



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 105939672 A

(43)申请公布日 2016.09.14

(21)申请号 201580006713.1

(22)申请日 2015.10.07

(30)优先权数据

2014-259473 2014.12.22 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.07.29

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2015/078547 2015.10.07

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/103848 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 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 张会华

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

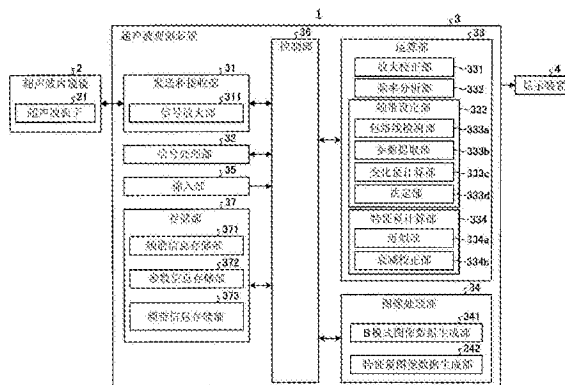
权利要求书3页 说明书16页 附图13页

(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;频带设定部,其使用与具有互不相同的带宽的多个候选频带各自的频谱相关联的参数,来设定在计算由频率分析部计算出的各频谱的特征量时使用的频带;特征量计算部,其基于由频带设定部设定的频带来计算各频谱的特征量;以及特征量图像数据生成部,其生成用于显示与由特征量计算部计算出的特征量有关的信息的特征量图像数据。



1. 一种超声波观测装置,其基于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;

频带设定部,其使用与具有互不相同的带宽的多个候选频带各自的频谱相关联的参数,来设定在计算由所述频率分析部计算出的各频谱的特征量时使用的频带;

特征量计算部,其基于由所述频带设定部设定的频带来计算各频谱的特征量;以及

特征量图像数据生成部,其生成用于显示与由所述特征量计算部计算出的特征量有关的信息的特征量图像数据。

2. 根据权利要求1所述的超声波观测装置,其特征在于,所述频带设定部具备:

包络线检测部,其检测所述频谱的包络线;

参数提取部,其针对所述多个候选频带分别提取与对所述包络线进行近似的近似直线相关联的参数;

变化量计算部,其计算所述参数提取部针对各所述候选频带提取出的多个参数中的、针对具有规定的关系的两个所述候选频带分别提取出的两个参数的变化量;以及

决定部,其根据由所述变化量计算部计算出的所述变化量来决定所述频带。

3. 根据权利要求2所述的超声波观测装置,其特征在于,

所述参数提取部将所述候选频带的频率的最小值保持固定并将最大值依次增大来设定所述多个候选频带,每设定一个所述候选频带都利用直线对所述包络线进行近似来提取参数,之后向所述变化量计算部输出所述参数,

在所述参数提取部已经执行至少两次参数提取处理的情况下,所述变化量计算部计算最新的参数与在前一次的参数提取处理中提取出的参数的差来作为所述变化量,

在所述变化量计算部已经执行至少两次变化量计算处理的情况下,所述决定部将最新的所述变化量与在前一次的变化量计算处理中计算出的所述变化量进行比较,在该比较的结果为所述变化量的符号为0或从一方的符号变化为另一方的符号的情况下,将在所述前一次的参数提取处理中提取所述参数时的所述候选频带决定为所述频带,

所述参数提取部、所述变化量计算部以及所述决定部重复执行以上处理直到所述决定部决定所述频带为止。

4. 根据权利要求3所述的超声波观测装置,其特征在于,

所述参数提取部通过对所述包络线进行回归分析来计算所述直线,将进行该计算得到的所述直线的斜率作为所述参数。

5. 根据权利要求2所述的超声波观测装置,其特征在于,

所述参数提取部将所述候选频带的频率的最小值保持固定并将最大值依次增大来设定所述多个候选频带,针对各候选频带,利用直线对所述包络线进行近似来提取参数,

所述变化量计算部计算针对带宽的值相邻的两个所述候选频带分别提取出的两个所述参数的差来作为所述变化量,

所述决定部将所述变化量的绝对值设为两个所述候选频带中的带宽较小的一个候选频带的最大频率的函数来计算近似曲线,基于使所述绝对值在该近似曲线上成为最小时的

所述最大频率来决定所述频带。

6. 根据权利要求2所述的超声波观测装置,其特征在于,

所述参数提取部将所述候选频带的频率的最小值保持固定并将最大值依次增大来设定所述多个候选频带,针对各候选频带,利用直线对所述包络线进行近似来提取参数,

所述变化量计算部计算针对带宽的值相邻的两个所述候选频带分别提取出的两个所述参数的差来作为所述变化量,

所述决定部将所述变化量设为两个所述候选频带中的带宽较小的一个候选频带的最大频率的函数来计算近似曲线,基于使值在该近似曲线上为零时的所述最大频率来决定所述频带。

7. 根据权利要求3所述的超声波观测装置,其特征在于,

所述参数提取部计算在将所述候选频带的所述包络线上的采样点分别投影到多个投影直线时各投影直线上的频数分布,基于使该频数分布的统计性偏差最小的投影直线来计算所述直线的斜率,将进行该计算得到的所述直线的斜率作为所述参数。

8. 根据权利要求3所述的超声波观测装置,其特征在于,

所述参数提取部计算在将所述候选频带的所述包络线上的采样点分别投影到多个投影直线时各投影直线上的频数分布,基于指标来选择在计算所述直线的斜率时使用的投影直线,基于所选择的该投影直线来计算所述直线的斜率,将进行该计算得到的所述直线的斜率作为所述参数,其中,所述指标是使用该频数分布的最频值和统计性偏差来定义的,所述最频值越大则该指标取的值越大,并且所述统计性偏差越小则该指标取的值越大。

9. 根据权利要求1所述的超声波观测装置,其特征在于,

所述特征量计算部在通过回归分析对所述频带的包络线进行近似之后,进行用于减少在超声波传输时产生的衰减的贡献的衰减校正,由此计算所述频谱的特征量。

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:

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信号的接收深度及接收方向相应的多个频谱;

频带设定步骤,频带设定部使用与具有互不相同的带宽的多个候选频带各自的频谱相关联的参数,来设定在计算各频谱的特征量时使用的频带;

特征量计算步骤,特征量计算部基于所述频带来计算各频谱的特征量;以及

特征量图像数据生成步骤,特征量图像数据生成部基于所述特征量来生成特征量图像数据。

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,使该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信号的接收深度及接收方向相应的多个频谱;

频带设定步骤,频带设定部使用与具有互不相同的带宽的多个候选频带各自的频谱相

关联的参数,来设定在计算各频谱的特征量时使用的频带;

特征量计算步骤,特征量计算部基于所述频带来计算各频谱的特征量;以及

特征量图像数据生成步骤,特征量图像数据生成部基于所述特征量来生成特征量图像数据。

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] 以往,已知如下一种技术(例如参照专利文献1):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,计算具有与组织性状相应的特性的超声波信号的频谱的特征量,基于该特征量生成用于辨别组织性状的特征量图像。在该技术中,通过对接收到的超声波信号的频率进行分析来获取频谱,之后计算规定的频带的频谱的近似式,根据该近似式来提取特征量。

[0003] 专利文献1:国际公开第2012/011414号

发明内容

[0004] 发明要解决的问题

[0005] 在上述的专利文献1所记载的技术中,在计算频谱的特征量时设定的频带不依赖超声波的接收深度、观测对象的组织而为固定。因此,未必根据超声波的接收深度、组织来设定适当的频带,有可能影响辨别观测对象的组织性状时的精度。

[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] 为了解决上述的问题并达成目的,本发明所涉及的超声波观测装置基于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;频带设定部,其使用与具有互不相同的带宽的多个候选频带各自的频谱相关联的参数,来设定在计算由所述频率分析部计算出的各频谱的特征量时使用的频带;特征量计算部,其基于由所述频带设定部设定的频带来计算各频谱的特征量;以及特征量图像数据生成部,其生成用于显示与由所述特征量计算部计算出的特征量有关的信息的特征量图像数据。

[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,所述频带设定部具备:包络线检测部,其检测所述频谱的包络线;参数提取部,其针对所述多个候选频带分别提取与对所述包络线进行近似的近似直线相关联的参数;变化量计算部,其计算所述参数提取部针对各所述候选频带提取出的多个参数中的、针对具有规定的关系的两个所述候选频带分别提取出的两个参数的变化量;以及决定部,其根据由所述变化量计算部计算出的

所述变化量来决定所述频带。

[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,所述参数提取部将所述候选频带的频率的最小值保持固定并将最大值依次增大来设定所述多个候选频带,每设定一个所述候选频带都利用直线对所述包络线进行近似来提取参数,之后向所述变化量计算部输出所述参数,在所述参数提取部已经执行至少两次参数提取处理的情况下,所述变化量计算部计算最新的参数与在前一次的参数提取处理中提取出的参数的差来作为所述变化量,在所述变化量计算部已经执行至少两次变化量计算处理的情况下,所述决定部将最新的所述变化量与在前一次的变化量计算处理中计算出的所述变化量进行比较,在该比较的结果为所述变化量的符号为0或从一方的符号变化为另一方的符号的情况下,将在所述前一次的参数提取处理中提取所述参数时的所述候选频带决定为所述频带,所述参数提取部、所述变化量计算部以及所述决定部重复执行以上处理直到所述决定部决定所述频带为止。

[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,所述参数提取部通过对所述包络线进行回归分析来计算所述直线,将进行该计算得到的所述直线的斜率作为所述参数。

[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,所述参数提取部将所述候选频带的频率的最小值保持固定并将最大值依次增大来设定所述多个候选频带,针对各候选频带,利用直线对所述包络线进行近似来提取参数,所述变化量计算部计算针对带宽的值相邻的两个所述候选频带分别提取出的两个所述参数的差来作为所述变化量,所述决定部将所述变化量的绝对值设为两个所述候选频带中的带宽较小的一个候选频带的最大频率的函数来计算近似曲线,基于使所述绝对值在该近似曲线上成为最小时的所述最大频率来决定所述频带。

[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,所述参数提取部将所述候选频带的频率的最小值保持固定并将最大值依次增大来设定所述多个候选频带,针对各候选频带,利用直线对所述包络线进行近似来提取参数,所述变化量计算部计算针对带宽的值相邻的两个所述候选频带分别提取出的两个所述参数的差来作为所述变化量,所述决定部将所述变化量设为两个所述候选频带中的带宽较小的一个候选频带的最大频率的函数来计算近似曲线,基于使值在该近似曲线上为零时的所述最大频率来决定所述频带。

[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,所述参数提取部计算在将所述候选频带的所述包络线上的采样点分别投影到多个投影直线时各投影直线上的频数分布,基于使该频数分布的统计性偏差最小的投影直线来计算所述直线的斜率,将进行该计算得到的所述直线的斜率作为所述参数。

[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,所述参数提取部计算在将所述候选频带的所述包络线上的采样点分别投影到多个投影直线时各投影直线上的频数分布,基于指标来选择在计算所述直线的斜率时使用的投影直线,基于所选择的该投影直线来计算所述直线的斜率,将进行该计算得到的所述直线的斜率作为所述参数,其中,所述指标是使用该频数分布的最频值和统计性偏差来定义的,所述最频值越大则该指标取的值越大,并且所述统计性偏差越小则该指标取的值越大。

[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,所述特征量计算部在通过回归分析对所述频带的包络线进行近似之后,进行用于减少在超声波传输时产生的衰减的贡献的衰减校正,由此计算所述频谱的特征量。

[0017] 在本发明所涉及的超声波观测装置的工作方法中,该超声波观测装置基于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: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信号的接收深度及接收方向相应的多个频谱;频带设定步骤,频带设定部使用与具有互不相同的带宽的多个候选频带各自的频谱相关联的参数,来设定在计算各频谱的特征量时使用的频带;特征量计算步骤,特征量计算部基于所述频带来计算各频谱的特征量;以及特征量图像数据生成步骤,特征量图像数据生成部基于所述特征量来生成特征量图像数据。

[0018] 本发明所涉及的超声波观测装置的工作程序的特征在于,使该超声波观测装置执行以下步骤,该超声波观测装置基于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,上述步骤包括: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信号的接收深度及接收方向相应的多个频谱;频带设定步骤,频带设定部使用与具有互不相同的带宽的多个候选频带各自的频谱相关联的参数,来设定在计算各频谱的特征量时使用的频带;特征量计算步骤,特征量计算部基于所述频带来计算各频谱的特征量;以及特征量图像数据生成步骤,特征量图像数据生成部基于所述特征量来生成特征量图像数据。

[0019] 发明的效果

[0020] 根据本发明,使用与具有互不相同的带宽的多个候选频带各自的频谱相关联的参数来设定计算频谱的特征量时使用的频带,基于所设定的频带来计算各频谱的特征量,因此在对频谱进行近似时,能够适应性地决定最适于分析的频带。因而,能够高精度地辨别观测对象的组织性状。

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包络线检测部检测出的频谱的包络线的例子的图。

[0026] 图6是示意性地表示本发明的实施方式1所涉及的超声波观测装置的特征量提取部执行的特征量提取处理的概要的图。

[0027] 图7是表示本发明的实施方式1所涉及的超声波观测装置的决定部执行的频带决定处理的概要的图。

[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的近似部执行的近似处理的概要的图。

[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的频率分析部执行的处理的概要的流程图。

[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频带设定部执行的频带设定处理的概要的流程图。

[0032] 图12是本发明的实施方式1的效果的图。

[0033] 图13是说明现有技术的概要的图。

[0034] 图14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频带设定部执行的频带设定处理的概要的图。

[0035] 图15是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的频带设定部执行的频带设定处理的概要的图。

[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参数提取部执行的参数提取处理的概要的流程图。

[0037] 图17A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参数提取部执行的参数提取处理的概要(第一例)的图。

[0038] 图17B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参数提取部执行的参数提取处理的概要(第二例)的图。

[0039] 图18是示意性地表示本发明的实施方式2的超声波观测装置参数提取部计算与投影直线正交的直线的斜率的处理的图。

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。更一般地,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。

[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。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 Proccesing 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数据以使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;频带设定部333,其使用与具有互不相同的带宽的多个候选频带各自的频谱相关联的参数,来设定在计算由频率分析部332计算出的各频谱的特征量时使用的频带;以及特征量计算部334,其基于由频带设定部333设定的频带来计算各频谱的特征量。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进行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地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、且扫描一样的组织的情况下,通过进行STC校正来使亮度值不依赖于深度而为固定。即,能够获得从B模式图像的亮度值排除了衰减的影响的效果。

[0054] 另一方面,在如本实施方式那样利用对超声波的频谱进行计算并进行分析得到的结果的情况下,存在即使进行STC校正也未必能够准确地排除伴随超声波的传播而发生的衰减的影响这样的问题。原因在于,一般地,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,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校正的信号排除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。一般地,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)。

[0060] 频率分析部332计算的“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] 一般地,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。

[0062] 频带设定部333具有:包络线检测部333a,其检测频谱的包络线;参数提取部333b,其针对包含与由包络线检测部333a检测出的包络线的最大值对应的频率的多个候选频带中的每个候选频带,提取与在各候选频带对包络线进行近似的近似曲线相关联的参数;变化量计算部333c,其计算参数提取部333b针对每个候选频带提取出的多个参数中的、针对具有规定的关系的两个候选频带分别提取出的两个参数的变化量;以及决定部333d,其根据由变化量计算部333c计算出的参数的变化量来决定频带。

[0063] 包络线检测部333a利用公知的包络线检测处理来检测频谱的包络线。图5是表示由包络线检测部333a检测出的频谱的包络线的例子的图。该图所示的包络线 C 表示将强度 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) $l=10\log_{10}(l_0/l_c)$ 的相对于频率 f 的分布。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。

[0064] 参数提取部333b通过在候选频带对由包络线检测部333a检测出的包络线进行回归分析,来对包络线进行直线近似,提取进行近似得到的直线的斜率来作为参数。图6是示意性地表示参数提取部333b执行的参数提取处理的概要的图。参数提取部333b通过回归分析来计算在候选频带 $U_n=\{f|f_s<f<f_n\}$ 对包络线 C 进行近似得到的直线,将得到的近似直线(回归直线) L_n 的斜率作为参数。候选频带 U_n 的开始频率 f_s 被设定为比使包络线 C 取最大值的波峰频率 f_p 小规定值的频率(常数)。另外,关于候选频带 U_n 的最大频率 $f_n(n=0,1,2,\dots)$, $f_n>f_{\max}$ 且 $f_n=f_{n-1}+\Delta f(\Delta f>0)$ 。在此, Δf 为规定的常数,是与开始频率 f_s 相比充分小的值。参数提取部333b一边使 n 的值增加一边计算直线的斜率,直到决定部333d决定了频带为止。此外,关于伴随着开始频率 f_s 和候选频带的变更所产生的最大频率的增加量 Δf ,能够任意地设定,也可以由用户通过输入部35来输入设定。

[0065] 变化量计算部333c计算从针对候选频带 U_{n+1} 计算出的参数 P_{n+1} 减去针对候选频带

U_n 计算出的参数 P_n 得到的值 $P_{n+1}-P_n$,来作为参数的变化量 ΔP_n 。变化量计算部333c计算参数的变化量 ΔP_n ,直到决定部333d决定了频带为止。

[0066] 决定部333d基于由变化量计算部333c计算出的参数的变化量的符号来决定频带。图7是表示决定部333d执行的频带决定处理的概要的图。在图7中,横轴表示计算参数的变化量的两个候选频带(U_n, U_{n+1})($n=0, 1, \dots$),纵轴表示两个候选频带(U_n, U_{n+1})的参数的变化量 $\Delta P_n=P_{n+1}-P_n$ 。在图7所示的情况下,在表示两个候选频带(U_n, U_{n+1})的 n 的值为 $n=0, 1, \dots, N-1$ 时, $\Delta P_n \leq 0$,另一方面,在 n 的值为 $n=N$ 时, $\Delta P_n (= \Delta P_N) > 0$ 。决定部333d将参数的变化量 ΔP_n 从“0以下”变化为“正”时的两个候选频带(U_n, U_{n+1})中的带宽较小的一方的候选频带 U_N 设为频带。以下,将成为频带的候选频带 U_N 的最大频率 f_N 称为结束频率 f_e 。

[0067] 特征量计算部334具有:近似部334a,其通过回归分析来利用直线对频谱的包络线进行近似,由此计算频谱的校正前特征量;以及衰减校正部334b,其基于多个衰减率候选值分别对由近似部334a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。

[0068] 近似部334a针对规定频带中的频谱的包络线进行回归分析来利用一次式进行近似,由此计算使进行该近似得到的一次式具有特征的校正前特征量。例如,在图5所示的包络线C的情况下,近似部334a通过在由频带设定部333设定的频带(候选频带)进行回归分析而得到包络线C的近似直线。图8是表示近似部334a执行的近似处理的概要的图。图8所示的直线 L_{U0} 是通过在候选频带 U 利用一次式 $l = a_0f + b_0$ 对包络线C进行近似而得到的近似直线。近似部334a计算斜率 a_0 、截距 b_0 以及候选频带 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_{U0} 对应的校正前特征量。此外,近似部334a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。

[0069] 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。

[0070] 衰减校正部334b使用赋予每单位长度和每单位频率的超声波的衰减量的衰减率来进行衰减校正。一般地,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,在一样的组织内,衰减量 $A(f, z)$ 与频率成比例,用以下的式(1)表示。

$$[0071] \quad A(f, z) = 2\alpha z f \quad \dots(1)$$

[0072] 在此,比例常数 α 是被称为衰减率的量,赋予每单位长度和每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。

[0073] 衰减校正部334b针对由近似部334a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 。

$$[0074] \quad a = a_0 + 2\alpha z \quad \dots(2)$$

[0075] $b=b_0 \quad \dots(3)$

[0076] $c=c_0+A(f_M, z)=c_0+2\alpha_z f_M (=af_M+b) \quad \dots(4)$

[0077] 从式(2)、(4)也显而易见地,衰减校正部334b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。

[0078] 图8所示的直线 L_u 是表示具有由衰减校正部334b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_u 的式子表示如下。

[0079] $l=af+b=(a_0+2\alpha_z)f+b_0 \quad \dots(5)$

[0080] 从该式(5)也显而易见地,与衰减校正前的直线 L_{u0} 相比,直线 L_u 的斜率较大($a>a_0$)且截距相同($b=b_0$)。

[0081] 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,其生成显示与由特征量计算部334计算出的特征量有关的信息的特征量图像数据。

[0082] 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。

[0083] 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。

[0084] 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334计算出的特征量相关联的视觉信息,来生成特征量图像数据。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调与上述的斜率、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也可以将色调与从斜率、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,除了有色调、亮暗(明度)之外,例如还能够列举饱和度、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。

[0085] 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。

[0086] 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;参数信息存储部372,其存储由参数提取部333b针对每个候选频带提取出的参数的信息;以及频带信息存储部373,其存储由频带设定部333设定的

频带的信息。

[0087] 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。

[0088] 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。

[0089] 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。

[0090] 图9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)。

[0091] 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)。

[0092] 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。

[0093] 放大校正部331对从发送和接收部31输出的RF数据以使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来进行放大校正。

[0094] 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。

[0095] 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)。

[0096] 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。

[0097] 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。

[0098] 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。

[0099] 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。

[0100] 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),在追加零数据之前被作用窗函数。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。

[0101] 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)。

[0102] 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 。

[0103] 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。

[0104] 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。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。

[0105] 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、接收方向以及识别信息一同被保存于频谱信息存储部371。在此,识别信息是用于在后述的频带设定处理时识别频谱的信息,例如包含对各频谱依次赋予的识别编号 $i=0,1,2,\dots,i_{\max}$ 的信息。在本实施方式1中,该识别编号 i 具有后述的频带设定处理中的计数值的功能。

[0106] 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。

[0107] 继以上所说明的步骤S5的频率分析处理之后,频带设定部333按频谱设定特征量计算用的频带(步骤S6)。图11是表示该步骤S6中的频带设定处理的概要的流程图。以下,参

照图11详细地说明频带设定处理。

[0108] 首先,频带设定部333将用于识别频谱的计数值 i 设定为0(步骤S31)。

[0109] 接着,包络线检测部333a从频谱信息存储部371获取与计数值 i 对应的频谱,检测获取到的频谱的包络线(步骤S32)。其结果为,检测到例如图5所示的包络线C。

[0110] 之后,参数提取部333b设定开始频率 f_s (步骤S33)。具体地说,参数提取部333b提取与处理对象的包络线的强度的峰值对应的波峰频率 f_p ,将比波峰频率 f_p 小规定值的频率设为开始频率 f_s 。此外,该步骤S33也可以是从存储部37读出由用户预先通过输入部35输入设定的开始频率 f_s 的值来进行设定的处理。

[0111] 参数提取部333b将循环的计数值 n 设定为0(步骤S34)。接着,参数提取部333b通过回归分析来计算候选频带 $U_n = \{f | f_s < f < f_n\}$ 中的包络线的近似直线,提取该近似直线的斜率来作为参数 P_n ,将参数 P_n 并写入参数信息存储部372来进行存储(步骤S35)。

[0112] 之后,参数提取部333b判定计数值 n 是否为0(步骤S36)。在计数值 n 为0的情况下(步骤S36:“是”),参数提取部333b使计数值 n 增加1(步骤S37),返回步骤S35的处理。在此,当计数值 n 增加1时,候选频带的最大频率的值如上述那样增加 Δf 。在计数值 n 不为0的情况下(步骤S36:“否”),参数提取部333b转移到步骤S38的处理。

[0113] 在步骤S38中,变化量计算部333c计算两个候选频带(U_{n-1}, U_n)中的近似直线的斜率的差来作为参数的变化量(步骤S38)。具体地说,变化量计算部333c从由参数提取部333b计算出的候选频带 U_n 中的近似直线的斜率(参数 P_n)减去该候选频带 U_{n-1} 中的近似直线的斜率(参数 P_{n-1})来计算参数的变化量 $\Delta P_n = P_{n+1} - P_n$,将计算结果写入到参数信息存储部372来进行存储。

[0114] 决定部333d判定由变化量计算部333c计算出的参数的变化量的符号是否从“0以下”变化为“正”(步骤S39)。具体地说,决定部333d在由变化量计算部333c计算出的最新的参数的变化量 ΔP_n 的符号为“正”的情况下,确认前一次由变化量计算部333c计算出的参数的变化量 ΔP_{n-1} 的符号是否为“0以下”,由此判定参数的变化量的符号是否从“0以下”变化为“正”。在判定的结果为参数的变化量的符号从“0以下”变化为“正”的情况下(步骤S39:“是”),决定部333d将候选频带 U_{n-1} 设为频带 U (步骤S40)。例如,在图7中示出了将候选频带 $U_N (N=n-1)$ 设定为频带 U 的情况。另一方面,在判定的结果为参数的变化量的符号没有从“0以下”变化为“正”的情况下(步骤S39:“否”),频带设定部333转移到步骤S37的处理。

[0115] 之后,频带设定部333判定计数值 i 是否大于规定值 i_{max} (步骤S41)。在判定的结果为 $i > i_{max}$ 的情况下(步骤S41:“是”),频带设定部333结束频带设定处理。另一方面,在判定的结果为 $i \leq i_{max}$ 的情况下(步骤S41:“否”),频带设定部333使计数值 i 增加1(步骤S42),返回步骤S32的处理。

[0116] 在以上说明的步骤S6的频带设定处理之后,近似部334a基于频带 $U = \{f | f_s < f \leq f_e\}$ 中的近似直线来计算校正前特征量(步骤S7)。作为校正前特征量,能够列举例如上述的近似直线的斜率、截距以及频带中心对应强度中的至少一个。

[0117] 接着,衰减校正部334b对校正前特征量进行衰减校正(步骤S8)。由此,计算排除了超声波传播中的衰减的影响后的特征量。在图8所示的情况下,该衰减校正处理的结果,能够得到直线 L_U 。

[0118] 之后,特征量图像数据生成部342使用在步骤S8中计算出的特征量和在步骤S3中

生成的B模式图像数据来生成特征量图像数据(步骤S9)。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显示与所接收到的特征量图像数据对应的特征量图像。

[0119] 在步骤S9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~S9的处理。

[0120] 图12是说明本实施方式1的效果的图。在图12中,包络线C'是在与包络线C的接收深度相同的接收深度从具有不同的组织性状的组织的频谱检测出的包络线。具体地说,示出了包络线C的组织的粒径大于包络线C'的组织的粒径的情况。直线 L_{u0} '是由近似部334a在针对包络线C'设定的频带 $U' = \{f | f_s < f \leq f_e'\}$ 计算出的近似直线。在本实施方式1中,适应性地决定特征量计算用的频带,因此针对包络线C设定的频带U与针对包络线C'设定的频带U'不同。其结果,两个近似直线 L_{u0} 、 L_{u0}' 的在各频带U、U'中的斜率显然是不同的。

[0121] 与此相对地,在现有技术中,只要接收深度相同,就使用相同的频带。图13是例示了为了进行比较而对与图12相同的包络线C、C'应用现有技术的情况下得到的近似直线的图。在图13所示的情况下,针对包络线C、C',在相同的频带 $U(\text{fix}) = \{f | f_s < f \leq f_e(\text{fix})\}$ 求出了近似直线。其结果,包络线C的近似直线 $L_{u0}(\text{fix})$ 的斜率与包络线C'的近似直线 $L_{u0}'(\text{fix})$ 的斜率未产生较大的差异,不能明确地区分两个组织。

[0122] 这样,根据本发明的实施方式1,在对频谱进行近似时,适应性地决定最适于分析的频带,因此与至少按接收深度将频带设为固定的现有技术相比,即使是接收深度相同也能够明确地区分组织性状不同的情况。因而,根据本实施方式1,能够高精度地辨别观测对象的组织性状。

[0123] 另外,根据本实施方式1,在多个候选频带分别提取对包络线进行近似的近似直线的斜率来作为与近似直线相关联的参数,计算针对每个候选频带提取出的多个参数中的针对候选频带的带宽的值相邻的两个候选频带分别提取出的两个参数的变化量,基于该变化量的符号的变化来决定频带,由此能够根据组织性状细致地设定频带。

[0124] 此外,在本实施方式1中,也可以设为,参数提取部333b通过在候选频带对由包络线检测部333a检测出的包络线进行回归分析来对包络线进行直线近似,提取进行近似得到的直线的截距来作为参数。

[0125] (实施方式1的变形例1)

[0126] 图14是表示本实施方式1的变形例1的频带设定处理的概要的图。在本变形例1中,参数提取部333b针对多个候选频带 $U_n (n=1, 2, \dots, n_{\max})$ 提取参数 P_n 。接着,与实施方式1同样地,变化量计算部333c针对多个候选频带 U_n 计算两个候选区域(U_n, U_{n+1})的参数的变化量 ΔP_n 。决定部333d将参数的变化量 ΔP_n 的绝对值 $|\Delta P_n|$ 作为两个候选频带中的带宽较小的候选频带 U_n 的最大频率 f_n 的函数来求近似曲线。该近似曲线例如通过进行回归分析而获得。图14所示的曲线 K_1 是本变形例1的近似曲线的例子。决定部333d通过将使绝对值 $|\Delta P_n|$ 在曲线 K_1 上为最小值 $|\Delta P_n|_{\min}$ 的频率 f_{\min} 设为结束频率 f_e 来决定频带。

[0127] 根据本变形例1,能够获得与实施方式1同样的效果。另外,根据本变形例1,能够更细致地设定频带,因此能够进一步提高组织性状的辨别精度。

[0128] (实施方式1的变形例2)

[0129] 图15是表示本实施方式1的变形例2的频带设定处理的概要的图。在本变形例2中,

参数提取部333b针对多个候选频带 U_n ($n=1, 2, \dots, n_{\max}$)提取参数 P_n 。接着,与实施方式1同样地,变化量计算部333c计算两个候选区域(U_n, U_{n+1})的参数的变化量 ΔP_n 。之后,决定部333d将参数的变化量 ΔP_n 作为两个候选频带中的带宽较小的候选频带 U_n 的最大频率 f_n 的函数来求近似曲线。该近似曲线例如也通过进行回归分析而获得。图15所示的曲线 K_2 是本变形例2的近似曲线的例子。决定部333d通过将曲线 K_2 上 $\Delta P_n=0$ 的频率 f_{\min} 设为结束频率 f_e 来设定频带。

[0130] 根据本变形例2,能够获得与实施方式1同样的效果。另外,根据本变形例2,与变形例1同样地,能够更细致地设定频带,因此能够进一步提高组织性状的辨别精度。

[0131] (实施方式2)

[0132] 本发明的实施方式2与实施方式1的不同在于参数提取部333b进行的参数的计算方法。具体地说,在本实施方式2中,参数提取部333b求出将采样点投影到与包络线设定在相同平面内的多个投影直线的情况下的频数分布,决定求出的频数分布中的统计性偏差最小的投影直线,提取与该投影直线正交的直线的斜率来作为包络线的参数。此外,本实施方式2所涉及的超声波观测装置的结构与实施方式1中所说明的超声波观测装置3的结构相同。

[0133] 图16是表示本实施方式2中参数提取部333b进行的包络线的参数提取处理(图11的步骤S35)的概要的流程图。图17A和图17B是示意性地表示参数提取部333b进行的参数提取处理的概要的图。以下,参照图16、17A以及17B来说明包络线的参数提取处理。

[0134] 首先,参数提取部333b将用于识别投影直线的计数值 μ 设定为0(步骤S51)。

[0135] 参数提取部333b生成角度参数 θ_μ 的投影直线(步骤S52)。该角度参数 θ_μ 是与提供包络线的平面(横轴:频率 f 、纵轴:强度 I)中的投影直线的斜率相关联的角度。换言之,投影直线的斜率以 $\tan\theta_\mu$ 来赋予。在图17A中记载了计数值 $\mu=\mu_1$ (角度参数 $\theta_\mu=\theta_{\mu_1}$)的情况下的投影直线 FL_{μ_1} 。另外,在图17B中记载了计数值 $\mu=\mu_2$ (角度参数 $\theta_\mu=\theta_{\mu_2}$)的情况下的投影直线 FL_{μ_2} 。在此, $\mu_1 \neq \mu_2$,当将计数值 μ 的最大值设为 μ_{\max} 时,满足 $0 \leq \mu_1, \mu_2 \leq \mu_{\max}$ 。

[0136] 接着,参数提取部333b将候选频带 U_n 的包络线 C 的采样点投影到投影直线来获取投影直线上的频数分布(步骤S53)。图17A所示的曲线 H_{μ_1} 是与参数提取部333b针对投影直线 FL_{μ_1} 获取到的频数分布对应的直方图。另外,图17B所示的曲线 H_{μ_2} 是与参数提取部333b针对投影直线 FL_{μ_2} 获取到的频数分布对应的直方图。

[0137] 之后,参数提取部333b计算在步骤S53中获取到的频数分布的方差,将该方差写入参数信息存储部372来进行存储(步骤S54)。

[0138] 之后,参数提取部333b判定计数值 μ 是否大于最大值 μ_{\max} (步骤S55)。在判定的结果为 $\mu > \mu_{\max}$ 的情况下(步骤S55:“是”),参数提取部333b转移到步骤S56的处理。另一方面,在判定的结果为 $\mu \leq \mu_{\max}$ 的情况下(步骤S55:“否”),参数提取部333b使计数值 μ 增加1(步骤S57),返回步骤S52的处理。在此,参数提取部333b使计数值 μ 增加1时的角度参数的增加量 $\Delta\theta$ 不依赖于 μ 而为固定。关于该增加量 $\Delta\theta$,能够任意地设定,也可以由用户通过输入部35来输入设定。

[0139] 在步骤S56中,参数提取部333b参照参数信息存储部372来提取方差最小的投影直线(步骤S56),该方差赋予对采样点进行投影时得到的频数分布的统计性偏差。接着,参数提取部333b计算与在步骤S56中提取出的投影直线正交的直线的斜率,并将该斜率作为包

络线C的参数 P_n 写入参数信息存储部372来进行存储(步骤S58)。

[0140] 图18是示意性地表示该步骤S58的处理的图。在图18中,例示了频数分布的方差最小的投影直线为投影直线 $FL_{\mu 2}$ 的情况。在该情况下,参数提取部333b提取与投影直线 $FL_{\mu 2}$ 正交的直线 $L_{\mu 2}$ 的斜率来作为参数 P_n 。关于直线 $L_{\mu 2}$ 的斜率,使用角度参数 $\theta_{\mu 2}$ 表示为 $\tan(\theta_{\mu 2} + 90^\circ)$ 。

[0141] 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,在对频谱进行近似时,适应性地决定最适于分析的频带,因此与至少按接收深度将频带固定的现有技术相比,即使接收深度相同也能够明确地区分组织性状不同的情况。因而,根据本实施方式2,能够更高精度地辨别观测对象的组织性状。

[0142] 另外,在本实施方式2中,也是针对多个候选频带分别提取对包络线进行近似的近似直线的参数,计算针对每个候选频带提取出的多个参数中的、针对候选频带的带宽的值相邻的两个候选频带分别提取出的两个参数的变化量,根据该变化量的符号的变化来决定频带,由此能够根据组织性状细致地设定频带。

[0143] 此外,在本实施方式2中,作为用于赋予将候选频带内的采样点投影到投影直线时的频数分布的统计性偏差的量,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的差、特征量的分布的半值宽度中的任一个。另外,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,使用方差的倒数的值最大的投影直线来决定参数,这是不言而喻的。

[0144] 另外,在本实施方式2中,也可以是,参数提取部333b求出将采样点投影到与包络线设定在相同平面内的多个投影直线的情况下的频数分布,决定求出的频数分布中的统计性偏差最小的投影直线,提取与该投影直线正交且经过该投影直线上频数最高的点的直线的截距来作为包络线的参数。图18所示的直线 $L_{\mu 2}$ 是满足这两个条件的直线。

[0145] 另外,在本实施方式2中,也可以是,除了基于频数分布的统计性偏差以外还基于指标来设定用于计算参数的投影直线,该指标是使用与该频数分布对应的直方图的最频值来定义的,最频值越大则指标取的值越大,并且统计性偏差越小则指标取的值越大。具体地说,也可以是,在将统计性偏差设为方差的情况下,将(最频值)/(方差)作为指标来针对每条投影直线进行计算,使用该指标的值最大的投影直线来计算包络线的参数。

[0146] (其它的实施方式)

[0147] 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,也可以对频谱进行衰减校正,之后进行频带设定处理和特征量计算处理。在该情况下,也可以在特征量计算处理中不进行衰减校正处理。

[0148] 另外,对超声波内窥镜以外的超声波探头也能够应用。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。

[0149] 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。

[0150] 产业上的可利用性

[0151] 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观测对象的组织性状是有用的。

[0152] 附图标记说明

[0153] 1:超声波诊断系统;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;311:信号放大部;331:放大校正部;332:频率分析部;333:频带设定部;333a:包络线检测部;333b:参数提取部;333c:变化量计算部;333d:决定部;334:特征量计算部;334a:近似部;334b:衰减校正部;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;372:参数信息存储部;373:频带信息存储部。

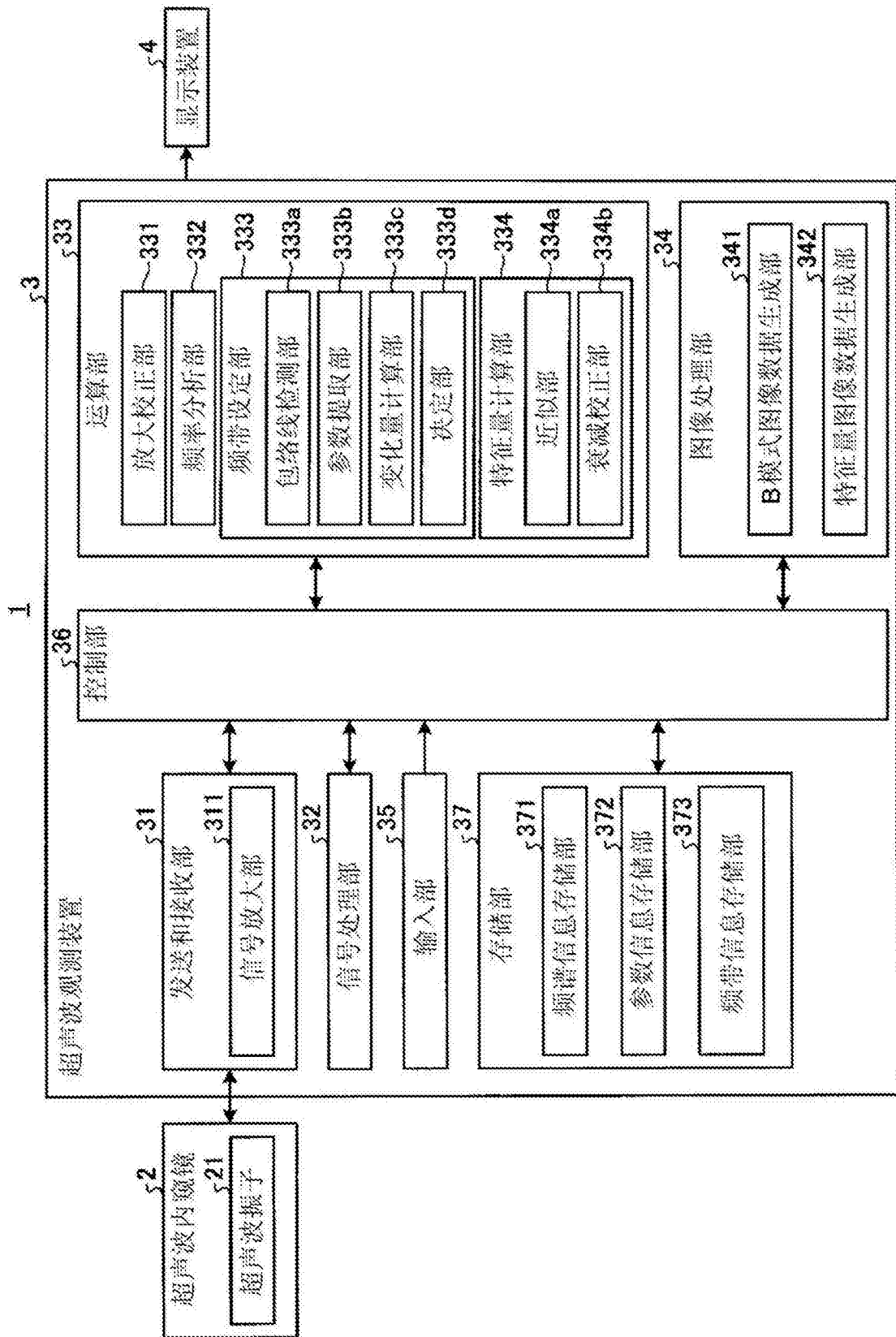


图1

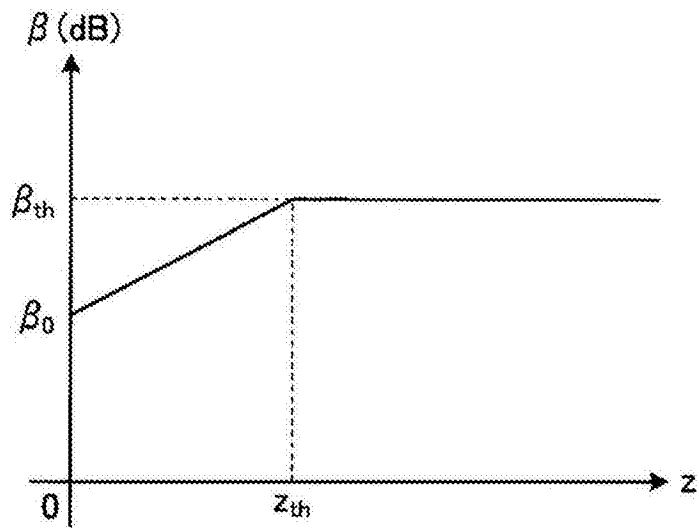


图2

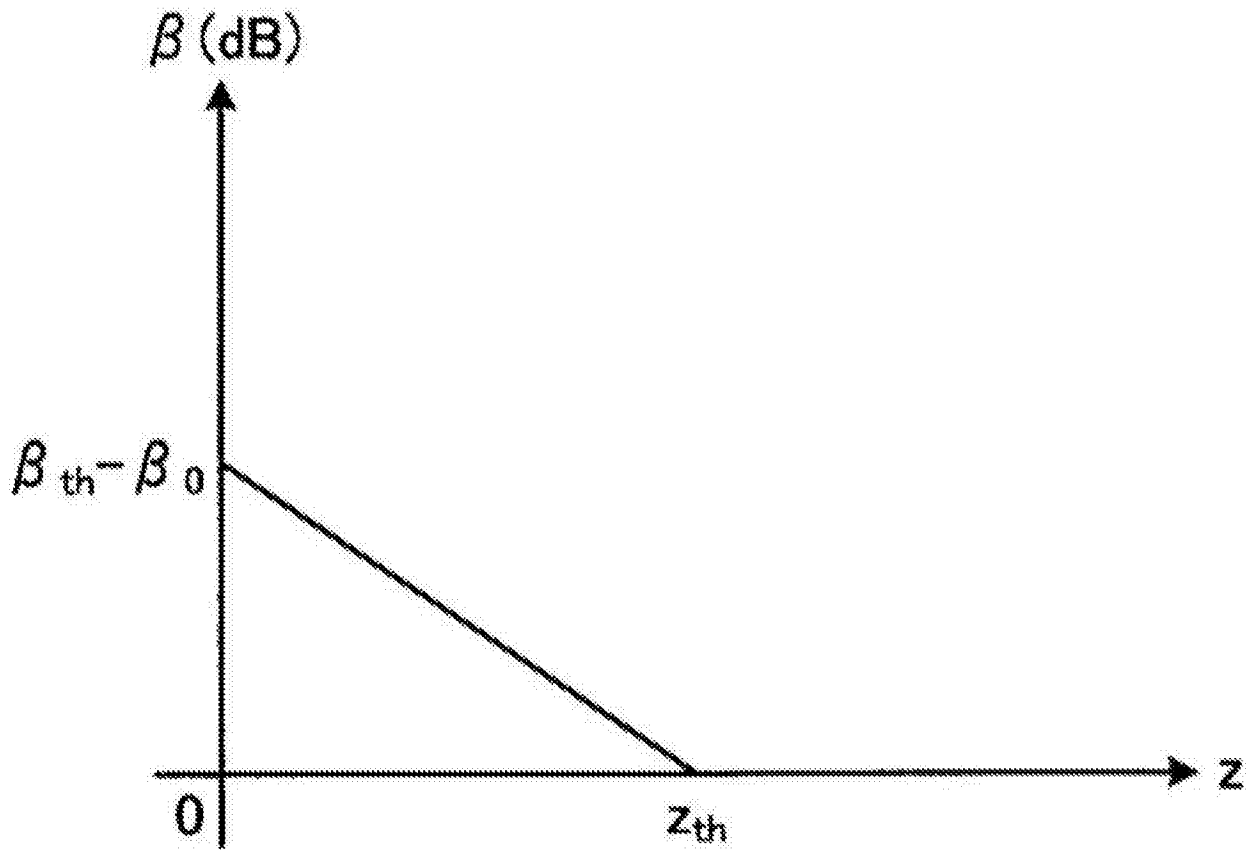


图3

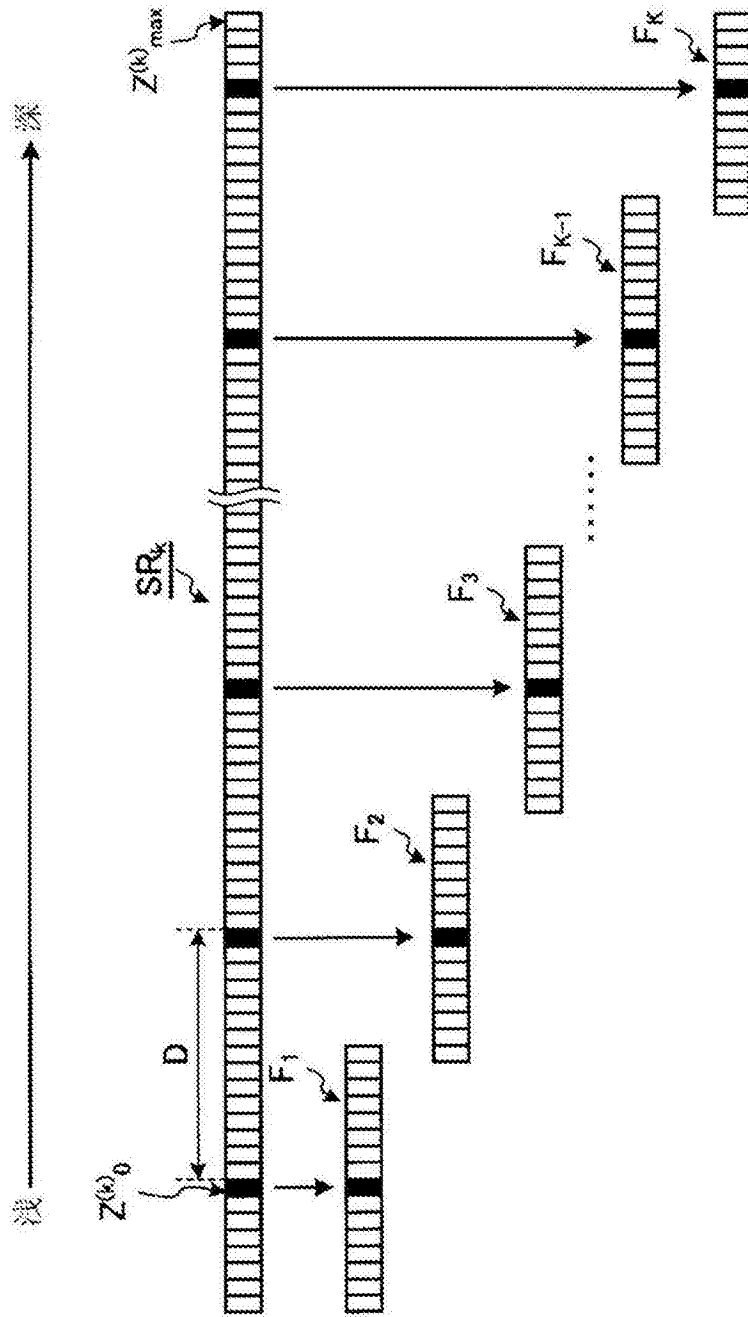


图4

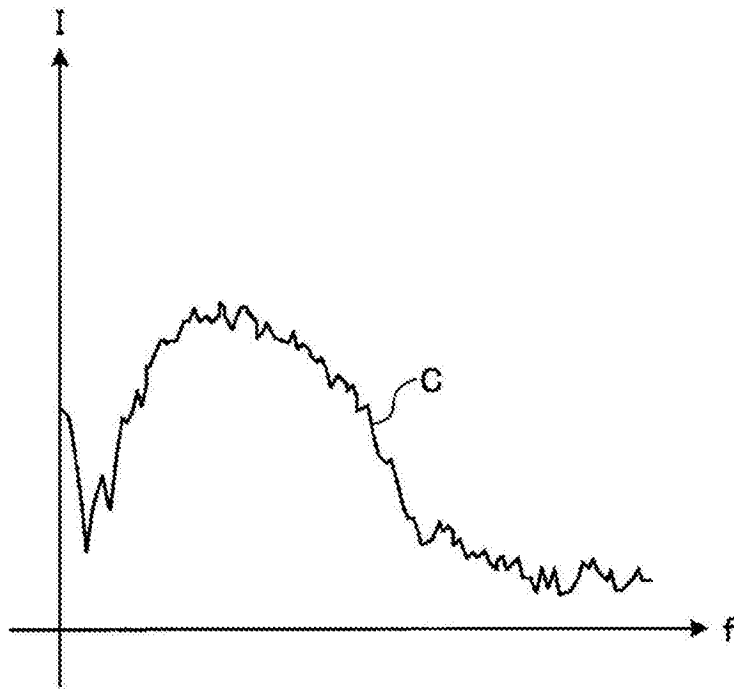


图5

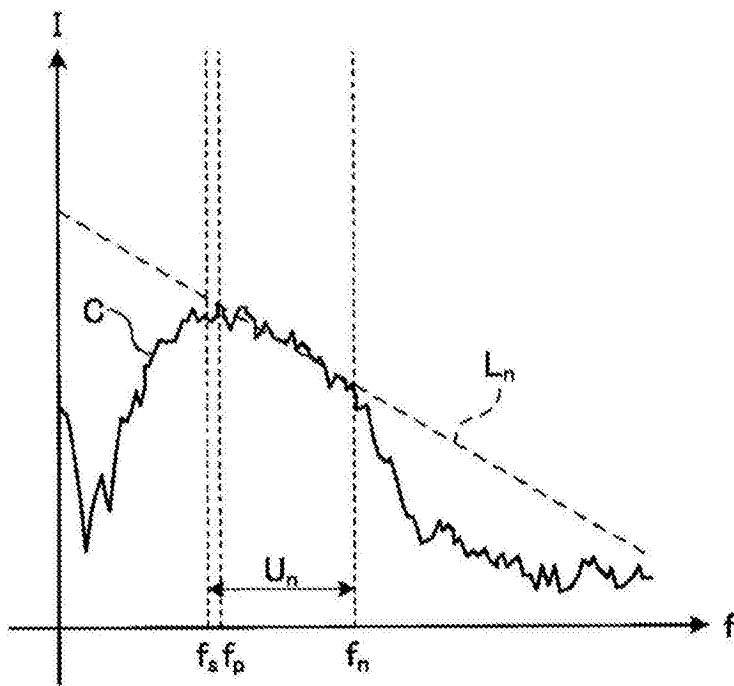


图6

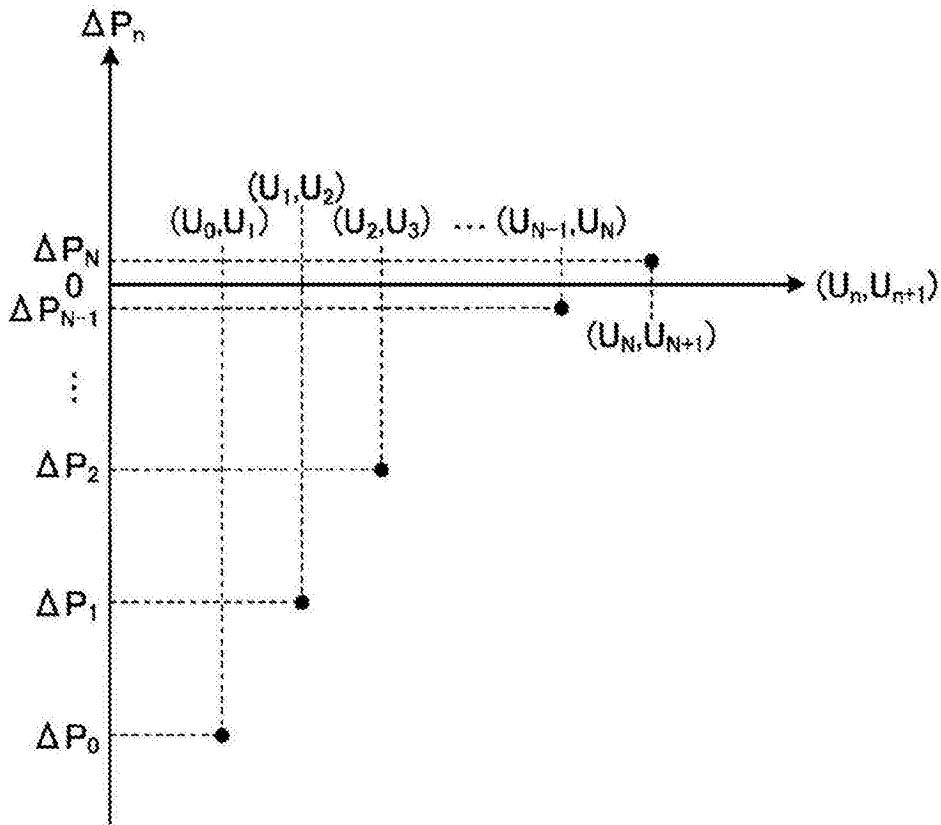


图7

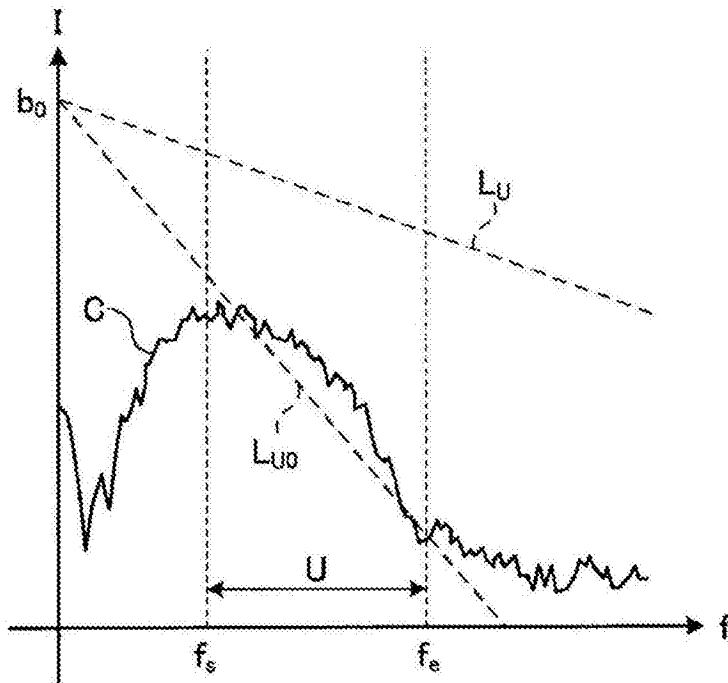


图8

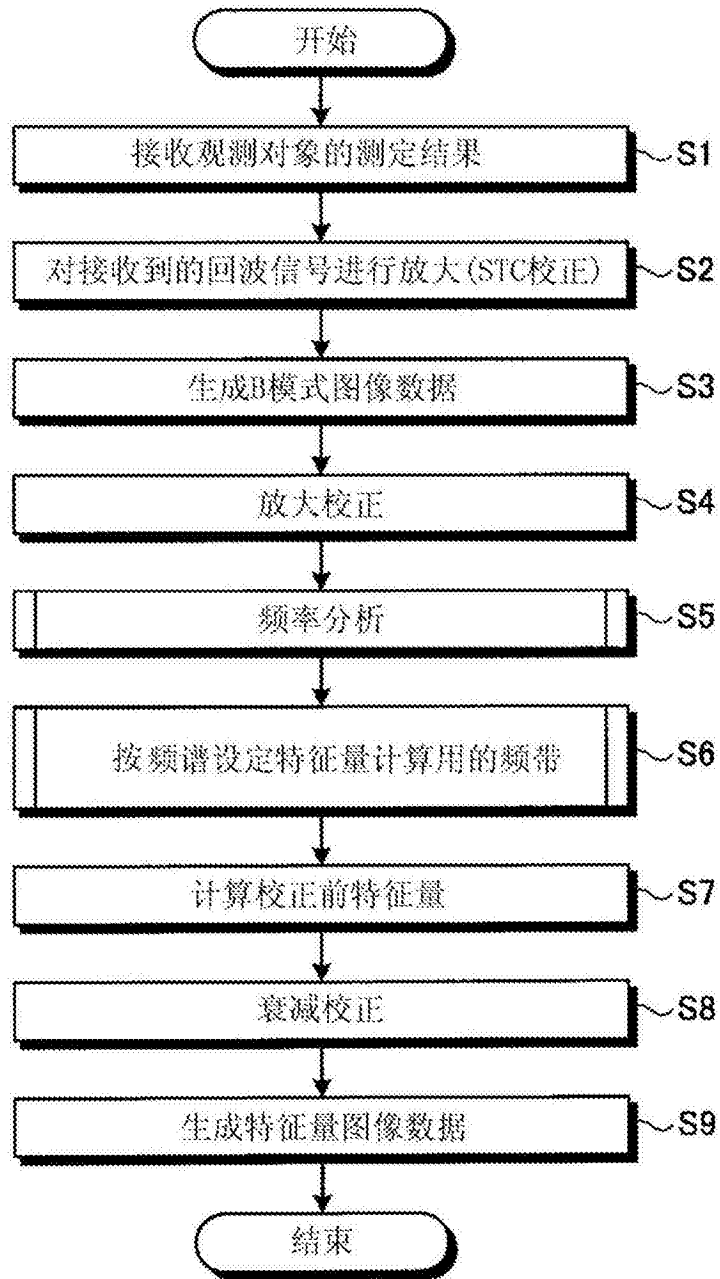


图9

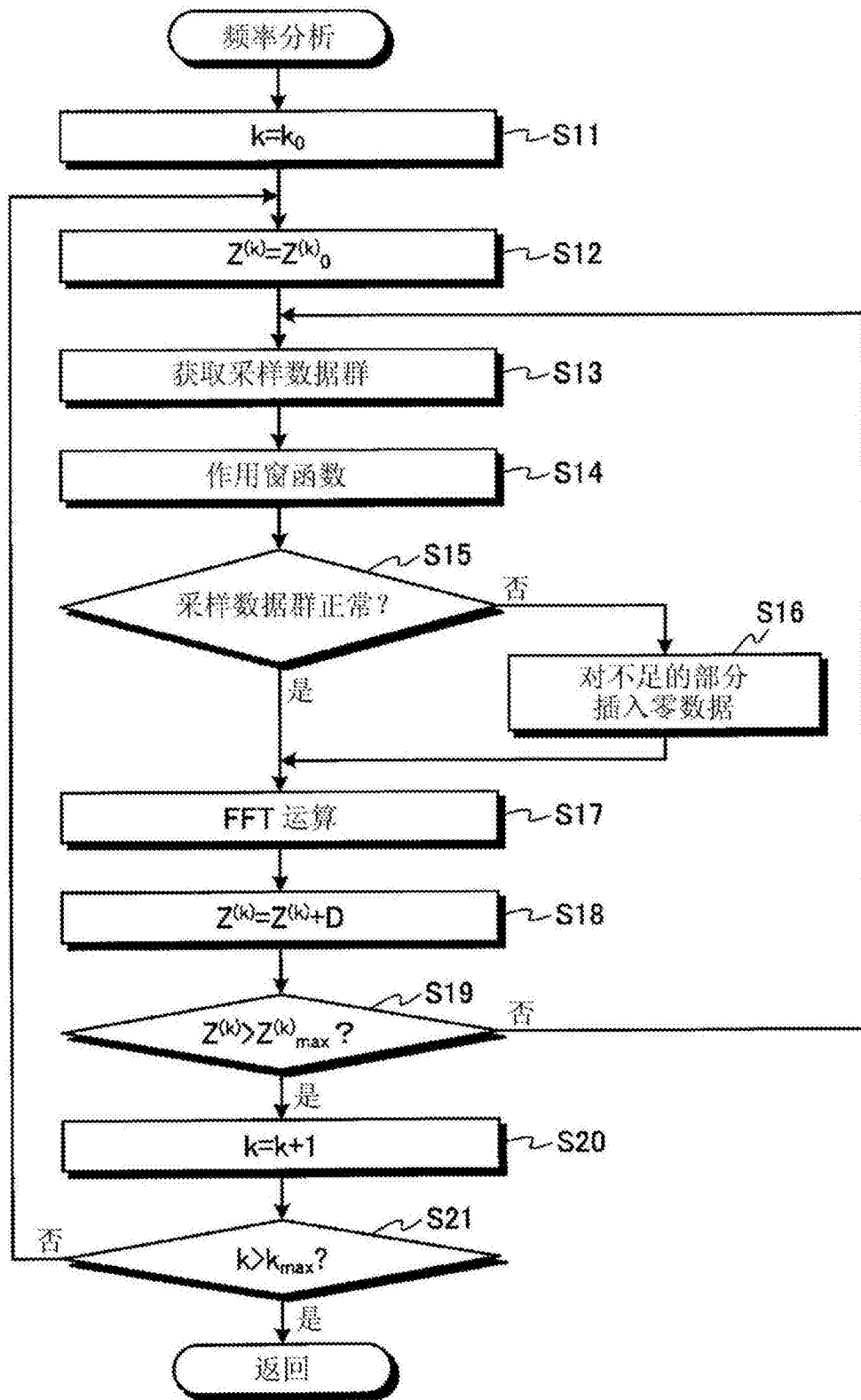


图10

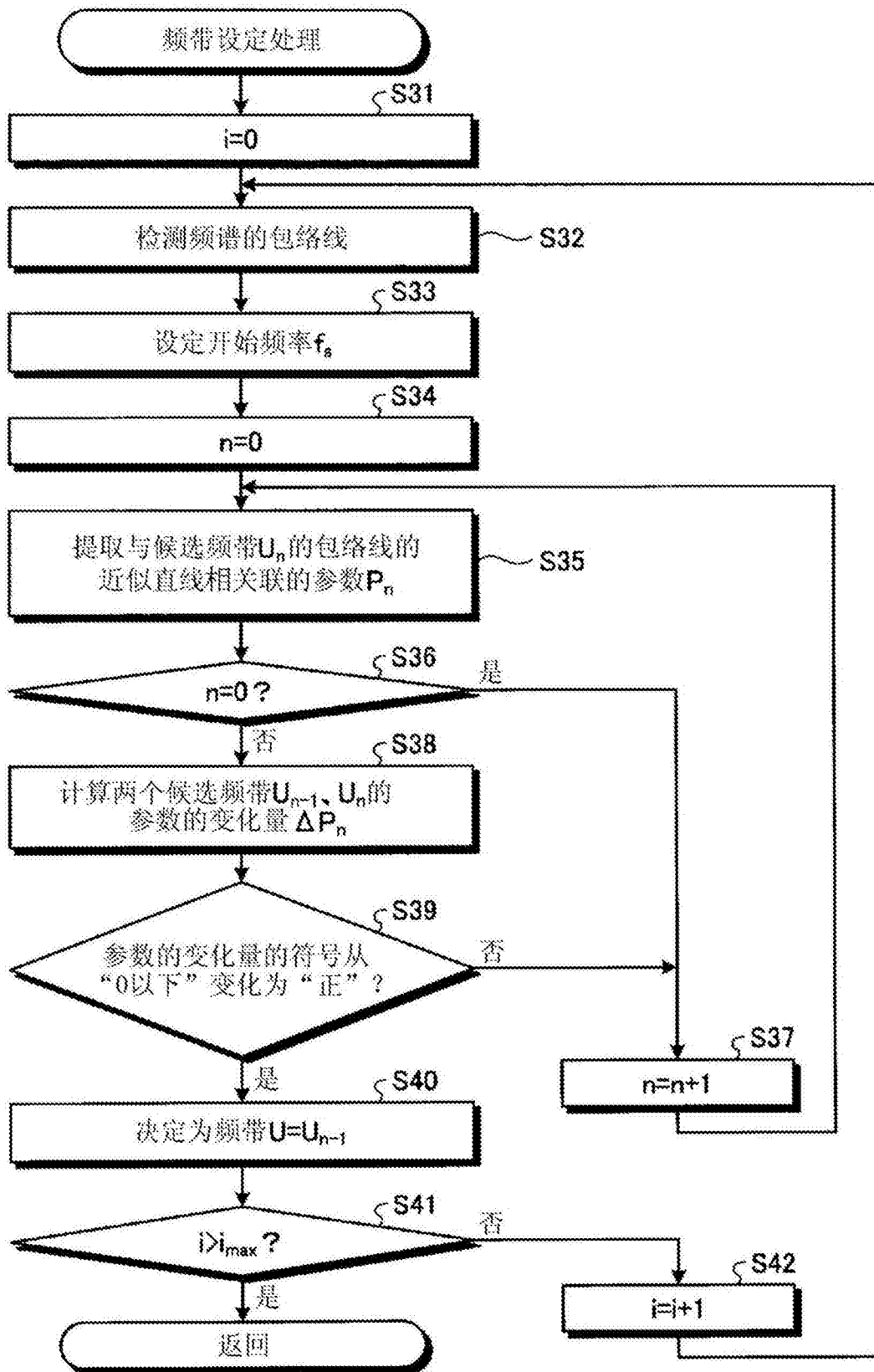


图11

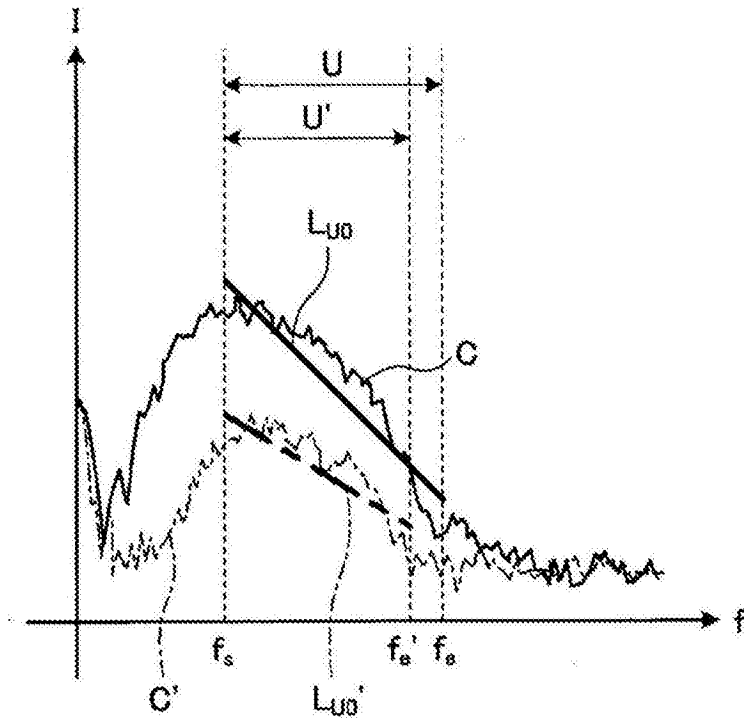


图12

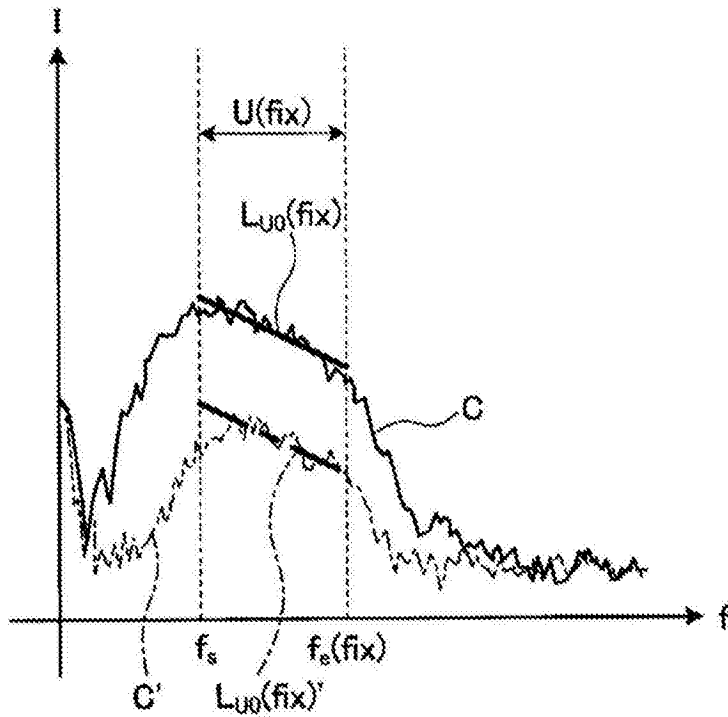


图13

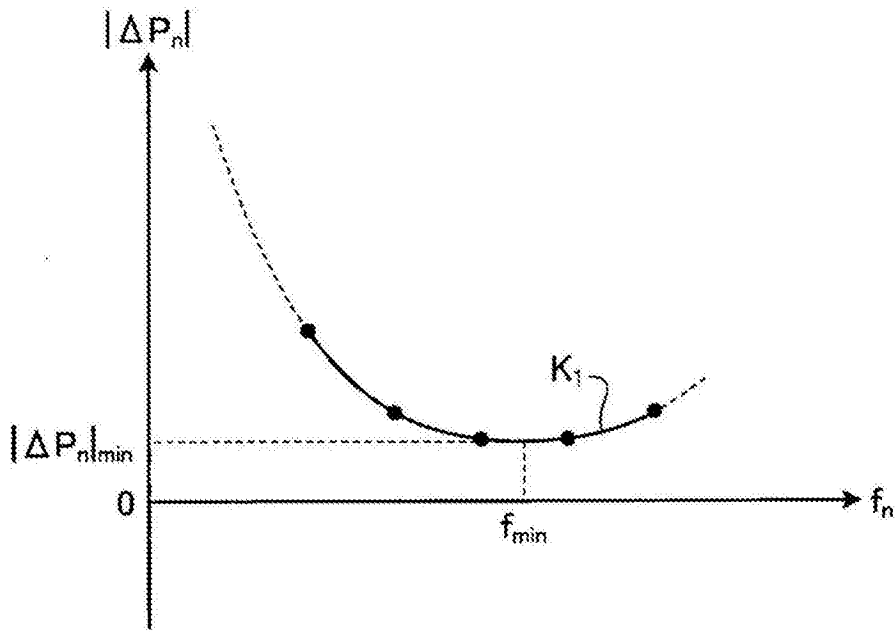


图14

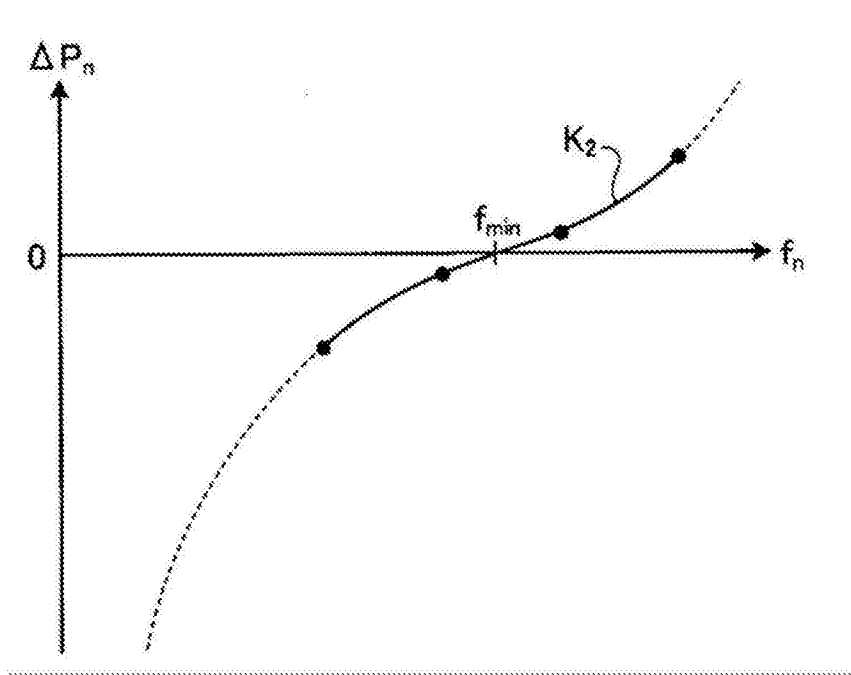


图15

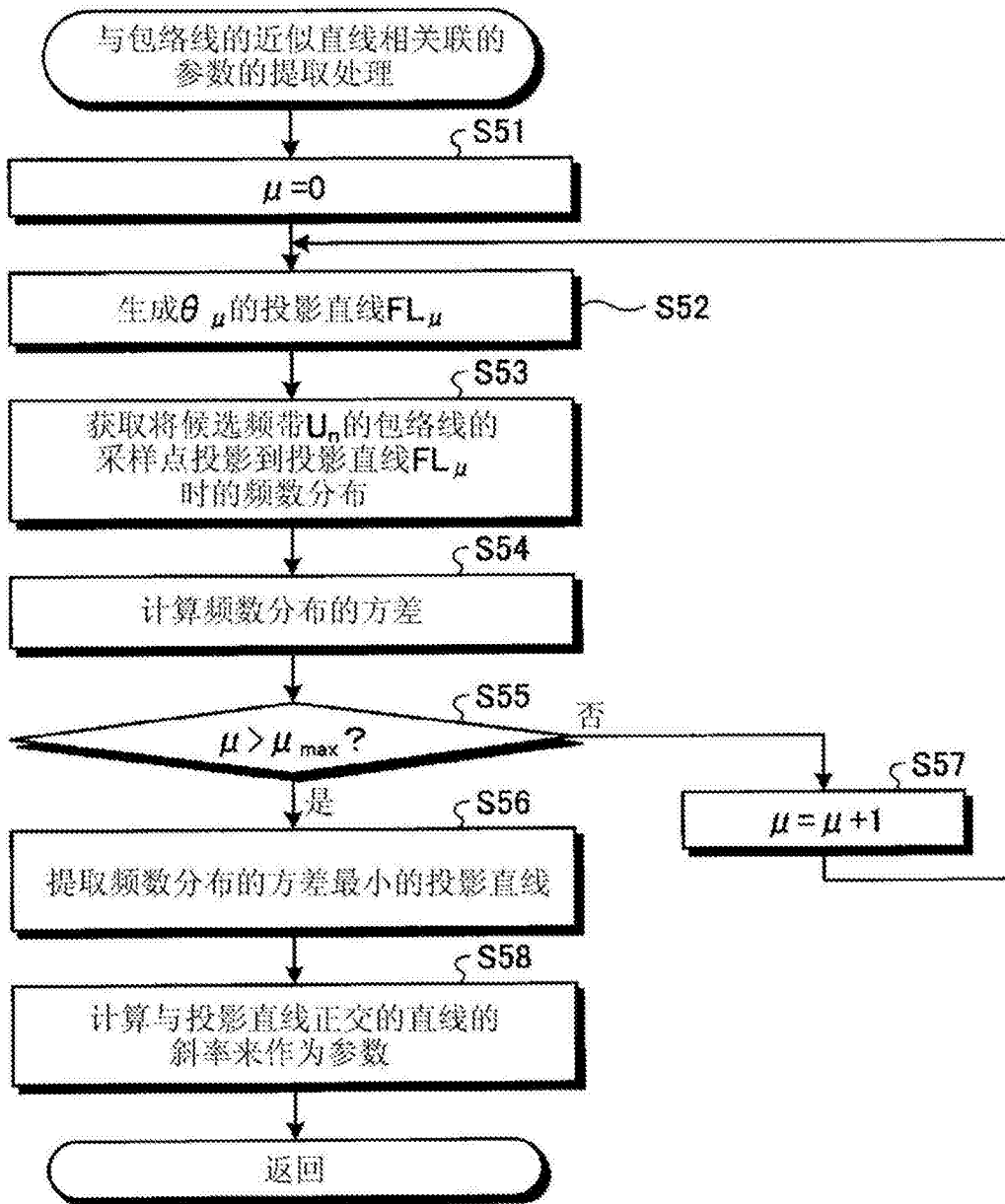


图16

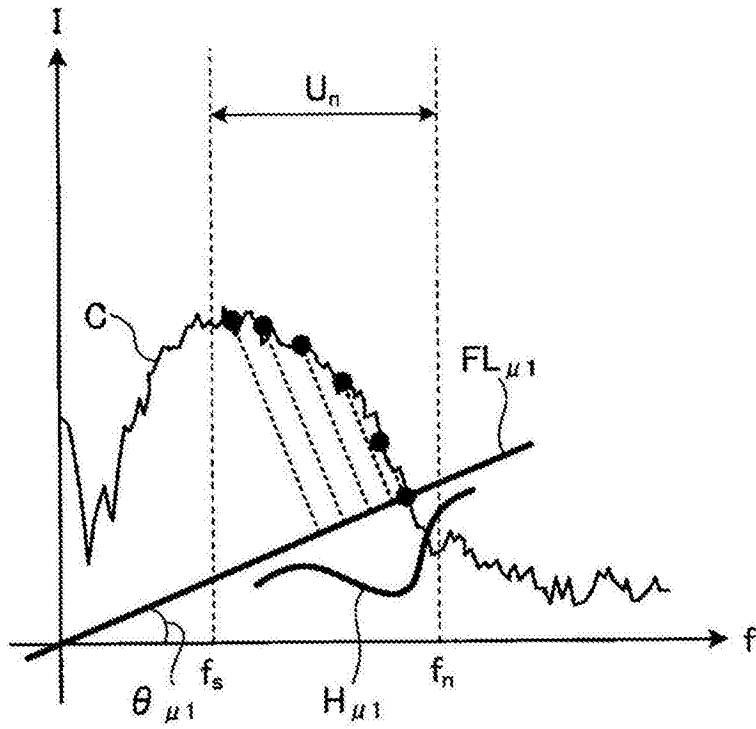


图17A

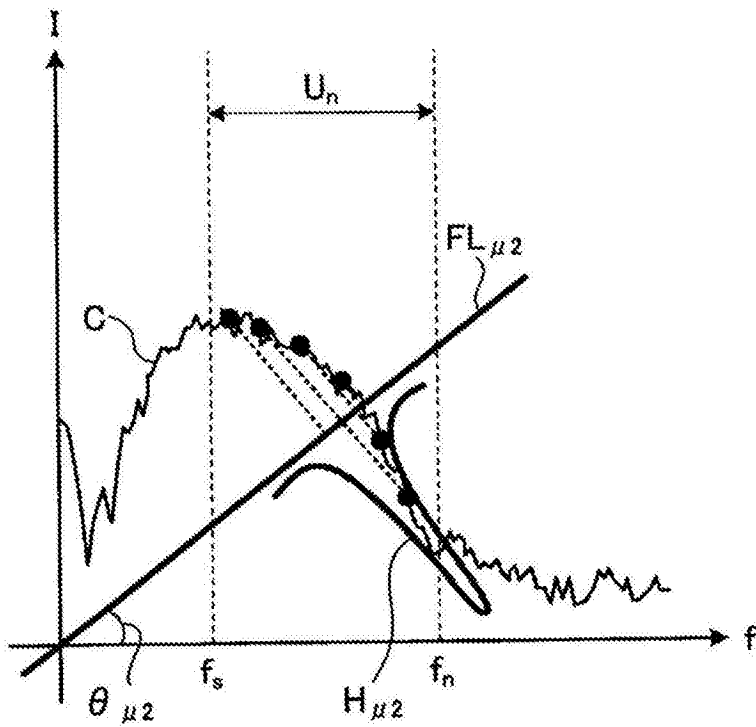


图17B

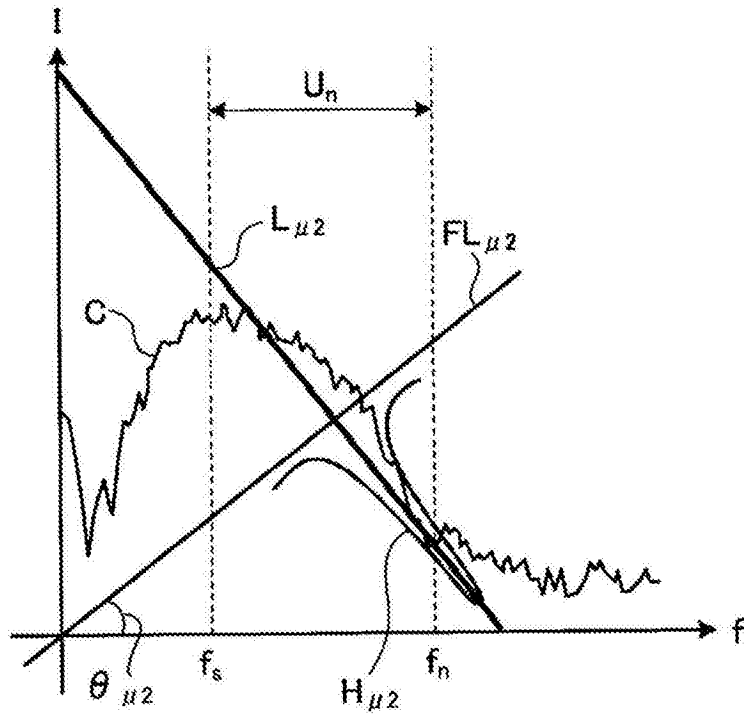


图18

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	CN105939672A	公开(公告)日	2016-09-14
申请号	CN201580006713.1	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	中辻知宏		
发明人	中辻知宏		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/5207 A61B8/08 A61B8/0891 A61B8/12 A61B8/4444 A61B8/4483 A61B8/5246 A61B8/5269 A61B8/5284 A61B8/54 G01S7/52033 G01S7/52036 G01S15/8977 G06T7/00		
代理人(译)	刘新宇 张会华		
优先权	2014259473 2014-12-22 JP		
其他公开文献	CN105939672B		
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；频带设定部，其使用与具有互不相同的带宽的多个候选频带各自的频谱相关联的参数，来设定在计算由频率分析部计算出的各频谱的特征量时使用的频带；特征量计算部，其基于由频带设定部设定的频带来计算各频谱的特征量；以及特征量图像数据生成部，其生成用于显示与由特征量计算部计算出的特征量有关的信息的特征量图像数据。

