



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101711684 B

(45) 授权公告日 2012. 08. 08

(21) 申请号 200910179185. 6

(22) 申请日 2009. 09. 29

(30) 优先权数据

251125/2008 2008. 09. 29 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 中田一人

(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 101116621 A, 2008. 02. 06,

JP 特开 2004-154415 A, 2004. 06. 03,

WO 2008/075302 A2, 2008. 06. 26,

CN 1636518 A, 2005. 07. 13,

审查员 马楠

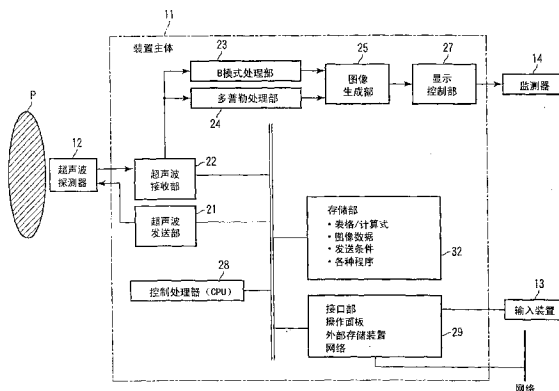
权利要求书 2 页 说明书 7 页 附图 7 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置以及超声波收发方法

(57) 摘要

一种超声波诊断装置以及超声波收发方法，该超声波诊断装置具有：超声波探测器，具有多个超声波振子，该多个超声波振子基于分别供给的驱动信号向检测体发送超声波，并且，从被检测体接收超声波的反射波并产生回波信号；信号产生单元，在一次超声波发送中产生用于形成多个发送波束的驱动信号，并供给到各超声波振子；计算单元，在将基于反射波形成的多个接收波束三维等间隔或等角度地配置的情况下，以将发送波束的每个配置在以多个接收波束为单位的基本并列同时接收波束群的中心的方式，对每个超声波振子计算用于形成发送波束的驱动信号的延迟时间；以及控制单元，该控制单元基于计算的各延迟时间控制上述信号产生单元。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具有:

超声波探测器,该超声波探测器具有多个超声波振子,该多个超声波振子基于分别供给的驱动信号向检测体发送超声波,并且,从上述被检测体接收超声波的反射波并产生回波信号;

信号产生单元,该信号产生单元产生用于在一次超声波发送中形成多个发送波束的驱动信号,并供给到上述各超声波振子;

计算单元,该计算单元在将基于上述反射波形成的多个接收波束三维等间隔或等角度地配置的情况下,以将上述发送波束的每个配置在以多个接收波束为单位的基本并列同时接收波束群的中心的方式,对每个上述超声波振子计算用于形成上述发送波束的驱动信号的延迟时间;以及,

控制单元,该控制单元基于上述计算的各延迟时间控制上述信号产生单元。

2. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,上述基本并列同时接收波束群以 2×2 接收波束为单位。

3. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,上述超声波探测器是上述多个超声波振子排列成二维矩阵状的二维阵列探测器,

上述计算单元计算每个上述超声波振子的延迟时间,以便在上述各基本并列同时接收波束群中,多个上述接收波束距离上述发送波束的中心轴等距离地排列。

4. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,上述超声波探测器是上述多个超声波振子在一个方向上排列的一维阵列探测器,

上述计算单元计算每个上述超声波振子的延迟时间,以便在上述各基本并列同时接收波束群中,多个上述接收波束以上述发送波束的中心轴为基准等角度间隔地排列。

5. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,上述超声波探测器是上述多个超声波振子在一个方向上排列的一维阵列探测器,

上述计算单元计算每个上述超声波振子的延迟时间,以便在上述各基本并列同时接收波束群中,多个上述接收波束距离上述发送波束的中心轴等距离地排列。

6. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具有:

超声波探测器,该超声波探测器具有多个超声波振子,该多个超声波振子基于分别供给的驱动信号向检测体发送超声波,并且,从上述被检测体接收超声波的反射波并产生回波信号;

信号产生单元,该信号产生单元产生用于在一次超声波发送中形成多个发送波束的驱动信号,并供给到上述各超声波振子;

计算单元,该计算单元在将基于上述反射波形成的多个接收波束配置在同心圆上的情况下,以将上述发送波束的每个配置在以多个接收波束为单位的基本并列同时接收波束群的中心的方式,对每个上述超声波振子计算用于形成上述发送波束的驱动信号的延迟时间;以及,

控制单元,该控制单元基于上述计算的各延迟时间控制上述信号产生单元。

7. 如权利要求6所述的超声波诊断装置,其特征在于,上述基本并列同时接收波束群以 2×2 接收波束为单位。

8. 如权利要求6所述的超声波诊断装置,其特征在于,上述超声波探测器是上述多个

超声波振子排列成二维矩阵状的二维阵列探测器，

上述计算单元计算每个上述超声波振子的延迟时间，以便在上述各基本并列同时接收波束群中，多个上述接收波束距离上述发送波束的中心轴等距离地排列。

9. 如权利要求 6 所述的超声波诊断装置，其特征在于，上述超声波探测器是上述多个超声波振子在一个方向上排列的一维阵列探测器，

上述计算单元计算每个上述超声波振子的延迟时间，以便在上述各基本并列同时接收波束群中，多个上述接收波束以上述发送波束的中心轴为基准等角度间隔地排列。

10. 如权利要求 6 所述的超声波诊断装置，其特征在于，上述超声波探测器是上述多个超声波振子在一个方向上排列的一维阵列探测器，

上述计算单元计算每个上述超声波振子的延迟时间，以便在上述各基本并列同时接收波束群中，2 个上述接收波束距离上述发送波束的中心轴等距离地排列。

11. 一种超声波收发方法，该方法使用超声波探测器收发超声波，该超声波探测器具有多个超声波振子，该多个超声波振子基于分别供给的驱动信号向检测体发送超声波，并且，从上述被检测体接收超声波的反射波并产生回波信号；其特征在于，

产生用于在一次超声波发送中形成多个发送波束的驱动信号，并供给到上述各超声波振子，

在将基于上述反射波形成的多个接收波束三维等间隔或等角度地配置的情况下，以将上述发送波束的每个配置在以多个接收波束为单位的基本并列同时接收波束群的中心的方式，对每个上述超声波振子计算用于形成上述发送波束的驱动信号的延迟时间，

基于上述计算的各延迟时间控制上述驱动信号的产生。

12. 一种超声波收发方法，该方法使用超声波探测器收发超声波，该超声波探测器具有多个超声波振子，该多个超声波振子基于分别供给的驱动信号向检测体发送超声波，并且，从上述被检测体接收超声波的反射波并产生回波信号；其特征在于，

产生用于在一次超声波发送中形成多个发送波束的驱动信号，并供给到上述各超声波振子，

在将基于上述反射波形成的多个接收波束配置在同心圆上的情况下，以将上述发送波束的每个配置在以多个接收波束为单位的基本并列同时接收波束群的中心的方式，对每个上述超声波振子计算用于形成上述发送波束的驱动信号的延迟时间，

基于上述计算的各延迟时间控制上述驱动信号的产生。

超声波诊断装置以及超声波收发方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种能够维持画质并提高图像收集率的超声波诊断装置以及用于超声波诊断装置的超声波收发方法。

背景技术

[0002] 超声波诊断装置是如下诊断装置,即,将内置于超声波探测器中的振动元件所产生的超声波脉冲放射到被检测体内,通过上述振动元件接收由生物体组织的声阻抗的差异而产生的超声波反射波,生成并显示超声波图像,相比于X线诊断装置或X线计算机断层拍摄装置等其它的图像诊断装置,超声波诊断装置作为便宜且不会被放射线照射的、用于非侵袭性的实时观测的有用装置而使用。根据以上特性,超声波诊断装置的适用范围广,用于从心脏等循环器官到肝脏、肾脏等腹部、末梢血管、妇产科、脑血管等的诊断。

[0003] 在这样的超声波诊断装置中,近年来,通过电子式或机械式的三维区域的超声波扫描(三维立体扫描),实时显示三维超声波图像(RT3D 图像)的技术得到应用。另外,作为提高三维超声波图像的容积率(volume rate)的方法,同时接收(并列同时接收)多个波束的技术、合成多个方向的发送波束并发送的技术等得到使用。

[0004] 在超声波诊断领域中,以往,与二维的平面扫描和三维立体扫描无关,都存在提高回波信号的收集率(数据收集率)的要求。例如,为了提高三维超声波图像的容积率,在理想状态下,并列同时接收波束数至少为4波束以上,如果可能的话为8波束至32波束。

[0005] 但是,在以往的超声波诊断装置中,存在以下问题。

[0006] 例如,作为以往的三维立体扫描的典型例子,通过如图10所示的 $4 \times 2 = 8$ 波束的并列同时接收,或者如图11所示的 $4 \times 4 = 16$ 波束的并列同时接收,执行如图12所示的三维立体扫描。在这样的结构中,各接收波束R的距离发送波束中心轴T的距离不为等距离,存在并列同时接收波束间的灵敏度不均匀的问题。另外,如果通过信号处理对该接收波束间的灵敏度不均匀性进行事后补正,则后段的图像处理等需要复杂的电路(滤波器),在此基础上也难以完全消除波束间的不均匀。

发明内容

[0007] 本发明是鉴于上述情况而作出的,其目的在于提供一种在维持画质的同时能够进行提高信号收集率的超声波发送的超声波诊断装置以及用于该超声波诊断装置的超声波收发方法。

[0008] 根据本发明的一个方式,本发明的超声波诊断装置具有:超声波探测器,该超声波探测器具有多个超声波振子,该多个超声波振子在基于分别供给的驱动信号向检测体发送超声波,并且,从上述被检测体接收超声波的反射波并产生回波信号;信号产生单元,该信号产生单元在一次超声波发送中产生用于形成多个发送波束的驱动信号,并供给到上述各超声波振子;计算单元,该计算单元将基于上述反射波形成的多个接收波束三维等间隔或等角度地配置的情况下,以将上述发送波束的每个配置在以多个并列同时接收波束为单位

的基本并列同时接收波束群的中心的方式,对每个上述超声波振子计算用于形成上述发送波束的驱动信号的延迟时间;以及,控制单元,该控制单元基于上述计算的各延迟时间控制上述信号产生单元。

[0009] 根据本发明的另一个形式,本发明的超声波诊断装置具有:超声波探测器,该超声波探测器具有多个超声波振子,该多个超声波振子基于分别供给的驱动信号向检测体发送超声波,并且,从上述被检测体接收超声波的反射波并产生回波信号;信号产生单元,该信号产生单元在一次超声波发送中产生用于形成多个发送波束的驱动信号,并供给到上述各超声波振子;计算单元,该计算单元在将基于上述反射波形成的多个接收波束配置在同心圆上的情况下,以将上述发送波束的每个配置在以多个并列同时接收波束为单位的基本并列同时接收波束群的中心的方式,对每个上述超声波振子计算用于形成上述发送波束的驱动信号的延迟时间;以及,控制单元,该控制单元基于上述计算的各延迟时间控制上述信号产生单元。

[0010] 根据本发明的另一个形式,本发明的超声波收发方法是使用超声波探测器收发超声波,该超声波探测器具有多个超声波振子,该多个超声波振子基于分别供给的驱动信号向检测体发送超声波,并且,从上述被检测体接收超声波的反射波并产生回波信号;其特征在于,在一次超声波发送中产生用于形成多个发送波束的驱动信号,并供给到上述各超声波振子,在将基于上述反射波形成的多个接收波束三维等间隔或等角度地配置的情况下,以将上述发送波束的每个配置在以多个并列同时接收波束为单位的基本并列同时接收波束群的中心的方式,对每个上述超声波振子计算用于形成上述发送波束的驱动信号的延迟时间,基于上述计算的各延迟时间控制上述信号产生单元。

[0011] 根据本发明的另一个形式,本发明的超声波收发方法是使用超声波探测器收发超声波,该超声波探测器具有多个超声波振子,该超声波振子基于分别供给的驱动信号向检测体发送超声波,并且,从上述被检测体接收超声波的反射波并产生回波信号;其特征在于,在一次超声波发送中产生用于形成多个发送波束的驱动信号,并供给到上述各超声波振子,在将基于上述反射波形成的多个接收波束配置在同心圆上的情况下,以将上述发送波束的每个配置在以多个并列同时接收波束为单位的基本并列同时接收波束群的中心的方式,对每个上述超声波振子计算用于形成上述发送波束的驱动信号的延迟时间,基于上述计算的各延迟时间控制上述信号产生单元。

附图说明

[0012] 图 1 是表示本发明的实施方式的超声波诊断装置的结构框图。

[0013] 图 2 是用于说明本发明的实施方式的超声波发送部 21 的结构框图。

[0014] 图 3 是用于说明本发明的实施方式的 4×2 波束并列同时接收的情况下的接收灵敏度均匀发送功能的概念的附图。

[0015] 图 4 是用于说明本发明的实施方式的 4×4 波束并列同时接收的情况下的接收灵敏度均匀发送功能的概念的附图。

[0016] 图 5 是用于说明本发明的实施方式的使用 2 维阵列探测器的三维(超声波)扫描的附图。

[0017] 图 6 是用于说明以往的实施方式的使用 1 维阵列探测器的 1×8 波束并列同时接

收的情况下的接收灵敏度不均匀的概念的附图。

[0018] 图 7 是用于说明本发明的实施方式的使用 1 维阵列探测器的 1×8 波束并列同时接收的情况下的接收灵敏度均匀发送功能的概念的附图。

[0019] 图 8 是表示本发明的实施方式的接收灵敏度均匀发送功能的处理流程的流程图。

[0020] 图 9 是用于说明将本发明的实施方式的并列同时接收波束配置成同心圆状的情况下的接收灵敏度均匀发送功能的概念的附图。

[0021] 图 10 是用来说明以往的实施方式的 4×2 波束并列同时发送的情况下的接收灵敏度不均匀的发送功能的概念的附图。

[0022] 图 11 是用来说明以往的实施方式的 4×4 波束并列同时发送的情况下的接收灵敏度不均匀的发送功能的概念的附图。

[0023] 图 12 是用来说明以往的实施方式的使用 2 维阵列探测器的 3 维（超声波）扫描的附图。

具体实施方式

[0024] 下面,根据附图对本发明的实施方式进行说明。另外,在以下的说明中,对具有大致相同的功能和结构的构成要素赋予相同的符号,仅在必要的情况下进行重复说明。

[0025] 图 1 是表示本实施方式的超声波诊断装置 10 的方框结构图。

[0026] 如该图所示,本超声波诊断装置 10 由装置主体 11、超声波探测器 12、连接于装置主体 11 并用于将来自操作员的各种指示・命令・信息取入装置主体 11 的外部输入装置 13、以及监测器 14 构成。在输入装置 13 中,设置有用来进行发送条件的输入、关心区域 (ROI) 的设定等的跟踪球、开关・按钮、鼠标、键盘。另外,在装置主体 11 上,设置有超声波发送部 21、超声波接收部 22、B 模式处理部 23、多普勒处理部 24、图像生成部 25、显示控制部 27、控制处理器 (CPU) 28、接口部 29、存储部 32。

[0027] 超声波探测器 12 具有压电陶瓷等作为声音 / 电气可逆的转换元件的多个超声波振子。多个超声波振子并列,并安装在探测器 12 的前端。各超声波振子根据供给的驱动信号 (电压脉冲) 分别在规定的定时产生超声波。来自各超声波振子的超声波形成波束,在被检测体内的声音阻抗的不连续面被反射。各超声波振子接收该反射波并产生回波信号,按照每个渠道取入到超声波接收部 22。

[0028] 另外,超声波探测器 12 也可以是多个超声波振子沿着一个方向排列的一维阵列探测器或多个超声波振子排列成二维矩阵状的二维阵列探测器中的任意一个。

[0029] 超声波发送部 21 是将用于超声波发送的驱动信号 (发送电压脉冲) 供给到超声波探测器 12 的装置,具有多个 (按每个渠道) 发送单元 210。

[0030] 图 2 是用于说明超声波发送部 21 的结构的框图。如该图所示,超声波发送部 21 具有设置在每个超声波振子中的多个发送单元 210。各发送单元 210 设置多个定时调整电路 211、发送电路 212。

[0031] 各发送单元 210 的多个定时调整电路 211 至少对应于并列发送的多个波束数设置。各定时调整电路 211 根据来自控制处理器 28 的控制,产生控制信号 S (参照图 2), 该控制信号 S 具有应当赋予供给到对应的超声波振子的电压脉冲的延迟时间。这里,所谓的应当赋予供给到超声波振子的电压脉冲的延迟时间是指,为了实现下述的接收灵敏度均匀发

送（即，为了具有发送指向性，该发送指向性是指使发送超声波聚焦为波束状并且将基本发送波束排列为距离基本并列同时接收波束群的各接收波束等距离的位置），按照每个超声波振子计算的时间。

[0032] 发送电路 212 以根据来自控制处理器 28 的控制而产生的速率脉冲（超声波收发基准速率信号）为基准，通过每个超声波振子的发送单元 210 内的定时调整电路 211，按照每个发送波束对经延迟时间处理的控制信号 S（发送电压脉冲控制信号）进行加法运算 / 合成。超声波接收部 22 按照每个通道对从超声波探测器 12 接受的回波信号进行放大，在赋予用于决定接收指向性的必要的延迟时间后，进行加法运算。通过该加法运算，来自与接收指向性相对应的方向的反射成分被强调，形成（观念地）超声波接收波束（接收指向性）。特别是，该超声波接收部 22 为了相对于发送波束取得与多个方向相对应的并列同时接收波束，对取得的回波信号赋予多个波束数的量的不同的接收延迟，并且并列地执行多个接收波束数的量的多次延迟加法运算。另外，通过该接收指向性和发送指向性决定超声波收发的综合的指向性（该指向性一般称为“扫描线”）。加法运算后的回波信号被送到 B 模式处理部 23 和多普勒处理部 24。

[0033] B 模式处理部 23 没有图示出，其由对数变换器、包络线检波电路构成。对数变换器对回波信号进行对数变换。包络线检波电路对来自对数变换器的输出信号的包络线（envelope）进行检波（detect）。该检波信号作为检波数据输出到图像生成部 25。

[0034] 多普勒处理部 24 通过频率解析并使用其解析结果和滤波器抽出血流成分，对多点（多个样本点）求出平均速度、分散、能量等血流信息。

[0035] 图像生成部 25 在使用由 B 模式处理部 23 输入的扫描线信号列构成的检波数据执行帧相关处理等之后，通过变换为基于空间信息的垂直坐标系的数据而生成 B 模式图像。另外，图像生成部 25 使用从多普勒处理部 24 输入的血流信息，做成平均速度图像、分散图像、能量图像、以及它们的组合图像。

[0036] 显示控制部 27 将从图像生成部 25 取得的超声波图像和预定的信息（例如文字信息、指定的 ROI 等）合成，并送出到监测器 14。

[0037] 控制处理器 28 基于经由用户输入装置 13 或网络输入的模式选择、ROI 设定、发送开始・结束等各种指示，读取存储部 32 中存储的收发条件、装置控制程序等，根据这些静态或者动态控制该超声波诊断装置。另外，控制处理器 28 读取存储在存储部 32 中的专用程序，根据该程序控制超声波发送部 21 等，以便实现下述的接收灵敏度均匀发送功能。另外，在根据接收灵敏度均匀发送功能进行的处理（接收灵敏度均匀发送处理）中，控制处理器 28 基于包含基本发送波束数 n 和每个基本发送波束数的接收波束数 m 的发送条件，计算每个振子的延迟时间。该每个振子的延迟时间的计算例如基于存储部 32 中存储的计算式而执行。

[0038] 存储部 32 根据控制处理器 28 的控制，存储从 B 模式处理部 23 或多普勒处理部 24 取得的信号数据（原数据）、从图像生成部 25 取得的图像数据（静止图像、动态图像）。另外，存储部 32 存储该装置的控制程序、诊断协议或收发条件等各种数据群、用于实现接收灵敏度均匀发送功能的专用程序。而且，存储部 32 存储与规定的计算式相关的信息，上述规定的计算式用于基于表格、基本发送波束数 n 以及每个基本发送波束数的接收波束数 m 计算各超声波振子的延迟时间，上述表格将基本发送波束数 n 及每个基本发送波束数的接

收波束数 m 的组合与各超声波振子的延迟时间对应起来。

[0039] 监测器 14 基于来自显示控制部 27 的视频信号,将生物体内的形态学的信息、血流信息作为静止图像或动态图像显示出来。

[0040] (接收灵敏度均匀发送功能)

[0041] 接下来,对本超声波诊断装置 1 具有的接收灵敏度均匀发送功能进行说明。该功能为,在超声波接收中,将并列同时接收的多个接收波束例如以该多个接收波束群中的中心轴(或者收发波束中心轴)为基准三维地等间隔或者等角度地排列,在该情况下,以形成超声波发送声场的基本发送波束配置于以 2×2 为单位的基本并列同时接收波束群的中心的方式进行发送控制。在这里,所谓基本并列同时接收波束群是指,与一个发送波束的中心轴位置相对的多个接收波束。另外,所谓基本并列同时接收波束群的中心是指,例如使用构成该基本并列同时接收波束群的各接收波束的中心轴来定义的中心位置。

[0042] 图 3 是用于说明本接收灵敏度均匀发送功能的概念的附图。基本发送波束为基本发送波束 T1、T2 这两个。另外,与基本发送波束 T1 相对的基本并列同时接收波束群是包含于该发送波束 T1 的 $2 \times 2 = 4$ 个接收波束 R,与基本发送波束 T2 相对的基本并列同时接收波束群是包含于该发送波束 T2 的 $2 \times 2 = 4$ 个接收波束 R。这样,在进行 $4 \times 2 = 8$ 波束的并列同时接收的情况下,以各基本发送波束 T1、T2 的各中心轴配置于所对应的基本并列同时接收波束群的中心的方式,控制供给(发送)到各超声波振子的驱动信号的延迟时间。

[0043] 图 4 是表示本接收灵敏度均匀发送的其它的方式的附图。基本发送波束为基本发送波束 T1、T2、T3、T4 这四个。这样,在进行 $4 \times 4 = 16$ 波束的并列同时接收的情况下,以各基本发送波束 T1、T2、T3、T4 的各中心轴配置于所对应的基本并列同时接收波束群的中心的方式,控制供给(发送)到各超声波振子的驱动信号的延迟时间。

[0044] 另外,由这样的多个基本发送波束构成的发送波束能够以如下方式生成。例如,如果为图 3 所示的基本发送波束 T1、基本发送波束 T2 构成的发送波束,则通过各定时调整电路 211,将为了实现基本发送波束 T1 的波形而进行了延迟时间处理的控制信号 S1 和为了实现基本发送波束 T2 的波形而进行了延迟时间处理的控制信号 S2 经由发送电路 212 按照每个振子进行加法运算,根据进行了加法运算的控制信号将发送电压脉冲供给到各振子,由此,能够生成用于同时发送基本发送波束 T1、基本发送波束 T2 的波束。因此,在进行三维立体扫描的情况下,如图 5 所示,三维区域通过基本发送波束 T1 和基本发送波束 T2 被扫描。但是,并不仅拘泥于此,例如(按每个基本发送波束分离渠道)将基本发送波束 T1、基本发送波束 T2 单独地发送也可以。

[0045] 在图 3、图 4 等中,为了进行具体的说明,示例出距离基本发送波束相等距离的被并列同时接收的波束为 $2 \times 2 = 4$ 的情况。但是,并不仅拘泥于此,如果距离发送波束的中心位置等距离地配置,则一个基本发送波束所对应的被并列同时接收的多个接收波束数 m 可以为任意数。因此,例如,在每个基本发送波束的被并列同时接收的多个接收波束 m 为 6 的情况下,则使用从发送波束的中心位置开始等角度间隔(例如 60 度间隔)地排列在同心圆上的基本发送波束。在该情况下,在并列同时接收中,能够实现使接收灵敏度均匀的超声波发送。

[0046] 基本发送波束数 n 对应于并列同时接收的波束的数量被适当控制。因此,在本实施方式的装置中,在进行例如 $4 \times 8 = 32$ 波束的并列同时接收的情况下,基本发送波束数 n

设定为 $n = 8$ 。

[0047] 另外,本接收灵敏度均匀发送功能并不拘泥于通过二维阵列探测器进行的三位立体扫描,还能够适用于一维阵列探测器。例如,在通过一维阵列探测器进行 $1 \times 8 = 8$ 波束的并列同时接收的情况下,一般的,如图 6 所示,使用将等间隔地排列的接收波束 $R1 \sim R8$ 的中间作为其中心轴的发送波束 Ta 。在该情况下,根据本接收灵敏度均匀发送功能,如图 7 所示,使用被并列同时接收的 $1 \times 2 = 2$ 波束的每个距离其中心等距离地配置的基本发送波束 Tb 、基本发送波束 Tc 、基本发送波束 Td 、基本发送波束 Te ,能够构成用于并列同时接收的发送波束。

[0048] (动作)

[0049] 下面,对本超声波诊断装置 1 的接收灵敏度均匀发送处理的动作进行说明。

[0050] 图 8 是表示接收灵敏度均匀发送处理的流程的流程图。如图所示,首先,基于来自输入装置 13 的输入或者来自预先登录的信息的选择,设定包含基本发送波束数 n 、每个基本发送波束的基本并列同时接收波束数 m 的发送条件(步骤 S1)。另外,对于例如基本发送波束数 n 、每个基本发送波束的基本并列同时接收波束数 m ,不拘泥于来自输入装置 13 的输入或者选择,如果没有特别用于变更的输入,也可以自动地设定预先设定值。

[0051] 接下来,控制处理器 28 根据决定了的发送条件决定各超声波振子的每个基本发送波束的延迟时间(步骤 S2)。该各超声波振子的每个基本发送波束的延迟时间的决定通过使用规定的计算式执行。控制处理器 28 将与所决定的各超声波振子的每个基本发送波束的延迟时间有关的信息供给到对应的各定时调整电路 211(步骤 S3)。

[0052] 接下来,各定时调整电路 211 基于与供给的延迟时间相关的信息,产生经各延迟时间处理后的控制信号 S (发送电压脉冲控制信号),并送出到发送电路 212。发送电路 212 通过各定时调整电路 211 对按照每个发送波束进行了延迟处理的控制信号 S 进行加法运算/合成,在此基础上,将驱动信号(电压脉冲)供给到对应的各振子(步骤 S4)。

[0053] 超声波探测器 12 的各振子根据赋予的驱动信号(电压脉冲)对被检测体发送超声波波束。发送的各波束在被检测体内组织的音响阻抗的不连续面被依次反射,并作为回波信号被超声波探测器 12 的各超声波振子取得(步骤 S5)。

[0054] 所取得的回波信号在超声波接收部 22、B 模式处理部 23 中接受规定的处理,并供给到图像生成部 25。图像生成部 25 基于供给的回波信号生成超声波图像。监测器 14 以规定的形态显示生成的超声波图像(步骤 S6)。

[0055] (效果)

[0056] 根据上述结构,能够获得以下效果。

[0057] 根据本超声波诊断装置,在超声波接收中,将并列同时接收的多个接收波束例如以该(发送)波束中心轴为基准三维等间隔或等角度地排列,在该情况下,以形成超声波发送的基本发送波束配置在以 2×2 为单位的基本并列同时接收波束群的中心的方式进行发送控制。因此,即使在将并列同时接收波束数量设定为例如从 8 波束到 32 波束左右的情况下,也能够使并列同时接收的多个接收波束的灵敏度均匀。其结果是,能够维持画质,同时提高信号收集率。

[0058] 另外,在本超声波诊断装置中,基本发送波束数 n 、每个基本发送波束的基本并列同时接收波束数 m 能够通过来自输入装置 13 的规定的操作等任意地控制。因此,通过选择

适于所期望的信号收集率的基本发送波束数 n 、每个基本发送波束的基本并列同时接收波束数 m ，能够始终提供画质高的超声波图像。

[0059] 本发明不仅限于上述实施方式，在实施阶段，在不脱离其主旨的范围内可以进行构成要素变形并具体化。作为具体的变形例，例如有以下装置。

[0060] (1) 本实施方式的各功能也能够通过以下方式实现，即，将执行该处理的程序安装在工作站等的计算机中，在将它们存储器上展开。此时，在电脑上能够执行该方法的程序能够存储在存储媒体中并颁布，上述存储媒体例如有磁盘（Floopy（注册商标）盘）、硬盘等）、光盘（CD-ROM、DVD 等）、半导体存储器等。

[0061] (2) 在上述实施方式中，示出了以下例子，即，并列同时接收的多个波束以距离基本通信波束的中心轴等距离且等间隔的方式配置。但是，不仅拘泥于此，也可以采用将多个并列同时接收波束距离基本发送波束的中心轴等距离地排列的结构。因此，例如，即使在多个并列同时接收波束相对于基本发送波束的中心轴没有等角度地排列的情况下，也能够实现与本实施方式的超声波诊断装置相同的灵敏度均匀性。

[0062] 另外，当然的，基本并列同时接收波束群不仅限于以 2×2 为单位的例子，可以为任意构成单位。例如，如图 9 所示，也可以将排列为同心圆状的 8 个接收波束作为基本并列同时接收波束群，在其中心配置基本发送波束的中心轴。

[0063] (3) 在上述实施方式中，例如也可以采用能够积极地控制并列同时接收的多个波束与基本发送波束的中心轴的距离 r 、或者并列同时接收的多个波束的基本发送波束的中心轴所对应的角度 θ 的结构。在该情况下，控制处理器 28 通过例如从输入装置 13 输入的距离 r 、角度 θ 以及规定的计算式，计算每个超声波振子的延迟时间。

[0064] (4) 在通过上述实施方式将配置在基本并列同时接收波束群的中心的发送波束并列同时发送的情况下，其发送顺序没有限制。例如，在图 7 的例子中，同时并列发送发送波束 T_b 和发送波束 T_c ，接下来并列同时发送发送波束 T_d 和发送波束 T_e ，在该情况下，可以采用同时发送邻接（空间连续）的多个发送方向的发送波束的组合。另外，也可以例如并列同时发送发送波束 T_b 和发送波束 T_d ，接下来并列同时发送发送波束 T_c 和发送波束 T_e ，或者，例如并列同时发送发送波束 T_b 和发送波束 T_e ，接下来并列同时发送发送波束 T_c 和发送波束 T_f ，在上述情况下，也可以采用同时发送空间上不连续的多个发送方向的发送波束的组合。

[0065] 另外，通过适当组合上述实施方式所公开的多个构成要素，能够形成各种发明。例如，可以从实施方式所示的所有构成要素中删除若干构成要素。另外，可以适当组合不同的实施方式的构成要素。

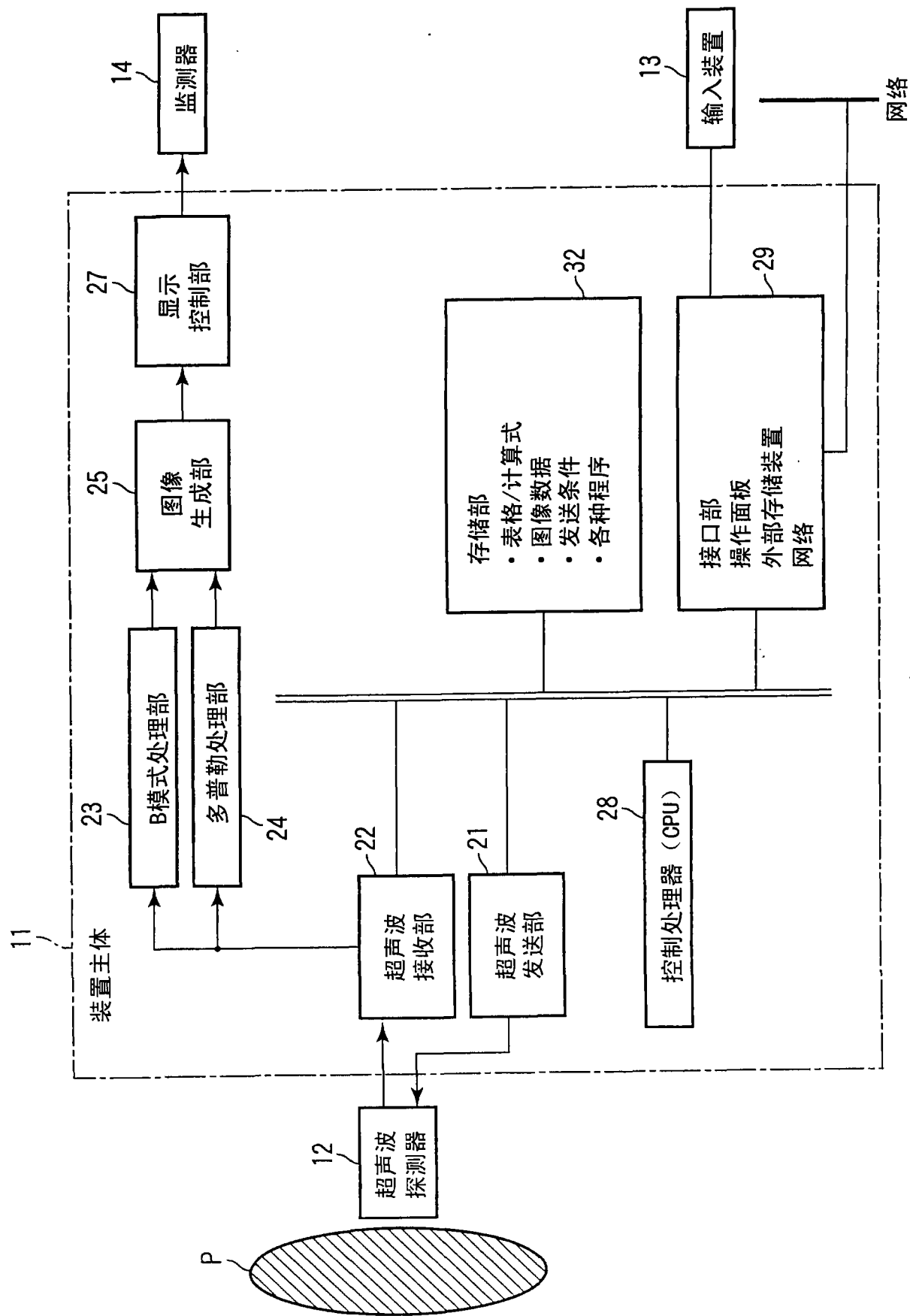


图 1

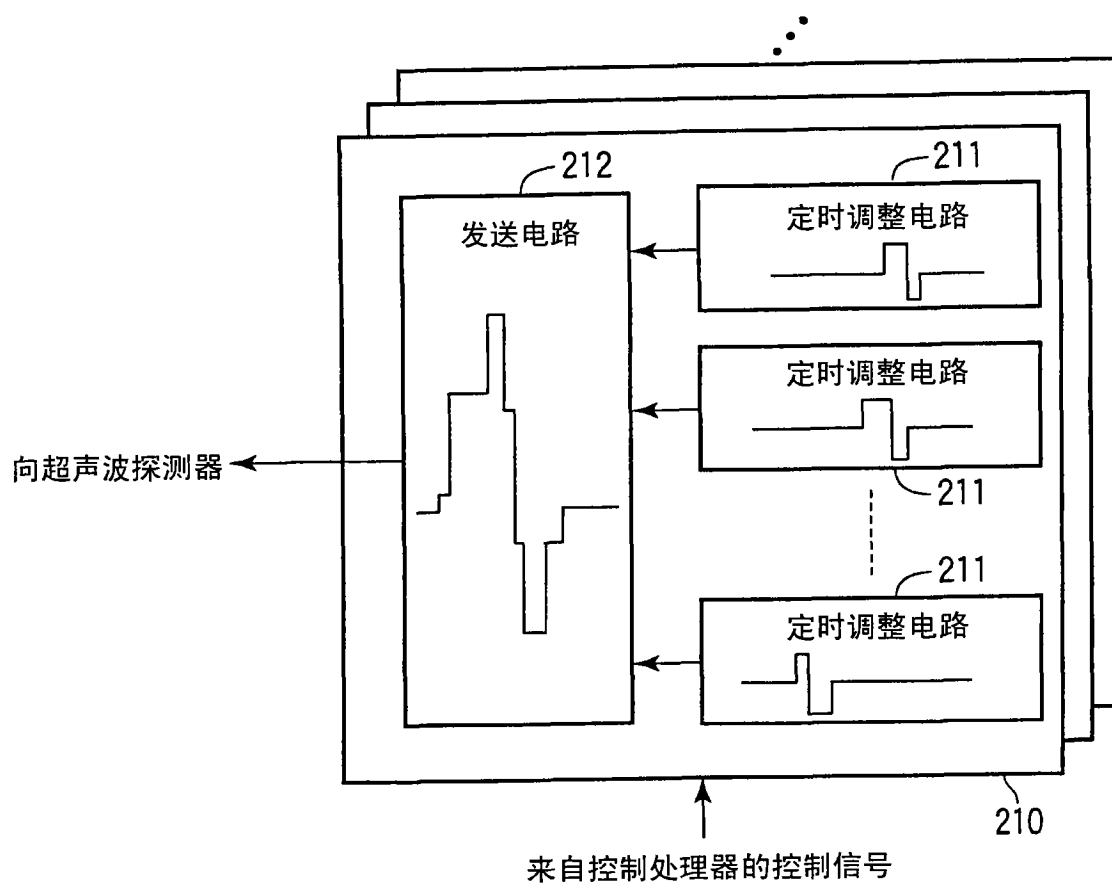


图 2

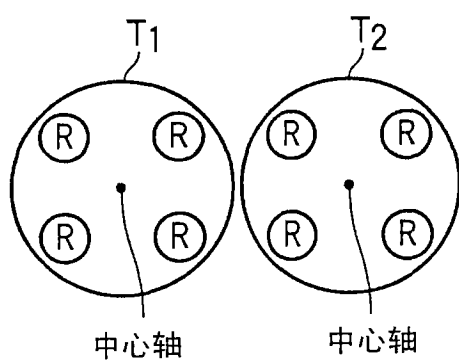
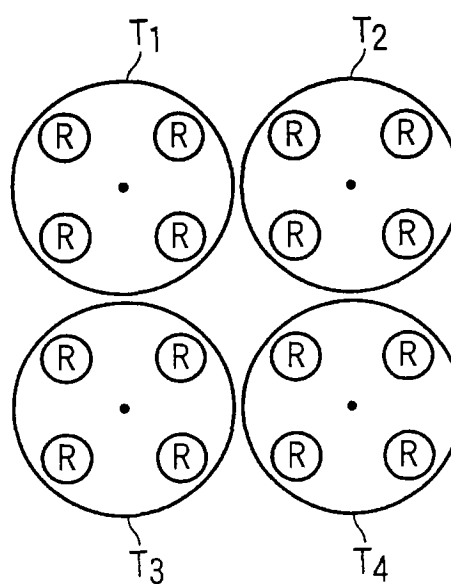


图 3



• 各基本发送波束的中心轴

图 4

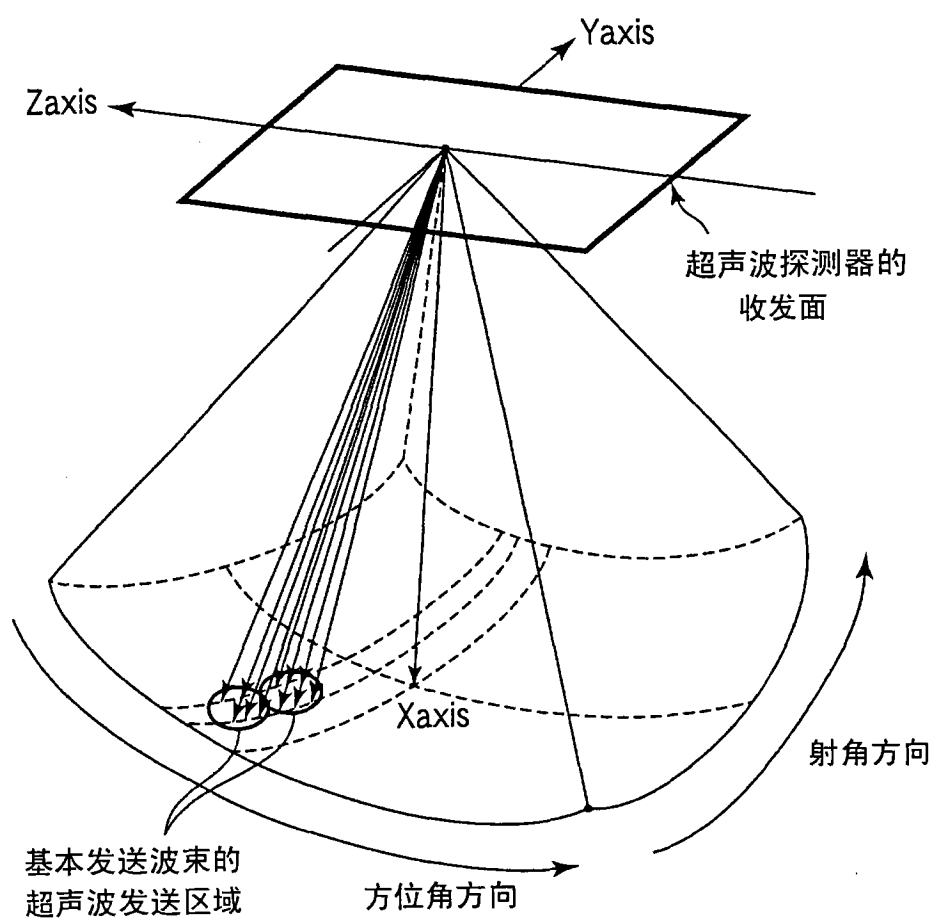


图 5

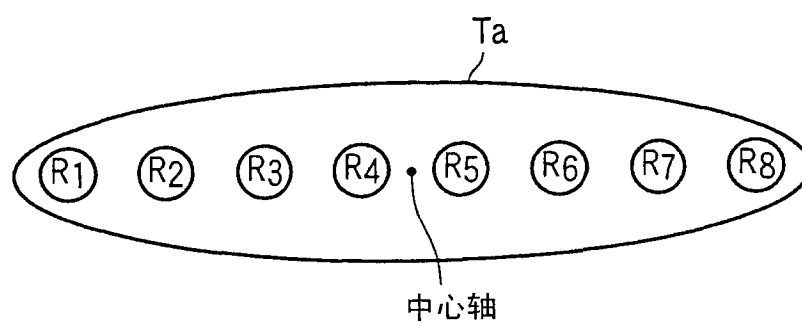
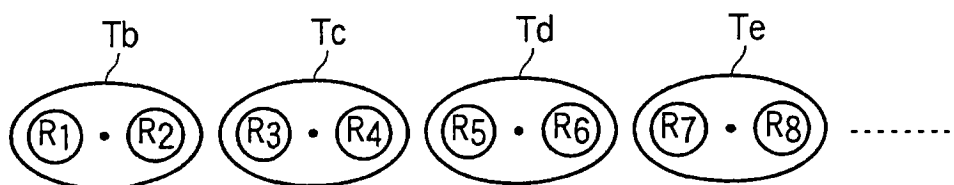


图 6



- 各基本发送波束的中心轴

图 7

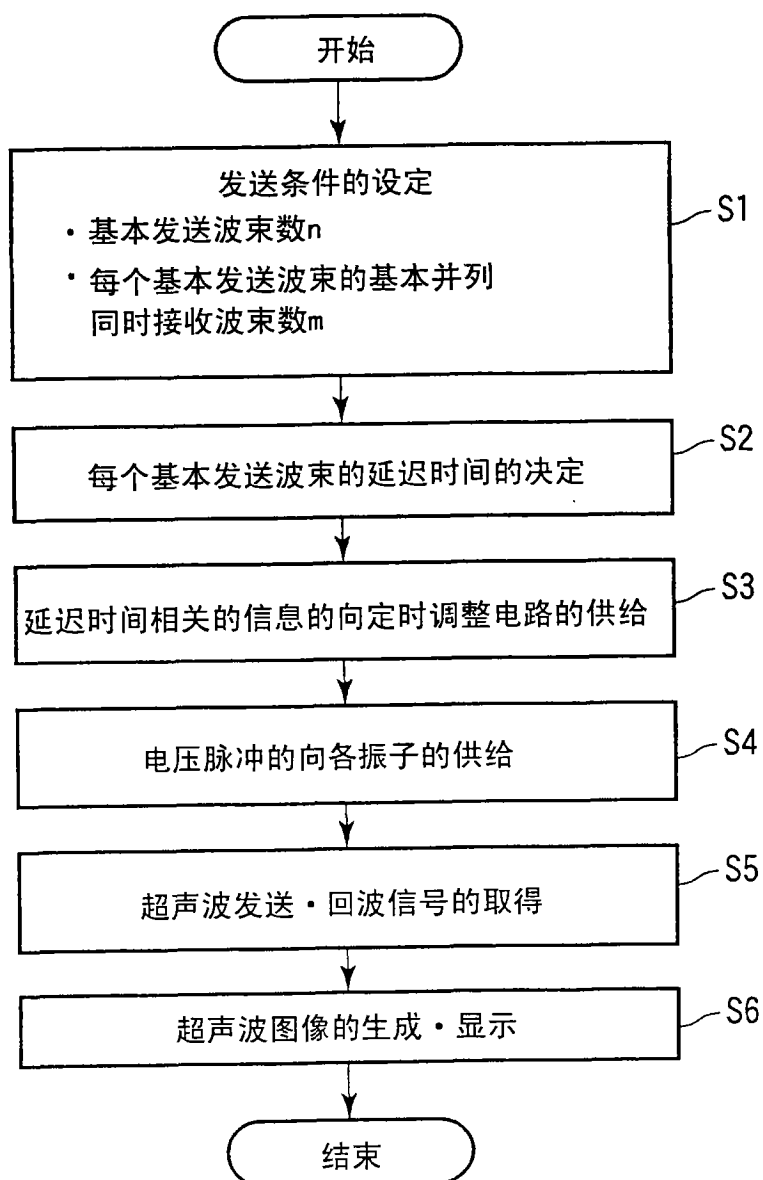


图 8

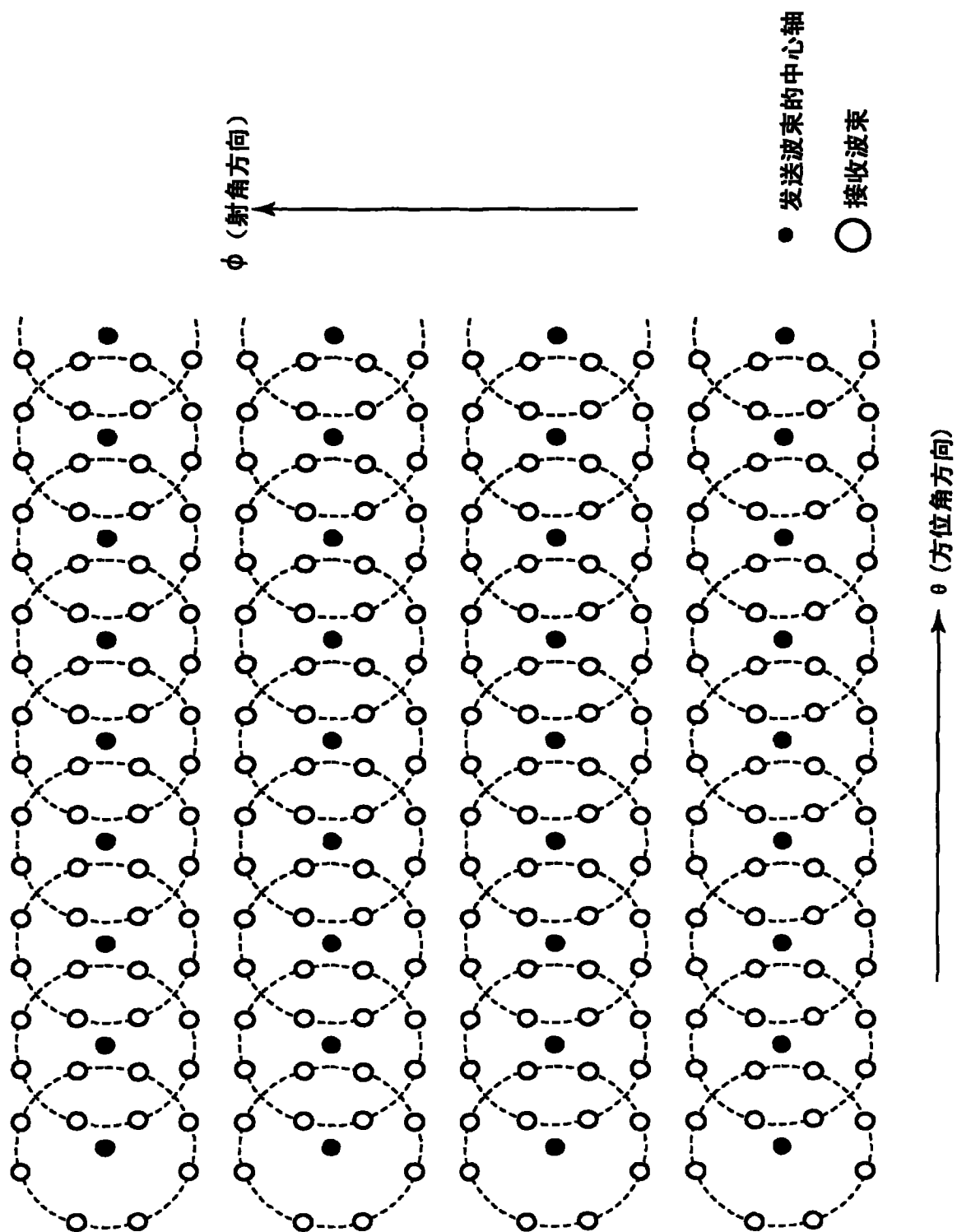
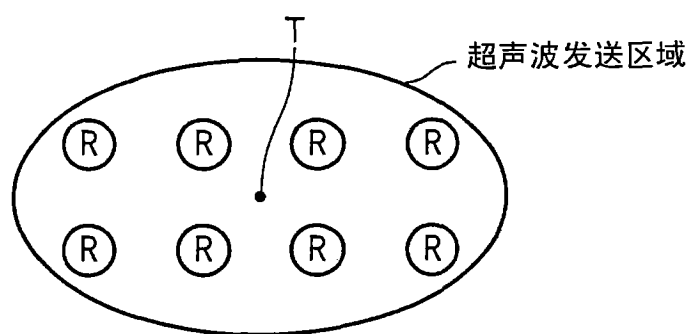
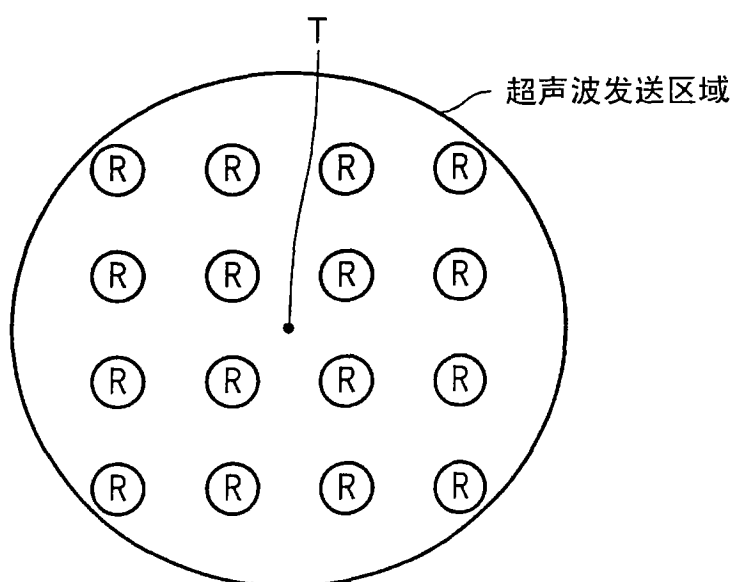


图 9



Ⓡ：并列同时接收的波束

图 10



Ⓡ：并列同时接收的波束

图 11

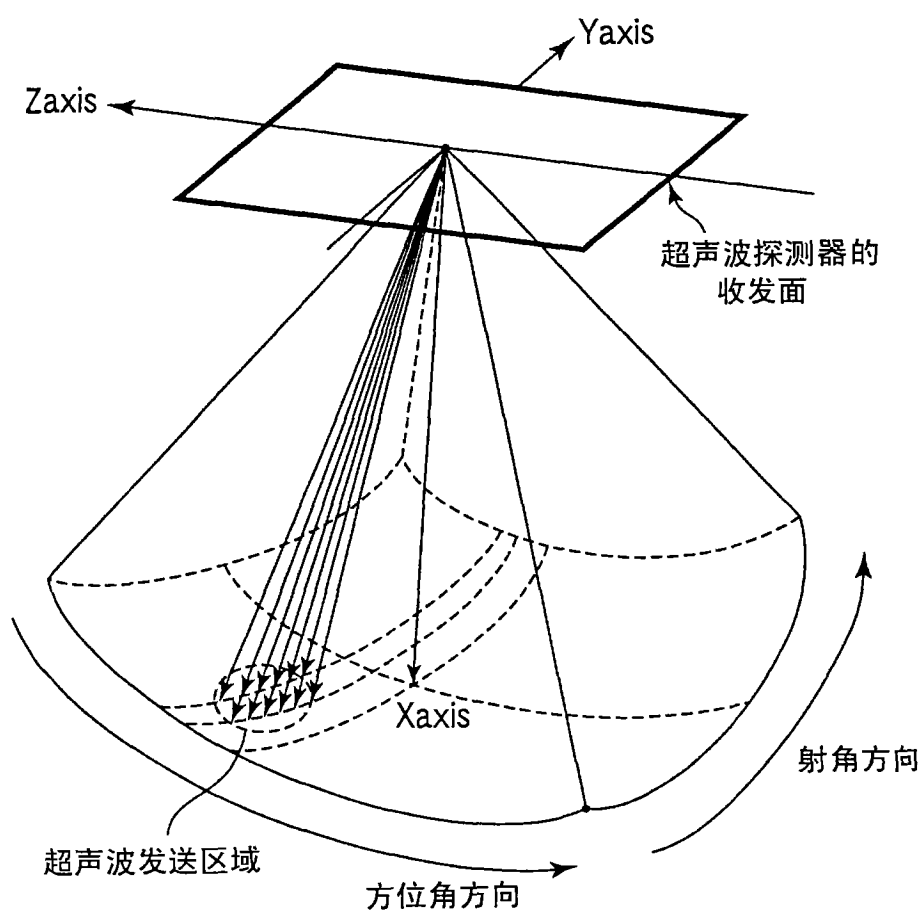


图 12

专利名称(译)	超声波诊断装置以及超声波收发方法		
公开(公告)号	CN101711684B	公开(公告)日	2012-08-08
申请号	CN200910179185.6	申请日	2009-09-29
[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	中田一人		
发明人	中田一人		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4483 G01S7/52017 G01S7/5209 G01S7/524 G01S15/8925 G01S15/8993 A61B8/00 A61B8/483 G01S7/5202 G01S7/52095		
审查员(译)	马楠		
优先权	2008251125 2008-09-29 JP		
其他公开文献	CN101711684A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声波诊断装置以及超声波收发方法，该超声波诊断装置具有：超声波探测器，具有多个超声波振子，该多个超声波振子基于分别供给的驱动信号向检测体发送超声波，并且，从被检测体接收超声波的反射波并产生回波信号；信号产生单元，在一次超声波发送中产生用于形成多个发送波束的驱动信号，并供给到各超声波振子；计算单元，在将基于反射波形成的多个接收波束三维等间隔或等角度地配置的情况下，以将发送波束的每个配置在以多个接收波束为单位的基本并列同时接收波束群的中心的方式，对每个超声波振子计算用于形成发送波束的驱动信号的延迟时间；以及控制单元，该控制单元基于计算的各延迟时间控制上述信号产生单元。

