



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104822325 A

(43) 申请公布日 2015. 08. 05

(21) 申请号 201380063368. 6

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

(22) 申请日 2013. 12. 05

利商标事务所 11038

代理人 肖靖

(30) 优先权数据

(51) Int. Cl.

2013-252063 2013. 12. 05 JP

A61B 8/00(2006. 01)

13/705, 864 2012. 12. 05 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 06. 05

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/082745 2013. 12. 05

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/088079 JA 2014. 06. 12

(71) 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

申请人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 Z·班杰宁 D·布鲁斯奇

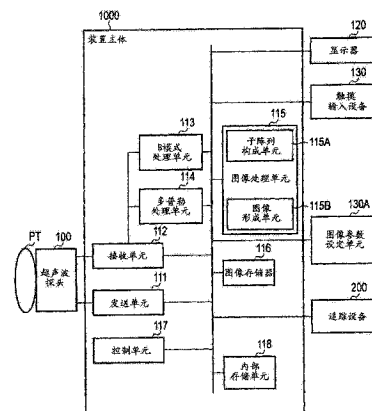
权利要求书2页 说明书12页 附图8页

(54) 发明名称

超声波诊断装置以及超声波探头

(57) 摘要

提供一种能够使用动态子阵列提高图像质量等的超声波诊断装置以及超声波探头。超声波诊断装置具备：振子阵列，由分别产生接收信号的多个超声波振子构成；多个时间延迟电路，与上述多个超声波振子连接，对上述多个超声波振子所产生的各接收信号赋予独立的延迟时间；控制单元，产生用于规定由上述多个超声波振子构成的多个子阵列的控制信号；至少一个开关，响应上述控制信号，动态地切换与上述多个时间延迟电路和上述多个超声波振子的连接相关的组合图案，从而规定上述多个子阵列，生成与各上述子阵列对应的多个输出信号；以及加法器，将上述多个输出信号相加。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:
振子阵列,由多个超声波振子构成,该多个超声波振子响应接收到的超声波而分别产生接收信号;
多个时间延迟电路,与上述多个超声波振子连接,对上述多个超声波振子所产生的各接收信号赋予独立的延迟时间;
控制单元,产生用于规定由上述多个超声波振子构成的多个子阵列的控制信号;
至少一个开关,响应上述控制信号,动态地切换与上述多个时间延迟电路和上述多个超声波振子的连接相关的组合图案,从而规定上述多个子阵列,生成与各上述子阵列对应的多个输出信号;以及
加法器,将上述多个输出信号相加。
2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述至少一个开关是交叉点开关。
3. 根据权利要求 1 或 2 所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述控制单元以根据用于超声波摄像的超声波波束的偏转角变更各上述子阵列的形状的方式,产生上述控制信号。
4. 根据权利要求 1 或 2 所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述控制单元以将各上述子阵列设为相互不同的形状的方式,产生上述控制信号。
5. 根据权利要求 1 至 4 中的任一项所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述控制单元根据具有上述振子阵列的超声波探头所连接的超声波诊断装置主体侧的通道数,控制上述多个子阵列的数量。
6. 根据权利要求 1 或 2 所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述控制单元以设定了用于超声波摄像的超声波扫描参数作为触发,产生上述控制信号。
7. 根据权利要求 6 所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述控制单元以设定了用于超声波摄像的超声波扫描的被扫描区域的维数作为触发,产生上述控制信号。
8. 根据权利要求 6 所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述控制单元以设定了用于超声波摄像的超声波扫描的方向作为触发,产生上述控制信号。
9. 根据权利要求 6 所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述控制单元以选择了旁瓣降低模式作为触发,产生上述控制信号。
10. 根据权利要求 1 至 9 中的任一项所述的超声波诊断装置,其特征在于,
各上述时间延迟电路通过实施对基带进行降频转换以及对上述基带进行升频转换的至少一方,来对上述各接收信号赋予独立的延迟时间。
11. 一种超声波探头,其特征在于,具备:
振子阵列,由多个超声波振子构成,该多个超声波振子响应接收到的超声波而分别产生接收信号;
多个时间延迟电路,与上述多个超声波振子连接,对上述多个超声波振子所产生的各接收信号赋予独立的延迟时间;

至少一个开关,响应来自超声波诊断装置的控制信号,动态地切换与上述多个时间延迟电路和上述多个超声波振子的连接相关的组合图案,从而规定上述多个子阵列,生成与各上述子阵列对应的多个输出信号;以及

加法器,将上述多个输出信号相加。

超声波诊断装置以及超声波探头

技术领域

[0001] 实施方式涉及形成动态的子阵列的超声波诊断装置以及超声波探头。

背景技术

[0002] 如图 1 所示例的那样,以往的超声波图像装置具备处理单元 1、显示器单元 2、缆线 3、以及超声波探头超声波振子 4,超声波探头超声波振子 4 经由缆线 3 与处理单元 1 连接。处理单元 1 一般控制超声波探头 4,以使得朝向被检体内的关心区域发送超声波脉冲,并接收从被检体反射的超声波回波。处理单元 1 执行实时地同时接收从超声波探头 4 反射的超声波信号并将被检体的关心区域的图像显示于显示器单元 2 上这样的进一步的处理。

[0003] 详细而言,超声波探头 4 为了发送超声波信号并接收超声波回波,还包含规定的数量的超声波振子(变换器),该超声波振子被分组为超声波探头侧的通道(即,与一个振子对应设置并且为了从该振子接受接收信号而设置于探头侧的信号线。从而,在原则上,超声波探头侧的通道等于超声波振子数)。在对二维(2D)图像数据进行摄影的、将超声波振子排列成一列的 1D 探头的情况下,通道数一般达到 64 至 256。另一方面,在对三维(3D)图像数据进行摄影的、将超声波振子网格状地排列的 2D 阵列探头的情况下,市售的探头内所需的通道数一般超过 1000。在上述的以往的超声波图像装置中,超声波振子探头 4 发送超声波信号并接收超声波回波,同时超声波振子探头 4 为了进行实时的摄影而经由缆线 3 将大量的被反射的超声波数据同时向处理单元 1 发送。

[0004] 在最新的 2D 阵列探头的大部分中,波束形成通过两个步骤执行。第 1 步骤被称为子阵列(SA)波束形成,通常,伴随着使来自接近的要素(超声波振子)的模拟信号延迟和合计(相加)。换言之,将接近的振子作为一组(=子阵列)进行处理,对从子阵列内的各振子得到的接收信号分别通过模拟延迟电路施加延迟,并合计,从而生成从一个子阵列延迟相加后的一个接收信号。在以往技术中,模拟信号被延迟,被分组为子阵列(子阵列)。例如,模拟信号通常根据包含数千的这些要素的 2D 阵列内的 3×3 个、 4×3 个、或 4×4 个相邻要素等规定的子阵列尺寸的要素进行合计。子阵列的尺寸以被合计出的信号数与超声波系统侧(超声波诊断装置主体侧)的通道(即,从超声波探头输出并由超声波诊断装置主体侧输入的接收信号的数量。将用于从超声波探头向超声波诊断装置主体送出接收信号的信号数设为上限。)的数量相等的方式来选择。从而,超声波诊断装置主体侧的通道数与子阵列的数量等价。

[0005] 在以往技术中,上述第 1 步骤中的相加静态地执行(即,不会变更子阵列的数量以及尺寸)。遗憾的是,当使用通过这样的静态的相加所形成的波束时,产生几个不良影响。例如,来自 2D 阵列的 2D 图像质量比以往的 1D 阵列以及 1.5D 阵列的图像质量差。即,在以往的系统,与该电路结构相匹配地固定子阵列的形状。例如,汇聚来自 4×4 个振子的接收信号作为一个接收信号进行处理。从而,如果设为振子的尺寸为一定,则与对各个振子独立地设定延迟时间进行延迟相加的 1D 阵列或 1.5D 阵列相比较,在子阵列形状被固定并且以粗略的子阵列的单位进行接收信号的处理的以往的 2D 阵列中,空间分辨率劣化。

[0006] 这样,通过将子阵列的形状规则地固定而造成的旁瓣的产生也成为图像质量的劣化的原因。然而,在诊断装置侧设定的系统侧的通道数存在界限,因此,为了限制系统侧的通道数不得不设置子阵列。

[0007] 另一方面,一旦向超声波诊断装置主体侧发送接收信号,则进行使用被数字化的接收信号的波束形成的第2步骤。该波束形成的第2步骤是动态的。通常,数字化信号在对模拟信号进行转换后动态的波束形成时使用。很遗憾,第2波束形成步骤可以是动态的,但灵活性的范围被限定,图像质量由于从第1波束形成步骤静态地合计出的模拟信号而被损害。另外,在该波束形成步骤中,对在第1波束形成步骤中合计以及延迟的信号进行处理,因此,当对从第1步骤静态地处理了的信号动态地进行波束形成时,第2步骤需要追加的复杂性。

发明内容

[0008] 因此,为了使用由2D阵列获得的数据而改善2D图像内以及3D图像内的图像质量,依然希望对子阵列动态地进行组织化。

[0009] 目的在于提供一种能够使用动态子阵列提高图像质量并且当使用单一的探头时灵活性也扩展的超声波诊断装置、超声波探头。

[0010] 本实施方式所涉及的超声波诊断装置的特征在于,具备:振子阵列,由响应接收到的超声波而分别产生接收信号的多个超声波振子构成;多个时间延迟电路,与上述多个超声波振子连接,对上述多个超声波振子所产生的各接收信号赋予独立的延迟时间;控制单元,产生用于规定由上述多个超声波振子构成的多个子阵列的控制信号;至少一个开关,响应上述控制信号,动态地切换与上述多个时间延迟电路以及上述多个超声波振子的连接相关的组合图案,从而规定上述多个子阵列,生成与各上述子阵列对应的多个输出信号;加法器,将上述多个输出信号相加。

附图说明

[0011] 图1是表示一个示例性的现有技术的超声波图像装置的图。

[0012] 图2是例示出基于本发明的实施方式的超声波诊断装置的第1实施方式的概略图。

[0013] 图3是例示出基于本发明的实施方式的探头的第2实施方式的图。

[0014] 图4是例示出基于本发明的实施方式的探头的第2实施方式中的接收单元以及超声波振子探头的追加的构成要素的图。

[0015] 图5是表示具备基于本发明的实施方式的探头100-1的第2实施方式中的接收单元以及超声波探头的追加的构成要素的、某示例性的一维的同等实施方式的图。

[0016] 图6是表示基于本发明的第3实施方式中的各具有两个超声波振子的示例性的子阵列的各个的图。

[0017] 图7是表示用于改善基于本发明的一实施方式中的二维(2D)阵列的图像质量和适用性的一个示例性的子阵列(SA)组织化的图。

[0018] 图8是表示用于改善基于本发明的第2实施方式中的二维(2D)阵列的图像质量和适用性的第2示例性的子阵列(SA)组织化的图。

[0019] 图 9 是表示用于改善基于本发明的第 3 实施方式中的二维 (2D) 阵列的图像质量和适用性的第 3 示例性的子阵列 (SA) 组织化的图。

[0020] 图 10 是表示用于改善基于本发明的第 4 实施方式中的二维 (2D) 阵列的图像质量和适用性的第 4 示例性的子阵列 (SA) 组织化的图。

[0021] 图 11 是表示用于改善基于本发明的第 5 实施方式中的二维 (2D) 阵列的图像质量和适用性的第 5 示例性的子阵列 (SA) 组织化的图。

[0022] 图 12 是例示出与基于本发明的探头相关的、伴随着一个实施过程的步骤或动作的流程图。

具体实施方式

[0023] 基于本发明的超声波图像装置的实施方式包含超声波探头 (以下也仅称为“探头”)、处理单元以及将探头与处理单元连接的缆线。一般而言,探头的实施方式包含以往的超声波探头的结构、结构要素、以及要素中的至少几个。即,探头的实施方式生成超声波脉冲,将这些超声波脉冲向被检体的一定的部位发送。该实施方式还接收从被检体反射的超声波回波。探头的多个实施方式一般是手持设备,但几个实施方式不是手持设备。

[0024] 根据本发明,以下,参照附图详细地说明超声波诊断装置的示例性的实施方式。接着,参照图 2,概略图例示出基于本发明的超声波诊断装置的第 1 实施方式。第 1 实施方式包含超声波探头 100、显示器 120、触摸输入设备 130 以及装置主体 1000。超声波探头 100 的一个实施方式还包含根据从保存在装置主体 1000 内的发送单元 111 供给的驱动信号产生超声波的压电振子等多个超声波振子。

[0025] 随着从超声波探头 100 内的压电振子等超声波振子向被检体 Pt 发送超声波,被发送的超声波被被检体 Pt 的体内组织内的声阻抗的不连续面连续地反射,还通过超声波探头 100 的压电振子作为反射波信号而被接收。被接收的反射波信号的振幅依赖于反射超声波的不连续面的声阻抗的差。例如,当被发送的超声波脉冲被移动血流或心脏壁的表面反射时,反射波信号由于频率偏移而受到影响。即,由于多普勒效应,反射波信号的频率偏移依赖于移动的被检体的超声波发送方向的速度分量。

[0026] 装置主体 1000 最终生成表示超声波图像的信号。装置主体 1000 控制从探头 100 朝向被检体内的该部位发送超声波和超声波探头 100 接收反射波。装置主体 1000 包含均经由内部总线而连接的发送单元 111、接收单元 112、B 模式处理单元 113、多普勒处理单元 114、图像处理单元 115、图像存储器 116、控制单元 117 和内部存储单元 118。

[0027] 发送单元 111 包含触发生成电路、延迟电路、脉冲发生器电路等,将驱动信号向超声波探头 100 供给。脉冲发生器电路以某速率频率重复产生用于形成发送超声波的速率脉冲。延迟电路为了利用各个压电振子以使得将来自超声波探头 100 的超声波会聚成波束而决定发送指向性,控制来自脉冲电路的速率脉冲内的延迟时间。即,控制从脉冲电路向各压电振子发送速率脉冲时的延迟时间。各压电振子的超声波的发送定时根据延迟时间而微妙地不同,由此,从各压电振子放射的超声波在规定处形成焦点。触发生成电路根据速率脉冲,将驱动信号 (驱动脉冲) 向超声波探头 100 施加。

[0028] 接收单元 112 包含延迟电路、交叉点开关等开关、放大电路、模拟数字 (A/D) 转换器、加法器等,对在超声波探头 100 的超声波振子中接收到的反射波信号执行各种处理,从

而生成反射波数据。放大电路通过将反射波信号放大来执行增益校正。A/D 转换器将增益校正后的反射波信号从模拟形态转换成数字形态,延迟电路提供判断接收指向性所需的延迟时间。加法器通过对由 A/D 转换器数字转换后的反射波信号相加来生成反射波数据。在一个例子中,通过相加处理,加法器从与反射波信号的接收指向性对应的方向强调反射分量。在上述的样式中,发送单元 111 以及接收单元 112 分别在超声波发送期间控制发送指向性,在超声波接收期间控制接收指向性。

[0029] 在上述的第 1 实施方式中,交叉点开关将来自超声波振子的输出信号的各个直接与来自分别延迟的延迟电路的输出的各个连接。即,交叉点开关响应子阵列构成单元 115A 所产生的控制信号,以动态地形成波束形成时所希望的要素单位的灵活子阵列(即,与所形成的发送波束·接收波束的形状相匹配地调整子阵列的形状、形成子阵列的振子的个数)的方式,将来自任意的信号超声波振子的各个延迟了的输出信号与任意的其他的那样的超声波振子输出选择性地组合。

[0030] 另外,在上述的第 1 实施方式中,超声波诊断装置根据指定动态子阵列的用户输入形成图像。为了由用户生成图像,触摸输入设备 130 至少能够输入图像参数值。另外,也可以代替直接输入子阵列形状,而根据由图像参数设定单元设定的图像参数值(超声波扫描参数值)判定合适的子阵列形状,子阵列构成单元重新形成子阵列。此时,子阵列构成单元 115A 以设定了超声波扫描参数值为触发,产生用于使交叉点开关变更延迟电路与超声波振子的组合、即形成子阵列的超声波振子的组合的控制信号。

[0031] 在另一实施方式中,图像参数设定单元 130A 为了生成图像,至少接收图像参数值。图像处理单元 115 包含另外的子阵列构成单元 115A,提供用于划定动态子阵列而形成动态子阵列形成信号的模块、即功能。此外,另外的子阵列构成单元与图像参数设定单元 130A 连接,根据经由该图像参数设定单元 130A 设定的参数值,划定动态子阵列,生成动态子阵列形成信号。子阵列具有规定数量的超声波振子,超声波振子的各个输出信号。多个时间延迟电路以输出时间延迟信号为目的,为了使来自超声波振子的信号的各个分别延迟,与子阵列直接地连接。交叉点开关等至少一个开关与时间延迟电路和子阵列构成单元连接,该开关为了根据动态子阵列形成信号规定动态子阵列并输出动态子阵列信号而连接时间延迟信号的任意的组合。之后,多个加法器以输出合计出的子阵列信号为目的,为了合计动态子阵列的动态子阵列信号而与开关连接。最终,图像形成单元 115B 根据相加得到的子阵列信号形成图像。

[0032] 另外,优选例如根据用于超声波摄像的超声波波束的偏转角、连接有超声波探头的超声波诊断装置主体侧的通道数等自动地控制包含子阵列的数量、形状、大小、构成各子阵列的超声波振子的数量中的至少一个的子阵列的形成参数。另外,上述子阵列的形成参数的变更定时例如以设定了用于超声波摄像的超声波扫描参数、设定了用于超声波摄像的超声波扫描的被扫描区域的维数(二维、三维扫描等)、设定了用于超声波摄像的超声波扫描的方向、选择了旁瓣抑制模式(后述)等作为触发来执行。

[0033] 图 3 是例示出基于本发明的探头 100-1 的第 2 实施方式的图。一般而言,探头 100-1 的第 2 实施方式包含发送单元 100A、接收单元 100B 以及超声波振子阵列单元 70A。发送单元 100A 还包含从超声波振子阵列单元 70A 朝向被检体内的有关部位或被拍摄体控制及生成超声波脉冲的控制单元(CTRL)10A 和发送电路(Tx)20A。在该方面,如向内的箭头

所示,发送电路 20A 从控制单元 10A 以及或处理单元等外部源接收控制信息。

[0034] 接收单元 100B 还包含用于从振子阵列单元 70A 接收模拟信号的接收电路 (Rx) 30A,该振子阵列单元 70A 从被检体内的相关部位反射的超声波回波。如向外的箭头所示,接收电路 30A 选择性地还向处理单元等外部源送出模拟信号。接收单元 100B 还包含模拟数字转换器 (ADC) 40A,该模拟数字转换器 (ADC) 40A 用于接着将模拟电信号转换成由数字波束形成单元 (digital beam former unit) (BF) 50A 进行处理的数字化信号。波束形成单元 50A 生成波束数据,该波束数据之后存储在非暂时的本地存储器存储装置或存储介质 60A 中。

[0035] 在第 2 实施方式中,超声波振子阵列单元 70A 还包含接收电路 30A 用的、以某尺寸动态地构成阵列的规定的数量的超声波振子。例如,超声波振子动态地构成子阵列的形状,超声波振子的一个或多个列等某一部分是 2D 摄影数据接收专用的,与之相对,超声波振子的剩余的部分为 3D/4D 摄影体数据专用的。

[0036] 接着,特别地,参照图 4,图例示出基于本发明的探头 100-1 的第 2 实施方式中的接收单元 100B 以及超声波振子阵列单元 70A 的追加的构成要素。在一安装方式中,超声波振子阵列单元 70A 包含具有规定数量的超声波振子 200-1A 至 200-5P 的超声波振子阵列 200,与之相对,接收单元 100B 包含对应的数量的时间延迟电路 202、规定数量的交叉点开关 204 以及规定数量的加法器 206。在例示的实施方式中,超声波振子阵列 200 的 80 个超声波振子 200-1A 至 200-5P 按照 4 行 × 4 列的要素进行组织化。超声波振子 200-1A 至 200-5P 为了输出模拟信号而接收从被检体内的相关部位反射的超声波回波。关于属于子阵列的模拟信号的各个,为了时间延迟电路 202-1A 至 202-5P 中的对应的一个使来自超声波振子 200-1A 至 200-5P 中的一个的模拟信号延迟而直接地连接。为了生成时间延迟信号,时间延迟电路 202-1A 至 202-5P 分别关于模拟信号对合适的量的时间延迟进行处理。该合适的延迟根据指向性等规定的基准进行判断。交叉点开关 204-1 至 204-5 等开关规定动态子阵列,以输出动态子阵列信号为目的,为了实现时间延迟信号的任意的组合而与时间延迟电路 202-1A 至 202-5P 连接。另外,多个加法器 206-1A 至 206-5D 以输出相加后的子阵列信号为目的,为了合计动态子阵列的动态子阵列信号而与开关 204-1 至 204-5 连接。

[0037] 另外,参照图 4,根据本发明的一实施方式,二维超声波振子阵列 200 内的超声波振子 200-1A 至 200-5P 最终基于要素单位组织化为动态子阵列 (即,各振子被编入某子阵列)。例如,如图 4 所示例的那样,二维超声波振子阵列 200 具有被分组为 5 个示例的子阵列 (子阵列) 200-1 至 200-5 的 80 个要素。5 个示例性的子阵列的各个按照 4 × 4 个的超声波振子进行组织化。即,子阵列 200-1 至 200-5 的各个在高度方向和方位方向这两方向具有 4 个超声波振子。在第 1 子阵列 200-1 中,200-1A 至 200-1P 作为一个子阵列而分别参照 16 个超声波振子。同样地,200-2A 至 200-2P 作为一个子阵列而分别参照第 2 子阵列 200-2 内的 16 个的超声波振子,与之相对,200-3A 至 200-3P 作为一个子阵列而分别参照第 3 子阵列 200-3 内的 16 个超声波振子。在上述的示例性的安装方式中,存在 5 个子阵列 200-1 至 200-5,但根据本发明,子阵列的数量并不限定于特定的数量。同样地,在该示例性的安装方式中,在 5 个子阵列 200-1 至 200-5 的各个中存在 16 个超声波振子,但根据本发明,子阵列尺寸并不限定于特定的尺寸。即,也可以使子阵列的数量与超声波诊断装置侧的通道数相匹配地增减,或者与子阵列的数量的增减相匹配地变更子阵列的尺寸、即被分组为一个子

阵列的超声波振子的数量。另外,根据本发明,子阵列尺寸在子阵列间不同(即,也可以针对每个子阵列振子的数量不同)。例如,当想要在阵列中心的正下方生成图像分辨率变高的图像时,也可以使阵列中心正下方的子阵列精细(以少的振子数形成子阵列),使远离阵列中心处的子阵列粗略(以多的振子数形成子阵列)。即使在以相同的系统侧的通道数形成子阵列的情况下,在阵列中心的正下方也能够进行高精度的图像摄像。精细·粗略地形成子阵列的位置也可以通过图像参数等进行调整。或者,一旦使用少的子阵列数(即,每个子阵列的超声波振子数多的、粗略的子阵列)对暂时的体数据进行摄像,用户针对体数据指定想要精细地确认的位置(在体数据中指定 ROI),则重新配置子阵列以使得精细地形成与 ROI 的位置的正上方对应的子阵列,通过重新配置后的子阵列对体数据重新进行扫描。最后,尽管子阵列的各个包含相同的数量的超声波振子,子阵列构成并不限定于特定的形式。

[0038] 在本发明的任意的实施方式中,阵列 200 内的超声波振子 200-1A 至 200-5P 的各个与时间延迟电路 202-1A 至 202-5P 中的对应的一个直接连接。例如,第 1 子阵列 200-1 内的超声波振子 200-1A 至 200-1P 分别与时间延迟电路 202-1A 至 202-1P 连接。阵列 200 内的超声波振子 200-1A 至 200-5P 的各个生成模拟信号,时间延迟电路 202-1A 至 202-5P 中的对应的一个在关于模拟信号执行任意的其他的处理之前,使模拟信号分别延迟合适的时间量(延迟在延迟时间电路中设定的时间量)。即,根据本发明的实施方式,时间延迟电路 202-1A 至 202-5P 的数量与用于分别使模拟信号时间延迟的超声波振子 200-1A 至 200-5P 的数量相等。

[0039] 图 4 还示例出基于本发明的一个实施方式中的为了动态地形成子阵列而从各个超声波振子切换或者连接时间延迟模拟信号时的超声波振子单位的控制。在一个实施方式中,另外的开关为了实施要素单位的控制而专用地设置于子阵列的各个。在上述的示例的安装方式中,该实施方式根据从超声波振子 200-1A 至 200-5P 分别执行的时间延迟模拟信号,形成 5 个动态子阵列 200-1 至 200-5。在相同的示例性的实施方式中,5 个交叉点开关 204-1 至 204-5 的各个从子阵列 200-1 至 200-5 中的对应的一个来接收 16 个时间延迟信号的集合。之后,5 个交叉点开关 204-1 至 204-5 的各个按照规定的规则或条件(即,按照被分配的子阵列),基于要素单位选择性地组合来自对应的子阵列的 16 个时间延迟信号。5 个交叉点开关 204-1 至 204-5 的各个选择性地基于要素单位进行控制,输出来自 16 个信号的 4 个集合的组合,因此,该组合并不限定于 16 个时间延迟信号这样的特定的数量或特定的图案。其结果,5 个交叉点开关 204-1 至 204-5 的各个输出来自对应的子阵列内的各个超声波振子的任意地组合的信号的 4 个集合。由此,交叉点开关 204-1 至 204-5 的各个根据任意地组合的 64 个信号,形成动态子阵列。

[0040] 图 4 还示例出在基于本发明的一实施方式中,为了动态地形成子阵列,切换或者连接来自各个超声波振子的信号时的追加的控制。在一实施方式中,加法器 206-1A 至 206-5D 根据基于本发明的规定的规则,进一步对组合了的信号的模拟输出信号的集合进行相加即合计。例如,加法器 206-1A 至 206-1D 从交叉点开关 204-1 分别接收 16 个输出信号的对应的模拟输出信号的集合。在该示例性的安装方式中,加法器 206-1A 至 206-1D 的各个输出单一的子阵列输出信号。如缆线 C 内所示例的那样,如果假设超声波诊断装置主体具有 20 个超声波诊断装置主体侧的通道 C1 至 C20,则加法器 206-1A 至 206-1D 在通道 C1 至 C4 内分别输出 4 个信号。同样地,其他的 16 个加法器 206-2A 至 206-2D、206-3A 至

206-3D、206-4A 至 206-4D、以及 206-5A 至 206-5D 在通道 C5 至 C20 内分别输出 16 个信号。其结果,根据本发明,当形成动态子阵列时在通过上述的过程进行要素单位的控制期间,20 个加法器 206-1A 至 206-5D 为了满足超声波诊断装置主体侧的通道数而对子阵列数进行调整,在超声波诊断装置主体侧削减子阵列输出信号的数量。

[0041] 以下,为了简化说明,以超声波诊断装置主体侧的通道数为 10 的情况为例。通过与来自超声波振子的输出信号相关的独立的控制,在基于本发明的其他的实施方式中,根据动态子阵列信息灵活地满足超声波诊断装置主体侧的通道必要条件。例如,当在缆线内需要 10 个通道的超声波诊断装置的情况下,在基于本发明的上述的实施方式中,关于 5 个交叉点开关 204-1 至 204-5 的各个,使用 206-1A 以及 206-1B 等 2 个加法器。在基于本发明的上述的实施方式中,4 个加法器中的两个为了满足超声波诊断装置主体侧的通道数即 10 通道而输出零,与之相对,在另外的安装方式中,使用 4 个加法器。从而,关于具有各种通道必要条件的不同的系统,使用具有上述的动态子阵列形成功能的单一的探头。换言之,以与超声波诊断装置主体侧的通道数相匹配的方式自动地设定子阵列的数量、形状、各子阵列所包含的振子的数量。

[0042] 上述的实施方式仅仅表示示例性的安装方式,为了实施本发明,并不限于特定数量的交叉点开关和/或加法器。例如,另一实施方式选择性地使用接收与阵列(超声波振子全体)内的超声波振子的数量相同的数量的输入的单一的交叉点开关来实施。同样地,上述的实施方式仅仅表示一个示例性的安装方式,并不限于来自实施本发明的交叉点开关的特定数量的输出集合。

[0043] 在上述的第 2 实施方式中,交叉点开关使来自超声波振子的输出信号的各个与来自分别延迟的延迟电路的输出的各个直接连接。即,交叉点开关将来自任意的单一的超声波振子的分别延迟后的输出信号与为了波束形成而动态地形成的子阵列内的任意的其他的那样的超声波振子输出选择性地组合。换言之,子阵列基于要素单位在波束形成时以灵活的形式形成。

[0044] 另外,该图例示出与基于本发明的探头 100-1 的第 2 实施方式相关的接收单元 100B 以及超声波振子阵列单元 70A 的追加的构成要素。上述的结构并不限于第 2 实施方式,能够选择性地适用于基于本发明的第 1 实施方式及其他的实施方式。该图为了易于理解而例示出,包含为了易于理解本实施方式的说明而将 2D 阵列大幅度削减后的数量的要素。

[0045] 接着,参照图 5,图示出具备基于本发明的探头 100-1 的第 2 实施方式中的接收单元 100B 以及超声波振子阵列单元 70A 的追加的构成要素的、某示例性的一维的等价的实施方式。一般而言,接收单元 100B 的一安装方式包含具有规定的数量的子阵列 300-1 至 300-20 的超声波振子阵列 300、对应的数量的延迟电路 302-1 至 302-20、以及加法器 304。超声波振子阵列 300 的超声波振子 300-1 至 300-64 被组织化为具有规定的维数的 20 行的 20 个子阵列 300-1 至 300-20,各行为了输出模拟信号而具有用于接收由被检体的相关部位反射的超声波回波的 4 个要素。20 个子阵列 300-1 至 300-20 为了在探头 100-1 内实施同等的一维阵列而动态地形成。图 5 的图所示的一维探头在 20 个输出与缆线的 20 通道系统必要条件匹配之前,不需要延迟电路、交叉点开关、以及加法器等追加的构成要素。

[0046] 另外,参照图 5,在某代替实施方式中,延迟电路 302-1 至 302-20 中的对应的一个

能够直接地与子阵列 300-1 至 300-20 的各个连接。时间延迟电路 302-1 至 302-20 为了生成延迟信号,关于模拟信号分别对合适的量的时间延迟进行处理。加法器 304 为了对信号进行合计而连接。来自上述的一维阵列的图像通过动态波束形成而生成。从而,不仅为了从二维阵列生成二维图像之外,还为了从模拟的一维阵列生成二维图像,第 1 实施方式也能够输出数据。换言之,示例性的实施方式能够电子地构成一行,从而,具有如 1D 阵列那样活动的二维阵列超声波振子。例如,能够将排列为 2D 阵列的一行的振子分组为一个子阵列。此时,将排列在一行的振子作为一个大的振子进行处理,从而,能够进行与实质上将振子排列在列方向的 1D 阵列相同的扫描。通过对行方向的子阵列赋予延迟时间,从而还能够列方向(透镜方向)进行聚焦。

[0047] 同样地,3D 扫描通过使用基于本发明的上述的实施方式,动态地形成子阵列来实施。接着,参照图 6,示例出示例性的子阵列的各个在基于本发明的第 3 实施方式中具有 2×2 个超声波振子。超声波振子阵列 400 的 80 个超声波振子 400-1A 至 400-20D 被组织化为具有规定的维数的 2 行和 2 列的 20 个子阵列 300-1 至 300-20。即,为了输出模拟信号,子阵列 300-1 至 300-20 的各个具有用于接收从被检体内的相关部位反射的超声波回波的 4 个要素、即 2×2 个要素。例如,子阵列 400-1 具有 4 个要素、即 400-1A、400-1B、400-1C、400-1D。同样地,第 2 子阵列 400-2 内的 4 个超声波振子作为 400-2A 至 400-2D 而分别被参照,与之相对,第 3 子阵列 400-3 内的 4 个超声波振子作为 400-3A 至 400-3D 而分别被参照。即,子阵列 400-1 至 400-20 的各个在仰角方向和方位方向这双方具有两个超声波振子。

[0048] 为了实施与探头 100-1 相同的二维阵列,对来自 20 个子阵列 400-1 至 400-20 的信号动态地合计。为了易于理解,图 6 的图省略了在 80 个通道输出与缆线的 20 通道必要条件相匹配之前延迟电路、交叉点开关以及加法器等追加的构成要素的示例。虽然没有示例,在基于本发明的示例性的实施例中,为了动态地形成二维子阵列,要素单位的控制通过切换或者连接来自各个超声波振子的时间延迟模拟信号来实现。在一实施方式中,为了实施要素单位的控制,不同的开关在子阵列的各个中专用地设置。在上述的示例性的安装方式中,该实施方式根据从超声波振子 400-1A 至 400-20D 分别执行的时间延迟模拟信号,形成了 20 个动态子阵列 400-1 至 400-20。在相同的示例性的实施方式中,规定的数量的交叉点开关从子阵列 400-1 至 400-20 中的对应的一个接收时间延迟信号的集合。之后,交叉点开关的各个按照规定的规则或条件,基于要素单位选择性地组合来自对应的子阵列的时间延迟信号。交叉点开关的各个选择性地基于要素单位进行控制,从 4 个信号的 20 个集合输出组合,因此,该组合并不限定于特定数量的时间延迟信号或特定的图案。其结果,交叉点开关的各个输出来自对应的子阵列内的各个超声波振子的任意地组合后的信号的规定数量的集合。从而,交叉点开关的各个根据任意地组合的信号形成动态子阵列。从而,第 3 实施方式能够为了按照本发明从二维阵列生成三维图像而输出数据。

[0049] 另外,关于图 6 所示例的那样的示例性的实施方式,根据本发明,规定数量的加法器对按照规定的规则组合了的信号的输出集合进行相加即合计。例如,加法器从交叉点开关中的一个分别接收输出信号的对应的集合。在该示例性的安装方式中,加法器的各个输出单一的输出通道信号。总之,根据本发明,20 个加法器在形成动态子阵列时在通过上述的过程进行要素单位的控制的期间,为了满足系统的通道必要条件而选择性地削减信号的数量。

[0050] 接着,参照图 7,图示出了用于改善基于本发明的一实施方式中的二维 (2D) 阵列的图像质量和适用性的一个示例性的子阵列 (子阵列) 组。一般而言,超声波振子以灵活的形式分成各种组,超声波振子被灵活地组织化的组被延迟,为了生成多个输出而进行合计。最终,超声波振子关于上述灵活地组织化的组基于要素单位进行控制。为了进行说明,该示例性的实施方式具有以 9 行 R1 至 R9 以及 9 列 C1 至 C9 的形式具备 81 个超声波振子的阵列 700。在示例性的阵列 700 中,以实质上改善 2D 图像质量为目的,如箭头 H 所示的那样,为了沿着规定的水平方向形成子阵列,9×9 个超声波振子灵活地组合。

[0051] 另外,参照图 7,为了选择性地生成水平的、即与零度的二维 (2D) 切片相关的数据 (换言之,为了执行基于 1D 阵列的束的超声波扫描),按照一实施方式的灵活地形成的子阵列 (子阵列) 通过将超声波探头的同一列的振子与赋予同一延迟时间的延迟电路连接而形成。

[0052] 如果假设扫描方向实质上与箭头 H 所示的水平方向相同,则子阵列的各个由行 R1 至 R9 的各个中的 9 个超声波振子构成。即,为了形成单一的子阵列,列 C1 至 C9 的各个中的 9 个要素一起进行合计。例如,9 个要素 1 在列 C1 内一起进行合计,与之相对,9 个要素 2 在列 C2 内一起进行合计。同样地,垂直地配置的要素 3 至 9 的集合在列 C3 至 C9 的各个中分别进行合计。子阵列通过组合由专用的延迟电路分别延迟的模拟信号,从而由交叉点开关等某种设备灵活地形成。当在水平方向形成子阵列时,能够进行与将振子排列在垂直方向的 1D 阵列相同的扫描。通过在水平方向的子阵列内预先设定延迟时间,从而能够进行相对于垂直方向的聚焦 (透镜方向的聚焦)。

[0053] 接着,参照图 8,图示出了用于改善基于本发明的第 2 实施方式中的二维 (2D) 阵列的图像质量和适用性的第 2 示例性的子阵列 (子阵列) 组织化。一般而言,超声波振子以灵活的形式分成各种组,超声波振子被灵活地组织化的组被延迟,为了生成多个输出而进行合计。最终,超声波振子关于上述被灵活地组织化的组以要素单位进行控制。为了进行说明,该示例性的实施方式具有以 9 行 R1 至 R9 以及 9 列 C1 至 C9 的形式具有 81 个超声波振子的阵列 800。在示例性的阵列 800 中,以实质上改善 2D 图像质量为目的,为了沿着由箭头 V 所示的规定的垂直方向形成子阵列,9×9 个超声波振子灵活地组合。

[0054] 另外,参照图 8,在基于本发明的第 2 实施方式中,为了选择性地生成与垂直的即 90 度的 2D 切片相关的数据而在探头内将要素的行进行相加而形成灵活地形成的子阵列 (子阵列)。如果假设扫描方向与箭头 V 垂直、与水平方向实质上相同,则子阵列的各个由行 R1 至 R 的各个中的 9 个超声波振子构成。即,行 R1 至 R9 的各个中的 9 个要素为了形成单一的子阵列而一起进行合计。例如,9 个要素 1 在行 1R 内一起进行合计,与之相对,9 个要素 2 在行 R2 内一起进行合计。同样地,水平地配置的要素 3 至 9 的集合在行 R3 至 R9 的各个中分别进行合计。子阵列通过组合由专用的延迟电路分别延迟的模拟信号,从而由交叉点开关等某种设备灵活地形成。

[0055] 接着,参照图 9,图示出了用于改善基于本发明的第 3 实施方式中的二维 (2D) 阵列的图像质量和适用性的第 3 示例性的子阵列 (子阵列) 组织化。一般而言,超声波振子以灵活的形式分成各种组,超声波振子被灵活地组织化的组被延迟,为了生成多个输出而进行合计。最终,超声波振子关于上述灵活地组织化的组基于要素单位进行控制。为了进行说明,该示例性的实施方式具有以 9 行 R1 至 R9 以及 9 列 C1 至 C9 的形式具备 81 个超声波

振子的阵列 900。在示例性的阵列 900 中,以改善 2D 图像质量为目的,如箭头 D 所示的那样,为了沿着规定的对角方向形成 9 个子阵列,9×9 个超声波振子灵活地组合。

[0056] 另外,参照图 9,在基于本发明的第 3 实施方式中,为了选择性地生成与倾斜的即 45 度的 2D 切片相关的数据而使用灵活地形成的子阵列(子阵列)。如果假设扫描方向相对于箭头 D 为 45 度,与水平方向实质上相同,则子阵列的各个由 9 个子阵列 G1 至 G9 的各个中的某数量的超声波振子构成。例如,第 1 至第 9 子阵列 G1 以及 G9 分别通过组合 9 个超声波振子来形成。在第 1 子阵列 G1 内中,9 个超声波振子均被标记为 1。同样地,9 个超声波振子通过第 2 至第 9 子阵列 G2 至 G9 的对应的数进行标记。超声波振子数在 9 个子阵列 G1 至 G9 之间相同,但 9 个子阵列 G1 至 G9 的形状根据子阵列而不同。子阵列 G1 至 G9 通过组合由专用的延迟电路分别延迟的模拟信号,从而由交叉点开关等某种设备灵活地形成。

[0057] 接着,参照图 10,图示出了用于改善基于本发明的第 4 实施方式中的二维(2D)阵列的图像质量和适用性的第 4 示例性的子阵列(子阵列)组织化。在该例子中,以抑制旁瓣为目的,各子阵列相互成为不规则地不同的形状(以下,将这样以旁瓣抑制为目的,各子阵列相互成为不规则地不同的形状的模式称为“旁瓣抑制模式”)。一般而言,超声波振子以灵活的形式组织化不同的组,超声波振子被灵活地组织化的组被延迟,为了生成多个输出而进行合计。最终,超声波振子关于上述灵活地分成的组基于要素单位进行控制。为了进行说明。该示例性的实施方式具有以 9 行 R1 至 R9 以及 9 列 C1 至 C9 的形式具备 81 个超声波振子的阵列 1000。在示例性的阵列 1000 中,低旁瓣(lower side lobes)以改善 2D 图像质量为目的,为了在一方向具有不规则的边缘(random edges)的摄影数据内形成 9 个子阵列,9×9 个超声波振子灵活地组合。通常使用与相当于图 8 的水平方向平行的子阵列集合,但也可以以从用户接受了向“旁瓣抑制模式”转移的指示为契机,将子阵列切换为图 10 那样的不规则的子阵列形状。另外,可以以将由旁瓣抑制模式取得的图像和由非旁瓣抑制模式取得的图像进行排列或重复地显示,以知道旁瓣产生的影响的方式进行显示。

[0058] 另外,参照图 10,在基于本发明的另一实施方式中,为了选择性地以 2D 切片的形式生成数据使用灵活地形成的子阵列(子阵列)。如果假设数据在规定的方向具有不规则的边缘,则子阵列的各个由 9 个子阵列 G1 至 G9 的各个中的某数量的超声波振子构成。例如,第 1 至第 9 子阵列 G1 以及 G9 通过分别组合 9 个超声波振子来形成。在第 1 子阵列 G1 内,9 个超声波振子均被标记为 1。同样地,9 个超声波振子通过第 2 至第 9 子阵列 G2 至 G9 的对应的数进行标记。超声波振子数在 9 个子阵列 G1 至 G9 之间相同,但 9 个子阵列 G1 至 G9 的形状根据子阵列而不同。子阵列 G1 至 G9 通过组合由专用的延迟电路分别延迟的模拟信号,从而由交叉点开关等某种设备灵活地形成。

[0059] 接着,参照图 11,图示出了用于改善基于本发明的第 5 实施方式中的二维(2D)阵列的图像质量和适用性的第 5 示例性的子阵列(子阵列)组织化。一般而言,超声波振子以灵活的形式分成各种组,超声波振子被灵活地组织化的组被延迟,为了生成多个输出而进行合计。最终,超声波振子关于上述灵活地组织化的组基于要素单位进行控制。为了进行说明,该示例性的实施方式具有以 9 行 R1 至 R9 以及 9 列 C1 至 C9 的形式具备 81 个超声波振子的阵列 1100。在示例性的阵列 1100 中,以改善 2D 图像质量为目的,为了在双方向具有不规则的边缘的摄影数据内形成 9 个子阵列,9×9 个超声波振子灵活地组合。另外,通常

使用 4×4 等均匀形状的子阵列集合,但也可以以从用户接受了向“旁瓣抑制模式”转移的指示为契机,将子阵列切换为图 10 那样的不规则的子阵列形状。

[0060] 另外,参照图 11,在基于本发明的另一实施方式中,为了选择性地以 2D 切片的形式生成数据而使用灵活地形成的子阵列(子阵列),各子阵列成为相互不规则地不同的形状。如果假设数据在规定的两个方向具有不规则的边缘,则子阵列的各个由 9 个子阵列 G1 至 G9 的各个中的某数量的超声波振子构成。例如,第 1 至第 9 子阵列 G1 以及 G9 通过分别组合 9 个超声波振子来形成。在第 1 子阵列 G1 内,9 个超声波振子均被标记为 1。同样地,9 个超声波振子通过第 2 至第 9 子阵列 G2 至 G9 的对应的数进行标记。超声波振子数在 9 个子阵列 G1 至 G9 之间相同,但 9 个子阵列 G1 至 G9 的形状根据子阵列而不同。子阵列 G1 至 G9 通过组合由专用的延迟电路分别延迟的模拟信号,从而由交叉点开关等某种设备灵活地形成。

[0061] 图 12 是与基于本发明的探头相关的例示出伴随着一个实施过程的步骤或动作的流程图。在探头内,在步骤 5 中,将超声波脉冲朝向相关部位发送,从相关部位接收反射超声波回波时开始实施过程。在一个实施的过程中,与重复上述发送接收同时,所接收到的图像数据同时被显示。反射超声波回波在阵列内的超声波振子中被接收。超声波振子根据接收到的超声波回波生成模拟信号。超声波振子以二维超声波振子阵列的形式来提供。阵列内的超声波振子的各个与时间延迟电路中的对应的一个直接连接。在基于本发明的一个示例性的过程中,关于模拟信号,在执行某其他的步骤之前,在步骤 S10 中,使模拟信号分别延迟合适的时间量。在一安装方式中,在基于本发明的实施方式中,时间延迟电路的数量与用于分别使模拟信号进行时间延迟的超声波振子的数量相等。

[0062] 另外,参照图 12,在基于本发明的一个示例性的过程中,被时间延迟的信号此时通过步骤 S20B,被动态地分组为灵活子阵列。即,当在步骤 S20A 中判断为切换步骤 S20B 发生时,根据本发明的一实施方式,二维超声波振子阵列在步骤 S20B 中基于要素单位选择性地组织化为动态子阵列。例如,二维超声波振子阵列具有分组为 5 个示例性的子阵列(子阵列)的 80 个要素,5 个示例性的子阵列的各个组织化为 4×4 个超声波振子。即,在基于本发明的一个示例性的过程中,5 个子阵列的各个在仰角方向和方位方向这两个方向具有 4 个超声波振子。在步骤 S20A 以及 S20B 中,为了动态地形成子阵列,当从各个延迟的电路切换或者连接时间延迟模拟信号或连接时,进行要素单位的控制。

[0063] 图 12 还例示出在基于本发明的一个示例性的过程中,为了动态地形成子阵列而切换或者连接来自各个超声波振子的信号时的追加的控制步骤。在一个示例性的过程中,来自步骤 B20B 的组合后的信号的输出集合在基于本发明的步骤 S30 中,根据规定的规则进一步进行相加即合计。例如,加法器从交叉点开关分别接收输出信号对应的集合。在该示例性的安装方式中,加法器的各个输出单一的输出通道信号。在步骤 S30 的一安装方式中,当通过按照本发明形成动态的子阵列时的上述的过程进行要素单位的控制的期间,加法器为了满足系统的通道必要条件而削减信号的数量。

[0064] 上述的过程仅说明某示例的过程,并不限于用于实施本发明的交叉点开关以及或加法器的数量等特定的安装方式。同样地,上述的步骤仅说明一个示例的安装方式,并不限于用于实施本发明的从交叉点开关的特定数量的输出集合。

[0065] 虽然说明了本发明的几个实施方式,但这些实施方式是作为例子而提示的,并不

意图限定本发明的范围。实际上,在本说明书中说明的新的方法以及系统能够通过各种其他形式实施。而且,在不脱离发明的要旨的范围内,以本说明书中说明的方法和系统的形式能够进行各种的省略、置换、变更。所述权力要求以及其等同物意图覆盖本发明的范围所包含的范围或其变形。

现有技术

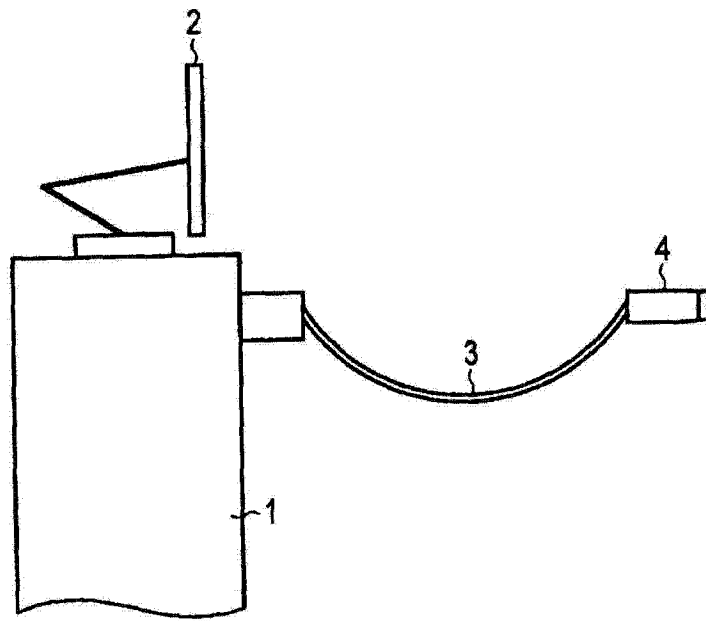


图 1

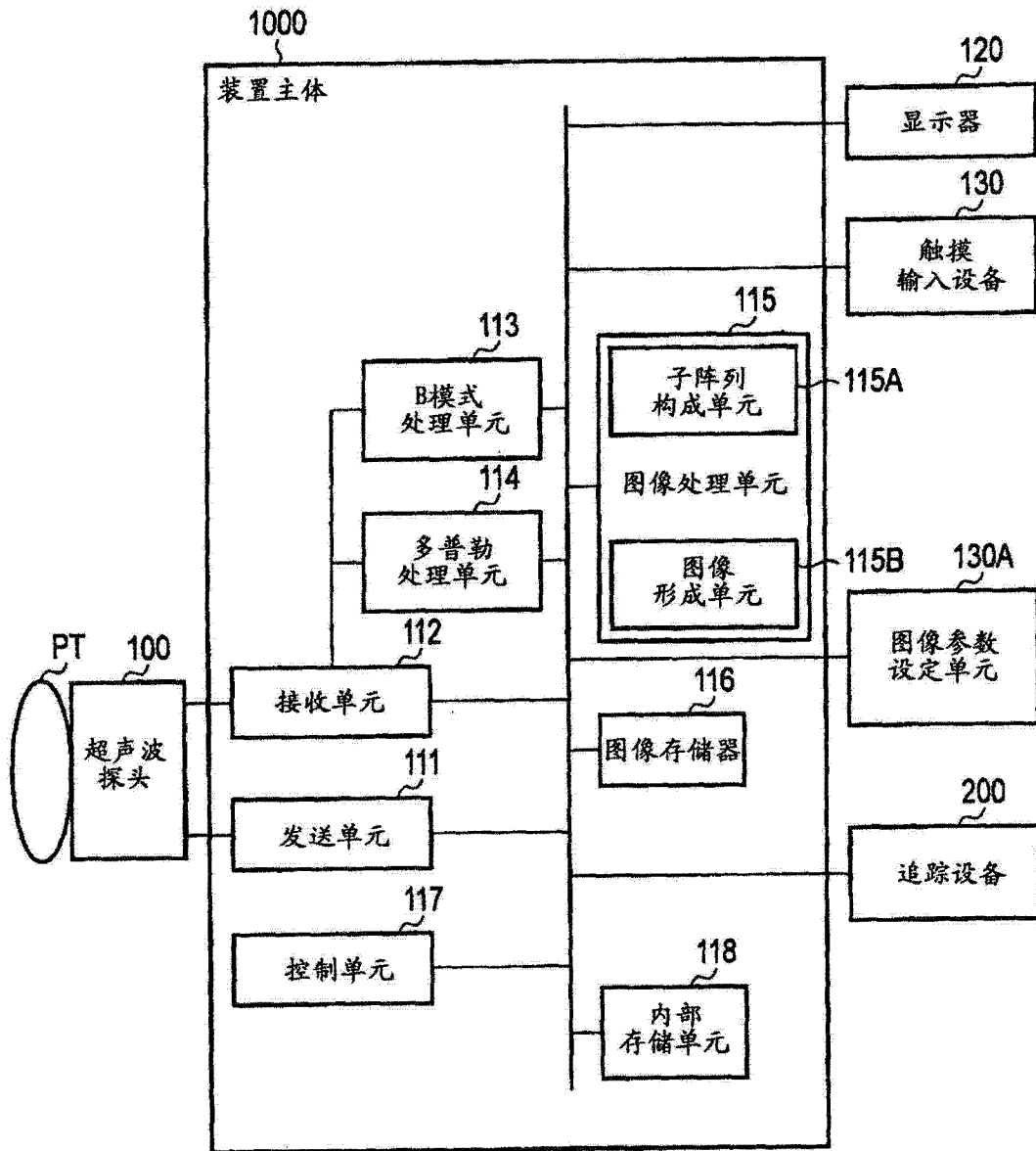


图 2

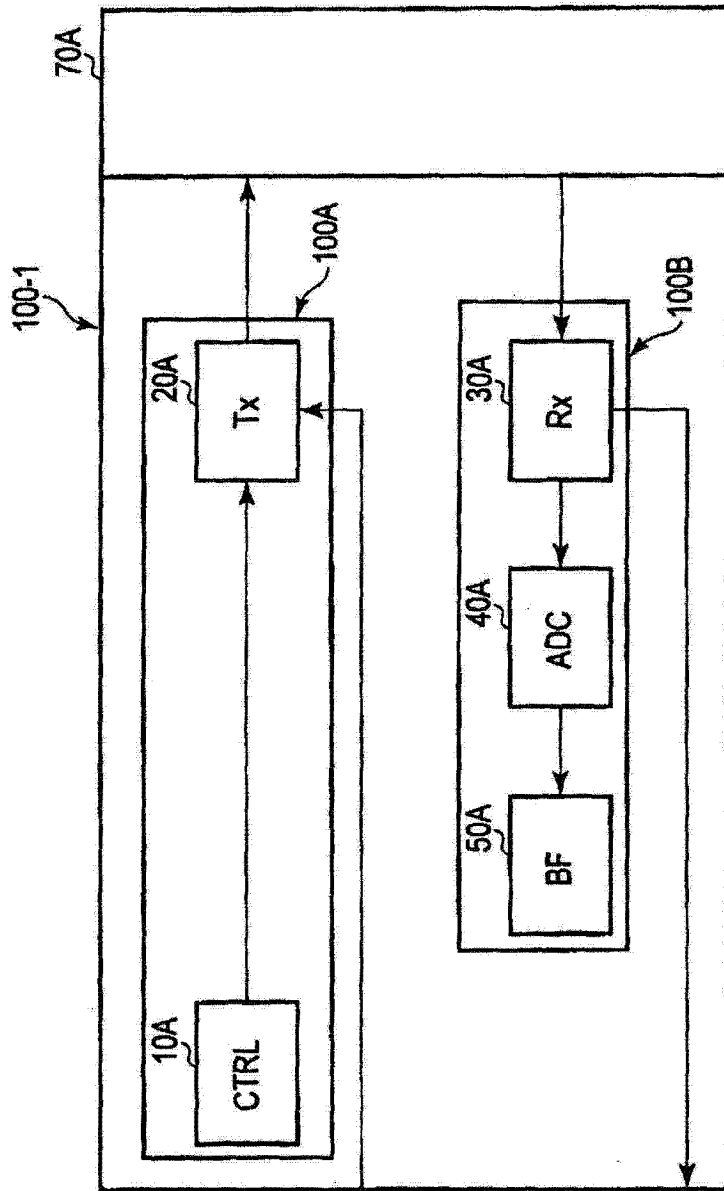


图 3

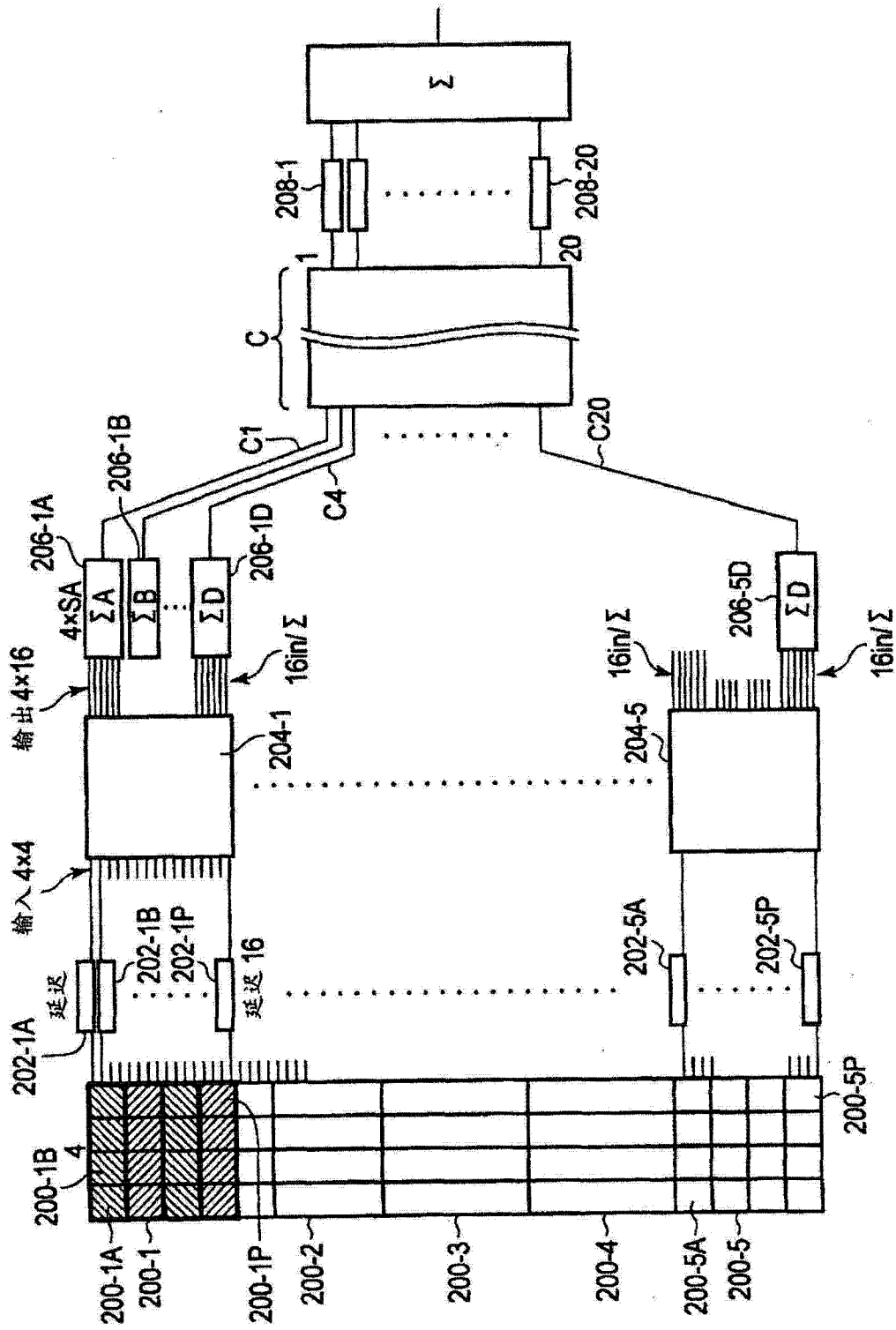


图 4

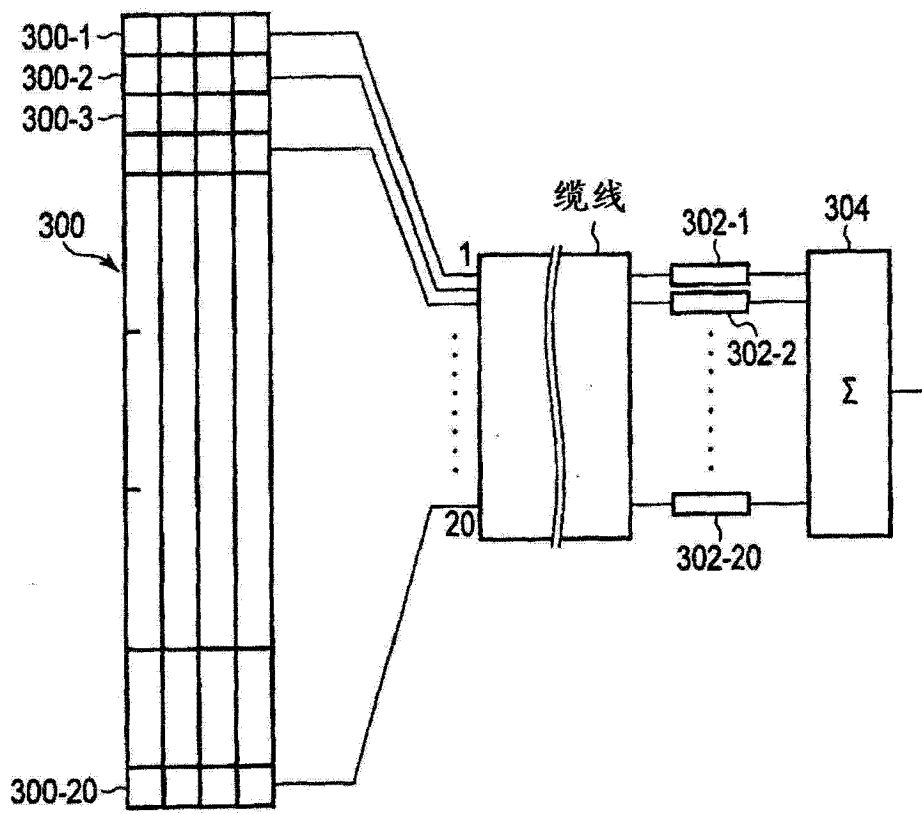


图 5

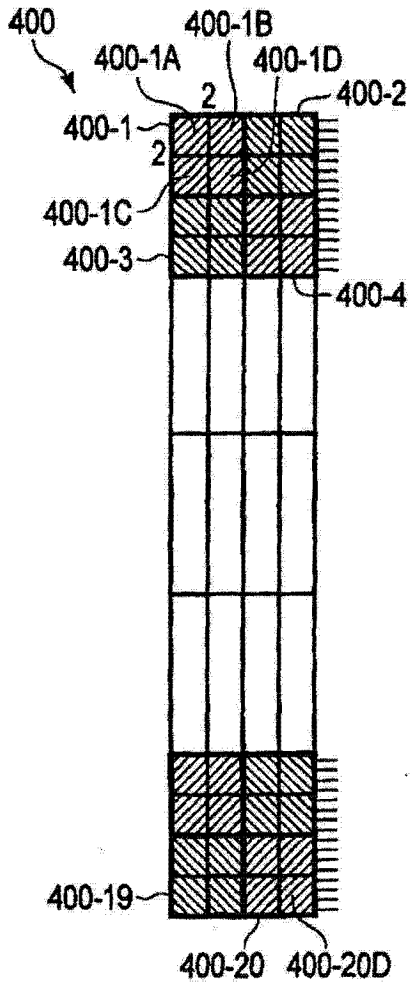


图 6

700

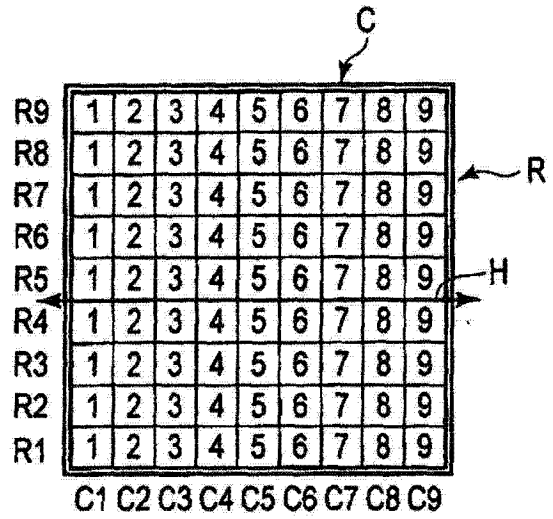


图 7

800

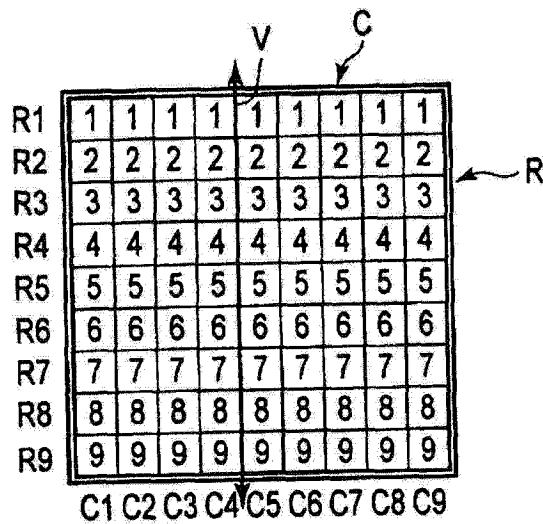


图 8

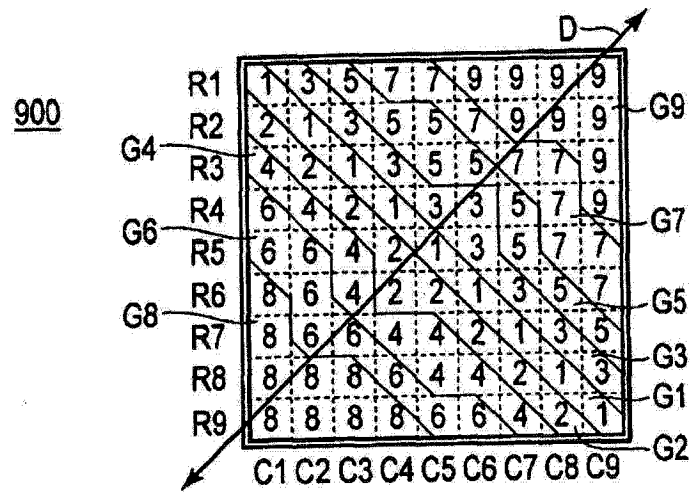


图 9

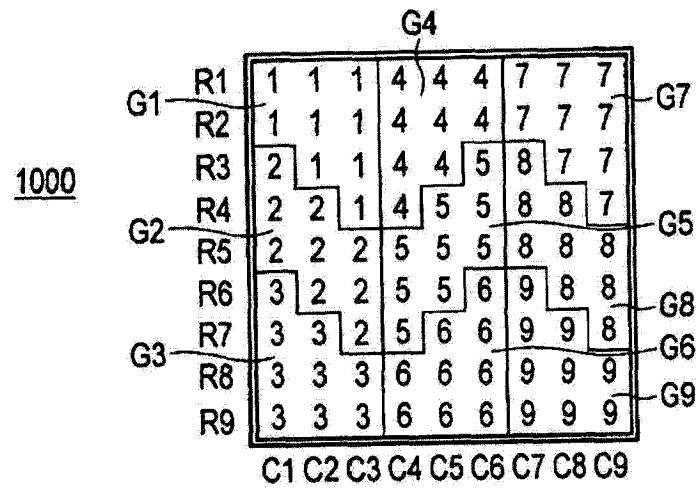


图 10

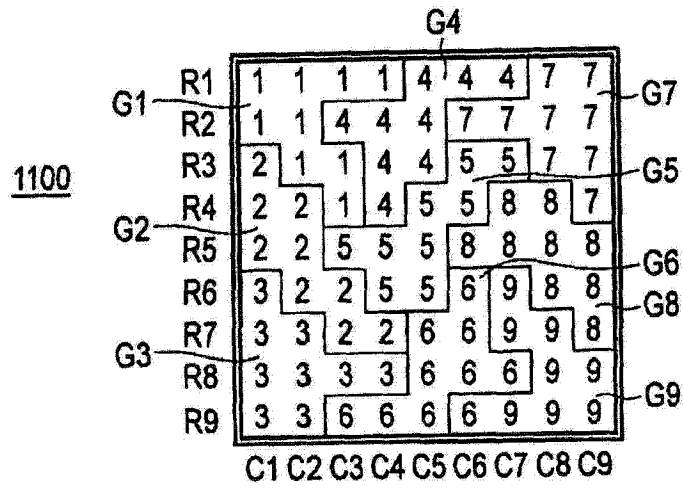


图 11

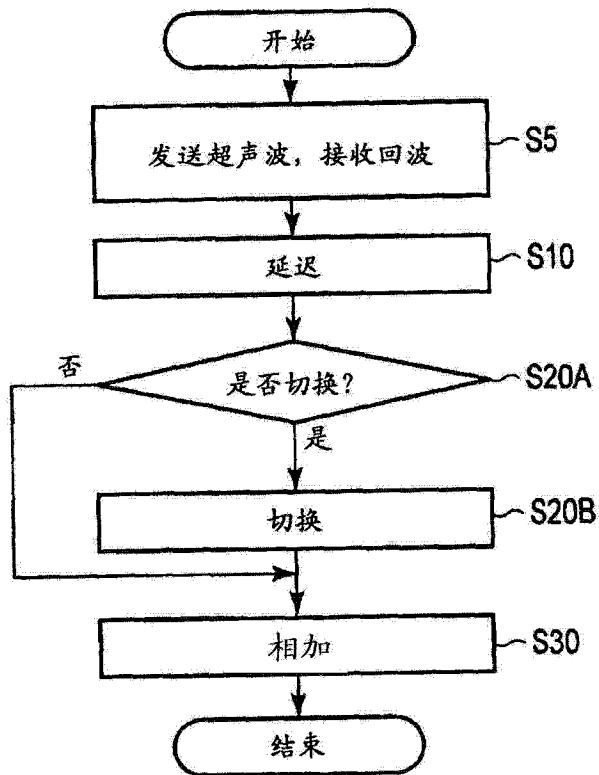


图 12

专利名称(译)	超声波诊断装置以及超声波探头		
公开(公告)号	CN104822325A	公开(公告)日	2015-08-05
申请号	CN201380063368.6	申请日	2013-12-05
[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	Z·班杰宁 D·布鲁斯奇		
发明人	Z·班杰宁 D·布鲁斯奇		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/5207 A61B8/145 A61B8/4488 A61B8/4444 G01S7/5208 G01S15/8925 G01S15/8927		
代理人(译)	肖靖		
优先权	2013252063 2013-12-05 JP 13/705864 2012-12-05 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供一种能够使用动态子阵列提高图像质量等的超声波诊断装置以及超声波探头。超声波诊断装置具备：振子阵列，由分别产生接收信号的多个超声波振子构成；多个时间延迟电路，与上述多个超声波振子连接，对上述多个超声波振子所产生的各接收信号赋予独立的延迟时间；控制单元，产生用于规定由上述多个超声波振子构成的多个子阵列的控制信号；至少一个开关，响应上述控制信号，动态地切换与上述多个时间延迟电路和上述多个超声波振子的连接相关的组合图案，从而规定上述多个子阵列，生成与各上述子阵列对应的多个输出信号；以及加法器，将上述多个输出信号相加。

