



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107405130 A

(43)申请公布日 2017. 11. 28

(21)申请号 201680013836.2

(22)申请日 2016.02.17

(30)优先权数据

15157767.3 2015.03.05 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.09.05

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2016/053391 2016.02.17

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/139065 EN 2016.09.09

(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 A·C·范伦斯

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 孟杰雄 王英

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

B06B 1/02(2006.01)

权利要求书2页 说明书14页 附图7页

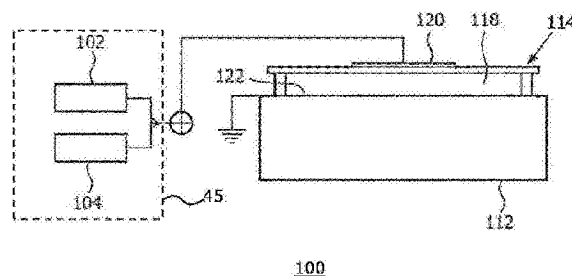
(54)发明名称

超声系统和方法

(57)摘要

公开了一种超声系统(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),所述基板在空间上与柔性膜(114)隔开一间隙(118),所述柔性膜包括所述电极布置的第二电极(120);电压源(45),其被耦合到所述探头并且适于为所述CMUT单元的第一集合提供驱动电压的序列,每个驱动电压包括偏置电压分量和不同频率的激励分量,以用于生成一系列在时间上不同的脉冲,每个脉冲具有不同频率,其中,每个脉冲是在单独的发射模式中生成的,并且所述电压源适于为所述CMUT单元的第二集合提供在时间上不同的偏置电压的序列,其中,每个在时间上不同的偏置电压是在所述发射模式中的一个之后的接收模式中被提供的,并且用于将CMUT单元的所述第二集合设置到对应于所述发射模式的脉冲频率的共振频率;以及信号处理单元(22),其以通信方式

被耦合到所述阵列并且适于对在各自的接收模式期间由CMUT单元的所述第二集合接收到的回波信号进行叠加。还公开了一种使用这种系统的超声成像方法。



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), 所述基板在空间上与柔性膜 (114) 隔开一间隙 (118), 所述柔性膜包括所述电极布置的第二电极 (120);

电压源 (45), 其被耦合到所述探头并且适于:

为所述CMUT单元的第一集合的各自的电极布置提供驱动电压的序列, 每个驱动电压包括偏置电压分量和具有不同频率的激励, 以用于生成一系列在时间上不同的脉冲, 每个脉冲具有不同频率, 其中, 每个脉冲是在单独的发射模式中生成的;

为所述CMUT单元的第二集合的各自的电极布置提供在时间上不同的偏置电压的序列, 其中, 每个在时间上不同的偏置电压是在所述发射模式中的一个之后的接收模式中被提供的, 并且用于将CMUT单元的所述第二集合设置到对应于所述发射模式的脉冲频率的共振频率; 以及

信号处理单元 (22), 其以通信方式被耦合到所述阵列并且适于对在各自的接收模式期间由CMUT单元的所述第二集合接收到的回波信号进行叠加。

2. 根据权利要求1所述的超声系统 (1), 其中:

所述驱动电压的所述偏置电压分量用于使所述第一集合中的所述CMUT单元 (100) 的各自的柔性膜 (114) 塌陷到所述单元的所述基板 (112) 上; 并且/或者

所述偏置电压用于将所述第二集合中的所述CMUT单元 (100) 的各自的柔性膜 (114) 塌陷到所述单元的所述基板 (112) 上。

3. 根据权利要求1或2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) 适于跨所述第一电极与所述第二电极来施加所述驱动电压的所述激励, 并且适于将所述驱动电压的所述偏置电压分量施加到所述第三电极。

4. 根据权利要求1-3中的任一项所述的超声系统 (1), 其中, CMUT单元 (100) 的所述第二集合包括CMUT单元的所述第一集合。

5. 根据权利要求1-4中的任一项所述的超声系统 (1), 还包括处于所述阵列与所述信号处理单元之间的可编程带通滤波器, 其中, 所述可编程带通滤波器适于在每个接收模式期间将所述带通滤波器编程到一频率范围, 所述频率范围包括源自在跟随有所述接收模式的所述发射模式中生成的脉冲的回波信号的所述脉冲频率, 所述频率范围排除在所述系列的其他发射模式期间发射的脉冲的所述脉冲频率中的至少一些。

6. 根据权利要求5所述的超声系统 (1), 还包括处于所述可编程带通滤波器与所述信号处理单元之间的可编程波束形成单元, 其中, 所述可编程波束形成单元根据源自在所述发射模式中生成的脉冲的回波信号的所述脉冲频率而被编程。

7. 根据权利要求1-6中的任一项所述的超声系统 (1), 还包括处于每个CMUT单元与所述信号处理单元之间的可编程延迟级, 其中, 所述第二集合中的每个CMUT单元的所述可编程延迟级在每个接收模式中根据源自在所述发射模式中生成的脉冲的回波信号的所述脉冲频率而被编程。

8. 根据权利要求1-7中的任一项所述的超声系统, 其中, 所述电压源 (45) 适于在各自的

发射模式中使所述第一集合中的所述CMUT单元的所述柔性膜塌陷到所述单元的所述基板上。

9. 根据权利要求8所述的超声系统(1), 其中, 所述电压源(45)包括:

第一级(102), 其适于在所述发射模式期间生成所述驱动电压的所述偏置电压分量, 其中, 所述偏置电压分量足以使第一集合中的所述CMUT单元的所述柔性膜塌陷到所述单元的所述基板上; 以及

第二级(104), 其适于生成所述驱动电压的激励分量, 所述第二级适于在不同的发射模式中改变所述激励分量的所述频率, 以便生成所述一系列在时间上不同的脉冲, 每个脉冲具有不同频率。

10. 一种超声脉冲成像方法(200), 包括:

提供(220) CMUT(电容式微机械超声换能器)单元(100)的阵列(110), 每个单元包括承载第一电极(122)的基板(112), 所述基板在空间上与柔性膜(114)隔开一间隙(118), 所述柔性膜包括第二电极(120);

为所述CMUT单元的第一集合提供驱动电压的序列, 以用于生成一系列在时间上不同的脉冲, 每个脉冲具有不同频率, 其中, 每个驱动电压包括偏置电压分量和不同频率的激励分量, 并且其中, 每个脉冲是在单独的发射模式中生成的;

为所述CMUT单元的第二集合提供在时间上不同的偏置电压的序列, 其中, 每个在时间上不同的偏置电压是在所述发射模式中的一个之后的接收模式中被提供的, 并且用于将CMUT单元的所述第二集合设置到对应于所述发射模式的脉冲频率的共振频率; 并且

对在各自的接收模式期间由CMUT单元的所述第二集合接收到的回波信号进行叠加。

11. 根据权利要求10所述的方法, 其中, 每个接收模式在时间上与每个发射模式不同。

12. 根据权利要求10或11所述的方法, 其中, 所述第二集合包括所述阵列的所有CMUT单元。

13. 根据权利要求10-12中的任一项所述的方法, 还包括: 对带通滤波器进行编程, 以用于在每个接收模式期间将所述接收到的回波信号滤波到一频率范围, 所述频率范围包括源自在跟随有所述接收模式的所述发射模式中生成的脉冲的回波信号的所述脉冲频率, 所述频率范围排除在所述系列的其它发射模式期间发射的脉冲的所述脉冲频率中的至少一些。

14. 根据权利要求10-13中的任一项所述的方法, 还包括: 对延迟级进行编程, 以用于在每个接收模式期间根据源自在跟随有所述接收模式的所述发射模式中生成的脉冲的回波信号的所述脉冲频率来对接收到的回波信号进行延迟。

15. 根据权利要求10-14中的任一项所述的方法, 还包括: 在各自的发射模式中使所述第一集合中的所述CMUT单元的所述柔性膜塌陷到所述单元的所述基板上。

超声系统和方法

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:包括CMUT(电容式微机械超声换能器)单元的阵列的探头,每个单元包括基板,所述基板承载电极布置的第一电极,所述基板在空间上与柔性膜隔开一间隙,所述柔性膜包括所述电极布置的第二电极;以及耦合到所述电极布置的电压源。

[0002] 本发明还涉及使用这样的系统的超声成像方法。

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众多特性。在这些特性中包括宽带宽,其影响分辨率和高灵敏度,所述宽带宽结合压力输出影响超声频率下声信号的景深。常规地,具有这些特性的压电材料由PZT和PVDF材料制成,其中,PZT作为选择的材料是特别受欢迎的。然而,PZT遭受一些显著的缺点。首先,陶瓷PZT材料要求包括以下的制造工艺:切割、匹配层结合、填充剂、电镀和互连,它们显著不同并且复杂并且要求大量的处理,所有这些都可能导致低于预期的换能器堆叠单元产量。这种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大小施加了设计限制。此外,PZT材料对水或生物组织具有差的阻抗匹配,使得需要将匹配层添加到PZT材料中以获得与感兴趣介质相匹配的所期望的声阻抗。

[0004] 随着超声系统主机变得越来越小,并且针对大部分信号处理功能由现场可编程门阵列(FPGA)和软件来主导,系统主机的成本已经随着系统的大小而下降。超声系统现在可用于廉价的便携式、台式和手持式形式,例如,用于用作超声诊断成像系统或用作超声治疗系统,其中,使用高能量超声脉冲来消融特定(组织)异常。结果,传感器探头的成本在系统总体成本中的百分比不断增长,在超声诊断成像的情况下,用于3D成像的更高元件数量阵列的出现加速了该增长。用于利用电子转向的超声3D成像的探头依赖于专用半导体器件专用集成电路(ASIC),其执行针对换能器元件的二维(2D)阵列的微波束形成。因此,期望能够以改进的产量和低成本来制造换能器阵列,以促进对低成本超声系统的需要,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。

[0005] 最近的发展已经带来了以下前景:医学超声换能器能够通过半导体工艺来批量生产。可期望地,这些工艺应当与诸如CMOS工艺的用于生产超声探头所需的ASIC电路相同。这些发展已经产生出微机械超声换能器或MUT,优选形式是电容式MUT(CMUT)。CMUT换能器是微小的隔膜状器件,其具有将接收到的超声信号的声音振动转换成经调制的电容的电极。针对发射,施加到电极的电容性电荷针对器件的隔膜的振动/移动而被调制,并且由此发射超声波。由于这些隔膜是通过半导体工艺制造的,因此这些器件的尺寸通常能够在10-500微米范围内,例如,隔膜直径被选择为使隔膜直径与隔膜的期望的共振频率(范围)相匹配,其中,个体隔膜之间的间隔小于几微米。许多这样的个体CMUT能够被连接在一起并且作为单个换能器元件而一致地操作。例如,四到十六个CMUT能够被耦合在一起以作为单个换能器元件而一致地工作。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。

[0006] 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,归因于在这样的半导体工艺中使用的材料,CMUT换能器展现出对水和生物组织的大大改善的声阻抗匹配,这消除了对多个匹配层的需要并得到改进的有效带宽。

[0007] 然而,这种改进的有效带宽并不是没有并发问题的。例如,诸如信号衰减、声阻抗和声速的组织声学特性是频率依赖的。信号衰减通常随着频率(线性地)增加。因此,信号的带宽在穿透组织时减小。此外,大带宽发射脉冲的各种频率分量的频率依赖的声速引起像差,其能够降低波前的质量,特别是在较大的深度处。

[0008] 另外,使用更大的带宽也意味着源自换能器元件和前端电子器件的信号噪声被整合在这个更大的带宽上,并且因此更加显著。除此之外,大带宽电子电路通常耗散更多的能量。此外,跨换能器探头互连体而接收到的回波信号的信号传输要求更多的带宽,并且因此更加昂贵。

[0009] US 2010/0217124 A1公开了一种超声成像系统,其包括具有换能器元件的阵列的超声探头,所述换能器元件被分成多个邻接发射子孔。耦合到超声换能器的所述子孔的多个发射器将各自的发射信号以不同频率施加到所述子孔,并且具有使得从所述子孔发出的各自的发射波束在感兴趣区域中彼此交叠的延迟。耦合到所述换能器元件的多线波束形成器处理对应于超声回波的信号以输出图像信号。处理器接收来自所述多线波束形成器的图像信号并输出对应于所述图像信号的图像数据。

[0010] 然而,该现有技术的引用并不能解决与低噪声高带宽超声成像有关的任何上述问题。

发明内容

[0011] 本发明寻求提供一种具有基于CMUT换能器的探头的超声系统,所述超声系统在大的带宽上展现出改善的噪声和成像特性。

[0012] 本发明还寻求提供一种在大的带宽上展现出改善的噪声和成像特性的超声成像方法。

[0013] 根据一个方面,提供了一种超声系统,包括:探头,其包括CMUT阵列(电容式微机械超声换能器)单元,每个单元包括承载电极布置的第一电极的基板,所述基板在空间上与柔性膜隔开一间隙,所述柔性膜包括所述电极布置的第二电极;

[0014] 电压源,其被耦合到所述探头并且适于为所述CMUT单元的第一集合提供驱动电压的序列,每个驱动电压包括偏置电压分量和具有不同频率的激励分量,以用于生成一系列在时间上不同的发射脉冲,每个发射脉冲具有不同频率,其中,每个发射脉冲是在单独的发射模式中生成的,并且所述电压源适于为所述CMUT单元的第二集合提供在时间上不同的偏置电压的序列,其中,每个在时间上不同的偏置电压是在所述发射模式中的一个之后的接收模式中被提供的,并且用于将CMUT单元的所述第二集合设置到对应于所述发射模式的脉冲频率的共振频率;以及信号处理单元,其以通信方式被耦合到所述阵列并且适于对各自的接收模式期间由CMUT单元的所述第二集合接收到的回波信号进行叠加。

[0015] 通过配置所述超声系统以在时间上不同的发射模式中生成不同频率的一系列窄带脉冲,并且通过在时间上不同的接收模式中接收这种脉冲的回波,在所述在时间上不同

接收模式中,所述CMUT单元在所述接收模式中被调谐到这些回波的频率,通过对由CMUT单元在各种接收模式中接收到的回波进行叠加或求和能够生成有效的宽带脉冲回波。这具有以下优点:即,超声系统的发射通道和接收通道可以被配置为在发射模式和接收模式中的每个期间在窄带谱中操作,从而降低噪声和能量耗散,同时由于不同频率的窄带回波的叠加而维持宽带成像特性。

[0016] 在优选实施例中,所述驱动电压的所述偏置电压分量用于使所述第一集合中的所述CMUT单元的各自的柔性膜塌陷到所述单元的所述基板上;并且/或者所述偏置电压用于将所述第二集合中的所述CMUT单元的各自的柔性膜塌陷到所述单元的所述基板上。通过在发射和/或接收时段期间以塌陷模式操作所述CMUT单元,所述超声系统能够在特别宽的频率带宽中操作。此外,在塌陷模式中操作CMUT单元借助于施加到其电极布置的DC偏置电压而提供对CMUT单元的(中心)共振频率和敏感频率区域的改进的控制。

[0017] 在一个实施例中,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,所述电压源适于跨所述第一电极与所述第二电极来施加所述驱动电压的所述激励,并且适于将所述驱动电压的所述偏置电压分量施加到所述第三电极。该实施例特别适用于缓解在一些实施方式中使用的ASIC技术的峰值电压要求,并且在一些情况下也适用于减少元件之间的电串扰和/或简化电子器件实施方式。

[0018] CMUT单元的所述第二集合可以包括CMUT单元的所述第一集合。在该实施例中,参与发射事件的CMUT单元可以随后被切换到接收模式,以接收在先前的发射事件中发射的脉冲的脉冲回波。

[0019] 在一个实施例中,所述超声系统还包括处于所述阵列与所述信号处理单元之间的可编程带通滤波器,其中,所述可编程带通滤波器适于在每个接收模式期间将所述带通滤波器编程到一频率范围,所述频率范围包括源自在跟随有所述接收模式的所述发射模式中生成的脉冲的回波信号的所述脉冲频率,所述频率范围排除在所述系列的其他发射模式期间发射的脉冲的所述脉冲频率中的至少一些。这具有以下优点:即,由于每个接收模式中的窄带通谱的配置,能够提高带通滤波器的能量消耗和噪声特性,这是因为带通滤波器不必能够在单个接收模式中接收由各种发射脉冲覆盖的全带宽。

[0020] 在一个实施例中,所述超声系统还包括处于所述可编程带通滤波器与所述信号处理单元之间的可编程波束形成单元,其中,所述可编程波束形成单元根据源自在所述发射模式中生成的脉冲的回波信号的所述脉冲频率而被编程。这样的可编程波束形成单元例如通过调整频率依赖的时间增益控制设置来促进对频率依赖衰减效应的(部分)补偿。

[0021] 在一个实施例中,所述超声系统还包括处于每个CMUT单元与所述信号处理单元之间的可编程延迟级,其中,所述第二集合中的每个CMUT单元的所述可编程延迟级根据源自在所述发射模式中生成的脉冲的回波信号的所述脉冲频率而被编程。这样的可编程延迟级例如促进对由常规宽带成像系统中的脉冲回波的频率依赖的声速引起的像差的(部分)补偿。

[0022] 所述电压源可以包括:适于在所述发射模式期间生成所述驱动电压的所述偏置电压分量的第一级,以及适于生成所述驱动电压的激励分量的第二级,所述第二级适于在不同发射模式中改变所述激励分量的所述频率,以生成所述一系列在时间上不同的脉冲,每

个脉冲具有不同频率。所述电压源还可以适于组合偏置电压分量与激励分量,以形成驱动电压的序列。提供这种多级电压源具有以下优点:即,电压的整体不必跟随激励的相对快速的调制,使得其能够使用包括大的平滑电容器的电压发生器来产生,从而减少总偏置电压信号分量中的噪声的量。

[0023] 根据另一方面,提供了一种超声脉冲成像方法,包括:提供CMUT(电容式微机械超声换能器)单元的阵列,每个单元包括承载第一电极的基板,所述基板在空间上与柔性膜隔开一间隙,所述柔性膜包括第二电极;为所述CMUT单元的第一集合提供驱动电压的序列,以用于生成一系列在时间上不同的发射脉冲,每个驱动电压包括偏置电压分量和设定频率的激励分量,每个发射脉冲具有不同频率,其中,每个脉冲是在单独的发射模式中生成的;为所述CMUT单元的第二集合提供在时间上不同的偏置电压的序列,以用于对所述第二集合中的所述CMUT单元的所述柔性膜进行预成形,其中,每个在时间上不同的偏置电压是在所述发射模式中的一个之后的接收模式中被提供的,并且用于将CMUT单元的所述第二集合设置到对应于所述发射模式的脉冲频率的共振频率;并且对在各自的接收模式期间由CMUT单元的所述第二集合接收到的回波信号进行叠加。这促进了使用窄带脉冲和脉冲回波来生成展现宽带特性的图像。

[0024] 每个接收模式可以在时间上与每个发射模式不同。所述阵列的所有CMUT单元可以被包括在所述第二集合中,以便优化接收灵敏度。

[0025] 在一个实施例中,所述方法还包括对带通滤波器进行编程,以用于在每个接收模式期间将所述接收到的回波信号滤波到一频率范围,所述频率范围包括源自在跟随有所述接收模式的所述发射模式中生成的脉冲的回波信号的所述脉冲频率,所述频率范围排除在所述系列的其它发射模式期间发射的脉冲的所述脉冲频率中的至少一些。这确保了在每个接收模式时段中只有由CMUT单元覆盖的全谱的相关部分被滤波,从而提高该方法的噪声和能量消耗特性。

[0026] 在一个实施例中,所述方法还包括对延迟级进行编程,以用于在每个接收模式期间根据源自在跟随有所述接收模式的所述发射模式中生成的脉冲的回波信号的所述脉冲频率对接收到的回波信号进行延迟。这样的频率依赖的延迟能够补偿频率依赖的速度引发的像差,从而提高根据叠加的回波导出的图像的图像质量。

[0027] 所述方法还可以包括在各自的发射模式中使所述第一集合中的所述CMUT单元的所述柔性膜塌陷到所述单元的所述基板上,以优化在每个发射事件期间生成的脉冲能量。

附图说明

[0028] 参考附图,通过非限制性范例的方式更详细地描述本发明的实施例,其中,

[0029] 图1示意性地描绘了根据实施例的超声系统的CMUT单元;

[0030] 图2示意性地描绘了根据备选性实施例的超声系统的CMUT单元;

[0031] 图3A、图3B、图4A和图4B描绘了这种CMUT单元的操作原理;

[0032] 图5是这样的CMUT单元的声学性能的轮廓标绘图;

[0033] 图6示意性地描绘了根据实施例的发射(TX)事件和接收(RX)事件的序列;

[0034] 图7示意性地描绘了在图6的各自的TX事件期间生成的不同频率的爆发的脉冲的谱内容;

- [0035] 图8示意性地描绘了根据实施例的TX/RX序列；
- [0036] 图9示意性地描绘根据另一实施例的TX/RX序列；
- [0037] 图10以框图示意性地描绘了的超声诊断系统的范例性实施例；
- [0038] 图11更加详细地示意性地描绘了图10的超声诊断系统的范例性方面；并且
- [0039] 图12是根据实施例的超声成像方法的流程图。

具体实施方式

[0040] 应当理解,附图仅仅是示意性的,并且没有按比例绘制。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。

[0041] 图1示出了根据实施例的超声系统的一个方面,其中,该系统包括超声探头,所述超声探头具有包括CMUT单元100的换能器阵列。如将在下面进一步详细解释的那样,在一些实施例中,这样的超声系统可以是超声诊断成像系统,或者,在一些其它实施例中,这样的超声系统可以是超声治疗系统。本发明不限于特定类型的CMUT单元,使得可以预期CMUT单元100的任何合适的设计。这样的CMUT单元100通常包括悬挂在硅基板112上方的膜或隔膜114,在其之间具有间隙或腔118。顶部电极120被定位在隔膜114上并且与隔膜一起移动。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,或者电极120可以作为额外的层被沉积在膜114上。在该范例中,通过非限制性范例的方式,底部电极122以圆形方式被配置并被嵌入在基板层112中。其他合适的布置(例如,底部电极122的其他电极形状和其它位置(例如,在基板层112上))使得底部电极112直接暴露于间隙118或者通过电绝缘层或膜与间隙118分离,以防止顶部电极120与底部电极122之间的短路。额外地,膜层114相对于基板层112的顶面被固定,并且被配置和设定尺寸以便在膜层114与基板层112之间限定球形或圆柱形腔118。应当注意,为避免疑惑,在图1中,底部电极122通过非限制性范例的方式进行接地。其他布置(例如,接地的顶部电极120或顶部电极120和底部电极122两者浮置)当然同样是可行的。电极120、122典型地导电耦合到电压源45,所述电压源45被布置为在发射模式中为电极布置提供具有DC偏置分量和设定频率的AC激励分量的驱动电压,并且在接收模式中为电极布置提供DC偏置电压,如以下将更详细地解释的。电压源45可以任选地包括用于分别提供DC分量和AC分量的单独的级102、104,如以下将更详细地解释的。

[0042] 单元100及其腔118可以展现出备选的几何形状。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,对CMUT单元100的直径的引用应当被理解为单元的最大横向尺寸。

[0043] 在一个实施例中,底部电极122在其面向腔的表面上与附加层(未绘图)绝缘。合适的电绝缘层包括在基板电极122上方并且在膜电极120之下形成的氧化物-氮化物-氧化物(ONN)电介质层或由原硅酸四乙酯形成的氧化物电介质层,但是应当理解,可以预期任何电绝缘材料作为该层。

[0044] 用于产生所公开的腔118的范例性技术涉及在添加膜层114的顶面之前在膜层114的初始部分中限定腔。由于这种腔形成技术本身是公知的,因此仅为了简洁起见,将不再进一步对其进行详细解释。应当理解,可以预期任何合适的腔形成技术。

[0045] 图2中示意性地描绘了备选性CMUT单元几何结构,其描绘了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,所述单元100包括基板112的上表面。底部电极122可以以任何合适的方式进行配置,例如可以以圆形方式被配置并被嵌入在单元底板130中。

[0046] 第三电极124通常在其面向腔的表面上与上绝缘层125绝缘,并在其底部面向电极的表面上与底部绝缘层123绝缘。绝缘层123和125优选是以诸如PECVD工艺的基于TEOS的沉积工艺来沉积的二氧化硅(SiO_2)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;包括基于硅烷、 SiH_4 的PECVD SiO_2 等的各种等级)。

[0047] 在该实施例中,CMUT单元100的第一电极120和第三电极124提供跨CMUT器件形成实际电场的电容板,而第三电极124与第二电极122之间的电容耦合通过底部电介质层123限定例如用于RC滤波器的电容器,其可以被集成在CMUT单元100中。第一电极120可以借助于适于在第二电极122和/或第一电极120上施加具有设定频率的AC激励的电压源45来引入振动,这引起声学波束的生成,例如,特定频率带宽的声学脉冲,而第三电极124被提供有驱动电压的DC分量。第三电极124可以通过电压源(例如,电压源45)经由大的串联电阻连接到(准)DC电压。结果,第三电极124将“见到”(准)DC电压和提供给电极120、122的RF激励的和。在CMUT单元100必须从两侧被激励的情况下,该实施方式特别有吸引力。

[0048] 在图1和图2中所描绘的范例性实施例中,圆柱形腔118的直径可以大于圆形构造的电极板122的直径。电极120可以与圆形构造的电极板122具有相同的外径,但是并不要求这样的符合性。因此,在本发明的范例性实施方式中,膜电极120相对于膜层114的顶面被固定,以便与下面的电极板122对齐。CMUT的电极提供器件的电容板,并且间隙118是电容器的板之间的电介质。当隔膜振动时,板之间的电介质间隙的变化的尺寸提供变化的电容,其被感测为CMUT对接收到的声学回波的响应。

[0049] 通过施加DC偏置电压来控制电极之间的间隔。如本身已知的,通过施加高于某一阈值的静态电压,CMUT单元100被迫进入塌陷状态,在所述塌陷状态中,膜114塌陷到基板112上。该阈值取决于CMUT单元100的确切设计,并且被定义为DC偏置电压,在所述DC偏置电压下,在施加所述偏置电压期间膜114通过范德华力粘附(接触)到单元底板。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。增加膜114与基板112之间的接触面积增加了膜114的共振频率,如将借助于图3a和图4a更详细地解释的。

[0050] 塌陷模式CMUT单元100的频率响应可以通过调节在塌陷之后施加到CMUT电极的DC偏置电压来改变。结果,CMUT单元的共振频率随着更高的DC偏置电压被施加到电极而增加。这种现象背后的原理如图3a、图3b、图4a和图4b所示。图3a和图4a的截面视图在每个图示中通过膜114的外部支撑件与膜开始接触腔118的底板的点之间的距离D1和D2来一维地图示此。能够看出,当施加相对低的偏置电压时,图3a中的距离D1是相对长的距离,而图4a中的距离D2由于施加更高的偏置电压而是短得多的距离。这些距离能够与由端部固定并然后拉出的长的弦和短的弦进行比较。长而松的弦与较短的更紧的弦相比在被拉出时将以更低的频率振动。类似地,图3a中的CMUT单元的共振频率将低于图4a中的经受更高的下拉偏置电压的CMUT单元的共振频率。

[0051] 也能够根据图3b和图4b的二维图示而意识到该现象,这是因为它实际上是CMUT膜的有效操作面积的函数。当膜114刚刚触及CMUT单元的底板时,如图3a所示,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3b所示。中心17处的小孔表示膜的中心接触区域。大面积膜将以相对低的频率振动。该区17是塌陷到CMUT单元的底板的膜114的区。但是当膜如图4a所示被更高的偏置电压拉入更深的塌陷时,更大的中心接触区17'引起更小的自由振动区A2,如图4b所示。该更小的区A2相比于更大的A1区将以更高的频率振动。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。

[0052] 图5示出了典型CMUT单元100在发射期间在塌陷模式下的、作为所施加的DC偏置电压的函数的声压输出轮廓标绘图,所施加的DC偏置电压具有拥有恒定频率的AC激励。轮廓标绘图是使用一系列具有一定持续时间(T_脉冲长度)的基本上方形的单极性脉冲来生成的。当CMUT单元100的共振频率接近 $1/(2 \times T_{\text{脉冲长度}})$ 时,由CMUT单元100生成的压力将很高。轮廓的大小指示带宽。从该轮廓标绘图能够看出,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,与例如PZT换能器单元相比,以已经改善的频带获得最优声学性能,但是通过以相互关联的方式改变偏置电压和激励频率能够进一步延伸带宽,如轮廓标绘图中的虚线所指示的,使得在大的多的频率范围中实现CMUT单元100的最优声学性能。这能够返回参考图3a和图4a来理解,其解释了处于塌陷状态的CMUT单元100的共振频率是所施加的(DC)偏置电压的函数。

[0053] 在本申请的背景下,在引用宽带脉冲或谱的情况下,这是指可以利用CMUT单元100生成的共振频率和/或脉冲频率的总谱范围,即,CMUT单元100的可使用的频率范围。还应当注意,由CMUT单元100可实现的带宽范围不是固定的,并且能够取决于使用CMUT单元100的应用进行优化。

[0054] 在引用窄带脉冲或谱的情况下,这是指宽带谱的一部分,例如,在一些实施例中,小于宽带脉冲或谱的全宽度的一半的部分,例如,宽带脉冲或谱的全宽度的三分之一或更少、四分之一或更少等。

[0055] 在引用宽带脉冲或谱时,这应当被理解为由多个窄带(TX)脉冲叠加生成的有效脉冲或谱。

[0056] 根据本发明,超声成像系统被配置为通过将有效宽带谱(即,CMUT单元100的可使用的频率范围)划分成多个窄带脉冲来利用CMUT单元100的宽带谱,所述多个窄带脉冲中的每个覆盖宽带频率谱的不同的部分。谱的这些不同部分可以是不交叠的峰或不交叠的中心频率的交叠的部分。对于一个或多个CMUT单元100在发射模式中生成的每个窄带脉冲,脉冲回波由一个或多个CMUT单元100在接收模式中收集。脉冲回波通常被处理并被临时存储,如将在以下更详细地解释的,直到由一个或多个CMUT单元100在发射模式中的生成的不同脉冲的所有脉冲回波已经被收集,在其之后,例如使用信号处理器对脉冲的源自CMUT单元100的相同集合的所收集的脉冲回波进行叠加,以便生成宽带回波,亦即,宽带脉冲的回波。

[0057] 如以下将更详细地解释的,这种方法确保了在每个接收事件期间,超声成像系统的接收器通道仅需要能够处理窄带脉冲回波,从而改善其SNR比和能量消耗。为此,接收器通道通常是可编程的,以将脉冲回波的带宽特性编程到接收器通道中,其中,接收器通道在各自的窄带脉冲回波的接收模式之间被重新编程,以将接收器通道重新调谐到要由一个或多个CMUT单元100发射的下一窄带脉冲的谱组成,所述下一窄带脉冲处于覆盖CMUT单元100

的宽带范围的窄带脉冲的序列中。

[0058] 图6分别示意性地描绘了标示为(a)、(b)和(c)的发射和伴随的接收模式的范例性序列,其中,图6分别示意性地描绘了在发射模式(a)、(b)和(c)期间生成的窄带脉冲 f_1 、 f_2 、 f_3 的谱。如图6中所指示的,窄带脉冲 f_1 、 f_2 、 f_3 的组合谱F对应于用于成像目的的期望宽带谱,其可以是CMUT单元100能够生成的全谱范围,或者可以是所述全谱范围的部分。应当理解,三个窄带脉冲仅通过非限制性范例的方式被示出;CMUT单元100的宽带谱可以被划分成任何合适数量的窄带脉冲。

[0059] 在优选实施例中,在发射模式期间,参与窄带脉冲的发射的一个或多个CMUT单元100被驱动到塌陷状态中,在所述塌陷状态中,膜114如以上所解释地触及CMUT单元的底板。这可以通过为CMUT单元100的电极120、122提供足够高以实现这种塌陷的驱动电压(例如,借助于电压源45)的DC分量来实现。由电压源45提供的驱动电压还包括频率依赖的激励(V_{ac}),其可被认为是交叠在驱动电压的(准)直流分量上的频率调制,如在图6中的TX模式中所描绘的,所述激励在每个发射模式中具有不同的峰或中心频率。驱动电压的频率依赖的激励分量使CMUT单元100的膜114进入具有对应于频率调制的峰或中心频率的振荡频率的振荡,从而创建具有该峰或中心频率的发射脉冲,如图7所示。

[0060] 如先前借助图5所解释的,为了优化由CMUT单元100生成的声压,可以以与驱动电压调制的频率(即,要施加到电极120、122激励的频率)相关的方式调节膜114到CMUT单元100的底板上的塌陷面积,使得对于要生成的每个脉冲频率,膜114具有匹配的共振频率。这可以通过如先前所解释地调节驱动电压的DC偏置分量的电平来实现。

[0061] 每个发射模式通常跟随有接收模式,在所述接收模式中,CMUT单元100的第二集合被切换以接收在先前的发射事件中生成的脉冲的脉冲回波。在优选实施例中,通过将具有适当的DC分量(V_{dc})的驱动电压施加到CMUT单元100(图5中的RX模式),CMUT单元100的第二集合被驱动到塌陷模式中。应当注意,为避免疑惑,图6仅是示意性的并且不应被解读为准确地反映激励波形的形状。众所周知,在例如窄带系统的情况下,这种激励信号的幅度缓慢增长,使得要求多个周期的激励波形来启动和终止波形,其中,包络线形状确定激励的带宽。在一个实施例中,在不同的接收模式中,可以将不同的DC偏置电压施加到CMUT单元100的第二集合,以便调谐CMUT单元100的塌陷面积,使得这些单元的膜114的共振频率对应于在先前的发射模式中发射的发射脉冲的平均频率或中心频率,使得接收CMUT单元100对这种脉冲的回波展现出最优灵敏度。这在图6中被示意性地描绘,通过增加在各自的接收模式(a)–(c)中施加的DC偏置电压电平。为完整起见,应当注意,在发射模式期间,也可以施加接收模式的DC电压电平,以便将膜114的共振频率调谐到要生成的发射脉冲的脉冲频率,如以上所解释的。

[0062] 应当注意,在这一点上,尽管优选的是在发射模式和接收模式期间将CMUT单元100驱动为塌陷,但是也可以在发射模式和/或接收模式中以非塌陷的模式操作CMUT单元100。

[0063] 将驱动电压生成为单个信号的信号放大器或其它合适的电压源45可以将具有设定频率的激励电压施加到适当的CMUT单元100。然而,在备选实施例中,电压源45可以包括两个级以生成驱动电压的不同分量,即,用于生成静态(DC)电压分量的第一级102和用于生成交流电压分量或具有设置的交变频率的激励的第二级104,所述信号通常是总电压与其前述静态分量之差。电压源45的其它合适的实施例应当是明显的,例如其中电压源45包含

三个分立的级的实施例包括用于生成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45可以以任何合适的方式来实施。

[0064] 每个CMUT单元100可以被提供有专用DC分量和独立的频率依赖的激励,例如经由专用驱动线来提供,或者CMUT单元100中的至少一些可以连接到共享节点,以便为这些CMUT单元100提供共享的DC分量和/或共享的激励等。许多合适的配置对于本领域技术人员来说将是明显的,并且简单地规定可以使用电压源45以及其与CMUT单元100的连接的任何合适的配置。

[0065] 在优选实施例中,所施加的驱动电压的静态分量 V_{DC} 满足或超过阈值电压,以迫使CMUT单元100进入它们的塌陷状态,如先前所解释的。这具有以下优点:即,第一级102可以包括相对大的电容器(例如,平滑电容器),以便生成总电压的特别低噪声的静态分量,并且防止不同的(例如相邻的)CMUT单元100之间的串扰,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所支配。

[0066] 如根据前述内容将理解的,定义组合以覆盖CMUT单元100的宽带谱的窄带脉冲的各自的发射模式在时间上是不同的,即,在时间上不交叠,并且通常在时间上由接收模式彼此分开,所述接收模式用于接收在先前的发射模式中生成的窄带脉冲的脉冲回波。在一种极端情况中,单个发射/接收时段可以包括涉及CMUT单元100的第一集合的单个发射事件,其中,第一集合包括阵列110的所有CMUT单元100以及涉及CMUT单元100的第二集合的单个接收事件,其中,第二集合也包括阵列110的所有CMUT单元100。这允许利用有限的分辨率进行快速成像,这是因为,在随后的波束成形期间,同时进行的发射脉冲和生成的脉冲回波之间的干扰可能未被完全去除或补偿,如本身所公知的。

[0067] 在相反的极端情况中,单个发射/接收时段可以包括多个发射/接收事件,其中,在每个发射事件期间,包括单个CMUT单元100的CMUT单元100的第一集合将脉冲发射到要被成像的介质中,其中,在随后的接收事件中,所有CMUT单元100都被配置为从该单个脉冲接收回波。在这样的方法中,单个发射/接收时段通常包括发射/接收事件的序列,其中,阵列110的不同CMUT单元100被选择为发射器,直到阵列110的所有CMUT单元100都参与了发射事件,类似于合成孔径(SA)波束形成。这允许以较慢的成像过程为代价的高清晰度,例如3-D成像。在不期望由脉冲(回波)干扰引起的图像伪影的情况下,这种方法可能是优选的,这是因为SA通常被认为具有优异的分辨率,这是因为在TX模式和RX模式两者中都可以进行回顾式波束形成,并且能够针对每一个位置进行优化。这通常以低TX能量水平为代价,这导致穿透深度的损失。这能够通过在这样的SA技术中执行许多TX事件并对结果求平均来补偿,这因此使得该方法更耗时。

[0068] 应当理解,单个发射事件中的CMUT单元100的数量和配置没有特别限制;可以使用任何合适数量的CMUT单元100(例如,CMUT单元100的集群)以增加发射器的孔径,如本身所公知的,但是应当理解,在这些情境中的至少一些中,图像伪影可以可能是难以避免的,如本身所公知的。

[0069] 为了使在接收模式中CMUT单元100的阵列110的灵敏度最大化,优选地,阵列110的所有CMUT单元100都被配置为接收脉冲回波。图8示意性地描绘了这样的配置的时间线 t ,其中,单独的发射时段与在时间上与该发射时段不同并且彼此也不同的单独的接收时段相交

错;对于具有频率 f_1 、 f_2 和 f_3 的范例脉冲,这分别引起三个发射时段TX1、TX2和TX3,每个发射时段TX1、TX2和TX3都跟随有各自的接收时段RX1、RX2和RX3,所述各自的接收时段RX1、RX2和RX3分别用于接收在发射时段TX1、TX2和TX3中生成的脉冲的回波。

[0070] 然而,将阵列110配置为使得CMUT单元100中的一些处于发射模式,而其他CMUT单元100处于接收模式也是可行的,因此引起如图9中示意性地描绘的时间线 t 。这里,接收时段RX1、RX2和RX3在时间上不再与其对应的TX时段不同,而是至少部分地与这些时段交叠。然而,该配置相比于先前的配置是较不优选的,这是因为被配置为接收脉冲回波的CMUT单元100的数量减少对应于由超声成像系统产生的图像分辨率的降低。此外,低噪声放大器对动态范围的要求要严格得多,这是因为接收器单元必须“听”来自组织的回波,而它们的邻居正在“喊”,即,发射信号。然而,当系统以CW多普勒模式操作时,该实施例是有利的。

[0071] 在图10中,以框图的形式示出了根据本发明的范例性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可以是换能器元件的一维阵列或二维阵列,其能够在2D平面进行扫描或者对于3D成像在三维中进行扫描。

[0072] 换能器阵列110耦合到探头10中的微波束形成器12,其控制由CMUT阵列单元对信号的发射和接收,尤其是控制这些信号的延迟和切趾。微波束成形器能够至少部分地对由换能器元件的组或“拼片”接收的信号进行波束形成,例如,如在美国专利US 5997479 (Savord等人)、US 6013032 (Savord) 和US 6623432 (Powers等人)中所描述的。

[0073] 微波束形成器12通过探头线缆(例如,同轴线)耦合到发射/接收(T/R)开关16,所述T/R开关16在发射模式与接收模式之间切换,并且当微波束形成器不存在或不使用时保护主波束形成器20免受高能量发射信号,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,超声波束从换能器阵列110的发射由换能器控制器18和主系统波束形成器20进行导向,所述换能器控制器18通过T/R开关16耦合到微波束形成器,所述换能器控制器18接收来自用户对用户接口或控制面板38的操作的输入。由换能器控制器18控制的功能之一是波束被转向和聚焦的方向。波束可以被转向为从换能器阵列110垂直向前(垂直于换能器阵列110),或者以不同的角度进行转向以用于更宽的视场。换能器控制器18可以被耦合为控制用于CMUT阵列的上述电压源45。例如,电压源45设置被施加到CMUT阵列110的CMUT单元100的各种DC和AC偏置电压,例如以在各自的发射模式中生成不同频率的窄带脉冲,并且在各自的接收模式中设置CMUT单元100的共振频率,如以上所解释的。

[0074] 由微波束形成器12产生的部分波束形成的信号被转发到主波束形成器20,其中,来自换能器元件的个体拼片的部分波束形成的信号被组合成完全波束形成的信号并且被数字化。例如,主波束形成器20可以具有128个通道,其中的每个通道接收来自CMUT换能器单元100中的数十或数百个CMUT换能器单元的拼片的部分波束形成的信号。以这种方式,由换能器阵列110的换能器元件中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的信号。

[0075] 在这一点上,应当注意,当然,众所周知,可以省略微波束形成器12,例如当不需要降低从探头10提供给波束形成器20的信号的数量时。在存在这种需要时,通常会有微波束形成器,例如,在一些1-D和2-D成像架构中。

[0076] 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,例如,带通滤波、抽样、I和Q分量分离(例如在IF混合/解调之后,用于包络线检测)以及用于分离线性信号与非线性信号的谐波信号分离以便实现对从组织和微泡返回的非线性(基频的更高的谐波)回波信号的识别。

[0077] 信号处理器22任选地可以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。

[0078] 将所处理的信号耦合到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采用对接收到的超声信号的幅度的检测结果,以用于对身体中的结构(例如,身体中的器官的组织和血管)进行成像。身体的结构的B模式图像可以被形成谐波图像模式或基波图像模式或者两者的组合,例如,如在美国专利US 6283919 (Roundhill等人)和US 6458083 (Jago等人)中所描述的。

[0079] 多普勒处理器28(如果存在的话)处理来自组织移动和血液流动的在时间上不同的信号,以用于检测物质的运动,例如,图像场中的血细胞的流动。多普勒处理器通常包括壁滤波器,其具有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参数。例如,壁滤波器能够被设置为具有通带特性,其使来自较高速度的材料的具有相对低的幅度的信号通过而使来自较低或零速度材料的相对强的信号被拒绝。

[0080] 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以期望的图像格式来根据回波信号被接收所基于的空间关系来布置回波信号。例如,扫描转换器可以将回波信号布置为二维(2D)扇形格式,或者锥体三维(3D)图像。

[0081] 扫描转换器能够将具有对应于图像场中的点处的运动的颜色的B模式结构图像与它们的多普勒估计的速度进行叠加,以产生彩色多普勒图像,所述彩色多普勒图像描绘图像场中的组织的运动和血液的运动。多平面重新格式化器44会将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)中所描述的。体积绘制器42将3D数据集的回波信号转换成如从给定参考点所观看的投影的3D图像,如在美国专利6530885 (Entrekin等人)中所描述的。

[0082] 2D或3D图像被从扫描转换器32、多平面重新格式化器44以及体积绘制器42耦合到图像处理器30来用于进一步增强、缓存和临时存储,以供在图像显示器40上显示。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,血流的体积流率)以及结构测量结果(例如,器官的大小和孕龄)。量化处理器可以从用户控制面板38接收输入,例如,在进行测量的图像的解剖结构中的点。

[0083] 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上的图像来重建测量图形和值。图形处理器36也能够生成图形叠加物以用于与超声图像一起显示。这些图形叠加物能够包含标准识别信息,例如,患者姓名、图像的日期和时间、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。

[0084] 所述用户接口还被耦合到发射控制器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新格式化器44,以用于选择和控制在多平面重新格式化(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。

[0085] 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种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意识到,超声诊断成像系统的架构中的若干变型是可行的,而不脱离本发明的教导。例如,如也在上述实施例中所指示的,也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来说是明显的。

[0086] 图11示意性地描绘了根据范例性实施例的这种超声诊断成像系统1的前端的一个方面。图11的方面描绘了如前所述的被耦合到可编程电压源45的阵列110的单个CMUT单元100。可编程电压源45通常用控制信号f来编程,如前所述,所述控制信号f设置在发射模式中被施加到CMUT单元100的驱动电压的激励分量的适当频率,和/或设置在发射模式中和/或接收模式中被施加到CMUT单元100的DC偏置电压的电平。前端还包括接收通道,所述接收通道包括诸如低噪声放大器的信号放大器11、时间增益控制器13、带通滤波器15以及将多个CMUT单元100的信号上链接在一起的波束形成器17。

[0087] 在一个实施例中,时间增益控制器13可以是可配置的,使得可以根据要由CMUT单元100接收的不同窄带脉冲回波来调节时间增益控制器13的时间增益控制设置。以这种方式,能够至少部分地补偿不同窄带回波的频率依赖的衰减。将容易理解,这样的时间增益控制器13也可以在CMUT单元100的发射路径中使用,并且根据窄带发射脉冲的不同频率进行调节。

[0088] 在一个实施例中,带通滤波器15是可编程带通滤波器,其通带频率是可配置的。例如,该通带的中心频率以及任选地通带的宽度可以是可编程的,如本身已知的。因此,可以使用频率信息信号f来配置带通滤波器15,以根据要由CMUT单元100接收的脉冲回波的频率来设置带通频率范围。这允许带通滤波器15操作这样的通带,所述通带对于脉冲回波来说宽度足以通过滤波器、但是基本上比CMUT单元100能够产生的全宽带谱窄。如本领域技术人员将容易理解的,带通滤波器15通常在每个接收模式RX1、RX2、RX3之前被重新配置,以将带通滤波器15的通带调谐到被接收的窄带脉冲回波的适当频率。因此,与具有对应于CMUT单元100的全频率范围的通带的宽带带通滤波器相比,这促进了对具有优异的噪声特性和能量消耗的窄带带通滤波器15的使用。在一个实施例中,带通滤波器15被定位在模数转换器(未示出)的下游,使得带通滤波器15在数字域中操作。将容易理解,这样的带通滤波器15也可以在CMUT单元100的发射路径中使用,从而以相同的方式对窄带发射脉冲进行滤波。

[0089] 在一个实施例中,波束形成器17可以被配置为使用由符号输入f指示的频率依赖的参数来配置,以便补偿频率依赖的像差,即,由CMUT单元100接收脉冲回波的频率依赖的声速。波束形成器17例如可以包括可配置的延迟级,其中,添加到输入脉冲回波的延迟量可以被配置为使得不同脉冲回波的声速的频率依赖的变化能够通过适当地配置这些延迟级而被减少或消除。将容易理解,这种波束形成器17也可以或备选地在CMUT单元100的发射路径中使用,从而以相同的方式对窄带发射脉冲进行延迟。

[0090] 这样形成的不同频率的各自的脉冲回波波束可以由信号处理器22进行叠加,以便形成来自各自的叠加的窄带分量的宽带脉冲回波。为此,信号处理器22可以包括或访问诸如合适的存储器器件等的数据存储元件(未示出),其中,个体窄带脉冲回波被临时存储,直到宽带脉冲回波的所有窄带分量都被收集,在这之后,信号处理器22可以从数据存储

元件检索所存储的脉冲回波,以用于前述的各自的窄带回波的叠加以形成宽带回波。应当注意,个体脉冲回波的这种叠加本身是公知的;例如,该技术常规地被使用在合成孔径波束形成方法中,因此,为了简洁起见,将不再对其进行进一步的详细解释。简单地说,信号处理器22可以采用任何合适的叠加算法。

[0091] 在这一点上,应当注意,尽管图11中的接收通道的各种部件以特定顺序被示为分立的部件,但是应当理解,这仅作为非限制性范例,并且这些部件可以被适当地重新排序,并且这些部件中的至少一些可以被组合。例如,如先前所解释的,信号处理器22也可以实施额外的功能,例如,数字带通滤波器15和/或波束形成器17。类似地,脉冲回波的叠加可以由诊断成像系统1中的任何合适的处理器来执行,例如,信号处理器22或图像处理器38。其它变型对本领域技术人员来说是直接明显的。

[0092] 图12是根据本发明的实施例的由超声系统采用的超声成像方法200的流程图,所述超声系统例如为如在图10中示出的超声诊断成像系统1的范例实施例。方法200在步骤210中开始,之后该方法进行到步骤220,其中,CMUT单元100的第一集合(例如,单个单元或单元的集群)的电极布置被提供有具有DC分量的频率依赖的驱动电压和如先前所解释的频率依赖的(即,AC)激励,其引起CMUT单元100的第一集合在步骤230中将该特定频率的脉冲发射到感兴趣介质,例如,患者的组织。

[0093] 接下来,该方法可以通过在步骤250中切换到接收模式来进行,其中,如先前所解释地接收脉冲回波,例如,使用未用于发射的换能器阵列110的CMUT单元100的子集,或者备选地,通过在接收模式中操作先前用于发射窄带脉冲的CMUT单元100。在一个实施例中,这可以涉及为参与脉冲回波的接收的CMUT单元100的第二集合提供具有DC偏置电压以驱动CMUT单元100处于塌陷模式,使得CMUT单元100的各自的膜114的共振频率对应于在先前的发射模式中生成的窄带脉冲的主频或中心频率。

[0094] 在步骤250中,检查CMUT单元100的宽带谱的所有窄带分量是否都已经由各自的窄带脉冲生成。如果不是这种情况,则该方法返回到步骤220,其中,通过如先前所解释地为CMUT单元100的第一集合提供具有频率调节的激励的驱动电压来起始下一发射模式。重申的是,该偏置电压的DC分量也可以被调节,使得膜114的共振频率与频率调制的频率(即,要生成的脉冲的频率)相匹配,以便借助于图4如先前所解释地使CMUT单元100的声学性能最大化。

[0095] 一旦已经以这种方式生成了CMUT单元100的宽带谱的所有窄带分量,如在步骤250中所检查的那样,该方法进行到步骤260,其中,如先前所解释地,在各自的步骤240的分立的接收模式期间接收到的各自的窄带脉冲回波被叠加以创建宽带脉冲回波。随后可以在步骤270中处理如此生成的叠加的宽带脉冲回波,以便生成超声图像。由于这种超声回波的处理本身是公知的,因此,为了简洁起见,将不再对其进行进一步的详细解释。可以说,可以应用任何合适的超声回波处理技术。在生成这样的超声图像之后,该方法可以在步骤280中终止。

[0096] 应当指出,以上提及的实施例图示而非限制本发明,并且本领域技术人员将能够设计许多备选实施例,而不偏离权利要求的范围。在权利要求中,置于括号内的任何附图标记均不应被解读为对权利要求的限制。词语“包括”并不排除权利要求中记载的那些以外的其他元件或步骤的存在。元件前的词语“一”或“一个”不排除多个这样的元件的存在。本发

明可以借助于包括若干不同元件的硬件。在列举了若干单元的装置型权利要求中,这些单元中的若干可以由同一项硬件来实施。某些措施被记载在互不相同的从属权利要求中的事实并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

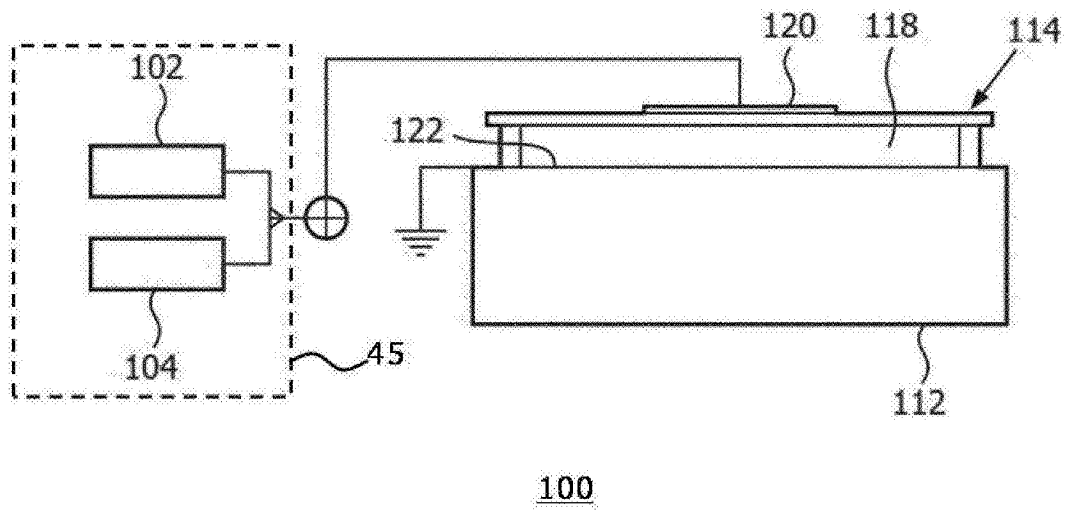


图1

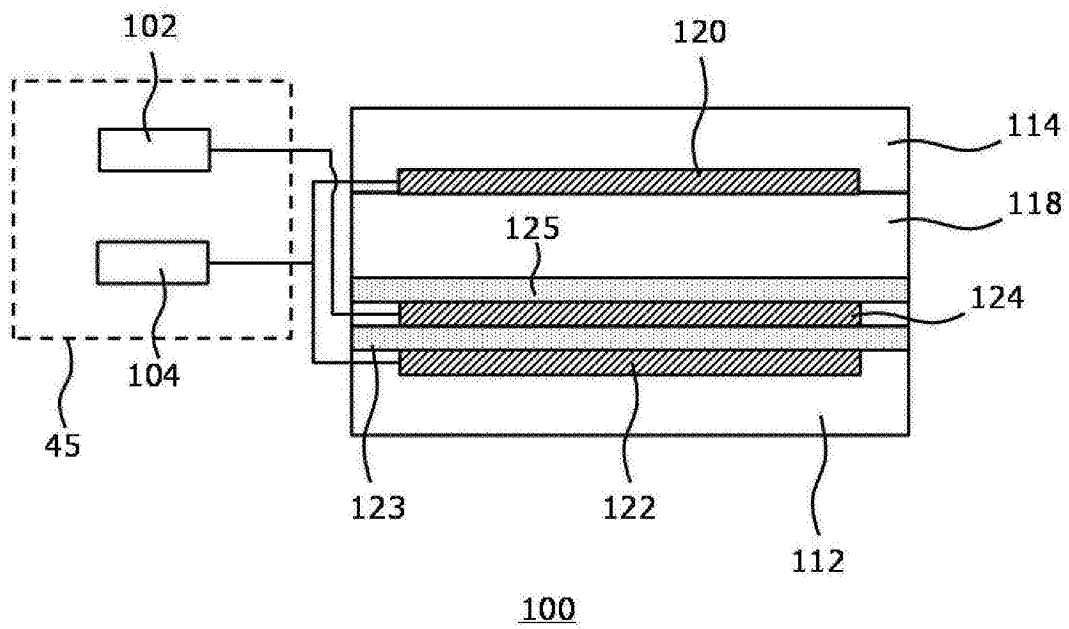


图2

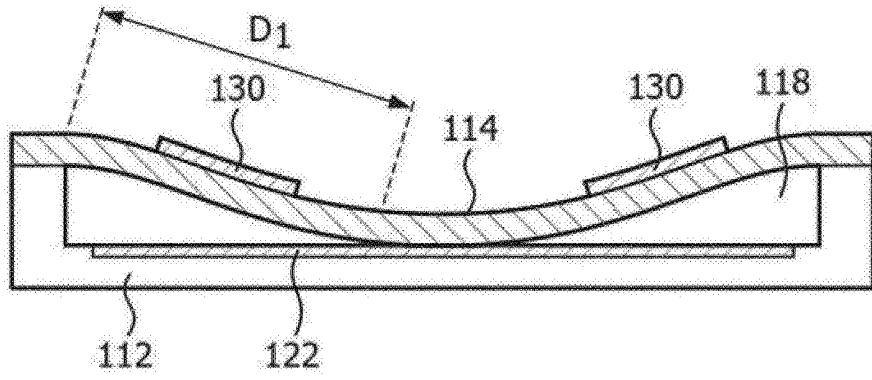


图3a

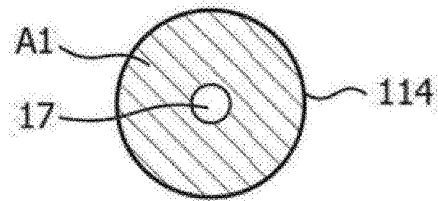


图3b

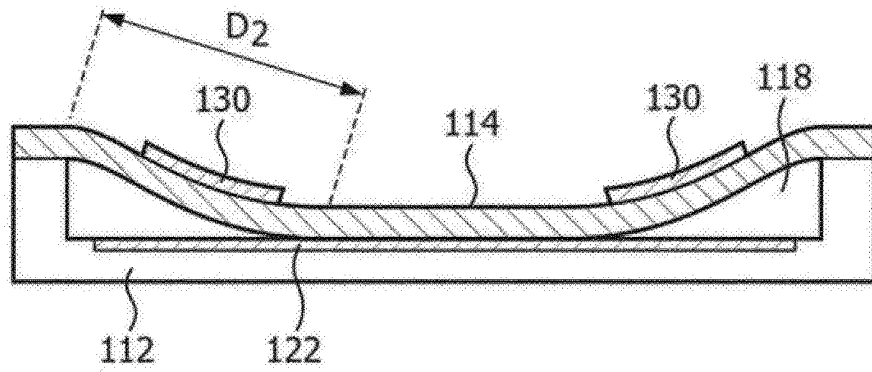


图4a

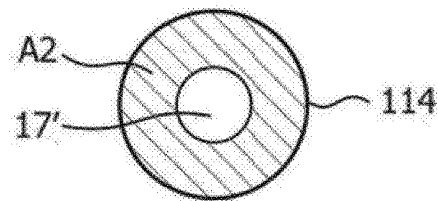


图4b

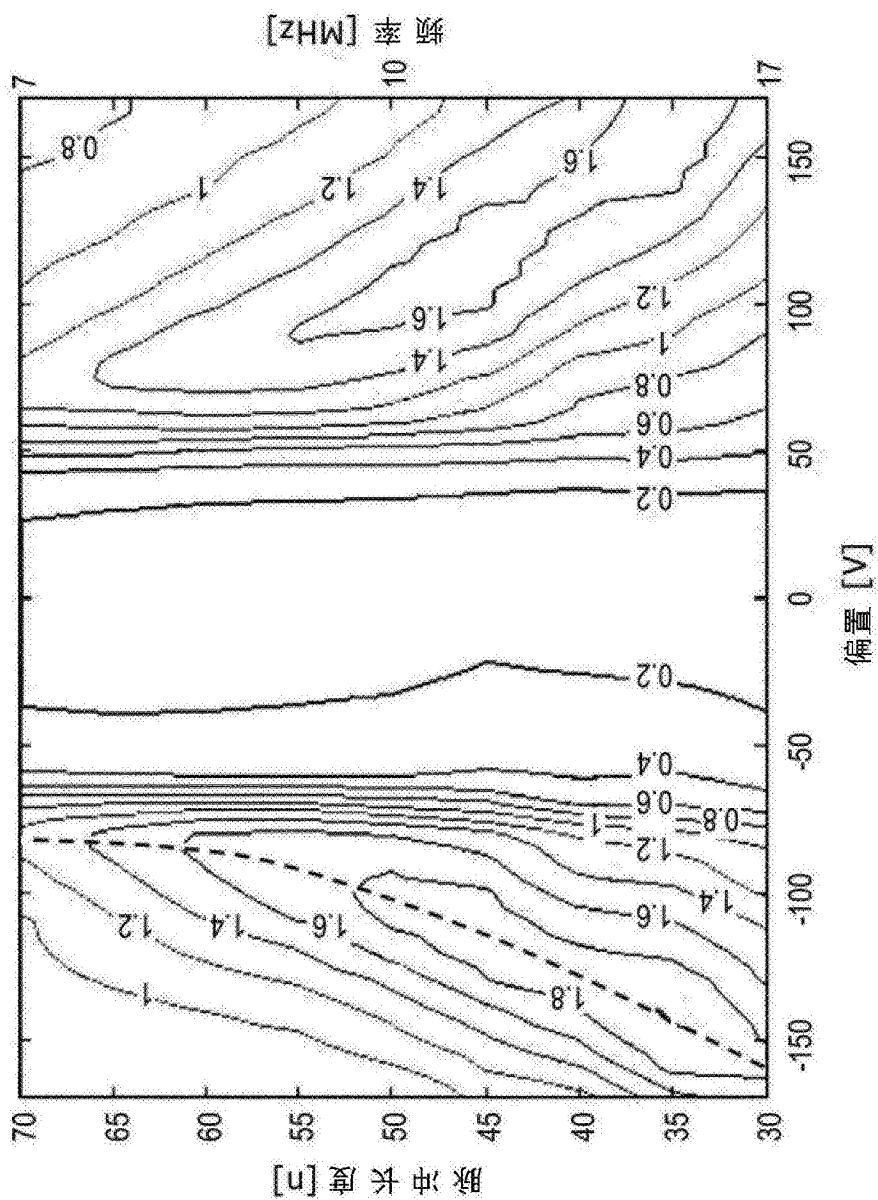


图5

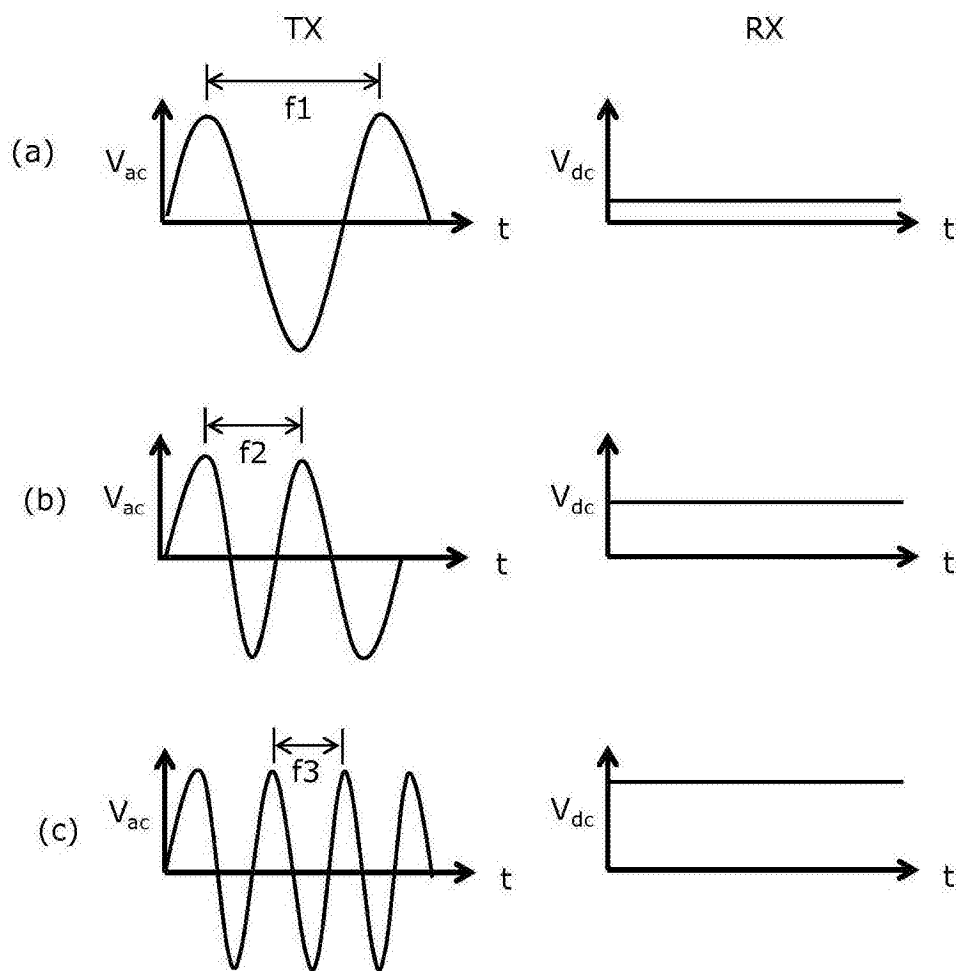


图6

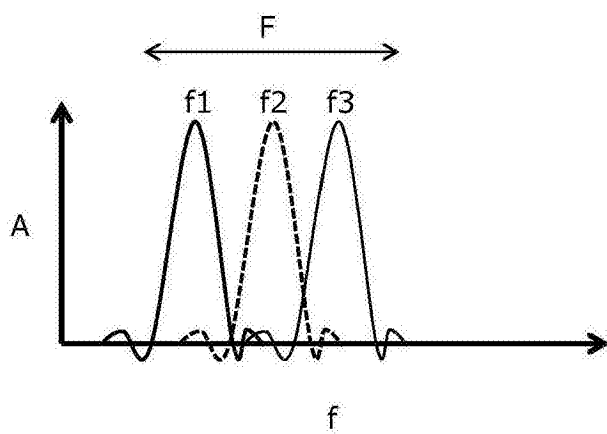


图7

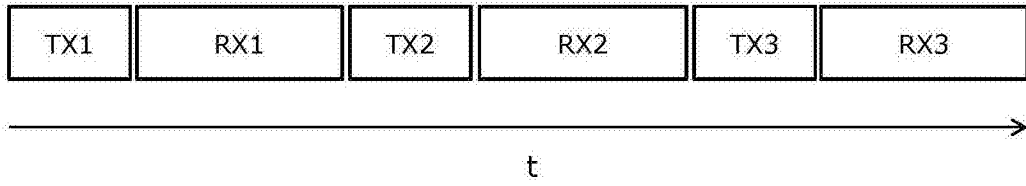


图8

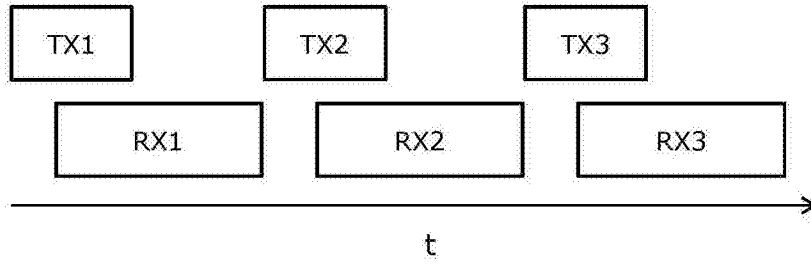


图9

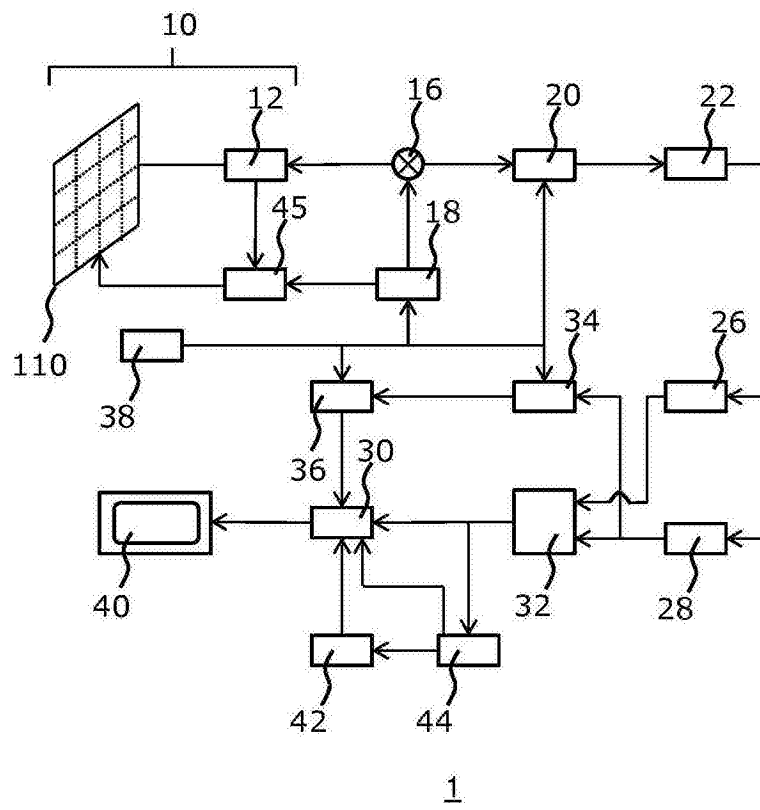


图10

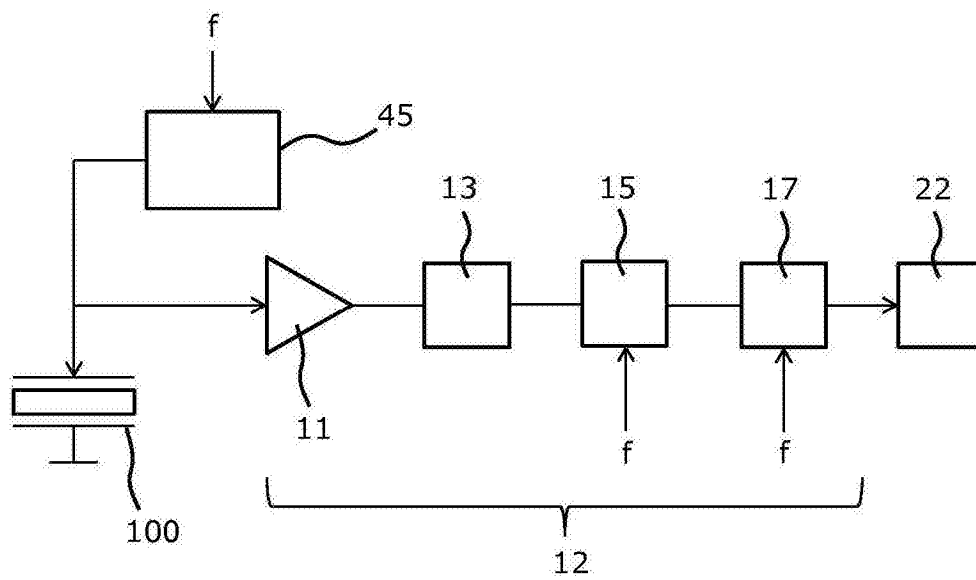


图11

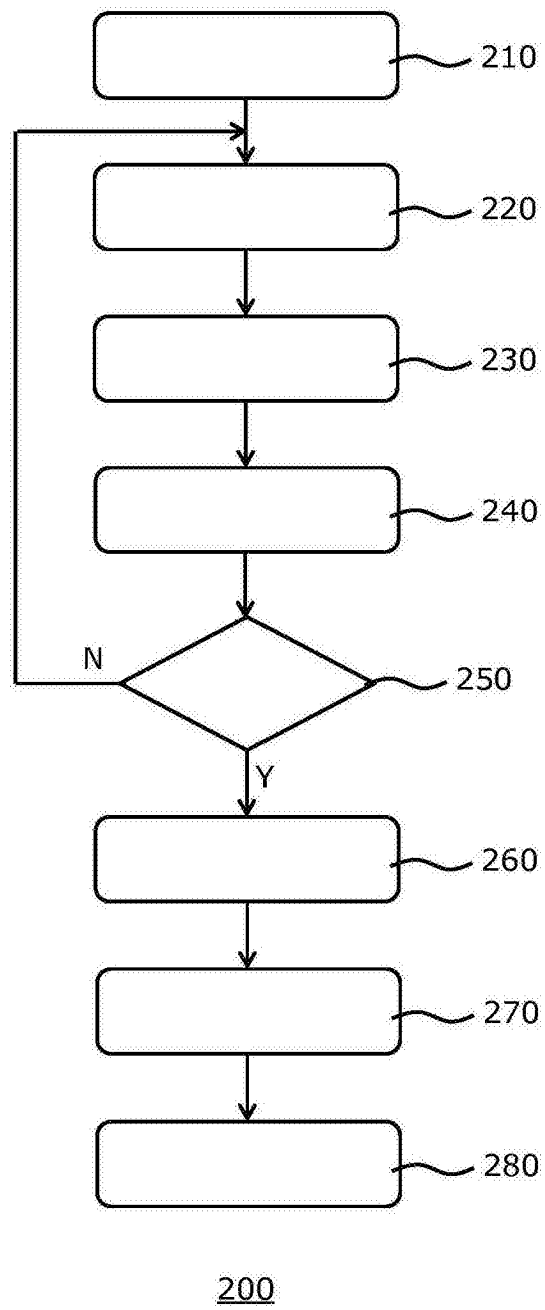
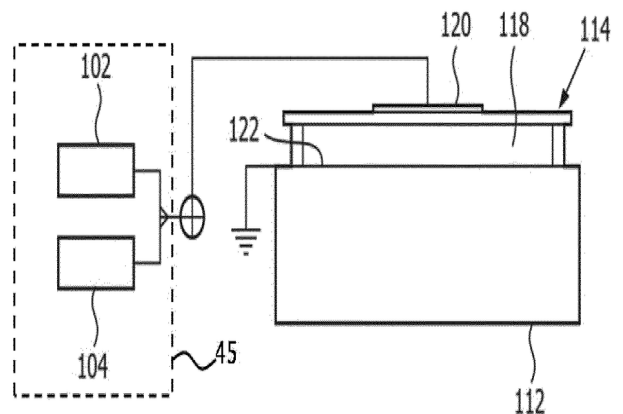


图12

专利名称(译)	超声系统和方法		
公开(公告)号	CN107405130A	公开(公告)日	2017-11-28
申请号	CN201680013836.2	申请日	2016-02-17
[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	AC范伦斯		
发明人	A·C·范伦斯		
IPC分类号	A61B8/00 B06B1/02		
CPC分类号	A61B8/4483 A61B8/4494 B06B1/0215 B06B1/0292 G01N29/2406 A61B8/12		
代理人(译)	王英		
优先权	2015157767 2015-03-05 EP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

公开了一种超声系统(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)，所述基板在空间上与柔性膜(114)隔开一间隙(118)，所述柔性膜包括所述电极布置的第二电极(120)；电压源(45)，其被耦合到所述探头并且适于为所述CMUT单元的第一集合提供驱动电压的序列，每个驱动电压包括偏置电压分量和不同频率的激励分量，以用于生成一系列在时间上不同的脉冲，每个脉冲具有不同频率，其中，每个脉冲是在单独的发射模式中生成的，并且所述电压源适于为所述CMUT单元的第二集合提供在时间上不同的偏置电压的序列，其中，每个在时间上不同的偏置电压是在所述发射模式中的一个之后的接收模式中被提供的，并且用于将CMUT单元的所述第二集合设置到对应于所述发射模式的脉冲频率的共振频率；以及信号处理单元(22)，其以通信方式被耦合到所述阵列并且适于对在各自的接收模式期间由CMUT单元的所述第二集合接收到的回波信号进行叠加。还公开了一种使用这种系统的超声成像方法。



100