



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108451544 A

(43)申请公布日 2018.08.28

(21)申请号 201710090892.2

(22)申请日 2017.02.20

(71)申请人 深圳市理邦精密仪器股份有限公司

地址 518118 广东省深圳市坪山新区坑梓
街道金沙社区金辉路15号

(72)发明人 周丹 莫建华 欧阳波 程玖鸽

(74)专利代理机构 北京清亦华知识产权代理事
务所(普通合伙) 11201

代理人 张润

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

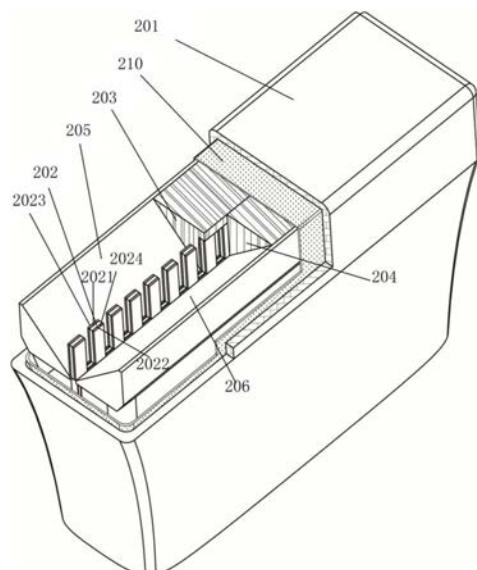
权利要求书2页 说明书10页 附图5页

(54)发明名称

超声成像诊断阵列探头和其制造方法及其
设备

(57)摘要

本发明公开了一种超声成像诊断阵列探头
和其制造方法及其设备,其中,超声成像诊断阵
列探头包括:声窗;多个压电阵元,每个压电阵元
包括第一端面、第二端面以及分别设置于第一端
面和第二端面之上的第一匹配层和第二匹配层,
第一端面和第二端面的方向垂直于声窗的方向,
且垂直于超声成像诊断阵列探头向人体组织辐
射超声波的方向;第一延迟块和第二延迟块,第一
延迟块和第二延迟块分别用于延迟多个压电阵元
产生的超声波信号在进入人体组织之前的时间,
并延迟多个压电阵元接收超声回波信号的时
间;第一反射块和第二反射模块。由此,提高了
对超声波信号的利用率和成像信号强度,提升了
超声波成像诊断阵列探头的探测性能。



1. 一种超声成像诊断阵列探头,其特征在于,包括:

声窗;

多个压电阵元,每个压电阵元包括第一端面、第二端面以及分别设置于所述第一端面和第二端面之上的第一匹配层和第二匹配层,所述第一端面和第二端面的方向垂直于所述声窗的方向,且垂直于所述超声成像诊断阵列探头向人体组织辐射超声波的方向;

第一延迟块和第二延迟块,所述第一延迟块的一侧与所述多个压电阵元的第一匹配层相连,所述第二延迟块的一侧与所述多个压电阵元的第二匹配层相连,所述第一延迟块和第二延迟块分别用于延迟所述多个压电阵元产生的超声波信号在进入人体组织之前的时间,并延迟所述多个压电阵元接收超声回波信号的时间;

第一反射块,所述第一反射块与所述第一延迟块的另一侧相连,用于将所述多个压电阵元产生的、并在所述第一延迟块之中传播的超声波信号反射于人体检测部位,并将来自于所述人体检测部位反射的、并在所述第一延迟块之中传播的超声回波信号反射至所述多个压电阵元;

第二反射块,所述第二反射块与所述第二延迟块的另一侧相连,用于将所述多个压电阵元产生的、并在所述第二延迟块之中传播的超声波信号反射于人体检测部位,并将来自于所述人体检测部位反射的、并在所述第二延迟块之中传播的超声回波信号反射至所述多个压电阵元。

2. 如权利要求1所述的超声成像诊断阵列探头,其特征在于,所述每个压电阵元还包括:

设置于所述第一端面与所述第一匹配层之间的第一电极层;

设置于所述第二端面与所述第二匹配层之间的第二电极层。

3. 如权利要求2所述的超声成像诊断阵列探头,其特征在于,还包括:

多个信号接地电路,每个信号接地电路的一端与所述每个压电阵元的第一电极层相连,所述每个信号接地电路的另一端接地;

多个信号通道电路,每个信号通道电路的一端与所述每个压电阵元的第二电极层相连,所述每个信号通道电路的另一端分别连接至所述超声成像诊断阵列探头中的探头电路;

屏蔽结构,所述屏蔽结构设置于所述声窗与所述第一延迟块和第二延迟块之间,用于对电磁信号进行屏蔽。

4. 如权利要求3所述的超声成像诊断阵列探头,其特征在于,还包括:

第三延迟块,所述第三延迟块设置于所述每个压电阵元的第三端与所述屏蔽结构之间。

5. 如权利要求1所述的超声成像诊断阵列探头,其特征在于,其中,所述第一延迟块和第二延迟块的材料满足以下参数:

所述材料的声波衰减系数小于第一预设阈值;

所述材料的声阻抗与人体软组织的声阻抗之间的差值小于第二预设阈值;以及

所述材料的声速小于所述第一反射块和第二反射块的声速。

6. 如权利要求5所述的超声成像诊断阵列探头,其特征在于,其中,所述第一反射块和第二反射块的材料为金属材料。

7. 如权利要求6所述的超声成像诊断阵列探头,其特征在于,其中,所述金属材料为铝合金。

8. 如权利要求1至7中任一项所述的超声成像诊断阵列探头,其特征在于,还包括:

由相邻所述第一延迟块的第一反射块的表面形成的第一特征面;

由相邻所述第二延迟块的第二反射块的表面形成的第二特征面。

9. 如权利要求8所述的超声成像诊断阵列探头,其特征在于,其中,所述第一特征面和第二特征面分别为抛物面。

10. 如权利要求8所述的超声成像诊断阵列探头,其特征在于,其中,所述第一特征面和第二特征面分别为平面。

11. 一种超声成像诊断阵列探头的制造方法,其特征在于,包括以下步骤:

对第一反射块的一侧表面进行抛光处理以形成第一特征面,并对第二反射块的一侧表面进行抛光处理以形成第二特征面;

通过成型加工方式在所述第一特征面之上设置第一延迟块,并在所述第二特征面之上设置第二延迟块;

在所述第一延迟块和第二延迟块中的其中一块表面依次粘接第一匹配层、压电晶片和第二匹配层,形成声学堆栈,其中,所述第一匹配层和第二匹配层对称置于所述压电晶片的两端;

将所述声学堆栈切割为阵列,其中,切割深度以切穿所述声学堆栈为基准;

将所述第一延迟块和第二延迟块中的另一块表面粘接在切割所述声学堆栈所形成阵列的表面;

将屏蔽结构、散热结构、探头电路以及外壳进行装配,以形成超声成像诊断阵列探头。

12. 如权利要求11所述的超声成像诊断阵列探头的制造方法,其特征在于,还包括:

在粘接所述声学堆栈时,将柔性线路板和金属薄膜分别粘接在所述压电晶片的两端电极表面。

13. 如权利要求11所述的超声成像诊断阵列探头的制造方法,其特征在于,在所述将所述声学堆栈切割为阵列之后,所述方法还包括:

通过引线的方式将所述阵列中的各个压电阵列的两端电极接至所述探头电路。

14. 一种超声诊断设备,其特征在于,包括:如权利要求1至10中任一项所述的超声成像诊断阵列探头。

超声成像诊断阵列探头和其制造方法及其设备

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波探测技术领域,尤其涉及一种超声成像诊断阵列探头和其制造方法及其设备。

背景技术

[0002] 在医学成像领域,由于超声成像具有安全、无创、便携、易用、价廉等优势,成为现代医学中使用最为广泛的诊断手段之一。超声波成像诊断设备,通过控制超声阵列探头内部数量众多的阵元,按照一定规则发射和接收超声波,获取人体内部组织器官所反射超声波信号的强度、频率、时间、相位等信息,并对接收的信号进行处理,获得反映体内声学特性分布的直观图像。

[0003] 现有技术中,如图1所示,超声成像诊断阵列探头在超声成像时,超声阵列的各压电阵元101受到电激励产生超声波,并同时向压电阵元101两端辐射。压电阵元101位于靠近探头表面的位置,其一端表面覆盖较薄的匹配层102和声窗材料103,以便从压电阵元101端表面辐射的超声波能量得以更多的进入人体组织。压电阵元101的另一端表面连接背衬块104,将该端表面所辐射的超声波能量的一部分反射至人体组织,而剩余部分的能量透射至背衬块104内部,并在背衬块104的内部转换成热耗散。

[0004] 然而,根据以上描述的超声成像诊断阵列探头结构,压电阵元另一端面辐射的超声波能量,不能够完全作为进入人体组织的超声波信号有效利用,这部分未能有效利用的超声波能量传递至背衬块,然后在背衬块中以热能的形式衰减掉,从而造成探头内部和表面的温升。然而探头的内部温升容易造成探头老化,探头表面温升引起患者诊断时的不适,并且,由于温升,限制了激励压电阵元输入的电能,因为其中一部分电能会转换为热能,因而也限制了超声成像的信号强度和检测深度,超声成像诊断阵列探头的探测性能受到限制。

发明内容

[0005] 本发明的目的旨在至少在一定程度上解决上述的技术问题之一。

[0006] 为此,本发明的第一个目的在于提出一种超声成像诊断阵列探头,该超声成像诊断阵列探头,能够提高对超声波信号的利用率和成像信号强度,提升了超声波成像诊断阵列探头的探测性能。

[0007] 本发明的第二个目的在于提出一种超声成像诊断阵列探头的制造方法。

[0008] 本发明的第三个目的在于提出一种超声诊断设备。

[0009] 为了实现上述目的,本发明第一方面实施例提出的一种超声成像诊断阵列探头,包括:声窗;多个压电阵元,每个压电阵元包括第一端面、第二端面以及分别设置于所述第一端面和第二端面之上的第一匹配层和第二匹配层,所述第一端面和第二端面的方向垂直于所述声窗的方向,且垂直于所述超声成像诊断阵列探头向人体组织辐射超声波的方向;第一延迟块和第二延迟块,所述第一延迟块的一侧与所述多个压电阵元的第一匹配层相

连,所述第二延迟块的一侧与所述多个压电阵元的第二匹配层相连,所述第一延迟块和第二延迟块分别用于延迟所述多个压电阵元产生的超声波信号在进入人体组织之前的时间,并延迟所述多个压电阵元接收超声回波信号的时间;第一反射块,所述第一反射块与所述第一延迟块的另一侧相连,用于将所述多个压电阵元产生的、并在所述第一延迟块之中传播的超声波信号反射于人体检测部位,并将来自于所述人体检测部位反射的、并在所述第一延迟块之中传播的超声回波信号反射至所述多个压电阵元;第二反射块,所述第二反射块与所述第二延迟块的另一侧相连,用于将所述多个压电阵元产生的、并在所述第二延迟块之中传播的超声波信号反射于人体检测部位,并将来自于所述人体检测部位反射的、并在所述第二延迟块之中传播的超声回波信号反射至所述多个压电阵元。

[0010] 本发明实施例的超声成像诊断阵列探头,设置垂直于声窗的方向,且垂直于超声成像诊断阵列探头向人体组织辐射超声波的方向的多个压电阵元,且通过第一延迟块和第二延迟块延迟多个压电阵元产生的超声波信号在进入人体组织之前的时间,并延迟多个压电阵元接收超声回波信号的时间,进而,根据第一反射模块,将多个压电阵元产生的、并在第一延迟块之中传播的超声波信号反射于人体检测部位,并将来自于人体检测部位反射的、并在第一延迟块之中传播的超声回波信号反射至多个压电阵元,以及根据第二反射模块,将多个压电阵元产生的、并在第二延迟块之中传播的超声波信号反射于人体检测部位,并将来自于人体检测部位反射的、并在第二延迟块之中传播的超声回波信号反射至多个压电阵元。由此,提高了对超声波信号的利用率和成像信号强度,加强了探头的散热,有效改善了探头工作时表面升温的问题,提升了超声波成像诊断阵列探头的探测性能。

[0011] 为了实现上述目的,本发明第二方面实施例提出的一种超声成像诊断阵列探头的制造方法,包括以下步骤:对第一反射块的一侧表面进行抛光处理以形成第一特征面,并对第二反射块的一侧表面进行抛光处理以形成第二特征面;通过成型加工方式在所述第一特征面之上设置第一延迟块,并在所述第二特征面之上设置第二延迟块;在所述第一延迟块和第二延迟块中的其中一块表面依次粘接第一匹配层、压电晶片和第二匹配层,形成声学堆栈,其中,所述第一匹配层和第二匹配层对称置于所述压电晶片的两端;将所述声学堆栈切割为阵列,其中,切割深度以切穿所述声学堆栈为基准;将所述第一延迟块和第二延迟块中的另一块表面粘接在切割所述声学堆栈所形成阵列的表面;将屏蔽结构、散热结构、探头电路以及外壳进行装配,以形成超声成像诊断阵列探头。

[0012] 本发明实施例的超声成像诊断阵列探头的制造方法,在制造超声成像诊断阵列探头时,通过柔性电路粘接或者引线,直接从压电阵元远离声窗一头的两端分别引出信号线和地线,并连接至探头电路部分,不需要对柔性电路板进行弯折处理,也不需要将各个阵元的引线浇铸于背衬块中,避免了在浇铸背衬块的过程中容易造成引线焊点脱落或者引线之间短路等不稳定因素,简化了制造工艺,提高了生产可靠性,且有效减少浇铸背衬的工艺和成本。

[0013] 为了实现上述目的,本发明第三方面实施例提出的一种超声诊断设备,包括本发明第一方面实施例所述的超声成像诊断阵列探头。

[0014] 本发明实施例的超声诊断设备,在探测过程中,提高了对超声波信号的利用率和成像信号强度,加强了探头的散热,有效改善了探头工作时表面升温的问题,提升了超声波成像诊断阵列探头的探测性能。

[0015] 本发明附加的方面和优点将在下面的描述中部分给出,部分将从下面的描述中变得明显,或通过本发明的实践了解到。

附图说明

[0016] 本发明上述的和/或附加的方面和优点从下面结合附图对实施例的描述中将变得明显和容易理解,其中:

[0017] 图1是根据现有技术的超声成像诊断阵列探头的剖面结构示意图;

[0018] 图2是根据本发明一个实施例的超声成像诊断阵列探头的结构示意图;

[0019] 图3是根据本发明一个实施例的超声成像诊断阵列探头的内部剖面结构以及特征面反射超声波光线示意图;

[0020] 图4(a)是根据本发明一个实施例的基于超声成像诊断阵列探头的内部剖面结构的特征面反射超声波光线示意图;

[0021] 图4(b)是根据本发明另一个实施例的基于超声成像诊断阵列探头的内部剖面结构的特征面反射超声波光线示意图;

[0022] 图5是根据本发明一个实施例的超声成像诊断阵列探头的制造方法的流程图;以及

[0023] 图6是根据本发明一个实施例的诊断设备的结构示意图。

具体实施方式

[0024] 下面详细描述本发明的实施例,所述实施例的示例在附图中示出,其中自始至终相同或类似的标号表示相同或类似的元件或具有相同或类似功能的元件。下面通过参考附图描述的实施例是示例性的,旨在用于解释本发明,而不能理解为对本发明的限制。

[0025] 下面参考附图描述本发明实施例的超声成像诊断阵列探头和其制造方法及其设备。

[0026] 基于以上描述,为了降低压电阵元另一端面辐射的超声波能量,转换为热能的比例,相关技术中,采用较低声阻抗值的背衬块,利用背衬块和压电阵元之间的声阻抗差异,将大部分的超声波能量反射至人体组织。

[0027] 但是,即使使用较低声阻抗值的背衬块,仍有一部分能量最终还是会转换为热能,另外,采用低声阻抗背衬块,会增加压电阵元在脉冲激励时的余响,降低超声图像的纵向分辨率。

[0028] 另外,参照图1中示出的医用超声阵列探头的基本构造,压电阵元在结构上靠近检测部位,和检测部位的距离只是较薄的匹配层以及声窗材料的厚度,压电阵元作为发热体距离探头表面较近,加剧了探头表面温升。并且,压电阵元作为超声信号源,距离检测部位较近,存在近场检测盲区的问题,激励超声信号的余响和近场接收的超声信号在时间上不能有效分辨。

[0029] 为了有效解决上述技术问题,本发明提出的超声成像诊断阵列探头,可有效提升探头声学性能和信噪比,有效改善超声诊断图像质量,有效降低探头温升,以及有效简化探头制造工艺,提高生产可靠性。

[0030] 本发明提供的超声阵列探头的结构,可以同时利用压电阵元两端的超声波信号,

提高探头的电声转换效率。取消了现有技术中的探头中的背衬块结构,解决了背衬块吸收超声波转换为热能导致的探头发热问题,以及压电阵元在背衬块界面的超声波多次反射引起的脉冲信号余响问题。

[0031] 下面结合具体的实施例,详细说明本发明的超声成像诊断阵列探头。

[0032] 图2是根据本发明一个实施例的超声成像诊断阵列探头的结构示意图。

[0033] 如图2所示,该超声成像诊断阵列探头包括:声窗201、多个压电阵元202、第一延迟块203、第二延迟块204、第一反射块205和第二反射块206。

[0034] 其中,声窗201设置于探头的前端,用于和患者接触。在实际应用时,声窗201可由多种材料组成,优选地,声窗201优选和延迟块相同的固体材料,也可以采用常规探头技术的透镜材料例如硅橡胶,以实现声束聚焦。

[0035] 其中,继续参照图2,多个压电阵元202中的每个压电阵元202包括第一端面2021、第二端面2022以及分别设置于第一端面2021和第二端面2022之上的第一匹配层2023和第二匹配层2024。

[0036] 其中,第一匹配层2023和第二匹配层2024,可以为单层或多层结构,是为了避免超声经不同阻抗界面传播,产生反射时,会影响能量损耗并影响分辨力,用于实现探头与负载之间的匹配,增加超声波信号从压电阵元202表面向延迟块的透射系数,降低压电阵元202的振铃现象,提高探头带宽,改善超声图像质量。

[0037] 需要说明的是,在实际应用中,第一匹配层2023和第二匹配层2024可由多种组成材料组成,但是无论使用何种材料,对匹配层除了厚度与声阻抗的要求外,还要求其阻尼相对较小,以减小对超声能量的损耗。比如,匹配层的匹配材料可使用环氧加钨粉配制。

[0038] 其中,第一端面2021和第二端面2022的方向垂直于声窗201的方向,且垂直于超声成像诊断阵列探头向人体组织辐射超声波的方向。

[0039] 继续参照图2,第一延迟块203的一侧与多个压电阵元202的第一匹配层2023相连,第二延迟块204的一侧与多个压电阵元202的第二匹配层2024相连,第一延迟块203和第二延迟块204分别用于延迟多个压电阵元202产生的超声波信号在进入人体组织之前的时间,并延迟多个压电阵元202接收超声回波信号的时间。

[0040] 继续参照图2,第一反射块205与第一延迟块203的另一侧相连,用于将多个压电阵元202产生的、并在第一延迟块203之中传播的超声波信号反射于人体检测部位,并将来自于人体检测部位反射的、并在第一延迟块203之中传播的超声回波信号反射至多个压电阵元202。

[0041] 第二反射块206与第二延迟块204的另一侧相连,用于将多个压电阵元202产生的、并在第二延迟块204之中传播的超声波信号反射于人体检测部位,并将来自于人体检测部位反射的、并在第二延迟块204之中传播的超声回波信号反射至多个压电阵元202。

[0042] 为了更加清楚的说明本发明实施例的超声成像诊断阵列探头,下面结合超声成像诊断阵列探头的内部结构进行描述。

[0043] 图3是根据本发明一个实施例的超声成像诊断阵列探头的内部结构以及特征面反射超声波光线示意图。

[0044] 需要说明的是,图3是与图2对应的超声成像诊断阵列探头的内部结构示意图,因而,图3中标出的超声成像诊断阵列探头的结构与图2中的对应,图中标号一致的结构,指示

的结构也相同。

[0045] 具体地,如图3所示,在对多个压电阵元202中的第一端面2021和第二端面2022的施加激励电压后,多个压电阵元202产生振动,并向左右两端辐射超声波。

[0046] 如图3所示,由于第一端面2021和第二端面2022的方向垂直于声窗201的方向,即垂直于超声波阵列探头向人体组织辐射超声波的方向。

[0047] 为了更加清楚的说明,如图3所示的第一端面2021和第二端面2022的方向,垂直于声窗201的方向设置的有益效果,下面结合与现有技术中探头结构的对比,进行描述。

[0048] 具体地,如图1所示,现有技术中,探头的压电阵元101,其两个端面方向和声窗方向一致,压电阵元101激励时分别向上下两端辐射超声波,其中进入背衬104的超声波转换为热能耗散掉。通常结构探头的压电阵元101辐射面和检测部位距离较近,匹配层102和透镜层103的厚度一般不超过2mm,探头工作时产生的热量,很快传递至检测部位,造成患者不适。

[0049] 而参照图3,本发明实施例的超声成像诊断阵列探头中,由于将第一端面2021和第二端面2022的方向垂直于声窗201的方向设置,在探头内增加了压电阵元202和声窗201之间的有效距离,压电阵元202的中心和声窗201之间的距离相当于压电阵元202长度的一半,由此,增加了压电阵元202的散热距离,有效降低探头内部热量传递至声窗201引起的温升。

[0050] 进而,在压电阵元202产生超声振动后,超声信号达到匹配层,其中,如图3所示,由于压电阵元202的两侧均设置有匹配层,相较于现有技术中,如图1所示的,只在压电阵元101的一个端面设置匹配层102,基本可以利用压电阵元202产生的全部的超声信号,提高检测灵敏度和信噪比,并能避免未能充分利用的超声波能量所带来的负面影响,例如温升、图像分辨率降低和伪影等。

[0051] 进一步地,在压电阵元202产生的超声信号在进入人体组织之前,首先在第一延迟模块203和第二延迟模块204值中传播一段距离,以及从人体反射回来的超声波信号也会在延迟块之中传播一段距离再到达压电阵元202被接收转换为电信号。

[0052] 由于,第一延迟模块203和第二延迟模块204的作用,压电阵元202接收超声波信号的时间相应延迟,延迟时间为超声波在延迟块中来回传播一次的时间,在进行浅表部位检测时,能够在时间上有效分开超声脉冲的发射信号和接收信号,有效解决脉冲回波诊断的盲区问题,适用于皮下病灶等近场部位诊断。

[0053] 其中,需要说明的是,在不同的应用场景下,第一延迟模块203和第二延迟模块204可以由不同的材料组成,优选地,第一延迟模块203和第二延迟模块204的组成材料需要满足以下几个参数要求。

[0054] 第一个要求:第一延迟模块203和第二延迟模块204的材料的声波衰减系数小于第一预设阈值。

[0055] 其中,第一预设阈值是根据大量实验数据标定,控制延迟块材料的声波衰减系数小于第一预设阈值,可保证延迟模块的声衰减系数足够低,降低超声波传播过程中产生的热量,保持足够的超声波能量。

[0056] 第二个要求,材料的声阻抗与人体软组织的声阻抗之间的差值小于第二预设阈值。

[0057] 其中,第二预设阈值是根据大量实验数据标定,控制材料的声阻抗与人体软组织

的声阻抗之间的差值小于第二预设阈值,可以实现声阻抗与人体软组织尽可能接近,降低超声波信号经过探头和人体之间界面时的能量损失。

[0058] 第三个要求,材料的声速小于第一反射块205和第二反射块206的声速。

[0059] 控制材料的声速小于第一反射块205和第二反射块206的声速,从而在反射块可发生超声波全反射或者绝大部分超声波能量反射,保持足够的超声波能量。其中,延迟块优选PE、ABS、PMP、TPX等参数符合要求的塑料。

[0060] 当然,对于基本满足以上参数要求的其他聚合物、无机物等固体材料,也可以考虑作为延迟块,其中,低衰减系数的液体材料,由于液体声速和声阻抗较低,也可以考虑作为延迟块。

[0061] 更进一步地,第一反射模块205和第二反射模块206将压电阵元202产生的并在延迟块之中传播的两束超声波,反射和会聚于检测部位,以及将来自于检测部位反射的并在延迟块之中传播的超声波反射至压电阵元202。

[0062] 在本发明的一个实施例中,继续参照图3,超声成像诊断阵列探头还包括由相邻第一延迟块203的第一反射块205的表面形成的第一特征面2051,和由相邻第二延迟块204的第二反射块206的表面形成的第二特征面2052。

[0063] 具体地,在本发明的一个实施例中,反射块相对于延迟块具有较高的声速,从而在特征面发生超声波全反射或者绝大部分超声波能量反射,保持足够的超声波能量。

[0064] 其中,为了保证超声波能量能够基本全部反射,第一反射模块205和第二反射模块206的材料优选为金属材料,其中,金属材料可以为铝合金材料等。当然,第一反射模块205和第二反射模块206的材料也可以是其他声速较高的固体材料,在此不一一列举。

[0065] 具体而言,第一特征面2051和第二特征面2052,对第一延迟块203和第二延迟块204中的传播的超声波作用,控制其在特征面发生反射而改变方向,从而形成如图3所示的向人体组织方向辐射的超声波束207。

[0066] 其中,图3中所示的向人体组织方向辐射的超声波束207,相较于传统技术中的超声波束105,聚焦效果更好。

[0067] 其中,为了保证特征面对超声波的反射效果,第一特征面2051和第二特征面2052的粗糙度远小于超声信号波长,优选地,将特征面进行抛光处理以消除超声波漫反射引起的噪声信号。

[0068] 更具体地,特征面可改变探头向人体组织辐射超声波的声束剖面和聚焦区域,为了更加清楚的说明,下面以特征面为不同的平面为例进行举例。

[0069] 第一种示例:第一特征面2051和第二特征面2052分别为抛物面。

[0070] 在本示例中,如图4(a)所示,当探头几何焦距设计为f,特征面为抛物面,则其参数符合以下公式:

[0071] $r = [f^2 - (f-d)^2] / (2f)$

[0072] 其中,其中r为特征面上任意一点距离压电阵元的水平距离,亦即距离探头声轴I的距离,d为特征面上任意一点距离压电阵元有效起始点0点的垂直距离,0点相当于压电阵元的电极覆盖区域距离声窗最远的位置。

[0073] 第二种示例,第一特征面2051和第二特征面2052分别为平面。

[0074] 在本示例中,如图4(b)所示,当探头的几何焦距设计为无穷远,即特征面只改变声

束方向而不改变声束聚焦时, $f \rightarrow \infty$, 特征面的参数符合关系式:

[0075] $r = d$

[0076] 此时, 如图4 (b) 所示, 特征面为与压电阵元成45度角的平面。

[0077] 由此, 本发明实施例的超声成像诊断阵列探头, 增加了压电阵元和声窗之间的有效距离, 以及阵元工作时产生的热量藉由临近的金属反射块及时传递和散热, 有效降低探头接触患者诊断时, 探头表面温升所造成的不适。

[0078] 并且, 通过压电阵元两端延迟块, 解决脉冲回波诊断的盲区问题, 适用于皮下病灶等近场部位诊断, 省去了浇铸背衬的工艺环节和相应成本。

[0079] 综上所述, 本发明实施例的超声成像诊断阵列探头, 设置垂直于声窗的方向, 且垂直于超声成像诊断阵列探头向人体组织辐射超声波的方向的多个压电阵元, 且通过第一延迟块和第二延迟块延迟多个压电阵元产生的超声波信号在进入人体组织之前的时间, 并延迟多个压电阵元接收超声回波信号的时间, 进而, 根据第一反射模块, 将多个压电阵元产生的、并在第一延迟块之中传播的超声波信号反射于人体检测部位, 并将来自于人体检测部位反射的、并在第一延迟块之中传播的超声回波信号反射至多个压电阵元, 以及根据第二反射模块, 将多个压电阵元产生的、并在第二延迟块之中传播的超声波信号反射于人体检测部位, 并将来自于人体检测部位反射的、并在第二延迟块之中传播的超声回波信号反射至多个压电阵元。由此, 提高了对超声波信号的利用率和成像信号强度, 加强了探头的散热, 有效改善了探头工作时表面升温的问题, 提升了超声波成像诊断阵列探头的探测性能。

[0080] 基于以上实施例, 应当理解的是, 多个压电阵元202的设置方向改变, 其电路连接方式应当也改变, 为了不弯折柔性电路板或者将阵元引线浇铸于背衬中的工艺, 本发明实施例的超声成像诊断阵列探头中, 可通过柔性电路或引线, 直接从阵元的一端引出信号线和地线连接至探头电路部分。

[0081] 具体地, 继续参照图3, 该超声成像诊断阵列探头还包括设置于第一端面201与第一匹配层203之间的第一电极层205和设置于第二端面202与第二匹配层204之间的第二电极层206。

[0082] 在本实施例中, 继续参照图3, 该超声成像诊断阵列探头还包括多个信号接地电路208 (图中仅示出一个), 多个信号通道电路209 (图中仅示出一个) 和屏蔽结构210。

[0083] 其中, 多个信号接地电路208, 每个信号接地电路208的一端与每个压电阵元202的第一电极层205相连, 每个信号接地电路208的另一端接地。

[0084] 具体地, 信号接地电路208通过引线或者金属箔结构, 将压电阵元202其中一个端面的电极连接至探头电路的接地部分, 并通过多个信号接地电路208, 最终和超声诊断设备的系统电路的接地部分相连。

[0085] 多个信号通道电路209, 每个信号通道电路的一端与每个压电阵元202的第二电极层206相连, 每个信号通道电路的另一端分别连接至超声成像诊断阵列探头中的探头电路。

[0086] 具体地, 信号通道电路209通过引线或者柔性线路板, 将各压电阵元另一个端面的电极分别连接至探头电路, 并通过线缆的各个芯线, 最终和超声诊断设备的系统电路的各通道相连。

[0087] 屏蔽结构210, 屏蔽结构设置于声窗201与第一延迟块203和第二延迟块204之间,

用于对电磁信号进行屏蔽。

[0088] 具体地,屏蔽结构210隔绝外部环境的电磁噪音对于探头的干扰,以及隔绝探头向外部辐射电磁信号而影响其他诊断设备的使用。

[0089] 需要强调的是,延迟块用于在时间上有效分开超声脉冲的发射信号和接收信号,有效解决脉冲回波诊断的盲区问题,因而,延迟快应当包围于压电阵元202设置,因而,在本实施例中,超声成像诊断阵列探头还包括第三延迟块211,该第三延迟块211设置于每个压电阵元202的第三端与屏蔽结构210之间(图中未示出)。

[0090] 综上所述,本发明实施例的超声成像诊断阵列探头,通过柔性电路粘接或者引线,直接从压电阵元远离声窗一头的两端分别引出信号线和地线,并连接至探头电路部分,不需要对柔性电路板进行弯折处理,也不需要将各个阵元的引线浇铸于背衬块中,避免了在浇铸背衬块的过程中容易造成引线焊点脱落或者引线之间短路等不稳定因素,简化了超声成像诊断阵列探头的制造工艺,进一步提高了超声成像诊断阵列探头的实用性。

[0091] 为实现上述目的,本发明还提出一种超声成像诊断阵列探头的制造方法,为了更加全面的对本发明实施例的超声成像诊断阵列探头进行说明,下面结合超声成像诊断阵列探头的制造方法进行描述。

[0092] 图5是根据本发明一个实施例的超声成像诊断阵列探头的制造方法的流程图。如图5所示,该超声成像诊断阵列探头的制造方法包括:

[0093] S101,对第一反射块的一侧表面进行抛光处理以形成第一特征面,并对第二反射块的一侧表面进行抛光处理以形成第二特征面。

[0094] 具体地,为了提高超声波的反射率,准备第一反射块和第二反射块,其剖视结构如图3中所示的205和206,其中,为了保证超声波的能够基本被反射,对第一反射块的一侧表面进行抛光处理以形成第一特征面,并对第二反射块的一侧表面进行抛光处理以形成第二特征面。

[0095] 其中,需要说明的是,特征面的剖视图可以为抛物线,如果为抛物线,则该抛物线的几何参数决定探头几何焦点的位置,当反射块不作聚焦设计时,特征面的剖视为直线。

[0096] S102,通过成型加工方式在第一特征面之上设置第一延迟块,并在第二特征面之上设置第二延迟块。

[0097] 具体地,分别在两块反射块的特征表面上注塑或者浇铸延迟块材料,形成反射块和延迟块的整体结构。

[0098] S103,在第一延迟块和第二延迟块中的其中一块表面依次粘接第一匹配层、压电晶片和第二匹配层,形成声学堆栈,其中,第一匹配层和第二匹配层对称置于压电晶片的两端。

[0099] 具体地,在第一延迟块和第二延迟块中的其中一块表面依次粘接第一匹配层、压电晶片和第二匹配层,形成声学堆栈,以接收人体组织反射的声音信号等。

[0100] 其中,第一匹配层和第二匹配层可以是单层或者多层结构,对称置于压电晶片的两端。

[0101] 优选地,在本发明的一个实施例中,在粘接声学堆栈时,将柔性线路板和金属薄膜分别粘接在压电晶片的两端电极表面。

[0102] S104,将声学堆栈切割为阵列,其中,切割深度以切穿声学堆栈为基准。

[0103] 具体地,将匹配层和晶片组成声学堆栈切割为阵列,切割深度以切穿声学堆栈为宜,切割后的阵列包括各个压电阵元以及各个压电阵元两端的匹配层。

[0104] 其中,柔性线路板中的每个信号通路,也被切割分开,分别和各个压电阵元的电极接触连通。当然,在一些应用场景下,如果在粘接堆栈时没有加入柔性线路板和接地金属薄膜的结构,也可以后续通过引线的方式将阵列中各个压电阵元的两端电极连接至探头电路。

[0105] S105,将第一延迟块和第二延迟块中的另一块表面粘接在切割声学堆栈所形成阵列的表面。

[0106] 具体地,为了实施本发明实施例的超声成像诊断阵列探头的功能,将第一延迟块和第二延迟块中的另一块表面粘接在切割声学堆栈所形成阵列的表面。

[0107] S106,将屏蔽结构、散热结构、探头电路以及外壳进行装配,以形成超声成像诊断阵列探头。

[0108] 具体地,为了形成完整的探头结构,将屏蔽结构、散热结构、探头电路以及外壳进行装配,以形成超声成像诊断阵列探头。

[0109] 需要说明的是,上述结合图5描述的实施例集中在超声成像诊断阵列探头的制造方法侧进行描述,对超声成像诊断阵列探头的具体功能性描述,可参照上述结合附图描述的超声成像诊断阵列探头,其实现原理类似,在此不再赘述。

[0110] 综上所述,本发明实施例的超声成像诊断阵列探头的制造方法,在制造超声成像诊断阵列探头时,通过柔性电路粘接或者引线,直接从压电阵元远离声窗一头的两端分别引出信号线和地线,并连接至探头电路部分,不需要对柔性电路板进行弯折处理,也不需要将各个阵元的引线浇铸于背衬块中,避免了在浇铸背衬块的过程中容易造成引线焊点脱落或者引线之间短路等不稳定因素,简化了制造工艺,提高了生产可靠性,且有效减少浇铸背衬的工艺和成本。

[0111] 为了实现上述实施例,本发明还提出了一种超声诊断设备,图6是根据本发明一个实施例的诊断设备的结构示意图,如图6所示,该超声诊断设备包括超声成像诊断阵列探头1000。

[0112] 其中,对超声诊断设备包括超声成像诊断阵列探头1000的描述,可参照结合图1至图4(a)和图4(b)描述的超声成像诊断阵列探头,其实现原理类似,在此不再赘述。

[0113] 综上所述,本发明实施例的超声诊断设备,在探测过程中,提高了对超声波信号的利用率和成像信号强度,加强了探头的散热,有效改善了探头工作时表面升温的问题,提升了超声波成像诊断阵列探头的探测性能。

[0114] 在本说明书的描述中,参考术语“一个实施例”、“一些实施例”、“示例”、“具体示例”、或“一些示例”等的描述意指结合该实施例或示例描述的具体特征、结构、材料或者特点包含于本发明的至少一个实施例或示例中。在本说明书中,对上述术语的示意性表述不必针对的是相同的实施例或示例。而且,描述的具体特征、结构、材料或者特点可以在任一个或多个实施例或示例中以合适的方式结合。此外,在不相互矛盾的情况下,本领域的技术人员可以将本说明书中描述的不同实施例或示例以及不同实施例或示例的特征进行结合和组合。

[0115] 尽管上面已经示出和描述了本发明的实施例,可以理解的是,上述实施例是示例

性的,不能理解为对本发明的限制,本领域的普通技术人员在本发明的范围内可以对上述实施例进行变化、修改、替换和变型。

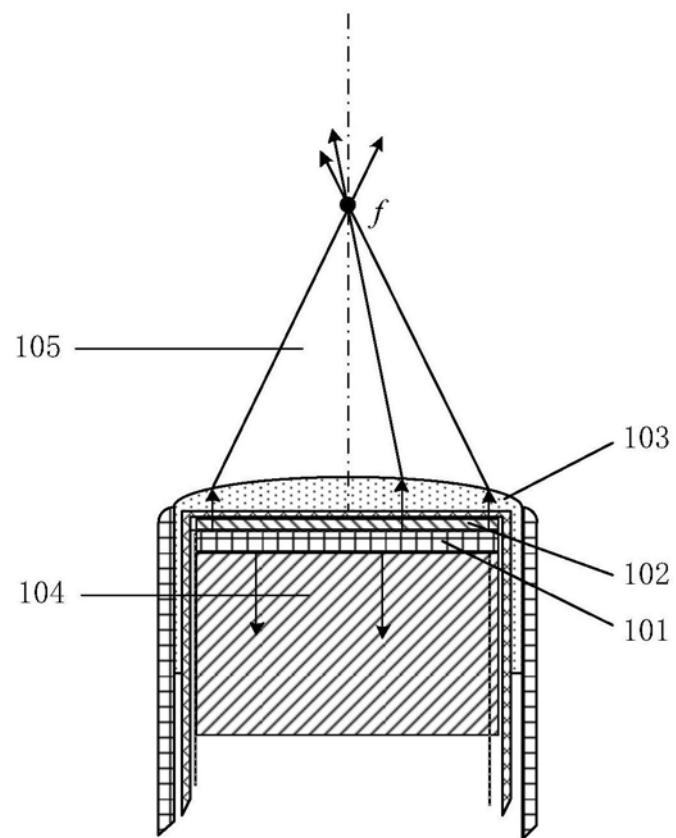


图1

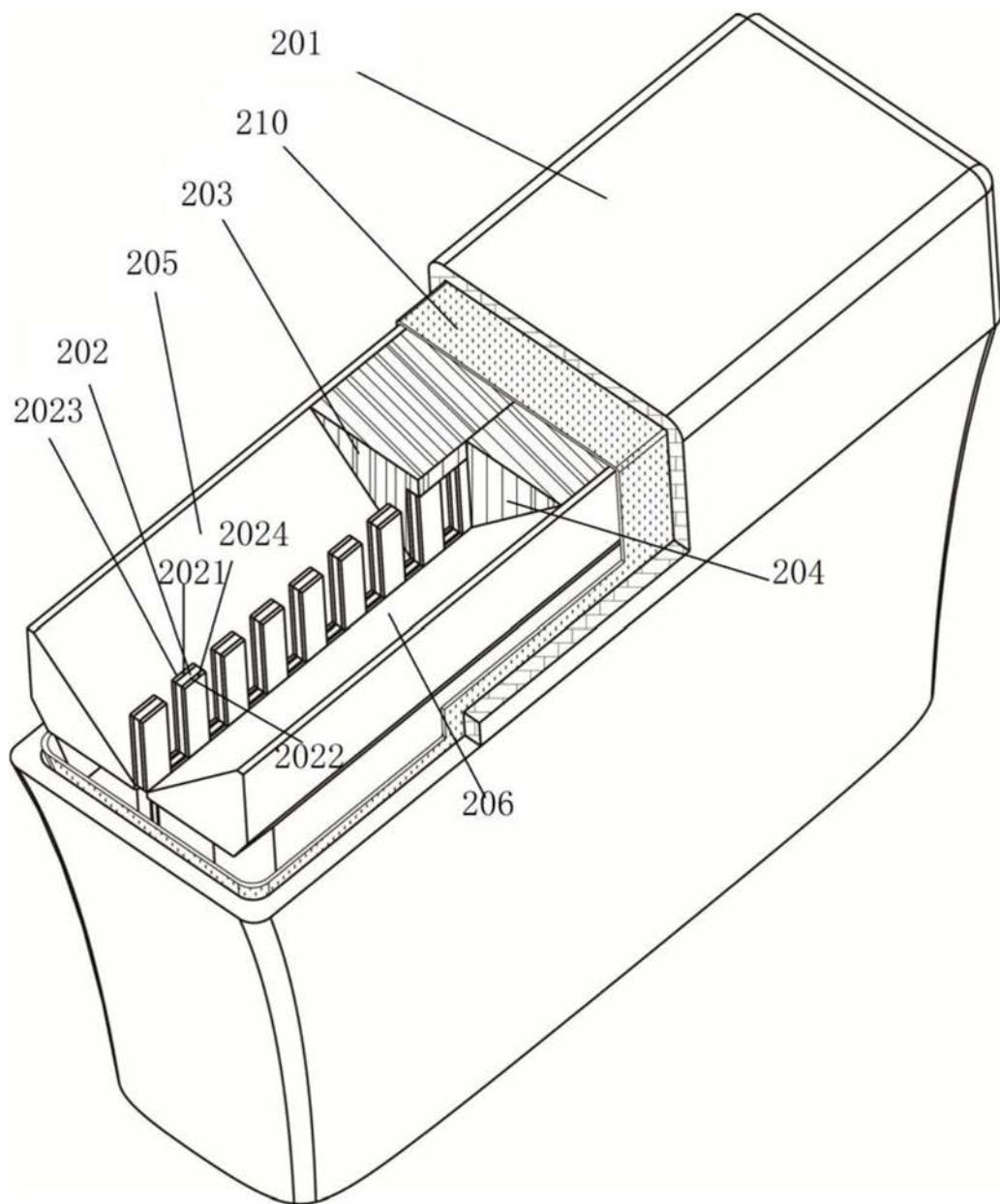


图2

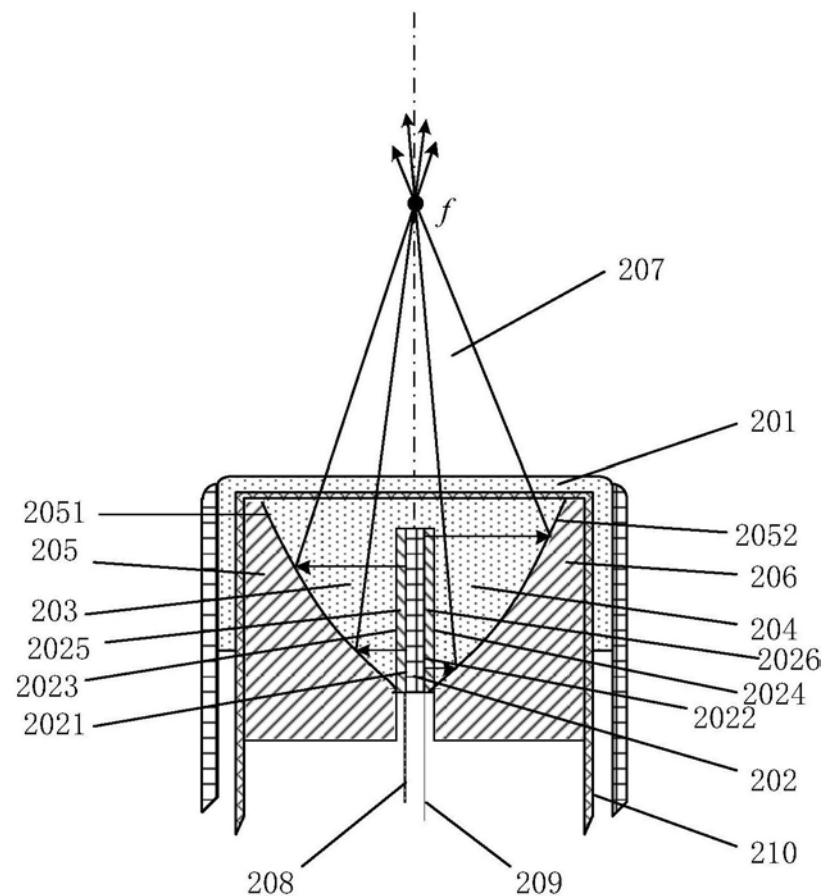


图3

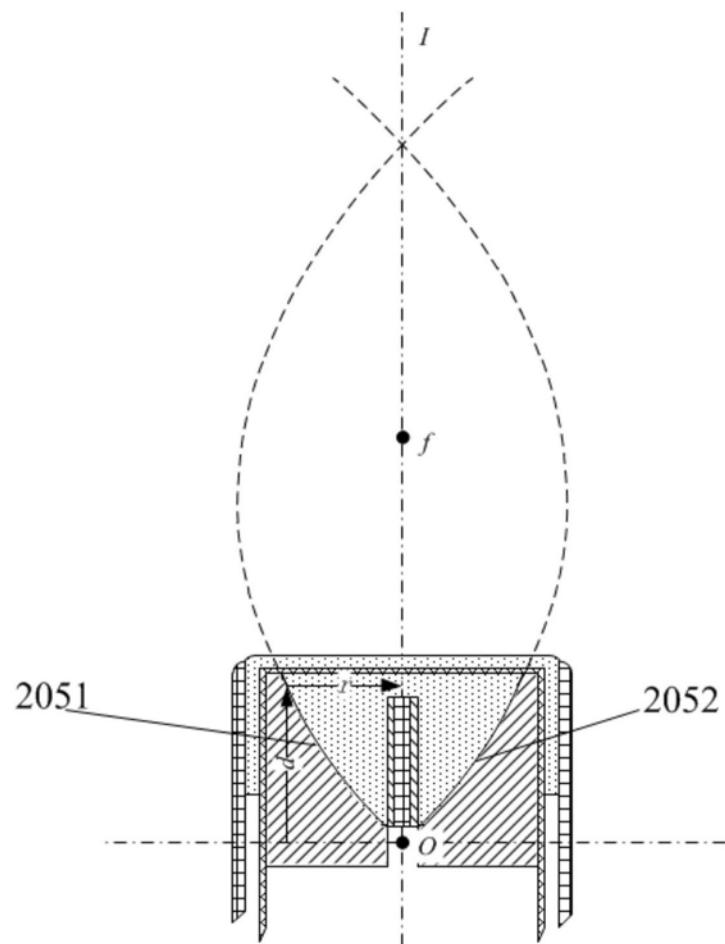


图4 (a)

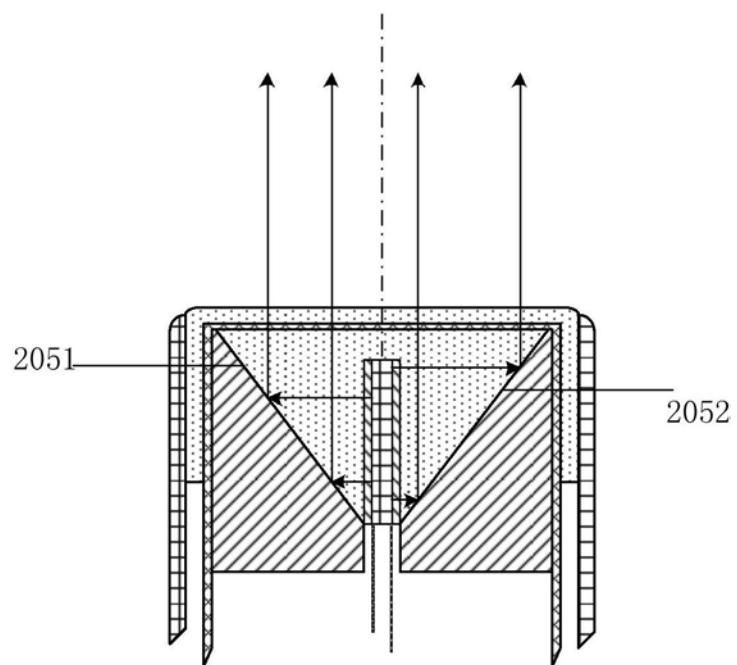


图4 (b)

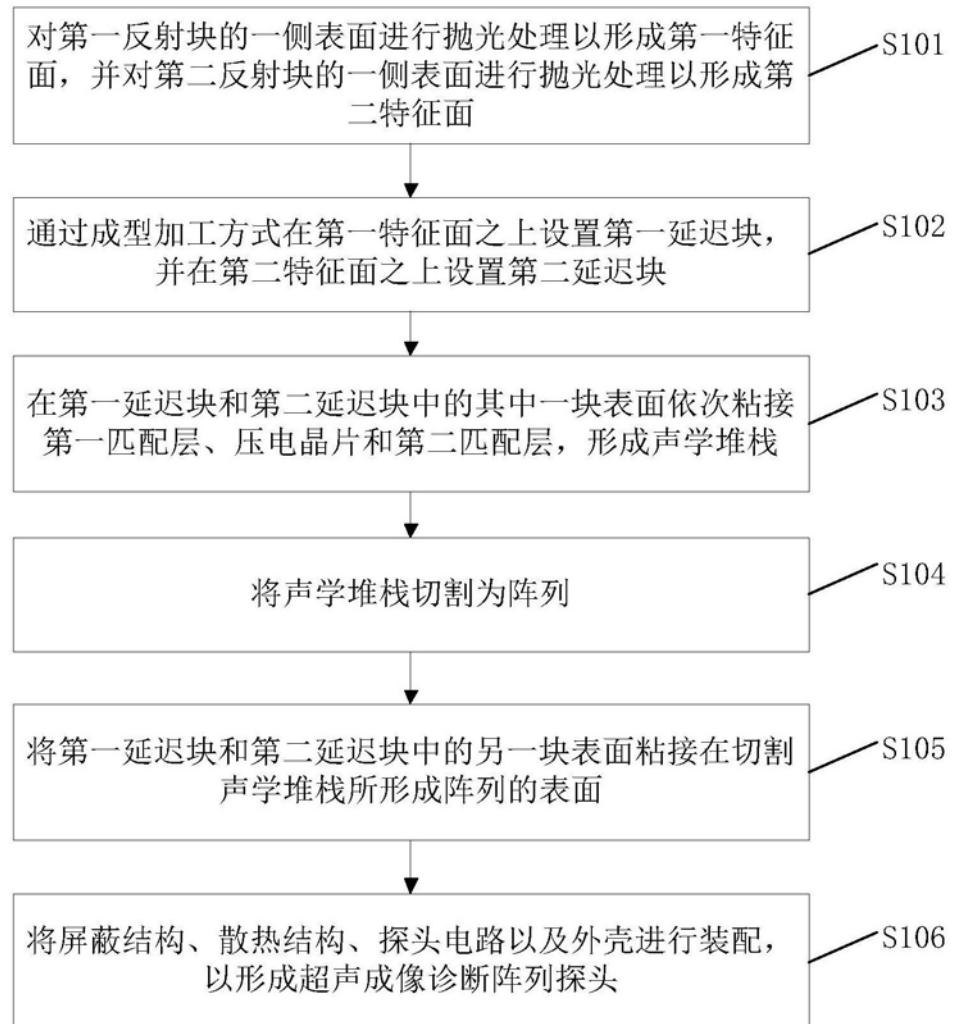


图5

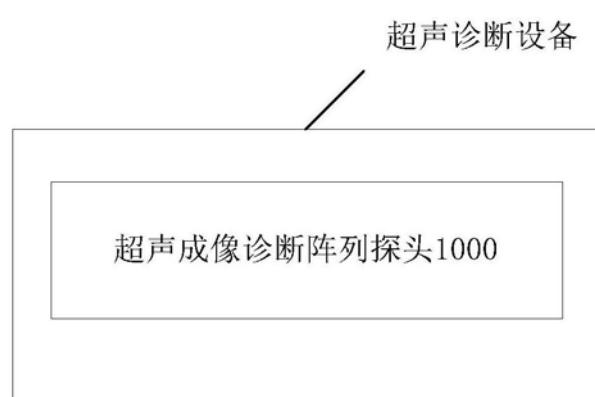


图6

专利名称(译)	超声成像诊断阵列探头和其制造方法及其设备		
公开(公告)号	CN108451544A	公开(公告)日	2018-08-28
申请号	CN201710090892.2	申请日	2017-02-20
[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 莫建华 欧阳波 程玖鵠		
发明人	周丹 莫建华 欧阳波 程玖鵠		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/4444		
代理人(译)	张润		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

本发明公开了一种超声成像诊断阵列探头和其制造方法及其设备，其中，超声成像诊断阵列探头包括：声窗；多个压电阵元，每个压电阵元包括第一端面、第二端面以及分别设置于第一端面和第二端面之上的第一匹配层和第二匹配层，第一端面和第二端面的方向垂直于声窗的方向，且垂直于超声成像诊断阵列探头向人体组织辐射超声波的方向；第一延迟块和第二延迟块，第一延迟块和第二延迟块分别用于延迟多个压电阵元产生的超声波信号在进入人体组织之前的时间，并延迟多个压电阵元接收超声回波信号的时间；第一反射块和第二反射模块。由此，提高了对超声波信号的利用率和成像信号强度，提升了超声波成像诊断阵列探头的探测性能。

