



# (12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102138807 B

(45) 授权公告日 2013. 06. 05

(21) 申请号 201110005882. 7

CN 2540159 Y, 2003. 03. 19,

(22) 申请日 2011. 01. 12

US 2005/0057284 A1, 2005. 03. 17,

(30) 优先权数据

审查员 杨星

003713/2010 2010. 01. 12 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 本乡宏信 平野亨 内海勋

石塚正明 椎名孝行

(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 8/00 (2006. 01)

(56) 对比文件

CN 1767192 A, 2006. 05. 03,

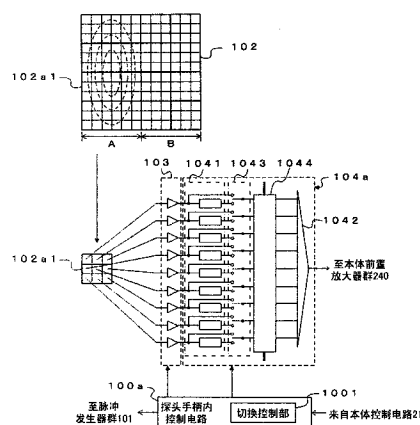
权利要求书2页 说明书13页 附图13页

(54) 发明名称

超声波探头及超声波诊断装置

(57) 摘要

本发明提供超声波探头及超声波诊断装置。本实施方式是一种具有第1超声波振子群和第2超声波振子群,其特征为具备多个矩阵开关盒加法器。有关本实施方式的超声波探头,具有由上述第1超声波振子群向被检测体内的规定观测点发送超声波、并由上述第2超声波振子群接收在上述被检测体内反射的超声波回波的模式。上述多个矩阵开关,基于上述第2超声波振子群与上述观测点之间的距离,从上述第2超声波振子群输出的多个超声波回波中,提取具有大致相同相位的多个超声波回波。上述加法器,对上述多个矩阵开关提取的上述多个超声波回波,按每个上述矩阵开关进行加法运算后输出。



1. 一种超声波探头,其特征在于:

具有第 1 超声波振子群和第 2 超声波振子群,并且具有由上述第 1 超声波振子群向被检测体内的规定观测点发送超声波、并由上述第 2 超声波振子群接收在上述被检测体内反射的超声波回波的模式,

该超声波探头还具备:

多个矩阵开关,基于上述第 2 超声波振子群与上述观测点之间的距离,从上述第 2 超声波振子群输出的多个超声波回波中,提取具有大致相同相位的多个超声波回波;以及

加法器,对上述多个矩阵开关提取的上述多个超声波回波,按每个上述矩阵开关进行加法运算后输出。

2. 如权利要求 1 所述的超声波探头,其特征在于:

除上述模式之外,该超声波探头还以其它模式动作,该其它模式是:用构成上述第 1 超声波振子群及第 2 超声波振子群的任意超声波振子发送上述超声波,并用相同的上述超声波振子接收上述超声波回波的模式,

该超声波探头还具备多个波束形成器,当以上述其它模式动作时,该多个波束形成器接收来自各个接收了上述超声波回波的上述超声波振子的输出,并使各自的相位一致,

在以上述其它模式动作时,上述加法器对上述波束形成器各自的输出,按由上述波束形成器分别调整成相同相位的每个组进行加法运算后输出。

3. 一种超声波探头,具备:

超声波振子群,由二维排列的多个超声波振子构成;

前置放大器,用上述超声波振子群发送超声波,按每个上述超声波振子对在被检测体内反射并被接收的超声波回波进行放大;以及

波束形成器群,对上述前置放大器放大后的超声波回波施加延迟处理,并使由包含在上述超声波振子群中的多个上述超声波振子输出的上述超声波回波的相位一致,

该超声波探头将收到的上述超声波回波向超声波诊断装置输出,

其特征在于:

该超声波探头还具备:

切换部,在以将上述多个超声波振子分为发送超声波的多个超声波振子和接收超声波的多个超声波振子来收发超声波的第 1 模式动作时,输出使上述波束形成器群旁路后的信号,在以相同的超声波振子进行超声波的收发的第 2 模式动作时,输出来自上述波束形成器群的信号;

加法器,将从多个上述切换部输出的信号汇总成相同相位的组,并进行加法运算后输出;以及

矩阵开关,介于上述切换部和上述加法器之间,在以上述第 1 模式动作时,进行控制以使得来自上述切换部的输出按每种相同相位向不同的上述加法器输入。

4. 如权利要求 3 所述的超声波探头,其特征在于:

将接收上述超声波的多个超声波振子分为包含 1 个以上的超声波振子的 2 个以上的子组,按每个上述子组配置上述波束形成器群、上述切换部、上述矩阵开关以及上述加法器的组合,

当以上述第 1 模式动作时,上述矩阵开关进行控制以使得来自包含在上述子组中的上

述切换部的输出,按每种相同相位向不同的上述加法器输入。

5. 如权利要求 3 所述的超声波探头,其特征在于:

一部分上述前置放大器对在被检测体内反射并被接收的上述超声波回波的相位进行反转后输出,

在以上述第 1 模式动作时,上述切换部输出使上述波束形成器群旁路后的信号以及由上述前置放大器将上述超声波回波的相位反转后的信号中的某一个信号,

在以上述第 1 模式动作时,上述矩阵开关进行控制,以使得来自上述切换部的使上述波束形成器群旁路后的输出以及由上述前置放大器将上述超声波回波的相位反转后的输出,按每种相同相位,向不同的上述加法器输入。

6. 一种超声波诊断装置,

具备超声波探头,该超声波探头具备:

超声波振子群,由二维排列的多个超声波振子构成;

前置放大器,用上述超声波振子群发送超声波,按每个上述超声波振子对在被检测体内反射并被接收的超声波回波进行放大;以及

波束形成器群,对上述前置放大器放大后的超声波回波施加延迟处理,并使由包含在上述超声波振子群中的多个上述超声波振子输出的上述超声波回波的相位一致,

该超声波探头输出上述超声波回波,

该超声波诊断装置接收由上述超声波探头输出的上述超声波回波,对该超声波回波进行整相、加法运算并生成超声波图像,

其特征在于:

上述超声波探头还具备:

切换部,在以将上述多个超声波振子分为发送超声波的多个超声波振子和接收超声波的多个超声波振子来收发超声波的第 1 模式动作时,输出使上述波束形成器群旁路后的信号,在以相同的超声波振子进行超声波的收发的第 2 模式动作时,输出来自上述波束形成器群的信号;

加法器,将从多个上述切换部输出的信号汇总成相同相位的组,并进行加法运算后输出;以及

矩阵开关,介于上述切换部和上述加法器之间,在以上述第 1 模式动作时,进行控制以使得来自上述切换部的输出按每种相同相位向不同的上述加法器输入。

## 超声波探头及超声波诊断装置

### 技术领域

[0001] 本方面涉及一种连接在超声波诊断装置上,向被检测体收发超声波的超声波探头,特别是一种不受电路性能的限制,在确保宽的动态范围的同时,减少探头电缆信号线根数的技术。

### 背景技术

[0002] 近年来,在超声波 2 维 (2D) 阵列探头等上,将电路内置于探头的头部 (head) 内,执行发送波形的生成、接收回波 (接收信号) 的放大和一部分的波束形成。使用这种超声波 2 维阵列探头的超声波诊断装置,例如,在日本特开 2007-167445 号公报上有记载。

[0003] 通常,在通过探头连接器连接这种超声波探头的超声波诊断装置本体上,被施加接收延迟加法运算处理后的超声波回波信号通过本体前置放大器群被放大。被放大的超声波回波信号,通过接收延迟加法电路使定时一致,通过信号处理部被检波并提取包络 (envelope),通过图像处理部进行坐标变换,进行适合图像显示的处理后在显示部显示。借此,被观测体内的形态信息被实时地显示。

[0004] 关于以往的 2 维阵列超声波探头及超声波诊断装置的结构,参照图 9 及图 10 进行说明。图 9 是表示一般的超声波诊断装置结构的功能框图。图 10 是在以往的超声波 2 维阵列探头上的通道 (channel) 控制电路的框图。

[0005] 超声波振子群 102 是例如呈  $N \times M$  阵列状排列成的,向被观测体 0 (例如心脏) 收发超声波。脉冲发生器 (pulsar) 群 101,与超声波振子群 102 相连,按照由探头手柄内控制电路 100 生成的不同定时来驱动超声波振子群 102,以产生具有规定的方向性的超声波波束。借此,按照来自脉冲发生器群 101 的电信号,从超声波振子群 102 向被观测体 0 照射超声波波束。

[0006] 从超声波振子群 102 发送的超声波波束,在被观测体 0 内的构造物的边界等的声阻抗不同的界面,与该被观测体 0 内的构造、运动等相对应地进行反射。前置放大器群 103 为了良好地传送通过超声波振子群 102 接受的微弱的超声波回波信号,进行低噪声放大或缓冲 (buffering) 等处理。通道控制电路 104 通过被指的子阵列接收波束形成器群 1041 (参照图 10),将来自上述的多个前置放大器群 103 的输出信号作为一个组施加延迟时间,并通过内置的加法器 1042 (参照图 10) 进行加法运算后输出给超声波诊断装置本体。由此,能够使从该超声波探头 1 进行输出的输出信号线的数量减少。即,探头电缆 (probe cable) 11 的根数得以减少。

[0007] 探头手柄内控制电路 100,是用来控制上述脉冲发生器群 101、前置放大器群 103 以及通道控制电路 104 的动作的。前置放大器群 103 构成为可以根据来自该探头手柄内控制电路 100 的控制信号,分别设定偏置电流等动作条件。

[0008] 探头手柄 10 和探头连接器 12,如上所述通过探头电缆 11 连接。探头连接器 12 通过由多个电路组成的电路群 121、及探头连接器内控制电路 120 而构成。上述电路群 121 根据需要进行放大、缓冲以及波段调整等的超声波回波信号的追加处理。还有,探头连接器内

控制电路 120,对上述电路群 121 的动作进行控制,并且基于通过后述的超声波诊断装置本体 2 传送的控制信号,生成向探头手柄内控制电路 100 传递的控制信号。

[0009] 超声波诊断装置本体 2 由本体前置放大器群 240、本体接收延迟加法电路 241、信号处理部 25、图像处理部 26、显示部 27、本体发送延迟电路 220、本体脉冲发生器群 221、本体控制电路 21 以及操作面板 20 构成。

[0010] 在本体前置放大器群 240,由超声波探头 1 按几个通道的组实施过最初的接收延迟加法运算处理的超声波回波信号被放大。这些被放大的超声波回波信号,通过本体接收延迟加法电路 241 使定时一致。而且,上述超声波信号,在信号处理部 25 被检波并提取包络。另外,该被提取的包络,在图像处理部 26 一边对照被观测体 0 的剖面被变换坐标,一边被施加适合图像显示的灰度处理等后,在显示部 27 显示。借此,如图 11 所示,被观测体内的形态信息在显示部 27 被实时地显示。

[0011] 还有,本体控制电路 21,对超声波诊断装置本体 2 内的各处理部的动作进行控制,并且向探头连接器 12 的探头连接器内控制电路 120 传递控制信息。在作为动作模式,进行能够实现波束转向 (beam steering) 的连续波多普勒模式等情况下,操作面板 20 是操作者输入信息或者进行选择操作的输入机构。

[0012] 再有,当超声波探头未内置电路时,即连接了超声波诊断装置本体 2 驱动超声波振子群 102 的普通探头的情况下,本体发送延迟回路 220 和本体脉冲发生器群 221 动作,通常,不是内置在超声波诊断装置本体 2 的结构也可以。

[0013] 作为上述的超声波诊断装置的动作模式,已知用于测量血流速度等的连续波多普勒 (以下称为“SCW”) 模式。就 SCW 模式而言,如图 10 所示,把呈  $N \times M$  阵列状排列的超声波振子群分为发送超声波的区域 B 和接收超声波的区域 A 来动作,借此便可以连续地收发超声波。

[0014] 在以 SCW 模式动作时,如果相对于被观测体内的血流进行中心频率为  $f_0$  的超声波的收发时,随着流动的血细胞,超声波波束的频率就会获得与血流速度成比例的多普勒频移 (shift frequency)  $f_d$ ,从而接收到频率为  $f_0 + f_d$  的超声波回波。因此,通过检出该多普勒频移  $f_d$ ,并显示其随时间的变化,如图 12 所示,可以作为多普勒图像来显示血流速度信息。

[0015] 还有,此时,对被检出的多普勒频移  $f_d$  进行 2 维映射,进行适当的颜色变换,并通过与之前的超声波图像重叠显示,可以作为彩色多普勒图像 (图中未示) 实时地显示包含血流速度信息的被观测体内的图像。

[0016] 近年来,超声波 2 维阵列振子已经被应用于超声波探头,振子数量数以千计地增加,每个的大小变得极其微小。这种情况下,如果直接将探头连接在超声波诊断装置上,由于电缆根数必需非常多,而使电缆总体变粗,招致操作障碍,并且难于高质量地传送由微小的振子接收的超声波回波。

[0017] 因此,在使用超声波 2 维阵列等情况下,在超声波探头上,安装发送电路及接收电路等电路,对接收的微弱的超声波回波进行高效放大,并且通过按每几个单位的振子进行一部分的接收波束形成并进行加法运算,就可以不断地减少向超声波诊断装置输入的信号线的根数。

[0018] 就 SCW 模式而言,为了将在超声波波束上检出的振幅大的杂波 (clutter) (例如来

自心脏壁的反射波)上重叠的极其微弱的多普勒信号进行放大,要求比获得通常的B模式图像时更宽的动态范围。

[0019] 可是,由于内置于超声波探头的波束形成器受到供电等的制约,不能取得宽动态范围。这是由于为确保足够的动态范围有必要向波束形成器提供高电压,相反,提高电压就会伴有发热。由于超声波探头是与被检测体接触而使用的,所以有必要抑制该发热,而不能供给高电压。

[0020] 因此,以往的内置接收波束形成器的超声波探头,由于受上述的波束形成器的制约,不能如实地将SCW的微弱信号成分进行放大,在以SCW模式动作时,不能按每几个单位的超声波振子对输出信号进行加法运算后向超声波诊断装置本体输出。因此,以往的超声波探头,就不能减少连接超声波探头和超声波诊断装置本体的探头电缆内的信号线的根数,该探头电缆只能是较粗的。

## 发明内容

[0021] 本发明为解决上述问题而提出,其目的为:即使在像SCW模式那样,将超声波振子群分为执行发送的区域和执行接收的区域来使用的动作模式中,也确保宽的动态范围,同时,按每几个单位的超声波振子对相同相位的接收信号进行加法运算后向超声波诊断装置本体发送,由此减少探头电缆内的信号线的根数。

[0022] 本实施方式是一种具有第1超声波振子群和第2超声波振子群,其特征为具备多个矩阵开关盒加法器。有关本实施方式的超声波探头,具有由上述第1超声波振子群向被检测体内的规定观测点发送超声波、并由上述第2超声波振子群接收在上述被检测体内反射的超声波回波的模式。上述多个矩阵开关,基于上述第2超声波振子群与上述观测点之间的距离,从上述第2超声波振子群输出的多个超声波回波中,提取具有大致相同相位的多个超声波回波。上述加法器,对上述多个矩阵开关提取的上述多个超声波回波,按每个上述矩阵开关进行加法运算后输出。

[0023] 发明效果

[0024] 依照本发明,在使用内置了前置放大器群等电路的超声波2维阵列探头和超声波诊断装置中,能不受内置于探头的电路性能的制约而确保宽的动态范围,能确保在SCW等模式下的接收性能。

[0025] 还有,即使在像SCW等模式那样要求宽的动态范围的情况下,由于能按每几个单位的振子对接收信号进行加法运算并向超声波诊断装置本体发送,因此能减少探头电缆内信号线的根数,而使探头电缆比以往细。

## 附图说明

[0026] 图1是有关第1实施方式的超声波探头中的通道控制电路的框图。

[0027] 图2A是用于说明有关第1实施方式的通道控制电路动作的图。

[0028] 图2B是用于说明有关第1实施方式的通道控制电路动作的图。

[0029] 图3是表示有关本发明的超声波探头动作的流程图。

[0030] 图4是有关变形例1的超声波探头中的通道控制电路的框图。

[0031] 图5是用于说明有关变形例1的通道控制电路的动作的图。

- [0032] 图 6 是有关变形例 2 的超声波探头中的通道控制电路的框图。
- [0033] 图 7 是用于说明有关变形例 2 的通道控制电路的动作的图。
- [0034] 图 8A 是有关实施方式的通道控制电路的电路构成示例。
- [0035] 图 8B 是有关实施方式的通道控制电路的电路构成示例。
- [0036] 图 8C 是有关实施方式的通道控制电路的电路构成示例。
- [0037] 图 8D 是有关实施方式的通道控制电路的电路构成示例。
- [0038] 图 9 是表示一般的超声波诊断装置结构的功能框图。
- [0039] 图 10 是以往的超声波探头中的通道控制电路的框图。
- [0040] 图 11 是以 B 模式动作时的超声波断层像的输出示例。
- [0041] 图 12 是以 SCW 模式动作时的超声波图像的输出示例。

## 具体实施方式

[0042] (第 1 实施方式)

[0043] 首先,参照图 1 对有关第 1 实施方式的超声波探头的结构进行说明。从探头连接器 12 到超声波诊断装置本体 2 的结构,与图 9 所示的以往的超声波诊断装置的结构一样,在这里,对超声波探头 1 的结构进行详细说明。

[0044] 如图 1 所示,有关本实施方式的通道控制电路 104a 的特征在于:除具备子阵列接收波束形成器群 1041 和加法器 1042 之外,还具备旁路开关 (bypass switch) 1043 及矩阵开关 (matrix switch) 1044。为此,在本说明中,将着眼于与以往的超声波探头结构不同的探头手柄 10 内的结构、处理来自超声波探头的发送信号的超声波诊断装置本体 2 内的本体接收延迟加法电路 241 以及控制装置全体动作的本体控制电路 21 来进行说明。另外,标有与图 10 同样的标记的结构要素,表示与在图 10 中附标记的结构要素同样的结构。

[0045] 首先,本体控制电路 21 接受由操作者从操作面板 20 对超声波诊断装置动作的模式(以下称“动作模式”)的指定,并决定构成超声波振子群 102 的各超声波振子的动作。

[0046] 具体讲,像 SCW 模式那样,在分为发送超声波的多个超声波振子和接收超声波的多个超声波振子来收发超声波的模式(以下称为“第 1 模式”)的情况下,本体控制电路 21 将超声波振子群 102 分为发送超声波的区域 B 和接收超声波的区域 A。

[0047] 还有,像 B 模式等那样,在以相同的超声波振子进行超声波的收发(以下称为“第 2 模式”)双向工作的模式下,本体控制电路 21 进行设定以使得构成超声波振子群 102 的各超声波振子执行各自的超声波发送及接收。

[0048] 本体控制电路 21,将关于上述的超声波振子的分配控制,作为区域控制信号向超声波探头 1 发送并做出指示。

[0049] 接下来,本体控制电路 21,接受由操作者从操作面板 20 对观测点的设定,根据对构成超声波振子群 102 的各超声波振子与该观测点之间的距离,算出各超声波振子的发送延迟时间及接收延迟时间。此时,在以第 1 模式动作时,发送延迟时间就会与发送超声波的区域 B 内的各超声波振子相对应,接收延迟时间就会与接收超声波的区域 A 内的各超声波振子相对应。

[0050] 接下来,本体控制电路 21,将接收延迟时间和本体前置放大器群 240 的各前置放大器相对应,并向本体接收延迟加法电路 241 做出指示,对来自该前置放大器的输出信号

分别进行延迟处理。例如,首先,本体控制电路 21,将延迟时间  $td1$  和从本体前置放大器群 240 的前置放大器(以下称为“本体前置放大器”)Ch1 输出的信号相对应,将延迟时间  $td3$  和从本体前置放大器 Ch3 输出的信号相对应。然后,本体控制电路 21,向本体接收延迟加法电路 241 做出指示,以便按照该对应关系分别施加延迟处理(关于本体接收延迟加法电路 241 将后述)。

[0051] 还有,本体控制电路 21,生成控制包含在超声波探头 1 中的矩阵开关 1044 的矩阵开关切换信号,以便向本体前置放大器群 240 的前置放大器(例如前置放大器 Ch1 ~ Ch3)分别输入具有所对应的延迟时间的信号(关于矩阵开关 1044 将后述)。

[0052] 本体控制电路 21,将算出的发送延迟时间和接收延迟时间、动作模式、区域控制信号以及矩阵开关切换信号作为探头控制数据,通过探头连接器内控制电路 120 向探头手柄内控制电路 100a 发送(关于探头手柄内控制电路 100a 将后述)。

[0053] 有关本实施方式的通道控制电路 104a,如图 1 所示,由子阵列接收波束形成器群 1041、旁路开关 1043、矩阵开关 1044 以及加法器 1042 构成。

[0054] 子阵列接收波束形成器群 1041 是延迟电路,它将包含在前置放大器群 103 中的多个前置放大器作为一组,以使来自包含在该组中的前置放大器的输出信号的相位差一致的方式,施加延迟处理并输出。

[0055] 在有关本实施方式的超声波探头 1 上,设有从子阵列接收波束形成器群 1041 的输入一侧引出的、对子阵列接收波束形成器群 1041 进行旁路的信号线(以下称为“旁路信号线”)。来自前置放大器群 103 的输出信号通过旁路开关 1043 被切换,以通过子阵列接收波束形成器群 1041 或旁路信号线中的任何一方。

[0056] 旁路开关 1043,设在子阵列接收波束形成器群 1041 的输出侧,并构成为可以切换至设在子阵列接收波束形成器群 1041 输出一侧的第 1 接点和设置在旁路信号线一侧的第 2 接点中的任意一方。

[0057] 旁路开关 1043,由切换控制部 1001 通过超声波诊断装置的动作模式(以下称“动作模式”)进行切换(关于切换控制部 1001 将后述)。该旁路开关 1043 相当于切换部。

[0058] 具体讲,像 SCW 模式那样,在分为发送超声波的多个超声波振子和接收超声波的多个超声波振子来进行超声波收发的模式(以下称“第 1 模式”)的情况下,被切换到第 2 接点,不对来自前置放大器群 103 的输出信号施加通过子阵列接收波束形成器群 1041 进行的延迟处理。

[0059] 还有,像 B 模式等那样,在以相同的超声波振子进行超声波的收发的模式(以下称为“第 2 模式”)的情况下,被切换到第 1 接点,如以往那样,来自前置放大器 103 的输出信号被输入子阵列接收波束形成器群 1041 施加延迟处理。

[0060] 加法器 1042,通过对从多个旁路开关 1043 输出的信号进行加法运算后输出,从而使来自超声波探头 1 的输出信号线的数量减少。加法器 1042 例如被设置为对从由多个超声波振子构成的规定的子阵列(比如子阵列 102a1)通过前置放大器群 103 的各前置放大器及旁路开关 1043 输出的信号(以下有称为“从子阵输出的信号”)的情况)进行加法运算。

[0061] 从加法器 1042 输出的信号,通过探头电缆 11 及电路群 121,向本体前置放大器群 240 输入。加法器 1042 与本体前置放大器群 240 的各前置放大器一对一地对应,从规定的加法器 1042(例如加法器 1042a1)输出的信号,向规定的前置放大器(例如本体前置放大



器群的前置放大器 Ch1) 输入。

[0062] 矩阵开关 1044 介于旁路开关 1043 和加法器 1042 之间, 将从旁路开关 1043 输入的信号向加法器 1042 输出。此时, 矩阵开关 1044 由切换控制部 1001 控制, 以使其按照动作模式 (第 1 模式或第 2 模式), 按每个从旁路开关 1043 输入的信号, 对要输出的加法器进行切换 (关于切换控制部 1001 将后述)。

[0063] 在各矩阵开关 1044 之间能够转送输入的信号。借此, 就可以将输入到规定的矩阵开关 (例如, 为矩阵开关 1044a1) 的信号, 向设在不同的矩阵开关 (例如, 为矩阵开关 1044b1) 输出一侧的加法器 (例如, 为加法器 1042b1) 输出。还有, 该动作由切换控制部 1001 控制。

[0064] 当超声波探头 1 以第 2 模式动作时, 矩阵开关 1044 受切换控制部 1001 控制, 以使得从旁路开关 1043 输入的信号向配置在输出一侧的加法器 1042 输出。还有, 当超声波探头 1 以第 1 模式动作时, 矩阵开关 1044 受切换控制部 1001 控制, 以使得输入的信号按其每个相位向规定的加法器 1042 输出。关于本控制, 将与切换控制部 1001 的动作一并后述。

[0065] 探头手柄内控制电路 100a, 具备切换控制部 1001。探头手柄内控制电路 100a, 基于从本体控制电路 21 接收的探头控制数据中包含的发送延迟时间, 向与发送超声波的超声波振子 (例如第 1 模式时区域 B 内包含的超声波振子) 相对应的脉冲发生器群 101 做出发送超声波的指示。还有, 探头手柄内控制电路 100a, 将从本体控制电路 21 接收的探头控制数据中包含的动作模式、接收延迟时间以及矩阵开关切换信号向切换控制部 1001 发送, 做出对旁路开关 1043 及矩阵开关 1044 切换的指示。

[0066] 切换控制部 1001 按照收到的动作模式对旁路开关 1043 进行切换。还有, 切换控制部 1001 基于收到的各超声波振子各自的接收延迟时间及矩阵开关切换信号, 对子阵列接收波束形成器群 1041 及矩阵开关 1044 进行控制。关于通过切换控制部 1001 对子阵列接收波束形成器群 1041、旁路开关 1043 以及矩阵开关 1044 的控制, 参照图 1、图 2A 以及图 2B 按每个动作模式进行具体说明。

[0067] 首先, 对于超声波探头 1 以第 2 模式 (例如 B 模式) 动作时的动作, 参照图 2A 进行说明。图 2A 是用于说明超声波探头 1 在以第 2 模式动作时通道控制电路 104a 的运动的图。

[0068] 在以第 2 模式动作时, 切换控制部 1001 将旁路开关 1043 切换到第 1 接点, 以使得来自前置放大器群 103 的各前置放大器的信号通过子阵列接收波束形成器群 1041。此时, 切换控制部 1001 做出指示: 将与作为向构成子阵列接收波束形成器群 1041 的各子阵列接收波束形成器输入信号的输出源的超声波振子相对应的接收延迟时间, 向各个子阵列接收波束形成器发送, 进行延迟处理。借此, 例如, 使得与子阵 102a1 的  $\alpha 1$  列、 $\beta 1$  列及  $\gamma 1$  列相对应的超声波振子的输出信号的相位, 与延迟时间  $td1$  的信号一致。

[0069] 接下来, 切换控制部 1001 基于接收延迟时间及矩阵开关切换信号, 对矩阵开关 1044 进行控制, 以使得从子阵列接收波束形成器群 1041 输出、经旁路开关 1043 输入到矩阵开关 1044 的信号, 向设在该矩阵开关 1044 输出一侧的加法器 1042 输入。

[0070] 具体讲, 如图 2A 所示, 例如, 切换控制部 1001 对矩阵开关 1044 进行控制, 以使得来自与子阵列 102a1 的  $\alpha 1$  列、 $\beta 1$  列以及  $\gamma 1$  列相对应的超声波振子的信号, 向与该子阵列 102a1 相对应的加法器 1042a1 输入。同样, 来自与子阵列 102a3 的  $\alpha 3$  列、 $\beta 3$  列及  $\gamma 3$

列相对应的超声波振子的信号便向与该子阵列 102a3 相对应的加法器 1042a3 输入。

[0071] 从而,当超声波探头 1 以第 2 模式动作时,通道控制电路 104a 成为与如图 10 所示的以往的通道控制电路 104 执行相同动作的结构。

[0072] 下面,对于超声波探头 1 以第 1 模式(例如 SCW 模式)动作时的动作,参照图 2B 进行说明。图 2B 是用于说明关于超声波探头 1 以第 1 模式动作时通道控制电路 104a 的动作的图。

[0073] 在以第 1 模式动作时,切换控制部 1001 将旁路开关 1043 切换到第 2 接点,以使得来自前置放大器群 103 的各前置放大器的信号通过旁路信号线。借此,以第 1 模式动作时,子阵列接收波束形成器群 1041 被旁路,不对来自各超声波振子的信号进行延迟处理。

[0074] 接下来,切换控制部 1001 基于接收延迟时间及矩阵开关切换信号,对矩阵开关 1044 进行控制,以使得来自各超声波振子并经由前置放大器群 103 输出的信号之中规定相位的信号(例如延迟时间  $td1$  的信号)向规定的加法器 1042(例如加法器 1042a1)输出。

[0075] 例如,在图 2B 中,假设来自与子阵列 102a1 的  $\alpha 1$  列、子阵列 102a2 的  $\alpha 2$  列以及子阵列 102a3 的  $\alpha 3$  列相对应的超声波振子的信号表示相同相位(延迟时间  $td1$ )。同样,假设来自与  $\beta 1$  列、 $\beta 2$  列以及  $\beta 3$  列相对应的超声波振子的信号表示相同相位(延迟时间  $td2$ );来自与  $\gamma 1$  列、 $\gamma 2$  列以及  $\gamma 3$  列相对应的超声波振子的信号表示相同相位(延迟时间  $td3$ )。

[0076] 此时,如图 2B 所示,切换控制部 1001 对矩阵开关 1044 进行控制,以使得来自与表示相同相位(延迟时间  $td1$ )的子阵列 102a1 的  $\alpha 1$  列、子阵列 102a2 的  $\alpha 2$  列以及子阵列 102a3 的  $\alpha 3$  列相对应的超声波振子的信号,向已按照矩阵开关的切换信号与延迟时间  $td1$  建立相对应关系的加法器 1042a1 输出。同样,切换控制部 1001 对矩阵开关 1044 进行控制,以使得来自与  $\beta 1$  列、 $\beta 2$  列以及  $\beta 3$  列相对应的超声波振子的信号,向已与延迟时间  $td2$  建立相对应关系的加法器 1042a2 输出;来自与  $\gamma 1$  列、 $\gamma 2$  列以及  $\gamma 3$  列相对应的超声波振子的信号,向已与延迟时间  $td3$  建立相对应关系的加法器 1042a3 输出。

[0077] 另外在上述中,如图 1 所示,虽然按每一个对从规定子阵列(例如子阵列 102a1)输出的信号进行加法运算的加法器 1042 都设有矩阵开关 1044 的情况做了说明,但是对多个加法器 1042 设一个矩阵开关 1044 也是可以的。

[0078] 从加法器 1042 输出的信号,通过探头电缆 11 及电路群 121,在本体前置放大器群 240 被放大。如图 2A 及图 2B 所示,超声波探头 1 内的各加法器 1042 和本体前置放大器群 240 的各前置放大器,通过矩阵开关的切换信号被一对一地对应。借此,例如,从加法器 1042a1 输出的信号向本体的前置放大器 Ch1 输出;从加法器 1042a3 输出的信号向本体的前置放大器 Ch3 输出。

[0079] 根据上述,超声波探头 1 内的各加法器(例如加法器 1042a1 ~ 1042a3)与本体前置放大器群 240 的各前置放大器(例如前置放大器 Ch1 ~ Ch3)分别相对应。

[0080] 在本体前置放大器群 240 被放大后输出的信号,向本体接收延迟加法电路 241 输入并被施加延迟处理,并进行加法运算后,向信号处理部 25 输出。此时,本体接收延迟加法电路 241,按照来自本体控制电路 21 的控制,对从包含在本体前置放大器群 240 中的各个前置放大器输入的信号分别施加延迟处理(关于本体控制电路 21 将后述)。

[0081] 具体讲,通过矩阵开关 1044 基于矩阵开关切换信号的控制,为了输入来自包含在

本体前置放大器群 240 中的各个前置放大器的规定相位的信号,对每个该前置放大器施加与该相位相对应的延迟时间。例如,如图 2B 所示,向本体前置放大器群 240 的前置放大器 Ch1 输入来自加法器 1042a1 的信号。因此,对于来自前置放大器 Ch1 的信号,就要根据相对于子阵列 102a1 的  $\alpha 1$  列、子阵列 102a2 的  $\alpha 2$  列以及子阵列 102a3 的  $\alpha 3$  列相对应的超声波振子的接收延迟时间,施加延迟处理。

[0082] (处理)

[0083] 下面,对有关本实施方式的超声波探头 1 在第 1 模式下的动作,参照图 3 进行说明。图 3 是表示超声波探头动作的流程图。

[0084] (步骤 S1)

[0085] 首先,本体控制电路 21 接受来自操作面板 20 的操作者的指定,将超声波诊断装置的动作模式变更为 SCW 模式。此时,将超声波振子群 102 也与分为接收超声波的区域 A 和发送超声波的区域 B 的区域控制信号一起生成。

[0086] (步骤 S2)

[0087] 接下来,本体控制电路 21 接受来自操作面板 20 的操作者对观测点的指定,根据构成超声波振子群 102 的各超声波振子与该观测点之间的距离,计算出与发送超声波区域 B 的各超声波振子相对应的发送延迟时间和与接收超声波区域 A 的各超声波振子相对应的接收延迟时间。

[0088] (步骤 S3)

[0089] 当计算出与接收超声波区域 A 的各超声波振子相对应的接收延迟时间后,本体控制电路 21 生成对包含在超声波探头 1 的矩阵开关 1044 进行控制的矩阵开关切换信号,以使得接收延迟时间(例如  $td1 \sim td3$ )与本体前置放大器群 240 的各前置放大器(例如前置放大器 Ch1  $\sim$  Ch3)相对应,并向本体前置放大器群 240 的前置放大器分别输入具有对应的延迟时间的信号。

[0090] (步骤 S4)

[0091] 然后,本体控制电路 21 将计算出的发送延迟时间和接收延迟时间、区域控制信号、动作模式以及矩阵开关切换信号作为探头控制数据,通过探头连接器内控制电路 120 向探头手柄内控制电路 100a 发送。探头手柄内控制电路 100a,收到来自本体控制电路 21 的探头控制数据后,首先基于探头控制数据内的区域控制信号,将超声波振子群 102 分为接收超声波的区域 A 和发送超声波的区域 B。

[0092] (步骤 S51)

[0093] 接下来,探头手柄内控制电路 100a,基于探头控制数据内的发送延迟时间生成发送定时信号,并向脉冲发生器群 101 发送。

[0094] (步骤 S61)

[0095] 脉冲发生器群 101,基于从探头手柄内控制电路 100a 收到的发送定时信号,将发送波形向超声波振子群 102 的各超声波振子发送,并生成发送波束。另外,有关步骤 51 及步骤 61 的处理,与以往的技术一样。

[0096] (步骤 S52)

[0097] 探头手柄内控制电路 100a,与有关步骤 51 及步骤 61 的处理一起,还基于探头控制数据内的动作模式,向切换控制部 1001 做出对旁路开关 1043 切换的指示。切换控制部

1001 基于动作模式（这里为第 1 动作模式），将旁路开关 1043 切换到旁路信号线一侧。

[0098] （步骤 S62）

[0099] 还有，探头手柄内控制电路 100a，基于探头控制数据内的接收延迟时间及矩阵开关切换信号，向切换控制部 1001 做出对矩阵开关 1044 切换的指示。切换控制部 1001 基于接收延迟时间及矩阵开关切换信号，对矩阵开关 1044 进行切换，以使得来自各超声波振子并经由前置放大器群 103 输出的信号之中表示相同相位的信号向规定的加法器 1042 输出。

[0100] （步骤 S7）

[0101] 然后，发送波束由发送超声波的区域 B 内的超声波振子发送，其反射波由接收超声波的区域 A 的对应的超声波振子接收。由区域 A 的超声波振子接收的超声波回波信号，在前置放大器群 103 被放大，随着旁路开关 1043 的切换，通过旁路信号线一侧并向矩阵开关 1044 输入。

[0102] 此时，如图 2B 所示，随着矩阵开关 1044 的切换，表示相同相位的信号（例如从与  $\alpha 1$  列、 $\alpha 2$  列以及  $\alpha 3$  列相对应的超声波振子输出的信号）向已和规定相位的信号（例如延迟时间  $td1$  的信号）建立对应关系的加法器 1042（例如加法器 1042a1）输出，通过该加法器 1042 进行加法运算后的信号，通过电路群 121 向已根据矩阵开关切换信号与该加法器建立对应关系的本体前置放大器（例如本体的前置放大器 Ch1）输出。

[0103] （步骤 S8）

[0104] 本体前置放大器群 240，将接收信号放大并向本体接收延迟加法电路 241 输入。此时，本体控制电路 21，与矩阵开关 1044 的控制相对应地，使接收延迟时间和本体前置放大器群 240 的各前置放大器相对应，并向本体接收延迟加法电路 241 指示延迟处理。本体接收延迟加法电路 241 根据来自本体控制电路 21 的指示，对来自各前置放大器的信号施加延迟处理、并进行加法运算之后，向信号处理部 25 输出。从本体接收延迟加法电路 241 输出的信号，在信号处理部 25 进行信号处理之后，在图像处理部 26 变换成超声波图像后在显示部 27 显示。

[0105] （步骤 S9）

[0106] 然后，当操作者从操作面板 20 做出观测点变更指示时（步骤 9，是），对新指定的观测点，重新计算发送延迟时间及接收延迟时间，执行对于新的观测点的处理。当没有有关观测点变更的指示时（步骤 9，否），处理结束。

[0107] 以上，根据有关第 1 实施方式的超声波探头，在使用内置了前置放大器群等电路的超声波 2 维阵列探头的超声波诊断装置中，可以不受内置于探头内的电路（子阵列接收波束形成器群 1041）的性能条件的限制而确保宽的动态范围。借此，即使是在像 SCW 模式等的第 1 模式（分为发送超声波的多个超声波振子和接收超声波的多个超声波振子来收发超声波的模式）下，也可以确保接收性能。

[0108] 还有，即使在像第 1 模式那样要求宽的动态范围时，由于可以按每几个单位的振子对接收信号进行加法运算后向超声波诊断装置本体发送，因此能减少探头电缆内信号线的根数，而使探头电缆比以往的细。

[0109] （变成例 1）

[0110] 下面就有关变形例 1 的超声波探头的结构，参照图 4 和图 5 进行说明。图 4 是有关变形例 1 的超声波探头中的通道控制电路 104b 的框图。图 5 是用于说明有关变形例 1

的通道控制电路 104b 的运动的图。另外,在有关变形例 1 的超声波探头的说明中,将着眼于与有关第 1 实施方式的超声波探头不同的切换控制部 1001 和矩阵开关 1044 在第 1 模式下的动作进行说明(在第 2 模式下的动作与第 1 实施方式一样)。

[0111] 有关第 1 实施方式的矩阵开关 1044 进行控制,以便从包含在超声波振子群 102 的区域 A 内的全部超声波振子中提取表示相同相位的信号,并向规定的加法器 1042 输出。因此,各矩阵开关就需要参照包含在超声波振子群 102 的区域 A 内的全部超声波振子将信号抽出,使各矩阵开关的处理变得复杂。

[0112] 在有关变形例 1 的超声波探头中,如图 4 所示,将超声波振子群 102 分割成由 2 个以上的子阵列(例如子阵列 102a1 ~ 102a3)构成的子组(例如子组 102a 及 102b),各矩阵开关 1044 从包含在对应的子组中的超声波振子中提取表示相同相位的信号。借此,各矩阵开关 1044 可以只参照包含在子组里的超声波振子,就可以减轻各矩阵开关 1044 的处理负担。下面对有关变形例 1 的超声波探头进行具体说明。

[0113] 而且,在对有关变形例 1 的超声波探头进行说明时,在图 4 及图 5 的例子当中,假设子阵列 102a1 ~ 102a3 包含在子组 102a 内,子阵列 102b1 ~ 102b3 包含在子组 102b 内。还有,在图 5 的例子中,假设与子阵列 102a1 ~ 102a3 的  $\alpha$  1 列 ~  $\alpha$  3 列和子阵列 102b1 ~ 102b3 的  $\alpha$  4 列 ~  $\alpha$  6 列相对应的超声波振子输出表示相同相位(延迟时间  $td1$ )的信号。同样,假设与子阵列 102a1 ~ 102a3 的  $\beta$  1 列 ~  $\beta$  3 列和子阵列 102b1 ~ 102b3 的  $\beta$  4 列 ~  $\beta$  6 列相对应的超声波振子表示相同相位(延迟时间  $td2$ ),与子阵列 102a1 ~ 102a3 的  $\gamma$  1 列 ~  $\gamma$  3 列和子阵列 102b1 ~ 102b3 的  $\gamma$  4 列 ~  $\gamma$  6 列相对应的超声波振子表示相同相位(延迟时间  $td3$ )。

[0114] 当动作模式为第 1 模式(例如 SCW 模式)时,如图 5 所示,有关变形例 1 的切换控制部 1001 对矩阵开关 1044 进行控制,以使得在同一子组内表示规定的相同相位(例如延迟时间  $td1$ )的信号(例如从与  $\alpha$  1、 $\alpha$  2 及  $\alpha$  3 列相对应的超声波振子输出的信号)向已和该子组内的该相位建立对应关系的加法器(例如加法器 1042a1)输入。

[0115] 此时,切换控制部 1001 不向包含在不同子组中的加法器 1042 转送信号。具体地,如图 5 所示,切换控制部 1001 进行控制,以使得来自包含在子组 102a 中的超声波振子的信号,向已和该子组 102a 建立对应关系的加法器 1042a1 ~ 1042a3 输入。此时,来自包含在子组 102a 中的超声波振子的信号,不向已和子组 102b 这样的其它子组建立对应关系的加法器 1042b1 ~ 1042b3 输入。

[0116] 即,当以输出延迟时间  $td1$  的信号的、与子阵列 102a1 ~ 102a3 的  $\alpha$  1 列 ~  $\alpha$  3 列和子阵列 102b1 ~ 102b3 的  $\alpha$  4 列 ~  $\alpha$  6 列相对应超声波振子为例进行说明时,则来自与子阵列 102a1 ~ 102a3 的  $\alpha$  1 列 ~  $\alpha$  3 列相对应的超声波振子的信号就向加法器 1042a1 输出;来自与子阵列 102b1 ~ 102b3 的  $\alpha$  4 列 ~  $\alpha$  6 列相对应的超声波振子的信号就向加法器 1042b 输入。

[0117] 另外,在上述中,虽然对由切换控制部 1001 将各子组和加法器相对应的例子进行了说明,但由本体控制电路 21 将各子组和各加法器相对应也可以。这时,本体控制电路 21 将与各子组和各加法器的对应关系相关的控制信息也含在内,作为矩阵开关切换信号向超声波探头 1 发送。

[0118] 如上所述,根据有关变形例 1 的超声波探头,各矩阵开关 1044 可以只参照包含在

已建立对应关系的子组中的超声波振子,就可以减轻各矩阵开关 1044 的处理负担。

[0119] (变形例 2)

[0120] 下面就有关变形例 2 的超声波探头的结构,参照图 6 进行说明。图 6 是有关变形例 2 的超声波探头中的通道控制电路 104c 的框图。另外,在有关变形例 2 的超声波探头的说明中,将着眼于与有关第 1 实施方式及变形例 1 的超声波探头不同的前置放大器群 103 和旁路开关 1043 的结构以及切换控制部 1001 和矩阵开关 1044 在第 1 模式下的动作来进行说明(在第 2 模式下的动作与第 1 实施方式一样)。

[0121] 就有关第 1 实施方式及变形例 1 的超声波探头而言,由于通道控制电路 104a 及 104b 结构上的原因,能够对接收超声波的区域 A 的各振子设定的相位种类受到向各加法器输入信号的信号线数量或加法器数量的限制。例如,如图 2 所示的有关第 1 实施方式的通道控制电路 104a 的动作那样,以来自包含在子阵列 102a1 ~ 102a3 的超声波振子的信号向加法器 1042a1 ~ 1042a3 输入来进行说明。这时,能够设定的相位种类最大就是加法器的数量即 3 种。还有,由于能够向各加法器输入的信号线的数量最大为 9 根,所以如果表示相同相位的信号有 10 个以上时,能够设定的相位的种类就会不足于加法器的数量(不足 3 种)。

[0122] 在有关变形例 2 的超声波探头上,如图 6 所示,可以通过前置放大器群 103 的各前置放大器使一部分信号的相位反转 180 度。借此,例如,假设信号的波长为  $2T$ ,通过使带有  $td+T$  延迟而输出的信号的相位反转,便可以作为带有  $td$  延迟而输出的信号进行加法运算后输出,就可以缓解对上述的能设定的相位种类的制约。下面对有关变形例 2 的超声波探头进行具体说明。

[0123] 构成有关变形例 2 的前置放大器群 103 的各前置放大器构成为,接受来自切换控制部 1001 的指示,可以使输入信号的相位反转 180 度后输出。前置放大器群 103,设有与输出未反转相位的信号的信号线不同的信号线(称该信号线为“反转信号线”),将相位反转后的信号向该反转信号线输出。

[0124] 有关变形 2 的旁路开关 1043 构成为,可以切换至设于子阵列接收波束形成器群 1041 的输出一侧的第 1 接点、设于旁路信号线一侧的第 2 接点以及除此之外设在上述反转信号线上的第 3 接点之中的任意一方。

[0125] 在这里参照图 7 对有关变形例 2 的切换控制部 1001 和矩阵开关 1044 的动作进行说明。图 7 是用于说明有关变形例 2 的通道控制电路 104c 的动作的图。

[0126] 另外,在对变形例 2 的超声波探头进行说明时,就图 6 及图 7 的例子而言,假设子阵列 102a1 ~ 102a3 包含在子组 102a 中,子阵列 102b1 ~ 102b3 包含在子组 102b 中。

[0127] 还有,就图 7 的例子而言,假设与子阵列 102a 的  $\alpha 1$  列和子阵列 102a3 的  $\alpha 3$  列相对应的超声波振子,输出表示相同相位(延迟时间  $td1$ )的信号;与子阵列 102a2 的  $\alpha 2'$  列对应的超声波振子,输出相对于与  $\alpha 1$  列及  $\alpha 3$  列相对应的超声波振子输出的信号而言相位被 180 度反转后的(延迟时间  $td1+T$ )信号。同样,与  $\beta 1$  列和  $\beta 3$  列对应的超声波振子输出表示相同相位(延迟时间  $td2$ )的信号,与  $\beta 2'$  列对应的超声波振子输出相对于与  $\beta 1$  列及  $\beta 3$  列相对应的超声波振子输出的信号而言相位被 180 度反转后的(延迟时间  $td2+T$ )信号(来自与  $\gamma 1$  列和  $\gamma 3$  列相对应的超声波振子的信号(延迟时间  $td3$ )和来自与  $\gamma 2'$  列对应的超声波振子的信号(延迟时间  $td3+T$ )的关系也一样)。

[0128] 在动作模式为第 1 模式(例如 SCW 模式)时,有关变形例 2 的切换控制部 1001,首

先基于收到的探头控制数据内的接收延迟时间,决定从各超声波振子输出的信号的相位种类,然后,基于与各相位相对应的超声波振子的数量及加法器 1042 的数量,决定将相位反转 180 度的前置放大器群 103 的前置放大器。

[0129] 例如如图 7 所示,当子组 102a 中包含子阵列 102a1 ~ 102a3 时,与相位的种类 6 种相对,加法器的数量为 3,相位的种类数超过了加法器的数量。此时,本体控制电路 21 对前置放大器群 103 的各前置放大器进行控制,以便将来自与子阵列 102a2 的  $\alpha 2'$  列、 $\beta 2'$  列以及  $\gamma 2'$  列相对应的超声波振子的信号相位进行反转,并将设置在该前置放大器输出一侧的旁路开关 1043 切换到第 3 接点,而把其它的旁路开关 1043 切换到第 2 接点。

[0130] 还有,切换控制部 1001 受到上述有关相位反转的控制,对矩阵开关 1044 进行控制,以使得也包含反转相位后的信号在内,将表示规定的相同相位的信号,向规定的加法器输入。

[0131] 以图 7 为例具体进行说明。例如在图 7 中,来自与子阵列 102a1 的  $\alpha 1$  列和子阵列 102a3 的  $\alpha 3$  列相对应的超声波振子的信号和反转了相位的来自与子阵列 102a2 的  $\alpha 2'$  列相对应超声波振子的信号表示同一相位(延迟时间  $td1$ ),向已和该相位相建立对应关系的加法器 1042a1 输入。同样,来自与  $\beta 1$  列和  $\beta 3$  列相对应的超声波振子的信号和反转了相位的来自与  $\beta 2'$  列相对应的超声波振子的信号(延迟时间  $td2$ )向加法器 1042a2 输入;来自与  $\gamma 1$  列和  $\gamma 3$  列相对应的超声波振子的信号和反转了相位的来自与  $\gamma 2'$  列相对应的超声波振子的信号(延迟时间  $td3$ )向加法器 1042a3 输入。

[0132] 另外,与相位反转有关的前置放大器群 103 的控制及对有关旁路开关 1043 向第 3 接点或第 2 接点切换的控制,由本体控制电路 21 来控制的结构也可以。这时,本体控制电路 21 将与旁路开关 1043 的切换相关的控制信号包含在矩阵开关控制信号内向超声波探头 1 发送。还有,与变形例 1 一样,也可由本体控制电路 21 来执行将各子组和各加法器相对应。

[0133] 如上所述,根据有关变形例 2 的超声波探头,通过使来自一部分超声波振子的信号的相位反转,就可以把相位相差 180 度的信号作为同一信号由同一个加法器进行加法运算。借此,如图 7 所示,对于各超声波振子,就可以比有关第 1 实施方式或变形例 1 的超声波探头更细致而灵活地设定相位。还有,在第 1 实施方式及变形例 1 中,是通过本体接收延迟加法电路 241 分别进行延迟计算(延迟  $td$  及延迟  $td+T$ ),但是在变形例 2 中,可以通过同一个延迟计算(延迟  $td$ )进行处理。

[0134] 另外,在上述中虽然以 SCW 模式为例对第 1 动作模式进行了说明,但并不限于 SCW 模式。对于把超声波振子群 102 分成不同目的的动作领域来使用的模式,同样可以适用。

[0135] 还有,在本说明中,作为通道控制电路 104a ~ 104c 的结构,虽然是以在前置放大器群 103 的输出侧以所提及的顺序设置子阵列接收波束形成器群 1041、旁路开关 1043 以及矩阵开关 1044 为例进行了说明,但并不受本结构的限制。

[0136] 图 8A ~ 图 8D,是有关本发明的通道控制电路的电路构成的示例。例如,如图 8A 所示,旁路开关 1043 被设在子阵列接收波束形成器群 1041 的输入一侧及输出一侧两方也可以,如图 8B 和图 8C 所示,被设在子阵列接收波束形成器 1041 的输入一侧也可以。还有,如图 8C 和图 8D 所示,子阵列波束形成器群 1041 和矩阵开关 1044 并列设置也可以。如上所述,只要可以将来自各超声波振子的信号按照动作模式向规定的加法器 1042 输入,通道控

制电路 104a ~ 104c 的电路结构就不受限制。

[0137] 虽然这里描述了一些实施方式,但这些实施方式只是以举例方式进行表达,本发明不限于此。实际上,上述这些新的系统可以体现在其各种方式中,而且,在这些系统方式中的一些省略、替代以及改变并不背离本发明的主旨。随附的权利要求书及等效物将涵盖这些方式或本发明主旨范围内的更改。



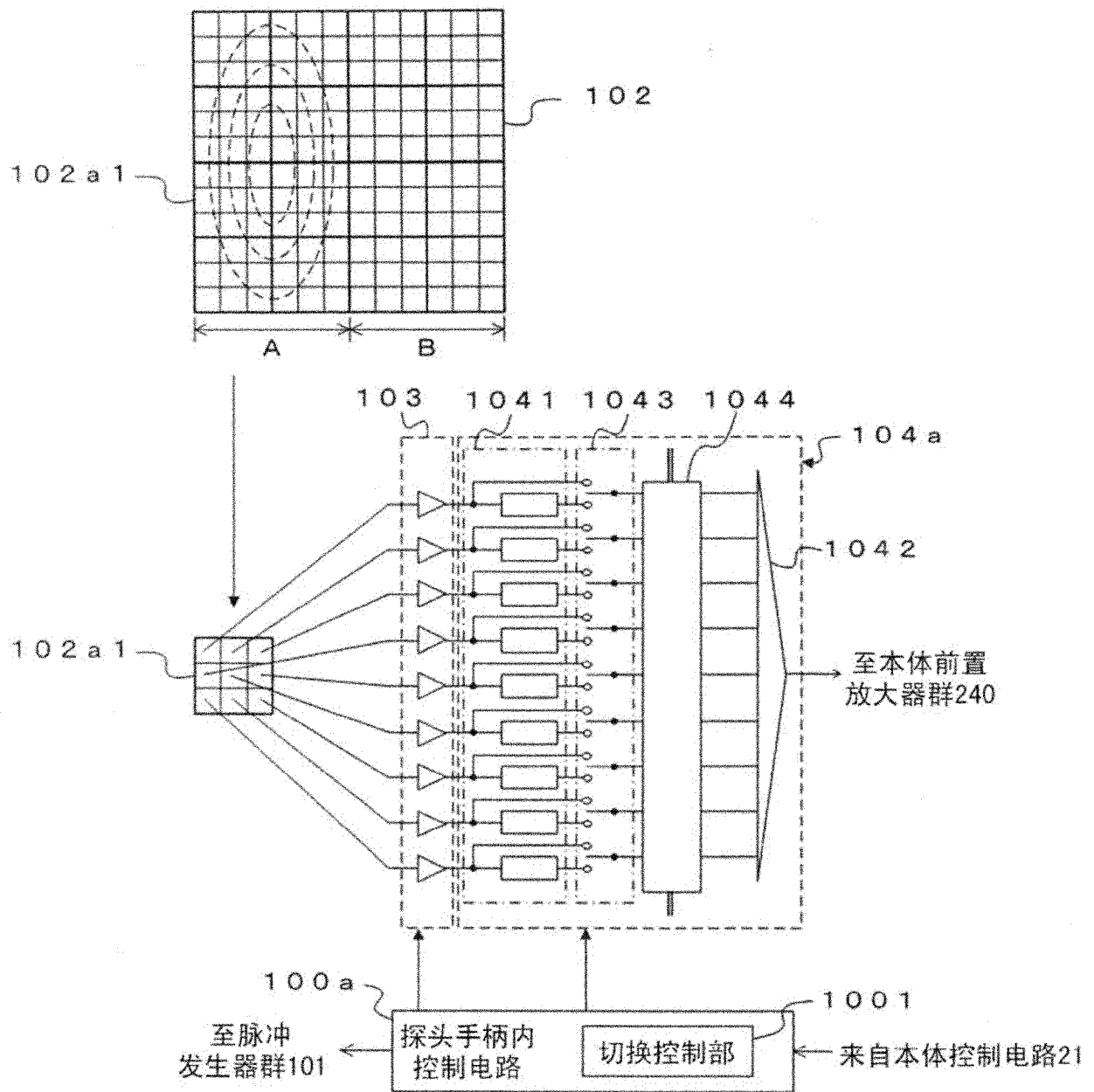


图 1

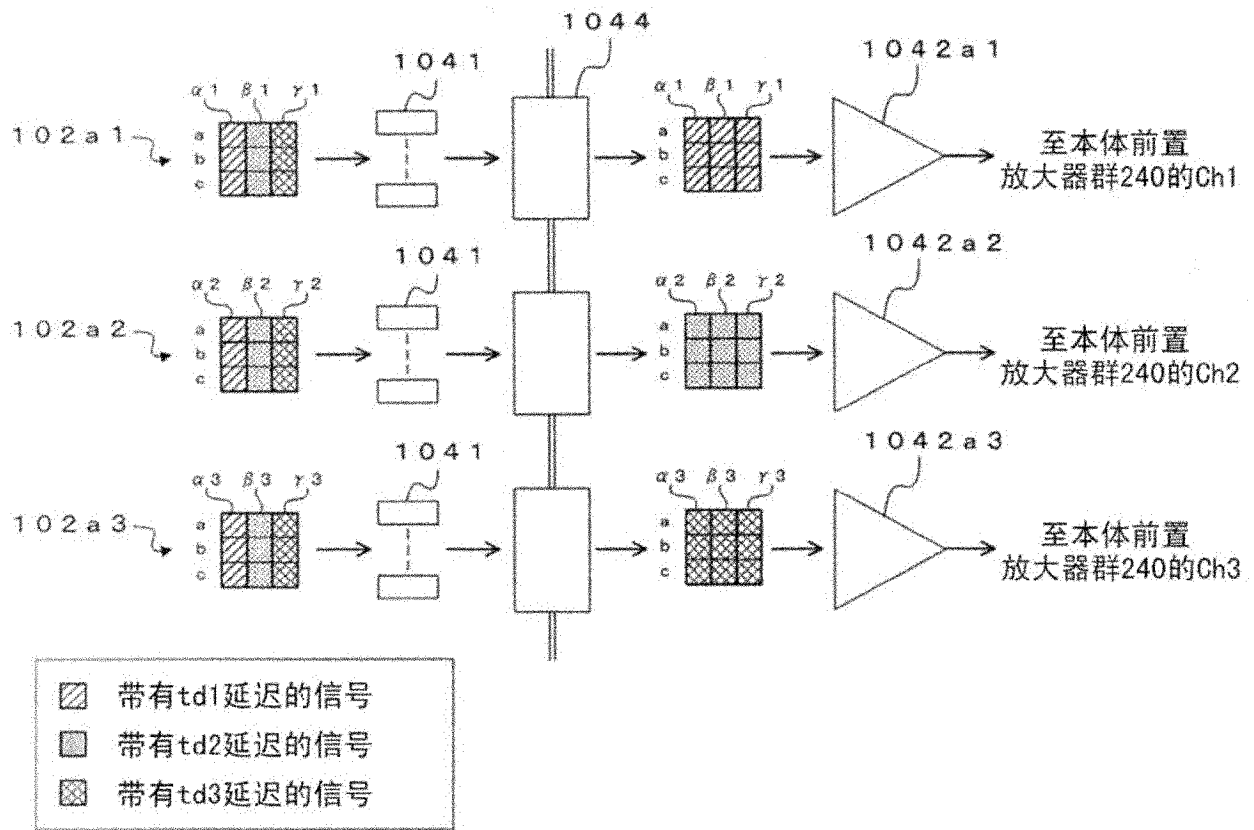


图 2A

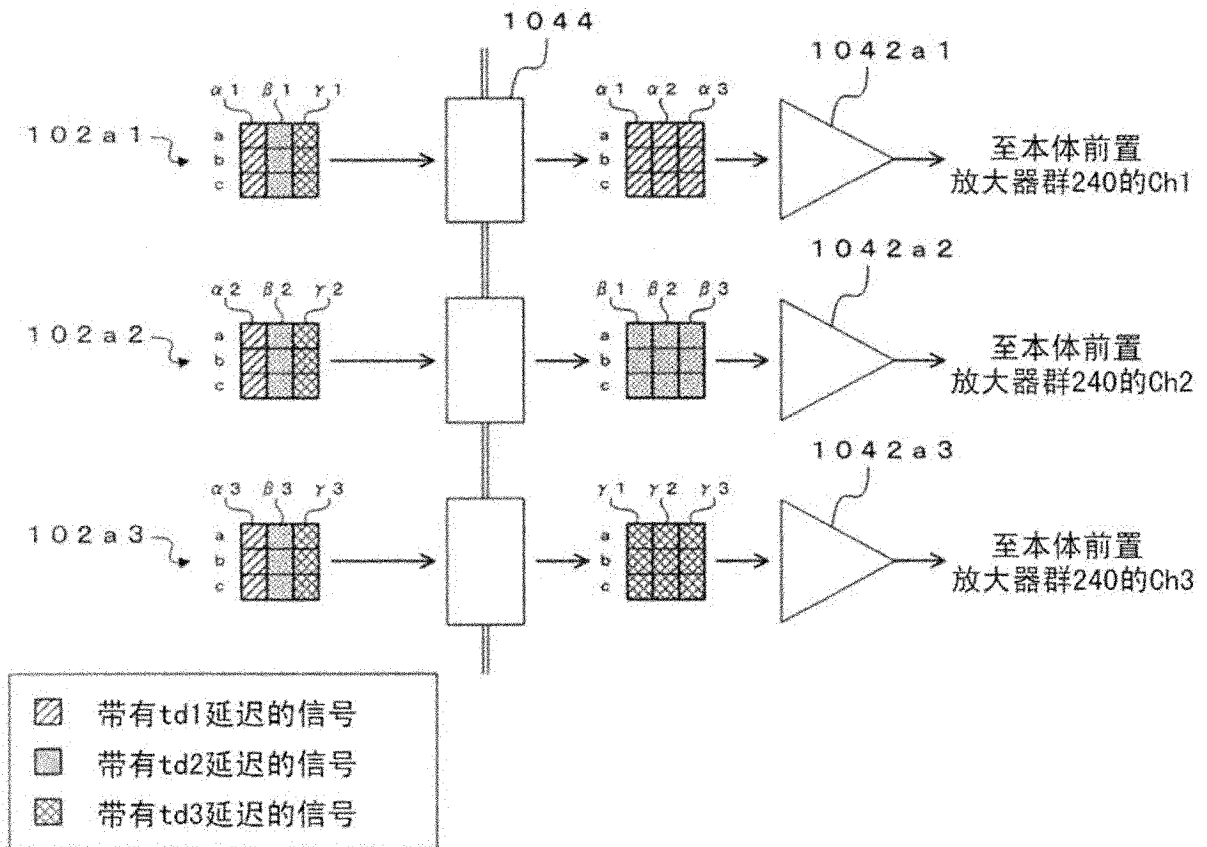


图 2B

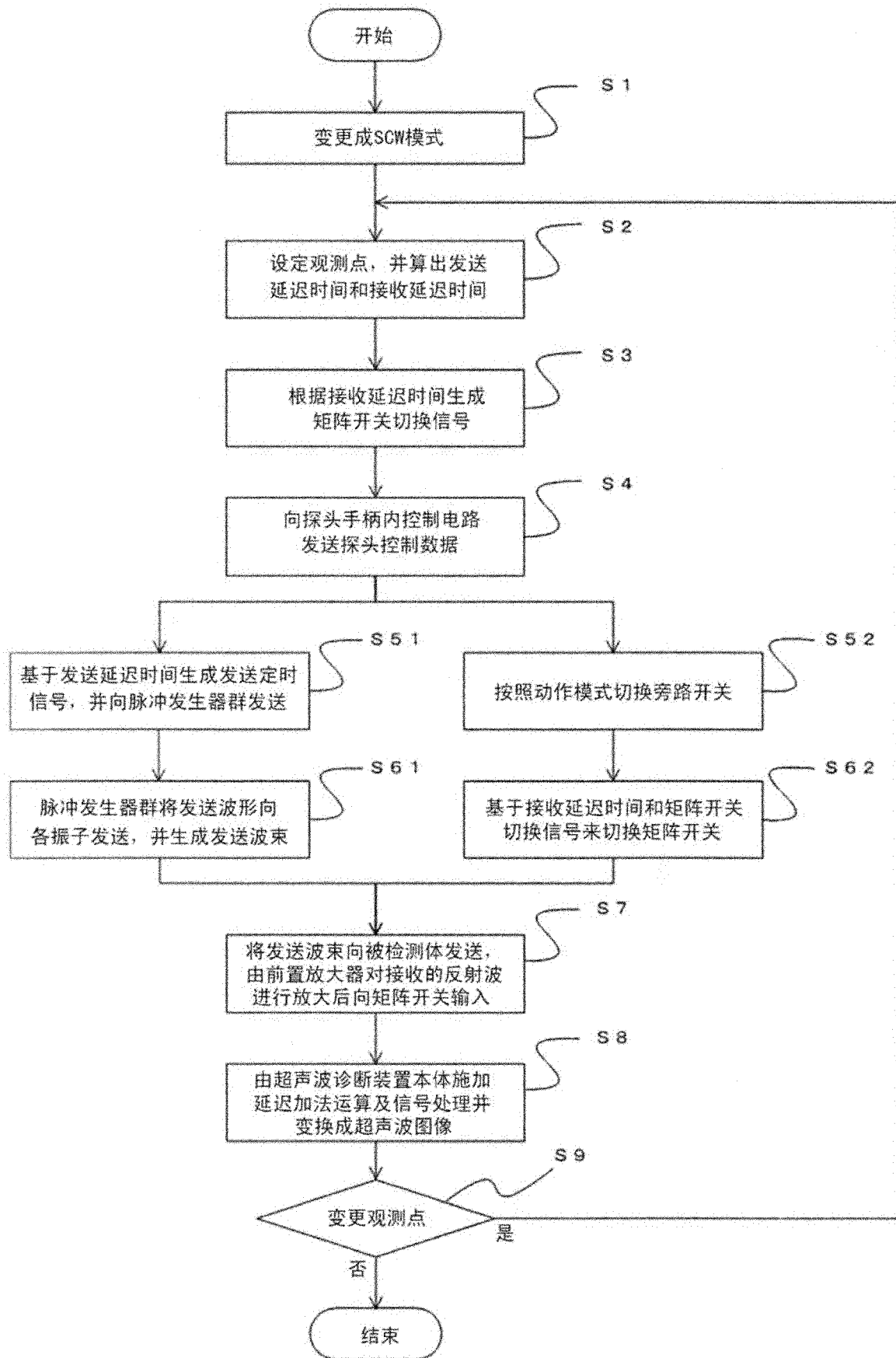


图3

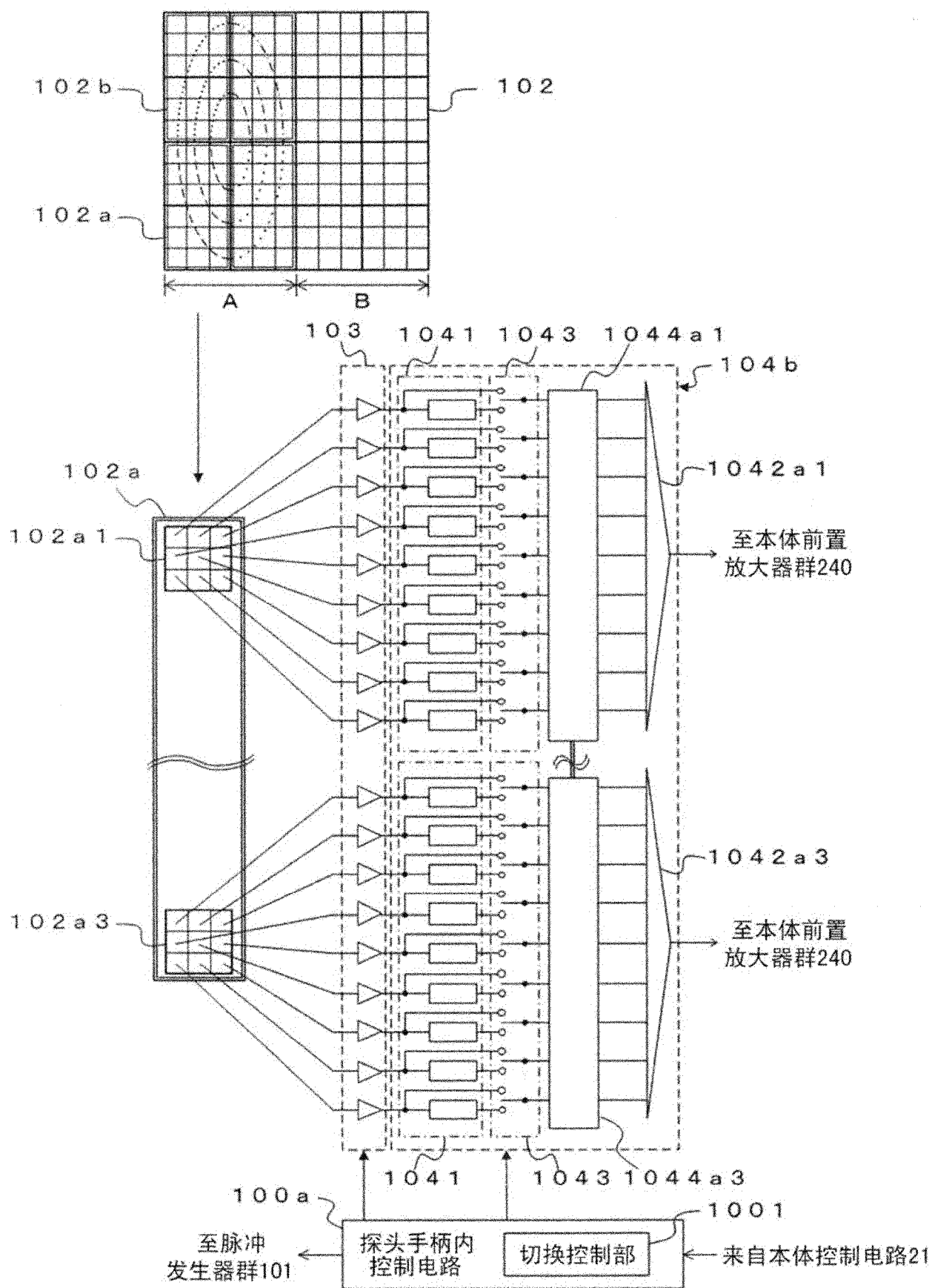


图 4

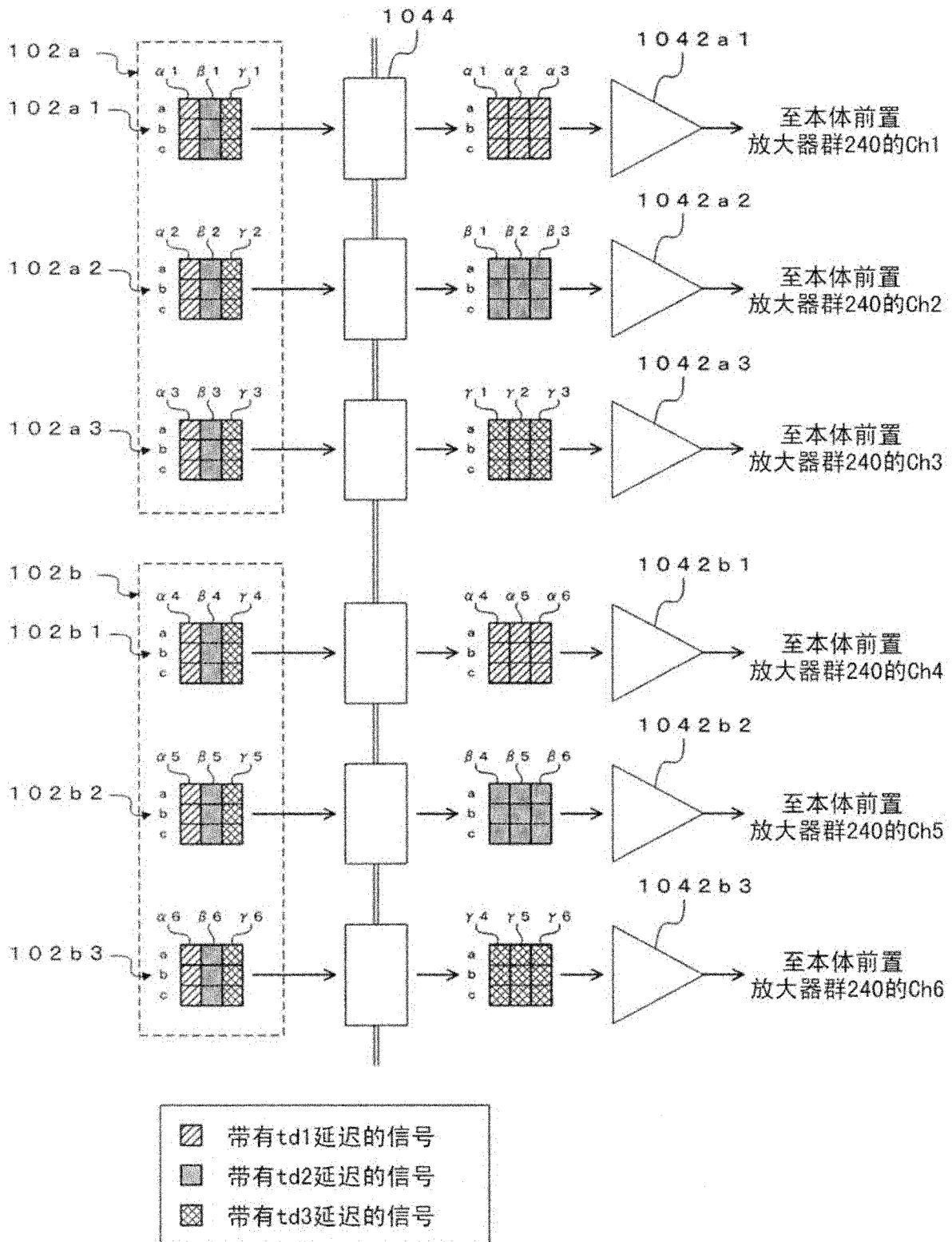


图 5

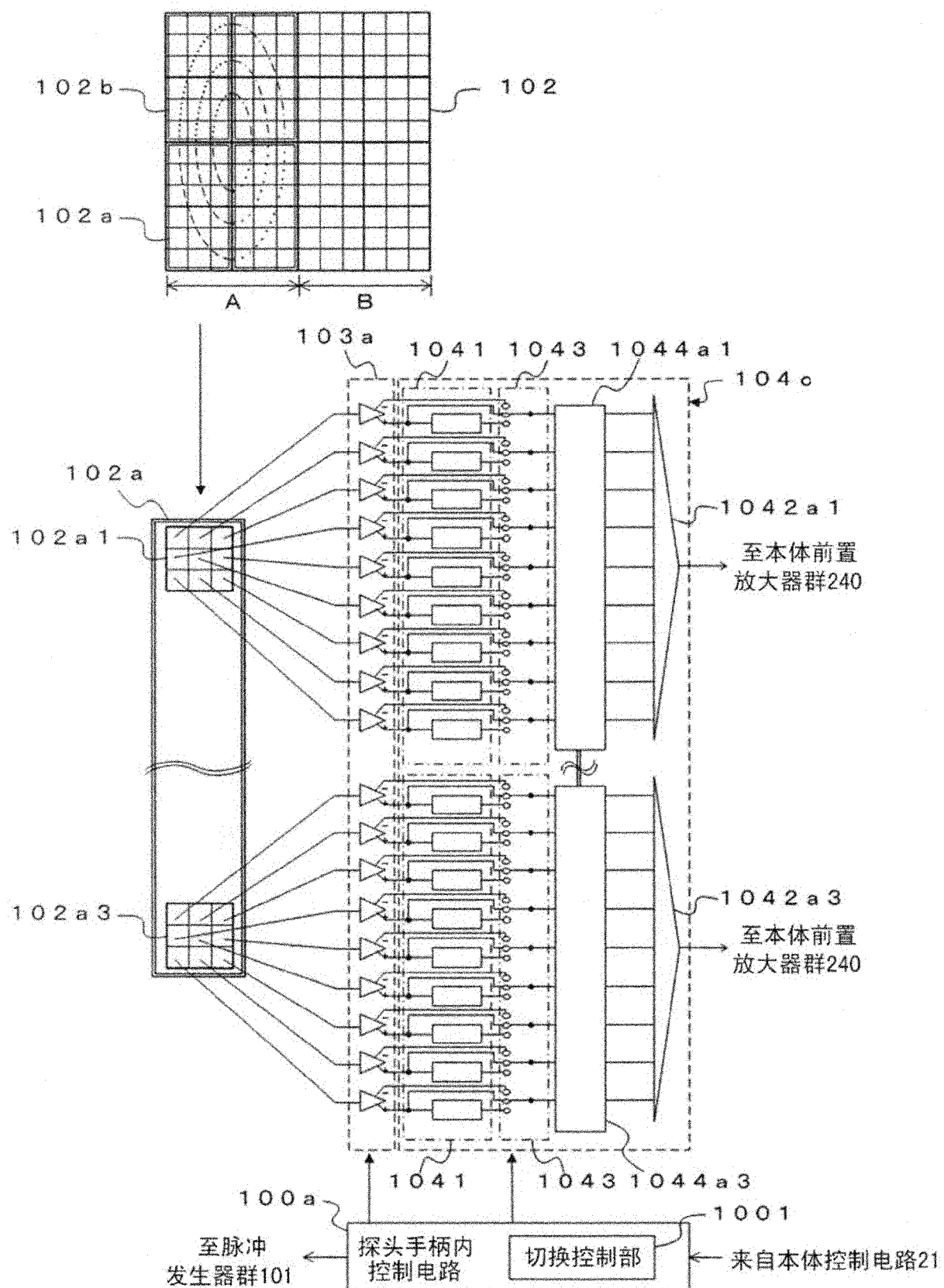


图 6

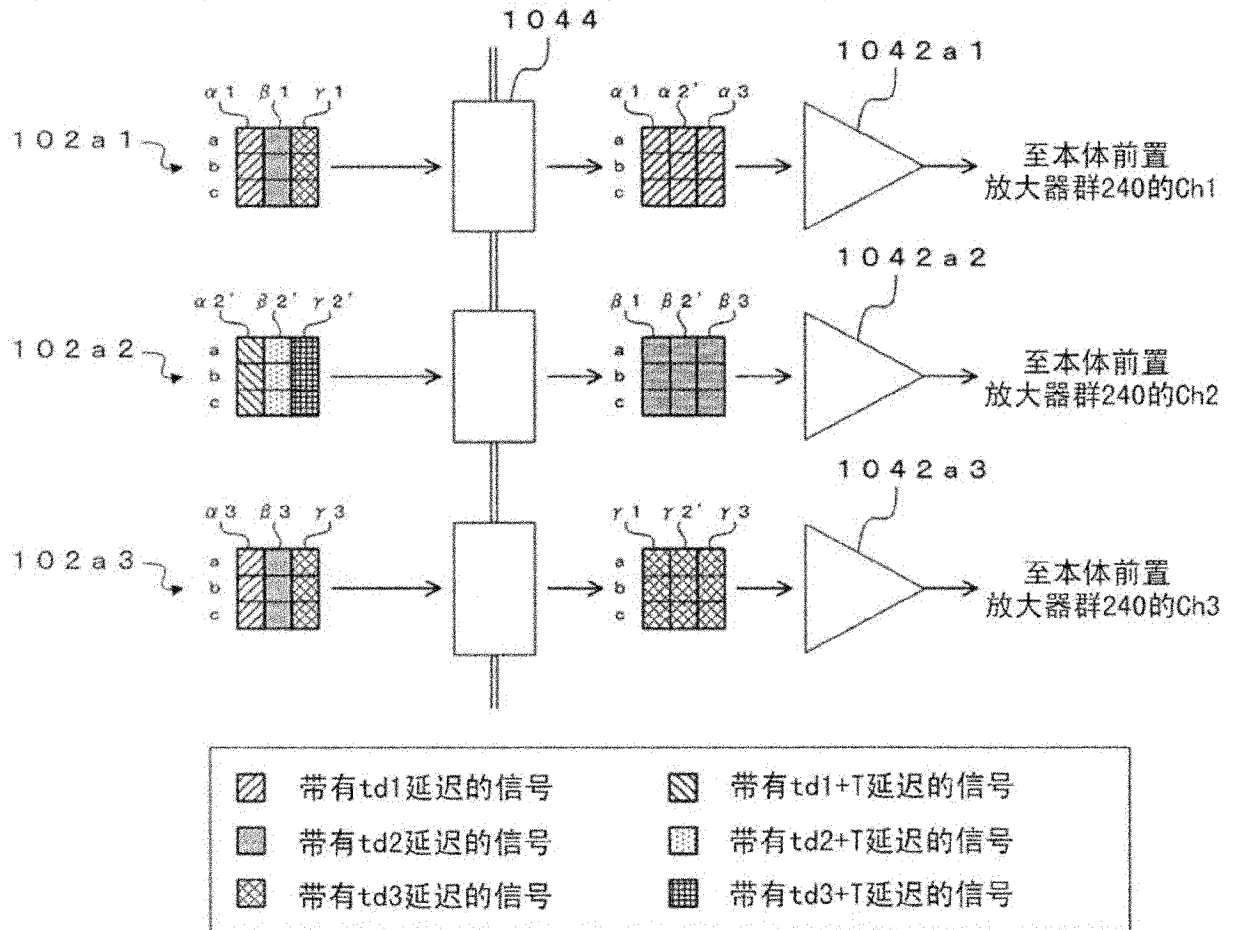


图 7

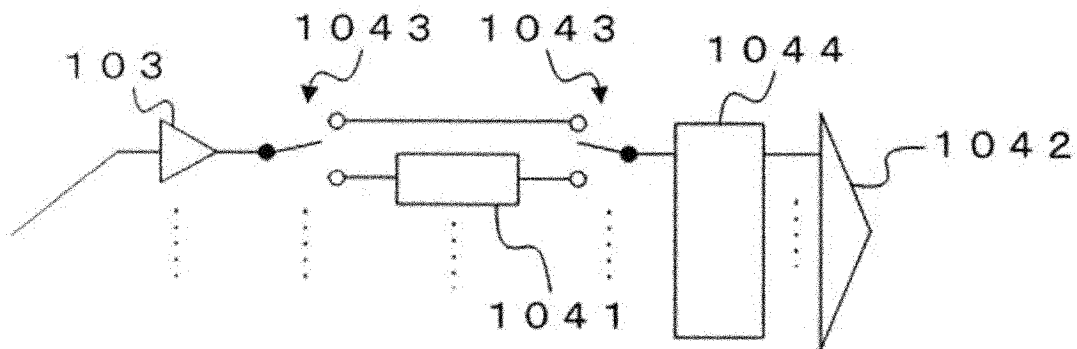


图 8A



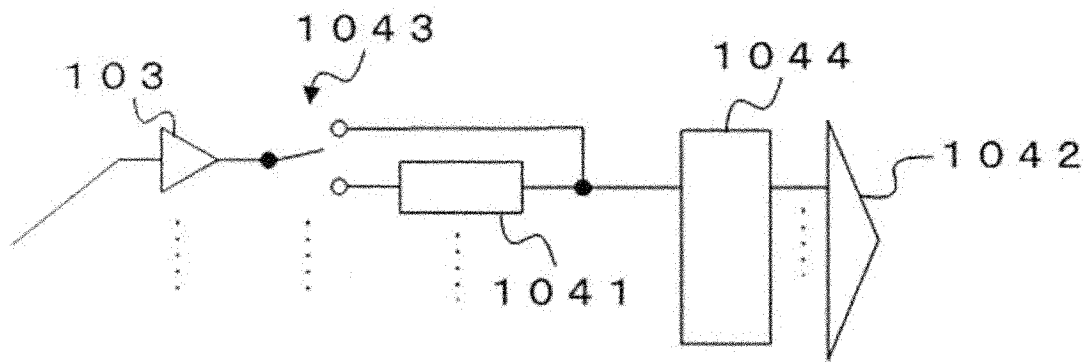


图 8B

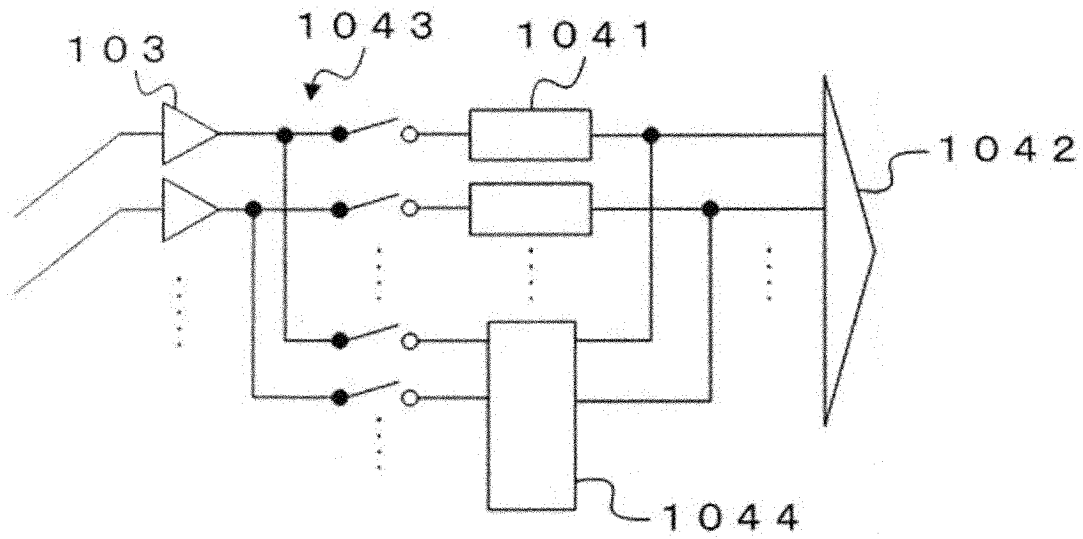


图 8C

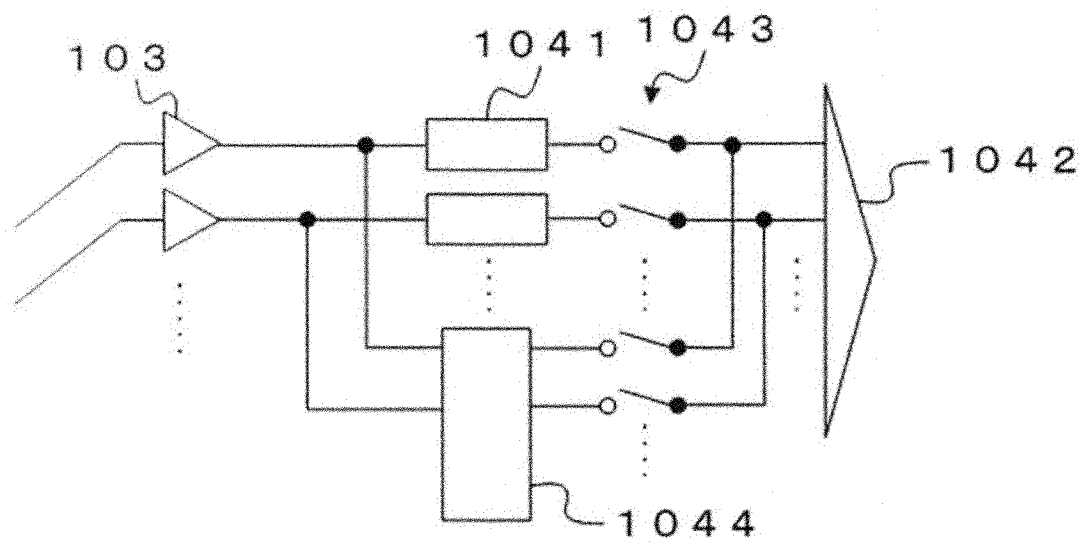


图 8D

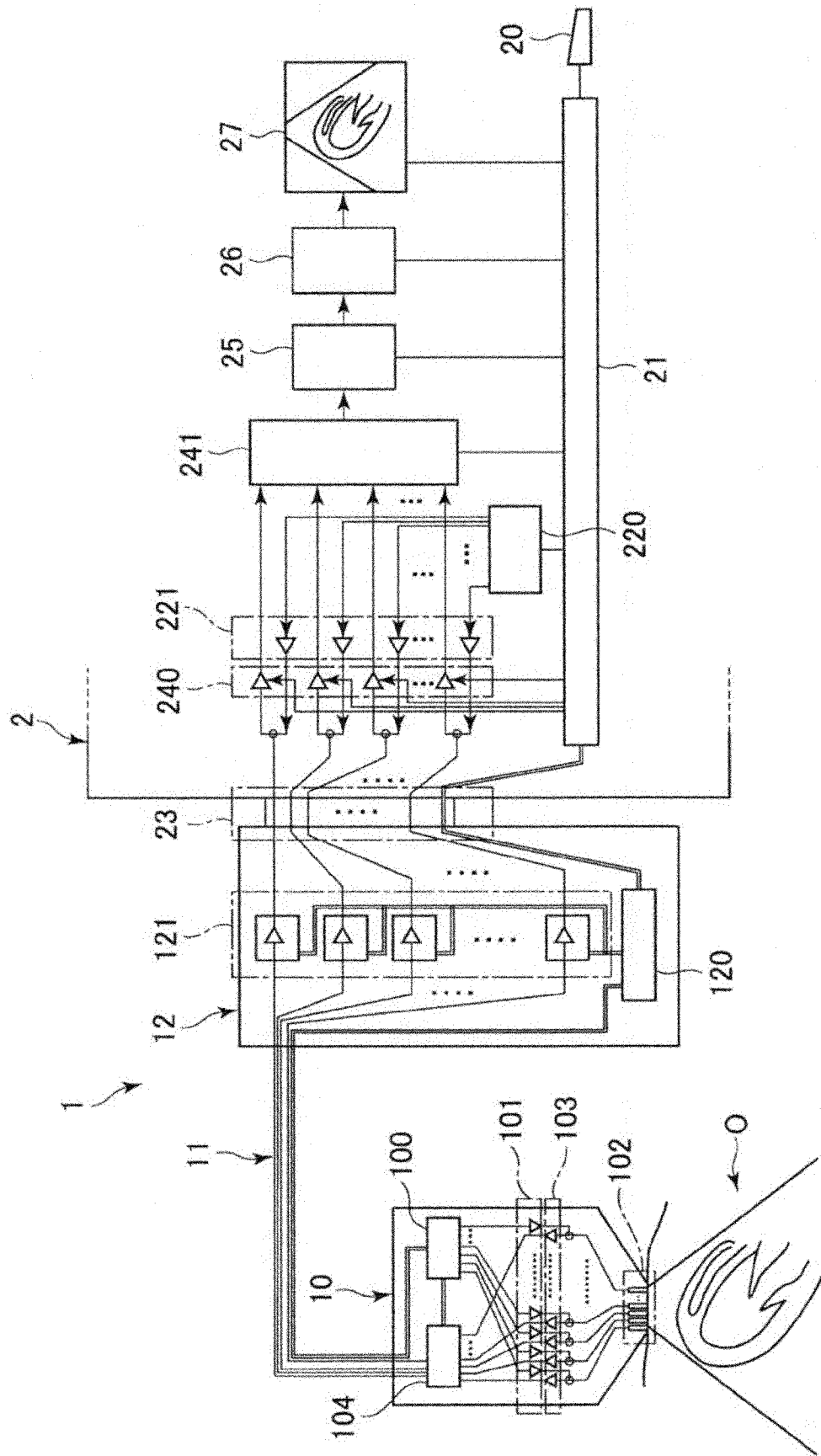


图 9

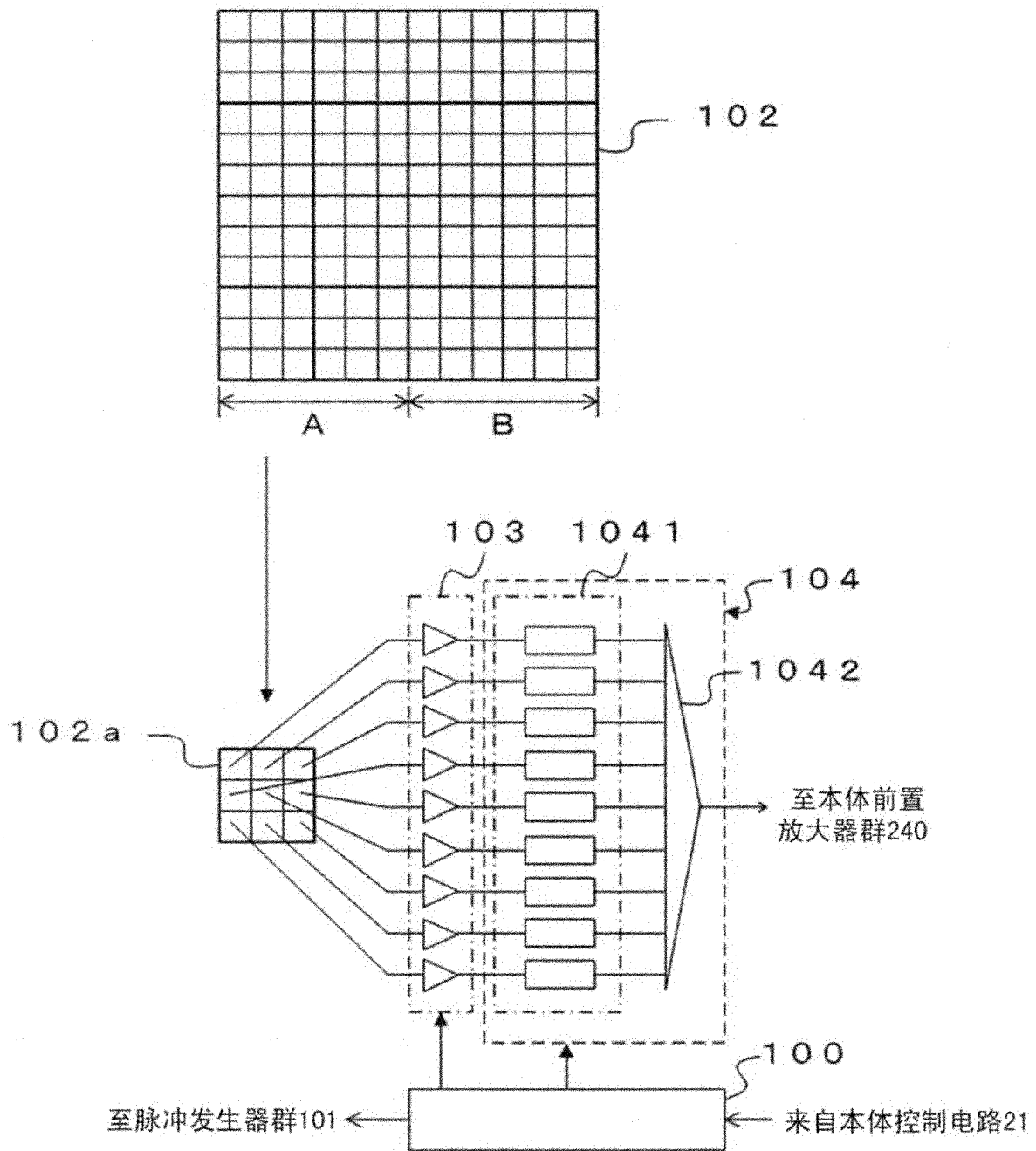


图 10

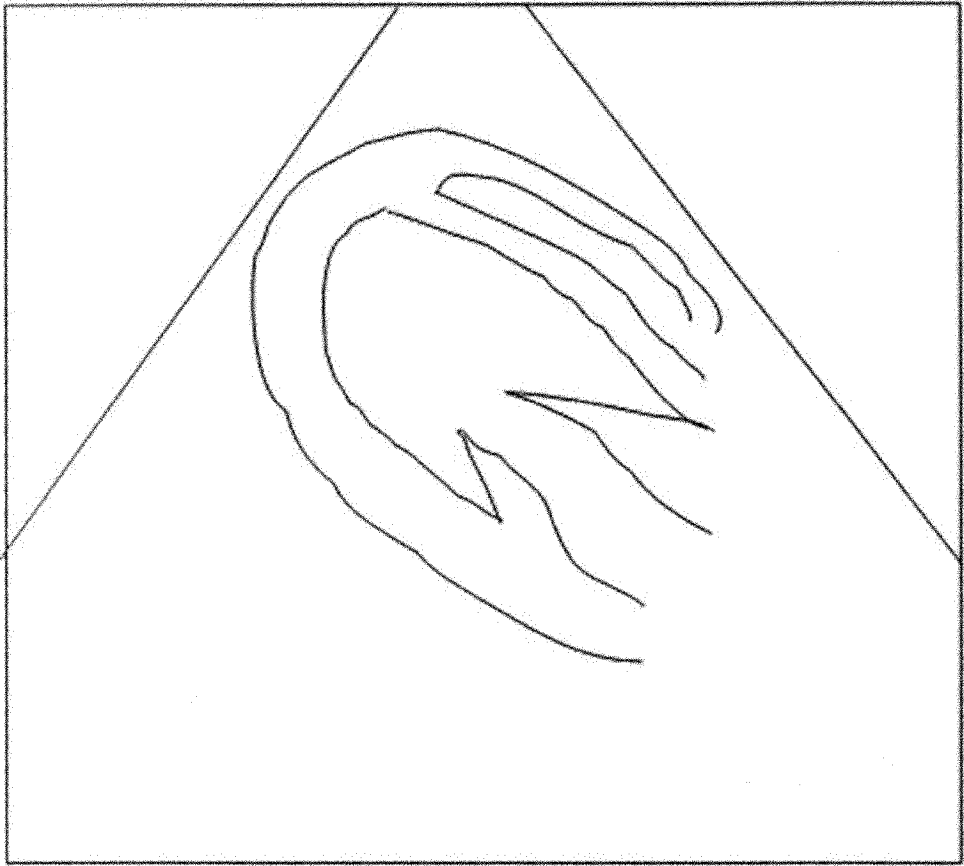


图 11

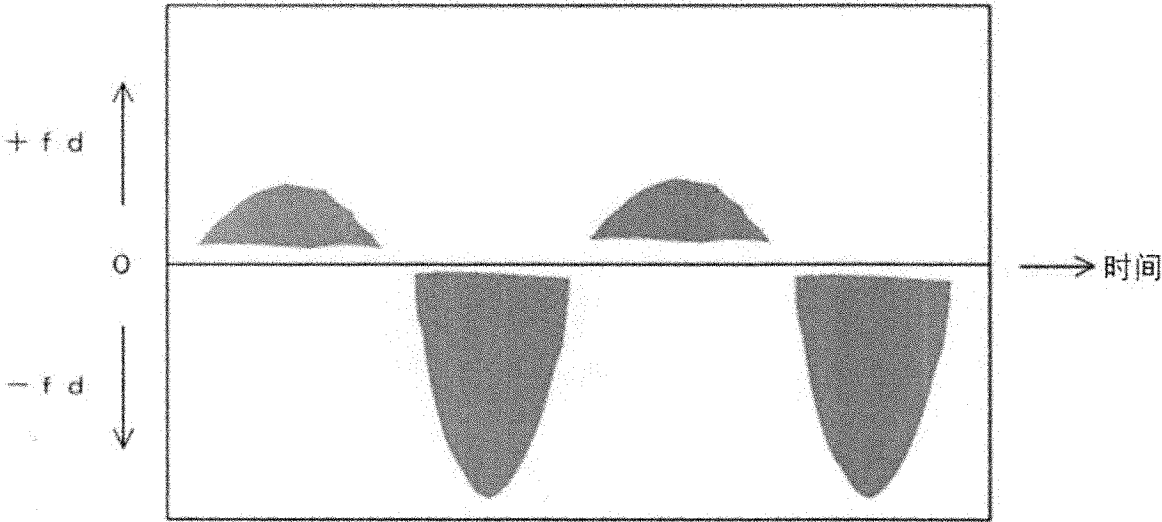


图 12

专利名称(译)	超声波探头及超声波诊断装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN102138807B</a>	公开(公告)日	2013-06-05
申请号	CN201110005882.7	申请日	2011-01-12
[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 平野 亨 内海 勋 石塚 正明 椎名 孝行		
发明人	本乡 宏信 平野 亨 内海 勋 石塚 正明 椎名 孝行		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/00 G01S15/8915 A61B8/54 G01S7/5208 G01S15/8927 G01S7/52066 G10K11/345 G01S15/8979		
审查员(译)	杨 星		
优先权	2010003713 2010-01-12 JP		
其他公开文献	CN102138807A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

# 摘要(译)

本发明提供超声波探头及超声波诊断装置。本实施方式是一种具有第1超声波振子群和第2超声波振子群，其特征为具备多个矩阵开关加法器。有关本实施方式的超声波探头，具有由上述第1超声波振子群向被检测体内的规定观测点发送超声波、并由上述第2超声波振子群接收在上述被检测体内反射的超声波回波的模式。上述多个矩阵开关，基于上述第2超声波振子群与上述观测点之间的距离，从上述第2超声波振子群输出的多个超声波回波中，提取具有大致相同相位的多个超声波回波。上述加法器，对上述多个矩阵开关提取的上述多个超声波回波，按每个上述矩阵开关进行加法运算后输出。

