



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103429358 A

(43) 申请公布日 2013. 12. 04

(21) 申请号 201180066773. 4

(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 2011. 11. 30

代理人 李玲

(30) 优先权数据

61/419, 534 2010. 12. 03 US

(51) Int. Cl.

B06B 1/06 (2006. 01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

A61B 8/12 (2006. 01)

2013. 08. 02

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2011/062625 2011. 11. 30

(87) PCT申请的公布数据

W02012/075129 EN 2012. 06. 07

(71) 申请人 三角形研究学会

地址 美国北卡罗来纳州

(72) 发明人 D·道施 J·卡尔森

K·H·基尔克里斯蒂

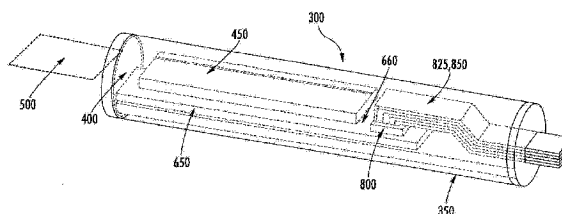
权利要求书4页 说明书10页 附图7页

(54) 发明名称

用于形成超声设备的方法以及相关的装置

(57) 摘要

本发明提供了一种涉及与超声换能器装置(UTA, 450)形成连接的方法和装置, 该超声换能器装置包括具有第一和第二电极的换能器器件。该 UTA 与插入器器件(650)表面相接合。插入器器件在至少一个横向维度中大于所述 UTA 并且从所述 UTA 横向地朝外延伸, 并且包括至少两个横向延伸的导体。导电接合形成于第一和第二电极与所述导体的相应第一末端之间。连接支持基板(800)在这些导体的第二末端附近与插入器器件相接合, 并且包括与这些导体的相应第二末端形成导电接合的至少两个连接性元件。接下来, 该 UTA 被插入到导管构件(350)内腔中, 使得该 UTA 的器件平面(500)与至少两个连接性元件沿着该内腔轴向地延伸。



1. 一种形成超声设备的方法,所述超声设备具有超声换能器装置,所述超声换能器装置包括换能器器件,所述换能器器件限定器件平面并且包括被放置在第一电极和第二电极之间的压电材料,所述方法包括:

使所述超声换能器装置与插入器器件的表面相接合,使得所述超声换能器装置的器件平面基本上平行于所述插入器器件,所述插入器器件在至少一个横向维度中大于所述超声换能器装置,以便在与之相接合时沿着所述器件平面横向地朝外延伸,并且包括至少两个横向地沿其延伸的导体,每一个导体具有相反的第一和第二末端;

在第一和第二电极中的每一个与相应导体的第一末端之间形成导电接合,每一个导体的第一和第二末端中的至少一个在所述插入器器件的至少一个较大的横向维度中从所述超声换能器装置的周边朝外延伸;以及

在所述导体的第二末端的附近且从所述超声换能器装置的周边朝外,使连接支持基板与所述插入器器件接合,所述连接支持基板具有可操作地与之相接合的至少两个连接性元件,以便在每一个连接性元件和所述导体的相应第二末端之间形成导电接合。

2. 如权利要求1所述的方法,还包括:

使与所述插入器器件和所述连接支持基板相接合的超声换能器装置插入到由导管构件的壁所限定并在其末端附近的内腔中,使得所述超声换能器装置的器件平面平行于所述壁而延伸,并且使得所述至少两个连接性元件沿着所述内腔远离所述导管构件的末端而延伸。

3. 如权利要求1所述的方法,还包括:

使所述换能器器件与器件基板相接合以形成所述超声换能器装置,所述换能器器件被配置成具有相对于所述器件基板横向地延伸到放置在其周边附近的相应结合焊盘的第一和第二电极。

4. 如权利要求3所述的方法,其特征在于,

使所述超声换能器装置与插入器器件的表面相接合还包括:用放置于其间的非导电粘合性材料使所述超声换能器装置与插入器器件的表面相接合。

5. 如权利要求3所述的方法,其特征在于,

形成导电接合还包括:在与第一和第二电极中的每一个相关联的结合焊盘与相应导体的第一末端之间,接合导电构件。

6. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,

所述换能器器件被放置在基板上并且与穿透基板的互连相连通,并且

其中,形成导电接合还包括:在第一和第二电极中的每一个与相应导体的第一末端之间,通过所述穿透基板的互连,而形成导电接合。

7. 如权利要求6所述的方法,其特征在于,

通过在穿透基板的互连和相应导体的第一末端之间的导电焊接元件、导电纽扣元件以及导电结合材料之一,在第一和第二电极中的每一个与相应导体的第一末端之间形成导电接合。

8. 如权利要求1所述的方法,还包括:

在使所述连接支持基板与所述插入器器件相接合之前,使至少两个连接性元件与连接支持基板相接合,所述至少两个连接性元件被插入到所述连接支持基板所限定的相应通孔

中并且延伸穿过通孔。

9. 如权利要求 8 所述的方法,还包括:

在使所述至少两个连接性元件与所述连接支持基板相接合之前,在所述连接支持基板上沉积绝缘体材料,使得所述绝缘体材料沿着由其限定的通孔而延伸。

10. 如权利要求 1 所述的方法,其特征在于,

使连接支持基板与所述插入器器件相接合包括:用其间的导电焊接元件、导电纽扣元件以及导电结合材料使连接支持基板与所述插入器器件相接合,以便在每一个连接性元件和所述导体的相应第二末端之间形成导电接合。

11. 如权利要求 1 所述的方法,其特征在于,

使所述连接支持基板与所述插入器器件相接合还包括:使所述连接支持基板与所述插入器器件相接合,使得在每一个连接性元件和所述导体的相应第二末端之间的导电接合基本上垂直于所述超声换能器装置的器件平面而延伸。

12. 如权利要求 1 所述的方法,还包括:

在所述至少两个连接性元件和所述插入器器件之间接合应力缓解器件,以便缓解在每一个连接性元件和所述导体的相应第二末端之间的导电接合上的应力。

13. 如权利要求 1 所述的方法,其特征在于,

所述插入器器件还包括至少一个导电轨迹,所述至少一个导电轨迹与所述插入器器件的表面相接合并并且与相应导体的第一末端导电接合,并且

其中,形成导电接合还包括:当使所述超声换能器装置与所述插入器器件的表面相接合时,用其间的导电结合材料在第一和第二电极之一与至少一个轨迹之间形成导电接合。

14. 如权利要求 13 所述的方法,还包括:

在所述超声换能器装置与连接支持基板之间使至少一个集成电路器件与所述插入器器件相接合,使得所述至少一个集成电路器件与所述导体中的至少一个导电连通。

15. 如权利要求 14 所述的方法,其特征在于,

使集成电路器件与所述插入器器件相接合还包括:用介于其间的导电焊接元件、导电纽扣元件和导电结合材料之一,在所述集成电路器件和所述至少一个轨迹之间形成导电接合。

16. 如权利要求 1 所述的方法,还包括:

改变延伸穿过所述插入器器件的所述至少两个导体中的每一个的横截面尺寸,使得所述至少两个导体中的每一个的电阻基本上相同。

17. 一种超声设备,包括:

超声换能器装置,所述超声换能器装置包括换能器器件,所述换能器器件限定器件平面并且包括被放置在第一电极和第二电极之间的压电材料;

插入器器件,所述插入器器件具有被配置成接合所述超声换能器装置的表面,使得所述超声换能器装置的器件平面基本上平行于所述插入器器件,所述插入器器件在至少一个横向维度中大于所述超声换能器装置,以便沿着所述器件平面横向地朝外延伸,并且包括至少两个横向地沿其延伸的导体,每一个导体具有相反的第一和第二末端,所述超声换能器装置与所述插入器器件相接合,以便在第一和第二电极中的每一个与相应导体的第一末端之间形成导电接合,每一个导体的第一和第二末端中的至少一个在所述插入器器件的至

少一个较大的横向维度中从所述超声换能器装置的周边朝外延伸；

连接支持基板,所述连接支持基板在所述导体的第二末端的附近且从所述超声换能器装置的周边朝外与所述插入器器件相接合,所述连接支持基板具有可操作地与之相接合的至少两个连接性元件,所述连接支持基板与所述插入器器件相接合,以便在每一个连接性元件和所述导体的相应第二末端之间形成导电接合。

18. 如权利要求 17 所述的设备,还包括:

导管构件,所述导管构件具有用于限定内腔的壁,所述内腔被配置成容纳所述超声换能器装置,所述超声换能器装置在其末端附近与所述插入器器件和所述连接支持基板相接合,使得所述超声换能器装置的器件平面平行于所述壁而延伸,并且使得所述至少两个连接性元件沿着所述内腔远离所述导管构件的末端而延伸。

19. 如权利要求 17 所述的设备,其特征在于,

所述超声换能器装置还包括与所述换能器器件相接合的器件基板,并且

其中,所述换能器器件被配置成具有相对于所述器件基板横向地延伸到放置在其周边附近的相应结合焊盘的第一和第二电极。

20. 如权利要求 19 所述的设备,其特征在于,

用放置于其间的非导电粘合性材料使所述超声换能器装置与所述插入器器件的表面相接合。

21. 如权利要求 19 所述的设备,还包括:

导电构件,所述导电构件在与第一和第二电极中的每一个相关联的结合焊盘与相应导体的第一末端之间接合,并且在其间形成导电接合。

22. 如权利要求 17 所述的设备,其特征在于,

所述换能器器件被放置在基板上并且与穿透基板的互连相连通,并且

其中,所述穿透基板的互连被配置成在第一和第二电极中的每一个与相应导体的第一末端之间形成导电接合。

23. 如权利要求 22 所述的设备,其特征在于,

用介于其间的导电焊接元件、导电纽扣元件和导电结合材料之一使所述穿透基板的互连与相应导体的第一末端相接合。

24. 如权利要求 17 所述的设备,其特征在于,

所述至少两个连接性元件被配置成插入到由所述连接支持基板所限定的相应通孔中并且延伸穿过通孔。

25. 如权利要求 24 所述的设备,还包括:

绝缘体材料,所述绝缘体材料被沉积在所述连接支持基板上,使得所述绝缘体材料沿着由其限定的通孔而延伸。

26. 如权利要求 17 所述的设备,其特征在于,

用介于其间的导电焊接元件、导电纽扣元件以及导电结合材料之一使所述连接支持基板与所述插入器器件相接合,导电焊接元件、导电纽扣元件以及导电结合材料之一在每一个连接性元件和所述导体的相应第二末端之间形成导电接合。

27. 如权利要求 17 所述的设备,其特征在于,

所述连接支持基板与所述插入器器件相接合,使得在每一个连接性元件和所述导体的

相应第二末端之间的导电接合基本上垂直于所述超声换能器装置的器件平面而延伸。

28. 如权利要求 17 所述的设备,还包括:

应力缓解器件,所述应力缓解器件接合于所述至少两个连接性元件和所述插入器器件之间,以便缓解在每一个连接性元件和所述导体的相应第二末端之间的导电接合上的应力。

29. 如权利要求 17 所述的设备,其特征在于,

所述插入器器件还包括至少一个导电轨迹,所述至少一个导电轨迹与所述插入器器件的表面相接合并且与相应导体的第一末端导电接合,并且

其中,第一和第二电极之一被安排成用介于其间的导电结合材料与至少一个轨迹导电接合。

30. 如权利要求 29 所述的设备,还包括:

至少一个集成电路器件,在所述超声换能器装置与连接支持基板之间使所述至少一个集成电路器件与所述插入器器件相接合,使得所述至少一个集成电路器件与所述导体中的至少一个导电连通。

31. 如权利要求 30 所述的设备,其特征在于,

所述至少一个集成电路包括多路复用器、放大器、波束形成器以及高电压发送电路之一。

32. 如权利要求 30 所述的设备,其特征在于,

所述集成电路器件被安排成用介于其间的导电焊接元件、导电钮扣元件和导电结合材料之一与所述至少一个轨迹导电接合。

33. 如权利要求 17 所述的设备,其特征在于,

延伸穿过所述插入器器件的所述至少两个导体中的每一个被配置成包括变化的横截面尺寸,使得所述至少两个导体中的每一个的电阻基本上相同。

用于形成超声设备的方法以及相关的装置

背景技术

技术领域

[0001] 本公开的多个方面涉及超声换能器,尤其涉及用于与导管中所罩住的横向面对着的压电微机械加工式超声换能器形成连接的方法以及相关联的装置。

[0002] 背景技术

[0003] 例如,一些微机械加工式超声换能器(MUT)可以被配置成压电微机械加工式超声换能器(pMUT),正如美国专利 7,449,821 中所揭示的那样,该美国专利已被转让给“三角形研究学会(Research Triangle Institute)”,也正是本申请的受让人,该美国专利的全部内容通过引用被包括在本文中。

[0004] 形成 pMUT 器件(比如限定空气支持(air-backed)的腔的 pMUT 器件,正如美国专利 7,449,821 所揭示的那样)可能涉及到:在换能器器件的第一电极(即底部电极)与共形金属层之间形成导电连接,其中,该第一电极被置于该基板的前侧,该前侧与该 pMUT 器件的空气支持的腔相反,该共形金属层被施加到该空气支持的腔以提供后续的连接(比如连接到集成电路(IC)或柔性电缆)。

[0005] 在一些实例中,例如,排布在换能器阵列中的一个或多个 pMUT 可以被包括在细长导管或内窥镜的末端之中。在那些实例中,对于前视排布方式,pMUT 器件的换能器阵列必须被排布成使每一个 pMUT 器件的压电元件的平面都被放置成垂直于上述导管/内窥镜的轴。由此,这种配置可能限制在换能器阵列附近且在换能器阵列和导管壁之间的横向空间,正是通过该横向空间可以与基板前侧建立信号连接。此外,将横向到换能器阵列的这些信号连接引导至其前侧可能不期望地且不利地影响导管的直径(即,可能不期望地要求较大直径导管以便容纳在换能器阵列附近穿行的信号连接)。

[0006] 在换能器阵列是一维(1D)阵列的情况下,到 pMUT 器件的外部信号连接可以通过柔性电缆来实现,该柔性电缆横跨在换能器阵列中的一系列 pMUT 器件以便通过其共形金属层与每一个 pMUT 器件电接合(即结合)。例如,如图 1A 所示,在一个示例性一维换能器阵列 100(比如 1x64 个元件)中,形成这些阵列元件 120 的 pMUT 器件可以被直接附接到柔性电缆 140,该柔性电缆 140 包括为每一个 pMUT 器件配的一个导电信号引线,再加上接地引线。对于前视换能器阵列,在换能器阵列的相对的末端附近使柔性电缆 140 弯曲,以使柔性电缆 140 可以穿过上述导管/内窥镜的内腔,在一个实例中,上述导管/内窥镜可以包括超声探头。然而,对于相对较小的导管/内窥镜中的向前看的换能器阵列而言,为了让换能器阵列被放置在导管/内窥镜的内腔之内,这种安排可能难以实现,其原因在于该柔性缆线需要严重地弯曲(即约 90 度),这也可能因构成该柔性缆线的导体的个数以及导电信号引线 with pMUT 器件的接合(也要弯曲约 90 度)而更复杂困难。

[0007] 此外,对于前视二维(2D)换能器阵列,与各个 pMUT 器件进行信号互连可能也是困难的。即,与一维换能器阵列相比,对于示例性的二维换能器阵列(比如 14x14 到 40x40 元件)而言,可能需要与 pMUT 器件进行更多的信号互连。这样,可能需要更多的导线和/或多

层柔性电缆组件来与换能器阵列中所有的 pMUT 器件进行互连。然而,当导线和 / 或柔性电缆组件的数目增大时,更难以让更多的信号互连在换能器器件的末端附近弯曲以实现将换能器阵列集成到导管 / 内窥镜中所需的 90 度弯曲。另外,相邻的 pMUT 器件之间的节距或距离可能因所需的导线 / 导体数目的缘故而受到限制。相应地,这些限制可能不期望地限制了很容易实现的导管 / 内窥镜的最小尺寸(即直径)。

[0008] 共同待批的美国专利申请 61/329,258(题为“Methods for Forming a Connection with a Micromachined Ultrasonic Transducer, and Associated Apparatuses (用于形成与微机械加工式超声换能器的方法及其相关装置)”,2010 年 4 月 29 日提交,并且转让给了本申请的受让人“Research Triangle Institute”)揭示了在 pMUT 器件与集成电路 (“IC”)、柔性缆线、或缆线组件之间形成导电连接的改进的方法,其中,各个信号引线平行于换能器阵列的操作方向或垂直于换能器阵列面而延伸以接合着该换能器阵列中的相应 pMUT 器件(例如,参见图 1B)。此外,该申请 ‘258 揭示了附加信号处理集成电路可以被集成在换能器阵列和相应的连接性元件之间,由此增大了在导管中其放置的纵向方向上换能器 / 连接性元件堆叠的尺寸,但是并不增大该换能器阵列周围的横向空间,由此使该导管的配置更容易实现用于向前看的换能器阵列配置的最小直径。

[0009] 在侧看或横看换能器阵列的情况下,换能器阵列被安排成使得每一个换能器器件的压电元件的平面是与导管 / 内窥镜的轴相平行地放置的。在这些实例中,在换能器阵列附近且在换能器阵列与导管壁之间,沿着换能器阵列的长度方向,有相对更大的横向空间,这可以被用于向其附接连接性元件。然而,换能器阵列的背面与导管壁之间的空间可能是受限的,例如,特别是在其内直径约为 3mm 或更小的导管中更是如此。此外,在受限的导管内直径的实例中,先前注意到的放置在换能器元件中的较厚的堆叠物(如图 1B 所示那样,并且包括换能器阵列、信号处理 IC 和连接性元件)可能并不一定可行。这种配置也可能不期望地将机械应力传递到信号引线(它必须弯曲大约 90 度以从换能器且沿着导管进行路由)和 / 或换能器阵列接口,这是因换能器 / IC 堆叠物的厚度以及横跨导管直径可用的有限的空间所导致的。

[0010] 图 2 示出了先前技术的侧看超声导管换能器的一个特定的示例,其中,通过使用导电环氧树脂 220,可以将压电元件 200 附接到柔性缆线 210。顶部电极 230 和匹配层 240 可以接下来被沉积在压电元件 200 上,并且接下来使用锯子将该结构切成块,其中,切割向下延伸到柔性缆线 210 以便形成换能器阵列 250 的元件。吸声衬垫 260 可以接下来被施加到柔性缆线 210 的背部。然而,关于可实际实现的换能器元件的数目,这种配置可能是受限的,例如,这是因柔性缆线的信号轨迹的分辨率限制而导致的。例如,对于 3mm 导管而言,只有节距为 100 μm 的 16 个轨迹(加上每一侧的接地条带)可以横向地安装在导管的内腔内。这样,合适的柔性缆线(比如具有 64 个元件的西门子 AcuNav 柔性缆线)可能必须不期望地折叠成 4 层 16 个轨迹,每一个(加上接地)连接着 64 元件换能器阵列的所有元件。此外,对于二维换能器阵列而言,高元件计数(例如,196 到 1,600 个元件)可能要求多层柔性缆线敷设以便于所有的换能器元件的附接与互连,这进一步增大了柔性缆线敷设的成本和复杂度。多层柔性缆线可能要求多达 16 个层以连接所有的换能器元件,这是因柔性缆线中的导体轨迹的节距与层之间的通孔(即,通常具有最小 100 μm 的节距或更大,这取决于层的数目)相关联的诸多限制所导致的。由此,多层柔性缆线可能是非常昂贵的、难于(或不可能)

制造的,并且在考虑到金属层和通孔的数目增大的情况下可能因短路的可能性相对较高而并不稳定。多层柔性缆线敷设的其它缺点可以包括较高的导体阻抗、较高的插入损耗、在元件轨迹之间较大的交叉耦合以及较高的分流至接地的电容,这些与同轴电缆敷设相比可能减小了穿透深度(尽管典型的同轴电缆敷设无法用这些导管应用中所使用的足够精细的节距来实现)。通常,柔性缆线敷设也可以被限制到长度约 1 英尺的段。由此,对于总长度为 3 英尺的导管而言,多个柔性缆线段必须被串联连接,以便完成穿过整个导管的电连接,由此不期望地增大了组件的复杂度和成本。

[0011] 由此,在超声换能器领域存在一种需要,特别是关于压电微机械加工式超声换能器(“pMUT”,不管是否具有空气支持的腔),需要在 pMUT 器件和集成电路(IC)和/或相应的连接性元件之间形成导电连接的改进的方法。另外,令人期望的是,减小芯片堆叠物(它包含换能器阵列、IC 器件和柔性缆线、布线和/或连接性元件)的厚度,使得芯片堆叠物可以被包容在处于侧视配置中的直径相对较小的导管或内窥镜之内,例如,心血管器件、心室内的超声器件、或腹腔镜检查外科手术器件。此外,期望提供一种与具有相对较高的换能器元件数量/密度的换能器阵列形成电连接的方法,该方法是成本有效的(即相对低成本)且相对可制造的。在前看的和/或侧看装置中,这种解决方案应该期望被有效地用于二维换能器阵列,特别是二维 pMUT 换能器阵列,但是也应该可应用于一维换能器阵列,并且应该期望允许其中集成有这种换能器阵列的探头/导管/内窥镜的尺寸有更大的可缩放性。

[0012] 发明概述

[0013] 本公开的多个方面满足了上述和其它需求,其中,一个这样的方面涉及一种形成超声设备的方法,该超声设备具有超声换能器装置,该超声换能器装置包括换能器器件,该换能器器件限定器件平面并且包括被放置在第一电极和第二电极之间的压电材料。这种方法包括:使超声换能器装置与插入器器件的表面相接合,使得该超声换能器装置的器件平面基本上平行于该插入器器件,其中,该插入器器件在至少一个横向维度中大于该超声换能器装置,以便在与之相接合时沿着该器件平面横向地朝外延伸,并且包括至少两个横向地沿其延伸的导体,每一个导体具有相反的第一和第二末端。在第一和第二电极中的每一个与相应导体的第一末端之间形成了导电接合,其中,每一个导体的第一和第二末端中的至少一个在插入器器件的至少一个较大的横向维度中从超声换能器装置的周边朝外延伸。在导体的第二末端的附近且从超声换能器装置的周边朝外,连接支持基板与插入器器件接合,其中,连接支持基板具有可操作地与之相接合的至少两个连接性元件,以便在每一个连接性元件和所述导体的相应第二末端之间形成导电接合。与插入器器件和连接支持基板相接合的超声换能器装置接下来被插入到由导管构件的壁所限定并在其末端附近的内腔中,使得超声换能器装置的器件平面平行于该壁而延伸,并且使得所述至少两个连接性元件沿着内腔远离该导管构件的末端而延伸。

[0014] 本公开的另一个方面提供了一种超声设备,该超声设备包括超声换能器装置,该超声换能器装置包括换能器器件,该换能器器件限定器件平面并且具有被放置在第一电极和第二电极之间的压电材料。插入器器件具有被配置成接合该超声换能器装置的表面,使得该超声换能器装置的器件表面基本上平行于该插入器器件。该插入器器件在至少一个横向维度中大于该超声换能器装置,以便沿着该器件平面横向地朝外延伸,并且包括至少两个横向地沿其延伸的导体,其中,每一个导体具有相反的第一和第二末端。该超声换能器装

置与该插入器器件相接合,以便在第一和第二电极中的每一个与相应导体的第一末端之间形成导电接合,每一个导体的第一和第二末端中的至少一个在插入器器件的至少一个较大的横向维度中从超声换能器装置的周边朝外延伸。在导体的第二末端的附近且从超声换能器装置的周边朝外,连接支持基板与插入器器件接合。连接支持基板具有可操作地与之相接合的至少两个连接性元件,并且与插入器器件相接合,以便在每一个连接性元件和所述导体的相应第二末端之间形成导电接合。导管构件具有用于限定内腔的壁,其中,该内腔被配置成容纳该超声换能器装置,该超声换能器装置在其末端的附近与插入器器件和连接支持基板相接合,使得该超声换能器装置的器件平面平行于该壁而延伸,并且使得所述至少两个连接性元件沿着该内腔腔远离该导管构件的末端而延伸。

[0015] 由此,本公开的多个方面解决了所标识的多种需要,并且提供了本文详细描述的有关其它优点。

附图说明

[0016] 在由此概括地描述了本公开以后,现在将参考附图,这些附图不一定是按比例绘制的,其中:

[0017] 图 1A 和 1B 示意性地示出了用于与被置于内腔中的前视换能器装置形成连接的先前技术的排布方式;

[0018] 图 2 示意性地示出了用于与被置于内腔中的侧视换能器装置形成连接的先前技术的排布方式;

[0019] 图 3 和 4 示意性地示出了根据本公开的一个方面用于与侧视一维压电微机械加工式超声换能器阵列形成连接的排布方式;

[0020] 图 5A - 5C 示意性地示出了根据本公开的另一个方面用于与侧视换能器装置形成连接的支持基板的排布方式;

[0021] 图 6A 和 6B 示意性地示出了根据本公开的另一个方面用于与侧视一维或二维压电微机械加工式超声换能器阵列形成连接的排布方式的侧视图和顶视图;

[0022] 图 7A 和 7B 示意性地示出了根据本公开的又一个方面用于与侧视一维或二维压电微机械加工式超声换能器阵列形成连接的排布方式的侧视图和顶视图;以及

[0023] 图 8A 和 8B 示意性地示出了根据本公开的再一个方面的侧视超声装置的侧视图和顶视图。

具体实施方式

[0024] 下面将参考附图来更充分地描述本公开,在附图中示出了本公开的一些方面但不是所有的方面。事实上,本公开可按很多不同的形式来具体实施且不应被解释为限于本文所阐述的那些方面;相反,提供这些方面以使得本文将满足可适用的法律要求。在全文中,相同的附图标记指代相同的元素。

[0025] 图 3 示出了一种代表性的超声设备 300,比如基于导管的超声换能器阵列。本公开的这种示例性的方面包括导管构件 350,用于限定轴向延伸的内腔 400。在这一方面,内腔 400 罩住超声换能器装置 450,比如一个或多个换能器器件,它们可以按一维或二维换能器阵列的形式进行排列。超声换能器装置 450 限定器件平面 500,每一个换能器器件(例如,

参见图 6A 和 7A)包括被放置在第一电极 575 和第二电极 600 之间的压电材料 550。插入器器件 650 也可以被放置在内腔 400 之内。更特别的是,插入器器件 650 包括表面 660,被配置成容纳、接合并支持该超声换能器装置 450,使得该超声换能器装置 450 的器件平面 500 基本上平行于该插入器器件 650。例如,通过合适的粘合剂或环氧树脂,该超声换能器装置 450 可以被固定到该表面 660。在超声换能器装置 450 与表面 660 之间形成导电接合的过程中涉及到粘合剂或其它固定机制的实例中,导电材料(比如各向异性导电环氧树脂)可以被用于将超声换能器装置 450 固定到插入器器件 650 的表面 660。在一些实例中,例如,插入器器件 650 可以由硅或其它合适的材料制成。

[0026] 在一个方面,插入器器件 650 在至少一个横向维度中大于超声换能器装置 450(例如,参见图 3、4),以便沿着器件平面 500 横向朝外延伸。在一些实例中,插入器器件 650 也包括至少两个横向延伸的导体 675、700(例如,参见图 4、6B 和 7B),其中,这些导体 675、700 具有相反的第一末端 675A、700A 和第二末端 675B、700B。超声换能器装置 450 与插入器器件 650 相接合,以便在第一和第二电极 575、600 中的每一个与各个导体 675、700 的第一末端 675A、700A 之间形成导电接合。在一些实例中,每一个导体 675、700 的相反末端的任一者或两者可能与插入器器件 650 协作、在插入器器件 650 的一个或多个较大的横向维度中从超声换能器装置 450 的周边朝外延伸。即,在超声换能器装置 450 与插入器器件 650 接合时,插入器器件 650 将在至少一个横向的方向上从超声换能器装置 450 的周边朝外延伸。这样,导体 675、700 的任一者或两者可以让其一端延伸穿过插入器器件 650 到达插入器器件 650 和超声换能器装置 450 之间的界面,以便与超声换能器装置 450 形成导电连接,其中,这一方面在下文中被进一步详细揭示。

[0027] 在其它方面,导体 675、700 的任一者或两者可以让其一个末端延伸穿过插入器器件 650,以便相对于与超声换能器装置 450 相接合的插入器器件 650 的表面而露出来,但在超声换能器装置 450 的周边之外。在这些实例中,通过于其间接合到(比如在导线结合过程中的)各个导线结合焊盘 250A, 250B 的分立的导电元件(未示出),电极 575, 600 可以与导体 675, 700 的第一末端 675A, 700A 电接合。此外,在一些方面,超声换能器装置 450(即 pMUT)可以包括或者可以不包括金属化的穿透基板的互连,这些互连将第一电极 575 连接到基板的背面。相应地,如图 4 所示,在一些方面,超声换能器装置 450 的换能器器件的信号和接地轨迹可以被路由到超声换能器装置 450 的外围边缘(即,与导线结合焊盘 250A, 250B 导电接合),并且导线结合到与插入器器件 650 相关联的第一和第二导体 675, 700 导电接合的相应导线结合焊盘 250A, 250B。例如,通过使用这样一种配置的超声换能器装置 450,更少的光掩模级被用于制造换能器器件,由此减少了制造成本。然而,超声换能器装置 450 的复盖区(横向区域)可能被要求更大,以容纳上述导线结合焊盘。例如,2mm 宽的超声换能器装置 450(没有金属化的穿透基板的互连)将要求大约 2.8mm 到 3mm 宽的插入器器件 650,它将安装到 12 弗伦奇(4mm O.D.) 导管的内腔内。然而,通过使用金属化的穿透基板的互连来替代导线结合焊盘配置,使得通过与换能器器件的空气支持的腔相关联的导电层,而与插入器器件 650 相关联的导体 675, 700 形成导电接合,超声换能器装置 450 的宽度可以减小至大约 1.7mm 和 1.8mm 之间,并且插入器器件 650 也可以具有基本上相同的宽度,因为导线结合焊盘所必需的额外宽度被消除了。在这种实例中,实现具有金属化的穿透基板的互连的换能器器件将使所必需的导管尺寸减小到 8 弗伦奇(2.7mm O.D.)。

[0028] 如本文所揭示的那样,例如,通过结合材料 670 (比如合适的粘合剂或环氧树脂),该超声换能器装置 450 可以被固定到该表面 660。在超声换能器装置 450 与表面 660 之间形成导电接合的过程中涉及到粘合剂或其它固定机制的实例中,导电材料(比如各向异性导电环氧树脂)可以被用于将超声换能器装置 450 固定到插入器器件 650 的表面 660。在一些实例中,可能令人期望的是,实现一种吸声的环氧树脂(比如填充了钨的环氧树脂)以将超声换能器装置 450 固定到插入器器件 650,这也可以提供用于换能器器件的吸声衬垫。如果超声换能器装置 450 被导线结合到与插入器器件 650 相关联的导体 675, 700,则可以使用灌注环氧树脂来覆盖这些导线结合连接。

[0029] 在一些方面,导体 675, 700 相对于插入器器件 650 而横向地延伸,使得其第二末端 675B, 700B 与导电焊盘 750 的阵列导电接合(参照图 4),其中,插入器器件 650 被配置成容纳并接合连接支持基板 800,使得导体 675, 700 的第二末端 675B, 700B 通过焊盘 750 而接合(以导电接合的方式)相应的连接性元件 825, 850(参见图 3),而连接性元件 825, 850 与连接支持基板 800 相接合并被连接支持基板 800 支持且从超声换能器装置 450 的外围朝外。例如,连接性元件 825, 850 可以包括用于超声换能器装置 450 的外部信号引线。这样,在一些方面,与插入器器件 650 和连接支持基板 800 相接合的超声换能器装置 450 被配置成被容纳在由导管构件 350 的壁所限定的内腔 400 的末端部分中,使得超声换能器装置 450 的器件平面 500 平行于该壁或导管构件 350 的轴而延伸,并且使得至少两个连接性元件 825, 850 沿着该内腔 400 远离该导管构件 350 的末端而延伸(即,以便形成“侧视”超声设备)。

[0030] 在一些实例中,与插入器器件 650 相关联的导体 675, 700 可以具有不同的长度,这是因相应的导线结合焊盘相对于焊盘 750 的位置和配置而导致的,焊盘 750 用于与连接性元件 825, 850 相连接。这样,在一些实例中,与插入器器件 650 相关联的导体 675, 700 可以被配置成具有不同的宽度或者变化的横截面尺寸,使得导体 675, 700 的电阻之间的差异被最小化或者基本上被消除了。即,导体 675, 700 可以被配置成实现并维持相对于信号引线基本上恒定的阻抗,这些信号引线延伸到超声换能器装置 450 的每一个换能器器件。

[0031] 在一些方面,例如,连接支持基板 800 可以被配置成与倒装对准器-结合器兼容,以使与插入器器件 650 更容易接合从而支持超声换能器装置 450。这样,插入器器件 650 可以有利的被配置成使得连接性元件 825, 850 相对于连接支持基板 800 的排布方式并不必需对应于由超声换能器装置 450 所实现的阵列中的换能器器件的排布方式。例如,连接性元件 825, 850 的节距和/或尺度可以不同于换能器器件的节距或电极面积,其中,如果必要或期望的话,通过恰当地配置与插入器器件 650 相关联的导体 675, 700 就可以实现对应性,本领域技术人员将理解这一点。插入器器件 650 的这种配置可能有利于侧视一维(1D)阵列或超声换能器装置 450。例如,如图 4 所示,通过与插入器器件 650 相关联的合适导体排布,5x16 阵列的导线/连接性元件可以与超声换能器装置 450 中 1x64 阵列的换能器器件相接合。相应地,这种插入器器件的实现方式可以在选择所使用的缆线(即每个缆线的导线数目或连接性元件数目,还有导线节距)以便与超声换能器装置 450 连接的过程中提供额外的灵活性,并且也可以允许导线/连接性元件阵列与更大数目的导线(例如,8x16 或 128 个导线)进行附接,以提供额外的接地引线,这些额外的接地引线被散布在信号元件/导线之间以减小在导电元件之间的噪声和串扰。

[0032] 图 5A 示意性地示出了本公开的另一个方面,涉及形成连接支持基板 800 及其随

后连接到插入器器件 650。更特别的是,例如,通过使用 DRIE 工艺,连接支持基板 800 (例如,由硅制成)首先被蚀刻,以限定延伸穿过其中的通孔 802,其侧壁基本上垂直于被蚀刻的表面。连接支持基板 800 接下来可以被热氧化,以在相邻的通孔之间提供电绝缘(未示出)。连接性元件之一(比如元件 825)接下来被插入到通孔 802 中以便延伸穿过其中,并且连接性元件 825 接下来被结合到连接支持基板 800,结合材料 804 (比如非导电的环氧树脂)被施加在连接支持基板 800 的表面的连接性元件 825 周围,该表面与连接性元件 825 延伸穿过的连接支持基板 800 的那个表面相反。例如,精细尺度(比如 40-50AWG)的导线可以被馈送到通孔中,接下来用低粘度环氧树脂在真空腔内灌注该通孔以填满这些间隙。在一些实例中,连接性元件 825 可以包括被绝缘体环绕的细长导体。在这种实例中,该绝缘体可以被配置成在该导体 / 连接性元件 825 与该连接支撑基板 800 之间提供电绝缘。在其它实例中,如果该连接性元件 825 不包括该绝缘体,则在该连接支撑基板 800 上可以首先沉积绝缘材料(未示出)以便延伸穿过通孔 802,使该连接性元件 825 与该连接支撑基板 800 电绝缘。

[0033] 如图 5B 所示,一旦将上述连接性元件 825 固定到连接支撑基板 800,该连接支撑基板 800 的被该连接性元件 825 延伸穿过的表面就被平整化(例如,通过机械抛光工艺或化学机械抛光 (CMP) 工艺进行平整化),以产生基本上平整的表面,该表面使该连接性元件 825 的末端 806 露出来。在某些实例中,在该连接性元件 825 与限定该通孔 802 的壁之间的任何间隙都可以被填充有例如非导电的环氧树脂,以提供该连接支撑基板 800 的无空隙的平整表面从而便于后续的处理。例如,一个方面实现了微型条带缆线,它包括单独绝缘的 46-48AWG Cu 导线,Cu 背面是在每一个条带下方以减小串扰。该微型条带缆线可以一次将一行馈送至连接支持基板 800 中,而非将单独的导线引导至单独的通孔中。该连接性元件 825 和 / 或该连接支持基板 800 接下来被结合到与之相关联的插入器器件 650 和 / 或焊盘 750。在一个这样的方面中,例如,如图 5C 所示,该导电结合材料 808 可以包括焊料凸块。在这种实例中,通过使包括焊料凸块的焊料软熔,可以实现上述结合。在另一个方面中,导电结合材料 808 可以包括用导线结合器或通过电镀而形成的金属(即 Au、Al 或 Cu)或镀覆的金属纽扣凸块,其中,这种纽扣凸块可以是热压缩结合的以通过直接的金属结合而提供导电接合。各向异性导电环氧树脂也可以被实现成导电结合材料 808。例如,通过使用倒装对准器 - 结合器,可以实现关联于连接支持基板 800 的连接性元件 825,850 与关联于插入器器件 650 的焊盘 750 的对准。一旦结合到焊盘 750,连接性元件 825,850 就弯曲大约 90 度以便基本上平行于该器件平面 500 而延伸(但是使得焊盘 750 与连接性元件 825,850 之间的界面垂直于该器件平面 500 而延伸),以便沿着导管构件 350 的内腔 400 而延伸,就像图 6A 和 7A 所示那样。在一些方面,应力缓解元件 810 (比如额外的环氧树脂,如图 6A 和 7A 所示)可以被施加到连接性元件 825,850 和插入器器件 650 之间,以便缓解在连接支持基板 800 和插入器器件 650 之间的界面(以及在焊盘 750 和连接性元件 825,850 之间的界面)上的应力。

[0034] 图 6A 和 6B 提供了本公开的其它方面,其中,例如,超声换能器装置 450 可以包括垂直集成的一维或二维换能器阵列(即,具有穿透基板的互连的 pMUT 换能器器件)。在这些实例中,相对于超声换能器装置 450 的一个表面,第一和第二电极 575,600 可以是易接近的。相应地,超声换能器装置 450 可以与插入器器件 650 直接地接合(即不用导线结合),而无需要求额外的面积或更大的横向尺寸(相对于超声换能器装置 450 与插入器器件 650 这

两者而言)以用于导线结合焊盘和与之相关的导体的相关路由。在这些实例中,插入器器件 650 可以还包括与插入器器件 650 的表面 660 相接合的至少一个导电轨迹 1000,其中轨迹 1000 被配置成与相应导体 675, 700 的第一末端 675A, 700A 导电接合。

[0035] 在一些方面,超声换能器装置 450 可以与插入器器件 650 相接合,使得通过使用放置在其间的结合材料 670 (比如导电焊接元件、导电纽扣元件以及导电结合材料)在第一和第二电极 575, 600 之一和相应的轨迹 1000 之间形成导电接合。例如,通过使用各向异性导电环氧树脂、焊接凸块、金纽扣凸块、或直接镀覆的金属结合,超声换能器装置 450 可以与插入器器件 650 的表面 660 相接合。连接支持基板 800 可以按相似的方式通过结合材料 670 而与插入器器件 650 相接合,以便在导体 675, 700 和连接性元件 825, 850 之间形成导电接合。

[0036] 因为在一些方面插入器器件 650 可以包括硅,所以导体 675, 700 和 / 或轨迹 1000 可以是使用各种半导体处理技术而形成的,本领域技术人员将理解这一点。例如,导电材料可以被沉积在插入器器件 650 上并且通过光刻和蚀刻或剥离处理而被图案化。例如,当各向异性导电环氧树脂被用于使超声换能器装置 450 与插入器器件 650 相接合时,一旦导电材料被沉积并且导体 675, 700 和 / 或轨迹 1000 被形成,则绝缘体(比如 SiO_2)可以被选择性地沉积在导体 675, 700 和 / 或轨迹 1000 上,以便防止横向的导电。在其它实例中,在导体 675, 700 和 / 或轨迹 1000 上沉积绝缘体也可以防止在导体 675, 700 和 / 或轨迹 1000 的多个部分之间导电,所述多个部分沿着插入器器件 650 延伸且在超声换能器装置 450 和插入器器件 650 之间的界面下方。

[0037] 相对于插入器器件 650,焊盘 750、导体 675, 700 以及轨迹 1000 可以作为不同的金属化级而形成,绝缘体被沉积在多个级之间用于电绝缘。例如,将焊盘 750 连接到轨迹 1000 的导体 675, 700 可以作为插入器器件 650 内的第一金属化级而形成,而焊盘 750 和 / 或轨迹 1000 可以作为第二金属化级而形成,该第二金属化级可能仍然在表面 660 附近露出来。轨迹 1000 的露出的部分可以被实现成用于直接连接到超声换能器装置 450 的电极之一,或者,在 pMUT 具有空气支持的腔的情况下,可以被实现成用于直接连接到超声换能器装置 450 的一侧的电极 575, 600。在一些实例中,通过沉积在通孔(包括 pMUT 的空气支持的腔,未示出)中的共形金属化级,就可以实现第二电极 600 到轨迹 1000 的连接。在其它实例中,较小的露出焊盘(未示出)可以被设置在导体 675, 700 的第二末端 675B, 700B 处,其中,超声换能器装置 450 的换能器器件可以通过小焊盘而与导体 675, 700 导电接合。在一些实例中,小的露出焊盘可以包括各个导体的一部分,并且可以消除多级金属化的要求。然而,在一些实例中,随着所需信号引线数目增大,可能有利的是在插入器器件 650 内包括多级金属化。例如,对于二维换能器阵列而言,针对换能器元件计数约为 200-400 个元件的情况,可能需要与插入器器件 650 相关联的 3-4 个金属化级,例如,这可能比连接到二维换能器阵列(包括超声换能器器件 450)的柔性缆线方案更有利,该方案可能要求多达 16 个柔性缆线级,这是因可用的导体节距(通常在 $100\text{ }\mu\text{m}$ 的量级上)的局限所造成的。在这一方面,16-级多层柔性缆线可能太贵了,难于制造,并且可能因短路的可能性很高而无法足够地稳固。例如,在硅插入器器件上,通过使用具有改进的分辨率的硅光刻技术,可以制造介于约 $10\text{ }\mu\text{m}$ - $50\text{ }\mu\text{m}$ 的较小的导体节距。

[0038] 在一些方面,如图 7A 和 7B 所示,本文所揭示的超声换能器器件 450(即 pMUT 换能

器器件)如必需或期望的那样可以通过插入器器件 650 而与 IC 或集成电路(例如,控制 IC,比如放大器、多路复用器、或波束形成器) 1100 相接合。例如,在超声换能器器件 450 和连接支持基板 800 之间,例如,通过使用焊料凸块、金纽扣凸块、金属纽扣凸块、各向异性导电环氧树脂、或其它合适的导电连接物,IC1100 可以与插入器器件 650/ 导体 675, 700 相接合。在一个示例中, IC1100 可以被配置成专用集成电路 (ASIC), 并且插入器器件 650 可以由此被配置成便于该 ASIC 被集成在靠近超声换能器器件 450 之内。例如,可相对于与插入器器件 650 相接合的 IC1100 而集成的 ASIC 功能包括:放大,以增大在该阵列内的换能器 (pMUT) 元件 / 器件所产生的小接收电压;多路复用或切换,用于使换能器元件 / 器件在发送模式和接收模式之间切换;定时或波束形成,用于方便通过超声系统来接收上述接收信号;和 / 或发送和接收信道的多路复用,用于减小所需导体的数目,从一个导体一个元件减小到一个导体多个元件。在其它实例中, IC1100 可以被配置成充电泵浦发送电路,用于从超声系统所发出的相对较小的控制信号中产生相对较高的发送电压(例如, IC1100 可以包括多路复用器、放大器、波束形成器、和 / 或高电压发送电路)。这些 ASIC 功能可以改善超声换能器装置 450 的性能(例如,在高容量系统缆线上传输之前放大接收信号)和 / 或减小罩在导管内的所需连接性元件的数目(例如,通过恰当配置的 IC1100 对元件发送和 / 或接收信号进行 4:1 或 8:1 多路复用)。在这些方面,插入器器件 650 和其中的导体 675, 700 可以被配置成类似于用于接收超声换能器装置 450 的排布方式(即,露出的导电焊盘与导体 675, 700 相连通),以便促进 IC1100 (或多个 IC)的集成,这些 IC 通过连接支持基板 800 而与超声换能器装置 450 和 / 或焊盘 750/ 连接性元件 825, 850 连通。

[0039] 本公开所属领域的技术人员在得益于上述描述和相关联附图呈现的教示之后将想到本文陈述的很多修改和其它方面。例如,本文所揭示的示例性方法及其多个方面也可以具有与之相关联的装置,正如以其它方式揭示于本文中。这样,在本公开的范围中,本文所揭示的装置和方法可以恰当地被调适以针对这些实例。此外,在关于侧视导管中的换能器 (pMUT) 阵列的另一个方面,如图 8A 和 8B 所示,超声换能器装置 450、插入器器件 650 以及连接支持基板 800 可以被安装在导管托板 1200 上且在导管换能器尖端 1220 之内,导管换能器尖端 1220 可以被配置成(调整大小)以罩住插入器器件 650 和连接支持基板 800 的长度(即~ 2cm)。例如,对于 64 元件一维换能器 (pMUT) 阵列而言,插入器器件 650 可以具有大约 14.5mm 的长度,其中,该阵列长度可以是大约 10.5mm。对于具有大约 200 个元件以及 2mm x2mm 尺寸的二维换能器 (pMUT) 阵列,插入器器件 650 可以是大约 6mm 长。导管换能器尖端 1220 可以在其相反的远端和近端处被密封,同时被声耦合流体 1240 填充,比如甘油、聚乙二醇、或硅酮油。导电元件(即,微型条带或其它缆线)延伸穿过导管换能器尖端 1120 的近端并且沿着导管构件 350 所限定的内腔 400, 并且可以在导管构件 350 的近端附近端接在电子器件处,比如电路板(未示出)。在导管构件 350 的远端附近,圆化的导管帽 1260 可以与导管换能器尖端 1120 接合或形成于其中,以便在医疗过程(比如心脏内的或心室内的成像过程)中更容易将导管构件 350 插进去。导管换能器尖端 1220 也可以包括声透镜 1280, 它与用于限定内腔 400 的导管构件 350 的壁相接合,与超声换能器装置 450 相反。无源透镜可以被实现,以改善一维换能器阵列的图像分辨率(即高度上只有 1 个元件),因为这种一维阵列可能无法在高度上聚焦,而二维换能器阵列则可以具有在高度上聚焦的能力,由此,这可能不需要透镜。例如,导管构件 350 可以由 Pebax™ 或任何其它合适的材料构成,例如,

该材料呈现出低声阻抗和低吸收率,这可能特别有益于导管换能器尖端 1220 的壁,该导管换能器尖端 1220 需要用于超声换能器装置 450 的声传输能力。导管构件 350 的其余部分也可以由 Pebax™或任何其它合适的材料构成,该材料呈现出合适的弹性模量和 / 或肖氏硬度,例如,以在远端导管尖端附近提供柔韧性以便于可操纵该尖端并且在该尖端附近的导管轴中提供刚性以便于可推动该导管构件 350 穿过病人的身体。因此,能够理解,本公开不限于所公开的具体方面,并且修改和其他方面旨在包括在所附权利要求书的范围内。尽管在此采用了特定术语,但是这些术语仅仅是在一般性和描述性意义上使用的,而不是用于限制的目的。

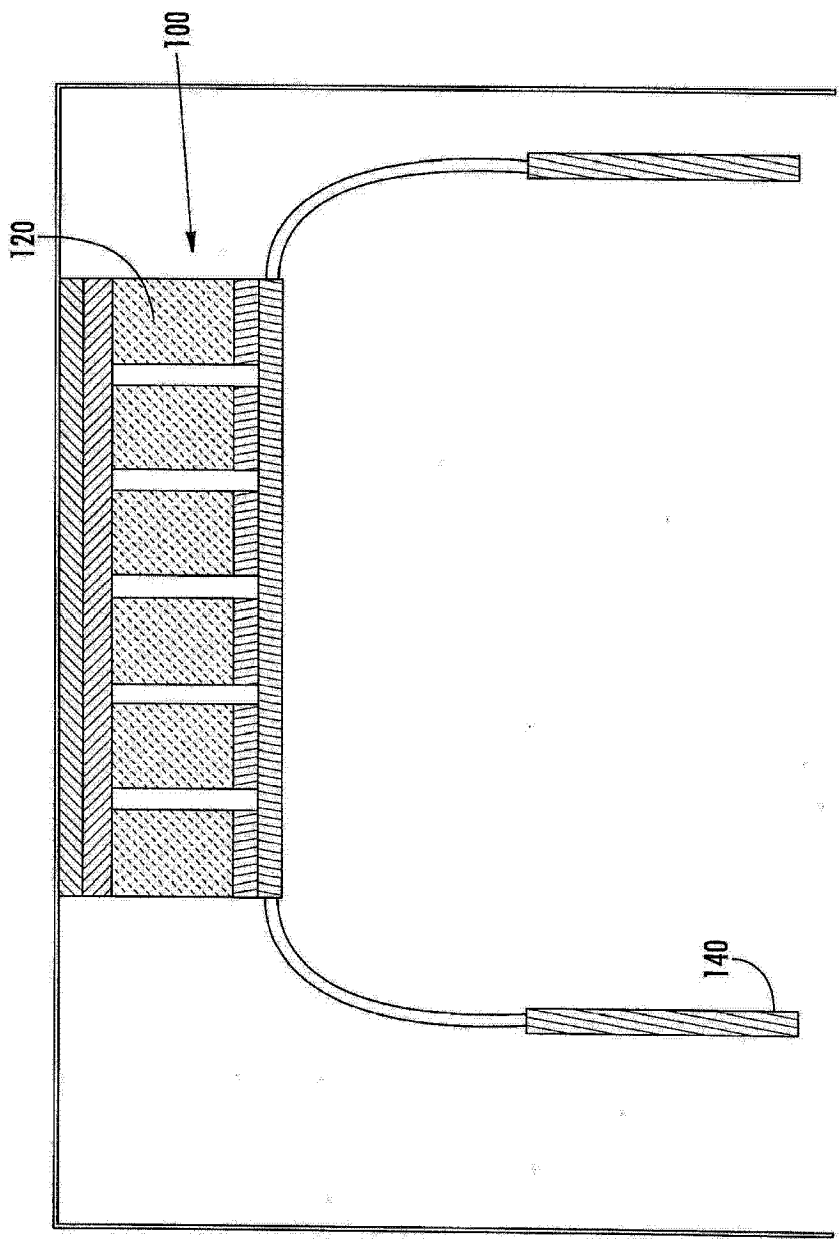


图 1A 现有技术

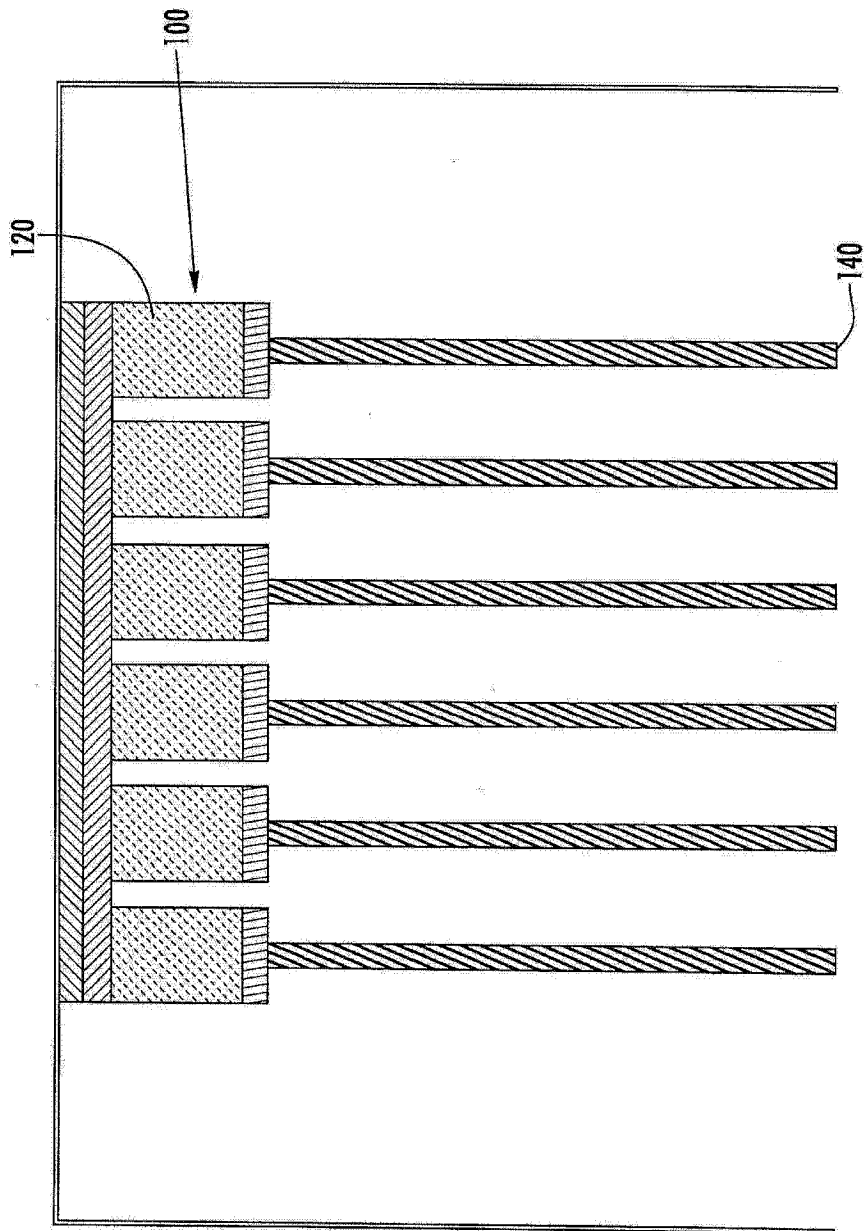


图 1B 现有技术

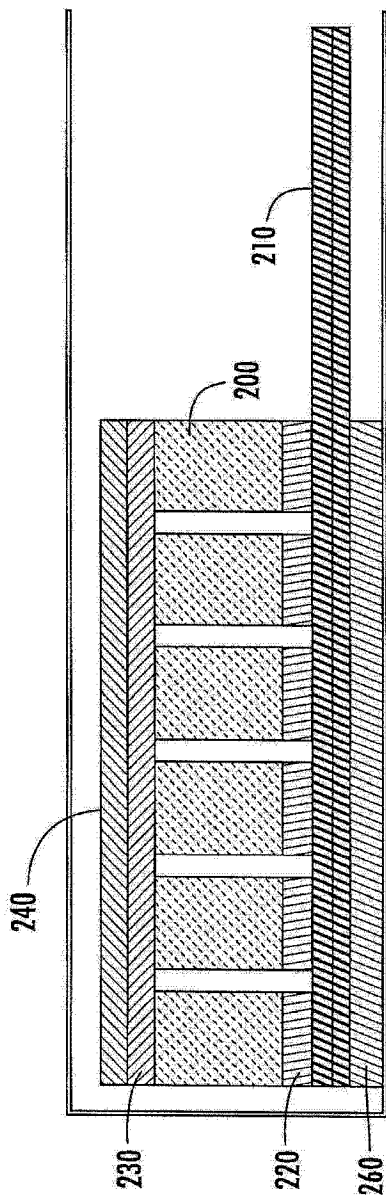


图 2 现有技术

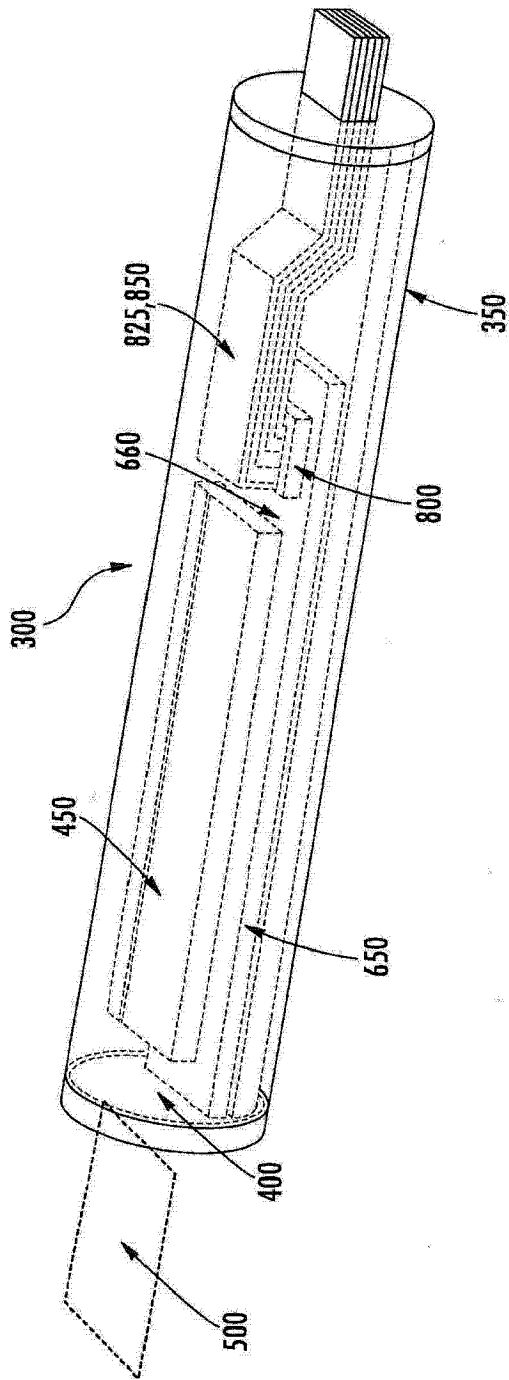


图 3

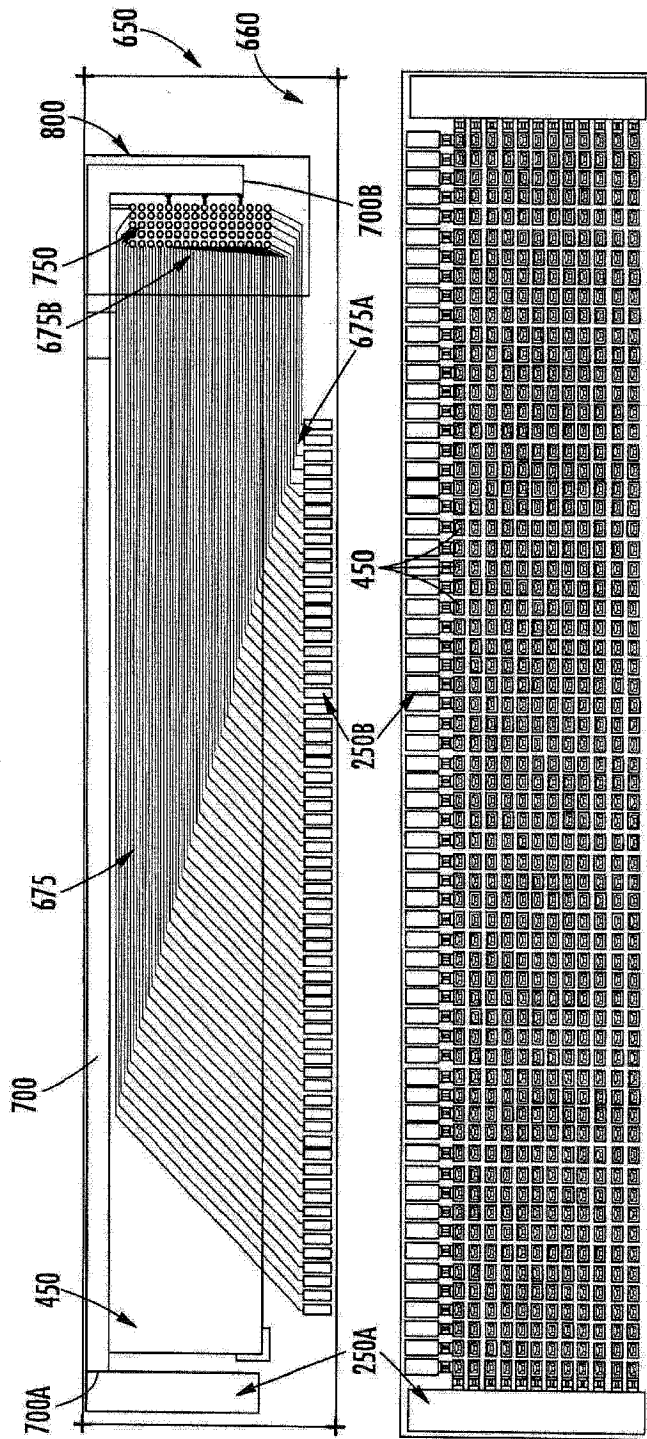


图 4

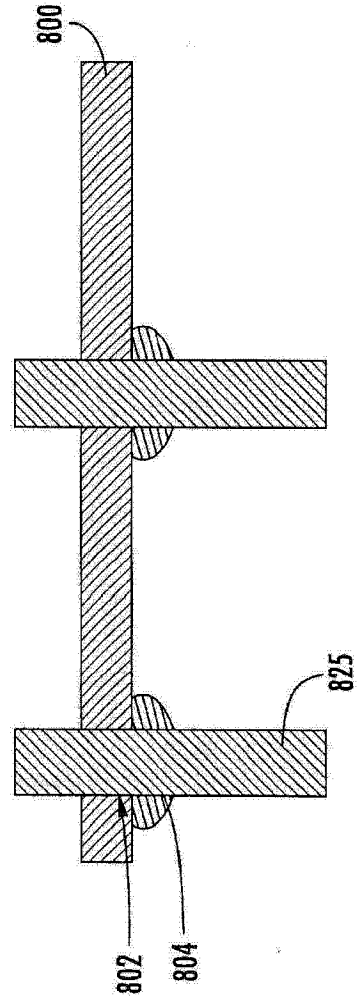


图 5A

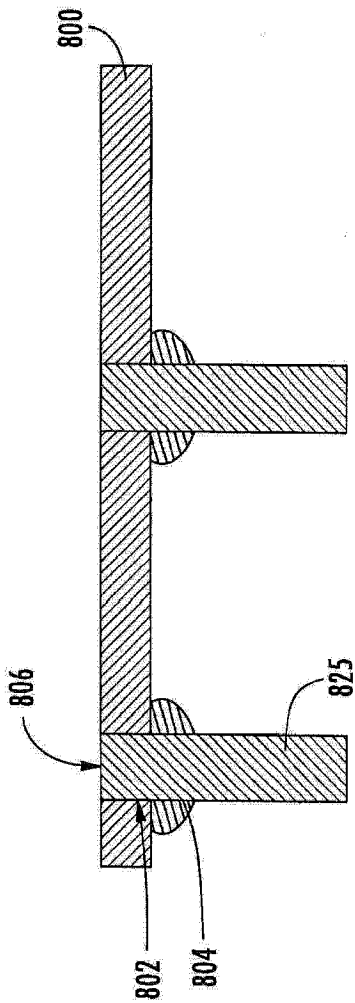


图 5B

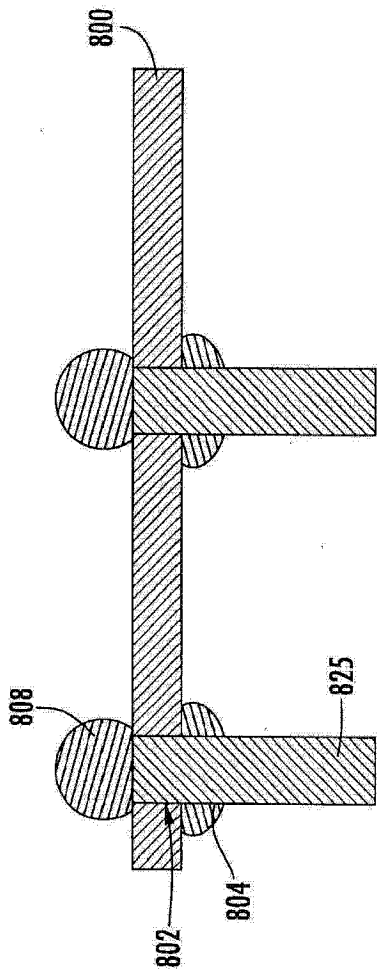


图 5C

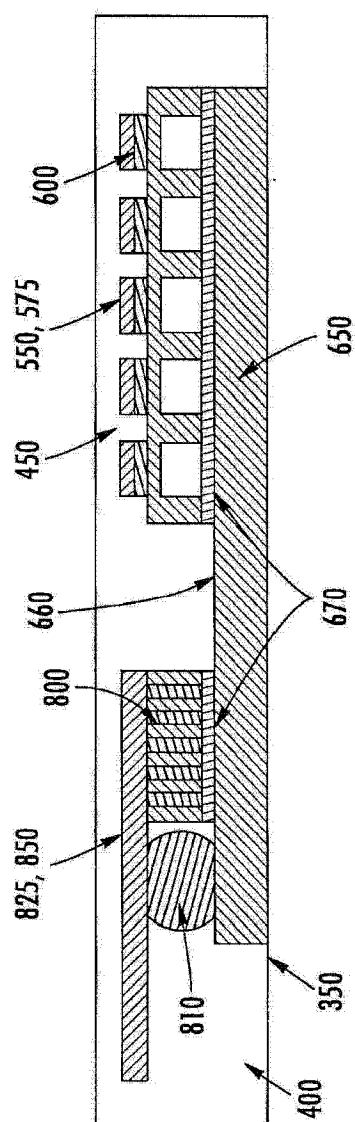


图 6A

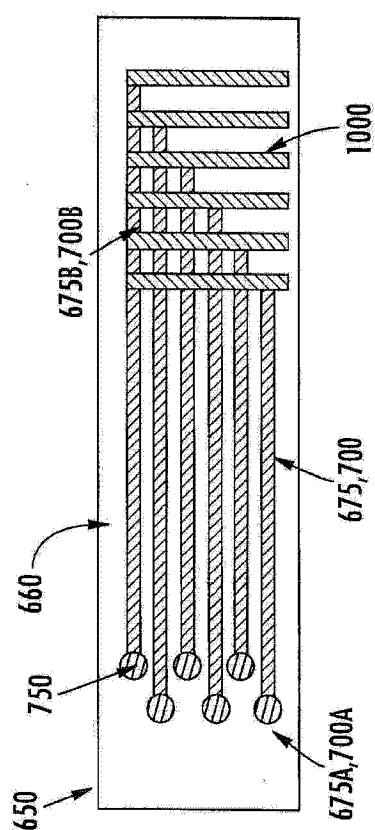


图 6B

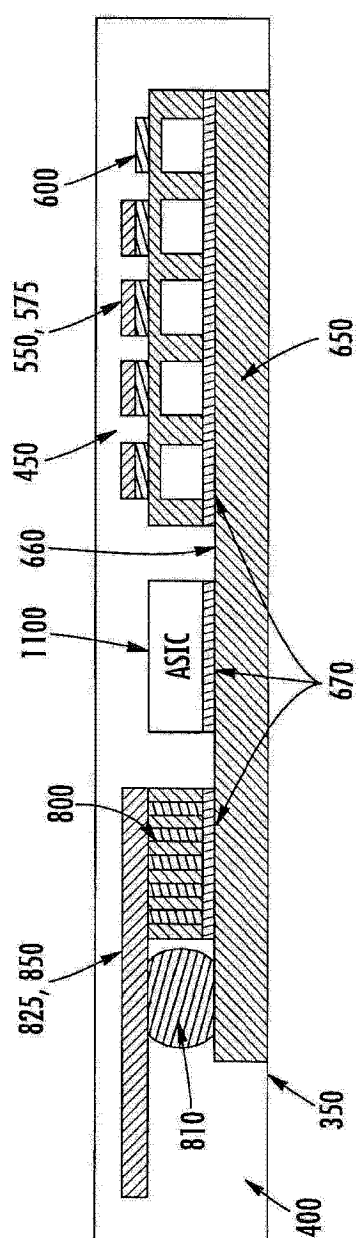


图 7A

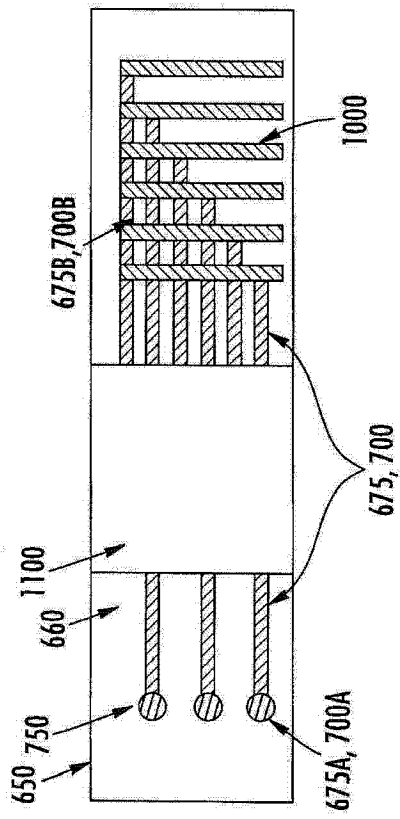


图 7B

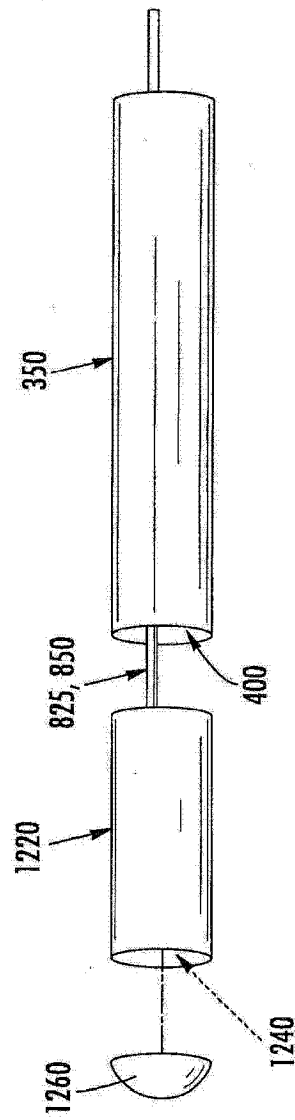


图 8A

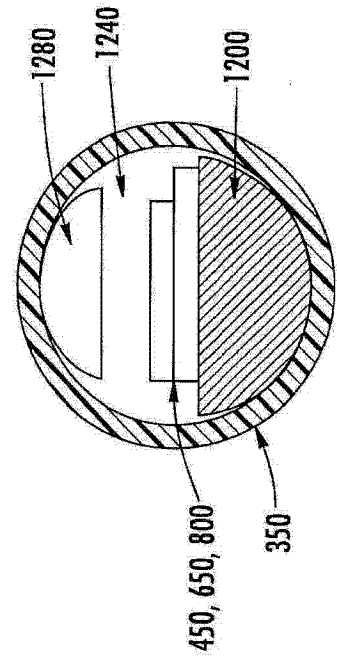


图 8B

专利名称(译)	用于形成超声设备的方法以及相关的装置		
公开(公告)号	CN103429358A	公开(公告)日	2013-12-04
申请号	CN201180066773.4	申请日	2011-11-30
[标]发明人	D道施 J卡尔森 KH基尔克里斯蒂		
发明人	D·道施 J·卡尔森 K·H·基尔克里斯蒂		
IPC分类号	B06B1/06 A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/445 A61N7/00 B06B1/0622 A61B8/12 A61B8/4494 Y10T29/42		
代理人(译)	李玲		
优先权	61/419534 2010-12-03 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种涉及与超声换能器装置(UTA, 450)形成连接的方法和装置, 该超声换能器装置包括具有第一和第二电极的换能器器件。该UTA与插入器器件(650)表面相接合。插入器器件在至少一个横向维度中大于所述UTA并且从所述UTA横向地朝外延伸, 并且包括至少两个横向延伸的导体。导电接合形成于第一和第二电极与所述导体的相应第一末端之间。连接支持基板(800)在这些导体的第二末端附近与插入器器件相接合, 并且包括与这些导体的相应第二末端形成导电接合的至少两个连接性元件。接下来, 该UTA被插入到导管构件(350)内腔中, 使得该UTA的器件平面(500)与至少两个连接性元件沿着该内腔轴向地延伸。

