



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101686826 B

(45) 授权公告日 2012. 10. 10

(21) 申请号 200880023913. 8

(22) 申请日 2008. 07. 01

(30) 优先权数据

181570/2007 2007. 07. 11 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2010. 01. 08

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2008/061874 2008. 07. 01

(87) PCT申请的公布数据

W02009/008282 JA 2009. 01. 15

(73) 专利权人 株式会社日立医药

地址 日本东京都

(72) 发明人 浅房胜德 深田慎

(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.

A61B 8/00 (2006. 01)

H04R 19/00 (2006. 01)

(56) 对比文件

W0 2007/058056 A1, 2007. 05. 24, 全文.

US 2005/0096546 A1, 2005. 05. 05, 全文.

US 6328696 B1, 2001. 12. 11, 全文.

W0 2006/041058 A1, 2006. 04. 20, 说明书第
[0022]-[0033] 段, 第 [0071] 段, 图 1- 图 6.

审查员 李尹岑

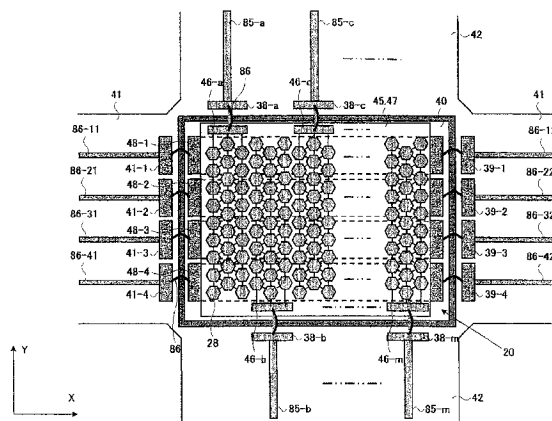
权利要求书 1 页 说明书 8 页 附图 9 页

(54) 发明名称

超声波探头及超声波诊断装置

(57) 摘要

本发明提供一种超声波探头及超声波诊断装置, 其使在上部电极或下部电极中产生的寄生阻抗降低, 从而使交调失真降低。超声波探头包括: 具有多个振动元件的 cMUT 芯片 (20)、在 cMUT 芯片 (20) 的超声波照射侧的音响透镜 (26)、在 cMUT 芯片 (20) 的背面的背衬层 (22)、连接 cMUT 芯片 (20) 的配线, 在该超声波探头中, cMUT 芯片 (20) 具有多个上部电极 (46) 和多个下部电极 (48), 下部电极 (48) 在 2 个以上的部位与配线连接。



1. 一种超声波探头,包括:具有多个振动要件的电容型微加工超声波转换器芯片、在所述电容型微加工超声波转换器芯片的超声波照射侧的音响透镜、在所述电容型微加工超声波转换器芯片的背面的背衬层、连接所述电容型微加工超声波转换器芯片的配线,其特征在于,

所述电容型微加工超声波转换器芯片具有多个上部电极和多个下部电极,所述下部电极在两个以上的部位与所述配线连接。

2. 根据权利要求1所述的超声波探头,其特征在于,
所述下部电极的两端部分别与所述配线连接。

3. 根据权利要求1所述的超声波探头,其特征在于,
所述在两个以上的部位被连接的配线为等电位。

4. 根据权利要求1所述的超声波探头,其特征在于,
设定所述下部电极的与长度方向正交的截面积,以使所述上部电极和所述下部电极之间为规定间隔以上。

5. 根据权利要求4所述的超声波探头,其特征在于,
所述上部电极和所述下部电极之间的所述规定间隔为 250nm。

6. 根据权利要求2所述的超声波探头,其特征在于,
所述下部电极的两端部为从所述振动要件的配置位置突出的部位。

7. 根据权利要求6所述的超声波探头,其特征在于,
该突出的宽度为 $200\mu\text{m} \sim 1.5\text{mm}$ 。

8. 根据权利要求1所述的超声波探头,其特征在于,
所述多个上部电极的端部在邻接的所述上部电极之间与不同方向的所述配线连接。

9. 根据权利要求1所述的超声波探头,其特征在于,
所述上部电极在两个以上的部位与连接所述电容型微加工超声波转换器芯片和柔性基板的配线连接。

10. 根据权利要求1所述的超声波探头,其特征在于,
所述上部电极的两端部分别与所述连接所述电容型微加工超声波转换器芯片和柔性基板的配线连接。

11. 一种超声波诊断装置,包括:对被检测体发送接收超声波的超声波探头;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的图像处理部;显示所述超声波图像的显示部,其特征在于,

所述超声波探头为权利要求1~10中任一项所述的超声波探头。

超声波探头及超声波诊断装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种使超声波发送接收信号的超声波探头及超声波诊断装置。

背景技术

[0002] 超声波诊断装置是基于从超声波探头输出的反射回波信号而拍摄诊断图像的装置。超声波探头由多个超声波振子排列形成,其中超声波振子将驱动信号转换为超声波并将超声波传送到被检测体,且接收由被检测体产生的反射回波信号并将其转换为电信号。

[0003] 近年来,对应与超声波发送接收信号部供给的驱动信号重叠而施加的偏置电压的大小,开发有利用超声波发送接收信号灵敏度即机电耦合系数变化的 cMUT 的超声波探头。cMUT 是指由半导体微细加工处理制造的超微细电容型的超声波振子。作为现有技术,有使上部电极和下部电极正交的偏置控制技术(例如专利文献 1)。

[0004] 专利文献 1:美国专利 US6605043 号公报。

发明内容

[0005] 超声波发送接收信号的电流为返回电流通过 cMUT 单元从上部电极向下部电极流动。但是,上述专利文献 1 的上部电极和下部电极由于只有一侧被引出,因此会产生导线电感或损失电阻等寄生阻抗。

[0006] 由此,在电流通过 cMUT 单元从多个上部电极流入共用的下部电极时,由于导线电感或损失电阻等寄生阻抗的影响,下部电极的阻抗变动,在超声波发送接收信号中产生交调失真。特别是,在从下部电极引出的端子中有导线电感或损失电阻的偏移时,交调失真尤其变大。另外,在上部电极中也会产生同样的现象。

[0007] 在此,本发明的目的在于,提供使用 cMUT 的超声波探头及超声波诊断装置,使在上部电极或下部电极中产生的寄生阻抗降低,从而使交调失真降低。

[0008] 为解决上述问题,提供一种超声波探头,其包括:具有多个振动要件的 cMUT 芯片、在所述 cMUT 芯片的超声波照射侧的音响透镜、在所述 cMUT 芯片的背面的背衬层、连接所述 cMUT 芯片的配线,其中,所述 cMUT 芯片具有多个上部电极和多个下部电极,所述下部电极在两个以上的部位与配线连接。并且,所述两个以上的配线为等电位。

[0009] 设定所述下部电极的与长度方向正交的截面积,以使所述上部电极和所述下部电极之间为规定间隔以上。例如,所述上部电极和所述下部电极之间为 250nm 以上。

[0010] 并且,所述下部电极的两端为从所述振动要件的配置位置突出的部位。例如,该突出的宽度为 $200\mu\text{m} \sim 1.5\text{mm}$ 。

[0011] 进而,所述多个上部电极的端部在邻接的所述上部电极之间与不同方向的所述配线连接。

[0012] 发明效果

[0013] 本发明提供一种使用 cMUT 的超声波探头和超声波诊断装置,能够使在上部电极或下部电极中产生的寄生阻抗降低,从而使交调失真降低。

附图说明

- [0014] 图 1 是表示本发明的整体结构的图。
- [0015] 图 2 是表示本发明的超声波探头的结构的图。
- [0016] 图 3 是示意地表示本发明的振动要件的构造的图。
- [0017] 图 4 是表示本发明的第一实施方式的图。
- [0018] 图 5 是表示本发明的超声波探头的内部结构的图。
- [0019] 图 6 是表示本发明的能够抑制寄生阻抗的影响的机构的图。
- [0020] 图 7 是表示本发明的能够抑制寄生阻抗的影响的机构的图。
- [0021] 图 8 是表示本发明的第二实施方式的图。
- [0022] 图 9 是表示本发明的第三实施方式的图。
- [0023] 图 10 是表示本发明的第四实施方式的图。
- [0024] 图中：2- 超声波探头；4- 发信机构；6- 偏置机构；8- 收信机构；10- 相位调整（整相）加算部；12- 图像处理机构；14- 显示机构；16- 控制机构；18- 操作机构；20a ~ 20m- 振子；22- 背衬层；26- 音响透镜；28- 振动要件；40- 基板；46- 上部电极；48- 下部电极；76- 导电膜。

具体实施方式

[0025] 参照附图说明本发明适用的超声波探头 2 及超声波诊断装置 1。图 1 为本发明的超声波诊断装置 1 的框图。

[0026] 如图 1 所示，超声波诊断装置由超声波探头 2、发信机构 4、偏置机构 6、收信机构 8、相位调整加算机构 10、图像处理机构 12、显示机构 14、控制机构 16 和操作机构 18 构成。

[0027] 超声波探头 2 与被检测体接触，在与被检测体之间发送接收超声波。超声波探头 2 向被检测体发射超声波，且接收由被检测体产生的反射回波信号。

[0028] 利用发信机构 4 及偏置机构 6 对超声波探头 2 供给驱动信号，收信机构 8 接收由超声波探头 2 输出的反射回波信号，对应接收到的反射回波信号而实施模拟数字转换等处理。相位调整加算机构 10 将接收到的反射回波信号进行相位调整加算。图像处理机构 12 基于相位调整加算后的反射回波信号而构成诊断图像（例如，断层像、血流像等）。并且，显示机构 14 将图像处理后的诊断图像显示到显示画面上。控制机构 16 为控制上述各结构要素的机构。操作机构 18 为对控制机构 16 施加指令的机构，由光标或键盘等构成。

[0029] 接下来，参照图 2 详细说明超声波探头 2。图 2 为超声波探头 2 的立体图及解体图。超声波探头 2 为多个振子 20a ~ 20m (m : 自然数) 排列为长方形的一元阵列型。但是，也可以采用二元阵列型、凸面型等其他的方式。在振子 20a ~ 20m 的背面侧设置有背衬层 22。

[0030] 在此，将聚集的振子 20a ~ 20m 称为 cMUT 芯片。cMUT 的详细情况在非专利文献 (Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer ; IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr. Vol45 pp. 678-690 May 1998) 中记述。另外，在 cMUT 芯片 20 的超声波发射侧配设有音响透镜 26。并且，可以在音响透镜 26 和 cMUT 芯片 20 之间插入背衬层 22。

[0031] 振子 20a ~ 20m(m 为任意) 将来自发信机构 4 及偏置机构 6 的驱动信号变换为超声波而向被检测体发射超声波。受信机构 8 接收由被检测体产生的超声波, 转换为电气信号而使其成为反射回波信号。背衬层 22 吸收从振子 20a ~ 20m 向背面侧发射的超声波的传播, 抑制多余的振动。音响透镜 26 使从振子 20a ~ 20m 发射的超声波波束收敛, 基于 1 个焦点距离而确定曲率。并且, 也可以在振子 20a ~ 20m 和被检测体之间设置使振子 20a ~ 20m 和被检测体的音响阻抗整合的整合层。

[0032] 振动要件 28 的机电耦合系数即发送接收信号灵敏度根据由偏置机构 6 施加的直流偏置的电位大小而变化, 振动要件 28 为如下的电气·音响转换单元: 基于其机电耦合系数, 将由发信机构 4 供给的驱动信号转换为超声波而发射, 且将接收的超声波转换为接收电气信号并作为反射回波信号接收。

[0033] 图 3 为示意地表示本发明的振动要件 28 的构造的图。振动要件 28 通过利用半导体处理的微细加工而形成, 由半导体基板 40、膜体 44、膜体 45、上部电极 46、框体 47、下部电极 48 等构成。膜体 44、膜体 45、框体 47 由半导体化合物(例如硅化合物)形成, 载置于框体 47 的超声波发射侧的表面。在膜体 44 和框体 47 之间设置有上部电极 46。在半导体基板 40 和膜体 45 之间设置下部电极 48。

[0034] 上部电极 46、下部电极 48 与发信机构 4 和偏置机构 6 连接, 其中发信机构 4 含有供给驱动信号的电源, 偏置机构 6 施加直流的偏置电压(电场强度)。由框体 47 和膜体 45 区划的内部空间 50 为真空状态, 或为填充有规定气体的状态。

[0035] 在此, 说明振动要件 28 的动作。首先, 通过上部电极 46、下部电极 48 对振动要件 28 施加直流的偏置电压(V_a)。通过偏置电压(V_a)产生电场。由于产生的电场使膜体 44 紧张因而机电耦合系数变为 S_a 。并且, 通过对上部电极 46 供给来自发信机构 4 的驱动信号, 基于机电耦合系数(S_a)由膜体 44 发射超声波。或者, 代替偏置电压(V_a), 对振动要件 28 施加偏置电压(V_b)。这时, 机电耦合系数变为(S_b)。并且, 通过对上部电极 46 供给来自发信机构 4 的驱动信号, 基于机电耦合系数(S_b)由膜体 44 发射超声波。并且, 在 $V_a < V_b$ 时, $S_a < S_b$ 。在接收超声波时也同样, 通过来自被检测体产生的反射回波信号激发膜体 44 的振动, 由此内部空间 50 的电容变化, 对应变化后的内部空间 50 的变化量的电气信号由上部电极 46 测出。

[0036] 若通过改变施加到振动要件 28 上的偏置电压的大小而控制膜体 44 的紧张度, 则即使输入同一振幅的驱动信号, 也可以使由振动要件 28 发射的超声波的声压(例如振幅)变化。

[0037] (第一实施方式)

[0038] 在此, 利用图 4 详细说明第一实施方式、cMUT 芯片 20 及其周边的结构。图 4 为超声波探头 2 的俯视图。并且省略膜体 44 的表示。

[0039] cMUT 芯片 20 的半导体基板 40 设置于背衬层 22 的上表面。在 cMUT 芯片 20 的半导体基板 40 上, 上部电极 46、下部电极 48 等振动要件 28 层叠地配置。

[0040] 并且, 左右的柔性基板 41 及上下的柔性基板 42 固定于背衬层 22 的上表面、侧表面周缘。在上下的柔性基板 42 上, 信号图案 38-a ~ 信号图案 38-m 和配线 85-a ~ 85-m 在各上部电极 46 组的上下交互配设。在左右的柔性基板 41 上, 信号图案 41-1 ~ 信号图案 41-4 和配线 86-11 ~ 86-41、信号图案 39-1 ~ 信号图案 39-4 和配线 86-12 ~ 86-42 在各

下部电极 48 的左右成对配设。

[0041] cMUT 芯片 20 的半导体基板 40 的上部电极 46-a ~ 上部电极 46-m 在长度方向上排列配置。上部电极 46-a ~ 上部电极 46-m 分别与 3 列的多个振动要件 28 连接。上下的柔性基板 42 的信号图案 38-a ~ 信号图案 38-m 在长度方向 X 上并列配置。上部电极 46-a ~ 上部电极 46-m 分别通过引线接合方式的引线 86 与柔性基板 42 上的信号图案 38-a ~ 信号图案 38-m 连接。并且,信号图案 38-a ~ 信号图案 38-m 分别与配线 85-a ~ 配线 85-m 连接。

[0042] 具体地说,上部电极 46-a 和信号图案 38-a 通过引线 86 连接,信号图案 38-a 从上侧的配线 85-a 引出。并且,上部电极 46-b 和信号图案 38-b 连接,信号图案 38-b 从下侧的配线 85-b 引出。也就是,上部电极 46-N(N:a、c、e……)和信号图案 38-N 连接,信号图案 38-N 为上侧的配线 85-N(N:a、c、e……)引出。并且,上部电极 46-L(L:b、d、f……)和信号图案 38-L 连接,信号图案 38-L 从下侧的配线 85-L(L:b、d、f……)引出。

[0043] 由于像这样信号图案 38-a ~ 信号图案 38-m 和配线 85-a ~ 配线 85-m 上下互相不同地引出,因此,例如信号图案 38-a 和信号图案 38-c、配线 85-a 和配线 85-c 间的距离能够扩大。由此,能够降低邻接的各信号图案 38、配线 85 间产生的交调失真。

[0044] cMUT 芯片 20 的半导体基板 40 上的下部电极 48-1 ~ 下部电极 48-4 在宽度方向 Y 上并列地配置。下部电极 48-1 ~ 下部电极 48-4 分别通过引线接合方式的引线 86 与信号图案 41-1 ~ 信号图案 41-4 和信号图案 39-1 ~ 信号图案 39-4 连接。信号图案 41-1 ~ 信号图案 41-4 分别与配线 86-11 ~ 配线 86-41 连接。并且,信号图案 39-1 ~ 信号图案 39-4 分别与配线 86-12 ~ 配线 86-42 连接。

[0045] 具体地说,信号图案 41-1 ~ 信号图案 41-4 配置于下部电极 48-1 ~ 下部电极 48-4 的左侧,信号图案 39-1 ~ 信号图案 39-4 配置于下部电极 48-1 ~ 下部电极 48-4 的右侧。并且,下部电极 48-1 通过来自左右两方向的引线 86 与信号图案 41-1 和信号图案 39-1 连接。下部电极 48-2 通过来自左右两方向的引线 86 与信号图案 41-2 和信号图案 39-2 连接。像这样,下部电极 48-x(x:自然数)通过来自左右两方向的引线 86 与信号图案 41-x 和信号图案 39-x 连接。

[0046] 在此,由于信号图案 41-x 和信号图案 39-x 对下部电极 48-x 施加的电压相同,因此信号图案 41-x 和信号图案 39-x 为等电位。由于各下部电极 48-x 从两侧与等电位的信号图案 41-x 和信号图案 39-x 连接,因此能够抑制下部电极 48 产生的寄生阻抗的影响。

[0047] 图 5 为超声波探头 2 的剖面图。图 5(a) 为在长度方向 X 上的剖面图。图 5(b) 为在宽度方向 Y 上的剖面图。图 5(a) 为图 5(b) 的 C-C 线剖面图。图 5(b) 为图 5(a) 的 B-B 线剖面图。

[0048] 超声波探头 2 通过电缆 82 与超声波诊断装置 1 连接。在 cMUT 芯片 20 的超声波发射侧设置有音响透镜 26。音响透镜 26 的材质例如采用硅酮橡胶。在 cMUT 芯片 20 的背面侧粘接有背衬层 22。沿着背衬层 22 的上表面周缘及四个侧面设置有柔性基板 41 及柔性基板 42。柔性基板 41 及柔性基板 42 分别在宽度方向 Y 上及长度方向 X 上与背衬层 22 的上表面周缘粘接。

[0049] 柔性基板 41 及柔性基板 42 分别通过连接器 51 及连接器 52 与安装基板 43 连接。安装基板 43 设置有柔性基板 41 及柔性基板 42 的各端子和电缆 82 的导通回路。在安装基板 43 上,安装有电阻或电容器等电气部件 54。

[0050] 来自柔性基板 41 的配线 86-11 ~ 配线 86-41 和配线 86-12 ~ 配线 86-42 通过安装基板 43 的连接部 53 与同轴电缆 96 的内部导体连接。来自柔性基板 42 的配线 85-a ~ 配线 85-m 通过安装基板 43 的连接部 53 与同轴电缆 96 的内部导体连接。

[0051] 沿着音响透镜 26 的内侧面及外侧面形成有导电膜 61。导电膜 61 例如为通过蒸镀形成的 Cu 膜。并且,可以与导电膜 61 一起形成绝缘膜。此外,可以夹着导电膜 61 形成 2 层绝缘膜。

[0052] 沿着柔性基板 41 及柔性基板 42 的表面设置有绝缘构件 62 及导电构件 63。绝缘构件 62 为具有绝缘性的构件。绝缘构件例如为硅氧化物或对二甲苯的绝缘带。导电构件 63 为具有导电性的构件。导电构件 63 例如为 Cu 带。

[0053] 导电膜 61 和导电构件 63 通过导电构件 64 连接。导电构件 64 为与导电膜 61 相比不易破损的可靠性高的高刚性的导电构件。导电构件 64 例如为 Cu 带。导电构件 64 固定在导电构件 63 上,其中导电构件 63 设置于音响透镜 26 的外侧面的导电膜 61 及柔性基板 41 或柔性基板 42 的表面。

[0054] 导电构件 63 与同轴电缆 96 的外部导体连接。同轴电缆 96 由电缆 82 包围而与超声波诊断装置 1 连接。

[0055] 壳体 25 设置于超声波探头 2 的四个侧面。壳体 25 固定于音响透镜 26 的四个侧面。操作者把持壳体 25 而操作超声波探头 2。在壳体 25 和音响透镜 26 的间隙中填充有密封剂 65。在壳体 25 和电缆 82 的间隙中填充有密封剂 60。并且,在音响透镜 26 和壳体 25 之间填充有填充材料 66。

[0056] 在此,利用图 6、图 7 说明能够抑制在下部电极 48 中产生的寄生阻抗的影响的机构。图 6 中表示被上部电极 46 和下部电极 48 夹着的 cMUT 单元 20 间的电容 $C_{1a} \sim C_{mc}$ 的分布和下部电极 48-1 ~ 下部电极 48-4 及半导体基板 40 中产生的电容 $C_1 \sim C_4$ 的分布。并且,在本实施方式中,为简略说明,将上部电极设定为 3 个,下部电极设定为 4 个,但电极的数量不局限于此。

[0057] 下部电极 48-1 ~ 下部电极 48-4 相对于上部电极 46-a ~ 上部电极 46-c 正交配置。将夹在被下部电极 48-1 和上部电极 46-a ~ 上部电极 46-c 的 cMUT 单元 20 间的电容设为 C_{1a} 、 C_{1b} 、 C_{1c} 。同样地,将夹在被下部电极 48-x 和上部电极 46-a ~ 上部电极 46-c 之间的 cMUT 单元 20 间的电容设为 C_{ma} 、 C_{mb} 、 C_{mc} 。另外,将下部电极 48-1 和半导体基板 40 间的电容设为 C_1 。同样地,将下部电极 48-2 ~ 下部电极 48-4 和半导体基板 40 间的电容设为 $C_2 \sim C_4$ 。

[0058] 图 7 中表示超声波诊断装置 1 和超声波探头 2 的连接关系和将来自半导体基板 40 的两端的 2 条配线引出的方式。超声波诊断装置 1 和超声波探头 2 通过电缆 82 连接。电缆 82 具有多个同轴电缆 96。

[0059] 振动要件 28 的上部电极 46-a ~ 上部电极 46-c 分别与配线 85-a ~ 配线 85c 连接。配线 85-a ~ 配线 85-c 通过同轴电缆 96-a ~ 同轴电缆 96-c 的内部导体与超声波诊断装置 1 内的配线 91-a ~ 配线 91-c 连接。配线 91-a ~ 配线 91-c 通过发送接收分离电路 98-a ~ 发送接收分离电路 98-c 而分别与受信机构 8 内的接收放大器 100-a ~ 接收放大器 100-c 和发信机构 4-a ~ 发信机构 4-c 连接。

[0060] 并且,配线 91-a ~ 配线 91-c 与下拉电阻 110-a ~ 下拉电阻 110-c 连接,与地面

108 连接。该下拉电阻 110-a ~ 下拉电阻 110-c 为用于将上部电极 46-a ~ 上部电极 46-c 的 DC 电位稳定于地电位的电阻元件。

[0061] 并且,从下部电极 48-1 的两端引出的配线 86-11 和配线 86-12 与端子 860 接合。从端子 860 输出的一侧通过旁路电容 112 与地面 108 连接。旁路电容 112 为在 AC 电流从上部电极 46-a ~ 上部电极 46-c 向下部电极 48-1 流动时,用于避开来自下部电极 48-1 的电流的信号电流的旁路用电容元件。

[0062] 从端子 860 输出的另一侧从配线 86 引出,通过同轴电缆 96-1 的内部导体与超声波诊断装置 1 内的配线 92 连接。在配线 92 和配线 93 之间配置有偏置机构 6。该偏置机构 6 使上部电极 46-a ~ 上部电极 46-c 和下部电极 48-a 之间产生电位差。并且,发信机构 4 对上部电极 46-a ~ 上部电极 46-c 施加作为驱动信号的交流高频电压。具体地说,上部电极 46-a ~ 上部电极 46-c 为 :DC = 地电位 (基准电位)、AC = V_{pp} ,下部电极 48-a 为 :DC = V_{dc} 、AC = 0。

[0063] 半导体基板 40 与配线 87 连接。配线 87 通过同轴电缆 96 的外部导体与超声波诊断装置 1 内的配线 93 连接。配线 93 通过超声波诊断装置 1 的底座与地面 108 连接。

[0064] 当发射超声波时,通过上部电极 46-a ~ 上部电极 46-c 及下部电极 48-a 对振动要件 28 施加直流的偏置电压 (V_a),通过偏置电压 (V_a) 产生电场。由于产生的电场,膜体 44 紧张而变为规定的机电耦合系数 (S_a)。由发信机构 4 对上部电极 46-a ~ 上部电极 46-c 供给驱动信号,基于机电耦合系数 (S_a) 由膜体 44 发送超声波。

[0065] 并且,若通过上部电极 46-a ~ 上部电极 46-c 及下部电极 48-a 对振动要件 28 施加直流的偏置电压 (V_b),则通过偏置电压 (V_b) 产生电场。由于产生的电场,膜体 44 紧张而变为规定的机电耦合系数 (S_b)。由发信机构 4 对上部电极 46-a ~ 上部电极 46-c 供给驱动信号,基于机电耦合系数 (S_b) 由膜体 44 发送超声波。

[0066] 在发送接收超声波时,由于下部电极 48-1 为有限的大小,因此包含导线电感和损失电阻的寄生阻抗分布为电容 $C1a \sim C1c$ 。假设,在下部电极 48-1 的引出为 1 个 (仅 $C1a$ 侧) 的情况下,即下部电极 48-1 仅与配线 86-12 连接的情况下,下部电极 48-1 的端子 48-1-a ~ 端子 48-1-c 中的电压为下式所示。并且,该端子 48-1-a ~ 端子 48-1-c 与上部电极 46-a ~ 上部电极 46-c 对应。

[0067] { 数 1 } $v_a = C1a \cdot i_1$

[0068] { 数 2 } $v_b = C1b \cdot i_2 + (R+L) \cdot i_2$

[0069] { 数 3 } $v_c = C1c \cdot i_3 + 2(R+L) \cdot i_3$

[0070] 例如,通过发信脉冲装置 4-c 发送超声波后,超声波发信信号的电流路为 :发信脉冲装置 4-c、发送接收分离电路 98-c、配线 91-c、配线 85-c、上部电极 46-c、端子 48-1-c、寄生阻抗 202、端子 48-1-b、寄生阻抗 200、端子 48-1-a、 $C1//$ 配线 86-12 ($//$ 为并联)、配线 92、地面 108。这时由于电流通过寄生阻抗 202 和寄生阻抗 200,因此下部电极 48-1 的端子 48-1-a ~ 48-1-c 中产生电压变动。

[0071] 在此,在下部电极 48-1 的引出如图 4、图 7 所示为 2 个 ($C1a$ 侧、 $C1c$ 侧) 的情况下,即在端子 48-1-a 和端子 48-1-c 与配线 86-12 和配线 86-11 连接的情况下,在通过发信脉冲装置 4-c 发送超声波时,由于不分流到寄生阻抗 200 和寄生阻抗 202 因此不产生电压变动。

[0072] 并且,在通过发送脉冲装置 4-b 发送超声波时,在下部电极 48-1 的端子 48-1-a ~ 48-1-c 中的电压如下式所示:

$$[0073] \quad \{\text{数 } 4\} v_a = C1a \cdot i_1$$

$$[0074] \quad \{\text{数 } 5\} v_b = C1b \cdot i_2 + 1/2(R+L) \cdot i_2$$

$$[0075] \quad \{\text{数 } 6\} v_c = C1c \cdot i_3$$

[0076] 由于分流到寄生阻抗 200// 寄生阻抗 202,寄生阻抗的影响与下部电极 48-1 的引出为 1 个(仅 C1a 侧)的情况相比降低到 1/2。在此,C1 的电容值与 Cma 比较,若 C1 的阻抗与寄生阻抗相比足够小,则电流分流到寄生阻抗的程度能够显著减小。如此,能够抑制在下部电极 48 产生的寄生阻抗的影响。

[0077] (第二实施方式)

[0078] 利用图 8 来说明第二实施方式。与第一实施方式的不同点为下部电极 48-1 的引出为 3 个。如图 8 所示,在下部电极 48-1 的引出为 3 个(C1a 侧、C1b 侧、C1c 侧)的情况下,即端子 48-1-a、端子 48-1-b 和端子 48-1-c 上分别连接有配线 86-12、配线 86-13 和配线 86-11。在通过发送脉冲装置 4-b 发送超声波时,下部电极 48-1 的端子 48-1-a ~ 端子 48-1-c 中的电压如下式所示:

$$[0079] \quad \{\text{数 } 7\} v_a = C1a \cdot i_1$$

$$[0080] \quad \{\text{数 } 8\} v_b = C1b \cdot i_2$$

$$[0081] \quad \{\text{数 } 9\} v_c = C1c \cdot i_3$$

[0082] 由于电流不流到寄生阻抗 200 和寄生阻抗 202,因此寄生阻抗不产生影响。像这样,能够抑制在下部电极 48 中产生的寄生阻抗的影响。

[0083] 并且,下部电极 48-1 的引出也可以为 4 个以上,例如可以设置于上部电极的数量相等的数量的端子 48-1-m 及配线 86-1-m。由于下部电极 48-1 的引出为多个,因此能够抑制在下部电极 48 中产生的寄生阻抗的影响。

[0084] (第三实施方式)

[0085] 说明第三实施方式。与第一实施方式和第二实施方式的不同点在于,变更下部电极 48 的与长度方向正交的截面积或长度方向的长度。

[0086] 例如,通过使下部电极 48 的厚度为 100nm 至 200nm,下部电极 48 的与长度方向正交的截面积变为 2 倍。因此,通过使下部电极 48 的与长度方向正交的截面积变为 2 倍,从而能够使寄生阻抗 200 和寄生阻抗 202 减半。由此,能够使寄生阻抗 200 和寄生阻抗 202 的影响减半。

[0087] 利用图 9 说明下部电极 48 的厚度的限制。图 9(a) 所示的下部电极 48 为基准厚度,图 9(b) 所示的下部电极 48 为比图 9(a) 厚 2 倍以上的状态。在图 9(b) 中,下部电极 48 的厚度比膜体 45 的厚度和框体 47 的厚度的和更大。由此,上部电极 46 的跨越台阶变大,上部电极 46 的角部等电荷容易集中的部位接近下部电极 48。成为由比框体 47 具有的绝缘耐压小的电场强度产生绝缘破坏的原因。因此,下部电极 48 的厚度设定为,使上部电极 46 的角部等电荷容易集中的部位不接近下部电极 48。例如,下部电极 48 的厚度设定为使上部电极 46 和下部电极 48 之间的长度 500 为 250nm 以上。

[0088] 另外,例如,通过使下部电极 48 的长度(长度方向(X 轴方向))设定为 50mm 至 25mm,从而下部电极 48 的长度变为 1/2 倍。因此,通过使下部电极 48 的长度变为 1/2 倍,

从而能够使寄生阻抗 200 和寄生阻抗 202 减半。本实施方式的下部电极 48 的两端从配置多个振动要件 28 的位置稍突出,以使下部电极 48 的长度方向的长度变短。该突出部分具有用于进行配线 86 的引线接合的足够的宽度,但设定为尽量使下部电极 48 的长度方向的长度短。例如,突出部分的宽度为左右共 $200\ \mu\text{m} \sim 1.5\text{mm}$ 左右。

[0089] 如上所述,下部电极 48 的寄生电阻与下部电极 48 的截面积成反比,与下部电极 48 的长度成反比。利用该特性能够降低下部电极 48 的寄生阻抗。

[0090] (第四实施方式)

[0091] 利用图 10 说明第四实施方式。与第一实施方式~第三实施方式的不同点在于,从上下方向引出上部电极 46。

[0092] cMUT 芯片 20 的半导体基板 40 上的上部电极 46-a~上部电极 46-m 在长度方向 X 上并列配置。上部电极 46-a~上部电极 46-m 分别通过引线接合方式的引线 86 与信号图案 38-a1~信号图案 38-m1 和信号图案 38-a2~信号图案 38-m2 连接。信号图案 38-a1~信号图案 38-m1 分别与配线 85-a1~配线 85-m1 连接。并且,信号图案 38-a2~信号图案 38-m2 分别与配线 85-a2~配线 85-m2 连接。

[0093] 具体地说,信号图案 38-a1~信号图案 38-m1 配置于上部电极 46-a~上部电极 46-m 的上侧,信号图案 38-a2~信号图案 38-m2 配置于上部电极 46-a~上部电极 46-m 的下侧。并且,上部电极 46-a 从上下两方向与信号图案 38-a1 和信号图案 38-a2 连接。上部电极 46-b 从上下两方向与信号图案 38-b1 和信号图案 38-b2 连接。上部电极 46-m 从上下两方向与信号图案 38-m1 和信号图案 38-m2 连接。

[0094] 如上所述,通过将上部电极 46 从上下方向引出,能够抑制在上部电极 46 中产生的寄生阻抗的影响。并且,由于对于寄生阻抗降低的机构与第一实施方式中说明的下部电极 48 为同样情况,因此在此省略说明。

1

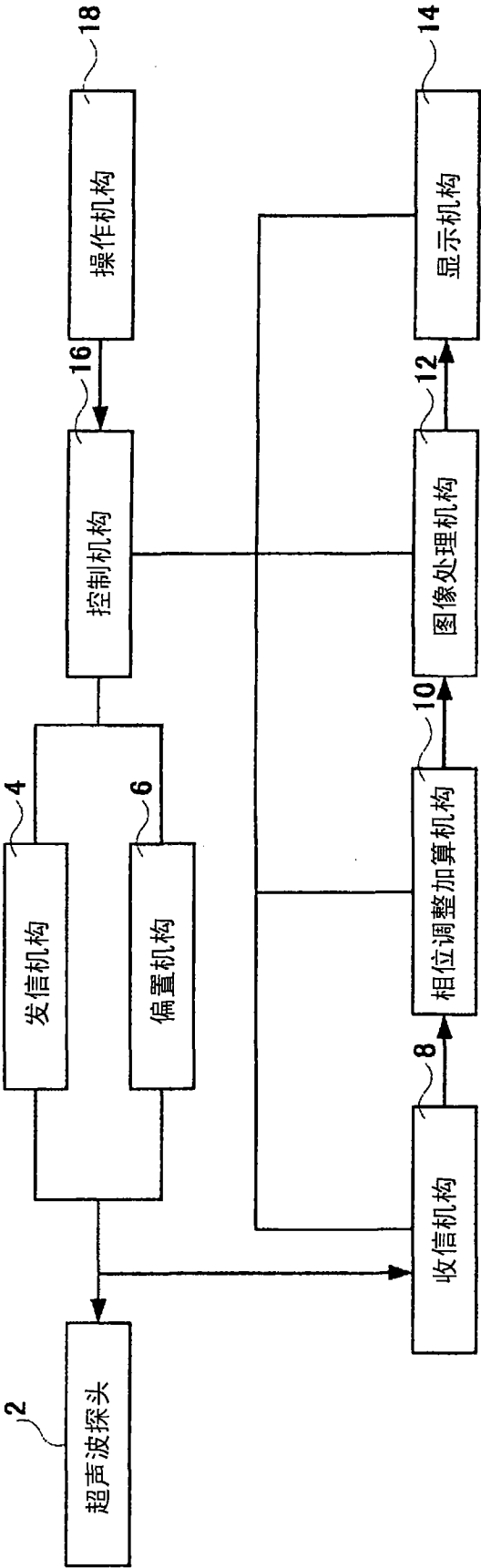


图 1

2

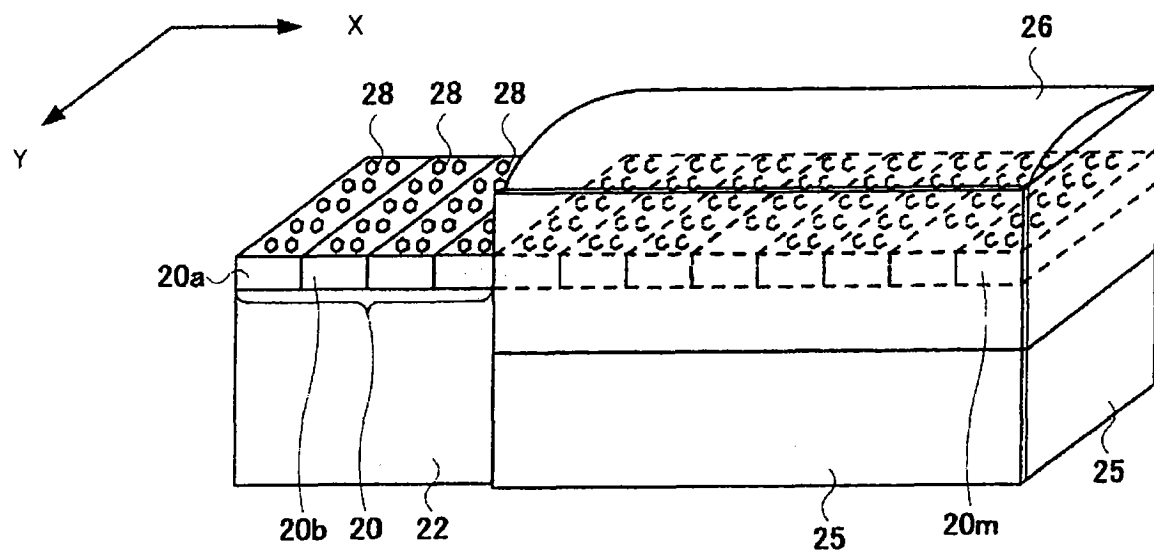


图 2

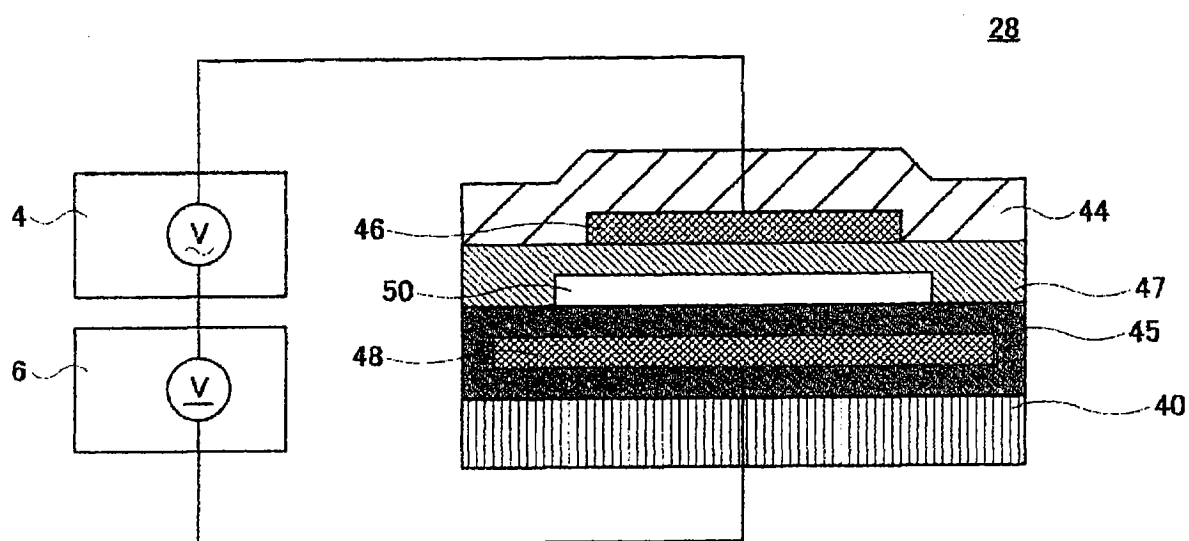


图 3

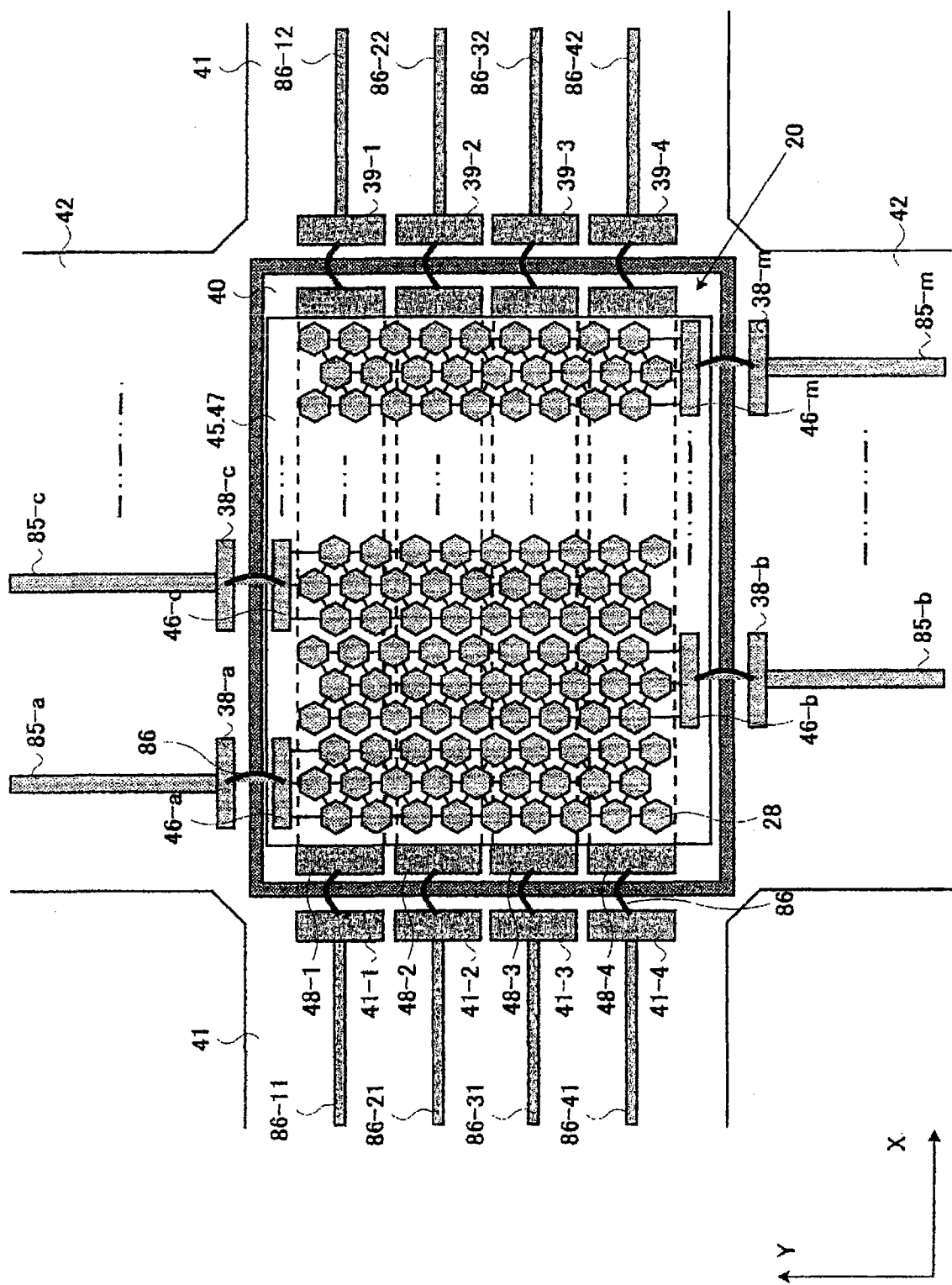


图 4

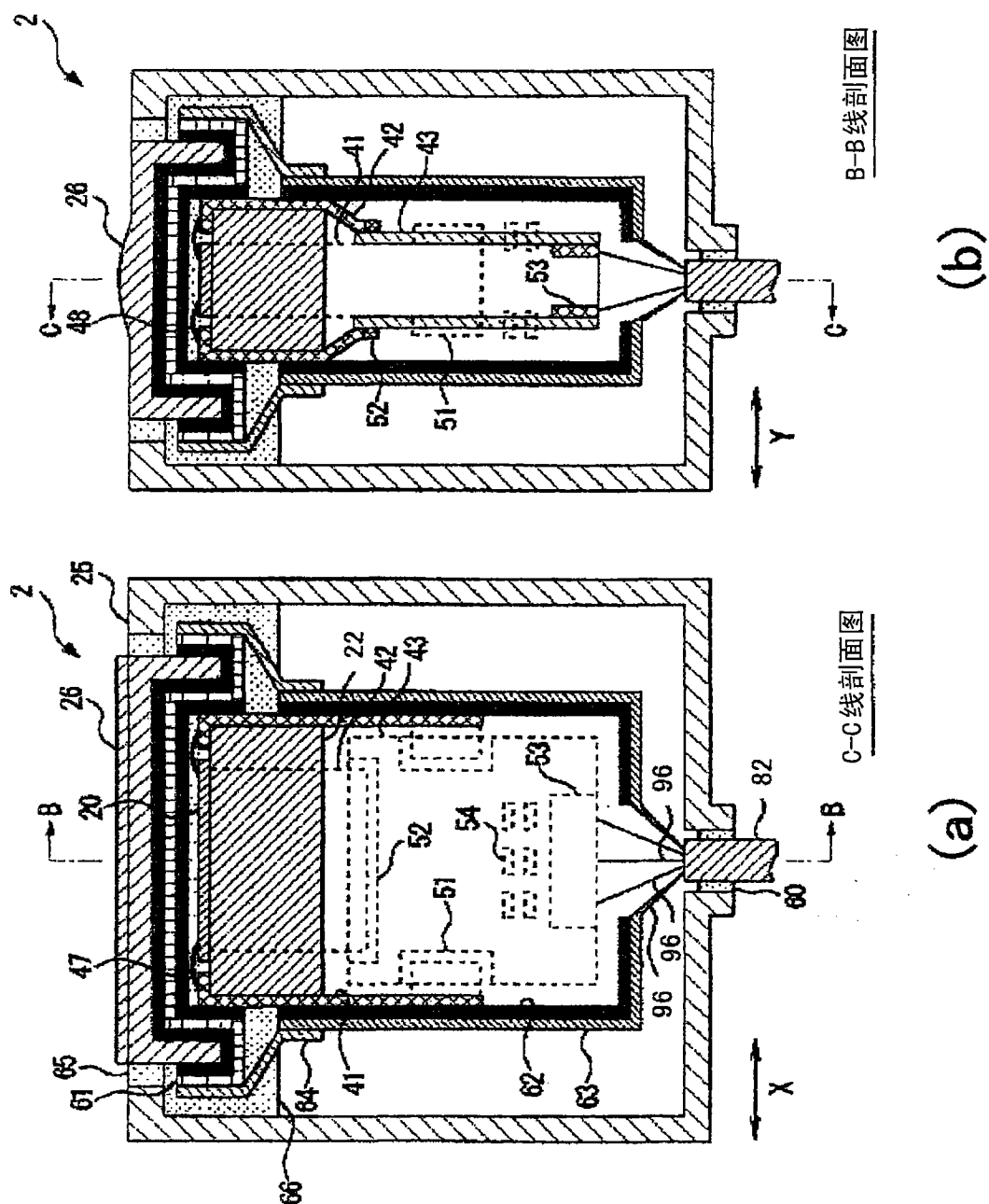


图 5

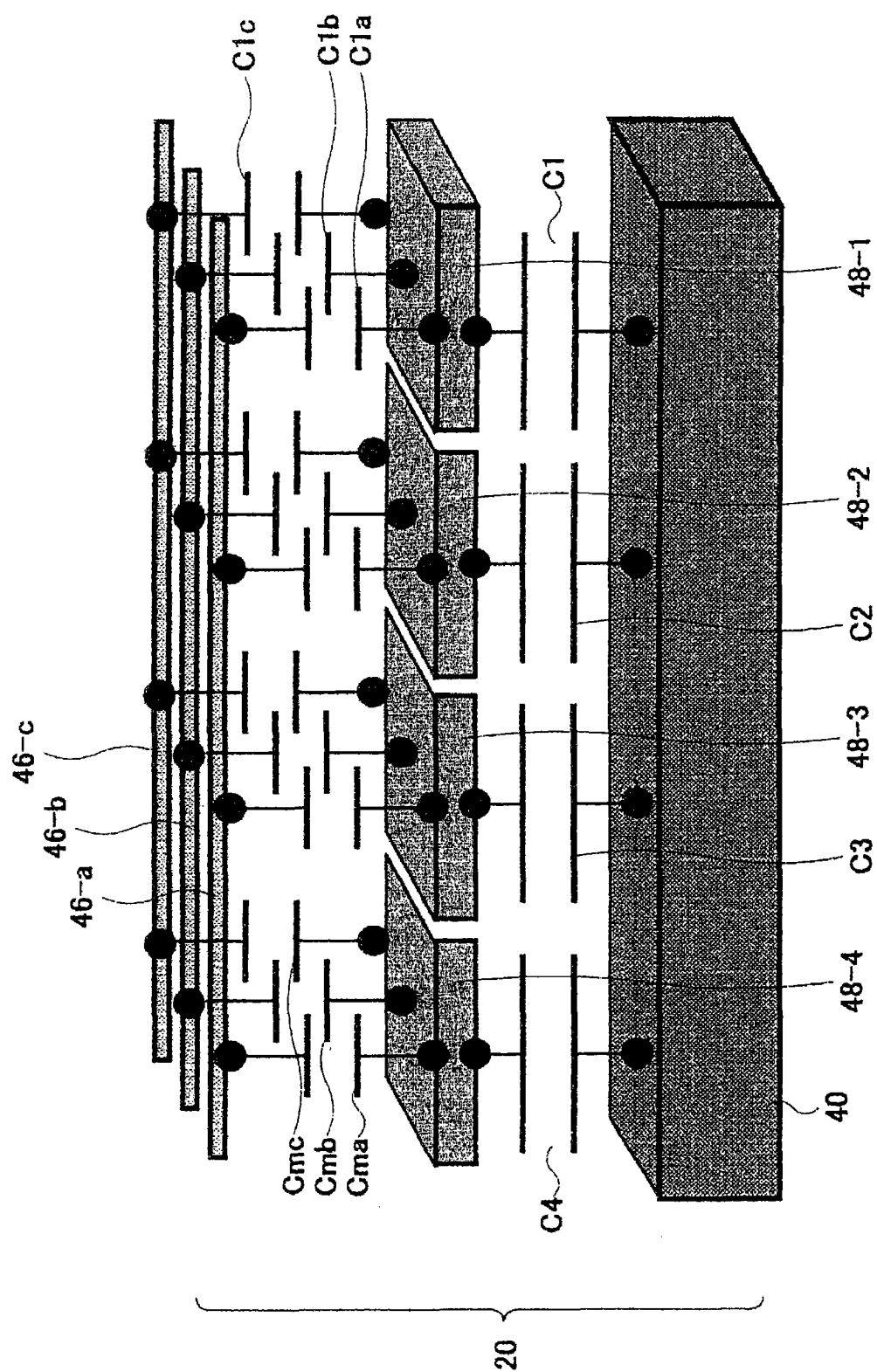


图 6

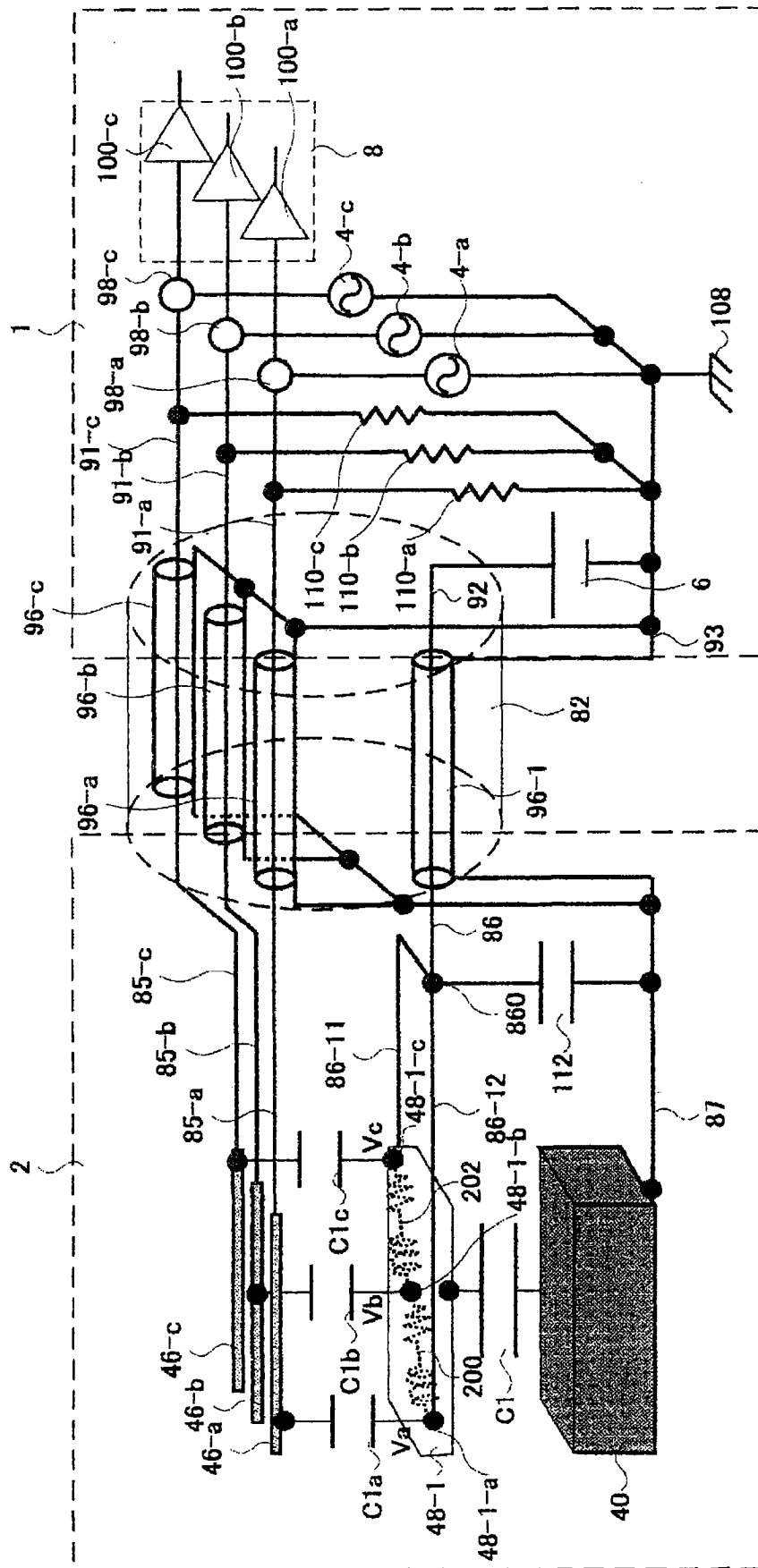


图 7

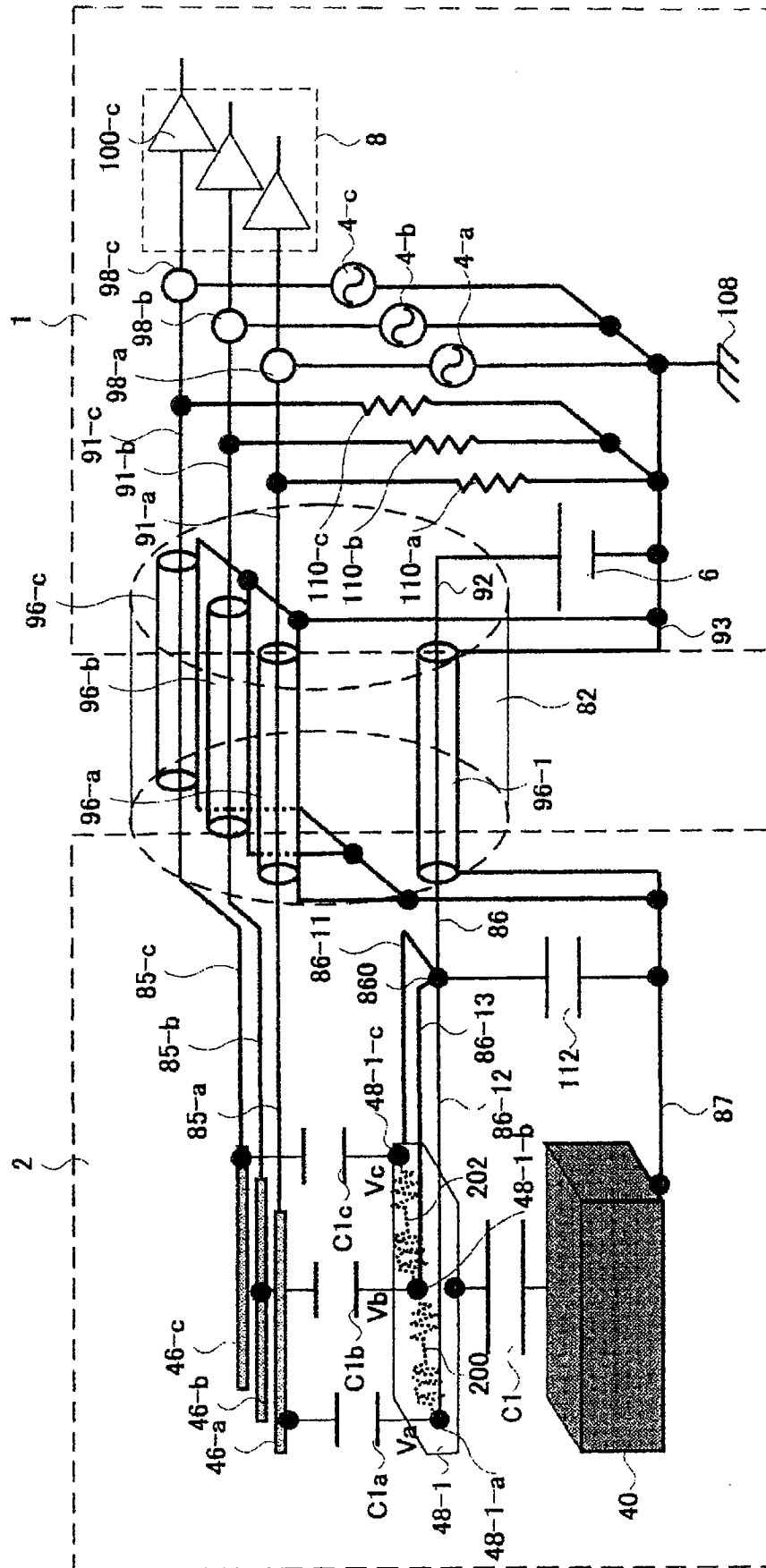


图 8

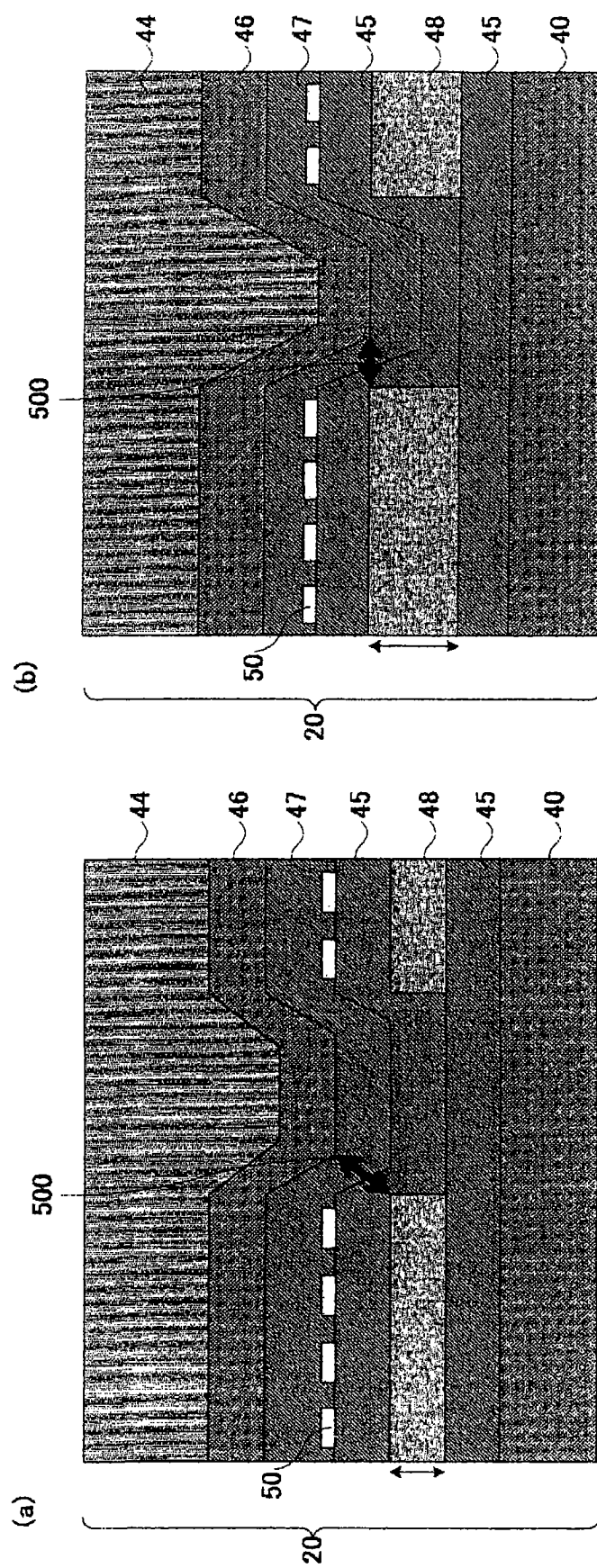


图 9

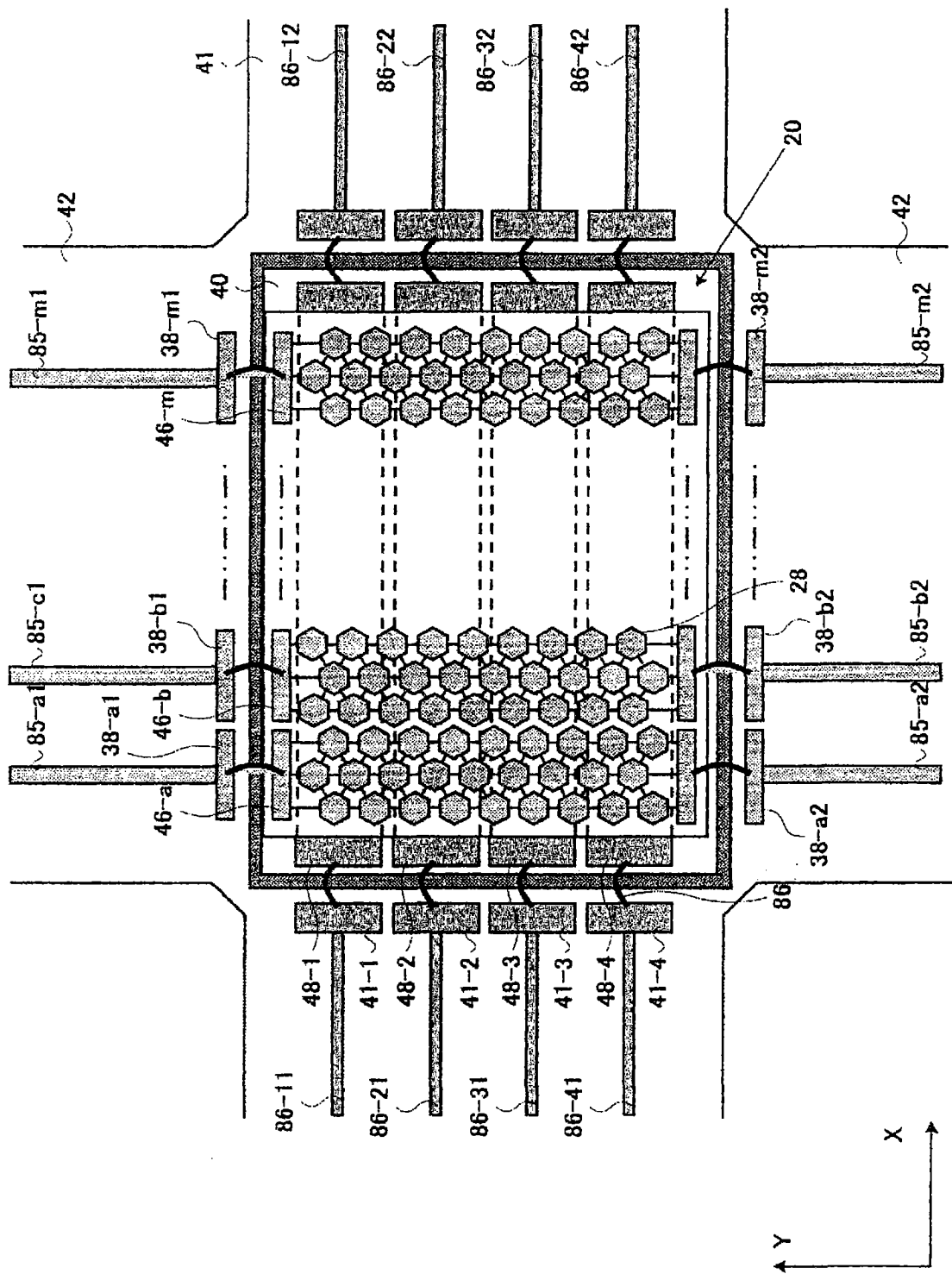


图 10

专利名称(译)	超声波探头及超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN101686826B	公开(公告)日	2012-10-10
申请号	CN200880023913.8	申请日	2008-07-01
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
[标]发明人	浅房胜德 深田慎		
发明人	浅房胜德 深田慎		
IPC分类号	A61B8/00 H04R19/00		
CPC分类号	B06B1/0292 A61B8/4444 A61B8/4494		
代理人(译)	朱丹		
优先权	2007181570 2007-07-11 JP		
其他公开文献	CN101686826A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种超声波探头及超声波诊断装置，其使在上部电极或下部电极中产生的寄生阻抗降低，从而使交调失真降低。超声波探头包括：具有多个振动元件的cMUT芯片(20)、在cMUT芯片(20)的超声波照射侧的音响透镜(26)、在cMUT芯片(20)的背面的背衬层(22)、连接cMUT芯片(20)的配线，在该超声波探头中，cMUT芯片(20)具有多个上部电极(46)和多个下部电极(48)，下部电极(48)在2个以上的部位与配线连接。

