



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107530057 A

(43)申请公布日 2018.01.02

(21)申请号 201680027339.8

(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

(30)优先权数据

代理人 刘新宇

2015-098319 2015.05.13 JP

(51)Int.Cl.

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 8/12(2006.01)

2017.11.10

A61B 8/14(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2016/063349 2016.04.28

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/181856 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 川岛知直

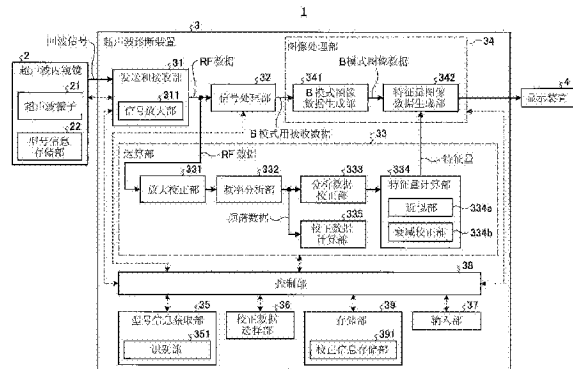
权利要求书2页 说明书19页 附图9页

(54)发明名称

超声波诊断装置、超声波诊断装置的工作方法以及超声波诊断装置的工作程序

(57)摘要

本发明所涉及的超声波诊断装置基于由超声波探头获取到的超声波信号来生成超声波图像,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,该超声波诊断装置具备:分析部,其基于从观测对象接收到的超声波信号来生成分析数据;以及校正部,其使用基于第一基准数据和第二基准数据的校正数据来校正分析数据,其中,该第一基准数据是根据使用超声波振子或与该超声波振子同一种类的超声波振子从基准反射体接收到的超声波信号而得到的数据,该第二基准数据是根据使用与超声波振子不同种类的超声波振子从基准反射体接收到的超声波信号而得到的数据。



CN 107530057 A

1. 一种超声波诊断装置, 基于由超声波探头获取到的超声波信号来生成超声波图像, 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, 该超声波诊断装置的特征在于, 具备:

分析部, 其基于从所述观测对象接收到的超声波信号来生成分析数据; 以及

校正部, 其使用基于第一基准数据和第二基准数据的校正数据来校正所述分析数据, 其中, 该第一基准数据是根据使用所述超声波振子或与该超声波振子同一种类的超声波振子从基准反射体接收到的超声波信号而得到的数据, 该第二基准数据是根据使用与所述超声波振子不同种类的超声波振子从所述基准反射体接收到的超声波信号而得到的数据。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置, 其特征在于,

所述校正数据是基于所述第一基准数据和所述第二基准数据而计算出的数据, 其中, 所述第一基准数据和所述第二基准数据是从所述基准反射体的至少一个规定的共同深度得到的数据。

3. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置, 其特征在于,

所述规定的共同深度是焦点深度。

4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置, 其特征在于,

所述校正数据是依赖于所述超声波的频率的数据,

所述校正部按每个接收深度、每个频率来进行所述分析数据的校正。

5. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置, 其特征在于,

所述第一基准数据、所述第二基准数据以及所述校正数据是频谱数据。

6. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置, 其特征在于,

所述共同深度被设定在规定的深度范围内, 在规定的深度范围内包含所述第一基准数据、所述第二基准数据和所述校正数据中的至少一种数据的频谱数据的焦点深度。

7. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置, 其特征在于,

所述分析部生成的分析数据是用于显示所述观测对象的组织性状的频谱数据或频率特征量。

8. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置, 其特征在于,

还具备存储部, 该存储部用于存储所述第一基准数据、所述第二基准数据和所述校正数据中的至少一种数据。

9. 根据权利要求8所述的超声波诊断装置, 其特征在于,

所述存储部将所述第一基准数据与所述第二基准数据的差存储为所述校正数据,

所述校正部对由所述分析部基于从所述观测对象得到的回波信号新计算出的所述分析数据加上所述差, 由此校正所述分析数据。

10. 根据权利要求8所述的超声波诊断装置, 其特征在于,

所述存储部用于存储所述第一基准数据和所述第二基准数据,

该超声波诊断装置还具备校正数据计算部, 该校正数据计算部计算所述第一基准数据与所述第二基准数据的差来作为所述校正数据。

11. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置, 其特征在于,

所述校正数据是基于从所述基准反射体的至少一个特定的共同深度得到的回波信号而计算出的所述第一基准数据与所述第二基准数据的差,

所述校正部与接收深度无关地使用所述校正数据来进行校正。

12. 根据权利要求8所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述存储部预先存储与多种超声波振子分别关联的多种校正数据,

该超声波诊断装置还具备:信息获取部,其获取与该超声波诊断装置连接的一个或多个超声波振子的信息;以及

校正数据选择部,其基于由所述信息获取部获取到的信息,从所述存储部所存储的所述多种校正数据中选择与所连接的所述超声波振子相关联的所述校正数据。

13. 根据权利要求12所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述超声波振子的信息包含所连接的超声波振子的型号或与该超声波振子本体有关的固有信息,

该超声波诊断装置具备识别部,该识别部基于所述固有信息来识别所连接的所述超声波振子,

所述校正数据选择部从所述存储部中存储的多种校正数据中选择与由所述识别部识别出的超声波振子相关联的校正数据。

14. 一种超声波诊断装置的工作方法,该超声波诊断装置基于由超声波探头获取到的超声波信号来生成超声波图像,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,该超声波诊断装置的工作方法的特征在于,包括以下步骤:

分析步骤,分析部基于从所述观测对象接收到的超声波信号来生成分析数据;以及

校正步骤,校正部使用基于第一基准数据和第二基准数据的校正数据来校正所述分析数据,其中,该第一基准数据是根据使用所述超声波振子或与该超声波振子同一种类的超声波振子从基准反射体接收到的超声波信号而得到的数据,该第二基准数据是根据使用与所述超声波振子不同种类的超声波振子从所述基准反射体接收到的超声波信号而得到的数据。

15. 一种超声波诊断装置的工作程序,该超声波诊断装置基于由超声波探头获取到的超声波信号来生成超声波图像,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,该超声波诊断装置的工作程序的特征在于,使所述超声波诊断装置执行以下工序:

分析工序,分析部基于从所述观测对象接收到的超声波信号来生成分析数据;以及

校正工序,校正部使用基于第一基准数据和第二基准数据的校正数据来校正所述分析数据,其中,该第一基准数据是根据使用所述超声波振子或与该超声波振子同一种类的超声波振子从基准反射体接收到的超声波信号而得到的数据,该第二基准数据是根据使用与所述超声波振子不同种类的超声波振子从所述基准反射体接收到的超声波信号而得到的数据。

超声波诊断装置、超声波诊断装置的工作方法以及超声波诊断装置的工作程序

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诊断装置、超声波诊断装置的工作方法以及超声波诊断装置的工作程序。

背景技术

[0002] 以往,作为使用超声波对检查体等观察对象的组织性状进行观测的技术,已知一种将接收到的超声波信号的频谱的特征量进行图像化的技术(例如,参照专利文献1)。在该技术中,提取出频谱的特征量来作为表示观察对象的组织性状的分析值之后,生成附加有与该特征量对应的视觉信息的特征量图像并显示该图像。医生等手术操作者通过观察所显示的特征量图像来对检查体的组织性状进行诊断。

[0003] 专利文献1:专利第5433097号公报

发明内容

[0004] 发明要解决的问题

[0005] 根据专利文献1,在使用相同的超声波振子的情况、使用虽为不同的超声波振子但频率特性却等同的超声波振子的情况下,能够高精度地鉴别组织性状。然而,在使用频率特性不同的超声波振子的情况、例如由于观测器型号的差异等而使用特性差异不同的超声波振子来获取数据并对该数据进行分析来鉴别组织性状的情况下,有时由于超声波振子的特性差异而分析值不同。因此,寻求着一种能够进行保证了客观性的鉴别的技术。

[0006] 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不依赖于超声波振子的特性差异地获取保证了客观性的分析值的超声波诊断装置、超声波诊断装置的工作方法以及超声波诊断装置的工作程序。

[0007] 用于解决问题的方案

[0008] 为了解决上述问题并达成目的,本发明所涉及的超声波诊断装置基于由超声波探头获取到的超声波信号来生成超声波图像,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,该超声波诊断装置的特征在于,具备:分析部,其基于从所述观测对象接收到的超声波信号来生成分析数据;以及校正部,其使用基于第一基准数据和第二基准数据的校正数据来校正所述分析数据,其中,该第一基准数据是根据使用所述超声波振子或与该超声波振子同一种类的超声波振子从基准反射体接收到的超声波信号而得到的数据,该第二基准数据是根据使用与所述超声波振子不同种类的超声波振子从所述基准反射体接收到的超声波信号而得到的数据。

[0009] 本发明所涉及的超声波诊断装置的特征在于,在上述发明中,所述校正数据是基于所述第一基准数据和所述第二基准数据而计算出的数据,其中,所述第一基准数据和所述第二基准数据是从所述基准反射体的至少一个规定的共同深度得到的数据。

[0010] 本发明所涉及的超声波诊断装置的特征在于,在上述发明中,所述规定的共同深

度是焦点深度。

[0011] 本发明所涉及的超声波诊断装置的特征在于,在上述发明中,所述校正数据是依赖于所述超声波的频率的数据,所述校正部按每个接收深度、每个频率来进行所述分析数据的校正。

[0012] 本发明所涉及的超声波诊断装置的特征在于,在上述发明中,所述第一基准数据、所述第二基准数据以及所述校正数据是频谱数据。

[0013] 本发明所涉及的超声波诊断装置的特征在于,在上述发明中,所述共同深度被设定在规定的深度范围内,在规定的深度范围内包含所述第一基准数据、所述第二基准数据和所述校正数据中的至少一种数据的频谱数据的焦点深度。

[0014] 本发明所涉及的超声波诊断装置的特征在于,在上述发明中,所述分析部生成的分析数据是用于显示所述观测对象的组织性状的频谱数据或频率特征量。

[0015] 本发明所涉及的超声波诊断装置的特征在于,在上述发明中,还具备存储部,该存储部用于存储所述第一基准数据、所述第二基准数据和所述校正数据中的至少一种数据。

[0016] 本发明所涉及的超声波诊断装置的特征在于,在上述发明中,所述存储部将所述第一基准数据与所述第二基准数据的差存储为所述校正数据,所述校正部对由所述分析部基于从所述观测对象得到的回波信号新计算出的所述分析数据加上所述差,由此校正所述分析数据。

[0017] 本发明所涉及的超声波诊断装置的特征在于,在上述发明中,所述存储部用于存储所述第一基准数据和所述第二基准数据,该超声波诊断装置还具备校正数据计算部,该校正数据计算部计算所述第一基准数据与所述第二基准数据的差来作为所述校正数据。

[0018] 本发明所涉及的超声波诊断装置的特征在于,在上述发明中,所述校正数据是基于从所述基准反射体的至少一个特定的共同深度得到的回波信号而计算出的所述第一基准数据与所述第二基准数据的差,所述校正部与接收深度无关地使用所述校正数据来进行校正。

[0019] 本发明所涉及的超声波诊断装置的特征在于,在上述发明中,所述存储部预先存储与多种超声波振子分别关联的多种校正数据,该超声波诊断装置还具备:信息获取部,其获取与该超声波诊断装置连接的一个或多个超声波振子的信息;以及校正数据选择部,其基于由所述信息获取部获取到的信息,从所述存储部所存储的所述多种校正数据中选择与所连接的所述超声波振子相关联的所述校正数据。

[0020] 本发明所涉及的超声波诊断装置的特征在于,在上述发明中,所述超声波振子的信息包含所连接的超声波振子的型号或与该超声波振子本体有关的固有信息,该超声波诊断装置具备识别部,该识别部基于所述固有信息来识别所连接的所述超声波振子,所述校正数据选择部从所述存储部中存储的多种校正数据中选择与由所述识别部识别出的超声波振子相关联的校正数据。

[0021] 本发明所涉及的超声波诊断装置的工作方法是如下的超声波诊断装置的工作方法,该超声波诊断装置基于由超声波探头获取到的超声波信号来生成超声波图像,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,该超声波诊断装置的工作方法的特征在于,包括以下步骤:分析步骤,分析部基于从所述观测对象接收到的超声波信号来生成分析数据;以及校正步骤,校正部使用基于第一基准数据和

第二基准数据的校正数据来校正所述分析数据,其中,该第一基准数据是根据使用所述超声波振子或与该超声波振子同一种类的超声波振子从基准反射体接收到的超声波信号而得到的数据,该第二基准数据是根据使用与所述超声波振子不同种类的超声波振子从所述基准反射体接收到的超声波信号而得到的数据。

[0022] 本发明所涉及的超声波诊断装置的工作程序是如下的超声波诊断装置的工作程序,该超声波诊断装置基于由超声波探头获取到的超声波信号来生成超声波图像,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,该超声波诊断装置的工作程序的特征在于,使所述超声波诊断装置执行以下工序:分析工序,分析部基于从所述观测对象接收到的超声波信号来生成分析数据;以及校正工序,校正部使用基于第一基准数据和第二基准数据的校正数据来校正所述分析数据,其中,该第一基准数据是根据使用所述超声波振子或与该超声波振子同一种类的超声波振子从基准反射体接收到的超声波信号而得到的数据,该第二基准数据是根据使用与所述超声波振子不同种类的超声波振子从所述基准反射体接收到的超声波信号而得到的数据。

[0023] 发明的效果

[0024] 根据本发明,发挥能够不依赖于超声波振子的特性差地获取保证了客观性的分析值这一效果。

附图说明

[0025] 图1是示出具备本发明的一个实施方式所涉及的超声波诊断装置的超声波诊断系统的结构的框图。

[0026] 图2是示出本发明的一个实施方式所涉及的超声波诊断装置的信号放大部进行的放大处理中的接收深度与放大率之间的关系图。

[0027] 图3是示意性地示出超声波振子的扫描区域和B模式用接收数据的图。

[0028] 图4是示出本发明的一个实施方式所涉及的超声波诊断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图。

[0029] 图5是示意性地示出超声波信号的一个声线中的数据排列的图。

[0030] 图6是示出由本发明的一个实施方式所涉及的超声波诊断装置的分析数据校正部校正后的频谱数据的例子的图。

[0031] 图7是示出具有由本发明的一个实施方式所涉及的超声波诊断装置的衰减校正部计算出的特征量来作为参数的直线的图。

[0032] 图8是某个频率下的频谱数据的相对于往复距离的分布图,是示出通过实际的观测获得的观测数据以及根据该观测数据获得的理论数据的例子的图。

[0033] 图9是某个频率下的相对于往复距离的分布图,是示出通过实际的观测获得的观测数据和校正后的观测数据的例子的图。

[0034] 图10是用于说明由分析数据校正部进行的分析数据的校正的示意图。

[0035] 图11是示出本发明的一个实施方式所涉及的超声波诊断装置进行的处理的概要的流程图。

[0036] 图12是示出本发明的一个实施方式所涉及的超声波诊断装置的频率分析部执行的处理的概要的流程图。

[0037] 图13是示意性地示出本发明的一个实施方式所涉及的超声波诊断装置的显示装置中的特征量图像的显示例的图。

具体实施方式

[0038] 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”)。

[0039] (实施方式)

[0040] 图1是示出具备本发明的一个实施方式所涉及的超声波诊断装置3的超声波诊断系统1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(超声波探头),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;超声波诊断装置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,其显示由超声波诊断装置3生成的超声波图像。超声波诊断装置3能够连接一个或同时连接多个超声波内窥镜2。此外,在图1中,实线的箭头表示与图像有关的电信号的传输,虚线的箭头表示与控制有关的电信号的传输。

[0041] 超声波内窥镜2在其前端部具有:超声波振子21,其将从超声波诊断装置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回波信号并输出;以及型号信息存储部22,其存储该超声波内窥镜2的型号信息。此外,超声波内窥镜2包含后述的基准超声波内窥镜、校正用超声波内窥镜以及生物体观察用超声波内窥镜。

[0042] 在型号信息存储部22存储的型号信息中至少包含超声波振子21的型号或与该超声波内窥镜2本体有关的信息。

[0043] 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、呼吸器官及其周围脏器(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。

[0044] 超声波诊断装置3与超声波内窥镜2电连接,该超声波诊断装置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发送包括高电压脉冲的发送信号(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数字的高频(RF: Radio Frequency:无线电频率)信号的数据(以下,称为RF数据)并输出该数据;信号处理部32,其根据从发送和接收部31接收到的RF数据来生成数字的B模式用接收数据;运算部33,其对从发送和接收部31接收到的RF数据实施规定的运算;图像处理部34,其生成各种图像数据;型号信息获取部35,其获取与该超声波诊断装置3连接的超声波内窥镜2的型号信息,来识别所连接的超声波内窥镜2;校正数据选择部36,其选择与型号信息获取部35的识别结果相应的超声波内窥镜2的校正数据;输入部37,其使用键盘、鼠标、触摸面板等输入设备来实现,接受各种信息的输入;控制部38,其控制超声波诊断系统1整体;以及存储部39,其存储超声波诊断装置3的动作所需的各种信息。

[0045] 发送和接收部31具有将回波信号放大的信号放大部311。信号放大部311进行STC(Sensitivity Time Control:灵敏度时间控制)校正,该STC校正是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。图2是示出信号放大部311进行的放大处理中的接收

深度与放大率之间的关系。图2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而计算出的量。如图2所示,在接收深度 z 小于阈值 z_{th} 的情况下,放大率 β (dB) 随着接收深度 z 的增加而从 β_0 向 β_{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 β (dB) 取固定值 β_{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 β 随着接收深度 z 的增加而单调增加即可。此外,图2所示的关系被预先存储于存储部39。

[0046] 发送和接收部31对由信号放大部311放大的回波信号实施滤波等处理,之后以适当的采样频率(例如50MHz)进行采样来进行离散化(所谓的A/D转换处理),由此生成时域的RF数据并向信号处理部32和运算部33输出该RF数据。此外,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。

[0047] 设发送和接收部31所发送的脉冲信号的频带为大致覆盖由超声波振子21将脉冲信号向超声波脉冲进行电声转换时的线性响应频带的宽频带。另外,设信号放大部311中的回波信号的各种处理频带为大致覆盖由超声波振子21将超声波回波向回波信号进行声电转换时的线性响应频带的宽频带。由此,在执行后述的频谱的近似处理时能够进行高精度的近似。

[0048] 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38输出的各种控制信号,并且从超声波内窥镜2的型号信息存储部22接收包括识别用的1D在内的各种信息并向控制部38发送上述各种信息。

[0049] 信号处理部32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 V_c 得到的量的常用对数并用分贝值来表现。在该B模式用接收数据中,表示超声波脉冲的反射的强度的接收信号的振幅或强度沿超声波脉冲的发送和接收方向(深度方向)排列。图3是示意性地示出超声波振子21的扫描区域(以下,也有时简称为扫描区域)和B模式用接收数据的图。图3所示的扫描区域 S 呈扇形。此外,在图3中,用直线表现超声波往复的路径(声线),用排列在各声线上的点来表现B模式用接收数据。在图3中,为了便于之后的说明,对各声线从扫描开始(图3的右侧)起依次附加有编号1、2、3……。而且,将第一个声线定义为 SR_1 ,将第二个声线定义为 SR_2 ,将第三个声线定义为 SR_3 ,……,将第 k 个声线定义为 SR_k 。图3相当于超声波振子21是凸起型振子的情况。另外,在图3中,将B模式用接收数据的接收深度记载为 z 。在从超声波振子21的表面照射的超声波脉冲被处于接收深度 z 的反射体反射并作为超声波回波返回到超声波振子21的情况下,其往复距离 L 与接收深度 z 之间存在 $z=L/2$ 的关系。信号处理部32将所生成的B模式用接收数据输出到图像处理部34的B模式图像数据生成部341。信号处理部32使用CPU(Central Processing Unit:中央处理单元)、各种运算用的电路等来实现。

[0050] 运算部33具有:放大校正部331,其对由发送和接收部31生成的RF数据以放大率 β 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(分析部),其对进行了放大校正的RF数据实施高速傅立叶转换(FFT:Fast Fourier Transform)来进行频率分析,由此计算频谱数据;分析数据校正部333(校正部),其进行由频率分析部332计算出的频谱数据的校正;特征量计算部334,其计算频谱的特征量;以及校正数据计算部335,其计算在由分析数据校正部333进行的频谱数据的校正中使用的校正数据。运算部33使用CPU(Centra

lProcessing Unit,中央处理单元)、各种运算电路等来实现。

[0051] 图4是示出放大校正部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图。如图4所示,关于放大校正部331进行的放大处理中的放大率 β (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} 为止线性地减少,在接收深度 z 为阈值 z_{th} 以上时为零。放大校正部331利用像这样决定的放大率对RF数据进行放大校正,由此能够抵消信号处理部32中的STC校正的影响,从而能够输出放大率 β_{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 β 之间的关系根据信号处理部32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。

[0052] 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中排除衰减的影响。因此,在生成将回波信号的振幅转换为亮度来显示的B模式图像的情况且扫描了同样的组织的情况下,通过进行STC校正来使亮度值不依赖于深度而为固定。即,能够获得从B模式图像的亮度值排除衰减的影响的效果。

[0053] 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分析而得到的结果的情况下,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(参照后述的衰减量 $2\zeta_z f$),但STC校正的放大率仅根据距离而发生变化,不具有频率依赖性,不能对由于衰减而发生的频谱的变化进行校正。

[0054] 因此,在本实施方式中,为了从RF数据排除STC校正的影响而利用放大校正部331进行图4示出的放大率的校正。

[0055] 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RF数据(线数据)再次进行采样,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RF数据上的多个位置(数据位置)处的频谱(分析数据)。此处所说的“频谱”意味着通过对采样数据群实施FFT处理而得到的“某个接收深度 z 处的强度的频率分布”。另外,此处所说的“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、其组合中的某一个。

[0056] 在本实施方式中,设采用回波信号的电压来作为强度且频率分析部332根据电压振幅的频率成分 $V(f,L)$ 来生成频谱的数据(以下,也称为频谱数据)的情况来进行说明。 f 是频率。频率分析部332在实施了将电压振幅的频率成分 $V(f,L)$ 除以基准电压 V_c 后取常用对数(\log)并以分贝为单位来表现的对数转换处理之后,通过对该对数转换处理的结果乘以适当的正的常数 A 来生成通过以下的式(1)给出的频谱数据 $F(f,L)$ 。

[0057]
$$F(f,L) = A \cdot \log \{V(f,L) / V_c\} \cdots (1)$$

[0058] 在此, \log 是常用对数(以下相同)。

[0059] 以下,对通过由频率分析部332进行的频率分析来求出电压振幅的频率成分 $V(f,L)$ 的方法进行说明。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,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。此处所说的“生物体组织的性状”例如是恶性肿瘤(癌)、良性肿瘤、内分泌肿瘤、粘液性肿瘤、正常组织、囊肿、血管等。

[0060] 图5是示意性地示出超声波信号的一个声线 SR_k 中的数据排列的图。声线 SR_k 中的白

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,则该数据是沿声线 SR_k 计算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5的箭头)。如上所述,声线 SR_k 是对通过由发送和接收部31进行的A/D转换处理从回波信号中采样而被离散化的RF数据利用频率分析部332进一步进行采样而得到的采样数据。在图5中示出了将编号 k 的声线 SR_k 的第八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设定。频率分析部332的计算结果能够以复数形式获得并被保存于存储部39。

[0061] 图5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12)。之后,频率分析部332如上所述那样执行FFT处理,计算电压振幅的频率成分 $V(f,L)$,基于上述式(1)来计算频谱数据 $F(f,L)$,并将该频谱数据 $F(f,L)$ 输入到分析数据校正部333和校正数据计算部335。

[0062] 分析数据校正部333对由频率分析部332计算出的多个频谱数据(分析数据)加上校正数据,由此对频谱数据进行校正。具体地说,分析数据校正部333使用基于相同型号的理论数据(第一基准数据)和成为分析数据校正的基准的理论数据(第二基准数据)这两个基准数据而计算出的校正数据来对频谱数据进行校正,其中,该相同型号的理论数据(第一基准数据)是根据使用具备超声波振子21或与超声波振子21同一种类的超声波振子21的校正用超声波内窥镜从基准模型(基准反射体)接收到的超声波信号而得到的数据,成为分析数据校正的基准的理论数据(第二基准数据)是根据使用具备特定的基准超声波振子的基准超声波内窥镜从基准模型接收到的超声波信号而得到的数据。在后文中叙述校正数据的计算方法。

[0063] 图6是示出由分析数据校正部333校正后的频谱数据的例子的图。在图6中,横轴是频率 f 。另外,在图6中,纵轴是通过上式(1)给出的频谱数据 $F(f,L)$ 。在后文中叙述图6所示的直线 L_{10} 。此外,在本实施方式中,曲线和直线由离散的点的集合构成。

[0064] 在图6所示的频谱数据 C_i 中,在之后的运算中使用的频带的下限频率 f_L 和上限频率 f_H 是根据超声波振子21的频带、由发送和接收部31发送的脉冲信号的频带等决定的参数。以下,在图6中,将由下限频率 f_L 和上限频率 f_H 决定的频带称为“频带U”。

[0065] 特征量计算部334具有:近似部334a,其利用直线对从分析数据校正部333输出的多个频谱数据进行近似,由此对进行衰减校正处理之前的频谱数据的特征量(以下,称为校正前特征量)进行计算;以及衰减校正部334b,其通过对由近似部334a计算出的校正前特征量进行衰减校正,来计算特征量。

[0066] 近似部334a进行规定频带内的频谱数据的回归分析并利用一次式(回归直线)对频谱数据进行近似,由此计算使进行了该近似的一次式具有特征的校正前特征量。例如,在频谱数据是图6所示的 C_i 的状态的情况(由分析数据校正部333校正后的频谱数据的情况)下,近似部334a通过在频带U内进行回归分析并利用一次式对频谱数据 C_i 进行近似来获得回归直线 L_{10} 。接着,近似部334a计算回归直线 L_{10} 的斜率 a_0 、截距 b_0 以及频带U的中心频率

(即,“频带中心频率”) $f_M = (f_L + f_H) / 2$ 下的回归直线上的值即频带中心对应强度 (Mid-band fit) $c_0 = a_0 f_M + b_0$, 来作为校正前特征量。

[0067] 三个校正前特征量中的斜率 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。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, 给出有效的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。之后, 近似部 334a 将这些校正前特征量 a_0 、 b_0 、 c_0 输出到衰减校正部 334b。此外, 近似部 334a 也可以通过回归分析并利用二次以上的多项式对频谱数据进行近似。

[0068] 对由衰减校正部 334b 进行的校正进行说明。在此, 基于超声波 (严格地说是声压振幅 $P(f, L)$) 的衰减来说明频谱数据 $F(f, L)$ 的衰减量。一般来说, 据经验可知, 在介质均匀的情况下, 使用正的常数 μ , 通过以下的式 (2) 给出来自往复距离 L 中存在的反射体的超声波的在频率 f 下的声压振幅 $P(f, L)$ 。

$$[0069] \quad P(f, L) = P(f, 0) \cdot \exp(-\mu f L) \cdots (2)$$

[0070] 由于 $\mu > 0$, 因此式 (2) 意味着声压振幅 $P(f, L)$ 相对于频率 f 和往复距离 L 的增加而以指数函数的形式衰减。

[0071] 另一方面, 当将频率 f 下的往复距离区间 $L \sim L + \Delta L$ 之间的声压振幅的衰减量设为 $Loss(f, L)$ [dB] 时, 通过下式 (3) 来定义该衰减量。

$$[0072] \quad Loss(f, L) = A \cdot \log \{P(f, L) / P(f, L + \Delta L)\} = A \cdot \log P(f, L) - A \cdot \log P(f, L + \Delta L) \cdots (3)$$

[0073] 在此, 右边的常数 A 与式 (1) 的常数 A 相同。并且, 将每单位距离和每单位频率的率定义为“衰减率”, 并用 ζ 来表现。当在式 (2) 中应用该定义时, 通过下式给出衰减率 ζ 。

$$[0074] \quad \begin{aligned} \zeta &= (\partial / \partial f) \text{Lim} \{Loss(f, L) / \Delta L\} \\ &= (\partial / \partial f) \{-A(\partial / \partial L) \log P(f, L)\} \\ &= -A (\partial^2 / \partial f \partial L) \log P(f, L) \cdots (4) \end{aligned}$$

[0075] 在此, $\text{Lim} \{Loss(f, L) / \Delta L\}$ 意味着函数 $Loss(f, L) / \Delta L$ 的 $\Delta L \rightarrow 0$ 时的极限。

[0076] 此外, 上述常数 μ 与衰减率 ζ 之间的关系如下述那样。若将式 (2) 代入式 (4) 的 $P(f, L)$, 则衰减率 ζ 为

$$[0077] \quad \begin{aligned} \zeta &= -A (\partial^2 / \partial f \partial L) [\log \{P(f, 0) \cdot \exp(-\mu f L)\}] \\ &= -A (\partial^2 / \partial f \partial L) \{\log P(f, 0) - \mu f L \log e\} \\ &= (\log e) A \mu \cdots (5) \end{aligned}$$

[0078] 在此, e 是自然对数的底数。根据式 (1) 可知, 衰减率 ζ 也是正的常数。

[0079] 此外, 若将超声波振子 21 的灵敏度作为频率 f 的函数而设为 $\gamma(f)$, 则通过下式 (6) 给出对 RF 数据实施了 FFT 处理后的振幅成分 $V(f, L)$ 。

[0080] $V(f, L) = \gamma(f) \cdot P(f, L) \cdots (6)$

[0081] 若将式(2)代入该式(6)的 $P(f, L)$,则能够获得下式(7)。

[0082] $V(f, L) = \gamma(f) \cdot P(f, 0) \cdot \exp(-\mu f L)$

[0083] $= V(f, 0) \cdot \exp(-\mu f L) \cdots (7)$

[0084] 通过将式(7)代入式(1),能够获得下式(8)。

[0085] $F(f, L) = A \cdot \log\{V(f, 0) \cdot \exp(-\mu f L) / V_c\}$

[0086] $= A \log \cdot \exp(-\mu f L) + A \log\{V(f, 0) / V_c\}$

[0087] $= -(\log e) A \mu f L + F(f, 0) \cdots (8)$

[0088] 并且,通过将式(5)代入式(8)的右边,能够导出下式(9)。

[0089] $V(f, L) - F(f, 0) = -\zeta f L \cdots (9)$

[0090] 根据该式(9)能够获得后述的式(14)。另外,在观测对象是生物体的情况下,根据生物体的部位来决定衰减率 ζ 的具体的值。衰减率 ζ 的单位例如是[dB/cm/MHz]。此外,在本实施方式中,还能够设为能够通过来自输入部37的输入来变更衰减率 ζ 的值的结构。

[0091] 基于式(9),由于超声波在接收深度 z 处往复的期间的衰减而引起的频谱数据 $F(f, L)$ 的衰减量是 $2\zeta_z f$ 。各频率 f 下的频谱数据 $F(f, L)$ 分别衰减 $2\zeta_z f$,因此当将横轴设为频率 f 时,频谱数据所描绘的曲线同样地逐渐下降。因而,斜率 a_0 的衰减量是 $2\zeta_z$ [dB/MHz]。即,斜率 a_0 的衰减校正量是 $2\zeta_z$,如果将该衰减校正量 $2\zeta_z$ 与校正前特征量 a_0 相加,则能够进行衰减校正。因而,能够通过下式求出衰减校正后的斜率 a 。

[0092] $a = a_0 + 2\zeta_z \cdots (10)$

[0093] 并且,能够认为截距 b_0 是频率 $f=0$ 的频谱成分,因此截距 b_0 的衰减量是 $2\zeta_z \times 0 = 0$ [dB]。即,截距 b_0 不发生衰减,因此能够通过下式求出衰减校正后的截距 b 。

[0094] $b = b_0 \cdots (11)$

[0095] 最后,通过 $c_0 = a_0 f_M + b_0$ 来定义衰减校正前的频带中心对应强度 c_0 ,还将衰减校正后的频带中心对应强度 c 定义为 $c = a f_M + b$ 。因此,频带中心对应强度 c_0 的衰减校正量是 $c - c_0 = (a - a_0) f_M$,能够通过下式求出衰减校正后的频带中心对应强度 c 。

[0096] $c = c_0 + (a - a_0) f_M = c_0 + (a_0 + 2\zeta_z - a_0) f_M = c_0 + 2\zeta_z f_M \cdots (12)$ 图7是示出具有由衰减校正部334b计算出的特征量 a 、 b 、 c 来作为参数的直线的图。用下式(13)表示直线 L_1 的式子。

[0097] $F(f, L) = a f + b = (a_0 + 2\zeta_z) f + b_0 \cdots (13)$

[0098] 如根据该式(13)也显而易见的那样,直线 L_1 与衰减校正前的直线 L_{10} 相比,斜率大($a > a_0$)且截距相同($b = b_0$)。之后,特征量计算部334将这些进行了衰减校正的特征量 a 、 b 、 c 输出到图像处理部34。

[0099] 校正数据计算部335基于频率分析部332在某种适当的条件下生成的频谱数据 $F(f, L)$ 来计算校正数据。在后文中叙述校正数据的详细内容。

[0100] 图像处理部34具有:B模式图像数据生成部341,其生成将回波信号的振幅转换为亮度来显示的超声波图像、即B模式图像数据;以及特征量图像数据生成部342,其生成将由衰减校正部334b计算出的特征量与视觉信息相关联地同B模式图像一起显示的特征量图像数据。

[0101] B模式图像数据生成部341对从信号处理部32接收到的B模式用接收数据进行使用了增益处理、对比度处理等公知技术的信号处理,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。B模式图像是采用RGB颜色系统来作为颜色空间的情况下的变量即R(红)、G(绿)、B(蓝)的值一致而得到的灰度图像。

[0102] B模式图像数据生成部341对来自信号处理部32的B模式用接收数据实施以能够在空间上准确地表现扫描范围的方式重新排列的坐标转换,之后实施B模式用接收数据间的插值处理,由此填充B模式用接收数据间的空隙,来生成B模式图像数据。B模式图像数据生成部341将生成的B模式图像数据输出到特征量图像数据生成部342。

[0103] 特征量图像数据生成部342将视觉信息与由特征量计算部334计算出的特征量的值相关联。接着,确定与B模式图像数据上的各像素的位置对应的采样数据群。接着,对各像素分配与根据各采样数据群计算出的特征量的值相关联的上述视觉信息。通过这样,特征量图像数据生成部342对B模式图像数据中的各像素分配视觉信息。具体的分配方式如下所述。首先,特征量图像数据生成部342例如对与图5所示的一个采样数据群 F_j ($j=1,2,\dots,K$)的数据量对应的像素区域分配与根据该采样数据群 F_j 计算出的频谱的特征量对应的视觉信息。特征量图像数据生成部342例如将作为视觉信息的色相与上述斜率、截距、频带中心对应强度中的任一个对应起来,由此生成特征量图像数据。此外,特征量图像数据生成部342也可以将色相与从斜率、截距、频带中心对应强度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。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。

[0104] 型号信息获取部35具有识别部351,该识别部351根据获取到的超声波内窥镜2的型号信息来识别与该超声波诊断装置3连接的超声波内窥镜2。识别部351生成基于型号信息中包含的超声波振子21的型号或与超声波内窥镜2本体有关的信息而识别出的超声波内窥镜2的识别结果,并将该识别结果输出到控制部38。

[0105] 校正数据选择部36经由控制部38获取识别部351的识别结果,并参照存储部39(后述的校正信息存储部391)来选择与识别结果相应的超声波内窥镜2的校正数据。校正数据选择部36将与所选择出的校正数据有关的信息输出到控制部38。

[0106] 控制部38使用具有运算和控制功能的CPU(Central Processing Unit,中央处理单元)或各种运算电路等来实现。控制部38从存储部39读出存储部39所存储、保存的信息,并执行与超声波诊断装置3的工作方法相关联的各种运算处理,由此对超声波诊断装置3进行综合控制。此外,也能够使用与信号处理部32、运算部33、校正数据选择部36共用的CPU等来构成控制部38。

[0107] 存储部39存储由衰减校正部334b按每个频谱计算出的多个特征量、由图像处理部34生成的图像数据。另外,存储部39具有校正信息存储部391,该校正信息存储部391存储分析数据校正部333校正频谱数据时所使用的校正数据。

[0108] 存储部39除了存储上述信息以外,例如还存储放大处理所需的信息(图2所示的放大率与接收深度之间的关系)、放大校正处理所需的信息(图4所示的放大率与接收深度之间的关系)、对数转换处理所需的信息(参照式(1),例如 A 、 V_c 的值)、频率分析处理所需的窗函数(Hamming(汉明窗)、Hanning(汉宁窗)、Blackman(布莱克曼窗)等)的信息等。

[0109] 另外,存储部39存储包含用于执行超声波诊断装置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,上述各种程序也能够经由通信网络下载来获取。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,不论有线、无线方式都可以。

[0110] 具有以上结构的存储部39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)或硬盘等来实现。

[0111] 接着,对由分析数据校正部333进行的频谱数据的校正进行说明。由超声波振子21得到的回波信号理论上与距超声波振子21的距离相应地发生指数衰减。在信号放大部311中对将回波信号进行A/D转换而得到的RF数据实施接收深度越大则以越高的放大率进行放大的STC校正。但是,在经过放大校正部331之后,STC校正的影响被抵消,因此之后的RF数据与回波信号同样地发生指数衰减。另一方面,频谱数据 $F(f, L)$ 是利用频率分析部332对STC校正被抵消而发生指数衰减的RF数据进行对数转换而得到的数据。因此,与距超声波振子21的距离相应地发生线性衰减。此外,像这样回波信号、STC校正被抵消前的RF数据发生指数衰减的情况在式(7)中已经记述,频谱数据 $F(f, L)$ 发生线性衰减的情况在式(9)中已经记述。然而,实际上超声波振子21的近处和远处不呈线性。图8是某个频率下的频谱数据 $F(f, L)$ 的相对于往复距离 L 的分布图,是示出通过实际的观测获得的频谱数据的观测值(以下,称为观测数据)以及根据该观测数据获得的理论数据的例子的图。在图8中,横轴是从超声波振子21出发的超声波的往复距离 L (cm)($=2 \times$ 接收深度 z)。另外,在图8中,纵轴是频谱数据 $F(f, L)$ (用分贝表示)的值。在图8中,用○(白圆)表示的标记 P_{10} 是通过实际的观测获得的观测数据。在此,为了便于说明,图8示出了焦点深度 $z_F=3.5$ cm、从超声波振子21到焦点的往复距离 $L_F=7$ cm的例子。

[0112] 具体地说,频率分析部332生成通过式(1)给出的频谱数据 $F(f, L)$ 。如上所述,实际上,超声波振子21的近处和远处不呈线性,因此能够根据基于往复距离设定的规定的深度范围内的观测数据来求出理论数据 $F_{ideal}(f, L)$ 。本实施方式所涉及的规定的深度范围相对于可变的焦点位置是可变的范围。在本实施方式中,在相对于焦点位置($L=L_F$)的深度范围 R 中,当将下限值设为 R_L 、将上限值设为 R_H 时,使用系数 g_1 、 g_2 设定为 $R_L=g_1 \times L_F$ ($0.5 \leq g_1 \leq 0.8$)、 $R_H=g_2 \times L_F$ ($1.3 \leq g_2 \leq 2.0$)。在此,能够在这些范围内任意地设定 g_1 、 g_2 。此外,由于在焦点深度位置处发送波的相位一致,因此能够基于声音特性接近理论值的深度来获得基准,因此优选将上述规定的深度范围设为焦点深度。但是,即使设为包含焦点深度的具有些许宽度的深度范围,也能够计算出理论数据 $F_{ideal}(f, L)$ 。

[0113] 基于式(9),通过下式(14)给出理论数据 $F_{ideal}(f, L)$ 。

$$[0114] \quad F_{ideal}(f, L) = F_{ideal}(f, 0) - \zeta f L \cdots (14)$$

[0115] 在该阶段,没有求出式(14)的第一项的 $F_{ideal}(f, 0)$ 。此外,当使用 $L=0$ 处的实测值 $F(f, 0)$ 并设为 $F_{ideal}(f, 0) = F(f, 0)$ 来求出理论数据 $F_{ideal}(f, L)$ 时,虽然计算简单,但与观测数据之间的误差大,这是根据图8而显而易见的。即,需要使通过式(14)表示的理论数据 $F_{ideal}(f, L)$ 的直线拟合于观测数据的部分不处于 $L=0$ 处而处于频谱数据的线性衰减的范围。期望的是 $R_L \leq L \leq R_H$ 的范围内的某个部分,但更为优选的是焦点深度 $L=L_F$ 。

[0116] 在本实施方式中,将在焦点位置(L_F)处拟合于观测数据的直线(图8所示的直线

Q₁₀) 设为理论数据。具体地说,基于式(14),通过下式(15)给出理论数据F_{ideal}(f,L)。

$$[0117] \quad F_{ideal}(f,L) = F_{ideal}(f,L_F) - \zeta f(L-L_F)$$

$$[0118] \quad = F(f,L_F) - \zeta f(L-L_F) \cdots (15)$$

[0119] 在本实施方式中,如以下那样定义生物体观察用超声波内窥镜、校正用超声波内窥镜、基准超声波内窥镜。

[0120] 1.生物体观察用超声波内窥镜:在医疗现场实际被导入被检体内的超声波内窥镜本体。

[0121] 2.校正用超声波内窥镜:针对超声波内窥镜各型号分别选择一个超声波内窥镜本体,并设置在工厂的发货品质部门等的现场。以下,决定将这些校正用超声波内窥镜中的与生物体观察用超声波内窥镜同一型号的校正用超声波内窥镜特别地称为“校正用超声波内窥镜”。校正用超声波内窥镜所具有的超声波振子与生物体观察用超声波内窥镜所具有的超声波振子的种类相同且灵敏度相同,校正用超声波内窥镜被用作生物体观察用超声波内窥镜的替代品。

[0122] 3.基准超声波内窥镜:仅选择一个型号的一个超声波内窥镜本体,该超声波内窥镜本体是用于使校正用超声波内窥镜或生物体观察用超声波内窥镜的超声波振子的灵敏度与基准超声波内窥镜的超声波振子的灵敏度按频率进行匹配的参照用的超声波内窥镜本体。

[0123] 在本实施方式中,校正数据计算部335基于由基准超声波内窥镜和校正用超声波内窥镜拍摄基准模型而得到的观测数据来生成理论数据F_{ideal}(f,L),求出各超声波内窥镜的灵敏度差 ΔF ,并将该灵敏度差设为校正数据。此外,以下设为使用生物体观察用超声波内窥镜来计算校正数据的情况来进行说明,但也可以是将生物体观察用超声波内窥镜用作校正用超声波内窥镜的情况。

[0124] 此外,预先获知以下内容:例如通过使调整了散射体的大小、数密度、散射强度的材料均匀地混合、分布并固化来形成基准模型,该基准模型的衰减率 ζ_s [dB/cm/MHz]也是均匀的。

[0125] 在以下的说明中,例如将使用基准超声波内窥镜(S_s)拍摄基准模型(Phns)时得到的频谱数据、即参数为频率f和往复距离L的情况下的频谱数据标注为F(S_s,Phns;f,L)。同样地,在校正用超声波内窥镜(S_c)的情况下将频谱数据标注为F(S_c,Phns;f,L),在生物体观察用超声波内窥镜(S_{LB})的情况下将频谱数据标注为F(S_{LB},Phns;f,L)。

[0126] 图9是某个频率下的相对于往复距离L的分布图,是示出通过实际的观测获得的观测数据和校正后的观测数据的例子的图。在图9中,横轴是往复距离L(cm)。另外,在图9中,纵轴是频谱数据F(f,L)(用分贝表示)。在图9中,直线Q₂₀表示使用基准超声波内窥镜(S_s)拍摄基准模型(Phns)时得到的理论数据F_{ideal}(S_s,Phns;f,L),虚线Q₂₁表示使用校正用超声波内窥镜(S_c)拍摄基准模型(Phns)时得到的理论数据F_{ideal}(S_c,Phns;f,L)。在图9中,用○表示的标记P₂₀是由生物体观察用超声波内窥镜(S_{LB})得到的观测数据。使用生物体观察用超声波内窥镜(S_{LB})从生物体获得观测数据P₂₀。生物体的衰减率与基准模型的衰减率 ζ_s 不同。另外,来自生物体的回波信号强度也原本就与来自模型的回波信号强度不同。因此,在图9中,用○表示的观测数据P₂₀的标记群的位置、斜率与用基准超声波内窥镜(S_s)的理论数据F_{ideal}(S_s,Phns;f,L)表示的直线Q₂₀的位置、斜率以及用校正用超声波内窥镜(S_c)的理论数据

$F_{ideal}(S_c, Phns; f, L)$ 表示的直线 Q_{21} 的位置、斜率不同。

[0127] 基于上述式(15),通过下式(16)给出基准超声波内窥镜(S_s)的理论数据 $F_{ideal}(S_s, Phns; f, L)$ 。

[0128] $F_{ideal}(S_s, Phns; f, L)$

[0129] $=F(S_s, Phns; f, L_F) - \zeta_s \cdot f \cdot (L - L_F) \cdots (16)$

[0130] 在此, ζ_s 是与基准模型($Phns$)相应的每单位距离和每单位频率的衰减率,单位例如是[dB/cm/MHz]。

[0131] 另一方面,基于上述式(15),通过下式(17)给出校正用超声波内窥镜(S_c)的理论数据 $F_{ideal}(S_c, Phns; f, L)$ 。

[0132] $F_{ideal}(S_c, Phns; f, L)$

[0133] $=F(S_c, Phns; f, L_F)$

[0134] $-\zeta_s \cdot f \cdot (L - L_F) \cdots (17)$

[0135] 此外,式(16)、(17)所示的理论数据 $F_{ideal}(S_s, Phns; f, L)$ 和 $F_{ideal}(S_c, Phns; f, L)$ 为对观察基准模型($Phns$)而在共同的焦点位置(L_F)处得到的观测数据 $F(S_s, Phns; f, L_F)$ 、 $F(S_c, Phns; f, L_F)$ 分别进行拟合而得到的直线。

[0136] 此外,如果设为共同的焦点深度,则发送波的相位一致,因此能够根据声音特性接近理论值的深度来获得基准,因此是优选的,但也可以将理论数据 $F_{ideal}(S_s, Phns; f, L)$ 和 $F_{ideal}(S_c, Phns; f, L)$ 设为在与焦点深度(L_F)不同的位置处对观测数据进行拟合而得到的直线。

[0137] 另外,通过将理论数据 $F_{ideal}(S_s, Phns; f, L)$ 和 $F_{ideal}(S_c, Phns; f, L)$ 设为共同的焦点深度,即使是不同的焦点位置的观测数据也能够使用相同的校正数据。由此,能够由减少校正信息存储部391存储的校正数据量。

[0138] 如根据式(2)、式(16)可知的那样,表示理论数据 $F_{ideal}(S_s, Phns; f, L)$ 和 $F_{ideal}(S_c, Phns; f, L)$ 的两条直线 Q_{20} 和 Q_{21} 的相对于往复距离 L 的斜率同为 $-\zeta_s \cdot f$,这两条直线 Q_{20} 和 Q_{21} 互相平行(参照图9)。据此,可以说基准超声波内窥镜(S_s)和校正用超声波内窥镜(S_c)能够利用不依赖于接收深度(往复距离 L)而依赖于超声波的频率的校正数据来校正灵敏度差。

[0139] 基于式(16)和式(17)的差,通过下式(18)给出基准超声波内窥镜(S_s)与校正用超声波内窥镜(S_c)的灵敏度差 ΔF 。

[0140] $\Delta F = F_{ideal}(S_s, Phns; f, L) - F_{ideal}(S_c, Phns; f, L)$

[0141] $=F(S_s, Phns; f, L_F) - F(S_c, Phns; f, L_F) \cdots (18)$

[0142] 如式(18)所示,基准超声波内窥镜(S_s)与校正用超声波内窥镜(S_c)的灵敏度差 ΔF 独立于往复距离 L 。在本实施方式中,首先,在将超声波诊断装置3使用于生物体等被检体之前,在发货品质部门等中预先利用基准超声波内窥镜(S_s)和校正用超声波内窥镜(S_c)拍摄基准模型($Phns$)。校正数据计算部335基于两者的焦点深度的数据来计算理论数据 $F_{ideal}(S_s, Phns; f, L_F)$ 和 $F_{ideal}(S_c, Phns; f, L_F)$,并且通过获取两者的差来计算灵敏度差 ΔF ,并将该灵敏度差 ΔF 经由控制部输出到校正信息存储部391。校正信息存储部391预先将该灵敏度差 ΔF 存储为校正数据。校正信息存储部391预先存储与能够作为实际被导入被检体内的生物体观察用超声波内窥镜来使用的型号(能够由识别部351识别的型号)相同型号的每个校正用超声波内窥镜的校正数据。

[0143] 接着,在将超声波诊断装置3使用于生物体等被检体时,分析数据校正部333参照校正信息存储部391来获取由校正数据选择部36选择出的校正数据(灵敏度差 ΔF),对由生物体观察用超声波内窥镜(SLB)得到的观测数据(标记 P_{20})加上该灵敏度差 ΔF 来进行观测数据的校正。校正后的观测数据是在图9中用●(黑圆)表示的标记 P_{21} ,相对于用○表示的校正前的标记 P_{20} 各自增加了 ΔF 。

[0144] 图10是用于说明由分析数据校正部333进行的分析数据的校正的示意图。分析数据校正部333使用按每个频率决定的校正数据(灵敏度差 ΔF)来对由频率分析部332计算出的多个频谱进行校正。

[0145] 具体地说,分析数据校正部333对由频率分析部332计算出的多个频谱数据的每个接收深度(往复距离L)的数据 D_1 、 D_2 、 D_3 、 D_4 、 D_5 、 D_6 、 D_7 、 D_8 、……分别加上按每个频率决定的校正数据(灵敏度 $\Delta F(f)$),来校正观测数据 $F(S_{LB}, Phns; f, L)$ 。通过下式(19)给出校正后的观测数据 $F'(S_{LB}, Phns; f, L)$ 。

$$[0146] \quad F'(S_{LB}, Phns; f, L) = F(S_{LB}, Phns; f, L) + \Delta F(f)$$

$$[0147] \quad = F(S_{LB}, Phns; f, L) + F(S_S, Phns; f, L_f)$$

$$[0148] \quad - F(S_C, Phns; f, L_f) \cdots (19)$$

[0149] 在此,使用了上式(18)。

[0150] 如图10所示,例如在作为某个往复距离(接收深度)的频谱数据的数据 D_8 的情况下,通过在校正前的频谱数据 C_{10} 中加上按每个频率决定的校正数据(灵敏度差 $\Delta F(f)$)来生成校正后的频谱数据 C_{11} 。

[0151] 之后,特征量计算部334使用从分析数据校正部333输出的校正后的频谱数据来分别计算特征量。由此,能够计算出不依赖于超声波内窥镜2的灵敏度差的特征量。即,无论对被检体使用什么种类的生物体观察用超声波内窥镜,均能够获得与使用基准超声波内窥镜的情况下的特征量的值相等的特征量。

[0152] 图11是示出具有以上结构的超声波诊断装置3进行的处理的概要的流程图。首先,超声波诊断装置3从超声波内窥镜2接收作为由超声波振子21得到的观测对象的测定结果的回波信号(步骤S1)。

[0153] 从超声波振子21接收到回波信号的信号放大部311进行该回波信号的放大(步骤S2)。在此,信号放大部311例如基于图2所示的放大率与接收深度之间的关系来进行回波信号的放大(STC校正)。接着,发送和接收部31以适当的采样频率(例如50MHz)对回波信号进行采样使其离散化,来生成RF数据,并将该RF数据输入到B模式图像数据生成部341和放大校正部331。

[0154] 接着,B模式图像数据生成部341使用从发送和接收部31输出的RF数据来生成B模式图像数据,并将该B模式图像数据输出到特征量图像数据生成部342。特征量图像数据生成部342不对B模式图像数据实施处理,而将其原样输出到显示装置4(步骤S3)。接收到B模式图像数据的显示装置4显示与该B模式图像数据对应的B模式图像(步骤S4)。

[0155] 之后,控制部38确认由手术操作者等用户经由输入部37的未图示的按钮或菜单选择了特征量图像的“显示”或“不显示”中的哪一个(步骤S5)。控制部38在确认选择了“显示”的情况下,向构成运算部33的各部输出特征量图像创建开始命令(步骤S5:“是”)。在确认选择了“不显示”的情况下,不发出特征量图像创建开始命令(步骤S5:“否”)。运算部33的各部

在接收到特征量图像创建开始命令时,执行后述的步骤S6之后的处理。此外,不论是否存在特征量图像创建开始命令,超声波诊断装置3的发送和接收部31、信号放大部311、信号处理部32、B模式图像数据生成部341、特征量图像数据生成部342反复执行从上述步骤S1到步骤S4的处理。因此,在用户向输入部37指示了特征量图像的“不显示”的期间,每当由超声波振子21对被检体内进行扫描时,均在显示装置4中反复显示B模式图像。

[0156] 在运算部33的各部接收到特征量图像创建开始命令的情况下,首先,放大校正部331对从发送和接收部31输出的RF数据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S6)。在此,放大校正部331例如以使图4所示的放大率与接收深度之间的关系成立的方式进行放大校正。

[0157] 之后,频率分析部332通过进行基于FFT运算的频率分析,来针对所有采样数据群计算频谱数据(步骤S7:分析步骤)。图12是示出在步骤S7中由频率分析部332执行的处理的概要的流程图。以下,参照图12所示的流程图来详细地说明频率分析处理。

[0158] 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)。该初始值 k_0 在图3中是分析范围中的最右的声线的编号。

[0159] 接着,频率分析部332对代表为了用于FFT运算而获取的一系列数据群(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5中示出了如上述那样将声线 SR_k 的第八个数据位置设定为初始值 $Z^{(k)}_0$ 的情况。该初始值 $Z^{(k)}_0$ 是声线 SR_k 上的分析范围内的最浅的接收深度。

[0160] 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39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。

[0161] 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采样数据群(步骤S25)。如参照图5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 $Z^{(k)}$ 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 $Z^{(k)}$ 设定为接近该采样数据群的中心第 $2^{n-1}/2 (=2^{n-1})$ 个位置。在该情况下,采样数据群正常意味着在比数据位置 $Z^{(k)}$ 浅的一侧存在 $2^{n-1}-1$ (设 $2^{n-1}-1=N$)个数据,在比数据位置 $Z^{(k)}$ 深的一侧存在 2^{n-1} (设 $2^{n-1}=M$)个数据。在图5所示的情况下,采样数据群 $F_1、F_2、F_3、\dots、F_{k-1}$ 均正常。此外,在图5中例示了 $n=4$ ($N=7、M=8$)的情况。

[0162] 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”),频率分析部332转到后述的步骤S27。

[0163] 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”),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中判定为不正常的采样数据群(例如图5的采样数据群 F_k),在追加零数据之前作用窗函数。因此,即使对采样数据群插入零数据也不会发生数据的不连续。在步骤S26之后,频率分析部332转到后述的步骤S27。

[0164] 在步骤S27中,频率分析部332使用采样数据群进行FFT运算,由此获得振幅的频率分布、即频谱数据(步骤S27)。

[0165] 接着,频率分析部332使数据位置 $Z^{(k)}$ 以步长 D 变化(步骤S28)。关于步长 D ,设是预

先存储于存储部39的手术操作者经由输入部37输入的输入值。在图5中例示了 $D=15$ 的情况。期望的是步长 D 尽可能小,特别是期望步长 D 与在B模式图像数据生成部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 。

[0166] 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)。该最大值 $Z^{(k)}_{\max}$ 是声线 SR_k 上的分析范围内的最深的接收深度。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。

[0167] 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} 在图3中是分析范围内的最左的声线的编号。

[0168] 通过这样,频率分析部332对分析对象区域内的 $(k_{\max}-k_0+1)$ 个声线按每个深度分别进行多次FFT运算。FFT运算的结果与接收深度和接收方向一同被保存于校正信息存储部391。

[0169] 此外,关于这四种值 k_0 、 k_{\max} 、 $Z^{(k)}_0$ 、 $Z^{(k)}_{\max}$,在存储部39中预先存储有包含图3的整个扫描范围那样的默认值,频率分析部332适当地读取这些值来进行图12的处理。在读取到默认值的情况下,频率分析部332对整个扫描范围进行频率分析处理。但是,能够根据由手术操作者等用户通过输入部37进行的关心区域的指示输入来变更这四种值 k_0 、 k_{\max} 、 $Z^{(k)}_0$ 、 $Z^{(k)}_{\max}$ 。在进行了变更的情况下,频率分析部332仅在被指示输入的关心区域内进行频率分析处理。

[0170] 继以上说明过的步骤S7的频率分析处理之后,分析数据校正部333读取被预先存储于校正信息存储部391的校正数据。然后,根据该校正数据来对由频率分析部332计算出的多个频谱数据进行校正(步骤S8:校正步骤)。图6所示的频谱数据 C_i 是作为步骤S8的结果而获得的频谱数据的一例。此时,分析数据校正部333获取由校正数据选择部36选择出的校正数据,并进行与按每个型号设定的灵敏度差 ΔF 相应的分析数据的校正。

[0171] 之后,特征量计算部334分别计算通过分析数据校正部333而被校正了的多个频谱数据的校正前特征量,对各频谱数据的校正前特征量进行排除超声波的衰减的影响的衰减校正来计算各频谱数据的特征量(步骤S9~S10)。

[0172] 在步骤S9中,近似部334a对由分析数据校正部333生成的多个频谱数据分别进行回归分析,由此计算与各频谱数据对应的校正前特征量(步骤S9)。具体地说,近似部334a通过对各频谱数据进行回归分析来利用一次式进行近似,计算斜率 a_0 、截距 b_0 、频带中心对应强度 c_0 来作为校正前特征量。例如,图7所示的直线 L_{10} 是近似部334a通过对频带U的频谱数据 C_i 进行回归分析来进行近似而得到的回归直线。

[0173] 接着,衰减校正部334b使用衰减率 ζ 对由近似部334a对各频谱数据进行近似而得到的校正前特征量进行衰减校正,由此计算衰减校正后的特征量并将其保存于存储部39(步骤S10)。图7所示的直线 L_1 是通过由衰减校正部334b进行衰减校正处理而得到的直线的例子。

[0174] 在步骤S10中,衰减校正部334b通过将使用超声波信号的声线的数据排列得到的数据位置 $Z = (v_s / (2 \cdot f_{sp}) \cdot D \cdot n + Z_0)$ 代入上述式(10)、式(12)中的接收深度 z 来进行计算。在此, f_{sp} 是数据的采样频率, v_s 是声速, D 是数据步长, n 是从声线的第一个数据起至处理对象的采样数据群的数据位置为止的数据步长数, Z_0 是分析范围内的最浅的接收深度。例如,在将数据的采样频率 f_{sp} 设为50MHz、将声速 v_s 设为1530m/sec、采用图5所示的数据排列而将步长 D 设为15时, $z = 0.2295n + Z_0$ (mm)。

[0175] 特征量图像数据生成部342通过对由B模式图像数据生成部341生成的B模式图像数据中的各像素叠加与在步骤S9中计算出的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(步骤S11)。

[0176] 之后,显示装置4在控制部38的控制下显示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(步骤S12)。图13是示意性地示出显示装置4中的特征量图像的显示例的图。该图所示的特征量图像201具有:叠加图像显示部202,其显示对B模式图像叠加与特征量有关的视觉信息而得到的图像;以及信息显示部203,其显示观测对象的识别信息等。此外,也可以在信息显示部203中还显示特征量的信息、近似式的信息、增益、对比度等图像信息等。另外,还可以将与特征量图像对应的B模式图像同特征量图像并排地显示。

[0177] 在以上已说明的一系列处理(步骤S1~S12)中,也可以并行地进行步骤S2的处理和步骤S4~S10的处理。

[0178] 根据以上已说明的本发明的一个实施方式,频率分析部332基于使用实际被导入被检体内的生物体观察用超声波内窥镜或与该生物体观察用超声波内窥镜同一型号即超声波振子的灵敏度相同的校正用超声波内窥镜中的任一个内窥镜从基准反射体接收到的回波信号,来计算频谱数据的观测数据,校正数据计算部335基于观测数据来计算理论数据。另外,频率分析部332基于使用成为灵敏度调整的基准的基准超声波内窥镜同样地从所述基准反射体接收到的回波信号,来计算观测数据,校正数据计算部335基于观测数据来计算理论数据。然后,校正数据计算部335计算两个理论数据的差,并将该差作为校正数据预先存储到校正信息存储部391中。之后,在生物体观察用超声波内窥镜被导入被检体内时,频率分析部332基于从被检体接收到的回波信号来计算被检体的观测数据,分析数据校正部333从校正信息存储部391读出校正数据,并将该校正数据与生物体观察用超声波内窥镜的观测数据相加,由此对频谱数据进行校正。因此,能够不依赖于超声波振子的特性差异地获取保证了客观性的分析值。因此,能够使频率特征量、特征量图像(色彩等)既不依赖于衰减也不依赖于超声波振子的灵敏度差等特性差异地尽可能客观且忠实地反映组织信息。

[0179] 此外,设为如下结构:频率分析部332根据手术操作者等用户通过输入部37进行的关心区域的指示输入来变更用于决定声线宽度的 k_0 、 k_{max} 以及用于决定深度幅度的 $Z^{(k)}_0$ 、 $Z^{(k)}_{max}$,由此能够仅针对利用被指示输入的特定的深度幅度和声线宽度划分出的关心区域计算频谱数据并校正该频谱数据。因此,能够减少与校正有关的运算量来提高帧频。此外,在此利用深度幅度和声线宽度将关心区域划分为扇形,但并不限于该例,也可以是长方形、椭圆,还可以是其它形状。在该情况下,特征量计算部334也可以在所设定的关心区域内和该关心区域外分别设定最佳的衰减率。

[0180] (实施方式的变形例)

[0181] 接着,对本发明的实施方式的变形例进行说明。在上述实施方式中,设为在由分析数据校正部333校正了频谱数据之后由特征量计算部334计算各频谱数据的特征量的情况进行说明,但在本变形例中,在特征量计算部334计算出各频谱数据的特征量之后,分析数据校正部333对计算出的特征量的由超声波振子的灵敏度差引起的差异进行校正。

[0182] 在本变形例中,特征量计算部334基于由频率分析部332计算出的多个频谱数据(分析数据),通过式(10)~式(12)来计算特征量a、b、c,之后,分析数据校正部333对计算出的特征量a、b、c分别进行校正。

[0183] 可知通过式(10)求出的特征量a相当于频谱数据 $F(f, L)$ 的频率f下的偏微分,因此,对于校正后的特征量(斜率) a' ,基于式(19)导出下式(20)。

$$[0184] \quad a' (S_{LB}, Phns; f, L)$$

$$[0185] \quad = a (S_{LB}, Phns; f, L) + a (S_s, Phns; f, L_f)$$

$$[0186] \quad - a (S_c, Phns; f, L_f) \cdots (20)$$

[0187] 另外,可知通过式(12)求出的特征量c是频谱数据 $F(f, L)$ 的在针对频率f的区间(频带) $U(f_L \sim f_H)$ (参照图7)内的积分值,因此,对于校正后的特征量(中心对应强度) c' ,基于式(19)导出下式(21)。

$$[0188] \quad c' (S_{LB}, Phns; f, L)$$

$$[0189] \quad = c (S_{LB}, Phns; f, L) + c (S_s, Phns; f, L_f)$$

$$[0190] \quad - c (S_c, Phns; f, L_f) \cdots (21)$$

[0191] 另外,基于式(11)求出的特征量b是特征量a、c的线性组合(参照式(12)),因此,对于校正后的特征量(截距) b' ,基于式(20)、(21)导出下式(22)。

$$[0192] \quad b' (S_{LB}, Phns; f, L)$$

$$[0193] \quad = b (S_{LB}, Phns; f, L) + b (S_s, Phns; f, L_f)$$

$$[0194] \quad - b (S_c, Phns; f, L_f) \cdots (22)$$

[0195] 根据本变形例,分析数据校正部333针对由特征量计算部334计算出的特征量a、b、c,通过式(20)~(22)来计算校正后的特征量 a' 、 b' 、 c' ,由此不需要如上述实施方式那样求出所有观测数据 $F(S_{LB}, Phns; f, L)$ 等,因此能够减少FFT运算量,使运算处理进一步高速化。

[0196] 到此为止说明了用于实施本发明的方式,但本发明不应仅限于上述实施方式。例如,在超声波诊断装置中,既可以构成为利用总线将具有各功能的电路之间进行连接,也可以构成为将一部分功能内置于其它功能的电路构造。

[0197] 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进行了说明,但并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,也可以应用不具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。

[0198] 另外,作为超声波探头,还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。关于体外式超声波探头,通常在观察腹部脏器(肝脏、胆囊、膀胱)、乳房(特别是乳腺)、甲状腺时使其直接接触体表来使用。

[0199] 另外,超声波振子是线性振子、径向型振子、凸起型振子均可。在超声波振子是线性振子的情况下,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或凸起

型振子的情况下,其扫描区域呈扇形或圆环状。另外,关于超声波内窥镜,既可以是使超声波振子以机械方式扫描的结构,也可以是以下结构:将多个元件阵列状地设置为超声波振子,通过以电子方式切换与发送和接收有关的元件或使各元件的发送和接收延迟,来使超声波振子以电子方式扫描。

[0200] 另外,在上述实施方式中,设为以下结构进行了说明:将校正数据计算部335设置在超声波诊断装置3的内部,该校正数据计算部335基于理论数据 $F_{ideal}(f,L)$ 生成校正数据,但也可以是以下结构:由运算部的其它结构(例如频率分析部332、分析数据校正部333)或外部的运算装置生成校正数据,校正信息存储部391预先存储校正数据。另外,设是校正信息存储部391存储按每个型号的校正数据进行了说明,但存储以下几种组合中的至少一个组合即可。

[0201] 1.生物体观察用超声波内窥镜的理论数据(第一基准数据)和基准超声波内窥镜的理论数据(第二基准数据)

[0202] 2.校正用超声波内窥镜的理论数据(第一基准数据)和基准超声波内窥镜的理论数据(第二基准数据)

[0203] 3.校正用超声波内窥镜的理论数据(第一基准数据)和校正数据

[0204] 4.生物体观察用超声波内窥镜的理论数据(第一基准数据)和校正数据

[0205] 例如,也可以是以下结构:在存储了第一基准数据和第二基准数据的情况(没有存储校正数据的情况)下,校正数据计算部335从校正信息存储部391读出与由识别部351识别出的生物体观察用超声波内窥镜相同型号的第一基准数据,每次都使用读出的第一基准数据和第二基准数据来生成校正数据。

[0206] 另外,在上述实施方式中,设为以下结构进行了说明:通过对B模式图像数据中的图像的各像素叠加与由特征量计算部334计算出的特征量相关联的视觉信息,来生成特征量图像数据,显示装置4显示该特征量图像数据,但也可以同时显示特征量图像数据和B模式图像数据。

[0207] 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。

[0208] 产业上的可利用性

[0209] 如上所述,本发明所涉及的超声波诊断装置、超声波诊断装置的工作方法以及超声波诊断装置的工作程序对于不依赖超声波振子的特性差异地获取保证了客观性的分析值是有用的。

[0210] 附图标记说明

[0211] 1:超声波诊断系统;2:超声波内窥镜;3:超声波诊断装置;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:型号信息获取部;36:校正数据选择部;37:输入部;38:控制部;39:存储部;201:特征量图像;202:叠加图像显示部;203:信息显示部;331:放大校正部;332:频率分析部;333:分析数据校正部;334:特征量计算部;334a:近似部;334b:衰减校正部;335:校正数据计算部;341:B模式图像数据生成部;342:特征量图像数据生成部;351:识别部;391:校正信息存储部。

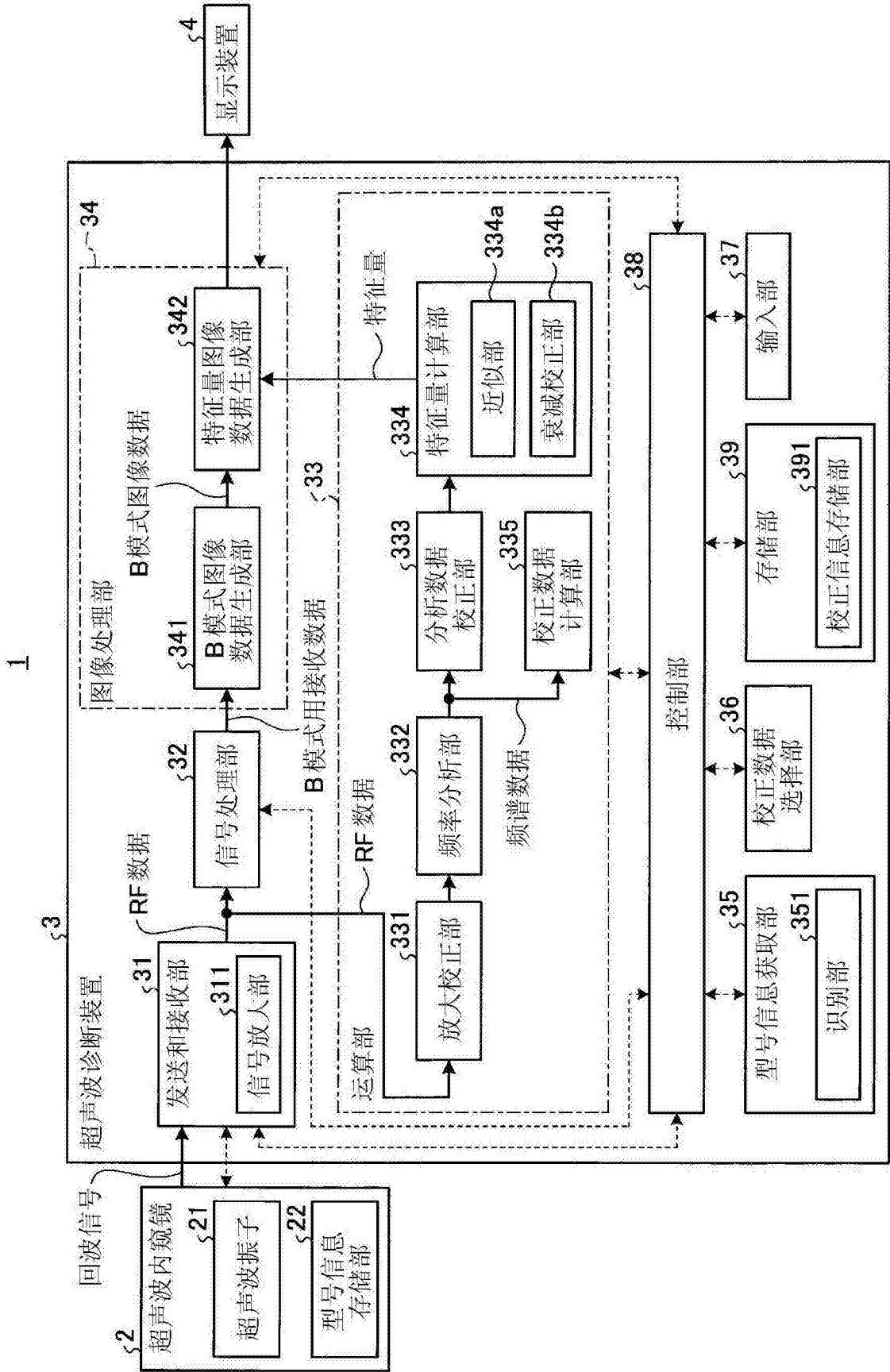


图1

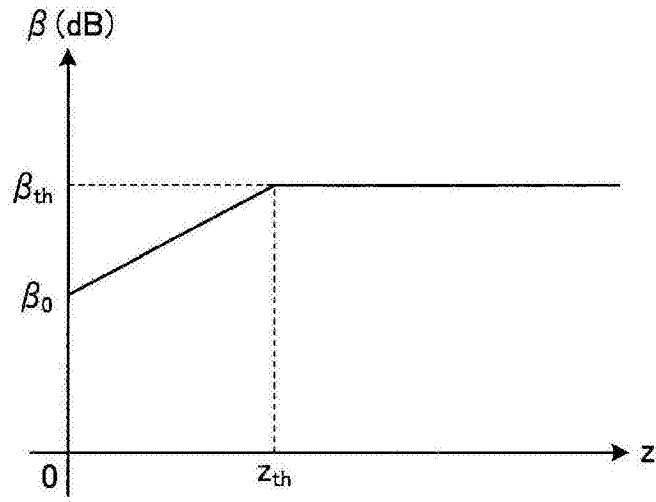


图2

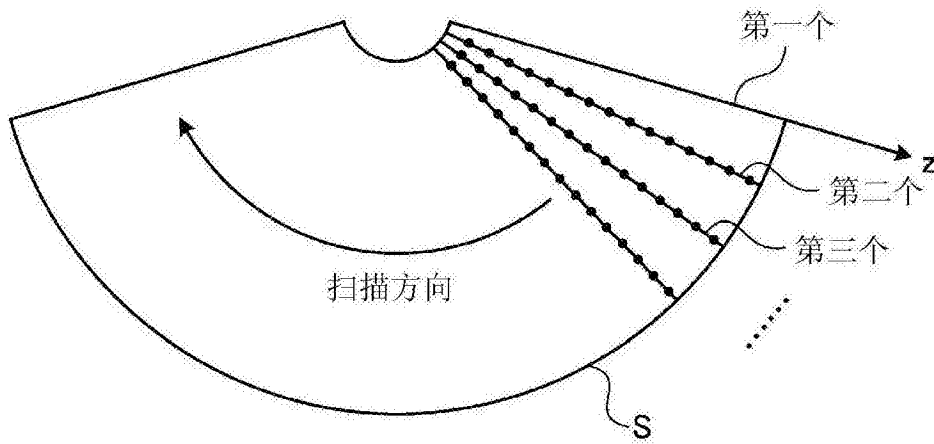


图3

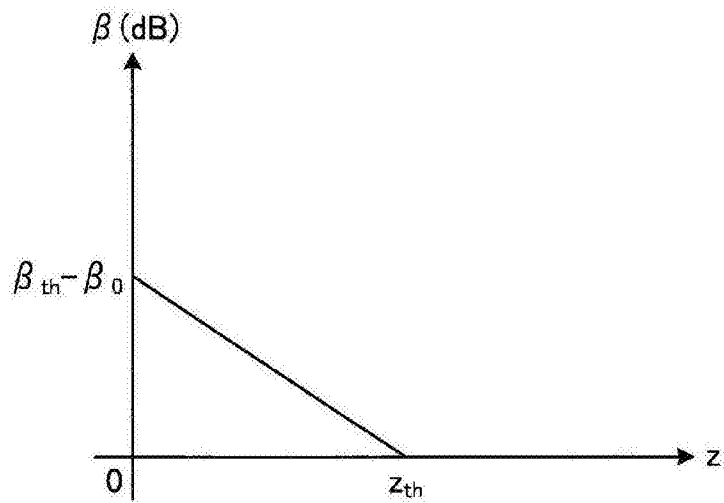


图4

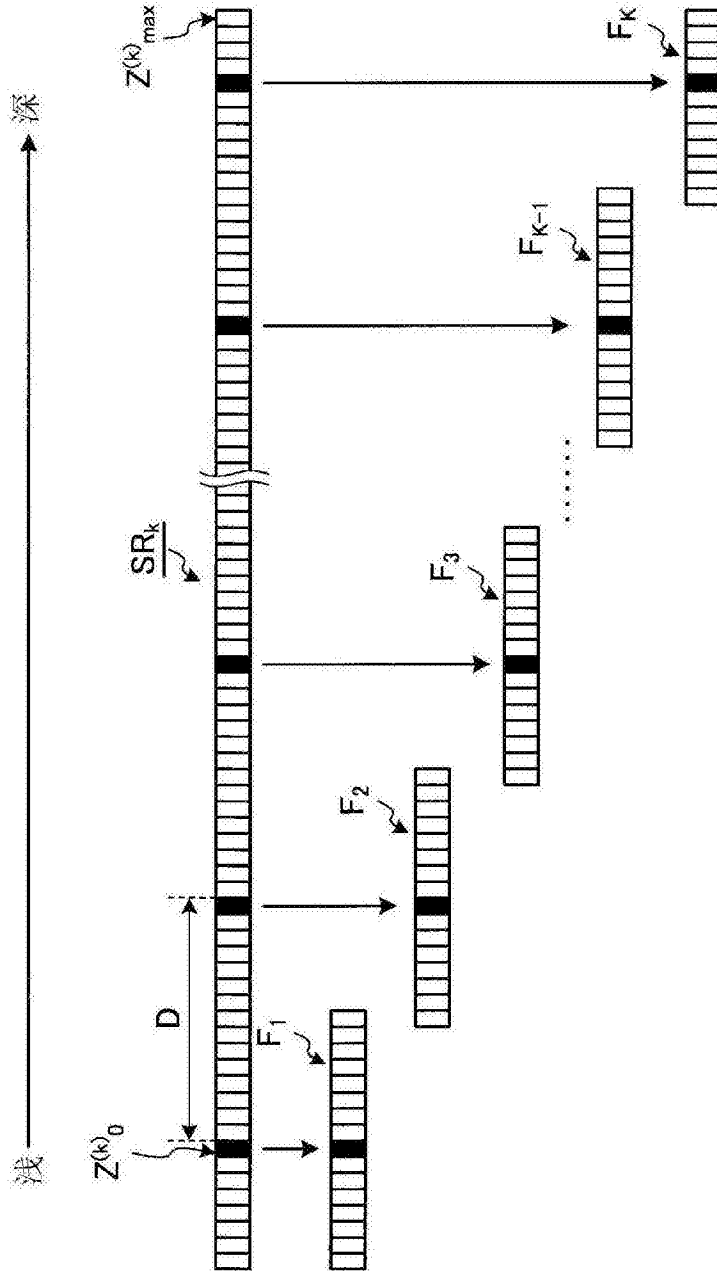


图5

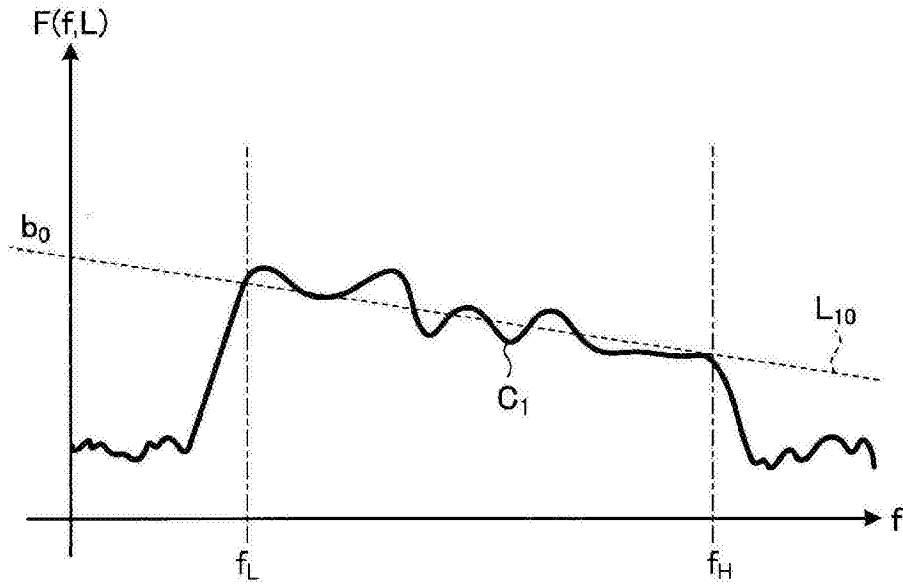


图6

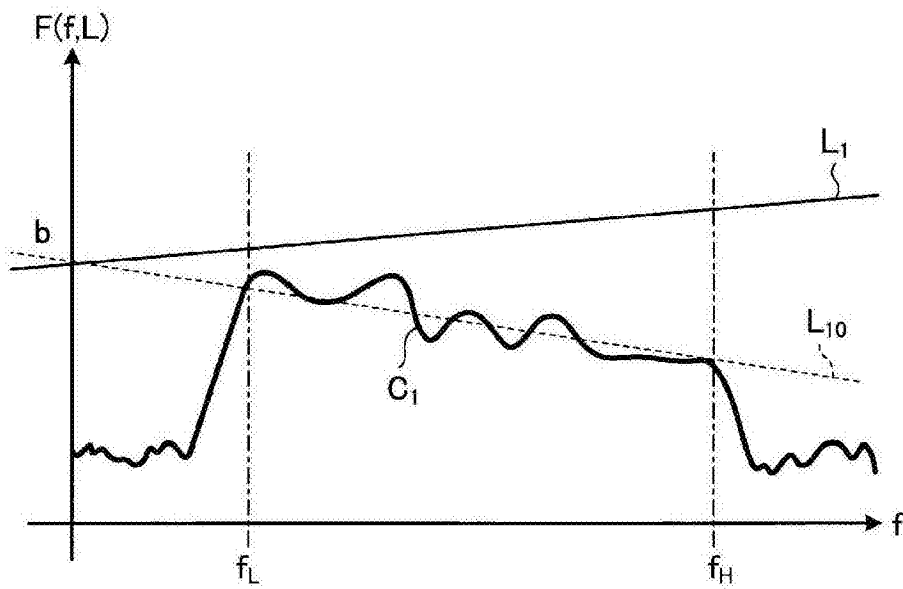


图7

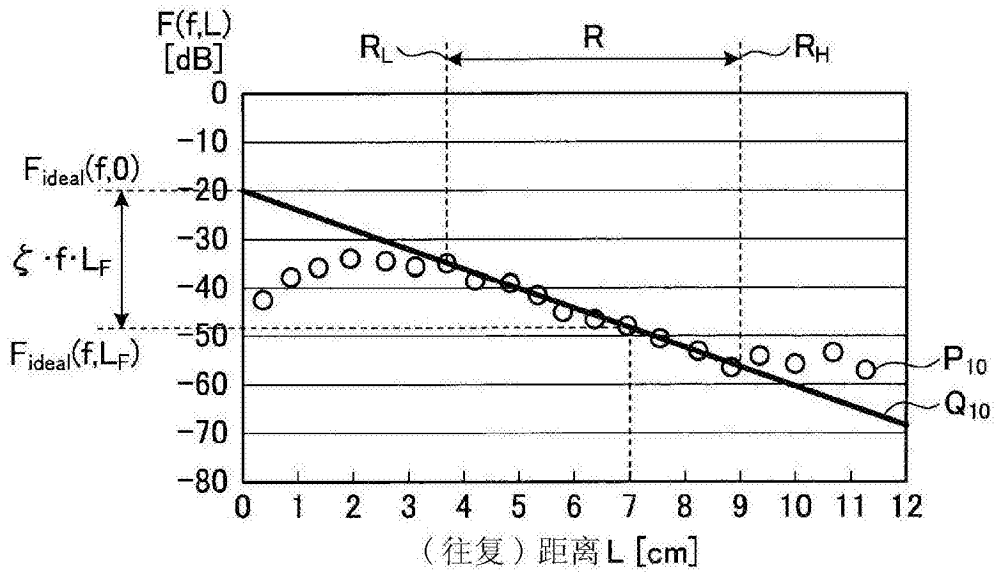


图8

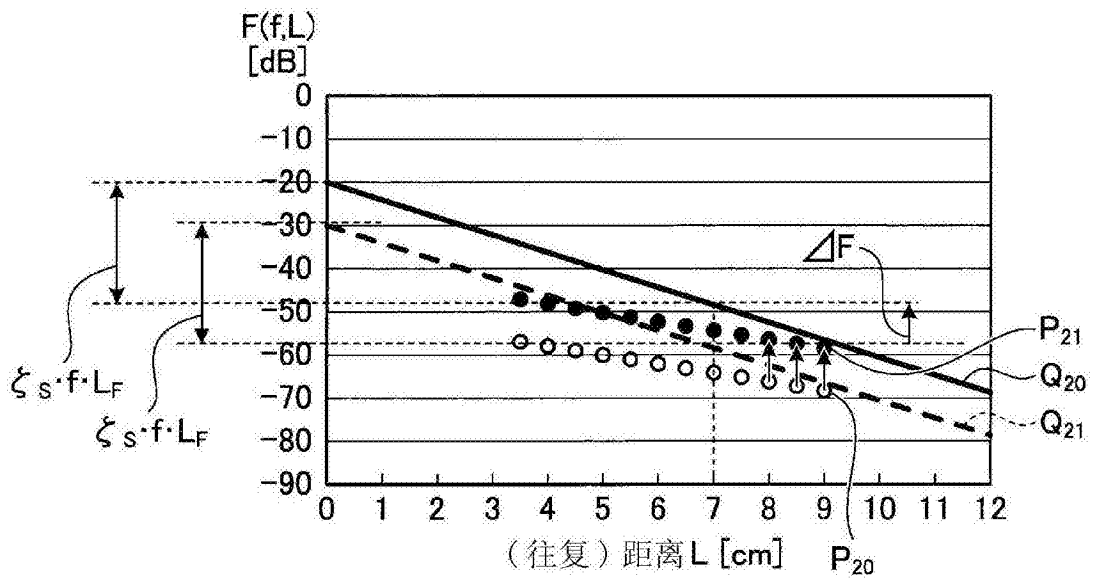


图9

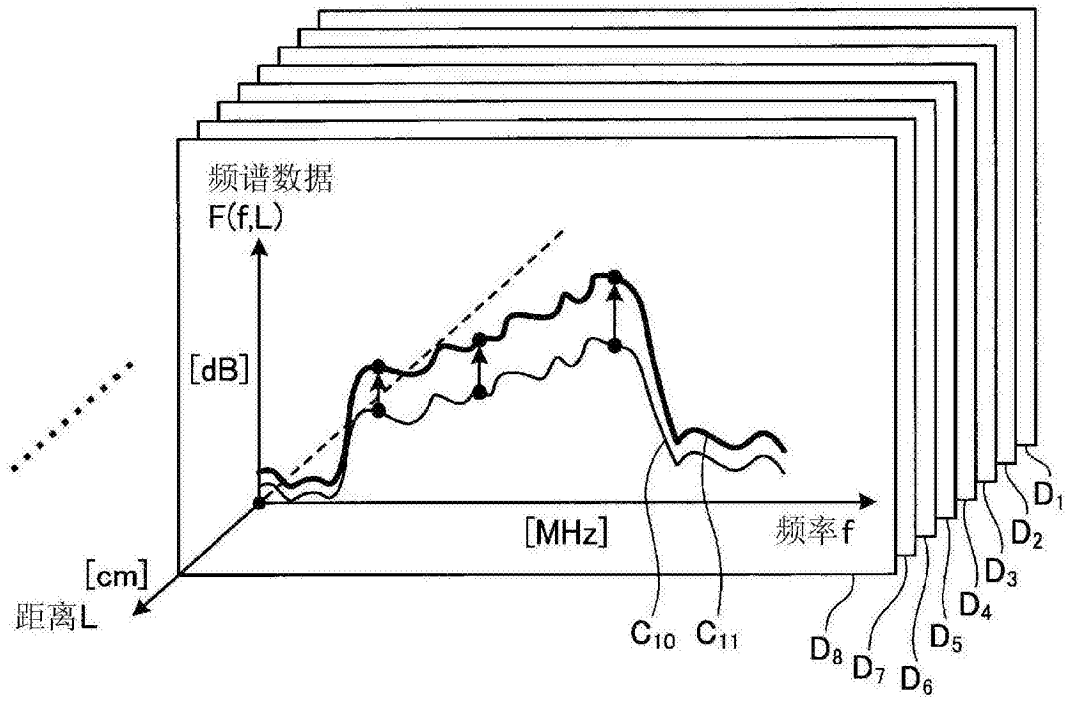


图10

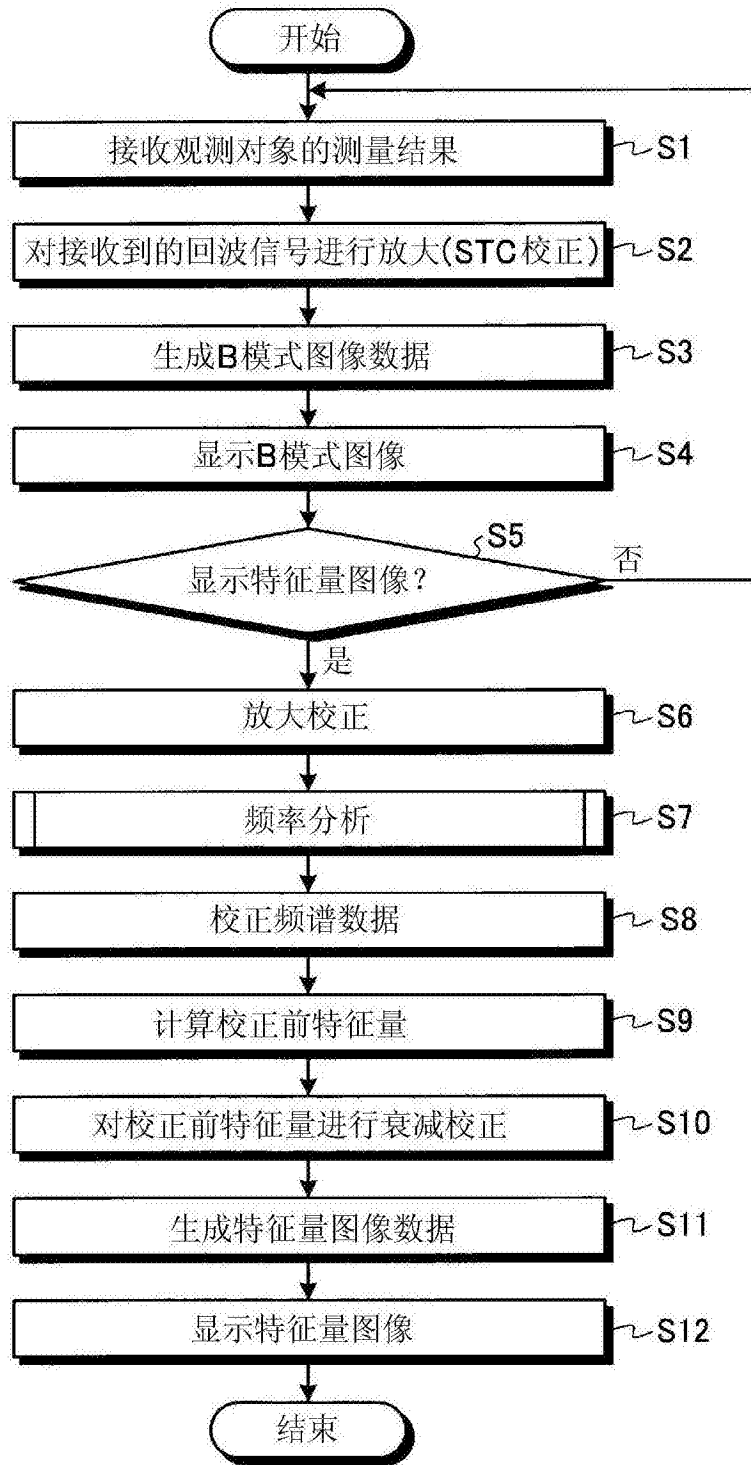


图11

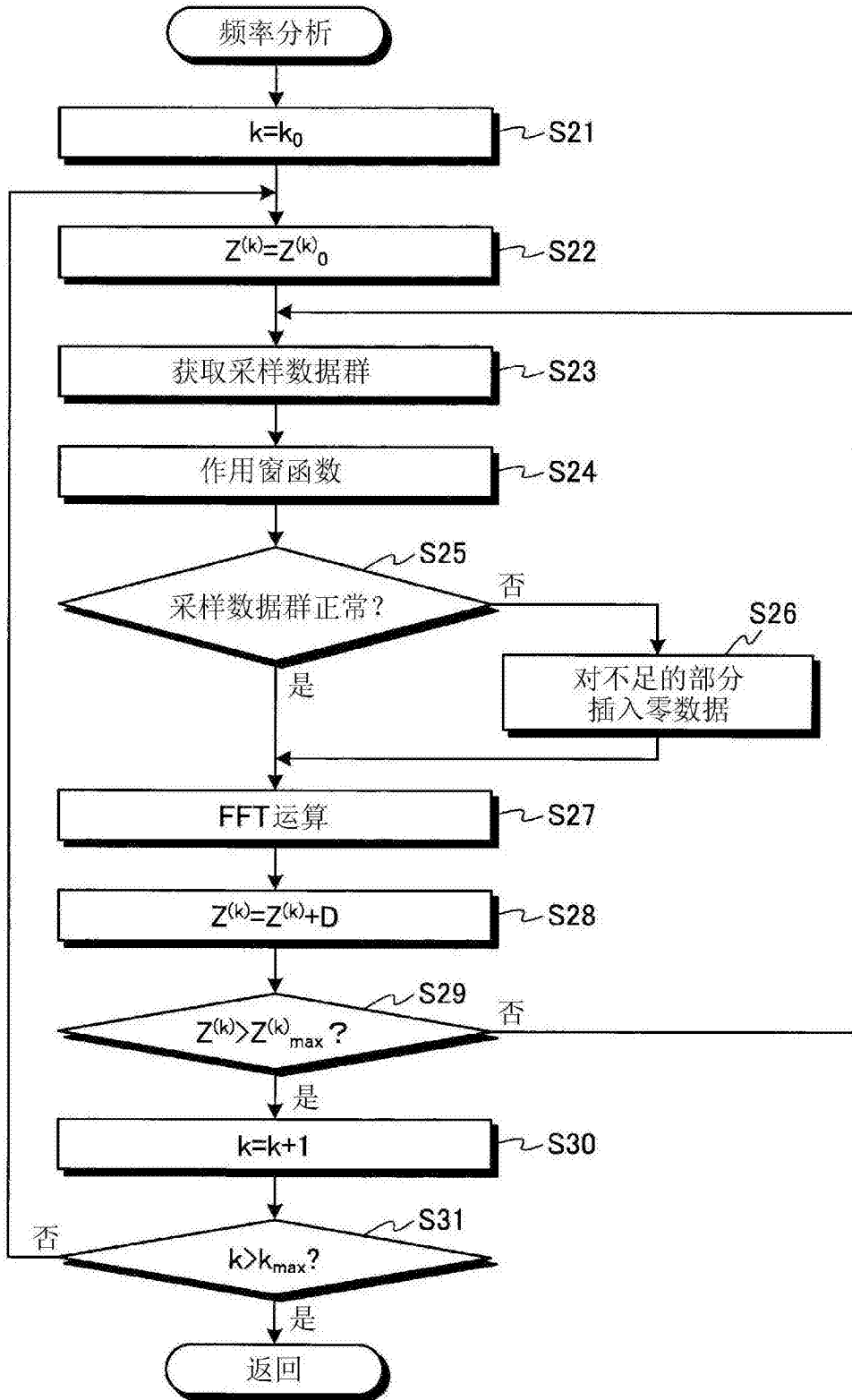


图12

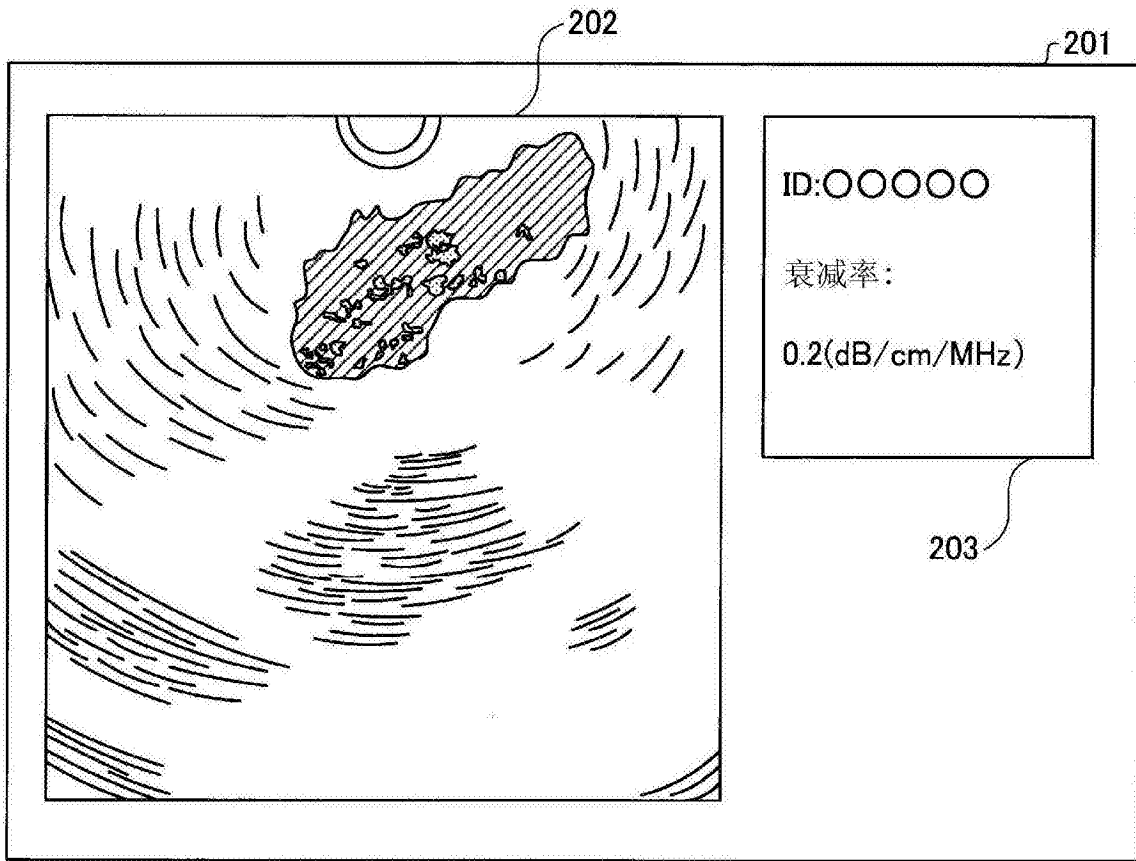


图13

专利名称(译)	超声波诊断装置、超声波诊断装置的工作方法以及超声波诊断装置的工作程序		
公开(公告)号	CN107530057A	公开(公告)日	2018-01-02
申请号	CN201680027339.8	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	川岛知直		
发明人	川岛知直		
IPC分类号	A61B8/12 A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/5207 A61B8/5269 A61B8/5292 A61B8/54 A61B8/585 G01S7/52033 G01S7/52036 G01S7/52071 G01S7/52074 G01S15/892 G01S15/8977 A61B8/12 A61B8/445 A61B8/4494 A61B8/461		
代理人(译)	刘新宇		
优先权	2015098319 2015-05-13 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明所涉及的超声波诊断装置基于由超声波探头获取到的超声波信号来生成超声波图像，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，该超声波诊断装置具备：分析部，其基于从观测对象接收到的超声波信号来生成分析数据；以及校正部，其使用基于第一基准数据和第二基准数据的校正数据来校正分析数据，其中，该第一基准数据是根据使用超声波振子或与该超声波振子同一种类的超声波振子从基准反射体接收到的超声波信号而得到的数据，该第二基准数据是根据使用与超声波振子不同种类的超声波振子从基准反射体接收到的超声波信号而得到的数据。

