



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 110958858 B

(45) 授权公告日 2023. 05. 05

(21) 申请号 201880048925.X

(22) 申请日 2018.07.27

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 110958858 A

(43) 申请公布日 2020.04.03

(30) 优先权数据
62/538,640 2017.07.28 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2020.01.21

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2018/070498 2018.07.27

(87) PCT国际申请的公布数据
W02019/020817 EN 2019.01.31

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司
地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 D·德齐科 E·哈伊里
D·古德曼

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002
专利代理师 刘兆君

(51) Int.Cl.
A61B 8/06 (2006.01)
A61B 8/08 (2006.01)
A61B 8/12 (2006.01)
A61B 8/00 (2006.01)

(56) 对比文件
US 2015305716 A1, 2015.10.29
US 2014236011 A1, 2014.08.21
CN 1257695 A, 2000.06.28
CN 102781337 A, 2012.11.14

审查员 孙小磊

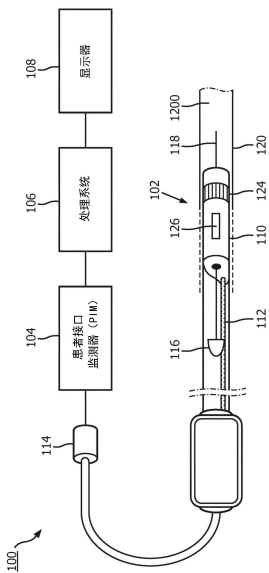
权利要求书2页 说明书9页 附图8页

(54) 发明名称

具有多个中心频率的管腔内成像设备

(57) 摘要

提供了血管内超声(IVUS)成像设备、系统和方法。在一个实施例中,所述IVUS成像设备包括:柔性细长构件,所述柔性细长构件被配置为定位在患者的管腔内,所述柔性细长构件包括近侧部分和远侧部分;以及成像组件,其被设置在所述柔性细长构件的远侧。所述成像组件包括:以第一中心频率操作的第一超声换能器;以及以不同于所述第一中心频率的第二中心频率操作的第二超声换能器。



1. 一种血管内超声 (IVUS) 成像设备, 包括:

柔性细长构件 (102), 其被配置为被定位在患者的管腔 (1200) 内, 所述柔性细长构件 (102) 包括近侧部分和远侧部分;

成像组件, 其被设置在所述柔性细长构件 (102) 的所述远侧部分, 所述成像组件包括:

多个第一超声换能器 (1241), 其被配置为以第一中心频率操作, 所述多个第一超声换能器 (1241) 平行于所述柔性细长构件 (102) 的纵轴被线性地设置; 以及

第二换能器阵列, 其包括多个第二超声换能器 (1242), 所述多个第二超声换能器被配置为以不同于所述第一中心频率的第二中心频率操作, 所述第二换能器阵列围绕所述柔性细长构件 (102) 的纵轴被环形地设置;

其中, 所述多个第一超声换能器 (1241) 被配置为生成多普勒超声图像数据, 并且其中, 所述多个第二超声换能器 (1242) 被配置为生成灰度超声图像数据。

2. 根据权利要求1所述的血管内超声 (IVUS) 成像设备, 其中, 所述成像组件被配置为围绕所述柔性细长构件 (102) 的纵轴旋转。

3. 根据权利要求2所述的血管内超声 (IVUS) 成像设备, 其中, 所述多个第一超声换能器 (1241) 在远侧邻近所述第二换能器阵列定位。

4. 根据权利要求3所述的血管内超声 (IVUS) 成像设备, 还包括: 第三超声换能器 (2503), 其被配置为不同于所述第一中心频率和所述第二中心频率的第三中心频率操作, 其中, 所述第三超声换能器在近侧邻近所述第二换能器阵列定位。

5. 根据权利要求4所述的血管内超声 (IVUS) 成像设备, 其中, 所述第三超声换能器 (2503) 被以第一角度向远侧倾斜。

6. 根据权利要求5所述的血管内超声 (IVUS) 成像设备, 其中, 所述多个第一超声换能器被以第二角度向近侧倾斜。

7. 一种血管内超声 (IVUS) 成像系统, 包括:

柔性细长构件 (102), 其被配置为被定位在患者的管腔 (1200) 内, 所述柔性细长构件 (102) 包括近侧部分和远侧部分;

成像组件, 其被设置在所述柔性细长构件 (102) 的所述远侧部分, 所述成像组件包括:

第一多个超声换能器 (1241), 其被配置为以第一中心频率操作, 其中, 所述第一多个超声换能器 (1241) 平行于所述柔性细长构件 (102) 的纵轴被线性地设置; 以及

第二多个超声换能器 (1242), 其被配置为以不同于所述第一中心频率的第二中心频率操作, 其中, 所述第二多个超声换能器 (1242) 包括围绕所述柔性细长构件 (102) 的纵轴被环形地设置的第二换能器阵列;

控制器和处理设备 (126), 其与所述第一多个超声换能器 (1241) 和所述第二多个超声换能器 (1242) 通信, 所述控制器和处理设备能:

激励所述第二多个超声换能器 (1242) 以获得所述管腔 (1200) 的第二超声数据;

基于所述第二超声数据来生成灰度超声图像;

激励所述第一多个超声换能器 (1241) 以获得流过所述管腔 (1200) 的流体的第一超声数据, 所述第一超声数据是多普勒图像数据;

基于所述第一超声数据来生成彩色多普勒超声图像; 并且

将所述灰度超声图像和所述彩色多普勒超声图像输出到显示器。

8. 根据权利要求7所述的血管内超声 (IVUS) 成像系统, 其中, 所述控制器和处理设备能: 将彩色多普勒超声图像叠加在所述灰度超声图像上并且将叠加在所述灰度超声图像上的所述彩色多普勒超声图像输出到所述显示器。

9. 根据权利要求7所述的血管内超声 (IVUS) 成像系统, 其中, 所述控制器和处理设备能沿着所述柔性细长构件 (102) 的所述纵轴顺序地激励所述第二多个超声换能器。

10. 一种血管内超声 (IVUS) 成像系统, 包括:

柔性细长构件 (102), 其被配置为被定位在患者的管腔 (1200) 内, 所述柔性细长构件 (102) 具有近侧部分和远侧部分;

成像组件, 其被设置在所述柔性细长构件 (102) 的所述远侧部分, 所述成像组件被配置为围绕所述柔性细长构件 (102) 的纵轴旋转, 所述成像组件包括:

多个第一超声换能器 (2501), 其被配置为以第一中心频率操作; 以及

多个第二超声换能器 (2502), 其被配置为以不同于所述第一中心频率的第二中心频率操作, 所述多个第一超声换能器 (2501) 和所述多个第二超声换能器 (2502) 平行于所述柔性细长构件 (102) 的纵轴被线性地设置;

控制器和处理设备, 其与所述多个第一超声换能器 (2501) 和所述多个第二超声换能器 (2502) 通信, 所述控制器和处理设备能:

激励所述多个第二超声换能器 (2502) 以获得所述管腔的第二超声数据;

基于所述第二超声数据来生成灰度超声图像;

激励所述多个第一超声换能器 (2501) 以获得流过所述管腔的流体的第一超声数据;

基于所述第一超声数据来生成彩色多普勒超声图像; 并且

将所述灰度超声图像和所述彩色多普勒超声图像输出到显示器。

11. 根据权利要求10所述的血管内超声 (IVUS) 成像系统, 其中, 所述第一超声换能器 (2501) 以一角度 (A) 向近侧倾斜, 并且所述第二中心频率高于所述第一中心频率。

12. 根据权利要求10所述的血管内超声 (IVUS) 成像系统, 其中, 所述成像组件还包括第三超声换能器 (2503), 所述第三超声换能器被配置为以不同于所述第一中心频率和所述第二中心频率的第三中心频率操作。

具有多个中心频率的管腔内成像设备

技术领域

[0001] 本公开总体涉及血管内超声 (IVUS) 成像, 并且尤其涉及血管内成像设备的成像元件。例如, 成像元件可以包括以不同的中心频率操作的多个超声换能器。

背景技术

[0002] 血管内超声 (IVUS) 成像在介入心脏成像中被广泛地用于评估针对人的身体内的患病的脉管 (例如动脉) 的诊断工具, 以确定对处置的需要, 引导介入, 评估其有效性。包括一个或多个超声换能器的 IVUS 设备被传送进脉管并被引导至要被成像的区域。换能器发射超声能量, 从而创建感兴趣脉管的图像。超声波被组织结构 (例如血管壁的各个层)、红细胞和其他感兴趣特征引起的不连续性部分反射。反射波的回波被换能器接收, 并传递到 IVUS 成像系统。成像系统处理接收到的超声回波, 以产生设备所置于的血管的横截面图像。

[0003] 固态 (也称为合成孔径) IVUS 导管和旋转 IVUS 导管是当今常用的两种 IVUS 设备。两种类型的 IVUS 设备都能够在脉管系统的周围成像。对于旋转 IVUS 设备, 设置在柔性细长构件的远端部分中的侧视换能器在其绕柔性细长构件的纵轴旋转时扫描脉管系统。固态 IVUS 导管承载扫描器组件, 所述扫描器组件包括围绕其圆周分布的超声换能器阵列以及与换能器阵列相邻安装的一个或多个集成电路控制器芯片。控制器选择各个换能器元件 (或元件的组) 以发射超声脉冲并接收超声回波信号。通过逐步执行一系列发射/接收对, 固态 IVUS 系统可以合成机械扫描超声换能器的效果, 但没有移动部件 (因此称为固态)。

[0004] 传统上, IVUS 设备 (无论是旋转的还是固态的) 都装备有以单个中心频率操作的超声换能器或超声换能器阵列。因为以较高的中心频率操作的超声换能器比以较低的中心频率操作的超声换能器具有更高的空间分辨率但穿透深度较小, 因此在与具有以中心频率操作的一个或多个超声换能器相关联的穿透深度与空间分辨率之间始终存在权衡。随着 IVUS 成像的发展, 一直在向更高的超声频率稳定迁移, 以提高显示的分辨率。但是, 随着超声频率的增加, 血液回声与血管壁组织回声之间的对比度会降低。在早期 IVUS 所使用的 20MHz 中心频率处, 由于红细胞的尺寸比声波波长小, 因此与血管壁回波相比, 血液回波非常弱。但是, 在现在通常用于 IVUS 成像的 40MHz 超声中心频率下, 血液与组织回波之间只有适度的差异, 因为在此较高频率下的超声波长更接近红细胞的尺寸。为了获得血液与组织回波之间更大的差异, 可能需要更高的中心频率。然而, 由于牺牲了穿透的深度, 所以以高中心频率操作的这种 IVUS 设备对于对血管壁组织进行成像可能是不充分的。

[0005] 由于血流的方向主要垂直于 IVUS 成像平面, 因此传统的固态 IVUS 设备不适用于多普勒彩色流成像。更具体地说, 当感兴趣速度 (即血流速度) 垂直于成像平面并垂直于超声传播方向时, 导致归因于多普勒频移的血流量接近零, 多普勒彩色流成像和其他多普勒技术不能很好地发挥作用。

[0006] 因此, 尽管现有的血管内超声成像设备对于其一般目的通常是可接受的, 但是它们并不是在所有方面都令人满意。需要一种包括出于各种目的以不同中心频率操作的超声换能器的医学成像设备。

发明内容

[0007] 本公开的实施例提供了一种改进的血管内超声成像设备,用于使用以不同中心频率操作的换能器来生成血管的图像。血管内成像设备的柔性细长构件的远侧部分可以包括成像组件。所述成像组件可以包括以第一中心频率操作的第一超声换能器和以不同于所述第一中心频率的第二中心频率操作的第二超声换能器。在一些实施例中,所述成像组件可以具有以第一中心频率操作的多个第一超声换能器和以第二中心频率操作的多个第二超声换能器。所述多个第一超声换能器和所述多个第二超声换能器可以形成换能器阵列,所述换能器阵列环形地围绕柔性细长构件的纵轴设置,或者线性地平行于柔性细长构件的纵轴设置。

[0008] 在一个实施例中,提供了一种血管内超声 (IVUS) 成像设备。所述 IVUS 成像设备包括:柔性细长构件,其被配置为被定位在患者的管腔内,所述柔性细长构件包括近侧部分和远侧部分;以及成像组件,其被设置在所述柔性细长构件的远侧。所述成像组件包括:以第一中心频率操作的第一超声换能器;以及以不同于所述第一中心频率的第二中心频率操作的第二超声换能器。

[0009] 在一些实施例中,所述 IVUS 成像设备的所述第一超声换能器是多个第一超声换能器中的一个,并且所述 IVUS 成像设备的所述第二超声换能器是多个第二超声换能器中的一个。在一些实施例中,所述多个第一超声换能器形成围绕所述柔性细长构件的纵轴环形设置的第一换能器阵列,并且所述多个第二超声换能器形成围绕所述柔性细长构件的纵轴环形设置的第二换能器阵列。所述第一换能器阵列相对于所述第二换能器阵列被定位于近侧。在一些实施例中,所述多个第一超声换能器形成围绕所述柔性细长构件的纵轴环形布置的第一换能器阵列,并且所述多个第二超声换能器平行于所述柔性细长构件的纵轴线性地布置。在那些实施例中,所述第二中心频率高于所述第一中心频率。在一些实施例中,所述多个第一超声换能器形成围绕所述柔性细长构件的纵轴环形地布置的换能器阵列,并且所述多个第二超声换能器中的每个被间插在所述多个第一超声换能器中的两个之间。

[0010] 在一些其他实施例中,所述 IVUS 成像设备的所述成像组件被配置为围绕所述柔性细长构件的纵轴旋转。在那些实施例中,所述第一超声换能器在远侧邻近第二超声换能器定位。此外,在那些实施例中,所述 IVUS 成像设备还包括以不同于第一和第二中心频率的第三中心频率操作的第三超声换能器,其中,所述第三超声换能器在近侧邻近所述第二超声换能器定位。在一些实施方式中,所述第三超声换能器以第一角度向远侧倾斜。在一些情况下,所述第一超声换能器以第二角度向近侧倾斜。

[0011] 在一个实施例中,提供了一种 IVUS 成像系统。所述 IVUS 成像系统包括:柔性细长构件,其被配置为被定位在患者的管腔内,所述柔性细长构件包括近侧部分和远侧部分;成像组件,其被设置在所述柔性细长构件的远侧。以及控制器和处理设备。所述成像组件包括以第一中心频率操作的多个第一超声换能器;以及以不同于所述第一中心频率的第二中心频率操作的多个第二超声换能器。所述控制器和处理设备与所述第一多个超声换能器和所述第二多个超声换能器通信。所述控制器和处理设备能激励第一多个超声换能器从而获得所述管腔的第一超声数据。基于所述第一超声数据生成灰度超声图像;激励所述第二多个超声换能器以获得流过所述管腔的流体的第二超声数据;基于所述第二超声数据来生成彩色多普勒超声图像;并将灰度超声图像和彩色多普勒超声图像输出到显示器。

[0012] 在一些实施例中,所述成像组件的所述第一多个超声换能器形成围绕柔性细长构件的纵轴被环形地设置的第一换能器阵列。在一些实施例中,所述成像组件的第二多个超声换能器被设置为与所述柔性细长构件的纵轴线性平行。在那些实施例中,其中,所述第二中心频率高于所述第一中心频率。在一些实施例中,所述IVUS成像系统的控制器和处理设备能将彩色多普勒超声图像叠加在所述灰度超声图像上,并将叠加在所述灰度超声图像上的彩色多普勒超声图像输出到显示器。在一些实施例中,IVUS成像系统的控制器和处理设备能沿着柔性细长构件的纵轴顺序地激励所述第二多个超声换能器。

[0013] 在另一个实施例中,提供了一种IVUS成像系统。所述IVUS成像系统包括:柔性细长构件,其被配置为被定位在患者的管腔内,所述柔性细长构件具有近侧部分和远侧部分;成像组件,其被设置在所述柔性细长构件的远侧,所述成像组件被配置为围绕所述柔性细长构件的纵轴旋转,以及控制器和处理设备。所述成像组件包括:以第一中心频率操作的第一超声换能器;以及以不同于所述第一中心频率的第二中心频率操作的第二超声换能器。所述控制器和处理设备与所述第一超声换能器和所述第二超声换能器通信,并且能激励所述第一超声换能器以:获得所述管腔的第一超声数据;基于所述第一超声数据生成灰度超声图像;激励所述第二超声换能器以获得流过所述管腔的流体的第二超声数据;基于所述第二超声数据来生成彩色多普勒超声图像;并且将灰度超声图像和彩色多普勒超声图像输出到显示器。在一些实施例中,所述成像组件的所述第二超声换能器以一角度向近端倾斜,并且所述第二中心频率高于所述第一中心频率。在一些实施例中,所述成像组件还包括以不同于第一中心频率和第二中心频率的第三中心频率操作的第三超声换能器。

[0014] 根据以下详细说明,本公开的另外的方面、特征和优势将变得显而易见。

附图说明

[0015] 将参考附图来描述本公开的说明性实施例,其中:

[0016] 图1是根据本公开的方面的固态IVUS成像系统的图解性示意图。

[0017] 图2是根据本公开的方面的在患者的管腔中的固态IVUS成像系统的换能器组件的示意性侧视图。

[0018] 图3是根据本公开的方面的固态IVUS成像系统的换能器组件的示意性侧视图。

[0019] 图4是根据本公开的方面的固态IVUS成像系统的换能器组件的示意性侧视图。

[0020] 图5是根据本公开的方面的旋转IVUS成像系统的示意性示意图。

[0021] 图6是根据本公开的方面的旋转IVUS成像设备的示意性局部剖切透视图。

[0022] 图7是根据本公开的方面的旋转IVUS成像系统的换能器组件的示意性侧视图。

[0023] 图8是根据本公开的方面的旋转IVUS成像系统的换能器元件的示意性侧视图。

[0024] 图9是根据本公开的方面的旋转IVUS成像系统的换能器元件的示意性侧视图。

[0025] 图10是根据本公开的方面的患者的血管的截面图。

具体实施方式

[0026] 出于促进对本公开的原理的理解的目的,现在将参考在附图中所图示的实施例,并且使用特定语言来对其进行描述。然而,应该理解,不旨在对本公开的范围进行限制。如对于本公开所涉及的本领域技术人员正常将理解,本公开中完全预期和包括对所描述的设

备、系统和方法的任何改动和进一步的修改以及对本公开的任何其他应用。例如,尽管根据心血管成像描述了聚焦系统,但是应当理解,其并不旨在限于该应用。该系统同样非常适合需要在受限腔体内成像的任何应用。特别是,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描述的特征、部件、和/或步骤相组合。然而,出于简洁的目的将不单独地描述这些组合的大量迭代。

[0027] 图1是根据本公开的方面的固态IVUS成像系统100的示意性示意图。IVUS成像系统100可以包括固态IVUS设备102,例如导管,导丝或引导管(有时称为柔性细长构件),患者接口模块(PIM) 104,IVUS处理系统或控制台(有时称为控制器和处理设备) 106和显示器108。

[0028] 在高水平上,固态IVUS设备102从包括在安装在导管设备的远端附近的换能器组件110中的换能器元件124发射超声能量。超声能量被换能器组件110周围的介质(例如血管120)中的组织结构反射,并且超声回波信号由换能器元件124接收。换能器元件124可以由(一个或多个)控制器126控制。例如,所述(一个或多个)控制器126可以包括电子电路,例如ASIC。PIM 104将接收到的回声信号传输到控制台或计算机106,在控制台或计算机106处重建超声图像(包括流量信息)并显示在显示器108上。控制台或计算机106可以包括处理器和存储器。计算机或计算设备106可用于便于本文中所述的IVUS成像系统100的特征。例如,处理器可以执行存储在非瞬态有形计算机可读介质上的计算机可读指令。

[0029] PIM 104便于IVUS控制台106与固态IVUS设备102中包含的换能器组件110之间的信号通信。在一些实施例中,PIM 104在将数据中继到控制台106之前执行对回波数据的初步处理。在这样的实施例的示例中,PIM 104执行数据的放大、滤波和/或聚合。在一个实施例中,PIM 104还提供高压和低压DC功率以支持包括换能器组件110内的电路的设备102的操作。

[0030] IVUS控制台106通过PIM 104从换能器组件110接收回波数据,并处理该数据以重建换能器组件110周围的介质中的组织结构的图像。控制台106输出图像数据,使得在显示器108上显示脉管120的图像,例如脉管120的横截面图像。脉管120可以表示天然的和人造的流体填充或包围的结构。脉管120限定管腔1200。脉管120可以在患者体内。脉管120可以是作为患者脉管系统的动脉或静脉的血管,包括心脏脉管系统、外周脉管系统、神经脉管系统、肾脉管系统和/或体内的任何其他合适的管腔。例如,设备102可以是管腔内成像设备。例如,设备102可以用于检查任何数量的解剖位置和组织类型,包括但不限于器官,包括肝脏、心脏、肾脏、胆囊、胰腺,肺;管道肠;神经系统结构,包括大脑、硬脑膜囊、脊髓和外围神经;尿路;以及血液、心脏的腔室或其他部位和/或身体的其他系统内的瓣膜。除自然结构外,固态IVUS设备102可用于检查人造结构,例如但不限于心脏瓣膜、支架、分流器、过滤器和其他设备。

[0031] 在一些实施例中,IVUS设备包括与传统的固态IVUS导管类似的一些特征,诸如可从火山公司获得的EagleEye®导管以及美国专利US 7846101中公开的那些,其全部内容通过引用并入本文。例如,IVUS设备102包括在设备102的远端附近的换能器组件110和沿着设备102的纵向主体延伸的传输线束112。传输线束或线缆112可以包括多个导体,包括一个、两个、三个、四个、五个、六个、七个或更多个导体。可以理解,任何合适的标准线都可以用作导体。在一个实施例中,线缆112可以包括具有例如41AWG标准线的四导体传输线布置。在一个实施例中,线缆112可以包括利用例如44AWG标准线的七导体传输线布置。在一些实

施例中,可以使用43AWG标准线。

[0032] 传输线束112在设备102的近端终止于PIM连接器114。PIM连接器114将传输线束112电耦合到PIM 104,并且将IVUS设备102物理耦合到PIM 104。在一个实施例中,IVUS设备102还包括导丝出口116。因此,在一些情况下,IVUS设备是快速更换导管。导丝出口116允许导丝118朝着远端插入,以便引导管腔1200中的设备102穿过脉管120。

[0033] 图2是根据本公开的方面的在由脉管120限定的管腔1200中的固态IVUS成像系统100的换能器组件110的示意性侧视图。换能器组件110包括安装在柔性电路160上的换能器元件124。可以用换能器元件124进行各种换能器布置。如图2所示,在一些实施例中,换能器元件124包括多个第一超声换能器1241和多个第二超声换能器1242。在这些实施例中,第一超声换能器1241沿着换能器组件110的纵轴线性地设置。由于换能器组件110共享固态IVUS成像设备102(即,柔性细长构件102)的相同纵轴,因此可以说,第一超声换能器1241被设置为线性地平行于柔性细长构件102的纵轴。另外,在这些实施例中,第二超声换能器1242构成围绕柔性细长构件102的纵轴环形地布置的换能器阵列。

[0034] 在图2所示的实施例中,第一超声换能器1241以第一中心频率操作,第二超声换能器1242以第二中心频率操作。在一些情况下,第一中心频率与第二中心频率不同。在另一些情况下,第一中心频率高于第二中心频率。在后一种情况下,具有较高第一中心频率的第一超声换能器1241倾向于获得特征为空间分辨率较高但穿透深度较小的超声图像数据,而具有较低第二中心频率的第二超声换能器1242倾向于获得特征为空间分辨率较低但穿透深度较大的超声图像数据。结果,第一超声换能器1241具有视场190,第二超声换能器1242具有视场180。有利地,这种布置允许由第二超声换能器1242形成的换能器阵列以足够的深度对血管120成像,同时允许线性地设置的第一超声换能器1241对流过管腔1200的血液成像。

[0035] 通常,在各种实施例中,超声换能器的中心频率可以在5MHz与100MHz之间。例如,在一些实施例中,超声换能器可以具有10MHz、20MHz、40MHz、45MHz、60MHz的示例性中心频率。例如,单个成像设备可以包括例如具有10MHz中心频率的第一超声元件,具有20MHz中心频率的第二超声元件和具有60MHz中心频率的第三成像元件。10MHz和20MHz中心频率可以有利地穿透血管壁结构,而60MHz中心频率可以有利地对血流进行成像。

[0036] 除了不同的中心频率之外,每个换能器元件可以具有与其相关联的不同参数。可以处理成像数据以基于不同的参数生成IVUS成像数据。例如,每个换能器元件可以具有对应于不同中心频率的不同增益值。在一些情况下,成像设备102可以包括不同的控制器126以控制与每个不同的中心频率相关联的超声换能器。在一些实施例中,一个或多个相同的控制器126控制与不同的中心频率相关联的换能器。

[0037] 此外,线性地设置的第一超声换能器1241能够获得彩色多普勒成像。尽管每个第一超声换能器1241具有垂直于管腔1200中的血流的超声传播方向,但是通过以产生非零多普勒频移的方式激励每个第一超声换能器1241,使彩色多普勒成像成为可能。例如,第一超声换能器1241可以在与管腔1200中的血液流动方向相反的方向上被顺序地(即,一个接一个地)通电。这种非零的多普勒频移可实现彩色多普勒成像。在图2中未示出的一些实施例中,可以与线性地设置的第一超声换能器1241以交替的方式布置多个第二超声换能器1242。即,第二超声换能器1242介于两个线性地设置的第一超声换能器1241之间。还可以激励第一超声换能器1241和第二超声换能器1242的交替线性阵列,以产生非零多普勒频移,

以用于彩色多普勒成像。

[0038] 如图3中所示的是根据本公开的方面的固态IVUS成像系统100的换能器组件110的示意性侧视图。如图3中所示,在一些实施例中,第一超声换能器1241形成围绕换能器组件110的纵轴环形地设置的第一换能器阵列,第二超声换能器1242形成围绕换能器组件110的纵轴环形地设置的第二换能器阵列。第一超声换能器1241以第一中心频率操作,并且第二超声换能器以第二中心频率操作。在一些情况下,第一中心频率与第二中心频率不同。在另一些情况下,第一中心频率高于第二中心频率。在后一种情况下,具有较高第一中心频率的第一超声换能器1241倾向于获得特征为空间分辨率较高但穿透深度较小的超声图像数据,而具有较低第二中心频率的第二超声换能器1242倾向于获得特征为空间分辨率较低但穿透深度较大的超声图像数据。结果,第一超声换能器1241具有视场190,第二超声换能器1242具有视场180。

[0039] 如图4中所示的是根据本公开的方面的固态IVUS成像系统100的换能器组件110的示意性侧视图。如图4中所示,在一些实施例中,第一超声换能器1241形成围绕换能器组件110的纵轴环形地布置的换能器阵列,并且每个第二超声换能器1242插入在两个第一超声换能器1241之间。当插入第一超声换能器1241和第二超声换能器1242时,情况相反。可以说,第二超声换能器1242形成环形地围绕换能器组件110的纵轴布置的换能器阵列,并且每个第一超声换能器1241被间插在两个第二超声换能器1242之间。得到的换能器阵列可以称为交替的换能器阵列。第一超声换能器1241以第一中心频率操作,并且第二超声换能器以第二中心频率操作。在一些情况下,第一中心频率与第二中心频率不同。在一些实施方式中,换能器元件124可以包括两个或更多个交替的换能器阵列。

[0040] 关于换能器的类型,在一个实施例中,第一超声换能器1241和第二超声换能器1242是使用聚合物压电材料制造在微机电系统(MEMS)衬底上的压电微机械超声换能器(PMUT),例如在美国专利US 6641540中所公开的,其全部内容通过引用合并于此。在替代实施例中,第一超声换能器1241和第二超声换能器1242是压电锆酸盐换能器(PZT)换能器,例如体PZT换能器、电容式微机械超声换能器(cMUT)、单晶压电材料、其他合适的超声发射器和接收器,和/或其组合。在一些实施方式中,第一超声换能器1241是一种类型的换能器,而第二超声换能器1242是不同类型的。例如,在一些情况下,第一超声换能器1241是CMUT,而第二超声换能器1242是PMUT。

[0041] 其上安装有第一超声换能器1241和第二超声换能器1242的柔性电路160提供结构支撑和用于电耦合的互连。柔性电路214可以被构造为包括诸如KAPTON™(杜邦的商标)之类的柔性聚酰亚胺材料的膜层。其他合适的材料包括聚酯薄膜、聚酰亚胺薄膜、聚萘二甲酸乙二醇酯薄膜或聚醚酰亚胺薄膜、其他柔性印刷半导体衬底以及诸如Upilex®(宇部兴业株式会社的注册商标)和TEFLON®(EI du Pont的注册商标)的产品。柔性电路160的膜层的厚度通常与最终组装的换能器组件110中的弯曲程度有关。在一些实施例中,膜层在5μm与100μm之间,而一些特定实施例在12.7μm与25.1μm之间。

[0042] 现在参考图1,并且描述固态IVUS成像系统100的操作。传输线束或线缆112包括耦合到第一超声换能器1241和第二超声换能器1242的多个导体。在一些实施例中,换能器1241、1242形成在柔性基底160上。在其他实施例中,换能器1241和/或换能器1242设置在分离的基底上。在一些情况下,为了减少所需的导体数量,固态IVUS成像系统100可以包括微

波束形成器集成电路 (IC) 以控制由第一超声换能器1241和第二超声换能器1242形成的换能器阵列。传输线束112在设备102的近端终止于PIM连接器114。PIM连接器114将传输线束112电耦合到PIM 104,并且将IVUS设备102物理地耦合到PIM 104,PIM 104被耦合到IVUS控制台106。IVUS控制台106能分别、同时或顺序地给第一超声换能器1241和第二超声换能器1242供电。IVUS控制台106还能通过PIM 104从换能器组件110接收回波数据(有时称为超声数据),并处理该数据以重建换能器组件110周围的介质中的组织结构的图像。例如,在由图2表示的实施例中,IVUS控制台106能激励线性地设置的第一超声换能器1241并接收由线性地设置的第一超声换能器1241感知的超声数据。然后,IVUS控制台106能基于这样的超声数据来生成彩色多普勒超声图像。另外,IVUS控制台106还能激励环形地放置的第二超声换能器1242并接收由第二超声换能器1242感知的超声数据。IVUS控制台106然后可以基于第二超声换能器1242感知到的超声数据来生成灰度超声图像。此外,IVUS控制台106能将彩色多普勒超声图像和灰度超声图像输出到显示器108。在一些情况下,IVUS控制台106能将彩色多普勒超声图像覆盖在灰度超声图像上,并输出覆盖在灰度超声图像上的彩色多普勒超声图像。在一些情况下,IVUS控制台106能接收由以不同中心频率操作的多个成像元件获得的成像数据,并重建血管的3D IVUS图像。

[0043] 图5示出了根据本公开实施例的IVUS成像系统200。在本公开的一些实施例中,IVUS成像系统200是旋转IVUS成像系统。在这方面,旋转IVUS成像系统的主要部件是旋转IVUS导管202、患者接口模块(PIM) 204、IVUS控制台或处理系统206(有时称为控制器和处理设备)以及用于显示由IVUS控制台206生成的IVUS图像的监视器208。在一些实施例中,导管202包括超声元件250。如以下将更详细描述,超声元件250可包括多于一个的超声换能器。PIM 204实施适当的接口规格以支撑导管202。根据一些实施例,PIM 204生成一系列发射触发信号和控制波形以调节超声元件250的操作。

[0044] 超声元件250将基本上垂直于导管的纵轴的超声信号传输到血管管腔中并向外朝向血管壁传输。来自换能器的超声发射由从PIM 204接收的相应电信号激活。超声元件250还可以将来自血管组织(和其他反射器)的超声回波信号转换为电信号,并传送给PIM 204。

[0045] 图6示出了根据本公开的实施例的导管202的示意性局部剖切透视图。图2示出了关于旋转IVUS导管202的额外细节。旋转导管202包括成像芯210和外部导管/护套组件。成像芯210包括柔性驱动轴,所述柔性驱动轴在近端处通过旋转接口214终止,所述旋转接口214提供与PIM 204的电气和机械耦合(参见图1)。成像芯210的柔性驱动轴的远端耦合到包含超声元件250的换能器组件216。

[0046] 导管/鞘组件212(有时称为柔性细长构件212)包括支撑旋转接口214的毂218,并提供轴承表面和导管202的旋转与非旋转元件之间流体密封。在一些实施例中,毂218包括鲁尔锁冲洗端口220,在使用导管时,通过鲁尔锁冲洗端口220注入盐水以冲洗空气并用超声兼容的流体填充鞘管的管腔。由于空气会大大削弱超声频率,并在任何气固或气液界面强烈反射超声,因此需要盐水或其他类似液体。盐水还为旋转的驱动轴提供生物相容性润滑剂。在一些实施方式中,毂218被耦合到望远镜222,所述望远镜包括嵌套的管状元件和滑动流体密封件,所述滑动流体密封件允许导管/护套组件212被延长或缩短。望远镜222促进换能器壳体在导管/护套组件212的远侧部分处的透声窗224内的轴向运动。

[0047] 在一些实施例中,窗口224由薄壁塑料管组成,所述薄壁塑料管由(一种或多种)材

料制成,所述材料易于以最小的衰减、反射或折射在换能器和血管组织之间传导超声。导管/护套组件212的近端轴226在望远镜222与窗口224之间桥接该段。在一些实施例中,近侧轴226由向导管202提供润滑的管腔和最佳刚度的材料或复合材料组成。在一些实施例中,导管/护套组件212和/或窗口224包括如2012年12月28日提交的题为“INTRAVASCULAR ULTRASOUND CATHETER FOR MINIMIZING IMAGE DISTORTION”的美国临时专利申请No.61/746958中所述的特征,在此通过引用将其整体并入。

[0048] 图7、8和9是根据本公开的方面的具有各种换能器布置的旋转IVUS成像系统200的换能器元件250的示意性侧视图。如图7中所示,在一些实施例中,换能器元件250包括以第一中心频率操作的第一超声换能器2501,以第二中心频率操作的第二超声换能器2502和以第三中心频率操作的第三超声换能器2503。在一些实施方式中,第一、第二和第三超声换能器2501、2502和2503被设置为线性地平行业于换能器元件250的纵轴。由于换能器元件250共享柔性细长构件212的相同纵轴,因此可以说第一、第二和第三超声换能器2501、2502和2503线性地平行业于柔性细长构件212的纵轴设置。在一些情况下,第一、第二和第三中心频率彼此不同。在其他情况下,第一中心频率高于第二中心频率,第二中心频率高于第三中心频率。在那些情况下,第一超声换能器2501在三个超声换能器具有最高空间分辨率和最小的穿透深度。第三超声换能器2503具有三个中的最小的空间分辨率和最大的穿透深度,而第二超声换能器2502具有中间空间分辨率和穿透的深度。结果,第一超声换能器2501具有视场270,第二超声换能器2502具有视场280,并且第三超声换能器2503具有视场290。

[0049] 图8示出了不同于图7所示的超声换能器2501、2502和2503的布置。如图7所示,在一些实施例中,第一超声换能器2501不平放在换能器组件216中,而是以角度A倾斜。注意,第一超声换能器2501可以向远侧或向近侧倾斜。在一些情况下,倾斜的第一超声换能器2501以最高中心频率操作。在一些实施方式中,第二中心频率高于第三中心频率。结果,在图9中,第一超声换能器2501具有视场270,第二超声换能器2502具有视场280,并且第三超声换能器2503具有视场290。

[0050] 在图8所示的实施例中,IVUS控制台或处理系统206可以被配置为从第一超声换能器2501从血管采集多普勒超声数据,并且可以分析该数据以确定是否存在流体流,其方向和量。多普勒超声通过发射波束作为接收信号中的相位变化来测量物体的运动。当超声从移动的结构(例如,血管内的红细胞)反射时,返回波的波长和频率发生偏移。如果移动结构朝着第一超声换能器2501移动,则频率增加。如果移动结构远离第一超声换能器2501移动,则频率降低。

[0051] 在一些实施例中,IVUS控制台或处理系统206可以采用多普勒公式:

$$[0052] \quad \Delta f = (2f_0 V \cos\theta) / C$$

[0053] 其中 Δf 是频移, f_0 是透射波的频率, V 是反射物体(例如,红血球)的速度, θ 是入射波与反射的物体的运动方向之间的夹角(即入射角),并且 C 是介质中的声速。如果第一超声换能器2501平行于血流方向定向并且 θ 为零度($\cos 0=1$),则频移最大。如果换能器130被定向为垂直于血流方向并且 θ 为90度($\cos 90=0$),则不存在频率偏移。当速度增加,入射波与血流方向更对齐和/或发出更高频率时,将获得更高的多普勒频移。

[0054] 图9示出了超声换能器2501、2502和2503的布置,其与图7和8所示的布置不同。如图9所示,在一些实施例中,第一超声换能器2501和第二超声换能器2502都没有在换能器组

件216中平放,而是分别以角度A和B倾斜。在一些实施例中,第一超声换能器2501和第二超声换能器2502朝向中心倾斜。即,第一超声换能器2501和第二超声换能器2502中的一个向远侧倾斜,而另一个向近侧倾斜。只要从第一超声换能器2501和第二超声换能器2502传播的声波包括平行于血流的元素,它们都可以用于采集超声成像数据以生成彩色多普勒图像。在图9所示的实施例中,具有最低中心频率的第三超声换能器2503沿着柔性细长构件212的纵轴设置在第一超声换能器2501和第二超声换能器2502之间。结果,在图9中,第一超声换能器2501具有视场270,第二超声换能器2502具有视场280,并且第三超声换能器2503具有视场290。在一些情况下,视野270、280和290可以交叠。在这方面,计算设备可以使用来自多个换能器(具有不同中心频率)的数据来生成血管的单个位置的单个IVUS图像。

[0055] 图10是根据本公开的方面的患者的脉管300的截面图。脉管300包括几个层。例如,脉管300包括内膜330和中膜340。被膜内膜330具有内部血管壁320,其限定了管腔310。当IVUS设备400(例如IVUS设备102或导管202)与管腔310一起放置时,如果IVUS设备400能够获得不同穿透深度的超声成像数据以分辨内膜330、内膜介质340中的特征以及在管腔310中流动的血液的速度,则是有利的。有利地,本公开提供了一种IVUS成像系统,其包括以不同的中心频率操作的多个超声换能器。通过使用本公开中公开的IVUS成像系统,执行导管插入的医师不仅可以采集灰度超声图像,而且可以采集彩色多普勒图像,而不必将不同目的的IVUS导管插入患者的血管中。

[0056] 本领域技术人员将认识到,以上描述的装置、系统和方法可以多种方式进行修改。因此,本领域技术人员将领会,由本公开所包含的实施例不限于以下描述的特定示范性实施例。在该方面,尽管已经示出和描述了说明性实施例,但是在以上公开中预期宽范围的修改、改动和替换。要理解,可以对前文进行这样的变化而不偏离本公开的范围。因此,合适的是,随附权利要求被宽泛地并且以与本公开相符地方式理解。

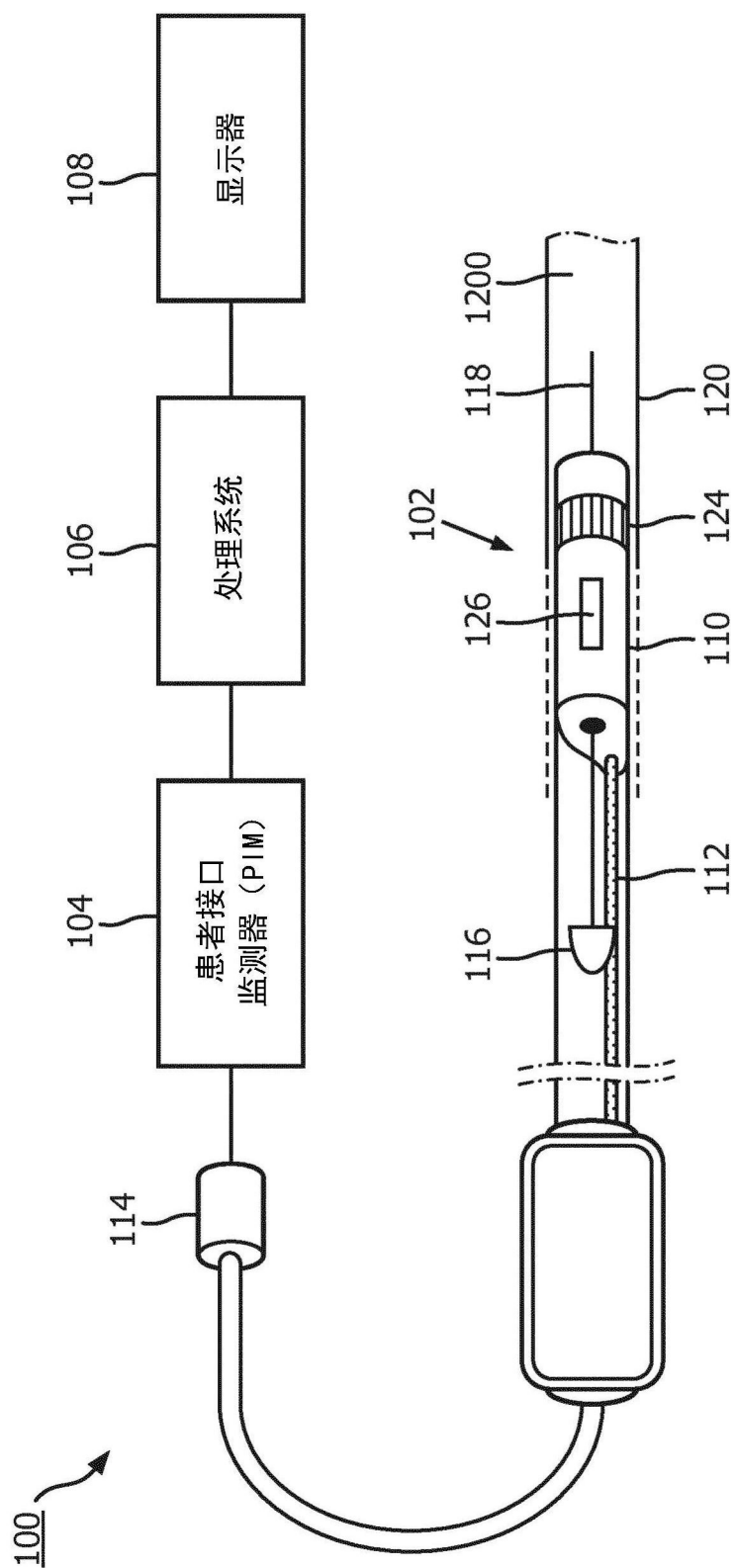


图1

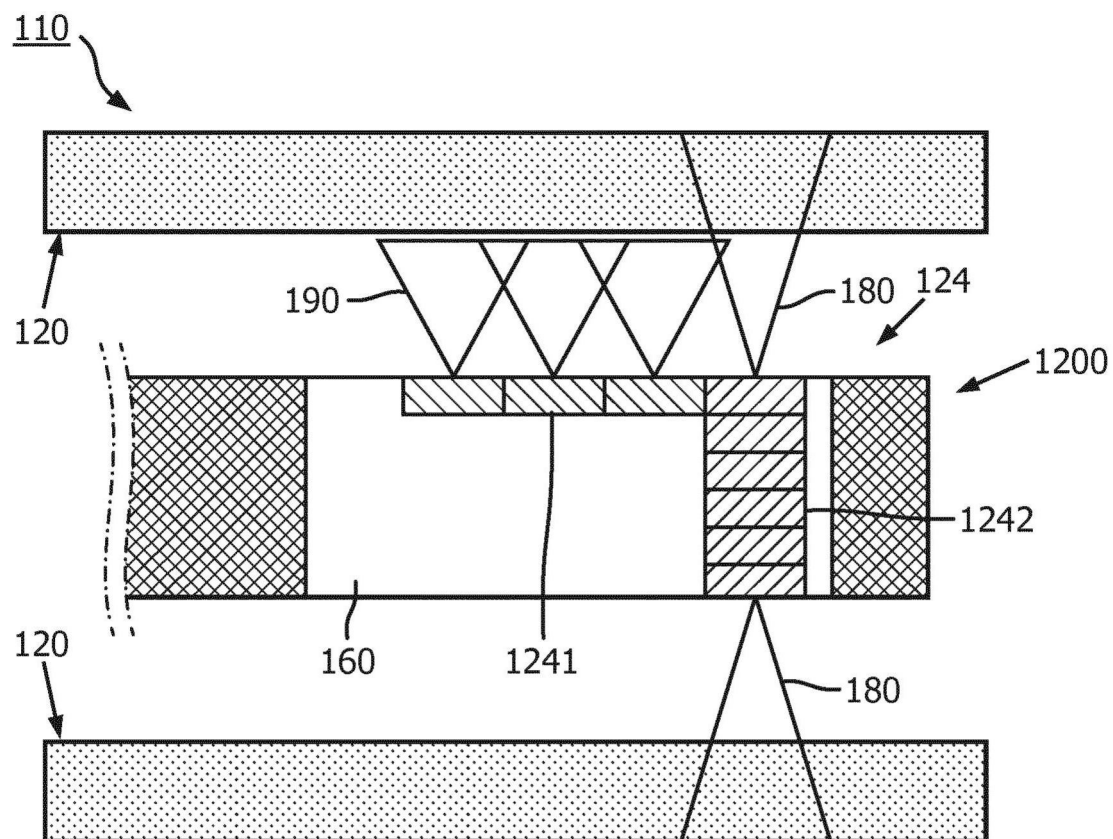


图2

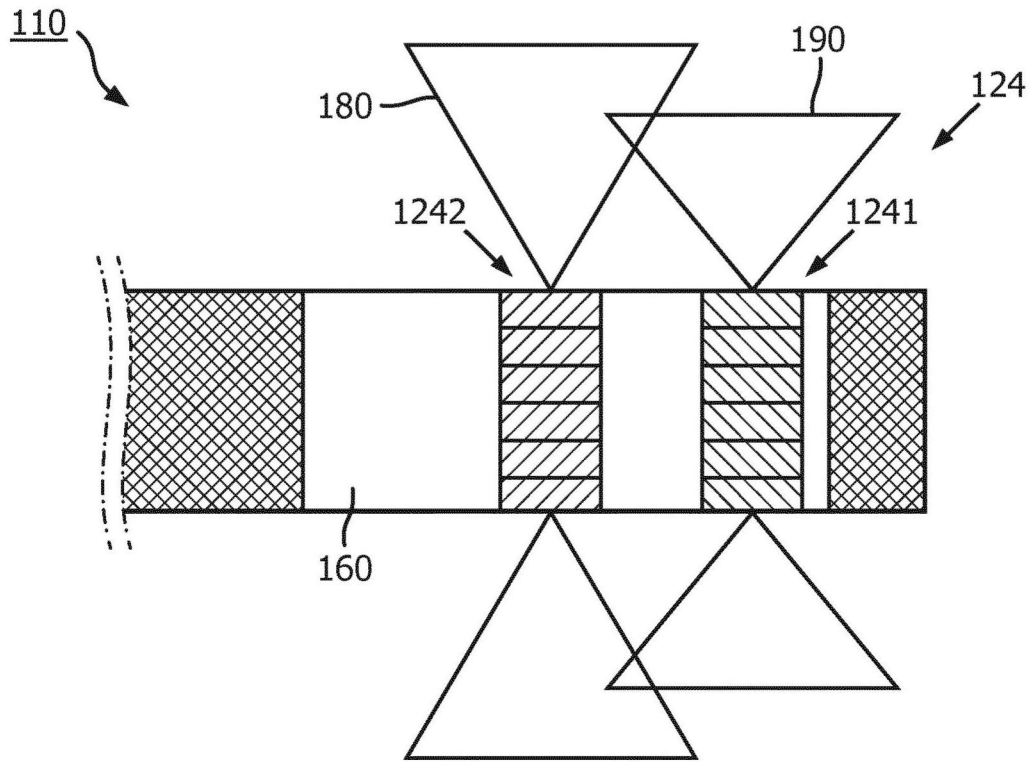


图3

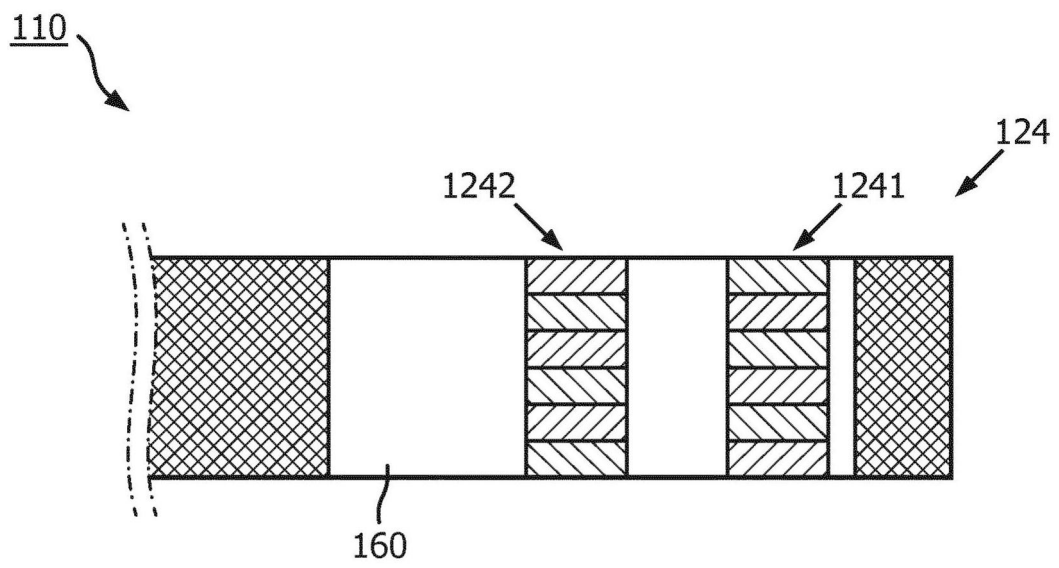


图4

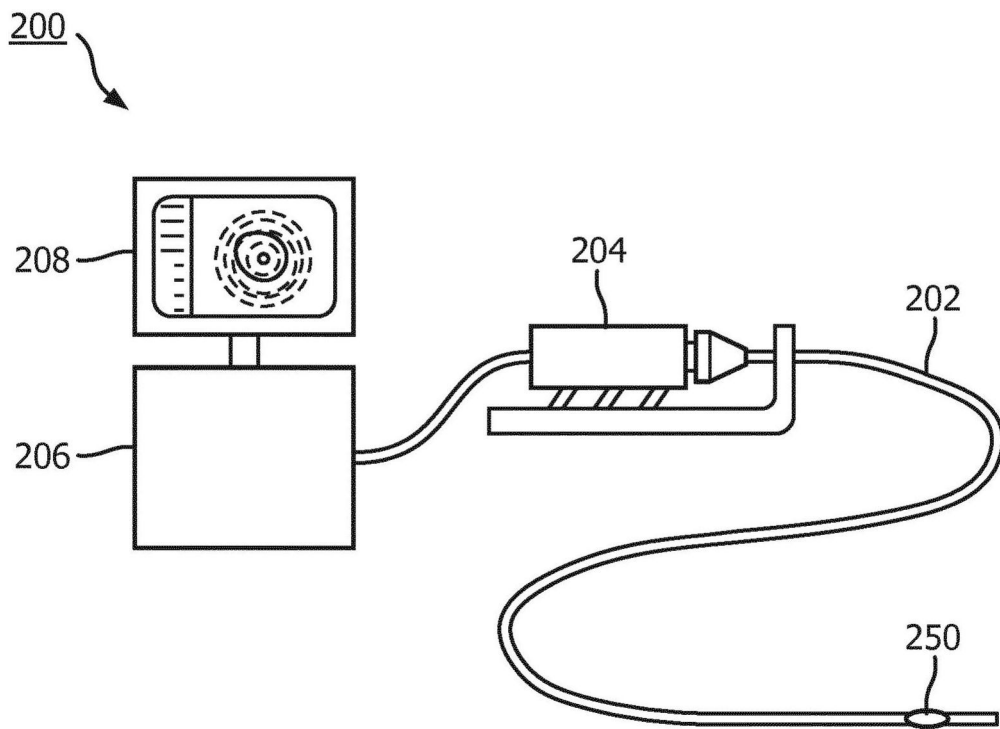


图5

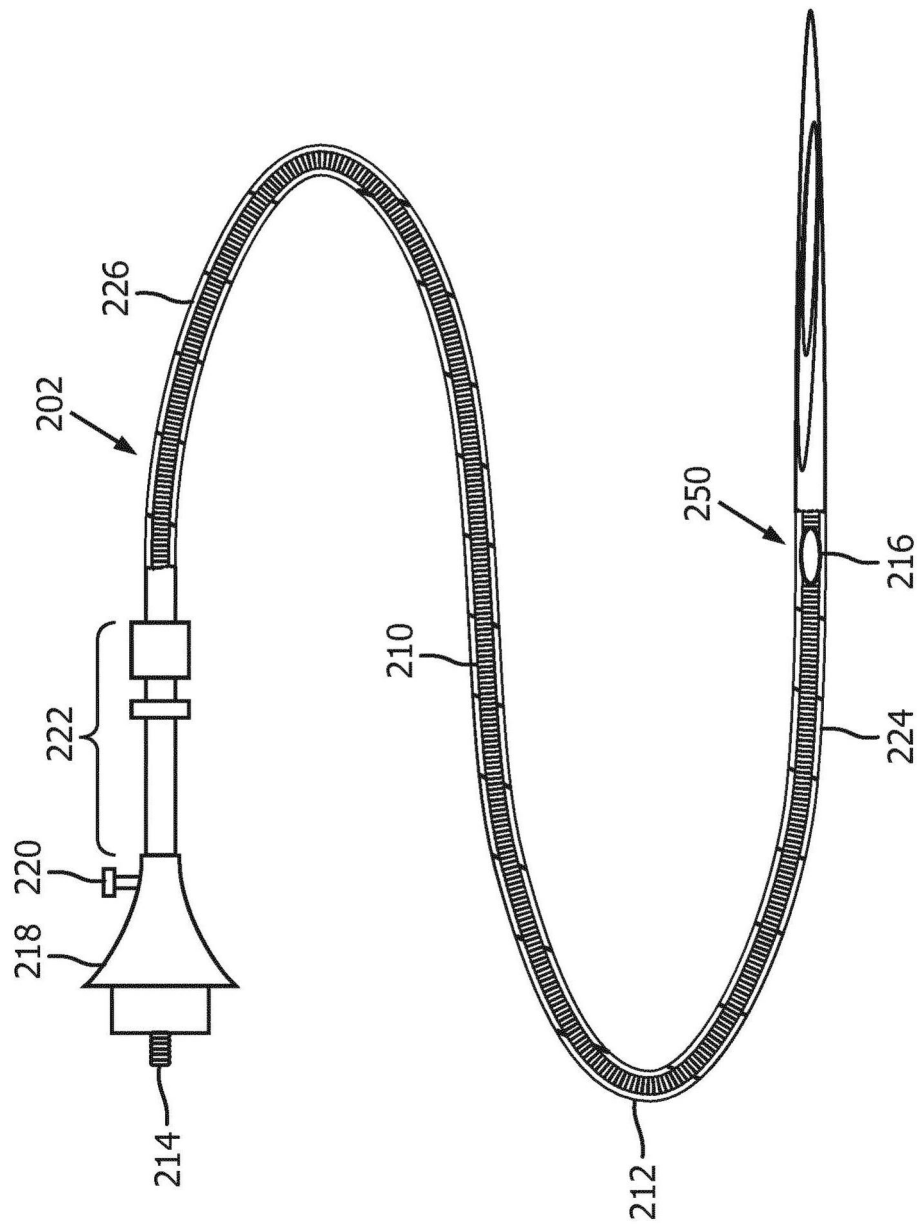


图6

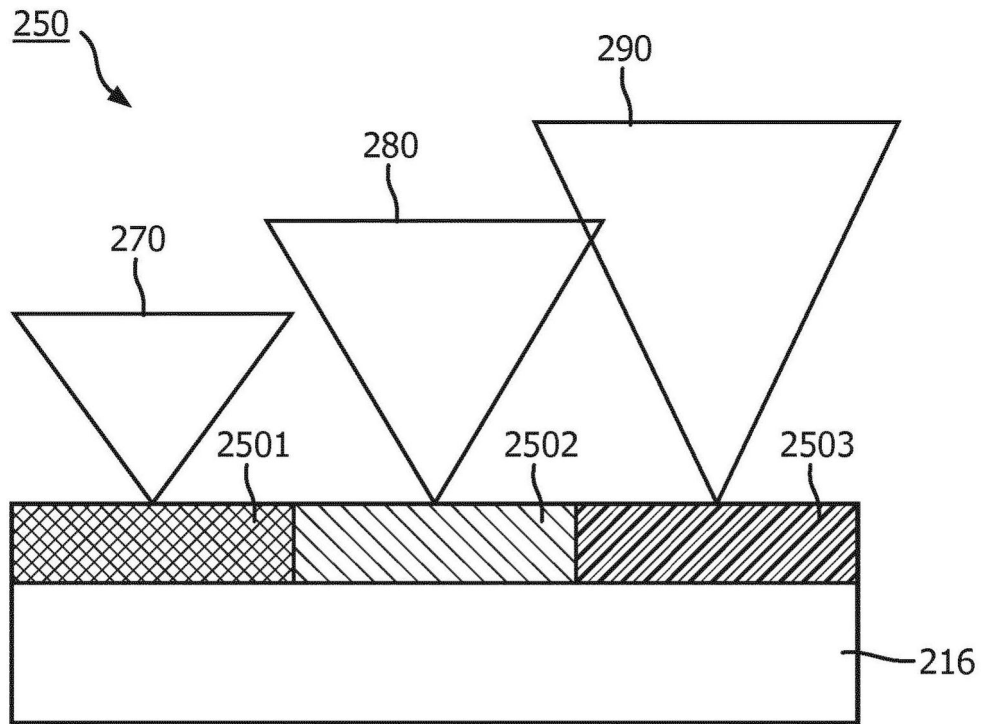


图7

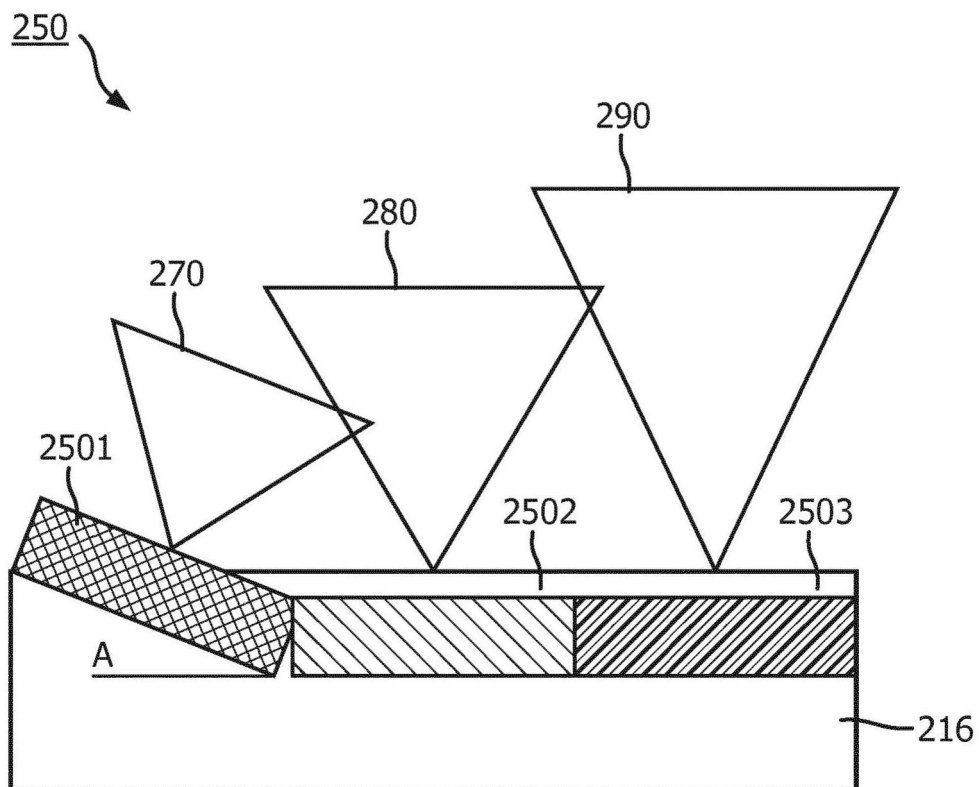


图8

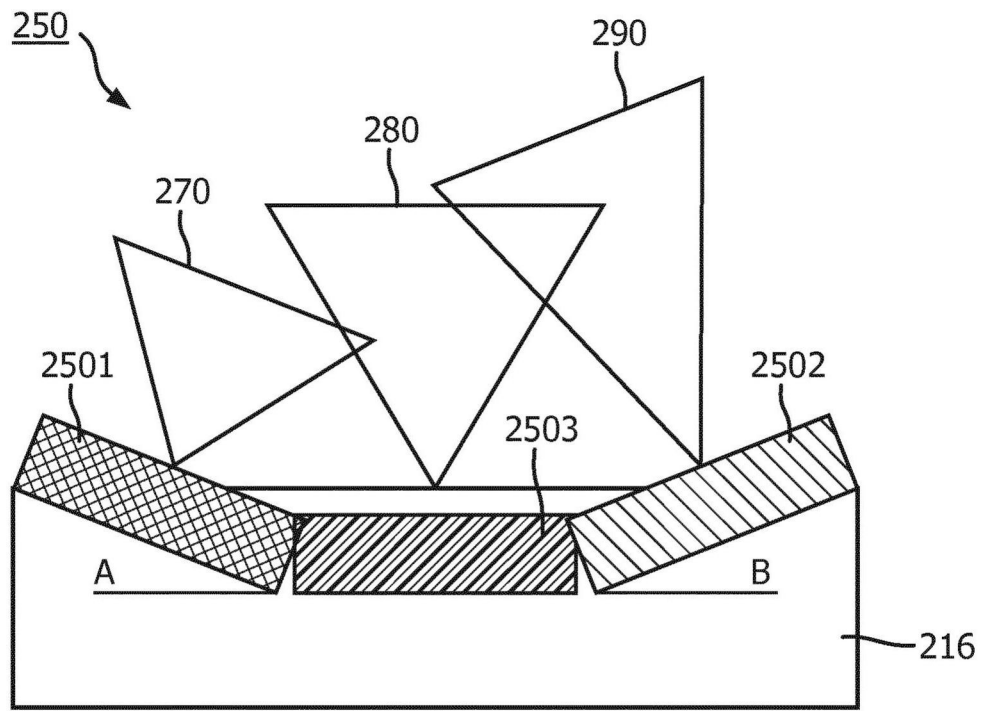


图9

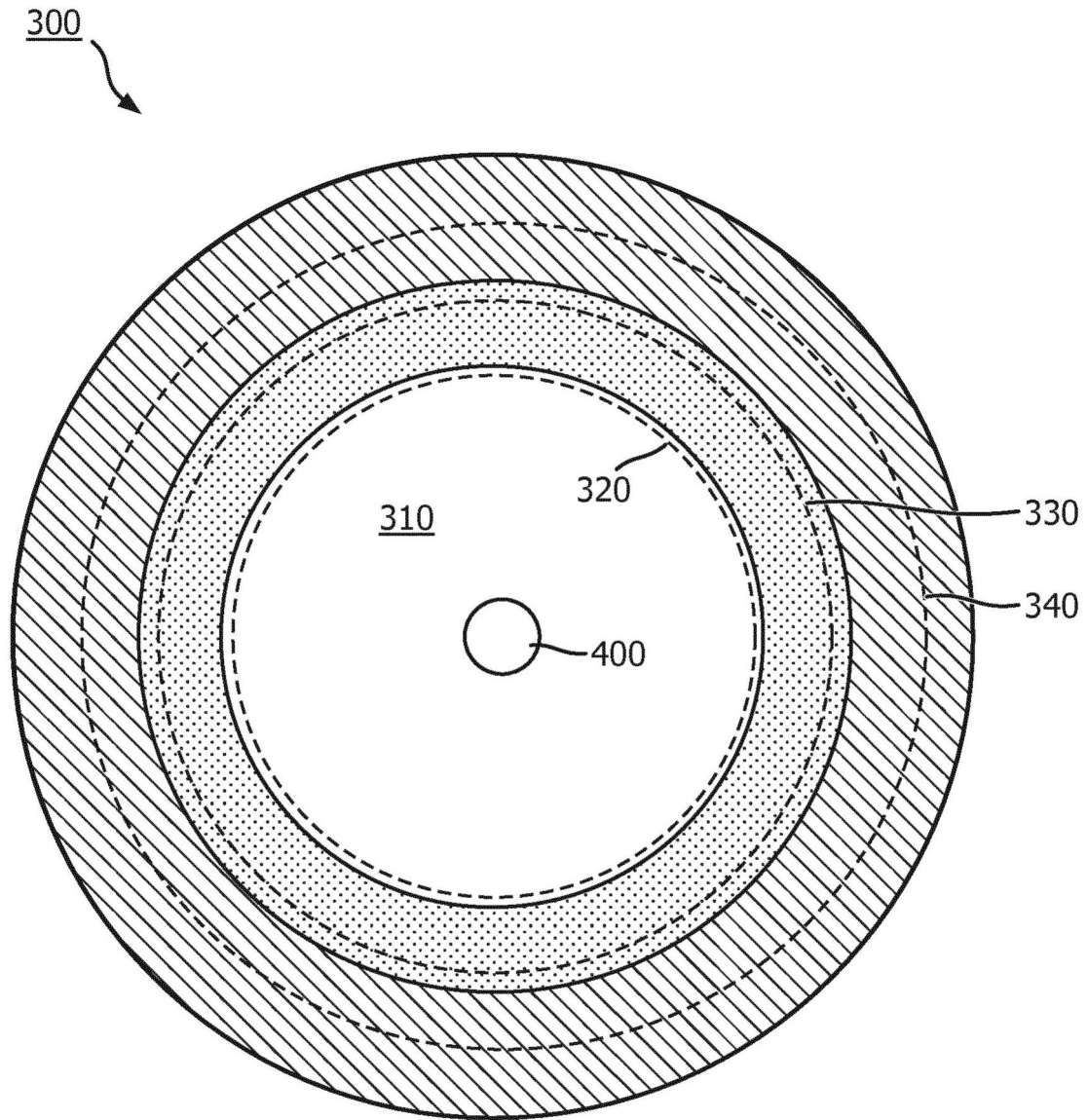


图10