



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107405136 A

(43)申请公布日 2017. 11. 28

(21)申请号 201580078561.6

(22)申请日 2015.12.02

(30)优先权数据

2015-072726 2015.03.31 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.09.29

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2015/083938 2015.12.02

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/157624 JA 2016.10.06

(71)申请人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72)发明人 中辻知宏

(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)

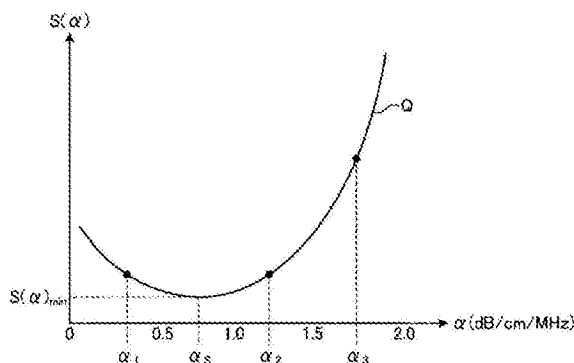
权利要求书2页 说明书16页 附图8页

(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具备：频率分析部，其通过对基于回波信号生成的信号的频率进行分析来计算多个频谱；特征量计算部，其分别计算多个频谱的特征量，基于三个衰减率候选值中的各个衰减率候选值来计算频谱的校正特征量，在按每个衰减率候选值计算出校正特征量的统计性偏差之后生成基于该偏差的二次函数，将在二次函数中使统计性偏差最小的衰减率候选值设定为最佳衰减率；以及特征量图像数据生成部，其生成将基于最佳衰减率的校正特征量与超声波图像一起显示的特征量图像数据。



1. 一种超声波观测装置,其特征在于,具备:

频率分析部,其通过对基于回波信号生成的信号的频率进行分析来计算多个频谱,该回波信号是将对观测对象发送的超声波被该观测对象反射回的超声波回波转换为电信号所得到的;

特征量计算部,其分别计算所述多个频谱的特征量,基于赋予所述超声波在所述观测对象中传播时互不相同的衰减特性的至少三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进行用于消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,在按每个所述衰减率候选值计算出所述校正特征量的统计性偏差之后,该特征量计算部生成基于该统计性偏差的二次函数,将在该二次函数中使所述统计性偏差最小的衰减率候选值设定为最佳衰减率;以及

特征量图像数据生成部,其将基于所述最佳衰减率的所述校正特征量与视觉信息相关联,来生成用于与根据所述回波信号生成的超声波图像一起显示的特征量图像数据。

2. 根据权利要求1所述的超声波观测装置,其特征在于,

所述特征量计算部使用动态范围比所述特征量图像数据生成部所使用的数据的动态范围广的数据来进行所述最佳衰减率的设定。

3. 根据权利要求1或2所述的超声波观测装置,其特征在于,

所述特征量计算部通过进行利用 n 次式对所述各频谱进行近似的处理来计算所述特征量,其中, n 为正整数。

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和斜率、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,

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衰减率。

5. 根据权利要求4所述的超声波观测装置,其特征在于,

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

6. 根据权利要求1~5中的任一项所述的超声波观测装置,其特征在于,

所述特征量计算部针对所述超声波图像的全部帧设定所述最佳衰减率。

7. 根据权利要求1~5中的任一项所述的超声波观测装置,其特征在于,

所述特征量计算部针对所述超声波图像的每隔大于1的规定数量的帧设定所述最佳衰减率,

针对不设定所述最佳衰减率的帧,使用在该帧以前最后设定的所述最佳衰减率来计算所述各频谱的特征量。

8. 根据权利要求1~5中的任一项所述的超声波观测装置,其特征在于,

所述特征量计算部针对所述超声波图像的全部帧计算与所述最佳衰减率相当的最佳衰减率相当值,根据针对大于1的规定数量的帧计算出的所述最佳衰减率相当值来设定所述最佳衰减率。

9. 根据权利要求1~8中的任一项所述的超声波观测装置,其特征在于,
所述特征量图像数据包含与所述最佳衰减率有关的信息。

10. 根据权利要求1~9中的任一项所述的超声波观测装置,其特征在于,还具备显示部,该显示部用于显示与所述特征量图像数据对应的特征量图像。

11. 根据权利要求1~10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,该输入部接受由所述频率分析部计算所述频谱的对象区域的设定输入,

所述频率分析部根据在所述对象区域反射回的所述超声波回波来计算所述频谱。

12. 一种超声波观测装置的工作方法,其特征在于,包括以下步骤:

频率分析步骤,通过对基于回波信号生成的信号的频率进行分析来计算多个频谱,该回波信号是将对观测对象发送的超声波被该观测对象反射回的超声波回波转换为电信号所得到的;

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,基于赋予所述超声波在所述观测对象中传播时互不相同的衰减特性的至少三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进行用于消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,在按每个所述衰减率候选值计算出所述校正特征量的统计性偏差之后,该特征量计算部生成基于该统计性偏差的二次函数,将在该二次函数中使所述统计性偏差最小的衰减率候选值设定为最佳衰减率;以及

特征量图像数据生成步骤,特征量图像数据生成部将基于所述最佳衰减率的所述校正特征量与视觉信息相关联,来生成用于与根据所述回波信号生成的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程序,其特征在于,使超声波观测装置执行以下步骤:

频率分析步骤,通过对基于回波信号生成的信号的频率进行分析来计算多个频谱,该回波信号是将对观测对象发送的超声波被该观测对象反射回的超声波回波转换为电信号所得到的;

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,基于赋予所述超声波在所述观测对象中传播时互不相同的衰减特性的至少三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进行用于消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,在按每个所述衰减率候选值计算出所述校正特征量的统计性偏差之后,该特征量计算部生成基于该统计性偏差的二次函数,将在该二次函数中使所述统计性偏差最小的衰减率候选值设定为最佳衰减率;以及

特征量图像数据生成步骤,特征量图像数据生成部将基于所述最佳衰减率的所述校正特征量与视觉信息相关联,来生成用于与根据所述回波信号生成的超声波图像一起显示的特征量图像数据。

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] 为了对作为观测对象的生物体组织或材料的特性进行观测,有时应用超声波。具体地说,向观测对象发送超声波,对由该观测对象反射回的超声波回波实施规定的信号处理,由此获取与观测对象的特性有关的信息。

[0003] 超声波在观测对象中传播时,超声波的强度发生衰减。以往,已知一种利用该衰减来确定观测对象的材料的特性的技术(例如,参照专利文献1)。在该技术中,将与超声波回波对应的电信号转换为频域的振幅谱,通过将该振幅谱与规定的基准振幅谱进行比较来计算衰减量,通过使该衰减量与依赖于材料的特性的衰减模型拟合来确定材料的特性。

[0004] 专利文献1:日本特表2008-545123号公报

发明内容

[0005] 发明要解决的问题

[0006] 在上述专利文献1所记载的技术中,使用由以下材料形成的基准对象(基准片)来设定基准振幅谱,该材料具有与观测对象的形状相同的形状并具有与观测对象的超声波速度同等的超声波速度,另一方面,该材料实质上不发生超声波的衰减。使用通过这样设定的基准振幅谱来确定观测对象的特性的确定方法虽然在具有规则构造的材料的情况下是有效的,但是在构造本身不规则的生物体组织的情况下难以应用。

[0007] 另外,在上述专利文献1所记载的技术中,在确定材料的特性时,根据散射、吸收等衰减的原因而使用多个不同的衰减模型,从而需要进行大量的计算。

[0008] 本发明是鉴于上述情况而完成的,其目的在于提供一种能够通过简单的计算求出适合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的超声波观测装置、超声波观测装置的工作方法以及超声波观测装置的工作程序。

[0009] 用于解决问题的方案

[0010] 为了解决上述问题并实现目的,本发明所涉及的超声波观测装置的特征在于,具备:频率分析部,其通过对基于回波信号生成的信号的频率进行分析来计算多个频谱,该回波信号是将对观测对象发送的超声波被该观测对象反射回的超声波回波转换为电信号所得到的;特征量计算部,其分别计算所述多个频谱的特征量,基于赋予所述超声波在所述观测对象中传播时互不相同的衰减特性的至少三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进行用于消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,在按每个所述衰减率候选值计算出所述校正特征量的统计性偏差之后,该特征量计算部生成基于该统计性偏差的二次函数,将在该二次函数中使所述统计性偏差

最小的衰减率候选值设定为最佳衰减率;以及特征量图像数据生成部,其将基于所述最佳的衰减率的所述校正特征量与视觉信息相关联,来生成用于与根据所述回波信号生成的超声波图像一起显示的特征量图像数据。

[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,所述特征量计算部使用动态范围比所述特征量图像数据生成部所使用的数据的动态范围广的数据来进行所述最佳衰减率的设定。

[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,所述特征量计算部通过进行利用 n 次式对所述各频谱进行近似的处理来计算所述特征量,其中, n 为正整数。

[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和斜率、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向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向来作为所述特征量,基于所述斜率和所述频带中心对应强度中的任一方向来设定所述最佳衰减率。

[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,所述特征量计算部在计算所述斜率作为所述特征量的情况下,基于所述斜率来设定所述最佳衰减率,在计算所述频带中心对应强度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,所述特征量计算部针对所述超声波图像的全部帧设定所述最佳衰减率。

[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,所述特征量计算部针对所述超声波图像的每隔大于1的规定数量的帧设定所述最佳衰减率,针对不设定所述最佳衰减率的帧,使用在该帧以前最后设定的所述最佳衰减率来计算所述各频谱的特征量。

[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,所述特征量计算部针对所述超声波图像的全部帧计算与所述最佳衰减率相当的最佳衰减率相当值,根据针对大于1的规定数量的帧计算出的所述最佳衰减率相当值来设定所述最佳衰减率。

[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,所述特征量图像数据包含与所述最佳衰减率有关的信息。

[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,还具备显示部,该显示部用于显示与所述特征量图像数据对应的特征量图像。

[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,还具备输入部,该输入部接受由所述频率分析部计算所述频谱的对象区域的设定输入,所述频率分析部根据在所述对象区域反射回的所述超声波回波来计算所述频谱。

[0021] 本发明所涉及的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,通过对基于回波信号生成的信号的频率进行分析来计算多个频谱,该回波信号是将对观测对象发送的超声波被该观测对象反射回的超声波回波转换为电信号所得到的;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,基于赋予所述超声波在所述观测对象中传播时互不相同的衰减特性的至少三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进行用于消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,在按每个所述衰减率候选值计算出所述校正特征量的统计性偏差之后,该特征量计算部生成基于该统计性偏差的二次函数,将在该二次函数中使所述统计性偏差最小的衰减率候选值设定为最佳衰减率;以及特征量图像数据生成步骤,特征量图像数据生成部将基于所述最佳衰减率的所述校正特征量与视觉信息相关联,来生成用于与根据所述回波信号生成的超声波图像一起显示的特征量图像数据。

[0022] 本发明所涉及的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,通过对基于回波信号生成的信号的频率进行分析来计算多个频谱,该回波信号是将对观测对象发送的超声波被该观测对象反射回的超声波回波转换为电信号而得到的;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,基于赋予所述超声波在所述观测对象中传播时互不相同的衰减特性的至少三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进行用于消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,在按每个所述衰减率候选值计算出所述校正特征量的统计性偏差之后,该特征量计算部生成基于该统计性偏差的二次函数,将在该二次函数中使所述统计性偏差最小的衰减率候选值设定为最佳衰减率;以及特征量图像数据生成步骤,特征量图像数据生成部将基于所述最佳衰减率的所述校正特征量与视觉信息相关联,来生成用于与根据所述回波信号生成的超声波图像一起显示的特征量图像数据。

[0023] 发明的效果

[0024] 根据本发明,发挥以下效果:能够通过简单的计算求出适合于观测对象的超声波的衰减特性,并且能够使用该衰减特性进行观测。

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之间的关系的图。

[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之间的关系的图。

[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进行校正后的校正特征量来作为参数的直线的图。

[0031] 图7是示意性地表示对相同的观测对象基于互不相同两个衰减率候选值分别进行衰减校正而得到的校正特征量的分布例的图。

[0032] 图8是示意性地表示衰减率候选值与基于衰减率候选值分别进行衰减校正而得到的校正特征量的方差之间的关系的图。

[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是示意性地表示本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置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

[0036] 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”)。

[0037] (实施方式)

[0038] 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。该图所示的超声波观测系统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回的超声波;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,其用于显示由超声波观测装置3生成的超声波图像。

[0039] 超声波内窥镜2在其前端部具有超声波振子21,该超声波振子21将从超声波观测装置3接收到的电脉冲信号转换为超声波脉冲(声脉冲)并向被检体照射该超声波脉冲(声脉冲),并且将由被检体反射回的超声波回波转换为以电压变化表现的电回波信号并输出该电回波信号。

[0040] 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。

[0041] 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(射频))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、触摸面板等输入设备(日语:ユーザインタフェース)来实现,接受各种信息的输入;控制部36,其对超声波观测系统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。

[0042] 发送和接收部31具有对回波信号进行放大的信号放大部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所进行的放大处理中的接收深度与放大率之间的关系的关系的图。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} 的值是从观测对象接收到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,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。

[0043] 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。

[0044] 发送和接收部31所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。

[0045] 发送和接收部31还具有以下功能: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。

[0046] 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_0 而得到的量的常用对数并以分贝值表示。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:中央处理单元)、各种运算电路等来实现。

[0047] 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,其对进行放大校正后的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;以及特征量计算部333,其计算频谱的特征量。运算部33使用CPU (Central Processing Unit:中央处理单元)、各种运算电路等来实现。

[0048] 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之间的关系图。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 $\beta_{th}-\beta_0$,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。放大校正部331基于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,从而输出放大率 β_{th} 固定的信号。此外,放大校正部331所进行的接收深度 z 与放大率 β 之间的关系根据信号处理部32中的接收深度与放大率之间的关系的不同而不同,这是不言而喻的。

[0049] 说明进行这样的放大校正的理由。STC校正是如下的校正处理:使模拟信号波形的振幅在整个频带中均一且以相对于深度而单调增加的放大率放大,由此从模拟信号波形的振幅消除衰减的影响。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。

[0050] 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以及分析而得到的结果的情况下,即使进行STC校正也不能准确地消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,衰减量根据频率的不同而不同(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。

[0051] 为了解决上述问题,即为了解决在利用对超声波的频谱进行计算以及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STC校正后的接收信号,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,来输出未实施STC校正的接收信号。然而,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这样的问题。

[0052] 因此,在本实施方式中,利用放大校正部331进行放大率的校正,以维持所生成的图像数据的帧频并且针对为了用于B模式图像而被实施STC校正后的信号消除STC校正的影响。

[0053] 频率分析部332以规定的时间间隔对由放大校正部331进行放大校正后的各声线的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。

[0054] 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。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。

[0055] 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的处理时详细叙述(参照图9)。

[0056] 图5是表示频率分析部332计算出的频谱的例子的图。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。

[0057] 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)而得到的量的常用对数(用分贝表示) $l=10\log_{10}(I_0/I_c)$ 。关于图5所示的直线 L_{10} ,在后文中叙述。此外,在本实施方式中,曲线和直线由离散的点的集合构成。

[0058] 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所发送的脉冲信号的频带等而决定的参数。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U”。

[0059] 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的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。

[0060] 特征量计算部333分别计算多个频谱的特征量,基于赋予超声波在观测对象中传播时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)进行用于消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,并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而言最佳的衰减率。

[0061] 特征量计算部333具有:近似部333a,其通过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;以及最佳衰减率设定部333c,其根据由衰减校正部333b针对所有频谱计算出的校正特征量的统计性偏差,来从多个衰减率候选值中设定最佳衰减率。

[0062] 近似部333a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U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} 。换句话说,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U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) $c_0 = a_0 f_M + b_0$ 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。

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

[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。在本实施方式中,衰减校正部333b为了分别设定最适合的衰减率(最佳衰减率),而对多个衰减率候选值分别进行衰减校正。关于多个衰减率候选值的详细内容,参照图8在后文中叙述。

[0067] 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 。

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

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

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

[0071] 如根据式(2)、(4)也显而易见的那样,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。

[0072] 图6是表示具有由衰减校正部333b进行校正后的校正特征量 a 、 b 、 c 来作为参数的直线的图。直线 L_1 的式子如下那样表示。

[0073] $l = \alpha f + b = (\alpha_0 + 2\alpha_z) f + b_0 \quad \cdots (5)$

[0074] 如根据该式(5)也显而易见的那样,与衰减校正前的直线 L_{10} 相比,直线 L_1 的斜率比直线 L_{10} 的斜率大($\alpha > \alpha_0$)且直线 L_1 的截距与直线 L_{10} 的截距相同($b = b_0$)。

[0075] 最佳衰减率设定部333c将使衰减校正部333b针对所有频谱按每个衰减率候选值计算出的使校正特征量的统计性偏差最小的衰减率候选值设定为最佳衰减率。在本实施方式中,应用方差作为表示统计性偏差的量。在该情况下,最佳衰减率设定部333c将使方差最小的衰减率候选值设定为最佳衰减率。上述三个校正特征量 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 设定最佳衰减率的情况下,最佳衰减率设定部333c只要计算校正特征量 a 和 c 中的任一方的方差即可。

[0076] 但是,优选的是,在最佳衰减率设定部333c设定最佳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的种类相同。即,更为优选的是,在特征量图像数据生成部342使用斜率作为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使用频带中心对应强度作为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。其原因在于,赋予衰减量 $A(f, z)$ 的式(1)只不过是理想的数式,实际情况下以下的式(6)更为恰当。

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

[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、光束合成时的通道数的变更等而引发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 的方差来设定最佳衰减率能够更准确地对衰减进行校正(参照式(4))。另一方面,在使用与频率 f 成比例的系数即斜率来生成特征量图像数据的情况下,使用校正特征量 a 的方差来设定最佳衰减率能够消除右边第二项的影响来更准确地对衰减进行校正。例如,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。

[0079] 在此,说明能够基于统计性偏差来设定最佳衰减率的理由。认为在应用了对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产生偏差,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察对象而言最佳的衰减率。

[0080] 图7是示意性地表示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333c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衰减率。

[0081] 一般来说公知的是,关于衰减率候选值和按每个衰减率候选值计算出的校正特征量的统计性偏差即方差,按每个帧确定一个二次函数。在本实施方式中,最佳衰减率设定部333c求出在根据校正特征量 c 的方差生成的二次函数中最小的值(极值),并将与该极值相应的衰减候选值设定为最佳衰减率,其中,上述校正特征量是基于多个(在本实施方式中为三个)衰减率候选值分别进行衰减校正而得到的校正特征量。这说明在假定观测对象一样的情况下,利用衰减率的真值与使偏差最小的衰减率 α 相等这一性质,并基于极值来设定最佳衰减率。此外,可以设定四个以上的衰减率候选值,但从减轻运算处理的负担的观点出发,优选衰减率候选值为三个。

[0082] 在本实施方式中,在存储部37中预先存储三个衰减候选值(衰减率候选值 α_1 、 α_2 、 α_3),最佳衰减率设定部333c使用这三个衰减率候选值来进行最佳衰减率的设定。优选的是,衰减率候选值 α_1 、 α_2 、 α_3 为0.0以上的值,在观测对象是生物体组织的情况下,生物体组织的衰减率一般为0.6左右,因此三个衰减候选值中的最小的衰减率候选值为0.6以下,并且最大的衰减率候选值为0.6以上。

[0083] 图8是示意性地表示衰减率候选值 α_1 、 α_2 、 α_3 与根据基于该衰减率候选值 α_1 、 α_2 、 α_3 分别进行衰减校正得到的校正特征量的方差 $S(\alpha_1)$ 、 $S(\alpha_2)$ 、 $S(\alpha_3)$ 而生成的二次函数 Q 之间的关系图。最佳衰减率设定部333c求出基于预先设定的衰减率候选值 α_1 、 α_2 、 α_3 分别进行衰减校正而得到的校正特征量 c 的方差 $S(\alpha_1)$ 、 $S(\alpha_2)$ 、 $S(\alpha_3)$,来生成通过所得到的方差 $S(\alpha_1)$ 、 $S(\alpha_2)$ 、 $S(\alpha_3)$ 的二次函数 Q 。此时获得的二次函数是向下凸的函数。最佳衰减率设定部333c求出所生成的二次函数 Q 的极值,将与该极值相应的衰减率候选值 α_s 设定为最佳衰减率。

[0084] 在此,对同一帧的RF数据中基于多个衰减候选值的方差存在于同一个二次函数上且该二次函数向下凸的理由进行说明。在以下的说明中,以校正特征量 c (频带中心对应强度)的方差为例进行说明。当将校正特征量 c 的方差设为 $V_c(\alpha)$ 时,利用上述式(4)导出下式(7)。在式(7)中, i 是用于识别采样点的下标,通过求出各校正特征量 c_i 与这些校正特征量的算数平均之差的平方的和来计算方差 $V_c(\alpha)$ 。

[0085] 【数式1】

$$V_c(\alpha) = \sum_i (c_i - \bar{c})^2 \quad \cdots (7)$$

[0087] 由上述式(7)导出下式(8)。此外,在下式(8)中,将往返距离设为 L ($L=2z$)。

[0088] 【数式2】

$$\begin{aligned}
V_c(\alpha) &= \sum_i \{ (c_i + \alpha \cdot f_m \cdot L_i) - (\bar{c} + \alpha \cdot f_m \cdot \bar{L}) \}^2 \\
&= \sum_i \{ c_i - \bar{c} + \alpha \cdot f_m \cdot (L_i - \bar{L}) \}^2 \\
&= \alpha^2 \cdot f_m^2 \cdot \sum_i (L_i - \bar{L})^2 + 2 \cdot f_m \cdot \alpha \cdot \sum_i (c_i - \bar{c}) \cdot (L_i - \bar{L}) + \sum_i (c_i - \bar{c})^2 \\
&= \left\{ f_m^2 \cdot \sum_k (L_k - \bar{L})^2 \right\} \cdot \left[\alpha^2 + 2 \cdot \alpha \cdot \sum_i (c_i - \bar{c}) \cdot (L_i - \bar{L}) / \left\{ f_m \cdot \sum_j (L_j - \bar{L})^2 \right\} \right] \\
&\quad + \sum_i (c_i - \bar{c})^2 \\
&= \left\{ f_m^2 \cdot \sum_k (L_k - \bar{L})^2 \right\} \cdot \left[\alpha + (1/f_m) \cdot \left\{ \sum_i (c_i - \bar{c}) \cdot (L_i - \bar{L}) / \sum_j (L_j - \bar{L})^2 \right\} \right]^2 \\
&\quad + \left[\left\{ \sum_i (c_i - \bar{c})^2 \right\} \cdot \left\{ \sum_j (L_j - \bar{L})^2 \right\} - \left\{ \sum_i (c_i - \bar{c}) \cdot (L_i - \bar{L}) \right\}^2 \right] / \sum_k (L_k - \bar{L})^2 \\
&\quad \dots (8)
\end{aligned}$$

[0090] 在式(8)中, $V_c(\alpha)$ 中的 α^2 的系数为正值。因而, $V_c(\alpha)$ 为向下凸的二次函数。

[0091] 另外, 关于校正特征量 a 的方差, 当将校正特征量 a 的方差设为 $V_a(\alpha)$ 时, 由上述式(2)导出下式(9)。

[0092] 【数式3】

$$V_a(\alpha) = \sum_i (a_i - \bar{a})^2 \quad \dots (9)$$

[0094] 当与上述方差 $V_c(\alpha)$ 同样地进行计算时, 由上述式(9)导出下式(10)。

[0095] 【数式4】

$$\begin{aligned}
V_a(\alpha) &= \sum_k (L_k - \bar{L})^2 \cdot \left\{ \alpha + \sum_i (a_i - \bar{a}) \cdot (L_i - \bar{L}) / \sum_j (L_j - \bar{L})^2 \right\}^2 \\
&\quad + \left[\left\{ \sum_i (a_i - \bar{a})^2 \right\} \cdot \left\{ \sum_j (L_j - \bar{L})^2 \right\} - \left\{ \sum_i (a_i - \bar{a}) \cdot (L_i - \bar{L}) \right\}^2 \right] / \sum_k (L_k - \bar{L})^2 \\
&\quad \dots (10)
\end{aligned}$$

[0097] 在式(10)中, $V_a(\alpha)$ 中的 α^2 的系数为正值。因而, $V_a(\alpha)$ 也为向下凸的二次函数。

[0098] 图像处理部34具有: B模式图像数据生成部341, 其生成将回波信号的振幅转换为亮度来显示的超声波图像即B模式图像数据; 以及特征量图像数据生成部342, 其将基于由最佳衰减率设定部333c设定的最佳衰减率的特征量与视觉信息相关联, 来生成用于与B模式图像一起显示的特征量图像数据。

[0099] 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而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)、G(绿)、B(蓝)的值一致后的灰度图像。

[0100] 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, 以使得扫描范围能够在空间上正确地表现, 之后通过实施B模式用接收数据间的插值处理来填充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。

[0101] 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所示的一个采样数据群 F_j ($j=1, 2, \dots, K$) 的数据量对应的像素区域分配与根据该采样数据群 F_j 计算出的频谱的特征量对应的视觉信息。特征量图像数据生成部342例如将作为视觉信息的色相与上述斜率、截距、频带中心对应强度中的任一个相对应, 来生成特征量图像。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出的两个特征量中的一方相对应并且将亮暗与另一方相对应, 来生成特征量图像数据。作为与特征量相关联的视觉信息, 例如能够列举色相、饱和度、明度、亮度值、R(红)、G(绿)、B(蓝) 等构成规定的颜色系统的颜色空间的变量。

[0102] 控制部36使用具有运算和控制功能的CPU (Central Processing Unit: 中央处理单元)、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和运算部33共用的CPU等来构成控制部36。

[0103] 存储部37具有特征量信息存储部371, 该特征量信息存储部371将衰减率候选值 $\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3$ 、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、以及赋予该多个特征量的统计性偏差的方差与衰减率候选值相对应地进行存储。

[0104] 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。

[0105] 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现有的公共线路网、LAN(Local Area Network: 局域网)、WAN(Wide Area Network: 广域网)等来实现, 不论有线、无线方式都可以。

[0106] 具有以上结构的存储部37使用预先安装有各种程序等的ROM(Read Only Memory: 只读存储器)和用于存储各处理的运算参数、数据等的RAM(Random Access Memory: 随机存取存储器)等来实现。

[0107] 在本实施方式中, 优选在衰减校正部333b中根据在图像处理部34所进行的增益处理、对比度处理等中能够设定的范围来设定校正特征量的动态范围。具体地说, 衰减率候选值 $\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3$ 是设定在0.0~2.0之间的三个值, 使得作为特征量图像显示的特征量在与上述增益处理、对比度处理等中能够设定的范围相应的显示所涉及的动态范围内。例如, 当衰减候选值大于2.0时, 计算出的校正特征量超出动态范围, 发生无法保持为校正特征量的情况。由此, 统计性偏差的值不同, 例如基于方差生成的函数不会成为二次函数, 无法将衰减率设定为最佳的值。即, 优选的是, 本实施方式所涉及的衰减率候选值 $\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3$ 是设定在0.0~2.0的范围内的值, 三个衰减候选值中的最小的衰减率候选值为0.6以下, 并且最大的衰减率候选值为0.6以上。特别是在观测对象是生物体组织且使用定点运算方式的情况下, 为了抑制夹具的计算精度的降低, 更为优选将三个衰减候选值分别设定为0.6左右的值。

[0108] 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)。

[0109] 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)。

[0110] 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(步骤S4)。

[0111] 放大校正部331对从发送和接收部31输出的信号以放大率不依赖于接收深度而为固定的方式进行放大校正(步骤S5)。在此,放大校正部331例如以使图3所示的放大率与接收深度之间的关系成立的方式进行放大校正。

[0112] 在放大校正后,频率分析部332通过进行基于FFT运算的频率分析来针对作为生成特征量图像数据的区域的关心区域内的所有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。

[0113] 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)。

[0114] 接着,频率分析部332对代表为了使用于FFT运算而获取的一系列数据群(采样数据群)的数据位置(相当于接收深度) $Z^{(k)}$ 的初始值 $Z^{(k)}_0$ 进行设定(步骤S22)。例如,在图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。

[0115] 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。

[0116] 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 ($j=1,2,\dots,K-1$)均是正常的。此外,在图4中例示了 $n=4$ ($N=7, M=8$)的情况。

[0117] 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”),频率分析部332转移到后述的步骤S27。

[0118] 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”),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发生数据的不连续。在步骤S26之后,频率分析部332转移到后述的步骤S27。

[0119] 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)。图5所示的频谱 C_1 是作为步骤S27的结果而获得的频谱的一例。

[0120] 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 。

[0121] 之后,频率分析部332判定数据位置 $Z^{(k)}$ 是否大于声线 SR_k 中的最大值 $Z^{(k)}_{\max}$ (步骤S29)。在数据位置 $Z^{(k)}$ 大于最大值 $Z^{(k)}_{\max}$ 的情况下(步骤S29:“是”),频率分析部332使计数值 k 增加1(步骤S30)。这意味着将处理移向旁边的声线。另一方面,在数据位置 $Z^{(k)}$ 为最大值 $Z^{(k)}_{\max}$ 以下的情况下(步骤S29:“否”),频率分析部332返回到步骤S23。通过这样,频率分析部332对声线 SR_k 进行针对 $[(Z^{(k)}_{\max}-Z^{(k)}_{0+1})/D+1]$ 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。

[0122] 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在存储部37中预先设定的值。

[0123] 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起被保存于存储部37。

[0124] 此外,在以上的说明中,设为仅在已设定的关心区域内进行频率分析处理,但频率分析部332也能够对接收到超声波信号的全部区域进行频率分析处理。

[0125] 继以上说明过的步骤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,基于赋予超声波在观测对象中传播时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校正前特征量进行用于消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,并使用该校正特征量来计算各衰减率候选值的方差,生成表示衰减率候选值与方差之间的关系的二次函数并求出极值,由此设定对于观测对象而言最佳的衰减率(步骤S7~S12:特征量计算步骤)。以下,详细地说明步骤S7~S12的处理。

[0126] 在步骤S7中,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,来计算与衰减率设定对象的分割区域的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,由此利用一次式对各频谱进行近似,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对频带U的频谱 C_i 通过进行回归分析来进行近似而得到的回归直线。

[0127] 之后,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的值设定为规定的设定值 a_1 、 a_2 、 a_3 。该设定值 a_1 、 a_2 、 a_3 的值由特征量信息存储部371预先存储,最佳衰减率设定部333c只要参照特征量信息存储部371即可。

[0128] 接着,衰减校正部333b将设定值 a_1 、 a_2 、 a_3 设为衰减率候选值来对由近似部333a对各频谱进行近似得到的校正前特征量进行衰减校正,由此分别计算校正特征量,并将该校正特征量与设定值 a_1 、 a_2 、 a_3 一起保存于特征量信息存储部371(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得到的直线的例子。

[0129] 在步骤S8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 $Z=(f_{sp}/2v_s)Dn$ 代入上述式(2)、(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 是从声线的第一个数据起至处理对象的采样数据群的数据位置为止的数据步数。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 且采用图6所示的数据排列将步长 D 设为 15 时, $Z=0.2295n$ (mm)。

[0130] 最佳衰减率设定部333c计算衰减校正部333b通过对各频谱进行衰减校正得到的多个校正特征量中的代表性的校正特征量的方差, 并将该校正特征量的方差与设定值 α_1 、 α_2 、 α_3 相对应地保存于特征量信息存储部371 (步骤S9)。在校正特征量为斜率 a 、频带中心对应强度 c 的情况下, 如上述图8那样, 最佳衰减率设定部333c例如计算校正特征量 c 的方差。优选的是, 在步骤S19中, 在特征量图像数据生成部342使用斜率生成特征量图像数据的情况下, 最佳衰减率设定部333c优选应用校正特征量 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。

[0131] 之后, 最佳衰减率设定部333c根据基于设定值 α_1 、 α_2 、 α_3 分别进行衰减校正而得到的校正特征量 c 的方差来生成二次函数 (步骤S10)。最佳衰减率设定部333c求出所生成的二次函数的极值 (步骤S11), 将与该极值相应的衰减率候选值设定为最佳衰减率 (步骤S12)。

[0132] 如图8所示, 在衰减率候选值 α_s 为 0.65 (dB/cm/MHz) 时方差取极值 $S(\alpha)_{\min}$ 的情况下, 最佳衰减率设定部333c将 $\alpha=0.65$ (dB/cm/MHz) 设定为最佳衰减率。

[0133] 特征量图像数据生成部342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基于在步骤S12中确定的最佳衰减率的校正特征量相关联的视觉信息 (例如色相), 并且附加最佳衰减率的信息, 由此生成特征量图像数据 (步骤S13: 特征量图像数据生成步骤)。

[0134] 之后, 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S14)。图11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: 叠加图像显示部202, 其显示对B模式图像叠加与特征量有关的视觉信息后的图像; 以及信息显示部203, 其显示观测对象的识别信息和被设定为最佳衰减率的衰减率候选值的信息。此外, 也可以在信息显示部203中还显示特征量的信息、近似式的信息、根据基于设定值 α_1 、 α_2 、 α_3 分别进行衰减校正得到的校正特征量的方差而生成的二次函数的信息、增益、对比度等图像信息等。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, 还可以设为输入部35能够接收是否显示衰减率候选值的信息的指示信号的结构。

[0135] 在以上说明过的一系列处理 (步骤S1~S14) 中, 也可以并行地进行步骤S4的处理和步骤S5~S12的处理。

[0136] 根据以上所说明的本发明的一个实施方式, 将预先设定的三个设定值 (设定值 α_1 、 α_2 、 α_3) 设为衰减率候选值来进行衰减校正, 由此分别计算校正特征量, 求出根据校正特征量的方差生成的二次函数的极值, 将与该极值相应的衰减率候选值设定为最佳衰减率, 因此能够通过简单的计算迅速地求出适合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。

[0137] 另外, 根据本实施方式, 基于对各频谱进行衰减校正后的校正特征量的统计性偏差来设定最佳的局部衰减率, 因此同与多个衰减模型进行拟合的现有技术相比能够削减计算量。

[0138] 另外,根据本实施方式,即使在适合于观测对象的衰减率未知的情况下也能够设定最佳衰减率。

[0139] 另外,根据本实施方式,将作为衰减率候选值的设定值 α_1 、 α_2 、 α_3 设为0.0以上的值,将三个衰减候选值中的最小的衰减率设为0.6以下,并且将最大的值设为0.6以上,由此一般来说能够提高0.6左右的衰减率即将生物体组织作为观测对象时的最佳衰减率的计算精度。

[0140] 另外,根据本实施方式,将与二次函数的极值相应的衰减率设定为最佳衰减率,因此能够将预先设定的衰减率候选值相比位数大的数值设定为衰减率,能够提高最佳衰减率的计算精度。

[0141] 另外,根据本实施方式,将衰减率候选值 α_1 、 α_2 、 α_3 设定在0.0~2.0之间,以使得显示为特征量图像的特征量在动态范围内,由此能够提高将生物体组织作为观测对象时的最佳衰减率的计算精度。

[0142] 另外,根据本实施方式,在信息显示部203中还显示根据基于设定值 α_1 、 α_2 、 α_3 分别进行衰减校正得到的校正特征量的方差而生成的二次函数的信息,由此用户能够确认并掌握在生成二次函数的过程中发生的错误等。

[0143] (实施方式的变形例)

[0144] 接着,对本发明的实施方式的变形例进行说明。在本变形例中,最佳衰减率设定部333c在比作为特征量图像显示时的动态范围广的动态范围内设定最佳衰减率。

[0145] 具体地说,当将由特征量图像数据生成部342生成的图像的显示动态范围设为70dB时,特征量计算部333在比该动态范围(70dB)大的动态范围(例如100dB)内进行衰减运算处理。例如,特征量图像数据生成部342使用8bit的定点运算方式,与此相对地,特征量计算部333使用32bit的浮点运算方式来进行包含从特征量的计算起至最佳衰减率的设定为止的衰减运算处理。

[0146] 根据本变形例,与使用定点运算方式的衰减运算处理相比,能够提高运算精度。通过更高精度地进行从校正前特征量的运算起至基于方差的二次函数的生成为止的处理,能够高精度地计算最佳衰减率。

[0147] 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。例如也可以是,最佳衰减率设定部333c针对超声波图像的全部帧分别计算与最佳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、中间值或最频值设定为最佳衰减率。在该情况下,与针对各帧设定最佳衰减率的情况相比,最佳衰减率的变化减少,从而能够使其值稳定。

[0148] 另外,也可以设为最佳衰减率设定部333c每隔超声波图像的规定的帧间隔设定最佳衰减率。由此,能够大幅地削减计算量。在该情况下,在下次设定最佳衰减率之前的期间,使用最后设定的最佳衰减率的值即可。

[0149] 另外,既可以将计算统计性偏差的对象区域设为每个声线,也可以将计算统计性偏差的对象区域设为接收深度为规定值以上的区域。也可以设为输入部35能够接受这些区域的设定的结构。

[0150] 另外,也可以设为输入部35能够接受衰减率候选值的设定值 α_1 、 α_2 、 α_3 的设定变更的输入的结构。

[0151] 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,但在该情况下,该二次函数向上凸,与其极值相应的衰减率候选值为最佳衰减率,这是不言而喻的。

[0152] 另外,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性偏差,将与基于统计性偏差生成的二次函数的极值相应的衰减率候选值设定为最佳的局部衰减率。

[0153] 另外,作为超声波探头,也可以应用没有光学系统的细径的超声波微型探头。超声波微型探头通常在被插入胆道、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。

[0154] 另外,作为超声波探头,也可以应用从被检体的体表照射超声波的体外式超声波探头。体外式超声波探头通常在观察腹部脏器(肝脏、胆囊、膀胱)、乳房(特别是乳腺)、甲状腺时使用。

[0155] 另外,超声波振子可以是线性振子、径向型振子以及凸起型振子。在超声波振子是线性振子的情况下,其扫描区域呈矩形(长方形、正方形),在超声波振子为径向型振子、凸起型振子的情况下,其扫描区域呈扇形、圆环状。另外,超声波内窥镜既可以是使超声波振子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,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,由此使该超声波振子进行电子式扫描。

[0156] 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。

[0157] 产业上的可利用性

[0158] 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通过简单的计算来求出适合于观测对象的超声波的衰减特性并利用该衰减特性进行观测而言是有用的。

[0159] 附图标记说明

[0160] 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;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;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;C₁:频谱。

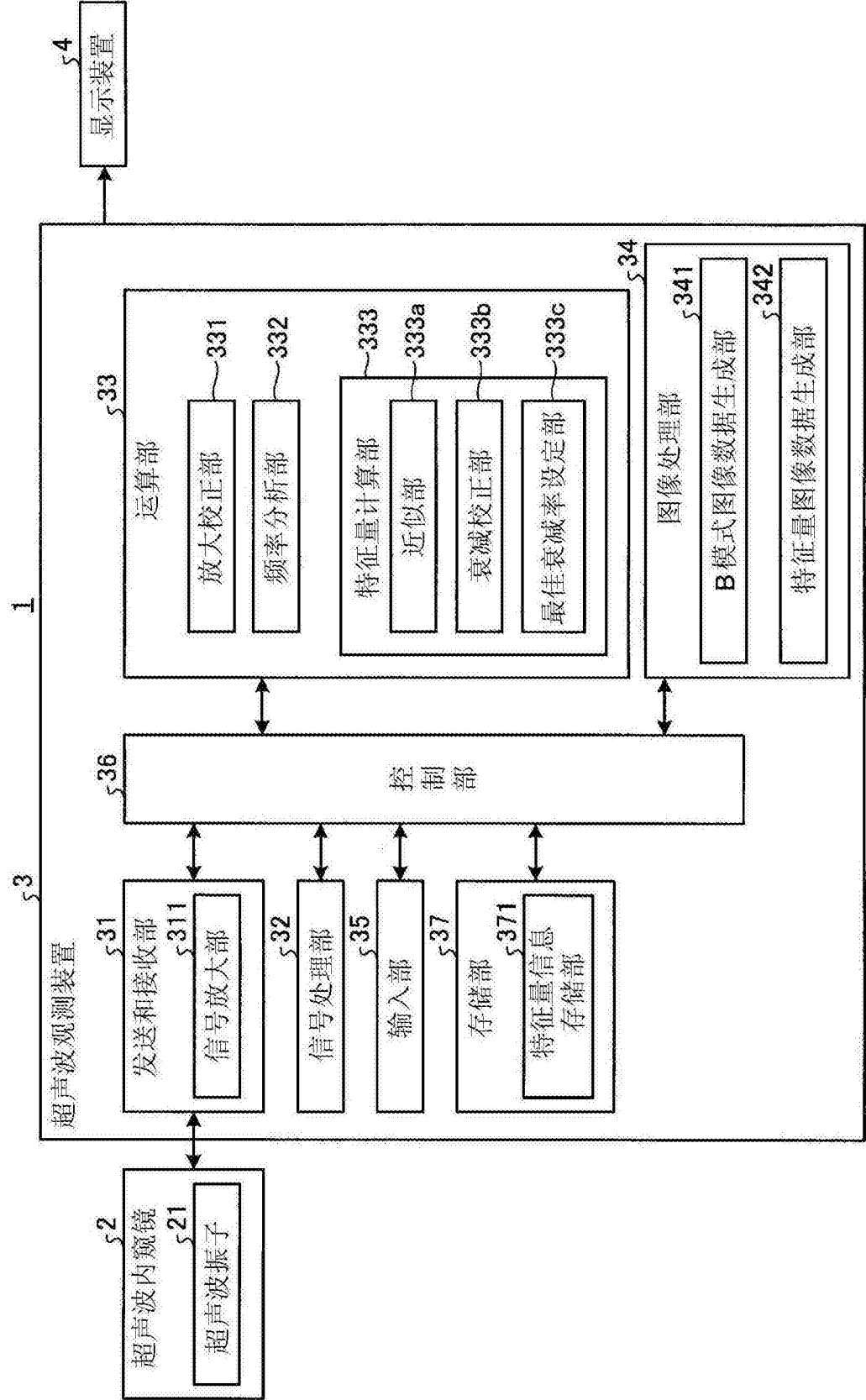


图1

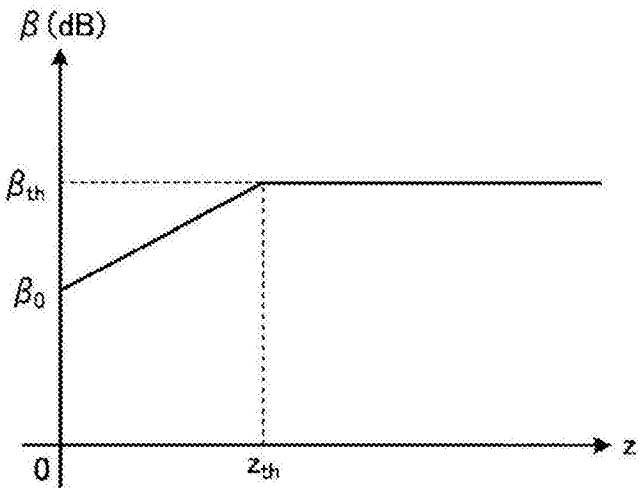


图2

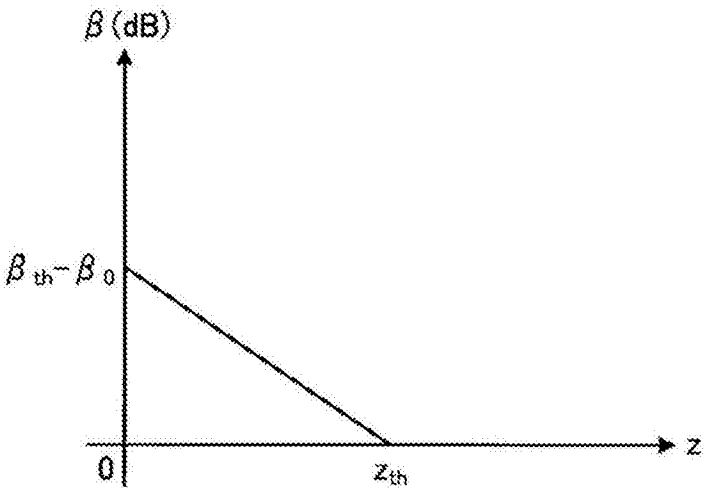


图3

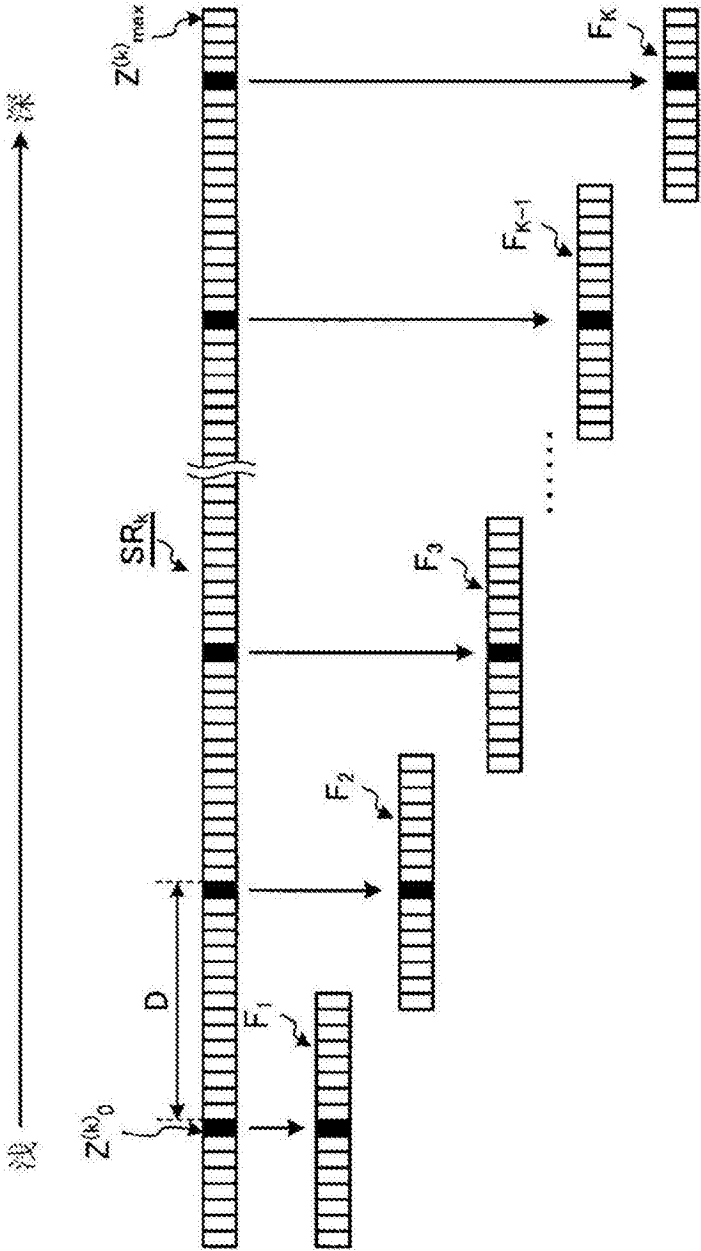


图4

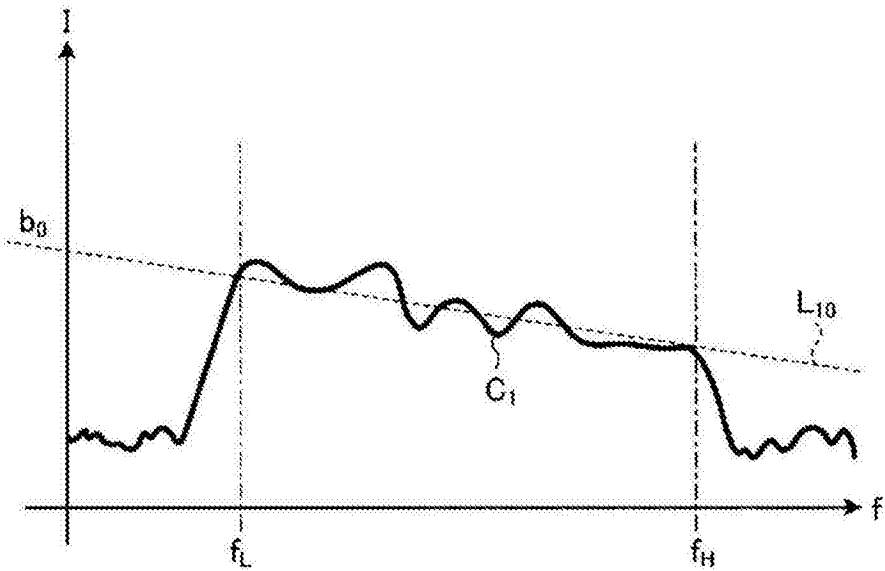


图5

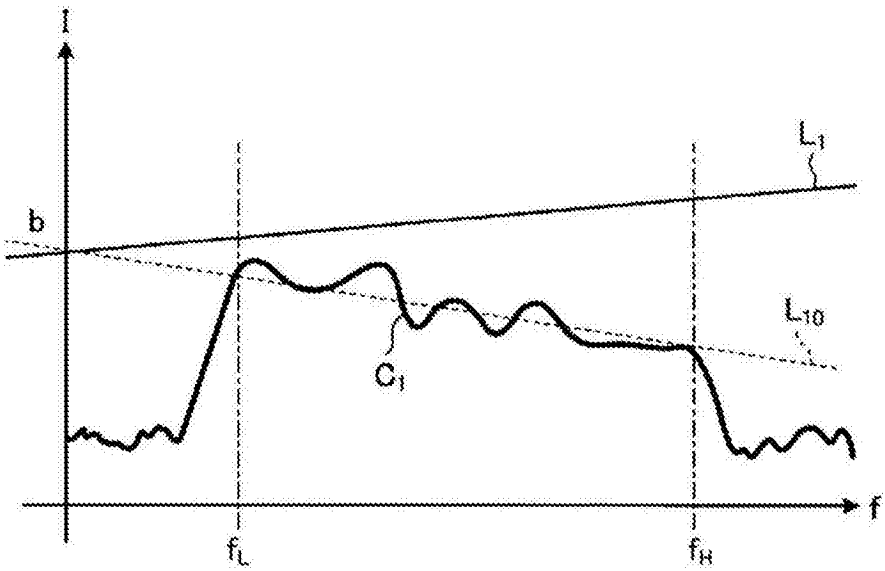


图6

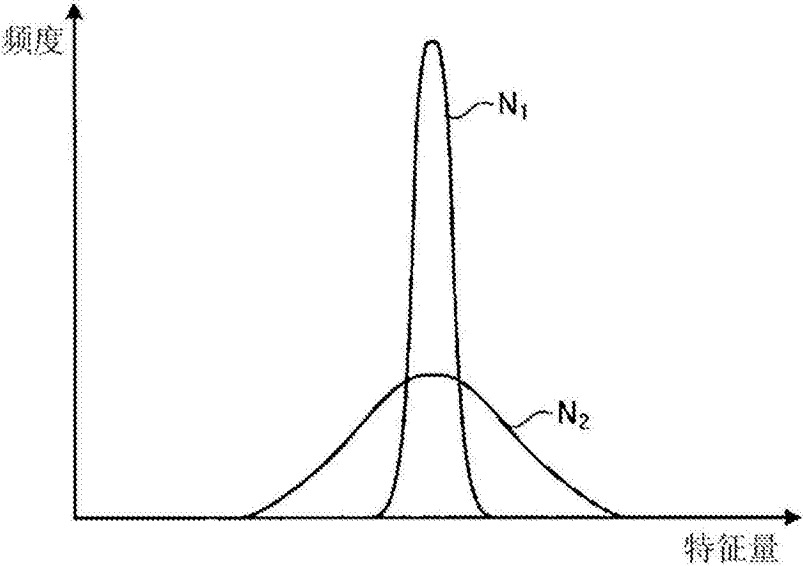


图7

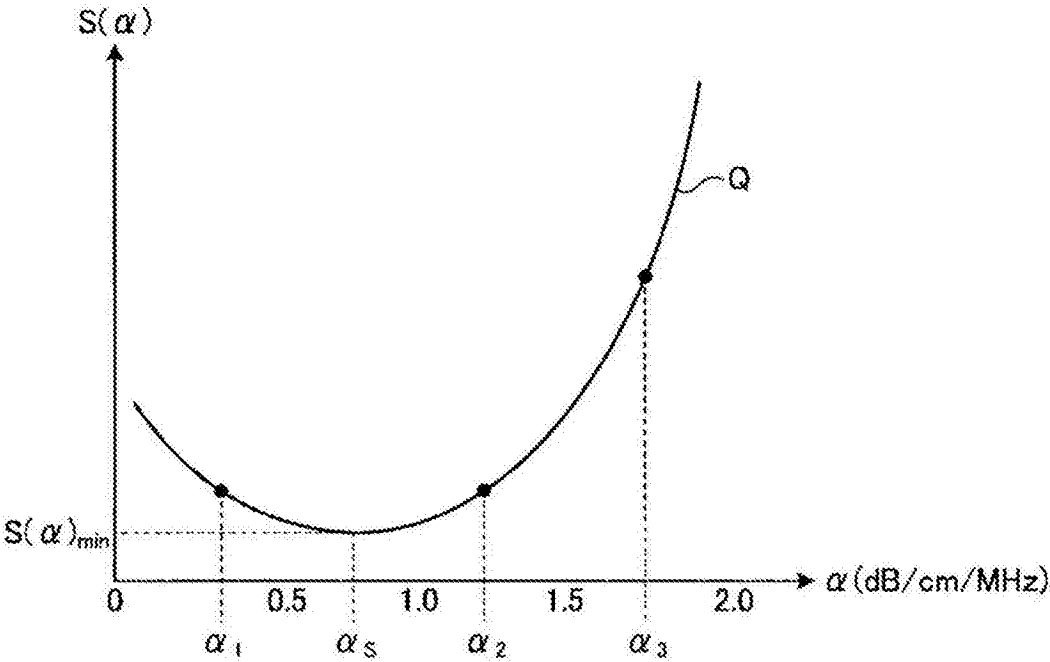


图8

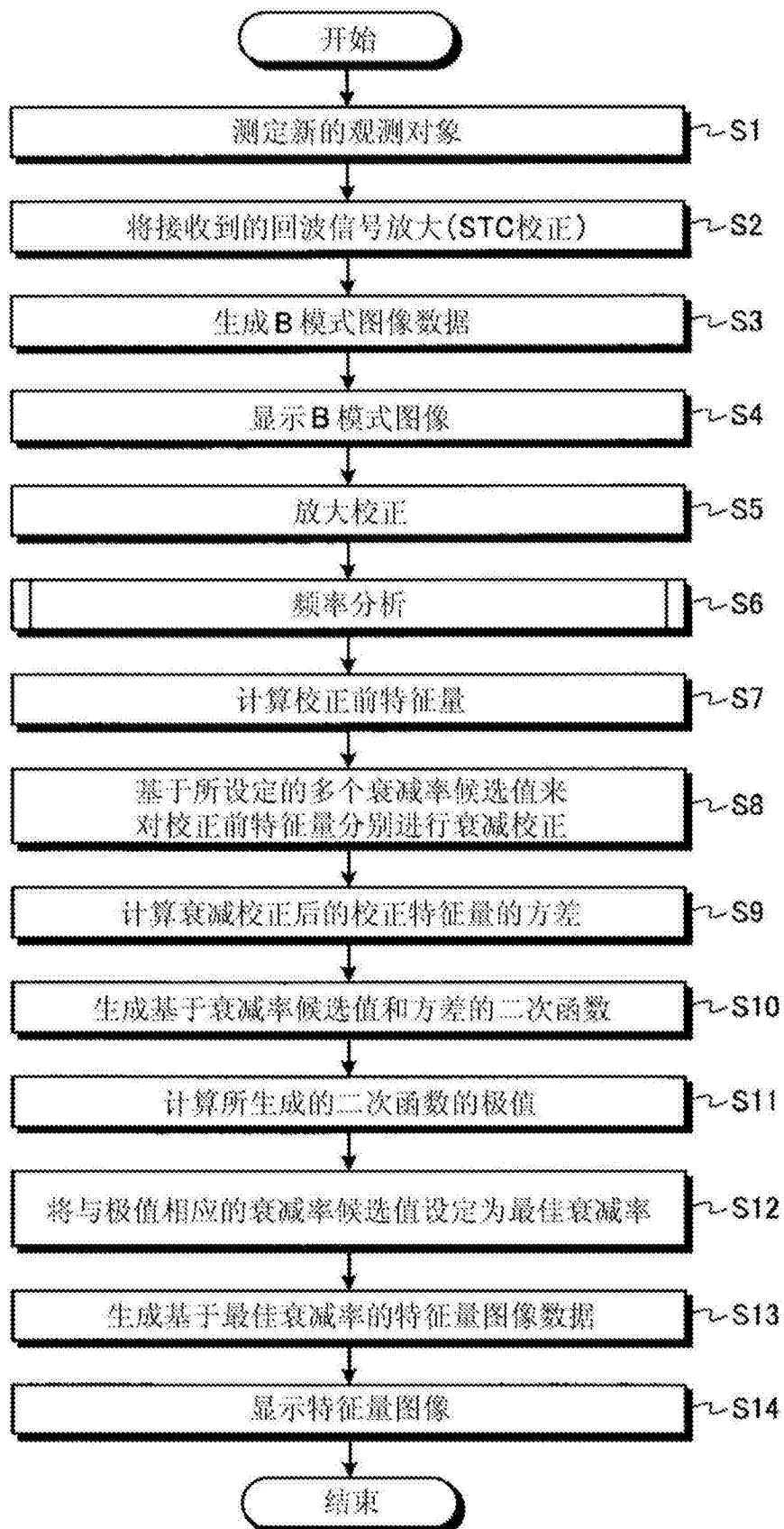


图9

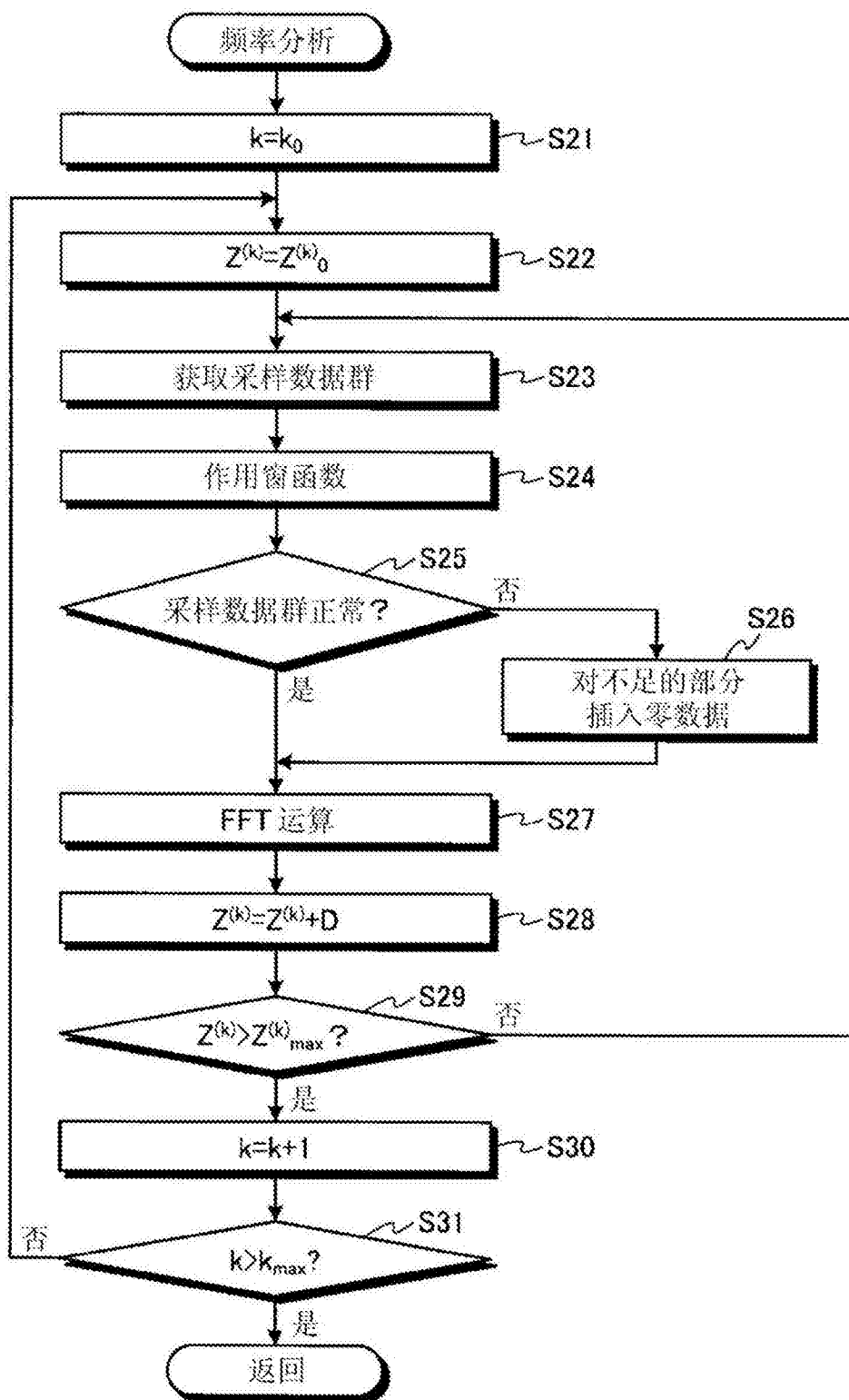


图10

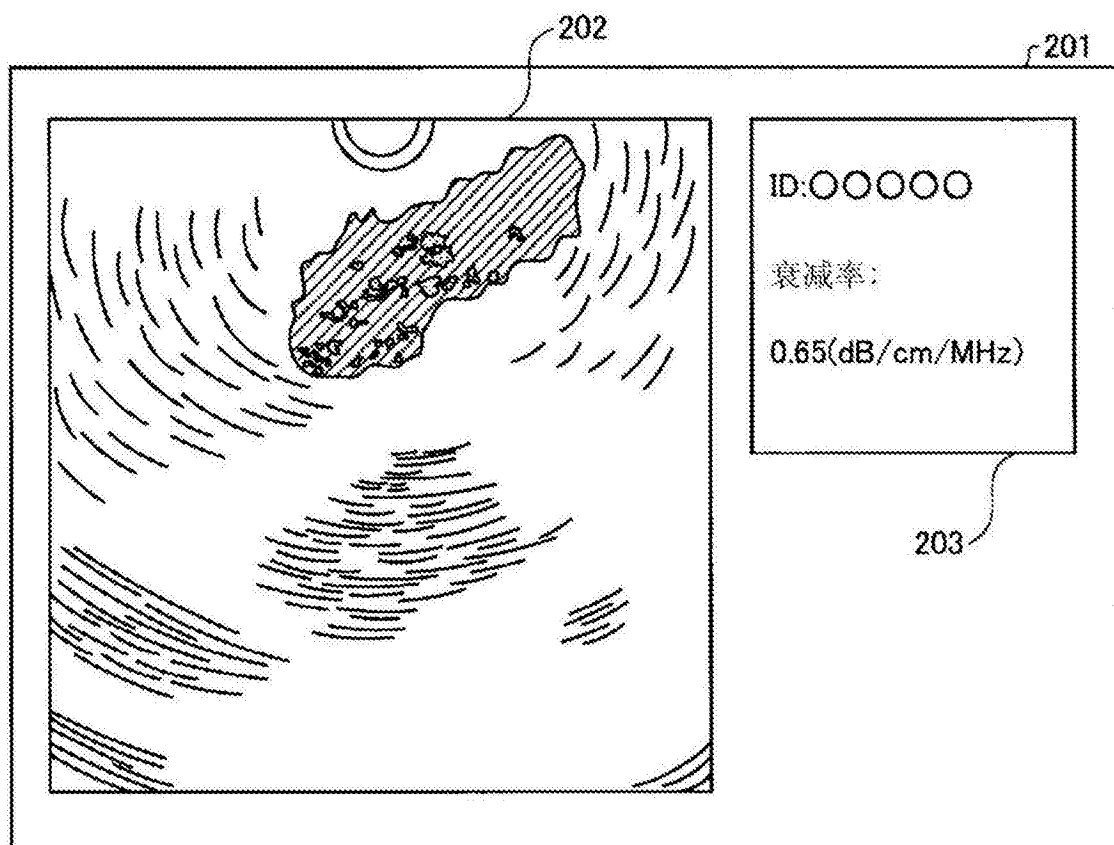


图11

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	CN107405136A	公开(公告)日	2017-11-28
申请号	CN201580078561.6	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	中辻知宏		
发明人	中辻知宏		
IPC分类号	A61B8/14 A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/14 A61B8/461 A61B8/5207 A61B8/5269		
代理人(译)	刘新宇		
优先权	2015072726 2015-03-31 JP		
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，其通过对基于回波信号生成的信号的频率进行分析来计算多个频谱；特征量计算部，其分别计算多个频谱的特征量，基于三个衰减率候选值中的各个衰减率候选值来计算频谱的校正特征量，在按每个衰减率候选值计算出校正特征量的统计性偏差之后生成基于该偏差的二次函数，将在二次函数中使统计性偏差最小的衰减率候选值设定为最佳衰减率；以及特征量图像数据生成部，其生成将基于最佳衰减率的校正特征量与超声波图像一起显示的特征量图像数据。

