



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108025331 A

(43)申请公布日 2018.05.11

(21)申请号 201680038826.4

(22)申请日 2016.06.30

(30)优先权数据

15174414.1 2015.06.30 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.12.29

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2016/065440 2016.06.30

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/001636 EN 2017.01.05

(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·范 R·毛奇斯措克

N·M·A·德维尔德

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 李光颖 王英

(51)Int.Cl.

B06B 1/02(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

G01N 29/24(2006.01)

权利要求书2页 说明书12页 附图9页

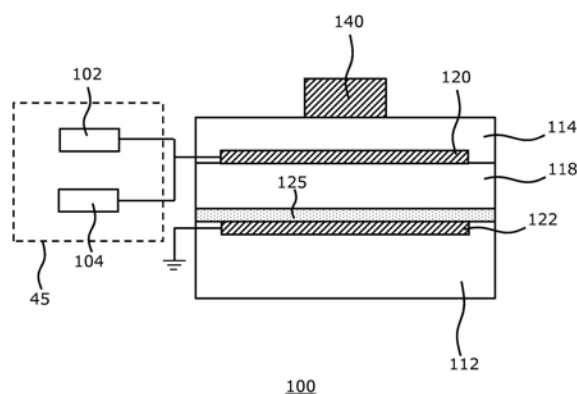
(54)发明名称

超声系统和超声脉冲发射方法

(57)摘要

公开了一种超声系统,包括:探头(10),其包括CMUT(电容式微机械超声换能器)单元(100)的阵列(110),每个单元包括承载电极布置的第一电极(122)的基板(112),所述基板与包括所述电极布置的第二电极(120)的柔性膜(114)在空间上分开一间隙(118),所述柔性膜包括中心区域(17、17')中的质量元件(140);以及电压源(45),其被耦合到所述探头,并且适于在所述超声系统的发射模式中向所述CMUT单元中的至少一些CMUT单元的相应的电极布置提供电压,所述电压包括偏置电压分量,其将所述CMUT单元中的所述至少一些CMUT单元驱动到塌陷状态中,在所述塌陷状态中,所述柔性膜的中心部分与所述基板接触,所述中心部分包括所述中心区域;以及刺激分量,其具有用于使在所述塌陷状态中的所述CMUT单元中的所述至少一些CMUT单元的相应的柔性膜谐振的设置频率,其中,所述至少一些CMUT单元中的每个CMUT单元的所述质量元件迫

使所述单元的所述柔性膜的至少所述中心区域在所述谐振期间保持与所述基板接触。还公开了用于这样的系统的脉冲发射方法。



1. 一种超声系统(1), 包括:

探头(10), 其包括CMUT(电容式微机械超声换能器)单元(100)的阵列(110), 每个单元包括承载电极布置的第一电极(122)的基板(112), 所述基板与包括所述电极布置的第二电极(120)的柔性膜(114)在空间上分开一间隙(118), 所述柔性膜包括中心区域(17、17')中的质量元件(140); 以及

电压源(45), 其被耦合到所述探头, 并且适于在所述超声系统的发射模式中向所述CMUT单元中的至少一些CMUT单元的相应的电极布置提供电压, 所述电压包括:

偏置电压分量, 其将所述CMUT单元中的所述至少一些CMUT单元驱动到塌陷状态中, 在所述塌陷状态中, 所述柔性膜的中心部分与所述基板接触, 所述中心部分包括所述中心区域; 以及

刺激分量, 其具有用于使在所述塌陷状态中的所述CMUT单元中的所述至少一些CMUT单元的相应的柔性膜谐振的设置频率, 其中, 所述至少一些CMUT单元中的每个CMUT单元的所述质量元件迫使所述单元的所述柔性膜的至少所述中心区域在所述谐振期间保持与所述基板接触。

2. 根据权利要求1所述的超声系统(1), 其中, 每个电极布置还包括由所述基板(112)承载的第三电极(124), 其中, 所述第三电极(124)被定位在所述第一电极(120)与所述第二电极(122)之间并且通过电介质层(123)与所述第一电极电绝缘, 其中, 所述电压源(45)适于跨相应的第一电极和第二电极施加所述刺激, 并且适于将所述偏置电压施加到所述至少一些CMUT单元的相应的第三电极。

3. 根据权利要求1或2所述的超声系统(1), 其中, 所述电压源(45)还适于向所述CMUT单元(100)中的至少一些CMUT单元的所述相应的电极布置提供另外的电压, 所述另外的电压迫使所述至少一些CMUT单元在所述探头(10)的接收模式期间处于所述塌陷状态中。

4. 根据权利要求1-3中的任一项所述的超声系统(1), 其中, 所述偏置电压源(45)包括:

第一级(102), 其适于在所述发射模式期间生成所述电压的所述偏置电压分量, 其中, 所述偏置电压分量足以迫使所述至少一些CMUT单元(100)处于所述塌陷状态中; 以及

第二级(104), 其适于生成所述电压的所述刺激分量。

5. 根据权利要求1-4中的任一项所述的超声系统(1), 其中, 所述柔性膜(114)包括第一材料, 并且所述质量元件(140)包括第二材料, 所述第二材料比所述第一材料具有更高的密度。

6. 根据权利要求5所述的超声系统(1), 其中, 所述第二材料是金属或金属合金或者重非金属材料。

7. 根据权利要求1-6中的任一项所述的超声系统(1), 其中, 所述质量元件(140)被定位在所述柔性膜(114)上。

8. 根据权利要求1-6中的任一项所述的超声系统(1), 其中, 所述质量元件(140)被集成在所述柔性膜(114)中。

9. 根据权利要求1-8中的任一项所述的超声系统(1), 其中, 所述质量元件(140)具有圆柱形或环形形状。

10. 根据权利要求1-9中的任一项所述的超声系统(1), 其中, 所述超声系统是超声诊断成像系统或超声治疗系统。

11. 一种超声脉冲发射的方法 (200), 包括:

提供 (201) 包括CMUT (电容式微机械超声换能器) 单元 (100) 的阵列 (110) 的探头 (10), 每个单元包括承载电极布置的第一电极 (122) 的基板 (112), 所述基板与包括所述电极布置的第二电极 (120) 的柔性膜 (114) 在空间上分开一间隙 (118), 所述柔性膜包括中心区域 (17、17') 中的质量元件 (140); 并且

向所述CMUT单元中的至少一些CMUT单元的相应的电极布置提供 (203) 电压, 所述电压包括:

偏置电压分量, 其将所述CMUT单元中的所述至少一些CMUT单元驱动到塌陷状态中, 在所述塌陷状态中, 所述柔性膜的中心部分与所述基板接触, 所述中心部分包括所述中心区域; 以及

刺激分量, 其具有用于使在所述塌陷状态中的所述至少一些CMUT单元的相应的柔性膜谐振的设置频率, 其中, 至少一些CMUT单元中的每个CMUT单元的所述质量元件迫使所述单元的所述柔性膜的至少所述中心区域在所述谐振期间保持与所述基板接触。

12. 根据权利要求11所述的方法 (200), 其中, 每个电极布置还包括由所述基板 (112) 承载的第三电极 (124), 其中, 所述第三电极 (124) 被定位在所述第一电极 (120) 与所述第二电极 (122) 之间并且通过电介质层 (123) 与所述第一电极电绝缘, 所述方法还包括跨相应的第一电极和第二电极施加所述刺激分量, 并且将所述偏置电压分量施加到所述至少一些CMUT单元的相应的第三电极。

13. 根据权利要求11或12所述的方法 (200), 还包括周期性地改变所述设置频率以周期性地改变所述至少一些CMUT单元 (100) 的谐振频率。

14. 根据权利要求11-13中的任一项所述的方法 (200), 还包括周期性地改变所述偏置电压分量以改变所述至少一些CMUT单元的所述中心部分 (17、17') 的相应的区, 其中, 所述偏置电压分量将所述CMUT单元 (100) 中的所述至少一些CMUT单元驱动到塌陷状态中。

15. 根据权利要求11-14中的任一项所述的方法 (200), 还包括在接收模式中向所述CMUT单元 (100) 中的至少一些CMUT单元的所述相应的电极布置 (120、122) 提供另外的电压, 所述另外的电压迫使所述至少一些CMUT单元处于所述塌陷状态中。

超声系统和超声脉冲发射方法

技术领域

[0001] 本发明涉及诸如超声诊断成像系统或超声治疗系统的超声系统,所述超声系统包括:探头,其包括CMUT(电容式微机械超声换能器)单元的阵列,每个单元包括承载电极布置的第一电极的基板,所述基板与包括所述电极布置的第二电极的柔性膜在空间上分开一间隙;以及电压源,其被耦合到所述电极布置。

[0002] 本发明还涉及使用这样的超声系统的探头进行超声脉冲发射的方法。

背景技术

[0003] 用于医学成像的超声换能器具有使得产生高质量诊断图像的许多特性。这些中包括宽的带宽、具有影响力的分辨率和高灵敏度,它们与压力输出组合来在超声频率处影响声学信号场的深度。通常,处理这些特性的压电材料已经由PZT和PVDF材料制成,其中,PZT作为材料选项是特别受欢迎的。然而,PZT有多个明显的缺点。首先,陶瓷PZT材料需要包括切割、匹配层键合、装填、电镀以及互连的加工工艺,这些加工工艺明显地不同且复杂,并且需要范围广泛的处理,所有这些都能够导致低于期望的换能器堆栈单元产品。这种加工复杂性增加了最终的换能器探头的成本,并且造成了关于元件之间的最小间隔以及个体元件的尺寸的设计限制。此外,PZT材料对水或生物材料具有较差的匹配阻抗,使得需要将匹配层添加到PZT材料,以便获得与感兴趣介质的期望的声学阻抗匹配。

[0004] 超声系统主机已经变得更小且由现场可编程门阵列(FPGA)和用于许多信号处理功能的软件来主导,系统主机的成本已经随着系统的尺寸而降低。现在可以以不昂贵的便携式、台式和手持形式的方式获得超声系统以例如用作超声诊断成像系统或用作超声治疗系统,其中,使用高能超声脉冲来消融特定的(组织)异常。结果,换能器探头的成本在系统的总成本中所占的百分比一直在增加,在超声诊断成像系统的情况下已经由出现用于3D成像的更高元件-计数阵列的出现而被加速的增加。

[0005] 用于利用电子操纵来进行超声3D成像的探头依赖于专门的半导体器件专用集成电路(ASIC),所述专门的半导体器件专用集成电路针对换能器元件的二维(2D)阵列执行微波束形成。因此,期望能够以改进的产品和更低的成本制造换能器阵列以促进针对低成本超声系统的需要,并且优选地通过与半导体生产相兼容的制造工艺。

[0006] 近期的发展已经看到了能够通过半导体工艺批量制造医学超声换能器的前景。期望这些工艺应当是用于生产超声探头所需的ASIC电路的相同的工艺,例如,CMOS工艺。这些发展已经生产出微机械超声换能器或MUT,优选的形式为电容式MUT(CMUT)。CMUT换能器是具有电极的微型膜片状设备,所述电极将接收到的超声信号的声音振动转换成调制电容。为对于发射,施加到电极的电容性电荷被调制为使设备的膜片振动/移动,并且从而发射超声波。由于这些膜片是通过半导体工艺制造的,因此这些设备通常能够具有10-500微米范围的尺度,其中,膜片直径例如被选择为将膜片直径匹配到膜片的期望谐振频率(范围),其中,个体膜片之间的间隔小于几微米。能够将许多这样的个体CMUT单元连接在一起并作为单个换能器元件而一致操作。例如,能够将四至十六个CMUT单元耦合在一起以作为单个换

能器元件来一致地起作用。通过范例的方式,典型的2D换能器阵列能够具有2000-10000个CMUT换能器元件或单元。

[0007] 因此,与基于PZT的系统相比,基于CMUT换能器的超声系统的制造是更加成本有效的。此外,由于在这样的半导体工艺中使用的材料,CMUT换能器呈现出对水和生物组织的很大改进的声学阻抗,这避免了对(多个)匹配层的需要并且产生改进的有效带宽。

[0008] 为了优化由CMUT单元产生的声学功率(输出压力),可以以所谓的塌陷模式来操作CMUT单元,在所述塌陷模式中,由偏置电压驱动CMUT单元,所述偏置电压将跨间隙的膜片或柔性膜的中心部分驱动到相对的基板上并且被提供有具有设置频率的刺激,所述具有设置频率的刺激使得膜片或柔性膜在设置频率谐振处。例如,这由K.K.Park等人在“Comparison of conventional and collapse-mode CMUT in 1-D array configuration” (Ultrasonics Symposium (IUS), 2011 International IEEE, 第1000-1003页)一文中被说明。然而,以塌陷模式操作CMUT单元的缺点在于,其不利地影响CMUT单元的寿命。还未能很好地了解针对此的原因。

发明内容

[0009] 本发明试图提供一种根据开头的段落的具有改进的寿命特性的超声系统。

[0010] 本发明还试图提供一种使用这样的超声系统的探头进行超声脉冲发射的方法。

[0011] 根据一个方面,提供了一种超声系统,包括:探头,其包括CMUT(电容式微机械超声换能器)单元的阵列,每个单元包括承载电极布置的第一电极的基板,所述基板与包括所述电极布置的第二电极的柔性膜在空间上分开一间隙,所述柔性膜包括中心区域中的质量元件;以及电压源,其被耦合到所述探头并适于在所述超声系统的发射模式中向所述CMUT单元中的至少一些CMUT单元的相应的电极布置提供电压,所述电压包括:偏置电压分量,其将所述CMUT单元中的所述至少一些CMUT单元驱动到塌陷状态中,在所述塌陷状态中,所述柔性膜的中心部分与所述基板接触,所述中心部分包括所述中心区域;以及刺激分量,其具有用于使在所述塌陷状态中的所述CMUT单元中的所述至少一些CMUT单元的相应的柔性膜谐振的设置频率,其中,所述至少一些CMUT单元中的每个CMUT单元的质量元件迫使所述单元的所述柔性膜的至少中心区域在所述谐振期间保持与所述基板接触。

[0012] 本发明人意外地发现在发射期间以塌陷模式操作的CMUT单元的寿命问题是由柔性膜的通过所应用的刺激部件从相对的基板临时释放的塌陷中心部分所引起的。这增加了中心部分的应力,其导致柔性膜的中心部分的破裂或其他损坏,由此损害了CMUT单元的寿命。本发明人还已经发现能够通过以下来解决该问题:在柔性膜的中心部分中放置质量元件,使得在施加刺激期间通过质量元件迫使至少中心部分被保持在塌陷状态中。这减小了柔性膜的中心部分中诱发的应力,并且因此增加了其寿命。

[0013] 在这一点上,注意到US2007/0215964A1公开了一种具有非均匀膜的CMUT单元,所述非均匀膜包括所述膜的中心区域中的加厚部分以改变所述CMUT单元的质量分布。然而,应用这种非均匀性会增大CMUT单元的性能,即,输出压力。在这篇引文中并没有暗示这样的加厚部分对CMUT单元的寿命有任何影响,尤其是对在超声脉冲的发射期间在塌陷模式中操作的CMUT单元的寿命有任何影响。

[0014] 在实施例中,每个电极布置还包括由所述基板承载的第三电极,其中,所述第三电

极被定位在所述第一电极与所述第二电极之间,并且通过电介质层与所述第一电极电绝缘,其中,所述电压源适于跨相应的第一电极和第二电极施加所述刺激,并且适于将偏置电压施加到所述至少一些CMUT单元的相应的第三电极。这确保了电荷累积不会影响CMUT单元的输出性能,这是因为该电荷累积不在刺激被施加到的电极上。

[0015] 所述电压源还可以适于向所述CMUT单元中的至少一些CMUT单元的相应的电极布置提供另外的电压,所述另外的电压迫使所述至少一些CMUT单元在所述探头的接收模式期间处于所述塌陷状态中。这例如可以促进以最优的灵敏度探测脉冲回波,即,通过使CMUT单元塌陷到一程度,其中,CMUT单元的对应的谐振频率匹配预期的回波信号的频率。

[0016] 偏置电压源有利地包括:第一级,其适于在所述发射模式期间生成所述电压的所述偏置电压分量,其中,所述偏置电压分量足以迫使所述至少一些CMUT单元处于所述塌陷状态中;以及第二级,其适于生成所述电压的所述刺激分量。这具有如下优点:电压的大部分不需要遵循刺激的相对快速的调制,使得电压的大部分能够使用包括大的平滑电容器的电压生成器来产生,从而减小了总电压信号中的噪声的量。

[0017] 在实施例,所述柔性膜包括第一材料,并且所述质量元件包括第二材料,所述第二材料比所述第一材料具有更高的密度,以便使所述柔性膜的所述中心区域中或上的质量最大化。例如,所述第二材料可以是金属或金属合金或者重非金属材料。

[0018] 所述质量元件可以被定位在所述柔性膜上,这对于制造的容易性是尤其有利的。备选地,所述质量元件可以被集成在所述柔性膜中。

[0019] 所述质量元件可以具有圆柱形形状或环形形状,尤其是在所述柔性膜是圆形膜的情况下。通常,所述质量元件的形状优选地匹配所述柔性膜的形状,使得质量跨所述柔性膜的所述中心区域被均匀地分布。

[0020] 所述超声系统可以是超声诊断成像系统或超声治疗系统。

[0021] 根据另一方面,提供了一种超声脉冲发射的方法,包括:提供包括CMUT(电容式微机械超声换能器)单元的阵列的探头,每个单元包括承载电极布置的第一电极的基板,所述基板与包括所述电极布置的第二电极的柔性膜在空间上分开一间隙,所述柔性膜包括中心区域中的质量元件;并且向所述CMUT单元中的至少一些CMUT单元的相应的电极布置提供电压,所述电压包括:偏置电压分量,其将所述CMUT单元中的所述至少一些CMUT单元驱动到塌陷状态中,在所述塌陷状态中,所述柔性膜的中心部分与所述基板接触,所述中心部分包括所述中心区域;以及刺激分量,其具有用于使在所述塌陷状态中的所述至少一些CMUT单元的相应的柔性膜谐振的设置频率,其中,至少一些CMUT单元中的每个CMUT单元的质量元件迫使所述单元的所述柔性膜的至少中心区域在所述谐振期间保持与所述基板接触。

[0022] 通过以这种方式发射超声脉冲,探头的CMUT单元的柔性膜被保护免于在塌陷模式中由在脉冲生成期间从单元底板临时释放所引起的损坏,从而增加了CMUT单元的寿命。

[0023] 每个电极布置还可以包括由所述基板承载的第三电极,其中,所述第三电极被定位在所述第一电极与所述第二电极之间,并且通过电介质层与所述第一电极电绝缘,所述方法还包括跨相应的第一电极和第二电极施加所述刺激分量,并且将所述偏置电压分量施加到所述至少一些CMUT单元的相应的第三电极。这确保了任何电荷累积不会影响CMUT单元的输出性能,这是因为该电荷累积不在刺激被施加到的电极上。

[0024] 所述方法还可以包括:周期性地改变所述设置频率以周期性地改变所述至少一些

CMUT单元的谐振频率,使得可以生成不同频率的发射脉冲。

[0025] 所述方法还可以包括:周期性地改变所述偏置电压分量以改变所述至少一些CMUT单元的所述中心部分的相应的区,所述偏置电压分量将所述CMUT单元中的所述至少一些CMUT单元驱动到塌陷状态中。这例如可以结合以下来完成:周期性地改变所述设置频率以周期性地改变所述至少一些CMUT单元的谐振频率,使得可以生成不同频率的发射脉冲,使得可以以最大化的输出压力来生成每个发射脉冲,这是因为以给定频率发射的CMUT单元的输出压力是CMUT单元的柔性膜的塌陷区的函数。

[0026] 在实施例中,所述方法还包括:在接收模式中向所述CMUT单元中的至少一些CMUT单元的相应的电极布置提供另外的电压,所述另外的电压迫使所述至少一些CMUT单元处于所述塌陷状态中,以便优化接收CMUT单元对特定频率的脉冲回波的灵敏度。

附图说明

[0027] 参考附图以非限制性范例的方式更加详细地描述了本发明的实施例,其中:

[0028] 图1示意性地描绘了根据能以塌陷模式操作的实施例的超声系统的CMUT单元;

[0029] 图2A、图2B、图3A和图3B描绘了这样的CMUT单元的操作原理;

[0030] 图4是这样的CMUT单元的声学性能的轮廓绘图;

[0031] 图5描绘了当以不同频率刺激时处于塌陷模式中的CMUT单元膜的行为的振动仪图像;

[0032] 图6示意性地描绘了根据实施例的CMUT单元;

[0033] 图7示意性地描绘了图6的CMUT单元的范例制造方法;

[0034] 图8示意性地描绘了根据另一实施例的CMUT单元;

[0035] 图9示意性地描绘了根据又一实施例的CMUT单元;

[0036] 图10示意性地描绘了超声诊断成像系统的范例实施例;并且

[0037] 图11描绘了根据实施例的脉冲发射方法的流程图。

具体实施例

[0038] 应当理解,附图仅是示意性的并且不是按比例绘制的。应当理解,遍及附图所使用的相同的附图标记指示相同或相似的部分。

[0039] 图1示出了根据本发明的实施例的超声系统的一个方面,其中,该系统包括具有换能器阵列的超声探头,所述换能器阵列包括CMUT单元100。将在图6-9的帮助下更加详细地解释根据本发明的实施例的CMUT单元100。如将在下文中更加详细地解释的,这样的超声系统可以是超声诊断成像系统或者可以是超声治疗系统。这样的CMUT单元100通常包括悬挂在硅基板112上方的柔性膜或膜片114,其间具有间隙或腔118。顶部电极120被定位在膜片114上并且与膜片一起移动。在该范例中,底部电极被定位在基板112的上表面上的单元的底板上。能够考虑到电极120设计的其他实现方式,例如,电极120可以被嵌入在膜114中,或者其可以被沉积在膜114上作为额外的层。在该范例中,通过非限制性范例的方式,底部电极122以圆形形式被配置并且被嵌入在基板层112中。例如基板层112上的其他合适布置(例如,底部电极122的其他电极形状和其他位置)使得底部电极112直接暴露于间隙118或通过电绝缘层或电绝缘膜与间隙118分开,以防止顶部电极120与底部电极122之间的短路。此

外,膜层114相对于基板层112的顶面被固定并被配置并被设计尺度,从而定义膜层114与基板层112之间的球形或圆柱形腔。应注意,为了避免图1中的疑问,底部电极122通过非限制范例的方式接地。例如接地的顶部电极120或顶部电极120与底部电极122两者浮动的其他布置当然是同样可行的。

[0040] 单元100及其腔118可以呈现出备选的几何结构。例如,腔118能够呈现出矩形或正方形的横截面、六角形横截面、椭圆形横截面或不规则横截面。在本文中,对CMUT单元100的直径的引用应当被理解为单元的最大侧向尺度。

[0041] 可以利用额外层(未画出)使底部电极122在其面向腔的表面上绝缘。优选的电绝缘层是在基板电极122上方且在膜电极120下方形成的氧化物-氮化物-氧化物(ONO)电介质层,但是应当理解,针对该层也可以预期任何电绝缘材料。ONO电介质层有利地减少了电极上的电荷累积,所述电荷累积导致设备不稳定以及声学输出压力的漂移和减小。

[0042] Klotwijk等人于2008年9月16日提交的标题为“Capacitive micromachined ultrasound transducer”的欧洲专利申请EP2326432A2中详细讨论了CMUT上的ONO电介质层的范例制造。期望将ONO电介质层与预塌陷的CMUT一起使用,所述预塌陷的CMUT比利用悬挂的膜操作的CMUT更易受充电保持能力的影响。可以由CMOS兼容材料(例如,Al、Ti、氮化物(例如,氮化硅)、(各种级别的)氧化物、四乙氧基硅烷(TEOS)、多晶硅等)来制造所公开的部件。在CMOS制造中,例如,可以通过化学气相沉积以及通过溅射工艺完成的金属化(电极)层来形成氧化物和氮化物层。

[0043] 合适的CMOS工艺为LPCVD和PECVD,后者具有低于400°C的相对低的操作温度。用于产生所公开的腔118的示范性技术涉及在添加膜层114的顶面之前在膜层114的初始部分中定义腔。可以在美国专利6328697(Fraser)中找到其他制造细节。

[0044] 在图1中,圆柱形腔118的直径大于被圆形地配置的电极板122的直径。电极120可以具有与被圆形地配置的电极板122相同的外径,但是并不要求这样的一致性。因此,膜电极120可以相对于膜层114的顶面被固定,从而与下面的电极板122对准。CMUT单元100的电极提供设备的电容板,并且间隙118是电容器的板之间的电介质。当膜片振动时,板之间的电介质间隙的变化的尺度提供变化的电容,所述变化的电容作为CMUT单元100对接收到的声学回波的响应而被感测。

[0045] 通过利用电压源45将静态电压(例如,DC偏置电压)施加到电极来控制电极之间的间隔。电压源45可以任选地包括用于例如在发射模式中分别提供CMUT单元100的驱动电压的DC分量和AC分量或刺激分量的分开的级102、104。第一级102可以适于生成静态(DC)电压分量,并且第二级104可以适于生成具有设置交流频率的交流可变电压分量或刺激,这种信号通常是总驱动电压与其前述静态分量之间的差异。所施加的驱动电压的静态分量或偏置分量优选达到或超过用于迫使CMUT单元100进入其塌陷状态的阈值电压。这具有如下优点:第一级102可以包括相对大的电容器(例如,平滑电容器),以便生成总电压的噪声特别低的静态分量,所述静态分量通常主导总电压,使得总电压信号的噪声特性将由该静态分量的噪声特性主导。电压源45的其他合适的实施例应当是明显的,例如这样的实施例:其中,电压源45包含三个分立级,所述三个分立级包括用于生成CMUT驱动电压的静态DC分量的第一级、用于生成驱动电压的可变DC分量的第二级以及用于生成信号的频率调制分量或刺激分量的第三级,例如,脉冲电路等。总之,电压源45可以以任何合适的方式来实施。

[0046] 众所周知,通过施加高于某个阈值的静态电压,CMUT单元100被迫使进入到塌陷状态中,在所述塌陷状态中,膜114塌陷到基板112上。该阈值可以取决于CMUT单元100的精确设计,并且被定义为在偏置电压的施加期间由范德华力将膜114粘到(接触)单元底板时的DC偏置电压。膜114与基板112之间的接触的量(面积)取决于所施加的偏置电压。膜114与基板112之间的接触面积的增加会增加膜114的谐振频率,如将借助于图2a和图3a更加详细解释的。

[0047] 可以通过在塌陷后调节被施加到CMUT电极的DC偏置电压来改变塌陷模式CMUT单元100的频率响应。结果,CMUT单元的谐振频率随着更高的DC偏置电压被施加到电极而增加。在图2a、图2b、图3a和图3b中图示了这种现象背后的原理。图2a和图3a的横截面视图通过膜114的外部支撑物与在每个图示中膜开始触及腔118的底板的点之间的距离D1和D2以一维方式图示了该原理。能够看出,当施加相对低的偏置时,在图2a中距离D1是相对长的距离,而在图3a中由于施加的较高的偏置,距离D2是短得多的距离。能够将这些距离与握住两端并然后拉直的长线和短线进行比较。当拉直时,长的、松弛的线将以比比较短、较紧的线低得多的频率振动。类似地,图2a中的CMUT单元的谐振频率将比图3a中的CMUT的谐振频率低,图3a中的CMUT经受较高的下拉偏置。

[0048] 也能够从图2b和图3b的二维图示中意识到这种现象,这是因为其实际上是CMUT膜的有效操作面积的函数。当如图2a所示膜114刚好触及CMUT单元的底板时,单元膜114的非接触(自由振动)部分的有效振动区A1较大,如图2b所示。中心中的小孔17表示膜的中心接触区域。大区的膜将以相对低的频率振动。该区17是膜114的区,其塌陷到CMUT单元的底板。但是当膜被较高的偏置电压拉到更深的塌陷状态中时,如图3a中,更大的中心接触区17'导致更小的自由振动区A2,如图3b所示。该较小的区A2将以比较大的A1区更高的频率振动。因此,随着DC偏置电压减小,塌陷的CMUT单元的频率响应减小,并且当DC偏置电压增大时,塌陷的CMUT单元的频率响应增大。

[0049] 图4示出了作为所施加的DC偏置电压的函数的处于塌陷模式中的典型的CMUT单元100的声学压力输出的轮廓绘图,所施加的DC偏置电压包括发射期间的AC调制或恒定频率的频率调制的形式的刺激。对应的脉冲长度是所施加的频率的一半。如能够从该轮廓绘图看到的,当CMUT单元100以固定电压或静态电压(例如,静态值的DC偏置电压)操作时,获得仅针对频率的最小范围的最优声学性能。然而,如在轮廓绘图中以虚线所指示的,当以相关方式改变偏置和对偏置的频率调制时,可以在大得多的频率范围上实现CMUT单元100的最优声学性能,从而增加在包括CMUT单元100的超声探头的发射模式中生成的超声脉冲(或脉冲串)的有效带宽。

[0050] 返回参考图2a和图3a能够理解这,其解释了处于塌陷状态中的CMUT单元100的谐振频率是所施加的(DC)偏置电压的函数。通过在通过施加具有适当设置频率的刺激来生成特定设置频率的超声脉冲时调节所施加的偏置电压,能够生成不同频率的脉冲,所述不同频率的脉冲呈现出CMUT单元100针对每个脉冲频率的(接近)最优声学性能。这因此确保了在成像谱的大的带宽上的(接近)最优的成像分辨率。

[0051] 发明人已经发现,以这种方式(即,利用在塌陷模式中的CMUT单元100中的柔性膜114)在发射脉冲时发生的问题是与CMUT单元100的底板相接触的柔性膜114的中心部分17、17'在由频率调制刺激引发的对在塌陷模式中的柔性膜114进行谐振期间被从底板临时释

放。在图5中对此进行示出,图5描绘了分别利用低RF刺激(左窗格)和高RF刺激(右窗格)刺激的处于塌陷模式中的柔性膜114的振动仪图像。在这些图像中升高的部分指示谐振中的柔性膜114的区。能够看出,在所施加的刺激达到临界频率时,柔性膜114的中心区域开始谐振,如由图5的右边窗格中的箭头所指示的。从塌陷模式的该临时释放使得柔性膜114的中心部分17、17' 经受增大的应力水平,这随着时间会损害中心部分17、17' (例如,使其破裂),从而作为结果导致柔性膜114和CMUT单元100的故障。

[0052] 发明人已经认识到可以通过在柔性膜114的中心区域中或上包括质量元件来防止或至少延迟对CMUT单元100的这样的损害。图6中示意性地描绘了这样的CMUT单元100的范例实施例。CMUT单元100例如可以如图1所述在柔性膜114的中心部分上包括质量元件140,所述质量元件140使中心部分下沉,使得如上所述在超声脉冲的发射期间且CMUT单元100处于塌陷模式时,由刺激提供给柔性膜114的能量(尤其是刺激谱的高能部分或高频部分中的能量)不足以将柔性膜114的中心部分从CMUT单元100的底板临时释放,由此防止该中心区域暴露于通常与该临时释放相关联的机械应力的水平。由于质量元件140并未被永久地附接到腔118的底板的事实,因此可以在减小或去除偏置电压时将柔性膜114从腔底板释放。如以上所解释的,此外,这允许利用偏置的幅值来调谐柔性膜114与腔底板的接触区。在塌陷模式中在超声脉冲发射期间柔性膜114暴露于其的应力因质量元件140的存在而减小的水平因此改进了柔性膜114和CMUT单元100的寿命。

[0053] CMUT单元100包括由基板110承载的底部电极122,其可以利用绝缘层125在其面向腔的表面上被绝缘,绝缘层125将底部电极122与腔118分开。可以以任何合适的方式来配置底部电极122,例如,将底部电极122可以被圆形地配置并嵌入到CMUT单元100的单元底板中。绝缘层125优选为二氧化硅(SiO_2)电介质层,在基于TEOS的沉积工艺(例如,PECVD工艺)中沉积所述 SiO_2 电介质层。用于绝缘层123的备选材料可以是氧化物-氮化物-氧化物(ONO)、高k电介质和氧化物(氧化铝、包括硅烷、基于 SiH_4 的PECVD SiO_2 的各种级别等)。

[0054] 腔118由包括上部电极120的柔性膜114所覆盖,所述上部电极可以暴露于腔118或通过电绝缘层(例如,柔性膜的部分)与腔分开,以例如防止暴露的上部电极120与下部电极122之间的短路。柔性膜114上的质量元件140优选地具有与柔性膜114的轮廓相匹配的轮廓,使得柔性膜114的中心区域通过质量元件140以平衡方式下沉。例如,对于圆形的柔性膜114,质量元件130优选具有圆形轮廓。这样的圆形轮廓例如可以通过具有环形形状或圆柱形形状或具有环形轮廓的任何其他3维形状的质量元件140来实现。

[0055] 质量元件140优选是重的质量元件,以确保柔性膜114的中心区域在由超声系统的发射模式中的电压源45提供的刺激所刺激时保持塌陷。这可以通过控制质量元件140的尺度,优选是质量元件140的高度来实现,这是因为增加质量元件140的宽度或直径会损害CMUT单元100的输出特性。优选地,质量元件140包括或包含具有高密度,优选为比柔性膜114的一种或多种材料的密度更高的材料,这是因为这促进了当设计具有期望的临界质量的质量元件140时质量元件140的尺度的最小化。任何合适的高密度材料都可以用于该目的,例如,重金属或包括一种或多种重金属的金属合金。尤其优选的是与CMOS工艺技术兼容的金属或金属合金,例如,W、TiW等,这是因为这促进了在要求CMOS工艺的微小调节的CMOS工艺中质量元件140的直接制造。

[0056] 将借助于图7来更详细地描述这样的制造工艺的非限制性范例,图7示意性地描绘

了用于包括CMUT单元100的柔性膜114上的质量元件140的关键CMOS处理步骤。在步骤(a)中,以任何合适的方式(例如,通过溅射)在硅晶片112上形成具有任选的屏障层的底部电极层,在此之后,蚀刻(例如,干蚀刻)这些层以形成任选地由屏障层111覆盖的底部电极122。硅晶片112可以是任何合适的硅晶片,例如,具有热硅氧化物顶层的硅晶片、ASIC基板等。合适的屏障层材料可以包括但不限于高功函数材料,例如,TiN、TiW等。

[0057] 在任选的步骤(b)中,可以例如通过诸如PECVD的沉积工艺在底部电极122上形成第一电介质层125。用于第一电介质层125的合适的材料包括但不限于SiO₂(优选是通过TEOS沉积工艺形成的SiO₂)、氧化物-氮化物-氧化物(ONO)、高k电介质以及诸如氧化铝、包括硅烷、基于SiH₄的PECVD SiO₂等的各种级别的氧化物等。通过TEOS的PECVD沉积工艺形成的SiO₂是尤其优选的。

[0058] 接下来,如在步骤(c)中所描绘的,在得到的基板上沉积牺牲材料113,并且随后对牺牲材料113进行图案化以定义要形成的腔118的轮廓,在此之后,在任选的步骤(d)中,可以例如通过诸如PECVD的沉积在得到的结构上形成另外的电介质层115。合适的牺牲材料113包括但不限于金属、金属合金、包括具有封顶层的金属层的层堆叠、非晶硅等。诸如Al/Nd和Al/Mo的铝合金是尤其合适的。用于另外的电介质层115的合适材料包括但不限于SiO₂,优选地是通过TEOS沉积工艺形成的SiO₂。通过TEOS的PECVD沉积工艺形成的SiO₂是尤其优选的。

[0059] 在步骤(e)中,以任何合适的方式(例如,通过溅射)形成或沉积另外的电介质层,在此之后,蚀刻(例如,干蚀刻)这些层以形成任选地通过另外的屏障层117与下层结构分开上部电极120。接下来,例如通过任何合适的沉积技术在上部电极120和下层结构上形成柔性膜114(例如,由诸如氮化硅或任何其他合适的材料的一种或多种高击穿材料形成的膜),在此之后,通过柔性膜114形成通气孔或烟囱状物(未示出),通过其移除牺牲材料113,从而形成腔118,在此之后,以本领域已知的任何合适的方式密封通气孔或烟囱状物。例如,可以使用PECVD沉积或溅射在真空条件下执行密封过程,其中,例如SiN、TEOS、氧化物-氮化物-氧化物材料堆叠、金属等的密封材料被沉积在通气孔中以密封通气孔。如本领域技术人员容易理解的,腔118内的压力与外部压力之间的压力差将确定空气中柔性膜114的形状。

[0060] 最终,如步骤(g)所示,在柔性材料114的中心区域中的柔性膜114上形成质量元件140。可以通过以下形成质量元件140:沉积形成质量元件140的(一个或多个)材料层,例如(一个或多个)TiW和/或W层,并且例如通过蚀刻对该层(或这些层)进行图案化,以便形成质量元件140。可以看见质量元件140以形成柔性膜114上的柱,例如,在圆形柔性膜114的情况下为环形或圆柱形柱,以便使柔性膜114的中心部分下沉,以用于先前说明的目的,即,在利用CMUT单元100生成发射脉冲期间使CMUT单元100的底板上的该中心部分保持在塌陷模式中。

[0061] 这种制造工艺仅需要单个额外的掩模,即,以对质量元件140进行图案化,并且因此要求对CMOS制造工艺的微小调节以在CMUT单元100中包括质量元件140。然而,还将容易理解,用于在CMUT单元100中包括这样的质量元件140的许多其他合适的制造途径也是容易获得的,例如,在US2007/0215964A1中公开的途径,并且可以预期任何合适的制造工艺。

[0062] 在实施例中,可以形成质量元件140以包括固有的内部应力,例如,通过以升高的温度形成质量元件,使得通过冷却或以任何其他合适的方式在质量元件140中引发热应力,

应力的释放能够用于迫使柔性膜114处于预定义的形状中,例如,其中柔性膜114的中心部分被迫使朝向CMUT单元100的底板的预塌陷形状。

[0063] 图8示意性地描绘了CMUT单元100的备选实施例,其中,质量元件140被集成在柔性膜114中。这具有如下优点:减小了CMUT单元100的总高度。可以以任何合适的方式将质量元件140集成在柔性膜114中,例如通过将柔性膜114的部分沉积到图7的步骤(f)中的第一厚度,然后根据图7中的步骤(g)在部分形成的柔性膜114上形成质量元件140,并且然后通过得到的结构上形成或沉积柔性膜114的剩余物来完成柔性膜114的形成,之后任选地使用质量元件140的上表面进行平坦化步骤作为针对平坦化步骤的结束。

[0064] 图9示意性地描绘了包括如上所述的柔性膜114上的质量元件140的CMUT单元100的另一实施例。在该实施例中,CMUT单元100是3电极CMUT单元100。该CMUT单元100包括被嵌入到单元100的底板中的第三电极124,所述底板包括基板112的上表面。可以以任何合适的方式来配置底部电极122,例如,可以将底部电极122圆形地配置并且嵌入到单元底板130中。

[0065] 通常,第三电极124在其面向腔的表面上利用上部绝缘层125绝缘,并且在其面向底部电极的表面上利用底部绝缘层123绝缘。绝缘层123和125优选为二氧化硅(SiO_2)电介质层,在基于TEOS的沉积工艺(例如,PECVD工艺)中沉积所述二氧化硅电介质层。用于绝缘层123、125的备选材料可以是氧化物-氮化物-氧化物(ONO)、高k电介质和氧化物(氧化铝、包括硅烷、基于 SiH_4 的PECVD SiO_2 的各种级别等)。

[0066] 在该实施例中,CMUT单元100的第一电极120和第三电极124提供CMUT设备的电容板,而第三电极124与第二电极122之间的通过底部电介质层123的电容耦合定义例如用于RC滤波器的电容器,其可以被集成在CMUT单元100中。可以借助于电压源45来使第一电极120振动,所述电压源适于在第二电极122和第一电极120上施加具有设置频率的AC刺激,所述AC刺激引起声学波束(例如特定频率带宽的声学脉冲)的生成,而第三电极124被提供有驱动电压的DC分量。这具有如下优点:与DC分量有关的所存储的电荷可以与用户或患者隔离。如之前所述,应当理解,尽管在该实施例中质量元件130被示为在柔性膜114上,但是将质量元件114集成在柔性膜中也同样是可行的。

[0067] 在图10中,以框图的形式示出了根据本发明的范例实施例的具有阵列换能器探头的超声诊断成像系统。在图10中,在超声探头10中提供了CMUT换能器阵列110以用于发射超声波并接收回波信息。换能器阵列110是换能器元件的一维或二维阵列,其能够在2D平面和/或针对3D成像在三维中进行扫描。

[0068] 换能器阵列110被耦合到探头10中的微波束形成器12,所述微波束形成器控制由CMUT阵列元件对信号的发射和接收。微波束形成器能够对由换能器元件的组或“片块”接收到的信号至少部分地进行波束形成,例如,如在美国专利5997479 (Savord等人)、美国专利6013032 (Savord) 和美国专利6623432 (Powers等人) 中描述的。

[0069] 微波束形成器12由探头线缆(例如,同轴电线)耦合到发射/接收(T/R)开关16,所述T/R开关在发射模式与接收模式之间切换,并且在不存在或不使用微波束形成器时保护主波束形成器20免受高能发射信号影响,并且换能器阵列110由主系统波束形成器20直接操作。在微波束形成器12的控制下的超声波束从换能器阵列110的发射是由换能器控制器18来引导的,所述换能器控制器通过T/R开关16被耦合到微波束形成器并且被耦合到主系

统波束形成器20,其接收来自用户接口或控制面板38的用户操作的输入。由换能器控制器18控制的一个功能是操纵和聚焦波束的方向。可以在换能器阵列110的正前方(正交于换能器阵列110)或在用于更宽的视场的不同角度处操纵波束。换能器控制器18可以被耦合以控制用于CMUT阵列的前述电压源45。例如,电压源45对被施加到CMUT阵列110的CMUT单元100的(一个或多个)DC偏置电压和AC偏置电压进行设置以例如生成发射模式中的啁啾脉冲,如以上所解释的。

[0070] 由微波束形成器12产生的部分波束形成信号被转发到主波束形成器20,其中,来自换能器元件的个体片块的部分波束形成信号被组合成完全波束形成信号。例如,主波束形成器20可以具有128个通道,其中每个通道接收来自几十个或几百个CMUT换能器单元100的片块的部分波束形成信号。以这种方式,由换能器阵列110的几千个换能器元件接收的信号能够有效地贡献于单个波束形成信号。

[0071] 将波束形成信号耦合到信号处理器22。信号处理器22能够以各种方式处理接收到的回波信号,例如,带通滤波、抽选、I和Q分量分离以及谐波信号分离,其用于分离线性信号与非线性信号,从而使得能够识别从组织和微泡返回的非线性(基频的较高谐波)回波信号。

[0072] 信号处理器22可以任选地执行额外的信号增强,例如,散斑减少、信号合成以及噪声消除。在信号处理器22中的带通滤波器可以是跟踪滤波器,当从递增的深度接收回波信号时所述带通滤波器的通带从较高的频率带滑动到较低的频率带,从而拒绝来自更大深度的较高频率的噪声,其中,这些频率缺乏解剖信息。

[0073] 将经处理的信号耦合到B模式处理器26并且任选地耦合到多普勒处理器28。B模式处理器26将对接收到的超声信号的幅度的检测用于对诸如身体中的器官和血管的组织的身体的结构的成像。可以以谐波图像模式或基频图像模式或两者的组合来形成身体的结构的B模式图像,例如在美国专利US6283919 (Roundhill等人) 和US6458083 (Jago等人) 中所描述的。

[0074] 多普勒处理器28(如果存在的话) 处理与组织移动和血液流动的信号在时间上不同的信号,以检测物质的运动,例如,图像场中的血细胞的流。多普勒处理器通常包括壁滤波器,所述壁滤波器具有这样的参数:其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,能够将所述壁滤波器设置为具有通带特性,所述通带特性通过来自较高速度材料的相对低幅度的信号,而拒绝来自较低或零速度材料的相对强的信号。

[0075] 该通带特性将通过来自流动血液的信号,而拒绝来自附近静止或缓慢运动对象的信号,诸如来自心壁的信号。反转特性将通过来自心脏运动组织的信号,而拒绝血流信号,以用于所谓的对组织运动的组织多普勒成像、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回波信号的序列,来自特定点的回波的序列称为系综(ensemble)。能够利用多普勒频率与指示血流速度的速度的对应性,使用在相对短间隔上的快速演替中接收的回波的系综来估计流动血液的多普勒频移。使用在更长时段上接收的回波的系综来估计更慢流动血液或缓慢运动组织的速度。

[0076] 将由(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耦合到扫描转换器32和多平面重新格式化器44。扫描转换器32以期望的图像格式将回波信号布置为接收到所述回波信号的空间关系中。例如,扫描转换器可以将回波信号布置成二维(2D)扇形形

状格式或锥形三维 (3D) 图像。

[0077] 扫描转换器能够利用对应于具有其多普勒估计速度的图像场中的点处的运动的颜色来覆盖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的运动和血流。多平面重新格式化器44会将从身体的体积区域中的公用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US6443896 (Detmer) 中所描述的。体积绘制器42将3D数据集的回波信号转换为如从给定参考点查看的投影3D图像,如美国专利6530885 (Entrekin等人) 中所描述的。

[0078] 2D或3D图像从扫描转换器32、多平面重新格式化器44以及体积绘制器42被耦合到图像处理器30,以供进一步增强、缓冲和临时存储,以显示在图像显示器40上。除了用于成像外,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状况的量度(例如,血流的体积率)以及结构测量结果(例如,器官的尺寸和孕龄)。量化处理器可以从用户控制面板38接收输入,例如,在要进行测量的图像的解剖结构中的点。

[0079] 来自量化处理器的输出数据被耦合到图形处理器36,以用于利用显示器40上的图像来复制测量图形和值。图形处理器36还能够生成图形交叠,以用于与超声图像一起显示。这些图形交叠能够包含标准识别信息,例如患者姓名、图像的日期与时间、成像参数等。为此目的,图形处理器接收来自用户接口38的输入,例如,患者姓名。

[0080] 用户接口还耦合到发射控制器18以控制来自换能器阵列110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。用户接口也被耦合到多平面重定格式器44,以用于选择和控制多平面重定格式(MPR)的图像的平面,其可以用于执行在MPR图像的图像场中的量化测量。

[0081] 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,在该超声诊断成像系统的架构中的若干变化是可行的。例如,如还在上述实施例中所指示的,可以省略微波束形成器12和/或多普勒处理器28,超声探头10可以不具有3D成像能力等。其它变型对本领域技术人员而言是显而易见的。

[0082] 此外,将理解,本发明不限于超声诊断成像系统。本发明的教导同样适用于其中探头10的CMUT单元100仅能在发射模式中可操作的超声治疗系统,这是因为不需要接收脉冲回波。如本领域技术人员将立即意识到的,在这样的治疗系统中,在不脱离本申请的教导的情况下,可以省略借助于图10描述的且接收、处理和显示脉冲回波所需的系统部件。

[0083] 图11示意性地描绘了例如使用上述超声诊断成像系统或超声治疗系统的实施例的超声脉冲发射的方法200的流程图。方法200在步骤201中开始,其中,提供根据本发明的实施例的探头10,即,包括CMUT单元100的阵列110的探头10,每个单元包括承载电极布置的第一电极122的基板112,所述基板与包括所述电极布置的第二电极120的柔性膜114在空间上分开一间隙118,柔性膜114包括柔性膜114的中心区域17、17' 中的质量元件140。

[0084] 在发射模式中,方法200进行到步骤203,其中,被选择用于发射的CMUT单元100的电极被提供有选定的CMUT单元的相应的电极布置,其具有电压,所述电压包括:偏置电压分量,其将选定的CMUT单元100驱动到塌陷状态中,在所述塌陷状态中,柔性膜114的中心部分17、17' 接触基板112;以及刺激分量,其具有设置频率,以使处于塌陷状态中的选定的CMUT

单元100的相应的柔性膜114谐振,其中,选定的CMUT单元100中的每个的质量元件140迫使选定的CMUT单元100的柔性膜114的中心区域17、17' 在所述谐振期间保持与所述基板相接触。在实施例,根据借助于图4解释的原理来设置偏置电压分量,在图4中,通过施加适当的偏置电压来控制选定的CMUT单元100的塌陷区,使得选定的CMUT单元100的输出压力被最大化,所述输出压力用于通过将刺激施加到选定的CMUT单元100所生成的脉冲。可以在单个发射循环中选择任何合适数量的CMUT单元100,例如,阵列110中的所有CMUT单元100、多个CMUT单元100,所述多个CMUT单元形成阵列110中的所有CMUT单元100的子集,例如,阵列110的CMUT单元100的串或单个CMUT单元100。

[0085] 在完成发射循环的情况下,在步骤205中决定是否应当将阵列110切换到接收模式。在如在步骤211中所决定的那样执行另外的发射循环的情况下和/或在如以上所解释的超声治疗系统的背景下发射脉冲的情况下,可能不是这种情况。如果不应调用接收模式,则在步骤211中检查是否应当调用另一发射循环。如果是这种情况,方法200返回到步骤203以将偏置电压和刺激施加到阵列110的CMUT单元100的选择,所述选择可以是CMUT单元100的相同选择或不同选择。

[0086] 所施加的偏置电压可以是与先前的发射循环中所施加的相同的偏置电压,或者可以是不同的偏置电压,即,偏置电压可以被周期性地改变,每个时段对应于单个发射循环。类似地,刺激可以是与先前发射循环中所施加的相同的刺激,或者是不同的刺激,即,不同设置频率的刺激,即,刺激可以被周期性地改变,每个时段对应于单个发射循环。例如,在超声系统要将一系列不同频率的脉冲发射到患者的组织中时可以施加不同设置频率的刺激。在实施例,根据借助于图4解释的原理来设置偏置电压分量,在图4中,通过施加适当的偏置电压来控制选定的CMUT单元100的塌陷区,使得选定的CMUT单元100的输出压力被最大化,所述输出压力用于通过将刺激施加到选定的CMUT单元100所生成的脉冲。

[0087] 另一方面,如果在步骤205中决定超声系统要被切换到接收模式,则该方法进行到步骤207,其中,阵列110的CMUT单元100的选择被提供有偏置电压,优选为用于将CMUT单元100的选择驱动到塌陷状态中的偏置电压。优选地,通过选择偏置电压的强度来调谐CMUT单元100的选择的柔性膜114的塌陷的区,使得CMUT单元100的选择具有对预期的脉冲回波的频率的最优灵敏度,在此之后,在步骤209中接收脉冲回波并且还以任何合适的方式处理脉冲回波。在完成发射循环和任选的接收循环时,方法200在步骤213中终止。

[0088] 应当注意,上述实施例说明而非限制本发明,并且本领域的技术人员将能够设计许多备选实施例而不脱离权利要求书的范围。在权利要求中,在括号中的任何附图标记不得被解释为对权利要求的限制。词语“包括”不排除没有列在权利要求中的元件或步骤的存在。在元件之前的词语“一”或“一个”不排除多个这样的元件的存在。本发明能够借助于包括若干不同元件的硬件来实施。在列举若干单元的系统权利要求中,可以由同一项硬件来实现这些单元中的若干单元。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。

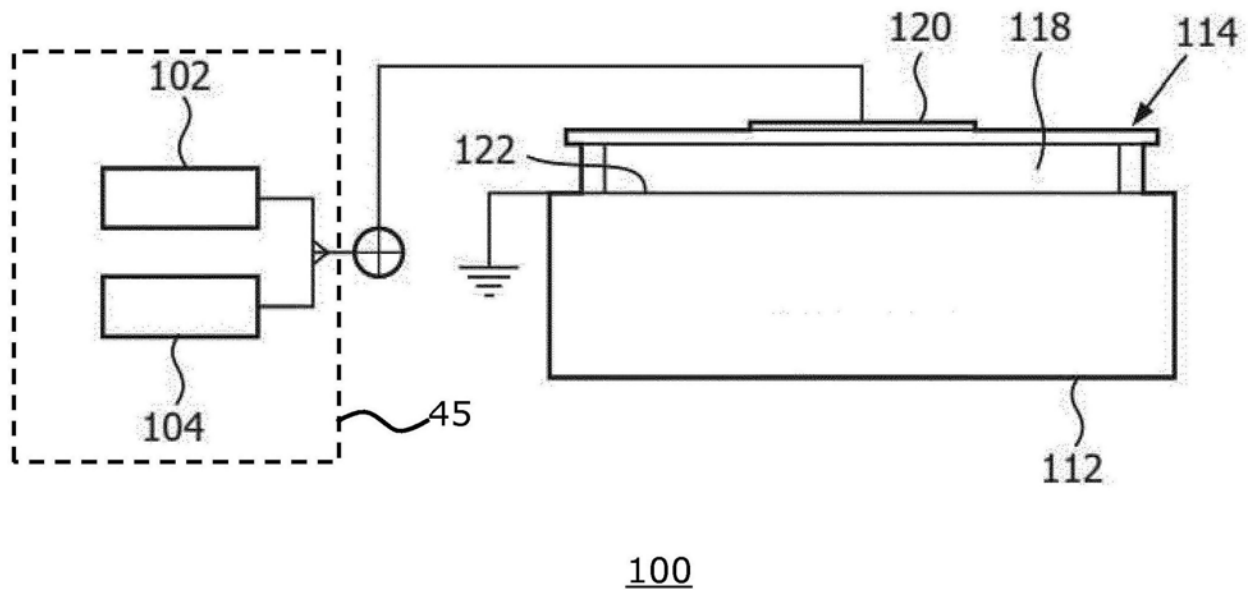


图1

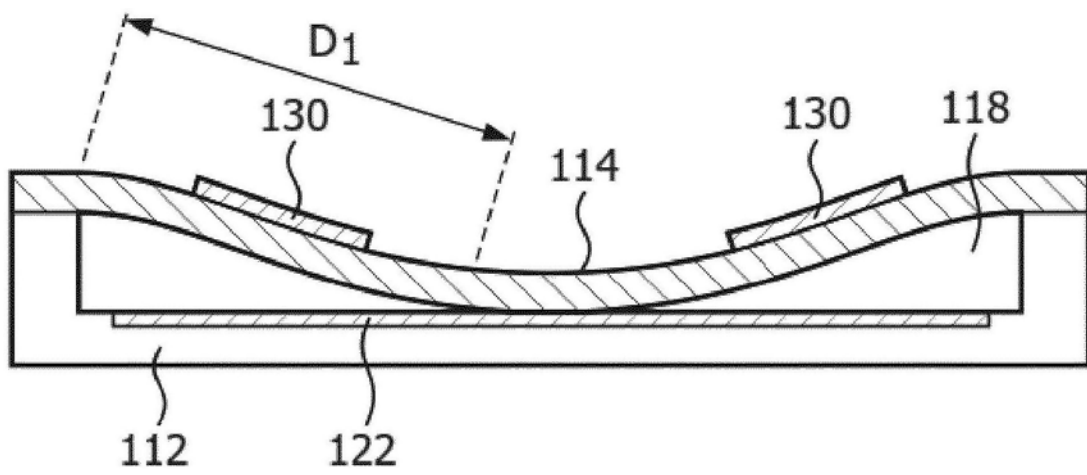


图2a

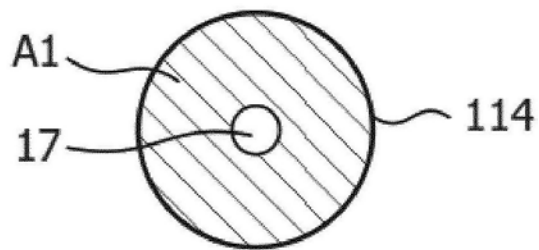


图2b

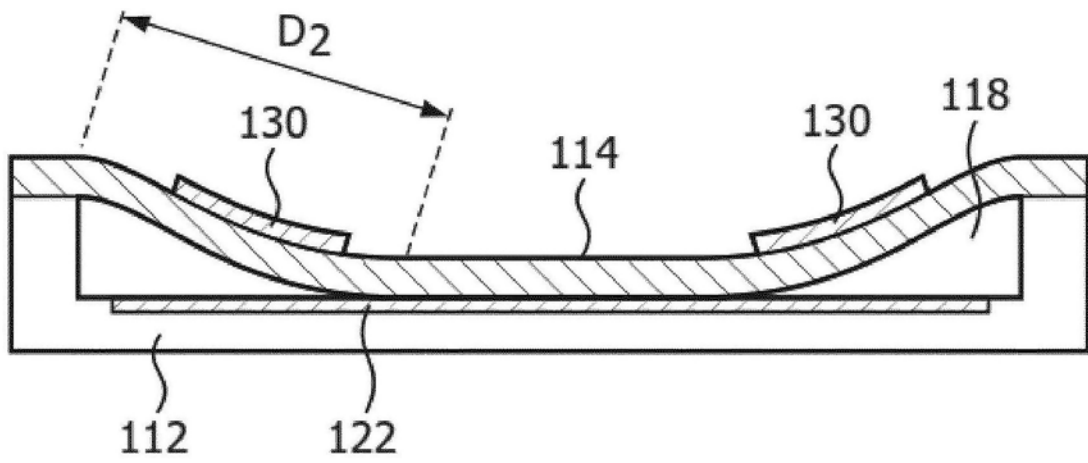


图3a

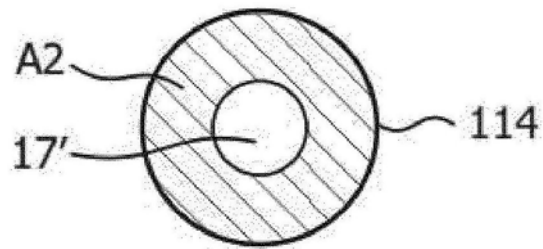


图3b

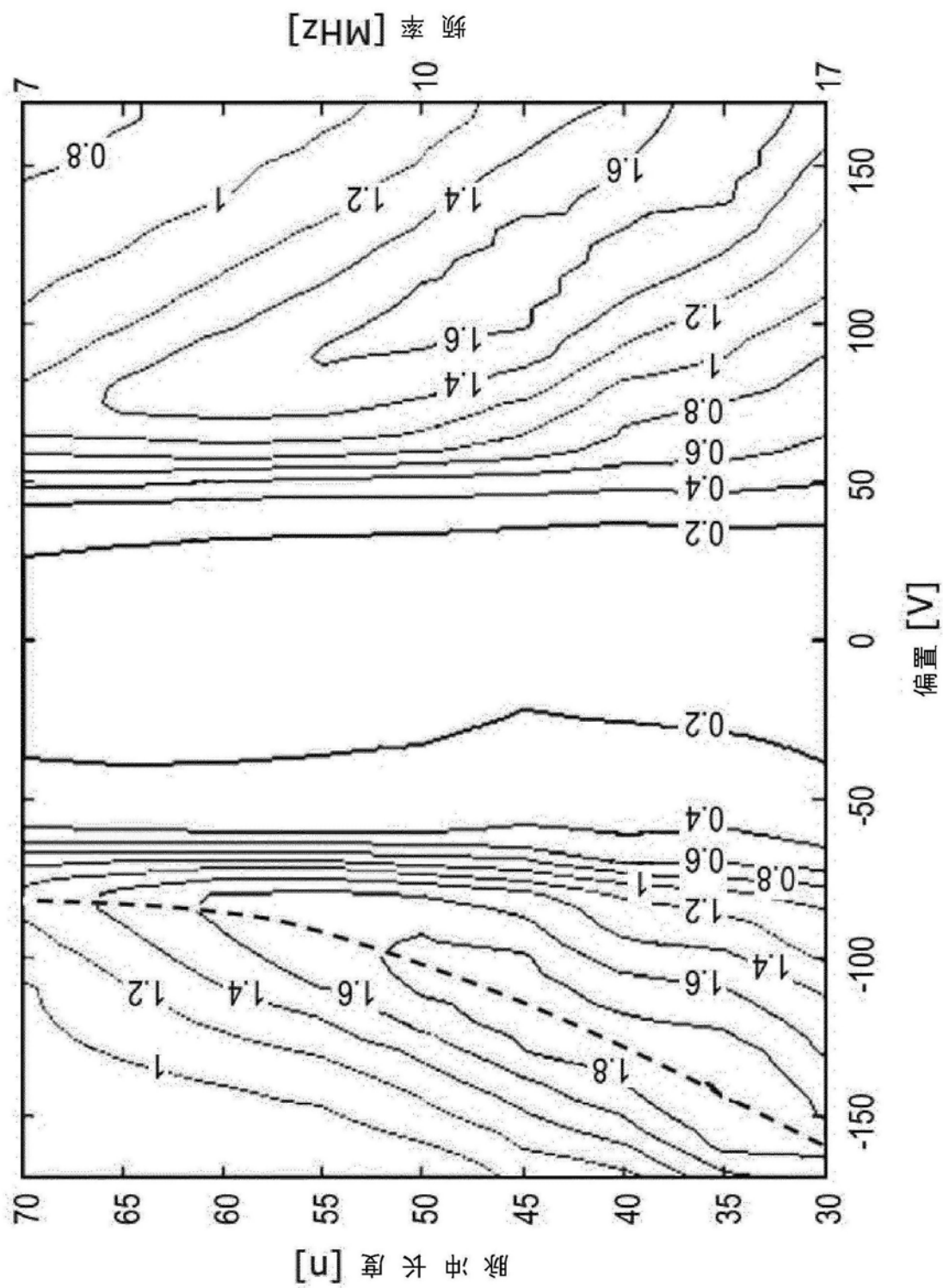


图4

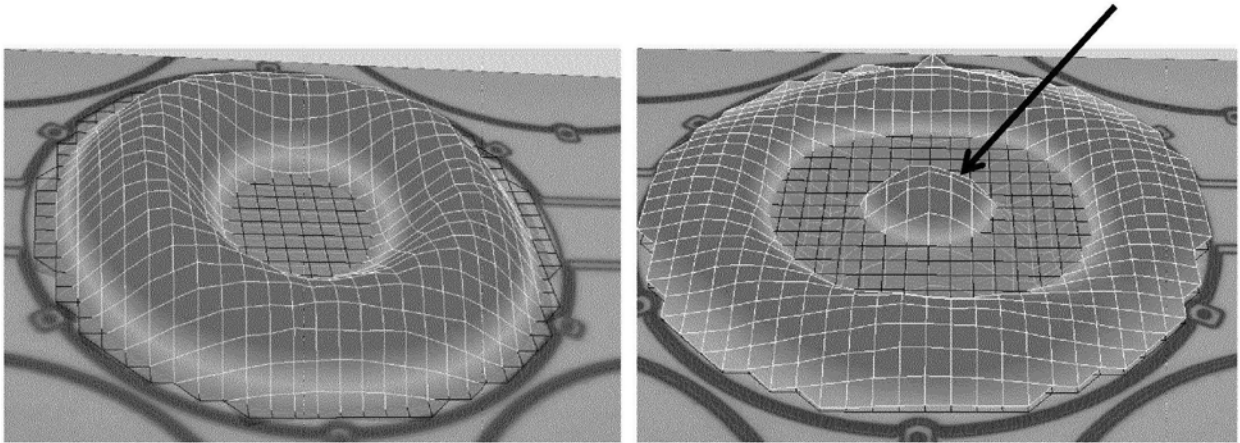


图5

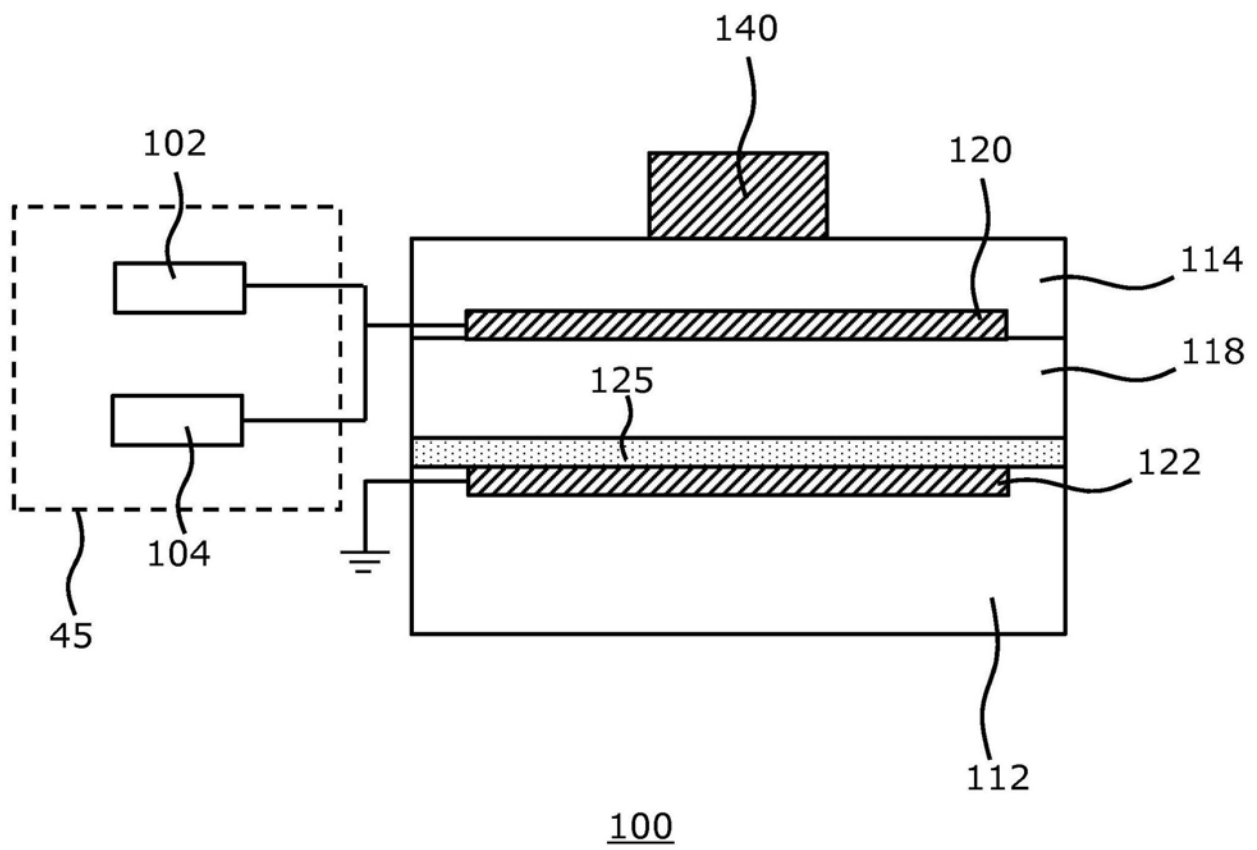


图6

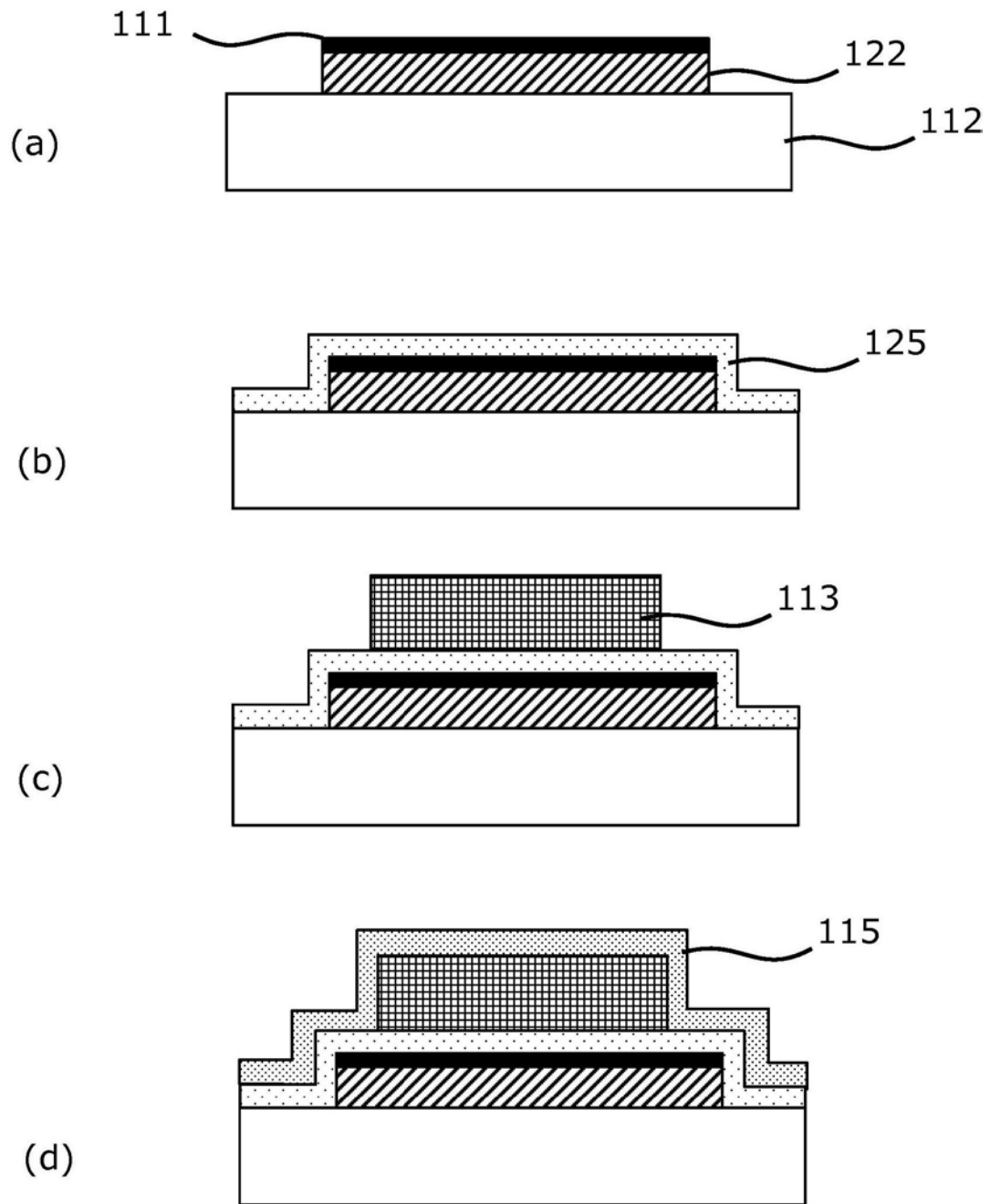


图7

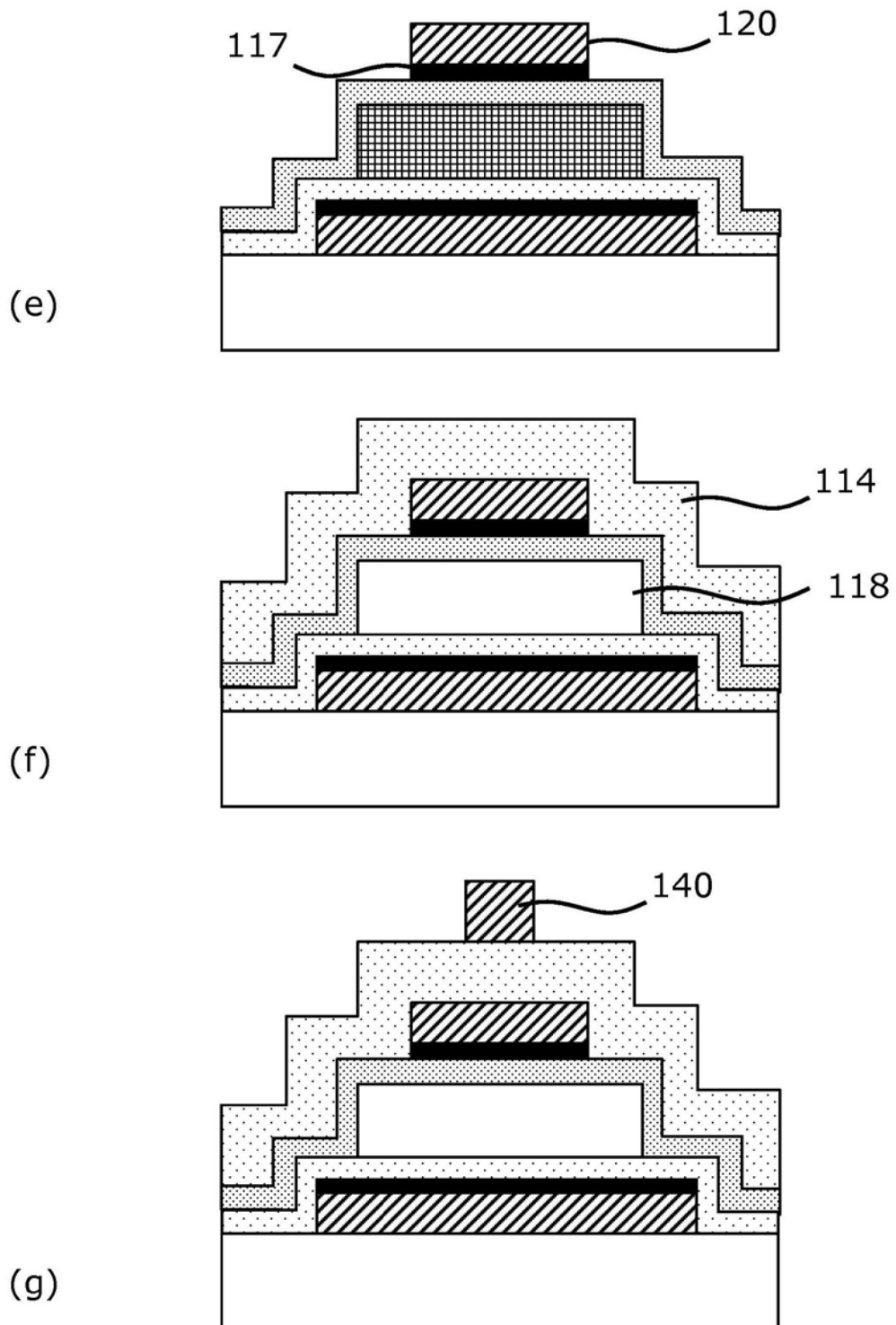


图7(续)

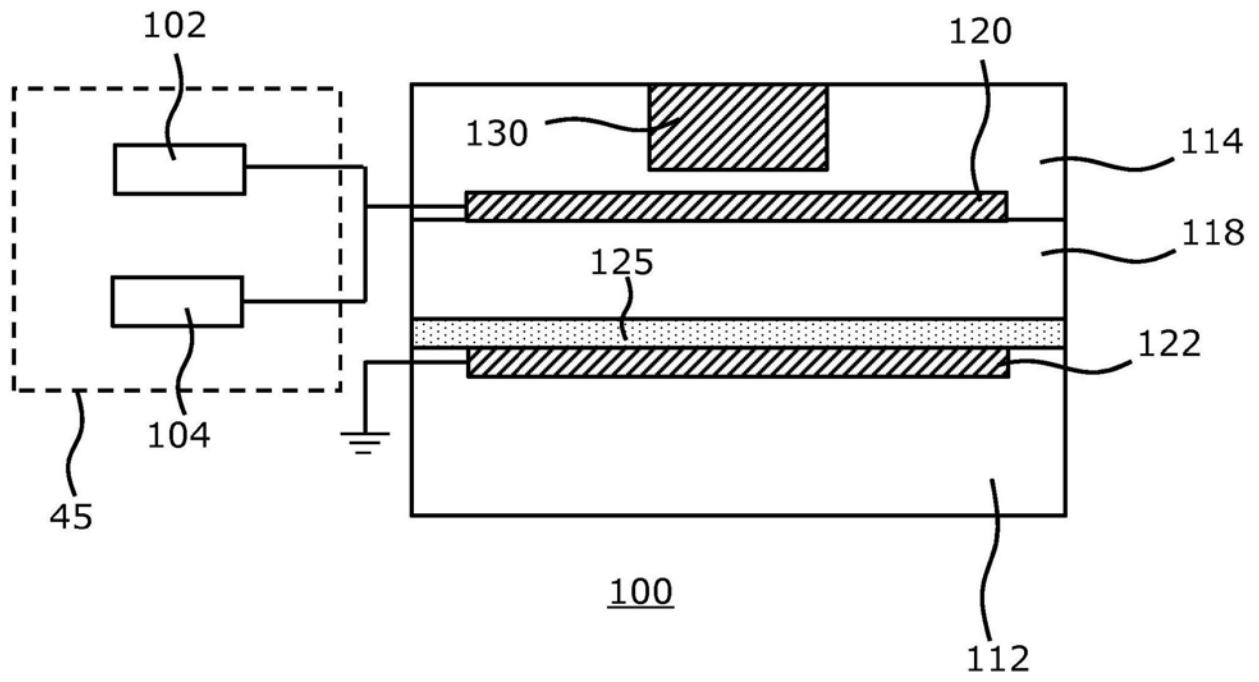


图8

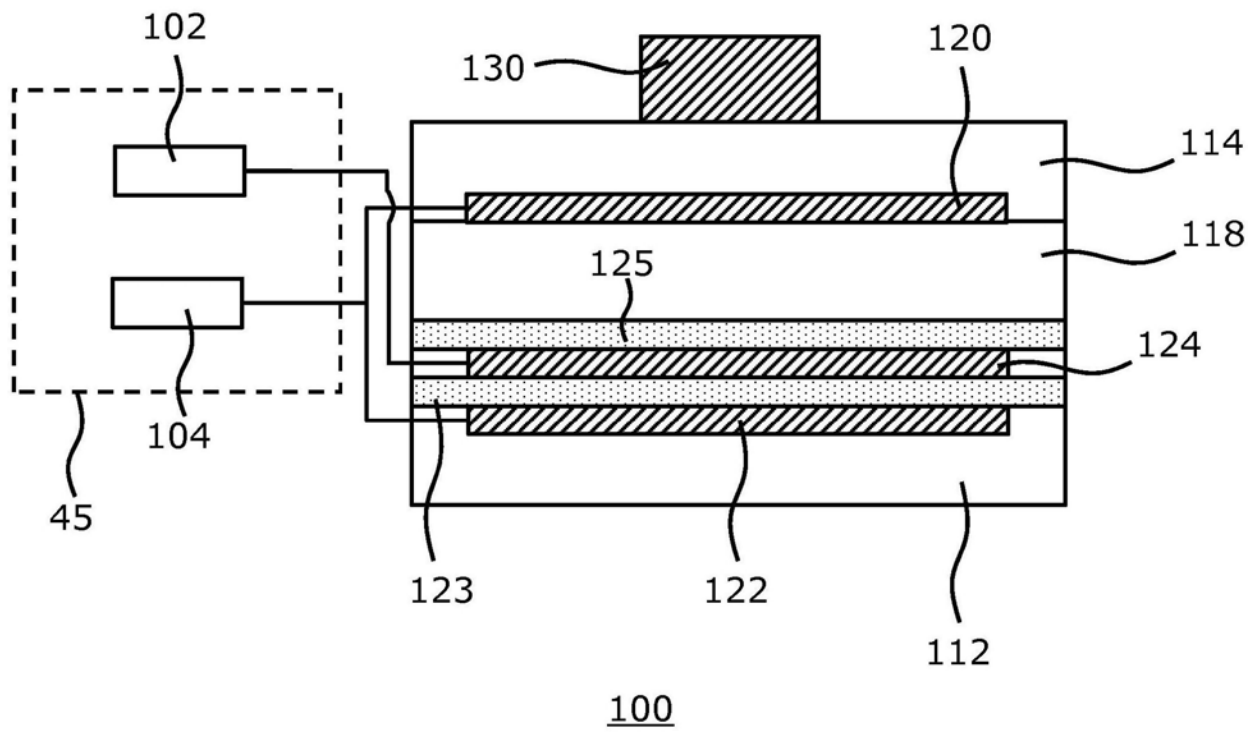


图9

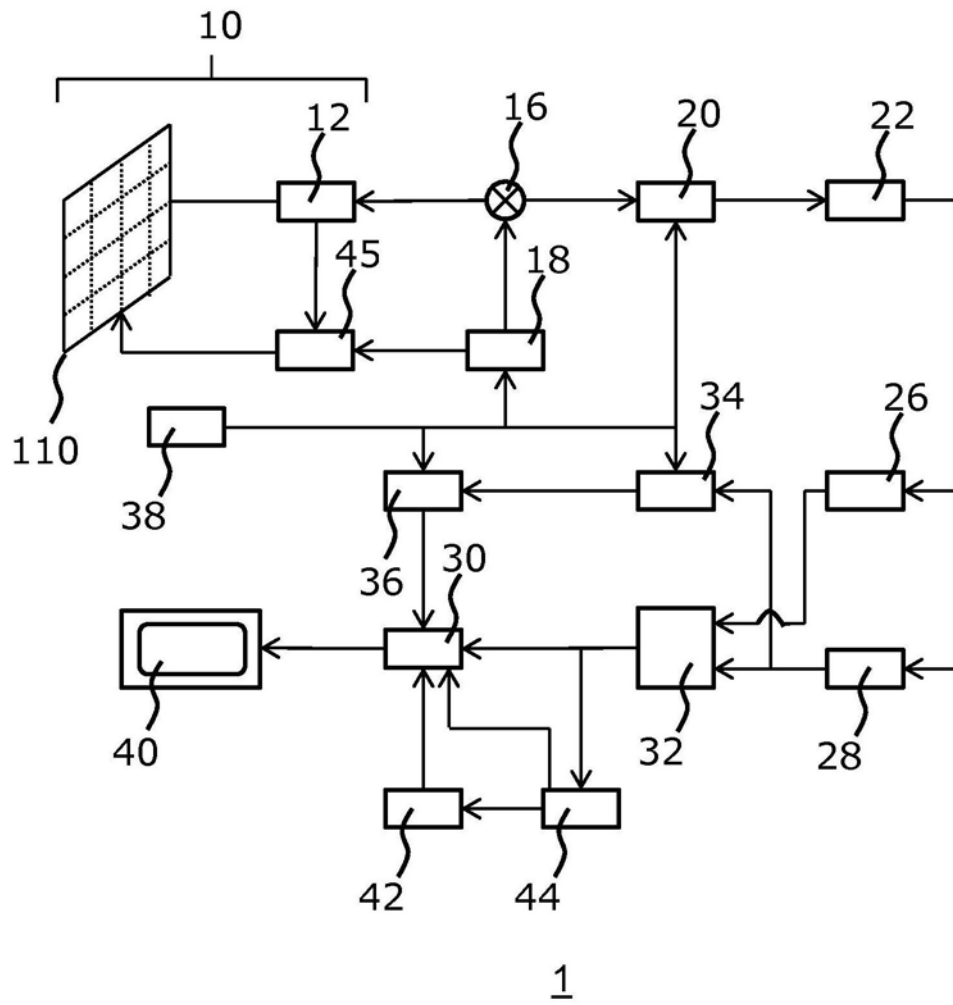


图10

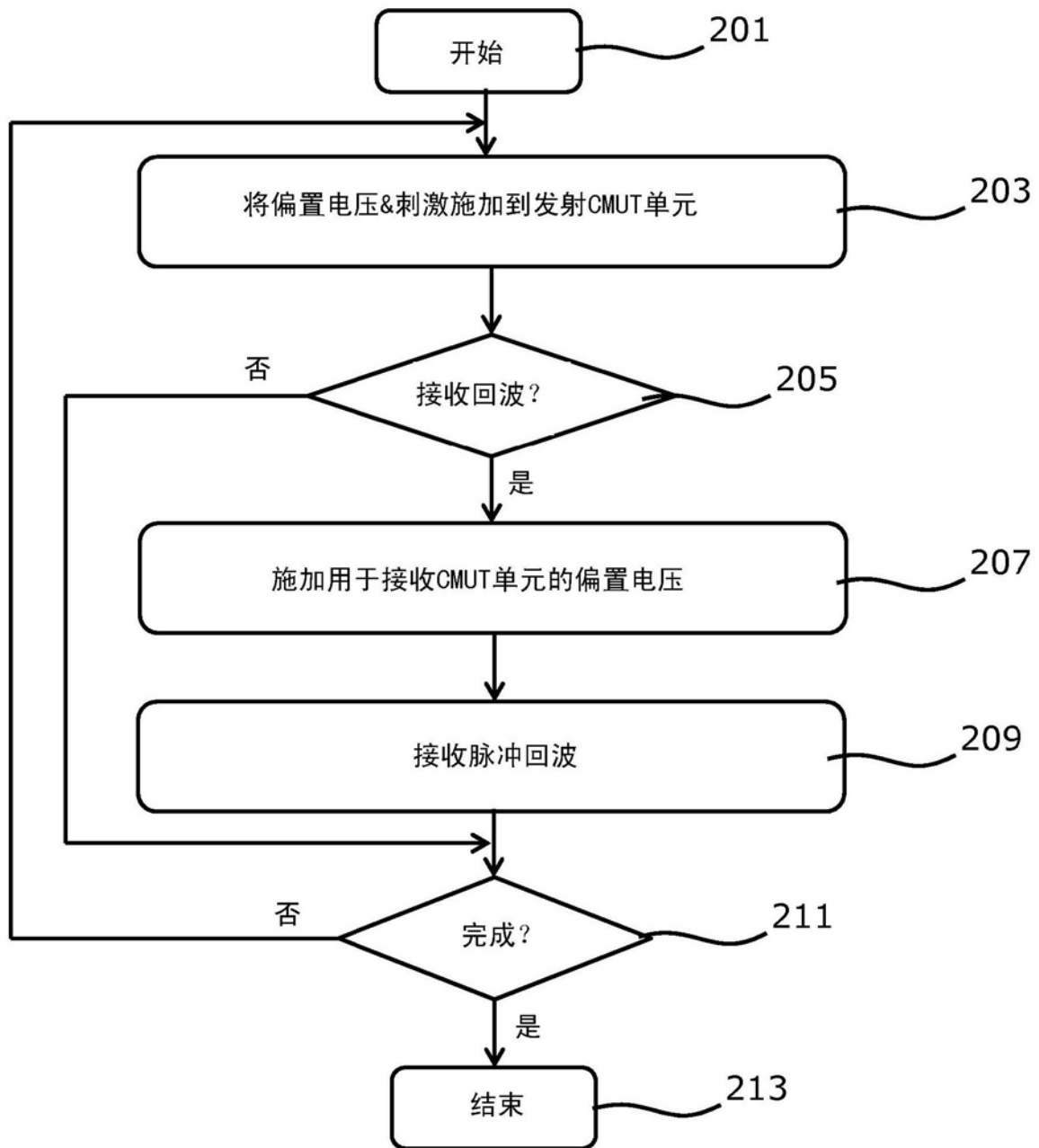
200

图11

专利名称(译)	超声系统和超声脉冲发射方法		
公开(公告)号	CN108025331A	公开(公告)日	2018-05-11
申请号	CN201680038826.4	申请日	2016-06-30
[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	H范 R毛奇斯措克 NMA德维尔德		
发明人	H·范 R·毛奇斯措克 N·M·A·德维尔德		
IPC分类号	B06B1/02 A61B8/00 G01N29/24		
CPC分类号	B06B1/0215 B06B1/0292 A61B8/06 A61B8/4494 A61B8/483 A61B8/488 A61N7/00 B06B2201/76		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	2015174414 2015-06-30 EP		
其他公开文献	CN108025331B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

公开了一种超声系统，包括：探头(10)，其包括CMUT(电容式微机械超声换能器)单元(100)的阵列(110)，每个单元包括承载电极布置的第一电极(122)的基板(112)，所述基板与包括所述电极布置的第二电极(120)的柔性膜(114)在空间上分开一间隙(118)，所述柔性膜包括中心区域(17、17')中的质量元件(140)；以及电压源(45)，其被耦合到所述探头，并且适于在所述超声系统的发射模式中向所述CMUT单元中的至少一些CMUT单元的相应的电极布置提供电压，所述电压包括偏置电压分量，其将所述CMUT单元中的所述至少一些CMUT单元驱动到塌陷状态中，在所述塌陷状态中，所述柔性膜的中心部分与所述基板接触，所述中心部分包括所述中心区域；以及刺激分量，其具有用于使在所述塌陷状态中的所述CMUT单元中的所述至少一些CMUT单元的相应的柔性膜谐振的设置频率，其中，所述至少一些CMUT单元中的每个CMUT单元的所述质量元件迫使所述单元的所述柔性膜的至少所述中心区域在所述谐振期间保持与所述基板接触。还公开了用于这样的系统的脉冲发射方法。

