



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106999151 A

(43)申请公布日 2017.08.01

(21)申请号 201580064052.8

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
72002

(22)申请日 2015.11.20

代理人 王英 刘炳胜

(30)优先权数据

14194623.6 2014.11.25 EP

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

B06B 1/02(2006.01)

2017.05.25

G01S 15/89(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

G01S 7/52(2006.01)

PCT/EP2015/077291 2015.11.20

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/083273 EN 2016.06.02

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 M·佩卡尔 M·B·范德马克

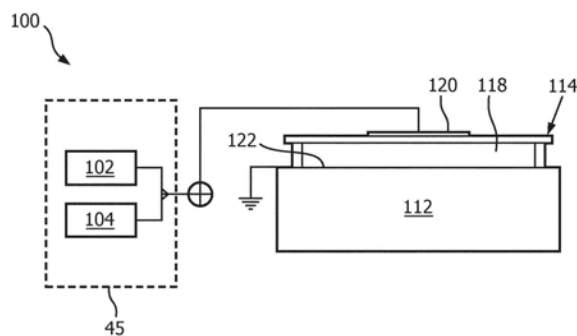
权利要求书2页 说明书15页 附图8页

(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),其包括:探头(10),其包括CMUT(电容性微机械超声换能器)单元(100)的阵列(110),每个单元包括承载第一电极(122)的衬底(112),所述衬底通过间隙(118)与包括第二电极(120)的柔性膜(114)空间地分离;以及偏置电压源(45),其被耦合到所述探头,并且适于在所述探头的传输模式中为所述CMUT单元中的至少一些CMUT单元的相应的第一电极和第二电极提供单调变化的偏置电压,所述单调变化的偏置电压包括单调变化的频率调制,使得所述CMUT单元在塌陷状态中操作并且在所述传输模式期间发射至少一个啁啾脉冲。这样的系统例如可以是超声成像系统或者是超声治疗系统。还公开了一种使用这样的系统的超声脉冲生成方法。



1. 一种超声系统(1), 包括:

探头(10), 其包括CMUT(电容性微机械超声换能器)单元(100)的阵列(110), 每个单元包括承载第一电极(122)的衬底(112), 所述衬底通过间隙(118)与包括第二电极(120)的柔性薄膜(114)空间地分离; 以及

电压源(45), 其被耦合到所述探头, 并且适于在所述探头的传输模式中为所述CMUT单元中的至少一些CMUT单元的相应的第一电极和第二电极提供单调变化的电压, 所述单调变化的电压包括单调变化的频率调制, 使得所述CMUT单元在塌陷状态中操作并且在所述传输模式期间发射至少一个啁啾脉冲。

2. 根据权利要求1所述的超声系统(1), 其中, 偏置电压源(45)包括:

第一级(102), 其适于在所述传输模式期间生成所述电压的静态分量, 其中, 所述静态分量足以迫使所述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单调变化的分量, 所述单调变化的分量包括所述单调变化的频率调制, 并且其中, 所述电压源适于将所述静态分量和所述单调变化的分量进行组合以形成包括单调变化的频率调制的所述单调变化的电压。

3. 根据权利要求1或2所述的超声(1), 其中, 所述单调变化的电压和所述单调变化的频率调制是单调增加的。

4. 根据权利要求1-3中的任一项所述的超声系统(1), 其中, 所述单调变化的频率调制被匹配到由施加的单调变化的偏置电压所诱发的所述CMUT单元(100)的相应薄膜(114)的共振频率的单调变化。

5. 根据权利要求1-4中的任一项所述的超声系统(1), 其中, 所述频率调制是线性增加的频率调制。

6. 根据权利要求1-5中的任一项所述的超声系统(1), 还包括处在CMUT单元(100)的所述阵列(110)的前面的色散材料的板(150), 其用于压缩所述啁啾。

7. 根据权利要求6所述的超声系统(1), 其中, 所述板(150)被能移除地安装在所述阵列(110)的前面。

8. 根据权利要求6或7所述的超声系统(1), 其中, 所述板(150)具有用于所述压缩的最佳厚度的一半厚度。

9. 根据权利要求1-8中的任一项所述的超声系统(1), 其中, 所述至少一个啁啾脉冲具有从0.1-1.0微秒范围的持续时间。

10. 根据权利要求1-9中的任一项所述的超声系统(1), 其中, 所述电压源(45)还适于在所述探头(10)的接收模式期间为所述CMUT单元(100)中的至少一些CMUT单元的所述相应的第一电极(122)和第二电极(120)提供迫使所述CMUT单元处于所述塌陷状态中的另外的电压。

11. 根据权利要求10所述的超声诊断系统(1), 还包括用户接口(38), 其中, 所述电压源(45)适于在所述接收模式期间提供由用户使用所述用户接口所定义的所述另外的电压。

12. 根据权利要求1-11中的任一项所述的超声系统, 其中, 所述超声系统是超声诊断成像系统或超声治疗系统。

13. 一种超声脉冲传输的方法(200), 包括:

提供(220)CMUT(电容性微机械超声换能器)单元(100)的阵列(110), 每个单元包括承

载第一电极(122)的衬底(112),所述衬底通过间隙(118)与包括第二电极(120)的柔性薄膜(114)空间地分离;并且

在传输模式中为所述CMUT单元中的至少一些CMUT单元的相应的第一电极和第二电极提供(230)单调变化的电压,所述单调变化的电压包括单调变化的频率调制,使得所述CMUT单元在塌陷状态中操作并且发射至少一个啁啾脉冲,优选地,其中,所述CMUT单元在深度塌陷模式中操作。

14.根据权利要求13所述的方法(200),还包括发射所述至少一个啁啾脉冲通过色散材料以压缩(240)所述至少一个啁啾脉冲。

15.根据权利要求13或14所述的方法(200),还包括在接收模式中为所述CMUT单元(100)中的至少一些CMUT单元的所述相应的第一电极和第二电极(120、122)提供迫使所述CMUT单元处于所述塌陷状态中的另外的电压。

## 超声系统和方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及超声系统,诸如超声诊断成像系统或者包括探头和耦合到所述探头的电压源的超声治疗系统,所述探头包括CMUT(电容性微机械超声换能器)单元的阵列,每个单元包括承载第一电极的衬底,所述衬底通过间隙与包括第二电极的柔性薄膜空间地分离。

[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] 被用于医学成像的超声换能器具有导致产生高质量诊断图像的许多特性。在这些特征之中有宽带宽、影响分辨率以及高灵敏度,其与压力输出相组合影响对于超声频率处的低水平声学信号的景深。常规地,拥有这些特性的压电材料已经由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存在若干显著缺点。首先,陶瓷PZT材料要求的制造过程包括:切刻、匹配层结合、填充、电镀和显然不同并且复杂的相互连接并且要求大量的处理,其全部能够导致比期望更低的换能器堆栈单元产量。该制造复杂性增加了最终的换能器探头的成本并且对各元件之间的最小间隔以及个体元件的大小设置了设计限制。此外,PZT材料具有对水或生物组织的不良匹配的阻抗,使得匹配层需要被添加到PZT材料,以便获得与感兴趣介质相匹配的期望的声学阻抗。

[0004] 随着超声系统大型机已经变得更小并且由针对许多信号处理功能的现场可编程门阵列(FPGA)和软件来主控,系统大型机的成本已经随着系统的大小下降。现在可用的超声系统是便宜的便携式、台式、和手持式的形式,例如用作超声诊断成像系统或者用作在其中使用高能量超声脉冲来消融特定(组织)异常的超声治疗系统。因此,换能器探头的成本是系统的总体成本的不断增加的百分比,已经由在超声诊断成像系统的情况被用于3D成像的更高元件计数阵列的出现而使增加加速。被用于超声3D成像的具有电子转向的探头依赖于专用半导体设备专用集成电路(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,期望能够利用经改善的产量并且以较低的成本、并且优选通过与半导体生产相兼容的制造工艺,来制造换能器阵列,以促进对于低成本超声系统的需求。

[0005] 最近的发展已经带来了医学超声换能器能够通过半导体工艺批量制造的前景。期望的是,这些工艺应当是与生产超声探头所需要的ASIC电路所使用的那些工艺相同的工艺,诸如CMOS工艺。这些发展已经产生微机械超声换能器或MUT,优选的形式是电容性MUT(CMUT)。CMUT换能器是具有将接收到的超声信号的声振动转换为经调制的电容的电极的微型隔膜状设备。对于传输而言,施加到电极的电容性电荷被调制以使所述设备的隔膜振动/移动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,所述设备一般具有10-500微米范围中的尺度,其中,在个体隔膜之间的间隔小于数微米。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协同地操作。例如,四到十六个CMUT能够被耦合在一起以协同地用作单个换能器元件。典型的2D换能器阵列能够具有2000-3000个CMUT换能器元件。

[0006] 因此,基于CMUT换能器的超声系统的制造是与基于PZT的系统相比更具有成本效益的。此外,由于在這樣的半导体工艺中所使用的材料,CMUT换能器展示了匹配到水和生物组织的大为改进的声学阻抗,其减轻了对于匹配层的需求并且产生了经改善的有效带宽。

[0007] 在开发有效超声系统、并且特别是开发基于CMUT换能器的超声系统过程中的主要挑战之一是在超声诊断成像系统的情况下为系统提供卓越的图像分辨率和良好的景深。这些是冲突的要求,因为更高的频率脉冲超声由于介质的频率相关的衰减而导致经改善的分辨率但是更短的景深。为了获得深度中的高分辨率,期望要求大带宽的高压短脉冲。尽管在原理上CMUT换能器能够生成宽频谱,但是带宽是有限的,因为其高效地操作的频率强烈地取决于CMUT上的所施加的静态偏置电压。

[0008] B.-H.Kim等人在Proc.IEEE Ultrasonics Symp.,2013,第1428-1431页上的“An Experimental Study on Coded Excitation in CMUT Arrays to Utilize Simultaneous Transmission Multiple-zone Focusing Method with Frequency Divided Sub-band Chirps”公开了具有CMUT阵列的啁啾(chirped)超声脉冲的传输。然而,这样的脉冲展示了由于贯穿带宽范围的声学性能的损耗而造成的相对窄的有效带宽,并且如此,当尝试改善声学性能应当被维持在尽可能大的带宽上的成像数据的分辨率和/或景深时具有有限的使用。

## 发明内容

[0009] 本发明旨在提供一种具有展示经改善的带宽和压力输出特性的基于CMUT换能器的探头的超声系统。

[0010] 本发明还旨在提供一种利用这样的超声诊断成像系统来生成超声脉冲的方法。

[0011] 根据一方面,提供了一种超声系统,包括:探头,其包括CMUT(电容性微机械超声换能器)单元的阵列,每个单元包括承载第一电极的衬底,所述衬底通过间隙与包括第二电极的柔性薄膜空间地分离;以及电压源,其被耦合到所述探头,并且适于在所述探头的传输模式中为所述CMUT单元中的至少一些CMUT单元的相应的第一电极和第二电极提供单调变化的电压,所述单调变化的电压包括单调变化的频率调制,使得所述CMUT单元在塌陷状态中操作并且在所述传输模式期间发射至少一个啁啾脉冲。

[0012] 本发明人已经认识到:通过在脉冲传输期间将CMUT单元驱动到其塌陷状态中并且通过以相关的方式改变电压和频率调制来生成啁啾脉冲,能够被在增加的频率范围上维持CMUT单元的声学压力输出,从而改善操作换能器阵列的有效带宽。

[0013] 在实施例中,所述电压源包括:第一级(stage),其适于在所述传输模式期间生成所述电压的静态分量,其中,所述静态分量足以迫使所述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单调变化的分量,所述单调变化的分量包括所述单调变化的频率调制,并且其中,所述电压源适于将所述静态分量和所述单调变化的分量进行组合,以形成包括单调变化的频率调制的所述单调变化的电压。这具有以下优点:所述电压的大部分不必跟随相对快速的调制,使得其能够使用包括大的平滑电阻器的电压发生器来产生,从而降低总体电压信号中的噪声的量。

[0014] 所述单调变化的电压和所述单调变化的频率调制可以是单调增加的,例如,连续地增加。这具有以下优点:首先生成所述啁啾脉冲或脉冲串的低频分量,其例如便于在其中

啁啾脉冲是不期望的应用(例如,高分辨率超声成像)中使用色散介质对啁啾脉冲的压缩。由所述单调增加的电压和频率调制所形成的啁啾脉冲例如能够使用共同的材料来压缩,因为许多这样的材料展示出针对超声频率的异常色散。低密度聚乙烯和聚醚醚酮(PEEK)是这样的材料的特别适合的范例。

[0015] 然而,可行的是,提供工程材料,例如,复合材料,其包括弱散射元件,诸如光纤、碳纳米管、颗粒等,其强烈地影响复合超材料的体积模量或密度,所述复合超材料能够具有速度色散是强烈地变化的MEMS窗口所接近的声学带隙,其中,所述工程材料的性质(例如,组份、硬度、厚度等)被控制,从而为所述材料提供期望的材料性质,例如,(特定)超声频带的正常色散,在这种情况下,所述单调变化的电压和所述单调变化的频率调制对于由包括针对所述超声探头的频率的正常色散特性的材料造成的压缩而言可以是单调减小的,例如,连续地减小。

[0016] 优选地,所述单调变化的频率调制被匹配到由所施加的单调变化的偏置电压所引起的所述CMUT单元的相应薄膜的共振频率的单调变化。这确保了被施加到所述CMUT单元的所述频率被匹配到其共振频率,其确保了在该共振频率处的声学性能被优化。应当指出,对于贯穿传输周期所施加的恒定电压而言,所述CMUT单元通常在静态共振频率(即,由恒定电压所诱发的共振频率)处操作,其归因于与静态共振频率基本上不同的所生成的频率分量的降低的声学性能而限制所述有效带宽。

[0017] 所述频率调制可以是线性增加的频率调制,因为这与一阶色散补偿相兼容。这可以与非线性增加的电压相组合以便优化声学输出。

[0018] 在实施例中,所述超声诊断系统还包括用于压缩所述啁啾的所述CMUT单元阵列的前面的色散材料的板。如果所述超声诊断系统被用于在其中具有大的谱带宽的短脉冲被期望用于最佳分辨率的高分辨率超声成像,则这例如是期望的。

[0019] 所述板可以被移除地安装在所述阵列的前面,使得所述超声诊断系统可以被配置为在其中不期望啁啾脉冲的应用领域(例如,高分辨率成像)以及其中期望啁啾脉冲的应用领域(例如,超声谐波成像或对比度成像)中操作。

[0020] 所述板的厚度可以被匹配到所述啁啾脉冲或脉冲串的啁啾特性,以便使所压缩的脉冲或脉冲串的脉冲宽度最小化。在其中发射CMUT单元还被用作接收器信道的实施例中,所述板可以具有针对所述压缩的最佳厚度的一半厚度,使得所述脉冲在第二次通过所述板之后,即,当作为脉冲回波返回时,被完全地压缩。

[0021] 任何适合的色散材料可以被用于色散板,如上文所解释的。

[0022] 优选地,所述至少一个啁啾脉冲具有从0.1-1.0微秒范围的持续时间,因为这在诊断成像应用中特别地产生良好的成像结果。当被应用在治疗性应用中时,更长的最佳脉冲宽度可能是适用的。

[0023] 在实施例中,所述电压源还适于在所述探头的接收模式期间为所述CMUT单元中的至少一些CMUT单元的相应的第一电极和第二电极提供迫使所述CMUT单元处于塌陷状态中的另外的电压。可以使用单调变化的电压(例如,连续地减小的电压),以便扫掠在所述传输模式中所生成的啁啾脉冲或脉冲串的回波的频率范围。这例如可以促进对在最佳灵敏度处的啁啾回波的检测(即,通过使所述CMUT单元塌陷到其对应的共振频率匹配所期望的回波信号的频率的程度),因为这样的回波的高频分量由于所述超声脉冲或脉冲串的所述高频

分量到所述介质中的有限穿透深度而首先到达。

[0024] 所述超声诊断系统还可以包括用户接口,其中,所述电压源适于在接收模式期间提供由用户使用所述用户接口所定义的另外的电压,以便促进用户将所述电压设定到所述系统的操作的期望模式。

[0025] 根据另一方面,提供了一种生成超声脉冲的方法,包括:提供CMUT(电容性微机械超声换能器)单元的阵列,每个单元包括承载第一电极的衬底,所述衬底通过间隙与包括第二电极的柔性薄膜空间地分离;并且在传输模式中为所述CMUT单元中的至少一些CMUT单元的相应的第一电极和第二电极提供单调变化的电压,所述单调变化的电压包括单调变化的频率调制,使得所述CMUT单元在塌陷状态中操作并且发射至少一个啁啾脉冲。这产生了在更大频率范围上具有期望的声学性能的脉冲或脉冲串,其例如改善了当被应用在超声成像系统中时利用这样的脉冲所产生的超声图像的成像分辨率,或者改善了利用超声治疗系统被递送至组织以用于治疗处置的啁啾脉冲的峰值功率,例如通过将所述脉冲的啁啾与所述脉冲必须在到达解剖结构之前沿着其行进的组织路径的色散特性相匹配,使得所述组织路径以所述脉冲实现在所述解剖结构的位置处的(接近)最佳压缩的这样的方式来充当脉冲压缩介质,使得脉冲能量被及时压缩并且因此所述脉冲的峰值功率增加。

[0026] 所述方法还可以包括发射所述至少一个啁啾脉冲通过色散材料,以压缩所述至少一个啁啾脉冲,从而获得包含宽范围频率的窄脉冲,其促进例如在高分辨率成像应用中的良好的分辨率成像。

[0027] 所述方法还可以包括在接收模式中为所述CMUT单元中的至少一些CMUT单元的相应的第一电极和第二电极提供迫使CMUT单元处于所述塌陷状态中的另外的电压。所述另外的电压可以是单调变化的电压,诸如连续地减小的电压,以便强调所接收的从不同景深发出的超声回波例如用于获得高分辨率3D超声图像。

## 附图说明

[0028] 参考附图更详细地并且以非限制性范例的方式描述了本发明的实施例,在附图中:

[0029] 图1示意性描绘了根据实施例的超声系统的CMUT单元;

[0030] 图2A、2B、3A和3B描绘了这样的CMUT单元的操作原理;

[0031] 图4是这样的CMUT单元的声学性能的轮廓图;

[0032] 图5示意性描绘了根据实施例的在超声系统的传输模式中被施加到这样的CMUT单元的电压波形的各种分量;

[0033] 图6示意性描绘了第一脉冲传输、后续接收以及第二脉冲传输的序列期间施加到这样的CMUT单元的电压波形的各种分量;

[0034] 图7示意性描绘了典型CMUT单元的各种操作方案;

[0035] 图8示意性描绘了根据实施例的施加到超声系统的接收模式中的这样的CMUT单元的电压波形的各种分量;

[0036] 图9示意性描绘了根据实施例的超声系统的一方面;

[0037] 图10示意性描绘了图7的方面的操作原理;

[0038] 图11示意性描绘了框图中的超声诊断系统的范例实施例;并且

[0039] 图12是根据实施例的超声脉冲生成方法的流程图。

### 具体实施方式

[0040] 应当理解,附图仅是示意性的并且未按比例绘制。还应当理解,相同附图标记贯穿附图被用于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方面,其中,所述系统包括超声探头,所述超声探头具有包括CMUT单元100的换能器阵列。如下文将更详细地解释的,这样的超声系统在一些实施例中可以是超声诊断成像系统或者在一些其他实施例中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的任何适合的设计。这样的CMUT单元100通常包括薄膜或隔膜114,其被悬置在硅衬底112上,在其之间具有间隙或腔118。顶部电极120被定位在隔膜114上并且随着隔膜移动。在该范例中,底部电极被定位在衬底112的上表面上的单元的底面(floor)上。能够考虑电极120设计的其他实现方式,诸如电极120可以被嵌入在薄膜114中或者其可以被沉积在薄膜114上作为附加层。在该范例中,底部电极122以非限制性范例的方式被圆形地配置并且被嵌入衬底层112中。例如,衬底层112上的其他适合的布置(例如,底部电极112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或者通过电绝缘层或膜与间隙118相分离,以防止顶部电极120与底部电极122之间的短路。另外,薄膜层114相对于衬底层112的顶面是固定的并且被配置和设定尺寸以定义薄膜层114与衬底层112之间的球形或圆柱形腔118。应当指出,为了避免引起怀疑,在图1中,底部电极122以非限制性范例的方式接地。其他布置,例如接地的顶部电极120或者顶部电极120和底部电极122两者浮置,当然同样是可行的。

[0042] 单元100以及其腔118可以展示备选几何形状。例如,腔118可以展示矩形或正方形截面、六边形截面、椭圆截面、或者不规则的截面。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] 在实施例中,底部电极122利用附加层(未图示)在其面向腔的表面上被绝缘。优选的电绝缘层是在衬底部电极122上面和膜电极120下面形成的氧化物-氮化物-氧化物(ONO)介电层,但是应当理解,针对该层可以预期任何电绝缘材料。ONO介电层有利地减少电极上的电荷聚积,所述电荷聚积导致设备不稳定性以及声学输出压力中的漂移和减小。

[0044] 由Klootwijk等人于2008年9月16日提交并且题为“Capacitive micromachined ultrasound transducer”的欧洲专利申请EP 2326432 A2中详细讨论了CMUT上的ONO介电层的范例制作。ONO介电层的使用对于预塌陷的CMUT是期望的,其比利用浮置膜操作的CMUT更容易电荷保持。所公开的部件可以由CMOS兼容材料(例如,Al、Ti、氮化物(例如,氮化硅)、氧化物(各种等级)、四乙基原硅酸盐(TEOS)、多晶硅等)来制作。在CMOS制作中,例如,氧化物和氮化物层可以由化学气相沉积形成并且金属化(电极)层可以由溅镀工艺来放下。

[0045] 适合的CMOS工艺是LPCVD和PECVD,后者具有小于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薄膜层114的顶面之前定义在薄膜层114的初始部分中的腔。可以在美国专利6328697 (Fraser)中找到其他制作细节。在图1中所描绘的示范性实施例中,圆柱形腔118的直径大于圆形地配置的电极板122的直径。尽管不要求这样的一致性,但是电极120可以具有与圆形地配置的电极板122相同的外直径。因此,在本发明的示范性实现方案中,薄膜电极120相对于薄膜层114的顶面被固定,以便与下面的电极

板122对齐。CMUT的电极提供设备的电容性板并且间隙118是电容器的各板之间的电介质。当隔膜振动时,各板之间的电介质间隙的变化的尺寸提供变换的电容,其被感测为CMUT对所接收的声回波的响应。所述电极之间的间隔是通过利用电压电路45向所述电极施加静态电压(例如,DC偏置电压)来控制的。如自身已知的,通过施加大于特定阈值的静态电压,CMUT单元100被迫使进入到在其中薄膜114塌陷到衬底112上的塌陷状态中。该阈值可以取决于CMUT单元100的确切设计并且被定义为DC偏置电压,在所述DC偏置电压处,薄膜114在所述偏置电压的施加期间通过VanderWaals力粘到(接触)单元底面。薄膜114与衬底112之间的接触的量(面积)取决于所施加的偏置电压。增加薄膜114与衬底112之间的接触面积增加了薄膜114的共振频率,如在图2a和图3a的帮助下将更详细解释的。

[0046] 塌陷模式的CMUT单元100的频率响应可以通过调节在塌陷之后被施加到CMUT电极的DC偏置电压来改变。因此,在更高的DC偏置电压被施加到电极时,CMUT单元的共振频率增加。在图2a、图2b、图3a和图3b中图示了该现象后面的原理。图2a和图3a的截面视图通过薄膜114的外支撑体与其中薄膜开始接触每个图示中的腔118的底面的点之间的距离D1和D2一维地图示了这一点。能够看到,当施加相对低的偏置电压时,距离D1是图2a中的相对长的距离,而由于被施加较高的偏置电压,图3a中的距离D2是短得多的距离。这些距离能够与由端部保持并且然后粗细不均的长和短的串进行比较。长的、松弛的串在粗细不均时将比更短、更紧的串在低得多的频率处振动。类似地,图2a中的CMUT单元的共振频率将比经受较高下拉偏置电压的图3a中的CMUT单元的共振频率更低。

[0047] 根据图2b和图3b的二维图示还能够意识到所述现象,因为其实际上是CMUT薄膜的有效操作面积的函数。当薄膜114恰接触CMUT单元的底面时,如在图2a中所示的,单元薄膜114的非接触(自由振动)部分的有效振动面积A1是大的,如在图2b中所示的。中心17中的小孔表示薄膜的中心接触区域。大区域的薄膜将以相对低的频率振动。该区域17是薄膜114的塌陷到CMUT单元的底面的区域。但是当薄膜通过较高的偏置电压被拉到更深的塌陷中时,如在图3a中,更大的中央接触区域17'导致更少的自由振动区域A2,如在图3b中所示的。该更小的区域A2将在比更大的A1区域更高的频率处振动。因此,在DC偏置电压减小时,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。

[0048] 在图4中描绘了本发明的各方面所基于的重要的认识,图4示出了塌陷模式中的典型CMUT单元100的声学压力输出的轮廓图,作为所施加的DC偏置电压与传输期间的恒定频率的AC调制或频率调制的函数。对应的脉冲长度是所施加的频率的一半。如能够从该轮廓图看到的,当CMUT单元100在固定或静态电压(例如,静态值的DC偏置电压)处操作时,仅针对小频率范围获得最佳声学性能。然而,当以相关的方式使偏置电压信号的偏置电压和频率调制改变时,如由轮廓图中的虚线所指示的,可以在大得多的频率范围上实现CMUT单元100的最佳声学性能,从而增加在包括CMUT单元100的超声探头的传输模式中所生成的超声脉冲(或脉冲串)的有效带宽。

[0049] 这能够返回参考图2a和图3a而被理解,其解释了处于塌陷状态中的CMUT单元100的共振频率是所施加的(DC)偏置电压的函数。通过扫掠所施加的电压,生成共振频率的谱,针对其还扫掠所施加的电压的RF分量(即,频率调制),使得该调制的频率匹配或者至少接近类似对应于所施加的DC偏置电压的薄膜114的共振频率。以这种方式,能够生成啁啾脉冲或脉冲串,其中,所有谱分量引起CMUT单元100的(接近)最佳声学性能。因此,这确保了在成

像谱的大带宽上的(接近)最佳成像分辨率。

[0050] 因此,根据本发明的一方面,在超声诊断成像系统的传输模式中,电压源45适于在所述探头的传输模式中为被用于(一个或多个)超声成像脉冲的传输的CMUT单元100的第一电极120和第二电极122提供单调变化的电压,所述单调变化的电压包括单调变化的频率调制,使得这些CMUT单元100在塌陷状态中操作并且发射至少一个啁啾脉冲。

[0051] 在本申请的上下文中,单调变化的电压可以意指连续增加的电压或连续减小的电压,其中,在连续增加的电压的情况下,单调变化的频率调制可以是连续地增加的,并且其中,在连续减小的电压的情况下,单调变化的频率调制可以是连续地减小的。在实施例中,所述频率调制可以是单调增加(例如,线性增加)或单调减小(例如,线性减小)的,以获得与一阶色散补偿相兼容的啁啾脉冲或脉冲串,使得啁啾脉冲可以以相对直接的方式被有效地压缩。备选地,在期望非线性啁啾脉冲或脉冲串的情况下,频率调制可以是非线性增加或减小的。

[0052] 在图5中示意性描绘了由电压源45的所施加的信号的范例实施例,对于单个脉冲的持续时间而言,其中所施加的单调变化的偏置电压是具有连续增加的频率调制的连续增加的偏置电压,亦即,具有连续增加的变化频率的频率调制,以便获得在其中首先生成低频光谱分量的啁啾脉冲或脉冲串。底部窗格示出了作为时间的函数的DC电压分量,较下的中间窗格示出了作为时间的函数的对所施加的电压的所施加的频率调制(即,所施加的交流分量),并且较上的中间窗格示出了被施加到能在传输模式中操作的CMUT单元100的啁啾电压分量 $V_{AC}$ ,其中,所施加的电压的频率调制的增加频率是立即明显的。顶部窗格示出了被施加到发射CMUT单元100的总体电压。还指示了薄膜114的塌陷的阈值电压( $V_{col}$ ),其必须在任何时间远低于CMUT单元上的最低电压,例如低于被施加到发射CMUT单元100的最低操作电压的至少10%、优选为至少20%、更优选为至少30%,以便在深度塌陷模式中操作CMUT单元100,如下文将更详细解释的。深度塌陷的模式特征在于,第一CMUT薄膜通过足够高的偏置电压被保持与CMUT单元的底面永久接触以在每个时刻补偿在脉冲传输期间所施加的AC驱动电压。在图5的顶部窗格中示出了该要求,其中,总体电压的最低点仍然高于塌陷电压( $V_{col}$ )。

[0053] 可以通过生成频率调制的电压作为单个信号的信号放大器或其他适合的电压源45将频率调制的电压施加到适当的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频率调制的电压的不同的分量,即:第一级102,其用于生成如由图5的底部窗格中的虚线所指示的静态(DC)电压分量;以及第二级104,其用于生成包括频率调制的可变电压分量,所述信号通常是总体电压 $V_{tot}$ 与其前述静态分量之间的差。电压源45的其他适合的实施例应当是明显的,诸如例如其中电压源45包含三个分立的级的实施例(例如,脉冲电路等),包括:第一级,其用于生成CMUT驱动电压的静态DC分量( $V_{DC}$ );第二级,其用于生成驱动电压的可变DC分量( $V_{ramp}$ );以及第三级,其用于生成信号( $V_{AC}$ )的频率调制。应当总结到,可以以任何适合的方式来实现电压源45。

[0054] 在实施例中,所施加的电压的静态分量 $V_{DC}$ 满足或超过用于迫使CMUT单元100进入到其塌陷状态中的阈值电压。这具有以下优点:第一级102可以包括相对大的电阻器和/或电容器(例如,平滑电阻器和/或电容器),以便生成总体电压的特定低噪声的静态分量,所述静态分量通常主导总体电压,使得所述总体电压信号的噪声特性将由该静态分量的噪声

特性来主导。如技术人员将容易理解到的,包括这样的平滑电阻器给出了不适于生成电压的交流(AC)高频分量的电压生成级;例如,对于 $1\text{M}\Omega$ 平滑电阻器而言,电阻器的响应将过慢,例如,针对具有 $100\text{pF}$ 的电容的CMUT单元100为 $\tau=0.1\text{ms}$ 。在优选实施例中,由CMUT单元100所生成的啁啾脉冲的脉冲宽度在 $0.1\text{--}1.0\mu\text{s}$ 的范围内,使得 $1\text{M}\Omega$ 平滑电阻器将是至少过慢两个数量级(two orders)。电压源45可以将电压的静态分量和动态分量相组合,使得频率调制的电压可以通过单条线被施加到CMUT单元100。备选地,所施加的电压的不同的分量可以通过分立的线被施加到CMUT单元100。

[0055] 对此,应当指出,在图5中,频率调制的频率线性地变化。为了贯穿该频率范围获得最佳声学性能,以非线性方式改变电压可能是必要的。应当理解,在要求频率调制中的非线性频率变化的情况下,可以以线性方式改变电压。

[0056] 在实施例中,来自CMUT单元的最佳输出功率或最佳声学压力可以由反馈环来控制,其中,监测总(啁啾、偏置和斜变)信号的即时输出强度。这样的反馈环可以如下地实施。在针对固定脉冲持续时间的第一脉冲期间,针对斜变(ramp)的特定第一偏置和斜率,来测量CMUT单元的输出。通过提供具有斜变的增加的斜率(针对其再次测量输出)的后续第二脉冲来重复该过程。如果该后续输出高于初始输出,则该流程再次被重复,直到对于稍后的脉冲而言,输出强度减小,在此之后,下一脉冲将利用斜变的减小的斜率来产生。

[0057] 可以在实际传输(“在飞行中”)期间或者在分立的校准过程中应用该流程。可以在传输脉冲之间的标准接收窗口中完成对CMUT输出的测量,其中,使用反射的声音。备选地,可以从在传输期间的CMUT上的电输入信号来推断传输功率,因为在最佳效率处,驱动电气信号( $V_{AC}$ )的反射将是最小的。

[0058] 图6示意性描绘了第一脉冲传输、后续接收和第二脉冲传输的序列期间被施加到这样的CMUT单元的电压波形的各种分量。CMUT单元通过施加静态VDC偏置电压被驱动到塌陷模式中。然后,利用对应于总刺激持续时间的 $T_1$ 的持续时间的CMUT单元100的 $V_{AC}$ 刺激以步锁(lock-step)方式来改变( $R_1$ )将CMUT单元100驱动到塌陷中的偏置电压。接下来,CMUT单元100接收针对 $T_2$ 的时段的声回波,在 $T_2$ 的时段期间,偏置电压能够适于针对采集时间(频率增益补偿)中的各种频率分量来改变CMUT单元100的灵敏度。在由P所指示的脉冲重复时段处重复跟随有接收时段的激发时段。如在附图中所指示的,斜变 $R_1$ 或 $R_2$ 的斜率可以是负的,但是同样可以是正的。

[0059] 图7示意性描绘了作为所施加的偏置电压的函数的、在薄膜共振频率方面的典型CMUT单元100的各种操作方案。通常,能够在操作的四个区别的模式中操作CMUT单元100。

[0060] 第一模式有时被称为常规模式,并且由(0)与(1)之间的区域来指示。在该操作方案中,偏置电压的增加引起CMUT单元的薄膜的共振频率的减小,其中,振动薄膜114不接触接地电极122。

[0061] 第二模式被称为塌陷模式并且由在(2)处的区域来指示。CMUT薄膜在总施加电压超过塌陷电压阈值( $V_{co1}$ )时进入塌陷模式。在该方案中,CMUT薄膜114的共振频率基本上比在常规模式中更高,并且振动CMUT薄膜114开始与接地电极122相接触。所述区域跨越范围(3)→(4)。

[0062] 第三模式有时被称为塌陷-突然反弹模式并且由来自(0)→(1)→(2)→(3)→(0)的闭环区域来指示。薄膜114的该模式中的共振频率不是明确定义的,因为其贯穿常规和塌

陷模式和突然反弹区域的整个周期而改变。在该模式中，振动CMUT薄膜114在其激发期间进入和脱离与接地电极相接触。

[0063] 第四模式有时被称为深度塌陷模式并且由区域(2) → (4) 并且超出的来指示。在该模式中，CMUT薄膜114的共振频率与在塌陷模式中一样高或更高并且随着偏置电压(通常地大约0.1MHz/V)的增加而增加，并且振动CMUT薄膜114在任何时间点保持与接地电极122相接触。

[0064] 指出薄膜114的共振频率中的强滞后作用通常在使上文所描述的前三种模式内的偏置电压变化时被观察到，因此，其使CMUT单元100的可靠的操作复杂。相反，这样的滞后效果在深度塌陷模式中是最小的。在至少一些实施例，CMUT单元100仅在深度塌陷模式中操作，例如，当在水性介质(例如，水或诸如血液的体液)中操作CMUT单元100时，以便通过对可变滞后效果的抑制来改善可靠性。

[0065] 图8的底部窗格示意性描绘了在实施例中的超声诊断成像系统的接收模式期间由电压源45所施加的波形(这当然与在其中未采集脉冲回波的超声治疗系统不相关)。在该实施例中，接收CMUT单元100还被迫使进入到塌陷状态中，针对其所施加的电压可以是在所述系统的传输模式中被施加的偏置电压(此处连续减小的偏置电压)的镜像图像，以便通过如在图8的顶部窗格中所指示的共振频率的谱迫使CMUT单元100能在接收模式中操作。这例如可以在其中啁啾脉冲被提交到待成像的介质中的应用领域中是期望的，因为不同的脉冲频率通常由于其不同的景深而引起对在不同时间点处的脉冲回波的接收，并且高频分量通常由于其有限的穿透深度而更早地到达，如自身已知的。在实施例中，所述超声诊断成像系统可以包括下文将更详细地解释的用户接口，其允许用户实时地控制偏置电压的变化。这例如允许用户根据系统的期望成像模式来选择CMUT单元100的特定共振频率，以便在该成像模式处获得CMUT单元100的最佳灵敏度。

[0066] 如先前所解释的，超声系统的探头可以适于根据系统的特定操作模式(诸如例如在超声诊断成像系统的情况下的超声谐波成像或对比度成像)将啁啾脉冲发射到感兴趣介质中。然而，在其他应用域中，诸如在例如高分辨率超声成像或超声治疗中，要求具有最大频率带宽的短高能脉冲，以获得期望的高分辨率或高能量。在这样的应用域中，压缩啁啾脉冲或脉冲串将是必要的。

[0067] 例如，对于啁啾高斯脉冲而言，以下内容适用(注意，波数量经由 $k=2\pi/\lambda$ 与波长有关)。啁啾高斯脉冲的幅度由下式表示：

$$[0068] \quad A(t) = \exp(-\gamma t^2) \exp(i\omega_0 t),$$

[0069] 其中， $\gamma = \alpha - i\beta$  定义脉冲的包络和啁啾，并且强度是：

$$[0070] \quad I(t) = |A(t)|^2 = \exp(-2\alpha t^2),$$

[0071] 其中，脉冲宽度 $\tau_p = \sqrt{(2 \ln 2)/\alpha}$  被定义在半峰全宽(FWHM)处。根据对幅度 $A(t)$ 的傅里叶变换，能够获得脉冲的功率谱 $\tilde{I}(\omega)$ ：

$$[0072] \quad \tilde{I}(\omega) = |\tilde{A}(\omega)|^2 = \exp\left[-(4 \ln 2) \left(\frac{\omega - \omega_0}{\Delta\omega_p}\right)^2\right],$$

[0073] 使得利用 $\Delta\omega_p = 2\pi \Delta f_p$ ，获得以下等式：

$$[0074] \quad \Delta f_p = \frac{\sqrt{2 \ln 2}}{\pi} \sqrt{\alpha [1 + (\beta/\alpha)^2]}。$$

[0075] 针对脉冲的最小时间-带宽度乘积然后是：

$$[0076] \quad \Delta f_{min} \tau_{min} = \frac{2 \ln 2}{\pi}。$$

[0077] 这陈述了存在与特定(短)持续时间的脉冲相关联的最小带宽。如果脉冲是啁啾的,则其持续时间或脉冲宽度比最小值更长,并且其可以通过对色散材料的适当的应用来压缩。如果具有初始脉冲参数  $\gamma = \alpha - i\beta$  的脉冲提供具有群速色散的色散介质来传播：

$$[0078] \quad k'' = \left. \frac{d^2 k}{d\omega^2} \right|_{\omega=\omega_0}。$$

[0079] 然后,该色散材料中的(得到最短脉冲)的最佳压缩长度是：

$$[0080] \quad d_{opt} = \frac{-1}{2k''} \frac{\beta}{\alpha^2 + \beta^2},$$

[0081] 以及最小脉冲宽度：

$$[0082] \quad \tau_{min} = \tau_p / \sqrt{1 + (\beta/\alpha)^2}。$$

[0083] 如将理解到的,以上分析自身是众所周知的,并且仅适用于高斯形状的啁啾脉冲;对于其他脉冲形状而言,适当的等式自身也是众所周知的,并且对于技术人员而言将是立即明显的。

[0084] 因此,在实施例中,如在图9中示意性描绘的,超声诊断成像系统的探头还可以包括被安装在CMUT单元100的换能器阵列110的前面的色散材料的板150,以便将啁啾脉冲压缩到期望的(最小)脉冲宽度,使得在传输模式期间,啁啾脉冲或脉冲串被发射通过所述板150,如在图10中示意性描绘的。左手边的信号指示啁啾脉冲并且右手边的信号指示在啁啾脉冲已经行进通过板150的色散介质之后所获得的压缩脉冲,如由图10中的板150上方的框箭头所指示的。

[0085] 在实施例中,板150被能移除地安装在换能器阵列110的前面,使得如果超声诊断成像系统将被用在要求啁啾脉冲的应用中,则可以移除板150,如上文所解释的。板150可以以任何适合的方式被能移除地安装在换能器阵列110的前面,例如,使用适合的夹子或允许板150的移除的任何其他适合的固定装置安插到接收槽中、夹在换能器阵列110的前面。

[0086] 板150通常具有被匹配到在传输模式中由CMUT单元100所产生的脉冲或脉冲串中的啁啾的厚度,以便向其傅里叶极限有效地压缩啁啾。可以使用众所周知的等式,诸如例如适用于从先前所呈现的等式产生的高斯脉冲的以下等式,来获得板150的色散材料的最佳厚度  $d_{opt}$ ：

$$[0087] \quad d_{opt} = \frac{-4 \ln 2}{\omega_0^2 k''} \frac{f_0^2}{\Delta f_p^2} \sqrt{\left[ \frac{\Delta f_p}{\Delta f_0} \right]^2 - 1}。$$

[0088] 对于这样的啁啾高斯脉冲的最短可获得的脉冲宽度因此是：

$$[0089] \quad \tau_{min} = \tau_p \frac{\Delta f_0}{\Delta f_p} = \frac{2 \ln 2}{\pi \Delta f_p}。$$

[0090] 在上文中,由  $\omega_0^2 k''$  表达的群速色散是材料相关的,如自身众所周知的,使得板150的厚度是基于所使用的材料的色散特性来选择的。任何适合的色散材料可以被用于板150。

特别优选的材料是具有与水或生物组织的声学阻抗可比较的声学阻抗的材料,使得这些材料具有低反射特性并且在被用于对这样的介质进行成像时引起可以忽视的损耗。出于该原因,低密度聚乙烯是特别优选的。PEEK具有类似的声学阻抗并且因此也是特别适用的。然而,针对板150的许多更适合的材料对于技术人员而言将是立即明显的。

[0091] 应当指出,为了避免引起怀疑,利用CMUT单元100所生成的脉冲或脉冲串中的啁啾的符号通常被匹配到板150的材料的色散性质。例如,当使用展示异常色散特性的低密度聚乙烯或PEEK时,必须首先生成啁啾脉冲的低频分量,因为其花费更长时间行进通过色散介质。然而,当使用展示正常色散特性的材料时,啁啾的符号应当是相反的,即,必须首先生成脉冲的啁啾的高频分量,如自身众所周知的。

[0092] 使用容易可用的材料可以是方便的,诸如用于制造板150的低密度聚乙烯或PEEK。然而,在特定应用领域中,可能期望将板150的色散特性紧密地匹配到所生成的脉冲的啁啾特性,例如以创建具有被调谐到所生成的脉冲的频率范围的色散特性的材料。在这样的场景中,可能期望设计具有期望的特性的材料而不是使用容易可用的材料。这样的目的建造的材料的设计自身是已知的。

[0093] 例如,生成复合材料是已知的,其中,复合材料的特性可以通过改变复合材料特性(例如,改变组份、厚度等)来调谐。针对板150的适合的复合材料可以包括其中(微)光纤或其他(弱)散射颗粒(诸如碳纳米管、纳米晶体等)被嵌入聚合物基体(matrix)中的材料。特别适合的范例可以包含有机硅基体中的玻璃纤维碎片,其中,材料特性可以通过改变基体中的玻璃纤维碎片的量或密度和/或通过调谐定义基体的硅酮聚合物的结构来进行调谐。在该方面中,应当注意,对于均匀材料而言,声学阻抗和声速两者都取决于材料的体积模量和密度。

[0094] 这样设计的材料的另一范例是声学超材料,其是具有被设计为控制、引导和操纵声波的人工晶格结构的人工制作的材料。这样的声学超材料可以被调谐以展示期望的色散特性,例如,通过控制诸如硬度的材料特性,其例如可以通过控制图案重复(即,材料的晶格常量)的程度、通过对创建声学超材料所使用的材料的选择等来控制。

[0095] 这样设计的材料的又一范例是微机电系统(MEMS)窗口,其通常通过将材料的薄膜集中在载体上(例如,硅载体上的薄介电膜,诸如氮化硅)来构建,其中,可以控制薄膜的材料特性,诸如材料组份、硬度和厚度,以便为MEMS窗口提供期望的特性。

[0096] 在实施例中,用于发射啁啾脉冲的CMUT单元100还可以被用作针对超声诊断成像系统的接收模式中的脉冲回波的接收信道。在这样的场景中,脉冲行进通过板150两次,亦即,在传输期间从换能器阵列110朝向介质并且在传输期间从所述介质朝向换能器阵列110的回波。在该实施例中,板150可以具有 $0.5*d_{opt}$ (即,脉冲压缩的最佳厚度的一半)的厚度,使得啁啾脉冲在由换能器阵列110接收时被最佳地压缩。

[0097] 为了获得用于在传输模式中驱动CMUT单元100的最佳啁啾和延迟,可以跟随以下流程。首先,确定期望的中心频率 $\omega_0=2\pi f_0$ 并且确定该频率处的群速色散 $k''$ 。第二,确定在中心频率处的实际带宽 $\Delta f_0$ ,并且据此确定最小可能的初始脉冲宽度 $\tau_p$ 以计算 $\alpha$ 。第三,确定潜在有用的带宽 $\Delta f_p$ 并且计算 $\beta$ 、脉冲宽度 $\tau_{min}$ 和材料厚度 $d_{opt}$ ,并且最后,第四,确定针对CMUT单元100的所要求的偏置电压扫掠的计时。

[0098] 将理解,对啁啾压缩的以上解释同样适用于在其中啁啾超声脉冲可以被递送到患

者的组织的超声治疗系统,其中,组织可以包括在特定深度处的组织解剖结构。在这样的应用中,组织的深度可以被认为具有对应于组织的深度的板的厚度的色散板150。在这样的实施例中,由CMUT换能器阵列110所生成的脉冲的啁啾特性可以被匹配到脉冲已经在其到达组织解剖结构之前行进通过的组织的色散特性和路径长度,使得在组织解剖结构处,脉冲已经由脉冲已经行进以到达解剖结构所通过的组织压缩,以便将高度聚焦的超声脉冲(即,以能量聚焦)递送到解剖结构。换言之,这使被递送至解剖结构的脉冲的峰值功率最大化,从而增加治疗的有效性。

[0099] 应当注意,提供具有实际色散板150的超声治疗系统当然在这样的治疗应用中是同样可行的,其中,对啁啾脉冲的期望的压缩是通过板150与通过患者的组织的路径的组合来实现的。这例如可以在调节由CMUT换能器阵列110所生成的脉冲的啁啾特性不简单的情况下是有利的,在该情况下,替代地,可以调节对脉冲的有效压缩,例如,通过匹配板152的色散特性与通过组织的路径长度,使得被施加到啁啾脉冲的总体色散实现期望的脉冲压缩。

[0100] 在图11中,以框图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11中,在用于发射超声波和接收回波信息的超声探头10中提供了CMUT换能器阵列110。换能器阵列110可以是能够在2D平面中或者在用于3D成像的三个维度中扫描的换能器元件的一维或二维阵列。

[0101] 换能器阵列110被耦合到探头10中的微波束形成器12,其控制CMUT阵列单元对信号的传输和接收。微波束形成器能够将由如在美国专利US 5997479 (Savord等人)、US 6013032 (Savord)和US 6623432 (Powers等人)中所描述的例如换能器元件的组或“片块(patch)”所接收的信号至少部分波束形成。

[0102] 微波束形成器12由探头线缆(例如,同轴线)耦合到发射/接收(T/R)开关16,其在传输模式与接收模式之间切换并且当微波束形成器不存在或者被使用时保护主光束形成器20免受高能量发射信号,并且换能器阵列110直接由主系统波束形成器20来操作。在微波束形成器12的控制下,来自换能器阵列110的超声波束的传输由通过T/R开关16和主系统波束形成器20耦合到微波束形成器的换能器控制18来引导,其从用户接口或控制面板38的用户操作来接收输入。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。波束可以从(正交于)换能器阵列110正前方转向或者以不同的角度转向以获得较宽的视场。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设定被施加到CMUT阵列110的CMUT单元100的(一个或多个)DC和AC偏置电压,例如以在传输模式中生成啁啾脉冲,如上文所解释的。

[0103] 由微波束形成器12所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的信号被组合为完全波束形成的信号。例如,主波束形成器20可以具有128个信道,其中的每个从数十或数百个CMUT换能器单元100的片块接收部分波束形成的信号。以这种方式,由换能器阵列110的数千个换能器元件所接收的信号能够高效地贡献于单个波束形成的信号。

[0104] 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(诸如带通滤波、抽样、I和Q分量分离、以及谐波信号分离)来处理所接收的回波信号,其用以将线性信号和非线性信号分离,以便使得能够识别从组织和微泡返回的非线性(基本频率的高次

谐波)回波信号。

[0105] 信号处理器22任选地可以执行额外的信号增强,诸如斑点抑制、信号复合、以及噪声消除。信号处理器22中的带通滤波器可以是跟踪滤波器,其中,随着从增加的深度接收回波信号,其通带从高频带滑动到低频带,从而拒绝来自更大深度的更高频率(其中,这些频率缺乏解剖信息)处的噪声。

[0106] 经处理的信号被耦合到B模式处理器26并且任选地被耦合到多普勒处理器28。B模式处理器26采用所接收的超声信号的幅度的检测,用于对身体中的结构(诸如身体中的器官和血管的组织)的成像。可以在谐波图像模式或基本图像模式或者这两者的组合中形成身体的结构的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。

[0107] 如果存在的话,多普勒处理器28处理来自组织运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,诸如图像域中的血细胞的流动。所述多普勒处理器通常包括具有如下参数的壁滤波器,所述参数可以被设定以通过和/或拒绝从身体中的所选择的类型的材料返回的回波。例如,壁滤波器能够被设定为具有带通特性,其传递来自更高速度材料的相对低幅度的信号,同时拒绝来自更低或零速度的材料的相对强的信号。

[0108] 该通频带特性将传递来自流动血液的信号,同时拒绝来自附近固定或缓慢移动的对象(诸如心脏壁)的信号。逆特性将传递来自心脏的移动组织的信号,同时拒绝针对被称为多普勒成像、检测和描绘组织的运动的血流信号。所述多普勒处理器接收并且处理来自图像域中的不同点的在时间上离散的回波信号的序列,来自特定点的回波的序列被称为集合。在相对短间隔上的快速相继接收的回波的集合能够被用于利用多普勒频率与指示血流速度的速度的对应性来估计流动血液的多普勒频移。在更长的时间段上所接收的回波的集合被用于估计更慢流动的血液或缓慢移动的组织的速度。

[0109] 由(一个或多个)B模式(和多普勒)处理器所产生的结构和运动信号被耦合到扫描转换器32和多平面重新格式化器44。扫描转换器32以其以期望的图像格式被接收的空间关系来布置回波信号。例如,所述扫描转换器可以将回波信号布置为二维(2D)向量形状的模式或者锥形三维(3D)图像。

[0110] 所述扫描转换器能够将具有对应于图像域中的点处的运动的颜色的B模式结构图像与其多普勒估计的速度进行叠加以产生彩色多普勒图像,其描绘图像域中的组织和血流的运动。多平面重新格式化器44将从身体的体积区域中的公共面中的点接收的回波转换为该平面的超声图像,例如如在美国专利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为如从给定参考点观看的投影的3D图像,如在美国专利6530885(Entrekin等人)中所描述的。

[0111] 2D或3D图像从扫描转换器32、多平面重新格式化器44和体积绘制器42被耦合到图像处理30,以用于进一步增强、缓冲和暂时存储,从而用于在图像显示器40的显示。除了被用于成像之外,由多普勒处理器28所产生的血流值以及由B模式处理器26所产生的组织结构信息被耦合到量化处理器34。所述量化处理器产生不同流动条件(诸如血流的体积率)以及结构测量结果(诸如器官大小和孕龄)的量度。所述量化处理器可以从用户控制面板38(诸如其中将做出测量的图像的解剖结构中的点)接收输入。

[0112] 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

像再现测量结果图形和值。图形处理器36还能够利用超声图像来生成用于显示的图形叠加层。这些图形叠加层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,所述图形处理器从用户接口38接收输入,诸如患者姓名。

[0113] 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的超声信号的生成和因此控制由换能器阵列和超声系统所产生的图像。所述用户接口还被耦合到多平面重新格式化器44,以用于选择和控制多个多平面重定格式(MPR)图像的平面,其可以被用于执行MPR图像的图像域中的量化度量。

[0114] 如技术人员将理解到的,超声诊断成像系统的以上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。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型是可行的。例如,还如在以上实施例中所指示的,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。其他变型对于技术人员而言将是明显的。

[0115] 图12是由根据本发明的实施例(诸如超声诊断成像系统1的范例实施例,如在图11中所示的)的超声系统或者由先前所提到的超声治疗系统采用的超声脉冲生成方法200的流程图。方法200在步骤210中开始,在其之后,所述方法继续到在其中提供CMUT换能器阵列110的步骤220。在步骤230中,CMUT换能器阵列110由电压源45来驱动,以在超声系统(例如,如上文更详细地解释的超声诊断成像系统1)的传输模式中生成(一个或多个)啁啾脉冲,该(一个或多个)啁啾脉冲可以在任选步骤240中例如使用板150来压缩,其通常在啁啾脉冲不期望时被应用(例如,当系统1被用于高分辨率成像时)。备选地,在超声治疗系统的情况下,该压缩步骤240可以由患者的组织(任选地组合色散间隙150,如上文所解释的)应用。

[0116] 接下来,所述方法可以针对超声诊断成像系统1来继续,通过在步骤250中切换到接收模式,在所述接收模式中,如先前所解释地接收脉冲回波,例如使用未被用于传输的换能器阵列110的CMUT单元100的子集或备选地通过以接收模式来操作先前被用于发射啁啾脉冲的CMUT单元100,来生成期望的超声图像。由于这样的超声回波的处理自身是众所周知的,因而这仅出于简洁的缘故将不更详细地解释。只要说可以应用任何适合的超声回波处理技术就够了。在实施例中,步骤250的接收模式可以包括为CMUT单元100提供单调变化的电压,以便将CMUT单元100的灵敏度优化到达到不同时间点的脉冲回波的频率分量,如上文已经详细解释的。

[0117] 随后,在步骤260中检查成像是否是完整的;如果不是的话,方法200返回到步骤230以用于下一传输/接收周期;否则,所述方法在步骤270中终止。

[0118] 对此,应注意到,除了CMUT单元100的前述新颖操作之外,将清楚的是,额外的高级信号处理技术可以被用在传输模式期间的激发信号的生成以及在超声诊断成像系统的情况下的信号接收两者。例如,延迟可以被施加到不同的所接收的回波以补偿个体频率的不同的传输时间或者脉冲压缩技术可以在图像形成之前被使用。可以用在本发明的上下文中的其他适合的信号处理技术对于技术人员而言将是明显的。

[0119] 应当指出,以上提到的实施例说明而非限制本发明,并且本领域技术人员将能够在不脱离权利要求书的范围的情况下设计许多备选实施例。在权利要求中,放置在圆括号之间的任何参考标记不应解释为对权利要求的限制。词语“包括”不排除除权利要求中所列出的那些之外的元件或步骤的存在。在元件前面的词语“一”或“一个”不排除多个这样的元

件的存在。可以借助于包括若干不同的元件实现本发明。在枚举若干装置的设备权利要求中,可以通过硬件的同一个项目实现这些装置中的若干。互不相同的从属权利要求中记载了特定措施的仅有事实并不指示不能有利地使用这些这些措施的组合。

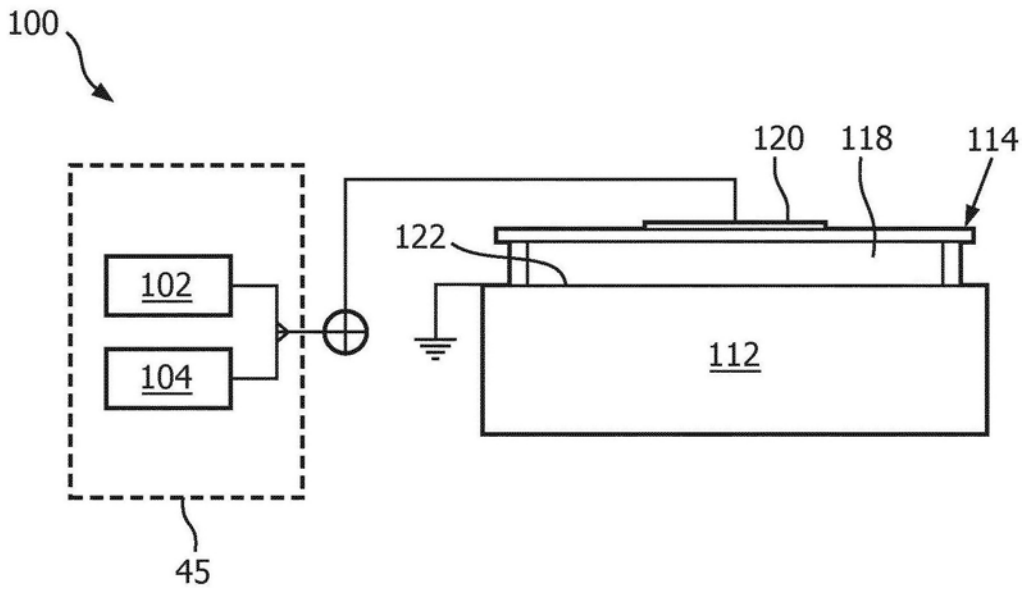


图1

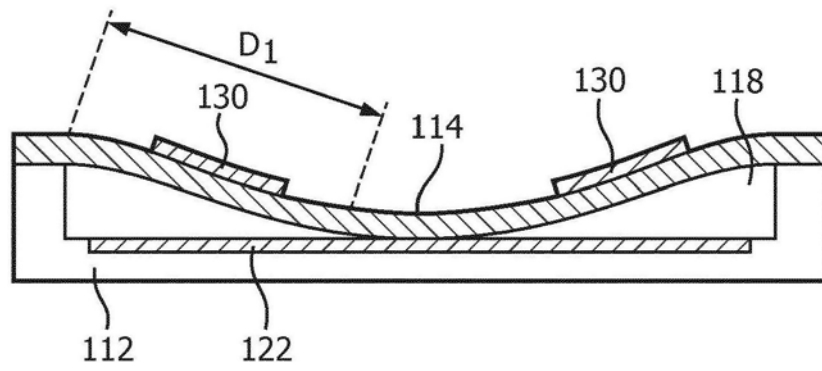


图2a

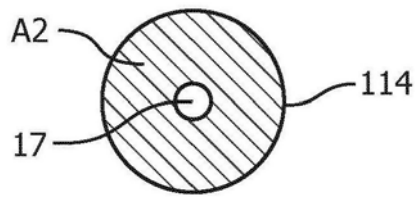


图2b

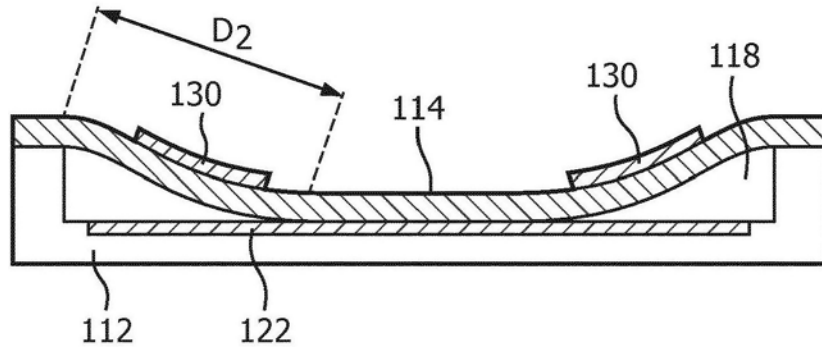


图3a

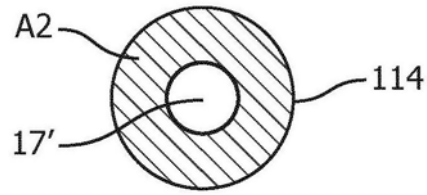


图3b

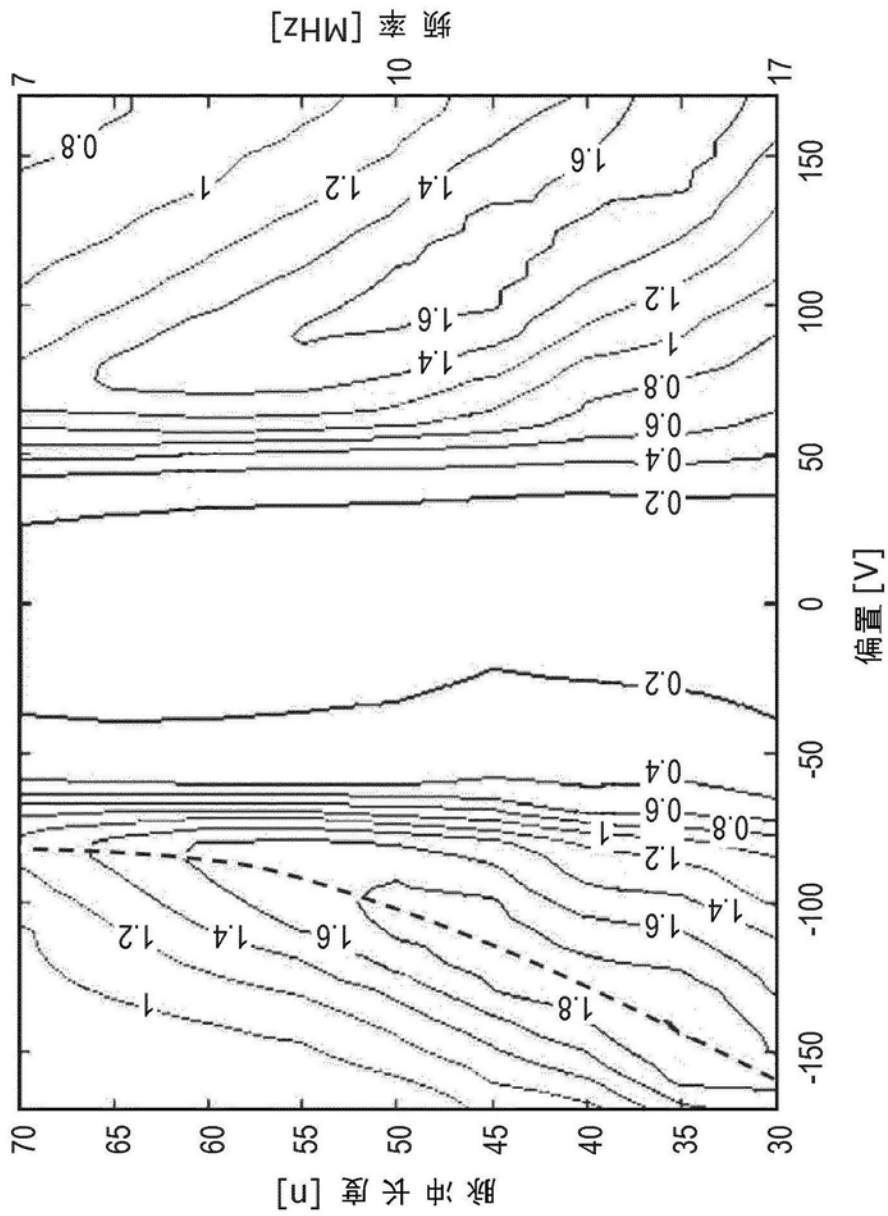


图4

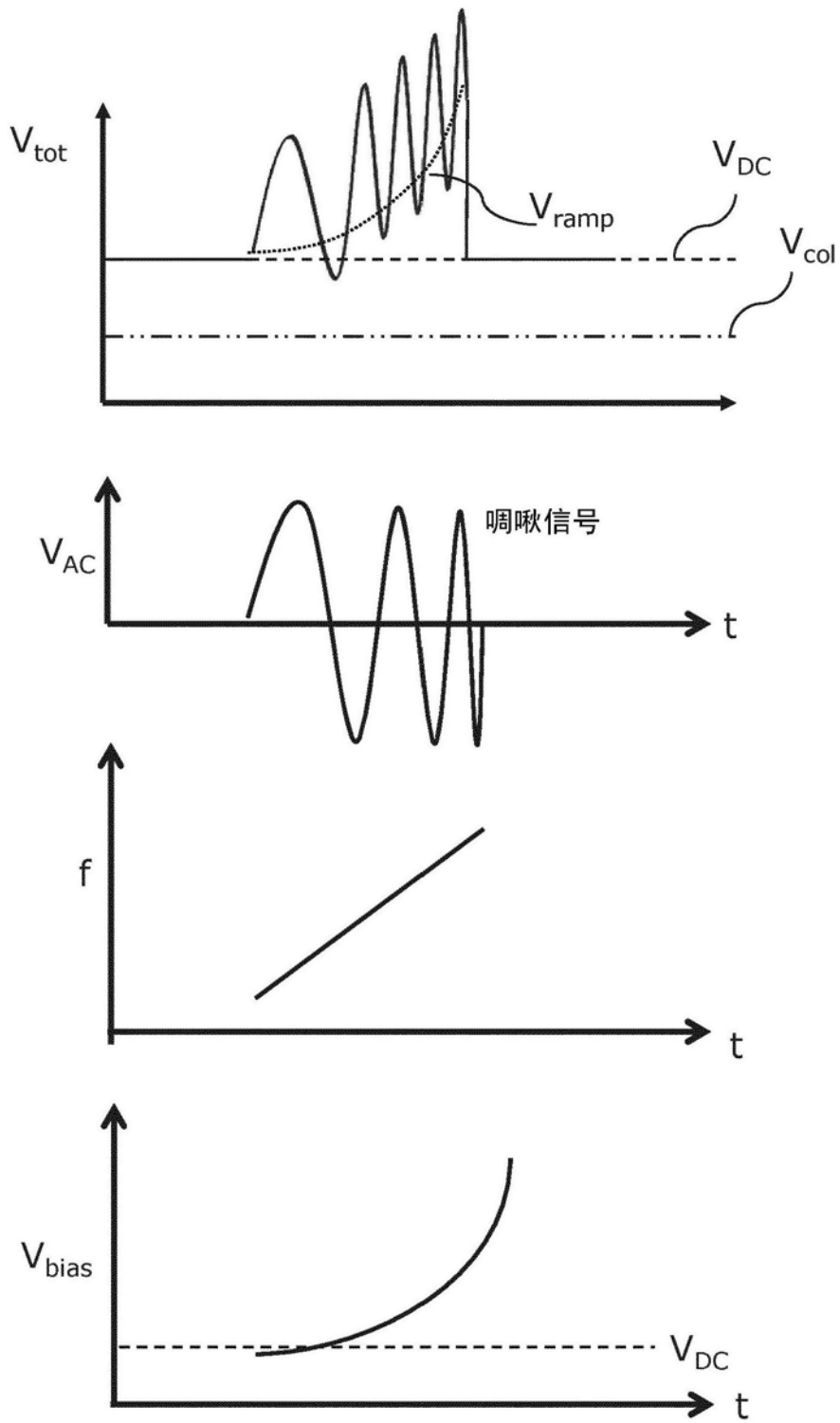


图5

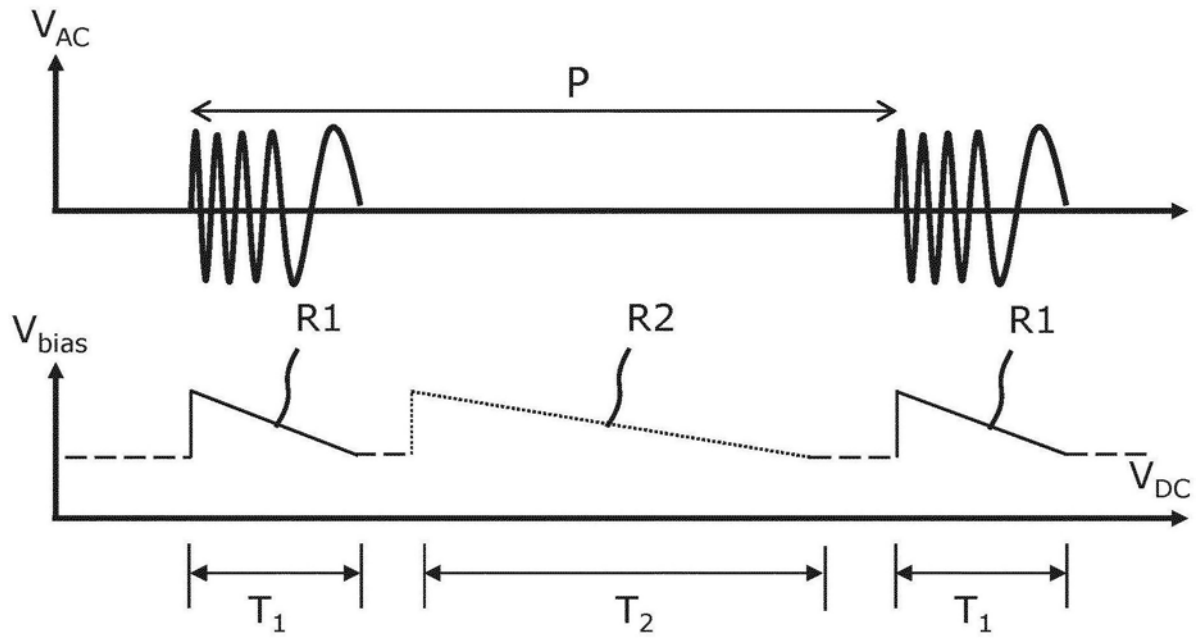


图6

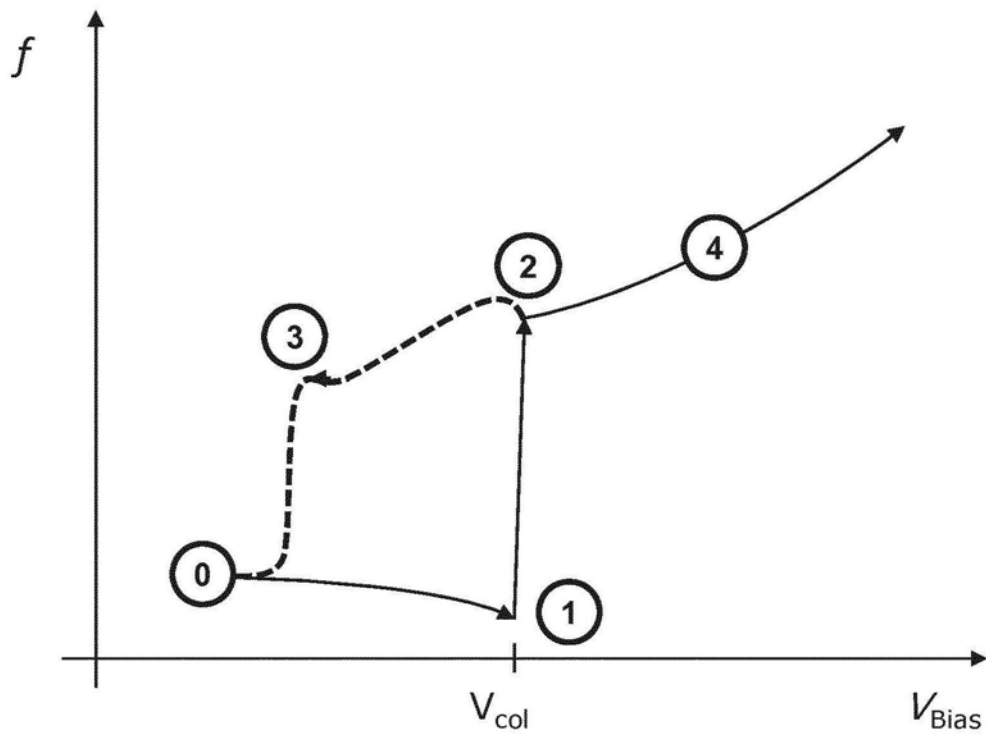


图7

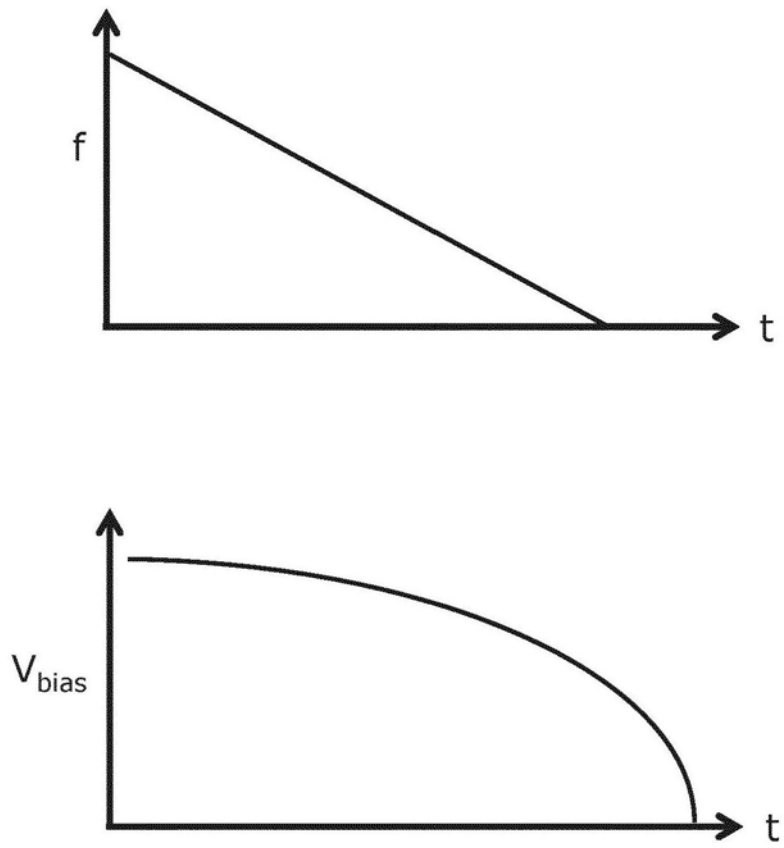


图8

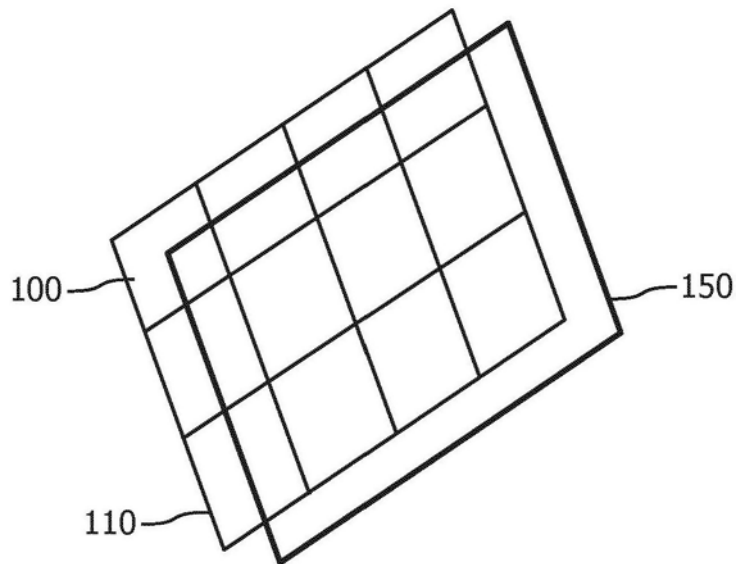


图9

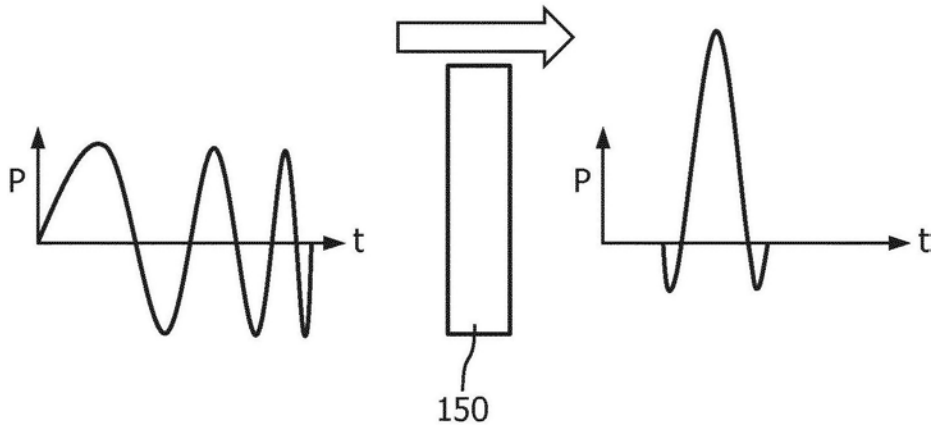


图10

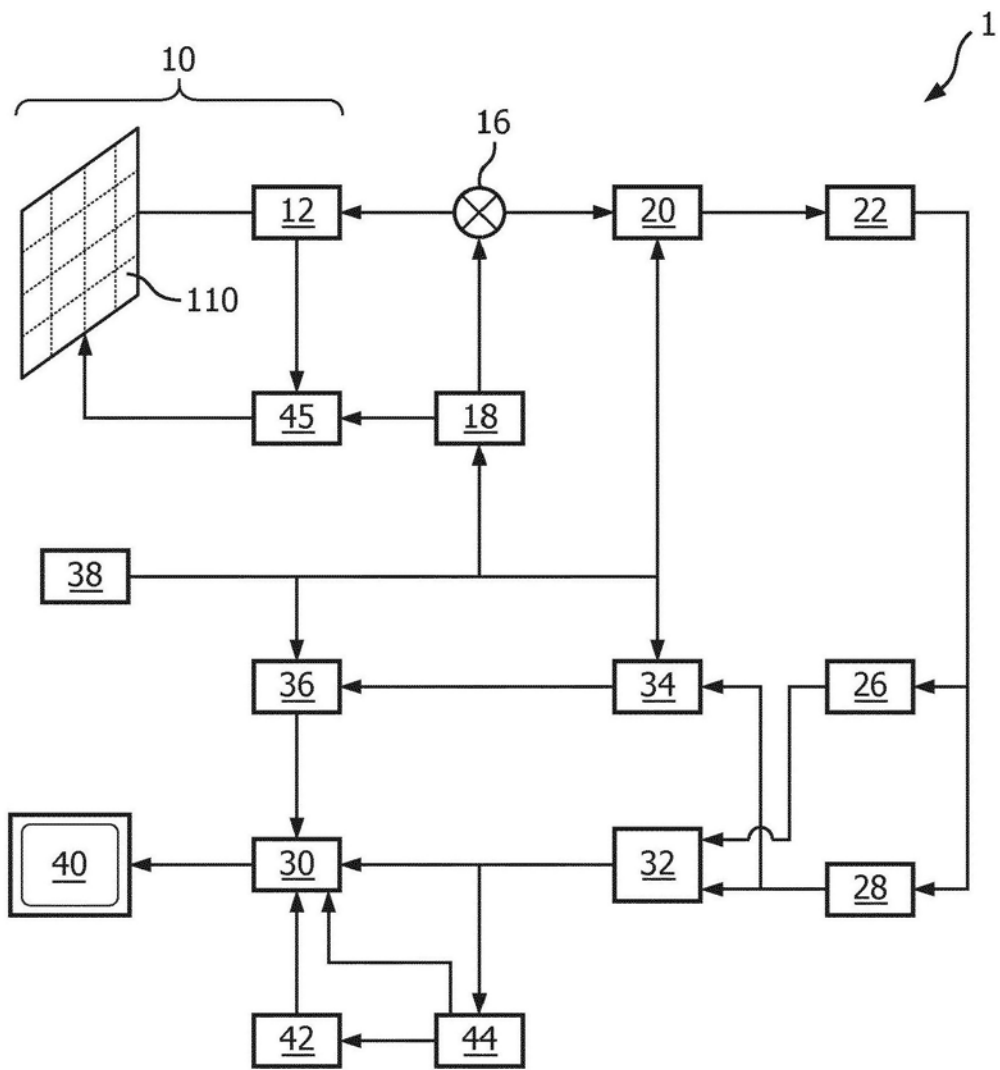


图11

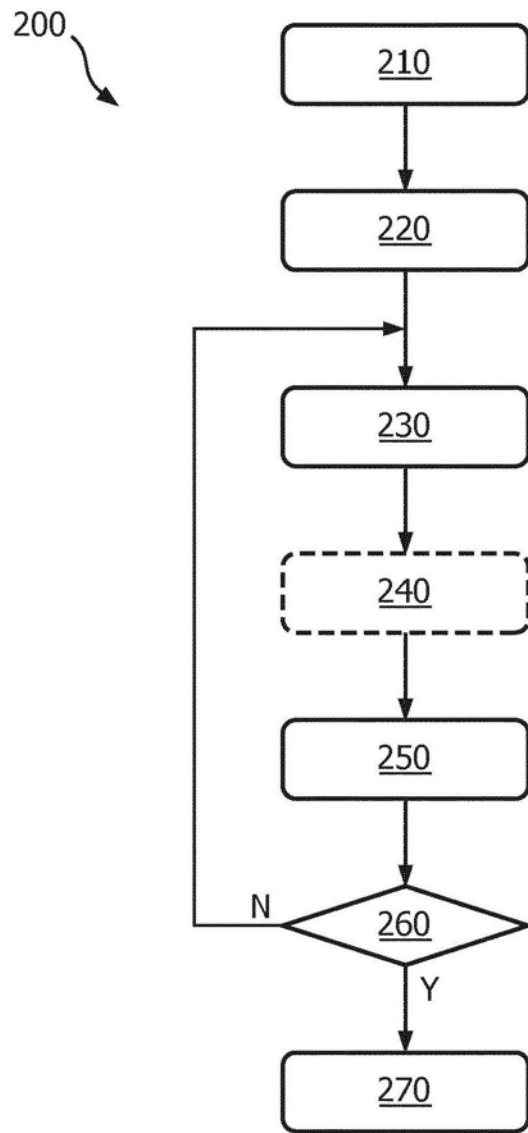


图12

专利名称(译)	超声系统和方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN106999151A</a>	公开(公告)日	2017-08-01
申请号	CN201580064052.8	申请日	2015-11-20
[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	M佩卡尔 MB范德马克		
发明人	M·佩卡尔 M·B·范德马克		
IPC分类号	A61B8/00 B06B1/02 G01S15/89 G01S7/52		
CPC分类号	A61B8/4444 A61B8/4483 B06B1/0215 B06B1/0292 B06B2201/51 G01S7/52038 G01S7/5208 G01S15/8915 G01S15/8954 A61B8/4494 A61B8/54 A61N7/00 G01N29/2406		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	2014194623 2014-11-25 EP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

公开了一种超声系统(1)，其包括：探头(10)，其包括CMUT(电容性微机械超声换能器)单元(100)的阵列(110)，每个单元包括承载第一电极(122)的衬底(112)，所述衬底通过间隙(118)与包括第二电极(120)的柔性膜(114)空间地分离；以及偏置电压源(45)，其被耦合到所述探头，并且适于在所述探头的传输模式中为所述CMUT单元中的至少一些CMUT单元的相应的第一电极和第二电极提供单调变化的偏置电压，所述单调变化的偏置电压包括单调变化的频率调制，使得所述CMUT单元在塌陷状态中操作并且在所述传输模式期间发射至少一个啁啾脉冲。这样的系统例如可以是超声成像系统或者是超声治疗系统。还公开了一种使用这样的系统的超声脉冲生成方法。

