



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106963418 A

(43)申请公布日 2017. 07. 21

(21)申请号 201610959683.2

(22)申请日 2016.10.27

(30)优先权数据

10-2015-0149757 2015.10.27 KR

(71)申请人 爱飞纽医疗器械贸易有限公司

地址 韩国京畿道

(72)发明人 李沅锡 李秀星 申恩喜

(74)专利代理机构 北京鸿元知识产权代理有限公司 11327

代理人 许向彤 陈英俊

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

权利要求书1页 说明书8页 附图5页

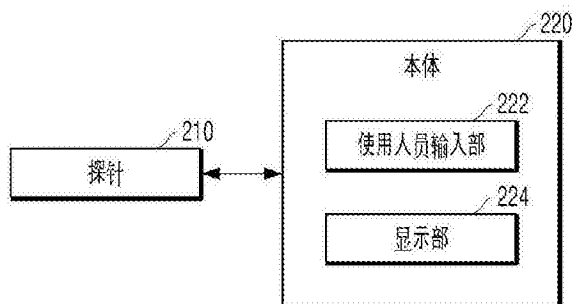
(54)发明名称

超声波探针

(57)摘要

本发明涉及超声波探针,更详细地涉及可提高超声波影像的质量的超声波探针。本发明一实施例的超声波探针可包括:压电器件部,用于使电信号和超声波信号互相转换;以及匹配层,位于上述压电器件部的前方,用于减少上述压电器件部与对象体之间的音响阻抗差,上述压电器件部包括沿着前后方向层叠的多个压电层,上述多个压电层分别具有与前后方向相垂直的上下方向上的厚度产生变化的变剖面结构。

200



1. 一种超声波探针,其特征在于,包括:  
压电器件部,用于使电信号和超声波信号互相转换;以及  
匹配层,位于上述压电器件部的前方,用于减少上述压电器件部与对象体之间的音响阻抗差,  
上述压电器件部包括沿着前后方向层叠的多个压电层,  
上述多个压电层分别具有与前后方向相垂直的上下方向上的厚度产生变化的变剖面结构,  
上述压电器件部包括第一压电层及位于上述第一压电层的前方的第二压电层,  
上述第一压电层及上述第二压电层中的一个的以上述上下方向为基准的中间部分的厚度大于端部部分的厚度,  
上述第一压电层及上述第二压电层中的另一个的以上述上下方向为基准的中间部分的厚度小于端部部分的厚度。
2. 根据权利要求1所述的超声波探针,其特征在于,在各个上述第一压电层及上述第二压电层中,中间部分和端部部分在上述上下方向上互相隔开间隔而设置。
3. 根据权利要求2所述的超声波探针,其特征在于,  
在上述第一压电层与上述第二压电层之间设置柔性印刷电路板,  
上述间隔为与上述柔性印刷电路板的厚度相对应的间隔。
4. 根据权利要求1所述的超声波探针,其特征在于,  
上述第一压电层及上述第二压电层中的一个为上述第二压电层,  
上述第一压电层及上述第二压电层中的另一个为上述第一压电层。
5. 根据权利要求1所述的超声波探针,其特征在于,  
在上述第一压电层中,中间部分的前部面以与上述第二压电层的中间部分的后部面相对的方式相对于端部部分的前部面向后方凹陷,  
在上述第二压电层中,中间部分的后部面比端部部分的后部面更向后方突出。
6. 根据权利要求5所述的超声波探针,其特征在于,上述第一压电层和上述第二压电层以在上述第一压电层与上述第二压电层之间设置柔性印刷电路板来互相吻合的形状突出及凹陷。
7. 根据权利要求6所述的超声波探针,其特征在于,上述第一压电层的后部面和上述第二压电层的前部面形成扁平状。
8. 根据权利要求5所述的超声波探针,其特征在于,  
上述第一压电层的中间部分以相对于端部部分形成高度差的方式凹陷,  
上述第二压电层的中间部分以相对于端部部分形成高度差的方式突出。
9. 根据权利要求1所述的超声波探针,其特征在于,还包括:  
支持层,位于上述压电器件部的后方,用于阻断向上述压电器件部的后方移动的超声波信号;以及  
透镜层,位于上述匹配层的前方,使向上述压电器件部的前方移动的超声波信号聚集在上述对象体。

## 超声波探针

### 技术领域

[0001] 本发明涉及超声波探针,更详细地涉及可提高超声波影像的质量的超声波探针。

### 背景技术

[0002] 在人类健康与幸福的重要性变得日趋重要的社会变化中,医疗设备变得更加重要,在医疗设备相关产业结构中,超声波影像诊断设备所占的比重越来越大。对如上所述的超声波影像诊断设备而言,最重要的功能就是画质,而决定画质的最重要的因素之一就是超声波转换器(Transducer)。因此,高画质超声波影像诊断设备必须具备高性能超声波转换器。

[0003] 最具代表性的医疗用超声波设备为主要用来对人体内部的脏器和胎儿等进行造影的超声波影像诊断机。与X线机、计算机断层扫描机(CT)或磁共振成像机(MRI)等其他人体内部造影用医疗设备不同,超声波影像诊断机由检查人员任意调整(steering)超声波的放射角度,从而可对检查人员所需的人体内部的特定部位进行造影,具有如下优点,即,不仅对人体无放射线危害,而且可在比其他人体内部造影用医疗设备相对短的时间内获取影像。为了通过超声波影像诊断机呈现出影像,必须具备使超声波信号和电信号互相转换的单元和/或装置,在相关领域中,这被称为超声波探针(probe)或超声波转换器。

[0004] 图1为示出以往的医疗用超声波转换器的结构的图。如图1所示,以往的医疗用超声波转换器10包括:压电层,通过使压电物质振动来使电信号与音响信号互相转换;匹配层12,用于减少压电层11与人体之间的音响阻抗差;透镜层13,用于对向压电层11的前方移动的超声波进行集束;以及支持层14,通过阻断超声波向压电层11的后方移动,来防止影像歪曲。如上所述的超声波转换器10使压电层11形成一个单一结构,因而阻碍超声波束的有效集束,将导致降低超声波影像的清晰度及渗透性能,最终将对获得医疗用超声波转换器的精密影像信息产生阻碍。

[0005] 另一方面,以往的超声波探针中的采用多层压电陶瓷(PZT)结构的以往的超声波探针大多在结构的特定纵横比条件下产生模耦合(mode coupling),因而存在对探针的设计及获取高画质影像方面造成不利影响的问题。具体地,在以往的多层压电陶瓷结构的超声波探针中,为了分离主动器件的通道,对主动器件进行切削(dicing),这种过程导致主动器件的纵横比变差,导致了从主动器件朝向深度(depth)方向及其他方向(即,上下(elevation)方向和左右(azimuth)方向)所产生的振动对上述深度方向产生影响的模耦合。因此,上述现有技术为提高探针的音响特定或获取高画质超声波影像方面存在局限性。

[0006] 本发明的背景技术已在韩国专利公开公报第10-2013-0097550号公开。

### 发明内容

[0007] 本发明的目的在于,提供可提高超声波影像质量的超声波探针。

[0008] 本发明的目的在于,对影像系统与探针(probe)之间的电匹配良好的现有多层型主动层(multi-layered active layer)的结构采用沿着上下方向具有不同厚度(un-

uniform) 的结构来改善纵横比,从而提高探针的音响特性。

[0009] 本发明的目的在于,提供具有厚度互不相同的多层型主动层(un-uniform multilayered active layer)结构的探针。

[0010] 本发明的目的在于,通过减少因主动层(Active layer,意味着压电层)的模耦合造成的串扰(crosstalk)来改善各个主动层的纵横比,由此提高灵敏度(sensitivity)和带宽(bandwidth),从而减少衰荡时间(ring-down time),即,在波形中以主脉冲信号为基准来使音波的大小减少到特定大小所需的时间。

[0011] 本发明的目的在于,通过提高上下方向的束剖面(Beam Profile)来借助上下方向的变迹(Apodization)效果提高超声波影像的质量。

[0012] 本发明的目的在于,根据深度形成上下方向的束宽,来改善超声波影像的质量,尤其改善近场(Near Field)图像。

[0013] 本发明的目的在于,通过减少阻抗来提高与影像系统之间的电匹配。

[0014] 但是,本实施例所要实现的目的并不局限于如上所述的目的,还可存在其他目的。

[0015] 作为实现如上所述的目的的技术解决方案,本发明一实施例的超声波探针可包括:压电器件部,用于使电信号和超声波信号互相转换;以及匹配层,位于上述压电器件部的前方,用于减少上述压电器件部与对象体之间的音响阻抗差,上述压电器件部包括沿着前后方向层叠的多个压电层,上述多个压电层分别具有与前后方向相垂直的上下方向上的厚度产生变化的变剖面结构。

[0016] 此时,上述压电器件部可包括第一压电层及位于上述第一压电层的前方的第二压电层,上述第一压电层及上述第二压电层中的一个的以上述上下方向为基准的中间部分的厚度可大于端部部分的厚度,上述第一压电层及上述第二压电层中的另一个的以上述上下方向为基准的中间部分的厚度可小于端部部分的厚度。

[0017] 并且,在各个上述第一压电层及上述第二压电层中,中间部分和端部部分可在上述上下方向上互相隔开间隔而设置,可在上述第一压电层与上述第二压电层之间设置柔性印刷电路板(FPCB),上述间隔可以为与上述柔性印刷电路板的厚度相对应的间隔,并且,上述第一压电层及上述第二压电层中的一个可以为上述第二压电层,上述第一压电层及上述第二压电层中的另一个可以为上述第一压电层。

[0018] 并且,在上述第一压电层中,中间部分的前部面能够以与上述第二压电层的中间部分的后部面相对的方式相对于端部部分的前部面向后方凹陷,在上述第二压电层中,中间部分的后部面可比端部部分的后部面更向后方突出。并且,上述第一压电层和上述第二压电层能够以在上述第一压电层与上述第二压电层之间设置柔性印刷电路板来互相吻合的形状突出及凹陷。

[0019] 并且,上述第一压电层的中间部分能够以相对于端部部分形成高度差的方式凹陷,上述第二压电层的中间部分能够以相对于端部部分形成高度差的方式突出。

[0020] 并且,本发明的超声波探针还可包括:支持层,位于上述压电器件部的后方,用于阻断向上述压电器件部的后方移动的超声波信号;以及透镜层,位于上述匹配层的前方,使向上述压电器件部的前方移动的超声波信号聚集在上述对象体。

[0021] 上述解决问题的方案仅仅是例示性的,不应解释成限定本发明。除上述例示性的实施例之外,还可存在附图及发明的详细说明中所记载的追加的实施例。

[0022] 本发明具有可提供可提高超声波影像的质量的超声波探针的效果。

[0023] 本发明具有如下效果,即,通过对影像系统与探针之间的电匹配良好的现有多层型主动层的结构采用沿着上下方向具有不同厚度的结构来改善纵横比,从而可提高探针的音响特性。

[0024] 本发明具有如下效果,即,通过减少因主动层的模耦合造成的串扰来改善各个主动层的纵横比,由此提高灵敏度和带宽,从而减少衰荡时间,即,在波形中以主脉冲信号为基准来使音波的大小减少到特定大小所需的时间。

[0025] 本发明具有如下效果,即,通过提高上下方向的束剖面来借助上下方向的变迹效果提高超声波影像的质量。

[0026] 本发明具有如下效果,即,根据深度形成上下方向的束宽,来改善超声波影像的质量,尤其改善近场图像。

[0027] 本发明具有如下效果,即,通过减少阻抗来提高与影像系统之间的电匹配。

## 附图说明

[0028] 图1为示出以往的医疗用超声波转换器的结构的图。

[0029] 图2为示出包括本发明一实施例的探针的超声波诊断装置的简要结构图。

[0030] 图3为本发明一实施例的超声波探针的立体图。

[0031] 图4为部分切开本发明一实施例的探针内的转换器并立体示出的图。

[0032] 图5为本发明一实施例的探针内的转换器的剖视图。

[0033] 图6为本发明一实施例的压电层的剖视图。

[0034] 图7为示出根据本发明一实施例导出的第一实验结果的图表的图。

[0035] 图8为示出根据本发明一实施例导出的第二实验结果的图表的图。

[0036] 图9为示出根据本发明一实施例导出的第三实验结果的图表的图。

[0037] 图10为示出根据本发明一实施例导出的第四实验结果的图表的图。

[0038] 附图标记的说明

[0039] 210:超声波探针            340:转换器

[0040] 320:透镜层                510:匹配层

[0041] 520:第二压电层            530:第一压电层

[0042] 540:压电层                550:支持层

## 具体实施方式

[0043] 以下,参照附图对本发明的优选实施例进行详细说明。在对本发明进行说明的过程中,在判断为对相关公知结构及功能的具体说明有可能使本发明的主旨变得模糊的情况下,将省略其详细说明。并且,在对本发明的实施例进行说明的过程中,具体的数值仅属于实施例的范畴。

[0044] 本发明涉及超声波探针,尤其,涉及超声波探针所包括的转换器的结构,本发明通过对现有多层型主动层的结构采用沿着上下方向具有不同厚度的结构来改善主动层的纵横比,从而可提高探针的音响特性,基于此,通过提高上下方向的束剖面来借助上下方向的变迹效果提高超声波影像的质量。

[0045] 图2为示出包括本发明一实施例的探针的超声波诊断装置的简要结构图。

[0046] 参照图2,本发明一实施例的超声波诊断装置200大致可包括探针210和本体220,上述本体220可包括使用人员输入部222和显示部224。在本实施例中,本发明的超声波诊断装置200仅包括探针210、本体220、使用人员输入部222及显示部224,但这仅仅例示性地说明本实施例的技术思想,本实施例所属技术领域的普通技术人员可在不脱离本实施例的本质特征的范围内对超声波诊断装置200所包括的结构要素进行多种修改及变形。

[0047] 简单察看附图,超声波诊断装置200包括:探针210,用于向被检查体(对象体)发送超声波信号,并从被检查体接收超声波回波(Echo)信号;以及本体220,安装有使用人员输入部222及显示部224等,用于生成被检查体的影像。

[0048] 超声波诊断装置200通过使用人员输入部222接收通过使用人员的操作或输入而形成的指令(Instruction),通过探针210向被检查体发送超声波信号,并接收从相应被检查体反射的超声波回波信号,从而形成接收信号,基于通过本体220形成的接收信号来形成超声波影像,通过显示部224输出所形成的影像。此时,探针210为与被检查体的诊断部位直接相接触的部位,借助与本体220形成为一体的电缆或连接器来与本体220相连接。

[0049] 并且,探针210可包括波束形成器(未图示),上述波束形成器执行超声波的发送集束及接收集束,来对超声波信号进行收发。其中,探针210可包括多个一维(Dimension)阵列转换器或二维阵列转换器,探针210可通过适当延迟向各个转换器输入的脉冲的输入时间,来沿着发送扫描线(ScanLine)向被检查体发送经集束的超声波束。另一方面,从被检查体反射的超声波回波信号以具有互不相同的接收时间的方式输入到各个转换器,各个转换器向波束形成器输出所接收的超声波回波信号。波束形成器在探针210发送超声波信号时调节探针210内的各个转换器的驱动时间,来使超声波信号在特定位置集束,考虑到从被检查体反射的超声波回波信号到达探针210的各个转换器的时间互不相同,通过向探针210的各个超声波回波信号施加时间延迟来对超声波回波信号进行集束。

[0050] 本体220基于由通过探针210接收的超声波回波信号形成的接收信号来形成超声波影像,上述影像通过显示部224输出。

[0051] 使用人员输入部222接收基于使用人员的操作或输入而形成的指令,此时,使用人员所输入的指令可以是用于控制超声波诊断装置200的设定指令。以下,更详细地说明本发明的探针210的结构。

[0052] 图3为本发明一实施例的超声波探针的立体图,图4为部分切开本发明一实施例的探针内的转换器并立体示出的图,图5为本发明一实施例的探针内的转换器的剖视图,图6为本发明一实施例的压电层的剖视图。

[0053] 参照图3至图6,本发明一实施例的超声波探针210可包括外壳310、透镜320及电缆330。

[0054] 外壳310作为用于覆盖探针210的内部模块的盖子,形成探针210的本体。这种外壳310可包括转换器340,上述转换器340用于超声波信号的发送、超声波回波信号的接收及所接收的超声波回波信号的转换,可在设置于外壳310内部的转换器340根据是否向超声波诊断装置200施加电压来产生超声波信号。将参照图4至图6来对转换器340进行更加详细的说明。

[0055] 透镜320用于发送超声波信号、接收超声波回波信号,与被检查体的皮肤等诊断部

位相接触。并且,透镜320使超声波信号集中(Focusing)在被检查体所在的位置,并接收从被检查体反射的超声波回波信号。电缆330用于使超声波诊断装置200的本体220与探针210的外壳310相连接,电缆330可向本体220传输超声波回波信号。

[0056] 以下,参照图4及图6察看探针210内所包括的转换器340的详细结构。此时,图5及图6示出沿着上下方向切开图4所示的转换器的简要剖视图。即,图5及图6的剖视图为将左右方向作为法线方向的剖视图。

[0057] 参照图4及图6,本发明一实施例的转换器340可大致包括透镜层320、匹配层510压电层540及支持层550。

[0058] 转换器340可形成沿着从探针210箱被检查体(对象体)发送超声波信号的方向(即,前方侧或深度方向)依次使支持层550、压电层540、匹配层510、透镜层320的形态。

[0059] 压电层540通过压电器件(或压电物质、压电体)的振动来使电信号和音响信号互相转换。

[0060] 压电层540可由多个压电层沿着前后方向层叠而成。多个压电层可包括第一压电层530及第二压电层520。此时,第二压电层520可位于前方,第一压电层530可位于后方。但是,多个压电层并不是必须限定于2个层,可包括3层以上的压电层。

[0061] 压电层540可由压电器件形成,在本发明中,压电器件可使用压电陶瓷。即,第一压电层530和第二压电层540可作为压电器件或主动器件来分别使用压电陶瓷,但并不限于此。例如,在超声波探针中,作为压电器件,可使用压电陶瓷、压电复合材料(piezocomposite)、压电结晶等。此时,参照图4,压电层540可借助以留有间隔的方式沿着左右方向形成的切口580(kerf)划分。

[0062] 压电陶瓷为锆钛酸铅(Lead zirconate titanate)的固溶体(solid solution)材料,呈现出易制造、压电特性高、介电特性高的特性。微观察看具有钙钛矿(perovskite)结构的压电陶瓷,则在内部具有晶界(grain boundary),在晶界内部存在偶极(dipole)。虽然偶极具有极性,但各个偶极朝向各不相同的任意方向,因而整体上极性为0,在此情况下没有压电特性。但是,若经过向压电体施加电压的还原(poling)工序,则将产生压电特性。即,若向压电体施加电能,则偶极进行分极旋转,将产生全部沿着一方向整列的极化(polarization),最终可作为压电体来被驱动。

[0063] 第二压电层520和第一压电层530能够以柔性印刷电路板570(FPCB:Flexible Printed Circuit Board)为基准来分别层叠在前方和后方。即,第二压电层520、柔性印刷电路板570及第一压电层530沿着向被检查体(对象体)发送超声波信号的方向(即,前方侧或深度方向)依次层叠而成。

[0064] 而且,第二压电层520和第一压电层530可分别具有与前后方向相垂直的上下方向上的厚度产生变化的变剖面结构。

[0065] 采用多层压电陶瓷结构的以往的超声波探针技术大多在结构上的特定纵横比条件下产生模耦合,因而存在对探针的设计及获取高画质影像方面造成不利影响的问题。作为参考,模耦合是指从主动器件朝向深度(depth)方向及其他方向(即,上下方向和左右方向)所产生的振动对上述深度方向产生影响的模耦合。

[0066] 本发明为了解决在特定纵横比下所产生的这种问题,使第二压电层520和第一压电层530具有厚度沿着上下方向产生变化的变剖面结构。即,第二压电层520和第一压电层

530分别形成在上下方向上具有不同厚度的结构。并且,为了避免特定纵横比,在本发明中,第二压电层520和第一压电层530可分别由多个压电器件形成,上述多个压电器件可分别形成电分离的形态。

[0067] 即,第一压电层530可由多个压电器件531、532、533形成,第二压电层520也可由多个压电器件521、522、523形成。此时,第二压电层520的以上下方向为基准的中间部分522的厚度可大于端部部分521、523的厚度,第一压电层530的以上下方向为基准的中间部分532的厚度可小于端部部分531、533。并且,为了改善纵横比,在第二压电层520中,中间部分522和端部部分521、523可在上下方向上互相隔开第二间隔524而设置,在第一压电层530中,中间部分532和端部部分531、533可在上下方向上互相隔开第一间隔534而设置。

[0068] 并且,在第一压电层530中,中间部分532的前部面以与第二压电层520的中间部分522的后部面相对的方式相对于端部部分531、533的前部面向后方凹陷,在第二压电层520中,中间部分522的后部面比端部部分521、523的后部面更向后方突出。并且,第一压电层530的中间部分532以相对于端部部分531、533形成高度差的方式凹陷,第二压电层520的中间部分522以相对于端部部分521、523形成高度差的方式突出。

[0069] 并且,第一压电层530和第二压电层520以在上述第一压电层530与上述第二压电层520之间设置柔性印刷电路板570来互相吻合的形状突出及凹陷。

[0070] 参照图5及图6,以与第一压电层530的中间部分532的凹陷的形状(上下方向上的宽度、深度方向上的厚度等)吻合结合的方式形成第二压电层520的中间部分522突出的形状。并且,以与相对于第一压电层530的中间部分532突出的端部部分531、533的形状吻合结合的方式使第二压电层520的端部部分521、523的形状相对于522凹陷。此时,用于形成这种吻合结合的形状可通过考虑设置于第一压电层530与第二压电层520之间的柔性印刷电路板570的厚度、弯曲程度等来设定。

[0071] 并且,第一压电层530的后部面和第二压电层520的前部面可形成扁平状。其中,参照图5及图6,形成扁平状是指在第一压电层530或第二压电层520中,端部部分并不相对于中间部分突出或凹陷,而是维持相同水平(深度)。

[0072] 另一方面,由压电陶瓷形成的第一压电层530或第二压电层520的厚度越厚,将生成低频,如同所生成的低频,频率越低,衰减越少。因此,规避位于前方的第二压电层520侧变得更厚的方向上的特定纵横比(例如,中间部分522变厚),将更加有利于向前方传递超声波信号。并且,在本发明中,第二压电层520的中间部分522的厚度大于端部部分521、523的厚度,来在中间部分522生成高音压,由此可借助变迹向深度方向(即,向被检查体(对象体)发送超声波信号的方向或前方侧方向)更加均匀地传递超声波,由此可起到可提高超声波影像的品质的效果。

[0073] 在本发明的实施例中,第一压电层530的中间部分532以相对于端部部分531、533形成高度差的方式凹陷,第二压电层520的中间部分522以相对于端部部分521、523形成高度差的方式突出,但并不限于此。例如,可与此相反地使第一压电层530的中间部分532以相对于端部部分531、533形成高度差的方式突出,并使第二压电层520的中间部分522以相对于端部部分521、523形成高度差的方式凹陷。

[0074] 另一方面,可在第一压电层530与第二压电层520之间设置柔性印刷电路板,第二压电层520中的中间部分522与端部部分521、523之间的第二间隔524及第一压电层530中的

中间部分532与端部部分531、533之间的第一间隔534可与柔性印刷电路板570的厚度相对应。在本发明中,通过设定第一间隔534和第二间隔524来使各个压电层以电分离的方式划分,从而具有可改善压电层540的纵横比的效果。

[0075] 第一压电层530的多个压电器件531、532、533和第二压电层520的多个压电器件521、522、523可分别在柔性印刷电路板570的前方和后方层叠,由此,柔性印刷电路板570可使第一压电层530所包括的多个压电器件531、532、533及第二压电层520所包括的多个压电器件521、522、523电连接。

[0076] 可对这种柔性印刷电路板570进行精密加工,便于均匀地进行制造。而且,在本发明中,柔性印刷电路板570可被用作信号(signal)线,可在第二压电层520与匹配层510之间设置第二垫片560(GRound Sheet),可在第一压电层530与支持层550之间设置第一垫片561。

[0077] 并且,在如上所述的本发明中,使第二压电层520和第一压电层530在上下方向上具有互不相同的厚度,来改善压电层540的纵横比,从而可提高探针的音响特性,由此可通过改善上下方向的束剖面来提高超声波影像的质量。

[0078] 匹配层510位于压电层540的前方,用于减少压电层540与对象体之间的音响阻抗差,来使在压电层540产生的超声波信号最大限度传递到对象体的特定位置。

[0079] 匹配层510可包括高匹配层512(MLH, Matching Layer High)和低匹配层511(MLL, Matching Layer Low),低匹配层511可位于高匹配层512的前方,高匹配层512可位于第二垫片560的前方。

[0080] 匹配层510用于以高效率向对象体内发送在压电层540产生的超声波或以高效率从对象体内接收超声波,起到分阶段将压电层540的音响阻抗匹配成接近被检查体的音响阻抗的作用。

[0081] 透镜层320位于匹配层510的前方,使向压电层540的前方移动的超声波信号与对象体的特定位置相连接。

[0082] 作为一例,透镜层320可由将具有接近生物体的音响阻抗的硅胶等作为材料的音响透镜构成,此时,形成透镜层320的音响透镜的形状可形成中央突出的透镜、形态平坦的透镜等,可根据设计人员的设计来形成多种形态。

[0083] 支持层550位于压电层540的后方,通过阻断向压电层540的后方移动的超声波信号,来防止影像歪曲。

[0084] 另一方面,图7至图8示出对现有超声波探针的性能和本发明一实施例的超声波探针的性能进行比较的实验结果。

[0085] 图7为示出根据本发明一实施例导出的第一实验结果的图表的图,图8为示出根据本发明一实施例导出的第二实验结果的图表的图。图7表示波形(Waveform)图表图8表示频谱(Frequency spectrum)图表。

[0086] 在图7至图8中,测量值(Measured(Uniform multiLayered))表示利用各层的厚度均匀的超声波探针(即,现有的采用多层型主动层(multiLayered active Layer)结构的超声波探针)测定的图表,有限元分析值(FEA(Uniform multiLayered))表示对测量值采用有限元分析(FEA,Finite-Element Analysis)的图表,有限元值表示对利用本发明的超声波探针(即,采用各层的厚度不均匀的多层型主动层(un-uniform multiLayered active

layer) 结构的超声波探针) 测定的值采用有限元分析的图表。

[0087] 对此,对分数带宽(fractional bandwidth)、灵敏度(Sensitivity)及衰荡时间值测定的有限元分析(FEA(Uniform multilayered))值和有限元分析值(FEA(Un-uniform multilayered))如下。

[0088] 在有限元分析值(FEA(Uniform multilayered))中,-6dB下的分数宽带值为74.8%,灵敏度值为-68.6dB,-20dB下的衰荡时间值为1.14 $\mu$ s,在有限元分析值(FEA(Un-uniform multilayered))中,-6dB下的分数宽带值为75.9%,灵敏度值为-66.3dB,-20dB下的衰荡时间值为1.12 $\mu$ s。

[0089] 由此,采用现有技术的超声波探针的灵敏度值为-68.6dB,分数带宽值为74.8%,相反,采用本发明的技术的超声波探针的灵敏度值为-66.3dB,分数带宽值为75.9%,因此可确认到,与现有技术相比,本发明中的灵敏度和分数带宽增加。并且,在衰荡时间值方面,采用现有技术的衰荡时间值为1.14 $\mu$ s,采用本发明的技术的衰荡时间值为1.02 $\mu$ s,因此,与现有技术相比,减少了衰荡时间。

[0090] 像这样,采用本发明的技术的超声波探针通过减少因主动层(Active layer,意味着压电层)的模耦合而造成的串扰来改善主动层的纵横比,从而可增加灵敏度和带宽并减少衰荡时间。

[0091] 另一方面,图9为示出根据本发明一实施例导出的第三实验结果的图表的图,图9示出利用现有的超声波探针(即,采用现有的多层型主动层结构的超声波探针)及本发明的超声波探针(即,厚度互不相同的多层型主动层)测定的波束宽度(Beamwidth)的图表。

[0092] 根据图9,本发明的超声波探针采用厚度互不相同的多层型主动层结构,从而使上下方向的波束宽度沿着深度更加整齐,从而可改善超声波影像的质量,尤其可改善近场图像的质量。

[0093] 并且,图10为示出根据本发明一实施例导出的第四实验结果的图表的图,图10示出利用现有的超声波探针(即,采用现有的多层型主动层结构的超声波探针)及本发明的超声波探针(即,厚度互不相同的多层型主动层)测定的阻抗的振幅图标。

[0094] 根据图10,与使用具有各层的厚度在上下方向上均匀的多层型主动层结构的现有的超声波探针时的阻抗的减少程度相比,本发明的超声波探针表现出相似或更高水平的阻抗减少程度,可更加有效地减少阻抗。并且,如上所述的本发明可通过减少阻抗来提高与影像系统之间的电匹配。

[0095] 如上所述,借助具体结构要素等的特定事项、限定性的实施例及附图来对本发明进行了说明,但这仅用于更加全面地理解本发明,本发明并不限于上述实施例,本发明所属技术领域的普通技术人员可对本发明实时多种修改及变形。

[0096] 因此,本发明的思想并不局限于所说明的实施例,不仅是发明要求保护范围,而且具有与上述发明要求保护范围等同或等价的变形的所有实施例均属于本发明的思想范围。

10

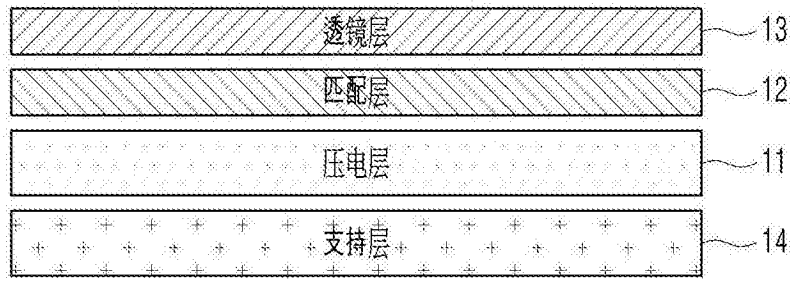


图1

200

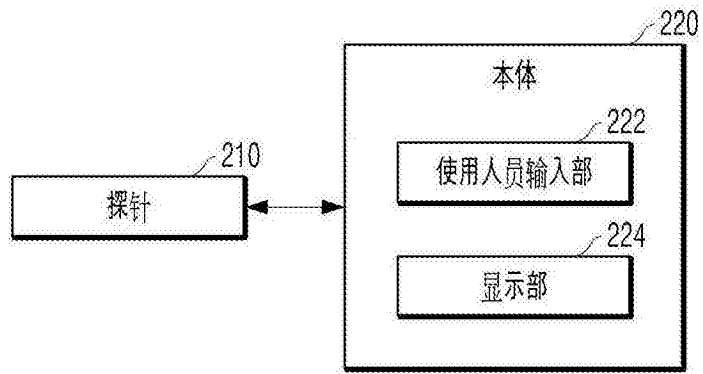


图2

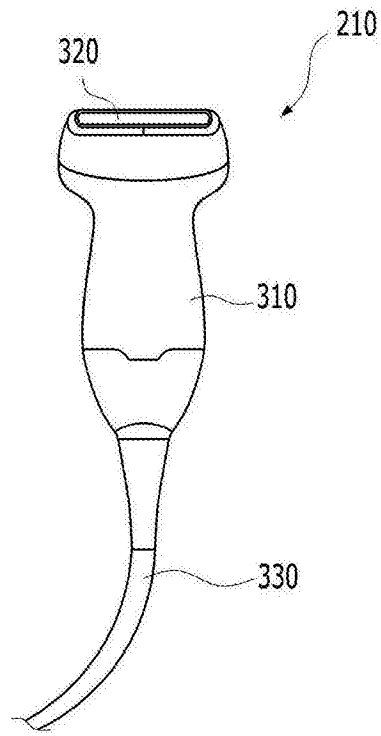


图3

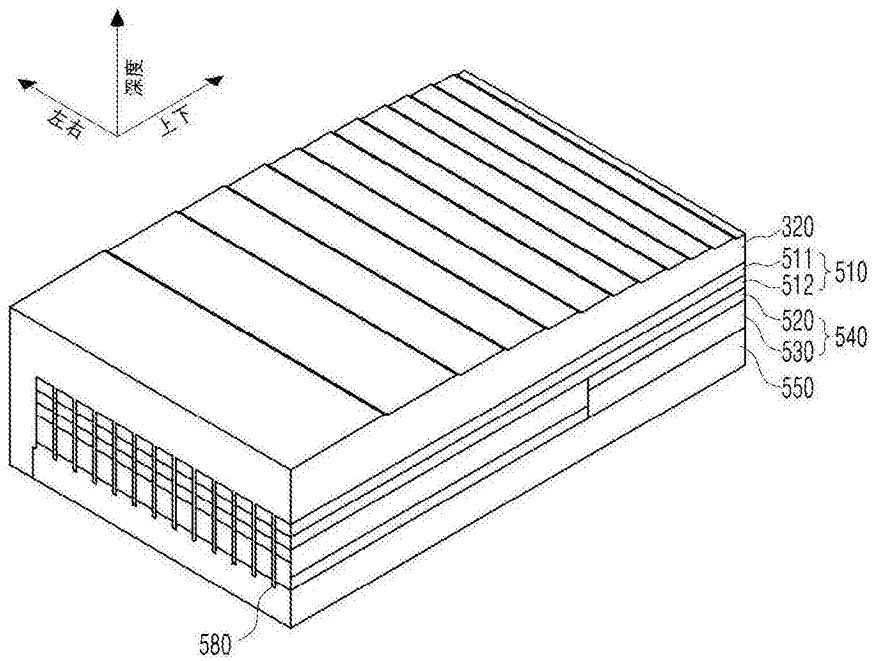


图4

340

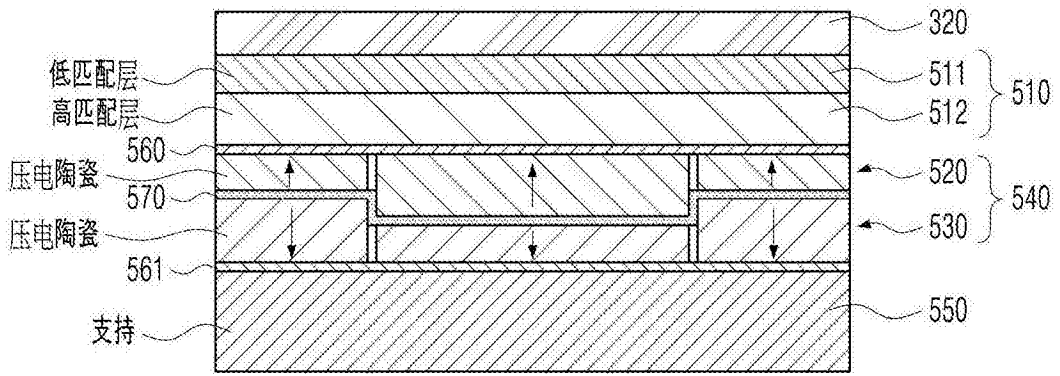


图5

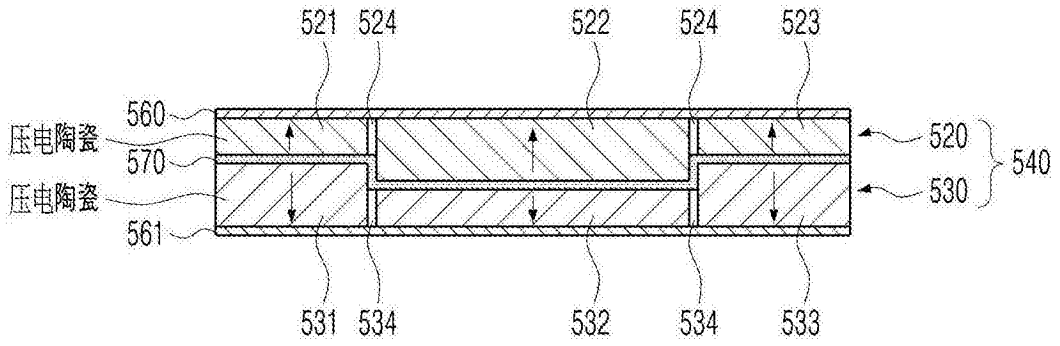


图6

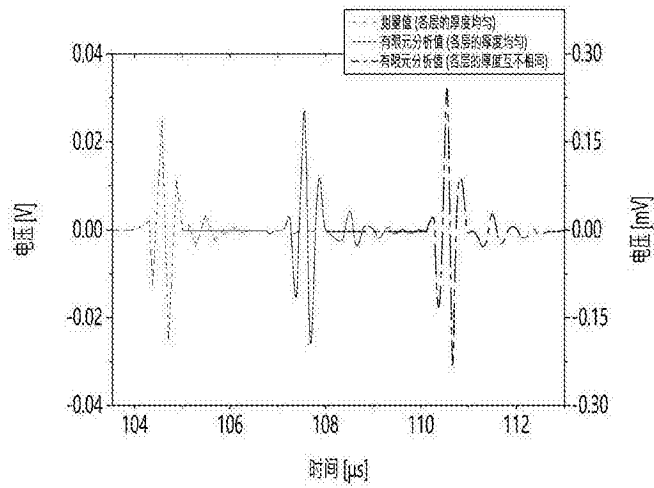


图7

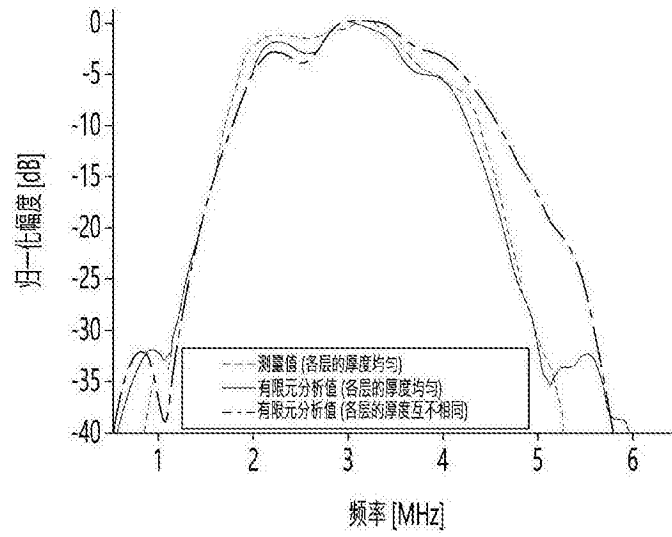


图8

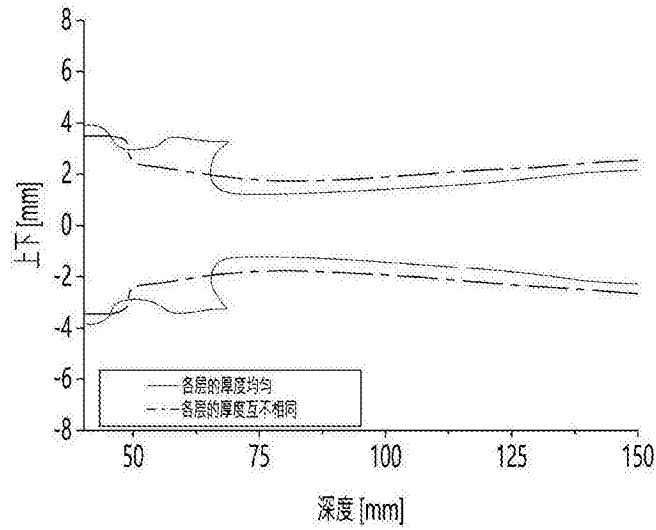


图9

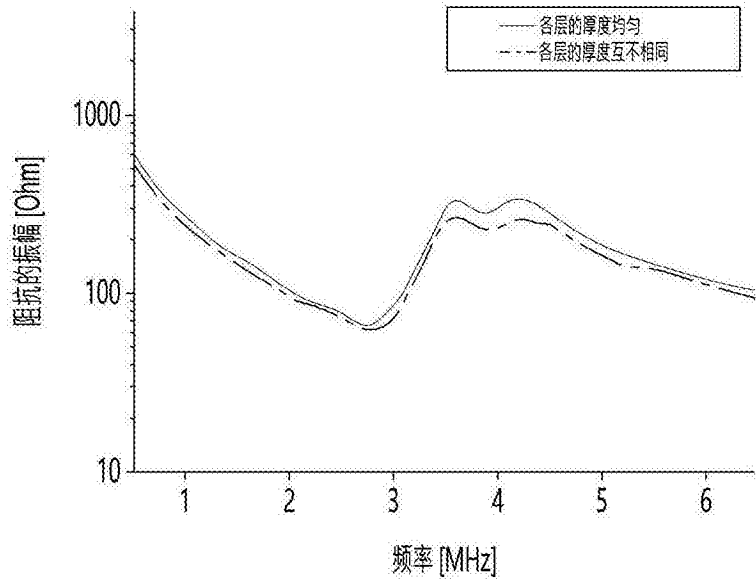


图10

专利名称(译)	超声波探针		
公开(公告)号	<a href="#">CN106963418A</a>	公开(公告)日	2017-07-21
申请号	CN201610959683.2	申请日	2016-10-27
[标]申请(专利权)人(译)	爱飞纽医疗器械贸易有限公司		
申请(专利权)人(译)	爱飞纽医疗器械贸易有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	爱飞纽医疗器械贸易有限公司		
[标]发明人	李沅锡 李秀星 申恩喜		
发明人	李沅锡 李秀星 申恩喜		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4444 A61B8/4494 B06B1/0614 A61B8/4411		
代理人(译)	陈英俊		
优先权	1020150149757 2015-10-27 KR		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明涉及超声波探针，更详细地涉及可提高超声波影像的质量的超声波探针。本发明一实施例的超声波探针可包括：压电器件部，用于使电信号和超声波信号互相转换；以及匹配层，位于上述压电器件部的前方，用于减少上述压电器件部与对象体之间的音响阻抗差，上述压电器件部包括沿着前后方向层叠的多个压电层，上述多个压电层分别具有与前后方向相垂直的上下方向上的厚度产生变化的变剖面结构。

200

