



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103402438 B

(45) 授权公告日 2015. 11. 25

(21) 申请号 201280011419. 6

(22) 申请日 2012. 08. 10

(30) 优先权数据

2011-178935 2011. 08. 18 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 09. 03

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2012/070572 2012. 08. 10

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/024832 JA 2013. 02. 21

(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 本乡宏信 宫岛泰夫 岩间信行

内海勲 石塚正明 平野亨

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

利商标事务所 11038

代理人 肖靖

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 85101265 A, 1987. 01. 24, 全文.

EP 0104929 A2, 1984. 04. 04, 全文.

JP 特许第 2619446 号 B2, 1997. 03. 11, 说明书第 2 页左栏第 3 行至第 3 页右栏第 4 行, 附图 1-7.

US 2011/0021921 A1, 2011. 01. 27, 全文.

WO 96/04589 A1, 1996. 02. 15, 全文.

审查员 陈昭阳

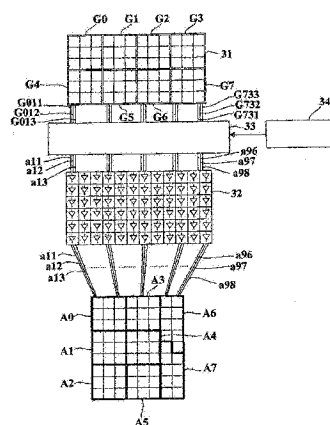
权利要求书1页 说明书8页 附图9页

(54) 发明名称

超声波诊断装置

(57) 摘要

提供在不使布线复杂的情况下可向振子适当分配组的发送延迟时间的超声波诊断装置。实施方式的超声波诊断装置具备多个振子、定时脉冲发生单元、开关单元及开关控制单元。振子发送超声波。定时脉冲发生单元具有向与各振子对应的通道输出基于延迟时间的定时脉冲的输出端子, 将多个输出端子分割为每规定数的输出端子为一组的组, 每个上述组在规定的时间内生成上述发送延迟时间。开关单元选择性地连接通道和输出端子, 上述规定数大于等于 2。开关控制单元将多个通道分割为每与规定数相同的数量的通道为一个区域的区域, 通过连接通道和输出端子, 以组和区域对应的方式控制上述开关单元。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:

多个振子,被配置为矩阵状,发送超声波;

定时脉冲发生单元,具有与上述多个振子对应的输出端子,将该多个输出端子分为具有相同数量的多个组,发生针对每个该组在不同的时间范围内延迟的定时脉冲而从上述输出端子输出;

开关单元,选择性地连接各上述振子和上述输出端子;以及

开关控制单元,在要将配置了的多个振子分割成与上述组相同数量的振子时,各上述组中的振子的排列形状包含不同的形状而被配置的情况下,进行分配并分割,以使得在各上述组所占的区域内各振子相互邻接、且一个振子相对于其他振子以不超过规定的个数的方式离开,控制上述开关,以使得将对应的各上述组内的各输出端子连接到分割得到的各上述组的各振子。

2. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

基于上述开关控制单元的上述分割的定时是发送接收上述超声波的时刻。

3. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述超声波诊断装置具有超声波探头,该超声波探头具备上述多个振子并设置有其识别信息,

上述开关控制单元根据上述超声波探头的上述识别信息进行分割。

4. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述开关控制单元根据诊断模式进行分割。

超声波诊断装置

技术领域

[0001] 本发明的实施方式涉及超声波诊断装置。

背景技术

[0002] 近年,开发了可实时显示 3 维的超声波图像的二维阵列探头而用于诊断。该探头内置了控制达到数千个振子所进行的发送接收的电子电路。

[0003] 在发送时,以从振子发送的超声波波面在焦点会聚的方式设定延迟时间,从定时脉冲发生单元的延迟电路生成基于延迟时间的定时脉冲,从输出端子向振子的通道(channel: 将去往振子或来自振子的信号通路称为通道。)输出。

[0004] 然后,从脉冲发生器向振子输出基于定时脉冲的高频的电压脉冲,从而驱动振子。

[0005] 定时脉冲发生单元采用将包含延迟电路的多个功能的电路汇总为一个的集成电路(ASIC:Application Specific Integrated Circuit,特定用途集成电路)。

[0006] 定时脉冲发生单元被容纳于探头的壳体。通常,壳体的容纳量仅仅为 100cc 左右,因此定时脉冲发生单元的电路规模最好尽可能小。

[0007] 延迟电路由一种构成时,电路规模变大。因而,如图 8 所示,用设定共同的粗延迟时间的粗调整电路和设定较其更细的延迟时间的细调整电路这 2 种来构成延迟电路。而且,将排列的振子分为多个区域,将定时脉冲发生单元分割为多个组,每组具有 2 种电路。而且,使组与区域(包括多个振子的区域)对应起来。在图 8 中,多个组的一部分附上 G0 ~ G7 的符号进行表示。例如,组 G0 具有设定 $0[\mu s]$ 的延迟时间的粗调整电路和以 $0.1[\mu s]$ 间隔设定 9 个延迟时间的细调整电路。即,组 G0 中,在 $0[\mu s] \sim 0.8[\mu s]$ 的时间范围内,向与组 G0 对应的区域内的振子分配延迟时间。另外,例如,组 G7 具有设定 $7.0[\mu s]$ 的延迟时间的粗调整电路和以 $0.1[\mu s]$ 间隔设定 9 个延迟时间的细调整电路。即,组 G7 中,在 $7.0[\mu s] \sim 7.8[\mu s]$ 的时间范围内,向与组 G7 对应的区域内的振子分配延迟时间。从而,可使每组延迟时间的范围不同。这样,采用组内的 2 种电路向区域内的振子分配延迟时间即可,因此可以使各种电路小型化,减小整体的电路规模。另外,振子和通道对应,因此,提到振子的区域时,有时称为通道的区域。

[0008] 例如根据诊断模式选择定时脉冲发生单元的组。此时,与该组对应的区域被唯一地选择。

[0009] 现有技术文献

[0010] 专利文献

[0011] 专利文献 1:日本特开 2010-42244 号公报

发明内容

[0012] 但是,通过唯一选择的区域,区域内的振子彼此隔着容许范围以上而被配置,这样的振子的延迟时间有时超过可设定的范围,其结果,振子的延迟变得不足够,制约了偏向角度、开口,成为画质、灵敏度劣化的主要原因。

[0013] 图 9 是表示比较例的超声波探针的一部分的示意图。在图 9 中,将 9×8 的矩阵状排列的振子附上矩阵的编号(a11 ~ a98)进行了表示,将与组 G1 及 G2 对应的区域表示为用粗线包围的区域 A1 及 A2。

[0014] 参照图 9,说明如何对振子分配延迟时间。另外,将向区域 A1 分配的组 G1 的延迟时间的范围设为 $0[\mu s] \sim 0.8[\mu s]$ 。另外,将向区域 A2 分配的组 G2 的延迟时间的范围设为 $0.3[\mu s] \sim 1.1[\mu s]$ 。

[0015] 在图 9 所示的区域 A1 中,向 3×3 的形状排列的振子 a14、a15、...、a36 分配组 G1 的延迟时间 $0[\mu s]$ 、 $0.1[\mu s]$ 、...、 $0.8[\mu s]$ 。

[0016] 相对于此,在图 9 所示 A2 中,向以非 3×3 的形状的变形形状排列的振子 a17、a18、a27、a28、a37、a38、a48、a58、a68 分配延迟时间时,例如,向振子 a17、a18、a27、a28、a37、a38、a48 分配 $0.3[\mu s]$ 、 $0.4[\mu s]$ 、 $0.6[\mu s]$ 、 $0.7[\mu s]$ 、 $0.9[\mu s]$ 、 $1.0[\mu s]$ 、 $1.1[\mu s]$ 的延迟时间。但是,应该向振子 a58、a68 分配的延迟时间超过组的延迟时间的范围($0.3[\mu s] \sim 1.1[\mu s]$),因此,即使假设向振子 a58、a68 分配 $1.1[\mu s]$ 的延迟时间,这些振子 a58、a68 的延迟也不足够。延迟不够的振子如图 9 用阴影表示。

[0017] 这样,振子的延迟成为不够的主要原因是:例如以区域 A1 那样的 3×3 的形状分割数千个振子时,区域 A2 那样的变形形状的区域作为尾数而产生。

[0018] 虽然分割为不产生尾数的区域即可,但是,例如,即使这样分割的区域与一个诊断模式对应,也不一定与其他的诊断模式对应。其结果,需要根据诊断模式准备分割的区域为不同种类的探头。

[0019] 假设存在延迟时间的范围超过 $1.1[\mu s]$ 的其他组,使该组和区域 A2 对应即可,但是,若要将振子的通道和其他的组的输出端子的连接勉强进行布线,则存在布线复杂化而难以向振子适当地分配组的延迟时间的问题。

[0020] 该实施方式为了解决了上述的问题而提出,其目的在于提供一种能够在不使布线复杂化的情况下向振子适当地分配组的延迟时间的超声波诊断装置。

[0021] 为了解决上述问题,实施方式的超声波诊断装置具备多个振子、定时脉冲发生单元、开关单元及开关控制单元。振子发送超声波。定时脉冲发生单元具有向与各振子对应的通道输出基于延迟时间的定时脉冲的输出端子,将多个输出端子分割为每规定数输出端子为一组的组,对每个上述组生成在规定的上述发送延迟时间,上述规定数大于等于 2。开关单元选择性地连接通道和输出端子。开关控制单元将多个通道分割为每与规定数相同的数量的通道为一个区域的区域,通过连接通道和输出端子,以组和区域对应的方式控制开关单元。

附图说明

[0022] 图 1 是实施方式的超声波诊断装置的构成方框图。

[0023] 图 2 是振子以矩阵状排列的超声波探针的示意图。

[0024] 图 3 是发送电路的方框图。

[0025] 图 4 是表示定时脉冲发生单元的电路的示意图。

[0026] 图 5 是表示矩阵开关的一部分的示意图。

[0027] 图 6 是表示矩阵开关的一部分的示意图。

[0028] 图 7 是表示超声波探针的一部分的示意图。

[0029] 图 8 是表示组的电路构成的示意图。

[0030] 图 9 是表示比较例的超声波探针的一部分的示意图。

[0031] 图 10 是表示比较例的超声波探针的一部分的示意图。

[0032] 图 11 是表示从诊断模式的选择到超声波的发送为止的动作的流程图。

[0033] (符号的说明)

[0034] 1:超声波探针;3:发送电路;31:定时脉冲发生单元;32:脉冲发生器;33:开关单元;34:开关控制单元;4:接收扫描单元;5:振幅检测单元;6:血流信息检测单元;7:显示处理单元;8:显示器。

具体实施方式

[0035] 以下,参照图面说明本实施方式的超声波诊断装置。

[0036] 图 1 是实施方式的超声波诊断装置的构成方框图。

[0037] 如图 1 所示,超声波诊断装置具备超声波探针 1、发送电路 3、接收扫描单元 4、振幅检测单元 5、血流信息检测单元 6、显示处理单元 7 及显示器 8。

[0038] (超声波探针)

[0039] 超声波探针 1 具有用于使电信号和音响信号相互变换的数千个的振子,以使得能够通过超声波以电子方式高速扫描被检体的内部。各个振子矩阵状排列。

[0040] 图 2 是矩阵状排列的振子的一部分的示意图。

[0041] 如图 2 所示,例如,振子排列成 9×8 的矩阵状。图 2 中,将振子的符号用排列该振子的行编号、列编号的组合表示。例如,将 1 行 1 列的振子~9 行 8 列的振子用 a11 ~ a98 的符号来表示。

[0042] 图 3 是发送电路的方框图。在图 3 中,将振子的通道用与振子相同的符号 a11、a12、a13 及 a96、a97、a98 来表示。

[0043] (发送电路)

[0044] 接着,参照图 1 及图 3 说明发送电路。发送电路 3 具备时钟发生器(图示省略)、分频器(图示省略)、定时脉冲发生单元 31、脉冲发生器 32、开关单元 33 及开关控制单元 34。时钟发生器发生时钟脉冲。分频器使时钟脉冲降低到例如 5MHz 左右的脉冲。另外,超声波探头包括定时脉冲发生单元 31、脉冲发生器 32、开关单元 33 及其全部或一部分的开关控制单元 34。开关控制单元 34 的一部分设置在超声波探头的情况下,开关控制单元 34 的其他部分设置在超声波诊断装置的本体侧。

[0045] 定时脉冲发生单元 31 根据该时钟脉冲从输出端子输出定时脉冲。在图 3 中,示意性地表示了定时脉冲发生单元 31 的一部分。另外,定时脉冲发生单元 31 的详细情况将以后叙述。

[0046] 脉冲发生器 32 根据定时脉冲发生高频的电压脉冲,通过驱动超声波探针 1 的振子使其机械地振动。由此,从振子发生超声波。在图 3 中,示意性地表示了脉冲 32 的一部分。另外,脉冲 32 的详细情况将以后叙述。

[0047] 发生的超声波在被检体内的音响阻抗的边界反射,返回超声波探针 1,使振子机械地振动。由此在各振子分别发生电信号。

[0048] (接收扫描单元)

[0049] 接收扫描单元 4 对该电信号进行放大 / 相位调整相加。由此,生成具有指向性的信号(回波信号)。

[0050] (振幅检测单元)

[0051] 振幅检测单元 5 中,根据来自接收扫描单元 4 的回波信号,生成提供组织的形态的信息的 B 模式像数据。显示处理单元 7 采用由上述振幅检测单元 5 生成的 B 模式像数据,进行组织形态图像截面显示。

[0052] (血流信息检测单元)

[0053] 血流信息检测单元 6 是实现所谓彩色多普勒成像(CDI)的单元,构成为:首先,用正交相位对来自接收扫描单元 4 的回波信号进行检波,取出接受频率偏移的多普勒信号,通过 MTI 滤波器从该取出的多普勒信号通过特定的频率分量,通过自相关器求出该通过的信号的频率,通过运算部从该频率运算平均速度、方差、功率。

[0054] 另外,通过调整 MTI 滤波器的通带,可以在主要将血流图像化的一般的多普勒模式(将基于该模式的图像数据称为血流多普勒图像数据)和主要将心肌等内脏器官图像化的组织多普勒模式(将基于该模式的图像数据称为组织多普勒图像数据)之间切换。

[0055] (显示处理单元、显示器)

[0056] 另外,显示处理单元 7 合成由上述血流信息检测单元 6 生成的血流多普勒图像数据和组织形态图像数据并进行显示。该组织形态图像数据和功能图像数据的合成图像在显示器 8 显示。

[0057] 接着,参照图 3 及图 4 说明发送电路 3 的详细情况。图 4 是定时脉冲发生单元 31 的电路的示意图。

[0058] (定时脉冲发生单元)

[0059] 定时脉冲发生单元 31 分割为多个(例如 200 ~ 300)组。在图 3 中,抽出其中的 8 组,附上 G0 ~ G7 的符号进行表示。

[0060] 各组采用相同构成。以下,以一个组为代表进行说明。由对每个粗延迟时间(例如,1.0 μ s)设定 0 [μ s] ~ 7 [μ s] 为止的时间的一个电路(粗延迟设定电路:参照图 8)、和对每个细延迟时间(例如,0.1 [μ s])设定 0 [μ s] ~ 0.8 [μ s] 为止的时间的 9 个电路(细延迟设定电路)构成组。

[0061] 组设定的延迟时间成为粗延迟时间及细延迟时间相加所得的时间。例如,在组 G0 中,将粗延迟时间设为 5.0 [μ s],将细延迟时间设为 0 [μ s]、0.1 [μ s]、 $\cdots$ 、0.8 [μ s] 时,组 G0 的延迟时间成为 5.0 [μ s]、5.1 [μ s]、 $\cdots$ 、5.8 [μ s]。

[0062] 另外,例如,在组 G1 中,将粗延迟时间设为 6.0 [μ s],将细延迟时间设为 0 [μ s]、0.1 [μ s]、 $\cdots$ 、0.8 [μ s] 时,组 G0 的延迟时间成为 6.0 [μ s]、6.1 [μ s]、 $\cdots$ 、6.8 [μ s]。

[0063] 如上所述,通过使与细延迟时间组合的粗延迟时间在组间互异,可以具备向振子分配的多种的发送延迟时间。

[0064] 在图 4 中,将 3 $\times$ 3 的矩阵状排列的细延迟设定电路用组的符号、行编号及列编号的组合表示。例如,在组 G0 中,将第 1 行 1 列~第 3 行 3 列的细延迟设定电路用 G011 ~ G033 的符号表示。另外,例如,在组 G7 中,将第 1 行 1 列~第 3 行 3 列的细延迟设定电路用 G711 ~ G733 的符号表示。

[0065] 另外,将细延迟设定电路的输出端子附上与电路的符号相同的符号而在图 3 中示出。在图 3 中,作为代表,将组 G0 中的细延迟设定电路 G011、G012、G013 的输出端子用符号 G011、G012、G013 表示。另外,将组 G7 中的细延迟设定电路 G731、G732、G733 的输出端子用符号 G731、G732、G733 表示。例如,从 G011 ~ G033 的输出端子输出的定时脉冲施加 $5.0[\mu s]$ 、 $5.1[\mu s]$ 、 $\cdots$ 、 $5.8[\mu s]$ 的延迟。

[0066] (脉冲发生器)

[0067] 接着,参照图 3 说明脉冲发生器 32。图 3 表示了将构成脉冲发生器 32 的多个放大器矩阵状排列的脉冲发生器 32。脉冲发生器 32 配置在开关单元 33 和超声波探针 1 之间,放大器的输入端子经由开关单元 33 与定时脉冲发生单元 31 的输出端子连接,放大器的输出侧与振子的通道连接。在图 3 中,将放大器的输入端子附上与该输出端子连接的通道的符号相同的符号 a11、a12、a13、a96、a97、a98 进行表示。

[0068] (开关单元)

[0069] 接着,参照图 3 ~ 图 6 说明包含矩阵开关的开关单元 33。在图 3 中,用假想线表示矩阵开关。作为矩阵开关的一例,有在硅、玻璃等基板上集成构成开关的部件的装置即 MEMS (Micro Electro Mechanical Systems; 微机电系统) 开关。

[0070] 矩阵开关根据来自开关控制单元 34 的指示选择性地连接定时脉冲发生单元 31 的输出端子和通道。

[0071] 矩阵开关棋盘状配置输入侧的多个信号线和输出侧的多个信号线,在信号线交叉的位置配置开闭开关。

[0072] 如图 3 所示,输入侧的信号线与组 G0 ~ G7 的各输出端子 G011 ~ G731 连接,输出侧的信号线与振子的各通道 a11 ~ a98 连接。通过开闭开关的导通 / 截止,从输出端子输入的定时脉冲向各通道分配。

[0073] 图 5 是矩阵开关的一部分的示意图。在图 5 中,组 G0 的输出端子用 G011 ~ G033 的符号表示,1 行 1 列 ~ 3 行 3 列处的通道用 a11 ~ a33 表示,而且,1 行 4 列、2 行 4 列、3 行 4 列的通道用 a14、a24、a34 表示。而且,导通的开闭开关在图 6 用黑圈表示。

[0074] 在图 5 所示开闭开关的状态中,从组 G0 的输出端子 G011 ~ G033 输出的定时脉冲向通道 a11 ~ a33 分配。将分配了组 G0 的定时脉冲的通道 a11 ~ a33 对应的振子在图 2 中用粗线包围的区域 A0 表示。

[0075] 如上所述,通过控制开闭开关,可以使组 G0 和区域 A0 对应,将组 G0 的定时脉冲向区域 A ~ 内的振子分配。

[0076] 同样,通过控制开闭开关,可以使其他组和其他区域对应。

[0077] 图 6 是矩阵开关的一部分的示意图。在图 6 中,用白圈表示从导通到截止的开闭开关,用黑圈表示从截止到导通的开闭开关。

[0078] 图 6 所示的开闭开关的状态中,从组 G0 的输出端子 G011 ~ G033 输出的定时脉冲向通道 a11 ~ a14、a21 ~ a24、a34 分配。将分配了组 G0 的定时脉冲的通道 a11 ~ a14、a21 ~ a24、a34 对应的振子的区域在图 7 中用粗线包围的区域 A0 表示。

[0079] 另外,在图 7 所示的区域 A0 中,区域 A0 内的任一振子都满足选择条件(以后叙述),组处于可设定的延迟时间的范围(例如, $0[\mu s] \sim 0.8[\mu s]$) 内。

[0080] 例如,向区域 A0 内的振子 a11、a12、a13、a14、a21、a22、a23、a24、a34 分配延迟

时 间 $0[\mu s]$ 、 $0.1[\mu s]$ 、 $0.2[\mu s]$ 、 $0.3[\mu s]$ 、 $0.4[\mu s]$ 、 $0.5[\mu s]$ 、 $0.6[\mu s]$ 、 $0.7[\mu s]$ 、 $0.8[\mu s]$ 。

[0081] 如上所述,通过控制开闭开关,可以使组 G0 和新区域 A0 对应,将组 G0 的定时脉冲向新区域 A0 内的振子分配。

[0082] 同样,通过控制开闭开关,可以使其他组和其他新区域对应。

[0083] (开关控制单元)

[0084] 接着,参照图 1、图 2 及图 7 说明开关控制单元 34。

[0085] 开关控制单元 34 通过控制开闭开关,选择与组对应的区域。另外,基于开关控制单元 34 的与组对应的区域的选出,在循环器官诊断中在每次全体振子的发送接收结束时进行,在腹部 / 通用诊断中在每次设定组的振子的发送接收结束时进行。

[0086] 作为选择区域时的条件,有在区域内配置成振子彼此邻接且任一振子都相对于其他振子以不超过规定的个数的方式离开。

[0087] 接着,说明选择区域时的条件(选择条件)。

[0088] 选择条件作为区域的外形形状的组合图形而存储在存储部(图示省略)中。图形与超声波探头的识别信息及诊断模式对应。存储部设置在超声波探头或超声波诊断装置的本体。

[0089] 作为区域的外形形状,包含 3×3 的形状(3×3 的矩阵状排列的形状)及其变形形状(包含 1×9 的矩阵状排列的形状)。

[0090] 图形是否满足选择条件依赖于延迟电路的性能和振子的物理形状(尺寸),但是经验上,选择条件有 2 个。一个是区域内的 9 个振子相互邻接地配置。另一个是区域内任一振子都配置成相对于其他振子以不超过规定个数的方式离开。这里,振子彼此以规定个数分离是指,将规定个数设为 M,将任一振子设为“0”,将从该“0”在行方向或列方向分离 1 个的振子设为“1”,而且从该“1”在行方向或列方向分离 1 个的振子设为“2”,这样,若随着分离 1 个而增加振子数,则成为“M”的振子成为分离 M 个的振子。

[0091] 作为不满足选择条件的图形的一例,有包含图 9 所示的区域 A2 那样的变形形状的图形。在该变形形状的区域 A2 中,包含配置为以超过 4 个的方式离开的振子。即,在将 a17 设为“0”时,a58 成为“5”,a68 成为“6”,各个振子 a58、a68 配置为从“0”以超过 4 个的方式离开。另外,这里,将分配最早的延迟时间的振子 a17 设为“0”。

[0092] 图 10 是比较例的超声波探针的一部分的示意图。

[0093] 作为满足选择条件的图形的一例,有图 10 所示的变形形状的组合图形。

[0094] 图 10 所示的区域 A1 中,不包含以超过 5 个的方式离开的振子。即,在将 a15 设为“0”时,a16 及 a25 成为“1”,a17 及 a26 成为“2”,a18 及 a27 成为“3”,a28 成为“4”,a38 成为“5”,任一振子都配置为从“0”以不超过 5 个的方式离开。另外,这里,将分配最早的延迟时间的振子 a15 设为“0”。

[0095] 另外,区域 A2 中,也不包含以超过 5 个的方式离开的振子。即,在将 a35 设为“0”时,a36 及 a45 成为“1”,a37 及 a46 成为“2”,a47 成为“3”,a48 及 a57 成为“4”,a58 成为“5”,任一振子都配置为从“0”以不超过 5 个的方式离开。另外,这里,将分配最早的延迟时间的振子 a35 设为“0”。

[0096] 开关控制单元 34 根据超声波探头的识别信息及诊断模式,从存储部选出与组对

应的区域。另外,开关控制单元 34 也可以求出与组对应的区域的候补,算出该候补是否满足选择条件,选择满足选择条件的区域。

[0097] 接着,说明向图 10 所示的区域 A1 及 A2 内的各振子分配足够的延迟时间的情况。另外,将组 G1 及 G2 的延迟时间的范围设为 $0[\mu s] \sim 0.8[\mu s]$ 及 $0.5[\mu s] \sim 1.3[\mu s]$ 。

[0098] 向区域 A1 内的振子 a14、a15、a16、a24、a25、a26、a34、a35、a36 分配 $0[\mu s]$ 、 $0.1[\mu s]$ 、 $0.2[\mu s]$ 、 $0.3[\mu s]$ 、 $0.4[\mu s]$ 、 $0.5[\mu s]$ 、 $0.6[\mu s]$ 、 $0.7[\mu s]$ 、 $0.8[\mu s]$ 的延迟时间。即,可以向区域 A1 内的振子适当地分配组 G1 的延迟时间。

[0099] 另外,向区域 A2 内的振子 a35、a36、a37、a45、a46、a47、a48、a57、a58 分配 $0.5[\mu s]$ 、 $0.6[\mu s]$ 、 $0.7[\mu s]$ 、 $0.8[\mu s]$ 、 $0.9[\mu s]$ 、 $1.0[\mu s]$ 、 $1.1[\mu s]$ 、 $1.2[\mu s]$ 、 $1.3[\mu s]$ 的延迟时间。即,可以向区域 A2 内的振子适当地分配组 G2 的延迟时间。

[0100] (作用)

[0101] 接着,参照图 11 说明发送电路 3 的动作。图 11 是表示从诊断模式的选择到超声波的发送为止的动作用的流程图。

[0102] (S101)

[0103] 如图 11 所示,首先选择诊断模式。诊断模式由超声波诊断装置本体的输入单元输入,在本体的存储部(图示省略)存储。输入的诊断模式从存储部由开关控制单元 34 读出。作为诊断模式的一个例子,有 A 模式、B 模式、M 模式、多普勒模式、彩色多普勒模式、4D 模式、诊断对象(循环器官、腹部等)。另外,4D 模式实时重构 3D 图像。

[0104] (S102)

[0105] 接着,读取超声波探头的识别信息。在超声波探头的存储部(图示省略)存储识别信息。将超声波探头与超声波诊断装置的本体连接时,通过开关控制单元 34,从存储部读出识别信息。

[0106] (S103)

[0107] 接着,开关控制单元 34 根据诊断模式及超声波探头的识别信息,从存储部选出与组对应的区域。

[0108] (S104)

[0109] 接着,开关控制单元 34 以组和区域对应的方式,控制开闭开关。

[0110] (S105)

[0111] 接着,定时脉冲发生单元 31 根据各组的输出端子向各通道输出定时脉冲。脉冲发生器 32 根据定时脉冲,发生高频的电压脉冲,使振子机械地振动。由此,从振子发送超声波。

[0112] 在该实施方式中,由开关控制单元 34 控制开关单元 33,选择与组对应的振子的区域,因此,可以在不使布线复杂化的情况下向振子适当地分配组的延迟时间。

[0113] 另外,在实施方式中,通过组合粗延迟设定电路和 9 个细延迟设定电路,构成定时脉冲发生单元 31 的组。但是,该组合限于在一个组中的细延迟设定电路和粗延迟设定电路的组合。

[0114] 与之相对,通过在一个组内的细延迟设定电路和其他组的粗延迟设定电路之间设置开关单元,组合一个组内的细延迟设定电路和其他组的粗延迟设定电路。从而,可设定的延迟时间的范围变大,其结果,可以进一步减小电路规模。而且,若构成为具有多个发送波

形发生电路并由开关单元选择这些电路,则可以进行多个频率的发送。

[0115] 虽然说明了本发明的几个实施方式,但是这些实施方式只是例示,而不意图限定发明的范围。这些新实施方式可以通过各种形态实施,在不脱离发明的要旨的范围,可以进行各种省略、置换、变更。这些实施方式及其变形包含于发明的范围和要旨,也包含于权利要求的范围记载的发明及其均等的范围。

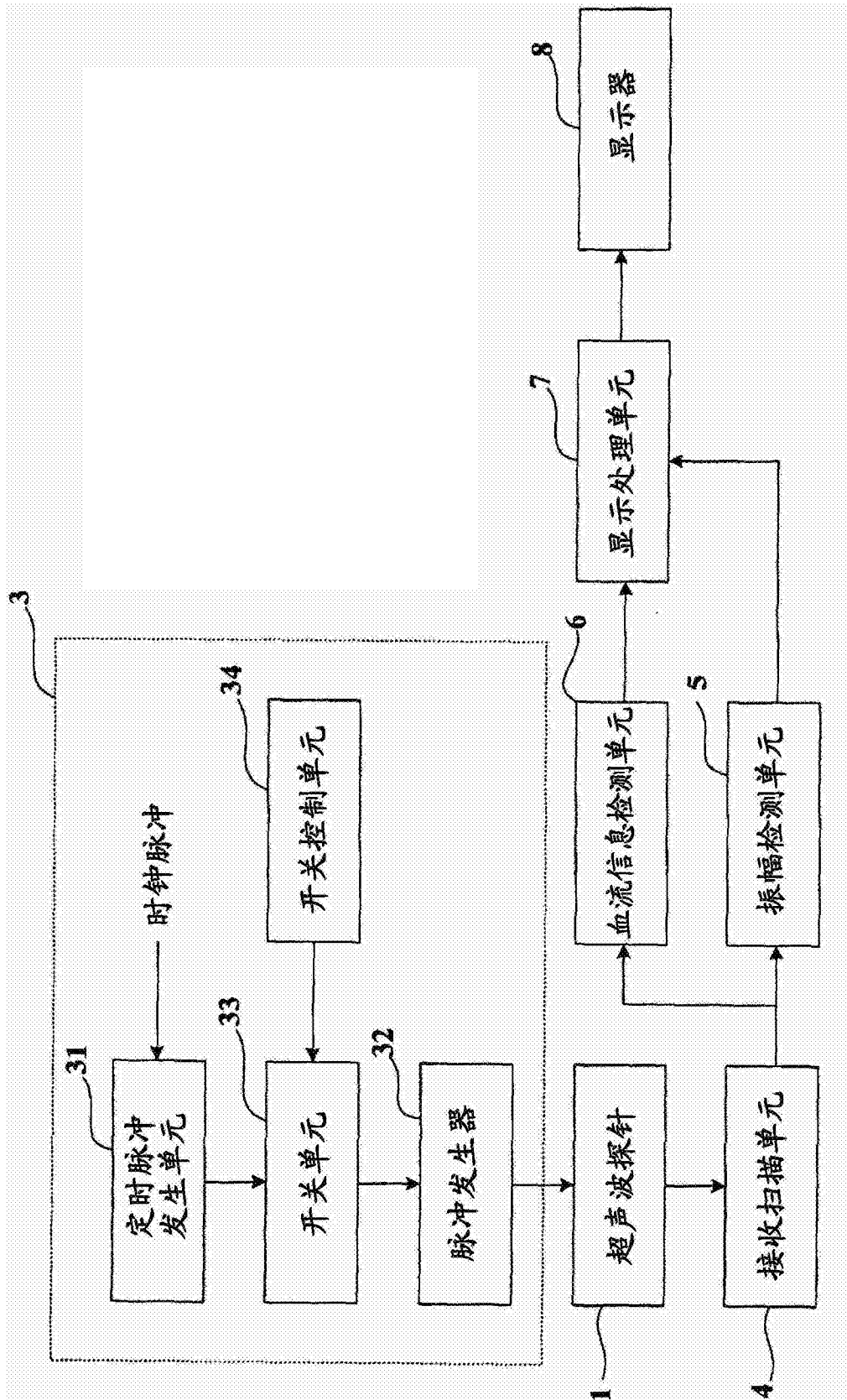


图 1

A0

a11	a12	a13	a14	a15	a16	a17	a18
a21	a22	a23	a24	a25	a26	a27	a28
a31	a32	a33	a34	a35	a36	a37	a38
a41	a42	a43	a44	a45	a46	a47	a48
a51	a52	a53	a54	a55	a56	a57	a58
a61	a62	a63	a64	a65	a66	a67	a68
a71	a72	a73	a74	a75	a76	a77	a78
a81	a82	a83	a84	a85	a86	a87	a88
a91	a92	a93	a94	a95	a96	a97	a98

图 2

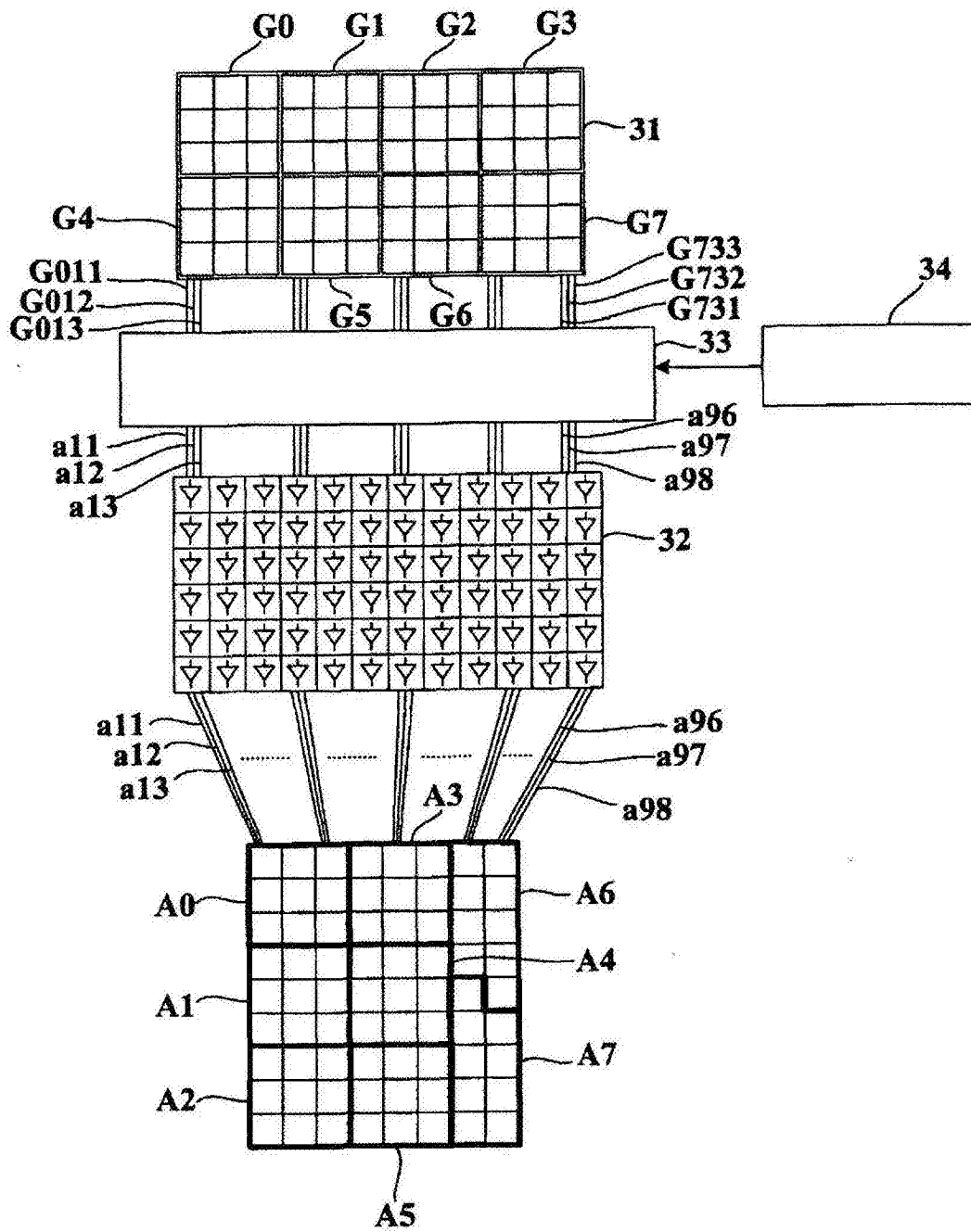


图 3

G0			G1			G2			G3		
G011	G012	G013	G111	G112	G113	G211	G212	G213	G311	G312	G313
G021	G022	G023	G121	G122	G123	G221	G222	G223	G321	G322	G323
G031	G023	G033	G131	G132	G133	G231	G232	G233	G331	G332	G333
G411	G412	G413	G511	G512	G513	G611	G612	G613	G711	G712	G713
G421	G422	G423	G521	G522	G523	G621	G622	G623	G721	G722	G723
G431	G432	G433	G531	G532	G533	G631	G632	G633	G731	G732	G733
G4			G5			G6			G7		

图 4

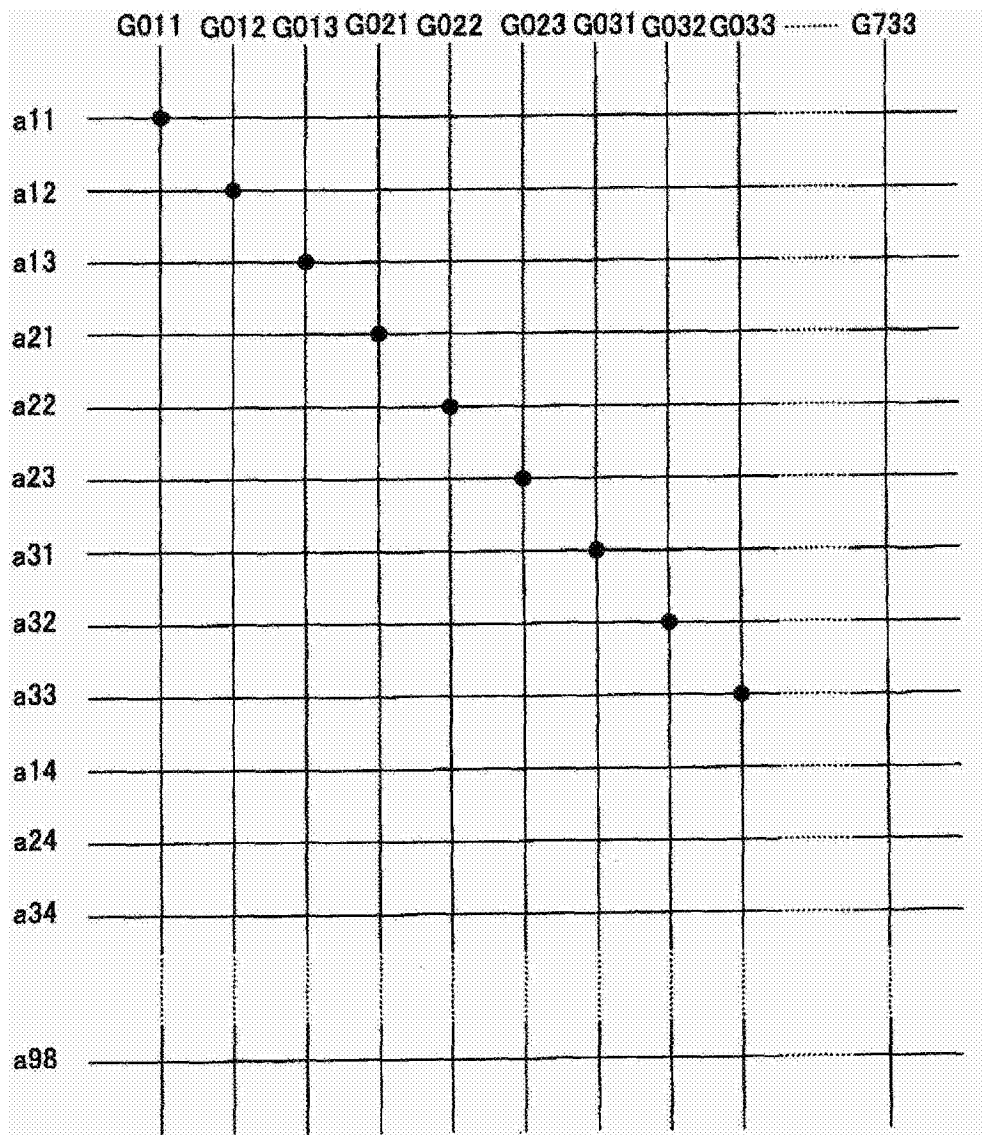


图 5

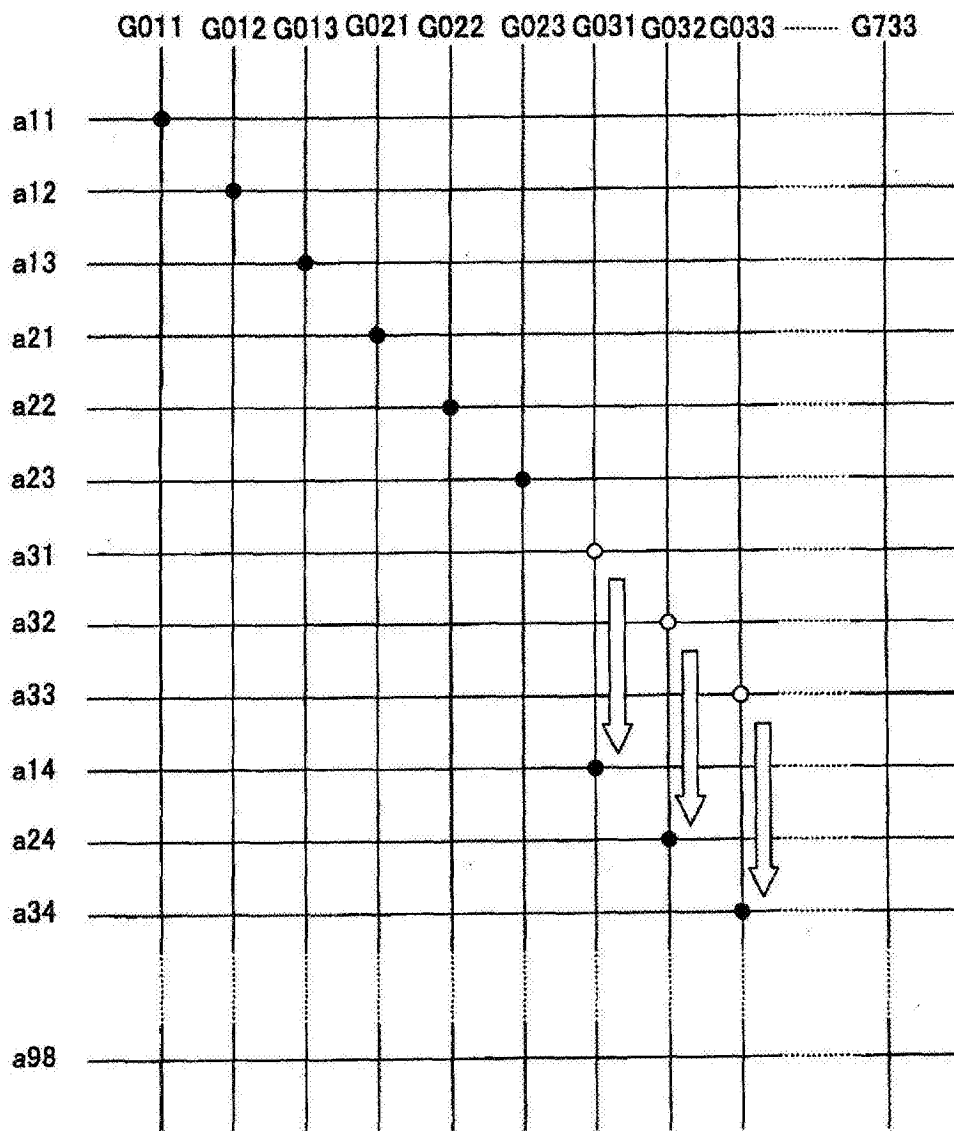


图 6

A0

a11	a12	a13	a14	a15	a16	a17	a18
a21	a22	a23	a24	a25	a26	a27	a28
a31	a32	a33	a34	a35	a36	a37	a38
a41	a42	a43	a44	a45	a46	a47	a48
a51	a52	a53	a54	a55	a56	a57	a58
a61	a62	a63	a64	a65	a66	a67	a68
a71	a72	a73	a74	a75	a76	a77	a78
a81	a82	a83	a84	a85	a86	a87	a88
a91	a92	a93	a94	a95	a96	a97	a98

图 7

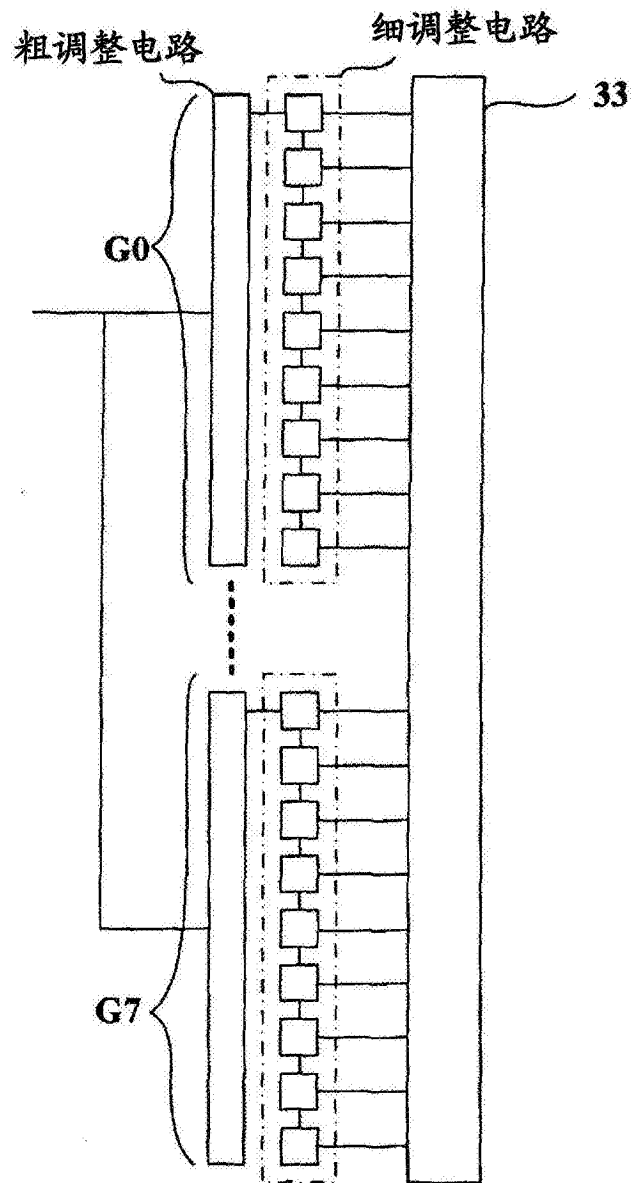


图 8

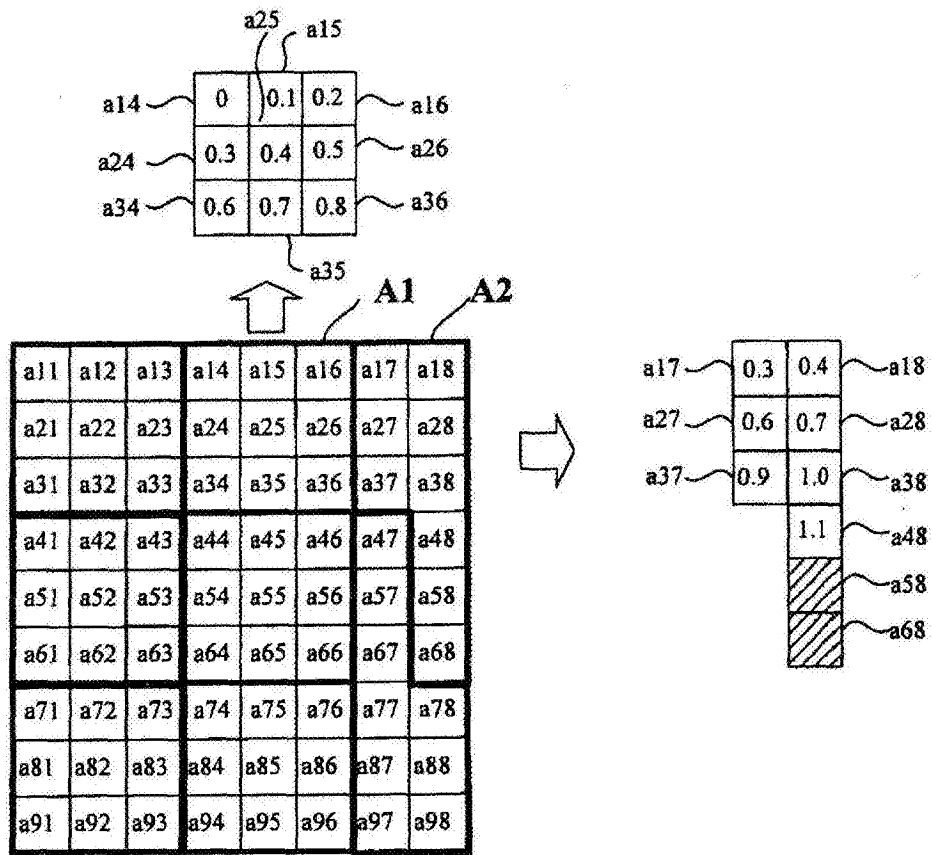


图 9

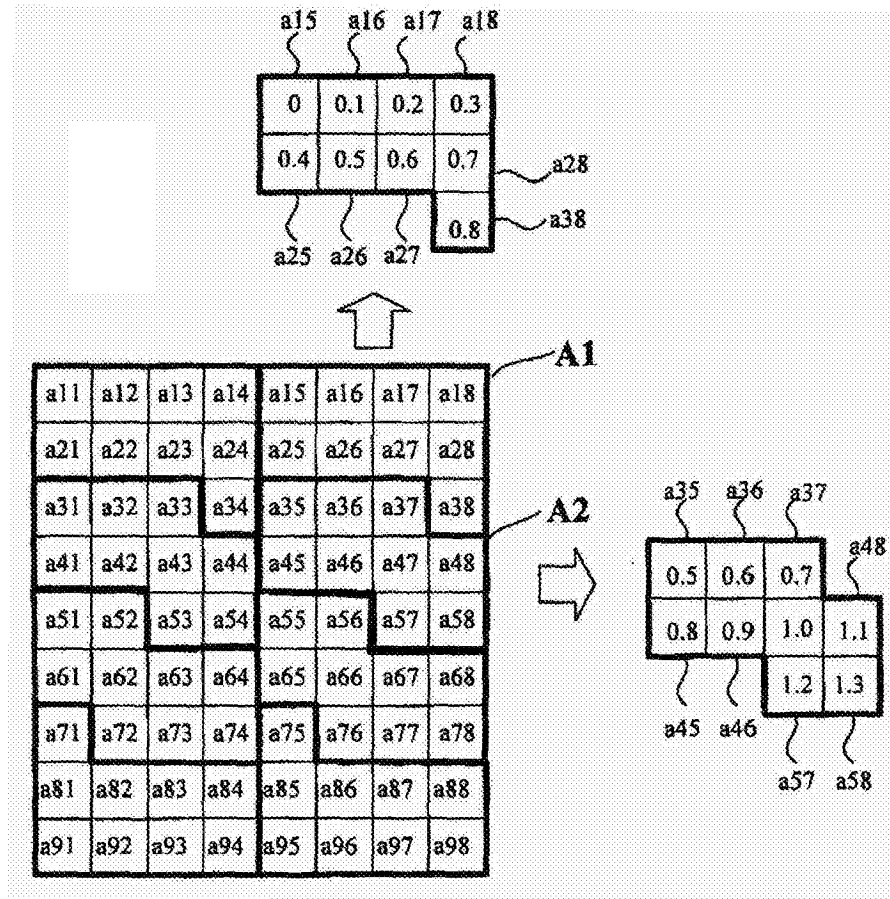


图 10

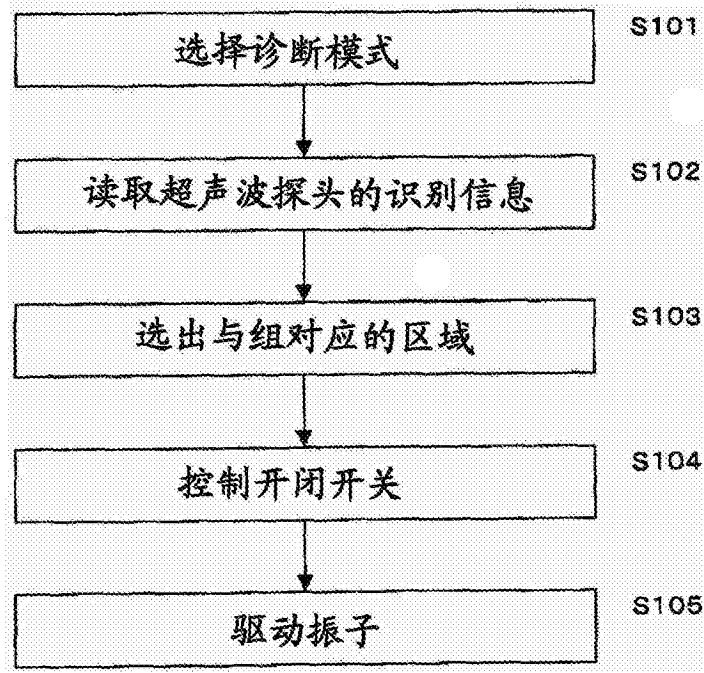


图 11

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN103402438B	公开(公告)日	2015-11-25
申请号	CN201280011419.6	申请日	2012-08-10
[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	本乡 宏信 宫岛 泰夫 岩间 信行 内海 勲 石塚 正明 平野 亨		
发明人	本乡 宏信 宫岛 泰夫 岩间 信行 内海 勲 石塚 正明 平野 亨		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4483 G01S7/5208 G01S7/52085 G01S15/8927 G01S15/8993 G10K11/346 A61B8/44 A61B8/54		
代理人(译)	肖靖		
审查员(译)	陈昭阳		
优先权	2011178935 2011-08-18 JP		
其他公开文献	CN103402438A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供在不使布线复杂的情况下可向振子适当分配组的发送延迟时间的超声波诊断装置。实施方式的超声波诊断装置具备多个振子、定时脉冲发生单元、开关单元及开关控制单元。振子发送超声波。定时脉冲发生单元具有向与各振子对应的通道输出基于延迟时间的定时脉冲的输出端子，将多个输出端子分割为每规定数的输出端子为一组的组，每个上述组在规定的时间内生成上述发送延迟时间。开关单元选择性地连接通道和输出端子，上述规定数大于等于2。开关控制单元将多个通道分割为每与规定数相同的数量的通道为一个区域的区域，通过连接通道和输出端子，以组和区域对应的方式控制上述开关单元。

