



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110870781 A

(43)申请公布日 2020.03.10

(21)申请号 201811020374.4

(22)申请日 2018.09.03

(71)申请人 重庆融海超声医学工程研究中心有
限公司

地址 401121 重庆市北部新区人和街道青
松路1号

(72)发明人 王智彪 赵纯亮

(74)专利代理机构 北京天昊联合知识产权代理
有限公司 11112

代理人 柴亮 张天舒

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

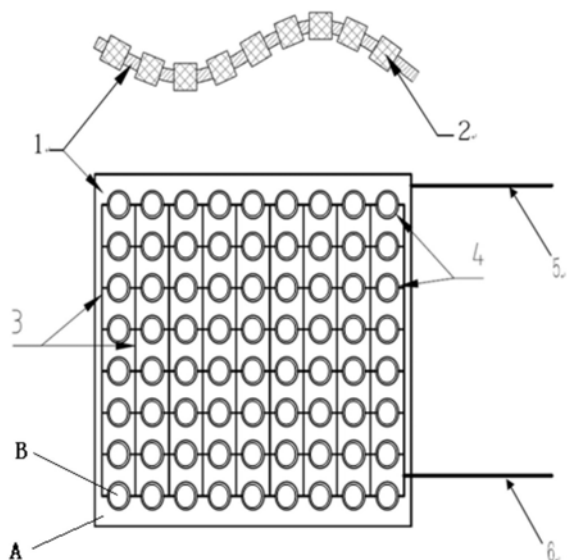
权利要求书2页 说明书6页 附图3页

(54)发明名称

柔性超声波换能器阵列、聚焦换能器

(57)摘要

本发明提供一种柔性超声波换能器阵列、聚焦换能器,属于超声波技术领域。本发明的柔性超声波换能器阵列包括柔性基板,其具有多个间隔设置的通孔;多个振元,其分别固定在所述通孔中,用于定向发射超声波,且各振元发射超声波的方向朝向柔性基板的同一侧;其中,所述柔性基板具有相对设置的上表面、下表面,每个所述振元具有相对设置的第一端、第二端,由所述第一端指向第二端的方向与由所述上表面指向下表面的方向相同;每个所述振元的第一端凸出于所述上表面,每个所述振元的第二端凸出于所述下表面。



1. 一种柔性超声波换能器阵列,其特征在于,包括:
柔性基板,其具有多个间隔设置的通孔;
多个振元,其分别固定在所述通孔中,用于定向发射超声波,且各振元发射超声波的方向朝向柔性基板的同一侧;其中,
所述柔性基板具有相对设置的上表面、下表面,每个所述振元具有相对设置的第一端、第二端,由所述第一端指向第二端的方向与由所述上表面指向下表面的方向相同;每个所述振元的第一端凸出于所述上表面,每个所述振元的第二端凸出于所述下表面。
2. 根据权利要求1所述的柔性超声波换能器阵列,其特征在于,多个所述通孔阵列排布。
3. 根据权利要求1所述的柔性超声波换能器阵列,其特征在于,
所述上表面设置有多条第一电极线,每个所述振元的第一端设置有第一电极,所述第一电极与所述第一电极线电连接;
所述下表面设置有多条第二电极线,每个所述振元的第二端设置有第二电极,所述第二电极与所述第二电极线电连接;
所述第一电极和第二电极用于加载驱动信号以驱动振元发射超声波。
4. 根据权利要求3所述的柔性超声波换能器阵列,其特征在于,每个所述振元的第一端与所述上表面之间的区域还设置有所述第一电极;
每个所述振元的第二端与所述下表面之间的区域还设置有所述第二电极。
5. 根据权利要求3所述的柔性超声波换能器阵列,其特征在于,所述上表面还设置有第一引出线;多条所述第一电极线采用并联的方式与所述第一引出线连接;
所述下表面还设置有第二引出线;多条所述第二电极线采用并联的方式与所述第二引出线连接。
6. 根据权利要求3所述的柔性超声波换能器阵列,其特征在于,
所述上表面还设置有多条第一引出线,每条所述第一电极线连接有一条所述第一引出线;
所述下表面还设置有多条第二引出线,每条所述第二电极线连接有一条所述第二引出线。
7. 根据权利要求3所述的柔性超声波换能器阵列,其特征在于,
每个所述振元与所述上表面相交的位置设置有第一焊盘,所述第一焊盘用于连接所述第一电极与所述第一电极线,并用于将所述振元焊接固定于通孔中;
每个所述振元与所述下表面相交的位置设置有第二焊盘,所述第二焊盘用于连接所述第二电极与所述第二电极线,并用于将所述振元焊接固定于通孔中。
8. 根据权利要求1所述的柔性超声波换能器阵列,其特征在于,所述柔性基板由金属材料与绝缘材料复合而成。
9. 根据权利要求8所述的柔性超声波换能器阵列,其特征在于,所述绝缘材料包括:聚酯醚。
10. 根据权利要求1所述的柔性超声波换能器阵列,其特征在于,所述柔性基板为柔性电路板。
11. 根据权利要求1所述的柔性超声波换能器阵列,其特征在于,所述柔性基板的厚度

为0.05~2mm。

12. 根据权利要求1所述的柔性超声波换能器阵列,其特征在于,所述振元为压电振元。

13. 一种聚焦换能器,其特征在于,包括权利要求1-12任意一项所述的柔性超声波换能器阵列。

14. 根据权利要求13所述的聚焦换能器,其特征在于,还包括:刚性的基板,所述柔性超声波换能器阵列固定在所述基板上,所述柔性超声波换能器阵列中的各振元朝着背离所述基板的一侧发射超声波。

15. 根据权利要求14所述的聚焦换能器,其特征在于,所述基板为点聚焦球面基板或线聚焦弧面基板。

柔性超声波换能器阵列、聚焦换能器

技术领域

[0001] 本发明属于超声波技术领域，具体涉及一种柔性超声波换能器阵列、聚焦换能器。

背景技术

[0002] 随着超声波技术应用日益广泛，对超声波换能器阵列的各种要求也越来越多，例如：在医学应用中，很多场合要求超声波换能器阵列发射面必须与人体表面形状相适应，这就要求超声波换能器阵列必须方便、快速改变形状，声场参数等，基于此，本领域的或相关领域的技术人员尝试采用相控阵换能器对其的声场参数进行调整，然而，因相控阵换能器系统复杂、成本很高、制造难度大，性价比严重失衡等原因而失败。也就是说，现有技术中，超声波换能器阵列的形状仍是不可随意发生改变的，且对于不同的需求只能分别使用多个不同的超声波换能器阵列。

发明内容

[0003] 本发明旨在至少解决现有技术中存在的技术问题之一，提供一种形状可变的柔性超声波换能器阵列、聚焦换能器。

[0004] 解决本发明技术问题所采用的技术方案是一种柔性超声波换能器阵列，包括：

[0005] 柔性基板，其具有多个间隔设置的通孔；

[0006] 多个振元，其分别固定在所述通孔中，用于定向发射超声波，且各振元发射超声波的方向朝向柔性基板的同一侧；其中，

[0007] 所述柔性基板具有相对设置的上表面、下表面，每个所述振元具有相对设置的第一端、第二端，由所述第一端指向第二端的方向与由所述上表面指向下表面的方向相同；每个所述振元的第一端凸出于所述上表面，每个所述振元的第二端凸出于所述下表面。

[0008] 优选的是，多个所述通孔阵列排布。

[0009] 优选的是，所述上表面设置有多条第一电极线，每个所述振元的第一端设置有第一电极，所述第一电极与所述第一电极线电连接；

[0010] 所述下表面设置有多条第二电极线，每个所述振元的第二端设置有第二电极，所述第二电极与所述第二电极线电连接；

[0011] 所述第一电极和第二电极用于加载驱动信号以驱动振元发射超声波。

[0012] 优选的是，每个所述振元的第一端与所述上表面之间的区域还设置有所述第一电极；

[0013] 每个所述振元的第二端与所述下表面之间的区域还设置有所述第二电极。

[0014] 优选的是，所述上表面还设置有第一引出线；多条所述第一电极线采用并联的方式与所述第一引出线连接；

[0015] 所述下表面还设置有第二引出线；多条所述第二电极线采用并联的方式与所述第二引出线连接。

[0016] 优选的是，所述上表面还设置有多条第一引出线，每条所述第一电极线连接有一

条所述第一引出线；

[0017] 所述下表面还设置有多条第二引出线，每条所述第二电极线连接有一条所述第二引出线。

[0018] 优选的是，每个所述振元与所述上表面相交的位置设置有第一焊盘，所述第一焊盘用于连接所述第一电极与所述第一电极线，并用于将所述振元焊接固定于通孔中；

[0019] 每个所述振元与所述下表面相交的位置设置有第二焊盘，所述第二焊盘用于连接所述第二电极与所述第二电极线，并用于将所述振元焊接固定于通孔中。

[0020] 优选的是，所述柔性基板由金属材料与绝缘材料复合而成。

[0021] 优选的是，所述绝缘材料包括：聚酯醚。

[0022] 优选的是，所述柔性基板为柔性电路板。

[0023] 优选的是，所述柔性基板的厚度为0.05~2mm。

[0024] 优选的是，所述振元为压电振元。

[0025] 解决本发明技术问题所采用的技术方案是一种聚焦换能器，包括上述的柔性超声波换能器阵列。

[0026] 优选的是，还包括：刚性的基板，所述柔性超声波换能器阵列固定在所述基板上，所述柔性超声波换能器阵列中的各振元朝着背离所述基板的一侧发射超声波。

[0027] 优选的是，所述基板为点聚焦球面基板或线聚焦弧面基板。

[0028] 本发明具有如下有益效果：

[0029] 由于本发明中的柔性超声波换能器阵列包括具有易变形、可弯折特性的柔性基板，以及镶嵌在该柔性基板上的多个振元，该振元的第一端、第二端均分别凸出于其上表面、下表面，故本发明所提供的柔性超声波换能器阵列也将具有易变形、可弯折等特点。这样一来，在将本发明中的柔性超声波换能器阵列应用至医学治疗领域中时，该柔性超声波换能器阵列的形状能够根据人体表面形状而发生变化，也即对于不同形状的人体表面而言，其可以采用同一个柔性超声波换能器阵列对其进行超声成像或超声治疗。

附图说明

[0030] 图1为本发明的实施例1的一种柔性超声波换能器阵列的示意图；

[0031] 图2为本发明的实施例1的另一种柔性超声波换能器阵列的示意图；

[0032] 图3为本发明的实施例1的柔性超声波换能器阵列的部分截面图；

[0033] 图4为本发明的实施例2的一种聚焦换能器的示意图；

[0034] 图5为本发明的实施例2的另一种聚焦换能器的示意图；

[0035] 其中附图标记为：1、柔性基板；2、振元；3、第一电极线；4、第一焊盘；5、第二引出线；6、第一引出线；7、焦点；8、点聚焦球面基板；9、焦线；10、线聚焦球面基板；11、第二电极；12、驱动信号的输入端；13、第一焊点；14、第二焊点；15、第三焊点；16、第四焊点。

具体实施方式

[0036] 为使本领域技术人员更好地理解本发明的技术方案，下面结合附图和具体实施方式对本发明作进一步详细描述。

[0037] 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。本发明中使用的“第一”、“第二”以及类似的词语并不表示任何顺序、数量或者重要性,而只是用来区分不同的组成部分。“包括”或者“包含”等类似的词语意指出现该词前面的元件或者物件涵盖出现在该词后面列举的元件或者物件及其等同,而不排除其他元件或者物件。“上”、“下”等仅用于表示相对位置关系,当被描述对象的绝对位置改变后,则该相对位置关系也可能相应地改变。

[0038] 实施例1:

[0039] 如图1所示,本实施例提供一种柔性超声波换能器阵列,包括:柔性基板1、多个振元2;其中,柔性基板1其具有多个间隔设置的通孔;多个振元分别固定在通孔中,用于定向发射超声波,且各振元2发射超声波的方向朝向柔性基板1的同一侧。其中,柔性基板具有相对设置的上表面(也即图1中所示的平面A)、下表面(图1中未示出),每个振元具有相对设置的第一端(也即图1中所示的平面B)、第二端(图1中未示出),由第一端指向第二端的方向与由上表面指向下表面的方向相同;每个振元的第一端凸出于上表面,每个振元的第二端凸出于下表面。

[0040] 也就是说,在本实施例中,一个通孔对应设置有一个振元2,该振元2通过固定在柔性基板的通孔的方式以镶嵌在柔性基板1中,且该振元的第一端、第二端均凸出于柔性基板1的上、下表面。由此可以看出的是,振元2在柔性基板1上的位置、数量均是由通孔的位置、数量所决定的;例如:柔性基板1具有二十个间隔设置的通孔,那么,柔性基板1上也将设有二十个间隔分布的振元2。

[0041] 当然,本领域技术人员应当理解的是,本实施例中的柔性基板1上的通孔数量还可以大于振元2的数量,即仅在部分通孔中设置振元2;其中,仅在柔性基板1中的某些通孔中设置振元2(例如振元2是可拆卸的),其具体可根据实际情况进行设定。例如:当患者待进行治疗的身体部位面积较小时,仅需在柔性基板1中心区域的通孔中设置振元2,周边区域的通孔中不设置振元2,此时,利用柔性基板1中心区域处的振元2对患者待进行治疗的部位进行治疗即可,从而避免能源的浪费。

[0042] 由于本实施例中的柔性超声波换能器阵列包括:具有易变形、可弯折的柔性基板1,以及镶嵌在柔性基板1中的多个振元,其中,该振元的第一端、第二端均分别凸出于该柔性基板的上表面、下表面,也即振元的第一端并没有与柔性基板的上表面相接触,即其的第一端不会被柔性基板所束缚,同理,振元的第二端也没有与柔性基板的下表面相接触,即其的第二端也不会被柔性基板所束缚,该种结构设置使得振元的第一端、第二端均处于自由状态,这样一来,在将柔性基板向其的上表面进行弯折时,此时,任意两相邻振元的第一端之间的距离将减小,任意两相邻振元的第二端之间的距离将增大,此时,多个振元的第一端所构成的面为弧面,该弧面可在将本实施例中的柔性超声波换能器阵列应用至医学治疗领域中时,根据人体表面形状而进行设定,也即对于不同形状的人体表面而言,其可以采用同一个柔性超声波换能器阵列对其进行超声成像或超声治疗。进一步地,当柔性超声波换能器阵列的形状根据人体表面形状而发生变化时,其能够与人体表面相贴合,从而提高本实施例中的柔性超声波换能器阵列的治疗效果。在此需要说明的是,上述的柔性超声波换能器阵列与人体表面相贴合具体是指:多个振元2的第一端与人体表面相贴合,而且,此时,镶嵌在柔性基板1中的多个振元2的第一端用于向人体表面发射超声波,以对人体进行治疗。

[0043] 其中,本实施例优选的,振元2可为压电振元2;当然,振元2并不局限于前述的压电

振元2,在此不做限定。

[0044] 优选的,柔性基板1具有多个阵列排布的通孔,此时,可以理解的是,多个振元2也是阵列排布在基板上的,该种排布设置使得振元2规则地排布在基板上,从而大大简化后续在柔性基板1上的接线工艺。

[0045] 其中,本实施例优选的,其中,柔性基板1上表面设置有多条第一电极线3,每个振元2的第一端设置有第一电极,第一电极与第一电极线3电连接;柔性基板1下表面设置有多条第二电极线,每个振元2的第二端设置有第二电极11,第二电极11与第二电极线电连接;第一电极和第二电极11用于加载驱动信号以驱动振元2发射超声波。

[0046] 进一步优选的,每个振元2的第一端与上表面之间的区域还设置有第一电极;每个振元2的第二端与下表面之间的区域还设置有第二电极11。具体的,在各振元2的第一端涂覆金属电极材料以形成第一电极时,还可将该金属电极材料沿着振元2的第一侧面继续涂覆至柔性基板1的上表面,此时,第一侧边上的金属电极材料通过第一焊点13、第二焊点14与第一电极线3电连接;其中,振元2的第一侧面是指:振元2的第一端与柔性基板1上表面之间的区域。由此可以看出,该种结构设置能够省去在振元2的第一侧面形成连接第一电极与第一电极线3的导线,从而简化本实施例中的柔性超声波换能器阵列的制备工艺,降低成本。同理,在各振元2的第二端、以及振元2的第二侧面形成第二电极11时,同样也能够简化本实施例中的柔性超声波换能器阵列的制备工艺,降低成本;其中,振元2的第二侧面是指:振元2的第二端与柔性基板1下表面之间的区域。

[0047] 更进一步优选的,如图1所示,柔性基板1的上表面还设置有第一引出线6,多条第一电极线3采用并联的方式与第一引出线6连接;柔性基板1的下表面还设置有第二引出线5,多条第二电极线采用并联的方式与第二引出线5连接。由此可以看出,对于位于各振元2第一端的第一电极而言,传输至其上的驱动信号是通过一条第一引出线6传导至多条并联连接的第一电极线3而实现的,该种结构设置大大简化了柔性基板1上表面的接线工艺。同理,对于位于各振元2第二端的第二电极11而言,传输至其上的驱动信号也是通过一条第二引出线5传导至多条并联连接的第一电极线3而实现的,该种结构设置同样大大简化了柔性基板1下表面的接线工艺。

[0048] 当然,位于柔性基板1上表面的多条第一电极线3,和/或位于柔性基板1下表面的多条第二电极线也可以不采用并联的方式进行连接。优选的,如图2所示,柔性基板1的上表面设置有多条第一引出线,每条第一电极线连接有一条第一引出线;柔性基板1的下表面设置有多条第二引出线,每条第二电极线连接有一条第二引出线。由此可以看出,位于柔性基板1上表面的多条第一电极线3,和位于柔性基板1下表面的多条第二电极线均为全线引出方式,具体的,每条第一电极线3的一端直接与位于各振元2第一端的第一电极连接,另一端直接与驱动信号的输入端12连接;每条第二电极线的一端直接与位于各振元2第二端的第二电极连接,另一端直接与驱动信号的输入端12连接。此时,对于位于各振元2第一端的第一电极而言,传输至其上的驱动信号是通过与其对应的一条第一引出线6传导至与其电连接的第一电极线3而实现的;同理,对于位于各振元2第二端的第二电极11而言,传输至其上的驱动信号也是通过与其对应的一条第二引出线5传导至与其电连接的第二电极线而实现的。

[0049] 再进一步优选的,每个振元2与上表面相交的位置设置有第一焊盘4,第一焊盘4用

于连接第一电极与第一电极线3,并用于将振元2焊接固定于通孔中;每个振元2与下表面相交的位置设置有第二焊盘,第二焊盘用于连接第二电极11与第二电极线,并用于将振元2焊接固定于通孔中。由此可以看出,在柔性基板1的上表面设置第一焊盘4,其不仅能够起到连接第一电极与第一电极线3的作用,其还能够使得与其相对应的振元2与通孔这二者采用焊接的方式进行连接,从而确保在弯折、牵拉柔性基板1时,振元2始终牢牢地固定在通孔中,进而增强本实施例柔性超声波换能器阵列的稳定性、可用性。相应的,在柔性基板1的下表面设置第二焊盘的作用与第一焊盘4作用相同,在此不再赘述。

[0050] 其中,如图3所示,以下对柔性基板1上的某一个振元2的结构设置进行具体说明。

[0051] 具体的,该振元2与上表面相交的位置设置有第一焊盘4;其中,第一焊盘4具有相对设置的第一焊点13、第二焊点14,也即当第一焊盘4为图3所示的圆环时,该第一焊点13与第二焊点14位于同一直径上,此时,第一焊点13、第二焊点14不仅能够将位于振元2第一端的第一电极与柔性基板1上表面的第一电极线3电连接,其还能够将振元2焊接固定于通孔中。同理,该振元2与下表面相交的位置设置有第二焊盘;其中,第二焊盘具有相对设置的第三焊点15、第四焊点16,也即当第二焊盘为图3所示的圆环时,该第三焊点15与第四焊点16位于同一直径上,此时,第三焊点15、第四焊点16不仅能够将位于振元2第二端的第二电极11与柔性基板1上表面的第二电极线电连接,其还能够将振元2焊接固定于通孔中。

[0052] 需要说明的是,在本实施例中,同一个振元2对应设置的第一焊盘4的第一焊点13与第二焊盘的第三焊点15在柔性基板1上的正投影至少部分重叠,第二焊点14与第四焊点16在柔性基板1上的正投影至少部分重叠。该种结构设置使得各个焊点受力均匀,其能够将振元2牢牢地焊接在与其对应的通孔中。

[0053] 当然,每个振元2所对应的第一焊盘4、第二焊盘上设置的焊点数量并不局限于上述的两个,其还可以为三个、四个等等,在此不再一一赘述。

[0054] 其中,本实施例优选的,柔性基板1由金属材料与绝缘材料复合而成。需要说明的是,在制作柔性基板1时,可以先将金属材料制作成金属薄板,然后再在金属薄板上设置绝缘材料,此时,采用高压将二者压合,以形成具有多条第一电极线3或第二电极线的电路板。例如:本实施例中的柔性基板1可以为柔性电路板,当然,其并不局限于柔性电路板,在此不做限定。

[0055] 其中,上述的绝缘材料可以为聚酯醚。当然,绝缘材料并不局限于聚酯醚,其还可以为其他材料,在此也不做限定。

[0056] 其中,为确保本实施例所提供的柔性基板1具有较好的弯折性能,优选的,柔性基板1的厚度为0.05~2mm。

[0057] 需要说明的是,柔性基板的厚度并不局限于0.05~2mm,其具体可根据振元的高度进行设定,只要其能够保证振元的第一端、第二端均凸出于柔性基板的上表面、下表面即可,在此不做限定。

[0058] 综上,由于本实施例中的柔性超声波换能器阵列包括具有易变形、可弯折特性的柔性基板,且镶嵌在该柔性基板上的多个振元的第一端、第二端均分别凸出于其上表面、下表面,故将本实施例中的柔性超声波换能器阵列用于对人的某个身体部位进行超声成像或超声治疗时,无需将柔性超声波换能器阵列紧压至该身体部位的表面,即可达到其与该身体部位获得良好接触的效果,从而提高本实施例中的柔性超声波换能器阵列的治疗效

果。

[0059] 实施例2:

[0060] 本实施例提供一种聚焦换能器,其包括实施例1中的柔性超声波换能器阵列。

[0061] 其中,本实施例优选的,聚焦换能器包括:刚性的基板,柔性超声波换能器阵列固定在基板上,柔性超声波换能器阵列中的各振元2朝着背离基板的一侧发射超声波。

[0062] 具体的,作为本实施例的第一种优选方式,如图4所示,本实施例中的基板可以为点聚焦球面基板8,柔性超声波换能器阵列固定在点聚焦球面基板8上,且柔性超声波换能器阵列中的各振元2朝着背离点聚焦球面基板8的一侧发射超声波,并汇聚于图4中的焦点7处。

[0063] 其中,作为本实施例的第二种优选方式,如图5所示,本实施例中的基板可以为线聚焦弧面基板10,柔性超声波换能器阵列固定在线聚焦弧面基板10上,柔性超声波换能器阵列中的各振元2朝着背离线聚焦弧面基板10的一侧发射超声波,并汇聚于图5中的焦线9处。

[0064] 综上,本实施例所提供的聚焦换能器其主要是由实施例1中的柔性超声波换能器阵列和刚性的基板所组成,具体的,将该柔性超声波换能器阵列贴在特定形状的基板上,即可使柔性超声波换能器阵列改变为与该基板相应的形状,从而使得采用本实施例中的聚焦换能器对人体的某个身体部位进行超声治疗时,具有较好的治疗效果。

[0065] 可以理解的是,以上实施方式仅仅是为了说明本发明的原理而采用的示例性实施方式,然而本发明并不局限于此。对于本领域内的普通技术人员而言,在不脱离本发明的精神和实质的情况下,可以做出各种变型和改进,这些变型和改进也视为本发明的保护范围。

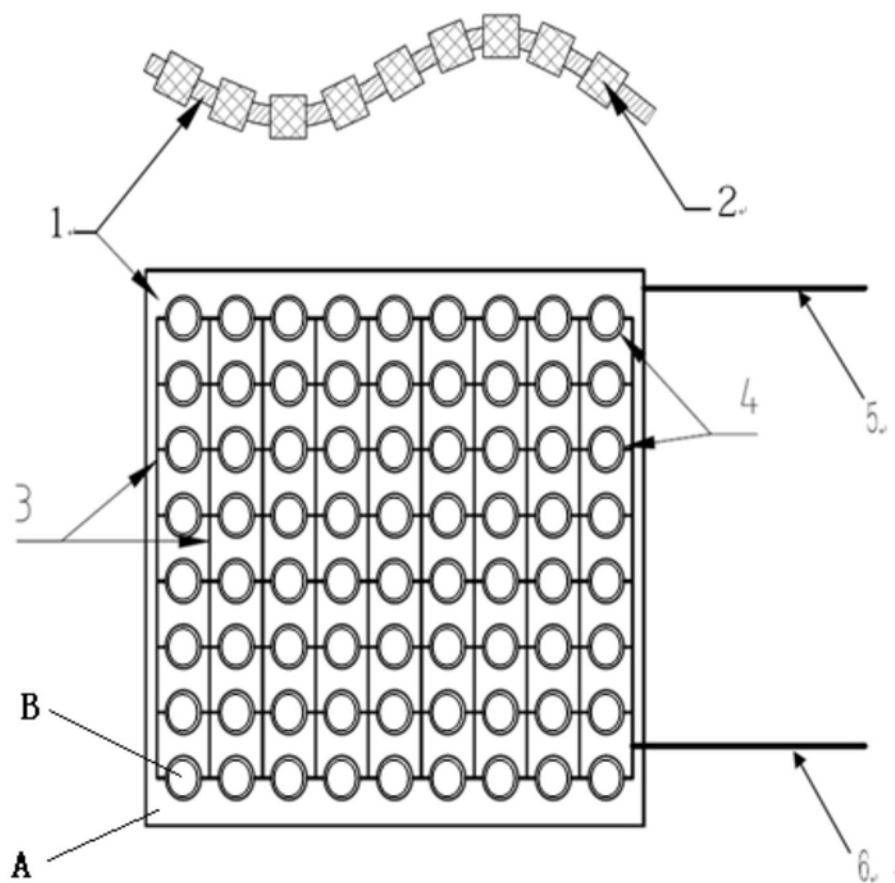


图1

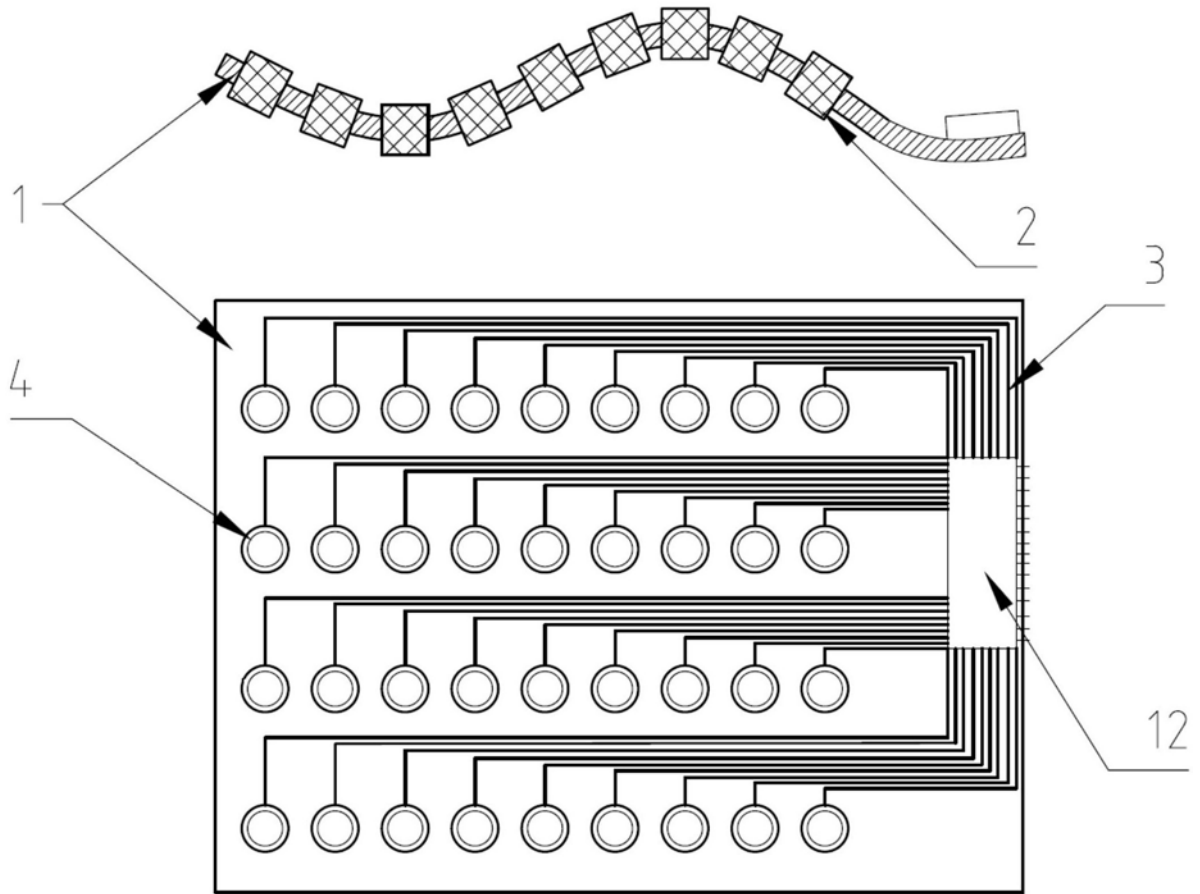


图2

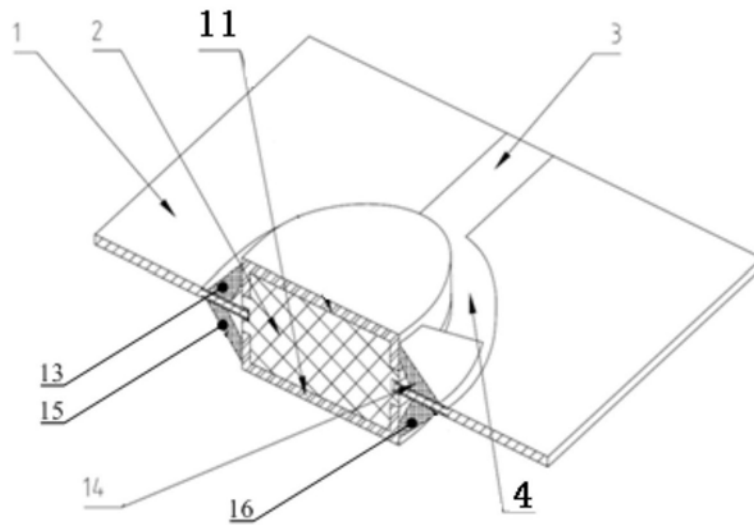


图3

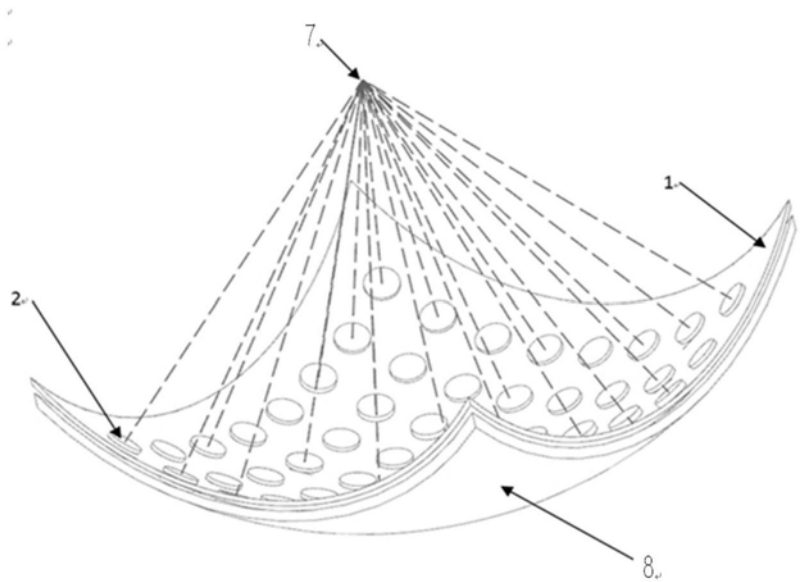


图4

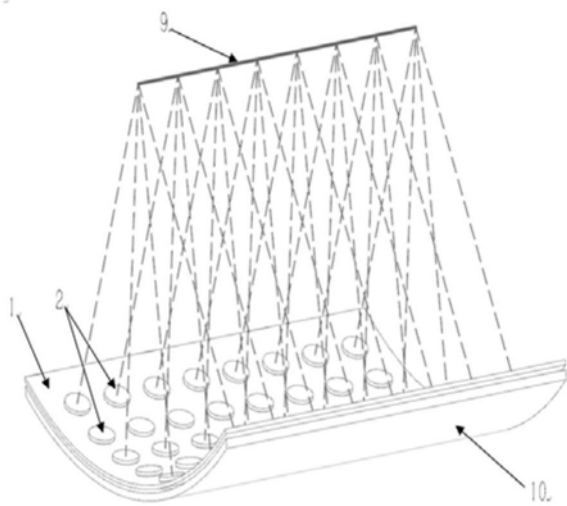


图5

专利名称(译)	柔性超声波换能器阵列、聚焦换能器		
公开(公告)号	CN110870781A	公开(公告)日	2020-03-10
申请号	CN201811020374.4	申请日	2018-09-03
[标]申请(专利权)人(译)	重庆融海超声医学工程研究中心有限公司		
申请(专利权)人(译)	重庆融海超声医学工程研究中心有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	重庆融海超声医学工程研究中心有限公司		
[标]发明人	王智彪 赵纯亮		
发明人	王智彪 赵纯亮		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4483		
代理人(译)	柴亮 张天舒		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种柔性超声波换能器阵列、聚焦换能器，属于超声波技术领域。本发明的柔性超声波换能器阵列包括柔性基板，其具有多个间隔设置的通孔；多个振元，其分别固定在所述通孔中，用于定向发射超声波，且各振元发射超声波的方向朝向柔性基板的同一侧；其中，所述柔性基板具有相对设置的上表面、下表面，每个所述振元具有相对设置的第一端、第二端，由所述第一端指向第二端的方向与由所述上表面指向下表面的方向相同；每个所述振元的第一端凸出于所述上表面，每个所述振元的第二端凸出于所述下表面。

