



(12) 实用新型专利

(10) 授权公告号 CN 204671190 U

(45) 授权公告日 2015. 09. 30

(21) 申请号 201520089038. 0

(22) 申请日 2015. 02. 09

(73) 专利权人 株式会社东芝

地址 日本东京都

专利权人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 吕忠科

(74) 专利代理机构 北京和信华成知识产权代理

事务所(普通合伙) 11390

代理人 刘海英

(51) Int. Cl.

A61B 8/06(2006. 01)

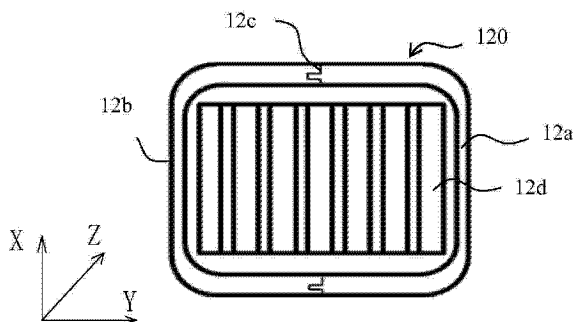
权利要求书1页 说明书5页 附图4页

(54) 实用新型名称

超声波探头及超声波图像诊断装置

(57) 摘要

本实用新型公开了一种超声波探头及超声波图像诊断装置,该超声波探头包括:壳体,在内部设置有压电振子,所述压电振子的排列形成扫描方向或透镜方向;所述壳体包括可扣合安装在一起的第一外壳和第二外壳,第一外壳和第二外壳对接的面位于所述透镜方向上。



1. 一种超声波探头,其特征在于,具有:
壳体,在内部设置有压电振子,所述压电振子的排列形成扫描方向或透镜方向;
所述壳体包括可扣合安装在一起的第一外壳和第二外壳,第一外壳和第二外壳对接的面位于所述透镜方向上。
2. 根据权利要求 1 所述的超声波探头,其特征在于:所述壳体在所述扫描方向的壁厚小于在所述透镜方向的壁厚。
3. 根据权利要求 2 所述的超声波探头,其特征在于:所述壳体的截面为方形或长方形。
4. 一种超声波图像诊断装置,其特征在于,包括:
超声波探头,向被检查者发送超声波并接收来自被检查者的反射波;
装置主体,根据所述超声波探头接收的反射波生成超声波图像;
所述超声波探头包括:
壳体,在内部设置有压电振子,所述压电振子的排列形成扫描方向和透镜方向;
所述壳体包括可扣合安装在一起的第一外壳和第二外壳,第一外壳和第二外壳对接的面位于所述透镜方向上。
5. 根据权利要求 4 所述的超声波图像诊断装置,其特征在于:所述壳体在所述扫描方向的壁厚小于在所述透镜方向的壁厚。
6. 根据权利要求 5 所述的超声波图像诊断装置,其特征在于:所述壳体的截面为方形或长方形。

超声波探头及超声波图像诊断装置

技术领域

[0001] 本实用新型涉及一种超声波探头及超声波图像诊断装置。

背景技术

[0002] 超声波诊断装置是通过超声波探头向被检查者发出并检测扫描超声波波束,并将扫描得到的二维信息作为超声波图像显示在图像显示器上,从而能够实时地观察被检查者,因此已成为医疗领域不可缺少的设备。

[0003] 超声波诊断装置包括超声波探头、显示器、操作面板以及超声波主体等。操作者在通过超声波诊断装置对被检查者进行超声波检查的时候,需要将超声波探头贴紧被检查者的身体的检查部位来进行超声检查。

[0004] 超声波探头是对于被检查者发送超声波,并接收基于该发送的超声波的来自被检查者的反射波的装置,具有多个在其前端排列的压电振子、匹配层背衬材料等。如图 5 所示,超声波探头包括壳体 500,壳体 500 内设置有挠性 PC 板 505,在 PC 板 505 下部设置有匹配层背衬材料 504,在 PC 板 505 上设置有多个压电振子 503,在压电振子 503 的上面设置有音响匹配层 502,在音响匹配层 502 上设置有音响透镜 501。

[0005] 多个压电振子 503 如图 6 所示那样,在垂直于图 5 的纸面的方向(扫描方向)Y 上,每隔规定的间隔排列。各压电振子 103 具有在大致与扫描方向 Y 垂直的方向(以下简称为厚度方向 Z)上振动的压电体;形成在压电体的 17 的平坦并且均匀的下端面上的信号电极以及形成在压电体的平坦并且均匀的上端面上的接地电极。

[0006] 在压电体的内部,沿着大致与扫描方向 Y 和厚度方向 Z 垂直的方向(以下称为透镜方向 X),以不同的多个间距间隔排列有多个非压电部分。

[0007] 在脑外科手术时,会使用一种超声波探头 50 如图 7 所示那样,通过线缆 521 与连接器 522 连接,再插入到超声波图像装置本体(未图示出)的连接器上,在使用时,需要在被检查者的头部开一个小孔,然后把探头放进去进行检查。

[0008] 探头的壳体 500 通常由两部分组成,两部分之间接触的面形成为分型面,壳体 500 的分型面设置在探头扫描方向 Y 上。

[0009] 压电振子 503 是沿探头扫描方向 Y 排列的,如果需要增加通道数量,就需要增加在探头扫描方向 Y 上的尺寸。

[0010] 由于头部开的孔的尺寸是有限的,这就限制了探头的尺寸(即探头的通道数),而且由于分型面是壳体 500 的两部分卡合的配合面,为了保持壳体 500 的强度,分型面所处的壳体 500 的壁厚需要一定厚度,就是说,在扫描方向 Y 上的壳体 500 的壁厚需要一定厚度,在这样的情况下,即使希望收集尽量宽范围的情报,被限制扫描方向 Y 的探头内部的空间尺寸,难以增加通道数量。

实用新型内容

[0011] 本实用新型的一个实施方式所涉及的超声波探头,其特征在于,包括:

- [0012] 壳体,在内部设置有压电振子,所述压电振子的排列形成扫描方向或透镜方向;
- [0013] 所述壳体包括可扣合安装在一起的第一外壳和第二外壳,第一外壳和第二外壳对接的面位于所述透镜方向上。
- [0014] 优选地,所述壳体在所述扫描方向的壁厚小于在所述透镜方向的壁厚。
- [0015] 优选地,所述壳体的截面为方形或长方形。
- [0016] 本实用新型的一个实施方式所涉及的超声波图像诊断装置,其特征在于,包括:
- [0017] 超声波探头,向被检查者发送超声波并接收来自被检查者的反射波;
- [0018] 装置主体,根据所述超声波探头接收的反射波生成超声波图像;
- [0019] 所述超声波探头包括:
- [0020] 壳体,在内部设置有压电振子,所述压电振子的排列形成扫描方向
- [0021] 和透镜方向;
- [0022] 所述壳体包括可扣合安装在一起的第一外壳和第二外壳,第一外壳和第二外壳对接的面位于所述透镜方向上。
- [0023] 优选地,所述壳体在所述扫描方向的壁厚小于在所述透镜方向的壁厚。
- [0024] 优选地,所述壳体的截面为方形或长方形。
- [0025] 本实用新型通过将壳体的分型面设置在探头的透镜方向上,这样,就可以将壳体在扫描方向上的壁厚减薄,以增加在扫描方向上的空间,从而能够在扫描方向上增加压电振子的数量,在保证原有探头壳体的外形尺寸不变的情况下,能够进一步增加探头的通道数量,同时还能够保证探头壳体的强度。

附图说明

- [0026] 图 1 为本实用新型实施例涉及的超声波图像诊断装置的方框结构图;
- [0027] 图 2 为本实用新型实施例的超声波探头的立体示意图;
- [0028] 图 3 为图 2 壳体的一个横截面示意图;
- [0029] 图 4 为壳体中压电振子排列的另一种结构示意图;
- [0030] 图 5 为超声波探头的剖面示意图;
- [0031] 图 6 为图 5 中压电振子的排列示意图;
- [0032] 图 7 为现有超声波探头的立体示意图。

具体实施方式

- [0033] 下面,参照附图说明本实用新型的一种实施方式。
- [0034] 图 1 为本实施方式涉及的超声波图像诊断装置 1 的方框结构图。如图所示,本超声波图像诊断装置 1 具备超声波探头 12、输入装置 13、监视器 14、超声波发送单元 21、超声波接收单元 22、B 模式处理单元 23、多普勒处理单元 24、RAW 数据存储单元 25、图像处理单元 26、显示处理单元 28、控制处理器 (CPU) 29、存储单元 31、接口单元 32。
- [0035] 以下,针对各个构成要素的功能进行说明。
- [0036] 超声波探头 12 是对于被检查者发送超声波,并接收基于该发送的超声波的来自被检查者的反射波的装置,具有多个在其壳体(下述)内设置有压电振子、匹配层背衬材料等。超声波探头 12 根据来自超声波发送单元 21 的驱动信号对扫描区域内的所希望的方向

发送超声波,压电振子将来自该被检查者的反射波转换成电信号。匹配层设置于该压电振子上,是用于使超声波能量有效地传播的中间层。背衬材料防止超声波从该压电振子向后方传播。如果从该超声波探头 12 对被检查者 P 发送超声波,则该发送超声波在体内组织的声阻抗的不连续面上依次被反射,并作为回波信号被超声波探头 12 接收。该回波信号的振幅依存于反射时的不连续面上的声阻抗的差。另外,被发送的超声波脉冲因移动的血流而被反射时的回波由于多普勒效应依存于移动体的超声波发送方向的速度分量,而受到频移。

[0037] 输入装置 13 与装置主体 11 连接,具有用于将来自操作者的各种指示、条件、关心区域 (ROI) 的设定指示、各种画质条件设定指示等取入装置主体 11 的各种开关、按钮、轨迹球、鼠标、键盘等。

[0038] 监视器 14 根据来自图像处理单元 28 的视频信号,将生物体内的形态学信息或血流信息作为图像来显示。

[0039] 超声波发送单元 21 具有未图示的触发发生电路、延迟电路及脉冲发生器电路等。

[0040] 在触发发生电路中,以规定的额定频率 f_r Hz (周期: $1/f_r$ 秒) 反复发生用于形成发送超声波的触发脉冲。另外,在延迟电路中,针对每个通道将超声波会集成束状并决定发送指向性所需的延迟时间提供给各触发脉冲。脉冲发生器电路以基于该触发脉冲的定时来对探头 12 施加驱动脉冲。

[0041] 另外,超声波发送单元 21 为了按照控制处理器 28 的指示执行规定的扫描序列,而具有能够瞬时变更发送频率、发送驱动电压等功能。特别对于发送驱动电压的变更,通过能够瞬时切换其值的线性放大器型的发送电路、或电切换多个电源单元的机构来实现。

[0042] 超声波接收单元 22 具有未图示的放大电路、A/D 转换器、加法器等。在放大电路中,针对每个通道将经由探头 12 取入的回波信号放大。在 A/D 转换器中,对于被放大的回波信号决定接收指向性,并提供进行接收动态聚焦所需的延迟时间,之后在加法器中进行相加处理。通过该相加,强调来自与回波信号的接收指向性相应的方向的反射分量,并根据接收指向性与发送指向性形成超声波发送接收的综合性的波束。

[0043] B 模式处理单元 23 从接收单元 22 来接收回波信号,并实施对数放大、包络线检波处理等,并生成由亮度的明暗来表现信号强度的数据。

[0044] 多普勒处理单元 24 根据从接收单元 22 接收到的回波信号来检测血流信号,并生成血流数据。血流信号的检测通常由 CFM (Color Flow Mapping: 彩色血流成像) 来进行。此时,解析血流信号,作为血流数据就多点求得平均速度、分散、能量等血流信息。

[0045] RAW 数据存储单元 25 使用从 B 模式处理单元 23 接收到的 B 模式数据、从多普勒处理单元 24 接收到的血流数据,分别生成每一帧的 B 模式 RAW 数据、血流 RAW 数据。另外,RAW 数据存储单元 25 根据需要通过执行 RAW 体素转换,从而从 RAW 数据生成体数据。

[0046] 图像处理单元 28 对于从 RAW 数据存储单元 25 接收到的 RAW 数据,执行扫描转换处理等。另外,图像处理单元 28 对于从 RAW 数据存储单元 25 接收到的体数据,进行体绘制、多剖面转换显示 (MPR: Multi Planar Reconstruction: 多平面重建)、最大值投影显示 (MIP: Maximum Intensity Projection) 等规定的图像处理。另外,为了使噪音降低或图像的连接优良,可以在图像处理单元 28 之后插入二维滤波器,进行空间性的平滑处理。

[0047] 显示处理单元 28 对于在图像处理单元 28 中生成、处理的各种图像数据,执行各种

动态范围、亮度、对比度、 γ 曲线校正、RGB 转换等。

[0048] 控制处理器 29 具有作为信息处理装置（计算机）的功能，控制本超声波图像诊断装置主体的动作。

[0049] 存储单元 31 存储有装置控制程序、诊断信息（患者 ID、医师的评论等）、诊断协议、发送接收条件、用于实现散斑除去功能的程序、体标生成程序以及其他数据组。另外，根据需要，也可以用于保管 RAW 数据存储单元中的图像等。此外，存储单元 31 还存储有被检查者 P 的指纹信息、病例信息，以及操作者的指纹信息。被检查者 P 的指纹信息与其病例信息相关联，操作者的指纹信息则与该操作者检查过的被检测者 P 的病例信息相关联。另外，存储单元 31 的数据能够经由接口单元 32 向外部周边装置传送。

[0050] 接口单元 32 是与输入装置 13、网络、新的外部存储装置（未图示）相关的接口。由该装置得到的超声波图像等数据和解析结果等能够通过接口单元 32，经由网络传送给其他装置。

[0051] 图 2 为本实用新型实施例的超声波探头的立体示意图，图 3 为图 2 壳体的一个横截面示意图。

[0052] 如图 2、3 所示，超声波探头 12 具有壳体 120，在本实用新型实施例中，列举了壳体 120 的截面为长方形，也可以是方形。壳体 120 内排列设置有压电振子 12d，压电振子 12d 的排列形成超声波探头 12 的扫描方向 Y 和透镜方向 X。图 3 为压电振子 12d 是一维阵列的排列结构。

[0053] 壳体 120 包括可扣合安装在一起的第一外壳 12a 和第二外壳 12b，第一外壳 12a 和第二外壳 12b 对接的面（即分型面 12c）位于透镜方向 X 上。在第一外壳 12a 的分型面 12c 上形成有榫槽，第二外壳 12b 的分型面 12c 上形成有插榫，通过插榫和榫槽将第一外壳 12a 和第二外壳 12b 卡扣在一起。

[0054] 在这样情况下，能够将壳体 120 在扫描方向的壁厚减薄，而在透镜方向 X 的壁厚保持原来的厚度，在保持壳体 120 尺寸下尽可能增加空间，满足插榫和榫槽配合所需要的尺寸及强度要求。

[0055] 这样，壳体 120 在扫描方向的壁厚就小于在透镜方向 X 的壁厚，壳体 120 内部的空间就在扫描方向得到扩展，从而就可以进一步在扫描方向 Y 增加压电振子 12d 的数量。例如，如图 3 所示，压电振子 12d 在经过壁面减薄后，在扫描方向 Y 的数量是 7，而在没有减薄之前数量是 6。这里虽然对压电振子 12d 进行了具体的数字举例说明，但这仅仅是作为例子进行的示意性表示，并非对于本实用新型的限制。压电振子 12d 排列的数量根据具体情况而定。

[0056] 由此，由于壳体 120 内部的空间增加，就可以多排列一些压电振子 12d，这样就增加了通道数量，从而可以提高超声画质量。

[0057] 此外，由于在扫描方向 Y 壳体 120 没有断面，因此可以尽量减薄些，并且能够满足壳体 12 的强度要求。

[0058] 图 4 为壳体中压电振子排列的另一种结构示意图。

[0059] 对于压电振子 12d，可以是如图 3 所示的一维结构的排列，也可以是如图 4 所示的二维结构的排列，壳体 120 的分型面 12c 和在扫描方向 Y 的壁面的减薄方式与上面一样。即分型面 12c 位于壳体 120 的透镜方向 X 的壁面上，壳体 120 在扫描方向 Y 的壁面的厚度小

于在透镜方向 X 的厚度。

[0060] 虽然上面对本实用新型的实施例进行了说明,但是这些实施方式是作为例子而提示的,而不试图去限制实用新型的范围。这些新的实施方式能够以其他方式来实施,在不脱离实用新型的主旨的范围内,能够进行各种省略、置换和变更。这些实施方式或其变形包含于实用新型的范围和主旨中,并且包含于专利请求的范围所记载的实用新型和与其均等的范围内。

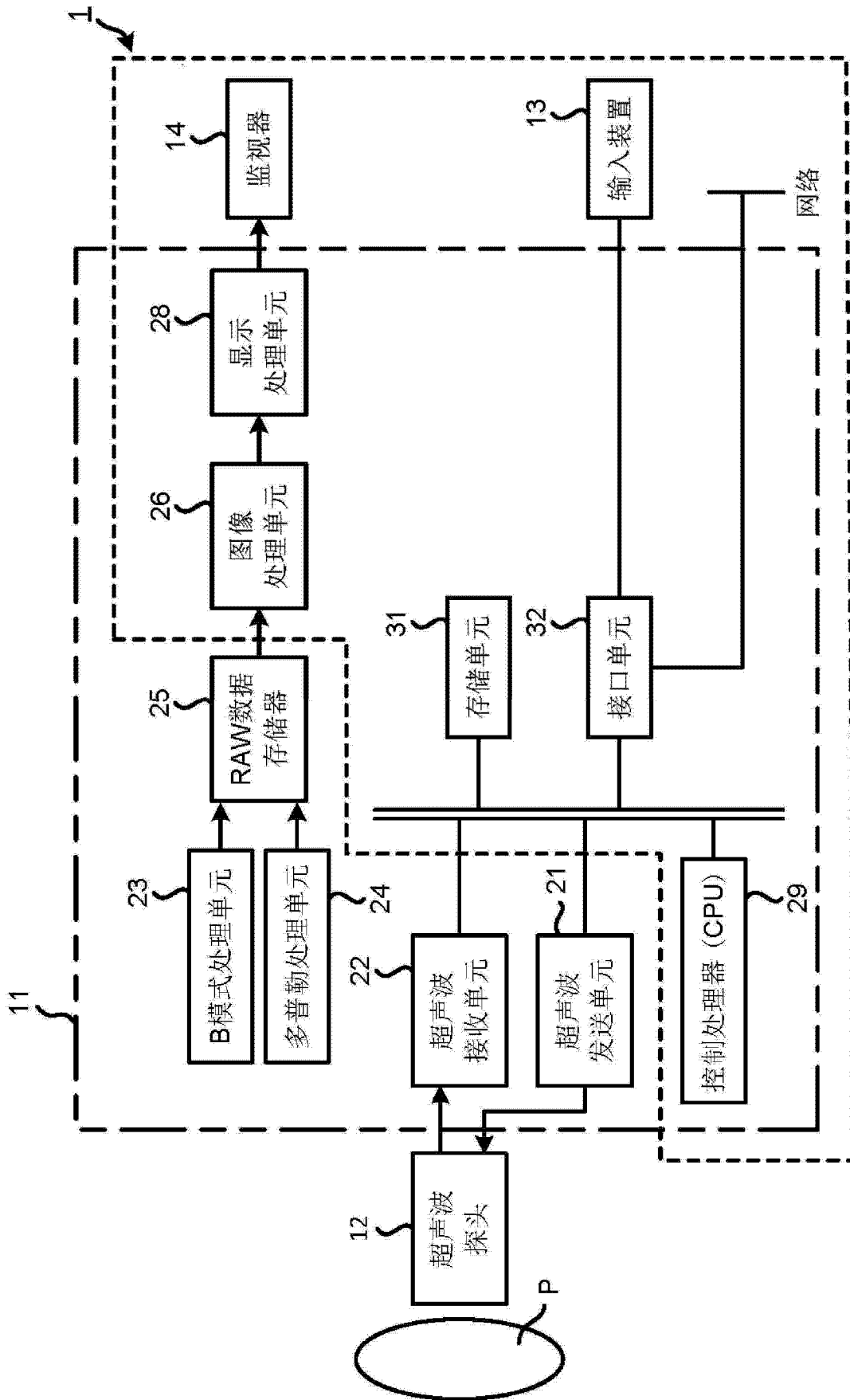


图 1

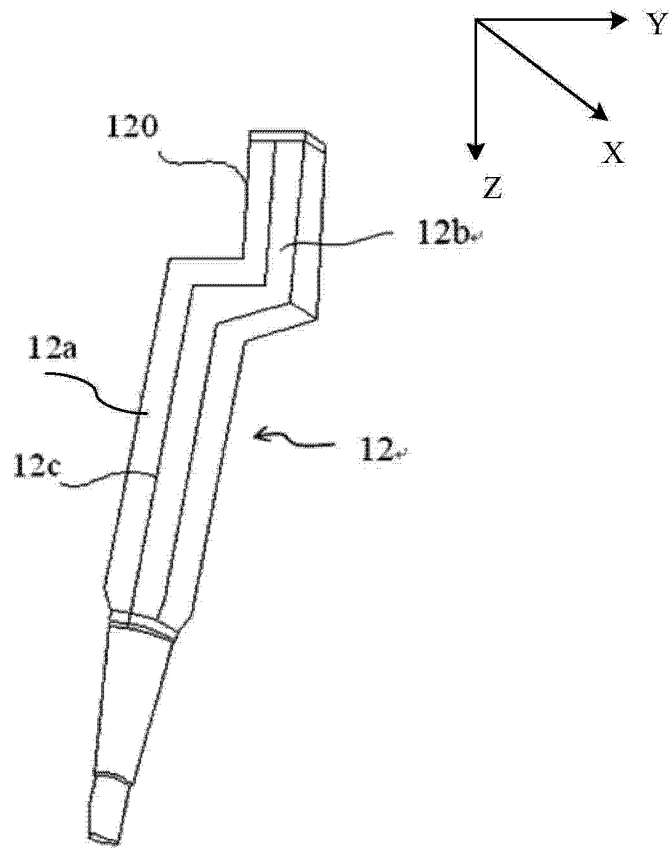


图 2

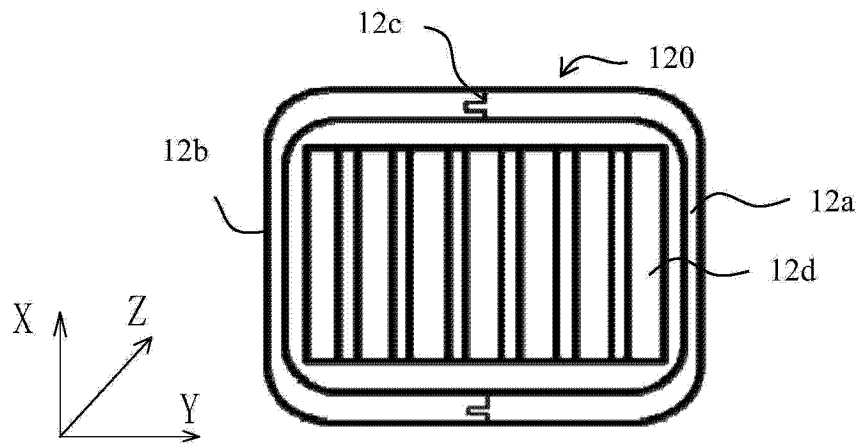


图 3

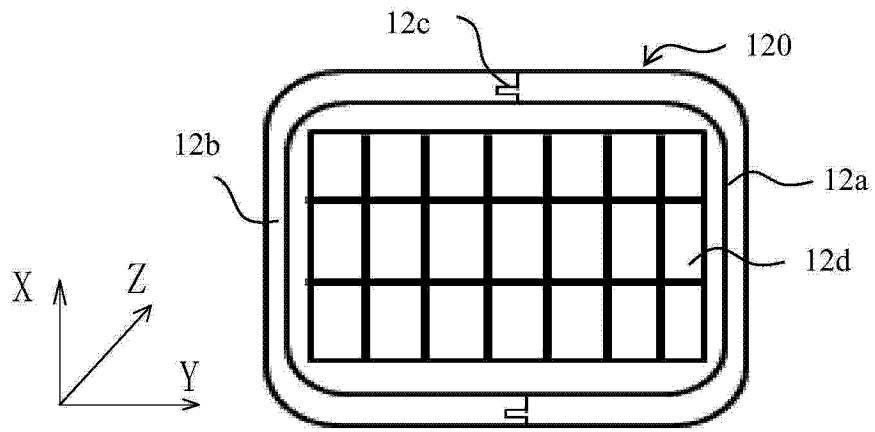


图 4

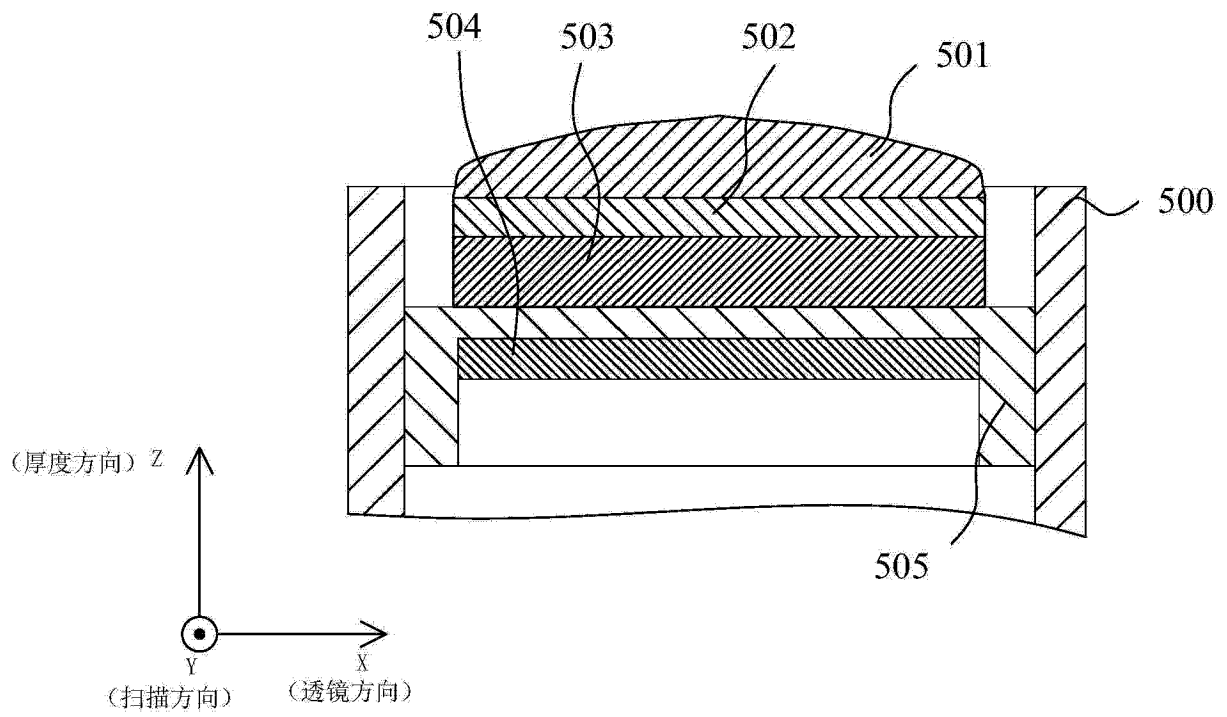


图 5

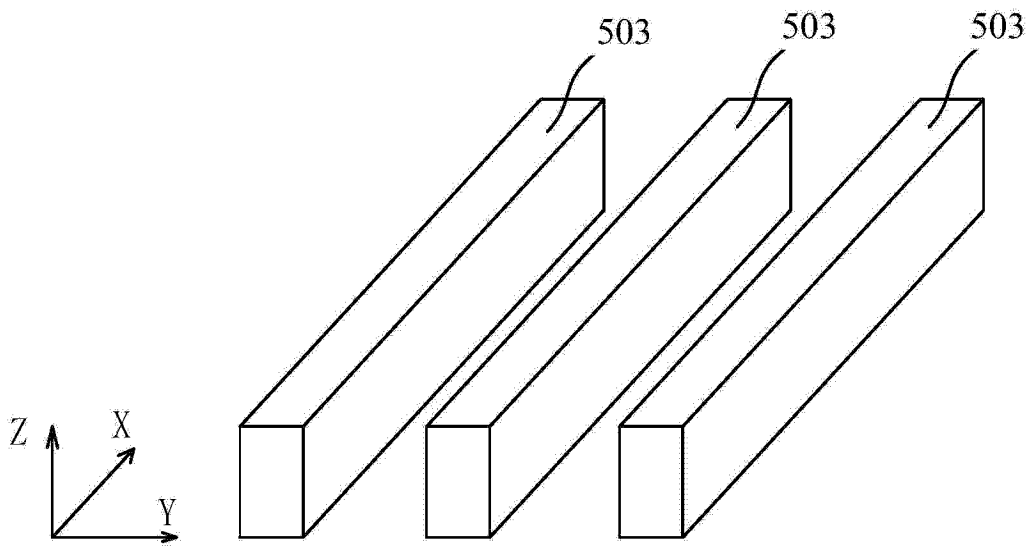


图 6

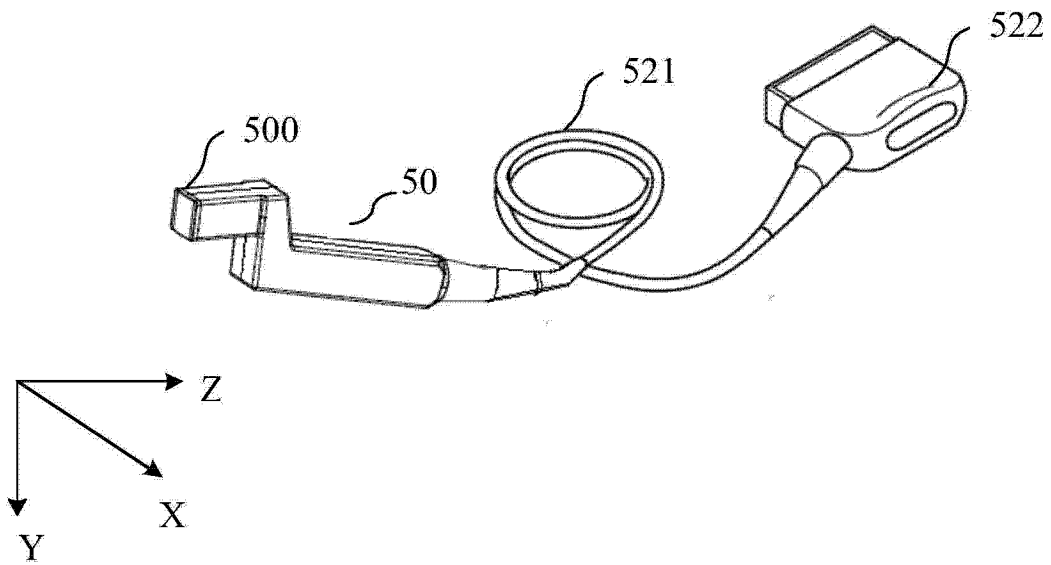


图 7

专利名称(译)	超声波探头及超声波图像诊断装置		
公开(公告)号	CN204671190U	公开(公告)日	2015-09-30
申请号	CN201520089038.0	申请日	2015-02-09
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
[标]发明人	吕忠科		
发明人	吕忠科		
IPC分类号	A61B8/06		
代理人(译)	刘海英		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本实用新型公开了一种超声波探头及超声波图像诊断装置，该超声波探头包括：壳体，在内部设置有压电振子，所述压电振子的排列形成扫描方向或透镜方向；所述壳体包括可扣合安装在一起的第一外壳和第二外壳，第一外壳和第二外壳对接的面位于所述透镜方向上。

