



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101878658 B

(45) 授权公告日 2013.06.05

(21) 申请号 200880118441.4

(22) 申请日 2008.11.21

(30) 优先权数据

2007-308118 2007.11.29 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2010.05.28

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2008/071239 2008.11.21

(87) PCT申请的公布数据

W02009/069555 JA 2009.06.04

(73) 专利权人 株式会社日立医疗器械

地址 日本东京都

(72) 发明人 佐野秀造 深田慎 佐光晓史

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任

公司 11021

代理人 朱丹

(51) Int. Cl.

H04R 19/00 (2006.01)

A61B 8/00 (2006.01)

G01N 29/24 (2006.01)

(56) 对比文件

JP 特开 2007-201753 A, 2007.08.09, 说明书第 [0009] - [0027] 段, 附图 1-5.

JP 昭 62-115197 A, 1987.05.26, 说明书第 2 页右栏 18 行至第 3 页右栏 9 行.

审查员 段志鲲

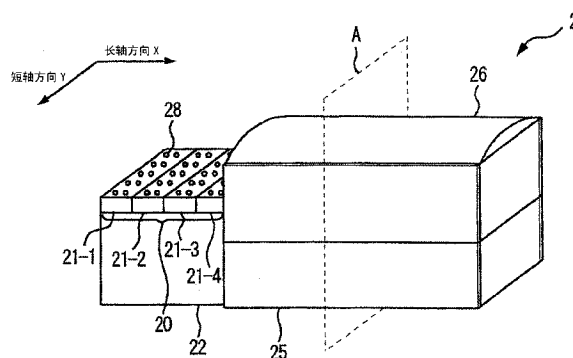
权利要求书1页 说明书6页 附图6页

(54) 发明名称

超声波探头及使用该超声波探头的超声波诊断装置

(57) 摘要

本发明提供一种超声波探头。其中, 该超声波探头具备: cMUT 芯片, 其具有机电耦合系数或灵敏度根据偏置电压而变化的多个振动元件, 并收发超声波; 声学透镜, 其设置在所述 cMUT 芯片的超声波收发侧; 背衬层, 其设置于所述 cMUT 芯片的与所述声学透镜相反一侧的面; 和基板, 其设置在所述背衬层和所述 cMUT 芯片之间, 所述超声波探头还具备热应力抑制单元, 所述热应力抑制单元抑制热应力, 所述热应力是由所述基板和所述背衬层的温度变化引起的因线膨胀系数的差异所产生的。



1. 一种超声波探头,具备:

cMUT 芯片,其具有机电耦合系数或灵敏度根据偏置电压而变化的多个振动元件,并收发超声波;

声学透镜,其设置在所述 cMUT 芯片的超声波收发侧;和

背衬层,其设置于所述 cMUT 芯片的与所述声学透镜相反一侧的面;

其特征在于,所述 cMUT 芯片具有使用硅片而构成的基板,所述基板隔着粘结层与所述背衬层接合,所述背衬层由包含二氧化硅的材料构成。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波探头,其特征在于,

所述背衬层进一步包含具有与所述材料不同的线膨胀率的金属以及树脂而构成。

3. 根据权利要求 2 所述的超声波探头,其特征在于,

所述金属是钨,所述树脂是聚酰胺系树脂。

4. 根据权利要求 1 所述的超声波探头,其特征在于,

所述材料是纤维状的材质。

5. 根据权利要求 1 所述的超声波探头,其特征在于,

所述背衬层和所述基板的线膨胀率之差在 $50 \sim 60\text{ppm}/^{\circ}\text{C}$ 的范围内。

6. 根据权利要求 1 所述的超声波探头,其特征在于,

用于所述粘结层的粘结剂的弹性模量比所述基板或所述背衬层的至少一方的弹性模量小。

7. 根据权利要求 6 所述的超声波探头,其特征在于,

所述粘结剂是环氧系粘结剂、聚氨基甲酸酯系粘结剂、或硅系粘结剂系的任何一种粘结剂。

8. 一种超声波诊断装置,具备:

超声波探头,其对被检体收发超声波;

图像处理部,其基于从所述超声波探头输出的超声波接收信号而构成超声波图像;和

显示部,其显示所述超声波图像,

其特征在于,所述超声波探头是权利要求 1 ~ 7 中任意一项所述的超声波探头。

超声波探头及使用该超声波探头的超声波诊断装置

技术领域

[0001] 本发明涉及使用 cMUT (Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer) 芯片的超声波探头, 尤其涉及用于确保超声波探头的长期可靠性的技术。

背景技术

[0002] 超声波诊断装置是一种基于从超声波探头输出的回声信号和其反射信号来拍摄诊断图像的装置。在超声波探头中排列多个超声波振动器。超声波振动器, 将驱动信号变换为超声波并将该超声波发送到被检体上, 并且接收从被检体发出的反射回声信号并将该反射回声信号变换为电信号。

[0003] 近年来, 正在开发一种使用 cMUT 芯片的宽频带的超声波探头。cMUT 芯片是通过半导体精细加工工艺制造的超细容量型超声波振动器 (例如专利文献 1)。

[0004] 作为这类超声波探头的背衬层的构造例, 为了抑制 cMUT 芯片内的背衬层侧的电极的没有必要的振动, 而使背衬层和 cMUT 芯片的声阻抗匹配 (例如专利文献 2)。

[0005] 【专利文献 1】美国专利第 5894452 号公报

[0006] 【专利文献 2】美国专利第 6714484 号公报

[0007] 但是, 在使用 cMUT 芯片的超声波探头中存在如下未解决的问题: 如果在由硅片构成的 cMUT 芯片和背衬材之间有线膨胀率的差, 那么通过温度变化相互施加热应力, 从而在各层间会引起剥离等、损坏长期的可靠性的问题。

发明内容

[0008] 本发明的目的在于提供一种可抑制热应力带来的影响的超声波探头及使用该超声波探头的超声波诊断装置。

[0009] 本发明的超声波探头有如下的构成要素。

[0010] (1) 一种超声波探头, 具备: cMUT 芯片, 其具有机电耦合系数或灵敏度根据偏置电压而变化的多个振动元件, 并收发超声波; 声学透镜, 其设置在所述 cMUT 芯片的超声波收发侧; 背衬层, 其设置于所述 cMUT 芯片的与所述声学透镜相反一侧的面; 和基板, 其设置在所述背衬层和所述 cMUT 芯片之间, 其特征在于, 所述超声波探头还具备热应力抑制单元, 所述热应力抑制单元抑制热应力, 所述热应力是由所述基板和所述背衬层的温度变化引起的因线膨胀系数的差异所产生的。

[0011] (2) 所述热应力抑制单元也可以是所述背衬层的线膨胀系数和所述 cMUT 芯片的线膨胀系数实质上相同的材质。

[0012] (3) 所述热应力抑制单元也可以是第三材料, 所述第三材料具有与构成所述背衬层的金属以及树脂不同的线膨胀率。

[0013] (4) 所述第三材料也可以是以二氧化硅作为主要成分的材质。

[0014] (5) 所述第三材料也可以是以二氧化硅作为主要成分的纤维状材质。

[0015] (6) 所述金属也可以是钨, 所述纤维也可以是聚酰胺系树脂。

[0016] (7) 相对于所述半导体基板的线膨胀率,所述背衬层的线膨胀率也可以是 50 ~ 60ppm/°C。

[0017] (8) 所述热应力抑制单元也可以在所述 cMUT 芯片和所述背衬层之间具有调整所述线膨胀率的差异的调整层。

[0018] (9) 所述调整层也可以由弹性模量比所述 cMUT 芯片和 / 或所述背衬层小的材质构成。

[0019] (10) 所述调整层也可以是用于将所述 cMUT 芯片固定在所述背衬层的粘结层,由弹性模量比所述 cMUT 芯片和 / 或所述背衬层小的材质构成。

[0020] (11) 所述粘结层也可以是环氧系粘结剂、聚氨基甲酸酯系粘结剂、硅系粘结剂系的粘结剂。

[0021] (12) 所述调整层也可以是硬化物有橡胶弹性、与界面彼此的材料具有密接性的材料。

[0022] 本发明的一种超声波诊断装置,具备:超声波探头,其对被检体收发超声波;图像处理部,其基于从所述超声波探头输出的超声波接收信号而构成超声波图像;和显示部,其显示所述超声波图像,其特征在于,所述超声波探头是上述 (1) ~ (12) 中任意一项所述的超声波探头。

[0023] 【发明效果】

[0024] 根据本发明,能够提供一种可抑制热应力带来的影响的超声波探头及使用该超声波探头的超声波诊断装置。

附图说明

[0025] 图 1 是表示本发明的实施方式的超声波诊断装置的构成例的图。

[0026] 图 2 是图 1 采用的超声波探头的立体图。

[0027] 图 3 是表示图 2 的振动器的构成例的图。

[0028] 图 4 是从侧面观看图 3 的一个振动元件的剖视图。

[0029] 图 5 是表示实施例 1 相关的超声波探头的图。

[0030] 图 6 是表示超声波探头 2 的布线的图。

[0031] 符号说明:

[0032] 20-cMUT 芯片,22-背衬层(backing layer),25-超声波探头罩,26-声学透镜,70、71-粘结层,72-挠性基板,86-引线,87-引线密封树脂,90-粘结层。

具体实施方式

[0033] 以下,参照附图,对本发明相关的超声波探头及使用该超声波探头的超声波诊断装置的优选实施方式进行详细地说明。其中,在以下的说明及附图中,关于具有大致相同功能构成的构成要素附加相同的符号,省略重复说明。

[0034] 首先,参照图 1 对超声波诊断装置 1 的构成进行说明。

[0035] 图 1 是超声波诊断装置 1 的构成图。

[0036] 本发明相关的超声波诊断装置 1 由超声波探头 2、发送单元 3、偏压单元 4、接收单元 5、整相加法单元 6、图像处理单元 7、显示单元 8、控制单元 9、操作单元 10 构成。

[0037] 超声波探头 2 与被检体接触,并在与被检体之间收发超声波。超声波从超声波探头 2 射到被检体上,由超声波探头 2 接收从被检体发出的反射回声信号。

[0038] 发送单元 3 及偏压单元 4 将偏压施加到在超声波探头 2 内相对配置的电极上,并且叠加驱动信号进行施加,发送超声波。

[0039] 接收单元 5 接收向超声波探头 2 反射的反射回声信号。

[0040] 接收单元 5 还对接收到的反射回声信号进行模拟数字变换等的处理。

[0041] 整相加法单元 6 是对被接收到的反射回声信号进行整相 (phasing) 相加的装置。

[0042] 图像处理单元 7 是基于被整相加后的反射回声信号而生成诊断图像 (例如断层像和血流像) 的装置。

[0043] 显示单元 8 是显示在图像处理单元 7 中生成的诊断图像的显示装置。

[0044] 控制单元 9 是控制上述的各构成要素的装置。

[0045] 操作单元 10 是向控制单元 9 提供例如诊断开始的信号等的指示的装置。操作单元 10 例如是跟踪球、键盘和鼠标等的输入设备。

[0046] 接着,参照图 2 ~ 图 4 对超声波探头 2 进行说明。

[0047] 图 2 是超声波探头 2 的构成图。图 2 是超声波探头 2 的立体图,并且是一部分断裂面图。其中,图朝向的上侧与被检体接触、是发送超声波的方向。

[0048] 超声波探头 2 具有 cMUT 芯片 20。cMUT 芯片 20 是多个振动器 21-1、振动器 21-2、...、排列为短栅状的 1 维阵列型的振动器组。在振动器 21-1、振动器 21-2、...中配设有多个的振动元件 28。其中,虽然图 2 所示的探头是线性型探触子,但是也可以使用 2 维阵列型和凸面型等其他方式的振动器组。

[0049] 在 cMUT 芯片 20 的背面侧 (图朝向的下侧) 设置有背衬层 22。在 cMUT 芯片 20 的超声波射出侧设置有声学透镜 26。cMUT 芯片 20 及背衬层 22 等存在于超声波探头罩 25 中。

[0050] 在 cMUT 芯片 20 中,以偏压单元 4 施加的偏置电压为基础,来自发送单元 3 的驱动信号被变换为超声波,被变换的超声波被发送到被检体上。

[0051] 接收单元 5 将从被检体发出的超声波变换为电信号后作为反射回声发信号接收。

[0052] 背衬层 22 是吸收从 cMUT 芯片 20 向背面侧射出的超声波的传播、用于抑制多余振动的层。

[0053] 声学透镜 26 是汇聚从 cMUT 芯片 20 发送的超声波束的透镜。声学透镜 26 基于期望的焦点距离确定曲率。

[0054] 此外,也可以在声学透镜 26 和 cMUT 芯片 20 之间设置匹配层。匹配层是匹配 cMUT 芯片 20 及被检体的声阻抗、提高超声波的传输效率的层。

[0055] 图 3 是图 2 中的振动器 21 的构成图。

[0056] 在构成振动器 21-1、振动器 21-2、...的多个的振动元件 28 的被检体侧配置有上部电极 46-1、46-2、...,在长轴方向 X 上被分割为多个,与每个振动器 21 接线。即,上部电极 46-1、上部电极 46-2、...并列配置在长轴方向 X 上。

[0057] 在与构成振动器 21 的多个的振动元件 28 的被检体相反侧配置有下部电极 (48-1 ~ 48-4),在短轴方向 Y 上分割为多个 (在图 3 中为 4 列) 进行接线。即,下部电极 48-1、下部电极 48-2、下部电极 48-3、...并列配置在短轴方向 Y 上。

[0058] 图 4 是从侧面观看图 3 中的一个振动元件 28 的构成图 (剖视图)。

[0059] 振动元件 28 由基板 40、膜体 44、膜体 45、上部电极 46、框体 47、下部电极 48 构成。振动元件 28 由基于半导体工艺的微细加工形成。其中,振动元件 28 相当于 cMUT 的 1 个元件。

[0060] 基板 40 是硅片等的半导体基板,配置在下部电极侧。

[0061] 膜体 44 及框体 47 由硅化合物等的半导体化合物形成。膜体 44 设置在振动元件 28 的最靠近被检体一侧(超声波射出侧),框体 47 配置在膜体 44 的背面(与被检体侧相反的侧)。在膜体 44 和框体 47 之间设置有上部电极 46。在框体 47 和基板 40 之间设置有膜体 45,在其内部设置有下部电极 48。由框体 47 及膜体 45 划分的内部空间 50 或者为真空状态,或者填充规定气体。

[0062] 上部电极 46 及下部电极 48 分别与提供作为驱动信号的交流高频电压的发送单元 3 和施加作为偏置电压的直流电压的偏压单元 4 连接。

[0063] 在发送超声波的情况下,在振动元件 28 的上部电极 46 及下部电极 48 上,被施加直流的偏置电压 (V_a),由偏置电压 (V_a) 产生电场。根据产生的电场,在膜体 44 产生张力,成为规定的机电耦合系数 (S_a)。若从发送单元 3 向上部电极 46 提供驱动信号,则从膜体 44 射出基于机电耦合系数 (S_a) 的强度的超声波。

[0064] 另外,若在振动元件 28 的上部电极 46 及下部电极 48 上,施加其他的直流的偏置电压 (V_b),则由偏置电压 (V_b) 产生电场。根据产生的电场,在膜体 44 产生张力,成为规定的机电耦合系数 (S_b)。若发送单元 3 向上部电极 46 提供驱动信号,则从膜体 44 射出基于机电耦合系数 (S_b) 的强度的超声波。

[0065] 在这里,在偏置电压“ $V_a < V_b$ ”的情况下,机电耦合系数为“ $S_a < S_b$ ”。

[0066] 另一方面,在接收超声波的情况下,根据从被检体发出的反射回声信号膜体 44 被激发,内部空间 50 的容量变化。该内部空间 50 的变化的量通过上部电极 46 被检测出并作为电信号。

[0067] 此外,振动元件 28 的机电耦合系数根据膜体 44 所负荷的张力确定。因此,如果改变施加在振动元件 28 上的偏置电压的大小来控制膜体 44 的张力,即使在输入同一振幅的驱动信号的情况下,也能改变从振动元件 28 射出的超声波的强度(或声压、振幅)。

[0068] 接着,参照图 5 及图 6 对本发明的实施例 1 进行说明。

[0069] 图 5 是表示实施例 1 相关的超声波探头 2 的图。图 5 是图 2 的超声波探头 2 的平面 A 剖视图。

[0070] 由图 5 可知,声学透镜 26 的背面(与配置被检体方向相反的侧、背衬层侧)具有凹部,使 cMUT 芯片 20 配置在其中。在该凹部嵌合了 cMUT 芯片 20 和挠性基板 72 的连接部分(引线密封树脂 88)。

[0071] cMUT 芯片 20 隔着粘结层 70 粘结在背衬层 22 的上表面。从背衬层 22 的上表面周缘到四个侧面,都设置有挠性基板 72(Flexible PrintedCircuits :FPC)。挠性基板 72 隔着粘结层 71 与背衬层 22 的上表面周缘粘结。

[0072] 粘结层 70 及粘结层 71 例如是由环氧树脂构成的粘结剂。能够任意地调整粘结层 70 及粘结层 71 的层厚、能够调整 cMUT 芯片 20 及挠性基板 72 的高度方向位置。

[0073] 挠性基板 72 和 cMUT 芯片 20 经由引线 86 而电连接。引线 86 通过引线接合方式连接。作为 86 引线,能够使用 Au 线等等。在引线 86 的周围填充有引线密封树脂 88。

[0074] 声学透镜 26 隔着粘结层 90 与 cMUT 芯片 20 的上表面粘结。作为声学透镜 26 的材质,例如使用硅橡胶。关于粘结层 90 的材质,优选与声学透镜 26 类似的材质(例如硅)。

[0075] 声学透镜 26 的上表面,在射出超声波的区域的至少区域 23 的范围内,是向超声波照射方向的凸状。在 cMUT 芯片 20 中,至少在与区域 23 对应的范围内,配置振动元件 28。从声学透镜 26 的超声波射出侧(在被检体侧)凸状的部分照射超声波。

[0076] 超声波探头罩 25 设置在超声波探头 2 的四个侧面。超声波探头罩 25 被固定在声学透镜 26 的四个侧面。检查者用手把持超声波探头罩 25 操作超声波探头 2。

[0077] 图 6 是表示超声波探头 2 的布线的图。

[0078] cMUT 芯片 20 的基板 40 被固定在背衬层 22 的上表面。挠性基板 72 被固定在背衬层 22 的上表面周缘。

[0079] 在挠性基板 72 配设有在纸面上下成对的信号图案 38-1 ~ 信号图案 38-n、及在纸面左右成对的信号图案 41-1 ~ 信号图案 41-4。

[0080] 上部电极 46-1 ~ 上部电极 46-n 与信号图案 38-1 ~ 信号图案 38 ~ n。下部电极 48-1 ~ 下部电极 48-4 与信号图案 41-1 ~ 信号图案 41 ~ 4 连接。相邻的下部电极 48-1 ~ 下部电极 48-4 之间相互电绝缘。

[0081] 上部电极 46 及下部电极 48 经由引线 86 通过引线接合方式分别与挠性基板 72 连接。

[0082] 其中,下部电极 48-1 ~ 下部电极 48-4 的形状优选与振动元件 28 的形状(例如六角形)相应的形状(例如波形)。由此,能够只对应下部共用电极 48-1 ~ 下部共用电极 48-4 中的其中一个来配置各振动元件 28。

[0083] 另外,配设了 4 个下部电极 48-1 ~ 下部电极 48-4,但是该数目并不限于此。

[0084] 另外,虽然说明了信号图案 38-1 ~ 信号图案 38n 在纸面上下成对地配置,且信号图案 48-1 ~ 信号图案 48-4 在纸面左右成对地配置,但是并不限于此,也可以不成对而只设置单方。

[0085] 另外,虽然说明了信号图案和上部电极或下部电极通过引线接合方式连接,但是并不限于此,也可以采用焊盘彼此之间连接的倒装片接合方式。

[0086] 【实施例 1】

[0087] 首先,说明本发明的实施例 1。

[0088] 在本实施例中,尤其是,吸收从 cMUT 芯片 20 向背面侧射出的超声波的传播、用于抑制多余振动的背衬层 22 具有以下特征。

[0089] 首先,第一,在本实施例相关的背衬层中,为了接近 cMUT 芯片 20 的基板 40(硅片)而降低了线膨胀率。

[0090] 即,以往若在 cMUT 芯片 20 的基板 40(例如硅片)与背衬层之间线膨胀率有差异,在每当温度上升时都在接触面施加不需要的摩擦或力、磨损了接触面,导致探头的长期可靠性存在问题。例如硅片线膨胀率是约 3ppm/°C、以往的背衬层例如由金属和树脂等材质构成,所以是 100ppm/°C 程度,但是在本实施例相关的背衬层中例如将线膨胀率设为 50ppm/°C,所以解决了每当温度上升时都在接触面上施加不需要的摩擦或力、而导致的接触面磨损探头的长期可靠性的问题。

[0091] 更具体地说,作为减少因所述背衬层和 cMUT 芯片的基板具有的线膨胀率差异带

来的热影响的热影响降低手段,为了降低背衬层的线膨胀率,而在背衬层内混合了新材料。该新材料是第三材料,所述第三材料与构成背衬层的金属(例如钨、此外铁氧体、Pt、陶瓷微粒子等)和树脂(例如聚酰胺系树脂、环氧树脂、氯乙烯—乙酸乙烯酯共聚物、橡胶等)不同。第三材质是由以硅石(SiO_2)作为主要成分的玻璃等材质构成,例如玻璃纤维等。因为这样的新材质具有 $0.5\text{ppm}/^\circ\text{C}$ (石英玻璃的情况)或 $9\text{ppm}/^\circ\text{C}$ (普通玻璃的情况)左右的值的线膨胀率,所以能够整体降低背衬层的线膨胀率。以背衬层的线膨胀率作为整体的线膨胀率,相对cMUT芯片20的基板(例如硅片)的线膨胀率($3\text{ppm}/^\circ\text{C}$)而接近于 $50\text{--}60\text{ppm}/^\circ\text{C}$ 。所述背衬层和cMUT芯片的基板的线膨胀率之差,只要在 $50\text{--}60\text{ppm}/^\circ\text{C}$ 的差的范围内即可,优选两者的线膨胀率一致。

[0092] 本实施例相关的背衬材例如由钨粒子(W粒子)、聚酰胺系树脂及玻璃纤维构成。

[0093] 根据上述实施例,在作为cMUT芯片20的基板的例如硅片和背衬层之间线膨胀率的差异变少,每当温度上升时,都不会在接触面上施加不需要的摩擦或力、不会磨损接触面,能够确保探头的长期可靠性。

[0094] 通过由这样的材质构成背衬层,从而背衬材本身的声阻抗为 $7\sim 20\text{MRayl}$,虽然不一定与cMUT芯片的基板的阻抗(例如 20MRayl)一致,但是根据本发明者得到的实验结果,不会较大影响声学特性。另一方面,优点在于,由于本实施例的构造可以不采用在cMUT芯片和背衬材之间纳入具有中间线膨胀率的材料等的构造,所以制造变得简单。

[0095] 另外,在本发明中公开的背衬层中,在 0.45MPa 下热变形温度约 210°C ,即使发生热的温度上升也难以发生热变形。

[0096] 【实施例2】

[0097] 接着,说明本发明的实施例2。

[0098] 另外,在本实施例中的cMUT芯片和背衬层之间,作为减少所述背衬层和cMUT芯片的基板具有的线膨胀率差异带来的热影响的热影响降低手段,而设置了吸收cMUT芯片和背衬层之间的线膨胀率之差的吸收单元。吸收单元例如由弹性模量小的材质构成。

[0099] 在本实施例中,接合cMUT芯片和背衬层之间的粘结剂例如由弹性模量小的材质构成。因为使用了弹性模量小的粘结剂,所以可吸收cMUT芯片和背衬层之间的线膨胀率之差,且由于每当温度上升时在接触面施加的不需要的摩擦或力而导致接触面磨损的情况会减少,故可提供一种长期具有可靠性的超声波探头。

[0100] 更具体地说,本实施例相关的吸收单元,相对于构成cMUT芯片的基板和背衬层中的其中一方或双方,具有小的弹性模量。例如,作为构成吸收单元的材料,而考虑硬化物具有橡胶弹性(例如伸展率在 100% 以上)、与界面彼此的材料具有密接性的材料,在构成吸收单元的材料是粘结剂的情况下,考虑低弹性的环氧系粘结剂、聚氨基甲酸酯系粘结剂、硅系粘结剂等。

[0101] 根据上述本实施例,涉及一种使用cMUT芯片的超声波探头及使用该超声波探头的超声波诊断装置,尤其,用于吸收从cMUT芯片向背面侧射出的超声波的传播的背衬层的构造,可抑制热应力带来的影响。

[0102] 以上,虽然对本发明相关的医用图像显示装置的优选实施方式进行了说明,但是本发明并不限于这些实施例。本领域的技术人员在本申请公开的技术思想的范畴内容易想到各种变更例或修改例,对这些当然也可理解成属于本发明的技术范围。

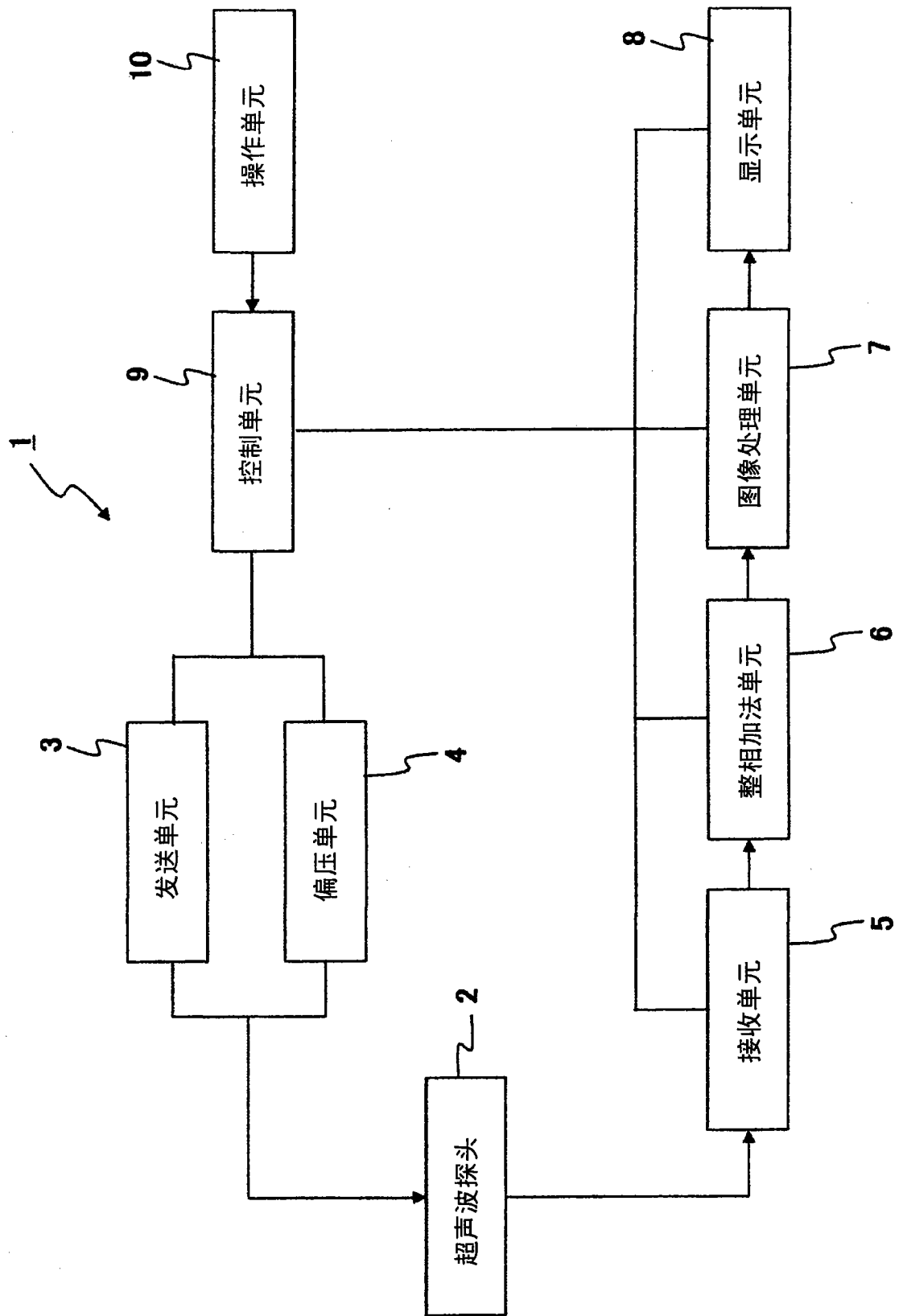


图 1

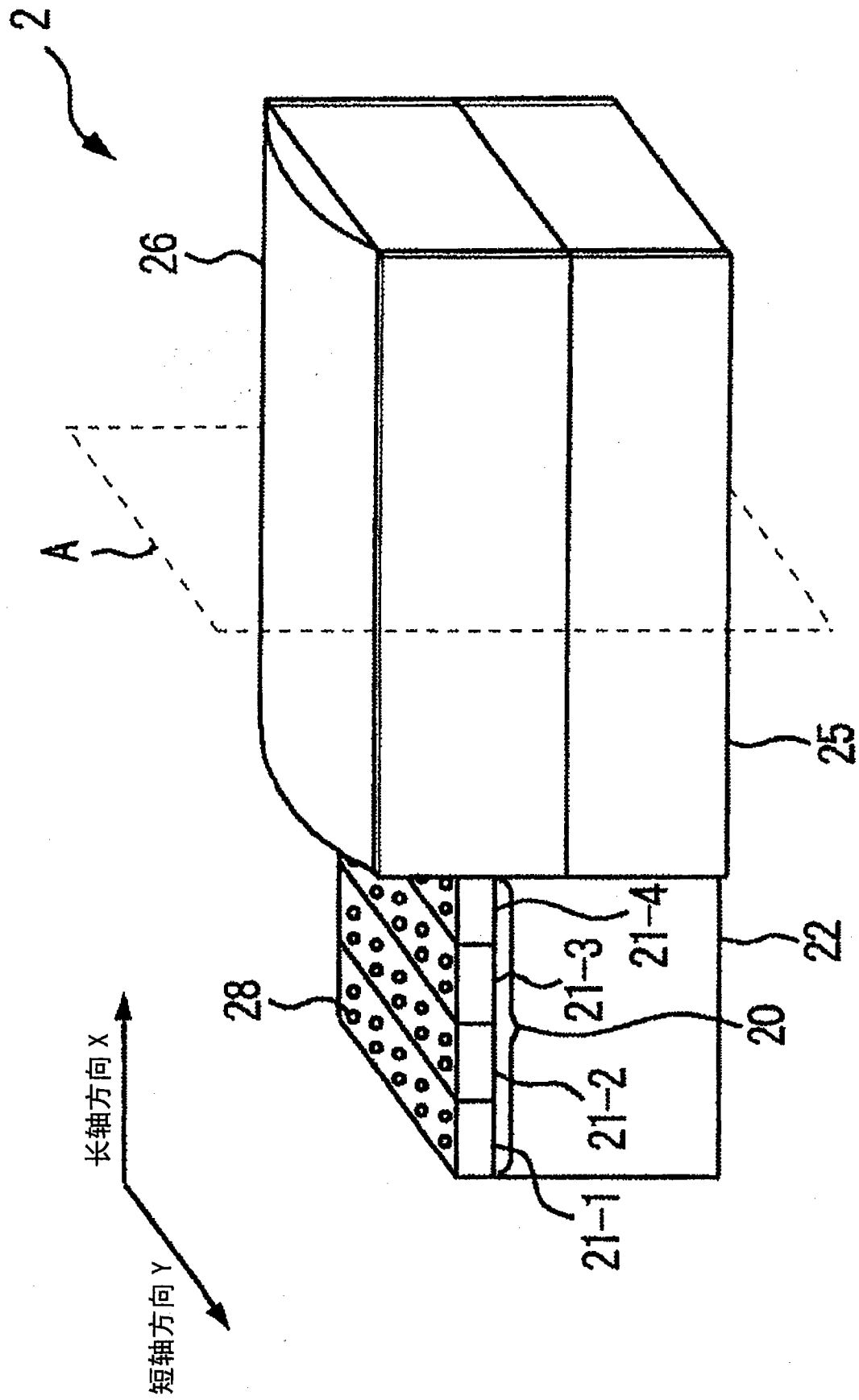


图 2

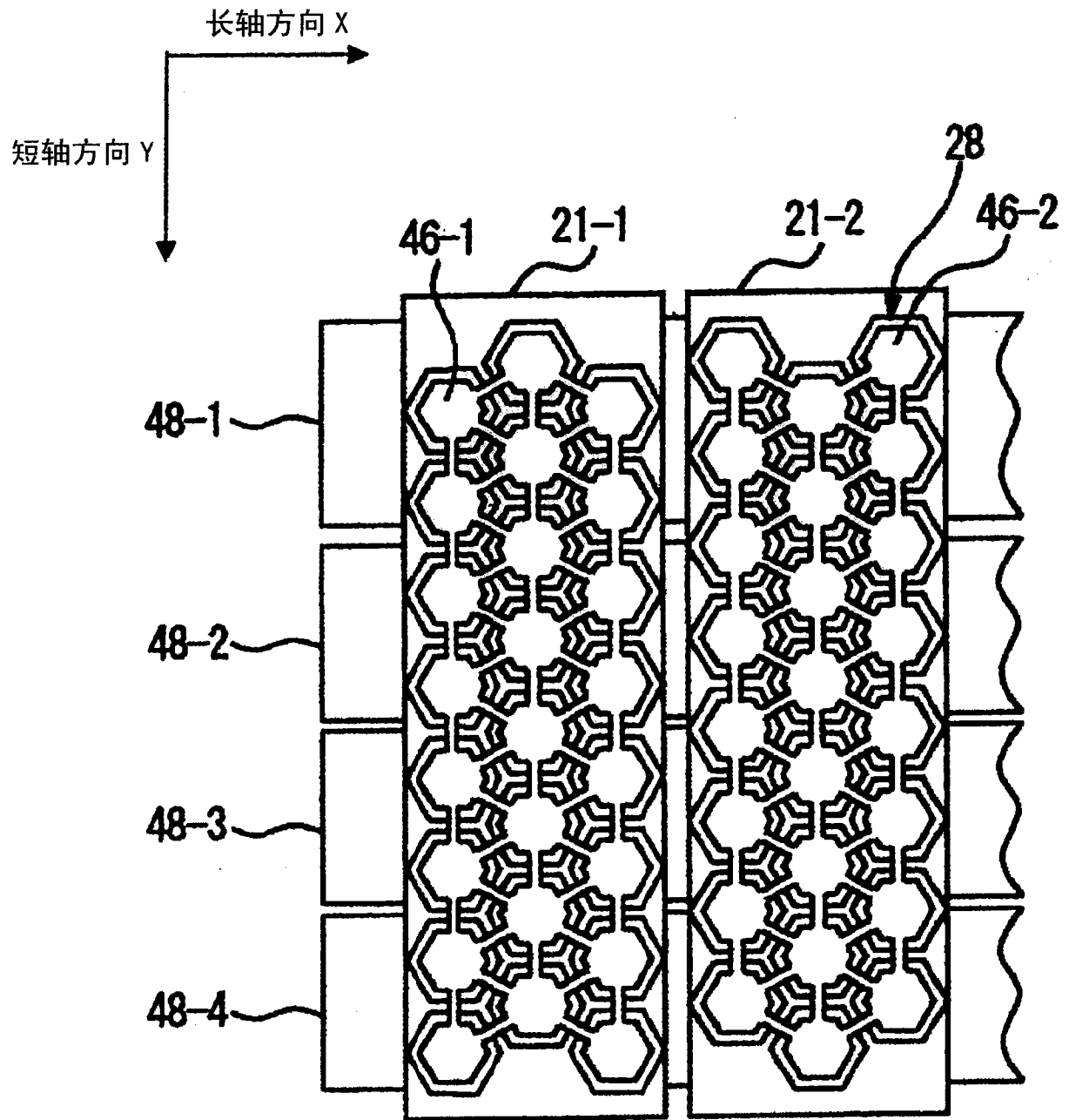


图 3

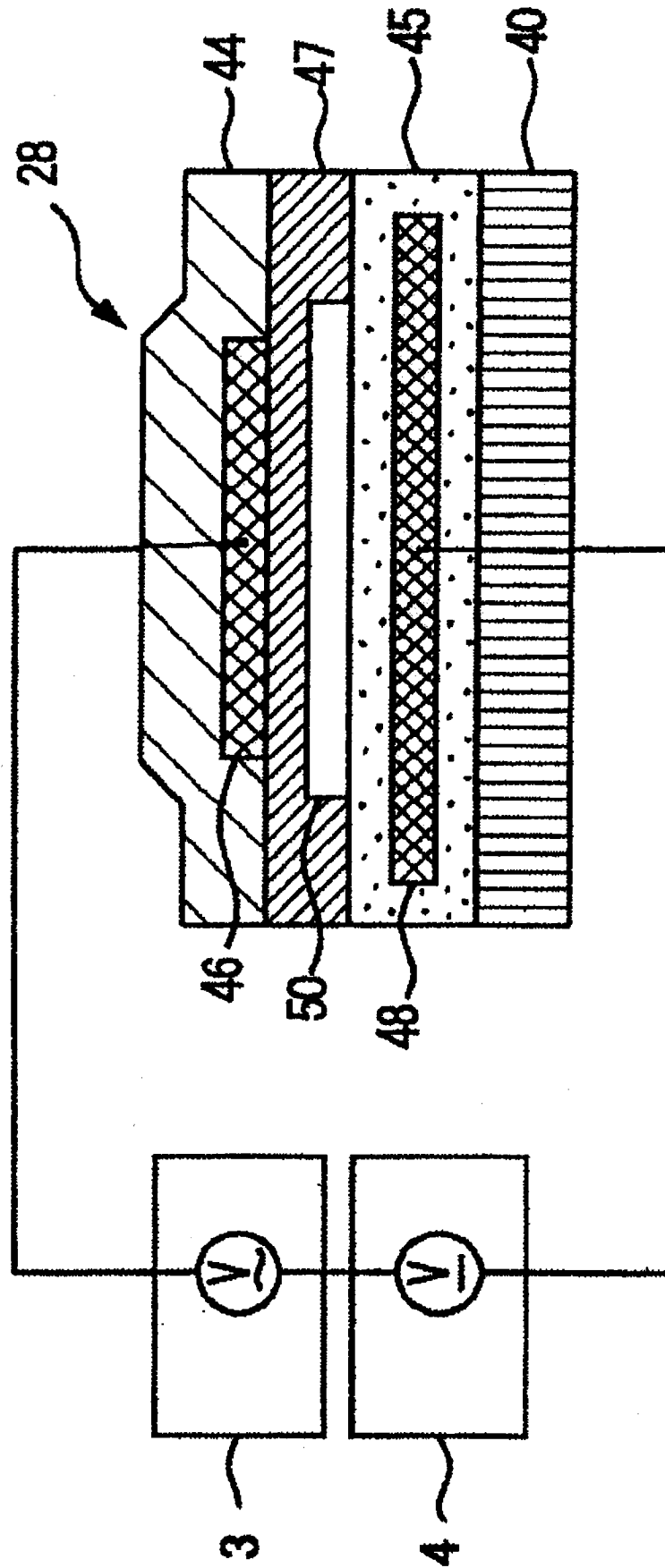


图 4

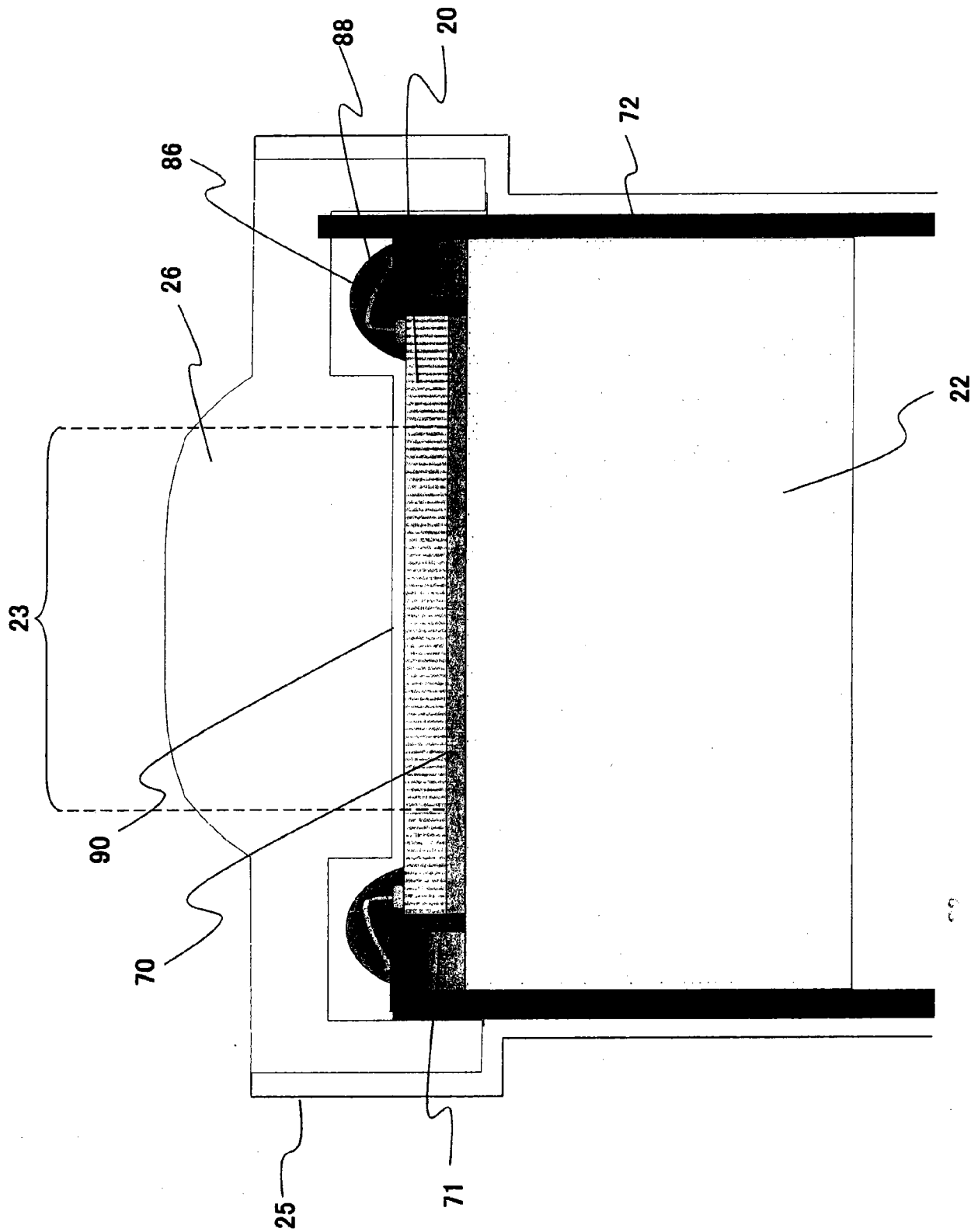


图 5

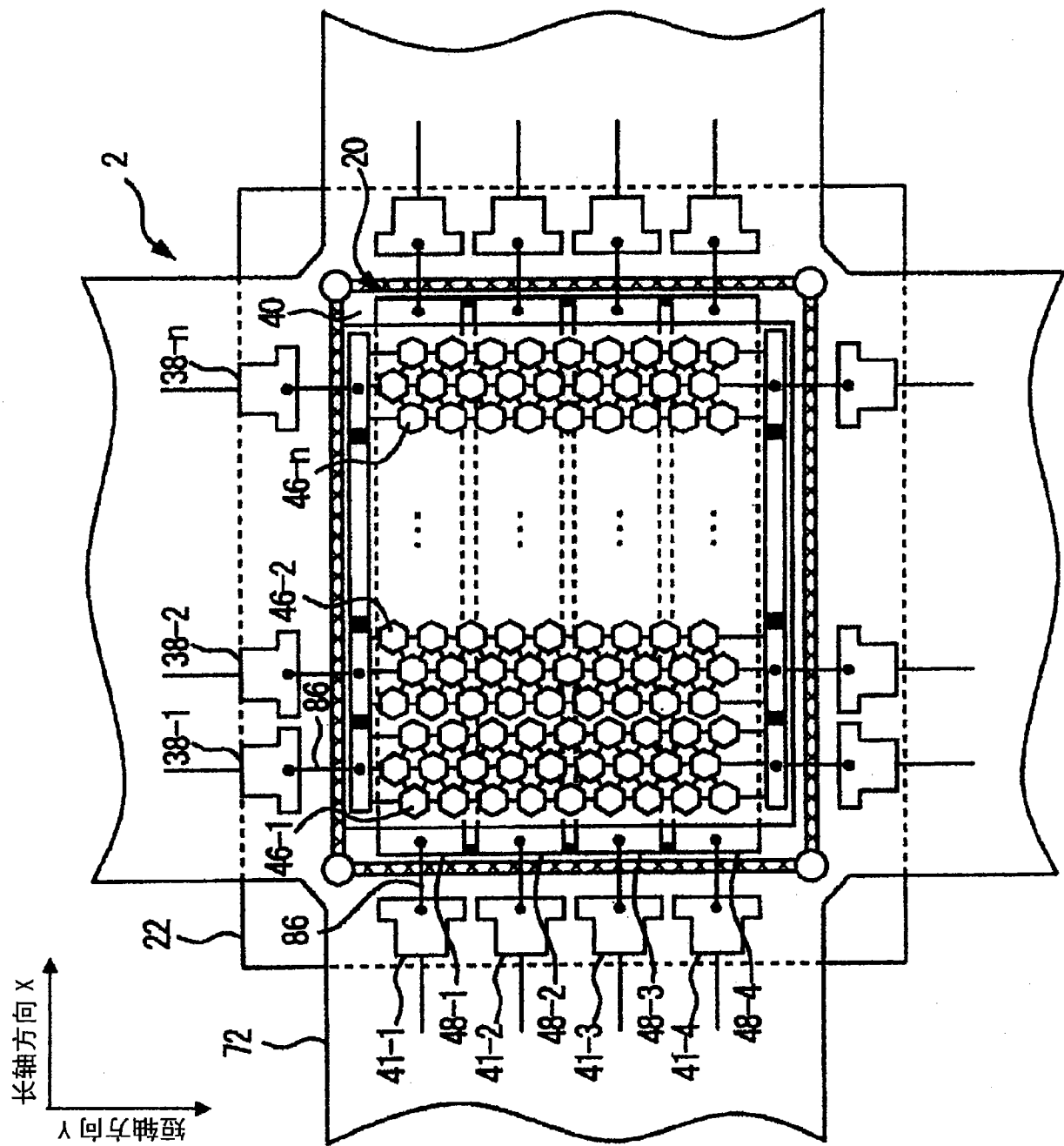


图 6

专利名称(译)	超声波探头及使用该超声波探头的超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN101878658B	公开(公告)日	2013-06-05
申请号	CN200880118441.4	申请日	2008-11-21
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立医疗器械		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立医疗器械		
[标]发明人	佐野秀造 深田慎 佐光晓史		
发明人	佐野秀造 深田慎 佐光晓史		
IPC分类号	H04R19/00 A61B8/00 G01N29/24		
CPC分类号	G01N29/326 A61B8/06 G01N2291/044 G01N29/2406 B06B1/0292 G01N2291/106		
代理人(译)	朱丹		
优先权	2007308118 2007-11-29 JP		
其他公开文献	CN101878658A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种超声波探头。其中，该超声波探头具备：cMUT芯片，其具有机电耦合系数或灵敏度根据偏置电压而变化的多个振动元件，并收发超声波；声学透镜，其设置在所述cMUT芯片的超声波收发侧；背衬层，其设置于所述cMUT芯片的与所述声学透镜相反一侧的面；和基板，其设置在所述背衬层和所述cMUT芯片之间，所述超声波探头还具备热应力抑制单元，所述热应力抑制单元抑制热应力，所述热应力是由所述基板和所述背衬层的温度变化引起的因线膨胀系数的差异所产生的。

