



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106170253 A

(43)申请公布日 2016. 11. 30

(21)申请号 201580014016.0

(22)申请日 2015.12.02

(30)优先权数据

2015-059977 2015.03.23 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.09.14

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2015/083929 2015.12.02

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/151951 JA 2016.09.29

(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 张会华

(51)Int.Cl.

A61B 8/14(2006.01)

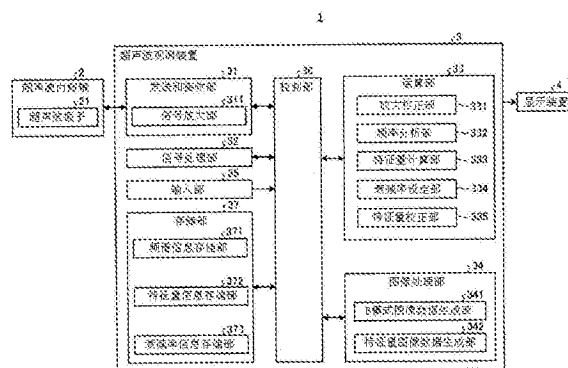
权利要求书2页 说明书19页 附图12页

(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,来计算与该超声波信号的接收深度和接收方向相应的多个频谱;特征量计算部,其分别计算多个频谱的特征量;衰减率设定部,其设定运算用区域的衰减率,该运算用区域是在校正特征量的运算中使用的区域,并且是与超声波图像的关心区域不同的区域;以及特征量校正部,其使用由衰减率设定部设定的衰减率进行特征量的衰减校正,由此计算超声波图像的关心区域中的采样点的校正特征量。



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, 来计算与该超声波信号的接收深度和接收方向相应的多个频谱;

特征量计算部, 其分别计算所述多个频谱的特征量;

衰减率设定部, 其设定运算用区域的衰减率, 该运算用区域是在校正所述特征量的运算中使用的区域, 并且是与所述超声波图像的关注区域不同的区域; 以及

特征量校正部, 其使用由所述衰减率设定部设定的衰减率来进行所述特征量的衰减校正, 由此计算所述超声波图像的关注区域中的采样点的校正特征量。

2. 根据权利要求1所述的超声波观测装置, 其特征在于,

所述衰减率设定部设定所述超声波图像的关注区域的衰减率,

所述特征量校正部基于由所述衰减率设定部设定的所述关注区域和所述运算用区域的衰减率来计算所述采样点处的每单位频率的累积衰减率, 并使用该累积衰减率进行所述特征量的衰减校正, 由此计算所述采样点的校正特征量。

3. 根据权利要求2所述的超声波观测装置, 其特征在于,

所述运算用区域是位于所述超声波振子的表面与所述关注区域之间的区域。

4. 根据权利要求1所述的超声波观测装置, 其特征在于,

所述衰减率设定部通过使用在超声波在所述观测对象中传播时赋予互不相同的衰减特性的、每单位长度和单位频率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实施用于消除所述超声波的影响的衰减校正, 由此针对每个所述衰减率候选值计算所述各频谱的预备校正特征量, 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。

5. 根据权利要求1所述的超声波观测装置, 其特征在于,

所述衰减率设定部将所述运算用区域分割为多个分割区域, 针对各分割区域设定所述衰减率。

6. 根据权利要求2所述的超声波观测装置, 其特征在于,

所述衰减率设定部将所述关注区域分割为多个分割区域, 针对各分割区域设定所述衰减率。

7. 根据权利要求1所述的超声波观测装置, 其特征在于,

所述衰减率设定部将所述运算用区域的衰减率设定为常数。

8. 根据权利要求7所述的超声波观测装置, 其特征在于,

所述衰减率设定部通过使用在超声波在所述观测对象中传播时赋予互不相同的衰减特性的、每单位长度和单位频率的多个衰减率候选值中的各个衰减率候选值作为所述关注区域的衰减率, 来对各频谱的特征量实施用于消除所述超声波的影响的衰减校正, 由此针对每个所述衰减率候选值计算所述各频谱的预备校正特征量, 并基于该计算的结果来从所述多个衰减率候选值中设定对所述观测对象而言最佳的衰减率。

9. 根据权利要求2所述的超声波观测装置, 其特征在于,

所述衰减率设定部将规定的固定值设定为所述关注区域的衰减率。

10. 根据权利要求7~9中的任一项所述的超声波观测装置,其特征在于,还具备输入部,该输入部接受用于设定所述衰减率的信息的输入,

所述衰减率设定部基于由所述输入部接受了输入的信息来设定所述衰减率。

11. 根据权利要求5或6所述的超声波观测装置,其特征在于,

关于沿着深度方向相邻的两个所述分割区域,离所述超声波振子远的一方的分割区域的所述深度方向上的长度为离所述超声波振子近的一方的分割区域的深度方向上的长度以上。

12. 根据权利要求4所述的超声波观测装置,其特征在于,

所述衰减率设定部针对每个所述衰减率候选值计算所述预备校正特征量的统计性偏差,将使该统计性偏差最小的衰减率候选值设为所述最佳的衰减率。

13. 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生成用于将关于所述校正特征量的信息与所述超声波图像一并显示的特征量图像数据。

14. 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,来计算与该超声波信号的接收深度和接收方向相应的多个频谱;

特征量计算步骤,特征量计算部分别计算所述多个频谱的特征量;

衰减率设定步骤,衰减率设定部设定运算用区域的衰减率,该运算用区域是在校正所述特征量的运算中使用的区域,并且是与所述超声波图像的关注区域不同的区域;以及

特征量校正步骤,特征量校正部使用在所述衰减率设定步骤中设定的衰减率来进行所述特征量的衰减校正,由此计算所述超声波图像的关注区域中的采样点的校正特征量。

15. 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,来计算与该超声波信号的接收深度和接收方向相应的多个频谱;

特征量计算步骤,特征量计算部分别计算所述多个频谱的特征量;

衰减率设定步骤,衰减率设定部设定运算用区域的衰减率,该运算用区域是在校正所述特征量的运算中使用的区域,并且是与所述超声波图像的关注区域不同的区域;以及

特征量校正步骤,特征量校正部使用在所述衰减率设定步骤中设定的衰减率来进行所述特征量的衰减校正,由此计算所述超声波图像的关注区域中的采样点的校正特征量。

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,已知以下技术: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,为了对接收信号补偿生物体组织的频率依赖衰减而进行校正(例如参照专利文献1)。在该技术中,使用对来自被检体的反射波依次进行与接收点的深度相应的动态校正处理和脉冲压缩处理得到的接收信号来形成超声波图像。

[0003] 专利文献1:日本特开2010-246640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,在对远离发送和接收超声波的探头表面的关心区域的接收信号进行校正时,没有考虑超声波到达该关心区域之前的深度方向上的衰减率的变化。因此,只能在观测对象的衰减率均一的情况下进行准确的校正,从而难以高精度地辨别衰减率不均的观测对象的组织性状。

[0006] 本发明是鉴于上述情形而完成的,其目的在于提供一种能够高精度地辨别衰减率不均的观测对象的组织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] 为了解决上述的课题并达成目的,本发明所涉及的超声波观测装置基于由超声波探头获取到的超声波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,来计算与该超声波信号的接收深度和接收方向相应的多个频谱;特征量计算部,其分别计算所述多个频谱的特征量;衰减率设定部,其设定运算用区域的衰减率,该运算用区域是在校正所述特征量的运算中使用的区域,并且是与所述超声波图像的关心区域不同的区域;以及特征量校正部,其使用由所述衰减率设定部设定的衰减率来进行所述特征量的衰减校正,由此计算所述超声波图像的关心区域中的采样点的校正特征量。

[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,所述衰减率设定部设定所述超声波图像的关心区域的衰减率,所述特征量校正部基于由所述衰减率设定部设定的所述关心区域和所述运算用区域的衰减率来计算所述采样点处的每单位频率的累积衰减率,并使用该累积衰减率进行所述特征量的衰减校正,由此计算所述采样点的校正特征量。

[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,所述运算用区域是位于所述超声波振子的表面与所述关心区域之间的区域。

[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,所述衰减率设定部通过使用在超声波在所述观测对象中传播时赋予互不相同的衰减特性的、每单位长度和单位频率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实施用于消除所述超声波的影响的衰减校正,由此针对每个所述衰减率候选值计算所述各频谱的预备校正特征量,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。

[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,所述衰减率设定部将所述运算用区域分割为多个分割区域,针对各分割区域设定所述衰减率。

[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,所述衰减率设定部将所述关心区域分割为多个分割区域,针对各分割区域设定所述衰减率。

[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,所述衰减率设定部将所述运算用区域的衰减率设定为常数。

[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,所述衰减率设定部通过使用在超声波在所述观测对象中传播时赋予互不相同的衰减特性的、每单位长度和单位频率的多个衰减率候选值中的每个衰减率候选值作为所述关心区域的衰减率,来对各频谱的特征量实施用于消除所述超声波的影响的衰减校正,由此针对每个所述衰减率候选值计算所述各频谱的预备校正特征量,并基于该计算的结果来从多个所述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。

[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,所述衰减率设定部将规定的固定值设定为所述关心区域的衰减率。

[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,还具备输入部,该输入部接受用于设定所述衰减率的信息的输入,所述衰减率设定部基于由所述输入部接受了输入的信息来设定所述衰减率。

[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,关于沿着深度方向相邻的两个所述分割区域,离所述超声波振子远的一方的分割区域的所述深度方向上的长度为离所述超声波振子近的一方的分割区域的深度方向上的长度以上。

[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,所述衰减率设定部针对每个所述衰减率候选值计算所述预备校正特征量的统计性偏差,将使该统计性偏差最小的衰减率候选值设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生成用于将关于所述校正特征量的信息与所述超声波图像一并显示的特征量图像数据。

[0021] 关于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,来计算与该超声波信号的接收深度和接收方向相应的

多个频谱;特征量计算步骤,特征量计算部分分别计算所述多个频谱的特征量;衰减率设定步骤,衰减率设定部设定运算用区域的衰减率,该运算用区域是在校正所述特征量的运算中使用的区域,并且是与所述超声波图像的关心区域不同的区域;以及特征量校正步骤,特征量校正部使用在所述衰减率设定步骤中设定的衰减率来进行所述特征量的衰减校正,由此计算所述超声波图像的关心区域中的采样点的校正特征量。

[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,来计算与该超声波信号的接收深度和接收方向相应的多个频谱;特征量计算步骤,特征量计算部分分别计算所述多个频谱的特征量;衰减率设定步骤,衰减率设定部设定运算用区域的衰减率,该运算用区域是在校正所述特征量的运算中使用的区域,并且是与所述超声波图像的关心区域不同的区域;以及特征量校正步骤,特征量校正部使用在所述衰减率设定步骤中设定的衰减率来进行所述特征量的衰减校正,由此计算所述超声波图像的关心区域中的采样点的校正特征量。

[0023] 发明的效果

[0024] 根据本发明,对运算用区域的衰减率进行设定,并使用该设定的结果来进行特征量的衰减校正,由此计算超声波图像的关心区域中的采样点的校正特征量,因此即使是衰减率不均的观测对象,也能够计算考虑到不均性的校正特征量,其中,该运算用区域是在校正特征量的运算中使用的区域,并且是与超声波图像的关心区域不同的区域。因而,根据本发明,能够高精度地辨别衰减率不均的观测对象的组织性状。

附图说明

[0025] 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。

[0026] 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。

[0027] 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。

[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出的频谱的例子图。

[0030] 图6是示意性地表示本发明的实施方式1的超声波图像的关心区域和运算用区域的设定例的图。

[0031] 图7是表示具有由本发明的实施方式1所涉及的超声波观测装置的衰减率设定部进行校正得到的预备校正特征量来作为参数的直线的图。

[0032] 图8是示意性地表示基于两个不同的衰减率候选值对相同的观测对象分别进行衰减校正得到的预备校正特征量的分布例的图。

[0033] 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进行的处理的概要的流

程图。

[0034] 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的频率分析部执行的处理的概要的流程图。

[0035] 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衰减率设定部进行的处理的概要的图。

[0036] 图12是示意性地表示本发明的实施方式1的变形例1-1中的关心区域和运算用区域的设定例的图。

[0037] 图13是表示本实施方式1的变形例1-2所涉及的超声波观测装置的衰减率设定部进行的最佳的衰减率的其它设定方法的概要的图。

[0038] 图14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。

[0039] 图15是示意性地表示本发明的实施方式2中的超声波图像的关心区域和运算用区域的设定例的图。

[0040] 图16是示意性地表示本发明的实施方式2的变形例2-1中的超声波图像的关心区域和运算用区域的设定例的图。

[0041] 图17是示意性地表示本发明的其它实施方式所涉及的超声波观测装置被设定为不使用运算用区域的模式的情况下的显示装置中的关心区域的显示例的图。

[0042] 图18是表示本发明的其它实施方式所涉及的超声波观测装置被设定为使用运算用区域的模式的情况下的显示装置中的关心区域的其它显示例的图。

具体实施方式

[0043] 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”)。

[0044] (实施方式1)

[0045] 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。

[0046] 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。下面,在本实施方式1中,为了便于说明,设超声波振子21为凸起型振子。

[0047] 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。

[0048] 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。

[0049] 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。更一般来说,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。图2所示的关系被预先存储于存储部37。

[0050] 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。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。

[0051] 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。

[0052] 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。

[0053] 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)等通用处理器、或者ASIC(Application Specific Integrated Circuit:专用集成电路)或FPGA(Field Programmable Gate Array:现场可编程门阵列)等执行特定的功能的专用的集成电路等来

实现。

[0054] 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和接收方向相应的多个频谱;特征量计算部333,其计算各频谱的特征量;衰减率设定部334,其设定超声波图像的关心区域和运算用区域的衰减率,该运算用区域是在校正特征量的运算中使用的区域,并且是与该关心区域不同的区域;以及特征量校正部335,其使用由衰减率设定部334对关心区域和运算用区域分别设定的衰减率来计算关心区域中的采样点的校正特征量。运算部33使用CPU等通用处理器、或者ASIC或FPGA等专用的集成电路等来实现。

[0055] 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进行的放大校正处理中的放大率 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。

[0056] 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消除衰减的影响。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。

[0057] 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,存在即使进行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。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。

[0058] 为了解决上述的问题,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。

[0059] 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使用于B模式图像而被实施了STC校正的信号消除STC校正的影响。

[0060] 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。

[0061] 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。

[0062] 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10)。

[0063] 图5是表示频率分析部332计算出的频谱的例子图。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。

[0064] 在图5中,取频率 f 为横轴。另外,在图5中,取对强度 l_0 除以基准强度 l_c (常数)得到的量的常用对数(用分贝表示) $l=10\log_{10}(l_0/l_c)$ 为纵轴。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。

[0065] 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,例如, $f_L=3\text{MHz}$, $f_H=10\text{MHz}$ 。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 U ”。

[0066] 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。

[0067] 特征量计算部333通过对规定频带中的频谱进行回归分析来用一次式对该频谱进行近似,由此计算使该近似的一次式具有特征的特征量。例如,在图5所示的频谱 C_1 的情况下,特征量计算部333通过针对频带 U 进行回归分析而获得近似直线 L_{10} 。下面,当以频率 f 的一次式 $l=a_0f+b_0$ 来表示近似直线 L_{10} 时,特征量计算部333计算斜率 a_0 、截距 b_0 以及频带 U 的中心频率 $f_M=(f_s+f_e)/2$ 处的强度 l 的值即频带中心对应强度(Mid-band fit,日语:ミッドバンドフィット) $c_0=a_0f_M+b_0$ 来作为与直线 L_{10} 对应的特征量。此外,特征量计算部333也可以通过回归分析来用二次以上的多项式对频谱进行近似。

[0068] 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,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。

[0069] 衰减率设定部334通过在对超声波图像设定的关心区域和运算用区域中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、每单位长度和单位频率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实施用于消除超声波的影响的衰减校正,由此针对每个衰减率候选值计算各频谱的预备校正特征量,并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。

[0070] 图6是示意性地表示超声波图像中的关心区域和运算用区域的设定例的图。此外,在图6中以省略超声波图像本身的方式进行了记载。在后述的超声波图像的附图中也同样以省略超声波图像本身的方式进行了记载。另外,在图6中仅例示了一个声线(声线102),但也可以沿着扫描角方向以规定间隔设定多个声线,这是自不必说的。

[0071] 在图6所示的超声波图像100中设定了关心区域111以及位于超声波振子21的表面位置101与关心区域111之间的运算用区域112。关心区域111是由从表面位置101起分别沿着深度方向直线状地延伸的两条边界线和分别沿着扫描角方向形成为弧状的两条边界线共计四条边界线围成的区域。运算用区域112与表面位置101和关心区域111相接。另外,运算用区域112的边界线中的从表面位置101起分别沿着深度方向直线状地延伸的两条边界线分别与关心区域111中从表面位置101起分别沿着深度方向直线状地延伸的两条边界线中的某一条边界线被相同的直线所包含。在使显示装置4显示超声波图像时,显示关心区域111的边界线(图6的实线),另一方面,不显示运算用区域112。但是,也能够如图6所示那样使运算用区域112以能够区别于关心区域111的方式显示于显示装置4。

[0072] 在图6中,关心区域111与运算用区域112相接,但也能够设定为有一部分相交叠。例如,也可以将两个区域设定为关心区域111中的深度小的部分与运算用区域112中的深度大的部分沿扫描角方向具有带状的重叠。

[0073] 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。

$$[0074] \quad A(f, z) = 2\alpha z f \cdots (1)$$

[0075] 在此,比例常数 α 是被称为衰减率的量,赋予每单位长度和单位频率的超声波的衰减量。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。

[0076] 衰减率设定部334从多个衰减率候选值中设定最佳的衰减率。此时,衰减率设定部334使用衰减率候选值 α ,按照以下所示的式(2)~(4)来对由特征量计算部333计算出的特征量(斜率 a_0 、截距 b_0 、频带中心对应强度 c_0)进行衰减校正,由此计算预备校正特征量 a 、 b 、 c 。

$$[0077] \quad a = a_0 + 2\alpha z \cdots (2)$$

$$[0078] \quad b = b_0 \cdots (3)$$

$$[0079] \quad c = c_0 + A(f_M, z) = c_0 + 2\alpha z f_M (a f_M + b) \cdots (4)$$

[0080] 根据式(2)、(4)也显而易见的是,衰减率设定部334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。这是因为,截距是与频率0(Hz)对应的频率成分,不受衰减的影响。

[0081] 图7是表示具有由衰减率设定部334进行校正得到的预备校正特征量a、b、c来作为参数的直线的图。直线 L_1 的式子表示如下：

$$[0082] \quad l = af + b = (a_0 + 2a_z)f + b_0 \cdots (5)$$

[0083] 根据该式(5)也显而易见地的是，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($b = b_0$)。

[0084] 衰减率设定部334针对关心区域和运算用区域中的各个区域，设定使按每个衰减率候选值计算出的预备校正特征量的统计性偏差最小的衰减率候选值来作为最佳的衰减率。在本实施方式1中，应用方差来作为表示统计性偏差的量。在该情况下，衰减率设定部334将使方差最小的衰减率候选值设定为最佳的衰减率。上述三个预备校正特征量a、b、c中的独立的预备校正特征量为两个。此外，预备校正特征量b不依赖于衰减率。因而，在针对预备校正特征量a、c设定最佳的衰减率的情况下，衰减率设定部334只要计算预备校正特征量a和c中的某一方的方差即可。

[0085] 但是，优选的是，在衰减率设定部334设定最佳的衰减率时使用的预备校正特征量的种类与在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的种类相同。即，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，优选应用预备校正特征量a的方差，另一方面，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，优选应用预备校正特征量c的方差。这是因为，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)更为恰当。

$$[0086] \quad A = (f, z) = 2a_z f + 2a_1 z \cdots (6)$$

[0087] 式(6)的右边第二项的 a_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， a_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，使用预备校正特征量c的方差来设定最佳的衰减率能够更准确地对衰减进行校正(参照式(4))。另一方面，在通过将作为与频率 f 成比例的系数的斜率用作校正特征量来生成特征量图像数据的情况下，使用预备校正特征量a的方差来设定最佳的衰减率能够消除式(6)的右边第二项的影响，从而更准确地对衰减进行校正。

[0088] 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，使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。

[0089] 图8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而得到的预备校正特征量的分布例的图。在图8中，将横轴设为预备校正特征量，将纵轴设为频度。关于图8所示的两条分布曲线 N_1 、 N_2 ，频度的总和是相同的。在图8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，衰减率设定部334在从与这两条分布曲线 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。

[0090] 特征量校正部335使用对关心区域和运算用区域分别设定的最佳的衰减率来计算采样点处的每单位频率的累积衰减率(下面,也简称为累积衰减率),并使用该累积衰减率来进行特征量的衰减校正。具体地说,例如在图6所示的声线102上,关心区域111内距靠近超声波振子21侧的边界线的距离为 h 的采样点 $Sp(h)$ 处的累积衰减率 $\gamma(h)$ 表示如下:

$$[0091] \quad \gamma(h) = 2H \cdot \alpha_c + 2h \cdot \alpha_{R0I} \cdots (7)$$

[0092] 在此,右边第一项是从超声波振子21的表面位置101起至关心区域111为止的超声波在深度方向上的往返距离 $2H$ (超声波在运算用区域112内的往返距离)与运算用区域112中的最佳的衰减率 α_c 之积。另外,右边第二项是关心区域111内的超声波在深度方向上的往返距离 $2h$ 与关心区域111中的最佳的衰减率 α_{R0I} 之积。通过这样,特征量校正部335将从超声波振子21的表面起的衰减率累积起来,由此计算累积衰减率。在将最佳的衰减率的单位设为dB/cm/MHz的情况下,累积衰减率的单位是dB/MHz。

[0093] 特征量校正部335使用累积衰减率来校正采样点处的特征量。具体地说,特征量校正部335例如使用图6所示的采样点 $Sp(h)$ 处的累积衰减率 $\gamma(h)$,如下式(8)~(10)那样对该采样点 $Sp(h)$ 处的特征量进行衰减校正,由此分别计算校正特征量 $a(h)$ 、 $b(h)$ 、 $c(h)$ 。

$$[0094] \quad a(h) = a_0 + 2\gamma \cdots (8)$$

$$[0095] \quad b(h) = b_0 \cdots (9)$$

$$[0096] \quad c(h) = c_0 + 2f_M \gamma(h) \cdots (10)$$

[0097] 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,其生成用于显示关于由特征量计算部333计算出的特征量的信息的特征量图像数据。

[0098] 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模式图像是使采用RGB颜色系统来作为颜色空间的情况下的变量即R(红色)、G(绿色)、B(蓝色)的值一致后的灰度图像。

[0099] B模式图像数据生成部341对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特征量图像数据生成部342。

[0100] 特征量图像数据生成部342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333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。特征量图像数据生成部342例如对与图4所示的一个振幅数据群 $F_j(j=1,2,\cdots,K)$ 的数据量对应的像素区域分配与根据该振幅数据群 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例如通过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个对应起来,来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个对应起来,并且将亮暗与另一个对应起来,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,除了有色相、亮暗(明度)之外,还能够列举饱和度、亮度值、R(红色)、G(绿色)、B(蓝色)等构成规定的颜

色系统的颜色空间的变量。

[0101] 控制部36使用具有运算和控制功能的CPU等通用处理器、或者ASIC或FPGA等专用的集成电路等来实现。在控制部36由通用处理器或者FPGA来实现的情况下,从存储部37读出存储部37所存储的各种程序、各种数据,执行与超声波观测装置3的工作方法相关联的各种运算处理,由此对超声波观测装置3进行综合控制。在控制部36使用ASIC来构成的情况下,既可以单独执行各种处理,也可以通过使用存储部37所存储的各种数据等来执行各种处理。此外,还能够使用与信号处理部32和运算部33共用的通用处理器或专用的集成电路等来构成控制部36。

[0102] 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和接收方向一同存储;特征量信息存储部372,其存储与由特征量计算部333计算出的特征量和由特征量校正部335进行校正得到的校正特征量有关的信息;以及衰减率信息存储部373,其存储与衰减率设定部334对关心区域和运算用区域中的各个区域设定的最佳的衰减率以及由特征量校正部335计算出的关心区域内的每个采样点的累积衰减率有关的信息。

[0103] 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。

[0104] 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。

[0105] 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。

[0106] 图9是表示具有以上结构的超声波观测装置3进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9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)。

[0107] 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)。

[0108] 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。

[0109] 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例如基于图3所示的放大率与

接收深度之间的关系进行放大校正。

[0110] 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的频率分析来计算针对所有的采样数据群的频谱,并将该频谱保存到频谱信息存储部371(步骤S5)。图10是表示在步骤S5中频率分析部332进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。

[0111] 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)。

[0112] 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。

[0113] 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。

[0114] 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。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1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 $Z^{(k)}$ 浅的部分侧存在 $2^{n-1}-1$ (设为 $2^{n-1}-1=N$)个数据,在比数据位置 $Z^{(k)}$ 深的部分侧存在 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。

[0115] 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转移到后述的步骤S27。

[0116] 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S26之后,频率分析部332转移到后述的步骤S27。

[0117] 在步骤S27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S27)。

[0118] 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 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 。

[0119] 之后,频率分析部332判定数据位置 $Z^{(k)}$ 是否大于声线 SR_k 中的最大值 $Z^{(k)}_{\max}$ (步骤S29)。在数据位置 $Z^{(k)}$ 大于最大值 $Z^{(k)}_{\max}$ 的情况下(步骤S29:“是”),频率分析部332使计数值 k 增加1(步骤S30)。这意味着将处理移向旁边的声线。另一方面,在数据位置 $Z^{(k)}$ 为最大值 $Z^{(k)}_{\max}$ 以下的情况下(步骤S29:“否”),频率分析部332返回步骤S23。

[0120] 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、或存储部37中预先设定的值。

[0121] 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。作为FFT运算的结果而得到的频谱与接收深度、接收方向一同被保存于频谱信息存储部371。

[0122] 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。

[0123] 继以上所说明的步骤S5的频率分析处理之后,特征量计算部333针对关心区域和运算用区域中分别包含的采样点计算频谱的特征量(步骤S6)。具体地说,特征量计算部333通过对规定的频带的频谱进行回归分析来用一次式 $l=a_0f+b_0$ 进行近似,计算斜率 a_0 、截距 b_0 、频带中心对应强度 c_0 来作为特征量。例如,图5所示的直线 L_{10} 是特征量计算部333通过对频带U的频谱 C_1 进行回归分析而得到近似的回归直线。

[0124] 之后,衰减率设定部334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S7)。该初始值 α_0 的值预先被存储于衰减率信息存储部373即可。

[0125] 接着,衰减率设定部334将衰减率候选值设为 α ,来对由特征量计算部333对各频谱进行近似而得到的特征量进行衰减校正,由此计算预备校正特征量,并将计算出的预备校正特征量与衰减率候选值 α 一同保存于特征量信息存储部373(步骤S8)。图7所示的直线 L_1 是衰减率设定部334进行衰减校正处理而得到的直线的例子。

[0126] 在步骤S8中,衰减率设定部334通过将使用超声波信号的声线的数据排列而得到的数据位置 $Z=(f_{sp}/2v_s)Dn$ 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至处理对象的振幅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所示的数据排列而将步长 D 设为15时, $z=0.2295n(\text{mm})$ 。

[0127] 衰减率设定部334计算从由衰减率设定部334对各频谱进行衰减校正而得到的多个预备校正特征量中选择出的一个预备校正特征量的方差,并将该方差与衰减率候选值 α 相对应地保存到特征量信息存储部372(步骤S9)。例如,在预备校正特征量为斜率 a 、频带中心对应强度 c 的情况下,如上述那样,衰减率设定部334计算预备校正特征量 a 和 c 中的任一方的方差。如上述那样,优选的是,在以后的处理中,在特征量图像数据生成部342使用校正特征量 $a(h)$ 来生成特征量图像数据的情况下,应用关心区域和运算用区域中的预备校正特征量 a 的方差,在使用校正特征量 $c(h)$ 来生成特征量图像数据的情况下,应用关心区域和运算用区域中的预备校正特征量 c 的方差。此外,既可以预先设定用于计算方差的预备校正量,也可以由用户通过输入部35来设定期望的预备校正特征量。

[0128] 之后,衰减率设定部334使衰减率候选值 α 的值增加 $\Delta\alpha$ (步骤S10),对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S11)。在步骤S11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S11:“是”),超声波观测装置3转移到步骤S12。另一方面,在步骤S11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S11:“否”),超声波观测装置3返回步骤S8。此外,在本实施方式1中,设为关心区域和运算

用区域都具有相同的增加量 $\Delta \alpha$ 和最大值 $\alpha_{\max}$, 但也可以针对关心区域和运算用区域单独地设定增加量和/或最大值。

[0129] 在步骤S12中, 衰减率设定部334针对关心区域和运算用区域中的各个区域, 参照特征量信息存储部372所存储的每个衰减率候选值的预备校正特征量的方差, 将使该方差最小的衰减率候选值设定为最佳的衰减率(步骤S12)。

[0130] 图11是表示衰减率设定部334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 $S(\alpha)$ 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 (dB/cm/MHz) 时, 方差取最小值 $S(\alpha)_{\min}$ 。因而, 在图11所示的情况下, 衰减率设定部334将 $\alpha=0.2$ (dB/cm/MHz) 设定为最佳的衰减率。

[0131] 之后, 特征量校正部335使用由衰减率设定部334针对关心区域和运算用区域分别设定的最佳的衰减率 α_{ROI} 和 α_C , 来计算关心区域内的采样点处的累积衰减率(步骤S13)。例如, 图6所示的关心区域111的采样点 $S(h)$ 处的累积衰减率 $\gamma(h)$ 由式(7)赋予。

[0132] 接着, 特征量校正部335使用累积衰减率来对关心区域内的采样点的特征量进行衰减校正, 由此计算校正特征量(步骤S14)。例如, 特征量校正部335按照式(8)~(10)分别计算图6所示的关心区域111的采样点 $S(h)$ 处的斜率 a_0 、截距 b_0 、频带中心对应强度 c_0 的校正特征量 $a(h)$ 、 $b(h)$ 、 $c(h)$ 。

[0133] 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S14中计算出的校正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S15)。特征量图像数据生成部342向显示装置4发送所生成的特征量图像数据。接收到特征量图像数据的显示装置4显示与接收到的特征量图像数据对应的特征量图像。

[0134] 在步骤S15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~S15的处理。

[0135] 此外, 关于运算部33的步骤S4~S14的运算, 既可以使用由B模式图像数据生成部341进行的坐标转换后的数据来进行, 也可以使用坐标转换前的RAW数据来进行。在使用坐标转换后的数据的情况下, 能够使特征量的精度进一步提高, 另一方面, 在使用坐标转换前的数据的情况下, 能够以尚未进行数据插值的状态来进行处理, 因此能够加快运算速度。

[0136] 根据以上说明的本发明的实施方式1, 对运算用区域的衰减率进行设定, 使用该设定结果来进行特征量的衰减校正, 由此计算超声波图像的关心区域中的采样点的校正特征量, 因此即使是衰减率不均的观测对象, 也能够计算出考虑到不均性的校正特征量, 其中, 该运算用区域是在校正特征量的运算中使用的区域, 并且是与超声波图像的关心区域不同的区域。因而, 根据本实施方式1, 能够高精度地辨别衰减率不均的观测对象的组织性状。

[0137] 另外, 根据本实施方式1, 设定超声波图像的关心区域的衰减率, 并基于关心区域和运算用区域的衰减率来计算关心区域内的采样点处的每单位频率的累积衰减率, 通过使用该累积衰减率进行所述特征量的衰减校正, 来计算该采样点的校正特征量, 因此能够适当地设定从超声波振子的表面起至采样点为止的途中的衰减率, 能够进一步高精度地辨别不均的观测对象的组织性状。

[0138] (变形例1-1)

[0139] 图12是示意性地表示本实施方式1的变形例1-1中的关心区域和运算用区域的设定例的图。在该图所示的超声波图像120中设定的关心区域131形成为椭圆形。运算用区域132与超声波振子21的表面位置121和关心区域131相接。因此,运算用区域132中的与关心区域131相接的边界线形成为朝向深度小的方向凹陷的椭圆弧状。

[0140] 此外,关心区域也可以形成为椭圆形以外的形状,例如圆形、梯形。在该情况下,运算用区域也形成为与关心区域的形状相应的形状,这是不言而喻的。

[0141] (变形例1-2)

[0142] 图13是表示在本实施方式1的变形例1-2中由衰减率设定部334设定最佳的衰减率的设定方法并不限于上述的方法。图13是表示衰减率设定部334设定最佳的衰减率的其它设定方法的概要的图。在图13中,示出了设 $\alpha_0=0$ (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 $S(\alpha)$ 之间的关系的例子,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 $S(\alpha)$ 的值分别与图11相同。在本变形例1-2中,在衰减率设定部334设定最佳的衰减率之前,特征量计算部333通过进行回归分析来计算对衰减率候选值 α 的方差 $S(\alpha)$ 的值进行插值得到的曲线R。之后,衰减率设定部334针对该曲线R计算 0 (dB/cm/MHz) $\leq \alpha \leq 1.0$ (dB/cm/MHz)中的最小值 $S'(\alpha)_{\min}$,将此此时的衰减率候选值的值 α' 设定为最佳的衰减率。因而,在本变形例1-2中,最佳的衰减率 α' 为0(dB/cm/MHz)与0.2(dB/cm/MHz)之间的值。

[0143] (实施方式2)

[0144] 图14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、超声波观测装置6以及显示装置4。此外,在图14中,针对与在实施方式1中说明的超声波诊断系统1相同的结构附加与超声波诊断系统1相同的附图标记。

[0145] 超声波观测装置6具有发送和接收部31、信号处理部32、运算部33、图像处理部34、控制部36以及存储部61。存储部61除了具有频谱信息存储部371、特征量信息存储部372、衰减率信息存储部373以外,还具有用于存储与将运算用区域进行分割得到的分割区域有关的信息的分割区域信息存储部611。

[0146] 图15是示意性地表示本实施方式2中的超声波图像的关心区域和运算用区域的设定例的图。该图所示的超声波图像200具有关心区域211和运算用区域212。关心区域211是由从超声波振子21的表面位置201起分别沿着深度方向直线状地延伸的两条边界线和分别沿着扫描角方向形成为弧状的两条边界线共计四条边界线围成的区域。运算用区域212与表面位置201和关心区域211相接。另外,运算用区域212的边界线中的从表面位置201起分别沿着深度方向直线状地延伸的两条边界线与在关心区域211中从表面位置201起分别沿着深度方向直线状地延伸的两条边界线中的某一条边界线被相同的直线所包含。运算用区域212具有沿着深度方向分割成三个区域而得到的分割区域221、222以及223。分割区域221、222以及223的深度方向上的宽度(高度)分别为 H_1 、 H_2 以及 H_3 。关于高度 H_1 、 H_2 以及 H_3 ,能够相互独立地设定。在本实施方式2中也是,在显示装置4显示超声波图像200时至少显示关心区域211即可。

[0147] 在图15所示的情况下,声线202上的采样点且在关心区域211内距关心区域211与运算用区域212的边界的在深度方向上的距离为 h 的采样点 $S_p(h)$ 处的累积衰减率 $\gamma(h)$ 被

表示为:

$$[0148] \quad \gamma(h) = [\sum_{j=1,2,3} 2H_j \cdot \alpha_c(j)] + 2h \cdot \alpha_{ROI} \cdots (11)$$

[0149] 在此,右边的 $\sum_{j=1,2,3}$ 意味着取 $j=1 \sim 3$ 时的值的和。右边第一项的 $2H_j$ 和 $\alpha_c(j)$ 分别表示超声波在从超声波振子21的表面位置201起开始计数的第 j 个分割区域中的往返距离和最佳衰减率。在图15所示的情况下, $j=1$ 与分割区域221对应, $j=2$ 与分割区域222对应, $j=3$ 与分割区域223对应。更一般来说,在将运算用区域212分割为 J 个区域的情况下,设 $j=1 \sim J$ 来计算式(11)的右边第一项的和即可。

[0150] 既可以将与分割区域有关的信息预先存储于分割区域信息存储部611,也可以由用户通过输入部35进行分割区域的设定,并存储于分割区域信息存储部611。

[0151] 此外,在对运算用区域进行分割时,更为优选以分割区域离超声波振子21越远则面积越大的方式进行分割。由此,能够使远处的S/N比提高。

[0152] 超声波观测装置6在计算关心区域内的采样点处的校正特征量时,针对每个关心区域和每个分割区域设定最佳的衰减率,使用该最佳的衰减率来计算关心区域内的采样点处的每单位频率的累积衰减率,并使用该累积衰减率进行特征量的衰减校正,由此计算校正特征量。针对每个分割区域设定最佳的衰减率的设定方法与在实施方式1中说明的针对关心区域和运算用区域设定最佳的衰减率的设定方法相同。

[0153] 根据以上说明的本发明的实施方式2,将运算用区域分割为多个分割区域,由此即使针对运算用区域中的衰减率不均的观测对象,也能够计算出考虑到该不均性的校正特征量。因而,根据本实施方式2,能够与实施方式1同样地高精度地辨别衰减率不均的观测对象的组织性状。

[0154] (变形例2-1)

[0155] 图16是示意性地表示本实施方式2的变形例2-1中的超声波图像的关心区域和运算用区域的设定例的图。在本变形例2-1中,关于图16所示的超声波图像220,除了对运算用区域212进行分割以外,也将关心区域213分割为两个分割区域231、232。分割区域231和232的深度方向上的宽度(高度)分别是 R_1 和 R_2 。关于高度 R_1 和 R_2 ,能够相互独立地设定。在该情况下,分割区域231中的声线202上的采样点且距分割区域231的靠近超声波振子21侧的边界线的在深度方向上的距离为 h_1 的采样点 $Sp(h_1)$ 的累积衰减率 $\gamma(h_1)$ 由下式赋予:

$$[0156] \quad \gamma(h_1) = [\sum_{j=1,2,3} 2H_j \cdot \alpha_c(j)] + 2h_1 \cdot \alpha_{ROI}(1)$$

$$[0157] \quad \cdots (12)$$

[0158] 在此,右边第二项的 $\alpha_{ROI}(1)$ 是在关心区域213内按深度从小到大的顺序进行计数的第一个分割区域231中的最佳的衰减率。另外,分割区域232中包含的采样点 $Sp(h_2)$ 的累积衰减率 $\gamma(h_2)$ 由下式赋予:

$$[0159] \quad \gamma(h_2) = [\sum_{j=1,2,3} 2H_j \cdot \alpha_c(j)] + 2R_1 \cdot \alpha_{ROI}(1) + 2h_2 \cdot \alpha_{ROI}(2)$$

$$[0160] \quad \cdots (13)$$

[0161] 在此,右边第二项的 $2R_1$ 是分割区域231中的往返距离,右边第三项的 $\alpha_{ROI}(2)$ 是关心区域213内深度第二小的分割区域232中的最佳的衰减率。

[0162] 更一般来说,在关心区域内按深度从小到大的顺序进行计数的第 K 个分割区域中包含的采样点 h_K 处的累积衰减率 $\gamma(h_K)$ 由下式赋予:

$$[0163] \quad \gamma(h_K) = [\sum_{j=1, \dots, J} 2H_j \cdot \alpha_c(j)] + [\sum_{k=1, \dots, K-1} 2R_k \cdot \alpha_{ROI}(k)]$$

[0164] $+2h_K \cdot \alpha_{ROI}(K) \cdots (14)$

[0165] 超声波观测装置6在计算关心区域内的采样点处的校正特征量时,针对关心区域和运算用区域中的每个分割区域设定最佳的衰减率,使用该最佳的衰减率来计算关心区域内的采样点处的每单位频率的累积衰减率,并使用该累积衰减率来进行特征量的衰减校正,由此计算校正特征量。

[0166] 根据以上说明的本实施方式2的变形例2-1,在关心区域内的组织不均的情况下,能够进一步高精度地辨别观测对象的组织性状。

[0167] 此外,在本变形例2-1中,在对关心区域进行分割时,更为优选以分割区域离超声波振子21越远则面积越大的方式进行分割,以使远处的S/N比提高。

[0168] 另外,在本变形例2-1中,也可以仅对关心区域设定分割区域,与实施方式1同样地将运算用区域作为一个区域来进行处理。

[0169] (实施方式3)

[0170] 本发明的实施方式3的特征在于,将运算用区域的衰减率设为规定的常数。本实施方式3所涉及的超声波系统的结构与在实施方式1中说明的超声波诊断系统1的结构相同。

[0171] 在本实施方式3中,在图6所示的声线102上,在关心区域111内距靠近超声波振子21侧的边界的距离为h的采样点 $Sp(h)$ 处的累积衰减率 $\gamma'(h)$ 以下式赋予:

[0172] $\gamma'(h) = 2H \cdot \alpha_C' + 2h \cdot \alpha_{ROI} \cdots (15)$

[0173] 在此,右边第一项的 α_C' 是运算用区域112中的衰减率,是预先决定的常数。

[0174] 根据以上说明的本发明的实施方式3,在优选根据观测对象而设为运算用区域均匀且具有不依赖于深度而为固定的衰减率的情况下,能够更加高精度地辨别组织性状。

[0175] 此外,还存在优选根据观测对象而将关心区域的衰减率设为固定的情况。在这种情况下,针对运算用区域计算最佳的衰减率,另一方面,也可以针对关心区域将衰减率设为固定。

[0176] 另外,还存在优选根据观测对象而将关心区域和运算用区域的衰减率均设为固定的情况。在这种情况下,也可以将关心区域和运算用区域的衰减率设为固定。

[0177] (其它实施方式)

[0178] 目前为止说明了用于实施本发明的方式,但本发明并不应仅限于上述实施方式1~3。例如,也可以设为能够通过从输入部35进行输入来选择使用运算用区域的模式的开启/关闭的结构。通过设为这种结构,在不使用运算用区域的模式下能够以运算部33的计算量少且高速的方式进行处理,能够使帧频提高。

[0179] 另外,也可以根据使用运算用区域的模式的开启/关闭来变更显示装置4的显示方式。图17是示意性地表示设定为不使用运算用区域的模式的情况下的显示装置4中的关心区域的显示例的图。在该图所示的超声波图像300中,通过虚线显示关心区域301。与此相对地,图6所示的超声波图像100中的关心区域111通过实线显示,与设定为使用运算用区域112的模式的情况对应。通过像这样根据使用运算用区域的模式的开启/关闭来变更显示装置4中的关心区域的显示方式,从而用户能够直观地掌握所设定的处理模式。此外,也可以通过改变关心区域的颜色、线的粗细等来变更显示方式。另外,也可以是,在设定为使用运算用区域的模式的情况下,显示装置4以能够将超声波图像中的运算用区域识别为关心区域的方式来进行显示。

[0180] 图18是表示设定为使用运算用区域的模式的情况下的显示装置4中的关心区域的其它显示例的图。该图所示的超声波图像400具有超声波图像显示部401和模式显示部402。在超声波图像显示部401中显示了关心区域411。模式显示部402记载为“运算用区域使用模式开启”。与此相对地,在没有设定为使用运算用区域的模式的情况下,既可以是模式显示部402显示为“运算用区域使用模式关闭”,也可以不显示模式显示部402自身。另外,模式显示部402也可以与使用运算用区域的模式的开启或关闭相应地单纯显示“开启”或“关闭”。在此处所说明的情况下,用户也能够直观地掌握所设定的处理模式。

[0181] 另外,也可以是,衰减率设定部334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。

[0182] 另外,也可以是,衰减率设定部334以超声波图像的规定的帧为间隔设定最佳的衰减率。由此,能够大幅地削减计算量。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。

[0183] 另外,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。

[0184] 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。

[0185] 另外,衰减率设定部334也能够分别计算多个种类的预备校正特征量的统计性偏差,将统计性偏差最小的情况下的衰减率候选值设定为最佳的衰减率。

[0186] 另外,衰减率设定部334也可以使用多个衰减率候选值来对频谱进行衰减校正,通过对衰减校正后的频谱进行回归分析来计算预备校正特征量。

[0187] 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。

[0188] 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。

[0189] 产业上的可利用性

[0190] 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高精度地辨别衰减率不均的观测对象的组织性状是有用的。

[0191] 附图标记的说明

[0192] 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:运算部;34:图像处理部;35:输入部;36:

控制部;37、61:存储部;100、120、200、220、300、400:超声波图像;101、121:表面位置;111、131、211、213、301、411:关心区域;112、132、212:运算用区域;221、222、223、231、232:分割区域;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;334:衰减率设定部;335:特征量校正部;341:B模式图像数据生成部;342:特征量图像数据生成部;371:频谱信息存储部;372:特征量信息存储部;373:衰减率信息存储部;401:超声波图像显示部;402:模式显示部;611:分割区域信息存储部。

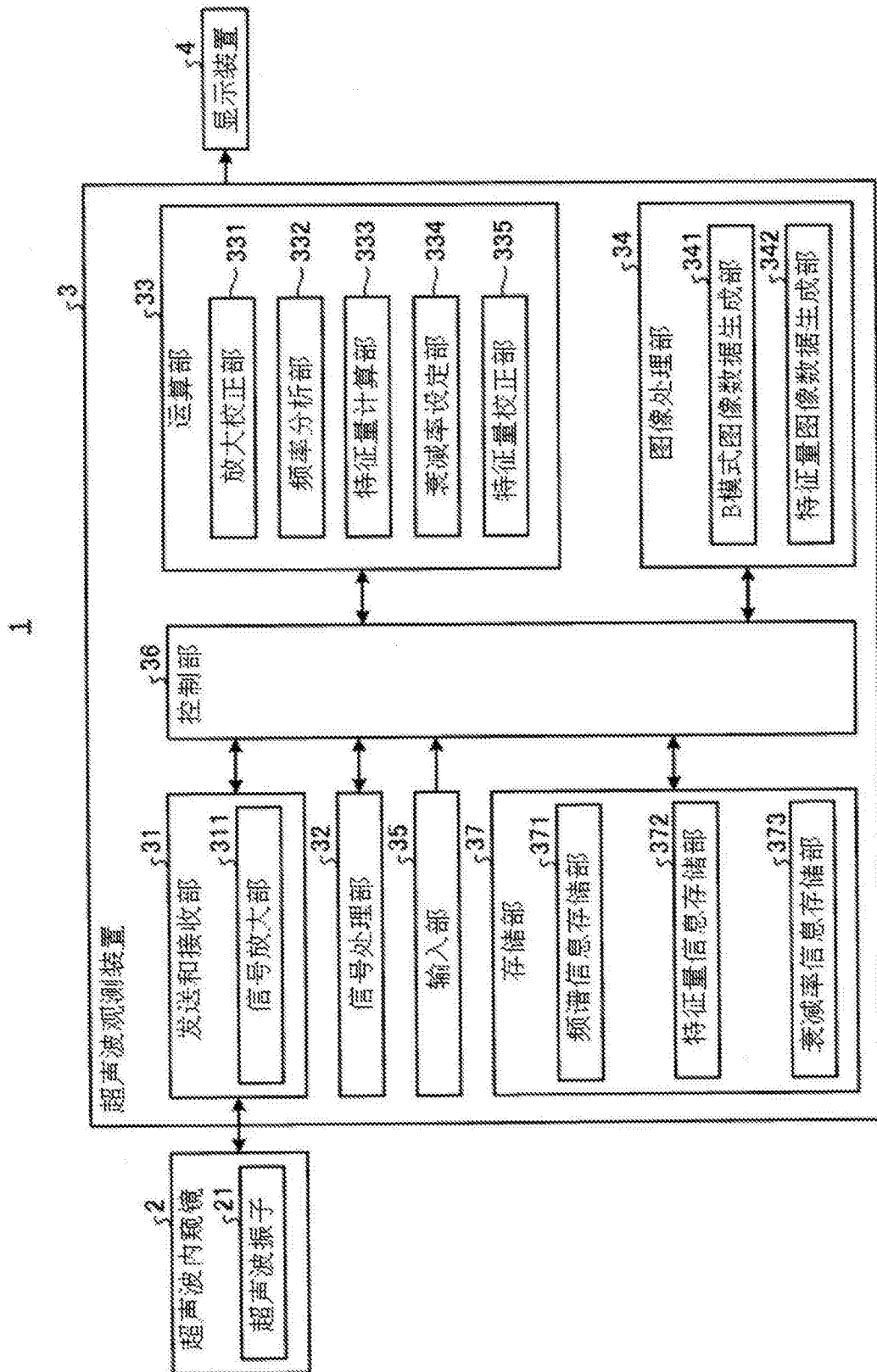


图1

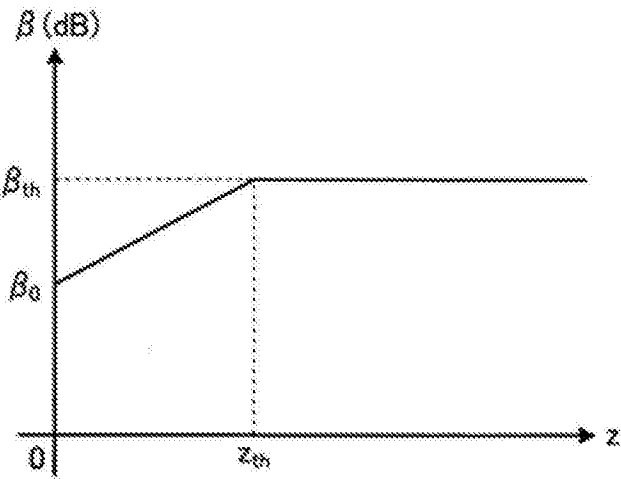


图2

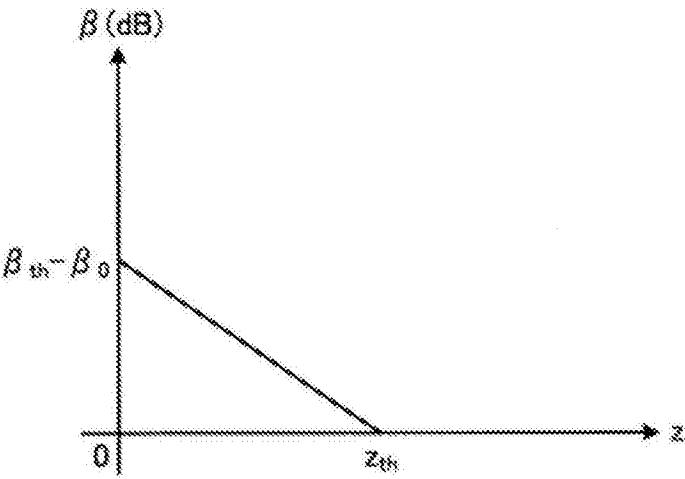


图3

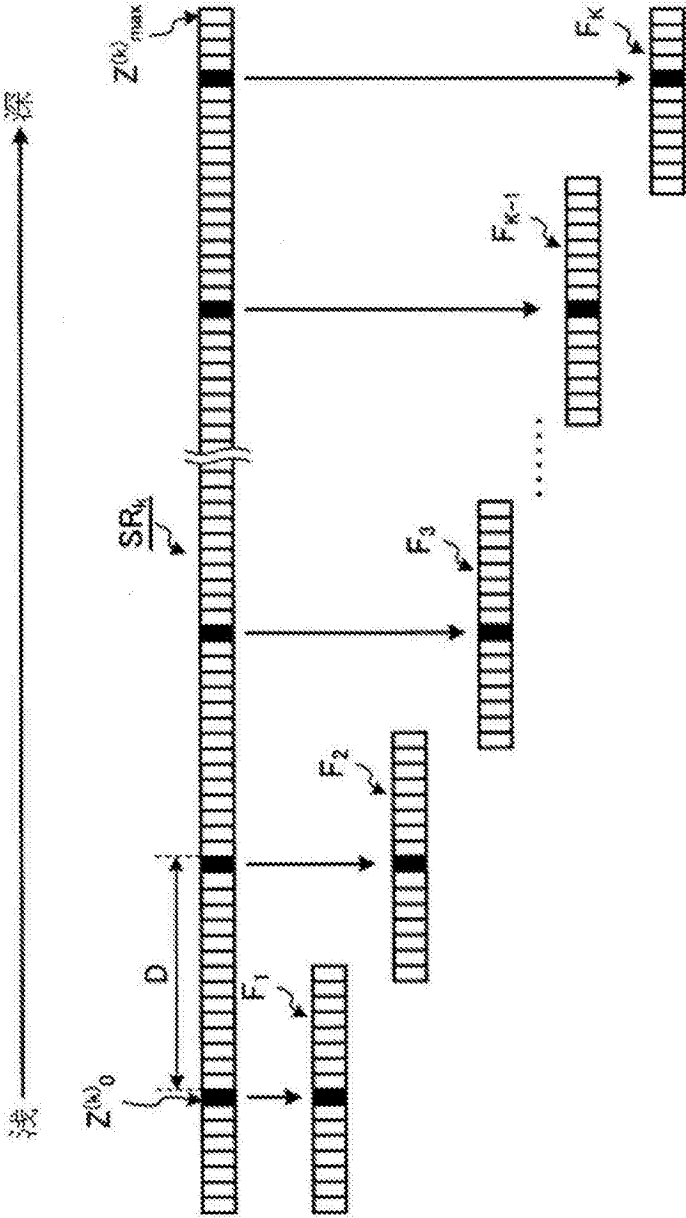


图4

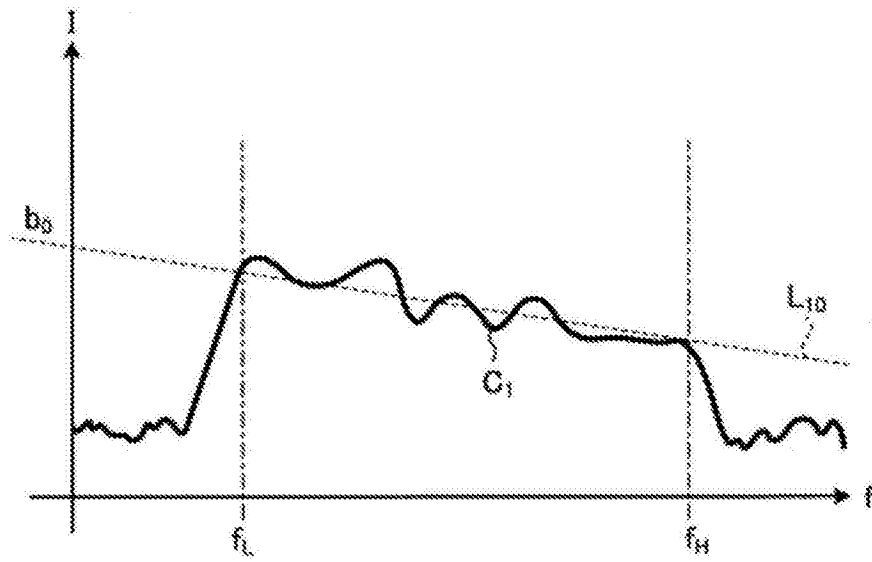


图5

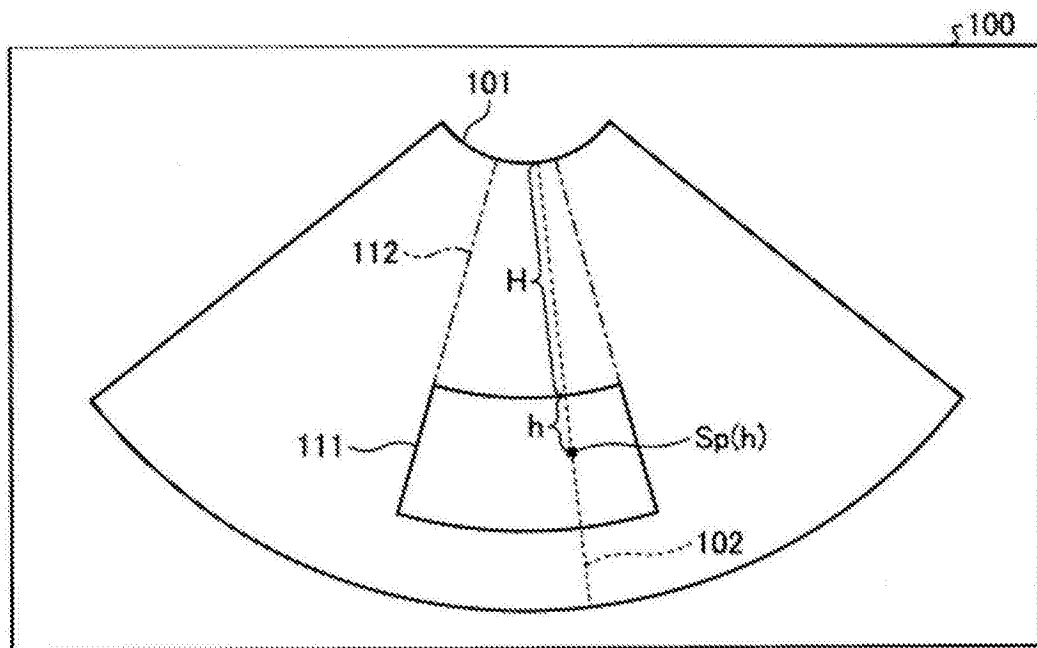


图6

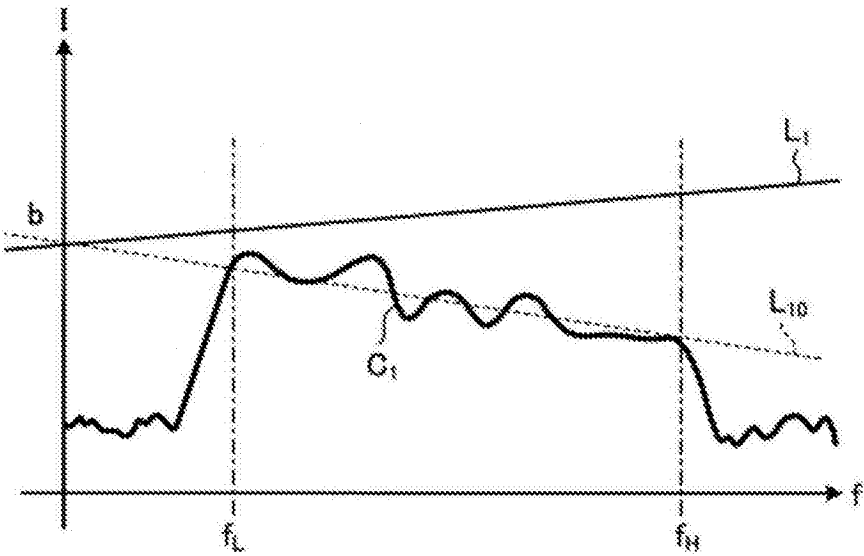


图7

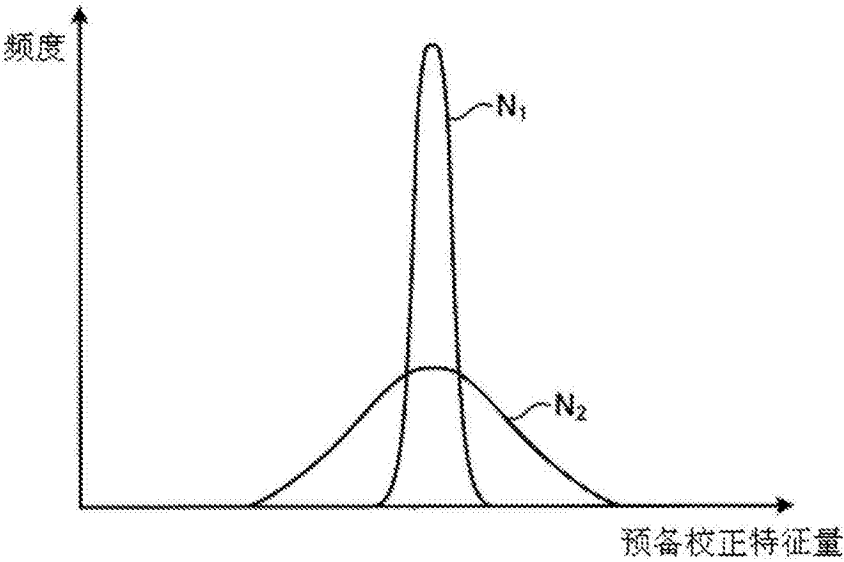


图8

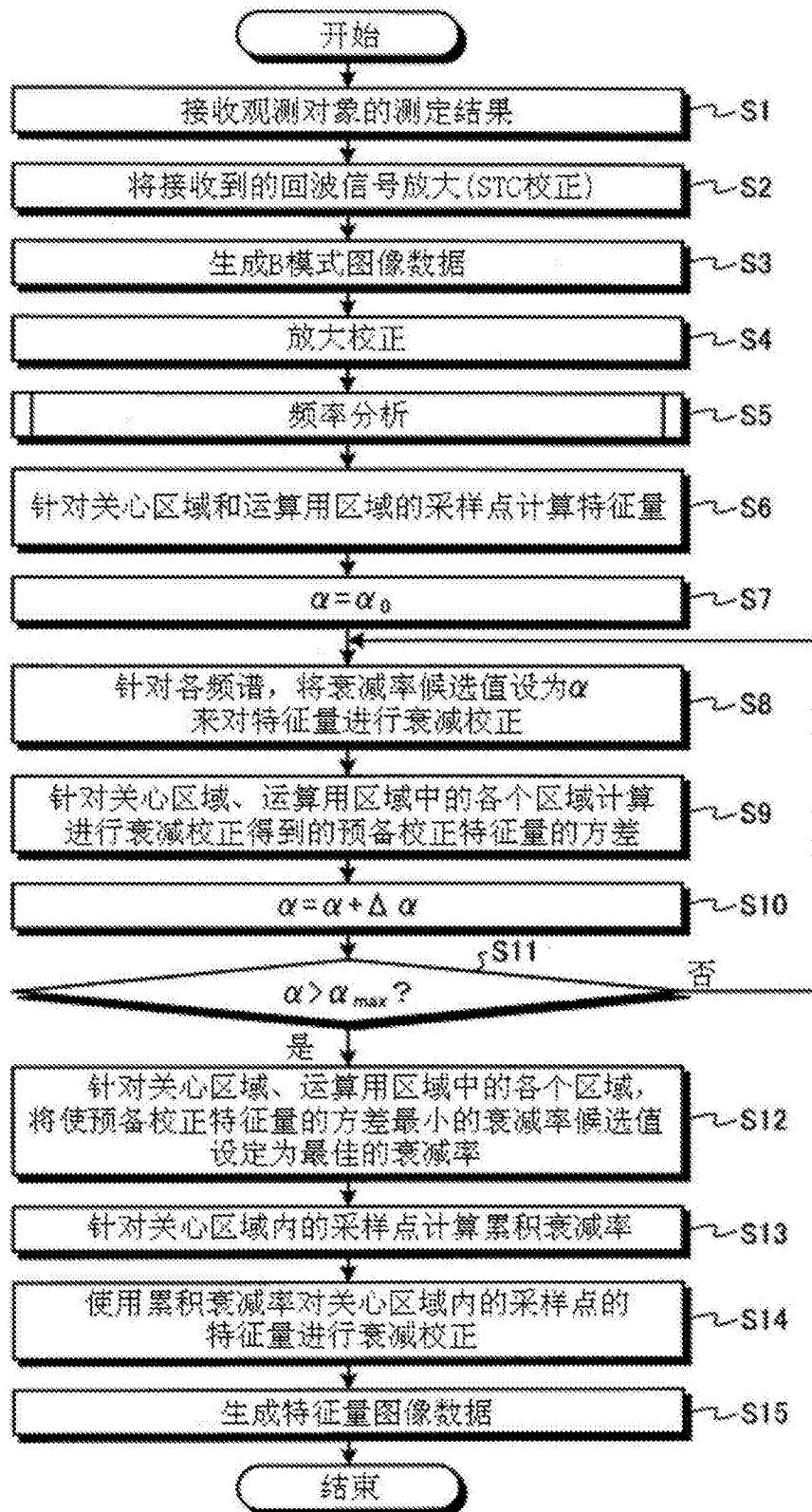


图9

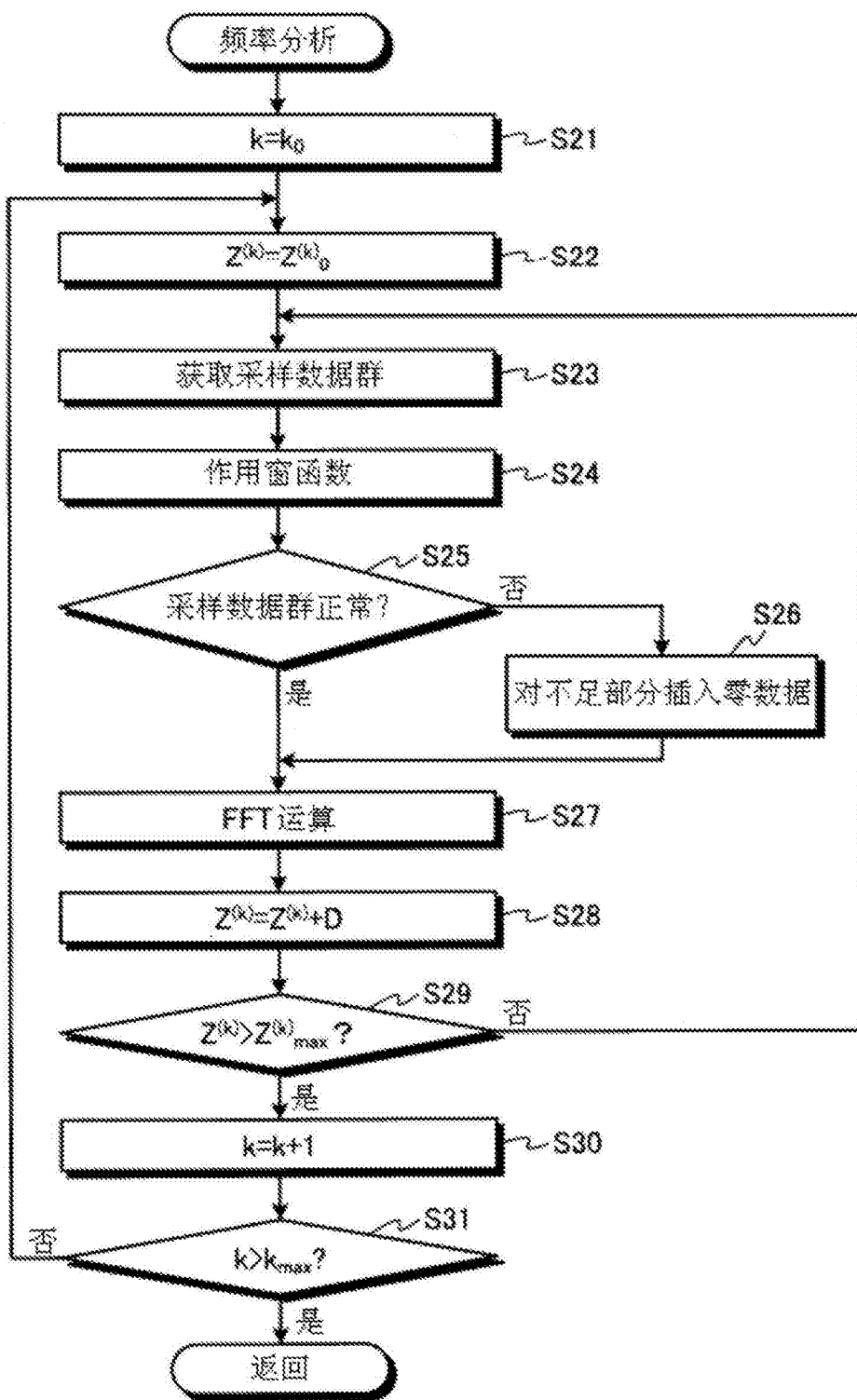


图10

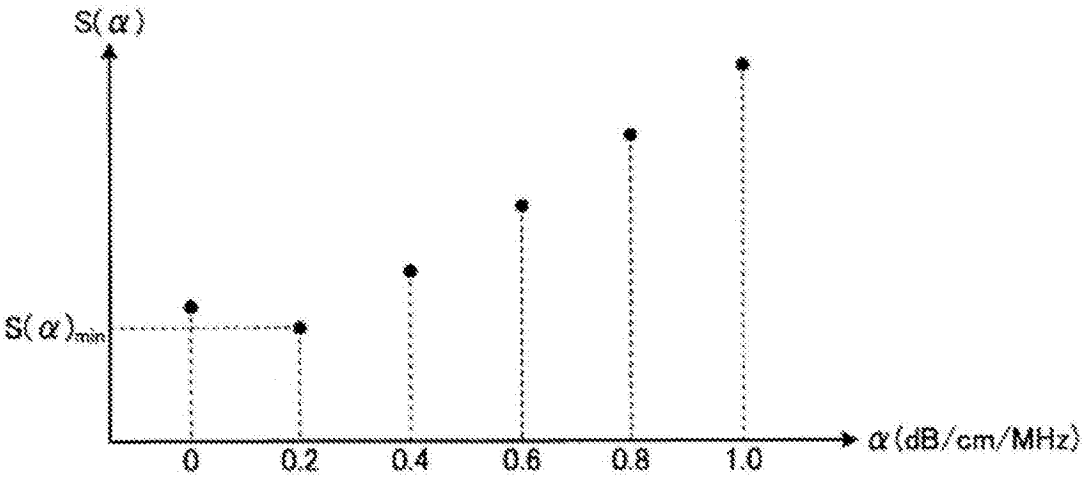


图11

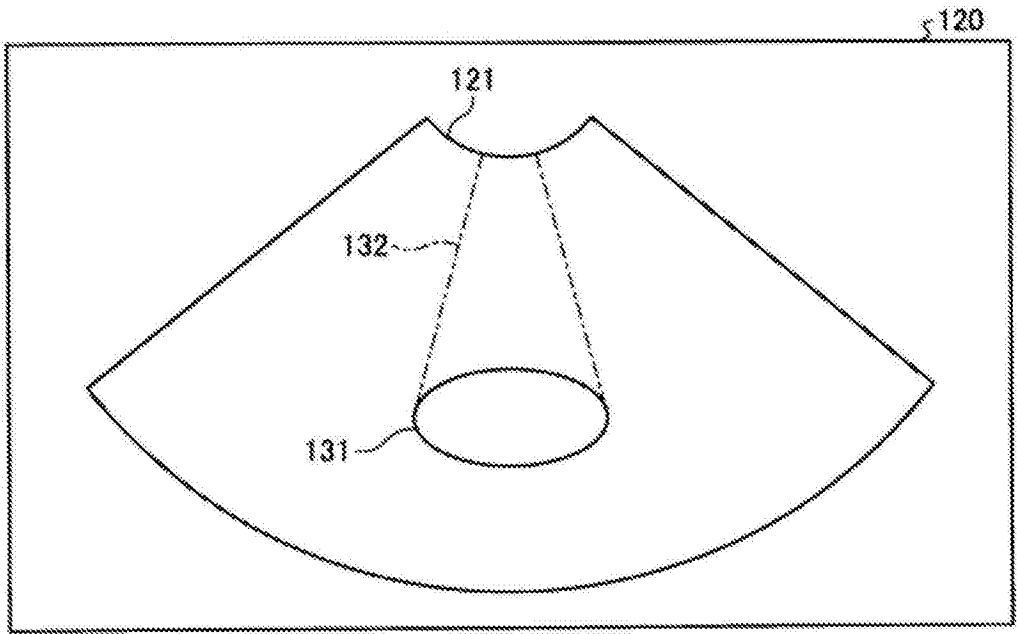


图12

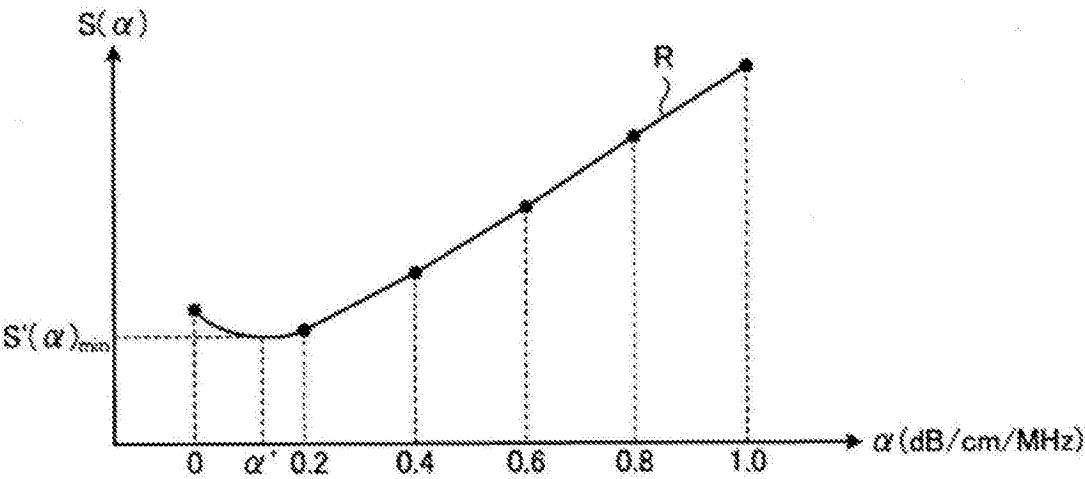


图13

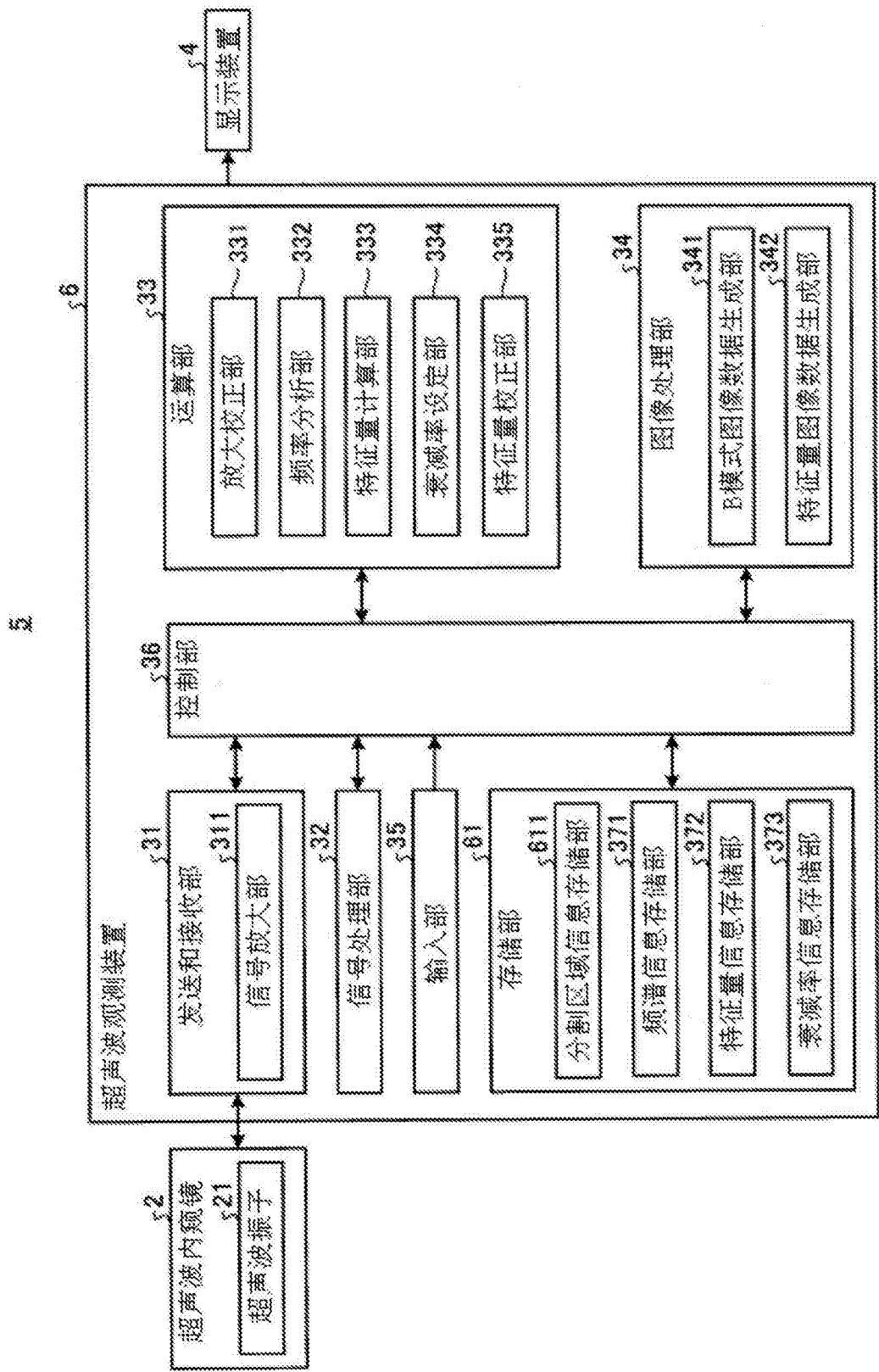


图14

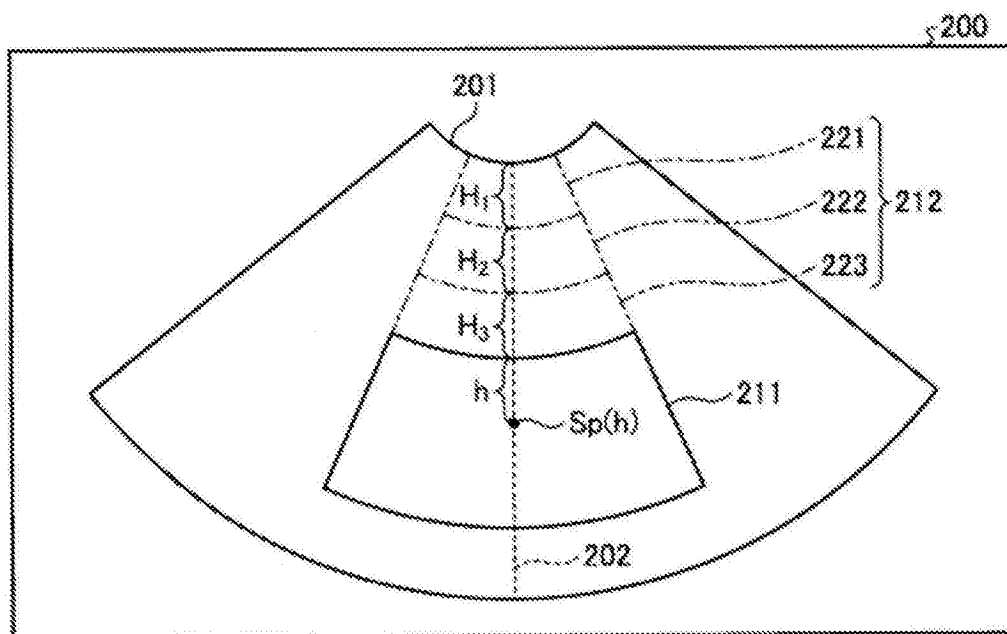


图15

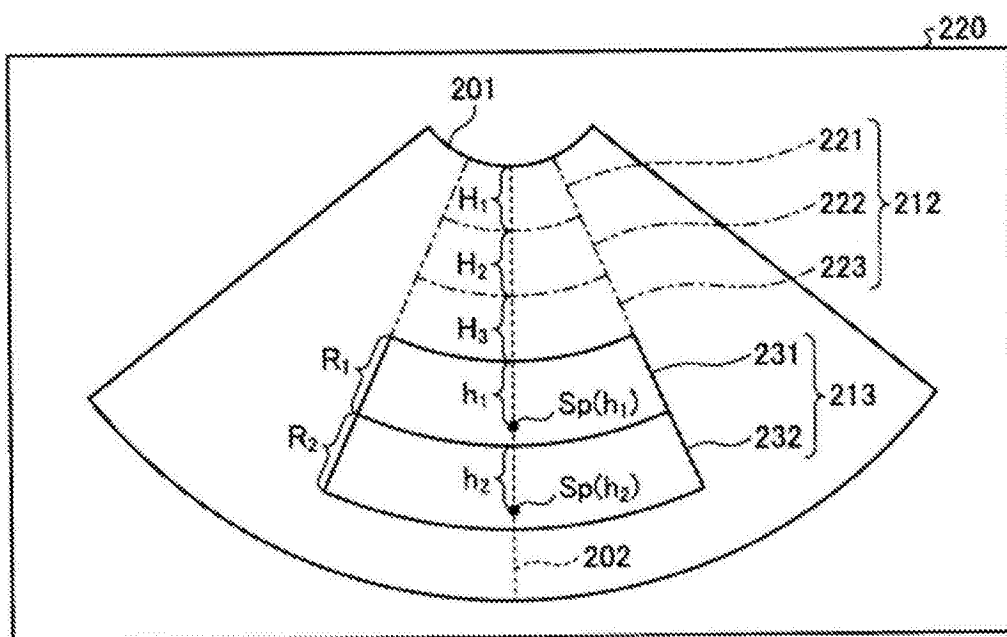


图16

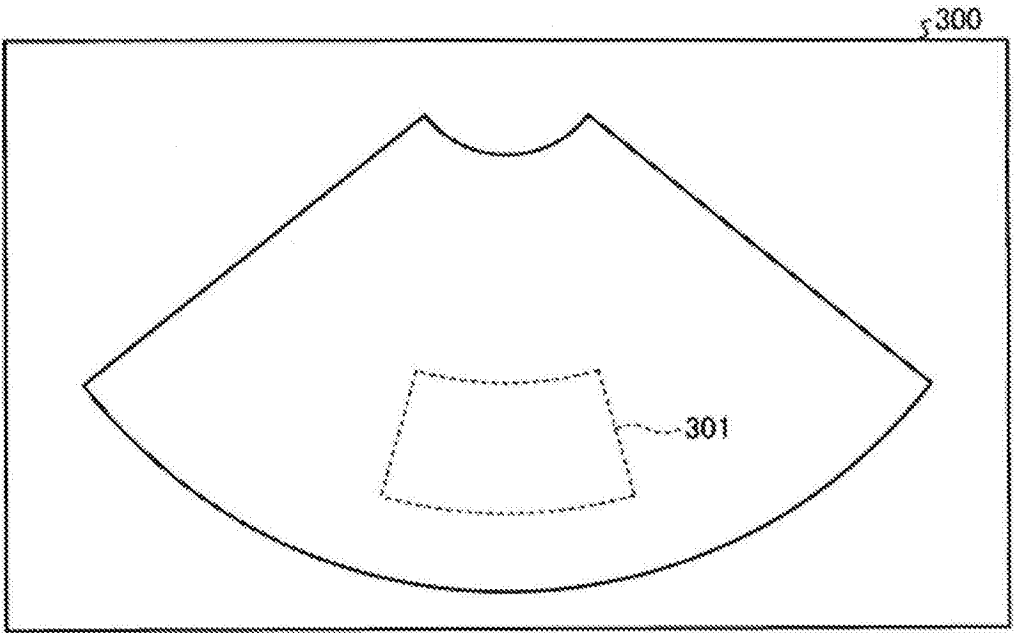


图17

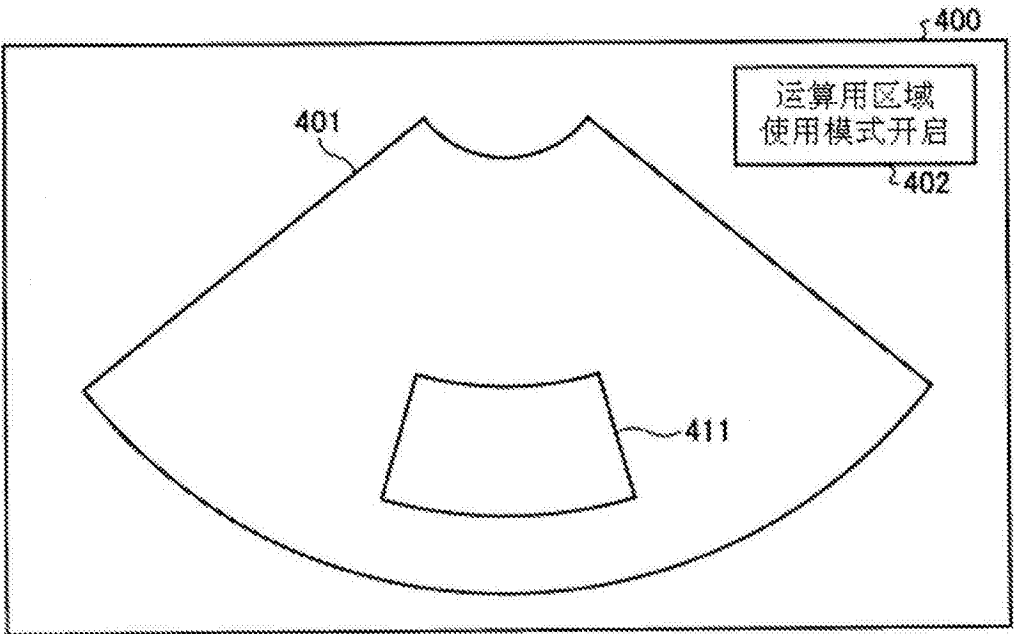


图18

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	CN106170253A	公开(公告)日	2016-11-30
申请号	CN201580014016.0	申请日	2015-12-02
[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	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/5269 A61B1/07 A61B1/267 A61B1/273 A61B8/12 A61B8/14 A61B8/4416 A61B8/445 A61B8/4461 A61B8/4483 A61B8/461 A61B8/467 A61B8/5207		
代理人(译)	刘新宇 张会华		
优先权	2015059977 2015-03-23 JP		
其他公开文献	CN106170253B		
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，来计算与该超声波信号的接收深度和接收方向相应的多个频谱；特征量计算部，其分别计算多个频谱的特征量；衰减率设定部，其设定运算用区域的衰减率，该运算用区域是在校正特征量的运算中使用的区域，并且是与超声波图像的关心区域不同的区域；以及特征量校正部，其使用由衰减率设定部设定的衰减率进行特征量的衰减校正，由此计算超声波图像的关心区域中的采样点的校正特征量。

