



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108472013 A

(43)申请公布日 2018.08.31

(21)申请号 201780007589.X

(74)专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事务所(普通合伙) 11277

(22)申请日 2017.01.20

代理人 刘新宇

(30)优先权数据

2016-010711 2016.01.22 JP

(51)Int.Cl.

A61B 8/06(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.07.20

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2017/001971 2017.01.20

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/126675 JA 2017.07.27

(71)申请人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72)发明人 御园和裕

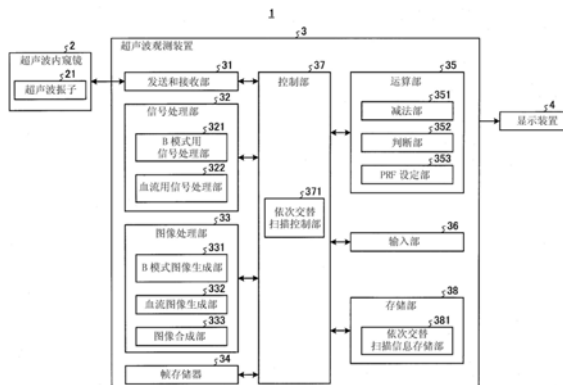
权利要求书2页 说明书12页 附图10页

(54)发明名称

超声波观测装置、超声波观测装置的工作方法以及超声波观测装置的工作程序

(57)摘要

本发明所涉及的超声波观测装置基于通过依次交替扫描而获取的多个扫描数据来生成多普勒信息,在该依次交替扫描中,向多个深度方向依次发送超声波并且以该发送的顺序重复发送超声波,该超声波观测装置具备:运算部,其对第一扫描数据与第二扫描数据进行比较运算,其中,所述第一扫描数据是通过向在依次交替扫描中最初进行扫描的深度方向发送超声波而获取的数据,所述第二扫描数据是通过向与最初进行扫描的深度方向相同的深度方向发送超声波而获取的数据,并且是通过第二次发送超声波而获取的数据;以及依次交替扫描控制部,其基于运算部的运算结果来控制重复频率。



1. 一种超声波观测装置,基于通过依次交替扫描而获取的多个扫描数据来生成多普勒信息,在该依次交替扫描中,向多个深度方向依次发送超声波并且以该发送的顺序重复发送超声波,所述超声波观测装置的特征在于,具备:

运算部,其对第一扫描数据与第二扫描数据进行比较运算,其中,所述第一扫描数据是通过向在所述依次交替扫描中最初进行扫描的深度方向发送所述超声波而获取的数据,所述第二扫描数据是通过向与所述最初进行扫描的深度方向相同的深度方向发送所述超声波而获取的数据,并且是通过第二次发送所述超声波而获取的数据;以及

依次交替扫描控制部,其基于所述运算部的运算结果来控制所述依次交替扫描中的重复发送所述超声波的重复频率。

2. 根据权利要求1所述的超声波观测装置,其特征在于,

所述运算部具备:

减法部,其对所述第一扫描数据与所述第二扫描数据进行减法运算;

判断部,其将所述减法部的减法运算结果与阈值进行比较,来判断所述第二扫描数据中是否有混响回波;以及

重复频率设定部,在由所述判断部判断为在所述第二扫描数据中存在所述混响回波的情况下,所述重复频率设定部进行所述重复频率的设定变更。

3. 根据权利要求2所述的超声波观测装置,其特征在于,

所述重复频率设定部基于检测到的所述混响回波来计算用于设定所述重复频率的相加时间。

4. 根据权利要求3所述的超声波观测装置,其特征在于,

所述重复频率设定部设定如下的所述重复频率,该重复频率针对超声波发送的时间间隔,使所述超声波发送的时间间隔成为对所设定的超声波发送的时间间隔加上所述相加时间而得到的时间以上的时间。

5. 根据权利要求2所述的超声波观测装置,其特征在于,

所述判断部通过将所述减法运算结果与阈值进行比较,来检测混响回波的峰。

6. 根据权利要求1所述的超声波观测装置,其特征在于,

生成所述多普勒信息的扫描区域被分割为多个部分区域,

所述依次交替扫描控制部进行按每个所述部分区域执行所述依次交替扫描的控制,

所述运算部对所设定的一个或多个部分区域进行所述比较运算。

7. 根据权利要求2所述的超声波观测装置,其特征在于,

所述重复频率设定部通过变更进行所述依次交替扫描的扫描线数,来设定所述重复频率。

8. 根据权利要求1所述的超声波观测装置,其特征在于,

所述依次交替扫描控制部进行按每一帧设定所述依次交替扫描的所述重复频率的控制。

9. 根据权利要求1所述的超声波观测装置,其特征在于,

所述依次交替扫描控制部在进行所述依次交替扫描之前进行以下预处理:向在所述依次交替扫描中最初进行扫描的深度方向发送所述超声波,并向在所述依次交替扫描中最后进行扫描的深度方向发送所述超声波,之后向与所述最初进行扫描的深度方向相同的深度

方向发送所述超声波，

所述运算部对通过所述预处理获取到的所述第一扫描数据与所述第二扫描数据进行比较运算，

所述依次交替扫描控制部根据由所述运算部利用基于所述预处理的扫描数据得到的运算结果，来控制所述依次交替扫描中的所述重复频率。

10. 一种超声波观测装置的工作方法，该超声波观测装置基于通过依次交替扫描而获取的多个扫描数据来生成多普勒信息，在该依次交替扫描中，向多个深度方向依次发送超声波并且以该发送的顺序重复发送超声波，所述超声波观测装置的工作方法的特征在于，包括以下步骤：

运算步骤，运算部对第一扫描数据与第二扫描数据进行比较运算，其中，所述第一扫描数据是通过向在所述依次交替扫描中最初进行扫描的深度方向发送所述超声波而获取的数据，该第二扫描数据是通过向与所述最初进行扫描的深度方向相同的深度方向发送所述超声波而获取的数据，并且是通过第二次发送所述超声波而获取的数据；以及

依次交替扫描控制步骤，依次交替扫描控制部基于所述运算部的运算结果来控制所述依次交替扫描中的重复发送所述超声波的重复频率。

11. 一种超声波观测装置的工作程序，该超声波观测装置基于通过依次交替扫描而获取的多个扫描数据来生成多普勒信息，在该依次交替扫描中，向多个深度方向依次发送超声波并且以该发送的顺序重复发送超声波，所述超声波观测装置的工作程序的特征在于，使超声波观测装置执行以下过程：

运算过程，对第一扫描数据与第二扫描数据进行比较运算，其中，所述第一扫描数据是通过向在所述依次交替扫描中最初进行扫描的深度方向发送所述超声波而获取的数据，所述第二扫描数据是通过向与所述最初进行扫描的深度方向相同的深度方向发送所述超声波而获取的数据，并且是通过第二次发送所述超声波而获取的数据；以及

依次交替扫描控制过程，基于所述运算过程的运算结果来控制所述依次交替扫描中的重复发送所述超声波的重复频率。

## 超声波观测装置、超声波观测装置的工作方法以及超声波观测装置的工作程序

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种使用超声波对观测对象的组织进行观测的超声波观测装置、超声波观测装置的工作方法以及超声波观测装置的工作程序。

### 背景技术

[0002] 为了对作为观测对象的生物体组织或材料的特性进行观测,有时应用超声波。具体地说,向观测对象发送超声波,对由该观测对象反射的超声波回波实施规定的信号处理,由此获取与观测对象的特性有关的信息。

[0003] 在应用了超声波的体内的生物体组织等的诊断中,使用在插入部的前端设置有超声波振子的超声波内窥镜。医生等手术操作者在将插入部插入体内后,对手边的操作部进行操作,由此超声波振子获取超声波回波,根据基于该超声波回波的信息(超声波图像)进行诊断。在超声波诊断系统中,在想要更加详细地进行诊断的情况下、想要根据其它视点的诊断综合地提高结果的准确度等情况下,以血流模式、弹性模式、造影剂模式等各种动作模式显示超声波图像。具体地说,在作为基本的B模式图像上设定关注区域,生成将通过对该关注区域进行与所设定的动作模式对应的运算等处理而得到的附加信息以二维方式表示的动作模式图像,将该动作模式图像叠加在B模式图像上,并在显示器中进行显示。

[0004] 上述模式中的血流模式是以下模式:分析多普勒位移来检测血液,并叠加对血液的有无、血流的方向进行颜色区分所得的二维信息。在血流模式中,向同一深度方向多次进行扫描检查,基于每个深度的振幅或强度的变化量来生成血流信息。作为血流模式中的扫描方法,已知如下的依次交替扫描,在该依次交替扫描中,将所设定的扫描区域分割为多个部分区域,在各部分区域中向多个扫描方向(线)依次进行扫描,并且以该扫描顺序重复进行多次扫描检查,由此获取各扫描方向的超声波回波(例如,参照专利文献1)。在专利文献1中,在血流图像的依次交替扫描中,在变更作为扫描对象的部分区域时,发送虚拟波束来抑制在重复进行扫描检查时产生的、空间上分离的扫描方向间的接收条件的不连续性。

[0005] 专利文献1:日本特开2006-198075号公报

### 发明内容

#### [0006] 发明要解决的问题

[0007] 然而,在专利文献1所公开的依次交替扫描中,未考虑到在扫描时产生的混响回波。因此,在部分区域内进行了扫描时,有时二维信息中包含由混响回波引起的噪声,导致叠加的图像成为不清晰的图像。

[0008] 本发明是鉴于上述情况而完成的,其目的在于提供一种能够抑制由依次交替扫描时的混响回波引起的噪声的影响的超声波观测装置、超声波观测装置的工作方法以及超声波观测装置的工作程序。

#### [0009] 用于解决问题的方案

[0010] 为了解决上述课题,实现目的,本发明所涉及的超声波观测装置基于通过依次交替扫描而获取的多个扫描数据来生成多普勒信息,在该依次交替扫描中,向多个深度方向依次发送超声波并且以该发送的顺序重复发送超声波,该超声波观测装置的特征在于,具备:运算部,其对第一扫描数据与第二扫描数据进行比较运算,其中,所述第一扫描数据是通过向在所述依次交替扫描中最初进行扫描的深度方向发送所述超声波而获取的数据,所述第二扫描数据是通过向与所述最初进行扫描的深度方向相同的深度方向发送所述超声波而获取的数据,并且是通过第二次发送所述超声波而获取的数据;以及依次交替扫描控制部,其基于所述运算部的运算结果来控制所述依次交替扫描中的重复发送所述超声波的重复频率。

[0011] 本发明所涉及的超声波观测装置的特征在于,在上述发明中,所述运算部还具备:减法部,其对所述第一扫描数据与所述第二扫描数据进行减法运算;判断部,其将所述减法部的减法运算结果与阈值进行比较,来判断在所述第二扫描数据中是否存在混响回波;以及重复频率设定部,在由所述判断部判断为在所述第二扫描数据中存在所述混响回波的情况下,所述重复频率设定部进行所述重复频率的设定变更。

[0012] 本发明所涉及的超声波观测装置的特征在于,在上述发明中,所述重复频率设定部基于检测到的所述混响回波来计算用于设定所述重复频率的相加时间。

[0013] 本发明所涉及的超声波观测装置的特征在于,在上述发明中,所述重复频率设定部设定如下的所述重复频率,该重复频率针对超声波发送的时间间隔,使所述超声波发送的时间间隔成为对所设定的超声波发送的时间间隔加上所述相加时间而得到的时间以上的时间。

[0014] 本发明所涉及的超声波观测装置的特征在于,在上述发明中,所述判断部通过将所述减法运算结果与阈值进行比较,来检测混响回波的峰。

[0015] 本发明所涉及的超声波观测装置的特征在于,在上述发明中,生成所述多普勒信息的扫描区域被分割为多个部分区域,所述依次交替扫描控制部进行按每个所述部分区域执行所述依次交替扫描的控制,所述运算部对所设定的一个或多个部分区域进行所述比较运算。

[0016] 本发明所涉及的超声波观测装置的特征在于,在上述发明中,所述重复频率设定部通过变更进行所述依次交替扫描的扫描线数,来设定所述重复频率。

[0017] 本发明所涉及的超声波观测装置的特征在于,在上述发明中,所述依次交替扫描控制部进行按每一帧设定所述依次交替扫描的所述重复频率的控制。

[0018] 本发明所涉及的超声波观测装置的特征在于,在上述发明中,所述依次交替扫描控制部在进行所述依次交替扫描之前进行以下预处理:向在所述依次交替扫描中最初进行扫描的深度方向发送所述超声波,并向在所述依次交替扫描中最后进行扫描的深度方向发送所述超声波,之后向与所述最初进行扫描的深度方向相同的深度方向发送所述超声波,所述运算部对通过所述预处理获取到的所述第一扫描数据与所述第二扫描数据进行比较运算,所述依次交替扫描控制部根据由所述运算部利用基于所述预处理的扫描数据得到的运算结果,来控制所述依次交替扫描中的所述重复频率。

[0019] 本发明所涉及的超声波观测装置的工作方法是如下的超声波观测装置的工作方法,该超声波观测装置基于通过依次交替扫描而获取的多个扫描数据来生成多普勒信息,

在该依次交替扫描中,向多个深度方向依次发送超声波并且以该发送的顺序重复发送超声波,该超声波观测装置的工作方法的特征在于,包括以下步骤:运算步骤,运算部对第一扫描数据与第二扫描数据进行比较运算,其中,所述第一扫描数据是通过向在所述依次交替扫描中最初进行扫描的深度方向发送所述超声波而获取的数据,该第二扫描数据是通过向与所述最初进行扫描的深度方向相同的深度方向发送所述超声波而获取的数据,并且是通过第二次发送所述超声波而获取的数据;以及依次交替扫描控制步骤,依次交替扫描控制部基于所述运算部的运算结果来控制所述依次交替扫描中的重复发送所述超声波的重复频率。

[0020] 本发明所涉及的超声波观测装置的工作程序是如下的超声波观测装置的工作程序,该超声波观测装置基于通过依次交替扫描而获取的多个扫描数据来生成多普勒信息,在该依次交替扫描中,向多个深度方向依次发送超声波并且以该发送的顺序重复发送超声波,该超声波观测装置的工作程序的特征在于,使超声波观测装置执行以下过程:运算过程,对第一扫描数据与第二扫描数据进行比较运算,其中,所述第一扫描数据是通过向在所述依次交替扫描中最初进行扫描的深度方向发送所述超声波而获取的数据,所述第二扫描数据是通过向与所述最初进行扫描的深度方向相同的深度方向发送所述超声波而获取的数据,并且是通过第二次发送所述超声波而获取的数据;以及依次交替扫描控制过程,基于所述运算部的运算结果来控制所述依次交替扫描中的重复发送所述超声波的重复频率。

[0021] 发明的效果

[0022] 根据本发明,发挥能够抑制由依次交替扫描时的混响回波引起的噪声的影响这一效果。

## 附图说明

[0023] 图1是表示具备本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置的超声波诊断系统的结构的框图。

[0024] 图2是说明在本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置中设定的关注区域的一例的图。

[0025] 图3是说明本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置进行血流用RF数据获取时的超声波发送定时的一例的图。

[0026] 图4是说明本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置进行血流用RF数据获取时的接收回波的图。

[0027] 图5是说明在本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置的控制下的超声波发送处理的图。

[0028] 图6是说明本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置所进行的PRF的设定处理的流程图。

[0029] 图7是说明本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置所进行的PRF的设定变更的图。

[0030] 图8是说明本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置所进行的PRF的设定变更的图。

[0031] 图9是说明本发明的实施方式的变形例1所涉及的超声波观测装置所进行的血流

模式时的处理的图。

[0032] 图10是说明本发明的实施方式的变形例1所涉及的超声波观测装置所进行的血流模式时的处理的图。

[0033] 图11是说明本发明的实施方式的变形例2所涉及的超声波观测装置所进行的血流模式时的处理的图。

### 具体实施方式

[0034] 下面,参照附图来说明用于实施本发明的方式(以下,称为“实施方式”)。此外,本发明不限于以下说明的实施方式。并且,在附图的记载中,对相同的部分附加相同的附图标记。

[0035] (实施方式)

[0036] 图1是表示具备本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置的超声波诊断系统的结构的框图。该图所示的超声波诊断系统1具备:超声波内窥镜2,其向作为观测对象的被检体发送超声波,并接收由该被检体反射的超声波;超声波观测装置3,其基于由超声波内窥镜2获取到的超声波信号来生成超声波图像;以及显示装置4,其显示由超声波观测装置3生成的超声波图像。

[0037] 超声波内窥镜2在其前端部具有超声波振子21,该超声波振子21将从超声波观测装置3接收到的电脉冲信号转换为超声波脉冲(声脉冲)后向被检体照射,并且将由被检体反射的超声波回波转换为以电压变化表现的电的回波信号(超声波信号)后输出。超声波振子21由径向型的振子来实现。超声波内窥镜2既可以是使超声波振子21进行机械式扫描的结构,也可以是如下结构:将多个元件设置成阵列状而形成超声波振子21,对与发送和接收有关的元件以电子方式进行切换,或者使各元件的发送和接收延迟,由此使超声波振子21进行电子式扫描。

[0038] 超声波内窥镜2通常具有摄像光学系统和摄像元件,能够被插入到被检体的消化管(食道、胃、十二指肠、大肠)或呼吸器官(气管、支气管)来拍摄消化管、呼吸器官、其周围脏器(胰脏、胆囊、胆管、胆道、淋巴结、纵膈脏器、血管等)。另外,超声波内窥镜2具有用于引导在摄像时向被检体照射的照明光的光导件。该光导件的前端部到达超声波内窥镜2的向被检体插入的插入部的前端,另一方面,该光导件的基端部与产生照明光的光源装置连接。

[0039] 超声波观测装置3具备发送和接收部31、信号处理部32、图像处理部33、帧存储器34、运算部35、输入部36、控制部37以及存储部38。

[0040] 发送和接收部31与超声波内窥镜2电连接,基于规定的波形和发送定时向超声波振子21发送由高电压脉冲构成的发送信号(脉冲信号),并且从超声波振子21接收作为电接收信号的回波信号来生成并输出数字的高频(RF:Radio Frequency)信号的数据(以下,称为RF数据)。

[0041] 关于发送和接收部31发送的脉冲信号的频带,设为大致覆盖使超声波振子21中的脉冲信号向超声波脉冲进行电声转换的线性响应频带的宽频带即可。

[0042] 发送和接收部31还具有以下功能:向超声波内窥镜2发送由控制部37输出的各种控制信号,并且从超声波内窥镜2接收包含识别用的ID的各种信息并向控制部37发送。

[0043] 另外,发送和接收部31根据生成与回波信号相应的B模式图像和血流图像中的哪

个图像,在控制部37的控制下,基于规定的发送定时向超声波振子21发送由高电压脉冲构成的发送信号(脉冲信号),该血流图像是对血流的有无、血流的方向进行颜色区分所得的二维的多普勒信息。具体地说,例如在生成血流图像的情况下,发送和接收部31发送作为血流用的超声波发送定时的脉冲。发送和接收部31向同一方向多次发送超声波,并接收反射回的多个回波信号,由此获取血流用的回波信号。发送和接收部31在接收到血流用的回波信号时,生成血流用的RF数据并输出到信号处理部32。

[0044] 图2是说明在本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置中设定的关注区域的一例的图。图3是说明本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置进行血流用的RF数据获取时的超声波发送定时的一例的图。在本实施方式中获取血流图像时,通过依次交替扫描来获取回波信号。在依次交替扫描中,按照将对图2所示的扫描区域100设定的关注区域 $R_1$ 分割为多个区域而得到的多个部分区域(部分区域 $R_{11} \sim R_{15}$ ,以下也称为块)中的每个部分区域,针对在各部分区域中设定的多个扫描线进行多次扫描。例如,在某个部分区域中设定了五个扫描线(例如第一扫描线、第二扫描线、……第五扫描线)的情况下,在从第一扫描线起依次扫描到第五扫描线之后,再次返回到第一扫描线,针对各扫描线获取多个回波信号。具体地说,如图3所示,在时间 $t_{21}$ 进行第一扫描线(1)的第一次扫描,接着,在时间 $t_{22}$ 进行第二扫描线(2)的第一次扫描,在时间 $t_{23}$ 进行第三扫描线(3)的第一次扫描,在时间 $t_{24}$ 进行第四扫描线(4)的第一次扫描,在时间 $t_{25}$ 进行最后的扫描线即第五扫描线(5)的第一次扫描。之后,在时间 $t_{26}$ 进行第一扫描线的第二次扫描,并依次进行第二次的扫描。在依次交替扫描中,通过进行所设定的次数的扫描检查,针对各扫描线获取多个回波信号。此外,关于依次交替扫描中的扫描定时,至少同一扫描线中的扫描间隔是固定的。

[0045] 关注区域 $R_1$ 例如被设定为呈梯形或扇形的区域。除此此外,也可以将由与超声波振子21的深度方向(声线方向)平行的线段以及将该线段的端部彼此连接且将从超声波振子21的表面起的深度相同的位置彼此连接而得到的曲线围成的扇形的区域设为关注区域。在此所说的“曲线”相当于超声波振子21的扫描方向。

[0046] 信号处理部32根据从发送和接收部31接收到的血流用的RF数据,来生成数字的B模式用接收数据和血流用接收数据。信号处理部32具有生成B模式用接收数据的B模式用信号处理部321和生成血流用接收数据的血流用信号处理部322。

[0047] B模式用信号处理部321对RF数据实施带通滤波、包络线检波、对数转换等公知的处理,来生成数字的B模式用接收数据。在对数转换中,取将RF数据除以基准电压而得到的量的常用对数以分贝值表现。B模式用接收数据包括表示超声波脉冲的反射强度的接收信号的振幅或强度沿着超声波脉冲的发送和接收方向(深度方向)排列而成的多个线数据。信号处理部32向图像处理部33输出所生成的一帧的B模式用接收数据。

[0048] 血流用信号处理部322同样地实施上述处理,基于血流用的RF数据来生成包括多个线数据的血流用接收数据。血流用信号处理部322使用同一方向的RF数据,按每个规定的深度计算表示超声波脉冲的反射强度的接收信号的振幅或强度的变化,生成具有所计算出的该变化量的声线(线数据)。血流用接收数据包括表示超声波脉冲的反射强度的接收信号的振幅或强度的变化量沿着超声波脉冲的发送和接收方向(深度方向)排列而成的多个线数据。另外,血流用信号处理部322在对接收到的血流用的RF数据进行检波之后,将检波后的RF数据输出到帧存储器34。关于信号处理部32,使用CPU(Central Processing Unit:中

央处理单元)、各种运算电路等来实现。

[0049] 图像处理部33基于从信号处理部32接收到的B模式用接收数据和血流用接收数据分别生成B模式图像数据和血流图像数据。图像处理部33具有:B模式图像生成部331,其基于B模式用接收数据来生成B模式图像数据;血流图像生成部332,其基于血流用接收数据来生成血流图像数据;以及图像合成部333,其通过将血流图像数据叠加于B模式图像数据来进行图像合成。

[0050] B模式图像生成部331对从信号处理部32输出的B模式用接收数据进行扫描转换处理、增益处理、对比度处理等使用了公知的技术的信号处理,并且进行与根据显示装置4中的图像的显示范围决定的数据步长相应的数据的间除等,由此生成B模式图像数据。在扫描转换处理中,将B模式用接收数据的扫描方向从超声波的扫描方向转换为显示装置4的显示方向。B模式图像是使采用RGB颜色系统来作为颜色空间的情况下的变量即R(红色)、G(绿色)、B(蓝色)的值一致所得的灰度图像。

[0051] 另外,血流图像生成部332基于从信号处理部32接收到的血流用接收数据来生成血流图像数据。具体地说,血流图像生成部332根据所设定的关注区域中的相对的变化量来对各深度位置附加颜色信息,并且对缺失的位置的颜色信息进行插值,由此生成血流图像数据。颜色信息是表示各位置处的血流的有无、血流的方向的多普勒信息,是以根据生成多普勒信息的区域、例如关注区域内的变化量的比例相对地决定的颜色表现的信息。

[0052] B模式图像生成部331和血流图像生成部332在对来自信号处理部32的B模式用接收数据和血流用接收数据实施重新排列的坐标变换以使得能够在空间上正确地表现扫描范围,之后通过实施B模式用接收数据间和血流用接收数据间的插值处理来填充各个接收数据的空隙,生成B模式图像数据和血流图像数据。

[0053] 图像合成部333根据坐标信息将血流图像数据叠加于所生成的B模式图像数据,由此生成显示用的图像数据。

[0054] 关于帧存储器34,例如使用环形缓冲器来实现,按时间序列存储由信号处理部32进行了检波的一条线的血流用的RF数据。帧存储器34也可以按时间序列存储多条线的血流用的RF数据。在该情况下,帧存储器34在容量不足时(当存储规定的线数的血流用接收数据时),用最新的血流用的RF数据覆盖最早的血流用的RF数据,由此按时间序列顺序来存储规定线数的最新的血流用的RF数据。此外,帧存储器34也可以存储B模式用接收数据、B模式图像数据、血流图像数据。

[0055] 运算部35检测在扫描各部分区域时有无产生混响回波,根据有无混响回波来设定与超声波的发送有关的重复频率(Pulse Repetition Frequency:PRF)。在本实施方式中,PRF的设定相当于扫描线的数量的设定。运算部35具有减法部351、判断部352以及PRF设定部353。

[0056] 减法部351针对部分区域,参照帧存储器34对部分区域中最初进行扫描的扫描线的RF数据与第二次以后进行扫描的同一扫描线的RF数据进行减法运算,来计算差数据。减法部351例如计算部分区域 $R_{11}$ 中第一次进行扫描的第一扫描线的RF数据与第二次进行扫描的第一扫描数据的RF数据的差数据,具体地说,计算以规定的时间间隔(深度间隔)具有从第二次的的第一扫描线的RF数据减去第一次的第一扫描线的RF数据而得到的差的差数据。优选是,减法部351使用利用多普勒滤波器进行噪声消除后的RF数据来计算差数据。

[0057] 判断部352将由减法部351计算出的差与存储部38中存储的阈值进行比较,来判断第二次以后的扫描数据中是否包含由进行该扫描线之前的扫描线的扫描时发送的超声波引起的混响回波。具体地说,在获取第二次的的第一扫描线的RF数据时,有时接收由在获取第一次的第五扫描线的RF数据时发送的超声波引起的回波信号,该回波信号成为混响回波。作为第二次的的第一扫描线的RF数据,原本不包含该混响回波,但在生成血流图像时该混响回波以噪声的形式出现。

[0058] 图4是说明本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置进行血流用的RF数据获取时的接收回波的图。在部分区域中,关于基于第一次发送的超声波而获取的扫描线的接收回波、例如图4的(a)所示的接收回波,由于在此之前未进行扫描,具体地说,超声波振子21未进行不同的扫描线的扫描,因此不接收混响回波,而接收与血流相应的回波 $E_1$ 。另一方面,关于基于第二次以后发送的超声波而获取的扫描线的接收回波、例如图4的(b)所示的第二次的接收回波,除了接收上述的回波 $E_1$ 以外,有时还接收由在此之前发送的超声波、例如在获取第一次的第五扫描线的RF数据时发送的超声波引起的混响回波 $E_{10}$ 。在该情况下,由减法部351计算出的差数据成为具有与该混响回波相应的峰的波形。判断部352将上述的差数据与阈值进行比较来检测该峰,由此判断有无混响回波。在此使用的阈值是基于能够被检测为混响回波的峰值而决定的值。此外,在相邻的扫描线间也产生混响回波,但由于在空间上接近,因此在血流图像中也连续地呈现。另一方面,在如第一扫描线和第五扫描线那样在空间上分离的情况下,作为血流图像,不连续地呈现,因此在本实施方式中设是判断部352对在空间上分离的情况下检测到的混响回波进行检测。

[0059] PRF设定部353根据判断部352的判断结果来进行PRF的设定。具体地说,在由判断部352判定为包含混响回波的情况下,PRF设定部353进行PRF的设定变更。PRF设定部353将所设定的PRF输出到控制部37。

[0060] 关于输入部36,使用键盘、鼠标、跟踪球、触摸面板等用户接口来实现,该输入部36用于接收各种信息的输入。输入部36将接收到的信息输出到控制部37。

[0061] 控制部37控制超声波诊断系统1整体。关于控制部37,使用具有运算和控制功能的CPU、各种运算电路等来实现。控制部37从存储部38读出存储部38所存储、保存的信息,并执行与超声波观测装置3的工作方法相关联的各种运算处理,由此对超声波观测装置3进行综合控制。此外,也能够使用与信号处理部32共同的CPU等来构成控制部37。

[0062] 控制部37具有依次交替扫描控制部371,在获取血流图像时进行的依次交替扫描中,该依次交替扫描控制部371根据由PRF设定部353设定的PRF,生成包含部分区域中的扫描线数的设定、超声波的发送定时等设定信息的发送信号(脉冲信号),来进行依次交替扫描的控制。

[0063] 存储部38存储包含用于使超声波诊断系统1进行动作的各种程序及超声波诊断系统1进行动作所需的各种参数等的的数据等。存储部38具有依次交替扫描信息存储部381,该依次交替扫描信息存储部381存储作为与依次交替扫描的设定有关的信息的依次交替扫描信息。关于依次交替扫描信息,存储用于上述判断部352判断混响回波的有无的阈值(峰信息)、与由PRF设定部353设定的PRF有关的信息。

[0064] 另外,存储部38存储包含用于执行超声波观测系统1的工作方法的工作程序在内的各种程序。工作程序也能够记录于硬盘、快闪存储器、CD-ROM、DVD-ROM、软盘等计算机可

读记录介质来广泛地流通。此外,还能够通过经由通信网络进行下载来获取上述各种程序。此处所说的通信网络例如通过现有的公共线路网、LAN(Local Area Network:局域网)、WAN(Wide Area Network:广域网)等来实现的,不论是有线方式还是无线方式都可以。

[0065] 关于具有以上结构的存储部38,使用预先安装有各种程序等的ROM(Read Only Memory:只读存储器)和存储各处理的运算参数、数据等的RAM(Random Access Memory:随机存取存储器)等来实现。

[0066] 接着,对本实施方式所涉及的超声波观测装置3所进行的B模式图像数据和血流图像数据的生成处理进行说明。图5是说明在本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置的控制下进行的超声波发送处理的图。此外,在本实施方式中,说明在B模式扫描中在脉冲的下降或上升时进行线扫描。

[0067] 在血流观察中,在B模式扫描的帧之间,进行血流模式扫描来获取血流用的回波信号。在图5所示的血流模式扫描中,说明按各部分区域进行五次血流模式用的线扫描。此外,将通过该连续的线扫描而获得从成组的多个信号称为包,按每个上述的部分区域构成包。

[0068] 具体地说,在本实施方式所涉及的超声波发送处理中,例如在从时间 $t_{10}$ 到时间 $t_{11}$ 的期间,一帧的B模式扫描结束,从时间 $t_{11}$ 起开始进行血流模式扫描。在从时间 $t_{11}$ 到时间 $t_{12}$ 的期间,进行一个部分区域中的超声波发送处理。例如,在从时间 $t_{11}$ 到时间 $t_{12}$ 的期间,对与部分区域 $R_{11} \sim R_{15}$ 中的部分区域 $R_{11}$ 对应的区域进行超声波发送处理。在各部分区域,例如在进行从第一扫描线到第二扫描线、……第五扫描线为止的扫描线的线扫描并获取一个包的接收回波之后,再次将从第一扫描线到第二扫描线、……第五扫描线为止的扫描线的线扫描(包获取)重复进行规定次数。之后,在其它部分区域中依次进行超声波发送处理。当在时间 $t_{13}$ 最后的部分区域内的最后的扫描线的线扫描结束时,能够获取一帧的血流模式用的接收回波。

[0069] 在血流模式扫描结束后,重复上述的处理,在从时间 $t_{13}$ 到时间 $t_{14}$ 的期间开始进行第二帧的B模式扫描,在B模式扫描结束后,在从时间 $t_{14}$ 到时间 $t_{15}$ 的期间进行第二帧的血流模式扫描中的开头的部分区域的线扫描。通过像这样重复进行一帧的B模式扫描和一帧的血流模式扫描,来获取用于生成各自的图像信息的接收回波。

[0070] 在本实施方式中,例如在获取部分区域中的第二次的的第一扫描线的RF数据之后,运算部35进行判定有无混响回波的判定处理,在判断为存在混响回波的情况下,进行PRF的设定处理(运算步骤)。图6是说明本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置进行的PRF的设定处理的流程图。下面,说明各部在控制部37的控制下进行动作。首先,运算部35判断在扫描对象的部分区域中是否获取了第二次的扫描线的RF数据(以下,也称为扫描数据)。运算部35在判断为未获取第二次的扫描线的扫描数据的情况下(步骤S101:“否”(No)),重复确认扫描数据。与此相对地,运算部35在判断为获取了第二次的扫描线的扫描数据的情况下(步骤S101:“是”(Yes)),转移到步骤S102。

[0071] 在步骤S102中,减法部351进行在部分区域第一次(最初)进行扫描的第一扫描线的RF数据与第二次进行扫描的第一扫描线的RF数据的减法处理来计算差数据。

[0072] 在计算差之后,判断部352将由减法部351计算出的差与存储部38中存储的阈值进行比较,来判断第二次的扫描数据中是否包含混响回波(步骤S103)。判断部352在判断为差为阈值以下、即在第二次的扫描数据中不包含混响回波时(步骤S103:“是”),转到步骤

S104。与此相对地,判断部352在判断为差大于阈值、第二次的扫描数据中包含混响回波时(步骤S103:“否”),转到步骤S105。

[0073] 在判断部352进行判断之后,PRF设定部353根据判断结果进行下次及之后的依次交替扫描中的PRF的设定。此外,当利用PRF设定部353来设定PRF时,利用依次交替扫描控制部371实施应用了设定后的PRF的依次交替扫描(依次交替扫描控制步骤)。

[0074] 在步骤S104中,由于第二次的扫描数据中不包含混响回波,因此PRF设定部353将PRF维持现状。由此,能够一边维持帧频一边接收不存在混响回波的影响的血流用的回波信号。

[0075] 另一方面,在步骤S105中,由于第二次的扫描数据中包含混响回波,因此PRF设定部353进行不包含该混响回波那样的PRF的设定。PRF设定部353一边维持各扫描线的回波信号的接收间隔,一边变更为使第三次以后的第一扫描线的RF数据不包含混响回波的PRF。由此,虽然帧频稍微下降,但能够进行排除了混响回波的影响的回波信号的获取。

[0076] 图7、图8是说明由本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置所进行的PRF的设定变更的图。例如图7的(a)和图7的(b)所示,PRF设定部353一边维持同一扫描线的回波信号的接收间隔、即时间 $t_{31}$ 与时间 $t_{32}$ 之间的间隔、时间 $t_{32}$ 与时间 $t_{33}$ 之间的间隔,一边减少扫描线数来使相邻的扫描线间的超声波发送间隔增大,由此进行PRF的设定变更。

[0077] 在PRF变更前(图8的(a)),基于在第一次的最终扫描线的线扫描的超声波发送时间即时间 $t_{41}$ 发送的超声波而产生的混响回波 $E_{10}$ 存在于用于获取回波 $E_2$ 的第二次的扫描线的超声波发送开始时间即时间 $t_{42}$ 之后。与此相对地,在PRF变更后(图8的(b)),基于在第一次的最终扫描线的线扫描的超声波发送时间即时间 $t_{41}$ 发送的超声波而产生的混响回波 $E_{10}$ 存在于第二次的扫描线的超声波发送时间即时间 $t_{43}$ 之前。这样,通过利用PRF设定部353进行的PRF的变更处理,能够使第一次之后的第一扫描线的RF数据(接收回波)不包含混响回波。

[0078] 在此,如图8所示,在进行PRF的变更的情况下,PRF设定部353将第一扫描线的第二次的线扫描的超声波发送开始时间即时间 $t_{42}$ 作为基点对直到混响回波 $E_{10}$ 消失为止的时间进行计数,具体地说,PRF设定部353对从时间 $t_{42}$ 起至时间 $t_{44}$ 为止的时间 $t_{45}$ 进行计数,对从时间 $t_{41}$ 起至时间 $t_{42}$ 为止的计数即时间 $t_{46}$ 加上时间 $t_{45}$ 来计算每一个扫描的最短时间( $t_{45} + t_{46}$ ),根据该最短时间来计算作为重复频率的PRF,其中,该时间 $t_{41}$ 是最终的扫描线的线扫描的超声波发送开始时间。PRF变更后的超声波发送间隔为该最短时间以上即可,例如,在图8的(b)中为从时间 $t_{41}$ 到时间 $t_{43}$ 的间隔。这样,PRF设定部353根据混响回波的时间位置来进行PRF的设定。

[0079] 另外,关于混响回波的检测和PRF的变更,既可以在进行各部分区域的依次交替扫描时进行、即按每一帧分别进行,也可以在在进行所设定的一个或多个部分区域的依次交替扫描时进行。在进行所设定的一个或多个部分区域的依次交替扫描时进行混响回波的检测和PRF的变更的情况下,对于不进行混响回波的检测和PRF的变更的部分区域,维持上次设定的PRF来进行依次交替扫描。如果在进行各部分区域的依次交替扫描时(按每一帧)每次都进行混响回波的检测和PRF的变更,则能够对各部分区域设定恰当的PRF。与此相对地,如果在进行所设定的一个或多个部分区域的依次交替扫描时进行混响回波的检测和PRF的变更,则与每次进行混响回波的检测和PRF的变更的情况相比能够减少运算量。

[0080] 之后,血流用信号处理部322使用通过血流模式用的线扫描得而到的每条扫描线的多个接收信号,来生成包含扫描区域中的血液的变化量在内的血流用接收信号数据。此时,根据多个接收信号,基于每个深度的振幅或强度的变化量来生成血流信息。此外,在血流模式用的线扫描中,接收各线的所有深度的振幅、强度,既可以将所设定的关注区域(ROI)作为扫描区域来获取该范围的血流信息,也可以将整个图像作为扫描区域来获取血流信息。

[0081] 血流图像生成部332基于从信号处理部32接收到的血流用接收数据来生成血流图像数据。图像合成部333将由血流图像生成部332生成的血流图像数据叠加在由B模式图像生成部331生成的B模式图像数据上,由此生成在B模式图像数据上叠加有血流信息的合成图像数据。

[0082] 根据以上说明的本发明的一个实施方式,设是将第一次的扫描线的扫描数据与第二次以后的扫描线的扫描数据、即与第一次的扫描线相同的扫描线的扫描数据进行比较来检测混响回波,在检测到混响回波的情况下,变更作为重复频率的PRF,因此能够抑制生成血流图像时由空间上分离的扫描数据间的混响回波造成的影响。即,根据本实施方式,能够抑制由依次交替扫描时的混响回波引起的血流图像中的噪声的影响。

[0083] (实施方式的变形例1)

[0084] 在上述的实施方式中,说明了使用在对第一扫描线、第二扫描线、……第五扫描线所有的扫描线进行扫描之后重复进行的第二次的扫描线的扫描数据来检测混响回波,但在本变形例1中,在进行依次交替扫描之前,通过进行检测用的扫描来进行混响回波的检测。图9是说明由本发明的实施方式的变形例1所涉及的超声波观测装置所进行的血流模式时的处理的图,是说明判断部352判断为不包含混响回波的情况下的依次交替扫描的图。

[0085] 在本变形例1中,依次交替扫描控制部371首先在时间 $t_{51}$ 获取了部分区域的最初的扫描线的扫描数据,之后在时间 $t_{52}$ 获取最后的扫描线的扫描数据,在之后的时间 $t_{53}$ 获取第二次的扫描线的扫描数据,如上所述,减法部351计算第一次进行扫描的第一扫描线的RF数据与第二次进行扫描的第一扫描数据的RF数据的差数据。之后,判断部352使用该差数据进行混响回波的检测。

[0086] 如图9所示,在不存在混响回波的情况下,也不变更PRF,因此在依次交替扫描中获取第一扫描线~第五扫描线的扫描数据。

[0087] 图10是说明由本发明的实施方式的变形例1所涉及的超声波观测装置所进行的血流模式时的处理的图,是说明判断部352判断为包含混响回波的情况下的依次交替扫描的图。如图10所示,在存在混响回波的情况下,变更PRF,如上所述,扫描线减少。因此,在依次交替扫描中获取第一扫描线~第四扫描线的扫描数据。在该情况下,第 $n$ 次的扫描数据的获取定时与第 $n+1$ 次的扫描数据的获取定时之间的时间间隔等同于PRF变更前的第 $n$ 次的扫描数据的获取定时与第 $n+1$ 次的扫描数据的获取定时之间的时间间隔。

[0088] 如果像这样在进行依次交替扫描之前进行混响回波的检测处理来事先进行PRF的变更,则与上述的实施方式所涉及的血流模式扫描所需要时间相比,尤其能够缩短检测到混响回波的情况下的血流模式扫描所需的时间。

[0089] (实施方式的变形例2)

[0090] 在上述的实施方式中,说明了在开始进行依次交替扫描之后检测混响回波并根据

检测结果来变更PRF,但在本变形例2中,在变更了PRF的情况下进行重置,在PRF变更后,使用变更后的PRF重新进行依次交替扫描。图11是说明由本发明的实施方式的变形例2所涉及的超声波观测装置所进行的血流模式时的处理的图,是说明判断部352判断为包含混响回波的情况下的依次交替扫描的图。

[0091] 在本变形例2中,从时间 $t_{61}$ 起与上述的实施方式同样地进行依次交替扫描,在时间 $t_{61}$ 获取了部分区域的最初的扫描线的扫描数据,之后获取依次扫描数据,在时间 $t_{62}$ 获取了最后的扫描线的扫描数据,之后在时间 $t_{63}$ 获取第二次的最初扫描线的扫描数据。之后,减法部351计算第一次进行扫描的第一扫描线的RF数据与第二次进行扫描的第一扫描线的RF数据的差数据。之后,判断部352使用该差数据来进行混响回波的检测。

[0092] 在存在混响回波的情况下,变更PRF,如上所述,扫描线减少。在该情况下,在本变形例2中,在时间 $t_{63}$ 对依次交替扫描进行重置,从时间 $t_{63}$ 起开始进行重新获取第一扫描线~第四扫描线的扫描数据的依次交替扫描。

[0093] 这样,在即使已开始进行依次交替扫描也进行混响回波的检测处理并进行了PRF的变更的情况下,进行重置来以新的PRF进行依次交替扫描,因此与上述的实施方式所涉及的血流模式扫描相比,能够获得更加可靠地抑制了混响回波的影响的血流图像。

[0094] 到此为止说明了用于实施本发明的方式,但本发明不限于上述的实施方式。例如,在超声波观测装置中,既可以构成为通过利用总线将具有各功能的电路连接,也可以构成为将一部分功能内置于其它功能的电路构造。

[0095] 另外,在本实施方式中,作为超声波探头,使用具有光导件等光学系统的超声波内窥镜2进行了说明,但不限于超声波内窥镜2,也可以是不具有摄像光学系统和摄像元件的超声波探头。并且,作为超声波探头,也能够应用无光学系统的细径的超声波微型探头。通常,超声波微型探头在插入到胆道、胆管、胰管、气管、支气管、尿道、尿管中来观察其周围脏器(胰脏、肺、前列腺、膀胱、淋巴结等)时被使用。

[0096] 另外,作为超声波探头,也可以应用从被检体的体表照射超声波的体外式超声波探头。通常,体外式超声波探头在观察腹部脏器(肝脏、胆囊、膀胱)、乳房(特别是乳腺)、甲状腺时以直接接触体表的方式使用。

[0097] 另外,超声波振子可以是线型振子、径向型振子、凸起型振子。在超声波振子是线型振子的情况下,其扫描区域呈矩形(长方形、正方形),在超声波振子是径向型振子、凸起型振子的情况下,其扫描区域呈扇形、圆环状。另外,超声波内窥镜既可以是使超声波振子进行机械式扫描的结构,也可以是以下结构:将多个元件配置成阵列状而形成超声波振子,对与发送和接收有关的元件以电子方式进行切换、或者使各元件的发送和接收延迟,由此使超声波振子进行电子式扫描。

[0098] 这样,本发明在不脱离权利要求书所记载的技术思想的范围内能够包含各种实施方式。

[0099] 产业上的可利用性

[0100] 如上所述,本发明所涉及的超声波观测装置、超声波观测装置的工作方法以及超声波观测装置的工作程序对于抑制由依次交替扫描时的混响回波引起的噪声的影响是有用的。

[0101] 附图标记说明

[0102] 1:超声波诊断系统;2:超声波内窥镜;3:超声波观测装置;4:显示装置;21:超声波振子;31:发送和接收部;32:信号处理部;33:图像处理部;34:帧存储器;35:运算部;36:输入部;37:控制部;38:存储部;321:B模式用信号处理部;322:血流用信号处理部;331:B模式图像生成部;332:血流图像生成部;333:图像合成部;351:减法部;352:判断部;353:PRF设定部;371:依次交替扫描控制部;381:依次交替扫描信息存储部。

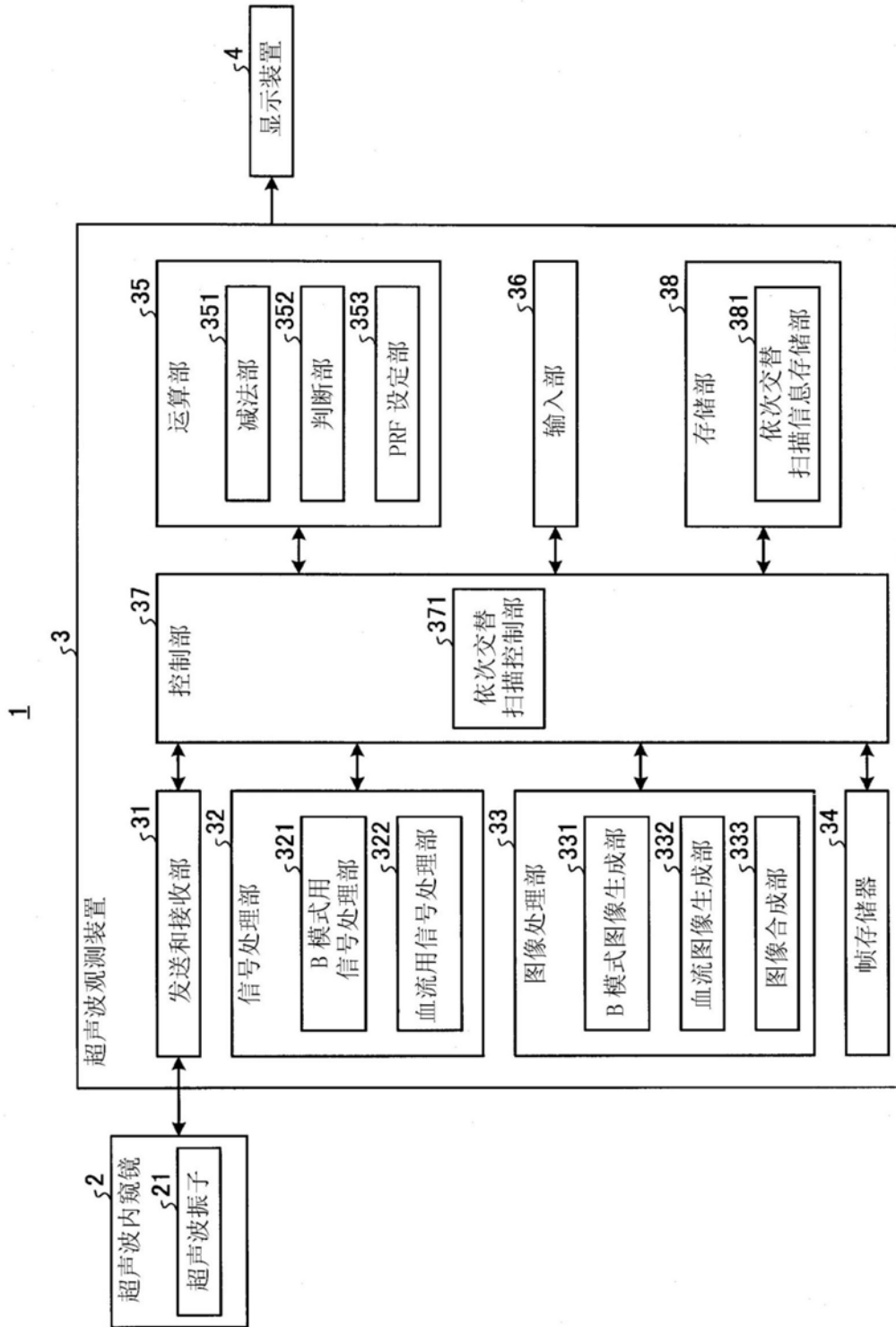


图1

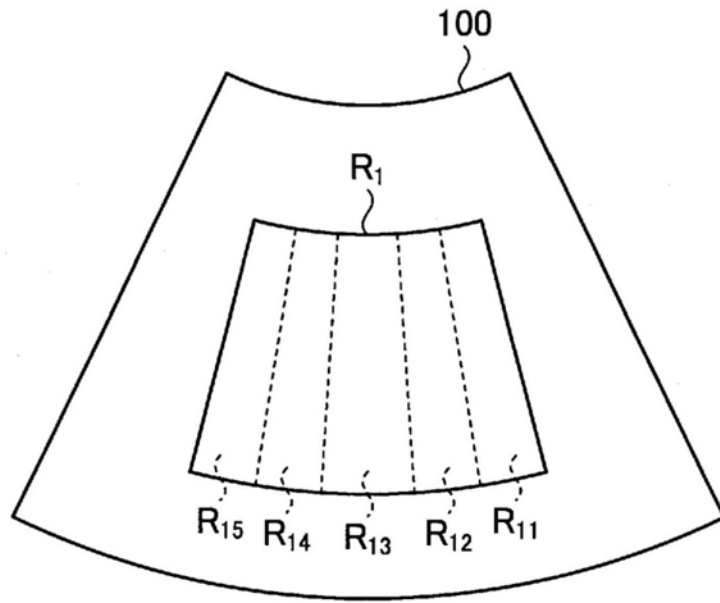


图2

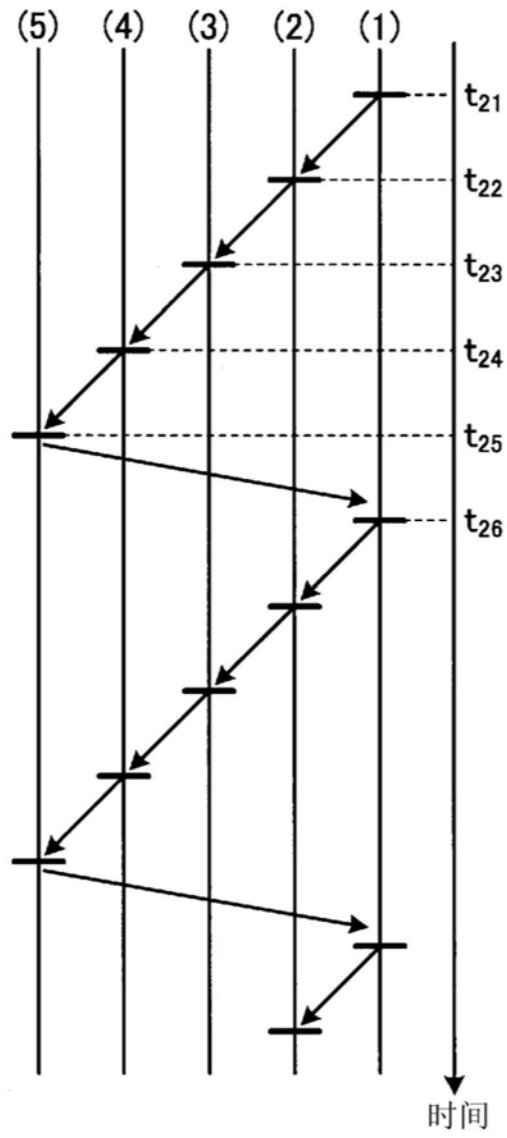


图3

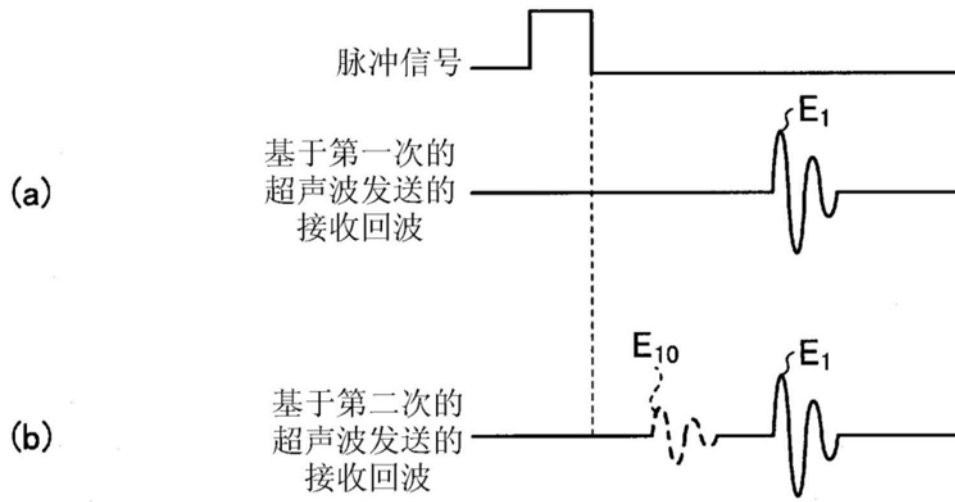


图4

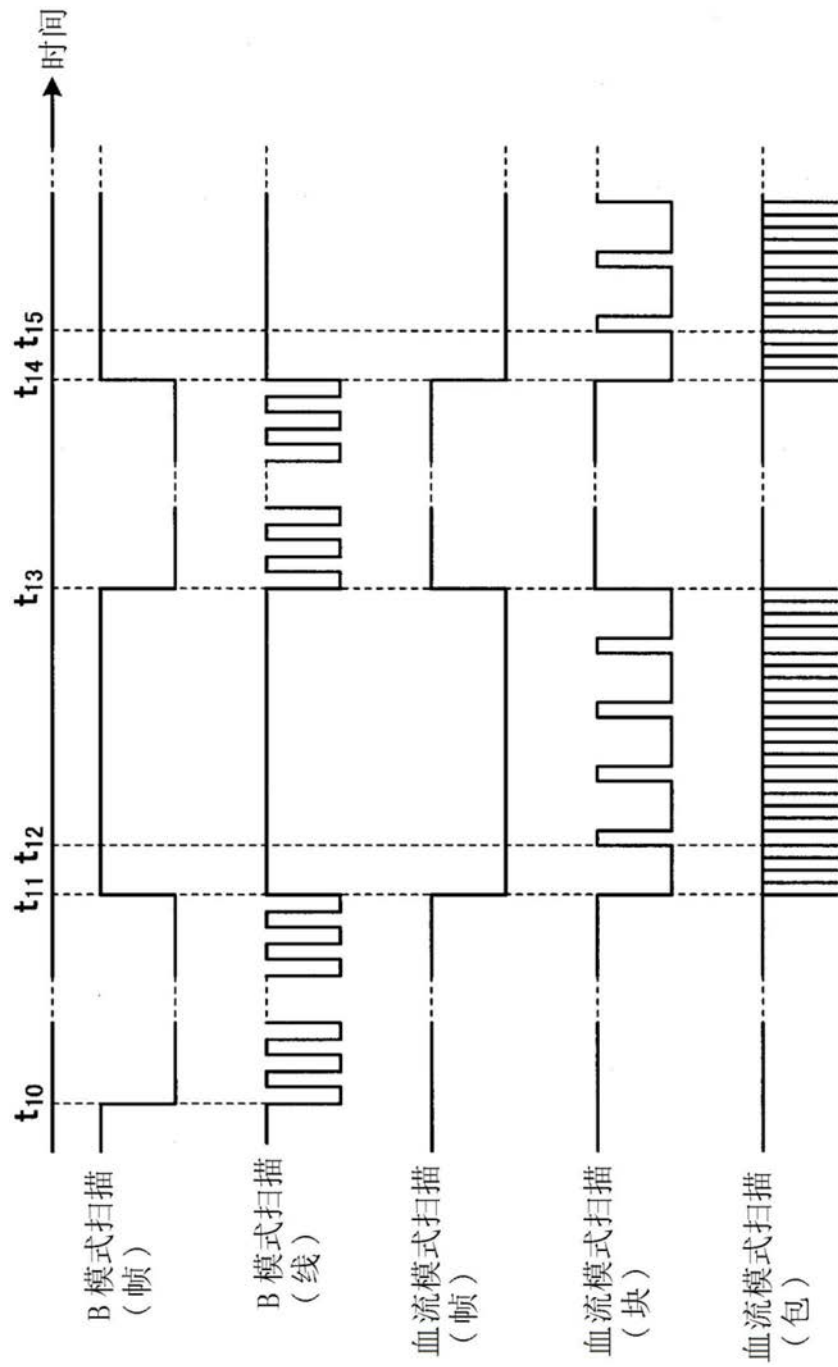


图5

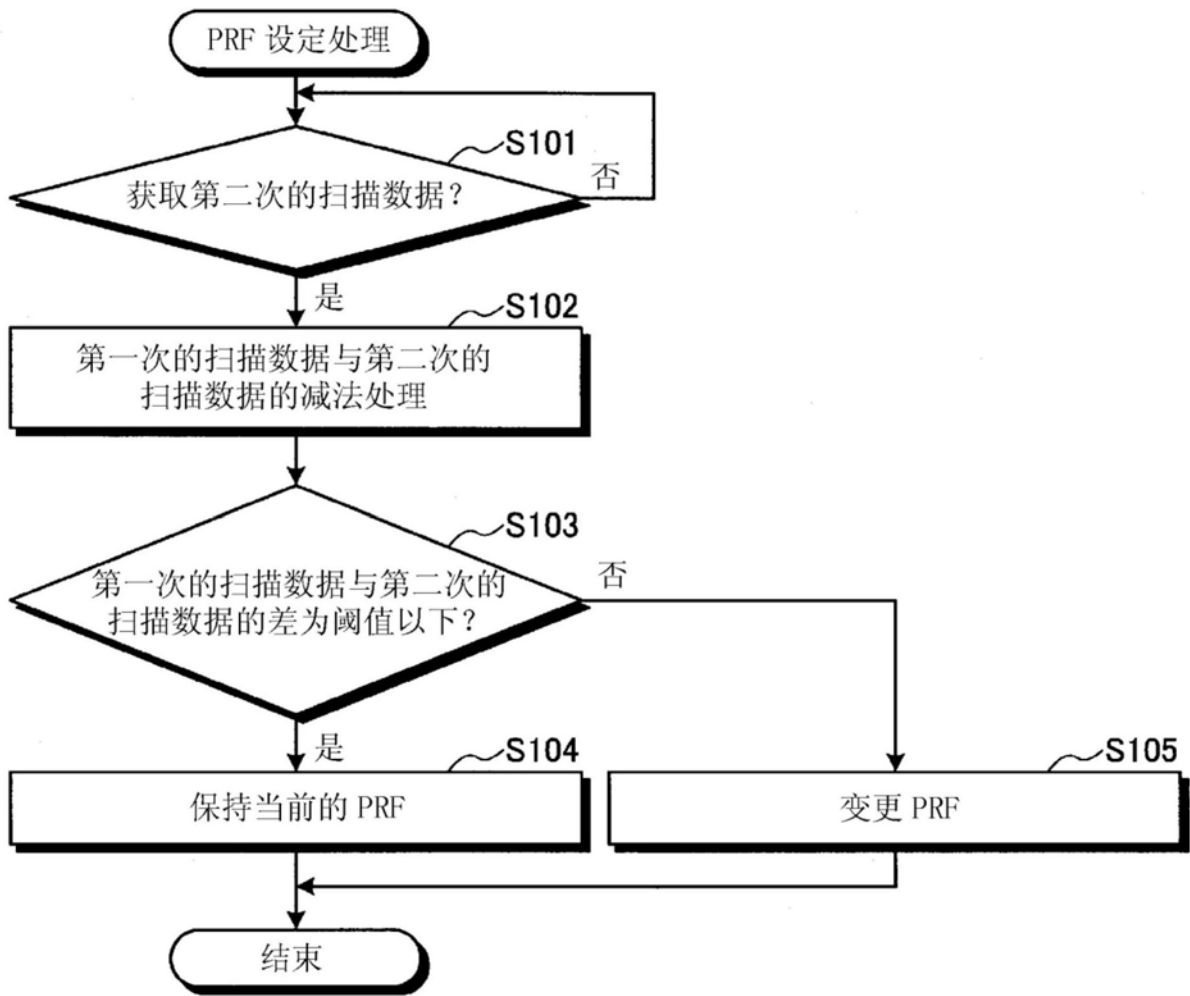


图6

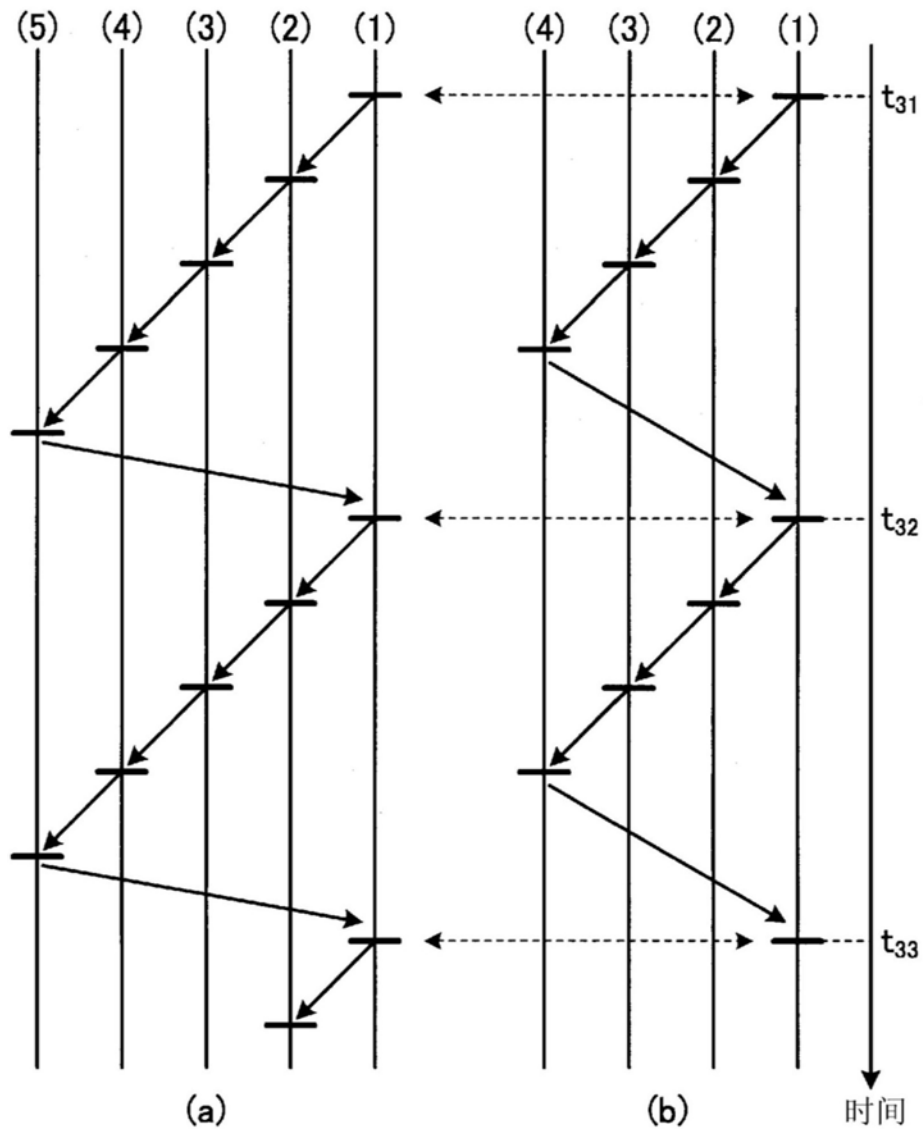


图7

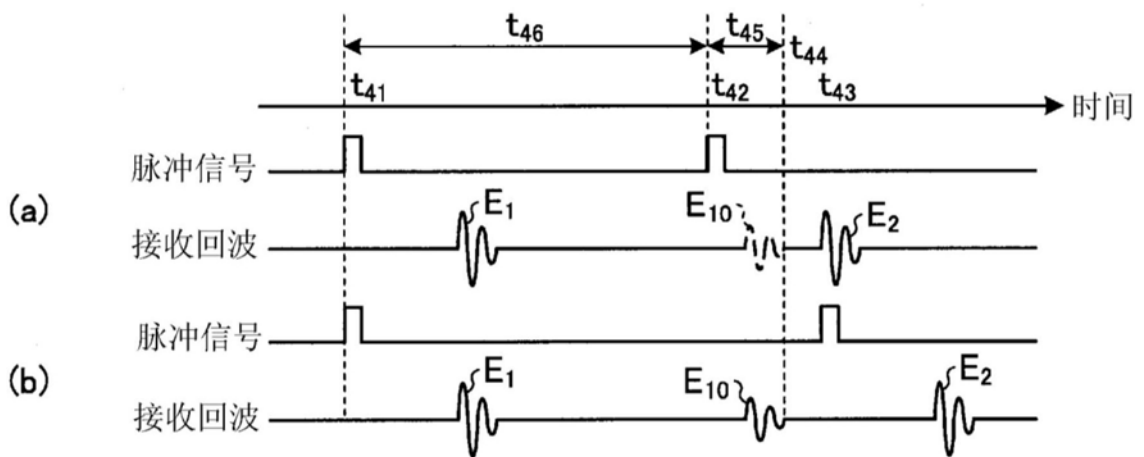


图8

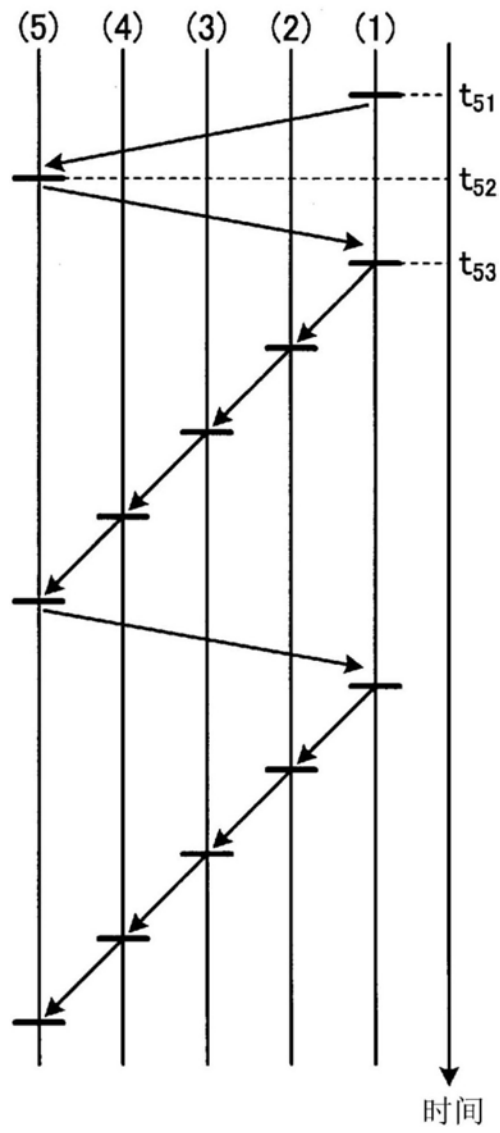


图9



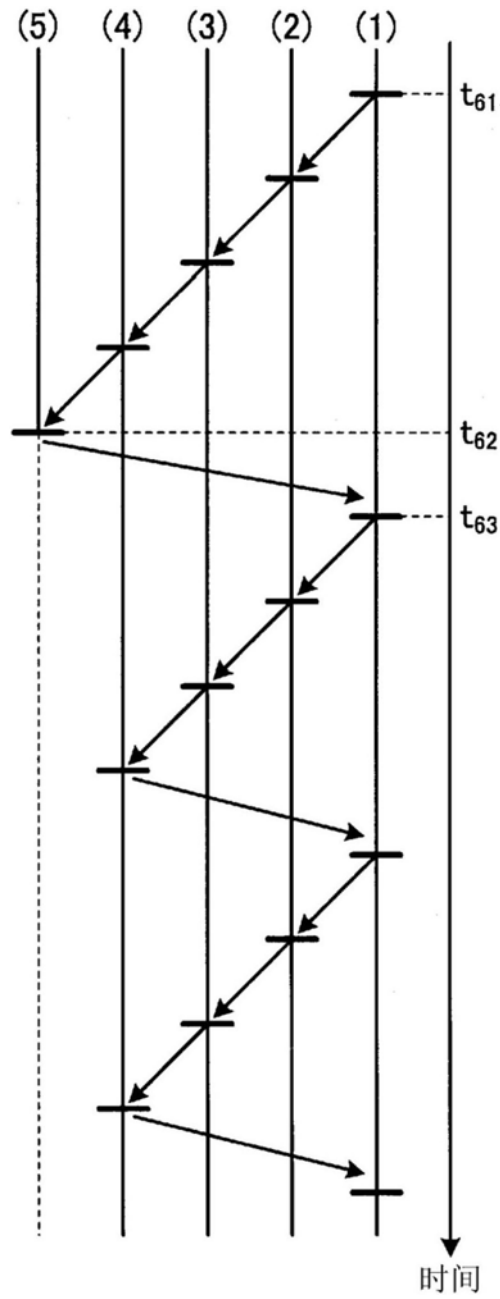


图11

专利名称(译)	超声波观测装置、超声波观测装置的工作方法以及超声波观测装置的工作程序		
公开(公告)号	<a href="#">CN108472013A</a>	公开(公告)日	2018-08-31
申请号	CN201780007589.X	申请日	2017-01-20
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
[标]发明人	御园和裕		
发明人	御园和裕		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/5269 A61B8/06 G01S7/52025 G01S7/52077 G01S7/52085 G01S15/8979 G01S15/8986 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5284 G01S7/524		
代理人(译)	刘新宇		
优先权	2016010711 2016-01-22 JP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明所涉及的超声波观测装置基于通过依次交替扫描而获取的多个扫描数据来生成多普勒信息，在该依次交替扫描中，向多个深度方向依次发送超声波并且以该发送的顺序重复发送超声波，该超声波观测装置具备：运算部，其对第一扫描数据与第二扫描数据进行比较运算，其中，所述第一扫描数据是通过向在依次交替扫描中最初进行扫描的深度方向发送超声波而获取的数据，所述第二扫描数据是通过向与最初进行扫描的深度方向相同的深度方向发送超声波而获取的数据，并且是通过第二次发送超声波而获取的数据；以及依次交替扫描控制部，其基于运算部的运算结果来控制重复频率。

