



## [12] 发明专利说明书

专利号 ZL 03805932.0

[45] 授权公告日 2008 年 5 月 21 日

[11] 授权公告号 CN 100388907C

[22] 申请日 2003.3.11 [21] 申请号 03805932.0

[30] 优先权

[32] 2002.3.12 [33] JP [31] 66591/2002

[86] 国际申请 PCT/JP2003/002858 2003.3.11

[87] 国际公布 WO2003/075768 日 2003.9.18

[85] 进入国家阶段日期 2004.9.13

[73] 专利权人 株式会社日立医药

地址 日本东京都

[72] 发明人 箕村隆一 神田浩 玉野聰

[56] 参考文献

JP6-339479A 1994.12.13

JP2000-135217A 2000.5.16

WO0121072A1 2001.3.29

US5901708A 1999.5.11

审查员 沈显华

[74] 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司

代理人 汪惠民

权利要求书 2 页 说明书 16 页 附图 6 页

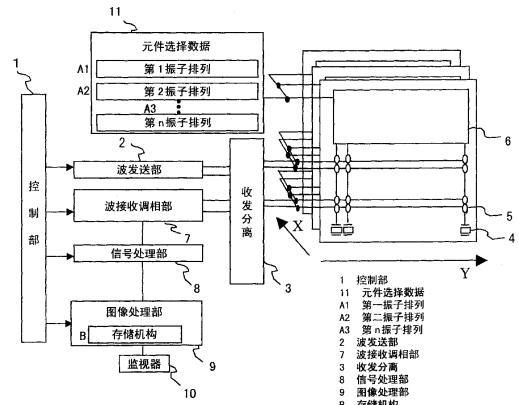
[54] 发明名称

超声波诊断装置

[57] 摘要

本发明通过提供一种超声波诊断装置，其中包括：向被检测体收发超声波的多个振子元件二维排列而成的超声波探测头；选择用于波收发的上述振子元件的振子元件选择机构；向从所选择的上述振子元件接收的接收信号赋予延迟时间，以进行信号处理的信号处理机构；基于上述信号处理机构的输出信号来生成图像的图像处理机构；和显示上述图像的图像显示机构，其特征在于，上述图像处理机构包括：存储机构，其存储通过由上述振子元件选择机构选择的第1振子排列以从第1方向向上述被检测体照射上述超声波的方式进行扫描而得到的第1超声波图像；和通过由上述振子元件选择机构选择的第2振子排列以与上述第1方向不同的第2方向照射上述超声波的方式进行扫描而得到的第2超声波图像。

第2超声波图像的图像运算机构，从而可以利用二维排列的超声波探测头来采集高解像的断层图像，不增大规模，采用二维排列的超声波探测头就可以提高诊断图像的图像质量。



1、一种超声波诊断装置，其中包括：向被检测体收发超声波的多个振子元件二维排列而成的超声波探测头；选择用于波收发的上述振子元件的振子元件选择机构；向从所选择的上述振子元件接收的接收信号赋予延迟时间，以进行信号处理的信号处理机构；基于上述信号处理机构的输出信号来生成图像的图像处理机构；和显示上述图像的图像显示机构，其特征在于，

上述图像处理机构包括：

存储机构，其存储通过由上述振子元件选择机构选择的第 1 振子排列以从第 1 方向向上述被检测体照射上述超声波的方式进行扫描而得到的第 1 超声波图像；和通过由上述振子元件选择机构选择的第 2 振子排列以从与上述第 1 方向不同的第 2 方向照射上述超声波的方式进行扫描而得到的第 2 超声波图像；以及

合成上述第 1 超声波图像和上述第 2 超声波图像的图像运算机构，

上述图像运算机构从上述第 1 超声波图像以及上述第 2 超声波图像的超声波束交叉的位置的断层图像信息生成该合成图像。

2、根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

进行照射，以使由上述第 2 振子排列形成的波束和由上述第 1 振子排列形成的波束交叉。

3、根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述第 1 超声波图像是使由上述第 1 振子排列形成的口径在上述超声波探测头面上移动而得到的，

上述第 2 超声波图像是使由上述第 2 振子排列形成的口径在上述超声波探测头面上移动而得到的。

4、根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述第 2 超声波图像采集和上述第 1 超声波图像相同的部位的超声波图像。

5、根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

---

上述图像处理机构从多张上述超声波图像再构成三维图像。

6、根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述第 1 超声波图像是将上述第 1 振子排列的口径在上述超声波探测头上在二维方向上移动而得到的，

上述第 2 超声波图像是使上述第 2 振子排列的口径在对应于上述第 1 接收信号的移动路径移动而得到的。

7、根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述第 1 振子排列或者上述第 2 振子排列是形成于偏离超声波束的中心位置的位置上的稀疏阵列。

8、根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述第 1 振子排列的波束方向相对于被检测体的体表面，是法线方向。

9、根据权利要求 8 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述第 1 振子排列是环状的口径，上述第 2 振子的排列是长方形的口径。

10、根据权利要求 9 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

选择上述振子元件，以使形成上述环状的口径的上述振子元件至焦点位置的距离成为相同距离。

11、根据权利要求 9 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

在上述第 2 振子排列中，通过调整每个上述振子元件列的调相数据，来任意设定超声波束的倾斜角度。

12、根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

在上述第 1 振子的排列或者上述第 2 振子的排列中，通过调整每个上述振子元件列的调相数据，来任意设定超声波束的倾斜角度。

13、根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述振子元件的排列面相对于超声波的发送方向成为凸形。

14、根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述第 1 振子排列或上述第 2 振子排列被分割为多个振子群，在各个该振子群中具备调相电路。

## 超声波诊断装置

### 技术领域

本发明涉及超声波诊断装置，特别涉及适用于采用了将收发超声波的多个振子元件二维排列为平面状而构成的二维排列探测头的三维扫描且有效的技术。

### 背景技术

近年来，随着超声波诊断装置的性能提高以及超声波诊断技术的发展，超声波诊断装置被用于各种诊断领域中，即使对于使用了超声波的诊断，也希望进行三维的图像显示。通常，为了能进行三维的图像显示，每隔规定间隔要对被检测体采集多张断层图像，需要利用接合从该得到的多张断层图像中提取出的成为摄像对象（观察对象）脏器等的轮廓等的方法，来重新构成三维图像。

但是，使用采用了将振子元件二维排列为平面状的二维探测头的超声波诊断装置，如果采用二维排列的超声波探测头，以多重环形成为同心圆状，以形成口径，则由于超声波束的形成方向限定于探测头面的法线方向，故利用上述超声波束的合成，无法生成三维图像。

另外，采用稀疏阵列技术的超声波装置构成为：不扫描口径，而是将超声波束进行扇面扫描，因为不能进行使超声波束交叉的超声波测量，所以不能适用利用上述超声波束的合成的断层图像的生成法。

在特开平 9-234199 中，记载了一种包括在扫描方向以及透镜方向上并设多个振子而形成的收发超声波用的超声波探测头的超声波诊断装置，其中包括：从所述多个振子中选择驱动振子的选择机构；通过在扫描方向以及透镜方向基于规定的延迟数据驱动由该选择机构选择的振子，产生在某一深度在扫描方向以及透镜方向具有焦点的发送波束的超声波发送机构；用来输入被检测体相关的信息的输入机构；根据由该输入机构输入的被检测体相关的信息，来控制所述超声波发送机构的控制机构，但没有揭示采用二维排列探测头的复合扫描器。

## 发明内容

本发明的目的在于，提供一种利用切换了二维排列的超声波振子的复合扫描器，能采集高解像的断层图像的技术。另外，提供一种不增大装置的规模，即能切换二维排列的超声波振子，并提高诊断图像的图像质量的技术。

即本发明的目的在于，提供一种采用二维排列的超声波探测头且能采集高解像的断层图像的技术。本发明的其它的目的在于，提供一种不增大装置规模，采用二维排列的超声波探测头，即能提高诊断图像的图像质量的技术。

为了解决上述问题，本发明是一种超声波诊断装置，其中包括：向被检测体收发超声波的多个振子元件二维排列而成的超声波探测头；选择用于波收发的上述振子元件的振子元件选择机构；向从所选择的上述振子元件接收的接收信号赋予延迟时间，以进行信号处理的信号处理机构；基于上述信号处理机构的输出信号来生成图像的图像处理机构；和显示上述图像的图像显示机构，其特征在于，上述图像处理机构包括：存储机构，其存储通过由上述振子元件选择机构选择的第1振子排列以从第1方向向上述被检测体照射上述超声波的方式进行扫描而得到的第1超声波图像；和通过由上述振子元件选择机构选择的第2振子排列以从与上述第1方向不同的第2方向照射上述超声波的方式进行扫描而得到的第2超声波图像；以及合成上述第1超声波图像和上述第2超声波图像的图像运算机构，上述图像运算机构从上述第1超声波图像以及上述第2超声波图像的超声波束交叉的位置的断层图像信息生成该合成图像。

## 附图说明

图1是用来说明本发明的实施方式1的超声波诊断装置的构成的图。

图2是用来说明本发明的实施方式1的超声波诊断装置的概略构成的图。

图3是用来说明用实施方式1的各振子元件接收的超声波和焦点F的位置关系的图。

图4是用来说明实施方式1中由不同波束方向的超声波束的扫描得到的超声波断层图像的图。

图5是用来说明本发明的实施方式2的超声波诊断装置的概略构成的图。

图 6 是用来说明本发明的实施方式 3 的超声波诊断装置的概略构成的图。

图 7 是用来说明本发明实施方式 3 的超声波诊断装置的概略构成的图。

## 具体实施方式

以下，参照附图，和发明的实施方式（实施例）一起对本发明进行详细说明。另外，在用来说明发明的实施方式的全部附图中，对于具有同一功能的部分，采用同一符号，并省略其重复的说明。

### （实施方式 1）

图 1 是表示本发明的超声波诊断装置的实施方式的整体构成。该超声波诊断装置是利用二维排列的振子形成超声波束进行扫描，实时得到被检测体内部的诊断部位的超声波图像的装置，构成为包括：超声波振子 4、元件选择数据部 11、波发送部 2、波接收调相部 7、收发分离电路 3、信号处理部 8、图像处理部 9、监视器 10 和控制部 6。

探测头是在被检测体内收发超声波的机构，其中包括二维排列的多个振子 4, 4, …。这些振子 4, 4, …是平面看以 X 方向 1~m 个、Y 方向 1~n 个的方式二维排列着的。

另外，振子 4, 4, …连接有与调相电路的任意调相通路接合的连接开关群 5。此外，该连接开关群 5 和控制其开关动作的开关控制部 6 相连着。

元件选择数据部 11 是存储用来形成超声波收发的口径的元件选择数据的装置，也存储有包含超声波扫描信息的基于振子排列的元件选择数据。然后，将从这里读出的数据向上述开关控制部 6 发送，利用该开关控制部 6 的控制来设定应形成超声波收发的口径的连接开关群 5 的开关的接通、断开。

波发送部 2 是对形成探测头的超声波收发的口径的振子 4 赋予使其收束于所期望的焦点的延迟并提供发出超声波的波发送信号的机构。另外，波接收调相部 7 是对振子 4 所接收的反射波信号进行所期望的聚焦处理、调相加法运算后、形成接收波束的机构。收发分离电路 3 是在超声波的发送与接收之时，区别并转换上述波发送部 2 和波接收调相部 7 与振子 4 的连接的机构。

信号处理部 8 是将来自上述波接收调相部 7 的接收信号输入，并进行

检波、压缩、强调界限等处理而得到 1 条扫描线的数据的机构。另外，图像处理部 9 是为了输入来自信号处理部 8 的数据并在监视器 10 上显示，而进行扫描变换以及插入等的机构。进一步，监视器 10 是输入来自上述图像处理部 9 的数据而作为超声波图像进行显示的机构。控制部 1 是控制上述各构成要素的动作的机构。

图 2 是用来说明本发明的实施方式 1 的超声波诊断装置的概略构成的图。特别，图 2 (a) 是用来说明将同心圆的多环作为口径来采集断层图像时的构成的图。图 2 (b) 是用来说明将振子元件集束成长方形来采集图像时的构成的图。其中，在图 2 中，7 表示调相电路、8 表示加法运算器、9 表示图像处理器、10 表示监视器、15 表示振子元件、16 表示由振子元件的环状束构成的口径、17 表示开关阵列、14 表示由振子元件长方形束形成的口径。另外，在实施方式 1 的超声波诊断装置中，对向 Y 轴方向的一维扫描的情况进行说明。

如图 2 的 (a)、(b) 所示，实施方式 1 的超声波诊断装置包括：振子元件 15 二维排列的超声波探测头、配置在该超声波探测头侧且选择超声波收发相关的振子元件的开关阵列 17、对来自超声波探测头的接收信号赋予波接收调相用的延迟的波接收调相部 7、对波接收调相后的接收波信号进行加法运算以形成超声波束的信号处理部 8、从由多重环状振子得到的超声波束和由长方形振子得到的超声波束的交点的信息生成断层图像的图像处理部 9、显示生成的断层图像的监视器 10。在实施方式 1 中，虽然对开关阵列 17 构成为配置在超声波探测头侧的情况进行了说明，但当然也可以是配置在装置主体侧的构成。其中，通过将开关阵列 17 配置在超声波探测头侧，从而能够减少连接超声波探测头和装置主体的信号线数。另外，在图 2 中省略了波发送系统的构成。

实施方式 1 的超声波诊断装置构成为具有控制机构，该控制机构通过控制开关阵列 17，从二维排列的振子元件 4 的内部选择环状的振子，而形成进行超声波的波发送的环状口径的同时，使该环状束形成的口径 16 沿着箭头表示的 Y 轴方向扫描。另外，该控制机构通过控制开关阵列 17，并从二维排列的振子元件 4 内选择长方形的振子，而形成用来形成与探测头面的法线方向不同的倾斜方向的超声波束的口径 14。然而，控制机构在不管形成何种口径时都对口径的形状以及对应于波束方向的波接收调相部

7 进行控制。

在图 2 中，实施方式 1 的超声波探测头是将向图中未示出的被检测体内收发超声波的多个振子元件 4 排列在二维方向，并用该振子元件 4 采集超声波信号的元件。该振子元件 4 是在该振子元件 4 的二维排列的方向之一的长轴方向（图 2 (a) 中的 Y 轴方向）和作为与此长轴方向垂直的其它方向的短轴方向（图 2 (a) 中的 X 轴方向）分别排成平面状。

该振子元件 4 的排列，例如可以是在 Y 轴方向上排列 28 个振子元件 4，各振子元件 4 的收发波面相对于超声波的发送方向呈平面。另外，振子元件 4 的 Y 轴方向的排列并非限定于平面，例如，各振子元件 4 的排列面也可以以相对于超声波的发送方向描画成凸形的圆弧状轨迹的方式定位的排列。

另外，短轴方向（图 2 (a) 中的 X 轴方向）中的多个振子元件 4，例如是排列 14 个振子元件 4，各振子元件 4 的收发波面相对于超声波的发送方向成为平面排列。还有，对于 X 轴方向也和上述 Y 轴方向同样，也可以是以和发送方向呈凸形的圆弧状的方式排列振子元件 4。

开关阵列 17 由波接收调相部 7 的通路数×Y 轴方向（超声波束的扫描方向）的振子元件数×X 轴方向的振子元件数，即  $8 \times 28 \times 14 = 3136$  个的元件选择开关构成。特别是在实施方式 1 中，如图 2 (a)、(b) 所示，在 X 轴方向上的每一行上将  $8 \times 28 = 224$  个元件选择开关配置为阵列状，构成为：通过各元件选择开关的转换，而能将波接收调相部 7 的任意通路和 1 行的振子元件 4 中的任何一个连接。因此，通过构成该开关阵列 17 的元件选择开关的转换，而可以使多环状例如由菲涅耳环构成的口径 16 以及长方形形状的口径 14 在由探测头面上的箭头表示的 X、Y 方向上连续地扫描移动并收发超声波束，以获取三维的数据。然而，在实际的超声波诊断装置中，构成口径的振子元件数需要数十个～数百个。

波接收调相部 7 具有和以同心圆状形成的环的个数或者以长方形的元件排列个数之中的任何一个个数多的数目相对应的多个调相电路，例如具有 8 通路的调相电路。其中，各调相电路可以是和现有的调相电路相同的构成。另外，因为在实施方式 1 中是通过由菲涅耳环构成的口径 16 和薄长方形的口径 14 来依次形成超声波束的构成，故调相电路群根据来自图中未示出的控制机构的口径指示信号，从图中未示出的表中读出并设定对

应于口径的调相数据。

信号处理部 8 是对从构成波接收调相部 7 的 8 通路波接收调相机构输出的经接收调相后的接收信号进行加法运算，以形成超声波束的公知的加法器。

图像处理部 9 构成为具有存储机构，该存储机构暂时存储：收发来自由菲涅耳环构成的口径 16 的超声波，并用和探测头面的法线方向一致的超声波束生成的第 1 超声波图像；和收发来自长方形形状的口径 14 的超声波，并用和探测头的法线方向倾斜的方向的超声波束生成的第 2 超声波图像。另外，图像处理部 9 具有图中未示出的图像运算机构，其利用基于由不同波束方向的超声波束的扫描得到的超声波断层图像，从超声波束交叉位置的断层图像信息中生成断层图像，即使用了来自超声波束交叉位置的调相过的波接收信号的信息的公知被称为复合扫描的图像形成法，生成 1 个超声波断层图像或者/以及三维图像。此外，图像处理部 9 是包括用来将得到的三维图像变换为显示用的二维图像（三维超声波图像）的公知的进行立体块绘制（volume rendering）处理或表面绘制处理等的变换机构的构成。还有，对于复合扫描的详细说明记载于[Robert R.Entrekin, “在血管造影应用中实时空间复合成像技术的功能”，声学成像，Vol25, 2000]中。

接着，根据图 2 的 (a)、(b)，对实施方式 1 的菲涅耳环构成的口径 16 和长方形的口径 14 的超声波断层图像的采集动作进行说明。其中，在以下的说明中，是对由菲涅耳环构成的口径 16 是将 3 个环形的振子元件 4 集束形成，薄长方形的口径 14 是将排列在 X 轴方向上的 1 列振子元件 4 的长方形集束 8 列而形成的情况进行了说明，但环数以及长方形的集束数并非限定于此。

如图 2 (a) 所示，控制机构通过转换开关阵列 17，将二维排列的振子元件 4 集束为同心圆的 3 个环形状，而形成由菲涅耳环构成的口径 16。此时，控制机构相对于波接收调相部 7，在波接收调相部 7 的各通路设定调相数据，以便在从这 3 个环的中心位置延伸的法线方向上形成焦点。即，选择振子元件 4，以使从形成同一环的振子元件 4 到焦点位置为止的距离几乎相同，同时，向该选择的振子元件群所连接调相电路提供规定的调相数据。

在这里，通过从口径 16 进行超声波的收发，从而从加法运算部输出的信号成为在各向同性等方向上都均一的超声波束，即成为从口径 16 的中心位置开始沿法线方向延伸的超声波束。表示此时的各振子元件 4 所接

收的超声波和焦点 F 的位置关系的图是图 3。从图 3 中可以看出，口径 16 的焦点位置成为菲涅耳环的法线方向。

接着，控制机构每收发 1 束超声波就切换并控制开关阵列 17 的各元件选择开关，在维持菲涅耳环的口径 16 的状态下，通过在图 2 (a) 所示的箭头方向上移动口径 16，而可以在将超声波束方向维持在法线方向的状态下进行线性扫描。

如果由菲涅耳环构成的口径 16 的扫描结束，则接着，如图 2 (b) 所示，控制机构切换开关阵列 17，形成由具有在 Y 轴方向上排列多列的振子元件 4 的振子元件列构成的长方形的口径 14。此时，控制机构相对于波接收调相部 7，调整赋予各振子元件列所接收的信号的调相数据，以使来自以 8 列振子元件列形成的口径 14 的超声波束成为该口径 14 的中心位置上和法线方向不一致的倾斜方向的超声波束。

在这里，通过从口径 14 进行超声波的收发，从而从加法运算部输出的信号成为相对于口径 16 的超声波束具有规定角度的超声波束。即，口径 16 和口径 14 的中心位置相同时的焦点 F、F' 的位置，如图 3 所示，配置于不同的位置上。然而，和来自由菲涅耳环构成的口径 16 的超声波束不同，来自长方形的口径 14 的超声波束通过调整每个振子元件列的调相数据，而可以任意地设定相对于口径 14 的振子元件的排列面的超声波束的倾斜角度 $\theta$ 。

此时，控制机构与超声波的收发波周期同步，通过切换控制开关阵列 17 的各元件选择开关，在维持长方形的口径 14 的状态下，使口径 14 在图 2 (b) 所示的箭头方向上移动，从而可以进行将超声波束方向维持在倾斜方向的状态下的线性扫描，即直线扫描。然而，在实施方式 1 中，如后所述，成为以长方形口径 14 进行 2 个不同的方向的倾斜超声波束的扫描的构成。即，如果控制机构在图 3 所示的焦点 F' 的扫描结束，在接着，进行在其它的倾斜角度（例如图 4 所示的  $(-\theta)$ ）的扫描。但是，该其它的倾斜的扫描并非是必须的，也可以只进行一个倾斜下的线性扫描。然而，通过以两个以上不同的倾斜进行扫描，而可以提高所得到的断层图像的图像质量。

如果以由菲涅耳环构成的口径 16 和由长方形构成的口径 14 的超声波

扫描得到同一部位的断层图像数据，则通过控制机构的控制，如图 4 所示，图像处理部 9 利用超声波束交叉的位置上的断层图像信息，从以不同的波束方向上的超声波束的扫描而得到的断层图像，运算 1 张超声波断层图像。接着，图像处理部 9 将得到的超声波断层图像输出到监视器 10 上，在该监视器 10 的显示面上显示断层图像。

这样，在实施方式 1 的超声波诊断装置中，由于构成为以由菲涅耳环构成的口径 16 进行探测头面的法线方向上的超声波束的扫描，以由长方形构成的口径 14 进行和探测头面的法线方向不同的倾斜方向上的超声波束的扫描，并由用各自的口径得到的超声波数据对超声波断层图像进行运算，故不会增大装置规模，即构成比振子元件 4 的个数要少的通路数的波接收调相部 7，即使在采用二维排列的超声波探测头的情况下，也可以得到高解像的超声波断层图像。因此，不增大装置的规模，即利用小于振子元件 4 的个数的通路数的波接收调相部 7，可以提高超声波诊断装置的图像质量。

还有，在实施方式 1 的超声波诊断装置中，采用在由相同个数的振子元件数包围的区域、即在由 X 轴方向 14 个 Y 轴方向 8 个振子元件 4 包围的区域上，分别形成菲涅耳环的口径 16 和长方形的口径 14 的构成，但如刚才所叙述的那样，在实际的装置构成中，并非限定于此，也可以在其它振子数的区域上形成口径 16 和口径 14。此外，也可以是在不同个数的振子元件 4 的区域上形成口径 16 和口径 14。

另外，在实施方式 1 的超声波诊断装置中，采用了依次进行口径 16 的超声波扫描和口径 14 的超声波扫描，从该采集到的断层图像中生成高图像质量的断层图像的构成，但也可以设置例如在实施方式 1 的超声波诊断装置主体和探测头部分上设置：将由根据口径 16 或者口径 14 的任何一个口径的超声波扫描得到的断层图像进行显示的模式；和根据复合扫描图像形成法，从通过进行口径 16 以及口径 14 的超声波扫描而分别得到的断层图像，生成合成的断层图像来进行显示的模式。通过采用这种构成，从而基于由口径 16 或者口径 14 的任何一个口径的超声波扫描的模式得到断层图像，探查所关心的部位，由口径 16 和口径 14 对需要关心部位的高图像质量的断层图像的区域进行超声波扫描，通过切换为从得到的断层图像

生成合成的断层图像并进行显示的模式，从而以比高图像质量还要求实时处理（显示）的关心部位的探查和要求高图像质量显示的确诊用图像显示，可以进行适用于各用途的超声波测量，故能够提高诊断效率以及诊断能力。

另外，在实施方式 1 中是对长方形振子的一列振子的信号赋予全部相同的调相数据，但这样，因为不进行列方向的聚焦，故恐怕图像质量不好。即，当列的长度较长时，例如也可以设置以将 14 个振子从一端开始 2 个、3 个、4 个、3 个、2 个的方式分为 5 群，对各个群振子进行列方向聚焦的调相电路。

### （第 2 实施方式）

图 5 是用来说明本发明的实施方式 2 的超声波诊断装置的概略构成的图，特别是，图 5 (a) 是用来说明将同心圆状的多环作为口径来采集断层图像时的构成的图，图 5 (b) 是用来说明将振子元件集束成长方形而采集断层图像时的构成的图。然而，实施方式 2 的超声波诊断装置，只有在：比实施方式 1 的二维排列振子还要多排列振子元件 4，在 X 轴方向和 Y 轴方向同时扫描口径 16、14，以采集多张超声波断层图像的同时，从该多张超声波断层图像中生成三维超声波图像方面的构成不同，其它的构成和实施方式 1 相同。即，在以下的说明中，对通过使口径 16、14 沿着探测头面进行二维扫描而得到的三维超声波图像进行详细说明。

如图 5 (a)、(b) 所示，在实施方式 2 的二维排列探测头中，构成为比实施方式 1 的二维排列探测头在 X 轴方向的振子元件数要多。即，在实施方式 2 的二维排列探测头中，由  $27 \times 28 = 756$  个振子元件构成。然而，由菲涅耳环构成的口径 16 和长方形的口径 14 和实施方式 1 同样，分别形成由  $14 \times 8 = 112$  个振子元件 4 包围的区域。

在实施方式 2 的超声波诊断装置中，如图 5 (a) 所示，在  $14 \times 8$  个振子元件区域中形成菲涅耳环构成的口径 16 时，在探测头面的一部分区域中形成口径 16。即，口径 16 除了向图 5 (a) 中所示的箭头方向 (Y 轴方向) 扫描之外，还能向 X 轴方向扫描。因此，固定口径 16 的 X 轴方向的位置，在该状态下在 Y 轴方向上移动口径 16 而采集断层图像之后，将口

径 16 在 X 轴方向只移动规定个数的振子元件之后，不向 X 方向进行扫描而在 Y 轴方向上移动，采集断层图像，通过口径 16 从 X 轴方向的一端开始至另外一端为止重复这种断层图像的采集（摄像）动作，而在不移动二维排列探测头的情况下可以采集向 X 轴方向的移动间隔为振子元件 4 的 X 轴方向个数的多张 Y 轴方向的断层图像。但是，由于由菲涅耳环构成的口径 16 形成的超声波束成为探测头面的法线方向，故和上述实施方式 1 同样，由口径 16 的扫描得到的断层图像成为相对于探测头面由垂直的超声波束采集的图像。另外，口径 16 的 X 轴方向以及向 Y 轴方向的扫描是控制机构与超声波的收发周期同步，控制构成开关阵列 17 的各元件选择开关的切换，在维持口径 16 的状态下，向 X 轴方向以及 Y 轴方向进行扫描。

另一方面，如图 5 (b) 所示，在由  $14 \times 8$  个振子元件 4 形成长方形的口径 14 的情况下，也是在探测头面的一部分区域上形成口径 14。因此，和口径 16 同样，口径 14 也是除了在图 5 (b) 中所示的箭头方向 (Y 轴方向) 扫描之外，也能向 X 轴方向的扫描。因此，固定口径 14 的 X 轴方向的位置，在该状态下在 Y 轴方向上移动口径 14，采集断层图像之后，将口径 14 在 X 轴方向只移动规定个数的振子元件之后，不向 X 方向进行扫描而在 Y 轴方向上移动来采集断层图像，通过口径 14 从 X 轴方向的一端开始至另外一端为止重复这种断层图像的采集（摄像）动作，从而在不移动二维排列探测头的情况下可以采集向 X 轴方向的移动间隔为振子元件 4 的 X 轴方向个数的多张 Y 轴方向的断层图像。但是，和上述实施方式 1 同样，在实施方式 2 中口径 14 的超声波束的方向也成为与探测头面的法线方向不同的方向。另外，口径 14 的超声波束方向是向与口径 14 的扫描方向即和 Y 轴方向一致的方向倾斜的。这样，通过使来自口径 14 的超声波束倾斜，而可以以倾斜的超声波束采集和由口径 16 采集的断层面相同的断层面的超声波图像。此外，口径 14 的 X 轴方向以及 Y 轴方向的扫描是控制机构与超声波的收发周期同步，控制构成开关阵列 17 的各元件选择开关的转换，在维持口径 14 的状态下，向 X 轴方向以及 Y 轴方向进行扫描。再有，也可以构成为改变超声波束的倾斜角度或倾斜方向，再次采集相同断层面的超声波图像的构成。

接着，由口径 16 和口径 14 采集的超声波图像和实施方式 1 同样，由

图像处理部 9 从来自由口径 16 的法线方向的超声波束和由口径 14 的倾斜的超声波束，利用复合扫描图像形成法，运算其交点的接收信号，生成和 Y 轴方向平行的断层图像。此时，在实施方式 2 中，因为每次在 X 轴方向上移动口径 16、14 时，将该口径 16、14 在 Y 轴方向上扫描，故在 X 轴方向上生成多张在探测头面的法线方向和 Y 轴方向的二维断层图像。

在这里，例如，如果检测者操作实施方式 2 的超声波诊断装置所具有的图中未示出的操作面板，来指定三维图像显示，则图像处理部 9 首先由多张断层图像生成三维的图像。接着，图像处理部 9 从三维图像根据立体块绘制等公知的图像处理，而将三维图像变换为显示用的二维图像（三维超声波图像），并将该显示用的三维超声波图像显示在监视器 10。

如以上所说明的，在实施方式 2 的超声波诊断装置中，构成为：首先将口径 16 的探测头面的法线方向的超声波束和相对于来自该口径 16 的超声波束的波束方向倾斜的、口径 14 的超声波束在同一断层面进行扫描，来采集断层图像信息。接着，在实施方式 2 中，根据图像处理部 9 由不同波束方向的超声波束采集的断层图像信息生成超声波束的交叉位置的断层图像信息的所谓复合扫描图像形成法的方式，生成一张断层图像。在这里，当检测者以图中未示出的操作台的按钮的操作来指定断层图像、即二维图像的显示时，图像处理部 9 将利用复合扫描生成的断层图像依次向显示器 10 输出，并在显示画面上显示。

另一方面，当检测者以图中未示出的操作台的按钮来指定三维图像的显示时，图像处理部 9 从利用复合扫描生成的多张断层图像再次生成三维图像。接着，图像处理部 9 从再次生成的三维图像，通过公知的立体块绘制，生成显示用的三维图像（三维的二维图像），将该生成的三维的二维图像输出到显示器 10，并显示在显示画面上。

这种情况下，由于采用探测头面的法线方向上的超声波束的扫描以采用了全部的振子元件 4 中的一部分振子元件 4 的菲涅耳环构成的口径 16 进行，和探测头面的法线方向不同的倾斜方向上的超声波束的扫描由长方形的口径 14 进行，从各个口径得到的超声波数据来运算超声波断层图像的构成，故不增大装置的规模，即由比振子元件 4 的个数还要少的通路数的延迟电路构成波接收调相部 7，还可以得到采用了二维排列的超声波探

测头的高解像的超声波断层图像。因此，不增大装置的规模，即由比振子元件 4 的个数还要少的通路数的延迟电路构成波接收调相部 7，还可以提高超声波诊断装置的图像质量。

而且，在实施方式 2 的超声波诊断装置中，构成为使口径 16 和口径 14 的扫描方向为 Y 轴方向，但并非限定于此，当然可以构成为在探测头面内的任何方向上进行扫描。但是，这种情况下，由于长方形的口径 14 有必要采用较少的元件选择开关以及通路数，故也有必要根据超声波束的扫描方向来设定集束为长方形的振子元件的集束方向。例如，在与 X 轴和 Y 轴呈 45 度的方向上使口径 14 扫描时，通过集束多条和扫描方向垂直的长方形，而能在和 X 轴和 Y 轴呈 45 度的方向上进行扫描。

另外，在实施方式 2 的超声波诊断装置中，虽然构成为依次进行口径 16 的超声波扫描和口径 14 的超声波扫描，并从该采集到的断层图像生成高图像质量的断层图像或三维图像，但例如，也可以在实施方式 2 的超声波诊断装置主体或探测头部分设置：将口径 16 或者口径 14 的任何一个口径的超声波扫描得到的断层图像进行显示或生成三维图像的模式；和将口径 16 以及口径 14 的超声波扫描得到的各个断层图像通过复合扫描法生成合成的断层图像，或者从该生成的断层图像生成三维图像并进行显示的模式。通过采用这种构成，而基于口径 16 或者口径 14 的任何一个口径的超声波扫描的模式得到的断层图像或者三维图像，探查关心部位，在需要关心部位的高图像质量的断层图像时，通过切换为生成合成的断层图像或三维图像并显示的模式，从而能够进行关心部位的快速探查和关心部位的高图像质量的观察（确诊）。其结果，能够提高诊断效率。

进而，在实施方式 2 的超声波诊断装置中，如图 5 (e) 所示，除了向 Y 轴方向倾斜超声波束之外，可以构成为从振子元件 4 的内部在 Y 轴方向选择长方形的振子作为口径 14'，也可以向 X 轴方向倾斜。

当向 X 轴方向倾斜的超声波束和其他的超声波束进行复合扫描时，也和上述同样，控制由振子元件 4 包围的区域，以便基于在不同的波束方向的超声波束的扫描得到的超声波断层图像，从超声波束交叉位置的断层图像信息中生成断层图像。

由此，可以在探测头面内的任何方向上扫描并生成，通过将超声波束

也在 X 轴方向上扫描，而可以进行更广泛区域的超声波诊断。另外，和上述实施方式 1 同样，也能进行向口径 14 的一个振子列的列方向的聚焦。

### (第 3 实施方式)

图 6 以及图 7 是用来说明本发明的实施方式 3 的超声波诊断装置的概略构成的图。特别是，图 6 是用来说明将稀疏振列 16' 作为口径、采集断层图像的构成的图，图 7 是用来说明将集束成长方形的振子元件作为口径采集断层图像的构成的图。但是，在实施方式 3 中，虽然对振子元件 4 为  $64 \times 64 = 4096$  个的二维排列探测头的情况进行说明，但振子元件数不限定于 4096 个。另外，在现有的稀疏阵列中，不需要将多个元件选择开关配置为阵列状的阵列开关 17，但在实施方式 3 中，采用经由阵列开关 17 连接振子元件 4 和波接收调相部 7 的构成。通过采用这种构成，在实施方式 3 中，构成为利用元件选择开关的切换，以同一个二维排列探测头来进行稀疏阵列 16' 的超声波的收发和将振子元件 4 集束成长方形的超声波的收发。即，构成为在将探测头直接与图中未示出的被检测体对接的状态下，能切换进行稀疏阵列的超声波测量和长方形的口径 14' 的超声波测量。

在实施方式 3 的超声波诊断装置中，如图 6 所示，构成为将  $64 \times 64 = 4096$  个振子元件 4 中的 128 个振子元件用于超声波的收发，即形成所谓的稀疏阵列。然而，在稀疏阵列 16' 的超声波测量中，固定用于波发送的振子元件和用于波接收的振子元件来进行波的收发。因此，在实施方式 3 中，在稀疏阵列的超声波测量时，图中未示出的控制机构通过使构成阵列开关 17 的元件选择开关内预先设定的元件选择开关接通，而固定用于波发送的振子元件和用于波接收的振子元件。根据这种构成，稀疏阵列的超声波测量成为可能。该稀疏阵列的超声波束的扫描是向各个振子赋予规定的调相数据，对将排列面的一点作为顶点的圆锥形的内部进行三维扫描。

另一方面，如图 7 所示，在将振子元件 4 集束为长方形的超声波测量中，首先，将  $64 \times 64$  的振子元件 4 在 X 轴方向上集束成多列的例如 64 列的长方形。由此，形成使用了  $64 \times 64 = 4096$  个全部振子元件 4 的长方形的口径 14”。此时，通过调整向形成口径 14”的各个振子元件提供的发送信

号以及向从各个振子元件输出的接收信号赋予的延迟数据或调相数据，而在从口径 14”的中心偏离的位置（和稀疏阵列 16’的扫描中心不同的位置）上形成口径 14”的超声波束的中心位置。接着，将从该口径 14”的中心位置偏离的位置作为基准，通过扇面扫描来采集图中未示出的被检测体的断层图像。即，通过使来自口径 14”的超声波的收发形成的超声波束和探测头面的交叉位置作为从口径 14”的中心位置向 Y 轴方向偏离规定量的位置的扇面扫描采集被检测体的断层图像。然而，超声波束的形成是通过由波接收调相部 7 分别向从各个振子元件输出的接收信号赋予延迟，由信号处理部 8 对延迟后的接收信号进行加法运算而形成的。

另外，在稀疏阵列中，波接收调相部 7 的通路数是通常的 4 倍左右。由此，在实施方式 3 中，在形成口径 14”时，通过采用切换振列开关 17 的连接，进一步分割长方形的长度方向（X 轴方向），并和波接收调相部 7 连接的构成，而能采集到分辨能力以及 S/N 比稀疏阵列还要高的断层图像。

接着，图像处理部 9 对由口径 16’采集到的断层图像和由口径 14”采集到的断层图像的超声波束的交点位置的信息进行运算，从该运算的交点位置的图像数据生成断层图像以及/或者三维图像。在这里，当从图中未示出的操作台指定断层图像的显示时，图像处理部 9 将生成的断层图像转换为显示用的数据，并输出到监视器 10 上，在显示画面上显示。另一方面，当指示三维图像的显示时，图像处理部 9 从三维图像生成显示用的二维图像（三维的超声波图像），将该三维的超声波图像变换为监视器 10 的输入形式的数据之后输出，在监视器 10 的显示画面上显示三维的超声波图像。

如以上所说明的，在实施方式 3 的超声波诊断装置中，在以将二维排列的探测头的探测头面的全体作为口径的稀疏阵列的口径 16’和长方形的口径 14”的超声波束的扇面扫描进行所期望的断层面的扫描时，通过将长方形的口径 14”的超声波束的中心位置设定在从口径 16’的中心位置开始偏离规定量的位置上，并以扇面扫描进行扫描，从而不增大装置的规模，即以比振子元件 4 的个数还要少的通路数的延迟电路构成波接收调相部 7，使口径 16’的超声波束以及口径 14”的超声波束交叉，能采集所期望的断面的超声波图像，故能够利用复合扫描生成和各自的断层图像相比，图像质量提高了的断层图像。因此，即使在利用复合扫描，采集多张断层图

像构成三维图像的情况下，也可以生成图像的质量提高了的三维图像，也可以提高从该三维图像生成的、作为显示用的超声波图像的三维超声波图像的图像质量。

而且，在实施方式1、2的超声波诊断装置中，口径16'的形状是作为元件集束成同心圆状的菲涅耳环，但并不限于此，当然可以根据元件选择开关的切换，而形成为例如椭圆、矩形、其它任意的形状。此时，从其口径16'收发集束为任意形状的超声波束。但是，口径16'的形状做成菲涅耳环的情况下，可以以最少的通路数构成调相电路，同时，毫无疑问能取得S/N良好的超声波图像。

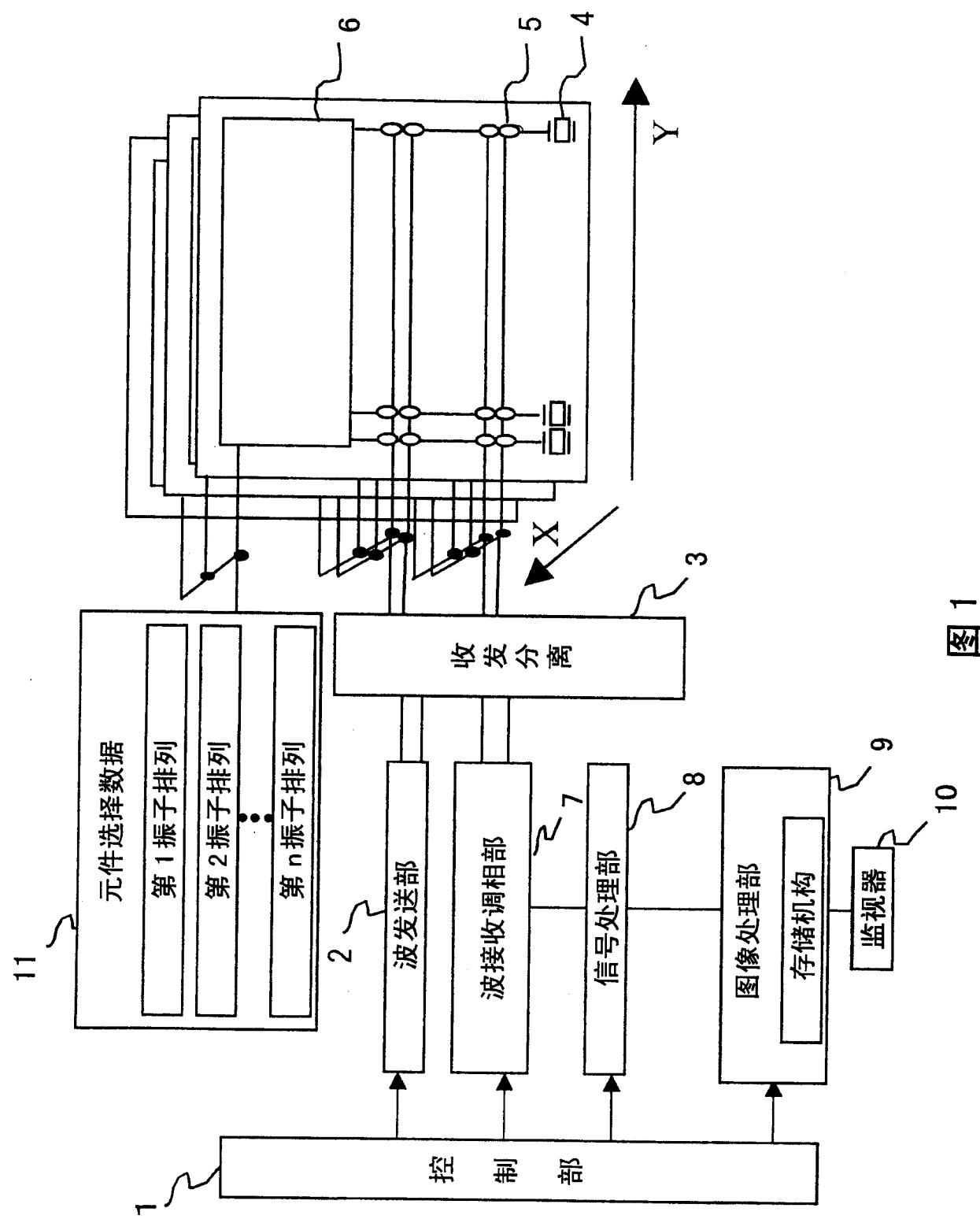
另外，在实施方式1~3中，虽然对生成三维图像的超声波图像的情况进行了说明，但并非限定于此，例如，当然也可以采用从以菲涅耳环构成的口径16采集的断层图像再构成三维图像，将得到的三维图像在监视器10上显示，在基于该显示器10显示的断层图像，得到指定的断面位置的断层图像时，显示由口径16和口径14的断层图像生成的断层图像。通过采用这种构成，由于能将比较花费时间的口径16和口径14的断层图像的测量只对一般地进行确诊时所需的断层图像的采集来进行，故能减少确诊所需的断层图像的采集所需要的时间。作为其结果，不但可以减轻被检测体的负担，同以可以提高诊断效率。

在实施方式1~3中，只揭示了采用2个超声波图像的复合扫描，但也可以是合成3个以上的超声波图像的复合扫描。另外，虽然只对三维显示采用了扫描的立体块的数据，以立体块绘制进行显示的情况进行了说明，但并非限定于此。例如也可以采用决定视点的位置，将从该视点位置看到的二维图像沿着视线根据声音强度控制光的透过，对每个体素(voxel)决定透过度来进行显示的方式。

另外，当然也可以根据配置在操作台上的图像切换按钮的操作，来依次显示所采集的多张断层图像。即，在实施方式2、3中，是利用立体块绘制来生成图像显示用的三维的二维图像的，但从三维图像生成显示用的三维的二维图像的方式并非限定于立体块绘制法，也可以采用其它的方式，再有，显示形式并非限定于二维图像，也可以是公知的三维图像的显示形式。

此外，虽然以帧为单位来变更扫描，但也可以是对每个光栅进行变更，对每个光栅生成复合数据进行扫描。

以上，基于上述发明的实施方式对由本发明者进行的发明进行了具体说明，但本发明并非限定于上述发明的实施方式，当然能够在不脱离其宗旨的范围内进行各种的变更。



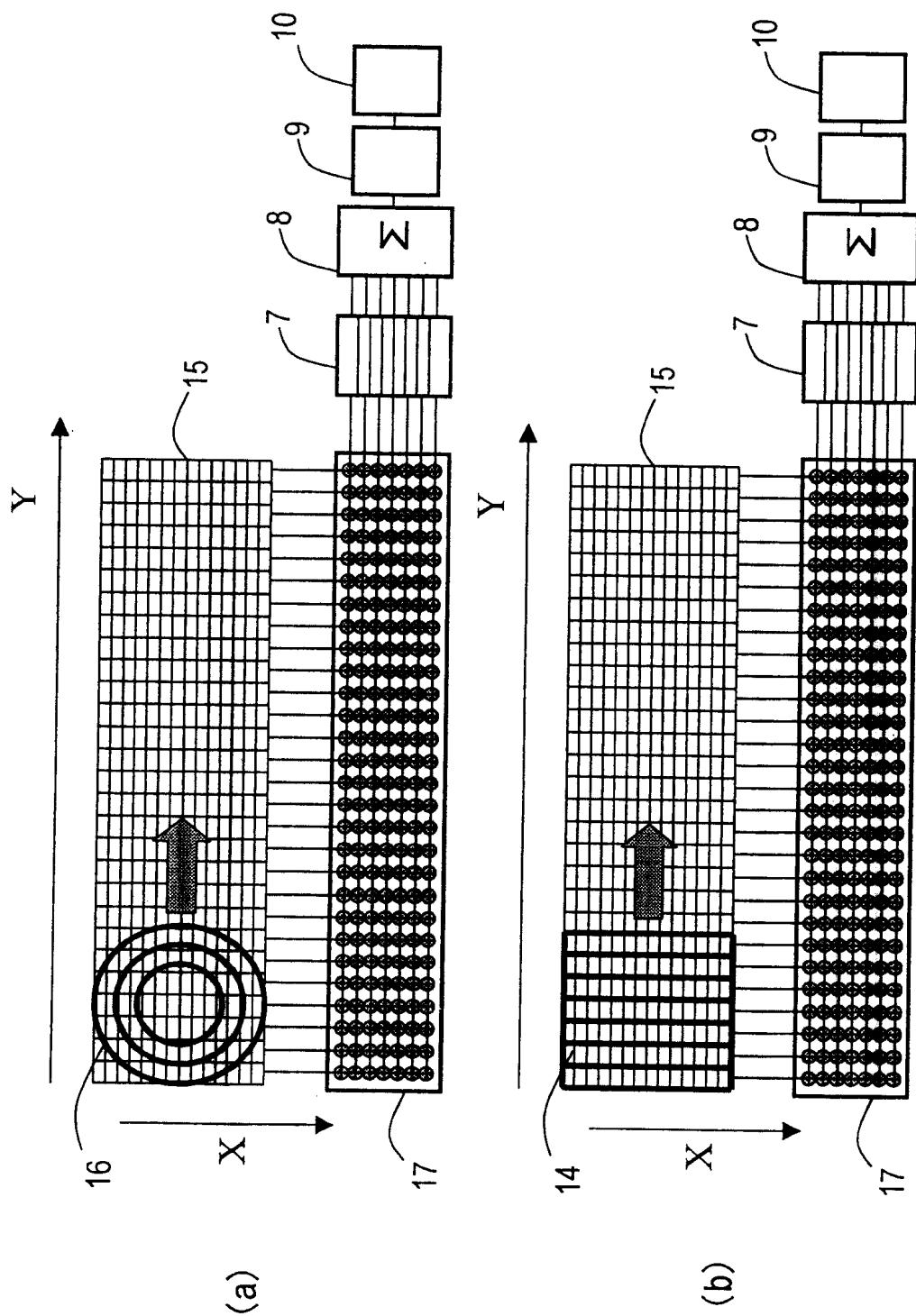


图 2

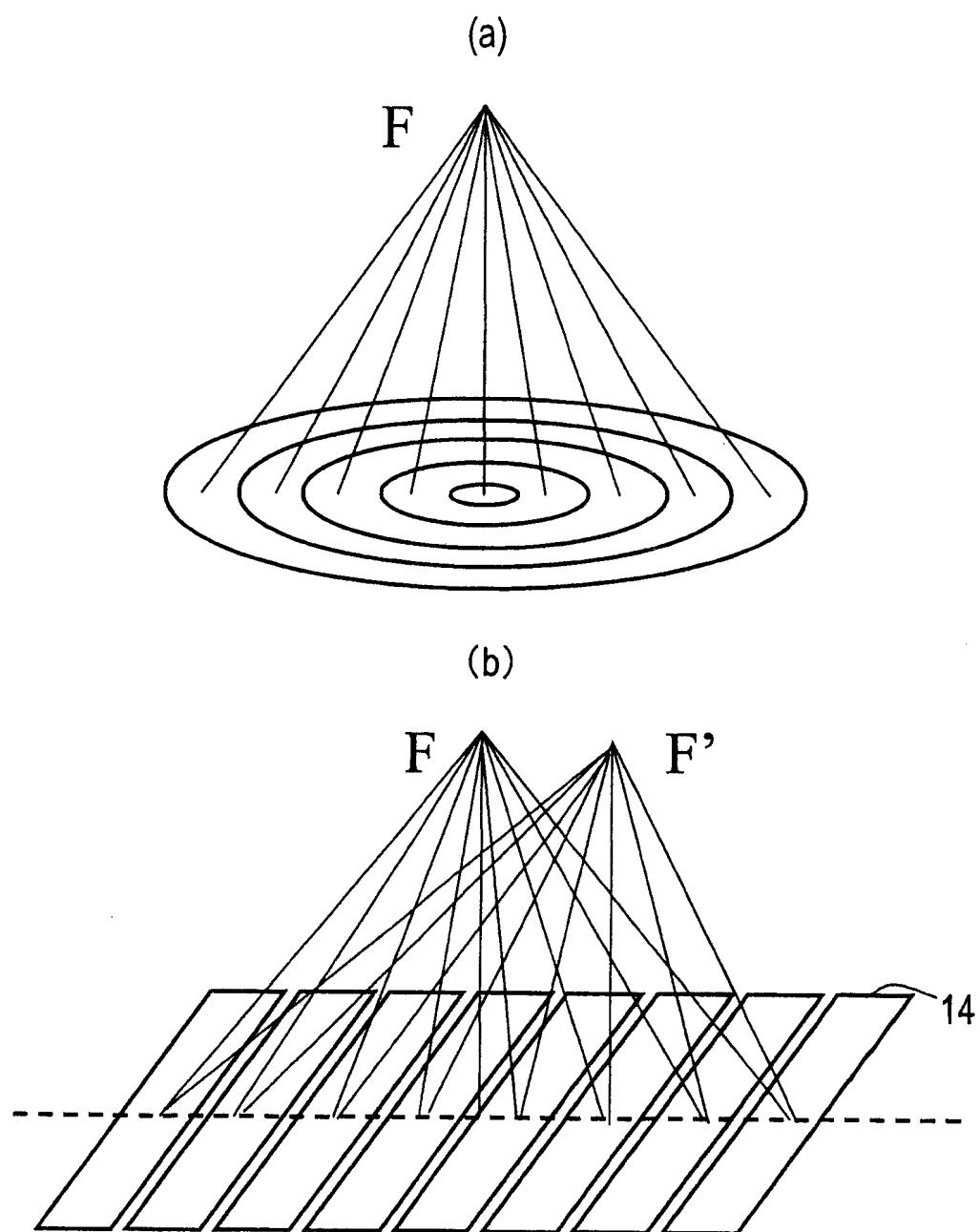


图 3

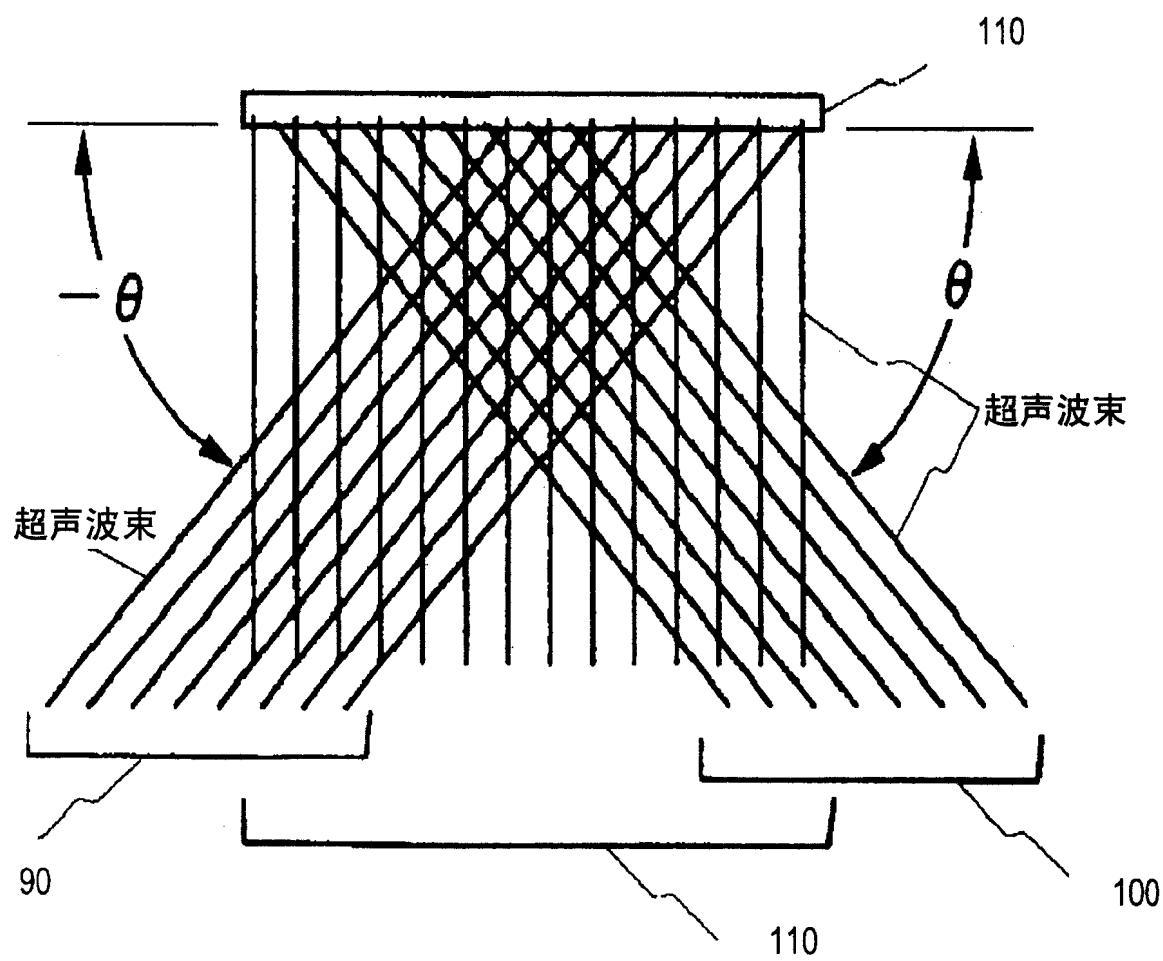


图 4

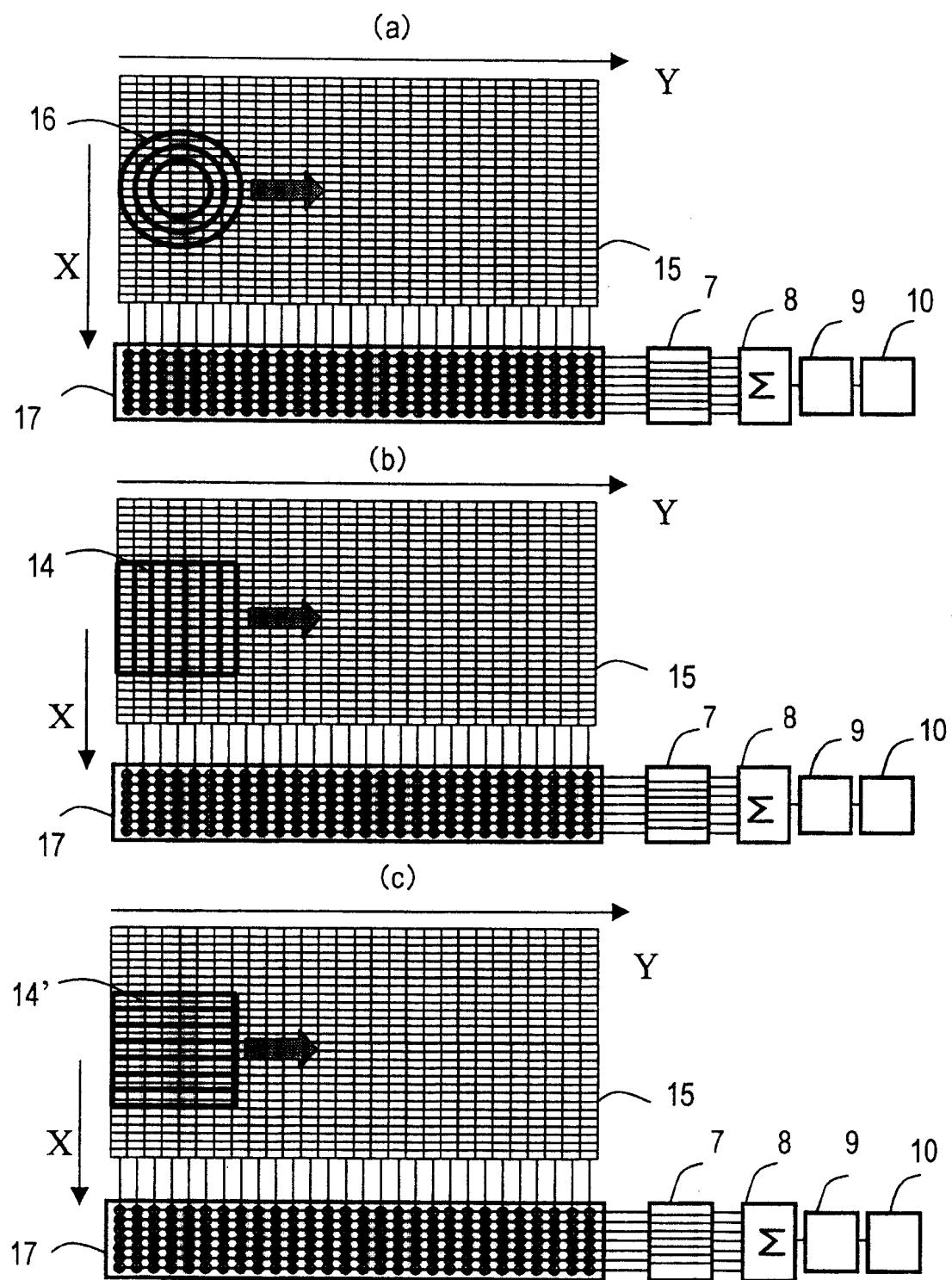


图 5

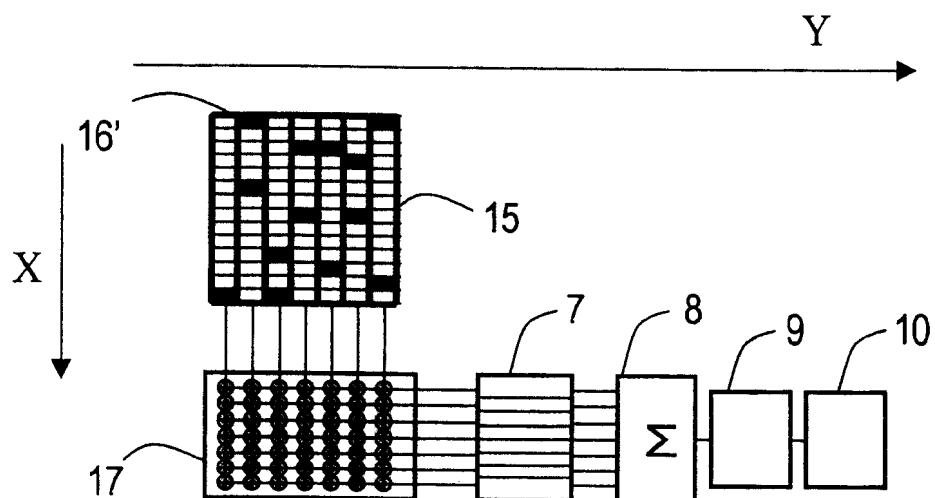


图 6

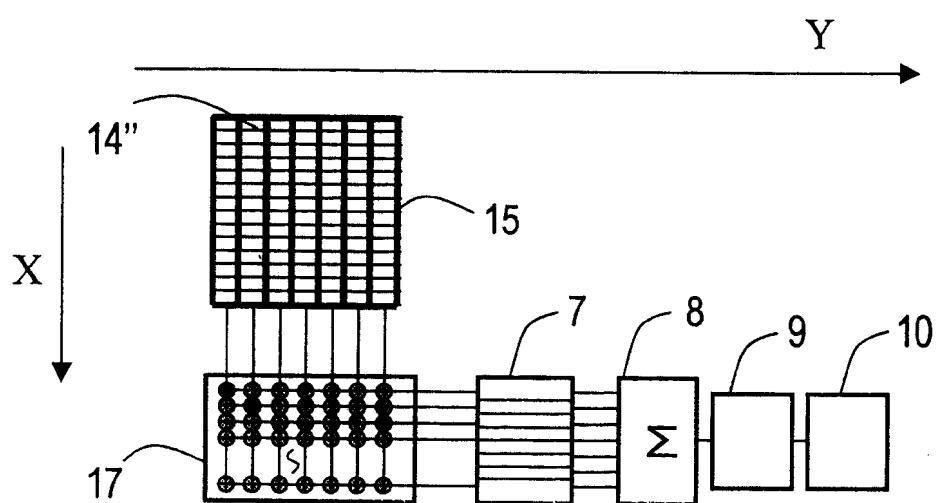


图 7

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN100388907C</a>	公开(公告)日	2008-05-21
申请号	CN03805932.0	申请日	2003-03-11
[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	筱村隆一 神田浩 玉野聰		
发明人	筱村隆一 神田浩 玉野聰		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/13		
CPC分类号	Y10S128/922 A61B8/13 G01S15/8925 G01S7/52065 G01S15/8927 G01S15/8922 G01S7/52085 G10K11/345 A61B8/4494 A61B8/483		
审查员(译)	沉显华		
优先权	2002066591 2002-03-12 JP		
其他公开文献	<a href="#">CN1642485A</a>		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">Sipo</a>		

### 摘要(译)

本发明通过提供一种超声波诊断装置，其中包括：向被检测体收发超声波的多个振子元件二维排列而成的超声波探测头；选择用于波收发的上述振子元件的振子元件选择机构；向从所选择的上述振子元件接收的接收信号赋予延迟时间，以进行信号处理的信号处理机构；基于上述信号处理机构的输出信号来生成图像的图像处理机构；和显示上述图像的图像显示机构，其特征在于，上述图像处理机构包括：存储机构，其存储通过由上述振子元件选择机构选择的第1振子排列以从第1方向向上述被检测体照射上述超声波的方式进行扫描而得到的第1超声波图像；和通过由上述振子元件选择机构选择的第2振子排列以从与上述第1方向不同的第2方向照射上述超声波的方式进行扫描而得到的第2超声波图像；以及合成上述第1超声波图像和上述第2超声波图像的图像运算机构，从而可以利用二维排列的超声波探测头来采集高解像的断层图像，不增大规模，采用二维排列的超声波探测头就可以提高诊断图像的图像质量。

