,第一段263可以被配置为在感兴趣区域处发送超声信号并且接收反射的超声回波。第一段263可以经由电气线缆266连接到处理系统(诸如如图1和图2中所示的超声处理系统160),使得反射的超声回波可以处理到感兴趣区域的一幅或多幅图像中。第二段265可以被配置为发送超声信号用于治疗目的并且可以不被配置为接收反射的超声回波。

[0057] 在一些实施例中,第一段263利用高共振频率材料填充,并且第二段265利用低共振频率材料填充。在一些实施例中,这些材料包括不同组成。在其他实施例中,这些材料包括相同组成,但是施加到第一段263的电压与施加到第二段265的电压不相同。

[0058] 虽然在图3的范例中,换能器阵列261仅包括第一段263和第二段265,但是在其他实施例中,可以包括更多段。例如,换能器阵列261可以包括1、3、4、5、6、或其他数目的段,其可以被用于发送具有不同频率范围的超声信号。

[0059] 图4是图示根据本公开的实施例的超声系统的波束形成的示意图400。超声信号的波束形成可以在超声信号由换能器阵列261发送之前或者在超声回波由换能器阵列261接收之后发生。本公开的实施例(诸如本公开的波束形成应用)可以包括类似于在美国临时申请No. _____、提交_____ (代理人案号2016PF01099/44755.1630PV01)、美国临时申请No. _____、提交_____ (代理人案号2016PF01087/44755.1632PV01)、于2016年10月29日提交的美国临时申请No. 62/401,464、于2016年10月29日提交的美国临时申请No. 62/401,686、和/或于2017年10月29日提交的美国临时申请No. 62/401,525中描述的特征的特征,其全部内容通过引用并入本文。

[0060] 示图400包括尖端构件202,其包括换能器元件阵列302和微波束形成器IC305。在一些实施例中,换能器元件阵列302形成换能器阵列261的部分。微波束形成器IC305可以是控制器304的一部分,或者备选地,是连接到换能器阵列261的单独部件。微波束形成器IC305可以在超声设备210的远端部分处耦合到换能器元件阵列302。如所示的,换能器元件阵列302被分成一个或多个换能器元件子阵列420。例如,换能器元件阵列302可以被分成各自具有布置为4乘4的16个换能器元件的九个换能器元件子阵列420。在一些实施例中,第一段263和第二段265可以包括一个或多个换能器元件子阵列420。

[0061] 微波束形成器IC305可以包括可以各自单独地对从换能器元件420的对应的子阵列的换能器元件接收到的信号进行波束形成的多个微通道430。如图4中所示,例如,微通道430各自包括用于从换能器元件子阵列420的换能器元件接收到的信号的对齐的延迟。如所示的,每个换能器元件子阵列420的微通道延迟线430可以被单独地耦合到一个同轴线缆410,使得每个换能器元件子阵列420的接收到的信号通过单独的通道(例如,同轴线缆410)被传输到超声处理系统160。

[0062] 在一些实施例中,微波束形成器IC305被配置为控制换能器元件阵列302。例如,微波束形成器IC305可以控制对换能器元件阵列302的特定换能器元件的激活以及控制超声信号由换能器元件发送的角度。微波束形成器IC305还可以控制发送的超声信号的频率。此外,微波束形成器IC305可以针对换能器元件阵列302的换能器元件子阵列420中的每个的多个换能器元件执行波束形成。

[0063] 在一些实施例中,尖端构件202包括线缆266,其包括耦合到微波束形成器IC305的两根或更多根信号线。信号线中的每根与换能器元件阵列302的换能器元件子阵列420之一相关联以传输相关联的子阵列的波束形成的成像信号。例如,每根信号线对应于特定换能器元件子阵列420并且被配置为接收特定于对应的子阵列的波束形成的信号。

[0064] 在一些实施例中,电气线缆266还包括用于将电力馈送到微波束形成器IC305的一根或多根电源线和用于将控制信号传递到微波束形成器IC305的一根或多根控制线。

[0065] 在一些实施例中,微波束形成器IC305包括多根微通道延迟线430。微通道延迟线

430被用于针对两个或更多个换能器元件子阵列420中的每个的多个换能器元件执行波束形成。在一些范例中,多根微通道延迟线430包括电荷耦合器件、模拟随机存取存储器、或抽头模拟延迟线中的至少一个。在一些范例中,第一波束形成信号和第二波束形成信号经由连接线缆发送到图1和图2的超声处理系统160。

[0066] 图5是患者的解剖结构102内的超声系统200的尖端构件202的图解示意图500。如上文所讨论的,尖端构件202可以包括换能器阵列261,其包括第一段263和第二段265。在一些实施例中,成像核心262的第一段263被配置为将信号401发送到解剖结构102中用于诊断目的。这些信号可以反射出解剖结构中的各种形成,并且可以产生超声回波405。第一段263还可以被配置为接收与信号401相关联的超声回波405。这些超声回波可以被发送到处理系统(诸如如图1和图2中所示的超声处理系统)以产生解剖结构102的图像。

[0067] 第二段265可以被配置为发送信号403用于治疗流程。例如,信号403可以被发送以利用如图4中所示的血管104处置解剖结构102的部分(诸如阻塞106)。信号403可以在阻塞106中产生微裂缝407,其可以帮助处置阻塞106。信号401、403可以在不移动尖端构件202的情况下从不同角发送。在一些实施例中,微裂缝407可以弱化或软化可以在另一流程中被完全移除的阻塞106。

[0068] 图6是患者的解剖结构102内的尖端构件202的另一图解示意图600。尖端构件202上的换能器阵列261可以被配置为从换能器阵列261的不同区域发送超声信号。此外,换能器阵列261可以被配置为允许对脉冲的各种参数的控制,各种参数诸如频率、脉冲幅度、脉冲长度、信号样式和发送角。这些参数可以由自动化过程或者用户控制过程来控制。这可以允许换能器阵列261在不移动尖端构件的情况下对解剖结构的各个部分成像并提供优化处置。

[0069] 在一些实施例中,换能器阵列261的第一段263和第二段265可以被配置用于以不同角发送超声信号。在图6的范例中,超声信号530以角 α_1 发送。超声信号被引导到第一感兴趣区域处。超声信号532可以以角 α_2 发送并且可以被引导到第二感兴趣区域处。角 α_2 可以不同于角 α_1 ,并且超声信号532可以从换能器阵列261上的与超声信号530不同的位置发送。在一些实施例中,超声信号530、532可以被用于空化并且可以在解剖结构中产生微裂缝507、509。由于超声信号530、532以不同角发送,因而微裂缝507、509可以具有不同取向。这允许操作者将各种角度超声切割进行到感兴趣区域(诸如钙化或斑块)中而不移动尖端构件202。换能器阵列261还可以提供频率和功率优化以控制可以允许精确空化流程的切割深度。超声信号可以通过改变用于发送超声信号的超声换能器元件以不同幅度、宽度和形状发送。例如,控制器可以被用于激活采用圆形样式的大量换能器元件,其可能导致对大圆柱或者圆锥信号样式的发送。备选地,控制器可以被用于激活采用矩形图案的少量超声元件,其可能导致对小矩形或金字塔状信号样式的发送。采用这些样式的超声信号的强度和频率也可以变化。

[0070] 图7提供图示发送超声信号的方法700的流程图。如所示的,方法700包括许多列举步骤,但是方法700的实施例可以在列举的步骤之前、之后和中间包括额外步骤。在一些实施例中,列举的步骤中的一个或多个可以省略、以不同次序执行、或并行执行。可以使用在图1-6中提到的系统和设备中的任一个执行方法700。

[0071] 在步骤702处,方法700可以包括将超声设备放置在患者的解剖结构中。超声设备

可以是超声设备210,包括如图2中所示的尖端构件202。在其他实施例中,超声设备可以是旋转的、平面相控阵列、或圆周相控阵列设备。在一些实施例中,操作者可以使用手柄(诸如如图2中所示的手柄220)将超声设备210的细长柔性构件操纵到解剖结构中的感兴趣区域,诸如血管或心室。超声设备可以被用于在超声设备的操纵期间对患者的解剖结构进行成像,诸如帮助操作者操纵通过患者的血管。

[0072] 在步骤704处,方法700可以包括利用超声设备内的换能器阵列的第一部分发送第一超声信号。当超声设备处于诊断模式时,可以发送第一超声信号。在一些实施例中,换能器阵列被设置在超声设备的远端部分上的尖端构件上。在一些实施例中,换能器阵列的第一部分包括可以独立控制的许多换能器元件。第一超声信号可以以各种角被引导到解剖结构的一部分而不物理地移动尖端构件。第一超声信号(和后续信号)可以利用可调谐波范围被发送以优化解剖结构的可视化。例如,操作者可能能够基于测量的解剖结构和信号的期望的成像或治疗效果来改变每个信号的频率。第一超声信号可以以超声回波的形式从解剖结构反射出,其中的一些可以朝向换能器阵列向后行进。

[0073] 在步骤706处,方法700可以包括接收从解剖结构反射并且与第一超声信号相关联的超声回波。超声回波可以由发送第一超声信号的换能器阵列的相同部分接收。在一些实施例中,来自超声回波的数据可以由超声设备内(诸如邻近换能器阵列)的控制器分析或者通过线缆或其他装置传递到患者外部的处理设备。在一些实施例中,换能器阵列可以是被配置为发送和接收IVUS信号的血管内超声(IVUS)阵列。

[0074] 在步骤708处,方法700可以包括基于接收到的超声回波来生成解剖结构的图像。解剖结构的图像可以是解剖结构的二或三维图像。在一些实施例中,图像是IVUSVH图像。解剖结构的图像可以被显示在显示设备(诸如计算机监视器)上。图像可以伴随有测量的数据,诸如关于直径、钙化以及血管和其他解剖结构的密度的数据。在一些实施例中,钙的年龄和硬度可以由系统通过对解剖结构的图像的分析来测量。

[0075] 在步骤710处,方法700可以包括基于解剖结构的图像来识别处置计划。在一些实施例中,解剖结构的图像可以由系统自动分析以检测问题(即,解剖结构中的钙化、阻塞、斑块、异常等)。系统可以被用于基于图像中的问题来识别处置计划。在一些实施例中,处置计划可以包括待由超声设备执行的治疗流程。

[0076] 在步骤712处,方法700可以包括根据处置计划利用换能器阵列的第二部分发送第二超声信号。当超声设备处于空化或治疗模式时,可以发送第二超声信号。超声设备的模式可以通过操作者切换,诸如通过使用如图2中所示的开关211。换能器阵列的第二部分可以邻近第一部分并且可以包括许多换能器元件。在一些实施例中,第二部分被配置为发送超声信号但是不接收超声信号。在一些实施例中,第二超声信号的光学频率、脉冲幅度和脉冲长度可以由控制器基于在步骤710中识别的处置计划来确定。第二超声信号可以具有低于第一超声信号的频率的频率。在一些实施例中,第二超声信号被发送以执行治疗流程,诸如在解剖结构中产生微裂缝和/或处置解剖结构以准备用于药物的递送。第二信号可以以不同角或频率发送。换能器阵列的第二部分可以被用于发送其他超声信号,使得具有不同角的裂缝的样式可以在解剖结构的部分中产生而不移动换能器阵列。在一些实施例中,步骤712可以被重复以执行一个或多个治疗流程。特别地,超声设备可以被切换到不同的模式并且发送不同的超声信号。例如,第二超声信号可以被发送以准备血管用于处置。第三超声信

号(或者超声信号的另一序列)然后可以被发送以执行处置,诸如在阻塞内产生微裂缝。

[0077] 在步骤714处,方法700可以可选地包括利用换能器阵列对解剖结构进行成像以确定处置计划的有效性。在一些实施例中,对于该步骤,超声设备的模式可以从治疗模式切换到诊断模式。在一些实施例中,第一部分可以被用于发送另一超声信号并且接收反射的超声回波以确定期望效果是否已经达到。在一些实施例中,超声设备可以被用于在处置之后对解剖结构进行成像以识别另外的问题区域或条件(诸如在流程之后识别解剖结构中的栓塞)。方法700的步骤可以重复以识别处置计划,执行处置计划,并且确定处理的有效性。在一些实施例中,超声设备可以贯穿流程从诊断模式改变为治疗模式。其他治疗流程还可以被用于在这些步骤期间和之后处置患者,诸如使用气囊导管扩张患病区域、放置正确大小的支架和递送药物。

[0078] 本公开的系统、设备和方法可以包括在美国临时申请No. _____ (代理人案号2017PF02284/44755.1807PV01)、与此同一日期提交的美国临时申请No. _____ (代理人案号2017PF02285/44755.1808PV01)、与此同一日期提交的美国临时申请No. _____ (代理人案号2017PF02287/44755.1809PV01)、和/或与此同一日期提交的美国临时申请No. _____ (代理人案号2017PF02289/44755.1811PV01)中所描述的特征,其全部内容通过引用并入本文。

[0079] 本领域技术人员将认识到,可以以各种方式修改上文所描述的装置、系统和方法。因此,本领域普通技术人员将认识到,由本公开涵盖的实施例不限于上文所描述的特定示范性实施例。在该方面,虽然已经示出并且描述说明性实施例,但是在前述公开中预期到各种各样的修改、改变和替代。应理解,在不脱离本公开的范围的情况下,可以对前述内容做出这样的变型。因此,随附的权利要求宽广地并且以与本公开一致的方式理解是适当的。

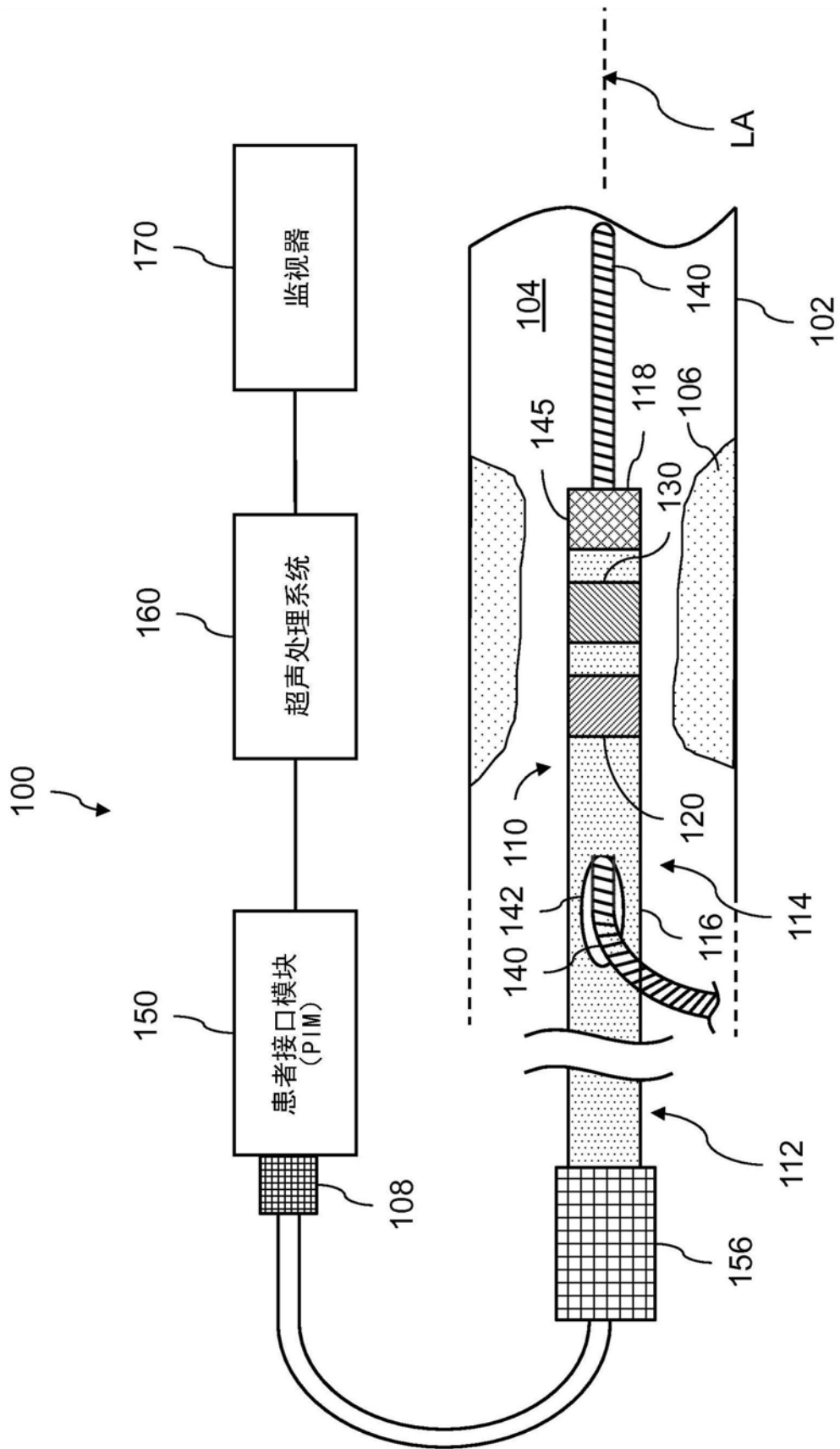


图1

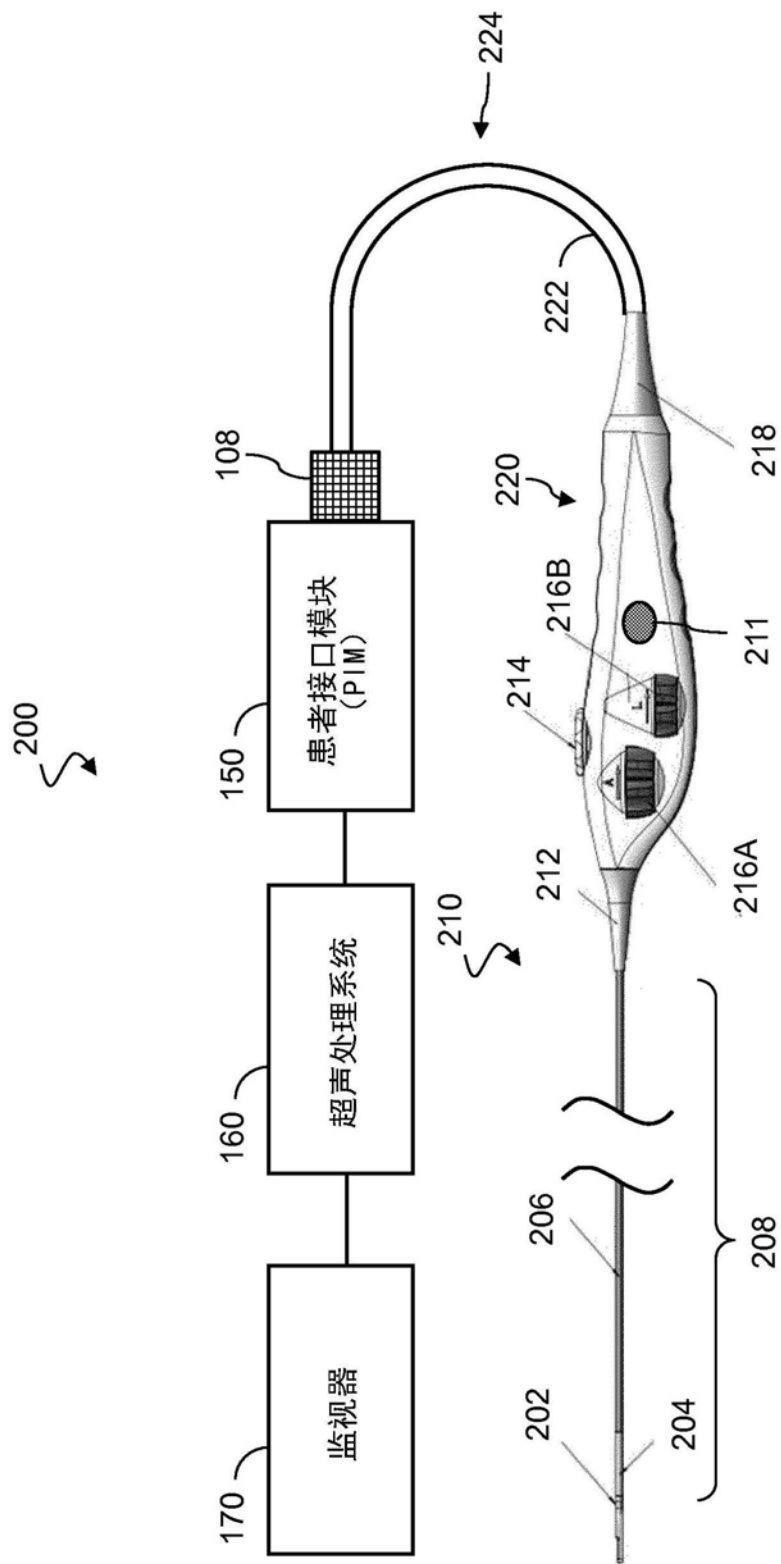


图2

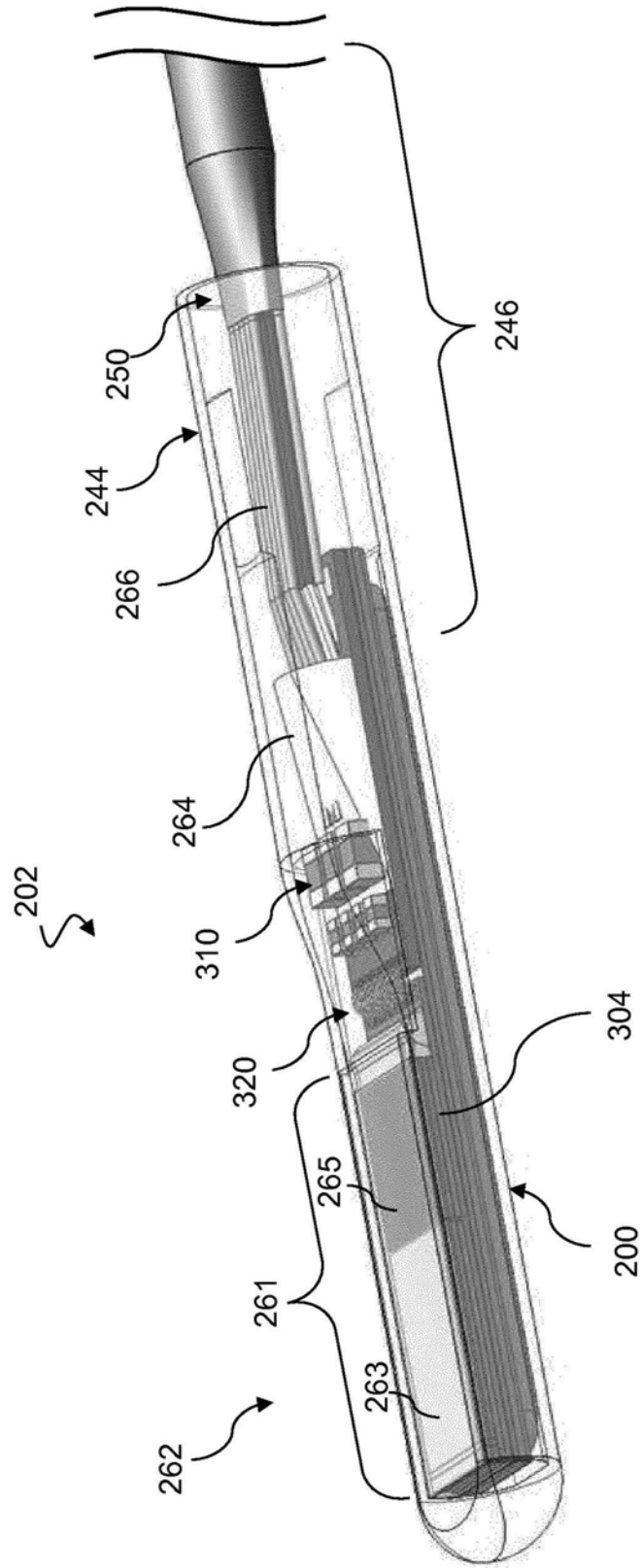


图3

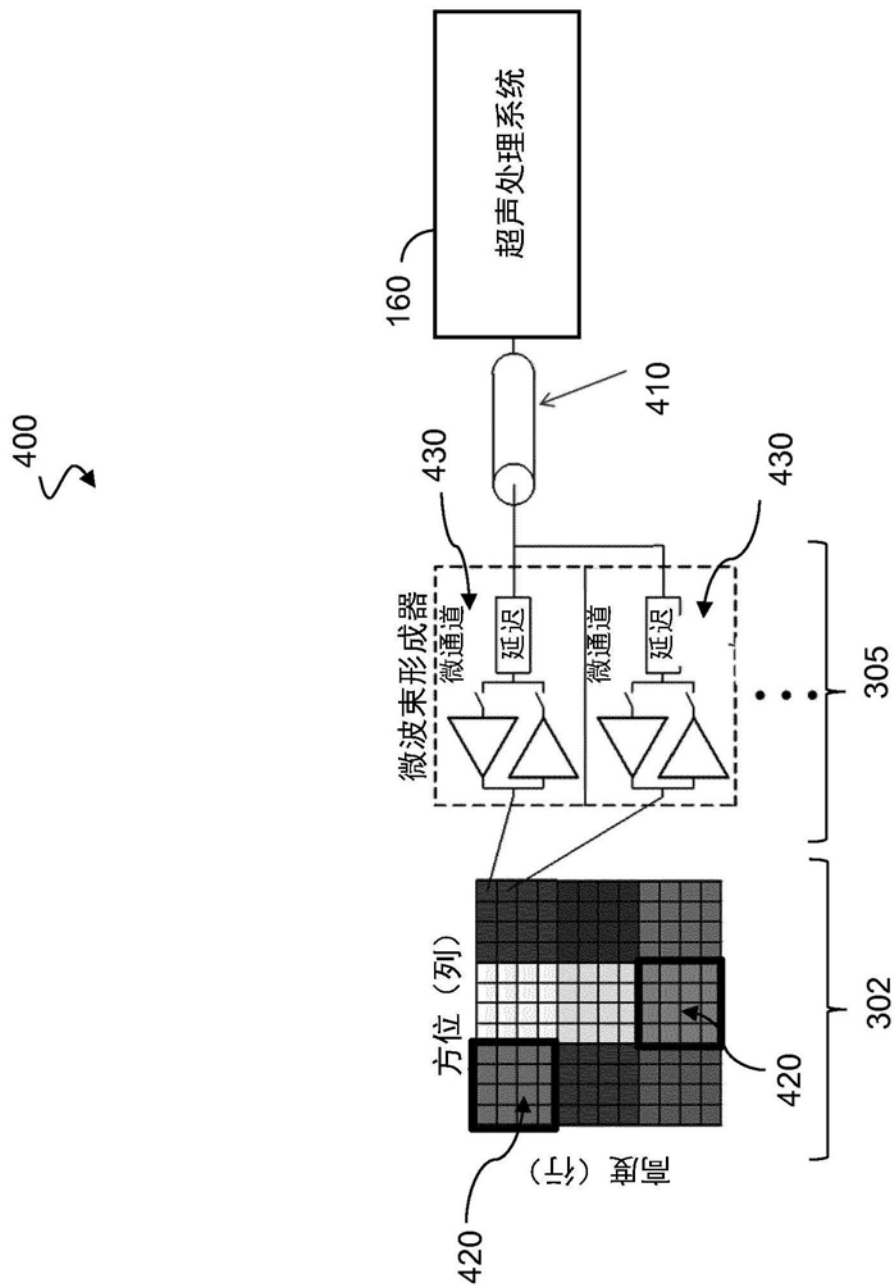


图4

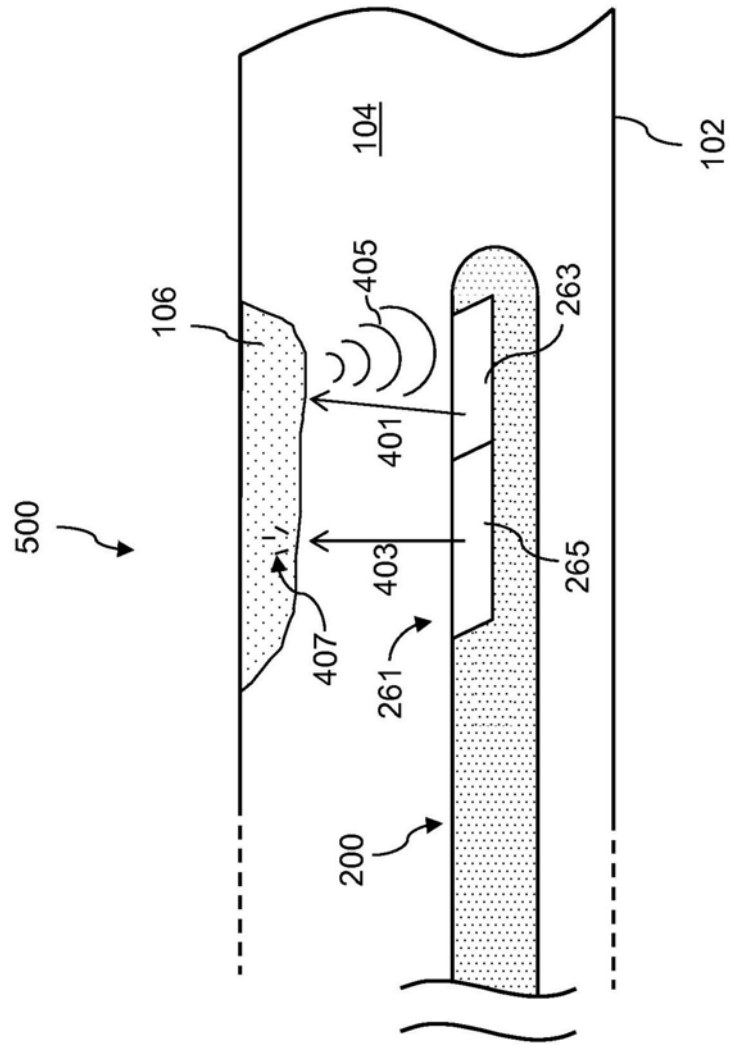


图5

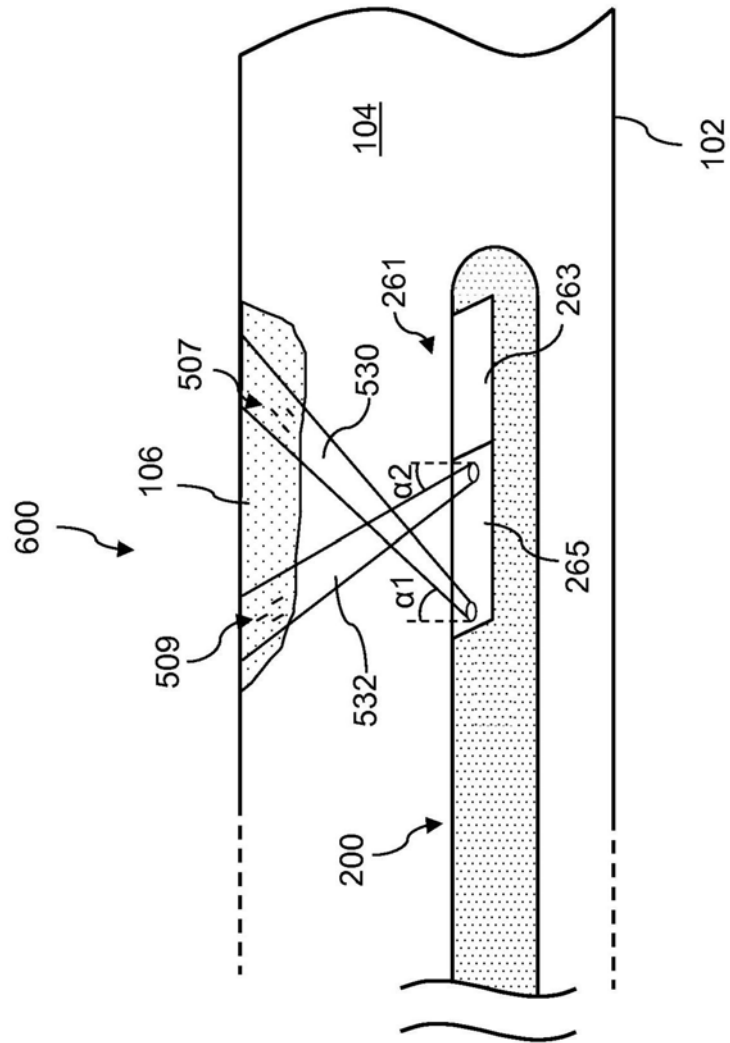


图6

700 ↗



图7

专利名称(译)	心脏内治疗 and 诊断超声设备		
公开(公告)号	CN111031928A	公开(公告)日	2020-04-17
申请号	CN201880052312.3	申请日	2018-08-15
[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	J·斯蒂加尔 P·萨罗哈		
发明人	J·斯蒂加尔 P·萨罗哈 R·E·卡尼		
IPC分类号	A61B8/12 A61N7/02 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/445 A61B8/4483 A61B8/56 A61B2017/22008 A61N7/022 A61N2007/0052 A61N2007/0073 A61N2007/0078 A61N2007/0082 A61N2007/0095 A61N2007/027 A61B5/6852 A61B8/4488 A61B18/1492 A61B2018/00404 A61B2018/00577		
代理人(译)	刘兆君		
优先权	62/545927 2017-08-15 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供了用于使用超声用于诊断和治疗流程的系统、方法和设备。超声信号可以由被定位在患者的解剖结构内的超声设备中的超声换能器发送和/或接收。所述超声换能器可以被布置在阵列中，使得所述阵列的第一段被配置为发送超声脉冲并且接收超声回波用于诊断流程，并且所述阵列的第二段被配置为发送超声脉冲用于治疗流程。接收到的超声回波可以被用于生成所述解剖结构的二维图像或三维图像。

