

(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101861127 A

(43) 申请公布日 2010. 10. 13

(21) 申请号 200880117507. 8

(74) 专利代理机构 上海专利商标事务所有限公司 31100

(22) 申请日 2008. 12. 03

代理人 毛力

(30) 优先权数据

60/992, 020 2007. 12. 03 US

61/024, 843 2008. 01. 30 US

(51) Int. Cl.

A61B 8/12(2006. 01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

2010. 05. 18

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2008/085446 2008. 12. 03

(87) PCT申请的公布数据

W02009/073752 EN 2009. 06. 11

(71) 申请人 科隆科技公司

地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 黄勇力

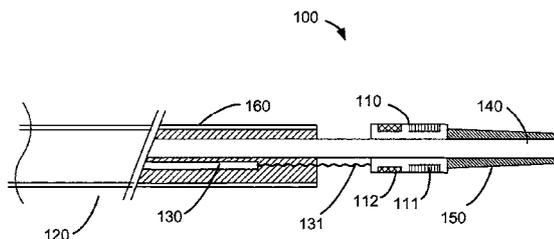
权利要求书 2 页 说明书 12 页 附图 9 页

(54) 发明名称

具有电容式微机械超声波换能器的超声波扫描设备

(57) 摘要

本发明提供了超声波扫描设备和超声波扫描设备的制造方法,该方法的一个实施方式包括,将柔性电子器件(如集成电路)、柔性超声波换能器(如圆形CMUT阵列的一部分)和柔性构件集成。该集成电路、换能器和柔性构件可形成以柔性子组件,该子组件被卷起以形成超声波扫描设备。集成电路和换能器的集成可同时发生。可选地,电子设备的集成可发生在换能器的集成之前。另外,换能器的集成可包括使用半导体技术。而且,卷起的子组件可形成管腔或可被接合到管腔。该方法可包括折叠柔性子组件的一部分,以形成前视换能器。一些子组件的柔性构件可以包括一对支架。



1. 一种方法,其用于制造基于导管的医疗设备,所述方法包括:
将电子电路和柔性构件集成;
将超声波换能器和所述柔性构件集成,所集成的电子电路、超声波换能器和柔性构件成为柔性子组件;
将所述柔性子组件成形为超声波扫描设备;和
将所述超声波扫描设备接合到所述导管上。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中所述超声波换能器是柔性的。
3. 根据权利要求1所述的方法,其中电子器件是柔性的。
4. 根据权利要求1所述的方法,还包括在将所述电子器件和所述超声波换能器与所述柔性构件集成之前,在基底的器件层集成所述电子器件和所述超声波换能器。
5. 根据权利要求4所述的方法,还包括通过基底的器件层形成至少一个图案化的开口。
6. 根据权利要求5所述的方法,还包括形成具有至少一个嵌入式空腔的器件层。
7. 根据权利要求4所述的方法,还包括在SOI晶片上形成所述器件层。
8. 根据权利要求1所述的方法,还包括同时将所述电子器件和所述超声波换能器与所述柔性构件集成。
9. 根据权利要求1所述的方法,其中集成所述超声波换能器包括使用半导体技术。
10. 根据权利要求1所述的方法,其中所成形的柔性部件至少界定了管腔的一部分。
11. 根据权利要求1所述的方法,其中集成所述柔性超声波换能器是来自包括所述柔性超声波换能器的活动表面的所述超声波换能器侧。
12. 根据权利要求1所述的方法,还包括将所成形的柔性构件接合到管腔。
13. 根据权利要求1所述的方法,其中所述柔性超声波换能器包括至少一个电容式微机械超声波换能器(CMUT)。
14. 根据权利要求1所述的方法,还包括折叠控制所述柔性超声波换能器的所述柔性构件的一部分,其中所述柔性构件的所折叠的部分和所述柔性超声波换能器形成前视超声波换能器。
15. 根据权利要求1所述的方法,其中柔性超声波换能器至少包括圆形CMUT阵列的一部分。
16. 根据权利要求1所述的方法,其中所述柔性构件包括一对支架。
17. 一种基于导管的医疗设备,其包括:
电子电路;
超声波换能器;
柔性构件,其中所述电子电路和所述超声波换能器与所述柔性构件集成,所集成的电子电路、超声波换能器和柔性构件成为柔性子组件,该柔性子组件被成形为超声波扫描设备;和
管腔,所述超声波扫描设备接合到该管腔。
18. 根据权利要求17所述的基于导管的医疗设备,其中所述超声波换能器为柔性超声波换能器。
19. 根据权利要求17所述的基于导管的医疗设备,其中所成形的柔性子组件界定了管

腔的一部分。

20. 根据权利要求 17 所述的基于导管的医疗设备,其中所述柔性超声波换能器包括贯穿晶片互连。

21. 根据权利要求 17 所述的基于导管的医疗设备,其中所述超声波换能器包括至少一个 CMUT 元件。

22. 根据权利要求 17 所述的基于导管的医疗设备,其中所述超声波换能器为包括至少两个 CMUT 元件的 CMUT 阵列。

23. 根据权利要求 17 所述的基于导管的医疗设备,还包括与所述柔性构件集成的温度传感器或压力传感器中的一个。

24. 根据权利要求 17 所述的基于导管的医疗设备,其中所述超声波换能器至少包括圆形 CMUT 阵列的一部分。

25. 根据权利要求 17 所述的基于导管的医疗设备,其中所述超声波换能器为前视超声波换能器。

26. 一种基于导管的医疗设备,包括:

集成电路;

电容式微机械超声波换能器 (CMUT);和

柔性构件,其中所述集成电路和所述超声波换能器与所述柔性构件集成,所述集成电路、所述 CMUT 和所述柔性构件成为柔性子组件,该柔性子组件被成形以作为超声波扫描设备和至少部分管腔工作;所述 CMUT 位于所述超声波扫描设备的末端并作为前视环形超声波换能器。

27. 一种方法,用于制造基于导管的医疗设备,所述方法包括:

在基底上制造半导体器件,该基底界定与所述半导体器件相邻的分隔层;

通过在所述基底中在所述半导体器件周围形成开口的图案并且其深度足以到达所述分隔层,将所述半导体器件从基底上分隔开;

集成电子电路和柔性构件;

集成超声波换能器与所述柔性构件,所集成的电子电路、超声波换能器和柔性构件成为柔性子组件,其中所述半导体器件包括所述电子电路或所述超声波换能器中的至少一个;

将所述柔性子组件成形为超声波扫描设备;和

将所述超声波扫描设备接合到所述导管。

28. 根据权利要求 27 所述的方法,其中从由 CMUT 元件、CMUT 阵列、集成电路 (IC) 或其组合组成的组中选择所述半导体器件。

29. 根据权利要求 27 所述的方法,其中所述分隔层界定了嵌入式空腔。

具有电容式微机械超声波换能器的超声波扫描设备

[0001] 优先权

[0002] 本申请要求 2007 年 12 月 3 日递交的序列号为 60/992, 020 的美国临时申请和 2008 年 1 月 30 日递交的序列号为 61/024, 843 的美国临时申请的优先权。

[0003] 背景

[0004] 本申请涉及电容式微机械超声波换能器 (CMUT) 扫描设备, 尤其涉及装有基于 CMUT 的超声波扫描设备的导管 (catheter)。

[0005] 导管允许外科医生通过导航导管的末端到病灶存在的位置以诊断和治疗深陷于身体内部的病灶。这样, 外科医生可以在病灶存在的位置操作不同的传感器或仪器, 以对病人最小的侵入性伤害来采取确定的措施。一种被广泛使用的传感器就是超声波扫描设备。超声波扫描设备产生一定频率的声波, 所述频率选择为使该超声波扫描设备能允许超声波穿透各种组织和其他生物的结构, 并能从上述各种组织和其他生物的结构返回回声。通常, 期望选择大约 20 兆赫兹或者更高赫兹的频率。超声波扫描设备周围组织的图像可以根据这些返回的回声获得。存在两种类型的超声波扫描设备, 这两种类型的超声波扫描设备基于压电晶体 (即, 由压电材料或压电复合材料制造的晶体) 和基于电容式微机械超声波换能器 (CMUT 和嵌入式触发 CMUT 或 ESCMUT)。

[0006] CMUT 通常包括两个分开的电极, 其中, 两个电极中的一个与膜相接合。在操作过程中, 交流 (AC) 信号用来给电极充电至不同的电压。不同的电压引起与膜相接合的电极的运动, 并因而引起该膜自身的运动。压电换能器 (PZT) 也将交流信号应用于其中的晶体, 引起晶体振动并产生声波。返回到晶体的回声被用来得到周围组织的图像。

[0007] 因此, 外科医生发现使用装有导管的超声扫描设备对获取病人 (和动物) 的确定组织 (如血管)、结构等及观察其上的疗效是有帮助的。例如, 超声波换能器可以提供图像以使医疗人员判断血液是否流经特定的血管。

[0008] 一些导管在其末端或接近其末端包括单个的超声波换能器, 而其他导管在其末端包括超声波换能器阵列。这些超声波换能器可以沿着导管的一侧设置并可从该侧指向外部。如果这样, 其可以被认为是侧视换能器。当导管只有一个侧视换能器时, 该导管可以被旋转以获得其周围各个方位的组织图像。另外, 该导管可以使超声波换能器在其周围指向各个方向。

[0009] 在其他情况下, 导管在其末端可以设置超声波换能器, 其从导管的端部指向远端方向。这些类型的超声波换能器可以被称为“前视”换能器, 前视换能器对获取导管前部的 (即, “前向”的) 组织的图像是有帮助的。概述

[0010] 实施方式提供了装有超声波扫描设备的导管和制造配备有超声波扫描设备的导管的方法。尤其, 根据一种实施方式实践的方法包括将柔性 (flexible) 电子器件 (如集成电路) 和柔性构件集成在一起, 以及将柔性超声波换能器 (如圆形 CUMT 阵列的一部分) 和柔性构件集成在一起。上述被集成的柔性电子器件、柔性超声波换能器和柔性构件可以形成一个柔性子组件, 该子组件可以被卷起以形成超声波扫描设备。

[0011] 在一些实施方式中, 柔性电子器件、柔性超声波换能器可以同时和柔性构件集成

在一起。而且,超声波换能器的集成可以从包括其活动表面的超声波换能器侧执行。在可选实施方式中,柔性电子器件的集成可以发生在柔性超声换能器的集成之前(或之后)。另外,柔性超声换能器的集成可以包括使用半导体技术。在一些实施方式中,卷起的柔性子组件形成管腔,该管腔可以耦合到导管的管腔。然而,可替代的是,卷起的柔性子组件可以和导管的管腔相接合。在一些实施方式中,上述方法包括通过大约九十度折叠柔性构件的一部分(其控制所述柔性超声波换能器)以形成前视(forward looking)超声波换能器。一些实施方式中的柔性构件可以包括与圆形 CMUT 换能器阵列的一部分相接合的一对支架。随着上述支架(和其余柔性构件)被卷起,所述圆形 CMUT 阵列可以通过大约九十度被折叠而形成环形 CMUT 阵列。该环形 CMUT 阵列因此可以被用作前视 CMUT 阵列。

[0012] 此处所公开的超声波扫描设备的一个实施方式包括柔性电子器件(如集成电路)、柔性超声波换能器、以及柔性构件,其中所述柔性电子器件及柔性超声波换能器与所述柔性构件集成。所述集成的柔性电子器件、柔性超声波换能器和柔性构件可以形成柔性子组件,该子组件可以被卷起以形成超声波扫描设备。在一些实施方式中,卷起的柔性子组件是管腔,或者,可替代的,卷起的柔性子组件可接合到导管的管腔。所述柔性超声波换能器可以包括贯穿晶片互连(through wafer interconnect)和与之通信的部分圆形 CMUT 阵列。另外,所述超声波换能器可以是一个前视的环形 CMUT 阵列。

[0013] 因此,与之前可用的装备有导管的压电换能器相比,特别是与装备有导管的 PZT 相比,实施方式具有许多优点。例如,实施方式提供了装备有超声波扫描设备的导管,与迄今可能的导管相比,其可以以更高的频率和更宽的带宽工作。实施方式还提供了装备有超声波扫描设备的导管,与之前可用的超声波换能器的那些导管相比,其具有更小的形状因子。另外,实施方式提供了制造装备有超声波扫描设备的导管的方法,与之前可用的超声波导管制造方法相比,其更简单、成本更低且速度更快。

[0014] 附图简述

[0015] 图 1 示出一些实施方式的导管的截面图;

[0016] 图 2 示出一些实施方式的超声波扫描设备的截面图;

[0017] 图 3 示出制造一些实施方式的导管的方法的流程图;

[0018] 图 4 示出用于一些实施方式的导管的超声波扫描设备的截面图;

[0019] 图 5 示出用于一些实施方式的导管的另一超声波扫描设备的截面图;

[0020] 图 6 示出用于一些实施方式的导管的另一超声波扫描设备的截面图;

[0021] 图 7 示出用于一些实施方式的导管的超声波扫描设备的截面图;

[0022] 图 8 示出用于一些实施方式的导管的又一超声波扫描设备的截面图;

[0023] 图 9 示出用于一些实施方式的导管的一维 CMUT 阵列;

[0024] 图 10 示出用于一些实施方式的导管的二维 CMUT 阵列;

[0025] 图 11 示出用于一些实施方式的导管的环形 CMUT 阵列子组件;

[0026] 图 12 示出用于一些实施方式的导管的环形 CMUT 阵列子组件;

[0027] 图 13 示出制造用于一些实施方式的导管的环形 CMUT 阵列的方法;

[0028] 图 14 示出集成一些实施方式的装备有 CMUT 的导管的各个部件的方法;

[0029] 图 15 示出集成一些实施方式的装备有 CMUT 的导管的各个部件的另一方法;

[0030] 图 16 示出晶片,依此晶片可制造装备 CMUT 的导管各个部件。

[0031] 详细描述

[0032] 不同的实施方式提供了位于导管末端的超声波扫描设备。特别是,一些实施方式提供了在其末端装有侧视和前视电容式微机械超声波换能器 (CMUT) 阵列的超声波扫描设备。

[0033] 尽管压电换能器 (PZT) 可以完成一些期望的诊断功能,但是仍很难获得具有小的形状因子的压电换能器 (PZT)。更具体地,由于受与制造 PZT 的材料有关的限制,仍难以设计和制造具有足够小的装配在许多导管内的 PZT 的导管,其设计成被导航通过各种心血管、神经血管和其他生物结构。另外,PZT 材料自身也不提供相对的高频率范围。例如,很难设计和制造能在有助于生物组织成像的接近(或超过)20MHZ 范围内工作的 PZT。

[0034] 另外,为了形成 PZT 的圆柱阵列(如期望包含在各种导管上的圆柱阵列),各个 PZT 必须从换能器的平板被切割。然后各个 PZT 以圆柱形阵列设置在导管上。因此,一些单个 PZT(或其组)在切割和装配操作期间可能被损坏或被切口或其他污染物污染。另外,在导管上装配各个 PZT 和切割操作会引起各个 PZT 运行特征的改变。因此,之前的可使用的 PZT 确定仅用在某些超声应用中。本公开致力于现有 PZT 的至少一些缺点,提供了基于 CMUT 的超声波换能器和装有这种 CMUT 的导管。正如这里所论述的,此处所公开的超声波换能器和导管还拥有其他优点。

[0035] CMUT 使用排列为形成电容的两个板状结构,在相邻介质中传输和检测声波。上述电容器板(或与该电容器板耦合的电极)能被反复充电,从而一块板相对于另一块板来置换,因而产生声波。通常,交流电给电容器板充电。可选地,电容器板可以被充电至选定电压(例如以直流或 DC 信号),并可以被用来感测对裸露电容器板有影响的声波,并因此相对于另一电容器板来置换该电容器板。裸露的电容器板的置换引起了 CMUT 的电容的改变。由 CMUT 生成的最终的电信号可以被分析,以生成 CMUT 周围介质的图像。一些基于 CMUT 的超声波扫描设备包括开关,因此,当开关处于一个位置时,该开关允许 CMUT 发送声波,并且,当开关处于另一位置时,该开关允许 CMUT 检测声波。

[0036] CMUT 可以被单独制造或以各种类型的阵列被制造。例如,可以制造一个一维(1-D)CMUT 阵列,其中,多个 CMUT 以线性阵列形式形成。2-DCMUT 阵列也可以被制造,其中,各种 CMUT 以包括诸如行和列等的多种形式形成。行和列可以制造出通常为正方形、矩形或其他形状的阵列。另外,各个 CMUT 可以被单独操作;可以结合其他 CMUT 操作;或者可以结合所有的 CMUT 在特定阵列或扫描设备中操作。例如,驱动各种 CMUT 的信号可以被计定,以将多个 CMUT 操作为相控阵列,从而在特定方向指导声音能量。

[0037] CMUT 阵列可以形成为柔性的,使得该阵列能够以预期的或给定的形状或弯曲度符合于表面、腔等。例如,CMUT 阵列可以被配备成符合特定工具、导管、或其他设备的形状。同样地,用来驱动 CMUT(并感测来自那里的信号)的 IC(或其他电子电路)也可以被形成为柔性的。另外,CMUT 和 IC 可以相集成,并可以同时与使用这里所公开的相同的技术的工具集成,或者在不同的时间与使用这里所公开的相同(或不同)的技术的工具集成。

[0038] 更具体地,一些实施方式的 CMUT 和 IC 可以互相集成,并且可以同时与使用半导体或微机电系统(MEMS)制造和封装技术(以下简称“半导体”技术)的柔性膜集成。其上具有 CMUT 和 IC 的该柔性膜可以被包装到一个导管(或其他设备),以形成具有基于 CMUT 的超声波扫描设备的导管。这些基于 CMUT 的超声波扫描设备可以是前视的、侧视的、或其组

合。在一些实施方式中,其他换能器(例如,压力、温度等)可被制作且可以与位于该柔性膜上的 CMUT 和 IC 集成。

[0039] 图 1 为一些实施方式的导管的截面图。导管 100 包括包含有 CMUT 换能器 111、各种电子构件 112 的超声扫描设备 110、柔性而细长的主体 120、电缆 130、连接线 131、管腔 140、柔性末梢 150 和外壳 160。导管 100 通常在细长的主体 120 近端还包括一个手柄。该手柄允许外科医生在有或者没有导航帮助的情况下控制末梢 150 通过病人身体内的血管(如心血管)。末梢 150 可以耦合到细长的主体 120 的末端,且末梢 150 可以是足够柔性的以引导细长的主体 120 的末端在不影响血管外壁的情况下通过血管。

[0040] 另外,末梢 150 可以包括一个光滑的导引表面,以便于细长的主体 120 通过血管。外壳 160 也可以在导管 100 的细长的主体 120(或其他部分)上提供,以便于细长的主体 120 通过血管。一旦末梢 150 到达期望的位置,工具可经由管腔 140 通过细长的主体 120 和末梢 150 被插入(其通常贯穿细长的主体的长度)。有利地,导管 100 允许外科医生在期望的位置执行超声波诊断,且执行这些外科诊断对病人造成的伤害最小。导管 100 也可以包括用来在期望位置执行各种诊断的一个或多个传感器、换能器和工具等。

[0041] 管腔 140 可以将末梢 150 耦合到导管 100 的细长的主体 120 上。管腔 140 也可以提供一种结构,其中超声波扫描设备 110(及 CMUT 换能器 111 和电子构件 112)可以安装在该结构上。通常,扫描设备 110 的主体和末梢 150 的主体互相平接以便呈现出一个相对于血管壁而言光滑的整体表面,通过其导管 110 可以被导航。

[0042] CMUT 换能器 111 可以包括一个或多个单个的 CMUT 元件。各种 CMUT 元件在 CMUT 换能器 111 内以阵列形式排列。此外,CMUT 换能器 111 可以是侧视换能器或前视换能器。在一些实施方式中,导管 100 包括侧视换能器和前视换能器。

[0043] 连接线 131 可以在外部支撑电子构件和超声波扫描设备 110 之间传输电子数据并控制信号。在一些实施方式中,上述外部支撑电子构件可以包括带有软件的控制台计算机,用来分析来自超声波扫描设备的信号并生成超声波扫描设备周围组织的图像。电缆 130 使连接线 131 从细长的主体 120 的近端路由到导管 100 的末端。在细长的主体 120 的末端,连接线 131 可以和电子构件 112 电气连接。另外,互连物(未示出)可以将电子构件 112 和 CMUT 换能器 111 电气连接。连接线 131 可以为电子构件 112 提供电能。相应地,电子构件 112 可以为 CMUT 换能器 111 提供电能,且设置一个或多个开关,所述开关布置成使得 CMUT 换能器 111 可以在发送和检测声波之间进行切换。

[0044] 来自 CMUT 换能器 111 的用来指示被探测的声波的电信号经过互连物可以传送到电子构件 112 上。该电子构件对这些电信号可以执行确定的功能(如滤波、信号调节等)。电子构件 112 经过连接线 131 可以将电信号发送至外部支撑电子构件(图中未示出)。在一些实施方式中,上述外部支撑电子构件包括配置成分析电信号并根据该电信号得出各种图像的计算机。因此,连接线 131 在电子构件 112(和 CMUT 换能器 111)和外部支撑电子构件之间提供接口。

[0045] 当期望 CMUT 换能器 111 发送声波时,电子构件为 CMUT 换能器 111 提供交流电信号从而使其产生声波。而且,电子构件 112 可以配置成对 CMUT 换能器 111 施加频率大约为 1-100MHZ 交流电信号。然而,电子构件 112 可以配置成使用具有其他频率的交流电信号驱动 CMUT 换能器 111。可选地,当期望 CMUT 换能器 111 检测声波时,电子构件 112 对 CMUT 换

能器 111 施加偏置或调制信号并感测由声波回声引起的返回的电信号。

[0046] 现参考图 2A, 示出了一些实施方式的侧视超声波扫描设备 209 的截面图。超声波扫描设备 209 包括 IC220、柔性构件 230、管腔 240、管身 241 (此处位于管腔 240 之后)、导线对 250 和外层 260。CMUT 阵列 210、IC220 和柔性构件 230 (下文柔性子组件 208) 可以接合到管腔 240 上。CMUT 阵列 210 和 IC220 可以使用半导体技术被分别 (或一起) 制造, 且可以通过柔性构件 230 机械地彼此耦合。柔性构件 230 可以耦合到位于 IC220 对面的 CMUT 阵列 210 的末端, 反之亦然。当允许超声波扫描设备 209 的导线 250、IC220、CMUT 阵列 210 和其他部件在组装时可以相对于彼此移动时, 柔性构件 230 可以在这些部件之间提供电气连接。

[0047] 图 2A 的详细的部分示出了柔性子组件 208 到管腔 240 的接合。图 2A 中的详细的部分还示出了 CMUT 阵列 210 的特定 CMUT 元件的各种部件。CMUT 元件的这些部件包括膜 211、绝缘层 214、基底 215、上电极 216、(柔性构件 230 的) 导电层 231、(柔性构件 230 的) 绝缘层 232、和 (柔性构件 230 的) 通路 233 (柔性构件 230)。各种半导体和 MEMS 材料 (下文称“半导体”材料) 可以被用来制造 CMUT。例如膜 211、绝缘层 214、基底 215 和上电极 216 可以用硅、掺杂硅、金属、氧化物和氮化物等构成。

[0048] 在一些实施方式中, CMUT 阵列 210 是一维 CMUT 阵列 (参见图 9, 该阵列包括一行 CMUT 元件)。然而, CMUT 阵列 210 可以是其他形状的 CMUT 阵列。例如, CMUT 阵列 210 可以是 1.5 维 CMUT 阵列、1.75 维 CMUT 阵列或 2 维 CMUT 阵列 (参见图 10, 二维阵列包括两行 CMUT 元件)。该 CMUT 阵列 210 可以是如在 2007 年 12 月 3 日由 Huang 提交的名称为“增强型压电微机械超声波扫描设备 (ENHANCED CAPACITIVE MICROMACHINED ULTRASONIC TRANSDUCER)”的第 60/992, 020 号美国临时申请中所描述的柔性 CMUT 阵列, 其全部内容如同所提出的并入本文。另外, 或可选地, CMUT 阵列 210 可以包括在单个 CMUT 阵列之间的柔性元件, 如 2008 年 1 月 30 日由 Huang 提交的名称为“组装和连接静电换能器阵列 (PACKING AND CONNECTING ELECTROSTATIC TRANSDUCER ARRAYS)”的第 61/024, 843 号美国临时申请中所描述的, 其全部内容如同所提出的并入本文。此外, 这些类型的 CMUT 阵列可以使用半导体技术形成。IC220 可以与上述临时专利申请相似的方式被制造, 因此也是柔性的。这样, 子组件 208 可以是足够柔性的以符合包括管腔 240 的各种表面 (包括展示复合弯曲度的表面)。当柔性子组件 108 被围绕物体缠绕或卷成一个管、一个管腔的一部分或一个管腔时, 该柔性子组件可形成其他形状 (即使那些带有复合曲线的形状)。例如, 上述柔性子组件可以卷成一个圆柱体、管腔的一部分、或管腔。相反, 使用半导体技术形成基于柔性 PZT 的超声波扫描设备是不可行的。

[0049] 关于柔性构件 230, 柔性构件 230 可以包括一个或多个绝缘层 232 和至少一个导电层 231。这些绝缘层 232 和导电层 231 可以使用半导体技术来制造, 且可被制造成厚度小至 1 微米。因此, 相比于之前的可使用的超声波扫描设备 (且尤其是之前的可使用的基于 PZT 的超声波扫描设备), 柔性部件 230 内的互连物之间的间距可以小至 1 微米从而增加了其互连密度。此外, 如果期望增加柔性部件 230 内的互连物的互连密度, 增加的绝缘层 232 和导电层 231 可以在柔性部件 230 内形成。柔性部件 230 内的层 231 和 232 可以从与半导体技术兼容的材料制造。例如, 导电层 231 可由铝、黄金等制成, 且可通过电镀、溅射、蒸发金属或其他导电材料到合适的基底上来形成。绝缘层 232 可以由聚对二甲苯、聚二甲基硅

氧烷 (PDMS)、氯化物、聚酰亚胺或聚酰亚胺等制成。

[0050] 继续参考图 2A, CMUT 膜 211 和基底 215 可以界定传感腔 213。CMUT 的上电极 216 可以耦合到膜 211 并与基底 215 (如图 2A 中的详细部分所示, 基底 215 用作特定 CMUT 元件的下电极) 耦合在一起, 并可导致膜 211 的置换。更具体地, 使用由导线 250、导电层 231 和通路 233 提供的互通, 电信号可以通过上电极 216 和基底 215 施加到弓形的 CMUT 元件, 从而在周围介质中产生声波。

[0051] 图 2B 示出沿着图 2A 的超声波扫描设备 209 的 2B-2B 线截取的截面图。本领域的技术人员应理解, CMUT 阵列 210 的 CMUT 元件在没有声音匹配层或声音支持层的情况下, 可以令人满意地运转。另外, CMUT 阵列 210 在管腔 240 和 CMUT 阵列 210 之间没有填充材料的情况下, 可以令人满意地运转。因而, 柔性 CMUT 阵列 210 可以被直接缠绕在管腔 240 上。在一些实施方式中, 柔性 CMUT 阵列 210 可以被卷成圆柱体状, 并从而可以用作管腔 240。因此, 在该超声波扫描设备 209 中不需要包括单独的管腔 240。在被卷起的 CMUT 阵列 210 用作管腔的那些实施方式中, CMUT 阵列 210 的尺寸被形成为与管腔的直径相匹配, 该管腔包括在导管 100 的细长的主体 120 (参见图 1) 中。因此, 细长的主体内的管腔和卷起的 CMUT 阵列 210 可以被耦合, 以形成遍及导管 100 长度的连续管腔。

[0052] 图 3 为示出制造超声波扫描设备的方法的流程图。该方法 300 包括, 在步骤 302, 将 CMUT 阵列 210 和 IC220 与柔性构件 230 集成。在一些实施方式中, CMUT 阵列 210 和 IC220 可同时且使用相同的技术与柔性构件 230 集成。然后, 在另一些实施方式中, CMUT 阵列 210 和 IC220 可在不同的时间使用不同的技术与柔性构件 230 集成。在步骤 304, 将所集成的 CMUT 阵列 210、IC220 和柔性构件 230 (作为子组件 208) 卷成圆柱体状。因此, 子组件 208 可以围绕管腔 240 被卷起或形成管腔 240。在任何情况下, 最终得到的超声波扫描设备 209 可以被组装到导管 100 的管腔 140 上 (参见图 1)。在步骤 306, 导管 100 的连接线 131 可连接到柔性构件 230 的引线上。在步骤 308, 将外层 260 应用在超声波扫描设备 209 上, 以完成基于 CMUT 的超声波扫描设备 209 的制造。外层 260 可以由例如 PDMS、聚对二甲苯、聚乙烯热缩管、聚对苯二甲酸乙二醇酯 (PET) 热缩管等制成。

[0053] 与制造基于 PZT 的超声波扫描设备相反, 方法 300 可以省略在柔性物上的 PZT 盘的切割。方法 300 也可以省略声音匹配层和声音支持层的生成。方法 300 还可以省略 CMUT 阵列 210 和管腔 240 之间填充材料层的生成。另外, 诸如将 CMUT 阵列 210 和 IC220 分别与柔性构件 230 集成的制造步骤可以被合并, 因而可以额外地节省成本并改进质量控制。相应地, 与制造基于 PZT 的超声波换能器的方法相比, 方法 300 更简单, 步骤更少。

[0054] 现在参考图 14, 示出了比方法 300 更详细的制造基于 CMUT 的超声波扫描设备的方法。更具体地, 图 14 示出了形成柔性子组件 1408 的方法。图 14 示出了带有器件层 1401、处理晶片 1402、绝缘层 1403、多个沟道 1405、CMUT 阵列 1410、多个集成电路 1420、柔性绝缘层 1429、柔性构件 1430、导电层 1431 和绝缘层 1432 的晶片 1400。晶片 1400 可以是用来制造 CMUT 阵列 1410、集成电路 1420 或其各种组合的硅氧化物 (SOI) 晶片。晶片 1400 也可以用来制造柔性构件 1430 并将 CMUT 阵列 1410、集成电路 1420 与柔性构件 1430 集成。

[0055] 现在参见图 14.1, 晶片 1400 可以包括器件层 1401、处理晶片 1402、绝缘层 1403。设备层 1401 可以确定 CMUT 阵列 1410 和集成电路 1420 的厚度。在使用 SOI 晶片作为晶片 1400 的可选实施方式中, 硅晶片可被磨成所需的厚度和代替晶片 1400 使用。在一些实施方

式中,控制集成电路 1420 的晶片 1400 的区域在图 14 所示的方法的确定步骤期间,可以被适当的屏蔽材料层所保护。图 14.1 示出了 CMUT 阵列 1410 可以使用各种半导体制造技术在晶片 1400 上被制造。

[0056] 如图 14.2 所示,在晶片 1400 上形成各种沟道或开口图样 1405。沟道和开口图样 1405 将被刻蚀,以到达晶片 1400 的绝缘层 1403。沟道或开口图样 1405 用来将各种 CMUT 阵列 1410、CMUT 阵列的元件、集成电路 1420 和其他部件彼此分开,或将其与器件层 1401 的其他部分分开。如图 14 中其他步骤所示,合适的半导体技术用来形成沟道 1405。另外,如图 14.3 所示,在晶片 1400 上可制造集成电路 1420。如果控制集成电路 1420 的区域被保护材料所覆盖,那么保护材料可在制造集成电路 1420 前被移除。

[0057] 在一些实施方式中,CMUT 阵列 1410 通常由可承受比在制造集成电路 1420 的过程中所遇到的温度更高温度的材料制成。因此,在 CMUT 阵列 1410 之后在晶片 1400 上制造集成电路 1420 可产生令人满意的子组件 1408。一些实施方法在 CMUT 阵列 1410 的制造之后允许在晶片 1400 上制造集成电路 1420,如将参照图 15 所描述的。

[0058] 继续参见图 14,从图 14.4 到图 14.6 示出的步骤是可用来形成柔性子组件 1430 的典型的处理步骤。在采用这些步骤的实施方式中,柔性子组件 1430 具有至少一层绝缘层和至少一层导电层。图 14.4 示出了柔性绝缘材料(如聚对二甲苯、聚二甲基硅氧烷或 PDMS、聚酰亚胺、氮化物等)层在晶片 1400 上被图案化和制造为柔性子组件 1430 的第一绝缘层。绝缘层 1432 可以任何合适的方式在晶片 1400 上被制造。例如绝缘层 1432 可被旋涂、蒸发、溅射、沉积等到晶片 1400 上。另外,柔性绝缘层 1432 的图案形式可以被选择,以使得柔性绝缘层 1432 可以允许到达与 CMUT1410 和集成电路 IC1420 相关联的电极、引线和触点。

[0059] 图 14.5 中示出了晶片 1400 上的柔性构件 1430 的导电层 1431 的生成。导电层 1431 可采用任何合适的技术被图案化和沉积在晶片 1400 上,并可以通过允许在晶片 1400 上的 CMUT 阵列 1410、集成电路 1420 和其他部件之间制造互连物的方式来完成。导电层 1431 可由铝、金、铜、钛等或其他合适材料经过(例如)沉积、蒸发、溅射等来制造。由于可能期望形成具有多个绝缘层和导电层的柔性构件 1430,额外的导电层 1431 和绝缘层 1432 可在晶片上被图案化和制造,从而为由晶片 1400 控制的部件提供互连物、通路和相关绝缘物。其中,多于一个的导电层 1431 和绝缘层 1432 在晶片 1400 上被形成,如电容器、感应器等的各种器件也在其中形成。

[0060] 如果期望,外层 1429 可在晶片 1400 上形成。该外层可用作保护层,并被视为和柔性构件 1430 的绝缘层。通常,但不一定,该外层是双向兼容的。外层 1429 如图 14.6 所示,并可通过各种技术由诸如聚对二甲苯、聚二甲基硅氧烷、聚酰亚胺、氮化物等柔性绝缘材料形成。外层 1429 的厚度、图案结构和材料被选择成保护子组件 1408 以免机器过度使用,使超声波换能器与其环境电和热相隔离,并为子组件 1408 提供光滑且相对无摩擦的表面,以提供给其可能插入的各种血管壁。在一些实施方式中,在该步骤之后,柔性构件 1430 在晶片 1400 上形成,以电连接和机械连接集成电路 1420 和 CMUT1410。

[0061] 图 14.7 示出了通过移除处理晶片 1402、绝缘层 1403 和器件层 1402 的其他部分可获得柔性子组件 1408。因此,如图 14 所示的制造方法可最终获得子组件 1408,其包括彼此并与柔性构件 1430 集成的 CMUT 阵列 1410 和集成电路 1420。因而,CMUT 阵列 1410 和集成电路 1420 可以使用相同的技术在晶片 1400 上被制造并与晶片 1400 集成。

[0062] 现在参考图 15, 示出了子组件 1508 的另一种制造方法。在图 15 的方法中, 在集成电路 1520 之后, 制造 CMUT 阵列 1510。图 15.1 示出了在 CMUT 阵列 1510 之前可在晶片 1500 上制造集成电路 1520。然后, 如图 15.2 所示, CMUT 阵列 1510 在晶片 1500 上被制造。用来制造 CMUT 阵列 1510 的技术和材料可选择对集成电路 1520 没有影响的技术和材料。例如, 涉及集成电路 1520 可承受的温度的技术和材料可被用来制造 CMUT 阵列 1510。继续参见图 15, 图 15.3 示出了可在晶片 1500 上形成各种分隔的沟道和开口图样 1505。沟道和开口图样 1505 可被刻蚀, 以到达晶片 1500 的绝缘层 1503。此后, 制造子组件 1508 可与图 14.4-14.7 所示的制造子组件 1408 相似。因此, 在晶片 1500 上制造集成电路 1520 之后, 可在晶片 1500 上制造 CMUT 阵列 1510。

[0063] 虽然图 14 示出了 CMUT 阵列 1410 和集成电路 1420 从 CMUT 阵列 1410 活动侧与柔性构件 1430 集成, 且图 15 示出了 CMUT 阵列 1510 和集成电路 1520 从 CMUT 阵列 1510 活动侧与柔性构件 1530 集成, 但是部件 1410 和 1420 从 CMUT 阵列 1410 非活动侧与柔性构件 1430 集成以及部件 1510 和 1520 从 CMUT 阵列 1510 非活动侧与柔性构件 1530 集成是可能的。如果期望从非活动侧产生通路, 则可制造贯穿晶片互连来提供子组件 1408 和 1508 的各部件的互连性。如果期望从活动侧产生通路, 则贯穿晶片互连对于该目的可能不是必须的, 因为 CMUT 可以容易地达到。

[0064] 图 16 示出了其中用空腔代替晶片 1500 的绝缘层 1502 的一些实施方式的方法。更具体地, 图 16.1 示出了用嵌入式空腔 1604 可形成晶片, 且在嵌入式空腔 1604 之上将集成电路 1620、CMUT 1610 制造在基底 1601 上。图 16.2 示出了通过基底 1601 可刻蚀沟道或开口图样 1605。在一些实施方式中, 沟道或开口图样 1605 可以选择用将 CMUT 1610 和集成电路 1620 隔开的材料填充。此后, 制造子组件 1608 与图 14.4-14.7 所示的制造子组件 1408 相似。在最后一步, 柔性子组件 1608 可以很容易地直接从晶片 1600 的前端从晶片 1600 取出。关于参照图 14-16 所述的上述方法, 柔性部件 1430、1530 和 1630 可以在 CMUT 阵列 1410、1510 和 1630 的非活动侧形成。也可提供贯穿晶片互连, 取决于期望从 CMUT 阵列的活动侧还是非活动侧到达 CMUT 阵列 1410、1510 和 1610。

[0065] 另外, 上述任何方法都可用来制造子组件 1408、1508 和 1608。然而, 其他的方法也可用来制造子组件 1408、1508 和 1608。例如, 于 2008 年 12 月 3 日由 Huang 提交的、其全部内容如同所提出的并入本文的、名称为“组装用于超声波扫描设备的 CMUT (CMUT PACKING FOR ULTRASOUND SCANNER)”的第 _____ 号国际专利申请描述了制造子组件 1408、1508 和 1608 的其它方法。于 2008 年 12 月 3 日由 Huang 提交的、其全部内容如同所提出的并入本文的、名称为“CMUT 组装和互连 (CMUT

[0066] PACKING AND INTERCONNECTION)”的第 _____ 号国际专利申请描述了制造子组件 1408、1508 和 1608 的其它方法。

[0067] 如参照图 14-16 所讨论的, 包括 CMUT 阵列 210 (如图 2 所示)、集成电路 220、和柔性构件 230 的子组件 208 可以使用半导体技术制造。另外, 如果需要, CMUT 阵列 210、集成电路 220 可以同时和柔性构件 230 集成。同样地, 如果需要, 多个子组件 208 可以同时集成。一旦集成, 子组件 208 可以围绕管腔 240 缠绕或接合到管腔 240, 以生成超声波扫描设备 209。因此, 与之前可能的方式相比, 相对简单的超声波扫描设备 209 可以较低的成本和较高的质量控制被制造和组装。另外, 本文公开的制造超声波扫描设备的方法享有由这里

使用的半导体技术提供的规模效应。

[0068] 现在参照图 4-8, 示出了各种超声波扫描设备 409、509、609、709 和 809。更具体地, 图 4 示出了一些实施方式的侧视超声波扫描设备 409 的截面图。超声波扫描设备 409 的 CMUT 阵列 410 和集成电路 420 可以从 CMUT 阵列 410 非活动侧与柔性构件 430 集成。相应地, 超声波扫描设备 409 可以包括一个或多个贯穿晶片互连 418。贯穿晶片互连 418 可以从 CMUT 基底的背面为 CMUT 阵列 410 的 CMUT 元件提供电连通。集成电路 420 通过柔性构件 430 从其非活动表面与 CMUT 元件电连接。图 4 也示出了柔性构件 430 (与其上的 CMUT 阵列 410 和集成电路 420) 围绕管腔 440 被缠绕。除此之外, 图 4 中的超声波扫描设备 409 的制造与图 2 中的超声波扫描设备 209 的制造相似。

[0069] 现在参照图 5, 示出了一些实施方式的前视超声波扫描设备的截面图。超声波扫描设备 509 可以包括环形 CMUT 阵列 510 来代替侧视 CMUT 阵列 (如 CMUT 阵列 410), 或除该侧视 CMUT 阵列之外还包括环形 CMUT 阵列 510。环形 CMUT 阵列 510 可以位于超声波扫描设备 509 的末端, 其活动表面指向末端方向。如这里更详细描述地, 子组件 508 (包括环形 CMUT 阵列 510) 可以被制造成一种结构并从其活动侧被集成。可选地, 环形 CMUT 阵列 510 可以被制造成两个或多个部件并被和组装成环形阵列。特别地, 如参考图 11 和图 12 所讨论的, 集成的子组件 508 可以在靠近 CMUT 阵列 510 的位置向内折叠, 从而如所示的在末端方向指明 CMUT 阵列 510 的元件。

[0070] 图 6 示出前视超声波扫描设备 609 的另一实施方式。该超声波扫描设备 609 包括从其非活动侧被集成的环形 CMUT 阵列 610。相应地, CMUT 阵列 610 包括贯穿晶片互连 618, 以将 CMUT 阵列 610 电连接到集成电路 620 上。另外, 参见图 11 和图 12 所描述的, 集成的子组件 608 在靠近 CMUT 阵列 610 的位置向外折叠 (相对于其中相应的子组件 508 向内折叠的超声波扫描设备 509), 从而在末端方向或前向指明 CMUT 阵列 610 的元件。

[0071] 与超声波扫描设备 509 (参见图 5) 相似的超声波扫描设备 709 的前视图如图 7 所示。由于 CMUT 阵列 710 向内折叠, CMUT 阵列 710 被显示为相对于柔性构件 730 而言它更靠近管腔 740。在此方面, 超声波扫描设备 609 与超声波扫描设备 509 相似, 只是 CMUT 阵列 710 的一部分可被放置得比柔性构件 730 离管腔 740 更远。然而, 超声波扫描设备 509 和超声波扫描设备 609 被期望有相似的运行特征。

[0072] 现在参照图 8, 示出了一些实施方式的超声波扫描设备的截面图。在一些实施方式中, 超声波扫描设备 809 可包括侧视 CMUT 阵列 810A 和前视 CMUT 阵列 810B。另外, 超声波扫描设备 809 可以在不偏离本公开的范围的情况下, 将其他传感器 870 (如压力传感器、温度传感器等) 与各种 CMUT 阵列 810 和电子构件 (如集成电路 820) 集成。因此, 一些实施方式提供多功能的超声波扫描设备 809。

[0073] 现在参考图 11-13, 示出了 CMUT 阵列、集成电路和柔性构件的子子组件 1108、1208 和 1308 的各种实施方式。这些子子组件 1108、1208 和 1308 可被用来形成超声波扫描设备, 且尤其是前视超声波扫描设备。例如, 图 13 示出了制造前视超声波扫描设备 1309 的过程。如图 13 所示, 子子组件 1308 (包括集成在通用平面配置中的一维 CMUT 阵列 1310、集成电路 1320 和柔性构件 1330) 可被用来制造具有环形 CMUT 阵列 1310 的前视超声波扫描设备 1309。另外, 图 13 示出了 CMUT 阵列 1310 可按照参考箭头 1336 所指示的、相对于由子子组件 1308 定义的平面被折叠大约 90 度。然后按照参考箭头 1338 所标明的, 该子子组件 1308

可被卷成圆柱形。因此,前视超声波扫描设备 1309 可由通用平面子组件 1308 形成。

[0074] 现在参考图 11,示出了具有一维 CMUT 阵列 1110 的子组件 1108,其也可被用来形成具有环形 CMUT 阵列的前视超声波扫描设备。更具体地,如图 11 所示,子组件 1108 通常是平面的,且可以包括与 CMUT 阵列 1110 和集成电路 1120 集成的柔性构件 1130。CMUT 阵列 1110 可以是圆形的,且可以位于或平行于柔性构件 1130 所定义的平面。柔性构件 1130 可以包括一个或多个将 CMUT 阵列 1110 和集成电路 1120 机械地耦合且在相同部件之间提供电连接的弓形支架 1132。上述 CMUT 阵列 1110、集成电路 1120 和支架 1132 可以确定一个空腔 1134,该空腔允许支架 1132 有足够的活动自由,因此支架 1132 可以适应如管腔的圆柱形。如图所示,支架 1132 可以是彼此的镜像。

[0075] 为了从子组件 1108 来形成环形的 CMUT 阵列,当圆形的 CMUT 阵列 1110 向内折叠时,子组件 1108 可被卷成圆柱形。因此,当子组件 1108 被卷成圆柱形时,CMUT 阵列 1110 被折叠大约 90 度,使得 CMUT 阵列 1110 的 CMUT 元件指向前方(或末端方向)。在一些实施方式中,诸如从非活动侧集成 CMUT 阵列 1110(并因此包括贯穿晶片通路)的那些实施方式,CMUT 阵列 1110 可以被向外折叠而不是向内折叠。

[0076] 注意到,当子组件被组装到管腔时,弓形支架 1132 可以被定型和形成所需要的尺寸,以平置于合适的形状和尺寸的管腔上。可选地,当子组件 1108 形成管身或管腔时,弓形支架 1132 被定型和形成所需要的尺寸,所以其通常都适应圆柱形的卷起的子组件 1108。在任何情况下,卷起的子组件 1108 可以位于适当的形状的管腔的末端。可选地,当子组件 1108 形成管腔时,卷起的子组件 1108 可形成导管的管腔。

[0077] 现在参考图 12,示出了另一个子组件 1208。更具体地,如图 12 所示,子组件 1208 也可包括一对支架 1232 和一对半圆形 CMUT 阵列 1210。与图 11 中的弓形支架 1132 相反,该支架 1232 通常可以是直的。虽然图 12 中所述的 CMUT 阵列 1210 每个定义了半圆时,但 CMUT 阵列 1210 不必完全相同。例如,一个 CMUT 阵列 1210 可以界定一个圆的大部分,而另一个 CMUT 阵列 1210 界定一个圆的小部分。在任何情况下,子组件可以被卷成圆柱形,而 CMUT 阵列 1210 被折叠以形成前视超声波扫描设备 1209。

[0078] 基于 CMUT 的超声波扫描设备比基于 PZT 的超声波扫描设备有几个优点。这些优点部分地是由相对低的 CMUT 声音阻抗引起的。CMUT 通常有比空气、水和组织等更低的声音阻抗。因此,与 PZT 不同的是,CMUT 可以在没有用周围介质的声音阻抗匹配 CMUT 的声音阻抗的材料层的情况下被使用。

[0079] PZT 也从其前表面和后表面发射声能(即,声波)。由于该特点,PZT 在其后表面上需要支持层以吸收从那里发射出去的声能。否则,从 PZT 后表面发射出去的声波可从各种结构反射并干扰 PZT 的操作。然而,在吸收从 PZT 后部发射的声能的过程中,支持层产生热量。因此,PZT 在运行过程中可以变温,或者甚至变热,因而降低了在一些应用如以导管使用其的应用中使用它们的期望。由于 CMUT 仅从前表面发射声能,由方向错误的声能产生的热量对基于 CMUT 的超声波扫描设备而言不是一个值得关心的问题。另外,上述支持层(和之前提到的声音匹配层)使得制造基于 PZT 的超声波扫描设备的过程复杂化。相反,基于 CMUT 的超声波扫描设备可以省掉这些层和相应的制造步骤。

[0080] 另外,基于 CMUT 的超声波扫描设备可以采用半导体制造技术来生产。由于这些半导体技术受益于半导体行业各部分几十年的投资,这些技术可在因而制造的 CMUT 中提供

相对高水准的一致性、准确性、可重复性、尺寸控制等。更进一步地,上述许多半导体技术可以被批量处理。因此,与该技术相关的规模效应允许基于 CMUT 的超声波扫描设备的更低的每单位成本,尤其是在需要相对大量的超声波扫描设备时。例如,由于在特定晶片上的 CMUT 阵列的所有特征均可被同时图案化,相对于制造单个 CMUT 阵列,制造多个 CMUT 阵列没有引入费用(或引入很少的费用)。

[0081] 另外,由于基于 CMUT 的超声波扫描设备可以采用半导体制造技术来生产,因而集成电路、其他半导体器件可以相对容易地与 CMUT 阵列集成。因此,CMUT 阵列和集成电路可以同时使用相同的技术制造在同一晶片上。可选地,CMUT 和集成电路可在不同的时间集成到各种换能器中。另外,CMUT 和集成电路可由相同或相似的生物相容材料制成。

[0082] 相反,由于受 PZT 材料的限制,使用半导体技术制造和集成 PZT 和其他部件(如集成电路)是不可实现的。而且,与可使用的 PZT 的有关的制造和集成技术有一些缺点,这些缺点包括密集劳动力、成本高和受制于制造过程的变化等。另外,可使用的 PZT 技术在单个 PZT 设备的大小接近相对高频率的设备所需要的小尺寸(如几十微米)时遇到其它困难。例如,单个 PZT 设备的分隔受控于研磨和切割技术,该技术导致设备到设备的可变性。

[0083] 相应地,基于 CMUT 的超声波扫描设备比基于 PZT 的超声波扫描设备具有性能和成本优势。更具体地,由于通常期望超声波扫描设备拥有具有高频率运行范围和小的物理尺寸的换能器,基于 CMUT 的超声波扫描设备比基于 PZT 的超声波扫描设备有一些优点。

[0084] 第一,基于 CMUT 的超声波扫描设备比基于 PZT 的超声波扫描设备可以用更好的尺寸控制被制造。更具体地,基于 CMUT 的超声波扫描设备以小于大约 1 微米的尺寸被制造,而基于 PZT 的超声波扫描设备的最小尺寸比大约 10 微米大。相应地,可用相应的较小的 CMUT 元件高度来制造基于 CMUT 的超声波扫描设备。第二,基于 CMUT 的超声波扫描设备的 CMUT 的最小互连宽度和高度可以小于大约 2-3 微米,而基于 PZT 的超声波扫描设备的最小互连物宽度和高度大于大约 25 微米。因此,基于 CMUT 的超声波扫描设备的互连物比基于 PZT 的超声波扫描设备的互连物以更高的密度被制造。相应地,基于 CMUT 的超声波扫描设备可以拥有更多的换能器(对指定的扫描设备大小)或者可以比基于 PZT 的超声波扫描设备更小(对指定数量的换能器)。

[0085] 另外,与基于 PZT 的超声波扫描设备相比,给定基于 CMUT 的超声波扫描设备的改进的设备大小,可制造能够在高达 100MHZ 运行的基于 CMUT 的超声波扫描设备。相反,基于 PZT 的超声波扫描设备被限制在远低于 20MHZ 的运行范围。另外,由于超声换能器的分辨率依赖于它的运行频率,可以制造具有相应改进分辨率的基于 CMUT 的超声波扫描设备。由于相似的理由,基于 CMUT 的超声波扫描设备的带宽比基于 PZT 的超声波扫描设备的带宽更宽。相应地,基于 CMUT 的超声波扫描设备比基于 PZT 的超声波扫描设备可应用于更多的场合。

[0086] 基于 CMUT 的超声波扫描设备(与基于 PZT 的超声波扫描设备相比)的简单化设计和制造也带来一些优势。例如,由于用来支持 CMUT 的集成电路和 CMUT 自身可以用相同的技术制造,因而 CMUT 和集成电路的放在一起的制造可以被简化。另外,因为 CMUT 不需要支持层或匹配层,与这些层有关的制造步骤也可以被省略。同样,与集成 CMUT 和集成电路有关的步骤也可以被省略,或者,如果没有被省略,则可以被简化。

[0087] 参考本公开具体实施方式描述了本公开,但本领域技术人员应认识到,本公开不

限于此。上述公开的各种特征和方面可以单独地或结合地使用。此外,除去这里所描述的环境和应用之外,本公开还可用于任何数量的环境和应用,而不背离说明书的更宽的主旨和范围。对落入本公开的范围和主旨的所有这样的修改和变化要求权利。说明书和附图相应地被认为是说明性的而非限制性的。

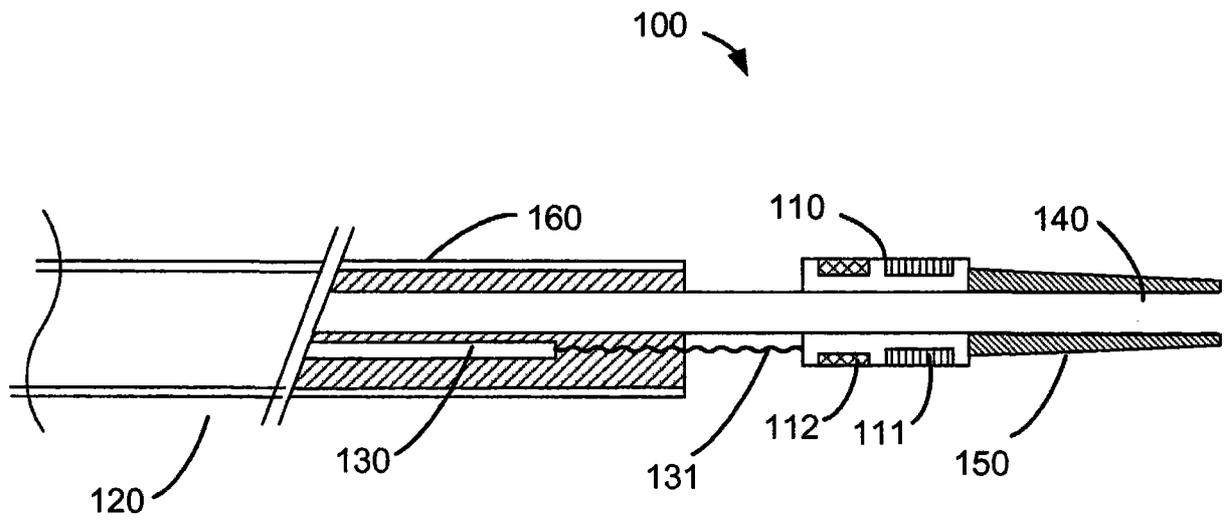


图 1

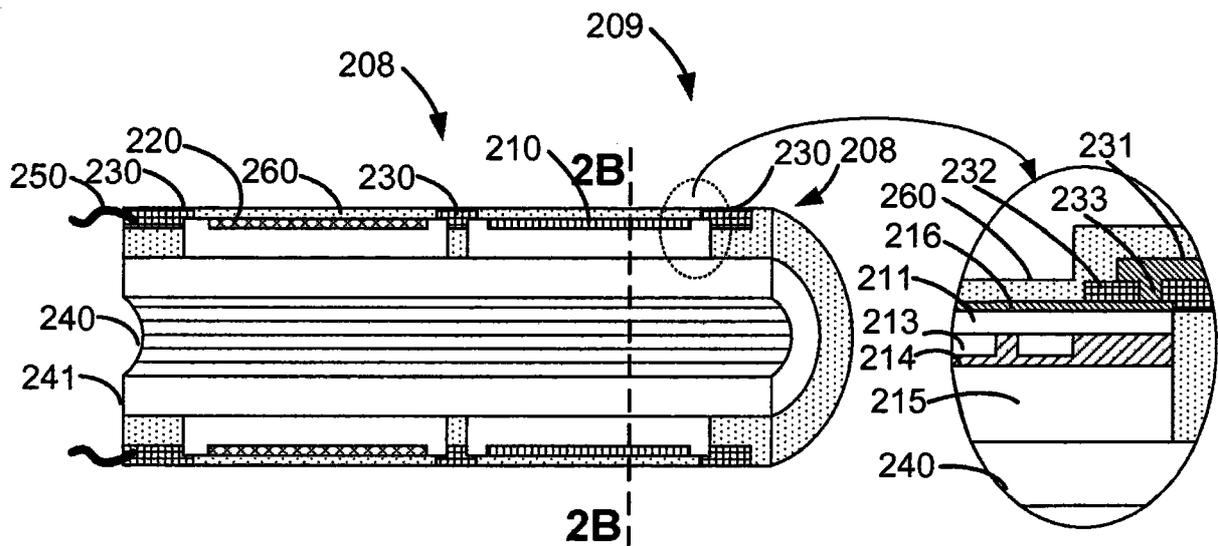


图 2A

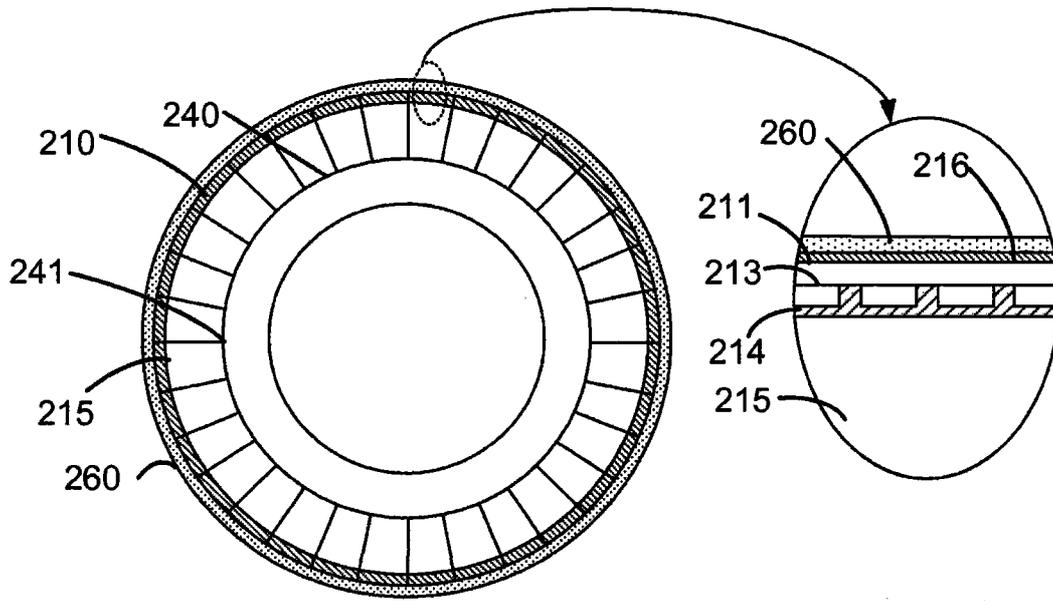


图 2B

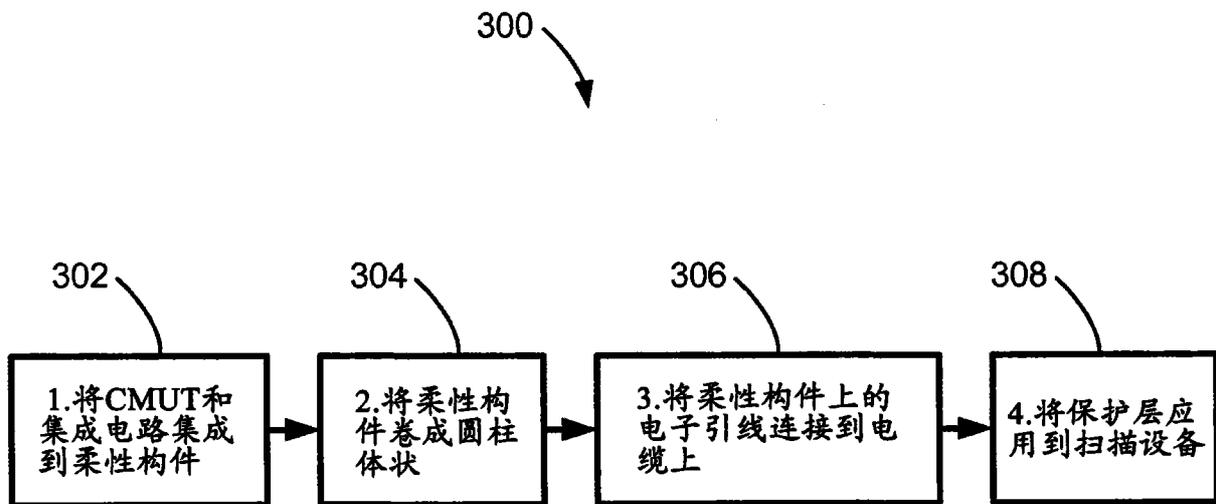


图 3

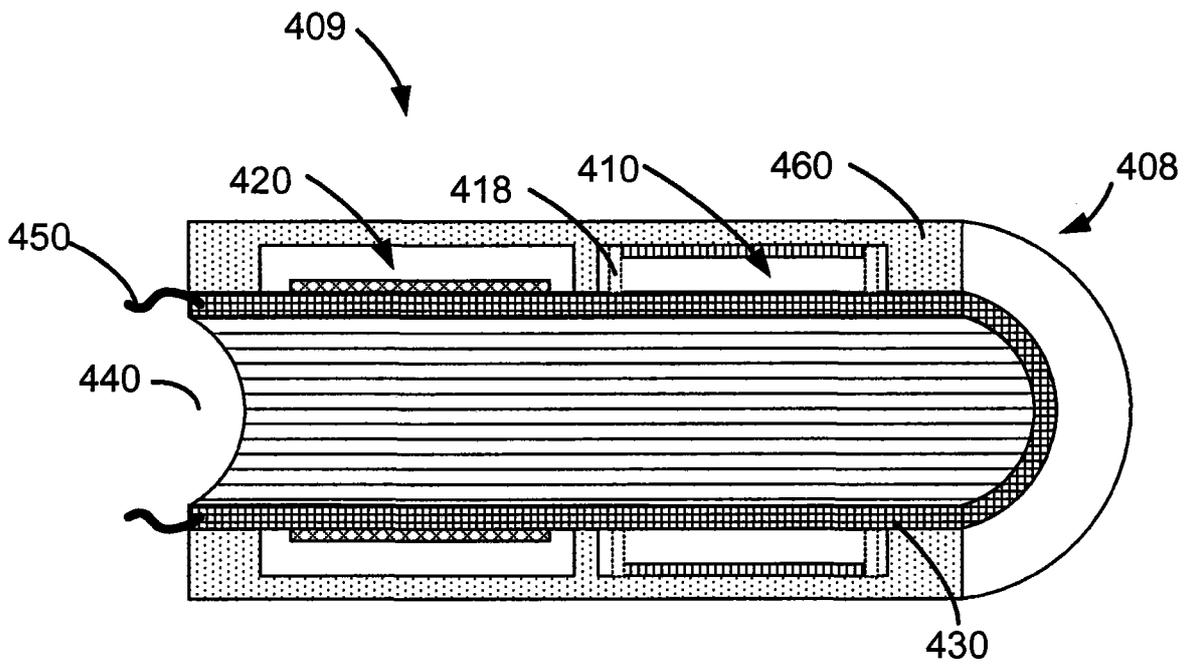


图 4

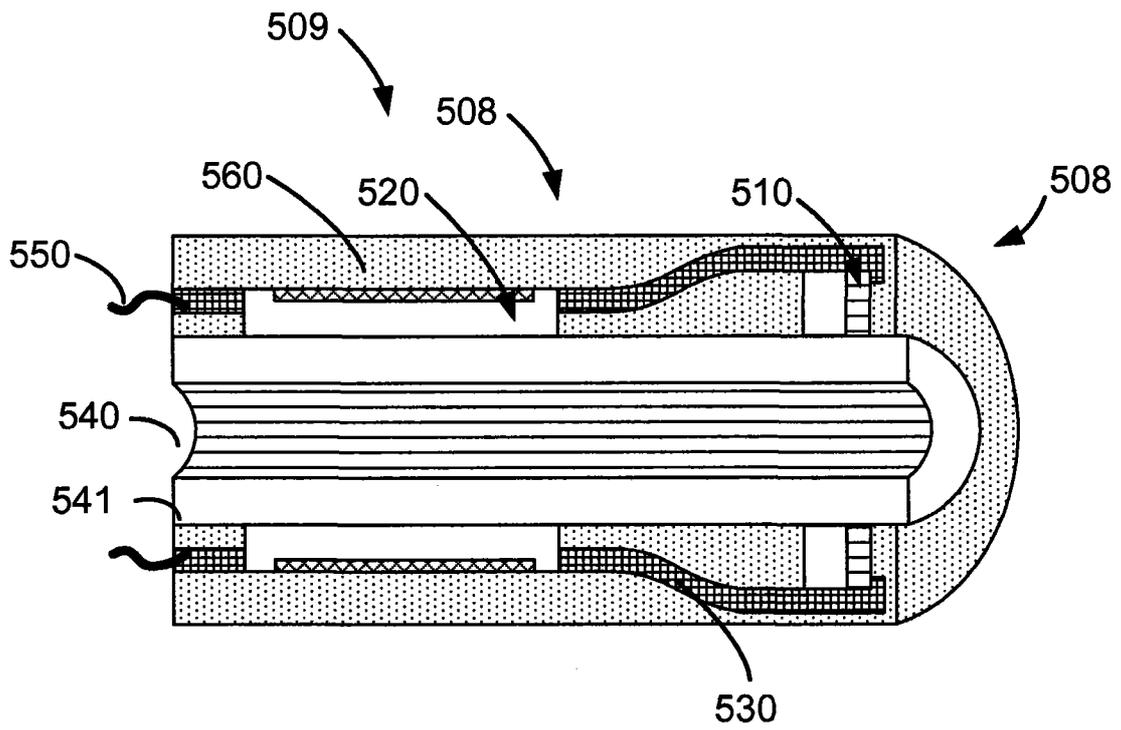


图 5

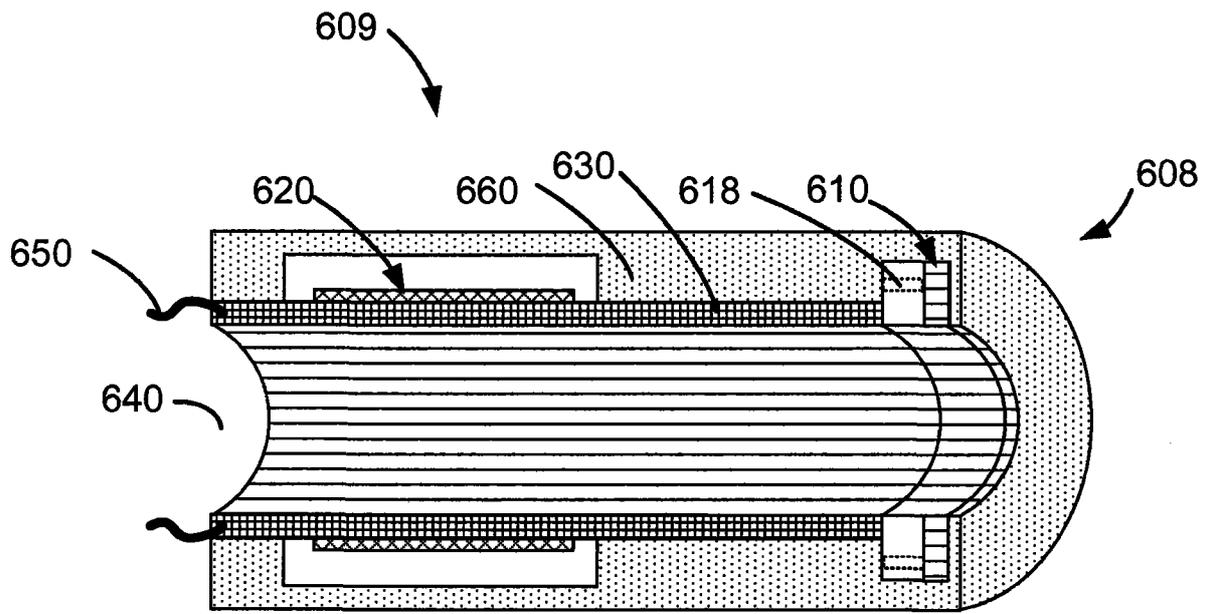


图 6

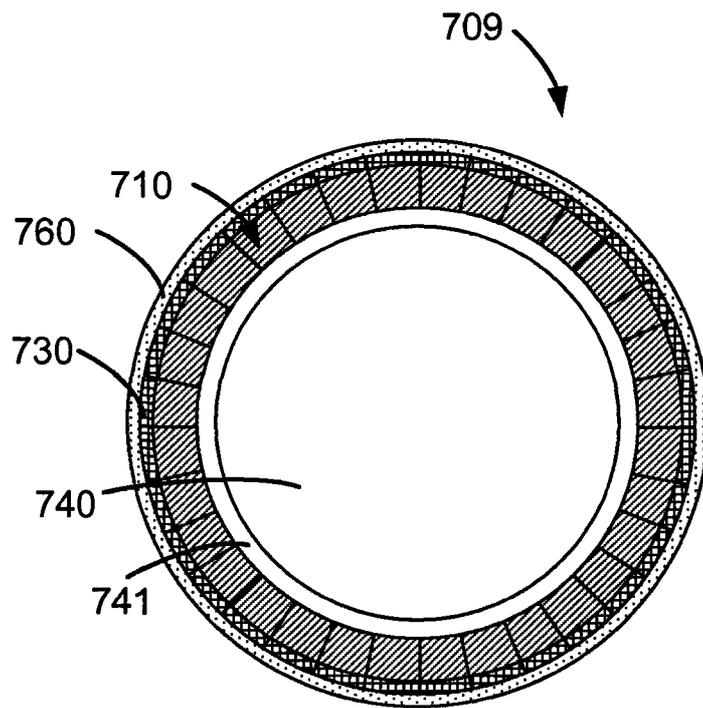


图 7

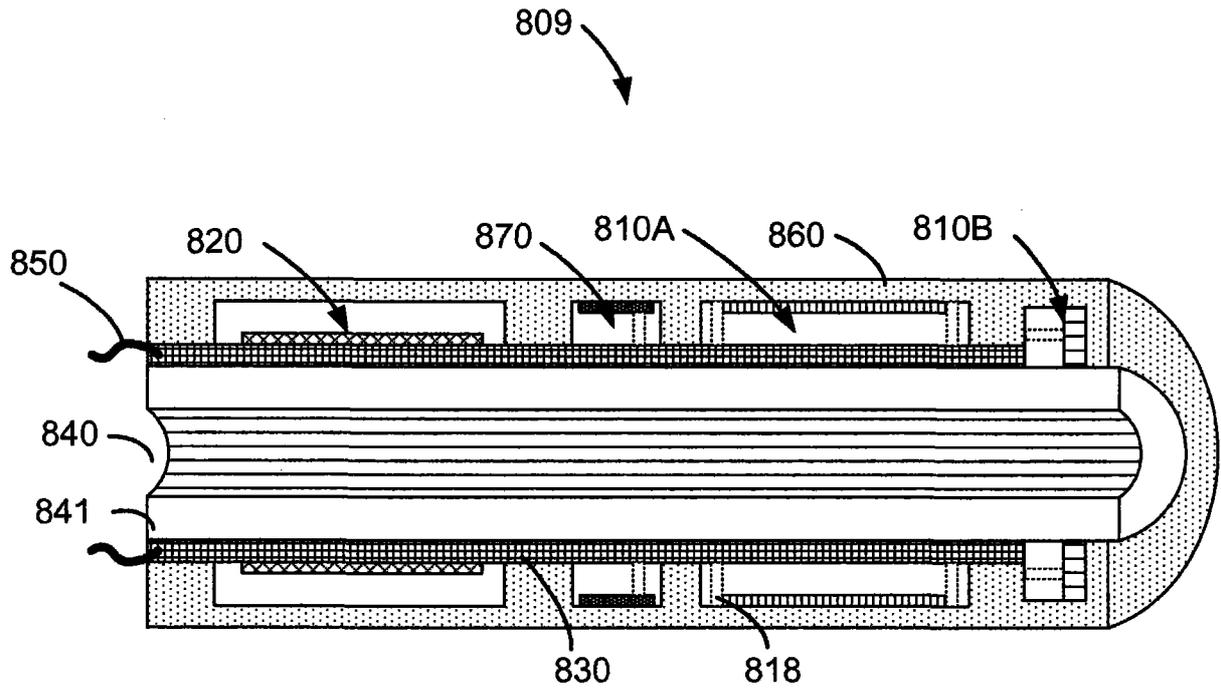


图 8

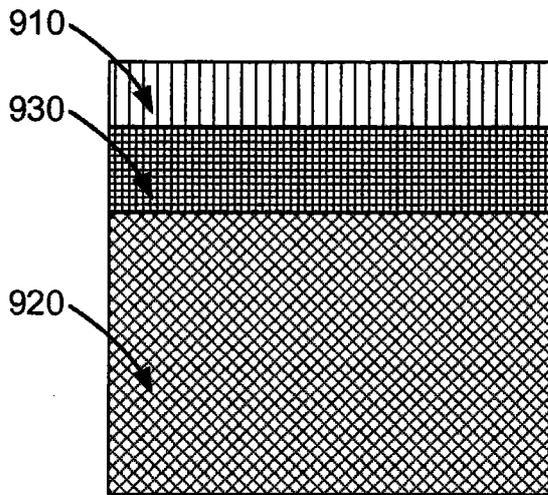


图 9

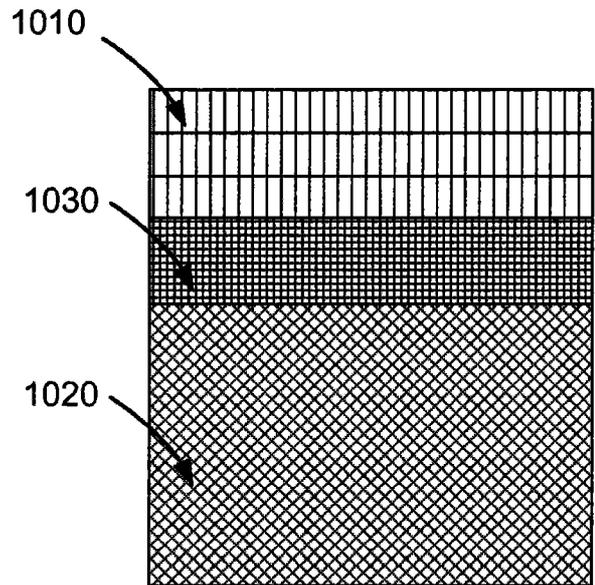


图 10

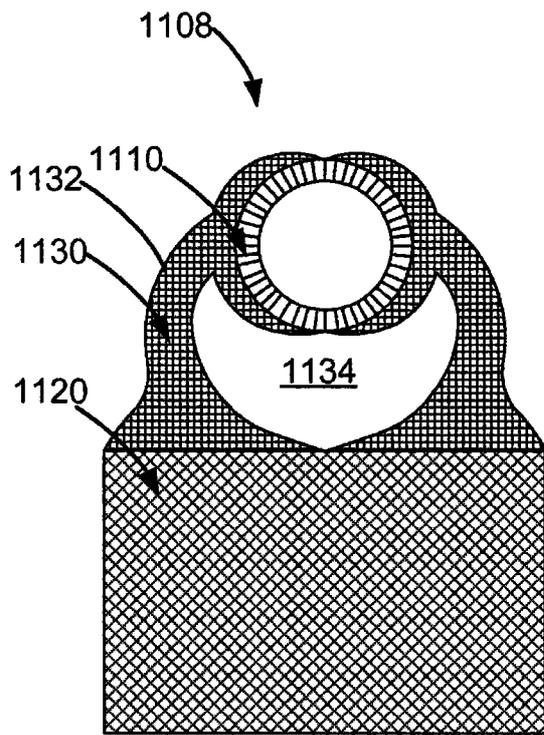


图 11

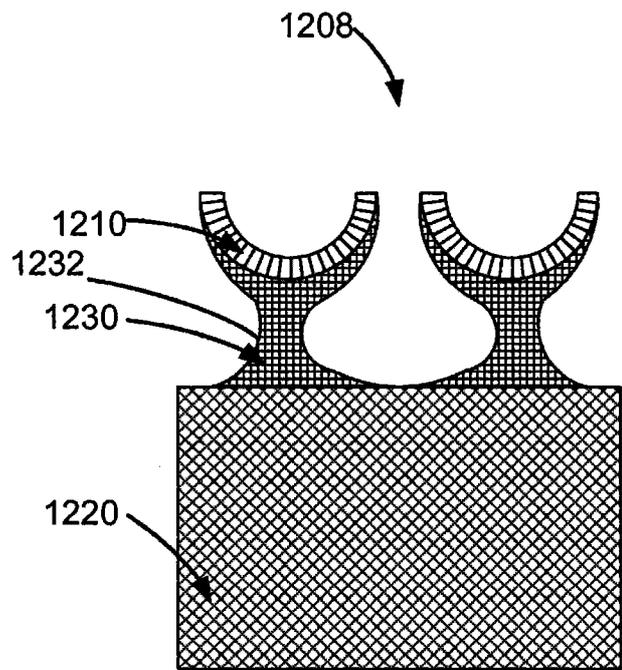


图 12

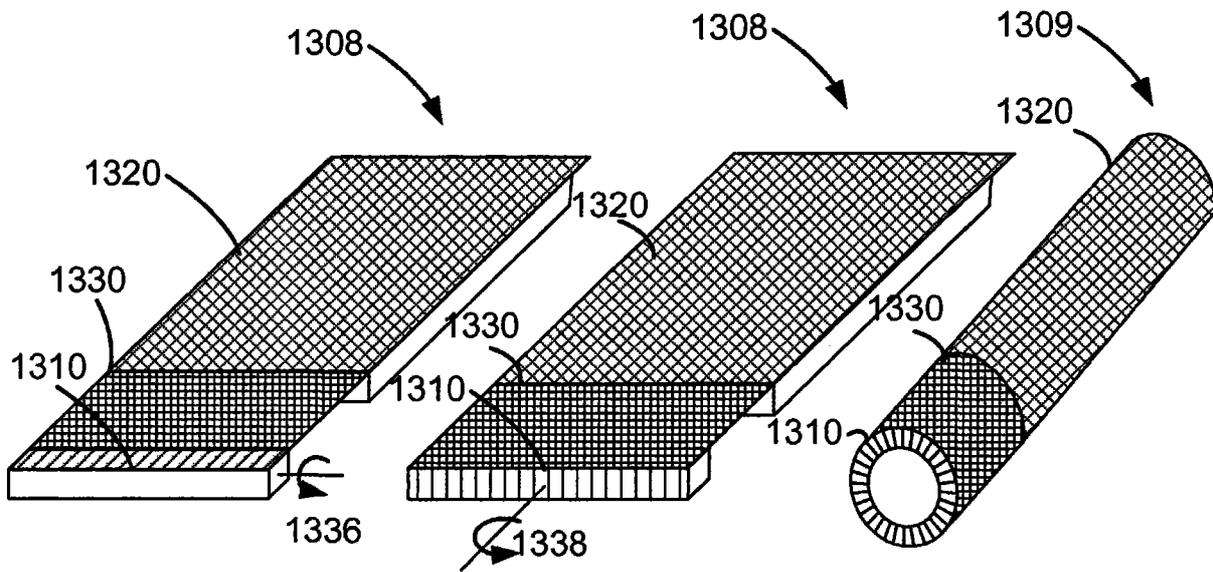


图 13A

图 13B

图 13C

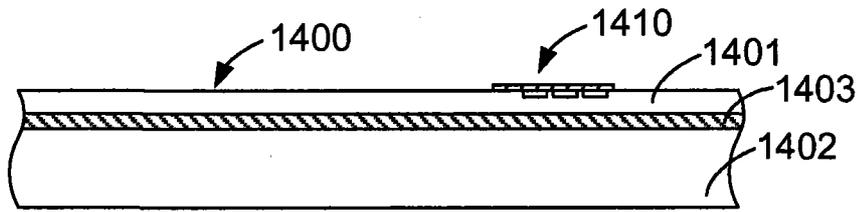


图 14.1

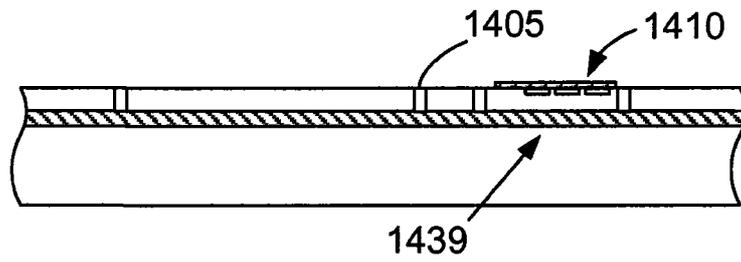


图 14.2

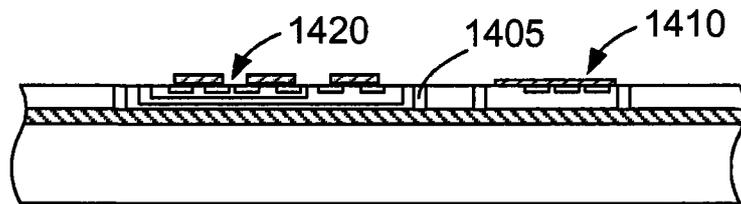


图 14.3

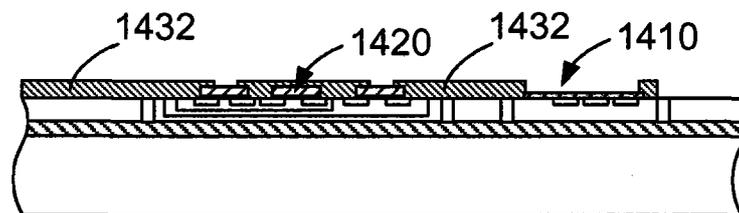


图 14.4

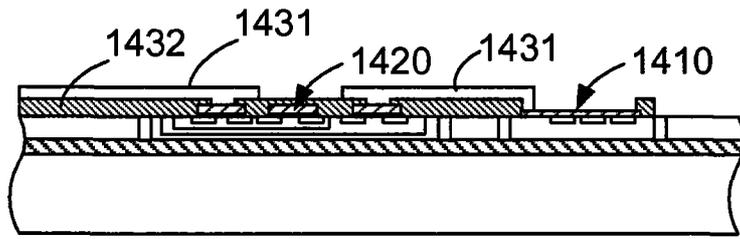


图 14.5

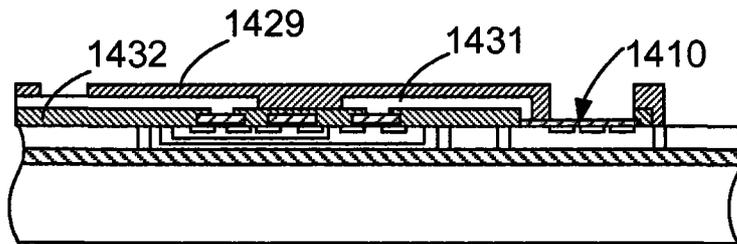


图 14.6

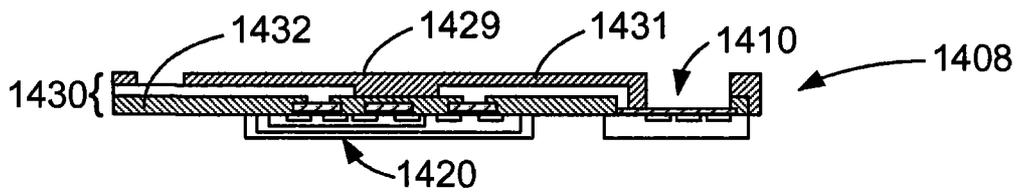


图 14.7

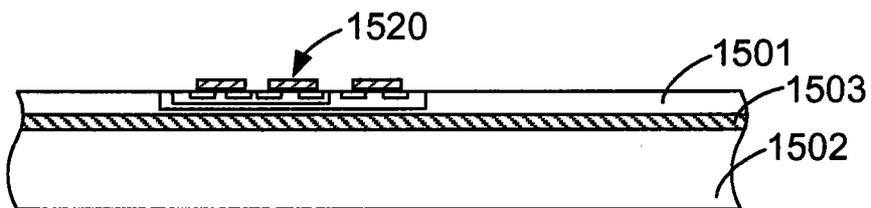


图 15.1

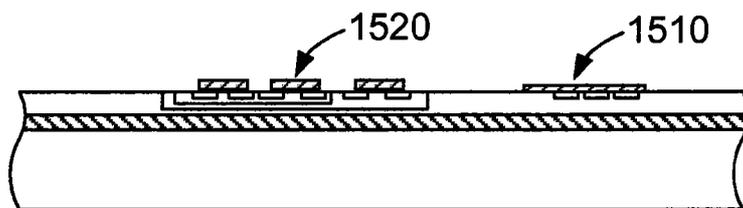


图 15.2

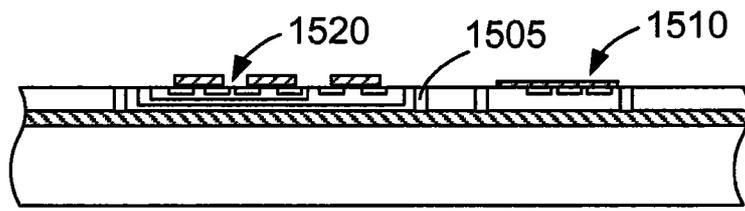


图 15.3

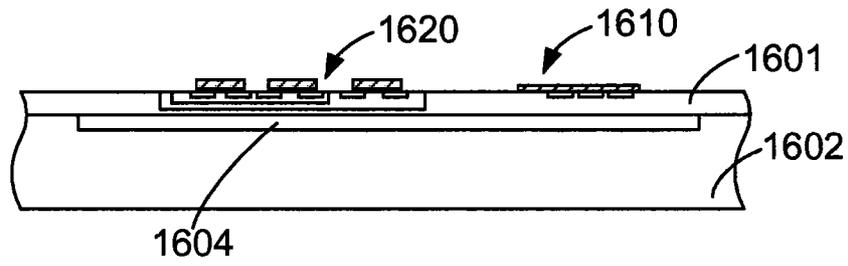


图 16.1

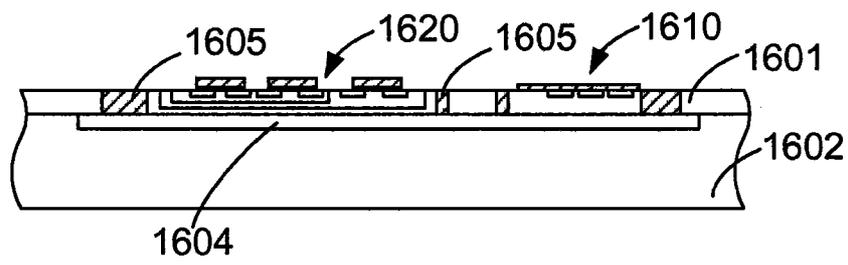


图 16.2

专利名称(译)	具有电容式微机械超声波换能器的超声波扫描设备		
公开(公告)号	CN101861127A	公开(公告)日	2010-10-13
申请号	CN200880117507.8	申请日	2008-12-03
[标]申请(专利权)人(译)	科隆科技公司		
申请(专利权)人(译)	科隆科技公司		
当前申请(专利权)人(译)	科隆科技公司		
[标]发明人	黄勇力		
发明人	黄勇力		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/4488 A61B8/4483 A61B8/12 B06B1/0292 A61B8/445 B06B1/0651 B06B3/00 H04R31/00 Y10T29/49005		
代理人(译)	毛力		
优先权	60/992020 2007-12-03 US 61/024843 2008-01-30 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了超声波扫描设备和超声波扫描设备的制造方法，该方法的一个实施方式包括，将柔性电子器件(如集成电路)、柔性超声波换能器(如圆形CMUT阵列的一部分)和柔性构件集成。该集成电路、换能器和柔性构件可形成以柔性子组件，该子组件被卷起以形成超声波扫描设备。集成电路和换能器的集成可同时发生。可选地，电子设备的集成可发生在换能器的集成之前。另外，换能器的集成可包括使用半导体技术。而且，卷起的子组件可形成管腔或可被接合到管腔。该方法可包括折叠柔性子组件的一部分，以形成前视换能器。一些子组件的柔性构件可以包括一对支架。

