



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109192749 A

(43)申请公布日 2019.01.11

(21)申请号 201810767230.9

(22)申请日 2018.07.12

(71)申请人 中国科学院微电子研究所

地址 100029 北京市朝阳区北土城西路3号

(72)发明人 鲁瑶 万里兮

(74)专利代理机构 中科专利商标代理有限责任
公司 11021

代理人 任岩

(51)Int.Cl.

H01L 27/20(2006.01)

H01L 41/25(2013.01)

H01L 41/29(2013.01)

H01L 41/332(2013.01)

A61B 8/00(2006.01)

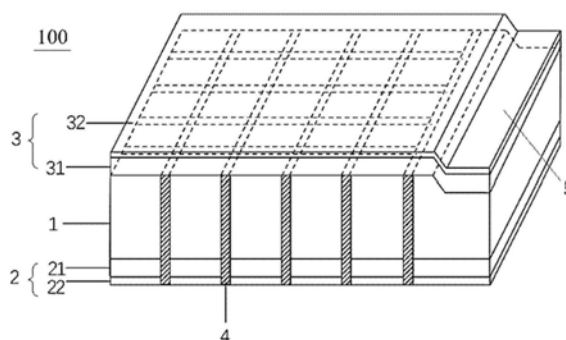
权利要求书2页 说明书6页 附图3页

(54)发明名称

超声波换能器阵列及其制作和封装方法

(57)摘要

本发明提供一种超声波换能器阵列,其包括用于发射和接收超声波信号的接收发射层、设置在接收发射层的第一侧上的正极层以及设置在接收发射层的与第一侧相对的第二侧上的负极层。接收发射层和正极层被分割成多个超声波换能器阵元,使得多个超声波换能器阵元中的每一个均具有自身的正极,并且多个超声波换能器阵元具有公共的负极。本发明还提供制作以及封装超声波换能器阵列的方法。本发明提供的超声波换能器阵列可以在同一时间内检测到更大的组织面积,获得更完整的病灶信息,缩减诊断时间,并可以进行三维图像成像,从而获得更加直观的图像信息。



1. 一种超声波换能器阵列,包括:
接收发射层,所述接收发射层用于发射和接收超声波信号;
正极层,所述正极层设置在所述接收发射层的第一侧上;以及
负极层,所述负极层设置在所述接收发射层的与所述第一侧相对的第二侧上;
其特征在于,所述接收发射层和所述正极层被分割成多个超声波换能器阵元,使得所述多个超声波换能器阵元中的每一个均具有自身的正极,并且所述多个超声波换能器阵元具有公共的负极。
2. 根据权利要求1所述的超声波换能器阵列,其特征在于,所述多个超声波换能器阵元形成 $N \times N$ 阵列, N 为正整数。
3. 根据权利要求1或2所述的超声波换能器阵列,其特征在于,利用间隔填充物将所述接收发射层和所述正极层分割成多个超声波换能器阵元。
4. 根据权利要求3所述的超声波换能器阵列,其特征在于,所述间隔填充物包括环氧树脂。
5. 根据权利要求1所述的超声波换能器阵列,其特征在于,在所述超声波换能器阵列的负极层的端部形成有端部阵元,所述端部阵元形成为具有相对于所述负极层的表面凹陷的表面。
6. 根据权利要求1所述的超声波换能器阵列,其特征在于,所述正极层包括设置在所述接收发射层的第一侧上的第一镍层和设置在所述第一镍层上的第一金层,以及所述负极层包括设置在所述接收发射层的第二侧上的第二镍层和设置在所述第二镍层上的第二金层。
7. 根据权利要求1所述的超声波换能器阵列,其特征在于,在所述负极层上设置有覆盖所述多个超声波换能器阵元并且暴露所述负极层的端部的声学匹配层,所述负极层的暴露的端部用于负极的引出。
8. 一种制作超声波换能器阵列的方法,其特征在于,包括如下步骤:
S1. 提供用于形成接收发射层的压电材料;
S2. 在所述压电材料的第二侧上沉积负极层;
S3. 在所述压电材料的第一侧上沉积正极层;以及
S4. 利用刻蚀工艺将所述压电材料和所述正极层刻蚀成多个超声波换能器阵元。
9. 根据权利要求8所述的制作超声波换能器阵列的方法,其特征在于,
步骤S2包括在所述压电材料的第二侧上沉积第二镍层。
10. 根据权利要求9所述的制作超声波换能器阵列的方法,其特征在于,步骤S3包括:
S31. 在所述压电材料的第一侧上淀积种子层并在所述种子层上旋涂光刻胶;
S32. 提供光源和掩膜版,利用所述光源和掩膜版对所述压电材料的第一侧进行曝光;
S33. 将所述压电材料放入显影液中显影,使所述光刻胶的剩余部分对应所述多个超声波换能器阵元之间的间隙部分;以及
S34. 在所述压电材料上的由于所述光刻胶的溶解而被暴露出的种子层上电镀第一镍层。
11. 根据权利要求10所述的制作超声波换能器阵列的方法,其特征在于,步骤S4包括:
从所述压电材料的第一侧利用干法刻蚀在所述第一镍层和所述第二镍层之间形成所述多个超声波换能器阵元之间的贯穿所述第一镍层的间隙,并且在所述间隙中填充环氧树

脂。

12. 根据权利要求11所述的制作超声波换能器阵列的方法,其特征在于,步骤S2进一步包括在所述第二镍层上沉积第二金层。

13. 根据权利要求11所述的制作超声波换能器阵列的方法,其特征在于,步骤S3进一步包括在所述第一镍层上沉积第一金层。

14. 根据权利要求8所述的制作超声波换能器阵列的方法,其特征在于,步骤S1还包括在所述压电材料的第二侧上切割所述压电材料的端部的表面,以形成相对于所述压电材料的表面凹陷的表面。

15. 根据权利要求8所述的制作超声波换能器阵列的方法,其特征在于,所述方法还包括:

S5. 在所述负极层上设置覆盖所述多个超声波换能器阵元并且暴露所述负极层的端部的声学匹配层,所述负极层的暴露的端部用于负极的引出。

16. 一种用于封装根据权利要求1-7中任一项所述的超声波换能器阵列的方法,其特征在于,包括如下步骤:

S1. 在所述超声波换能器阵列的正极一侧涂覆光刻胶;

S2. 将超声波换能器阵列曝光并置于显影液中显影,并溶解对应于每个超声波换能器阵元的表面的光刻胶;

S3. 在溶解掉光刻胶的每个超声波换能器阵元的表面处电镀形成铜柱,并在所述铜柱上形成锡层;

S4. 将所述超声波换能器阵列焊接在印刷电路板上,并在所述铜柱之间充入填料;以及

S5. 利用导线将所述超声波换能器阵列的负极层与所述印刷电路板的相应的焊盘连接。

17. 根据权利要求16所述的方法,其特征在于,步骤S3还包括:在铜柱与锡层之间形成镍层。

18. 根据权利要求16或17所述的方法,其特征在于,在步骤S5之后还包括步骤S6:将收发信号芯片焊接在所述印刷电路板上。

超声波换能器阵列及其制作和封装方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗设备领域,尤其涉及一种超声波换能器阵列以及制作和封装超声波换能器阵列的方法。

背景技术

[0002] 超声诊断作为一种无创、无痛、方便、直观的有效检查手段已广泛应用于医疗领域,用于超声诊断的主要器件是超声波换能器,目前使用的超声波换能器结构主要为单个阵元或一维线阵超声波换能器阵列,限制其临床应用的主要原因是制作方法复杂,并行处理困难,高密度阵列封装互联困难、快速收发问题还未能合理解决。

[0003] 传统的超声波换能器阵列的制作方法是利用金刚石刀片切割压电材料片,再用环氧树脂灌入切缝中,最后双面电镀金形成电极。该制作方法中切缝大小受刀片规格限制,无法做出高密度的换能器阵列;并且当换能器阵元增多,且单元尺寸进一步缩小时,换能器阳极的互联线无法引出。因此传统的超声波换能器制作方法无法满足未来医疗领域对超声波换能器的需求。

发明内容

[0004] 为了克服上述问题的至少一个方面,本发明实施例提供一种超声波换能器阵列,其包括:接收发射层,该接收发射层用于发射和接收超声波信号;正极层,该正极层设置在接收发射层的第一侧上;以及负极层,该负极层设置在接收发射层的与第一侧相对的第二侧上;其特征在于,接收发射层和正极层被分割成多个超声波换能器阵元,使得多个超声波换能器阵元中的每一个均具有自身的正极,并且多个超声波换能器阵元具有公共的负极。

[0005] 根据一些实施例,多个超声波换能器阵元形成 $N \times N$ 阵列, N 为正整数。

[0006] 根据一些实施例,利用间隔填充物将接收发射层和正极层分割成多个超声波换能器阵元。

[0007] 根据一些实施例,间隔填充物包括环氧树脂。

[0008] 根据一些实施例,在超声波换能器阵列的负极层的端部形成有端部阵元,端部阵元成为具有相对于负极层的表面凹陷的表面。

[0009] 根据一些实施例,正极层包括设置在接收发射层的第一侧上的第一镍层和设置在第一镍层上的第一金层,以及负极层包括设置在接收发射层的第二侧上的第二镍层和设置在第二镍层上的第二金层。

[0010] 根据一些实施例,在负极层上设置有覆盖多个超声波换能器阵元并且暴露负极层的端部的声学匹配层,负极层的暴露的端部用于负极的引出。

[0011] 另一方面,本实施例提供一种制作超声波换能器阵列的方法,其特征在于,包括如下步骤:

[0012] S1. 提供用于形成接收发射层的压电材料;

[0013] S2. 在压电材料的第二侧上沉积负极层;

- [0014] S3.在压电材料的第一侧上沉积正极层;以及
- [0015] S4.利用刻蚀工艺将压电材料和正极层刻蚀成多个超声波换能器阵元。
- [0016] 根据一些实施例,步骤S2包括在压电材料的第二侧上沉积第二镍层。
- [0017] 根据一些实施例,步骤S3包括:S31.在压电材料的第一侧上淀积种子层并在种子层上旋涂光刻胶;S32.提供光源和掩膜版,利用光源和掩膜版对压电材料的第一侧进行曝光;S33.将压电材料放入显影液中显影,使光刻胶的剩余部分对应多个超声波换能器阵元之间的间隙部分;以及S34.在压电材料上的由于光刻胶的溶解而被暴露出的种子层上电镀第一镍层。
- [0018] 根据一些实施例,步骤S4包括:从压电材料的第一侧利用干法刻蚀在第一镍层和第二镍层之间形成多个超声波换能器阵元之间的贯穿第一镍层的间隙,并且在间隙中填充环氧树脂。
- [0019] 根据一些实施例,步骤S2进一步包括在第二镍层上沉积第二金层。
- [0020] 根据一些实施例,步骤S3进一步包括在第一镍层上沉积第一金层。
- [0021] 根据一些实施例,步骤S1还包括在压电材料的第二侧上切割压电材料的端部的表面,以形成相对于压电材料的表面凹陷的表面。
- [0022] 根据一些实施例,制作超声波换能器阵列的方法还包括:S5.在负极层上设置覆盖多个超声波换能器阵元并且暴露负极层的端部的声学匹配层,负极层的暴露的端部用于负极的引出。
- [0023] 又一方面,本实施例提供一种用于封装上述任一项的超声波换能器阵列的方法,包括如下步骤:S1.在超声波换能器阵列的正极一侧涂覆光刻胶;S2.将超声波换能器阵列曝光并置于显影液中显影,并溶解对应于每个超声波换能器阵元的表面的光刻胶;S3.在溶解掉光刻胶的每个超声波换能器阵元的表面处电镀形成铜柱,并在铜柱上形成锡层;S4.将超声波换能器阵列焊接在印刷电路板上,并在铜柱之间充入填料;以及S5.利用导线将超声波换能器阵列的负极层与印刷电路板的相应的焊盘连接。
- [0024] 根据一些实施例,步骤S3还包括:在铜柱与锡层之间形成镍层。
- [0025] 根据一些实施例,步骤S5之后还包括S6:将收发信号芯片焊接在印刷电路板上。
- [0026] 与现有技术相比,本发明至少具有以下优点之一:
- [0027] (1) 可按需要制作成高密度二维超声波换能器阵列,从而适用于内窥镜超声波换能器、血管内超声波换能器等小直径探头;
- [0028] (2) 本发明可以在同一时间内检测到更大的组织面积,且阵元数量大、密度高,因此可以获得更完整的病灶信息,缩减诊断时间;
- [0029] (3) 本发明阵元数量大、密度高,可以同一时间内获得更多的数据,来进行三维图像成像,从而获得更加直观的图像信息。

附图说明

[0030] 通过下文中参照附图对本发明所作的描述,本发明的其它目的和优点将显而易见,并可帮助对本发明有全面的理解。

[0031] 图1是本发明一个实施例的超声波换能器阵列的结构示意图;

[0032] 图2是本发明一个实施例的超声波换能器阵元的排列图;

[0033] 图3是本发明另一个实施例的超声波换能器阵列的结构示意图；

[0034] 图4是本发明的一个实施例的超声波换能器的封装示意图；

[0035] 图5是本发明的另一个实施例的超声波换能器的封装示意图。

具体实施方式

[0036] 为使本发明实施例的目的、技术方案和优点更加清楚，下面将结合本发明实施例中的附图，对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述，显然，所描述的实施例是本发明一部分实施例，而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例，本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例，都属于本发明保护的范围。

[0037] 在本发明实施例中使用的术语是仅仅出于描述特定实施例的目的，而非旨在限制本发明。除非另外定义，本发明使用的技术术语或者科学术语应当为本发明所属领域内具有一般技能的人士所理解的通常意义。

[0038] 本发明提供一种超声波换能器阵列，可按需要制作成高密度二维超声波换能器阵列面阵，从而适用于内窥镜超声波换能器、血管内超声波换能器等小直径探头。另一方面，本发明提供的高密度二维超声波换能器阵列可以在同一时间内检测到更大的组织面积，且阵元数量大、密度高，因此可以获得更完整的病灶信息，缩减诊断时间。此外，由于阵元数量大、密度高，从而可以在同一时间段内获得更多的数据，来进行三维图像成像，从而获得活体组织更加直观的图像信息。本发明中提供的超声波换能器阵列的负极的台阶结构为后续换能器阵列与外部互联提供了空间。下面结合附图对本发明实施例作进一步的说明。

[0039] 图1是根据本发明的一个实施例的超声波换能器阵列100的结构示意图。如图1所示，超声波换能器阵列100包括用于发射和接收超声波信号的接收发射层1、设置在接收发射层1的第一侧上的正极层2以及设置在接收发射层1的与第一侧相对的第二侧上的负极层3。接收发射层1和正极层2被分割成多个超声波换能器阵元，使得多个超声波换能器阵元中的每一个均具有自身的正极，并且多个超声波换能器阵元具有公共的负极。超声波换能器阵元的制作材料可以是锆钛酸铅(PZT)、铌镁酸铅-钛酸铅(PMN-PT)等压电材料。

[0040] 多个超声波换能器阵元形成 $N \times N$ 阵列， N 为正整数。本实施例中，多个超声波换能器阵元形成 5×5 阵列，以某一固定宽度的“井”字型间隙平铺于平面，当然，在其他的实施例中，也可以根据需求制作为 10×10 阵列、 20×20 阵列或者其他阵列。本实施例中，超声波换能器阵元和接收发射层1均为矩形，在其他实施例中，可以根据设计需求采用圆形或者其他形状的超声波换能器阵元和接收发射层。

[0041] 利用间隔填充物4将接收发射层1和正极层2分割成多个超声波换能器阵元。图2是根据本发明一个实施例的超声波换能器阵元的排列图。如图2所示，超声波换能器阵元11形状可以为尺寸相同的正方形，以一定的固定间隙平铺于二维平面中，形成矩形二维接收发射层1。根据某些优选的实施例，间隔填充物4可以包括环氧树脂，其能够减小阵元之间的信号串扰。

[0042] 在超声波换能器阵列100的负极层3的端部形成有端部阵元5，端部阵元5形成成为具有相对于负极层3的表面凹陷的表面。在本实施例中，端部阵元5的形状为矩形，当然在其他的实施例中，也可以是圆形或者其他可能的形状。端部阵元5相对于负极层3的表面凹陷，也即是端部阵元5与负极层3之间具有高度差，如图1所示，端部阵元5与负极层3之间形成台阶

结构,为了描述的方便,将其称为第一台阶结构。第一台阶结构的下表面为端部阵元5。端部阵元5可以预留出足够的宽度,为后续超声波换能器阵列100的负极引出预留合理的空间。

[0043] 如图1所示,正极层2包括设置在接收发射层1的第一侧上的第一镍层21和设置在第一镍层21上的第一金层22,以及负极层3包括设置在接收发射层1的第二侧上的第二镍层31和设置在第二镍层31上的第二金层32。第一镍层21和第一金层22只存在于超声波换能器阵元11下方,间隔填充物4的下方没有第一镍层21和第一金层22;第二镍层31和第二金层32均是完整的一层,即在发射接收阵元11和间隔填充物4上方均存在。

[0044] 图3是根据本发明的另一个实施例的超声波换能器阵列的结构示意图。如图3所示,在负极层3上设置有覆盖多个超声波换能器阵元11并且暴露负极层3的端部的声学匹配层6,负极层3的暴露的端部用于负极的引出。声学匹配层6与端部阵元5之间形成高度差,形成台阶结构,为了描述方便,称之为第二台阶结构,第二台阶结构的下表面为端部阵元5。第二台阶结构的下表面与超声波换能器阵列100的负极层3为一个整体。声学匹配层6的材料可以是氧化铝粉末或金属钨粉末,与微气泡一起混合入环氧树脂固化形成。第二台阶结构的下表面可以预留足够的宽度,为后续超声波换能器阵列的负极引出预留合理的空间。声学匹配层6可以和超声波换能器阵列100的接收发射层1大小相同。

[0045] 在上述实施例中,超声波换能器阵列100的多个发射接收阵元11有各自独立的正电极,而负极为共用电极。因此,每一个超声波换能器阵元11只需在正极一侧分别引出各自的互联线。另外,在上述实施例中,第一台阶结构和第二台阶结构分别为超声波换能器阵列负极互联线的引出预留了合理的空间。第一台阶结构和第二台阶结构的下表面处的电极与发射接收层1的负极电极相连,形成一个整体,因此超声波换能器阵列100的负极引出只需通过第一台阶结构或者第二台阶结构的下表面利用引线引出即可。此外,第一台阶结构和第二台阶结构上下表面的高度差均为引线提供了空间上的保护。在上述两种实施方案中,第一台阶结构和第二台阶结构下表面大小与端部阵元大小相同,在某些实施例中,第一台阶结构和第二台阶结构下表面大小与矩形阵元大小可以不同,只需要留出足够的宽度以供负极互联线键合即可。

[0046] 基于同一构思,本发明实施例提供一种制作超声波换能器阵列的方法,包括如下步骤:

[0047] S1. 提供用于形成接收发射层的压电材料。

[0048] 在某些实施例中,步骤S1还包括在压电材料的第二侧上切割压电材料的端部的表面,以形成相对于压电材料的表面凹陷的表面。即在压电材料的第二侧的边缘处切割出一个台阶状部分。

[0049] S2. 在压电材料的第二侧上沉积负极层。

[0050] 在某些可能的实施例中,在压电材料的第二侧的表面上沉积一层镍作为硬掩模,这层镍即是第二镍层。

[0051] 在某些可能的实施例中,在第二镍层上可以沉积一层金,这层金即是第二金层。

[0052] S3. 在压电材料的第一侧上沉积正极层。

[0053] 步骤S3具体包括如下步骤:

[0054] S31. 在压电材料的第一侧上淀积种子层并在种子层上旋涂光刻胶,旋涂(或称旋转涂覆)是依靠压电材料旋转时产生的离心力及重力作用,将落在压电材料上的光刻胶液

滴全面流布于压电材料种子层表面的涂覆过程。旋涂易于获得密度较大的涂层,涂层厚度比较均匀。

[0055] S32.提供光源和掩膜版,利用光源和掩膜版对压电材料的第一侧进行曝光。

[0056] S33.将压电材料放入显影液中显影,使光刻胶的剩余部分对应多个超声波换能器阵元之间的间隙部分;也即是显影后,光刻胶会部分溶解,光刻胶未溶解的地方即对应着间隔填充物4所对应的位置。

[0057] S34.在压电材料上的由于光刻胶的溶解而被暴露出的种子层上电镀第一镍层。将显影后的压电材料置于电镀液中,在第一面没有光刻胶的位置电镀一定厚度的镍层作为硬掩模,在这一步中,镍层硬掩模的厚度应保证压电材料被刻蚀通时,镍层硬掩模还未被刻蚀完。

[0058] 在某些可能的实施例中,可以在第一镍层上进一步沉积第一金层。

[0059] S4.利用刻蚀工艺将压电材料和正极层刻蚀成多个超声波换能器阵元。

[0060] 从压电材料的第一侧利用干法刻蚀在第一镍层和第二镍层之间形成多个超声波换能器阵元之间的贯穿第一镍层的间隙,并且在间隙中填充环氧树脂。具体做法是:将压电材料放入离子刻蚀机,利用干法刻蚀将没有镍层硬掩模的位置刻蚀到第二侧的镍层所在的位置,在第二侧的镍层上形成刻蚀间隙,将间隔填充物填充到刻蚀间隙。

[0061] 在某些可能的实施例中,还包括步骤S5,在负极层上设置覆盖多个超声波换能器阵元并且暴露负极层的端部的声学匹配层,负极层的暴露的端部用于负极的引出。

[0062] 基于同一构思,本发明实施例还提供一种用于封装上述任意实施例中的超声波换能器阵列的方法,包括如下步骤:

[0063] S1.在超声波换能器阵列的正极一侧涂覆光刻胶。

[0064] S2.将超声波换能器阵列曝光并置于显影液中显影,并溶解对应于每个超声波换能器阵元的表面的光刻胶。

[0065] 将光刻胶曝光并置于显影液中显影,去除正极电极上方的光刻胶,并且溶解对应于每个超声波换能器阵元的表面的光刻胶,此步骤中,溶解光刻胶是为了为后续铜柱的电镀提供窗口,因此,此处溶解的光刻胶面积可根据实际需要调整大小。根据优选的实施例,预定面积可以是每个超声波换能器阵元的面积。

[0066] S3.在溶解掉光刻胶的每个超声波换能器阵元的表面处电镀形成铜柱,并在铜柱上形成锡层。

[0067] 在没有光刻胶的位置电镀形成铜柱,并且在铜柱顶端形成锡层。根据优选的实施例,电镀铜柱后可以在铜柱与锡层之间形成镍层,防止铜柱和锡层生成金属化合物。

[0068] S4.将超声波换能器阵列焊接在印刷电路板上,并在铜柱之间充入填料。

[0069] 准备一块印刷电路板,正反两面均做好线路和焊盘;将超声波换能器阵列焊接在印刷电路板上,在铜柱之间灌入填料;填料可用氧化铝粉或者钨粉与微气泡一同混合进环氧树脂中,用以加固焊点的同时可作为超声波换能器阵列的背衬材料。另外,矩形阵元下方的铜柱凸点没有互联导通作用,只作为后续引线键合的支撑,防止引线键合时的压力使二维超声波换能器阵元翘起。

[0070] S5.利用导线将超声波换能器阵列的负极层与印刷电路板的相应的焊盘连接。

[0071] 通过引线键合机利用导线将超声波换能器阵列的负极层与印刷电路板的相应的

焊盘连接,例如可以是,利用金线将超声波换能器阵列第一台阶结构处的第二金层与印刷电路板边缘上的焊盘相连;当然,还可以是利用金线将超声波换能器阵列负极层3的暴露的端部,例如可以是第二金层,与印刷电路板边缘上的焊盘相连。根据优选的实施例,金线可以设置有多根,由此可以减小电阻。

[0072] 根据优选的实施例,步骤S5之后还包括S6:将收发信号芯片焊接在印刷电路板上。可以将收发信号芯片通过焊球焊接在印刷电路板的背面。

[0073] 图4是根据本发明的一个实施例的超声波换能器阵列100的封装示意图。如图4所示,镍层17在铜柱11与锡层12的中间,金线8连接第二金层与印刷电路板10上的焊盘91,锡层12通过焊盘92与印刷电路板10连接,收发信号芯片14通过焊球13与焊盘93连接,7是铜柱之间的填料。

[0074] 图5是根据本发明另一个实施例的超声波换能器的封装示意图。金线8连接超声波换能器阵列100的负极层3的暴露的端部与印刷电路板10上的焊盘91,图5中的6为声学匹配层,其他结构的封装均与参照附图4所述的超声波换能器阵列100的封装相同。

[0075] 本发明提供的封装方法中,超声波换能器阵列正极互联所用方案为铜柱凸点技术。根据设计需求和阵元大小,可以选用植球等其他凸点互联方式形成超声波换能器阵列的倒装封装。

[0076] 本发明提供的二维超声波换能器阵列可按需要制作成高密度二维超声波换能器阵列面阵,从而适用于内窥镜超声波换能器、血管内超声波换能器等小直径探头。本发明提供的高密度二维超声波换能器阵列可以在同一时间内检测到更大的组织面积,且阵元数量大、密度高,因此可以获得更完整的病灶信息,缩减诊断时间。此外,由于阵元数量大、密度高,从而可以同一时间内段获得更多的数据,来进行三维图像成像,从而获得活体组织更加直观的图像信息。本发明中提供的超声波换能器阵列负极的台阶结构为后续换能器阵列与外部互联提供了空间。

[0077] 最后应说明的是:以上实施例仅用以说明本发明的技术方案,而非对其限制;尽管参照前述实施例对本发明进行了详细的说明,本领域的普通技术人员应当理解:其依然可以对前述各实施例所记载的技术方案进行修改,或者对其中部分技术特征进行等同替换;而这些修改或者替换,并不使相应技术方案的本质脱离本发明各实施例技术方案的精神和范围。

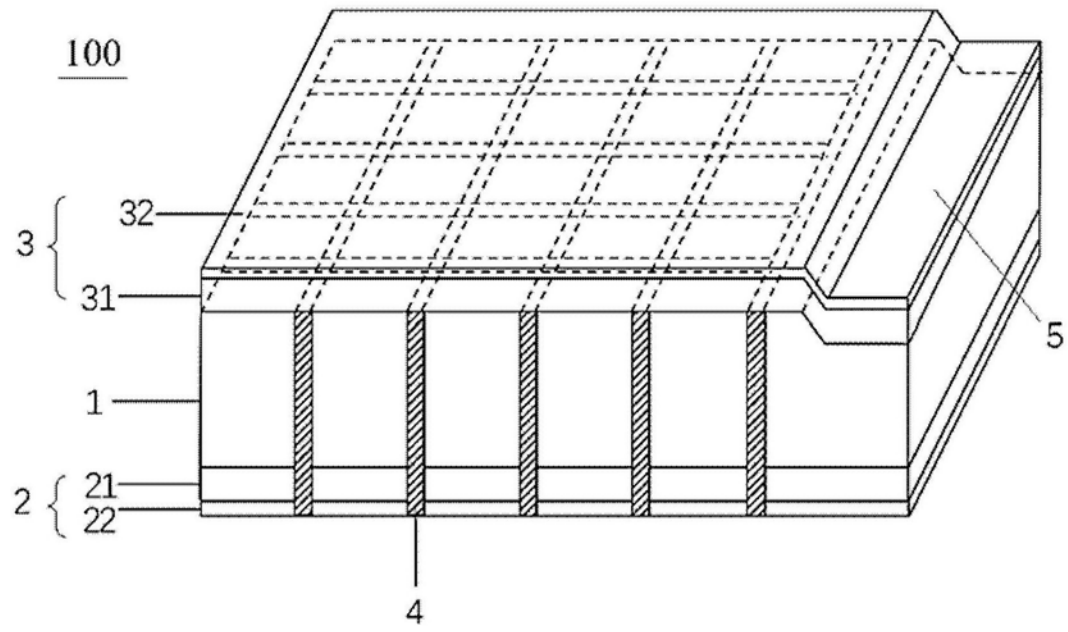


图1

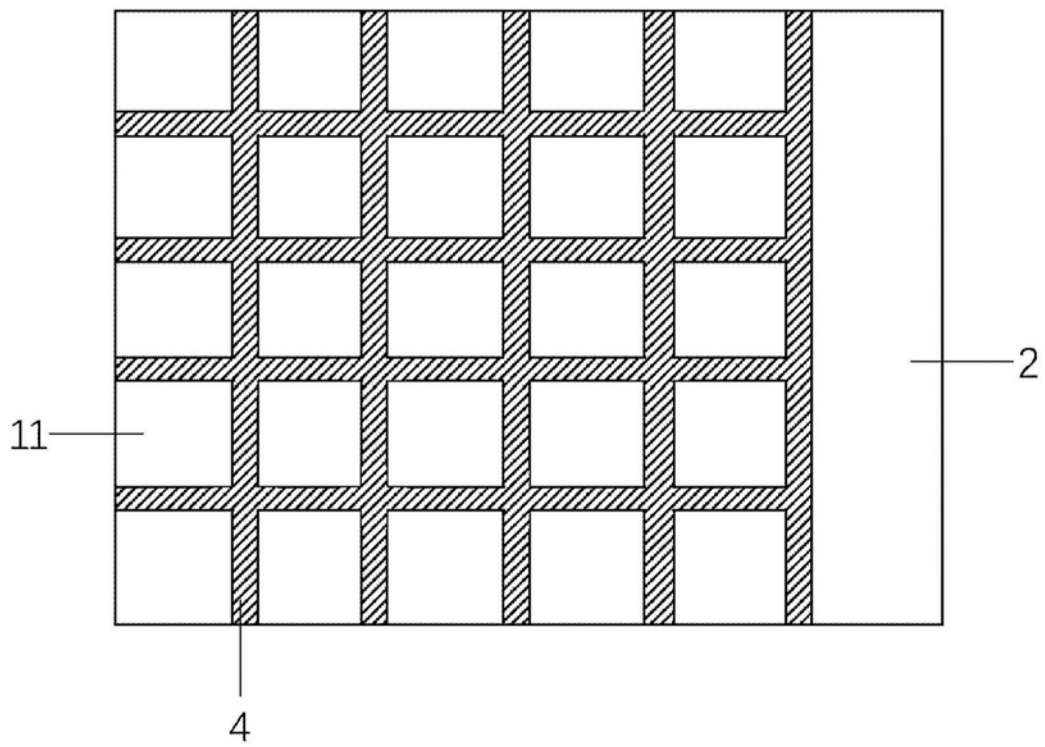


图2

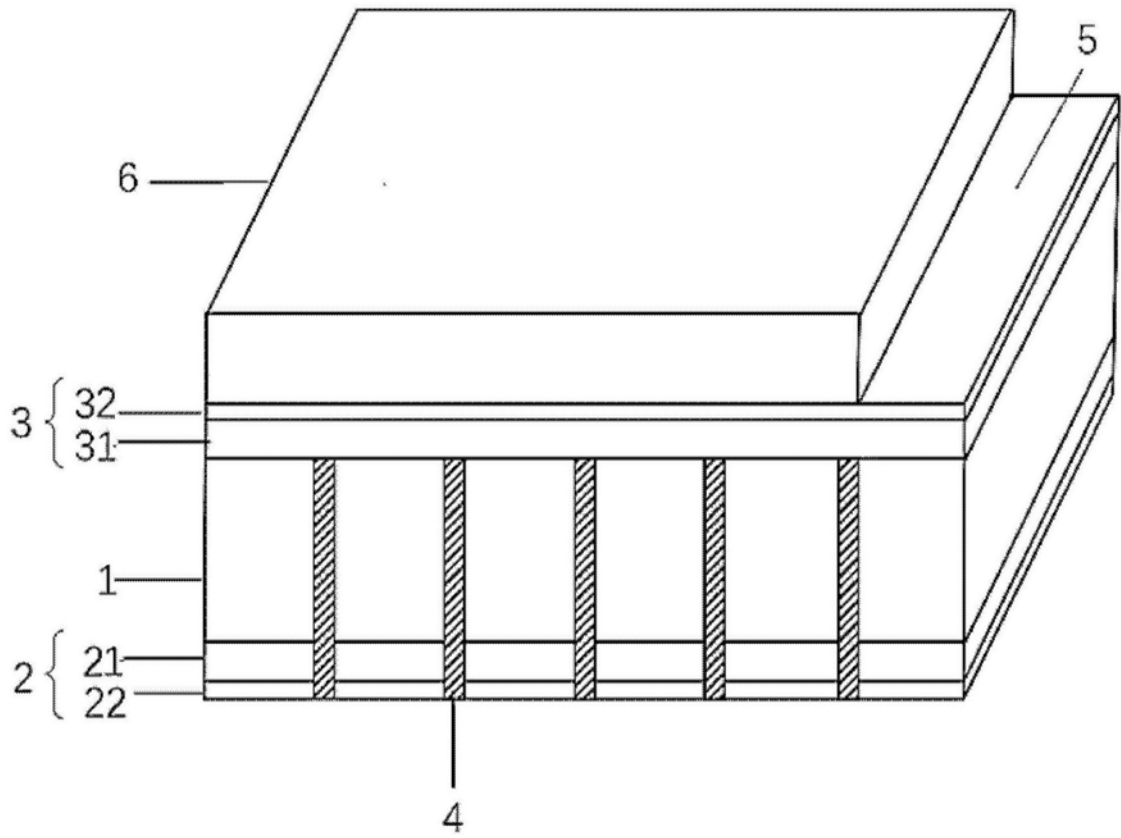


图3

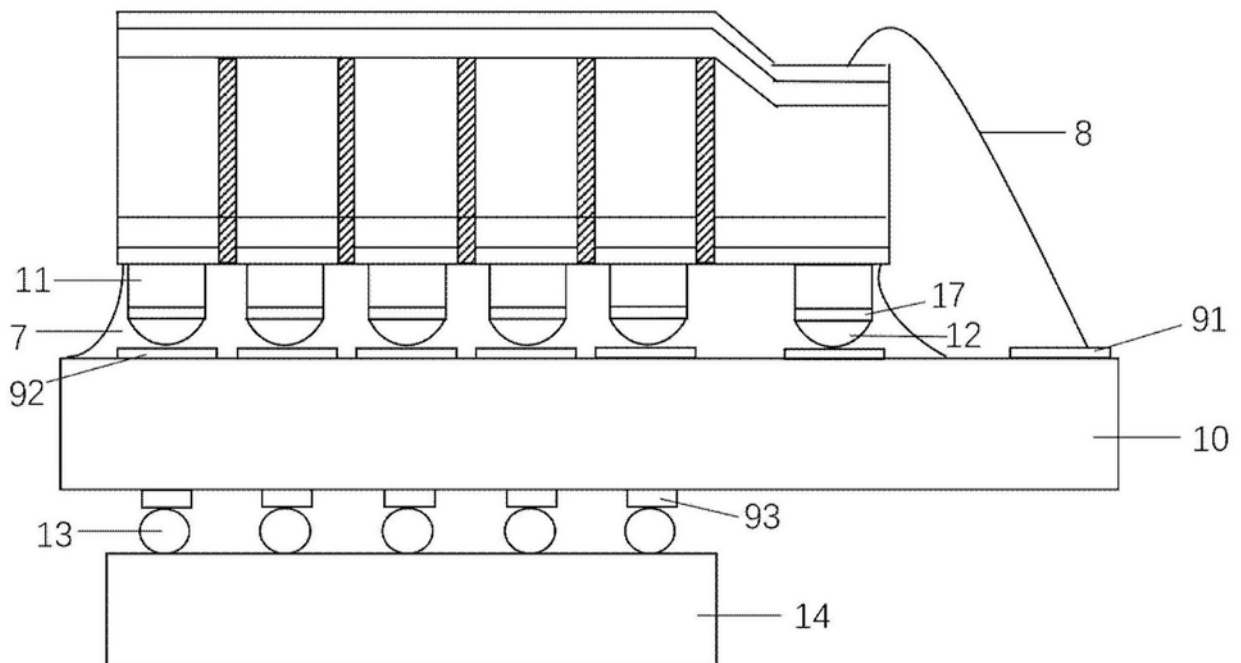


图4

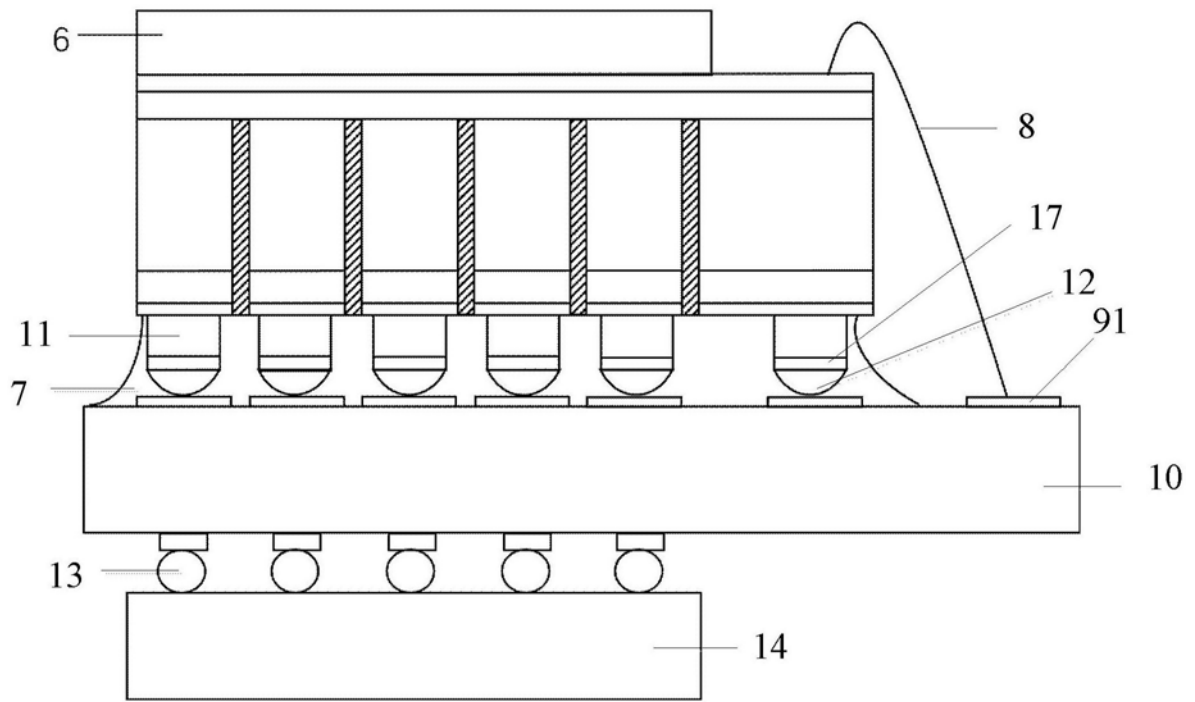


图5

专利名称(译)	超声波换能器阵列及其制作和封装方法		
公开(公告)号	CN109192749A	公开(公告)日	2019-01-11
申请号	CN201810767230.9	申请日	2018-07-12
[标]申请(专利权)人(译)	中国科学院微电子研究所		
申请(专利权)人(译)	中国科学院微电子研究所		
当前申请(专利权)人(译)	中国科学院微电子研究所		
[标]发明人	鲁瑶 万里兮		
发明人	鲁瑶 万里兮		
IPC分类号	H01L27/20 H01L41/25 H01L41/29 H01L41/332 A61B8/00		
CPC分类号	H01L27/20 A61B8/4494 H01L41/25 H01L41/29 H01L41/332		
代理人(译)	任岩		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种超声波换能器阵列，其包括用于发射和接收超声波信号的接收发射层、设置在接收发射层的第一侧上的正极层以及设置在接收发射层的与第一侧相对的第二侧上的负极层。接收发射层和正极层被分割成多个超声波换能器阵元，使得多个超声波换能器阵元中的每一个均具有自身的正极，并且多个超声波换能器阵元具有公共的负极。本发明还提供制作以及封装超声波换能器阵列的方法。本发明提供的超声波换能器阵列可以在同一时间内检测到更大的组织面积，获得更完整的病灶信息，缩减诊断时间，并可以进行三维图像成像，从而获得更加直观的图像信息。

