

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

G01N 29/26 (2006.01)

G01N 29/34 (2006.01)



# [12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200610114867.5

[45] 授权公告日 2009年4月8日

[11] 授权公告号 CN 100475152C

[22] 申请日 2006.8.9

[21] 申请号 200610114867.5

[30] 优先权

[32] 2005.8.9 [33] JP [31] 2005-230300

[73] 专利权人 株式会社东芝

地址 日本东京都

共同专利权人 东芝医疗系统株式会社

[72] 发明人 志岐荣一

[56] 参考文献

CN1170560A 1998.1.21

US3919683A 1975.11.11

US4448076A 1984.5.15

US5105813A 1992.4.21

JP7-71556B2 1995.8.2

审查员 薛林

[74] 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利  
商标事务所

代理人 王永刚

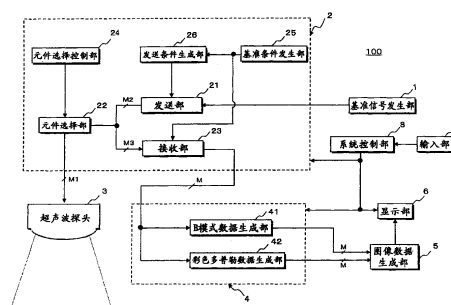
权利要求书 3 页 说明书 31 页 附图 15 页

[54] 发明名称

超声波诊断装置和超声波发送方法

[57] 摘要

超声波诊断装置的基准条件发生部发生决定非同时并行接收中的振动元件驱动脉冲的延迟时间和振幅的基准延迟条件和基准振幅条件，发送条件生成部根据上述基准延迟条件和基准振幅条件，生成决定同时并行接收中的振动元件驱动脉冲的延迟时间和振幅的发送延迟条件和发送振幅条件。然后，发送部根据上述发送延迟条件和发送振幅条件，设定对于元件选择部从在超声波探头中排列的振动元件中选择了的邻接的多个振动元件的驱动脉冲的延迟时间和驱动振幅。



1. 一种超声波诊断装置，根据包含延迟时间和驱动振幅的至少某一种信息的基准条件驱动多个振动元件中的每一个振动元件，对被检体形成发送声场，其特征在于，具备：

发送条件生成单元，生成用于形成通过合成上述基准条件而得到的同时并行接收用发送声场的发送条件；

发送单元，根据上述发送条件驱动上述振动元件，从而向上述被检体发送超声波；以及

接收单元，对利用上述超声波的发送从上述被检体的多个方向得到的反射波进行同时并行接收。

2. 如权利要求1中所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述发送条件生成单元合成分别与多个方向对应的上述基准条件以生成上述发送条件。

3. 如权利要求2中所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述发送条件生成单元合成对于振动元件的排列方向相对地偏移了的多个上述基准条件以生成上述发送条件。

4. 如权利要求2中所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述发送条件生成单元合成分别与对于超声波发送方向具有预定的角度的多个方向对应的上述基准条件以生成上述发送条件。

5. 如权利要求1中所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述发送条件生成单元根据上述基准条件生成用于设定同时并行接收中的驱动信号的延迟时间的发送延迟条件和用于设定上述驱动信号的振幅的发送振幅条件中的至少某一种。

6. 如权利要求 1 中所述的超声波诊断装置，其特征在于：

还具备基准条件发生单元，上述基准条件发生单元发生用于设定非同时并行接收中的驱动信号的延迟时间的基准延迟条件和用于设定上述驱动信号的振幅的基准振幅条件中的至少某一种。

7. 如权利要求 6 中所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述基准条件发生单元发生以 Sinc 函数为基础的上述基准振幅条件。

8. 如权利要求 1 中所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述发送单元具备根据上述发送条件设定驱动上述振动元件的驱动信号的延迟时间的发送延迟设定单元和设定上述驱动信号的驱动振幅的发送振幅设定单元中的至少某一种。

9. 如权利要求 1 中所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述接收单元与利用对于上述振动元件进行的驱动信号的驱动形成的上述发送声场的波束宽度对应地设定多个接收方向。

10. 一种超声波发送方法，其特征在于，具有下述步骤：

合成包含用于分别向多个方向发送超声波的延迟时间和驱动振幅中的至少某一种信息的基准条件以生成同时并行接收用发送条件的步骤；

根据上述发送条件生成驱动信号的步骤；以及

利用上述驱动信号驱动振动元件、对被检体形成上述同时并行接收用发送声场的步骤。

11. 如权利要求 10 中所述的超声波发送方法，其特征在于：

具有在上述发送条件的生成之前发生上述基准条件的步骤。

12. 如权利要求 10 中所述的超声波发送方法，其特征在于：  
通过合成分别与多个方向对应的上述基准条件以进行上述发送条件的生成。

13. 如权利要求 12 中所述的超声波发送方法，其特征在于：  
通过合成对于振动元件的排列方向相对地偏移了的多个上述基准条件以进行上述发送条件的生成。

14. 如权利要求 12 中所述的超声波发送方法，其特征在于：  
通过合成分别与相对超声波发送方向具有预定的角度的多个方向对应的上述基准条件以进行上述发送条件的生成。

15. 如权利要求 10 中所述的超声波发送方法，其特征在于：  
在上述发送条件的生成中，根据上述基准条件来生成用于设定同时并行接收中的驱动信号的延迟时间的发送延迟条件和用于设定上述驱动信号的振幅的发送振幅条件中的至少某一种。

16. 如权利要求 11 中所述的超声波发送方法，其特征在于：  
上述基准条件的发生包括发生用于设定非同时并行接收中的驱动信号的延迟时间的基准延迟条件和用于设定上述驱动信号的振幅的基准振幅条件中的至少某一种。

17. 如权利要求 16 中所述的超声波发送方法，其特征在于：  
上述基准条件的发生是以 Sinc 函数为基础的上述基准振幅条件的发生。

18. 如权利要求 15 中所述的超声波发送方法，其特征在于：  
根据上述发送条件的上述发送延迟条件或上述发送振幅条件来进行上述驱动信号的生成。

## 超声波诊断装置和超声波发送方法

### 相关申请的交叉引用

本申请基于2005年8月9日提交的在先日本专利申请第2005-230300号并要求其优先权，此处引入其全部内容作为参考。

### 技术领域

本发明涉及超声波诊断装置和超声波发送方法，特别是涉及具有大致同时地接收来自多个方向的超声波反射波的功能的超声波诊断装置和超声波发送方法。

### 背景技术

超声波诊断装置向被检体内发射从内置于超声波探头中的振动元件发生的超声波，利用上述振动元件接收由被检体组织的声阻抗的差异产生的反射波，在监视器上显示。由于该诊断方法用只使超声波探头与体表接触的简单的操作就可容易地得到实时的图像数据，故广泛地应用于脏器的功能诊断或形态诊断。

利用来自被检体的组织或血球的反射波得到生物体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这两项大的技术开发而获得快速的进步，使用上述技术得到的B模式图像和彩色多普勒图像在目前的超声波诊断中是不可缺少的。

目前，在最普及的电子扫描方式的超声波诊断装置中，一般以一维方式排列多个振动元件，通过高速地控制分别对于这些振动元件的驱动，进行二维图像数据的实时显示。

收集彩色多普勒图像数据的彩色多普勒法在利用脉冲状的超声波扫描生物体内的预定剖面并对血液（血球）等移动的反射体照射了超声波的情况下，捕捉与上述反射体的速度（血流速度）对应地产生

的多普勒频率偏移并进行图像化。彩色多普勒法当初使用于具有快的血流速度的心腔内的血流信息的图像化，但目前也可应用于腹部脏器的组织血流等极慢的血流的图像化。

为了提高彩色多普勒法中的诊断能力，要求优良的检测精度（低流速检测能力和高流速检测能力）及时间分辨率，进而要求空间分辨率。在对移动的反射体照射超声波脉冲并从该反射波的多普勒频率偏移检测反射体的移动速度的情况下，以往是以预定的发送接收间隔  $T_r$  重复多次（ $L$  次）对于该反射体的超声波的发送接收，根据用观察时间  $T_{obs}$ （ $T_{obs} = T_r \cdot L$ ）得到的一系列的反射波来检测其移动速度。

在该情况下，由用于从利用上述  $L$  次的超声波发送接收得到的一系列的反射波中检测多普勒分量的滤波器（例如，MTI 滤波器）的特性、即滤波器的截止频率和肩特性来决定对于低流速的反射体的检测能力（低流速检测能力：可测定的流速的下限值） $V_{min}$ 。而且，如果将发送接收重复频率（采样频率：rate frequency）定为  $f_r$ （ $f_r = 1/T_r$ ），则用下式（1）表示此时的  $V_{min}$ 。

【式 1】

$$V_{min} \propto \frac{1}{T_{obs}} = \frac{f_r}{L} \quad \cdot \cdot \cdot (1)$$

另一方面，利用由发送接收重复频率（采样频率） $f_r$  的  $1/2$  定义的奈奎斯特频率来决定可测定的流速的上限值（高流速检测能力） $V_{max}$ ，用下式（2）来表示。

【式 2】

$$V_{max} = \frac{C \cdot f_r}{4 f_0 \cos \xi} \quad \cdot \cdot \cdot (2)$$

其中， $C$  是被检体内的音速值， $f_0$  是接收超声波的中心频率， $\xi$  是超声波发送接收方向与血流方向构成的角度。而且，在多普勒频率偏移超过了上述奈奎斯特频率的情况下，由于在多普勒信号的频谱中发生折返现象，故不能进行准确的血流速度的检测。

即，为了提高作为彩色多普勒法中的第 1 要求项目的低流速检测能力  $V_{min}$ ，有必要将采样频率  $f_r$  设定得较低，或增加对于预定方向

重复进行的发送接收次数  $L$ 。此外，为了提高高流速检测能力  $V_{\max}$ ，必须将采样频率  $f_r$  设定得较高。但是，在提高了采样频率  $f_r$  的情况下，由于在未接收来自深部的反射波时就发射下一个超声波，故产生混入并接收邻接的采样区间的反射波的所谓的残留回波的问题。

此外，由每单位时间的显示图像幅数（帧频） $F_n$  来决定作为第 2 要求项目的实时性，用下式（3）来表示该帧频  $F_n$ 。

**【式 3】**

$$F_n = \frac{f_r}{L \cdot N} = \frac{1}{T_{\text{obs}} \cdot N} \propto \frac{V_{\min}}{N} \quad \cdot \cdot \cdot (3)$$

其中， $N$  是在 1 幅彩色多普勒图像数据的生成中必需的扫描方向的总数，为了提高实时性，必须将发送接收次数  $L$  或扫描方向总数  $N$  设定得较小。

再者，为了提高作为第 3 要求项目的空间分辨率，有必要增加上述扫描方向总数  $N$ 。即，帧频  $F_n$ 、低流速检测能力  $V_{\min}$  和高流速检测能力  $V_{\max}$ 、空间分辨率处于相反的关系，难以同时满足这些参数的要求。因此，在循环器官区域中的血流检测的情况下，重视帧频  $F_n$  和高流速检测能力  $V_{\max}$ ，在腹部或未梢脏器中的血流检测的情况下，重视帧频和低流速检测能力  $V_{\min}$ 。

为了解决这样的问题，实行了对于被检体的预定方向发射发送超声波并从与上述预定方向邻接的多个方向大致同时地接收由该发送超声波产生的反射波（接收超声波）以增大每单位时间的数据量的所谓同时并行接收法。

但是，在同时并行接收中在发送波束的中心轴与接收波束的中心轴不同的情况下，发送接收灵敏度恶化，再者，在同时并行接收方向大于等于三个方向的情况下，不能得到对于方位方向（与超声波发送接收方向垂直的方向）均匀的发送接收灵敏度。

为了改善这样的问题，例如在日本专利申请特开平 3-155843 号公报（以下称为专利文献 1）中记载了减少 1 次超声波发送中使用的振动元件的元件数（开口）的方法及对于排列方向加权各振动元件的

驱动信号振幅以扩展发送声场的波束宽度的方法。

另一方面，由美国专利第 5856955 号说明书（以下称为专利文献 2）提出了对于不同的多个方向同时进行超声波的发送接收的方法。在该方法中，在通过利用具有预定的延迟时间的驱动信号驱动已排列的多个振动元件、对于预定方向发射发送超声波时，通过合成具有分别与多个发送方向对应的延迟时间的驱动信号并供给到上述振动元件，大致同时地进行对于多个方向的超声波发送。

按照专利文献 1 的方法，虽然通过扩展发送声场的波束宽度与以前的方法（即，在使用了与不进行同时并行接收的情况为同等程度的发送声场的情况）相比有改善，但由于使用了已收敛的发送声场，故难以与接收声场对应地扩展波束宽度。因此，依然存在以下叙述的发送接收声场的变形（以下称为波束弯曲）或发送接收灵敏度中的不均匀的问题。

图 14 示出了作为以前的方法或上述专利文献 1 的方法的第 1 问题的波束弯曲，此外，图 15 示出了作为上述的方法的第 2 问题的接收灵敏度的不均匀。

图 14 (a) 示出了使用以凸面状以一维方式排列了振动元件的凸形扫描 (convex-scanning) 用超声波探头、对于预定方向（发送声场的中心轴方向）进行了超声波发送的情况下的发送声场（实线）和与该发送声场重叠地形成的多个接收声场（虚线）的同时并行接收。此外，在该图中，为了使说明变得简单，只示出了与发送声场  $B_t$  的端部对应的接收声场  $B_{r-1}$  和  $B_{r-3}$  以及位于发送声场  $B_t$  的中央部的接收声场  $B_{r-2}$ 。

以前的同时并行接收法中的发送超声波与非同时并行接收的情况同样，在被检体的预定位置（深度）上收敛，超声波能量集中于该区域。另一方面，接收超声波应用了与接收定时对应地使收敛点依次在深部方向上移动的所谓的动态聚焦法，可形成在深部方向上连续地收敛了的接收声场。

在这样的情况下，利用发送声场与接收声场的积（即，发送接收

声场)来决定超声波接收灵敏度。而且,在由图14(a)中示出的发送声场 $B_t$ 和位于该发送声场 $B_t$ 的端部的接收声场(例如,接收声场 $B_r-1$ )形成的发送接收声场中,收敛区域中的发送声场对发送接收声场的影响特别大。其结果,如图14(b)中所示,在发送声场的中心方向上发生波束弯曲,在由具有这样的波束弯曲的发送接收声场 $B_o-1$ 或未图示的发送接收声场 $B_o-3$ 生成的超声波图像数据中,产生图像变形。

图15(a)示意性地示出了上述同时并行接收的方位方向上的发送声场图案、接收声场图案和发送接收声场图案,发送声场的端部中的声压比中央部小。因此,在设定了大于等于三个方向的同时接收方向的情况下,发送接收声场图案的大小(即,发送接收灵敏度)在方位方向上变得不均匀,在由该不均匀的发送接收声场生成的超声波图像数据上发生浓淡的条纹模样,图像质量恶化。此外,在发送声场的端部中的接收灵敏度的显著的下降不仅使B模式图像数据的图像质量恶化,而且使彩色多普勒图像数据的生成中的流速值或分散值等的推断变得困难。

此外,在以改善灵敏度的不均匀为目的如图14(b)那样在方位方向上扩展了发送声场图案的情况下,不仅在与图像数据的生成无关的区域中发射无效的发送超声波的能量,使接收灵敏度下降,而且使因副瓣或多重反射引起的虚像(假象)的发射频度增大。

即,波束弯曲或接收灵敏度的不均匀、进而是接收灵敏度的恶化使超声波图像数据的图像质量恶化,使其诊断能力下降。

另一方面,在应用专利文献2的方法形成同时并行接收用发送声场的情况下,有必要合成具有分别与多个发送方向对应的延迟时间的多个驱动信号,存在发送部的电路结构变得极为复杂的问题。

## 发明内容

本发明的目的在于通过用比较简单的电路结构实现同时并行接收中的发送接收声场的波束弯曲和发送接收灵敏度的不均匀性的减

少，来提供在价格性能比方面优良的超声波诊断装置和超声波发送方法。

为了解决上述课题，本发明的第1形态（方面）是一种超声波诊断装置，该超声波诊断装置根据包含延迟时间和驱动振幅的至少某一种信息的基准条件分别驱动多个振动元件，对被检体形成发送声场，具备：发送条件生成单元，生成用于合成上述基准条件而形成同时并行接收用发送声场的发送条件；发送单元，根据上述发送条件驱动上述振动元件，对上述被检体发送超声波；以及接收单元，对利用上述超声波的发送从上述被检体的多个方向得到的反射波进行同时并行接收。

本发明的第2形态（方面）具有下述步骤：合成包含用于分别对多个方向发送超声波的延迟时间和驱动振幅的至少某一种信息的基准条件、生成同时并行接收用发送条件的步骤；根据上述发送条件生成驱动信号的步骤；以及利用上述驱动信号驱动振动元件、对被检体形成上述同时并行接收用发送声场的步骤。

按照本发明，可用比较简单的电路结构实现同时并行接收中的发送接收声场的波束弯曲或各并列接收方向上的发送接收灵敏度的不均匀性的减少。因此，可生成在实时性和图像质量方面优良的超声波图像数据，大幅度地提高诊断能力。

#### 附图说明

通过参照附图的后述的本发明优选实施例的说明，对于本领域的专业人员来说，本发明的其它的目的和特征会变得更加明白。

图1是示出本发明的第1实施例中的超声波诊断装置的整体结构的框图。

图2是示出该实施例中的发送接收部的结构的框图。

图3是示意性地示出该实施例的同时并行接收中的发送用振动元件组和接收用振动元件组的选择方法的图。

图4是示意性地示出该实施例的对于振动元件的发送用的基准延

迟条件的图。

图 5 是示出该实施例的对于发送振动元件组的发送用的基准振幅条件和利用基于该基准振幅条件的驱动脉冲生成的发送声场的图。

图 6 是用于说明该实施例中的发送延迟/振幅条件的生成方法的图。

图 7 是用于说明由该实施例形成的发送声场的图。

图 8 是示出该实施例中的数据生成部的结构的框图。

图 9 是示出该实施例中的图像数据的生成过程的流程图。

图 10 是示出本发明的第 2 实施例中的超声波诊断装置的整体结构的框图。

图 11 是示出该实施例中的发送接收部的结构的框图。

图 12 是用于示意性地说明该实施例中的发送条件生成部的功能的图。

图 13 是示出该实施例中的图像数据的生成过程的流程图。

图 14 是用于说明以前的同时并行接收中的发送接收声场的波束弯曲的图。

图 15 是用于说明以前的同时并行接收中的接收灵敏度的不均匀的图。

### 具体实施方式

在以下叙述的本发明的第 1 实施例中，在使用在凸面上以一维方式排列了振动元件的凸形扫描用超声波探头进行同时并行接收时，通过控制对于用邻接的多个振动元件构成的发送振动元件组的驱动脉冲的延迟时间和驱动振幅，形成在方位方向上具有均匀且合适的波束宽度的发送声场。

在该情况下，根据使用上述发送振动元件组进行非同时并行接收时的基准条件（基准延迟条件和基准振幅条件）来设定决定对于上述的发送振动元件组的各振动元件的驱动脉冲的延迟时间和驱动振幅的发送条件（发送延迟条件和发送振幅条件）。

以下，使用图 1 至图 8 说明本发明的实施例中的超声波诊断装置的结构和各单元的基本工作。此外，图 1 是示出本实施例中的超声波诊断装置的整体结构的框图。图 2 和图 8 是构成该超声波诊断装置的发送接收部和数据生成部的框图。

图 1 中示出的超声波诊断装置 100 具备：凸形扫描用超声波探头 3，具备在凸面上以一维方式排列了多个 ( $M1$  个) 振动元件，对于被检体进行超声波的发送接收；发送接收部 2，对于从  $M1$  个振动元件中选择了的邻接的  $M2$  个振动元件（发送振动元件组）供给驱动脉冲，同时对于由从  $M1$  个振动元件中选择了的邻接的  $M3$  个振动元件（接收振动元件组）得到的接收信号进行用于  $M$  方向同时并行接收或非同时并行接收的定相加法运算；数据生成部 4，对从发送接收部 2 得到的接收信号进行信号处理，生成 B 模式数据和彩色多普勒数据；图像数据生成部 5，保存在该数据生成部 4 中生成了的上述数据，生成二维的 B 模式图像数据和彩色多普勒图像数据；以及显示部 6，显示所得到的图像数据。

此外，超声波诊断装置 100 具备：基准信号发生部 1，对于发送接收部 2 和数据生成部 4 供给与发送超声波的中心频率大致相等的频率的连续波或矩形波；输入部 7，由操作者输入被检体信息、装置的初始设定信息、各种指令信号等；以及系统控制部 8，系统地控制超声波诊断装置 100 的各单元。

超声波探头 3 使其前表面与被检体的表面接触，进行超声波的发送接收，在与被检体的接触面上以凸状并以一维方式排列了  $M1$  个振动元件。该振动元件是电声变换元件，具有在发送时将电脉冲（驱动脉冲）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）变换为电信号（接收信号）的功能。

其次，图 2 中示出的发送接收部 2 具备：发送部 21，为了形成  $M$  方向同时并行接收或非同时并行接收中的发送声场，分别对于后述的元件选择部 22 从  $M1$  个振动元件中选择了的邻接的  $M2$  个振动元件供给具有预定的延迟时间和驱动振幅的驱动脉冲；接收部 23，为了形

成 M 方向同时并行接收或非同时并行接收中的接收声场,对分别从元件选择部 22 在 M1 个振动元件中选择了的邻接的 M3 个振动元件得到的接收信号进行定相加法运算(使与来自预定方向的反射波对应的接收信号的相位一致,进行加法运算合成);元件选择部 22,从 M1 个振动元件中选择发送用和接收用的振动元件,进行与发送部 21 和接收部 23 的连接;以及元件选择控制部 24,控制该元件选择部 22,再者,还具备:基准条件发生部 25,发生非同时并行接收中的发送用的基准延迟条件和基准振幅条件以及接收用的基准延迟条件和基准振幅条件作为基准条件;以及发送条件生成部 26,根据该基准条件发生部 25 发生的基准延迟条件和基准振幅条件,生成同时并行接收用发送延迟条件和发送振幅条件作为发送条件。

发送部 21 具备采样脉冲发生器 211、发送延迟电路 212、驱动电路 213、发送延迟设定部 214 和发送振幅设定部 215。

采样脉冲发生器 211 通过对从基准信号发生部 1 供给的连续波进行分频,生成决定发送超声波的重复周期的采样脉冲(rate pulse)。用 M2 信道构成的发送延迟电路 212 根据从发送延迟设定部 214 供给的延迟控制信号,对上述采样脉冲给予用于使发送超声波收敛于预定距离的发送延迟时间。而且,用 M2 信道构成的驱动电路 213 根据从发送振幅设定部 215 供给的振幅控制信号,生成与在发送延迟电路 212 中被给予了预定的延迟时间的采样脉冲同步的预定振幅的驱动脉冲。

另一方面,发送延迟设定部 214 根据发送接收部 2 的发送条件生成部 26 生成的发送延迟条件,设定发送延迟电路 212 中的发送延迟时间。同样,发送振幅设定部 215 根据上述发送条件生成部 26 生成的发送振幅条件,设定驱动电路 213 中的驱动振幅。

其次,接收部 23 具备:具有 M3 信道的前置放大器 231 和 A/D 变换器 232;信道选择电路 233;以及 M 信道的波束成形器 234-1 至 234-M。前置放大器 231 用于放大从元件选择部 22 供给的邻接的 M3 信道的接收信号以确保充分的 S/N,在其初级部中,设置了用于保护使之不受在发送部 21 的驱动电路 213 中发生的高电压的驱动脉冲的

影响的未图示的限幅电路。

对于在前置放大器 231 中放大到预定的大小、用 A/D 变换器 232 变换为数字信号的 M3 信道的接收信号，信道选择电路 233 为了进行 M 方向的同时并行接收在 M 个部位选择 M3 信道中的邻接的 M4 信道 ( $M4 < M3$ )，对波束成形器 234-1 至 234-M 供给具有 M4 信道的 M 个接收信号组。

另一方面，波束成形器 234-1 至 234-M 分别具有未图示的延迟电路和加法运算电路，分别对于用信道选择电路 233 选择了的 M4 信道的接收信号组，在给予了用于收敛来自预定的深度的接收超声波的延迟时间和预定的信号振幅后，进行加法运算合成(定相加法运算)。

根据从接收部 23 的接收延迟/振幅设定部 235 供给的延迟控制信号和振幅控制信号，设定该情况下的延迟时间和信号振幅。但是，在波束成形器 234-1 至 234-M 中，给予用于伴随接收定时向深部依次更新收敛区域的所谓动态聚焦的延迟时间，形成与深度无关具有大致均匀的波束宽度的接收声场。

而且，接收延迟/振幅设定部 235 根据发送接收部 2 的基准条件发生部 25 发生了的接收用的基准延迟条件和基准振幅条件，设定波束成形器 234-1 至 234-M 中的延迟时间和信号振幅。

其次，发送接收部 2 的元件选择部 22 根据从元件选择控制部 24 供给的元件选择控制信号，在发送时从超声波探头 3 中具备的 M1 个振动元件中选择邻接的 M2 个振动元件作为发送振动元件组。此外，在接收时从上述 M1 个振动元件中选择邻接的 M3 个振动元件作为接收振动元件组。在该情况下，这样来进行振动元件的选择，使得发送振动元件组的中心位置与接收振动元件组的中心位置大体一致。

另一方面，元件选择控制部 24 根据从系统控制部 8 供给的扫描控制信号，以采样周期依次偏移具有 M2 个振动元件的发送振动元件组和具有 M3 个振动元件的接收振动元件组，对元件选择部 22 供给用于选择的元件选择控制信号。

使用图 3 说明由元件选择部 22 进行的发送振动元件组和接收振

动元件组的选择以及由信道选择电路 233 进行的 M 信道的接收信号组的选择。

图 3 示意性地示出了对于邻接的 M 方向进行同时并行接收时的发送振动元件组和接收振动元件组的选择方法,为了使说明变得简单,将发送振动元件组的振动元件数 M2 和接收振动元件组的振动元件数 M3 定为 8,将定相加法运算信道数 M4 定为 5,将同时并行接收数 M 定为 4,但不限于于此。

即,在使用图 3 中示出的凸形扫描用的超声波探头 3 对于任意的邻接的 4 个方向 ( $M=4$ ) 进行同时并行接收的情况下,元件选择部 22 从在超声波探头 3 中以凸面状排列了的振动元件 32-1 至 32-M1 中选择振动元件 32-X 至 32-(X+7) 作为发送振动元件组和接收振动元件组。

另一方面,信道选择电路 233 将从振动元件 32-X 至 32-(X+7) 得到的 8 信道 ( $M3=8$ ) 的接收信号归纳为由邻接的振动元件 32-X 至 32-(X+4)、振动元件 32-(X+1) 至 32-(X+5)、振动元件 32-(X+2) 至 32-(X+6)、振动元件 32-(X+3) 至 32-(X+7) 各 5 信道的接收信号构成的 4 个 ( $M=4$ ) 接收信号组,将各自的接收信号组中的 5 信道的接收信号供给波束成形器 234-1 至 234-M。

即,将振动元件 32-X 至 32-(X+4) 的接收信号供给波束成形器 234-1,将振动元件 32-(X+1) 至 32-(X+5)、振动元件 32-(X+2) 至 32-(X+6)、振动元件 32-(X+3) 至 32-(X+7) 的各接收信号分别供给波束成形器 234-2 至波束成形器 234-4。然后,波束成形器 234-1 至 234-M 分别根据从接收延迟/振幅设定部 235 供给的延迟控制信号和振幅控制信号,对于在信道选择电路 233 中选择了的各接收信号组的 M4 信道的接收信号给予用于动态聚焦的延迟时间和信号振幅,进行定相加法运算处理。然后,利用该定相加法运算处理形成以振动元件 32-(X+2) 至 32-(X+5) 为中心轴的 4 个 ( $M=4$ ) 接收声场。

利用以上叙述了的发送接收方法，形成以振动元件  $32 - (X + 2)$  至  $32 - (X + 5)$  为中心的 4 个接收声场，使其与由振动元件  $32 - X$  至  $32 - (X + 7)$  的发送振动元件组形成的发送声场的区域重叠，可进行 4 个方向的同时并行接收。

将该情况的超声波的发送方向和接收方向设定为与振动元件的排列面大致垂直的方向，但通过用发送延迟电路 212 或波束成形器 234 给予偏转用延迟时间，也可将发送方向和接收方向设定为任意的方向。但是，不管在哪一种情况下，在本实施例的同时并行接收中都与发送声场重叠地形成接收声场。

返回到图 1，发送接收部 2 的基准条件发生部 25 发生：使用具有 1 个收敛点形成的发送声场和具有与该发送声场大致相同的中心轴形成的接收声场进行图像数据的生成的、所谓的非同时并行接收法中的、发送时的基准延迟条件和基准振幅条件以及接收时的基准延迟条件和基准振幅条件。

图 4 是用于说明对于将  $M2$  个振动元件用作发送振动元件组和接收振动元件组、并使超声波波束收敛于距离  $F$  的情况的振动元件  $P_m$  ( $m = 1$  至  $M2$  ( $M2 = 8$ )) 的基准延迟条件  $\tau_0(m)$  的示意图，上述的振动元件  $P_1$  至  $P_{M2}$  与图 3 中示出的振动元件  $32 - X$  至  $32 - (X + 7)$  相对应。但是，在接收时进行动态聚焦的情况下，基准条件发生部 25 对于不同的多个距离发生用于收敛超声波波束的接收用的基准延迟条件。

另一方面，图 5 示出对于使用  $M2$  个 ( $M2 = 8$ ) 振动元件形成发送声场的情况的振动元件  $P_m$  ( $m = 1$  至  $M2$ ) 的发送用的基准振幅条件  $A_0(m)$  (图 5(a)) 和利用由基于该基准振幅条件  $A_0(m)$  的驱动振幅的驱动脉冲生成的发送声场  $C_{t0}$  (图 5(b))。在该情况下，基准条件发生部 25 根据例如图 5(a) 中示出的那样的 Sinc 函数发生对于第  $m$  个振动元件  $P_m$  的驱动脉冲的基准振幅条件  $A_0(m)$ 。

然后，利用基于用这样的 Sinc 函数示出的发送用的基准振幅条件  $A_0(m)$  和上述的基准延迟条件  $\tau_0(m)$  的驱动脉冲的驱动，在收

敛点的附近生成图 5 (b) 中示出的矩形状的发送声场  $Ct0$ 。此外, 关于使用  $M2$  个振动元件形成接收声场的情况的基准振幅条件, 通常, 基于均匀分布函数或 Hamming 函数等的振幅条件是优选的。

其次, 使用图 6 至图 7 示意性地说明作为在本实施例中最重要的单元的发送条件生成部 26 的功能。以下, 使用在振动元件的排列方向上偏移了  $-\Delta M$  和  $+\Delta M$  (例如,  $\Delta M=1$ ) 的 2 个发送用基准延迟条件  $\tau_0(m-\Delta M)$  和  $\tau_0(m+\Delta M)$  和 2 个发送用基准振幅条件  $A_0(m-\Delta M)$  和  $A_0(m+\Delta M)$ , 生成形成具有在同时并行接收中合适的波束宽度和均匀的强度的发送声场的发送延迟条件  $\tau(m)$  和发送振幅条件  $A(m)$ 。

利用基于图 4 中示出的发送用的基准延迟条件  $\tau_0(m)$  和图 5 中示出的发送用的基准振幅条件  $A_0(m)$  的驱动脉冲形成的发送声场通常不能得到同时并行接收要求的宽的波束宽度。因此, 如图 6 中所示那样合成使基于发送用的基准延迟条件  $\tau_0(m)$  和基准振幅条件  $A_0(m)$  的基准驱动脉冲组  $PL0$  在振动元件排列方向上偏移了  $-\Delta M$  的第 1 驱动脉冲组  $PL1$  和偏移了  $+\Delta M$  的第 2 驱动脉冲组  $PL2$ , 生成第 3 驱动脉冲组  $PL3$ 。然后, 通过利用该第 3 驱动脉冲组  $PL3$  驱动振动元件  $Pm$  ( $m=1$  至  $M2$ ), 形成图 7 中示出的具有均匀的发送强度和合适的波束宽度的发送声场  $Ct3$ 。该发送声场  $Ct3$  成为使图 5 (b) 中示出的由基准驱动脉冲组  $PL0$  产生的发送声场  $Ct0$  偏移  $\pm\Delta M$  并进行了合成的发送声场。

即, 在收敛区域中使由第 1 驱动脉冲组  $PL1$  产生的发送声场  $Ct1$  和由第 2 驱动脉冲组  $PL2$  产生的发送声场  $Ct2$  的端部重叠, 形成发送声场  $Ct3$ 。此时, 通过将第 1 驱动脉冲组  $PL1$  和第 2 驱动脉冲组  $PL2$  的中心间隔  $2\Delta M$  设定为合适的值, 形成对于发送声场  $Ct1$  的波束宽度  $BW1$  或发送声场  $Ct2$  的波束宽度  $BW2$  具有约 2 倍的波束宽度  $BW3$ 、均匀且端部陡峭地衰减了的所希望的发送声场  $Ct3$ 。

利用专利文献 2 中记载了的技术, 可实现根据上述第 1 驱动脉冲组  $PL1$  和第 2 驱动脉冲组  $PL2$  的合成的发送声场  $Ct3$  的形成, 但如

上所述，该方法存在发送部 21 的电路结构极为复杂的缺点。

在本实施例中，通过控制单一驱动脉冲组的延迟时间和驱动振幅生成与通过合成 2 个驱动脉冲组 PL1 和 PL2 得到的所希望的发送声场 Ct3 大致等效的发送声场。以下，叙述发送条件生成部 26 根据基准条件发生部 25 发生的发送用的基准延迟条件  $\tau_0(m)$  和基准振幅条件  $A_0(m)$  生成的发送延迟条件  $\tau(m)$  和发送振幅条件  $A(m)$  的生成方法。

在该情况下，如果将基于基准延迟条件  $\tau_0(m)$  和基准振幅条件  $A_0(m)$  的振动元件  $P_m$  的基准驱动脉冲定为  $H_0(m)$ ，则可利用下式 (4) 来表示基于发送条件生成部 26 生成了的发送延迟条件  $\tau(m)$  和发送振幅条件  $A(m)$  的驱动脉冲  $H(m)$ 。

**【式 4】**

$$\begin{aligned} H(m) &= A(m)W\{t-\tau(m)\}\exp\{j\omega(t-\tau(m))\} \\ &= H_0(m-\Delta M) + H_0(m+\Delta M) \\ &= A_0(m-\Delta M)W_0\{t-\tau_0(m-\Delta M)\}\exp[j\omega\{t-\tau_0(m-\Delta M)\}] \\ &\quad + A_0(m+\Delta M)W_0\{t-\tau_0(m+\Delta M)\}\exp[j\omega\{t-\tau_0(m+\Delta M)\}] \\ &\quad \cdot \cdot \cdot (4) \end{aligned}$$

其中， $W(t)$  和  $W_0(t)$  是驱动脉冲  $H(m)$  和基准驱动脉冲  $H_0(m)$  的包络线函数。

在此，通常， $\Delta M \ll M^2$  成立，此外，在包络线函数对于驱动脉冲的周期（即超声波中心频率的倒数）充分地长的情况下，下式 (5) 近似地成立。

**【式 5】**

$$\begin{aligned} A_0(m-\Delta M) &\approx A_0(m+\Delta M) \approx A_0(m) \\ W_0\{t-\tau_0(m-\Delta M)\} &\approx W_0\{t-\tau_0(m+\Delta M)\} \approx W_0\{t-\tau_0(m)\} \\ &\quad \cdot \cdot \cdot (5) \end{aligned}$$

因而，使用基准驱动脉冲  $H_0(m)$  的基准延迟条件  $\tau_0(m)$  和基准振幅条件  $A_0(m)$ ，可利用下式 (6) 来表示驱动脉冲  $H(m)$  的发送延迟条件  $\tau(m)$  和发送振幅条件  $A(m)$ 。

## 【式 6】

$$\begin{aligned}
 H(m) &= A_0(m)W_0\{t - \tau(m)\}[\exp\{j\omega(t - \tau(m - \Delta M))\} + \exp\{j\omega(t - \tau(m + \Delta M))\}] \\
 &= A(m)W\{t - \tau(m)\}\exp\{j\omega\{t - \tau(m)\}\} \\
 A(m) &= 2A_0(m)[\cos\{(\omega\tau_0(m - \Delta M) - \omega\tau_0(m + \Delta M))/2\}] \\
 W\{t - \tau(m)\} &\approx W_0\{t - \tau(m)\} \\
 \tau(m) &= \frac{\tau_0(m - \Delta M) + \tau_0(m + \Delta M)}{2} \quad \dots (6)
 \end{aligned}$$

如以上所述, 通过利用基于由上式(6)得到的发送延迟条件 $\tau(m)$ 和发送振幅条件 $A(m)$ 的驱动脉冲 $H(m)$ 来驱动振动元件P1至PM2, 可得到与由第1驱动脉冲组PL1和第2驱动脉冲组PL2的合成(参照图6)得到的发送声场(参照图7)大致等效的发送声场。

即, 发送条件生成部26从使用了由基准条件发生部25供给的发送用的基准延迟条件 $\tau_0(m)$ 和基准振幅条件 $A_0(m)$ 的上述的运算生成发送延迟条件 $\tau(m)$ 和发送振幅条件 $A(m)$ , 将该生成结果供给发送部21的发送延迟设定部214和发送振幅设定部215。然后, 发送延迟设定部214和发送振幅设定部215如已叙述的那样根据这些发送延迟条件 $\tau(m)$ 和发送振幅条件 $A(m)$ 设定发送延迟电路212中的延迟时间和驱动电路213中的驱动振幅。

其次, 图1的数据生成部4具备: B模式数据生成部41, 对从上述接收部23的波束成形器234-1至234-M输出的M信道的接收信号进行信号处理以生成B模式数据; 以及彩色多普勒数据生成部42, 对上述接收信号进行信号处理以生成彩色多普勒数据。

图8中示出的数据生成部4的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。该包络线检波器411对于从发送接收部2的接收部23中的波束成形器234-1至234-M输出的M信道的接收信号进行包络线检波。此外, 对数变换器412利用对于该包络线检波后的接收信号的对数变换处理, 相对地强调小的信号振幅, 生成对于M个同时并行接收方向的B模式数据。

另一方面, 数据生成部4的彩色多普勒数据生成部42具备 $\pi/2$ 移相器421、混频器422-1和422-2以及LPF(低通滤波器)423-1和423-2, 对于从发送接收部2的接收部23供给的M信道的接收信

号进行正交相位检波，生成复数信号（I信号和Q信号）。

再者，彩色多普勒数据生成部 42 具备多普勒信号存储部 424、MTI 滤波器 425 和自相关运算器 426，将利用正交相位检波得到的复数信号暂时保存在多普勒信号存储部 424 中。其次，作为高通用的数字滤波器的 MTI 滤波器 425 读出在多普勒信号存储部 424 中保存了的上述复数信号，对于该复数信号进行起因于脏器的固定反射体或脏器的呼吸性移动或拍动性移动等的多普勒分量（杂波分量）的除去。此外，自相关运算器 426 对于利用 MTI 滤波器 425 抽出的血流信息的多普勒信号计算自相关值，再者，根据该自相关值计算血流的平均流速值、分散值和功率值，生成对于 M 个同时并行接收方向的彩色多普勒数据。

再次返回到图 1，图像数据生成存储部 5 依次保存在数据生成部 4 中以 M 个光栅单位生成的 B 模式数据和彩色多普勒数据，生成二维的 B 模式图像数据和彩色多普勒图像数据。

显示部 6 具备未图示的显示数据生成电路、变换电路和监视器，显示数据生成电路对于在图像数据生成存储部 5 中生成了的 B 模式图像数据和彩色多普勒图像数据进行与预定的显示形态对应的扫描变换处理，生成显示数据。其次，上述变换电路对于该显示数据进行 D/A 变换和电视格式变换，在上述监视器上显示。

输入部 7 在操作面板上具备显示面板和键盘、跟踪球、鼠标、选择按钮、输入按钮等的输入装置，进行患者信息的输入、数据收集条件、显示条件等的设定，进而进行各种指令信号的输入等。特别是在本实施例中，进行发送振动元件组的振动元件数 M2、接收振动元件组的振动元件数 M3、定相加法运算的信道数 M4、同时并行接收数 M 和发送声场的合成间隔  $\Delta M$  的设定、进而是基准振幅条件或同时并行接收模式/非同时并行接收模式的选择等。但是，也可根据所使用的超声波探头 3 的信息（例如，探头 ID）和同时并行接收的方向数 M 的信息来设定上述的发送用和接收用的振动元件数或加权条件等。

而且，系统控制部 8 具备未图示的 CPU 和存储电路，在上述存

储电路中保存由操作者从输入部 7 输入或设定的上述的各种信息。然后，上述 CPU 根据这些信息，系统地进行发送接收部 2、数据生成部 4、进而是图像数据生成存储部 5 的控制或系统整体的控制。此外，系统控制部 8 对于发送接收部 2 中的元件选择控制部 24 和接收部 23 供给控制信号，执行用来对于由发送用振动元件形成的发送声场内的 M 方向进行同时并行接收的控制、和用于在振动元件排列方向上依次偏移发送用振动元件和接收用振动元件并对被检体进行凸形扫描的控制。

其次，按照图 9 的流程图说明本实施例的同时并行接收模式中的图像数据的生成过程。但是，为了使说明变得容易，叙述发送振动元件组的振动元件数 M2 与接收振动元件组的振动元件数 M3 相等的情况，但不限于此。

超声波诊断装置 100 的操作者首先在图 1 的输入部 7 中设定超声波探头 3 的探头 ID 或在图像数据的收集中必需的诸条件，在系统控制部 8 的未图示的存储电路中保存这些设定信息。作为上述的初始设定条件，有发送振动元件组和接收振动元件组的振动元件数 M2、定相加法运算的信道数 M4、同时并行接收数 M、发送声场的合成间隔  $\Delta M$ 、进而是基准振幅函数等（图 9 的步骤 S1）。

然后，如果初始设定结束了，则操作者在输入部 7 中选择同时并行接收模式，其次，将超声波探头 3 的前端（超声波发送接收面）固定在被检体体表面上的预定的位置上，开始超声波的发送接收。此时，系统控制部 8 对发送接收部 2 的元件选择控制部 24、发送条件生成部 26 和基准条件发生部 25 供给在自己的存储电路中暂时保存了的发送振动元件组和接收振动元件组的振动元件数 M2 的信息，对接收部 23 的信道选择电路 233 供给定相加法运算中的接收信号组的信道数 M4 和同时并行接收数 M 的信息，对上述发送条件生成部 26 供给发送声场的合成间隔  $\Delta M$ ，进而对基准条件发生部 25 供给与基准振幅条件有关的选择信息，将这些信息保存在各单元的未图示的存储电路中。

发送接收部 2 的基准条件发生部 25 根据从系统控制部 8 供给的

发送振动元件组和接收振动元件组的振动元件数  $M2$  的信息和基准振幅条件的选择信息，发生发送用的基准延迟条件  $\tau_0(m)$  和基准振幅条件  $A_0(m)$ ，供给到发送条件生成部 26（图 9 的步骤 S2）。

发送条件生成部 26 将从基准条件发生部 25 供给的基准延迟条件  $\tau_0(m)$  和基准振幅条件  $A_0(m)$  以及在自己的存储电路中保存了的发送声场的合成间隔  $\Delta M$  例如代入式 (6) 中，生成发送延迟条件  $\tau(m)$  和发送振幅条件  $A(m)$ （图 9 的步骤 S3）。

其次，对发送部 21 的发送延迟设定部 214 供给该发送延迟条件  $\tau(m)$ ，对发送振幅设定部 215 供给发送振幅条件  $A(m)$ 。然后，发送延迟设定部 214 和发送振幅设定部 215 根据这些条件信息，设定发送延迟电路 212 中的延迟时间和驱动电路 213 中的驱动振幅（图 9 的步骤 S4）。

另一方面，接收部 23 的接收延迟/振幅设定部 235 根据从基准条件发生部 25 供给的接收用的基准延迟条件和基准振幅条件，设定波束成形器 234-1 至 234-M 中的延迟时间和接收振幅（图 9 的步骤 S5）。

其次，在对于最初的方向 ( $q=1$ ) 的超声波发送接收时，元件选择控制部 24 根据从系统控制部 8 供给的发送时和接收时的振动元件数  $M2$  的信息，对于元件选择部 22 的未图示的多路器供给控制信号，元件选择部 22 选择在最初的方向的超声波发送接收中使用的振动元件 32-1 至 32-M2（图 9 的步骤 S6）。

另一方面，图 2 的采样脉冲发生器 211 通过对从基准信号发生部 1 供给的基准信号进行分频，生成决定超声波脉冲的重复周期的采样脉冲，供给到发送延迟电路 212， $M2$  信道的发送延迟电路 212 将由发送延迟设定部 214 设定了的延迟时间给予上述采样脉冲，供给到驱动电路 213。

然后，驱动电路 213 与从发送延迟电路 212 供给的采样脉冲同步地生成具有由发送振幅设定部 215 设定了的驱动振幅的驱动脉冲，供给由元件选择部 22 选择了的振动元件 32-1 至 32-M2，对被检体发射发送超声波（图 9 的步骤 S7）。

用声阻抗不同的脏器间的界面或组织反射利用振动元件 32-1 至 32-M2 的驱动对被检体发射了的发送超声波的一部分。此外，在用心脏壁或血球等的有运动的反射体反射该超声波的情况下，该超声波频率受到多普勒偏移。

将用被检体的组织或血球反射了的超声波反射波（接收超声波）用已在元件选择部 22 中选择了的振动元件 32-1 至 32-M2 接收而变换为电信号（接收信号）。再者，将该接收信号经元件选择部 22 供给接收部 23，在用接收部 23 的前置放大器 231 放大为预定的大小后，用 A/D 变换器 232 变换为数字信号。

将变换为数字信号的 M2 信道的接收信号供给信道选择电路 233，信道选择电路 233 从这些 M2 信道的接收信号中选择 M 个邻接的 M4 信道（ $M4 < M2$ ）的接收信号组，将这些 M 个接收信号组供给 M 信道的波束成形器 234-1 至 234-M。

即，将利用振动元件 32-1 至 32-M4 得到的 M4 信道的接收信号组供给波束成形器 234-1，将利用振动元件 32-2 至 32-(M4+1) 得到的 M4 信道的接收信号组供给波束成形器 234-2。同样，将利用振动元件 32-3 至 32-(M4+2)、振动元件 32-4 至 32-(M4+3)、... 得到的接收信号组供给波束成形器 234-3、波束成形器 234-4、...。然后，波束成形器 234-1 至 234-M 分别对 M4 信道的接收信号进行定相加法运算，进行动态聚焦。

将在波束成形器 234-1 至 234-M 中进行了定相加法运算的 M 信道的接收信号供给图 8 的数据生成部 4 中的 B 模式数据生成部 41，在进行了包络线检波和对数变换后，保存在图 1 的图像数据生成存储部 5 中的 B 模式数据存储区域中。

另一方面，在生成对于最初的扫描方向的彩色多普勒数据时，使用振动元件 32-1 至 32-M2 并利用与上述同样的过程对于上述扫描方向进行连续的多次（L 次）超声波发送接收，对于此时得到的接收信号检测多普勒信号。

即，系统控制部 8 控制元件选择控制部 24，选择振动元件 32-1

至 32 - M2 进行彩色多普勒用的超声波发送接收。然后，将所得到的 M 信道的接收信号供给图 8 的数据生成部 4 中的彩色多普勒数据生成部 42，从由混频器 422 - 1、422 - 2 和 LPF423 - 1 和 423 - 2 进行的正交相位检波生成复数信号。然后，分别将该复数信号的实数分量（I 分量）和虚数分量（Q 分量）暂时保存在多普勒信号存储部 424 中。同样，对于由使用了同一振动元件组的第 2 次至第 L 次的超声波发送接收得到的接收信号也收集复数信号，保存在多普勒信号存储部 424 中。

如果由使用了振动元件 32 - 1 至 32 - M2 的 L 次的超声波发送接收得到的 M 信道的复数信号的保存结束了，则系统控制部 8 分别在多普勒信号存储部 424 中保存了的 M 信道的复数信号中依次读出与预定位置（深度）对应的 L 个复数信号分量，将其供给 MTI 滤波器 425。然后，MTI 滤波器 425 对于所供给的复数信号分量进行滤波处理，排除例如来自生物体组织等的固定反射体的反射波分量或由心筋等的组织的运动产生的组织多普勒分量（杂波分量），抽出起因于血流的流动的血流多普勒分量。

然后，从上述 MTI 滤波器 425 供给了血流多普勒分量的复数信号的自相关运算器 426 使用该复数信号进行自相关处理，进而，根据自相关处理结果计算血流的平均流速值、分散值和功率值等。对于其它的位置（深度）也进行这样的运算，将所计算的血流的平均流速值、分散值、进而是功率值等保存在图 1 的图像数据生成存储部 5 中的彩色多普勒数据存储区域中。

即，在图像数据生成存储部 5 中的 B 模式数据存储区域和彩色多普勒数据存储区域中，通过来自振动元件 32 - 1 至 32 - M4、振动元件 32 - 2 至 32 - (M4 + 1)、... 的接收信号组的定相加法运算，保存与第 1 扫描方向对应的 M 个同时并行接收方向上的 B 模式数据和彩色多普勒数据（图 9 的步骤 S8）。

利用同样的过程，系统控制部 8 控制元件选择控制部 24，重复由振动元件 32 - (M2 + 1) 至 32 - 2M2 进行的第 2 方向（ $q = 2$ ）的超

声波发送接收、由振动元件  $32 - (2M2 + 1)$  至  $32 - 3M2$  进行的第 3 方向 ( $q = 3$ ) 的超声波发送接收、...直到第 Q 方向 ( $q = Q$ )。然后, 将由各自的方向上的 M 方向的同时并行接收得到的 B 模式数据和彩色多普勒数据保存在数据存储部 6 的 B 模式数据存储区域和彩色多普勒数据存储区域中 (图 9 的步骤 S6 至 S8)。

利用上述的过程, 在图像数据生成存储部 5 中依次保存从第 1 方向至第 Q 方向的每一方向上的 M 方向得到的 B 模式数据和彩色多普勒数据, 生成二维或三维的 B 模式图像数据和彩色多普勒图像数据。然后, 显示部 6 的显示数据生成电路对于在图像数据生成存储部 5 中生成了的 B 模式图像数据和彩色多普勒图像数据进行与预定的显示形态对应的扫描变换等的处理, 生成显示数据, 在变换电路中对于该显示数据进行 D/A 变换和电视格式变换, 在监视器上显示 (图 9 的步骤 S9)。

按照以上叙述的第 1 实施例, 在使用凸形扫描用超声波探头对于被检体的诊断对象部位进行同时并行接收时, 可用比较简单的电路结构实现同时并行接收中的发送接收声场的波束弯曲或各并列接收方向上的发送接收灵敏度的不均匀性的减少。

再者, 在上述的实施例中, 通过使用以 Sinc 函数为基础的基准振幅条件, 可得到在均匀性方面优良且在端部中具有陡峭的衰减特性的发送声场。因而, 由于发射到进行同时并行接收的区域以外的发送超声波很少, 故可有效地利用发送能量, 可减少因副瓣或多重反射引起的虚像, 可生成在灵敏度方面优良的各种图像数据。

即, 按照上述的实施例, 由于可在比较宽的范围内形成均匀的发送声场, 故可增加同时并行接收方向数, 可生成具有优良的时间分辨率或空间分辨率或检测能力的图像数据。此外, 由于可利用简单的电路结构实现形成上述的发送声场的发送部, 故可提供在价格性能比方面优良的超声波诊断装置和超声波发送方法。

其次, 说明本发明的第 2 实施例。在该第 2 实施例中, 在使用以直线状一维地排列了振动元件的扇形扫描用的超声波探头进行同时并

行接收时，通过控制对于用邻接的多个振动元件构成的发送振动元件组的驱动脉冲的延迟时间和驱动振幅，形成在方位方向上具有均匀且合适的波束宽度的发送声场。

在该情况下，也与上述的第1实施例同样地根据使用上述发送振动元件组进行非同时并行接收时的基准发送条件（基准延迟条件和基准振幅条件）来设定决定对于发送振动元件组的各振动元件的驱动脉冲的延迟时间和驱动振幅的发送条件（发送延迟条件和发送振幅条件）。

本发明的第2实施例中的超声波诊断装置与上述的第1实施例中的超声波诊断装置特别是在超声波探头和发送接收部的结构中存在差异。使用图10至图12说明本实施例中的超声波诊断装置的结构和基本工作。

图10是示出本实施例中的超声波诊断装置的整体结构的框图，图11是示出构成该超声波诊断装置的发送接收部的结构的框图。此外，在图10中示出的本实施例的超声波诊断装置中，对具有与上述的第1实施例的超声波诊断装置的单元相同的结构和功能的单元附加同一符号，省略详细的说明。

图10中示出的本实施例的超声波诊断装置200具备以直线状排列M0个振动元件并对被检体进行超声波发送接收的扇形扫描用的超声波探头3a和在对上述振动元件供给驱动信号的同时对从这些振动元件得到的接收信号进行定相加法运算的发送接收部2a，再者，具备具有与第1实施例的超声波诊断装置100的情况同样的结构和功能的数据生成部4、图像数据生成存储部5、显示部6和基准信号发生部1、进行被检体信息、装置的初始设定等的输入部7a以及系统地控制超声波诊断装置200中的上述的各单元的系统控制部8a。

图11的发送接收部2a具备对于扇形扫描用的超声波探头3a具有的多个（M0个）振动元件供给驱动信号的发送部21a和对于从上述振动元件得到的接收信号进行定相加法运算的接收部23，再者，具备：发生非同时并行接收中的发送用的基准延迟条件和基准振幅条件

作为基准条件的基准条件发生部 25a、生成基于该基准条件发生部 25a 发生的基准延迟条件和基准振幅条件的同时并行接收用发送延迟条件和发送振幅条件作为发送条件的发送条件生成部 26a。

发送部 21a 具备：采样脉冲发生器 211、发送延迟电路 212a、驱动电路 213a、发送延迟设定部 214a 和发送振幅设定部 215a。

采样脉冲发生器 211 通过对从基准信号发生部 1 供给的连续波进行分频，生成决定发送超声波的重复周期的采样脉冲，用 M0 信道构成的发送延迟电路 212a 根据从发送延迟设定部 214a 供给的延迟控制信号，对上述采样脉冲给予预定的延迟时间。此外，用 M0 信道构成的驱动电路 213a 根据从发送振幅设定部 215a 供给的振幅控制信号，生成与在发送延迟电路 212 中被给予了预定的延迟时间的采样脉冲同步的预定振幅的驱动脉冲。

另一方面，发送延迟设定部 214a 根据发送条件生成部 26a 生成的发送延迟条件，设定发送延迟电路 212a 中的延迟时间。同样，发送振幅设定部 215a 根据发送条件生成部 26a 生成的发送振幅条件，设定驱动电路 213a 中的驱动振幅。

发送接收部 2a 的基准条件发生部 25a 发生：对于使用将超声波收敛于发送方向  $\theta_1$  至发送方向  $\theta_P$  的预定距离而形成的发送声场和具有与这些发送声场的中心轴大致相同的中心轴而形成的接收声场进行图像数据的生成的、所谓非同时并行接收时的发送方向  $\theta_p$  的基准延迟条件  $\tau_{p0}(m)$  和基准振幅条件  $A_0(m)$ 。

其次，使用图 12 说明发送条件生成部 26a 中的发送延迟条件和发送振幅条件的生成方法。但是，以下，叙述对于扇形扫描的发送方向  $\theta_p$  发送超声波时发送条件生成部 26a 生成的发送延迟条件  $\tau_p(m)$  和发送振幅条件  $A_p(m)$ 。

发送条件生成部 26a 如图 12 中所示，根据具有用于在发送方向  $\theta_p$  上发送超声波的基准延迟条件  $\tau_{p0}(m)$ （图 12 的 (a)）和基准振幅条件  $A_0(m)$  的基准驱动脉冲  $H_{p0}(m, 0)$ ，生成用于在发送方向  $\theta_p - \Delta\theta$  上发送超声波的第 1 驱动脉冲  $H_{p0}(m, -\Delta\theta)$  和用于在

发送方向 $\theta_p + \Delta\theta$ 上发送超声波的第2驱动脉冲  $H_{p0}(m, \Delta\theta)$ ，合成它们而得到同时并行接收用的驱动脉冲  $H_p(m)$ 。

在该情况下，第1驱动脉冲  $H_{p0}(m, -\Delta\theta)$  具有基准振幅条件  $A_0(m)$  和第1延迟条件  $\tau_{p0}(m) + \Delta\tau(-m\Delta\theta)$  (图12的(b))，第2驱动脉冲  $H_{p0}(m, \Delta\theta)$  具有基准振幅条件  $A_0(m)$  和第2延迟条件  $\tau_{p0}(m) + \Delta\tau(m\Delta\theta)$  (图12的(c))。但是， $\Delta\tau(-m\Delta\theta)$  和  $\Delta\tau(m\Delta\theta)$  与用于对  $-\Delta\theta$  方向和  $\Delta\theta$  方向使发送超声波偏转的延迟条件相对应。

然后，通过使用具有利用第1驱动脉冲  $H_{p0}(m, -\Delta\theta)$  和第2驱动脉冲  $H_{p0}(m, \Delta\theta)$  的合成得到的发送延迟时间  $\tau_p(m)$  (图12的(d)) 的驱动脉冲  $H_p(m)$  驱动  $M_0$  个振动元件  $P_1$  至  $P_{M_0}$ ，形成对于  $\theta_p$  方向具有均匀的发送强度和合适的波束宽度的发送声场。

以下，叙述根据用于对超声波发送方向  $\theta_p$  设定发送指向性的基准延迟条件  $\tau_{p0}(m)$  和基准振幅条件  $A_0(m)$ 、生成形成对同时并行接收合适的波束宽度和均匀的强度的发送声场的发送延迟条件  $\tau_p(m)$  和发送振幅条件  $A_p(m)$  的情况。

在该情况下，如果将基于基准延迟条件  $\tau_{p0}(m)$  和基准振幅条件  $A_0(m)$  的振动元件  $P_m$  的基准驱动脉冲定为  $H_{p0}(m, 0)$ ，则可利用下式(7)表示由发送条件生成部26生成该发送条件的驱动脉冲  $H_p(m)$ 。

### 【式7】

$$\begin{aligned} H_p(m) &= A_p(m)W_p\{t - \tau_p(m)\}\exp\{j\omega(t - \tau_p(m))\} \\ &= H_{p0}(m, -\Delta\theta) + H_{p0}(m, \Delta\theta) \\ &= A_0(m)W_0\{t - (\tau_{p0}(m) + \Delta\tau(-m\Delta\theta))\}\exp[j\omega\{t - (\tau_{p0}(m) + \Delta\tau(-m\Delta\theta))\}] \\ &\quad + A_0(m)W_0\{t - (\tau_{p0}(m) + \Delta\tau(m\Delta\theta))\}\exp[j\omega\{t - (\tau_{p0}(m) + \Delta\tau(m\Delta\theta))\}] \\ &\quad \dots(7) \end{aligned}$$

其中， $W_p(t)$  和  $W_0(t)$  是驱动脉冲  $H_p(m)$  和基准驱动脉冲  $H_{p0}(m, 0)$  的包络线条件。此外， $H_{p0}(m, -\Delta\theta)$  和  $H_{p0}(m, \Delta\theta)$  是可进行对于  $\theta_p - \Delta\theta$  方向和  $\theta_p + \Delta\theta$  方向的超声波的发送的第1驱动脉冲和第2驱动脉冲，对于上述的基准延迟条件  $\tau_p(m)$ ，将  $-\Delta\tau$

( $m\Delta\theta$ ) 和  $\Delta\tau$  ( $m\Delta\theta$ ) 的延迟条件进行加法运算来生成这些驱动脉冲的延迟条件。在此, 在包络线条件相对于驱动脉冲的周期 (即超声波中心频率的倒数) 充分地长的情况下, 下式 (8) 近似地成立。

**【式 8】**

$$W_o\{t - (\tau_{p0}(m) + \Delta\tau(-m\Delta\theta))\} \approx W_o\{t - (\tau_{p0}(m) + \Delta\tau(m\Delta\theta))\} \approx W_o\{t - \tau_{p0}(m)\} \quad \dots (8)$$

因而, 使用基准驱动脉冲  $H_{p0}(m, 0)$  的基准延迟条件  $\tau_{p0}(m)$  和基准振幅条件  $A_o(m)$ , 可利用下式 (9) 来表示驱动脉冲  $H_p(m)$  的发送延迟条件  $\tau_p(m)$  和发送振幅条件  $A_p(m)$ 。

**【式 9】**

$$\begin{aligned} H_p(m) &= A_o(m)W_o\{t - \tau_{p0}(m)\} \{ \exp\{j\omega(t - (\tau_{p0}(m) + \Delta\tau(-m\Delta\theta)))\} + \exp\{j\omega(t - (\tau_{p0}(m) + \Delta\tau(m\Delta\theta)))\} \} \\ &= A_p(m)W_p\{t - \tau_p(m)\} \exp\{j\omega\{t - \tau_p(m)\}\} \\ A_p(m) &= 2A_o(m) \{ \cos\{(\omega(\tau_{p0}(m) + \Delta\tau(-m\Delta\theta)) - \omega(\tau_{p0}(m) + \Delta\tau(m\Delta\theta)))/2\} \} \\ W_p\{t - \tau_p(m)\} &\approx W_o\{t - \tau_p(m)\} \\ \tau_p(m) &= \tau_{p0}(m) + \frac{\Delta\tau(-m\Delta\theta) + \Delta\tau(m\Delta\theta)}{2} \quad \dots (9) \end{aligned}$$

如以上所述, 通过利用基于由上式 (9) 生成的发送延迟条件  $\tau_p(m)$  和发送振幅条件  $A_p(m)$  的驱动脉冲  $H_p(m)$  来驱动振动元件 P1 至 PM0, 可得到与图 7 中示出的发送声场大致等效的发送声场。但是, 在本实施例中, 将图 7 的方位方向 (X) 置换为角度  $\theta$ , 将  $\Delta M$  置换为  $\Delta\theta$ 。

即, 发送条件生成部 26a 从使用了由基准条件发生部 25a 供给的发送用的基准延迟条件  $\tau_{p0}(m)$  和基准振幅条件  $A_o(m)$  的上述的运算生成发送延迟条件  $\tau_p(m)$  和发送振幅条件  $A_p(m)$ , 将该结果供给发送部 21a 的发送延迟设定部 214a 和发送振幅设定部 215a。然后, 发送延迟设定部 214a 和发送振幅设定部 215a 根据发送延迟条件  $\tau_p(m)$  和发送振幅条件  $A_p(m)$  设定发送延迟电路 212a 中的延迟时间和驱动电路 213a 中的驱动振幅。

其次, 图 10 的数据生成部 4 中的 B 模式数据生成部 41 对从接收部 23 的波束成形器 234-1 至 234-M 输出的 M 信道的接收信号进行信号处理以生成 B 模式数据, 彩色多普勒数据生成部 42 对上述接收

信号进行信号处理以生成彩色多普勒数据。此外，图像数据生成存储部 5 中依次保存在数据生成部 4 中生成的 B 模式数据和彩色多普勒数据，生成二维的 B 模式图像数据和彩色多普勒图像数据。

显示部 6 对于在图像数据生成存储部 5 中生成了的 B 模式图像数据和彩色多普勒图像数据进行与预定的显示形态对应的扫描变换处理，进而，进行 D/A 变换和电视格式变换，在监视器上显示。

另一方面，输入部 7a 在操作面板上具备显示面板和键盘、跟踪球、鼠标、选择按钮、输入按钮等的输入装置，进行患者信息的输入、数据收集条件、显示条件等的设定，进而进行各种指令信号的输入等。特别是在本实施例中，进行定相加法运算的信道数  $M_4$ 、同时并行接收数  $M$ 、发送超声波的偏转角度  $-\Delta\theta$  和  $\Delta\theta$  的设定、进而是基准振幅条件或同时并行接收模式/非同时并行接收模式的选择等。

系统控制部 8a 系统地进行发送接收部 2a、数据生成部 4、进而是图像数据生成存储部 5 的控制或系统整体的控制。此外，系统控制部 8a 对于发送接收部 2a 中的接收部 23 供给控制信号，进行用于对于由发送用振动元件形成了的发送声场内的  $M$  方向进行同时并行接收的控制和对被检体的扇形扫描的控制。

其次，按照图 13 的流程图说明本实施例的同时并行接收模式中的图像数据的生成过程。但是，为了使说明变得容易，叙述发送振动元件组的振动元件数与接收振动元件组的振动元件数都是  $M_0$  的情况，但不限于此。此外，以下叙述生成 B 模式图像数据的情况，但也可利用与第 1 实施例同样的过程生成彩色多普勒图像数据等的图像数据。

超声波诊断装置 200 的操作者首先在图 10 的输入部 7a 中设定超声波探头 3a 的探头 ID 或在图像数据的收集中必要的诸条件，在系统控制部 8a 的未图示的存储电路中保存这些设定信息。作为上述的初始设定条件，有定相加法运算的信道数  $M_4$ 、同时并行接收数  $M$ 、发送超声波的偏转角  $-\Delta\theta$  和  $\Delta\theta$ 、进而是基准振幅函数等（图 13 的步骤 S11）。

然后，如果初始设定结束了，则操作者选择同时并行接收模式，其次，将超声波探头 3a 的前端（超声波发送接收面）固定在被检体体表面上的预定的位置上，开始超声波的发送接收。此时，系统控制部 8a 对发送条件生成部 26a 供给在自己的存储电路中暂时保存了的发送超声波的偏转角  $-\Delta\theta$  和  $\Delta\theta$  的信息，此外，对基准条件发生部 25a 供给基准振幅函数的信息，将这些信息保存在各单元的未图示的存储电路中。

发送接收部 2a 的基准条件发生部 25a 根据从系统控制部 8a 供给的发送振动元件组和接收振动元件组的振动元件数  $M_0$  的信息、基准振幅函数的选择信息和最初的发送方向  $\theta_1$  ( $p=1$ )，发生发送用的基准延迟条件  $\tau_{10}(m)$  和基准振幅条件  $A_0(m)$ ，供给发送条件生成部 26a (图 13 的步骤 S12)。

发送条件生成部 26a 将从基准条件发生部 25a 供给的基准延迟条件  $\tau_{10}(m)$  和基准振幅条件  $A_0(m)$  以及在自己的存储电路中保存了的发送超声波的偏转角  $-\Delta\theta$  和  $\Delta\theta$  例如代入式 (9) 中，生成发送延迟条件  $\tau_1(m)$  和发送振幅条件  $A_1(m)$  (图 13 的步骤 S13)。

其次，对发送部 21a 的发送延迟设定部 214a 供给该发送延迟条件  $\tau_1(m)$ ，对发送振幅设定部 215a 供给发送振幅条件  $A_1(m)$ 。然后，发送延迟设定部 214a 和发送振幅设定部 215a 根据这些条件信息，设定发送延迟电路 212a 中的延迟时间和驱动电路 213a 中的驱动振幅 (图 13 的步骤 S14)。

另一方面，接收部 23 的接收延迟/振幅设定部 235 根据从基准条件发生部 25a 供给的接收用的基准延迟条件和基准振幅条件，设定波束成形器 234-1 至 234-M 中的延迟时间和接收振幅 (图 13 的步骤 S15)。

其次，在对于最初的发送方向  $\theta_1$  的超声波发送时，图 11 的采样脉冲发生器 211 通过对从基准信号发生部 1 供给的基准信号进行分频，生成决定超声波脉冲的重复周期的采样脉冲，供给发送延迟电路 212a， $M_0$  信道的发送延迟电路 212a 将由发送延迟设定部 214a 设定

了的延迟时间给予上述采样脉冲，供给驱动电路 213a。

然后，驱动电路 213a 与从发送延迟电路 212a 供给的采样脉冲同步地生成具有由发送振幅设定部 215a 设定了的驱动振幅的驱动脉冲，供给超声波探头 3a 的振动元件 P1 至 PM0，对被检体发射发送超声波（图 13 的步骤 S16）。

用声阻抗不同的脏器间的边界面或组织反射利用振动元件 P1 至 PM0 的驱动对被检体的 $\theta_1$ 方向发射了的发送超声波的一部分。此外，在用心脏壁或血球等的有运动的反射体反射该超声波的情况下，该超声波频率受到多普勒偏移。

用振动元件 P1 至 PM0 接收用被检体的组织或血球反射了的超声波反射波（接收超声波），变换为电信号（接收信号）供给接收部 23，在用接收部 23 的前置放大器 231 放大为预定的大小后，用 A/D 变换器 232 将放大的上述接收信号变换为数字信号。

将变换为数字信号的 M0 信道的接收信号供给信道选择电路 233，信道选择电路 233 从这些 M0 信道的接收信号中选择 M 个邻接的 M4 信道（ $M_4 < M_0$ ）的接收信号组，将这些 M 个接收信号组供给 M 信道的波束成形器 234-1 至 234-M。然后，波束成形器 234-1 至 234-M 分别对 M4 信道的接收信号进行定相加法运算，进行动态聚焦。

将在波束成形器 234-1 至 234-M 中进行了定相加法运算的 M 信道的接收信号供给图 10 的数据生成部 4 中的 B 模式数据生成部 41，在进行了包络线检波和对数变换后，保存在图像数据生成存储部 5 中的 B 模式数据存储区域中作为发送方向 $\theta_1$ 的 B 模式数据（图 13 的步骤 S17）。

其次，系统控制部 8a 控制发送接收部 2a 的基准条件发生部 25a 和发送条件生成部 26a，基准条件发生部 25a 发生用于在与上述的发送方向 $\theta_1$ 邻接的发送方向 $\theta_2$  ( $p = 2$ ) 上发送超声波的基准延迟条件 $\tau_{20}$  (m) 和基准振幅条件  $A_0$  (m)（图 13 的步骤 S12），发送条件生成部 26a 根据这些基础条件，生成对于发送方向 $\theta_2$  的发送延迟条件 $\tau_2$

(m) 和发送振幅条件  $A2(m)$  (图 13 的步骤 S13)。

然后, 发送延迟设定部 214a 和发送振幅设定部 215a 根据这些发送条件, 设定发送延迟电路 212a 中的延迟时间和驱动电路 213a 中的驱动振幅(图 13 的步骤 S14), 驱动电路 213a 与在发送延迟电路 212a 中延迟了预定时间的采样脉冲同步地生成具有上述驱动振幅的驱动脉冲, 驱动振动元件 P1 至 PM0, 在被检体的  $\theta_2$  方向上发射发送超声波(图 13 的步骤 S16)。

其次, 接收部 23 对基于该发送超声波的接收超声波进行同时并行接收, 数据生成部 4 处理此时得到的接收信号, 生成对于发送方向  $\theta_2$  方向的 B 模式数据, 保存在图像数据生成存储部 5 中的 B 模式数据存储区域中(图 13 的步骤 S17)。

以下利用同样的过程, 对发送方向  $\theta_p$  ( $p = 3$  至  $P$ ) 也进行超声波的发送接收, 将所得到的 B 模式数据保存在图像数据生成存储部 5 中的 B 模式数据存储区域中, 生成二维或三维的 B 模式图像数据。然后, 对所生成的 B 模式图像数据进行预定的扫描变换等的处理, 在显示部 6 的监视器上显示(图 13 的步骤 S18)。

按照以上叙述的实施例, 在使用扇形扫描用超声波探头对于被检体的诊断对象部位进行同时并行接收时, 可用比较简单的电路结构实现同时并行接收中的发送接收声场的波束弯曲或各并列接收方向上的发送接收灵敏度的不均匀性的减少。

再者, 在上述的实施例中, 通过使用以 Sinc 函数为基础的基准振幅条件, 可得到在均匀性方面优良且在端部中具有陡峭的衰减特性的发送声场。因而, 由于对进行同时并行接收的区域以外发射的发送超声波很少, 故可有效地利用发送能量, 可减少因副瓣或多重反射引起的虚像, 可生成在灵敏度方面优良的各种图像数据。

即, 按照上述的实施例, 由于可在比较宽的范围内形成均匀的发送声场, 故可增加同时并行接收方向数, 可生成具有优良的时间分辨率、空间分辨率或检测能力的图像数据。此外, 由于可利用简单的电路结构实现形成上述的发送声场的发送部, 故可提供在价格性能比方

面优良的超声波诊断装置和超声波发送方法。

以上叙述了本发明的实施例，但本发明不限于上述的实施例，可使其变形来实施。例如，在上述的实施例中叙述了通过控制单一驱动脉冲组的延迟时间和驱动振幅来形成与通过合成2个驱动脉冲组得到的发送声场大致等效的发送声场的情况，但发送条件生成部26或发送条件生成部26a也可生成用于得到与合成大于等于3个的驱动脉冲组得到的发送声场大致等效的发送声场的发送延迟条件和发送振幅条件。

例如，利用下式(10)可得到用于得到与以 $2\Delta M$ 间隔合成4个驱动脉冲组PL1至PL4得到的发送声场大致等效的发送声场的延迟时间 $\tau a(m)$ 和驱动振幅 $Aa(m)$ 。

**【式 10】**

$$\begin{aligned}
 Ha(m) &= Ao(m)Wo\{t - \tau(m)\} \left[ \exp\{j\omega(t - \tau(m - 3\Delta M))\} + \exp\{j\omega(t - \tau(m - \Delta M))\} \right. \\
 &\quad \left. + \exp\{j\omega(t - \tau(m + \Delta M))\} + \exp\{j\omega(t - \tau(m + 3\Delta M))\} \right] \\
 &= Aa(m)Wa\{t - \tau(m)\} \exp\{j\omega\{t - \tau a(m)\}\} \\
 Aa(m) &= Ao(m)G \\
 Wa\{t - \tau(m)\} &\approx Wo\{t - \tau(m)\} \\
 \tau a(m) &= \frac{\tau(m - 3\Delta M) + \tau(m - \Delta M) + \tau(m + \Delta M) + \tau(m + 3\Delta M)}{4} - \frac{\Theta}{\omega} \\
 G &= \text{abs} \left[ \alpha \cdot \cos \left[ \omega \left\{ \frac{\tau \eta(m) - \tau \xi(m)}{2} \right\} \right] - j\beta \cdot \sin \left[ \omega \left\{ \frac{\tau \eta(m) - \tau \xi(m)}{2} \right\} \right] \right] \\
 \Theta &= \text{arg} \left[ \alpha \cdot \cos \left[ \omega \left\{ \frac{\tau \eta(m) - \tau \xi(m)}{2} \right\} \right] - j\beta \cdot \sin \left[ \omega \left\{ \frac{\tau \eta(m) - \tau \xi(m)}{2} \right\} \right] \right] \\
 \alpha &= \frac{\cos \left[ \omega \left\{ \frac{\tau(m - 3\Delta M) - \tau(m - \Delta M)}{2} \right\} \right] + \cos \left[ \omega \left\{ \frac{\tau(m + \Delta M) - \tau(m + 3\Delta M)}{2} \right\} \right]}{2} \\
 \beta &= \frac{\cos \left[ \omega \left\{ \frac{\tau(m - 3\Delta M) - \tau(m - \Delta M)}{2} \right\} \right] - \cos \left[ \omega \left\{ \frac{\tau(m + \Delta M) - \tau(m + 3\Delta M)}{2} \right\} \right]}{2} \\
 \tau \eta(n) &= \frac{\tau(m - 3\Delta M) + \tau(m - \Delta M)}{2} \\
 \tau \xi(n) &= \frac{\tau(m + \Delta M) + \tau(m + 3\Delta M)}{2} \\
 &\dots (10)
 \end{aligned}$$

另一方面，上述的实施例中的发送信号组的振幅分布定为 Sinc

函数,但也可以是其它的振幅分布。例如,由于通过将海明(Hamming)窗函数与 Sinc 函数进行乘法运算可减少振幅分布的端部中的不连续的影响,故可形成更为良好的发送声场。

再者,在上述的实施例中,叙述了以一维方式排列了振动元件的超声波探头 3 或超声波探头 3a,但也可以是以二维方式排列了的超声波探头。此外,超声波扫描法不限于凸形扫描法或扇形扫描法,可以是线性扫描法、径向(radial)扫描法等其它的扫描法。

此外,叙述了上述的实施例中的基准条件发生部 25 或基准条件发生部 25a 发生基准延迟条件和基准振幅条件、发送条件生成部 26 或发送条件生成部 26a 生成发送延迟条件和发送振幅条件的情况,但也可以是基准条件发生部 25 或基准条件发生部 25a 发生基准延迟条件和基准振幅条件的至少某一项作为基准发送条件、发送条件生成部 26 或发送条件生成部 26a 生成发送延迟条件和发送振幅条件的至少某一项作为发送条件。

按照以上所述,可对本发明作各种各样的修正。应了解,在后附的权利要求书的范围内,能以不同于在此描述的特定的实施例的方式来实施本发明。

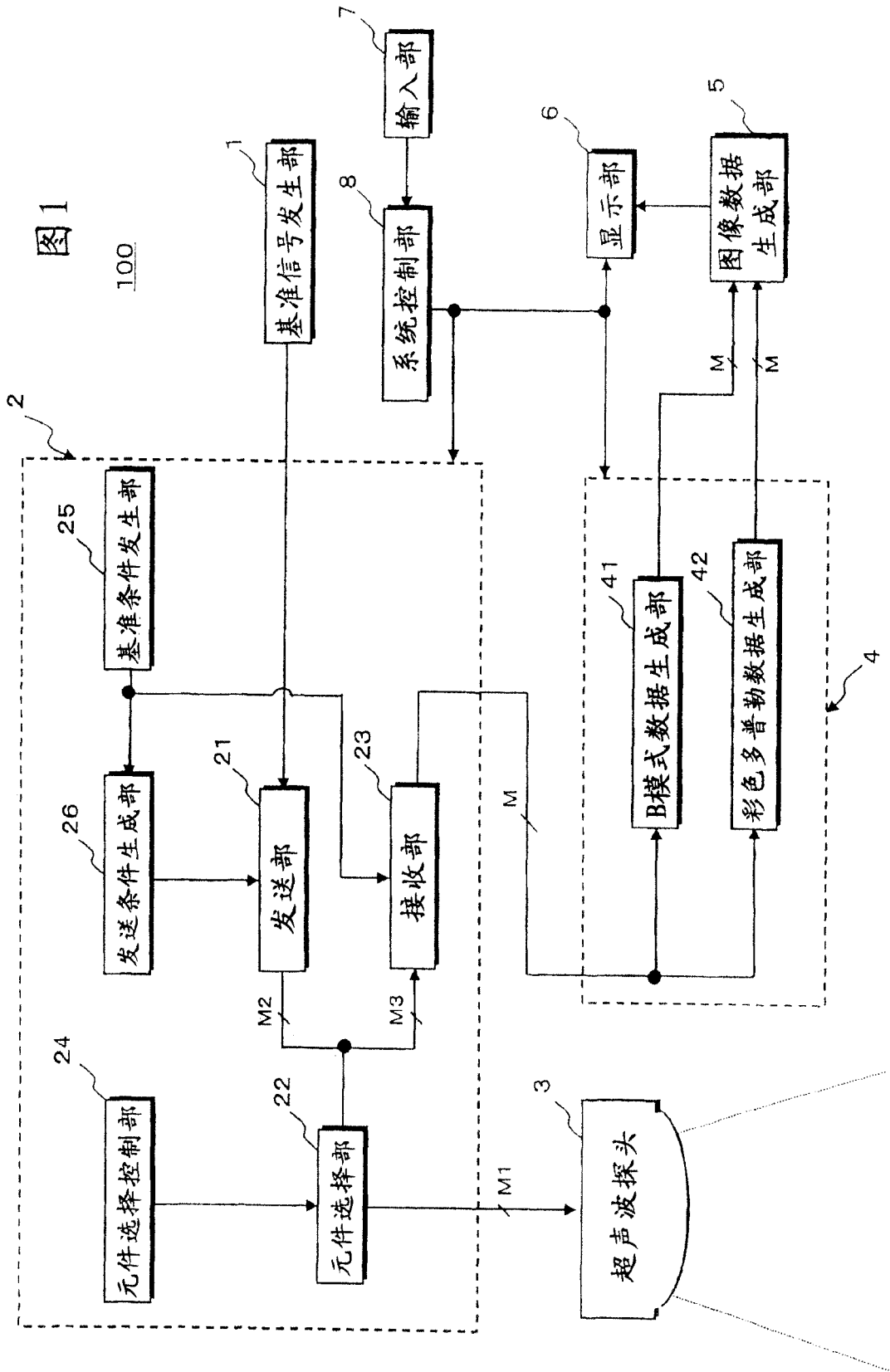
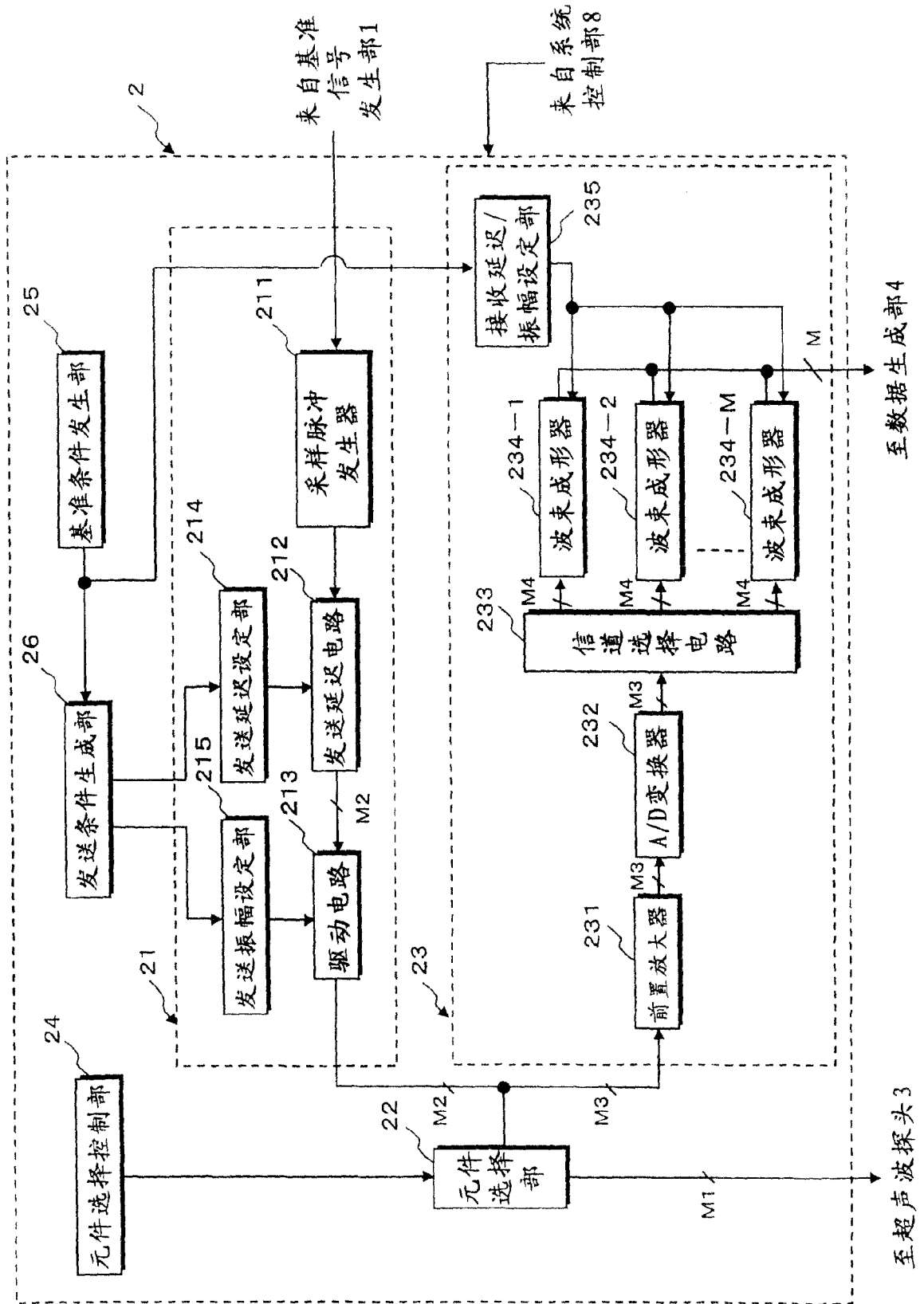
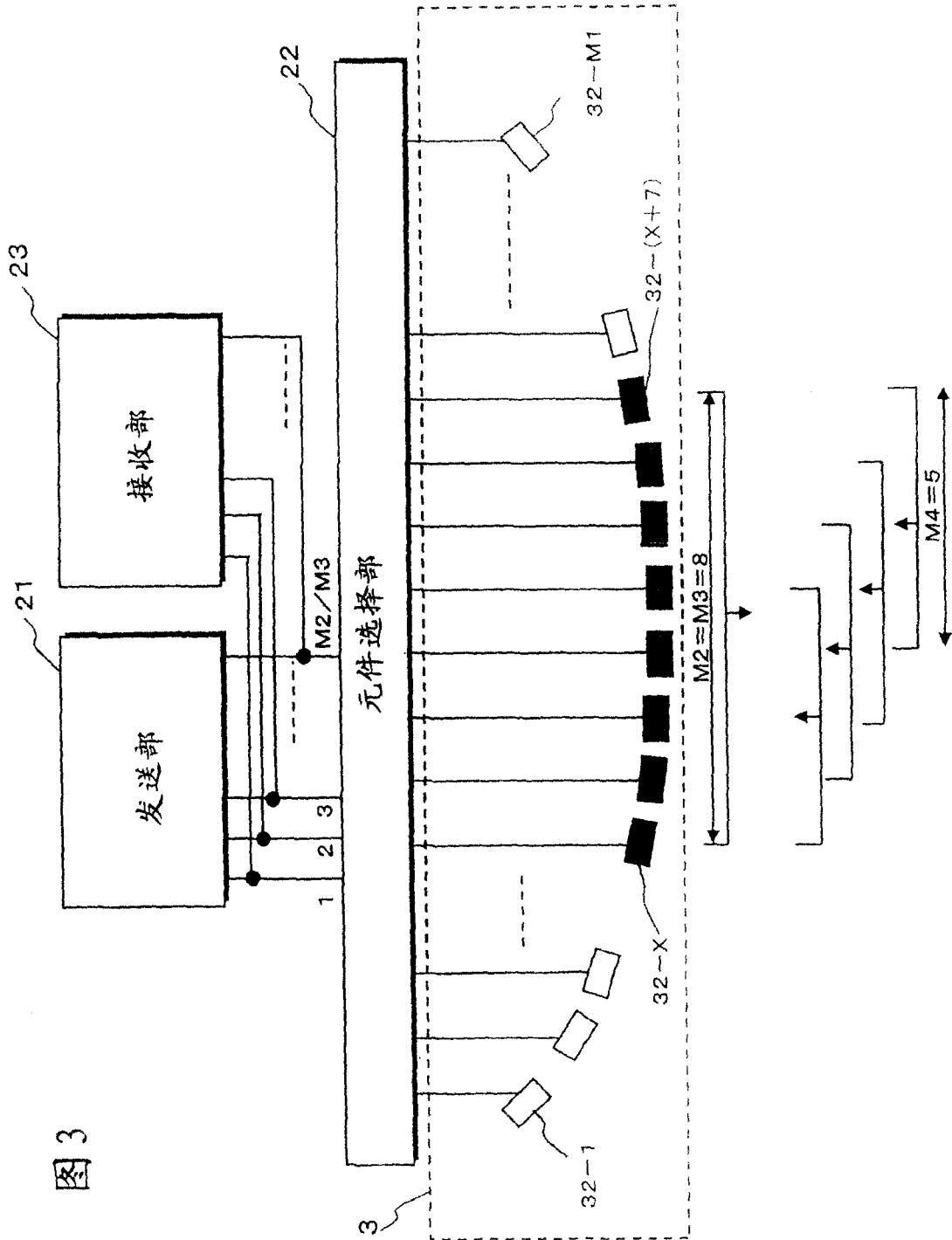


图2





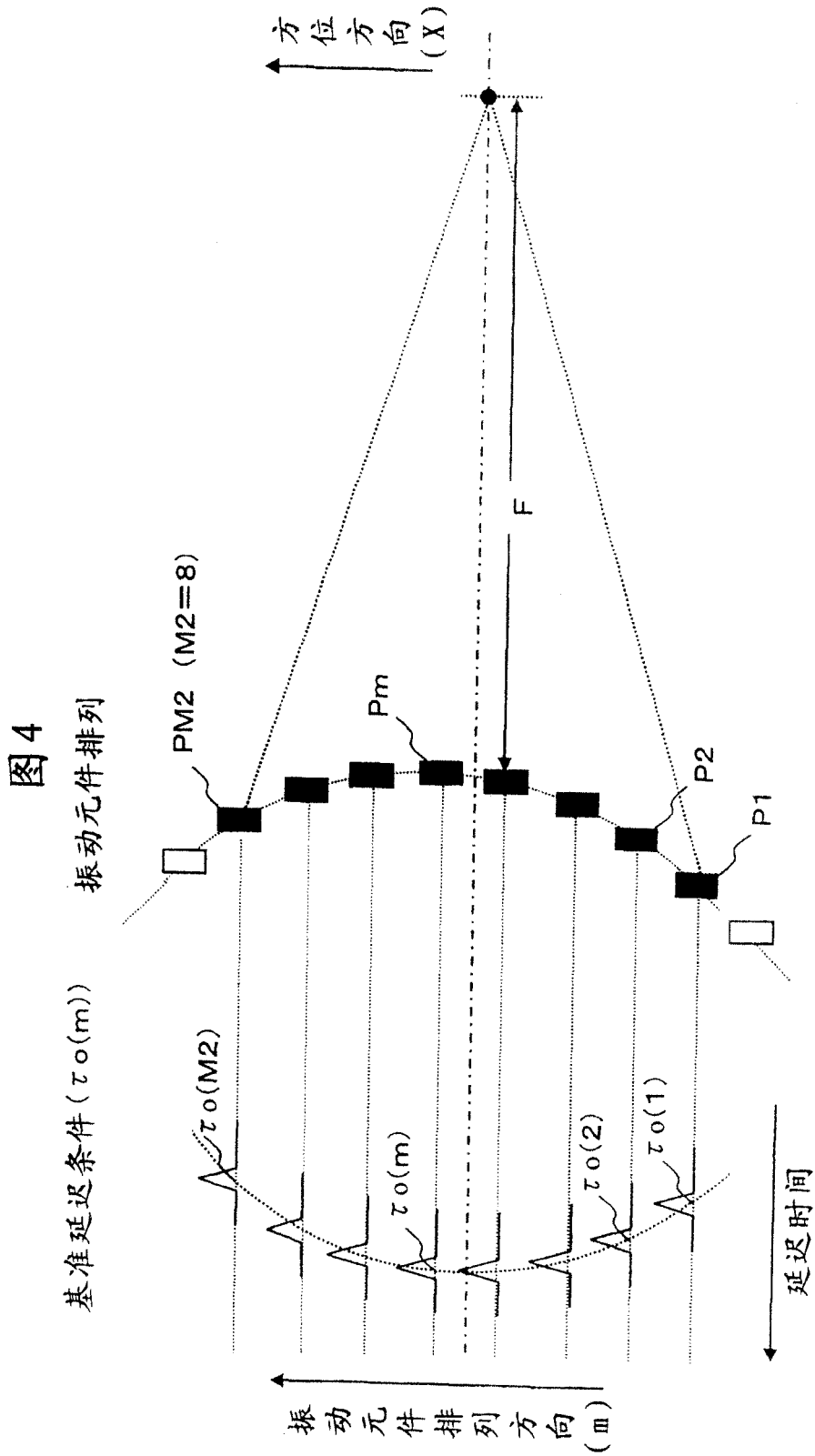
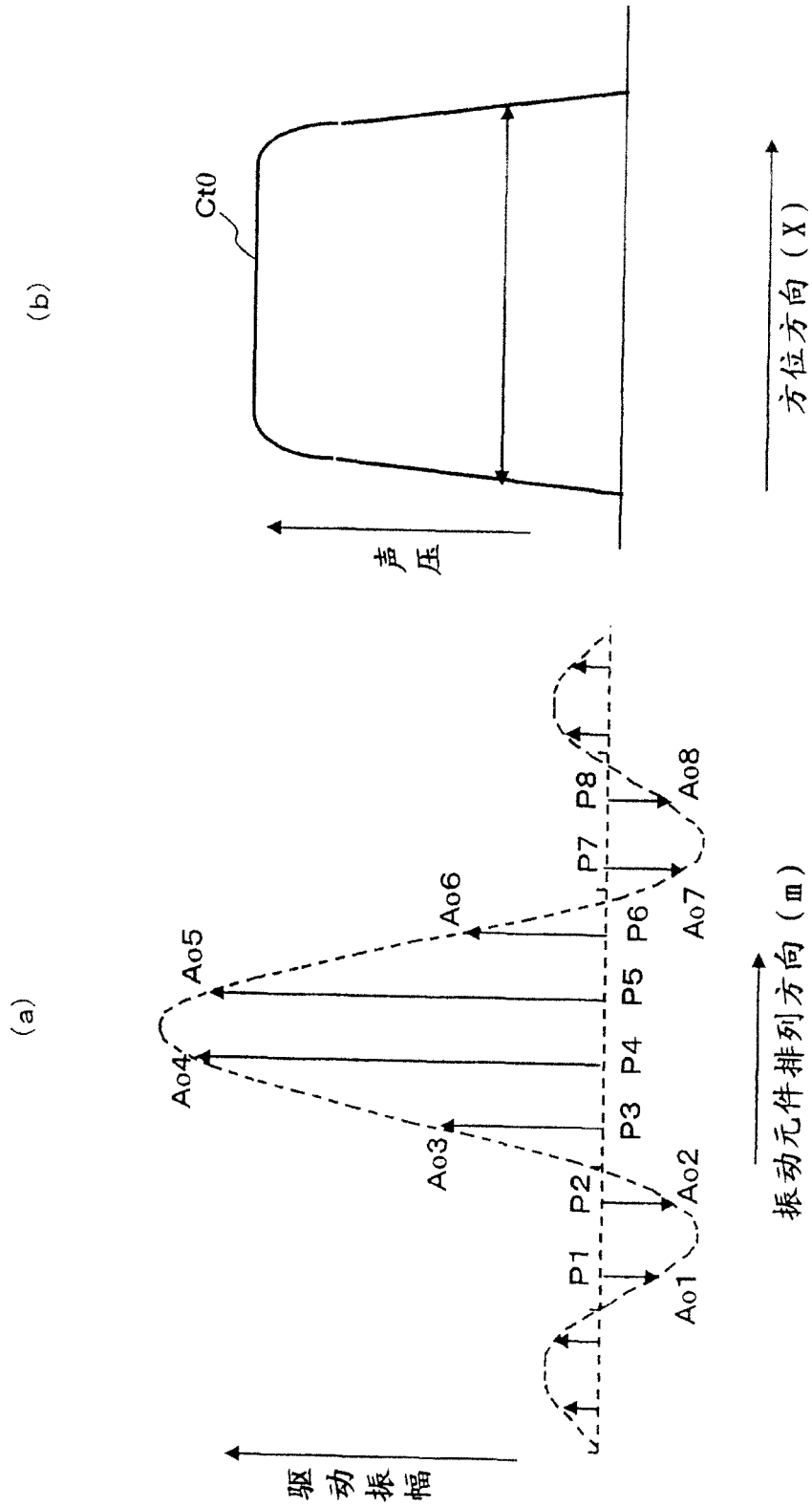
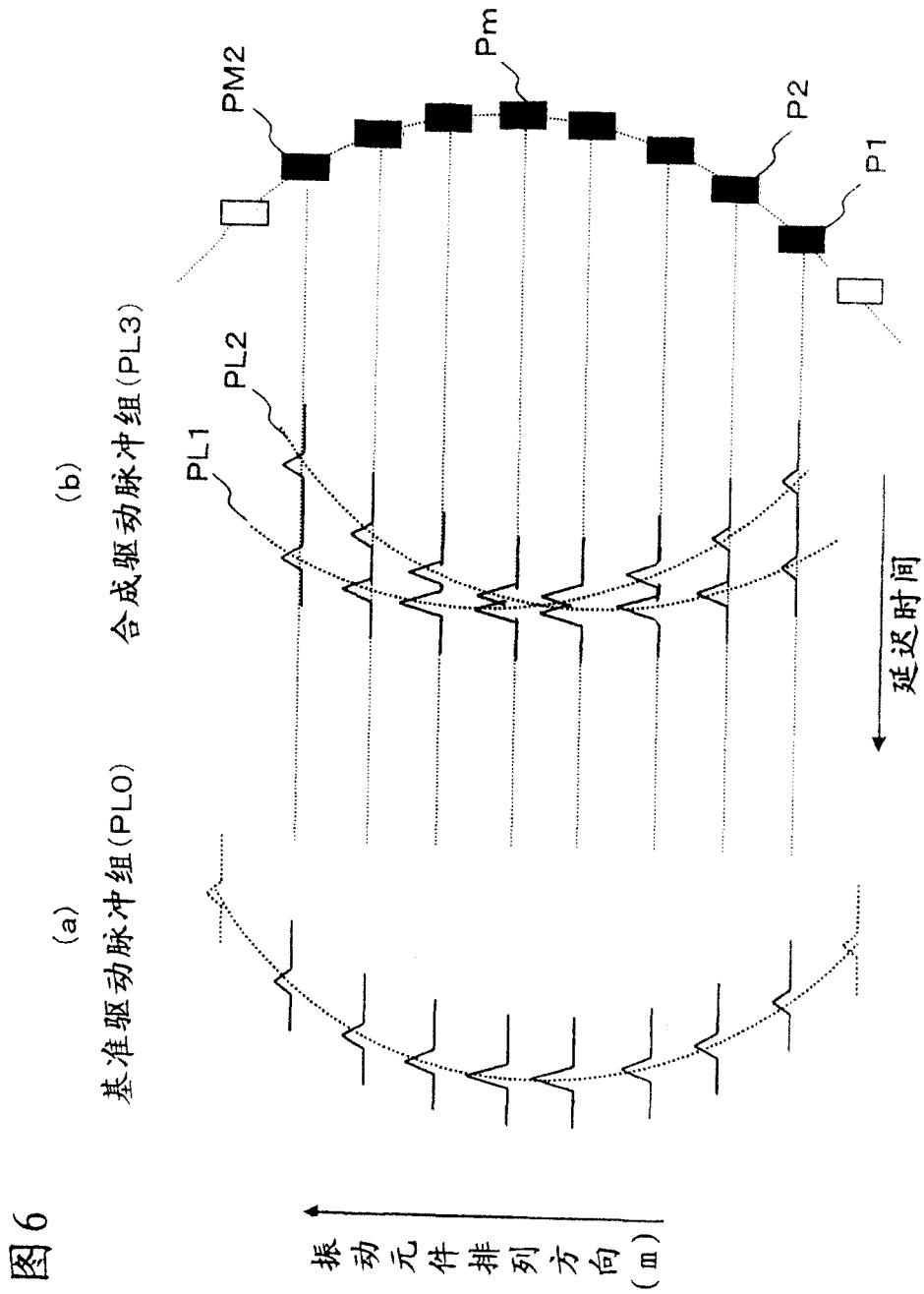


图5





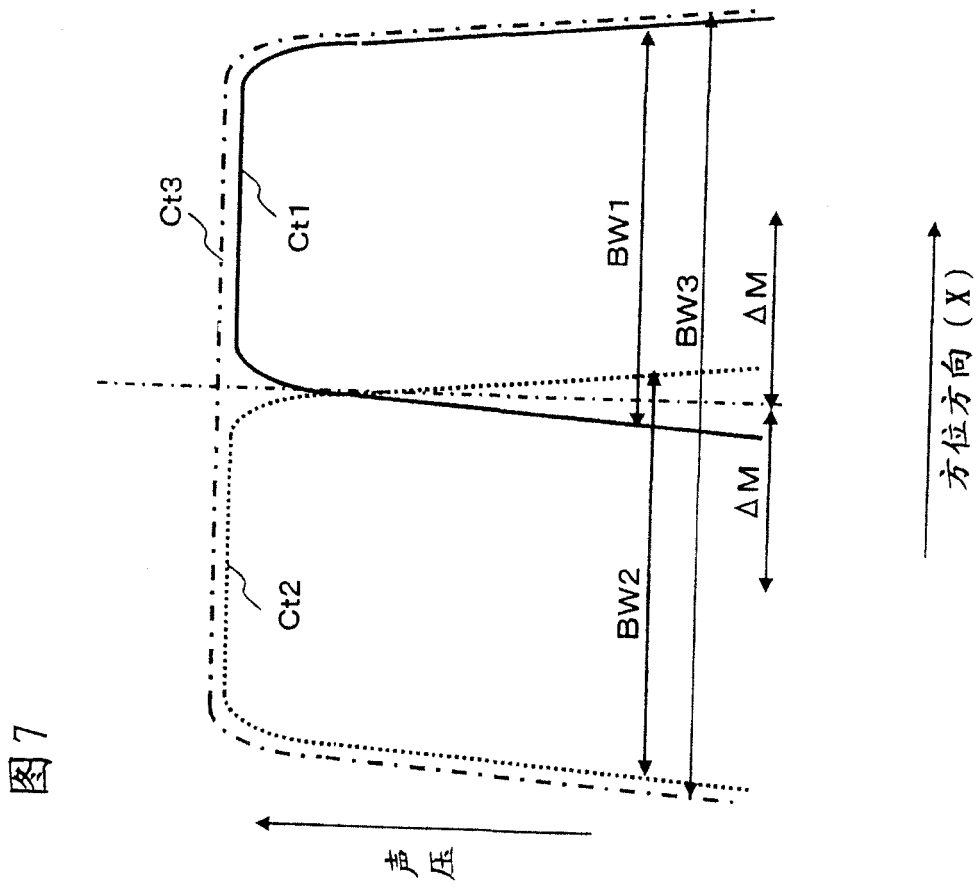


图7

图8

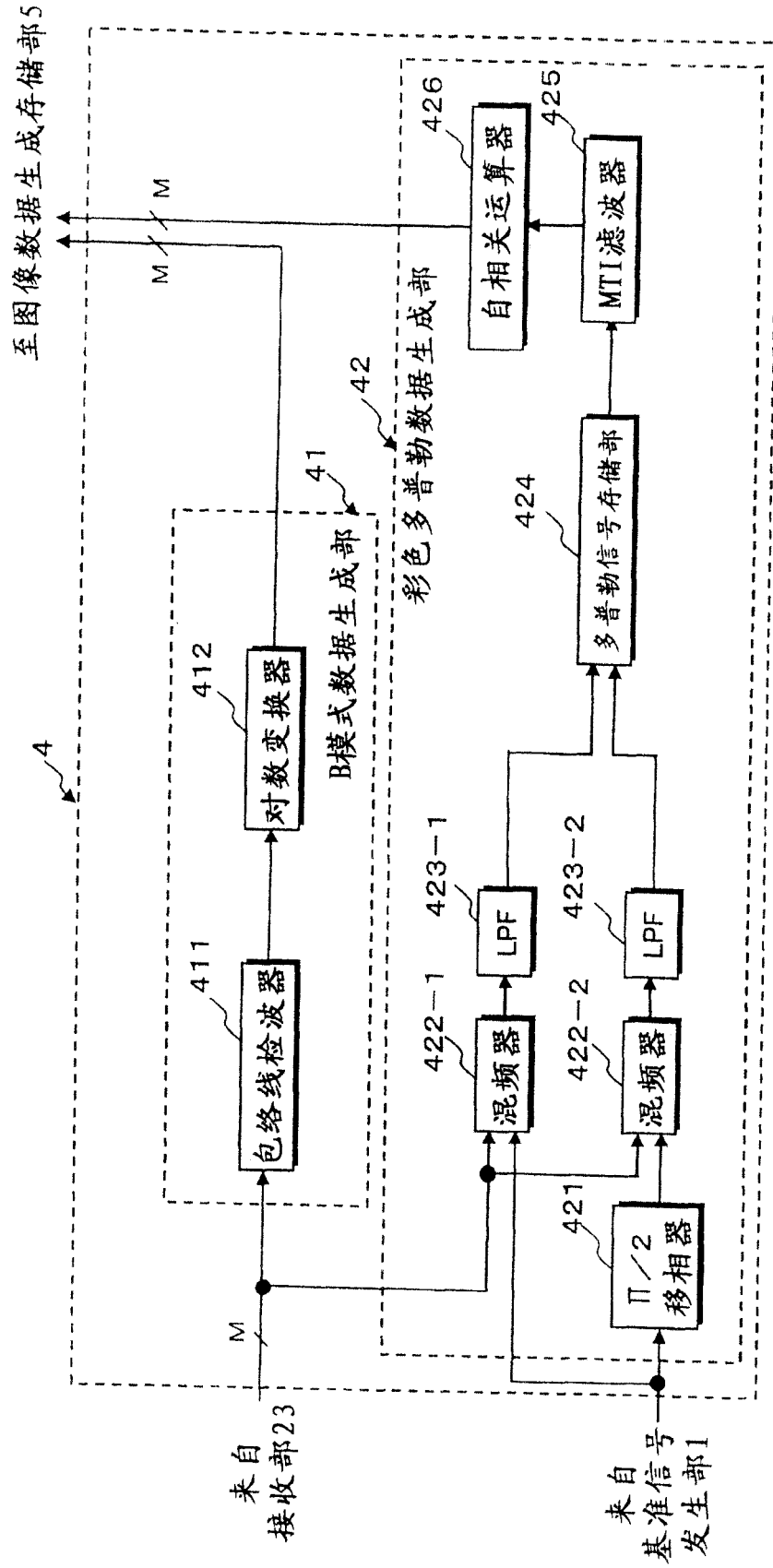


图9

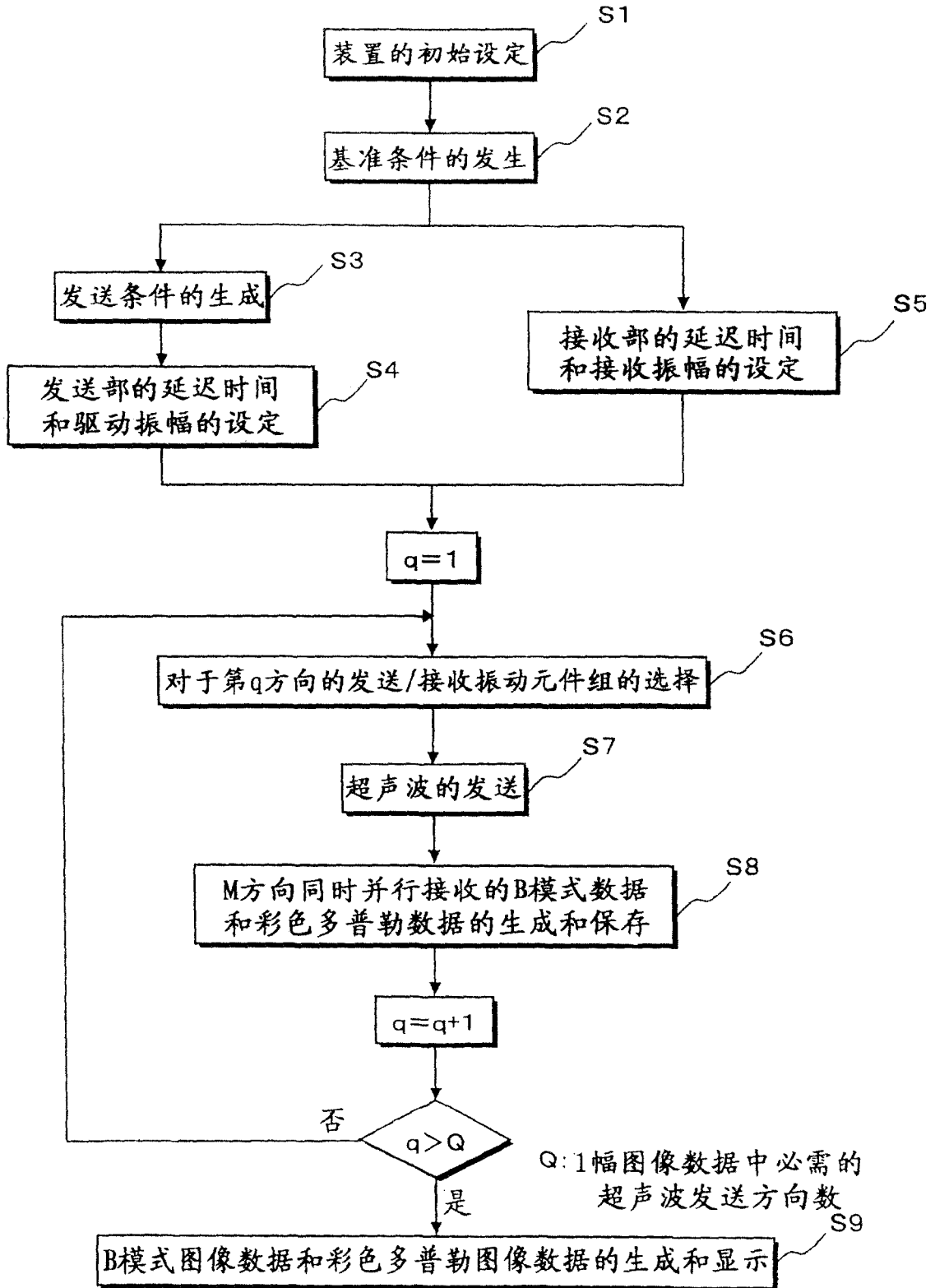




图11

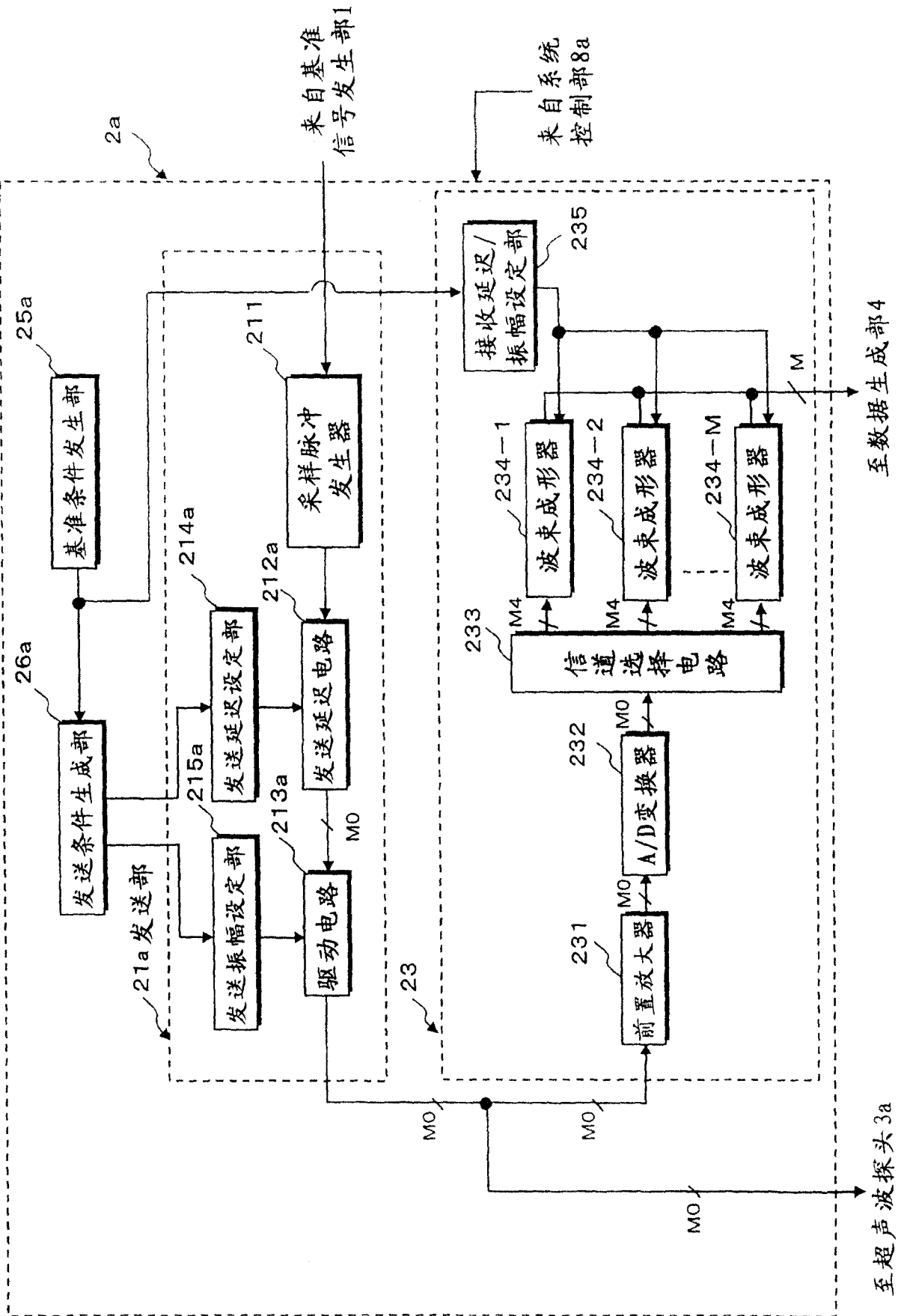


图12

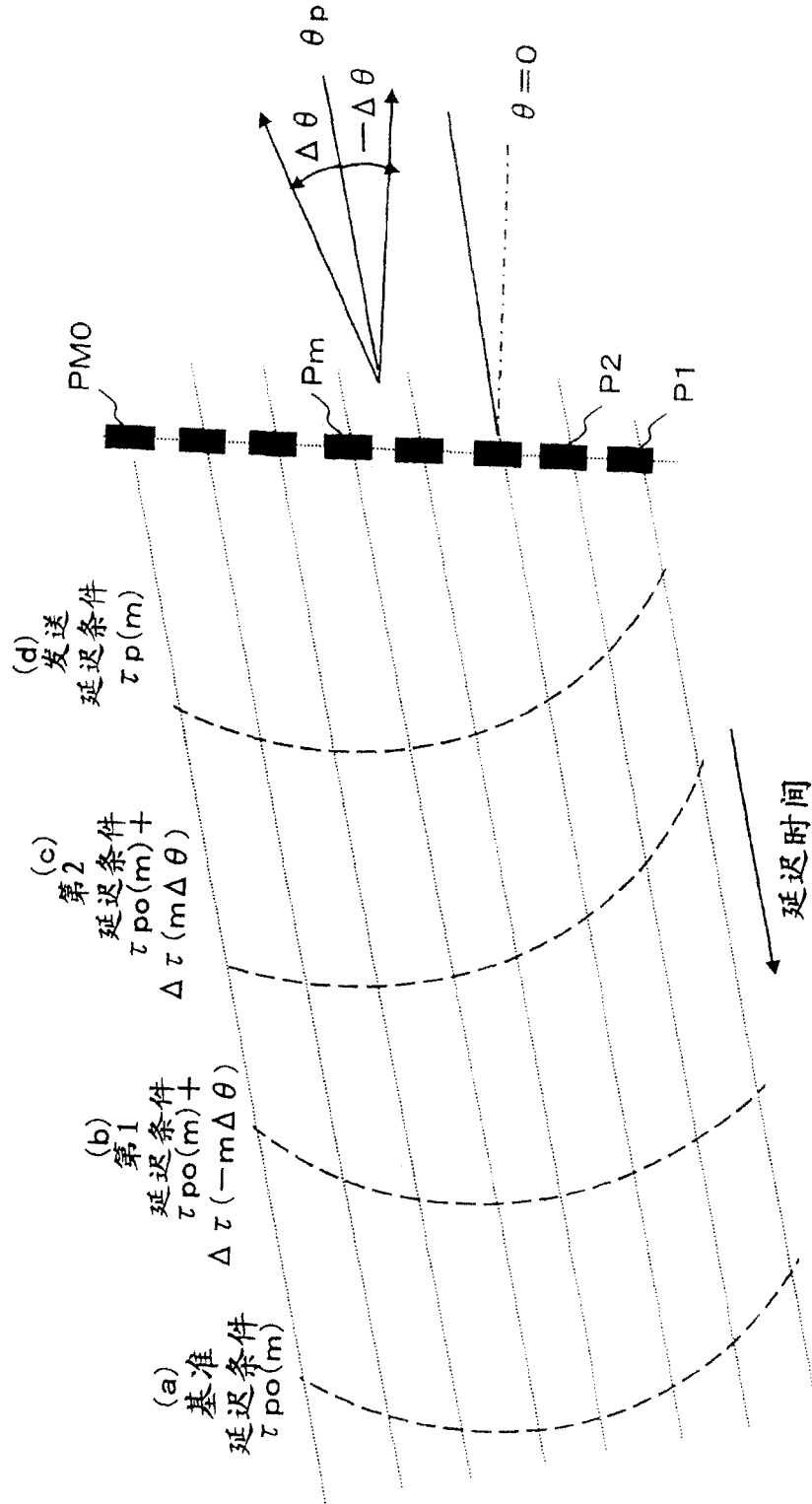


图13

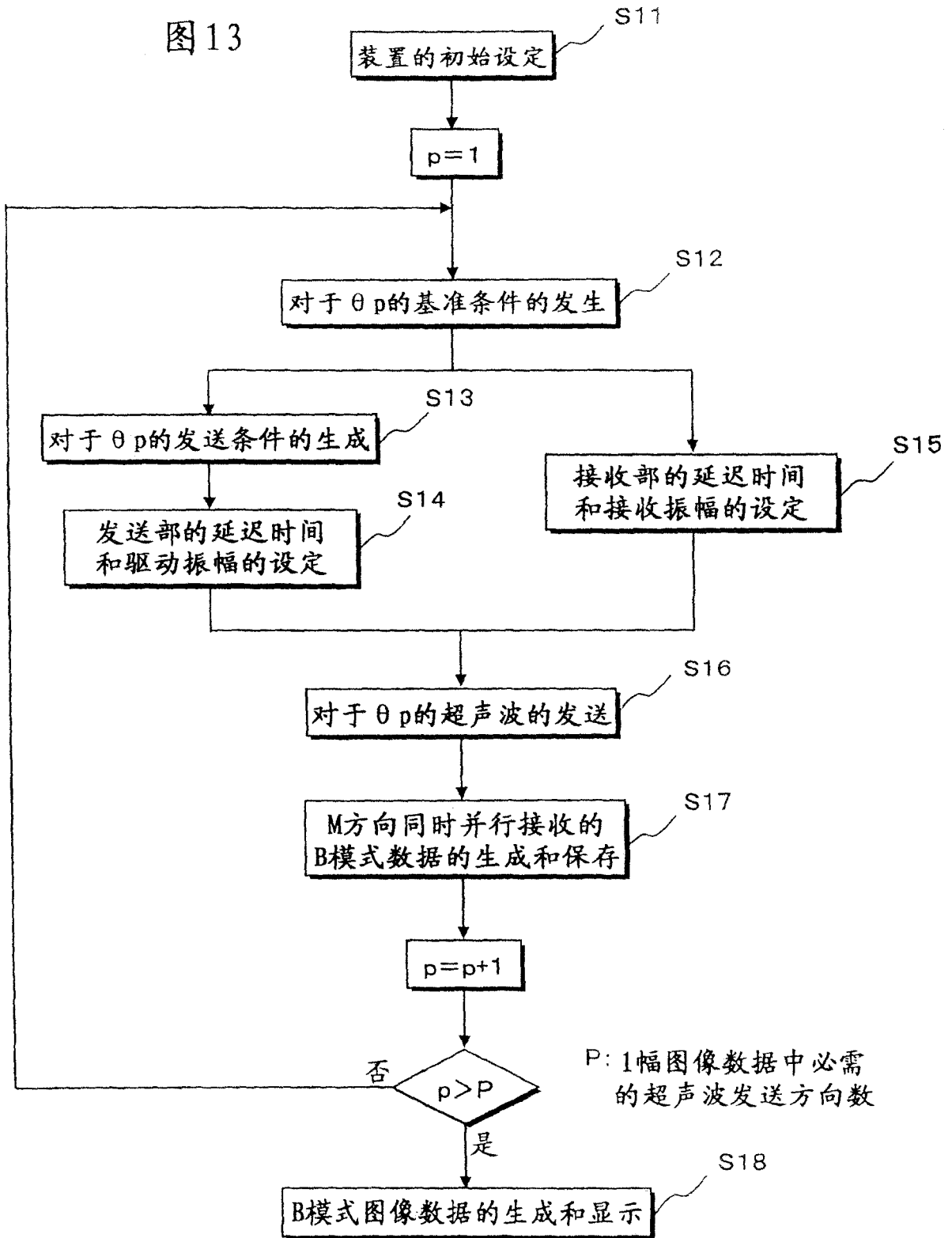


图14

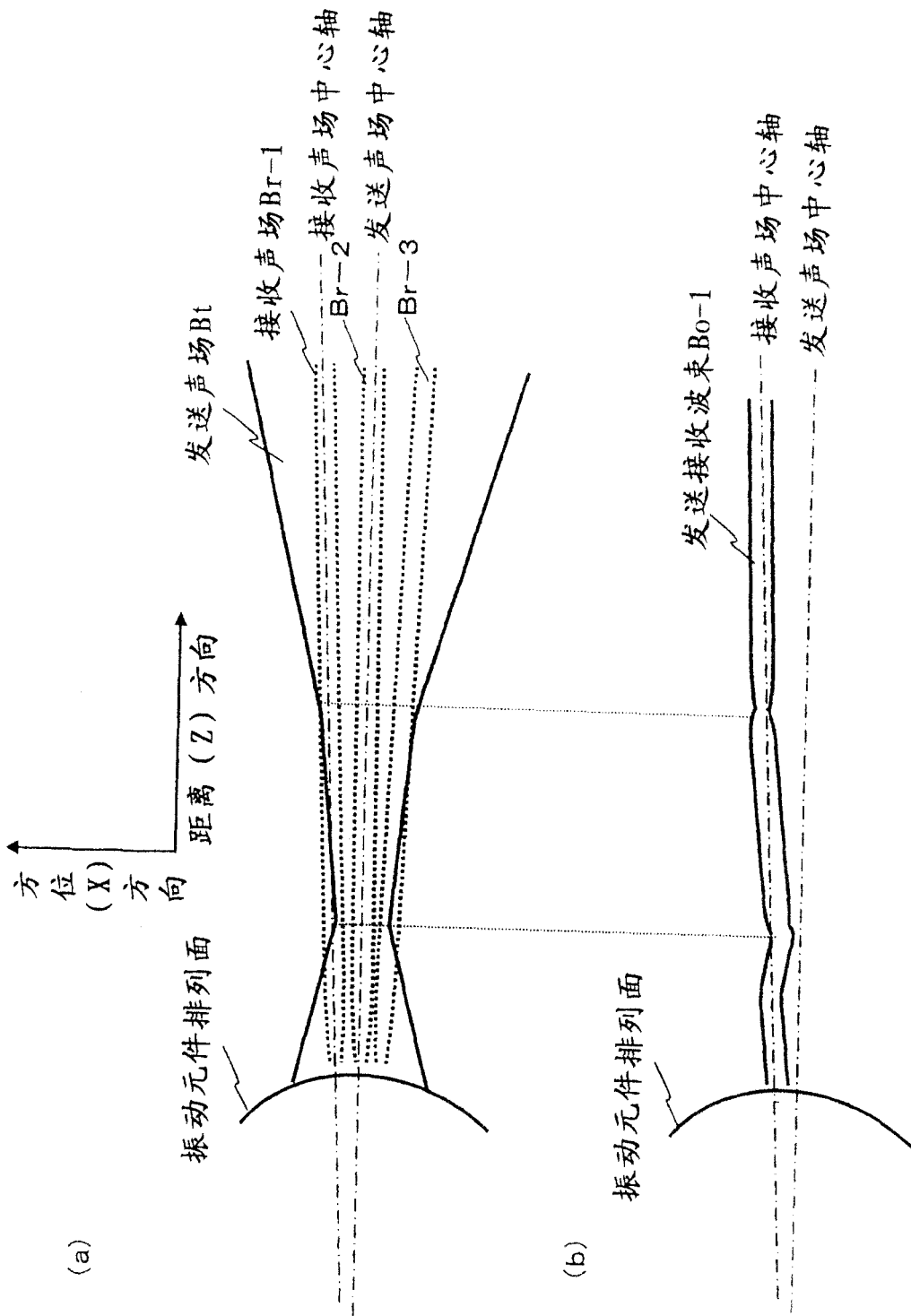
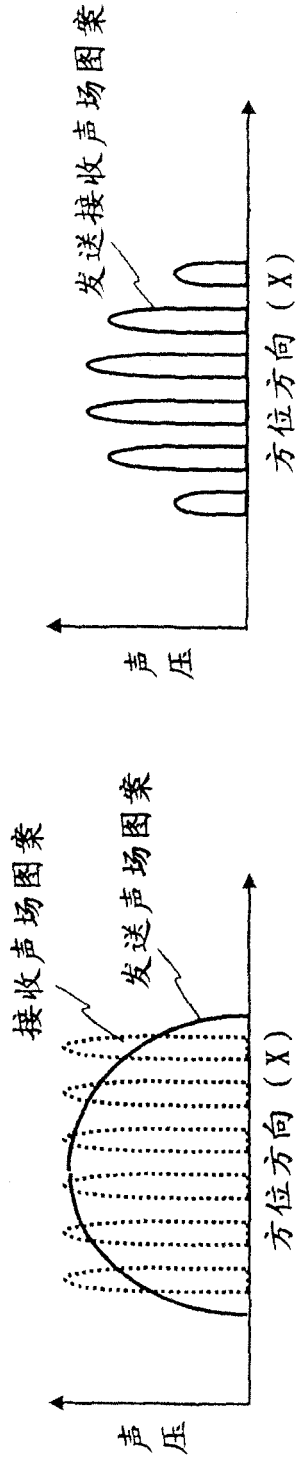
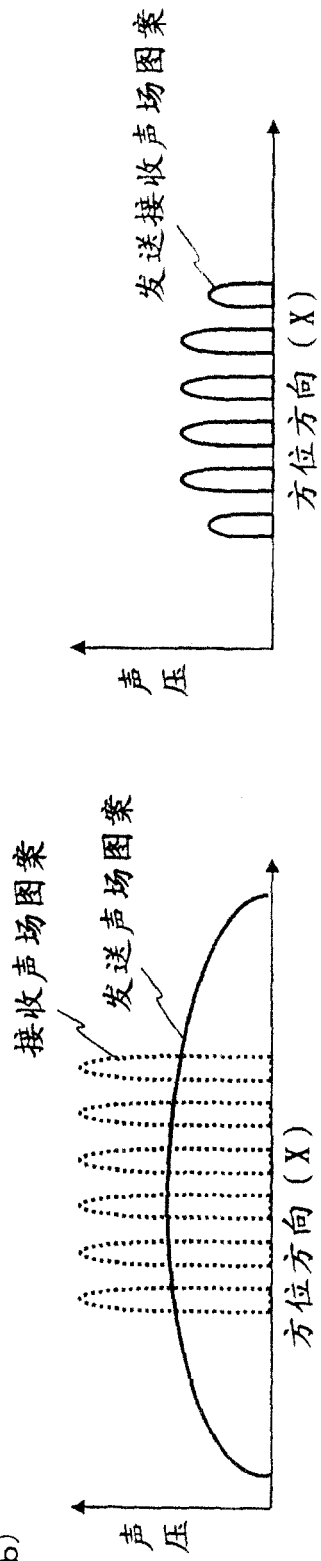


图15

(a)



(b)



专利名称(译)	超声波诊断装置和超声波发送方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN100475152C</a>	公开(公告)日	2009-04-08
申请号	CN200610114867.5	申请日	2006-08-09
[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	志岐荣一		
发明人	志岐荣一		
IPC分类号	A61B8/00 G01N29/26 G01N29/34		
CPC分类号	A61B8/13 G01S7/52023 A61B8/06 A61B8/4494		
代理人(译)	王永刚		
审查员(译)	薛林		
优先权	2005230300 2005-08-09 JP		
其他公开文献	CN1911177A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

超声波诊断装置的基准条件发生部发生决定非同时并行接收中的振动元件驱动脉冲的延迟时间和振幅的基准延迟条件和基准振幅条件，发送条件生成部根据上述基准延迟条件和基准振幅条件，生成决定同时并行接收中的振动元件驱动脉冲的延迟时间和振幅的发送延迟条件和发送振幅条件。然后，发送部根据上述发送延迟条件和发送振幅条件，设定对于元件选择部从在超声波探头中排列的振动元件中选择了的邻接的多个振动元件的驱动脉冲的延迟时间和驱动振幅。

