



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106659478 A

(43)申请公布日 2017.05.10

(21)申请号 201680002257.8

(74)专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事

(22)申请日 2016.04.28

务所(普通合伙) 11277

代理人 刘新宇 张会华

(30)优先权数据

(51)Int.Cl.

2015-098586 2015.05.13 JP

A61B 8/12(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.02.16

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2016/063441 2016.04.28

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/181869 JA 2016.11.17

(71)申请人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72)发明人 宫木浩伸

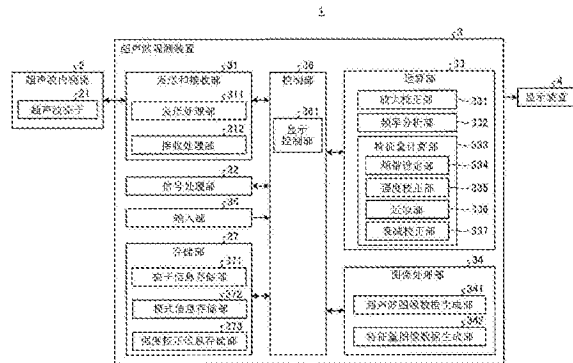
权利要求书3页 说明书14页 附图11页

(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

超声波观测装置具备:频率分析部,其通过对从超声波探头接收到的电的回波信号的频率进行分析来计算该回波信号的频谱;频带设定部,其根据发送驱动波来设定在计算频谱的特征量时应用的特征量计算用频带;强度校正部,其利用根据发送驱动波确定的校正量对由频带设定部设定的特征量计算用频带内的频谱的强度进行校正,由此计算校正频谱;以及近似部,其通过在特征量计算用频带内对由强度校正部计算出的校正频谱进行近似来提取该校正频谱的特征量。由此,提供一种能够不依赖于所发送的超声波的特性而将与接收到的超声波对应的频谱的特征量保持为固定的超声波观测装置、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。



1. 一种超声波观测装置, 基于由超声波探头获取到的超声波回波来生成超声波图像, 该超声波探头具备向观测对象发送超声波并接收由该观测对象反射的超声波的超声波振子, 该超声波观测装置的特征在于, 具备:

发送和接收部, 其用于生成电的发送驱动波并向所述超声波探头输出, 另一方面用于从所述超声波探头接收电的回波信号, 其中, 该电的发送驱动波用于生成所述超声波探头要发送的超声波脉冲;

频率分析部, 其通过对所述回波信号的频率进行分析来计算该回波信号的频谱;

频带设定部, 其根据所述发送驱动波来设定在计算所述频谱的特征量时应用的特征量计算用频带;

强度校正部, 其利用根据所述发送驱动波确定的校正量对由所述频带设定部设定的所述特征量计算用频带内的所述频谱的强度进行校正, 由此计算校正频谱; 以及

近似部, 其通过在所述特征量计算用频带内对由所述强度校正部计算出的所述校正频谱进行近似来提取该校正频谱的特征量。

2. 根据权利要求1所述的超声波观测装置, 其特征在于,

所述频带设定部根据所述发送驱动波的振幅和频带以及连接于该超声波观测装置的所述超声波探头所具备的所述超声波振子的特性来设定所述特征量计算用频带。

3. 根据权利要求2所述的超声波观测装置, 其特征在于,

所述频带设定部还使用所述超声波的接收深度的信息来设定所述特征量计算用频带。

4. 根据权利要求1所述的超声波观测装置, 其特征在于,

能够设定所生成的所述发送驱动波的特性互不相同的多个观察模式,

所述频带设定部将所述多个观察模式中包含的基准模式下的所述发送驱动波的所述频谱与为了获得校正对象的电的所述回波信号而生成的所述发送驱动波的所述频谱之间的每个频率的差用作校正量, 由此计算所述校正频谱。

5. 根据权利要求4所述的超声波观测装置, 其特征在于,

所述多个观察模式包含造影模式, 在该造影模式下强调地显示被导入到所述观测对象内的超声波用的造影剂,

所述基准模式下的所述发送驱动波是与所述造影模式下的所述发送驱动波相比具有高振幅的电压且包含宽频带的信号。

6. 根据权利要求1所述的超声波观测装置, 其特征在于,

还具备强度校正信息存储部, 该强度校正信息存储部用于存储对所述频谱的强度进行校正时所需要的强度校正信息,

所述强度校正部使用所述强度校正信息来计算所述校正频谱。

7. 根据权利要求2所述的超声波观测装置, 其特征在于, 还具备:

模式信息存储部, 其用于存储与多个观察模式有关的信息, 该多个观察模式是在该超声波观测装置中能够设定且所生成的所述发送驱动波的特性互不相同的模式; 以及

振子信息存储部, 其用于存储包括能够连接于该超声波观测装置的所述超声波探头所具备的所述超声波振子的特性在内的信息,

所述频带设定部使用所述模式信息存储部和所述振子信息存储部所存储的信息来设定所述特征量计算用频带。

8. 根据权利要求1所述的超声波观测装置,其特征在于,

还具备衰减校正部,在所述近似部进行所述校正频谱的近似处理之前并且所述频带设定部设定了所述特征量计算用频带之后、或在所述近似部进行了所述校正频谱的近似处理之后,该衰减校正部进行衰减校正以削减超声波的与接收深度和频率相应地产生的衰减的影响。

9. 根据权利要求1所述的超声波观测装置,其特征在于,还具备:

超声波图像数据生成部,其使用所述回波信号来生成超声波图像数据;

特征量图像数据生成部,其生成用于显示与所述特征量相关联的信息的特征量图像数据;以及

显示控制部,其用于使与所述超声波图像数据和所述特征量图像数据分别对应的两个图像并列显示于与该超声波观测装置连接的显示装置。

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由超声波探头获取到的超声波回波来生成超声波图像,该超声波探头具备向观测对象发送超声波并接收由该观测对象反射的超声波的超声波振子,该超声波观测装置的工作方法的特征在于,包括以下步骤:

信号生成步骤,生成电的发送驱动波并向所述超声波探头输出的发送和接收部从所述超声波探头接收电的回波信号,其中,该电的发送驱动波用于生成所述超声波探头要发送的超声波脉冲;

频率分析步骤,频率分析部通过对所述回波信号的频率进行分析来计算该回波信号的频谱;

频带设定步骤,频带设定部根据所述发送驱动波来设定在计算所述频谱的特征量时应用的特征量计算用频带;

强度校正步骤,强度校正部利用根据所述发送驱动波确定的校正量对所述特征量计算用频带内的所述频谱的强度进行校正,由此计算校正频谱;以及

近似步骤,通过在所述特征量计算用频带内对所述校正频谱进行近似来提取该校正频谱的特征量。

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由超声波探头获取到的超声波回波来生成超声波图像,该超声波探头具备向观测对象发送超声波并接收由该观测对象反射的超声波的超声波振子,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步骤:

信号生成步骤,生成电的发送驱动波并向所述超声波探头输出的发送和接收部从所述超声波探头接收电的回波信号,其中,该电的发送驱动波用于生成所述超声波探头要发送的超声波脉冲;

频率分析步骤,频率分析部通过对所述回波信号的频率进行分析来计算该回波信号的频谱;

频带设定步骤,频带设定部根据所述发送驱动波来设定在计算所述频谱的特征量时应用的特征量计算用频带;

强度校正步骤,强度校正部利用根据所述发送驱动波确定的校正量对所述特征量计算用频带内的所述频谱的强度进行校正,由此计算校正频谱;以及

近似步骤,通过在所述特征量计算用频带内对所述校正频谱进行近似来提取该校正频谱的特征量。

## 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] 作为使用超声波对检查体的组织进行观测的技术,已知一种如下的技术:对来自检查体的超声波回波转换所得到的电的回波信号进行频率分析,生成附加有该分析所得的频谱的特征量来作为视觉信息的特征量图像(例如参照专利文献1)。在该技术中,有时还将特征量图像与超声波图像并列显示。

[0003] 关于超声波图像,根据观察模式而采取不同的显示方式。作为超声波的观察模式,已知以下模式:将回波信号的振幅转换为亮度来生成图像的B模式、利用生物体组织的非线性来生成图像的THI(Tissue Harmonic Imaging:组织谐波成像)模式、生成强调地显示超声波用的造影剂的图像的造影模式,其中,该超声波用的造影剂是被导入到观测对象内的微小气泡的悬浊液(例如参照专利文献2)。

[0004] 专利文献1:国际公开第2012/011414号

[0005] 专利文献2:日本专利第4820494号公报

### 发明内容

#### [0006] 发明要解决的问题

[0007] 另外,在进行超声波观测时,一般来说,根据观察模式来变更所发送的超声波的振幅、频带。例如,在造影模式下进行超声波观测的情况下,与B模式、THI模式相比发送低振幅且窄频带的超声波。因此存在以下问题:在使用接收到的超声波来计算频谱的特征量的情况下,特征量的计算结果根据超声波图像的观察模式而发生变化。

[0008] 本发明是鉴于上述问题而完成的,其目的在于提供一种能够不依赖于所发送的超声波的特性而将与接收到的超声波对应的频谱的特征量保持为固定的超声波观测装置、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] 为了解决上述问题并达成目的,本发明所涉及的超声波观测装置基于由超声波探头获取到的超声波回波来生成超声波图像,该超声波探头具备向观测对象发送超声波并接收由该观测对象反射的超声波的超声波振子,该超声波观测装置的特征在于,具备:发送和接收部,其用于生成电的发送驱动波并向所述超声波探头输出,另一方面用于从所述超声波探头接收电的回波信号,其中,该电的发送驱动波用于生成所述超声波探头要发送的超声波脉冲;频率分析部,其通过对所述回波信号的频率进行分析来计算该回波信号的频谱;频带设定部,其根据所述发送驱动波来设定在计算所述频谱的特征量时应用的特征量计算用频带;强度校正部,其利用根据所述发送驱动波确定的校正量对由所述频带设定部设定

的所述特征量计算用频带内的所述频谱的强度进行校正,由此计算校正频谱;以及近似部,其通过在所述特征量计算用频带内对由所述强度校正部计算出的所述校正频谱进行近似来提取该校正频谱的特征量。

[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,所述频带设定部根据所述发送驱动波的振幅和频带以及连接于该超声波观测装置的所述超声波探头所具备的所述超声波振子的特性来设定所述特征量计算用频带。

[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,所述频带设定部还使用所述超声波的接收深度的信息来设定所述特征量计算用频带。

[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,能够设定所生成的所述发送驱动波的特性互不相同的多个观察模式,所述频带设定部将所述多个观察模式中包含的基准模式下的所述发送驱动波的所述频谱与为了获得校正对象的电的所述回波信号而生成的所述发送驱动波的所述频谱之间的每个频率的差用作校正量,由此计算所述校正频谱。

[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,所述多个观察模式包含造影模式,在该造影模式下强调地显示被导入到所述观测对象内的超声波用的造影剂,所述基准模式下的所述发送驱动波是与所述造影模式下的所述发送驱动波相比具有高振幅的电压且包含宽频带的信号。

[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,还具备强度校正信息存储部,该强度校正信息存储部用于存储对所述频谱的强度进行校正时所需要的强度校正信息,所述强度校正部使用所述强度校正信息来计算所述校正频谱。

[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,还具备:模式信息存储部,其用于存储与多个观察模式有关的信息,该多个观察模式是在该超声波观测装置中能够设定且所生成的所述发送驱动波的特性互不相同的模式;以及振子信息存储部,其用于存储包括能够连接于该超声波观测装置的所述超声波探头所具备的所述超声波振子的特性在内的信息,所述频带设定部使用所述模式信息存储部和所述振子信息存储部所存储的信息来设定所述特征量计算用频带。

[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,还具备衰减校正部,在所述近似部进行所述校正频谱的近似处理之前并且所述频带设定部设定了所述特征量计算用频带之后、或在所述近似部进行了所述校正频谱的近似处理之后,该衰减校正部进行衰减校正以削减超声波的与接收深度和频率相应地产生的衰减的影响。

[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,还具备:超声波图像数据生成部,其使用所述回波信号来生成超声波图像数据;特征量图像数据生成部,其生成用于显示与所述特征量相关联的信息的特征量图像数据;以及显示控制部,其用于使与所述超声波图像数据和所述特征量图像数据分别对应的两个图像并列显示于与该超声波观测装置连接的显示装置。

[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由超声波探头获取到的超声波回波来生成超声波图像,该超声波探头具备向观测对象发送超声波并接收由该观测对象反射的超声波的超声波振子,该超声波观测装置的工作方法的特征在于,包括以下步骤:信号生成步骤,生成电的发送驱动波

并向所述超声波探头输出的发送和接收部从所述超声波探头接收电的回波信号,其中,该电的发送驱动波用于生成所述超声波探头要发送的超声波脉冲;频率分析步骤,频率分析部通过对所述回波信号的频率进行分析来计算该回波信号的频谱;频带设定步骤,频带设定部根据所述发送驱动波来设定在计算所述频谱的特征量时应用的特征量计算用频带;强度校正步骤,强度校正部利用根据所述发送驱动波确定的校正量对所述特征量计算用频带内的所述频谱的强度进行校正,由此计算校正频谱;以及近似步骤,通过在所述特征量计算用频带内对所述校正频谱进行近似来提取该校正频谱的特征量。

[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由超声波探头获取到的超声波回波来生成超声波图像,该超声波探头具备向观测对象发送超声波并接收由该观测对象反射的超声波的超声波振子,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步骤:信号生成步骤,生成电的发送驱动波并向所述超声波探头输出的发送和接收部从所述超声波探头接收电的回波信号,其中,该电的发送驱动波用于生成所述超声波探头要发送的超声波脉冲;频率分析步骤,频率分析部通过对所述回波信号的频率进行分析来计算该回波信号的频谱;频带设定步骤,频带设定部根据所述发送驱动波来设定在计算所述频谱的特征量时应用的特征量计算用频带;强度校正步骤,强度校正部利用根据所述发送驱动波确定的校正量对所述特征量计算用频带内的所述频谱的强度进行校正,由此计算校正频谱;以及近似步骤,通过在所述特征量计算用频带内对所述校正频谱进行近似来提取该校正频谱的特征量。

#### [0021] 发明的效果

[0022] 根据本发明,在通过利用根据发送驱动波确定的校正量对规定的频带内的频谱的强度进行校正来计算校正频谱之后,通过在规定的频带内对该校正频谱进行近似来提取该校正频谱的特征量,因此能够提取不依赖于发送驱动波的特征量。因而,能够不依赖于所发送的超声波的特性而将与接收到的超声波对应的频谱的特征量保持为固定。

#### 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功能结构的框图。

[0024] 图2是示意性地表示超声波振子的灵敏度的频率特性的图。

[0025] 图3是示意性地表示本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置的发送处理部生成的发送驱动波的波形的一例的图。

[0026] 图4是示意性地表示图3所示的发送驱动波的频谱的图。

[0027] 图5是示意性地表示本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置的发送处理部生成的发送驱动波的波形的其它例的图。

[0028] 图6是示意性地表示图5所示的发送驱动波的频谱的图。

[0029] 图7是表示本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置的接收处理部进行的放大处理中的接收深度与放大率之间的关系关系的图。

[0030] 图8是表示本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置的放大校正部进行的放大校正处理中的接收深度与放大率之间的关系关系的图。

[0031] 图9是示意性地表示超声波信号的一个声线中的数据排列的图。

[0032] 图10是表示本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置的频率分析部计算出的频谱的一例的图。

[0033] 图11是表示本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置的频率分析部计算出的频谱的其它例的图。

[0034] 图12是示意性地表示在本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置中由强度校正部在特征量计算用频带内进行的强度校正处理的图。

[0035] 图13是示意性地表示本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置的近似部的处理的图。

[0036] 图14是表示本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置进行的处理的概要的流程图。

[0037] 图15是表示本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置的频率分析部进行的处理的概要的流程图。

[0038] 图16是示意性地表示本发明的一个实施方式的变形例所涉及的发送驱动波的波形的图。

[0039] 图17是示意性地表示图16所示的发送驱动波的频谱的图。

[0040] 图18是表示在本发明的一个实施方式的变形例所涉及的超声波观测装置中在发送处理部生成了图16所示的发送驱动波的情况下由频率分析部计算出的频谱的图,并且是示意性地表示强度校正部对该频谱进行的强度校正处理的概要的图。

## 具体实施方式

[0041] 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”)。

[0042] 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功能结构的框图。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。

[0043] 在超声波诊断系统1中,至少能够设定B模式、THI模式以及造影模式中的任一模式,其中,该B模式是将回波信号的振幅转换为亮度来进行显示的模式,该THI模式是通过将回波信号之间相加或相减来强调地显示谐波成分的模式,该造影模式是强调地显示被导入到被检体内的超声波用的造影剂的模式。其中,在THI模式下,例如能够进行根据分辨率、深度到达程度等而进一步细化了的模式设定。另外,一般来说,还能够设定上述三种模式以外的模式。在本实施方式中,为了便于说明,设为能够设定上述三种模式。

[0044] 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)并向被检体照射,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并输出。超声波振子21可以是凸起型振子、线性振子以及径向型振子中的任一个。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:将多个元件阵列状地设置成超声波振子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。

[0045] 图2是示意性地表示超声波振子21的灵敏度的频率特性的图。在图2中,将横轴设为频率 $f$ ,将纵轴设为灵敏度 $S$ 。从图2所示的特性曲线101也显而易见的是,超声波振子21针对特定的频带、即有效频带 $W$ 具有高灵敏度,发挥了针对超声波信号的滤波的功能。一般来说,超声波振子21的灵敏度的频率特性根据机型而存在差异。因此,在超声波观测装置3中,后述的存储部37的振子信息存储部371存储每个种类的超声波振子21的灵敏度特性。

[0046] 超声波内窥镜2通常具有摄像光学系统和摄像元件。超声波内窥镜2能够对被插入到作为观测对象的被检体的消化管(食道、胃、十二指肠、大肠)或呼吸器官(气管、支气管)来对消化管、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)进行拍摄。另外,超声波内窥镜2具有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。

[0047] 超声波观测装置3与超声波内窥镜2电连接,该超声波观测装置3具备:发送和接收部31,其基于规定的波形和发送定时来向超声波振子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;信号处理部32,其根据从发送和接收部31接收到的回波信号来生成数字的接收数据;运算部33,其用于对从发送和接收部31接收到的回波信号进行规定的运算;图像处理部34,其用于生成各种图像数据;输入部35,其使用键盘、鼠标、触摸面板等输入设备(日语:ユーザインタフェース)来实现,接受各种信息的输入;控制部36,其用于对超声波诊断系统1整体的动作进行综合控制;以及存储部37,其用于存储超声波观测装置3进行动作所需要的各种信息。

[0048] 发送和接收部31具有:发送处理部311,其生成与超声波图像的模式设定相应的发送驱动波并向超声波内窥镜2发送该发送驱动波;以及接收处理部312,其对从超声波内窥镜2接收到的回波信号进行STC(Sensitivity Time Control:灵敏度时间控制)校正,该STC校正为从超声波振子21到观测对象中的超声波的反射位置的距离即回波信号的接收深度越大则以越高的放大率进行放大的校正。在超声波内窥镜2具有使将多个元件阵列状地设置而成的超声波振子21进行电子式扫描的结构的情况下,发送和接收部31具有与多个元件对应的光束合成用的多通道电路。

[0049] 图3是示意性地表示发送处理部311生成的发送驱动波的波形的一例的图,是表示B模式用的发送驱动波的波形的图。在图3中,将横轴设为时间 $t$ ,将纵轴设为电压 $V$ 。图3所示的发送驱动波111是具有最大电压(振幅) $V_1$ 的矩形的脉冲信号。此外,根据超声波振子21的种类,发送驱动波的电压也有时在负值处上升。在本实施方式中,表示各种波形的曲线和直线由离散的点的集合构成。

[0050] 图4是示意性地表示图3所示的B模式用的发送驱动波的频谱的图。在图4中,将横轴设为频率 $f$ ,将纵轴设为强度 $I$ 。图4所示的频谱121具有包括超声波振子21的有效频带 $W$ 在内的那样的宽频带的分布。在此所说的“频谱”意味着通过对脉冲信号实施高速傅立叶转换(FFT:Fast Fourier Transform)而得到的“强度的频率分布”。另外,在此所说的“强度”例如是指脉冲信号的电压、电力等参数、这些参数的振幅、时间积分值、其组合中的任一个。

[0051] 图5是示意性地表示发送处理部311生成的发送驱动波的波形的其它例的图,是表示造影模式用的发送驱动波的波形的图。在图5中,将横轴设为时间 $t$ ,将纵轴设为电压 $V$ 。图5所示的发送驱动波112中的具有最大电压(振幅) $V_2$ 的脉冲信号。该最大电压 $V_2$ 被设定为比B

模式用的发送驱动波111的最大电压 $V_1$ 小( $V_1 < V_2$ )。

[0052] 图6是示意性地表示图5所示的造影模式用的发送驱动波的频谱的图。在图6中,将横轴设为频率 $f$ ,将纵轴设为强度 $I$ 。图6所示的频谱122在比超声波振子21的有效频带 $W$ 窄的频带内实质性地具有强度。图5和图6所示的造影模式用的发送驱动波是与B模式用的发送驱动波相比具有低振幅并且包括窄频带的信号。

[0053] 图7是表示接收处理部312进行的放大处理中的接收深度与放大率之间的关系关系的图。图7所示的接收深度 $z$ 是基于从超声波的接收开始时刻起的经过时间来计算的量。如图7所示,在接收深度 $z$ 小于阈值 $z_{th}$ 的情况下,放大率 $\beta$  (dB) 随着接收深度 $z$ 的增加而从 $\beta_0$ 向 $\beta_{th}$  ( $\beta_{th} > \beta_0$ ) 线性地增加。另外,在接收深度 $z$ 为阈值 $z_{th}$ 以上的情况下,放大率 $\beta$  (dB) 取固定值 $\beta_{th}$ 。阈值 $z_{th}$ 的值是从观测对象接收的超声波信号几乎全部衰减而噪声处于支配地位那样的值。更一般来说,在接收深度 $z$ 小于阈值 $z_{th}$ 的情况下,放大率 $\beta$ 随着接收深度 $z$ 的增加而单调增加即可。图7所示的关系被预先存储于存储部37。

[0054] 接收处理部312在对放大的回波信号实施滤波等处理之后进行A/D转换,并作为接收信号向信号处理部32和运算部33输出。

[0055] 具有以上所说明的功能结构的发送和接收部31还具有以下功能:向超声波内窥镜2发送由控制部36输出的各种控制信号,并且从超声波内窥镜2接收包括识别用的ID在内的各种信息并向控制部36发送上述各种信息。

[0056] 信号处理部32对回波信号实施带通滤波、包络线检波、对数转换等公知的处理,来生成数字的超声波图像用接收数据,并向图像处理部34输出该超声波图像用接收数据。该超声波图像用接收数据是根据超声波观测装置3中设定的观测模式而生成的。信号处理部32使用CPU (Central Processing Unit:中央处理器) 等通用处理器、或者ASIC (Application Specific Integrated Circuit:专用集成电路) 或FPGA (Field Programmable Gate Array:现场可编程门阵列) 等执行特定的功能的专用的集成电路等来实现。

[0057] 运算部33具有:放大校正部331,其对由发送和接收部31输出的回波信号以放大率不依赖于接收深度而为固定的方式进行放大校正;频率分析部332,其对进行了放大校正的回波信号实施FFT来进行频率分析,由此计算与超声波信号的接收深度和接收方向相应的多个频谱;以及特征量计算部333,其通过对频谱进行规定的校正和近似来计算该频谱的特征量。运算部33使用CPU等通用处理器、或者ASIC或FPGA等专用的集成电路等来实现。

[0058] 图8是表示放大校正部331进行的放大校正处理中的接收深度与放大率之间的关系关系的图。如图8所示,关于放大校正部331进行的放大处理中的放大率 $\beta$  (dB),在接收深度 $z$ 为零时取最大值 $\beta_{th}-\beta_0$ ,在接收深度 $z$ 从零起至达到阈值 $z_{th}$ 为止呈线性地减少,在接收深度 $z$ 为阈值 $z_{th}$ 以上时为零。此外,图8所示的关系被预先存储于存储部37。放大校正部331基于图8所示的关系对回波信号进行放大校正,由此能够抵消接收处理部312中的STC校正的影响,从而能够输出放大率 $\beta_{th}$ 固定的信号。此外,放大校正部331进行的接收深度 $z$ 与放大率 $\beta$ 之间的关系根据接收处理部312中的接收深度与放大率之间的关系不同而不同,这是不言而喻的。

[0059] 说明进行这种放大校正的理由。STC校正是如下的校正处理:使模拟信号波形的振幅在整个频带中均一且以相对于深度而单调增加的放大率放大,由此从模拟信号波形的振

幅排除衰减的影响。因此,在生成B模式图像、THI模式图像或造影模式图像的情况下,能够获得从这些图像排除衰减的影响的效果。

[0060] 另一方面,在如本实施方式那样利用对超声波的频谱进行计算并进行分析而得到的结果的情况下,存在以下问题:即使进行STC校正也不能准确地排除伴随超声波的传播而发生的衰减的影响。其原因在于,一般来说,衰减量根据频率不同而不同(参照后述的式(1)),但STC校正的放大率仅根据距离发生变化,不具有频率依存性。

[0061] 为了解决上述的问题,考虑在生成B模式图像等时输出实施了STC校正的回波信号,另一方面,在生成基于频谱的图像时,进行与用于生成B模式图像等的发送不同的新的发送,输出未实施STC校正的回波信号。可是,在该情况下存在基于回波信号生成的图像数据的帧频下降之类的问题。

[0062] 因此,在本实施方式中,利用放大校正部331进行放大率的校正,以维持所生成的图像数据的帧频,并且针对为了生成B模式图像等而被实施了STC校正的信号排除STC校正的影响。

[0063] 频率分析部332以规定的时间间隔对由放大校正部331进行了放大校正的各声线的线数据进行采样来生成采样数据。频率分析部332通过对采样数据群实施FFT处理来计算线数据上的多个位置(数据位置)处的频谱。

[0064] 图9是示意性地表示超声波信号的一个声线中的数据排列的图。在该图所示的声线 $SR_k$ 中,白色或黑色的长方形意味着一个采样点处的数据。另外,在声线 $SR_k$ 中,数据的位置越靠右侧,则该数据是在沿着声线 $SR_k$ 测量的情况下的从超声波振子21起的深度越深的位置处的采样数据(参照图9的箭头)。声线 $SR_k$ 与发送和接收部31所进行的A/D转换中的采样频率(例如50MHz)对应的时间间隔被离散化。在图9中示出了将编号k的声线 $SR_k$ 的第8个数据位置设定为接收深度z的方向上的初始值 $Z^{(k)}_0$ 的情况,但初始值的位置能够任意地设定。关于频率分析部332的计算结果,能够以复数形式获得并保存于存储部37。

[0065] 图9所示的数据群 $F_j$ ( $j=1,2,\dots,K$ )是成为FFT处理的对象的采样数据群。一般来说,为了进行FFT处理,采样数据群需要具有2的乘方的数据数。在该意义上,采样数据群 $F_j$ ( $j=1,2,\dots,K-1$ )的数据数为16( $=2^4$ ),是正常的数据群,另一方面,采样数据群 $F_k$ 的数据数为12,因此是异常的数据群。在对异常的数据群进行FFT处理时,进行通过对不足的部分插入零数据来生成正常的采样数据群的处理。关于这一点,在说明频率分析部332的处理时详细地记述(参照图15)。

[0066] 图10是表示由频率分析部332计算出的频谱的一例的图,是示意性地表示接收处理部312针对图4所示的B模式用的发送驱动波生成的回波信号的波形的图。图11是表示由频率分析部332计算出的频谱的其它例的图,是示意性地表示接收处理部312针对图6所示的造影模式用的发送驱动波接收到的回波信号的波形的图。频率分析部332计算出的频谱是通过对采样数据群实施FFT处理而得到的“某个接收深度z处的强度I的频率分布”。另外,在此所说的“强度”例如是指回波信号的电压、回波信号的电力、超声波回波的声压、超声波回波的声能等参数、这些参数的振幅、时间积分值、其组合中的任一个。

[0067] 在图10和图11中,将横轴设为频率f,将纵轴设为对强度 $I_0$ 除以基准强度 $I_c$ (常数)得到的量的常用对数(用分贝表示) $I=10\log_{10}(I_0/I_c)$ 。此外,设为在图10和图11中分别示出的频谱131和频谱132是彼此相同的接收深度z处的频率分布。

[0068] 一般来说,在观测对象是生物体组织的情况下,回波信号的频谱根据超声波所扫描的生物体组织的性状不同而表示出不同的倾向。这是因为,回波信号的频谱与使超声波散射的散射体的大小、数密度、声音阻抗等具有相关性。在此所说的“生物体组织的性状”例如是指恶性肿瘤(癌)、良性肿瘤、内分泌肿瘤、粘液性肿瘤、正常组织、囊肿、血管等。

[0069] 特征量计算部333具有:频带设定部334,其设定用于计算特征量的频带;强度校正部335,其针对由频带设定部334设定的频带校正频谱的强度;近似部336,其通过对进行了强度校正的频谱(校正频谱)进行回归分析来进行近似;以及衰减校正部337,其对进行近似得到的校正频谱校正依赖于超声波的接收深度和频率的超声波的衰减的影响。

[0070] 频带设定部334基于发送驱动波的振幅和有效频带以及超声波振子21的灵敏度的频率特性等来设定特征量计算用频带。发送驱动波的有效频带例如是指发送驱动波的强度大于规定的阈值的频带。特征量计算用频带是近似部336要进行近似的频带,是S/N比良好且能够获得足够的信号强度的频带。此外,频带设定部334也可以将基于接收到的回波信号生成的回波信号的强度为规定的阈值以上的区域设定为特征量计算用频带。

[0071] 也可以是,频带设定部334还使用距超声波振子21的表面的距离即接收深度的信息来设定特征量计算用频带。具体地说,频带设定部334将对如上述那样设定的特征量计算用频带进行如下校正而得到的频带设定为最终的特征量计算用频带,该校正是以接收深度越大则频带宽度越窄且频带内的最大频率越小的方式进行的校正。这是因为,超声波具有越是高频成分则越早衰减的特性。在还使用接收深度的信息的情况下,只要将接收深度与频带的校正量之间的关系预先存储于存储部37且频带设定部334参照存储部37来进行校正即可。

[0072] 强度校正部335在由频带设定部334设定的特征量计算用频带内按频率针对由频率分析部332计算出的频谱校正强度。强度校正部335通过参照由后述的存储部37的强度校正信息存储部373存储的强度校正信息,在特征量计算用频带内按频率校正频谱的强度来计算校正频谱。关于强度校正信息的详细内容,在说明强度校正信息存储部373时详细地记述。

[0073] 图12是示意性地表示强度校正部335在特征量计算用频带U内进行的强度校正处理的图。具体地说,图12示意性地示出在将基准模式设为B模式且将校正对象设为造影模式的情况下强度校正部335进行图11所示的频谱132的强度校正处理的情况。图12所示的箭头示意性地表示代表性的频率下的校正。通过进行该校正而获得的校正频谱133在频带U内具有与图10所示的频谱131的形状相同的形状。

[0074] 近似部336在由频带设定部334设定的特征量计算用频带内对强度校正后的校正频谱进行回归分析并利用一次式进行近似,由此提取校正频谱的特征量。例如,在图12所示的校正频谱133的情况下,近似部336通过在频带U内进行回归分析来获得近似直线。图13是示意性地表示该近似部336的处理的图。图13所示的直线 $L_{10}$ 是由近似部336计算出的近似直线。在此,当用频率 $f$ 的一次式 $I = a_0f + b_0$ 表示近似直线 $L_{10}$ 时,作为与直线 $L_{10}$ 对应的特征量,近似部336提取斜率 $a_0$ 、截距 $b_0$ 以及频带U的中心频率 $f_M = (f_s + f_e) / 2$ 下的强度 $I$ 的值即频带中心对应强度(Mid-band fit)  $c_0 = a_0f_M + b_0$ 来作为特征量。之后,在本实施方式中,衰减校正部337通过对特征量 $a_0$ 、 $b_0$ 、 $c_0$ 进行衰减校正来计算最终的特征量。因此,以下将由近似部336提取出的校正频谱的特征量称为“临时特征量”。此外,近似部336也能够通过回归分析来利用

二次以上的多项式对频谱进行近似。

[0075] 三个临时特征量中的斜率 $a_0$ 与超声波的散射体的大小具有相关性,一般认为散射体越大则斜率具有越小的值。另外,截距 $b_0$ 与散射体的大小、声音阻抗的差、散射体的数密度(浓度)等具有相关性。具体地说,认为散射体越大则截距 $b_0$ 具有越大的值,声音阻抗的差越大则截距 $b_0$ 具有越大的值,散射体的数密度越大则截距 $b_0$ 具有越大的值。另外,频带中心对应强度 $c_0$ 是基于斜率 $a_0$ 和截距 $b_0$ 导出的间接的参数,被赋予有效频带内的中心处的频谱的强度。因此,认为频带中心对应强度 $c_0$ 除了与散射体的大小、声音阻抗的差、散射体的数密度具有相关性以外,还与B模式图像的亮度具有某种程度的相关性。

[0076] 衰减校正部337通过对由近似部336提取出的临时特征量(斜率 $a_0$ 、截距 $b_0$ 、强度 $c_0$ )进行衰减校正来提取特征量。在此,对衰减校正部337进行的校正进行说明。一般来说,用以下的式(1)表示超声波的衰减量 $A(f, z)$ 。

$$[0077] \quad A(f, z) = 2\alpha z f \quad \cdots (1)$$

[0078] 在此, $\alpha$ 是衰减率, $z$ 是超声波的接收深度, $f$ 是频率。从式(1)也显而易见的是,衰减量 $A(f, z)$ 与频率 $f$ 成比例。在观察对象是生物体的情况下,衰减率 $\alpha$ 的具体值为 $0.0$  (dB/cm/MHz)  $\sim$   $1.0$  (dB/cm/MHz),更为优选的是 $0.3$  (dB/cm/MHz)  $\sim$   $0.7$  (dB/cm/MHz),根据生物体的部位来确定衰减率 $\alpha$ 的具体值。例如,在观察对象是胰脏的情况下,有时确定为 $\alpha = 0.6$  (dB/cm/MHz)。此外,在本实施方式中,也可以设为能够通过从输入部35进行输入来设定或变更衰减率 $\alpha$ 的值的结构。

[0079] 衰减校正部337通过如下述那样对斜率 $a_0$ 、截距 $b_0$ 、强度 $c_0$ 进行衰减校正来提取特征量。

$$[0080] \quad a = a_0 + 2\alpha z \quad \cdots (2)$$

$$[0081] \quad b = b_0 \quad \cdots (3)$$

$$[0082] \quad c = c_0 + 2\alpha z f_M (= a f_M + b) \quad \cdots (4)$$

[0083] 从式(2)、式(4)也显而易见的是,衰减校正部337进行超声波的接收深度 $z$ 越大则校正量越大的校正。另外,根据式(3),与截距有关的校正是恒等转换变换。这是因为,截距是与频率 $0$  (Hz)对应的频率成分,不受衰减的影响。

[0084] 用式(5)表示具有式(2)的斜率 $a$ 和式(3)的截距 $b$ 的直线的式子。

$$[0085] \quad I = af + b = (a_0 + 2\alpha z) f + b_0 \quad \cdots (5)$$

[0086] 图13所示的直线 $L_1$ 示意性地示出该近似直线。从式(5)和图13也显而易见的是,直线 $L_1$ 与衰减校正前的直线 $L_{10}$ 相比,斜率更大且截距相同。

[0087] 作为由具有以上所说明的功能结构的特征量计算部333计算出的特征量,也能够应用在多个单位区域(也称为判别窗)内由衰减校正部337计算出的斜率 $a$ 、截距 $b$ 以及频带中心对应强度 $c$ 的统计量。作为这种统计量,能够列举平均、标准偏差、方差以及熵等。

[0088] 图像处理部34具有:超声波图像数据生成部341,其基于回波信号生成所选择出的显示模式的超声波图像数据;以及特征量图像数据生成部342,其生成用于显示与由特征量计算部333计算出的特征量相关联的视觉信息的特征量图像数据。

[0089] 超声波图像数据生成部341使用从信号处理部32接收到的回波信号来生成与所设定的观察模式相应的超声波图像数据。在本实施方式中,超声波图像数据生成部341生成B模式图像数据、THI模式图像数据以及造影模式图像数据中的任一个。

[0090] 特征量图像数据生成部342生成用于表示由特征量计算部333计算出的特征量的特征量图像数据。具体地说,特征量图像数据生成部342通过对超声波图像数据中的图像的各像素叠加与特征量相关联的视觉信息来生成特征量图像数据。作为与特征量相关联的视觉信息,例如能够列举色相、饱和度、明度、亮度值、R(红)、G(绿)、B(蓝)等构成规定的颜色系统的颜色空间的变量。特征量图像既可以是二维图像,也可以是三维图像。

[0091] 特征量图像数据生成部342例如对与图9所示的一个振幅数据群 $F_j$  ( $j=1, 2, \dots, K$ )的数据量对应的像素区域分配与基于该采样数据群 $F_j$ 计算出的频谱的特征量对应的视觉信息。

[0092] 此外,特征量图像数据生成部342例如也可以将视觉信息与上述斜率 $a$ 、截距 $b$ 、频带中心对应强度 $c$ 中的任一个对应起来,由此生成特征量图像数据。另外,特征量图像数据生成部342也可以将色相与从斜率 $a$ 、截距 $b$ 、频带中心对应强度 $c$ 中选择的一个特征量中的一方对应起来,并且将亮暗与另一方对应起来,由此生成特征量图像数据。

[0093] 控制部36具有控制显示装置4的显示的显示控制部361。显示控制部361对显示装置4进行控制,以使与由超声波图像数据生成部341生成的超声波图像数据对应的超声波图像同与由特征量图像数据生成部342生成的特征量图像数据对应的特征量图像并列显示。

[0094] 控制部36使用具有运算和控制功能的CPU等通用处理器、或者ASIC或FPGA等专用的集成电路等来实现。在利用通用处理器或FPGA实现控制部36的情况下,从存储部37读出存储部37所存储的各种程序、各种数据,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。在使用ASIC构成控制部36的情况下,既可以单独执行各种处理,也可以通过使用存储部37所存储的各种数据等来执行各种处理。此外,也能够使用与信号处理部32和运算部33共用的通用处理器或专用的集成电路等来构成控制部36。

[0095] 存储部37具有:振子信息存储部371,其用于将灵敏度频带等信息存储为与超声波观测装置3连接的超声波振子21所固有的振子信息;模式信息存储部372,其用于存储与可设定的观察模式有关的信息;以及强度校正信息存储部373,其用于存储每个观察模式下的强度校正信息。

[0096] 振子信息存储部371用于存储与超声波振子21的种类相应的灵敏度特性。例如,利用图2所示的特性曲线101示出灵敏度特性。

[0097] 模式信息存储部372用于存储与可设定的观察模式相应的参数。作为这种参数,能够列举与发送驱动波有关的参数。更加具体地说,模式信息存储部372用于存储按每个观察模式生成的发送驱动波的振幅、频谱的信息。

[0098] 强度校正信息存储部373存储用于相对于在可设定的观察模式中预先设定的基准模式校正其它观察模式的强度的信息。例如,强度校正信息存储部373将生成具有高振幅的最大电压并且包含宽频带的频谱的发送驱动波的B模式存储为基准模式,将该基准模式与其它观察模式(THI模式、造影模式等)之间的发送驱动波的频谱的按频率的差存储为强度校正信息。

[0099] 存储部37除了存储上述信息以外,例如还存储进行放大处理所需要的信息(图7所示的放大率与接收深度之间的关系)、进行放大校正处理所需要的信息(图8所示的放大率与接收深度之间的关系)、进行衰减校正处理所需要的信息(参照式(1))、进行频率分析处

理所需要的窗函数 (Hamming (汉明窗)、Hanning (汉宁窗)、Blackman (布莱克曼窗) 等) 的信息等。

[0100] 另外, 存储部37存储包括用于执行超声波观测装置3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、软盘等计算机可读取的记录介质来广泛地流通。此外, 上述的各种程序也能够经由通信网络下载来获取。在此所说的通信网络例如通过已有的公共线路网、LAN (Local Area Network: 局域网)、WAN (Wide Area Network: 广域网) 等来实现, 不论有线、无线方式都可以。

[0101] 具有以上结构的存储部37使用预先安装有各种程序等的ROM (Read Only Memory: 只读存储器) 和用于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。

[0102] 图14是表示超声波观测装置3进行的处理的概要的流程图。图14所示的流程图示出了发送处理部311开始发送与观察模式相应的发送驱动波、超声波振子21开始发送超声波之后的处理。

[0103] 首先, 接收处理部312从超声波内窥镜2接收作为超声波振子21对观测对象的测定结果的回波信号 (步骤S1)。

[0104] 从超声波振子21接收到回波信号的接收处理部312对该回波信号进行规定的接收处理 (步骤S2)。具体地说, 接收处理部312在对回波信号进行放大 (STC校正) 之后, 实施滤波、A/D转换等处理。接收处理部312在进行放大时, 例如使用图7所示的放大率与接收深度之间的关系。

[0105] 接着, 超声波图像数据生成部341使用由接收处理部312实施了放大等处理的回波信号来生成超声波图像数据, 并向显示装置4输出该超声波图像数据 (步骤S3)。此时, 也可以是, 显示控制部361进行使超声波图像数据显示于显示装置4的控制。

[0106] 放大校正部331对从发送和接收部31输出的回波信号以放大率不依赖于接收深度而为固定的方式进行放大校正 (步骤S4)。在此, 放大校正部331例如基于图8所示的放大率与接收深度之间的关系进行放大校正。

[0107] 之后, 频率分析部332通过对放大校正后的各声线的回波信号进行基于FFT的频率分析来针对所有采样数据群计算频谱, 并将该频谱保存到存储部37 (步骤S5)。图15是表示在步骤S5中由频率分析部332进行的处理的概要的流程图。以下, 参照图15所示的流程图来详细地说明频率分析处理。

[0108] 首先, 频率分析部332将用于识别分析对象的声线的计数值 $k$ 设为 $k_0$  (步骤S21)。

[0109] 接着, 频率分析部332对代表为了用于FFT运算而生成的一系列数据群 (采样数据群) 的数据位置 (相当于接收深度)  $Z^{(k)}$  的初始值 $Z^{(k)}_0$ 进行设定 (步骤S22)。例如, 在图9中, 如上述那样示出了将声线 $SR_k$ 的第8个数据位置设定为初始值 $Z^{(k)}_0$ 的情况。

[0110] 之后, 频率分析部332获取采样数据群 (步骤S23), 对获取到的采样数据群作用存储部37所存储的窗函数 (步骤S24)。通过像这样对采样数据群作用窗函数, 能够避免采样数据群在边界处变得不连续, 能够防止产生伪像。

[0111] 接着, 频率分析部332判定数据位置 $Z^{(k)}$ 的采样数据群是否为正常的的数据群 (步骤S25)。如参照图9时所说明的那样, 采样数据群需要具有2的乘方的数据数。以下, 将正常的采样数据群的数据数设为 $2^n$  ( $n$ 为正整数)。在本实施方式中, 尽可能将数据位置 $Z^{(k)}$ 设定为

数据位置 $Z^{(k)}$ 所属的采样数据群的中心。具体地说,由于采样数据群的数据数为 $2^n$ ,因此将数据位置 $Z^{(k)}$ 设定为接近该采样数据群的中心第 $2^n/2 (= 2^{n-1})$ 个位置。在该情况下,采样数据群正常意味着在比数据位置 $Z^{(k)}$ 浅的浅部侧存在 $2^{n-1}-1$  (设 $2^{n-1}-1=N$ )个数据,在比数据位置 $Z^{(k)}$ 深的深部侧存在 $2^{n-1}$  (设 $2^{n-1}=M$ )个数据。在图9所示的情况下,采样数据群 $F_j$  ( $j=1、2、\dots、K-1$ )正常。此外,在图9中例示了 $n=4$  ( $N=7、M=8$ )的情况。

[0112] 在步骤S25中的判定结果为数据位置 $Z^{(k)}$ 的采样数据群正常的情况下(步骤S25:“是(Yes)”),频率分析部332转移到后述的步骤S27。

[0113] 在步骤S25中的判定结果为数据位置 $Z^{(k)}$ 的采样数据群不正常的情况下(步骤S25:“否(No)”),频率分析部332通过对不足的部分插入零数据来生成正常的采样数据群(步骤S26)。关于在步骤S25中被判定为不正常的采样数据群(例如图9的采样数据群 $F_k$ ),在追加零数据之前作用窗函数。因此,即使在采样数据群中插入零数据也不发生数据的不连续。在步骤S26之后,频率分析部332转移到后述的步骤S27。

[0114] 在步骤S27中,频率分析部332使用采样数据群进行FFT运算,由此得到振幅的频率分布、即频谱(步骤S27)。

[0115] 接着,频率分析部332使数据位置 $Z^{(k)}$ 以步长D变化(步骤S28)。设步长D被预先存储于存储部37。在图9中例示了 $D=15$ 的情况。期望的是步长D与在超声波图像数据生成部341生成B模式图像数据时利用的数据步长一致,但在想要削减频率分析部332中的运算量的情况下,也可以设定比数据步长大的值来作为步长D。

[0116] 之后,频率分析部332判定数据位置 $Z^{(k)}$ 是否大于声线 $SR_k$ 中的最大值 $Z^{(k)}_{\max}$ (步骤S29)。在数据位置 $Z^{(k)}$ 大于最大值 $Z^{(k)}_{\max}$ 的情况下(步骤S29:“是”),频率分析部332使计数值k增加1(步骤S30)。这意味着将处理移向旁边的声线。另一方面,在数据位置 $Z^{(k)}$ 为最大值 $Z^{(k)}_{\max}$ 以下的情况下(步骤S29:“否”),频率分析部332返回到步骤S23。

[0117] 在步骤S30之后,频率分析部332判定计数值k是否大于最大值 $k_{\max}$ (步骤S31)。在计数值k大于 $k_{\max}$ 的情况下(步骤S31:“是”),频率分析部332结束一系列的频率分析处理。另一方面,在计数值k为 $k_{\max}$ 以下的情况下(步骤S31:“否”),频率分析部332返回到步骤S22。该最大值 $k_{\max}$ 设为用户通过输入部35任意地指示输入的值或在存储部37中预先设定的值。

[0118] 通过这样,频率分析部332对分析对象区域内的 $(k_{\max}-k_0+1)$ 个声线分别进行多次FFT运算。作为FFT运算的结果而得到的频谱与接收深度、接收方向一起被保存于存储部37。

[0119] 此外,在以上的说明中,设为频率分析部332对接收到超声波信号的全部区域进行频率分析处理,但也能够设为输入部35能够接受以特定的深度幅度和声线宽度划分的部分区域的设定输入的结构,且仅在所设定的部分区域内进行频率分析处理。

[0120] 继以上所说明的步骤S5的频率分析处理之后,频带设定部334设定特征量计算用频带(步骤S6)。通过该步骤S6,例如设定图12所示的频带U。

[0121] 之后,强度校正部335参照强度校正信息存储部373所存储的强度校正信息,在特征量计算用频带内校正频谱的强度(步骤S7)。例如,在将基准模式设为B模式的情况下,当将观察模式设定为造影模式时,强度校正部335如图12所示那样校正频谱132的强度来获得校正频谱133。

[0122] 近似部336通过在特征量计算用频带内进行回归分析来利用一次式对进行了强度校正的校正频谱进行近似,并提取校正频谱的特征量、即临时特征量(步骤S8)。在此,作为

提取的临时特征量,例如能够列举上述斜率 $a_0$ 、截距 $b_0$ 、频带中心对应强度 $c_0$ 。作为具有这些临时特征量的直线,能够例示图13所示的直线 $L_{10}$ 。

[0123] 衰减校正部337通过对临时特征量进行衰减校正来提取特征量(步骤S9)。例如,衰减校正部337使用上述的式(2)~(4)来进行衰减校正,提取斜率 $a$ 、截距 $b$ 、强度 $c$ 来作为特征量。作为具有这些特征量的直线,能够例示图13所示的直线 $L_1$ 。

[0124] 特征量图像数据生成部342使用在步骤S9中提取出的特征量来生成特征量图像数据(步骤S10)。例如,特征量图像数据生成部342通过对超声波图像数据中的各像素叠加与特征量相关联的视觉信息(例如色相)来生成特征量图像数据。特征量图像数据生成部342将所生成的特征量图像数据向显示装置4发送。

[0125] 之后,显示控制部361对显示装置4进行控制,以使与在步骤S3中生成的超声波图像数据对应的超声波图像同与在步骤S10中生成的特征量图像数据对应的特征量图像并列显示在画面上(步骤S11)。

[0126] 在步骤S11之后,超声波观测装置3结束一系列处理。超声波观测装置3周期性地重复执行步骤S1~S11的处理。

[0127] 根据以上所说明的本发明的一个实施方式,在利用根据发送驱动波确定的校正量对规定的频带内的频谱的强度进行校正、由此计算校正频谱之后,通过在规定的频带内对该校正频谱进行近似来提取该校正频谱的特征量,因此能够提取不依赖于发送驱动波的特征量。因而,能够不依赖于所发送的超声波的特性而将与接收到的超声波对应的频谱的特征量保持为固定。

[0128] 另外,根据本实施方式,在将超声波图像与特征量图像并列显示时,特征量图像不会根据观察模式而发生变化,因此即使医生等用户变更了观察模式,也能够相同的条件下确认特征量图像。特别是,根据本实施方式,即使在将观察模式从发送驱动波的特性大不相同的B模式或THI模式切换为造影模式的情况下,特征量图像也不会发生变化,因此用户能够无不适感地观察特征量图像。其结果是,能够使用户利用特征量图像进行的诊断变得容易,还能够有助于提高诊断的精度。

[0129] 另外,根据本实施方式,在还使用超声波的接收深度的信息来设定频带的情况下,在近似中不包含S/N比由于超声波的衰减而劣化的频带,由此能够使特征量的计算精度提高。

[0130] 图16是示意性地表示实施方式的变形例所涉及的发送驱动波的波形的图。在图16中,与图3同样地将横轴设为时间 $t$ ,将纵轴设为电压 $V$ 。图16所示的发送驱动波113是具有最大电压(振幅) $V_3$ 的矩形的脉冲。设为最大电压 $V_3$ 比图3所示的B模式用的发送驱动波111的最大电压 $V_1$ 小 $\Delta V$ 。

[0131] 图17是示意性地表示图16所示的发送驱动波的频谱的图。在图17中,将横轴设为频率 $f$ ,将纵轴设为强度 $I$ 。图17所示的频谱123相当于使图4所示的频谱121的强度均匀地减小 $\Delta I$ 所得到的波形。该强度差 $\Delta I$ 是根据发送驱动波111的最大电压与发送驱动波113的最大电压的差 $\Delta V$ 而确定的。

[0132] 图18是表示在发送处理部311生成了图16所示的发送驱动波113的情况下由频率分析部332计算出的频谱,并且是示意性地表示强度校正部335对该频谱进行的强度校正处理的概要的图。在图18所示的情况下,强度校正部335也将B模式设为基准模式来进行强度

校正。另外,在图18中示出了频带设定部334设定了特征量计算用频带U'的情况。

[0133] 频谱134是基于在与图10所示的频谱131完全相同的条件下反射回来的回波信号生成的频谱。校正频谱135是对频带U'内的频谱134以同样的校正量 $\Delta I$ 进行强度校正后的频谱。

[0134] 从以上所说明的变形例也显而易见的是,在本实施方式中,能够生成具有各种波形和频谱的发送驱动波。

[0135] 至此为止说明了本发明的实施方式,但本发明不应仅限于上述一个实施方式。例如,衰减校正部337的衰减校正处理也可以在近似部336的近似处理之前且频带设定部334的频带设定处理之后进行,或者只要是在近似部336的近似处理之后进行即可,可以在任意的定时进行。

[0136] 另外,能够应用于除上述超声波内窥镜以外的超声波探头。作为超声波探头,也可以应用没有光学系统的细径的超声波微型探头。超声波微型探头通常在插入到胆道、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)时使用。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。体外式超声波探头通常在观察腹部脏器(肝脏、胆囊、膀胱)、乳房(特别是乳腺)、甲状腺时使用。

[0137] 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。

#### [0138] 附图标记说明

[0139] 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:运算部;34:图像处理部;35:输入部;36:控制部;37:存储部;101:特性曲线;111、112、113:发送驱动波;121、122、123、131、132、134:频谱;133、135:校正频谱;311:发送处理部;312:接收处理部;331:放大校正部;332:频率分析部;333:特征量计算部;334:频带设定部;335:强度校正部;336:近似部;337:衰减校正部;341:超声波图像数据生成部;342:特征量图像数据生成部;361:显示控制部;371:振子信息存储部;372:模式信息存储部;373:强度校正信息存储部。

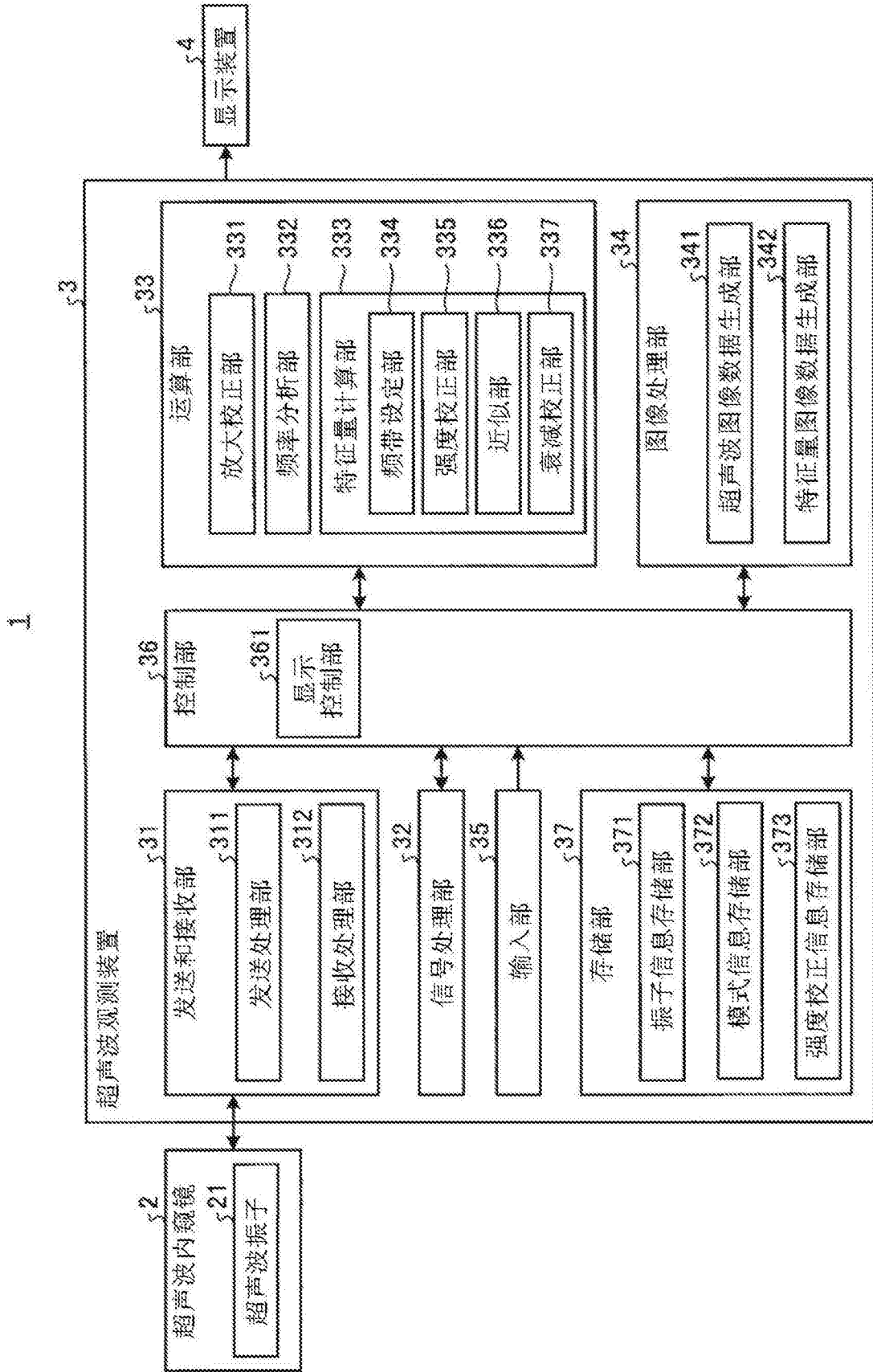


图1

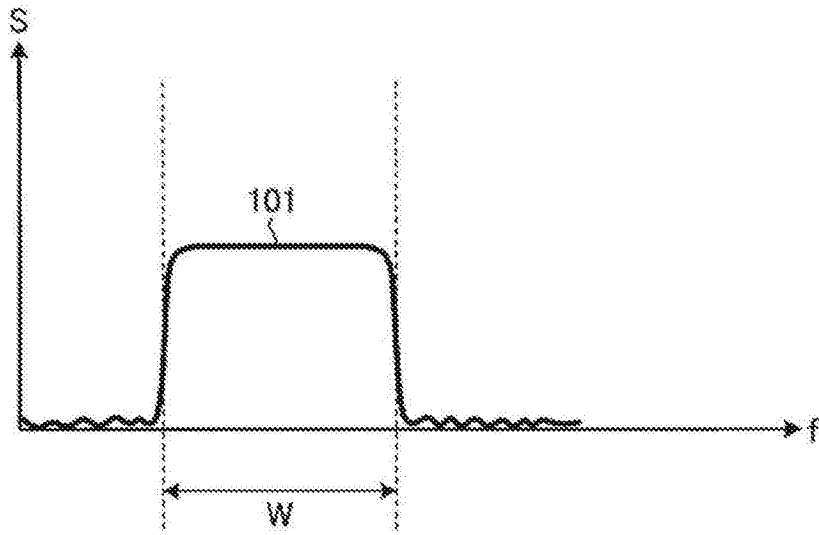


图2

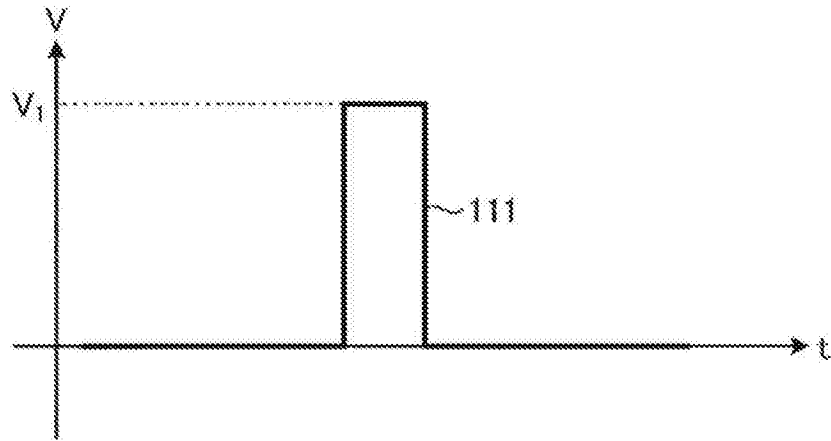


图3

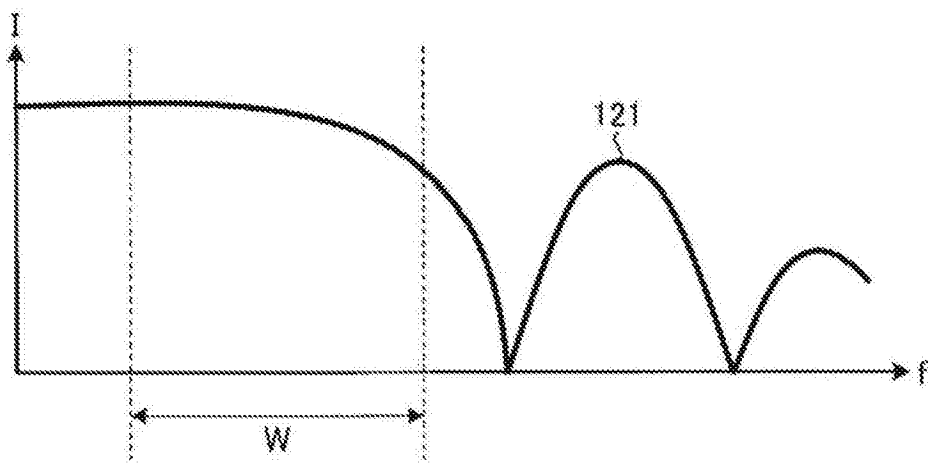


图4

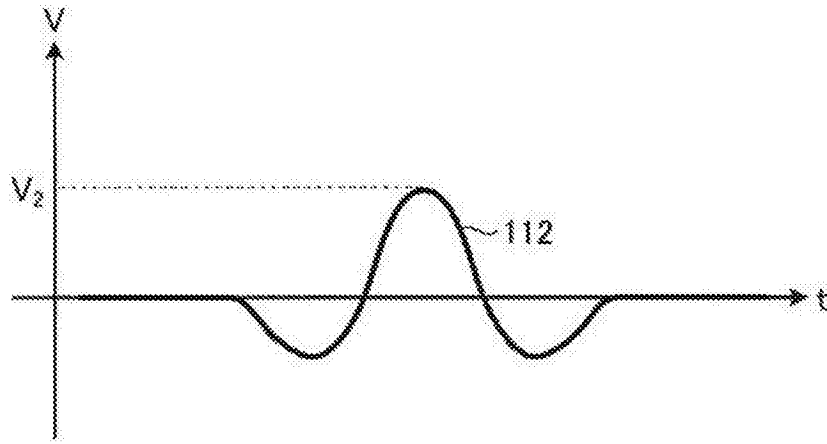


图5

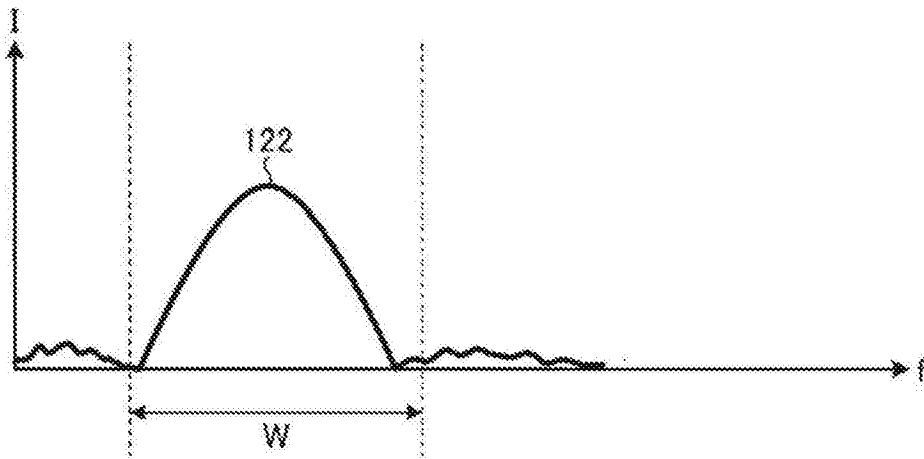


图6

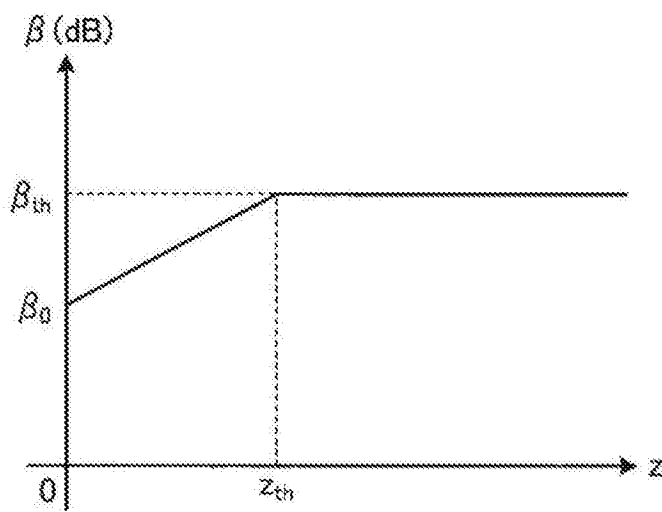


图7

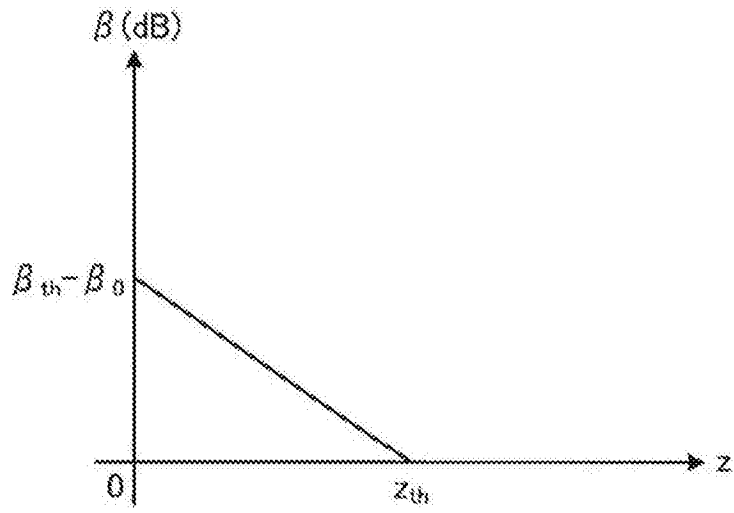


图8

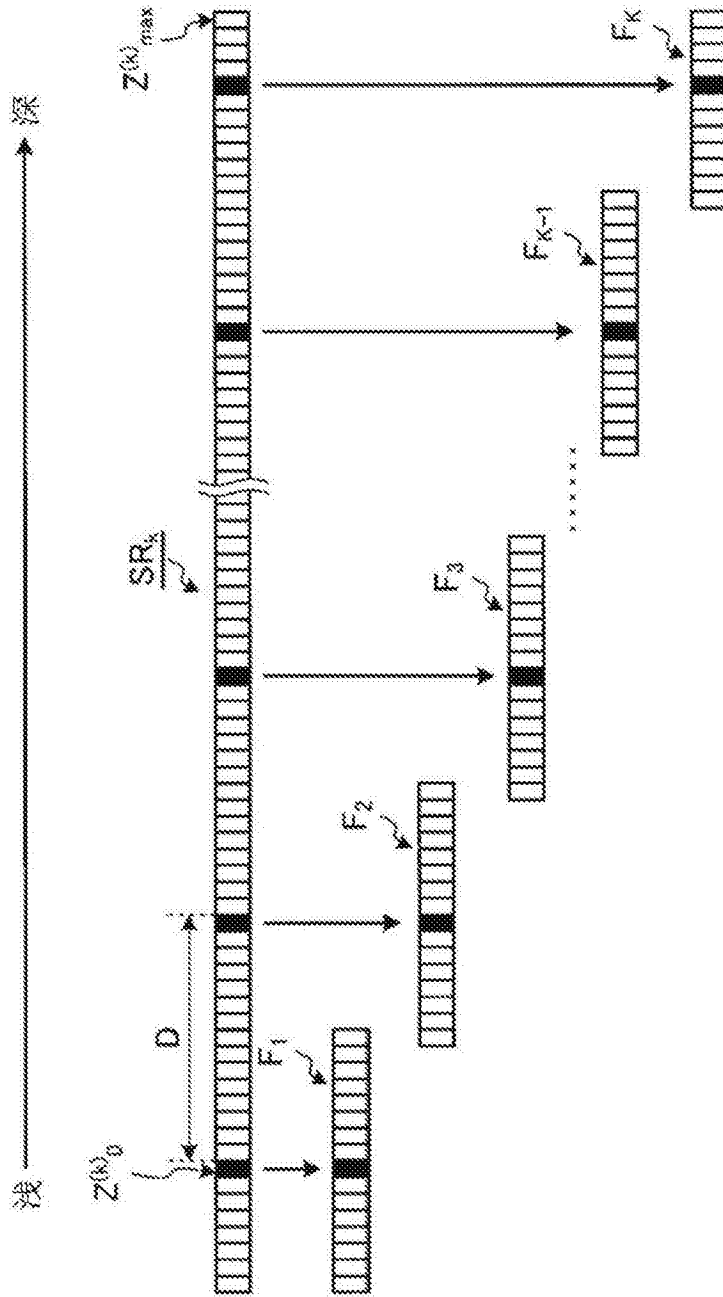


图9

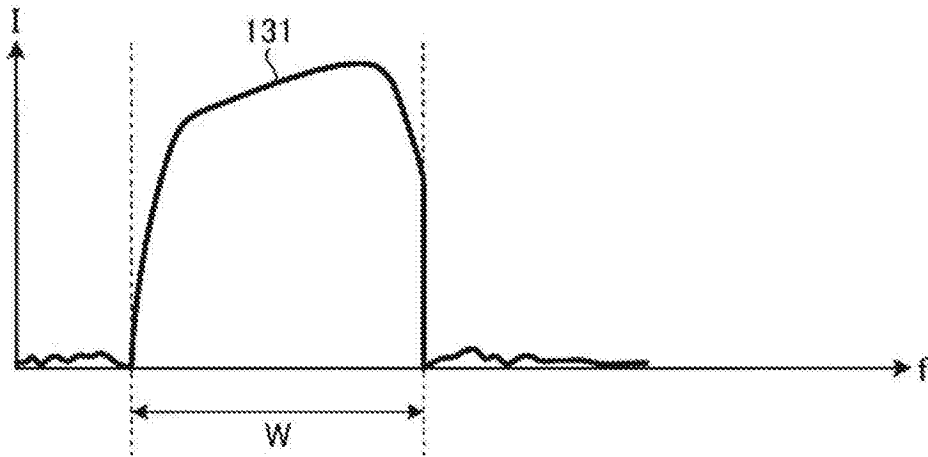


图10

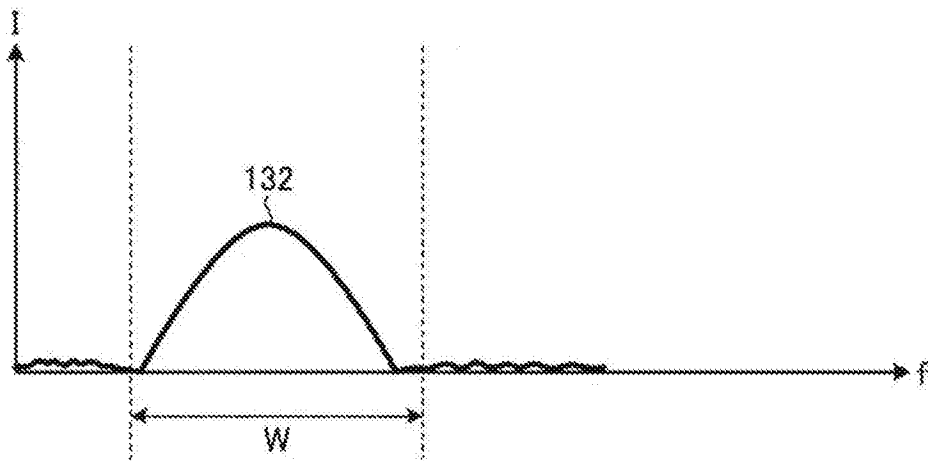


图11

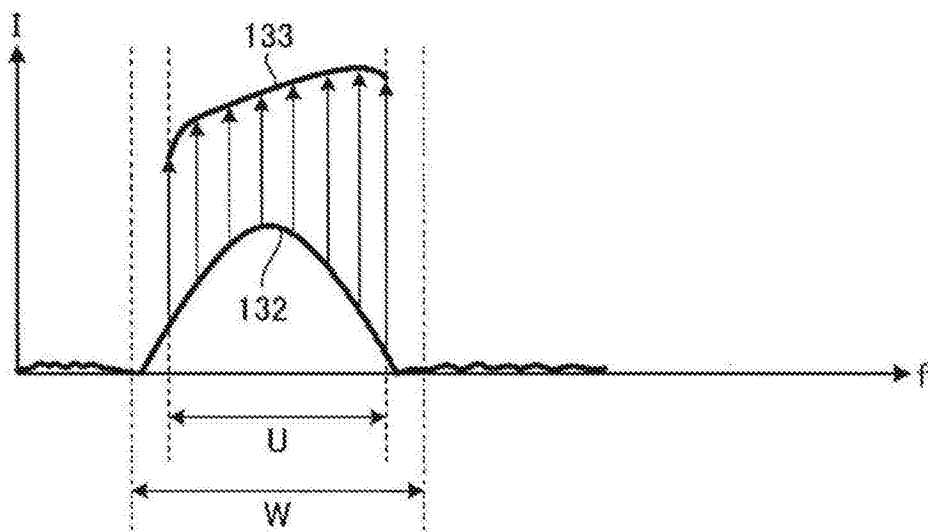


图12

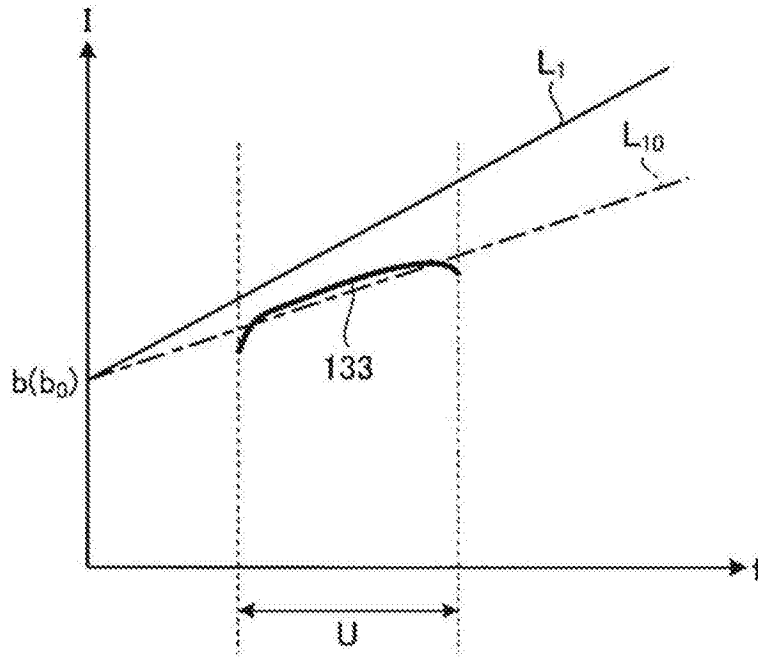


图13



图14

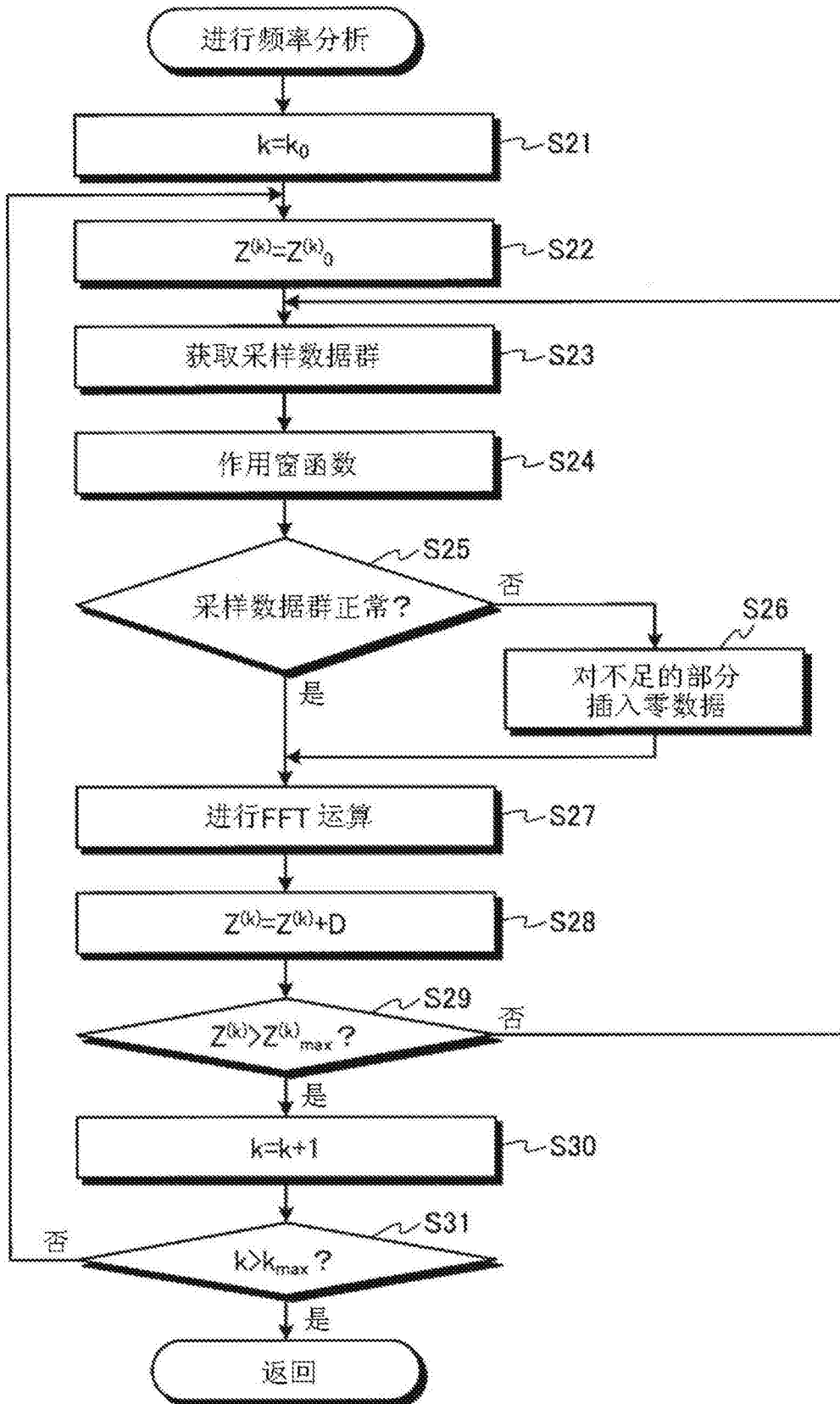


图15

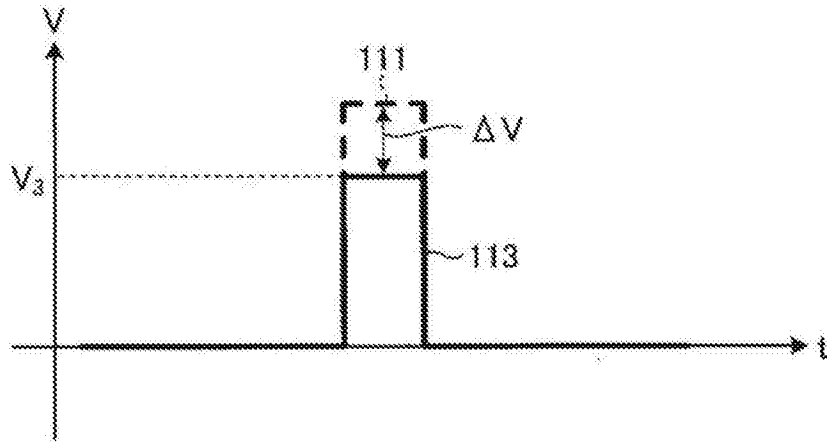


图16

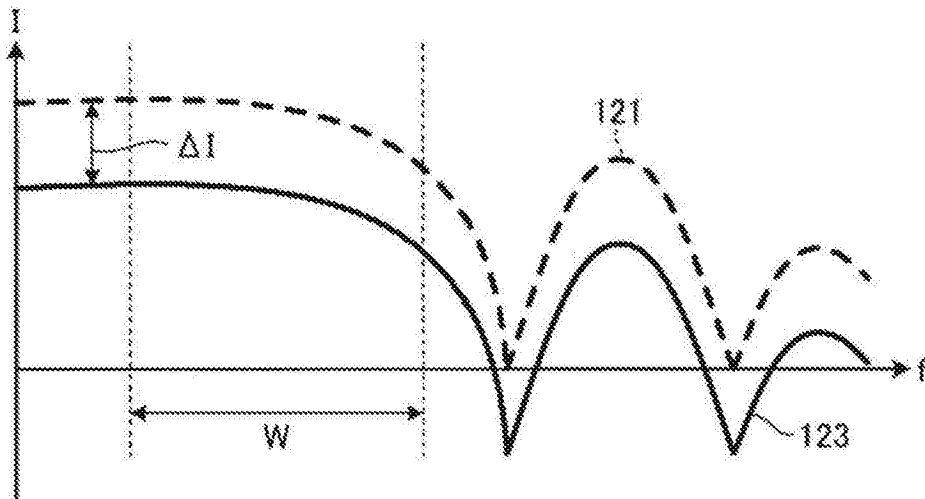


图17

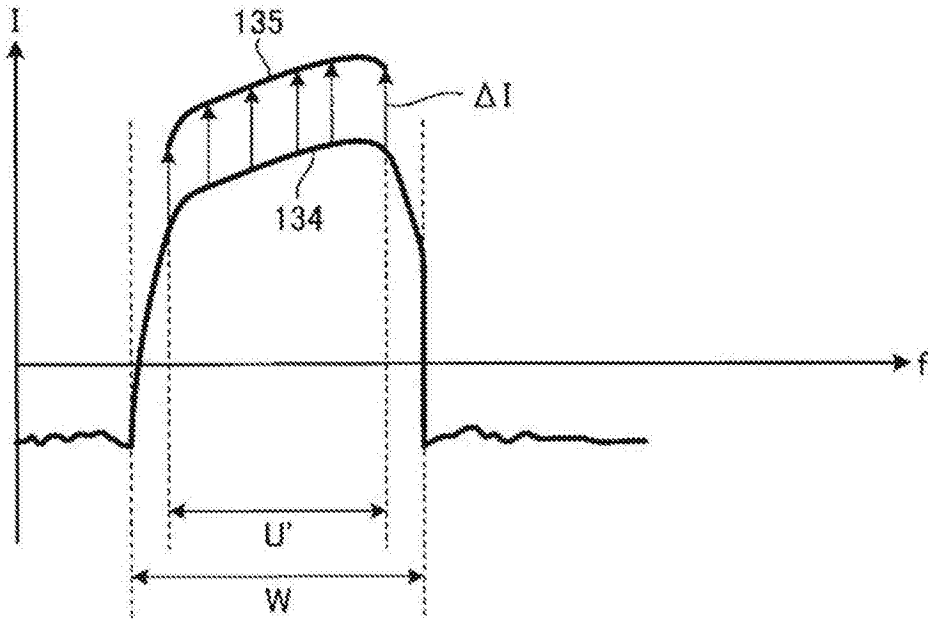


图18

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="#">CN106659478A</a>	公开(公告)日	2017-05-10
申请号	CN201680002257.8	申请日	2016-04-28
[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	宫木浩仲		
发明人	宫木浩仲		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/463 A61B8/481 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/5269 A61B8/54 G01S7/52033 G01S7/52036 G01S7/52074		
代理人(译)	刘新宇 张会华		
优先权	2015098586 2015-05-13 JP		
其他公开文献	CN106659478B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

超声波观测装置具备：频率分析部，其通过对从超声波探头接收到的电的回波信号的频率进行分析来计算该回波信号的频谱；频带设定部，其根据发送驱动波来设定在计算频谱的特征量时应用的特征量计算用频带；强度校正部，其利用根据发送驱动波确定的校正量对由频带设定部设定的特征量计算用频带内的频谱的强度进行校正，由此计算校正频谱；以及近似部，其通过在特征量计算用频带内对由强度校正部计算出的校正频谱进行近似来提取该校正频谱的特征量。由此，提供一种能够不依赖于所发送的超声波的特性而与接收到的超声波对应的频谱的特征量保持为固定的超声波观测装置、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。

