



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110871158 A

(43)申请公布日 2020.03.10

(21)申请号 201911278259.1

(22)申请日 2019.12.12

(71)申请人 深圳先进技术研究院

地址 518055 广东省深圳市南山区西丽大学城学院大道1068号

(72)发明人 马腾 刘项力 郑海荣 黄继卿
李永川 王丛知 刘佳妹 杨晔

(74)专利代理机构 深圳智趣知识产权代理事务所(普通合伙) 44486

代理人 崔艳峥

(51)Int.Cl.

B06B 1/06(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

A61N 7/02(2006.01)

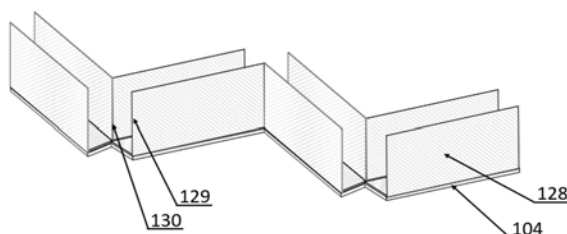
权利要求书3页 说明书12页 附图8页

(54)发明名称

超声换能设备及超声换能器

(57)摘要

本发明提供了一种超声换能器,超声换能器阵列模组由背衬块进行支撑,电联接结构可同时对多个超声换能器阵列模组传递工作电力,保证工作电力供给,背衬块上设置变换驱动装置,提供背衬块沿其宽度方向折叠或张开,折叠过程将多个超声换能器阵列模组由长度方向的布置结构,变形过程相邻的超声换能器阵列模组折叠方向交替变向动作,由长条状结构变形为并行布置的矩阵结构,满足成像要求。通过超声换能器阵列模组的形态变换,可在其呈长条状形态进行输送,满足小孔径的输送要求;长条状形态只具有成像能力,在矩阵变形后也满足成像要求,保证超声换能器的成像能力,且也具有HIFU治疗的能力。本发明还提供了一种超声换能设备。



1. 一种超声换能器,其特征在于,包括沿长度方向顺序布置的多个超声换能器阵列模组,每个所述超声换能器阵列模组的背侧均架装有背衬块,和电联接多个所述超声换能器阵列模组的电联接结构;

还包括布置于相邻的所述背衬块长度方向的两端,对所述超声换能器阵列模组沿所述背衬块宽度方向的折叠或张开进行驱动的变换驱动装置;

位于所述背衬块长度方向两端的两个所述超声换能器阵列模组动作方向相反布置。

2. 根据权利要求1所述的超声换能器,其特征在于,所述电联接结构为压装于所述超声换能器阵列模组和所述背衬块之间,并折叠贴附于所述背衬块宽度方向两侧的柔性电路板;

所述柔性电路板位于所述背衬块折叠外侧设置为切割断开有展开侧壁,其位于所述背衬块的折叠内侧设置为切穿连接的连接侧壁。

3. 根据权利要求2所述的超声换能器,其特征在于,所述柔性电路板上还切割有位于所述超声换能器阵列模组宽度方向两侧,并沿所述超声换能器阵列模组长度方向伸出,对所述柔性电路板进行折叠指示的切割虚线。

4. 根据权利要求3所述的超声换能器,其特征在于,所述背衬块为吸声背衬材料制备的背衬块。

5. 根据权利要求3所述的超声换能器,其特征在于,所述超声换能器阵列模组包括沿其长度方向阵列布置的多个超声换能器阵元,以及填充于多个所述超声换能器阵元的切缝之间的环氧树脂;

所述超声换能器阵列模组沿其长度方向的第一尺寸大于其宽度方向的第二尺寸;

所述超声换能器阵列模组沿其长度方向的第一阵元数量大于其宽度方向的第二阵元数量。

6. 根据权利要求5所述的超声换能器,其特征在于,所述第一阵元数量大于1个,所述第二阵元数量大于等于1个;所述第一尺寸和所述第二尺寸均小于70mm。

7. 根据权利要求5所述的超声换能器,其特征在于,所述超声换能器阵元为1-3型压电复合材料制备的超声换能器阵元。

8. 根据权利要求5所述的超声换能器,其特征在于,所述超声换能器阵元为单晶压电材料制备的超声换能器阵元。

9. 根据权利要求5所述的超声换能器,其特征在于,所述超声换能器阵元为多晶压电材料制备的超声换能器阵元。

10. 根据权利要求5所述的超声换能器,其特征在于,所述环氧树脂占所述超声换能器阵列模组的平面面积为35%~65%。

11. 根据权利要求5所述的超声换能器,其特征在于,所述变换驱动装置内嵌于所述背衬块中。

12. 根据权利要求11所述的超声换能器,其特征在于,所述变换驱动装置为铰链驱动装置、扭簧驱动装置、气压驱动装置、液压驱动装置、拉线驱动装置、磁力驱动装置、静电力驱动装置或马达机械驱动装置中的一种或者多种的组合。

13. 根据权利要求12所述的超声换能器,其特征在于,所述变换驱动装置包括架装于相邻两个所述超声换能器阵列模组背侧的背衬块上的合页,和依次穿过多个所述超声换能器

阵列模组的背衬块中部的牵引线,每个所述背衬块上均开设有贯穿其宽度方向的牵引线穿孔;

所述牵引线贴附于所述超声换能器阵列模组的折叠内侧,所述合页内布置有回复方向沿所述超声换能器阵列模组张开宽度方向布置的复位弹簧。

14.根据权利要求13所述的超声换能器,其特征在于,所述牵引线穿孔的开孔方向沿所述牵引线的伸出方向倾斜布置。

15.根据权利要求14所述的超声换能器,其特征在于,所述牵引线穿孔的开孔方向与所述背衬块的厚度方向的夹角不大于 30° 。

16.根据权利要求14所述的超声换能器,其特征在于,所述牵引线穿孔的开孔出口与所述背衬块宽度方向的表面之间圆滑过渡。

17.根据权利要求13所述的超声换能器,其特征在于,所述复位弹簧为扭簧。

18.根据权利要求6所述的超声换能器,其特征在于,还包括对所述超声换能器阵列模组进行输送至预定超声位置的导管,所述导管内部设置有容置多个所述超声换能器阵列模组的容置腔,多个所述超声换能器阵列模组可伸缩的布置于所述导管内。

19.根据权利要求12所述的超声换能器,其特征在于,所述变换驱动装置包括依次穿过多个所述超声换能器阵列模组的背衬块中部,对其进行牵引折叠的第二牵引线,和驱动相邻的两个所述超声换能器阵列模组张开的张开转动结构;

所述张开转动结构包括张合配合的第一合页片和第二合页片,所述第一合页片和所述第二合页片张开宽度方向的同一侧分别摆动支撑于相邻的两个所述超声换能器阵列模组的背衬块上;

还包括设置于所述背衬块远离所述超声换能器阵列模组的一端,牵引所述张开转动结构闭合以拖动相邻的两个所述背衬块张开的第三牵引线。

20.根据权利要求19所述的超声换能器,其特征在于,所述第三牵引线的牵引端连接于所述张开转动结构远离所述背衬块的一端。

21.根据权利要求20所述的超声换能器,其特征在于,所述背衬块沿其长度方向的两端分别设置有对所述第三牵引线进行拉伸导向的第一导向环和第二导向环,所述第三牵引线包括沿所述背衬块长度方向伸出的牵引线主体,和由所述牵引线主体伸出,与所述张开转动结构连接的牵引线支线。

22.根据权利要求19所述的超声换能器,其特征在于,所述第一合页片和所述第二合页片均为梯形结构的梯形铁转动页片,所述梯形铁转动页片的底部摆动连接于所述背衬块上。

23.根据权利要求19所述的超声换能器,其特征在于,所述张开转动结构内置有驱动多个所述超声换能器阵列模组自动张开的弹性复位结构,所述第二牵引线包括并行布置的三条。

24.根据权利要求12所述的超声换能器,其特征在于,所述变换驱动装置包括架装于多个所述超声换能器阵列模组伸出末端的背衬块上的拖动柱,和套装于所述拖动柱上,牵引多个所述超声换能器阵列模组张开的驱动杆;

所述背衬块的中部布置有对多个所述超声换能器阵列模组牵引折叠的第四牵引线。

25.根据权利要求12所述的超声换能器,其特征在于,所述变换驱动装置包括沿所述背

衬块的长度方向布置,并贴附于远离所述超声换能器阵列模组一侧的加热伸缩装置;所述背衬块的中部布置有对多个所述超声换能器阵列模组牵引折叠的第五牵引线。

26.一种超声成像设备,其上设置有成像探头,其特征在于,所述成像探头为如权利要求1-25中任意一项所述的超声换能器。

超声换能设备及超声换能器

技术领域

[0001] 本发明涉及超声成像技术领域,更具体地说,涉及一种超声换能设备及超声换能器。

背景技术

[0002] 近年来,基于压电材料的超声换能设备在生物医疗成像检测和疾病治疗、工业无损探伤、以及海洋探测等领域得到了较广泛的应用。特别是在生物医疗健康检测以及疾病治疗领域,在成像方面,相比于XRD射线检测等,其具有非侵入式以及无潜在诱导其他伤害的优点,如在胃病、肝硬化、肠道疾病、胰腺癌、心脏疾病检测等领域;在疾病的治疗方面,基于高强度聚焦超声的HIFU (High-Intensity Focused Ultrasound, 高能聚焦超声刀) 治疗技术,如对女性乳腺癌、子宫肌瘤、脑震颤等疾病的治疗,特别是对于那些晚期或无法手术进行切除的恶性肿瘤的治疗以及提高病人的生存质量方面逐渐的凸显出来,如胰腺癌等。

[0003] 在一些相对较大的腔体内实施微创手术的疾病治疗过程中,如心脏、胸腹部腔体内的内脏器官等,需要一个准确的、实时的3D成像设备,以实现实时的监测微创手术设备和目标器官或者目标组织区域之间的准确距离以及相对位置,来引导手术。然而,现有的检测手段或多或少的都可能存在一些局限性,如X射线荧光成像、X射线或超声CT成像以及磁共振成像,前者不能很好的区分软组织,后三者不能够实现快速实时的3D成像;且MRI成像要求病人的体内没有植入某些特殊的金属。

[0004] 虽然现有的超声成像以及HIFU治疗技术在各自的领域都具有较大的优势,然而,由于胸骨、肋骨、脊椎骨、胃肠组织内部气体以及肺部等干扰的存在,现有的经皮肤或者经身体表面的外部超声成像以及HIFU治疗技术都存在一些局限性。特别以胃部为中心的包含胃、胰腺、肝脏、心脏等器官和组织;超声成像方面,可用于实现成像的窗口区域以及成像方位有限,导致可能存在一定的成像盲区,仍以2D切片成像为主,且体外超声成像设备的体积相对较大;另外,为了达到一定的成像深度,体外成像探头的工作频率相对较低,且随着距离的增加,轴向组织结构的分辨率逐渐进一步降低,如心脏的体外呈现频率一般在3MHz附近。治疗方面,由于上述组织和器官界面对于声波较大的反射和衰减,体外治疗面临一些困难,且对于某些运动器官,体外微小病灶的精确治疗存在一定的难度。

[0005] 为了解决或在一定程度上减少上述干扰存在,体内超声成像技术近年来得到了较大的发展;体内HIFU治疗技术也在逐渐的发展中,取得了一定的治疗效果,如用于经直肠的前列腺癌的消融治疗。然而,对于内窥、经食道以及心脏的超声成像以及HIFU治疗,为了提高病人的治疗舒适程度,减轻痛苦,其探头的尺寸大小需要设计的较小,所以,也就限制了探头中超声阵元的数量。特别是以胃为中心的周围器官的内窥成像以及HIFU治疗,胃部本身为周围器官提供了一个天然的“巨大”超声窗口,经胃部可以实现周围器官的成像检测以及HIFU治疗。但是,在进入胃部的过程中,必然经过食道,而食道的直径在最狭窄处只有紧紧15mm,这大大限制传统形态尺寸不可变超声换能器探头的实际使用尺寸。最终限制了内窥成像以及基于内窥的体内HIFU治疗的深度。

[0006] 在工业领域,一些只有管道连接相通的密封性腔体内部结构的检测,打开腔体再次密封操作麻烦费时,且操作可能存在一定的风险;而经相连管道进入的无损检测技术必然会带来较大的方便,但管道的尺寸相较于腔体较小,需要设计一种灵活可变的超声探头,以适应不同尺寸的管道情况。

[0007] 且在工业领域中,某些特殊环境,如具有辐射、有毒气体液体、易挥发性液体气体等有管路连接的密闭腔体内部环境的无损检测等,需要打开密闭装置的情况下,通过管道进入腔体内部实现检测,容易对维护人员的人身安全造成危害。

[0008] 因此,如何满足小尺寸环境的产生成像要求,是目前本领域技术人员亟待解决的问题。

发明内容

[0009] 有鉴于此,本发明提供了一种超声换能器,以满足小尺寸环境的产生成像要求;本发明还提供了一种超声换能设备。

[0010] 为了达到上述目的,本发明提供如下技术方案:

[0011] 一种超声换能器,包括沿长度方向顺序布置的多个超声换能器阵列模组,每个所述超声换能器阵列模组的背侧均架装有背衬块,和电联接多个所述超声换能器阵列模组的电联接结构;

[0012] 还包括布置于相邻的所述背衬块长度方向的两端,对所述超声换能器阵列模组沿所述背衬块宽度方向的折叠或张开进行驱动的变换驱动装置;

[0013] 位于所述背衬块长度方向两端的两个所述超声换能器阵列模组动作方向相反布置。

[0014] 优选地,在上述超声换能器中,所述电联接结构为压装于所述超声换能器阵列模组和所述背衬块之间,并折叠贴附于所述背衬块宽度方向两侧的柔性电路板;

[0015] 所述柔性电路板位于所述背衬块折叠外侧设置为切割断开有展开侧壁,其位于所述背衬块的折叠内侧设置为切穿连接的连接侧壁。

[0016] 优选地,在上述超声换能器中,所述柔性电路板上还切割有位于所述超声换能器阵列模组宽度方向两侧,并沿所述超声换能器阵列模组长度方向伸出,对所述柔性线路板进行折叠指示的切割虚线。

[0017] 优选地,在上述超声换能器中,所述背衬块为吸声背衬材料制备的背衬块。

[0018] 优选地,在上述超声换能器中,所述超声换能器阵列模组包括沿其长度方向阵列布置的多个超声换能器阵元,以及填充于多个所述超声换能器阵元的切缝之间的环氧树脂;

[0019] 所述超声换能器阵列模组沿其长度方向的第一尺寸大于其宽度方向的第二尺寸;

[0020] 所述超声换能器阵列模组沿其长度方向的第一阵元数量大于其宽度方向的第二阵元数量。

[0021] 优选地,在上述超声换能器中,所述第一阵元数量大于1个,所述第二阵元数量大于等于1个;所述第一尺寸和所述第二尺寸均小于70mm。

[0022] 优选地,在上述超声换能器中,所述超声换能器阵元为1-3型压电复合材料制备的超声换能器阵元。

[0023] 优选地,在上述超声换能器中,所述超声换能器阵元为单晶压电材料制备的超声换能器阵元。

[0024] 优选地,在上述超声换能器中,所述超声换能器阵元为多晶压电材料制备的超声换能器阵元。

[0025] 优选地,在上述超声换能器中,所述环氧树脂占所述超声换能器阵列模组的平面面积为35%~65%。

[0026] 优选地,在上述超声换能器中,所述变换驱动装置内嵌于所述背衬块中。

[0027] 优选地,在上述超声换能器中,所述变换驱动装置为铰链驱动装置、扭簧驱动装置、气压驱动装置、液压驱动装置、拉线驱动装置、磁力驱动装置、静电力驱动装置或马达机械驱动装置中的一种或者多种的组合。

[0028] 优选地,在上述超声换能器中,所述变换驱动装置包括架装于相邻两个所述超声换能器阵列模组背侧的背衬块上的合页,和依次穿过多个所述超声换能器阵列模组的背衬块中部的牵引线,每个所述背衬块上均开设有贯穿其宽度方向的牵引线穿孔;

[0029] 所述牵引线贴附于所述超声换能器阵列模组的折叠内侧,所述合页内布置有回复方向沿所述超声换能器阵列模组张开宽度方向布置的复位弹簧。

[0030] 优选地,在上述超声换能器中,所述牵引线穿孔的开孔方向沿所述牵引线的伸出方向倾斜布置。

[0031] 优选地,在上述超声换能器中,所述牵引线穿孔的开孔方向与所述背衬块的厚度方向的夹角不大于30°。

[0032] 优选地,在上述超声换能器中,所述牵引线穿孔的开孔出口与所述背衬块宽度方向的表面之间圆滑过渡。

[0033] 优选地,在上述超声换能器中,所述复位弹簧为扭簧。

[0034] 优选地,在上述超声换能器中,还包括对所述超声换能器阵列模组进行输送至预定超声位置的导管,所述导管内部设置有容置多个所述超声换能器阵列模组的容置腔,多个所述超声换能器阵列模组可伸缩的布置于所述导管内。

[0035] 优选地,在上述超声换能器中,所述变换驱动装置包括依次穿过多个所述超声换能器阵列模组的背衬块中部,对其进行牵引折叠的第二牵引线,和驱动相邻的两个所述超声换能器阵列模组张开的张开转动结构;

[0036] 所述张开转动结构包括张合配合的第一合页片和第二合页片,所述第一合页片和所述第二合页片张开宽度方向的同一侧分别摆动支撑于相邻的两个所述超声换能器阵列模组的背衬块上;

[0037] 还包括设置于所述背衬块远离所述超声换能器阵列模组的一端,牵引所述张开转动结构闭合以拖动相邻的两个所述背衬块张开的第三牵引线。

[0038] 优选地,在上述超声换能器中,所述第三牵引线的牵引端连接于所述张开转动结构远离所述背衬块的一端。

[0039] 优选地,在上述超声换能器中,所述背衬块沿其长度方向的两端分别设置有对所述第三牵引线进行拉伸导向的第一导向环和第二导向环,所述第三牵引线包括沿所述背衬块长度方向伸出的牵引线主体,和由所述牵引线主体伸出,与所述张开转动结构连接的牵引线支线。

[0040] 优选地,在上述超声换能器中,所述第一合页片和所述第二合页片均为梯形结构的梯形铁转动页片,所述梯形铁转动页片的底部摆动连接于所述背衬块上。

[0041] 优选地,在上述超声换能器中,所述张开转动结构内置有驱动多个所述超声换能器阵列模组自动张开的弹性复位结构,所述第二牵引线包括并行布置的三条。

[0042] 优选地,在上述超声换能器中,所述变换驱动装置包括架装于多个所述超声换能器阵列模组伸出末端的背衬块上的拖动柱,和套装于所述拖动柱上,牵引多个所述超声换能器阵列模组张开的驱动杆;

[0043] 所述背衬块的中部布置有对多个所述超声换能器阵列模组牵引折叠的第四牵引线。

[0044] 优选地,在上述超声换能器中,所述变换驱动装置包括沿所述背衬块的长度方向布置,并贴附于远离所述超声换能器阵列模组一侧的加热伸缩装置;所述背衬块的中部布置有对多个所述超声换能器阵列模组牵引折叠的第五牵引线。

[0045] 一种超声成像设备,其上设置有成像探头,所述成像探头为如上任意一项所述的超声换能器。

[0046] 本发明提供的超声换能器,包括沿长度方向顺序布置的多个超声换能器阵列模组,每个超声换能器阵列模组的背侧均架装有背衬块,和电联接多个超声换能器阵列模组的电联接结构;还包括布置于相邻的背衬块长度方向的两端,对超声换能器阵列模组沿背衬块宽度方向的折叠或张开进行驱动的变换驱动装置;位于背衬块长度方向两端的两个超声换能器阵列模组动作方向相反布置。超声换能器阵列模组由背衬块进行支撑,电联接结构可同时对多个超声换能器阵列模组传递工作电力,保证工作电力供给,背衬块上设置变换驱动装置,提供背衬块沿其宽度方向折叠或张开,折叠过程将多个超声换能器阵列模组由长度方向的布置结构,变形过程相邻的超声换能器阵列模组折叠方向交替变向动作,由长条状结构变形为并行布置的矩阵结构,满足成像要求。通过超声换能器阵列模组的形态变换,可在其呈长条形态进行输送,满足小孔径的输送要求;长条形态只具有成像能力,在矩阵变形后也满足成像要求,保证超声换能器的成像能力,且也具有HIFU治疗的能力。本发明还提供了一种超声换能设备。

附图说明

[0047] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例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,下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施例,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。

[0048] 图1为本发明中超声换能器的柔性电路板切割结构示意图;

[0049] 图2为图1中柔性电路板的折叠结构示意图;

[0050] 图3为图2中柔性电路板的折叠中间状态结构示意图;

[0051] 图4为图3柔性电路板内部填充背衬板的结构示意图;

[0052] 图5为本发明提供的超声换能器的形态结构变换过程示意图;

[0053] 图6为本发明提供的超声换能器的第一布置结构的形态变换过程示意图;

[0054] 图7为本发明提供的超声换能器的第二布置结构的形态变换过程示意图;

- [0055] 图8为本发明提供的超声换能器的第三布置结构的形态变换过程示意图；
- [0056] 图9为本发明提供的超声换能器的第四布置结构的形态变换过程示意图；
- [0057] 图10为图9中张开转动结构的结构示意图；
- [0058] 图11为图9中张开转动结构的形态变换过程图；
- [0059] 图12为本发明提供的超声换能器的第五布置结构的形态变换过程示意图；
- [0060] 图13为图12中超声换能器的折叠中间状态结构示意图；
- [0061] 图14为图13中超声换能器的折叠状态示意图；
- [0062] 图15为本发明提供的超声换能器的第五布置结构的形态变换过程示意图；
- [0063] 图16为图15中超声换能器的折叠中间状态结构示意图；
- [0064] 图17为图15中超声换能器的折叠状态示意图。

具体实施方式

[0065] 本发明公开了一种超声换能器，满足了小尺寸环境的产生成像要求；本发明还提供了一种超声换能设备。

[0066] 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、完整的描述，显然，所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例，而不是全部的实施例。基于本发明的实施例，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。

[0067] 如图1-图5所示，图1为本发明中超声换能器的柔性电路板切割结构示意图；图2为图1中柔性电路板的折叠结构示意图；图3为图2中柔性电路板的折叠中间状态结构示意图；图4为图3柔性电路板内部填充背衬板的结构示意图；图5为本发明提供的超声换能器的形态结构变换过程示意图。

[0068] 本实施例提供了一种超声换能器，包括沿长度方向顺序布置的多个超声换能器阵列模组104，每个超声换能器阵列模组104的背侧均架装有背衬块131，和电联接多个超声换能器阵列模组的电联接结构；还包括布置于相邻的背衬块131长度方向的两端，对超声换能器阵列模组104沿背衬块宽度方向的折叠或张开进行驱动的变换驱动装置107；位于背衬块131长度方向两端的两个超声换能器阵列模组104动作方向相反布置。超声换能器阵列模组104由背衬块131进行支撑，电联接结构可同时对多个超声换能器阵列模组104传递工作电力，保证工作电力供给，背衬块131上设置变换驱动装置107，提供背衬块131沿其宽度方向折叠或张开，折叠过程将多个超声换能器阵列模组104由长度方向的布置结构，变形过程相邻的超声换能器阵列模组104折叠方向交替变向动作，由长条状结构101变形为并行布置的矩阵结构103，满足成像要求。通过超声换能器阵列模组的形态变换，可在其呈长条状结构101进行输送，在变形为矩阵结构103后进行超声扫描，满足小孔径的输送要求，其形态变换后满足成像要求，保证超声换能器的成像能力，且也具有HIFU治疗的能力。

[0069] 在本案一具体实施例中，电联接结构为压装于超声换能器阵列模组104和背衬块131之间，并折叠贴附于背衬块131宽度方向两侧的柔性电路板125；柔性电路板125位于背衬块131折叠外侧设置为切割断开有展开侧壁129，其位于背衬块131的折叠内侧设置为切穿连接的连接侧壁130。由于超声换能器阵列模组104具有形态结构由沿长度方向的布置长条状结构101，变形至并行布置的矩阵结构103的两种形态，因此其形态变换后，并行的超声

换能器阵列模组104之间相对位置的准确,对于其成像质量具有重要影响。

[0070] 将电联接结构采用柔性电路板125,柔性电路板125同时承担作为对超声换能器阵列模组104和背衬块131粘贴结构的定位基准。柔性电路板125压紧于超声换能器阵列模组104和背衬块131之间,柔性电路板125位于超声换能器阵列模组104宽度方向两端的伸出部分,折叠后贴附于背衬块131宽度方向的两侧壁面上。

[0071] 由于背衬块131随超声换能器阵列模组104折叠,相邻的背衬块131在宽度方向相互叠加贴合,将柔性电路板125位于背衬块131折叠的外侧设置为切割断开的展开侧壁129,其折叠内侧为连接侧壁130,展开侧壁131位置的柔性电路板125为将柔性电路板125在该位置加工切缝127,该位置的加工切缝127应延伸至背衬块131贴附超声换能器阵列模组104的表面。

[0072] 柔性电路板125位于连接侧壁130的位置设置切穿布置的多个切口126,使连接侧壁130位置呈虚线结构,一方面便于柔性电路板125的折叠连接,另一方面保证柔性电路板125在长度方向的电路连续。柔性电路板125贴附于背衬块131表面的电联接结构,使得多个超声换能器阵列模组104之间的相互紧密连接,并限制相邻超声换能器阵列模组104之间的相对位置,保证折叠后超声换能器阵列模组104阵列结构的位置准确性。

[0073] 在本案一具体实施例中,柔性电路板125上还切割有位于超声换能器阵列模组104宽度方向两侧,并沿超声换能器阵列模组104长度方向伸出,对柔性电路板125进行折叠指示的切割虚线1261。柔性电路板125需要折叠贴附于背衬块131宽度方向的两侧,需要保证柔性电路板125在每个超声换能器阵列模组104两侧的折叠结构一致,通过在柔性电路板125上开设切割虚线1261,切割虚线1261对称布置于超声换能器阵列模组104宽度方向两侧,并沿超声换能器阵列模组104的长度方向伸出,切割虚线1261保证柔性电路板125内部线路连续,并对柔性电路板125的折叠位置进行指示。

[0074] 在本案一具体实施例中,背衬块131为吸声背衬材料制备的背衬块。背衬块131布置于超声换能器阵列模组104的背侧,用于对超声换能器阵列模组104的吸声减震,考虑超声换能器应用于人体,其工作稳定性对人体探测和治疗有决定性作用,将背衬块131采用具有吸声功能的吸声背衬材料制备,减少超声换能器阵列模组104的探测误差,保证工作稳定。

[0075] 在本案一具体实施例中,超声换能器阵列模组104包括沿其长度方向阵列布置的多个超声换能器阵元105,以及填充于多个超声换能器阵元的切缝之间的环氧树脂106;超声换能器阵列模组104沿其长度方向的第一尺寸大于其宽度方向的第二尺寸;超声换能器阵列模组104沿其长度方向的第一阵元数量大于其宽度方向的第二阵元数量。超声换能器应用于如胃部具有狭窄进口的应用环境,其由长条状结构101折叠变形为矩阵结构103,从成像角度,超声成像的对比度、分辨率和成像深度都显著提高,成像的维度也从2D某一截面成像变化到了3D成像,以及4D成像;从功能方面,也从单一的成像诊断,转变到了同时具备成像和治疗的能力。当这种可应用于胃部环境的可折叠的超声换能器,在某种状态下经狭窄食道到达宽阔的胃部空间,变换到矩阵结构的另一状态,可以同时实现以胃为中心的肝脏、胰腺、心脏、脾脏、肾脏、十二指肠、横结肠等多器官组织的体内超声成像和体内超声HIFU治疗。

[0076] 具体地,超声换能器阵列模组104内部设置多个超声换能器阵元,每个超声换能器

阵元104之间的切割缝隙采用环氧树脂进行填充,保证其性能及结构稳定。

[0077] 同时,适应超声换能器阵列模组104形态转换后,超声成像后的成像质量,每个超声换能器阵列模组104成长条状结构101,具体其长度方向的第一尺寸大于宽度方向的第二尺寸,并对超声换能器阵元105的数量进行控制,使得超声换能器阵列模组104中,在第一尺寸方向上超声换能器阵元105的数量大于第二尺寸方向上的超声换能器阵元105的数量。通过对超声换能器阵列模组104在长度方向和宽度方向的尺寸进行控制,并对两个方向上超声换能器阵元的数量进行控制,保证超声换能器阵列模组在形态变换后,矩阵阵列结构中对超声成像质量。

[0078] 具体地,第一阵元数量大于1个,第二阵元数量大于等于1个;第一尺寸和第二尺寸均小于75mm。第一阵元数量为超声换能器阵元沿超声换能器阵列模组104长度方向的布置数量,可以为大于1个的任意数量。第二阵元数量为超声换能器阵元105沿超声换能器阵列模组104宽度方向的布置数量,可以为1个、2个或3个等任意数量,需保证第一阵元数量大于第二阵元数量,适应超声换能器阵列模组104的折叠布置结构,应保证第一阵元数量和第二阵元数量的数量布置,满足超声换能器阵列模组折叠后整体呈矩形矩阵结构,保证成像质量。

[0079] 优选地,第一尺寸和第二尺寸均小于70mm。

[0080] 在本案一具体实施例中,超声换能器阵元105为1-3型压电复合材料制备的超声换能器阵元。

[0081] 在本案一具体实施例中,超声换能器阵元105为单晶压电材料制备的超声换能器阵元。当然,超声换能器阵元105也可以为多晶压电材料制备的超声换能器阵元。

[0082] 在本案一具体实施例中,环氧树脂106占超声换能器阵列模组104的平面面积为35%~65%。优选地,环氧树脂106占超声换能器阵列模组104的平面面积为40%~60%。即实际超声换能器阵元105之间的间距与超声换能器阵元105的压电材料的尺寸比值优选在1.29~1.58之间,为了保证成像质量,最大要小于6.24~7.9之间。多个超声换能器阵列模组104在展开状态的长条状结构101和折叠状态矩阵结构103都可以被用来成像,通过对其上超声换能器阵元105的布置结构和位置控制,在折叠状态下可以提高超声成像的分辨率、信噪比、以及实现3D实时成像与治疗。

[0083] 在本案一具体实施例中,如图5中超声换能器阵列模组104由长条状结构101至矩阵结构103过程中,相对折叠夹角为60°的中间过渡状态102中,变换驱动装置107内嵌于背衬块131中。相邻的两个超声换能器阵列模组104进行折叠状态的形态变换时,以相邻的背衬块131之间的变换驱动装置107为转动支点,两个超声换能器阵列模组104的折叠内侧和折叠外侧均相互贴附配合,为了避免变换驱动装置107的存在导致超声换能器阵列模组104相互贴附后产生缝隙,影响超声换能器阵元的成像质量,将变换驱动装置107内嵌于背衬块131中,保证超声换能器阵列模组的结构紧密度。

[0084] 具体地,变换驱动装置107为铰链驱动装置、扭簧驱动装置、气压驱动装置、液压驱动装置、拉线驱动装置、磁力驱动装置、静电力驱动装置或马达机械驱动装置中的一种或者多种的组合。

[0085] 如图6-图8所示,图6为本发明提供的超声换能器的第一布置结构的形态变换过程示意图;图7为本发明提供的超声换能器的第二布置结构的形态变换过程示意图;图8为本

发明提供的超声换能器的第三布置结构的形态变换过程示意图。

[0086] 在本案一具体实施例中,变换驱动装置107包括架装于相邻两个超声换能器阵列模组104背侧的背衬块131上的合页,和依次穿过多个超声换能器阵列模组104的背衬块131中部的牵引线109,每个背衬块131上均开设有贯穿其宽度方向的牵引线穿孔110;牵引线109贴附于超声换能器阵列模组131的折叠内侧,合页内布置有回复方向沿超声换能器阵列模组104张开宽度方向布置的复位弹簧。

[0087] 变换驱动装置107用于牵引超声换能器阵列模组104折叠或张开,本实施例中,背衬块131之间采用合页进行转动支撑,合页内部集成复位弹簧,提供合页进行张开的扭转回复作用力。背衬块131的折叠由牵引线109提供折叠拉力,牵引线109穿过各个超声换能器阵列模组104的背衬块131,每个背衬块131的中部开设牵引线穿孔110,牵引线109经牵引线穿孔110连接多个超声换能器阵列模组104的两端,为保证对超声换能器阵列模组104进行顺利折叠,将牵引线109在背衬块131上交错穿插,牵引线109露出背衬块131的部分位于相邻背衬块131的折叠内侧。

[0088] 本实施例中,多个超声换能器阵列模组104呈张开状态送入预定成像位置,此时牵引线109处于不受力的自由状态,牵引线109应贴附于背衬块131的表面。多个超声换能器阵列进行状态切换时,牵引线109提供折叠拉力,牵引末端的超声换能器阵列模组104以其端部的合页为支点进行摆动折叠,并随牵引线109的持续收紧,各个超声换能器阵列模组104相互折叠贴紧,直至呈并行布置的矩阵结构,超声成像或治疗后,牵引线109拉力逐步放松,每个超声换能器阵列模组104在其端部的合页内复位弹簧提供的张开扭力作用下,相互张开,直至回复至长条状结构,顺序由成像位置抽出。优选地,复位弹簧为扭簧。扭簧集成安装于合页的转动支撑端,提供对合页的两个页片的张开作用力。

[0089] 在本案一具体实施例中,牵引线穿孔110的开孔方向沿牵引线109的伸出方向倾斜布置。在超声换能器阵列模组104张开状态,牵引线109穿过每个背衬块131上开设的牵引线穿孔110,贴附于背衬块131的表面,在牵引线109拉紧过程中,牵引各个背衬块131,牵引线109压紧于背衬块131与牵引线穿孔110的交接位置,通过将牵引线穿孔110的开孔方向倾斜布置,可以理解,该倾斜方向应与牵引线109的伸出方向相同,从而便于牵引线109拉力输出,并对牵引线109与背衬块131的接触位置进行有效防护。

[0090] 在本案一具体实施例中,牵引线穿孔110的开孔方向与背衬块131的厚度方向的夹角不大于 30° 。由牵引线109需要牵引直至各个背衬块131在宽度方向相互贴紧,牵引线穿孔110应同时考虑背衬块131相互贴合后,提供稳定的牵引拉力,将牵引线穿孔110的开孔方向与背衬块131的厚度方向夹角控制,减小牵引线109的拉力输出,并保证对背衬块131的拉力稳定。

[0091] 进一步地,牵引线穿孔110的开孔出口与背衬块131宽度方向的表面之间圆滑过渡。从而减少牵引线109在背衬块131上牵引线穿孔110进出口位置的磨损。

[0092] 如图6中所示,在本案一具体实施例中,超声换能器阵列模组104包括沿长度方向顺序布置的6个,每个超声换能器阵列模组104上均包括沿其长度方向顺序布置的6个超声换能器阵元105。超声换能器阵列模组104采用6个模组,每个超声换能器阵列模组104上设置6个超声换能器阵元105,超声换能器阵元105之间填充由环氧材料106,最终在折叠后形成 6×6 的2D阵列。6个超声换能器阵列模组由长条状结构101,经其上箭头所示的折叠方向折

叠至中间状态102,并最终并行形成矩阵状态103,完成由1D阵列向2D阵列的变换。

[0093] 如图7所示,在本案一具体实施例中,超声换能器阵列模组104包括沿长度方向顺序布置的3个,每个超声换能器阵列模组上的超声换能器阵元呈3行12列阵列布置。本实施例中,超声换能器阵列模组在长度方向布置3个,每个超声换能器阵列模组104内的超声换能器阵元呈3*12的矩形阵列,三个超声换能器阵列模组并行布置后,可折叠形成9*12的1.5D、或1.75D阵列。超声换能器阵列模组104采用3个模组,每个超声换能器阵列模组104上设置的超声换能器阵元105呈3*12矩阵分布,超声换能器阵元105之间填充由环氧材料106,最终在折叠后形成9*12的矩阵阵列。3个超声换能器阵列模组由长条状结构111,变换驱动装置107采用合页结构,相邻的超声换能器阵列模组104以合页为折叠支点,折叠至中间状态112,并最终并行形成矩阵状态113,完成阵列结构的变换。

[0094] 如图8所示,在本案一具体实施例中,还包括对超声换能器阵列模组107进行输送至预定超声位置的导管108,导管108内部设置有容置多个超声换能器阵列模组104的容置腔,多个超声换能器阵列模组104可伸缩的布置于导管108内。超声换能器阵列模组104的布置结构与图6中所示的超声换能器阵列模组结构相同,此处对相同的部件采用相同的标记指示,对于插入到生物组织内部的超声换能器阵列模组,要求其结构紧凑,保证输送安全。本实施例中,设置导管108对长条状超声换能器阵列模组进行输送,当导管108输送至预定生物组织腔体内部后,通过设置外部驱动力作用,将多个超声换能器阵列模组从导管108内逐步伸出,在牵引线109的作用下,开始折叠,将长条状结构101,由牵引线109牵引以其上箭头所示折叠方向折叠至中间状态102,最终成形至矩阵状态103,以折叠状态出现在组织腔体内部,最终实现生物体内,如经食道的、血管的、心脏的、阴道的等狭窄组织通道之后内部腔体组织的高分辨率、高信噪比、3D实时成像检测,显著提高图像质量;检测完成之后,逐渐减少牵引线109的拉力,在带扭簧合页的变换驱动装置107的作用下,逐步展开并收缩回导管108的内部,完成检测。

[0095] 如图9-图11所示,图9为本发明提供的超声换能器的第四布置结构的形态变换过程示意图;图10为图9中张开转动结构的结构示意图;图11为图9中张开转动结构的形态变换过程图。

[0096] 在本案一具体实施例中,变换驱动装置包括依次穿过多个超声换能器阵列模组的背衬块904中部,对其进行牵引折叠的第二牵引线909,和驱动相邻的两个超声换能器阵列模组张开的张开转动结构921。变换驱动装置包括两部分,一部分如前述的牵引线结构,本实施例中,采用第二牵引线909依次穿过每个背衬块904中部,可以理解的,每个背衬块904中部均布置牵引线穿孔910,其具有结构如上述实施例所述,此处不再赘述。需要说明的是,上述的背衬块上开设牵引线穿孔,该背衬块指表面贴附柔性电路板的背衬块,牵引线穿孔应避免切断柔性电路上内部的线路。

[0097] 同时设置张开转动结构,其用于当第二牵引线909上牵引力减小后,提供每个超声换能器阵列模组张开的回复作用力。

[0098] 具体地,张开转动结构921包括张合配合的第一合页片和第二合页片,第一合页片和第二合页片张开宽度方向的同一侧分别摆动支撑于相邻的两个超声换能器阵列模组的背衬块904上。张开转动结构921同时承担对相邻的超声换能器阵列模组的转动支撑和折叠后的端部压紧功能,第一合页片和第二合页片相互铰接,二者在张开宽度方向的同一侧,与

背衬块的端部摆动铰接。

[0099] 具体地,当相邻的超声换能器阵列模组折叠状态时,第一合页片和第二合页片张开,并分别贴附于其对应的背衬块904的端部,第一合页片和第二合页片同时提供对相邻的两个背衬块904的压紧力,提高折叠结构稳定。

[0100] 还包括设置于背衬块904远离超声换能器阵列模组的一端,牵引张开转动结构921闭合以拖动相邻的两个背衬块904张开的第三牵引线920。当相邻的超声换能器阵列模组进行向张开状态的形态变换时,第三牵引线920牵引第一合页片和第二合页片的自由端。

[0101] 参见图11,第三牵引线920具体牵引第一合页片和第二合页片的铰接转轴922,使得第一合页片和第二合页片由贴附于背衬块上的第一状态1101,以其与背衬块904连接的端部立起的第二状态1102,相邻的背衬块904张开过程同时挤压第一合页片和第二合页片,同时结合第三牵引线920的牵引,使得二者转动扣合,由于第一合页片和第二合页片在张开宽度方向的同一侧与背衬块之间摆动支撑结构,第一合页片和第二合页片宽度方向的端部的第一摆动轴923和第二摆动轴924同时在背衬块的端部平面内扭转。第一合页片和第二合页片进行状态变换时,其宽度方向的第一摆动轴923和第二摆动转轴924,同时进行由横向向竖向的位置变换,最终在超声换能器阵列模组张开后,第一合页片和第二合页片扣合至第三状态1103,最终扣合为一体并压紧于背衬块的端部之间。

[0102] 在本案一具体实施例中,第三牵引线920的牵引端连接于张开转动结构远离背衬块904的一端。第三牵引线920在多个超声换能器阵列模组张开时,需要将张开转动结构921牵引立起于背衬块904的端部平面,为降低牵引力,将第三牵引线920的牵引端设置位于远离背衬块904的端部,优选位于铰接转轴922上,优化牵引力和牵引线的牵引结构。

[0103] 在本案一具体实施例中,背衬块904沿其长度方向的两端分别设置有对第三牵引线920进行拉伸导向的第一导向环931和第二导向环932,第三牵引线920包括沿背衬块904长度方向伸出的牵引线主体,和由牵引线主体伸出,与张开转动结构921连接的牵引线支线。第三牵引线920需要伸入到每个背衬块904长度方向的端部,同时,需要保证每个超声换能器折叠后,第三牵引线920伸入位置保持稳定,将每个背衬块904远离超声换能器阵列模组的一侧上均设置第一导向环931和第二导向环932,第三牵引线920由其牵引线主体穿过第一导向环931和第二导向环932,从而对第三牵引线920的牵引轨迹保持恒定,其牵引长度不随超声换能器阵列的折叠变化。牵引线主体上牵引线支线伸入到背衬块904之间,拉伸牵引线主体过程中,牵引线主体拖动牵引线支线在第一导向环931或第二导向环932内并行滑动,避免第三牵引线920的错位卡滞。

[0104] 在本案一具体实施例中,第一合页片和第二合页片均为梯形结构的梯形铁转动页片,梯形铁转动页片的底部摆动连接于背衬块904上。为了进一步降低第三牵引线920对张开转动结构921的牵引难度,将第一合页片和第二合页片均设置为梯形结构的梯形铁转动页片,梯形铁转动叶片的底部与背衬块摆动连接,即第一合页片和第二合页片较宽的一端连接至背衬块904上,提高其牵引和摆动过程中的结构稳定。

[0105] 在本案一具体实施例中,张开转动结构921内置有驱动多个超声换能器阵列模组自动张开的弹性复位结构,第二牵引线909包括并行布置的三条。张开转动结构921内置弹性复位结构,具体可位于第一合页片和第二合页片的铰接转轴922位置,提供二者扣合的弹性回复力,具体可设置为扭簧,在其张开贴紧于背衬块904上时,该弹性回复力同时可提供

对相邻的两个背衬块904的压紧,提高背衬块904折叠结构稳定。

[0106] 由于张开转动结构921内置弹性复位结构,其牵引张开需要第二牵引线909提供更大的牵引压力,将第二牵引线909设置并行布置的三条,提高对多个超声换能器阵列的张开和折叠过程中的牵引结构安全性。

[0107] 如图12-图14所示,图12为本发明提供的超声换能器的第五布置结构的形态变换过程示意图;图13为图12中超声换能器的折叠中间状态结构示意图;图14为图13中超声换能器的折叠状态示意图。

[0108] 在本案一具体实施例中,变换驱动装置包括架装于多个超声换能器阵列模组伸出末端的背衬块1204上的拖动柱1215,和套装于拖动柱1215上,牵引多个超声换能器阵列模组张开的驱动杆1216;背衬块1204的中部布置有对多个超声换能器阵列模组牵引折叠的第四牵引线1209。

[0109] 超声换能器阵列模组的张开和折叠,通过第四牵引线1209提供对多个超声换能器阵列模组提供牵引拉力,其牵引结构如前述实施例提供的牵引线伸出方向和牵引线穿孔结构,此处不再赘述。

[0110] 如图12-图14中所示的超声换能器阵列模组由长条状结构,经折叠的中间状态,至折叠后的矩阵结构的变形过程所示,拖动柱1215和驱动杆1216用于将多个超声换能器阵列模组回复至张开的长条状结构,拖动柱1215位于多个超声换能器阵列模组伸出的端部,驱动杆1216设置驱动环套装于拖动柱1215上,推动拖动柱1215动作,进而由拖动柱1215依次拖动多个超声换能器阵列模组回复至张开状态。

[0111] 如图15-17所示,图15为本发明提供的超声换能器的第五布置结构的形态变换过程示意图;图16为图15中超声换能器的折叠中间状态结构示意图;图17为图15中超声换能器的折叠状态示意图。

[0112] 在本案一具体实施例中,变换驱动装置包括沿背衬块1204的长度方向布置,并贴附于远离超声换能器阵列模组一侧的加热伸缩装置1217;背衬块1204的中部布置有对多个超声换能器阵列模组牵引折叠的第五牵引线1209。第五牵引线1209提供对多个超声换能器阵列模组提供牵引拉力,其牵引结构如前述实施例提供的牵引线伸出方向和牵引线穿孔1210结构,此处不再赘述。

[0113] 对于将多个超声换能器阵列模组张开的结构,采用具有加热后能够伸缩或加热膨胀的加热伸缩装置1217,加热伸缩装置1217为长条状结构,贴附于背衬块1104远离超声换能器阵列模组的一侧,加热伸缩装置1217具有在未进行通电加热时,呈自由状态,当对其内部加热后,加热伸缩装置1217内部温度升高,其结构材料逐步伸缩或膨胀,将折叠的多个超声换能器阵列模组拖动张开。

[0114] 具体如图15-图17所示的超声换能器阵列模组的变形过程,超声换能器阵列模组处于长条形结构1201进行输送至预定患处,控制加热伸缩装置1207断电,牵引第五牵引线1209拉动超声换能器阵列模组经折叠的中间状态1202,直接多个超声换能器阵列模组相互贴合至折叠的矩阵状态1203,成像结束后,通过加热伸缩装置1217的加热导线1218供电后,超声换能器阵列模组张开回复至长条状结构,由预定患处抽出。加热伸缩装置1207也可以采用加热膨胀结构,其可以为密封有酒精等低熔点材料的管状物,生物体内应用要采用熔点低于36°的密封物,并且在内部埋藏有加热丝,经加热导线1218给加热伸缩装置1217内部

的加热丝通电,从而使低熔点密封物膨胀,使加热伸缩装置1217也发生伸张,由其自身的结构挺直,将折叠的超声换能器阵列模组拖动至张开状态。

[0115] 基于上述实施例中提供的超声换能器,本发明还提供了一种超声成像—治疗一体化的设备,其上设置有同时具有成像和治疗功能的探头,该具有成像和治疗双重功能的探头采用上述实施例中提供的超声换能器。

[0116] 由于该超声换能器采用了上述实施例的超声换能器,所以该超声设备由超声换能器带来的有益效果请参考上述实施例。

[0117] 对所公开的实施例的上述说明,使本领域专业技术人员能够实现或使用本发明。对这些实施例的多种修改对本领域的专业技术人员来说将是显而易见的,本文中所定义的一般原理可以在不脱离本发明的精神或范围的情况下,在其它实施例中实现。因此,本发明将不会被限制于本文所示的这些实施例,而是要符合与本文所公开的原理和新颖特点相一致的最宽的范围。

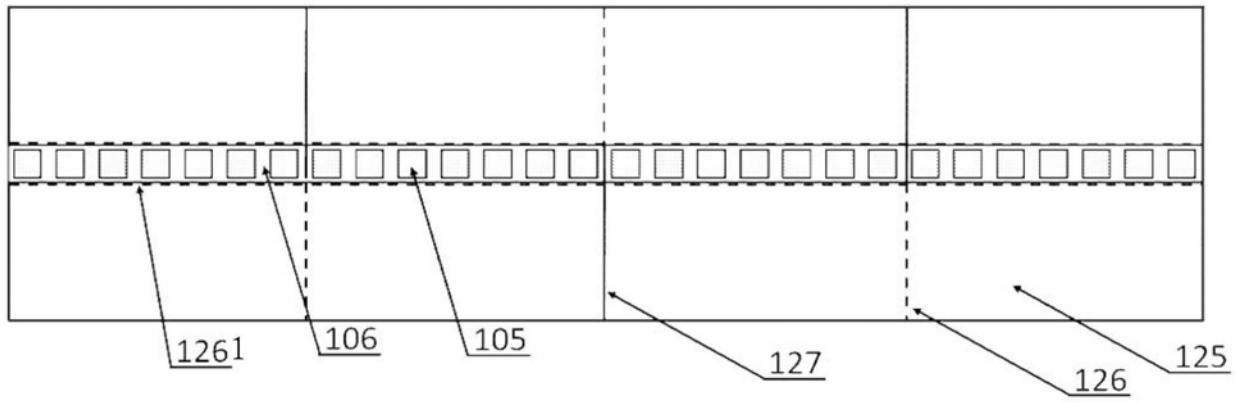


图1

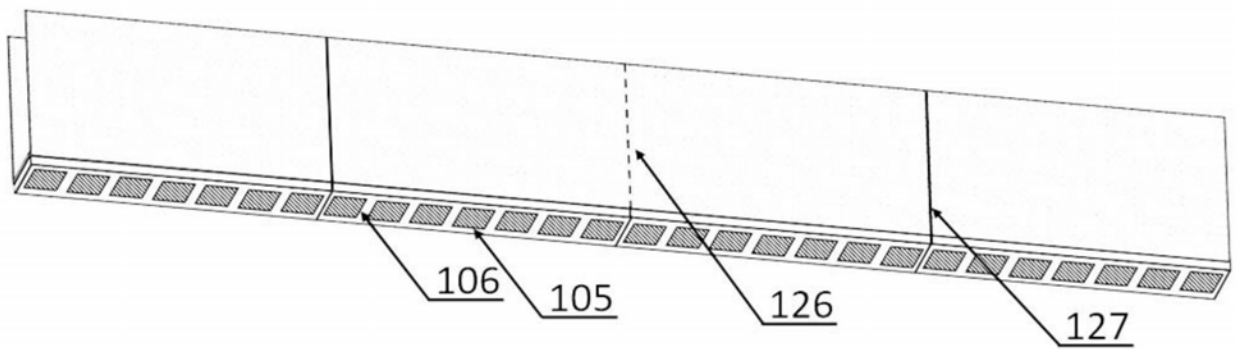


图2

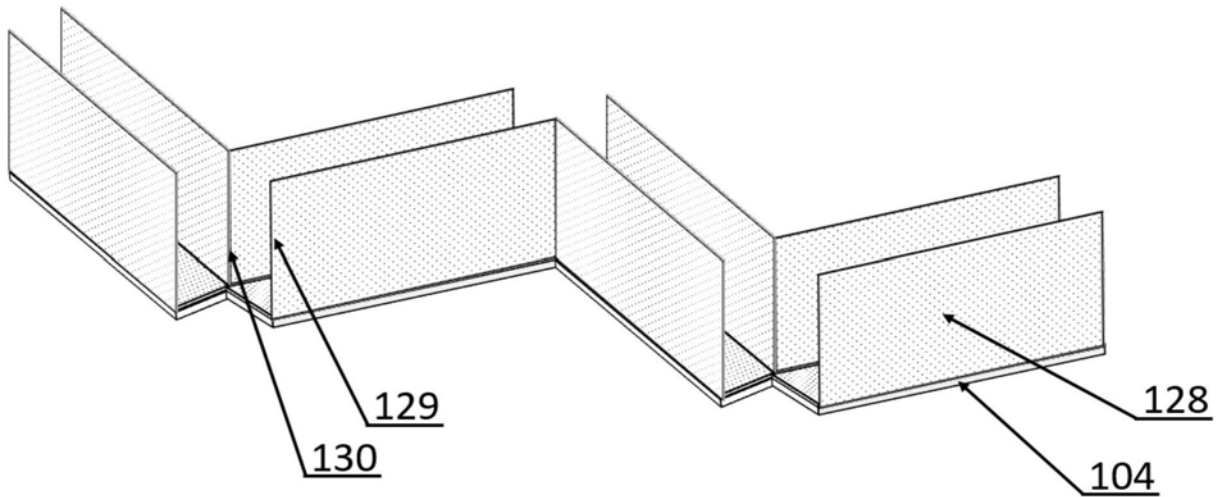


图3

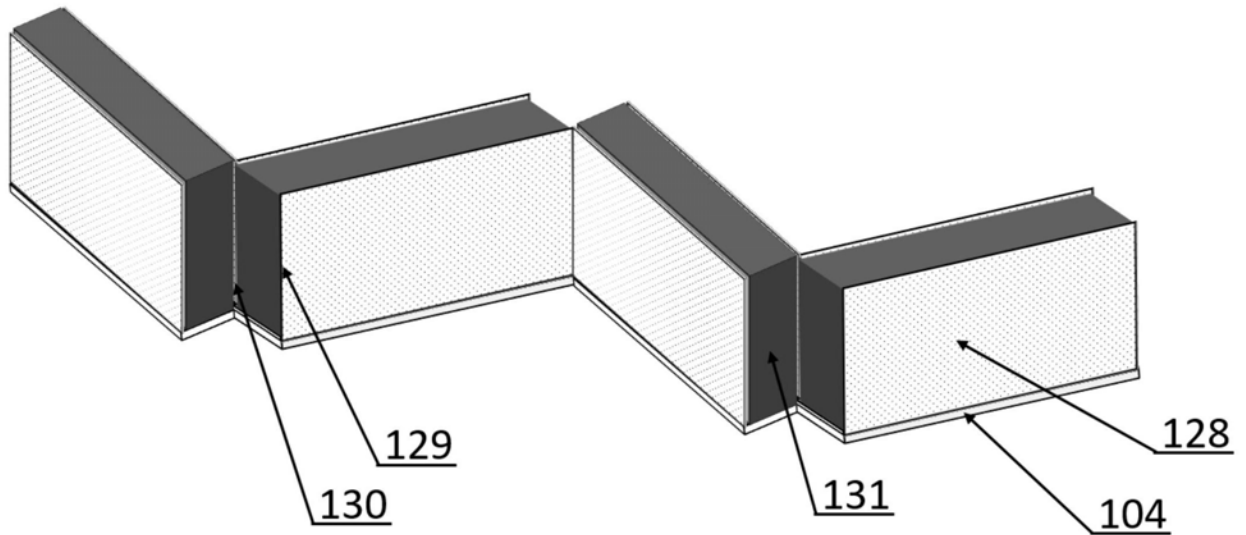


图4

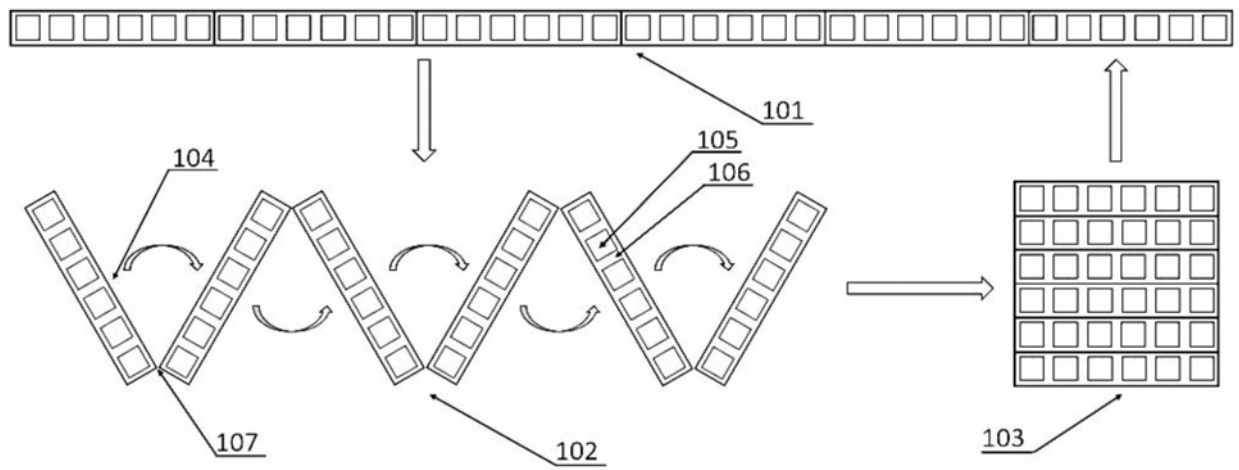


图5

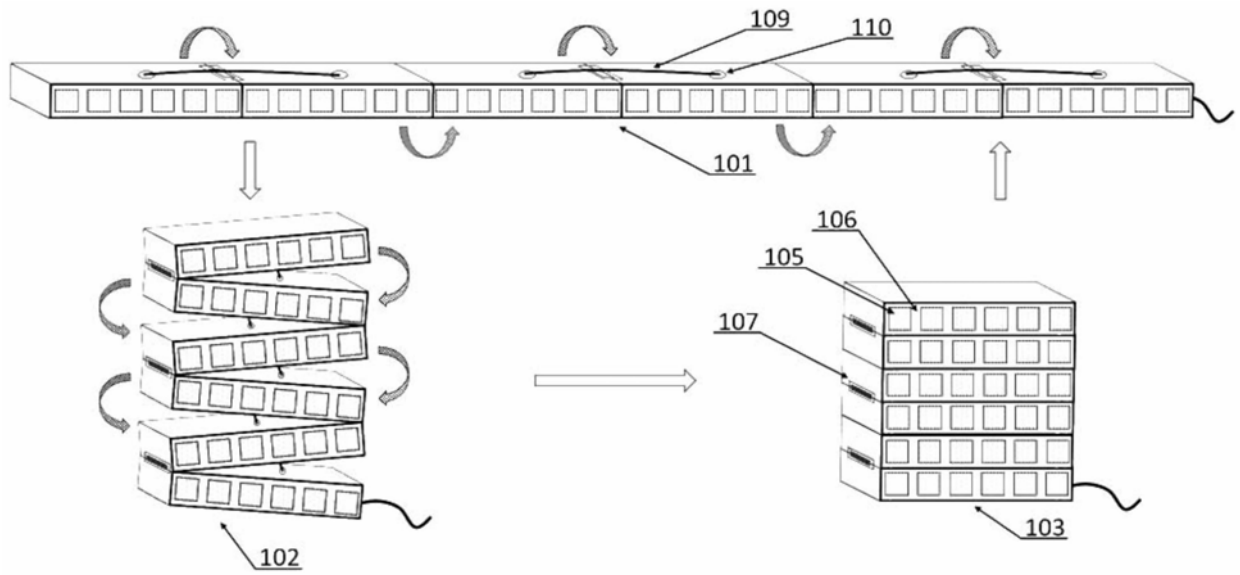


图6

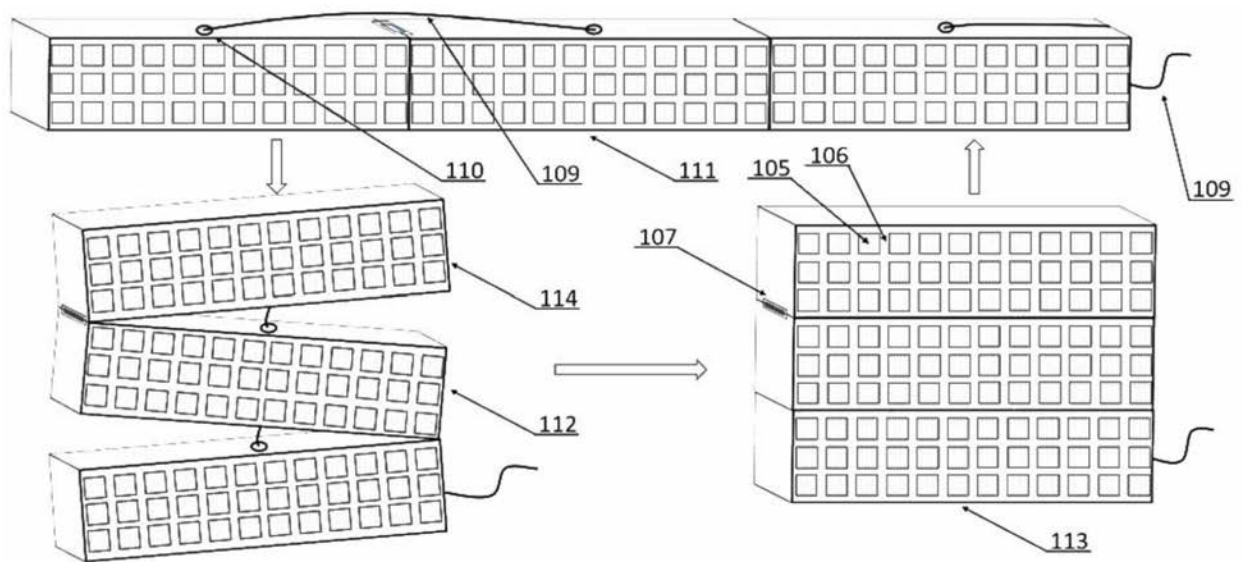


图7

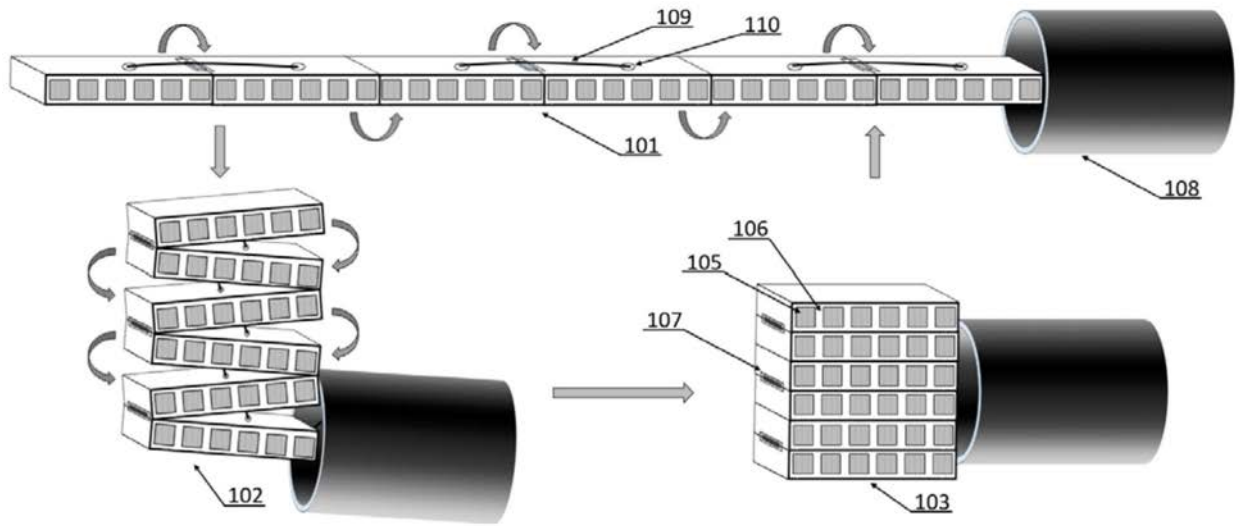


图8

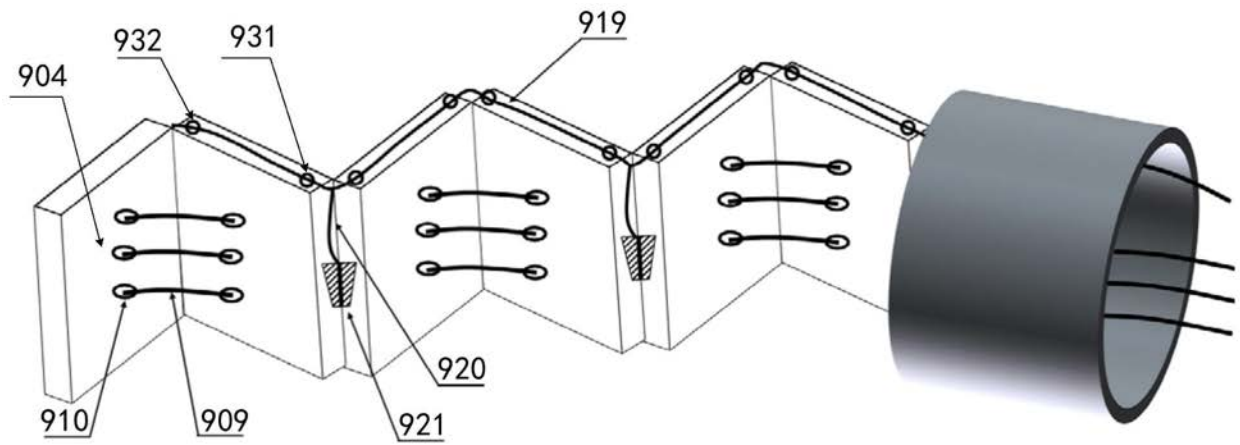


图9

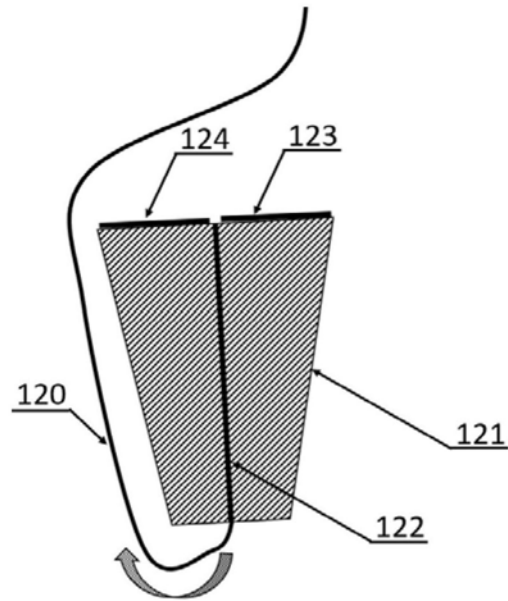


图10

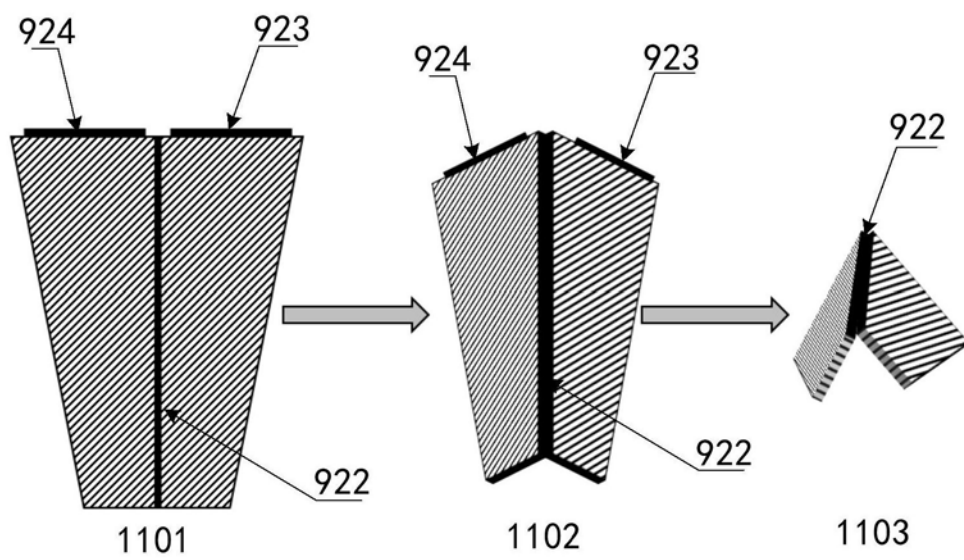


图11

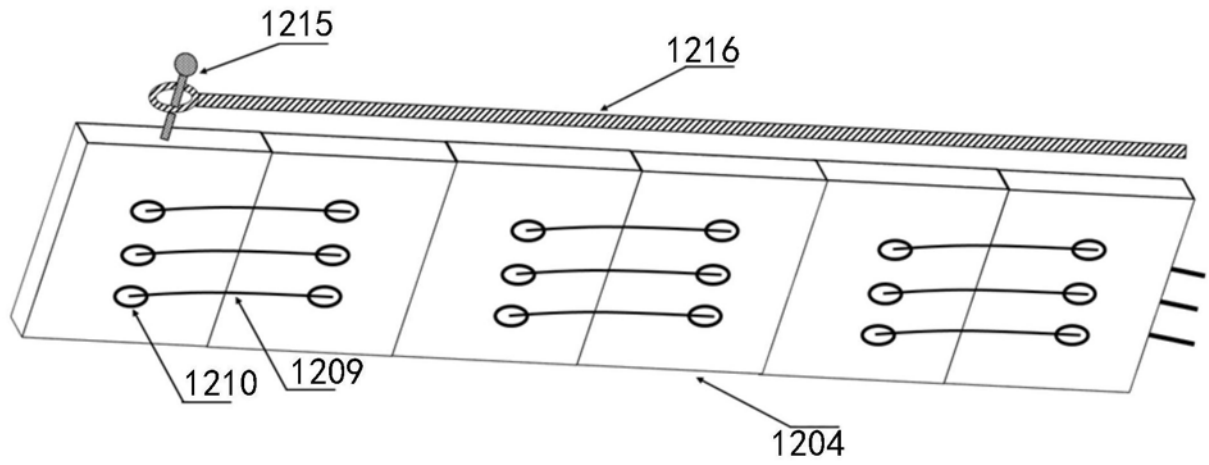


图12

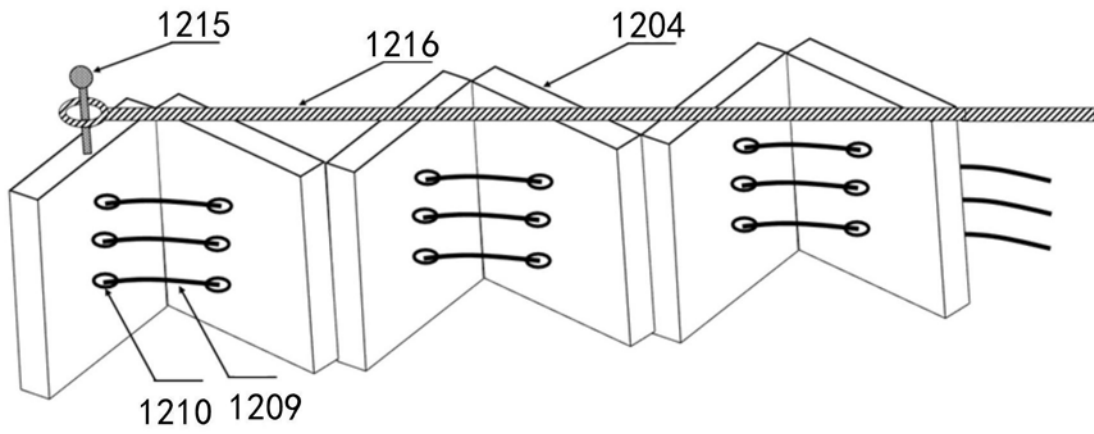


图13

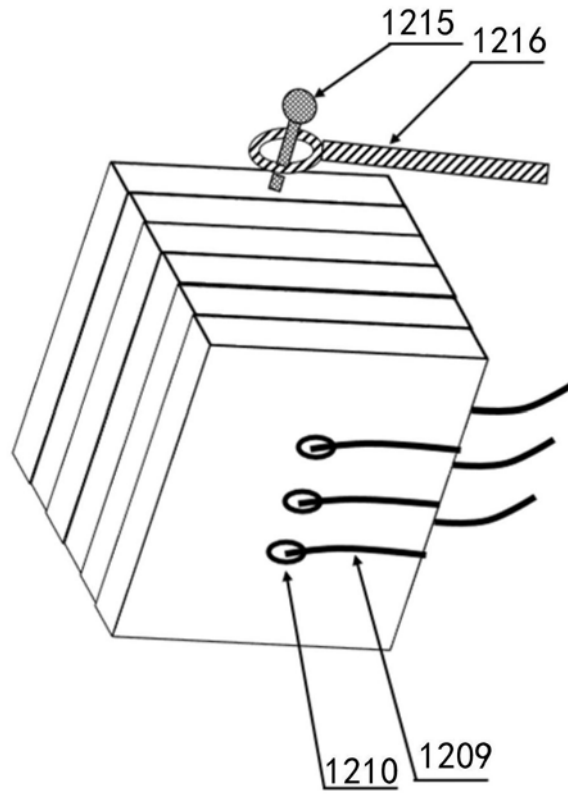


图14

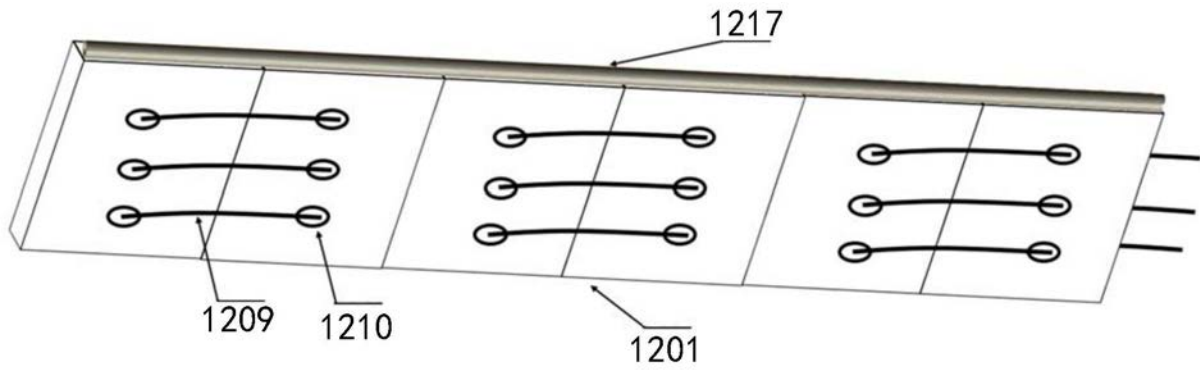


图15

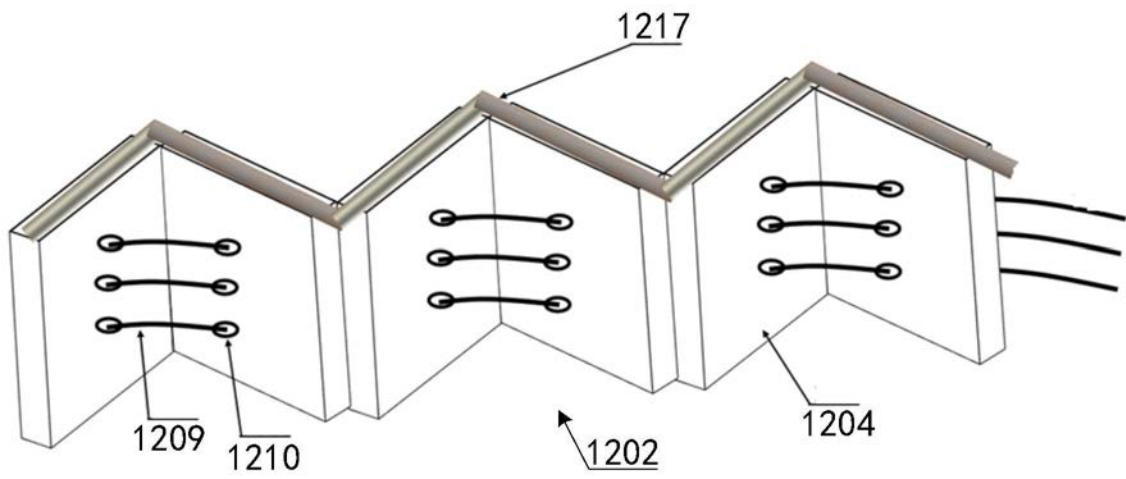


图16

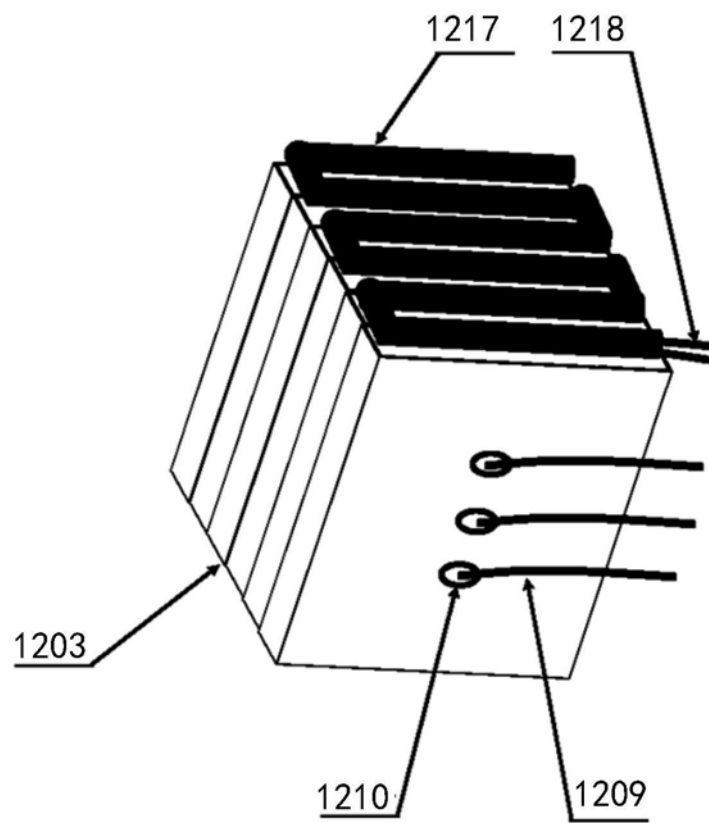


图17

专利名称(译)	超声换能设备及超声换能器		
公开(公告)号	CN110871158A	公开(公告)日	2020-03-10
申请号	CN201911278259.1	申请日	2019-12-12
[标]申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
当前申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
[标]发明人	马腾 刘项力 郑海荣 黄继卿 李永川 王丛知 刘佳妹 杨晔		
发明人	马腾 刘项力 郑海荣 黄继卿 李永川 王丛知 刘佳妹 杨晔		
IPC分类号	B06B1/06 A61B8/08 A61B8/00 A61N7/02		
CPC分类号	A61B8/085 A61B8/4483 A61N7/02 A61N7/022 B06B1/0607		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种超声换能器，超声换能器阵列模组由背衬块进行支撑，电联接结构可同时对多个超声换能器阵列模组传递工作电力，保证工作电力供给，背衬块上设置变换驱动装置，提供背衬块沿其宽度方向折叠或张开，折叠过程将多个超声换能器阵列模组由长度方向的布置结构，变形过程相邻的超声换能器阵列模组折叠方向交替变向动作，由长条状结构变形为并行布置的矩阵结构，满足成像要求。通过超声换能器阵列模组的形态变换，可在其呈长条状形态进行输送，满足小孔径的输送要求；长条状形态只具有成像能力，在矩阵变形后也满足成像要求，保证超声换能器的成像能力，且也具有HIFU治疗的能力。本发明还提供了一种超声换能设备。

