



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101868185 B

(45) 授权公告日 2013.12.11

(21) 申请号 200880117482.1

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2008.12.03

A61B 8/12(2006.01)

(30) 优先权数据

60/992,020 2007.12.03 US

61/024,843 2008.01.30 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2010.05.19

(56) 对比文件

US 2007/0013269 A1, 2007.01.18, 摘要, 说明书第20、70-119段, 图3A-17.2.

US 6776763 B2, 2004.08.17, 全文.

CN 1714754 A, 2006.01.04, 全文.

US 2007/0066902 A1, 2007.03.22, 全文.

US 2006/0084875 A1, 2006.04.20, 全文.

审查员 温博

(87) PCT申请的公布数据

W02009/073753 EN 2009.06.11

(73) 专利权人 科隆科技公司

地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 黄勇力

(74) 专利代理机构 上海专利商标事务所有限公司 31100

代理人 毛力

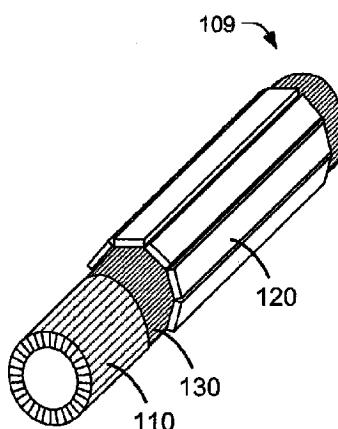
权利要求书3页 说明书11页 附图12页

(54) 发明名称

用于超声系统的CMUT封装

(57) 摘要

超声扫描仪和制造超声扫描仪的方法。方法的一个实施方式包括使柔性电子器件（例如，IC）和柔性超声换能器（例如，圆形CMUT阵列的一部分）与柔性构件集成。IC、换能器和柔性构件可形成柔性子组件，柔性子组件被卷起以形成超声扫描仪。IC和换能器的集成可同时发生。在可选方案中，电子器件的集成可出现在换能器的集成之前。而且，换能器的集成可包括使用半导体技术。此外，卷起的子组件可形成管腔或可连接到管腔。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包括一对臂。



1. 一种封装超声系统的方法,包括:

在基底上制造超声换能器或电子电路中的至少一个;

使柔性构件与所述超声换能器或所述电子电路中的至少一个集成;

从所述基底分离所述柔性构件以及与其集成的所述电子电路或所述超声换能器中的至少一个,以获得柔性子组件;以及

使所述柔性子组件成形为有至少一个弯曲的部分并且成为所述超声系统。

2. 如权利要求1所述的方法,其中所述超声换能器是柔性的。

3. 如权利要求1所述的方法,其中所述电子电路是柔性的。

4. 如权利要求1所述的方法,其中:

在将所述柔性构件与所述电子电路和所述超声换能器集成之前,在所述基底的器件层上制造所述电子电路和所述超声换能器二者;以及

在将所述柔性构件与所述电子电路和所述超声换能器集成之后,从所述基底分离所述柔性构件以及与其集成的所述电子电路和所述超声换能器,以获得包括集成的所述柔性构件、所述超声换能器和所述电子电路的所述柔性子组件。

5. 如权利要求1所述的方法,还包括形成通过所述基底的器件层的至少一个沟槽。

6. 如权利要求5所述的方法,还包括在所述基底中形成具有至少一个嵌入式腔的所述器件层。

7. 如权利要求5所述的方法,还包括在所述基底中形成所述器件层,且所述基底是包括所述器件层、绝缘层和处理层的SOI晶片。

8. 如权利要求1所述的方法,其中:

使电子电路和所述超声换能器同时与所述柔性构件集成。

9. 如权利要求1所述的方法,其中集成所述超声换能器包括使用半导体技术。

10. 如权利要求1所述的方法,其中所成形的柔性构件界定管腔或部分管腔。

11. 如权利要求1所述的方法,还包括在所述超声换能器中形成贯穿晶片的互连,且其中从不包括所述超声换能器的作用表面的所述超声换能器的侧面对所述柔性构件进行集成。

12. 如权利要求1所述的方法,还包括将所成形的柔性构件连接到管腔。

13. 如权利要求1所述的方法,其中所述超声换能器包括至少一个电容式微机械超声换能器CMUT。

14. 如权利要求1所述的方法,其中所述超声换能器是柔性的,所述方法还包括折叠所述柔性构件中托住所述柔性超声换能器的部分,其中所述柔性构件的所折叠的部分和所述柔性超声换能器形成前视超声换能器。

15. 如权利要求1所述的方法,其中所述超声换能器包括圆形电容式微机械超声换能器CMUT阵列的至少一部分。

16. 如权利要求1所述的方法,其中所述柔性构件包括至少一个绝缘层和至少一个传导层。

17. 如权利要求1所述的方法,其中从所述柔性构件的相对侧面集成所述超声换能器和集成所述电路。

18. 一种超声系统,包括:

电子电路；

超声换能器；以及

柔性构件，所述电子电路和所述超声换能器与所述柔性构件集成，经集成的所述电子电路、所述超声换能器和所述柔性构件形成柔性子组件，所述柔性子组件被成形为有至少一个弯曲的部分并且成为所述超声系统，其中所述柔性构件包括：

第一柔性绝缘层，

至少一个柔性摹制传导层，包括在所述电子电路与所述超声换能器之间的多个互连，以及

至少一个第二柔性绝缘层。

19. 如权利要求 18 所述的系统，其中所述超声换能器是柔性超声换能器。

20. 如权利要求 18 所述的系统，其中所成形的柔性子组件形成管腔。

21. 如权利要求 19 所述的系统，其中所述柔性超声换能器包括贯穿晶片的互连。

22. 如权利要求 18 所述的系统，其中所述超声换能器包括至少一个电容式微机械超声换能器 CMUT 元件。

23. 如权利要求 18 所述的系统，其中所述超声换能器是包括至少两个电容式微机械超声换能器 CMUT 元件的电容式微机械超声换能器 CMUT 阵列。

24. 如权利要求 18 所述的系统，还包括与所述柔性构件集成的温度传感器或压力传感器之一。

25. 如权利要求 18 所述的系统，其中所述超声换能器包括圆形电容式微机械超声换能器 CMUT 阵列的至少一部分。

26. 如权利要求 18 所述的系统，其中所述超声换能器是前视超声换能器。

27. 如权利要求 18 所述的系统，其中所述超声换能器和所述电路在所述柔性构件的相对侧上。

28. 一种超声系统，包括：

集成电路；

电容式微机械超声换能器 CMUT；

柔性构件，所述集成电路和所述电容式微机械超声换能器 CMUT 与所述柔性构件集成，所述集成电路、所述电容式微机械超声换能器 CMUT 和所述柔性构件形成柔性子组件，所述柔性子组件被成形为有至少一个弯曲的部分并且是管腔的至少一部分，所述柔性构件的部分折叠以将所述电容式微机械超声换能器 CMUT 定位于超声扫描仪的远端上作为前视环状超声换能器。

29. 一种制造超声换能器的方法，所述方法包括：

在基底上形成以下的至少一个：

多个超声换能器，或

多个电路；

使柔性构件与所述多个超声换能器或所述多个电路中的至少一者集成，所述柔性构件中构造有互连；

使所述多个超声换能器或所述多个电路中的至少一者以及经集成的所述柔性构件从所述基底分离，以形成柔性子组件；以及

使所述柔性子组件成形为紧凑的形状,所成形的柔性子组件是超声换能器。

30. 如权利要求 29 所述的方法,其中将所述柔性构件与所述多个超声换能器或所述多个电路中的至少一者集成包括:

在形成于所述基底上的所述多个超声换能器或所述多个电路中的一者上形成包括所述互连的所述柔性构件;

在所述柔性构件上形成多个结合区,所述结合区传导地连接到所述互连;以及

将所述多个超声换能器或所述多个电路中的另一者连接到所述多个结合区中的相应一个。

31. 如权利要求 29 所述的方法,其中将所述柔性构件与所述多个超声换能器或所述多个电路中的至少一者集成包括:

在所述基底上形成至少所述多个超声换能器;以及

在所述多个超声换能器之上形成具有所述互连的所述柔性构件。

32. 如权利要求 31 所述的方法,还包括:

通过移除所述基底的至少一部分,使所述多个超声换能器从所述基底分离。

33. 如权利要求 29 所述的方法,其中所述柔性子组件的成形包括卷起所述柔性子组件。

用于超声系统的 CMUT 封装

[0001] 优先权

[0002] 本申请要求 2007 年 12 月 3 日提交的美国临时申请序列号 60/992,020 以及 2008 年 1 月 30 日提交的美国临时申请序列号 61/024,843 的优先权。

[0003] 背景

[0004] 本申请涉及电容式微机械超声换能器 (CMUT) , 尤其是涉及基于 CMUT 的超声换能器、器件和系统的封装。

[0005] 导管允许外科手术人员通过将导管的远端通到可能存在某种疾病的部位来诊断并治疗患者体内深处的疾病。接着, 外科手术人员可在该部位操作各种传感器、仪器等来对患者执行具有最小侵入影响的某些过程。得到广泛使用的一种器件是超声扫描仪。超声扫描仪在针对其能力选择的频率处产生声波, 以允许该声波穿透各种组织和其它生物结构并从其返回回波。选择大约 20MHz 或更高的频率常常是希望的。可从这些返回的回波得到在超声扫描仪周围的组织的图像。另一种超声器件用于通过配备有超声换能器的导管执行高强度聚焦超声 (HIFU) ; 它可安全和有效地消除来自跳动的心脏的外表面的心房颤动 (AF) 。存在两种超声换能器, 即, 基于压电晶体 (即, 由压电材料或压电复合材料制造的晶体) 的超声换能器和基于电容式微机械超声换能器 (CMUT 和嵌入式弹簧 CMUT 或 ESCMUT) 的超声换能器。

[0006] CMUT 一般包括两个间隔开的电极, 膜附到这两个电极中的一个。在操作中, 交流电 (AC) 信号用于将电极充电到不同的电压。差分电压引起附到膜的电极移动, 因而导致膜本身的移动。压电换能器 (PZT) 还将 AC 信号应用于其中的晶体, 使它振动并产生声波。返回到晶体的回波用于得到周围组织的图像。

[0007] 因此, 外科手术人员发现使用配备有超声扫描仪的导管来获得人类 (和动物) 患者体内的某些组织 (例如, 血管)、结构等的图像并观察对其的治疗效果是有用的。例如, 超声换能器可提供允许医疗人员确定血液是否流经特定的血管的图像。

[0008] 某些导管包括位于导管的远端处或附近的单个超声换能器, 而其它导管包括在导管的远端处的超声换能器的阵列。这些超声换能器可沿着导管的侧面布置并可从其指向外部。如果是这样, 它们可被称为“侧视”换能器。当导管只有一个侧视换能器时, 可旋转导管, 以获得在导管周围的所有方向上的组织的图像。否则, 导管可具有指向导管周围的所有方向的超声换能器。

[0009] 在其它情况下, 导管可具有布置在导管的远端处的超声换能器, 这些换能器从导管的端部指向远侧方向。这些类型的超声换能器可称为“前视”换能器。前视换能器对获得在导管前面 (即, 前方) 的组织的图像可能是有用的。

[0010] 因为在超声成像和超声治疗中, 超声系统将超声聚焦在目标区中以获得成像或治疗, 用于成像的基于导管的超声系统也可配置成通过选择适当的超声频率和能量输入来执行治疗。

[0011] 概述

[0012] 实施方式提供了超声换能器、器件和系统 (例如, 扫描仪或 HIFU 器件) 以及制造

超声系统的方法。更具体地，根据一个实施方式实践的方法包括集成柔性电子器件（例如，集成电路）与柔性构件以及集成柔性超声换能器（例如，圆形 CMUT 阵列的一部分）与柔性构件。集成的柔性电子器件、柔性超声换能器和柔性构件可形成柔性子组件，柔性子组件被卷起以形成超声换能器。这里公开的封装方法可用于制造小型化的超声换能器、器件和系统。这些方法还可用于制造柔性超声换能器、器件和系统。而且，所产生的超声换能器、器件和系统可在机械上是柔性的。在一些实施方式中，这些超声换能器、器件和系统也可在操作上是灵活的，因为它们可应用于各种情况，包括：IVUS/ICE 成像和各种形式的治疗。例如，这些超声换能器、器件和系统可用于但不限于对病人的心脏的 AF 的高强度聚焦超声 (HIFU) 消融。

[0013] 在一些实施方式中，柔性电子器件和柔性超声换能器与柔性构件的集成同时出现。此外，可从包括其作用表面的超声换能器的侧面执行对超声换能器的集成。在可选方案中，柔性电子器件的集成可出现在柔性超声换能器的集成之前（或之后）。而且，柔性超声换能器的集成可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，其可耦合到导管的管腔。然而，卷起的柔性子组件可替代地连接到导管的管腔。在一些实施方式中，该方法包括将柔性构件（其托住柔性超声换能器）的一部分折叠大约 90 度的角度以形成前视超声换能器。一些实施方式的柔性构件可包括连接到 CMUT 换能器的圆形阵列的部分的一对臂。当该臂（和柔性构件的其余部分）卷起时，圆形 CMUT 阵列可折叠大约 90 度以形成环状 CMUT 阵列。环状 CMUT 阵列可接着用作前视 CMUT 阵列。

[0014] 这里公开的超声系统的一个实施方式包括柔性电子器件（例如，集成电路）、柔性超声换能器和柔性构件，柔性电子器件和柔性超声换能器与柔性构件集成在一起。集成的柔性电子器件、柔性超声换能器和柔性构件可形成柔性子组件，柔性子组件卷起以形成超声扫描仪。在一些实施方式中，卷起的柔性子组件是管腔，或替代地可连接到导管的管腔。柔性超声换能器可包括贯穿晶片互连和与其相通的圆形 CMUT 阵列的一部分。而且，超声换能器可为前视、环状 CMUT 阵列。

[0015] 因此，实施方式提供了优于以前可用的超声换能器，更具体地，优于基于 PZT 的超声系统的很多优点。例如，实施方式提供了可在较高的频率操作的并具有比此前可能的宽的带宽的超声扫描仪。实施方式还提供具有比以前可用的超声换能器的形状因子小的形状因子的超声系统。此外，实施方式提供制造超声扫描仪的方法，其比以前可用的超声制造方法更简单、成本更小和更快。

[0016] 附图的简要说明

[0017] 图 1 对一个实施方式的基于 CMUT 的超声扫描仪示出基于 CMUT 的超声扫描仪和柔性子组件的透视图。

[0018] 图 2 对一个实施方式的基于 CMUT 的超声扫描仪示出另一基于 CMUT 的超声扫描仪和柔性子组件的透视图。

[0019] 图 3 对一个实施方式的基于 CMUT 的超声扫描仪示出柔性子组件的透视图。

[0020] 图 4 对一个实施方式的基于 CMUT 的超声扫描仪示出将 IC 和 CMUT 阵列与柔性构件集成的方法。

[0021] 图 5 对一个实施方式的基于 CMUT 的超声系统示出将 IC 和 CMUT 阵列与柔性构件集成的另一方法。

[0022] 图 6 对一个实施方式的基于 CMUT 的超声系统示出将 IC 和 CMUT 阵列与柔性构件集成的另一方法。

[0023] 图 7 对一个实施方式的基于 CMUT 的超声扫描仪示出将 IC 和 CMUT 阵列与柔性构件集成的另一方法。

[0024] 图 8 对一个实施方式的基于 CMUT 的超声扫描仪示出将 IC 和 CMUT 阵列与柔性构件集成的又一方法。

[0025] 图 9 对一个实施方式的基于 CMUT 的超声扫描仪示出柔性子组件的透视图。

[0026] 图 10 对一个实施方式的基于 CMUT 的超声扫描仪示出制造柔性 IC 子组件的方法。

[0027] 图 11 对一个实施方式的基于 CMUT 的超声扫描仪示出制造 CMUT 阵列和 CMUT 元件的另一方法。

[0028] 图 12 示出制造 CMUT 阵列的各种实施方式的方法。

[0029] 详细描述

[0030] 不同实施方式的基于电容式微机械超声换能器 (CMUT) 的系统 (例如, IVUS/ICE 扫描仪、小型高强度聚焦超声 (HIFU) 器件等) 的一个部件是具有集成在其上的 CMUT 阵列和 / 或 IC 的柔性构件。CMUT 阵列和 IC 的集成可使用半导体以及 MEMA 制造和封装技术 (在下文中的“半导体”技术) 被同时执行, 或可在不同的时间被执行。半导体技术可用在批量处理中, 从而提供制造基于 CMUT 的超声系统的相对简单、可靠和有成本效率的方法。集成的柔性构件 (具有 CMUT 阵列和 / 或 IC) 可被折叠或以另外方式布置, 以安装在有限的空间内, 并可被制成符合各种表面 (甚至具有空间曲率的那些表面)。更具体地, 这里公开的超声系统可包括在各种类型的导管上或中。更具体地, 这些半导体批量处理可提供制造超声系统的方法, 其比制造基于压电换能器 (PZT) 的超声系统的方法更简单、更可靠和更有成本效率。

[0031] 虽然压电换能器 (PZT) 可执行一些期望的诊断和治疗功能, 但获得具有小形状因子的压电换能器 (PZT) 仍然很难。更具体地, 由于与制造 PZT 的材料相关的限制, 设计和制造具有 PZT 的导管且 PZT 小到足以安装在设计成通过各种心血管、神经血管和其它生物结构的很多导管内仍然很难。而且, PZT 材料往往在相对高频的频域并不是表现很好。例如, 很难设计和制造能够在对使生物组织成像有用的 20MHz 附近 (和之上) 的区域内操作的 PZT。

[0032] 此外, 为了形成 PZT 的圆柱形阵列 (例如, 希望包括在各种导管上的圆柱形阵列), 必须从换能器的平板切割单独的 PZT。单独的 PZT 可接着布置在导管上的圆柱形阵列中。作为结果, 一些单独的 PZT (或多组 PZT) 可能在切割和组装操作期间被切口或其它污染物损坏或污染。此外, 单独的 PZT 的切割操作和到导管上的组装可导致单独 PZT 的操作特性的变化。因此, 以前可用的 PZT 只在某些超声应用中得到使用。本公开提供了基于 CMUT 的超声系统和配备有这样的 CMUT 的导管, 解决了 PZT 的至少一些缺点。如这里讨论的, 在这里公开的基于 CMUT 的超声系统和导管也处理其它优点。

[0033] CMUT 使用布置成形成电容器的两个板状结构来传输并检测相邻介质中的声波。板 (或耦合到板的电极) 可被反复充电, 以使一个板相对于另一个板移动, 从而产生声波。一般, 交流电 (AC) 给板充电。在可选方案中, 板可被充电到选定的电压 (使用例如直流或 DC 信号), 并可用于感测声波, 这些声波撞击在被暴露的板上, 因而使该板相对于另一个板移

动。被暴露的板的移动引起 CMUT 的电容的变化。可分析由 CMUT 产生的作为结果的电信号，以产生在 CMUT 周围的介质的图像。一些基于 CMUT 的超声系统包括开关，使得当开关在一个位置时，开关允许 CMUT 传输声波，而当开关在另一位置时，开关允许 CMUT 检测声波。

[0034] CMUT 可被单独地制造或可按各种阵列制造。例如，可制造 CMUT 的一维 (1-D) 阵列，其中各种 CMUT 以线性阵列形成。也可制造 2-DCMUT 阵列，其中各种 CMUT 以包括例如行和列的各种模式形成。行和列可产生通常正方形、矩形或其它形状的阵列。而且，单独的 CMUT 可被单独的操作；可结合其它 CMUT 操作；或可结合在特定的阵列或扫描仪中的所有 CMUT 操作。例如，驱动各种 CMUT 的信号可被计时来操作作为相控阵的多个 CMUT，以在特定的方向上引导声能。

[0035] CMUT 阵列可被形成为柔性的，以便阵列可符合具有期望或给定形状或曲率的表面、腔等。例如，CMUT 阵列可被安装成符合特定仪器、导管或其它器件的形状。类似地，用于驱动 CMUT (并感测来自其的信号) 的 IC (或其它电路) 也可被形成为柔性的。此外，CMUT 和 IC 可同时使用相同的技术或在不同的时间使用与这里公开的相同 (或不同) 的技术与彼此和仪器集成。

[0036] 更具体地，一些实施方式的 CMUT 和 IC 可使用半导体或微机电系统 (MEMS) 制造和封装技术 (下文中的“半导体”技术) 彼此同时集成在柔性构件上。其上有 CMUT 和 IC 的柔性构件可被缠绕在导管 (或其它器件) 上，以形成具有基于 CMUT 的超声系统的导管。用作超声扫描仪的这些基于 CMUT 的超声系统可为前视的、侧视的或其组合。它们也可用于执行成像、治疗功能 (例如，组织消融) 或其组合。在一些实施方式中，其它换能器 (例如，压力、温度等) 可被制造并与 CMUT 和 IC 一起集成在柔性膜上。

[0037] 图 1A 对一个实施方式的基于电容式微机械换能器 (CMUT) 的超声系统示出柔性子组件的透视图。柔性子组件 108 包括 CMUT 阵列 110、CMUT 阵列 110 的支持性电子器件 120 和柔性构件 130。在一些实施方式中，支持性电子器件 120 是以一个或多个集成电路 (IC) 的形式。柔性构件 130 机械地耦合 CMUT 阵列 110 和支持性电子器件 120，同时允许 CMUT 阵列 110 和支持性电子器件 120 在组装期间相对于彼此移动。柔性构件 130 还可提供 CMUT 阵列 110 和支持性电子器件 120 之间的电连通性。而且，在 CMUT 阵列 110 内的每个 CMUT 元件灵活地耦合到彼此。同样，支持性电子器件 120 的各个部分可灵活地耦合到彼此。

[0038] 图 1B 示出一个实施方式的基于 CMUT 的超声系统 (例如，扫描仪) 的透视图。更具体地，基于 CMUT 的超声系统 109 可从柔性子组件 108 形成。在一个实施方式中，柔性子组件 108 按参考箭头 136 所示卷成圆柱形形状，以形成基于 CMUT 的超声系统 109。如图 1B 所示，基于 CMUT 的超声系统 109 可为侧视超声扫描仪。基于 CMUT 的扫描仪 109 可连接到导管的管腔或其它器件，并可用于使患者体内的组织成像。基于 CMUT 的扫描仪 109 也可将超声聚焦到通常相邻于扫描仪的区域，以进行 HIFU 消融。而柔性子组件 108 可缠绕在物体周围、卷到管子、部分管腔或管腔中、或形成其它形状 (甚至具有空间曲率的那些形状)。

[0039] 图 2 对一个实施方式的基于 CMUT 的超声系统示出另一柔性子组件的透视图。柔性子组件 208 包括圆形 CMUT 阵列 210、支持性 IC 220 和柔性构件 230。柔性构件 230 包括从 IC 220 突出并到达圆形 CMUT 阵列 210 的一对弓形臂 232。臂 232 也可界定空腔 234，这将允许臂 232 符合如图 2B 所示的基于 CMUT 的超声系统 209 的总的圆柱形形状。为了从柔性子组件 208 形成超声系统 209，当柔性子组件 208 卷成圆柱形形状时，圆形 CMUT 阵列 210

可向内折叠。因此，圆形 CMUT 阵列 210 的单独的元件可从基于 CMUT 的超声系统 209 指向远侧。因此，基于 CMUT 的超声系统 209 可为前视的、基于 CMUT 的超声扫描仪。基于 CMUT 的超声系统 209 也可将超声聚焦到扫描仪前方的区域中，以进行 HIFU 消融。

[0040] 现在参考图 3A，其对一个实施方式的基于 CMUT 的超声系统示出柔性子组件的透视图。柔性子组件 308 包括在柔性构件 330 上彼此平行放置并间隔开的 CMUT 阵列 310 和 IC 320。CMUT 阵列 310 可为单个元件 CMUT 或 CMUT 阵列（例如，一维、二维、1.5 维或任何其它类型的 CMUT 阵列）。因此，柔性构件 330 的部分 350 跨越至少一些 IC 320 和 CMUT 阵列 310 之间的距离。柔性组件 308 可在柔性构件 330 的这些部分 350 处折叠，以形成紧凑的超声系统 309（见图 3B）。紧凑的超声系统 309 可类似于 IC320 的堆栈，CMUT 阵列 310 在堆栈的一端，而柔性构件的部分 350 界定 CMUT 阵列 310 和 IC 320 之间的柔性构件的层。紧凑的超声系统 309 可被制造得足够小，以便它可安装在导管内和其它类似有限的空间内。虽然柔性组件 308 可被折叠成堆栈，它也可缠绕在物体周围、卷到管子或管腔中、或形成其它形状（甚至具有空间曲率的那些形状）。

[0041] 现在参考图 4-8，示出了使 IC 和 CMUT 阵列与柔性构件集成的各种方法。这些方法可使用各种半导体技术来执行 IC 和 CMUT 阵列与柔性构件的集成。实际上，在一些实施方式中，相同的半导体技术用于集成 IC 与柔性构件以及集成 CMUT 阵列与柔性构件。相反，基于 PZT 的超声扫描仪需要不同的技术来集成基于 PZT 的超声系统的 PCT 换能器和 IC（或其它支持性电子器件）。

[0042] 图 4 对一个实施方式的基于 CMUT 的超声系统示出使 IC 和 CMUT 与柔性构件集成以形成柔性子组件 408 的方法。更具体地，使用各种半导体技术在晶片 400（或某个其它基底）上制造柔性构件 430。图 4 进一步示出，晶片 400 可用于将 CMUT 阵列 410 和 IC 420 与柔性构件 430 集成。在 CMUT 阵列 410 和 IC 420 的集成期间，可形成各种结构例如柔性构件 430，其包括至少一个绝缘层 431-435、至少一个传导层 432-434 和结合区 439。在图 4 所示的方法中，可分开地制造 CMUT 阵列 410 和 IC 420。

[0043] 部分地由于用于制造柔性构件 430 的半导体技术，相比于在基于 PZT 的超声系统中使用的印刷电路板 (PCB) 中的互连的相应尺寸，可在更大的程度上控制柔性构件 430 中形成的各种互连的尺寸。此外，图 4 所示的方法允许通过以较好的尺寸控制来制造多个传导层 432-434 而增加互连密度（与基于 PZT 的超声换能器互连密度相比）。因此，可制造根据各种实施方式的小型超声系统。

[0044] 现在参考图 4.1，绝缘层 431 可被涂覆并摹制到晶片 400 上，以形成柔性构件 430 的第一层。注意，晶片 400 可为硅晶片、玻璃晶片或某个其它基底，以及绝缘层 431 可由例如氧化物、氮化物、聚对二甲苯基、聚酰亚胺、聚合物、PDMS、Kapton 等涂覆或形成。

[0045] 传导层 432 之一可形成并摹制到晶片 400 上（如图 4.2 所示），以在柔性构件 430 内形成各种互连。如前所述，额外的绝缘层 433-435 和额外的传导层 432-434 可按需要被涂覆并摹制到晶片 400 上，以在柔性构件 430 内形成额外的互连（见图 4.3）。传导层 432-434 的材料可为 Al、Au、Cr、Ti、Cu 等。

[0046] 图 4.4 示出结合区 439 可由在前面的各种互连上的传导材料制造和摹制，以与 CMUT 阵列 410、IC 420 和其它部件上的相应触头紧密配合。可根据在图 4.4 和 4.5 所示的过程中被选择用来使 CMUT 阵列 410 和 IC420 与柔性构件 430 集成的技术选择形成结合区

439 的材料。因此,如图 4.5 所示,CMUT 阵列 410 和 IC 420 可位于结合区 439 上并与其键合。更具体地,可使用共晶键合、热压缩键合以及各种倒装键合方法来执行 CMUT 阵列 410 和 IC 420 与结合区 439 的在器件级或在晶片级的键合。包括柔性构件 430、CMUT 阵列 410 和 IC 420 的柔性子组件 408 接着可如图 4.6 所示与晶片 400 分离。柔性构件包括层 431-435 和结合区 439。在一些实施方式中,集成的柔性子组件可接着随后被组装到超声系统中。因此,使用与用于集成 IC 420 与柔性构件 430 相同的技术(且更具体地,半导体批量处理技术)可集成 CMUT 阵列 410 与柔性构件 430。

[0047] 图 5 对一个实施方式的基于 CMUT 的超声系统示出将 IC 和 CMUT 阵列与柔性构件集成的另一方法。更具体地,与图 4 所示在生产晶片(prime wafer)上形成柔性构件不同,图 5 中的柔性构件 530 在具有制造好的 CMUT 阵列 510 的 SOI 晶片上形成。

[0048] 现在参考图 5.1,在 SOI 晶片 500 上制造了 CMUT 阵列 510。SOI 晶片包括器件层 501、绝缘层 502 和处理层 503。在图 5.2 中,从 CMUT 制造基底的顶侧形成第一模式(例如,沟槽或开口)570、571。第一模式包括可界定晶片上的每个 CMUT 阵列 510 的边界的沟槽(或开口)571 和可界定 CMUT 阵列 510 中的每个 CMUT 元件的边界的沟槽(或开口)570。沟槽的最深端可到达绝缘层 502。第一模式(例如,沟槽或开口)570、571 可在 CMUT 制造期间或之后完成。在该步骤之后,随后的处理可类似于从图 4.1 到图 4.4 的图 4 的方法,以在 CMUT 阵列上形成柔性构件 530(图 5.3)。如图 5.4 所示,IC 520 可位于结合区 539 上并与其键合。更具体地,可使用共晶键合、热压缩键合以及各种倒装键合方法来执行 IC 520 与结合区 539 的在器件级或在晶片级的键合。可移除 SOI 晶片 500 的处理层 503。包括柔性构件 530、CMUT 阵列 510 和 IC 520 的柔性子组件 508 接着可如图 5.5 所示与晶片 500 分离。此外,如图 5.5 所示,图 5 所示方法可能导致 CMUT 阵列 510 位于柔性构件 530 的一侧(例如,被制造在晶片 500 上的那一侧)上,而 IC 520 位于柔性构件 530 的另一侧上。

[0049] 图 6 对一个实施方式的基于 CMUT 的超声系统示出将 IC 和 CMUT 阵列与柔性构件集成的另一方法。更具体地,与图 4 所示在生产晶片上形成柔性构件不同,图 6 中的柔性构件 630 在其上制造有 IC 610 的 SOI 晶片上形成。

[0050] 现在参考图 6.1,可在 SOI 晶片 600 上制造支持性 IC 620。SOI 晶片包括器件层 601、绝缘层 602 和处理层 603。在图 6.2 中,可从 IC 制造基底的一侧(例如,顶侧)形成第一模式(例如,沟槽或开口)671。第一模式包括可界定晶片上的每个 IC 610 的边界的沟槽(或开口)671。沟槽的最深端可到达绝缘层 602。在该步骤之后,随后的处理可类似于从图 4.1 到图 4.4 的图 4 的方法,以在 IC 620 上形成柔性构件 630(图 6.3)。如图 6.4 所示,CMUT 阵列 610 可位于结合区 639 上并与其键合。更具体地,可使用共晶键合、热压缩键合以及各种倒装键合方法来执行 CMUT 阵列 610 与结合区 639 的在器件级或在晶片级的键合。可移除 SOI 晶片 600 的处理层 603。包括柔性构件 630、CMUT 阵列 610 和 IC 620 的柔性子组件 608 接着可如图 6.5 所示与晶片 600 分离。

[0051] 图 7 对一个实施方式的基于 CMUT 的超声系统示出将 IC 和 CMUT 阵列与柔性构件集成的另一方法。在图 7 所示的方法中,可使用各种半导体技术在各种 CMUT 阵列 710 和 IC 720 上形成柔性构件 730。图 7 的方法可用于通过增加传导层的数量并减小在柔性构件 730 中的传导线的线宽和间隔来增加所形成的超声系统的互连密度(与基于 PZT 的超声系统和常规 PCB 相比)。而且,图 7 的方法可作为批量处理执行,从而利用与半导体批量处理技术

相关的规模效益。因此,很多 CMUT 阵列 710 和 IC720 可同时集成在各种柔性构件 730 上。

[0052] 现在参考图 7.1,其中所示的方法可使用晶片 700 来形成柔性构件 730 并将 CMUT 阵列 710 和 IC 720 与其集成。更具体地,图 7 示出使用可包括嵌入式绝缘层 702 和处理层 703 的 SOI 晶片 700。此外,图 7 示出可在晶片 700 上制造各种结构,例如闩锁结构 705、绝缘层 731 和 732 以及传导层 732。

[0053] 更具体地,图 7.1 示出闩锁结构 705 可在晶片 700 上形成。可在腔 721 的壁上设计这些闩锁结构,以将 CMUT 阵列 710 和 IC 720 锁在腔 721 中的适当位置,腔 721 在为 CMUT 阵列 710 和 IC 720 选择的位置处形成。使用闩锁结构 705 可将 CMUT 阵列 710 和 IC 720 锁在其各自的腔 721 中适当的位置(图 7.2)。可接着使用各种半导体技术例如旋涂、蒸发、溅射、沉积等在晶片 700 上形成并摹制绝缘层 731(以提供对 CMUT 阵列 710 和 IC 720 的通路)(图 7.3)。而且,绝缘层 731 可从各种绝缘材料例如聚对二甲苯基、PMDS、聚酰亚胺、聚合物、氧化物、氮化物等形成。

[0054] 现在参考图 7.4,传导层 732 可在晶片 700 上形成,以提供在柔性构件 730 内以及在 CMUT 阵列 710、IC 720 和各种其它部件之间的互连。传导层 732 可从各种传导材料例如 Al、Au、Cu、Ti 等形成并被摹制在晶片 700 上。而且,可使用各种半导体技术例如蒸发、溅射、沉积等制造传导层 732。如果需要,额外的传导层 731 和传导层 732 可在晶片 700 上形成,以增加所形成的柔性构件 730 的互连密度。

[0055] 图 7.5 示出柔性绝缘层 733 作为柔性子组件 708 的保护层可形成并被摹制在晶片 700 上。柔性绝缘层 733 可从各种绝缘材料例如聚对二甲苯基、PMDS、聚酰亚胺、聚合物、氧化物、氮化物等形成,并通过旋涂、蒸发、溅射、沉积等被制造。柔性绝缘层 733 可被制造有足够的厚度和材料特性,以保护柔性构件 730(和其各个层 731-732 以及 CMUT 阵列 710 和 IC 720)免遭机械损伤和不受环境的影响。

[0056] 图 7.6 示出,可从晶片 700 的表面移除处理层 703 和绝缘层 702,该表面与晶片 700 的托住 CMUT 阵列 710、IC 720 和柔性构件 730 的那一侧相对。因此,可从晶片 700 移除包括集成的柔性构件 730、CMUT 阵列 710 和 IC 720 的柔性子组件 708。相应地,集成的柔性构件 730 可用于组装各种超声系统。

[0057] 图 8 对一个实施方式的基于 CMUT 的超声扫描仪示出将 IC 和 CMUT 阵列与柔性构件集成的又一方法。更具体地,图 8.1 示出 CMUT 阵列 810 可首先被制造在晶片 800 上,接着 IC 820 可被闩锁结构 805 锁在具有所制造的 CMUT 阵列的晶片中适当的位置。相反,图 8.2 示出 IC 820 可首先被制造在晶片 800 上,接着 CMUT 阵列 810 可被锁在具有所制造的 IC 的晶片中适当的位置。在图 8.1 和 8.2 所示的方法中,柔性构件 830 及其与 CMUT 阵列 810 和 IC 820 的集成可类似于图 7.2-7.6 所示的方法。完成的柔性子组件可类似于图 7.6 中的柔性子组件 708。

[0058] 图 9 示出柔性组件 900 的顶视图,其中多个 CMUT 阵列 910 和多个 IC 920 封装在柔性构件 930 上以形成一个实施方式的多个基于 CMUT 的柔性子组件 908。使用图 4-8 所示的方法可构造具有多个柔性子组件 908 的柔性组件 900。每个柔性子组件 908 可用于构造基于 CMUT 的超声系统。可使用类似于这里公开的方法的方法来制造图 9 所示的基于 CMUT 的超声柔性组件 900。更具体地,图 9 中的放大窗中的图示出从柔性子组件 908 构造的基于 CMUT 的超声系统的透视图,柔性子组件 908 可包括使用各种半导体批量处理技术与柔

构件 930 集成的 CMUT 阵列 910 和 IC 920。而且,可制造柔性构件 930 中的各种接触垫 937 以提供与在基于 CMUT 的超声系统 908 外部的部件的电子接口。因此,可同时以各种半导体技术提供的尺寸精度制造柔性构件 930 中的互连 936(在 CMUT 阵列 910、IC 920 和各种其它部件之间)和接触垫 937。

[0059] 在图 4-8 中所述的方法中,CMUT 阵列(例如,410、710)和 IC(例如,420、720)中的至少一个可从第一基底(例如,其原始制造基底)分离,并接着可集成在第二封装基底(例如,400、700)上的柔性构件(例如,430、730)上。因此,CMUT 阵列和 IC 中的至少一个可首先在其原始制造基底上被制造,并可接着被分离以及可准备用于这里描述的封装方法。通常,多个 IC 可单独地集成在柔性构件上。但它们也可首先在其原始制造基底上与柔性子构件集成以形成柔性 IC,接着柔性 IC 可与 CMUT 阵列一起集成在封装基底上的柔性构件上。通常,具有多个元件的 CMUT 阵列可被制造为柔性的,之后它们与 IC 一起集成在封装基底上的柔性构件上。图 10-12 示出制造可在图 4-8 中的封装方法以及其它方法中使用的柔性 CMUT 阵列(例如,410、720)和柔性 IC(例如,410、720)的几种方法。

[0060] 参考图 10-12,在各种超声系统的电子器件(和其它部件)中形成 CMUT 阵列中的多个元件和多个芯片的贯穿晶片互连可能是合乎需要的。而且,从柔性 CMUT 阵列的非作用侧形成互连可能是合乎需要的。因此,在 CMUT 阵列和 IC 中制造贯穿晶片互连可能是合乎需要的。在 Huang 于 2006 年 5 月 18 日提交的标题为“THROUGH-WAFERINTERCONNECTION”的国际专利申请号 PCT/IB2006/051566、Huang 于 2006 年 6 月 19 日提交的标题为“FLEXIBLE MICRO-ELECTRO-MECHANICAL TRANSDUCER”的美国专利申请号 11/425,128、Huang 于 2008 年 12 月 3 日提交的标题为“THROUGH-WAFERINTERCONNECT”的国际专利申请号 _____、以及 Huang 于 2008 年 12 月 3 日提交的标题为“PACKAGING AND CONNECTING ELECTROSTATIC TRANSDUCER ARRAYS”的国际专利申请号 _____ 中描述了包括贯穿晶片互连的柔性 CMUT 阵列或 IC 和制造这样的 CMUT 阵列或 IC 的方法,这些专利在这里如同所阐述的被全部并入。

[0061] 如前述专利申请中所述的,柔性 CMUT 阵列或 IC 可通常如下形成。分离沟槽的模式可在托住 IC、CMUT 阵列或其组合的晶片中形成。沟槽可从晶片的托住 IC 或 CMUT 阵列的侧面形成。这些沟槽可形成到选定的深度,并可随后被填充期望的材料(例如,绝缘体)。可从与托住 IC 或 CMUT 阵列的侧面相对的晶片侧面移除材料,直到沟槽被暴露。图 10-12 示出形成各种实施方式的柔性 CMUT 或 IC 的各种方法。

[0062] 现在参考图 10,很多超声扫描仪包括多于一个的 IC 以支持超声换能器,且也许执行其它功能。根据一个实施方式,可使用半导体技术使多个 IC 与超声扫描仪的柔性构件集成。更具体地,IC 可被制造为柔性 IC 并接着与柔性构件集成。

[0063] 此外,图 10 示出可从 SOI 晶片 1000 制造具有柔性子构件 1030(见图 10.5)和多个 IC 芯片 1020a-1020c 的柔性 IC 1020,在 SOI 晶片 1000 上制造各种结构,例如:器件层 1001、绝缘层 1002、处理层 1003、一个或多个 IC 1020、绝缘层 1031、传导层 1032 和各种沟槽 1070。如图 10.1 所示,可在 SOI 晶片 1000 上制造多个 IC 1020a-1020c,且厚度可被器件层 1001 所限定。图 10.2 示出沟槽 1070 的模式可被蚀刻而通过器件层 1001 到达绝缘层 1002。在随后的步骤中,包括绝缘层 1002 和处理层 1003 的晶片 1000 的背侧可被移除以到达沟槽 1070,从而产生柔性 IC 1020。绝缘层 1231 可按被选择成保持 IC 1020a-1220c 上的

不同触头暴露的模式被涂覆到晶片 1000 上（如图 10.3 所示）。绝缘层 1031 可由柔性材料例如聚对二甲苯基、聚合物、聚酰亚胺、聚二甲基硅氧烷 (PDMS)、氧化物、氮化物等制成。在图 10.5 中，柔性子构件 1030 包括一个绝缘层 1031 和一个传导层 1032。然而，通过重复图 10.3 和图 10.4 的处理步骤，柔性子构件 1030 可包括多个绝缘层 1031 和多个传导层 1032，以增加其连接密度。

[0064] 图 10.4 示出传导层 1032 可按被选择成提供与 IC 1020 的互连的模式被涂覆到晶片 1000 上。如果需要（例如）增加互连的密度，额外的绝缘层 1031 和传导层 1032 可被涂覆到晶片 1000 上。可如图 10.5 所示移除处理层 1003 和绝缘层 1002 以暴露沟槽 1070。注意，由于沟槽 1070 暴露，使 IC 彼此连接的唯一材料可为具有绝缘层 1031 和传导层 1032 的柔性子构件 1030。因此，通过选择这些层 1031 和 1032 的尺寸和材料，可制造柔性子构件 1030 以允许各种 IC 芯片 1020 在组装期间相对于彼此移动，然而仍然保持互连。因此，柔性子构件 1030 可被制造成柔性的，而层 1031 和 1032 形成柔性 IC 1020。随后，各种 CMUT、CMUT 阵列和其它器件可使用图 4-8 所示的方法以及其它方法与柔性 IC 1020 一起集成在柔性构件中。

[0065] 现在参考图 11，其对一个实施方式的基于 CMUT 的超声系统示出制造 CMUT 阵列与多个 CMUT 元件的另一方法。图 11 所示的 CMUT 阵列可使用半导体技术与超声系统的柔性构件集成。更具体地，CMUT 阵列可被制造为柔性的 CMUT 阵列并接着与柔性构件集成。

[0066] 图 11 中的左侧的图示出多个 CMUT 阵列 1110, 1110a 和 1110b 在同一基底 1100 上被制造。图 11 中的右侧的图是 CMUT 阵列 1110 的部分的详细视图，其更详细地示出 CMUT 阵列 1110 中的 CMUT 元件 1110-1 和 1110-2 的结构。

[0067] 更具体地，图 11.1 示出柔性 CMUT 阵列 1110 可从 SOI 晶片 1100（包括处理晶片 1103、绝缘层 1102 和器件层 1101）制造，在 SOI 晶片 1100 上可制造基底或底部电极 1101、绝缘层 1102、CMUT 阵列 1110（或 CMUT 元件）、绝缘层 1131 和各种沟槽 1170 和 1171。每个 CMUT 阵列 1110 可包括柔性膜 1111、第一电极 1113、腔 1116 和弹簧固定器 1118 连同其它可能的部件。可在图 11.1-11.4 中所示的详细视图中更详细地看到 CMUT 的这些部件 1111、1113、1116 和 1118。此外，在一些实施方式中，CMUT 可为嵌入式弹簧 ESCMUT。

[0068] 图 11.2 示出一旦制造了 CMUT 阵列 1110，就可制造沟槽 1170（其使 CMUT 彼此分离）的模式。这些沟槽 1170 可足够深，以便到达绝缘层 1102，其如这里讨论的可被移除以暴露沟槽。在一些实施方式中，沟槽 1170 和 1171 在 CMUT 阵列 1110 的制造期间形成。在沟槽 1170 形成的同时，可制造另一模式的沟槽 1171。这些沟槽 1171 可被形成为使得当绝缘层 1102 被移除时，沟槽 1171 也可被暴露，从而使各个 CMUT 阵列 1110 彼此分离。沟槽 1170 可界定单独的 CMUT 换能器元件 1110-1 和 1110-2 的边界。沟槽 1171 可界定在同一晶片上的单独的 CMUT 换能器阵列 1110、1110a 和 1110b 的边界。

[0069] 绝缘层 1131 可被摹制和涂覆在晶片 1100 上以如图 11.2 所示保持 CMUT 阵列 1110 的作用表面暴露。当绝缘层 1131 被制造时，制造它的材料可填充沟槽 1170 和 1171。绝缘层 1131 可由各种半导体材料例如聚对二甲苯基、聚酰亚胺、聚合物、PDMS、氧化物、氮化物等制成。

[0070] 图 11.4 示出绝缘层 1102 可被移除以暴露沟槽 1170 和 1171（其可分别位于单独的 CMUT 元件和 CMUT 阵列 1110 之间）。因此，CMUT 阵列 1110 可具有多个 CMUT 元件 1110-1 和

1110-2, 可彼此分离, 如图 11.4 所示。这些 CMUT 阵列 1110 和 CMUT 元件随后可使用图 4-8 所示的方法集成在各种柔性构件例如柔性构件 130、230 和 330 上(见图 1-3)。虽然图 11 示出可制造 CMUT 阵列 1110 的晶片 1100 可为氧化物上硅晶片, 其它类型的晶片可用于制造 CMUT 阵列 1110。例如, 生产晶片可用于制造 CMUT 阵列 1110(或 CMUT 元件)。

[0071] 图 12 示出从生产晶片制造 CMUT 阵列的各种实施方式的方法。更具体地, 图 12A 示出沟槽 1270 和 1271 可被蚀刻(从托住 CMUT 阵列 1210 的晶片的侧面)到选定的厚度。接着, 在一些实施方式中, 晶片 1200 可变薄(从与 CMUT 阵列 1110 相对的侧面), 直到沟槽 1170 和 1171 被暴露。因此, 被托在生产晶片 1100 上的 CMUT 阵列 1110(或 CMUT 元件)可彼此分离。

[0072] 现在参考图 12B, 示出了制造一个实施方式的 CMUT 阵列 1210 的另一方法。在图 12B 所示的方法中, 该方法可以包括嵌入式腔 1208 的晶片 1200 开始。可在晶片 1200 中与腔 1208 相邻的区域上制造 CMUT 阵列 1210。沟槽 1270 和 1271 可接着被蚀刻到晶片 1200 中, 并可到达嵌入式腔 1208。其后, 在一些实施方式中, 晶片 1200 可变薄(例如, 可移除处理晶片 1203)以暴露沟槽 1270 和 1271, 从而使 CMUT 阵列 1210(以及 CMUT 元件)分离。

[0073] 现在参考图 12C, 示出了制造一个实施方式的 CMUT 阵列 1210 的另一方法。与在完成 CMUT 制造之后形成沟槽 1270 和 1271 不同, 沟槽 1270 和 1271 可在 CMUT 制造期间形成。例如, 图 12C 中的沟槽 1270 和 1271 可在形成膜 1212 和顶部电极 1213 之前被蚀刻。根据一些实施方式, 在图 11.2 所示的方法中, 嵌在膜 1212 之下的沟槽可在沟槽蚀刻期间避免蚀刻电极 1213 和膜 1212。这对一些 CMUT 系统的实现可能是合乎需要的。在制造了具有嵌入式沟槽 1270 和 1271 的 CMUT 阵列之后, 下面的过程可用于形成柔性 CMUT 阵列 1210 并类似于图 11、图 12A 和图 12B 所示的过程。

[0074] 基于 CMUT 的超声扫描仪提供了优于基于 PZT 的超声扫描仪的几个优点。这些优点部分地从 CMUT 的相对低的声阻抗产生。CMUT 一般具有比空气、水、组织等低的声阻抗。作为结果, 且与 PZT 不同, 可使用 CMUT, 而不使用使 CMUT 的声阻抗与周围介质的声阻抗匹配的材料层。

[0075] PZT 还从其前表面和后表面传输声能(即, 声波)。作为这个特征的结果, PZT 需要其后表面上的衬背层以吸收从其发射的声能。否则, 从 PZT 的后部传输的声波可从各个结构反射并干扰 PZT 的操作。然而, 在吸收从 PZT 的后部传输的声能中, 衬背层产生热。作为结果, PZT 可能在操作期间变暖或甚至变热, 从而减小用在某些应用例如 HIFU 中的满意度。因为 CMUT 只从前表面传输声能, 所以, 基于 CMUT 的超声扫描仪不用考虑由于方向错误的声能而产生的热。此外, 衬背层(和前面讨论的声匹配层)复杂化了基于 PZT 的超声系统的制造。相反, 基于 CMUT 的超声系统可省略这些层和所伴随的制造步骤。

[0076] 而且, 使用半导体制造技术可生产基于 CMUT 的超声扫描仪。因为这些半导体技术受益于半导体工业的不同部分的数十年的投资, 这些技术可在所生产的 CMUT 中提供相对高的水平的一致性、精度、可重复性、尺寸控制、可重复性等。仍然进一步地, 很多前述半导体技术可为批量处理。作为结果, 与这些技术相关的规模效益可允许基于 CMUT 的超声系统的较低的每单位成本, 特别是当可能需要相对大量的超声系统时。例如, 因为在特定晶片上的 CMUT 阵列的所有特征可被同时摹制, 与单个 CMUT 阵列的制造比较, 多个 CMUT 阵列的制造不引入(或引入很少的)开销。

[0077] 此外,因为可使用半导体技术生产基于 CMUT 的超声系统,集成电路 (IC) 和其它半导体器件可相对容易地与 CMUT 阵列集成。因此,可使用相同的技术在同一晶片上同时制造 CMUT 阵列和 IC。在可选方案中,CMUT 和 IC 可在不同的时间集成到各种换能器中。此外,可从相同或类似的生物相容的材料制造 CMUT 和 IC。

[0078] 相反,由于 PZT 材料所强加的限制,使用半导体技术制造 PZT 和集成 PZT 与其它部件(例如,IC)是不可行的。而且,与可用 PZT 有关的制造和集成技术具有几个缺点,包括是劳动密集的、昂贵的、受到制造变化影响等。此外,当单独的 PZT 器件的尺寸接近相对高频器件所需的小尺寸(例如,数十微米)时,可利用的 PZT 技术遭受额外的困难。例如,单独的 PZT 器件的分离通过研磨和切割技术来控制,这些技术导致一个器件到另一器件的易变性。

[0079] 因此,基于 CMUT 的超声系统享有优于基于 PZT 的超声系统的性能和成本优点。更具体地,因为超声系统有具有高频操作范围和小物理尺寸的换能器一般是合乎需要的,基于 CMUT 的超声系统可具有优于基于 PZT 的超声系统的优点。

[0080] 首先,可使用比 PZT 的超声系统更好的尺寸控制来制造基于 CMUT 的超声系统。更具体地,可使用小于大约 1 微米的最小尺寸制造基于 CMUT 的超声系统,而基于 PZT 的超声系统的最小尺寸大于大约 10 微米。因此,基于 CMUT 的超声系统可被相应地制造有较小的元件间距。其次,基于 CMUT 的超声系统互连的最小宽度和间距可小于大约 2-3 微米,而基于 PZT 的超声系统的最小互连宽度和间距大于大约 25 微米。因此,可制造具有比基于 PZT 的超声系统互连的密度高的基于 CMUT 的超声系统互连。因此,基于 CMUT 的超声系统可具有更多的换能器(对于给定的系统尺寸)或可比基于 PZT 的超声系统更小(对于给定数量的换能器)。

[0081] 而且,给定基于 CMUT 的超声扫描仪的改进的器件尺寸,与基于 PZT 的超声扫描仪比较,可产生可在高达大约 100MHz 操作的基于 CMUT 的超声扫描仪。相反,基于 PZT 的超声扫描仪被限制到完全低于 20MHz 的操作区域。此外,因为超声换能器的分辨率取决于其工作频率,可制造具有相应地提高的分辨率的基于 CMUT 的超声扫描仪。出于类似的原因,基于 CMUT 的超声扫描仪的带宽比基于 PZT 的超声扫描仪的带宽更宽。因此,基于 CMUT 的超声扫描仪可适用于比基于 PZT 的超声扫描仪更多的情况。

[0082] 基于 CMUT 的超声系统的较简单的设计和制造(与基于 PZT 的超声换能器比较)也产生某些优点。例如,因为可使用相同的技术制造用于支持 CMUT 的 IC 和 CMUT 本身,CMUT 和 IC 联合在一起的制造可被简化。此外,因为 CMUT 不需要匹配层或衬背层,也可消除与这些层相关的制造步骤。同样,与使 CMUT 和 IC 集成相关的步骤也可被消除,或如果没有被消除,则可被简化。

[0083] 参考其中的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。可单独或联合地使用上述公开的各个特征和方面。进一步地,可在超出这里所述的环境和应用的任何数量的环境和应用中利用本公开而不偏离说明书的更宽的精神和范围。我们要求落在本公开的范围和精神内的所有这样的更改和变化。说明书和附图因此被视为例证性的而不是限制性的。

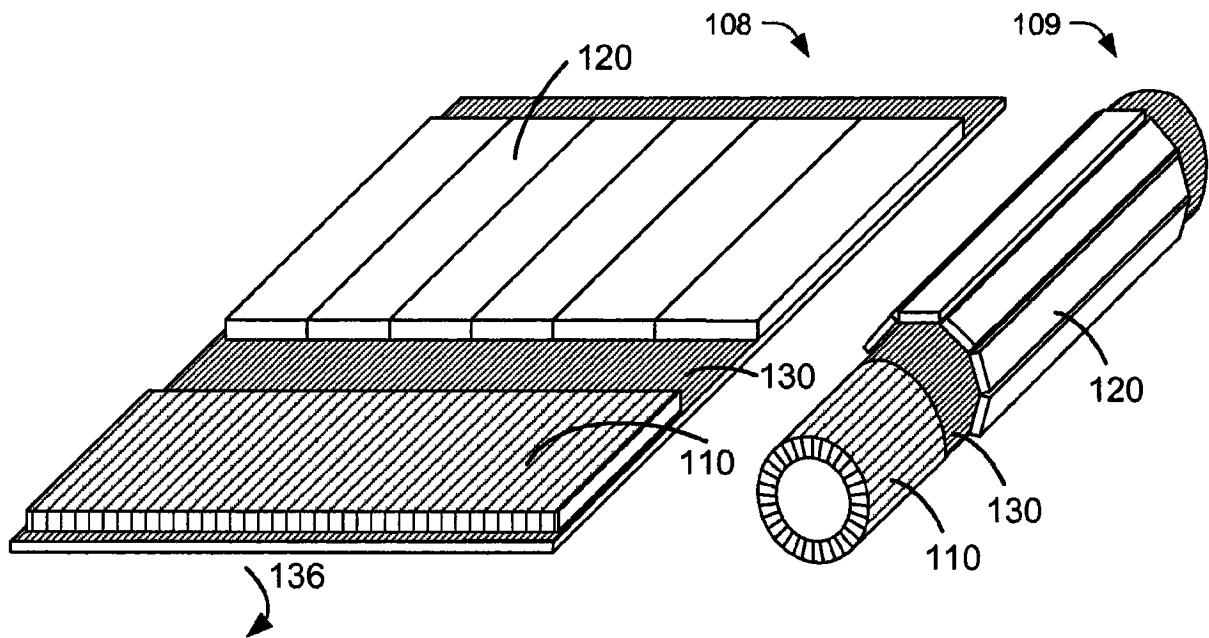


图1A

图1B

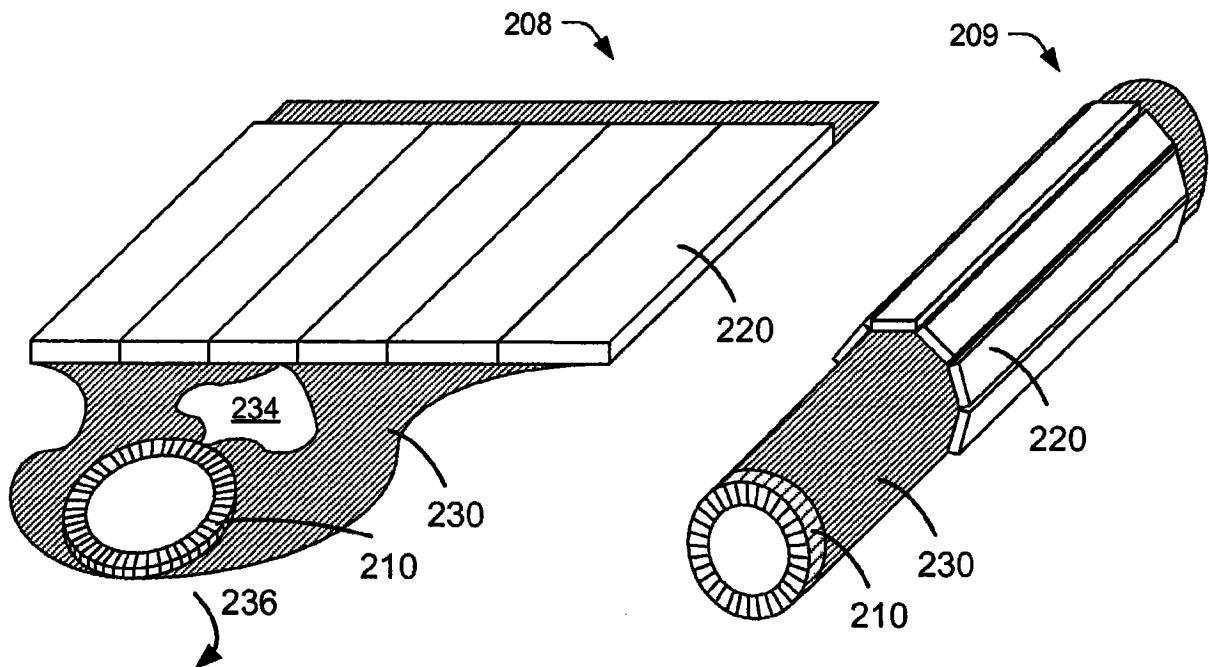


图 2A

图 2B

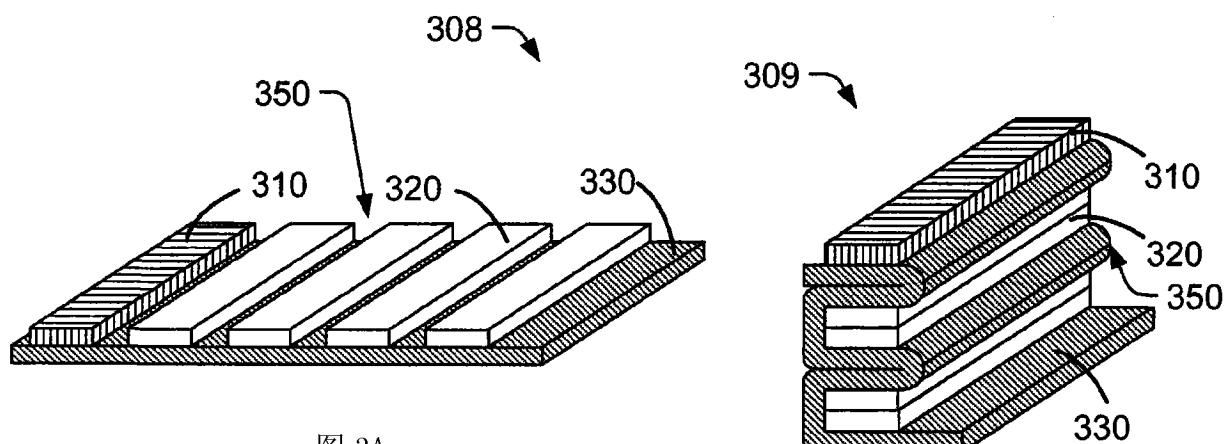


图 3A

图 3B

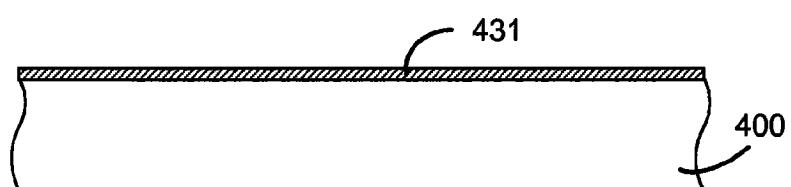


图 4.1

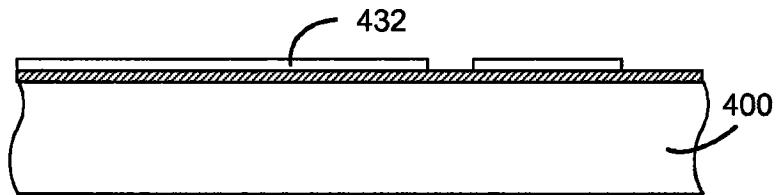


图 4.2

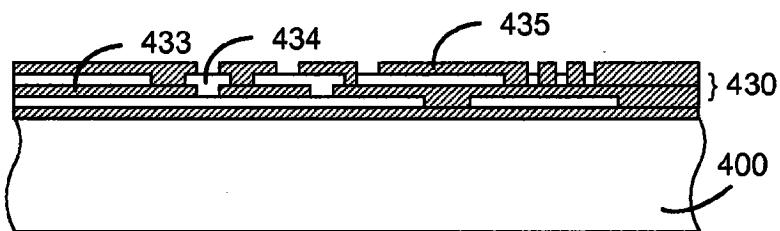


图 4.3

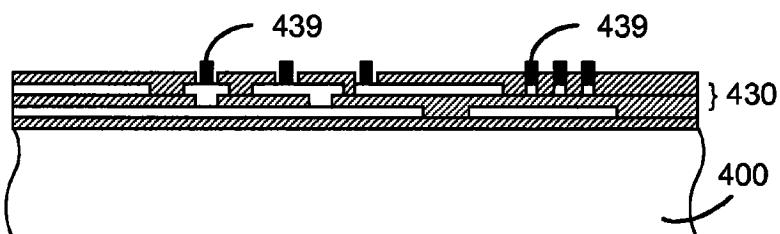


图 4.4

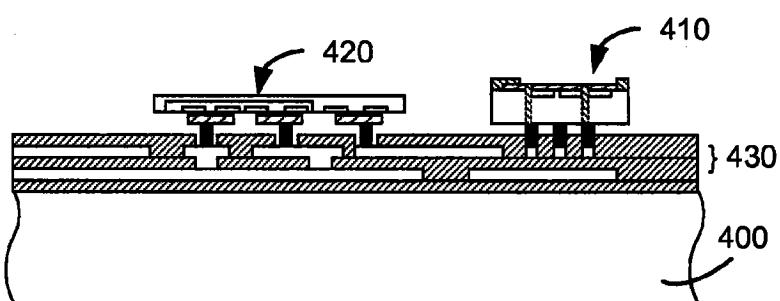


图 4.5

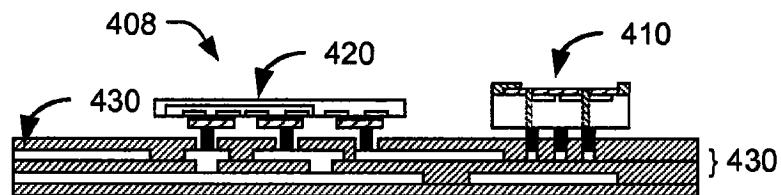


图 4.6

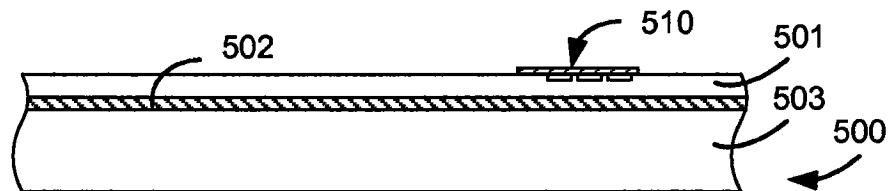


图 5.1

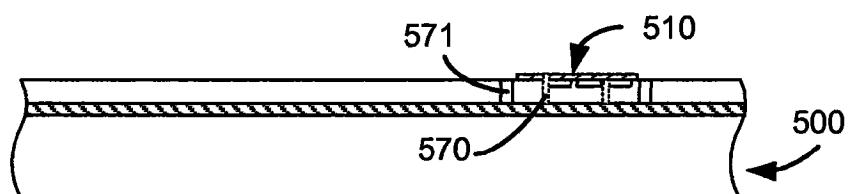


图 5.2

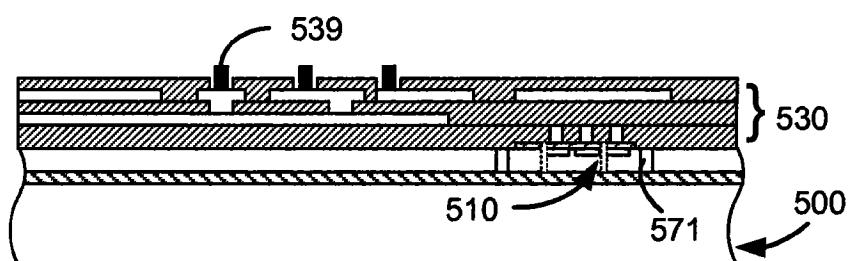


图 5.3

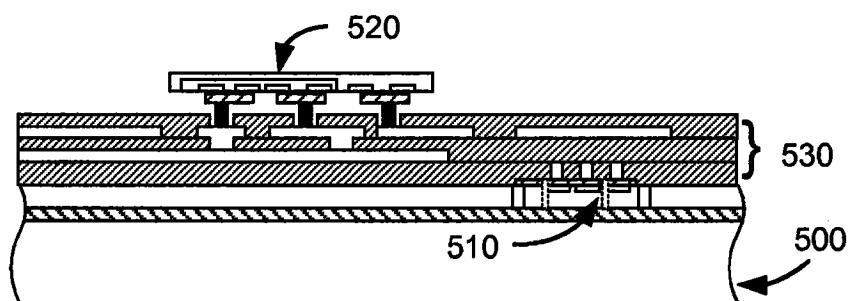


图 5.4

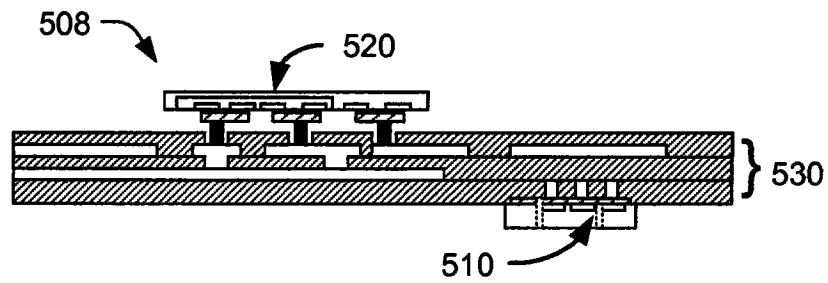


图 5.5

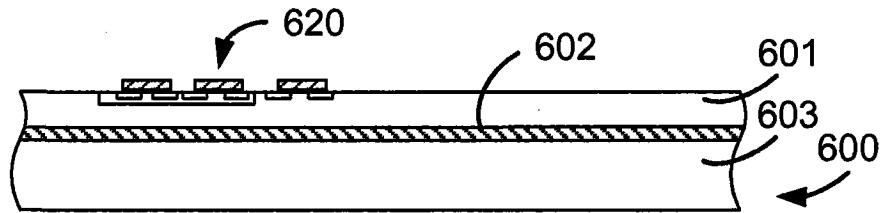


图 6.1

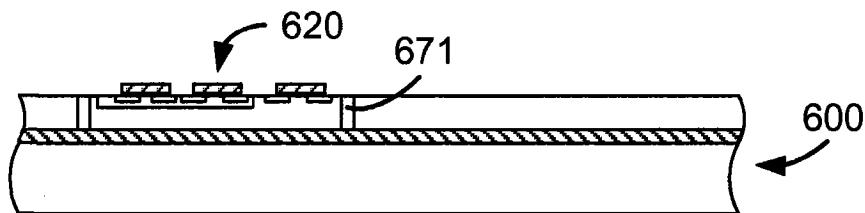


图 6.2

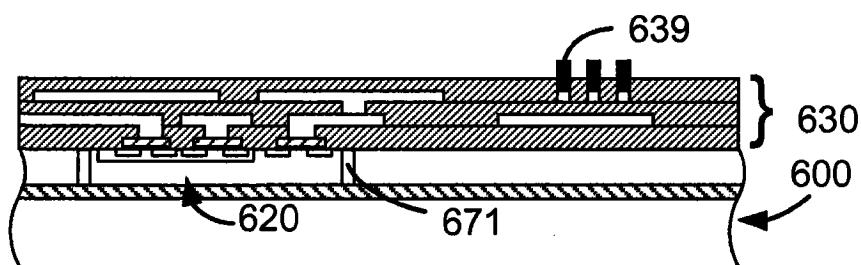


图 6.3

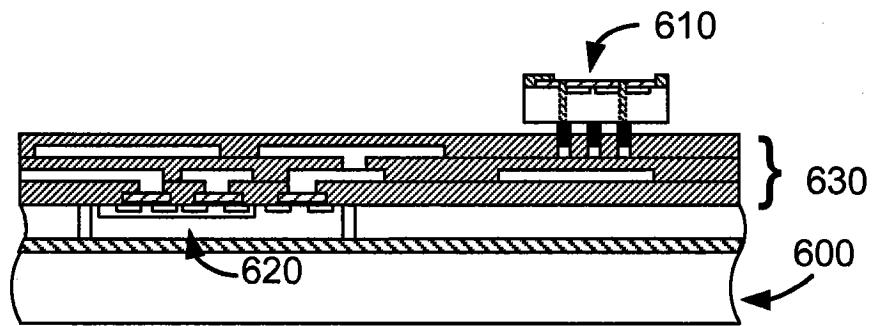


图 6.4

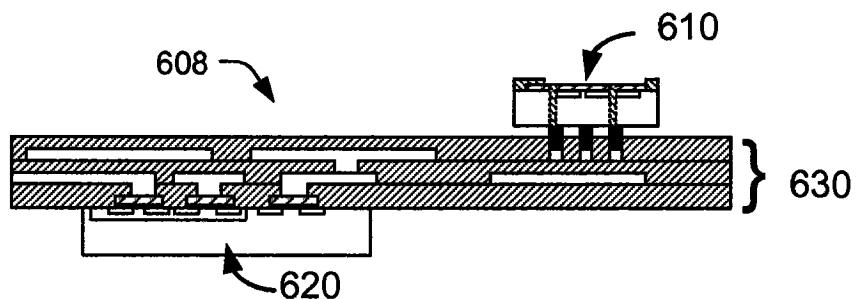


图 6.5

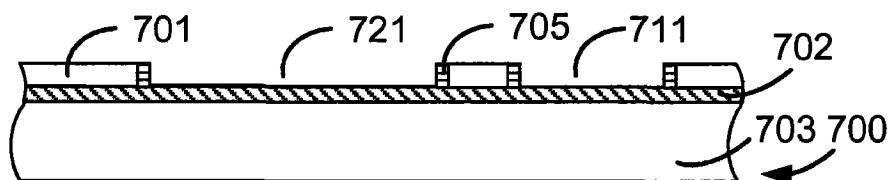


图 7.1

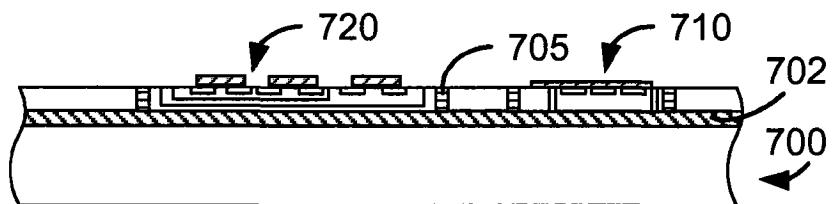


图 7.2

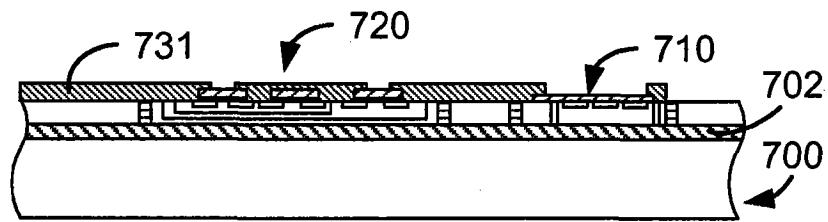


图 7.3

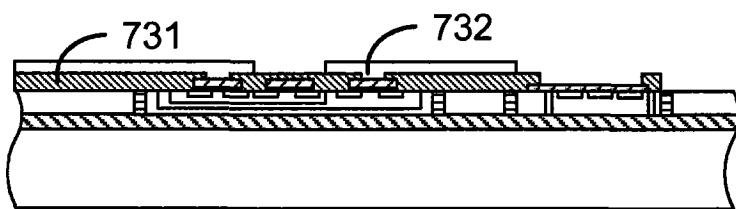


图 7.4

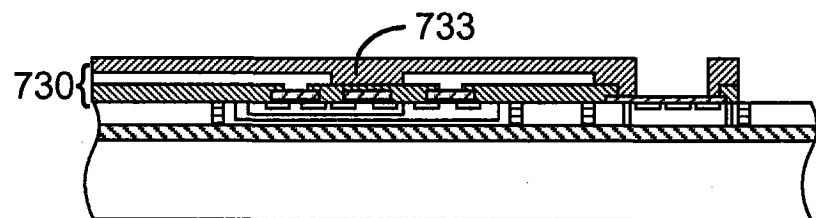


图 7.5

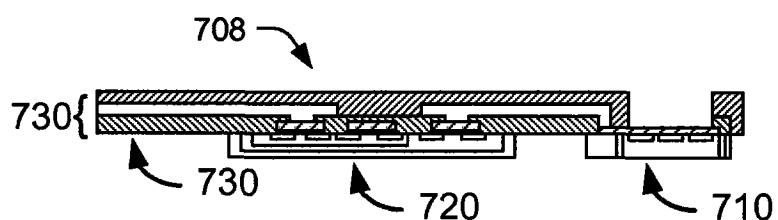


图 7.6

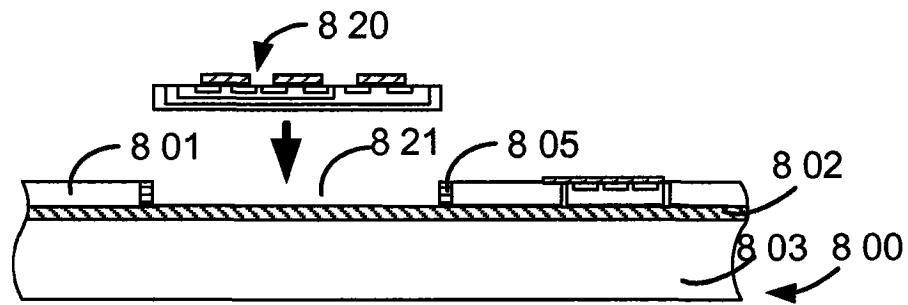


图 8.1

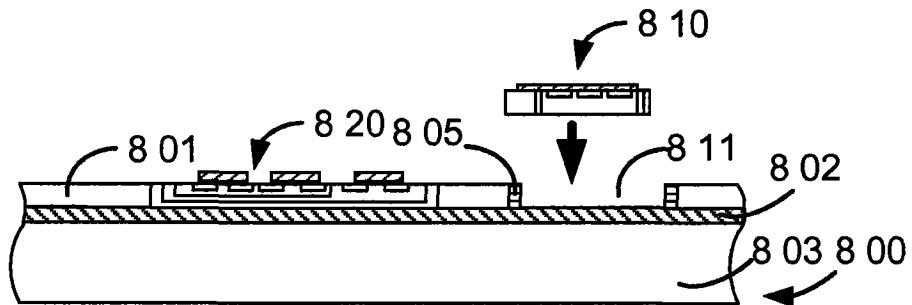


图 8.2

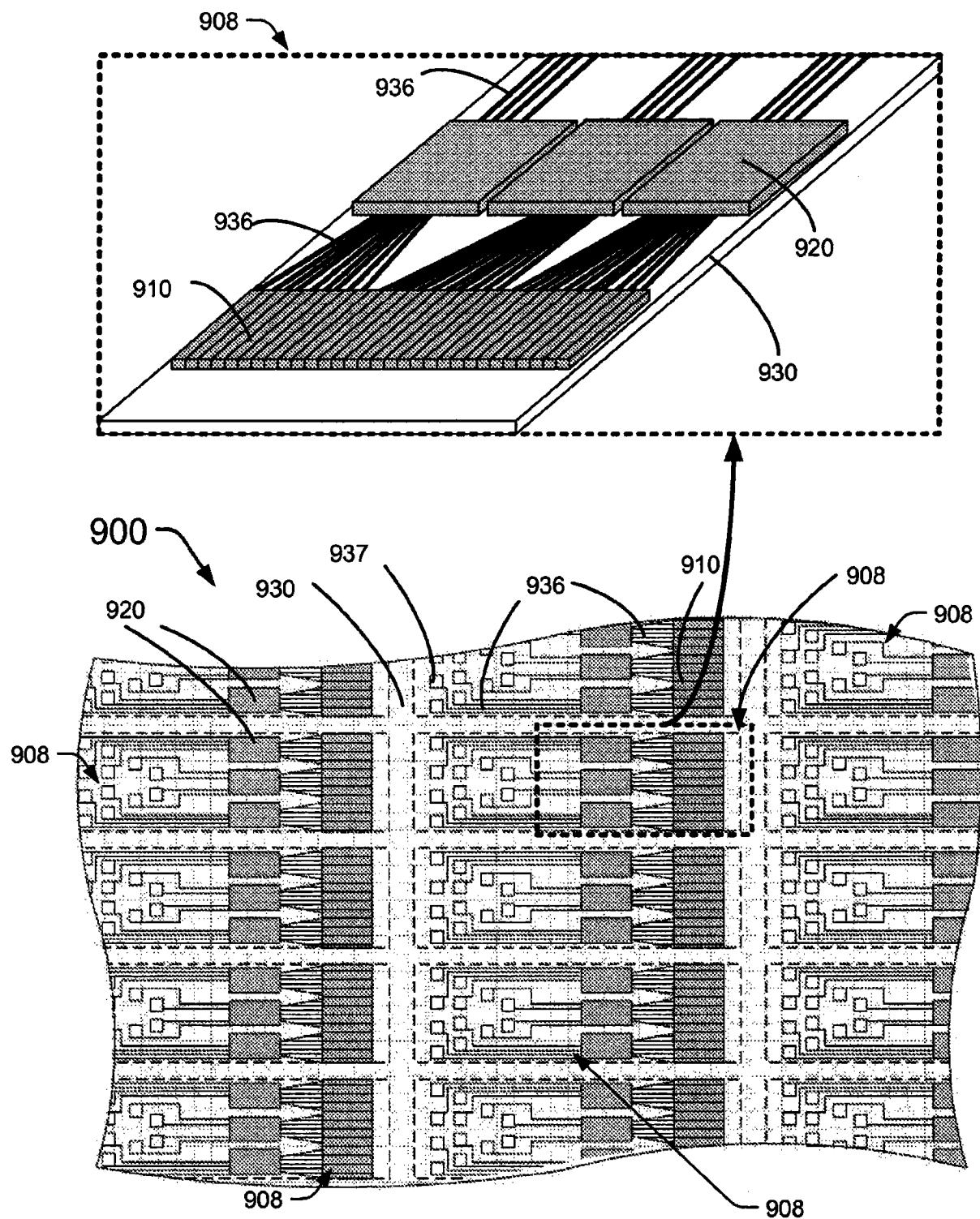


图 9

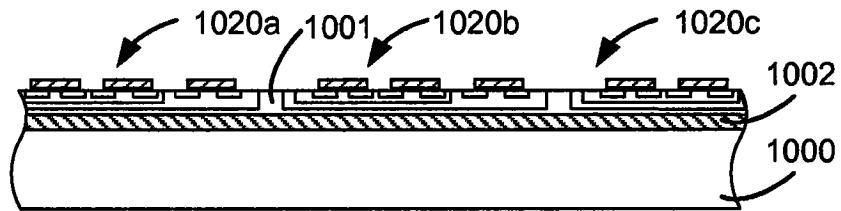


图 10.1

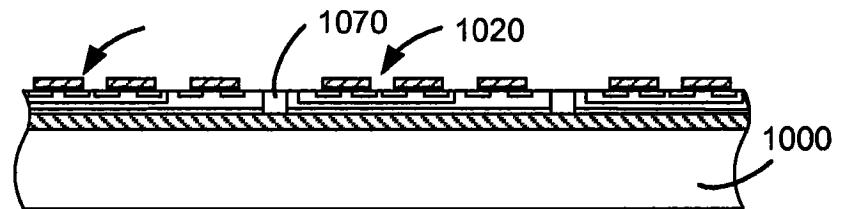


图 10.2

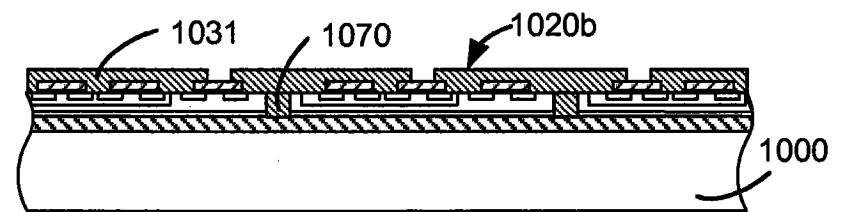


图 10.3

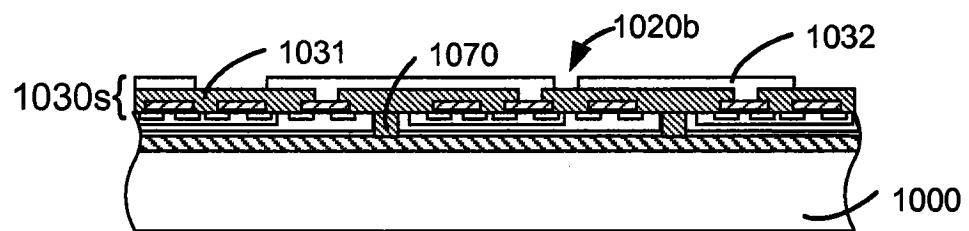


图 10.4

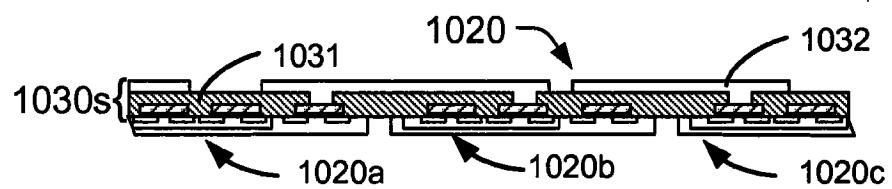


图 10.5

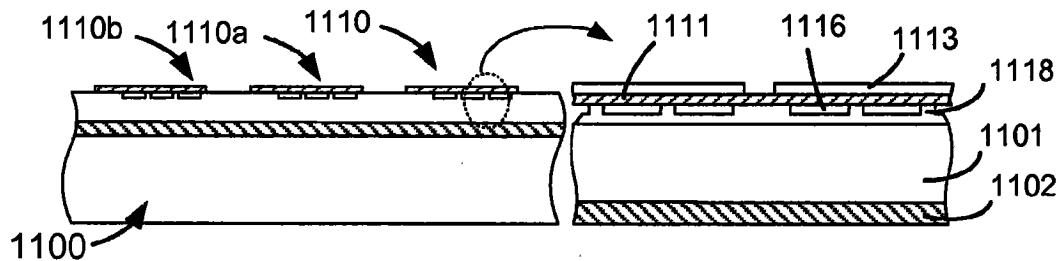


图 11.1

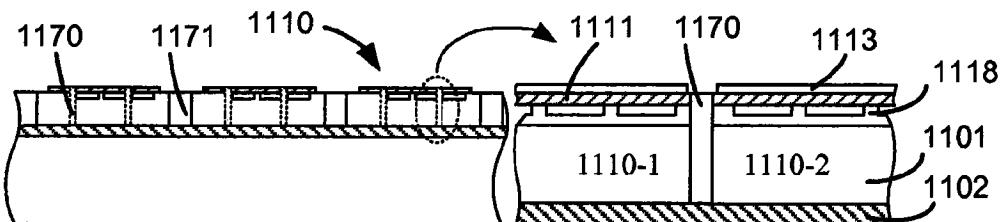


图 11.2

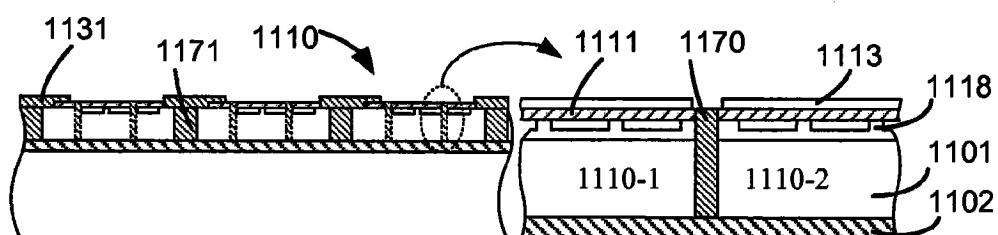


图 11.3

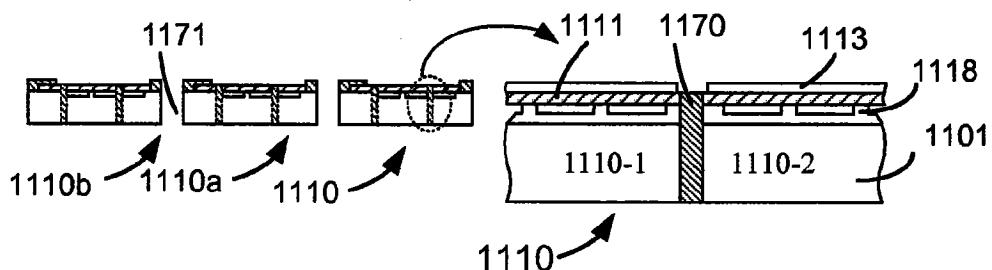


图 11.4

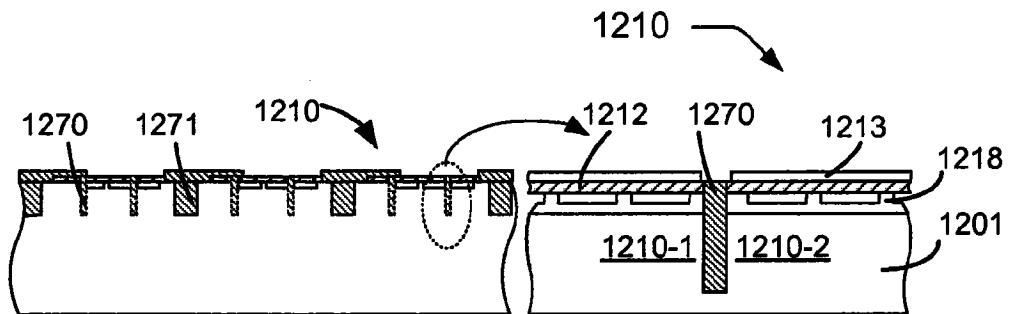


图 12A

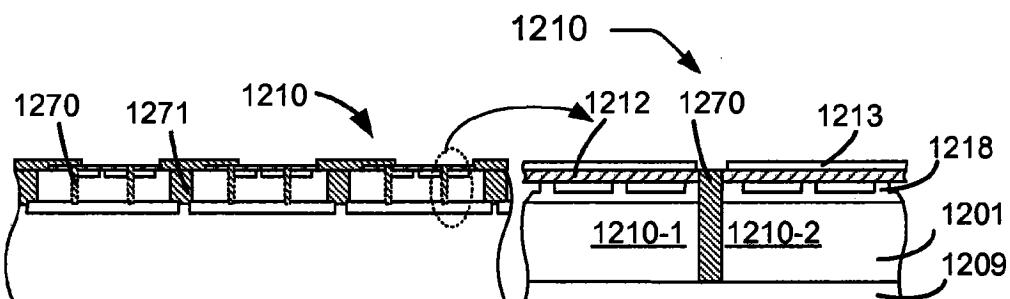


图 12B

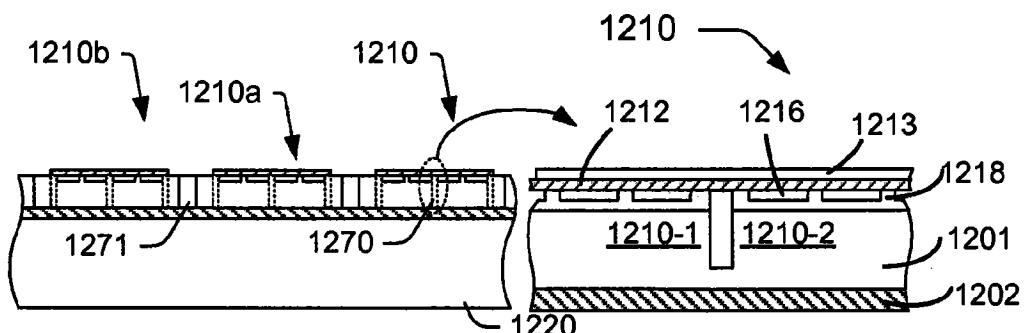


图 12C

专利名称(译)	用于超声系统的CMUT封装		
公开(公告)号	CN101868185B	公开(公告)日	2013-12-11
申请号	CN200880117482.1	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	A61B8/4483 A61B8/4488 A61B8/12 B06B1/0292 A61B8/445 B06B1/0651 B06B3/00 H04R31/00 Y10T29/49005		
代理人(译)	毛力		
审查员(译)	温博		
优先权	60/992020 2007-12-03 US 61/024843 2008-01-30 US		
其他公开文献	CN101868185A		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

超声扫描仪和制造超声扫描仪的方法。方法的一个实施方式包括使柔性电子器件(例如，IC)和柔性超声换能器(例如，圆形CMUT阵列的一部分)与柔性构件集成。IC、换能器和柔性构件可形成柔性子组件，柔性子组件被卷起以形成超声扫描仪。IC和换能器的集成可同时发生。在可选方案中，电子器件的集成可出现在换能器的集成之前。而且，换能器的集成可包括使用半导体技术。此外，卷起的子组件可形成管腔或可连接到管腔。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包括一对臂。

