



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 108348958 B

(45)授权公告日 2020.08.11

(21)申请号 201680065714.8

(72)发明人 P·米卡斯基 F·J·G·哈肯斯

(22)申请日 2016.11.10

E·T·M·贝尔本

(65)同一申请的已公布的文献号

K·G·威克莱恩

申请公布号 CN 108348958 A

L·J·A·M·贝克尔斯

(43)申请公布日 2018.07.31

P·迪克森

(30)优先权数据

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

16151635.6 2016.01.18 EP

72002

62/253,484 2015.11.10 US

代理人 孟杰雄 王英

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

(51)Int.CI.

2018.05.10

B06B 1/02(2006.01)

G10K 11/00(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

(56)对比文件

PCT/EP2016/077244 2016.11.10

US 2013301394 A1, 2013.11.14,

(87)PCT国际申请的公布数据

US 4079099 A, 1978.03.14,

W02017/081138 EN 2017.05.18

CN 104226577 A, 2014.12.24,

(73)专利权人 皇家飞利浦有限公司

US 9144421 B1, 2015.09.29,

地址 荷兰艾恩德霍芬

审查员 刘俊里

权利要求书1页 说明书11页 附图5页

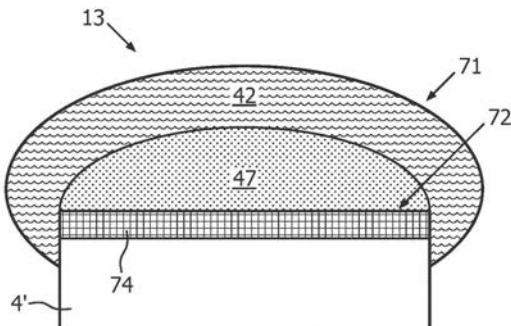
(54)发明名称

超声阵列的声窗层

(57)摘要

一种用于超声阵列的声窗层，所述层具有被布置为面向所述阵列的内表面以及被布置为面向患者的外表面，并且所述层包括：外层，其包括混和在所述外层中的从聚烯烃族(TPO)选择的热塑性聚合物与从聚烯烃族(POE)选择的弹性体，其中，所述外层位于所述声窗层的所述外表面处。在优选实施例中，混和物包括乙烯-辛烯与聚甲基戊烯的共聚物。热塑性聚烯烃为所述混和物提供机械、化学稳定性和低声波衰减；同时聚烯烃弹性体提供对所述混和物的声阻抗进行调谐并进一步改善其声波传播特性的可能性。

200



1. 一种用于超声阵列(74)的声窗层(13),所述层具有被布置为面向所述阵列的内表面(72)以及被布置为面向患者的外表面(71),并且所述层包括:

外层(42),其包括混和在所述外层中的热塑性聚合物聚甲基戊烯与从聚烯烃族选择的弹性体(POE),其中,所述外层位于所述声窗层的所述外表面处。

2. 根据权利要求1所述的声窗层,其中,所选择的弹性体是共聚物。

3. 根据权利要求2所述的声窗层,其中,所选择的弹性体是热塑性弹性体(TPE)。

4. 根据权利要求3所述的声窗层,其中,所述共聚物具有为 α 烯烃的第一单体和为乙烯的第二单体。

5. 根据权利要求4所述的声窗层,其中,所述第一单体是辛烷。

6. 根据权利要求1或5所述的声窗层,其中,混和在所述外层中的所述弹性体的重量比最多为40%。

7. 根据权利要求6所述的声窗层,其中,混和在所述外层中的所述弹性体的重量比最多为30%。

8. 根据权利要求6所述的声窗层,其中,混和在所述外层中的所述弹性体的所述重量比在15%至20%之间。

9. 根据权利要求1所述的声窗层,其中,所述外层表现出在1.5MRayl至1.6MRayl之间的声阻抗并且针对剪切波的声能的每毫米声损耗等于或大于3dB。

10. 根据权利要求1所述的声窗层,其中,所述外层具有在0.8g/cm³至0.85g/cm³之间的密度以及在2000mm/msec至1900mm/msec之间的声波速度。

11. 根据权利要求1所述的声窗层,其中,所述外层表现出在30摄氏度至70摄氏度之间的第一熔点以及在200摄氏度至250摄氏度之间的第二熔点。

12. 根据权利要求3所述的声窗层,其中,所述外层表现出低于-40摄氏度的第一玻璃化转变温度以及在0摄氏度至50摄氏度之间的第二玻璃化转变温度。

13. 根据权利要求1所述的声窗层,其中,所述声窗层还包括位于所述声窗层(13)的所述内表面(72)处的内层(47),其中,所述内层包括热固性橡胶。

14. 根据权利要求13所述的声窗层,其中,所述热固性橡胶包括聚丁二烯。

15. 一种超声探头(200),包括根据权利要求1至12中的任一项所述的声窗层(13)以及超声换能器阵列(74),其中,所述超声换能器阵列(74)的发射侧被声学耦合到所述声窗层的所述内表面。

16. 根据权利要求15所述的超声探头,其中,所述超声换能器阵列包括至少一个电容式微机械超声换能器CMUT单元,其中,所述CMUT单元包括具有第一电极(7)的基板(4);具有第二电极(7')的单元膜(5),所述第二电极与所述第一电极相对并且在它们之间具有腔(8),其中,所述膜被布置为在所述CMUT单元激活时振动。

17. 根据权利要求16所述的超声探头,其中,所述超声换能器阵列还包括至少一个驱动电路(45),所述至少一个驱动电路被耦合到所述CMUT单元并且适于:(a)使所述膜(5)进入塌陷状态,在所述塌陷状态中,通过在所述至少一个CMUT单元的所述第一电极(7)和所述第二电极(7')上施加直流电压而使所述膜塌陷到所述基板(4),以及(b)通过在所述至少一个CMUT单元的所述第一电极和所述第二电极上施加交流电压来激活所述CMUT单元。

超声阵列的声窗层

技术领域

[0001] 本发明涉及用于超声阵列的声窗层,其具有被布置为面向阵列的内表面和被布置为面向患者的外表面。

[0002] 本发明还涉及包括这种声窗层的超声探头。

背景技术

[0003] 期望用于医学成像系统的超声发射部件(例如,声窗和透镜)符合若干要求,这些要求例如为提供:最优低损耗声波传输;用于保护超声阵列元件的化学和机械屏障;用于保护患者免受电活性换能器元件的影响的电屏障。在美国专利4699150中,聚甲基戊烯聚合物(例如可从三井化学公司的商品名TPX下获得)被用作接触构件,该接触构件与在超声波换能器的一个表面上被检查和形成的目标相接触。聚甲基戊烯聚合物由于具有耐久性和低声波衰减而被选择。

[0004] 然而,在超声成像系统中用作声窗和透镜的部分的基于聚甲基戊烯的聚合物会引入图像伪影。此外,基于聚甲基戊烯的聚合物具有1.7MRayl或更高的声阻抗,这对于一些医学超声应用来说过高。对此具有替代材料,例如:衰减低但化学相容性低的聚醚/聚酰胺嵌段共聚物,以及具有较高衰减和流体渗透性问题的填充硅树脂(硅橡胶)。

[0005] 当前没有能满足大部分超声系统的要求的可用的声窗材料。

发明内容

[0006] 本发明的目的是提供用于开头段落中阐述的类型的超声阵列的声窗层,其提供了改善的声波传播并且声窗层具有化学和机械稳定性。

[0007] 根据本发明,该目的是通过提供包括在其中混和有热塑性聚合物聚甲基戊烯与从聚烯烃族(POE)选择的弹性体的外层来实现的,其中,所述外层位于所述声窗层的所述外表面处。

[0008] 将聚烯烃弹性体引入与热塑性聚烯烃聚合物(例如,聚甲基戊烯)的混和物会改变混和物的密度。由于材料的声阻抗与该材料的密度成比例,因此可以用混和物中的混和的弹性体对外层的平均阻抗进行调谐。热塑性聚烯烃提供混和物的机械、化学稳定性和低声波衰减;同时聚烯烃弹性体提供对混和物的声阻抗进行调谐并进一步改善混和物的声波传播特性的可能性。如果外层表现出低的声衰减和降低的声阻抗,那么其可能更贴近人体组织(大约1.6MRayl)。另外,包括混和物的聚烯烃性质的外层提供低的渗水水平。包括该混和物的外层能够抗(用于典型的医学超声仪器的)消毒剂;并具有良好的机械保护性能,如抗冲击性和耐磨性,并且具有生物相容性。热塑性聚烯烃与聚烯烃弹性体的混和物还提供增大的剪切波衰减,这有益于降低换能器元件之间的串扰。因此,在超声成像期间应用包括聚烯烃热塑性聚合物与弹性体的混和物的声窗层会表现出图像伪影减少。聚甲基戊烯(TPX)材料在热塑性聚烯烃中表现出最低的纵向声波衰减之一。对于在医学超声中适用的广泛的声波频率(例如,2MHz至10MHz),TPX材料对于穿过其的声能表现出每毫米声损失小于

3.5dB。聚甲基戊烯适合用于与对纵向声波和剪切波两者都具有较高衰减的聚烯烃弹性体的混和。

[0009] 在本发明的另一实施例中,所述聚烯烃弹性体是共聚物。在又一实施例中,所述弹性体是包括共聚物链的热塑性弹性体。

[0010] 该实施例的外部声学层将是具有热塑性性能的混和物。热塑性聚烯烃弹性体(TPE)的范例可以是乙烯与另一种α-烯烃(例如,辛烷或丁烷)的共聚物。结果得到的TPX与乙烯-辛烯共聚物的混和物从TPX中继承了具有相对高的声波速度的降低的密度;并从共聚物中继承了降低声阻抗和增大剪切波衰减。

[0011] 在又另外的实施例中,外层的密度在0.8g/cm³至0.85g/cm³之间,声波速度在2000mm/msec至1900mm/msec之间。

[0012] 期望提供用于实时超声成像的具有较高声波速度的声透镜。另外,为了避免由于阻抗失配导致的在透镜与组织的界面处的声波散射,还期望为外层提供更接近于组织声阻抗的声阻抗。结果得到的混和物具有0.8g/cm³至0.85g/cm³的相对低的密度并表现出在2000mm/msec至1900mm/msec之间的声波速度,该混和物当在探头中被使用时提供更好的图像质量。

[0013] 在本发明的另一实施例中,外层表现出在30摄氏度至70摄氏度之间的第一熔点以及在200摄氏度至250摄氏度之间的第二熔点。

[0014] 在30摄氏度至70摄氏度范围内的第一熔点对应于形成混和物的聚烯烃弹性体,而在200摄氏度至250摄氏度范围内的第二熔点是形成混和物的热塑性聚烯烃的熔点。两个不同熔点的存在表明外层包括两种材料的混和物,这种两种材料的混和物为外层提供与热塑性和弹性性能相结合的最优点能传输。

[0015] 在本发明的另一实施例中,外层表现出低于-40摄氏度的第一玻璃化转变温度以及在0摄氏度至50摄氏度之间的第二玻璃化转变温度。

[0016] 玻璃化转变温度是聚合物材料的特性。玻璃化转变温度(Tg)是无定形聚合物在加热时变软或在冷却时变脆的温度。包括热塑性聚烯烃与聚烯烃弹性体的混和物的外层能够以两个玻璃化转变温度为特征,其中的低于-40摄氏度的玻璃化转变温度对应于混和在热塑性聚合物中的弹性体,而在0摄氏度至50摄氏度之间的玻璃化转变温度对应于热塑性聚烯烃本身。

[0017] 在本发明的又一实施例中,所述声窗层还包括位于所述声窗层的所述内表面处的内层,其中,所述内层包括热固性橡胶,例如,聚丁二烯。

[0018] 包括热固性橡胶的声窗层的益处对于CMUT阵列尤其明显。橡胶的硬度相对低(低于60邵氏A,优选低于50邵氏A)并且橡胶的分子量相对轻,这可以在声窗层与适于振动的CMUT的膜之间提供改善的声接触。另外,外层具有化学和机械稳定性并且热固性橡胶具有低声波衰减,这可以提供声波在整个声窗层中的改善的转变。聚丁二烯表现出对传播声能的最低衰减效应之一。该材料在用于传播声信号的3dB点处提供大约140%的大带宽。

[0019] 参考下文描述的实施例,本发明的这些方面和其他方面将变得明显并且得到阐明。

附图说明

- [0020] 在附图中：
- [0021] 图1示意性且示例性地示出了根据本发明的原理的包括超声阵列以及具有外层和内层的声窗层的超声探头的侧视图；
- [0022] 图2示意性且示例性地示出了超声阵列的CMUT单元以及具有内层和位于声窗层的外表面侧的外层的覆盖声窗层的侧视图；
- [0023] 图3是比较针对不同声窗材料的、声能通过这些声窗材料的每毫米声损(以dB为单位)的声频依赖性的曲线图；
- [0024] 图4示出了针对聚甲基戊烯、聚烯烃弹性体以及聚甲基戊烯与聚烯烃弹性体的不同浓度的混和物的差示扫描量热曲线之间的比较；
- [0025] 图5示出了针对聚甲基戊烯、聚烯烃弹性体以及聚甲基戊烯与聚烯烃弹性体的不同浓度的混和物的动态力学分析曲线之间的比较；
- [0026] 图6示出了包括具有形成外层和内层的不同材料的声窗层的超声阵列的输出压力的比较；
- [0027] 图7示意性且示例性地示出了以塌陷模式操作并且被声学耦合到声窗层的CMUT单元的侧视图；
- [0028] 图8示出了超声成像系统的实施例的示意图；并且
- [0029] 图9示意性地图示了根据本发明的用于制造超声阵列的方法。

具体实施方式

- [0030] 图1示意性且示例性地示出了根据本发明的超声探头200的实施例，超声探头200包括超声阵列74。超声阵列74具有面向声窗层13的内表面72的超声波发射侧以及与该发射侧相对的背侧。超声阵列可以包括被耦合到适于驱动和控制阵列中的换能器的集成电路的超声换能器。阵列的背侧被电耦合到探头的基座4'，探头基座4'将集成电路的输入信号和输出信号传送到超声系统202并且从超声系统202传送这些信号(图8)。
- [0031] 声窗层13包括位于声窗层13的外表面处的外层42。外表面旨在面向患者201或待由超声成像系统202检查的身体。外层42包括从聚烯烃族(热塑性聚烯烃或TPO)选择的热塑性聚合物与从聚烯烃族(聚烯烃弹性体或POE)选择的弹性体的混和物。
- [0032] 大多数弹性体是热固性弹性体，其通常以“打结的”分子链的广泛网状交联为特征。这种类型的交联意味着材料具有高水平的尺寸稳定性，但仍具有弹性延展性。通过施加载荷(例如拉伸载荷)，链变得被拉伸，但在移除载荷后，链再次松弛。未硬化的弹性体的典型硬度低于50邵氏A，其是通过硬度计(A级)测量的。烯烃族(也被称为烯烃)是包括至少一个碳-碳双键的不饱和烃族。聚烯烃是包括从烯烃族选择的单体的聚合物。
- [0033] 热塑性聚合物是分子链不交联(在这一点上与热固性弹性体不同)的聚合物。热塑性聚合物因此展现出塑性弹性行为并且是可热成形的(具有在被加热时软化或熔化并且在被冷却时再次硬化的性质)。这种可成形性是可逆的，换句话说，只要材料不因过热而受到热损坏，这种可成形性就可以按要求进行重复。由于热塑性塑料有很少交联或没有交联，因此在加热时热塑性塑料的个体的聚合物链能够滑过彼此。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相对较轻的分子量，这里假设热塑性聚合物并不进一步

包含包括官能团的氧。热塑性聚烯烃包括线性全同立构聚合物。通常，热塑性聚合物具有高于60邵氏A的硬度。

[0034] 另一种类型的弹性体是热塑性弹性体(TPE)，其与上面提及的一般热塑性塑料一样没有交联或有很少交联。热塑性弹性体能够是共聚物，其中，高水平的热塑性弹性体尺寸稳定性及其弹性延展性是通过将两种不同类型的聚合物组合在一起实现的。TPE为材料提供伸展以适度伸长并恢复其接近原始形状的能力，从而创造更长的使用寿命和更好的物理范围。大多数可商业购买的TPE是乙烯-丁烯或乙烯-辛烯的聚烯烃共聚物。

[0035] 已经发现，将聚烯烃弹性体引入用于外层42的聚烯烃热塑性聚合物的混和物提供了增大的剪切波衰减，这有益于降低阵列74中的换能器元件之间的串扰。因此，具有如下的声窗层13的超声探头200在超声成像期间表现出图像伪影减少：该声窗层13具有由热塑性聚烯烃与聚烯烃弹性体的混和物形成的外层42。

[0036] 对这些聚合物材料的混和(复合)能够例如用双螺杆挤压机来执行。热塑性聚合物与弹性体的混和物表示所谓的不融和的聚合物混和物(非均相聚合物混和物)，其中，由这两种聚合物制成的混和物表现出对应于形成混和物的材料的两组不同的物理特性，例如，玻璃化转变温度和熔点。聚烯烃弹性体的额外的优点是它与大多数烯烃材料相容，其中，烯烃是具有至少一个双键的一类不饱和开链烃中的任一种。应当注意，混和提供给定体积内热塑性材料和弹性体材料的均匀分布，而不形成不同材料的分离岛，其中，所述岛能够引入对超声波的额外散射源。

[0037] 与纯热塑性塑料相比，将聚烯烃弹性体引入与热塑性聚烯烃的混和物会改变混和物的密度。并且，由于声阻抗(Z)被定义为介质中的声能(或波)的声传播速度(v)与该介质的密度(ρ)的乘积：

$$[0038] Z = \rho * v,$$

[0039] 因此外层的声阻抗能够被有益地调节到大约1.6MRayl的软组织阻抗。同时，还能够通过选择混和在热塑性聚合物中的弹性体含量的不同比例来调谐外层的其他声学性能，例如，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，其能够提供机械鲁棒性，而不会损害超声图像质量，另外还具有更接近软组织阻抗的声阻抗并表现出增大的声波速度。

[0040] 用于在外层中使用的热塑性聚合物的优选材料之一是聚甲基戊烯(聚4-甲基戊烯-1)。聚甲基戊烯(可从三井公司以商品名TPX获得)材料表现出低的纵向声衰减，如从图3的曲线83能够看到的。在这种背景下，纵向衰减对应于从被布置为面向阵列的内表面传播到外表面时的波的幅度的降低。在从0MHz到10MHz的频率范围内，聚甲基戊烯层表现出低于3dB/mm的衰减值。

[0041] 在另外的范例中，聚甲基戊烯材料与形成聚烯烃弹性体的共聚物混和。共聚物是包括具有不同弹性特性的材料的聚合物(两种不同的单体)的物理混合物。聚烯烃弹性体的共聚物是乙烯与 α -烯烃(例如，辛烷或丁烷)的共聚物。 α -烯烃是具有化学式 C_nH_{2n} 的烯烃的有机化合物族，通过在主位或阿尔法(α)位具有双键而区别开来。在另一实施例中，外层包括聚甲基戊烯与乙烯-辛烯共聚物的混和物。该共聚物可从陶氏化学公司以商品名Engage获得。

[0042] 聚甲基戊烯(TPX)层在表中列出的材料中表现出最低的声衰减。TPX的另一个优点

是这种材料具有相对低的密度,而由于其硬度表现出相对高的声波速度(高于2mm/msec)。与具有相似声波速度的其他更致密的聚合物相比,TPX具有相对高的声波速度,同时表现出相对低的声阻抗。然而,正如上面已经指出的那样,TPX材料具有低的剪切波衰减。与从超声阵列穿过声窗层13向患者传播的发射超声相反,剪切波沿着声窗表面行进并且增大了影响超声图像质量的、换能器之间的串扰。

[0043] 由于乙烯-辛烯共聚物具有烯烃性质,因此作为热塑性弹性体的乙烯-辛烯共聚物适合用于与聚甲基戊烯混和。这种共聚物平均比TPX表现出更低的声阻抗和几乎高了一个数量级的剪切波衰减。结果得到的TPX与乙烯-辛烯共聚物的混和物从TPX中继承了具有相对高的声波速度的减小的密度;并从共聚物中继承了降低的声阻抗和增大的剪切波衰减。因此,能够获得包括来自TPX与乙烯-辛烯共聚物的混和物的改进的外层42。由于减少了源自于窗层的图像伪影,因此这种混和为声学探头的窗层提供了耐久性和低声衰减性能,接近于改善的成像质量。

[0044] 表1示出了针对如下的不同材料测量的声学性能的比较:聚甲基戊烯(三井公司TPX MX0002,在聚合物链中具有4个单体)、聚烯烃弹性体(Engage 8180,在聚合物链中具有4个单体);聚甲基戊烯(TPX MX0002)与聚烯烃弹性体(Engage 8180)的两种混和物,其中,混和物中弹性体的量相应地占总的混和物重量的15%和20%。

[0045] 表1不同层材料的材料参数变化:密度、声波速度、声阻抗、声能衰减(声波频率为7MHz)和剪切波衰减

层材料	密度 (g/cm ³)	速度 (mm/msec)	阻抗 (MRayl)	衰减 @7 MHz (dB/mm)	剪切波衰 减(dB/mm)
[0046]	Engage 8180	0.874	1622	1.417	>17
	TPX/ Engage (15%)	0.835	1923	1.607	5
	TPX/ Engage (20%)	0.832	1899	1.580	10
	TPX	0.819	2067	1.692	1

[0047] Engage 8180具有来自商业可获得的Engage类型的最低密度。Engage 8180材料表现出相当大的剪切波衰减(高于17dB/mm),另外还表现出相对高的声波衰减:从2.5MHz处的大约1.5dB/mm增加到7.5MHz处的5dB/mm。TPX与Engage 8180的混和物(其中与TPX相比的重量比相应地为85%和15%)表现出密度略微增加到每立方厘米0.835克(g/cm³),改善的剪切波衰减为大约5dB/mm,并且在7.5MHz处增加的声波衰减为大约2.71dB/mm。与TPX材料相比,TPX与Engage 8180(85%/15%)的混和物的声阻抗减小到1.6MRayl,这使得外层42的声阻抗值更接近组织阻抗。通过增加混和物中Engage的重量比能够进一步改善(增加)混和物的剪切波衰减。在TPX与Engage 8180的混和物(对应的重量比为80%和20%)的情况下,剪切波衰减可能高达10dB/mm,而声阻抗进一步降低到1.58MRayl。这些改善可以通过在7MHz处的大约3.12dB/mm的声波衰减能量值的轻微增加来平衡。

[0048] 这些聚合物的混和通过根据不同的医学应用而改变混和物中聚合物的重量比来提供使混和物的声波速度变化的自由度。

[0049] 图3示出了针对不同声窗材料的、声能通过该声窗材料的衰减的声频依赖性。符号指示测得的数据，并且线条指示模拟依赖性。所呈现的材料随着频率的增加表现出衰减值的稳定增加。针对通常使用的填充硅橡胶(RTV-560, 曲线81)，观察到随频率显著增加的最高衰减：在7MHz左右的频率处衰减几乎达到5dB/mm。观察到针对聚丁二烯的最小衰减(曲线85)，其在10MHz以下的频率处表现出低于1dB/mm的衰减。与RTV-560相比，聚甲基戊烯材料(TPX, 曲线83)表现出改善的衰减，从2MHz处的大约0.5dB/mm变化到10MHz处的3dB/mm。与纯聚甲基戊烯相比，TPX与Engage 8180的重量比为80%和20%的混和物表现出增加的衰减依赖性，然而，与通常使用的填充硅相比，这种依赖性仍然得到改善。TPX/Engage 8180(20%)混和物中的声波衰减从2MHz处的大约0.5dB/mm变为10MHz处的4.5dB/mm。因此，由热塑性烯烃(聚甲基戊烯)与聚烯烃弹性体(乙烯-辛烯共聚物)的混和物形成的外层表现出低的声衰减和降低的声阻抗，其可以与身体/人体组织更紧密地匹配。另外，外层具有低的渗水水平；能够抗(用于典型的医学超声仪器的)消毒剂；并具有良好的机械保护性能，如抗冲击性和耐磨性，并且具有生物相容性。

[0050] 由于形成混和物的两种组分都是基于烯烃的，因此外层的材料是非极性的；因此对医学设备常用的消毒剂处置具有化学稳定性。

[0051] 用于在超声阵列74中使用的合适超声换能器对于超声换能器技术人员来说是已知的，例如，PZT或CMUT。

[0052] 为了表征根据本发明获得的混和物，执行差示扫描量热法和动态力学分析。图4示出了针对以下的差示扫描量热曲线：聚甲基戊烯(TPX MX0002, 曲线61)；对应地具有80%/20% (曲线62) 和85%/15% (曲线63) 的重量比的聚甲基戊烯/聚烯烃弹性体混和物(TPX/Engage 8180)；以及聚烯烃弹性体(Engage 8180, 曲线64)。

[0053] 从曲线62和63能够看出，热流温度依赖性在50摄氏度和225摄氏度左右具有两个极值点。这表明聚甲基戊烯与聚烯烃弹性体的混和物表现出两个熔点，其中，最低温度点表示与聚烯烃弹性体相关联(与曲线64相比)的30摄氏度至70摄氏度之间的第一熔点(MP1)，并且最高点表示与热塑性聚合物(与曲线61相比)相关联的200摄氏度至250摄氏度之间的第二熔点(MP2)。事实上，纯Engage 64和纯TPX 61的热流曲线各有一个极值点：对于聚烯烃弹性体(Engage, 64)的极值点在50摄氏度左右，对于热塑性聚合物(TPX, 61)的极值点在225摄氏度左右。

[0054] 图5示出了针对相同材料集合的动态力学分析曲线。为了简化，在图4和图5这两幅图中使用相同的附图标记。混和物的损耗模量温度依赖性(曲线63和63)示出结合两种混和材料性能的两个极值。低于-40摄氏度(尤其是-60摄氏度左右)的最大值是对于聚烯烃弹性体(尤其是Engage)的第一玻璃化转变温度(T_g 1)。在0摄氏度至50摄氏度之间(尤其是25摄氏度左右)的最大值是对于热塑性聚烯烃(尤其是TPX)的第二玻璃化转变温度(T_g 2)。纯Engage 64和纯TPX 61的损耗模量曲线各有一个极值点：对于弹性体(Engage, 64)的极值点在-60摄氏度左右，对于热塑性聚烯烃(TPX, 61)的极值点在25摄氏度左右。

[0055] 如图1所示，该实施例的声窗层可以包括位于声窗层13的内表面72处的内层47。能够基于超声换能器的声学要求来选择形成内层47的(一种或多种)材料，这些声学要求例如为超声换能器的声阻抗和电声转换机制。内层47提供超声阵列的发射表面与声窗层13的声学耦合。

[0056] 在本发明的另一实施例中,超声阵列74包括至少一个CMUT单元,如图2所示。这种CMUT单元通常被制造在诸如硅晶片的基板4上。该基板可以位于图1中的探头200的基座4'内。超声探头200的超声阵列74可以包括一个或多个CMUT单元6。CMUT单元可以被个体地激活或者被彼此组合地激活。个体单元能够具有圆形、矩形、六边形或其他周边形状。

[0057] 每个CMUT单元具有至少一对由腔8分开的电极7'和7。腔8被形成在悬置在由基板4的顶表面形成的单元底板31上方的膜5之间。膜5可以由氮化硅制成并适于移动或振动。膜5能够通过多个支撑部分9(在图2中示出了两个支撑部分9)被悬置在单元底板31(或基板)上方。电极7、7'由导电材料(例如,金属)制成。底部电极7可以被嵌入单元的底板31,而顶部电极7'可以被嵌入膜5。电极7和7'也可以作为额外层被沉积在单元底板31或膜5上。底部电极7通常在其面向腔的表面上与额外层(未示出)绝缘。这种绝缘层能够包括氧化物-氮化物-氧化物(ONO)介电层、氧化硅层、氧化铝层或氧化铪层中的任一个或其组合。绝缘层可以被形成在底部电极7上方和膜电极7'下方。ONO介电层有利地减少了电极上的电荷积聚,电荷积聚会导致设备不稳定、漂移和声输出压力降低。支撑部分9可以由诸如氧化硅或氮化硅的绝缘材料制成。腔8能够是填充空气或气体的,或者是全部或部分抽空的。由腔8分开的两个电极7和7'表示电容。通过被耦合到电极7和7'的驱动电路45施加电信号引起膜5的机械移动/振动,这引起电容的改变并且能够通过与CMUT换能器集成电路相关联来操纵。驱动电路45能够被实施为超声阵列的集成电路的集成部分。驱动电路45通常包括交流信号电压和直流电压源并与这些电源电路相关联。

[0058] 为了提供内层47与CMUT膜5的最优声学耦合,内层47可以包括从热固性橡胶选择的一种或多种材料。热固性橡胶是仅含有氢原子和碳原子并具有相对低的密度(低于1g/cm³)的聚合物材料。

[0059] 例如,内层47材料能够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,表现出低达40邵氏A的硬度。

[0060] 聚丁二烯属于不含除氢和碳以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。用作针对内层47的材料的聚丁二烯层对于整个声窗层13表现出改善的声波传输(较低的衰减)。这可以归因于与PZT相比CMUT中的电声转换的机制不同。基于PZT的换能器通常具有平行六面体形状,其中,该平行六面体的至少一个面适于在声波传输期间以类似活塞的运动来振动。振动(活动)面的位移在整个表面是均匀的。

[0061] 相比之下,CMUT的振动膜在整个膜区(表面)上具有不同的位移。在常规操作模式中,膜的位移在CMUT单元的中央部分最高,而在膜的外围处最低。在如图7所示的塌陷操作模式中,CMUT单元6的膜5部分地接触单元底板,与常规操作模式相比,这引起最大的膜位移(D)。在CMUT操作期间,膜46的中央部分可以通过施加塌陷的直流电压值(直流电压由驱动电路45供应)来与单元底板接触(塌陷到单元底板)。由驱动电路45供应的施加的交流信号电压使得膜43的悬置部分(位于膜的外围处)在所施加的电信号下在电极7与7'之间移动/振动。从技术角度来看,具有塌陷的膜的CMUT原则上能够以任何常规方式来制造,包括为CMUT提供膜并应用不同手段(例如,电(偏压)或压力)以使膜成为塌陷状态。在塌陷操作模式中,膜的中央部分的位移D是固定的,而膜的悬置部分以幅度d振动,该幅度由针对给定CMUT单元设计的交流电压信号来确定。

[0062] 膜的振动部分的位移的变化对声窗层13的内层47特性施加不同的要求,以便提供

操作CMUT换能器的改进的声学耦合。声窗层可能需要使其内表面适应膜的位移。聚丁二烯的相对轻的分子量与其相对低的硬度(低于60邵氏A, 优选低于50邵氏A)相结合可以在声窗层13与适于振动的CMUT的膜之间提供改进的声接触。另外,形成内层的材料的低声波衰减可以提供在整个声学层13中的改进的波转变。

[0063] 因此,该实施例描述了最优声窗层设计,包括基于聚烯烃的弹性体的内层47以及混和在聚合物中的热塑性聚合物与聚烯烃弹性体的外层42,其中,声窗层13提供了针对CMUT超声阵列的最优操作条件。优选地,通过包括被耦合到CMUT单元6并且适于进行以下操作的至少一个驱动电路45来将阵列布置为以塌陷模式进行操作: (a) 通过在至少一个CMUT单元的第一电极7和第二电极7'上施加直流电压,使膜5进入塌陷状态,其中,膜塌陷到基板4,并且 (b) 通过在至少一个所述CMUT单元的第一电极和第二电极上施加交流电压来激活CMUT单元。

[0064] 在这种模式中,CMUT超声阵列可以通过使所施加的直流电压变化来以不同频率发射或接收超声,这继而改变膜5与基板4的接触面积。直流电压越大,在塌陷模式中的接触面积越大,并且CMUT单元的谐振频率越高。因此,与基于PZT的阵列相比,基于CMUT的超声阵列可以对声窗层施加额外的要求,以便为CMUT超声阵列适于操作的大频率范围提供最优的声波传播。因此,期望内层47和外层42两者在宽的操作频带内表现出改善的声学性能。

[0065] 聚丁二烯材料具有大约1.6MRayl的声阻抗。为了使超声阵列与受超声作用的组织之间的阻抗失配最小化,可能期望增大包括聚丁二烯的声窗材料的声阻抗值。这能够通过向内层47中添加诸如绝缘颗粒41的填充物来实现。将绝缘颗粒引入内层增大了第一层的总密度。已经发现,由嵌入的绝缘颗粒引起的额外声学损耗足够低,并且不会显著影响通过聚合物层传播的声波的质量。

[0066] 作为范例,表1示出了在引入平均直径为2-3微米并且占内层总重量的固定百分比的二氧化锆(ZrO_2)绝缘颗粒的情况下测得的聚丁二烯层的声学性能的变化。

[0067] 表1随着聚丁二烯层的总重量中 ZrO_2 颗粒的重量百分比的增大,密度、声波速度、声阻抗和衰减(频率为7MHz)的变化

[0068] % ZrO_2	密度 (g/cm ³)	速度 (mm/msec)	阻抗 (MRayl)	衰减 @7 MHz (dB/mm)
0	0.906	1570	1.423	0.55
4%	0.937	1553	1.455	0.75
8%	0.972	1532	1.489	0.87
16%	1.0405	1503	1.564	1.05
24%	1.0855	1469	1.5945	1.25

[0069] 从表中能够看出,随着包括聚丁二烯的第一层的总密度增大,能够将该层的声阻抗调谐为较高的值,例如,更接近组织的声阻抗,而层的衰减仍然保持在1.5dB/mm以下,即使对于由绝缘颗粒(ZrO_2)占据其重量的25%的层也是如此。当包括具有嵌入的绝缘颗粒的

聚合物材料的声窗层的第一层具有等于或大于 0.94g/cm^3 的密度和等于或大于 1.5MRayl 的声阻抗时,提供了声窗层与CMUT单元的膜的直接声学耦合。因此,不要求声窗与CMUT阵列之间的额外耦合介质。此外,等于或大于 1.5MRayl 的声阻抗更紧密地匹配于CMUT声阻抗与外层42之间的值。

[0070] 轻分子量的热固性橡胶的优点在于,与常用于超声的硅基橡胶(填充硅)相比,这些热固性橡胶(尤其是聚丁二烯)具有更高的声阻抗。因此,为了将基于聚烯烃的聚合物层的声阻抗调谐到组织的阻抗,与填充硅树脂相比,可以在该聚合物材料中使用相对较少量的填充剂。由于将绝缘颗粒引入层中平均增大了层的硬度,因此具有较高声阻抗的聚合物材料(热固性橡胶)的应用向声窗层13提供了相对较小的变化硬度(保持在60邵氏A以下,优选在50邵氏A以下)以及比使用填充硅树脂低得多的衰减(优选在 1.5dB/mm 或 2dB/mm 以下)。为了使填充硅的声阻抗更接近软组织的阻抗(即,从 1.1MRayl 到 1.6MRayl),要求更大量的填充剂颗粒。这样引入颗粒会引起相当大的衰减并增大填充硅层的硬度。

[0071] 能够通过具有低衰减和高于 1.4MRayl 的声阻抗的热固性橡胶的组合以及利用引入嵌入的绝缘颗粒而使第一层具有相对恒定的硬度来提供声窗层与CMUT单元的膜的最优声学耦合。

[0072] 在本发明的实施例中,使用陶瓷颗粒作为绝缘颗粒可以是有益的。诸如金属氧化物(ZrO_2 、 Al_2O_3 、 TiO_2 、 Bi_2O_3 、 BaSO_4 等)的陶瓷颗粒表现出高的绝缘特性,这对于向阵列电子器件提供额外的绝缘可以是有利的。此外,本领域开发出了多种用于制造明确定义的尺寸的陶瓷颗粒的方法。

[0073] 从图3中的曲线85和85分别能够看出,聚丁二烯的各层的总重量的25%填充有 ZrO_2 颗粒并且聚丁二烯的各层中的声波衰减减小。具有嵌入绝缘颗粒的聚丁二烯在 10MHz 处的衰减低于 2dB/mm ,在 5MHz 处低于 1dB/mm 。

[0074] 因此,根据本发明的原理,包括聚烯烃弹性体的内层47与包括聚合物混和物的外层42的组合为声窗层提供了改善的声学性能,其中,声窗层也对医学消毒剂具有机械和化学抗性。能够通过使嵌入的绝缘颗粒与混和物组分的重量比变化来进一步调节内层和外层的声学性能。

[0075] 图6示出了针对包括不同材料的声窗层13的CMUT超声阵列在从 0MHz 到 35MHz 的频率范围内的输出压力(MPa)。曲线65对应于由 1.2毫米 厚的填充硅橡胶(RTV)覆盖的超声阵列。能够看出,硅橡胶层对于CMUT阵列在这个频率范围内具有差的性能,表现出低的输出压力,在 5MHz 附近达到 1.5MPa 的最大值;超过 7MHz 的频率,填充硅橡胶表现出强的声信号衰减。覆盖有包括厚度为 30微米 的聚丁二烯材料的第一层(曲线67)的CMUT阵列表现出超宽带宽,输出压力高达 3.5MPa 。曲线66对应于包括由聚丁二烯形成的内层47(30微米 厚)和由聚甲基戊烯与聚烯烃弹性体的混和物形成的外层42的声窗层13,其中,外层的厚度为 200微米 。针对该阵列的输出压力高达 2.5MPa ,在 7MHz 至 5MHz 的宽频范围内高于 2MPa 。因此,外层47的存在为超声探头提供了宽的频率带宽,其特征在于低的声波衰减与耐用且可清洁的外表面71相结合。

[0076] 包括混和于外层47中的基于聚烯烃的热塑性聚合物与基于聚烯烃的弹性体的外层47的额外的优点在于,该混和物是能模制的并且能够更容易地适于工业应用,作为超声探头中的声窗/透镜材料。

[0077] 描述了聚合物材料作为层的工业应用。在图9中图示了根据本发明的用于制造包括声窗层的超声阵列的方法20。在步骤31中,提供预先聚合的聚丁二烯38(来自Lanxess的CB728T)的颗粒。在步骤32中,将块状物颗粒化并溶解在溶剂(如烷烃、支链或环状烷烃,例如,己烷、庚烷、环己烷)中。在步骤33中,能够通过向溶剂添加绝缘颗粒来实现对内层的声阻抗的优化,其中,聚合物材料用作针对颗粒的分散剂,使得提供了聚合物材料与绝缘颗粒的液体混合物。可以将额外的分散剂(如脂肪酸(具有脂肪族链的饱和或不饱和的羧酸))加入液体混合物中。液体混合物中的填充剂颗粒可以增加声窗的内层的硬度,而脂肪酸可以抵消这种硬度增加,保持第一层的平均硬度在相对恒定值处。脂肪酸的不饱和链(如油酸、亚油酸和亚麻酸(一个、两个和分别为树状双碳键))能够聚合并键合到聚丁二烯链。这提供了颗粒在液体混合物中的良好分散/分布。在步骤34中,提供具有超声阵列的芯片,该超声阵列具有被耦合到集成电路的至少一个CMUT单元。在步骤34中,将芯片浸入液体混合物中,使得包括液体混合物的层覆盖CMUT单元。由于在步骤33中能够实现液体混合物与传播介质之间的最小阻抗失配,因此液体混合物层的厚度变化的容限相当高。浸渍时间的增加会增加液体混合物层的厚度。在步骤35中,具有液体混合物层的芯片可以在大约70°C的高温下干燥。随着时间的推移,当溶剂开始从液体混合物中蒸发时,液体混合物层可以变得更加坚固(粘性)。在该阶段处,能够将其中混和有聚烯烃弹性体的聚烯烃热塑性塑料的外层施加到液体混合物层。该步骤的优点是外层能够在没有任何胶水的情况下被耦合到第一层。

[0078] 聚烯烃弹性体在热塑性聚烯烃混和物中的优选重量比低于40%。对于描述其中混和有聚烯烃弹性体(Engage)的聚甲基戊烯(TPX)的实施例,弹性体的重量比增加超过40%会在外层中引起太高的衰减。在40%以下,可以实现降低的声阻抗、降低的剪切波传播和增加的声波衰减之间的最优平衡。聚烯烃弹性体在热塑性聚烯烃混和物中的优选重量比在10%至30%之间,尤其是在15%至20%之间。所选的重量比的确切值可以取决于超声阵列的医学应用。例如,对于低频应用(低于5MHz),可以选择相对高的重量比(高于25-30%),因为外层的衰减可能低于2dB/mm。在较高的频率范围内(在5MHz至10MHz之间),为了将衰减保持在2dB/mm以下,可以选择混和物中聚烯烃弹性体的较低重量比,例如,15%-20%。

[0079] 另外,在步骤36中,覆盖CMUT单元的层在足以蒸发来自液体混合物层的剩余溶剂(在庚烷的情况下为大约100°C)的温度下固化,使得包括其中嵌入有绝缘颗粒41的聚合物材料47的声窗层13被提供为覆盖CMUT单元。替代地,为了确保更好的固定,可以将外层与第三层胶一起耦合到内层,并在步骤37中进一步固化。

[0080] 由于步骤简单并且超声阵列的性能对声学层窗口厚度具有较大的容差,因此该方法能够有利地在工业规模上进行应用。通过重复浸渍34步骤和干燥36步骤能够增加层厚度。由于在步骤33和35中可能优化阻抗,因此聚烯烃材料的低衰减特性、声窗层中的局部厚度与平均值的偏差能够高于常用的喷涂或旋涂制造中公认的标准。除了这种制造方法以外,还提供了在阵列中实施的不同芯片设计和电接触结合的灵活性。

[0081] 该方法还能够有益地用于不同的芯片尺寸,特别是在诸如介入设备和导管的区小型化超声阵列中。

[0082] 图8示出了超声成像系统202的原理设计。

[0083] 超声成像系统通常用附图标记202来指代。超声成像系统202用于扫描例如患者201的身体的区或体积。应当理解,超声系统202还可以用于扫描其他区或体积,例如,动物

或其他生物的身体部位。

[0084] 为了扫描患者201,可以提供超声探头200。在所示的实施例中,超声探头200被连接到控制台设备203。控制台设备203在图8中被示为移动控制台。然而,该控制台203也可以被实现为固定设备。控制台设备203经由以有线方式形成的接口206被连接到探头200。另外,可以预想到,控制台设备203也可以例如使用UWB传输技术以无线方式被连接到探头200。控制台设备203还可以包括输入设备205。输入设备可以具有用于向超声成像系统202的用户提供输入机制的按钮、小键盘和/或触摸屏。额外地或替代地,其他机构可以存在于输入设备205中以使得用户能够控制超声成像系统202。

[0085] 另外,控制台设备203包括显示器204,以将由超声成像系统202生成的显示数据显示给用户。由此,超声系统200的用户能够在控制台设备203上观看经由超声探头200扫描的患者201内的体积。

[0086] 超声探头200包括根据本发明构建的CMUT换能器阵列。

[0087] 本领域技术人员通过研究附图、公开内容以及权利要求,在实践请求保护的发明时能够理解并实现对所公开的实施例的其他变型。

[0088] 在权利要求中,“包括”一词不排除其他元件或步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。

[0089] 单个单元或设备可以实现在权利要求中记载的若干项的功能。尽管某些措施被记载在互不相同的从属权利要求中,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

[0090] 计算机程序可以被存储/被分布在合适的介质上,例如与其他硬件一起或作为其他硬件的部分供应的光学存储介质或固态介质,但是也可以被以其他形式分布,例如经由互联网或其他有线或无线的电信系统。

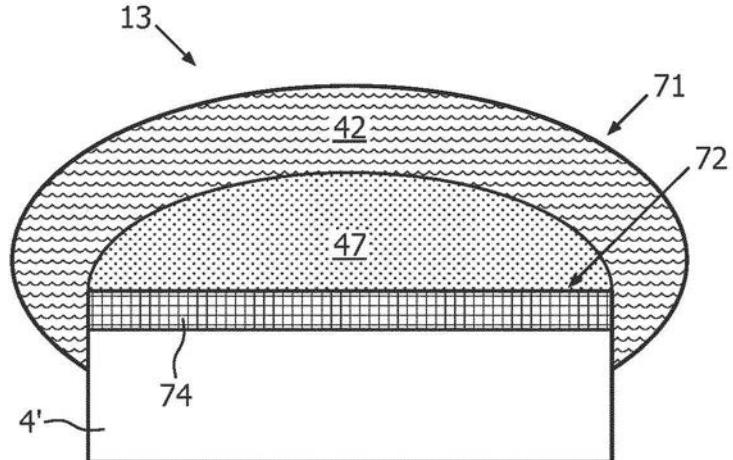
200

图1

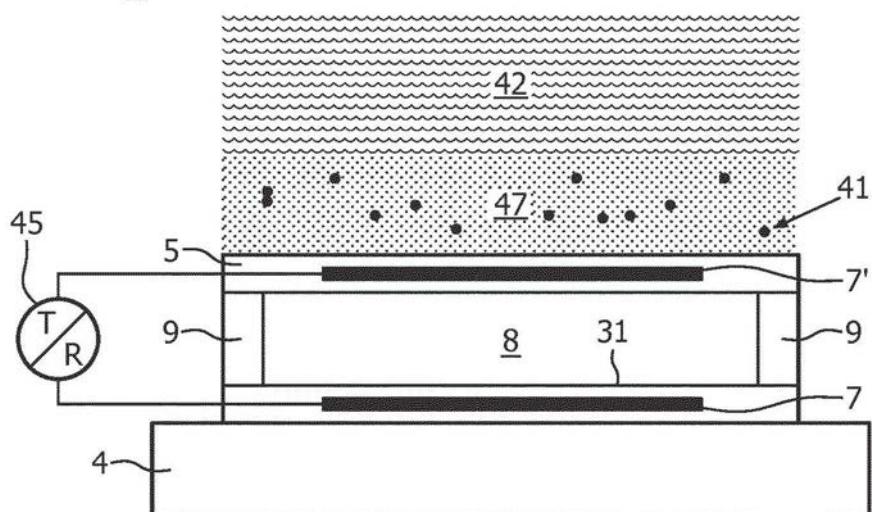
6

图2

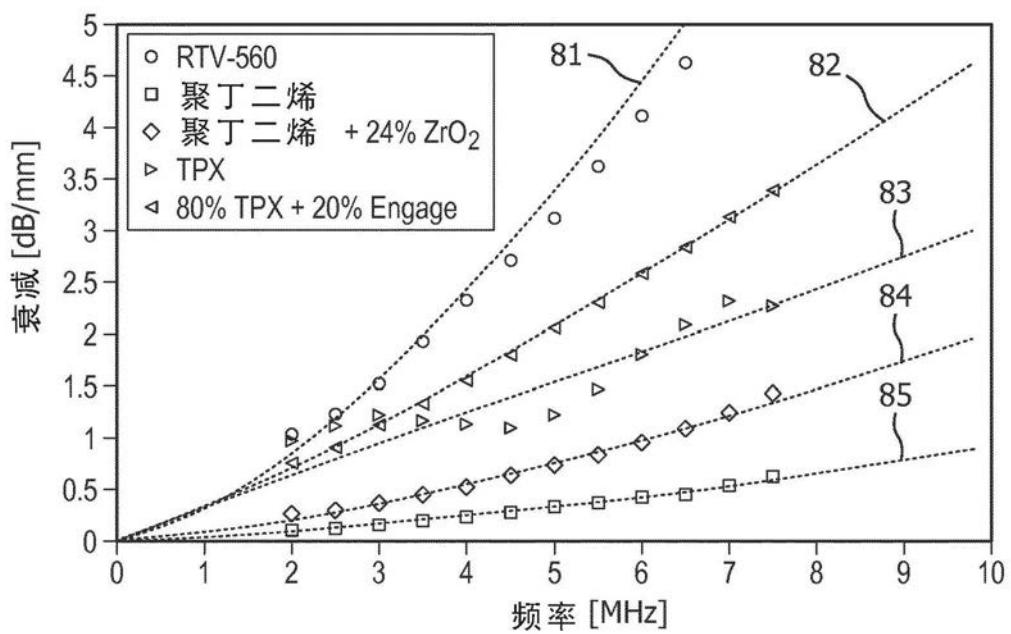


图3

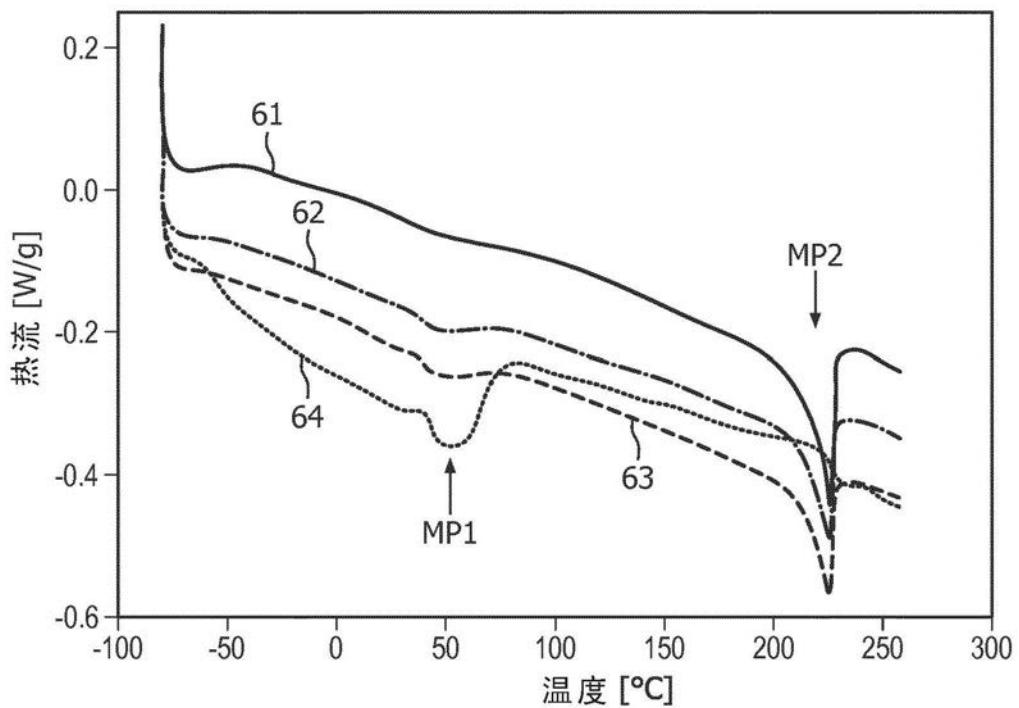


图4

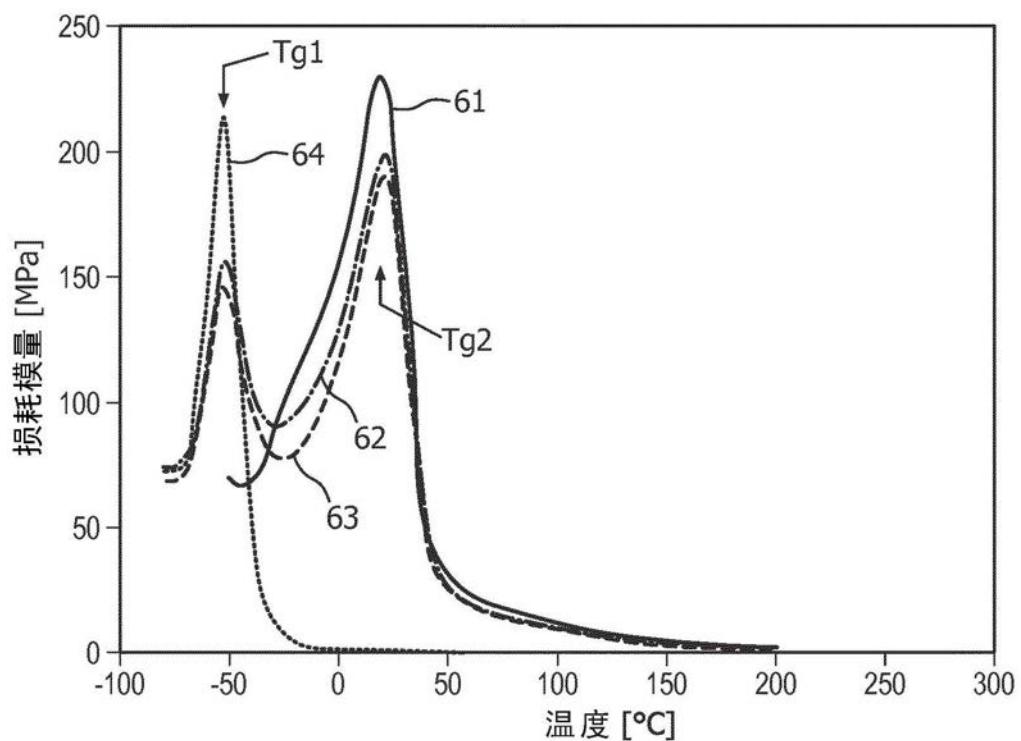


图5

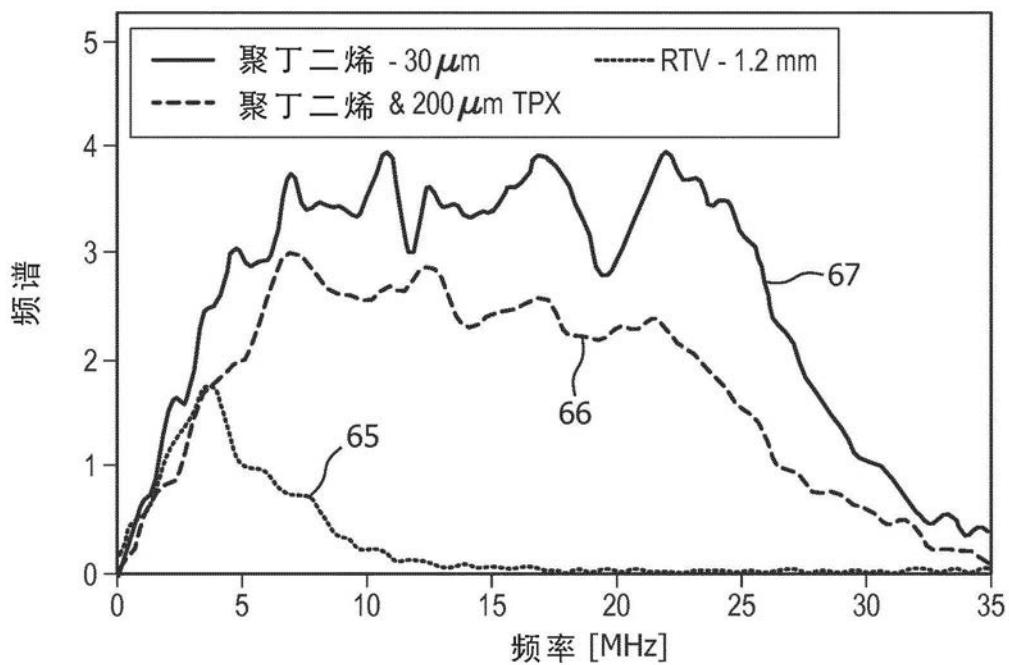


图6

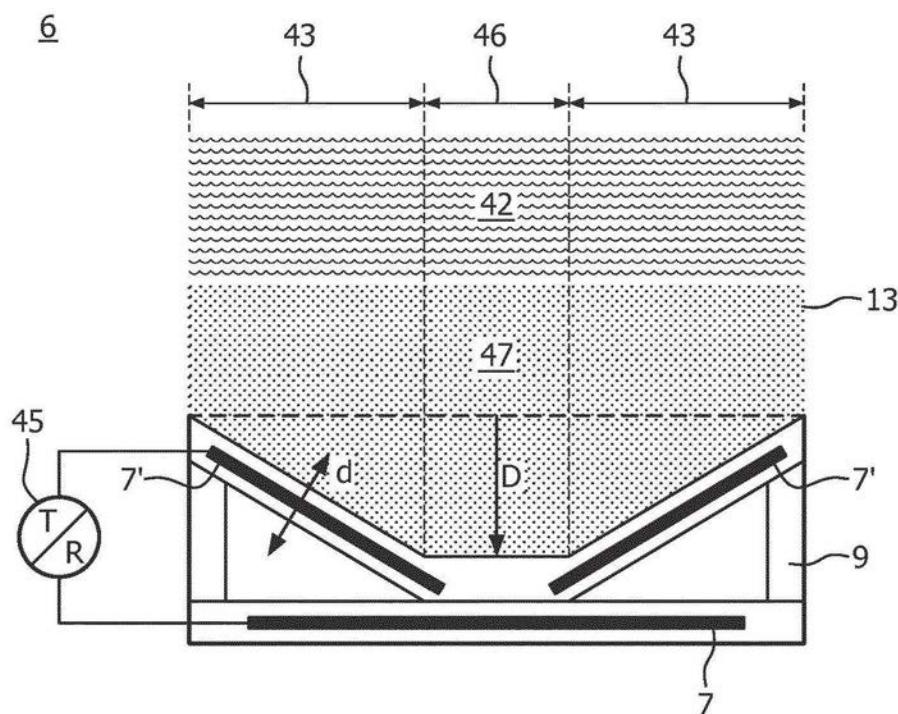


图7

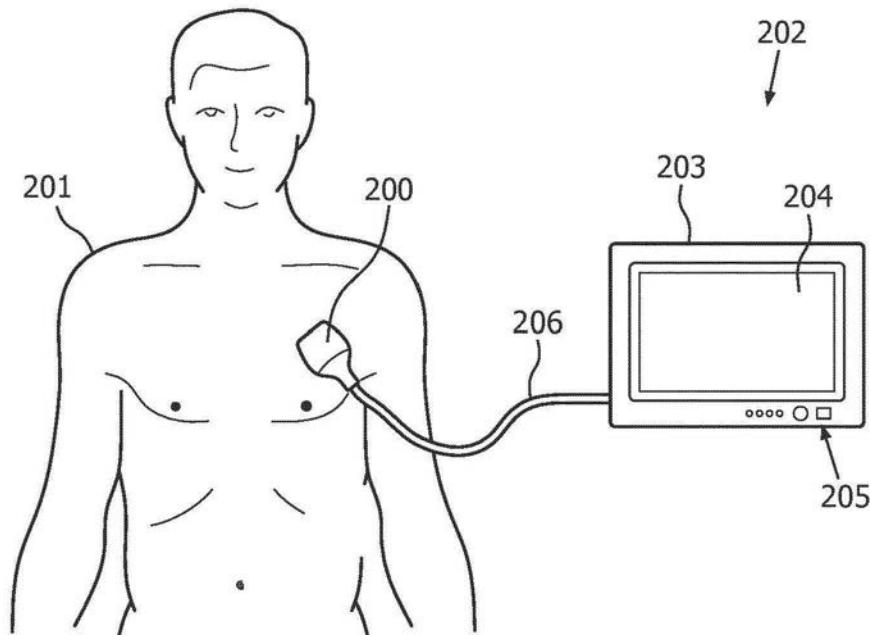


图8

20

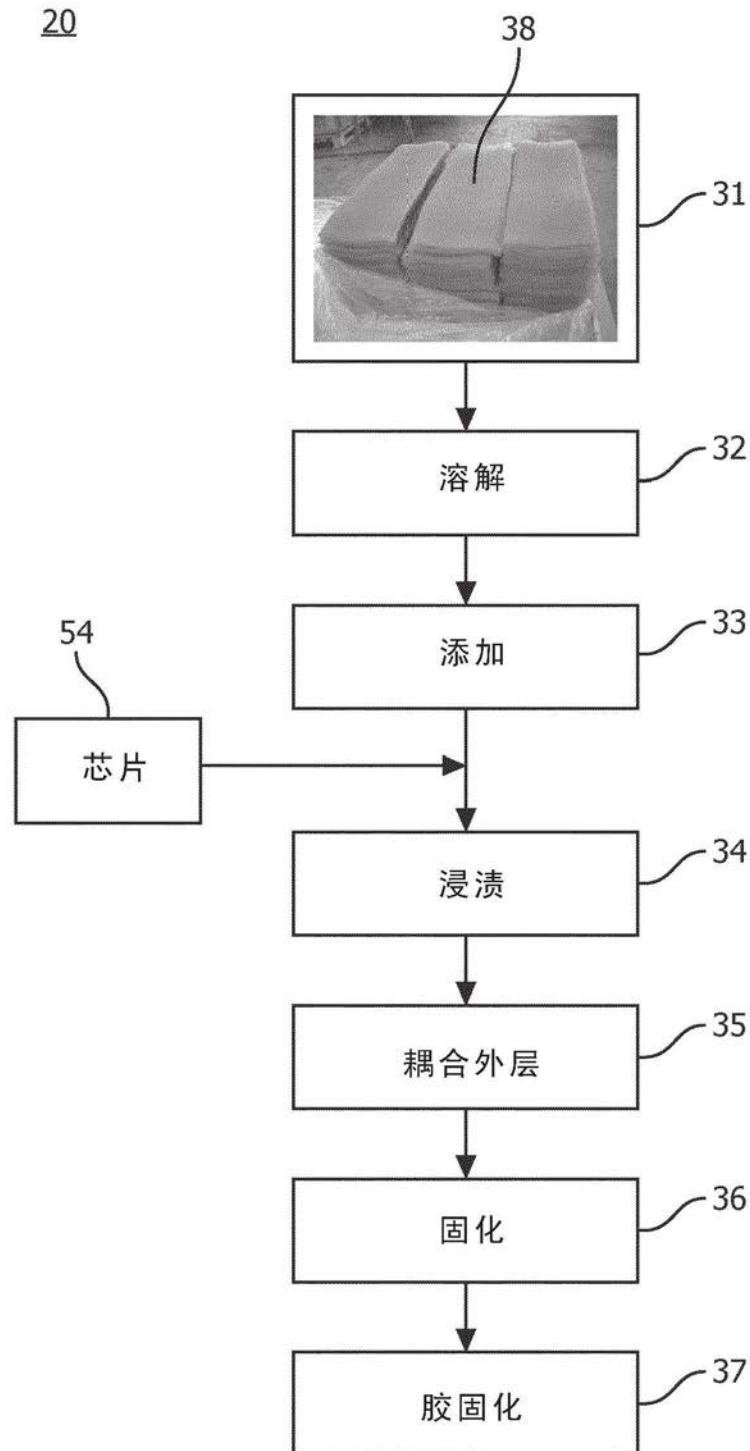


图9