



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101404786 B

(45) 授权公告日 2012.06.13

(21) 申请号 200810168985.3

JP 2005296127 A, 2005.10.27,

(22) 申请日 2008.10.06

审查员 贾杨

(30) 优先权数据

260320/2007 2007.10.03 JP

(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 武内俊 宫岛泰夫 小川隆士

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 徐殿军

(51) Int. Cl.

A61B 8/06 (2006.01)

(56) 对比文件

JP 2003009288 A, 2003.01.10,

CN 1481759 A, 2004.03.17,

US 2008045838 A1, 2008.02.21,

US 2008045838 A1, 2008.02.21,

JP 7303300 A, 1995.11.14,

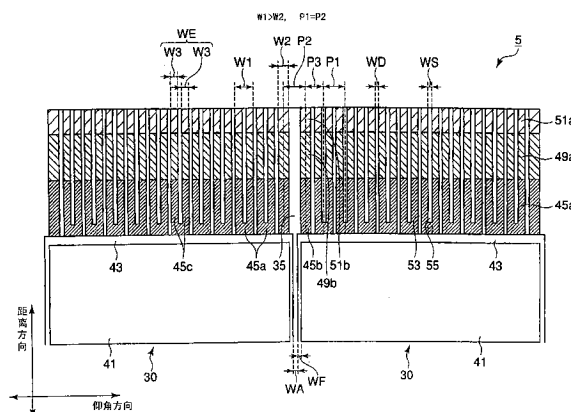
权利要求书 1 页 说明书 6 页 附图 8 页

(54) 发明名称

超声波探头以及超声波诊断装置

(57) 摘要

一种超声波探头,具备至少沿着仰角方向结合的多个模块。模块具有多个第1振子,该多个第1振子关于仰角方向具有第1宽度。模块具有至少一个第2振子,该第2振子关于仰角方向具有比第1宽度窄的第2宽度。第2压电振子配置在关于仰角方向的模块端部。模块配置为,其第2压电振子面向相邻的模块的第2压电振子。



1. 一种超声波探头,具备至少沿着第 1 方向结合的多个模块,其特征在于,
上述多个模块的每一个具有:
多个第 1 振子,该第 1 振子关于上述第 1 方向具有第 1 宽度;以及
至少一个第 2 振子,该第 2 振子关于上述第 1 方向具有比上述第 1 宽度窄的第 2 宽度,
并且配置在关于上述第 1 方向的上述模块的两端部或一端部,
上述多个模块的每一个,以上述第 2 振子面向相邻的上述模块的上述第 2 振子的方式
结合,
在上述第 1 方向上结合的 2 个上述第 2 振子的中心间的距离,大致等于沿着上述第 1
方向邻接的 2 个上述第 1 振子的中心间的距离。
2. 如权利要求 1 记载的超声波探头,其特征在于,上述多个第 1 振子不仅沿着上述第 1
方向,还沿着与上述第 1 方向交叉的第 2 方向排列。
3. 如权利要求 1 记载的超声波探头,其特征在于,上述多个模块不仅沿着上述第 1 方
向,还沿着与上述第 1 方向交叉的第 2 方向结合。
4. 如权利要求 1 记载的超声波探头,其特征在于,上述第 1 振子具有槽。
5. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备超声波探头,该超声波探头具有至少沿着第
1 方向结合的多个模块,
上述多个模块的每一个具有:
多个第 1 振子,该第 1 振子关于上述第 1 方向具有第 1 宽度;以及
至少一个第 2 振子,该第 2 振子关于上述第 1 方向具有比上述第 1 宽度窄的第 2 宽度,
并且配置在关于上述第 1 方向的上述模块的两端部或一端部,
上述多个模块的每一个,以上述第 2 振子面向相邻的上述模块的上述第 2 振子的方式
结合,
在上述第 1 方向上结合的 2 个上述第 2 振子的中心间的距离,大致等于沿着上述第 1
方向邻接的 2 个上述第 1 振子的中心间的距离。

超声波探头以及超声波诊断装置

[0001] 本发明基于并要求于 2007 年 10 月 3 日提出的日本在先申请 No. 2007-260320, 该在先申请的全部内容援引入本发明。

技术领域

[0002] 本发明涉及一种具有多个模块的超声波探头以及超声波诊断装置。

背景技术

[0003] 已知一种具有多个压电振子的超声波探头。作为该超声波探头的应用例, 已知至少在一个方向上结合 2 个以上的模块而构成的超声波探头 (例如, 参照日本特开 2004-41730 号公报)。

[0004] 图 8 表示由多个模块 90 构成的超声波探头 100 的横截面图。超声波探头 100 具有 2 个模块 90。模块 90 具有背面材 91。在背面材 91 的上部经由具有厚度为 $W90$ (典型的为 $50\text{ }\mu\text{m}$) 的柔性 PC 板 (FPC) 93 设置有多压电振子 95。模块 90 沿着第 1 方向具有 12 个压电振子 95。典型的, 沿着压电振子 95 的第 1 方向的宽度 $W91$ 为 $250\text{ }\mu\text{m}$ 。并且, 经小块切割 (dicing) 的压电振子 95 间的槽的宽度 $W93$ 的典型的宽度为 $50\text{ }\mu\text{m}$ 。因此在模块 90 的内部, 相邻的 2 个压电振子 95b 的中心间的距离 $p90$ 为 $300\text{ }\mu\text{m}$ 。

[0005] 模块 90 通过硅粘结等在第 1 方向上被结合, 其粘结层 96 的厚度 $W96$ 典型为 $50\text{ }\mu\text{m}$ 。为了使模块 90 结合, 并且为了使 FPC93 贯通被结合的面和面之间, 被结合的 2 个压电振子 95a 的中心间的距离 $p91$ 变为 $400\text{ }\mu\text{m}$ 。即, 距离 $p91$ 比距离 $p90$ 宽。其结果是旁瓣上升。

[0006] 这样构成的模块中, 存在为了抑制不需要的振动而对压电振子进行辅助小块切割的情况。这里, 将通过辅助小块切割而被分割并具有宽度 $W97$ 的压电振子 95b 的一部分称为压电振子片 95c。通过辅助切割而生成的槽的宽度 $W98$ 的典型的宽度为 $50\text{ }\mu\text{m}$ 。因此, 因为压电振子片 95c 的宽度 $W97$ 为 $100\text{ }\mu\text{m}$, 模块 90 内部的压电振子 95c 的实际宽度 $W99$ ($W99 = 2 \times W97$) 为 $200\text{ }\mu\text{m}$ 。

[0007] 如图 8 所示, 在对压电振子 95b 进行辅助小块切割的情况下, 为了确保机械强度, 仅对模块 90 端部的压电振子 95a 进行辅助小块切割。但是, 在该情况下, 压电振子 95a 的宽度 $W91$ 比压电振子 95b 的实际宽度 $W99$ 恰好宽 $50\text{ }\mu\text{m}$ 。因此, 当在压电振子 95a 和压电振子 95b 上施加同一驱动电压时, 由压电振子 95a 产生的超声波的强度比由压电振子 95b 产生的超声波的强度高大约 2dB。其结果, 声压分布变为反梯度 (inverse-weighting), 旁瓣进一步上升。

发明内容

[0008] 本发明的目的是在由多个模块构成的超声波探头以及超声波诊断装置中, 能够减少旁瓣的上升。

[0009] 本发明的第 1 方案的超声波探头, 具备至少沿着第 1 方向结合的多个模块, 其特征在于, 上述多个模块的每一个具有: 多个第 1 振子, 该多个第 1 振子关于上述第 1 方向具有

第 1 宽度 ; 以及至少一个第 2 振子, 该第 2 振子关于上述第 1 方向具有比上述第 1 宽度窄的第 2 宽度, 并且配置在关于上述第 1 方向的上述模块的两端部或一端部。

[0010] 本发明的第 2 方案的超声波探头, 具备 : 多个第 1 振子, 关于第 1 方向具有第 1 宽度, 并且沿着上述第 1 方向和与上述第 1 方向垂直的第 2 方向排列成 2 维状 ; 以及多个第 2 振子, 关于上述第 1 方向具有比上述第 1 宽度窄的第 2 宽度, 并且沿着上述第 1 方向和上述第 2 方向排列成 2 维状, 上述多个第 1 振子和上述多个第 2 振子至少沿着上述第 1 方向交替地排列。

[0011] 本发明的第 3 方案的超声波诊断装置, 具备超声波探头, 该超声波探头具有至少沿着第 1 方向结合的多个模块, 上述多个模块的每一个具有 : 多个第 1 振子, 该多个第 1 振子关于上述第 1 方向具有第 1 宽度 ; 以及至少一个第 2 振子, 该第 2 振子关于上述第 1 方向具有比上述第 1 宽度窄的第 2 宽度, 并且配置在关于上述第 1 方向的上述模块的两端部或一端部。

[0012] 更多的目的及优点将在接下来的部分进行说明和例示, 而且部分地将通过说明及实施而更加明确。并且, 下文的说明尤其能够描述并突出本发明的目的及优点。

附图说明

[0013] 下面的附图作为说明书的一部分, 将解释本发明的具体内容, 并与接下来的说明及实施例一起, 诠释本发明的各个方面。

[0014] 图 1 为表示本发明的实施方式的超声波诊断装置的构成的图。

[0015] 图 2 为简略地表示图 1 的超声波探头的构造的立体图。

[0016] 图 3 为简略地表示图 2 的超声波探头的构造的俯视图。

[0017] 图 4 为图 3 的 4-4' 截面图。

[0018] 图 5 为表示由图 3 的各压电振子产生的超声波强度的不同的图。

[0019] 图 6 为表示本实施方式的超声波探头和现有的超声波探头的超声波特性的不同的图。

[0020] 图 7 为本实施方式的未经辅助小块切割的超声波探头的横截面图。

[0021] 图 8 现有的超声波探头的横截面图。

具体实施方式

[0022] 接下来, 参照附图对本发明的实施方式进行说明。

[0023] 图 1 为表示本实施方式的超声波探头和超声波诊断装置的构成的图。如图 1 所示, 超声波诊断装置 1 包括超声波探头 5 和超声波诊断装置主体 10。

[0024] 超声波探头 5 与超声波诊断装置主体 10 相连接。超声波探头 5 接收来自超声波诊断装置主体 10 的超声波驱动脉冲并产生超声波, 并且接收由被检测体反射的超声波。超声波探头 5 将接收的超声波转换为回声信号, 并发送到超声波诊断装置主体 10。超声波探头 5 具有本实施方式特有的构造。该特有的构造如下所述。

[0025] 超声波诊断装置主体 10 具有 : 超声波发送部 11、超声波接收部 12、B 模式处理部 13、多普勒处理部 14、扫描变换器 15、图像合成部 16、监视器 17、存储部 18、控制部 19 以及输入部 20。下面, 对每个构成要素的功能进行说明。

[0026] 超声波发送部 11 具有：未图示的速率脉冲产生电路、延迟电路以及驱动脉冲产生电路等。速率脉冲产生电路以规定的速率频率 $frHz$ （周期： $1/fr$ 秒）反复产生速率脉冲。延迟电路使超声波对于每个频道聚集成束状并赋予各速率脉冲以决定发送指向性所需的延迟时间。驱动脉冲产生电路在基于各延迟后的速率脉冲的定时，产生超声波驱动脉冲。接收了超声波驱动脉冲的超声波探头 5 的多个压电振子产生超声波。

[0027] 超声波接收部 12 具有：未图示的放大器电路、A/D 转换器以及加法器等。放大电路对于每个频道放大回声信号。A/D 转换器通过将放大后的回声信号抽样和量化，而由模拟信号转换为数字信号。延迟电路对转换为数字信号后的各回声信号赋予延迟时间，该延迟时间是聚焦成束状并依次改变接收指向性所需的延迟时间。加法器对赋予了延迟时间的回声信号进行加法运算。进行加法运算处理后的回声信号被供给到 B 模式处理部 13 以及多普勒处理部 14。

[0028] B 模式处理部 13 对从超声波接收部 12 供给的回声信号进行对数放大，对经对数放大后的回声信号进行包络线检波。通过包络线检波，B 模式处理部 13 生成以亮度表现回声信号的信号强度的亮度数据。B 模式处理部 13 将该亮度数据供给到扫描变换器 15。被供给的亮度数据作为 B 模式图像被表示在监视器 17 上。

[0029] 多普勒处理部 14 通过对从超声波接收部 12 供给的回声信号进行频率解析，算出由多普勒效应所产生的血流等的多普勒信号。多普勒处理器 14 基于血流等多普勒信号，在多个点算出以血流等的平均速度、速度的离散、多普勒信号的能量等为代表的血流信息等数据。多普勒处理部 14 将算出的血流信息等数据发送到扫描变换器 15。被发送的血流信息等数据作为平均速度图像、离散图像、能量图像或这些的组合图像而被表示在监视器 17 上。

[0030] 扫描变换器 15 将接收的亮度数据或血流信息等数据的超声波扫描的扫描线信号列转换为电视等一般的视频格式的扫描线信号列，生成视频信号并发送到图像合成部 16。

[0031] 图像合成部 16 从扫描变换器 15 或存储部 18 接收视频信号，合成视频信号、各种参数的文字信息或读数等，输出到监视器 17。

[0032] 监视器 17 基于来自图像合成部 16 的视频信号将生物体内的形态学信息和血流信息作为图像显示出来。

[0033] 存储部 18 存储用于执行图像生成及显示处理的控制程序、和各种图像数据等。

[0034] 系统控制部 19 对各构成要素进行控制，以实现作为超声波诊断装置主体 10 的动作。

[0035] 输入部 20 具有：用于将来自操作者的指示输入到超声波振动装置主体 10 的各种开关、按钮、跟踪球、鼠标或键盘等。

[0036] 下面，对本实施方式的超声波探头 5 特有的构造进行说明。图 2 为表示超声波探头 5 的构成的立体图。如图 2 所示，超声波探头 5 具有沿着仰角（侧面）方向而结合的 2 个模块 30。相邻的模块 30 例如通过硅等粘结。另外，2 个模块是一个例子，根据需要也可以将 3 个、4 个或更多的模块 30 结合。这里，将超声波探头 5 的电子扫描方向作为方位角（方位）方向（Azimuth direction），将与电子扫描面相垂直的方向作为仰角（侧面）方向（Elevation direction），将与方位角方向和仰角方向相垂直的方向作为距离方向（Range direction）。

[0037] 模块 30 具有作为吸音材的背面材（填充材）41。背面材 41 形成矩形块状。在背面材 41 的上部，经由柔性 PC 板（FPC）43 与多个压电振子 45 相接合。

[0038] 多个压电振子 45 在仰角方向以及方位角方向上隔开规定的间隔配置。这样的多个压电振子 45 形成 2 维阵列构造。压电振子 45 例如配置成沿着仰角方向 12 列，沿着方位角方向 40 列，共计 480 个排列。当然也可以排列其它数量的压电振子 45。

[0039] 各压电振子 45 具有压电元件 46、形成在压电元件 46 的下部的信号电极 47 以及形成在压电元件 46 的上部的接地电极 48。关于压电振子 45 的排列在下文中详细叙述。

[0040] 压电元件 46 由二元系或三元系的压电陶瓷或压电单结晶构成。

[0041] 信号电极 47 由铜箔等金属箔形成。多个信号电极 47 与设置在 FPC43 上的多个布线——电气地连接。通过该连接关系，能够对多个压电振子 45 独立地提供驱动信号。

[0042] FPC43 如上所述设置在背面材 41 和压电振子 45 之间。FPC43 由用于向多个信号电极 47 供给电力的多个布线以及具有柔软性的基板等构成。信号电极 47 和布线被电气地连接。经由该布线在信号电极 47 上施加来自超声波发送部 11 的规定的电压。FPC43 沿着背面材 41 的仰角方向的两侧面，折弯成大致 90° 。

[0043] 接地电极 48 以铜箔等金属箔为材料构成。接地电极 48 通过与沿着超声波探头 5 的仰角方向的两侧面相连接的接地取出电极（未图示）而被取出。接地取出电极是用于将接地电极 48 接地连接的电极。虽然未图示，但接地取出电极在超声波探头 5 的两侧面与 FPC43 连接并一体化。

[0044] 在各压电振子 45 的上部，经由接地电极 48 设置有第 1 音响整合层 49。第 1 音响整合层 49 以导电性材料为材料形成。第 1 音响整合层 49 的上部与第 2 音响整合层 51 相连接。第 2 音响整合层 51 以绝缘性材料为材料形成。第 1 音响整合层 49 以及第 2 音响整合层 51 用于使音响阻抗从压电振子 45 向被检测体阶段地变化而设置。第 2 音响整合层 51 的上部以覆盖全部第 2 音响整合层 51 的上部的方式设置音响透镜（未图示）。另外，虽然本实施方式的超声波探头 5 为具有第 1 音响整合层 49 以及第 2 音响整合层 51 的构成，但是也可以是仅具有第 1 音响整合层 49 的构成。

[0045] 压电振子 45、第 1 音响整合层 49 以及第 2 音响整合层 51 通过间隙 53 沿着仰角方向以及方位角方向被分割。各间隙 53 中，典型地填充有环氧树脂等树脂材料或者填充有在环氧树脂等树脂材料中混入填充物材料而形成的填充材料。

[0046] 图 3 是图 2 的超声波探头 5 的简略的俯视图。如图 3 所示，2 个模块 30（图 3 的粗框）经由由硅构成的粘结层 35 而结合。在 1 个模块 30 上，沿着仰角方向排列有 12 列，沿着方位角方向配置有 40 列，共计 480 个压电振子 45。压电振子 45 根据仰角方向的宽度被分为第 1 压电振子 45a 和第 2 压电振子 45b。第 1 压电振子 45a 沿着仰角方向具有宽度 $W1$ 。第 1 压电振子 45a 设置在沿着模块 30 的仰角方向的内部。图 3 中，第 1 压电振子 45a 沿着仰角方向每 10 个地设置。第 2 压电振子 45b 沿着仰角方向具有宽度 $W2$ 。第 2 压电振子 45b 设置在沿着模块 30 的仰角方向的端部。为了实现旁瓣上升的减少，宽度 $W1$ 被设计成比宽度 $W2$ 大。

[0047] 当将超声波探头 5 作为整体来看而不仅单独看模块 30 时，超声波探头 5 中，在仰角方向上设置 24 列，方位角方向上设置 40 列，共计 960 个压电振子 45。在沿着仰角方向的超声波探头 5 的两端部设置第 2 压电振子 45b。另外，在沿着仰角方向相邻接的模块 30 的

边界部分也设置第 2 压电振子 45b。在剩余的部分上设置有第 1 压电振子 45a。

[0048] 图 4 为图 3 的 4-4' 截面图。如图 4 所示,模块 30 具有背面材 41。背面材 41 的上部经由具有厚度 WF 的 FPC43 与多个压电振子 45 相接合。厚度 WF 典型地为 $50\ \mu\text{m}$ 。FPC43 在背面材 41 的两侧面被折弯成大约 90° 。模块 30 通过硅粘结等被结合在仰角方向上。更详细来说,模块 30 以该第 2 压电振子 45b 夹着粘结层 35 并与相邻的模块 30 的第 2 压电振子 45b 相面对的方式被结合。由硅形成的粘结层 35 的厚度(被粘合的 2 个 FPC43 之间的距离)WA,典型地为 $50\ \mu\text{m}$ 。

[0049] 如图 4 所示,邻接的第 1 压电振子 45a 之间、邻接的第 2 压电振子 45b 之间、以及邻接的第 1 压电振子 45a 和第 2 压电振子 45b 之间设置小块切割槽 53。小块切割槽 53 沿着仰角方向具有宽度 WD。该宽度 DS 根据小块切割板的厚度而决定。典型地,宽度 DS 为 $50\ \mu\text{m}$ 。

[0050] 沿着仰角方向的第 1 压电振子 45a 的宽度 W1 典型地被设计成 $250\ \mu\text{m}$ 。在第 1 压电振子 45a 上有通过由小块切割板进行辅助小块切割而形成的辅助小块切割槽 55。辅助小块切割槽 55 沿着仰角方向具有宽度 WS。宽度 WS 根据小块切割板的厚度而决定。典型地,宽度 WS 与宽度 WD 相等,为 $50\ \mu\text{m}$ 。这里,将通过辅助小块切割被分断为 2 个的第 1 压电振子 45a 的各部分称作第 1 压电振子片 45c。第 1 压电振子片 45c 沿着仰角方向具有宽度 W3。宽度 W3 为 $100\ \mu\text{m}$ 。因此,第 1 压电振子 45b 的实际宽度 WE ($WE = 2 \times W3 = W1 - WS$) 变为 $200\ \mu\text{m}$ 。并且,邻接的 2 个第 1 压电振子 45a 的中心间的距离(第 1 压电振子间距离) p1 为 $300\ \mu\text{m}$ 。

[0051] 如图 4 所示,模块 30 的端部上设置的第 2 压电振子 45b 为了机械强度的增强而没有被小块切割。宽度 W2 被决定为,结合的 2 个第 2 压电振子 45b 的中心间的距离(第 2 压电振子间距离) P2 与第 1 压电振子间距离 p1 相等。即,宽度 W2 变为 $150\ \mu\text{m}$ 。并且,第 1 压电振子的中心和第 2 压电振子的中心的距离(第 1-第 2 压电振子间的距离) p3 为 $250\ \mu\text{m}$ 。

[0052] 下面,对具有上述构成的超声波探头 5 的效果进行说明。

[0053] (1) 根据图 8 所示的现有的超声波探头 100 的构成,经由粘结层邻接的 2 个压电振子 95a 的中心间的距离 p91,比模块内部的邻接的 2 个压电振子 95b 的中心间的距离 p90 大。另一方面,根据图 4 所示的本实施方式的超声波探头 5 的构成,模块 30 端部的压电振子 45b 的宽度 W2 比模块 30 内部的第 1 压电振子 45a 的宽度 W1 窄。因此,能够使第 2 压电振子间距离 p2 和第 1 压电振子间距离 p1 大致相等。其结果是,超声波探头 5 与现有的超声波探头 100 相比,旁瓣的上升被减少。

[0054] (2) 在进行了辅助小块切割的情况下,根据图 8 所示的现有的超声波探头 100 的构成,模块端部的压电振子 95a 的宽度 W91 为 $250\ \mu\text{m}$,模块内部的压电振子 95b 的实际宽度 W99 为 $200\ \mu\text{m}$ 。因此,在压电振子 95a 和压电振子 95b 上施加同一驱动电压的情况下,由压电振子 95a 产生的超声波的强度比由压电振子 95b 产生的超声波的强度高约 2dB。另一方面,根据图 4 所示的本实施方式的超声波探头 5 的构成,通过使第 2 压电振子 45b 的宽度 W2 比第 1 压电振子 45a 的实际宽度 W1 窄,第 2 压电振子 45b 的宽度 W2 变得比第 1 压电振子 45a 的实际宽度 WE 窄。在图 4 的例子中,宽度 W3 为 $150\ \mu\text{m}$,宽度 WE 为 $200\ \mu\text{m}$,因此,在压电振子 45a 和压电振子 45b 上施加同一驱动电压的情况下,如图 5 所示,由第 2 压电振子 45b 产生的超声波的强度比由第 1 压电振子 45a 产生的超声波的强度小约 2dB。其结果是,

由超声波探头 5 产生的超声波的声场不变为反梯度。即,超声波探头 5 与现有的超声波探头 100 相比旁瓣的上升被减少。

[0055] 下面,参照图 6 所示的模拟结果对由超声波探头 5 产生的超声波的特性进行说明。图 6 是表示在 3MHz 驱动,并且在各电压振子上施加同一驱动电压,而且使超声波束对中心轴偏向 45° 的情况下的超声波的声场强度和超声波束的角度之间的关系关系的附图。实线表示本实施方式的超声波探头 5 的数据,虚线表示图 8 的现有的超声波探头 100 的数据。2 个数据都以 45° 的声场强度为 0。如图 6 所示,本实施方式的超声波探头 5 与现有的超声波探头 100 相比,以 $-40^{\circ} \sim +30^{\circ}$ 的宽阔范围减小旁瓣。

[0056] 另外,将上述构成中的第 1 压电振子 45a 作为被辅助小块切割的装置进行了说明。但是并不是必须拘泥于此,第 1 压电振子 45a 不被辅助小块切割也可。图 7 是表示没有被小块切割的超声波探头的横截面图。如图 7 所示,因为第 1 压电振子 45a 的实际宽度 W_1 为 $250 \mu m$,所以由第 2 压电振子 45b 产生的超声波的强度比由第 1 压电振子 45a 产生的超声波的强度低 4dB。因此,声场不会为反梯度,其结果是,与不被辅助小块切割的现有超声波探头相比,图 7 所示的超声波探头减少旁瓣的上升。

[0057] 并且,在上述构成中,模块 30 的粘合方向仅考虑仰角方向。但是,模块 30 也可以不仅与仰角方向,还与方位角方向相结合。即,模块 30 可以被 2 维状地结合。此时,使在方位角方向上被结合的 2 个压电振子的中心间的方位角方向的距离,与在方位角方向的模块内部的压电振子的中心间的方位角方向的距离相等。因此,使在方位角方向上被结合的压电振子的方位角的宽度,关于方位角方向而比沿着模块内部的压电振子的方位角方向的宽度窄即可。

[0058] 并且,在上述构成中,压电振子被配置成 2 维状。但是,并不是必须拘泥于此,也可以将压电振子沿着仰角方向或者方位角方向配置成 1 维状。

[0059] 并且,在上述构成中,在设置具有宽度 W_3 的第 2 压电振子 45b 的场所为模块 30 的两端部。但是,也可以在模块 30 的端部的不与相邻的模块 30 相结合的部分上设置具有宽度 W_1 的第 1 压电振子 45a。

[0060] 这样,根据本实施方式,由多个模块 30 构成的超声波探头 5 以及超声波诊断装置 1 中,能够减少旁瓣的上升。并且,具有超声波探头 5 的超声波诊断装置 1 能够提供精度高的 B 模式图象或多普勒图像等超声波图像。

[0061] 更进一步的优点和改进容易从本发明中得出。因此,本发明不限于描述过的细节及实施方式。在不脱离本发明主旨的范围内,可以进行多种变形。

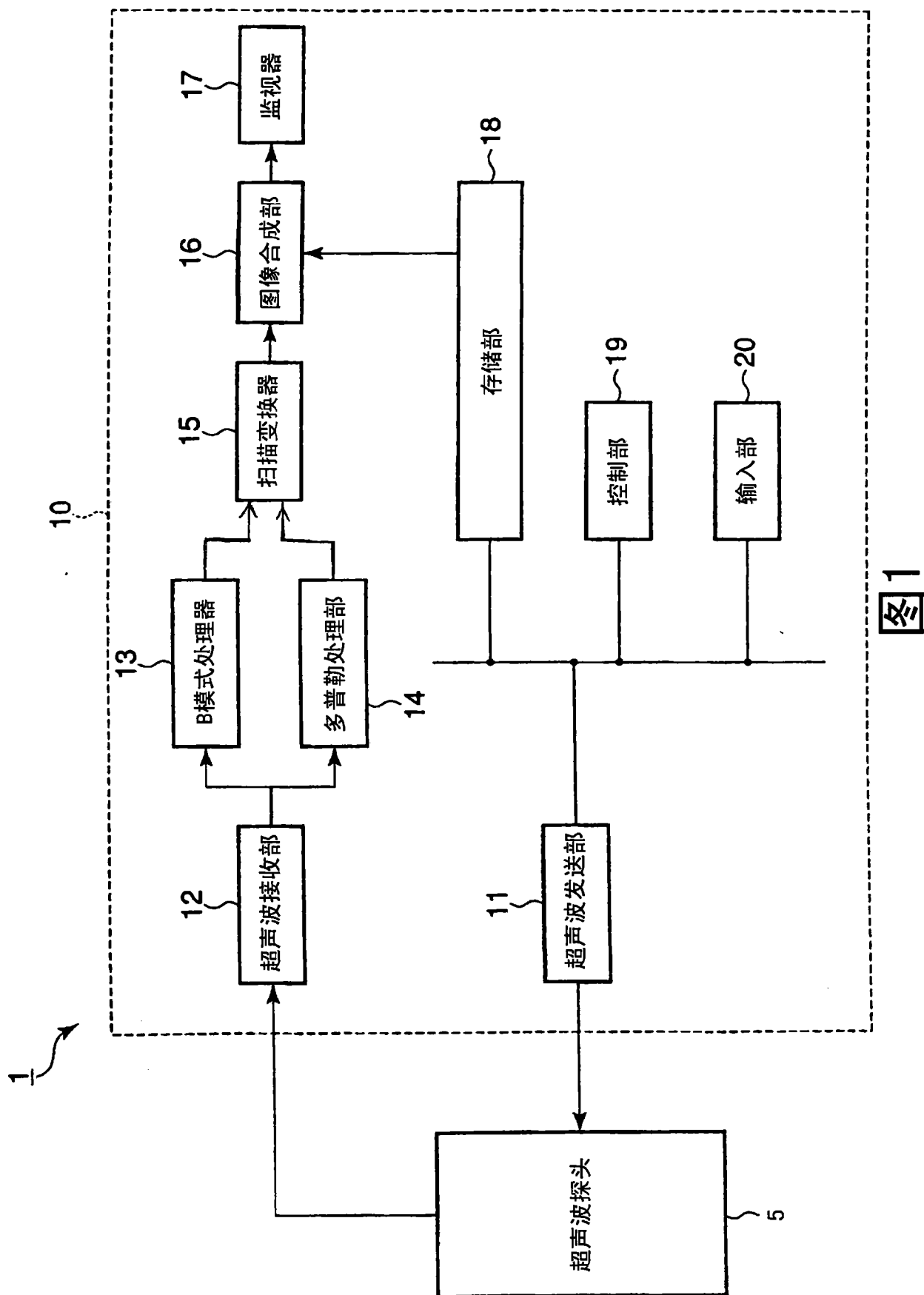


图1

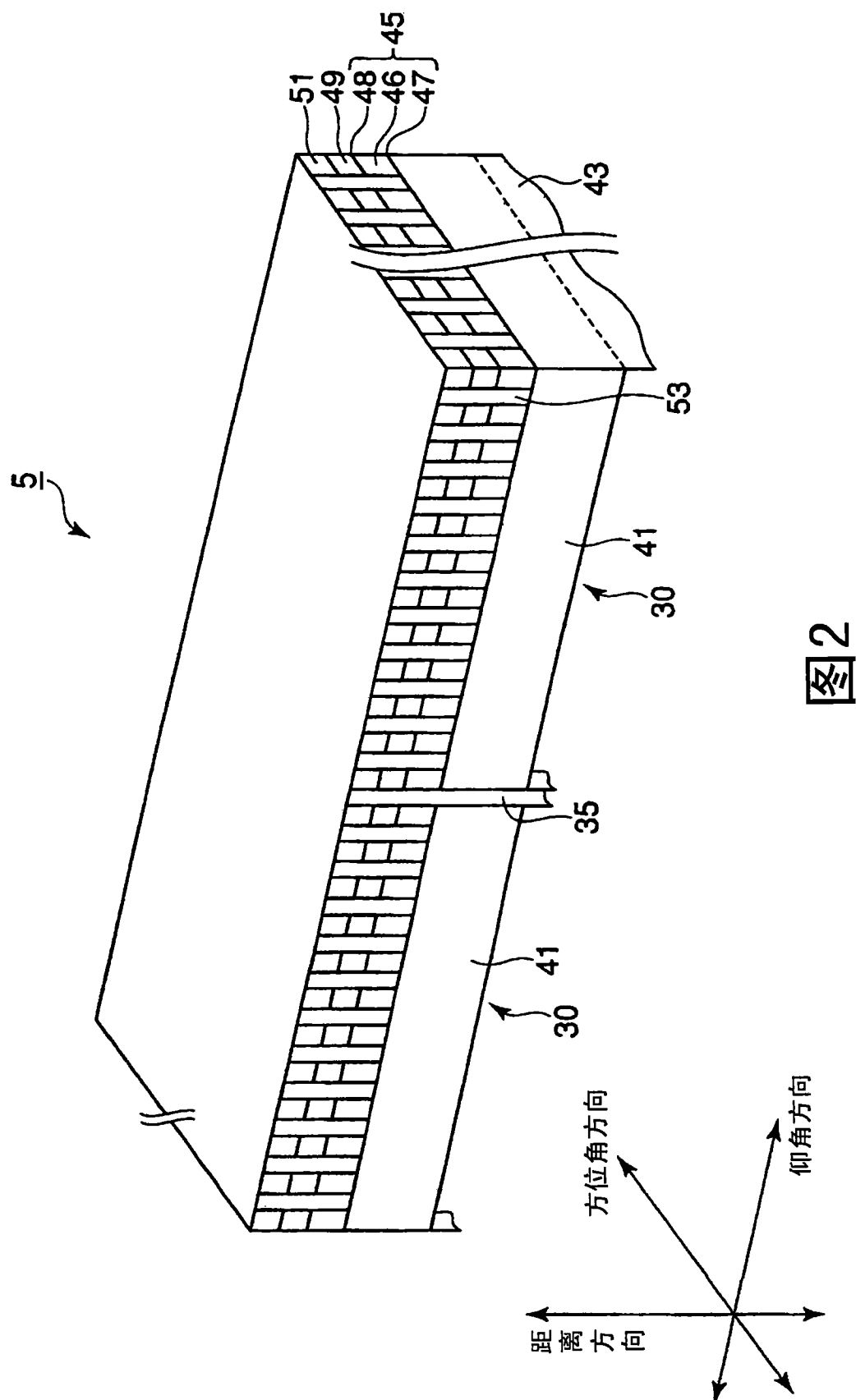


图2

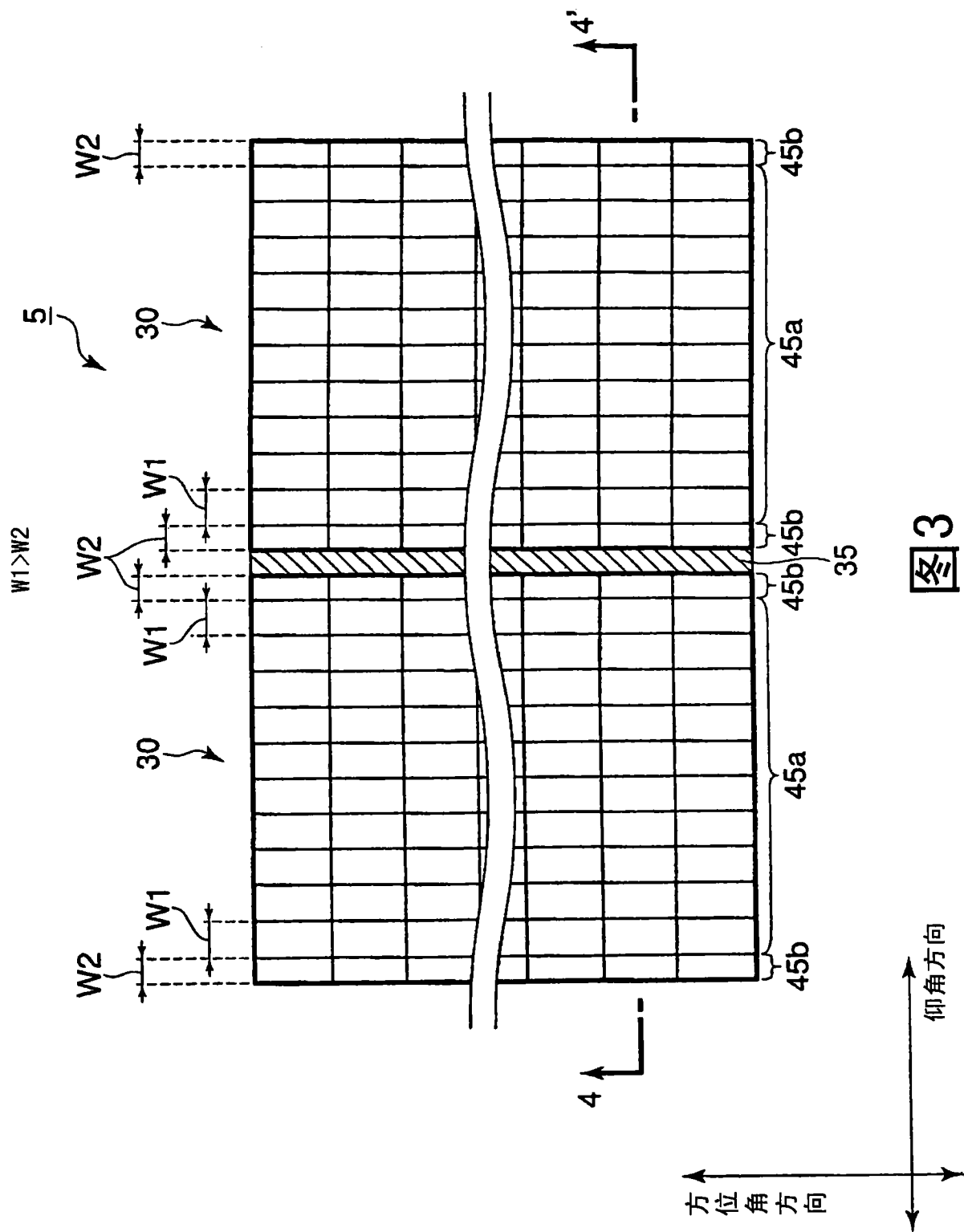
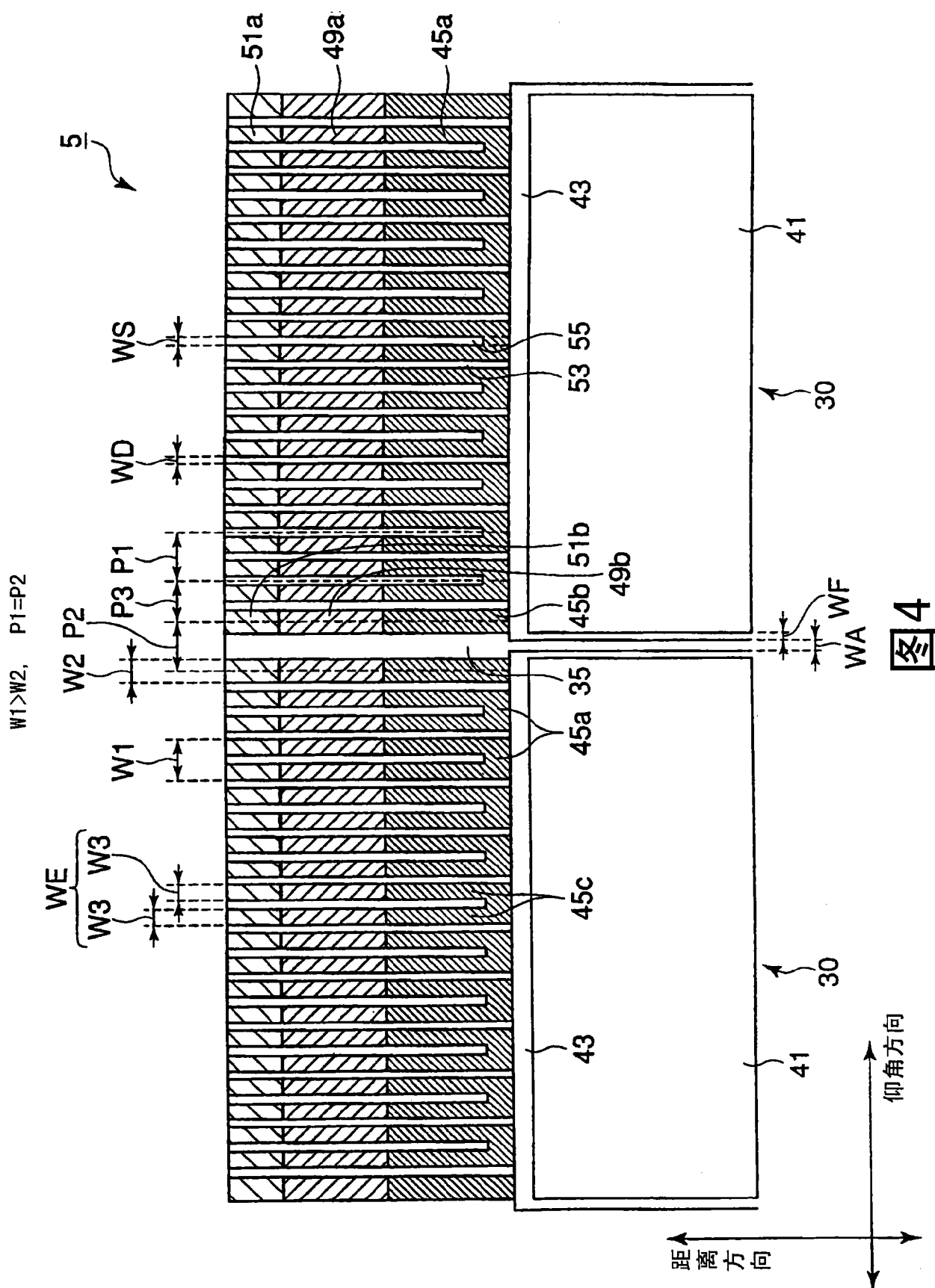


图 3



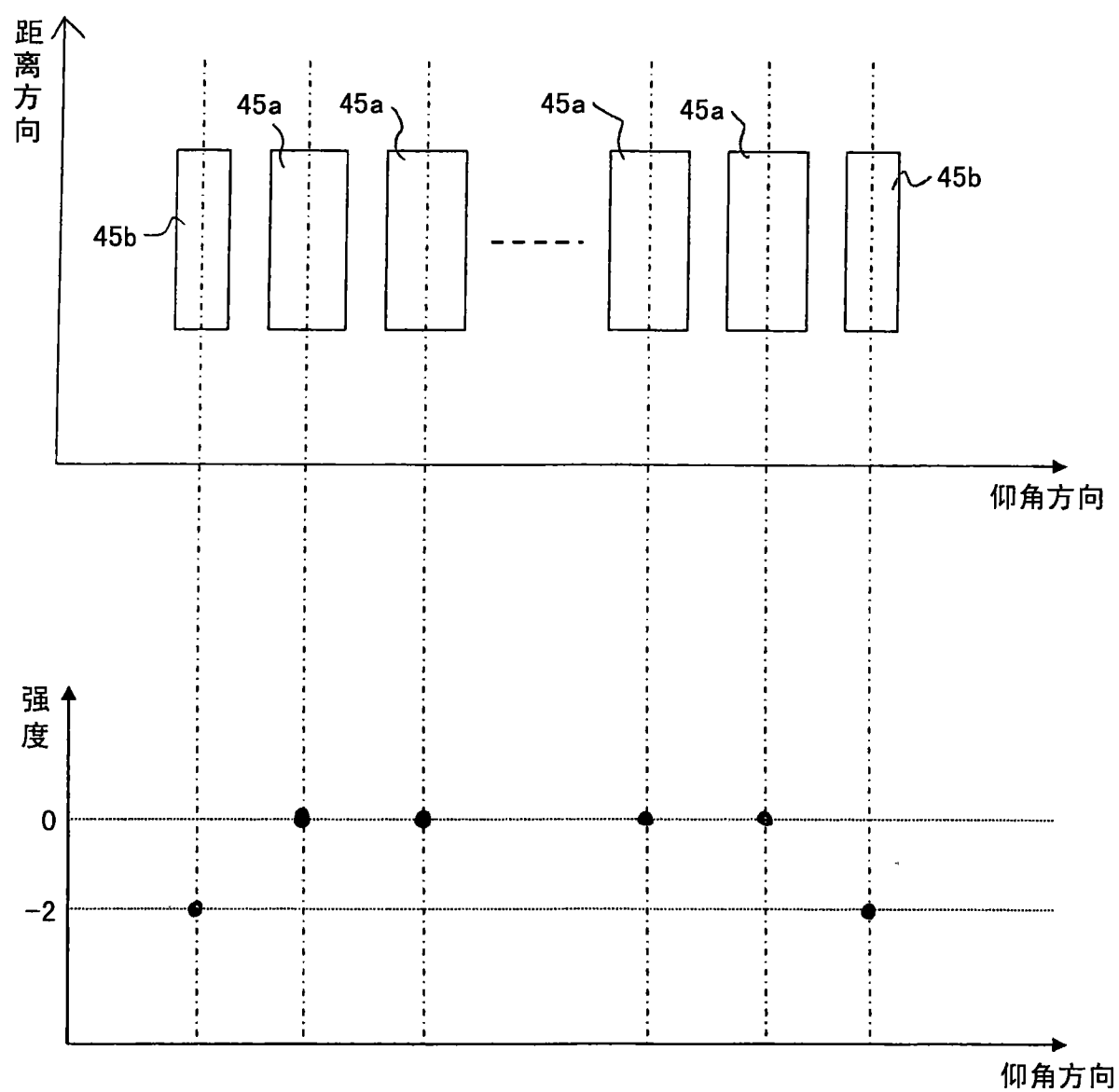


图 5

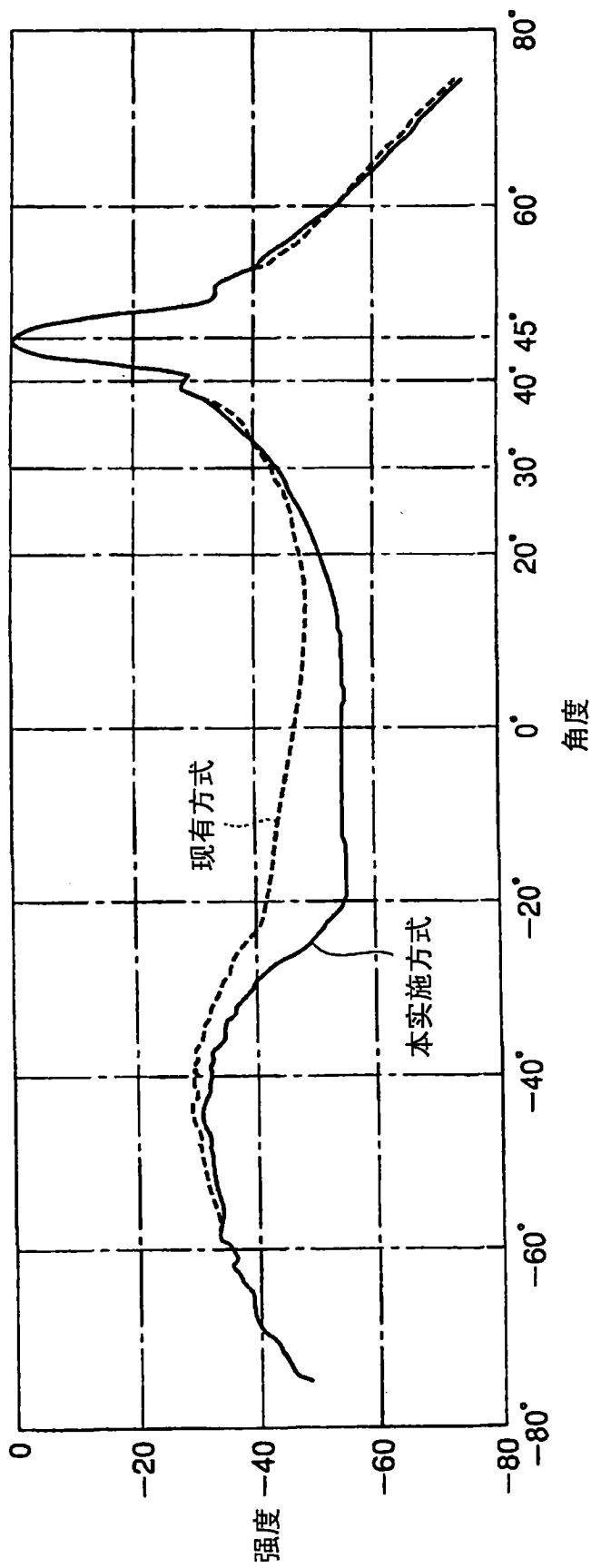
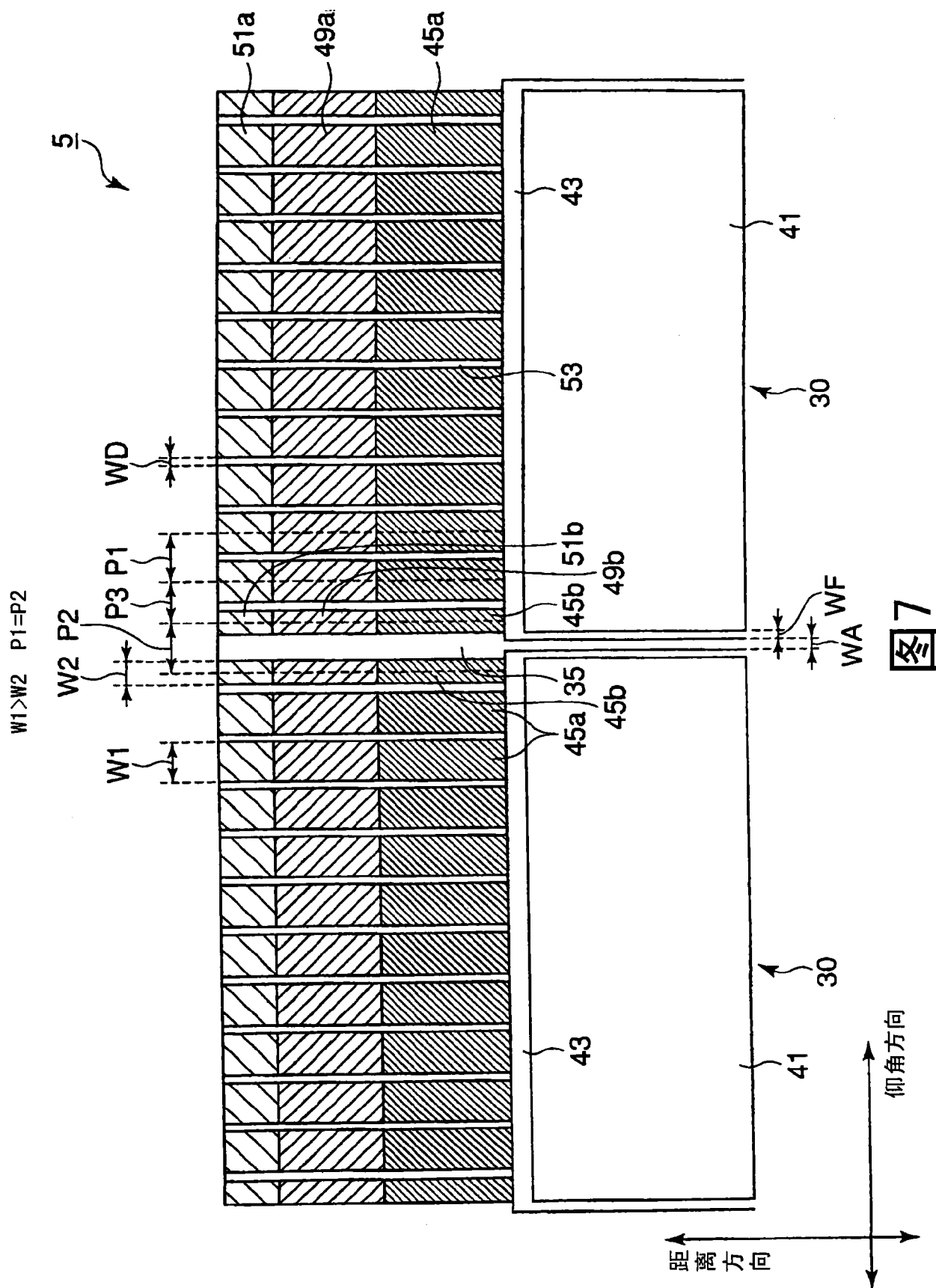
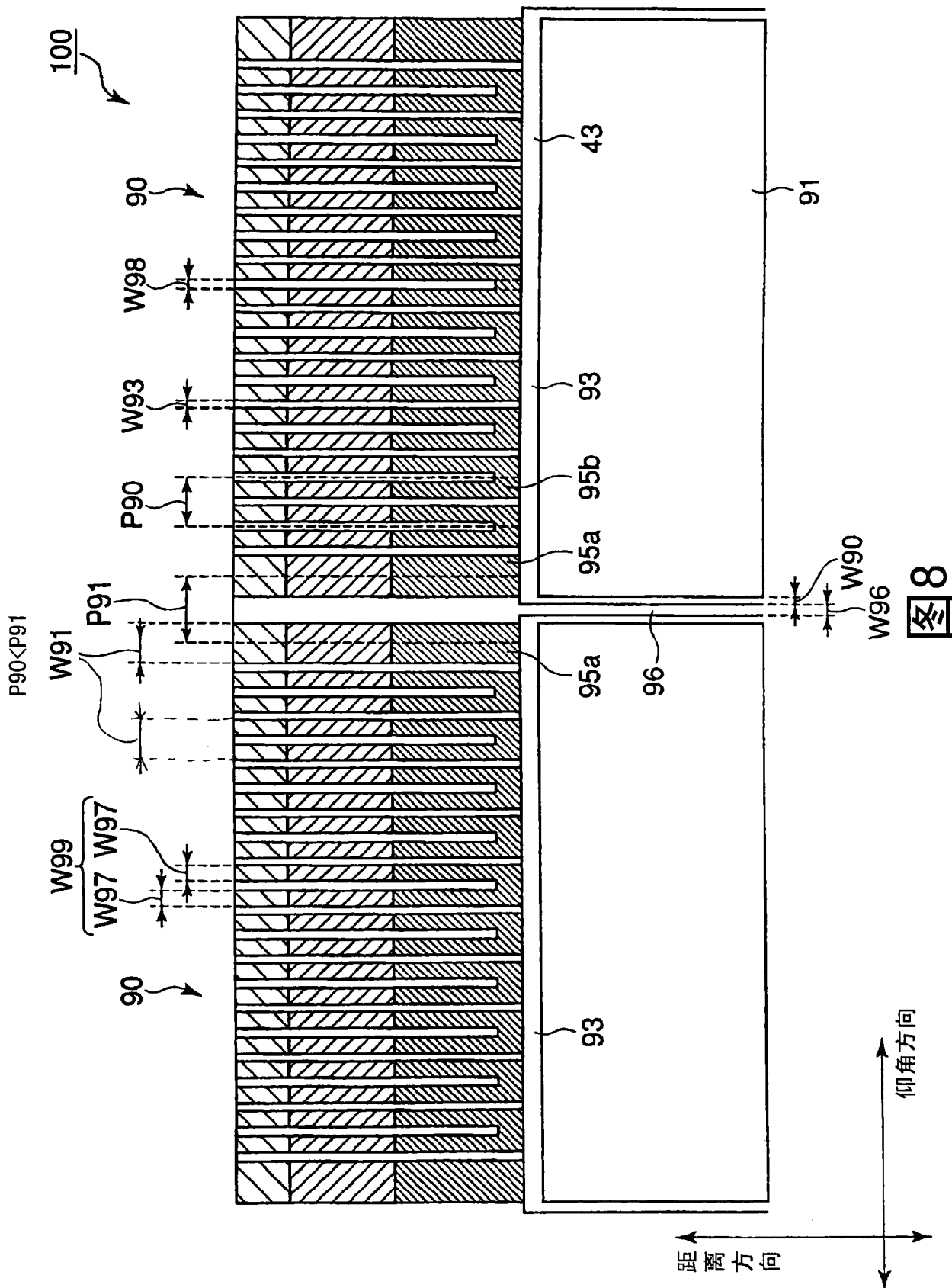


图6





专利名称(译)	超声波探头以及超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN101404786B	公开(公告)日	2012-06-13
申请号	CN200810168985.3	申请日	2008-10-06
[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	武内俊 宫岛泰夫 小川隆士		
发明人	武内俊 宫岛泰夫 小川隆士		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	G01S15/8925 B06B1/0629 G01S7/52047 G01S15/8979		
审查员(译)	贾杨		
优先权	2007260320 2007-10-03 JP		
其他公开文献	CN101404786A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声波探头，具备至少沿着仰角方向结合的多个模块。模块具有多个第1振子，该多个第1振子关于仰角方向具有第1宽度。模块具有至少一个第2振子，该第2振子关于仰角方向具有比第1宽度窄的第2宽度。第2压电振子配置在关于仰角方向的模块端部。模块配置为，其第2压电振子面向相邻的模块的第2压电振子。

