



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110505927 A

(43)申请公布日 2019. 11. 26

(21)申请号 201880024805.6

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(22)申请日 2018.04.13

代理人 蔡洪贵

(30)优先权数据

17166562.3 2017.04.13 EP

(51)Int.Cl.

B06B 1/02(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

B06B 1/06(2006.01)

2019.10.12

A61B 8/00(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2018/059532 2018.04.13

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/189371 EN 2018.10.18

(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 A·范德霍斯特 M·C·卢韦斯

V·A·亨内肯 J·W·威克普

M·P·J·屈嫩 S·舒列波夫

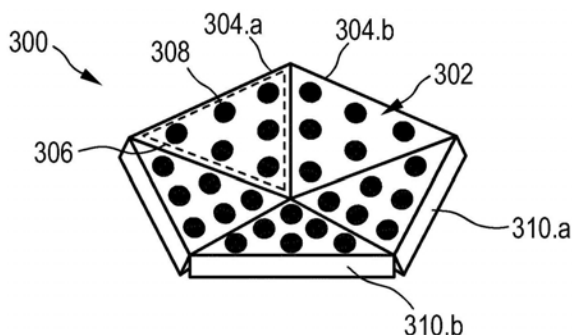
权利要求书2页 说明书9页 附图6页

(54)发明名称

具有多小面式远侧前表面的超声换能器探头

(57)摘要

一种用于血管内操作的超声换能器探头(300),其包括用于超声的发射和接收的多小面式远侧前表面(302),其具有至少两个彼此相邻的前表面小面(304.a,304.b),前表面小面承载微机械超声换能器MUT元件(308)的相应子阵列(306),MUT元件的子阵列共同形成分布在远侧前表面上的MUT元件的多小面式阵列。



1. 一种用于血管内操作的超声换能器探头 (300), 所述超声换能器探头包括用于超声的发射和接收的多小面式远侧前表面 (302), 所述多小面式远侧前表面 (302) 具有至少两个前表面小面 (304.a, 304.b), 所述前表面小面承载微机械超声换能器元件 (308) 的相应子阵列 (306), 所述微机械超声换能器元件在下文中被称为MUT元件, 所述MUT元件的所述子阵列共同形成分布在所述远侧前表面上的MUT元件的多小面式阵列, 其中

-所述前表面小面由单独的刚性载体岛 (502.a, 502.b) 形成, 每个载体岛包括MUT元件的所述子阵列中的至少一个, 并且其中

-所述载体岛通过柔性电绝缘材料 (504, 908) 彼此机械地连接。

2. 根据权利要求1所述的超声换能器探头, 其特征在于, 所述前表面 (302) 整体上是凹形的。

3. 根据权利要求1所述的超声换能器探头, 其特征在于, 所述前表面整体上是凸形的。

4. 根据权利要求1所述的超声换能器探头 (500), 其特征在于

-所述刚性载体岛包含用于与MUT元件的所述相应子阵列电连接的相应接触接口; 并且

-所述柔性材料包含使不同子阵列的接触接口彼此电连接的电互连线 (508)。

5. 根据权利要求1所述的超声换能器探头, 其特征在于

-所述刚性载体岛包含用于与MUT元件的所述相应子阵列电连接的相应接触接口; 并且还包括

-使所述载体岛的接触接口电连接到刚性接触岛 (510) 的柔性互连总线 (506); 其中

-所述刚性接触岛包括接触接口 (512), 所述接触接口 (512) 用于将所述MUT元件的阵列连接到外部电源, 所述外部电源驱动来自所述相应子阵列的所述MUT元件的超声辐射的传输; 并且用于连接到接收换能器信号的外部信号处理装置, 所述换能器信号指示由所述相应子阵列的所述MUT元件接收到的超声辐射。

6. 根据权利要求1所述的超声换能器探头, 其特征在于,

-所述刚性载体岛包含用于与MUT元件的所述相应子阵列电连接的相应接触接口; 并且

-MUT元件的所述子阵列通过电线连接到外部电源, 所述外部电源驱动来自所述相应子阵列的所述MUT元件的超声辐射的传输, 并且MUT元件的所述子阵列用于连接到接收换能器信号的外部信号处理装置, 所述换能器信号指示由所述相应子阵列的所述MUT元件接收到的超声辐射。

7. 一种用于血管内操作的血管内超声传感器装置 (600), 所述血管内超声传感器装置包括:

-适合插入生物的血管中的传感器主体 (602); 以及

-在所述传感器主体的远端的根据权利要求1所述的超声换能器探头 (604)。

8. 根据权利要求7所述的血管内超声传感器装置, 其特征在于, 所述传感器主体包括血管内导丝或血管内导管, 所述血管内导丝或血管内导管包括用于将所述超声换能器探头连接到外部电源 (612) 的电力传输线 (614), 所述外部电源驱动来自所述超声换能器探头的超声辐射的传输; 以及用于连接到接收换能器信号的外部信号处理装置 (616) 的信号传输线 (618), 所述换能器信号指示由所述相应子阵列的所述MUT元件接收到的超声辐射。

9. 根据权利要求8所述的血管内超声传感器装置, 其特征在于, 所述电力传输线被构造为用于传输电力或用于传输光功率, 并且所述信号传输线被构造为用于传输电换能器信号

或用于传输光换能器信号。

10. 根据权利要求7所述的血管内超声传感器装置(800), 其特征在于, 所述血管内超声传感器装置还包括压力传感器(806), 所述压力传感器设置在所述传感器主体(802)上并且被构造为提供指示在所述血管中检测到的血压量的压力信号。

11. 一种血管内超声传感器系统(620), 所述血管内超声传感器系统包括:

- 根据权利要求7所述的血管内超声传感器装置(600);
- 被构造为向所述血管内超声传感器装置提供运行电力的电源装置(612); 以及
- 信号处理单元(616), 所述信号处理单元被构造为接收指示由所述MUT元件接收到的超声回波信号的换能器信号, 并提供指示所述换能器信号的经处理的输出信号。

12. 根据权利要求11所述的血管内超声传感器系统, 其特征在于, 所述信号处理单元(616)包括预处理单元(622), 所述预处理单元设置在所述传感器主体内并且被构造为接收所述换能器信号并提供指示所述换能器信号的经预处理的输出信号。

13. 根据权利要求11所述的血管内超声传感器系统(700), 其特征在于, 所述血管内超声传感器系统(700)还包括射束控制单元(702), 所述射束控制单元被构造为, 根据待由所述超声换能器探头发射的可预选的射束模式, 独立地控制来自多个MUT元件的超声发射的相应相位。

具有多小面式远侧前表面的超声换能器探头

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于血管内操作的超声换能器探头,涉及一种血管内超声传感器装置并且涉及一种血管内超声传感器系统。

背景技术

[0002] 为了诊断冠状动脉循环系统疾病和评估对其的治疗,采用利用超声技术的超声成像和血流测量。

[0003] US 2010/0268089A1描述了一种多电极元件电容式微机械超声换能器(CMUT)探头,其包括前视或侧视导管装置,该导管装置具有多个用于发射和接收超声能量的CMUT阵列。CMUT阵列以隔开的布置结构设置在基板上,并且设置在基板上的不同位置处。每个CMUT阵列包括多个CMUT元件。这种CMUT换能器探头用于医学成像应用或用作血管内多普勒流量传感器。

[0004] US 2013/253325A1描述了用于改善由多个子图像的组合构成的超声图像的质量的系统和方法,其基于对更有可能改善组合图像质量的子图像信息给予更多权重。

[0005] US 2014/0148701A1描述了一种超声探头和超声诊断设备。在特定设备中,第一超声换能器阵列扫描第一扫描平面。第二超声换能器阵列与第一超声换能器阵列接合,被设置为与第一超声换能器阵列相交,并且扫描不同于第一扫描平面的第二扫描平面。探头主体设置有第一超声换能器阵列和第二超声换能器阵列,在第一超声换能器阵列和第二超声换能器阵列彼此相交的位置处具有开口,并且具有延伸至该开口的通孔。使第一超声换能器阵列和第二超声换能器阵列彼此接合的接合部被构造为使第一超声换能器阵列和第二超声换能器阵列彼此以可改变的角度相交。

[0006] US 2015/065922A1描述了一种医疗器械,该医疗器械包括高强度聚焦的超声系统,其包括具有可调节超声处理频率的超声换能器。超声换能器包括电容式微机械换能器。由处理器运行机器可执行指令使处理器进行以下操作:接收描述对象内的目标区域的治疗计划;使用治疗计划确定通过对象到达目标区域的穿越距离(traversal distance),其中穿越距离描述超声从超声换能器到目标区域的穿越;使用穿越距离确定超声处理频率(sonication frequency)以使超声处理量聚焦到目标区域,并使用高强度聚焦的超声系统以超声处理频率对目标区域进行超声处理。

[0007] WO 1017/001965A1描述了一种多模式电容式微机械超声换能器(CMUT)以及相关的装置、系统和方法。在一个实施方式中,血管内装置包括具有近侧部分和远侧部分的柔性细长构件;以及设置在柔性细长构件的远侧部分处的第一传感器组件。第一传感器组件包括电容式微机械超声换能器(CMUT)形成的第一阵列。第一传感器组件包括压力传感器、流量传感器或成像传感器中的至少两个。在一些实施方式中,血管内装置还包括第二传感器组件,该第二传感器组件包括CMUT形成的第二阵列。

发明内容

[0008] 在末端区域中承载超声换能器探头的前视装置可能在操作中无法与血管很好地对准。超声换能器探头在血管内血流测量期间的这种失准可能会给出错误的结果,从而造成超声测量技术不可靠。

[0009] 发明人已经认识到,为了增加基于超声的血流测量的可靠性,需要提供一种超声换能器探头,其能够增加由微机械超声换能器(MUT)元件产生的超声射束几何形状的设计可变性。

[0010] 根据本发明的第一方面,提供了一种用于血管内操作的超声换能器探头。该超声换能器探头包括用于超声的发射和接收的多小面式(faceted)远侧前表面(以下也简称为前表面或多小面式前表面),多小面式远侧前表面具有承载MUT元件的相应子阵列的至少两个前表面小面(facet),MUT元件的子阵列共同形成分布在远侧前表面上的MUT元件的多小面式阵列(faceted array),其中前表面小面由单独的刚性载体岛形成,每个载体岛包括MUT元件的子阵列中的至少一个,并且载体岛通过柔性电绝缘材料彼此机械地连接。

[0011] 因此,根据第一方面的超声换能器探头具有多小面式远侧前表面。构成连贯的前表面的各个前表面小面承载MUT元件的相应子阵列。因此,多小面式远侧前表面作为整体提供了MUT元件的阵列。这种有利的前表面几何形状针对来自换能器探头的MUT元件的阵列的超声发射的几何参数的设计开辟了新的设计空间。具体地,可以根据给定的应用情况的要求,通过针对多小面式远侧前表面和设置在各个前表面小面上的MUT元件的子阵列选择合适的小面设计,具体设计超声射束的期望宽度或作为从每个MUT元件辐射的超声射束的叠加而提供的超声发射的期望角度。前表面小面由单独的刚性载体岛形成,每个载体岛包括MUT元件的子阵列中的至少一个。此外,载体岛通过柔性电绝缘材料彼此机械地连接。这种制造技术可以实现特别坚固且同时具有机械柔性的设计。

[0012] 在下文中,将描述超声换能器探头的实施方式。

[0013] 在一些实施方式中,MUT元件是电容性MUT(CMUT)元件。在其它实施方式中,MUT元件是压电MUT元件。

[0014] 各个前表面小面优选是平面。

[0015] 与平坦的前表面设计相比,多小面式前表面设计可用于实现增加的超声发射的射束宽度。这种更宽的超声射束在血管内实现更大的样本体积,并因此增加了对具有最高速度的血管区域进行采样的可能性。如公知的,血管的中心区域通常展现最高的血流速度量,并用于确定血流参数。然而,在其它情况下,血管内展现最高速度的区域不是中心区域。例如,在血管弯曲的情况下,最高速度通常更靠近相对于弯曲形成外壁的血管壁。

[0016] 一些实施方式利用整体上凹形的多小面式远侧前表面实现了这种更宽的超声射束。这种多小面式前表面设计允许实现透镜效果,而无需在换能器探头上有实际的透镜。因此,利用本实施方式实现的更宽的超声射束使得超声血流测量更加可靠,以应对传感器相对于血管的失准。因此,换能器探头可以被构造为具有特别小的尺寸,并且同时提供与远侧前表面的已知平面设计相比更宽的超声射束。凹形前表面还使得集成到小的海波管形状因数(hypotube form factor)中特别容易,并且在机械上更加坚固。

[0017] 在具有凹形前表面的有利变型中,前表面小面的表面矢量相对于从前远侧前表面向前延伸的中心纵向轴线以 20° 到 40° 之间的角度延伸。该中心纵向轴线通常与微导管或导

丝的中心纵向轴线重合,微导管或导丝被呈直线放置并且在其远端包括换能器探头。30°的角度是优选的。

[0018] 在一些其它实施方式中,前表面整体上是凸形的。并且在该实施方式中,与使用MUT元件的其它相同(但平坦)的分布的平坦前表面的情况相比,所辐射的超声发射的射束宽度可以实现更高的值。基于凸度,射束宽度甚至可以达到比凹形前表面情况下更高的值。另一方面,多小面式凸形前表面的制造以及在超声系统中的集成更具挑战性。

[0019] 在一些具有凹形或凸形前表面的实施方式中,中心纵向轴线形成对称轴线,其中前表面小面相对于该对称轴线旋转对称地设置。

[0020] 考虑到制造工艺的边界条件,可以根据射束几何形状的要求来选择共同形成超声换能器探头的远侧前表面的前表面小面的数量。在一些实施方式中,仅提供两个前表面小面。在其它实施方式中,使用三到九个前表面小面。一些实施方式具有五个前表面小面。在给定实施方式中可以使用的的小面的最大数量仅受限于各个MUT元件的横向延伸。各个MUT元件需要相应的平坦的表面小面。

[0021] 在子阵列被分开地电连接的情况中,可以单独地驱动它们。但是,这将增加复杂性和/或额外的连接。在其它实施方式中,刚性载体岛包含用于与MUT元件的相应子阵列电连接的相应接触接口,并且柔性材料包含使不同子阵列的接触接口彼此电连接的电互连线。通过将子阵列连接在一起,可以降低复杂度,但代价是无法单独地驱动它们。

[0022] 在这两种情况下,柔性互连可以仅用于连接刚性岛,或者还用于具有电连接。

[0023] 在其它实施方式中,刚性载体岛包含用于与MUT元件的相应子阵列电连接的相应接触接口。这些实施方式还包括使载体岛的接触接口电连接到刚性接触岛的柔性互连总线。这种刚性接触岛包括接触接口,该接触接口用于将MUT元件的阵列连接到外部电源,外部电源驱动来自相应子阵列的MUT元件的超声辐射的传输;并且用于连接到接收换能器信号的外部信号处理装置,换能器信号指示由相应子阵列的MUT元件接收到的超声辐射。例如,刚性接触岛包含能够连接导线的接合焊盘(bondpad)。可选地,接触岛和/或刚性载体岛包含信号放大和/或信号处理单元,其被适当地实现为(可选地分布式的)专用集成电路(ASIC)。

[0024] 在其它实施方式中,刚性载体岛包含用于与MUT元件的相应子阵列电连接的相应接触接口。在这些实施方式中,MUT元件的子阵列通过电线连接到外部电源,该外部电源驱动来自相应子阵列的MUT元件的超声辐射的传输;并且用于连接到接收换能器信号的外部信号处理装置,该换能器信号指示由相应子阵列的MUT元件接收到的超声辐射。

[0025] 在当前优选的实施方式中,柔性电绝缘材料布置在载体岛的设置MUT元件的正面上。在这些实施方式中,柔性电绝缘材料优选地成形为不干扰超声的发射和接收,特别是通过材料中的合适的孔。在其它实施方式中,作为将柔性材料设置在正面上的替代方案或除此之外,电绝缘材料设置在载体岛的背面上。

[0026] 根据本发明的第二方面,提供了一种血管内超声传感器装置。该血管内超声传感器装置包括适合插入生物的血管中的传感器主体和根据本发明的第一方面或其任何实施方式的超声换能器探头。该超声换能器探头优选地设置在传感器主体的远端。

[0027] 因此,根据第二方面的血管内超声传感器装置共享根据第一方面或其任何实施方式的超声换能器探头的优点。

[0028] 传感器主体适当地形成导管,优选地形成微导管,或导丝。

[0029] 传感器主体提供了用于超声换能器探头以及信号和电力传输线的壳体。在血管内超声传感器装置的一些实施方式中,传感器主体包括用于将超声换能器探头连接到外部电源的电力传输线,该外部电源驱动来自超声换能器探头的超声辐射的传输;以及用于连接到接收换能器信号的外部信号处理装置的信号传输线,该换能器信号指示由相应子阵列的MUT元件接收到的超声辐射。

[0030] 在部分这些实施方式中,电力传输线被构造为用于传输电力或用于传输光功率,并且信号传输线被构造为用于传输电换能器信号或用于传输光换能器信号。在交换光功率或光换能器信号的实施方式中,血管内超声传感器优选分别包括电-光功率转换器或电-光信号转换器,其适当地定位在血管内超声装置的末端区域中。

[0031] 根据本发明的第三方面,提出了一种血管内超声传感器系统。该血管内超声传感器系统包括根据本发明第二方面的血管内超声传感器装置、被构造为向血管内超声传感器装置提供运行电力的电源装置、以及信号处理单元,该信号处理单元被构造为接收指示由MUT元件接收到的超声回波信号的换能器信号,并提供指示该换能器信号的经处理的输出信号。

[0032] 根据第三方面的血管内超声传感器系统共享根据第二方面的血管内超声传感器装置的优点和根据第一方面或其任何相应实施方式的超声换能器探头的优点。

[0033] 在一些特别有利的实施方式中,信号处理单元被构造为根据换能器信号确定随时间变化的血流速度。

[0034] 在第三方面的一些实施方式中,血管内超声传感器系统的信号处理单元还包括预处理单元,该预处理单元设置在传感器主体内,并且被构造为接收换能器信号和提供指示该换能器信号的经预处理的输出信号。预处理单元优选地设置在刚性接触岛上,并且在一些实施方式中包括专用集成电路,该专用集成电路被构造为放大或处理换能器信号,并因此生成经预处理的输出信号。

[0035] 血管内超声传感器系统的其它实施方式还包括射束控制单元,其被构造为根据待由超声换能器探头发射的可预选的射束模式,独立地控制来自多个MUT元件的超声发射的相应相位。

[0036] 这些实施方式有利地构造为使得能够对超声发射进行电子操纵。射束控制单元被构造成向不同组MUT元件彼此独立地提供电力。这些不同组可以包括MUT元件的每个子阵列,或者MUT元件的任何其它组合,包括可以独立地运行的单个MUT元件。

[0037] 应当理解,权利要求1的超声换能器探头、权利要求7的血管内超声传感器装置和权利要求11的血管内超声传感器系统具有相似和/或相同的优选实施方式,特别是如从属权利要求所限定的。

[0038] 应当理解,本发明的优选实施方式也可以是从属权利要求或以上实施方式与相应独立权利要求的任意组合。

[0039] 参考下文描述的实施方式,本发明的这些和其它方面将变得明显并得到阐明。

附图说明

[0040] 在以下附图中:

[0041] 图1A和图2A示出了根据现有技术已知的典型超声传感器装置以两个不同的位置和定向插入到生物的血管中。

[0042] 图1B和图2B示出了根据以两个不同的位置和定向进行的超声测量所得到的样本体积内的血流速度随时间变化的两个典型绘图。

[0043] 图3A示出了用于血管内操作的超声换能器探头的实施方式的示意图,其具有带有五个前表面小面的凹形前表面。

[0044] 图3B示出了用于血管内操作的超声换能器探头的实施方式的示意图,其具有带有四个前表面小面的凸形前表面。

[0045] 图4A示出了典型圆形换能器末端的超声辐射图。

[0046] 图4B示出了一种超声换能器探头的超声辐射图,该超声换能器探头具有带有五个前表面小面的凹形前表面。

[0047] 图5示出了超声换能器探头的另一个实施方式的图。

[0048] 图6示出了血管内超声传感器系统的一个实施方式,其包括血管内传感器装置、电源和信号处理单元。

[0049] 图7示出了血管内超声传感器系统的另一个实施方式。

[0050] 图8示出了包括压力传感器的血管内超声传感器系统的另一个实施方式,

[0051] 图9示出了血管内超声换能器探头的另一个实施方式。

具体实施方式

[0052] 通过血管内流量测量来评估心血管和周围血管疾病的血液动力学意义已经显示出对指导动脉粥样硬化疾病的治疗有益。尤其是在冠状动脉中,大型临床试验已经证明,与单独进行血管造影术相比,基于压力和流量测量做决策可以改善临床结果。

[0053] 具有多普勒超声(US)传感器的导丝是二十多年前研发出来的,并且配备有基于锆钛酸铅(PZT)的单个元件压电超声换能器。利用这些装置,可以发送和接收US脉冲。通过分析发送和接收到的信号之间的频率差,可以像在标准超声脉冲多普勒测量中一样推导特定采样区域中的血流速度。

[0054] 图1A示出了根据现有技术已知的、被插入生物的血管102中的典型超声传感器装置100。超声传感器装置100包括导丝形式的主体部分104和换能器末端106。超声传感器装置可用于超声成像和/或超声多普勒测量,以确定血管内,例如冠状动脉中血流速度随时间的变化。图1B中示出了通过这种超声测量所得到的样本体积110内的血流速度随时间变化的典型绘图。每次测量到的最大速度用作血流的代表(surrogate)。通常,最大血流速度是在靠近血管中心线的位置测量的。

[0055] 图2A示出了在换能器探头失准的情况下的典型超声传感器装置100。考虑到导丝末端的位置或定向可能在测量期间发生变化,尤其是在位于跳动的心脏上的冠状动脉中,这种失准问题可能造成难以获得可靠的峰值速度信号。图2B示出了在图2A所示的测量条件下确定的随时间202变化的最大血流速度与在图1A所示的测量条件下确定的最大血流速度108的比较。在前一种情况下,样本体积200不包含血液以最大流速流动的区域。这种失准还可能导致信噪比欠佳,这也将使得难以确定最大流速。

[0056] 本发明的超声换能器探头有利地设计成通过增加其中可以确定血流速度的有效

样本体积来增加确定最大血流速度的可靠性,这将在下面进行解释。

[0057] 图3A示出了用于血管内操作的超声换能器探头300的实施方式的示意图。超声换能器探头包括多小面式远侧前表面302,其用于超声的发射和接收并且包括五个相邻的前表面小面,在图3A中,其中两个前表面小面分别标记为304.a和304.b。五个前表面小面中的每个都承载电容式微机械超声换能器(CMUT)元件的相应子阵列。例如,CMUT元件308是位于前表面小面304.a上的子阵列306的元件。因此,CMUT元件的子阵列形成分布在远侧前表面302上的CMUT元件的多小面式阵列。在变型中,替代CMUT元件,使用压电微机械超声换能器(PMUT)元件。

[0058] 根据本发明,小面中的至少两个彼此不平行。换句话说,至少两个小面具有彼此不平行的法向矢量,从而使得这两个小面的超声的发射和接收的方向在彼此不同的方向上。

[0059] 图3A的超声换能器探头300的前表面小面由单独的刚性载体岛形成,诸如310.a和310.b,其中每个载体岛包括CMUT或PMUT元件的子阵列中的至少一个。图3A中示出的超声换能器探头的前表面302整体上具有凹形形状。

[0060] 如图3B中示出了另一种超声换能器探头。超声换能器探头312具有整体上凸形的远侧前表面。超声换能器探头的前表面由4个相邻的前表面小面形成,其中两个被标记为314.a和314.b。每个前表面小面都承载CMUT或PMUT元件316的相应子阵列,其形成分布在前表面上的CMUT或PMUT元件的多小面式阵列。

[0061] 图4A和图4B分别示出了,诸如参考图1A和图2A所描述的典型圆形换能器末端的超声辐射图,和诸如参考图3描述的超声换能器探头的超声辐射图。图4A展现的示意图示出了在给定辐射强度下相对于轴向距离(d)和径向距离(r)绘制的辐射图。辐射图是由典型圆形换能器末端形式的辐射源402在没有任何多小面式前表面(例如,图1A和2A的换能器末端106)的情况下产生的。图4B展现的另一个示意图示出了在给定辐射强度下相对于轴向距离(d)和径向距离(r)绘制的辐射图。在这种情况下,辐射图是由包括多小面式远侧前表面的超声换能器探头形式的辐射源404产生的,该多小面式远侧前表面包括五个相对于纵向对称轴成 30° 的前表面小面,并且因此呈现整体上凹形的前表面。在这两个图中,关注区域由虚线给出。图4A中所示的样本体积是关注区域与辐射图的交叉部分处的划线区域,其尺寸小于图4B所示的样本区域(也是关注区域与相应辐射图的交叉部分处的划线区域)。

[0062] 因此,具有多小面式远侧前表面的超声换能器探头的几何构型有利地设计为增加辐射图的射束角,从而增加样本体积,因此增加对具有最大血流速度的血管区域进行采样的可能性。

[0063] 图5示出了超声换能器探头500的另一个实施方式,该超声换能器探头500也具有5个前表面小面,每个前表面小面都包括CMUT元件的相应子阵列501。如前面所述的那样,可以替代地采用PMUT元件。为了简单起见,以下描述将基于CMUT元件的子阵列的示例。前表面小面由单独的刚性载体岛形成,例如502.a和502.b。所有载体岛通过例如聚酰亚胺膜的柔性绝缘材料504彼此机械地连接。聚酰亚胺膜可以设置在载体岛的正面或背面上。在本实施方式中,示为主要设置在背面上。然而,如在其它实施方式的上下文中所示,设置在正面上也是可能的。刚性载体岛包含用于与CMUT元件的相应子阵列电连接的相应接触接口(未示出)。柔性材料504包含使不同子阵列的接触接口彼此电连接的电互连线508。因此,柔性材料504还形成使载体岛的接触接口与刚性接触岛510电连接的柔性互连总线506。该刚性接

触岛包括用于使CMUT元件的阵列连接到外部电源(未示出)和外部信号处理单元(未示出)的接触接口512。外部电源被构造为驱动来自相应子阵列的CMUT元件的超声辐射的传输,并且外部信号处理单元被构造为接收换能器信号,该换能器信号指示由相应子阵列的CMUT元件接收到的超声辐射。在这些实施方式中,在CMUT阵列侧上的电子器件与通常包括插接线缆(patch cable)的电源和信号处理单元之间的电连接发生在刚性接触岛上,刚性接触岛包含例如呈接合焊盘形式的接触接口。

[0064] 刚性载体岛连接柔性电绝缘材料,即形成铰链的聚酰亚胺膜,其使得能够改变单个载体岛的定向并且包括嵌入式电互连。通过使用F2R(flex-to-rigid,柔性与刚性)技术,可以有利地制造这些具有嵌入式互连的聚酰亚胺膜。F2R是允许制造用于微创医疗器械(如导管和导丝)的微型且柔性的传感器组件的平台。在硅晶片上制造的器件被转移到聚酰亚胺上,并通过两步背面硅深反应离子刻蚀(two-step backside silicon deep reactive ion etching)使其部分具有柔性。柔性允许器件折叠到器械的末端中或包裹在器械的末端周围。整个组件的制造基于标准集成电路制造技术,因此可以将器件缩小到最小导丝的尺寸。

[0065] 其它超声换能器探头包括刚性载体岛,刚性载体岛包含用于通过电线使CMUT元件的相应子阵列连接到外部电源并且连接到外部信号处理单元的相应接触接口。在一些实施方式中,这些电接触接口是横穿刚性载体岛并且可以设置在载体岛的背面或侧表面的通孔。在这些特定实施方式中,CMUT元件的子阵列与电连接到电源和信号处理单元的插接线缆之间的电连接直接在刚性载体岛上发生。

[0066] 图6示出了用于血管内操作的超声传感器装置600的实施方式。超声传感器装置600包括适合插入生物的血管中的传感器主体602和用于发射超声辐射并接收相应的超声回波辐射的超声换能器探头604。超声换能器探头604设置在传感器主体602的远端,其可以例如是导管(特别是微导管)或导丝。超声换能器探头604包括具有五个前表面小面的前表面,这五个前表面小面形成凹形前表面。其它超声换能器探头可包括不同数量的表面小面和/或具有凸形前表面的不同几何构型。具有凸形前表面的超声换能器探头产生具有更大射束角的辐射,因此提供更大的样本体积,但是比具有凹形前表面的超声换能器探头更难以制造和集成。

[0067] 由诸如606的多个小面形成的CMUT元件的CMUT多小面式阵列电连接到设置在柔性材料上的互连线(未显示),该柔性材料形成连接到刚性接触岛610的柔性互连总线608。刚性接触岛还借助于电力传输线614连接到外部电源612。刚性接触岛还经由信号传输线618连接到外部信号处理单元616。电源612驱动来自超声换能器探头604的超声辐射的传输,而信号处理单元接收指示由CMUT元件接收到的超声辐射的换能器信号。如在先前的实施方式中的那样,可以替代地使用PMUT元件的PMUT多小面式阵列。

[0068] 血管内超声传感器装置600与电源612和信号处理单元616一起形成血管内传感器系统620的示例性实施方式。

[0069] 在诸如620的一些血管内传感器系统中,信号处理单元包括预处理单元622,预处理单元622设置在传感器主体602内并且被构造为接收换能器信号和提供指示该换能器信号的经预处理的输出信号。信号处理单元有利地设置在接合台(bonding stage)610上,并且可以包括实现信号放大或任何其它特定种类的信号处理的专用集成电路。

[0070] 一些血管内超声传感器系统700,诸如图7所示的那些,还包括设置在传感器主体703内,优选设置在刚性接触岛704上的射束控制单元702,刚性接触岛704经由电力传输线711.a和信号传输线711.b使超声换能器探头706的MUT元件的阵列连接到电源708和信号处理单元710。射束控制单元702被构造为,根据待由超声换能器探头发射的可预选的射束模式,独立地控制来自多个MUT元件的超声发射的相应相位。因此,这些血管内超声传感器系统可以被构造为彼此独立地控制来自MUT元件的子阵列的超声辐射的发射。这些血管内超声传感器系统中的一些还可以被构造为独立地控制每个MUT元件或预定的一组MUT元件的超声辐射的发射。这些血管内超声传感器系统有利地构造为,通过控制MUT元件中的哪个在给定时间提供超声辐射来控制超声辐射的发射,从而实现超声辐射的电子射束操纵。

[0071] 其它血管内传感器系统包括诸如图8所示的血管内超声传感器装置。血管内超声传感器装置800包括传感器主体802和超声换能器探头804,超声换能器探头804包括多小面式远侧前表面,诸如参考图3所描述的多小面式远侧前表面。这些血管内超声传感器装置还包括压力传感器806,其设置在传感器主体上并且被构造为提供指示在血管中检测到的血压量的压力信号。该压力信号还通过信号传输线808提供给信号处理单元。这些血管内传感器系统有利地构造为使得能够确定血压和血流速度两者,并且因此使得能够评估由于给定的血管局部变窄及其微循环所造成的血流阻力。

[0072] 图9示出了另一个示例性超声换能器探头900。超声换能器探头900有利地设计用于血管内操作。它包括由各个载体岛902.a、902.b和902.c形成的三个前表面小面。每个载体岛都包括MUT元件的一个子阵列。例如,载体岛902.c包括MUT元件的子阵列904。每个子阵列包括多个微机械超声换能器元件,诸如超声换能器元件906。载体岛902.a、902.b和902.c通过柔性电绝缘材料908彼此机械地连接。在这种特定超声换能器探头中,柔性电绝缘材料包含用于与载体岛的接触接口电连接的电互连线910。为了清楚起见,这些连接未在图9中示出,但是它们的实施方式对于本领域技术人员而言是已知的。

[0073] 在这种超声换能器探头中,电绝缘材料布置在载体岛902.a、902.b和902.c的设置MUT元件的正面上,并且与MUT元件基本上在同一平面上。在这种特定超声换能器探头中,电绝缘材料有利地成形为不干扰超声的发射和接收。

[0074] 图9中示出了处于平坦状态的超声换能器探头900,其中MUT元件指向基本上垂直于探头的纵向方向y的方向x。这种状态有利于将超声探头插入血管中。然而,在操作期间,超声探头优选处于小面指向基本平行于探头的纵向y的方向的状态。类似的几何构型的示例在图6、图7和图8中示出。

[0075] 在超声探头900中,电互连线910嵌入柔性电绝缘材料908中,从而形成干线912,干线912在由载体岛形成的前表面的中心区域处连接至小面。在图9所示的平坦状态下,干线位于小面902.b和902.c之间的间隙处。干线没有连接到小面902.b和902.c的侧面,以允许干线相对于它们移动。干线和小面被构造为相对于彼此转动,以便实现其中小面指向基本垂直于干线方向x的方向的位置。

[0076] 可以进一步设定各个小面的相对定向,以实现前表面的期望几何构型,例如凸形或凹形前表面。最大凸度或凹度取决于平坦状态下干线侧面的小面(即图9中的小面902.b和902.c)之间的间隙尺寸。在操作时显示最高对称度的优选几何状态下,侧面或小面902.b和902.c接触。

[0077] 在一些血管内超声装置中,电力传输线被构造为用于传输电力或用于传输光功率,并且信号传输线被构造为用于传输电换能器信号或用于传输光换能器信号。在交换光功率或光换能器信号的实施方式中,血管内超声传感器包括分别合适地定位在血管内超声装置的末端区域中的电-光功率转换器或电-光信号转换器。

[0078] 通过研究附图、公开内容和所附权利要求,本领域技术人员在实践所要求保护的发明时可以理解和实现所公开的其他方式的其它变型。

[0079] 在权利要求中,词语“包括”不排除其它元件或步骤,并且不定冠词“一”或“一个”不排除多个。

[0080] 权利要求中的任何附图标记都不应被解释为限制范围。

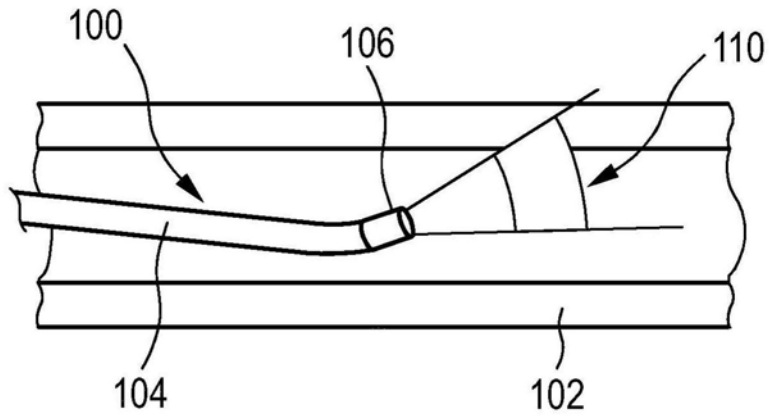


图1A

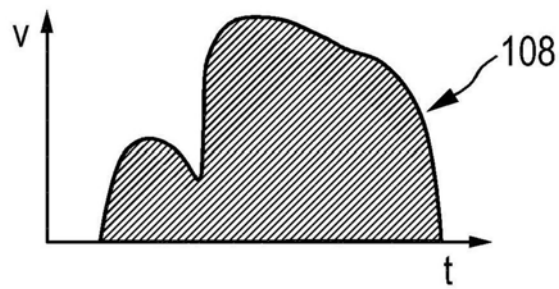


图1B

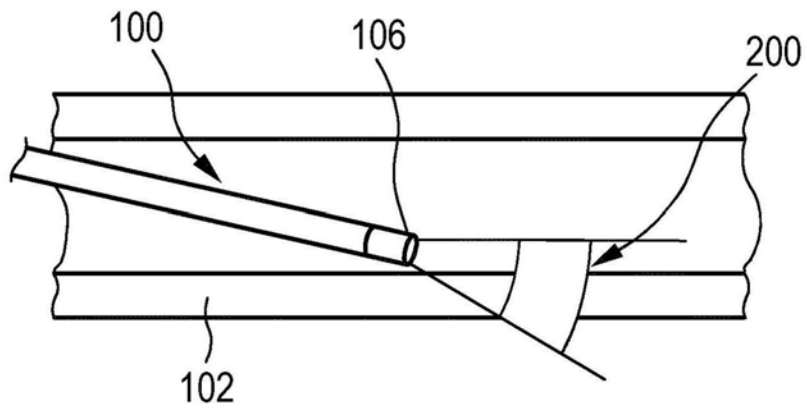


图2A



图2B

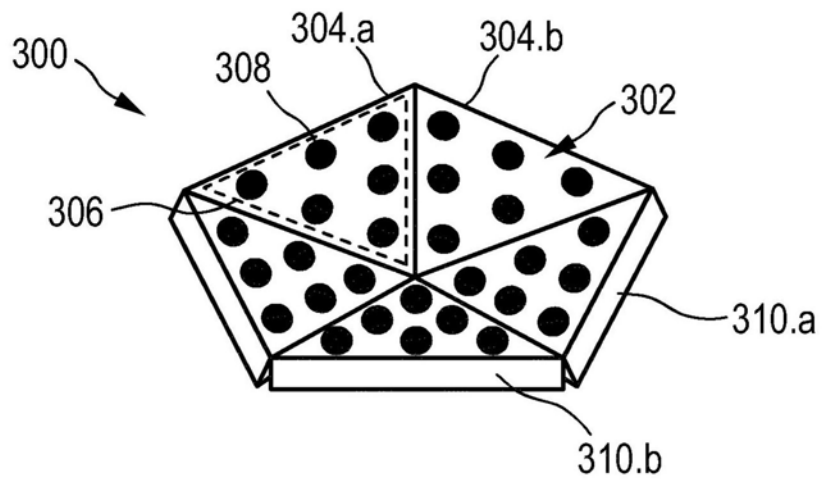


图3A

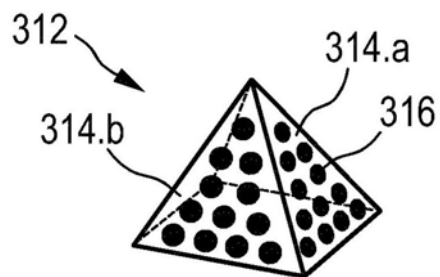


图3B

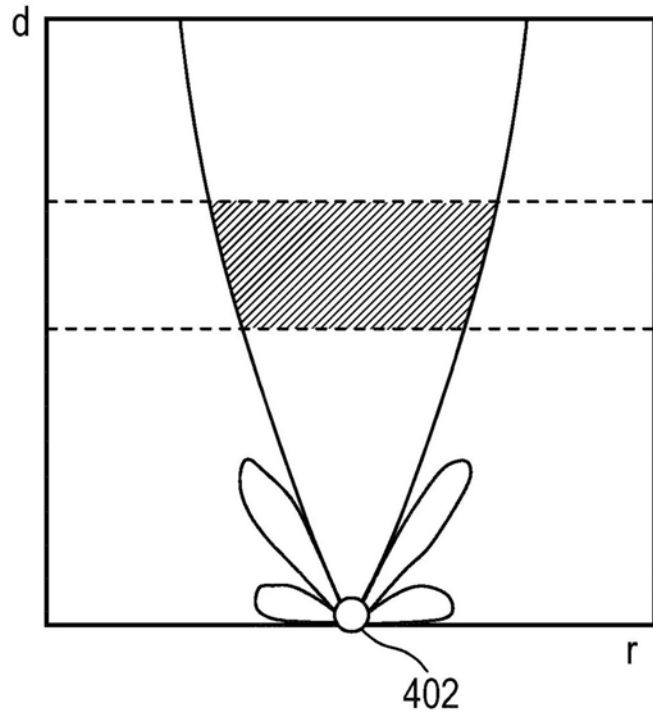


图4A

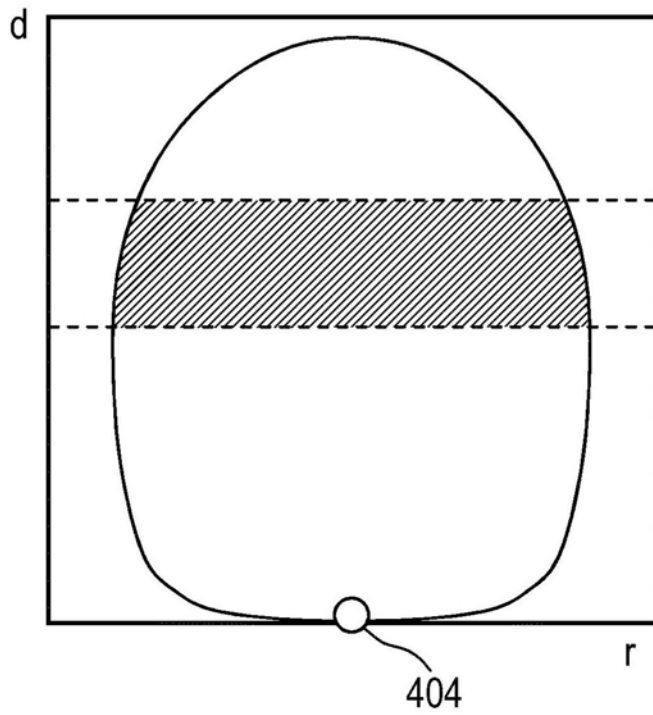


图4B

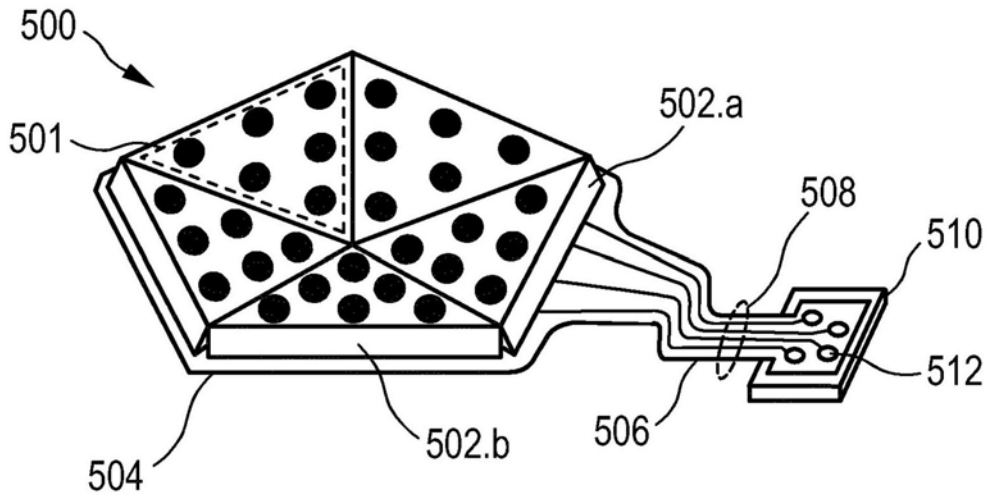


图5

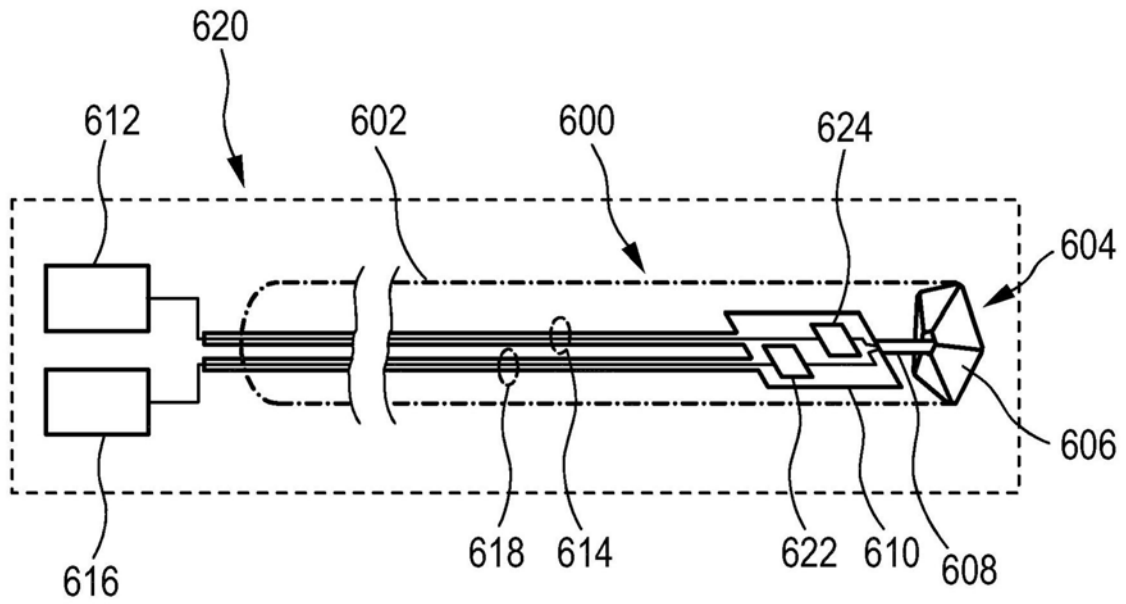


图6

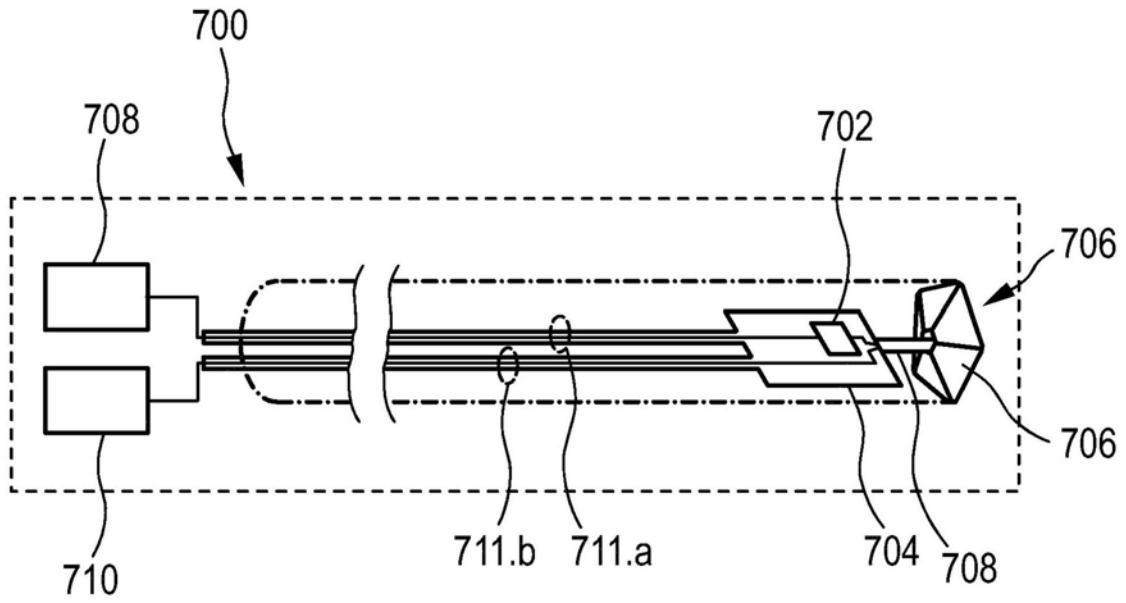


图7

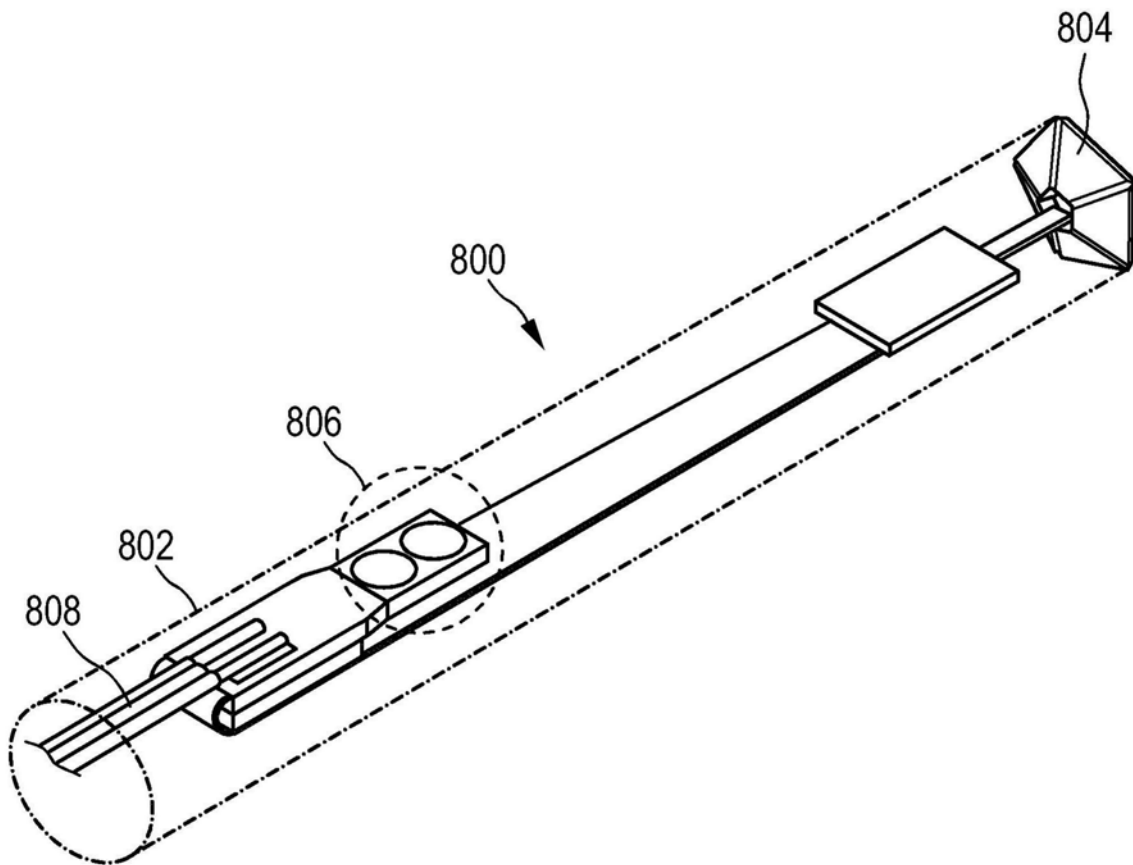


图8

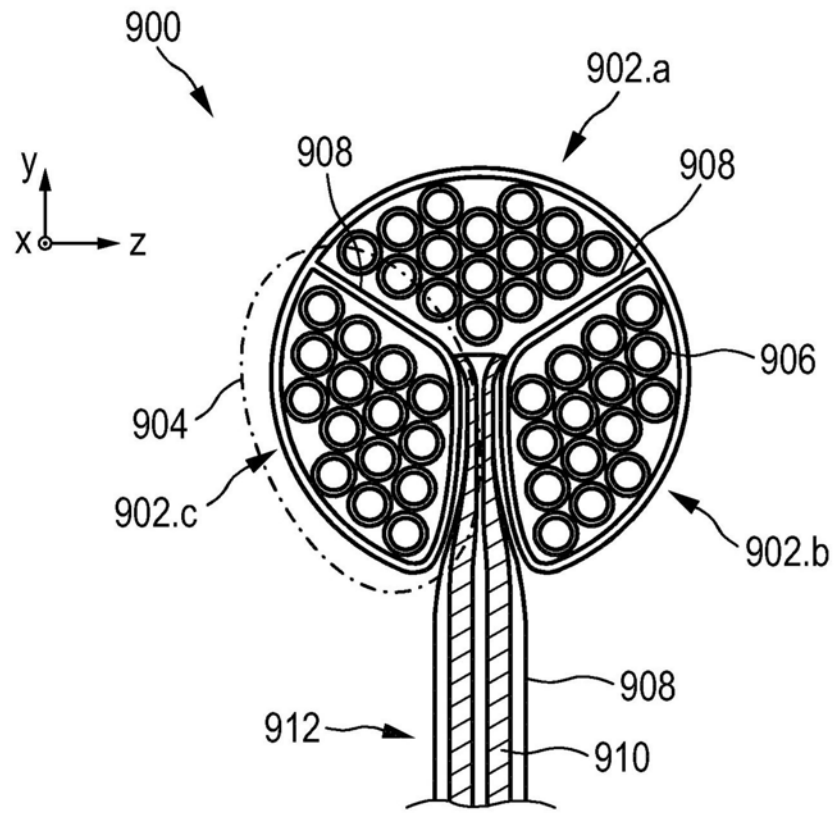


图9

专利名称(译)	具有多小面式远侧前表面的超声换能器探头		
公开(公告)号	CN110505927A	公开(公告)日	2019-11-26
申请号	CN201880024805.6	申请日	2018-04-13
[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	A范德霍斯特 M C 卢韦斯 VA亨内肯 JW威克普 M P J 屈嫩 S舒列波夫		
发明人	A·范德霍斯特 M·C·卢韦斯 V·A·亨内肯 J·W·威克普 M·P·J·屈嫩 S·舒列波夫		
IPC分类号	B06B1/02 B06B1/06 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/04 A61B8/06 A61B8/12 A61B8/445 A61B8/4461 A61B8/4466 A61B8/4477 A61B8/4488 B06B1/0215 B06B1/0292 B06B1/0622 B06B2201/76		
代理人(译)	蔡洪贵		
优先权	2017166562 2017-04-13 EP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用于血管内操作的超声换能器探头(300)，其包括用于超声的发射和接收的多小面式远侧前表面(302)，其具有至少两个彼此相邻的前表面小面(304.a, 304.b)，前表面小面承载微机械超声换能器MUT元件(308)的相应子阵列(306)，MUT元件的子阵列共同形成分布在远侧前表面上的MUT元件的多小面式阵列。

