



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109640832 A

(43)申请公布日 2019.04.16

(21)申请号 201780053541.2

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(22)申请日 2017.08.22

代理人 王英 刘炳胜

(30)优先权数据

16186332.9 2016.08.30 EP

(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)

2019.02.28

G10K 11/02(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

B06B 1/02(2006.01)

PCT/EP2017/071067 2017.08.22

G10K 11/00(2006.01)

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/041658 EN 2018.03.08

(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 L·J·A·M·贝克尔斯

V·A·亨内肯

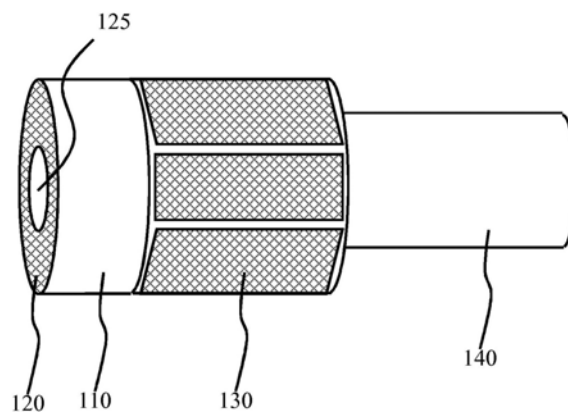
权利要求书2页 说明书11页 附图5页

(54)发明名称

具有超声换能器阵列的成像设备

(57)摘要

公开了一种成像设备(100),其包括:超声换能器阵列(101、120、130),其具有限定超声换能器阵列的超声发射表面的多个超声换能器元件;以及所述超声发射表面上的声窗(220),所述声窗包括:烃类弹性体的第一层(221),其接触所述超声发射表面,所述第一层还含有抗氧化剂;以及在所述第一层上的另外的烃类弹性体的第二层(223),所述第二层比所述第一层具有更大的肖氏A硬度。还公开了一种超声成像系统(10),其包括诸如导管(100)的成像设备,以及为这样的设备(100)在超声换能器阵列(101、120、130)上形成声窗(220)的方法(300)。



100

1. 一种成像设备,包括:
超声换能器阵列(101、120、130),其具有多个超声换能器元件,所述多个超声换能器元件限定所述超声换能器阵列的超声发射表面;以及
声窗(220),其被耦合到所述超声发射表面,所述声窗包括:
第一层(221),其接触所述超声发射表面,所述第一层包括烃类弹性体和抗氧化剂;以及
第二层(223),其与所述第一层接触并且包括另外的烃类弹性体,所述第二层比所述第一层具有更大的肖氏A硬度。
2. 根据权利要求1所述的成像设备,其中,所述第二层(223)不含有所述抗氧化剂。
3. 根据权利要求1或2所述的成像设备,其中,所述第二层(223)中的所述烃类弹性体是交联的。
4. 根据权利要求1-3中的任一项所述的成像设备,其被配置用于经由对象的表面的外部使用,优选地,所述设备包括围绕所述超声换能器阵列的超声探头。
5. 根据权利要求1-3中的任一项所述的成像设备,其被配置用于对象体内的内部使用,其中,所述设备包括导管(100)。
6. 根据权利要求5所述的成像设备,其中,所述第一层(221)的厚度在5-10微米的范围内并且/或者所述声窗的厚度小于100微米,优选地小于30微米。
7. 根据权利要求1-6中的任一项所述的成像系统,其中,所述烃类弹性体和所述另外的烃类弹性体是相同的烃类弹性体。
8. 根据权利要求7所述的成像设备,其中,所述烃类弹性体是聚丁二烯。
9. 根据权利要求1-7中的任一项所述的成像系统,其中,当用硬度计根据ASTM D2240标准测量时,所述第一层(221)的肖氏A硬度小于50肖氏硬度,优选地小于10肖氏硬度。
10. 根据权利要求1-9中的任一项所述的成像系统,其中,所述抗氧化剂是酚类稳定剂。
11. 根据权利要求1-10中的任一项所述的成像系统,其中,所述第一层含有重量为基于所述第一层(221)的总重量的0.05%-0.5%的量的所述抗氧化剂。
12. 根据权利要求1-11中的任一项所述的成像系统,其中,所述声窗(220)的至少所述第一层(221)还包括嵌入所述烃类弹性体中的颗粒(225),优选地,其中,所述颗粒(225)是绝缘颗粒,例如,陶瓷颗粒。
13. 根据权利要求12所述的成像设备,其中,所述第一层(221)包含重量为基于所述第一层的总重量的4-24%的量的所述颗粒(225)。
14. 一种超声成像系统(10),包括根据权利要求1-13中的任一项所述的成像设备和用于控制所述成像设备的所述超声换能器阵列(101、120、130)的控制电路。
15. 一种在用于成像设备的超声换能器阵列(101、120、130)上形成声窗(220)的方法(300),所述超声换能器阵列包括多个超声换能器元件,所述个超声换能器元件限定所述超声换能器阵列的超声发射表面,所述方法包括:
在所述超声发射表面上沉积(303)将烃类弹性体和抗氧化剂包含在有机溶剂中的第一溶液;
去除(305)所述有机溶剂以形成所述声窗的与所述超声发射表面接触的第一层(221),所述第一层包含所述烃类弹性体和所述抗氧化剂;

在所述第一层上沉积 (309) 将另外的烃类弹性体包含在另外的有机溶剂中的第二溶液；

去除 (311) 所述另外的有机溶剂以形成所述声窗的与所述第一层接触的第二层 (223)，其中，所述第二层比所述第一层具有更大的肖氏A硬度。

16. 根据权利要求13所述的方法 (300)，还包括使所述第二层 (223) 中的所述另外的烃类弹性体交联 (313) 以增加所述第二层的肖氏A硬度。

17. 根据权利要求12-14中的任一项所述的方法 (300)，其中，所述烃类弹性体与所述另外的烃类弹性体相同，优选地，其中，所述烃类弹性体是聚丁二烯。

具有超声换能器阵列的成像设备

技术领域

[0001] 本发明涉及一种包括超声换能器阵列的成像设备,所述超声换能器阵列具有:多个超声换能器元件,其限定所述超声换能器阵列的超声发射表面;以及所述超声发射表面上的声窗。

[0002] 本发明还涉及包括这样的成像设备的超声成像系统。

[0003] 本发明还涉及一种在用于这样的成像设备的超声换能器阵列的超声发射表面上形成这样的声窗的方法。

背景技术

[0004] 超声成像是用于对患者的身体的内部进行成像的重要诊断工具。这通常使用一个或多个超声换能器元件来实现,所述超声换能器元件通常组织在超声换能器阵列中,所述所述超声换能器元件将电能转换为声能(超声脉冲)并将接收到的脉冲回波转换回电能,所述电能可以通过专用处理装置来处理以将接收到的电能转换成超声图像。

[0005] 常用的超声换能器元件包括基于压电的超声换能器(PZT)和电容式微机械超声换能器(CMUT)。这些不同类型的换能器的共同之处在于它们需要在超声换能器元件与患者身体之间的声学匹配材料(通常称为声窗),以通过超声换能器元件的发射表面到患者身体的声阻抗匹配来改善超声换能器元件的声学性能。在US 2016/0101437 A1中公开了一种包括这样的声窗的CMUT组件的示例。

[0006] 用于超声换能器阵列(例如,超声探头)的这样的声窗的组合应用于患者的皮肤是相对简单的,因为声窗不必满足严格的防水和厚度要求,例如当超声换能器阵列必须运行更长的时间(例如监测)或在患者体内时。一个这样的应用领域是配备有超声成像功能的导管,例如包括前向和/或侧向超声换能器阵列。这样的导管必须具有小的形状因子,以便于在患者体内穿透小腔,例如动脉或静脉。同时,使用这样的导管部署的超声换能器阵列必须能够承受恶劣的环境,例如体液,例如血液、胃酸等,在这样的情况下,声窗通常需要为这样的阵列的超声换能器元件提供额外的保护。

[0007] 有利应用的另一个示例是基于超声的贴片,其被配置为经由对象的表面的外部使用。这些贴片(扁平(low profile)超声探头)被配置为使用更长的时间(从几小时到几天)并且期望承受诸如汗液的外部体液以及更长时间暴露于声学耦合凝胶。

[0008] 通常用于包括超声换能器阵列的这样的成像设备的材料包括硅树脂层和软聚氨酯层,因为这些材料具有有利的声学特性,但是缺点是它们不是不透水的。为此,通常在硅树脂或聚氨酯层上添加聚对二甲苯的覆盖层以使声窗不透水。然而,由于引入了与这两个聚合物层之间的界面相关的反射和声学振铃问题,这损害了超声换能器阵列的声学性能。

发明内容

[0009] 本发明寻求提供一种包括超声换能器阵列的医学成像设备,其上具有不透水并且具有改进的声学特性的弹性薄声窗。

[0010] 本发明还寻求提供一种包括这样的成像设备的超声成像系统。

[0011] 本发明还寻求提供一种形成这样的声窗的方法和一种用于成像设备的超声换能器阵列。

[0012] 根据一个方面,提供了一种成像设备,例如导管,所述设备包括:超声换能器阵列,所述超声换能器阵列具有多个超声换能器元件,所述多个超声换能器元件限定超声换能器阵列的超声发射表面;以及超声发射表面上的声窗,所述声窗包括接触超声发射表面的烃类弹性体的第一层,所述第一层还含有抗氧化剂;以及在所述第一层上的另外的烃类弹性体的第二层,所述第二层比所述第一层具有更大的肖氏A硬度。

[0013] 本发明基于以下见解:烃类弹性体,例如烃类热固性弹性体,通过长时间暴露于UV光或含有氧化剂(例如氧气或水)的周围环境而易于逐渐硬化(vulcanisation)(氧化交联)。因此,在声窗的这样的烃类弹性体的第一层中包含抗氧化剂确保该第一层保持其期望的柔软度,这对于使烃类弹性体的声学性能最大化是期望的,同时声窗的第二层(即,外层)的另外的烃类弹性体硬化,提供声窗的所需防水特性,并且随后该第二层的硬化进一步提供了对超声换能器阵列的改进的保护以防止意外损坏(例如刮擦等)。

[0014] 为了便于第二层的选择性硬化,第二层可以不含有(即任何)抗氧化剂,使得不抑制第二层的氧化(风化)。所述第二层中的另外的烃类弹性体可以主动交联以加速所述第二层的硬化。

[0015] 在进一步的实施例中,所述成像设备被配置为用于经由对象的表面而用于外部使用或者对象内的内部使用。对于外部使用配置,所述成像设备优选地包括超声探头或包围超声换能器阵列的贴片。对于内部使用配置,所述成像设备可包括导管。

[0016] 在一个实施例中,第一层的厚度在5-10微米的范围内,因为这是声窗达到所需声阻抗匹配特性的最小厚度。声窗可以具有小于100微米的厚度,并且优选地小于30微米,以使声窗特别适合于导管应用,即限制导管的尺寸同时实现声窗的期望声学特性。

[0017] 所述烃类弹性体优选地与所述另外的烃类弹性体相同,使得所述第一层与所述第二层的声学特性紧密匹配。聚丁二烯是特别合适的,但是其他烃类弹性体,例如烃类共聚物,可以被考虑作为聚丁二烯的替代物。

[0018] 当用硬度计根据ASTM D2240标准测量时,所述第一层的肖氏A硬度优选地小于50肖氏硬度,优选地小于10肖氏硬度。这确保了与移动的超声发射表面(例如CMUT单元的膜)的良好顺应性,同时为第一层提供期望的声阻抗。

[0019] 抗氧化剂可以是酚类稳定剂,例如包含空间位阻酚头基和脂族(例如,烃类)尾的稳定剂,以促进抗氧化剂在烃类弹性体中的共混。

[0020] 基于第一层的总重量,第一层可含有0.05%-0.5%重量的抗氧化剂。该量的抗氧化剂足以有效地抑制第一层中烃类弹性体的氧化,而不会显著影响第一层的所需性能,例如声阻抗。

[0021] 至少声窗的第一层可以还包括嵌入烃类弹性体中的颗粒,以便调节第一层的密度和声阻抗,例如,以最小化第一层与要暴露于利用超声换能器阵列生成的超声身体组织之间的声阻抗不匹配。这样的颗粒例如可以是电绝缘颗粒,例如陶瓷颗粒。第一层可包含重量为基于第一层的总重量的4-24%的量的颗粒,以便将第一层的声阻抗调节到所需值。

[0022] 根据另一方面,提供了一种超声成像系统,其包括根据本文所述的任何实施例的

成像设备(例如超声成像)和用于控制所述超声换能器阵列的控制电路。这样的超声成像系统,例如超声诊断成像系统,通过能够由于超声换能器阵列上的声窗生成高分辨率超声图像而受益于包括根据本发明实施例的成像设备,所述成像设备具有良好的声阻抗特性以及优异的机械性能。

[0023] 根据又一方面,提供了一种在用于成像设备的超声换能器阵列上形成声窗的方法,所述超声换能器阵列具有限定超声换能器阵列的超声发射表面的多个超声换能器元件,所述方法包括:在超声发射表面上沉积有机溶剂中的烃类弹性体和抗氧化剂的第一溶液;去除有机溶剂以形成接触超声发射表面的声窗的第一层,所述第一层包含烃类弹性体和抗氧化剂;在第一层上沉积另外的有机溶剂中的另外的烃类弹性体的第二溶液,并去除所述另外的有机溶剂以形成所述声窗的与所述第一层接触的第二层,其中,所述第二层的肖氏A硬度大于所述第一层。

[0024] 该方法有助于提供成像设备的超声换能器阵列,所述换能器阵列的声窗结合了有利的声阻抗特性和优异的机械特性。

[0025] 该方法优选地还包括在第二层中交联另外的烃类弹性体以增加所述第二层的肖氏A硬度,使得所述第二层的增加的硬度不必是所述第二层的风化的结果。

[0026] 所述溶剂和所述另外的有机溶剂可以是烷烃类溶剂,例如庚烷。这些溶剂特别适合于溶解烃类弹性体,并且具有进一步的益处,即由于这样的溶剂的低蒸气压,它们可以在相对低的温度下蒸发,使得可以形成声窗而不必将超声换能器阵列和声窗层暴露于过度升高的温度,过度升高的温度可能损坏超声换能器阵列和/或声窗层。

[0027] 烃类弹性体优选与其他烃类弹性体相同。聚丁二烯是特别合适的,因为聚丁二烯具有特别有利的声学性能并且可以容易地氧化(硬化)以形成声窗的具有所需机械和防潮性能的第二层。

附图说明

[0028] 参考附图,通过非限制性示例的方式更详细地描述本发明的实施例,其中:

[0029] 图1示意性地描绘了作为成像设备的示例的导管;

[0030] 图2示意性地描绘了根据示例实施例的成像设备的一个方面;

[0031] 图3示意性地描绘了根据另一示例实施例的成像设备的一个方面;

[0032] 图4是用于形成这样的成像设备的声窗或超声换能器阵列的方法的流程图;并且

[0033] 图5示意性地描绘了根据示例实施例的超声成像系统的电路图。

具体实施方式

[0034] 应该理解的是,附图仅是示意性的,并且未按比例绘制。还应该理解,贯穿附图,使用相同的附图标记来表示相同或相似的部分。

[0035] 图1示意性地描绘了成像设备的示例实施例:导管100。导管100具有安装在导管100的尖端110上的超声换能器元件的前向阵列120。前向阵列120例如可以是承载超声换能器元件的IC芯片,其可以以任何合适的方式安装在尖端110上,例如胶合。前向阵列120可以包括孔或通道125,以便于器械(未示出)延伸通过导管的尖端,例如用于从患者提取组织样本用于活组织检目的。导管100还可以包括围绕导管100的侧壁缠绕的超声换能器元件130

的布置,从而有助于导管100的接近360°超声视场。在一些实施例中,导管可仅包括元件130的侧视布置。这例如可以通过提供承载一个或多个超声换能器元件的岛或芯片130来实现,所述岛或芯片130通过柔性条带等互连,其便于围绕导管侧壁缠绕相应的岛或芯片130。由于这样的柔性布置技术本身是公知的,因而为了简洁起见,将不再详细地对其进行解释。前向阵列120和岛或芯片130可包含任何合适数量和类型的受益于根据本发明的实施例的声窗的超声换能器元件,如下面将进一步详细解释的。例如,超声换能器元件可以是CMUT元件,PZT元件等。导管尖端110可以连接到导丝140等,以便于将导管尖端110操纵到患者体内的期望位置。

[0036] 应该理解的是,本发明的实施例不限于所描绘的导管100的示例性实施例。例如,同样可行的是,导管100仅包括一个或多个前向超声换能器元件或仅包括一个或侧向超声换能器元件。类似地,孔或通道125可以不存在,等等。本发明的实施例可以应用于任何导管设计,所述导管设计包括任何数量的承载根据本发明的实施例的声窗的超声换能器元件。

[0037] 在进一步的实施例中,所述成像设备可以被配置用于经由对象的表面而用于外部使用或者对象内的内部使用(未示出)。在该情况下,成像设备可以包括超声探头(优选地扁平超声探头),其包括耦合到所述探头的超声发射表面的声窗220,并且在下面更详细地描述。图2示意性地描绘了部署在诸如导管100或超声探头(贴片)的成像设备上的超声换能器元件200(这里是作为非限制性示例的CMUT单元),所述元件包括根据本发明的实施例的声窗220。这样的CMUT单元200典型地在诸如硅晶片的衬底201上制造。超声成像系统的超声换能器阵列可以包括一个或多个CMUT单元200。CMUT单元200可以要么个体地要么彼此组合地激活。个体的单元200可以具有圆形、矩形、六边形或其他边缘形状。

[0038] 每个CMUT单元200至少具有由腔体207所分隔的一对电极205和215。腔体207被形成在由基底201的顶面所形成的悬浮在单元底面203上的膜211之间。膜211可以由一层或多层电绝缘材料制成,例如氧化硅($\text{SiO}_x, x>1$),氮化硅,低k电介质材料等。膜211是柔性的,即适于移动或振动。膜211可以通过支撑结构209悬挂在单元底板203(即基板201)上,支撑结构209可以由与膜211相同的材料制成,例如通过将膜211沉积在限定腔207的牺牲材料上,并且随后去除牺牲材料以形成由包括支撑结构209的膜211围绕的腔207。

[0039] 电极205、215可以由任何合适的导电材料制成,例如金属或金属合金。底部电极205可以嵌入在单元200的底面203中,而顶部电极215可以嵌入在膜211中。电极205和215可以沉积在单元底面31或者膜5上作为附加层。底部电极205可以在其面向腔体的表面上与附加层(未绘制)绝缘。例如,该绝缘层可以包括氧化物-氮化物-氧化物(ONO)介电层、氧化硅层、铝或氧化铅层中的任何一种或其组合。所述绝缘层可以形成于底部电极205之上并且在膜电极215之下。所述ONO介电层有利地减少了电极上的电荷聚积,其导致设备不稳定性和声输出压力中的漂移和减少。腔体207可以是要么空气或气体填充的要么全部或部分排空的。由腔体207所分离的两个电极205和215表示电容。

[0040] 通过耦合到电极205和215的驱动电路来应用电信号引起膜211的机械运动/振动,其导致电容的改变并且可以通过与CMUT单元200相关联的集成电路来操纵。下面将更详细地解释这样的集成电路的示例实施例。驱动电路45可以被实现为集成电路的集成部分。驱动电路45通常包括A/C信号源和D/C电压源。在CMUT单元200的发射模式中,D/C电压源可用于偏置膜211,其中,A/C信号源驱动偏置膜211的振荡以在振荡频率处生成超声信号,例如

脉冲,其本身是公知的。通常在CMUT单元200的接收模式中省略A/C分量,其中,膜211的振荡由CMUT单元200的先前发射的超声信号(例如脉冲回波)的回波引起。在一个实施例中,D/C电压源可以适于将膜211偏置成所谓的塌陷模式,其中膜211的中心部分在由来自A/C信号源的A/C信号引起的振荡期间保持与单元底板203接触。如本身已公知的,以塌陷模式操作CMUT单元200可以增加CMUT单元200的声压和动态范围。

[0041] 根据本发明的实施例,换能器元件,这里是作为非限制性示例的如先前所解释的CMUT单元200,也可以部署为其他类型的换能器元件,例如PZT元件,还包括声窗220,在一些实施例中,例如导管应用,优选地具有小于100微米的总厚度,更优选地小于30微米。声窗220包括接触超声换能器元件的超声发射表面(例如,CMUT单元200的膜211的上表面)的第一层221和所述第一层221上的第二层223,使得所述第一层221夹在所述超声发射表面与所述第二层223之间。第一层221和第二层223均可由相同的烃类弹性体或不同的烃类弹性体形成,优选具有紧密匹配的声学特性,例如声阻抗。烃类弹性体,并且特别是聚丁二烯,可具有等于或低于 $0.95\text{g}/\text{cm}^3$ 的密度,并且可以表现出低声能损失(衰减)和合适的声阻抗优化。声阻抗(Z)被定义为声能(或波)在介质中的声传播速度(v)与该介质的密度(ρ)的乘积:

[0042] $Z = \rho * v$ 。

[0043] 烃类弹性体可具有高于 1.4MRayl 的声阻抗值,其接近约 1.6MRayl 的软组织阻抗,使得通过部署这样的烃类弹性体(例如聚丁二烯)可以降低由于声阻抗不匹配的声学损失。对于在医学超声中可应用的宽范围的声波频率,例如在2到25MHz之间(这是包括CMUT和PZT各种超声换能器元件典型的频率范围),这些弹性体可以表现出通过其的声能的每毫米小于 1.5dB 的声学损失。此外,这样的弹性体具有相对低的密度,并且在未固化状态下具有低于50肖氏A的硬度值,所述柔软性与上述弹性体的上述低声波衰减特性相结合可以对换能器元件(特别是CMUT振动膜)与声窗层的改进的超声声学耦合提供有益效果。

[0044] 然而,这样的烃类弹性体的柔软性不太适合于为超声换能器元件提供机械保护,并且可能不能为超声换能器元件提供所需的防潮性能。此外,许多烃类弹性体,例如特别是聚丁二烯,随着时间经历(光)氧化而经历硬化,导致弹性体材料在暴露于UV光或氧气时交联(硬化),导致烃类弹性体的声学性能降低。同时,这样的硬化改善了烃类弹性体的机械强度和防潮性能。

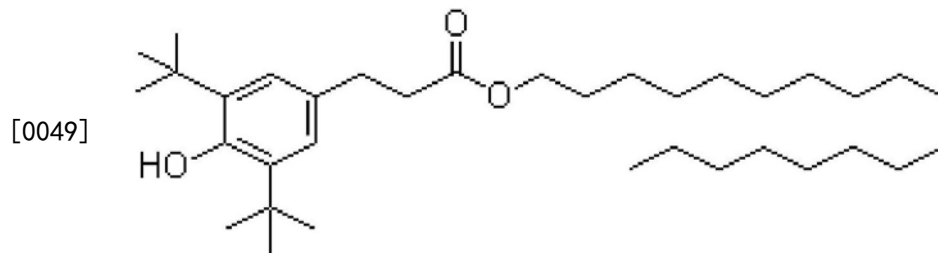
[0045] 在本发明的实施例中已经利用了该见解,其中,在声窗220中的烃类弹性体的第一层221(优选地未固化形式)还包括抗氧化剂以防止第一层221的硬化,使得第一层221保持其所需的声学特性。相反,声窗220中的另一烃类弹性体的第二层223通过硬化来变硬,例如通过从第二层223省略抗氧化剂或者通过在第二层223中包含这样的量(即,少于第一层221中的量)的抗氧化剂,使得不会阻止第二层223的硬化,而是通过在第二层223中包含少量抗氧化剂来控制硬化速率。烃类弹性体和另外的烃类弹性体优选是相同的烃类弹性体,因为这保证了所需的声阻抗匹配。特别合适的烃类弹性体是聚丁二烯,但是诸如丁基(异丁烯-异戊二烯共聚物)、乙烯丙烯、异戊二烯(例如合成的顺式异戊二烯或天然异戊二烯)的烃类弹性体可以被认为是聚丁二烯的替代物。当用硬度计根据ASTM D2240标准测量时,第一层221的肖氏A硬度优选地小于50肖氏A硬度,优选地小于10肖氏A硬度。当用硬度计根据ASTM D2240标准测量时,第二层223的肖氏A硬度优选超过50肖氏A,优选地超过60肖氏A。

[0046] 在一个实施例中,第二层223可以在成像设备的使用期间保持自然硬化,但是在替

代的优选实施例中，第二层223中的烃类弹性体被主动硬化，例如使用合适的热处理，以获得交联的烃类弹性体第二层223，其具有所需的机械和防潮性能。此外，通过对层221和223使用相同的烃类弹性体，例如聚丁二烯，在不需要粘合剂的情况下实现层221和223之间的优异粘合，粘合剂将对声学窗220的声学特性产生负面影响。

[0047] 在一个实施例中，第一层221可以具有5-10微米(μm)的厚度。任何合适的抗氧化剂可以被包括在第一层221中。这样的烃类弹性体的抗氧化剂本身是众所周知的。例如，特别合适的一类抗氧化剂是所谓的酚类稳定剂，它们是在聚合的第一层221中充当氢供体的主要抗氧化剂。这样的化合物与过氧自由基反应形成氢过氧化物并阻止氢从烃类弹性体主链中提取，从而防止主链与聚合的第一层221中的其它主链交联。这样的酚类稳定剂的非限制性实例如化学式1所示：

[0048] 化学式1



[0050] 该抗氧化剂由BASF公司以商品名Irganox 1076销售。不希望受理论束缚，据信这样的酚类稳定剂的烃类链改善了抗氧化剂与弹性体诸如聚丁二烯的烃类主链的混合，而形成抗氧化剂分子的头部的空间位阻酚基团起作用作为氢供体，从而缓冲环境氧。然而，重申一下，是为了避免疑惑，本发明的实施例不限于特定类型的酚类稳定剂或实际上特定类型的抗氧化剂；任何合适的抗氧化剂都可以用在声学窗220的第一层221中。在一些实施例中，抗氧化剂可以以重量为基于第一层221的总重量的0.05%-0.5%的量存在于第一层221中。

[0051] 如前所述，尽管诸如聚丁二烯的烃类弹性体具有特别合适的声阻抗，用于使换能器元件与身体组织，特别是软组织的阻抗匹配，但是可能希望进一步减小声窗220之间的声阻抗不匹配，特别是声窗220的第一层221与这样的身体组织。为此，至少声窗220的第一层221可以还包括如图3中示意性描绘的颗粒225。颗粒225优选地由电绝缘材料制成，例如具有比烃类弹性体更高密度的陶瓷材料，以便增加第一层221的总密度。例如，诸如金属氧化物(ZrO_2 , Al_2O_3 , TiO_2 , Bi_2O_3 , BaSO_4 等)的陶瓷颗粒表现出电绝缘特性，这可以在为换能器元件电子器件提供额外的电绝缘方面是有利的。已经发现，将这样的颗粒225包含(嵌入)在第一层221中引起最小的附加声损失，特别是当第一颗粒225包含在第一层221中时，其重量为基于第一层221的总重量的4-24%的量，优选为重量为基于第一层221的总重量的5-20%的量。

[0052] 在导管100的(一个或多个)超声换能器元件的所选超声应用的操作带宽内，颗粒225的平均尺寸优选地小于最短波的声波长的十分之一。当颗粒225的平均尺寸变得大于传播的超声的波长时，这可能导致声窗220中的超声的额外散射。例如，取决于导管100的超声换能器元件的操作带宽，颗粒的平均尺寸可以在10nm与10微米之间，特别是在10-100nm之间或者在1-10微米之间。

[0053] 作为示例，表1示出了通过引入平均直径为约2.5微米并采取占第一层的总重量的

固定百分比的二氧化锆 (ZrO₂) 绝缘颗粒而测量的未固化的聚丁二烯层的声学性质的变化。
[0054]

% ZrO ₂	密度 (g/cm ³)	速度(mm/微秒)	阻抗 (MRayl)	衰减 @7 MHz (dB/mm)
0	0.906	1.570	1.423	0.55
4%	0.937	1.553	1.455	0.75
8%	0.972	1.532	1.489	0.87
16%	1.0405	1.503	1.564	1.05
20%	1.0855	1.469	1.5945	1.25

[0055] 表1基于聚丁二烯层的总重量,随着ZrO₂颗粒重量百分比的增加,密度、声波速度、声阻抗和衰减的变化(在7MHz的频率下)。

[0056] 从表1中可以看出,通过添加颗粒225(这里是ZrO₂颗粒)来增加第一层221的总密度,可以将层的声阻抗调向更高的值,例如更接近组织的声阻抗,同时层221的衰减仍保持低于1.5dB/mm,即便对于包含20%重量比的绝缘颗粒225(ZrO₂)的层也是如此。当包含抗氧化剂第一层221并且具有嵌入的绝缘颗粒225的烃类弹性体的声窗220的具有等于或高于0.94g/cm³的密度并且声阻抗等于或高于1.5MRayl时,提供了声窗220到超声换能器元件的超声发射表面(例如CMUT单元200的膜211)的声学的直接耦合,从而避免在声窗220与(一个或多个)超声换能器元件之间需要额外的耦合介质。此外,如前所述,等于或高于1.5MRayl的声阻抗与超声物理组织的声阻抗紧密匹配。

[0057] 在这一点上,应该注意,尽管声窗220可以部署在如前所述的任何类型的超声换能器元件上,但是在这样的声窗220中使用柔软的第一层221对于CMUT单元220尤其有利,特别是以所谓的塌陷模式操作的CMUT单元200。这是因为烃类弹性体单体的相对较轻的分子量与这些弹性体的相对低的硬度(优选低于50肖氏A)相结合可以在声窗220与适于振动的膜211之间提供改善的声学接触。

[0058] 图4是在一个或多个超声换能器元件(例如一个或多个CMUT单元200)上形成声窗220的方法300的流程图。方法300开始于301,在有机溶剂(例如烷烃类溶剂,如戊烷,己烷,环己烷,庚烷,辛烷等)中制备烃类弹性体(优选为聚丁二烯)的第一溶液。特别提到庚烷。可以通过将预聚合的聚丁二烯颗粒(来自Lanxess的CB728T)溶解在有机溶剂中来制备溶液。添加抗氧化剂,例如空间位阻酚稳定剂(例如Irganox 1076),并且可以任选地将绝缘颗粒225添加到溶液中以增加要由如前所述的该溶液形成的第一层221的声阻抗。所述聚合物材料充当针对所述颗粒225的分散剂,使得所述聚合物材料和所述有机溶剂中的所述绝缘颗粒225的液体混合物被提供。液体混合物中的填料颗粒225可以增加声窗220的第一层221的硬度。为了抵消这一点,可以向液体混合物中加入另外的分散剂,例如脂肪酸(具有脂族链的羧酸,其为饱和的或不饱和的),所述脂肪酸可以帮助保持第一层221的平均硬度在一个相对恒定的值。脂肪酸的不饱和链如油酸、亚油酸和亚麻酸(一个、两个和相应的三个碳双

键)可以聚合并结合到聚丁二烯链上。这提供液体混合物中的颗粒225的好的分散/分布。

[0059] 接下来,在303中将第一溶液应用于包括一个或多个超声换能器元件的超声换能器阵列101的超声发射表面,例如通过用第一溶液浸涂超声发射表面或通过采用众所周知的分散技术在超声发射表面上分散第一溶液。在浸涂技术的情况下,可以通过第一溶液与超声发射表面之间的接触时间来控制超声发射表面上的第一溶液层的厚度。

[0060] 接下来,在305中,在干燥步骤期间,有机溶剂从超声发射表面上的第一溶液层蒸发,以形成声窗220的第一层221。这例如可以通过在升高的温度(例如约70°C)下的干燥过程来实现。一旦第一层221变粘,就可以终止该干燥步骤,以提升第二层223与第一层221的粘合,而不需要单独的粘合剂。

[0061] 在307中制备另外的烃类弹性体的第二溶液,所述另外的烃类弹性体可以是与第一溶液中使用的相同的烃类弹性体,例如聚丁二烯,所述第二溶液可以与第一溶液相同的方式使用相同的成分制备,但是从第二溶液中减少或省略抗氧化剂,以制备可硬化(交联)的第二层223,以便与第一层221相比增加第二层223的肖氏A硬度。优选地,第二溶液不含任何抗氧化剂。在309中,将第二溶液层施加在部分显影的第一层221上,例如通过浸涂、分散等,之后将第二溶液层在311中在例如100°C的温度下干燥,足以从部分生长的第一层221和第二溶液层中除去剩余的溶剂,以在第一层221上形成第二层223,所述第二层223可以被固化,例如在313中交联(或者替代地在生长步骤中311期间)以在超声换能器阵列101上形成声窗220。超声换能器阵列101可以在诸如导管100的成像设备上原位进行,或者可以在将声窗220沉积在超声换能器阵列101的(一个或多个)超声发射表面上之后安装在该成像设备(导管100)上。

[0062] 应注意,为避免疑惑,如图4中的流程图所示的声窗形成方法3004是这样的方法的非限制性示例实施例;该方法的许多变化对于技术人员来说是显而易见的。例如,技术人员将很快意识到图4的流程图中描绘的步骤的顺序可以被改变而不脱离本发明;例如,可以在第一溶液之前或同时制备第二溶液。而且,尽管第一层221和第二层223优选地分别形成在超声发射表面和第一层221上而不使用诸如胶的粘合剂,但是应当理解,在替代实施例中,这样的粘合剂可以用于增加各层和表面之间的粘合强度。

[0063] 图5示意性地描绘了根据示例实施例的超声成像系统10的电子设备(即控制电路)的框图,所述超声成像系统10可以被部署为通过控制(例如设置在导管100上的)包括声窗220的超声换能器阵列101与成像设备进行接口,以用于生成超声波(例如超声脉冲),以及接收超声回波(例如脉冲回波),例如用于诊断成像目的。在一些实施例中,成像设备的(一个或多个)超声换能器阵列101可以被耦合到微波束成形器12,微波束成形器12可以位于所述成像设备内(例如位于超声换能器阵列101中)或者位于接口上(例如超声换能器阵列与将超声换能器阵列101连接到电子设备的同轴线之间的PCB)。微波束成形器12通过超声换能器阵列101的一个或多个超声换能器单元来控制信号的发送和接收。微波束成形器能够至少部分地对由换能器元件瓦片的组或“贴片”接收的信号进行波束形成,例如,如在美国专利US 5997479 (Savord等人),US 6013032 (Savord),和US 6623432 (Powers等人)中所描述。

[0064] 微波束成形器12可以通过探头电缆(例如同轴线)耦合到包括发射/接收(T/R)开关16的终端(例如,用户控制台设备等),发射/接收(T/R)开关16在发射和接收模式之间切换,并且当微波束成形器不存在或不使用时保护主波束成形器20免受高能量发射信号,并

且超声换能器阵列101由主系统束形成器20直接操作。在微波束形成器12的控制下的从超声换能器阵列101的超声束的发射可以由通过T/R开关16耦合到微波束形成器和主波束形成器20的换能器控制器18指示,其从用户对用户接口10通过控制面板38的操作接收输入。由换能器控制器18控制的功能之一是波束被转向和聚焦的方向。波束可以被转向为从超声换能器阵列101垂直向前(垂直于换能器阵列26),或者以不同的角度用于更宽的视场。换能器控制器18可以被耦合以控制用于超声换能器阵列101的上述驱动电路45。例如,在基于CMUT的超声换能器阵列101的情况下,驱动电路45可以设置施加到CMUT阵列的CMUT元件的DC和AC偏置电压,例如以塌陷模式操作CMUT元件,如本身众所周知的。换能器控制器18还可以适于控制驱动电路45,以便例如响应于指示超声换能器元件达到临界温度的温度传感器信号,将超声换能器元件切换到低功率模式。

[0065] 由微波束形成器12产生的部分波束形成的信号在可以被转发到主波束形成器20,其中,来自超声换能器元件个体贴片的部分波束形成的信号被组合成完全波束形成的信号。例如,主波束形成器20可以具有128个通道,每个通道接收来自数十或数百个超声换能器元件的贴片的部分波束形成的信号和/或来自例如来自超声换能器元件的簇的信号,例如来自承载多个这样的超声换能器元件的超声换能器瓦片。以此方式,由换能器阵列101的几千个超声换能器元件接收的信号能够有效地贡献于单个波束形成信号。

[0066] 波束形成的信号被耦合到信号处理器22。信号处理器22可以以各种方式处理接收到的回波信号,诸如带通滤波,抽取,I和Q分量分离以及用于分离线性和非线性信号的谐波信号分离,以便能够识别从组织和微泡返回的非线性(基频的高次谐波)回波信号。

[0067] 信号处理器22任选地可以执行额外的信号增强,诸如散斑减少、信号合成以及噪声消除。信号处理器22中的带通滤波器可以是跟踪滤波器,其中,其通带随着回波信号从增加的深度被接收而从较高的频带滑落到较低的频带,从而拒绝来自更大尝试的较高频率处的噪声,其中,这些频率中没有解剖信息。

[0068] 经处理的信号可以被转发到B模式处理器26并且任选地耦合到多普勒处理器28。B模式处理器26对接收到的超声信号的幅度的检测,用于对身体中的结构(例如身体中的器官的组织和血管)进行成像。身体的结构的B模式图像可以形成为谐波图像模式或基波图像模式,或者两者的组合,例如,如在美国专利US 6283919(Roundhill等人)和US 6458083(Jago等人)中所描述。

[0069] 多普勒处理器28可以,如果存在的话,处理来自组织运动和血液流动的时间上分立的信号,用于检测物质的运动,例如图像场中的血单元的流动。多普勒处理器40通常包括壁滤波器,其具有可以被设置为和/或拒绝从身体中的选定类型的材料返回的回波参数。例如,壁滤波器可以被设置为通带特性,其他来自较高速度的材料的具有相对低的幅度的信号通过而将来自较低或零速度材料的相对强的信号。

[0070] 该通带特性将使来自流动的血液的信号通过而拒绝来自附近的固定的或缓慢移动的目标(例如心脏的壁)的信号。相反的特性将使来自心脏的组织的信号通过而拒绝血液流动信号,其被称为组织多普勒成像,检测和描绘组织的运动。多普勒处理器可以接收和处理来自图像场中的不同的点的时间上分立的回波信号的序列,来自特定点的回波的序列称为系集。在相对短的间隔中快速相继地接收的回波的系集可以被用于估计流动的血液的多普勒偏移,其具有多普勒频率到速度的相关,指示血流速度。在较长地时间段上接收

到回波的系集被用于估计较慢地流动的血液或者较慢地移动的组织的速度。

[0071] 将由(一个或多个)B模式(和多普勒)处理器生成的结构和运动信号耦合到扫描转换器32和多平面重新格式化器44。扫描转换器32以期望的图像格式来根据回波信号被接收的空间关系来布置回波信号。例如,扫描转换器可以将回波信号布置为二维扇区形格式,或者锥体三维(3D)图像。

[0072] 扫描转换器可以将具有对应于图像场中的点的运动的颜色的B模式结构图像与它们的多普勒估计的速度叠加以生成彩色多普勒图像,其描绘图像场中的组织的运动和血液流动。多平面重新格式化器44会将从身体的体积区域中的共同平面中的点接收的回声转换成该平面的超声图像,例如,如美国专利US 6443896 (Detmer)中所描述的。体积绘制器42将3D数据集的回波信号转换成如从给定参考点所看到的投影的3D图像,如在美国专利6530885 (Entrekin等人)中所描述。

[0073] 2D或3D图像被从扫描转换器32、多平面重新格式化器44、以及体积绘制器42耦合到图像处理器30用于进一步增强、缓存和临时存储,以在图像显示器40上显示。除了用于成像外,由多普勒处理器28生成的血流值以及由B模式处理器26生成的组织结构信息被耦合到量化处理器34。所述量化处理器生成不同流动状况的量度(例如,血流的体积率)以及结构测量结果(例如,器官的大小和孕龄)。量化处理器46可以接收来自用户控制面板38的输出,例如,要进行测量的图像的解剖结构中的点。

[0074] 来自量化处理器的输出数据被耦合到图像处理器36以产生测量结果图像和值,其中,图像在显示器40上。图形处理器36也可以生成图形叠加以用于与超声图像一起显示。这些图形叠加可以包括标准识别信息,例如图像的患者姓名、日期和时间、成像参数等等。出于这些目的,图形处理器从控制面板38接收输入,例如患者姓名。

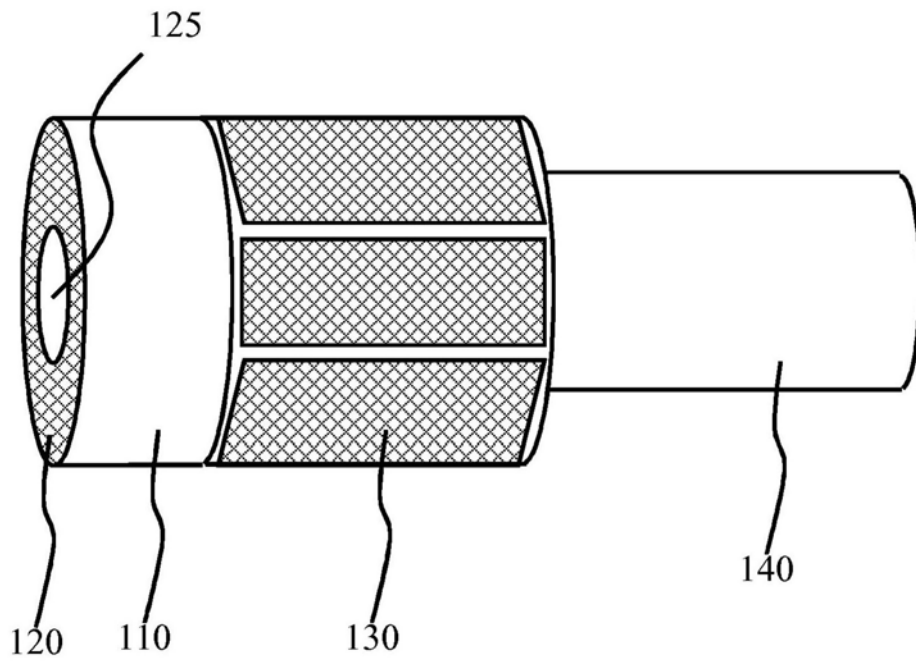
[0075] 所述用户接口还耦合到发射控制器18以控制来自超声换能器阵列101的超声信号生成,并因此控制由换能器阵列和超声系统生成的图像。用户接口也可以被耦合到多平面重新格式化器44以选择和控制多个经多平面重新格式化的(MPR)的图像的平面,其可以被用于执行MPR图像的图像场中的量化的度量。

[0076] 如本领域技术人员将理解的,超声(诊断)成像系统10的上述实施例旨在给出这样的超声(诊断)成像系统的非限制性示例。技术人员将立即意识到,在不脱离本发明的教导的情况下,超声成像系统10的架构中的若干变化是可行的。例如,如也在上述实施例中所指示,也可以省略微波束形成器12和/或多普勒处理器28,超声探头100可以不具有3D成像能力等。其它变型对本领域技术人员来说是显而易见的。

[0077] 在这一点上,应注意,尽管根据本发明的实施例的声窗220在应用于导管100的超声换能器阵列时具有特别的益处,但是这样的声窗220可以同样地在其他应用中应用于超声换能器阵列,例如独立的超声换能器阵列,例如应用于患者的皮肤的超声探头。容易理解的是,在这样的实施例中,在导管的背景下优选的某些实施例,例如声窗220的总厚度,在这样的其他应用领域中可能不一定是优选的。具体地,对于独立的超声换能器阵列(例如,形成配置用于外部的成像设备的一部分),声窗220可具有超过100微米的厚度,如在这样的应用领域中,厚度不是特别的受应用领域的限制(与导管应用相反,其中厚度限制通常适用于限制导管的整体尺寸,如前所述)。

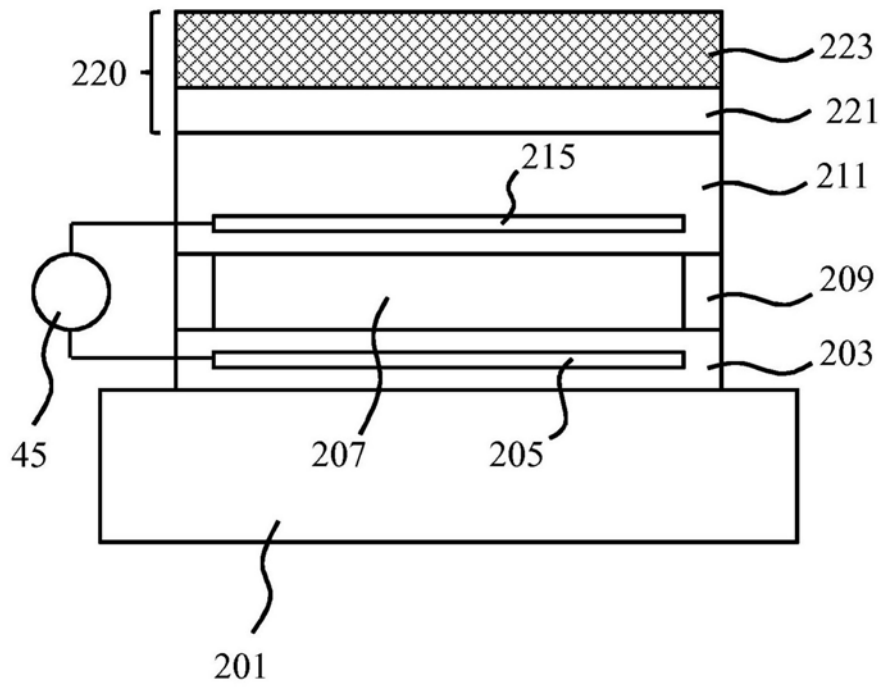
[0078] 应当注意,上面提及的实施例范例而不是限制本发明,并且本领域技术人员能够

设计出许多替代实施例而不脱离所附权利要求的范围。在权利要求中,置于括号中的任何附图标记不应构成对权利要求的限制。词语“包括”不排除权利要求中列出的元件或步骤以外的元件或步骤的存在。元件前的词语“一”或“一个”不排除存在多个这样的元件。本发明可以借助于包括若干不同元件的硬件来实现。在枚举了若干单元的设备权利要求中,可以由同一项硬件实现这些单元中的若干。尽管特定措施是在互不相同的从属权利要求中记载的,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的集合。



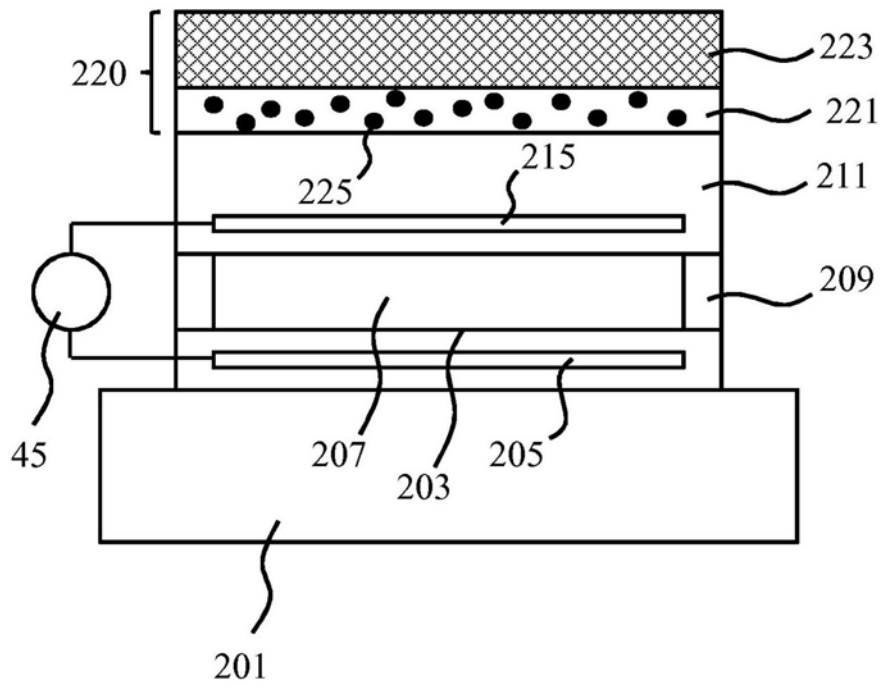
100

图1



200

图2



200

图3

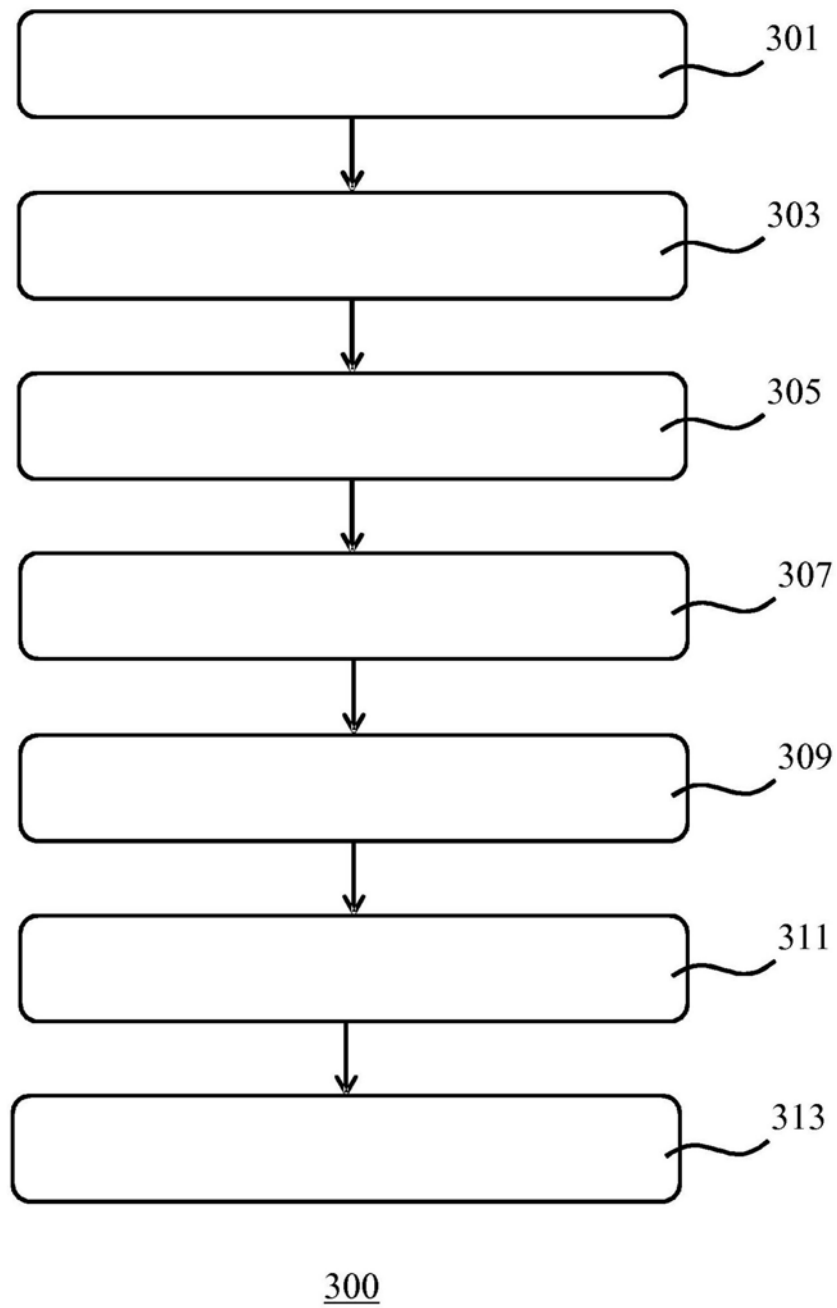
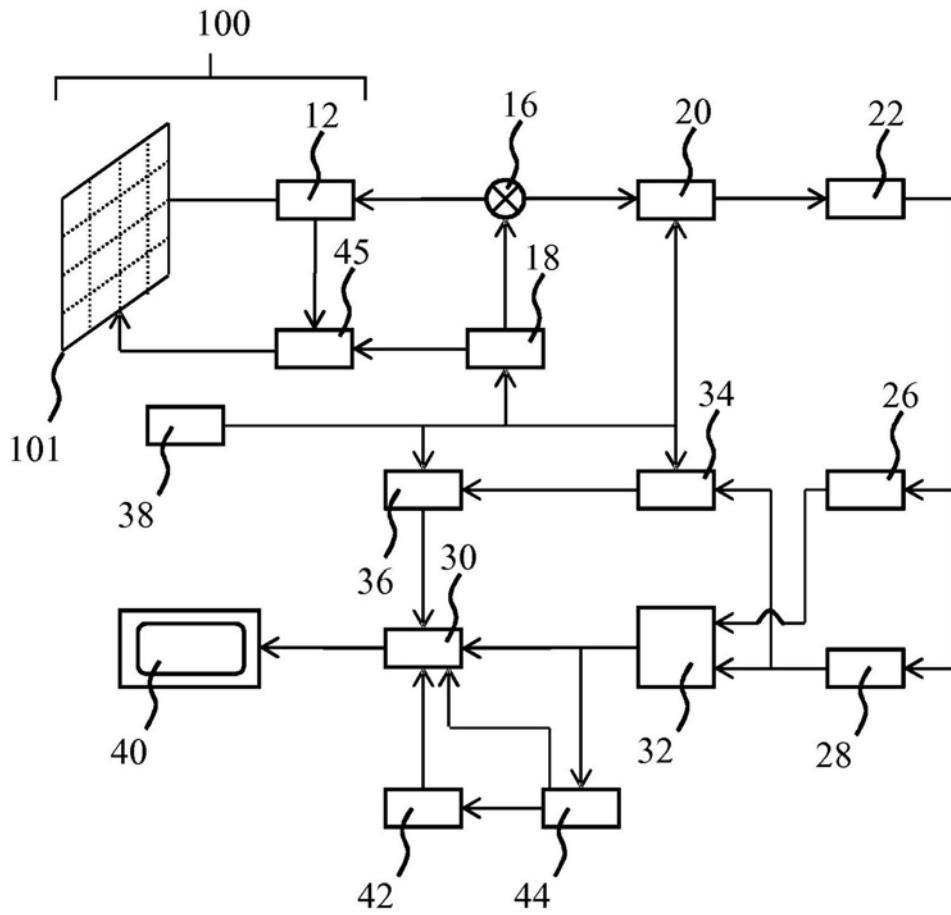


图4



10

图5

专利名称(译)	具有超声换能器阵列的成像设备		
公开(公告)号	CN109640832A	公开(公告)日	2019-04-16
申请号	CN201780053541.2	申请日	2017-08-22
[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	LJAM贝克尔斯 VA亨内肯		
发明人	L·J·A·M·贝克尔斯 V·A·亨内肯		
IPC分类号	A61B8/12 A61B8/00 G10K11/02 B06B1/02 G10K11/00		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	2016186332 2016-08-30 EP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

公开了一种成像设备(100)，其包括：超声换能器阵列(101、120、130)，其具有限定超声换能器阵列的超声发射表面的多个超声换能器元件；以及所述超声发射表面上的声窗(220)，所述声窗包括：烃类弹性体的第一层(221)，其接触所述超声发射表面，所述第一层还含有抗氧化剂；以及在所述第一层上的另外的烃类弹性体的第二层(223)，所述第二层比所述第一层具有更大的肖氏A硬度。还公开了一种超声成像系统(10)，其包括诸如导管(100)的成像设备，以及为这样的设备(100)在超声换能器阵列(101、120、130)上形成声窗(220)的方法(300)。

