



# (12)发明专利

(10)授权公告号 CN 107921480 B

(45)授权公告日 2020.08.11

(21)申请号 201680046971.7

(22)申请日 2016.08.04

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 107921480 A

(43)申请公布日 2018.04.17

(30)优先权数据

15183228.4 2015.09.01 EP

62/203,531 2015.08.11 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.02.09

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2016/068676 2016.08.04

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/025438 EN 2017.02.16

(73)专利权人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 B·J·萨沃德 R·E·戴维森

(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)

(56)对比文件

US 2005200241 A1,2005.09.15,

CN 87106643 A,1988.04.20,

US 2006145059 A1,2006.07.06,

审查员 朱玉璟

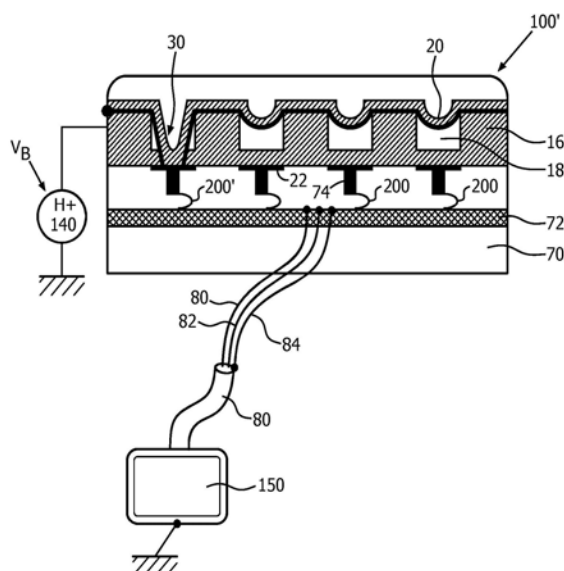
权利要求书2页 说明书7页 附图6页

## (54)发明名称

具有增加的寿命的电容式微机械超声换能器

## (57)摘要

CMUT单元(10)的阵列具有耦合到单元的顶部电极的DC偏置电压(VB),以将所述电极偏置到期望的塌陷或部分塌陷状态。熔断器(200)与单元的底部电极(22)串联连接,其在个体单元的故障的情况下会将个体单元与阵列的其他仍然工作的单元断开并且隔离。在优选实施例中,单元被耦合以控制诸如微波束形成器电路的集成电路,并且熔断器由具有集成电路的半导体材料形成,从而使MUT表面区可用于高密度MUT制造。防止了由于DC偏置电流通过出故障的单元的短路的对集成电路的损坏。



1. 一种被保护以免受过电流状况影响的微机械超声换能器阵列,包括:

衬底;

多个微机械超声换能器单元,其被形成在所述衬底上,每个单元具有包括顶部电极的膜以及耦合到所述衬底的底部电极,

其中,所述顶部电极是被布置为耦合到公共参考电位的公共电极,而所述底部电极是被布置为耦合到交流驱动信号的信号电极;并且

其中,每个微机械超声换能器单元还包括耦合到所述信号电极的一个熔断器,所述熔断器被布置为在所述微机械超声换能器单元的过电流状况的情况下断开,以将所述微机械超声换能器单元与所述阵列的其他微机械超声换能器单元隔离。

2. 如权利要求1所述的微机械超声换能器阵列,其中,每个熔断器与微机械超声换能器单元的所述底部电极串联耦合。

3. 如权利要求1至2中的任一项所述的微机械超声换能器阵列,其中,每个熔断器还包括被布置为通过加热或电迁移而断开的熔断器。

4. 如权利要求1至2中的任一项所述的微机械超声换能器阵列,还包括:

集成电路,其耦合到所述微机械超声换能器阵列以控制所述微机械超声换能器单元的操作,

其中,所述熔断器被定位于所述集成电路上。

5. 如权利要求4所述的微机械超声换能器阵列,其中,所述集成电路还包括专用集成电路。

6. 如权利要求5所述的微机械超声换能器阵列,其中,所述专用集成电路还包括与所述微机械超声换能器单元的所述衬底分离的衬底,其中,所述集成电路被形成在与所述微机械超声换能器单元的所述衬底分离的衬底上,

其中,所述集成电路电耦合到所述微机械超声换能器单元以控制所述微机械超声换能器单元的操作。

7. 如权利要求5所述的微机械超声换能器阵列,其中,所述专用集成电路还包括被形成在所述微机械超声换能器单元的所述衬底上的集成电路,所述集成电路电耦合到所述微机械超声换能器阵列以控制所述微机械超声换能器阵列的操作。

8. 如权利要求7所述的微机械超声换能器阵列,其中,所述熔断器被形成在具有所述集成电路的所述衬底上。

9. 如权利要求8所述的微机械超声换能器阵列,其中,所述熔断器还被形成在具有带半导体材料的所述集成电路的所述衬底上。

10. 如权利要求9所述的微机械超声换能器阵列,其中,所述半导体材料还包括集成电路金属层或多晶硅层。

11. 如权利要求10所述的微机械超声换能器阵列,其中,所述熔断器还包括半导体材料的窄化的迹线。

12. 如权利要求9所述的微机械超声换能器阵列,其中,所述熔断器还包括预定尺度的通孔。

13. 如权利要求7或9所述的微机械超声换能器阵列,其中,所述专用集成电路还包括微型波束形成器。

14. 如权利要求1至2中的任一项所述的微机械超声换能器阵列,其中,所述多个微机械超声换能器单元的公共电极互连。

15. 如权利要求14所述的微机械超声换能器阵列,其中,每个微机械超声换能器单元的所述公共电极被布置为耦合到地电位,而所述信号电极还被布置为耦合到DC参考电位和所述交流驱动信号两者。

## 具有增加的寿命的电容式微机械超声换能器

### 技术领域

[0001] 本发明涉及医学诊断超声成像,具体而言涉及使用电容式微机械超声换能器(CMUT)的超声换能器探头。

### 背景技术

[0002] 通常,超声换能器由诸如PZT的压电陶瓷材料或诸如PVDF的压电聚合物形成。最近已经示出,换能器可以通过半导体工艺来制成。这样的换能器由其中振动膜生成并且接收超声能量的微小的半导体单元形成,并且被称为微机械超声换能器(MUT)。两种这样的换能器类型是:在膜上利用压电材料的那些,被称为压电微机械超声换能器(PMUT);以及那些利用导电膜与另一电极之间的电容效应的那些,被称为电容式微机械超声换能器(CMUT)。个体换能器元件可以由一致操作的数十个或数百个这样的MUT单元形成。由于这些单元非常小,每个MUT单元仅产生或响应于小量的声能。通常使用两种方法来增加MUT设备的声学效率。一种是利用DC偏置电压对单元进行偏置,在CMUT的情况下,所述DC偏置电压将振动膜带到极为接近相对的电极,从而增加设备的灵敏度。另一种方法是形成彼此非常靠近的单元的阵列,从而使其衬底上的单元的密度最大化,并且提供作为单个换能器元件一致地操作的大量单元。单元的高密度制造还改进了它们的栅瓣特性,并减少了所产生的超声图像中的混乱。

[0003] 因此换能器阵列或者甚至单个元件可以包括由DC偏置电压偏置的数百或数千个个体MUT单元。尽管如上所述,这样的架构具有许多性能优点,但是出现了单个MUT单元的故障能够导致大量单元失效的问题。单个单元能够通过具有其高DC偏置电压的膜塌陷到相对电极上而出故障。这不仅使有故障的单元,而且使其他数百或数千个单元(利用其,它通常被偏置)的全部短路。尽管单个单元本身的故障可能不会明显地影响换能器探头的性能,但是大量其他单元的短路能够导致整个换能器探头失效。在美国专利7293462(Lee等人)中描述了一种防止这个问题的方法。Lee等人的方法是在互连的MUT单元的行或列的端部处形成熔断器,当所述行或所述列中的一个单元短路时,互连的MUT单元将断开。这将从换能器的操作中移除所述行或所述列的单元,从而允许换能器中的其他单元保持运行。然而,该方法有若干缺点。一个缺点是互连单元的每行或每列必须分离地偏置,从而增加了向探头中的全部单元提供偏置电压的复杂性。另一个缺点是熔断器在MUT衬底上占据相对大的面积,从而减小了衬底上可用于MUT单元的面积,并且因此降低了换能器的灵敏度。又一个缺点是从探测器的操作中移除多个单元(出故障的单元以及与其连接的其他单元),这也降低了超声探头的性能。将期望能够仅从操作中移除出故障的单元,从而允许其他功能正常的单元保持在操作中。美国专利7293462建议提供多个辐条(spoke),其将每个MUT单元的顶部电极互连到其近邻。辐条被设计为在从其中流过的电流足够大时融化。该解决方案的缺点是每个MUT单元需要多个熔断器,这能够使阵列设计复杂化并且需要额外的空间。此外,该解决方案还要求所有的熔断器立即被激活,因为如果美国专利7293462的至少一个辐条不融化,则所有互连的电极将短路。

[0004] 因此,本发明的目的是通过仅从操作中去除出故障的MUT单元来延长MUT探头的寿命,从而允许剩余的功能完全的单元保持操作。另外的目的是以不利用在其他情况下能够用于MUT制造的衬底面积的方式来这样做,从而保持MUT阵列的MUT密度并且因此保持其灵敏度。

## 发明内容

[0005] 根据本发明的原理,超声换能器MUT单元阵列具有用于阵列的每个个体单元的一个熔断器,所述熔断器仅将出故障的单元与阵列中的剩余单元隔离,所述剩余单元保持完全操作。每个MUT单元具有包括顶部电极的膜和耦合到衬底的底部电极,其中,顶部电极或底部电极中的一个是被布置为耦合到公共参考电位(参考电压)的公共电极,而另一个电极是被布置为耦合到交流驱动信号的信号电极;并且其中,每个MUT单元还包括耦合到MUT信号电极的一个熔断器,熔断器在MUT单元的过电流状况的情况下操作为断开,以将所述MUT单元与阵列的其他MUT单元隔离。

[0006] 该解决方案的优点是通过将熔断器耦合到交流信号承载电极来将熔断器放置在信号侧允许通过保持MUT阵列的密度最大化而快速且有效地停用出故障的单元。除此之外,共享公共电位的阵列中的其他单元的操作不受出故障的单元的影响。

[0007] 在另一个实施例中,公共电极被布置为耦合到地电位,而信号电极被布置为耦合到DC参考电位和交流驱动信号两者。

[0008] 每个出故障的单元的地电极耦合到地电位,因此使其对阵列中的剩余MUT单元的性能的影响最小化。

[0009] 在另一个实施例中,超声换能器MUT单元阵列可以包括被布置为提供参考电位(关于公共电极的公共电位或关于信号电极的DC参考电位)的DC偏置电压源。

[0010] 在优选的实施方式中,熔断器被形成在控制个体MUT的专用集成电路(ASIC)上。用于MUT的熔断器可以通过窄化将电流传导到MUT单元或从MUT单元传导电流的集成电路通道来形成,使得过电流状况将引起热量以断开通道或使得通过电迁移断开通道。通过在高密度ASIC上形成熔断器,MUT衬底的在其他情况下能够用于MUT制造的区都不被用于熔断器,从而在MUT衬底上保持高单元密度以供良好的声学性能。控制ASIC可以被形成成为单独的集成电路芯片,例如通过已知技术结合到MUT衬底的用于微波束形成的集成电路芯片,或者ASIC可以被形成在用于MUT制造的衬底上。

## 附图说明

[0011] 在附图中:

[0012] 图1是典型的悬浮膜CMUT换能器单元的截面视图。

[0013] 图2是在塌陷模式中操作的CMUT单元的截面视图。

[0014] 图3是本发明的MUT阵列的平面视图,其中,单元的行和列利用公共偏置互连件互连。

[0015] 图4是图示当单元中的一个短路时的故障模式的共同偏置的CMUT单元的阵列的截面视图。

[0016] 图5是公共偏置的CMUT单元阵列的截面视图,其图示被耦合用于与根据本发明的

原理的控制ASIC一起操作的个体单元的熔断器保护。

[0017] 图6图示了用于根据本发明原理的CMUT单元的熔断器的半导体制造。

[0018] 图7是适于与本发明的受熔断器保护的CMUT单元阵列一起使用的超声成像系统的框图。

### 具体实施方式

[0019] CMUT初始被构造为在现在被称为悬浮或“非塌陷”模式的模式中操作。参考图1,在截面中示出了典型的非塌陷CMUT换能器单元10。CMUT换能器单元10与诸如硅的衬底12上的多个类似的邻近单元一起制造。可以由氮化硅制成的膜片或膜14通过可以由氧化硅或氮化硅制成的绝缘支撑体16支撑在衬底上方。膜与衬底之间的腔18可以是空气或气体填充的或者全部或部分被抽空。诸如金的导电薄膜或导电层20在膜片上形成电极,并且类似的薄膜或层22在衬底上形成电极。由电介质腔18分离的这两个电极形成电容。当声学信号使膜14振动时,可以检测到电容的变化,由此将声学波转换成对应的电信号。相反地,跨电极20、22施加的交流信号将调制电容,从而使得膜移动并且从而发送声学信号。来自DC偏置电压源140的DC偏置电压 $V_B$ 也跨电极施加,从而将膜及其顶部电极20拉到与单元的腔的底板极为接近以增加灵敏度。

[0020] 图2是在塌陷模式中操作的CMUT单元的示意性截面。CMUT单元包括诸如硅的衬底层12、衬底电极22、膜层14和膜电极环28。在该范例中,电极22被圆形地配置并嵌入在衬底层12中。此外,膜层14相对于衬底层12的顶部面被固定,并且被配置/定尺寸,从而定义膜层14与衬底层12之间的球形或圆柱形腔18。单元及其腔18可以定义备选几何结构。例如,腔18可以定义矩形和/或正方形截面、六边形截面、椭圆形截面或不规则截面。

[0021] 底部(衬底)电极22通常在其面向腔的表面上利用额外的层(未描画)来绝缘。优选的绝缘层是在衬底电极上方和膜电极下方形成的氧化物-氮化物-氧化物(ONO)电介质层。ONO电介质层有利地降低了电极上的电荷累积,所述电荷累积导致设备不稳定性 and 声学输出压力的漂移和减小。在Klootwijk等人于2008年9月16日递交的题为“Capacitive micromachined ultrasound transducer”的欧洲专利申请No.08305553.3中详细讨论了CMUT上的ONO电介质层的制造。ONO电介质层的使用对于塌陷模式CMUT是期望的,与未塌陷设备相比,其更易受电荷保留影响。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)、四乙基氧硅烷(TEOS)、多晶硅等)来制造。例如,在CMOS制造中,可以通过化学气相沉积形成氧化物层和氮化物层,并且通过溅射工艺沉积金属化(电极)层。合适的CMOS工艺是LPCVD和PECVD,后者具有低于400°C的相对低的操作温度。

[0022] 用于产生所公开的腔18的示范性技术涉及在添加膜层14的顶面之前在膜层14的初始部分中定义腔。其它制造细节可以在美国专利6328697 (Fraser) 中找到。在图2描绘的示范性实施例中,圆柱形腔18的直径大于圆形地配置的电极板22的直径。电极环28可以具有与圆形地配置的电极板22相同的外径,尽管这样的一致性不是必需的。因此,在本发明的示范性实施例中,电极环28相对于膜层14的顶部面被固定,从而与下面的电极板22对准。

[0023] 在图2中,CMUT单元膜层被偏置到塌陷状态,其中,膜14与腔18的底板接触。这通过向两个电极施加DC偏置电压来实现,如由施加到电极环28的电压 $V_B$ 和施加到衬底电极22的参考电位(地)指示的。在本发明的CMUT单元的优选实施方式中,底部电极不接地,但耦合到

DC参考电位,并且单元的交流驱动信号(以及接收的信号)被施加到底部电极并且在底部电极处被接收。尽管电极环28也可以形成为在中心没有孔的连续盘,但是图2图示了为何这不是必要的。如该图所示,当膜14被偏置到其预塌陷状态时,膜的中心与腔18的底板接触。这样一来,膜14的中心在CMUT的操作期间不移动。相反,膜14的周围区移动,所述周围区处于腔18的剩余开放空隙之上并且在环形电极之下。通过将膜电极28形成环,设备的电容的上板的电荷被定位于当CMUT作为换能器操作时呈现运动和电容变化的CMUT区上方。因此,CMUT换能器的耦合系数得到改进。

[0024] 图3是圆形CMUT单元50的二维阵列的俯视平面视图。阵列被配置在CMUT单元的对称对准的行56和列58的图案中。列具有交错对准,其允许单元被制造为彼此非常靠近,以提供高密度单元阵列。单元50的行和列利用导电互连层60交叠并互连,导电互连层60在单元膜上形成导电层20并且还将它们电耦合在一起。尽管在图中仅底部行被看到是跨单元的列互连的,但是在构建的实施方式中,每个行都如此连接,使得每个单元连接到其六个周围单元。该互连矩阵将公共电位(由施加的偏置电压 $V_B$ 或地电位定义)均匀地分布到阵列中的所有单元,使得它们都呈现相同的灵敏度。在该范例中,阵列被定尺寸为针对良好的旁瓣性能在行和列方向两者上具有相同的间距。桥状互连结构60优选是柔性的,并且因此帮助保持阵列的单元的取向,同时允许阵列是柔性的并且弯曲在弯曲配置中以操作为弯曲阵列换能器。

[0025] 图4图示了连接到图中以150表示的超声系统的CMUT换能器探头100'。在该图示中示出了四个CMUT单元10的阵列,其具有用于每个CMUT单元的公共顶部电极20和个体底部电极22。电介质16支撑跨每个单元的腔18的顶部电极和膜,所述腔允许膜和顶部电极响应于施加的DC偏置电压 $V_B$ 和接收的超声能量而移动。在该实施例中,将DC偏置电压 $H^+(V_B)$ 被施加到公共电极20,以将顶部电极偏置为与腔18的底板的期望接近。透镜68或其他覆盖物保护患者免于直接接触DC偏置的高电压。根据本发明的优选实施方式,CMUT单元被制造在用于CMUT单元的控制集成电路72的ASIC的衬底70上。CMUT单元的底部电极22通过通孔74通过ASIC的顶部表面电连接到ASIC的电路。备选地,CMUT可以形成在其自己的衬底12上,并且通过本领域技术人员已知的多种技术中的任何(例如,倒装芯片连接、导电粘合剂或通过硅通孔)连接到单独的ASIC。超声探头的ASIC电路通过线缆80连接到超声系统150。超声系统通过模拟或数字控制线82控制ASIC的换能器电子器件,并通过模拟或数字信号线84接收超声信号。

[0026] 图4图示了本发明解决的问题,即,如30处所示,最左侧的CMUT单元已经出故障并且其悬浮的顶部电极20已经塌陷到其底部电极22,从而使CMUT单元短路。由于单元的顶部电极是公共的,该故障也使全部其他互连单元的顶部电极短路。不仅单元现在失效,而且DC偏置电压直接到通孔74的耦合将来自DC偏置电源的电流直接施加到ASIC 72,从而潜在地损坏ASIC的集成电路。

[0027] 图5示出了具有个体CMUT单元的熔断器保护的根据本发明的相同的CMUT探头100'和超声系统150配置。每个MUT包括耦合到底部电极的单个熔断器,熔断器在MUT单元的过电流状况的情况下进行操作为断开,以将MUT单元与阵列的其他MUT单元隔离。具有与耦合到衬底的信号电极耦合的熔断器能够是有益的。常常过电流状况会导致熔断器和电极由其制成的材料的局部再分布。电极和与其耦合的熔断器越靠近患者或声窗侧(acoustic window

side), 由于再分布的材料以及患者对偏置电压的潜在暴露, 导致阵列中的另外的短路的风险就越高。在该实施例, 添加与单元的底部电极22串联的个体熔断器200, 以保护ASIC的电子器件, 并且在一个单元短路时保持对其他未受损单元的偏置电压。在本发明的CMUT单元的优选实施方式中, 底部电极不接地, 但耦合到DC参考电位, 并且针对单元的交流驱动信号 (以及接收的信号) 被施加到底部电极并且在底部电极处被接收。这样一来, 每个单元的底部电极具有信号承载电极的功能, 而每个单元的顶部电极 (公共电极) 可以接地 (耦合到地电位)。这进一步改进了阵列的患者安全性。在这种情况下, 如30处所示的最左侧单元的故障将导致熔断器200' 断开, 通过断开经过单元的短路偏置电流路径来提供这种保护。本发明提供了以优雅和紧凑的设计布置将敏感于高电流的集成电路 (ASIC) 与出故障的CMUT单元隔离的可能性。每个CMUT单元仅需要耦合到信号电极的一个熔断器, 其中, 该熔断器的激活可以实现对应的CMUT单元与信号线84的隔离。本发明为技术问题提供了可靠的解决方案。根据本发明的另外的方面, 熔断器形成在ASIC衬底70上。本发明人已经认识到, 熔断器占据形成CMUT单元的表面的有价值区, 从而减小了可用于声音产生和接收的面积。代替地, 本发明人优选在ASIC衬底中形成熔断器, 利用ASIC内的多个层来形成熔断器而不限制探头的声学活动区。熔断器200可以由金属化层、多晶硅层、有源层中的任何一个制造或者在ASIC芯片的层之间的互连件 (通孔) 中制造。熔断器可以被设计为通过若干已知的方法 (包括通过热加热和通过电迁移) 来操作。在图5的非限制性范例中, CMUT单元的顶部 (公共) 电极被示出为互连, 因此形成具有公共电压电位 (地或基准偏置) 的连续电极。

[0028] 图6在平面视图中示出了实施根据本发明的原理的CMUT集成电路熔断器的若干备选技术。这六种图示的技术示出了如何利用在其上沉积所示的各种熔断器分段的集成电路内的多个层。如范例所示, 各层可以由各种半导体材料形成。在图的左下方是包括顶部电极20和底部电极22的CMUT单元10的层。一种熔断器技术是如在220处所示使顶部电极20的导电迹线窄化。另一种技术是如在222处所示使底部电极22的导电迹线窄化。该范例还示出了与底部电极22串联耦合的多晶硅层210和两个集成电路金属层230和234。由导电通孔242、244和246提供层之间的电连接。示出了在212处通过层的窄化而在多晶硅层210中形成的熔断器分段。还示出了通过在232和236处的层的窄化而在集成电路金属层230和234中形成的熔断器分段。该范例还示出了由通孔246的小直径形成的熔断器。迹线的窄化和较小的通孔直径均迫使过量的电流在狭窄的通道中流动, 引起断开通道的热量或通过电迁移的通道的断开, 从而断开DC偏置电流的电路径。因此短路的CMUT单元与仍在CMUT衬底上和探头中工作的其他单元个体地隔离。

[0029] 图7以框图的形式图示了适于与本发明的MUT阵列探头一起使用的超声诊断成像系统150。CMUT阵列100与微波束形成器ASIC 112一起被定位于导管的尖端或超声探头100' 的远端上。CMUT阵列100可以是MUT换能器元件的一维或二维阵列, 其能够在二维平面中进行扫描或者在三维中进行扫描以进行3D成像。微波束形成器ASIC 112 (其还包括控制电路72) 控制由CMUT阵列单元对信号的发送和接收, 并且还容纳如上所述的用于CMUT单元的熔断器200。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形成, 如美国专利5997479 (Savord等人)、6013032 (Savord) 和6623432 (Powers等人) 中所描述的。微波束形成器耦合到发送/接收 (T/R) 开关116, T/R开关116在发送和接收之间切换, 并且在不使用微波束形成器且由主系统波束形成器直接操作换能器阵列时保护主系统波



束形成器120免受高能发送信号影响。由耦合到T/R开关和主系统波束形成器120的换能器控制器118来引导在微波束形成器ASIC 112的控制下超声波束从CMUT换能器阵列100的发送,主系统波束形成器120接收来自用户接口或控制面板38的用户操作的输入。由换能器控制器控制的功能之一是其中波束被操纵的方向。可以从换能器阵列的正前方(正交于其),或在针对更宽视场的不同角度处操纵波束。换能器控制器118还控制用于从DC偏置电源140施加到CMUT单元的DC偏置的电路104,所述DC偏置将单元膜14偏置到部分或完全塌陷状态,以用于在期望的操作模式中的CMUT的操作。

[0030] 由微型束形成器112在接收时产生的部分波束形成信号被耦合到主波束形成器120,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120可以具有128个通道,每个信道接收来自数十或数百个CMUT换能器单元的片块的部分波束形成信号。以这种方式,由CMUT换能器阵列的数千个换能器元件接收的信号可以有效地贡献给单个波束形成信号。在基本的实施方式中,从CMUT单元的行接收的声学信号被处理成来自单元的行前面的图像平面的波束以形成扫描的2D图像。

[0031] 波束形成信号被耦合到信号处理器122。信号处理器122可以以各种方式处理接收的回波信号,例如带通滤波、抽取、I和Q分量分离以及谐波信号分离,谐波信号分离用于分离线性信号和非线性信号,从而实现从组织和微泡返回的非线性回波信号的识别。信号处理器也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。

[0032] 经处理的信号被耦合到B模式处理器126和多普勒处理器128。B模式处理器126将幅度检测用于诸如身体中的器官和血管的组织的身体的结构的成像。可以以谐波模式或基频模式或两者的组合形成身体的结构的B模式图像,例如在美国专利6283919(Roundhill等人)和美国专利6458083(Jago等人)中所描述的。多普勒处理器128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。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声。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。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声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。

[0033] 由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132和多平面重新格式化器144。扫描转换器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。所述扫描转换器可以利用颜色叠加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与它们的多普勒估计的速度相对应的

点处的运动。所述多平面重新格式化器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,如美国专利6443896 (Detmer) 中所描述的。体积绘制器142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。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142耦合到图像处理器130,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128产生的血流速度值被耦合到流量化处理器134。所述流量化处理器产生不同流动状况的量度,例如,血流的体积率。流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。来自流量化处理器的输出数据被耦合到图形处理器136,以用于利用显示器40上的图像来再产生测量值。图形处理器136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38接收输入,所述输入例如为键入的患者姓名。所述用户接口还耦合到换能器控制器118以控制来自换能器阵列100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。用户接口还耦合到多平面重新格式化器144,以用于选择和控制多平面重新格式化 (MPR) 图像的显示,其可以用于执行在MPR图像的图像场中的量化测量。

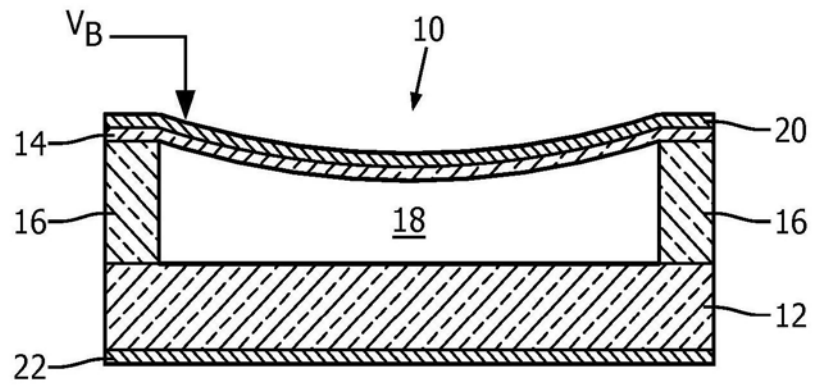


图1

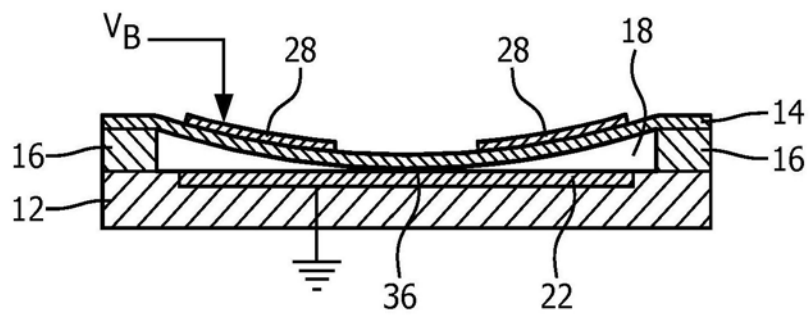


图2

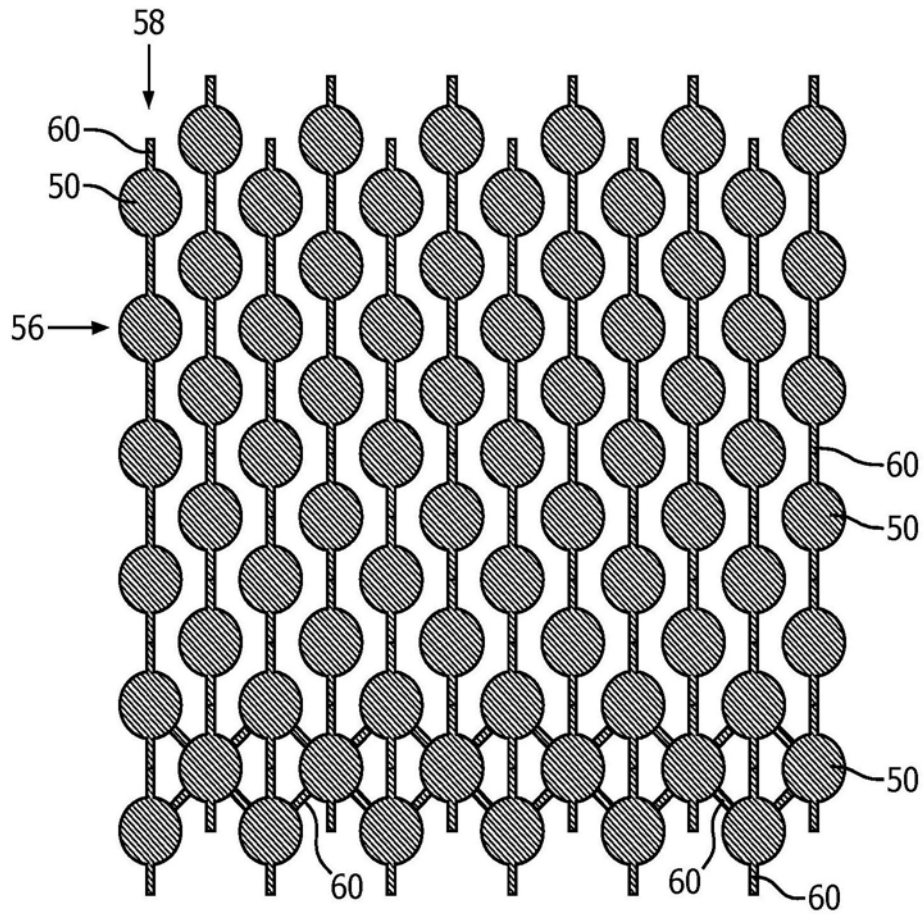


图3

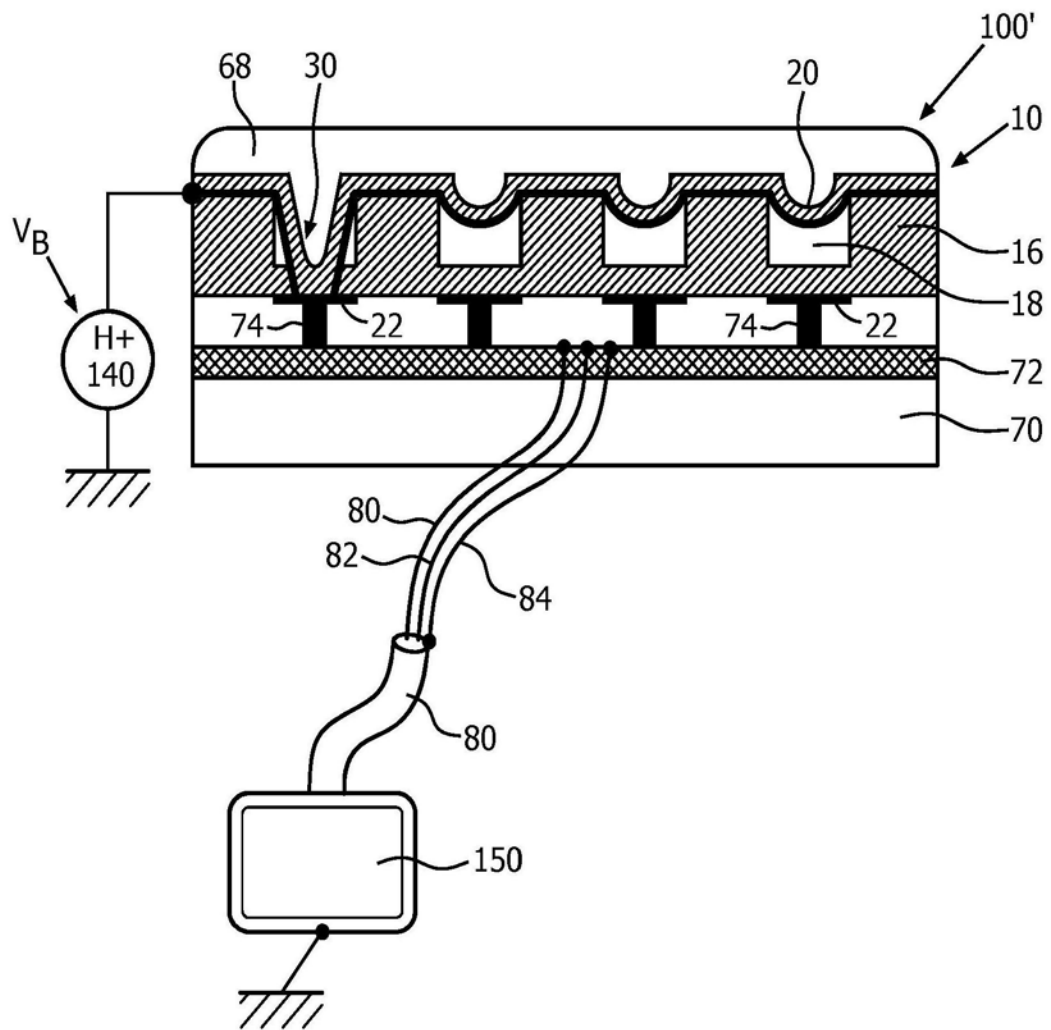


图4

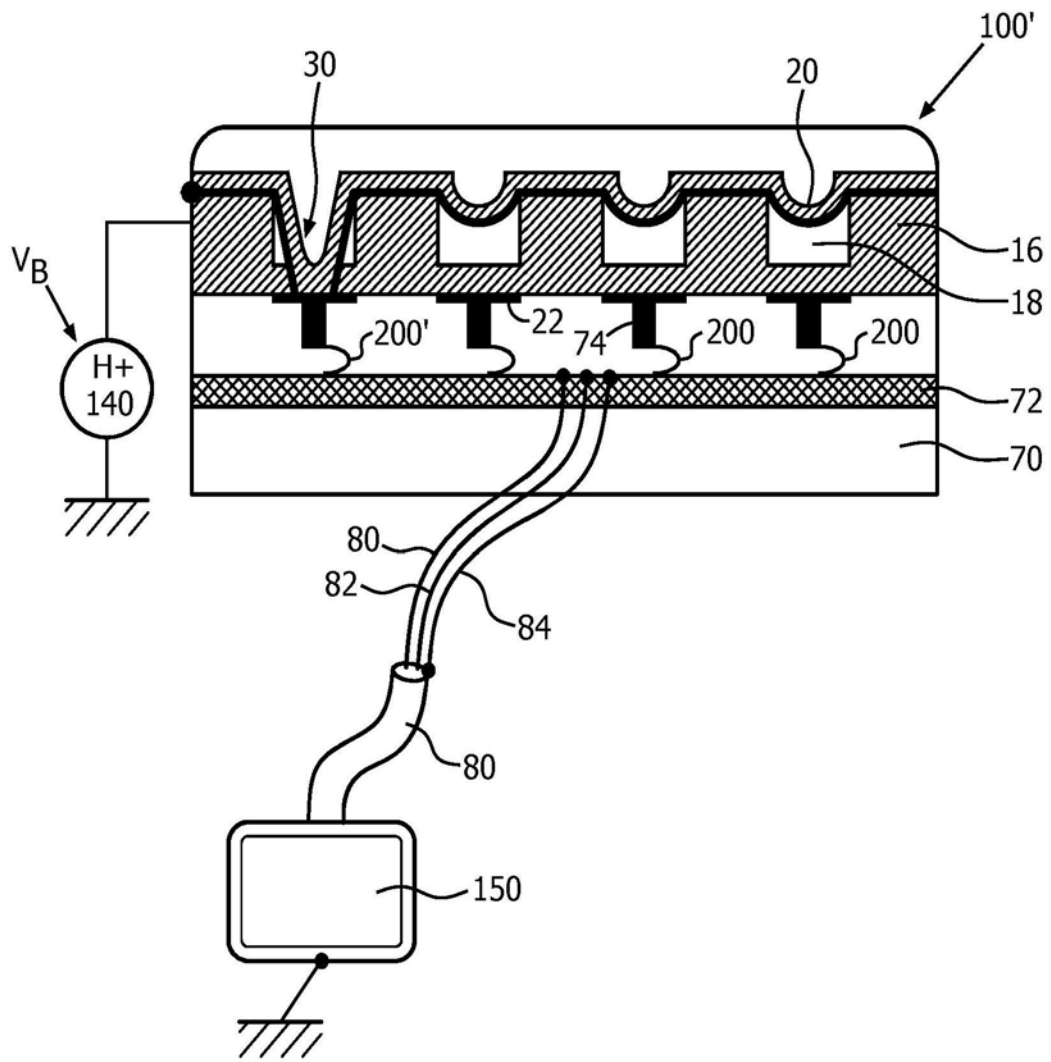


图5

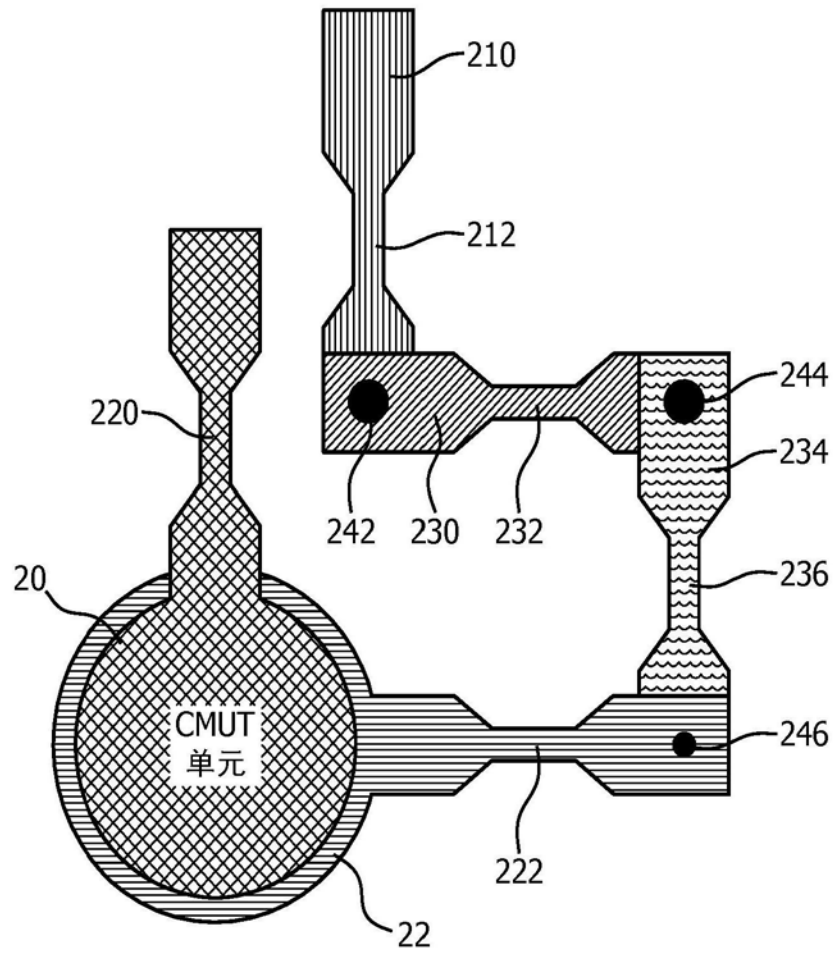


图6

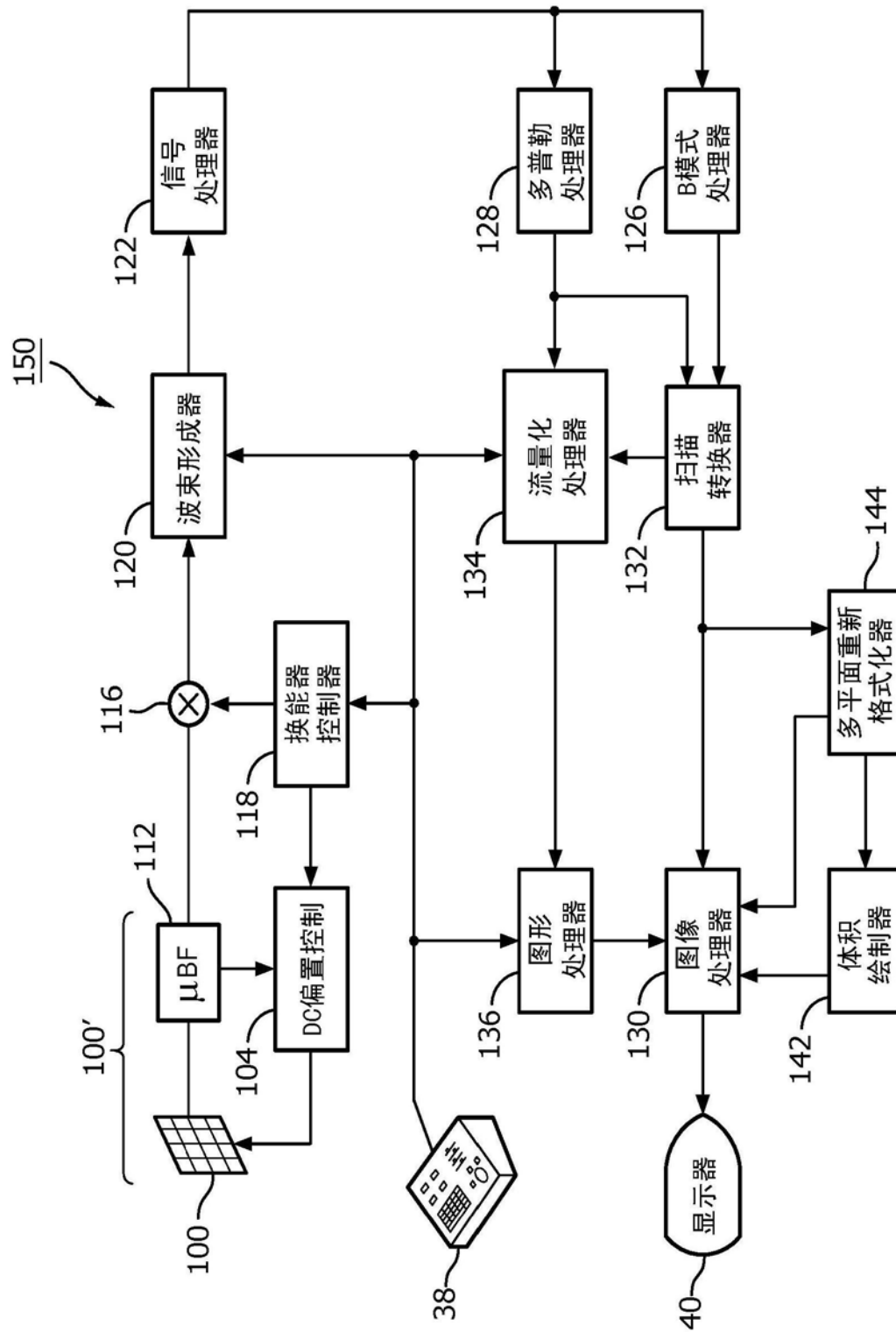


图7