



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110448332 A

(43)申请公布日 2019.11.15

(21)申请号 201910867293.6

(22)申请日 2019.09.12

(71)申请人 深圳市索诺瑞科技有限公司

地址 518108 广东省深圳市宝安区石岩街
道塘头社区塘头工业区恒通发工业区
五栋四楼东侧

(72)发明人 陈林

(74)专利代理机构 深圳市君胜知识产权代理事
务所(普通合伙) 44268

代理人 王永文 刘文求

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

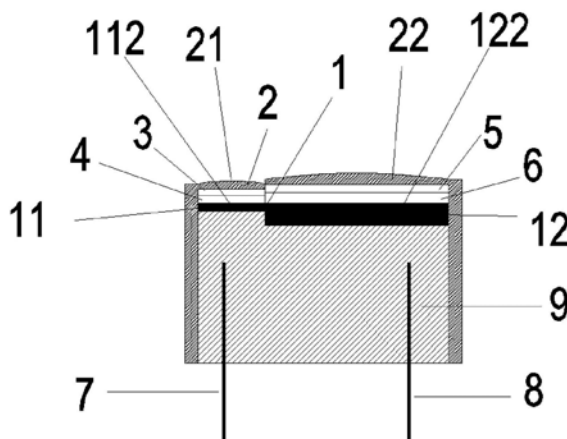
权利要求书1页 说明书6页 附图2页

(54)发明名称

一种通用型的超声换能器

(57)摘要

本发明公开了一种通用型超声换能器,包括:压电层,叠设在压电层的负极面上的匹配层,设置在压电层的下方,用于对压电层进行支撑与吸声的背衬层以及覆盖在匹配层上用于实现聚焦的透镜层;所述压电层包括:用于发射高频超声波信号的第一压电层以及与所述第一压电层并列设置,用于发射低频超声波信号的第二压电层,且第一压电层的厚度小于第二压电层的厚度。本发明的超声换能器兼具发送高频和低频两种信号的功能,代替了传统的腹部凸阵探头、体表线阵探头、心脏相控阵探头等三个探头才能实现的方式,避免过多的插拔操作而影响使用寿命的情况,方便使用,丰富超声设备的使用场景。



1. 一种通用型超声换能器,其特征在于,所述通用型超声换能器包括:压电层,叠设在所述压电层的负极面上的匹配层,设置在所述压电层的下方,用于对所述压电层进行支撑与吸声的背衬层以及覆盖在所述匹配层上用于实现聚焦的透镜层;

所述压电层包括:用于发射高频超声波信号的第一压电层以及与所述第一压电层并列设置,用于发射低频超声波信号的第二压电层,且所述第一压电层的厚度小于所述第二压电层的厚度。

2. 根据权利要求1所述的通用型超声换能器,其特征在于,所述第一压电层与所述第二压电层为一体式结构或者分体式结构。

3. 根据权利要求2所述的通用型超声换能器,其特征在于,所述第一压电层位于所述第二压电层的一个侧面上的任意位置处。

4. 根据权利要求1所述的通用型超声换能器,其特征在于,所述第一压电层包括第一正极面与第一负极面;所述第二压电层包括第二正极面与第二负极面;所述第一正极面、所述第一负极面、所述第二正极面以及所述第二负极面上均涂覆有导电材料。

5. 根据权利要求4所述的通用型超声换能器,其特征在于,当为一体式结构时,所述第一压电层的所述第一负极面与所述第二压电的第二负极面呈共面设置,以使所述第一负极面与所述第二负极面导通。

6. 根据权利要求4所述的通用型超声换能器,其特征在于,所述第一压电层的所述第一正极面与所述第二压电层的所述第二正极面之间形成台阶式结构,所述台阶式结构用于将所述第一正极面与所述第二正极面上的导电材料分离,以实现控制第一压电层和第二压电层单独发射和接收超声波信号。

7. 根据权利要求4所述的通用型超声换能器,其特征在于,所述第一压电层的所述第一正极面上设置有用以对所述第一压电层进行支撑的支撑层。

8. 根据权利要求7所述的通用型超声换能器,其特征在于,所述支撑层的下表面与所述第二压电层的所述第二正极面共面。

9. 根据权利要求4所述的通用型超声换能器,其特征在于,所述匹配层包括:依次叠设在所述第一负极面上的第一匹配层和第二匹配层,以及依次叠设在所述第二负极面上的第三匹配层与第四匹配层。

10. 根据权利要求9所述的通用型超声换能器,其特征在于,所述声透镜包括设置在所述第二匹配层上的第一声透镜以及设置在所述第四匹配层的第二声透镜,所述第一声透镜的聚焦深度比所述第二声透镜的聚焦深度浅。

一种通用型的超声换能器

技术领域

[0001] 本发明涉及超声设备技术领域,尤其涉及的是一种通用型的超声换能器。

背景技术

[0002] B型超声诊断设备是现代医疗常用的诊断工具,给医生带来了临床使用上的方便。目前在使用超声诊断仪时,医生根据被诊断者的部位或者器官,需要选择不同的超声探头来进行检测,所以B超主机需要至少携带低频腹部凸阵探头、高频体表线阵探头、低频心脏相控阵探头等应用于多个不同部位或者器官的探头,来满足临床要求。

[0003] 现有的超声诊断仪由超声主机和可插拔的超声探头组成。超声探头由超声换能器、电缆线和插头等部件组件,可插拔的探头是为了满足临床诊断时不同身体部位或者器官的需求,目前主流的超声诊断仪的标配探头一般有腹部凸阵探头(低频超声波信号)、体表线阵探头(高频超声波信号)、心脏相控阵探头(低频超声波信号)、妇产科腔内探头(高频超声波信号)等等,全科应用机器可能携带的探头更多,意味着彩超诊断仪需要多个探头接口,从而导致超声诊断仪的体积很庞大。但是随着分级诊疗的推广,户外急救、基层筛查、偏远山区诊断等对于超声诊断仪的需求增多,根据这些应用场景的特点,尤其需要小型化、便携式的超声诊断仪,而应用场景的不确定性,需要至少配备有腹部凸阵探头、体表线阵探头、心脏相控阵探头等应用于多个部位或者器官的探头,才能满足一般性的临床诊断和未知的突发状况。

[0004] 现有技术中的可插拔的手持式无线或者有线超声诊断仪虽然解决了超声诊断仪的小型化,但还是需要携带多个超声换能器,根据实际诊断而不停的插拔切换超声换能器,多次插拔不但影响了超声换能器的使用寿命,而且操作复杂,使用不便。

[0005] 因此,现有技术还有待改进和发展。

发明内容

[0006] 本发明要解决的技术问题在于,针对现有技术的上述缺陷,提供一种通用型超声换能器,能分别发射高频和低频两种中心频率的超声波,形成高频和低频两种信号给超声诊断仪处理,从而代替传统的腹部凸阵探头、体表线阵探头、心脏相控阵探头等三个探头才能实现的方式,解决现有技术中采用的可插拔无线或者有线超声诊断仪因多次插拔影响使用寿命,并且操作复杂使用不便的问题。

[0007] 本发明解决技术问题所采用的技术方案如下:

[0008] 一种通用型超声换能器,其中,所述通用型超声换能器包括:压电层,叠设在所述压电层的负极面上的匹配层,设置在所述压电层的下方、用于对所述压电层进行支撑与吸声的背衬层,以及覆盖在所述匹配层上用于实现聚焦的透镜层;

[0009] 所述压电层包括:用于发射高频超声波信号的第一压电层以及与所述第一压电层并列设置,用于发射低频超声波信号的第二压电层,且所述第一压电层的厚度小于所述第二压电层的厚度。

[0010] 在一种实施方式中,所述第一压电层与所述第二压电层为一体式结构或者分体式结构,本实施例优选一体式结构。

[0011] 在一种实施方式中,所述第一压电层位于所述第二压电层的一个侧面上的任意位置处。

[0012] 在一种实施方式中,所述第一压电层包括第一正极面与第一负极面;所述第二压电层包括第二正极面与第二负极面;所述第一正极面、所述第一负极面、所述第二正极面以及所述第二负极面上均涂覆有导电材料。

[0013] 在一种实施方式中,当为一体式结构时,所述第一压电层的所述第一负极面与所述第二压电层的第二负极面呈共面设置,以使所述第一负极面与所述第二负极面导通。

[0014] 在一种实施方式中,所述第一压电层的所述第一正极面与所述第二压电层的所述第二正极面之间形成台阶式结构,所述台阶式结构用于将所述第一正极面与所述第二正极面上的导电材料分离,以实现控制第一压电层和第二压电层单独发射和接收超声波信号。

[0015] 在一种实施方式中,所述第一压电层的所述第一正极面上设置有用对所述第一压电层进行支撑的支撑层。

[0016] 在一种实施方式中,所述支撑层的下表面与所述第二压电层的所述第二正极面共面。

[0017] 在一种实施方式中,所述匹配层包括:依次叠设在所述第一负极面上的第一匹配层和第二匹配层,以及依次叠设在所述第二负极面上的第三匹配层与第四匹配层。

[0018] 在一种实施方式中,所述声透镜包括设置在所述第二匹配层上的第一声透镜以及设置在所述第四匹配层的第二声透镜,所述第一声透镜的聚焦深度比所述第二声透镜的聚焦深度浅。

[0019] 本发明的有益效果:本发明通过设置不同厚度的压电层,来分别发射高频和低频两种中心频率的超声波信号,由此形成一个超声换能器兼具发送高频和低频两种信号的功能,代替了传统的腹部凸阵探头、体表线阵探头、心脏相控阵探头等三个探头才能实现的方式,避免过多的插拔操作而影响使用寿命的情况,方便使用,丰富超声设备的使用场景。

附图说明

[0020] 图1是本发明提供的一个实施例的通用超声换能器的内部结构的剖视图。

[0021] 图2是本发明提供的一个实施例的通用型超声换能器中的压电层的剖视图。

[0022] 图3是本发明提供的一个实施例的通用型超声换能器中带有支撑层的压电层设置好匹配层的剖视图。

[0023] 图4是本发明提供的一个实施例的通用型超声换能器纵切后立体图。

具体实施方式

[0024] 为使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚、明确,以下参照附图并举实施例对本发明进一步详细说明。应当理解,此处所描述的具体实施例仅仅用以解释本发明,并不用于限定本发明。

[0025] 由于现有技术中的可插拔的手持式无线或者有线超声诊断仪虽然解决了超声诊断仪的小型化,但还是需要携带多个超声换能器,根据实际诊断而不停的插拔切换超声换

能器,一是降低诊断效率,二是连接器都有插拔寿命,插拔次数多,存在接触不良、防水性能下降等可靠性问题,并且无法真正实现超声诊断仪的小型化和便携式。

[0026] 因此,为了解决上述问题,本发明提供一种通用型超声换能器,使用时该超声换能器与超声诊断仪连接。本实施例中的超声换能器设置有两种不同厚度的压电层1,压电层1是用于电声转换,是超声换能器的关键部分,它将超声系统激励的电信号转换成超声波,进入人体后在不同的组织分界处反射回来的超声波,被压电层1转换成电信号,提供给超声主机处理。本实施例中的压电层1设置有两种厚度,其中薄的压电层(图1中的第一压电层11)用于发射高频超声波信号,厚的压电层(图1中的第二压电层12)用于发射低频超声波信号,可见,本实施例中的超声换能器兼具发送两种不同频段的超声波信号。由于现有的凸阵探头、体表线阵探头、心脏相控阵探头等探头都是通过发射高频超声波或者低频超声波来对相应的部位进行作用的,而本实施例中的超声换能器同时兼具高频超声波信号以及低频超声波信号,因此可以代替传统的探头,提高所述超声换能器的通用性,相对于现有技术中在选用所需要的探头后需多次插拔来更换探头,本实施例的超声换能器可以直接使用,无需更换,避免因多次插拔造成的影响使用寿命的问题,且使用方便,丰富了超声设备的使用场景。

[0027] 具体如图1和图4中所示,本实施例中的通用型换能器包括:压电层1,叠设在所述压电层1的负极面(包括第一负极面112和第二负极面122)上的匹配层。优选地,由于本实施例中的压电层1包括不同厚度的第一压电层11以及第二压电层12,而根据超声换能器的声学匹配原理,每一个压电层上至少需要设置一个匹配层,因此本实施例优选分别在所述第一压电层11以及第二压电层12均设置两个匹配层层,具体如图1所示的第一匹配层4、第二匹配层3、第三匹配层6、第四匹配层5,所述第一匹配层4和第二匹配层3是依次叠设在所述第一压电层11上,用于与所述第一压电层11配合,实现声学匹配。所述第三匹配层6和第四匹配层5是依次叠设在所述第二压电层12上的,用于与所述第二压电层12配合,实现声学匹配。进一步地,本实施例的所述压电层1的下方还设置用于对所述压电层1进行支撑与吸声的背衬层9以及覆盖在所述匹配层上用于实现聚焦的透镜层2,从而形成一个完整的超声换能器。

[0028] 进一步地,所述第一压电层11与所述第二压电层12并列设置,即如图1中所示的,所述第一压电层11和所述第二压电层12一左一右设置,所述第一压电层11的厚度比所述第二压电层12的厚度小,而根据驻波理论,压电层的厚度 h 与中心频率 f 的关系是: $h=C/2f$,其中 C 是压电层中纵波的波速,因此压电层的厚度与中心频率成反比,因此

[0029] 所述第一压电层11(即薄的压电层)用于发射高频超声波信号,所述第二压电层12(即厚的压电层)用于发射低频超声波信号。

[0030] 由此可见,本实施例中的通用型超声换能器,可以通过第一压电层11与第二压电层12分别发射高频超声波信号与低频超声波信号,具体应用时,所述通用型换能器可以通过印制电路板PCB或者柔性印制电路板FPC 7(8)来与超声诊断仪连接,形成高频和低频两种信号就会传输给超声诊断仪处理。由于传统的腹部凸阵探头、体表线阵探头、心脏相控阵探头等三个探头,分别是通过发射低频或者高频超声波信号来作用对应的部位,而本实施例的通用型超声换能器可以兼具两种频段的超声波信号,从而替代腹部凸阵探头、体表线阵探头、心脏相控阵探头等三个探头,真正实现超声诊断仪的小型化和便携式,丰富了超声

设备的使用场景。

[0031] 进一步地,在具体实施时,本实施例中的所述第一压电层11与所述第二压电层12优选为压电陶瓷,不但可以发射超声波信号,还可以将反射回来的超声波信号转化成电信号,并且所述第一压电层11与所述第二压电层12是可以为一体式结构也可以是分体式结构,具体设置时,所述第一压电层11可以设置在所述第二压电层12的一个侧面上的任意位置处。当所述第一压电层11与所述第二压电层12中为一体式结构时,所述第一压电层11就与所述第二压电层12形成一个整体,即为一块压电层。该压电层包括两种厚度,即第一压电层11与第二压电层12的厚度不相同,且第一压电层11的第一负极面112与第二压电层12的第二负极面122共面。由于该压电层具有两种厚度,因此兼具两种频段的超声波信号。而当所述第一压电层11与所述第二压电层12中为分体式结构时,所述第一压电层11与所述第二压电层12是两个独立的压电层,同样地,所述第一压电层11与所述第二压电层12的厚度不相同,分别用于发射不同频段的超声波信号。

[0032] 优选地,本实施例中所述第一压电层11与所述第二压电层12为一体式结构,所述第一压电层11是设置在所述第二压电层12的左侧面上,且所述第一压电层11与所述第二压电层12并排设置,具体如图2中所示。在图2中,所述第一压电层11包括第一正极面111与第一负极面112;所述第二压电层12包括第二正极面121与第二负极面122;所述第一正极面111、所述第一负极面112、所述第二正极面121以及所述第二负极面122上均涂覆有导电材料。

[0033] 由于所述第一压电层11与所述第二压电层12之间的厚度是不相同的,在具体设置是,本实施例将所述第一压电层11的所述第一负极面112与所述第二压电层12的第二负极面122呈共面设置(即所述第一负极面112与所述第二负极面122在同一个水平面上),因此所述第一负极面112与所述第二负极面122是导通的,从而形成一个完整的导电层。

[0034] 进一步地,重新参照图2,由于本实施例中的所述第一压电层11与所述第二压电层12之间的厚度是不相同的,当所述第一压电层11的所述第一负极面112与所述第二压电层12的第二负极面122呈共面设置时,所述第一压电层11的所述第一正极面111与所述第二压电层12的第二正极面122之间形成台阶式结构,所述台阶式结构用于将所述第一正极面111与所述第二正极面121上的导电材料分离,能够实现控制第一压电层11和第二压电层12单独发射和接收超声波信号。

[0035] 进一步地,据超声换能器的基本原理,为了实现声学匹配,至少包括一层匹配层,由于本实施例中存在发射不同频段的超声波信号的第一压电层11与第二压电层12,因此对应地,本实施例设置具有不同声阻抗的两层匹配层,具体如图3中所示,本实施例中的匹配层包括:依次叠设在所述第一负极面112上的第一匹配层4和第二匹配层3,以及依次叠设在所述第二负极面122上的第三匹配层6与第四匹配层5。

[0036] 具体实施时,由于压电层1比较脆,对于所述匹配层的安装工艺,本实施例采用浇筑的方式,避免压电层1断裂,并且在浇筑所述匹配层的过程中,为了保护较薄的第一压电层11,本实施例在第一压电层11的正极面111处固定一个支撑层10,所述支撑层10设置在所述第一压电层11的所述第一正极面111上。优选地,所述支撑层10的下表面与所述第二压电层12的第二正极面122共面,以便更好地对所述第一压电层11进行支撑。

[0037] 本实施例中的所述支撑层10可为临时设置,去掉支撑层10,在分隔成若干阵元后,

分别引出第一压电层11和第二压电层12各阵元的信号,实现高频和低频信号的独立传输。

[0038] 具体应用时,本实施例首先在所述第一压电层11上的第一负极面112和第二压电层12的第二负极面122上浇筑匹配层,将第一负极面112对应区域的匹配层研磨至所需厚度,形成第一匹配层4,将第二负极面122对应区域的匹配层研磨至所需厚度,形成第三匹配层6。然后在所述第一匹配层4和第三匹配层6的表面浇筑第二层匹配层,将第一匹配层4对应区域的第二层匹配层研磨至所需厚度,形成第二匹配层3,将第三匹配层6对应区域的第二层匹配层研磨至所需厚度,形成第三匹配层6。在本实施例中,所述第一匹配层4、所述第二匹配层3、所述第三匹配层6以及所述第四匹配层5的厚度均为超声波在传播介质中波长的四分之一。根据计算公式 $\lambda = v/f$,其中 v 是超声波的声速, f 是超声波的频率。声速相同的情况下,频率 f 越高,波长 λ 越小,即匹配层的厚度越小。所以第一压电层11和第二压电层12各对应的匹配层厚度是不同,中心频率差异越大,匹配层的厚度差异也就越大。

[0039] 进一步地,本实施例中的所述背衬层9是安装在所述压电层1的正极面(如图2中所示的第一正极面111和第二正极面121)下方。由于第一压电层11和第二压电层12的正极面(如图2中所示的第一正极面111和第二正极面121)不在一个水平面(即不共面),为保护压电层1,在本实施例中,所述背衬层9的安装工艺优选浇注背衬的方式,使得两个厚度的压电层1固定在同一个背衬层9上,增加可靠性。

[0040] 较佳地,如图1和图4所示,本实施例中的所述透镜层2是安装在所述第二匹配层3和第四匹配层5的外表面上,所述透镜层2设置为一整体,包括第一声透镜21和第二声透镜22。根据声透镜聚焦原理,本实施例中将第二匹配层3对应区域的第一声透镜21的聚焦深度在较浅位置,第四匹配层5对应区域的第二声透镜22的聚焦深度在较深位,从而更好地实现两个不同频段超声波信号的聚焦作用。

[0041] 需要说明,若本发明实施例中有涉及方向性指示(诸如上、下、左、右、前、后……),则该方向性指示仅用于解释在某一特定姿态(如附图所示)下各部件之间的相对位置关系、运动情况等,如果该特定姿态发生改变时,则该方向性指示也相应地随之改变。

[0042] 另外,若本发明实施例中有涉及“第一”、“第二”等的描述,则该“第一”、“第二”等的描述仅用于描述目的,而不能理解为指示或暗示其相对重要性或者隐含指明所指示的技术特征的数量。由此,限定有“第一”、“第二”的特征可以明示或者隐含地包括至少一个该特征。另外,各个实施例之间的技术方案可以相互结合,但是必须是以本领域普通技术人员能够实现为基础,当技术方案的结合出现相互矛盾或无法实现时应当认为这种技术方案的结合不存在,也不在本发明要求的保护范围之内。

[0043] 综上所述,本发明提供一种通用型超声换能器,包括:压电层,叠设在压电层的负极面上的匹配层,设置在压电层的下方,用于对压电层进行支撑与吸声的背衬层以及覆盖在匹配层上用于实现聚焦的透镜层;所述压电层包括:用于发射高频超声波信号的第一压电层以及与所述第一压电层并列设置,用于发射低频超声波信号的第二压电层,且第一压电层的厚度小于第二压电层的厚度。本发明通过设置不同厚度的压电层,来分别发射高频和低频两种中心频率的超声波信号,形成高频和低频两种信号给超声诊断仪处理,代替了传统的腹部凸阵探头、体表线阵探头、心脏相控阵探头等三个探头才能实现的方式,真正实现超声诊断仪的小型化和便携式,丰富了超声设备的使用场景。

[0044] 应当理解的是,本发明的应用不限于上述的举例,对本领域普通技术人员来说,可

以根据上述说明加以改进或变换,所有这些改进和变换都应属于本发明所附权利要求的保护范围。

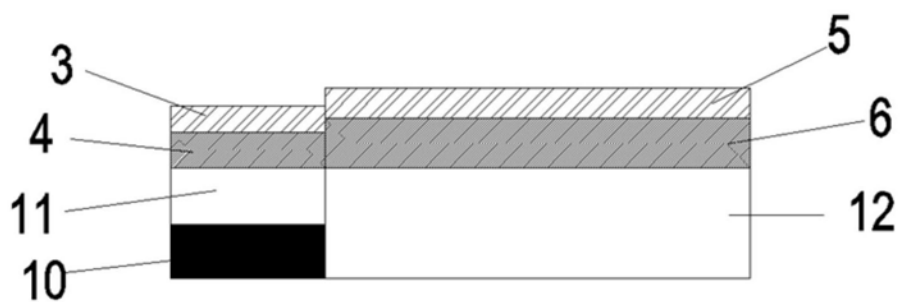


图3

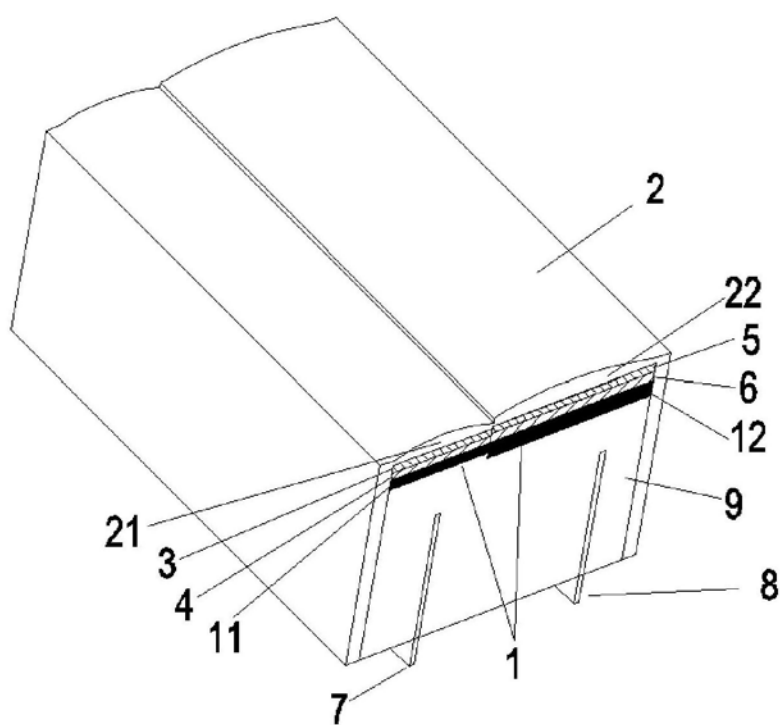


图4

专利名称(译)	一种通用型的超声换能器		
公开(公告)号	CN110448332A	公开(公告)日	2019-11-15
申请号	CN201910867293.6	申请日	2019-09-12
[标]发明人	陈林		
发明人	陈林		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4483		
代理人(译)	王永文		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种通用型超声换能器，包括：压电层，叠设在压电层的负极面上的匹配层，设置在压电层的下方，用于对压电层进行支撑与吸声的背衬层以及覆盖在匹配层上用于实现聚焦的透镜层；所述压电层包括：用于发射高频超声波信号的第一压电层以及与所述第一压电层并列设置，用于发射低频超声波信号的第二压电层，且第一压电层的厚度小于第二压电层的厚度。本发明的超声换能器兼具发送高频和低频两种信号的功能，代替了传统的腹部凸阵探头、体表线阵探头、心脏相控阵探头等三个探头才能实现的方式，避免过多的插拔操作而影响使用寿命的情况，方便使用，丰富超声设备的使用场景。

