



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104663006 A

(43) 申请公布日 2015. 05. 27

(21) 申请号 201380042291. 4

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2013. 08. 09

H05K 3/32(2006. 01)

(30) 优先权数据

A61B 8/12(2006. 01)

61/681, 320 2012. 08. 09 US

G01S 15/89(2006. 01)

61/710, 696 2012. 10. 06 US

G01S 7/52(2006. 01)

H05K 3/42(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 02. 09

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/CA2013/050613 2013. 08. 09

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/022938 EN 2014. 02. 13

(71) 申请人 达尔豪斯大学

地址 加拿大新斯科舍省

(72) 发明人 安德列·B·贝赞森

罗伯特·B·A·艾德森

杰雷米·A·布朗

(74) 专利代理机构 北京英赛嘉华知识产权代理

有限责任公司 11204

代理人 王达佐 王艳春

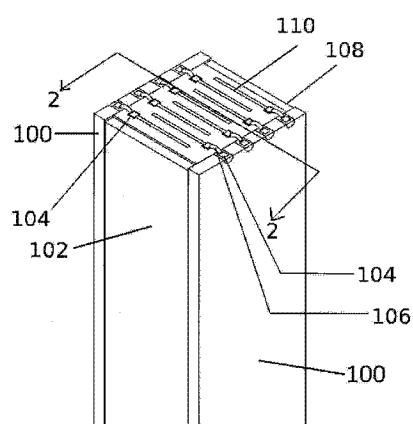
权利要求书1页 说明书4页 附图4页

(54) 发明名称

超声内窥镜及其制造方法

(57) 摘要

本公开提供了具有适合于封装的外形系数的相控阵列传感器以解决传统传感器的限制,例如内窥镜。本公开还提供了小封装传感器的制造方法,从而通过以近似垂直于阵列表面的角度将信号线电连接至阵列电极来减小整体封装尺寸,从而在很大程度上消除了传统印刷电路板或柔性电路对弯曲半径的要求。



1. 一种超声阵列,包括压电材料和多个电极,其中,每个所述电极都相应地电连接至多个信号线中的一个,所述多个信号线内嵌在印刷电路板中,所述印刷电路板相对于所述超声阵列成大于约 60 度的角度。

2. 一种内窥镜,包括如权利要求 1 所述的设备。

3. 一种超声阵列,包括压电材料和多个电极,其中,每个电极都相应地电连接至多个信号线中的一个,所述信号线相对于所述超声阵列成大于约 60 度的角度。

4. 根据权利要求 1 至 3 中任一项所述的设备,其中所述角度大于 70 度。

5. 根据权利要求 1 至 3 中任一项所述的设备,其中所述角度大于 80 度。

6. 根据权利要求 1 至 3 中任一项所述的设备,其中所述角度为约 90 度。

7. 根据权利要求 1 至 2 中任一项所述的设备,其中,所述印刷电路板是柔性的。

8. 一种用于制造根据权利要求 1、2 或 4 至 7 中任一项所述的设备的方法,所述方法包括:

在所述印刷电路板中生成过孔,以及

横向切割所述过孔以在所述印刷电路板的边缘处暴露导电材料。

9. 根据权利要求 8 所述的方法,其中,然后将所述超声阵列引线键合至所述导电材料,使得所述导电材料充当引线结合盘。

10. 根据权利要求 8 所述的方法,其中,然后将所述超声阵列电连接至所述导电材料。

11. 根据权利要求 8 至 10 中任一项所述的方法,其中,所述切割由切割锯实现。

12. 根据权利要求 8 至 10 中任一项所述的方法,其中,所述切割由激光器实现。

13. 一种用于制造近似垂直的引线键合的方法,包括:

在具有内嵌导电材料的柔性电路中生成过孔,以及

横向切割所述过孔以在所述柔性电路的边缘处暴露所述导电材料。

14. 一种制造超声阵列与印刷电路板之间的电连接的方法,其中,所述印刷电路板内嵌有导电材料,所述方法包括:

在所述印刷电路板中生成过孔,以及

横向切割所述过孔以在所述印刷电路板的边缘处暴露所述导电材料。

超声内窥镜及其制造方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于 2012 年 8 月 9 日提交的第 61/681,320 号美国临时专利申请以及于 2012 年 10 月 6 日提交的第 61/710,696 号美国临时专利申请的优先权,这两个申请的全部内容通过引用并入本文。

背景技术

[0003] 在 1-10MHz 频率范围内操作的、基于阵列的内窥镜超声系统常常用于腹腔镜检测成像,其中,这些内窥镜超声系统提供快速扫描速率、动态聚焦和束流控制。对于分辨率要求较高的内窥镜成像应用,诸如血管内成像、心内成像、经尿道成像、经鼻成像及经鼓室成像,超声阵列在制造具有小元件尺寸、小元件间距上遇到了挑战,并且还需要将完成的内窥镜封装至足够小的封装中以进入所要求的腔。因此,这些应用主要使用单元件超声内窥镜,与阵列相比较,单元件超声内窥镜具有较低的帧率和在景深和横向分辨率之间的权衡,并且包含在内窥镜头部的移动部分,其中,该移动部分会增大体积并引起不必要的震动。

[0004] 近年来,全采样前视高频线性阵列传感器的发展有了显著进步。对于大部分应用,相控阵列内窥镜会提供优于单元件内窥镜的显著改进。然而,虽然这些阵列中元件常规成比例,但是传感器的整体包装依然相对较大。这就将阵列的应用限制于从体外产生图像的局部应用。

发明内容

[0005] 通常,在一方面,超声阵列具有压电材料和多个电极。每个电极都电连接至相应的信号线,并且该多个信号线内嵌在印刷电路板中,该印刷电路板相对于阵列具有大于 60 度的角度。在某些实施中,上述配置包含于内窥镜中。该角度可大于 70 度。该角度可以大于 80 度。该角度可为约 90 度。该印刷电路板可为柔性电路。

[0006] 通常,在一方面,任何上述内窥镜的制造方法均包括在印刷电路板上生成过孔并横向切割过孔以在印刷电路板的边缘处暴露导电材料。然后,在某些实施中,将阵列引线键合至导电材料,以使得该导电材料充当引线结合盘。其它实施也是可能的,诸如通常当阵列通过薄金属薄膜、导电环氧树脂等电连接至导电材料时。该切割可通过切割锯或类似的方法完成。该切割也可以通过激光器完成。

[0007] 通常,在一方面,超声阵列具有压电材料和多个电极。每个电极都相应地电连接至多个信号线中的一个,该信号线相对于阵列具有大于 60 度的角度。在某些实施中,该角度可大于 70 度。该角度可大于 80 度。该角度可为约 90 度。

[0008] 通常,在一方面,近似垂直的引线键合的制造方法包括在柔性电路中形成过孔,并且横向切割该过孔以在柔性电路的边缘处暴露导电材料。

[0009] 通常,在一方面,超声阵列与印刷电路板之间的电连接的制造方法包括在电路板上生成过孔,并且横向切割该过孔以在电路板的边缘处暴露导电材料。

[0010] 上述和其它特征、方面及其组合可表达为方法、系统、组件、用于实现功能的装置

和步骤、商业方法、程序产品或其他方式。其它优点和特征从下文描述和权利要求中将显得显而易见。

附图说明

- [0011] 图 1 示出了常规内窥镜的探头端的局部立体图。
- [0012] 图 2 示出了本发明的内窥镜的探头端的剖视图。
- [0013] 图 3 示出了本发明的内窥镜的探头端的局部立体图。
- [0014] 图 4 从上至下描述了本发明的制造方法中的步骤。
- [0015] 图 5 示出了根据示例的内窥镜在 10MHz 下以欧姆为单位的阻抗相对于阵列元件数量的曲线图。
- [0016] 附图标记的说明
- [0017] 100 柔性电路,印刷电路板
- [0018] 102 传感器堆叠件,背衬
- [0019] 104 引线结合盘
- [0020] 106 连接到 / 来自阵列元件的引线
- [0021] 108 压电材料
- [0022] 110 电极
- [0023] 112 阵列,超声阵列
- [0024] 120 切口
- [0025] 122 电路板边缘被丢弃的一半
- [0026] 124 电路板边缘处暴露的导电材料
- [0027] 126 过孔
- [0028] 128 信号线

具体实施方式

[0029] 堆叠件过孔已经成功进行设计并制造出小型化的高频、超声相位阵列内窥镜。具有电气线束（诸如柔性导线或者 PCB 导线或者一系列的导线）的阵列可被设置为相对于堆叠件具有限定的角度。可能没有弯曲部。体积封装以及部件数量可最小化。

[0030] 通过与如图 1 所示的传统内窥镜进行对比可看出本发明的内窥镜及其制造方法的优点。在探头端,压电材料 108 的表面与电极 110 系统地接电极,以使得压电材料 108 的表面限定发送和接收声学信号的个体元件的阵列 112。经常使用的压电材料为诸如与钛酸盐 (PMNx-PT(1-x)) 在固溶体中的锆钛酸铅 (PZT) 或铌酸铅锰。为了实现元件间的额外隔离,在一些情况下,用锯、激光器、反应离子刻蚀或其它方法制造截口 (在压电材料 108 中形成的切口)。阵列 112 中的每个元件都电连接 (通常通过引线键合盘) 至引线 106,引线 106 相应地通过在印刷电路板 100 上的引线结合盘 104 在其另一端上进行电连接。内嵌在印刷电路板 100 中的信号线 (未示出) 与每个盘 104 电连接,并将来自每个元件的每个信号都发送至探头的远端 (由临床医生进行机械操作的端部)。通常,该印刷电路板为柔性 (flex) 电路,其通过将导电材料组成的信号线夹在柔性聚合物层中而封装多个信号线。印刷电路板 100 还可以是非柔性的,其中,绝缘层可为 FR-4 玻璃纤维。

[0031] 应注意的是,在图 1 所示的常规内窥镜设计中,在从探头端弯曲远离之前,柔性电路 100 在很长的距离大体平行于阵列 112 的表面。这种内窥镜的可能的最小尺寸受限于柔性电路有多少留在探头端。通常,接合盘 104 暴露在柔性电路 100 和阵列 112 二者上,并且引线 106 用于使阵列盘和柔性电路盘彼此附接。为了防止损坏柔性电路 100,制造者规定了最小弯曲半径,对于多层柔性电路,诸如那些用于传输超声阵列信号的焊盘,该最小弯曲半径通常为几毫米的数量级。该最小弯曲半径要求柔性电路在弯回之前从超声阵列横向延伸若干毫米,这大大增大了该设备的横截面积。在一些实施方式中,可能不需要用于机械支承的其它结构。在一些实施方式中,还可以附接另一结构中承载的引线;如果附接这种结构以使得引线接触阵列表面的平面,那么可能需要最小弯曲半径以避免损坏这种导线。因为内窥镜能够进入的腔的最小尺寸受内窥镜的横截面积限制,所以期望尽可能地减小内窥镜的横截面积。

[0032] 以下转向本发明的内窥镜的实施方式;参照图 2 和图 3。该实施方式没有近似平行于阵列 112 的表面进行引线键合的印刷电路板 100(诸如柔性电路),而是将柔性电路近似垂直地引线键合(或以其他方式电连接)至阵列表面。在这种设置中,柔性电路并不弯曲,并且横截探针面积仅需大到足以容纳阵列元件、接合盘以及柔性电路在探头端的厚度即可。该设置可用于多种应用,包括内窥镜高频相位阵列超声系统、非内窥镜高频超声相位阵列以及内窥镜和非内窥镜相位超声阵列和内窥镜和非内窥镜线性超声阵列二者。在一些实施方式中,本发明的内窥镜包括封装至内窥镜外形系数为 2.47mm 乘 2.42mm 的 40MHz、64 元件相位阵列传感器,其中,该阵列为基于具有 38 微米元件至元件间距的 PMN-32% PT 的前视无切口设计。在一些实施方式中,柔性电路相对于阵列的角度为约 90 度。在一些实施方式中,柔性电路相对于阵列的角度在 80 度至 90 度之间。在一些实施方式中,柔性电路相对于阵列的角度在 70 度至 90 度之间。在一些实施方式中,柔性电路相对于阵列的角度在 60 度到 90 度之间。在一些的实施方式中,在整个法向平面,柔性电路相对于阵列的角度可超过 90 度。

[0033] 因为必须将阵列与印刷电路板之间的引线结合连接至电路板侧向部,所以将印刷电路板近似垂直地附接至阵列在制造上有难度。具体地,柔性电路是通过将层状层附接在一起而建立的,因而无法轻易地将接合盘安装在柔性电路的边缘上。而且,因为引线键合通常在两个平行表面之间制成,所以在该配置中难以连接至印刷电路板的表面上的接合盘,不论印刷电路板是柔性的还是非柔性的。本发明通过提供新颖的制造方法解决了这些困难。在一些实施方式中,该方法使得能够进行信号线至阵列元件的引线键合;通过使用导电环氧树脂或薄膜金属沉积,电连接也是可能的。

[0034] 在引线键合的实施方式中,制造方法包括以下步骤(如图 4 所示)。在印刷电路板 100 中形成一组填充的部分过孔 126(如图 4 中的上图所示)。这些过孔对应于内嵌的信号线 128 的位置,信号线 128 由适合于电连接的导电材料组成。在一些实施方式中,该过程进行两次,以使得过孔 126 被设置在穿过印刷电路板 100 的厚度的两行中,其中,一行穿过上两层,一行穿过下两层,以使得过孔 126 交错。然后,用切割锯在电路板的整个宽度上切割电路板,以便靠近电路板的边缘将过孔 126 切成两半(如图 4 的中图所示),从而在切口 120 的位置露出与每个信号线相对应的导电材料 124(如图 4 的下图所示)。剩余部分 122 被丢弃。然后,在本发明的制造内窥镜的方法中,在阵列 112 与电路板上被切割的过孔 126

之间制成引线键合,从而允许制成连接而不在印刷电路板中引入任何弯曲。

[0035] 以下为利用本发明的制造方法构造的本发明的内窥镜的示例。

[0036] 示例

[0037] 阵列基底为 2.4mm 乘 2.4mm 的、重叠至 47 μ m 厚的 PMN-32% PT 片。在该基底的上表面以光刻的方式限定 64 个电极的阵列,其中,电极的宽度为 27 μ m,并且元件至元件的间距为 37 μ m。每个电极被成扇形展开至设置在阵列的每一侧上的两行的接合盘(共四行)。在阵列的背侧溅射 1.2 μ m 厚的铝层以限定接地电极,并且将导电环氧树脂厚层附接至铝层充当吸声背层。使用切割锯去除该环氧树脂以避免以压电方式激活接合盘。两个 6 层的柔性电路板被设计成从阵列的两侧连接至元件。每个柔性电路都具有 32 条线迹,该线迹终结于在电路板的端部附近的个体铜填充的过孔。使用切割锯通过固体过孔的中间切割柔性电路。用环氧树脂将两个柔性电路板胶合至传感器堆叠件的相对的侧部,以使得被切割的过孔与从阵列成扇形展开的接合盘对齐。然后,加工夹具以在引线结合工具前保持柔性电路+传感器堆叠件直立。使用 15 微米厚的铝引线以在阵列厚度内将阵列上的键合盘连接至被切割的过孔。用厚绝缘环氧树脂封装引线键合,该绝缘环氧树脂包含体积为其 30% 的铝粉和 Epotek 301 (Epotek) 绝缘环氧树脂的混合物。然后用环氧树脂将匹配层 / 聚焦镜组合胶合至内窥镜的前面。将微同轴电缆直接焊接至探头的远端的柔性电路上。

[0038] 从柔性电路的远端测量的元件阻抗(参照图 5)显示本技术确实为传感器元件提供了良好的电连接,其中,柔性电路与阵列之间的引线键合中的电连接阻抗低。

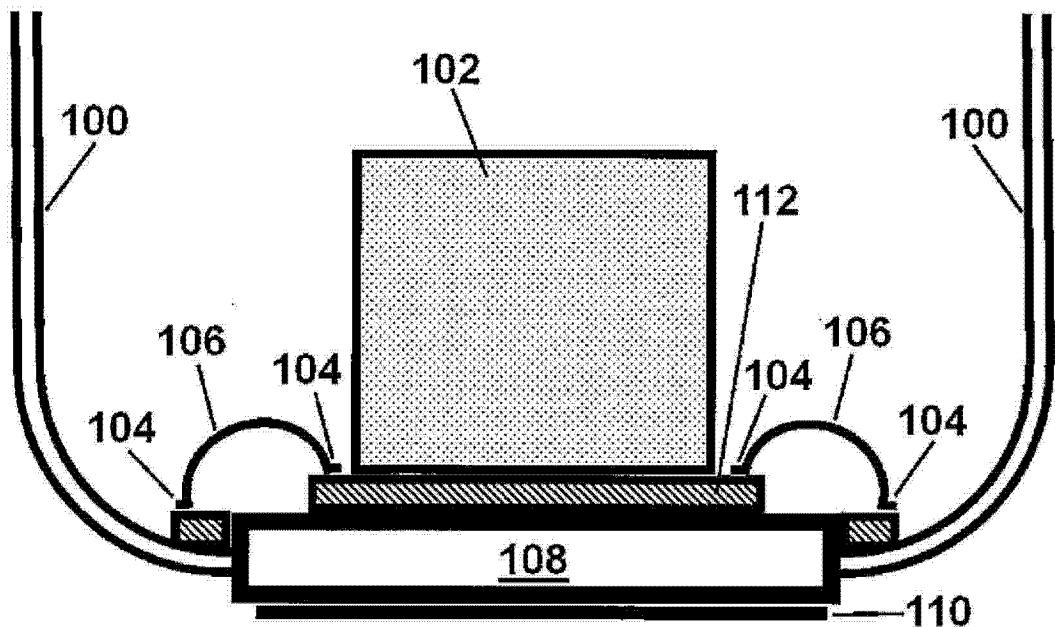


图 1

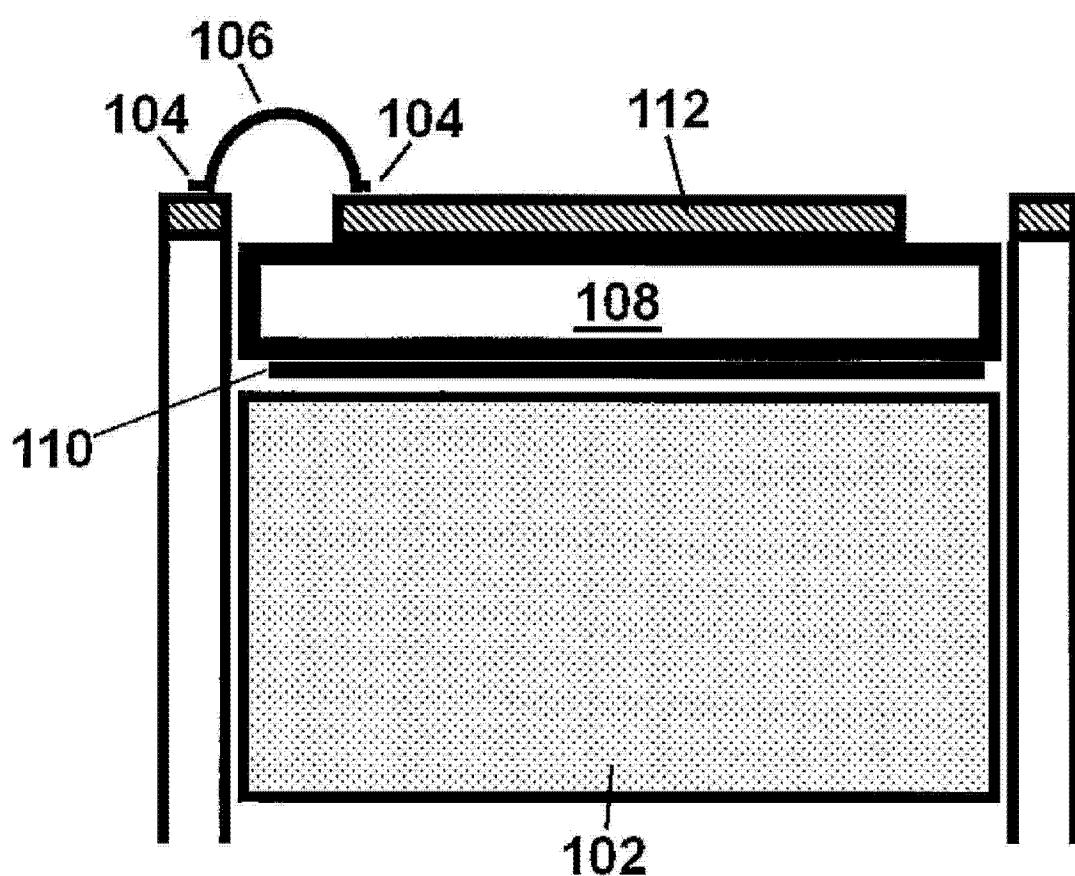


图 2

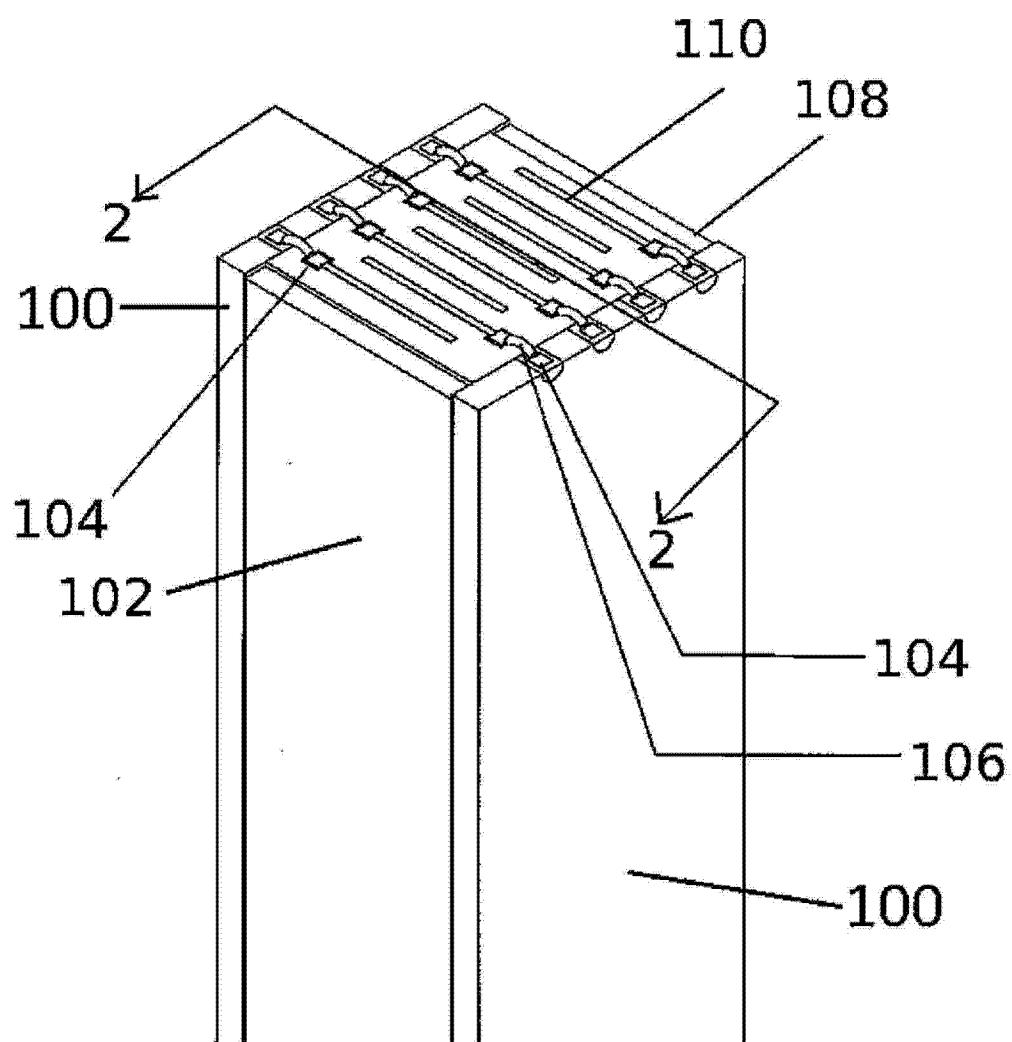


图 3

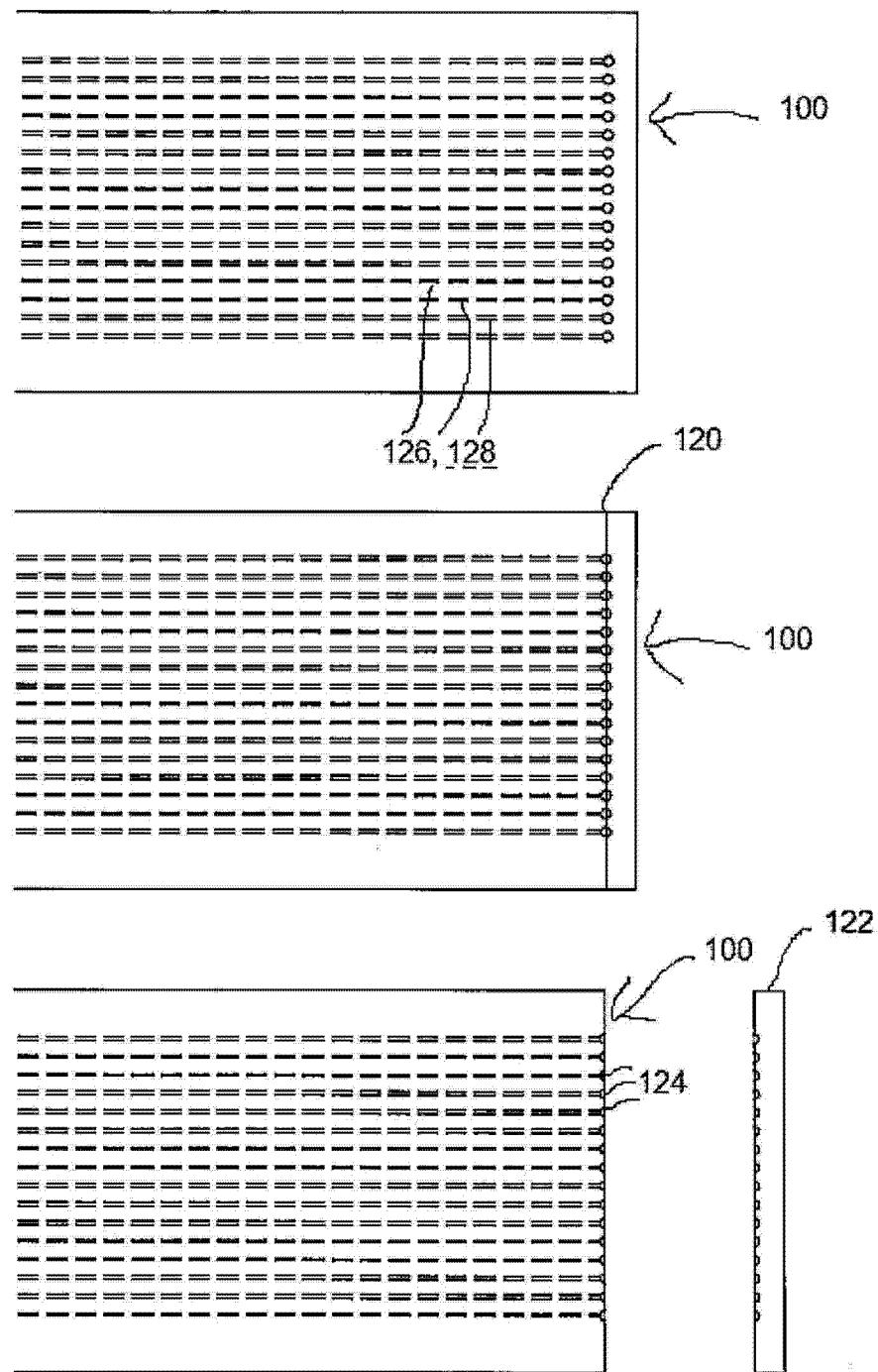


图 4

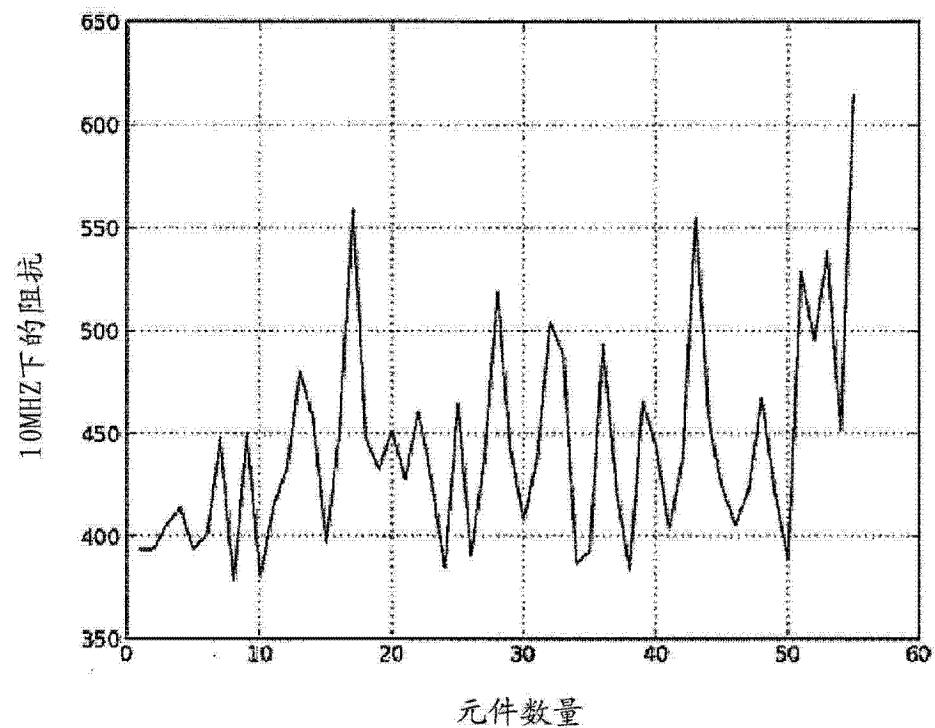


图 5

专利名称(译)	超声内窥镜及其制造方法		
公开(公告)号	CN104663006A	公开(公告)日	2015-05-27
申请号	CN201380042291.4	申请日	2013-08-09
[标]发明人	安德列B贝赞森 罗伯特BA艾德森 杰雷米A布朗		
发明人	安德列·B·贝赞森 罗伯特·B·A·艾德森 杰雷米·A·布朗		
IPC分类号	H05K3/32 A61B8/12 G01S15/89 G01S7/52 H05K3/42		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/4488 H05K1/189 H05K3/0052 H05K3/403 H05K2203/049 Y10T29/49151 Y10T29/49165		
代理人(译)	王艳春		
优先权	61/710696 2012-10-06 US 61/681320 2012-08-09 US		
其他公开文献	CN104663006B		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

本公开提供了具有适合于封装的外形系数的相控阵列传感器以解决传统传感器的限制，例如内窥镜。本公开还提供了小封装传感器的制造方法，从而通过以近似垂直于阵列表面的角度将信号线电连接至阵列电极来减小整体封装尺寸，从而在很大程度上消除了传统印刷电路板或柔性电路对弯曲半径的要求。

