



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109759306 A

(43)申请公布日 2019.05.17

(21)申请号 201910108865.2

(22)申请日 2019.02.03

(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 李佳

(51)Int.Cl.

B06B 1/02(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

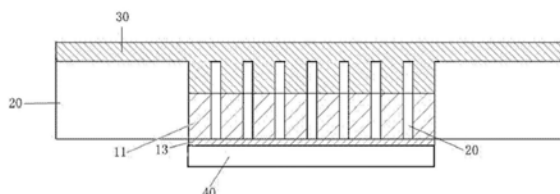
权利要求书1页 说明书5页 附图6页

(54)发明名称

超声换能器阵列结构及其制备方法

(57)摘要

本发明提供了一种超声换能器阵列结构及其制备方法,属于医疗设备技术领域。其中超声换能器阵列结构包括:超声换能器阵列本体、胶、金属互联线层以及声学匹配层;所述金属互联线层覆盖于所述胶和所述超声换能器阵列本体的表面;所述超声换能器阵列本体嵌于所述胶中;所述声学匹配层覆盖于所述超声换能器阵列本体下方。本发明提供的超声换能器阵列结构,实现了医疗领域对超声换能器高密度、高频率、重量轻、体积小需求。



1. 一种超声换能器阵列结构,其特征在于,包括:

超声换能器阵列本体、胶、金属互联线层以及声学匹配层;

所述金属互联线层覆盖于所述胶和所述超声换能器阵列本体的表面;所述超声换能器阵列本体嵌于所述胶中;所述声学匹配层覆盖于所述超声换能器阵列本体下方。

2. 根据权利要求1所述超声换能器阵列结构,其特征在于,所述超声换能器阵列本体包括接收发射阵元、正极电极层、负极电极层以及填充于所述接收发射阵列的胶;所述正极电极层覆盖于所述接收发射阵元上方;所述负极电极层位于所述接收发射阵元和胶的下方。

3. 根据权利要求2所述的超声换能器阵列结构,其特征在于,所述超声换能器阵列本体的接收发射阵元的形状为尺寸相同的矩形或者圆形;所述接收发射阵元之间以固定间隙排列,形成超声换能器阵列。

4. 根据权利要求2所述的超声换能器阵列结构,其特征在于,所述超声换能器阵列结构中位于所述超声换能器阵列本体的正极电极层一侧的胶的表面高于所述超声换能器阵列本体的正极电极层。

5. 根据权利要求2所述的超声换能器阵列结构,其特征在于,所述超声换能器阵列结构中位于所述超声换能器阵列本体的负极电极层一侧的胶的表面与所述超声换能器阵列本体的负极电极层在同一水平面。

6. 根据权利要求2所述的超声换能器阵列结构,其特征在于,所述超声换能器阵列本体的接收发射阵元的材料为锆钛酸铅或铌镁酸铅-钛酸铅。

7. 一种超声换能器阵列结构制备方法,其特征在于,所述方法包括:

制备以固定间隙排列的固定深度的接收发射阵元构成的超声换能器阵列;所述接收发射阵元上覆盖有正极电极层;

在Core板中制作一个凹槽;所述凹槽的大小与所述超声换能器阵列的大小相等,深度小于所述超声换能器阵列的高度;

将所述超声换能器阵列放于所述Core板的凹槽中;

将胶压覆在所述超声换能器阵列和所述Core板的上表面,使胶完全填充所述接收发射阵元之间的间隙,并完全覆盖所述Core板和所述超声换能器阵列的上表面;

将所述正极电极层上的胶去除,使所述正极电极层与所述胶形成凹槽;

在所述胶的上表面以及所述正极电极层与所述接收发射阵元之间的胶形成的凹槽中形成金属互连线层,并将所述金属互连线层制成金属互连线图案;

对所述Core板和所述超声换能器阵列的下表面进行厚度减薄处理,使所述超声换能器阵列中的接收发射阵元和所述接收发射阵元之间的胶达到预设高度;

在所述接收发射阵元和所述接收发射单元之间的胶的下表面覆盖负极电极层;

在所述负极电极层上覆盖声学匹配层,得到超声换能器阵列结构。

8. 根据权利要求7所述的方法,其特征在于,将所述正极电极层上的胶去除的方法为光刻或激光打孔。

9. 根据权利要求7所述的方法,其特征在于,将所述金属互连线层制成金属互连线图案的方法为光刻、刻蚀或者压印。

10. 根据权利要求7所述的方法,其特征在于,所述声学匹配层的厚度根据所述超声换能器阵列的工作频率得到。

超声换能器阵列结构及其制备方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗设备技术领域,尤其是涉及一种超声换能器阵列结构及其制备方法。

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。产生超声波的主要器件是超声换能器。目前在医疗领域使用的超声换能器阵列结构主要应用在体外检查,如腹部B超等。由超声换能器阵列结构组成的体内超声换能器探头的工作频率普遍不高,因此分辨率不高,且探头尺寸较大,在诊断中病人容易产生不适感,使病人对诊断过程产生恐惧及不安。限制体内超声换能器探头小型化、图像清晰化的主要问题在于信号线引出困难、信号并行处理困难、高密度阵列封装互联困难、且快速收发问题还未能合理解决。

[0003] 目前体内超声换能器探头的工作频率不高于20MHz,图像清晰度差,因此临床诊断时很大程度上依赖于临床医师的诊断经验。且超声换能器阵列探头多为一维线阵,获得的图像为二维组织截面图像。相比于二维图像,三维图像更加直观,可以获得被检测组织的体积、面积和形态等重要信息、有利于临床诊断的准确性和高效性。目前医疗领域中所用的一维线阵换能器只能通过扫描重建的方式获得三维图像,这种图像获取方法的缺点有三:其一,为了建立三维图像,需要扫描组织器官不同位置的图像再进行图像重建,因此检测时间长、数据量巨大,不利于图像处理;其二,扫描出的数据是在不同时间段获得的,因此无法获得活体组织的实时信息;其三,由于扫描数据量大,获取的数据不在同一时间段,且由于超声换能器探头本身分辨率不高,图像重建后将进一步降低图像分辨率。

[0004] 目前传统的超声换能器阵列的互联方法是先将超声换能器阵列预制好,再通过引线互联或表面贴装的方法实现数据线引出。这些方法的主要问题在于,当换能器阵元增多,且单元尺寸进一步缩小时,互联线制作困难,贴装精度难以控制。因此,目前超声换能器阵列的封装互联方法无法满足未来医疗领域对超声换能器高密度、高频率、重量轻、体积小需求。

发明内容

[0005] (一)要解决的技术问题

[0006] 鉴于上述技术问题,本发明的目的在于提供一种高密度、高频率的超声换能器阵列结构及其制备方法。

[0007] (二)技术方案

[0008] 根据本发明的一个方面,提供了一种超声换能器阵列结构,包括超声换能器阵列本体、胶、金属互联线层以及声学匹配层;

[0009] 所述金属互联线层覆盖于所述胶和所述超声换能器阵列本体的表面;所述超声换能器阵列本体嵌于所述胶中;所述声学匹配层覆盖于所述超声换能器阵列本体下方。

[0010] 在一些实施例中,所述超声换能器阵列本体包括接收发射阵元、正极电极层、负极电机层以及填充于所述接收发射阵列的胶;所述正极电极层覆盖于所述接收发射阵元上方;所述负极电极层位于所述接收发射阵元和胶的下方。

[0011] 在一些实施例中,所述超声换能器阵列本体的接收发射阵元的形状为尺寸相同的矩形或者圆形;所述接收发射阵元之间以固定间隙排列,形成超声换能器阵列。

[0012] 在一些实施例中,所述超声换能器阵列结构中位于所述超声换能器阵列本体的正极电极层一侧的胶的表面高于所述超声换能器阵列本体的正极电极层。

[0013] 在一些实施例中,所述超声换能器阵列结构中位于所述超声换能器阵列本体的负极电极层一侧的胶的表面与所述超声换能器阵列本体的负极电极层在同一水平面。

[0014] 在一些实施例中,所述超声换能器阵列本体的接收发射阵元的材料为锆钛酸铅或铌镁酸铅-钛酸铅。

[0015] 根据本发明的另一个方面,提供了一种超声换能器阵列结构制备方法,所述方法包括:

[0016] 制备以固定间隙排列的固定深度的接收发射阵元构成的超声换能器阵列;所述接收发射阵元上覆盖有正极电极层;

[0017] 在Core板中制作一个凹槽;所述凹槽的大小与所述超声换能器阵列的大小相等,深度小于所述超声换能器阵列的高度;

[0018] 将所述超声换能器阵列放于所述Core板的凹槽中;

[0019] 将胶压覆在所述超声换能器阵列和所述Core板的上表面,使胶完全填充所述接收发射阵元之间的间隙,并完全覆盖所述Core板和所述超声换能器阵列的上表面;

[0020] 将所述正极电极层上的胶去除,使所述正极电极层与所述胶形成凹槽;

[0021] 在所述胶的上表面以及所述正极电极层与所述接收发射阵元之间的胶形成的凹槽中形成金属互连线层,并将所述金属互连线层制成金属互连线图案;

[0022] 对所述Core板和所述超声换能器阵列的下表面进行厚度减薄处理,使所述超声换能器阵列中的接收发射阵元和所述接收发射阵元之间的胶达到预设高度;

[0023] 在所述接收发射阵元和所述接收发射单元之间的胶的下表面覆盖负极电极层;

[0024] 在所述负极电极层上覆盖声学匹配层,得到超声换能器阵列结构。

[0025] 在一些实施例中,将所述正极电极层上的胶去除的方法为光刻或激光打孔。

[0026] 在一些实施例中,将所述金属互连线层制成金属互连线图案的方法为光刻、刻蚀或者压印。

[0027] 在一些实施例中,所述声学匹配层的厚度根据所述超声换能器阵列的工作频率得到。

[0028] (三)有益效果

[0029] 从上述技术方案可以看出,本发明提供的超声换能器阵列结构及其制备方法具有以下有益效果:

[0030] (1) 本发明提供的超声换能器阵列结构,体积小,可以减小相应的超声换能器探头的尺寸,进而减轻病人检查时的痛苦。

[0031] (2) 本发明提供的超声换能器阵列结构,工作频率高,可以应用于高频超声换能器探头,提高其分辨率。

[0032] (3) 本发明提供的超声换能器阵列结构,密度高,可以应用于高密度超声换能器,能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,还可以段获得更多的数据,进行三维成像,获得活体组织更加直观的图像信息。

[0033] (4) 本发明提供的超声换能器阵列结构制备方法,可以实现小尺寸、高密度、高频率的超声换能器阵列的封装互联,实现了医疗领域对超声换能器高密度、高频率、重量轻、体积小的需求。

附图说明

[0034] 为了更清楚地说明本发明具体实施方式或现有技术中的技术方案,下面将对具体实施方式或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图是本发明的一些实施方式,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0035] 图1为本发明实施例提供的超声换能器阵列结构的剖面示意图;

[0036] 图2是本发明实施例提供的超声换能器阵列结构的三维外观示意图;

[0037] 图3是本发明实施例提供的超声换能器阵列结构的底部示意图;

[0038] 图4是本发明实施例提供的超声换能器阵列本体的三维外观示意图;

[0039] 图5是本发明实施例提供的超声换能器阵列本体的结构侧视图。

[0040] 图6为本发明实施例提供的超声换能器阵列结构制备方法流程图;

[0041] 图7是本发明实施例提供的由接收发射阵元构成的超声换能器阵列示意图;

[0042] 图8是本发明实施例提供的Core板示意图;

[0043] 图9是本发明实施例提供的超声换能器阵列结构未减薄时的剖面示意图;

[0044] 图10是本发明实施例提供的具有多层金属互联层的超声换能器阵列结构的三维外观示意图。

[0045] 上述附图中,附图标记含义具体如下:

[0046] 11-接收发射阵元;12-正极电极层;13-负极电极层;20-胶;30-金属互联线层;40-声学匹配层;50-超声换能器阵列;60-Core板;70-保护膜。

具体实施方式

[0047] 为使本发明实施例的目的、技术方案和优点更加清楚,下面将结合附图对本发明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。

[0048] 本发明实施例提供一种超声换能器阵列结构及其制备方法,可以解决现有技术中超声换能器高频率和高密度无法同时满足的问题;可以大幅度提高医用超声换能器的工作频率,减小器件尺寸。

[0049] 为便于对本实施例进行理解,首先对本发明实施例所提供的超声换能器阵列结构进行详细介绍,如图1至图3所示,该超声换能器阵列结构包括:

[0050] 超声换能器阵列本体10、胶20、金属互联线层30以及声学匹配层40;

[0051] 金属互联线层30覆盖于胶20和超声换能器阵列本体10的表面;超声换能器阵列本

体10嵌于胶20中;声学匹配层40覆盖于超声换能器阵列本体10下方。

[0052] 本发明实施例提供的超声换能器阵列结构,体积小,可以减小相应的超声换能器探头的尺寸,进而减轻病人检查时的痛苦。

[0053] 如图4和图5所示,超声换能器阵列本体10包括接收发射阵元11、正极电极层12、负极电极层13以及填充于接收发射阵列11的胶20;其中,正极电极层12覆盖于所述接收发射阵元11上方;负极电极层13位于接收发射阵元11和胶20的下方。

[0054] 在本实施例中,超声换能器阵列本体10的接收发射阵元11为尺寸相同的矩形或者圆形;接收发射阵元11之间以固定间隙排列,形成超声换能器阵列50,如图7所示。

[0055] 如图1所示,超声换能器阵列结构中位于所述超声换能器阵列本体10的正极电极层12一侧的胶20的表面高于超声换能器阵列本体10的正极电极层12的;超声换能器阵列结构中位于超声换能器阵列本体10的负极电极层13一侧的胶20的表面与超声换能器阵列本体10的负极电极层13在同一水平面。

[0056] 优选的,超声换能器阵列本体10的接收发射阵元11的材料可以为锆钛酸铅或铌镁酸铅-钛酸铅。

[0057] 本发明实施例提供的超声换能器阵列结构,工作频率高,可以应用于高频超声换能器探头,提高其分辨率;密度高,可以应用于高密度超声换能器,能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,还可以段获得更多的数据,进行三维成像,获得活体组织更加直观的图像信息。

[0058] 根据本发明的另一个方面,本发明实施例还提供了一种超声换能器阵列结构制备方法,如图6所示,该方法包括如下步骤:

[0059] 步骤S101,制备以固定间隙排列的固定深度的接收发射阵元构成的超声换能器阵列;接收发射阵元上覆盖有正极电极层。

[0060] 其中,接收发射阵元的深度由超声换能器的工作频率决定。

[0061] 步骤S102,在Core板中制作一个凹槽。Core板中的凹槽如图8所示,其中,凹槽的大小与超声换能器阵列的大小相等,深度小于超声换能器阵列的高度。

[0062] 步骤S103,将超声换能器阵列放于Core板的凹槽中。

[0063] 步骤S104,将胶压覆在超声换能器阵列和Core板的上表面,使胶完全填充接收发射阵元之间的间隙,并完全覆盖Core板和超声换能器阵列的上表面。

[0064] 步骤S105,将正极电极层上的胶去除,使正极电极层与胶形成凹槽。

[0065] 优选的,去除正极电机层上的胶的方法可以是光刻或激光打孔。

[0066] 步骤S106,在胶的上表面以及正极电极层与接收发射阵元之间的胶形成的凹槽中形成金属互连线层,并将金属互连线层制成金属互连线图案。

[0067] 优选的,将金属互连线层制成金属互连线图案的方法为光刻、刻蚀或者压印。

[0068] 在本实施例中,在步骤S106之后,该超声换能器阵列结构制备方法还包括:在金属互连线层覆盖一层由临时键合胶组成的保护膜,如图9所不。

[0069] 步骤S107,对Core板和超声换能器阵列的下表面进行厚度减薄处理,使超声换能器阵列中的接收发射阵元和接收发射阵元之间的胶达到预设高度。

[0070] 在本实施例中,Core板被完全被减薄殆尽,在其他实施例中,超声换能器阵列外侧的Core板也可以残留一定厚度,只需保证超声换能器阵列的接收发射阵元和接收发射阵元

之间的胶达到所需高度。

[0071] 步骤S108,在接收发射阵元和接收发射阵元之间的胶的下表面覆盖负极电极层。

[0072] 在本实施例中,在步骤S109之后,该超声换能器阵列结构制备方法还包括:将金属互连线层覆盖的保护膜去掉。

[0073] 步骤S109,在负极电极层上覆盖声学匹配层,得到超声换能器阵列结构。

[0074] 优选的,声学匹配层的厚度根据所述超声换能器阵列的工作频率得到。

[0075] 在本实施例中,根据需要的超声换能器阵列结构,可重复步骤S104至步骤S106,形成如图10所示的具有多层金属互连线层的超声换能器结构。

[0076] 本发明实施例提供的超声换能器阵列结构制备方法,可以实现小尺寸、高密度、高频率的超声换能器阵列的封装互联,实现了医疗领域对超声换能器高密度、高频率、重量轻、体积小需求。

[0077] 还需要说明的是,贯穿附图,在可能导致对本发明的理解造成混淆时,将省略常规结构或构造。并且图中各部件的形状和尺寸不反映真实大小和比例,而仅示意本发明实施例的内容。另外,在权利要求中,不应将位于括号之间的任何参考符号构造成对权利要求的限制。

[0078] 再者,单词“包含”不排除存在未列在权利要求中的元件或步骤。位于元件之前的单词“一”或“一个”不排除存在多个这样的元件。说明书与权利要求中所使用的序数例如“第一”、“第二”、“第三”等的用词,以修饰相应的元件,其本身并不意味着该元件有任何的序数,也不代表某一元件与另一元件的顺序、或是制造方法上的顺序,该些序数的使用仅用来使具有某命名的一元件得以和另一具有相同命名的元件能做出清楚区分。

[0079] 以上所述的具体实施例,对本发明的目的、技术方案和有益效果进行了进一步详细说明,所应理解的是,以上所述仅为本发明的具体实施例而已,并不用于限制本发明,凡在本发明的精神和原则之内,所做的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

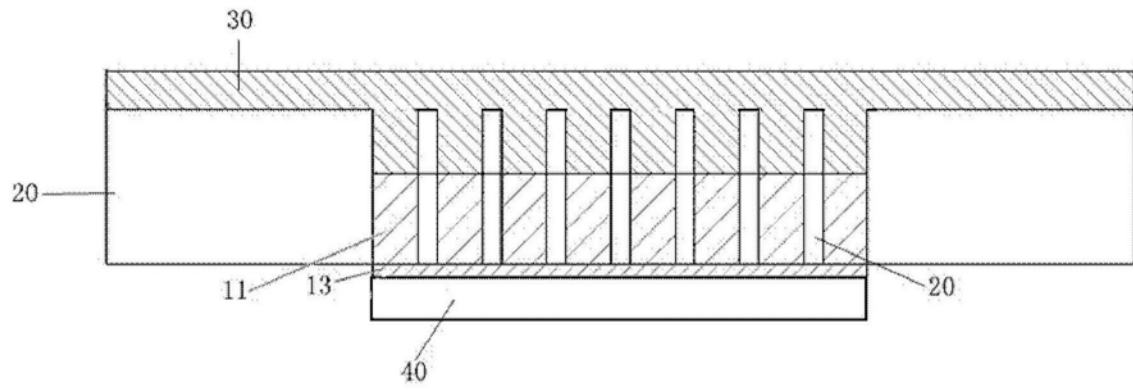


图1

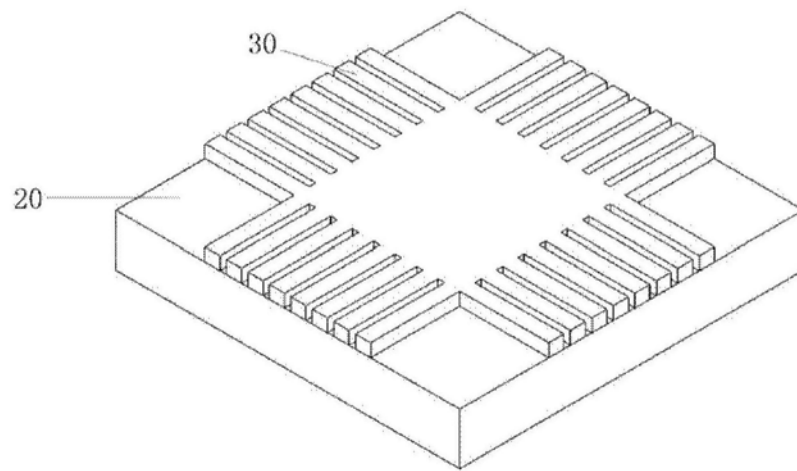


图2

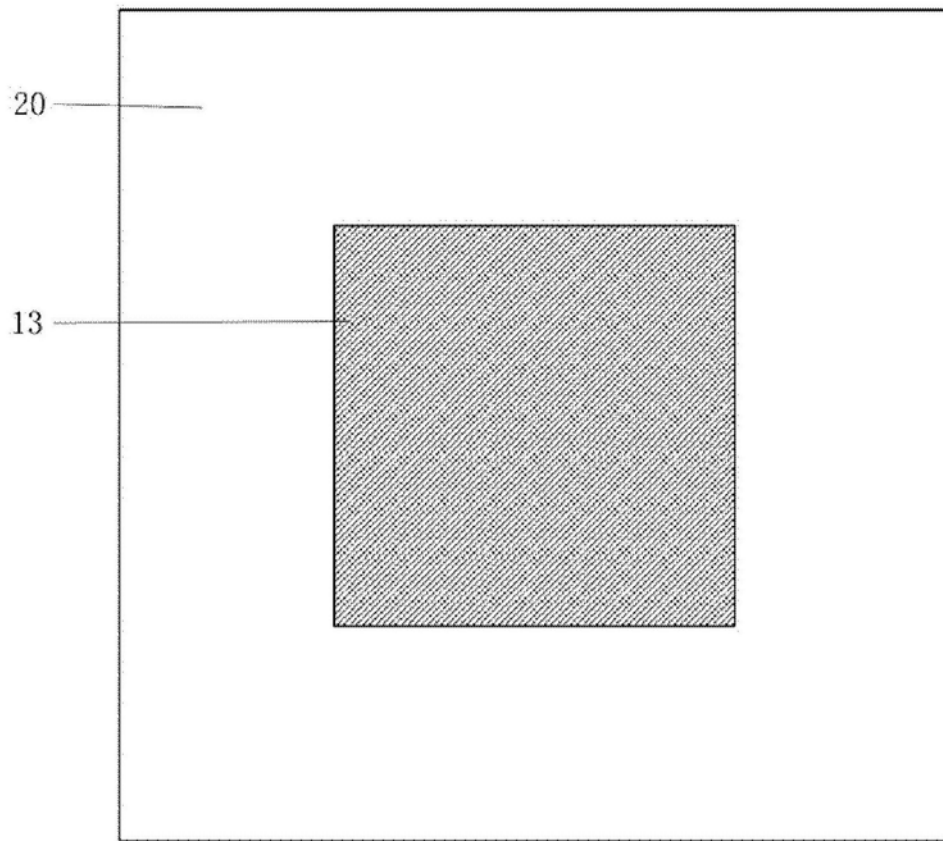


图3

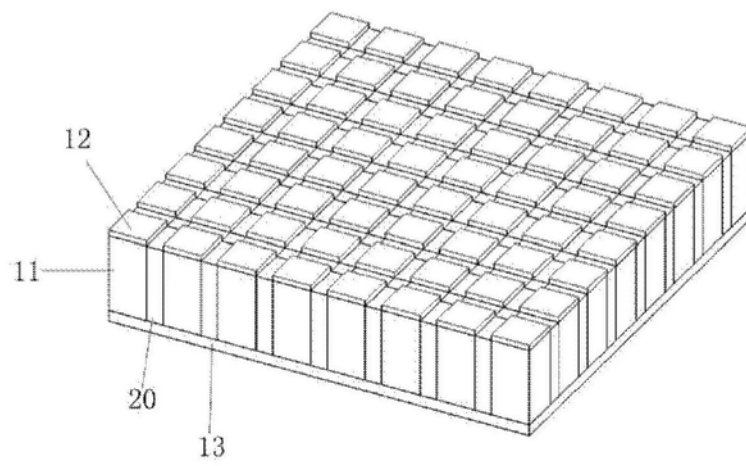


图4

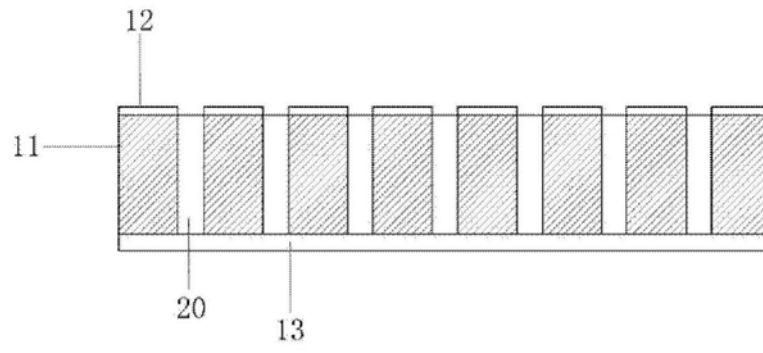


图5

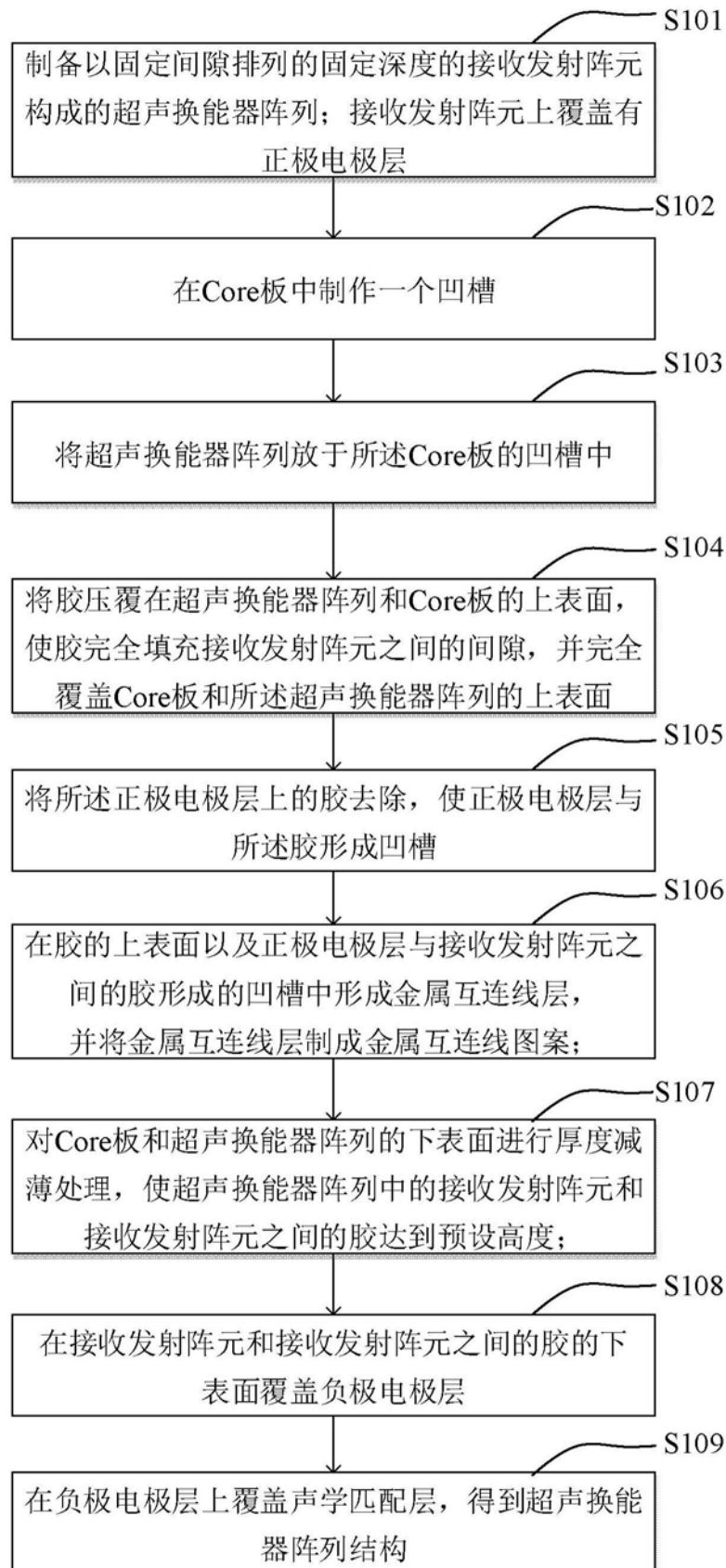


图6

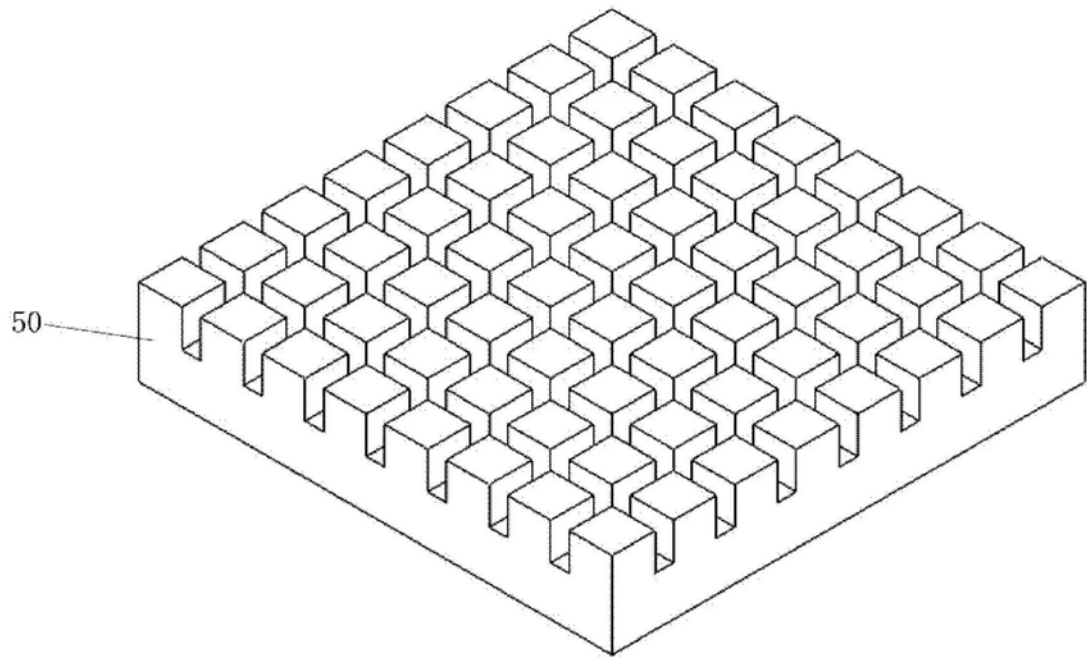


图7

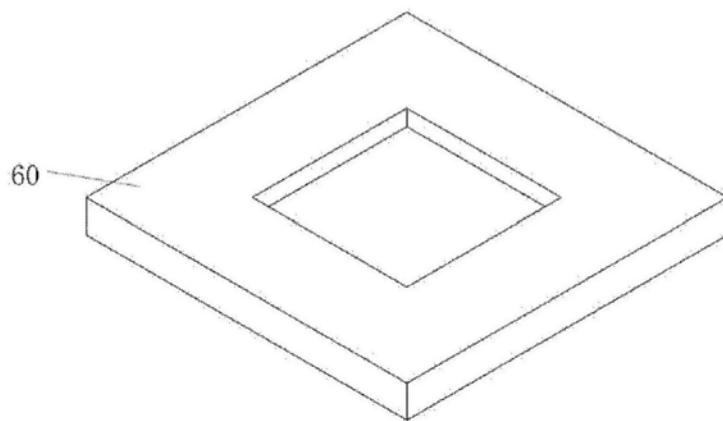


图8

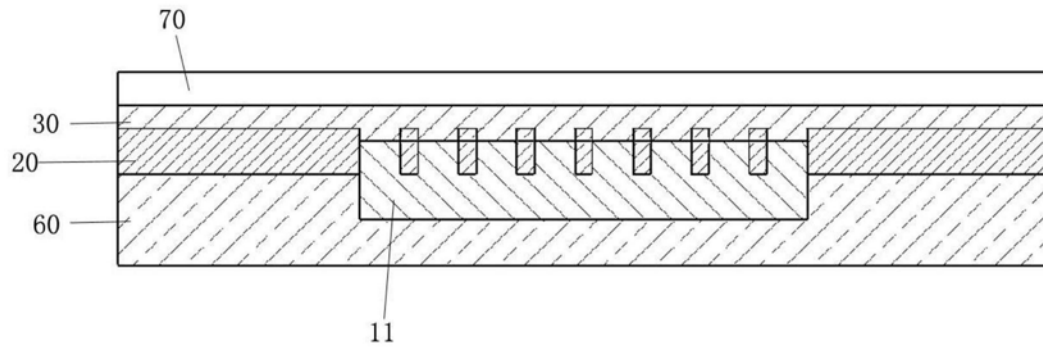


图9

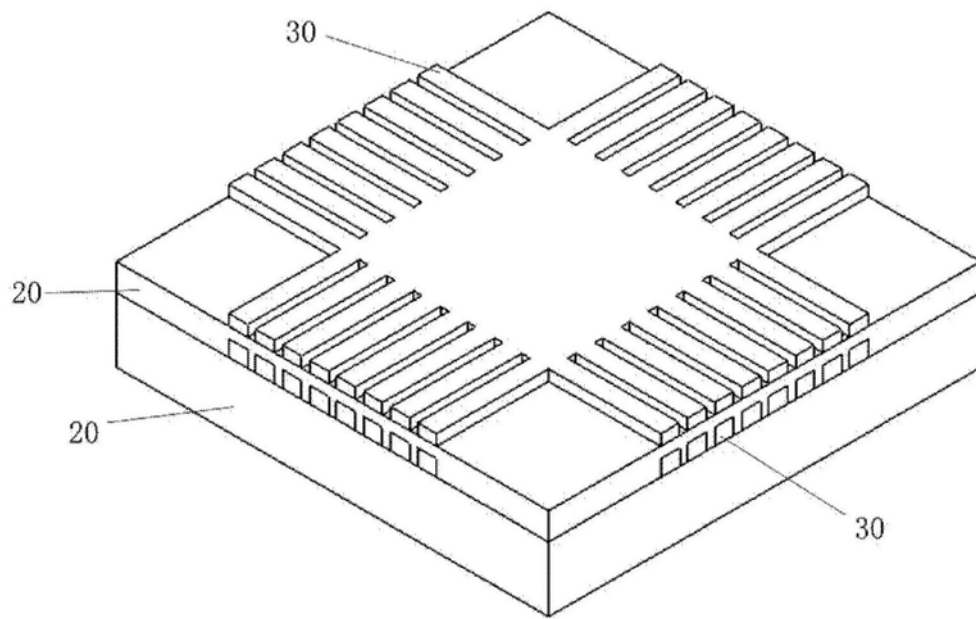


图10

专利名称(译)	超声换能器阵列结构及其制备方法		
公开(公告)号	CN109759306A	公开(公告)日	2019-05-17
申请号	CN201910108865.2	申请日	2019-02-03
[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	B06B1/02 A61B8/00		
代理人(译)	李佳		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种超声换能器阵列结构及其制备方法，属于医疗设备技术领域。其中超声换能器阵列结构包括：超声换能器阵列本体、胶、金属互联线层以及声学匹配层；所述金属互联线层覆盖于所述胶和所述超声换能器阵列本体的表面；所述超声换能器阵列本体嵌于所述胶中；所述声学匹配层覆盖于所述超声换能器阵列本体下方。本发明提供的超声换能器阵列结构，实现了医疗领域对超声换能器高密度、高频率、重量轻、体积小需求。

