



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200410082126.4

[43] 公开日 2005 年 7 月 27 日

[11] 公开号 CN 1644168A

[22] 申请日 2004.12.17

[21] 申请号 200410082126.4

[30] 优先权

[32] 2003.12.17 [33] JP [31] 2003-419557

[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 佐藤武史

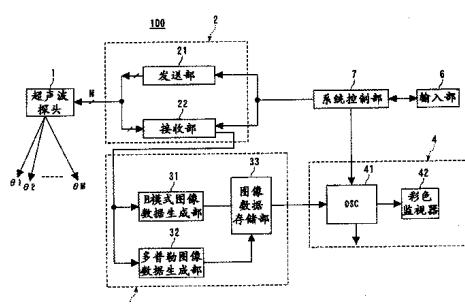
[74] 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利商标事务所
代理人 李德山

权利要求书 5 页 说明书 27 页 附图 17 页

[54] 发明名称 超声波诊断装置和超声波诊断装置的控制方法

[57] 摘要

一种超声波诊断装置包括：具有用于对被检测体内的移动体进行超声波发送接收的压电振子的超声波探头；驱动上述压电振子，并对上述被检测体内的预定扫描方向进行不等间隔的超声波发送接收的发送接收装置；对通过该发送接收装置从上述被检测体内的预定位置以上述不等间隔按时序得到的多个接收信号进行滤波处理来检测出基于上述移动体的多普勒信号的多普勒信号检测装置；从通过该多普勒检测装置以上述不等间隔得到的多个上述多普勒信号中选择以预定时间间隔得到的多普勒信号，计算出上述移动体的速度的速度计算装置；生成速度图像数据的图像数据生成装置。不使帧频率降低而能生成低流速探测灵敏度和高流速探测灵敏度好的彩色多普勒图像数据。



1、一种超声波诊断装置，其特征在于，包括：

具有用于对被检测体内的移动体进行超声波发送接收的压电振子的超声波探头；

驱动上述压电振子，并对上述被检测体内的预定扫描方向进行不等间隔的超声波发送接收的发送接收装置；

对通过该发送接收装置从上述被检测体内的预定位置以上述不等间隔按时序得到的多个接收信号进行滤波处理，来检测出基于上述移动体的多普勒信号的多普勒信号检测装置；

从通过该多普勒检测装置以上述不等间隔得到的多个上述多普勒信号中选择以预定时间间隔得到的多普勒信号，并根据选择的多普勒信号计算出上述移动体的速度的速度计算装置；和

根据该速度计算装置计算出的上述移动体的速度来生成速度图像数据的图像数据生成装置。

2、一种超声波诊断装置，其特征在于，包括：

具有用于对被检测体内的移动体进行超声波发送接收的压电振子的超声波探头；

驱动上述压电振子，并对上述被检测体内的第1扫描方向和第2扫描方向分别进行具有第1间隔和比该第1间隔长的第2间隔的不等间隔的超声波发送接收的发送接收装置；

对通过该发送接收装置从上述被检测体内的预定位置以上述不等间隔按时序得到的多个接收信号进行滤波处理，来检测出基于上述移动体的多普勒信号的多普勒信号检测装置；

从通过该多普勒检测装置以上述不等间隔得到的多个上述多普勒信号中选择以上述第1间隔邻接的多普勒信号，并根据选择的多普勒信号计算出上述移动体的速度的速度计算装置；

一面依次改变上述第1扫描方向和上述第2扫描方向，一面进行上述被检测体内的超声波扫描的扫描控制装置；

在对上述超声波扫描的各扫描方向进行的上述不等间隔的超声波发送接收中，根据上述速度检测装置检测出的上述移动体的速度来生成速度图像数据的图像数据生成装置；和

显示生成的上述图像数据的显示装置；

其中，对上述第2扫描方向进行的超声波发送接收在对上述第1扫描方向进行的超声波发送接收的上述第2间隔上进行。

3、如权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述多普勒信号检测装置对以上述不等间隔按时序得到的多个接收信号进行基于拟合的处理，抽出来自移动速度缓慢的移动体或者固体的接收信号，并从处理前的上述接收信号中减去处理后的接收信号，据此来检测出基于上述移动体的多普勒信号。

4、如权利要求3所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述基于拟合的处理是基于多项式的最小平方律法拟合的处理。

5、如权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述多普勒信号检测装置通过使用利用了最小平方律法、特异值分解、或正规正交展开的矩阵来除去来自移动速度缓慢的移动体或固定体的接收信号。

6、如权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述速度计算装置从上述不等间隔的上述多普勒信号中选择以最小间隔邻接的多普勒信号，并根据该多普勒信号计算出上述移动体的速度。

7、如权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述速度计算装置通过检测出以上述第1间隔邻接的多普勒信号的相位差来计算上述移动体的速度。

8、如权利要求7所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述速度计算装置从上述不等间隔的上述多普勒信号中选择多个以上述第1间隔邻接的多普勒信号对，并将这些各个多普勒信号对的相位差相加后进行平均，据此计算出上述移动体的速度。

9、如权利要求8所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述发送接收装置在上述不等间隔的超声波发送接收时，在其初期和末期降低以上述第1间隔邻接的超声波发送接收的频度。

10、如权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述速度计算装置通过超声波发送接收方向的相互相关处理，对以上述第1间隔邻接的多普勒信号计算出上述移动体的速度。

11、如权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，

该超声波诊断装置还包括功率计算装置，该功率计算装置根据通过上述多普勒信号检测装置以上述不等间隔检测出的多个多普勒信号的信号强度来计算功率。

12、如权利要求11所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述功率计算装置利用通过上述多普勒信号检测装置以上述不等间隔检测出的多个多普勒信号的全部来计算功率。

13、如权利要求11所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述图像数据生成装置除了生成上述速度图像数据以外，还根据上述功率计算装置计算出的功率来生成功率图像数据。

14、如权利要求2所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述扫描控制装置与上述第1扫描方向邻接来设定上述第2扫描方向。

15、一种超声波诊断装置，其特征在于，包括：

具有用于对被检测体内的移动体进行超声波发送接收的压电振子的超声波探头；

驱动上述压电振子，并对上述被检测体内的预定扫描方向进行不等间隔的交替扫描的发送接收装置；

对通过该发送接收装置从上述被检测体内的预定位置以上述不等间隔按时序得到的多个接收信号进行滤波处理，来求出上述移动体的速度的装置；和

根据上述移动体的速度来生成速度图像数据的图像数据生成装置。

16、一种超声波诊断装置的控制方法，其特征在于，包括：

驱动具有用于对被检测体内的移动体进行超声波发送接收的压电振子的超声波探头的上述压电振子，并对上述被检测体内的预定扫描方向进行不等间隔的超声波发送接收的发送接收步骤；

对通过该发送接收步骤从上述被检测体内的预定位置以上述不等间隔按时序得到的多个接收信号进行滤波处理，来检测出基于上述移动体的多普勒信号的多普勒信号检测步骤；

从通过该多普勒检测步骤以上述不等间隔得到的多个上述多普勒信号中选择以预定时间间隔得到的多普勒信号，并根据选择的多普勒信号计算出上述移动体的速度的速度计算步骤；和

根据该速度计算步骤计算出的上述移动体的速度来生成速度图像数据的图像数据生成步骤。

17、一种超声波诊断装置的控制方法，其特征在于，包括：

驱动具有用于对被检测体内的移动体进行超声波发送接收的压电振子的超声波探头的上述压电振子，并对上述被检测体内的第1扫描方向和第2扫描方向分别进行具有第1间隔和比该第1间隔长的第2间隔的不等间隔的超声波发送接收的发送接收步骤；

对通过该发送接收步骤从上述被检测体内的预定位置以上述不等间隔按时序得到的多个接收信号进行滤波处理，来检测出基于上述移动体的多普勒信号的多普勒信号检测步骤；

从通过该多普勒检测步骤以上述不等间隔得到的多个上述多普勒信号中选择以上述第1间隔邻接的多普勒信号，并根据选择的多普勒信号计算出上述移动体的速度的速度计算步骤；

一面依次改变上述第1扫描方向和上述第2扫描方向，一面进行上述被检测体内的超声波扫描的扫描控制步骤；

在对上述超声波扫描的各扫描方向进行的上述不等间隔的超声波发送接收中，根据上述速度检测装置检测出的上述移动体的速度来生成速度图像数据的图像数据生成步骤；和

显示生成的上述图像数据的显示步骤；

其中，对上述第2扫描方向进行的超声波发送接收在对上述第1

扫描方向进行的超声波发送接收的上述第2间隔上进行。

18、一种超声波诊断装置的控制方法，其特征在于，包括：

驱动具有用于对被检测体内的移动体进行超声波发送接收的压电振子的超声波探头的上述压电振子，并对上述被检测体内的预定扫描方向进行不等间隔的交替扫描的发送接收步骤；

· 对通过该发送接收步骤从上述被检测体内的预定位置以上述不等间隔按时序得到的多个接收信号进行滤波处理，来求出上述移动体的速度的步骤；和

根据上述移动体的速度来生成速度图像数据的图像数据生成步骤。

超声波诊断装置和 超声波诊断装置的控制方法

技术领域

本发明涉及根据从被检测体得到的超声波多普勒信号来生成彩色多普勒图像数据的超声波诊断装置。

背景技术

超声波诊断装置是如下装置，即将从内置于超声波探头中的压电振子产生的超声波脉冲放射到被检测体内，通过上述压电振子来接收由于被检测体组织的声阻抗不同而产生的超声波反射波并显示在显示器上。由于该诊断方法可以通过仅使超声波探头与体表接触这样的简单操作而容易地观察实时的2维图像，所以在生物体的各种脏器的功能诊断或形态诊断中被广泛地使用。

根据来自生物体内的各组织或血球的反射波而得到生物体信息的超声波诊断方法由于超声波脉冲反射法和超声波多普勒法这两大技术开发而取得了飞速进步，利用上述技术而得到的B模式图像和彩色多普勒图像在当前的超声波图像诊断中变得不可或缺。

彩色多普勒法是通过超声波脉冲扫描生物体内的预定剖面，在对血液（血球）等移动的反射体照射超声波时，捕捉与上述反射体的速度（血流的速度）对应而产生的多普勒频率偏移来进行图像化的方法。该彩色多普勒法当初在血流速度快的心脏内血流的图像化中使用，但是目前对于腹部脏器的组织血流等极其缓慢的血流的图像化也开始能够适用了。

为了提高该彩色多普勒法中的诊断能，第一要求优良的计测精度（低流速探测灵敏度及高流速探测灵敏度），第二要求时间分解度（实时性），第三要求空间分解度。

首先，对作为第一要求项目的计测精度进行说明。在对移动的反射体照射超声波脉冲并根据其反射波的多普勒频率偏移来计测反射体的移动速度的情况下，已往，以预定的发送接收间隔对该反射体多次（L 次）重复进行超声波的发送接收，根据在观测时间 T_{obs} ($T_{obs} = Tr \cdot L$) 得到的一连串的反射波来计测其移动速度。

此时，对低流速的反射体的探测灵敏度（低流速探测灵敏度：能够测定的流速的下限值） V_{min} 由用于从通过上述 L 次的超声波发送接收（以下简称发送接收）得到的一连串的反射波中检测出多普勒成分的滤波器（例如 MTI 滤波）特性即滤波器的截止频率和肩特性所决定，如果使发送接收重复频率（速率频率：脉冲重复频率：pulse repetition frequency(PRF)）为 fr ($fr=1/Tr$)，则此时的 V_{min} 用下式表示：

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

另一方面，能够测定的流速的上限值（高流速探测灵敏度） V_{max} 由以发送接收重复频率（速率频率） fr 的 $1/2$ 定义的乃奎斯特频率来决定，用下式（2）表示。其中，C 是被检测体内的音速值， f_0 是接收超声波的中心频率， ξ 是超声波发送接收方向与血流方向所形成的角度。而且，在多普勒频率偏移超过上述乃奎斯特频率的情况下，在多普勒信号的频率频谱上会产生折返现象，从而不可能正确地计测血流速度。

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

即，为了提高为彩色多普勒法中的第 1 要求项目之一的低流速探测灵敏度 V_{min} ，必须较低地设定速率频率 fr 或者使对预定方向重复进行的发送接收次数增加，为了提高第 1 要求的另一项目高速探测灵敏度 V_{max} ，不得不较高地设定速率频率 fr 。但是，速率频率 fr 的上限值由视野深度所决定，因此不能进一步提高。

另外，为第 2 要求项目的实时性由单位时间内显示图像的枚数(帧频率) F_n 决定，该帧频率 F_n 通过下式 (3) 表示。其中， M 是生成 1 枚彩色多普勒图像数据所必要的扫描方向的总数，为了提高实时性不得不较小地设定发送接受波次数 L 或者扫描方向总数 M 。

$$F_n = \frac{fr}{L \cdot M} = \frac{1}{T_{obs} \cdot M} \propto \frac{V_{min}}{M} \quad \dots \cdot (3)$$

而且，为了提高为第 3 要求项目的空间分解度，必须增加上述扫描方向的总数 M 。即，帧频率 F_n (实时性)、低流速探测灵敏度 V_{min} 和高流速探测灵敏度 V_{max} 、空间分解度具有相反的关系，同时满足这些要求是困难的。因此，在进行循环系统中的血流计测时重视帧频率 F_n 和高流速探测灵敏度 V_{max} ，在进行腹部或末端脏器中的血流计测时重视帧频率和低流速探测灵敏度 V_{min} 。

对于上述问题点，在例如特开平 4-197249 号公报中提出了（以下简称专利文献 1）能够提高高流速探测灵敏度的交错脉冲方式（staggered pulses）。

该交错脉冲法是如下方法，即，以 2 种不同的发送接收间隔 T_1 和 T_2 ($T_2=T_1+Ts$) 重复进行预定方向的超声波发送接收，根据通过发送接收间隔 T_1 的发送接收得到的接收信号的相位差 θ_1 和通过发送接收间隔 $T+Ts$ 的发送接收得到的接收信号的相位差 θ_2 的差分值 $\Delta\theta$ ($\Delta\theta=\theta_2-\theta_1$) 计算出血流速度。该方法中的重复频率由发送接收间隔的差 Ts 决定，通过将 Ts 设定为 $T_1 > Ts$ 可以改善高流速探测灵敏度。

另一方面，对于腹部脏器或末梢血管等低流速的血流计测，在例如特开昭 64-43237 号公报（以下简称专利文献 2）中提出了新的扫描方法（以下称为交替扫描（interleave scan）法。图 1 是表示记载在上述专利文献 2 中的交替扫描法的具体例子的图，上段表示扇形扫描中的发送接收方向（以下称为扫描方向） θ_1 至 θ_M ，下段表示对各扫描方向的发送接收的顺序。

即，在该方法中，首先，在时刻 t_1 沿扫描方向 θ_1 方向发送接收超声波，接着，在时刻 t_2 沿扫描方向 θ_2 方向发送接收超声波，再接着，在时刻 t_3 沿扫描方向 θ_3 方向发送接收超声波。而且，在时刻 t_4-t_6 及时刻 t_7-t_9 再次沿扫描方向 $\theta_1-\theta_3$ 的 Q ($Q=3$) 方向重复进行超声波的发送接收。这样，如果在扫描方向 $\theta_1-\theta_3$ 的各方向分别以间隔 T_s ($T_s=3T_r$) 进行完 L 次 ($L=3$) 超声波的发送接收，则对于扫描方向 $\theta_4-\theta_6$ 、扫描方向 $\theta_7-\theta_9\dots$ 的方向也同样以间隔 T_s 进行 L 次超声波的发送接收。根据该方法，以同样的设计方法满足预定的衰减率到底可以把截止频率减少到何种程度，依赖观测时间作为前提条件，低速探测灵敏度 V_{min} 如下式 (4) 所示。

$$V_{min} \propto \frac{1}{T_{obs} \cdot Q} = \frac{fr}{Q \cdot L} = \frac{fs}{L} \quad (Q=3) \quad \dots \quad (4)$$

其中， fs ($fs=1/T_s$) 是对各扫描方向的发送接收重复频率。即根据该具体例，上述发送接收 (波) 重复频率 fs 成为不进行交替扫描时的速率频率 fr 的 $1/3$ ，因此，可以不使帧频率降低而把低流速探测灵敏度提高到 3 倍。

但是，根据专利文献 1 的方法，分别求出通过不同发送接收间隔 T_1 及 T_2 的发送接收得到的多普勒信号中的相位差 θ_1 及 θ_2 ，进一步根据该相位差 θ_1 及 θ_2 计算出血流信息，因此，得到的血流信息容易受噪声的影响而变得不安定，特别是由于超声波的干涉而产生的光斑噪声引起的不能忽略的计测误差。

而且，在该方法中，由于重复进行发送接收间隔 T_1 和发送接收间隔 T_2 的超声波发送接收，因此用于提取多普了信号的滤波器 (MTI 滤波器) 具有例如由发送接收间隔 T_1 和发送接收间隔 T_2 的和决定的盲频率。因此，与该盲频率一致的多普勒成分显著降低，因此，不能高精度地计算出血流信息。

另一方面，专利文献 2 的方法是为了计测腹部等血流比较慢的血流而提出的方法，低流速能 V_{min} 提高到 $1/Q$ 那么高流速能 V_{max} 也提高到 $1/Q$ ，对高速血流的折返现象的产生频率变高，因此，不能将

该方法适用于比较快的血流的计测。

如图 2A 所示,如果以数据数为 8 数据这样少的数据数进行扫描,在现有的方法(交替 1 段)中,壁形滤波器为该图所示的特性时,低流速血流被壁形滤波器过滤掉而不能显示。

与此相对,如果使用记载在专利文献 2 中的交替扫描(interleave scan)(例如交替 2 段)的方法,即使同样以 8 数据的数据数进行扫描,重复频率变成一半,因此,如图 2B 所示,壁形滤波器(wall filter)的特性变好,在现有的方法中看不到的血流变得能够看得到。但却产生了如下问题:远离的血流就象折返回来的血流那样地显示。

如果通过现有的方法(交替 1 段)以数据数为 2 倍的 16 数据的数据数来进行扫描,则如图 2C 所示,虽然该问题得到解决,但此时却产生了帧速率(时间分解度)降低等其它问题。

发明内容

本发明是鉴于上述问题点而做出的,其目的在于提供一种无须使帧频率降低就可以生成低流速探测灵敏度和高流速探测灵敏度好的彩色多普勒图像数据的超声波诊断装置。

为了解决上述问题,本发明所涉及的超声波诊断装置的特征在于,包括:具有用于对被检测体内的移动体进行超声波发送接收的压电振子的超声波探头;驱动上述压电振子,对上述被检测体内的预定方向进行不等间隔的超声波发送接收的发送接收装置;对通过该发送接收装置从上述被检测体内的预定位置以上述不等间隔按时间序列得到的多组接收信号进行过滤处理并检测出由上述移动体引起的多普勒信号的多普勒信号检测装置;从通过该多普勒检测装置以上述不等间隔得到的上述多组多普勒信号中选择以预定时间间隔得到的多普勒信号并根据选择的多普勒信号计算出上述移动体的速度的速度计算装置;根据该速度计算装置计算出的上述移动体的速度生成速度图像数据的图像数据生成装置。

本发明的其它侧面所涉及的超声波诊断装置的特征在于,包括:

具有用于对被检测体内的移动体进行超声波发送接收的压电振子的超声波探头；驱动上述压电振子，对上述被检测体内的第1扫描方向和第2扫描方向的各方向进行有第1间隔和比该第1间隔长的第2间隔的超声波发送接收的发送接收装置；对通过该发送接收装置从上述被检测体内的预定位置以上述不等间隔按时间序列得到的多组接收信号进行过滤处理并检测出由上述移动体引起的多普勒信号的多普勒信号检测装置；从通过该多普勒检测装置以上述不等间隔得到的上述多组多普勒信号中选择以上述第1间隔相邻的多普勒信号并根据选择的多普勒信号计算出上述移动体的速度的速度计算装置；依次改变上述第1扫描方向和上述第2扫描方向的同时，进行上述被检测体内的超声波扫描的扫描控制装置；在对上述超声波扫描的各扫描方向进行的上述不等间隔的超声波发送接收中，根据上述速度检测装置检测出的上述移动体的速度生成速度图像数据的图像数据生成装置；显示生成的上述图像数据的显示装置；其中，对上述第2扫描方向进行的超声波发送接收在对上述第1扫描方向进行的超声波发送接收的上述第2间隔进行。

本发明的另一侧面所涉及的超声波诊断装置的特征在于，包括：具有用于对被检测体内的移动体进行超声波发送接收的压电振子的超声波探头；驱动上述压电振子，对上述被检测体内的预定方向进行不等间隔的交替扫描的发送接收装置；对通过该发送接收装置从上述被检测体内的预定位置以上述不等间隔按时间序列得到的多组接收信号进行过滤处理并求出上述移动体的速度的装置；根据上述移动体的速度生成速度图像数据的图像数据生成装置。

另一方面，本发明所涉及的超声波诊断装置的控制方法的特征在于，包括：驱动具有用于对被检测体内的移动体进行超声波发送接收的压电振子的超声波探头的上述压电振子，对上述被检测体内的预定方向进行不等间隔的超声波发送接收的发送接收步骤；对通过该发送接收步骤从上述被检测体内的预定位置以上述不等间隔按时间序列得到的多组接收信号进行过滤处理并检测出由上述移动体引起的多普勒

信号的多普勒信号检测步骤；从通过该多普勒检测步骤以上述不等间隔得到的上述多组多普勒信号中选择以预定时间间隔得到的多普勒信号并根据选择的多普勒信号计算出上述移动体的速度的速度计算步骤；根据该速度计算步骤计算出的上述移动体的速度生成速度图像数据的图像数据生成步骤。

本发明的其它侧面所涉及的超声波诊断装置的特征在于，包括：驱动具有用于对被检测体内的移动体进行超声波发送接收的压电振子的超声波探头的上述压电振子，对上述被检测体内的第1扫描方向和第2扫描方向的各方向进行有第1间隔和比该第1间隔长的第2间隔的不等间隔的超声波发送接收的发送接收步骤；对通过该发送接收步骤从上述被检测体内的预定位置以上述不等间隔按时间序列得到的多组接收信号进行过滤处理并检测出由上述移动体引起的多普勒信号的多普勒信号检测步骤；从通过该多普勒检测步骤以上述不等间隔得到的上述多组多普勒信号中选择以上述第1间隔相邻的多普勒信号并根据选择的多普勒信号计算出上述移动体的速度的速度计算步骤；依次改变上述第1扫描方向和上述第2扫描方向的同时，进行上述被检测体内的超声波扫描的扫描控制步骤；在对上述超声波扫描的各扫描方向进行的上述不等间隔的超声波发送接收中，根据上述速度检测装置检测出的上述移动体的速度生成速度图像数据的图像数据生成步骤；显示生成的上述图像数据的显示步骤；其中，对上述第2扫描方向进行的超声波发送接收在对上述第1扫描方向进行的超声波发送接收的上述第2间隔进行。

本发明的另一侧面所涉及的超声波诊断方法的特征在于，包括：驱动具有用于对被检测体内的移动体进行超声波发送接收的压电振子的超声波探头的上述压电振子，对上述被检测体内的预定方向进行不等间隔的交替扫描的发送接收步骤；对通过该发送接收步骤从上述被检测体内的预定位置以上述不等间隔按时间序列得到的多组接收信号进行过滤处理并求出上述移动体的速度的步骤；根据上述移动体的速度生成速度图像数据的图像数据生成步骤。

根据本发明，可以无须使帧频率降低就可以生成低流速探测灵敏度和高流速探测灵敏度好的彩色多普勒图像数据。

附图说明

图 1 是表示现有交替扫描法的图。

图 2A-图 2C 是模式化地表示血流的显示状态的图，图 2A 是表示交替 1 段 8 数据的情况，图 2B 是表示交替 2 段 8 数据的情况，图 2C 是表示交替 1 段 16 数据的情况的模式图。

图 3 是表示本发明的实施例中的超声波诊断装置的整体构成的方框图。

图 4 是表示该实施例中的发送接收部和图像数据生成部的构成的方框图。

图 5 是表示该实施例的不等间隔发送接收中的发送接收时刻的图。

图 6 是表示该实施例中的图像数据生成顺序的流程图。

图 7 是表示该实施例中的交替扫描法的具体例的图。

图 8 是该实施例中的多普勒信号存储电路的构成的图。

图 9 是表示该实施例中的最小平方律滤波器的效果的图。

图 10A 是表示该实施例的变化例中的交替扫描法的图，图 10B 是表示通过现有的交替扫描法进行的发送接收的顺序的图。

图 11A 是表示该实施例的变化例中的其它交替扫描法的图，图 11B 是表示现有的发送接收的顺序的图。

图 12A 是表示本发明的实施例及变化例中的不等间隔发送接收时刻的设定的图，图 12B 是对通过上述不等间隔发送接收波而得到的接收信号适用最小平方律滤波器而得到的频率特性图。

图 13 是表示本发明的最小平方律滤波器的其它适用例的图。

图 14 是表示第 3 变化例所涉及的扫描方法的图。

图 15 是第 3 变化例所涉及的扫描方法和现有的扫描方法的比较图。

图 16 是经过第 3 变化例的滤波器后的振幅特性图。

图 17 是表示经过第 3 变化例的滤波器后的推定速度值的图表。

具体施加方式

下面，参照附图对本发明的实施例进行说明。

本实施例的第 1 特征在于：对被检测体的预定方向进行不等间隔的超声波发送接收，对所得到的接收信号适用了多项式的最小平方律拟合（fitting）的滤波器（以下称为最小平方律滤波器），提取对血流的多普勒信号。

另外，本实施例的第 2 特征在于，从通过上述最小平方律滤波器提取的多普勒信号中以比较短的发送接收间隔在一个或者多个位置选择相邻的 2 个多普勒信号，根据该相邻的 2 个多普勒信号的相位差计算出血流的平均流速值。

而且，本实施例的第 3 特征在于，通过在设定为不等间隔的上述预定方向的接收发送的长的发送接收间隔对与该预定方向不同的方向进行超声波发送接收进行交替扫描。

（装置的构成）

下面，参照图 3-图 8 对本实施例中的超声波诊断装置的构成进行说明。另外，图 3 是表示本实施例中的超声波诊断装置的整体构成的方框图，图 4 表示构成该超声波诊断装置的发送接收部和图像数据生成部的方框图。

图 3 所示的超声波诊断装置 100 包括：对被检测体进行超声波的发送接收的超声波探头、为了对预定的扫描方向进行超声波的发送接收而对超声波探头 1 进行电气信号的发送接收的发送接收部 2、根据从上述扫描方向得到的接收信号生成超声波图像数据的图像数据生成部 3。

而且，超声波诊断装置 100 包括：显示在上述图像数据生成部 3 生成的超声波图像数据的显示部 4、进行图像数据的收集条件或生成条件及其它各种命令信号的输入等的输入部 6、总括上述各单元并进

行控制的系统控制部 7。

超声波探头 1 是使其前面接触被检测体的表面并进行超声波的发送接收的装置，例如，在其前端部分具有一维排列的多个（N 个）压电振子。该压电振子是电子/声音变换元件，具有如下功能：在发送时将电子脉冲（驱动信号）变换成超声波脉冲（发送超声波），或者在接收时将超声波反射波（接收超声波）变换成电子信号（接收信号）。该超声波探头 1 小型而轻量化，通过 N 通道的电缆与发送接收部 2 连接。超声波探头 1 有扇形扫描对应型、线性扫描对应型、凸面扫描对应型等，可以根据诊断部位从这些超声波探头中任意选择。以下，对于扇形扫描对应型的超声波探头 1 进行叙述，但是，对于与凸面扫描等其他扫描对应的超声波探头，也同样适用。

接着，图 4 所示的发送接收部 2 包括：生成用于从超声波探头 1 产生发送超声波的驱动信号的发送部 21、对于从超声波探头 1 的压电振子得到的多路的接收信号进行整相相加的接收部 22；另一方面，图像数据生成部 3 具有：进行用于对整相相加的接收信号生成 B 模式图像数据的信号处理的 B 模式图像数据生成部 31、从上述经整相相加的接收信号中检测出 IQ 信号并进一步根据该 IQ 信号进行用于生成彩色多普勒图像数据的信号处理的多普勒图像数据生成部 32。

发送接收部 2 的发送部 21 包括：延迟脉冲产生器 211、发送延迟电路 212、脉冲产生器 213。延迟脉冲产生器 211 向发送延迟电路 212 提供决定以不等间隔对被检测体进行超声波发送接收时的发送接收间隔的延迟脉冲。

另一方面，发送延迟电路 212 在超声波探头 1 中由与发送所使用的压电振子相同数目的（N 通道）的独立的延迟电路构成，在发送中，为了得到较细的波束宽度，向上述延迟脉冲提供用于将超声波聚集在预定深度的聚束用延迟时间和用于沿预定方向发送超声波的偏转用延迟时间并将该延迟脉冲提供给脉冲产生器 213。

脉冲产生器 213 具有与发送所使用的压电振子相同数目（N 通道）的独立的驱动电路，其驱动内置于超声波探头 1 内的 N 个压电振子，

以生成用于对被检测体放射发送超声波的驱动脉冲。

另一方面，接收部 22 包括：N 通道的前置放大器 221、接收延迟电路 222、加法器 223。前置放大器 221 对通过压电振子变成电子信号的微小接收信号进行放大以确保充分的 S/N。另外，接收延迟电路 222 向前置放大器 221 的输出提供用于对来自预定深度的接收超声波进行聚束以得到较细的接收波束宽度的聚束用延迟时间和用于将超声波波束的接收指向设定在预定方向的偏转用延迟时间后，发送给加法器 223，在加法器 223 中对来自接收延迟电路 222 的 N 通道的接收信号进行相加合成。

接着，图像数据生成部 3 包括：B 模式图像数据生成部 31、多普勒图像数据生成部 32 和图像数据存储部 33，B 模式图像数据生成部 31 具有：对数变换器 311、包络线检波器 312、A/D 变换器 313。B 模式图像数据生成部 31 的输入信号振幅在对数变换器 311 中进行对数变换，较弱的信号相对增强。另外，包络线检波器 312 对经对数变换的接收信号进行包络线检波，除去超声波频率成分，A/D 变换器 313 对包络线检波器 312 的输出信号进行 A/D 变换生成 B 模式图像数据。另外，也可以改变上述对数变换器 311 和包络线检波器 312 的顺序而构成。

另一方面，多普勒图像数据生成部 32 包括：基准信号产生器 321、 $\pi/2$ 移相器 322、混频器 323-1 及 323-2、LPF（低通滤波器）324-1 及 324-2、A/D 变换器 325-1 及 325-2、多普勒信号存储电路 326，对从发送接收部 2 提供的接收信号进行正交相位检波，生成 IQ 信号。

即，从接收部 22 提供的多普勒图像数据生成部 32 的输入信号被输入给混频器 323-1 及 323-2 的第 1 输入端。另一方面，具有与该输入信号的中心频率几乎相等的频率、与延迟脉冲产生器 211 的延迟脉冲同步的基准信号产生器 321 的连续波输出在直接提供给混频器 323-1 的第 2 输入端的同时，在 $\pi/2$ 移相器 322 被移相 90 度并提供给混频器 323-2 的第 2 输入端。然后，混频器 323-1 及 323-2 的输出被提供给 LPF 324-1 及 324-2，只检测出接收部 22 的输出信号频率和基准

信号产生器 321 的输出信号频率的差的成分。

接着, A/D 变换器 325-1 及 325-2 对 LPF324-1 及 324-2 的输出信号即进行正交相位检波而得到的 IQ 信号以预定的取样周期进行取样来转换成数字信号。

即, 多普勒图像数据生成部 32 对通过以不等的间隔对预定的扫描方向进行的多次 (L_x 次) 超声波发送接收得到的接收信号进行正交相位检波并将得到的 I 成分 (复数信号的实数成分) 及 Q 成分 (复数信号的虚数成分) 依次保存在多普勒信号存储电路 326 中。

而且, 多普勒图像数据生成部 32 包括: 用于对得到的 IQ 信号生成彩色多普勒图像数据的最小平方律滤波器 327、自相关器 328、功率计算器 329、运算器 330。然后, 提取保存在多普勒信号存储电路 326 中的预定扫描方向的同一位置 (深度) 的 L_x 个 IQ 信号, 根据这些 IQ 信号检测出由于血流引起的 IQ 信号 (多普勒信号)。接着, 从提取的 L_x 个 IQ 信号中选择例如以最小延迟间隔相邻的 IQ 信号, 进一步根据选择的 IQ 信号的相位差计算出血流的平均流速值 (以下称为流速值)。

上述最小平方律滤波器 327 对暂时保存在多普勒信号存储电路 326 中的 IQ 信号除去来自例如脏器等固体反射体的反射信号或由于脏器的呼吸性移动或节拍性移动等引起的多普勒信号 (杂乱回波信号: clutter signal)。即, 最小平方律滤波器 327 对从预定扫描方向的同一部位得到的 L_x 个 I 信号及 Q 信号进行多相式的最小平方律拟合。通过该曲线拟合提取的 IQ 信号由上述杂乱回波成分构成, 由于血流引起的多普勒成分被除去。因此, 通过从曲线拟合前的 IQ 信号中减去曲线拟合后的 IQ 信号可以得到由于血流引起的多普勒信号。

图 5 是表示以不等间隔进行的超声波发送接收的时刻的图, 图 5 的 (a) 表示利用等间隔 Tr 进行的 17 次发送接收在时刻 t_1-t_{17} 进行的现有的发送接收方法。另外, 图 5 的 (b) 表示对上述时刻 t_1-t_{17} , 在时刻 t_1 、 t_2 、 t_6 、 t_7 、 t_{11} 、 t_{12} 、 t_{16} 、 t_{17} 进行发送接收的本报实施例的发送接收方法。另外, 本实施例中的发送接收的不等间隔全部可

以任意设定，但是，为了简化说明，对于设定在现有的发送接收方法中的发送接收间隔 Tr 的整数倍的不等间隔发送接收进行叙述。

因此，从图像数据生成部3的多普勒信号存储电路326输出的IQ信号图5(b)所示的由间隔 Tr 和间隔 $4Tr$ 构成，对这样不等间隔的IQ信号进行最小平方律拟合。即，在提供给最小平方律滤波器327的输入信号的输入信号矢量[X]为 $[X]=[1, 2, 6, 7, 11, 12, 16, 17]^T$ 、最小平方律拟合后的信号矢量[Y]为 $[Y]=[y_1, y_2, y_3, y_4, y_5, y_6, y_7, y_8]^T$ 的情况下，对以 $[Y]=[A][X]$ 表示的多相式矩阵[A]求[X]成为问题。其中， $[]^T$ 表示转置矩阵。此时，如果[A]是正则的话，可以通过逆矩阵计算出，但是，如2次多相式拟合时那样，在多相式[A]的列比输入信号矢量[X]的行数小的情况下，变成求输出信号矢量[X]的最小平方律解[X']。

即，可通过以 $[X']=[B][Y]$ 表示的多相式矩阵[B]求最小平方律解。此时，多相式矩阵[B]可以利用 $[B]=([A]^T[A])^{-1}[A]^T$ 的模拟逆矩阵表示。其中， $[]^{-1}$ 表示逆矩阵。为最小平方律滤波器327的输出信号的血流信号[U]可以通过利用滤波器矩阵[W]和输出信号矢量[Y]的矩阵运算 $[U]=[W][Y]$ 而得到。其中， $[W]=[I]-[A][B]$ ，[I]表示单位矩阵。

另外，在图5所示的不等间隔的发送接收中，以2次多相式近似杂乱回波信号时的上述多相式矩阵[A]可以用下式(5)表示。

$$[A] = \begin{pmatrix} 1^0 & 2^0 & 6^0 & 7^0 & 11^0 & 12^0 & 16^0 & 17^0 \\ 1^1 & 2^1 & 6^1 & 7^1 & 11^1 & 12^1 & 16^1 & 17^1 \\ 1^2 & 2^2 & 6^2 & 7^2 & 11^2 & 12^2 & 16^2 & 17^2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 2 & 6 & 7 & 11 & 12 & 16 & 17 \\ 1 & 4 & 36 & 49 & 121 & 144 & 256 & 289 \end{pmatrix} \dots \dots (5)$$

以上述 2 次多相式近似时的上述滤波器矩阵 [W] 成为下式 (6)。

$$\begin{aligned}
 [W] &= [I] - [A] [B] = [I] - [A]([A]^T [A])^{-1} [A]^T \\
 &= \begin{bmatrix} 0.4198 & -0.4556 & -0.0810 & -0.0183 & 0.1087 & 0.1095 & -0.0111 & -0.0722 \\ -0.4556 & 0.6222 & -0.1333 & -0.0889 & 0.0222 & 0.0333 & 0.0111 & -0.0111 \\ -0.0810 & -0.1333 & 0.7429 & -0.2667 & -0.2190 & -0.1857 & 0.0333 & 0.1095 \\ -0.0183 & -0.0889 & -0.2667 & 0.7151 & -0.2532 & -0.2190 & 0.0222 & 0.1087 \\ 0.1087 & 0.0222 & -0.2190 & -0.2532 & 0.7151 & -0.2667 & -0.0889 & -0.0183 \\ 0.1095 & 0.0333 & -0.1857 & -0.2190 & -0.2667 & 0.7429 & -0.1333 & -0.0810 \\ -0.0111 & 0.0111 & 0.0333 & 0.0222 & -0.0889 & -0.1333 & 0.6222 & -0.4556 \\ -0.0722 & -0.0111 & 0.1095 & 0.1087 & -0.0183 & -0.0810 & -0.4556 & 0.4198 \end{bmatrix} \\
 &\quad \cdots \quad (6)
 \end{aligned}$$

接着，自相关器 328 从利用最小平方律滤波器 327 仅提取了血流的多普勒信号的 IQ 信号中选择例如以最小发送接收间隔相邻的 IQ 信号并通过这些 IQ 信号的自相关处理检测出相位差。即，在如图 5 (b) 所示的发送接收方法的情况下，检测出以发送接收间隔 T_r 相邻的 2 个 IQ 信号的相位差。但是，在时刻 t_1 、 t_2 、 t_6 、 t_7 、 t_{11} 、 t_{12} 、 t_{16} 、 t_{17} 对预定方向进行的一连串的发送接收中，在初始时刻 t_1 及 t_2 和末尾时刻 t_{16} 及 t_{17} 得到的 IQ 信号，由于是端部数据因此速度推定误差大。因此，最好利用这些信号以外的 IQ 信号进行相位差的检测。

在此，如果使在时刻 t_6 、 t_7 、 t_{11} 、 t_{12} 得到的 IQ 信号 U_i 其 I 成分为 a_i 、Q 成分为 b_i ($i=6, 7, 11, 12$) 的话，则可以利用下式 (7) 表示。其中， j 表示虚数单位。

$$\begin{aligned}
 U_6 &= a_6 + j b_6 = K_6 \exp(j\phi_6) \\
 U_7 &= a_7 + j b_7 = K_7 \exp(j\phi_7) \\
 U_{11} &= a_{11} + j b_{11} = K_{11} \exp(j\phi_{11}) \\
 U_{12} &= a_{12} + j b_{12} = K_{12} \exp(j\phi_{12}) \\
 K_i &= \sqrt{a_i^2 + b_i^2} \quad \phi_i = \tan^{-1} \frac{b_i}{a_i} \quad \cdots \quad (7)
 \end{aligned}$$

接着，如下式 (8) 所示，自相关器 328 计算出 IQ 信号 U_6 的共轭复数与 IQ 信号 U_7 的积和 U_{11} 的共轭复数与 IQ 信号 U_{12} 的积的平

均值 U_x , 运算器 330 利用该 U_x 的偏转角计算出相位差 $\Delta\Phi_x$ 。

$$\begin{aligned} U_x &= \frac{\text{conj}(U6) \cdot U7 + \text{conj}(U11) \cdot U12}{2} \\ &= \frac{K6 \cdot K7 \exp\{j(\phi_7 - \phi_6)\} + K11 \cdot K12 \exp\{j(\phi_{12} - \phi_{11})\}}{2} \\ &= Kx \cdot \exp(j\Delta\phi_x) \\ \Delta\phi_x &= \tan^{-1} \frac{\text{imag}(U_x)}{\text{real}(U_x)} \quad \dots \quad (8) \end{aligned}$$

此时, 上述流速值图像数据中, 相位差 $\Delta\Phi_x$ ($-\pi-\pi$) 表示使 π 与折返速度对应的平均流速值。

接着, 如下式 (9) 所示, 功率计算器 329 通过将在最小平方律滤波器 327 得到的时刻 t1、t2、t6、t7、t11、t12、t16 及 t17 的 IQ 信号 U1、U2、U6、U7、U11、U12、U16 及 U17 的功率相加并取平均值计算出功率值 P, 而且, 运算器 330 利用该功率值 P 和上式 (8) 的 U_x 计算出分散值 Var。

$$\begin{aligned} P &= \frac{|U1|^2 + |U2|^2 + |U6|^2 + |U7|^2 + |U11|^2 + |U12|^2 + |U16|^2 + |U17|^2}{8} \\ Var &= 1 - 2 \frac{|\text{conj}(U6) \cdot U7 + \text{conj}(U11) \cdot U12|}{|U6|^2 + |U7|^2 + |U11|^2 + |U12|^2} \quad \dots \quad (9) \end{aligned}$$

另外, 在上述功率值 P 的计算中, 为了减小上述端部的影响, 最好如上式 (9) 所示的利用由最小平方律滤波器 327 提供的全部 IQ 信号进行计算。

另一方面, 图像数据存储不 33 依次保存由 B 模式图像数据生成不 31 的 A/D 变换器 313 提供的 B 模式图像数据或由多普勒图像数据生成部 32 的运算器 330 提供的流速值图像数据、功率值图像数据及分散值图像数据并生成 2 次 B 模式图像数据、流速值图像数据、功率值图像数据及分散值图像数据。

回到图 3, 显示部 4 具备 DSC (Digital Scan Converter) 41 和彩

色监视器 42。DSC41 具备图中没有示出的 CPU（中央处理器）和存储电路，其合成由图像数据生成部 3 的图像数据存储部 33 提供的 B 模式图像数据和流速值图像数据或者 B 模式图像数据和功率值图像数据，生成显示用图像数据。然后，彩色监视器 42 进行在 DSC41 生成的显示用图像数据的显示。另外，也可以代替上述流速值图像数据，合成由流速值和分散值合成的流速值/分散值图像数据和 B 模式图像数据生成显示用图像数据。

此时，DSC41 生成 1 枚在为背景图像的 B 模式图像数据上重叠了流速值图像数据或功率值图像数据等彩色多普勒图像数据的显示用图像数据，彩色监视器 42 以黑白的 B 模式图像数据为背景彩色显示彩色多普勒图像数据。

另外，在上述显示中，功率值图像数据可以保持在运算器 330 得到的功率值原样或者进行对数变换后进行显示，但是，流速值图像数据或流速值/分散值图像数据的各像素只有在与该像素对应的功率值图像数据的像素中的像素值（功率值）在预先设定的阈值以上时才能被显示。

接着，输入部 6 在输入面板上具备键盘、磁道球、鼠标的输入设备和显示面板，可以进行患者信息、诊断部委、图像数据收集模式、图像数据生成方法、图像数据显示方法及各种命令信号的输入。例如，在该输入部 6，可以进行超声波扫描方法或显示模式的选择、发送接收间隔或交替扫描以及涉及最小平方律滤波器 327 的条件设定等。

然后，系统控制部 7 具备图中没有示出的 CPU 和存储电路，总括地进行超声波诊断装置 100 的上述各单元的控制或系统整体的控制。特别是，将在输入部 6 设定的超声波扫描方法及显示方法、发送接收间隔或交替扫描以及涉及最小平方律滤波器 327 的设定条件在上述存储电路暂时保存后提供给该单元。

（图像数据生成顺序）

接着，参照图 3-图 9 对适用交替扫描的本发明的实施例中的图像数据的生成顺序进行说明。另外，图 6 是表示图像数据的生成顺序的

流程图，图 7 是交替扫描法的具体例。

图 7 表示扇形扫描中的扫描方向 $\theta_1-\theta_M$ 及对该扫描方向 $\theta_1-\theta_4$ 进行超声波发送接收的顺序。即，与图 3 同样，例如在 t_1 、 t_2 、 t_6 、 t_7 、 t_{11} 、 t_{12} 、 t_{16} 及 t_{17} 对扫描方向 θ_1 进行超声波发送接收。然后，在不进行上述扫描方向 θ_1 的超声波发送接收的时刻 t_3 、 t_4 、 t_8 、 t_9 、 t_{13} 、 t_{14} 、 t_{18} 及 t_{19} 进行对扫描方向 θ_2 的超声波发送接收。

如果对扫描方向 θ_1 及 θ_2 的交替扫描结束后，通过同样的顺序依次对扫描方向 θ_3 及 θ_4 、 θ_5 及 θ_6 ... 进行交替扫描。另外，此时，相邻的发送接收间隔也设定为预定间隔 Tr 的整数倍，例如， t_1 和 t_2 、 t_3 和 t_4 、 t_6 和 t_7 ... 的间隔设定为 Tr ，另外，时刻 t_2 和 t_6 、 t_4 和 t_8 、 t_7 和 t_{11} ... 的间隔设定为 $4Tr$ 。以下对适用这样的交替扫描法时的彩色多普勒图像数据的生成顺序进行说明。

在收集图像数据之前，操作者在输入部 6 进行涉及患者信息、诊断部位、图像数据收集模式、图像数据生成方法、图像数据显示方法的初始设定并将这些设定信息保存在系统控制部 7 的存储电路中。在本实施例中，作为图像数据收集模式，设定通过扇形扫描进行的 B 模式图像数据和彩色多普勒图像数据的收集模式。另外，作为图像数据生成方法，选择 2 段（2 方向）的交替扫描法。（图 6 的步骤 S1）

如果上述初始设定结束后，操作者将超声波探头 1 的前端（超声波发送接收面）固定在被检测体的身体表面上的预定位置开始图像数据的收集。在时刻 t_1 向扫描方向 θ_1 发送接收超声波时，图 4 的延迟脉冲产生器 211 与来自系统控制部 7 的控制信号同步向发送延迟电路 212 提供决定放射到被检测体内的发送超声波的放射时刻的延迟脉冲。

为了在发送时得到较细的波束宽度，发送延迟电路 212 向延迟脉冲提供用于将超声波聚焦在预定深度的延迟时间和用于沿上述扫描方向 θ_1 发送超声波的延迟时间并将该延迟脉冲提供给脉冲产生器 213。接着，脉冲产生器 213 利用由于上述延迟脉冲的供给而生成的压电振子驱动脉冲驱动内置于超声波探头 1 内的压电振子向被检测体内放射

超声波脉冲（发送超声波）。

放射到被检测体内的发送超声波的一部分被声阻抗不同的脏器间的界面或者组织反射。另外，在该发送超声波被心脏壁或血球等活动中的反射体反射时，其超声波频率受到多普勒偏移。

受到被检测体的组织或血球反射的超声波反射波（接收超声波）被超声波探头 1 的压电振子接收并转换成电子信号，该接收信号被发送接收部 2 的接收部 22 中的 N 通道的独立前置放大器 221 放大并提供给 N 通道的接收延迟电路 222。

接收延迟电路 222 向上述接收信号提供用于聚焦来自预定深度的接收超声波的聚焦用延迟时间和用于使其具有强的接收方向性以便沿上述第 1 扫描方向 (θ_1) 接收的偏转用延迟时间后，将该接收信号提供给加法器 223。然后，加法器 223 对从接收延迟电路 222 输出的 N 通道接收信号进行相加合成使其成为 1 个接收信号，之后，将其提供给图像数据生成部 3 的 B 模式图像数据生成部 31 和多普勒图像数据生成部 32。

提供给 B 模式图像数据生成部 31 的加法器 223 的输出信号在进行过对数变换、包络线检波、A/D 变换后保存在图像数据存储部 33 中的 B 模式图像数据存储区域。

接着，也通过同样的顺序对扫描方向 θ_2 进行超声波的发送接收，得到的 B 模式图像数据被保存在图像数据存储部 33 的 B 模式图像数据存储区域。

另一方面，在彩色多普勒图像数据生成时，为了求出接收信号的多普勒偏移，通过与上述同样的顺序对上述扫描方向 θ_1 和扫描方向 θ_2 的各方向进行多次发送接收，根据此时得到的接收信号进行流速值图像数据、分散值图像数据及功率值图像数据的生成。

即，在上述扫描方向 θ_1 及扫描方向 θ_2 的 B 模式图像数据的收集和保存结束后，系统控制部 7 对发送接收部 2 及图像数据生成部 3 提供用于生成在扫描方向 θ_1 及扫描方向 θ_2 的彩色多普勒图像数据。然后，与 B 模式图像数据的情况同样，接收部 2 首先对扫描方向 θ_1 进

行超声波的发送接收并将得到的接收信号提供给多普勒图像数据生成部 32。

提供给图 4 的多普勒图像数据生成部 32 的接收部 22 的输出信号由混频器 323-1、323-2 及 LPF324-1、324-2 进行正交相位检波，转换成 2 通道的 IQ 信号。然后，该 IQ 信号的 I 成分及 Q 成分的各成分被 A/D 变换器 325-1、325-2 变换成数字信号后保存在多普勒存储电路 326 种。接着，在时刻 $t=t_2$ 也以同样的顺序对扫描方向 θ_1 进行超声波发送接收，得到的 IQ 信号被保存在多普勒信号存储电路 326 种。

接着，在时刻 t_3 和 t_4 ，发送接收部 2 根据来自系统控制部 7 的控制信号对扫描方向 θ_2 进行超声波发送接收，得到的 IQ 信号被保存在多普勒信号存储电路 326 种。

以下同样，在时刻 t_6 及 t_7 、 t_{11} 及 t_{12} 、 t_{16} 及 t_{17} 对扫描方向 θ_1 ，在时刻 t_8 及 t_9 、 t_{13} 及 t_{14} 、 t_{18} 及 t_{19} 对扫描方向 θ_2 进行超声波的发送接收，此时得到的 IQ 信号也被保存在多普勒信号存储电路 326 种。

通过对扫描方向 θ_1 和 θ_2 进行的 L_x 次（8 次）发送接收得到的 IQ 信号的保存结束后，也以同样的顺序对扫描方向 θ_3 及 θ_4 、扫描方向 θ_5 及 θ_6 ...进行超声波发送接收。然后，得到的 IQ 信号被依次保存在多普勒信号存储电路 326 中（图 6 的步骤 S2）。

图 8 是表示上述多普勒信号存储电路 326 的构成的图，行方向（X 方向）与扫描方向 $\theta_1-\theta_M$ 或者接收时刻 t_1 、 t_2 ... 对应，列方向（Y 方向）与反射体的深度（反射体和超声波探头 1 的距离）对应。例如，通过在时刻 t_1 对扫描方向 θ_1 进行的发送接收得到的 IQ 信号保存在 t_1 的列，通过在时刻 t_2 、 t_6 、 $...t_{17}$ 对扫描方向 θ_1 进行的发送接收得到的 IQ 信号保存在 t_2 、 t_6 ... t_{17} 。同样，通过在发送接收时刻 t_3 、 t_4 、 t_8 ... t_{19} 对扫描方向 θ_2 进行的发送接收得到的 IQ 信号保存在 t_3 、 t_4 、 t_8 ... t_{19} ，而且，在扫描方向 $\theta_3-\theta_M$ 得到的 IQ 信号也同样保存。

在扫描方向 θ_1 的发送接收时刻 t_1 、 t_2 、 t_6 、 $...t_{17}$ 得到的 8 个 IQ 信号和在扫描方向 θ_2 的发送接收时刻 t_3 、 t_4 、 t_8 、 $...t_{19}$ 得到的 8 个

IQ 信号的保存结束后，系统控制部 7 沿 X 方向在上述扫描方向 θ_1 的 8 个 **IQ** 信号的各存储地址依次读出与预定深度对应的 **IQ** 信号（例如图 8 的 c1）并提供最小平方律滤波器 327。

接着，最小平方律滤波器 327 对提供的 8 个 **IQ** 信号的 I 成分和 Q 成分在时间方向（图 8 的 X 方向）上进行曲线拟合，求出由来自组织等固定反射体的反射波或由于组织的运动产生的组织多普勒信号等构成的杂乱回波信号。而且，通过从自多普勒信号存储电路 326 直接读出的 **IQ** 信号中减去上述杂乱回波信号来提取由由于血流引起的多普勒信号构成的 **IQ** 信号（图 6 的步骤 S3）。

接着，自相关器 328 从在最小平方律滤波器 327 提取的上述 **IQ** 信号中选择式（7）中所示的时刻 t_6 及 t_7 的 **IQ** 信号 U_6 及 U_7 和时刻 t_{11} 及 t_{12} 的 **IQ** 信号 U_{11} 及 U_{12} 并根据式（8）计算出 **IQ** 信号 U_x （图 6 的步骤 S4）。

然后，被自相关器 328 提供了上述 **IQ** 信号 U_x 的运算器 330 根据式（8）计算出相位差 $\Delta\Phi_x$ （即，流速值图像数据）并保存在图像数据存储部 33 的流速值图像数据存储区域（图 6 的步骤 S5）。

而且，运算器 330 读出保存在多普勒存储电路 326 中的扫描方向 θ_1 的 8 个 **IQ** 信号并根据这些 **IQ** 信号计算出功率值 P 及分散值 Var（参照式（9））。然后，将计算出的功率值 P 和分散值 Var 保存在图像数据存储部 33 的功率值图像数据存储区域和分散值图像数据存储区域（图 6 的步骤 S6）。

接着，最小平方律滤波器 327、自相关器 328、运算器 330 及图像数据存储部 33 对于从与扫描方向 θ_1 上的上述预定深度以外的所有深度对应的 **IQ** 信号（例如，图 8 的 c2 至 cL）得到的 **IQ** 信号也进行同样的运算，进行流速值、功率值、分散值的计算和保存。而且，对保存在多普勒信号存储电路 326 中的对扫描方向 θ_2 进行扫描得到的 8 个 **IQ** 信号也进行同样的运算，进行各个深度的流速值、功率值、分散值的计算和保存。

对扫描方向 θ_1 和扫描方向 θ_2 进行的 B 模式图像数据和彩色多普

勒图像数据（即，流速图像数据、功率值图像数据及分散值图像数据）的生成和保存结束后，通过同样的顺序，如扫描方向 θ_3 及 θ_4 、扫描方向 θ_5 及 θ_6 ...那样，使 2 个扫描方向成为一对重复进行交替扫描，将在各个扫描方向得到的 B 模式图像数据和彩色多普勒图像数据保存在图像数据存储部 33。

即，在图像数据存储部 33，依次保存有由 B 模式图像数据生成部 31 的 A/D 变换器 313 提供的 B 模式图像数据或由多普勒图像数据生成部 32 的运算器 330 提供的流速值图像数据、功率值图像数据及分散值图像数据，生成 2 维的 B 模式图像数据、流速值图像数据、功率值图像数据及分散值图像数据（图 6 的步骤 S2-S7）。然后，这些图像数据被提供给显示部 4 的 DSC41。

显示部 4 的 DSC41 在将上述图像数据暂时保存在存储电路中后，对流速值图像数据、功率值图像数据和流速值图像数据附加彩色信息。然后，合成这些图像数据和 B 模式图像数据生成显示用图像数据，而且，变换成标准电视格式信号显示在彩色监视器 42 上（图 6 的步骤 S8）。

接着，参照图 9 对本实施例中使用的最小平方律滤波器 327 的效果进行说明。图 9 是比较对通过本实施例的不等间隔发送接收得到的 IQ 信号适用最小平方律滤波器 327 时的频率特性（实线）G1、对现有的等间隔发送接收中的 IQ 信号适用 MTI 滤波器时的频率特性（虚线）G2 以及对专利文献 1 的不等间隔发送接收中的 IQ 信号适用 MTI 滤波器时的频率特性（1 点划线）G3 的图。其中，该特性表的横轴被由等间隔发送接收的发送接收间隔 T2 决定的乃奎斯特频率规格化。

如图 9 所示，以 1 点划线表示的专利文献 1 的方法中的频率特性 G3 以由上述第 1 发送接收间隔 T1 和第 2 发送接收间隔 T2 的和决定的频率 Δf ($\Delta f=1/(T_1+T_2)$) 为周期产生信号被遮断的频率，与该盲频率一致的 IQ 信号无法检测出来。另一方面，由于本实施例的频率特性 G1 在上述特性表的频率范围内没有产生盲频率，因此，可以在比较宽的范围内安定地检测出滤波处理后的 IQ 信号（即由于血流引

起的多普勒信号）。

另一方面，相对以虚线表示的现有的等间隔发送接收中的频率特性 G2，本实施例的频率特性 G1 在平坦程度上发现欠缺的频率成分，但是，在已经叙述的相位差的检测或功率值的计算中属于可以容许的水平。另外，由于对预定方向进行的观测时间是相同的（17Tr），所以给低流速探测灵敏度带来影响的频率特性的肩特性大致相同。即，根据对不等间隔发送接收的 IQ 信号适用最小平方律滤波器 327 的本实施例，可以得到与对现有的等间隔发送接收方式的 IQ 信号适用 MTI 滤波器时大致同等的频率特性。

（变化例）

接着，参照图 10 及图 11 对本实施例的变化例进行说明。该变化例的特征在于对现有的交替扫描法适用上述实施例的不等间隔发送法和最小平方律滤波器法以及自相关法。

图 10A 表示通过本变形例沿 Y 方向对 X 方向的扫描方向 θ1-θ8 进行的发送接收的顺序，图 10B 表示通过现有的交替扫描法对扫描方向 θ1-θ4（X 方向）进行的发送接收顺序（Y 方向）。

即，在本实施例中，在时刻 t0-t4 以发送接收间隔 2Tr 对扫描方向 θ1 及 θ2 进行交替扫描，接着，在时刻 t5-t9 对扫描方向 θ3 及 θ4 进行同样的扫描。接着，在时刻 t10-t14、时刻 t20-t24 及时刻 t30-t34 进行对扫描方向 θ1 及 θ2 的交替扫描，在时刻 t15-t19、时刻 t25-t29 及时刻 t35-t39 进行对扫描方向 θ3 及 θ4 的交替扫描。然后，通过扫描方向 θ1-θ8 的各方向的从最初的发送接收时刻到最后的发送接收时刻这期间（例如对于扫描方向 θ1 时刻 t1-t33）33Tr 的观测时间（Tr 是也包含不同的扫描方向的发送接收间隔）中的 8 个接收信号进行彩色多普勒图像数据的生成。

此时，自相关器 328 在时刻 t11 和 t13 及 t21 和 t23 利用从扫描方向 θ1 的预定位置（深度）得到的 IQ 信号进行自相关处理，运算器 330 在根据该自相关结果计算出流速值和分散值的同时，在时刻 t1、t3、t11、t13、t21、t23、t31 及 t33 根据从上述预定位置得到的各 IQ

信号计算出功率值。接着，对于上述预定位置以外的位置以及扫描方向 $\theta_2-\theta_4$ ，也通过同样的顺序进行流速值、分散值及功率值的计算。

另一方面，图 10B 表示具有与图 10A 同样的 33Tr 的观测时间的现有的交替扫描法。以下，通过比较图 10A 及图 10B 对本变形例中的实时性的改善进行说明。

即，在图 10B 所示的现有的交替扫描法中，对 2 个扫描方向 $\theta_1-\theta_2$ 进行的超声波发送接收所需的时间为 35Tr，与此相对，根据图 10A 的本变形例，4 个扫描方向 $\theta_1-\theta_4$ 的发送接收所需的时间成为 40Tr，因此，通过本实施例，生成彩色多普勒图像数据时的实时性改善了大约 1.75 倍。

另外，在图 10A 的时刻 t_0 、 t_5 、 t_{10} 、...、及图 10B 的时刻 t_0 、 t_{35} 进行的各扫描方向的发送接收是为了降低残留回波的影响而进行的发送接收（以下称为伪发送接收）。例如，在从扫描方向 θ_1 及 θ_2 的交替扫描切换到扫描方向 θ_3 及 θ_4 的交替扫描时，来自与其他接收信号不同方向的残留回波会混入刚刚切换后的接收信号中。因此，在上述交替扫描的切换时进行不进行运算的伪发送接收。即，由于通常使用来自相同发送接收方向的残留回波进行流速值或功率值等运算，因此，通过追加上述伪发送接收可以降低由于残留回波引起的运算误差。

接着，图 11A 是表示本实施例的其他变化例的图，表示适用交替扫描法的本变形例的扫描方向 $\theta_1-\theta_6$ 和发送接收顺序（Y 方向）。另外，图 11B 表示对扫描方向 $\theta_1-\theta_3$ （X 方向）进行的现有的发送接收顺序（Y 方向）。

在图 11A 所示的变化例中，在时刻 t_0-t_{15} 的观测时间内进行对扫描方向 θ_1 的不等间隔的发送接收，在该观测时间不进行实际的发送接收的时刻（例如，时刻 t_4 、 t_5 、 t_{10} 以及 t_{13} 、 t_{18} 、 t_{19} ）进行对扫描方向 θ_2 的发送接收。然后，利用 23Tr 的观测时间中的 5 个接收信号对各扫描方向进行流速值、功率值及分散值的运算。例如，扫描方向 θ_1 的流速值根据在时刻 t_7 及 t_8 得到的 IQ 信号和在时刻 t_8 及 t_9 得到

的 IQ 信号计算出。

在如图 11B 所示的现有的接收方法中，对 1 个扫描方向进行的超声波的发送接收所需时间为 $16Tr$ ，与此相对，根据图 11A 的本变化例，2 个扫描方向的发送接收所需的时间成为 $20Tr$ ，因此，生成彩色多普勒图像数据时的实时性通过本实施例改善了大约 1.6 倍。

另外，在上述 2 个变化例中，使用相位差检测的 IQ 信号中的发送接收间隔或观测时间与现有的发送接收方法相同，因此，低流速探测灵敏度和高流速探测灵敏度与现有的发送接收方法大致相同。

接着，参照图 14-图 17 对本实施例的第 3 变化例进行说明。在本变化例中进行图 14 所示的扫描。在该图中，横方向是超声波的光栅方向，纵方向是超声波的发送时刻。涂黑的部分是实际接收的发送时刻，斜线部分是虚假的发送。

图 15 的 (c) 是只取出图 14 的扫描中 1 个光栅进行显示的图。另外，图 15 的 (a) 与 (c) 同样，是表示以 8 数据的等间隔交替 3 段扫描的图，图 15 的 (b) 表示 8 数据的等间隔交替 6 段的扫描。可以看出 (c) 具有与 (b) 几乎相同的观测时间。

图 16 是表示对图 15 的 (a) (b) (c) 的各扫描中得到的信号以 1 次式对杂乱回波进行拟合并经过除去杂乱回波的滤波器后的输入速度的振幅特性的图。速度的 0.5 是使超声波的发送间隔为 1 时的重复频率（乃奎斯特频率）。可以看出 (b) 的等间隔交替 6 段和 (c) 的不等间隔扫描在频率 0.03 以下的转移区域、截止（抑制）区域具有几乎同等的抑制能力。这是由于两者为几乎相同的观测时间的效果。

图 17 是表示经过上述滤波器后的推定速度值的图表。另外，速度推定在 (a) 及 (b) 中使用经过滤波器后的中央的 6 个数据，在 (c) 中使用经过滤波器后的中央的 4 个数据。

通过图 16 及图 17 可以看出，在等间隔 3 段中乃奎斯特频率表示 $0.5/3=0.167$ ，在等间隔交替 6 段中乃奎斯特频率表示 $0.5/6=0.083$ 。这是根据取样定律得到的当然结果。在等间隔交替 3 段中，频率 0.333 成为盲频率（振幅为 0 时的频率），在等间隔交替 6 段中，频率 0.167

及 0.333 及 0.5 成为盲频率。

但是，在不等间隔的图 15(c) 中，通过图 16 观察振幅特性可以看到在 DC 值外不存在盲频率。观察图 15(c) 也可以看出，端和从端开始的第 2 取样点不在中央的 4 个相间间隔 3 的整数倍位置。这是在振幅特性上盲频率在 DC 以外不存在的理由。另一方面，通过图 17 可看出推定速度在图 15(c) 的不等间隔扫描和该图 (a) 的等间隔交替 3 段是相同的折返速度。这是因为速度推定只使用中央的相间间隔 3 的数据的缘故。

根据以上叙述的本实施例及其变形例，通过对被检测体的预定方向进行不等间隔的超声波发送接收并对得到的接收信号适用最小平方律滤波器可以检测出具有盲频率少的频率特性的滤波处理后的 IQ 信号。

另外，通过检测出通过上述不等间隔的发送接收得到的 IQ 信号中以比较短的发送接收间隔相邻得到的滤波处理后的 IQ 信号的相位差，可以提高高速探测灵敏度。

而且，通过在设定为不等间隔的多个发送接收间隔中的较长的发送接收间隔进行对与上述被检测体的预定方向不同的方向进行不等间隔的发送接收，可以并列进行对多个方向的发送接收，可以改善彩色多普勒图像数据的显示中的实时性。

即，在本实施例及其变化例中，由于能够同时得到上述效果，所以可以不降低实时性而得到低流速探测灵敏度和高流速探测灵敏度好的彩色多普勒图像。

以上，对本发明的实施例进行了叙述，但是，本发明不限定于上述实施例，可以进行变化而实施。例如，不等间隔的发送接收时刻的设定不限定于上述实施例或者其变化例所示的方法。图 12A 表示从以等间隔 Tr 设定的 18 个发送接收时刻中抽出的 2 种类不等间隔发送接收，a-1 是均匀设定的情况，a-2 是在中心部位变密地设定的情况。另一方面，图 12B 是对通过上述 2 种不等间隔发送接收得到的接收信号 (IQ 信号) 适用最小平方律滤波器而得到的频率特性。根据这些结

果可以得出，在中央部变密地设定不等间隔发送接收的情况下，可以得到更好的频率特性。

另一方面，在本法命中，在使用相互相关法德流速值计算法中也可以使用最小平方律滤波器。在通过上述实施例中叙述的自相关法进行的流速值计算中不能逃脱折返的制约。作为改善该折返的问题的方法，例如在特愿平 2-326172 号公报中提出了使用相互相关法的流速值推定法。在通过该相互相关法进行的流速值推定法中，对预定方向进行多次发送接收，对在时间方向上相邻得到的 2 个接收信号在发送接收方向上进行相互相关运算。然后，根据得到最高相关值的位置偏移求流速值。

例如，在图 7 所示的发送接收法中，从通过时刻 t_6 及 t_7 的发送接收得到的接收信号中排除杂乱回波信号，按照下式（11）对得到的多普勒信号 U_6 和 U_7 进行发送接收方向的相互相关运算。然后，通过将相关值 $R(z, \Delta z)$ 成为最大的位置偏移 $\Delta z = Z_0$ 代入 $V = Z_0/Tr$ 来求流速值 V 。其中， U^* 是接收信号 U 的共轭复数。

$$R(z, \Delta z) = \sum_{k=-Ma}^{Ma} u_6^*(z+k) u_7(z+k+\Delta z) \quad \cdot \cdot \cdot (10)$$

此时的杂乱回波信号的除去也可以与上述实施例的情况同样，通过对预定的发送接收方向进行的多次发送接收得到的预定深度的接收信号进行滤波处理来进行。然后，在通过该相互相关法进行的血流计测中，在进行不等间隔发送接收时产生的盲频率的问题可以通过适用最小平方律滤波器得到改善。

接着，在对不等间隔的接收信号进行适合的相位补正时，也可以适用本实施例所示的最小平方律滤波器。该适合的相位补正法记载在特开平 10-99333 号公报中。图 13 表示对不等间隔的接收信号进行的适合的相位补正法。如下式（12）所示，首先，对接收信号列 $y_n (n=1-8)$ 检测出相邻得到的接收信号间的相位差 $\Phi_1-\Phi_7$ 。接着，通过上述相位差 $\Phi_1-\Phi_1 - 1$ 的相加求与接收信号 y_n 对应的相位 Φ_n ，计算出由于该相位 Φ_n 带来的补正后的接收信号列 $y_{nn} (n=1-7)$ 。

$$\Phi_1 = 0 \quad \Phi_n = \sum_{k=1}^{n-1} \phi_k \quad (n \geq 2)$$

$$yy_n = y_n \exp(-j\Phi_n) \quad \dots \quad (11)$$

然后，通过对该接收信号列 y_{yn} 乘以不等间隔的滤波器矩阵 $[W]$ 可以得到对血流的多普勒信号 U_n ($n=1-8$)。

但是，上述实施例中使用的滤波器矩阵 $[W]$ 是通过最小平方律法进行的解法中的一种，不限定于该方法，例如，也可以是利用特异值分解的方法或者利用正规正交展开矩阵的方法等其他方法。

另外，在本发明的实施例中，虽然对具备把压电元件 1 维排列的超声波探头和模拟方式的接收部的超声波诊断装置进行了说明，但本发明并不限于该实施例。例如，也可以是与具备 2 维排列的压电元件的超声波探头对应的超声波诊断装置，或者是具备数字式接收部的超声波诊断装置。

而且，在上述实施例中，对通过不等间隔发送接收波而得到的接收信号进行正交相位检波，对得到的 IQ 信号进行滤波处理或自相关处理，但本发明并不局限于该方法。

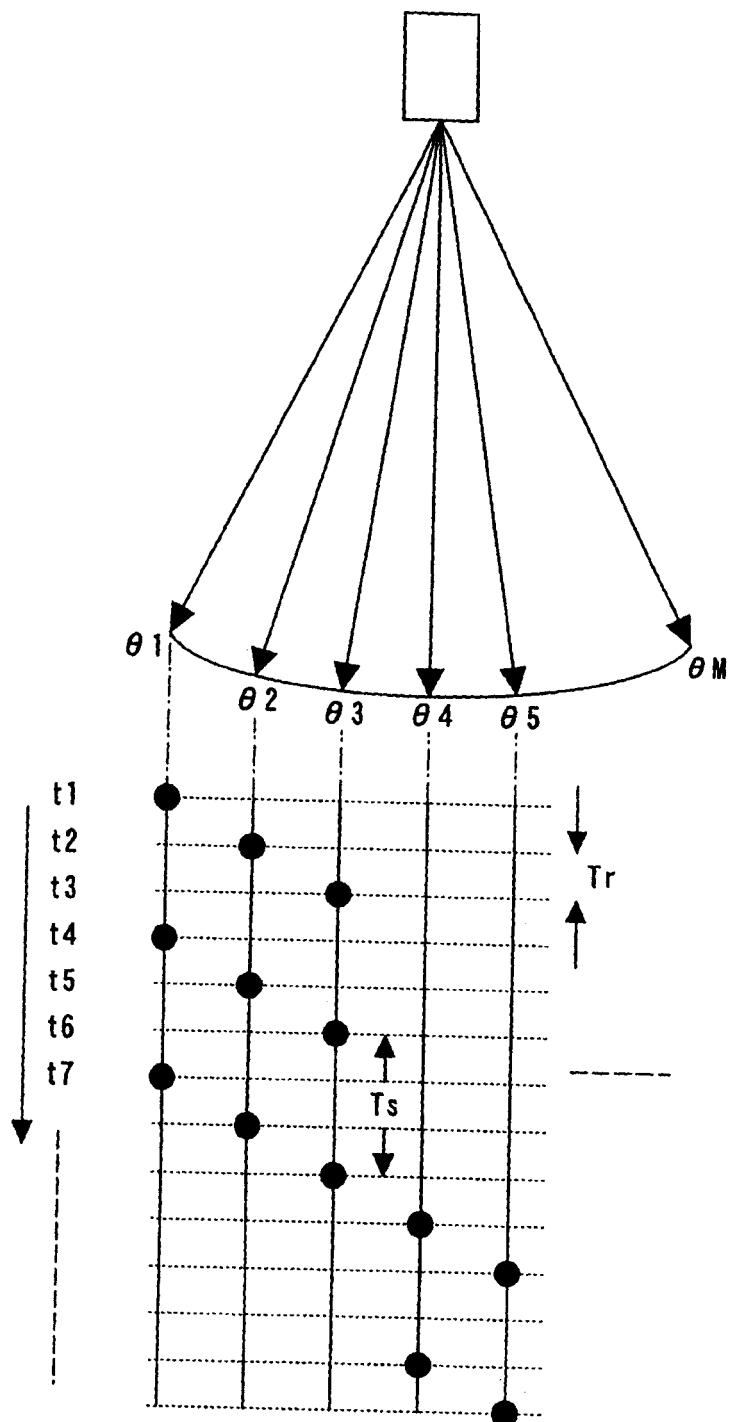


图 1

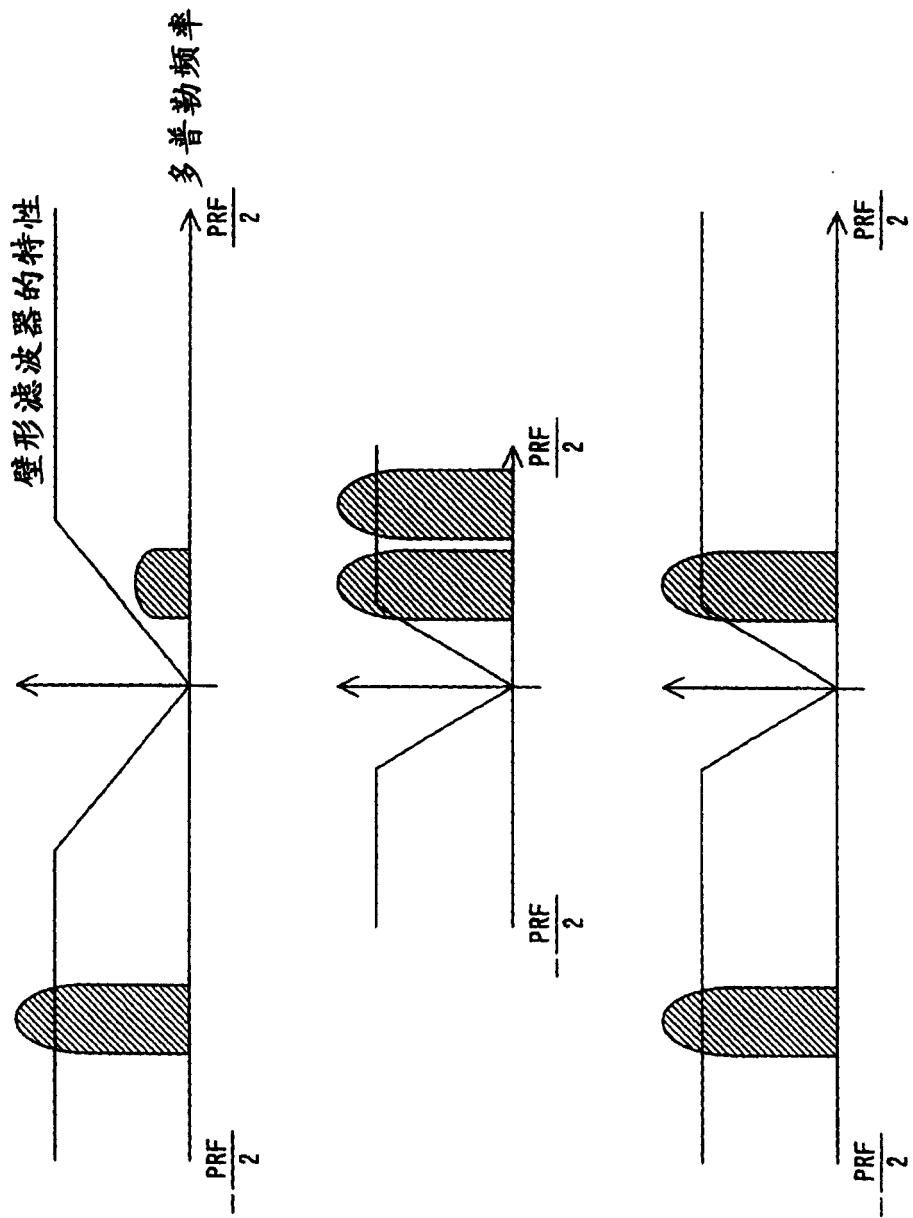


图 2A

图 2B

图 2C

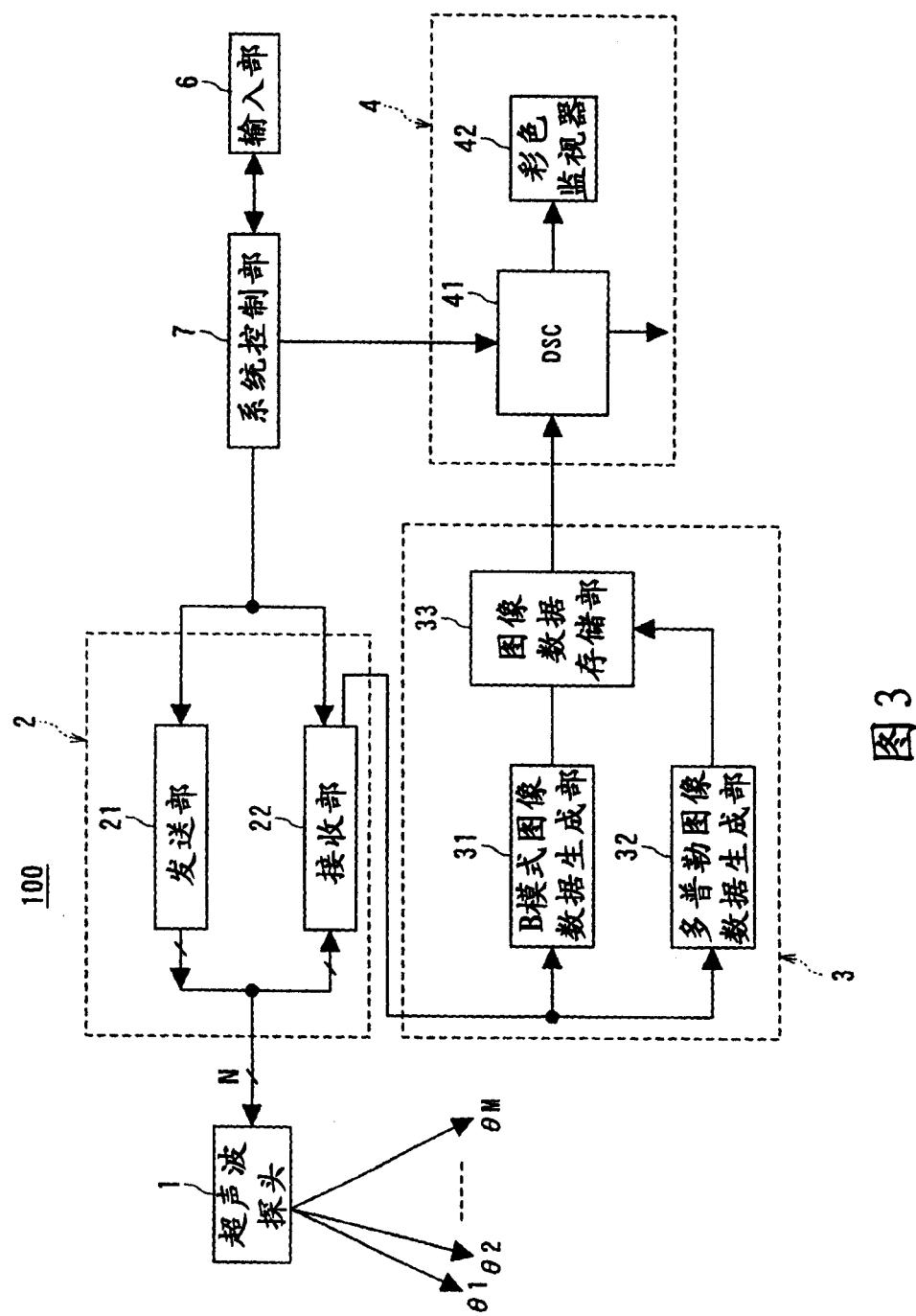


图 3

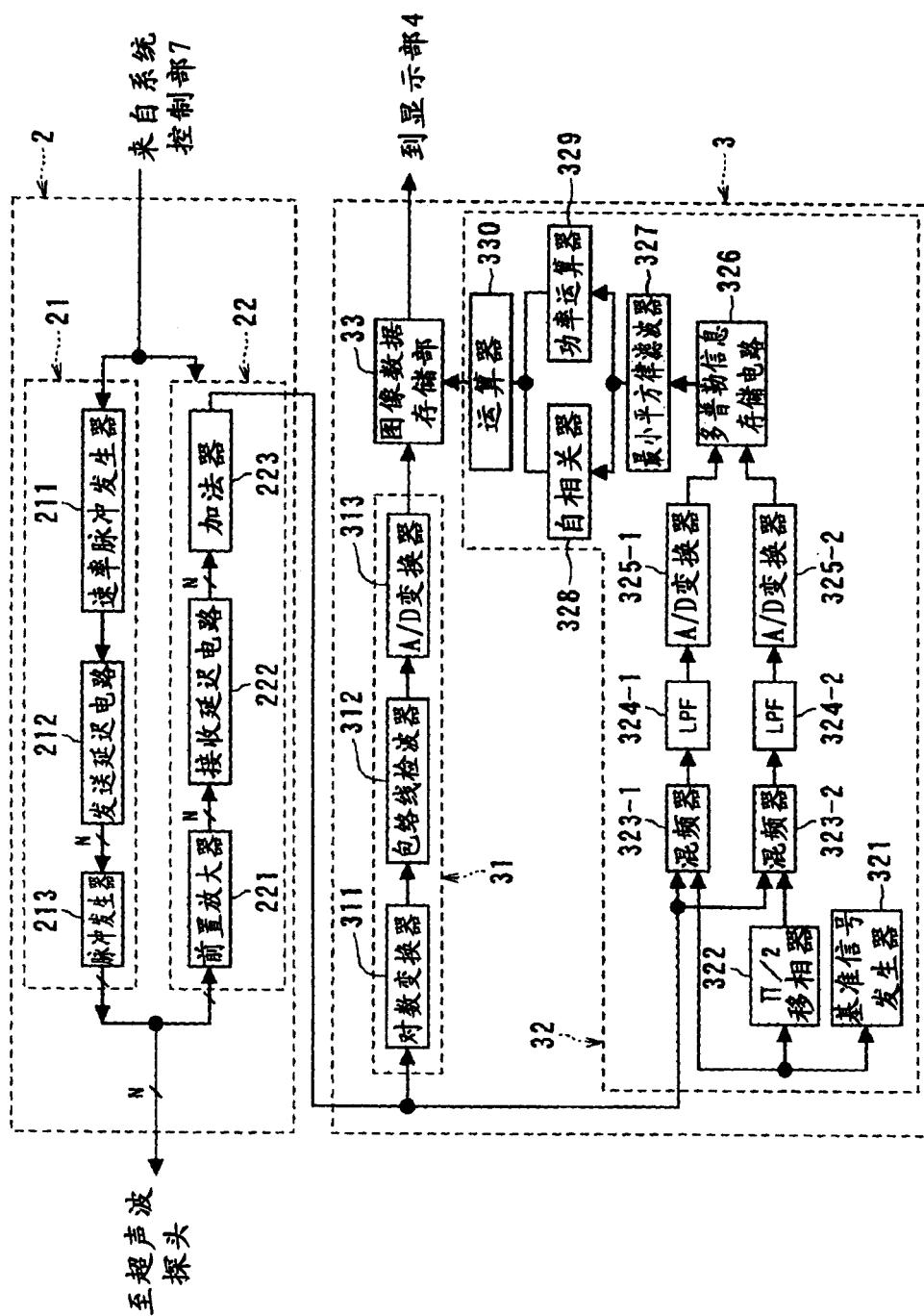


图 4

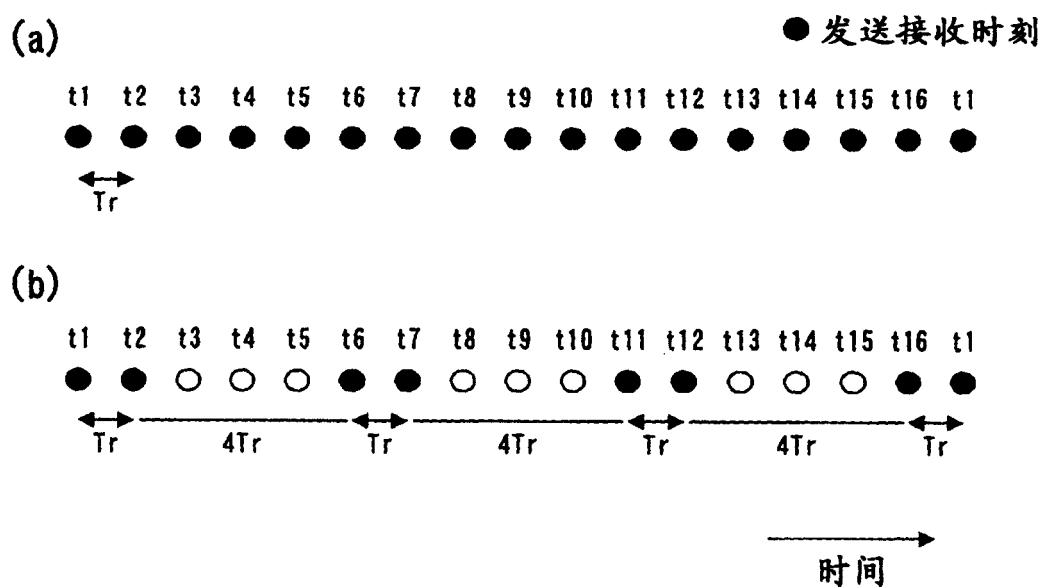


图 5

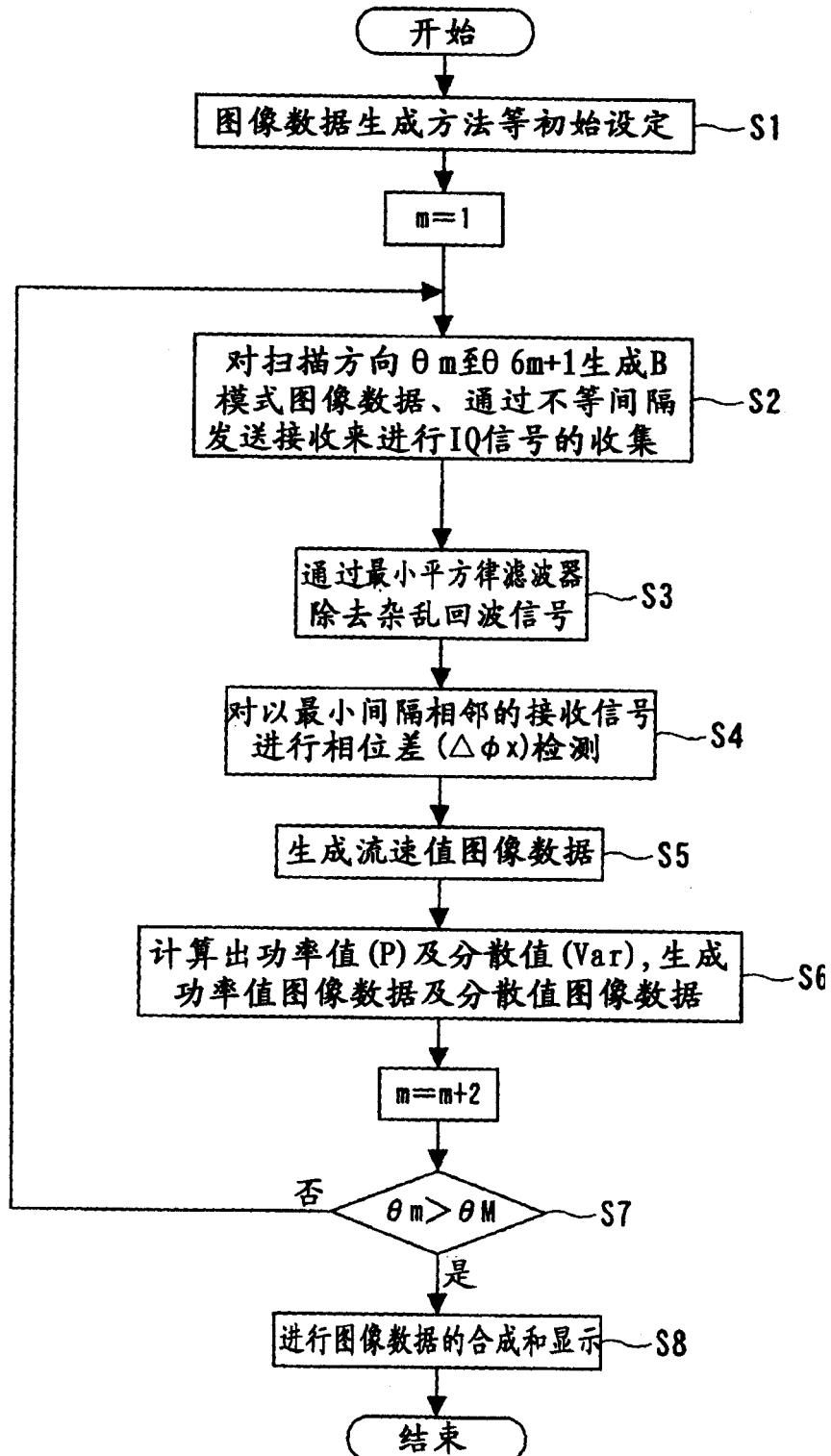


图 6

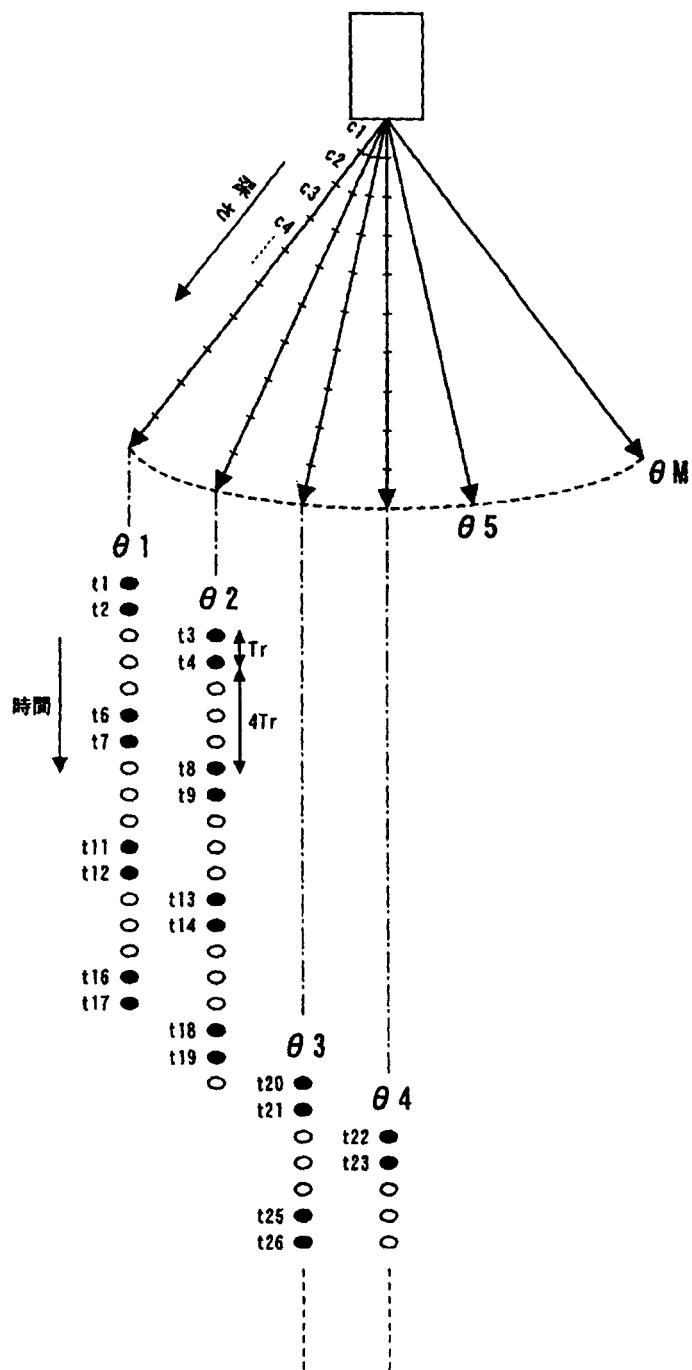


图 7

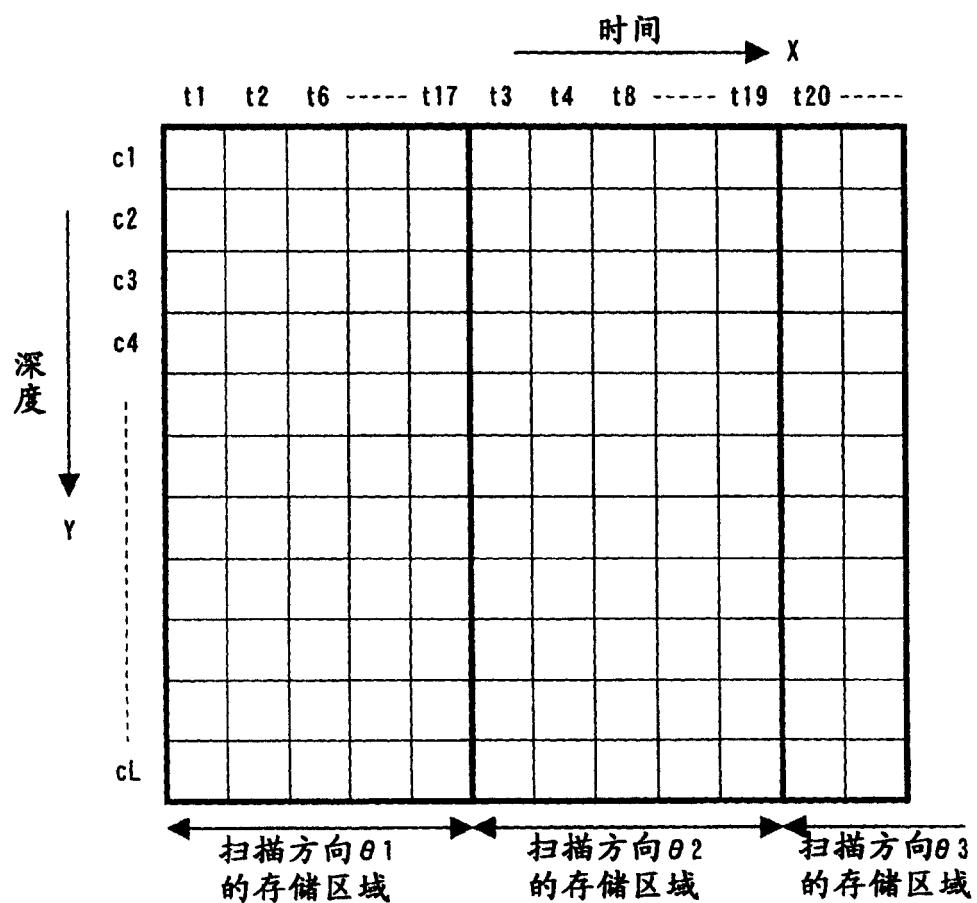


图 8

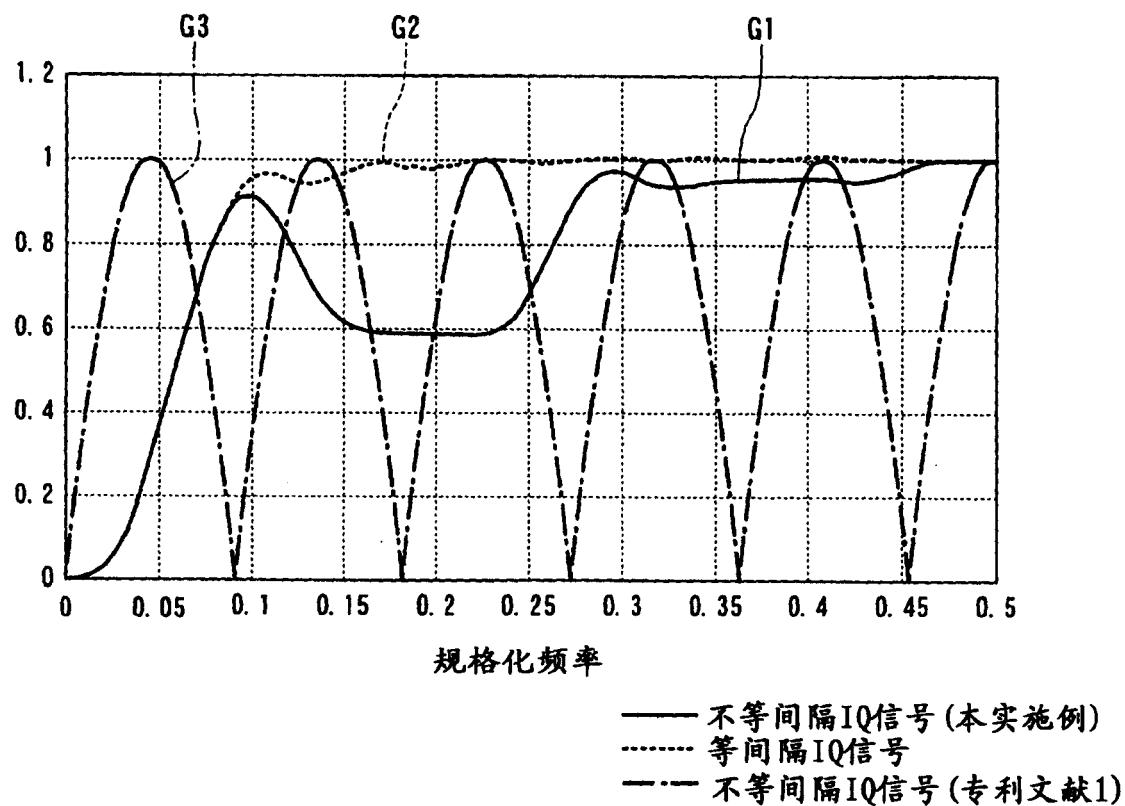


图9

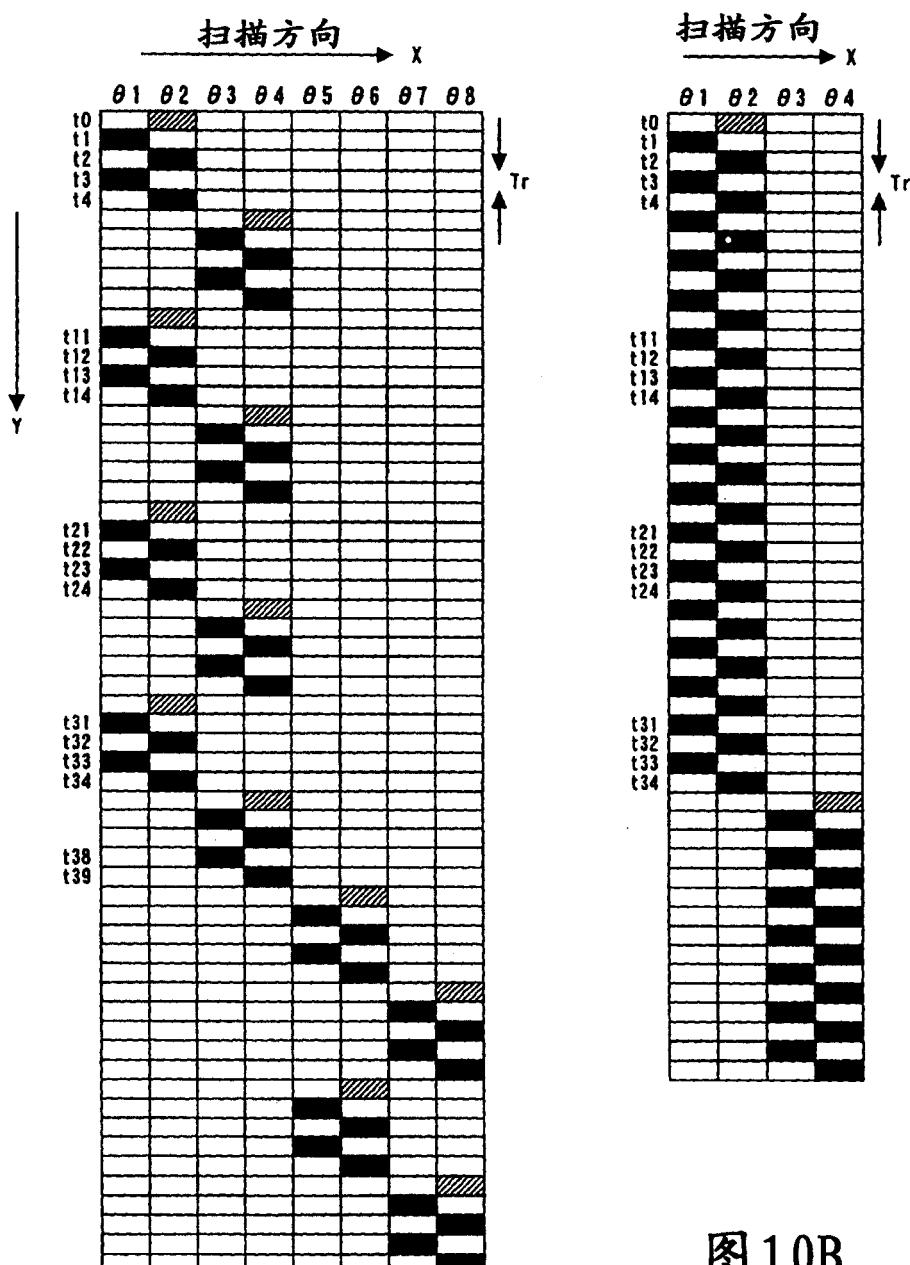
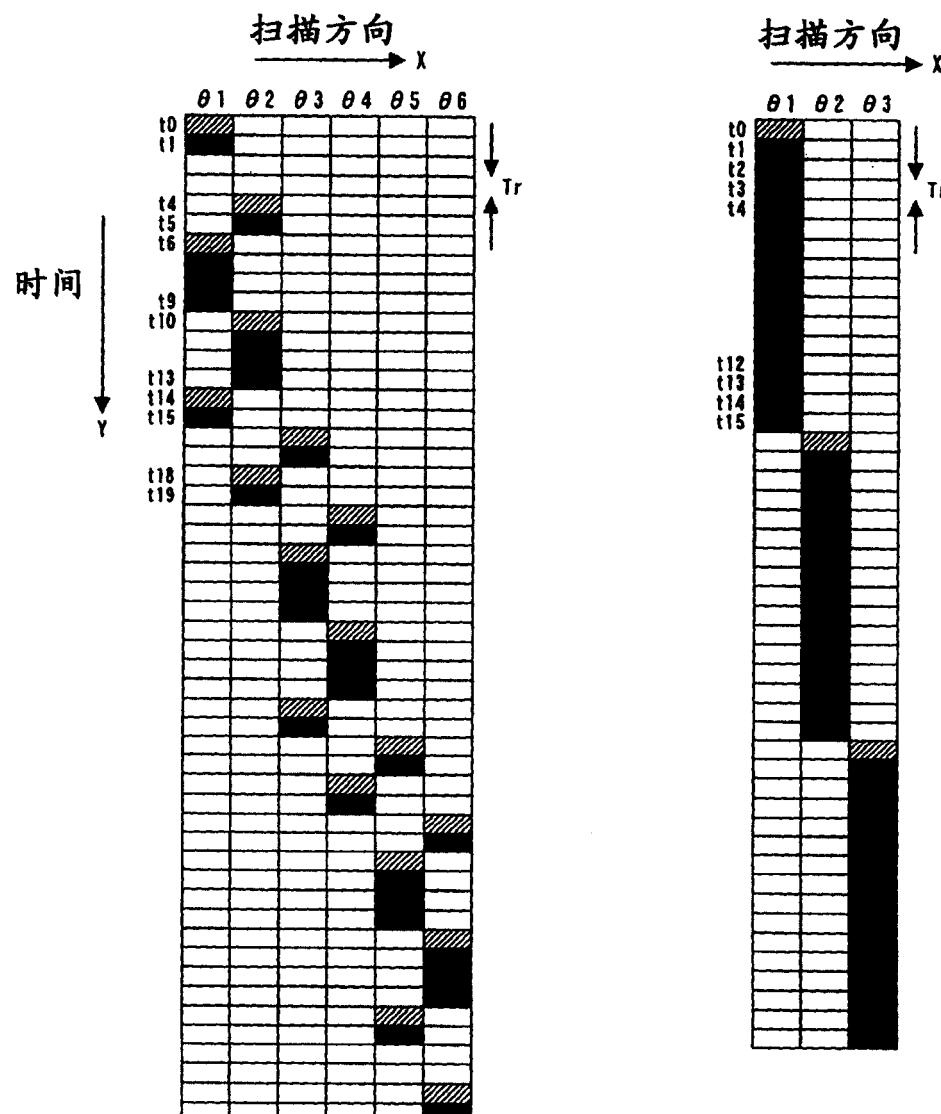
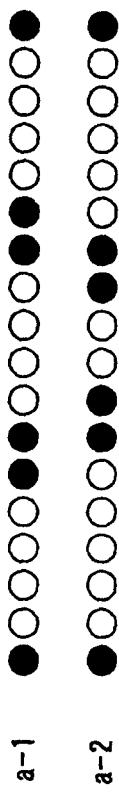


图 10A

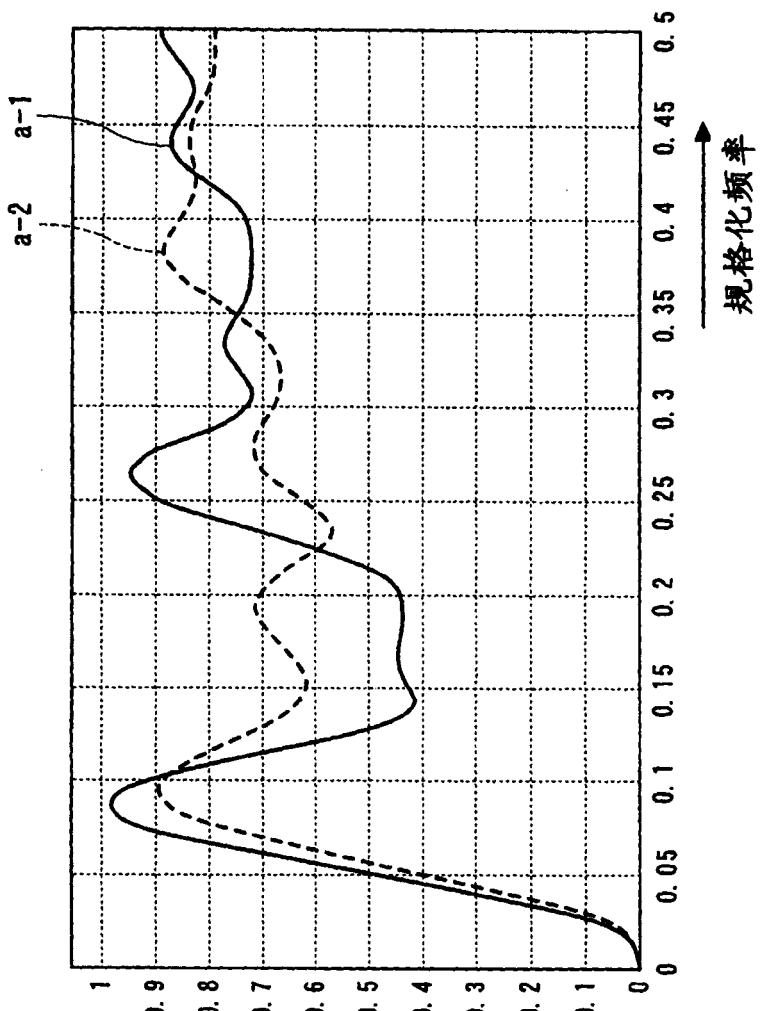
图 10B



12A



四
12B



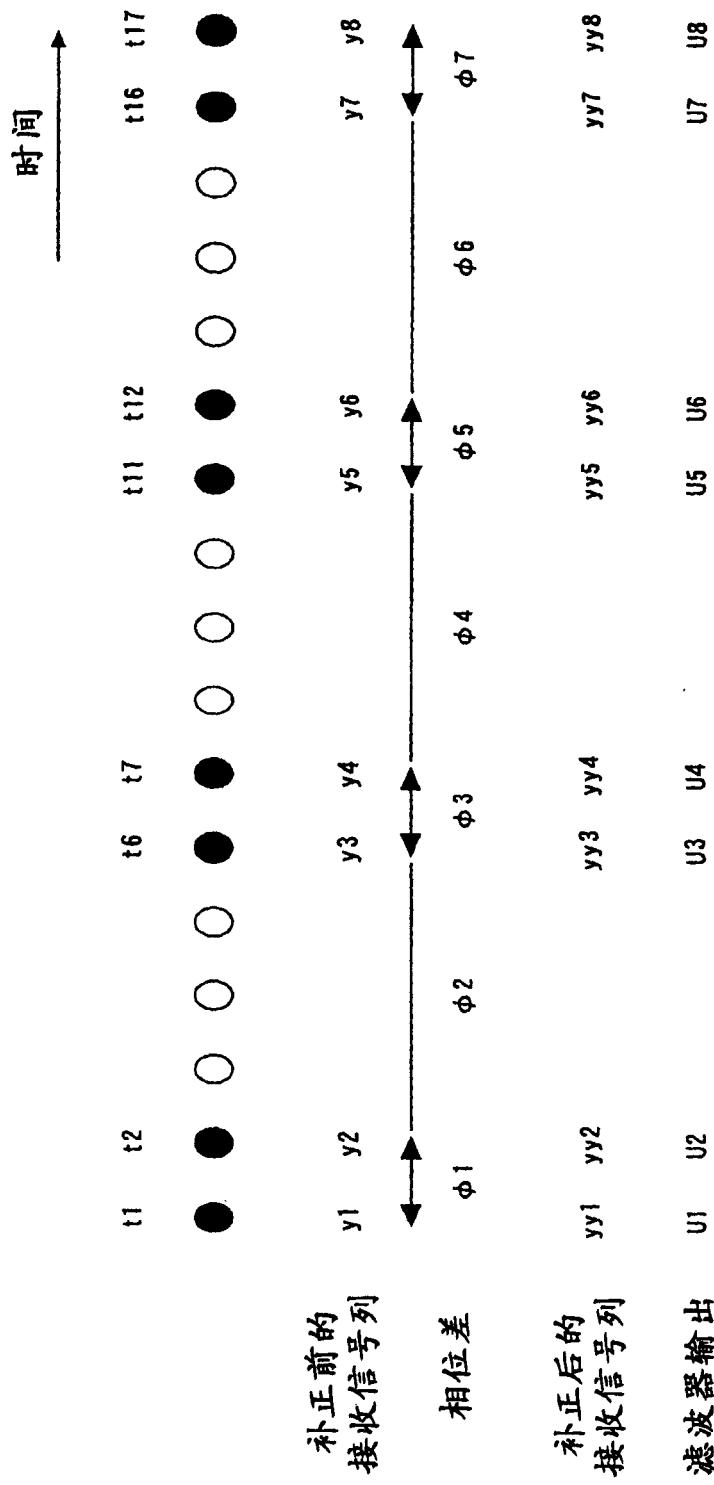


图 13

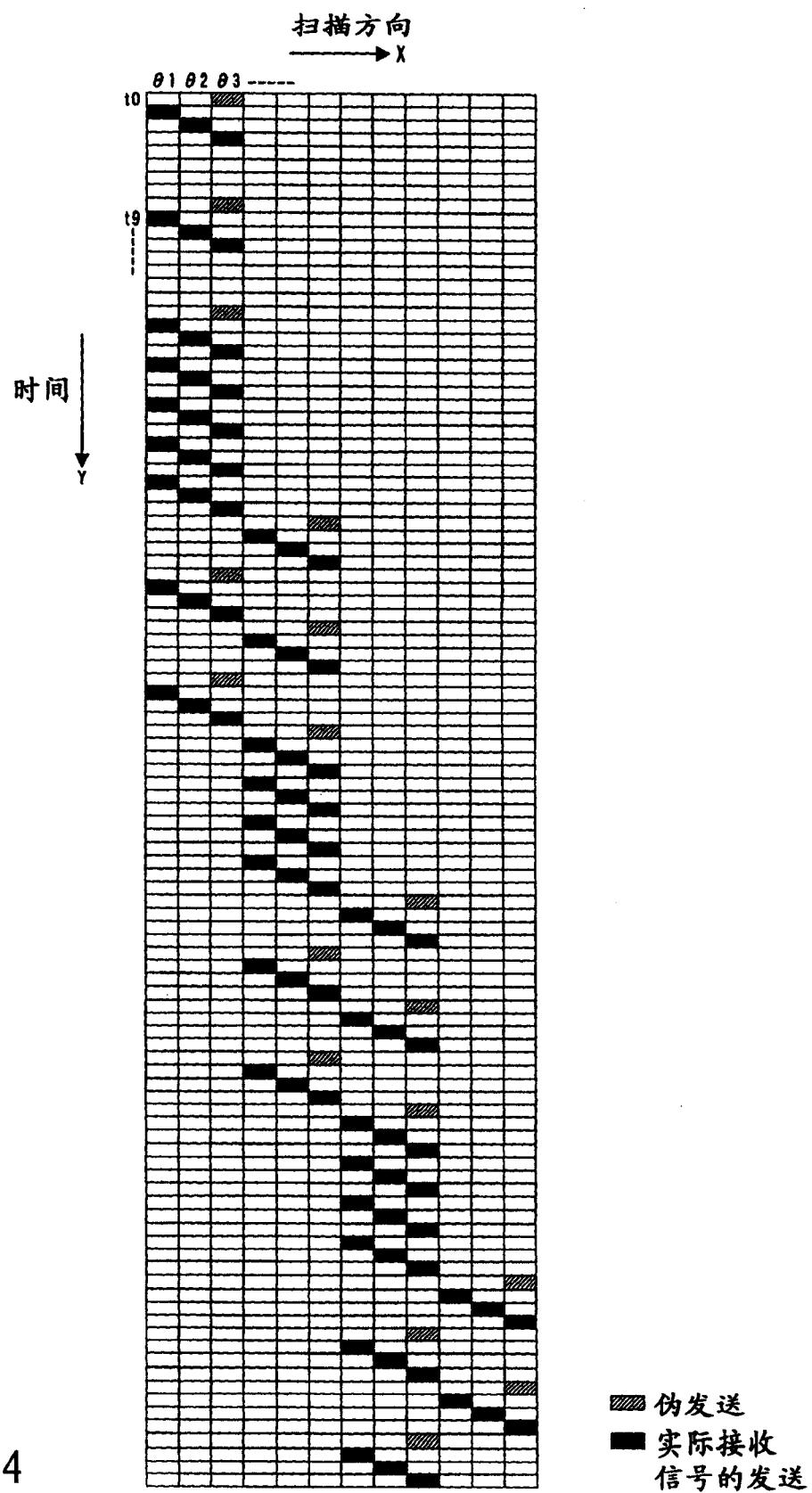


图 14

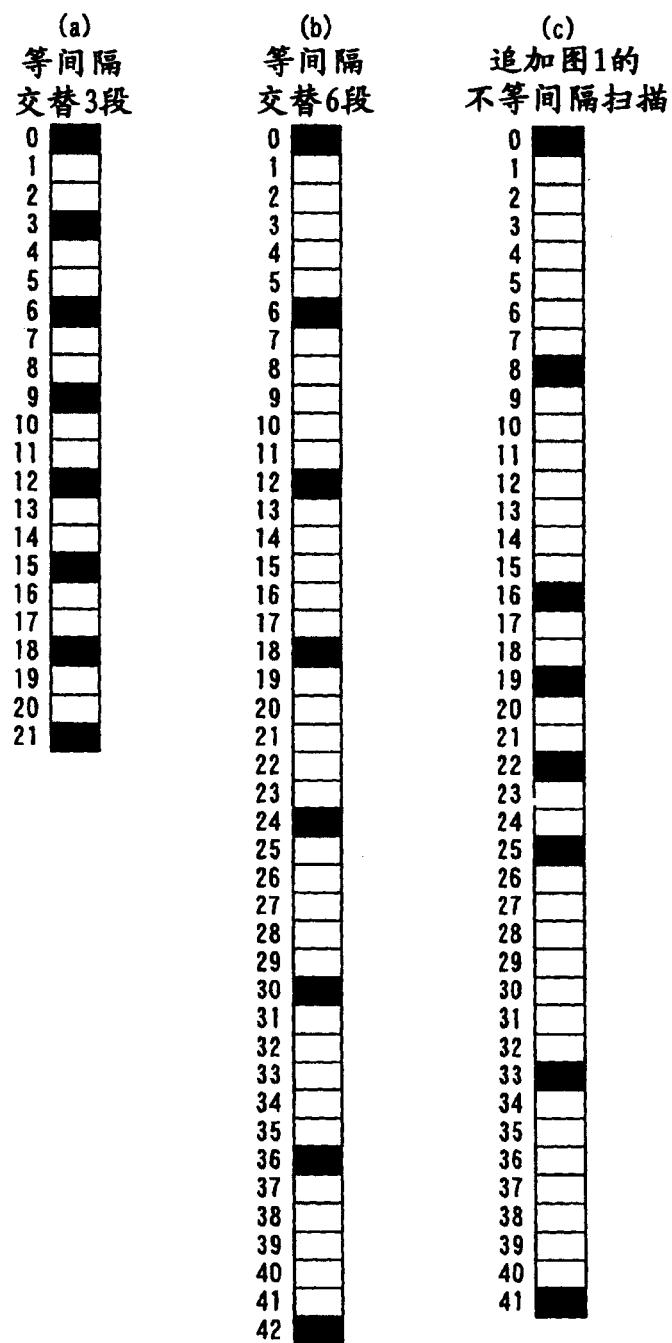


图 15

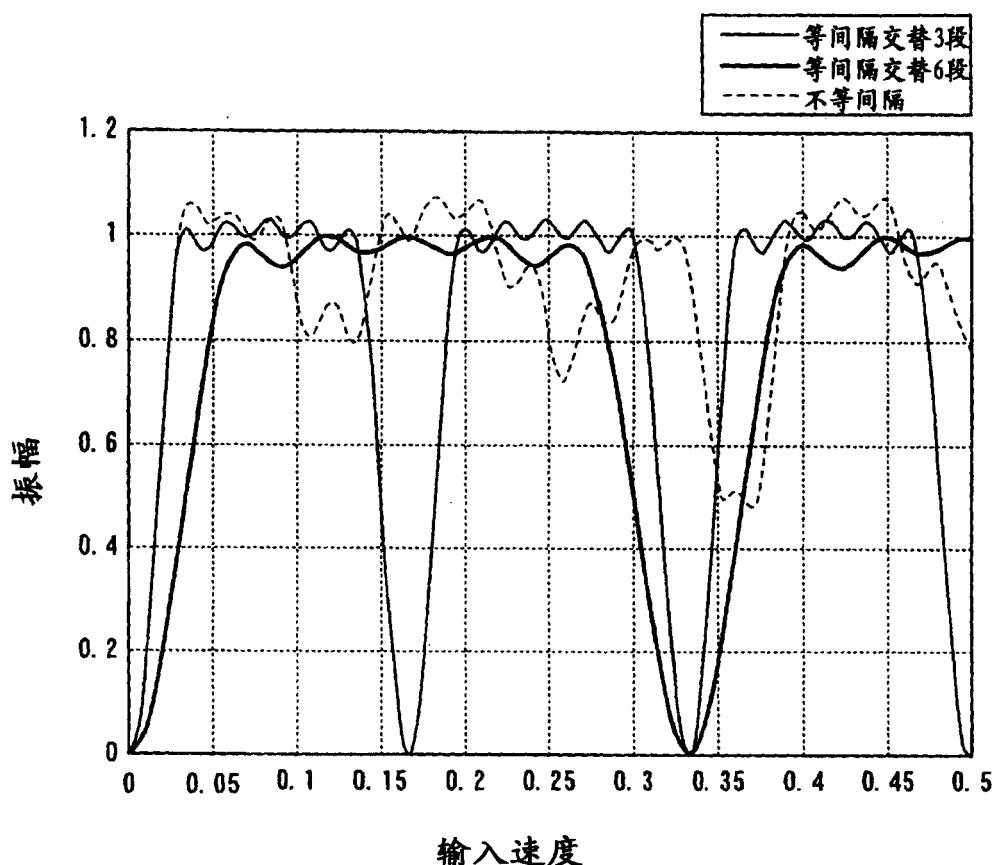


图 16

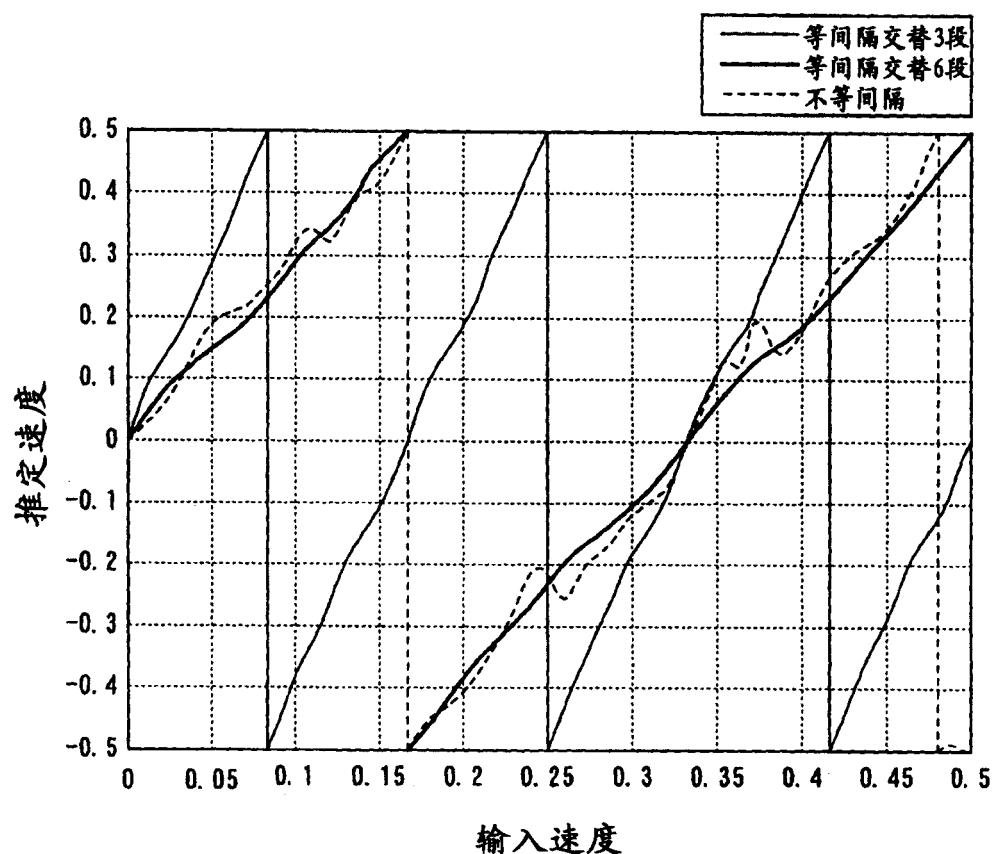


图 17

专利名称(译)	超声波诊断装置和超声波诊断装置的控制方法		
公开(公告)号	CN1644168A	公开(公告)日	2005-07-27
申请号	CN200410082126.4	申请日	2004-12-17
[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	佐藤武史		
发明人	佐藤武史		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/08 A61B8/14 G01S7/523 G01S15/58 G01S15/89 A61B8/00		
CPC分类号	G01S15/8988 A61B8/488 A61B8/13 A61B8/14 G01S15/8981 A61B8/463 G01S15/8979 G01S7/523 G01S7/52085 A61B8/06		
代理人(译)	李德山		
优先权	2003419557 2003-12-17 JP		
其他公开文献	CN100387199C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声波诊断装置包括：具有用于对被检测体内的移动体进行超声波发送接收的压电振子的超声波探头；驱动上述压电振子，并对上述被检测体内的预定扫描方向进行不等间隔的超声波发送接收的发送接收装置；对通过该发送接收装置从上述被检测体内的预定位置以上述不等间隔按时序得到的多个接收信号进行滤波处理来检测出基于上述移动体的多普勒信号的多普勒信号检测装置；从通过该多普勒检测装置以上述不等间隔得到的多个上述多普勒信号中选择以预定时间间隔得到的多普勒信号，计算出上述移动体的速度的速度计算装置；生成速度图像数据的图像数据生成装置。不使帧频率降低而能生成低流速探测灵敏度和高流速探测灵敏度好的彩色多普勒图像数据。

