



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103315775 A

(43) 申请公布日 2013.09.25

(21) 申请号 201310264583.4

(22) 申请日 2013.06.28

(71) 申请人 深圳市理邦精密仪器股份有限公司

地址 518067 广东省深圳市南山区蛇口南海
大道 1019 号南山医疗器械园 B 栋三楼

(72) 发明人 周丹 罗洪波 欧阳波

(74) 专利代理机构 深圳市港湾知识产权代理有
限公司 44258

代理人 孙强

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

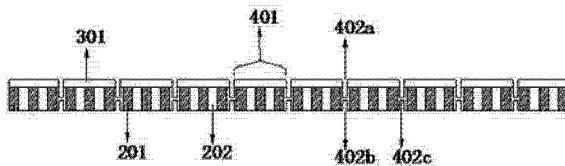
权利要求书1页 说明书5页 附图7页

(54) 发明名称

一种超声阵列换能器及其制备方法

(57) 摘要

本发明涉及一种超声阵列换能器，其设置有：各阵元间完全分离、用于降低串扰的匹配层，各阵元间不完全分离，用于使各阵元隔离开同时为该阵列提供支撑的压电层。该结构阵元在彼此独立的同时又能通过保留部相互连接，相互支撑，省去了需要另外加入支撑件的步骤，减小了设备体积，使本发明拥有更大的适用范围；而对应本发明结构的超声阵列换能器制备方法也同样具有上述优点。



1. 一种超声阵列换能器，其特征在于，设置有：各阵元间完全分离、用于降低串扰的匹配层，各阵元间不完全分离，用于使各阵元隔离开同时为该阵列提供支撑的压电层。
2. 根据权利要求 1 所述一种超声阵列换能器，其特征在于，所述压电层阵元间通过保留部连接，所述保留部厚度小于或等于所述压电层厚度的五分之一。
3. 根据权利要求 2 所述一种超声阵列换能器，其特征在于，所述保留部布置在所述压电层厚度方向上。
4. 根据权利要求 3 所述一种超声阵列换能器，其特征在于，所述压电层由至少一个的压电柱组成，所述压电柱与所述压电层等高，所述压电柱在所述压电层上等距分布；在所述压电柱之间设置填充有聚合物。
5. 根据权利要求 2 所述一种超声阵列换能器，其特征在于，所述压电柱数目至少一个，所述压电柱之间平行排列。
6. 如权利要求 1 所述一种超声阵列换能器的制备方法，包括以下顺序步骤：
 - a. 准备复合材料压电层；
 - b. 粘接压电层和匹配层；
 - c. 双面切割形成阵列；
 - d. 制备背衬、引线；
 - e. 包裹屏蔽层、灌注透镜。
7. 根据权利要求 6 所述一种超声阵列换能器的制备方法，其特征在于，所述步骤 a 中还包括将压电层原料进行至少一次的横向及纵向等距切割，从而使切割后的所述压电层原料形成复数的压电柱并按矩阵排列，然后用聚合物对切槽进行填充。
8. 根据权利要求 7 所述一种超声阵列换能器的制备方法，其特征在于，所述步骤 c 中还包括沿压电柱之间的聚合物进行双面切割的步骤，上切槽与下切槽之间设置有保留部，所述保留部设置于压电层厚度方向的中心位置。
9. 根据权利要求 8 所述一种超声阵列换能器的制备方法，其特征在于，所述保留部的厚度小于或等于所述压电层厚度的五分之一。
10. 根据权利要求 7 所述一种超声阵列换能器的制备方法，其特征在于，所述步骤 e 中还包括将透镜抽成真空并固化的步骤。

一种超声阵列换能器及其制备方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声诊断设备，尤其涉及一种低串扰和高带宽的超声阵列换能器及其制备方法。

背景技术

[0002] 超声阵列换能器是超声诊断成像设备的重要部件，既能将电激励信号转换成超声信号在人体组织中传播，又能将人体内反射回来的超声信号转换成电信号，由主机进行处理得到超声图像供医生分析和诊断之用。医用超声阵列换能器通常采用的制造方法是：首先将压电晶片粘接在声学匹配层上，然后将压电晶片切割成阵元，置于模具中引线和灌注背衬，形成线阵或者凸阵换能器。现有的超声转换器阵列制造方法中，在切割阵元时将压电晶层与匹配层完全切穿，有效的抑制了阵列之间的超声信号的串扰。但是，由于阵元间的完全切穿，不能够彼此支撑，在形成阵列时，必须依靠支撑件作为支撑，很大程度上增加了换能器的体积，限制了换能器适用范围。更因为完全切割后的结构不稳定，如在制作换能器过程中，切割、引线、灌胶、固化等过程引起的自身或外界应力，使得阵列极易发生变形，各阵元间产生的位置偏移，造成超声影像与实际的偏差，进而导致影响实际诊断效果。

发明内容

[0003] 本发明要解决的技术问题是提供一种结构可靠，内部阵元一致，适用范围广，且仍能去除串扰的超声阵列换能器。

[0004] 一种超声阵列换能器设置有：各阵元间完全分离、用于降低串扰的匹配层，各阵元间不完全分离，用于使各阵元隔离开同时为该阵列提供支撑的压电层。

[0005] 进一步的，所述压电层阵元间通过保留部连接，所述保留部厚度小于或等于所述压电层厚度的五分之一。

[0006] 作为一种改进，所述保留部布置在所述压电层厚度方向上。

[0007] 再者，所述压电层由至少一个的压电柱组成，所述压电柱与所述压电层等高，并在所述压电层上等距分布；在压电柱之间设置填充有聚合物。

[0008] 再进一步的，所述压电柱数目至少一个，所述压电柱之间平行排列。

[0009] 一种如上所述结构的超声阵列换能器的制备方法，包括以下顺序步骤：

- a. 准备复合材料压电层；
- b. 粘接压电层和匹配层；
- c. 双面切割形成阵列；
- d. 制备背衬、引线；
- e. 包裹屏蔽层、灌注透镜。

[0010] 又一步的，所述步骤a中还包括将压电层原料进行至少一次的等距横向及纵向切割，从而使切割后的所述压电层原料形成复数的压电柱并按矩阵排列，然后用聚合物对切槽进行填充，以降低压电层的声阻抗和机械品质因子。

[0011] 又一步的，所述步骤 c 中还包括沿压电柱之间的聚合物进行双面切割的步骤，上切槽与下切槽之间设置有保留部，所述保留部设置于压电层厚度方向的中心位置。

[0012] 进而的，所述保留部的厚度小于或等于所述压电层厚度的五分之一。

[0013] 再一步的，所述步骤 e 中还包括将透镜抽成真空并固化的步骤。

[0014] 本发明超声阵列换能器通过采用将每个阵元中的匹配层完全切穿的同时，其压电层并不完全切穿的结构，使阵元间可以通过压电层仍然连接的部分——即保留部获得支撑和连接。该保留部避免了因阵元间完全切割后造成的结构不稳定，使各阵元间位置产生偏移，造成超声影像与实际的偏差，进而影响了实际诊断效果的发生。并省去了支撑件这一部分，在缩减了体积的同时仍能有效的去除串扰，使本发明一种超声阵列换能器具有更广泛的使用范围，克服了现有技术中的不足。另外，制造阵列时切槽越深，每个阵元崩裂的几率越大，采用双面切割的方法减少了切槽的深度，增加了阵元结构的稳定性。而对应本发明结构的超声阵列换能器制备方法也同样具有上述优点。

[0015] 附图说明

为了易于说明，本发明由下述的具体实施方式及附图作详细描述。

[0016] 图 1 为本发明一种超声阵列换能器的压电层示意图。

[0017] 图 2 为本发明一种超声阵列换能器的压电层与匹配层粘接示意图。

[0018] 图 3 为本发明一种超声阵列换能器的阵元切割方式示意图。

[0019] 图 4 为本发明一种超声阵列换能器阵元切割后的结构示意图。

[0020] 图 5 为本发明一种超声阵列换能器的凸阵示意图。

[0021] 图 6 为本发明一种超声阵列换能器的线阵示意图。

[0022] 图 7 为本发明一种超声阵列换能器的自聚焦线阵示意图。

[0023] 图 8 为本发明一种超声阵列换能器的加入了声透镜及屏蔽层后的凸阵示意图。

[0024] 图 9 为本发明一种超声阵列换能器的制备方法流程图。

具体实施方式

[0025] 为了使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚明白，以下结合附图及实施例，对本发明进行进一步详细说明。

[0026] 如附图 1-4 所示，一种超声阵列换能器，其阵元包括压电层(200)和匹配层(301)。阵元(401)间匹配层(201)完全分离，每个阵元(401)间发射和接收的超声波能量都无法通过匹配层耦合到其他单元，有效的降低了串扰，抑制了噪声信号的产生。而阵元(401)间的压电层(200)不完全分离，使各阵元(401)彼此区分开的同时仍能为形成阵列提供支撑，保持阵元(401)间相对固定的间距及位置，使形成的超声阵列能够直接按需求固定于模具中。压电层(200)不完全分离的结构在省去了支撑件这一相当消耗空间的部件同时，还避免了因完全切割后造成的阵元(401)间结构不稳定，而在现有技术中，因为一般都采用一次完全切断的加工方法，往往会导致切割后产生阵元崩裂，这样往往会导致超声换能器的加工失败。如在制作换能器过程中，切割、引线、灌胶、固化等过程引起的自身或外界应力，使得阵列发生变形，各阵元间位置偏移，造成超声影像与实际的偏差，进而导致的影响实际诊断效果。另外，制造阵列时切槽越深，每个阵元(401)崩裂的几率越大，双面切割的方法保持了阵元(401)间相对分离的同时减少了切槽的深度，增加了阵元结构稳定性。

[0027] 如附图 5 所示,一种超声阵列换能器,阵元(401)间通过保留部(402c)连接,保留部(402c)厚度在保证足够连接强度的前提下尽可能薄,一般小于或等于所述压电层(200)厚度的五分之一即可有效的隔断相邻阵元(401)时间的声传递。

[0028] 保留部(402c)布置于压电层厚度方向上,一般布置于其厚度方向上的几何中心位置,因为当阵元(401)内的压电柱(201)在受到电激励或者接收声信号产生机械振动时,压电柱上下两端的振动幅度最大,中间位置几乎没有振动,其振动干扰传递至相邻阵元(401)时可以忽略不计。

[0029] 压电层(200)由至少一个的压电柱(201)组成,所述压电柱(201)的高度与所述压电层(200)等高,压电柱(201)在压电层(200)上等距分布;在压电柱(201)之间设置填充有聚合物(202),用于降低声阻抗和机械品质因子。

[0030] 压电柱(201)数目至少一个,压电柱(201)之间平行排列.

如附图 9 所示,一种超声阵列换能器的制备方法,包括以下步骤:

- a. 准备复合材料压电层;
- b. 粘接压电层和匹配层;
- c. 双面切割形成阵列;
- d. 制备背衬、引线;
- e. 包裹屏蔽层、灌注透镜。

[0031] 一种超声阵列换能器的制备方法,在步骤 a 中还包括将压电层原料进行至少一次的等距横向及纵向切割,从而使切割后的所述压电层原料形成复数的压电柱(201)并按矩阵排列,然后用聚合物(202)对切槽进行填充,以降低压电层的声阻抗和机械品质因子,从而形成又复合材料构成的压电层(200)。

[0032] 步骤 c 中还包括沿压电柱(201)之间的聚合物(202)进行双面切割的步骤,上切槽与下切槽之间设置有保留部(402c),所述保留部(402c)设置于压电层(200)厚度方向的中心位置,以尽量减小相邻阵元(401)间因保留部(402c)导致的振动干扰。

[0033] 该保留部(402c)的厚度小于或等于所述压电层厚度的五分之一。

[0034] 步骤 e 中还包括将透镜抽成真空并固化的步骤。

[0035] 参见附图 1-9,对本发明中的制备方法进行详细说明。

[0036] 可以采用附图 9 所示的方法制备本发明的超声阵列换能器。

[0037] 准备复合材料压电层

该压电层为传统的 1-3 型复合材料,即压电陶瓷柱或压电单晶柱以矩阵的形式排列在聚合物基体中,如附图 1 所示,其中 201 为压电柱,202 为聚合物,复合材料压电层中包括按矩阵排列的压电柱以及围绕所有压电柱的聚合物,压电柱的作用主要是进行电信号和声信号的相互转换,聚合物的主要作用是降低声阻抗和机械品质因子,从而提高换能器灵敏度和带宽。作为优选,各个压电柱的尺寸相同。按照换能器阵列的节距 P 设计压电柱沿长轴方向的节距 p,前者数值是后者的整数倍,即:P = Np,其中 N 为一自然数。复合材料压电层的上下端面已制备电极并极化,两个电极面可以是翻边或者不翻边的形式,对应后续不同的引线和背衬制备工艺。按照超声阵列换能器的阵元节距为压电层中压电柱节距的整数倍进行复合材料的参数设计,阵元切割沿着某两列压电柱之间的聚合物开始,每次切割都位于压电柱之间的聚合物,每个阵元都包含相同数目的压电柱,从而确保阵元之间电容以及

灵敏度的一致性。

[0038] 粘接压电层和匹配层

将准备的复合材料压电层 200 和匹配层 301 粘接成附图 2 所示的结构, 匹配层的厚度和声学参数根据压电层的电学、声学以及几何特性等进行设计, 本发明不作限制。粘接时需要预留和保护用于引线的电极位置, 特别是对于不翻边的电极形式, 需要从前端面的电极边缘处预留引线的位置。

[0039] 双面切割形成阵列

对上述粘接的压电层和匹配层进行切割形成附图 3 所示的匹配层 / 压电层阵列, 其中, 401 和 402 分别是切割形成的阵元和切槽。为了更清楚的说明切割方式和阵列结构, 附图 4 给出了所述匹配层 / 压电层阵列的剖视图。

[0040] 首先从匹配层端面进行切割形成一系列平行且等距的切槽 402a, 切割深度略高于压电层中间厚度的位置, 切割方向沿着某相邻两列压电柱之间的聚合物开始, 按照步骤 101 所述的节距依次切割, 每次切割都位于压电柱之间的聚合物, 切割次数至少为 M-1 (M 为设计换能器的阵元数), 保证至少有 M 个阵元。然后, 翻转过来从压电层端面进行切割, 形成一系列平行且等距的切槽 402b, 切割次数与匹配层端面的切割相同, 切割位置也重合, 切割深度同样也是略高于压电层中间厚度的位置, 形成至少 M 个阵元 401 以及 M-1 个阵元之间相互连接的小部分聚合物保留部 402c。保留部 402c 在保证足够连接强度的前提下尽可能薄, 建议至少小于压电层厚度的 1/5, 以有效隔断相邻阵元之间的声传递。复合材料压电层不完全切穿指的是切割阵元时仅保留压电层厚度中间位置的小部分聚合物, 当阵元内的压电柱受到电激励或者接收声信号产生机械振动时, 压电柱上下两端的振动幅度最大, 而中间位置几乎没有振动, 几乎没有振动干扰通过中间位置相连的小部分聚合物传递给相邻的阵元。

[0041] 制备背衬、引线

将上述切割形成的匹配层 / 压电层阵列固定在根据换能器参数设计的模具腔体中, 匹配层朝下紧贴住腔体的底部, 制备线阵换能器的腔体底部是一个平面, 而制备凸阵换能器的腔体底部是和凸阵同样曲率的弧面。如果压电层是翻边电极的形式, 直接将压电层的翻边电极和各阵元的电极引线连接至 PCB 或 FPC 电路, 然后灌注背衬固化成一体后从模具中取出; 如果压电层没有翻边电极的形式, 可以先灌注背衬, 固化取出后, 从压电层上下端面预留的边缘电极处引线至 PCB 或 FPC 电路。背衬材料采用声衰减率较大和热传导率较高的材料制备, 目前各制造商都具备各自比较成熟的工艺和配方, 本发明对背衬材料不作限制。附图 5 是制备背衬 601 之后的凸阵示意图, 在背衬块 601 上端凸起的弧面上排列着多个阵元 401, 每个阵元 401 都包含各自的压电层 200 和匹配层 301, 相邻阵元通过压电层的保留部 402c 相互连接。附图 6 是制备背衬之后线阵示意图, 在背衬块 601 的上端平面上排列着多个阵元 401, 每个阵元 401 都包含各自的压电层 200 和匹配层 301, 相邻阵元通过压电层的保留部 402c 相互连接。如果是制备线阵换能器(例如应用于心脏成像的相控阵换能器和一些腔内换能器), 本发明也可以通过短轴方向弯曲的模具腔体固定匹配层 / 压电层阵列, 制备出如附图 7 所示自聚焦形式的阵列, 背衬块 601 的上端面和依附其上的每个阵元 401 形成内凹, 这样集中超声波的能量, 增加换能器的灵敏度和图像的分辨力, 制备这种自聚焦阵列的前提是, 所采用的匹配层也是柔韧材料, 可以弯曲固定在模具腔体中。

[0042] 包裹屏蔽层、灌注透镜

将已经引线和制备背衬的阵列包裹住屏蔽层 901，屏蔽层 901 一般采用铜箔或其他金属结构，并和所有阵元的地线连接，降低外界的电磁干扰。然后固定在根据换能器设计的腔体中灌注声透镜 902 并抽真空固化，得到本发明的超声阵列换能器。之后再装配匹配电路、外壳、电缆、连接器即是用于诊断成像的超声阵列探头。附图 8 是本发明的一个超声凸阵换能器的示意图。

[0043] 以上所述仅为本发明的较佳实施例而已，并不用以限制本发明，凡在本发明的精神和原则的内所作的任何修改、等同替换和改进等，均应包含在本发明的保护范围的内。

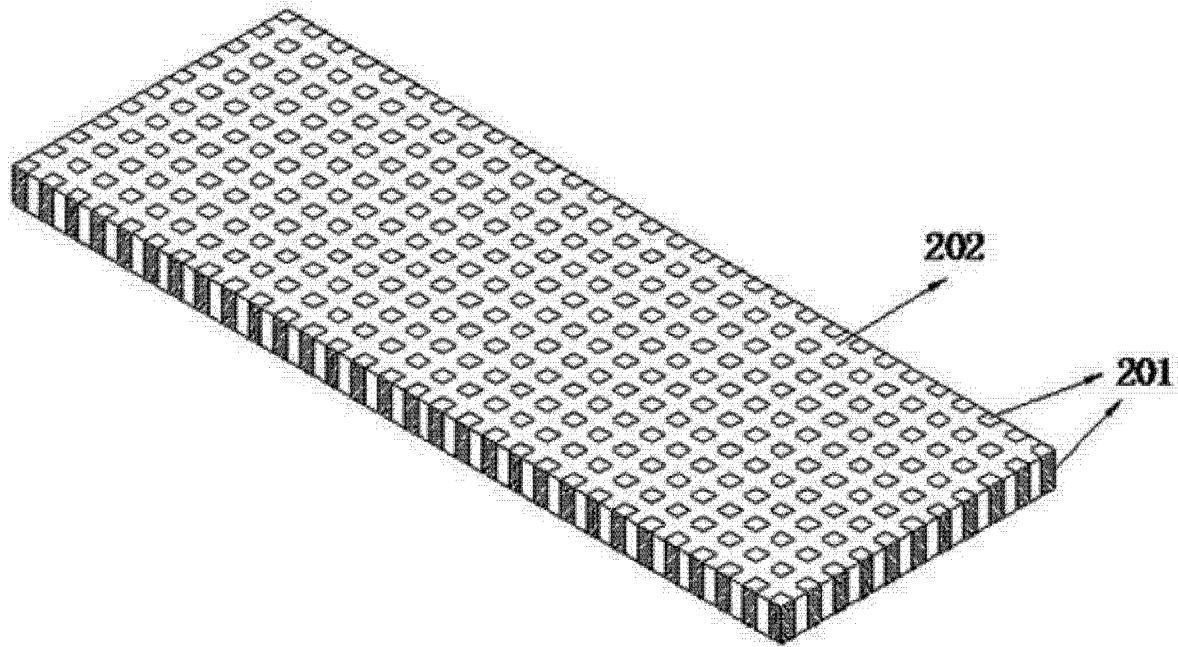


图 1

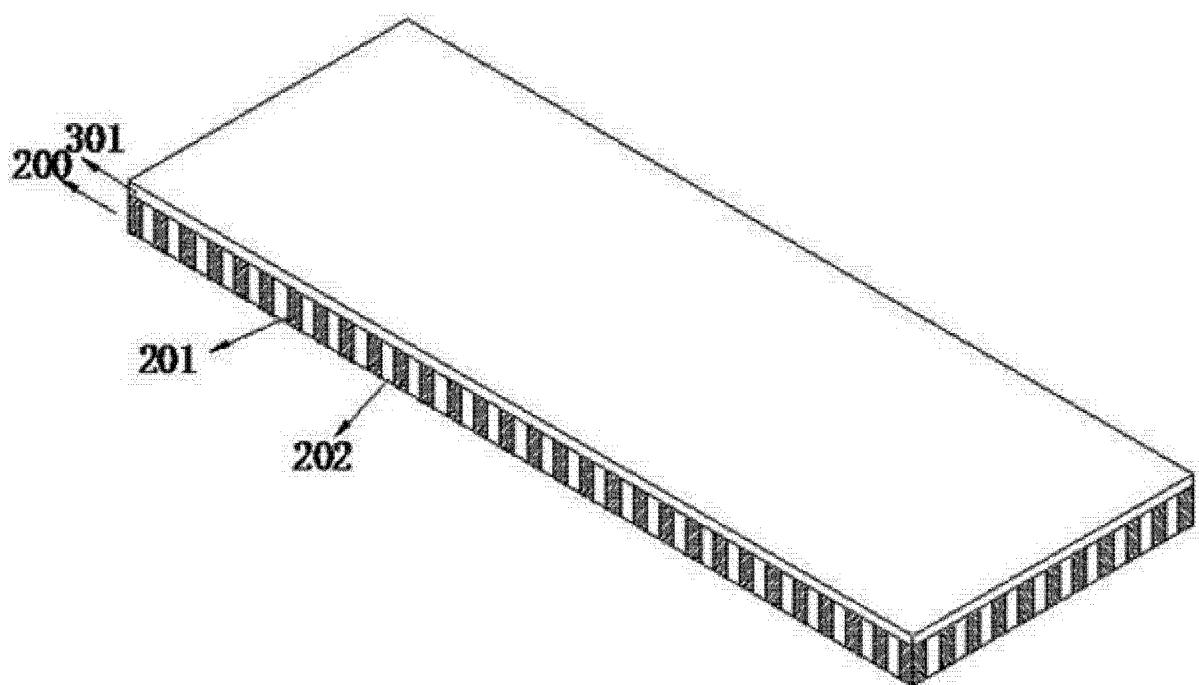


图 2

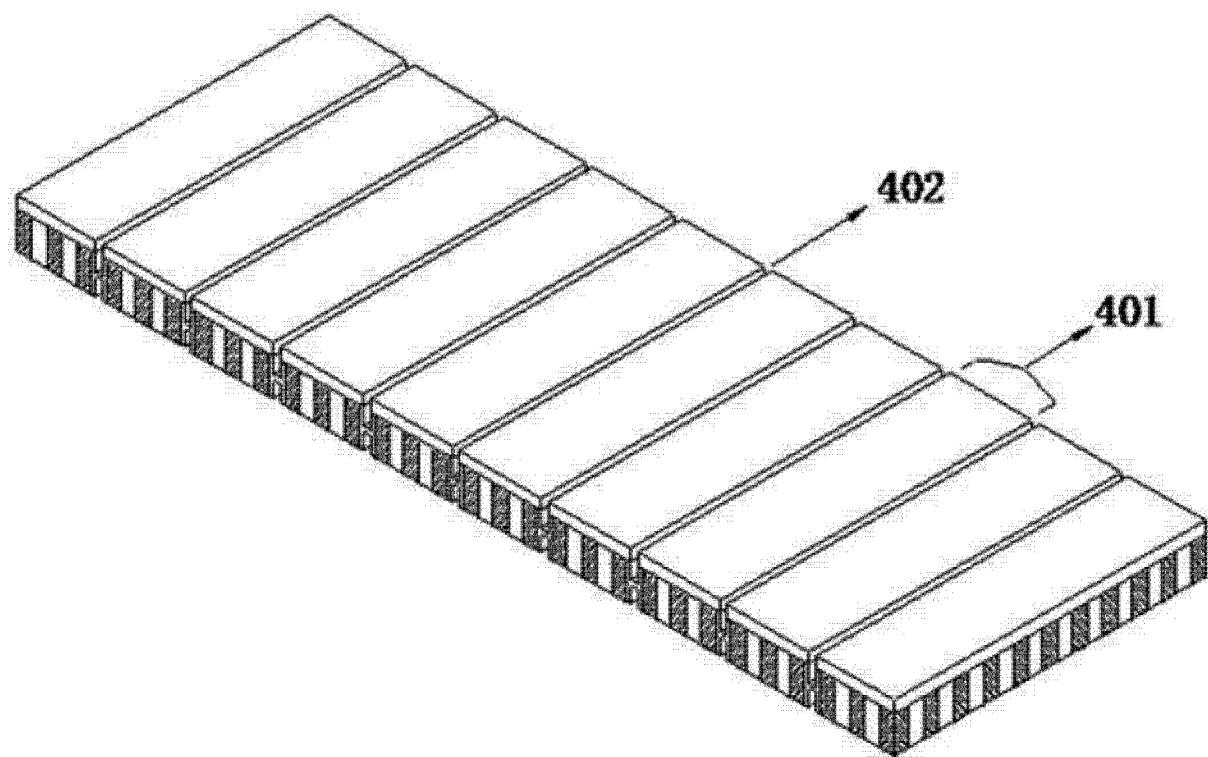


图 3

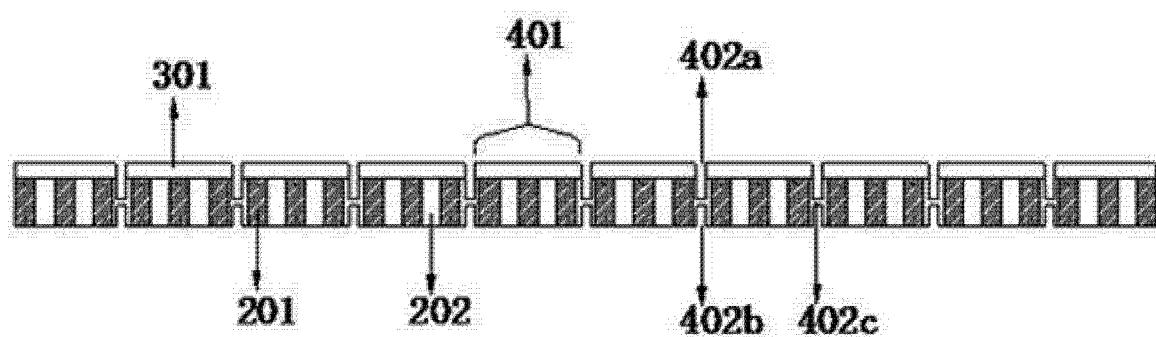


图 4

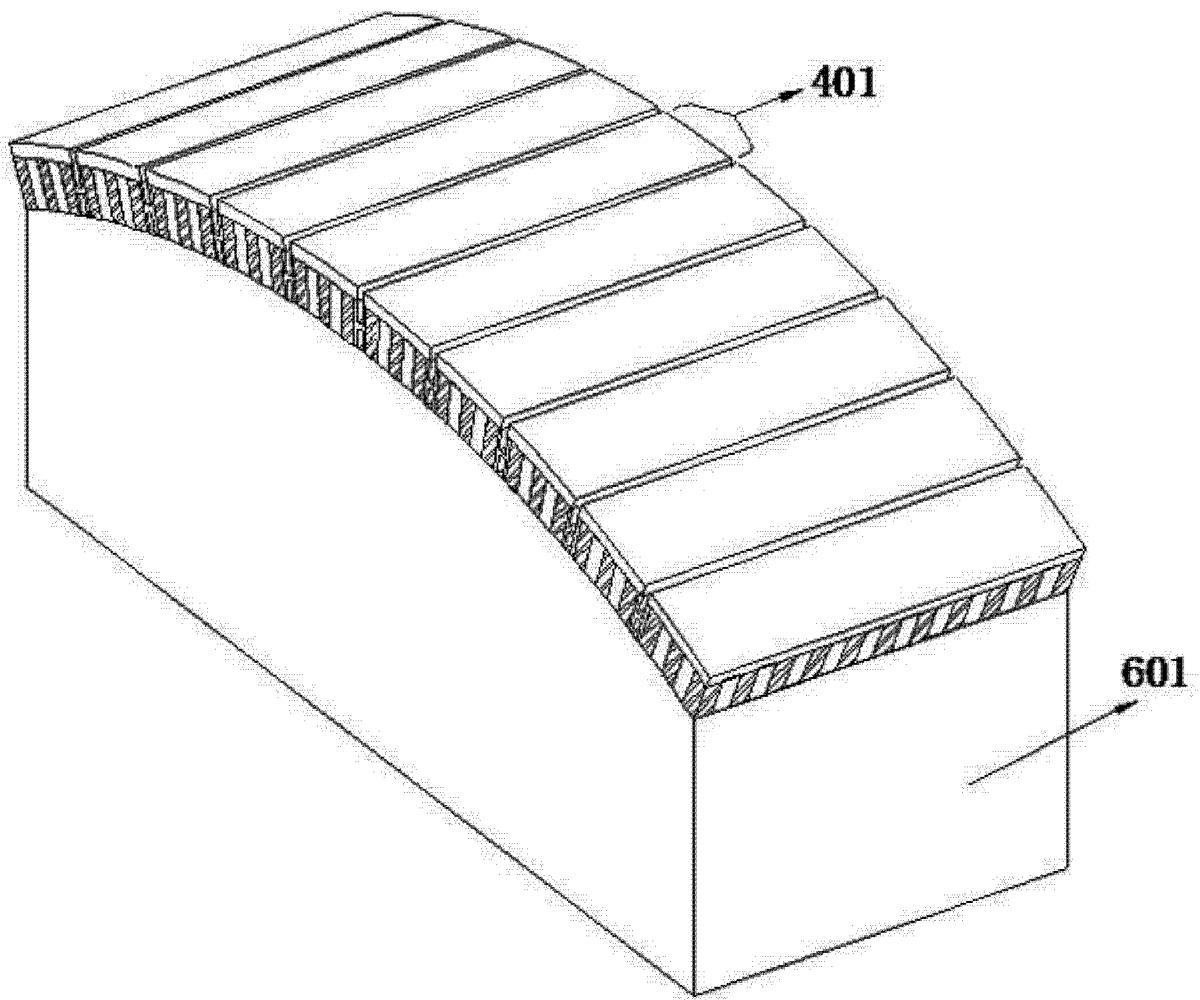


图 5

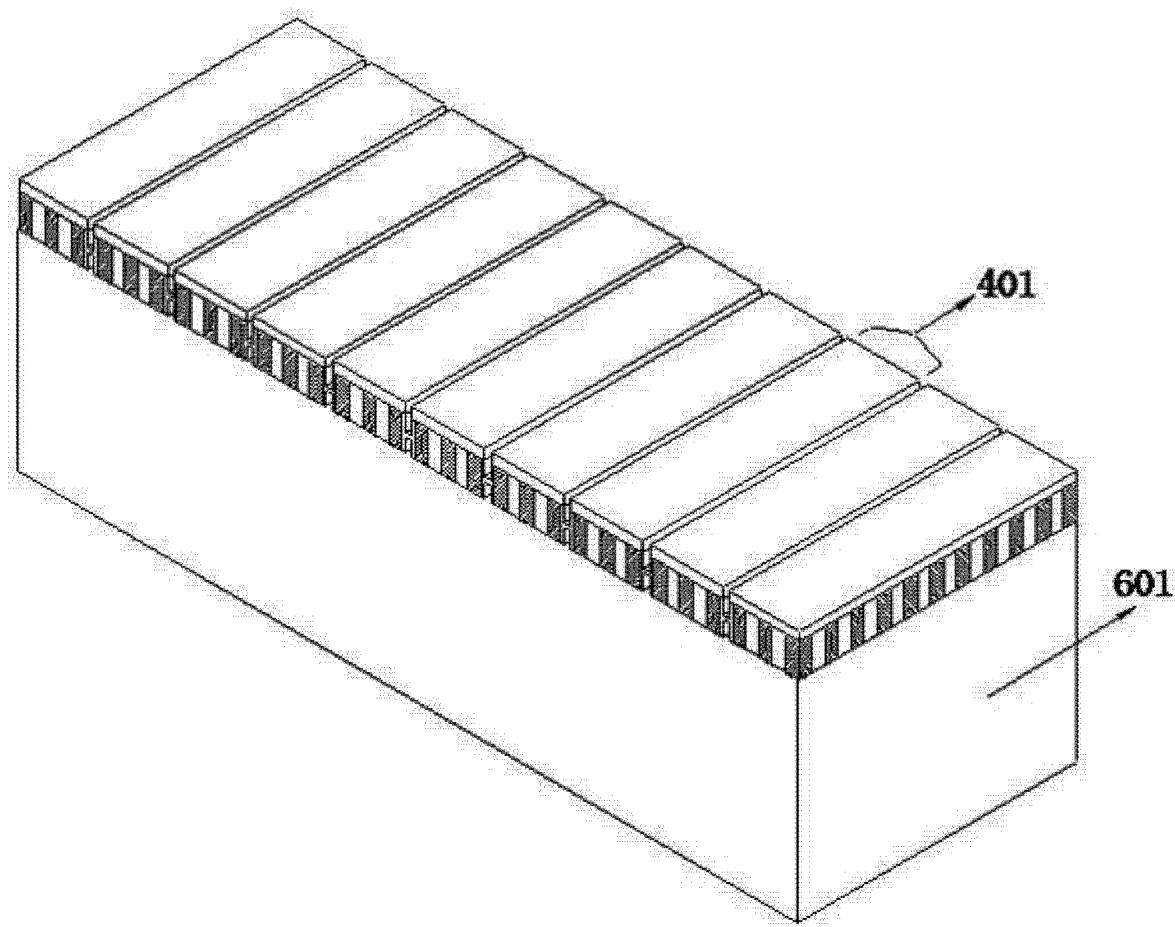


图 6

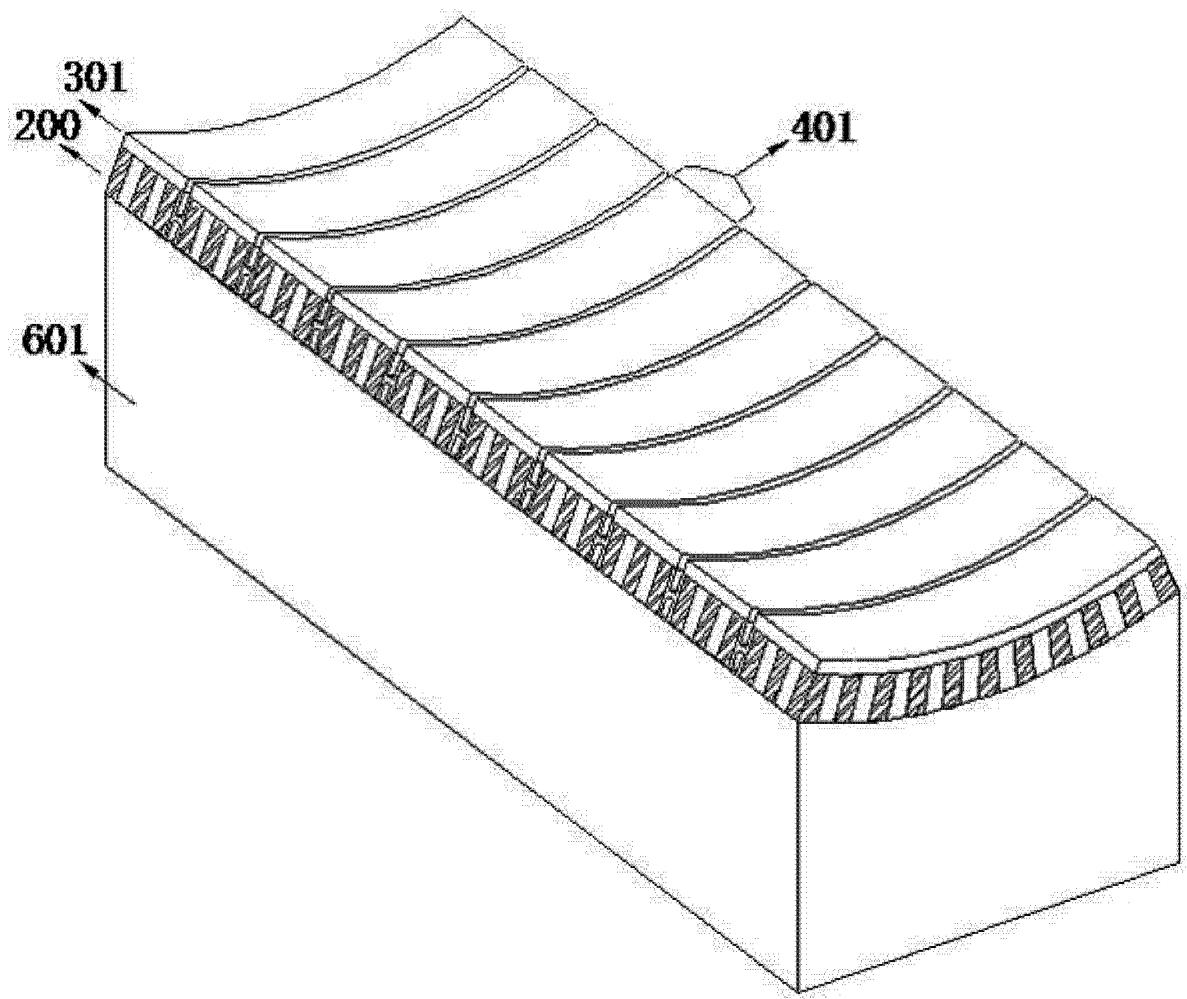


图 7

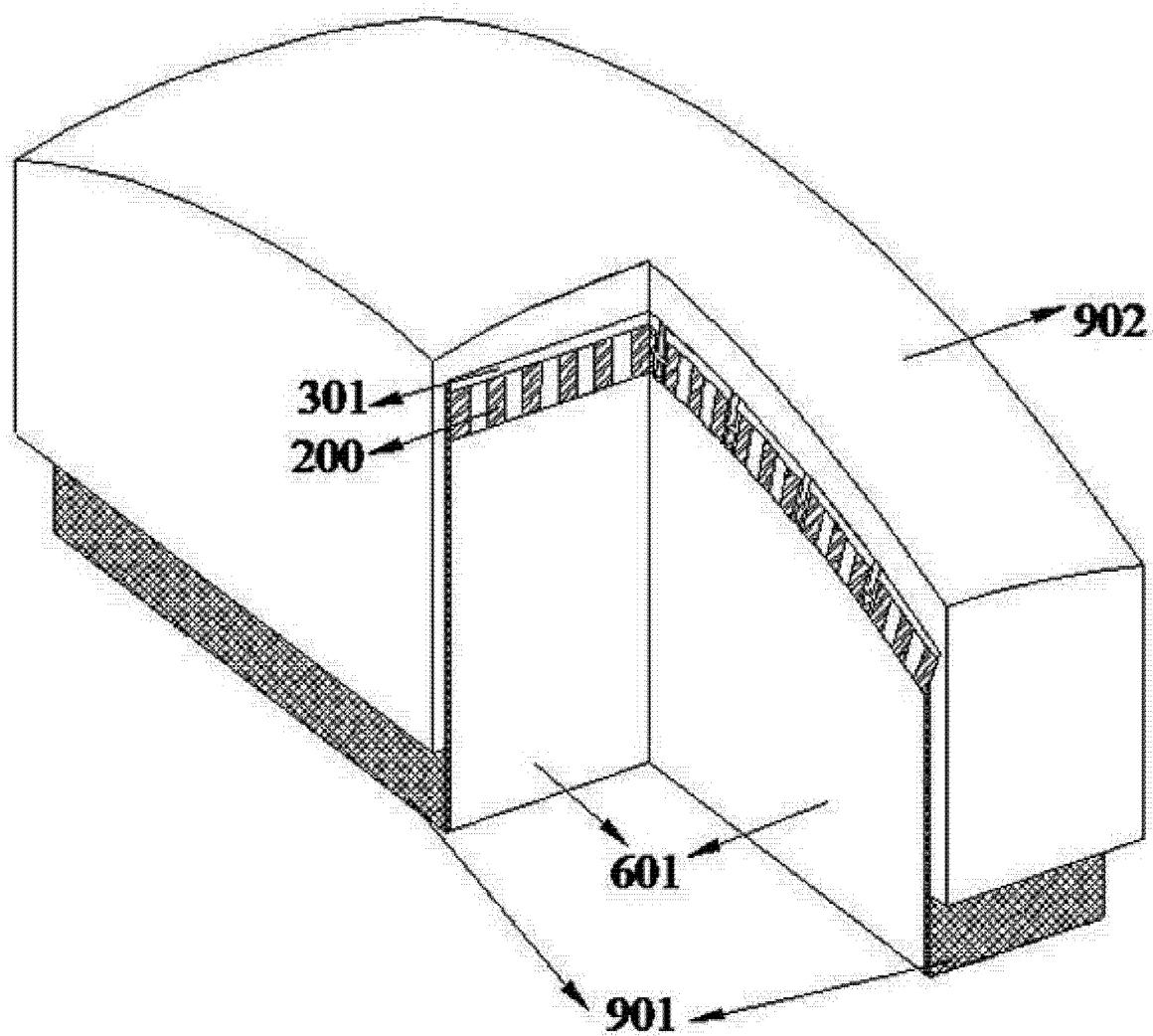


图 8

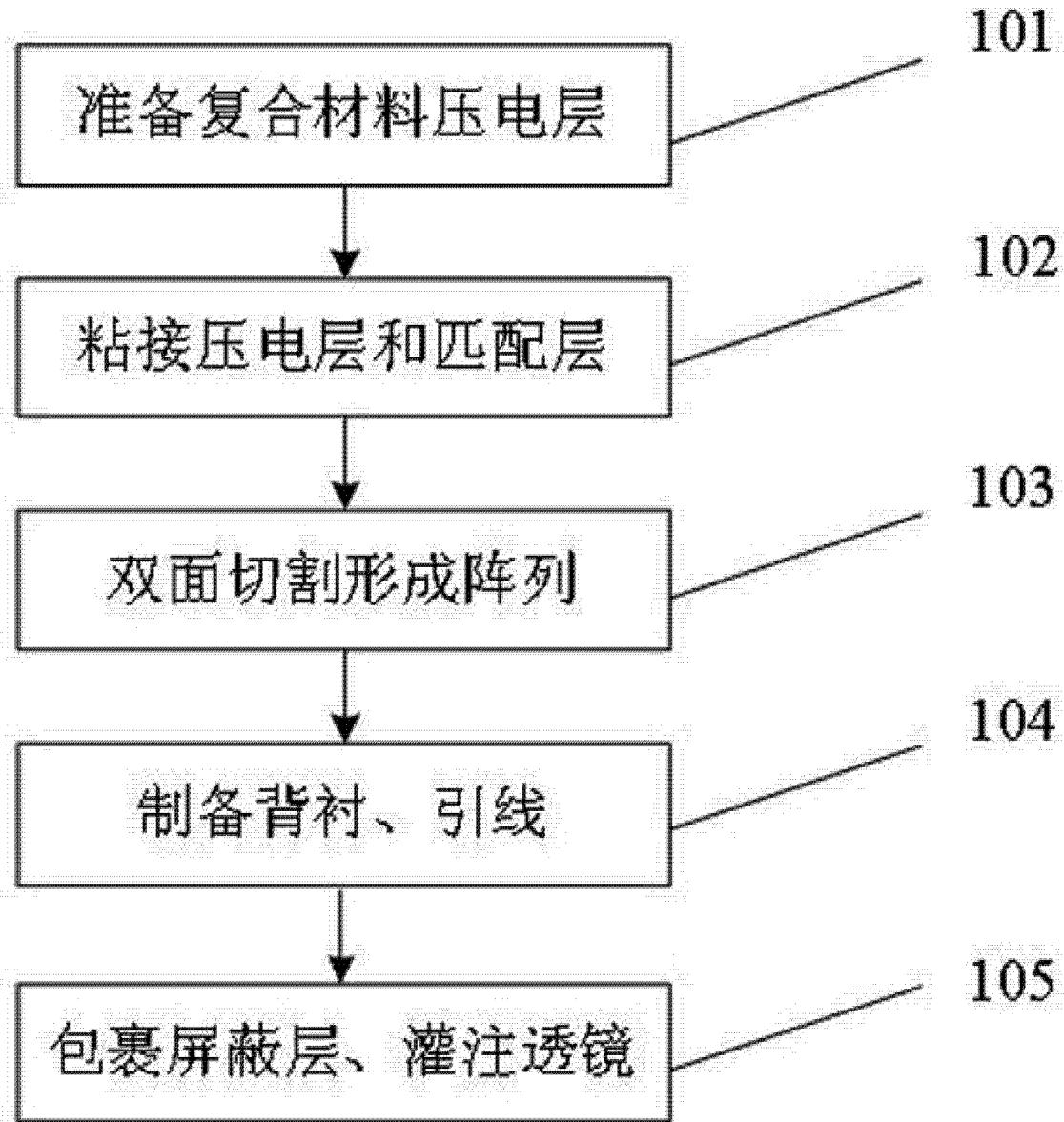


图 9

专利名称(译)	一种超声阵列换能器及其制备方法		
公开(公告)号	CN103315775A	公开(公告)日	2013-09-25
申请号	CN201310264583.4	申请日	2013-06-28
[标]申请(专利权)人(译)	深圳市理邦精密仪器股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳市理邦精密仪器股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳市理邦精密仪器股份有限公司		
[标]发明人	周丹 罗洪波 欧阳波		
发明人	周丹 罗洪波 欧阳波		
IPC分类号	A61B8/00		
代理人(译)	孙强		
其他公开文献	CN103315775B		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

本发明涉及一种超声阵列换能器，其设置有：各阵元间完全分离、用于降低串扰的匹配层，各阵元间不完全分离，用于使各阵元隔离开同时为该阵列提供支撑的压电层。该结构阵元在彼此独立的同时又能通过保留部相互连接，相互支撑，省去了需要另外加入支撑件的步骤，减小了设备体积，使本发明拥有更大的适用范围；而对应本发明结构的超声阵列换能器制备方法也同样具有上述优点。

