



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106068099 A

(43)申请公布日 2016. 11. 02

(21)申请号 201580012094.7

(22)申请日 2015.10.07

(30)优先权数据

2014-259471 2014.12.22 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.09.05

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2015/078534 2015.10.07

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/103847 JA 2016.06.30

(71)申请人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72)发明人 市川纯一

(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 8/08(2006.01)

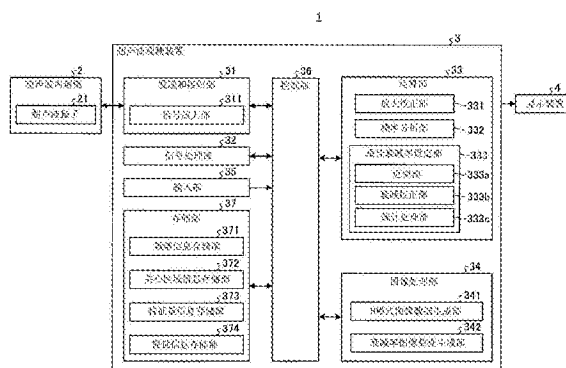
权利要求书2页 说明书18页 附图14页

(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具备:频率分析部,其通过对超声波信号的频率进行分析来计算与超声波信号的接收深度及接收方向相应的多个频谱;最佳衰减率设定部,其分别计算多个频谱的特征量,使用赋予互不相同的衰减特性的多个衰减率候选值中的各个衰减率候选值作为超声波在观测对象中传播时的衰减特性,来对各频谱的特征量实施用于消除超声波的衰减的影响的衰减校正,由此针对每个衰减率候选值计算各频谱的校正特征量,基于该计算结果来从多个衰减率候选值中设定对于观测对象而言最佳的衰减率;以及衰减率图像数据生成部,其生成用于显示与最佳的衰减率有关的信息的衰减率图像数据。



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:

频率分析部, 其通过对所述超声波信号的频率进行分析, 来计算与所述超声波信号的接收深度及接收方向相应的多个频谱;

最佳衰减率设定部, 其分别计算所述多个频谱的特征量, 使用赋予互不相同的衰减特性的多个衰减率候选值中的各个衰减率候选值作为所述超声波在所述观测对象中传播时的衰减特性, 来对各频谱的特征量实施用于消除所述超声波的衰减的影响的衰减校正, 由此针对每个所述衰减率候选值计算所述各频谱的校正特征量, 基于该计算的结果来从所述多个衰减率候选值中设定对于所述观测对象而言最佳的衰减率; 以及

衰减率图像数据生成部, 其生成用于显示与所述最佳的衰减率有关的信息的衰减率图像数据。

2. 根据权利要求1所述的超声波观测装置, 其特征在于,

所述最佳衰减率设定部设定多个关心区域, 基于根据各关心区域中包含的接收深度和接收方向计算出的所述频谱, 来计算各关心区域中的所述最佳的衰减率, 其中, 所述多个关心区域各自形成观测对象区域的一部分,

所述衰减率图像数据生成部通过对所述各关心区域附加与所述各关心区域中的所述最佳的衰减率相应的视觉信息, 来生成所述衰减率图像数据。

3. 根据权利要求2所述的超声波观测装置, 其特征在于,

所述多个关心区域互不交叠,

所述衰减率图像数据生成部对所述各关心区域附加一个视觉信息。

4. 根据权利要求2所述的超声波观测装置, 其特征在于,

所述各关心区域至少与最接近的其它关心区域交叠,

所述衰减率图像数据生成部对所述各关心区域内的规定位置的像素附加视觉信息。

5. 根据权利要求2所述的超声波观测装置, 其特征在于,

所述最佳衰减率设定部还具有排除区域提取部, 该排除区域提取部将在所述关心区域内计算出的所述校正特征量的值包含在规定的范围内的点的集合作为排除区域来提取,

作为由所述排除区域提取部提取出的排除区域的各点的所述校正特征量, 赋予同一所述关心区域的非排除区域中的所述校正特征量的统计值, 由此计算所述最佳的衰减率。

6. 根据权利要求2所述的超声波观测装置, 其特征在于,

所述最佳衰减率设定部还具有排除区域提取部, 该排除区域提取部将在所述关心区域内计算出的所述校正特征量的值包含在规定的范围内的点的集合作为排除区域来提取,

仅对不包含由所述排除区域提取部提取出的排除区域的所述关心区域附加所述视觉信息。

7. 根据权利要求1所述的超声波观测装置, 其特征在于,

所述最佳衰减率设定部具有:

近似部, 其通过进行利用 n 次式对各所述频谱进行近似的处理来计算所述特征量, 其中, n 为正整数;

衰减校正部, 其通过对所述特征量实施所述衰减校正来计算所述校正特征量; 以及

统计处理部,其针对每个所述衰减率候选值计算所述校正特征量的统计性偏差,提取该统计性偏差最小的衰减率候选值来作为所述最佳的衰减率。

8. 根据权利要求7所述的超声波观测装置,其特征在于,

所述近似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、以及所述频带的中间频率下的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在内的多个值来作为所述特征量,或者计算所述斜率和所述频带中心对应强度中的任一方来作为所述特征量,

所述衰减校正部和所述统计处理部基于所述斜率和所述频带中心对应强度中的任一方来提取所述最佳的衰减率。

9. 根据权利要求7所述的超声波观测装置,其特征在于,

所述统计处理部将所述统计性偏差设为所述衰减率候选值的函数来进行计算,

所述统计处理部提取所述函数中使所述统计性偏差最小的衰减率候选值来作为所述最佳的衰减率。

10. 一种超声波观测装置的工作方法,该超声波观测装置基于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,该超声波观测装置的工作方法的特征在于,包括以下步骤:

频率分析步骤,频率分析部通过对所述超声波信号的频率进行分析,来计算与所述超声波振子的扫描位置相应的多个频谱;

最佳衰减率设定步骤,最佳衰减率设定部分别计算所述多个频谱的特征量,使用赋予互不相同的衰减特性的多个衰减率候选值中的各个衰减率候选值作为所述超声波在所述观测对象中传播时的衰减特性,来对各频谱的特征量实施用于消除所述超声波的衰减的影响的衰减校正,由此针对每个所述衰减率候选值计算所述各频谱的校正特征量,基于该计算的结果来从所述多个衰减率候选值中设定对于所述观测对象而言最佳的衰减率;以及

衰减率图像数据生成步骤,衰减率图像数据生成部生成用于显示与所述最佳的衰减率有关的信息的衰减率图像数据。

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:

频率分析步骤,频率分析部通过对所述超声波信号的频率进行分析,来计算与所述超声波振子的扫描位置相应的多个频谱;

最佳衰减率设定步骤,最佳衰减率设定部分别计算所述多个频谱的特征量,使用赋予互不相同的衰减特性的多个衰减率候选值中的各个衰减率候选值作为所述超声波在所述观测对象中传播时的衰减特性,来对各频谱的特征量实施用于消除所述超声波的衰减的影响的衰减校正,由此针对每个所述衰减率候选值计算所述各频谱的校正特征量,基于该计算的结果来从所述多个衰减率候选值中设定对于所述观测对象而言最佳的衰减率;以及

衰减率图像数据生成步骤,衰减率图像数据生成部生成用于显示与所述最佳的衰减率有关的信息的衰减率图像数据。

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,关于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,为了利用超声波的衰减特性来高精度地估计观测对象的组织的性状而进行了各种尝试。例如,已知如下技术:针对具有相互分离的频率的多个超声波信号的接收信号分别计算生物体的深度方向上的微小区间内的强度变化率(衰减特性),通过将计算出的多个强度变化率进行比较,来赋予与断层图像上的各点处的组织的性状相应的色相信息,将该色相信息在断层图像数据上叠加显示(例如参照专利文献1)。

[0003] 专利文献1:日本特开2010-51553号公报

发明内容

[0004] 发明要解决的问题

[0005] 然而,在上述的专利文献1所记载的技术中,前提是如果组织的状态相同则衰减特性也相同,因此只能应用于具有均匀的构造的组织。

[0006] 本发明是鉴于上述情形而完成的,其目的在于提供一种即使在观测对象的组织具有不均匀的构造的情况下也能够基于适合于观测对象的超声波的衰减特性来高精度地估计组织的性状的超声波观测装置、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。

[0007] 用于解决问题的方案

[0008] 为了解决上述问题并达到目的,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:频率分析部,其通过对所述超声波信号的频率进行分析,来计算与所述超声波信号的接收深度及接收方向相应的多个频谱;最佳衰减率设定部,其分别计算所述多个频谱的特征量,使用赋予互不相同的衰减特性的多个衰减率候选值中的各个衰减率候选值作为所述超声波在所述观测对象中传播时的衰减特性,来对各频谱的特征量实施用于消除所述超声波的衰减的影响的衰减校正,由此针对每个所述衰减率候选值计算所述各频谱的校正特征量,基于该计算的结果来从所述多个衰减率候选值中设定对于所述观测对象而言最佳的衰减率;以及衰减率图像数据生成部,其生成用于显示与所述最佳的衰减率有关的信息的衰减率图像数据。

[0009] 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,所述最佳衰减率设定部设定多个关心区域,基于根据各关心区域中包含的接收深度和接收方向计算出的所述

频谱,来计算各关心区域中的所述最佳的衰减率,其中,所述多个关心区域各自形成观测对象区域的一部分,所述衰减率图像数据生成部通过对所述各关心区域附加与所述各关心区域中的所述最佳的衰减率相应的视觉信息,来生成所述衰减率图像数据。

[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,所述多个关心区域互不交叠,所述衰减率图像数据生成部对所述各关心区域附加一个视觉信息。

[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,所述各关心区域至少与最接近的其它关心区域交叠,所述衰减率图像数据生成部对所述各关心区域内的规定位置的像素附加视觉信息。

[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,所述最佳衰减率设定部还具有排除区域提取部,该排除区域提取部将在所述关心区域内计算出的所述校正特征量的值包含在规定的范围内的点的集合作为排除区域来提取,作为由所述排除区域提取部提取出的排除区域的各点的所述校正特征量,赋予同一所述关心区域的非排除区域中的所述校正特征量的统计值,由此计算所述最佳的衰减率。

[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,所述最佳衰减率设定部还具有排除区域提取部,该排除区域提取部将在所述关心区域内计算出的所述校正特征量的值包含在规定的范围内的点的集合作为排除区域来提取,仅对不包含由所述排除区域提取部提取出的排除区域的所述关心区域附加所述视觉信息。

[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,所述最佳衰减率设定部具有:近似部,其通过进行利用 n 次式对各所述频谱进行近似的处理来计算所述特征量,其中, n 为正整数;衰减校正部,其通过对所述特征量实施所述衰减校正来计算所述校正特征量;以及统计处理部,其针对每个所述衰减率候选值计算所述校正特征量的统计性偏差,提取该统计性偏差最小的衰减率候选值来作为所述最佳的衰减率。

[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,所述近似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、以及所述频带的中间频率下的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在内的多个值来作为所述特征量,或者计算所述斜率和所述频带中心对应强度中的任一方来作为所述特征量,所述衰减校正部和所述统计处理部基于所述斜率和所述频带中心对应强度中的任一方来提取所述最佳的衰减率。

[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,所述统计处理部将所述统计性偏差设为所述衰减率候选值的函数来进行计算,所述统计处理部提取所述函数中使所述统计性偏差最小的衰减率候选值来作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:频率分析步骤,频率分析部通过对所述超声波信号的频率进行分析,来计算与所述超声波振子的扫描位置相应的多个频谱;最佳衰减率设定步骤,最佳衰减率设定部分别计算所述多个频谱的特征量,使用赋予互不相同的衰减特性的多个衰减率候选值中的各个衰减率候选值作为所述超声波在所述观测对象中传播时的衰减特性,来对各频谱的特征量实施用于消除所述超声波的衰减的影响的衰

减校正,由此针对每个所述衰减率候选值计算所述各频谱的校正特征量,基于该计算的结果来从所述多个衰减率候选值中设定对于所述观测对象而言最佳的衰减率;以及衰减率图像数据生成步骤,衰减率图像数据生成部生成用于显示与所述最佳的衰减率有关的信息的衰减率图像数据。

[0018] 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:频率分析步骤,频率分析部通过对所述超声波信号的频率进行分析,来计算与所述超声波振子的扫描位置相应的多个频谱;最佳衰减率设定步骤,最佳衰减率设定部分别计算所述多个频谱的特征量,使用赋予互不相同的衰减特性的多个衰减率候选值中的各个衰减率候选值作为所述超声波在所述观测对象中传播时的衰减特性,来对各频谱的特征量实施用于消除所述超声波的衰减的影响的衰减校正,由此针对每个所述衰减率候选值计算所述各频谱的校正特征量,基于该计算的结果来从所述多个衰减率候选值中设定对于所述观测对象而言最佳的衰减率;以及衰减率图像数据生成步骤,衰减率图像数据生成部生成用于显示与所述最佳的衰减率有关的信息的衰减率图像数据。

[0019] 发明的效果

[0020] 根据本发明,针对观测对象设定最佳的衰减率,生成用于显示与该最佳的衰减率有关的信息的衰减率图像数据,由此能够提供包含与根据观测对象设定的衰减率有关的信息的图像数据。因而,即使在观测对象的组织具有不均匀的构造的情况下,也能够基于适合于观测对象的超声波的衰减特性来高精度地估计组织的性状。

附图说明

[0021] 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的超声波诊断系统的功能结构的框图。

[0022] 图2是表示本发明的实施方式1所涉及的超声波观测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。

[0023] 图3是表示本发明的实施方式1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图。

[0024] 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。

[0025] 图5是表示本发明的实施方式1所涉及的超声波观测装置的频率分析部计算的频谱的例子图。

[0026] 图6是表示具有本发明的实施方式1所涉及的由超声波观测装置的衰减校正部校正后的校正特征量来作为参数的直线的图。

[0027] 图7是示意性地表示基于互不相同的两个衰减率候选值分别对相同的关心区域进行衰减校正而得到的校正特征量的分布例的图。

[0028] 图8是表示本发明的实施方式1所涉及的超声波观测装置执行的处理的概要的流程图。

[0029] 图9是表示本发明的实施方式1所涉及的超声波观测装置的频率分析部执行的处

理的概要的流程图。

[0030] 图10是表示本发明的实施方式1所涉及的超声波观测装置执行的针对每个关心区域设定最佳的衰减率的设定处理的概要的图。

[0031] 图11是表示本发明的实施方式1所涉及的超声波观测装置的最佳衰减率设定部进行的处理的概要的图。

[0032] 图12是示意性地表示在本发明的实施方式1中显示装置所显示的衰减率图像的显示例的图。

[0033] 图13是表示本发明的实施方式1的变形例1所涉及的超声波观测装置的最佳衰减率设定部进行的处理的概要的图。

[0034] 图14是示意性地表示本发明的实施方式1的变形例2所涉及的超声波观测装置进行的针对每个关心区域设定最佳衰减率的设定方法的概要的图。

[0035] 图15是表示具备本发明的实施方式2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。

[0036] 图16是表示本发明的实施方式2所涉及的超声波观测装置执行的针对每个关心区域设定最佳的衰减率的设定处理的概要的流程图。

[0037] 图17是示意性地表示本发明的实施方式2所涉及的超声波观测装置的排除区域提取部提取出的排除区域的图。

[0038] 图18是表示本发明的实施方式2的变形例所涉及的超声波观测装置执行的针对每个关心区域设定最佳的衰减率的设定处理的概要的流程图。

[0039] 图19是示意性地表示在本发明的实施方式2的变形例中显示装置所显示的衰减率图像的显示例的图。

具体实施方式

[0040] 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”)。

[0041] (实施方式1)

[0042] 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] 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)来向被检体照射,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来输出。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。

[0044] 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、纵隔脏器、血管等)进行拍摄。另外,超声波内窥镜2具有在摄像时引导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。

[0045] 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,其基于从发送和接收部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;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,其对超声波诊断系统1整体进行控制;以及存储部37,其存储超声波观测装置3进行动作所需要的各种信息。

[0046] 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校正为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是表示信号放大部311进行的放大处理中的接收深度与放大率之间的关系的图。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} 的值为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。更一般说来,只要在接收深度 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。

[0047] 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和运算部33输出该RF数据。此外,在超声波探头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。

[0048] 发送和接收部31发送的脉冲信号的频带设为大致覆盖超声波振子21中的脉冲信号向超声波脉冲进行电声转换的线性响应频带的宽频带即可。另外,信号放大部311中的回波信号的各种处理频带设为大致覆盖由超声波振子21进行的超声波回波向回波信号的声电转换的线性响应频带的宽频带即可。由此,在执行后述的频谱的近似处理时,能够进行高精度的近似。

[0049] 发送和接收部31还具有如下功能:对超声波内窥镜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1D的各种信息并向控制部36发送上述各种信息。

[0050] 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,取对RF数据除以基准电压 V_c 而得到的量的常用对数,以分贝值表示。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。信号处理部32使用CPU(Central Processing Unit:中央处理器)、各种运算电路等来实现。

[0051] 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;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,由此计算与超声波信号的接收深度及接收方向相应的多个频谱;以及最佳衰减率设定部333,其分别计算多个频谱的特征量,使用在超声波在观测对象中传播时赋予互不相同的衰减特性的多个衰减率候选值中的各个衰减率候选值,来对各频谱的特征量(以下称为校正前特征量)实施用于消除超声波的衰减的影响的衰减校正,由此针对每个衰减率候选值计算各频谱的校正特征量,基于该计算的结果来从多个衰减率候选值中设定对于观测对象而言最佳的衰减率。运算部33使用CPU、各种运算电路等来实现。

[0052] 图3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图。如图3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3所示的关系被预先存储于存储部37。放大校正部331基于图3所示的关系对数字RF信号进行放大校正,由此能够抵消信号放大部311中的STC校正的影响,从而输出放大率 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放大部311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。

[0053] 说明进行这样的放大校正的理由。STC校正为如下的校正处理: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,在生成将回波信号的振幅转换为亮度来进行显示的B模式图像的情况下、且扫描均匀的组织的情况下,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模式图像的亮度值消除了衰减的影响的效果。

[0054] 另一方面,在如本实施方式1那样利用对超声波的频谱进行计算并进行分析得到的结果的情况下,即使进行STC校正也不能准确地消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)),但是STC校正的放大率仅根据距离发生变化,不具有频率依赖性。

[0055] 为了解决上述的问题,即为了解决在利用对超声波的频谱进行计算并进行分析得到的结果的情况下、即使进行STC校正也不能准确地消除伴随超声波的传播而发生的衰减的影响这样的问题,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。可是,在该情况下,存在基于接收信号生成的图像数据的帧频下降的问题。

[0056] 因此,在本实施方式1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用于B模式图像而被实施了STC校正的信号消除STC校正的影响。

[0057] 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)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。

[0058] 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 $Z^{(k)}_0$ 的情况,但是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。

[0059] 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 ($j=2, \dots, K-1$)的数据数为 $16(=2^4)$,是正常的采样数据群,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的处理时详细记述(参照图9)。

[0060] 图5是表示频率分析部332计算的频谱的例子图。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“某一接收深度 z 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、其组合中的任一个。

[0061] 在图5中,横轴为频率 f 。另外,在图5中,纵轴为对强度 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) $L=10\log_{10}(I_0/I_c)$ 。在图5中,接收深度 z 是固定的。关于图5所示的直线 L_{10} ,在后面记述。此外,在本实施方式1中,曲线和直线由离散的点的集合构成。

[0062] 在图5所示的频谱 C_1 上,在以后的运算中使用的频带的下限频率 f_L 和上限频率 f_H 是基于超声波振子21的频带、发送和接收部31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”。

[0063] 一般来说,在观测对象为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。

[0064] 最佳衰减率设定部333具有:近似部333a,其利用直线对频谱进行近似来计算频谱的校正前特征量;衰减校正部333b,其基于多个衰减率候选值中的各个衰减率候选值,对由近似部333a计算出的校正前特征量进行衰减校正,由此计算校正特征量;以及统计处理部333c,其计算由衰减校正部333b针对所有频谱计算出的校正特征量的统计性偏差,基于计算出的统计性偏差来从多个衰减率候选值中提取最佳的衰减率。最佳衰减率设定部333针对在超声波的扫描区域(观测对象区域)内设定的一个或多个关心区域(R01:Region of Interest)分别计算最佳的衰减率。在本实施方式1中,在设定多个关心区域的情况下,设为那些关心区域互不交叠。

[0065] 近似部333a通过对规定频带中的频谱进行回归分析来利用一次式(回归直线)对频谱进行近似,由此计算使该近似的一次式具有特征的校正前特征量。例如,在图5所示的频谱 C_1 的情况下,近似部333a针对频带F进行回归分析并利用一次式对频谱 C_1 进行近似,由此得到回归直线 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 $f_M=(f_L+f_H)/2$ 的回归直线上的值即频带中心对应强度(Mid-band fit) $c_0=a_0f_M+b_0$ 来作为校正前特征量。

[0066] 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,被赋予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之外,还与B模式图像的亮度具有某种程度的相关性。此外,最佳衰减率设定部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。

[0067] 关于衰减校正部333b进行的校正进行说明。一般来说,超声波的衰减量 $A(f, z)$ 是超声波在往返于接收深度0与接收深度 z 之间的期间发生的衰减,被定义为往返前后的强度变化(用分贝表示的差)。根据经验可知,在均匀的组织内,衰减量 $A(f, z)$ 与频率成比例,用以下的式(1)表示。

$$[0068] \quad A(f, z) = 2\alpha z f \cdots (1)$$

[0069] 在此,比例常数 α 是被称为衰减率的量,是每单位长度和每单位频率的衰减量。另外, z 是超声波的接收深度, f 是频率。在观测对象为生物体的情况下,衰减率 α 的具体的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。在本实施方式1中,衰减校正部333b为了设定最适合于观测对象的衰减率(最佳的衰减率),而对多个衰减率候选值分别进行衰减校正。参照图10和图11在后面记述多个衰减率候选值的详细内容。

[0070] 衰减校正部333b针对由近似部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),按照以下所示的式(2)~(4)进行衰减校正,由此计算校正特征量 a 、 b 、 c 。

$$[0071] \quad a = a_0 + 2\alpha z \cdots (2)$$

$$[0072] \quad b = b_0 \cdots (3)$$

$$[0073] \quad c = c_0 + A(f_M, z) = c_0 + 2\alpha z f_M (= a f_M + b) \cdots (4)$$

[0074] 根据式(2)、(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),关于截距的校正是恒等变换。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。

[0075] 图6是表示具有由衰减校正部333b进行校正得到的校正特征量 a 、 b 、 c 来作为参数的直线的图。直线 L_1 的式子表示如下。

$$[0076] \quad l = af + b = (a_0 + 2\alpha z)f + b_0 \cdots (5)$$

[0077] 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 的斜率较大($a > a_0$)且截距相同($b = b_0$)。

[0078] 统计处理部333c对每个关心区域计算方差,该方差是衰减校正部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性偏差。之后,统计处理部333c针对每个关心区域提取方差最小的衰减率候选值来作为最佳的衰减率。此外,在对多个种类的特征量进行了衰减校正的情况下,统计处理部333c仅计算适当设定的一个种类的特征量的方差即可。另外,在同一关心区域存在多个方差最小的衰减率候选值的情况下,统计处理部333c例如将方差最小的多个衰减率候选值的平均值设为最佳的衰减率即可。

[0079] 另外,上述的三个校正特征量 a 、 b 、 c 中的独立的校正特征量为两个。此外,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 来设定最佳的衰减率的情况下,统计处

理部333c只要计算校正特征量a和c中的某一方的方差即可。但是,优选的是,最佳衰减率设定部333设定最佳的衰减率时使用的校正特征量与衰减率图像数据生成部342生成衰减率图像数据时使用的校正特征量的种类相同。即,更为优选的是,在衰减率图像数据生成部342使用斜率作为校正特征量来生成衰减率图像数据的情况下,应用校正特征量a的方差,在衰减率图像数据生成部342使用频带中心对应强度作为校正特征量来生成衰减率图像数据的情况下,应用校正特征量c的方差。其原因在于,赋予衰减量 $A(f, z)$ 的式(1)只是理想的数式,实际情况下以下的式(6)更为适当。

[0080] $A(f, z) = 2\alpha_z f + 2\alpha_1 z \cdots (6)$

[0081] 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,相当于每单位长度的衰减率。系数 α_1 是表示由于观测对象的组织不均、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,因此在使用校正特征量c来设定最佳的衰减率的情况下,应用校正特征量c的方差能够更准确地对衰减进行校正(参照式(4))。另一方面,在使用与频率 f 成比例的系数即校正特征量a来设定最佳的衰减率的情况下,应用校正特征量a的方差能够消除右边第二项的影响来更准确地对衰减进行校正。此外,在衰减率 α 的单位为dB/cm/MHz的情况下,系数 α_1 的单位为dB/cm。

[0082] 在此,说明能够基于统计性偏差来设定最佳的衰减率的理由。认为在应用了对于观测对象而言最佳的衰减率的情况下,同观测对象与超声波振子21之间的距离无关地,特征量向观测对象所固有的值收敛,统计性偏差变小。另一方面,认为在将不适合于观测对象的衰减率候选值设为最佳的衰减率的情况下,衰减校正过量或不足,因此根据观测对象与超声波振子21之间的距离而特征量中产生偏离,特征量的统计性偏差变大。因而,可以说统计性偏差最小的衰减率候选值对于观测对象而言最佳的衰减率。

[0083] 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关心区域进行衰减校正而得到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,将纵轴设为频度。关于图7所示的两条分布曲线 N_1 、 N_2 ,频度的总和是相同的。在图7所示的情况下,与分布曲线 N_2 相比,分布曲线 N_1 的特征量的统计性偏差小(方差小),形成波形陡峭的形状。因而,最佳衰减率设定部333在设定与这两条分布曲线 N_1 、 N_2 对应的两个衰减率候选值中的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。

[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显示的超声波图像即B模式图像数据;以及衰减率图像数据生成部342,其生成用于显示与由最佳衰减率设定部333设定的最佳的衰减率有关的信息的衰减率图像数据。

[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、对比度处理等使用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模式图像是采用RGB颜色系统来作为颜色空间的情况下的变量即R(红色)、G(绿色)、B(蓝色)的值一致后的灰度图像。

[0086] 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重新排列的坐标转换使得能够在空间上正确地表现扫描范围,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,从而生成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衰减率图像数据生成部342。

[0087] 衰减率图像数据生成部342通过将针对每个关心区域确定的最佳的衰减率对应的视觉信息叠加于B模式图像数据中对应的关心区域,来生成衰减率图像数据。视觉信息被保存于存储部37所具有的视觉信息存储部374(后述)。在本实施方式1中,设为针对一个关心区域附加一个视觉信息。

[0088] 控制部36使用具有运算和控制功能的CPU(Central Proccesing Unit:中央处理器)、各种运算电路等来实现。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进行综合控制。此外,也能够使用与信号处理部32及运算部33共用的CPU等来构成控制部36。

[0089] 存储部37具有:频谱信息存储部371,其将由频率分析部332计算出的频谱的信息与接收深度及接收方向一同存储;关心区域信息存储部372,其存储在观测对象区域内设定的多个关心区域的信息;特征量信息存储部373,其存储与每个关心区域的特征量有关的信息;以及视觉信息存储部374,其存储根据最佳的衰减率的值而对图像附加的视觉信息。

[0090] 关于关心区域信息存储部372所存储的多个关心区域,多个关心区域互不交叠。此外,在设为用户能够通过输入部35来进行关心区域的设定变更的结构的情况下,关心区域信息存储部372可以仅存储进行设定变更后的最新的关心区域的信息,也可以将过去设定的关心区域的信息的一部分或全部与最新的关心区域的信息一同存储。

[0091] 特征量信息存储部373将由近似部333a计算出的校正前特征量与计算出该校正前特征量的点的接收深度、接收深度以及该点所属的关心区域的信息相对应地进行存储。另外,特征量信息存储部373将由衰减校正部333b计算出的多个校正特征量及赋予各校正特征量的统计性偏差的方差与衰减率候选值及关心区域相对应地进行存储。

[0092] 视觉信息存储部374存储的视觉信息例如是亮度、色相、明度以及饱和度等中的任一个,值根据衰减率的值来确定。此外,视觉信息存储部374也可以事先将多个种类的视觉信息与衰减率相对应地进行存储。在该情况下,只要用户能够通过输入部35选择期望的视觉信息即可。

[0093] 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2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3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。

[0094] 另外,存储部37还存储包含用于执行超声波观测装置3的工作方法的工作程序的各种程序。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,上述的各种程序也能够通过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。

[0095] 具有以上的结构的存储部37使用预先安装有各种程序等的ROM(Read Only Memory:只读存储器)以及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。

[0096] 图8是表示具有以上结构的超声波观测装置3执行的处理的概要的流程图。具体地

说,是表示超声波观测装置3从超声波内窥镜2接收回波信号以后的处理的概要的流程图。下面,参照图8来说明超声波观测装置3进行的处理。首先,超声波观测装置3从超声波内窥镜2接收作为利用超声波振子21得到的观测对象的测量结果的回波信号(步骤S1)。

[0097] 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)。

[0098] 接着,B模式图像数据生成部341使用由信号放大部311放大后的回波信号来生成B模式图像数据,并向显示装置4输出该B模式图像数据(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。

[0099] 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S4)。在此,放大校正部331例如进行放大校正使得图3所示的放大率与接收深度之间的关系成立。

[0100] 之后,频率分析部332通过对放大校正后的各声线的RF数据进行基于FFT的频率分析,来针对所有的采样数据群计算频谱(步骤S5)。图9是表示在步骤S5中频率分析部332执行的处理的概要的流程图。下面,参照图9所示的流程图来详细地说明频率分析处理。

[0101] 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S11)。

[0102] 接着,频率分析部332对代表为了使用于FFT运算而生成的一系列的数据群(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S12)。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。

[0103] 之后,频率分析部332获取采样数据群(步骤S13),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S14)。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。

[0104] 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S15)。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。下面,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 $2^n/2(=2^{n-1})$ 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 $2^{n-1}-1$ (设为 $2^{n-1}-1=N$)个数据,在数据位置 $Z^{(k)}$ 的后方存在 2^{n-1} (设为 $2^{n-1}=M$)个数据。在图4所示的情况下,采样数据群 $F_j(j=1,2,\dots,K-1)$ 是正常的。此外,在图4中例示了 $n=4(N=7,M=8)$ 的情况。

[0105] 在步骤S15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S15:“是(Yes)”),频率分析部332转移到后述的步骤S17。

[0106] 在步骤S15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S15:“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S16)。关于在步骤S15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产生数据的不连续。在步骤S16之后,频率分析部332转移到后述的步骤S17。

[0107] 在步骤S17中,频率分析部332使用采样数据群来进行FFT运算,由此得到振幅的频率分布、即频谱(步骤S17)。图5所示的频谱 C_i 是作为步骤S17的结果而得到的频谱的一例。

[0108] 接着,频率分析部332使数据位置 $Z^{(k)}$ 以步长D变化(步骤S18)。设步长D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,但是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。

[0109] 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S19)。在数据位置 $Z^{(k)}$ 大于最大值 $Z^{(k)}_{\max}$ 的情况下(步骤S19:“是”),频率分析部332使计数值k增加1(步骤S20)。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S19:“否”),频率分析部332返回步骤S13。

[0110] 在步骤S20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S21)。在计数值k大于最大值 $k_{\max}$ 的情况下(步骤S21:“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S21:“否”),频率分析部332返回步骤S12。设该最大值 $k_{\max}$ 为手术操作者等用户通过输入部35任意地指示输入的值、或在存储部37中预先设定的值。

[0111] 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的FFT运算。FFT运算的结果与接收深度及接收方向一同被保存于频谱信息存储部371。

[0112] 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,但是也能够设为输入部35构成为能够接受按特定的深度幅度和声线宽度划分出的部分区域的设定输入,仅在所设定的部分区域内进行频率分析处理。

[0113] 继以上说明的步骤S5的频率分析处理之后,最佳衰减率设定部333针对每个关心区域设定最佳的衰减率(步骤S6)。图10是表示该步骤S6的处理的概要的流程图。以下,参照图10详细地说明步骤S6的处理。

[0114] 首先,近似部333a通过对由频率分析部332计算出的多个频谱分别进行回归分析,来计算与各频谱对应的校正前特征量(步骤S31)。具体地说,近似部333a对各频谱通过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。校正前特征量与计算出该校正前特征量的点的接收深度、接收方向以及该点所属的关心区域的信息一同被保存于特征量信息存储部373。

[0115] 接着,最佳衰减率设定部333将用于识别关心区域的计数值i设为初始值1(步骤S32)。

[0116] 之后,最佳衰减率设定部333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S33)。该初始值 α_0 的值由存储部37预先存储,最佳衰减率设定部333只要参照存储部37即可。

[0117] 接着,衰减校正部333b针对与关心区域 $R01(i)$ 内的各频谱对应的校正前特征量,将衰减率候选值设为 α 来进行衰减校正,由此计算校正特征量,将该校正特征量与衰减率候选值 α 及关心区域 $R01(i)$ 的信息相对应地保存于特征量信息存储部373(步骤S34)。图6所示的直线 L_1 是由衰减校正部333b进行衰减校正处理而得到的直线的例子。

[0118] 在步骤S34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得到的数据位置 $Z=(f_{sp}/2v_s)Dn$ 代入到上述的式(2)、(4)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到处理对象的采样数据

群的数据位置为止的数据步数。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, $z=0.2295n(\text{mm})$ 。

[0119] 之后,统计处理部333c计算由衰减校正部333b对各频谱进行衰减校正而得到的校正特征量的方差,并将该校正特征量的方差与衰减率候选值 α 及关心区域 $R01(i)$ 的信息相对应地保存于特征量信息存储部373(步骤S35)。在校正特征量为斜率 a 、频带中心对应强度 c 的情况下,如上述那样,统计处理部333c计算校正特征量 a 和 c 中的任一方的方差。在该步骤S35中,优选的是,衰减率图像数据生成部342在使用斜率来生成衰减率图像数据的情况下,应用校正特征量 a 的方差,在使用频带中心对应强度来生成衰减率图像数据的情况下,应用校正特征量 c 的方差。

[0120] 接着,最佳衰减率设定部333使衰减率候选值 α 的值增加 $\Delta\alpha$ (步骤S36),将增加后的衰减率候选值 α 与规定的最大值 $\alpha_{\max}$ 的大小进行比较(步骤S37)。在步骤S37中的比较的结果为衰减率候选值 α 大于最大值 $\alpha_{\max}$ 的情况下(步骤S37:“是”),最佳衰减率设定部333转移到步骤S38的处理。另一方面,在步骤S37中的比较的结果为衰减率候选值 α 为最大值 $\alpha_{\max}$ 以下的情况下(步骤S37:“否”),最佳衰减率设定部333返回步骤S34的处理。

[0121] 在步骤S38中,统计处理部333c参照特征量信息存储部373所存储的关心区域 $R01(i)$ 内的每个衰减率候选值的方差来提取具有最小的方差的衰减率候选值,将该衰减率候选值设定为关心区域 $R01(i)$ 的最佳的衰减率(步骤S38)。

[0122] 图11是表示统计处理部333c进行的处理的概要的图。是表示设 $\alpha_0=0(\text{dB/cm/MHz})$ 、 $\alpha_{\max}=1.0(\text{dB/cm/MHz})$ 、 $\Delta\alpha=0.2(\text{dB/cm/MHz})$ 的情况下的衰减率候选值 α 与方差 $S(\alpha)$ 之间的关系的例子。在图11所示的情况下,在衰减率候选值 α 为 $0.2(\text{dB/cm/MHz})$ 时,方差取最小值 $S(\alpha)_{\min}$ 。因而,在图11所示的情况下,统计处理部333c将 $\alpha=0.2(\text{dB/cm/MHz})$ 设定为最佳的衰减率。

[0123] 之后,最佳衰减率设定部333使计数值 i 的值增加1(步骤S39),将增加后的计数值 i 与规定的最大值 $i_{\max}$ 的大小进行比较(步骤S40)。在步骤S40中的比较的结果为计数值 i 大于最大值 $i_{\max}$ 的情况下(步骤S40:“是”),最佳衰减率设定部333结束一系列的处理。另一方面,在步骤S40中的比较的结果为计数值 i 为最大值 $i_{\max}$ 以下的情况下(步骤S40:“否”),最佳衰减率设定部333返回步骤S33的处理。

[0124] 返回图8的流程图来说明步骤S7的处理。衰减率图像数据生成部342参照视觉信息存储部374,来对B模式图像数据中构成各关心区域的像素附加与各关心区域的最佳的衰减率对应的视觉信息,由此生成衰减率数据图像并将该衰减率数据图像输出到显示装置4(步骤S7)。接收到衰减率图像数据的显示装置4显示与该衰减率图像数据对应的衰减率图像。

[0125] 在步骤S7之后,超声波观测装置3结束一系列的处理。此外,超声波观测装置3周期性地重复执行步骤S1~S7的处理。

[0126] 图12是表示显示装置4所显示的衰减率图像的显示例的图。关于图12所示的衰减率图像101,针对每个关心区域102附加了互不相同的视觉信息。此外,在图12中,以图案示意性地记载了视觉信息。另外,在图12中,为了简单而省略了B模式图像的具体的显示。在图12所示的衰减率图像101中,例示了超声波振子21的扫描区域为扇形的情况。这相当于超声波振子21为凸起型振子的情况。在衰减率图像101中设定了互不交叠的15个关心区域102。具体地说,沿着扇形的径向(深度方向)被分割为3个区域,沿着扇形的圆周方向(扫描方向)

被分割为5个区域。在径向和圆周方向上分别等间隔地进行分割。此外,在超声波振子21为线性振子的情况下,其扫描区域呈矩形(长方形、正方形),在超声波振子21为径向型振子的情况下,其扫描区域呈扇形、圆环状。

[0127] 根据以上说明的本发明的实施方式1,对观测对象设定最佳的衰减率,生成用于显示与该最佳的衰减率有关的信息的衰减率图像数据,由此能够提供包含与根据观测对象设定的衰减率有关的信息的图像数据。因而,即使在观测对象的组织具有不均的构造的情况下,也能够基于适合于观测对象的超声波的衰减特性来高精度地估计组织的性状。

[0128] 另外,根据本实施方式1,针对多个关心区域分别计算最佳的衰减率,并对各关心区域附加与各关心区域中的最佳的衰减率相应的视觉信息,由此生成衰减率图像数据,其中,多个关心区域各自形成观测对象区域的一部分,因此即使是具有不均的构造的组织也能够得到高精度地显示与构造相应的衰减特性的图像。因而,医生等用户能够一边观看衰减率图像一边更准确地诊断组织的性状。

[0129] (实施方式1的变形例1)

[0130] 图13是表示本实施方式1的变形例1所涉及的超声波观测装置的最佳衰减率设定部执行的处理的概要的图。在本变形例1中,最佳衰减率设定部333将方差设为衰减率候选值的函数来求解,将该函数的最小值设定为最佳的衰减率。

[0131] 图13所示的曲线R是在统计处理部333c提取最佳的衰减率之前由近似部333a进行回归分析来对衰减率候选值 α 的方差 $S(\alpha)$ 的值进行插值而得到的曲线。此外,在本变形例1中,衰减率候选值 $\alpha=0, 0.2, 0.4, 0.6, 0.8, 1.0$ (单位均为dB/cm/MHz)的方差 $S(\alpha)$ 的值与图11相同。统计处理部333c使用该曲线R来计算 $0(\text{dB/cm/MHz}) \leq \alpha \leq 1.0(\text{dB/cm/MHz})$ 中的最小值 $S'(\alpha)_{\min}$,提取此时的衰减率候选值的值 α' 来作为最佳的衰减率。在图13所示的情况下,最佳的衰减率 α' 为 $0(\text{dB/cm/MHz})$ 与 $0.2(\text{dB/cm/MHz})$ 之间的值。

[0132] 根据本变形例1,统计处理部333c将方差设为衰减率候选值的函数来求求解,因此能够更高精度地设定最佳的衰减率。

[0133] (实施方式1的变形例2)

[0134] 图14是示意性地表示本实施方式1的变形例2所涉及的超声波观测装置执行的针对每个关心区域设定最佳衰减率的设定方法的概要的图。在本变形例2中,多个关心区域被设定为与包含最接近的关心区域的其它关心区域交叠。因此,超声波观测装置3一边使关心区域每次移动一个像素一边对该关心区域的中央的像素附加与各关心区域的最佳的衰减率相应的视觉信息。例如,在图14所示的情况下,最佳衰减率设定部333在针对关心区域ROI(j)计算最佳的衰减率之后,对关心区域ROI(j)的中央的像素P(j)附加与该最佳的衰减率相应的视觉信息。同样地,最佳衰减率设定部333在针对关心区域ROI(j+1)、ROI(j+2)分别计算最佳的衰减率之后,对关心区域ROI(j+1)的中央的像素P(j+1)和关心区域ROI(j+2)的中央的像素P(j+2)附加与计算结果相应的视觉信息。

[0135] 此外,在本变形例2中,也可以代替使关心区域每次移动一个像素,而在使移动前的关心区域与移动后的关心区域具有重叠部分的范围内每次移动多个像素。在该情况下,对被附加视觉信息的像素进行间除。因此,关于没有附加基于最佳的衰减率的视觉信息的像素,只要附加与被附加了视觉信息的像素中的最近的像素的视觉信息相同的视觉信息即可。在存在多个最近的像素的情况下,只要附加对多个像素附加的视觉信息的统计值(平均

值、最频值、中央值、最大值中的任一个)即可。

[0136] 另外,在本变形例2中,也可以将附加视觉信息的像素设定为关心区域内的中央以外的任意的位。

[0137] 根据本变形例2,关心区域具有重叠部分,并且对该关心区域内的规定位置的像素附加视觉信息,因此能够提供具有更细致的衰减率的信息的衰减率图像。

[0138] (实施方式2)

[0139] 图15是表示具备本发明的实施方式2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5具备:超声波内窥镜2,其向被检体发送超声波,并接收由该被检体反射的超声波;超声波观测装置6,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6生成的超声波图像。

[0140] 超声波观测装置6与上述的超声波观测装置3的不同之处在于运算部61和存储部62的结构。以下,说明运算部61和存储部62的结构。

[0141] 运算部61具有放大校正部331、频率分析部332以及最佳衰减率设定部611。最佳衰减率设定部611除了具有近似部333a、衰减校正部333b、统计处理部333c以外,还具有排除区域提取部611a,该排除区域提取部611a将在关心区域内计算出的校正特征量的值包含在规定的值的范围内的点的集合作为排除区域来提取。

[0142] 排除区域提取部611a所提取的排除区域例如是组织中的如下部分,该部分具有的性状的特征量的值与特别想要诊断的性状的特征量的值有很大不同。例如,在使用频带中心对应强度来作为特征量的情况下,恶性肿瘤的特征量的值与血管及血管壁的特征量的值有很大不同。因此,在超声波观测装置6使用频带中心对应强度来作为特征量的情况下,如果以使血管和血管壁成为排除区域的方式来设定校正特征量的值的范围,则能够生成适于观测恶性肿瘤的衰减率图像数据。

[0143] 作为由排除区域提取部611a提取出的排除区域的各点的校正特征量,统计处理部333c赋予相同的关心区域的非排除区域中的校正特征量的平均值,由此计算该关心区域内的校正特征量的方差。此外,统计处理部333c也可以针对关心区域的排除区域设定非排除区域中的校正特征量的最频值、中央值或最大值等统计值来作为校正特征量。

[0144] 存储部62除了具有频谱信息存储部371、关心区域信息存储部372、特征量信息存储部373、视觉信息存储部374以外,还具有用于存储设为排除对象的校正特征量的值的范围的排除区域信息存储部621。

[0145] 图16是表示超声波观测装置6执行的针对每个关心区域设定最佳的衰减率的设定处理的概要的流程图。步骤S51~S54依次对应图10的步骤S31~S34。

[0146] 在步骤S55中,排除区域提取部611a参照排除区域信息存储部621来提取关心区域ROI(i)内的排除区域(步骤S55)。图17是示意性地表示超声波的扫描区域中由排除区域提取部611a提取出的排除区域的图。在图17所示的扫描区域201中,提取出两个排除区域211和212。排除区域211是跨越两个关心区域ROI(2)、ROI(3)的区域,排除区域212是关心区域ROI(15)内的区域。

[0147] 之后,统计处理部333c在关心区域ROI(i)内计算不包含于由排除区域提取部611a提取出的排除区域的区域(非排除区域)内的校正特征量的平均值,将该平均值设定为排除

区域内的各点的校正特征量(步骤S56)。例如,在图17所示的情况下,在关心区域ROI(2)中,针对排除区域211中的构成包含在关心区域ROI(2)内的局部区域211a的像素赋予非排除区域中的校正特征量的平均值。同样地,在关心区域ROI(3)中,针对排除区域211中的构成包含在关心区域ROI(3)内的局部区域211b的像素赋予非排除区域中的校正特征量的平均值。

[0148] 接着,统计处理部333c计算关心区域ROI(i)内的各点的校正特征量的方差,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373(步骤S57)。此时,统计处理部333c在将排除区域中的校正特征量设为上述的平均值之后,计算关心区域ROI(i)内的方差。

[0149] 步骤S58~S62依次对应图10的步骤S36~S40。除去以上说明的针对每个关心区域设定最佳的衰减率的设定处理以外,超声波观测装置6的处理与上述的超声波观测装置3的处理相同。

[0150] 根据以上说明的本发明的实施方式2,与实施方式1同样地,即使在观测对象的组织具有不均的构造的情况下,也能够基于适合于观测对象的超声波的衰减特性来高精度地估计组织的性状。另外,即使是具有不均的构造的组织,也能够得到高精度地显示与构造相应的衰减特性的图像。

[0151] 并且,根据本实施方式2,提取排除对象区域,并对提取出的排除对象区域赋予相同的关心区域中的非排除区域的校正特征量的统计值,因此能够更准确地基于诊断对象的组织的性状计算最佳的衰减率。

[0152] 此外,在本实施方式2中,排除区域提取部611a也可以基于B模式图像数据的亮度值来提取排除区域。在该情况下,排除区域信息存储部621只要事先存储设为排除区域的亮度值的范围即可。

[0153] (实施方式2的变形例)

[0154] 图18是表示本实施方式2的变形例所涉及的超声波观测装置6执行的针对每个关心区域设定最佳的衰减率的设定处理的概要的流程图。在本变形例中,最佳衰减率设定部611仅对不包含由排除区域提取部611a提取出的排除区域的关心区域附加视觉信息。图18的步骤S71~S75依次对应图16的步骤S51~S55。

[0155] 在步骤S75中的排除区域提取处理的结果为未提取出排除区域的情况下(步骤S76:“否”),最佳衰减率设定部611转移到步骤S77的处理。与此相对地,在步骤S75中的排除区域提取处理的结果为提取出排除区域的情况下(步骤S76:“是”),最佳衰减率设定部611转移到步骤S81的处理。

[0156] 在步骤S77中,统计处理部333c计算关心区域ROI(i)内的各点的校正特征量的方差,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373(步骤S77)。在本变形例的情况下,仅对不具有排除区域的关心区域ROI(i)进行该处理。因而,如上述的实施方式2那样,不需要对排除区域的校正特征量赋予另外的值。

[0157] 步骤S78~S82依次对应图16的步骤S58~S62。

[0158] 图19是表示在本变形例中显示装置4所显示的衰减率图像的显示例的图。该图所示的衰减率图像301是如图17所示那样在提取出排除区域211、212的情况下生成且由显示装置4显示的图像。在衰减率图像301中,未对包含排除区域211的关心区域ROI(2)、ROI(3)以及包含排除区域212的关心区域ROI(15)附加视觉信息。

[0159] 此外,在本变形例中,也可以与上述实施方式1的变形例2同样地,一边使关心区域每次移动一个或多个像素一边进行处理。

[0160] 另外,在本变形例中,也可以设为,最佳衰减率设定部611针对每个观测对象以关心区域不包含提取出的排除区域的方式设定关心区域。

[0161] (其它实施方式)

[0162] 目前为止说明了用于实施本发明的方式,但是本发明不应仅限于上述的实施方式1、2。例如,最佳衰减率设定部针对超声波图像的全部帧分别计算与最佳的衰减率相当的最佳衰减率相当值,将包含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、中间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减少,从而能够使其值稳定。

[0163] 另外,也可以是,最佳衰减率设定部以超声波图像的规定的帧为间隔设定最佳的衰减率。由此,能够削减计算量。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。

[0164] 另外,既可以将关心区域设为每个声线,也可以将关心区域设为接收深度为规定值以上的区域。也可以设为能够由输入部接受这些关心区域的设定的结构。

[0165] 另外,也可以设为能够由输入部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。

[0166] 另外,作为赋予统计性偏差的量,例如也能够应用标准偏差、总体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。此外,还考虑应用方差的倒数来作为赋予统计性偏差的量的情况,在该情况下,值最大的衰减率候选值为最佳的衰减率,这是不言而喻的。

[0167] 另外,统计处理部也能够分别计算多个种类的校正特征量的统计性偏差,将计算出的统计性偏差最小的衰减率候选值设定为最佳的衰减率。

[0168] 另外,也可以是,在衰减校正部使用多个衰减率候选值来对频谱进行衰减校正之后,近似部通过对衰减校正后的各频谱进行回归分析来计算校正特征量。

[0169] 另外,对超声波内窥镜以外的超声波探头也能够应用本发明。作为超声波探头,例如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被插入到胆道、胆管、胰管、气管、支气管、尿道、尿管来观察其周围脏器(胰脏、肺、前列腺、膀胱、淋巴结等)时使用。另外,作为超声波探头,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。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。

[0170] 这样,本发明能够在不脱离权利要求书所记载的技术思想的范围内包含各种实施方式。

[0171] 产业上的可利用性

[0172] 如以上那样,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观测对象的组织具有不均的构造的情况下也能够基于适合于观测对象的超声波的衰减特性来高精度地估计组织的性状而言是有用的。

[0173] 附图标记说明

[0174] 1、5:超声波诊断系统;2:超声波内窥镜;3、6: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、61:运算部;34:图像处理部;35:输入部;36:控制部;37、62:存储部;101:衰减率图像;102:关心区域;201:扫描区域;211、212:排除区域;211a、211b:局部区域;301:衰减率图像;311:信号放大部;331:放大校正部;332:频率分析部;333、611:最佳衰减率设定部;333a:近似部;333b:衰减校正部;333c:统计处理部;341:B模式图像数据生成部;342:衰减率图像数据生成部;371:频谱信息存储部;372:关心区域信息存储部;373:特征量信息存储部;374:视觉信息存储部;611a:排除区域提取部;621:排除区域信息存储部。

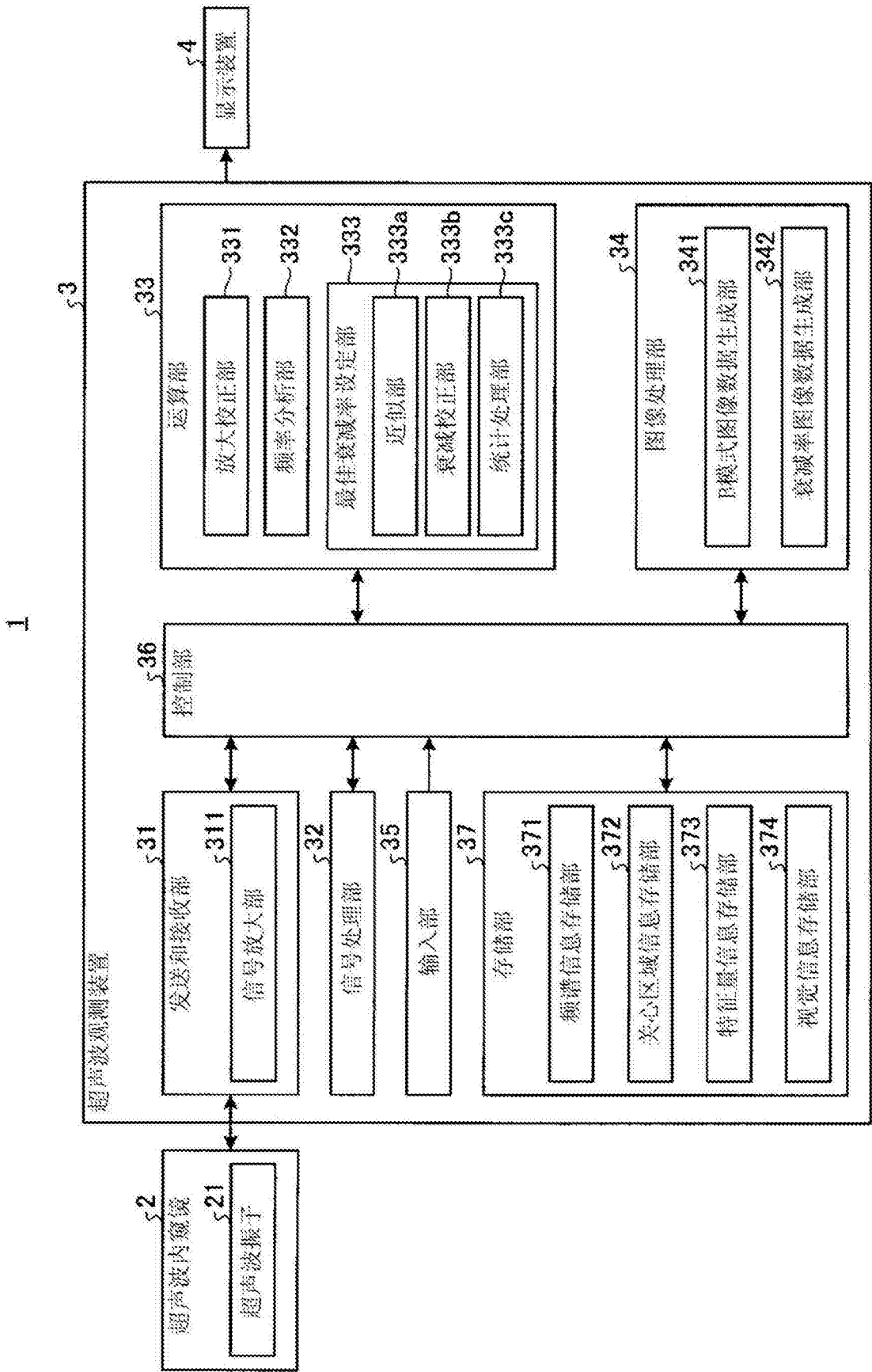


图1

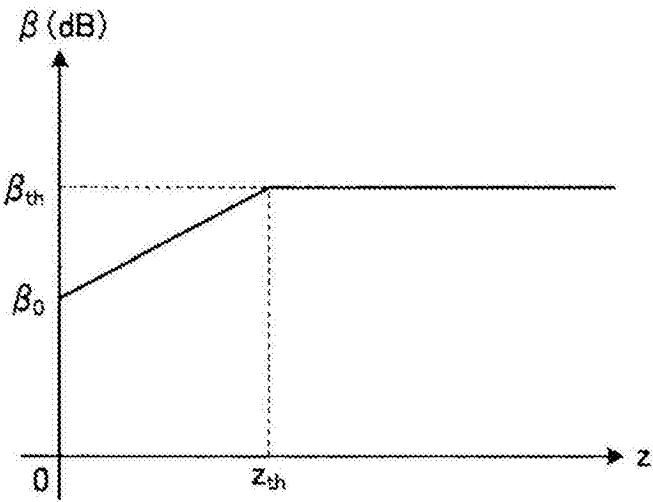


图2

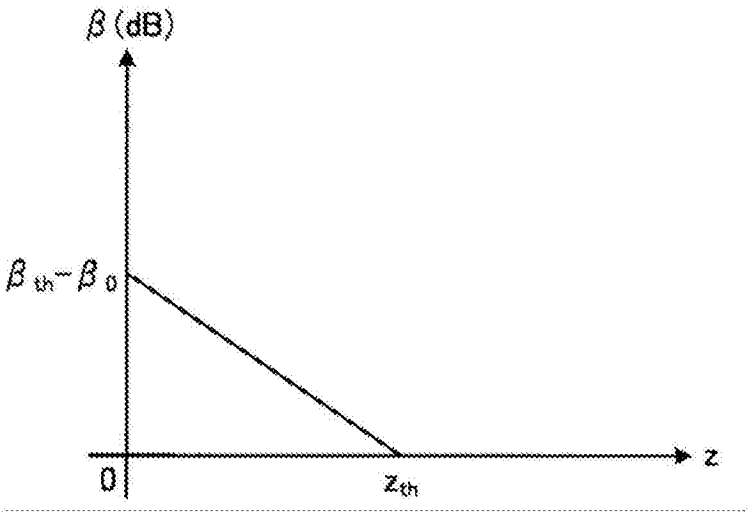


图3

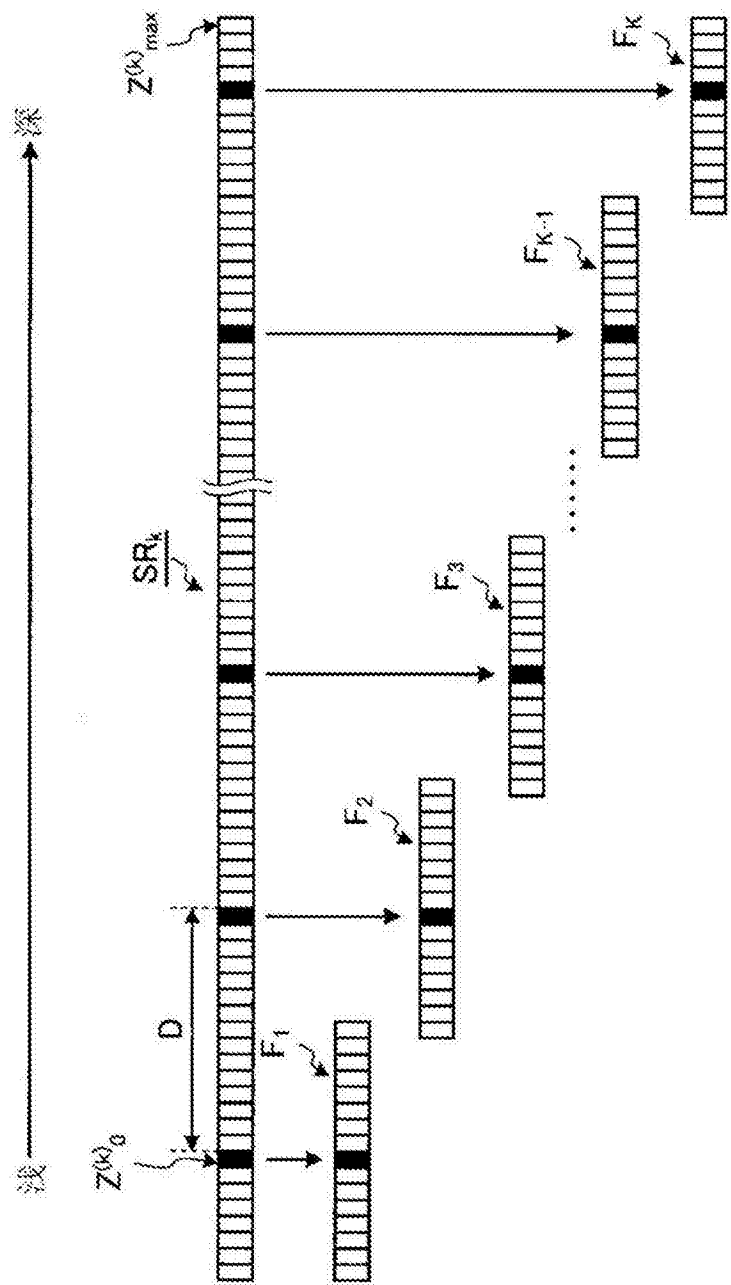


图4

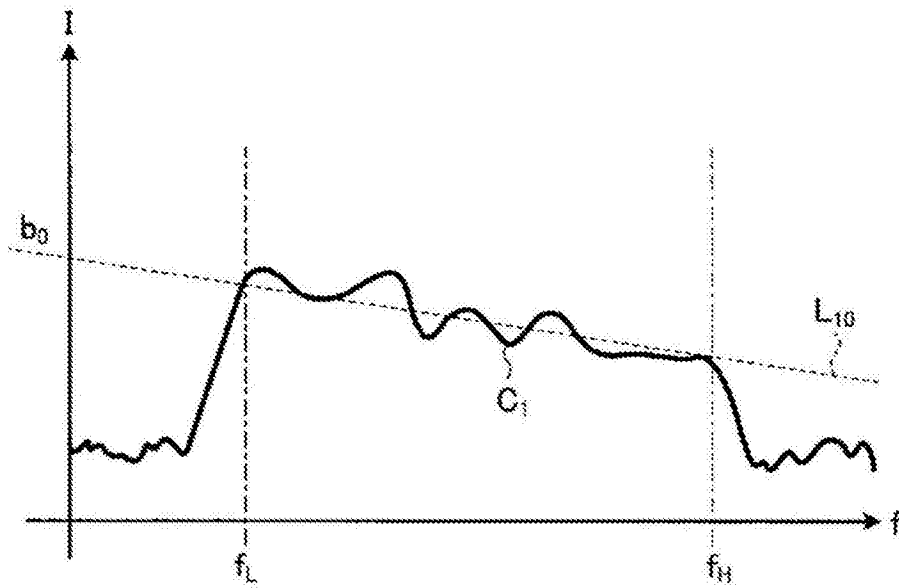


图5

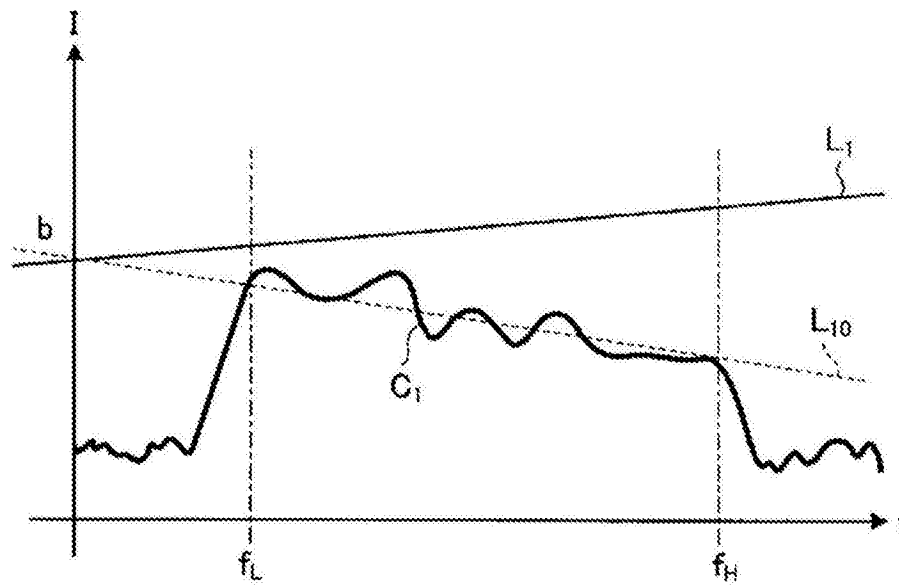


图6

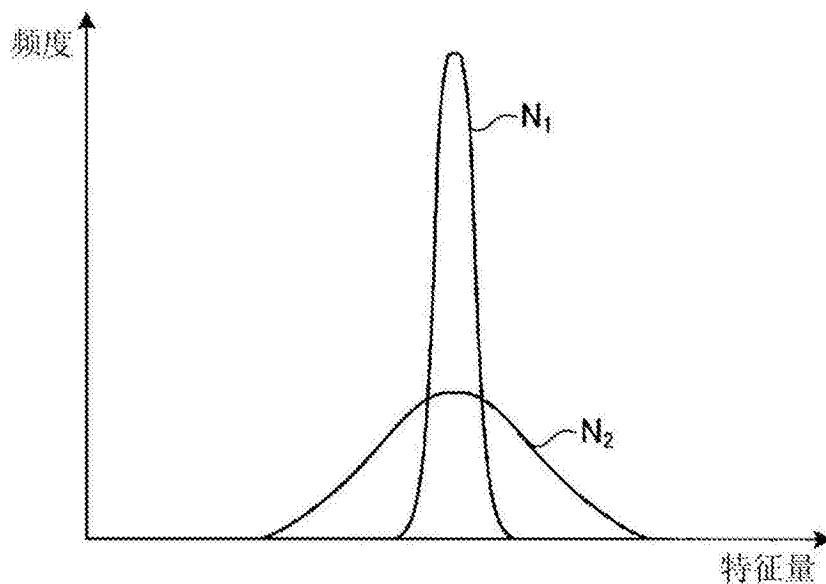


图7

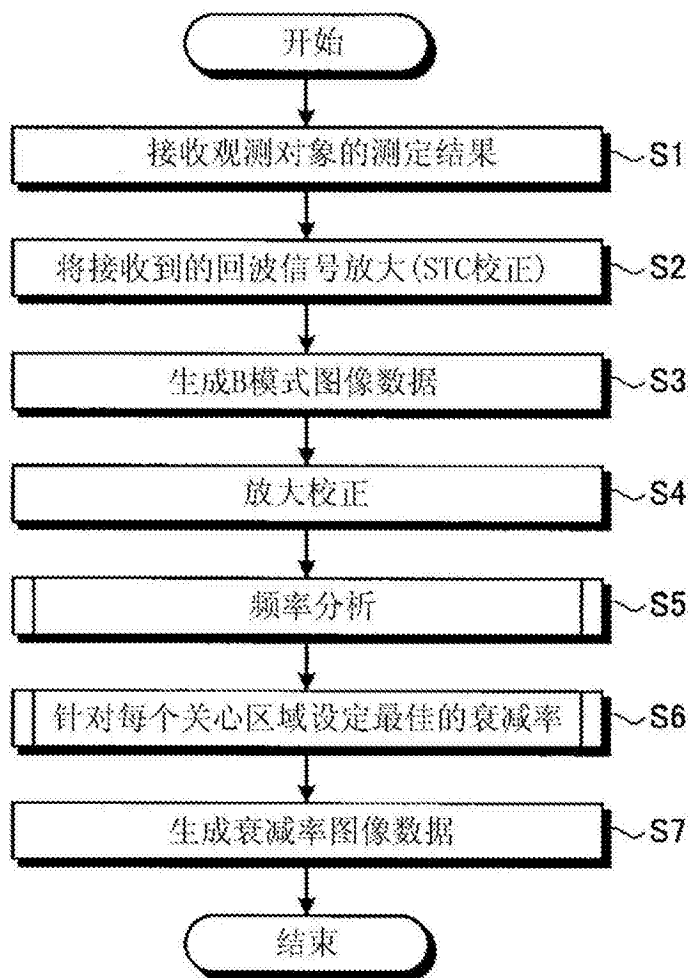


图8

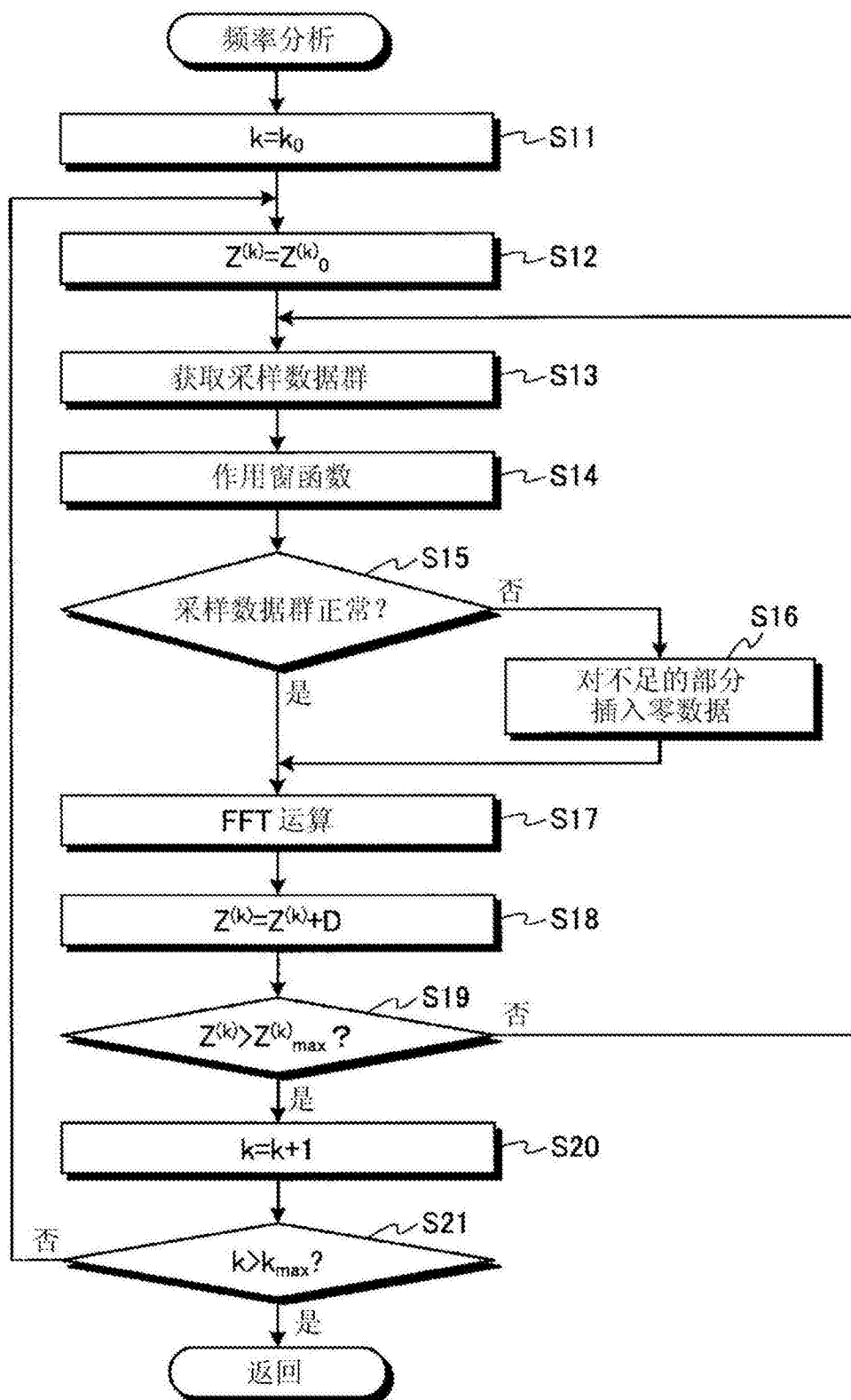


图9

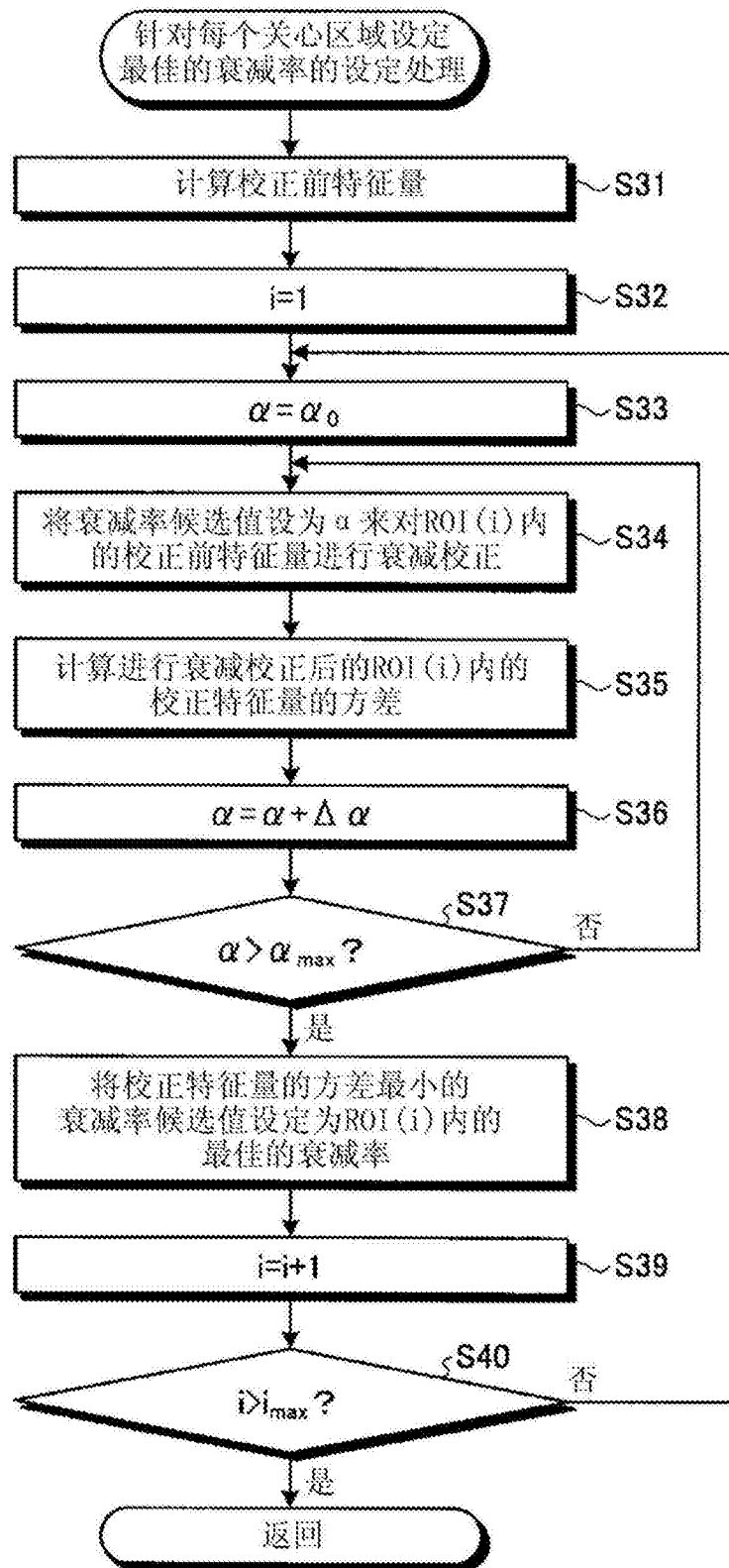


图10

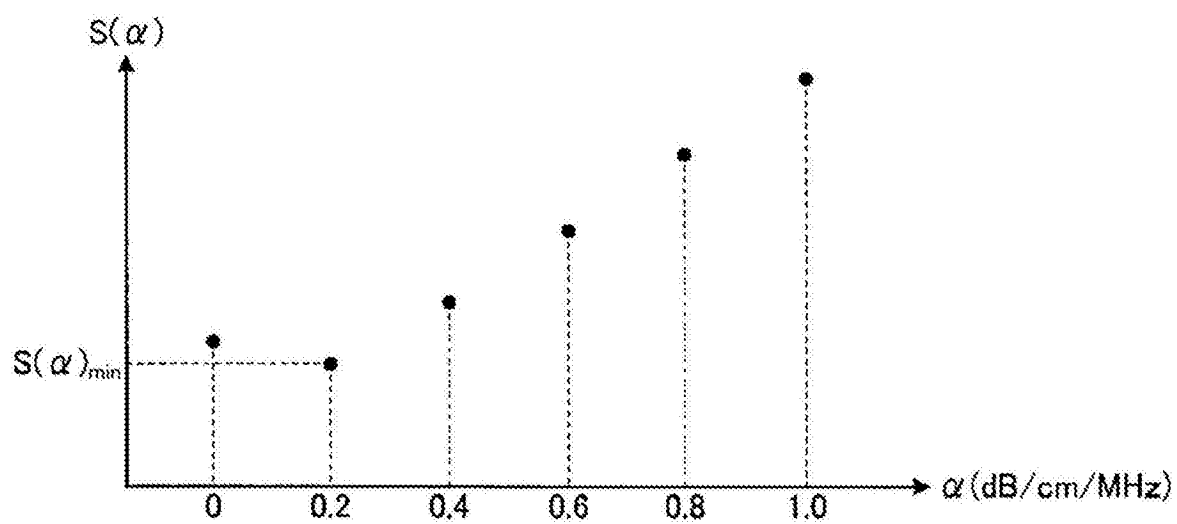


图11

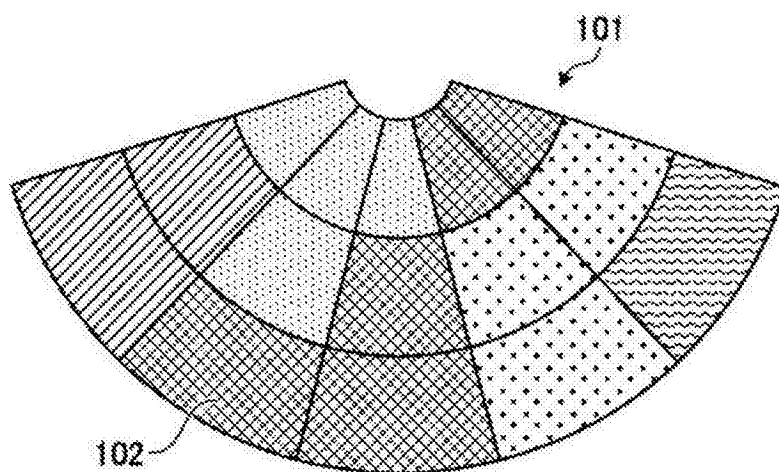


图12

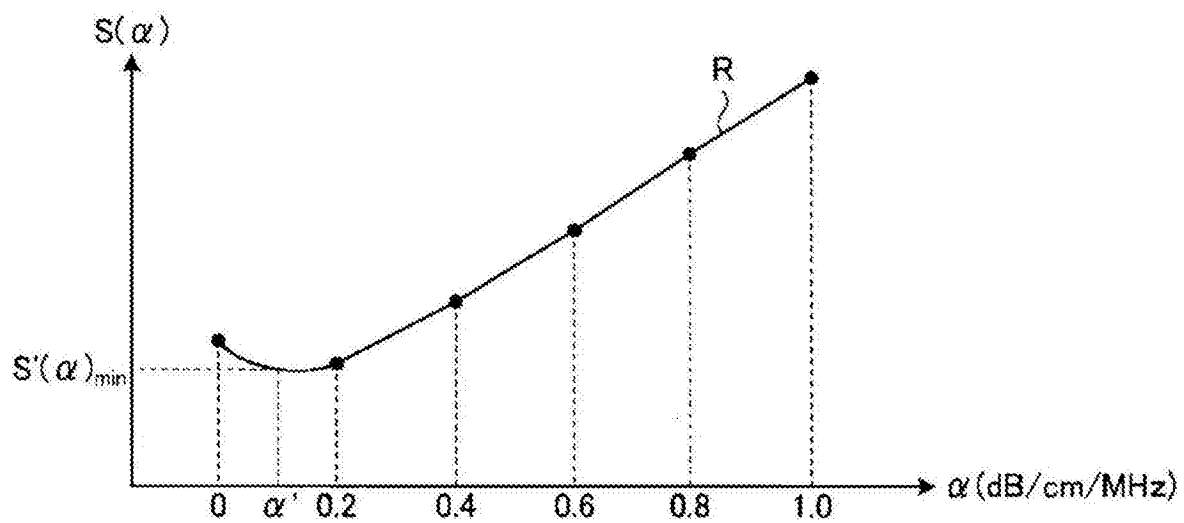


图13

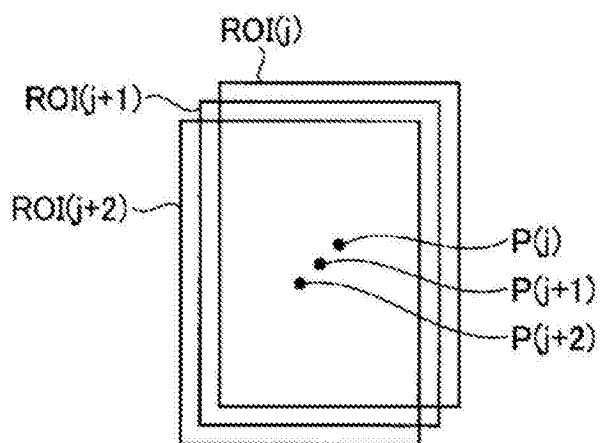


图14

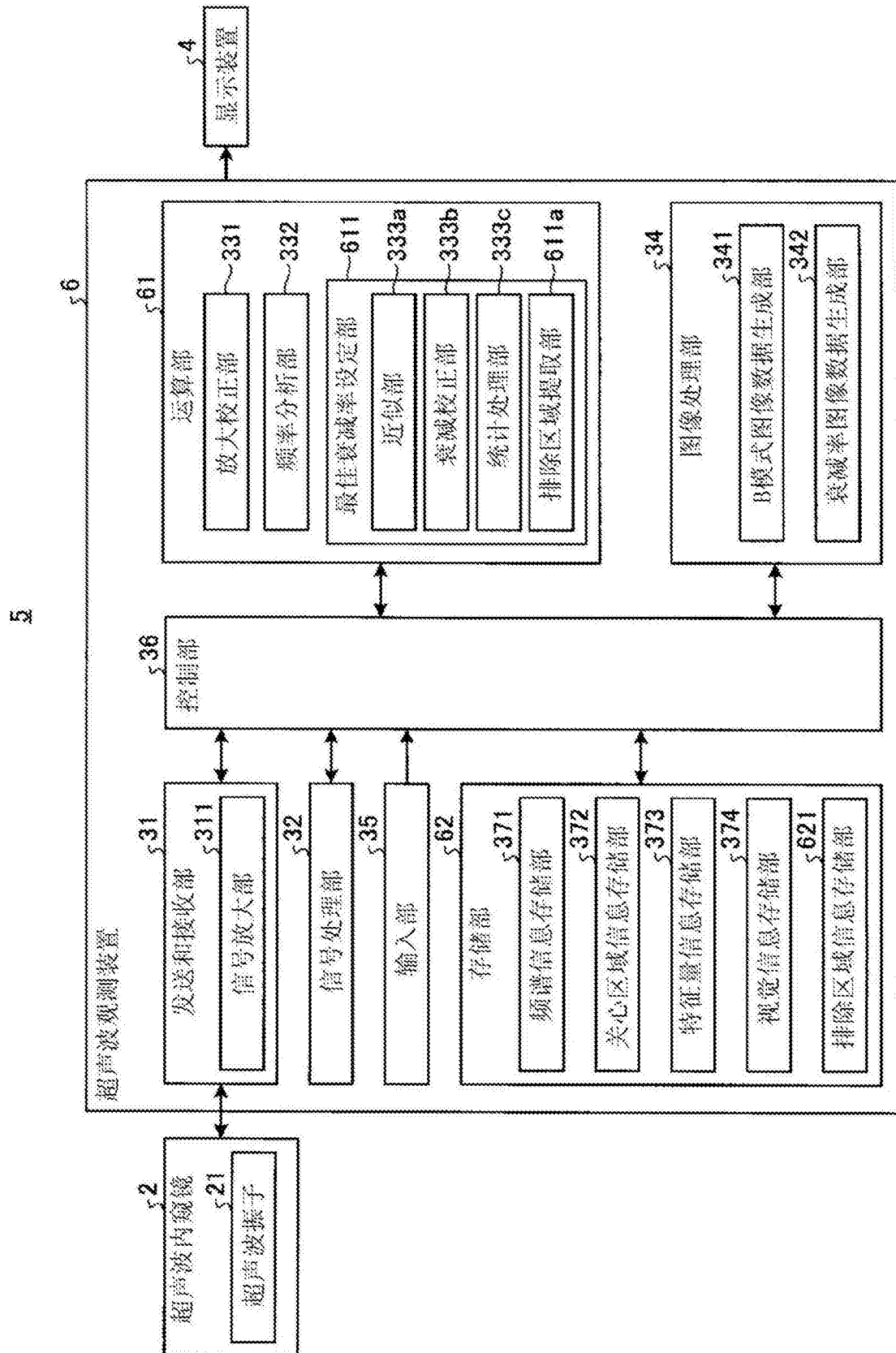


图15

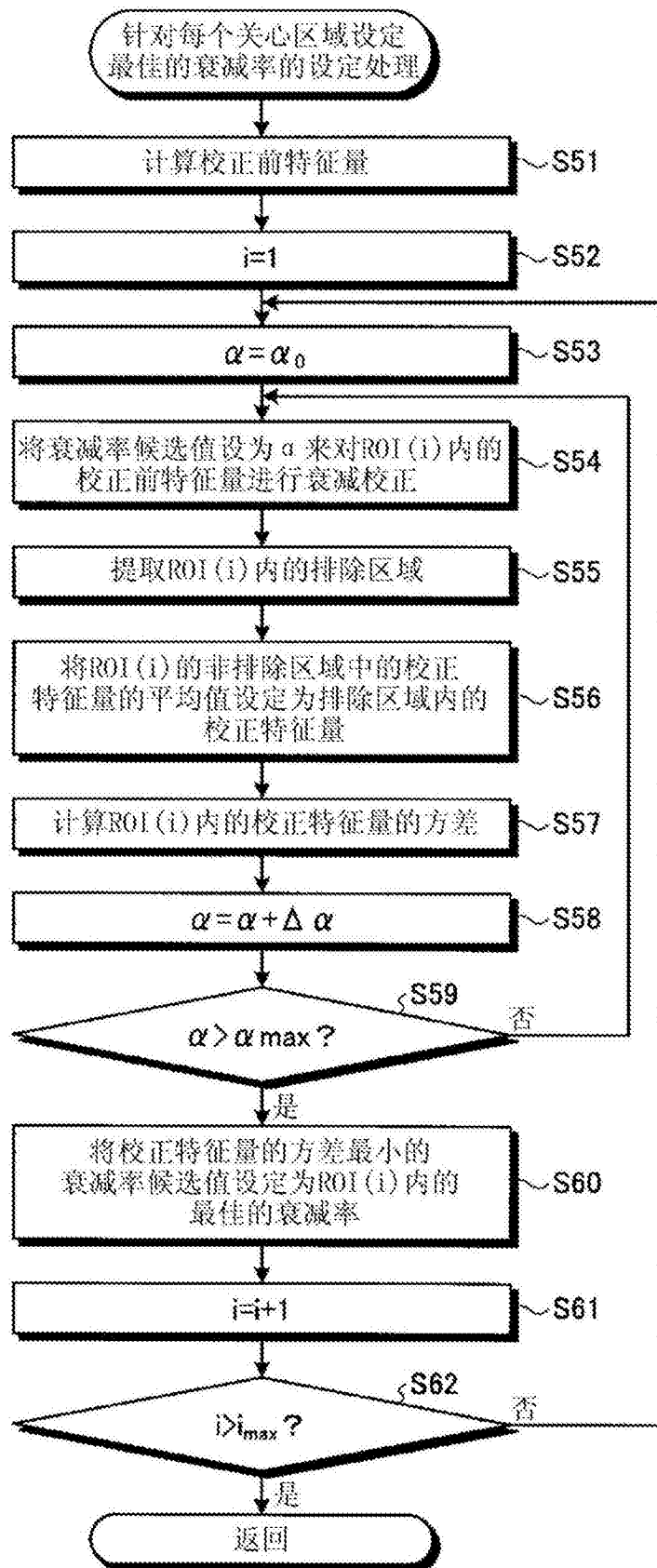


图16

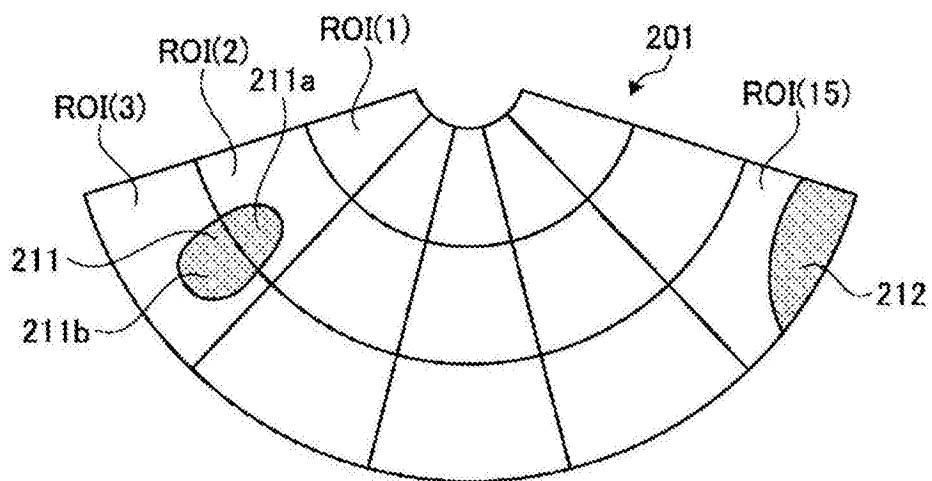


图17

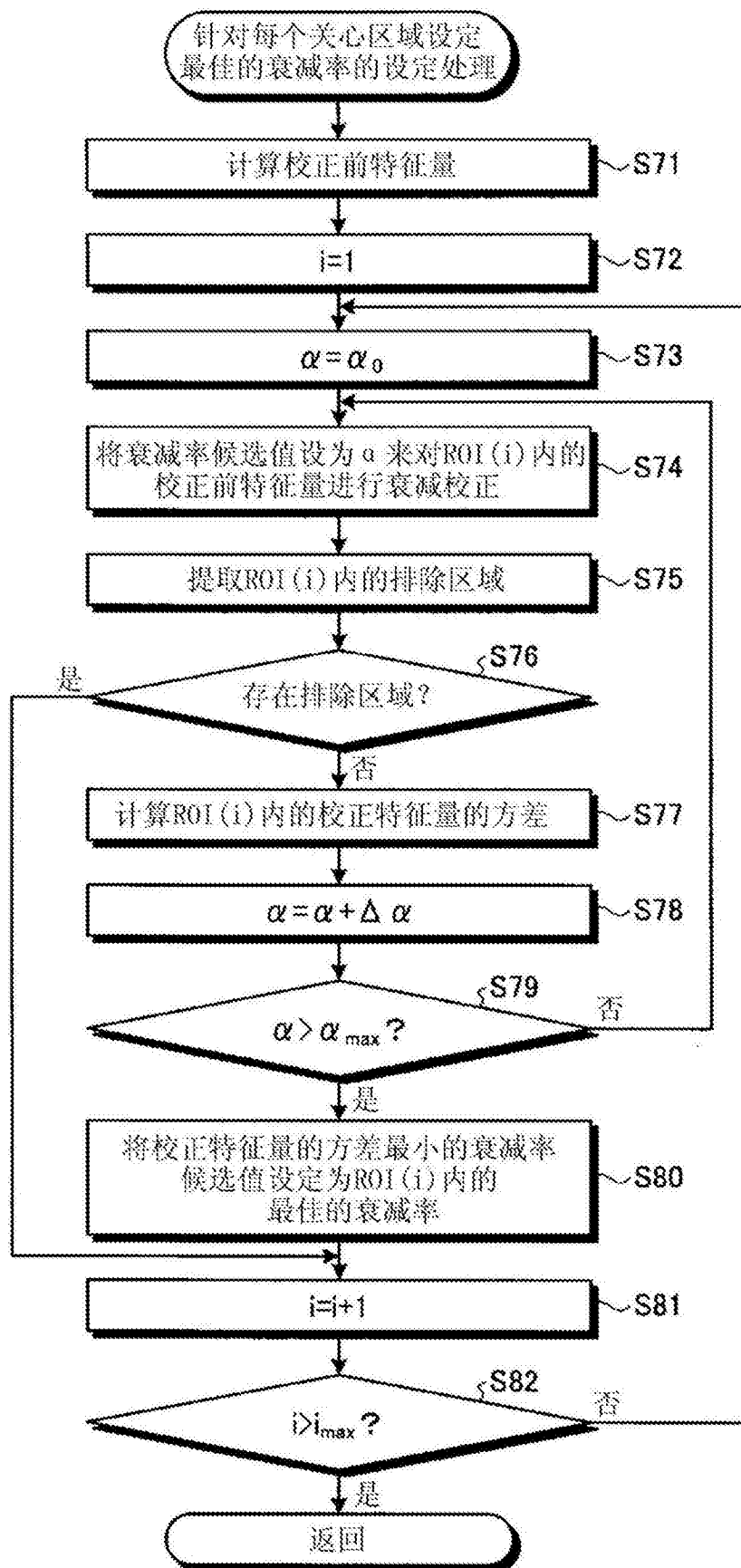


图18

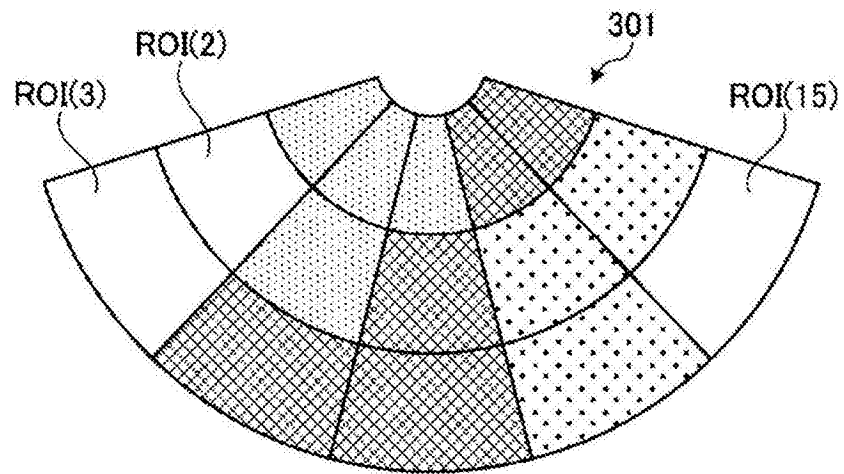


图19

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	CN106068099A	公开(公告)日	2016-11-02
申请号	CN201580012094.7	申请日	2015-10-07
[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	市川纯一		
发明人	市川纯一		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/5269 A61B8/12 A61B8/14 A61B8/461 A61B8/469 A61B8/5207 G01S7/52033 G01S7/52036 G01S7/52071		
代理人(译)	刘新宇		
优先权	2014259471 2014-12-22 JP		
其他公开文献	CN106068099B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明所涉及的超声波观测装置具备：频率分析部，其通过对超声波信号的频率进行分析来计算与超声波信号的接收深度及接收方向相应的多个频谱；最佳衰减率设定部，其分别计算多个频谱的特征量，使用赋予互不相同的衰减特性的多个衰减率候选值中的各个衰减率候选值作为超声波在观测对象中传播时的衰减特性，来对各频谱的特征量实施用于消除超声波的衰减的影响的衰减校正，由此针对每个衰减率候选值计算各频谱的校正特征量，基于该计算结果来从多个衰减率候选值中设定对于观测对象而言最佳的衰减率；以及衰减率图像数据生成部，其生成用于显示与最佳的衰减率有关的信息的衰减率图像数据。

