



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108366784 A

(43)申请公布日 2018.08.03

(21)申请号 201680070152.6

(22)申请日 2016.11.16

(30)优先权数据

2015-233490 2015.11.30 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.05.30

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2016/084003 2016.11.16

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/094511 JA 2017.06.08

(71)申请人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72)发明人 香西繁范

(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

代理人 刘新宇

(51)Int.Cl.

A61B 8/14(2006.01)

A61B 8/12(2006.01)

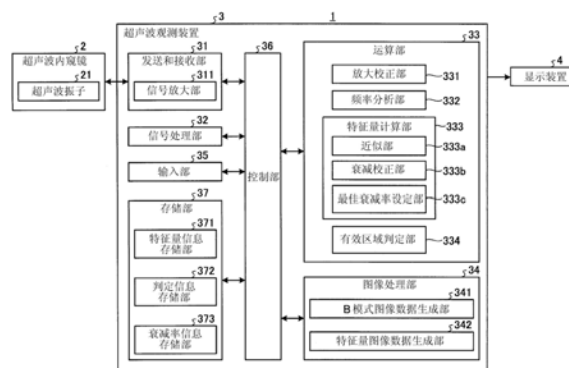
权利要求书2页 说明书16页 附图8页

(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由超声波探头获取到的超声波信号生成超声波图像,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,该超声波观测装置具备:频率分析部,其通过对基于超声波信号生成的信号的频率进行分析来计算多个频谱;比较部,其将基于由观测对象反射的超声波的物理量与根据该物理量设定的阈值进行比较;以及特征量计算部,其基于由频率分析部计算出的频谱和由比较部得到的比较结果来计算频率特征量。



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信号生成超声波图像, 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, 所述超声波观测装置的特征在于, 具备:

频率分析部, 其通过对基于所述超声波信号生成的信号的频率进行分析来计算多个频谱;

比较部, 其将基于由所述观测对象反射的超声波的物理量与根据该物理量设定的阈值进行比较; 以及

特征量计算部, 其基于由所述频率分析部计算出的所述频谱和由所述比较部得到的比较结果来计算频率特征量。

2. 根据权利要求1所述的超声波观测装置, 其特征在于,

所述比较部针对在所述超声波图像中设定的多个区域, 按每个区域进行所述物理量与所述阈值的比较,

所述特征量计算部按每个所述区域, 根据由所述比较部得到的比较结果来设定衰减率并计算所述频率特征量。

3. 根据权利要求1所述的超声波观测装置, 其特征在于,

所述物理量是从包括所述频率特征量、所述超声波图像的亮度、弹性成像中的变化量、声速的群中选择出的一个物理量。

4. 根据权利要求3所述的超声波观测装置, 其特征在于,

所述物理量与所述频率特征量相关联。

5. 根据权利要求3所述的超声波观测装置, 其特征在于,

所述物理量是由所述特征量计算部计算出的频带中心对应强度, 该频带中心对应强度是如下的值: 利用一次式对所述频谱中的规定的频带进行近似, 在所述频带的中间频率时所述一次式的值。

6. 根据权利要求1所述的超声波观测装置, 其特征在于,

所述比较部基于所述物理量和所述阈值来判定是否包含低回波区域,

在由所述比较部得到的判定结果包含所述低回波区域的情况下, 所述特征量计算部使用预先设定的衰减率来计算频率特征量。

7. 根据权利要求6所述的超声波观测装置, 其特征在于,

所述频率分析部计算多个频谱,

在由所述比较部得到的判定结果不包含所述低回波区域的情况下, 所述特征量计算部分别计算所述多个频谱的特征量, 以赋予所述超声波在所述观测对象中传播时的互不相同的衰减特性的多个衰减率候选值的各个衰减率候选值, 对各频谱的特征量进行排除所述超声波的衰减的影响的衰减校正, 由此计算所述各频谱的校正特征量, 使用该校正特征量从所述多个衰减率候选值中设定对于所述观测对象来说最佳的衰减率。

8. 根据权利要求7所述的超声波观测装置, 其特征在于,

所述特征量计算部进行利用 n 次式对所述各频谱进行近似的处理, 由此计算所述特征量, 其中, n 为正整数,

所述特征量计算部按每个所述衰减率候选值计算所述校正特征量的统计学偏差, 将使该统计学偏差最小的衰减率候选值设定为所述最佳的衰减率。

9. 根据权利要求8所述的超声波观测装置,其特征在于,

所述特征量计算部利用一次式对所述频谱中的规定的频带进行近似,计算所述一次式的截距、斜率以及在所述频带的中间频率时所述一次式的值即频带中心对应强度中的包含所述斜率和所述频带中心对应强度中的任一方的一个特征量或多个特征量,来作为所述特征量,

所述特征量计算部基于所述斜率和所述频带中心对应强度中的任一方来设定所述最佳的衰减率。

10. 根据权利要求9所述的超声波观测装置,其特征在于,

所述特征量计算部在计算所述斜率来作为所述特征量的情况下,基于所述斜率来设定所述最佳的衰减率,在计算所述频带中心对应强度来作为所述特征量的情况下,基于所述频带中心对应强度来设定所述最佳的衰减率。

11. 根据权利要求8所述的超声波观测装置,其特征在于,

所述特征量计算部将所述统计学偏差以所述衰减率候选值的函数的方式求出,

所述特征量计算部将在所述函数中使所述统计学偏差最小的衰减率候选值设定为所述最佳的衰减率。

12. 根据权利要求1所述的超声波观测装置,其特征在于,

还具备特征量图像数据生成部,该特征量图像数据生成部将由所述特征量计算部计算出的所述频率特征量与视觉信息相关联,来生成与所述超声波图像一起显示的特征量图像数据。

13. 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信号生成超声波图像,所述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,所述超声波观测装置的工作方法的特征在于,包括:

频率分析步骤,频率分析部通过对基于所述超声波信号生成的信号的频率进行分析来计算多个频谱;

比较步骤,比较部将基于由所述观测对象反射的超声波的物理量与根据该物理量设定的阈值进行比较;以及

特征量计算步骤,特征量计算部基于由所述频率分析部计算出的所述频谱和由所述比较部得到的比较结果来计算频率特征量。

14. 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信号生成超声波图像,所述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,所述超声波观测装置的工作程序的特征在于,使所述超声波观测装置执行以下过程:

频率分析过程,频率分析部通过对基于所述超声波信号生成的信号的频率进行分析来计算多个频谱;

比较过程,比较部将基于由所述观测对象反射的超声波的物理量与根据该物理量设定的阈值进行比较;以及

特征量计算过程,特征量计算部基于由所述频率分析部计算出的所述频谱和由所述比较部得到的比较结果来计算频率特征量。

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] 以往,已知如下一种技术:在使用超声波对观测对象的组织进行观察的超声波观测装置中,对具有与组织性状相应的特性的超声波信号的频谱的特征量进行计算,基于该特征量生成用于鉴别组织性状的特征量图像。在该技术中,在通过对接收到的超声波信号的频率进行分析来获取频谱之后,计算规定的频带内的频谱的近似式,从该近似式提取出特征量。

[0003] 在提取特征量时,存在以下情况:在作为低回波区域的噪声区域中,由于噪声的影响而无法获得准确的特征量。作为判定噪声区域的技术,已知如下一种超声波诊断装置:将噪声区域视为低S/N区域并加以区别,将该低S/N区域的信息与基于衰减率的图像即衰减图像(特征量图像)一起显示(例如,参照专利文献1)。在该技术中,针对每个规定的区域判定是否为低S/N区域,将该判定结果作为低S/N区域的信息来显示。由此,医生等手术操作者能够判断进行分析的位置是否为噪声区域。

[0004] 专利文献1:日本特开2013-5876号公报

发明内容

[0005] 发明要解决的问题

[0006] 上述专利文献1中记载的技术仅仅是针对每个规定的区域判定该区域是否为低S/N区域并显示判定结果的技术,而没有基于判定结果生成特征量图像。因此,存在以下情况:判定结果不被反映到特征量图像中,没有成为针对观测对象适当地计算出的特征量。

[0007] 本发明是鉴于上述问题而完成的,其目的在于提供一种即使在包含噪声区域的情况下也能够适当地计算特征量的超声波观测装置、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。

[0008] 用于解决问题的方案

[0009] 为了解决上述问题而达成目的,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信号生成超声波图像,所述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,所述超声波观测装置的特征在于,具备:频率分析部,其通过对基于所述超声波信号生成的信号的频率进行分析来计算多个频谱;比较部,其将基于由所述观测对象反射的超声波的物理量与根据该物理量设定的阈值进行比较;以及特征量计算部,其基于由所述频率分析部计算出的所述频谱和由所述比较部得到的比较结果来计算频率特征量。

[0010] 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,所述比较部针对在

所述超声波图像中设定的多个区域,按每个区域进行所述物理量与所述阈值的比较,所述特征量计算部按每个所述区域,根据由所述比较部得到的比较结果来设定衰减率并计算所述频率特征量。

[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,所述物理量是从包括所述频率特征量、所述超声波图像的亮度、弹性成像中的变化量、声速的群中选择出的一个物理量。

[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,所述物理量与所述频率特征量相关联。

[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,所述物理量是由所述特征量计算部计算出的频带中心对应强度,该频带中心对应强度是如下的值:利用一次式对所述频谱中的规定的频带进行近似,在所述频带的中间频率时所述一次式的值。

[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,所述比较部基于所述物理量和所述阈值来判定是否包含低回波区域,在由所述比较部得到的判定结果包含所述低回波区域的情况下,所述特征量计算部使用预先设定的衰减率来计算频率特征量。

[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,所述频率分析部计算多个频谱,在由所述比较部得到的判定结果不包含所述低回波区域的情况下,所述特征量计算部分别计算所述多个频谱的特征量,以赋予所述超声波在所述观测对象中传播时的互不相同的衰减特性的多个衰减率候选值的各个衰减率候选值,对各频谱的特征量进行排除所述超声波的衰减的影响的衰减校正,由此计算所述各频谱的校正特征量,使用该校正特征量从所述多个衰减率候选值中设定对于所述观测对象来说最佳的衰减率。

[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,所述特征量计算部进行利用 n 次式对所述各频谱进行近似的处理,由此计算所述特征量,其中, n 为正整数,所述特征量计算部按每个所述衰减率候选值计算所述校正特征量的统计学偏差,将使该统计学偏差最小的衰减率候选值设定为所述最佳的衰减率。

[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,所述特征量计算部利用一次式对所述频谱中的规定的频带进行近似,计算所述一次式的截距、斜率以及在所述频带的中间频率时所述一次式的值即频带中心对应强度中的包含所述斜率和所述频带中心对应强度中的任一方的一个特征量或多个特征量,来作为所述特征量,所述特征量计算部基于所述斜率和所述频带中心对应强度中的任一方来设定所述最佳的衰减率。

[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,所述特征量计算部在计算所述斜率来作为所述特征量的情况下,基于所述斜率来设定所述最佳的衰减率,在计算所述频带中心对应强度来作为所述特征量的情况下,基于所述频带中心对应强度来设定所述最佳的衰减率。

[0019] 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,所述特征量计算部将所述统计学偏差以所述衰减率候选值的函数的方式求出,将在所述函数中使所述统计学偏差最小的衰减率候选值设定为所述最佳的衰减率。

[0020] 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,还具备特征量图像数据生成部,该特征量图像数据生成部将由所述特征量计算部计算出的所述频率特征量与视觉信息相关联,来生成与所述超声波图像一起显示的特征量图像数据。

[0021] 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信号生成超声波图像,所述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,所述超声波观测装置的工作方法的特征在于,包括:频率分析步骤,频率分析部通过对基于所述超声波信号生成的信号的频率进行分析来计算多个频谱;比较步骤,比较部将基于由所述观测对象反射的超声波的物理量与根据该物理量设定的阈值进行比较;以及特征量计算步骤,特征量计算部基于由所述频率分析部计算出的所述频谱和由所述比较部得到的比较结果来计算频率特征量。

[0022] 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信号生成超声波图像,所述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,所述超声波观测装置的工作程序的特征在于,使所述超声波观测装置执行以下过程:频率分析过程,频率分析部通过对基于所述超声波信号生成的信号的频率进行分析来计算多个频谱;比较过程,比较部将基于由所述观测对象反射的超声波的物理量与根据该物理量设定的阈值进行比较;以及特征量计算过程,特征量计算部基于由所述频率分析部计算出的所述频谱和由所述比较部得到的比较结果来计算频率特征量。

[0023] 发明的效果

[0024] 根据本发明,起到即使在包含噪声区域的情况下也能够适当地计算特征量的效果。

附图说明

[0025] 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观测系统的结构的框图。

[0026] 图2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信号放大部所进行的放大处理中的接收深度与放大率的关系的图。

[0027] 图3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所进行的放大校正处理中的接收深度与放大率的关系的图。

[0028] 图4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。

[0029] 图5是表示由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例子的图。

[0030] 图6是表示具有由本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置的衰减校正部计算出的校正特征量来作为参数的直线的图。

[0031] 图7是示意性地表示基于两个不同的衰减率候选值分别对相同的观测对象进行衰减校正所得的校正特征量的分布例的图。

[0032] 图8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心区域和分割该关心区域所得的分割区域的图。

[0033] 图9是表示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处理的概要的流程图。

[0034] 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所执

行的处理的概要的流程图。

[0035] 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最佳衰减率设定部所进行的处理的概要的图。

[0036] 图12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系统的显示装置中的特征量图像的显示例的图。

具体实施方式

[0037] 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”)。

[0038] (实施方式1)

[0039] 图1是表示具备本发明的实施方式1所涉及的超声波观测装置3的超声波观测系统1的结构的框图。该图所示的超声波观测系统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。

[0040] 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回波信号后输出。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种振子。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。

[0041] 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具有对在摄像时向被检体照射的照明光进行引导的光导件。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。此外,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。

[0042] 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数字的高频(RF: Radio Frequency)信号的数据(以下,称为RF数据)并输出;信号处理部32,其根据从发送和接收部31接收到的RF数据生成数字的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;输入部35,其使用键盘、鼠标、触摸面板等用户接口来实现,接受各种信息的输入;控制部36,其控制超声波观测系统1整体;以及存储部37,其存储超声波观测装置3进行动作所需的各种信息。

[0043] 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进行回波信号的接收深度越大则以越高的放大率进行放大的STC(Sensitivity Time Control:灵敏度时间控制)校正。图2是表示信号放大部311所进行的放大处理中的接收深度与放大率的

关系的图。图2所示的接收深度 z 是基于从开始接收超声波的时间点起的经过时间计算出的量。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。更一般地说,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37。

[0044] 发送和接收部31在对通过信号放大部311而被放大的回波信号实施滤波等处理之后,通过进行A/D转换来生成时域的RF数据,并向信号处理部32、运算部33以及存储部37输出。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。

[0045] 发送和接收部31所发送的脉冲信号的频带为将超声波振子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大致覆盖的宽频带即可。另外,信号放大部311中的回波信号的各种处理频带为将由超声波振子21产生的超声波回波向回波信号进行声电转换的线性响应频带大致覆盖的宽频带即可。由此,在执行后述的频谱的近似处理时,能够进行精度良好的近似。

[0046] 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接收包含识别用的ID的各种信息并向控制部36发送所述各种信息。

[0047] 信号处理部32对RF数据实施带通滤波、包络线检波、对数变换等公知的处理,来生成数字的B模式用接收数据。在对数变换中,取将RF数据除以基准电压 V_c 所得的量的常用对数并用分贝值来表示。在该B模式用接收数据中,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。信号处理部32向图像处理部34输出所生成的B模式用接收数据。关于信号处理部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) 等执行特定功能的专用的集成电路等来实现。

[0048] 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,其对进行了放大校正的RF数据实施高速傅立叶变换(FFT:Fast Fourier Transform) 来进行频率分析,由此计算频谱;特征量计算部333,其计算频谱的特征量;以及有效区域判定部334,其根据由特征量计算部333计算出的特征量来判定作为对象的区域是否为不包含噪声区域的区域、即作为判定对象的区域是否为对生成特征量图像有效的区域(有效区域)。关于运算部33,使用CPU、各种运算电路等来实现。

[0049] 图3是表示放大校正部331所进行的放大校正处理中的接收深度与放大率的关系的图。如图3所示,关于放大校正部331所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 $\beta_{th}-\beta_0$,随着接收深度 z 从零达到阈值 z_{th} 而线性地减少,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数字RF信号进行放大校正,由此能够抵消信号处理部32中的STC校正的影响,能够输出固定的放大率 β_{th} 的信号。此外,放大

校正部331所进行的接收深度 z 与放大率 β 的关系根据信号处理部32中的接收深度与放大率的关系不同而不同,这是不言而喻的。

[0050] 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匀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进行显示的B模式图像且扫描了同样的组织的情况下,通过进行STC校正,亮度值不依赖于深度而为固定。即,能够获得从B模式图像的亮度值中排除衰减的影响的效果。

[0051] 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所得的结果的情况下,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。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,不具有频率依赖性。

[0052] 为了解决上述问题、即在利用对超声波的频谱进行计算并进行分析所得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的问题,考虑在生成B模式图像时输出实施了STC校正的接收信号,另一方面,在生成基于频谱的图像时,进行与用于生成B模式图像的发送不同的新的发送,输出未实施STC校正的接收信号。另外,在该情况下,存在基于接收信号生成的图像数据的帧频降低的问题。

[0053] 因此,在本实施方式中,为了维持所生成的图像数据的帧频并且对用于B模式图像的实施了STC校正的信号排除STC校正的影响,利用放大校正部331来进行放大率的校正。

[0054] 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。在此所说的“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,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、时间积分值及其组合中的任一个。

[0055] 一般来说,在观测对象是生物体组织的情况下,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。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。

[0056] 图4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起的深度越深的部位的采样数据(参照图4的箭头)。声线 SR_k 以与发送和接收部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4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 $Z^{(k)}$ 的情况,但能够任意地设定初始值的位置。能够以复数形式获得频率分析部332的计算结果并将其保存于存储部37。

[0057] 图4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10)。

[0058] 图5是表示由频率分析部332计算出的频谱的例子图。在图5中,横轴是频率 f 。另外,在图5中,纵轴是将强度 I_0 除以基准强度 I_c (常数)所得的量的常用对数(用分贝表示) $I = 10 \log_{10}(I_0/I_c)$ 。在后文中叙述图5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。

[0059] 在图5所示的频谱 C_1 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、发送和接收部31所发送的脉冲信号的频带等决定的参数。下面,在图5中将由下限频率 f_L 和上限频率 f_H 确定的频带称为“频带F”。

[0060] 特征量计算部333基于有效区域判定部334的判定结果分别计算多个频谱的特征量,关于赋予超声波在观测对象中传播时的互不相同的衰减特性的多个衰减率候选值的各个衰减率候选值,对各频谱的特征量(以下,称为校正前特征量)进行排除超声波的衰减的影响的衰减校正,由此计算各频谱的校正特征量,使用该校正特征量从多个衰减率候选值中设定对于观测对象最佳的衰减率,或者以预先设定的衰减率进行衰减校正。

[0061] 特征量计算部333具有:近似部333a,其对通过利用直线对频谱进行近似来进行衰减校正处理之前的频谱的特征量(以下,称为校正前特征量)进行计算;衰减校正部333b,其通过对由近似部333a计算出的校正前特征量进行衰减校正来计算特征量;以及最佳衰减率设定部333c,其基于衰减校正部333b针对所有的频谱计算出的校正特征量的统计学偏差,从多个衰减率候选值中设定最佳的衰减率。

[0062] 近似部333a进行规定频带内的频谱的回归分析并利用一次式(回归直线)对频谱进行近似,由此计算对进行了近似的该一次式赋予特征的校正前特征量。例如,在图6所示的频谱 C_1 的情况下,近似部333a在频带F内进行回归分析并利用一次式对频谱 C_1 进行近似,由此获得回归直线 L_{10} 。换言之,近似部333a计算回归直线 L_{10} 的斜率 a_0 、截距 b_0 以及频带F的中心频率 $f_M = (f_L + f_H)/2$ 处的回归直线上的值、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。

[0063] 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。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,给出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。此外,特征量计算部333也可以通过回归分析来利用二次以上的多项式对频谱进行近似。

[0064] 对衰减校正部333b所进行的校正进行说明。一般来说,超声波的衰减量 $A(f, z)$ 是超声波在接收深度0与接收深度 z 之间往返的期间内发生的衰减,被定义为往返前后的强度变化(用分贝表示的差)。凭经验获知,在同样的组织内,衰减量 $A(f, z)$ 与频率成比例,用以下的式(1)表示衰减量 $A(f, z)$ 。

[0065] $A(f, z) = 2\alpha z f \quad \dots (1)$

[0066] 在此,比例常数 α 是被称为衰减率的量。另外, z 是超声波的接收深度, f 是频率。在

观测对象是生物体的情况下,衰减率 α 的具体值根据生物体的部位来确定。衰减率 α 的单位例如是dB/cm/MHz。此外,在本实施方式中,也能够设为能够根据来自输入部35的输入来变更衰减率 α 的值的结构。衰减校正部333b针对预先设定的衰减率或者衰减率候选值进行衰减校正。

[0067] 衰减校正部333b按照以下所示的式(2)~(4)对由近似部333a提取出的校正前特征量(斜率 a_0 、截距 b_0 、频带中心对应强度 c_0)进行衰减校正,由此计算校正特征量 a 、 b 、 c 。

$$[0068] \quad a = a_0 + 2\alpha z \quad \cdot \cdot \cdot (2)$$

$$[0069] \quad b = b_0 \quad \cdot \cdot \cdot (3)$$

$$[0070] \quad c = c_0 + A(f_M, z) = c_0 + 2\alpha z f_M (= a f_M + b) \quad \cdot \cdot \cdot (4)$$

[0071] 根据式(2)、式(4)也显而易见的是,衰减校正部333b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变换。这是由于,截距是与频率0(Hz)对应的频率成分,不受衰减的影响。

[0072] 图6是表示具有由衰减校正部333b计算出的校正特征量 a 、 b 、 c 来作为参数的直线的图。直线 L_1 的式子由式(5)表示。

$$[0073] \quad l = af + b = (a_0 + 2\alpha z)f + b_0 \quad \cdot \cdot \cdot (5)$$

[0074] 根据该式(5)也显而易见的是,与衰减校正前的直线 L_{10} 相比,直线 L_1 的斜率大($a > a_0$)且截距相同($b = b_0$)。

[0075] 最佳衰减率设定部333c将衰减校正部333b针对所有频谱按每个衰减率候选值计算出的校正特征量的统计学偏差最小的衰减率候选值设定为最佳的衰减率。在本实施方式中,作为表示统计学偏差的量,应用方差。在该情况下,最佳衰减率设定部333c将方差最小的衰减率候选值设定为最佳的衰减率。在上述三个校正特征量 a 、 b 、 c 中,独立的校正特征量为两个。除此以外,校正特征量 b 不依赖于衰减率。因而,在针对校正特征量 a 、 c 设定最佳的衰减率的情况下,最佳衰减率设定部333c计算校正特征量 a 和 c 中的任一个校正特征量的方差即可。

[0076] 其中,优选的是,最佳衰减率设定部333c设定最佳的衰减率时使用的校正特征量与特征量图像数据生成部342生成特征量图像数据时使用的校正特征量为相同种类。即,更为优选的是,在特征量图像数据生成部342将斜率用作校正特征量来生成特征量图像数据的情况下,应用校正特征量 a 的方差,在特征量图像数据生成部342将频带中心对应强度用作校正特征量来生成特征量图像数据的情况下,应用校正特征量 c 的方差。这是由于,给出衰减量 $A(f, z)$ 的式(1)只不过是理想的情况而已,现实中以下的式(6)更适当。

$$[0077] \quad A(f, z) = 2\alpha z f + 2\alpha_1 z \quad \cdot \cdot \cdot (6)$$

[0078] 式(6)的右边第二项的 α_1 是表示信号强度与超声波的接收深度 z 成比例地变化的大小的系数,是表示由于观测对象的组织不均匀、光束合成时的通道数的变更等而发生的信号强度的变化的系数。由于存在式(6)的右边第二项,因此在将频带中心对应强度用作校正特征量来生成特征量图像数据的情况下,使用校正特征量 c 的方差设定最佳的衰减率的情况能够准确地校正衰减(参照式(4))。另一方面,在使用作为与频率 f 成比例的系数的斜率生成特征量图像数据的情况下,使用校正特征量 a 的方差设定最佳的衰减率的情况能够排除右边第二项的影响来准确地校正衰减。例如,在衰减率 α 的单位是dB/cm/MHz的情况下,系数 α_1 的单位是dB/cm。

[0079] 在此,对能够基于统计学偏差设定最佳的衰减率的理由进行说明。能够认为,在对观测对象应用了最佳的衰减率的情况下,不论观测对象与超声波振子21的距离是多少,特征量都收敛为观测对象所固有的值,统计学偏差变小。另一方面,能够认为,在将不适合观测对象的衰减率候选值设为最佳的衰减率的情况下,衰减校正过度或者不足,因此根据与超声波振子21之间的距离,特征量产生偏差,特征量的统计学偏差变大。因而,能够说明使统计学偏差最小的衰减率候选值对于观察对象而言最佳的衰减率。

[0080] 图7是示意性地表示针对相同的观测对象基于两个不同的衰减率候选值分别进行衰减校正所得的校正特征量的分布例的图。在图7中,将横轴设为校正特征量,将纵轴设为频率。图7所示的两个分布曲线 N_1 、 N_2 的频率的总和相同。在图7所示的情况下,与分布曲线 N_2 相比,分布曲线 N_1 的特征量的统计学偏差小(方差小),呈陡峭的峰的形状。因而,最佳衰减率设定部333c在从与这两个分布曲线 N_1 、 N_2 对应的两个衰减率候选值中设定最佳的衰减率的情况下,将与分布曲线 N_1 对应的衰减率候选值设定为最佳的衰减率。

[0081] 有效区域判定部334根据由特征量计算部333计算出的特征量来判定对象区域是否为不包含噪声区域的区域、即对于生成特征量图像有效的区域(有效区域)。在此,噪声区域是低回波区域,是包含水、囊肿、远场噪声等的区域。在低回波区域中噪声成分多,存在无法适当地计算特征量的情况。

[0082] 图8是说明在超声波观测装置3中设定的关心区域和分割该关心区域所得的分割区域的图。在本实施方式中,在B模式图像中,作为要计算特征量的区域,设定了关心区域R。如图8所示,在本实施方式中,设定有通过对梯形的关心区域R沿B模式图像的显示区域200的纵向和横向进行划分而分割出的多个分割区域 $R_{S1} \sim R_{S9}$ 。

[0083] 有效区域判定部334按每个分割区域(分割区域 $R_{S1} \sim R_{S9}$)计算由特征量计算部333计算出的特征量的平均值,并与预先设定的阈值进行比较,由此判定判定对象的区域是否为有效区域。具体地说,如果由衰减校正部333b计算出的校正特征量c(频带中心对应强度)中的、作为判定对象的分割区域内的校正特征量c的平均值为阈值以上,则有效区域判定部334判定为该分割区域是有效区域,如果所述平均值小于阈值,则有效区域判定部334判定为该分割区域不是有效区域(非有效区域)。在此所说的阈值例如是在如上所述那样使用频带中心对应强度来判定有效区域/非有效区域的情况下基于根据低回波区域的回波信号计算出的频带中心对应强度的值而设定的值。有效区域判定部334作为比较部发挥功能。

[0084] 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进行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,其生成将由特征量计算部333计算出的特征量与视觉信息相关联并与B模式图像一起显示的特征量图像数据。

[0085] 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增益处理、对比度处理等利用公知的技术进行的信号处理,并且进行与根据显示装置4中的图像的显示范围确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模式图像是使采用RGB颜色系统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等级图像。

[0086] B模式图像数据生成部341在对来自信号处理部32的B模式用接收数据实施以能够在空间上正确地表现扫描范围的方式重新进行排列的坐标变换之后,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,生成B模式图像数据。B模式图像数据生成部341将所生成的B模式图像数据输出到特征量图像数据生成部342。

[0087] 特征量图像数据生成部342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333计算出的特征量相关联的视觉信息,由此生成特征量图像数据。特征量图像数据生成部342对例如与图4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的斜率、截距、频带中心对应强度中的任一方相对应,由此生成特征量图像数据。此外,也可以是,特征量图像数据生成部342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相对应,并且将亮暗与另一方相对应,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。

[0088] 在此,特征量图像数据生成部342所生成的特征量图像数据是用于在显示装置4中显示与扫描区域S中以特定的深度幅度和声线宽度等划分出的关心区域(Region of Interest:ROI)相应的区域的特征量图像的图像数据。

[0089] 关于控制部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。控制部36从存储部37读出存储部37所存储、保存的信息,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进行统一控制。此外,也能够使用与信号处理部32和运算部33共同的通用处理器或专用的集成电路等来构成控制部36。

[0090] 存储部37存储由特征量计算部333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37具有:特征量信息存储部371,其将由衰减校正部333b根据衰减率候选值按每个频谱计算出的多个特征量及给出该多个特征量的统计学偏差的方差与衰减率候选值相对应地进行存储;判定信息存储部372,其对于有效区域判定部334判定作为判定对象的区域是否为有效区域的阈值进行存储;以及衰减率信息存储部373,其存储用于计算有效区域判定部334进行判定前的校正特征量的衰减率、以及用于对被有效区域判定部334判定为非有效区域的区域的特征量进行衰减校正的衰减率。

[0091] 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的信息(图2所示的放大率与接收深度的关系)、进行放大校正处理所需的信息(图3所示的放大率与接收深度的关系)、进行衰减校正处理所需的信息(参照式(1))、进行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。另外,存储部37存储由衰减校正部333b计算出的校正特征量、即有效区域判定部334进行判定所使用的校正特征量。

[0092] 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、软盘等计算机可读的记录介质来广泛地流通。此外,也能够通过经由通信网络进行下载来获取上述的各种程序。关于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。

[0093] 关于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。

[0094] 图9是表示具有以上结构的超声波观测装置3所进行的处理的概要的流程图。首先,超声波观测装置3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)。

[0095] 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的关系来进行回波信号的放大(STC校正)。

[0096] 接着,B模式图像数据生成部341使用由信号放大部311进行了放大的回波信号来生成B模式图像数据并输出到显示装置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)。

[0097] 放大校正部331对从发送和接收部31输出的信号进行放大率不依赖于接收深度而为固定的放大校正(步骤S5)。在此,放大校正部331进行放大校正,使得例如图3所示的放大率与接收深度的关系成立。

[0098] 之后,频率分析部332通过进行基于FFT运算的频率分析来对所有的采样数据群计算频谱(步骤S6:频率分析步骤)。图10是表示在步骤S6中由频率分析部332执行的处理的概要的流程图。下面,参照图10所示的流程图来详细地说明频率分析处理。

[0099] 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)。

[0100] 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的数据群(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4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。

[0101] 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。

[0102] 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数据群(步骤S25)。如参照图4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的第 $2^n/2(=2^{n-1})$ 个位置。在该情况下,采样数据群正常意味着在数据位置 $Z^{(k)}$ 的前方存在 $2^{n-1}-1(=N)$ 个数据,在数据位置 $Z^{(k)}$ 的后方存在 $2^{n-1}(=M)$ 个数据。在图4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4中例示了 $n=4(N=7, M=8)$ 的情况。

[0103] 在步骤S25中的判定的结果为数据位置 $Z^{(k)}$ 的采样数据群正常的情况下(步骤S25:“是(Yes)”),频率分析部332转到后述的步骤S27。

[0104] 在步骤S25中的判定的结果为数据位置 $Z^{(k)}$ 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4的采样数据群 F_K),在添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产生数据的不连续。在步骤S26之后,频率分析部332转到后述的步骤S27。

[0105] 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)。

[0106] 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4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。

[0107] 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 $Z_{\max}^{(k)}$ (步骤S29)。在数据位置 $Z^{(k)}$ 大于最大值 $Z_{\max}^{(k)}$ 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 $Z_{\max}^{(k)}$ 以下的情况下(步骤S29:否),频率分析部332返回到步骤S23。通过这样,频率分析部332对声线 SR_k 进行针对 $[(Z_{\max}^{(k)} - Z_0^{(k)} + 1) / D + 1]$ 个采样数据群的FFT运算。在此, $[X]$ 表示不超过X的最大的整数。

[0108] 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大于最大值 $k_{\max}$ 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为最大值 $k_{\max}$ 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 $k_{\max}$ 设为手术操作者等用户通过输入部35任意地指示输入的值或者预先设定于存储部37的值。

[0109] 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。FFT运算的结果与接收深度及接收方向一起被保存于特征量信息存储部371。

[0110] 继以上说明的步骤S6的频率分析处理之后,特征量计算部333分别计算多个频谱的校正前特征量,关于赋予超声波在观测对象中传播时的互不相同的衰减特性的多个衰减率候选值的各衰减率候选值,针对各频谱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,由此计算各频谱的校正特征量,使用该校正特征量从多个衰减率候选值中设定对于观测对象最佳的衰减率(步骤S7、S8、S10~S18:特征量计算步骤)。下面,详细地说明步骤S7~S18的处理。

[0111] 在步骤S7中,近似部333a对由频率分析部332计算出的多个频谱分别进行回归分析,由此计算与各频谱对应的校正前特征量(步骤S7)。具体地说,近似部333a对各频谱进行回归分析,由此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5所示的直线 L_{10} 是近似部333a通过对频带F的频谱 C_1 进行回归分析而近似得到的回归直线。

[0112] 之后,衰减校正部333b针对由近似部333a对各频谱进行近似所得的校正前特征量,利用衰减率信息存储部373中存储的规定的衰减率进行衰减校正,由此计算校正特征量(步骤S8)。图6所示的直线 L_1 是衰减校正部333b通过进行衰减校正处理而获得的直线的例子。

[0113] 当在步骤S8中计算校正特征量时,有效区域判定部334使用该校正特征量来判定作为判定对象的分割区域是有效区域还是非有效区域(步骤S9:比较步骤)。在本实施方式中,设是使用校正特征量c(频带中心对应强度),参照判定信息存储部372,如果校正特征量c的平均值为阈值以上,则判定为有效区域,如果校正特征量c的平均值小于阈值,则判定为非有效区域。在此,当有效区域判定部334判定为作为判定对象的分割区域是有效区域时

(步骤S9:“是”),控制部36转到步骤S10。另一方面,当有效区域判定部334判定为作为判定对象的分割区域是非有效区域时(步骤S9:“否”),控制部36转到步骤S17。

[0114] 在步骤S10中,最佳衰减率设定部333c将在进行后述的衰减校正时应用的衰减率候选值 α 的值设定为规定的初始值 α_0 (步骤S10)。存储部37预先存储该初始值 α_0 的值,最佳衰减率设定部333c参照存储部37即可。

[0115] 接着,衰减校正部333b将衰减率候选值设为 α 来对由近似部333a对各频谱进行近似所得的校正前特征量进行衰减校正,由此计算校正特征量,并将该校正特征量与衰减率候选值 α 一起保存于特征量信息存储部371(步骤S11)。

[0116] 在步骤S11中,衰减校正部333b通过将使用超声波信号的声线的数据排列所得的数据位置 $Z = (f_{sp}/2v_s)Dn$ 代入上述的式(2)、式(4)中的接收深度 z 来计算校正特征量。在此, f_{sp} 是数据的采样频率, v_s 是声速, D 是数据步长, n 是直到处理对象的振幅数据群的数据位置为止的声线的、从第1个数据起的数据步数。例如,当将数据的采样频率 f_{sp} 设为50MHz、将声速 v_s 设为1530m/sec、采用图4所示的数据排列将步长 D 设为15时, $Z = 0.2295n$ (mm)。

[0117] 最佳衰减率设定部333c对衰减校正部333b通过对各频谱进行衰减校正而得到的多个校正特征量中的作为代表的校正特征量的方差进行计算,将该方差与衰减率候选值 α 相对应地保存于特征量信息存储部371(步骤S12)。在校正特征量为斜率 a 、频带中心对应强度 c 的情况下,最佳衰减率设定部333c例如计算校正特征量 c 的方差。在步骤S13中,优选的是,在特征量图像数据生成部342使用斜率来生成特征量图像数据的情况下,最佳衰减率设定部333c应用校正特征量 a 的方差,在特征量图像数据生成部342使用频带中心对应强度来生成特征量图像数据的情况下,最佳衰减率设定部333c应用校正特征量 c 的方差。

[0118] 之后,最佳衰减率设定部333c使衰减率候选值 α 的值增加 $\Delta\alpha$ (步骤S13),将增加后的衰减率候选值 α 与规定的最大值 α_{max} 的大小进行比较(步骤S14)。在步骤S14中的比较的结果为衰减率候选值 α 大于最大值 α_{max} 的情况下(步骤S14:“是”),超声波观测装置3转到步骤S15。另一方面,在步骤S14中的比较的结果为衰减率候选值 α 为最大值 α_{max} 以下的情况下(步骤S14:“否”),超声波观测装置3返回到步骤S11。

[0119] 在步骤S15中,最佳衰减率设定部333c参照特征量信息存储部371所存储的每个衰减率候选值的方差,将方差最小的衰减率候选值设定为最佳的衰减率(步骤S15)。

[0120] 图11是表示最佳衰减率设定部333c所进行的处理的概要的图。是表示设 $\alpha_0 = 0$ (dB/cm/MHz)、 $\alpha_{max} = 1.0$ (dB/cm/MHz)、 $\Delta\alpha = 0.2$ (dB/cm/MHz)的情况下的衰减率候选值 α 与方差 $S(\alpha)$ 的关系的例子的图。在图11所示的情况下,当衰减率候选值 α 为0.2(dB/cm/MHz)时,方差取最小值 $S(\alpha)_{min}$ 。因而,在图11所示的情况下,最佳衰减率设定部333c将 $\alpha = 0.2$ (dB/cm/MHz)设定为最佳的衰减率。

[0121] 此外,也可以是,在最佳衰减率设定部333c设定最佳的衰减率之前,近似部333a通过进行回归分析来计算对衰减率候选值 α 的方差 $S(\alpha)$ 的值进行插值所得的曲线,之后针对该曲线计算 $0 \text{ (dB/cm/MHz)} \leq \alpha \leq 1.0 \text{ (dB/cm/MHz)}$ 时的最小值 $S(\alpha)'_{min}$,并将此时的衰减率候选值的值 α' 设定为最佳的衰减率。在图11所示的情况下,最佳的衰减率 α' 为0(dB/cm/MHz)与0.2(dB/cm/MHz)之间的值。

[0122] 特征量图像数据生成部342针对由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,将与基于在步骤S15中设定的最佳的衰减率的校正特征量相关联的视觉信

息(例如色相)叠加于与作为判定对象的分割区域对应的位置,并且添加最佳的衰减率的信息,由此生成特征量图像数据(步骤S16:特征量图像数据生成步骤)。

[0123] 另外,在步骤S17中,衰减校正部333b针对由近似部333a对各频谱进行近似所得的校正前特征量,参照衰减率信息存储部373使用非有效区域的情况下的衰减率来进行衰减校正,由此计算校正特征量,并将校正特征量保存于特征量信息存储部371(步骤S17)。在此,非有效区域的情况下的衰减率例如被设定为 $0.0\sim 2.0$ (dB/cm/MHz) 的范围内的任意值。

[0124] 之后,特征量图像数据生成部342针对由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,将与在步骤S17中计算出的校正特征量相关联的视觉信息(例如色相)叠加于与作为判定对象的分割区域对应的位置,并且添加所使用的衰减率的信息,由此生成特征量图像数据(步骤S18:特征量图像数据生成步骤)。

[0125] 在步骤S19中,控制部36判断是否存在下一个作为判定对象的分割区域(步骤S19)。在此,控制部36在判断为不存在下一个作为判定对象的分割区域的情况下(步骤S19:“否”),转到步骤S20。另一方面,控制部36在判断为存在下一个作为判定对象的分割区域的情况下(步骤S19:“是”),返回到步骤S9。

[0126] 在步骤S20中,显示装置4在控制部36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S20)。图12是示意性地表示显示装置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具有用于显示对B模式图像叠加与特征量有关的视觉信息所得的图像的叠加图像显示部202以及用于显示观测对象的识别信息等的信息显示部203。在此,叠加图像显示部202中的区域R1相当于由有效区域判定部334判定为非有效区域的区域。此外,也可以在信息显示部203中进一步显示特征量的信息、近似式的信息、增益及对比度等图像信息、有效区域判定部334的判定结果等。另外,也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。另外,关于所显示的衰减率,既可以显示每个分割区域的衰减率,也可以显示分割区域的衰减率的平均值、被判定为有效区域的分割区域的衰减率(最佳衰减率)的平均值。

[0127] 也可以使以上所说明的一系列的处理(步骤S1~S20)中的步骤S3的处理和步骤S5~S19的处理并行地进行。

[0128] 根据以上说明的本发明的一个实施方式,有效区域判定部334根据校正特征量来判定关心区域R中的各分割区域是有效区域还是包含噪声区域的非有效区域,特征量计算部333根据判定结果,基于最佳的衰减率来计算校正特征量,或者利用预先设定的衰减率来计算校正特征量,因此即使在包含噪声区域的情况下也能够适当地计算特征量。

[0129] 另外,根据本实施方式,从赋予超声波在观测对象中传播时的互不相同的衰减特性的多个衰减率候选值中设定对于观测对象最佳的衰减率,使用该最佳的衰减率进行衰减校正,由此计算多个频谱各自的特征量,因此能够通过简单的计算求出适于观测对象的超声波的衰减特性,并且能够利用该衰减特性进行观测。

[0130] 另外,根据本实施方式,基于对各频谱进行衰减校正所得的校正特征量的统计学偏差来设定最佳的衰减率,因此与同多个衰减模型进行拟合的现有技术相比,能够削减计算量。

[0131] 此外,在本实施方式中,说明了有效区域判定部334将与频率特征量相关联的校正特征量c的平均值设为物理量来判定各分割区域的有效区域/非有效区域,但不限于此。不

限于平均值,也可以是最大值、最小值、最频值。另外,在上述的实施方式中,说明了将校正特征量c用作物理量的情况,但例如作为其它的物理量,列举与频率特征量相关联的校正特征量a、不与频率特征量相关联的B模式图像中的亮度、谱强度、与谱强度相关的某个值、弹性成像中的变化值、声速等。优选的是,物理量与在生成特征量图像数据时使用的特征量相关联。也可以是,在物理量不与频率特征量相关联的情况下,有效区域判定部334在特征量计算部333计算校正特征量之前基于该物理量判定是否为有效区域。

[0132] 另外,在本实施方式中,例如也可以是,最佳衰减率设定部333c针对超声波图像的所有帧分别计算与最佳的衰减率相当的最佳衰减率相当值,将包括最新的帧的最佳衰减率相当值在内的规定数量的最佳衰减率相当值的平均值、中央值或最频值设定为最佳的衰减率。在该情况下,与针对各帧设定最佳的衰减率的情况相比,最佳的衰减率的变化变少,能够使其值稳定。

[0133] 另外,在本实施方式中,也可以是,最佳衰减率设定部333c以超声波图像的规定的帧间隔设定最佳的衰减率。由此,能够大幅削减计算量。在该情况下,在下次设定最佳的衰减率之前的期间使用最后设定的最佳的衰减率的值即可。

[0134] 另外,在本实施方式中,说明了设定有将呈梯形的关心区域R以格子状进行分割所得的分割区域,但也可以是由沿同一深度的直线或曲线以及沿深度方向的直线形成的关心区域和/或分割区域,还可以将在声线中设定的区间设为分割区域。

[0135] 另外,在本实施方式中,也可以设为输入部35能够接受衰减率候选值的初始值 α_0 的设定变更的输入的结构。

[0136] 另外,在本实施方式中,作为赋予统计学偏差的量,例如也能够应用标准偏差、母集团中的特征量的最大值与最小值之差、特征量的分布的半值宽度中的任一个量。此外,还考虑应用方差的倒数来作为赋予统计学偏差的量的情况,在该情况下,其值最大的衰减率候选值为最佳的衰减率,这是不言而喻的。

[0137] 另外,在本实施方式中,最佳衰减率设定部333c也能够分别计算多个种类的校正特征量的统计学偏差,将统计学偏差最小的情况下的衰减率候选值设定为最佳的衰减率。

[0138] 另外,在本实施方式中,也可以是,在衰减校正部333b使用多个衰减率候选值对频谱进行了衰减校正之后,近似部333a针对衰减校正后的各频谱进行回归分析,由此计算校正特征量。

[0139] 另外,在本实施方式中,说明了仅对关心区域进行特征量的计算,但也可以是不特别地进行区域的指定地进行特征量的计算。

[0140] 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。

[0141] 产业上的可利用性

[0142] 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即使在包含噪声区域的情况下也适当地计算特征量是有用的。

[0143] 附图标记说明

[0144] 1:超声波观测系统;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;201:特征量图像;202:叠加图像显示部;203:信息显示部;311:信号放大部;331:放大校正部;332:频率分析部;333:特征量计算部;333a:近似部;333b:衰减校正部;333c:最佳衰减率设定部;334:有效区域判定部;341:B模式图像数据生成部;342:特征量图像数据生成部;371:特征量信息存储部;372:判定信息存储部;373:衰减率信息存储部;C₁:频谱。

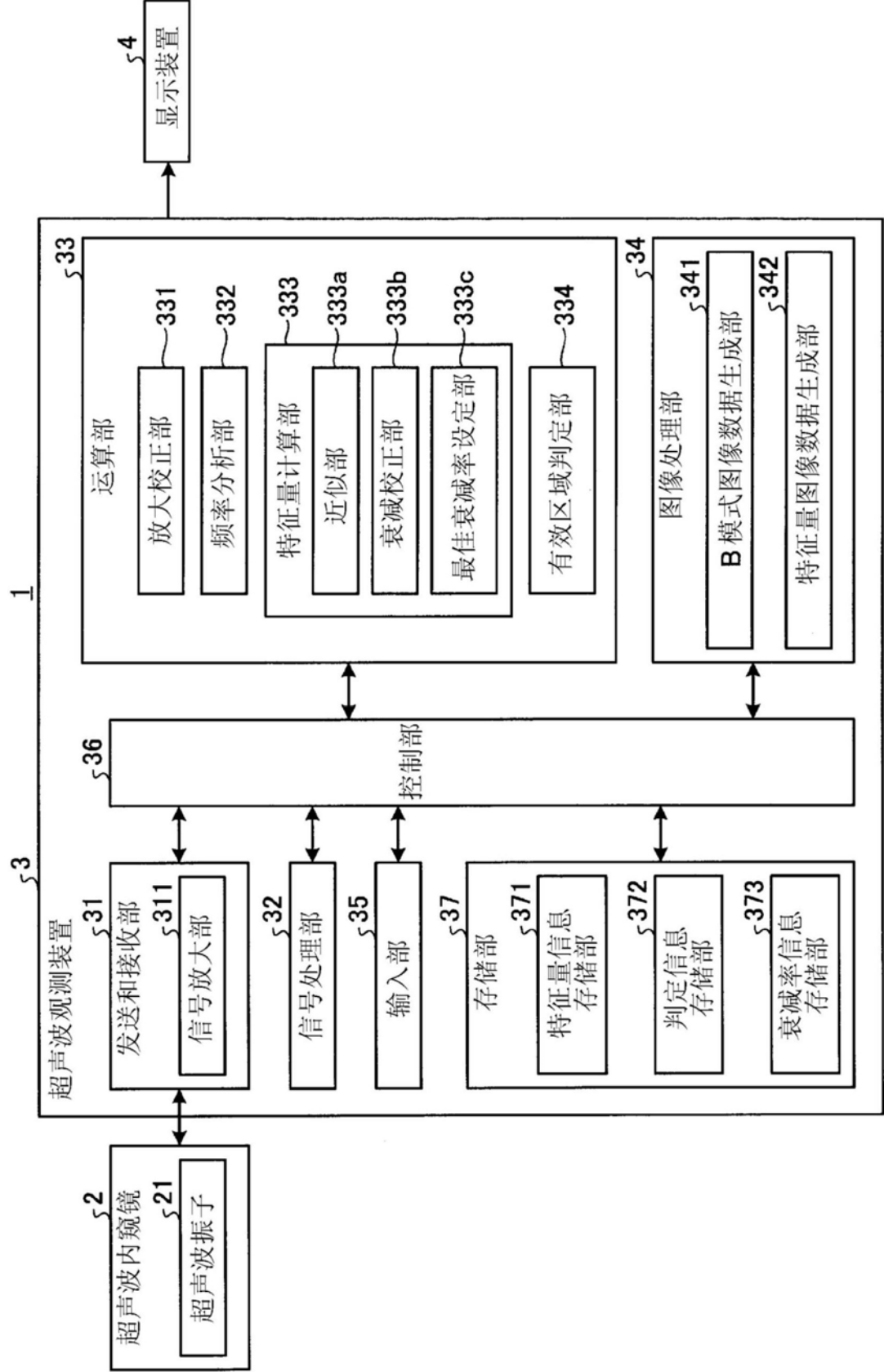


图1

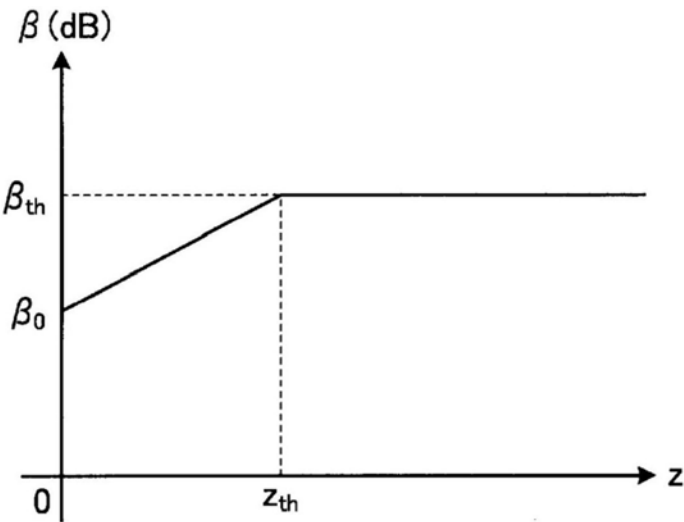


图2

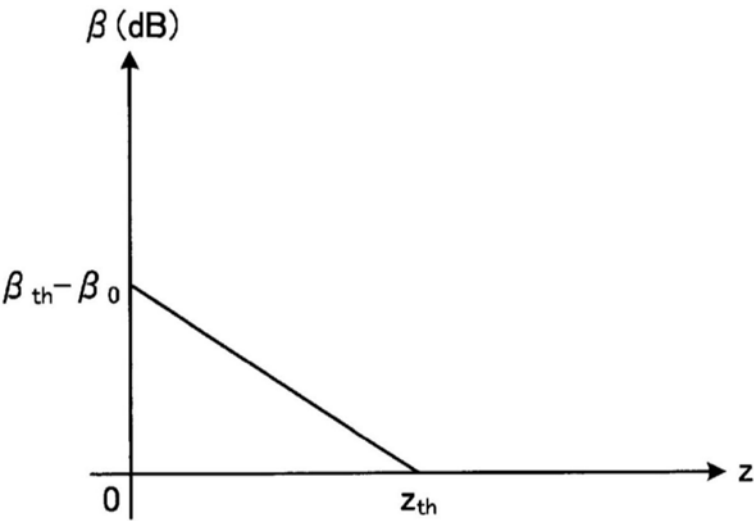


图3

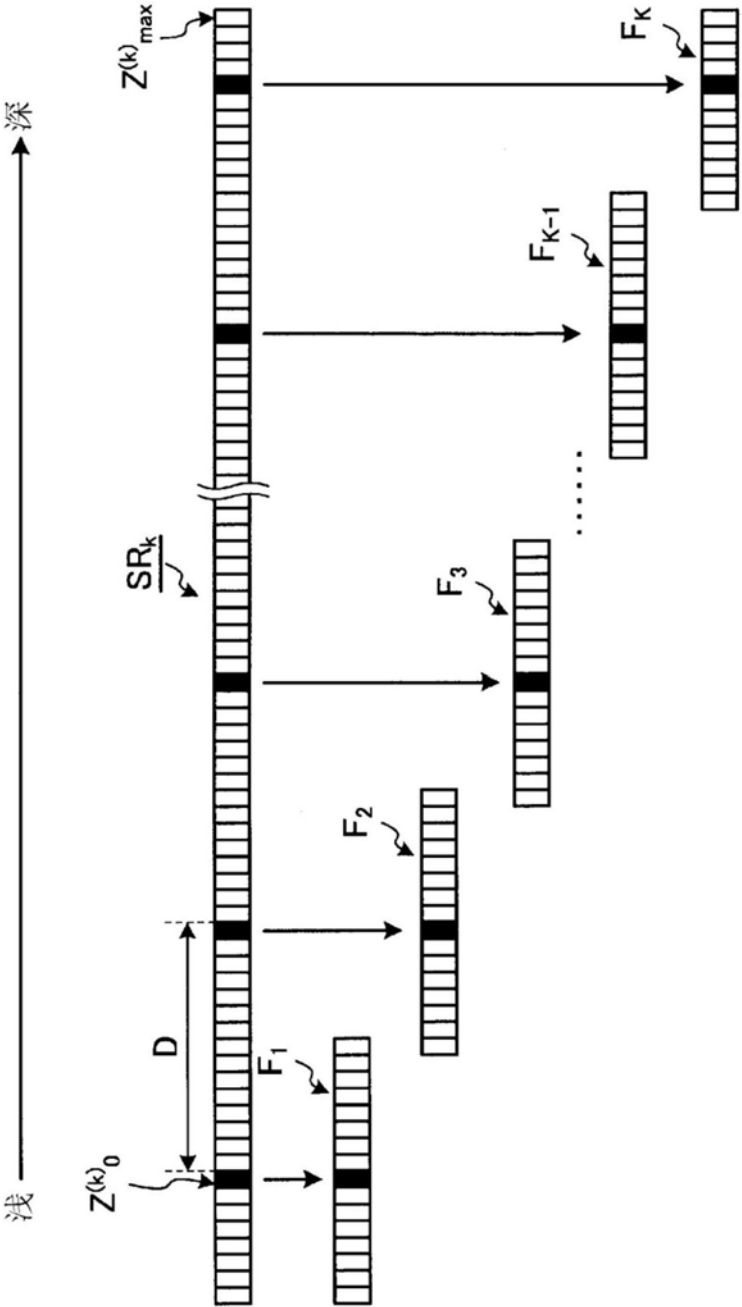


图4

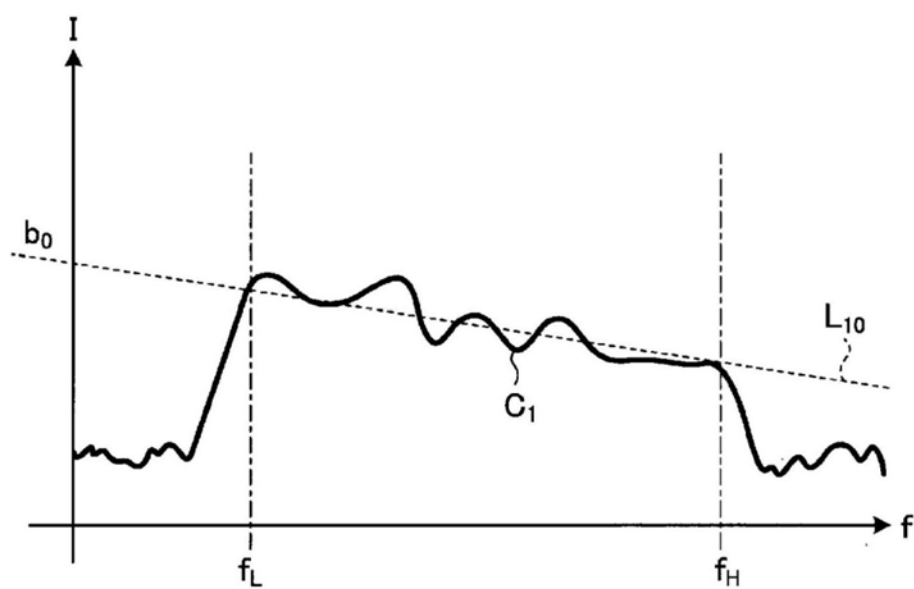


图5

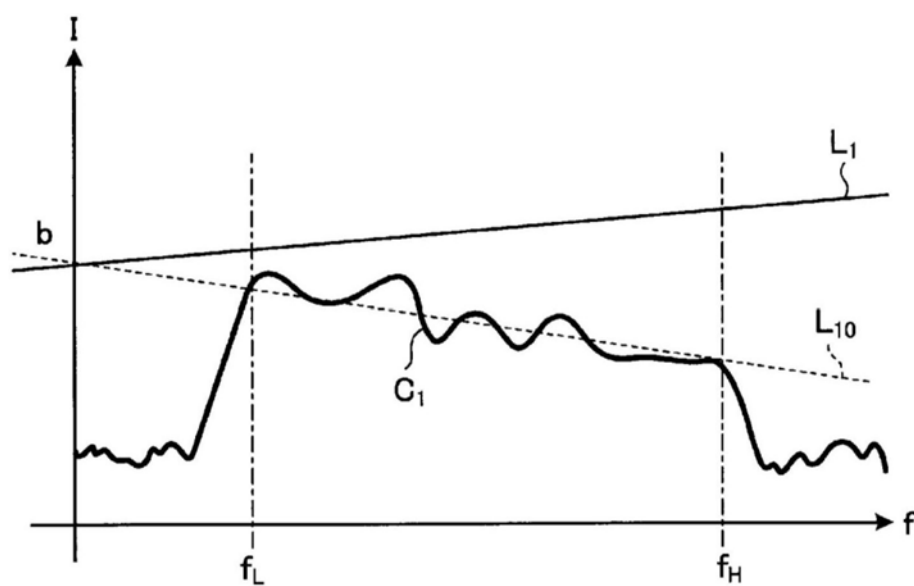


图6

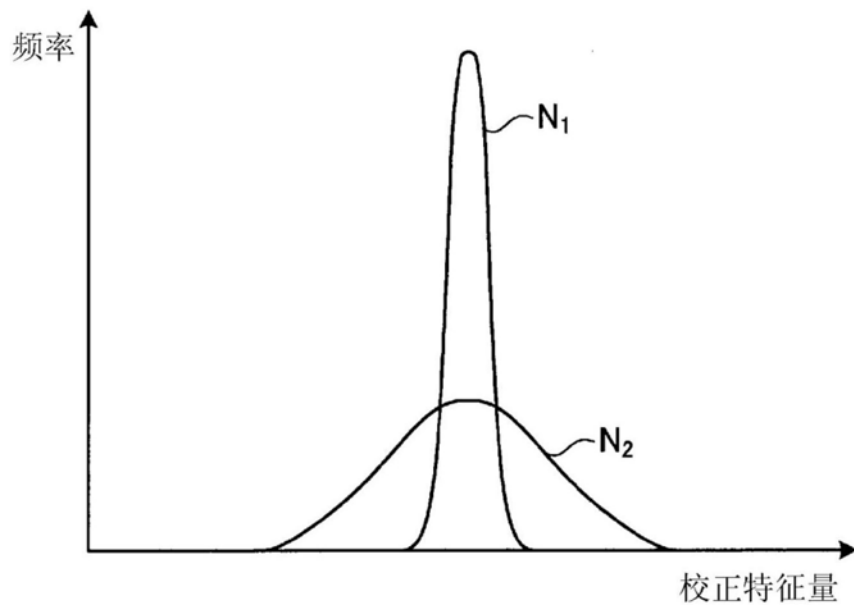


图7

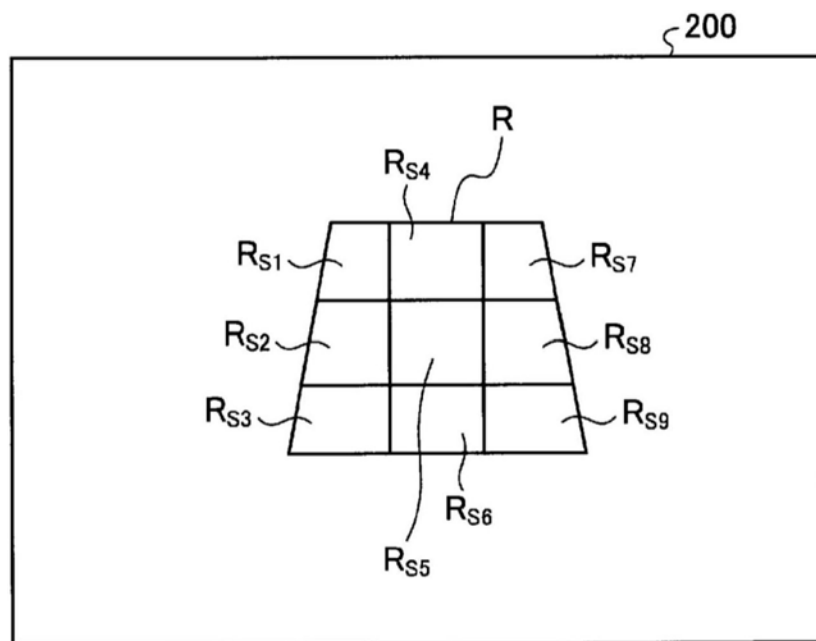


图8

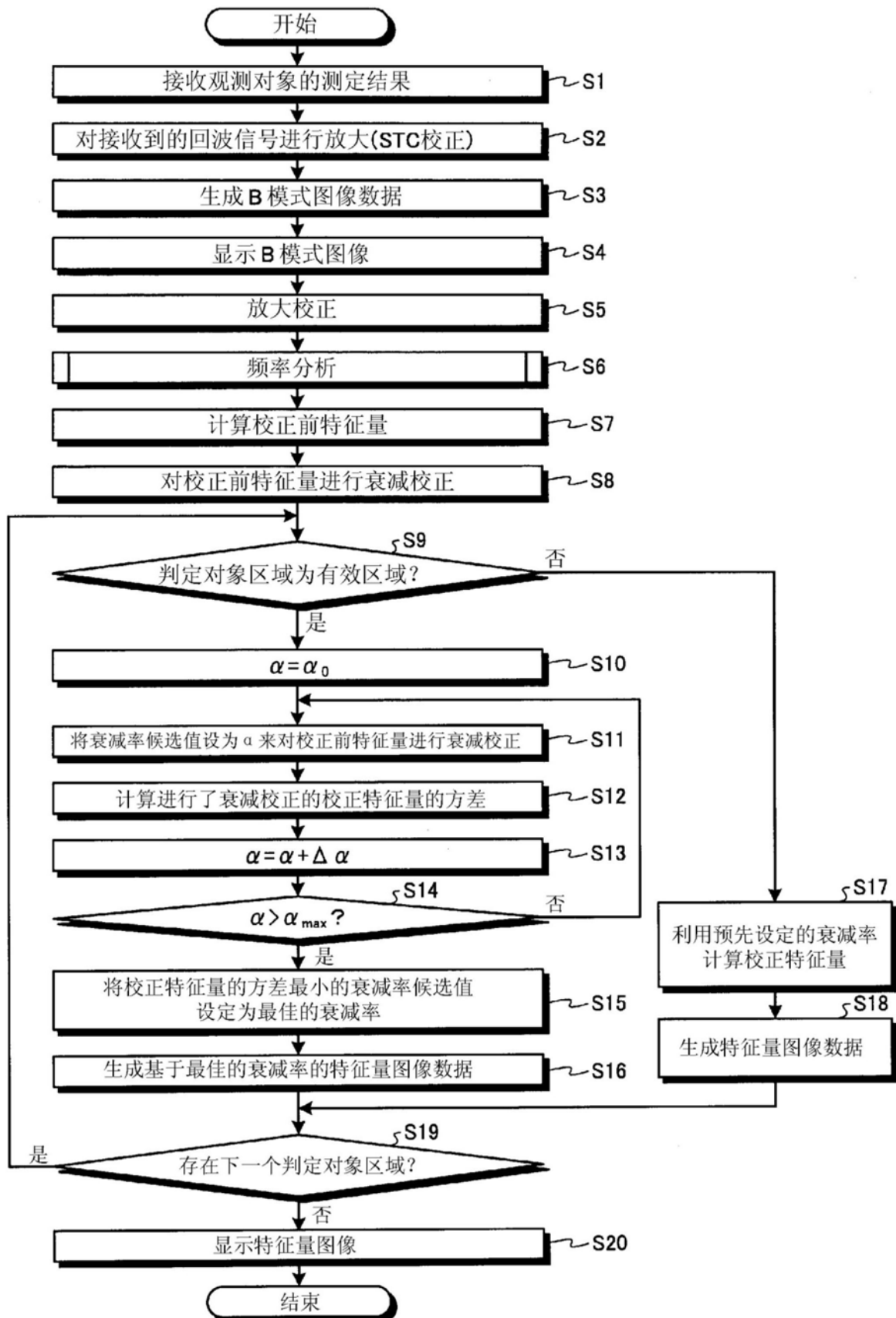


图9

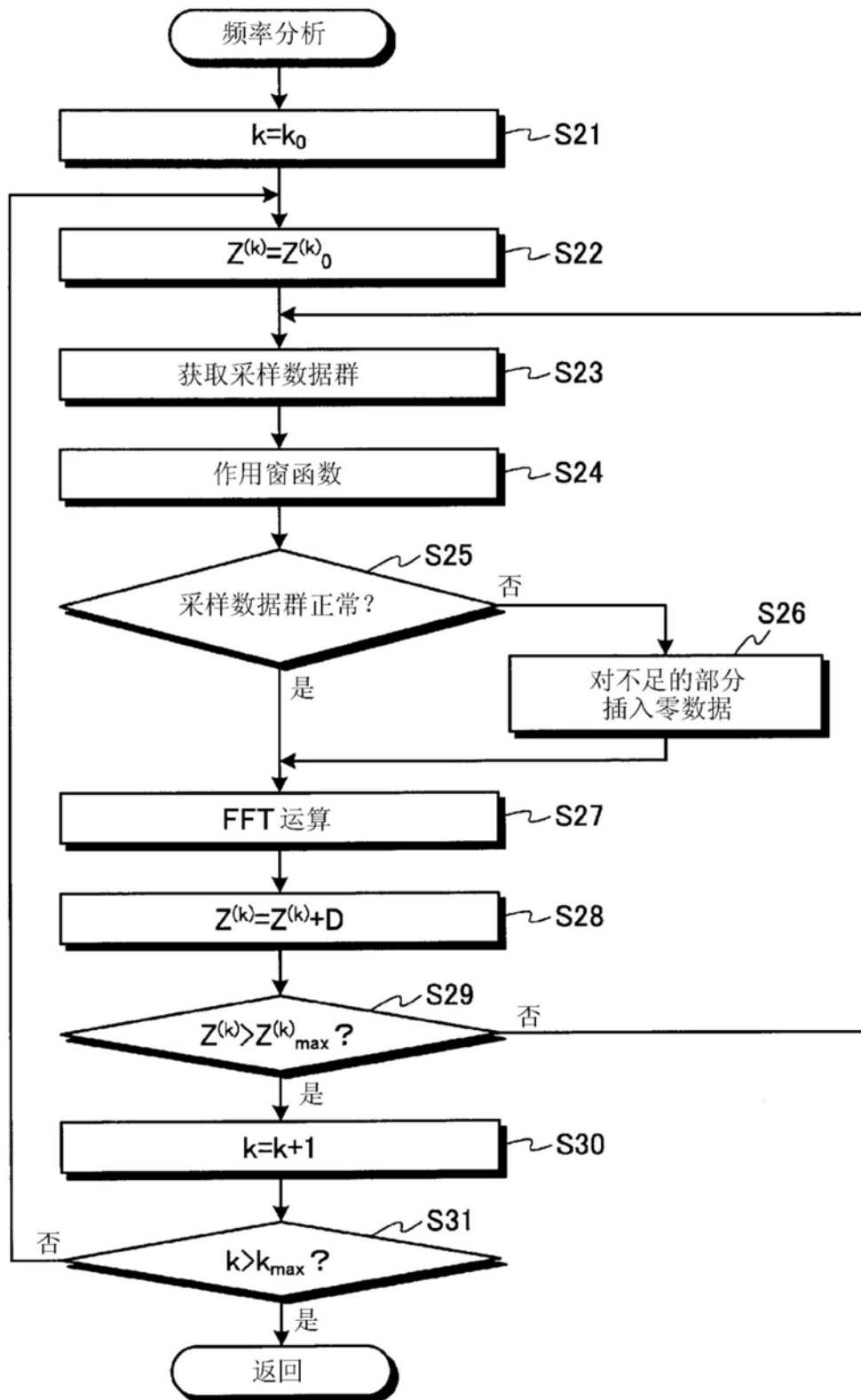


图10

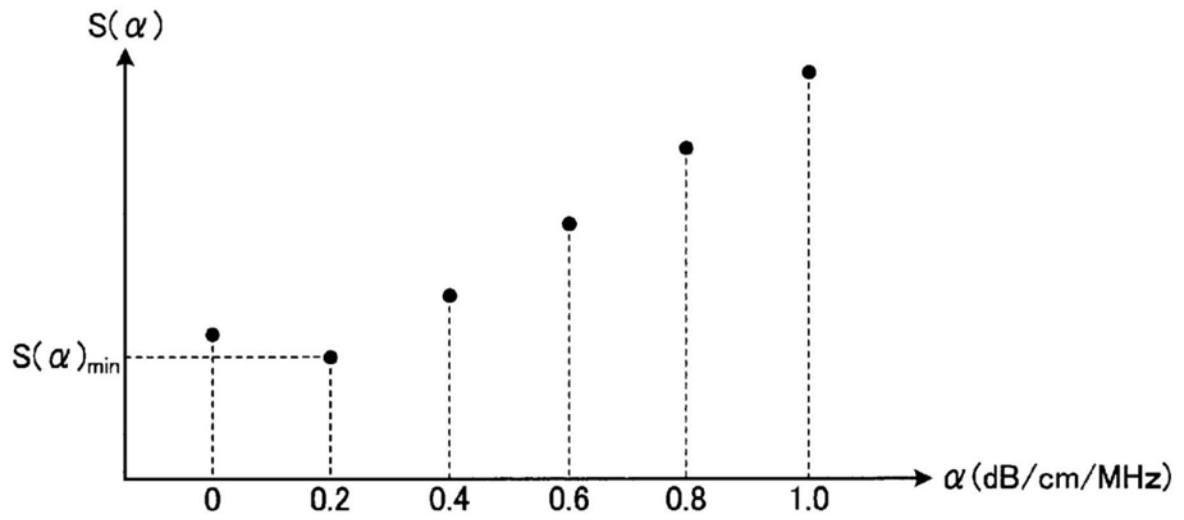


图11

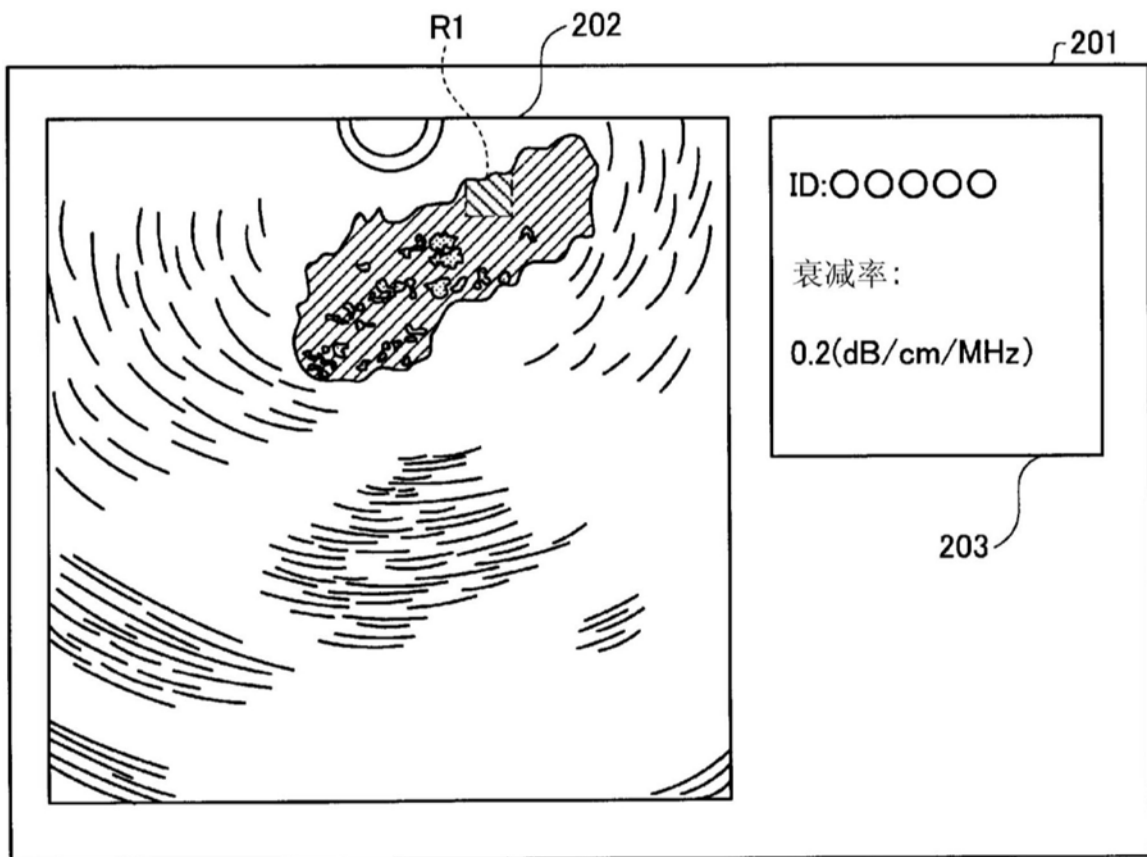


图12

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	CN108366784A	公开(公告)日	2018-08-03
申请号	CN201680070152.6	申请日	2016-11-16
[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	香西繁范		
发明人	香西繁范		
IPC分类号	A61B8/14 A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/14 A61B5/0062 A61B8/5223 G01S7/52023 G06T7/0012		
代理人(译)	刘新宇		
优先权	2015233490 2015-11-30 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

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信号生成超声波图像，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，该超声波观测装置具备：频率分析部，其通过对基于超声波信号生成的信号的频率进行分析来计算多个频谱；比较部，其将基于由观测对象反射的超声波的物理量与根据该物理量设定的阈值进行比较；以及特征量计算部，其基于由频率分析部计算出的频谱和由比较部得到的比较结果来计算频率特征量。

