

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200910150326.1

[43] 公开日 2009 年 12 月 30 日

[11] 公开号 CN 101612049A

[22] 申请日 2009.6.23

[21] 申请号 200910150326.1

[30] 优先权

[32] 2008.6.26 [33] JP [31] 167948/2008

[71] 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

共同申请人 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
代理人 胡建新

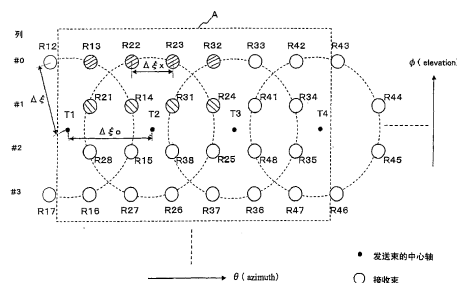
权利要求书 2 页 说明书 13 页 附图 11 页

[54] 发明名称

超声波诊断装置

[57] 摘要

本发明提供一种对被检体的 3 维区域在短时间内收集收发感度均匀的体数据的超声波诊断装置。对应于具有较宽的束宽的发送音场，将具有均匀的较细的束宽的 5 条以上的并列同时接收束方向设定在从发送音场的中心轴离开规定的角度间隔 $\Delta \xi$ 的圆弧上的位置上，通过使发送音场和多个并列同时接收束依次在 θ (azimuth) 方向及 ϕ (elevation) 方向上以规定的角度间隔 $\Delta \xi$ 改变，实现较高的体速率。



1、一种超声波诊断装置，基于通过采用并列同时接收法的3维扫描得到的超声波接收信号生成3维超声波图像数据，其特征在于，

具备：

扫描控制部，设定超声波发送音场和对应于该发送音场的中心轴的多个并列同时接收束方向，通过使上述发送音场及对应于该发送音场的多个并列同时接收束方向向规定方向依次改变，进行上述3维扫描；

超声波探头，2维排列有多个振动元件；

发送部，驱动上述多个振动元件，放射上述超声波发送束；

接收部，通过将从上述多个并列同时接收束方向分别得到的多个波道的超声波接收信号调整相位相加，进行并列同时接收；

图像数据生成部，基于在向上述规定方向依次改变的上述并列同时接收束方向上分别得到的调整相位相加后的超声波接收信号，生成超声波图像数据；

上述扫描控制部设定从上述超声波发送音场的各中心轴离开规定间隔的5以上的多个并列同时接收束方向。

2、如权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述扫描控制部通过上述并列同时接收音场的改变来设定上述并列同时接收束方向，以使上述3维扫描的接收束方向相对于规定方向为等间隔。

3、如权利要求2所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述扫描控制部设定上述并列同时接收束方向，以使上述3维扫描的接收束方向相对于相互正交的两个方向为等间隔。

4、如权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述扫描控制部将从上述发送束方向离开相等的角度间隔或相等的距离间隔的接收条数5以上的上述并列同时接收束方向以等间隔设定在以上述发送音场的中心轴为中心的圆周上。

5、一种超声波诊断装置，基于通过采用并列同时接收法的3维扫描得到的接收信号生成图像数据，其特征在于，

具备：

扫描控制部，设定超声波发送音场和从该发送音场离开规定的角度间

隔或规定的距离间隔的接收条数 8 的并列同时接收束方向，通过使上述发送音场及上述并列同时接收束方向向规定方向依次改变，进行上述 3 维扫描；

超声波探头，2 维排列有多个振动元件；

发送部，驱动上述多个振动元件，对上述发送音场放射发送超声波；

接收部，通过将从上述多个并列同时接收束方向分别得到的多个波道的接收信号调整相位相加，进行并列同时接收；

图像数据生成部，基于在向上述规定方向依次改变的上述并列同时接收束方向上分别得到的调整相位相加后的接收信号，生成图像数据；

上述扫描控制机构将上述并列同时接收束方向设定在上述发送束方向的周围，以使得通过上述并列同时接收束方向的改变、上述 3 维扫描的接收束方向相对于相互正交的两个方向为等间隔。

6、如权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述图像数据生成机构基于上述调整相位相加后的接收信号生成体数据，将该体数据处理而生成 3 维图像数据、MIP 图像数据及 MPR 图像数据的至少任一种。

7、如权利要求 5 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述图像数据生成机构基于上述调整相位相加后的接收信号生成体数据，将该体数据处理而生成 3 维图像数据、MIP 图像数据及 MPR 图像数据的至少任一种。

8、如权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

还具备显示机构；

上述显示机构实时显示上述图像数据生成机构生成的上述图像数据。

9、如权利要求 5 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

还具备显示机构；

上述显示机构实时显示上述图像数据生成机构生成的上述图像数据。

超声波诊断装置

本申请基于 2008 年 6 月 26 日提出申请的日本专利申请第 2008-167948 号并主张其优先权，这里引用其全部内容。

技术领域

本发明涉及显示使用 2 维阵列超声波探头的并列同时接收方式的 3 维区域的超声波扫描（3D 体扫描）的 3 维超声波图像的超声波诊断装置，特别涉及能够消除并列同时接收的感度不均匀、并且能够提高 3 维超声波图像的数据收集速率（体速率）的超声波诊断装置。

背景技术

超声波诊断装置是将从内装在超声波探头中的振动元件产生的超声波脉冲放射到被检体内、通过上述振动元件接收因生物体组织的音响阻抗的差异产生的超声波反射波而显示在监视器上的装置。在通过控制供给到多个振动元件中的驱动信号及从上述振动元件得到的接收信号的延迟时间而能够电子地控制超声波的收发束及集束点的近年来的超声波诊断装置中，由于通过使超声波探头接触在体表的简单的操作就能够容易地观察实时的图像数据，所以在生物体器官的形态诊断及功能诊断中广泛地使用。

特别是，通过来自生物体内的组织或血球的超声波反射波得到诊断信息的超声波诊断法因超声波脉冲反射法和超声波多普勒法的两个较大的技术开发而实现了迅速的进步，利用这些技术得到的 B 模式图像数据及彩色多普勒图像数据的观测在当今的图像诊断中变得不可或缺。

一般，电子扫描方式超声波诊断装置将多个振动元件一维排列、通过高速控制对各个振动元件的驱动来进行 2 维（2D）图像数据的实时显示。2D 图像数据通过对被检体进行的 2D 扫描生成。近年来，能够基于进行 3 维（3D）扫描得到的 3D 图像数据（体数据）进行任意截面的 Multi Planar Reconstruction（MPR）图像数据（2D 图像数据）及体绘制图像数据等的 3D 图像数据的生成、能够在短时间内得到被检体的 3D 区域中的大范围的

信息的超声波诊断装置已实用化。

作为该体数据的收集方法,有使 1D 排列了振动元件的以往的超声波探头机械地移动或转动的机械性数据收集方法、和电子地控制对于 2D 排列的振动元件的驱动信号及从上述振动元件得到的接收信号的电子性数据收集方法。根据机械性数据收集方法,虽然装置结构较简单,但在体数据收集需要较多的时间,所以正确地得到运动较快的器官及血流等的信息是很困难的。另一方面,根据电子性数据收集方法,虽然装置主体及超声波探头的结构变得复杂,但能够在短时间内收集体数据。特别是,对于心脏等的运动较剧烈的器官,通过与心拍同步 3D 扫描法(Triggered Volume Scan)的同时使用,能够将 3D 图像数据作为运动图像显示。

但是,在循环器官区域中为有效的心拍同步法对于具有重度的脉律不齐的被检体不能使用,此外,在超声波多普勒法的血流计测中,为了得到流速数据而要求对相同的部位进行多次超声波收发,3D 彩色多普勒图像数据的实时显示变得更困难。

所以,提出了通过采用同时接收来自多个方向的接收信号的并列同时接收法、提高体数据的收集速度的方法(例如特开 2000-116651 号公报)。图 9 说明使用振动元件沿 θ (azimuth) 方向及 ϕ (elevation) 方向排列的 2D 阵列超声波探头的 4 方向并列同时接收法。4 束并列同时接收是对各发送束区域(以下称作发送音场)沿 θ (azimuth) 方向及 ϕ (elevation) 方向分别进行 2 束的并列同时接收。例如,在发送束中心轴(●)C1 的发送音场 T1 中,沿 θ (azimuth) 方向及 ϕ (elevation) 方向进行 2 束、2 列的并列同时接收。即,对发送音场 T1,将 4 条接收束方向(○)R1、R2、R3、R4 作为 1 个组接收。

在以往的 4 束并列同时接收法中,如图 9 所示,对于被检体的 3D 区域设定为,使多个发送音场 T1、T2……、Tn、……分别为规定的角度间隔 $\Delta \xi_0$ 。并且,在各发送音场(例如 T1)中,可以将并列同时接收 4 束(例如 R1、R2、R3、R4)分别设定为距离发送音场 T1 的束中心轴 C1 离开相等的角度间隔 $\Delta \xi$ 的方向。因此,对于并列同时接收 4 束的各自的发送强度为相等。因此,根据发送强度和接收感度的乘积决定的收发感度也互相相等。即,根据采用 4 方向并列同时接收法的 3D 扫描,能够收集感度不均

匀较少的3维超声波图像(体)数据。

但是,在为了使用以往的并列同时接收法进一步提高体数据的收集速率(体速率)而要将并列同时接收的束数增加到5条以上的情况下,不再能够得到均匀的收发感度。因此,产生感度不均匀及感度差的感度不均匀的问题。

参照图10说明采用以往的并列同时接收法、将并列同时接收束数增加到8条的情况。在并列同时接收束为8条的情况下, θ (azimuth)方向的并列同时接收束数为4条,并且在 ϕ (elevation)方向上将2列接收束作为1组接收。例如,对应于以C1为中心轴的发送音场T1设定为,使得在 θ (azimuth)方向上4条并列同时接收束R11至R14、R15至R18在 ϕ (elevation)方向上为两列。即,对于发送音场T1,将并列同时接收8束R11至R18设定为1个同时接收束组。在此情况下,如图所示,距离发送音场T1的中心轴C1较远的位置的并列同时接收4束R11、R14、R15及R18与中心轴C1的各角度间隔 $\Delta \xi_1$ 比距离发送音场T1的中心轴C1较近的位置的另外的并列同时接收4束R12、R13、R16及R17与中心轴C1的各角度间隔 $\Delta \xi_2$ 大。因此,距离发送音场中心轴C1较远的位置的并列同时接收束R11、R14、R15及R18的收发感度比距离发送音场中心轴C1较近的位置的并列同时接收束R12、R13、R16及R17的收发感度低。

图11A是示意地表示图10所示的中心轴C1的发送束的发送音场AT1与对应于发送音场AT1的并列同时接收束R11、R12、R13及R14的各接收束区域(音场)AR11至AR14的关系的图。发送音场AT1的束宽度设定为比接收音场AR11至AR14的束宽度宽的宽度,以便在所有的并列同时接收束R11至R14中能够得到有效的收发感度。

图11B表示图11A所示的垂直于中心轴(z轴)的截面Zx中的发送音场AT1的发送强度分布BT1和并列同时接收4束的接收感度分布BR11至BR14。图11C是由图11B的发送强度分布BT1和接收感度分布BR11至BR14的乘积决定的并列同时接收4束R11至R14的各收发感度分布BX11至BX14。

由图11C的收发感度分布可知,在距离发送音场中心轴较近的接收束的收发感度BX12、BX13与距离发送音场中心轴较远的接收束的收发感度

BX11、BX14 之间产生感度差。即，在采用以往的并列同时接收法、将并列同时接收束数增加到 8 条的情况下，依存于发送音场中心轴与各并列同时接收束方向的角度间隔而产生收发感度的差异。因此，产生在所取得的体数据中发生不能容许的感度不均匀的问题。如果为了减轻该收发感度的不均匀的问题而进一步扩大发送束的束宽度，则发送强度分布 BT1 下降，接收束的收发感度也发生劣化。还发生随之体数据的 S/N 劣化的问题。

发明内容

本发明解决上述以往的问题、缺点，提供一种减轻收发感度的劣化及感度不均匀、能够在短时间内收集 3 维超声波图像体数据的超声波诊断装置。根据本发明的超声波诊断装置，为了提高体数据的收集速度（体速率），能够将并列同时接收束数增加到 5 条以上，并且能够消除 5 条以上并列同时接收束间的感度不均匀、改善体数据的 S/N。

本发明的超声波诊断装置的第一技术方案，是基于通过采用并列同时接收法的 3 维扫描得到的超声波接收信号生成 3 维超声波图像数据，其特征在于，具备：扫描控制部，设定超声波发送音场和对应于该发送音场的中心轴的多个并列同时接收束方向，通过使上述发送音场及对应于该发送音场的多个并列同时接收束方向向规定方向依次改变（shift），进行上述 3 维扫描；超声波探头，2 维排列有多个振动元件；发送部，驱动上述多个振动元件，放射上述超声波发送束；接收部，通过将从上述多个并列同时接收束方向分别得到的多个波道（channel）的超声波接收信号调整相位相加，进行并列同时接收；图像数据生成部，基于在向上述规定方向依次改变的上述并列同时接收束方向上分别得到的调整相位相加后的超声波接收信号，生成超声波图像数据；上述扫描控制部设定从上述超声波发送音场的各中心轴离开规定间隔的 5 以上的多个并列同时接收束方向。

本发明的超声波诊断装置的另一技术方案，是基于通过采用并列同时接收法的 3 维扫描得到的接收信号生成图像数据的超声波诊断装置，其特征在于，具备：扫描控制部，设定超声波发送音场和从该发送音场离开规定的角度间隔或规定的距离间隔的接收条数 8 的并列同时接收束方向，通过使上述发送音场及上述并列同时接收束方向向规定方向依次改变，进行

上述 3 维扫描；超声波探头，2 维排列有多个振动元件；发送部，驱动上述多个振动元件，对上述发送音场放射发送超声波；接收部，通过将从上述多个并列同时接收束方向分别得到的多个波道的接收信号调整相位相加，进行并列同时接收；图像数据生成部，基于在向上述规定方向依次改变的上述并列同时接收束方向上分别得到的调整相位相加后的接收信号，生成图像数据；上述扫描控制机构将上述并列同时接收束方向设定在上述发送束方向的周围，以使得通过上述并列同时接收束方向的改变、上述 3 维扫描的接收束方向相对于相互正交的两个方向为等间隔。

本发明是通过具有较宽的束宽的发送音场和从该发送音场离开规定的角度间隔 $\Delta \xi$ 、具有均匀的较细的束宽的多个接收束进行并列同时接收的装置。进而，通过使各发送音场与对应于该发送音场的 5 条以上的并列同时接收束的收发组相对于 θ (azimuth) 方向及 ϕ (elevation) 方向以规定的角度间隔 $\Delta \xi_0$ 依次改变，对被检体的 3 维区域进行 3 维扫描。由此，能够进行实时性和画质良好的 3 维超声波图像数据的生成、显示。

作为说明书的一部分的附图用来说明本发明的各种实施方式及/或特征，并且与文字描述一起解释本发明的实施方式。如果可能，则在各附图中使用相同的标号来描述相同的部分。

附图说明

图 1 是表示本发明的实施例的超声波诊断装置的整体结构的块图。

图 2 是表示图 1 所示的超声波诊断装置的实施例所具备的收发部的具体的结构的块图。

图 3 是说明图 1 所示的超声波诊断装置的实施例的 2D 超声波探头进行的并列同时接收的模型图。

图 4 是表示图 1 所示的超声波诊断装置的实施例所具备的接收信号处理部的具体的结构的块图。

图 5 是表示图 1 所示的超声波诊断装置的实施例所具备的图像数据生成部的具体的结构的块图。

图 6 表示图 1 所示的超声波诊断装置的实施例的发送束方向和对应于各发送束的 8 方向并列同时接收束方向的具体例。

图 7 说明图 6 的发送束方向和 8 方向并列同时接收束方向的设定方法。

图 8A 表示由图 7 的发送束形成的发送强度分布（发送音场）和对应于各发送束形成的 azimuth 方向行#1、2 的接收感度分布（接收音场）。

图 8B 表示基于图 8A 所示的发送强度分布和接收感度分布的收发感度分布。

图 8C 表示由图 7 的发送束形成的发送强度分布（发送音场）和对应于各发送束形成的 azimuth 方向行#0、3 的接收感度分布（接收音场）。

图 8D 表示基于图 8C 所示的发送强度分布和接收感度分布的收发感度分布。

图 9 说明使用 2 维阵列超声波探头的接收条数 4 束的并列同时接收。

图 10 是根据背景技术、将使用 2 维阵列超声波探头的并列同时接收束增加到 8 的例子。

图 11A 示意地表示图 10 的发送束与接收束的关系。

图 11B 表示由图 10 的发送束形成的发送强度分布、和由并列同时接收束形成的接收感度分布。

图 11C 表示基于图 11B 所示的发送强度分布和接收感度分布的收发感度分布的不均匀。

具体实施方式

本发明的特征在于，对应于具有较宽的束宽的发送音场，将具有均匀的较细的束宽的 5 条以上的并列同时接收束方向设定在从发送音场的中心轴离开规定的角度间隔 $\Delta \xi$ 的圆弧上的位置上，通过使发送音场和多个并列同时接收束方向依次在 θ （azimuth）方向及 ϕ （elevation）方向上以规定的角度间隔 $\Delta \xi_0$ 改变，对于被检体的 3 维区域在短时间内收集收发感度均匀的体数据。

以下，参照附图说明本发明的实施例。在实施例中，对采用并列同时接收法的扇区扫描方式的超声波诊断装置进行叙述，但也可以是线性扫描方式或凸面扫描方式等的超声波诊断装置。

图 1 是表示超声波诊断装置的整体结构的块图。本实施例的超声波诊断装置 100 具备超声波探头 3、收发部 2、接收信号处理部 4、和图像数据生成部 5。超声波探头 3 具备多个振动元件，对包括被检体的诊断对象部位的 3 维区域发送超声波脉冲，将从诊断对象部位得到的超声波反射波作为

接收信号，变换为电信号。收发部 2 将用来将发送超声波对 3 维区域的规定方向发送的驱动信号供给到超声波探头 3 的振动元件中，将从各振动元件得到的多个波道的接收信号调整相位相加。接收信号处理部 4 将调整相位相加后的接收信号进行处理，生成 B 模式数据及彩色多普勒数据。图像数据生成部 5 基于通过对诊断对象部位的 3 维扫描得到的 B 模式数据及彩色多普勒数据生成 3 维图像数据。

超声波诊断装置 100 还具备显示所生成的 3 维图像数据的显示部 6、进行被检体信息的输入、图像数据生成条件及图像数据显示条件的设定、各种命令信号的输入等的输入部 7、通过设定收发部 2 的发送延迟时间及接收延迟时间来控制对于对应被检体的 3 维扫描的扫描控制部 8、和综合控制上述各单元的系统控制部 9。

在超声波探头 3 的前端部上，2 维排列着 N_o 个振动元件。这些振动元件分别经由 N_o 波道的多芯线来连接在收发部 2 的输入输出端子上。振动元件具有在发送时将电脉冲（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）变换为电接收信号的功能。

在本实施例中，说明使用具有 2 维排列的 N_o 个振动元件的扇区扫描用的超声波探头 3 的情况，但在超声波探头 3 中，有对应于扇区扫描、对应于线性扫描、对应于凸面扫描的等，操作者可以根据诊断部位任意地选择。即，在本实施例中，从 N_o 个振动元件中预先设定 N_t 个振动元件作为发送用振动元件组，预先设定 N_r 个振动元件作为接收用振动元件组。构成发送用振动元件组的振动元件分别被从收发部 2 供给的 N_t 波道的驱动信号驱动而对被检体内放射发送超声波。通过该发送超声波而从被检体内得到的反射超声波被接收用振动元件组变换为 N_r 波道的接收信号。

图 2 是表示图 1 所示的超声波诊断装置所具备的收发部的具体的结构的块图。收发部 2 具备发送部 21 和接收部 22。发送部 21 将用来对被检体放射发送超声波的驱动信号供给到设在超声波探头 3 中的发送用振动元件组 N_t 中。接收部 22 将从超声波探头 3 的接收用振动元件组 N_r 得到的 N_r 波道的接收信号进行调整相位相加（即，使基于来自规定方向的接收超声波的接收信号的相位一致而相加合成）。

发送部 21 具备速率脉冲发生器 211、发送延迟电路 212、和 N_t 波道的

驱动电路 213。速率脉冲发生器 211 通过将系统控制部 9 供给的基准信号分周而生成决定发送超声波的重复周期的速率脉冲。发送延迟电路 212 由 N_t 波道的独立的延迟电路构成，对生成的速率脉冲赋予用来将发送超声波聚束到规定的距离（深度）的延迟时间（聚束用延迟时间）和用来将发送超声波对规定的发送束方向放射的延迟时间（偏向用延迟时间）。驱动电路 213 基于延迟的速率脉冲，生成用来驱动 N_t 个发送用振动元件组的驱动脉冲。

接收部 22 具备由 N_r 波道构成的预放大器 221 及 A/D 变换器 222、和 M 波道的调整相位相加部（束成形器：beam former）223-1 至 223-M。预放大器 221 是用来将从超声波探头 3 的接收用振动元件组供给的 N_r 波道的接收信号放大而确保足够的 S/N 的部件，在其初段部中设有用来进行保护不受在发送部 21 的驱动电路 213 中产生的高电压的驱动信号损害的限幅器电路（未图示）。

由接收用振动元件组得到的 N_r 波道的接收信号在预放大器 221 中被放大到规定的大小，被 A/D 变换器 222 变换为数字信号之后，分别被供给到调整相位相加部 223-1 至 223-M 中。

调整相位相加部 223-1 至 223-M 分别具有接收延迟电路和加法电路，对于在 A/D 变换器 222 中被变换为数字信号的 M_r 波道的接收信号赋予用来在以发送束音场为中心的多个并列同时接收束方向上分别设定较强的接收指向性的偏向用延迟时间和用来将来自规定的深度的接收超声波聚束的聚束用延迟时间后、进行相加合成（调整相位相加）。在此情况下，通过采用将聚束用延迟时间或聚束用延迟时间和接收波道数随着接收时刻更新、使接收束的焦点区域从浅部向深部依次移动的、所谓动态聚焦法，形成对于超声波的收发束（深度方向）具有大致均匀的较细的束宽度的接收束。

图 3 是表示从超声波探头 3 送出的发送束音场 T1、和设定在该发送束音场 T1 的周围的多个并列同时接收束 R11 至 R1M ($M=8$) 的图。8 方向的并列同时接收束 R11 至 R1M 设定为相对于发送束音场 T1 相等的角度间隔，以使各自的收发感度变得均匀。详细情况在后面叙述。

图 4 表示图 1 所示的超声波诊断装置所具备的接收信号处理部的具体的结构。接收信号处理部 4 具备将从上述接收部 22 的调整相位相加部 223-1

至 223-M 输出的、调整相位相加后的 M 波道接收信号进行信号处理而生成 B 模式数据的 B 模式数据生成部 41、和将 M 波道接收信号信号处理而生成彩色多普勒数据的彩色多普勒数据生成部 42。

B 模式数据生成部 41 具备包络线检波器 411 和对数变换器 412。包络线检波器 411 对从接收部 22 的调整相位相加部 223-1 至 223-M 输出的 M 波道接收信号分别进行包络线检波。对数变换器 412 通过对包络线检波后的接收信号的对数变换处理，将较小的信号振幅相对地强调，生成对于各个并列同时接收束方向的 B 模式数据。

彩色多普勒数据生成部 42 具备 $\pi/2$ 移相器 421、混合器 422-1 及 422-2、低通滤波器(LPF)423-1 及 423-2,对于从接收部 22 的调整相位相加部 223-1 至 223-M 输出的接收信号分别进行正交相位检波，生成复信号(I 信号及 Q 信号)。

彩色多普勒数据生成部 42 还具备多普勒信号存储部 424、作为高通用数字滤波器的 MTI 滤波器 425 及自相关运算器 426。多普勒信号存储部 424 将通过正交相位检波得到的复信号保存。MTI 滤波器 425 将保存在多普勒信号存储部 424 中的复信号读出，将包含在复信号中的起因于器官的固体反射体或器官的呼吸性移动或心跳性移动等的多普勒成分(杂波成分)除去。自相关运算器 426 对于由 MTI 滤波器 425 提取的血流信息的多普勒成分计算自相关值，再基于该自相关值计算血流的平均流速值、分散值、能量值等，生成对于各个并列同时接收束方向的彩色多普勒数据。

图 5 表示图 1 所示的超声波诊断装置所具备的 3 维图像数据生成部的具体的结构。图像数据生成部 5 具备体数据生成部 51 和 3 维图像数据生成部 52。体数据生成部 51 是基于从接收信号处理部 4 供给的超声波数据(B 模式数据及彩色多普勒数据)生成体数据的机构，具有 B 模式数据存储部 511、彩色多普勒数据存储部 512 及插值处理部 513。3 维图像数据生成部 52 是将生成的体数据处理而生成 3 维图像数据的机构，具有不透明度-色调设定部 521 及绘制处理部 522。

在体数据生成部 51 的 B 模式数据存储部 511 中，以超声波的接收束方向为附带信息而保存有接收信号处理部 4 的 B 模式数据生成部 41 基于通过采用 M 方向的并列同时接收的被检体的 3 维扫描得到的接收信号生成的 M

波道的 B 模式数据。同样，在彩色多普勒数据存储部 512 中，以上述接收束方向为附带信息而保存有彩色多普勒数据生成部 42 生成的 M 波道的彩色多普勒数据。

插值处理部 513 通过使从 B 模式数据存储部 511 读出的多个 B 模式数据对应于接收束方向排列而形成 3 维 B 模式数据，再将构成该 3 维 B 模式数据的不等间隔的体素进行插值处理，生成各向同性的体素构成的 B 模式体数据。插值处理部 513 同样通过使从彩色多普勒数据存储部 512 读出的多个彩色多普勒数据对应于接收束方向排列而形成 3 维彩色多普勒数据，将该 3 维彩色多普勒数据插值处理而生成多普勒模式体数据。

3 维图像数据生成部 52 的不透明度-色调设定部 521 基于从体数据生成部 51 的插值处理部 513 供给的 B 模式体数据或多普勒模式体数据的体素值设定不透明度及色调，绘制处理部 522 基于不透明度-色调设定部 521 设定的不透明度及色调的信息将上述体数据绘制处理，生成体绘制图像数据及表面绘制图像数据等的 3 维图像数据。

图 1 的显示部 6 具备显示数据生成部、变换电路及监视器（未图示）。显示数据生成部对由图像数据生成部 5 的 3 维图像数据生成部 52 生成的 3 维图像数据进行基于视线方向的坐标变换。进而，附加被检体信息及图像数据生成条件等的附带信息，生成显示用数据。变换电路对由显示数据生成部生成的显示用数据进行 D/A 变换和电视格式变换，显示在监视器上。

输入部 7 是具备显示面板及键盘、各种开关、选择按钮、鼠标等的输入设备的交互的接口，使用上述显示面板及输入设备进行被检体信息的输入、图像数据生成条件及图像数据显示条件的设定、对于 3 维图像数据的视线方向的设定、并列同时接收数 M 的设定、各种命令信号的输入等。

扫描控制部 8 基于在输入部 7 中设定的图像数据生成条件及并列同时接收数 M 控制使用超声波探头 3 的对被检体的 3 维扫描。具体而言，基于上述各种设定条件设定发送用振动元件组及接收用振动元件组，对发送部 21 的发送延迟电路 212 及接收部 22 的调整相位相加部 223-1 至 223-M 设定采用 M 方向的并列同时接收的 3 维扫描所需要的发送用延迟时间（发送时的偏向用延迟时间及聚束用延迟时间）及接收用延迟时间（接收时的偏向用延迟时间及聚束用延迟时间）。

系统控制部 9 具备 CPU 和存储电路（未图示）。在存储电路中保存有由输入部 7 输入/设定的上述各种信息。CPU 基于上述输入信息及设定信息综合控制超声波诊断装置 100 的各单元，进行采用并列同时接收的 3 维扫描的体数据的生成及 3 维图像数据的生成。

在图 6 中表示由本发明的超声波诊断装置进行的、使用具有 2 维排列的振动元件的超声波探头 3 的 3 维扫描的并列同时接收方法。图 6 的横轴是相对于 θ (azimuth) 方向的偏向角度，纵轴是相对于 ϕ (elevation) 方向的偏向角度。在本实施例中，对应于具有较宽的束宽度的发送音场，将具有均匀的较细的束宽的 M ($M=8$) 条接收束方向设定在从发送音场的中心轴 (●) 离开规定的角度间隔 $\Delta \xi$ 的圆弧上的位置上。是通过使设定的发送音场和并列同时接收 8 束依次沿 θ (azimuth) 方向及 ϕ (elevation) 方向以规定的角度间隔 $\Delta \xi$ 改变、对被检体的 3 维区域在短时间内收集收发感度均匀的体数据的方法。

图 7 是为了详细地说明本发明的并列同时接收法的具体例而将图 6 所示的用虚线包围的矩形范围 A 放大显示的图。如图 7 所示，在本实施例中，说明超声波发送音场下的同时接收束数 $M=8$ 的并列同时接收。对应于发送音场 T1 的 8 条并列同时接收束 R11 至 R18 (仅图示 R12 至 R17) 被设定在以发送音场 T1 的中心轴为中心的角度间隔 $\Delta \xi$ 的圆周位置上。即，8 条并列同时接收束 R11 至 R18 分别被设定在相对于发送音场 T1 的中心轴相等的角度间隔 $\Delta \xi$ 的位置上。同样，对应于从发送音场 T1 以规定角度间隔 $\Delta \xi$ 在 θ (azimuth) 方向上相邻的发送音场 T2 的并列同时接收 8 束 R21 至 R28 被设定在以发送音场 T2 的中心轴为中心的角度间隔 $\Delta \xi$ 的圆周上。

以下同样，对应于在 θ (azimuth) 方向上以角度间隔 $\Delta \xi$ 设定的发送音场 T3 的并列同时接收 8 束 R31 至 R38 被设定在以发送音场 T3 的中心轴为中心的角度间隔 $\Delta \xi$ 的圆周上，对应于发送音场 T4 的并列同时接收 8 束 R41 至 R48 被设定在以发送音场 T4 的中心轴为中心的角度间隔 $\Delta \xi$ 的圆周上。另外，在设并列同时接收束数 M 为 8 的情况下，如图 7 所示，并列同时接收 8 束分别可以相对于 θ (azimuth) 方向及 ϕ (elevation) 方向以相等的角度间隔 $\Delta \xi_x$ ($\Delta \xi_x = \Delta \xi_o / 2$) 设定在直线上。例如，对应于 3 条发送音场 T1 至 T3 而设定、在 ϕ (elevation) 方向上处于相同的位置的

并列同时接收束 R21、R14、R31 及 R24 分别相对于对应于这些并列同时接收束方向的发送音场离开相等的角度间隔 $\Delta \xi_x$ 而设定。

图 8A~图 8D 是设并列同时接收数 M 为 8 条的本发明的实施例的发送强度/接收感度及收发感度。图 8A 表示由具有较宽的束宽的 3 条发送音场 T1 至 T3 形成的发送强度分布 BT1 至 BT3、和由对各发送音场 T1 至 T3 设定的并列同时接收束中的、处于距离各发送音场的中心轴较近的深度 (azimuth) 方向相同的行#1 中的并列同时接收 4 束 R21、R14、R31 及 R24 形成的接收感度分布 BR21、BR14、BR31 及 BR24。

图 8B 表示基于发送强度分布 BT1 和接收感度分布 BR21 的收发感度分布 BX21、基于发送强度分布 BT2 和接收感度分布 BR14 的收发感度分布 BX14、基于发送强度分布 BT2 和接收感度分布 BR31 的收发感度分布 BX31、以及基于发送强度分布 BT3 和接收感度分布 BR24 的收发感度分布 BX24。在此情况下, 由于并列同时接收束 R21、R14、R31 及 R24 分别相对于对应于这些并列同时接收束方向的发送音场离开相等的角度间隔 $\Delta \xi_x$ 而设定, 所以对于并列同时接收束 R21、R14、R31 及 R24 能够得到相等的收发感度。

同样, 图 8C 表示由发送音场 T1 至 T3 形成的发送强度分布 BT1 至 BT3、和由对各发送音场 T1 至 T3 设定的并列同时接收束中的、处于距离各发送音场的中心轴较远的深度 (elevation) 方向的列#0 的位置的并列同时接收 4 束 R13、R22、R23 及 R32 形成的接收感度分布 BR13、BR22、BR23 及 BR32。图 8D 表示基于发送强度分布 BT1 和接收感度分布 BR13 的收发感度分布 BX13、基于发送强度分布 BT2 和接收感度分布 BR22 的收发感度分布 BX22、基于发送强度分布 BT2 和接收感度分布 BR23 的收发感度分布 BX23、以及基于发送强度分布 BT3 和接收感度分布 BR32 的收发感度分布 BX32。

在此情况下, 也由于并列同时接收 4 束 R13、R22、R23 及 R32 分别相对于对应于这些并列同时接收束的发送音场离开相等的角度间隔 $\Delta \xi$ 而设定, 所以对于并列同时接收束 R13、R22、R23 及 R32 能够得到相等的收发感度。进而, 这些收发感度与图 8B 所示的并列同时接收束 R21、R14、R31 及 R24 的收发感度相等。

这样,通过分别以在 θ (azimuth) 方向及 ϕ (elevation) 方向上以角度间隔 $\Delta \xi_0$ 设定的发送束方向为中心重复上述并列同时接收,进行对该被检体的3维扫描。

根据以上所述的本发明的实施例,通过将5条以上的并列同时接收束方向设定为从发送束方向离开相等的角度间隔,能够使收发感度的劣化及不均匀减轻。因此,能够进行实时性和画质良好的图像数据的生成。

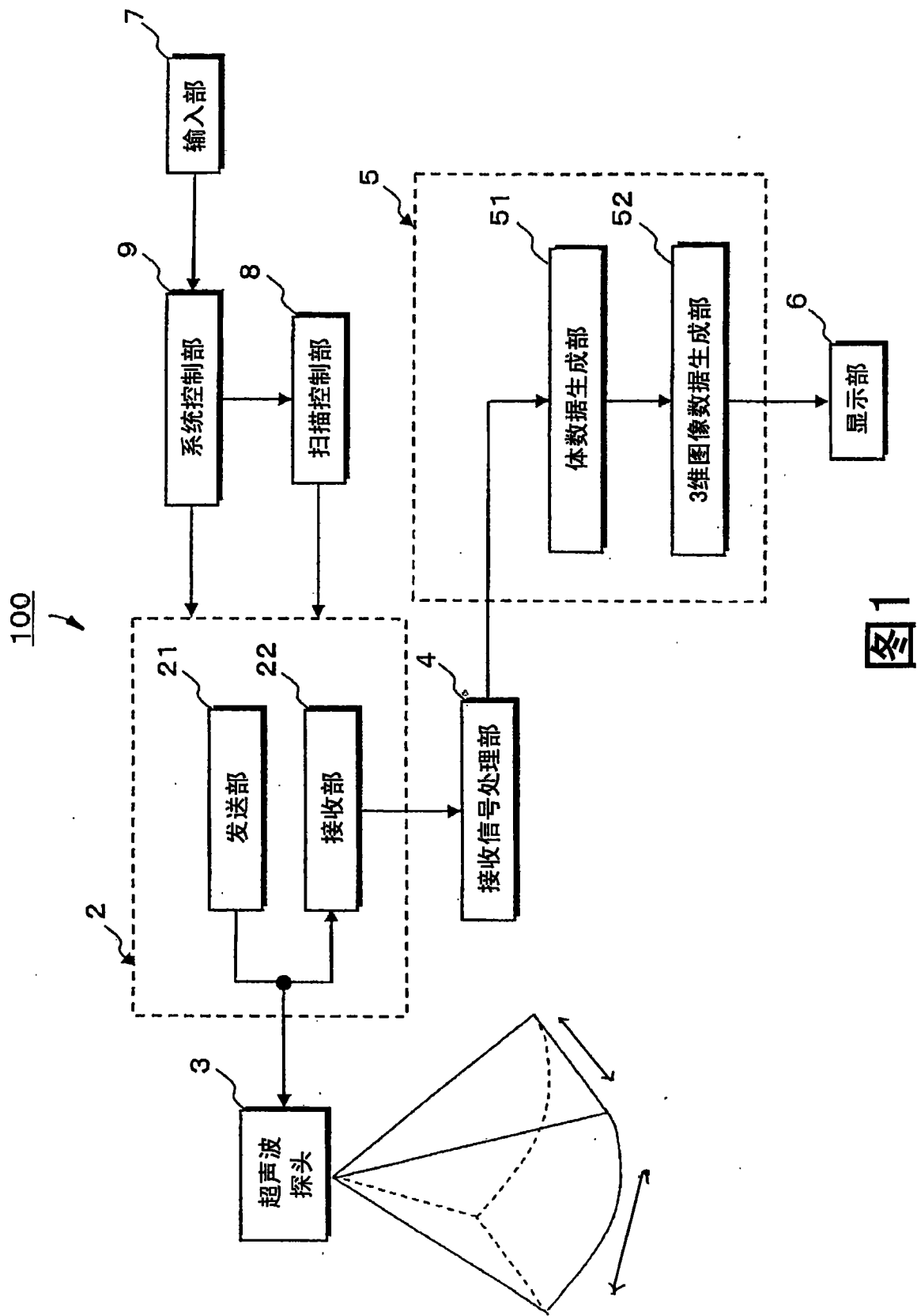
特别是,在实施例所示的对应于1条发送束方向的并列同时接收束为8条的情况下,相对于发送束方向具有规定的角度间隔 $\Delta \xi$ 的并列同时接收束方向可以在相互正交的两方向(θ 方向及 ϕ 方向)上以规定的角度间隔 $\Delta \xi_x$ 设定,所以能够生成良好品质的体数据。

本发明并不限于上述实施例,能够进行变形来实施。例如,在上述实施例中,对扇区方式的超声波诊断装置的并列同时接收进行了叙述,但也可以是线性扫描方式或凸面扫描方式等的超声波诊断装置的并列同时接收。其中,在扇区扫描方式的并列同时接收中,将由多个构成的接收束(并列同时接收束方向)分别相对于发送束方向为规定的角度间隔 $\Delta \xi$,而在线性扫描方式或凸面扫描方式的并列同时接收中,也可以将并列同时接收束方向分别设定为,使其相对于发送束方向为规定的距离间隔。

在上述实施例中,对相对于发送束方向设定8条并列同时接收束方向的情况进行了叙述,但只要是5条以上的并列同时接收束,数量并没有限定。其中,在相对于1条发送束设定8条以外的并列同时接收束数的情况下,有对于相同的接收束方向进行多次并列同时接收的情况,所以体数据的收集速度(体速率)并不一定与并列同时接收束数的倒数成比例。

在上述实施例中,对基于通过对对应被检体的3维扫描得到的体数据生成3维图像数据的情况进行了叙述,但也可以是MIP(Maximum Intensity Projection)图像数据或MPR(Multi Planar Reconstruction)图像数据等。

对于本领域的技术人员而言,通过考虑该说明书及实践这里说明的本发明,符合本发明的其他实施方式是显而易见的。需要注意的是说明书和例子只是例示,本发明的技术范围和主旨由权利要求书给出。



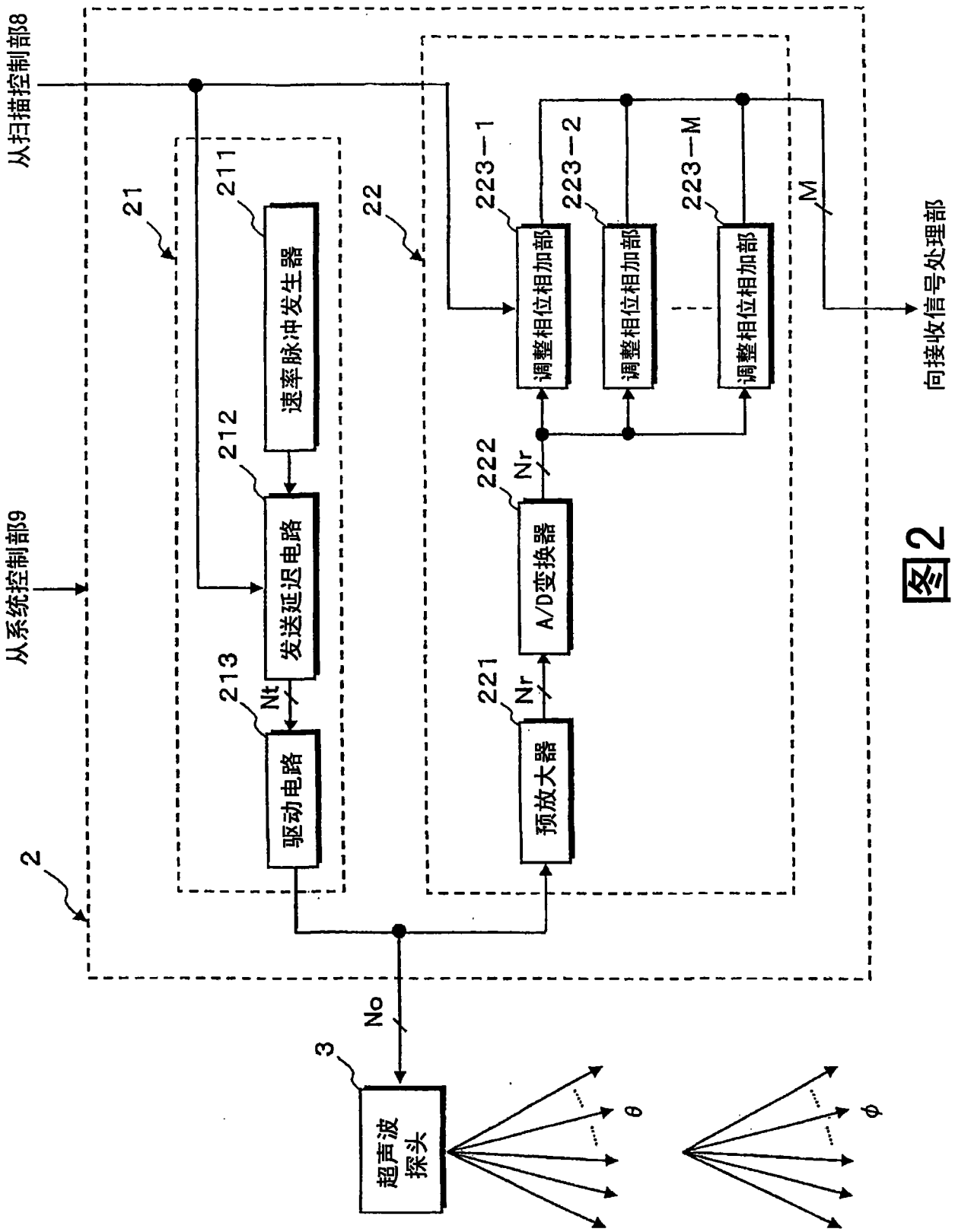
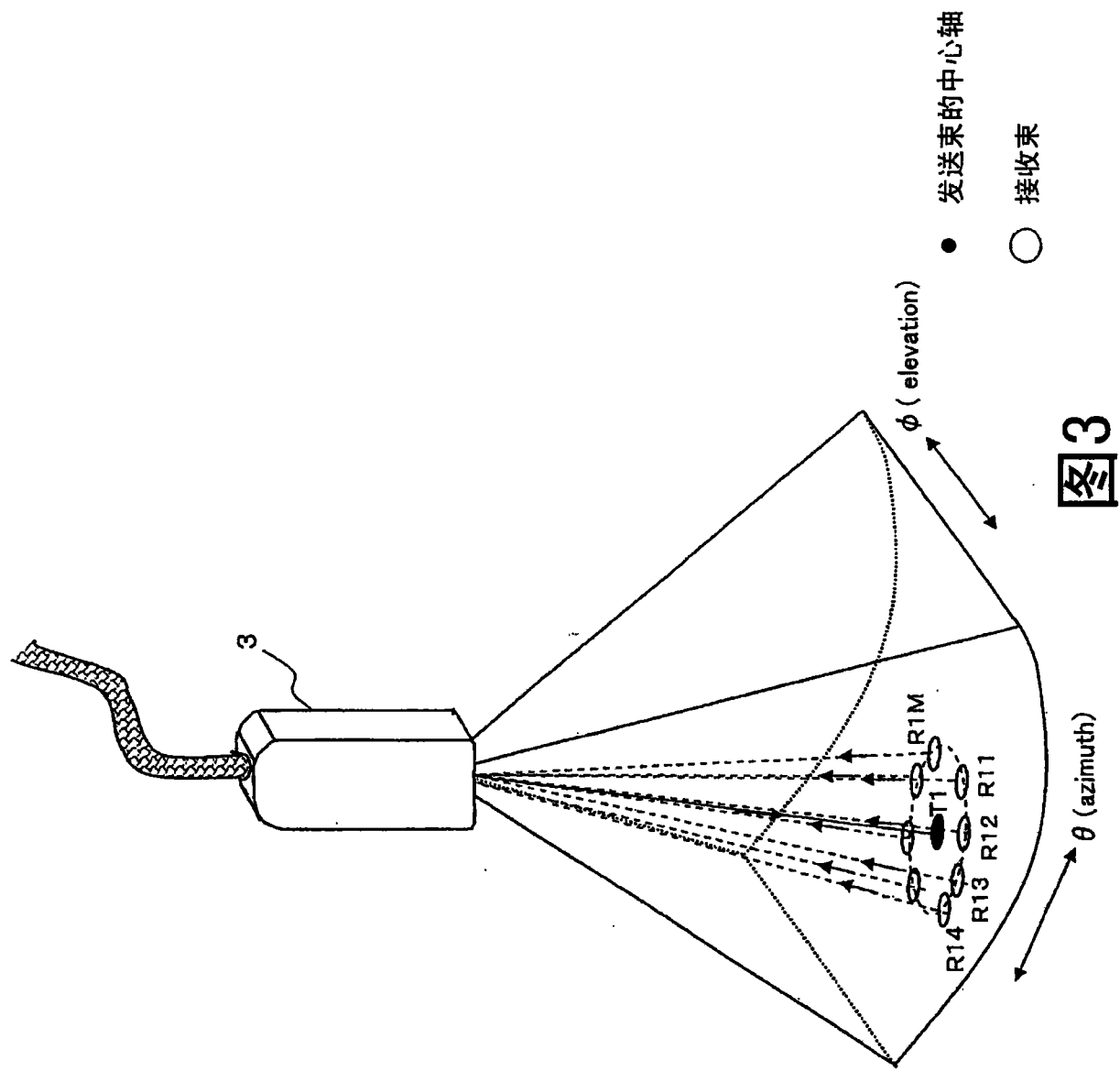


图2



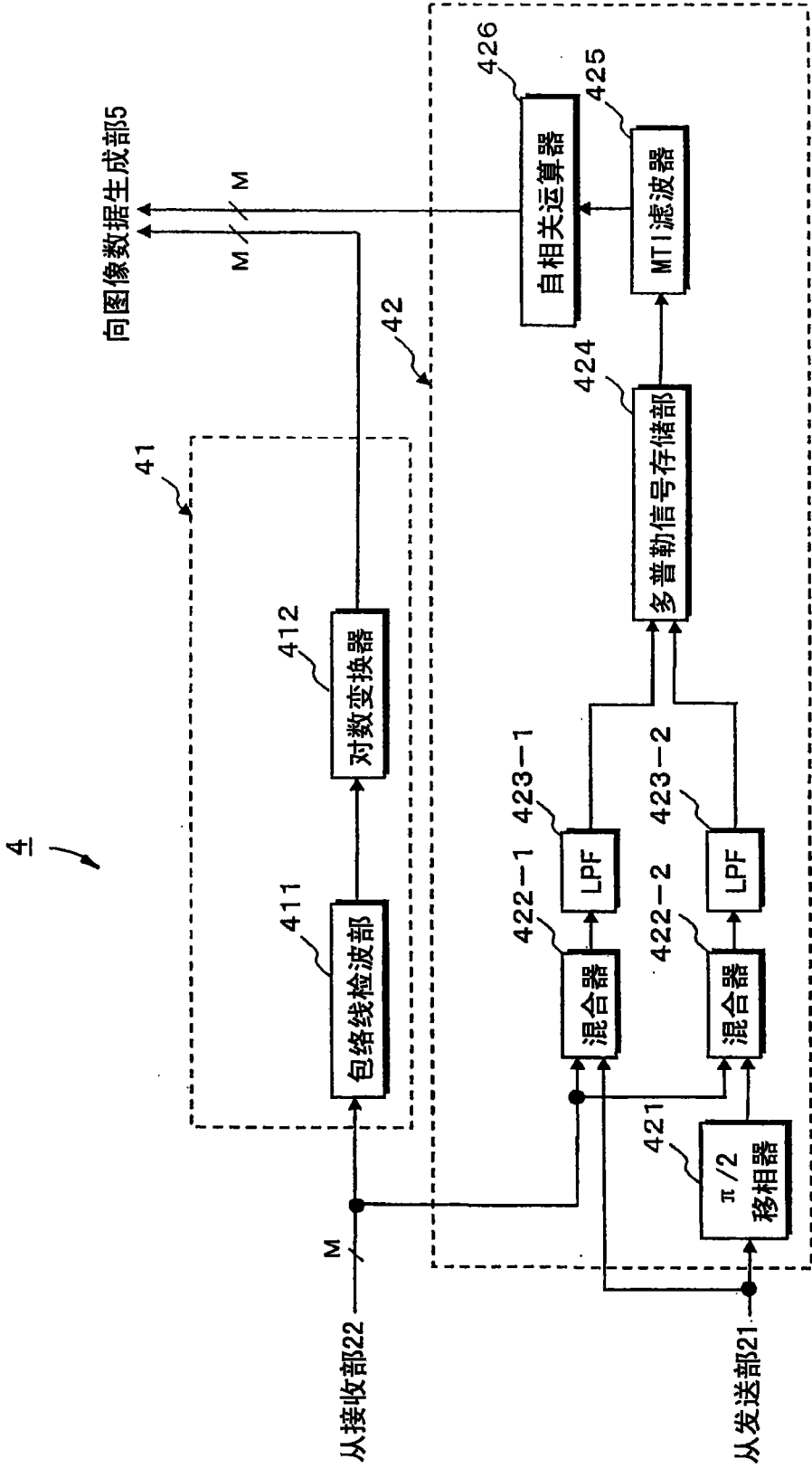


图4

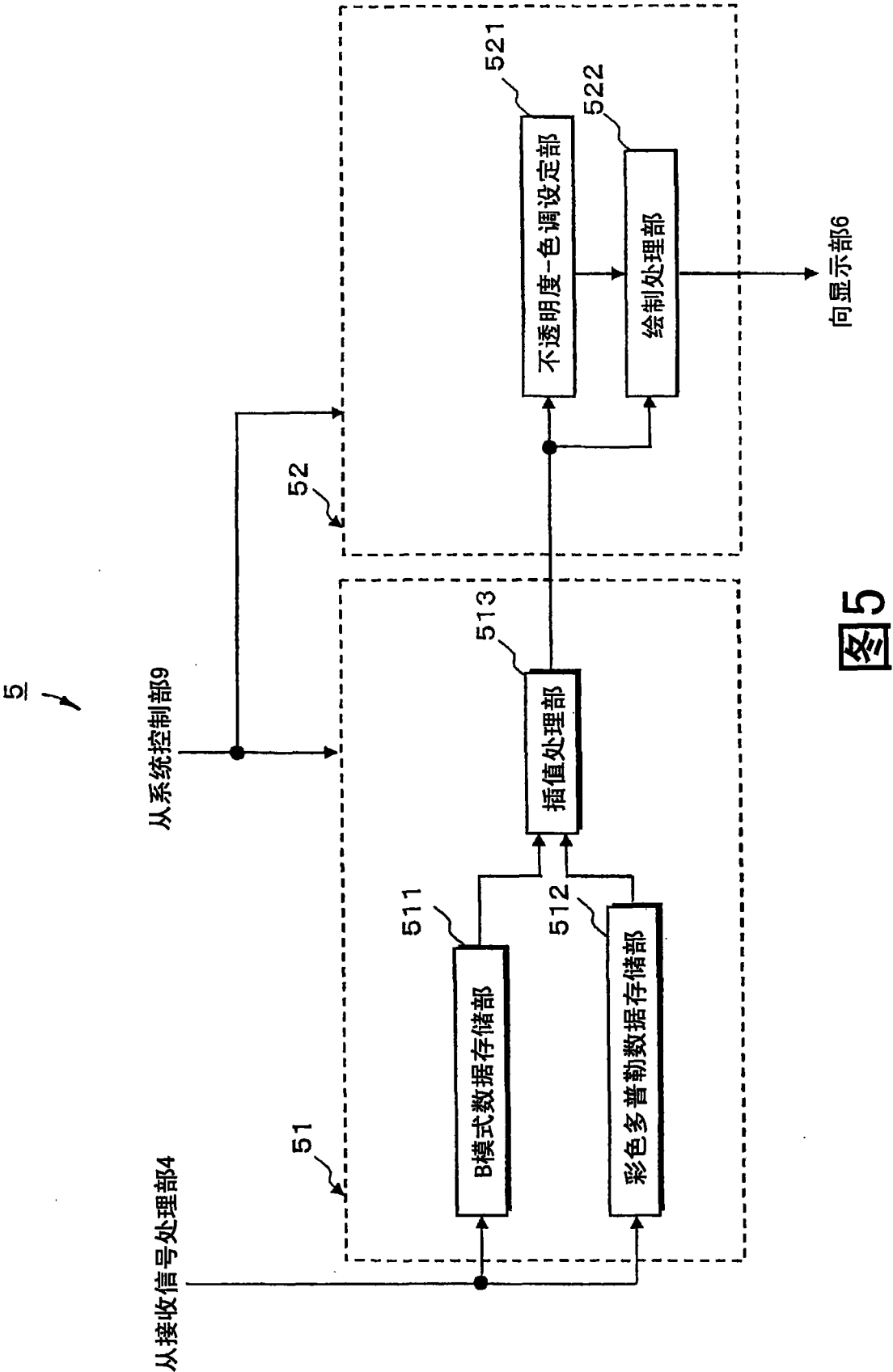


图5

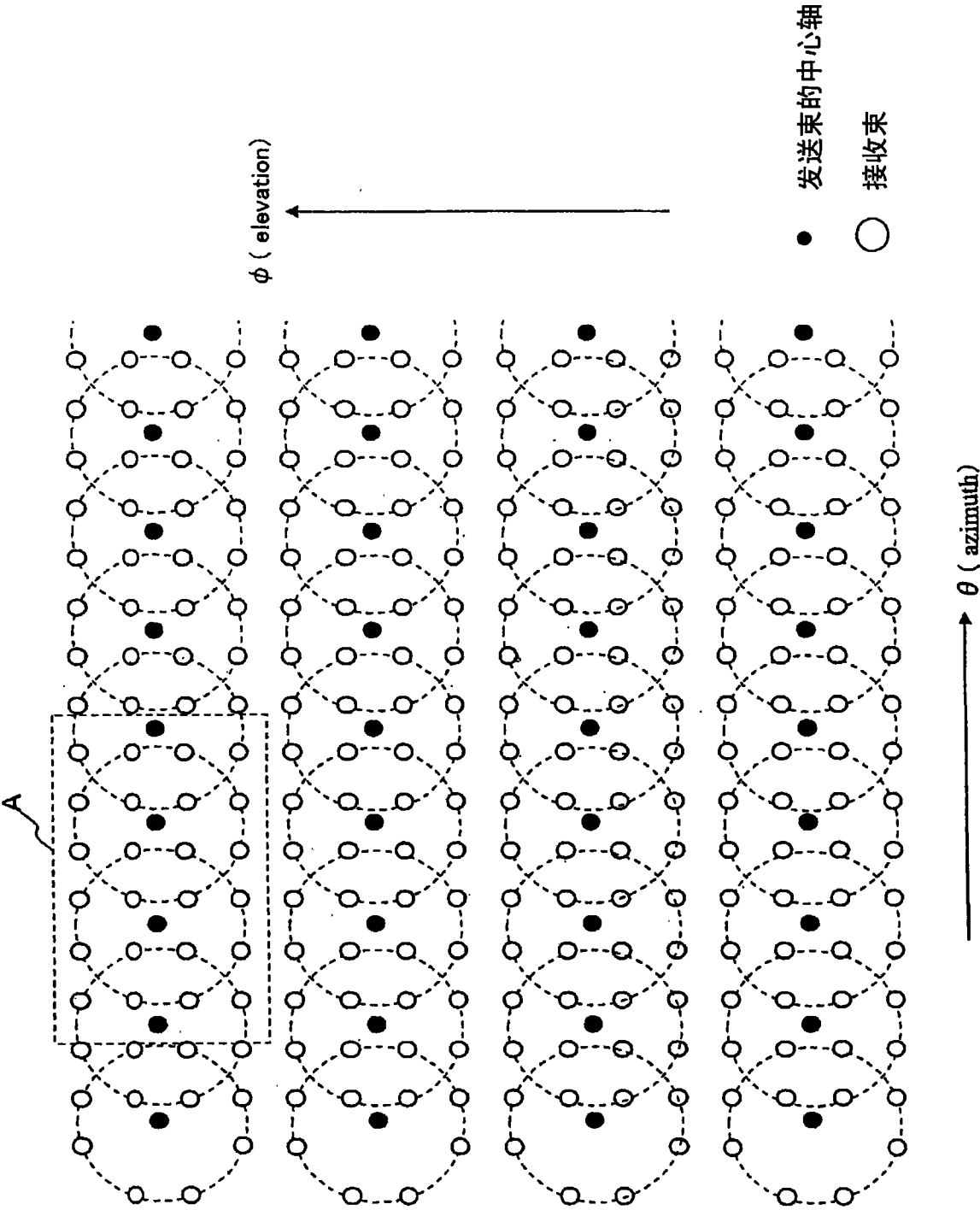


图6

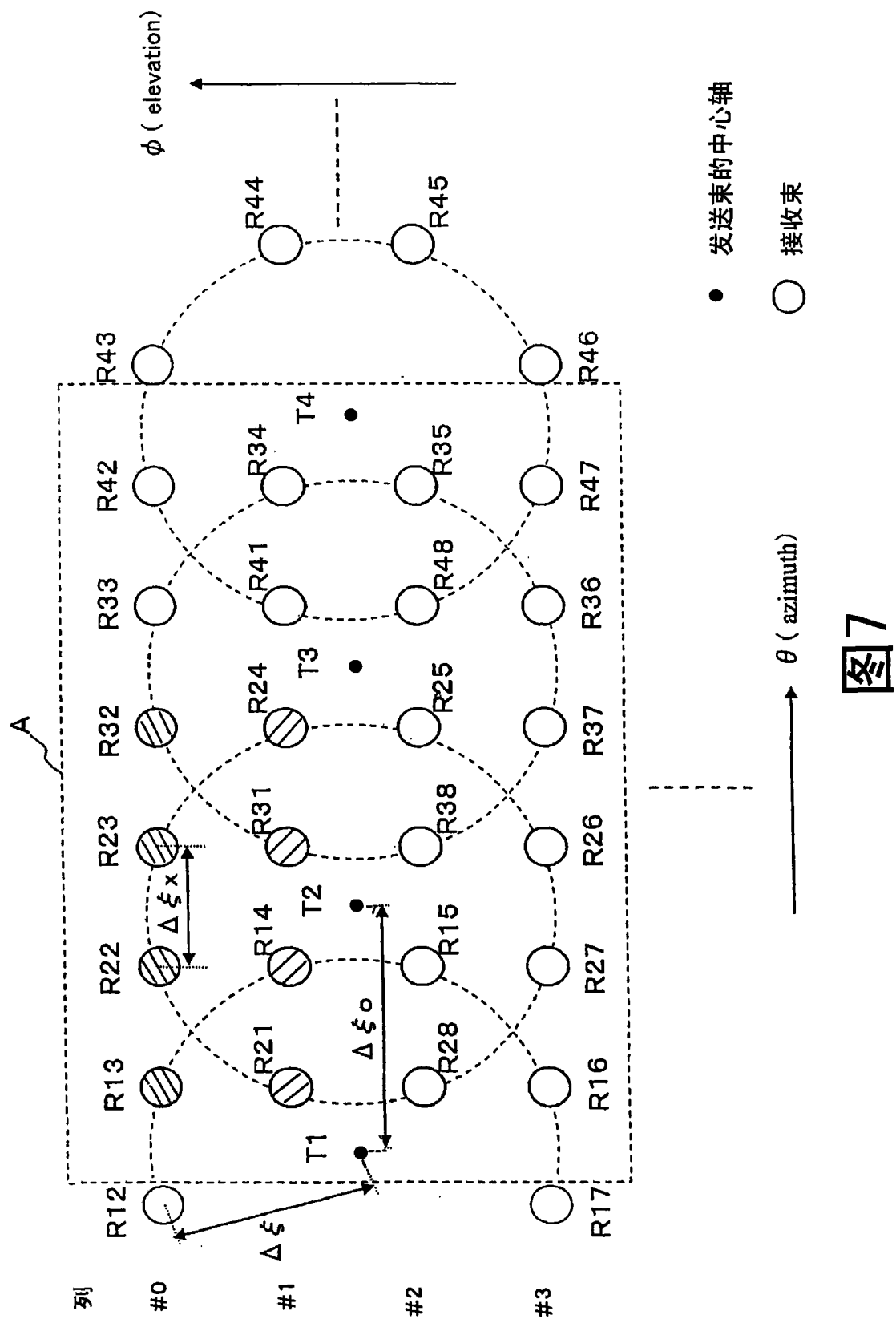


图7

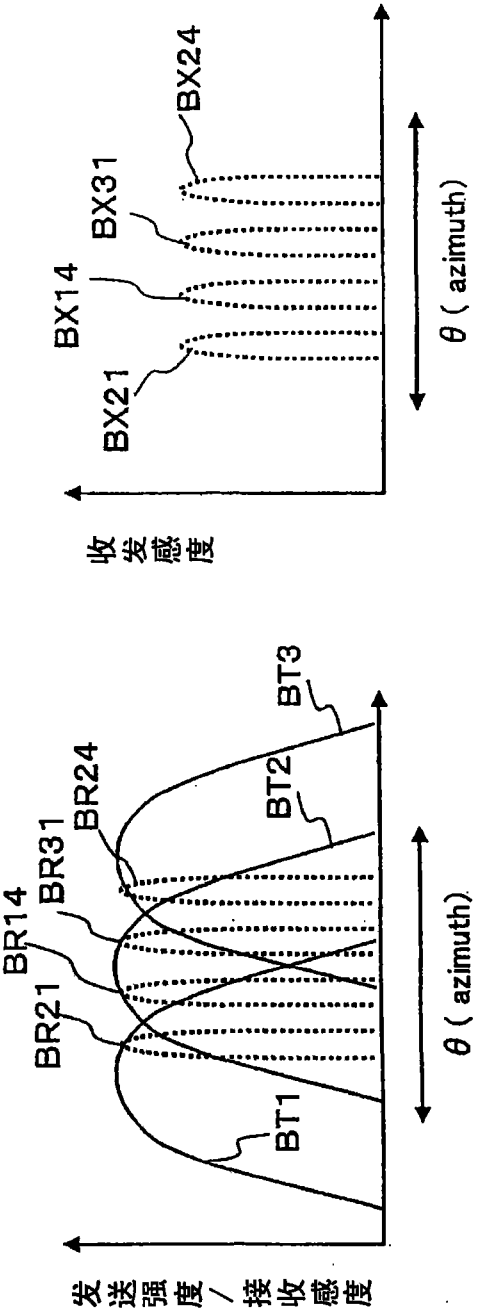


图8A

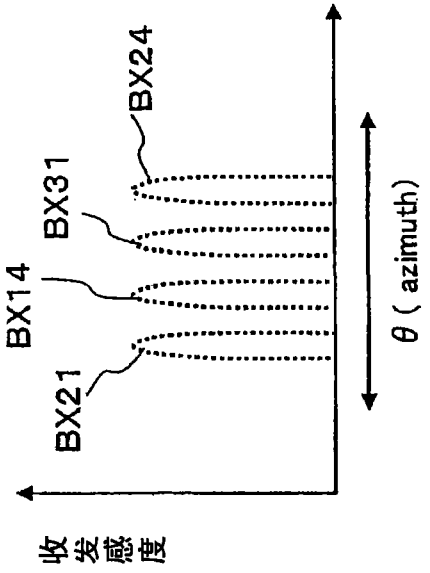


图8B

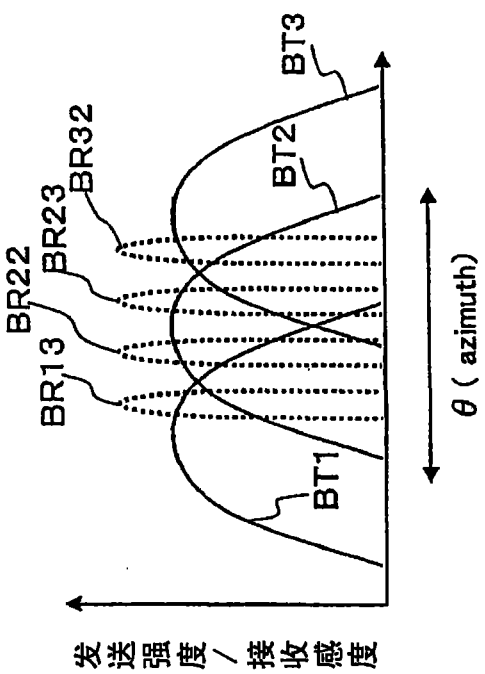


图8C

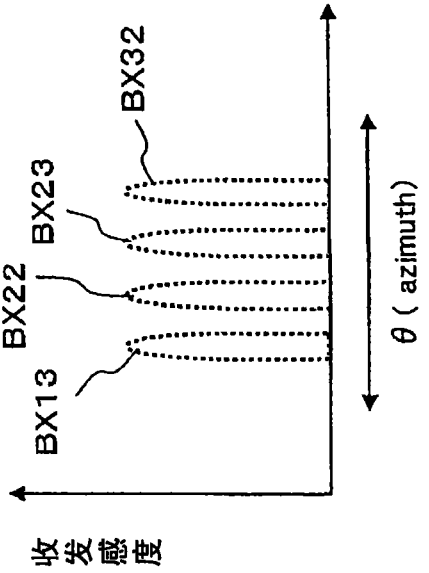


图8D

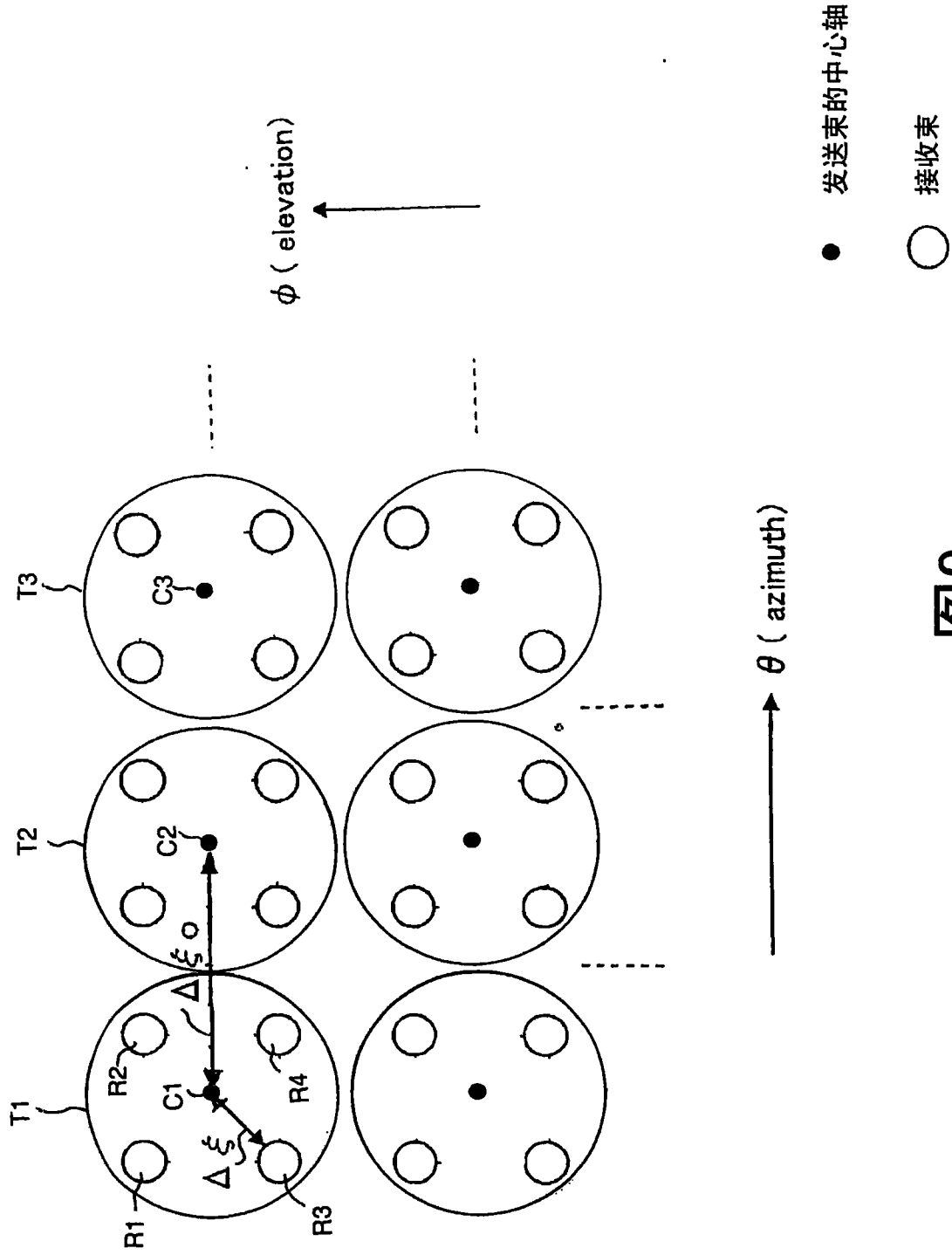


图9

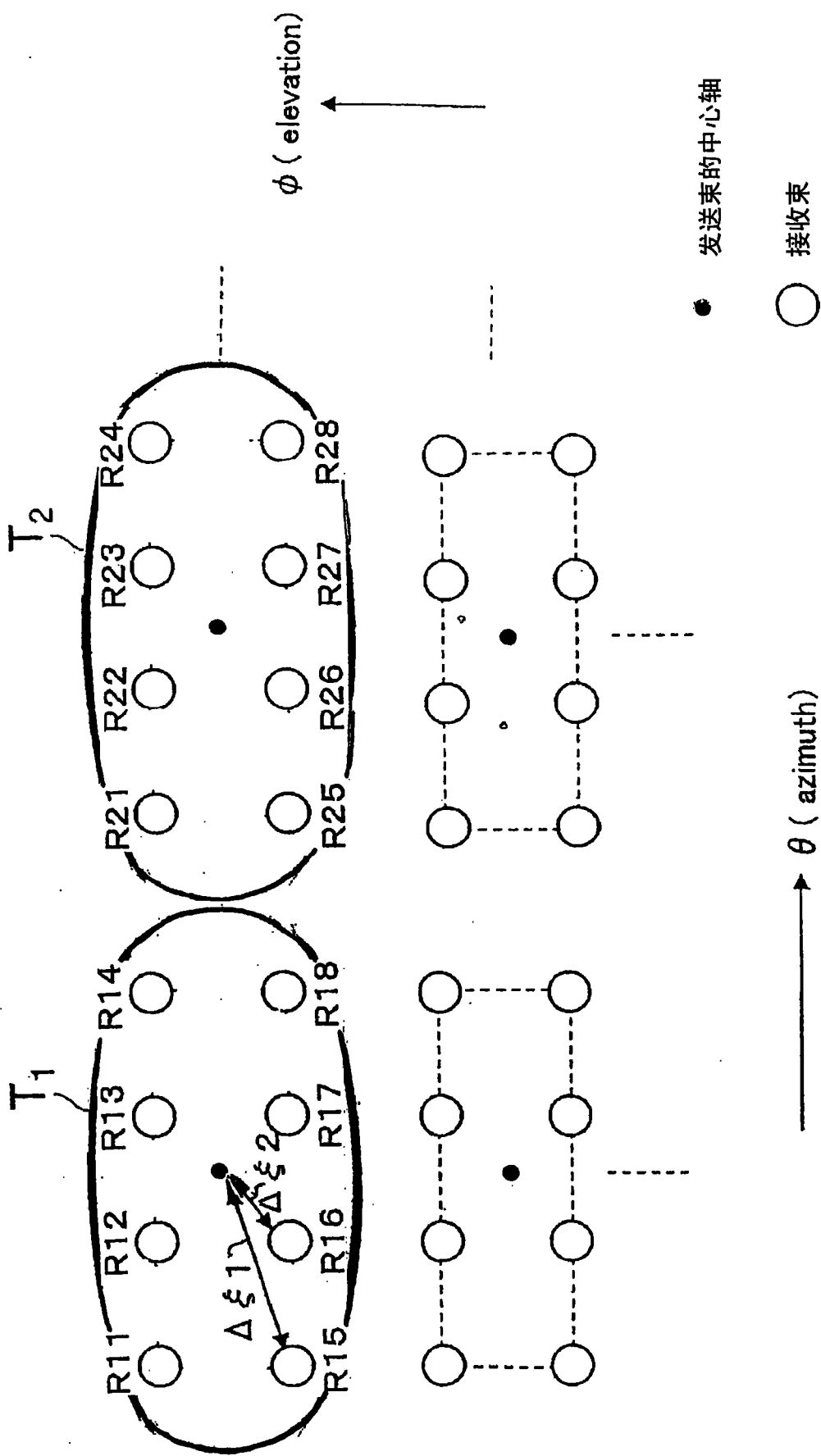


图10

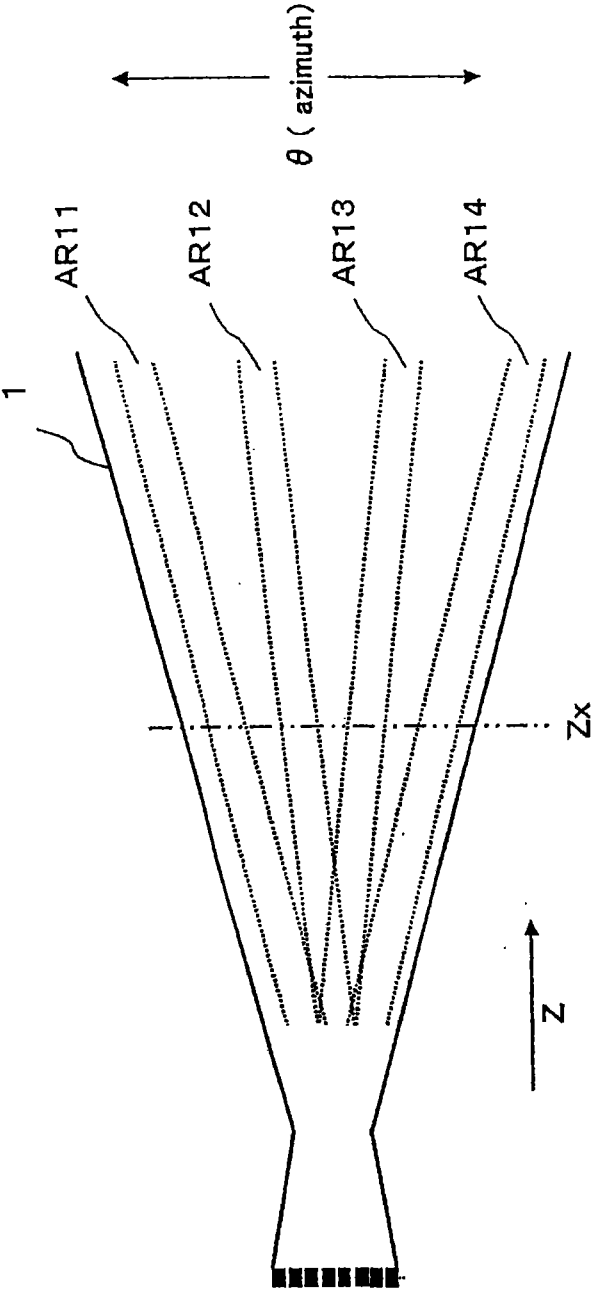


图11A

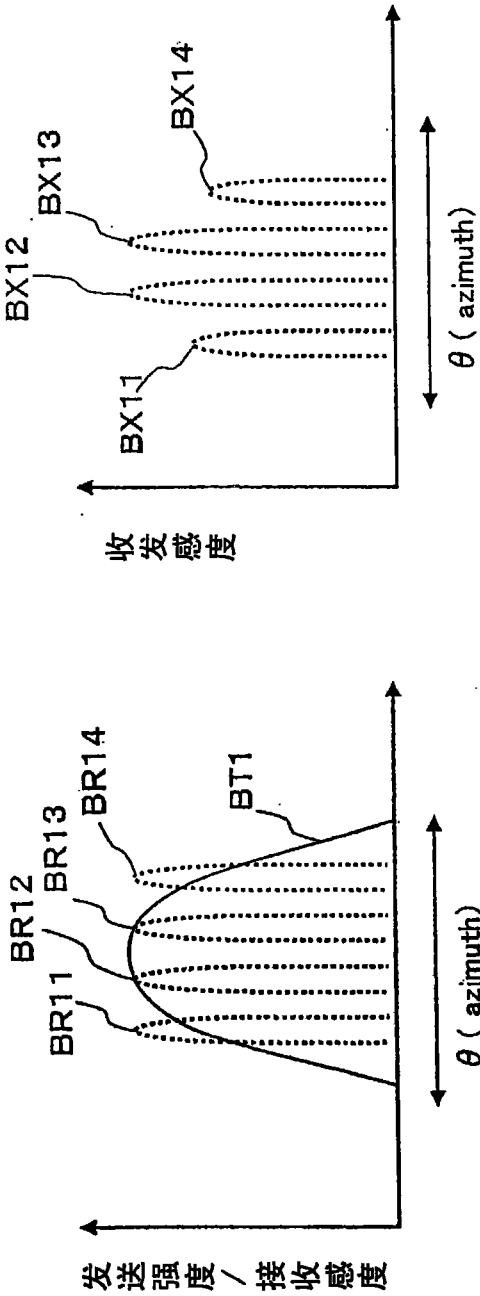


图11B

图11C

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN101612049A	公开(公告)日	2009-12-30
申请号	CN200910150326.1	申请日	2009-06-23
[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	A61B8/13 G01S7/52095 G01S15/8993 A61B8/483 G01S15/8979 G01S7/52085 A61B8/06		
代理人(译)	胡建新		
优先权	2008167948 2008-06-26 JP		
其他公开文献	CN101612049B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种对被检体的3维区域在短时间内收集收发感度均匀的体数据的超声波诊断装置。对应于具有较宽的束宽的发送音场，将具有均匀的较细的束宽的5条以上的并列同时接收束方向设定在从发送音场的中心轴离开规定的角度间隔 $\Delta\xi$ 的圆弧上的位置上，通过使发送音场和多个并列同时接收束依次在 θ (azimuth)方向及 ϕ (elevation)方向上以规定的角度间隔 $\Delta\xi_0$ 改变，实现较高的体速率。

