



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101548896 B

(45) 授权公告日 2011. 10. 05

(21) 申请号 200910132914. 2

(22) 申请日 2009. 03. 31

(30) 优先权数据

093812/2008 2008. 03. 31 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 平间信

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 杨谦 胡建新

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

(56) 对比文件

CN 1649544 A, 2005. 08. 03, 全文.

US 6231511 B1, 2001. 05. 15, 全文.

US 5457996 A, 1995. 10. 17, 全文.

SVETOSLAV I NIKOLOV, JO RGEN A

JENSEN. Virtual Ultrasound Sources in

High-resolution Ultrasound Imaging.

《Medical Imaging 2002: Ultrasonic Imaging and Signal Processing》. 2002, 第 4687 卷 395-405.

NIKOLOV S I, ET AL. Parameter study of 3D synthetic aperture post-beamforming procedure. 《ULTRASONICS》. 2006, 第 44 卷 E159-E164.

审查员 张宇

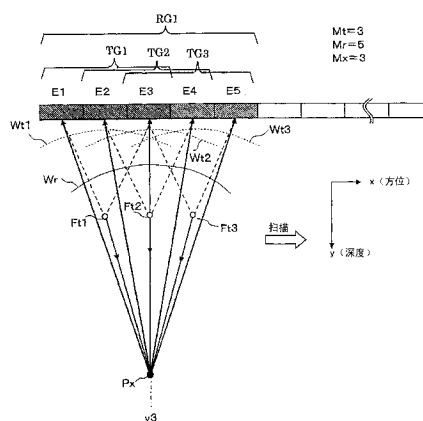
权利要求书 3 页 说明书 15 页 附图 12 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置

(57) 摘要

本发明提供一种超声波诊断装置,对收发波的聚束点进行电子控制,从而形成在被检查体的深度方向具有大致一样的细波束宽度的发送波束和接收波束,由此得到空间分辨率和对比分辨率优异的超声波图像。使从规定数量的发送用振动元件组放射的发送超声波聚束来形成虚拟点声源,由规定数量的振动元件组接收从由点声源放射的发送超声波波阵面内区域的观测点反射的接收超声波,对得到的多个接收信号进行接收调相加法运算以使观测点成为接收聚束点。对接收调相加法运算后的接收信号进行发送波阵面调相加法运算,校正从多个发送聚束点到观测点的传播距离的差异所引起的发送延迟。



1. 一种超声波诊断装置,用于根据对被检查体收发超声波所得到的接收信号来生成图像数据,其特征在于,具备:

超声波探头,具有发送用振动元件组和接收用振动元件组,上述发送用振动元件组和接收用振动元件组包括多个振动元件;

发送单元,通过驱动上述发送用振动元件组对上述被检查体放射具有聚束波阵面或扩散波阵面的发送超声波,来形成虚拟点声源;

接收调相加法运算单元,对由上述接收用振动元件组得到的、基于来自上述被检查体的体内的观测点的反射波的多个信道的接收信号进行接收调相加法运算;

发送波阵面调相加法运算单元,具有对接收调相加法运算后的上述接收信号进行存储的接收信号存储单元,该发送波阵面调相加法运算单元对接收调相加法运算后的接收信号进行发送波阵面调相加法运算,该接收信号由多个信道构成、并且是使用上述接收用振动元件组和依次更新上述点声源的位置的上述发送用振动元件组收发超声波而得到的;

扫描控制单元,通过控制上述超声波收发的方向来对上述被检查体进行超声波扫描;以及

图像数据生成单元,根据由上述超声波扫描得到的、发送波阵面调相加法运算后的接收信号,来生成图像数据,

一边使上述发送用振动元件组向上述振动元件的排列方向移位一边进行选择,由此依次更新上述点声源的位置。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述接收调相加法运算单元,对由上述接收用振动元件组得到的多个信道的接收信号,校正由从上述观测点到构成上述接收用振动元件组的上述振动元件中的每一个的传播距离的差异所引起的相对接收延迟,并对该接收延迟,进行加法运算合成。

3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述发送波阵面调相加法运算单元,对通过更新上述点声源的位置而得到的、由上述多个信道构成的接收调相加法运算后的接收信号,校正由从上述点声源中的每一个到上述观测点的传播距离的差异所引起的相对发送延迟,并对该发送延迟进行加法运算合成。

4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述接收调相加法运算单元,通过对基于来自上述被检查体的多个方向上所设定的观测点的反射波的接收信号进行上述接收调相加法运算,来同时形成相对于上述多个方向的接收波束。

5. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述接收调相加法运算单元和上述发送波阵面调相加法运算单元,使用对由上述接收用振动元件组接收的接收信号进行正交相位检波或希尔伯特变换而得到的实数分量和虚数分量,进行上述接收调相加法运算和上述发送波阵面调相加法运算中的至少某个。

6. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述发送单元,使用基于规定的波阵面函数的驱动信号驱动上述发送用振动元件组,由此在上述被检查体的内部形成上述点声源。

7. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述发送单元,使用基于规定的波阵面函数的驱动信号驱动上述发送用振动元件组,

由此在上述被检查体的外部形成上述点声源。

8. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

具备振动元件选择单元,该振动元件选择单元基于从上述扫描控制单元提供的控制信号,从上述超声波探头所具有的多个振动元件中选择多个上述发送用振动元件组和多个上述接收用振动元件组,

上述扫描控制单元控制上述振动元件选择单元,依次更新由上述发送用振动元件组形成的上述点声源的位置。

9. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

还具备观测点设定单元,

上述观测点设定单元,在与上述图像数据生成单元生成的上述图像数据的各像素相对应的上述被检查体的体内的位置,设置上述观测点。

10. 一种超声波诊断装置,用于根据对被检查体收发超声波所得到的接收信号来生成图像数据,其特征在于,具备:

超声波探头,具有发送用振动元件组和接收用振动元件组,上述发送用振动元件组和接收用振动元件组包括多个振动元件;

发送单元,通过从上述发送用振动元件组对上述被检查体放射具有聚束波阵面或扩散波阵面的发送超声波,来形成虚拟点声源;

调相加法运算单元,具有对使用上述接收用振动元件组和依次更新上述点声源的位置的上述发送用振动元件组收发超声波而得到的多个信道的接收信号进行存储的接收信号存储单元,该调相加法运算单元对上述接收信号进行调相加法运算;

扫描控制单元,通过控制上述超声波收发的方向来对上述被检查体进行超声波扫描;以及

图像数据生成单元,根据由上述超声波扫描得到的、调相加法运算后的接收信号,来生成图像数据,

一边使上述发送用振动元件组向上述振动元件的排列方向移位一边进行选择,由此依次更新上述点声源的位置。

11. 根据权利要求 10 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述调相加法运算单元,一边依次更新上述点声源的位置,一边对由上述接收用振动元件组得到的多个信道的接收信号,进行由从上述点声源中的每一个到观测点的传播距离的差异所引起的相对发送延迟的校正、和由从上述观测点到构成上述接收用振动元件组的振动元件中的每一个的传播距离的差异所引起的相对接收延迟的校正,并进行加法运算合成。

12. 根据权利要求 10 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述调相加法运算单元,使用对由上述接收用振动元件组接收的接收信号进行正交相位检波或希尔伯特变换而得到的实数分量和虚数分量,进行上述调相加法运算。

13. 根据权利要求 10 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述调相加法运算单元,通过对基于来自上述被检查体的多个方向上所设定的观测点的反射波的接收信号进行调相加法运算,来同时形成相对于上述多个方向的接收波束。

14. 根据权利要求 10 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述发送单元,使用基于规定的波阵面函数的驱动信号驱动上述发送用振动元件组,由此在上述被检查体的内部形成上述点声源。

15. 根据权利要求 10 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述发送单元,使用基于规定的波阵面函数的驱动信号驱动上述发送用振动元件组,由此在上述被检查体的外部形成上述点声源。

16. 根据权利要求 10 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

具备振动元件选择单元,该振动元件选择单元基于从上述扫描控制单元提供的控制信号,从上述超声波探头所具有的多个振动元件中选择多个上述发送用振动元件组和多个上述接收用振动元件组,

上述扫描控制单元控制上述振动元件选择单元,依次更新由上述发送用振动元件组形成的上述点声源的位置。

17. 根据权利要求 16 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

还具备观测点设定单元,

上述观测点设定单元,在由上述调相加法运算单元形成的接收波束的中心轴上设定上述观测点。

18. 根据权利要求 10 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

还具备观测点设定单元,

上述观测点设定单元,在与上述图像数据生成单元生成的上述图像数据的各像素相对应的上述被检查体的体内的位置,设置上述观测点。

19. 根据权利要求 10 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

还具备观测点设定单元,

上述观测点设定单元,在由上述调相加法运算单元形成的接收波束的中心轴上设定上述观测点。

超声波诊断装置

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请主张 2008 年 3 月 30 日提交的日本在先专利申请第 2008-93812 号的优先权,本申请作为参考而引入上述在先申请的全部内容。

技术领域

[0003] 本发明涉及一种能够得到高空间分辨力和高对比分辨力的超声波图像的超声波诊断装置,尤其涉及一种通过对从超声波振动元件得到的多个接收信号进行调相加法运算(phase compensation and summation),能够形成在被检查体的深度方向上具有大致一样的细波束宽度的发送波束和接收波束的超声波诊断装置。

背景技术

[0004] 超声波诊断装置用于将由内置于超声波探头的头部内的超声波振动元件(以下简称“振动元件”)产生的超声波脉冲放射到被检查体(患者)内,通过上述振动元件接收由于被检查体组织的声阻抗的差异而产生的超声波反射波并显示在监视器上。超声波诊断装置通过仅仅使超声波探头接触被检查体表面的简单操作就可以容易地实时得到、显示 2 维或 3 维的 B 模式图像或彩色多普勒图像,因此,可以广泛应用于被检查体内的诊断目标的形态诊断或功能诊断。

[0005] 近年来的超声波诊断装置,对超声波的收发方向和收发波的聚束点进行电子控制,提高了图像数据的空间分辨力和对比分辨力,因此,控制供应给排列的多个发送振动元件中的每一个的发送驱动信号的延迟时间而聚束发送波束,并且将规定的延迟时间提供给通过多个接收振动元件得到的各接收信号(回波信号)来将相位合并相加(以下仅称为“调相加法运算”)而聚束接收波束。

[0006] 通过将多个接收振动元件得到的各接收信号进行调相加法运算来聚束接收波束时,由被检查体内反射的反射超声波的接收定时依赖于从超声波探头到反射体的距离(深度)。因此,开发了一种在被检查体的深度方向上聚束的接收波束的形成过程中,使提供给从多个接收振动元件的每一个得到的时效接收信号的延迟时间对应于接收定时而依次更新的方法(以下简称“动态聚束法”)。

[0007] 在控制发送驱动信号的延迟时间来聚束发送波束时,从多个振动元件的每一个放射的发送超声波,根据由驱动信号的延迟时间决定的发送波阵面向规定的发送聚束点在被检查体内传播。图 6A 示出了在现有的超声波诊断装置中通过发送驱动信号的延迟时间的控制来聚束发送波束的情况。如图所示,以前,发送波束的聚束区域被限定在发送焦距(发送聚束点)(图中 20mm)和其上下附近,在离开发送聚束点的被检查体内的深度(elevation)方向的浅部区域(图中 10mm)或深部区域(图中 30mm)中形成在方位(azimuth)方向具有宽的波束宽度的发送波束。

[0008] 超声波图像数据的空间分辨力和对比分辨力很大程度依赖于发送波束宽度和接收波束宽度。因此,发送波束宽度根据深度而形成得显著不同时,在发送聚束点附近区域生

成的图像数据的图像质量和在远离发送聚束点的区域生成的图像数据的图像质量之间产生很大差异。

[0009] 特别是,在进行发送振动元件组的排列宽度大的大口径的强发送波束的聚束时,在离开发送聚束点朝向深度方向的区域得到的图像数据的图像质量明显变差。相反,在进行发送振动元件组的排列宽度小的小口径的弱发送波束的聚束时,发送聚束点的波束宽度不会变窄,会有随着发送功率的降低图像数据的 S/N 比变差的问题。

[0010] 为了解决该问题,在日本特开平 07-323029 号公报中,提出了如下方法(以下简称多级聚束法):在深度方向上设定多个发送聚束点,一边依次更新发送聚束点一边反复进行多次超声波收发,仅提取从各发送聚束区域和其附近得到的接收信号而生成质量良好的图像数据。

[0011] 但是,所提出的多级聚束法中,为了在深度方向上形成具有一样的细波束宽度的发送波束,需要在同一方向上反复发送多次发送聚束点不同的发送超声波。因此,会有得到图像数据的时间分辨率(帧频:frame rate)明显变差的问题。并且,从发送聚束区域以外得到的接收信号被排除,因此,还会有不能有效活用被投入被检查体内的发送能量的问题。

发明内容

[0012] 为了解决现有的问题,本发明提供一种超声波诊断装置,对收发波的聚束点进行电子控制,从而能够形成相对于被检查体的深度方向具有大致一样的细波束宽度的高精度且高灵敏度的发送波束和接收波束。本发明的超声波诊断装置,使从规定数量的发送用振动元件组放射的发送超声波聚束来形成虚拟点声源,由规定数量的振动元件组接收从由点声源放射的发送超声波波阵面内区域的观测点反射的接收超声波,对得到的多个接收信号进行接收调相加法运算以使观测点成为接收聚束点。对接收调相加法运算后的接收信号进行发送波阵面调相加法运算,校正从多个发送聚束点到观测点的传播距离的差异所引起的发送延迟。

[0013] 本发明的超声波诊断装置中,使从规定数量的发送用振动元件组放射的发送超声波聚束来形成虚拟点声源,由规定数量的振动元件组接收从由点声源放射的发送超声波波阵面内区域的观测点反射的接收超声波,对得到的多个接收信号进行接收调相加法运算以使观测点成为接收聚束点。对接收调相加法运算后的接收信号进行发送波阵面调相加法运算,校正从多个发送聚束点到观测点的传播距离的差异所引起的发送延迟。

[0014] 本发明的超声波诊断装置的一种形态的特征在于:该超声波诊断装置用于根据对被检查体收发超声波所得到的接收信号来生成图像数据,具备:超声波探头,具有由多个振动元件构成的发送用振动元件组和接收用振动元件组;发送部,通过驱动上述发送用振动元件组对上述被检查体放射具有聚束波阵面或扩散波阵面的发送超声波,来形成虚拟点声源;接收部,对由上述接收用振动元件组得到的、基于来自上述被检查体的体内的观测点反射波的多个信道的接收信号进行接收调相加法运算;发送波阵面调相加法运算部,由上述接收部对接收信号进行调相加法运算后,再进行发送波阵面延迟校正和加法运算,该接收信号由多个信道构成、并且是使用依次更新了上述虚拟点声源的位置的多个上述发送用振动元件组和上述接收用振动元件组收发超声波而得到的;扫描控制部,通过控制上述超声波收发的方向来对上述被检查体进行超声波扫描;以及图像数据生成单元,根据由上述超

声波扫描得到的、由上述发送波阵面调相加法运算部供应的接收信号来生成图像数据。

[0015] 本发明的超声波图像解析装置的其它形态的特征在于：该超声波诊断装置用于根据对被检查体的超声波收发所得到的接收信号来生成图像数据，其具备：超声波探头，具有由多个振动元件构成的发送用振动元件组和接收用振动元件组；发送部，通过从上述发送用振动元件组对上述被检查体放射具有聚束波阵面或扩散波阵面的发送超声波，来形成虚拟点声源；接收部，对由使用依次更新了上述虚拟点声源的位置的多个上述发送用振动元件组和上述接收用振动元件组的超声波收发而得到的多个信道的接收信号，进行调相加法运算；扫描控制部，通过控制上述超声波收发的方向来对上述被检查体进行超声波扫描；以及图像数据生成单元，根据由上述超声波扫描得到的、调相加法运算后的接收信号来生成图像数据。

[0016] 本发明的超声波诊断装置中，从多个发送振动元件发送的发送波在虚拟点声源聚束，并由位于从该虚拟点声源发送的发送波阵面的区域内的观测点反射，并通过多个接收振动元件接收。通过对得到的接收信号进行接收调相加法运算和发送波阵面调相加法运算，可以形成相对于被检查体的深度方向具有大致一样的细波束宽度的高精度且高灵敏度的发送波束和接收波束。通过依次更新虚拟点声源的位置，可以最大限度地有效活来自发送波阵面区域内的观测点的回波信号，并且，能够在不会使时间分辨率变差的情况下，进行空间分辨率及对比分辨率优异且 S/N 比高的图像数据的生成和显示。

附图说明

[0017] 本申请的附图构成说明书的一部分，表示本发明的各个优选实施方式，并且连同上面给出的一般说明以及下面给出的详细说明，用于解释本发明的原理。整个附图中尽可能使用相同的附图标记来描述相同或相似的部件。附图中：

[0018] 图 1 是表示本发明的超声波诊断装置的一个实施例的整体结构的块状图。

[0019] 图 2 表示在位于比图 1 的实施例的发送波的虚拟聚束点更深的部位的观测点反射发送超声波时的接收方法。

[0020] 图 3 表示在位于比图 1 的实施例的发送波的虚拟聚束点更浅的部位的观测点反射发送超声波时的接收方法。

[0021] 图 4 说明图 1 的实施例的接收部中的接收调相加法运算。

[0022] 图 5 说明图 1 的实施例的发送波延迟校正部中的发送波阵面调相加法运算。

[0023] 图 6A 表示背景技术的发送超声波的深度方向的聚束区域。

[0024] 图 6B 表示通过在图 6A 的深度方向上的各规定距离处聚束的发送超声波形成的发送声场。

[0025] 图 7A 表示图 1 的实施例的通过发送波阵面调相加法运算来合成的发送超声波的深度方向的聚束区域。

[0026] 图 7B 表示在图 7A 所示合成后的发送超声波的深度方向上的各聚束区域形成的发送声场。

[0027] 图 8 表示从图 2 的实施例的变形例中的发送用振动元件组扩散放射的发送超声波的波阵面。

[0028] 图 9 用于说明图 8 的变形例中的接收调相加法运算和发送波阵面调相加法运算。

[0029] 图 10 是表示本发明的超声波诊断装置的另一实施例的整体结构的块状图。

[0030] 图 11 说明本发明的扇形 (sector) 扫描型超声波诊断装置中的接收调相加法运算和发送波阵面调相加法运算。

[0031] 图 12 说明本发明的并列同时接收型超声波诊断装置中的接收调相加法运算和发送波阵面调相加法运算。

具体实施方式

[0032] 本发明的超声波诊断装置,通过使从多个发送用振动元件组放射的多个发送超声波在规定的发送聚束点聚束,形成任意设定的多个虚拟点声源。根据从该点声源放射的发送超声波,通过构成接收用振动元件组的多个振动元件接收从任意设定的多个观测点反射的回波超声波,对于得到的多个信道的接收信号,进行使上述观测点成为接收聚束点的接收调相加法运算。并且,对于使用在振动元件的排列方向上依次移位的多个发送用振动元件组和上述接收用振动元件组得到的接收信号,也进行同样的接收调相加法运算,对于这些接收调相加法运算之后的接收信号,进行校正由从发送聚束点到观测点的传播距离的差异引起的相对发送延迟的发送波阵面调相加法运算,从而能够形成相对于被检查体的深度方向具有大致一样的细波束宽度的高精度且高灵敏度的发送波束和接收波束,并且,可以最大限度地有效活用来自发送波阵面区域内的回波信号,该发送波阵面来自虚拟点声源。

[0033] 根据图 1~图 5 说明本发明的线性扫描方式的超声波诊断装置的一个实施例。即,实施例中,如图 2 所示,对直线状排列着 M_0 个振动元件的线性扫描用超声波探头进行说明。当然,本发明也可以是对应于扇形扫描或凸面 (convex) 扫描的超声波探头。

[0034] 图 1 中,超声波诊断装置 100 具备:前端部具有多个振动元件的超声波探头 4、选择用于进行收发的上述多个振动元件的振动元件选择部 3、向上述振动元件选择部 3 供应发送信号的发送部 2、接收来自上述振动元件选择部 3 选择的振动元件的接收信号的接收部 5、以及发送波阵面调相加法运算部 6。超声波诊断装置 100 还具备:图像信号生成部 7、图像处理部 8、显示部 9、输入部 10、扫描控制部 11、调相加法运算控制部 12、以及系统控制部 13。

[0035] 线性扫描用超声波探头 4 具有在其前端部直线状排列的 M_0 个振动元件,使该前端部接触被检查体的体表面来进行超声波收发。在探头面和体表面之间多数使用凝胶作为中间剂。振动元件在发送时将电脉冲 (驱动信号) 变换为超声波脉冲 (发送超声波),在接收时将超声波反射波 (接收超声波) 变换为电接收信号。 M_0 个振动元件中的每一个通过 M_0 信道的电缆连接到振动元件选择部 3。扫描控制部 11 被连接到振动元件选择部 3,选择超声波收发所使用的振动元件组来控制对被检查体的超声波扫描。

[0036] 振动元件选择部 3 根据由扫描控制部 11 供应的控制信号,从超声波探头 4 上排列的 M_0 个振动元件中选择多个 (M_t 个) 发送用振动元件组 TG1 和多个 (M_r 个) 接收用振动元件组 RG1。本实施例中,假定振动元件数的关系为 $M_0 > M_t > M_r$ 。而且,发送用振动元件组 TG 的元件数 M_t 也可以设定得比接收用振动元件组 RG 的元件数 M_r 大。所选择的振动元件组通过振动元件选择部 3 连接发送部 2 和接收部 5。

[0037] 如图 2 所示,振动元件选择部 3 所选择的 M_t 个邻接的发送用振动元件组 TG1 发送超声波脉冲 (发送超声波),控制发送超声波脉冲,使其相对于被检查体内的深度方向的规

定距离 F_t 聚束。从该聚束点由超声波发送波阵面区域内的被检查体观测点反射的超声波回波信号,通过由振动元件选择部 3 选择的多个 (M_r 个) 相邻的接收用振动元件组 RG_1 来接收,接收信号被变换为电信号。

[0038] 发送部 2 具有波阵面函数产生部 21 和驱动信号产生部 22。波阵面函数产生部 21 产生用于将发送超声波聚束在输入部 10 中预先被初始设定的发送焦距 F_t 上的发送波阵面函数,根据该发送波阵面函数设定相对于发送用振动元件组 TG_1 的各振动元件的驱动延迟时间。驱动延迟时间是根据发送振动元件数 M_t 、振动元件的排列间隔、以及发送焦距等唯一确定的。该驱动延迟时间也可以构成:将例如通过运算电路计算的或预先计算的驱动延迟时间的数据预先作为一览表进行保存。

[0039] 驱动信号产生部 22 生成具有由波阵面函数产生部 21 供应的驱动延迟时间和规定的振幅及波形的 M_t 信道的驱动信号,并供应给由振动元件选择部 3 选择的发送用振动元件组 TG_1 。即,根据来自波阵面函数产生部 21 的信号由驱动信号产生部 22 供应 M_t 信道的驱动信号,由此,驱动构成发送用振动元件组 TG_1 的 M_t 个振动元件的每一个,向被检查体放射发送超声波,并在被检查体的深度方向的规定距离 F_t 处聚束。

[0040] 接收部 5 具备:预处理部 51、A/D 变换部 52 及接收调相加法运算部 53。预处理部 51 具备:放大器,用于放大通过振动元件选择部 3 从接收用振动元件组 RG_1 供应的 M_r 信道的接收信号从而确保充分的 S/N;以及滤波电路,为了防止 A/D 变换部 52 的取样动作中的重叠噪声的产生,而对从上述放大器输出的接收信号进行频带限制。根据需要,预处理部 51 的放大器的输入端设有限制器电路,其目的在于保护由发送部 2 的驱动信号产生部 22 产生的具有高电压的驱动信号。

[0041] 预处理部 51 中,进行了信号处理的 M_r 信道的接收信号在 A/D 变换部 52 中被变换为数字信号并供应给接收调相加法运算部 53。接收调相加法运算部 53 具有接收延迟校正电路和加法运算器。

[0042] 接收调相加法运算部 53 的接收延迟校正电路,根据由调相加法运算控制部 12 供应的延迟时间信息,将用于聚束由被检查体内的观测点 P_x 反射的接收超声波的延迟时间,提供给由 A/D 变换部 52 输出的 M_r 信道的接收信号。即,将用于校正从观测点 P_x 到构成接收用振动元件组 RG_1 的 M_r 个振动元件中的每一个的传播距离的差异所引起的相对接收延迟的延迟时间提供给 M_r 信道的接收信号。

[0043] 接收调相加法运算部 53 的加法运算器对由上述接收延迟校正电路供应的接收信号进行加法运算。即,通过上述接收延迟校正电路和上述加法运算器对 M_r 信道的接收信号进行调相加法运算。进行了调相加法运算的 M_r 信道的接收信号被供应给发送波阵面调相加法运算器 6,并由发送波阵面调相加法运算器 6 中的接收信号存储电路 61 保存。

[0044] 本发明中,为了形成在深度方向上具有大致一样的细波束宽度的发送波束和接收波束,由振动元件选择部 3 选择相对于一个接收用振动元件组 RG_1 的多个 (M_x 个) 发送用振动元件组 TG_1 、 TG_2 、 TG_3 ... ,并依次向振动元件排列方向移位,将发送用振动元件组 TG_1 、 TG_2 、 TG_3 中的每一个的反射波变换为通过上述接收用振动元件组 RG_1 得到的 M_x 信道的接收信号,并对该 M_x 信道的接收信号进行接收调相加法运算和发送波阵面调相加法运算。即,发送波阵面调相加法运算部 6,对由所选择的 M_x 个接收用振动元件组 RG_1 接收由振动元件选择部 3 选择的 M_t 个发送用振动元件组 TG 的反射波并进行接收调相加法运算后得到的 M_x

信道的接收信号进行发送波阵面调相加法运算。

[0045] 图像信号生成部 7 处理在接收部 2 中进行了接收调相加法运算并在发送波阵面调相加法运算部 6 中进行了发送波阵面调相加法运算的接收信号来生成 B 模式图像数据。图像信号生成部 7 具备包络线检波器 71 和对数变换器 72。包络线检波器 71 对从发送波阵面调相加法运算部 6 的加法运算部 63 供应的、进行了发送波阵面调相加法运算后的接收信号进行包络线检波。对数变换器 72 对进行了包络线检波的接收信号的振幅进行对数变换来生成 B 模式图像数据,并供应给图像数据生成部 8。而且,包络线检波器 71 和对数变换器 72 也可以更换顺序。

[0046] 图像处理部 8 根据多个图像信号生成 B 模式图像数据,该多个图像信号是通过使接收用振动元件组和 M_x 个发送用振动元件组向振动元件的排列方向移位并依次更新超声波的收发方向的超声波扫描而得到的。图像数据生成部 8 具备图像信号存储部 81 和运算处理部 82。图像信号存储部 81 中,对应于观测点 P_x 的位置信息依次保存从图像信号生成部 7 的对数变换器 72 供应的图像信号。运算处理部 82 读出图像信号存储部 81 所保存的 2 维图像信号,根据需要进行插补处理或滤波处理等图像处理从而生成 B 模式图像数据。

[0047] 显示部 9 具有显示数据生成部 91 和监视器 92。显示数据生成部 91 将图像数据生成部 8 生成的图像数据变换为规定的显示格式,进一步附加被检查体信息和图像数据生成条件等附属信息从而生成显示数据。对所得到的显示数据进行 D/A 变换处理并显示在监视器 92 上。

[0048] 输入部 10 在操作面板上具备:键盘、跟踪球(track ball)、鼠标、选择按钮、输入按钮、输入按钮等输入设备和显示面板,用于进行被检查体信息的输入、图像数据生成条件或图像数据显示条件的设定、各种指令信号的输入。输入部 10 还具有:用于设定从超声波探头 4 的表面到发送聚束点 F_t 的发送焦距 D_f 的焦距设定部、以及设定发送振动元件数 M_t 和接收振动元件数 M_r 的元件数设定部。

[0049] 扫描控制部 11 通过控制振动元件选择部 3 从超声波探头 4 上排列的 M_0 个振动元件中选择超声波收发所使用的发送用振动元件组和接收用振动元件组,来控制针对被检查体的超声波扫描。扫描控制部 11 被连接到振动元件选择部 3,通过选择该超声波收发所使用的振动元件,来控制被检查体上的超声波扫描。

[0050] 调相加法运算控制部 12 控制接收部 5 中的接收调相加法运算部 53 和发送波阵面调相加法运算部 6 中的发送波阵面延迟校正部 62。

[0051] 系统控制部 13 汇总控制上述各单元。

[0052] 图 2 和图 3 表示根据由发送部 2 的驱动信号产生部 22 供应的驱动信号由振动元件选择部 3 所选择的发送用振动元件组 TG_1 放射的发送超声波的波阵面。如图所示,发送超声波向发送聚束点 F_t 放射,该发送聚束点 F_t 仅从振动元件 Tr_0 面向深度方向 y_0 离开距离 D_f 。即,通过选择驱动构成发送振动元件组 TG_1 的多个(M_t 个)振动元件,在发送聚束点 F_t 形成虚拟点声源。来自虚拟点声源 F_t 的发送波阵面 W_t 被扩散。本发明中,有效活用了来自该发送波阵面区域内的回波信号。

[0053] 如图 2 所示,与图像数据生成部 8 生成的图像数据的像素相对应的观测点 P_x 被设置在比发送聚束点 F_t 更深、且从经过发送聚束点 F_t 的深度线 y_0 离开的方位方向的位置时,从该虚拟点声源 F_t 放射的发送超声波传播到观测点 P_x 为止的距离 D_x 后,其一部分由观测

点 P_x 反射并由超声波探头 4 的 M_r 个接收用振动元件组 RG1 接收。因此,接收调相加法运算及发送波阵面调相加法运算,是根据从发送聚束点 F_t 到观测点 P_x 的传播距离 D_x 和从观测点 P_x 到构成接收用振动元件组 RG1 的振动元件中的每一个的传播距离来进行的。详细内容如后所述。

[0054] 另一方面,如图 3 所示,观测点 P_x 被设定在比发送聚束点 F_t 更浅的部分时,从发送用振动元件组 TG1 放射、并在仅从振动元件 Tr_0 面向深度方向 y_0 离开距离 D_f 的发送聚束点 F_t 聚束的发送波阵面,从发送聚束点 F_t 上形成的虚拟点声源向反(负)方向传播距离 $-D_x$ 后,可以被视为由观测点 P_x 反射。因此,这时的接收调相加法运算及发送波阵面调相加法运算,是根据从发送聚束点 F_t 到观测点 P_x 的负的传播距离 $-D_x$ 和从观测点 P_x 到构成接收用振动元件组 RG1 的振动元件中的每一个的传播距离来进行的。

[0055] 接收反射超声波时,根据由调相加法运算控制部 12 供应的控制信号依次更新延迟时间并使接收聚束点从深度方向浅的部分向深的部分连续移动,由此,能在深度方向的大范围内的多个观测点上形成聚束的接收波束。

[0056] 本发明的超声波诊断装置的发送波阵面调相加法运算部 6 具备接收信号存储部 61、发送延迟校正部 62 和加法运算部 (summation) 63。接收信号存储部 61 一边通过振动元件选择部 3 向振动元件的排列方向依次移位,一边保存调相加法运算后的接收信号,该接收信号由通过所选择的 M_x 个发送用振动元件组 TG1、TG2、... TGx 中的每一个和上述接收用振动元件组 RG1 的超声波收发而得到的 M_x 信道组成。

[0057] 发送延迟校正部 62 读出接收信号存储部 61 所保存的由 M_x 信道组成的调相加法运算后的接收信号。接着,根据由调相加法运算控制部 12 供应的延迟时间信息将延迟时间提供给上述接收信号,该延迟时间用于校正从由发送用振动元件组形成的 M_x 个发送聚束点中的每一个、到例如对应于图像数据的像素而设定的观测点 P_x 的传播距离的差异引起的相对发送延迟。

[0058] 加法运算部 63 用于加法运算合成在发送延迟校正部 62 中进行了延迟校正的、进行了接收调相加法运算后的接收信号。即,通过发送延迟校正部 62 和加法运算部 63 一边使发送聚束点 F_t 向振动元件的排列方向移位一边进行收集,对进行了接收调相加法运算的 M_x 信道的接收信号进行发送波阵面调相加法运算。而且,为了减少通过发送波阵面调相加法运算形成的发送波束的旁瓣 (side lobe),加法运算部 63 也可以对由发送延迟校正部 62 供应的、进行了接收调相加法运算后的接收信号,进行规定的加权运算 (apodization) 并进行加法运算。

[0059] 调相加法运算控制部 12 根据由扫描控制部 11 供应的接收用振动元件组的选择信息,计算从观测点 P_x 到构成接收用振动元件组的 M_r 个接收振动元件中的每一个的传播距离。此外,设定校正传播距离的差异所引起的相对接收延迟的接收调相加法运算用的延迟时间。并且,根据由扫描控制部 11 供应的发送用振动元件组的选择信息、和由输入部 10 通过系统控制部 13 供应的发送焦距 D_f 的信息,计算从 M_x 个发送聚束点 F_t 中的每一个到观测点 P_x 的传播距离。设定校正该传播距离的差异所引起的相对发送延迟的发送波阵面调相加法运算用的延迟时间,并且,根据发送聚束点 F_t 和观测点 P_x 的位置信息,设定供应给发送波阵面调相加法运算部 6 的、进行了接收调相加法运算后的接收信号数。

[0060] 接着,调相加法运算控制部 12 通过将接收调相加法运算用的延迟时间信息供应

给接收部 5 的接收调相加法运算部 53、并将发送波阵面调相加法运算用的延迟时间信息和上述接收信号数的信息供应给发送波阵面调相加法运算部 6 的发送延迟校正部 62,来控制在使用 M_x 个发送用振动元件组 TG1、TG2、... TG x 和接收用振动元件组 RG1 的情况下从观测点 Px 得到的接收信号的接收调相加法运算和发送波阵面调相加法运算。

[0061] 系统控制部 13 具有 CPU 和存储电路。系统控制部 13 的存储电路保存输入部 10 输入 / 设定的各种信息。系统控制部 13 的 CPU 根据存储电路保存的输入信息和设定信息来汇总控制超声波诊断装置的各单元,并通过对由接收用振动元件组得到的多个信道的接收信号进行接收调相加法运算和发送波阵面调相加法运算,进行图像数据的生成和显示。另外,系统控制部 13 具有对该被检查体设定观测点 Px 的功能,例如,在与由图像数据生成部 8 生成的图像数据的各像素相对应的被检查体的位置,设定观测点 Px。

[0062] 参照图 4、图 5,根据接收部 5 的接收调相加法运算部 53 的接收调相加法运算和发送波阵面调相加法运算部 6 的发送波阵面调相加法运算来进行说明。为了便于理解,对将发送用振动元件组 TG 的元件数 M_t 设为 3,将接收用振动元件组 RG 的元件数 M_r 设为 5,将发送用振动元件组 TG 的移位数 M_x 设为 3 的情况进行叙述。实际情况下,使用由几十至几百个振动元件构成的发送用振动元件组和接收用振动元件组进行超声波收发。

[0063] 图 4 和图 5 中,对观测点 Px 位于比发送聚束点 Ft 更深的部分的情况下的接收调相加法运算和发送波阵面调相加法运算进行叙述,但是,观测点 Px 位于比发送聚束点 Ft 更浅的部分的情况下也同样可以通过适用图 3 所示的负的传播距离来进行。

[0064] 图 4 说明了使用由振动元件 E1 ~ E3 组成的第一发送用振动元件组 TG1 和由振动元件 E1 ~ E5 组成的接收用振动元件组 RG1 的超声波收发中的接收调相加法运算。根据发送部 2 的波阵面函数产生部 21 产生的发送波阵面函数形成的、由振动元件 E1 ~ E3 的每一个放射的超声波,在发送聚束点 Ft1 中聚束后再作为发送波阵面 W_{t1} 扩散。即,发送聚束点 Ft1 中形成虚拟点声源,以该点声源为起点的超声波发送波阵面被放射到被检查体内。

[0065] 从发送聚束点 Ft1 放射的超声波发送波阵面,例如由与振动元件 E3 的深度方向 y3 线上的图像数据的像素相对应的观测点 Px 反射,从而生成接收超声波波阵面 W_r 。该接收超声波 W_r 由构成接收用振动元件组 RG1 的振动元件 E1 ~ E5 接收。这时,振动元件 E1 ~ E5 中得到的 5 信道的接收信号具有由从观测点 Px 到振动元件 E1 ~ E5 中的每一个的传播距离的差异所引起的相对接收延迟。

[0066] 接收部 5 的接收调相加法运算部 53 (图 1),向从观测点 Px 收集的 5 信道的接收信号提供用于使接收信号的相位一致的延迟时间并进行加法运算。即,进行接收调相加法运算。通过该接收调相加法运算,在观测点 Px 形成接收聚束点,能够选择性接收来自观测点 Px 的接收超声波。

[0067] 通过以同样的次序根据上述的动态聚束法控制延迟时间,对深度方向上设定的多个观测点大致同时形成接收聚束点。来自这些观测点的接收超声波也被选择性接收,并在接收调相加法运算部 53 中进行接收调相加法运算。进行了调相加法运算的接收信号以发送聚束点 Ft1 的位置信息作为附属信息保存于发送波阵面调相加法运算部 6 的接收信号存储部 61。

[0068] 参照图 5,说明了使用三个发送用振动元件组和一个接收用振动元件组的超声波收发中的发送波阵面调相加法运算。即,从第一次选择的振动元件 E1 ~ E3 组成的第一发送

用振动元件组 TG1 发出的超声波聚束在第一发送焦点 Ft1。从第二次选择的振动元件 E2 ~ E4 组成的第二发送用振动元件组 TG2 发出的超声波聚束在第二发送焦点 Ft2。从第三次选择的振动元件 E3 ~ E5 组成的第三发送用振动元件组 TG3 发出的超声波聚束在第三发送焦点 Ft3。来自这些虚拟点声源 Ft1 ~ Ft3 的超声波由深度线 y3 上的观测点 Px 反射的回波信号的接收波阵面 Wr 被振动元件 E1 ~ E5 组成的接收用振动元件组 RG1 接收。

[0069] 第一超声波收发中,接收用振动元件组 RG1 接收来自第一发送用振动元件组 TR1 的虚拟点声源 Ft1 的超声波发送波阵面 Wt1 和来自观测点 Px 的超声波接收波阵面 Wr,从而得到第一接收信号。对所得到的第一接收信号进行接收调相加法运算,并保存于发送波阵面调相加法运算部 6 的接收信号存储部 61。接着,对通过第二发送用振动元件组 TR2 的波阵面 Wt2 的发送超声波和接收用振动元件组 RG1 的波阵面 Wr 的接收超声波的超声波收发而得到的第二接收信号进行接收调相加法运算,并保存于发送波阵面调相加法运算部 6 的接收信号存储部 61。并且,依次进行第三发送用振动元件组的波阵面 Wt3 的发送超声波和上述接收用振动元件组的波阵面 Wr 的接收超声波的超声波收发,对得到的第三接收信号进行接收调相加法运算,并保存于发送波阵面调相加法运算部 6 的接收信号存储部 61。

[0070] 这些第二接收信号和第三接收信号,也分别以由第二发送用振动元件组 TG2 形成的发送聚束点 Ft2 的位置信息、以及由第三发送用振动元件组 TG3 形成的发送聚束点 Ft3 的位置信息作为附属信息保存于接收信号存储部 61。

[0071] 而且,第二超声波发送波阵面 Wr2 和第三超声波发送波阵面 Wr3 通常由波阵面函数产生部 21 设定,从而呈和第一超声波发送波阵面 Wt1 大致相同的形状。希望将由具有这些波阵面的发送超声波形成的第一至第三发送聚束点 Ft1 ~ Ft3 配置为与超声波探头 4 的振动元件排列面的距离大致相等。但是,并非特别限定于此。

[0072] 发送波阵面调相加法运算部 6 的发送延迟校正部 62 和加法运算部 63 对进行了接收调相加法运算后的接收信号存储部 61 所保存的第一至第三接收信号进行发送波阵面调相加法运算。

[0073] 接收信号存储部 61 所保存的第一接收信号至第三接收信号,具有由从图 5 所示的发送聚束点 Ft1 ~ Ft3 到观测点 Px 的传播距离的差异所引起的相对发送延迟。

[0074] 发送延迟校正部 62 将用于校正这些发送延迟的延迟时间提供给第一接收信号至第三接收信号。接着,加法运算部 63 对校正(发送波阵面调相)了发送延迟的第一接收信号至第三接收信号进行加法运算。通过该发送波阵面调相加法运算,可以得到和在观测点 Px 聚束从发送聚束点 Ft1 ~ Ft3 中的虚拟点声源同时放射的发送超声波的情况下同样的效果。

[0075] 而且,观测点 Px 的发送波阵面调相加法运算所使用的接收调相加法运算后的接收信号数,通常由调相加法运算控制部 12 根据发送聚束点 Ft 的位置信息和观测点 Px 的位置信息来决定。例如,图 4 中,观测点 Px 包含在发送聚束点 Ft1 的点声源的发送超声波的放射区域中时,使用接收用振动元件组得到的接收调相加法运算后的第一接收信号不仅有助于观测点 Px 的发送波阵面调相加法运算,还是增大了噪声成分的主要原因。因此,通过排除该第一接收信号并进行发送波阵面调相加法运算,可以在观测点 Px 形成旁瓣少的良好的发送声场。尤其,在发送焦距 Df 和观测点 Px 的深度相等的情况下,即使不进行发送波阵面调相加法运算,也可以得到具有充分细的波束宽度的发送声场。

[0076] 根据本发明,通过如上说明的接收调相加法运算和发送波阵面调相加法运算,可以在深度方向上形成同样聚束的发送超声波波束和接收超声波波束。此外,通过振动元件选择部 3 的控制,一边使第一至第三发送用振动元件组 TG1 ~ TG3 和接收用振动元件组 RG1 向振动元件的排列方向依次移位,一边对被检查体进行 2 维超声波扫描,通过根据进行了发送波阵面调相加法运算的接收信号来处理图像数据,可以显示空间分辨力及对比分辨力和 S/N 优异的超声波图像。

[0077] 使用图 6 和图 7 来比较说明现有技术和本发明的实施例的效果。图 6A 表示现有的发送声压分布(发送声场)。在使用以 0.2mm 的元件间隔排列着具有 7.5MHz 的共振频率的 256 个振动元件的发送用振动元件组、在深度方向上 20mm 处的发送焦点上将发送超声波聚束时,在 20mm 处的发送焦点,形成具有细波束宽度的发送声场。但是,在比该发送焦距浅的 10mm 或比发送焦距深的 30mm 处的发送声场的波束宽度及声压强度,如图 6B 所示,向方位方向扩大。发送用振动元件组的元件数或元件间隔越大,这种倾向越明显。

[0078] 图 7A 表示对使用和图 6 相同的发送用振动元件组收集的接收信号进行本发明的本实施例的波阵面调相加法运算后的发送波,一边使发送用振动元件组向振动元件的排列方向移位,一边对收集的多个接收信号进行发送波阵面调相加法运算,由此,如图 7B 所示,可以在深度方向上形成具有一样细的波束宽度的发送声场。

[0079] 使用图 8 和图 9 说明本实施例的变形例。上述实施例中,如图 2 所示,根据波阵面函数产生部 21 产生的发送波阵面函数使从发送用振动元件组放射的发送超声波在被检查体内的发送聚束点 Ft 上聚束,由此,相对于该发送聚束点 Ft 形成虚拟点声源。对此,本变形例中,如图 8 所示,根据发送波阵面函数使从发送用振动元件组 TG1' 放射的发送超声波扩散,由此,在和发送超声波的传播方向相反方向(即被检查体的体外)的发送聚束点 Ft 上形成虚拟点声源。这时,具有波阵面 Wt 的发送超声波可以被视为传播了从发送聚束点 Ft 的虚拟点声源到观测点 Px 的传播距离 Dx。传播了传播距离 Dx 的发送超声波在观测点 Px 上反射后,通过由 Mr 个振动元件构成的接收用振动元件组 RG1' 接收。

[0080] 图 9 说明了超声波收发中的接收调相加法运算和发送波阵面调相加法运算,该超声波收发使用了:振动元件 E1 ~ E3 组成的第一发送用振动元件组 TG1、振动元件 E2 ~ E4 组成的第二发送用振动元件组 TG2、振动元件 E3 ~ E5 组成的第三发送用振动元件组 TG3、以及振动元件 E1 ~ E5 组成的接收用振动元件组 RG1。和图 4 及图 5 的情况一样,对将发送用振动元件组 TG 的元件数 Mt 设为 3、将接收用振动元件组 RG' 的元件数 Mr 设为 5、将移位的发送用振动元件组数 Mx 设为 3 的情况进行叙述。

[0081] 根据从发送部 2 的波阵面函数产生部 21 供应的发送波阵面函数形成的、从构成第一发送用振动元件组 TG1 的振动元件 E1 ~ E3 的每一个放射的发送超声波的波阵面 Wt1,以发送聚束点 Ft1 作为虚拟点声源放射到被检查体内。

[0082] 从发送聚束点 Ft1 放射的发送超声波,成为在观测点 Px 反射并具有波阵面 Wr 的接收超声波,该接收超声波由构成上述接收用振动元件组 RG 的振动元件 E1 ~ E5 接收。振动元件 E1 ~ E5 的每一个中得到的 5 信道的接收信号具有由从观测点 Px 到振动元件 E1 ~ E5 中的每一个的传播距离的差异所引起的相对接收延迟。

[0083] 图 1 所示的接收部 5 的接收调相加法运算部 53 对这些 5 信道的接收信号提供用于校正上述接收延迟的延迟时间并进行接收调相加法运算。通过该接收调相加法运算,在

观测点 P_x 形成接收聚束点,能够选择性接收来自观测点 P_x 的接收超声波。

[0084] 并且,通过以同样的次序根据上述的动态聚束法控制延迟时间,例如可以对深度方向上设定的多个观测点形成接收聚束点。来自这些观测点的接收超声波也被选择性接收。在接收调相加法运算部 53 中进行了接收调相加法运算的第一接收信号,以由第一发送用振动元件组 TG1 形成的发送聚束点 Ft1 的位置信息作为附属信息保存于发送波阵面调相加法运算部 6 的接收信号存储部 61。

[0085] 接着,依次进行第二发送用振动元件组 TG2 的波阵面 Wt2 的发送超声波和接收用振动元件组 RG1 的波阵面 Wr 的接收超声波的超声波收发、第三发送用振动元件组 TG3 的波阵面 Wt3 的发送超声波和上述接收用振动元件组 RG1 的波阵面 Wr 的接收超声波的超声波收发。通过这些超声波收发而得到的进行了接收调相加法运算后的第二接收信号和第三接收信号,也分别以由第二发送用振动元件组形成的发送聚束点 Ft2 或由第三发送用振动元件组形成的发送聚束点 Ft3 的位置信息作为附属信息保存于接收信号存储部 61。

[0086] 发送波阵面调相加法运算控制部 6 的发送延迟校正部 62 和加法运算部 63 对接收信号存储部 61 所保存的进行了接收调相加法运算后的第一接收信号至第三接收信号进行发送波阵面调相加法运算。

[0087] 这时,第一接收信号至第三接收信号中的每一个,具有由从图 9 所示的虚拟发送聚束点 Ft1 ~ Ft3 中的每一个到观测点 P_x 的传播距离的差异引起的相对发送延迟,发送延迟校正部 62 向第一至第三接收信号中的每一个提供用于校正这些发送延迟而使相位一致的延迟时间。通过加法运算部 63 对发送延迟被校正的第一至第三接收信号进行加法运算,由此进行发送波阵面调相加法运算。

[0088] 而且,上述实施例和其变形例中生成的图像数据的空间分辨力、对比分辨力和时间分辨力是折衷选择 (trade-off) 的关系。即,发送波束的波束宽度依赖于作为发送聚束点数和排列间隔的积的发送聚束点的排列口径。排列间隔大时,发送波束中产生不允许的旁瓣。因此,例如,相比于时间分辨力更要求空间分辨力、对比分辨力时,从以小的排列间隔设定的多个发送聚束点依次放射发送超声波,由此,可以进行发送波阵面调相加法运算所必需的接收信号的收集。

[0089] 根据如上所述的本发明的实施例和其变形例,通过对由构成接收用振动元件组的多个振动元件得到的接收信号进行接收调相加法运算和发送波阵面调相加法运算,可以以高精度和高灵敏度形成相对被检查体的深度方向具有大致一样细的波束宽度的发送波束和接收波束。因此,能够生成并显示空间分辨力、对比分辨力和 S/N 优异的图像数据。

[0090] 尤其,由于对使用不同的发送用振动元件组得到的接收调相加法运算后的接收信号进行发送波阵面调相加法运算,因此,随着发送波阵面调相加法运算中的加法运算次数的增加可以提高收发灵敏度。因此,与仅提取并合成从发送聚束区域得到的接收调相加法运算后的接收信号的现有的多级聚束法相比,能够得到具有高 S/N 的图像数据。

[0091] 上述第一实施例中,通过在被检查体内聚束从构成发送用振动元件组的多个振动元件放射的发送超声波,可以形成能够进行强力的发送超声波放射的虚拟点声源,因此,对于为了使通过被检查体组织内的非线性传播而产生的高次谐波分量图像化而需要高发送能量的 THI (组织谐波成像; tissue harmonic imaging) 法等很有效。

[0092] 另一方面,变形例中,由于在被检查体内放射已扩散的发送超声波,与使用聚束

的发送超声波的情况相比,发送灵敏度降低,但是,通过适用于如使用超声波造影剂的 CHI(对比谐波成像:contrast harmonic imaging)法一样在被检查体内的大范围中要求均匀且低声压的发送超声波的成像法,能够抑制上述高次谐波分量并以高灵敏度检测出来自超声波造影剂的接收信号。

[0093] 对本发明的第二实施例进行说明。上述的实施例和其变形例中,描述了下述情况:首先,通过使用 M_x 个发送用振动元件组中的每一个和一个接收用振动元件组的发送超声波,对从观测点 P_x 得到的 M_r 信道的接收信号进行接收调相加法运算,接着,对进行了接收调相加法运算后的 M_x 信道的接收信号,进行发送波阵面调相加法运算。相对于此,第二实施例中,通过使用 M_x 个发送用振动元件组中的每一个和一个接收用振动元件组的发送超声波,对从观测点 P_x 得到的 M_z ($M_z = M_x \cdot M_r$) 信道的接收信号大致同时进行接收调相加法运算和发送波阵面调相加法运算的处理。

[0094] 图 10 是表示本发明的第二实施例的超声波诊断装置的结构块状图。对于和图 1 所示实施例的单元具有相同结构和功能的元件,标以相同附图标记并省略其详细说明。

[0095] 本发明的第二实施例的超声波诊断装置 200 具备:排列有振动元件 M_0 的超声波探头 4,该振动元件 M_0 用于向被检查体发送超声波脉冲,并将从被检查体内得到的反射超声波变换为接收信号;振动元件选择部 3,用于从振动元件中选择该超声波收发所使用的发送用振动元件组 TG 和接收用振动元件组 RG;发送部 2,将用于对被检查体聚束或扩散发送超声波的驱动信号供应给发送用振动元件组;接收部 15,通过对被检查体的发送超声波的发送,对从接收用振动元件组 RG 得到的 M_r 信道的接收信号进行前处理后再进行 A/D 变换;调相加法运算部 16,对通过由振动元件选择部 3 一边依次向振动元件的排列方向移位一边选择的 M_x 个发送用振动元件组 TG 的每一个和上述接收用振动元件组 RG 的超声波收发而得到的接收信号,进行接收调相加法运算和发送波阵面调相加法运算。

[0096] 超声波诊断装置 200 还具备:图像信号生成部 7,处理进行了接收调相加法运算和发送波阵面调相加法运算的接收信号来生成 B 模式图像数据;图像处理部 8,根据多个图像信号来处理图像数据,该多个图像信号是通过使接收用振动元件组和 M_x 个发送用振动元件组向振动元件的排列方向移位并依次更新超声波的收发方向而得到的。显示部 9,用于显示已进行图像处理的图像数据;输入部 10,进行各种设定、指令信号的输入;扫描控制部 11,通过进行超声波收发所使用的振动元件组的选择控制,来控制对被检查体的超声波扫描;调相加法运算控制部 12,控制调相加法运算部 16 中的接收调相加法运算和发送波阵面调相加法运算;以及系统控制部 13,汇总控制上述各单元。

[0097] 超声波诊断装置 200 的接收部 15 具有预处理部 51 和 A/D 变换部 52,预处理部 51 具备:放大器,用于放大通过振动元件选择部 3 从超声波探头 4 供应的 M_r 信道的接收信号从而确保充分的 S/N;以及滤波电路,为了防止 A/D 变换部 52 的取样动作中的重叠噪声的产生,而对从上述放大器输出的接收信号进行频带限制。A/D 变换部 52 对从预处理部 51 输出的 M_r 信道的接收信号进行 A/D 变换。

[0098] 调相加法运算部 16 具备接收信号存储部 161、延迟校正部 162 和加法运算部 163。接收信号存储部 161 在使用接收用振动元件组和 M_x 个发送用振动元件组中的每一个的超声波收发中,依次保存从构成接收用振动元件的 M_r 信道的振动元件时效地得到的前处理后的 M_z ($M_z = M_x \cdot M_r$) 信道组成的接收信号。

[0099] 延迟校正部 162 将延迟时间提供给从接收信号存储部 161 读出的 Mz 信道的接收信号,该延迟时间用于校正从通过 Mx 个发送用振动元件组中的每一个设定在被检查体内的虚拟点声源或设定在被检查体外的虚拟点声源到观测点 Px 的传播距离的差异所引起的相对发送延迟、和从观测点 Px 到构成接收用振动元件组的 Mr 个振动元件中的每一个的传播距离的差异所引起的相对接收延迟,加法运算部 163 对进行了延迟校正的 Mz 信道的接收信号进行调相加法运算。

[0100] 根据本发明的第二实施例,和第一实施例及其变形例一样,通过对从构成接收用振动元件组的多个振动元件得到的接收信号进行接收调相加法运算和发送波阵面调相加法运算,可以以高精度和高灵敏度形成相对被检查体的深度方向具有大致一样细的波束宽度的发送波束和接收波束。因此,能够生成并显示空间分辨力、对比分辨力和 S/N 优异的图像数据。

[0101] 尤其,由于对使用不同的发送用振动元件组得到的接收调相加法运算后的接收信号进行发送波阵面调相加法运算,因此,随着发送波阵面调相加法运算中的加法运算次数的增加可以提高收发灵敏度。因此,与仅提取并合成从发送聚束区域得到的接收调相加法运算后的接收信号的现有的多级聚束法相比,能够得到具有高 S/N 的图像数据。

[0102] 另外,在被检查体内聚束从构成发送用振动元件组的多个振动元件放射的发送超声波时,可以在发送聚束点形成能够进行强力的发送超声波的放射的虚拟点声源,因此,对为了使通过被检查体组织内的非线性传播而产生的高次谐波分量图像化而需要高发送能量的 THI (组织谐波成像) 法来说是有效的手段。

[0103] 另一方面,在被检查体内使从构成发送用振动元件组的多个振动元件放射的发送超声波扩散时,与使用聚束的发送超声波的情况相比,被检查体内的发送能量密度降低降低,但是,通过适用于如使用超声波造影剂的 CHI (对比谐波成像) 法一样在被检查体内的大范围中要求均匀且低声压的发送超声波的成像法,能够抑制上述高次谐波分量并以高灵敏度检测出来自超声波造影剂的接收信号。

[0104] 并且,根据上述第二实施例,由同一元件大致同时进行接收调相加法运算和发送波阵面调相加法运算,因此,容易以图像数据的像素单位进行调相加法运算的运算处理。因此,不需要插补处理等图像处理,并且可以大幅度缩短运算时间,并且,可以简化电路结构。

[0105] 本发明并不仅限于上述实施例,还能够进行变形实施。例如,上述实施例中进行的接收调相加法运算和发送波阵面调相加法运算也可以适用于扇形扫描方式和凸面扫描方式的超声波诊断装置。凸面扫描方式的超声波诊断装置中,和线性扫描方式的超声波诊断装置一样,通过沿着振动元件的排列方向移位发送用振动元件组,可以依次设定多个发送聚束点。另一方面,扇形扫描方式的超声波诊断装置中,通过控制对驱动信号的延迟时间并更新发送聚束点的方向,可以依次设定多个发送聚束点。

[0106] 图 11 用于说明本发明的扇形扫描方式的超声波诊断装置中进行的接收调相加法运算和发送波阵面调相加法运算,为了便于说明,对将发送用振动元件组的元件数和接收用振动元件组的元件数设为 5、将发送聚束点数设为 3 的情况进行叙述。

[0107] 图 11 中,从发送用振动元件组放射的发送超声波在发送聚束点 Ft1 聚束而形成虚拟点声源。此外,从该点声源放射的发送超声波,例如由与图像数据的像素相对应的观测点 Px 反射,并通过构成接收用振动元件组的振动元件 E1 ~ E5 接收。这时,图 1 所示的接收

部 5 的接收调相加法运算部 53 将延迟时间提供给 5 信道的接收信号中的每一个并进行加法运算（接收调相加法运算），该延迟时间用于校正从观测点 P_x 到振动元件 $E1 \sim E5$ 中的每一个的传播距离的差异所引起的相对接收延迟。

[0108] 并且，通过根据动态聚束法控制延迟时间，对深度方向上设定的多个观测点形成接收聚束点。接着，所得到的接收调相加法运算后的第一接收信号以发送聚束点 $Ft1$ 的位置信息为附属信息保存于发送波阵面调相加法运算部 6 的接收信号存储部 61。

[0109] 同样，依次进行以 $Ft2$ 和 $Ft3$ 为发送聚束点的发送超声波和以观测点 P_x 为接收聚束点的超声波收发，这时得到的接收调相加法运算后的第二接收信号和第三接收信号也保存于接收信号存储部 61。此外，图 1 所示的发送波阵面调相加法运算部 6 通过将延迟时间提供给第一接收信号至第三接收信号中的每一个并进行加法运算来进行发送波阵面调相加法运算，该延迟时间用于校正从发送聚束点 $Ft1 \sim Ft3$ 到观测点 P_x 的传播距离的差异所引起的相对发送延迟。

[0110] 接着，一边使发送聚束点 $Ft1 \sim Ft3$ 在维持其相对位置关系的状态下向图 11 所示的扫描方向移动、一边对被检查体进行 2 维超声波扫描，这时根据得到的多个发送波阵面调相加法运算后的接收信号来生成图像数据。

[0111] 上述第二实施例中，叙述了对从设定在一个接收波束的中心轴上的观测点得到的接收信号进行接收调相加法运算和发送波阵面调相加法运算的情况，但是，也可以对适用相对多个方向同时形成接收波束的并列同时接收法而得到的接收信号进行上述调相加法运算。

[0112] 参照图 12，说明在适用并列同时接收的情况下的接收调相加法运算和发送波阵面调相加法运算。这种情况下，也表示了将发送用振动元件组的元件数 M_t 设为 3、将接收用振动元件组的元件数 M_r 设为 5、将发送用振动元件组数 M_x 设为 3、并进一步将并列同时接收数 M_p 设为 5 的情况。

[0113] 图 12 中，从构成第一发送用振动元件组 $TG1$ 的振动元件 $E1 \sim E3$ 中的每一个放射的发送超声波，在发送聚束点 $Ft1$ 聚束后再次扩散。即，发送聚束点 $Ft1$ 中形成虚拟点声源，并以该点声源为起点在被检查体内放射发送超声波波阵面 $Wt1$ 。

[0114] 从发送聚束点 $Ft1$ 放射的发送超声波由设定在深度方向 $y1, y2, \dots, y5$ 上的并列同时接收数 M_p ($M_p = 5$) 的观测点 $P \times 1 \sim P \times 5$ 中的每一个反射，并由例如以振动元件 $E1 \sim E5$ 中的每一个为中心的 M_r ($M_r = 5$) 个振动元件构成的 M_p 个接收用振动元件组来接收。这时，接收用振动元件组中的每一个中得到的 M_r 信道的接收信号具有从观测点 $P \times 1 \sim P \times 5$ 到构成接收振动元件组的振动元件的传播距离的差异所引起的相对接收延迟。

[0115] 接收部 5 的接收调相加法运算部 53 向各接收振动元件组中得到的 M_r 信道的接收信号提供用于校正上述接收延迟的延迟时间并进行接收调相加法运算，由此，在观测点 $P \times 1 \sim P \times 5$ 形成接收聚束点，来自点 $P \times 1 \sim P \times 5$ 的接受超声波通过各接收用振动元件组选择性接收。并且，通过以同样的次序根据动态聚束法控制延迟时间，来对深度方向上设定的多个观测点形成接收聚束点，来自这些观测点的接收超声波也被选择性接收。此外，从 M_p 个接收用振动元件组得到的 M_p 信道的接收调相加法运算后的第一接收信号，以发送聚束点 $Ft1$ 的位置信息作为附属信息保存于发送波阵面调相加法运算部 6 的接收信号存储部 61。

[0116] 以同样的次序,依次进行由振动元件 E2 ~ E4 构成的第二发送用振动元件组和 M_p 个接收用振动元件组的超声波收发、由振动元件 E3 ~ E5 构成的第三发送用振动元件组和 M_p 个接收用振动元件组的超声波收发,在各超声波收发中得到的 M_p 信道的第二接收信号和第三接收信号,也分别以由第二发送用振动元件组形成的发送聚束点 Ft2 或由第三发送用振动元件组形成的发送聚束点 Ft3 的位置信息作为附属信息保存于接收信号存储部 61。

[0117] 接收信号存储部 61 中以接收用振动元件组的单位保存的接收调相加法运算后的第一接收信号至第三接收信号,由图 1 所示的发送波阵面调相加法运算部 6 的发送波阵面延迟校正部 62 和加法运算部 63 读出,并根据发送聚束点 Ft1 ~ Ft3 的位置信息对这些接收信号进行发送波阵面调相加法运算。通过该发送波阵面调相加法运算,大致同时生成与并列同时接收数 M_p 相对应的 M_p 信道的发送波阵面调相加法运算后的接收信号,因此,可以大幅度提高图像数据的帧频 (frame rate)。

[0118] 尤其,根据放射从发送用振动元件组扩散的发送超声波的方法,可以对被检查体内的比较大的区域放射发送超声波,因此,能够设定更多的并列同时接收数 M_p ,并且,可以得到更高的帧频。

[0119] 上面叙述了扇形扫描方式和并列同时接收中的接收调相加法运算和发送波阵面调相加法运算,但是,本发明所使用的超声波探头也可以是 2 维排列的超声波探头,另外,也可以是使 1 维排列的多个振动元件机械高速移动的超声波探头。

[0120] 另外,叙述了使实施例所述的观测点 P_x 与图像数据的像素相对应地设定的情况,但是,并不仅限于此,例如,线性扫描方式中的观测点也可以设定在接收用振动元件组的中心轴上。

[0121] 上述实施例中,叙述了以从接收用振动元件组得到的 RF (RadioFrequency) 波为接收信号进行接收调相加法运算和发送波阵面调相加法运算的情况,但是,也可以对将上述 RF 波进行正交相位检波或希尔伯特变换而得到的 I 分量 (实数分量) 和 Q 分量 (虚数分量) 进行接收调相加法运算和发送波阵面调相加法运算。这时,图 1 所示的接收部 5 的预处理部 51 中,除了已经叙述的放大器和滤波电路之外还设置有检测 I 分量和 Q 分量的正交相位检波电路或希尔伯特变换电路。

[0122] 上述实施例中,叙述了通过将使用扩散的发送超声波的方法适用于如 CHI 法 (对比谐波成像法) 一样在被检查体内的大范围中要求均匀且低声压的发送超声波的成像法,能够进行超声波造影剂的强调显示,但是,通过将发送聚束点设定在比图象显示区域更深的部位,可以得到同样的效果,并且,根据该方法,能够补偿被检查体组织中的发送超声波的吸收所引起的深部区域中的图像数据的 S/N 劣化。

[0123] 考虑到本说明书和本发明公开的实际情况,本领域普通技术人员很容易想到其它和本发明一致的表现方式。本说明书的实施例仅仅是作为举例说明之用,本发明的实际范围和精神由权利要求书的内容进行限定。

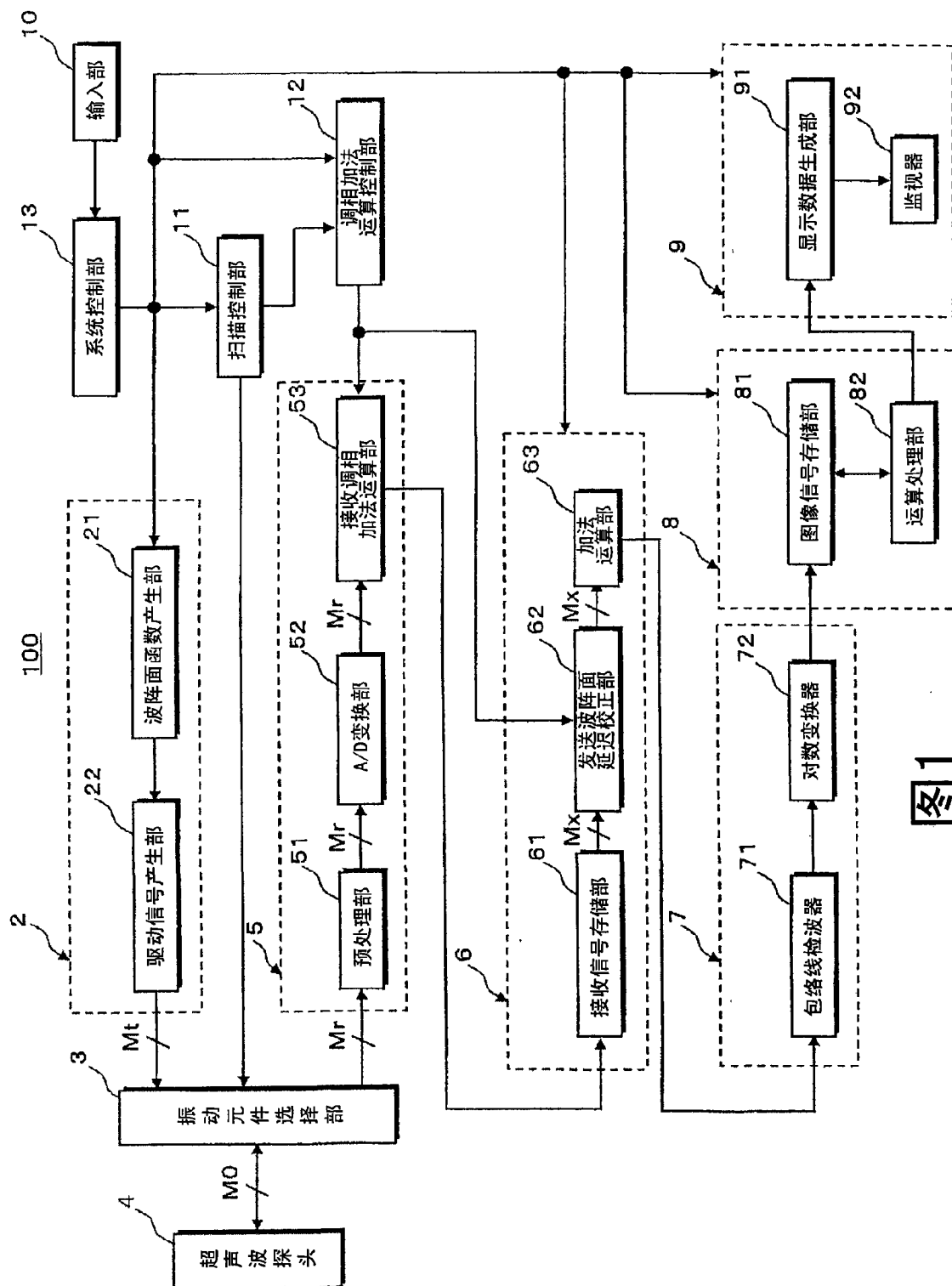


图1

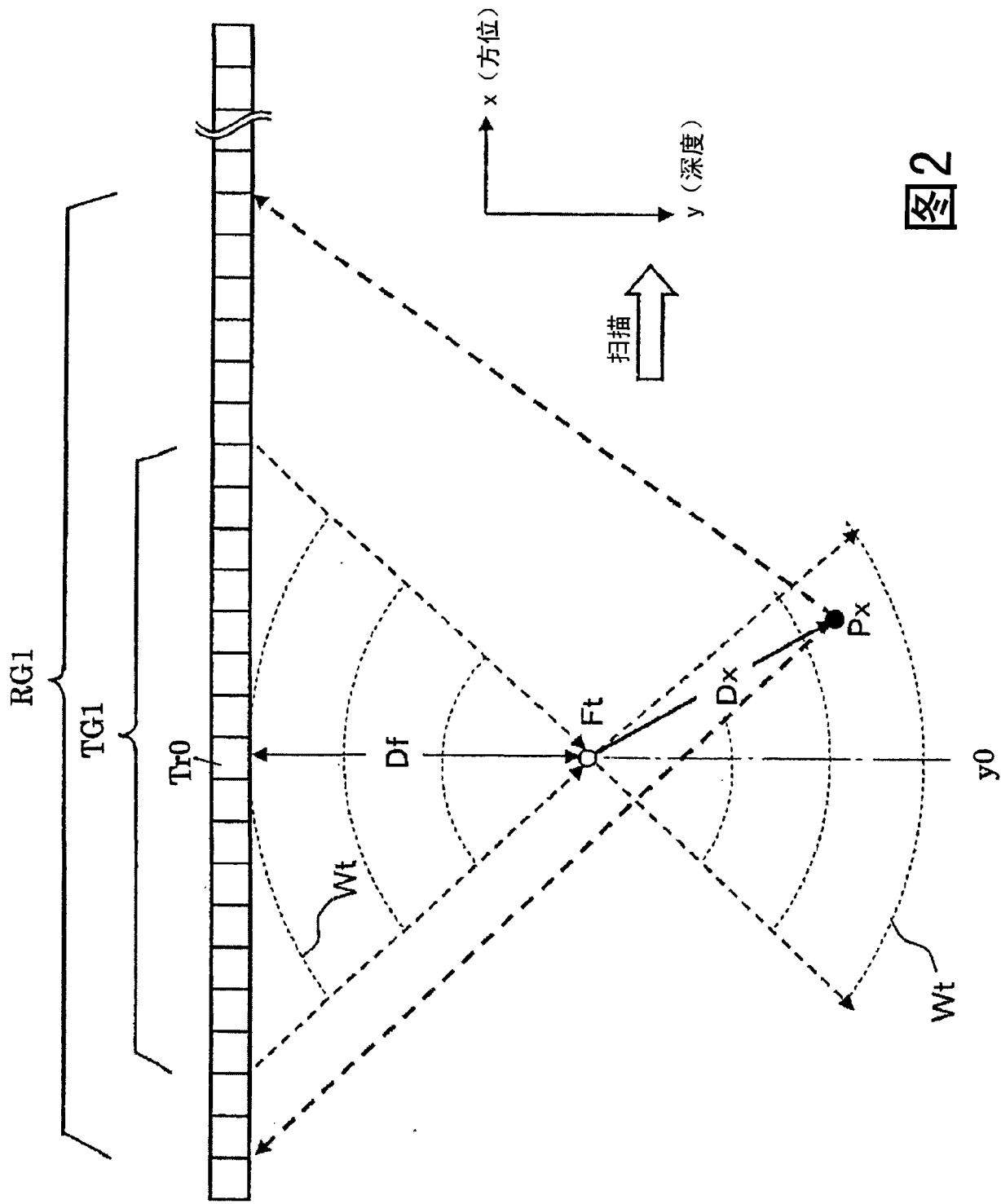


图2

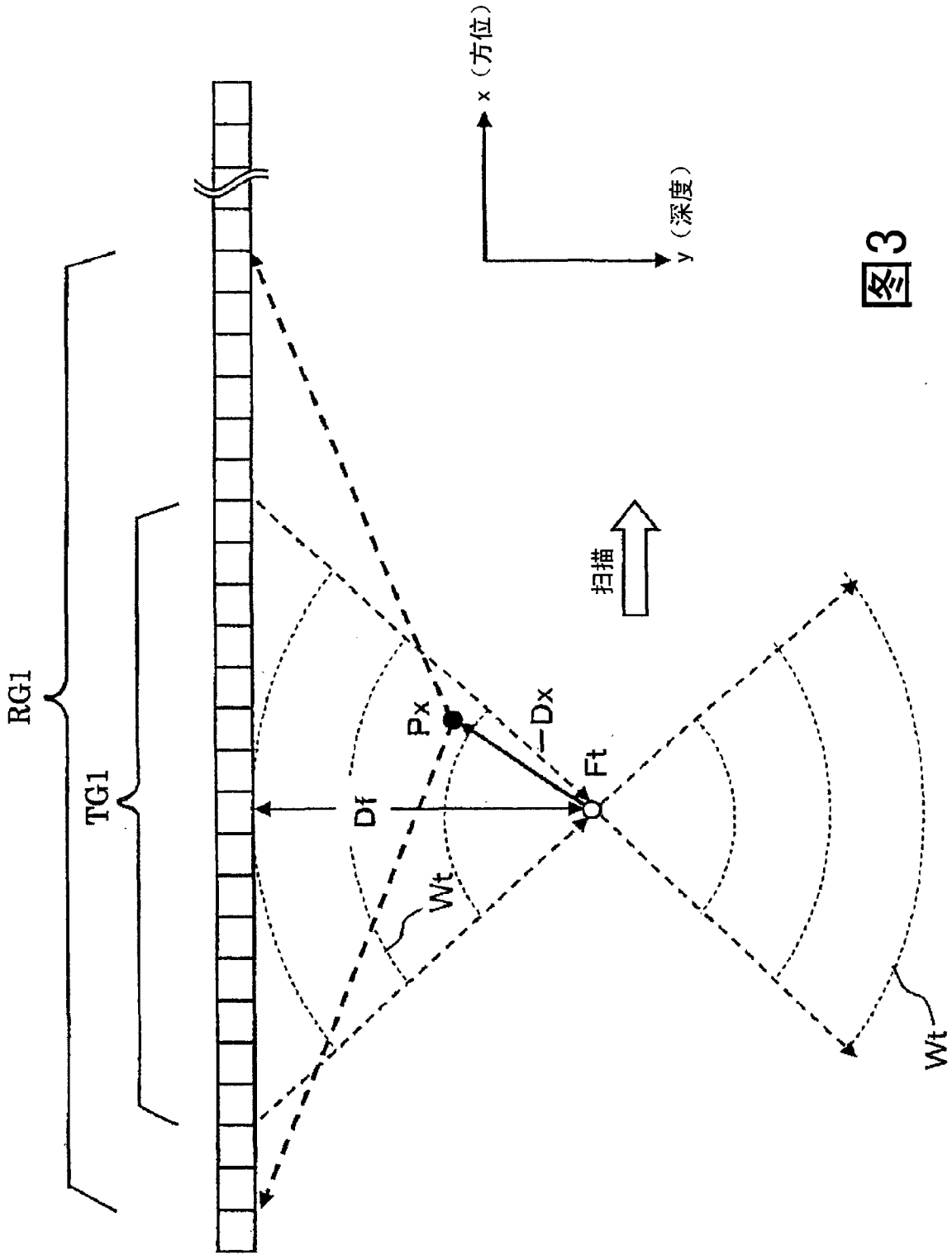
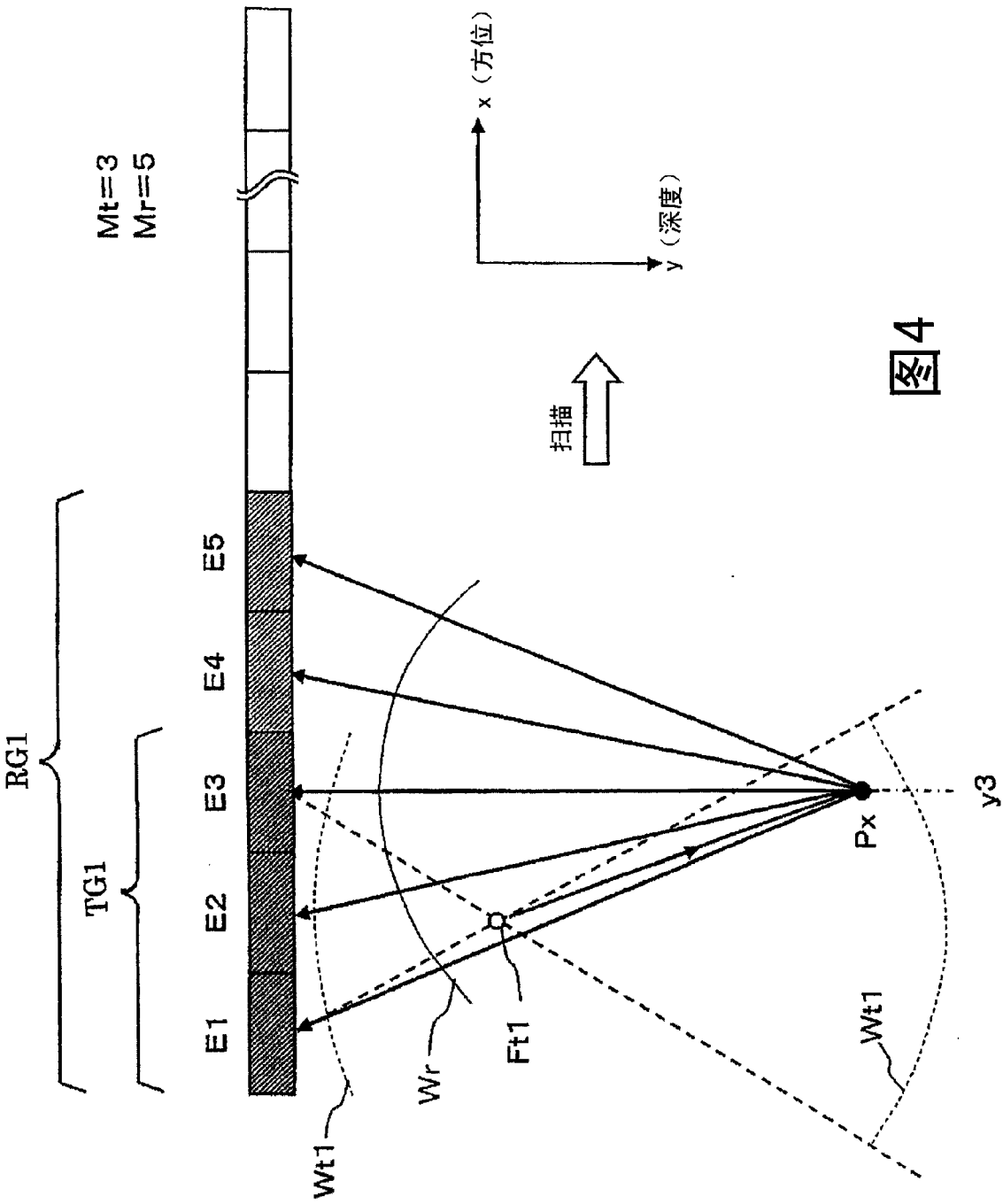


图3



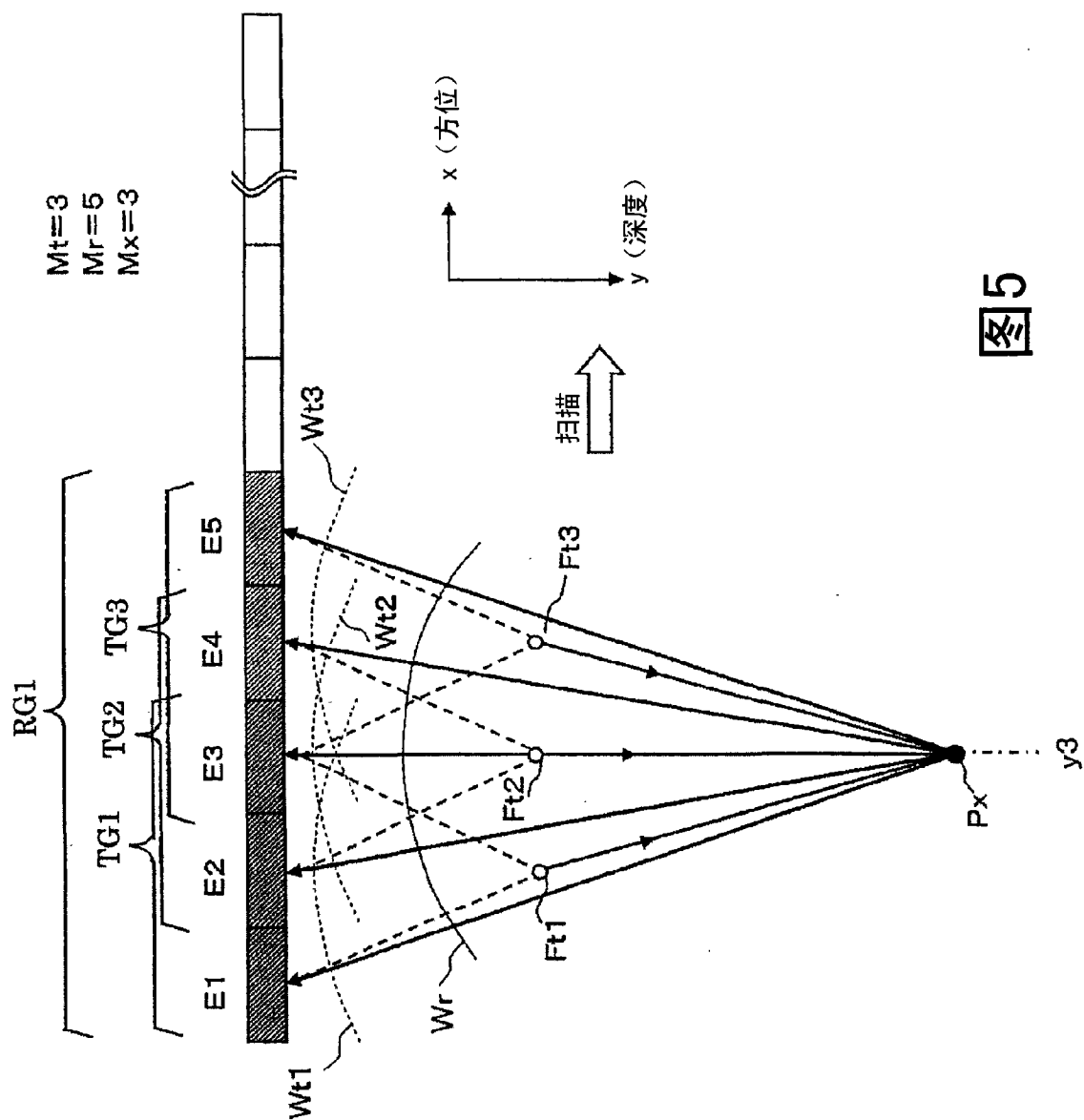


图5

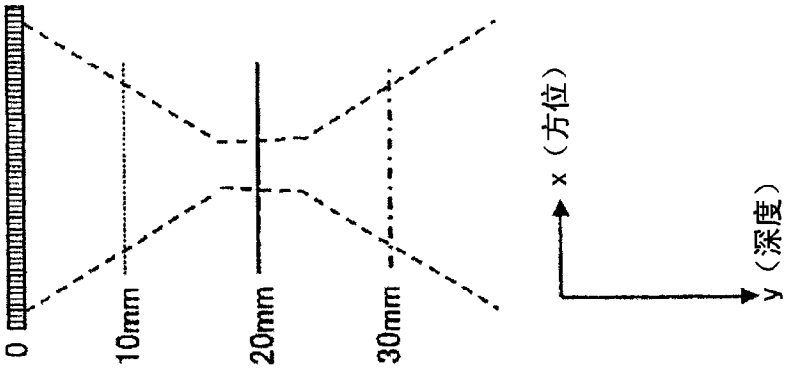


图6A

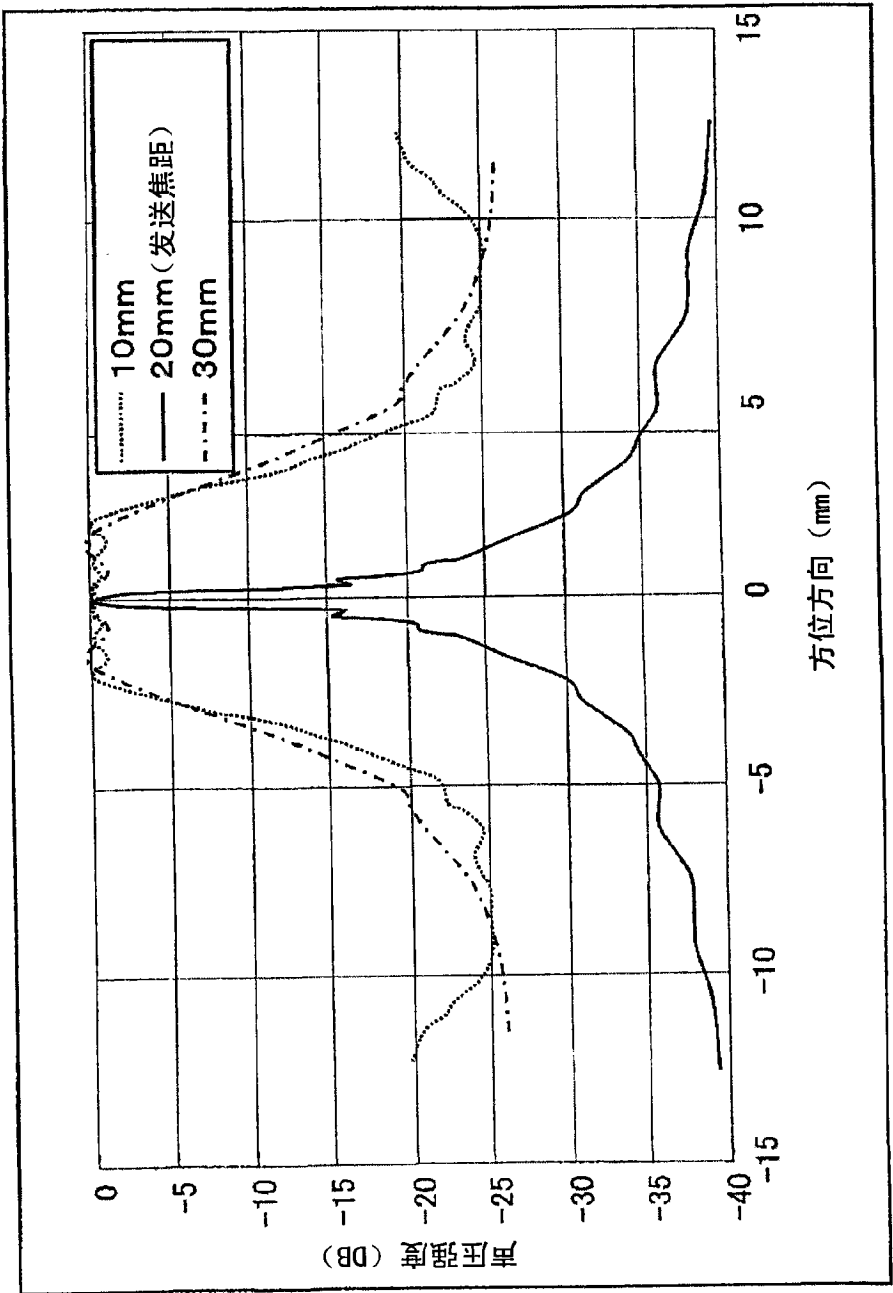


图6B

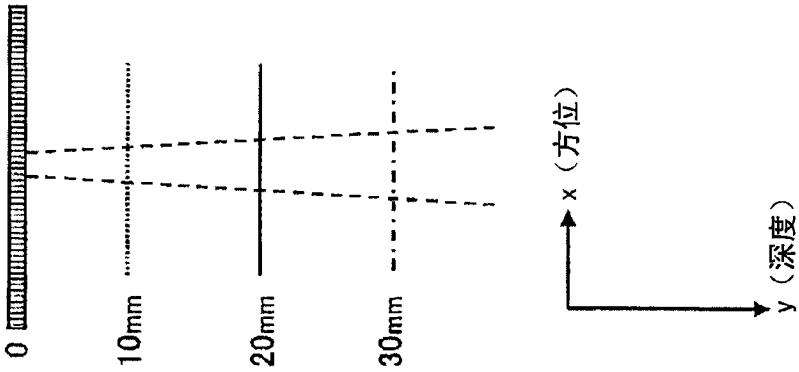


图7A

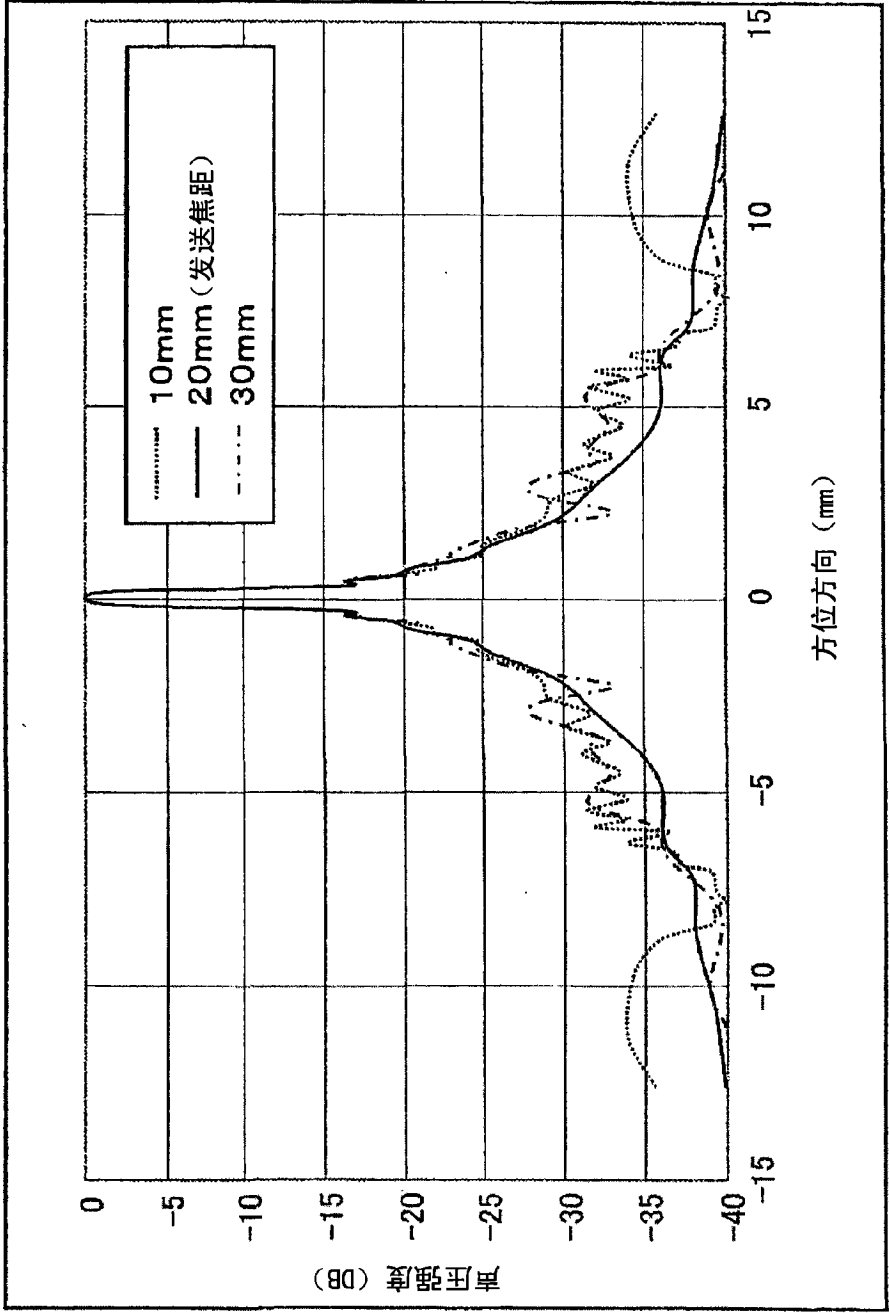


图7B

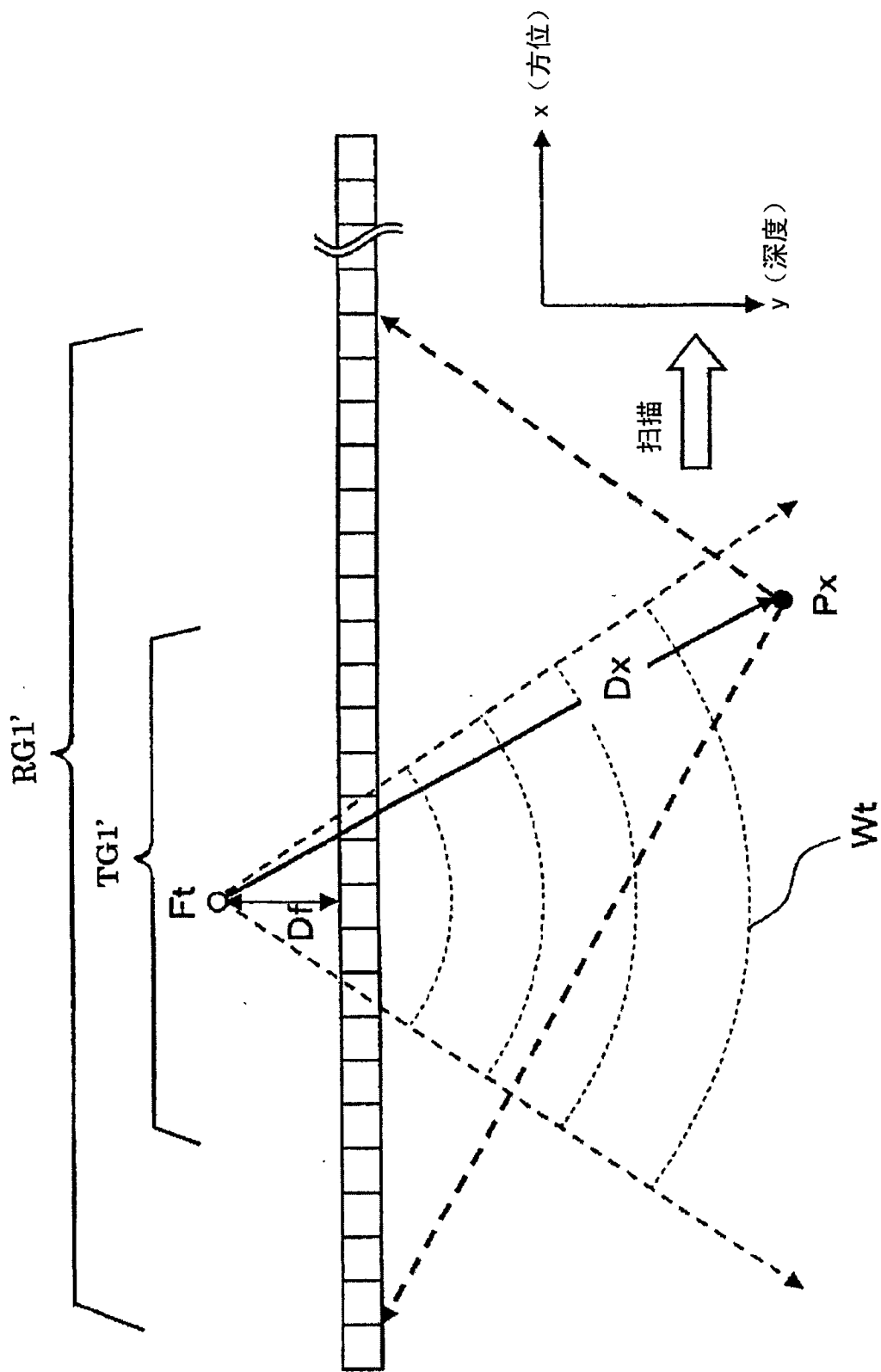
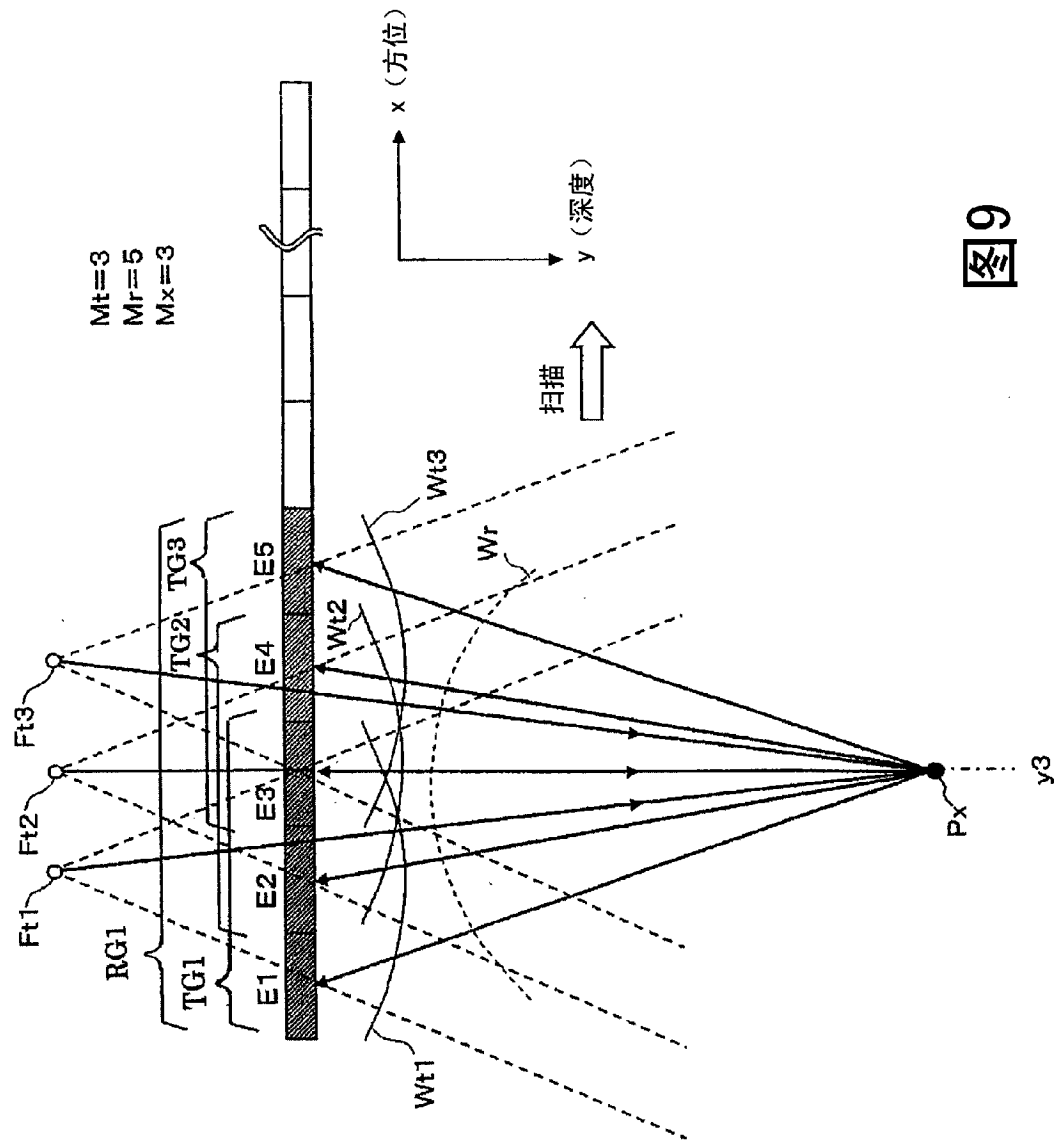


图8



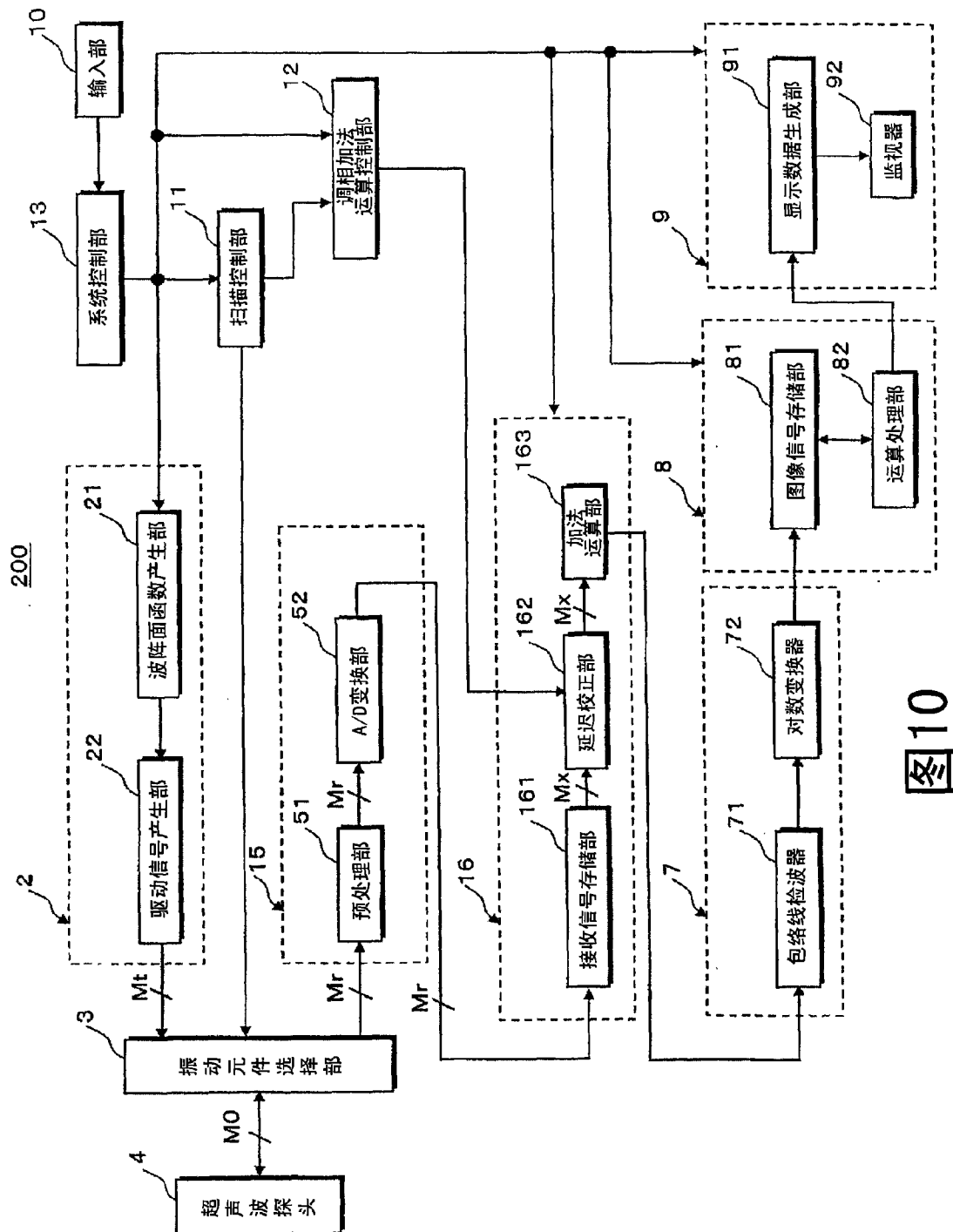
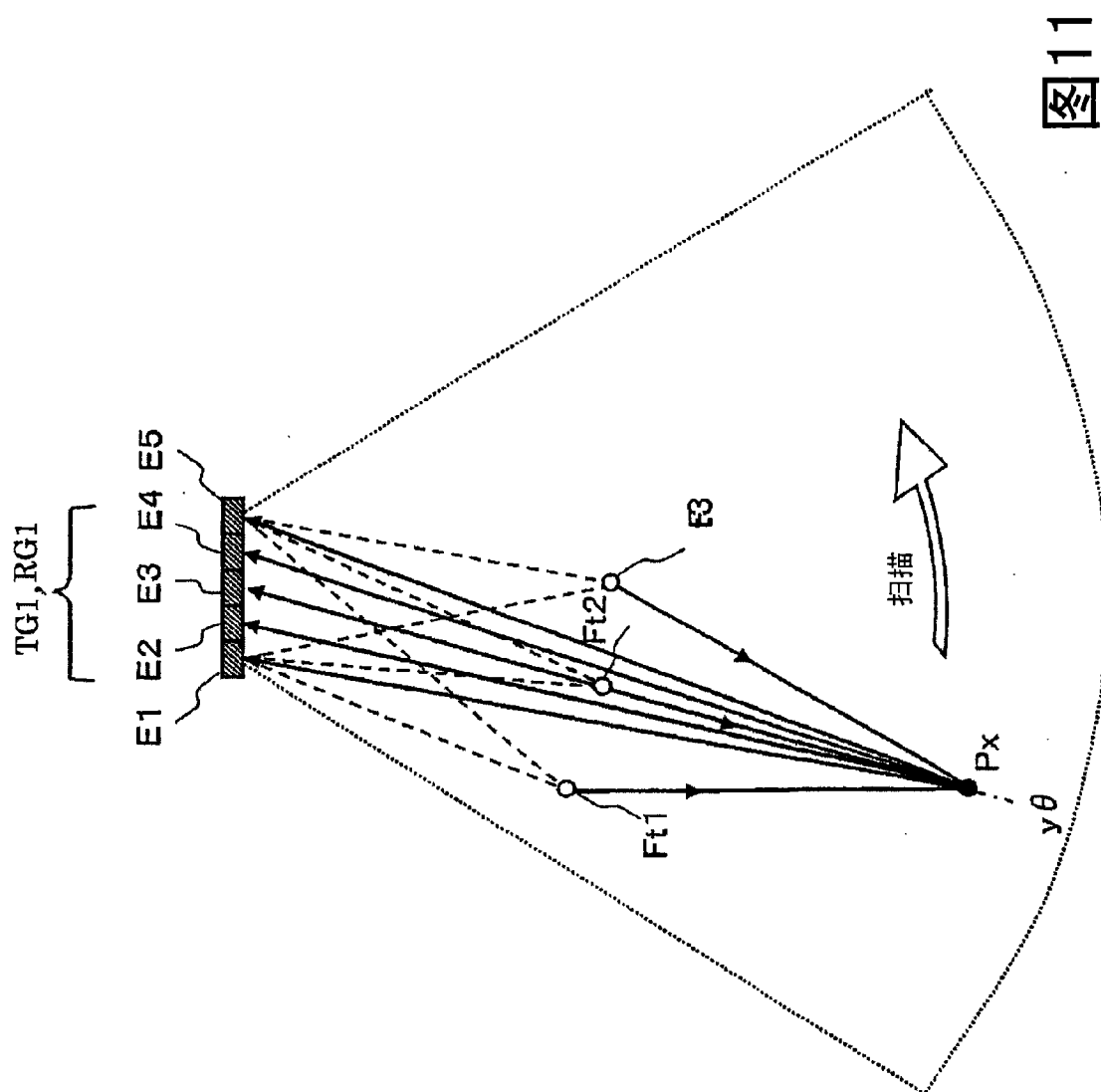
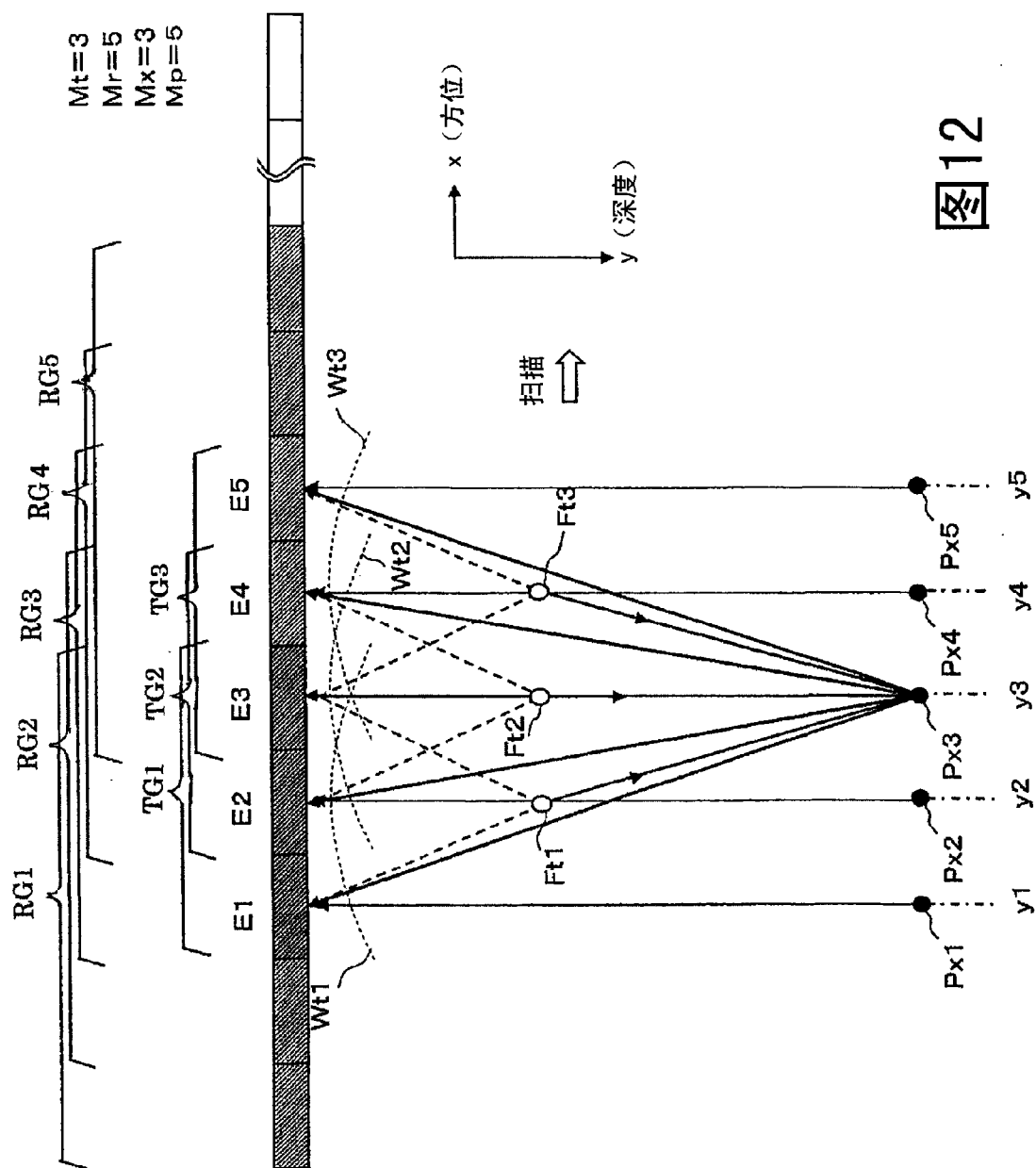


图10





专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN101548896B	公开(公告)日	2011-10-05
申请号	CN200910132914.2	申请日	2009-03-31
[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	平间信		
发明人	平间信		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S15/8927 G01S15/8997 G01S7/52046 G01S7/52095 G01S7/52047		
代理人(译)	杨谦 胡建新		
审查员(译)	张宇		
优先权	2008093812 2008-03-31 JP		
其他公开文献	CN101548896A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种超声波诊断装置，对收发波的聚束点进行电子控制，从而形成在被检查体的深度方向具有大致一样的细波束宽度的发送波束和接收波束，由此得到空间分辨率和对对比分辨率优异的超声波图像。使从规定数量的发送用振动元件组放射的发送超声波聚束来形成虚拟点声源，由规定数量的振动元件组接收从由点声源放射的发送超声波波阵面内区域的观测点反射的接收超声波，对得到的多个接收信号进行接收调相加法运算以使观测点成为接收聚束点。对接收调相加法运算后的接收信号进行发送波阵面调相加法运算，校正从多个发送聚束点到观测点的传播距离的差异所引起的发送延迟。

