



## (12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 109996497 B

(45) 授权公告日 2022.06.24

(21) 申请号 201780072260.1

(51) Int.CI.

(22) 申请日 2017.11.20

A61B 8/00 (2006.01)

(65) 同一申请的已公布的文献号

H01L 41/04 (2006.01)

申请公布号 CN 109996497 A

H01L 41/16 (2006.01)

(43) 申请公布日 2019.07.09

H01L 41/193 (2006.01)

(30) 优先权数据

B06B 1/02 (2006.01)

16199933.9 2016.11.22 EP

G01S 15/89 (2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

H01L 41/18 (2006.01)

2019.05.22

H01L 41/083 (2006.01)

(86) PCT国际申请的申请数据

H01L 41/45 (2006.01)

PCT/EP2017/079702 2017.11.20

H01L 41/27 (2006.01)

(87) PCT国际申请的公布数据

B32B 25/20 (2006.01)

W02018/095833 EN 2018.05.31

A61N 7/00 (2006.01)

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司

B06B 1/06 (2006.01)

地址 荷兰艾恩德霍芬

(56) 对比文件

(72) 发明人 M·T·约翰逊 F·J·G·哈肯斯

US 2005027198 A1, 2005.02.03

R·A·范德莫伦赫拉夫

CN 104226577 A, 2014.12.24

D·A·范登恩德

WO 2016096391 A1, 2016.06.23

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

KR 101549494 B1, 2015.09.14

72002

WO 2016139087 A1, 2016.09.09

专利代理人 李光颖 王英

US 2005027198 A1, 2005.02.03

审查员 张玮

权利要求书2页 说明书15页 附图3页

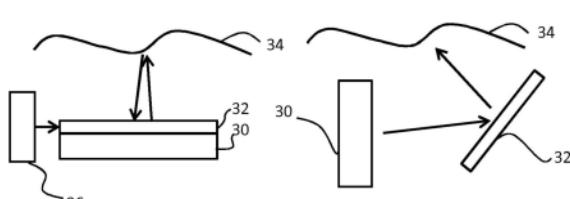
(54) 发明名称

超声设备和用于在这样的设备中使用的声学部件

(57) 摘要

一种超声设备用于对诸如生物组织的材料进行处置或成像并且包括换能器装置和被定位在所述换能器装置与所述材料之间的声学耦合部件。所述声学耦合部件包括使用电活性材料复合物的电活性材料致动器。电活性材料致动器可以例如被控制以实施对所述声学耦合部件的频率调谐。以这种方式，能够针对不同的操作频率优化声学耦合。

CN 109996497 B



CN

1. 一种用于定位在超声换能器装置(30)与要被处置或成像的材料(34)之间的声学耦合部件(32),包括:

电活性材料致动器,其包括具有能调节的厚度的至少一个电活性材料层和具有不同声阻抗的另外的材料层的分层电活性材料谐振结构,其中,所述电活性材料致动器适于从所述超声换能器装置接收具有一频率的超声信号并将所述超声信号发送到要被处置或成像的所述材料;以及

控制器(36),其中,所述控制器适于电气地控制所述电活性材料致动器以实施对具有能调节的厚度的所述电活性材料层的形状控制,由此实施谐振频率调谐,从而得到对所述谐振频率的偏移。

2. 如权利要求1所述的部件,其中,所述分层结构具有不同声阻抗的至少两种不同材料(40、42)。

3. 如权利要求2所述的部件,其中,所述分层结构的材料中的第一种材料(40)包括PVDF电活性聚合物材料,并且所述分层结构的材料中的第二种材料(42)包括硅树脂电介质电活性聚合物材料。

4. 如权利要求1所述的部件,其中:

所述电活性材料具有相关联的致动器电极,并且所述另外的材料层是无源层,或者

所述电活性材料层和所述另外的材料层两者都是均具有相关联的致动器电极的电活性材料。

5. 如权利要求4所述的部件,其中,所述分层结构包括具有第一声阻抗的顶层(47)和底层(48)以及具有第二更低声阻抗的中间层(49)。

6. 如权利要求1所述的部件,其中,所述电活性材料层和/或所述另外的材料层包括用于调谐所述声阻抗的填料颗粒。

7. 如权利要求6所述的部件,其中,所述填料颗粒包括陶瓷颗粒或涂有非导电涂层的金属颗粒。

8. 如权利要求6或7所述的部件,包括与所述电活性材料层致动器相关联的分段电极布置。

9. 如权利要求6至7中的任一项所述的部件,其中,所述电活性材料致动器包括具有所述颗粒的电活性材料层和没有所述颗粒的电活性材料层。

10. 如权利要求1至7中的任一项所述的部件,其中,所述电活性材料层包括PVDF电活性聚合物层。

11. 一种超声设备,包括:

换能器装置(30);

如任一前述权利要求所述的声学耦合部件,其适于被定位在所述换能器装置与要被处置或成像的所述材料之间。

12. 如权利要求11所述的超声设备,其中,所述声学耦合部件是所述换能器装置上方的声学透射窗口。

13. 如权利要求12所述的超声设备,其中,所述声学耦合部件与所述换能器装置间隔开。

14. 如权利要求11、12或13所述的超声设备,其中,所述换能器装置适于生成在所述材

料中具有最小波长的超声波，其中，所述电活性材料层包括具有小于所述最小波长的20%的最大线性尺寸的填料颗粒。

## 超声设备和用于在这样的设备中使用的声学部件

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声设备，其包括用于体上或体内超声处置或成像的换能器装置。本发明还涉及用于在这样的设备中使用的声学部件。

### 背景技术

[0002] 超声波在医学中有若干应用。一种这样的应用是超声成像，其中，超声波由包括超声换能器的阵列的超声设备发射到患者体内，并且超声波的回波由超声换能器或由专用超声接收器收集并处理以生成超声图像，例如1D、2D或3D超声图像。另一种应用是超声治疗，例如高强度聚焦超声 (HIFU) 治疗，其中超声波束由包括超声换能器元件瓦片的超声设备生成并且聚焦在患病组织上。在焦点处的重大能量沉积产生约65°C至85°C范围内的局部温度，其通过凝固性坏死破坏患病组织。

[0003] 为了在超声换能器与正被成像或处置的身体组织之间产生良好质量的信号传递，需要良好质量的声学耦合。例如，可以使用特殊凝胶来改善超声换能器阵列与身体组织之间的接触。这避免了换能器到空气和空气到身体界面。

[0004] 超声换能器的输出窗口通常具有基于身体组织的性质和要使用的超声频率而被设计的声阻抗。

[0005] 因此，这样的输出窗口被设计用于特定的成像或处置模态。然而，一些处置和成像流程涉及例如以不同频率的多个过程。例如，可以以不同频率执行谐振成像和波成像，并且可能期望不同的处置频率。

[0006] 将期望使得能够设定声学匹配部件的声阻抗，并且使得能够致动部件，使得超声系统能够针对不同的使用情况被优化。

### 发明内容

[0007] 本发明由权利要求限定。

[0008] 根据本发明的一方面的示例提供了一种用于定位在超声换能器装置与要被处置或成像的材料(例如组织)之间的声学耦合部件，包括：

[0009] 电活性材料致动器，其包括至少一个电活性材料层和具有不同声阻抗的另外的材料层的分层电活性材料结构，

[0010] 其中，所述电活性材料致动器适于从所述超声换能器装置接收具有一频率的超声信号并将所述超声信号发送到要被处置或成像的所述材料；以及

[0011] 控制器，其中，所述控制器用于电气地控制所述电活性材料致动器以在对所述频率的传输时实施对所述频率的偏移。

[0012] 该部件使得能够设定超声阻抗，使得所述设备能够递送改进的声学性能，因为它能够提供通过对所述致动器的致动而传输的超声频率的偏移或调谐。可以以动态方式执行所述偏移或调谐。这可以例如适用于由致动器发送的谐振超声频率。

[0013] 声学耦合部件例如递送期望的声阻抗，其能够通过设计来设定。可以通过填充电

活性材料或对电活性材料的层压,特别是使用亚波长层或颗粒,来获得设定的声阻抗。致动功能使得能够进行形状控制。特别地,通过致动改变层厚度,对设备的致动可以用于控制频率相关的行为。超声频率可取决于正在使用的成像模式或处置模式,并且对部件的致动然后可以使能够将部件设定为对于所使用的特定模式而言是最佳的。

[0014] 该部件被设计为引入故意引起的反射。使一些频率进入谐振,并且因此增加了该频率的输出压力。其他频率具有负干扰,因此具有降低的输出压力。以这种方式,产生具有较高输出压力的窄带宽响应。频率受部件的层的厚度影响,并且这些层中的至少一个通过其是电活性致动器而具有能调节的厚度,以随之改变并使超声频率偏移。偏移的频率可以是谐振频率。致动器结构可以被称为谐振结构。

[0015] 根据本发明的另一方面的示例提供一种超声设备,包括:

[0016] 换能器装置;

[0017] 如以上定义的声学耦合部件,其适于被定位在所述换能器装置与要被处置或成像的所述材料之间。

[0018] 该设备利用可调谐的超声耦合部件,使得整个设备能够根据超声频率被调谐以递送最佳性能。该超声频率可以取决于正在使用的成像模式或处置模式。

[0019] 为了设定声阻抗,声学耦合部件可以包括具有不同声阻抗的至少两种不同材料的层结构。对每种类型的材料的总厚度的总贡献控制组合的有效声阻抗。

[0020] 在该结构中,层厚度可以被选择为超声的波长的一小部分,例如小于1/5或1/10,以减少结构中的反射。

[0021] 该结构将声阻抗设定为期望值。结构中的层的亚波长厚度旨在避免反射。

[0022] 举例来说,该结构的至少两种材料中的第一种材料包括PVDF弛豫电活性聚合物材料,并且至少两种不同材料中的第二种材料包括硅树脂电介质电活性聚合物材料。该材料包括聚合物主链中的VDF单元。可能还有其他单元,如三氟乙烯。PVDF材料例如具有大约4MRayl的声阻抗,并且硅树脂材料例如具有大约1MRayl的声阻抗。

[0023] 声学耦合部件包括谐振结构。这能够用于放大声学信号,由此对于成像应用改善信噪比并且对于组织处置应用增加信号强度或减少衰减。

[0024] 为此目的,声学耦合部件可以具有单个电活性材料层(或提供一般声阻抗的单一类型的多层结构),或者它可以包括具有不同声阻抗的至少两种不同材料的层布置(或者两种不同类型的多层结构)。“布置”(或多层结构)的层比“结构”的层厚,以便形成反射界面。

[0025] 在第一示例中,所述声学耦合部件包括具有不同声阻抗的至少两种不同材料的层布置。以这种方式,建立边界反射。致动层的厚度取决于致动而变化,并且这然后以可预测的方式影响层布置的频率特性。

[0026] 在一个实施方式中,所述至少两种不同材料中的第一种材料是电活性材料并且具有相关联的致动器电极,并且所述至少两种不同材料中的第二种材料是无源层。因此,可以存在单一类型的致动层。

[0027] 在另一实施方式中,所述至少两种不同材料中的第一种材料和第二种材料两者都是均具有相关联的致动器电极的电活性材料。因此,可以存在两种或更多种不同类型的致动层。它们可以一起膨胀或收缩以减小层布置中的应力,但是它们具有不同的声阻抗。

[0028] 层布置可以包括具有第一声阻抗的顶层和底层以及具有第二更高或更低声阻抗

的中间层。这定义了三层布置。中间层可以被致动并且顶层和底层可以是无源的，或者顶层和底层可以被致动而中间层可以是无源的，或者它们都可以被致动。在中间层的两个表面处产生反射并建立谐振频率。在顶层和/或底层中也可以产生谐振。

[0029] 在以上的所有示例中，所述电活性材料复合物可以包括具有用于设定所述声阻抗的填料颗粒的电活性材料层。

[0030] 当换能器装置适于生成在组织中具有最小波长的超声波时，填料颗粒具有小于所述最小波长的20%的最大线性尺寸。这防止了超声波束的散射，从而使得能够控制声阻抗。

[0031] 填料颗粒例如包括陶瓷颗粒。

[0032] 备选地，填料颗粒可以包括涂有非导电涂层的金属颗粒。这些可以具有更高的密度，因此可以需要更低的浓度以递送期望的声阻抗的偏移。

[0033] 可以存在与电活性材料层相关联的分段电极布置。由于制造过程，填料颗粒可以在电活性材料层的面积上具有不均匀的密度。这导致不均匀的变形轮廓被建立。在校准过程中，分段电极布置可以用于补偿这一点。

[0034] 使用填料颗粒的声学耦合部件可以包括具有不同总声阻抗的两种不同材料的层布置(如上所述)。材料中的一种材料可以包括具有颗粒的电活性材料层，另一种材料可以包括没有颗粒的电活性材料层。

[0035] 举例来说，电活性材料致动器通常包括弛豫PVDF电活性聚合物层。

[0036] 在一组示例中，声学匹配部件包括在换能器装置上方的声学透射窗口。对声阻抗的设置用于提供窗口与材料之间的阻抗匹配，或提供声谐振。

[0037] 在另一组示例中，声学匹配部件与换能器装置间隔开。这对于在换能器装置与组织之间引入信号放大的谐振部件是有利的。

[0038] 对声谐振的使用意味着在谐振频率附近信号被放大。在该频率的一半和1.5倍处，幅度被减小，因为放大基于相长干涉和相消干涉的图样。如果忽略损失，则总压力输出保持不变。

## 附图说明

[0039] 现在将参考附图详细描述本发明的示例，在附图中：

[0040] 图1示出了没有夹持到载体层的电活性材料设备；

[0041] 图2示出了被设计为使得膨胀仅在一个方向上产生的电活性材料设备；

[0042] 图3示意性地示出了利用可调谐的阻抗匹配的超声设备；

[0043] 图4示出了用于在图3的超声设备中使用的层结构的示例；

[0044] 图5示出了用于在图3的超声设备中使用的层布置的第一示例；

[0045] 图6示出了用于在图3的超声设备中使用的层布置的第二示例；

[0046] 图7示出了声学耦合部件可以如何远离换能器装置；以及

[0047] 图8示出了使用所述设备的超声系统。

[0048] 应当理解，附图仅是示意性的并且未按比例绘制。还应当理解，在所有附图中使用相同的附图标记来指示相同或相似的部分。

## 具体实施方式

[0049] 本发明提供一种用于对诸如组织的材料进行处置或成像的超声设备,包括换能器装置和被定位在换能器装置与材料之间的声学耦合部件。声学耦合部件包括电活性材料致动器,其使用分层的电活性材料结构复合物。电活性材料致动器被控制以实时对声学耦合部件的频率调谐。以这种方式,能够针对不同的操作频率优化声学耦合。本发明还涉及声学耦合部件本身。

[0050] 特别地,对电活性材料致动器的致动引起层的厚度的变化,这能够改变使用该层的谐振部件的行为。

[0051] 本发明利用使用电活性材料(EAM)的致动器。这是电响应材料领域内的一类材料。当在致动设备中实施时,使EAM经受电驱动信号能够使它们改变尺寸和/或形状。该效果能够用于致动和感测目的。

[0052] 存在无机EAM和有机EAM。

[0053] 一种特殊的有机EAM是电活性聚合物(EAP)。电活性聚合物(EAP)是一类新兴的电响应材料。像EAM这样的EAP可以用作传感器或致动器,但是能够被较容易地制造成各种形状,从而允许轻松集成到各种系统中。EAP的其他优点包括低功率、小形状因子、灵活性、无噪声操作以及准确度、高分辨率的可能性、快速响应时间和循环驱动。EAP设备能够被用于其中基于电致动期望部件或特征的小量移动的任何应用中。类似地,该技术能够被用于感测小的移动。与普通致动器相比,由于相对大的变形和力在小体积或薄形状因子中的组合,对EAP的使用实现了之前不可能的功能,或者提供了超过普通传感器/致动器解决方案的巨大优势。EAP还给出了无噪音操作、准确的电子控制、快速响应以及大范围的可能的致动频率,例如0-20kHz。

[0054] 作为能够如何构造并且能够如何操作EAM设备的示例,图1和图2示出了EAP设备的两种可能的操作模式,EAP设备包括夹在电活性聚合物层14的相对侧上的电极10、12之间的电活性聚合物层14。

[0055] 图1示出了没有夹持到载体层的设备。如图所示,电压被用于使电活性聚合物层在所有方向上膨胀。

[0056] 图2示出了被设计为使得仅在一个方向上产生膨胀的设备。为此,图1的结构被夹持到或附着到载体层16。电压用于使电活性聚合物层弯曲或屈曲。这种移动的本质来自于在被致动时膨胀的有源层与不膨胀的无源载体层之间的相互作用。

[0057] 图3以两种可能的配置示出了用于对组织进行处置或成像的超声设备。它包括超声换能器装置30和被定位在换能器装置30与要被处置或成像的组织34之间的声学耦合部件32。声学耦合部件32包括电活性材料致动器,其特别地利用电活性材料复合物。它使得能够进行阻抗匹配,并且然后致动用于波束操纵或成形或用于谐振频率调谐,在所有情况下都改变换能器与组织之间的声学路径的性质。

[0058] 电活性材料复合物使用至少两种不同的材料。一种材料是电活性材料,并且另一种材料是用于声阻抗设定的另一种材料。可以使用薄层结构或通过使用填料颗粒来实现该设定。这些选项将在下面进一步讨论。至少一个层是可致动的,即能够响应于驱动信号而递送形状变化。

[0059] 控制器36被提供用于控制电活性材料致动器,由此实施对声学耦合部件32的形状

控制。形状控制导致频率调谐。

[0060] 图3的左侧部分示出了声学耦合部件32抵靠换能器装置30的输出窗口。图3的右侧部分示出了声学耦合部件32远离换能器装置,但是在组织34与换能器装置30之间的路径中。

[0061] 该设备实现对超声学耦合部件32的调谐,使得该设备能够根据超声频率被调谐以递送最佳性能。该超声频率可以取决于正在使用的成像模式或处置模式。

[0062] 声学耦合部件呈现期望的声阻抗。通过在多层结构中组合不同类型的电活性材料的子层,阻抗能够被设定为期望值。

[0063] 一旦设定,通过层的选择和尺寸,整个结构能够被致动以改变层厚度。如下所述,该致动用于改变可以是谐振频率的超声频率。

[0064] 图4示出了电活性多层结构,其包括以交替堆叠布置的具有声阻抗Z1的第一类型40的电活性材料和具有声阻抗Z2的第二类型42的电活性材料。例如,一种材料类型是硅树脂(电介质电活性材料),并且另一种类型是弛豫三元聚合物,例如聚(偏二氟乙烯-三氟乙烯-氯氟乙烯)[P(VDF-TrFE-CFE)]。

[0065] 如果(子)层的数量和厚度相等,则阻抗为 $(Z1+Z2)/2$ 。在该示例中,硅树脂具有大约 $Z1=1\text{MRayl}$ 的声阻抗,并且PVDF具有大约 $Z2=4\text{MRayl}$ 的声阻抗,从而给出 $2.5\text{MRayl}$ 的结果。

[0066] 通过改变层的厚度或数量,阻抗能够被设计为从Z1到Z2的某处。

[0067] 特别地:

[0068]  $Z_{avg} = (d1Z1+d2Z2) / (d1+d2)$  并且d1是具有声阻抗Z1的层的厚度之和,并且d2是具有声阻抗Z2的层的厚度之和。

[0069] 该结构仅用于固定声阻抗设置。

[0070] 它被描述为“层结构”,但是这些层也可以是例如使用填料颗粒的复合结构的形式。层结构呈现一般的整体声阻抗,并且不提供显著的内部声反射。因此可以认为它等同于具有单个有效声阻抗的单块材料层。

[0071] 为了防止在各层之间的界面处的反射,这些层的厚度优选小于波长的1/5,并且更优选小于1/10。整个多层结构与周围环境的阻抗的差异确定反射的水平。

[0072] 例如,在硅树脂中,声速接近1000米/秒。在10MHz的频率处,波长为100微米。因此,单个硅树脂层应当薄于10微米。在三元聚合物层中,声速将接近四倍之高。在这种情况下,波长也以相同因子较小,并且这些层然后应当薄于2.5微米以用于在10MHz处使用。

[0073] 每个子层可以具有其自己的电极布置。施加到不同子层的电压可能需要相同或不同,以便获得所有层的相同变形。特别地,不同的层可能对施加的电压具有不同的变形响应。

[0074] 层结构可以仅具有一种类型的可致动材料,并且另一种材料可以是无源的(这意味着它不是被电气控制的)。这仍然使得能够调谐厚度,但是最大变形水平将更低。

[0075] 该材料例如在声学上与换能器阵列的声阻抗匹配,即具有与换能器阵列的声阻抗大致匹配的声阻抗。例如,在换能器阵列包括压电换能器的情况下,电活性材料层可以具有范围在1.3-3.0MRayl的声阻抗,然而在换能器阵列包括CMUT元件的情况下,该层可以具有范围在1.3-1.9MRayl的声阻抗,其具有如下的进一步优点:该声阻抗与身体组织的声阻抗

紧密匹配,身体组织通常具有约1.6MRayl的声阻抗。

[0076] 因此,图4的“层结构”通过具有非常薄的层的组合来设定期望的阻抗。对设备的启动不会改变声阻抗。设定的阻抗与周围介质之间的差异确定反射的水平。

[0077] 如下面将描述的,图4的结构的一种用途是产生谐振结构。然后发生反射的层的厚度确定谐振的频率。

[0078] 声学耦合部件包括谐振结构。该谐振结构可以具有在层边界处具有反射的一个或多个层。每个层可以是单个材料层,或者它可以是上述类型的“层结构”。可以认为多个层一起形成“层布置”。因此,术语“层结构”用于表示其中层简单地旨在设定总有效声阻抗的结构,然而术语“层布置”用于表示更大厚度的层并且厚度被控制以实现谐振频率控制。“层布置”的任何一个“层”实际上可以包括完整的“层结构”,但是它可以被当作具有单个有效声阻抗的单个层。

[0079] 电活性材料层被选择具有与其周围环境不同的阻抗。它具有更大的厚度,使得不会抑制反射。这些周围环境可以是作为设备的部分的其他材料,或者可以是组织、皮肤或血液等。阻抗不匹配产生反射。

[0080] 反射导致具有取决于层厚度的频率的谐振。谐振发生在 $2d = \lambda$ 处,其中d是层的厚度,λ是波长。

[0081] 当 $f = v/\lambda$ 时,(f是频率,v是声速),谐振频率是 $f = v/2d$ [以1/s为单位]。

[0082] 例如,电活性材料致动器在一侧上具有导电薄膜形式的电极。在致动时,材料膜的厚度减小,从而将声谐振偏移到更高的频率。通过控制施加的电压,能够选择非致动情况与最大致动情况之间的谐振频率。谐振频率扫掠也是可能的。

[0083] 电极是声学透明的,因为它们非常薄,例如亚微米金属层。也可以选择使用阻抗接近电活性材料的(较厚的)电极,例如通过使用导电聚合物。

[0084] 能够通过选择电活性材料层的期望阻抗来控制在电活性材料层与其周围环境之间的界面处的反射的水平。

[0085] 一种选择是如上所述从亚波长子层形成层,以产生设定整体声阻抗的层结构。因此,谐振结构可以包括一个或多个层,或者图4的类型的一个或多个层结构。用于设定声阻抗的另一种选择是提供填料颗粒。这将在下面进一步讨论。

[0086] 谐振的水平由反射系数R确定,反射系数和电活性材料层(Z2)与其周围环境(Z1)之间的阻抗差异直接相关:

$$[0087] R = \left| \frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right|$$

[0088] 图5示出了由电极45围绕的具有声阻抗Z2的单个电活性材料层44(或具有有效声阻抗Z2的层结构)的设备。层44可以是单个层或上述类型的层结构。该层44通过粘性耦合层46耦合到超声换能器30,从而允许在每侧上的两层之间的相对滑动。在结构之外的声阻抗具有声阻抗Z1。

[0089] 顶部图像示出了具有电压V1(例如 $V1=0$ )和第一谐振频率F1的非致动状态。底部图像示出了具有电压V2和第二谐振频率F2的致动状态。致动导致更高的谐振频率。

[0090] 图6示出了多层谐振“层布置”。

[0091] 存在顶部材料层47、底部材料层48和中间层49。中间层49是第一材料并且因此夹

在具有更高阻抗的第二材料的两个层47、48之间，并且再次存在粘性耦合层46，其将电活性材料堆叠耦合到超声换能器30。三个不同的驱动电压被示出为V1、V2和V3。它们可以相同或不同。

[0092] 反射发生在中间层49的两个界面处。低阻抗层49的厚度根据如上所述的 $2d = \lambda$ 、 $f_{res} = v/2d$ 来确定谐振频率。

[0093] 同样在底部较高阻抗层48中发生反射，从而导致具有由厚度和声速确定的频率的谐振。

[0094] 顶层47中是否还将存在反射取决于与周围材料的阻抗不匹配。可以以使得谐振频率相等的方式设置不同的层，即， $v/2d$ 是恒定的。

[0095] 这三层可以被并行致动，从而导致夹层49的非常均匀的变形，因此导致非常尖锐的谐振，并且层49保持其矩形形状。该示例中的中间层具有较低的阻抗Z2，并且顶层和底层具有较高的阻抗Z1。

[0096] 如上所述，图6中的层中的一个或多个层可以是参考图4说明的类型的层结构。

[0097] 图7示出了与超声换能器30分离的图6的谐振层布置结构50。原则上，所有示例可以被物理地附接到换能器或从换能器拆卸。

[0098] 远程谐振结构50将具有相对平坦的压力频率响应的入射声波转换成在谐振频率处的更尖锐的压力频率响应，如图7所示。

[0099] 在该示例中，顶层和底层的阻抗Z1可以被设定为环境的阻抗，并且因此不发生谐振。中间层具有较低或较高的阻抗Z2，并且因此该层将在某些频率处引起谐振。

[0100] 可以选择施加到所有三个层的电压，以通过确保所有三个层中的相同变形水平来实现中间层的均匀变形。例如，与被设定为另一阻抗的类似层相比，具有一个特定阻抗的电活性材料层能够示出致动特性的差异。不同的电压驱动电平(V1, V2, V3)能够用于补偿这一点。

[0101] 然而，也能够仅致动中间层(并且在外部具有无源层)，或者仅致动外层(并且具有无源中间层)，其中致动导致非致动层基于各层之间的机械耦合或化学耦合而变形。可以存在仅仅一个电活性材料层和一个无源层。多个这样的层的对可以被堆叠以获得更尖锐的谐振(在谐振频率处更低的带宽和更高的压力)。

[0102] 用于设定/调节声阻抗的另一种选择(即代替图4的多层结构)是在由电活性材料层形成的基质内使用填料颗粒。填料包括具有选定材料和颗粒密度以实现期望的声阻抗变化的颗粒。填料旨在增加电活性材料层的声阻抗而不会显著降低其致动响应。

[0103] 然后填料颗粒用作用于声阻抗设定的另一种材料。得到的结构可以被认为是复合结构。

[0104] 任何合适的非导电颗粒或非导电颗粒的混合物可用于此目的。作为非限制性实例，非导电颗粒可以是陶瓷颗粒，例如过渡金属氧化物、氮化物、碳化物颗粒或高密度金属氧化物，如氧化钨、氧化铋。可替代地，填料颗粒可包含金属颗粒，例如涂有非导电涂层的钨。这些可能具有更高的密度，因此可能需要较低的浓度以提供所需的声阻抗偏移。最后，可以使用低浓度的未涂覆的导电颗粒。

[0105] 颗粒增加了重量并因此增加了声阻抗( $Z = \rho \cdot v$  [MRayls])，从而如上所述调节与周围材料的反射。

[0106] 谐振频率的调谐使用与上述相同的机制进行。

[0107] 具有高密度的填料颗粒是优选的,因为相同的声阻抗增加需要较低的浓度。复合层的阻抗是复合材料的密度乘以复合材料中的声速。

[0108] 具有使用填料设定的阻抗的电活性材料层的用途可以应用于谐振结构的上述所有实例。例如,这样的复合材料可以形成:

[0109] 图5的电活性材料层44;

[0110] 图6的电活性材料层60和/或62和/或64。

[0111] 对于图6的三层布置,外层可以使用填料颗粒而具有设定阻抗。例如,这两个层中的每一个可以具有设置在部件那一侧的介质的阻抗。然后控制中间层的厚度以影响谐振频率。

[0112] 备选地,中间层可以使用填料颗粒而具有设定阻抗。

[0113] 如在上面的示例中,在堆叠结构中,可以致动一些或所有层。因此,一些层可以是无源层。

[0114] 换能器装置例如适于产生组织中具有最小波长的超声波。填料颗粒的最大线性尺寸小于所述最小波长的20%,例如小于10%。例如,7-12MHz范围内的超声波对应于体内约0.1-0.2mm的波长。因此,电活性材料层中颗粒的最大粒径优选小于0.02mm或甚至0.01mm。这防止了超声波束的散射,从而能够控制声阻抗。

[0115] 可存在与具有填料颗粒的电活性材料层相关联的分段电极布置。由于制造过程,填料颗粒可能在电活性材料层的区域上具有不均匀的密度。这导致建立不均匀的变形轮廓。在校准过程中,分段电极布置可用于补偿这一点。然后将不同的电位施加到每个区段,直到EAP的厚度尽可能均匀。校准步骤可以例如使用串联的可变电阻器或电容器,然后在使用期间保持固定。不同电极区域的空间分离例如小于或相当于层的厚度。

[0116] 本发明涉及用于传输超声信号并且能够改变诸如谐振频率的频率的结构的用途。然而,可致动层的阻抗设定的相同概念可用于其他应用中。例如,通过提供形状变化,例如至少一个界面的角度变化,可以实现光束控制或声透镜聚焦或散焦功能。这种可致动部件的设定阻抗是普遍感兴趣的。界面处的偏转角度由界面处材料之间的声速差异决定。通过添加填料颗粒,声速可以稍微改变,但是通过组合如上所述的亚波长层,可以获得对声速的更大影响。

[0117] 因此,通过使用复合结构设定声阻抗的能力对于在超声环境中使用的任何可致动部件是有意义的。

[0118] 在所有实例中,电活性材料致动器通常基于电活性聚合物材料,但是本发明实际上可以用于基于其他种类的EAM材料的设备。这种其他EAM材料在本领域中是已知的,并且本领域技术人员将知道在哪里找到它们以及如何应用它们。下面将描述许多选项。

[0119] EAM设备的共同细分是场驱动和电流或电荷(离子)驱动的EAM。场驱动的EAM通过直接机电耦合由电场驱动,而用于电流或电荷驱动的EAM的驱动机制涉及离子的扩散。后一种机制更常见于相应的有机EAM,如EAP。虽然场驱动的EAM通常由电压信号驱动并且需要相应的电压驱动器/控制器,但是电流驱动的EAM通常由电流或电荷信号驱动,有时需要电流驱动器。这两类材料都有多个家庭成员,每个都有各自的优缺点。

[0120] 场驱动的EAM可以是有机或无机材料,并且如果有机可以是单分子、低聚物或聚合

物。对于本发明，它们优选是有机的，然后也是低聚的或甚至是聚合的。有机材料，特别是聚合物是一种新兴的越来越令人们感兴趣的材料，因为它们将致动性能与诸如重量轻、制造便宜和易于加工的材料特性相结合。

[0121] 场驱动的EAM以及因此EAP通常是压电的并且可能是铁电的，因此包括自发的永久极化(偶极矩)。可替代地，它们是电致伸缩的，因此在被驱动时仅包括极化(偶极矩)，但在未被驱动时则不包括极化(偶极矩)。可替代地，它们是电介质弛豫材料。这些聚合物包括但不限于以下子类：压电聚合物，铁电聚合物，电致伸缩聚合物，弛豫铁电聚合物(如PVDF基弛豫聚合物或聚氨酯)，介电弹性体，液晶弹性体。其他实例包括电致伸缩接枝聚合物、电致伸缩纸、驻极体、电粘弹性弹性体和液晶弹性体。

[0122] 缺乏自发极化意味着电致伸缩聚合物即使在非常高的操作频率下也几乎不显示或不显示滞后损失。然而，以温度稳定性为代价获得了优点。在温度可以稳定在大约10°C以内的条件下，弛豫振荡器最佳运行。乍一看这似乎是极其有限的，但鉴于电子限制器在高频率和非常低的驱动场中表现优异，那么应用往往是专门的微型致动器。这种小型设备的温度稳定性相对简单，并且在整个设计和开发过程中通常只是一个小问题。

[0123] 弛豫铁电材料可具有足够高的电致伸缩常数以用于实际应用，即有利于同时感测和致动功能。当零驱动场(即电压)施加到它们时，弛豫铁电材料是非铁电的，但在驱动期间变成铁电体。因此，在非驱动时材料中不存在机电耦合。当施加驱动信号时，机电耦合变为非零，并且可以通过在驱动信号之上施加小幅度高频信号来测量。此外，弛豫铁电材料受益于非零驱动信号的高机电耦合和良好的驱动特性的独特组合。

[0124] 最常用的无机弛豫铁电材料的例子是：铌酸铅镁(PMN)，铌酸铅镁铅酸铅(PMN-PT)和锆钛酸铅镧(PLZT)。但是其他材料在本领域中是已知的。

[0125] 基于PVDF的弛豫铁电基聚合物显示出自发的电极化，并且它们可以预应变以在应变方向上改善性能。它们可以是选自下文中的材料组中的任何一种。

[0126] 聚偏二氟乙烯(PVDF)，聚偏二氟乙烯-三氟乙烯(PVDF-TrFE)，聚偏二氟乙烯-三氟乙烯-氯氟乙烯(PVDF-TrFE-CFE)，聚偏二氟乙烯-三氟乙烯-三氟氯乙烯(PVDF-TrFE-CTFE)，聚偏二氟乙烯-六氟丙烯(PVDF-HFP)，聚氨酯或其共混物。

[0127] 亚类介电弹性体包括但不限于丙烯酸酯、聚氨酯、硅氧烷。

[0128] 离子驱动的EAP的实例是共轭聚合物、碳纳米管(CNT)聚合物复合物和离子聚合物金属复合物(IPMC)。

[0129] 亚类共轭聚合物包括但不限于：

[0130] 聚吡咯，聚-3,4-亚乙二氧基噻吩，聚(对亚苯基硫醚)，聚苯胺。

[0131] 上述材料可以作为纯材料或悬浮在基质材料中的材料植入。基质材料可包含聚合物。

[0132] 对于包括EAM材料的任何致动结构，可以提供额外的无源层以响应于施加的驱动信号而影响EAM层的行为。

[0133] EAM设备的致动布置或结构可具有一个或多个电极，用于向至少一部分电活性材料提供控制信号或驱动信号。优选地，该布置包括两个电极。EAM层可以夹在两个或更多个电极之间。这种夹层对于包括弹性体介电材料的致动器布置是必需的，因为其致动是由于电极施加的压力由于驱动信号而彼此吸引等等。两个或更多个电极也可以嵌入弹性体介电

材料中。电极可以图案化或不图案化。

[0134] 也可以仅在例如使用交叉梳状电极的一侧提供电极层。

[0135] 基板可以是致动布置的一部分。它可以在电极之间连接到EAP和电极的整体或在外部连接到一个电极上。

[0136] 电极可以是可拉伸的,以便它们跟随EAM材料层的变形。这对于EAP材料尤其有利。适用于电极的材料也是已知的,并且可以例如选自包括以下的组:金属薄膜,例如金,铜或铝,或有机导体,例如炭黑,碳纳米管,石墨烯,聚苯胺(PANI),聚(3,4-亚乙二氧基噻吩)(PEDOT),例如,聚(3,4-亚乙二氧基噻吩)聚(苯乙烯磺酸盐)(PEDOT:PSS)。也可以使用金属化聚酯薄膜,例如金属化聚对苯二甲酸乙二醇酯(PET),例如使用铝涂层。

[0137] 例如,将考虑不同层的弹性模量(杨氏模量)来选择用于不同层的材料。

[0138] 可以使用上面讨论的那些附加层来适应设备的电气或机械性能,例如附加的聚合物层。

[0139] 上述设备可应用于广泛的医学超声应用,例如(但不限于)身体,食道(TEE,经食道超声心动图),可穿戴超声,大面积超声。可以使用不同的换能器类型,例如PZT、单晶、CMUT。

[0140] 上面的一些实例使用复合材料,该复合材料将电活性材料(特别是聚合物)和其他颗粒(通常称为“填料”)组合以改变声阻抗。

[0141] 现在将讨论制造这种复合材料的方式以及对电活性材料的物理和电学性质的影响。

[0142] 首先介绍介电弹性体电活性材料的例子。它们夹在两个电极之间以产生介电电活性聚合物致动器。有机硅橡胶是主要应用的弹性体组。变形是带正电和带负电的电极之间的吸引力的结果。

[0143] 在有机硅中配混颗粒广泛用于工业规模。作为示例,超声换能器透镜由填充有铁和氧化硅颗粒的硅树脂(PDMS,聚二甲基硅氧烷)制成,以增加声阻抗和耐磨性。含有金红石(TiO<sub>2</sub>)的PDMS(硅氧烷)化合物广泛用于增加折射率或产生白色反射材料。

[0144] 关于介电电活性聚合物的性能,与诸如陶瓷的非导电硬颗粒的混合具有两个主要的显着效果。首先,材料的刚度增加,需要更大的力来获得相同的应变水平。另一个效果是复合材料的介电常数发生变化(通常填料的介电常数将高于硅酮的介电常数,接近3)。取决于电压的应变效应是正还是负取决于颗粒的介电常数和颗粒尺寸,因为更小的颗粒对刚度具有更大的影响。

[0145] 这在S.Somiya的“Handbook of Advanced Ceramics:Materials, Applications, Processing, and Properties”(Nonlinear Dielectricity of MLCC,Waltham,Academic Press,2013,第415页)中进行了讨论。作为示例,添加颗粒增加了介电常数,但也增加了刚度。

[0146] 因此,已知将填料配混到弹性体中以影响介电电活性聚合物的性质。已经广泛研究了添加高介电常数颗粒以增加弹性体的介电常数并因此增加潜在的有效性。

[0147] 有机硅弹性体通常通过混合两种组分来制备。其中一种含有Pt或过氧化物固化催化剂。不同的组分可以在高速混合器中混合。在相同的方法中,可以加入填料或填料可以已经在一种或两种组分中预混合。填料通常应用于在加工过程中蒸发的溶剂中。在高速混合器中混合之后或期间,通常施加真空以除去空气(和/或溶剂)夹杂物。此后,可以将混合物

浇铸并固化。固化温度和时间取决于聚合物等级,但通常约为80°C,持续10分钟。大多数颗粒与硅氧烷相容,只要它们不使催化剂失活(例如含硫材料)。过氧化物固化有机硅不太敏感。

[0148] 有机硅可以注塑成型(液体硅橡胶,LSR)。在通过LSR注塑机的(静态)混合器之后,将两种组分注入螺杆中。填料颗粒可以预先混合在一种或两种组分中。材料通过冷螺杆输送并注入热模具中,在此模具中根据温度快速固化。由于LSR具有非常低的粘度,因此可以实现非常薄的截面。典型的固化温度接近180°C,时间约为30秒至1分钟。

[0149] 除了铸造和注塑之外,还有许多其它成型技术可用于生产薄膜形式的硅橡胶化合物组分。实例是挤出(箔和型材),箔的轧制,多层的层压和轧制,刮刀薄膜浇铸,旋涂,以及丝网印刷。

[0150] 不同材料类型的组合可以在制造时局部地进行,例如通过使用多次注射成型(2次注射或包覆成型)、硅酮分配和过度浇铸或有机硅添加剂制造(即3D打印)。

[0151] 接下来将介绍压电聚合物复合材料的例子。

[0152] 已经研究了含有PVDF化合物(基质聚合物)和陶瓷颗粒(如PZT)的压电聚合物复合材料。溶剂浇铸和旋涂等制造技术是合适的。此外,冷热压技术也是合适的。在溶解PVDF之后,蒸发溶剂直至获得粘性混合物,然后可以在填料颗粒中进行混合。可以实现具有良好分散的粒度分布和完整聚合物基质的PVDF聚合物基复合材料。

[0153] 接下来将介绍弛豫电致伸缩聚合物致动器的示例。

[0154] 这些是一类半结晶三元共聚物,可以在中等应变下提供相对较高的力。因此,这些致动器具有广泛的潜在应用。通过采用适当的缺陷改性,已经从“常规”PVDF聚合物开发了弛豫电致伸缩聚合物。它们含有:偏二氟乙烯(VDF),三氟乙烯(TrFE)和1,1-氯氟乙烯(CFE)或三氟氯乙烯(CTFE)。

[0155] 添加与VDF-TrFE共聚的化学单体形式的缺陷,如1,1-氯氟乙烯(CFE),消除了正常的铁电相,导致弛豫铁电体,机电应变大于7%,在150MV/m下,弹性能量密度为0.7J/cm<sup>3</sup>。此外,已经描述了通过P(VDF-TrFE)共聚物的高电子辐射引入缺陷,共聚物也可以从“正常”铁电P(VDFTrFE)转变为铁电弛豫体。

[0156] 如F.Carpi等人的“Dielectric Elastomers as Electromechanical Transducers:Fundamentals,Materials,Devices,Models and Applications of an Emerging Electroactive Polymer Technology”(Oxford,Elsevier,2011年,第53页)中所述,这些材料可以通过聚合物合成形成。这公开了悬浮聚合方法和氧化引发剂的组合。可以通过将溶液倒在玻璃基板上然后蒸发溶剂来形成该膜。

[0157] 在薄膜浇铸之前,可以将所需的填料加入溶剂中。在浇铸之后,然后可以将复合物退火以除去溶剂并增加结晶度。结晶速率可以根据填料浓度和粒度分布而降低。拉伸将使分子链对齐,并且由于粒子可以固定分子链,因此将变得更加困难。对于大多数添加剂,介电常数将增加,这降低了达到一定的应变所需的致动电压。材料刚度会增加减少应变。

[0158] 因此,制造方法包括形成聚合物溶液,添加颗粒,混合,然后浇铸(例如带式浇铸),可能与层压相结合。替代方法是旋涂、压制等。

[0159] 使用分配和/或3D溶剂印刷可以实现浓度的局部变化。例如,对于3D打印工艺,层厚度可以在10μm到20μm之间。

[0160] 在所有实例中,填料的添加通常对击穿电压有影响。电活性聚合物可达到的最大应变由可施加的最大电压决定,即击穿电压(或介电强度)。

[0161] 聚合物的击穿电压与施加的外场下聚合物分子的解离有关。在聚合物基质中添加填料颗粒会对击穿电压产生显着影响。特别大的颗粒可以局部增加场。因此,将具有亚微米范围的颗粒的聚合物配混对电压击穿具有较低的负面影响。此外,聚合物-填料界面结构可以强烈影响电压击穿。

[0162] 颗粒的附聚是降低击穿电压的另一种效应。然而,通过改变颗粒表面,防止附聚和改善界面结构,可以降低电压击穿水平的负面影响。然而,填充的聚合物将获得比未填充的聚合物更低的击穿强度,导致更低的致动应变。

[0163] 总之,对于介电电活性聚合物,可以使用各种工业复合和成型技术实现与颗粒的配混。为了保持对刚度的影响并因此限制致动器的行程减小,优选较小的浓度。对于给定的体积浓度,也不优选太小的颗粒以保持对刚度的影响受到限制。可以选择软基聚合物以补偿刚度的增加。增加的介电常数可以使得功能在降低的电压下启动。为了保持介电强度,应限制粒度和浓度,并采取措施改善聚合物-填料界面以及颗粒分散。可以打印局部浓度变化。

[0164] 对于与颗粒配混的弛豫型电活性聚合物也是可能的。关于颗粒浓度和尺寸对刚度和介电强度的影响的类似趋势与上述效应相当。聚合后可加入颗粒。溶解的聚合物可以使用各种技术成型,例如带式浇铸和旋涂。局部浓度变化也是可能的。

[0165] 本发明的超声设备可以是用于超声成像系统或超声治疗系统的超声探头等。超声探头可以形成用于侵入性成像或治疗的导管的一部分,可以形成用于非侵入性成像或治疗的手持设备的一部分,或者可以形成可穿戴设备的一部分,例如,用于长期治疗患者身体的特定区域。

[0166] 超声设备可以形成超声系统的一部分,例如超声诊断成像系统或超声治疗系统。

[0167] 超声诊断成像系统的示例实施例在图8中以框图形式示意性地示出。

[0168] 包括超声换能器瓦片58的换能器阵列56以探头的形式提供在超声设备60中,用于发射超声波和接收回波信息。换能器阵列56可以是换能器元件(例如,瓦片58)的一维或二维阵列,能够在2D平面或三维中扫描以进行3D成像。

[0169] 换能器阵列56耦合到探头60中的微束形成器62,微束形成器62控制阵列单元(例如,CMUT单元)对信号的发送和接收。微束形成器能够至少部分地对由换能器元件的组或“贴片”接收的信号进行波束形成,例如美国专利US 5997479 (Savord等人),US 6013032 (Savord) 和US 6623432 (Powers等人) 中所描述的。

[0170] 微束形成器62通过探针电缆(例如,同轴线)耦合到发射/接收(T/R)开关66,其在发射和接收模式之间切换,并且当不存在或使用微束形成器并且主波束形成器70直接操作换能器阵列56时保护主波束形成器70免受高能发射信号的影响。在微束形成器62的控制下,来自换能器阵列56的超声波束的传输由通过T/R开关66和主系统束形成器70耦合到微束形成器的换能器控制器68引导,换能器控制器68接收来自用户对用户界面或控制面板88的操作的输入。由换能器控制器68控制的功能之一是波束被转向和聚焦的方向。波束可以从换能器阵列56的径直向前(正交)转向,或者以更宽的视场以不同的角度转向。换能器控制器68被耦合以控制换能器阵列56的电压源63。例如,电压源63设置施加到CMUT阵列56的

CMUT单元58的DC和AC偏置电压,例如,将CMUT单元驱动到折叠模式。

[0171] 由微束形成器62产生的部分波束形成的信号被转发到主波束形成器70,其中来自各个换能器元件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70可以具有128个通道,每个通道接收来自数十个或数百个换能器单元的贴片(例如,来自瓦片58)的部分波束形成的信号。以这种方式,由换能器阵列56的数千个换能器元件接收的信号可以高效地贡献于单个波束形成的信号。

[0172] 波束形成的信号耦合到信号处理器72。信号处理器72可以以各种方式处理接收的回波信号,例如带通滤波,抽取,I和Q分量分离,以及谐波信号分离,其用于分离线性和非线性信号,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。

[0173] 信号处理器72可选地可以执行附加信号增强,例如散斑减少、信号复合和噪声消除。信号处理器72中的带通滤波器可以是跟踪滤波器,其通带从较高频带滑动到较低频带,因为从增加的深度接收回波信号,从而从频率缺乏解剖信息的较高深度处抑制较高频率的噪声。

[0174] 经处理的信号耦合到B模式处理器76并且可选地耦合到多普勒处理器78。B模式处理器76采用所接收的超声信号的幅度的检测来对身体中的结构(例如器官组织和身体中的血管)进行成像。可以以谐波图像模式或基本图像模式或两者的组合形成身体结构的B模式图像,例如如美国专利US6283919 (Roundhill等人) 和US 6458083 (Jago等人) 中所述。

[0175] 多普勒处理器78(如果存在的话)处理来自组织运动和血流的时间上不同的信号,以检测物质的运动,例如图像场中的血细胞流。多普勒处理器通常包括具有参数的壁滤波器,所述壁滤波器可被设置为通过和/或拒绝从身体中的所选类型的材料返回的回波。例如,壁滤波器可以设置为具有这样的通带特性,该通带特性使来自较高速度材料的相对低振幅的信号通过,同时拒绝来自较低或零速度材料的相对较强的信号。

[0176] 该通带特性将使来自流动血液的信号通过,同时拒绝来自附近静止或减慢移动物体(例如心脏壁)的信号。逆特性将使得来自心脏的移动组织的信号通过,同时拒绝所谓的组织多普勒成像的血流信号,检测和描绘组织的运动。多普勒处理器接收并处理来自图像场中不同点的时间上离散的回波信号的序列,该回波序列来自被称为集合的特定点。在相对短的间隔内快速连续接收的回波集合可用于估计流动血液的多普勒频移,其中多普勒频率与指示血流速度的速度有对应关系。在较长时间内接收的回声集合用于估计较慢流动的血液或缓慢移动的组织的速度。由B模式(和多普勒)处理器产生的结构和运动信号耦合到扫描转换器82和多平面重新格式化器94。扫描转换器82以所需的图像格式按接收它们的空间关系排列回波信号。例如,扫描转换器可以将回波信号布置成二维(2D)扇形形状或金字塔形三维(3D)图像。

[0177] 扫描转换器可以用对应于图像场中的具有多普勒估计的速度的点处的运动的颜色覆盖B模式结构图像,以产生彩色多普勒图像,该彩色多普勒图像描绘了图像场中的组织和血流的运动。多平面重新格式化器94将从身体的体积区域中的公共平面中的点接收的回波转换成该平面的超声图像,例如如美国专利US 6443896 (Detmer) 中所述。体积渲染器92将3D数据集的回波信号转换为从给定参考点观察的投影3D图像,如美国专利6530885 (Entrekin等人) 中所述。

[0178] 2D或3D图像从扫描转换器82、多平面重新格式化器94和体积绘制器92耦合到图像

处理器80以用于进一步增强、缓冲和临时存储以供在图像显示器90上显示。除了用于成像之外,由多普勒处理器78产生的血流值和由B模式处理器76产生的组织结构信息耦合到量化处理器84。量化处理器产生不同流量条件的测量,例如血流的体积率以及结构测量,如器官的大小和孕龄。量化处理器可以从用户控制面板88接收输入,诸如要在其处进行测量的图像的解剖结构中的点。

[0179] 来自量化处理器的输出数据耦合到图形处理器86以用于在显示器90上再现关于图像的测量图形和值。图形处理器86还可以生成用于与超声图像一起显示的图形叠加。这些图形叠加能够包含标准识别信息,例如患者姓名、图像的日期和时间、成像参数、等等。出于这些目的,图形处理器接收来自用户界面88的输入,例如患者姓名。

[0180] 用户界面还耦合到发射控制器68,以控制来自换能器阵列56的超声信号的生成,并且因此控制由换能器阵列和超声系统产生的图像。用户界面还耦合到多平面重新格式化器94以用于选择和控制可以用于在MPR图像的图像场中执行量化测量的多个多平面重新格式化(MPR)图像的平面。

[0181] 如本领域技术人员将理解的,超声诊断成像系统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。技术人员将立即认识到,在不脱离本发明的教导的情况下,超声诊断成像系统的架构的若干变型是可行的。例如,如上述实施例中所指示的,可以省略微波束形成器62和/或多普勒处理器78,超声探头60可以不具有3D成像能力,等等。其他变型对于技术人员来说将是显而易见的。

[0182] 此外,在超声治疗系统的情况下,显然不需要系统能够接收和处理脉冲回波,使得对于技术人员来说将立即显而易见的是,超声诊断成像系统的上述实施例可以适于通过省略接收对这样的脉冲回波的处理所需的那些系统部件来形成超声治疗系统。

[0183] 本发明提供可调谐的谐振功能。可调谐的谐振在许多应用中具有显著益处。在高强度聚焦超声处置(如前列腺癌消融)中,能够根据患病组织的最佳吸收来调整谐振频率。谐振频率也能够在原位被调整以用于以最佳频率交替成像和处置。

[0184] 在超声细胞裂解中,超声输出压力可以根据被调谐到用于分解的特定细胞的超声吸收特性(细胞谐振)的频率来控制。

[0185] 在成像中,能够根据应用的成像模式、期望的分辨率或穿透深度来调整频率相关的输出压力。

[0186] 上述示例基于对诸如哺乳动物组织(例如人类组织)的活体组织的处置或成像。该设备可以用于对非生物组织的处置或成像,并且类似地,本发明可以应用于用于对非生物材料进行成像的装置。

[0187] 超声例如用于材料检查。较低的频率可以用于较高的穿透深度,然而较高的频率可以用于改善的分辨率。因此,上述谐振控制显然对这样的应用是有利的。

[0188] 应当注意,上述实施例说明而非限制本发明,并且本领域技术人员将能够在不脱离随附权利要求的范围的情况下设计许多备选实施例。在权利要求中,置于括号内的任何附图标记不应被解释为对权利要求的限制。“包括”一词不排除权利要求中列出的元件或步骤之外的元件或步骤的存在。元件前面的词语“一”或“一个”不排除存在多个这样的元件。本发明可以通过包括若干不同元件的硬件来实现。在列举了若干单元的设备权利要求中,这些单元中的若干可以由同一个硬件项来体现。在相互不同的从属权利要求中记载了某些

措施的仅有事实并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

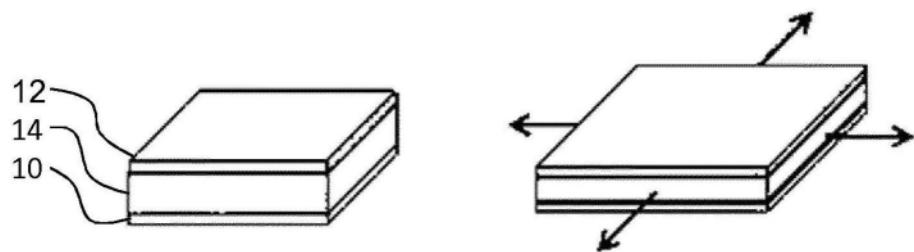


图1

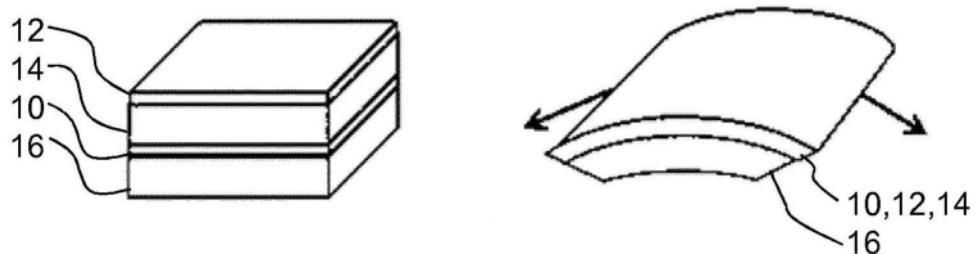


图2

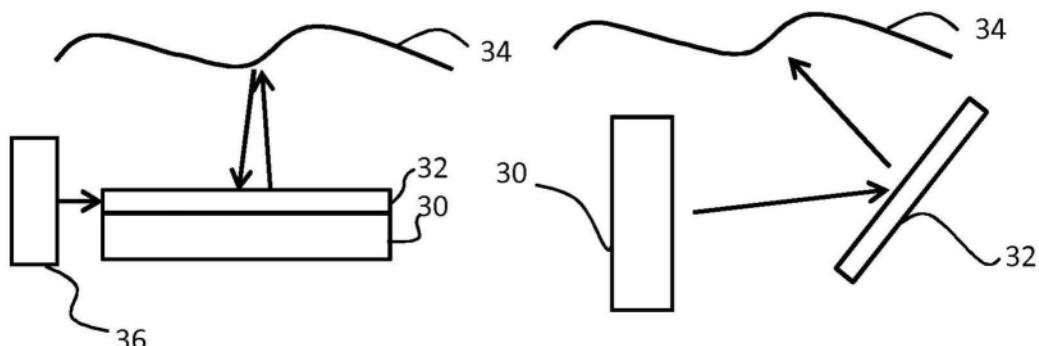


图3



图4

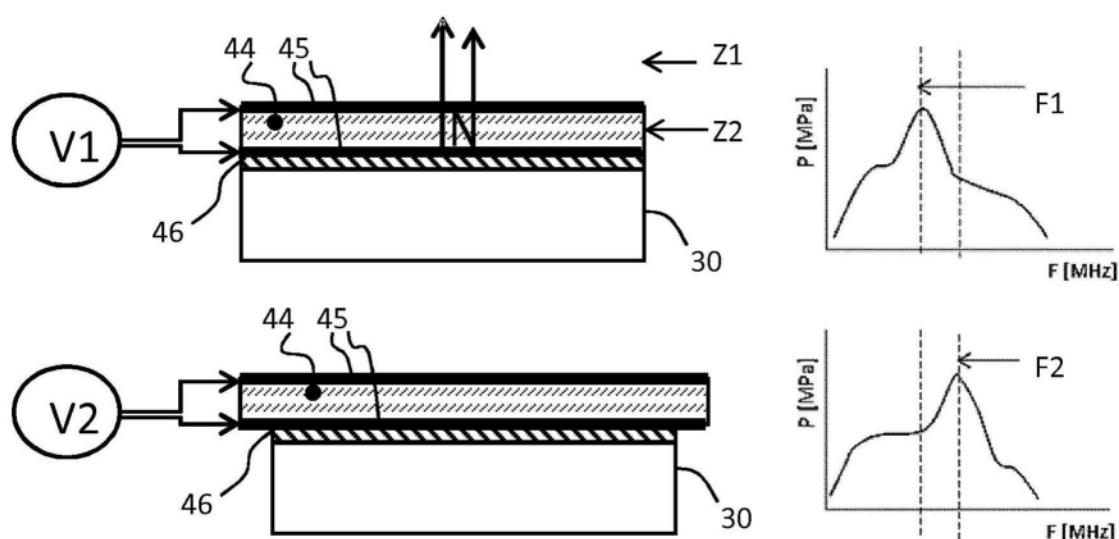


图5

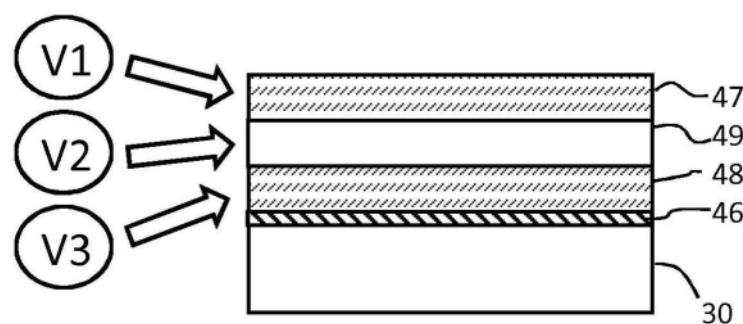


图6

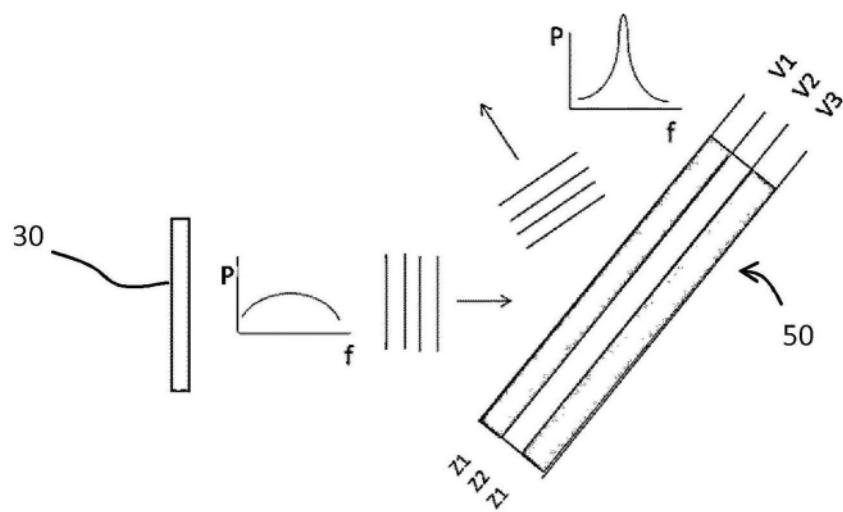


图7

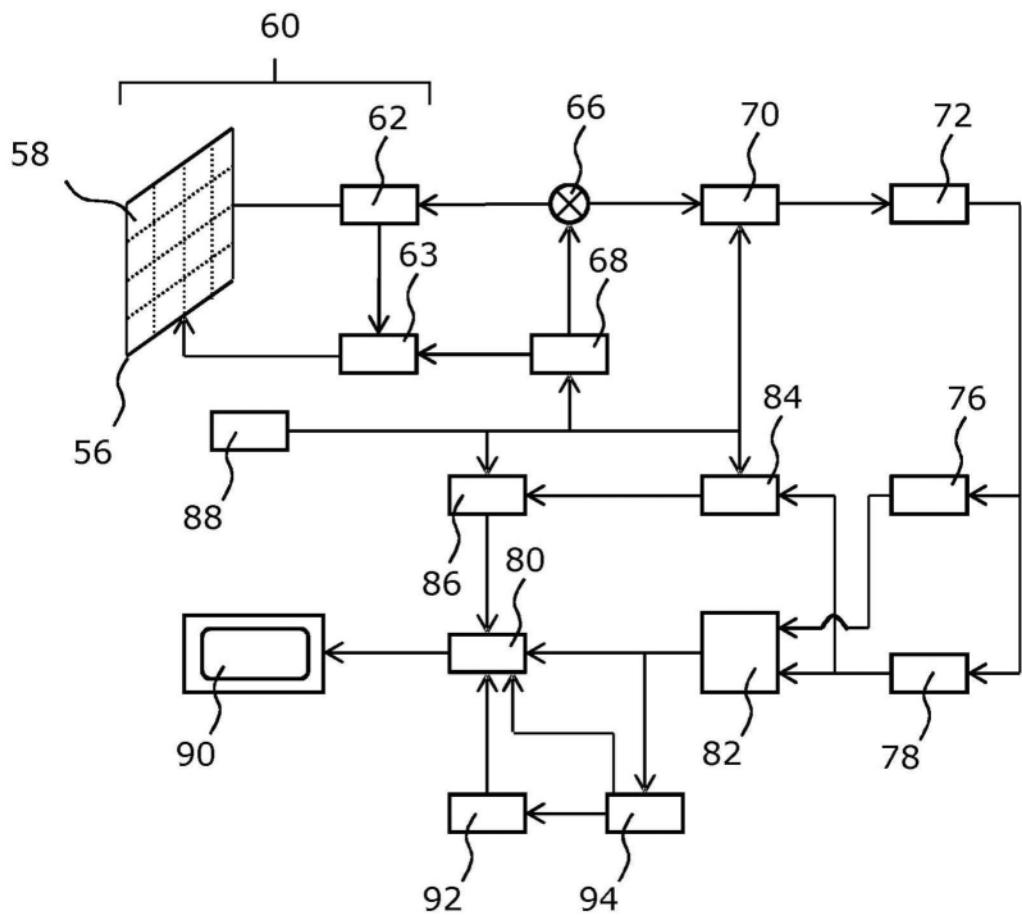


图8