



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109069107 A

(43)申请公布日 2018.12.21

(21)申请号 201780026177.0

(22)申请日 2017.04.26

(30)优先权数据

16181692.1 2016.07.28 EP

62/327500 2016.04.26 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.10.26

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2017/059907 2017.04.26

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/186781 EN 2017.11.02

(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 H·J·W·贝尔特

F·J·G·哈肯斯 G·A·哈克斯

G·H·M·海斯贝斯

K·G·威克莱恩

L·J·A·M·贝克尔斯

(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)

A61N 7/00(2006.01)

B06B 1/02(2006.01)

G01L 1/18(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

A61B 8/12(2006.01)

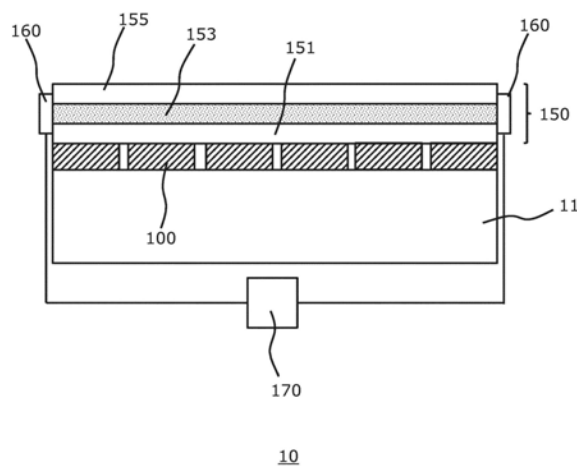
权利要求书2页 说明书15页 附图7页

(54)发明名称

超声设备接触

(57)摘要

公开了一种超声设备(10),包括换能器布置(110)和所述布置上方的声学透射窗口(150),所述窗口包括具有散布在弹性体中的导电颗粒的弹性体层(153),所述弹性体层具有压力敏感的导电性,所述超声设备还包括被耦接到所述弹性体层并且适于测量所述压力敏感的导电性的电极布置(160)。还公开了一种超声系统以及包括这样的超声设备的布置。



1. 一种超声设备 (10), 包括换能器布置 (110) 和被耦接到所述布置的声学透射窗口 (150), 所述窗口包括具有散布在弹性体中的导电颗粒的弹性体层 (153), 所述弹性体层具有压力敏感的导电性, 所述超声设备还包括被耦接到所述弹性体层并且适于测量所述压力敏感的导电性的电极布置 (160), 其中, 所述换能器布置 (110) 适于在要被暴露于超声波的身体中生成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。

2. 根据权利要求1所述的超声设备 (10), 其中, 所述弹性体层 (153) 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所述超声波的身体的声学阻抗和/或所述换能器布置 (110) 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 (10), 其中, 所述弹性体层 (153) 的所述声学阻抗在1.3-3.0MRayls的范围中, 优选地, 其中, 所述声学阻抗在1.3-1.9MRayls的范围中。

4. 根据权利要求1-3中的任一项所述的超声设备 (10), 其中, 所述弹性体为: 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。

5. 根据权利要求1-4中的任一项所述的超声设备 (10), 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、复合金属颗粒和导电金属氧化物颗粒。

6. 根据权利要求1-5中的任一项所述的超声设备 (10), 其中, 所述导电颗粒在所述弹性体层 (153) 中的体积为基于所述弹性体层的总体积的按体积计的至少15%。

7. 根据权利要求1-6中的任一项所述的超声设备 (10), 其中, 所述弹性体层 (153) 具有在10-200 μm 的范围中的厚度。

8. 根据权利要求1-7中的任一项所述的超声设备 (10), 其中, 所述弹性体层 (153) 包括散布在所述弹性体层中的导电颗粒和非导电颗粒的混合物。

9. 根据权利要求1-8中的任一项所述的超声设备 (10), 其中, 所述弹性体层 (153) 被夹置在所述电极布置 (160) 之间。

10. 根据权利要求9所述的超声设备 (10), 其中, 所述电极布置 (160) 包括被布置成测量所述弹性体层的个体部分的所述压力敏感的导电性的电极矩阵。

11. 根据权利要求1-10中的任一项所述的超声设备 (10), 其中, 所述声学透射窗口 (150) 包括具有散布在其中的导电颗粒的另外的弹性体层, 所述弹性体层具有温度敏感的导电性, 所述超声设备还包括适于测量所述温度敏感的导电性的被耦接到所述另外的弹性体层的另外的电极布置。

12. 一种超声系统 (1), 包括根据权利要求1-11中的任一项所述的超声设备 (10), 所述超声系统还包括适于驱动所述超声设备的所述换能器布置的电源 (45), 其中, 所述电源对所述电极布置 (160) 做出响应并且适于在来自所述电极布置的信号指示所述弹性体层 (153) 的电阻率变化时禁用所述换能器布置 (110)。

13. 根据权利要求12所述的超声系统 (1), 其中, 所述换能器布置 (110) 包括多个电容性微加工超声换能器, 每个换能器包括:

- 衬底 (112) 上方的膜 (114), 所述膜和所述衬底界定腔 (118);
- 所述衬底上与所述腔由第一电绝缘层 (125) 分隔的第一电极 (122); 以及

-与所述第一电极相对的由所述膜支撑的第二电极(120)；

其中,所述电源(45)适于为相应的电容性微加工超声换能器的所述第一电极和所述第二电极提供：

-迫使选定电容性微加工超声换能器的所述膜进入塌陷模式的偏置电压；以及

-所述偏置电压上的迫使处于所述塌陷模式中的所述膜共振的交变电压。

14.一种超声布置,包括:根据权利要求1-11中的任一项所述的超声设备(10)；以及保持器(200),其适于将所述超声设备保持在相对于要被暴露于利用所述超声设备生成的超声波的身体表面的取向中,所述保持器包括用于调节所述超声设备的所述取向的致动器布置(203、205、207)和适于控制所述致动器布置的控制器(210),所述控制器对由所述电极布置(160)提供的指示所述弹性体层(153)的电阻率变化的信号做出响应。

超声设备接触

技术领域

- [0001] 本发明涉及包括换能器布置的超声设备。
- [0002] 本发明还涉及包括这样的超声设备的超声系统。
- [0003] 本发明又另外涉及包括这样的超声设备的超声布置。

背景技术

[0004] 超声波在医学中有若干种应用。一种这样的应用是超声成像,其中,由包括超声换能器的阵列的超声设备向患者的身体中发射超声波并且由超声换能器或者由专用超声接收器收集超声波的回波,并且对其进行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,由包括超声换能器元件瓦块的超声设备来生成超声波束并且将其聚焦于患病的组织上。在焦点处的大量能量沉积产生大约65℃至85℃的范围中的局部温度,这通过凝固性坏死而破坏患病的组织。

[0005] 这样的应用面临若干种挑战。例如,在成像应用中,在超声换能器阵列与待成像的身体的部分之间实现良好接触远远不是毫不重要的。这通常是通过使用特殊凝胶来实现的,凝胶改善超声换能器阵列与身体部分之间的接触。然而,这种方式的缺点是通常必须要使用大量的凝胶,凝胶可能包含气泡,气泡干扰超声信号的发送或接收。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,这使得所述流程易于出错。

[0006] 在治疗应用中存在类似的挑战,其中,聚焦的波束需要周期性的调节,以处置患病组织的多个区域。这可以通过调节聚焦元件瓦块或者通过对由相应超声换能器元件生成的信号的相对相位的调节而进行波束引导,来人工地完成。人工调节易于出现不准确,并且在没有阵列位移的情况下,相控波束引导的范围可能不足以达到所有患病组织。

[0007] 存在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的质量的需求,使得能够避免或修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造成的超声设备的次优操作。例如,这适用于大面积超声换能器和经食道超声心动图(TEE)探头,其中,尤其困难的是在超声换能器与待成像或处理的身体区域之间建立良好的接触。

发明内容

[0008] 本发明试图提供一种包括换能器布置的超声设备,其能够评估换能器布置与要经受利用换能器布置产生的超声波的身体之间的接触的质量。

[0009] 本发明还试图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由所述超声设备提供的、所述换能器布置与要经受利用所述换能器布置产生的超声波的身体之间的接触质量评估,来调节其操作模式。

[0010] 本发明还试图提供一种包括这样的超声设备的超声布置,其中,所述超声布置适于响应于由所述超声设备提供的、所述换能器布置与要经受利用换能器布置产生的超声波的身体之间的接触质量评估,来改变换能器布置和所述身体之间的接触。

[0011] 根据一方面,提供了一种超声设备,包括换能器布置和所述布置上方的声学透射窗口,所述窗口包括具有散布在弹性体中的导电颗粒的弹性体层,所述弹性体层具有压力敏感的导电性,所述超声设备还包括适于测量所述压力敏感的导电性的被耦接到所述弹性体层的电极布置。

[0012] 在换能器布置上方的声学透射窗口中包括压力敏感的弹性体层使得能够确定超声设备与要经受由超声设备产生的超声波的身体之间的接触质量,因为由彼此接触的导电颗粒形成的弹性体层的导电性是向该层施加的压力的函数。因此,该导电性能够利用电极布置测量并且能够用作超声设备与身体之间的接触质量的指标。

[0013] 所述弹性体层优选具有声学阻抗,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和/或所述换能器布置的声学阻抗相匹配。这确保了弹性体层与身体和/或换能器布置之间的高效率的声学耦合,由此使超声波例如通过反射造成的损耗最小化。

[0014] 在实施例中,所述弹性体层的声学阻抗在1.3-3.0MRayls的范围中,优选地,其中,所述声学阻抗在1.3-1.9MRayls的范围中。这例如使弹性体层特别适合于与例如压电换能器元件和电容性微加工超声换能器(CMUT)元件一起使用,其中,后一种换能器元件特别与声学阻抗在1.3-1.9MRayls范围中的弹性体层良好匹配。

[0015] 所述换能器元件通常适于在要被暴露于所产生的超声波的身体中生成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,以便使所述导电颗粒对所述超声波的反射或散射最小化。

[0016] 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,优选地,其中,所述弹性体为聚丁二烯或聚二乙基硅氧烷。这样的弹性体在身体被暴露于超声波的典型温度下展现出期望的弹性体性质,例如,在室温或患者身体的体温下,并且展现出的声学阻抗能够通过包括导电颗粒而被调谐,以实现低于弹性体渗透阈值的期望的声学阻抗。

[0017] 所述导电颗粒可以是任何适当类型的导电颗粒,诸如碳颗粒,碳复合颗粒、陶瓷颗粒、金属颗粒、金属合金颗粒、复合金属颗粒和导电金属氧化物颗粒,或者其组合。可以基于压力敏感的弹性体层的期望的声学功能来选择导电颗粒或导电颗粒的组合,例如,以调谐压力敏感的弹性体层的声学阻抗。

[0018] 在实施例中,所述弹性体层包括导电颗粒和非导电颗粒的混合物。包括非导电(电绝缘)颗粒可以方便增大弹性体层的声学阻抗。

[0019] 在实施例中,所述导电颗粒在所述弹性体层中的体积为基于所述弹性体层的总体积的按体积计的至少15%。已经发现,无论导电颗粒的性质如何,如果弹性体层中的导电颗粒的量按体积计至少为15%,但是对于导电路径是通过向弹性体层施加压力形成的弹性体层而言低于弹性体层的渗透阈值,或者对于通过向弹性体层施加压力而破坏导电路径的弹性体层而言高于弹性体层的渗透阈值,则根据本发明实施例的弹性体层都具有良好的压力敏感的性质。

[0020] 在至少一些实施例中,所述弹性体层可以具有10-200 μm 范围中的厚度。已经发现,具有该范围中的厚度的弹性体层对所施加的压力展现出强的导电响应,而同时导致换能器布置发射的超声波通过声学透射窗口的损耗最小。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 是通过所述弹性体层行进的超声波的波长。根据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 范围中的厚度。

[0021] 在一些实施例中,所述弹性体层被夹置在电极布置之间。在特别有利的实施例中,所述电极布置包括被布置成测量所述弹性体层的个体部分的压力敏感的导电性的电极矩阵。在该实施例中,由于对于电极矩阵的每个电极单元而言,可以独立获得这样的接触信息,所以能够获得超声设备和要被暴露于超声波的身体之间的接触质量的特别细粒度的信息。所述弹性体层可以是连续层,或者在本实施例中可以是图案化层,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都被布置在电极矩阵的单元中的一个单元之内。

[0022] 所述声学透射窗口还可以包括具有散布在其中的导电颗粒和任选电绝缘颗粒的另外的弹性体层,所述弹性体层具有温度敏感的导电性,所述超声设备还包括适于测量所述温度敏感的导电性的被耦接到所述另外的弹性体层的另外的电极布置。可以独立地优化这样的另外的弹性体层,以提供除由弹性体层提供的压力信息之外的温度信息。这样的温度信息例如可以被用于测量超声设备与患者身体之间的接触质量和/或防止超声设备过热。

[0023] 根据另一方面,提供了一种超声系统,包括根据所描述的实施例的任意实施例的超声设备,所述超声系统还包括适于驱动所述超声设备的所述换能器布置的电源,其中,所述电源对所述电极布置做出响应并且适于在来自所述电极布置的信号指示所述弹性体层的电阻率变化时禁用所述换能器布置。这样的超声系统可以在从所述弹性体层的电阻率变化导出的、所述换能器布置与要经受由换能器布置产生的超声波的身体之间的接触质量已经劣化、例如降低到定义的质量阈值以下时的指示,来禁用对所述换能器布置的电力供应。通过禁用对所述换能器布置的供电,避免了在这样的不良接触条件下由换能器布置对超声波的生成,对于延长超声设备寿命以及避免身体的不期望区域暴露于这样的超声波而言,这是有益的。

[0024] 在所述超声设备还包括前述温度敏感的另外的弹性体层的情况下,所述电源可以进一步对另外的电极布置做出响应并且适于在来自另外的电极布置的另外的信号指示另外的弹性体层的电阻率变化、例如另外的信号指示另外的弹性体层的温度超过临界阈值时,减小供应给换能器布置的功率或禁用所述换能器布置。

[0025] 在特别相关的实施例中,所述换能器布置包括多个电容性微加工超声换能器,每个换能器包括衬底上方的膜,所述膜和衬底界定腔;衬底上方与腔由第一电绝缘层分隔的第一电极;以及相对于第一电极的由膜支撑的第二电极;其中,所述电源适于为相应电容性微加工超声换能器的第一电极和第二电极提供迫使选定电容性微加工超声换能器的膜进入塌陷模式的偏置电压;以及所述偏置电压上的迫使处于所述塌陷模式中的膜共振的交变电压。在本实施例中,当换能器布置和要被暴露于由换能器布置生成的超声波的身体之间的接触质量不够高时,或者当超声设备处于过热风险中时,避免了CMUT元件在所谓塌陷模式中工作。如所周知的,所谓的塌陷模式中的CMUT的操作增强了换能器阵列的声学能力,其代价是CMUT元件的寿命减少,在利用这样的CMUT元件生成超声波由于换能器阵列与身体之间的接触质量不良(或者在换能器元件有被过热损伤的风险的情况下)将不会获得期望结果的情况下,(暂时)禁用向这样的CMUT元件供电在本实施例中尤其有利,因为这样导致

CMUT元件寿命延长。

[0026] 根据又一实施例,提供了一种超声布置,包括根据所描述的实施例中的任意实施例的超声设备;以及保持器,所述保持器适于针对要被暴露于利用超声设备生成的超声波的身体表面将超声设备保持在某一取向中,所述保持器包括用于调节超声设备的取向的致动器布置以及适于控制致动器布置的控制器,所述控制器对电极布置提供的指示弹性体层的电阻率变化的信号做出响应。这样的超声布置受益于如下事实:弹性体层的实测电阻率能够被转换成换能器布置与要被暴露于由换能器布置生成的超声波的身体之间的接触质量,使得能够将实测电阻率用作反馈信号,以控制致动器布置,使得由致动器布置将超声设备自主定位在换能器布置与要被暴露于超声波的身体实现良好质量接触的取向中。

附图说明

[0027] 参考附图更详细地并且通过非限制性范例的方式来描述本发明的实施例,在附图中:

[0028] 图1示意性描绘了根据实施例的超声设备;

[0029] 图2示意性描绘了根据另一实施例的超声设备;

[0030] 图3示意性描绘了根据又一实施例的超声设备;

[0031] 图4示意性描绘了根据本发明的实施例的超声设备的换能器元件的范例实施例;

[0032] 图5示意性描绘了根据实施例的超声系统的一方面;

[0033] 图6a、6b、7a和7b示意性描绘了图5的超声系统的操作的范例模式;

[0034] 图8示意性描绘了根据实施例的超声系统的电路图;并且

[0035] 图9示意性描绘了根据实施例的超声布置。

具体实施方式

[0036] 应当理解,附图仅仅是示意性的并且不是按比例绘制的。还应当理解,在所有附图中使用相同的附图标记指示相同或相似的部分。

[0037] 在本申请的语境中,术语“传导”意指“导电”,除非明确做出其他表述。类似地,术语“非传导”意指“电绝缘”,除非明确做出其他表述。在参考弹性体层的情况下,旨在意指一层材料或材料混合物,其具有弹性性质并且包括导电颗粒,并且任选还包括非导电颗粒。这样的颗粒通常散布在弹性体层中。图1示意性描绘了根据实施例的超声设备10。超声设备10包括载体11上的多个超声换能器瓦块100。多个超声换能器瓦块100也将被称为换能器阵列。每个瓦块100可以包括一个或多个换能器元件,诸如压电换能器元件或CMUT元件。备选地,超声设备10可以包括单晶换能器元件而非超声换能器瓦块100。在特别优选的实施例中,超声设备10包括多个CMUT瓦块100,其中,每个瓦块100上的个体CMUT元件被布置成以所谓的塌陷模式工作,如下文更详细解释的。

[0038] 声学窗口150被布置在超声换能器瓦块100上方,即,直接或间接布置在超声换能器瓦块100上,使得换能器阵列的超声换能器元件被布置成通过声学窗口150发射超声波。换言之,声学窗口150被声学地耦合到换能器布置110,亦即,被耦合到换能器布置110的超声换能器元件的发射表面。这样的声学窗口150保护换能器阵列免于被直接接触,由此保护换能器阵列免受损伤,还保护要被暴露于要由换能器阵列生成的超声波的身体免于被换能

器阵列直接接触,例如,以保护身体免受意外电击。如所周知的,这样的声学窗口150还可以提供换能器阵列与身体之间的阻抗匹配。

[0039] 在实施例中,声学窗口150包括弹性体层153,所述弹性体层具有散布在弹性体层中的导电颗粒,以向弹性体层153上赋予压力敏感的导电性。所述弹性体为导电颗粒提供电绝缘基质。所述导电颗粒在弹性体中的存在浓度低于弹性体的渗透阈值,即,低于导电颗粒形成通过弹性体层153的永久导电路径、即彼此永久接触的极限。替代地,这样的导电路径是通过在弹性体层153上施加压力而暂时形成的,由此导致弹性体层153的电阻的变化,例如减小。向弹性体层153施加的压力的变化通常导致由导电颗粒形成的通过弹性体层153的导电路径的数量和/或长度的变化,使得施加到弹性体层153的压力的变化通常导致这个层的电阻的变化。因此,弹性体层153的电阻提供了超声设备10的换能器阵列与接触声学窗口150的表面之间的接触的指示,所述表面例如是要被暴露于由包括超声换能器瓦块100的换能器阵列生成的超声波的患者身体的部分。

[0040] 备选地,所述导电颗粒在弹性体中的存在浓度可以高于弹性体的渗透阈值,即,高于导电颗粒形成通过弹性体层153的永久导电路径、即彼此永久接触的极限。在本实施例中,这样的导电路径通过弹性体层153上施加压力而被暂时破坏,由此导致弹性体层153的电阻的变化,例如增大。

[0041] 为了实现弹性体层153的良好压力敏感的性质,弹性体层153中的导电颗粒的浓度优选为基于弹性体层的总体积的按体积计的至少15%,并且更优选地,接近弹性体的渗透阈值,例如,低于或高于渗透阈值,以使弹性体的压电敏感性最大化,例如,基于弹性体层的总体积,导电颗粒在弹性体层153中的浓度按体积计可以为15-25%。

[0042] 弹性体层153优选被声学地匹配到换能器阵列的声学阻抗,即,具有近似匹配换能器阵列的声学阻抗的声学阻抗。例如,对于包括压电换能器的换能器阵列而言,弹性体层153可以具有从1.3—3.0MRayls范围的声学阻抗,而对于包括CMUT元件的换能器阵列而言,弹性体层153可以具有从1.3—1.9MRayls范围的声学阻抗,这具有另外的优点,即,声学阻抗紧密匹配身体组织的声学阻抗,其通常具有大约1.6MRayls的声学阻抗。在范例实施例中,弹性体层153具有从1.4—1.7MRayls范围的声学阻抗。

[0043] 可以通过对弹性体的选择,即,通过选取具有适当固有声学阻抗的弹性体,来调谐弹性体层153的声学阻抗,该固有声学阻抗可以通过包括具有另外的固有声学阻抗的导电颗粒来调节,使得弹性体层153的总体声学阻抗由弹性体的固有声学阻抗和导电颗粒的另外的固有声学阻抗的组合来定义。可以为此目的使用具有不同固有声学阻抗的导电颗粒的混合物。

[0044] 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弹性体层153的声学阻抗,因为颗粒的声学阻抗 Z 可以被表示为 $Z=v*d$,其中, v 是声速,并且 d 是颗粒密度。因此,可以使用相对重的(致密)颗粒来增大弹性体层153的弹性体的固有声学阻抗。

[0045] 可以使用任何适当的弹性体作为用于弹性体层153的弹性体。例如,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,尽管实施例并不限于此。特别要提到导管中常用的聚丁二烯、聚二甲硅氧烷和相对软的聚醚嵌段酰胺(PEBA)作为适当的弹性体。

[0046] 在弹性体层153中可以使用任何适当的导电颗粒。例如,所述导电颗粒可以包括以

下中的至少一种：碳颗粒，例如石墨颗粒或石墨烯颗粒、碳复合颗粒、陶瓷颗粒、金属颗粒、金属合金颗粒、复合金属颗粒和导电金属氧化物颗粒，但是实施例并不限于此。

[0047] 在至少一些实施例中，弹性体层153包括导电颗粒和非导电颗粒的混合物。包括非导电颗粒可能对于调谐弹性体层153的声学阻抗是有用的。例如，非导电颗粒可以是具有相对高密度的颗粒，使得在弹性体层153中相对于总分数的颗粒的（即，非导电颗粒+导电颗粒）小分数的非导电颗粒能够显著增大弹性体层153的声学阻抗，而不显著减小压电灵敏度。可以将任何适当的非导电颗粒或者非导电颗粒的混合物用于此目的。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。

[0048] 在实施例中，弹性体层153具有在10-200 μm 范围中、例如150 μm 的厚度。如果弹性体层153的厚度超过200 μm ，弹性体层153的弹性可能劣化。如果弹性体层153的厚度小于10 μm ，则其可能难以在弹性体层153中实现期望的压力敏感的特性。

[0049] 在特定实施例中，压力敏感的弹性体层153可以是厚度为 $\lambda/4$ 的匹配层，以防止波长为 λ 的超声波的反射通过弹性体层153。例如，超声波通过PDMS的传播速度 v 为1000m/sec。对于频率 f 为10MHz的超声波， $\lambda=v/f=100$ 微米。通过选取PDMS层以具有厚度 $d=25$ 微米，有效避免了弹性体层153对10MHz超声波的大尺度反射。根据前述内容，技术人员将立即明白，可以基于超声波通过弹性体层153的传播速度 v 以及基于由超声设备10生成的超声波的主要频率或中心频率 f 来调谐弹性体层153的厚度 d 。超声设备10可以适于在患者身体中生成在特定波长范围中的超声波。例如，7-12MHz范围中的超声对应于身体中大约0.1-0.2mm的波长。优选根据超声设备10能够产生的超声波的波长范围来选取弹性体层153中的导电颗粒的最大颗粒尺寸，以便使源自换能器阵列的超声波的反射（或者返回超声设备10的超声回波）最小化。为此目的，如果存在的话，导电颗粒和非导电颗粒优选具有小于超声设备10能够产生的最小超声波长的10%的最大直径。

[0050] 在本申请的语境中，术语“最大直径”指代（非）导电颗粒的最大截面尺度，并且并非意在将（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当的形状，例如，可以是球形、小板块、小片、纳米颗粒，包括内核-外壳纳米颗粒、纳米线、纳米棒、纳米管等。

[0051] 超声设备10还包括被导电地耦接到弹性体层153的电极布置160。在图1中，电极布置160沿弹性体层153的周边布置，即，沿弹性体层153的至少一个边缘布置。电极布置160被导电地耦接到被布置成感测弹性体层153的压电电阻率的感测电路170。例如，感测电路170可以被布置成利用电极布置160跨弹性体层153施加电压电势，并且测量通过弹性体层153流动的所得电流。备选地，感测电路170可以被布置成利用电极布置160跨弹性体层153施加电流，并且测量跨弹性体层153的所得电压降以确定其电阻率。本领域技术人员将立即明白测量弹性体层153的压电电阻率的其他适当的方式。

[0052] 声学窗口150可以包括额外的声学透明层。在实施例中，声学窗口150还包括外层155，其被布置为使得弹性体层153被布置在外层155与超声换能器瓦块100之间。在另一实施例中，声学窗口150还包括内层151，其被布置为使得内层151被布置在弹性体层153与超声换能器瓦块100之间。在又一实施例中，声学窗口150还包括内层151和外层155，其被布置为使得弹性体层153被布置在内层151与外层155之间，如在图1中所示的。

[0053] 外层155意在面对要利用超声设备10检查或处置的患者或身体。例如,外层155可以包括任何适当的电绝缘材料,诸如电绝缘聚合物,例如弹性体,以保护弹性体层153免受损伤,并且保护患者在弹性体层153导电期间免受意外电击。外层155例如可以包括从聚烯烃族(热塑性聚烯烃或TPO)中选择的热塑性聚合物以及从聚烯烃族(聚烯烃弹性体或POE)中选择的弹性体。弹性体的特征通常是“打结的”分子链的宽网状交联。这种类型的交联意指材料具有高水平的尺度稳定性,但是仍然是弹性可延展的。通过施加载荷(例如,拉伸载荷),链变得被拉伸,但是在去除载荷之后,它们再次松弛。未固化弹性体的典型硬度低于由硬度计测量到的(A刻度)50ShoreA。烯烃族(也被称为烯类)是包括至少一个碳-碳双键的不饱和烃的族。聚烯烃是包括从烯烃族中选择的单体的聚合物。大部分市售的POE是乙烯-丁烯或乙烯-辛烯的共聚物。

[0054] 热塑性聚合物是不像弹性体那样的、分子链不交联的聚合物。因此,其展示了塑性弹性行为,并且是能热成形的(在被加热时具有软化或熔融的性质并且在冷却时再次硬化)。这种可热成形性是可逆的,换言之,能够根据需要尽量频繁地重复,只要材料不受过热损伤。由于热塑性具有很少交联或者没有交联,所以其个体聚合物链能够在加热时彼此滑过。在热塑性聚烯烃中,与饱和烃相比,聚烯烃族提供了具有相对轻分子量的热塑性聚合物,在此假设热塑性聚合物未进一步包含包括官能团的氧。所述热塑性聚烯烃可以包括线性全同立构聚合物。通常,热塑性聚合物的硬度大于60ShoreA。

[0055] 向用于外层155的聚烯烃热塑性聚合物的混合物中引入聚烯烃弹性体可以提供增大的剪切波衰减,这有益地减少了超声换能器瓦块100的超声换能器元件之间的串扰。因此,超声设备10的声学窗口150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155,以实现在超声成像期间的图像伪影的减少。

[0056] 例如,能够利用双螺杆挤压机来执行这些聚合物材料的混合(化合)。热塑性聚合物和弹性体的混合物代表所谓的不能相溶的聚合物混合物(异质聚合物混合物),其中,所述混合物由呈现出对应于形成混合物的材料的两组不同的物理性质的两种聚合物制成,所述物理性质诸如是玻璃化转变温度和熔点。与大部分聚烯烃材料兼容的聚烯烃弹性体的额外优点,其中,在聚烯烃中,是具有至少一种双键的任何一类超声开放链烃。

[0057] 向具有热塑性聚烯烃的混合物中引入聚烯烃弹性体与纯热塑性相比可以改变混合物的密度,使得外层155的声学阻抗可以被有益地调节,以匹配弹性体层153的声学阻抗和/或软组织的声学阻抗(大约为1.6MRayls)。也可以通过选择热塑性聚合物中混合的弹性体含量的不同比例,来调谐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。希望在外层155处使用热塑性聚烯烃,这可以提供机械鲁棒性而不影响超声图像质量。

[0058] 用于在外层155中使用的热塑性聚合物的范例材料为聚甲基戊烯(聚4-甲基戊烯-1)。聚甲基戊烯(能从Mitsui以商标名称TPX获得)材料表现出低纵向声学衰减。在这种语境中,所述纵向衰减对应于在从被布置成面对换能器阵列的声学窗口150的内表面向声学窗口150的外表面传播时的波幅度的减小。在从0直到10MHz的频率范围中,聚甲基戊烯表现出对于高达10MHz的超声频率的低于3dB/mm的衰减值。

[0059] 在另外的范例中,聚甲基戊烯可以与共聚物混合,形成聚烯烃弹性体。共聚物是具有不同弹性性质的材料构成的聚合物的物理混合(两种不同的单体)。聚烯烃弹性体的共聚物是乙烯和 α 烯烃、诸如辛烷或丁烷的共聚物。 α 烯烃(或 α -烯烃)是一族有机化合物,其是具

有化学式 C_nH_{2n} 的烯烃,以在主位置或 α 位置具有双键为来区分。在另一个实施例中,所述外层包括聚甲基戊烯和乙烯-辛烯共聚物的混合物。这种共聚物能从Dow Chemical以商标Engage得到。

[0060] 乙烯-辛烯共聚物由于其烯烃性质而适合用于与聚甲基戊烯混合。这种共聚物在平均上呈现出比TPX更低的声学阻抗,以及几乎高一个数量级的剪切波衰减。TPX与乙烯-辛烯共聚物的所得混合物从TPX继承了减小的密度,与相对高的声波速度;并且从混合物继承了减小的声学阻抗和增大的剪切波衰减。因此,特定适当的外层155包括TPX与乙烯-辛烯共聚物的混合物。这种混合物为超声设备10的声学窗口150提供了改进的成像质量之外的耐久性和低声学衰减性质,因为源自声学窗口150的图像伪影减少。

[0061] 内层151可以包括任何适当的电绝缘材料,诸如电绝缘聚合物,例如弹性体,以将换能器阵列与弹性体层153电绝缘。可以基于超声换能器的声学要求来选择形成内层的(一种或多种)材料,诸如其声学阻抗和电声变换的机制。内层151可以提供超声换能器阵列的发射表面与声学窗口150的声学耦合。

[0062] 为了提供内层151到超声换能器瓦块100、特别是到CMUT瓦块100的特别有效的声学耦合,内层47可以包括从热固性橡胶中选择的一种或多种材料。热固性橡胶是聚合物材料,其可以仅包含氢原子和碳原子,并且具有相对低的密度(低于 $1g/cm^3$)。

[0063] 例如,内层151可以包括聚丁二烯或丁基橡胶。丁基橡胶是异丁烯-异戊二烯共聚物,并且表现出低达40ShoreA的硬度。聚丁二烯属于不包含除氢和碳之外的其他原子类型的热固性橡胶。这种材料表现出对传播声能的最低衰减效应之一。用作内层47的材料的聚丁二烯层表现出对于整个声学窗口150而言经改进的声波传输(更低衰减),特别是当换能器元件为CMUT元件时。这可以归因于CMUT与PZT相比不同的电声转换机制。基于PZT的换能器通常具有平行六面体形状,其中,其面中的至少一个面适于在声波的传输期间以活塞状运动振动。振动(活动)面的位移在整个面表面中是均匀的。

[0064] 相反,CMUT的隔膜在膜的整个区域(表面)中具有不同的位移。在常规操作模式中,膜的位移在CMUT单元的中心部分中最高,并且在膜的周边最低。在塌陷操作模式中,如下文将要更详细解释的,CMUT的膜部分地接触单元底部,与常规操作模式相比,导致最大的膜位移(D)。

[0065] 膜的振动部分的位移的变化对声学窗口层150的内层151的性质提出了不同的要求,以便提供操作CMUT元件的经改进的声学耦合。声学窗口150、特别是内层151可能需要采用其内表面进行膜位移。聚丁二烯的相对高的分子量与其相对低的硬度(低于60ShoreA,优选低于50ShoreA)相组合可以提供声学窗口150与适于振动的CMUT的膜之间的经改进的声学接触。除了形成内层的材料的低声波衰减之外,还可以提供整个声学窗口150中的波的经改进的转变。

[0066] 聚丁二烯具有大约 $1.45MRayl$ 的声学阻抗。为了使换能器阵列与要被暴露于利用换能器阵列生成的超声波的身体组织之间的阻抗失配最小化,可能希望将声学窗口材料、例如包括聚丁二烯的内层151的阻抗值增大到大约 $1.6MRayl$,以匹配身体软组织的声学阻抗。这能够通过向内层151中添加填充物、诸如电绝缘颗粒来实现。向内层151中引入电绝缘颗粒提高了该层的总密度。已经发现由嵌入的绝缘颗粒导致的额外声学损耗足够低,并且不显著影响通过声学窗口150的声波传播质量。能够向着更高的值来调谐该层的声学阻抗,

例如,使其更接近于组织的声学阻抗,而该层的衰减对于高达10MHz的超声频率仍然保持低于1.5dB/mm,即使对于包括其重量25%为绝缘颗粒(例如,ZrO₂颗粒)形式的内层151。当包括具有嵌入的绝缘颗粒的聚合物材料的内层151具有等于或高于0.94g/cm³的密度以及等于或高于1.5MRayl的声学阻抗时,提供了声学窗口150到CMUT元件的膜的直接声学耦合。因此,在声学窗口150与CMUT阵列之间需要额外的耦合介质。

[0067] 轻分子量热固性橡胶的优点在于:与在基于超声硅的橡胶(填充硅树脂)中常用的相比,这些热固性橡胶,特别是聚丁二烯,拥有更高的声学阻抗。因此,为了将基于聚烯烃的聚合物层的声学阻抗调谐到身体组织阻抗,与例如填充的硅树脂相比,在这种聚合物材料中可能需要相对小量的填充物。

[0068] 在实施例中,可以将陶瓷颗粒用作内层151中的电绝缘颗粒。陶瓷颗粒,诸如金属氧化物(ZrO₂、Al₂O₃、TiO₂、Bi₂O₃、BaSO₄等)表现出高绝缘性质,这在向超声设备10的电子器件、例如载体11中嵌入的电子器件提供额外绝缘性方面可能是有利的。可以通过改变这些层中嵌入的绝缘颗粒的重量比来调谐内层151以及外层155的声学性质。

[0069] 然而,尽管上文为内层151和外层155给出了特别适当的材料,但是应当理解,本发明的实施例不限于这些特定适当材料,并且可以分别为内层151和外层155使用任何适当的材料。此外,可以将作为内层151和外层155的实施例而描述的各种弹性体材料和材料混合物同样用作弹性体层153的弹性体。

[0070] 图2示意性描绘了超声设备10的另一实施例。在本实施例中,弹性体层153被夹置在电极布置160之间。由于电极布置160的相应电极与弹性体层153之间更大的接触面积,这样的夹置配置可以提高感测电路170的灵敏度。电极布置160可以包括弹性体层153上、例如被布置在弹性体层153与上层155之间的上电极,以及弹性体层153上与上电极相对的、例如被布置在弹性体层153与声学窗口150的下层151之间的下电极。可以将电极布置160的电极保持尽可能薄,例如,小于1微米,以使对通过电极的超声的干扰最小化。在这样的厚度下,可以为电极使用任何适当的导电材料,例如,金属或金属合金电极,诸如Au、Ni、Ni/Cr、Cu或Cu/Ti电极,导电金属氧化物电极,例如ITO电极,导电聚合物或导电聚合物复合电极等。对本领域技术人员而言,很多其他电极材料将立即显而易见。图3示意性描绘了超声设备10的又一实施例。与图2中示意性描绘的实施例相比,电极布置160被图案化以形成能个体寻址的电极单元的电极矩阵,使得每个电极单元可以确定所述单元的电极部分之间的弹性体层153的部分的压电灵敏度,即,可以由电极布置160对每个弹性体层部分个体地寻址。例如,电极布置160可以被实施为无源矩阵布置,以方便对弹性体层153的相应部分个体寻址。在本实施例中,可以为换能器阵列创建特别精细粒度的接触压力图,因为可以从利用电极布置160询问所述特定弹性体层部分而获得每个弹性体层部分与患者身体的接触的质量。

[0071] 所述电极矩阵可以包括相对图案化电极以及与公共电极相对的图案化电极,例如,弹性体层153与超声换能器瓦块100之间的图案化电极,以及弹性体层153和超声换能器瓦块100与相对图案化电极之间的相对公共电极或公共电极。可以提供弹性体层153作为连续层,或者备选地,可以将其图案化为多个部分,其中每个部分被布置在电极矩阵的电极单元的相对电极部分之间。

[0072] 在至少一些实施例中,可以将电极布置中面向患者身体的电极接地,以减小电击的危险。

[0073] 尽管图1-3中未具体示出,声学窗口150可以包括额外的层,其可以被调谐以完成特定功能。例如,所述声学窗口还可以包括另外的弹性体层,其包括另外的导电颗粒并且任选地还包括另外的非导电颗粒,其中,例如,通过在另外的弹性体层上赋予取决于温度的电阻率来,调谐另外的弹性体层的性质,例如,另外的导电颗粒和任选的另外的非导电颗粒的尺寸、形状和/或密度,以优化另外的弹性体层的温度灵敏度。可以提供与另外的弹性体层导电接触的另外的电极布置,例如,所述另外的弹性体层可以被夹置在诸如连续的另外的电极布置的另外的电极布置或者如上文所解释的另外的电极基质布置之间,所述另外的电极布置可以被导电地耦接到另外的感测电路,用于根据利用另外的电极布置测量到的电阻率来确定另外的弹性体层的温度。这样的温度信息例如可以被用于防止超声换能器瓦块100过热,例如,在所确定的温度超过临界阈值时,通过禁用或减小被供应给换能器阵列的功率。备选地或另外地,可以使用这样的温度信息来提取针对超声设备10与患者身体之间的接触的接触质量信息,因为另外的弹性体层的温度通常随着该接触的质量的增加而增加。

[0074] 在本发明的实施例中,该超声设备10可以是用于在超声成像系统或超声治疗系统中使用的超声探头等。例如,这样的超声探头可以形成导管的部分,用于侵入式成像或处置,可以形成手持设备的部分,用于非侵入式成像或处置,或者可以形成可穿戴装置的部分,例如,用于对患者身体的特定区域进行延时处置。这样的探头的非限制性范例包括经食道超声波心动图(TEE)探头、肌内注射探头,例如心内回波导管等。

[0075] 在本发明的优选实施例中,每个超声换能器瓦块100包括一个或多个CMUT元件。图4示意性描绘了CMUT元件的范例实施例。这样的CMUT元件通常包括悬置于硅衬底112上方的膜或隔膜114,在其之间具有间隙或腔118。顶电极120位于隔膜114上并且随着隔膜一起移动。在本范例中,底电极位于衬底112的上表面上的单元的底面上。能够考虑电极120设计的其他实现,诸如电极120可以嵌入在膜114中,或者其可以被沉积在膜114上作为额外的层。在本范例中,作为非限制性范例,底电极122被呈圆形配置并且被嵌入在衬底112中。可以设想到其他适当的布置,例如,底电极122的其他电极形状或其他位置,例如,在衬底层112上,使得底电极122直接暴露于间隙118或者由电绝缘层或膜与间隙118间隔开,以防止顶电极120与底电极122之间短路。

[0076] 另外,膜层114相对于衬底层112的顶面固定,并且被配置和设定尺度,以便界定膜层114与衬底层112之间的球形或圆柱形腔118。作为非限制性范例,底电极122可以被接地。其他布置当然同样是可行的,例如,接地的顶电极120或者顶电极120和底电极122两者都浮置。

[0077] 单元100以及其腔118可以展现出交替的几何形状。例如,腔118可以展现出矩形或正方形截面、六边形截面、椭圆形截面或不规则截面。在本文中,提到CMUT单元100的直径应当被理解为单元的最大横向尺度。

[0078] 在实施例中,底电极122在其面向腔的表面上与额外层(未示出)是绝缘的。优选的电绝缘层是形成于衬底电极122上方和膜电极120下方的氧化物-氮化物-氧化物(ONONO)电介质层,尽管应当理解,可以为这一层构想任意电绝缘材料。ONONO电介质层有利地减少了电极上的电荷累积,电荷累积导致设备不稳定以及声学输出压的漂移和减小。

[0079] Klootwijk等人在2008年9月16日提交的题为“Capacitive micromachined

ultrasound transducer”的欧洲专利申请EP 2326432 A2中详细论述了在CMUT元件上制造ONO电介质层的范例。使用ONO电介质层对于预塌陷CMUT而言是符合需要的,其比利用悬置膜操作的CMUT更易于受到电荷保持的影响。可以由CMOS兼容的材料来制造所公开的部件,例如Al、Ti、氮化物(例如,氮化硅)、氧化物(各种等级)、四乙基氧基硅烷(TEOS)、多晶硅等。在CMOS的制造中,例如,可以通过化学气相沉积和通过溅镀工艺设置的金属化(电极)层来形成氧化物和氮化物层。

[0080] 适当的CMOS工艺为LPCVD和PECVD,后者具有低于400℃的相对低的操作温度。用于产生所公开腔118的示范性技术涉及在增加膜层114的顶面之前,在膜层114的初始部分中界定腔。在美国专利6328697 (Fraser) 中可以得到其他制造细节。在图4中所描绘的示范性实施例中,圆柱形腔118的直径大于圆形配置的电极板122的直径。电极120可以与圆形配置的电极板122具有相同的外径,尽管不要求这样的一致性。因此,在本发明的示范性实施方式中,膜电极120相对于膜层114的顶面被固定,以便与下方的电极板122对准。

[0081] CMUT的电极提供所述设备的电容板,间隙118是电容器的板之间的电介质。当隔膜振动时,板之间电介质间隙的变化尺度提供了变化的电容,这被感测为CMUT对接收到的声学回波的响应。通过利用电源45向电极施加静态电压、例如DC偏置电压来控制电极之间的间距,如在图5中示意性描绘的。电源45通常适于向相应的超声换能器瓦块100、例如向这些瓦块中的个体换能器元件提供激励,或者通过同时对这些瓦块的换能器元件寻址,使得每个瓦块100作为单个换能器元件(由同步的CMUT元件构成)而操作。

[0082] 电源45可以适于操作超声设备10的换能器元件,使得对于CMUT元件而言,换能器元件的膜要自由共振。在备选实施例中,电源45可以适于操作这样的CMUT元件,使得被寻址的CMUT元件的相应膜塌陷到衬底112上,即,处于塌陷模式中。对此,电源45可以包括第一级102和第二级104,第一级适于产生偏置电压,偏置电压迫使选定电容性微加工的超声换能器的膜进入塌陷模式,第二级适于在偏置电压上产生交变电压,迫使塌陷模式中的膜共振。备选地,该偏置电压和偏置电压上的交变电压可以由电源45的单个级产生。

[0083] 如所周知,通过施加特定阈值以上的静态电压,迫使CMUT进入塌陷模式,其中,膜114塌陷到衬底112上。该阈值可以取决于CMUT的精确设计,并且被定义为在施加偏置电压期间膜114被范德瓦尔斯力粘附(接触)到单元底面的DC偏置电压。膜114与衬底112之间的接触量(面积)取决于所施加的偏置电压。增大膜114与衬底112之间的接触面积导致膜114的共振频率的增大。借助于图6a、6b和图7a、7b更详细地解释这种情况。

[0084] 可以在利用电源45塌陷之后,通过调节向CMUT电极所施加的DC偏置电压,来改变塌陷模式CMUT的频率响应。结果,CMUT单元的共振频率随着向电极施加更高DC偏置电压而增大。图6a和图7a的截面视图在每个图示中通过膜114的外部支撑与膜开始接触腔118的底面(即,衬底112)的点之间的距离D1和D2,在一维上示出了这种情况。能够看到,当施加相对低的偏置电压时,距离D1在图6a中是相对长的距离,而由于施加相对高的偏置电压,在图7a中的距离D2是短得多的距离。能够将这些距离与由末端保持的并且然后被拉动的长短丝线做比较。长的松弛丝线将在被拉动时比更短更紧丝线以低得多的频率振动。类似地,图6a中的CMUT单元的共振频率将低于图7a中经受更高下拉偏置电压作用的CMUT单元的共振频率。

[0085] 也可以根据图6b和图7b的二维图示来理解该现象,因为其实际是CMUT膜114的有效操作区域的函数。当膜114如在图6a所示地刚好接触CMUT的底面时,如在图6b中所示的,

单元膜114的非接触(自由振动)部分的有效振动面积A1很大。中心17中的小孔表述膜114的中心接触区域。大面积的膜将以相对低的频率振动。该面积17是膜114塌陷到CMUT底面的面积。但是在如在图7a中所示的,由更高偏置电压将膜拉入更深塌陷中时,更大的中心接触面积17' 导致如在图3b中所示的更小的自由振动面积A2。这种更小的面积A2将以比更大的A1面积以更高的频率振动。因此,随着DC偏置电压增大,塌陷CMUT的频率响应增大,并且当DC偏置电压增大时,塌陷CMUT的频率响应增大。

[0086] 如在图5中所示的,电源45可以对感测电路170做出响应(并且进一步对导电耦接到温度敏感的另一弹性体层(如果声学窗口150中存在的话)的感测电路做出响应)。在本实施例中,感测电路170可以适于在弹性体层153的实测压电电阻(和/或另一弹性体层的实测热电电阻)指示超声设备与患者身体之间的亚标准接触的情况下,生成针对电源45的报警信号。

[0087] 电源45可以适于响应于报警信号,暂时停止向超声换能器瓦块100提供相应控制信号,例如,迫使相应CMUT元件进入塌陷模式的偏置电压,使得仅在超声设备10与患者身体之间建立了充分高质量的保形接触时,仅迫使换能器阵列的相应CMUT元件进入塌陷模式。通过这种方式,通过在超声设备10与患者身体之间的接触质量方便进行有效处置或成像时仅操作CMUT元件,可以延长CMUT元件的寿命。备选地,感测电路170可以向电源45提供原始传感器数据,其中,电源45包括处理器等,其适于处理原始传感器数据并且从经处理的原始传感器数据中导出超声设备10与患者身体之间的接触质量的指示。电源45可以在接收到超声设备10与患者身体之间的接触质量足以恢复超声设备10的操作的指示时,恢复向超声换能器瓦块100提供相应的控制信号。

[0088] 类似地,电源45可以适于响应于与温度敏感的另外的弹性体层相关联的另外的电极布置提供另外的弹性体层中的温度超过邻接阈值、即超声设备10处于过热风险中的指示,来暂时停止向超声换能器瓦块100提供相应控制信号,例如,迫使相应CMUT元件进入塌陷模式的偏置电压。

[0089] 备选地,电源45可以适于响应于超声设备10与患者身体之间的亚标准保形接触的指示和/或超声设备10处于过热风险的指示,来暂时降低供应给超声换能器瓦块100的功率。

[0090] 超声设备10和电源45可以形成超声系统的部分,诸如超声成像系统或超声治疗系统。在图8中以方框图形式示意性示出了超声成像系统1的范例实施例。在超声设备10中提供了包括超声换能器瓦块100的换能器阵列110,用于发射超声波并且接收回波信息。换能器阵列100可以是换能器元件、例如瓦块100的一维或二维阵列,换能器元件能够在3D平面中或三维中扫描,用于3D成像。

[0091] 换能器阵列110被耦接到探头10中的微束形成器12,其控制由阵列单元、例如CMUT单元对信号的发射和接收。例如,如美国专利US 5997479 (Savord等人)、US 6013032 (Savord) 和US 6623432 (Powers等人) 中所描述的,微束形成器能够对由换能器元件组或“衬片”接收到的信号进行至少部分地波束形成。

[0092] 微束形成器12由探头电缆、例如同轴线被耦接到发射/接收(T/R) 开关16,该开关在发射模式与接收模式之间切换,并且在微束形成器不存在或者未使用并且换能器阵列110直接由主系统波束形成器20操作时,保护主波束形成器20免受高能发射信号。由通过T/

R开关16和主系统波束形成器20耦接到微束形成器的换能器控制器18指导换能器阵列110在微束形成器12控制下发射超声波束,换能器控制器从用户界面或控制面板38的用户操作接收输入。换能器控制器18控制的功能之一是引导和聚焦波束的方向。可以从(正交于)换能器阵列110正前方来操纵波束或者以不同的角度操纵波束以获得更宽的视场。换能器控制器18可以被耦接以控制前述用于换能器阵列110的电压源45。例如,电压源45设置被施加到CMUT阵列110的CMUT单元100的(一个或多个)DC和AC偏置电压,例如,以如上文所解释地将CMUT单元驱动到塌陷模式。

[0093] 微束形成器12产生的部分波束形成的信号被转发到主波束形成器20,在此,将来自换能器元件的个体衬片的部分波束形成的信号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,其中的每个通道都从数十或数百个换能器单元、例如从瓦块100接收部分波束形成的信号。通过这种方式,由换能器阵列110的数千个换能器元件接收到的信号能够对单个波束形成的信号做出高效率贡献。

[0094] 波束形成的信号被耦合到信号处理器22。信号处理器22能够以各种方式处理接收到的回波信号,诸如带通滤波、抽样、I和Q分量分离和谐波信号分离,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(基频更高谐波)回波信号。

[0095] 信号处理器22任选地可以执行额外的信号增强,诸如尖峰减小、信号合成和噪声消除。信号处理器22中的带通滤波器可以是跟踪滤波器,其通带在从增大的深度接收到回波信号时而从更高的频带滑动到更低的频带,由此拒绝来自更大深度的更高频率的噪声,其中,这些频率没有解剖信息。

[0096] 经处理的信号被耦合到B模式处理器26,并且任选地被耦合到多普勒处理器28。B模式处理器26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组织进行成像。可以在谐波图像模式或基本图像模式或者这两者的组合中形成身体结构的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。

[0097] 如果有的话,多普勒处理器28暂时处理来自组织移动和血流的不同信号,用于检测物质的运动,诸如图像场中的血细胞的流动。多普勒处理器探测包括具有参数的壁滤波器,可以设置所述参数以通过和/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成具有通带特性,其通过来自更高速度材料的相对低幅度的信号,同时拒绝来自更低或零速度材料的相对强的信号。

[0098] 这种通带特性将通过来自流动血液的信号,同时拒绝来自附近静止或缓慢运动物体、例如心脏壁的信号。相反的特性会通过来自心脏运动组织的信号,同时拒绝血流信号,这被称为组织多普勒成像,从而对组织运动进行检测和描绘。多普勒处理器接收并处理来自图像场中的不同点的时间离散的回波信号的序列,来自特定点的回波序列被称为系综(ensemble)。可以使用在较短时段内快速相继中接收到的回波系综来估计流动血液的多普勒漂移频率,多普勒频率与速度的对应关系指示血流速度。使用在长时间段内接收到的回波系综来估计更慢流动的血液或缓慢运动组织的速度。

[0099] 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32和多平面重新格式化器44。该扫描转换器32按照以期望的图像格式接收它们的空间关系来布置回波信号。例如,所述扫描转换器可以将回波信号布置成二维(2D)扇形格式或

金字塔三维 (3D) 图像。

[0100] 所述扫描转换器能够将B模式结构图像与图像场中的各点处的运动对应的色彩以及其多普勒估计速度叠加,以产生彩色多普勒图像,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将把从身体的体积区域中的公共平面中的点接收到的回波转换成该平面的超声图像,例如,如美国专利US 6443896 (Detmer) 所述的。体积绘制器42将3D数据集的回波信号转换成从给定参考点查看的投影3D图像,如在美国专利6530885 (Entrekin等) 中所描述的。

[0101] 2D或3D图像被从扫描转换器32、多平面重新格式化器44和体积绘制器42耦合到图像处理30,用于进一步增强、缓存和暂时存储,以在图像显示器40上显示。除了用于成像之外,由多普勒处理器28产生的血流值以及由B模式处理器26产生的组织结构信息被耦合到量化处理器34。所述量化处理器产生不同流动条件的量度,诸如血流的体积速率,以及结构测量结构,诸如器官的尺寸和妊娠年龄。所述量化处理器可以接收来自用户控制面板38的输入,诸如在图像中要进行测量的解剖点。

[0102] 来自量化处理器的输出数据被耦合到图形处理器36,用于在显示器40上与图像一起再现测量图形和值。图形处理器36还能够生成图形叠加图,以与超声图像一起显示。这些图形叠加图能够包含识别信息的标准,诸如患者姓名、图像日期和时间、成像参数等。出于这些目的,所述图形处理器从用户界面38接收输入,诸如患者姓名。

[0103] 所述用户界面还被耦合到发射控制器18,以控制来自换能器阵列的超声信号110的生成,并且因此控制由所述换能器阵列和所述超声系统生成的图像。所述用户界面还被耦合到多平面重新格式化器44,用于选择和控制多幅多平面重新格式化的 (MPR) 图像中可以用于在MPR图像的图像场中执行量化测量的平面。

[0104] 本领域技术人员将理解,超声诊断成像系统的以上实施例意在给出这样的超声诊断成像系统的非限制性范例。技术人员将立即认识到,所述超声诊断成像系统的架构的若干种变化都是可行的,而不脱离本发明的教导。例如,还如以上实施例中所指示的,微束形成器12和/或多普勒处理器28可以被省去,超声探头10可以没有3D成像能力等等。对本领域技术人员而言,其他变化将变得显而易见。

[0105] 此外,对于超声治疗系统而言,显然不需要所述系统能够接收和处理脉冲回波,从而本领域技术人员将立即明了,超声诊断成像系统的以上实施例将适于通过省去接收或处理这样的脉冲回波所需的那些系统部件而形成超声治疗系统。

[0106] 图9示意性描绘了本发明的超声布置的范例实施例。所述超声布置包括用于把持超声设备10的保持器200,所述保持器包括一个或多个致动器,其能够由控制器210来控制以在保持器200中调节超声设备10的取向。例如,保持器200可以是能安装到处置桌台2、例如处置桌台2的上表面上的握手3的臂,处置桌台用于支撑患者1。所述臂可以包括安装构件201,例如,夹具等,用于将臂固定到处置桌台2。所述臂可以包括在控制器210控制下的一个或多个致动的铰链203、205、207,所述铰链可以被致动以响应于由控制器210提供的控制信号来改变超声设备10的取向。控制器210可以对感测电路170做出响应,并且可以适于系统地调节超声设备10在患者身体上的取向,直到感测电路170提供超声设备10与患者身体之间的高质量接触的指示。换言之,感测电路170可以提供用于控制器210的反馈信号,反馈信号可以由控制器210用于建立超声设备10与患者1之间的期望高质量的接触。控制器210还

可以适于响应于感测电路170提供超声设备10和患者身体之间的接触质量变化(劣化)的指示(从弹性体层153的压电电阻率的实测变化获得的)而周期性改变超声设备10相对于患者身体的取向,以便恢复到超声设备与患者1之间的期望质量的接触。可以使用类似布置在最小压力下实现充分高质量的声学接触,例如,针对用于食道超声检查的超声布置,其中,感测电路170提供向食道壁提供的压力的量的指示。

[0107] 在超声设备10包括图案化电极布置160的实施例中,控制器210可以适于响应于与利用电极布置160感测到的弹性体层153的个体部分中的相应压力相对应的压力图,来控制被致动的铰链203、205、207。例如,控制器210可以适于控制被致动的铰链203、205、207,以使压力图中的压力梯度最小化,即,平均消除跨弹性体层153的压力。可以从这样的压力梯度导出被施加到被致动的铰链203、205、207的控制信号。

[0108] 可以设想到其他实施例,其中,来自感测电路170的这样的反馈被用于调节超声设备10的取向。例如,超声设备10可以包括集成致动器,所述集成致动器被布置成响应于由感测电路170提供的反馈信息来改变个体换能器瓦块100的取向。例如,本实施例与图3中示意性描绘的图案化弹性体层153结合是尤其有利的,其中,每个弹性体层部分可以与个体换能器瓦块100对准并且被设定尺度以对应于个体换能器瓦块100,使得可以通过响应于该特定个体换能器瓦块特有的感测电路170提供的反馈信息,利用集成致动器改变个体换能器瓦块100的取向,来控制每个个体换能器瓦块100的接触质量。

[0109] 应当指出,以上实施例例示而非限制本发明,本领域技术人员将能够设计出很多备选实施例而不脱离所附权利要求的范围。在权利要求中,置于括号之间的任何附图标记都不应当被解释为限制权利要求。“包括”一词不排除存在权利要求中所列出那些之外的要素或步骤。要素前的单词“一”或“一个”不排除存在多个这样的要素。可以利用包括若干个不同元件的硬件来实施本发明。在枚举若干个模块的设备权利要求中,这些模块中的若干个可以由同一件硬件实施。在相互不同的从属权利要求中提到特定措施的简单事实并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

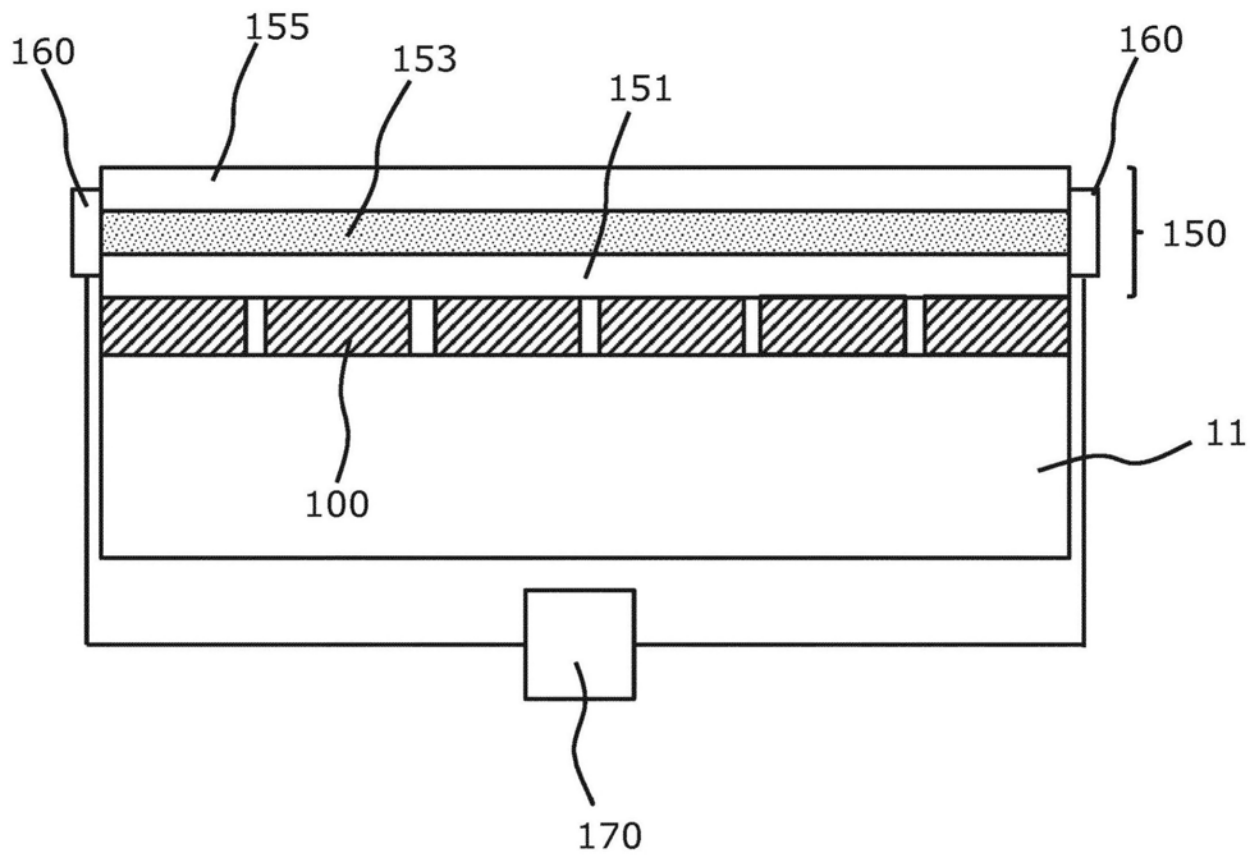
10

图1

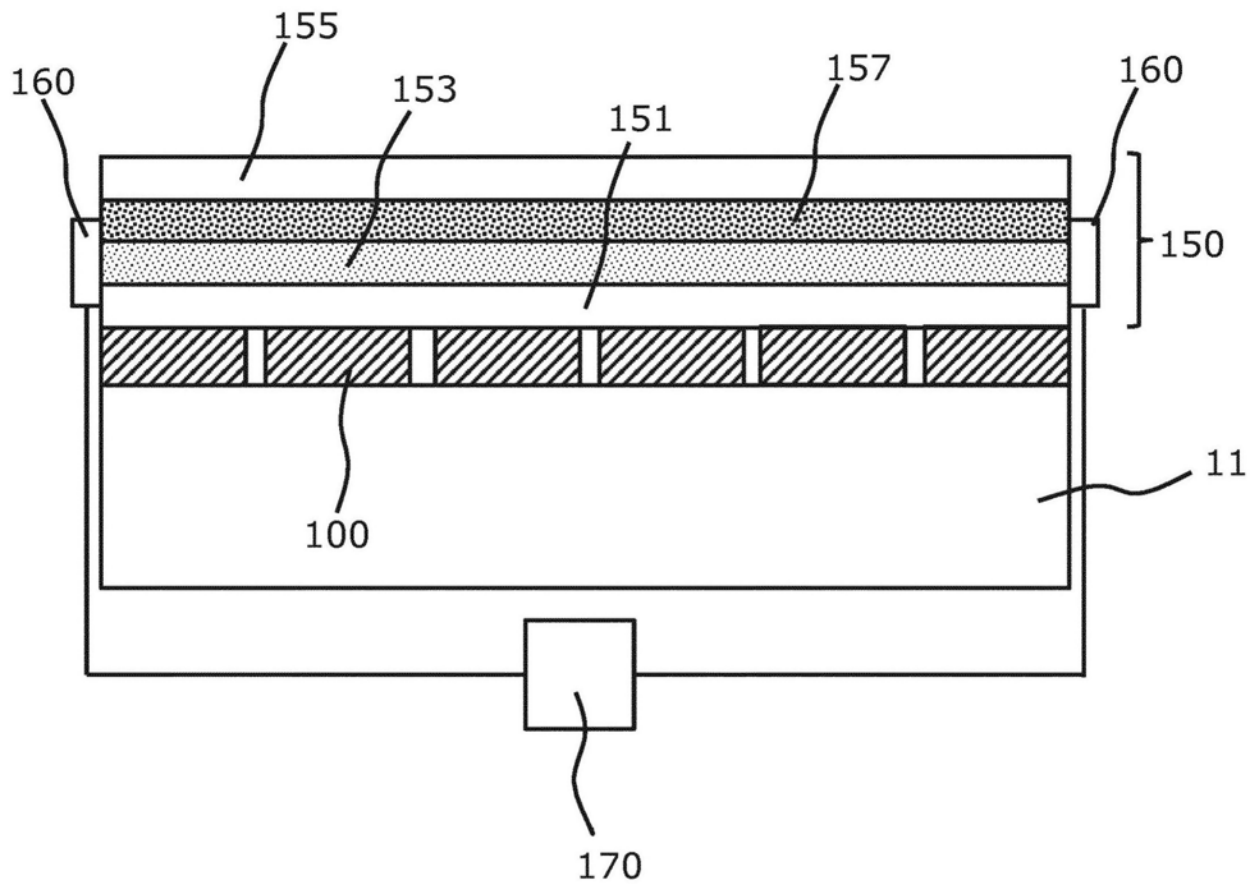
10

图2

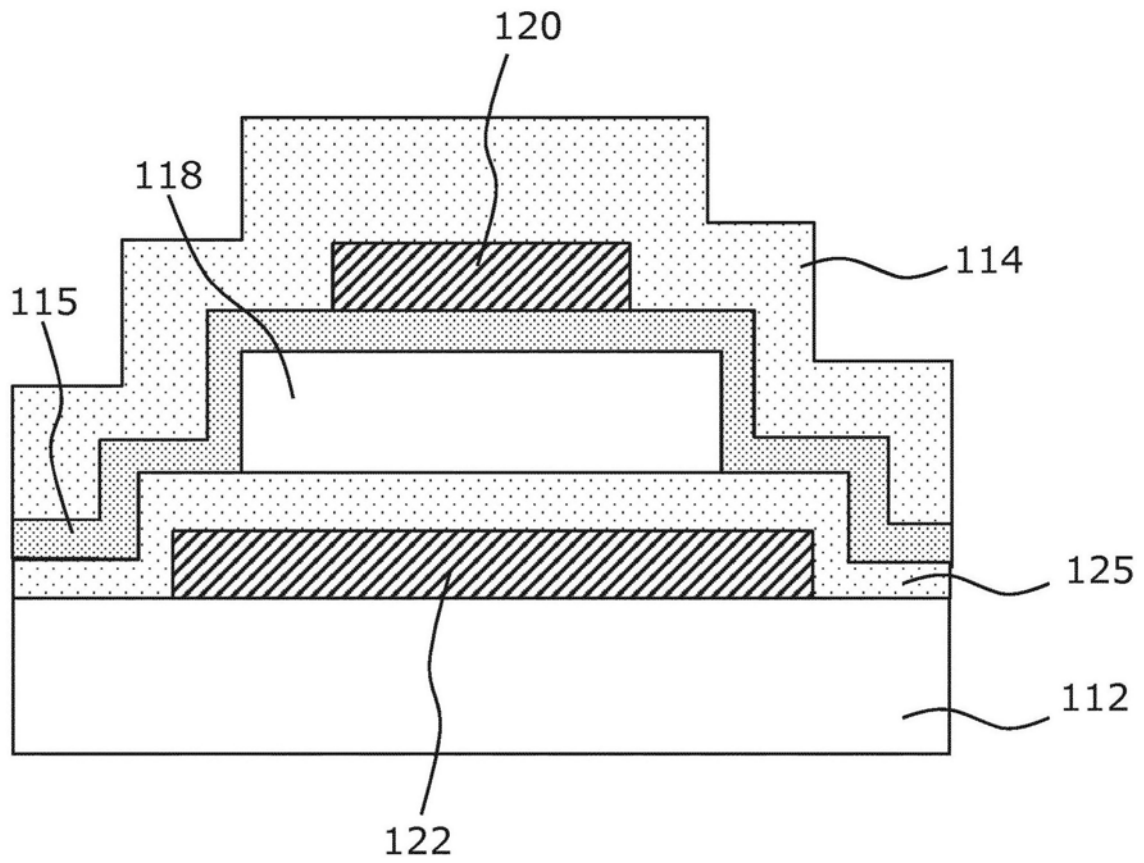


图4

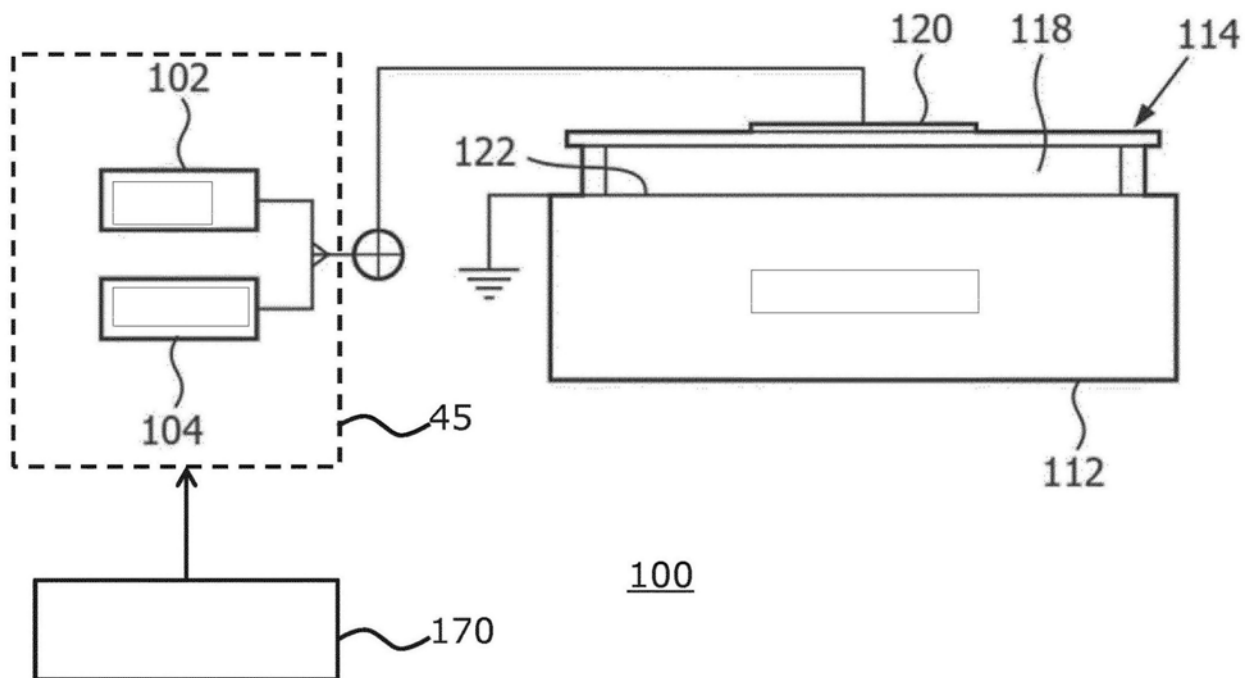


图5

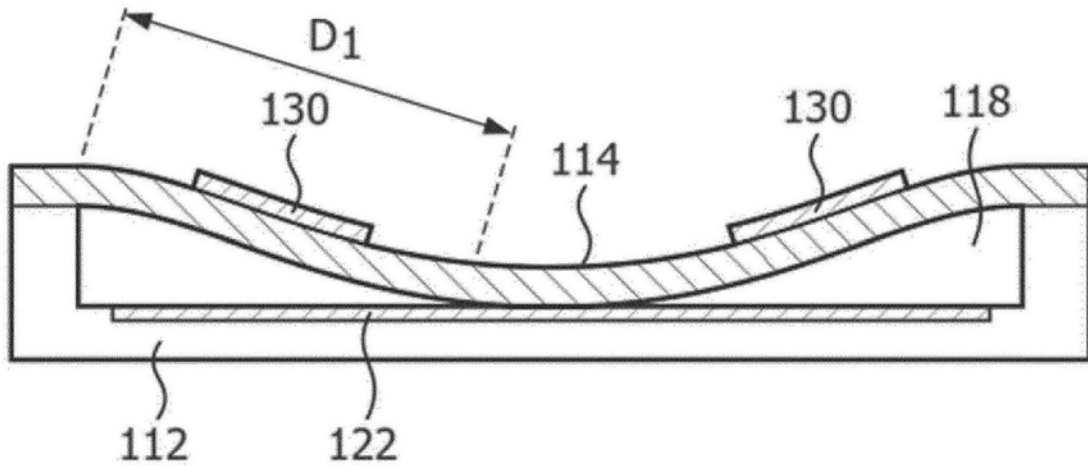


图6a

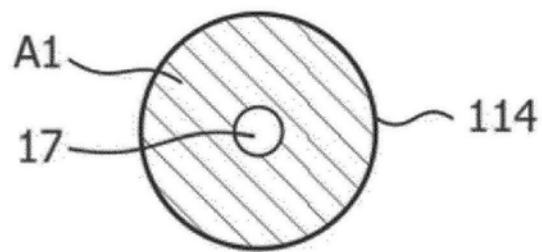


图6b

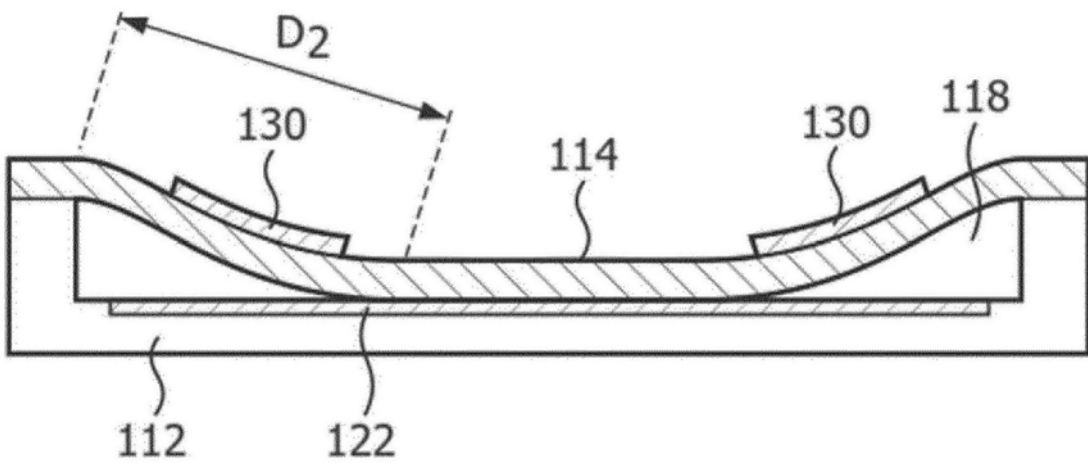


图7a

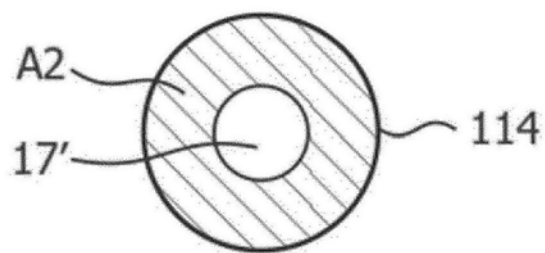


图7b

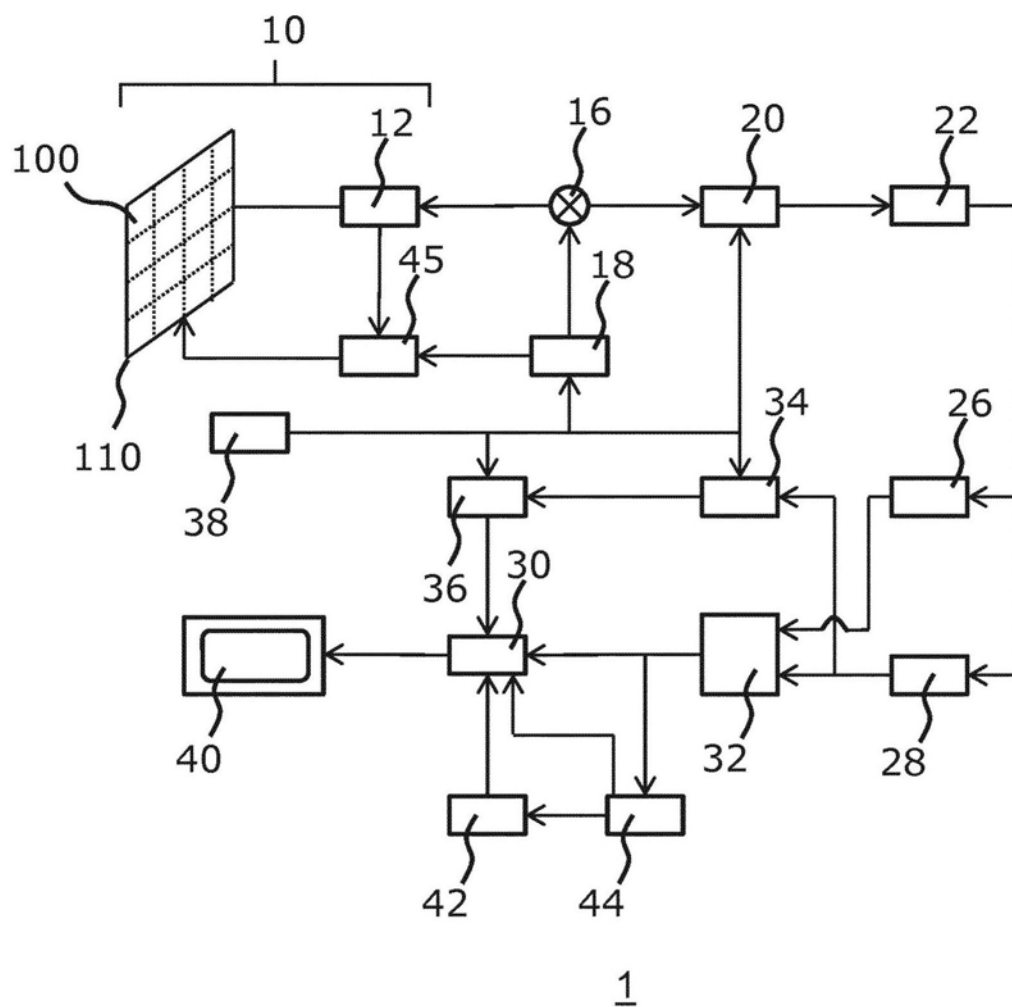


图8

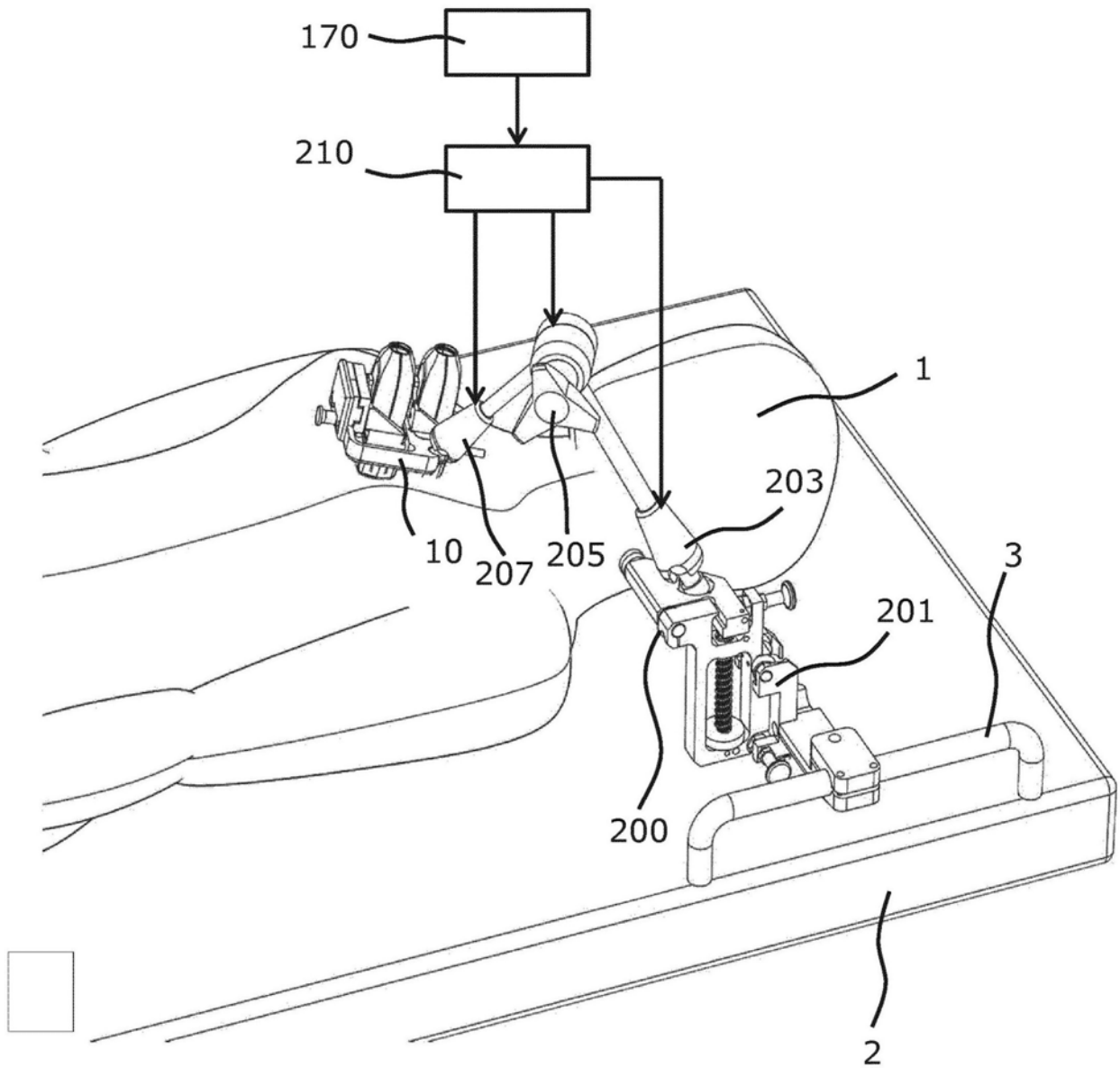


图9

专利名称(译)	超声设备接触		
公开(公告)号	CN109069107A	公开(公告)日	2018-12-21
申请号	CN201780026177.0	申请日	2017-04-26
[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	HJW贝尔特 FJG哈肯斯 GA哈克斯 GHM海斯贝斯 KG威克莱恩 LJAM贝克尔斯		
发明人	H·J·W·贝尔特 F·J·G·哈肯斯 G·A·哈克斯 G·H·M·海斯贝斯 K·G·威克莱恩 L·J·A·M·贝克尔斯		
IPC分类号	A61B8/00 A61N7/00 B06B1/02 G01L1/18 A61B8/08 A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/0883 A61B8/12 A61B8/4218 A61B8/4281 A61B8/429 A61B8/4483 A61B8/483 A61B8/54 A61B8/546 A61B17/2251 A61B2090/065 A61N7/02 A61N7/00 B06B1/0292 G01L1/142 G01L1/186 G01L9/0058 G01L1/18		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	2016181692 2016-07-28 EP 62/327500 2016-04-26 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

公开了一种超声设备(10)，包括换能器布置(110)和所述布置上方的声学透射窗口(150)，所述窗口包括具有散布在弹性体中的导电颗粒的弹性体层(153)，所述弹性体层具有压力敏感的导电性，所述超声设备还包括被耦接到所述弹性体层并且适于测量所述压力敏感的导电性的电极布置(160)。还公开了一种超声系统以及包括这样的超声设备的布置。

