



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111212606 A

(43)申请公布日 2020.05.29

(21)申请号 201880066890.2

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(22)申请日 2018.08.08

代理人 孟杰雄

(30)优先权数据

62/545954 2017.08.15 US

(51)Int.Cl.

A61B 8/12(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 8/00(2006.01)

2020.04.14

A61N 7/02(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

A61M 37/00(2006.01)

PCT/EP2018/071562 2018.08.08

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2019/034500 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 R·E·卡尼 J·斯蒂加尔

P·萨罗哈

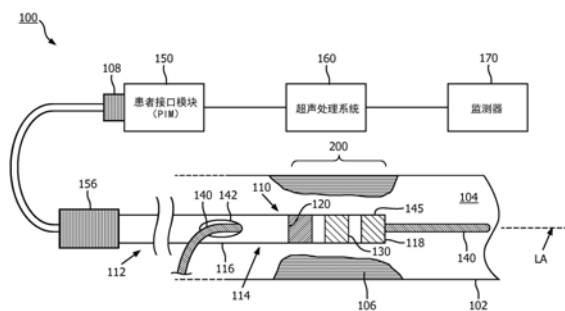
权利要求书3页 说明书12页 附图7页

(54)发明名称

频率可调谐血管内超声设备

(57)摘要

提供了管腔内超声设备、系统和方法。在一个实施例中，一种管腔内超声设备包括：柔性细长构件，其被配置为定位在患者的身体管腔内，所述柔性细长构件包括远端部分和纵轴；以及换能器阵列，其被设置在所述柔性细长构件的远端部分处并且被圆周定位在所述柔性细长构件的纵轴周围。所述换能器阵列包括多个微机械超声换能器(MUT)。另外，所述换能器阵列被配置为响应于第一电信号而获得所述身体管腔的超声成像数据，并且响应于第二电信号而在所述身体管腔内施加超声治疗。



1. 一种管腔内超声设备,包括:

柔性细长构件,其被配置为被定位在患者的身体管腔内,所述柔性细长构件包括远端部分和纵轴;以及

换能器阵列,其被设置在所述柔性细长构件的所述远端部分处并且被圆周地定位在所述柔性细长构件的所述纵轴周围,其中,所述换能器阵列包括多个微机械超声换能器(MUT),

其中,所述换能器阵列被配置为响应于第一电信号而获得所述身体管腔的超声成像数据,并且

其中,所述换能器阵列被配置为响应于第二电信号而在所述身体管腔内施加超声治疗。

2. 根据权利要求1所述的管腔内超声设备,其中,所述换能器阵列响应于所述第一电信号而在第一频率范围处工作,并且所述换能器阵列响应于所述第二电信号而在与所述第一频率范围不同的第二频率范围处工作。

3. 根据权利要求1所述的管腔内超声设备,其中,所述多个MUT包括由多个柔性电路互连的多个MUT子阵列。

4. 根据权利要求1所述的管腔内超声设备,还包括与所述换能器阵列通信的控制电路,所述控制电路被配置为生成所述第一电信号和所述第二电信号。

5. 根据权利要求4所述的管腔内超声设备,其中,所述第一电信号的电压与所述第二电信号的电压不同。

6. 根据权利要求4所述的管腔内超声设备,其中,所述多个MUT包括多个压电微机械超声换能器(PMUT)。

7. 根据权利要求4所述的管腔内超声设备,其中,所述多个MUT包括多个电容式微机械超声换能器(CMUT)。

8. 根据权利要求7所述的管腔内超声设备,其中,所述多个CMUT在偏置电压下工作。

9. 根据权利要求8所述的管腔内超声设备,其中,所述偏置电压由所述控制电路控制。

10. 根据权利要求1所述的管腔内超声设备,

其中,所述多个MUT包括第一多个压电微机械超声换能器(PMUT)和第二多个PMUT,

其中,所述第一多个PMUT中的每个PMUT包括具有第一厚度的换能器膜,并且

其中,所述第二多个PMUT中的每个PMUT包括具有与所述第一厚度不同的第二厚度的换能器膜。

11. 根据权利要求1所述的管腔内超声设备,

其中,所述多个MUT包括第一多个电容式微机械超声换能器(CMUT)和第二多个CMUT,

其中,所述第一多个CMUT中的每个CMUT在第一偏置电压下工作,并且

其中,所述第二多个CMUT中的每个CMUT在与所述第一偏置电压不同的第二偏置电压下工作。

12. 根据权利要求11所述的管腔内超声设备,其中,所述第一偏置电压和所述第二偏置电压中的一个为零伏特。

13. 根据权利要求1所述的管腔内超声设备,其中,所述多个MUT包括多个电容式微机械超声换能器(CMUT)和多个压电微机械超声换能器(PMUT)。

14. 根据权利要求2所述的管腔内超声设备,其中,所述第一频率范围和所述第二频率范围不交叠。

15. 根据权利要求2所述的管腔内超声设备,其中,所述第一频率范围包括10MHz与70MHz之间的频率,并且所述第二频率范围包括1KHz与20MHz之间的频率。

16. 一种用于处置患者的身体管腔内的靶位点的系统,包括:

根据权利要求1至15中的任一项所述的管腔内超声设备;

处理系统,其被配置为:

控制利用所述管腔内超声设备对超声成像数据的采集和对超声治疗的施加,并且

生成包括所述靶位点的所述身体管腔的图像。

17. 根据权利要求16所述的系统,其中,所述处理系统被配置为控制所述管腔内超声设备以交替进行超声成像与超声治疗的施加。

18. 根据权利要求16所述的系统,其中,所述处理系统被配置为控制所述管腔内超声设备以同时进行超声成像和超声治疗的施加。

19. 根据权利要求18所述的系统,其中,所述处理系统被配置为通过所述管腔内超声设备的管腔将药剂施用到所述靶位点。

20. 根据权利要求19所述的系统,其中,与超声治疗的所述施加同时地施用所述药剂。

21. 根据权利要求20所述的系统,其中,所述药剂的剂量在超声治疗的所述施加期间是可变的。

22. 根据权利要求21所述的系统,其中,所述剂量基于所述靶位点的所述超声成像数据。

23. 一种处置患者的身体管腔内的靶位点的方法,包括:

利用在第一频率范围处工作的换能器阵列来获得所述身体管腔的超声成像数据,所述换能器阵列被设置在管腔内超声设备的柔性细长构件的远端部分处,所述管腔内超声设备包括:

所述柔性细长构件,其被配置为被定位在所述患者的所述身体管腔内,所述柔性细长构件包括所述远端部分和纵轴,

所述换能器阵列,其被设置在所述柔性细长构件的所述远端部分处并且被圆周地定位在所述柔性细长构件的所述纵轴周围,所述换能器阵列被配置为响应于第一电信号而获得所述身体管腔的超声成像数据,并且响应于第二电信号而在所述身体管腔内施加超声治疗,其中,所述换能器阵列包括多个微机械超声换能器(MUT);并且

利用在第二频率范围处工作的所述换能器阵列向所述身体管腔内的所述靶位点施加所述超声治疗。

24. 根据权利要求23所述的方法,其中,所述管腔内超声设备与超声处理系统通信,所述方法还包括:

在获得所述身体管腔的超声成像数据之后,通过所述超声处理系统基于所获得的超声成像数据来确定所述身体管腔的直径和所述靶位点的钙化水平;并且

基于所确定的所述身体管腔的直径和所述靶位点的所述钙化水平来修改所述第二电信号。

25. 根据权利要求24所述的方法,还包括:

在向所述靶位点施加所述超声治疗之后,使用所述换能器阵列来获得所述身体管腔的超声成像数据;

通过使用所述超声处理系统基于所获得的超声成像数据来确定所述身体管腔的经更新的直径和所述靶位点的经更新的钙化水平;

基于所述身体管腔的所述经更新的直径和所述靶位点的所述经更新的钙化水平来修改所述第二电信号;并且

利用所述换能器阵列向所述身体管腔内的所述靶位点施加所述超声治疗。

26. 根据权利要求23所述的方法,还包括:

利用处置导管来处置所述靶位点,其中,所述处置导管包括球囊导管、支架放置导管、药物递送导管、消融导管或者具有电极的导管。

频率可调谐血管内超声设备

技术领域

[0001] 本公开总体上涉及血管内超声设备,并且具体地涉及具有针对成像和治疗应用两者可调谐的超声换能器阵列的管腔内超声设备。

背景技术

[0002] 血管内超声 (IVUS) 成像在介入心脏病学中广泛被用于评估人体内的患病血管 (诸如动脉) 的诊断工具以确定对处置的需要,引导介入和/或评估其有效性。包括一个或多个超声换能器的IVUS设备被传递到血管中并且被引导到要成像的区域。换能器发射具有高于10MHz的频率的超声能量以创建感兴趣血管的图像。超声波部分地由起因于组织结构 (诸如血管壁的各个层)、红血球和其他感兴趣特征的不连续反射。来自反射波的回波由换能器接收并且传递到IVUS成像系统。成像系统处理所接收的超声回波以产生其中放置设备的血管的截面图像。

[0003] 超声已经使用在一些药物递送和治疗应用中。通常,由于两者之间的工作频率的差异,超声成像设备和超声治疗设备是分离并且不同的。在血管内成像和治疗的情况下,超声成像设备和超声治疗设备两者必须在流程工作流程期间插入患者的血管中并且从患者的血管撤回至少一次。为了评价超声治疗的有效性,血管内治疗设备必须从患者的血管撤回,并且成像设备必须重新插入到血管中。超声设备的插入和撤回的该多重性不仅是耗费时间的,而且能够增加临床并发症 (诸如血管损坏) 的机会。

发明内容

[0004] 本公开的实施例提供了一种包括具有通过柔性电路互连的多个子阵列的换能器阵列的管腔内超声设备。所述换能器阵列被配置为响应于第一电信号而获得超声成像数据,并且响应于第二电信号而施加超声治疗。所述子阵列中的每个包括多个微机械超声换能器 (MUT)。所述换能器阵列响应于所述第一电信号而在第一频率范围处工作并且响应于所述第二电信号而在第二频率范围处工作。所述第一频率范围与所述第二频率不同。

[0005] 在一个实施例中,一种管腔内超声设备,包括:柔性细长构件,其被配置为定位在患者的身体管腔内,所述柔性细长构件包括远端部分和纵轴;以及换能器阵列,其设置在所述柔性细长构件的远端部分处并且圆周定位在所述柔性细长构件的纵轴周围。所述换能器阵列包括多个微机械超声换能器 (MUT)。另外,所述换能器阵列被配置为响应于第一电信号而获得所述身体管腔的超声成像数据,并且响应于第二电信号而在所述身体管腔内施加超声治疗。本公开的额外方面、特征和优点将从以下详细描述变得显而易见。

[0006] 在一些实施例中,所述管腔内超声设备的换能器阵列响应于所述第一电信号而在第一频率范围处工作,并且响应于所述第二电信号而在与所述第一电学频率范围不同的第二频率范围处工作。在一些实施例中,所述第一频率范围和所述第二频率范围不交叠。在一些实施例中,所述第一频率范围包括10MHz与70MHz之间的频率,并且所述第二频率范围包括1KHz与20MHz之间的频率。在一些实施例中,所述多个MUT包括通过多个柔性电路互连的

多个MUT子阵列。在一些实施方式中,所述管腔内超声设备还包括:控制电路,其与所述换能器阵列通信,并且所述控制电路被配置为生成所述第一电信号和所述第二电信号。在一些实例中,所述第一电信号的电压与所述第二电信号的电压不同。在一些实例中,所述多个MUT包括多个压电微机械超声换能器(PMUT)。在一些其他实例中,所述多个MUT包括多个电容式微机械超声换能器(CMUT)。在一些实现中,所述多个CMUT在偏置电压下工作。在一些实例中,所述偏置电压由所述控制电路控制。在一个实施例中,所述管腔内超声设备的多个MUT包括第一多个PMUT和第二多个PMUT。所述第一多个PMUT中的每个包括具有第一厚度的换能器膜,并且所述第二多个PMUT中的每个包括具有与所述第一厚度不同的第二厚度的换能器膜。在另一实施例中,所述管腔内超声设备的多个MUT包括第一多个CMUT和第二多个CMUT。所述第一多个CMUT中的每个在第一偏置电压下工作,并且所述第二多个CMUT中的每个在与所述第一偏置电压不同的第二偏置电压下工作。在一些实例中,第一和第二偏置电压之一是零伏特。在一些实施方式中,所述管腔内超声设备的多个MUT包括多个CMUT和多个PMUT。

[0007] 在另一实施例中,提供了一种用于处置患者的身体管腔内的靶位点的方法。所述方法包括:利用在第一频率范围处工作的换能器阵列获得所述身体管腔的超声成像数据,所述换能器阵列被设置在管腔内超声设备的柔性细长构件的远端部分处;并且利用在第二频率范围处工作的换能器阵列向所述身体管腔内的靶位点施加所述超声治疗。所述管腔内超声设备包括:柔性细长构件,其被配置为定位在所述患者的身体管腔内,所述柔性细长构件包括所述远端部分和纵轴;以及所述换能器阵列,其被设置在所述柔性细长构件的远端部分处并且圆周定位在所述柔性细长构件的纵轴周围。在一些实施例中,所述换能器阵列被配置为响应于第一电信号而获得所述身体管腔的超声成像数据,并且响应于第二电信号而在所述身体管腔内施加超声治疗。所述换能器阵列包括多个MUT。

[0008] 在一些实例中,所述管腔内超声设备与超声处理系统通信,并且所述方法还包括:在获得所述身体管腔的超声成像数据之后,由所述超声处理系统基于所获得的超声成像数据来确定所述身体管腔的直径和所述靶位点的钙化水平;并且基于所确定的所述身体管腔的直径和所述靶位点的钙化水平来修改所述第二电信号。在一些实施例中,所述方法还包括:在向所述靶位点施加所述超声治疗之后使用所述换能器阵列获得所述身体管腔的超声成像数据;通过使用所述超声处理系统基于所获得的超声成像数据来确定所述身体管腔的经更新的直径和所述靶位点的经更新的钙化水平;基于所述身体管腔的经更新的直径和所述靶位点的经更新的钙化水平来修改所述第二电信号;并且利用所述换能器阵列向所述身体管腔内的靶位点施加所述超声治疗。在一些实施方式中,所述方法还包括利用处置导管处置靶位点,其中,所述处置导管包括球囊导管、支架放置导管、药物递送导管、消融导管、或具有电极的导管。

[0009] 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

[0010] 将参考附图描述本公开的说明性实施例,其中:

[0011] 图1是根据本公开的方面的超声系统的图解示意视图;

[0012] 图2是根据本公开的方面的具有配置中的超声换能器阵列的换能器组件的图解俯

视图；

[0013] 图3是根据本公开的方面的换能器组件的子阵列的图解放大视图；

[0014] 图4是根据本公开的方面的换能器组件的子阵列的图解放大视图；

[0015] 图5是根据本公开的方面的换能器组件的子阵列的图解放大视图；并且

[0016] 图6A和图6B是根据本公开的方面的使用超声设备处置靶位点的流程图。

具体实施方式

[0017] 出于促进对本公开的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。所描述的设备、系统和方法的任何改变和另外的修改和本公开的的原理的任何另外的应用被完全预期并且被包括在本公开内，如本公开涉及的领域的技术人员将通常想到的。例如，尽管ICE系统依据管腔内成像描述，但是应理解，其不旨在限于本申请。具体而言，应完全预期，关于一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。然而，出于简洁的缘故，将不分离地描述这些组合的许多迭代。

[0018] 图1是根据本公开的一些实施例的超声系统100的图解示意视图。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(有时被称为计算机系统)、和/或监测器170。超声设备110结构上被布置(例如，定大小和/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施加到解剖结构102。超声处理系统160至少包括处理器并且被配置为控制超声成像数据的采集和超声治疗的施加，并且生成在监测器170上显示的解剖结构102的图像(使用经由PIM 150接收到的超声成像数据)。处理系统160被配置为备选地或同时地控制超声成像和超声治疗的施加。任选地，处理系统可以被配置为施用药剂。在实施例中，超声成像和超声治疗的施加同时执行并且药剂根据基于实时超声成像数据确定的剂量来施用。

[0019] 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，“伸长构件”或者“柔性细长构件”包括结构上被布置(例如，定大小和/或成形)为被定位在解剖结构102的管腔104(或者身体管腔)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的远端部分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、聚合物混合物、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(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截面轮廓(例如，圆形、卵形、矩形、正方形、椭圆形等)或非几何截面轮廓。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，包括在近似1Fr(0.33mm)与近似15Fr(5mm)之间，包括诸如3.5Fr、5Fr、7Fr、8.2Fr、9Fr的值和/或较大和较小两者的其他适

合值。

[0020] 超声设备110可以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,定大小和/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的截面轮廓集中或者偏移。在所图示的实施例中,超声设备110是导管并且包括柔性细长构件116的远端部分114处的管腔。导丝140延伸通过出/入端口142与柔性细长构件116的远端端部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,定大小和/或成形)为设置在解剖结构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插入到解剖结构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,诸如邻近于阻塞106。导丝140促进解剖结构102内的期望位置处的一个或多个其他诊断和/或治疗仪器(包括超声设备110)的引入和定位。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。在所图示的实施例中,出/入端口142定位在超声设备110的超声部件120、130和145近端。在一些实施例中,出/入端口142、远端端部118处的出/入端口、和/或超声设备110的管腔定位在超声部件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。为了便于参考,包括超声部件120、130和145的组件被称为换能器组件200。超声部件120、130和145有时也可以是除超声换能器或者超声换能器阵列之外的结构并且因此也可以被称为超声结构120、130和145。

[0021] 解剖结构102可以表示自然和人造两者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、室或心脏的其他部分、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。

[0022] 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/或成熟血栓的斑块组分。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的组成将取决于被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一致或对称轮廓(例如,具有圆形截面轮廓的圆柱形轮廓)。阻塞106可以不具有一致或对称轮廓。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。尽管解剖结构102在图1中被图示为单

个阻塞106,但是应理解到,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。

[0023] 超声设备110包括柔性细长构件116的远端部分114处的超声部件120和130。超声部件120和130被配置为当超声设备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,两个超声部件120和130是不同的。在其他实施例中,两个超声部件120和130是相同超声部件或者相同超声部件的一部分。超声部件120、130中的一个被配置用于诊断使用,而超声部件120、130中的另一个被配置用于治疗使用。例如,超声部件120、130可以根据超声能量是否被用于诊断(诸如成像和/或处置)来将不同频率的超声能量发射到解剖结构102中。

[0024] 在一些实施例中,超声部件120和/或130包括(一个或多个)超声换能器。例如,超声部件120和/或130可以被配置为响应于由电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,超声部件120和/或130包括单个超声换能器。在一些实施例中,超声部件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/或较大和较小两者的其他值的值。超声部件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、曲线阵列、圆周阵列、环形阵列等。例如,在一些实例中,超声部件120和/或130可以是一维阵列或者二维阵列。在一些实例中,超声部件120和/或130可以是旋转超声设备。超声部件120和/或130的有效区域可以包括可以一致和/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分段(例如,一个或多个行、一个或多个列、和/或一个或多个取向)。超声部件120和/或130的有效区域可以以各种基本或复杂几何结构图案化或结构化。超声部件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,超声部件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,超声能量发射可以由超声部件120和/或130的一个或多个换能器元件的选择性触发电子地操纵。

[0025] 超声部件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)、电容式微机械超声换能器(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、切缝、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。

[0026] 在一些实施例中,超声部件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。由超声部件120获得的超声成像数据可以由医学专家用于诊断患者,包括评价解剖结构102的阻塞106。为了成像,超声部件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/或组织的反射超声回波。如本文所描述的,超声部件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,超声部件120响应于将电信号传输到超声部件120而将超声能量生成并且发射到解剖结构102中。为了成像,超声部件120生成并且发送表示来自解剖结构102的接收的反射的超声回波的电信号(例如,到PIM 150)。在各种实施例中,超声部件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 (ICE)、经食道超声心动描记 (TEE)、和/或其他适合的成像模式相关联的成像数据。

[0027] 为了诊断和/或成像, 超声部件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/或较大和较小两者的其他适合值的值。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, 超声部件120的频率是可调谐的。为了成像, 在一些实例中, 超声部件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信号的电压和/或将偏置电压施加到超声部件120来修改。

[0028] 在一些实施例中, 超声部件130被配置为将超声治疗施加到解剖结构102, 诸如阻塞106。例如, 超声部件130发射损坏阻塞106的结构的声波。在该方面中, 超声设备110和/或超声部件130可以引用作为碎石设备。由超声部件130发射的超声能量可以在阻塞106的钙堵塞中产生微裂缝。例如, 超声部件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)。由超声部件130造成的超声治疗的递送有利地促进血栓稀释和/或血管制备。例如, 可以在将药剂递送到解剖结构102之前或者与超声治疗同时地施加超声治疗。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, 作为由超声能量造成的阻塞106的退化的结果, 药物摄取可以有利地改进。通过损害阻塞106的结构, 额外表面区域可用于药剂接触和/或穿透解剖结构102。在实施例中, 超声成像、超声处置和施用药剂同时发生。基于实时超声成像数据, 可以调整超声处置参数, 以及将药剂给药。在范例中, 阻塞106在超声处置开始时利用超声成像。在初始阶段处, 释放药剂的稳定剂量。在超声处置的情况下, 微裂缝在阻塞中发生, 其改变超声图像中的阻塞的回波反射性, 基于此, 药剂的剂量被更新, 因为试剂的较高剂量可以通过微裂缝更有效地与阻塞相互作用。当阻塞材料通过组合处置溶解时, 在超声成像数据上可检测的阻塞缩小。药剂的剂量可以在那时刻降低并且基于阻塞的大小和回波特性和以必要的速率实时施用。因此, 改进患者的处置和健康的效率。

[0029] 在一些实施例中, 超声部件130是超声元件, 诸如超声换能器和/或超声换能器阵列。例如, 超声部件130可以被配置为响应于将电信号传输到超声部件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超声部件120, 超声部件130不需要被配置为接收反映解剖结构102的超声回波并且生成代表性电信号。例如, 在一些实施例中, 超声部件130不是生成超声能量的超声元件。相反, 超声部件130可以是中间部件, 其被配置为递送由与超声设备110分离的超声部件 (例如, 定位在患者的身体外部的的外部超声换能器) 生成的超声能量。为了超声治疗, 超声部件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/或较大和较小两者的其他适合值的值。在一些实施例中, 超声部件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信号的电压和/或将偏置电压施加到超声部件130来修改。

[0030] 在一些实施例中, 诸如当超声部件120和130两者包括超声换能器时, 超声部件120

和130可以被配置为生成和发射超声能量,并且生成表示接收的超声回波的电信号。超声部件120、130之一可以在诊断和/或成像模式中工作(生成并且发射超声能量,并且生成表示接收到的超声回波的电信号),而超声部件120、130中的另一个在治疗模式中工作(生成和/或发射超声能量)。

[0031] 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部件130施加到解剖结构102之后由处置部件145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。

[0032] 在一些实施例中,将部件120、130和/或145定位在一个紧凑换能器组件200中是有利的,因为这样做可以使柔性细长构件116的相对更硬分段的长度最小化。在一些其他实施例中,有利的是,将超声部件120、130和/或145定位在分离的换能器组件中并且将它们连同柔性构件或柔性接头一起耦合。这是如此,因为携带仅一个超声部件的换能器组件中的每个倾向于在长度上更短。当通过柔性构件/接头耦合在一起时,换能器组件可以通过如火车车厢的弯曲脉管结构可操纵的。

[0033] 通常,超声部件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,超声部件120、130和/或145的相对定位可以变化。在图示的实施例中,诊断和/或成像超声部件120定位在治疗超声部件130近端。在其他实施例中,治疗超声部件130定位在诊断和/或成像超声部件120近端。在包括处置部件145的实施例中,处置部件145可以定位在超声部件120和/或130近端、在超声部件120和/或130远端、或者在超声部件120和/或130之间。

[0034] 超声部件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)电导体与远端部分114处的超声部件120、130和近端部分112处的接口156通信。电导体在超声处理系统160与超声部件120、130之间携带电信号。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发送到超声部件120、130。表示反射的超声回波的电信号可以经由电导体从超声部件120和/或130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与超声部件120和/或130之间的通信。在其他实施例中,超声设备110的不同电导体可以被用于超声处理系统160与超声部件120之间和超声处理系统160与超声部件130之间的通信。

[0035] 超声设备110包括柔性细长构件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的伸缩机构。在一些实施例中,接口156可以包括旋转设备110的一个或多个部件(例如,柔性细长构件116、超声部件120、130)的旋转机构。在一些实施例中,接口156包括用于供医学专家选择性地激活用于成像的超声部件120或用于治疗的超声部件130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,PIM 150、超声处理系统160和/或监测器170的用户接口部件允许医学专家选择性地激活用于成像的超声部件120或用于治疗的超声部件130。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/或电学地将设备110耦合到PIM 150。

[0036] 超声处理系统160、PIM 150、和/或血管内设备110(例如,接口156、超声部件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)特定换能器元件以用于发送和/或接收,提供发送触发信号以激活发射器电路来生成电学脉冲以激励(一个或多个)选定的换能器元件,和/或接受经由控制器的放大器从(一个或多个)选定的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。

[0037] 在一些实施例中,PIM 150在将数据中继到计算机或控制台106之前执行超声回波数据的初步处理。在这样的实施例的范例中,PIM 150执行数据的放大、滤波和/或聚集。在实施例中,PIM 150还供应高和低电压DC电力以支持包括与超声部件120和/或130相关联的电路的超声设备110的操作。PIM 150可以是隔离设备,因为在各种手术设置中,患者安全要求授权患者与一个或多个高压部件的物理和电学隔离。

[0038] 超声处理系统160通过PIM 150从超声部件120接收成像数据(例如,表示超声回波数据的电信号)。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(诸如血管的截面IVUS图像)被显示在监测器170上。超声处理系统160和/或监测器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,包括超声部件120、130的一个或多个参数。

[0039] 现在参考图2,其中示出了根据本公开的方面的换能器组件200的图解俯视图。换能器组件200包括超声部件130。在由图2表示的一些实施例中,超声部件是换能器阵列并且因此有时被称为换能器阵列130。换能器阵列130包括多个子阵列300。在一些实施方式中,子阵列300是矩形形状并且靠近彼此并排定位以形成换能器阵列130。如子阵列300之一的放大视图所示,子阵列300中的每个包括多个换能器350。在一些实施例中,子阵列300可以包括4至32个换能器350。此外,在一些实施方式中,换能器350被安装在衬底上。在一些实例中,衬底是平面的。在一些其他实例中,衬底是半导体衬底,诸如硅衬底。在另外的实例中,衬底是玻璃衬底。

[0040] 在一些实施例中,支持结构240被形成在换能器阵列130上,增加换能器组件200的鲁棒性同时维持其柔性。在一些实施方式中,支持结构240可以选自生物相容塑料,诸如低耐用PEBAX或尼龙和/或超弹性合金。支持结构240可以通过模制、粘合剂填充、焊接和热收缩在换能器阵列上形成。在一些实施例中,为了当换能器阵列130在第一频率范围处工作以获得超声成像数据时消除气穴,换能器阵列130填充有柔性匹配层。例如,柔性匹配层可以是在换能器阵列130上过模制的低耐用塑料,或者盐溶液可以被用于填充换能器阵列130与支持结构240之间的空间。

[0041] 如图2中所示,子阵列300通过柔性电路400互连。柔性电路400沿着平行于柔性细长构件116的纵轴LA的方向和围绕纵轴LA的圆周的方向连接子阵列300。换能器组件200包括连接接口220。连接接口220包括导电迹线,其远端端部被连接到子阵列300中的每个。连接接口220的近端端部被连接到控制电路206。在一些实施方式中,控制电路206包括安装在

柔性电路上的多个控制逻辑芯片。控制电路206经由导电元件218的电导体将电信号发送到图1中所示的超声处理系统并且从图1中所示的超声处理系统160接收电信号。控制电路206激活并且控制换能器阵列130。在一些实施例中,控制电路206在子阵列水平上控制换能器阵列130。即,控制电路206可以每次选择性地激活一个或多个子阵列300。例如,在换能器阵列130被分离为两个或更多个分段的情况下,控制电路206可以分离地激活和控制这些分段。

[0042] 换能器350可以是电容式微机械超声换能器 (CMUT) 或压电微机械超声换能器 (PMUT)。在换能器350是CMUT的实施例中,换能器350包括在通常由硅制成的衬底上的介电层中的真空隙上形成的膜片。CMUT还包括膜片上的电极和从膜片跨空气间隙的另一电极。CMUT的膜片可以通过跨电极的交流 (AC) 电信号激发以发射超声脉冲。由CMUT发射的超声脉冲的频率或者频率范围取决于电信号的幅度。CMUT当电信号的幅度更大时在更高的频率或更高的频率范围处工作。相反地,超声脉冲能够使得膜片偏转到空气间隙中或者远离空气间隙,从而导致跨电极的电容的改变。通过测量电容的改变,可以确定超声脉冲的性质。在一些实施例中,直流 (DC) 偏置电压可以跨CMUT的电极施加以将膜片预加张力。基于偏置电压的水平,膜片可以经受不同水平的预加张力。通常,存在于膜片中的张力越高,CMUT发射的频率越高。在一些实施例中,子阵列300包括多个CMUT换能器350。偏置电压可以经由导电元件218的电导体通过控制电路206(图2中所示) 或者通过超声处理系统160施加到换能器阵列130的全部或部分。子阵列300的有效大小可以通过连接其中的换能器350的膜片并且将其并行操作来扩大。即,子阵列300的频率或者频率范围当子阵列300中的更多CMUT换能器350并行操作以增加子阵列300的有效大小时变得更低。在一些实例中,CMUT换能器350包括于2015年7月29日递交的题目为“INTRAVASCULAR ULTRASOUND IMAGING APPARATUS, INTERFACE ARCHITECTURE, AND METHOD OF MANUFACTURING”的美国专利申请US 14/812792中所描述的特征。

[0043] 在换能器350是PMUT的实施例中,换能器350包括位于衬底中的阱和设置在阱上的压电换能器膜。压电换能器构件包括上电极和下电极。阱至少部分地填充有背衬材料。压电换能器构件可以通过跨上和下电极施加的电信号偏转以发射超声脉冲。相反地,超声脉冲能够引起压电换能器膜的变形,从而导致跨上和下电极的电压的改变。PMUT发射超声脉冲的频率或者频率范围取决于压电换能器膜的厚度和材料和背衬材料的厚度和材料。通常,如果压电换能器膜和背衬材料的厚度降低,则PMUT在较高的频率或较高的频率范围处工作。在一些实例中,如果压电换能器膜由更刚性的材料制成,则PMUT在较高的频率或较高的频率范围处工作。

[0044] 现在参考图3,其中示出了根据本公开的方面的换能器阵列130的子阵列300的分段的图解放大视图。出于说明的目的,图2-5中的子阵列300中的每个包括12个换能器350。然而,设想具有更多换能器350的子阵列300的实施例。在一些实施例中,子阵列300可以包括4至32个换能器350。子阵列300通过柔性电路400A沿着纵轴LA互连并且通过柔性电路400B围绕纵轴LA圆周互连。子阵列300经由连接接口220电学连接到控制电路206。在一些实施例中,换能器阵列130的子阵列300中的所有换能器350全部是PMUT。在一些实施例中,换能器阵列130的子阵列300中的所有换能器350是PMUT。

[0045] 在所有换能器350是要么PMUT要么CMUT的实施例中,控制电路206可以将第一电信

号发送到换能器阵列130,使得换能器阵列130在第一频率范围处工作以获得靶位点(诸如身体管腔104内的阻塞106)的超声成像数据;并且控制电路206可以将第二电信号发送到换能器阵列130,诸如换能器阵列130在第二频率范围处工作以在身体管腔104内施加超声治疗。在这些实施例中,第一电信号比第二电信号具有更高的幅度或更高的电压。第一频率落在10MHz与70MHz之间,并且第二频率落在1KHz与20MHz之间,并且在一些情况下,在1KHz与5MHz之间。第一频率范围具有第一中值,并且第二频率范围具有第二中值。第一中值高于第二中值。在这些实施例中,响应于第一电信号,换能器阵列130在第一频率处工作以用作超声成像设备。另外,响应于第二电信号,换能器阵列130在第二频率处工作以用作超声治疗施加器。

[0046] 在所有换能器350是CMUT的实施例中,控制电路206或者控制电路206外部的电压源也可以使CMUT换能器350经受偏置电压,使得换能器350的膜片预偏转或者预加张力以在较高频率处发射超声脉冲。在一些实施方式中,当控制电路206将第一电信号发送到换能器阵列130时,控制电路206可以同时使换能器阵列130经受偏置电压。

[0047] 现在参考图4,其中示出了根据本公开的方面的换能器阵列130的子阵列300的分段的图解放大视图。如图4中所示,在一些实施例中,换能器阵列130包括近端半3000和远端半4000,其中,每半是圆柱形并且圆周定位在纵轴LA周围。在一些实施例中,控制电路206可以分别地激活和控制近端半3000和远端半4000。在一些实施方式中,换能器阵列130始终包括CMUT换能器350或者始终包括PMUT换能器350。控制电路206可以将第一电信号发送到近端半3000并且将第二电信号发送到远端半4000。在一些其他实施方式中,近端半3000包括PMUT换能器350,并且远端半4000包括CMUT换能器350。在另外的实施方式中,近端半3000包括CMUT换能器350,并且远端半4000包括PMUT换能器350。在另一实施例中,换能器阵列130中的所有换能器350是PMUT。近端半3000经受第一偏置电压,并且远端半4000经受第二偏置电压。第一偏置与第二偏置不同。在一些实例中,第一偏置是零伏特(无偏置)并且第二偏置是非零偏置,其将CMUT换能器的膜片预加张力,使得换能器在较高的频率或者较高的频率范围处工作。

[0048] 对图5进行参考,其中示出了根据本公开的方面的换能器阵列130的子阵列300的分段的图解放大视图。在图5中所示的实施例中,第一子阵列300A和第二子阵列300B靠近彼此交替定位。在这些实施例中,第一子阵列300A跨换能器阵列130均匀分布并且因此是第二子阵列300B。在一些实施例中,第一子阵列300A和第二子阵列300B始终包括CMUT换能器350,并且控制电路206被配置为将第一电信号发送到第一子阵列300A并且将第二电信号发送到第二子阵列300B。响应于第一电信号,CMUT换能器350在第一频率范围处工作以获得超声成像数据。响应于第二电信号,CMUT换能器350可在第二频率范围处工作以施加超声治疗。在一些实例中,换能器130始终包括CMUT换能器350,并且控制电路206可以选择性地使第一子阵列300A经受第一偏置并且使第二子阵列经受第二偏置。第一偏置与第二偏置不同。在一些实施方式中,第一偏置是零。在另外的实施例中,第一子阵列300A始终包括PMUT换能器350,并且第二子阵列300B始终包括CMUT换能器350。

[0049] 返回参考图1,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、针头、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中的靶位点(诸如阻塞106)的其他适合的设备。

[0050] 图6A和图6B示出了根据本公开的方面的处置患者的身体管腔内的靶位点(诸如图1中的阻塞106)的方法500的流程图。方法500包括操作510、520、530、540、550、560、570、580、590和600。出于说明的目的,方法500的操作将参考图1和图2描述。在操作510处,使用在第一频率范围处工作的换能器阵列130获得身体管腔104的超声成像数据。换能器阵列130被设置在管腔内超声设备110的柔性细长构件116的远端部分114处。柔性细长构件116被配置为被定位在患者的身体管腔104内。换能器阵列130圆周定位在柔性细长构件116的纵轴LA周围并且被配置为响应于第一电信号而获得身体管腔104的超声成像数据。换能器阵列130还可以响应于第二电信号而施加超声治疗。

[0051] 在操作520处,身体管腔104的直径和靶位点(诸如图1中的阻塞106)的钙化水平基于在操作510处获得的超声成像数据来确定。通常,靶位点(诸如图1中的阻塞106)倾向于当其具有较高钙化水平时反射更多超声能量。即,通过测量与从靶位点反射的超声回波相关联的超声信号的强度,可以确定靶位点的钙化水平。例如,虚拟组织学(VH)方法和算法可以被用于确定定义身体管腔104的血管壁的边界和靶位点(诸如阻塞106)的密度。使用具有VH的IVUS检测和表征斑块在例如以下中描述: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US 6200268、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US 6381350、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US 7074188、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US 7175597、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US 7215802、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US 7359554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US 7463759,通过引用将其教导整体并入本文。

[0052] 在操作530处,第二电信号(通常默认或者初始电信号)基于身体管腔104的直径和在操作520处确定的靶位点的钙化水平来修改。取决于靶位点被定位的身体管腔104的直径和靶位点的钙化水平,靶位点的有效处置要求涉及具有不同频率、不同脉冲幅度和不同脉冲长度的超声脉冲。一旦身体管腔104的直径和靶位点的钙化水平在操作520处被确定,通信设备110的通信中的超声处理系统160可以修改要发送到换能器阵列130的第二电信号以用于靶位点的有效处置。

[0053] 在操作540处,超声治疗利用响应于经修改的第二电信号而工作的换能器阵列130施加于身体管腔104内的靶位点。

[0054] 在操作550处,使用响应于第一电信号而在第一频率范围处工作的换能器阵列130

获得身体管腔104的超声成像数据。为了评估在操作540处施加的超声治疗的功效,管腔104的超声成像数据再次响应于第一电信号而由换能器阵列130获得。

[0055] 在操作560处,身体管腔104的经更新的直径和靶位点的经更新的钙化水平基于在操作550处获得的超声成像数据由超声处理系统160确定。当超声治疗已经施加于靶位点时,身体管腔104的直径和靶位点的钙化水平可能已经降低。为了确定身体管腔104的经更新的直径和靶的经更新的钙化水平,管腔104的超声成像数据再次利用换能器阵列130获得。

[0056] 在操作570处,第二电信号再次基于身体管腔104的经更新的直径和靶位点的经更新的钙化水平由超声处理系统160修改。基于在超声处理系统160中存储的参数,超声处理系统160可以确定是否要求另外的超声治疗。如果不要求另外的超声治疗,则方法500将跳过操作580并且直接行进到操作590。如果要求另外的超声治疗,则超声处理系统160修改第二电信号以用于靶位点的有效处置。

[0057] 在操作580处,超声治疗施加于身体管腔104内的靶位点,而换能器阵列130响应于经修改的第二电信号而在第二频率范围处工作。

[0058] 在操作590处,靶位点利用设置在超声设备110的远端部分114上的处置部件145处置。在一些实例中,处置部件145被并入在换能器组件200中。在一些其他实例中,处置部件145与换能器组件200分离并且远离换能器组件200。

[0059] 在操作600处,为了评估由处置部件145造成的处置的功效,使用第一超声换能器阵列124B获得身体管腔104的超声成像数据。

[0060] 本公开的系统、设备和方法可以包括与此同一日期递交的美国临时申请US 62/545944、与此同一日期递交的美国临时申请US 62/545951、与此同一日期递交的美国临时申请US 62/545927、和/或与此同一日期递交的美国临时申请US 62/545888中所描述的特征,由此通过引用将其整体并入本文。

[0061] 本领域的技术人员将认识到,可以以各种方式修改上文所描述的装置、系统和方法。因此,本领域的普通技术人员将意识到,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。在该方面中,尽管已经示出并且描述了说明性实施例,但是在前述公开中预期各种各样的修改、改变和替代。应理解到,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解释是适当的。

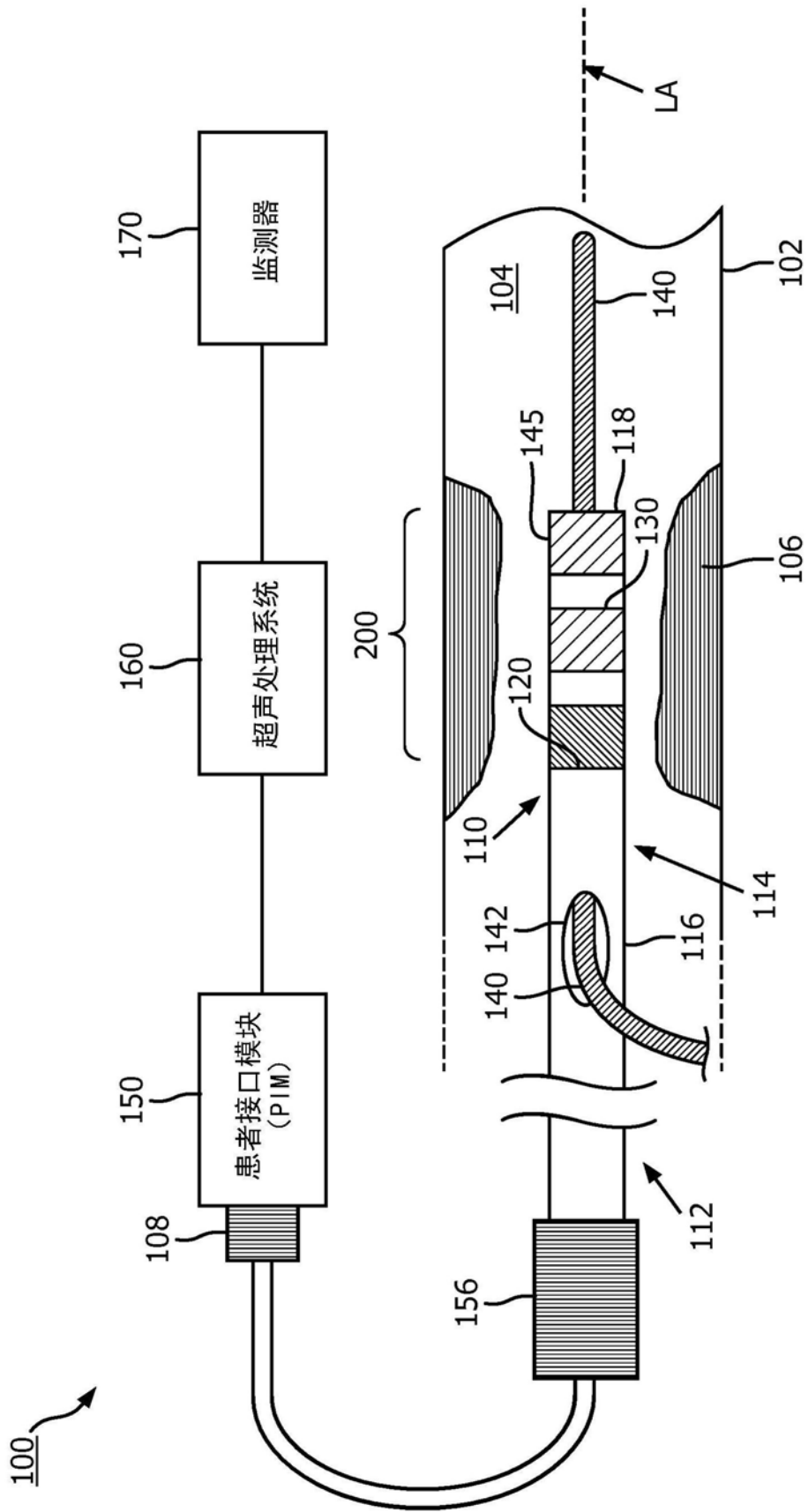


图1

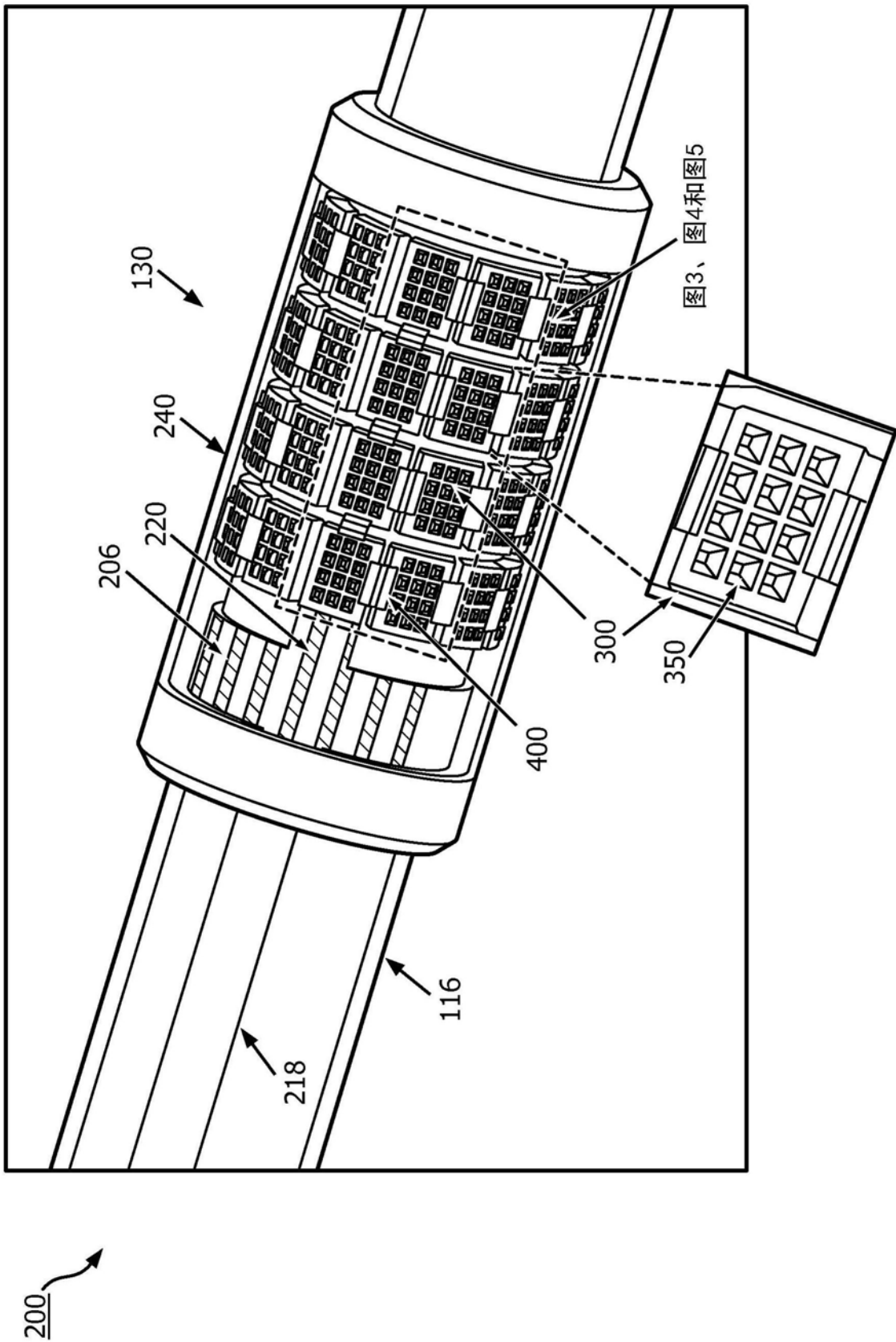


图2

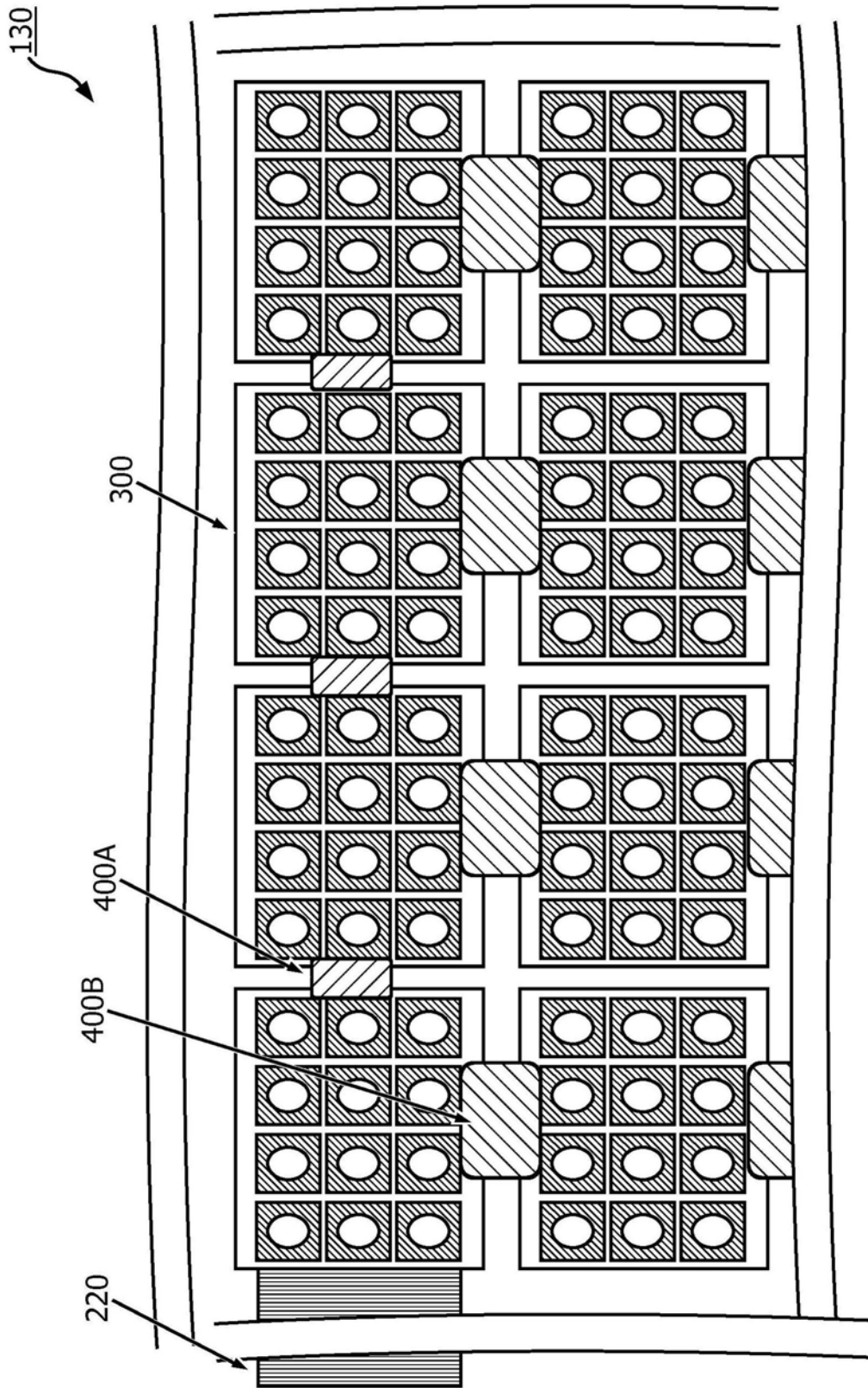


图3

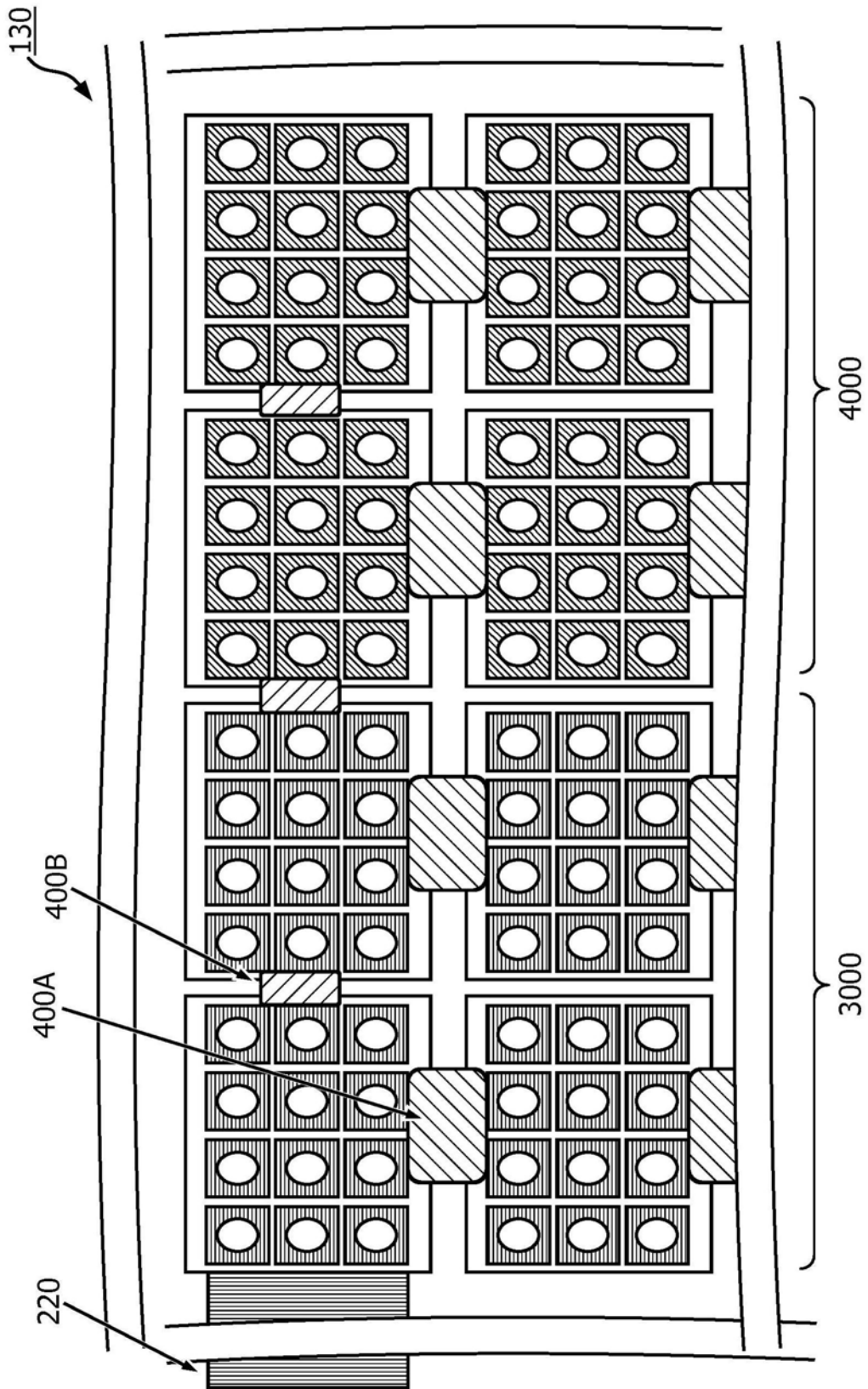


图4

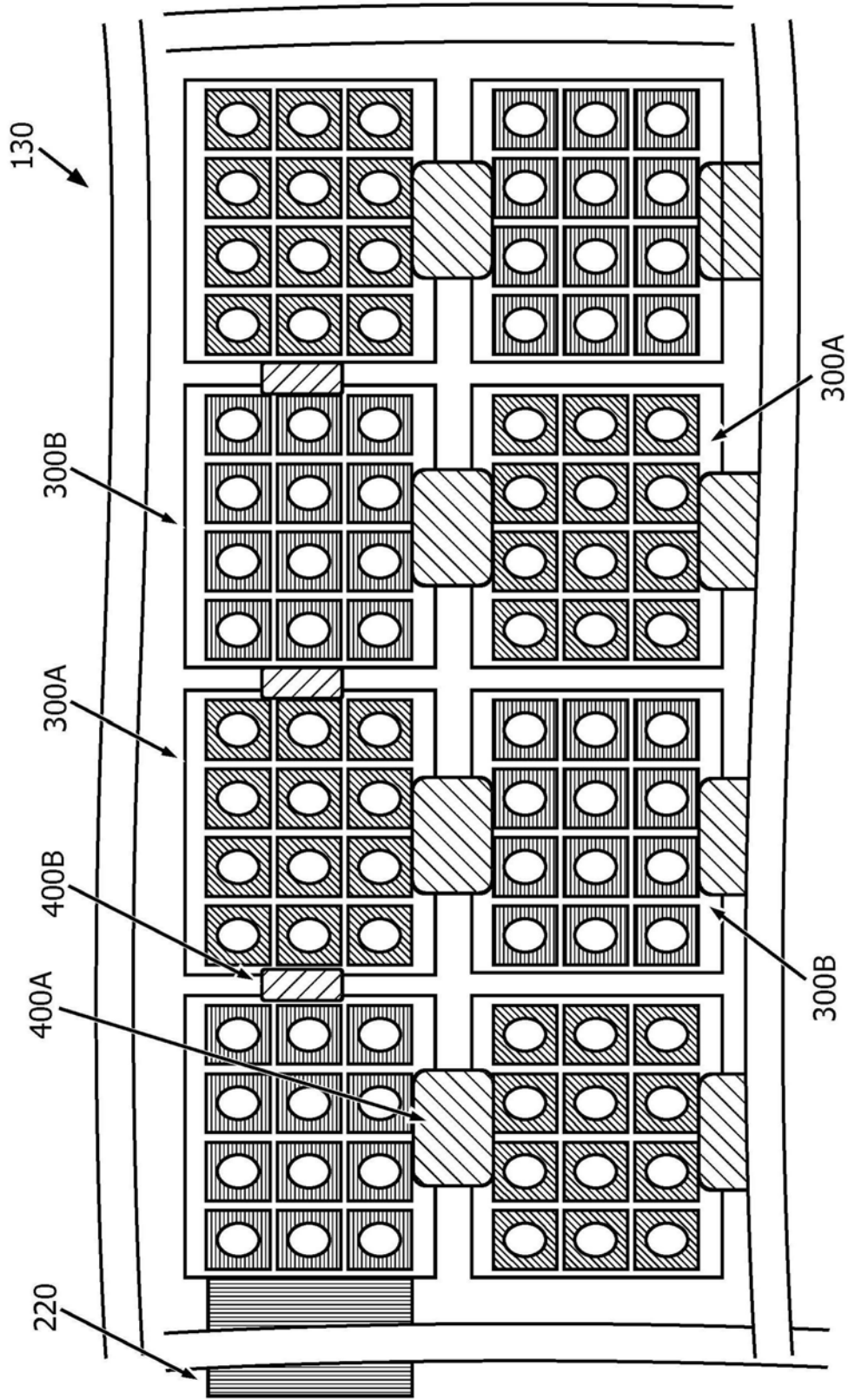


图5

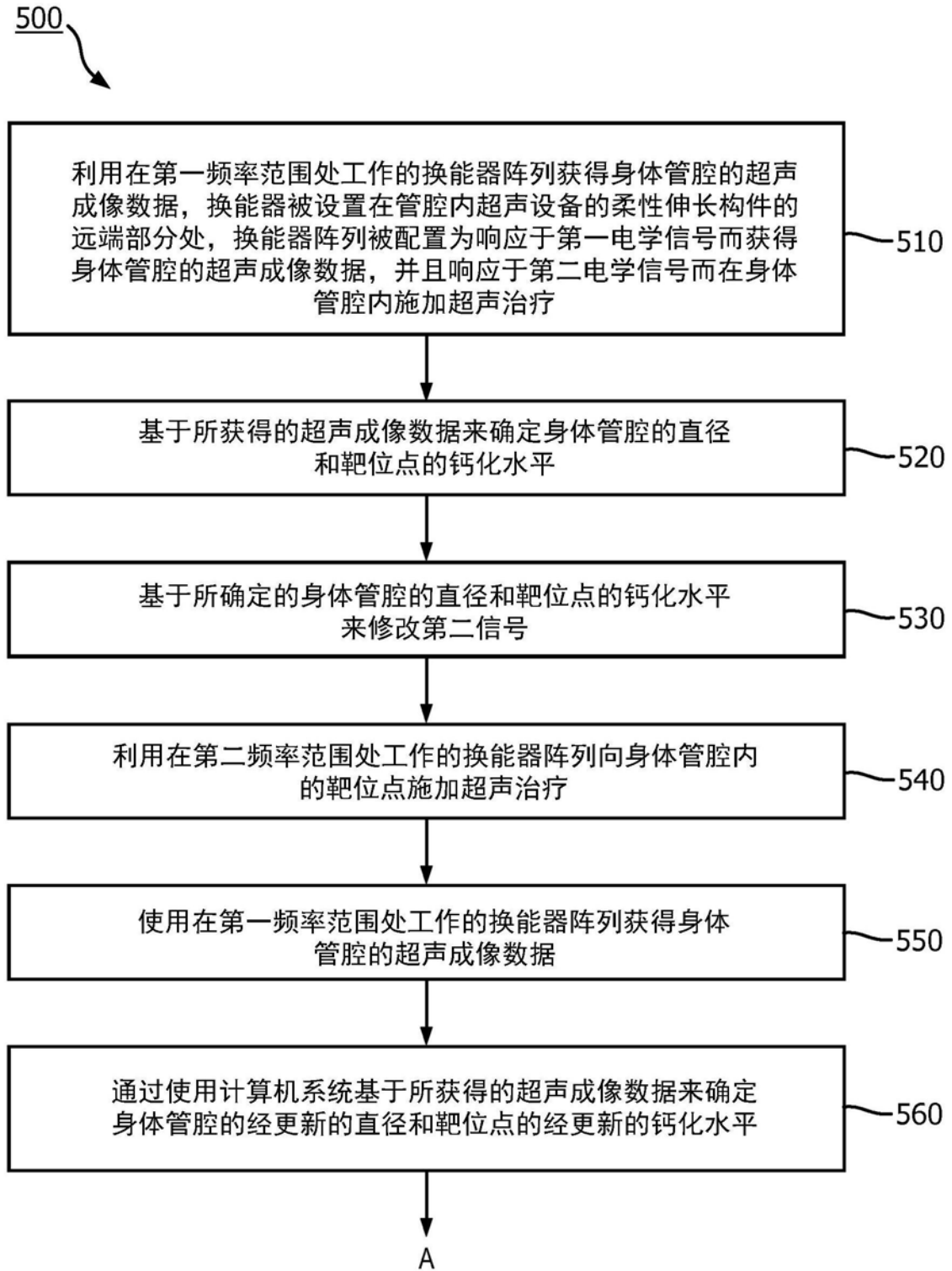


图6A

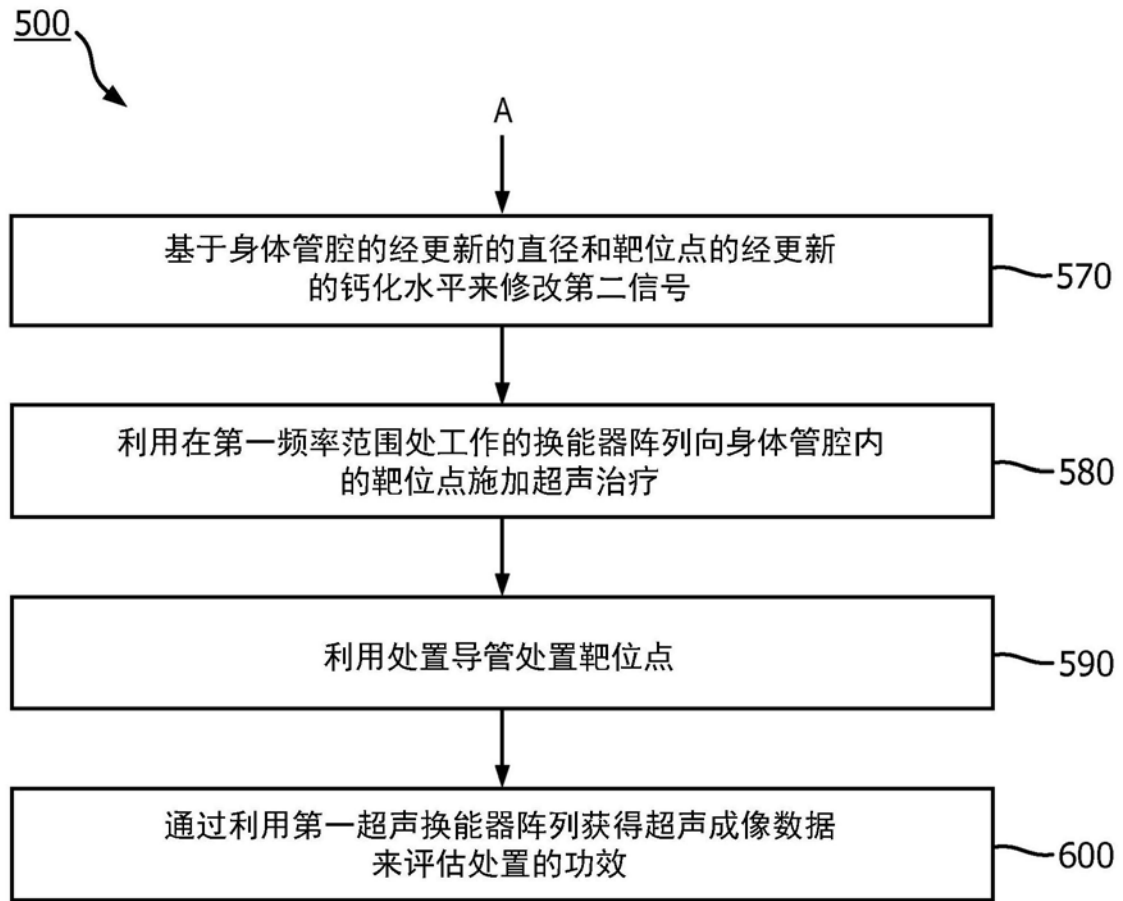


图6B

专利名称(译)	频率可调谐血管内超声设备		
公开(公告)号	CN111212606A	公开(公告)日	2020-05-29
申请号	CN201880066890.2	申请日	2018-08-08
[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	R·E·卡尼 J·斯蒂加尔 P·萨罗哈		
IPC分类号	A61B8/12 A61B8/00 A61N7/02 A61M37/00		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/4483 A61B8/56 A61B17/22 A61B17/2202 A61B17/320758 A61B18/14 A61B34/25 A61B2018/00577 A61B2018/00601 A61B2090/378 A61B2218/007 A61M37/0092 A61N7/00 A61N7/02 A61N7/022 A61N2007/0043 A61N2007/0052 A61N2007/0073 A61B1/015 A61B8/4488 A61B8/5223 A61B8/54 A61M25/00		
优先权	62/545954 2017-08-15 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供了管腔内超声设备、系统和方法。在一个实施例中，一种管腔内超声设备包括：柔性细长构件，其被配置为定位在患者的身体管腔内，所述柔性细长构件包括远端部分和纵轴；以及换能器阵列，其被设置在所述柔性细长构件的远端部分处并且被圆周定位在所述柔性细长构件的纵轴周围。所述换能器阵列包括多个微机械超声换能器(MUT)。另外，所述换能器阵列被配置为响应于第一电信号而获得所述身体管腔的超声成像数据，并且响应于第二电信号而在所述身体管腔内施加超声治疗。

