(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 101662989 B
(45)授权公告日 2013.10.30

(21)申请号 200680056647.X
(22)申请日 2006.11.03
(85)PCT申请进入国家阶段日
2009.06.15
(86)PCT申请的申请数据
PCT/US2006/043061 2006.11.03
(87)PCT申请的公布数据
WO2008/054395 EN 2008.05.08
(73)专利权人 研究三角协会
地址 美国北卡罗来纳
专利权人 杜克大学
(72)发明人 D·道施 O·冯拉姆
J·卡斯泰卢奇
(74)专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利商标事务所 11038
代理人 申发振
(51)Int.Cl.
*A61B 8/14*(2006.01)
(56)对比文件
CN 1378821 A,2002.11.13, 全文.
US 7109633 B2,2006.09.19, 全文.
US 6464645 B1,2002.10.15, 全文.
审查员 李燕

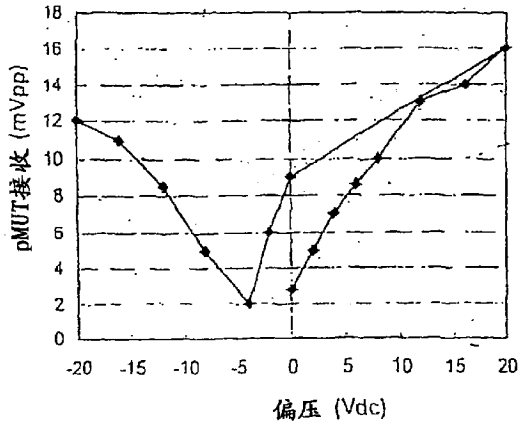
权利要求书3页 说明书15页 附图7页

(54)发明名称

使用挠曲模式压电换能器的增强的超声成像探头

(57)摘要

描述了一种由压电超声换能器产生增强的接收信号的方法。所述方法包括:提供压电超声换能器,所述压电超声换能器包括能在挠曲模式下工作的压电元件;由所述压电元件接收声信号;在接收声信号之前和/或接收声信号的同时,向所述压电元件施加DC偏压;以及由所述压电元件产生增强的接收信号,作为所述压电元件接收声信号的结果。此外本发明还描述了使用上述方法的基于pMUT的成像探头。




CN 101662989 B

1. 一种由压电超声换能器产生增强的接收信号的方法，所述方法包括：

由压电超声换能器的压电元件接收声能，所述压电超声换能器包括能在挠曲模式下工作的压电元件，所接收的声能致使所述压电元件中在接收到所述声能时的挠曲模式共振，响应于所接收的声能而处于挠曲模式共振的所述压电元件还被配置为将所接收的声能转换为电压；以及

在所述压电元件接收所述声能之前和/或与所述压电元件接收所述声能的同时，向所述压电元件施加 DC 偏压，以由所述压电超声换能器产生增强的接收信号，所述增强的接收信号比没有所施加的 DC 偏压的情况下所述压电超声换能器产生的接收信号强。

2. 权利要求 1 的方法，其中在所述压电元件接收所述声能之前以及在所述压电元件的所述挠曲模式共振期间向所述压电元件施加所述 DC 偏压。

3. 权利要求 1 的方法，其中在所述压电元件接收所述声能之前向所述压电元件施加所述 DC 偏压，并且在所述压电元件的所述挠曲模式共振期间终止向所述压电元件所述 DC 偏压。

4. 权利要求 1 的方法，还包括对所述增强的接收信号进行信号调节。

5. 权利要求 4 的方法，其中所述信号调节被配置为将归因于所述 DC 偏压的信号分量与所产生的增强的接收信号分离。

6. 权利要求 4 的方法，其中所述信号调节被配置为将所述增强的接收信号放大。

7. 权利要求 1 的方法，其中所述压电超声换能器包括：

衬底；

侧壁，限定穿过所述衬底的开口；

底电极，在所述衬底上横跨所述开口；

压电元件，位于所述底电极上；以及

共形导电膜，位于所述开口的所述侧壁上，穿过所述衬底与所述底电极相接触，其中，在所述开口中保持开放腔。

8. 权利要求 7 的方法，还包括在所述开口的侧壁上的共形绝缘膜，所述共形绝缘膜位于所述共形导电膜下方。

9. 权利要求 7 的方法，还包括在所述衬底上的第一电介质膜，所述第一电介质膜位于所述底电极下方。

10. 权利要求 7 的方法，还包括包围所述压电元件的第二电介质膜，其中所述压电元件的顶部边缘被所述第二电介质膜覆盖。

11. 权利要求 7 的方法，还包括与所述压电元件相接触的顶电极。

12. 权利要求 7 的方法，其中所述压电换能器是 pMUT。

13. 权利要求 9 的方法，还包括间隔开的通孔，所述通孔穿过所述第一电介质膜，并穿过所述衬底的一部分。

14. 权利要求 7 的方法，其中所述衬底包括硅晶片。

15. 权利要求 14 的方法，其中所述硅晶片是绝缘体上硅晶片。

16. 权利要求 15 的方法，还包括掺杂的硅层，所述掺杂的硅层在所述压电元件的底电极与所述开口的共形导电膜之间形成电接触。

17. 权利要求 7 的方法，其中所述压电超声换能器还包括垂直集成的半导体器件，所述

垂直集成的半导体器件附接到所述压电超声换能器，其中所述共形导电膜电连接到所述半导体器件。

18. 权利要求 1 的方法，其中所述压电超声换能器包括：

衬底；

多个侧壁，限定多个开口，所述多个开口部分地穿过所述衬底；

多个间隔开的压电元件，位于所述衬底上，其中每个间隔开的压电元件位于所述多个开口中的其中一个开口的上方；

成对的间隔开的底电极，位于所述衬底上，其中每一对间隔开的底电极与所述间隔开的压电元件中的每一个相接触；

共形导电膜，位于所述多个开口的侧壁中的每一个上，每个共形导电膜穿过所述衬底与所述底电极相互电连接，其中在所述开口中的每一个中保持开放腔。

19. 权利要求 18 的方法，其中所述压电超声换能器是 pMUT。

20. 权利要求 18 的方法，其中所述衬底包括硅晶片。

21. 权利要求 20 的方法，其中所述硅晶片是绝缘体上硅晶片。

22. 权利要求 21 的方法，还包括掺杂的硅层，所述掺杂的硅层在所述压电元件的底电极与所述开口的共形导电膜之间形成电接触。

23. 权利要求 18 的方法，其中所述压电超声换能器还包括垂直集成的半导体器件，所述垂直集成的半导体器件附接到所述压电超声换能器，其中所述共形导电膜电连接到所述半导体器件。

24. 一种由压电超声换能器产生增强的接收信号的方法，所述方法包括：

提供压电超声换能器，所述压电超声换能器包括能在挠曲模式下工作的压电元件；

向所述压电元件施加正弦波双极传输周期脉冲，以产生提供声回波的声信号，所述正弦波双极传输周期脉冲具有最大峰值电压；

由所述压电元件接收所述声回波，所述声回波通过所述压电元件的挠曲模式共振能够转换为电压；

在接收所述声回波之前和 / 或接收所述声回波的同时，向所述压电元件施加 DC 偏压；以及

通过所述压电元件的挠曲模式共振将接收到的声回波转换为电压，而由所述压电换能器产生增强的接收信号；

其中，所述压电换能器产生的所述增强的接收信号比不施加 DC 偏压时所述压电换能器产生的接收信号强。

25. 权利要求 24 的方法，其中还在所述压电元件的所述挠曲模式共振期间施加所述 DC 偏压。

26. 权利要求 24 的方法，其中在所述声回波到达所述换能器之前以及在所述压电元件的所述挠曲模式共振期间施加所述 DC 偏压。

27. 权利要求 24 的方法，其中在所述声回波到达所述换能器之前施加所述 DC 偏压，在所述压电元件的所述挠曲模式共振期间终止所述 DC 偏压。

28. 权利要求 24 的方法，其中在所述压电元件的所述挠曲模式共振期间保持所施加的 DC 偏压。

29. 权利要求 24 的方法，其中所述 DC 偏压的极性与所述正弦波双极传输周期脉冲的最大峰值电压的极性相反。

30. 权利要求 24 的方法，还包括对所述增强的接收信号进行信号调节。

31. 权利要求 30 的方法，其中所述信号调节将所述 DC 偏压与所产生的增强的接收信号分离。

32. 权利要求 30 的方法，其中所述信号调节将所述增强的接收信号放大。

33. 一种产生挠曲模式换能器的增强的接收信号的方法，所述方法包括：

提供压电超声换能器，所述压电超声换能器包括压电元件，所述压电元件能在挠曲模式下工作，并具有铁电矫顽电压；

施加传输电压正弦波信号，其中所述传输电压正弦波信号大于所述铁电矫顽电压；

作为所施加的传输电压正弦波信号的结果而产生声信号，所述声信号提供声回波；

由所述压电元件接收所述声回波，并且通过所述压电元件的挠曲模式共振将所述声回波转换为电压；

产生增强的接收信号，其中所述压电换能器产生的所述增强的接收信号比没有传输电压正弦波信号时所述压电换能器产生的接收信号强。

34. 权利要求 33 的方法，还包括施加附加半波传输电压正弦波信号，其中所述附加正弦波信号大于所述铁电矫顽电压。

35. 权利要求 33 的方法，还包括：

在接收所述声回波之前和 / 或接收所述声回波的同时向所述压电元件施加 DC 偏压。

# 使用挠曲模式压电换能器的增强的超声成像探头

## 技术领域

[0001] 本发明涉及通过压电换能器产生增强的挠曲模式信号的方法以及使用该方法的超声成像探头。

## 背景技术

[0002] 超声换能器对于非介入式的以及体内的医疗诊断成像特别有用。传统超声换能器典型地由压电陶瓷材料（例如锆钛酸铅 (PZT) 或者 PZT 聚合物复合物）制造，对换能器材料进行切片或激光切割以形成排列为一维或二维阵列的多个单独元件。声透镜、匹配层、衬垫 (backing) 层以及电互连（例如柔性线缆、金属管脚 / 导线）典型地被附接到每个换能器元件以形成换能器组件或探头。然后用线束或线缆将探头连接到控制电路，其中线缆包含驱动每一个单独元件并从其接收信号的单独的导线。超声换能器技术目前研究的重要目标是提高换能器性能以及与控制电路的集成度而同时降低换能器尺寸、功耗以及由于线缆连接造成的信号损失。这些因素对于三维超声成像所需的二维阵列尤其重要。

[0003] 换能器阵列的小型化对于基于导管的 2D 阵列换能器特别重要。重大的挑战在于传统 2D 换能器阵列的复杂性、制造成本和有限的性能。商用 2D 换能器探头典型地受限于元件间距为 200μm 至 300μm 且工作频率小于 5MHz 的阵列。这些元件的小尺寸将元件的电容大幅度降低到小于 10pF，这产生高的源阻抗并且对于与系统电子器件 (electronics) 的电阻抗匹配提出了重大挑战。此外，生产用于基于导管的血管内 (IVUS) 成像探头或者心脏内 (ICE) 成像探头的前向观看 2D 阵列还没有实现商业化。对于 6 弗伦奇或 7 弗伦奇或更小的导管尺寸，换能器阵列的直径应当小于 2mm。为了获得足够的分辨率，应当使用 10MHz 或更大的频率，这个频率在组织中产生 150μm 的波长。因为要获得足够的成像性能，元件间距应当小于波长，所以希望元件间距为 100μm 或更小。此外，更高频率的工作要求换能器中的压电层更薄。迄今为止，传统换能器阵列还不能以低成本、可制造工艺和足够的成像性能来满足这些要求。

[0004] 微加工技术可以有助于生产具有足够性能的小型化换能器。例如医疗设备领域已经受益于微机电系统 (MEMS) 技术。MEMS 技术允许制造尺寸显著缩小的医疗设备或医疗设备的组件。压电微加工超声换能器 (pMUT) 就是这样一种基于 MEMS 的换能器技术。pMUT 通过向压电材料悬挂膜施加 AC 电压致使其经历挠曲模式共振来产生或传输超声能量。这导致膜的弯张 (flextensional) 动作，从而从器件产生声传输输出。接收的超声能量被 pMUT 转换，由于微制造膜的挠曲模式共振振动，超声能量产生压电电压（“接收信号”）。

[0005] 与传统的基于陶瓷的换能器相比，微加工的 pMUT 器件的好处包括：制造容易和可按比例缩小性，特别是对于尺寸更小、密度更大的 2D 阵列；对于 2D 阵列而言集成和互连更简单；对于更宽的工作频率范围，换能器的设计灵活性更大；元件电容更大，从而具有更小的源阻抗，与电子器件的匹配更好。实时 3D 成像系统需要 2D 阵列，为了插到更小的导管探头（直径 2-3mm 或更小）中，陶瓷换能器很快就达到它们的制造极限。另一种微加工方法是电容性微加工超声换能器 (cMUT)，其由衬底上的表面微加工膜组成，通过向膜电极施加

适当的 DC 和 AC 电压信号来静电地激励该表面微加工膜。然而，这些器件要求并联连接的多个元件来提供足够的声输出，所以限制了元件尺寸极小的 2D 阵列的性能。为了用 cMUT 获得超声信号，需要相当大的放大率（典型地为 60dB）。

[0006] 在 cMUT 与 pMUT 器件之间存在功能和结构上的差异。因为 pMUT 具有更大的能量转换机构（即压电层），所以压电元件通常具有比 cMUT 更大的超声功率能力。在 8MHz 的频率下，75 微米宽的 2D 阵列 pMUT 元件可以产生 1MPa 至 5MPa 的声功率输出。传统的换能器阵列可以产生大于 1MPa 的声压，但是需要大得多的元件尺寸，并且在更低的频率下工作。cMUT 2D 阵列元件的典型声输出远远小于 1MPa。与传统换能器阵列以及 cMUT 相比，pMUT 阵列中的元件还具有更大的电容（在 100-1000pF 量级），因此产生更低的源阻抗并且与线缆以及电子器件的阻抗匹配更好。传统换能器阵列元件的电容小于 10pF，cMUT 元件的电容小于 1pF。

[0007] 与传统换能器以及 cMUT 相比，pMUT 典型地以更低的电压工作。根据陶瓷板的厚度，传统换能器要求大的电压双极信号（峰间值大于 100V）来产生声能。除了 AC 信号（峰间值典型地为几十伏特）之外，cMUT 还要求大的 DC 电压（大于 100V）来控制膜间隙距离，以振动膜。pMUT 需要更低的 AC 电压（典型地为 30V 峰间值双极信号）来激励压电振动以传输声能，并且接收的超声能量导致挠曲模式共振产生接收信号，不需要施加电压。

[0008] 微加工超声换能器提供可以直接与控制电路集成的小型化器件。例如，已经用穿过晶片通孔（through-wafer via）连接将 cMUT 与控制电路集成，通过在硅晶片中刻蚀通孔、对于绝缘区域用热二氧化硅以及对于电接触用多晶硅来覆盖晶片、然后在晶片的上表面上建造 cMUT 膜元件来形成该穿过晶片通孔连接。为了将 cMUT 芯片焊接到半导体器件电路，可以在晶片的下表面上淀积金属焊盘和焊料凸点。

[0009] 然而这样的 cMUT 器件的一个缺点在于，因为 cMUT 体系结构中固有的工艺限制，所以在通孔中用多晶硅作为导电材料，与金属相比，多晶硅的电阻率较高。因为在接收模式中 cMUT 产生的信号强度已经非常低，所以在具有多晶硅通孔的 cMUT 的工作期间，信噪比会成问题。此外，cMUT 元件的低电容产生高阻抗，因此与电子器件以及线缆的阻抗失配较大，这导致增大信号损失和噪声。穿过晶片通孔中的高电阻进一步加剧元件的高阻抗问题。此外，向 cMUT 施加驱动信号用于传输时，通孔中的较大电阻在工作期间将带来更多的功耗且产生更多的热量。

[0010] 具有多晶硅穿过晶片互连的 cMUT 器件的另一个缺点在于形成热二氧化硅绝缘体和多晶硅导体的工艺温度。这些步骤的工艺温度较高（600-1000℃），因此对器件的其余部分产生热预算（thermalbudget）问题。因为这些工艺温度，所以必须在形成穿过晶片通孔后再形成 cMUT 元件，而当试图在具有已有穿过晶片刻蚀孔的衬底上进行表面微加工时，这个顺序带来困难的工艺问题。

[0011] 传统换能器阵列可以直接与控制电路集成。但是这典型地需要焊料凸点，这是一个较高温度的工艺（大约 300℃），并且由于阵列元件尺寸大（间距最少是 200 微米至 300 微米），所以高密度集成不可行。

[0012] 因此，与传统超声换能器以及 cMUT 相比，pMUT 器件具有功能上和制造上的优点。血管内成像和干涉是期望小型化器件且 MEMS 器件有吸引力的特定领域。应用 MEMS 型医疗设备的实例是成像器件，例如血管内超声（IVUS）成像和心脏内回波（ICE）成像。IVUS 器件

例如提供血管截面的实时断层（tomographic）图像，表明粥样硬化动脉的内腔和透壁组成的真实形态。这样的器件提供了很好的前景，在特定的功能依赖的性能区域（例如接收模式灵敏度）上的改进方面可经受检验。

## 发明内容

[0013] 在一个实施例中，提供了一种由压电超声换能器产生增强的接收信号的方法。所述方法包括：提供压电超声换能器，所述压电超声换能器包括能在挠曲模式下工作的压电元件；以及由所述压电元件接收声能。所述声能通过所述压电元件的挠曲模式共振能转换为电压。施加的传输电压是正弦波信号，包括附加半周期激励。压电换能器产生的结果形成的增强的接收信号比压电换能器通过没有附加半周期激励的施加的传输电压产生的接收信号强。

[0014] 在另一实施例中，提供了一种由压电超声换能器产生增强的接收信号的方法。所述方法包括：提供压电超声换能器，所述压电超声换能器包括能在挠曲模式下工作的压电元件；以及由所述压电元件接收声能。所述声能通过所述压电元件的挠曲模式共振能转换为电压。在接收声能之前和/或接收所述声能的同时，向所述压电元件施加 DC 偏压。通过所述压电元件的挠曲模式共振将接收到的声能转换为电压，而由所述压电换能器产生增强的接收信号。所述压电换能器产生的所述增强的接收信号比不施加 DC 偏压时所述压电换能器产生的接收信号强。

[0015] 在又一实施例中，提供了一种由压电超声换能器产生增强的接收信号的方法。所述方法包括：提供压电超声换能器（所述压电超声换能器包括能在挠曲模式下工作的压电元件）；以及向压电元件施加正弦波双极传输周期脉冲，以产生提供声回波的声信号。所述正弦波双极传输周期脉冲具有最大峰值电压。所述声回波被所述压电元件接收，并且通过所述压电元件的挠曲模式共振能转换为电压。在接收所述声回波之前和/或接收所述声回波的同时向所述压电元件施加 DC 偏压，并且通过所述压电元件的挠曲模式共振将接收的声回波转换为电压而由所述压电换能器产生增强的接收信号。所述压电换能器产生的增强的接收信号比没有施加 DC 偏压时所述压电换能器产生的接收信号强。

[0016] 在另一实施例中，提供了一种超声成像导管。所述导管包括：衬底；多个侧壁，限定多个开口，所述多个开口穿过所述衬底；多个间隔开的底电极，位于所述衬底上。每个间隔开的底电极横跨所述多个开口中的一个开口，多个间隔开的压电元件位于所述多个底电极中的每个底电极上。共形导电膜位于所述多个开口的侧壁中的每一个上，并与所述底电极中的一个或多个相接触，在每个开口中保持开放腔。还包括用于向所述压电换能器施加 DC 偏压的装置。

[0017] 在另一实施例中，提供了一种超声成像探头。所述导管包括：衬底；多个侧壁，限定多个开口，所述多个开口部分地穿过所述衬底；多个间隔开的压电元件，位于所述衬底上。每个间隔开的压电元件位于所述多个开口中的一个开口上方。成对的间隔开的底电极位于所述衬底上，并与所述间隔开的压电元件中的每一个相接触。共形导电膜位于所述多个开口的侧壁中的每一个上，并与所述底电极中的一个或多个相互电连接，在每个开口中保持开放腔。

[0018] 在另一实施例中，提供了一种由压电超声换能器产生增强的接收信号的方法。所

述方法包括：提供压电超声换能器，所述压电超声换能器包括压电元件，所述压电元件能在挠曲模式下工作，并具有铁电矫顽电压。向所述压电换能器施加传输电压，所述传输电压大于所述压电元件的铁电矫顽电压。通过所述压电元件产生声能，所述声能提供声回波。通过所述压电元件的挠曲模式共振将接收的声回波转换为电压而由所述压电换能器产生增强的接收信号。压电换能器产生的结果形成的增强的接收信号比压电换能器通过小于矫顽电压的施加的传输电压产生的接收信号强。

## 附图说明

[0019] 图 1 用曲线图表示了增强接收信号方法的实施例。

[0020] 图 2 至图 3 示出了根据本发明实施例的压电微制造超声换能器器件，其中，换能器附接到半导体器件。

[0021] 图 4 至图 6 示出了根据本发明实施例的压电微制造超声换能器器件的形成，其中，换能器附接到半导体器件。

[0022] 图 7 示出了压电微制造超声换能器器件，其中，压电元件形成在掺杂的绝缘体上硅衬底上。

[0023] 图 8 示出了根据本发明实施例的压电微制造超声换能器器件，其中，换能器附接到半导体器件。

[0024] 图 9 至图 15 示出了成像导管，包括根据本发明实施例的压电微制造超声换能器器件。

[0025] 图 16 示出了成像探头实施例。

## 具体实施方式

[0026] 本发明公开的实施例涉及通过施加传输电压正弦波信号来增强超声弯曲模式换能器的至少一个压电元件灵敏度的方法，所述传输电压正弦波信号高于铁电矫顽场和 / 或在正弦波信号中包含附加半波激励。实施例还涉及通过在超声弯曲模式换能器的压电元件的接收挠曲模式共振之前和 / 或同时施加 DC 偏压来增强利用超声弯曲模式换能器工作的成像器件的灵敏度的方法。实施例还涉及通过对超声弯曲模式换能器的至少一个压电元件的接收挠曲模式共振施加 DC 偏压，来增强利用超声弯曲模式换能器工作的成像器件的灵敏度的方法。本发明实施例还涉及改进的绝缘体上硅 pMUT(SOI-pMUT) 元件、它们的制造以及与通过对 SOI-pMUT 元件的接收挠曲模式共振施加高于矫顽电压的传输电压、附加半波激励、和 / 或 DC 偏压来增强它们灵敏度的方法的使用。本发明实施例还涉及包括弯曲模式换能器元件的成像器件以及通过对弯曲模式换能器元件的接收挠曲模式共振施加高于矫顽电压的传输电压、附加半波激励、和 / 或 DC 偏压来增强它们灵敏度的方法。本发明所述实施例通常适用于包括弯曲模式换能器 ( 例如 pMUT) 的医疗超声诊断成像探头。

[0027] 术语“微制造”、“微加工”以及“MEMS”可互换使用，并且通常指的是集成电路 (IC) 制造中使用的制造方法。

[0028] 术语“挠曲的模式”、“挠曲模式”、“弯曲模式”以及“弯张模式”可互换使用，并且通常指的是被悬挂的压电膜的伸展和收缩，该压电膜的伸展和收缩导致压电膜的弯曲和 / 或振动。

[0029] 如同本发明所使用的，术语“挠曲模式共振”通常指的是弯曲模式换能器元件的受激轴对称共振模式，该受激轴对称共振模式产生特定频率的超声能量，或者，该受激轴对称共振模式由接收特定频率的超声能量所致。

[0030] 如同本发明所使用的，术语“铁电矫顽电压”、“矫顽电压”以及“矫顽场”可互换使用，并且指的是这样一种电压，高于该电压则发生压电材料的铁电偶极转换。矫顽场可以在1伏特/微米到10伏特/微米的范围内。例如，1微米厚的压电膜典型地具有大约3V到5V的矫顽电压。

[0031] 本发明提供了一种用于产生弯曲模式换能器的增强的接收信号的方法。所述方法包括在压电元件的接收挠曲模式共振期间和/或之前施加DC偏压。所述方法通常在弯曲模式换能器（例如pMUT）的脉冲回波工作期间适用。所述方法可适于采用垂直集成的pMUT阵列的弯曲模式换能器。所述方法还可适于包括pMUT阵列和/或垂直集成的pMUT阵列的基于导管的成像器件，以在脉冲回波工作期间增强接收信号。

[0032] 本发明提供了一种用于产生弯曲模式换能器的增强的接收信号的方法。所述方法包括施加高于压电材料的铁电矫顽电压的传输电压正弦波信号。所述方法还包括在施加的传输正弦波信号中施加附加半波激励。所述方法可以结合在接收声回波之前和/或在接收声回波的同时，向压电元件施加DC偏压。所述方法通常适用于具有厚度依赖性的矫顽电压的弯曲模式换能器。

[0033] 挠曲模式工作给出一种产生声能的独特方法，这种方法明显不同于与传统超声换能器（典型地以厚度模式振动工作）一起使用的方法。传统换能器包括预先极化的压电陶瓷板，该压电陶瓷板低于矫顽电压工作以便在板的厚度方向上产生振动。传统换能器包含的压电陶瓷板相对较厚（几百微米厚），因此高于要求几百伏特传输电压信号的矫顽电压工作是不切实际的。此外，高于矫顽场工作会将陶瓷去极化并且要求在高压（几百伏特）下再极化，以实现足够的接收灵敏度。

[0034] pMUT器件可以通过施加电压电平高于矫顽场的双极信号以便在PZT薄膜中诱导90度畴变来工作。PZT膜很薄（1微米至几微米厚），因此能够在相对较低的工作电压电平（几十伏特）下实现高于矫顽电压的工作。压电薄膜中的内部应力减少压电材料的铁电极化。压电薄膜中的内部应力限制铁电偶极，这会导致没有施加的电压时铁电偶极的不理想对准。通过迫使铁电偶极对准，可以通过施加比矫顽电压大的电压来实现一些极化恢复；但是当除去电压时，内部应力减少铁电偶极的对准。因此，将膜预先极化不能实现最大的偶极对准，就像传统体陶瓷压电换能器中的情况一样。

[0035] 本发明所述方法与用低于铁电矫顽电压的电压传输的、使用压电换能器（传统换能器或pMUT换能器）的超声换能器的典型工作大不相同。用高于矫顽电压的电压传输会迫使压电材料经受铁电90度畴变，因此通过弯张动作将膜的挠曲最大化。所述方法还描述了在正弦波信号中施加附加半波激励以迫使优选的偶极对准从而增强脉冲回波接收灵敏度。

[0036] 本发明所述方法与在没有施加的电压时接收回波信号的、使用压电换能器（传统换能器或pMUT换能器）的超声换能器的典型工作也大不相同。用于改进弯曲模式压电换能器接收信号的方法包括在压电元件接收声信号之前和/或期间施加DC偏压。在弯曲模式换能器压电元件的挠曲模式共振之前和/或期间施加DC偏压增加了压电元件的接收信号（例如输出电流）。当接收声回波信号时，pMUT中的压电层不一定被极化到它的最大程

度。这种减少的极化的一个原因在于，传输电压本身可以将压电层全部或部分去极化。因此，施加 DC 偏压增强了偶极对准和最后所得到的脉冲回波接收信号。

[0037] 下面参照特定设计的 pMUT 讨论产生增强的接收信号的方法，但是所述方法通常适用于任何微制造的压电元件和以挠曲模式工作的压电超声元件。

[0038] 作为实例，可以如下所述地执行该方法。提供指向 pMUT 元件的声能。声能可以是从将接收声能的同一压电元件产生的反射能、来自阵列中不同压电元件的反射能或者来自另一个源的反射能。作为实例，将讨论作为声回波（脉冲回波）的来自压电元件的反射能。

[0039] 在所述方法的一个方面中，施加高于压电材料矫顽电压的双极传输电压。这种高电场水平增强了压电层中的铁电 90 度畴变，这增大了膜的振动幅度。这导致来自膜的更高的声能输出；由于传输能量输出更高，因此接收了更高的脉冲回波信号。通过在传输信号中向压电元件施加附加半周期激励也能增强脉冲回波信号。典型的传输电压脉冲包括一个、两个或三个全周期脉冲。增加脉冲数量通常以分辨率为代价来增加换能器的传输输出。本方法的一个方面是施加附加半周期激励（即 1.5、2.5 或 3.5 个周期），以在与 1、2 或 3 周期脉冲相比没有明显损失分辨率能力的情况下增加 pMUT 元件的灵敏度。已经示出，作为施加附加半周期传输激励的结果，与全周期激励相比，pMUT 元件产生更高的脉冲回波接收信号。这是由于 pMUT 元件压电层中的增强的偶极对准。

[0040] 在所述方法的另一方面中，在声回波到达换能器之前，可以向压电元件施加 DC 偏压并且然后在压电元件由于接收的回波而处于挠曲共振模式时保持该 DC 偏压。DC 偏压改进压电材料中的偶极对准，从而增大膜产生的接收信号。因为改进了偶极对准，所以作为接收的声波在膜中产生机械振动的结果而产生更大的压电电流。还可以向压电元件阵列施加 DC 偏压，其中施加的 DC 偏压可以对于所有元件都是相同的或者可以在不同元件之间变化。在 pMUT 元件的脉冲回波接收特性中，它们可具有一些可变性；因此在接收挠曲模式共振期间向阵列中的每个元件施加校准的 DC 偏压也可以对于给定的声压改进整个阵列的接收信号一致性，以增强最后所得到的超声图像质量。

[0041] 在所述方法的另一方面中，可以向 pMUT 施加双极传输电压以发射声能。声能作为声回波从目标反射，并且返回到 pMUT。在声信号到达换能器之前，先于接收挠曲共振模式向换能器施加 DC 偏压脉冲，并且先于压电元件的接收挠曲共振模式除去该 DC 偏压脉冲。不受理论所限，通常认为 DC 偏压脉冲暂时改进了偶极对准，并且一旦除去 DC 偏压脉冲，偶极对准也不会立即回复到它的内部应力状态。因此，由接收挠曲共振模式引起的压电电流输出由于来自偶极对准的剩余极化而增大。因为在接收挠曲共振模式期间偶极对准没有最大化，所以压电输出可能低于所述方法的前述方面。然而，这种方法可以消除对附加信号调节电路的要求。此外，由于脉冲可具有比所述方法的前述方面（其中在压电元件由于接收的回波而处于挠曲共振模式时保持 DC 偏压）更短的持续时间，所以可以降低总功耗。因为之前的传输电压周期可以将压电材料去极化，所以这种方法提供了已知极性（在 DC 偏压极性的方向上）的增强的畴对准以产生增强的接收信号。

[0042] 在所述方法的另一方面中，向 pMUT 施加双极传输电压以发射声能。双极传输电压止于最大峰值电压。双极传输电压可以是正弦波传输周期脉冲或其他周期性脉冲。声能作为声回波从目标反射并且返回到 pMUT。通过将传输周期电压止于峰值电压，可以获得偶极对准的保持，这样可以增大由来自回波信号的压电元件的接收挠曲共振模式而产生的压电

电流。在传输周期期间，双极传输电压可以止于最大电压与零电压之间的一个电压。所述方法的这一方面可以结合该方法的其他方面来增强来自 pMUT 的接收信号。

[0043] 在所述方法的另一方面中，向 pMUT 施加双极传输电压以发射声能。双极传输电压止于最大峰值电压。双极传输电压可以是正弦波传输周期脉冲或其他周期性脉冲。声能作为声回波从目标反射并且返回到 pMUT。在声信号到达换能器之前，向换能器施加与传输峰值电压极性相反的 DC 偏压，并且然后在压电元件的接收挠曲共振模式期间保持。不受理论所限，认为所述方法的这一方面在根据接收回波的压电元件的接收挠曲共振模式期间迫使铁电偶极转换。偶极转换可产生附加压电电流，该附加压电电流可将接收回波产生的信号放大。假设使用与停止的传输周期电压极性相反的 DC 偏压，则在传输周期期间双极传输电压可以止于最大电压与零电压之间的一个电压。上述方面的结合都包括在所述方法的范围之内。

[0044] 可基于 pMUT 器件的频率和成像区域中的目标深度来计算 DC 偏压的施加时间。可以调节或选择 DC 偏压以解决压电膜层的内部应力。DC 偏压可以从 0 扫描到正值或者从 0 扫描到负值。由于传输周期脉冲为纳秒量级，而回波返回典型地为微秒量级，因此 DC 偏压持续时间可以是脉冲式的、持续施加的、以其他方式施加的或者结合本发明所述方法的各种方面施加的，从而增强接收信号。

[0045] 可采用信号调节电子电路来将 DC 偏压信号与产生的压电接收信号分开和 / 或减少或防止接收信号中的噪声。信号调节电路可以集成为直接与 pMUT 衬底相邻或者可以集成在垂直堆叠的 ASIC 器件中。采用穿过晶片互连方案的 ASIC 器件的集成可以如共同未决的美国专利申请 No. 11/068,776（通过参考将该申请的全部内容合并在本申请中）所述。与 pMUT 衬底集成的信号调节电路可减少接收信号中的噪声。可采用信号调节来放大接收信号。可使用穿过晶片互连工艺将多个 IC 与 pMUT 堆叠，从而将信号调节与放大电路集成为与 pMUT 器件紧密相邻，用于将信号最大化和 / 或降低因为施加 DC 偏压所致的噪声。可以远程地执行信号调节。向压电元件施加 DC 偏压的装置包括由电势源驱动且与该电势源电联系的一对导电触点。电联系包括导线、柔性线缆连接等。电势源包括电池、AC 或源极 / 漏极等。与电势源联系的导电触点可连接到压电元件，从而产生并且控制有源电路。这种导电触点可以与元件串联或并联。装置及其等同物包括设计为与传输和接收信号同时地例如用滤波或低噪声放大器控制 DC 偏压的附加电路和 / 或电子部件，如本领域技术人员所公知的。

[0046] 产生增强的接收信号的上述方法的应用可以结合 pMUT 和绝缘体上硅 (SOI) 衬底 pMUT 器件 (SOI-pMUT) 和 / 或垂直堆叠的 ASIC-DMUT 器件，如共同未决的美国专利申请 No. 11/068,776 所公开的，例如如下所述。

[0047] 参照图 2，示出了 pMUT 器件结构 80 连接到半导体器件 44 以形成垂直集成的 pMUT 器件 90。作为实例，通过焊料凸点 46 来进行连接，该焊料凸点 46 将共形导电层 42 连接到在半导体器件 44 上的焊料焊盘 48。

[0048] 顶电极 32 和底电极 20 将被第二电介质 28 分开的压电阵列元件 22 夹在中间，第二电介质 28 与元件 22 的边缘 58 交叠。底电极 20 由第一电介质层 14 隔离，在随后于衬底 12 背面形成空气背衬腔 (air-backed cavity)50 期间将第一电介质层 14 刻蚀掉。空气背衬腔 50 的侧壁被共形绝缘膜 36 和共形导电膜 42 覆盖，该共形导电膜 42 提供半导体器件

44 与压电阵列元件 22 的穿过晶片通孔互连。图形化的穿过晶片互连 42 提供从压电膜 35 到半导体器件 44 以及开口 30 中的接地焊盘 24 的直接电连接。空气背衬腔 50 提供最佳声性能。空气背衬腔 50 使得与表面微制造的 MUT 相比，压电膜 35 中的振动更大而且声泄漏最小。

[0049] 包括第二电介质膜 28 的垂直集成的 pMUT 器件 90 提供了连接到压电元件 22 的两个电极 32、20 的改进的电隔离，该第二电介质膜 28 位于图形化的压电层 58 的顶部边缘上。本实施例有助于解决任何光刻未对准的问题，光刻未对准会在无意中造成聚合物电介质 28 与压电元件 22 边缘之间的间隙，导致顶电极 32 与底电极 20 短路。第二电介质膜 28 还消除了对其他实施例中可能必需的任何平面化工艺的需要。本实施例还提供了一种形成与图形化的压电元件 22 的尺寸和形状不同的顶电极 32 的尺寸或形状的方法。如果足够厚（量级为压电厚度），则介电常数比压电元件 22 低得多的第二电介质膜 28 导致施加到 pMUT 器件 90 的电压主要只在电介质两端下降，从而将压电层 58 覆盖有电介质的部分电隔离。压电元件 22 关于施加的电压的有效形状只是该压电元件 22 没有被电介质覆盖的部分。例如，如果只希望将整个压电几何区域的 50％电激活，那么聚合物电介质 28 可以在物理上覆盖并且电隔离压电区域的其余 50％，且防止该其余 50％区域被激活。此外，如果期望复杂的电极图形，例如交指型结构，则可以将聚合物电介质用于第二电介质层 28 并可以将该聚合物电介质图形化来提供交指型结构。这对于其中顶电极 32 是横跨整个 pMUT 阵列的连续接地电极的某些实施例是重要的。通过将聚合物电介质 28 图形化来产生电活性 (active) 区域，而不是对底电极 20 和压电膜图形化，可提供更简单的工艺，因此活性区域表现为接触压电元件 22 的顶电极区域的形状。

[0050] 来自表面微制造的膜的振动能量会被消散到体硅衬底（其直接位于该膜的下方）中，从而限制超声传输输出和接收灵敏度。本发明的空气背衬腔 50 减少或消除了这种能量消散，因为振动膜 35 不是直接位于体衬底 12 上或上方。

[0051] 半导体器件 44 可以是本领域中已知的任何半导体器件，包括很多种电子器件，例如倒装芯片封装组件、晶体管、电容器、微处理器、随机存取存储器、多路复用器、电压 / 电流放大器、高压驱动器等等。一般而言，半导体器件指的是包含半导体的任何电器件。作为实例，半导体器件 44 是互补金属氧化物半导体芯片 (CMOS 芯片）。

[0052] 因为每个压电元件 22 与相邻的压电元件 22 电隔离，所以在换能器传输模式下可以分别驱动单个元件。此外，可以由半导体器件 44 独立地从每个压电膜测量接收信号。可以通过由半导体器件 44 独立地为每个或每一压电元件施加 DC 偏压的方法来增强接收信号。接收信号调节和 DC 偏压电路可以与半导体器件 44 集成。

[0053] 形成穿过晶片互连 42 的优点在于不需要分离的导线、柔性线缆等等在膜 35 与半导体器件 44 之间传递电传输和接收信号，因为互连 42 直接提供了电连接。这样就减少了将超声探头连接到控制单元所需要的导线的数量和线缆的大小。此外，与传统线缆或线束（长度量级为几米）相比，穿过晶片互连 42 的更短的物理长度（＜ 1mm）提供了具有更低电阻和更短信号路径的连接，这使换能器接收信号的损耗最小化，并且降低了驱动换能器进行传输所需要的功率。

[0054] 与使用多晶硅互连和电极的器件相比，使用金属互连 42 和电极 20、32 可以提供具有更高电导率和更高信噪比的压电器件。此外，使用低温工艺淀积共形绝缘层 36 和共形导

体 42 减少了器件工艺的热预算，从而限制了过度暴露在热量下的损害作用。这样还使得能够在衬底中刻蚀穿过晶片过孔 50 之前形成压电元件 22，从而简化整个工艺。

[0055] 当 pMUT 器件结构直接附接到半导体器件衬底时，可以观察到 pMUT 元件的一些回响，因为声能被反射离开半导体器件衬底并被指回到压电膜。回响造成 pMUT 信号中的噪声并且降低了超声图像质量。此外因为在电路中引入噪声，所以声能会影响半导体器件的工作。作为实例，在半导体器件的接触表面上或者在 pMUT 器件的空气背衬腔的底部处使用消声的 (acoustic dampening) 聚合物涂层可以减弱从压电膜发射的声能。与具有高的声阻抗的半导体器件的暴露硅表面相比，消声的聚合物层优选具有更低的声阻抗并且反射更少的超声能量。作为实例，消声的聚合物层还可以充当将 pMUT 器件结构附接到半导体器件的粘合剂。

[0056] pMUT 器件的压电元件 22 的厚度范围可以从大约 0.5μm 到大约 100μm。作为实例，压电元件 22 的厚度范围从大约 1μm 到大约 10μm。

[0057] 压电元件 22 的宽度或直径范围可以从大约 10μm 到大约 500μ μm，中心到中心的间距从大约 15μm 到大约 1000μm。作为实例，对于在 1MHz 到 20MHz 范围内的超声工作，压电元件 22 的宽度或直径范围可以从大约 50μm 到大约 300μm，中心到中心的间距从大约 75μm 到大约 450μm。对于大于 20MHz 的更高频率工作，可以图形化形成小于 50μm 的更小元件。作为实例，可以将多个元件电连接在一起，以提供更高的超声能量输出，同时仍然保持高频率工作。

[0058] 第一电介质膜 14 的厚度范围可以从大约 10nm 到大约 10μm。作为实例，共形绝缘膜 36 的厚度范围从大约 10nm 到大约 10μm。底电极 20、顶电极 32 以及共形导电层 42 的厚度范围从大约 20nm 到大约 25μm。开口腔 50 的深度范围可以从大约 10μm 到几毫米。

[0059] 在一个实施例中，pMUT 器件结构 10 通过金属触点 54 连接到半导体器件 44，从而形成垂直集成的 pMUT 器件 70，该金属触点 54 形成在半导体器件 44 上的环氧树脂层 56 中，如图 3 所示。环氧树脂层 56 除了充当声能衰减器之外，还可以充当将 pMUT 器件结构 10 粘合到半导体器件 44 的粘合剂。可以采用光刻和 / 或刻蚀技术对环氧树脂层 56 进行图形化，并且可以通过电镀、溅射、电子束 (e- 束 ) 蒸发、CVD 或其他淀积方法来淀积金属触点。

[0060] 在某些实施例中，增强接收信号的上述方法的应用可以结合例如图 4 至图 6 所示的、如前面共同未决的美国专利申请 No. 11/068,776 所述的、用绝缘体上硅 (SOI) 衬底作为衬底制造的 pMUT 以及如下面参照图 7 所述的改进的 SOI-pMUT 器件。

[0061] 如图 4 所示，衬底 12( 例如硅晶片 ) 设置有薄硅层 62，薄硅层 62 覆在埋置的二氧化硅层 64 上面，二氧化硅层 64 形成在衬底 12 上。将第一电介质膜 14 形成为覆在硅层 62 上面，并且将底电极层 16 形成为覆在第一电介质膜上面。将压电材料层 18 形成为覆在底电极层 16 上面从而提供 SOI pMUT 器件结构 100。使用 SOI 衬底的至少一个优点包括使用埋置的氧化物作为硅衬底刻蚀阻挡层来更好地控制深反应离子刻蚀 (DRIE)。SOI 还提供对 pMUT 膜 35 厚度的更好的控制，用于阵列中单个元件的共振频率的更好控制和一致性，因为膜的厚度由 SOI 衬底的薄硅层 62 的厚度所限定。根据某些实施例，薄硅层 62 厚度为约 200nm 至 50μm，而埋置的氧化物层 64 厚度为约 200nm 至 1μm。在本发明的其他实施例中，薄硅层 62 厚度为约 2μm 至 20μm，而埋置的氧化物层 64 厚度为约 500nm 至 1μm。

[0062] 参照图 5，依次刻蚀压电材料层 18、底电极层 16、第一电介质膜 14、硅层 62 和埋置

的氧化硅层 64，从而形成分离的压电元件 22 和接地焊盘 24，并暴露衬底 12 的前侧 13。刻蚀压电层 18 和底电极层 16 以形成被开口 68 分开的 pMUT 元件形状 22。进而刻蚀第一电介质层 14、薄硅层 62 和埋置的氧化物层 64 以形成间隔开的通孔 69，通孔 69 将衬底 12 暴露。如图 5 所示，在间隔开的通孔 69 中淀积导电膜 66 以便在底电极 20 与随后要形成的穿过晶片互连之间提供电连接。可使用传统的光刻和刻蚀技术对 pMUT 器件结构 100 进行图形化。作为实例，相对于底电极 20、顶电极 32 以及共形导电层 42，导电膜 66 可以由例如 Cr/Au、Ti/Au、Ti/Pt、Au、Ag、Cu、Ni、Al、Pt、In、Ir、$InO_2$、$RuO_2$、$In_2O_3$:$SnO_2$(ITO) 以及 (La，Sr)$CoO_3$(LSCO) 的金属形成。

[0063] 进一步处理 SOI-pMUT 器件结构 100，形成第二电介质膜 28 和顶电极 32。例如通过深反应离子刻蚀 (DRIE) 形成穿过晶片通孔 34。在穿过晶片通孔中形成共形绝缘层 36 和共形导电膜 42，如图 6 所示。导电膜 66 与共形导电膜 42 之间的电接触提供穿过晶片互连。如图 6 所示，SOI-pMUT 器件结构 100 例如通过焊料凸点 46 连接到半导体器件 44，从而形成垂直集成的 pMUT 器件 110。在其他实施例中，半导体器件 44 可以通过环氧树脂层中形成的金属触点而电连接到共形导电膜 42，该环氧树脂层淀积在半导体器件表面上并且将 pMUT 器件附接到半导体器件，如前所述。

[0064] 上述增强接收信号的方法的应用可以结合改进的绝缘体上硅 (SOI) 衬底 pMUT 器件和 / 或垂直堆叠的 ASIC 器件，如下所述。

[0065] 前述具有空气背衬腔的 pMUT 器件提供了与空气背衬腔中的共形金属层直接接触的底电极，或者穿过 SOI 层的金属化插塞以将插塞金属与共形金属层接触。改进的 SOI 空气背衬腔 pMUT 的制造提供了作为可更准确地提供设为目标的特定共振频率的膜（因为频率取决于膜厚度）的 $SiO_2$ 或器件硅结构层，并且通过空气背衬腔提供与压电元件的直接电接触。因此，设想 SOI 衬底中重掺杂的、导电的器件硅层通过空气背衬腔在底电极与共形金属层之间提供电互连。下面参照图 7 举例说明本实施例的 pMUT。

[0066] SOI 衬底 120 带有重掺杂的（电阻率小于 0.1ohm-cm）器件硅层 162，器件硅层 162 设置在埋置的氧化物层 164 上，埋置的氧化物层 164 位于衬底 120 的正表面上。在器件硅层 162 的表面上热生长 $SiO_2$ 钝化层 175 以防止在后续工艺步骤中底电极层 116 扩散到掺杂的器件硅层 162 中。通过光刻和刻蚀来对 $SiO_2$ 钝化层 175 进行图形化。底电极层 116 可以通过溅射或电子束蒸发来淀积并且可以是 Pt 或 Pt/Ti。Ti 可用于将 Pt 粘附到 $SiO_2$ 层。优选地，底电极层 116 的金属能够经受住压电材料的退火温度。可以通过光刻和刻蚀或者剥离工艺对底电极进行图形化。底电极可以如上所述。

[0067] 可以通过由旋涂、溅射、激光烧蚀或 CVD 淀积压电材料然后退火（典型地在 700℃ 的温度下）来形成图形化的压电元件 22。可以例如通过光刻和刻蚀来进行图形化。对图形化的压电元件 22 进行刻蚀，使得压电层的宽度小于底电极的宽度。这提供了到底电极的通路，从而可以形成随后的金属连接器。

[0068] 金属连接器层 180 被淀积并通过光刻和刻蚀或者剥离工艺来图形化。金属连接器层 180 可以是 Ti/Pt、Ti/Au、或者上述的其他金属。Ti 可用于将 Pt 或 Au 粘附到重掺杂的器件硅层 162。金属连接器层 180 提供底电极 116 与重掺杂的器件硅层 162 之间的电接触。

[0069] 通过光刻和刻蚀对器件硅层 162 进行图形化，以提供与每个压电元件 22 相邻的隔离沟槽 130，隔离沟槽 130 提供阵列中压电元件 22 彼此间的电隔离。隔离沟槽 130 被刻蚀

到埋置的 $SiO_2$ 层 164。

[0070] 通过旋涂、光刻和刻蚀将聚合物电介质层 128 淀积在包括沟槽 130 的压电元件 22 的顶部并将其图形化。可以将光可成像的聚合物电介质材料用于聚合物电介质层 128。聚合物电介质材料可以是聚酰亚胺、聚对二甲苯、聚二甲基硅氧烷 (PDMS)、聚四氟乙烯 (PTFE)、聚苯并环丁烯 (BCB) 或其他适合的聚合物。

[0071] 例如通过电子束蒸发、溅射或电镀来淀积金属接地平面层 132。对于金属接地平面层 132 可采用 Ti/Au 或 Ti/Cu。

[0072] 例如通过汽相淀积或旋涂来淀积聚合物钝化层 190。聚合物钝化层 190 提供与可能在使用期间和器件表面形成接触的流体（例如血液、水、硅凝胶）的电绝缘和化学隔离，并且也可以充当在换能器表面与流体之间提供更低的声阻抗层的声匹配层。

[0073] 对硅衬底 120 背面的刻蚀形成了空气背衬腔 150。刻蚀接地通孔 131 以提供共形导体 143 与掺杂的硅层 162 以及与金属接地平面层 132 的连接。可以通过深反应离子刻蚀 (DRIE) 来进行刻蚀。

[0074] 在空气背衬腔 150 的侧壁 137 和底部 125 上以及衬底 120 的背表面 111 上淀积共形绝缘体层 136。如果需要通孔（例如用于互连），就对底部 125 的共形绝缘体层 136 进行刻蚀。共形绝缘体层 136 可以是聚合物、氧化物或氮化物材料。

[0075] 在空气背衬腔 150 内侧（包括侧壁 137 和底部 125）以及衬底 120 的背表面 111 上方淀积共形金属层 142。可以溅射、电子束蒸发或 CVD 淀积共形金属层 142。

[0076] 通过光刻和刻蚀在衬底 120 背表面 111 上对共形金属层 142 进行图形化，以将压电元件 22 和接地通孔 131 彼此电隔离。共形金属层 142 还提供互连焊盘 143，用于 pMUT 器件到 IC 器件的电连接。因此，为通过 SOI-pMUT 器件的空气背衬腔而与压电元件的电接触提供可能的工艺优点和性能好处。

[0077] 在某些实施例中，可以使用 pMUT 器件或者用接合到 ASIC 器件的 SOI 衬底制造的 pMUT 器件来实现上述产生增强的接收信号的方法的应用。这样的垂直集成的器件包括前面共同未决的美国专利申请 No. 11/068,776 所述的那些器件。例如，一种改进的接合结构如下，该接合结构提供应用于成像探头（例如小直径导管）中的 pMUT-ASIC 堆叠结构的紧致性。

[0078] 如图 3 所示，例如可以将 pMUT 衬底机械地附接并且电连接到 IC 衬底（例如 ASIC 器件）。pMUT 与 IC 衬底的连接可以通过环氧树脂接合或通过焊料凸点接合。通过焊料凸点接合的 IC 衬底典型地具有几个毫米的厚度，这取决于 IC 层的数量。期望进一步减少 pMUT-IC 组件的总厚度并提高其紧致性。接合 pMUT 与 IC 衬底的优选方法是环氧树脂接合。与焊料凸点相比，环氧树脂接合可以在所组装的器件中提供更大的物理紧致性和更小的总厚度，并且可以提供更低温度的工艺步骤。

[0079] 图 8 示出了改进的环氧树脂接合的 pMUT-IC 堆叠结构 220 的实例。在 IC 衬底 320 表面上淀积环氧树脂互连层 256，提供与 pMUT 器件 10 的接合。淀积共形电介质 52 从而将穿过晶片电互连 230 与 IC 衬底 320 隔离。可以在 IC 层中并穿过环氧树脂互连层 256 而刻蚀穿过晶片电互连 230，从而暴露出 pMUT 器件 10 背面上的金属互连焊盘 242。可以通过 DRIE 进行刻蚀，并采用 CVD 和 / 或电镀将穿过晶片互连 230 金属化。随后可以用类似形成的通孔以及类似形成的电连接来接合第二 IC 衬底 420。可以将电引线 301（例如导线、柔性

线缆等等）附接到一个或多个 IC 衬底的背面，以提供从 pMUT-IC 堆叠结构到系统电子器件或导管电连接器的电连接。

[0080] 可以通过化学机械抛光 (CMP) 将 IC 衬底减薄。采用 CMP 将 IC 硅衬底减薄可以明显减少堆叠结构的总厚度，并且可以提供整个堆叠结构小于 1mm 的厚度。CMP 还可以提供可以更浅的通孔刻蚀以及可以更小的通孔尺寸，因为使用传统的硅刻蚀和 CVD 金属通孔形成工艺可以形成典型不大于 10 ： 1 的深宽比。还可以在形成空气背衬腔 250 之前通过 CMP 或其他工艺将 pMUT 衬底减薄。

[0081] 由于管芯 (die) 处理和导线接合的限制，因此焊料凸点或导线接合堆叠结构（例如芯片上系统或封装上系统）要求附加的横向区域。环氧树脂接合方法不需要附加的横向区域，因为在 IC 衬底背面上可以形成基准 (fiducial)，并且可以通过精密的对准器 - 接合器设备形成两个衬底的对准和接合。因此，在硅衬底中刻蚀通孔时，将通孔预先对准前面衬底的互连焊盘。因此，整个 pMUT-IC 堆叠结构 220 要求在横向区域上不大于 pMUT 阵列本身。

[0082] 如上所述形成有穿过晶片互连结合控制电路由此形成换能器器件的 pMUT 可以进一步组装到包括外部线缆的外壳组件中以形成超声探头，例如超声成像探头。pMUT 与控制电路的集成可以明显减少超声探头中所需的线缆。超声探头还可以包括各种声透镜材料、匹配层、衬垫层以及匹配解除 (dematching) 层。外壳组件可以形成用于外部超声成像的超声探头或者用于体内成像的导管探头。超声导管探头外壳的形状可以是任何形状，例如矩形、基本上圆形或完全圆形。超声导管探头的外壳可以用任何适当的材料（例如金属、非金属、惰性塑料或类似的树脂材料）制造。例如，所述外壳可包含生物相容的材料，包括聚烯烃、热塑性塑料、热塑性塑料弹性体、热固塑料或工程热塑性塑料或组合、共聚物或者它们的混合物。

[0083] 提供了产生超声导管探头的增强的接收信号的方法。所述方法包括 ：提供超声导管探头，该超声导管探头包括 pMUT 或者与专用集成电路 (ASIC) 器件组件集成的 pMUT ；以及将组件并入成像器件中，并且在 pMUT 的接收挠曲共振模式期间提供 DC 偏压，以从 DMUT 产生增强的接收信号。参照图 9 至图 15 进一步描述这样的实施例。

[0084] 可以将 pMUT 器件 90 接合到柔性线缆 507 或者其他柔性导线连接，形成成像导管器件 500、600，如图 9 至图 10 所示。这可以通过焊料凸点接合、环氧树脂（导电性环氧树脂或者导电性环氧树脂与非导电性环氧树脂的组合）、z 轴弹性体互连或者用于基于导管的超声换能器的其他互连技术来实现。

[0085] 参照图 9，前向观察的成像导管器件 500 包括与柔性线缆 507 集成的相关 pMUT 90，用于通过声窗 540 成像。侧面观察的导管 600 包括与柔性线缆 507 集成的相关 pMUT 90 以及声窗 640，如图 10 所示。导管 500 和 600 分别包括与 pMUT 90 直接接触的声匹配材料 550、650。声匹配材料 550、650 可以是低弹性模量的聚合物、水或硅凝胶。

[0086] 导管 700 包括带有垂直集成的 ASIC 器件 720、730 的 pMUT 90，垂直集成的 ASIC 器件 720、730 可以是多路复用器、放大器或信号调节 ASIC 器件或它们的组合。还可以包括附加 ASIC 器件，例如高压驱动器、成束器 (beam former) 或计时电路。声窗 740 可包括与 pMUT 90 直接接触的声匹配材料 750。

[0087] 成像导管器件 500、600、700 的外部直径范围可以从 3 弗伦奇到 6 弗伦奇 (1-2mm)，但是对于某些应用还可以大到 12 弗伦奇（即 4mm）。这样的器件能够进入小冠状动脉。期

望在小的导管探头中组装最小数量的电导线，因此可以提供微型集成电路开关（例如多路复用器）来减少导管内的电导线。成像导管器件 500、600、700 的外壳 509 可以非常柔软，并且可以例如在心外膜冠状动脉中在引导导线上前进。

[0088] 信号导线或柔性线缆导线可以直接与 pMUT 衬底背面上的穿过晶片互连相连接，如图 9 所示。导线或柔性线缆可以被安排 (route) 穿过导管体，并且通过导管后端处的 I/O 连接器而连接到外部控制电路。然而，为了得到用于操纵 / 引导导管通过血管的最大机械柔韧性，减少导管鞘中包含的电引线的数量会是有利的。例如，可使用 7F（直径 3mm）导管、20×20 元件的 pMUT 阵列来产生高质量图像。在这种情况下，每个元件 1 条导线，最少总共会需要至少 400 条导线来驱动导管尖端处的 pMUT 阵列。这会留下很少的空间用于引导导线来指引导管运动，并且留下很小的柔韧性来弯曲导管。

[0089] 因此，为了减少信号引线的数量和导管中的信号噪声，可以将 pMUT 器件与控制电路集成在导管尖端。例如，如图 8 所示，利用穿过晶片互连，可以将读出功能直接与换能器阵列集成。可以将放大器 ASIC 接合到 pMUT 衬底，并连接到每个 pMUT 元件的穿过晶片互连，使得每个 pMUT 元件接收的超声信号被独立地放大，从而将信噪比最大化。这种直接集成还可以极大地减少 pMUT 元件与放大器之间的电引线长度以进一步降低信号噪声。通过集成第二多路复用 ASIC，可以将每个换能器接收的并且发送到每个放大器的信号通过减少数量的信号导线而多路复用到导管后端的 I/O 连接器。因此，在导管鞘内需要更少的导线。多路复用的速度将决定信号导线可实现的减少数量。减少引线数量还减少了元件之间的串扰。

[0090] 如上所述，可通过刻蚀 ASIC 的硅衬底、用共形电介质层和金属层覆盖所刻蚀的孔、并且镀上金属形成被填充的导电通孔来形成穿过晶片互连。通过与对准的穿过晶片互连进行环氧树脂接合，可以堆叠多个电路。

[0091] 除了集成换能器阵列的接收功能以外，还可以以类似的方式将驱动或传输功能与 pMUT 衬底集成。可使用包括在 ASIC 堆叠结构中的高压驱动器来产生驱动换能器元件的必需信号，并且可使用多路复用电路来对单个 pMUT 元件寻址。因此，通过用适当的计时对驱动信号多路复用，可实现 2D 状态的 (phased) 阵列工作。直接集成传输功能的至少一个优点在于直接邻近 pMUT 阵列产生高压。通过导管体传输的高压信号将减少或消除，从而提高了导管的电安全性。可以将低压信号 (3-5V) 从 I/O 连接器发送到集成的多路复用和高压驱动器电路，并且驱动器通过电荷泵和 / 或感应变压器产生更高的传输电压。

[0092] 在 ASIC 堆叠结构中可以集成其他电路，例如计时电路和 / 或束形成电路，以控制传输 / 接收信号，并且从原始 pMUT 信号产生超声成像信号。这种集成可以减少外部控制单元所需要的电子器件的数量和尺寸，实现更小的手持超声成像系统或者便携的基于导管式超声成像系统。

[0093] 设想本发明所述实施例适用于以 2D、1.5D 或 1D 阵列工作的前向或侧面观察导管。

[0094] 现在参照图 12 至图 15，将导管 800、900 的 pMUT 器件 990 构造为供给操作部件 807 或光纤 907。操作部件可以是导管引导导线。操作部件可包括外科器械，例如解剖刀、针或注射器。操作部件可以通过导管或外壳组件远程控制。操作部件 807 或光纤 907 分别放置在孔 870、970 中。操作部件可以在外部控制。孔 970 可包括密封件 880，以固定操作部件 807，并且防止流体渗漏到导管中。相对于孔 870 和密封件 880，操作部件 807 还可以是可移

动的或者可收回的。光纤 907 可以直接固定在孔 970 的侧壁上，用环氧树脂或其他密封材料或粘合剂密封。像引导导线、外科工具或光纤这样的操作部件可以以类似的方式适于堆叠的 pMUT-IC 器件。采用刻蚀工艺（例如 DRIE）可以在 pMUT 或 pMUT-IC 堆叠结构的工艺期间形成孔 870、970。孔与导管远端适当大小的开口 513 共同对准。内部通道 517 穿过导管外壳内部，可与孔以及开口 513 连通，提供操作部件的插入和对操作部件的操作。

[0095] 成像导管器件 600、700、800、900 还包括操纵机构 505，操纵机构 505 耦接到导管的近端部分。作为实例，美国专利 No.6,464,645 中公开了至少一种操纵机构，通过参考将该专利合并在本申请中。还可以提供超声换能器组件的控制器，该控制器形成为人手轮廓，从而提供舒适有效的对控制器的单手控制操作。

[0096] 本发明所公开的导管探头和 pMUT 换能器元件可以适于医疗设备按照惯例进行的消毒。本发明所述 pMUT 器件和产生增强的接收信号的方法可用于像实时三维的心脏内成像或血管内成像、最小介入手术或机器人手术的成像、基于导管式成像、便携式超声探头以及微型水听器这样的程序。在大约 1MHz-20MHz 的频率范围内工作，pMUT 可以最佳化。

[0097] 本发明所公开的超声导管探头可以特别适合于冠状动脉血栓症的 IVUS 和 ICE。这样的治疗法可以是治疗或者可能减少冠状动脉疾病、动脉硬化症或其他与血管有关的障碍所必需的。

[0098] 本发明所描述的方法和实施例可用于生产具有增强灵敏度的外部超声探头。因此，垂直集成的 pMUT 器件也适用于外部超声探头，例如用于心脏成像、产科学成像、血管成像或者泌尿科成像。因此，如图 16 所示，前向观察成像探头器件 1000 包括与柔性线缆 1507 集成的相关 pMUT 90，用于通过声窗 1740 成像。探头 1000 包括与 pMUT 90 垂直集成的 ASIC 器件 1720、1730，该 ASIC 器件 1720、1730 可以是多路复用器、放大器或信号调节 ASIC 器件或者它们的组合。还可以包括附加 ASIC 器件，例如高压驱动器、成束器或计时电路。声窗 1740 可包括与 pMUT 90 直接接触的声匹配材料 1750。

[0099] 可以制造具有 1D、1.5D 或 2D 几何排列的 pMUT 阵列，并且将该 pMUT 阵列与 ASIC 器件集成以在换能器探头的操作中提供电信号处理。可以将 pMUT-IC 堆叠结构安装在具有声匹配层的外部探头外壳中，声匹配层由 pMUT 表面与外壳壁之间的低弹性模量聚合物、水或硅凝胶组成。可以将 pMUT-IC 堆叠结构安装于柔性线缆、带状线缆或者用于到成像系统电子器件的接口的标准信号导线。

[0100] 带有用于外部超声探头的集成电子器件的传统超声换能器阵列需要昂贵、复杂的制造技术。由于半导体的批量生产和集成技术，因此基于外部 pMUT 的探头可提供成本更低、更容易制造的产品。

## 实例

[0101] 参照以下实例进一步描述从超声压电换能器产生增强的接收信号的方法。

[0102] 单个 pMUT 元件经历从 -20Vdc 到 +20Vdc 的 DC 偏压。分离的活塞换能器提供的声信号指向 pMUT 元件。测量 pMUT 元件接收的信号作为施加的 DC 偏压的函数。参照图 1，其示出了描绘峰间值的接收信号（单位 :mV）与偏压的关系的曲线图。图 1 的数据表示对于 DC 偏压的不同电平，pMUT 元件的输出响应。DC 偏压从 0V 变到 +20V，再回到 0V，然后从 0V 变到 -20V。在每个 DC 偏压增量处记录接收信号 (mV)。图 1 说明，在这个特定的压电薄膜

中，对于矫顽场水平增大接收灵敏度的最佳 DC 偏压。当 DC 偏压接近 pMUT 元件中压电膜的矫顽电压（大约 -5V）时，接收灵敏度下降。当施加的电压增大时，pMUT 元件的输出信号增大。因此，示出了施加 DC 偏压来产生 pMUT 元件的增强的接收信号的方法。通过在监测已知厚度压电膜的接收信号时调节 DC 偏压，可以在接收信号中得到最佳增强。

[0103] 虽然已经参照具体实施例详细描述了本发明，但是对本领域技术人员而言显而易见的是，在不脱离本发明精神和范围的情况下可以进行各种变化和修改。

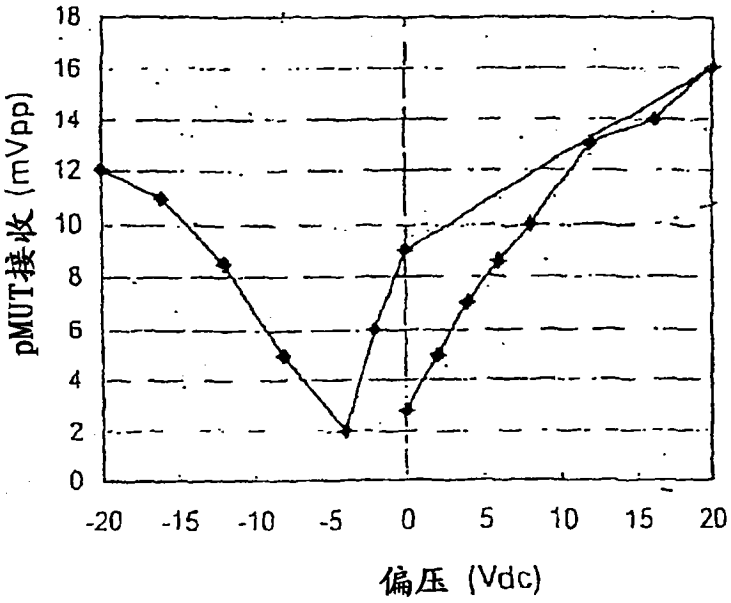

pMUT接收 (mVpp)
18
16
14
12
10
8
6
4
2
0
-20
-15
-10
-5
0
5
10
15
20
偏压 (Vdc)

图 1

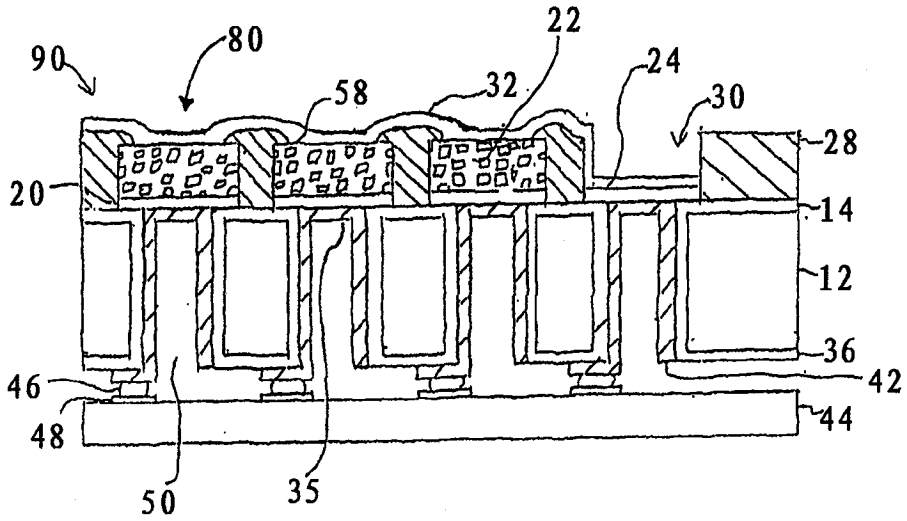

90
80
58
32
22
24
30
28
20
14
12
36
42
46
48
44
50
35

图 2

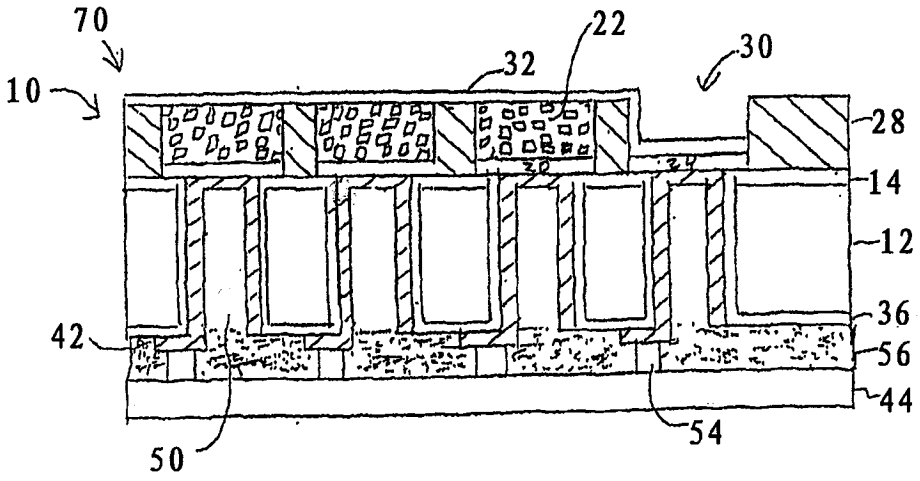

70
10
22
32
30
28
14
12
36
42
56
44
50
54

图 3

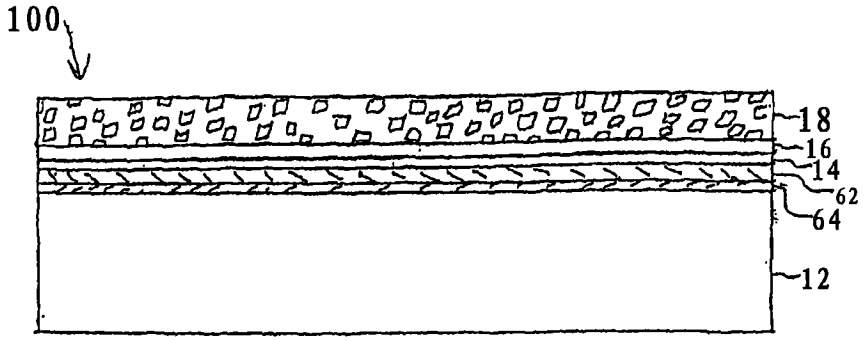

100
18
16
14
62
64
12

图 4

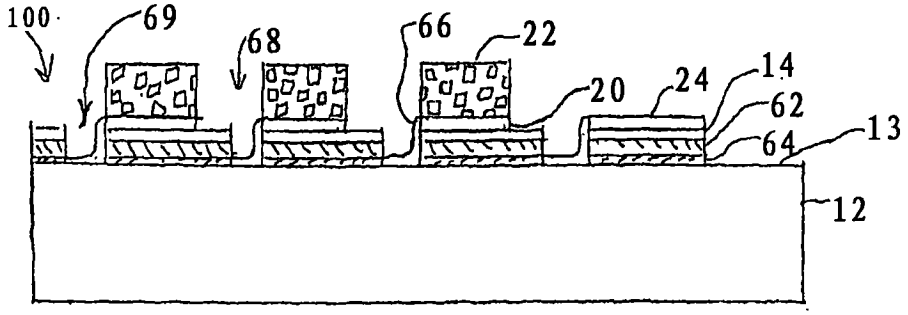

100
69
68
66
22
20
24
14
62
64
13
12

图 5

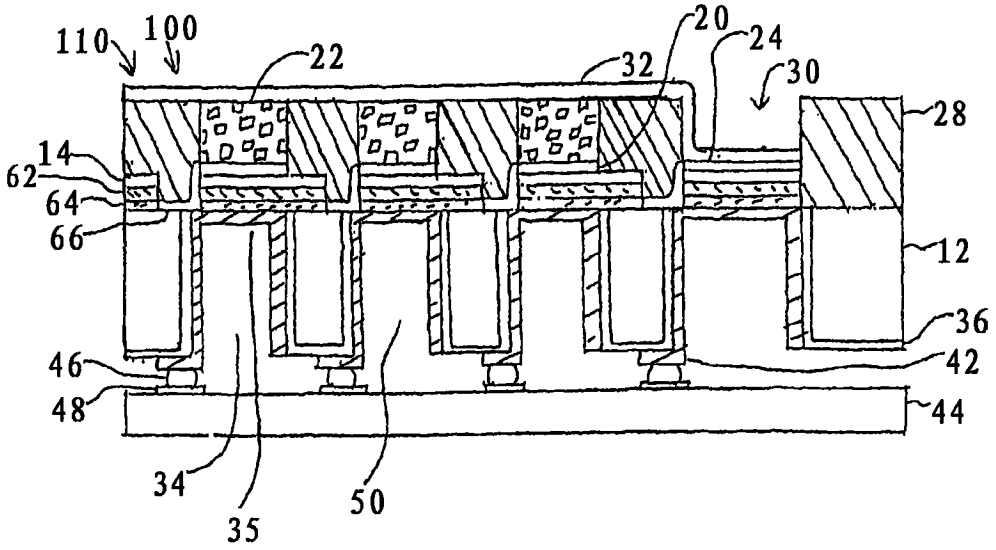



图 6

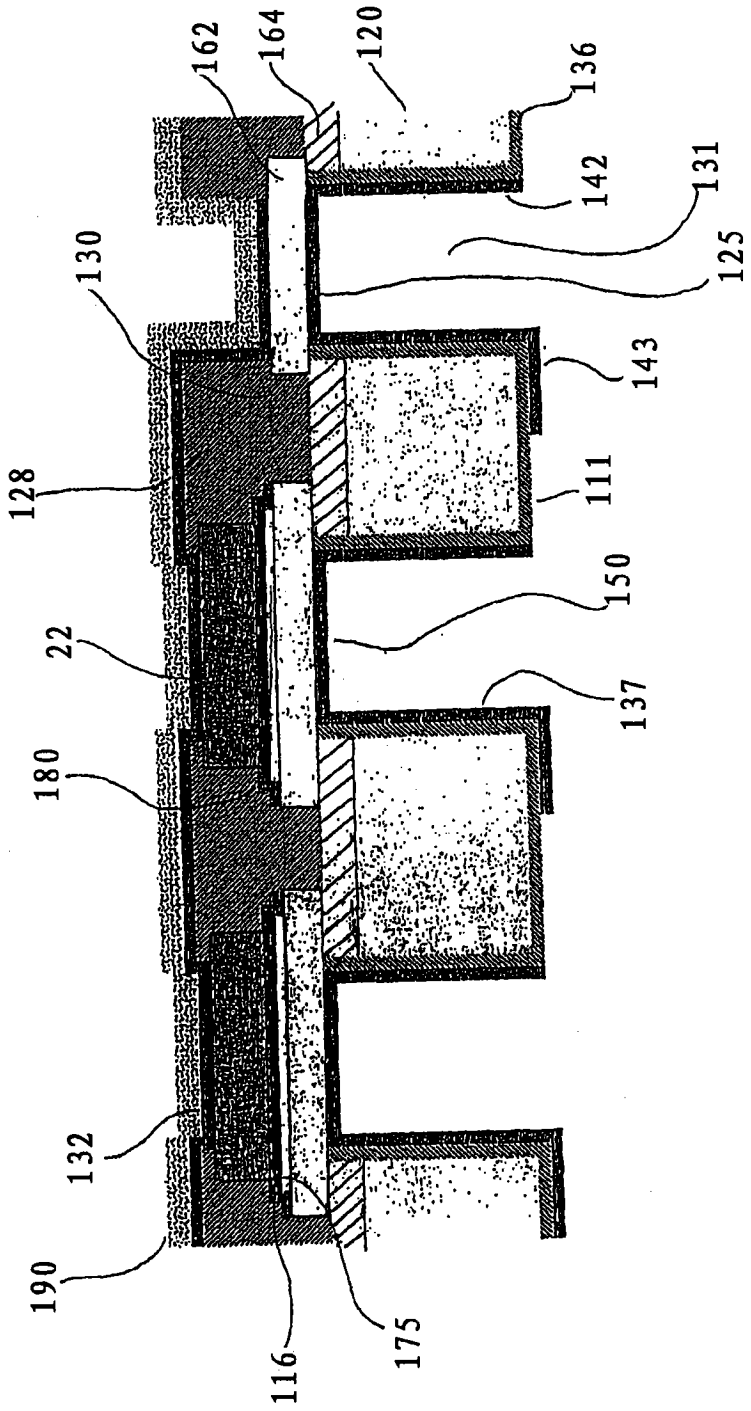

162
164
120
136
142
131
125
130
143
128
111
150
22
137
180
132
190
116
175

图 7

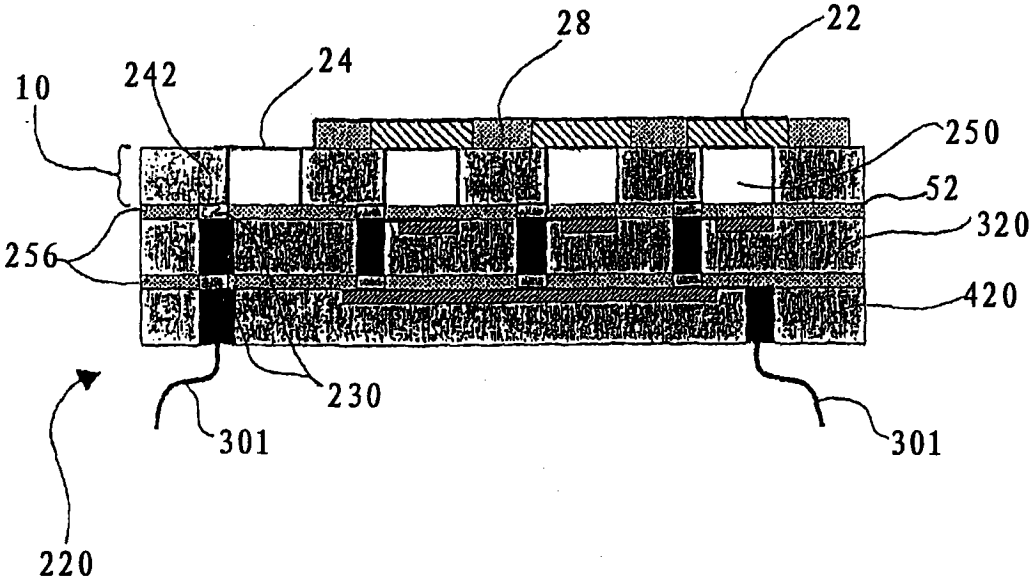

28
22
10
242
24
250
52
320
256
420
230
301
301
220

图 8

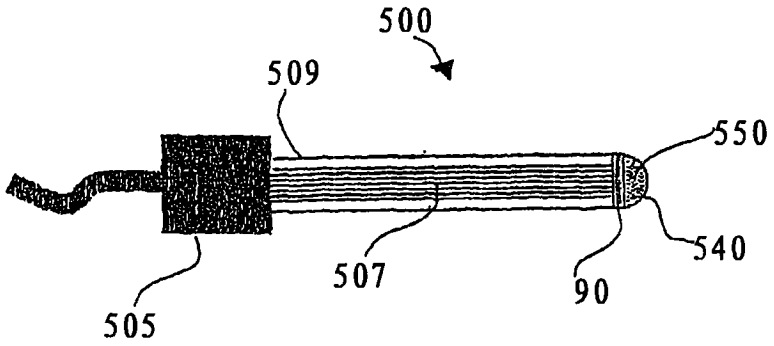

500
509
550
540
507
90
505

图 9

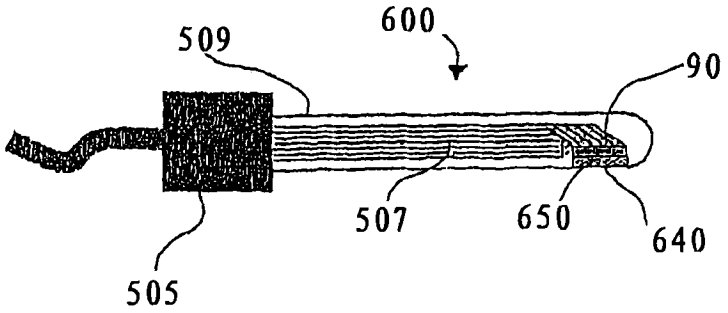

600
509
90
507
650
640
505

图 10

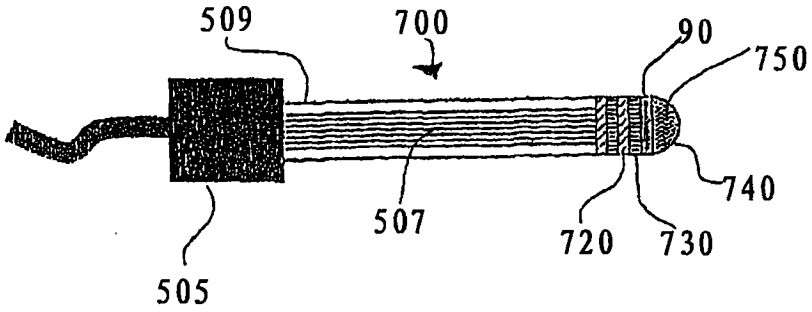

509
700
90
750
740
507
720
730
505

图 11

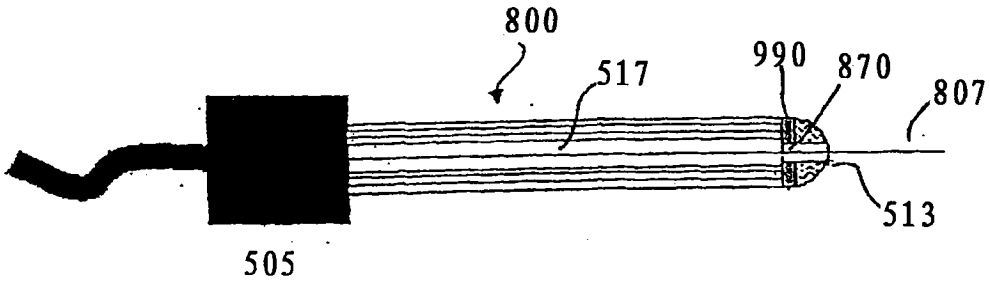

800
517
990
870
807
513
505

图 12

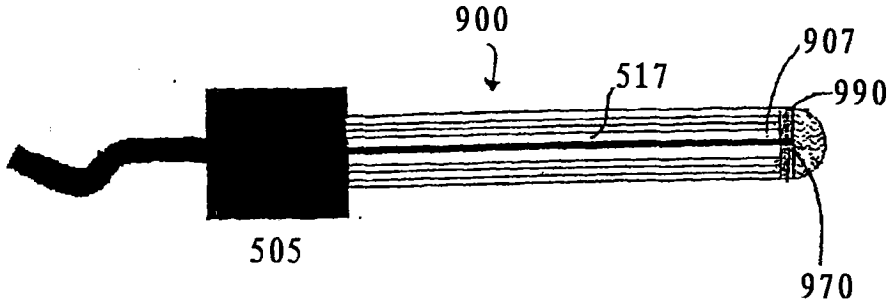

900
907
517
990
505
970

图 13

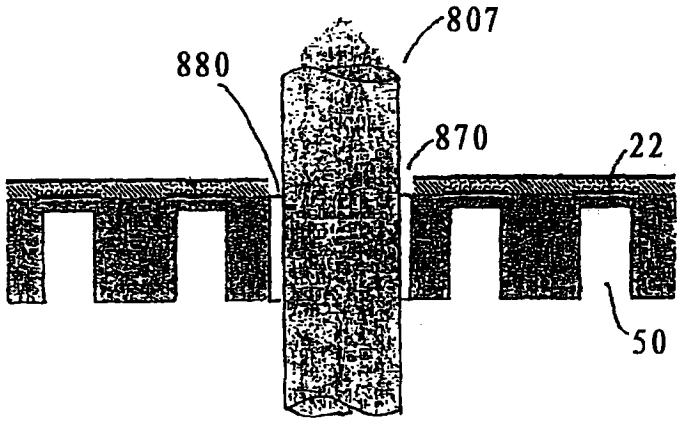



图 14

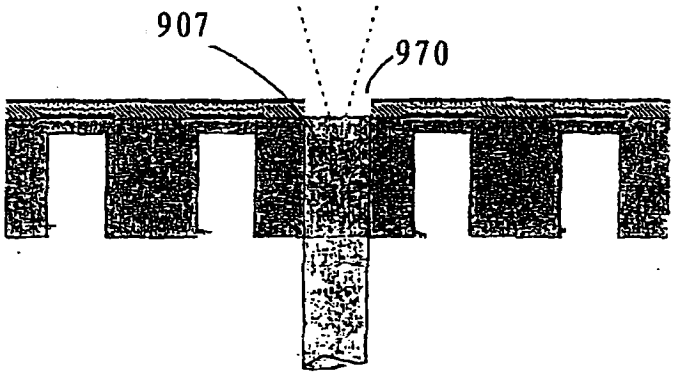



图 15

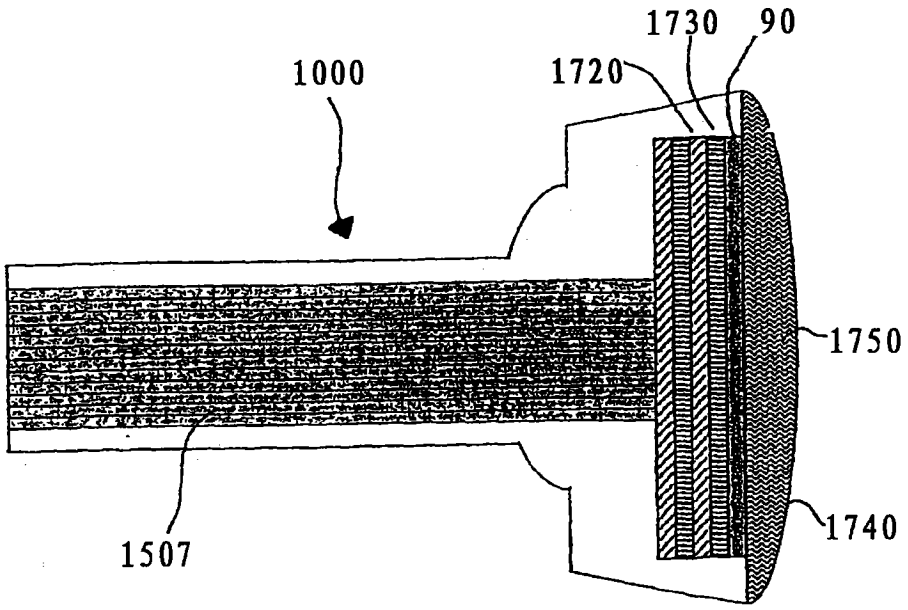



图 16