



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108433744 A

(43)申请公布日 2018.08.24

(21)申请号 201810367549.2

(22)申请日 2018.04.23

(71)申请人 中国科学院苏州生物医学工程技术
研究所

地址 215163 江苏省苏州市高新区科技城
科灵路88号

(72)发明人 邵维维 李培洋 崔峻峤 李章剑
徐杰

(74)专利代理机构 北京三聚阳光知识产权代理
有限公司 11250

代理人 陈博旸

(51)Int.Cl.

A61B 8/12(2006.01)

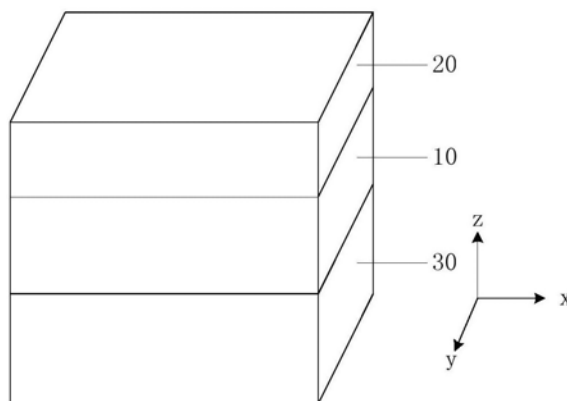
权利要求书1页 说明书5页 附图1页

(54)发明名称

超声换能器、超声探头、超声探针以及超声
水听器

(57)摘要

本发明提供了一种超声换能器,超声探头,超声探针以及超声水听器,其中,超声换能器包括:压电层,所述压电层的长度与宽度的比值与超声换能器的频率成反比。本发明实施例提供的超声换能器,压电层的长度与宽度的比值与超声换能器的频率成反比,即当压电层的长度与宽度的比值越大时,超声换能器的频率越低。具体地,本发明提供的超声换能器产生的频率与压电层的厚度无关,仅与压电层长度与宽度的比值相关,因此,超声换能器在低频时,能够实现厚度方向的小尺寸。



1. 一种超声换能器,包括压电层,其特征在于,所述压电层的长度与宽度的比值与超声换能器的频率成反比。
2. 根据权利要求1所述的超声换能器,其特征在于,所述压电层的厚度不小于0.02mm。
3. 根据权利要求1所述的超声换能器,其特征在于,所述压电层的振型为轮廓振型。
4. 根据权利要求1所述的超声换能器,其特征在于,所述超声换能器还包括:沿所述压电层的厚度方向,层叠设置在所述压电层两侧的背衬层和第一匹配层。
5. 根据权利要求4所述的超声换能器,其特征在于,所述超声换能器还包括绕设在所述压电层外周表面上的第二匹配层。
6. 根据权利要求1所述的超声换能器,其特征在于,所述压电层呈矩形。
7. 根据权利要求1所述的超声换能器,其特征在于,所述长度与宽度的比值为1:4至4:1;所述超声换能器的频率为0.1MHz至5MHz。
8. 一种超声探头,其特征在于,包括,权利要求1至7中任一项所述的超声换能器。
9. 一种超声探针,其特征在于,包括,权利要求1至7中任一项所述的超声换能器。
10. 一种超声水听器,其特征在于,包括,权利要求1至7中任一项所述的超声换能器。

超声换能器、超声探头、超声探针以及超声水听器

技术领域

[0001] 本发明涉及超声换能器技术领域,具体涉及一种超声换能器、超声探头、超声探针以及超声水听器。

背景技术

[0002] 超声探针是通过超声探头产生入射超声波(发射波)和接收发射超声波(回波)的,它是超声成像的重要部件。而超声探头的任务就是将电信号变换为超声波信号或相反地将超声波信号变换为电信号。探头可以发射和接收超声,进行电、声信号转换,能够将由主机送来的电信号转变为高频振荡的超声信号,又能将从组织脏器发射回来的超声信号转变为电信号而显示于主机的显示器上。

[0003] 超声探头的重要组成部分为超声换能器,其中,超声换能器在外加激励时,超声换能器内的压电层能产生弹性形变,从而产生超声波;相反情况下,当超声波通过压电层时,又能引起它产生弹性形变,继而引起电压的变化,最后通过信号处理装置对相应电信号变化的处理来完成被探测物的图像探查。

[0004] 随着现代医学的发展,体内溶栓、骨科体内导航、耳内检测等需要小型化低频的超声换能器,由于物质本身谐振规律的影响(大的物体频率低,小的物体频率高),低频换能器尺寸很难做小。以厚度振型的超声探头为例,一般压电材料的厚度振型常数为 $2.02\text{MHz} \cdot \text{mm}$,也就是 1mm 厚度的压电材料的谐振频率为 2MHz ,再加上匹配层和背衬的厚度,整体厚度大概在 3mm 左右,难以满足整体尺寸需要在 2mm 甚至 1mm 的插入、介入、植入探测和治疗。

发明内容

[0005] 本发明要解决的是现有技术中的超声探头在低频时厚度过大,难以满足插入探测和治疗的缺陷。

[0006] 有鉴于此,根据第一方面,本发明实施例提供一种超声换能器,包括压电层,所述压电层的长度与宽度的比值与超声换能器的频率成反比。

[0007] 本发明实施例提供的超声换能器,压电层的长度与宽度的比值与超声换能器的频率成反比,即当压电层的长度与宽度的比值越大时,超声换能器的频率越低。具体地,本发明提供的超声换能器产生的频率与压电层的厚度无关,仅与压电层长度与宽度的比值相关,因此,超声换能器在低频时,能够实现厚度方向的小尺寸。

[0008] 结合第一方面,在第一方面第一实施方式中,所述压电层的厚度不小于 0.02mm 。

[0009] 本发明实施例提供的超声换能器,通过设置压电层的厚度,能够使得超声换能器进行开孔、打洞以及进入血管进行超声成像,具有较广的应用范围。

[0010] 结合第一方面,在第一方面第二实施方式中,所述压电层的振型为轮廓振型。

[0011] 本发明实施例提供的超声换能器,其中,压电层的长度与宽度比值使得压电层中的压电振子在外界激励作用下,产生沿长度和宽度方向的伸缩振动,极化方向与厚度方向平行,电极面与厚度方向垂直。具体地,压电层中振子的振动方向与厚度方向垂直,所产生

的超声波的传播方向与厚度方向平行或垂直,且振子的谐振频率与超声波的频率对应。本发明中压电层的长度与宽度的比值使得压电层在外界激励下,激发出的振型为轮廓振型,对应于压电层的尺寸与压电层的厚度无关,从而就能实现低频时厚度较小。此外,轮廓振型产生的超声波为纵波,该超声波可以在固体、液体和气体中传播。

[0012] 结合第一方面,在第一方面第三实施方式中,所述超声换能器还包括:沿所述压电层的厚度方向,层叠设置在所述压电层两侧的背衬层和第一匹配层。

[0013] 本发明实施例提供的超声换能器,通过在压电层厚度方向设置第一匹配层,用于压电层中晶体辐射的超声波进入人体,实现对人体组织的检查;即,第一匹配层用于实现换能器在厚度方向发射的超声与人体之间声阻抗的匹配,使得压电层沿厚度方向发射的超声波能够顺利进入人体。

[0014] 结合第一方面第三实施方式,在第一方面第四实施方式中,所述超声换能器还包括绕设在所述压电层外周表面上的第二匹配层。

[0015] 本发明实施例提供的超声换能器,通过在压电层外周表面上绕设第二匹配层,使得压电层沿长度以及宽度方向发射的超声波能够顺利进入人体。

[0016] 结合第一方面,在第一方面第五实施方式中,所述压电层呈矩形。

[0017] 结合第一方面,在第一方面第六实施方式中,所述长度与宽度的比值为1:4至4:1;所述超声换能器的频率为0.1MHz至5MHz。

[0018] 本发明实施例提供的超声换能器,通过设置长度与宽度的比值,使得压电层在外界激励下激发出的振型主要为轮廓振型,避免了其他振型的干扰。

[0019] 根据第二方面,本发明实施例提供一种超声探头,包括本发明第一方面或第一方面第一实施方式中任意一方面所述的超声换能器。

[0020] 本发明实施例提供的超声探头,包括超声换能器,其中,压电层的长度与宽度的比值与超声换能器的频率成反比,即当压电层的长度与宽度的比值越大时,超声换能器的频率越低。具体地,本发明提供的超声换能器产生的频率与压电层的厚度无关,仅与压电层长度与厚度的比值相关,因此,超声换能器在低频时,能够实现厚度方向的小尺寸。

[0021] 根据第三方面,本发明实施例提供了一种超声探针,包括,本发明第一方面以及第一方面任意一种实施方式中所述的超声换能器。

[0022] 根据第四方面,本发明实施例提供了一种超声水听器,包括本发明第一方面以及第一方面任意一种实施方式中所述的超声换能器。

附图说明

[0023] 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。

[0024] 图1为本发明实施例中超声换能器的一个具体示例的结构示意图;

[0025] 图2为本发明实施例中轮廓振型的绝对声压仿真图。

具体实施方式

[0026] 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。

[0027] 在本发明的描述中,需要说明的是,术语“第一”、“第二”、“第三”仅用于描述目的,而不能理解为指示或暗示相对重要性。

[0028] 此外,下面所描述的本发明不同实施方式中所涉及的技术特征只要彼此之间未构成冲突就可以相互结合。

[0029] 本领域技术人员需要理解的是,振型指在振动的任一时刻,各质点位移的比值保持不变,即振动的形状保持不变的形式。振型是结构体系的一种固有特性,它与固有频率相对应,为所对应的固有频率体系的自身振动的形态,每一阶固有频率都对应一种振型。

[0030] 图1示出了本发明实施例中超声换能器的结构示意图,箭头x所指方向为宽度方向,箭头y所指方向为长度方向,箭头z所指方向为厚度方向;此外,在工作过程中,超声换能器的移动方向为箭头x所在的方向,即超声换能器沿箭头x所在方向前进或后退。

[0031] 本发明实施例提供一种超声换能器,如图1所示,该超声换能器包括压电层10,其中,压电层的长度与宽度的比值与超声换能器所产生的频率成反比。超声换能器在工作过程中,其能够介入,或插入待成像物体的尺寸取决于超声换能器的厚度尺寸,厚度越小,能够介入或插入尺寸越小的待成像物体。

[0032] 本申请发明人经过多次实验得出,超声换能器的频率与压电层10的厚度无关,仅与压电层10的长度与宽度的比值成反比。压电层10的长度与宽度的比值越大,超声换能器的频率越低;至于压电层10的厚度可以根据实际超声换能器的使用情况,进行具体设置,即当超声换能器工作在低频时,压电层10的最小厚度取决于制备工艺与超声换能器的具体结构无关。因此,在工艺允许范围内,本实施例提供的超声换能器能够在低频时实现对小尺寸物体的介入或插入成像。

[0033] 可选地,本实施例中,压电层10的长度与宽度的比值为1:4至4:1,超声换能器的频率为0.1MHz至5MHz。

[0034] 本发明实施例提供的超声换能器,通过设置长度与宽度的比值,使得压电层在外界激励下激发出的振型主要为轮廓振型。若压电层10的长度与宽度的比值小于或大于上述数值范围,会激发出长度振型,从而对轮廓振型造成干扰,进而影响超声换能器的使用效果。

[0035] 此外,由于频率越低,探测深度越深。因此,本发明实施例中超声换能器在厚度方向上的尺寸不受限制,且频率能够实现较深的探测深度,从而具有较广的应用领域。

[0036] 在本实施例的一些可选实施方式中,压电层10的厚度不小于0.02mm。该厚度的压电层10能够实现整体尺寸在2mm甚至1mm的插入、接入、植入探测和治疗。

[0037] 如图1所示,压电层10在外界激励下,激发的振型为轮廓振型。压电层10的长度与宽度的比值使得压电层10中的压电振子在外界激励作用下,产生沿长度和宽度方向的伸缩振动,极化方向与厚度方向平行,电极面与厚度方向垂直。具体地,压电层10中振子的振动方向与厚度方向垂直,所产生的超声波的传播方向与厚度方向平行或垂直,且振子的谐振频率与超声波的频率对应。其中,压电层10的长度与宽度的比值满足预设条件时,能够使得压电层10产生的超声波为纵波,该超声波可以在固体、液体和气体中传播。常见压电材料频

率常数为 $1.3\text{MHz}\cdot\text{mm}$,可以满足血管内溶栓,骨科椎弓根置钉超声导航、脑部成像治疗一体化等对频率和尺寸的需求。

[0038] 此外,如图2所示,超声换能器还包括分别设置在压电层10两侧,沿厚度方向设置的背衬层30以及第一匹配层20。其中,背衬层30用于吸收压电层10背向辐射的超声,减小或消除压电层10内晶体两端之间超声的多次反射造成的干扰,以提高压电层10发射超声的分辨率。

[0039] 其中,第一匹配层20的数量可以根据具体情况进行具体设置,例如,可以是一层,两层或三层等等。

[0040] 在沿压电层10的厚度方向设置第一匹配层20,实现换能器在厚度方向发射的超声与人体之间声阻抗的匹配,使得压电层10沿厚度方向发射的超声波能够顺利进入人体,实现对人体组织的检查。

[0041] 在本实施例的一些可选实施方式中,超声换能器还包括绕设在压电层外周表面上的第二匹配层(图中未示出),实现超声换能器在沿长度以及宽度方向发射的超声与人体之间声阻抗的匹配,实现对人体组织的检查。

[0042] 其中,第二匹配层20的数量可以根据具体情况进行具体设置,例如,可以是一层,两层或三层等等。

[0043] 轮廓振型根据轮廓振动特性,可以分为厚度方向发射,和多方向发射两种类型。

[0044] 1) 厚度方向发射超声:可以在厚度方向增加第一匹配层20和背衬层30,保证声波的顺利。这种超声换能器可以成像也可以用于治疗。

[0045] 2) 多方向发射:可以在厚度方向、长宽方向发射,通过增加厚度和长宽方向增加匹配层(第一匹配层20以及第二匹配层),和厚度方向增加背衬层30。这种超声换能器主要用于无具体单一方向测试需求,建议用于溶栓、声操控方面等需求多角度超声场合。

[0046] 此外,本实施例中超声换能器,在外界激励下,压电层10激发的轮廓振型具有较高的机电耦合系数,高的机电耦合系数能够提高超声换能器的性能,保证一定的能量转换效率;即能够提高压电层10在外界激励时,将电能转换成机械能的效率。

[0047] 可选地,本实施例中压电层呈矩形。

[0048] 作为本实施例的一个具体应用实例,本实施例中超声探头的长宽厚尺寸分别为 $0.4\text{mm}, 0.2\text{mm}, 0.35\text{mm}$,压电层10的长宽厚尺寸分别为 $0.4\text{mm}, 0.2\text{mm}, 0.25\text{mm}$,第一匹配层尺寸分别为 $0.4\text{mm}, 0.2\text{mm}, 0.1\text{mm}$,空气作为背衬。图2为振型绝对声压仿真图,横坐标和纵坐标为尺寸,填充部分是声压比较大的区域,从图中可以看出,轮廓振型可以实现厚度方向和四周方向的发射方式。

[0049] 本发明实施例还提供一种超声探头,包括超声换能器,其中,超声换能器的具体结构细节,请参照图1所示实施例中关于超声换能器的结构描述,在此不再赘述。

[0050] 本发明实施例还提供一种超声探针,包括上述实施例中的超声探头,具体结构细节,请参照上述实施例中关于超声换能器的结构描述,在此不再赘述。

[0051] 本发明实施例还提供一种超声水听器,包括超声换能器,其中,超声换能器的具体结构细节,请参照图1所示实施例中关于超声换能器的结构描述,在此不再赘述。

[0052] 本发明实施例中提供的超声水听器,在减小超声水听器整体尺寸的前提下,能够达到较深的探测深度,具有较好的应用前景。

[0053] 需要说明的是,本发明中的超声换能器的应用领域并不限于超声探头、超声探针以及超声水听器,也可以应用于其他利用超声换能器进行检测或探测的超声装置中。该超声装置只要是应用本发明的技术方案(通过设置压电层长度与厚度的比值与超声频率成反比,即压电层激发出轮廓振型,使得超声换能器的频率与厚度无关),达到本发明目的的(在低频下实现超声换能器厚度方向上的减小),均属于本发明的保护范围。

[0054] 显然,上述实施例仅仅是为清楚地说明所作的举例,而并非对实施方式的限定。对于所属领域的普通技术人员来说,在上述说明的基础上还可以做出其它不同形式的变化或变动。这里无需也无法对所有的实施方式予以穷举。而由此所引伸出的显而易见的变化或变动仍处于本发明创造的保护范围之内。

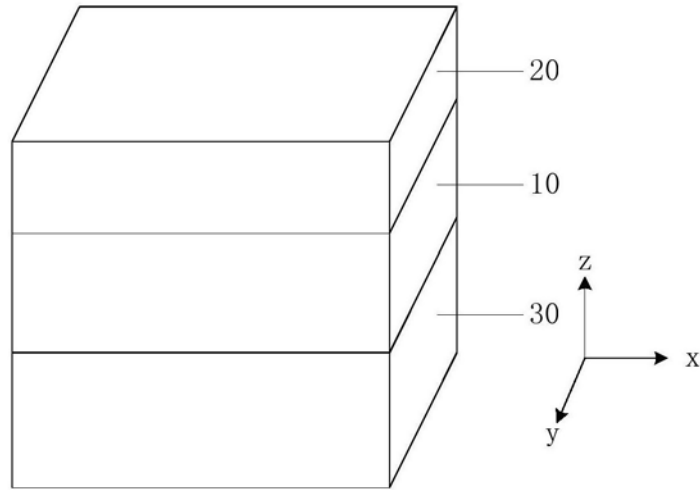


图1

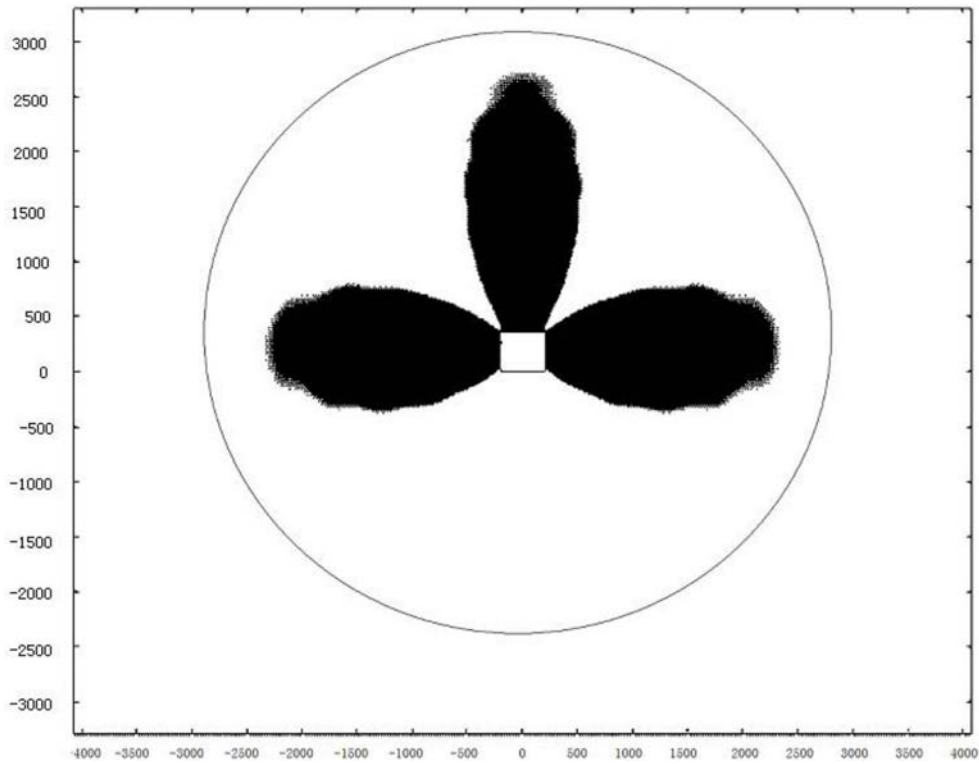


图2

专利名称(译)	超声换能器、超声探头、超声探针以及超声水听器		
公开(公告)号	CN108433744A	公开(公告)日	2018-08-24
申请号	CN201810367549.2	申请日	2018-04-23
[标]申请(专利权)人(译)	中国科学院苏州生物医学工程技术研究所		
申请(专利权)人(译)	中国科学院苏州生物医学工程技术研究所		
当前申请(专利权)人(译)	中国科学院苏州生物医学工程技术研究所		
[标]发明人	邵维维 李培洋 崔峭峣 李章剑 徐杰		
发明人	邵维维 李培洋 崔峭峣 李章剑 徐杰		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/4483 A61B8/4494		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种超声换能器，超声探头，超声探针以及超声水听器，其中，超声换能器包括：压电层，所述压电层的长度与宽度的比值与超声换能器的频率成反比。本发明实施例提供的超声换能器，压电层的长度与宽度的比值与超声换能器的频率成反比，即当压电层的长度与宽度的比值越大时，超声换能器的频率越低。具体地，本发明提供的超声换能器产生的频率与压电层的厚度无关，仅与压电层长度与宽度的比值相关，因此，超声换能器在低频时，能够实现厚度方向的小尺寸。

