



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110100294 A

(43)申请公布日 2019.08.06

(21)申请号 201780079840.3

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(22)申请日 2017.12.21

代理人 李光颖

(30)优先权数据

16206333.3 2016.12.22 EP

(51)Int.Cl.

H01H 59/00(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 8/00(2006.01)

2019.06.21

B06B 1/02(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

G01N 29/24(2006.01)

PCT/EP2017/083996 2017.12.21

H01H 1/00(2006.01)

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/115226 EN 2018.06.28

(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-P·勒布尔 S·舒列波夫

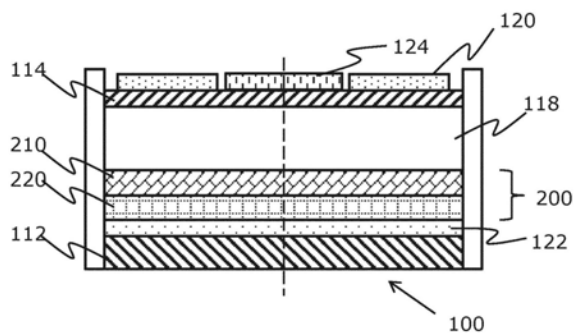
权利要求书2页 说明书18页 附图12页

(54)发明名称

电容式射频微机电开关的系统 and 操作方法

(57)摘要

公开了一种用于电容式射频微机电开关的系统 and 操作方法,所述电容式射频微机电开关是诸如用于超声系统中的CMUT单元。RFMEMS可以包括基板、连接到所述基板的第一电极、膜和连接到所述膜的第二电极。在一些范例中,在第一电极与第二电极和柔性膜之间存在电介质堆叠。电介质堆叠设计使膜塌陷电压中的漂移最小化。在其他范例中,电极之一是环形形式的,并且第三电极被提供为占据环的中心的空间。备选地,第一和第二电极两者都是环形形式的并且在环内部在电极之间存在支撑件。



1. 一种电容式射频微机电开关(100') RFMEMS, 包括:
 - 基板(112);
 - 第一电极(122), 其被连接到所述基板;
 - 柔性膜(114), 其中, 所述柔性膜至少部分地在空间上与所述第一电极分离;
 - 第二电极(120), 其被连接到所述柔性膜; 以及
 - 电介质堆叠(200), 其被设置在所述第一电极与所述第二电极和所述柔性膜之间, 所述电介质堆叠包括:
 - 第一电介质层(210), 其中, 所述第一电介质层具有第一电活性缺陷密度; 以及
 - 第二电介质层(220), 其中, 所述第二电介质层具有低于所述第一电活性缺陷密度的第二电活性缺陷密度。
2. 如权利要求1所述的电容式RFMEMS, 其中, 所述第一电介质层(210)和所述第二电介质层(220)是由相同的材料构建的。
3. 如权利要求2所述的电容式RFMEMS, 其中, 所述第一电介质层(210)和所述第二电介质层(220)包括二氧化硅SiO₂。
4. 如权利要求3所述的电容式RFMEMS, 其中, 所述第一电介质层(210)是使用原子层沉积ALD来构建的。
5. 如权利要求3所述的电容式RFMEMS, 其中, 所述第二电介质层(220)是使用化学气相沉积CVD来构建的。
6. 如权利要求4至5所述的电容式RFMEMS, 其中, 所述第二电介质层(220)比所述第一电介质层(210)更厚, 例如所述第二电介质层(220)的厚度是所述第一电介质层(210)的厚度的至少两倍。
7. 如权利要求2所述的电容式RFMEMS, 其中, 所述第一电介质层(210)和所述第二电介质层(220)包括氧化铝Al₂O₃或氧化铪(IV)HfO₂。
8. 如任一前述权利要求所述的电容式RFMEMS, 其中, 所述电介质堆叠(200)还包括:
 - 第三电介质层(215), 其中, 所述第三电介质层是基于所述第一电介质层(210)和所述第二电介质层(220)的电介质性质来选择的。
9. 如权利要求8所述的电容式RFMEMS, 其中, 所述第一电介质层(210)和所述第二电介质层(220)包括二氧化硅SiO₂, 并且所述第三电介质层包括氧化铝Al₂O₃。
10. 如任一前述权利要求所述的电容式RFMEMS, 其中, 所述电容式RFMEMS是电容式微机械超声换能器CMUT单元(100)。
11. 一种超声系统, 包括:
 - 超声探头, 其中, 所述超声探头包括CMUT单元(100)的阵列, 每个CMUT单元均是如权利要求10所述的CMUT单元;
 - 电压源(101), 其能够被耦合到所述超声探头, 其中, 所述电压源适于:
 - 在CMUT单元的所述第一电极(122)与所述第二电极(120)之间提供偏置电压, 其中, 所述偏置电压适于将所述CMUT单元驱动到塌陷模式中; 并且
 - 在所述CMUT单元的所述第一电极(122)与所述第二电极(120)之间提供刺激电压。
12. 如权利要求11所述的超声系统, 其中, 所述刺激电压适于使所述CMUT单元的所述柔性膜(114)以预定频率振动。

13. 如权利要求11或12所述的超声系统,其中,所述第二电极(120)适于检测传入的振动。

14. 如权利要求11至13所述的超声系统,其中,所述系统还包括:

信号处理器,其中,所述信号处理器适于基于由所述第二电极检测到的所述传入的振动来生成数据。

15. 一种用于操作电容式RFMEMS(100')的方法(300),所述电容式RFMEMS包括:

-基板(112);

-第一电极(122),其被连接到所述基板;

-柔性膜(114),其中,所述柔性膜至少部分地在空间上与所述第一电极分离;

-第二电极(120),其被连接到所述柔性膜;以及

-电介质堆叠(200),其被设置在所述第一电极与所述第二电极和所述柔性膜之间,所述电介质堆叠包括:

-第一电介质层(210),其中,所述第一电介质层具有第一电活性缺陷水平;以及

-第二电介质层(220),其中,所述第二电介质层具有低于所述第一电活性缺陷水平的第二电活性缺陷水平,

-所述方法包括:

- (310) 向所述电容式RFMEMS的所述第一电极提供偏置电压,从而创建所述第一电极与所述第二电极之间的电场,其中,所述偏置电压适于将所述电容式RFMEMS驱动到塌陷模式中;

- (320) 向所述第二电极提供刺激电压,从而增加所述第一电极与所述第二电极之间的电场;

- (330) 将所述第一电介质层极化为第一极化程度,并且将所述第二电介质层极化为低于所述第一极化程度的第二极化程度,从而引起所述第一电极与第二电极之间的所述偏置电压的负漂移;并且

- (340) 将所述第一电介质层内的空间电荷取向到第一取向水平并且将所述第二电介质层内的空间电荷取向到大于所述第一取向水平的第二取向水平,从而引起所述第一电极与第二电极之间的所述偏置电压的正漂移,从而将所述第一电极与所述第二电极之间的所述偏置电压的总漂移最小化。

电容式射频微机电开关的系统和操作方法

技术领域

[0001] 本发明涉及电容式射频微机电开关RFMEMS,并且具体地涉及用于超声成像系统中的电容式加工超声换能器CMUT。

[0002] 本发明还涉及一种操作所述电容式RFMEMS和CMUT的方法。

背景技术

[0003] 用于医学成像的超声换能器具有实现高质量诊断图像的产生的许多特性。其中包括实现高分辨率和高灵敏度的宽带宽,以及实现超声频率处的声学信号的场的大的深度的大的压力输出。通常,拥有这些特性的压电材料已经由PZT和PVDF材料制成,PZT作为选择的材料特别受欢迎。然而,PZT具有多个显著的缺点。

[0004] 首先,陶瓷PZT材料需要包括切割、匹配层粘合、填料、电镀和互连的制造工艺,其明显不同且复杂并且需要大量操纵,所有这些能够导致比期望的更低的换能器堆叠单元产量。该制造复杂性增加了最终换能器探头的成本,并且对元件之间的最小间距以及个体元件的尺寸放置了设计限制。

[0005] 此外,PZT材料具有与水或生物组织的不充分匹配的阻抗,使得匹配层需要被添加到PZT材料,以便获得与感兴趣介质的期望的声学阻抗匹配。因为超声系统主机已经变得更小并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主导,因此系统主机的成本已经随着系统的尺寸而下降。超声系统现在以费用低的便携式、台式和手持形式而可用,例如以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具体(组织)异常。因此,换能器探头的成本是系统总成本中的不断增加的百分比,即由于在超声诊断成像系统的情况下用于3D成像的更高元件计数阵列的出现而已经加速的增加。

[0006] 用于具有电子操纵的超声3D成像的探头依赖于专门的半导体设备专用集成电路(ASIC),所述专门的半导体设备专用集成电路执行用于换能器元件的二维(2D)阵列的微波束形成。因此,期望能够以改进的产量和较低成本制造换能器阵列,以便利对低成本超声系统的需求,并且优选地通过与半导体生产兼容的制造工艺来制造换能器阵列。

[0007] 最近的发展已经导致医学超声换能器能够通过半导体工艺批量制造的前景。理想地,这些工艺应该与用于产生由超声探头所需的ASIC电路的工艺相同,例如CMOS工艺。这些发展已经产生了微机械超声换能器或MUT,优选的形式是电容式MUT(CMUT)。CMUT换能器是具有电极的微小膜片状设备,所述电极将接收到的超声信号的声音振动转换为调制电容。

[0008] 对于发射,施加到电极的电容电荷被调制为振动/移动设备的膜片,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,因此设备通常能够具有10-500微米范围内的尺寸,膜片直径例如被选择为使膜片直径与膜片的期望谐振频率(范围)匹配,其中,个体膜片之间的间距小于几微米。许多这样的个体CMUT单元能够连接在一起并且作为单个换能器元件一致地进行操作。例如,4到16个CMUT单元能够耦合在一起以作为单个换能器元件一致地工作。通过范例,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。

[0009] 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更具成本效益。此外,由于在这样的半导体工艺中使用的材料,CMUT换能器呈现出与水和生物组织的极大改进的声学阻抗匹配,这消除了对(多个)匹配层的需要并且产生了改进的有效带宽。

[0010] 为了优化由CMUT单元产生的声学功率(输出压力),CMUT单元可以在所谓的塌陷(collapse)模式中操作,在所述塌陷模式中,CMUT单元由将膜片或柔性膜的中心部分跨间隙驱动到相对基板上的偏置电压驱动,并且被提供有设置频率的刺激,所述设置频率使膜片或柔性膜以设置频率谐振。膜片进入塌陷的电压被称为塌陷电压 V_c 。然而,在塌陷模式中操作CMUT单元的缺点是其负面地影响CMUT单元的寿命。这主要地由发生在电介质层中的充电效应(即极化、电荷注入和空间电荷取向)引起,所述电介质层在由塌陷电压引起的高电场存在的情况下分离CMUT单元中的电极。这一点的进一步的效应是塌陷电压 V_c 随时间的偏移(shifting)。CMUT单元具有偏置电压和单元电容的操作范围,其定义了用于所述单元的操作窗口。偏置电压或单元电容的偏移导致CMUT单元的发射和接收特性的偏移,从而对超声图像质量产生负面影响。

[0011] CMUT单元本质上用作电容式RFMEMS开关。与针对CMUT单元特性的漂移有关的上述问题更一般地应用于MEMS开关,尤其是基于谐振操作模式的电容式RFMEMS开关。

发明内容

[0012] 本发明由权利要求限定。

[0013] 根据本发明的一个方面的范例,提供了一种电容式射频微机电开关RFMEMS,包括:

[0014] -基板;

[0015] -连接到基板的第一电极;

[0016] -柔性膜,其中,柔性膜在空间上与第一电极分离;

[0017] -连接到柔性膜的第二电极;以及

[0018] -第一电极与第二电极和柔性膜之间的电介质堆叠,所述电介质堆叠包括:

[0019] -第一电介质层,其中,第一电介质层具有第一电活性缺陷密度;以及

[0020] -第二电介质层,其中,第二电介质层具有低于第一电活性缺陷密度的第二电活性缺陷密度。

[0021] 例如,当电容式RFMEMS开关具有施加到第一电极的偏置电压时,将在第一和第二电极之间生成电场。如果偏置电压超过电容式RFMEMS开关的塌陷电压,则开关将以塌陷模式操作,例如被用于超声系统内的CMUT单元。电场密度在开关的塌陷部分内将是最强的,因为在该点处两个电极最接近。电场导致电介质堆叠的第一和第二电介质层的充电。电场使电介质层变为被极化,从而导致开关的塌陷电压的负偏移。极化程度取决于电介质层的电活性缺陷密度。塌陷电压的偏移被称为漂移电压。因此,漂移电压和漂移电压的测量结果指的是塌陷电压的变化。

[0022] 电场的另外的效应是电介质层内的空间电荷的取向。电介质层内的电荷载流子,即电介质层的导带内的电荷载流子将朝向开关的电极取向,从而生成跨电介质层的空间电荷。空间电荷的取向导致正漂移电压。该效应在具有低电活性缺陷密度的电介质中占主导。

[0023] 此外,由于来自第一和第二电极的电荷载流子的隧穿,在两个电介质层中都发生电荷注入。电荷注入导致负漂移电压,从而增加了电介质层的极化效应。

[0024] 通过提供分别生成塌陷电压中的负和正偏移的第一和第二电介质层,两个漂移电压能够彼此抵消。换言之,通过第一和第二电介质层的相反的充电效应使总体漂移电压最小化。

[0025] 通过“在第一电极与第二电极和柔性膜之间”是指在第一电极与第二电极和柔性膜的组合之间,或者换言之,在第一电极与第二电极和柔性膜两者之间。

[0026] 电介质堆叠可以连接到第一电极(即基板电极),使得电介质堆叠在空间上与柔性膜分离。在实施例中,第一和第二电介质层由相同的材料构成。通过以不同方式制备两个层,对于相同材料而言能够呈现不同的电介质性质。

[0027] 在实施例中,第一和第二电介质层包括二氧化硅SiO₂。

[0028] 二氧化硅SiO₂是市售的电介质材料。二氧化硅的电介质性质根据制备方法而不同。

[0029] 在一些实施例中,使用原子层沉积ALD构建第一电介质层,从而导致对电场下的极化效应的更大的敏感性。

[0030] 通过经由SiO₂的原子层沉积制造第一电介质层,与第二层相比,第一电介质层将示出更高级别的极化效应,从而导致负电压漂移的生成。

[0031] 在布置中,使用化学气相沉积CVD来构建第二电介质层,从而导致空间电荷取向的更大的敏感性。

[0032] 通过经由SiO₂的化学气相沉积制造第二电介质层,与第一电介质层相比,第二电介质层将示出更高的空间电荷取向水平,从而导致正电压漂移的生成。

[0033] 在一些布置中,第二电介质层比第一电介质层更厚,例如为至少两倍厚,例如为三倍厚。

[0034] 当分别通过ALD和SiO₂制造第一和第二电介质层时,与第一电介质层相关联的负电压漂移能够显著大于与第二电介质层相关联的正电压漂移。通过提供更厚的第二电介质层,能够对此进行补偿并进一步最小化漂移电压。

[0035] 在一些实施例中,第一和第二电介质层包括氧化铝Al₂O₃或氧化铪(IV)HfO₂。Al₂O₃和HfO₂是市售的电介质的另外的范例,其可以在呈现不同电介质性质的第一和第二层中制备。

[0036] 在一些设计中,电介质堆叠还包括:

[0037] 第三电介质层,其中,基于第一和第二电介质层的电介质性质来选择第三电介质层。

[0038] 通过基于第一和第二电介质层的电介质性质提供第三电介质层,还可以优化对电压漂移的最小化。当开关的空间要求限制能够对第一和第二电介质层进行的厚度的变化时,这变得更加相关。

[0039] 在又一设计中,其中,第一和第二电介质层包括SiO₂,第三电介质层包括氧化铝Al₂O₃。以这种方式,第三电介质层不需要由与第一和第二电介质层相同的材料构成,这意味着能够通过电介质性质的最优组合来最小化塌陷电压的偏移,即漂移电压。

[0040] 在各种实施例中,电容式RFMEMS是电容式微机械超声换能器CMUT单元。

[0041] 电容式微机械超声换能器单元是电容式RFMEMS的范例,其能够在用于生成超声射频脉冲的超声系统的超声探头中使用。

- [0042] 根据依据本发明的方面的范例,提了一种超声系统,包括:
- [0043] -超声探头,其中,所述超声探头包括:
- [0044] -如上所述的CMUT单元的阵列;
- [0045] -耦合到超声探头的电压源,其中,所述电压源适于:
- [0046] -在CMUT单元的第一电极与CMUT单元的第二电极之间提供偏置电压,其中,偏置电压适于将CMUT单元驱动到塌陷模式中;并且
- [0047] -在CMUT单元的第一电极与第二电极之间提供刺激电压。
- [0048] 通过提供具有包括能够最小化与将单元驱动在塌陷模式中相关联的电压漂移(如超声系统所要求的)电介质层的CMUT单元的超声探头,系统的寿命和由系统产生的图像质量得到改进。
- [0049] 通过在塌陷模式中操作CMUT单元,CMUT阵列的压力输出、带宽和操作稳定性能够满足医学超声成像所要求的标准。在塌陷模式中操作CMUT单元常常导致单元的塌陷电压的偏移,称为漂移电压,所述电压负面地影响超声系统的寿命和由超声系统产生的图像质量;然而,这通过向CMUT单元提供能够使所述漂移电压最小化的电介质层来克服。
- [0050] 在一些设计中,刺激电压适于使CMUT单元的柔性膜以预定频率振动。
- [0051] 以这种方式,能够生成射频(RF)脉冲。对于超声系统,该脉冲的范围能够是从20kHz到几十MHz。在各种布置中,第二电极适于检测传入(incoming)的振动。
- [0052] 在将RF脉冲发射到例如患者的对象中之后,RF脉冲将穿过对象直到其遇到屏障。在屏障处,RF脉冲的超声波将部分地反射回超声系统。超声波然后将冲击容纳CMUT阵列的超声探头的表面,并且使CMUT单元的柔性膜振动。
- [0053] 在布置中,系统还包括:
- [0054] 信号处理器,其中,所述信号处理器适于基于由第二电极检测到的传入的振动来生成数据。
- [0055] 能够由第二电极检测CMUT单元的柔性膜的振动。换言之,柔性膜的振动将在第二电极中生成电信号。该电信号然后能够由信号处理器解释并且用于生成用于构建超声图像的数据。
- [0056] 根据依据本发明的方面的范例,提供了一种用于操作电容式RFMEMS的方法,所述电容式RFMEMS包括:
- [0057] -基板;
- [0058] -连接到基板的第一电极;
- [0059] -柔性膜,其中,所述柔性膜在空间上与第一电极分离;
- [0060] -连接到柔性膜的第二电极;以及
- [0061] -第一电极与第二电极和柔性膜之间的电介质堆叠,所述电介质堆叠包括:
- [0062] -第一电介质层,其中,所述第一电介质层具有第一电活性缺陷密度;以及
- [0063] -第二电介质层,其中,所述第二电介质层具有低于第一电活性缺陷密度的第二电活性缺陷密度,
- [0064] 所述方法包括:
- [0065] 向电容式RFMEMS的第一电极提供偏置电压,从而产生第一与第二电极之间的电场,其中,所述偏置电压适于将电容式RFMEMS驱动到塌陷模式中;

[0066] 向第二电极提供刺激电压,从而增加第一与第二电极之间的电场;

[0067] 将第一电介质层极化为第一极化程度,并且将第二电介质层极化为低于第一程度的第二极化程度,从而引起在第一与第二电极之间的偏置电压中的负漂移;并且

[0068] 将第一电介质层内的空间电荷取向到第一取向水平并且将第二电介质层内的空间电荷取向到大于第一水平的第二取向水平,从而引起第一与第二电极之间的偏置电压中的正漂移,从而最小化第一与第二电极之间的偏置电压的总漂移。

[0069] 根据依据本发明的另一方面的范例,提供了一种电容式微机械超声换能器CMUT单元,所述CMUT单元包括:

[0070] -基板;

[0071] -围绕中心轴形成的连接到基板的第一电极;

[0072] -柔性膜,其中,所述柔性膜在空间上与第一电极分离;以及

[0073] -连接到柔性膜的第二电极,其中,所述第二电极与第一电极同心,

[0074] -其中,第一和第二电极中的一个包括环,并且存在第三电极,其占据环的中间部分,使得环和第三电极在空间上分离。

[0075] 当在塌陷模式中操作时,CMUT单元的塌陷区域经历最大的电场强度。通过将跨设备施加的电压除以电极之间的层的厚度来确定电场密度。这些层能够包括柔性膜和基板的部分,并且还可以包括一个或多个电介质层。电场将集中在具有最低电介质常数的层中。这意味着,尽管电场可以不是高到足以引起所有层上的负面效应,但是CMUT单元的塌陷部分中的电场的集中度可以高到足以引起在具有最低电介质常数的层中发生充电。

[0076] 通过以环形形状提供电极之一,从而从CMUT单元的塌陷部分移除第二电极,电池的塌陷部分内的电场减小。以这种方式,能够减少由在塌陷模式中操作CMUT所需的电场引起的充电效应。在实施例,CMUT单元还包括连接到柔性膜的第三电极,其中,所述第三电极占据由第二电极限定的环的中间部分,使得第二和第三电极在空间上分离。

[0077] 以这种方式,第三电极能够连接到柔性膜,从而占据CMUT单元的塌陷部分。这使得能够更大地控制塌陷部分内的电场,这然后可以导致进一步减小单元的塌陷部分中的充电效应。

[0078] 在一些实施例中,第三电极电学接地。

[0079] 通过将第三电极接地,CMUT单元的塌陷部分仅经受与将单元驱动到塌陷模式中所需的偏置电压相对应的电场密度。换言之,生成超声RF脉冲所需的刺激电压不再贡献于塌陷部分中的电场密度。以这种方式,塌陷部分的充电,以及因此漂移电压被最小化或甚至被完全防止。

[0080] 在各种实施例中,第一电极连接到柔性膜,并且第二和第三电极连接到基板。

[0081] 在该交替布置中能够实现与上述相同的效果。

[0082] 在一些设计中,CMUT单元还包括围绕中心轴形成的支撑件,所述支撑件被连接在基板与柔性膜之间,其中,第一电极是环形形状的。

[0083] 通过在CMUT单元的中心区域中提供支撑件,能够以预应力模式操作单元,这提供了与在塌陷模式中操作单元类似的益处。此外,通过将第一电极形成为类似于第二电极的环形形状,,包含支撑件的中心区域中的电场密度被限制,从而减小CMUT单元内的充电。

[0084] 根据依据本发明的另一方面的范例,提供了一种超声系统,包括:

- [0085] -超声探头,其中,所述超声探头包括CMUT单元的阵列,每个CMUT单元如上所述;
- [0086] -耦合到超声探头的电压源,其中,所述电压源适于:
- [0087] -在CMUT单元的第一电极与CMUT单元的第二电极之间提供偏置电压;并且
- [0088] -在CMUT单元的第一电极与第二电极之间提供刺激电压;以及
- [0089] -电容感测电路。
- [0090] 通过提供具有CMUT单元的阵列的超声探头,每个CMUT单元适于减少或消除其自身内的充电效应,增加了超声系统的寿命和由系统产生的图像质量。
- [0091] CMUT单元的充电产生单元的电极之间的塌陷电压的偏移,称为漂移电压,从而导致单元的电容的变化。当在恒定电压下操作时,这导致单元的换能器性质的变化,因为换能器操作取决于驱动电压和单元的电容两者。通过向超声系统提供电容感测电路,能够监测CMUT阵列中的每个CMUT单元的电容以及因此充电效应。这使得系统能够监测每个单元的状况,并且能够向系统提供单元的充电何时可能不利地影响系统性能的指示。
- [0092] 在实施例中,电容感测电路适于:
- [0093] -生成测试信号,其中,所述测试信号具有预定电压;
- [0094] -测量测试信号的经衰减的信号,其中,测试信号由至少CMUT单元的阻抗所衰减;
- [0095] -基于经衰减的信号和测试信号来确定CMUT单元的阻抗;并且
- [0096] -基于所确定的阻抗来确定CMUT单元的漂移电压。
- [0097] 当测试信号行进通过系统时,其由系统的各种部件的阻抗衰减,例如:低噪声放大器;将超声探头连接到超声系统的同轴线缆;以及CMUT单元。
- [0098] 使用已知的测试信号和所测量的经衰减的信号,能够计算电路的阻抗。由于诸如低噪声放大器和同轴线缆的部件的阻抗是已知的,因此能够提取CMUT单元的阻抗。
- [0099] CMUT单元的阻抗取决于单元的电容,并且因此其取决于单元的充电。以这种方式,电容感测电路使超声系统能够监测CMUT单元的漂移电压以及充电电平。
- [0100] 在布置中,响应于漂移电压的绝对值高于预定值,电压源还适于反转偏置电压的极性。
- [0101] 通过反转偏置电压的极性,由CMUT单元保持的电荷将被消散。通过定期执行该功能,将防止CMUT单元建立将导致超声图像质量和超声系统的寿命的负面影响的过量的电荷。
- [0102] 在另外的或其他布置中,响应于漂移电压的绝对值高于预定值,电压源还适于反转刺激电压的极性。
- [0103] 以这种方式,还能够消散CMUT单元中的电荷,同时还使单元能够将超声波发射到对象。在一些情况下,电压源适于在小于1微秒内反转极性。
- [0104] 在该时间帧内执行电压反转防止最终超声图像中的声学伪影。
- [0105] 根据依据本发明的另一方面的范例,提供了一种用于操作CMUT单元的方法,所述CMUT单元包括:
- [0106] -基板;
- [0107] -连接到基板的第一电极;
- [0108] -柔性膜,其中,所述柔性膜在空间上与单个电极分离;以及
- [0109] -连接到柔性膜的第二电极;

- [0110] -方法包括执行超声生成循环的序列,每个循环包括:
- [0111] -向CMUT单元的第一电极提供偏置电压,其中,所述偏置电压将CMUT单元驱动到塌陷模式中;
- [0112] -向CMUT单元的第二电极提供刺激电压,其中,所述刺激电压使柔性膜的部分以预定频率振动;并且
- [0113] -移除刺激电压,从而使CMUT单元能够接收传入的声学信号,
- [0114] -其中,所述序列包括:
- [0115] -具有偏置电压的第一极性的第一循环和具有偏置电压的相反的第二极性的第二循环,或者
- [0116] -具有刺激电压的第一极性的第三循环和具有刺激电压的相反的第二极性的第四循环。
- [0117] 典型的超声发射序列将包括发射设置步骤、发射步骤和接收步骤。通过使用相反极性周期,塌陷电压的漂移被校正,使得随时间获得CMUT单元的更稳定的性能。
- [0118] 序列可包括交替的第一和第二循环(即交替极性偏置电压)或交替的第三和第四循环(即交替极性刺激电压)。
- [0119] 交替循环可以因此自动实施。代替地,可以存在反馈控制。例如,每个超声生成循环可以包括确定CMUT单元的漂移电压。
- [0120] 通过在发射设置步骤中确定CMUT单元的漂移电压,能够提供偏置电压,所述偏置电压将在发射步骤开始之前防止或抵消CMUT单元的充电。以这种方式,CMUT单元可以在超声系统的正常操作期间放电,这意味着不需要单独的放电步骤。
- [0121] 基于所确定的电压选择的偏置电压可以在发射设置步骤期间在幅度和极性上变化。
- [0122] 提供刺激电压以便使CMUT单元的柔性膜以预定频率振动。以这种方式,超声RF脉冲被生成并被发送到对象(例如患者)中。
- [0123] 此后,移除刺激电压,从而使得柔性膜能够响应于从对象返回的反射超声波而自由振动。
- [0124] 在实施例中,确定CMUT单元的漂移电压的步骤包括:
- [0125] 生成测试信号,其中,测试信号具有预定电压;
- [0126] 测量测试信号的经衰减的信号,其中,所述测试信号由至少CMUT单元的阻抗所衰减;
- [0127] 基于经衰减的信号和测试信号来确定CMUT单元的阻抗;
- [0128] 基于所确定的阻抗来确定CMUT单元的漂移电压。
- [0129] 在一些实施例中,方法还包括:响应于漂移电压的绝对值高于预定值的确定而反转偏置电压的极性。
- [0130] 在另外的或其他实施例中,方法还包括,响应于漂移电压的绝对值高于预定值的确定而反转刺激电压的极性。
- [0131] 应当注意,方法和装置特征可以单独使用或组合使用。因此,电介质堆叠设计可以在有或没有同心电极布局的情况下使用。类似地,确定漂移电压的方法可以应用于具有或不具有电介质堆叠设计的设计,以及具有或不具有同心电极设计的设计。

附图说明

- [0132] 参考附图通过非限制性范例更详细地描述了本发明的实施例,其中:
- [0133] 图1示意性描绘了可在塌陷模式中操作的超声系统的典型CMUT单元;
- [0134] 图2a、2b、3a和3b描绘了这样的CMUT单元的操作原理;
- [0135] 图4是这样的CMUT单元的声学性能的等值线图;
- [0136] 图5a和5b分别描绘了CMUT单元的电介质内的空间电荷取向和极化的视觉说明;
- [0137] 图6描绘了RFMEMS的实施例;
- [0138] 图7描绘了RFMEMS的另一个实施例;
- [0139] 图8示意性描绘了操作图5和图6的RFMEMS的方法;
- [0140] 图9a和9b分别描绘了处于松弛和塌陷模式中的根据实施例的CMUT单元;
- [0141] 图10a和10b分别描绘了处于松弛和塌陷模式中的根据另一实施例的CMUT单元;
- [0142] 图11描绘了根据实施例的预应力CMUT单元;
- [0143] 图12a和12b分别描绘了处于松弛和塌陷模式中的根据又一实施例的CMUT单元;
- [0144] 图13示意性描绘了超声诊断成像系统的范例实施例;以及
- [0145] 图14描绘了电容感测电路的范例;
- [0146] 图15描绘了操作CMUT单元的方法;
- [0147] 图16描绘了图15的方法的实施例;
- [0148] 图17描绘了图15的方法的另一实施例;并且
- [0149] 图18描绘了偏置电压分布的两个实施例。

具体实施方式

[0150] 应当理解,附图仅是示意性的,并未按比例绘制。还应当理解,贯穿附图使用相同的附图标记来指示相同或相似的部分。

[0151] 本发明提供用于电容式射频微机电开关的系统和方法,例如用于超声系统中的CMUT单元。RFMEMS包括基板、连接到基板的第一电极、膜和连接到膜的第二电极。

[0152] 在一些范例中,在第一电极与第二电极和柔性膜之间存在电介质堆叠。电介质堆叠设计使膜塌陷电压的漂移最小化。在其他范例中,电极中的一个是环形的,并且第三电极被提供为占据环的中心的空间。备选地,第一和第二电极两者都是环形的并且在环内有电极之间的支撑件。

[0153] 图1示出了根据本发明的实施例的超声系统的方面,其中,系统包括超声探头,所述超声探头具有包括CMUT单元100的换能器阵列。将在图6、7和9-12的帮助下更详细地解释根据本发明实施例的CMUT单元100。如下面将更详细解释的,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。

[0154] 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。在该范例中,第一电极122被定位于基板112的上表面上的单元的底板上。第二电极120被定位于膜片114上并随膜片移动。在所示范例中,两个电极是圆形的。

[0155] 电介质(未示出)被提供在基板112上并位于顶部(第二)电极120下面。这两种电介质在组成和厚度上可以是相等的,但也可以是不对称的(不同的材料和厚度)。

[0156] 能够考虑电极120设计的其他实现方式,例如电极120可以嵌入膜114中,或者其可

以作为额外的层沉积在膜114上。在该范例中,通过非限制性范例,第一电极122以圆形方式被配置并嵌入在基板层112中。其他合适的布置,例如在例如基板层112上的第一电极122的其他电极形状和其他位置,使得第一电极122直接暴露于间隙118或通过电绝缘层或薄膜与间隙118分离,以防止第二电极120和第一电极122之间的短路。此外,膜层114相对于基板层112的顶面固定,并且被配置为和定尺度从而限定在膜层114和基板层112之间的球形或圆柱形腔118。应当注意,为了避免怀疑,在图1中,第一电极122通过非限制性范例接地。其他布置,例如接地的第二电极120或第二电极120和第一电极122两者都浮动当然是同等可行的。

[0157] 单元100及其间隙118可以呈现备选的几何结构。例如,腔118能够呈现矩形或正方形横截面、六边形横截面、椭圆形横截面或不规则横截面。本文中,对CMUT单元100的直径的提及应当被理解为单元的最大横向尺度。

[0158] 在图1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可以具有与圆形配置的电极板122相同的外径,尽管不需要这样的一致性,并且图1示出了较大的电极板122。因此,第二电极120可以相对于膜层114的顶面固定,从而与下面的第一电极板122对准。CMUT单元100的电极提供设备的电容板,间隙118是电容器的极板之间的电介质。当膜片振动时,极板之间的电介质间隙的变化的尺度提供变化的电容,其被感测为CMUT单元100对接收到的声学回波的响应。

[0159] 通过利用电压源101向电极施加静电电压,例如DC偏置电压来控制电极之间的间隔。电压源101可以任选地包括分开的级102、104,以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和AC或刺激分量。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变频率的交替可变电压分量或刺激,所述信号通常是总驱动电压与其上述静态分量之间的差。所施加的驱动电压的静态或偏置分量优选地满足或超过阈值电压,以迫使CMUT单元100进入其塌陷状态中。这具有以下优点:第一级102可以包括相对大的电容器,例如平滑电容器,以便生成总电压的具体地低噪声的静态分量,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101的其他合适的实施例应该是显而易见的,例如其中电压源101包含三个分立级的实施例,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分量的第二级和用于生成信号的频率调制或激励分量的第三级,例如,脉冲电路等。总之,电压源101可以以任何合适的方式实施。

[0160] 已知通过施加高于特定阈值的静态电压,CMUT单元100被迫进入塌陷状态中,其中,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DC偏置电压,被称为塌陷电压,膜114在所述电压下通过由于电极之间的电场的力粘附到(接触)单元底板。膜114和基板112之间的接触量(面积)取决于所施加的偏置电压。增加膜114和基板112之间的接触面积提高了膜114的谐振频率,如将借助于图2a和图3a更详细解释的。

[0161] 可以通过在塌陷后调节施加到CMUT电极的DC偏置电压,改变塌陷模式CMUT单元100的频率响应。结果,随着向电极施加更高的DC偏置电压,CMUT单元的谐振频率提高。

[0162] 图2a、2b、3a和3b中图示了这种现象背后的原理。图2a和3a的横截面视图在每个图中通过膜114的外支撑件与膜开始接触到腔118的底板的点之间的距离D1和D2图示了这一点。可以看出,在图2a中,当施加相对低的偏置电压时,距离D1是相对长的距离,而由于更

高的偏置电压被施加,图3a中的距离D2是更短得多的距离。这些距离可以与通过端部被保持、然后弹拨的长和短弦相比较。长而松弛的弦在弹拨时相比于较短的较紧的弦将以低得多的频率振动。类似地,图2a中的CMUT单元的谐振频率将低于经受较高的偏置电压的图3a中的CMUT单元的谐振频率。

[0163] 该现象也能够从作为CMUT膜的有效操作面积的函数变化的图2b和3b的二维图示中意识到。当如图2a所示膜114刚好触碰CMUT单元的底板时,单元膜114的非接触(自由振动)部分的有效振动面积A1是大的,如图2b所示。中心中的小的区115表示膜的中心接触区域。大面积的膜将以相对低的频率振动。该区115是膜114的塌陷到CMUT单元的底板的区。当如图3a所示膜由更高的偏置电压拉入更深的塌陷中时,较大的中央接触区115'产生较小的自由振动面积A2,如图3b所示。该较小的面积A2将以比较大A1面积更高的频率来振动。因此,随着DC偏置电压降低,塌陷的CMUT单元的频率响应减小,并且当DC偏置电压增加时,塌陷的CMUT单元的频率响应增加。

[0164] 图4示出了作为所施加的DC偏置电压的函数的塌陷模式中的典型CMUT单元100的声学压力输出的等值线图,所述DC偏置电压包括在发射期间的AC调制或恒定频率的频率调制的形式的刺激。对应的脉冲长度的倒数是所施加的频率的两倍。从该等值线图能够看出,当CMUT单元100在固定或静态电压(例如,静态值的DC偏置电压)下操作时,仅在小范围的频率下获得最优声学性能。然而,当以相关的方式改变偏置电压和偏置电压信号上的频率调制时,如等值线图虚线指示的,可以在更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。

[0165] 这可以返回参考图2a和图3a来理解,图2a和图3a解释了处于塌陷状态中的CMUT单元100的谐振频率是施加的(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波脉冲时调节所施加的偏置电压,可以生成不同频率的脉冲,从而针对每个脉冲频率呈现CMUT单元100的(接近)最优声学性能。因此这在成像谱的大带宽上确保(接近)最优的成像分辨率。

[0166] 图5a和5b分别示出了空间电荷取向和极化对CMUT单元的偏置电压的影响。

[0167] 图5a描绘了具有第一电极122、第一电介质150、第二电极120和第二电介质155的典型CMUT单元。第一电极122电学接地并且正偏置电压Vb被施加到第二电极120。电压相对于CMUT单元内的位置的曲线图160描绘了当首次施加偏置电压时跨CMUT单元的第一电压分布165。偏置电压的施加建立第一和第二电极之间的电场166。电场强度通常在3.5MV/cm至6MV/cm的范围内。

[0168] 在第一和第二电介质的导电带内的电荷载流子,例如电子和洞穴,响应于电场而移动。在该范例中,第二电极是正的,这意味着第一150和第二155电介质中的电子被吸引朝向第二电极120。以类似的方式,第二电极120的正电荷将排斥第一和第二电介质中的正电荷载流子,从而在第一电极122附近产生正电荷的集合。这些电荷在电介质上的分布被称为空间电荷。在这种情况下,空间电荷的取向产生电场,所述电场用于抵抗由第一和第二电极生成的电场166。这导致跨电池的电压分布的正向偏移,这继而导致与电场166相比具有降低的电场强度的减小的电场171。由于电极之间的电场强度与电极之间的电压和距离成比例,因此电压分布165和170的梯度能够用作电场强度的化的指示。

[0169] 以这种方式,CMUT单元内的空间电荷的取向导致塌陷电压 V_c 的正偏移(即正漂移)。由于间隙中的电场减小,因此需要更大的电压来将膜带入塌陷中。换言之,在恒定的偏置电压下,膜将漂移出塌陷。

[0170] 图5b描绘了在相同的偏置电压 V_b 下的发生在如图5a中所描绘的相同CMUT单元中的电介质极化。曲线图180描绘了由偏置电压的施加生成的跨单元的电压分布165。再一次地,偏置电压导致电场166的生成。

[0171] 构成电介质层的分子表现为电偶极子185,每个电偶极子185具有相关联的偶极矩。在没有外部电场的情况下,所有分子的电偶极矩将随机对准。当外部电场166施加到电介质时,分子的电偶极矩将与电场对准,如图5b所示。这导致电介质层内的减小的电场186,以及电极之间的增大的电场187。这被表示为曲线图180上的电压分布190。由电场引起的电介质层的极化导致跨单元的塌陷电压 V_c 的负偏移。因为电场在间隙中通过电介质的极化而增加,因此需要较低的电压将膜带入塌陷中。换言之:在接触偏置电压下,由于间隙中的增加的场,膜将更深地进入塌陷中。

[0172] 通过隧穿(tunneling)将电荷载流子195和196从电极注入到电介质层中进一步加强这样的负电压漂移。

[0173] 图6示出了根据本发明的方面的电容式射频微机电开关100' RFMEMS。其可以包括CMUT单元或另一类型的电容式MEMS,诸如在压力传感器和麦克风中使用的电容式开关。为了说明与上述CMUT单元的相似性,相同的附图标记用于相对应的部件。

[0174] 开关包括基板112和连接到所述基板的第一电极122。第一电极可以连接到基板的顶部表面,如图6描绘的;然而,其也可以定位在基板内或形成基板本身的层。此外,提供连接到第一电极的电介质堆叠200,使得电介质堆叠将第一电极和基板与间隙118分离。间隙可以用气体填充或者其可以是部分真空的。

[0175] 开关还包括柔性膜114和连接到所述膜的第二电极120。柔性膜和第二电极通过间隙118在空间上与电介质堆叠、第一电极和基板分离。图6描绘了如正连接到柔性膜的顶部表面的第二电极;然而,其可以提供在膜内,形成膜的层或者连接到膜的底部表面。

[0176] 电介质堆叠包括第一电介质层210和第二电介质层220。图6描绘了当如正连接到第二电介质层的顶部表面的第一电介质层;然而,电介质层也可以被反转,使得第二电介质层连接到第一电介质层的顶部表面。

[0177] 第一电介质层210适于包含第一电活性缺陷密度。电活性缺陷,也称为陷阱,贡献于在电场的影响下的在电介质材料内出现的极化效应的强度。第一电介质层适于包含导致在空间电荷的取向上主导的极化效应的电活性缺陷密度。以这种方式,对于第一电介质层而言可能导致电容式RFMEMS的塌陷电压中的负偏移。

[0178] 换言之,第一电介质层210产生负漂移电压。

[0179] 第二电介质层220适于包含第二电活性缺陷密度,其低于第一电介质层内的第一密度。第二层的电活性缺陷密度能够导致在电场的影响下主导极化效应的空间电荷的取向。以这种方式,第二电介质层产生电容式RFMEMS的塌陷电压中的正偏移。

[0180] 换言之,第二电介质层220产生正漂移电压。

[0181] 通过电介质堆叠200中的第一电介质层210和第二电介质层220的组合,负漂移电压和正漂移电压用于彼此抵消。以这种方式,可以减小由开关中的电介质充电产生的总漂

移电压,从而改进其寿命和功能两者。第一和第二电介质层可以由相同的材料构成。

[0182] 常用的电介质材料是二氧化硅SiO₂,其可以以不同的方式制备,以便产生不同的电介质性质。可以使用原子层沉积ALD来构建第一电介质层,并且可以使用化学气相沉积CVD来构建第二电介质层。

[0183] 原子层沉积是一种薄膜沉积方法,其中,给定材料的薄膜通过将其暴露于交替的气态物质而在表面上生长。在SiO₂的情况下,原子层沉积导致材料的体积中的更多数量的电活性缺陷,从而导致在电场下对极化效应的更大的敏感性。以这种方式,第一电介质层210将呈现负漂移电压。

[0184] 以与ALD类似的方式,CVD是当表面暴露于挥发性前体气体时在表面上沉积期望材料。在SiO₂的情况下,能够使用原硅酸四乙酯TEOS的前体气体。由于减少数量的电活性缺陷的,以这种方式产生的电介质层比由ALD产生的电介质层对极化效应更不敏感。这允许空间电荷的取向主导由于电场的电介质充电效应。以这种方式,第二电介质层220将呈现正漂移电压。

[0185] 在这种布置中,与由使用CVD由SiO₂制造的第二电介质层220产生的正漂移电压相比,使用ALD由SiO₂制造的第一电介质层210的极化效应将产生更大的负漂移电压。为了最小化电容式RFMEMS 100的总漂移电压,第二电介质层能够被制作成更厚,以便匹配第一层的电压漂移的幅度。在这种情况下,第二电介质层例如为第一层的至少两倍厚,例如为三倍厚。除了电介质层之间的相对厚度之外,可以优化电介质堆叠的绝对厚度,以便降低漂移电压。

[0186] 在使用诸如氧化铝Al₂O₃或氧化铅(PbO)的不同材料和/或不同制造方法的情况下,可以改变第一层和第二层的厚度的比率,以便进一步优化漂移电压的最小化。

[0187] 图7示出了根据本发明的方面的电容式RFMEMS 100'的另一实施例。如图所示,电介质堆叠200还能够包括第三电介质层215。其他层如参考图6所描述的。可以基于第一电介质层210和第二电介质层220的电介质性质来选择该层215。可以通过电荷注入和感测TSCIS或泄漏电流光谱学(LCS),通过陷阱光谱学来确定材料的电介质性质。TSCIS对材料的界面状态敏感,其中,较少数量的界面状态可以用作材料将产生正漂移电压的指示。LCS对材料的体积状态敏感。材料中较大数量的体积状态在电场的影响下导致较大的极化效应。

[0188] 对第三电介质层的包括可以允许进一步优化漂移电压的最小化。在第一和第二电介质层两者均由SiO₂制成的情况下,第三电介质层可以由氧化铝Al₂O₃构建。

[0189] 图6和图7中所示的电容式RFMEMS可以是用于在超声成像系统中的电容式微机械超声换能器CMUT单元。将在下面结合图13进一步描述典型的超声成像系统的详细描述。

[0190] 基本超声系统可以包括:包含如参考图6和图7所描述的CMUT单元的阵列的超声探头,以及适于向第一电极122提供偏置电压并向第二电极120提供刺激电压的电压源。在其他情况下,可以将偏置电压提供给第二电极并将刺激电压提供给第一个电极。

[0191] 偏置电压可以将CMUT单元驱动到塌陷模式中,其中,柔性膜114接触电介质堆叠200,从而减小间隙118的尺寸。这增加了CMUT的塌陷部分中的电场密度,从而导致有害的充电效应。通过向CMUT单元提供适于抵消有害充电效应的电介质堆叠,可以增加超声探头的寿命和性能。

[0192] 刺激电压可以使CMUT单元的柔性膜以预定频率振动。以这种方式,CMUT单元能够

生成超声脉冲。该特征也适用于相反情况,这意味着柔性膜可以响应于传入的振动而振动。振动引起CMUT单元的电容的变化,所述变化可以由第二电极120以电信号的形式检测到。这些电信号然后可以由信号处理器解释,并且用于生成用于构建超声图像的图像数据。

[0193] 图8描绘了操作如参考图6和图7所描述的电容式RFMEMS的方法300。

[0194] 在步骤310中,将偏置电压提供给电容式RFMEMS的第一电极120。该偏置电压可以高于预定值,被称为塌陷电压,所述电压将CMUT单元驱动到塌陷模式中。该偏置电压建立第一与第二电极之间的电场。

[0195] 在步骤320中,将刺激电压提供给第二电极,以便通过使柔性膜的未塌陷部分振动来产生超声RF脉冲。该刺激电压增加了开关内的,具体地在塌陷部分中的电场密度。

[0196] 在步骤330中,增加的电场使第一电介质层变为被极化至第一极化程度,并且第二电介质层变为被极化至低于第一程度的第二程度。这样生成负漂移电压。

[0197] 在步骤340中,第一电介质层经历第一水平的空间电荷取向,并且第二电介质层经历大于第一水平的第二水平的空间电荷取向。通过电场跨两个电介质层的空间电荷的取向生成正漂移电压。以这种方式,开关的总漂移电压降低。

[0198] 上面已经结合圆形基板电极和环形膜电极描述了电介质堆叠布置。然而,这仅是范例。电介质堆叠设计可以与实心(即非环形)电极一起使用,如在图1的范例中那样。

[0199] 图9a和9b分别描绘了处于松弛和塌陷模式中的CMUT单元100的实施例。再次,执行与先前范例中相同功能的层被给予相同的附图标记。CMUT单元100包括基板112和连接到所述基板的第一电极122。CMUT单元还包括通过间隙118在空间上与第一电极和基板分离的柔性膜114和第二电极120。第二电极形成为环形形状。第二电极120的环形形状不限于为纯圆形,而是可以采用已移除形状的中心部分的任何形状。

[0200] 换言之,第二电极120被整形为使得电极不占据柔性膜的中间部分。更具体地,第二电极被整形为使得,在处于如图9b所示的塌陷模式中时接触第一电极的柔性膜的部分不连接到第二电极。图9b描绘了电场线123,电场线123描述当第一电极接地并且偏置电压施加到第二电极时生成的电场。电极之间的电场密度最高,其由电场线之间的小间距示出。通过移除第二电极的中心部分,电场密度在CMUT单元的塌陷部分中减小,如由电场线之间的大间距示出的,从而降低充电效应的水平,诸如电介质极化、电荷注入和空间电荷取向。这导致CMUT单元的寿命更长以及改进的性能。

[0201] 图9a的设计不具有任何电介质堆叠。然而,可以额外地使用如上所述的单层电介质或两层或三层电介质堆叠,如下面参考图12进一步描述的。可以例如在底部电极122上有单层或多层电介质,并且还可以在顶部电极120下方有单层或多层电介质。

[0202] 图10a和10b分别描绘了根据本发明的另一方面的处于松弛和塌陷模式中的CMUT单元的实施例。与图9a和9b中使用的相同的层被给予相同的附图标记,并且不再重复描述。在这种情况下,CMUT单元包括占据第二电极的中间部分的第三电极124。第三电极可以实现对CMUT单元的塌陷部分中的电场密度的更高水平的控制。

[0203] 例如,第三电极可以电学接地。以这种方式,移除由于刺激电压的电场,这意味着仅由于偏置电压的电场保持在CMUT单元的塌陷部分中。这进一步降低了单元的该部分中的电场密度,从而进一步降低了单元内的充电效应。

[0204] 环形电极和中心(第三)电极可以代替地形成在基板上作为下部第一电极122,并

且上部膜电极120可以然后是连续的电极。

[0205] 因此,第一和第二电极中的一个包括环,并且存在第三电极,其占据环的中间部分,使得环和第三电极在空间上分离。

[0206] 图11描绘了根据本发明的另一方面的CMUT单元100的另一实施例。该实施例示出了类似于图9a和9b中所示的CMUT单元的CMUT单元,其中,额外的支撑件350连接在柔性膜114和基板之间。为了容纳支撑件,第一电极122制成为环形,其中,支撑件占据环的中间部分。因此,在该设计中,第一和第二电极两者都包括环,并且支撑件350围绕中心轴线形成,被连接在基板和柔性膜之间。

[0207] 支撑件350使CMUT单元能够以预应力模式操作,这提供了在具有电极之间的降低的电场密度的塌陷模式中操作CMUT单元的许多益处。以这种方式,减少了CMUT单元的充电效应。

[0208] 图12a和12b描绘了根据本发明的另一方面的处于松弛和塌陷模式中的CMUT单元的又一实施例。根据这种布置,CMUT单元被提供有如图10a和10b所示的环形形状的第二电极120和电接地的第三电极124,以及如图6所示的包含第一电介质层210和第二电介质层220的电介质堆叠200。

[0209] 在该设计中,当以塌陷模式操作CMUT单元时,适于最小化电场的充电效应的电极配置与适于抵消任何剩余充电效应的电介质堆叠组合。以这种方式,能够最小化或消除CMUT单元中的任何充电效应,以及因此电压漂移,从而还进一步改进单元的寿命和性能。

[0210] 在图13中,以框图形式示出了根据本发明范例实施例的具有阵列换能器探头400的超声诊断成像系统。在图13中,包括如上所述的CMUT单元的CMUT换能器阵列410被提供在用于发射超声波和接收回波信息的超声探头400中。换能器阵列410可以是能够在2D平面中或在用于3D成像的三维中进行扫描的一维或二维换能器元件阵列。

[0211] 换能器阵列410耦合到控制通过CMUT阵列单元的信号发射和接收的探头410中的微波束形成器412。微波束形成器能够对由换能器元件的组或“片块”接收的信号进行至少部分波束 (beam) 形成,例如在美国专利US 5997479 (Savord等人)、US 6013032 (Savord) 和US 6623432 (Powers 等人) 中所描述的。

[0212] 微波束形成器412通过例如同轴线的探头线缆耦合到发射/接收(T/R)开关416,开关416在发射和接收模式之间切换,并且当不存在或未使用微波束形成器并且由主系统波束形成器420直接操作换能器阵列410时,保护主系统波束形成器420免受高能发射信号的影响。来自在微波束成形器412的控制下的换能器阵列410的超声波束的发射由通过T/R开关416耦合到微波束形成器并且耦合主系统波束形成器420的换能器控制器418来引导,主系统波束形成器420接收来自用户接口或控制面板438的用户操作的输入。由换能器控制器418控制的功能之一是波束被操纵和聚焦的方向。波束可以从换能器阵列410正前方(正交的)操纵,或者以用于更宽视场的不同角度操纵。换能器控制器418可以被耦合以控制用于CMUT阵列的上述电压源101。例如,电压源101设置施加到CMUT阵列410的CMUT单元的(一个或多个)DC和AC偏置电压,例如,以在如上所述的发射模式中生成超声RF脉冲。

[0213] 由微波束形成器412产生的部分波束形成信号被转发到主波束形成器420,其中,来自个体换能器元件的片块的部分波束形成信号被组合成完全的波束形成信号。例如,主波束形成器420可以具有128个通道,每个通道接收来自数十或数百个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410的数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。

[0214] 波束形成信号耦合到信号处理器422。信号处理器422能够以各种方式处理接收到的回波信号,诸如带通滤波、抽取、I和Q分量分离、以及谐波信号分离,所述谐波信号分离用于分离线性和非线性信号,从而使得能够识别从组织和微泡返回的非线性(基频的高次谐波)回波信号。

[0215] 信号处理器422任选地可以执行额外的信号增强,例如散斑减少、信号复合和噪声消除。信号处理器422中的带通滤波器可以是跟踪滤波器,当从增加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带滑动到较低的频带,从而拒绝来自更大深度的较高频率处的噪声,其中,这些频率缺乏解剖信息。

[0216] 经处理的信号耦合到B模式处理器426并且任选地耦合到多普勒处理器428。B模式处理器426采用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基础图像模式或两者的组合形成身体的结构的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。

[0217] 多普勒处理器428(如果存在的话)处理与组织移动和血流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动。多普勒处理器通常包括具有参数的壁滤波器,所述参数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,可以将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。

[0218] 该通带特性将通过来自流动的血液的信号,同时拒绝来自附近静止的或缓慢移动的物体(例如,心脏的壁)的信号。反转的特性将通过来自心脏的移动组织的信号,同时拒绝血流信号,其被称为组织多普勒成像,以用于检测和描绘组织的运动。多普勒处理器接收并处理来自图像场中不同点的时间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)。在较长时间段内接收的回波集合被用来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模式处理器(和多普勒)处理器产生的结构信号和运动信号被耦合到扫描转换器432和多平面重新格式化器444。扫描转换器432将回波信号按其被接收的空间关系布置成期望的图像格式。例如,扫描转换器可以将回波信号布置成二维(2D)扇形格式或锥形三维(3D)图像。

[0219] 所述扫描转换器可以利用颜色交叠B模式结构图像以产生描绘像场中的组织和血流的运动的彩色多普勒图像,所述颜色对应于图像场中具有它们的多普勒估计的速度的点处的运动。多平面重新格式化器444将从身体的体积区域中的公共平面中的点接收的回波转换成该平面的超声图像,例如如美国专利US 6443896 (Detmer)中所描述的。体积绘制器442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。

[0220] 2D或3D图像从扫描转换器432、多平面格式化器444和体积绘制器442耦合到图像处理处理器430,以供进一步增强、缓冲和临时存储,以显示在图像显示器440上。除了用于成像之外,由多普勒处理器428产生的血流值和由B模式处理器426产生的组织结构信息耦合到量化处理器434。量化处理器产生不同流动状况的量度,例如血液流动的体积速率,以及结

构测量结果,诸如器官的尺寸和孕龄。量化处理器可以从用户控制面板438接收输入,诸如要进行测量的图像的解剖结构中的点。

[0221] 来自量化处理器的输出数据被耦合到图形处理器436,以用于利用显示器440上的图像来再产生测量图形和值。图形处理器436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,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,图形处理器从用户接口438接收输入,所述输入例如为患者姓名。

[0222] 用户接口还耦合到发射控制器418,以控制来自换能器阵列410的超声信号的生成,并因此由换能器阵列和超声系统产生的图像。用户接口还耦合到多平面格式化器444,以选择和控制多平面重新格式化(MPR)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。

[0223] 如本领域普通技术人员将理解的,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。本领域普通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化是可行的。例如,如上述实施例中还指出的,可以省略微波束形成器412和/或多普勒处理器428,超声探头410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。

[0224] 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超声治疗系统,其中,探头400的CMUT单元100可以仅可操作于发射模式,因为不需要接收脉冲回波。如对于本领域普通技术人员而言将立即显而易见的,在这样的治疗系统中,借助于图12描述的并且被要求用于接收、处理和显示脉冲回波的系统部件可以被省略,而不脱离本申请的教导。

[0225] 根据本发明的另一方面,超声系统还包括电容感测电路441。图14示出了电容感测电路的实施例。电容感测电路可以适于产生具有已知电压的测试信号。例如,生成器450能够用于生成通过超声系统传播的已知电压 $V_{meassig}$ 的小的、正弦测试信号。测试信号通过大电阻器 R_{meas} 的方式注入到超声系统中。 R_{meas} 的电阻可以是例如500 Ω 。

[0226] 当信号行进通过电容感测电路行进时,其将经历由于诸如低噪声放大器(RX_LNA)、同轴电缆451和CMUT单元(CMUT)的超声系统的各种部件的阻抗的衰减。部件的阻抗与部件的电容成比例。由上面讨论的充电效应引起的CMUT单元的漂移电压导致单元的电容的变化。通过监测CMUT单元的电容,能够监测由单元内的电场引起的充电电平。CMUT单元的阻抗由以下公式给出:

$$[0227] \quad |Z_{CMUT}| = \frac{1}{2\pi f \times C_{CMUT}}$$

[0228] 其中: $|Z_{CMUT}|$ 是CMUT单元的阻抗的幅度; f 是测试信号的频率,其是从适合于CMUT单元和电容感测电路的操作的信号范围中选择的;并且 C_{CMUT} 是CMUT单元的电容。

[0229] 在其中通过低噪声放大器(RX_LNA)、同轴电缆451和CMUT单元来衰减电容感测电路的测试信号的范例中,可以使用以下公式来描述经衰减的信号:

$$[0230] \quad V_{meas} = \frac{Z_{lna}/Z_{in}}{R_{meas} + Z_{lna}/Z_{in}} V_{meassig}$$

[0231] 其中: V_{meas} 是经衰减的信号的电压(幅度); Z_{lna} 是低噪声放大器的阻抗; Z_{in} 是同轴

线缆和CMUT单元的组合阻抗; R_{meas} 是用于将测试信号注入超声系统中的电阻器的电阻;并且 V_{meassig} 是测试信号的电压(幅度)。

[0232] 由于同轴线缆的阻抗从其长度和特性是已知的,因此能够从 Z_{in} 的值中提取CMUT单元的阻抗。在图14所示的范例中,同轴线缆的长度为2米,导致 $50\ \Omega$ 的阻抗。如上所示,CMUT单元的阻抗的值能够用于计算单元的电容。这然后导致了CMUT单元的漂移电压,其指示在单元内发生的充电电平。

[0233] 如果电容感测电路确定绝对电压漂移高于预定值(其被选定为充电效应对超声系统的功能变得有害的值(诸如10V或5V)),则电压源45可以适于反转偏置电压的极性、刺激电压的极性或两者的极性。通过反转提供给CMUT单元的电压的极性,在电极之间生成的电场被反转。以这种方式,可以减少或消除电介质极化和空间电荷取向。通过在小于1微秒内执行极性反转,在由系统产生的超声图像的最终图像中避免了声学伪影。

[0234] 图15描绘了操作CMUT单元的方法500。在步骤510中,确定针对CMUT单元的漂移电压。参考图16描述了用于执行该步骤的方法。

[0235] 在步骤520中,将偏置电压提供给CMUT单元的第一电极,其中,基于所确定的电压漂移来选择偏置电压。偏置电压的幅度高于用于将CMUT单元驱动到塌陷模式中的阈值。

[0236] 通过基于所确定的电压漂移选择偏置电压,能够减少或消除由CMUT单元所经历的充电效应。例如,基于所确定的电压漂移,方法可以前进到步骤525,其中,偏置电压的极性与前一周期相反,以便反转单元的电极之间的电场方向。如果在步骤510中确定了电压漂移的幅度高于预定值,则可以这样做。下面参考图17和18更详细地描述该步骤。

[0237] 在步骤530中,可以将刺激电压提供给CMUT单元的第二电极,以便使柔性膜以预定频率振动。以这种方式,可以由CMUT单元生成超声RF脉冲。

[0238] 以与上述类似的方式,如果确定了电压漂移高于预定值,则可以在步骤535中反转刺激电压的极性。以这种方式,可以进一步减少或消除充电效应。下面参考图17和18更详细地描述该步骤。

[0239] 在步骤540中,移除刺激电压,以便使柔性膜能够响应于传入的信号而自由振动。这些信号可以是在步骤530中生成的反射超声波。在接收时段之后,方法返回到步骤510,以便以循环方式进行操作。

[0240] 图16描绘了用于确定CMUT单元的电压漂移的方法600。在步骤610中,以预定电压生成测试信号。测试信号然后可以被注入到超声系统中。

[0241] 在步骤620中,测量测试信号的经衰减的信号。在其被测量之前,经衰减的信号至少由CMUT单元的阻抗所衰减。

[0242] 在步骤630中,基于测试信号和经衰减的信号确定CMUT单元的阻抗。

[0243] 在步骤640中,基于所确定的CMUT单元的阻抗来确定CMUT单元的电压漂移。

[0244] 以上参考图13和14中的电容感测电路441详细描述了这些步骤。

[0245] 图17描绘了用于反转偏置电压(V_b)和刺激电压(RF驱动)的极性的方法700。在第一成像序列701期间,将偏置电压和刺激电压施加到CMUT单元,以便发射超声RF脉冲。然后,当移除刺激电压时,CMUT单元通过偏置电压保持在接收模式中。在成像序列之后,如以上参考图16所述确定CMUT单元的漂移电压。由于漂移电压取决于CMUT单元的电容,因此可以确定漂移电容(ΔC)。如果 ΔC 大于临界值(C_{cr}),则可以针对第二成像序列702反转偏置电压及

刺激电压的极性,以便降低CMUT单元的漂移电压。如果 ΔC 小于 C_{cr} ,则极性可以保持与第一成像序列中的相同,因为漂移电压还未高到足以导致对超声系统的图像质量的有害影响。因此,存在对漂移是否超过阈值的确定(在图17中,Y=是,N=否)。

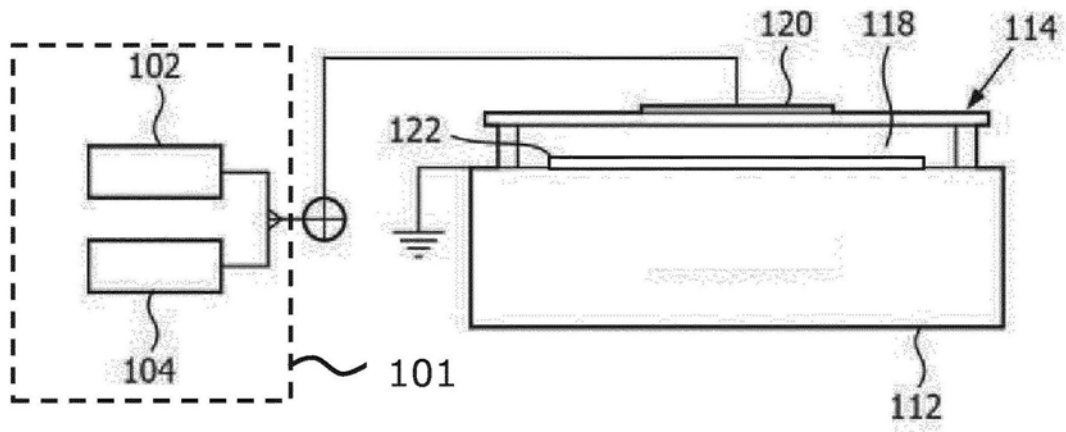
[0246] 图18描绘了可以施加到CMUT单元的第一电极以便将单元驱动到塌陷模式中的偏置电压分布的两个实施例。第一偏置电压分布720示出了当CMUT单元未执行成像序列721、722时施加降低的偏置电压的方法。以这种方式,能够降低CMUT单元内的电场密度,从而减小充电效应。当降低的偏置电压高于塌陷电压(V_{c+})时,CMUT单元保持在塌陷模式中,这意味着其准备用于下一成像序列。

[0247] 第二偏置电压分布730描绘了降低第一731和第二732成像序列之间的偏置电压的类似方法;然而,在这种情况下,偏置电压的极性在第二成像序列732中反转,如参考图17所描述的。以这种方式,可以通过降低的偏置电压和反转的极性两者来减小充电效应。

[0248] 切换到偏置电压的相反极性例如在1微秒内快速执行。

[0249] 极性的改变可以在每个后续发射事件中发生。以这种方式,存在其上叠加有发射脉冲的对称的方波偏置电压。因此,代替于极性切换取决于如图17中的电容测量,其可以在每个顺序发射处发生。

[0250] 应当注意,上述实施例说明而不是限制本发明,并且本领域技术人员将能够在不脱离权利要求的范围的情况下设计许多备选的实施例。在权利要求中,括号内的任何附图标记不应被解释为对权利要求的限制。“包括”一词不排除权利要求中列出的元件或步骤之外的元件或步骤的存在。元件前面的词语“一”或“一个”不排除存在多个这样的元件。本发明能够通过包括若干不同元件的硬件来实施。在列举了若干模块的设备权利要求中,这些模块中的一些能够由同一个硬件项来实现。尽管在互不相同的从属权利要求中记载了特定措施,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。



100

图1

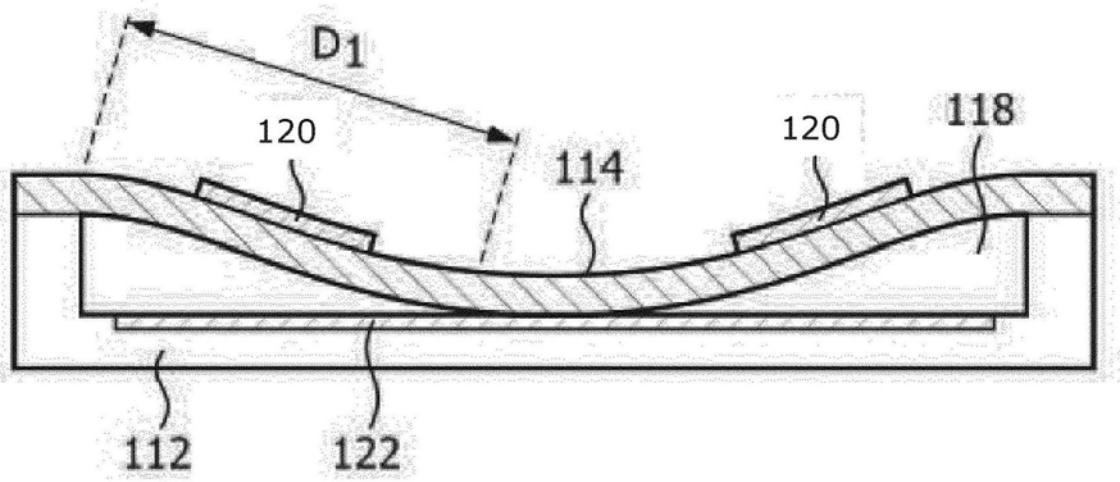


图2a

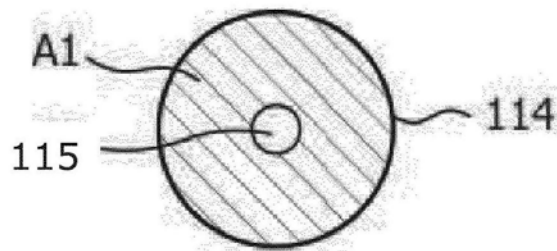


图2b

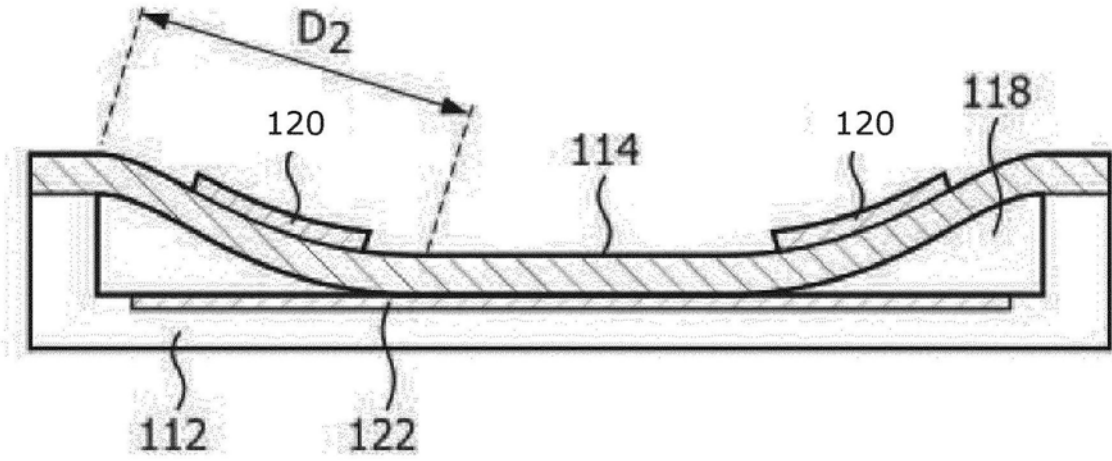


图3a

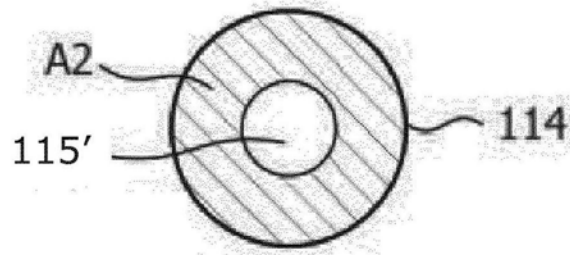


图3b

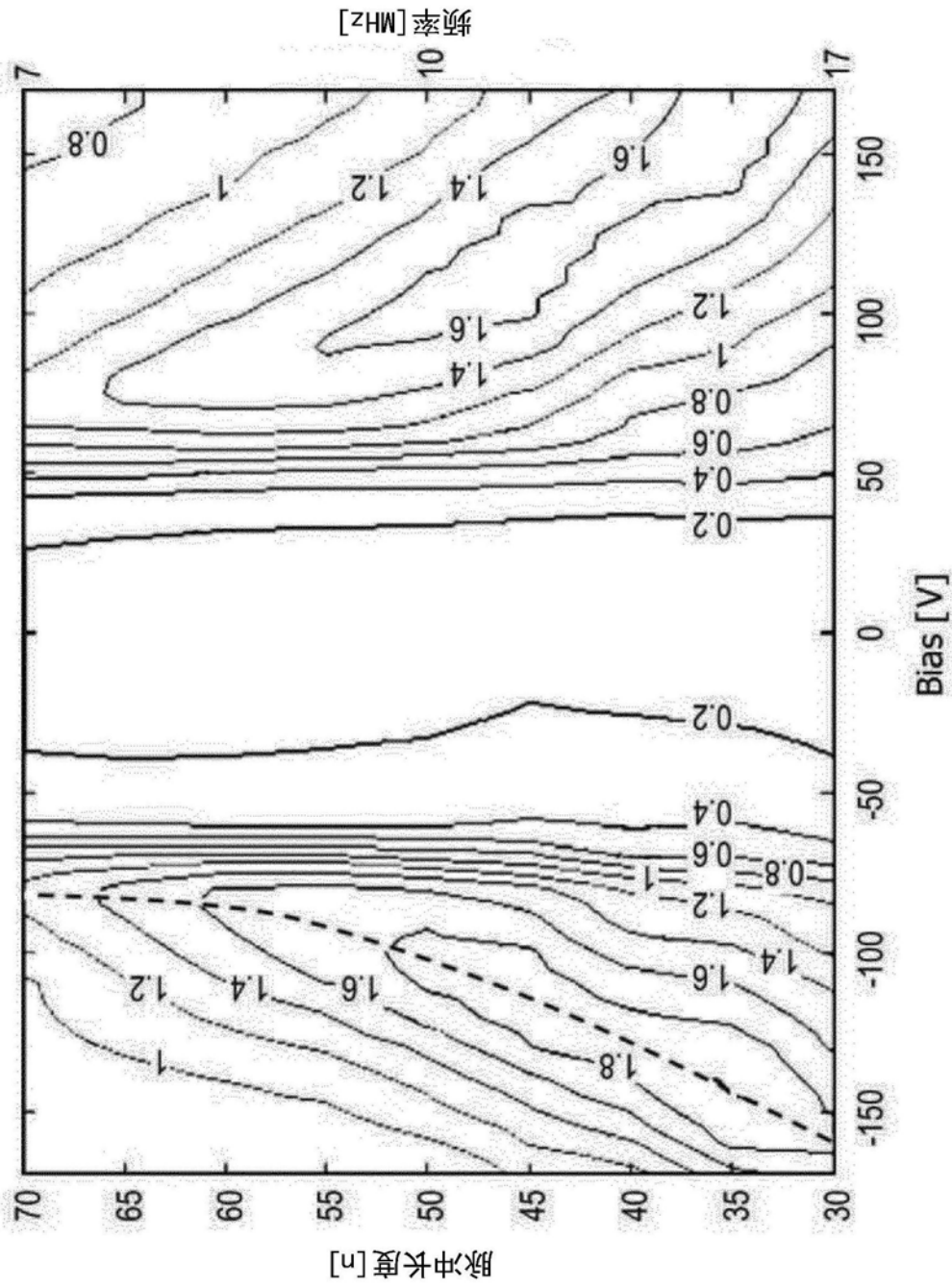


图4

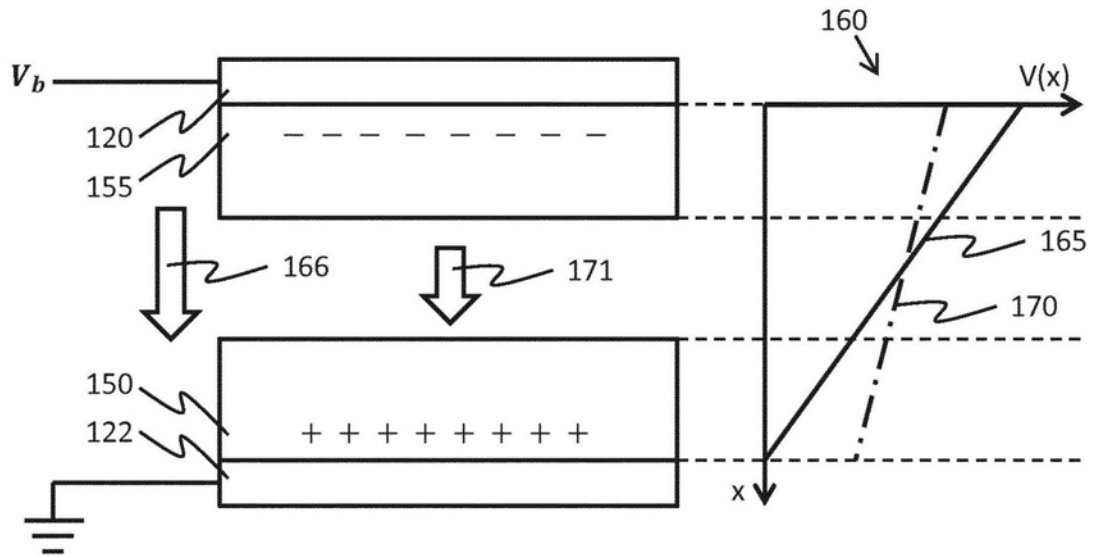


图5a

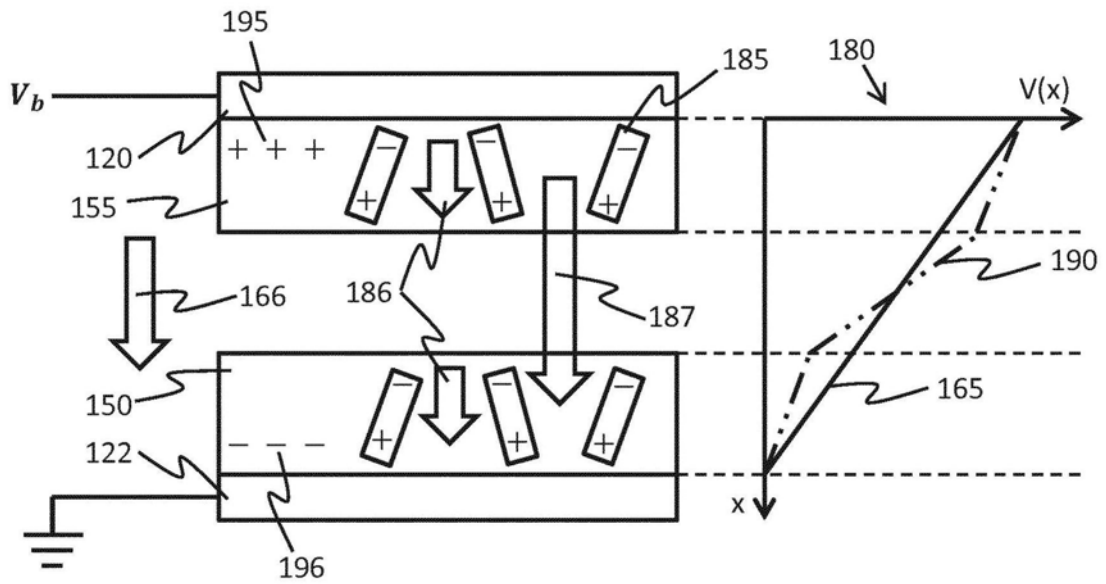


图5b

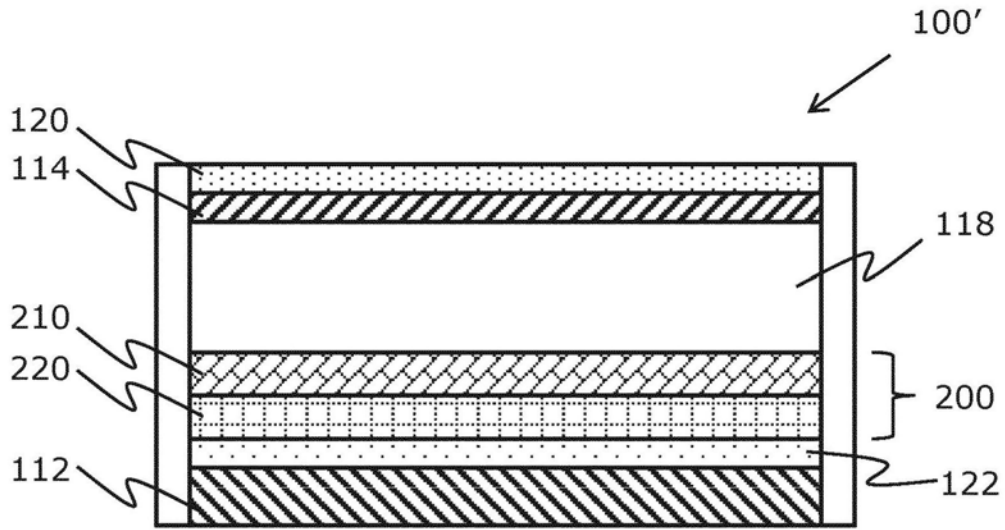


图6

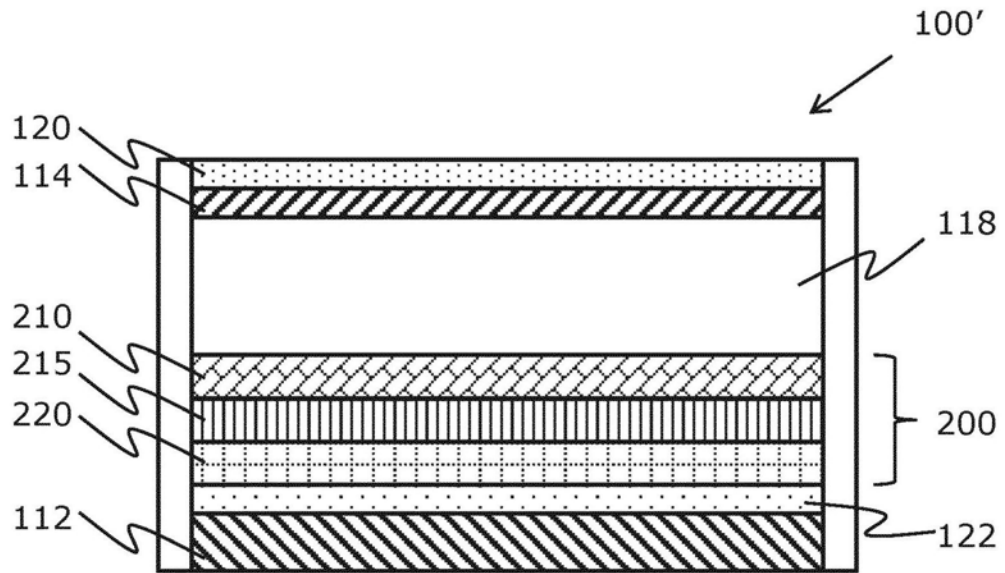


图7

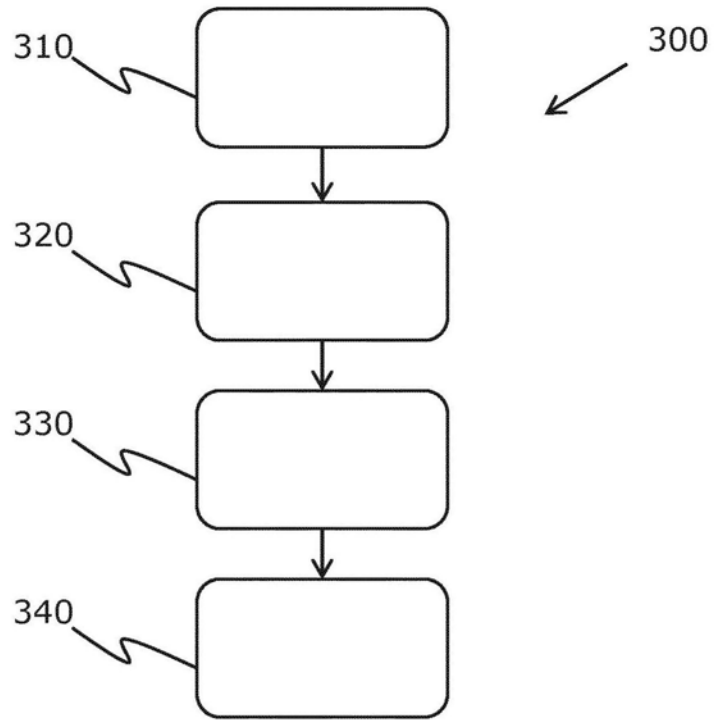


图8

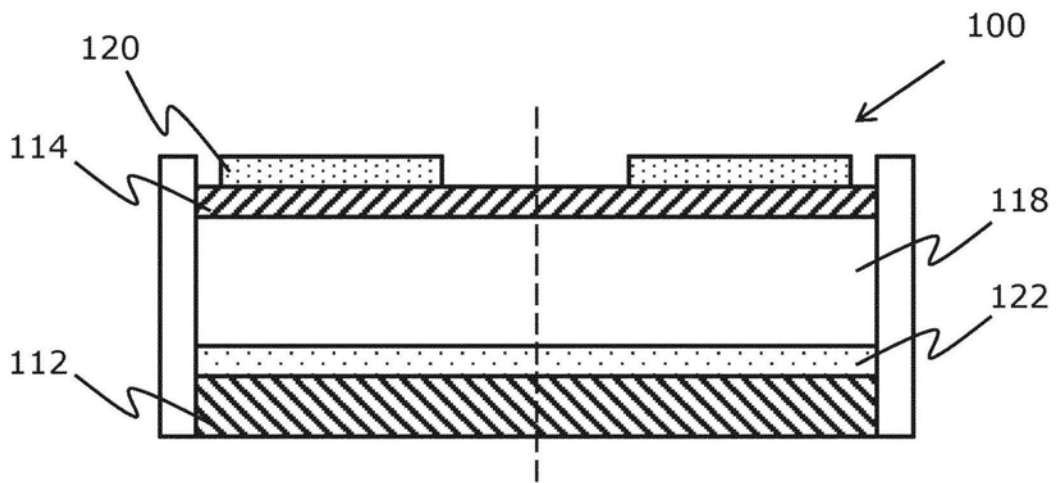


图9a

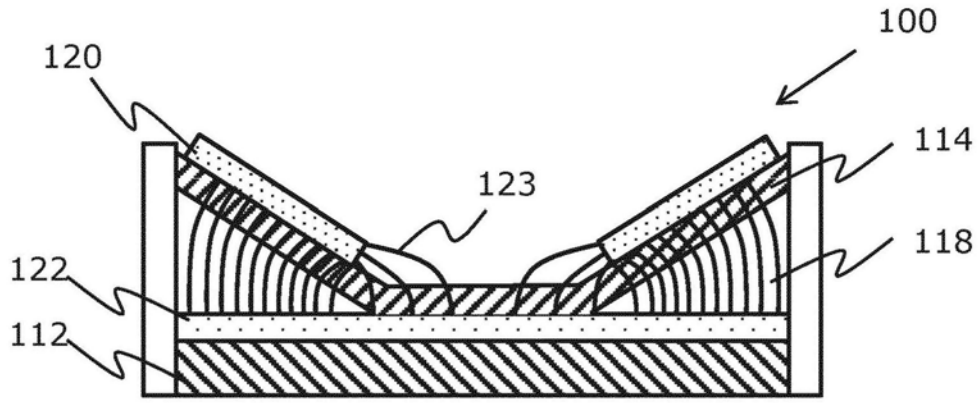


图9b

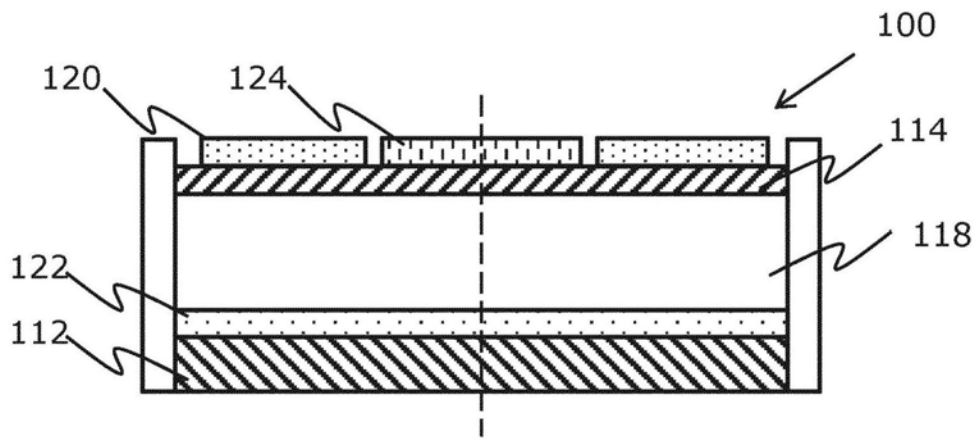


图10a

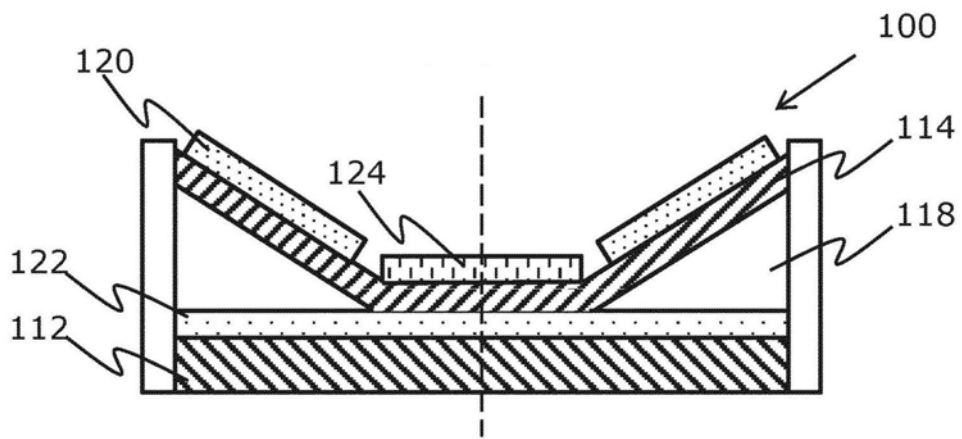


图10b

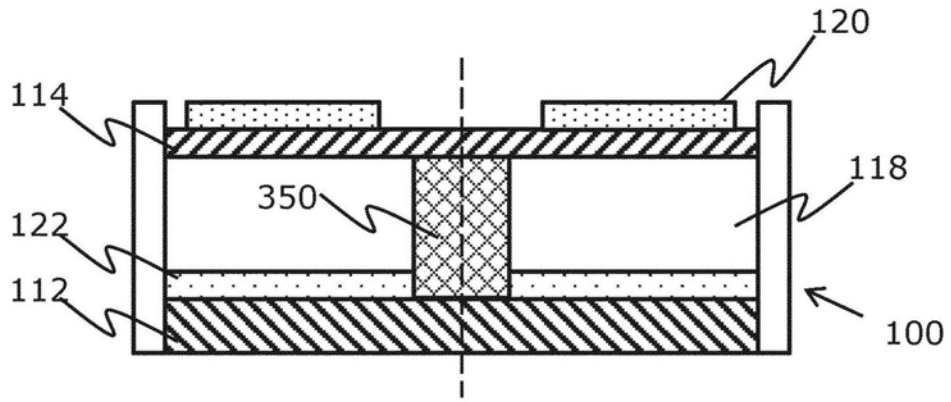


图11

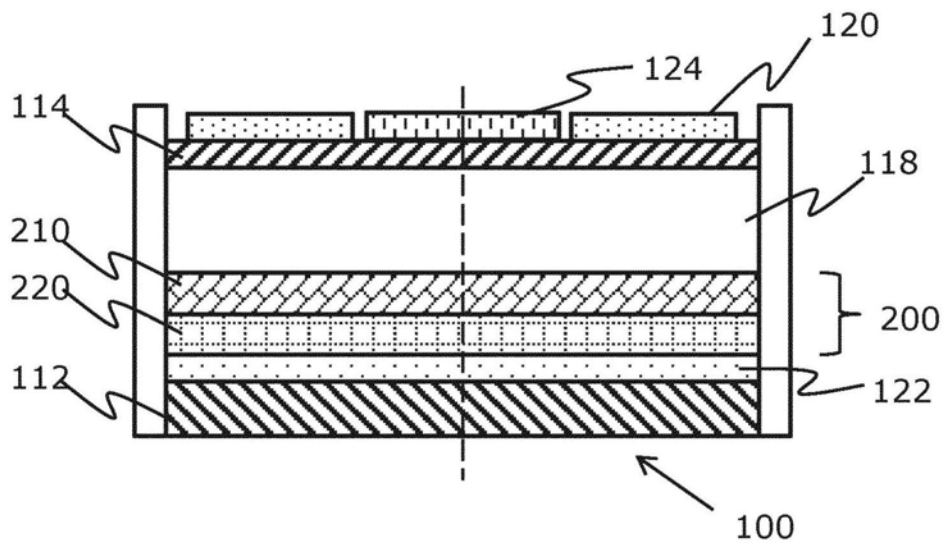


图12a

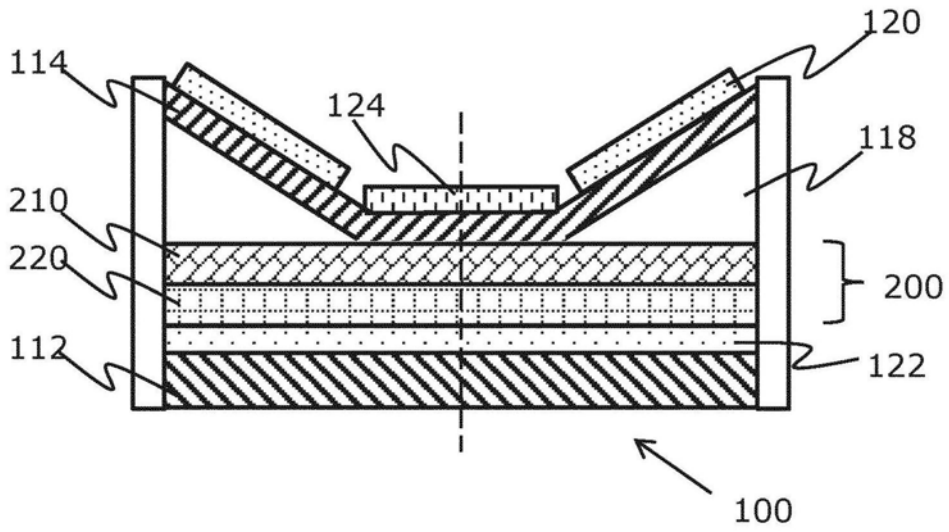


图12b

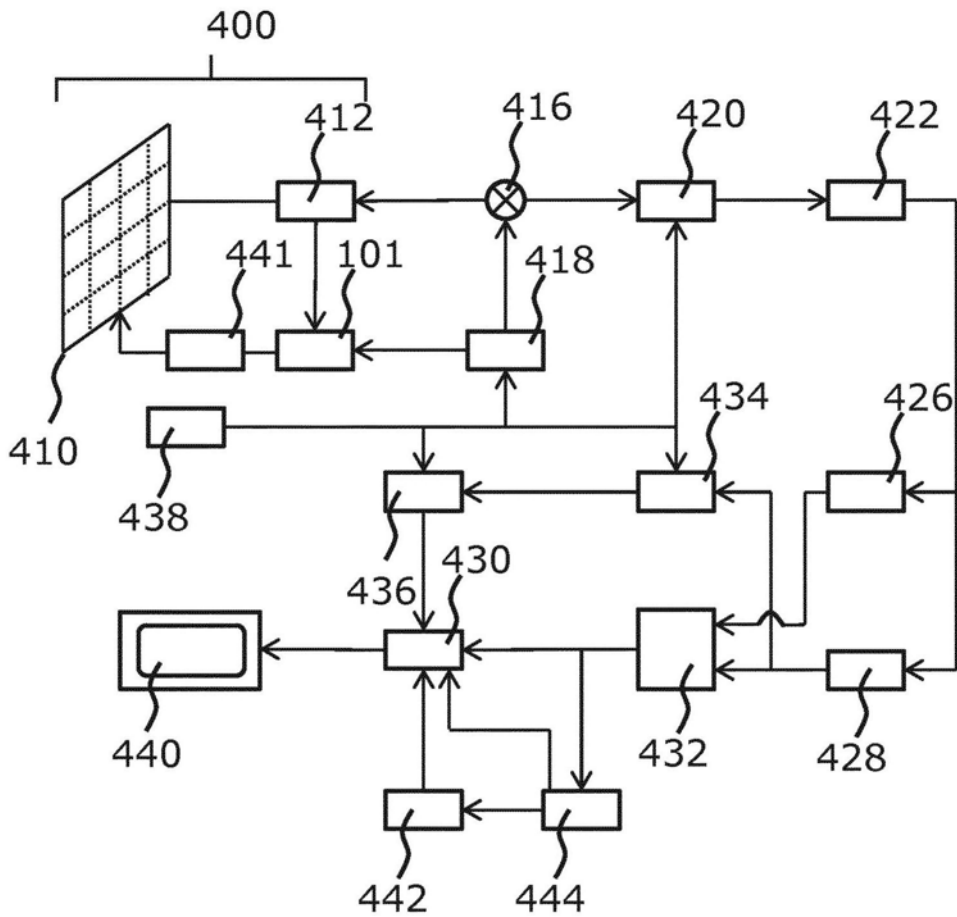


图13

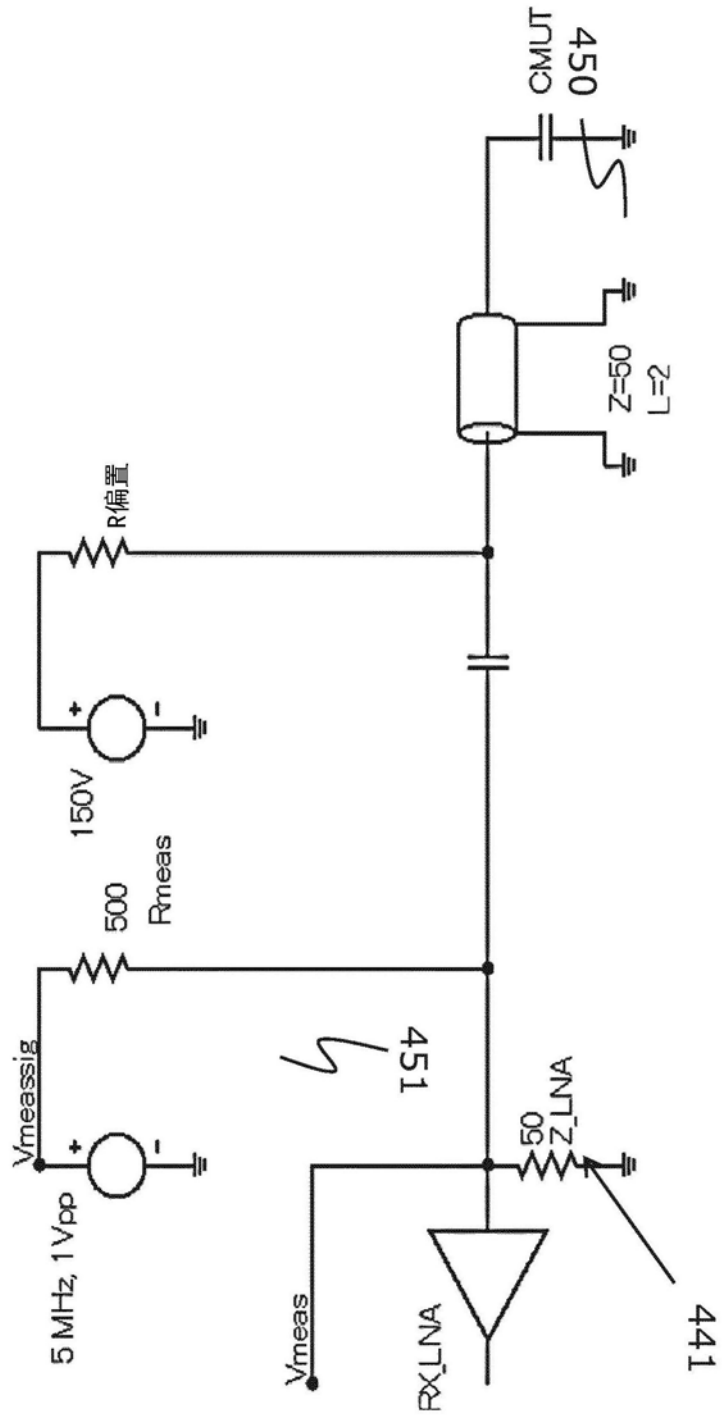


图14

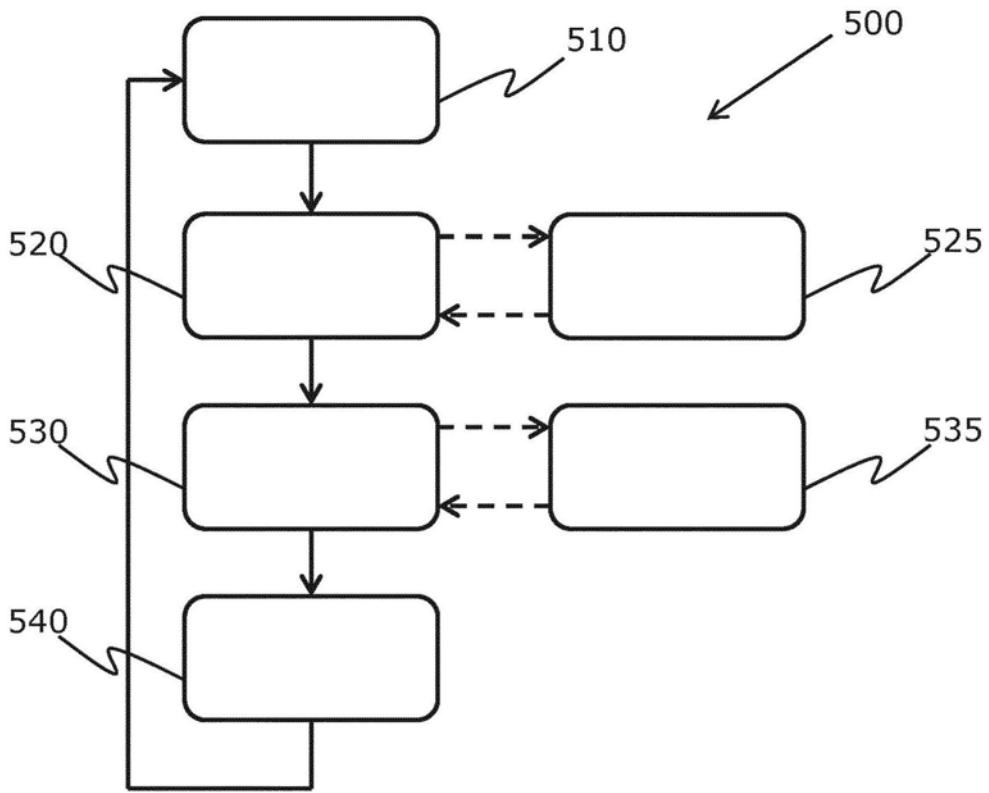


图15

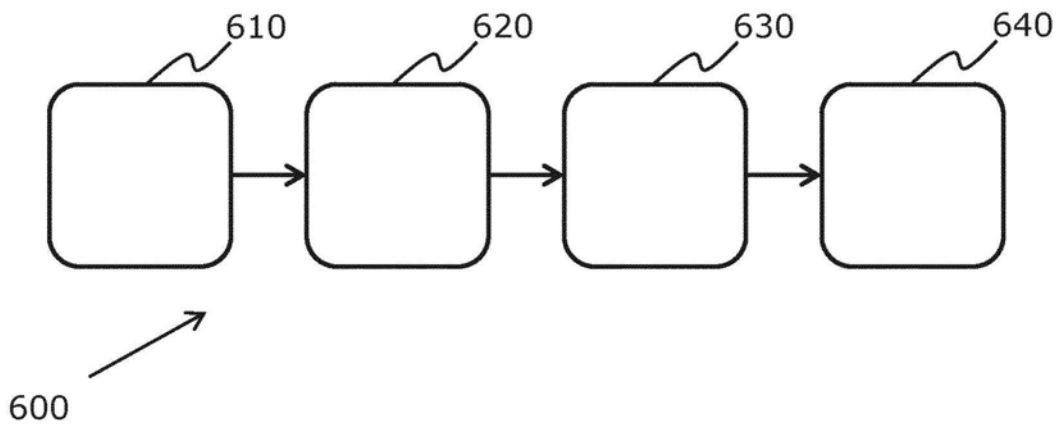


图16

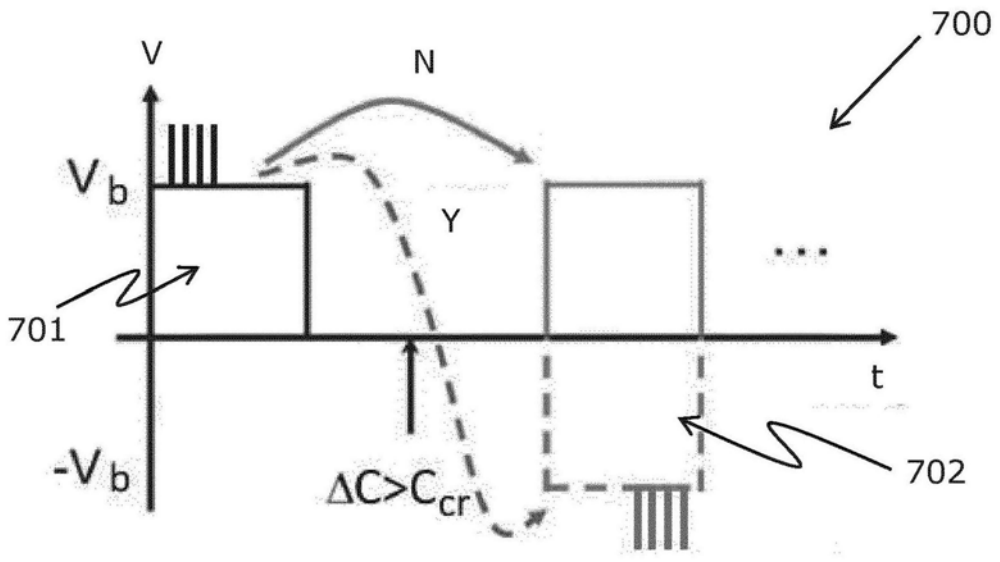


图17

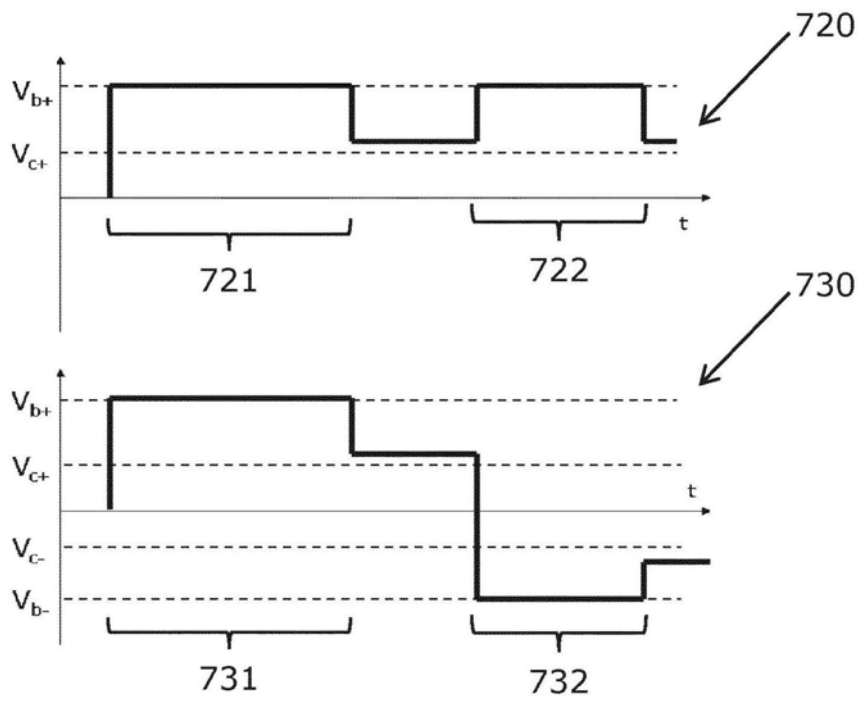


图18

专利名称(译)	电容式射频微机电开关的系统 and 操作方法		
公开(公告)号	CN110100294A	公开(公告)日	2019-08-06
申请号	CN201780079840.3	申请日	2017-12-21
[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 P 勒布尔 S 舒列波夫		
发明人	H-P·勒布尔 S·舒列波夫		
IPC分类号	H01H59/00 A61B8/00 B06B1/02 G01N29/24 H01H1/00		
CPC分类号	A61B8/4483 B06B1/0215 B06B1/0292 G01N29/0654 G01N29/2406 G01N29/348 G01N2291/015 H01H59/0009 H01H2001/0084 H01H2059/0018 A61B8/4494 A61B8/5207 H01H1/0036		
代理人(译)	李光颖		
优先权	2016206333 2016-12-22 EP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

公开了一种用于电容式射频微机电开关的系统 and 操作方法，所述电容式射频微机电开关是诸如用于超声系统中的CMUT单元。RFMEMS可以包括基板、连接到所述基板的第一电极、膜和连接到所述膜的第二电极。在一些范例中，在第一电极与第二电极和柔性膜之间存在电介质堆叠。电介质堆叠设计使膜塌陷电压中的漂移最小化。在其他范例中，电极之一是环形形式的，并且第三电极被提供为占据环的中心的空间。备选地，第一和第二电极两者都是环形形式的并且在环内部在电极之间存在支撑件。

