



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109952062 A

(43)申请公布日 2019.06.28

(21)申请号 201780070317.4

(22)申请日 2017.11.08

(30)优先权数据

16198779.7 2016.11.15 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.05.14

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2017/078518 2017.11.08

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/091317 EN 2018.05.24

(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 F·J·G·哈肯斯

H·J·W·贝尔特 M·T·约翰逊

D·A·范登恩德

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 王英 刘炳胜

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

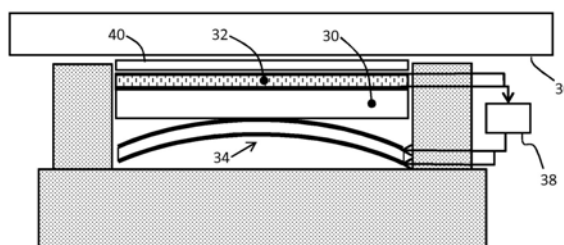
权利要求书1页 说明书14页 附图3页

(54)发明名称

超声设备接触

(57)摘要

一种超声设备包括换能器装置以及在所述装置上方的声学透射窗口,所述窗口包括弹性体层,所述弹性体层具有散布在弹性体中的导电颗粒,所述弹性体层具有压力敏感的电导。提供了电活性材料致动器,其用于使所述换能器装置朝向所述透射窗口偏置。根据测量到的压力敏感的电导来控制所述电活性材料致动器。以这种方式,提供了用于控制接触压力的反馈系统。所述设备能够以低成本和低功耗来实施。



1. 一种超声设备,包括:
 - 换能器装置(30);
 - 在所述换能器装置上方的声学透射窗口(32),所述声学透射窗口包括弹性体层,所述弹性体层具有散布在弹性体材料中的导电颗粒,所述弹性体层具有压力敏感的电导;
 - 电极装置,其被耦合到所述弹性体层并且适于使得能够测量所述压力敏感的电导;
 - 电活性材料致动器(34),其用于使所述换能器装置朝向所述透射窗口偏置;以及
 - 控制器(38),其用于根据测量到的压力敏感的电导来控制所述电活性材料致动器。
2. 根据权利要求1所述的超声设备,其中,所述弹性体层(32)具有声学阻抗,所述声学阻抗与要被暴露于由所述超声设备产生的超声波的身体的声学阻抗相匹配和/或与所述换能器装置(30)的声学阻抗相匹配。
3. 根据权利要求1或2所述的超声设备,其中,所述弹性体层(32)的所述声学阻抗在1.3-3.0MRayl的范围内,优选地,其中,所述声学阻抗在1.3-1.9MRayl的范围内。
4. 根据任一前述权利要求所述的超声设备,其中,所述换能器装置(30)适于生成在要被暴露于所述超声波的身体中具有最小波长的超声波,所述导电颗粒具有小于所述最小波长的10%的最大直径。
5. 根据任一前述权利要求所述的超声设备,其中,所述弹性体是:聚烯烃,二烯聚合物或聚硅氧烷,包括聚烯烃、二烯聚合物或聚硅氧烷的共聚物或嵌段共聚物,或者其共混物。
6. 根据任一前述权利要求所述的超声设备,其中,所述导电颗粒包括以下中的至少一种:碳颗粒、碳复合颗粒、陶瓷颗粒、金属颗粒、金属合金颗粒、复合金属颗粒以及导电金属氧化物颗粒。
7. 根据任一前述权利要求所述的超声设备,其中,基于所述弹性体层的总体积,所述弹性体层(32)中的所述导电颗粒的体积的体积比为至少15%。
8. 根据任一前述权利要求所述的超声设备,其中,所述弹性体层(32)被夹置在所述电极装置之间。
9. 根据权利要求8所述的超声设备,其中,所述电极装置包括电极矩阵,所述电极矩阵被布置为测量所述弹性体层的个体部分的压力敏感的电导。
10. 根据任一前述权利要求所述的超声设备,其中,所述声学透射窗口(32)包括另外的弹性体层(40),所述另外的弹性体层具有散布在其中的导电颗粒,所述弹性体层具有温度敏感的电导,所述超声设备还包括被耦合到所述另外的弹性体层的另外的电极装置,所述另外的电极装置适于测量所述温度敏感的电导。
11. 根据任一前述权利要求所述的超声设备,其中,所述控制器(38)还适于操作所述电活性材料致动器以用于压力感测。
12. 根据任一前述权利要求所述的超声设备,还包括至少第二电活性材料致动器,其中,所述控制器适于控制所述第一电活性材料致动器和所述第二电活性材料致动器以实施压力分布。
13. 根据任一前述权利要求所述的超声设备,其中,所述电活性材料致动器或者每个电活性材料致动器包括电活性聚合物致动器。

超声设备接触

技术领域

[0001] 本发明涉及一种包括用于施加至皮肤的换能器装置的超声设备。

背景技术

[0002] 超声波在医学领域中具有若干种应用。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阵列的超声设备发射到患者的身体中,并且超声波的回波由超声换能器或者由专用的超声接收器收集并且被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,诸如高强度聚焦超声(HIFU)治疗,其中,超声波束由包括超声换能器元件拼片(tile)的超声设备生成并且被聚焦在患病组织上。在焦点处的显著能量沉积产生约65℃至85℃的范围内的局部温度,其通过凝固性坏死来破坏死亡的组织。

[0003] 这样的应用面临若干种挑战。例如,在成像应用中,实现超声换能器阵列与待成像的身体部分之间的良好接触远非微不足道的。接触压力在超声成像流程中至关重要。极低的压力或者无接触会导致不良的声学耦合。高接触压力会导致不适、安全问题或撞击/机械损坏。通常通过使用改善超声换能器阵列与身体部分之间的接触的特殊凝胶来实现适当的接触。然而,这种方案的缺点在于:通常必须使用大量的凝胶,而凝胶可能包含干扰超声信号的传送或接收的气泡。此外,例如探头形式的超声换能器阵列通常在成像流程期间被手持,这使得流程易于出错。另外,存在手持式解决方案不可行的情况,诸如,例如当从身体内部的位置执行成像时。这例如适用于大面积超声换能器(例如,可穿戴式US贴片)和经食道超声心动图(TEE)探头,其中,众所周知的是难以在超声换能器与待成像或待处置的身体区域之间建立良好的接触。当在诸如例如长于数小时的较长时间段内进行成像而作为监测的部分(连续地或者以在监测时间期间分布的多个成像实例)时,对超声探头的手动操纵也是困难的。

[0004] 在治疗应用中存在类似的挑战,其中,聚焦的波束需要定期重新调节以处置患病组织的多个区域。这可以通过调节聚焦元件拼片或者通过调节由各个超声换能器元件生成的信号的相对相位而进行波束操纵来手动地完成。手动调节易于出现不准确,并且相位控制的波束操纵的范围可能不足以在没有阵列位移的情况下到达所有患病的组织。

[0005] 需要评估超声换能器阵列与要经受利用超声换能器阵列产生的超声波的身体之间的接触质量,使得能够避免或纠正由于超声换能器阵列与身体之间的不良质量的保形接触而导致的超声设备的次优操作。

发明内容

[0006] 本发明旨在提供一种包括这样的超声设备的超声系统,其中,所述超声系统适于响应于对换能器装置与要经受利用如由所述超声设备提供的换能器装置产生的超声波的身体之间的接触的质量评估来调节接触压力。

[0007] 本公开提供了一种超声设备,其包括:

[0008] 换能器装置;

[0009] 在所述装置上方的声学透射窗口,所述窗口包括弹性体层,所述弹性体层具有散布在弹性体中的导电颗粒,所述弹性体层具有压力敏感的电导 (conductivity);

[0010] 电极装置,其被耦合到所述弹性体层并且适于使得能够测量所述压力敏感的电导;

[0011] 电活性材料致动器,其用于使所述换能器装置朝向所述透射窗口偏置;以及

[0012] 控制器,其用于根据测量到的压力敏感的电导来控制所述电活性材料致动器。

[0013] 所述设备提供对超声换能器与所述超声换能器被施加至的表面(即,皮肤)之间的接触压力的感测。这是经由具有压力敏感的电导的声学透射窗口来完成的。当使所述窗口与待测量的身体相接触并且因此经历限定的接触压力时,能够测量所述电导并且值被用于确定或表示所述接触压力。该感测到的电导或者其表示的接触压力被用作反馈参数,以用于控制(致动)电活性材料致动器,使得朝向皮肤来偏置或推动所述换能器。这能够用于在接触已经丢失的情况下重新建立所述换能器与待测量的身体之间的接触,和/或能够用于在与该身体的接触压力降低到预定阈值之下的情况下增大与该接触压力。因此,以这种方式,完成了反馈控制环。

[0014] 所述换能器装置被机械地耦合到所述透射窗口。以这种方式,所述致动器的偏置能够被传送到所述透射窗口,所述透射窗口要与待研究的身体相接触。这种机械耦合能够是直接耦合并且优选是直接耦合,其中,所述换能器装置与所述透射窗口相接触。备选地,这能够经由可以是所述透射窗口的部分或者不是所述透射窗口的部分的中间层或身体。这样的层还必须能够将超声辐射从换能器装置传送到待研究的身体。

[0015] 因此,所述控制器也用于测量电气压力敏感的电导。所述控制器优选被配置用于以预定时间间隔来多次测量所述电导,所述预定时间间隔可以是规则的间隔或不规则的间隔。

[0016] 如果所述接触压力变得过高,则所述设备优选也能够降低所述接触压力。然后,可以将致动水平降低到期望的水平。能够对此使用相同的反馈环。所述控制器也能够被配置为提供该功能。与致动引起偏置反向的偏置弹簧能够被用于在减小致动时辅助减小压力。一些致动器在从高致动水平到低致动水平的切换中可能是缓慢的,并且所述弹簧可以辅助增加所述切换以及因此反馈的速度。即使与用于增加所述接触压力的致动器反向的另外的致动器也能够对此与由所述控制器的适当反馈和控制结合使用。所述致动器能够被用作对抗者。

[0017] 因此,压力敏感超声声学窗口与电活性材料致动器相组合,以提供超声组织接触控制系统。所述窗口能够针对声学阻抗、衰减以及压力敏感度进行优化。在身体上/身体内超声流程期间,能够测量和控制身体接触压力。

[0018] 所述配置的重要优点在于:其允许测量最相关位置处的接触压力,亦即,在发生超声成像的位置处的接触压力。所述压力是在身体与超声换能器之间的接触点处测量的,并且超声波有效地至少局部地行进通过所述传感器。所使用的压力传感器的类型允许调节或优化超声透射率,使得其能够至少在一定程度上与待研究的身体在声学上匹配,由此提供减少传感器对超声测量的干扰的能力。使用位于所述超声换能器装置或设备旁边的压力传感器的接触压力测量不提供该优点,并且因此不太精确。所述设备能够以低成本和功耗低来实施。

[0019] 接触压力对于身体内应用是特别相关的,诸如对于涉及食道、肺等的流程,而声学耦合对于身体上应用是特别相关的。

[0020] 例如,本发明可以在最小侵入性流程期间使用或者用于可穿戴式超声应用。如果通过压力感测没有检测到接触,则能够关闭所述超声换能器,由此增加寿命。

[0021] 对于一些应用,所述弹性体层可以具有声学阻抗,所述声学阻抗与要被暴露于由所述超声设备产生的超声波的身体的声学阻抗相匹配和/或与所述换能器装置的声学阻抗相匹配。这确保了在所述弹性体层与所述身体和/或所述换能器装置之间的有效声学耦合,由此例如通过反射而使超声波的损失最小化。所述身体可以是人类或动物身体,并且然后匹配是针对这样的身体。

[0022] 在实施例中,所述弹性体层的所述声学阻抗在1.3-3.0MRayl的范围内,优选地,其中,所述声学阻抗在1.3-1.9MRayl的范围内。这例如使所述弹性体层特别适合于与例如压电换能器元件和电容微机械超声换能器(CMUT)元件一起使用,其中,后者的换能器元件特别与具有在1.3-1.9MRayl的范围内的声学阻抗的弹性体层良好匹配。

[0023] 所述换能器装置通常适于生成在要被暴露于所产生的超声波的身体中具有最小波长的超声波。优选地,所述导电颗粒具有小于所述最小波长的10%的最大直径,以便使由所述导电颗粒对所述超声波的反射或散射最小化。

[0024] 所述弹性体可以是:聚烯烃,二烯聚合物或聚硅氧烷,包括聚烯烃、二烯聚合物或聚硅氧烷的共聚物或嵌段共聚物,或者其共混物,优选地,其中,所述弹性体是聚丁二烯或聚二甲基硅氧烷。这样的弹性体在身体被暴露于超声波的典型温度下、例如在室温或者在患者身体的体温下展现出期望的弹性体性质,以及展现出能够通过包含导电颗粒而被调谐的声学阻抗以实现低于所述弹性体的渗透阈值的期望的声学阻抗。

[0025] 所述导电颗粒可以是任何适合类型的导电颗粒,诸如碳颗粒、碳复合颗粒、陶瓷颗粒、金属颗粒、金属合金颗粒、复合金属颗粒以及导电金属氧化物颗粒或者其组合物。所述导电颗粒或者导电颗粒的组合物可以基于压力敏感弹性体层的期望的声学功能来选择,例如以调谐压力敏感弹性体层的声学阻抗。

[0026] 在实施例中,所述弹性体层包括导电颗粒与非导电颗粒的混合物。包含非导电(电绝缘的)颗粒可以促进所述弹性体层的声学阻抗的增加。

[0027] 在实施例中,基于所述弹性体层的总体积,在所述弹性体层中的所述导电颗粒的体积的体积比为至少15%。已经发现,无论所述导电颗粒的属性如何,如果所述弹性体层中的导电颗粒的量为至少15%的体积比,但是低于所述弹性体层的渗透阈值(针对在其中通过向弹性体层施加压力而形成导电路径的弹性体层),或者高于所述弹性体层的渗透阈值(针对在其中通过向弹性体层施加压力而破坏导电路径的弹性体层),则所述弹性体层具有良好的压力敏感度。

[0028] 在所述实施例中的至少一些实施例中,所述弹性体层可以具有在10-200 μm 的范围内的厚度。已经发现,具有在该范围内的厚度的弹性体层对所施加的压力展现出强的传导响应,而与此同时,导致由所述换能器装置传送的超声波通过声学透射窗口的最小损失。在实施例中,所述弹性体层可以形成阻抗匹配层的部分,并且可以被实施为 $\lambda/4$ 层,其中, λ 是行进通过所述弹性体层的超声波的波长。取决于所施加的超声波的典型波长,这样的弹性体层可以具有在10-100 μm 的范围内的厚度。

[0029] 在一些实施例中,所述弹性体层被夹置在所述电极装置之间。在特别有利的实施例中,所述电极装置包括电极矩阵,所述电极矩阵被布置为测量所述弹性体层的个体部分的压力敏感的电导。在该实施例中,由于对于所述电极矩阵中的每个电极单元而言这样的接触信息可以被独立地获得的事实,能够获得关于所述超声设备与要被暴露于所述超声波的身体之间的接触质量的特别细粒度的信息。在该实施例中,所述弹性体层可以是连续层或者可以是图案化层,其中,所述图案化层包括多个弹性体层部分,所述部分中的每个部分被布置在所述电极矩阵的各单元中的一个单元之内。

[0030] 所述电活性材料致动器能够包括多个个体可控制的电活性材料致动器,所述多个电活性材料致动器中的不同致动器根据由所述弹性体层的不同个体部分测量的压力敏感的电导来控制。优选地,所述致动器用于使所述弹性体层的所述部分的位置处的所述换能器偏置,所述换能器从所述位置处接收其电导/压力反馈。

[0031] 因此,所述超声设备能够包括至少第二电活性材料致动器,其中,所述控制器适于控制所述第一电活性材料致动器和所述第二电活性材料致动器,以实施接触压力分布。因此,针对所述第一致动器和所述第二致动器的压力反馈可以来自所述弹性体层的不同部分。

[0032] 每个电活性材料致动器能够包括电活性聚合物致动器。这可以是上文提到的多个致动器中的一个致动器。

[0033] 所述声学透射窗口还可以包括另外的弹性体层,所述另外的弹性体层具有导电颗粒以及任选地散布在其中的电绝缘颗粒,所述弹性体层具有温度敏感的电导,所述超声设备还包括被耦合到适于测量所述温度敏感电导的另外的弹性体层的另外的电极装置。除了由所述弹性体层提供的压力信息之外,可以独立地优化这样的另外的弹性体层以提供温度信息。例如,这样的温度信息可以被用于测量所述超声设备与所述患者的身体之间的接触的质量和/或防止所述超声设备的过热。

附图说明

[0034] 现在将参考附图来详细描述本发明的范例,在附图中:

[0035] 图1示出了未被夹到载体层的电活性材料设备;

[0036] 图2示出了被设计成使得扩展仅在一个方向上发生的电活性材料设备;

[0037] 图3示出了超声设备;

[0038] 图4示出了对图3的设备的修改;

[0039] 图5示出了填充有导电颗粒的聚合物;

[0040] 图6示出了压力敏感层可以是可寻址元件的矩阵的形式;

[0041] 图7示出了填充有导电颗粒的聚合物的响应的范例;并且

[0042] 图8示出了使用所述设备的超声系统。

[0043] 应当理解,附图仅仅是示意性的,而并未按照比例绘制。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

[0044] 在本申请的上下文中,术语‘传导’意指‘电传导’,除非另有明确说明。类似地,术

语‘非传导’意指‘电绝缘’，除非另有明确说明。替代电导，能够测量电阻率。这被认为是等同的，因为电导和电阻率两者都是用于指示材料能够传导电流的程度的参数。

[0045] 所述反馈信号可以是测量到的电流值或测量到的电压参数的形式。类似地，可以根据电压测量结果和电流测量结果来计算电阻率值或电导值。

[0046] 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其改变尺寸和/或形状。该效应能够被用于致动和感测的目的。在致动期间，这样的致动器的输出能够是冲程 (stroke) 和/或应变的形式，诸如力或偏置，或压力。

[0047] 存在无机EAM和有机EAM。

[0048] 一种特殊种类的有机EAM是电活性聚合物 (EAP)，其中的一些也被称为电响应材料。其还能够用作传感器或致动器，但是当与其无机对应物相比时能够被更容易地制造成各种形状，允许容易地集成到各种各样的系统中。EAP的其他优点包括：低功率，小形状因子，柔性，无噪声操作，以及准确度，高分辨率的可能性，快速响应时间以及循环致动。基于电致动，EAP设备能够被用在期望部件或特征的少量移动的任何应用中。类似地，所述技术能够被用于感测小的移动。与普通致动器相比，由于在小体积或薄形状因子中相对大的变形与力的组合，EAP的使用实现了之前不可能的功能，或者提供了超过常见传感器/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致动频率，诸如0-20kHz。

[0049] 作为能够如何构造以及能够如何操作EAM设备的范例，图1和图2示出了针对EAP设备的两种可能的操作模式，所述EAP设备包括被夹置在电活性聚合物层14的相对侧上的电极10、12之间的电活性聚合物层14。

[0050] 图1示出了未被夹到载体层上的设备。如所示的，使用电压以使所述电活性聚合物层在所有方向上扩展。

[0051] 图2示出了一种设备，所述设备被设计为使得仅在一个方向上发生扩展。对此，图1的结构被夹到或附接到载体层16。使用电压以使所述电活性聚合物层弯曲或弯折。这种移动的属性源自于在被致动时扩展的主动层与不扩展的被动载体层之间的相互作用。

[0052] 应当注意，基于无机EAM的致动器也能够如针对相对于图1和图2的EAP设备所描述的那样来制造和操作。

[0053] 图3示出了一种超声设备，其包括换能器装置30以及在所述换能器装置上方的声学透射窗口32。窗口32包括弹性体层，所述弹性体层具有散布在所述层的弹性体中的导电颗粒，所述弹性体层具有压力敏感的电导。被耦合到所述弹性体层的电极装置适于提供信号以使得能够测量所述压力敏感的电导。

[0054] 所述设备还包括电活性材料致动器34，其用于使换能器装置30朝向透射窗口32偏置，由此将透射窗口32推向身体36，诸如推向被检查的患者的皮肤。与身体的接触是利用所述换能器装置与身体之间的透射窗口进行的。提供了控制器38，控制器38用于根据测量到的压力敏感的电导来控制所述电活性材料致动器。因此，所述控制器适于从所述电极接收和/或向所述电极施加测量压力敏感的电导或电阻率所需的信号，并且如果需要，在向所述致动器提供反馈之前操纵所感测到的信号。

[0055] 在所示的范例中，所述电活性材料层被横向地约束在保持器中，使得位移处在法

向方向上。因此,所述保持器将横向扩展转换成弯曲并且因此施加法向力。即使没有收缩,也可以使用如参考图2所描述的具有背衬层的配置。其他几何布置也是可能的,例如,具有在施加力的方向上的扩展,而不是如在图3的范例中那样垂直地。

[0056] 在该范例中,所述致动器提供向所述换能器装置的底部部分的偏置,所述底部部分将该偏置传递到与所述换能器装置的顶部部分机械接触的透射窗口。能够使用所述换能器装置与所述窗口之间的其他机械耦合。例如,所述致动器或多个致动器可以位于所述换能器的侧面处。所述致动器可以被布置为推动杆组件或弹簧以将其偏置传送到窗口。可以使用许多其他配置,但是其全部使用基于局部接触压力测量的相同原理并且其使用情况作为反馈以再次控制所述接触压力。

[0057] 在一个设备中可能存在多于一个这样的致动器,其被分布在换能器下方区域上。其优选是个体可控制的(能够被独立地致动)。这实现了更局部的接触压力变化和控制,尤其是在对个体致动器中的每个个体致动器的接触压力反馈来自透射窗口的多个部分中的个体部分的情况下。然后,来自所述致动器中的每个致动器的反馈优选形成窗口的部分,所述窗口直接处在利用其电导数据反馈的致动器和与所述部分相接触的身体部分之间。还可以认为这样的设备在一个超声设备/系统中具有彼此相邻的多个图3的设备。所述控制器可以是单独的或者组合在一个中。所述窗口和致动器的多个部分能够被布置为具有行和列的阵列。

[0058] 在一个可能的范例中,自动地或者由用户设置固定的接触压力水平,并且实际接触压力由控制器调节到该水平。如果使用矩阵压力传感器和多个致动器(或致动器段),则设置的压力水平可以在整个换能器上相等,但是如果需要沿着身体表面的接触压力梯度,则其可以是不同的。设置的值能够随时间变化。

[0059] 例如,在第一时刻处,需要第一组超声成像条件,而在稍后的阶段,需要另一组这样的条件。因此,能够增大或减小设置的压力值,在该水平提供调节,例如取决于图像质量或舒适度或身体上的位置或患者特异性(皮肤)参数。

[0060] 经调节的压力水平的典型范例可以是 $0.01\text{N}/\text{cm}^2$ 至 $0.1\text{N}/\text{cm}^2$,但是根据应用,其他压力水平同样是可能的。

[0061] 整个超声系统可以包括多个超声换能器拼片,每个超声换能器拼片如在图3中所示的在载体上形成阵列。

[0062] 超声换能器装置30可以包括一个或多个元件,诸如压电换能器元件或CMUT元件,其中,CMUT代表电容微机械超声换能器。CMUT是其中由于电容的变化而引起能量转换的换能器。CMUT是使用微机械加工技术在硅上构造的。在硅衬底中形成腔,并且悬置在所述腔的顶部上的薄层充当膜,在所述膜上是用作电极的金属化层,以及充当底部电极的硅衬底。如果跨偏置的电极施加AC信号,则振动膜将在感兴趣介质中产生超声波。以这种方式,其用作发射器。另一方面,如果在偏置的CMUT的膜上施加超声波,则随着CMUT的电容变化,其将生成交变的信号。以这种方式,其用作超声波的接收器。在诸如2011年2月7日检索的在2011年7月20日原版存档的斯坦福大学的“General Description and Advantages of CMUTs”或者在IEEE Transactions on UFFC,第49卷,2002年11月出版的“Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducers:Next-Generation Arrays for Acoustic Imaging”(PDF)等文献以及其中的参考文献中可以找到更详细的描述。

[0063] 在特别优选的实施例中,所述超声系统包括多个CMUT拼片。每个拼片上的个体CMUT元件例如被布置为以所谓的坍塌模式来操作,如将在下文进一步详细解释的。

[0064] 超声换能器装置30通过声学透射窗口32发射超声波,声学透射窗口32被声学地耦合到换能器装置30,亦即,被耦合到超声换能器元件的发射表面或者换能器装置30的元件。声学窗口32保护换能器装置不能直接接触,由此保护换能器装置免受损坏,以及保护暴露于要由换能器阵列生成的超声波的身体不被换能器阵列直接接触,例如保护身体免受意外电击。

[0065] 透射窗口还提供所述换能器阵列与身体之间的阻抗匹配。

[0066] 透射窗口32包括弹性体层,所述弹性体层具有散布在所述弹性体层中的导电颗粒,以将压力敏感的电导施予到所述弹性体层上。所述弹性体提供针对所述导电颗粒的电绝缘基质。所述导电颗粒在弹性体中存在的浓度低于所述弹性体的渗透阈值,即,低于所述导电颗粒形成通过所述弹性体层的永久导电路径(即,彼此永久接触)的限值。替代地,通过在所述弹性体层上施加压力而暂时地形成这样导电路径,由此引起变化,例如,所述弹性体层的电阻降低。被施加到所述弹性体层的压力的变化通常导致由所述导电颗粒形成的通过所述弹性体层的导电路径的数量和/或长度的变化,使得被施加到所述弹性体层的压力的变化通常引起该层的电阻的变化。

[0067] 因此,所述弹性体层的电阻提供了所述超声设备的换能器装置与被使得与所述透射窗口相接触的表面(例如,暴露于超声波的患者的身体的部分)之间的接触的指示。

[0068] 备选地,所述导电颗粒在所述弹性体中存在的浓度可以高于所述弹性体的渗透阈值,即,高于所述导电颗粒形成通过所述弹性体层的永久导电路径(即,彼此永久接触)的限值。在该实施例中,通过在所述弹性体层上施加压力来暂时地破坏这样的导电路径,由此引起所述弹性体层的电阻的变化,例如增加。

[0069] 为了实现在弹性体层中的良好压力敏感度,基于所述弹性体层的总体积,所述弹性体层中的所述导电颗粒的浓度优选为至少15%的体积比,并且更优选接近所述弹性体的渗透阈值,例如低于或高于所述渗透阈值,以使所述弹性体的压电敏感度最大化,例如,基于所述弹性体层的总体积,所述弹性体层中的所述导电颗粒的浓度可以为15-25%的体积比。

[0070] 所述弹性体层优选与所述换能器阵列的声学阻抗在声学上匹配,即,具有与所述换能器阵列的声学阻抗近似匹配的声学阻抗。例如,在换能器阵列包括压电换能器的情况下,所述弹性体层可以具有范围从1.3-3.0MRayl的声学阻抗,而在所述换能器阵列包括CMUT元件的情况下,所述弹性体层可以具有范围从1.3-1.9MRayl的声学阻抗,其具有的另外的优点是,所述声学阻抗与身体组织的声学阻抗紧密匹配,身体组织通常具有约1.6MRayl的声学阻抗。

[0071] 在范例实施例中,所述弹性体层具有范围从1.4-1.7MRayl的声学阻抗。

[0072] 所述弹性体层的所述声学阻抗可以通过对所述弹性体的选择来调谐,即,通过选取具有适合的固有声学阻抗的弹性体来调谐,所述固有声学阻抗可以通过包含具有另外的固有声学阻抗的导电颗粒来调节,使得所述弹性体层的总体声学阻抗是由所述弹性体的固有声学阻抗与所述导电颗粒的另外的固有声学阻抗的组合来限定的。具有不同固有声学阻抗的导电颗粒的混合物可以被用于该目的。

[0073] 例如,可以通过选择具有特定密度和/或尺寸的导电颗粒来调谐所述弹性体层的所述声学阻抗,因为所述颗粒的声学阻抗 Z 可以被表示为 $Z=v*\rho$,其中, v 是声音的速度,并且 ρ 是颗粒密度。因此,可以使用相对较重(致密)的颗粒来增大所述弹性体层的弹性体的固有声学阻抗。

[0074] 可以使用任何适合的弹性体作为针对所述弹性体层的弹性体。

[0075] 例如,所述弹性体可以是:聚烯烃,二烯聚合物或聚硅氧烷,包括聚烯烃、二烯聚合物或聚硅氧烷的共聚物或嵌段共聚物,或者其混合物,但是实施例并不限于此。聚丁二烯、聚二甲基硅氧烷以及通常在导管中使用的相对软的聚醚嵌段酰胺(PEBA)特别提及为适合的弹性体。

[0076] 任何适合的导电颗粒可以被用在所述弹性体层中。例如,所述导电颗粒可以包括以下中的至少一种:碳颗粒(例如石墨或石墨烯颗粒)、碳复合颗粒、陶瓷颗粒、金属颗粒、金属合金颗粒、复合金属颗粒以及导电金属氧化物颗粒,但是实施例并不限于此。

[0077] 在至少一些实施例中,所述弹性体层包括导电颗粒与非导电颗粒的混合物。包含非导电颗粒可以被用于调谐所述弹性体层的声学阻抗。例如,所述非导电颗粒可以是具有相对高密度的颗粒,使得相对于所述弹性体层中的颗粒的总分数(即,非导电颗粒+导电颗粒)的一小部分非导电颗粒能够显著增大所述弹性体层的声学阻抗,而没有显著降低其压电敏感度。任何适合的非导电颗粒或者非导电颗粒的混合物可以被用于该目的。通过非限制性范例的方式,所述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、高密度金属氧化物、氮化物、碳化物颗粒等。

[0078] 在实施例中,所述弹性体层具有在10-200 μm 的范围内的厚度,例如为150 μm 。如果所述弹性体层的厚度超过200 μm ,则所述弹性体层的柔韧性可能劣化。如果所述弹性体层的厚度小于10 μm ,则其可能难以在所述弹性体层中实现期望的压力敏感度。

[0079] 在特定实施例中,所述压力敏感弹性体层可以是具有 $\lambda/4$ 的厚度的匹配层,以防止具有波长 λ 的超声波的反射穿过所述弹性体层。例如,通过PDMS的超声波的传播速度 v 是1000米/秒。对于具有10MHz的频率 f 的超声波, $\lambda=v/f=100$ 微米。通过选取具有 $d=25$ 微米的厚度的PDMS层,有效地避免了由所述弹性体层对10MHz超声波的大规模反射。根据前述内容,技术人员将立即明白,所述弹性体层的厚度 d 可以基于通过所述弹性体层的超声波的传播速度 v 以及基于由所述超声设备所生成的超声波的主要或中心频率 f 来调谐。

[0080] 所述超声设备可以适于在患者的身体内生成在特定波长范围内的超声波。例如,在7-12MHz范围内的超声波对应于身体中的大约0.1-0.2mm的波长。在所述弹性体层中的所述导电颗粒的最大颗粒尺寸优选根据所述超声设备能够产生的超声波的波长范围来选取,以便使从所述换能器阵列发出的超声波(或者返回到所述超声设备的超声回波)的反射最小化。出于该目的,所述导电颗粒和所述非导电颗粒(如果存在)优选具有小于能够由所述超声设备产生的最小超声波长的10%的最大直径。

[0081] 在本申请的上下文中,术语‘最大直径’指代(非)导电颗粒的最大横截面尺寸,并且并非意图将(非)导电颗粒的形状限制为球形颗粒。(非)导电颗粒可以具有任何适合的形状,例如,可以是球形、血小板形、薄片、纳米颗粒,包括核-壳纳米颗粒、纳米线、纳米棒、纳米管等。

[0082] 被耦合到所述弹性体层的所述电极装置例如沿着所述弹性体层的周边来布置,

即,沿着所述弹性体层的至少一个边缘来布置。控制器38执行感测电路的功能,所述感测电路例如利用所述电极装置跨所述弹性体层施加电压电势,并且测量所得到的流动通过所述弹性体层的电流。备选地,控制器38可以被布置为利用所述电极装置跨所述弹性体层施加电流,并且测量所得到的跨所述弹性体层的压降以确定其电阻率。测量所述弹性体层的压电电阻率的其他适合的方式对于技术人员而言是显而易见的。

[0083] 透射窗口32可以包括另外的声学透明层。在图3中示出了任选的外层40。其可以被用于保护弹性体层32免受损坏并且在所述弹性体层的导电期间保护患者免受意外电击。

[0084] 外层40例如可以包括选自聚烯烃族(热塑性聚烯烃或TPO)的热塑性聚合物与选自聚烯烃族(聚烯烃弹性体或POE)的弹性体的共混物。热塑性聚合物表现出塑性弹性行为并且是可热成型的(在被加热时具有软化或熔合的性质,并且在被冷却时具有再次硬化的性质)。这种可成形性是可逆的,换言之,只要材料不会因过热而受到热损坏,就可以根据需要重复进行。例如,在热塑性聚烯烃中,与饱和烃相比,聚烯烃族为热塑性聚合物提供了相对轻的分子量。将聚烯烃弹性体引入到用于外层的聚烯烃热塑性聚合物的共混物中可以提供增大的剪切波衰减,这有益地减少了不同超声换能器拼片的超声换能器元件之间的串扰。因此,所述超声设备的透射窗口32可以包括由热塑性聚烯烃和聚烯烃弹性体的混合物形成的外层,以实现在超声成像期间的图像伪影的减少。

[0085] 与纯热塑性塑料相比,将聚烯烃弹性体引入到与热塑性聚烯烃的共混物中可以改变所述共混物的密度,使得可以有益地调节所述外层的声学阻抗以匹配所述弹性体层的声学阻抗和/或软组织的声学阻抗(其约为 1.6MRayl)。通过选择在所述热塑性聚合物中混合的弹性体含量的不同比率,也可以调谐所述外层的其他声学性质,诸如声波速度、声能衰减和剪切波衰减。期望在外层处使用热塑性聚烯烃,这可以提供机械鲁棒性而不损害超声图像质量。

[0086] 针对用在外层40中的热塑性聚合物的范例材料是聚甲基戊烯(聚4-甲基戊烯-1)。聚甲基戊烯(能从Mitsui获得的商品名为TPX的)材料示出低的纵向声学衰减。在这种背景下,纵向衰减对应于波的幅度减小,同时从被布置为面向所述换能器阵列的透射窗口32的内表面传播到声学窗口32的外表面。在从0MHz到10MHz的频率范围内,针对高达10MHz的超声频率,聚甲基戊烯示出低于 3dB/mm 的衰减值。

[0087] 通过提供填充有温度敏感颗粒的聚合物,能够提供温度保护。例如,如果温度上升到高于可接受的水平,则可以关闭换能器。可能存在两个感测层,其中一个感测层是温度敏感的,而另一个感测层是压力敏感的,或者单个层可以执行这两种功能。

[0088] 还可以在换能器装置与透射窗口32之间提供内层。这使所述换能器阵列与所述弹性体层电绝缘。

[0089] 具有编号PCT/EP2017/059907的国际专利申请提供了具有压力敏感的电导测量的透射窗口的实施方式。其在此通过参考并入本文。该申请提供了针对材料、设计选项和反馈信号测量的详细信息,其能够被用于当前公开的设备。在该国际申请中所公开的优化可以与当前公开的设备一起使用,其具有与所描述的相似的优点。

[0090] 电活性材料致动器34通常基于电活性聚合物材料,但是本发明事实上能够被用于基于其他种类的EAM材料的设备。这样的其他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。下文将描述许多选项。

[0091] EAM设备的常见细分是场驱动的EAM以及电流或电荷(离子)驱动的EAM。场驱动的EAM通过直接机电耦合由电场来致动,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诸如EAP的对应的有机EAM。尽管场驱动的EAM通常利用电压信号来驱动并且需要对应的电压驱动器/控制器,但是电流驱动的EAM通常利用电流或电荷信号来驱动,有时需要电流驱动器。这两类材料都有多个族成员,每个族成员具有其各自的优点和缺点。

[0092] 场驱动的EAM能够是有机材料或无机材料,并且如果有机材料能够是单分子,则是低聚物或聚合物。针对本发明,其优选是有机的,并且然后也是低聚的或者甚至是聚合的。有机材料,并且尤其是聚合物,是一种新兴种类的材料,因为其将致动性质与诸如重量轻、制造便宜和易于加工的材料性质相组合。

[0093] 所述场驱动的EAM以及因此EAP通常也是压电的并且可能是铁电的,并且因此包括自发性永久极化(偶极矩)。备选地,其是电致伸缩的,并且因此在被驱动时仅包括极化(偶极矩),但是在未被驱动时则不包括极化(偶极矩)。备选地,其是介电弛豫材料。这样的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(诸如基于PVDF的弛豫聚合物或聚氨酯)、介电弹性体、液晶弹性体。其他范例包括电致伸缩接枝聚合物、电致伸缩纸、驻极体、电粘弹性弹性体以及液晶弹性体。

[0094] 没有自发性极化意指即使在非常高的操作频率下,电致伸缩聚合物也几乎不显示滞后损耗。然而,以温度稳定性为代价获得了优点。在温度能够被稳定在大约10°C之内的情况下,迟豫器最佳地操作。这乍一看这似乎是极其受限的,但是鉴于电子限制器在高频率下和非常低的驱动场中表现优异,那么往往应用在专门的微型致动器中。这样的小型设备的温度稳定性相对简单,并且在总体设计和开发过程中常常仅仅是一个微小问题。

[0095] 弛豫铁电材料能够具有足够高的电致伸缩常数以用于实际使用,即,有利于同时的感测和致动功能。当零驱动场(即,电压)被施加到弛豫铁电材料时,弛豫铁电材料是非铁电的,但是在驱动期间变为铁电体。因此,在非驱动时在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,并且能够根据上文所描述的流程通过在驱动信号之上施加小幅度的高频信号来测量。此外,弛豫铁电材料受益于在非零驱动信号下的高机电耦合与良好驱动特性的独特组合。

[0096] 最常使用的无机弛豫铁电材料的范例是: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。

[0097] 基于PVDF的弛豫铁电基聚合物示出自发性电极化,并且其能够预应变以在应变方向上改善性能。其能够是选取自下文中的材料的组中的任何一种材料。

[0098] 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)、聚氨酯或者其共混物。

[0099] 电流驱动的EAM和EAP包括共轭聚合物、离子聚合物金属复合物、离子凝胶以及聚合物凝胶。

[0100] 离子驱动的EAP的范例是共轭聚合物、碳纳米管(CNT)聚合物复合物以及离子聚合物金属复合物(IPMC)。

[0101] 亚类介电弹性体包括但不限于:

[0102] 丙烯酸酯、聚氨酯、硅氧烷。

[0103] 亚类共轭聚合物包括但不限于：

[0104] 聚吡咯、聚-3,4-亚乙二氧基噻吩、聚(对亚苯基硫醚)、聚苯胺。

[0105] 以上材料能够被作为纯材料或者作为悬置在基质材料中的材料来植入。基质材料能够包括聚合物。

[0106] 对于包括EAM材料的任何致动结构，可以提供额外的被动层以响应于所施加的驱动信号而影响EAM层的行为。

[0107] EAM设备的致动装置或结构能够具有一个或多个电极，所述一个或多个电极用于向所述电活性材料的至少部分提供控制信号或驱动信号。优选地，所述装置包括两个电极。EAM层可以被夹置在两个或更多个电极之间。这种夹置对于包括弹性体介电材料的致动器装置是必需的，因为其致动是由于驱动信号造成的由电极所施加的挤压力而彼此吸引。所述两个或更多个电极也能够被嵌入在弹性体介电材料中。电极能够被图案化或者不被图案化。

[0108] 也能够仅在例如使用交叉梳状电极的一侧来提供电极层。如果电极仅在一侧，则可以形成反射设备而不需要透明电极。

[0109] 衬底能够是致动装置的部分。其能够被附接到EAP的全体以及电极之间的电极或者外部的电极中的一个电极上。

[0110] 所述电极可以是可拉伸的，从而其跟随EAM材料层的变形。这针对EAP材料尤其有利。适合用于电极的材料也是已知的，并且例如可以选自包括以下项的组：薄金属膜，诸如金、铜或铝；或者有机导体，诸如炭黑、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，诸如金属化的聚对苯二甲酸乙二醇酯(PET)，例如使用铝涂层。

[0111] 例如，将考虑不同层的弹性模量(杨氏模量)来选择针对不同层的材料。

[0112] 可以使用上文所讨论的那些附加层来调整所述设备的电气或机械行为，诸如附加的聚合物层。

[0113] 图4示出了对图3的设备的修改，其具有在换能器装置30与压力敏感层32之间的内层50以及顶层40。这提供了更加集成的布置。

[0114] 图5示出了填充有导电颗粒的聚合物32。存在弹性体基质52和导电颗粒54。取决于复合物的变形行为，在变形期间形成或破坏导电路径，从而引起正的或负的压阻效应。

[0115] 图6示出了压力敏感层32可以是可寻址元件的矩阵的形式，例如通过薄箔上的薄导电图案来寻址。互连图案也能够位于声学换能器装置的顶部。以这种方式，能够确定窗口(其可以是平坦的或透镜)上方的压力分布。

[0116] 通过范例的方式，图7示出了填充有导电颗粒的聚合物(硅氧烷和炭黑)的响应的范例，并且示出了相对于时间的电阻。轻轻按压压力敏感材料一小段时间，得到电阻峰值。

[0117] 所述填充有导电颗粒的聚合物能够针对压力响应以及也针对温度敏感度进行优化，以感测在换能器装置输出窗口处的温度。如上文所提到的，单独的聚合物可以被用于压力感测和温度感测。

[0118] 在食道(TEE，经食道超声心动图)中，在(长的)微创介入期间难以控制组织接触。上文所描述的设备能够实现自动的、独立于操作者的组织接触控制系统。

[0119] 存在能够使用的各种可能的反馈方案。

[0120] 除了所述弹性体层之外,所述电活性材料致动器自身可以执行压力感测功能。

[0121] 然后,所述感测信号可以包括在EAM设备的谐振频率(通常在数十kHz的量级)处测量到的EAM的电阻抗。

[0122] 所述设备可以具有第二(或另外的)电活性材料致动器,以跨所述设备提供经改善的压力均匀性。在这种情况下,通过优化被施加到这两个设备的压力信号,能够实现跨所述设备的最佳接触压力和压力均匀性。

[0123] 来自所述弹性体层和来自所述EAM致动器(作为感测设备来操作)的压力感测信号能够被用于优化窗口上的压力。所述压力例如能够从所述弹性体压力传感器来确定,因为这可以具有更高的绝对准确度,同时所述均匀性能够从两个或更多个EAM致动器通过简单地使用比较器和反馈来确定以使来自这两个设备的感测到的压力信号的差异最小化。因此,这样的系统将提供两个反馈信号;一个针对绝对压力,一个针对压力均匀性。

[0124] 所述设备能够被应用在广泛的医学超声应用中,例如(但不限于)身体上、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,诸如PZT、单晶、CMUT。

[0125] 所述超声设备可以是超声探头等,其用于在超声成像系统或超声治疗系统中使用。所述超声探头可以形成用于侵入性成像或处置的导管的部分,可以形成用于非侵入性成像或处置的手持式设备的部分,或者可以形成可穿戴式设备的部分,例如,用于患者的身体的特定区域的长期处置。

[0126] 所述超声设备可以形成超声系统的部分,诸如形成超声诊断成像系统或超声治疗系统的部分。

[0127] 在图8中以框图形式示意性地描绘了超声诊断成像系统的范例实施例。

[0128] 包括超声换能器拼片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可以是换能器元件的一维或二维阵列,例如,拼片58,其能够在2D平面进行扫描或者三维中进行扫描以用于3D成像。

[0129] 换能器阵列56被耦合到探头60中的微波束形成器62,微波束形成器62控制由阵列单元、例如CMUT单元对信号的发送和接收。微波束形成器能够至少部分地对由换能器元件的组或“贴片”接收到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) 以及US 6623432 (Powers等人) 中所描述的。微波束形成器62通过探头线缆、例如同轴线被耦合到发送/接收(T/R)开关66,发送/接收(T/R)开关66在发送模式与接收模式之间切换,并且当不存在或不使用微波束形成器并且换能器阵列56由主系统波束形成器70直接操作时保护主波束形成器70免受高能量发送信号的影响。来自换能器阵列56的超声波束的传送在微波束形成器62的控制下由换能器控制器68引导以通过T/R开关66和主系统波束形成器70耦合到微波束形成器,T/R开关66和主系统波束形成器70接收来自用户对用户接口或控制面板88的操作的输入。由换能器控制器68控制的功能中的一项是波束被转向和聚焦的方向。波束可以从换能器阵列56直线向前(正交)转向,或者以不同角度转向以获得更宽的视场。换能器控制器68被耦合以控制针对换能器阵列56的电压源63。例如,电压源63设置被施加到CMUT阵列56的CMUT单元58的(一个或多个)DC和AC偏置电压,例如,以将CMUT单元驱动到坍塌模式。

[0130] 由微波束形成器62产生的部分波束形成的信号被转发到主波束形成器70,在主波束形成器70中,来自换能器元件的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70可以具有128个通道,所述通道中的每个通道接收来自数十个或数百个换能器单元的贴片、例如来自拼片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到的信号能够有效地贡献于单个波束形成的信号。

[0131] 所述波束形成的信号被耦合到信号处理器72。信号处理器72能够以各种方式处理所接收到的回波信号,诸如带通滤波、抽样、I和Q分量分离,以及谐波信号分离,其用于分离线性信号和非线性信号,从而能够识别从组织和微泡返回的非线性(基本频率的高次谐波)回波信号。

[0132] 信号处理器72任选地可以执行额外的信号增强,诸如散斑减少、信号复合以及噪声消除。信号处理器72中的带通滤波器可以是跟踪滤波器,其中,其通带从较高频带滑动到较低频带,因为回波信号是从增加的深度接收到的,由此抑制来自较大深度处的较高频率的噪声,在这些较大位置处的这些频率缺乏解剖学信息。

[0133] 经处理的信号被耦合到B模式处理器76并且任选地被耦合到多普勒处理器78。B模式处理器76采用对所接收到的超声信号的幅度的检测,以对身体中的结构(诸如身体中的器官和血管的组织)进行成像。可以以谐波图像模式或者基本图像模式或者这两者的组合来形成身体的结构的B模式图像,例如,如在美国专利US 6283919(Roundhill等人)和US 6458083(Jago等人)中所描述的。

[0134] 多普勒处理器78(如果存在的话)处理来自组织移动和血液流动的时间上不同的信号,以检测物质的运动,诸如图像场中的血细胞的流动。所述多普勒处理器通常包括具有参数的壁滤波器,所述壁滤波器可以被设置为通过和/或拒绝从身体中的选定类型的材料返回的回波。例如,所述壁滤波器能够被设置为具有通带特性,所述通带特性使来自较高速度材料的相对低幅度的信号通过,同时拒绝来自较低或零速度材料的相对较强的信号。

[0135] 所述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对象(例如,心脏的壁)的信号。逆特性将使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。所述多普勒处理器接收并且处理来自图像场中的不同点的一系列时间上离散的回波信号,来自特定点的回波的序列被称为集合。在相对短的间隔内快速连续接收的回波的集合能够被用于估计流动血液的多普勒频移,其具有多普勒频率与指示血流速度的速度的对应关系。在较长时间段内接收的回波的集合被用于估计较慢流动的血液或缓慢移动的组织的速度。由(一个或多个)B模式(和多普勒)处理器产生的结构和运动信号被耦合到扫描转换器82和多平面重新格式化器94。扫描转换器82从以期望的图像格式对其进行接收的空间关系来布置所述回波信号。例如,所述扫描转换器可以将所述回波信号布置为二维(2D)扇形形状或者金字塔形三维(3D)图像。

[0136] 所述扫描转换器能够利用对应于图像场中的点处的运动的具有其多普勒估计的速度的颜色来覆盖B模式结构图像,以产生彩色多普勒图像,所述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,如在美国专利US 6443896(Detmer)中所描述的。体积绘制器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,如在美国专利US 6530885(Entrekin等人)中所描述的。

[0137] 2D图像或3D图像被从扫描转换器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。除了被用于成像之外,由多普勒处理器78产生的血流值以及由B模式处理器76产生的组织结构信息被耦合到量化处理器84。所述量化处理器产生不同流动条件的测量值,诸如血流的体积速率以及诸如器官的大小的结构测量结果和孕龄。所述量化处理器可以从用户控制面板88接收输入,诸如要进行测量的图像的解剖结构中的点。

[0138] 来自量化处理器的输出数据被耦合到图形处理器86,图形处理器86用于利用显示器90上的图像来再现测量图形和值。图形处理器86还能够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,诸如患者姓名、图像的日期和时间、成像参数等。出于这些目的,所述图形处理器接收来自用户接口88的输入,诸如患者姓名。

[0139] 所述用户接口还被耦合到发射控制器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的生成。所述用户接口还被耦合到多平面重新格式化器94,其用于选择和控制多个多平面重新格式化(MPR)图像的平面,其可以被用于在MPR图像的图像场中执行量化测量。

[0140] 如本领域技术人员将理解的,超声诊断成像系统的以上实施例旨在给出这样的超声诊断成像系统的非限制性范例。本领域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中的若干变型是可行的。例如,如也在以上实施例中所指示的,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。其他变化对于技术人员而言是显而易见的。

[0141] 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,使得对于技术人员而言立即显而易见的是,超声诊断成像系统的以上实施例可以适于通过省略接收处理这样的脉冲回波所需的那些系统部件来形成超声治疗系统。

[0142] 应当注意,上文所提到的实施例图示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所附的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,括号之间的任何参考符号不应当被解释为限制权利要求。“包括”一词不排除在权利要求中所列出的那些元件或步骤之外的元件或步骤的存在。元素前面的词语“一”或“一个”不排除存在多个这样的元素。本发明能够通过包括若干不同元件的硬件来实施。在列举了若干器件的设备权利要求中,这些器件中的若干器件能够由同一个硬件项来体现。在相互不同的从属权利要求中陈述特定措施的仅有事实并不指示不能够使用这些措施的组合以获益。

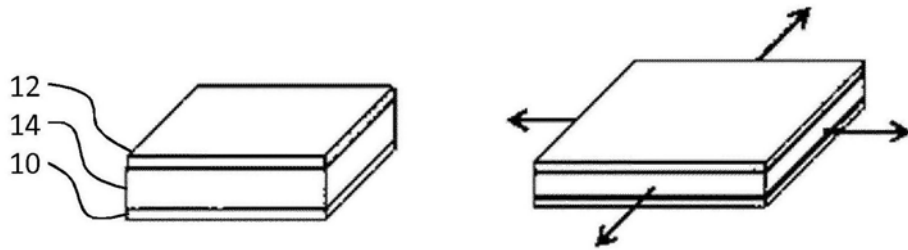


图1

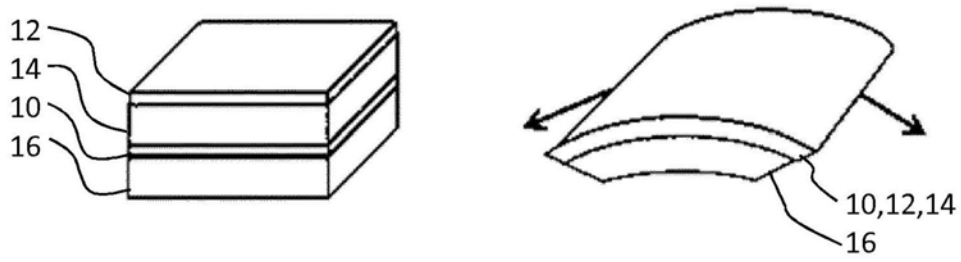


图2

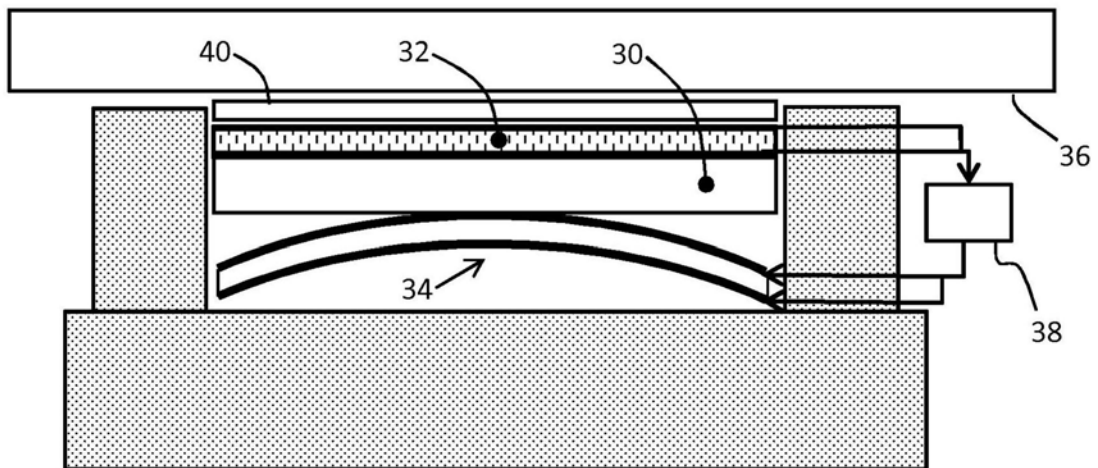


图3

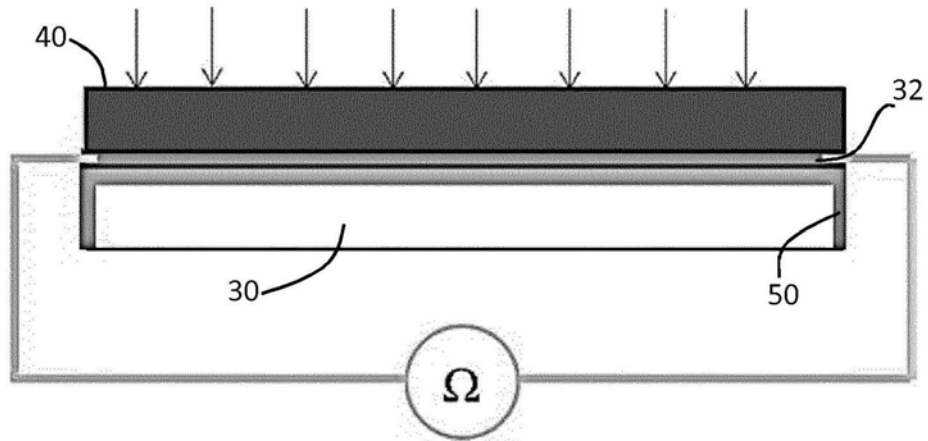


图4

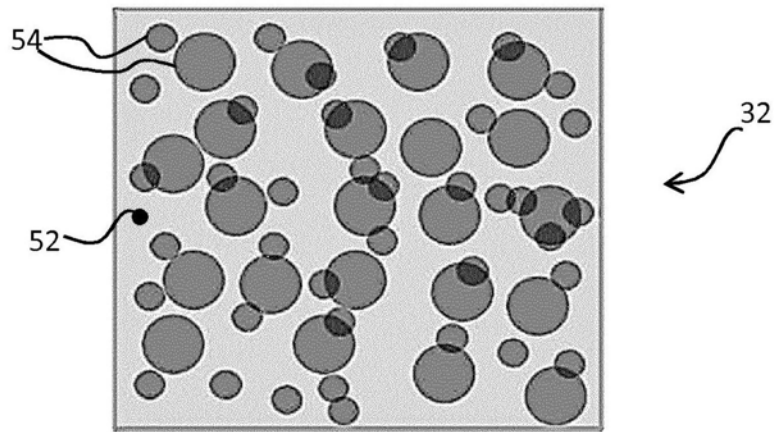


图5

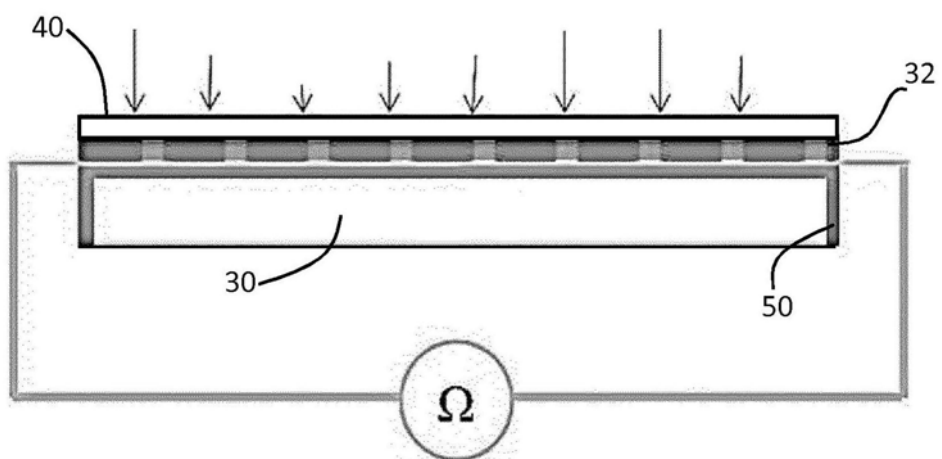


图6

专利名称(译)	超声设备接触		
公开(公告)号	CN109952062A	公开(公告)日	2019-06-28
申请号	CN201780070317.4	申请日	2017-11-08
[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	FJG哈肯斯 HJW贝尔特 MT约翰逊 D A 范登恩德		
发明人	F·J·G·哈肯斯 H·J·W·贝尔特 M·T·约翰逊 D·A·范登恩德		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/429 A61B8/4444 A61B8/4483 A61B8/54 A61B8/58 A61B8/4455		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	2016198779 2016-11-15 EP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声设备包括换能器装置以及在所述装置上方的声学透射窗口，所述窗口包括弹性体层，所述弹性体层具有散布在弹性体中的导电颗粒，所述弹性体层具有压力敏感的电导。提供了电活性材料致动器，其用于使所述换能器装置朝向所述透射窗口偏置。根据测量到的压力敏感的电导来控制所述电活性材料致动器。以这种方式，提供了用于控制接触压力的反馈系统。所述设备能够以低成本和低功耗来实施。

