



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 108472018 B

(45) 授权公告日 2021.01.05

(21) 申请号 201680076326.X

(22) 申请日 2016.12.19

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 108472018 A

(43) 申请公布日 2018.08.31

(30) 优先权数据
2015-252210 2015.12.24 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2018.06.22

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/JP2016/087836 2016.12.19

(87) PCT国际申请的公布数据
W02017/110756 JA 2017.06.29

(73) 专利权人 奥林巴斯株式会社
地址 日本东京都

(72) 发明人 市川纯一

(74) 专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事务
所(普通合伙) 11277

代理人 刘新宇

(51) Int.Cl.
A61B 8/12 (2006.01)
A61B 8/14 (2006.01)

(56) 对比文件
EP 2526870 B1, 2014.01.01
WO 2013132717 A1, 2013.09.12
CN 103153195 A, 2013.06.12
CN 104411250 A, 2015.03.11
CN 104582584 A, 2015.04.29
CN 104546005 A, 2015.04.29
CN 104125804 A, 2014.10.29
CN 103750861 A, 2014.04.30
CN 102970937 A, 2013.03.13
CN 102970936 A, 2013.03.13
CN 103200876 A, 2013.07.10

审查员 李陆美

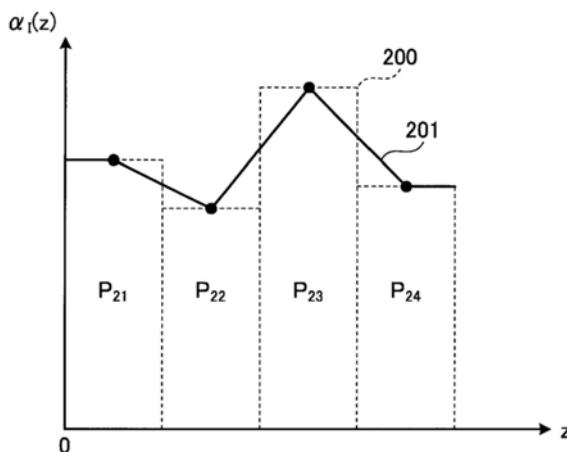
权利要求书3页 说明书18页 附图15页

(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

超声波观测装置具备:特征量计算部,其通过分析超声波信号来计算超声波信号的特征量;衰减率设定部,其将对超声波图像预先设定的关心区域分割为多个分割区域,基于由特征量计算部计算出的特征量,针对多个分割区域的各分割区域设定赋予超声波在观测对象中传播时的衰减特性的衰减率;衰减率校正部,其对至少包括相邻的分割区域的边界的范围内的衰减率进行校正,以使该衰减率在相邻的分割区域间平滑地变化;以及特征量校正部,其使用由衰减率校正部进行校正后的衰减率来进行特征量的衰减校正,由此计算校正特征量。



1. 一种超声波观测装置, 基于由具备超声波振子的超声波探头获取到的超声波信号来生成超声波图像, 所述超声波振子向观测对象发送超声波并且接收由该观测对象反射的超声波, 所述超声波观测装置的特征在于, 具备:

特征量计算部, 其通过分析所述超声波信号来计算所述超声波信号的特征量;

衰减率设定部, 其将针对所述超声波图像预先设定的关心区域分割为多个分割区域, 针对所述多个分割区域的各分割区域设定衰减率;

衰减率校正部, 其对至少包括相邻的分割区域的边界的范围内的所述衰减率进行校正, 使得该衰减率在所述相邻的分割区域间平滑地变化;

特征量校正部, 其使用由所述衰减率校正部进行校正后的衰减率来进行所述特征量的衰减校正, 由此计算校正特征量。

2. 根据权利要求1所述的超声波观测装置, 其特征在于,

所述衰减率校正部使用直线或者曲线对包括所述相邻的分割区域的边界的范围内的所述衰减率进行插值。

3. 根据权利要求1所述的超声波观测装置, 其特征在于,

所述衰减率校正部具有滤波器, 该滤波器用于使包括所述相邻的分割区域的边界的范围平滑化。

4. 根据权利要求1所述的超声波观测装置, 其特征在于,

还具备平滑化部, 该平滑化部使由所述特征量计算部计算出的所述特征量沿着所述超声波的接收深度平滑化,

所述衰减率设定部基于由所述平滑化部进行了平滑化的所述特征量来设定所述衰减率。

5. 根据权利要求1所述的超声波观测装置, 其特征在于,

还具备频率分析部, 该频率分析部通过分析所述超声波信号的频率来计算与所述超声波信号的接收深度以及接收方向相应的多个频谱,

所述特征量计算部对所述多个频谱的特征量分别进行计算。

6. 根据权利要求5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各分割区域, 使用赋予所述超声波在所述观测对象中传播时的互不相同的衰减特性的多个每单位长度以及单位频率的衰减率候选值的各衰减率候选值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, 由此计算按每个所述衰减率候选值的所述各频谱的预备校正特征量, 基于该计算的结果从多个所述衰减率候选值之中设定对于所述观测对象而言最佳的衰减率,

所述衰减率校正部进行校正, 使得所述最佳的衰减率在沿着所述超声波信号的深度方向相邻的分割区域间平滑地变化,

所述特征量校正部使用由所述衰减率校正部进行校正后的每个所述分割区域的最佳的衰减率中的、存在于所述超声波振子的表面与采样点之间的所述分割区域的最佳的衰减率, 来计算所述采样点处的每单位频率的累计衰减率, 使用该累计衰减率来进行所述特征量的衰减校正, 由此计算校正特征量。

7. 根据权利要求6所述的超声波观测装置, 其特征在于,

所述衰减率设定部按每个所述衰减率候选值计算所述预备校正特征量的统计学偏差,

将使该统计学偏差最小的衰减率候选值设为所述最佳的衰减率。

8. 根据权利要求1所述的超声波观测装置,其特征在於,
所述特征量计算部计算所述超声波图像的亮度来作为所述特征量。

9. 根据权利要求6所述的超声波观测装置,其特征在於,
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一次式的在所述频带的中间频率处的值即频带中心对应强度中的一个或者多个来作为所述特征量,其中所述一个或者多个包括所述斜率和所述频带中心对应强度的任一方,

所述衰减率设定部基于所述斜率和所述频带中心对应强度的任一方来设定所述最佳的衰减率。

10. 根据权利要求9所述的超声波观测装置,其特征在於,
在将所述斜率作为所述特征量的情况下,所述衰减率设定部基于所述斜率来设定所述最佳的衰减率,在将所述频带中心对应强度作为所述特征量的情况下,所述衰减率设定部基于所述频带中心对应强度来设定所述最佳的衰减率。

11. 根据权利要求1所述的超声波观测装置,其特征在於,
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与所述校正特征量有关的信息同所述超声波图像一起显示的特征量图像数据。

12. 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具备超声波振子的超声波探头获取到的超声波信号来生成超声波图像,所述超声波振子向观测对象发送超声波并且接收由该观测对象反射的超声波,所述超声波观测装置的工作方法的特征在於,包括:

特征量计算步骤,特征量计算部通过分析所述超声波信号来计算所述超声波信号的特征量;

衰减率设定步骤,衰减率设定部将针对所述超声波图像预先设定的关心区域分割为多个分割区域,针对所述多个分割区域的各分割区域设定衰减率;

衰减率校正步骤,衰减率校正部对至少包括相邻的分割区域的边界的范围内的所述衰减率进行校正,使得该衰减率在所述相邻的分割区域间平滑地变化;以及

特征量校正步骤,特征量校正部使用在所述衰减率校正步骤中进行校正后的衰减率来进行所述特征量的衰减校正,由此计算校正特征量。

13. 根据权利要求12所述的超声波观测装置的工作方法,其特征在於,
在所述衰减率校正步骤中,使用直线或者曲线对包括所述相邻的分割区域的边界的范围内的所述衰减率进行插值。

14. 根据权利要求12所述的超声波观测装置的工作方法,其特征在於,
在所述衰减率校正步骤中,使用使包括所述相邻的分割区域的边界的范围平滑化的滤波器,来对包括所述相邻的分割区域的边界的范围内的所述衰减率进行校正。

15. 一种计算机可读的存储介质,存储有超声波观测装置的工作程序,该超声波观测装置基于由具备超声波振子的超声波探头获取到的超声波信号来生成超声波图像,所述超声波振子向观测对象发送超声波并且接收由该观测对象反射的超声波,该存储介质的特征在於,

所述工作程序使所述超声波观测装置执行以下步骤:

特征量计算步骤,特征量计算部通过分析所述超声波信号来计算所述超声波信号的特征量;

衰减率设定步骤,衰减率设定部将针对所述超声波图像预先设定的关心区域分割为多个分割区域,针对所述多个分割区域的各分割区域设定衰减率;

衰减率校正步骤,衰减率校正部对至少包括相邻的分割区域的边界的范围内的所述衰减率进行校正,使得该衰减率在所述相邻的分割区域间平滑地变化;以及

特征量校正步骤,特征量校正部使用在所述衰减率校正步骤中进行校正后的衰减率来进行所述特征量的衰减校正,由此计算校正特征量。

16. 根据权利要求15所述的存储介质,其特征在于,

在所述衰减率校正步骤中,使用直线或者曲线对包括所述相邻的分割区域的边界的范围内的所述衰减率进行插值。

17. 根据权利要求15所述的存储介质,其特征在于,

在所述衰减率校正步骤中,使用使包括所述相邻的分割区域的边界的范围平滑化的滤波器,来对包括所述相邻的分割区域的边界的范围内的所述衰减率进行校正。

超声波观测装置、超声波观测装置的工作方法以及超声波观测装置的工作程序

技术领域

[0001] 本发明涉及一种使用超声波对观测对象的组织进行观测的超声波观测装置、超声波观测装置的工作方法以及超声波观测装置的工作程序。

背景技术

[0002] 以往,关于使用超声波对观测对象的组织进行观察的超声波观测装置,公知一种对接收信号进行校正以补偿生物体组织的依赖于频率的衰减的技术(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以及脉冲压缩处理所得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,在校正从对超声波进行发送和接收的探头表面离开的关心区域的接收信号时,没有考虑到达该关心区域之前的衰减率的变化。因此,只能适用于观测对象的衰减率均一的情况,很难高精度地鉴别衰减率不均一的观测对象的组织性状。

[0006] 本发明是鉴于上述情况而完成的,目的在于提供一种能够高精度地鉴别衰减率不均一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来实现目的,本发明所涉及的超声波观测装置基于由具备超声波振子的超声波探头获取到的超声波信号来生成超声波图像,所述超声波振子向观测对象发送超声波并且接收由该观测对象反射的超声波,所述超声波观测装置的特征在于,具备:特征量计算部,其通过分析所述超声波信号来计算所述超声波信号的特征量;衰减率设定部,其将针对所述超声波图像预先设定的关心区域分割为多个分割区域,基于由所述特征量计算部计算出的所述特征量,针对所述多个分割区域的各分割区域设定赋予所述超声波在所述观测对象中传播时的衰减特性的衰减率;衰减率校正部,其对至少包括相邻的分割区域的边界的范围内的所述衰减率进行校正,使得该衰减率在所述相邻的分割区域间平滑地变化;以及特征量校正部,其使用由所述衰减率校正部进行校正后的衰减率来进行所述特征量的衰减校正,由此计算校正特征量。

[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,所述衰减率校正部使用直线或者曲线对包括所述相邻的分割区域的边界的范围内的所述衰减率进行插值。

[0010] 本发明所涉及的超声波观测装置的特征在于,上述发明中,所述衰减率校正部具有滤波器,该滤波器用于使包括所述相邻的分割区域的边界的范围平滑化。

[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,还具备平滑化部,该平滑化部用于使由所述特征量计算部计算出的所述特征量沿着所述超声波的接收深度平滑化,所述衰减率设定部基于由所述平滑化部进行平滑化后的所述特征量来设定所述衰减率。

[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,还具备频率分析部,该频率分析部通过分析所述超声波信号的频率来计算与所述超声波信号的接收深度以及接收方向相应的多个频谱,所述特征量计算部对所述多个频谱的特征量分别进行计算。

[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,所述衰减率设定部针对各分割区域,使用赋予所述超声波在所述观测对象中传播时的互不相同的衰减特性的多个每单位长度以及单位频率的衰减率候选值的各衰减率候选值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,由此计算按每个所述衰减率候选值的所述各频谱的预备校正特征量,基于该计算的结果从多个所述衰减率候选值之中设定对于所述观测对象而言最佳的衰减率,所述衰减率校正部进行校正,使得所述最佳的衰减率在沿着所述超声波信号的深度方向相邻的分割区域间平滑地变化,所述特征量校正部使用由所述衰减率校正部进行校正后的每个所述分割区域的最佳的衰减率中的、存在于所述超声波振子的表面与采样点之间的所述分割区域的最佳的衰减率,来计算所述采样点处的每单位频率的累计衰减率,使用该累计衰减率来进行所述特征量的衰减校正,由此计算校正特征量。

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

[0015] 本发明所涉及的超声波观测装置的特征在于,在上述发明中,所述特征量计算部计算所述超声波图像的亮度来作为所述特征量。

[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一次式的在所述频带的中间频率处的值即频带中心对应强度中的、包括所述斜率和所述频带中心对应强度的任一方的一个或者多个来作为所述特征量,所述衰减率设定部基于所述斜率和所述频带中心对应强度的任一方来设定所述最佳的衰减率。

[0017] 本发明所涉及的超声波观测装置的特征在于,在上述发明中,在将所述斜率作为所述特征量的情况下,所述衰减率设定部基于所述斜率来设定所述最佳的衰减率,在将所述频带中心对应强度设为所述特征量的情况下,所述衰减率设定部基于所述频带中心对应强度来设定所述最佳的衰减率。

[0018] 本发明所涉及的超声波观测装置的特征在于,在上述发明中,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与所述校正特征量有关的信息同所述超声波图像一起显示的特征量图像数据。

[0019] 本发明所涉及的超声波观测装置的工作方法是基于由具备超声波振子的超声波探头获取到的超声波信号来生成超声波图像的超声波观测装置的工作方法,所述超声波振子向观测对象发送超声波并且接收由该观测对象反射的超声波,所述超声波观测装置的工作方法的特征在于,包括:特征量计算步骤,特征量计算部通过分析所述超声波信号来计算所述超声波信号的特征量;衰减率设定步骤,衰减率设定部将针对所述超声波图像预先设

定的关心区域分割为多个分割区域,基于在所述特征量计算步骤中计算出的所述特征量,针对所述多个分割区域的各分割区域设定赋予所述超声波在所述观测对象中传播时的衰减特性的衰减率;衰减率校正步骤,衰减率校正部对至少包括相邻的分割区域的边界的范围内的所述衰减率进行校正,使得该衰减率在所述相邻的分割区域间平滑地变化;以及特征量校正步骤,特征量校正部使用在所述衰减率校正步骤中进行校正后的衰减率来进行所述特征量的衰减校正,由此计算校正特征量。

[0020] 本发明所涉及的超声波观测装置的工作程序的特征在于,使基于由具备超声波振子的超声波探头获取到的超声波信号来生成超声波图像的超声波观测装置执行以下步骤,所述超声波振子向观测对象发送超声波并且接收由该观测对象反射的超声波,所述步骤包括:特征量计算步骤,特征量计算部通过分析所述超声波信号来计算所述超声波信号的特征量;衰减率设定步骤,衰减率设定部将针对所述超声波图像预先设定的关心区域分割为多个分割区域,基于在所述特征量计算步骤中计算出的所述特征量,针对所述多个分割区域的各分割区域设定赋予所述超声波在所述观测对象中传播时的衰减特性的衰减率;衰减率校正步骤,衰减率校正部对至少包括相邻的分割区域的边界的范围内的所述衰减率进行校正,使得该衰减率在所述相邻的分割区域间平滑地变化;以及特征量校正步骤,特征量校正部使用在所述衰减率校正步骤中进行校正后的衰减率来进行所述特征量的衰减校正,由此计算校正特征量。

[0021] 发明的效果

[0022] 根据本发明,能够高精度地鉴别衰减率不均一的观测对象的组织性状。

附图说明

[0023] 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。

[0024] 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所进行的放大处理中的接收深度与放大率的关系的图。

[0025] 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所进行放大校正处理中的接收深度与放大率的关系的图。

[0026] 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。

[0027] 图5是表示由本发明的实施方式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的图。

[0028] 图6是示意性地表示超声波图像的显示区域中的关心区域内的分割区域的设定例的图。

[0029] 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后的预备校正特征量来作为参数的直线的图。

[0030] 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所得的预备校正特征量的分布例的图。

[0031] 图9是表示本发明的实施方式1所涉及的超声波观测装置的衰减率校正部所进行的校正处理的概要的图。

[0032] 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所进行的处理的概要的

流程图。

[0033] 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率分析部所执行的处理的概要的流程图。

[0034] 图12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所进行处理的概要的图。

[0035] 图13是表示本发明的实施方式1的变形例所涉及的超声波观测装置的衰减率校正部所进行的校正处理的概要的图。

[0036] 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。

[0037] 图15是表示由本发明的实施方式2所涉及的超声波观测装置的特征量计算部计算出的特征量(平滑化前的特征量)的例子的图。

[0038] 图16是表示由本发明的实施方式2所涉及的超声波观测装置的平滑化部实施平滑化处理后的特征量的例子的图。

[0039] 图17是表示本发明的实施方式2所涉及的超声波观测装置所进行的处理的概要的流程图。

[0040] 图18是表示具备另外的实施方式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。

[0041] 图19是表示另外的实施方式所涉及的超声波观测装置所进行处理的概要的流程图。

具体实施方式

[0042] 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”)。

[0043] (实施方式1)

[0044] 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且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。

[0045] 超声波内窥镜2在其前端部具有超声波振子21,该超声波振子21将从超声波观测装置3接收到的电脉冲信号转换为超声波脉冲(声脉冲)后向被检体照射,并且将由被检体反射的超声波回波转换为用电压变化表现的电回波信号后输出。超声波振子21可以是凸型振子、线性振子以及径向型振子中的任一种振子。超声波内窥镜2既可以使超声波振子21以机械方式进行扫描,也可以是如下方式: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有所延迟,由此使超声波振子21以电子方式进行扫描。

[0046] 超声波内窥镜2通常具有撮像光学系统和撮像元件,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)来拍摄消化管、呼吸器官、其周围脏器(胰脏、胆囊、胆管、胆道、淋巴结、纵膈脏器、血管等)。另外,超声波内窥镜2具有对在撮像时向被检体照射的照明光进行引导的光导件。该光导件的前端部到达超声波内窥镜2的

向被检体插入的插入部的前端,另一方面,该光导件的基端部与产生照明光的光源装置连接。

[0047] 超声波观测装置3具备发送和接收部31、信号处理部32、运算部33、图像处理部34、输入部35、控制部36以及存储部37。

[0048] 发送和接收部31与超声波内窥镜2电连接,基于期望的波形和发送定时向超声波振子21发送由高压脉冲构成的发送信号(脉冲信号),并且从超声波振子21接收作为电接收信号的回波信号来生成数字的高频(RF:Radio Frequency)信号的数据(以下,称为RF数据)并输出。发送和接收部31具有将回波信号放大的信号放大部311。信号放大部311进行回波信号的接收深度越大则以越高的放大率进行放大的STC(Sensitivity Time Control:灵敏度时间控制)校正。

[0049] 图2是表示信号放大部311所进行的放大处理中的接收深度与放大率的关系的图。图2所示的接收深度 z 是基于从超声波的接收开始时点起的经过时间计算出的量。如图2所示,在接收深度 z 小于阈值 z_{th} 的情况下,放大率 β (dB)随着接收深度 z 的增加而从 β_0 向 β_{th} ($>\beta_0$)线性地增加。另外,在接收深度 z 为阈值 z_{th} 以上的情况下,放大率 β (dB)取固定值 β_{th} 。阈值 z_{th} 的值是从观测对象接收的超声波信号几乎全部衰减而噪声处于支配地位那样的值。更一般地说,只要在接收深度 z 小于阈值 z_{th} 的情况下使放大率 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。在超声波内窥镜2具有使多个元件阵列状地设置而成的超声波振子21以电子方式进行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] 关于发送和接收部31所发送的脉冲信号的频带,优选设为将超声波振子21中的、从脉冲信号向超声波脉冲的电声转换的线性响应频带大致覆盖的宽频带。另外,关于信号放大部311中的回波信号的各种处理频带,优选设为将利用超声波振子21进行的从超声波回波向回波信号的声电转换的线性响应频带大致覆盖的宽频带。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ID的各种信息并向控制部36发送的功能。

[0053] 信号处理部32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。具体地说,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RF数据除以基准电压所得的量的常用对数且以分贝值表示。信号处理部32将所生成的B模式用接收数据输出到图像处理部34。关于信号处理部32,使用CPU(Central Processing Unit:中央处理器)等通用处理器、或者ASIC(Application Specific Integrated Circuit:专用集成电路)或FPGA(Field Programmable Gate Array:现场可编程门阵列)等执行特定的功能的专用的集成电路等来实现。

[0054] 运算部33对从发送和接收部31接收到的RF数据实施规定的运算。运算部33具有放大校正部331、频率分析部332、特征量计算部333、衰减率设定部334、衰减率校正部335以及特征量校正部336。关于运算部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] 放大校正部331对由发送和接收部31输出的RF数据进行放大校正以使放大率不依赖于接收深度而固定。图3是表示放大校正部331所进行的放大校正处理中的接收深度与放大率的关系的图。如图3所示,关于放大校正部331所进行的放大校正处理中的放大率 β (dB),在接收深度 z 为零的时,该放大率 β (dB)取最大值 $\beta_{th}-\beta_0$,在接收深度 z 为零到阈值 z_{th} 的期间,该放大率 β (dB)线性地减少,在接收深度 z 为阈值 z_{th} 以上时,该放大率 β (dB)为零。此外,图3所示的关系预先由存储部37存储。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,输出固定的放大率 β_{th} 的信号。此外,放大校正部331中的接收深度 z 与放大率 β 的关系根据信号放大部311中的接收深度与放大率的关系而不同,这是不言而喻的。

[0056] 说明进行这样的放大校正的原因。STC校正是如下的校正处理:以使模拟信号波形的振幅在整个频带中均一且针对深度而单调增加的放大率进行放大,由此从模拟信号波形的振幅中消除衰减的影响。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模式图像且扫描了同样的组织的情况下,通过进行STC校正,亮度值不依赖于深度而固定。即,能够获得从B模式图像的亮度值中消除衰减的影响的效果。

[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和分析所得的结果的情况下,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。这是因为,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。为了解决该问题,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。然而,在该情况下,存在导致基于接收信号生成的图像数据的帧频下降的问题。因此,在本实施方式1中,利用放大校正部331来进行放大率的校正,以维持生成的图像数据的帧频,并且对用于B模式图像的实施了STC校正的信号消除STC校正的影响。

[0058] 频率分析部332通过分析超声波信号的频率来计算与超声波信号的接收深度以及接收方向相应的多个频谱。具体地说,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,对采样数据群实施高速傅里叶变换(FFT:Fast Fourier Transform)处理,由此计算RF数据中的多个部分(数据位置)的频谱。

[0059] 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,位置越靠右侧的数据,是来自从超声波振子21沿着声线 SR_k 进行测量的情况下的深度越深的部分的采样数据(参照图4的箭头)。使声线 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)对应的时间间隔离散化。在图4中,示出了将编号为 k 的声线 SR_k 的第八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,但能够任意设定初始值的位置。以复数形式获得频率分析部332的计算结果并保存于存储部37。

[0060] 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的乘方个的数据数。在该意义上,采样数据群 F_j ($j=1,2,\dots,K-1$)的数据数为16($=2^4$),是正常的数据群,另一方面,采样数据群 F_K 的

数据数为12,因此是异常的数据群。在对异常的数据群进行FFT处理时,进行通过插入与不足量相应的零数据来生成正常的采样数据群的处理。对于此,在说明频率分析部332的处理时详细叙述(参照图11)。

[0061] 图5是表示由频率分析部332计算出的频谱的例子的图。在此所言及的“频谱”意味着通过对采样数据群实施FFT处理而得到的“某个接收深度 z 处的强度的频率分布”。另外,在此所言及的“强度”例如是指回波信号的电压、回波信号的电力、超声波回波的声压、超声波回波的声能等参数、这些参数的振幅、时间积分值及其组合中的任意一方。

[0062] 在图5中,横轴取频率 f 。另外,在图5中,纵轴取将强度 I_0 除以基准强度 I_c (常数)所得的量的常用对数(以分贝表示) $I=10\log_{10}(I_0/I_c)$ 。图5中,接收深度 z 是固定的。在后文中叙述图5所示的直线 L_{10} 。此外,图5和后述的图7所示的频谱的曲线、与该曲线相关的直线由离散的点的集合构成。

[0063] 在图5所示的频谱 C_1 中,在之后的运算中使用的频带的下限频率 f_L 和上限频率 f_H 是基于超声波振子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 ”。

[0064] 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。在此所言及的“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。

[0065] 特征量计算部333计算各频谱的特征量。具体地说,特征量计算部333对规定频带中的频谱进行回归分析来利用一次式进行近似,由此计算对近似的该一次式赋予特征的特征量。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 进行回归分析来获得近似直线 L_{10} 。当用频率 f 的一次式 $I=a_0f+b_0$ 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 $f_M=(f_L+f_H)/2$ 处的强度 I 的值即频带中心对应强度(Mid-band fit) $c_0=a_0f_M+b_0$,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利用二次以上的多项式对频谱进行近似。

[0066] 三个校正前特征量中的斜率 a_0 与超声波的散射体的大小具有相关性,一般认为,散射体越大则斜率具有越小的值。另外,截距 b_0 与散射体的大小、声阻抗的差、散射体的数密度(浓度)等具有相关性。具体来说,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 是根据斜率 a_0 和截距 b_0 导出的间接参数,赋予频带 U 的中心处的谱强度。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。

[0067] 衰减率设定部334对于针对超声波图像设定的关心区域,设定赋予超声波在观测对象中传播时的衰减特性的衰减率。在本实施方式1中,既可以预先设定关心区域,也可以在输入部35接受与关心区域的位置、大小以及形状有关的设定信号的输入之后,由运算部333基于该设定信号来设定关心区域。

[0068] 说明衰减率设定部334的更具体的处理。衰减率设定部334首先将关心区域分割为多个分割区域。接下来,衰减率设定部334针对各分割区域,通过使用赋予超声波在观测对

象中传播时的互不相同的衰减特性的多个每单位长度以及单位频率的衰减率候选值的各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,由此计算每个衰减率候选值下的各频谱的预备校正特征量。然后,衰减率设定部334基于预备校正特征量的计算结果,从多个衰减率候选值之中设定对于观测对象而言最佳的衰减率。

[0069] 图6是示意性地表示超声波图像的显示区域中的关心区域内的分割区域的设定例的图。此外,在图6中,用虚线仅记载了一个声线,但沿着扫描方向(图6所示的关心区域102的周方向)以规定间隔设定多个声线,这是不言而喻的。

[0070] 在图6中,示出在图像显示区域101内将呈大致扇型的关心区域102分割为16个分割区域 P_{ij} ($i=1\sim 4, j=1\sim 4$)的情况。关于分割区域 P_{ij} ,在图像显示区域101中的沿从超声波振子21的表面位置103辐射状地扩散的接收深度方向(深度方向)的高度 H 全部相同。关于针对关心区域如何设定分割区域的信息保存于存储部37所具有的分割区域信息存储部371。该信息中例如包含关心区域与分割区域之间的大小和/或形状的关系等。当设定关心区域时,衰减率设定部334参照分割区域信息存储部371来设定与该关心区域相应的分割区域。此外,图6例示了超声波振子21为凸型振子的情况,但即使是其它类型的超声波振子21也能够同样地设定分割区域,这是不言而喻的。另外,图6所示的分割区域的数量只是一例,当然是根据关心区域的大小等条件发生变化的。另外,也能够将超声波图像的整个区域设为一个关心区域。

[0071] 一般来说,超声波的衰减量 $A(f, z)$ 是超声波在接收深度0与接收深度 z 之间往返的期间发生的衰减,被定义为往返前后的强度变化(以分贝表示的差)。根据经验可知,在同样的组织内,衰减量 $A(f, z)$ 与频率成比例,用以下的式(1)来表示。

$$[0072] \quad A(f, z) = 2\alpha z f \cdot \cdot \cdot (1)$$

[0073] 在此,比例常数 α 是被称为衰减率的量,赋予每单位长度以及单位频率的超声波的衰减量。另外, z 为超声波的接收深度, f 为频率。在观测对象为生物体的情况下,根据生物体的部位来确定衰减率 α 的具体的值。衰减率 α 的单位例如是dB/cm/MHz。

[0074] 衰减率设定部334从多个衰减率候选值之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)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 。

$$[0075] \quad a = a_0 + 2\alpha z \cdot \cdot \cdot (2)$$

$$[0076] \quad b = b_0 \cdot \cdot \cdot (3)$$

$$[0077] \quad c = c_0 + A(f_M, z) = c_0 + 2\alpha z f_M (= a f_M + b) \cdot \cdot \cdot (4)$$

[0078] 根据式(2)、(4)可明确,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 b_0 有关的校正为恒等变换。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。

[0079] 图7是表示具有由衰减率设定部334进行校正后的预备校正特征量 a 、 b 、 c 来作为参数的直线的图。直线 L_1 的式子由下式表示。

$$[0080] \quad I = af + b = (a_0 + 2\alpha z) f + b_0 \cdot \cdot \cdot (5)$$

[0081] 根据该式(5)也可明确,直线 L_1 与衰减校正前的直线 L_{10} 相比较,斜率大($a > a_0$)并且截距相同($b = b_0$)。

[0082] 衰减率设定部334针对各分割区域,将按每个衰减率候选值计算出的预备校正特征量的统计学偏差最小的衰减率候选值设定为最佳的衰减率。在本实施方式1中,应用方差来作为表示统计学偏差的量。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。在上述的三个预备校正特征量a、b、c中,独立的预备校正特征量为两个。除此之外,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计算预备校正特征量a和c中的任一方的方差即可。

[0083] 其中,更为优选的是,在使用预备校正特征量a来设定最佳的衰减率的情况下,衰减率设定部334应用预备校正特征量a的方差,在使用预备校正特征量c来设定最佳的衰减率的情况下,衰减率设定部334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)只是理想的式子,实际上根据以下的式(6)更为恰当。

$$[0084] \quad A(f, z) = 2\alpha_z f + 2\alpha_1 z \cdot \cdot \cdot (6)$$

[0085] 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,是表示因观测对象的组织不均一、光束合成时的通道数的变更等而发生的信号强度的变化的系数。由于存在式(6)的右边第二项,因此在使用预备校正特征量c来设定最佳的衰减率的情况下,应用预备校正特征量c的方差能够准确地校正衰减(参照式(4))。另一方面,在使用作为与频率 f 成比例的系数的预备校正特征量a来设定最佳的衰减率的情况下,应用预备校正特征量a的方差能够准确地消除式(6)的右边第二项的影响来校正衰减。

[0086] 在此,说明能够基于统计学偏差来设定最佳的衰减率的原因。可认为,在应用了对观测对象而言最佳的衰减率的情况下,无关于观测对象与超声波振子21之间的距离,特征量向观测对象所固有的值收敛,统计学偏差变小。另一方面,可认为,在将不适合观测对象的衰减率候选值作为最佳的衰减率的情况下,衰减校正过度或不足,根据与超声波振子21之间的距离而特征量产生偏差,特征量的统计学偏差变大。因而,可以说使统计学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。

[0087] 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所得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所示的两个分布曲线 N_1 、 N_2 ,频度的总和相同。在图8所示的情况下,分布曲线 N_1 与分布曲线 N_2 相比较,特征量的统计学偏差小(方差小),峰呈陡峭的形状。因而,衰减率设定部334在从与这两个分布曲线 N_1 、 N_2 对应的两个衰减率候选值中设定最佳的衰减率的情况下,将与分布曲线 N_1 对应的衰减率候选值设定为最佳的衰减率。

[0088] 衰减率校正部335对由衰减率设定部334设定的最佳的衰减率进行校正,以使在分割区域的边界附近衰减率的变化平滑地变化。具体地说,衰减率校正部335对最佳的衰减率进行基于直线的线性插值,由此进行使分割区域的边界附近的衰减率的变化平滑的处理。

[0089] 图9是表示衰减率校正部335所进行的校正处理的概要的图。在图9中,横轴为超声波图像的接收深度 z ,纵轴为分割区域 $P_{Ij}(z)$ 中的最佳的衰减率 $\alpha_I(z)$ 。用虚线表示的直方图200表示一个声线所通过的各分割区域 P_{Ij} ($I=1\sim 4$ 中的常数, $j=1\sim 4$)中的接收深度 z 的最佳的衰减率 $\alpha_I(z)$ 。在图9中,作为一例,示出 $I=2$ 的情况。相对于此,曲线201表示由衰减率校正部335进行线性插值处理之后的接收深度 z 与最佳的衰减率 $\alpha_I(z)$ 的关系。衰减率校正部335进行用直线将相邻的分割区域的中心位置彼此连结的线性插值。由此,相邻的分割区

域中的最佳的衰减率 $\alpha_I(z)$ 的变化变得平滑。

[0090] 此外,在此例示了衰减率校正部335沿着深度方向校正最佳的衰减率的情况,但也可以是衰减率校正部335沿着超声波振子21的扫描方向对相邻的分割区域间的最佳的衰减率的变化进行校正。另外,也可以是,衰减率校正部335沿着深度方向和扫描方向分别对相邻的分割区域间的最佳的衰减率的变化进行校正。

[0091] 特征量校正部336使用由衰减率校正部335进行校正后的衰减率来进行特征量的衰减校正,由此计算超声波图像的关注区域中的校正特征量。特征量校正部336使用每个分割区域的最佳的衰减率中的、存在于超声波振子的表面位置与采样点之间的分割区域的最佳的衰减率来计算采样点处的每单位频率的累计衰减率(以下,简称为累计衰减率),使用该累计衰减率来进行特征量的衰减校正。关于任意的采样点处的累计衰减率,使用任意的采样点距超声波振子21的表面的距离以及存在于任意的采样点与超声波振子21的表面之间的分割区域中的最佳的衰减率来计算。距超声波振子21的表面位置的距离为 z 且包含在分割区域 P_{Ij} 中的采样点 $SP_I(z)$ 处的累计衰减率 $\gamma_I(z)$ 由以下的式(7)表示。

[0092] 【数1】

$$[0093] \quad \gamma_I(z) = 2 \int_0^z \alpha_I(z') dz' \quad \dots (7)$$

[0094] 式(7)的右边的2意味着取从超声波振子的表面位置到采样点 z 的往返距离。通过这样,特征量校正部336通过对从超声波振子21的表面起的衰减率进行累计来计算累计衰减率 $\gamma_I(z)$ 。在将最佳的衰减率的单位设为dB/cm/MHz的情况下,累计衰减率的单位为dB/MHz。

[0095] 特征量校正部336使用累计衰减率 $\gamma_I(z)$ 对采样点 $SP_I(z)$ 处的特征量以如下方式进行衰减校正。

$$[0096] \quad a_I(z) = a_0 + 2 \gamma_I(z) \dots (8)$$

$$[0097] \quad b_I(z) = b_0 \dots (9)$$

$$[0098] \quad c_I(z) = c_0 + 2f_M \gamma_I(z) \dots (10)$$

[0099] 图像处理部34生成各种图像数据。具体地说,图像处理部34具有B模式图像数据生成部341和特征量图像数据生成部342。关于图像处理部34,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。

[0100] B模式图像数据生成部341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数据即B模式图像数据。具体地说,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的技术进行的信号处理,并且进行与根据显示装置4中的图像的显示范围确定的数据步长相应的数据的间隔剔除等,由此生成B模式图像数据。B模式图像是使采用RGB颜色系统作为颜色空间的情况下的作为变量的R(红色)、G(绿色)、B(蓝色)的值一致所得的灰度等级图像。

[0101] B模式图像数据生成部341在对B模式用接收数据实施重新排列以能够在空间上正确地表现扫描范围的坐标变换之后,实施B模式用接收数据间的插值处理,由此填补B模式用接收数据间的空隙,来生成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。

[0102] 特征量图像数据生成部342生成用于显示与由特征量校正部336计算出的校正特

征量有关的信息的特征量图像数据。具体地说,特征量图像数据生成部342将与由特征量校正部336计算出的校正特征量相关联的视觉信息重叠于B模式图像数据中的图像的各像素,由此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的斜率、截距、频带中心对应强度中的任意一方相对应,由此生成特征量图像数据。此外,也可以是,特征量图像数据生成部342将色相与从斜率、截距、频带中心对应强度中选择出的两个特征量中的一方相对应,并且将明暗与另一方相对应,由此生成特征量图像数据。作为与特征量相关联的视觉信息,除了能够列举色相、明暗(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。

[0103] 输入部35接受包括超声波观测装置3的动作指示信号在内的各种信息的输入。例如,输入部35接受作为在超声波图像中由特定的深度幅度和声线幅度划分的局部区域的关心区域的设定输入。关于输入部35,使用键盘、鼠标、跟踪球、触摸面板等的用户接口来构成。

[0104] 控制部36控制超声波诊断系统1整体的动作。控制部36具有控制显示装置4的显示的显示控制部361。显示控制部361进行使显示装置4显示与由B模式图像数据生成部341生成的B模式图像数据以及由特征量图像数据生成部342生成的特征量图像数据分别对应的图像的控制。显示控制部361也能够进行使显示装置4将B模式图像与特征量图像并排显示的控制。

[0105] 关于控制部36,使用具有运算和控制功能的CPU等通用处理器、或者ASIC或FPGA等专用的集成电路等来实现。在控制部36由通用处理器或者FPGA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综合地进行控制。在使用ASIC来构成控制部36的情况下,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,也能够使用与信号处理部32、运算部33以及图像处理部34共同的通用处理器或者专用的集成电路等来构成控制部36。

[0106] 存储部37存储包括超声波观测装置3进行动作所需的信息在内的各种信息。存储部37具有存储与分割区域有关的信息的分割区域信息存储部371、将由频率分析部332计算出的频谱的信息与接收深度以及接收方向一并存储的谱信息存储部372、存储与特征量计算部333所计算的特征量以及由特征量校正部336进行校正后的校正特征量有关的信息的特征量信息存储部373、存储衰减率设定部334针对每个分割区域设定的最佳的衰减率以及与特征量校正部336进行计算的每个采样点处的累计衰减率有关的信息的衰减率信息存储部374。

[0107] 存储部37除了存储上述信息以外,例如还存储进行放大处理所需的信息(图2所示的放大率与接收深度的关系)、进行放大校正处理所需的信息(图3所示的放大率与接收深度的关系)、进行衰减校正处理所需的信息(参照式(1))、进行频率分析处理所需的窗函数(Hamming:汉明窗、Hanning:汉宁窗、Blackman:布莱克曼窗等)的信息等。

[0108] 另外,存储部37存储包括用于执行超声波观测装置3的工作方法的工作程序在内的各种程序。工作程序也能够记录于硬盘、闪存、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进行下载来获取。在此所言及的通信网络例如由现存的公共线路网、LAN(Local Area Network:局域网)、WAN(Wide Area Network:广域网)等来实现,无论有线方式还是无线方式都可以。

[0109] 关于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。

[0110] 图10是表示具有以上的结构的超声波观测装置3所进行的处理的概要的流程图。该图所示的流程图表示在超声波诊断系统1中发送和接收部31开始发送驱动波的发送并且超声波振子21开始超声波的发送之后完成了超声波图像中的关心区域的设定的情况下的处理。

[0111] 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)。

[0112] 从超声波振子21接收到回波信号的信号放大部311进行该回波信号的放大(步骤S2)。在此,信号放大部311例如基于图2所示的放大率与接收深度的关系来进行回波信号的放大(STC校正)。

[0113] 接下来,B模式图像数据生成部341使用由信号放大部311进行放大后的回波信号来生成B模式图像数据(步骤S3)。显示控制部361进行使显示装置4显示与B模式图像数据对应的B模式图像的控制(步骤S4)。

[0114] 放大校正部331对从发送和接收部31输出的RF数据进行放大校正,以使放大率不依赖于接收深度而固定(步骤S5)。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的关系来进行放大校正。

[0115] 然后,频率分析部332对放大校正后的各声线的RF数据进行基于FFT的频率分析,由此针对全部的采样数据群计算频谱并保存于谱信息存储部372(步骤S6)。图11是表示在步骤S6中频率分析部332所进行的处理的概要的流程图。下面,参照图11所示的流程图来详细地说明频率分析处理。

[0116] 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S31)。

[0117] 接下来,频率分析部332对代表为了用于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S32)。例如,在图4中示出如上述那样将声线 SR_k 的第八个数据位置设定为初始值 $Z^{(k)}_0$ 的情况。

[0118] 然后,频率分析部332获取采样数据群(步骤S33),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S34)。通过像这样该对采样数据群作用窗函数,能够避免采样数据群在边界处不连续,能够防止伪像的产生。

[0119] 接下来,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S35)。如参照图4时说明的那样,采样数据群需要具有2的乘方个的数据数。下面,设正常的采样数据群的数据数为 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,采样数据群的数据数为 2^n ,因此 $Z^{(k)}$ 设定为接近该采样数据群的中心第 2^{n-1} ($=2^{n-1}$)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 $2^{n-1}-1$ ($=N$)个数据,在比数据位置 $Z^{(k)}$ 深的部分侧存在 2^{n-1} ($=M$)个数据。在图4所示的情况下,采样数据群 F_j ($j=1,2,\dots,K-1$)正常。此外,在图4中例示了

$n=4$ ($N=7, M=8$) 的情况。

[0120] 在步骤S35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S35:“是”),频率分析部332转到后述的步骤S37。

[0121] 在步骤S35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S35:“否”),频率分析部332插入与不足量相应的零数据,由此生成正常的采样数据群(步骤S36)。关于在步骤S35中被判定为不正常的采样数据群(例如图4的采样数据群 F_k),在添加零数据前作用了窗函数。因此,即使对采样数据群插入零数据也不会发生数据的不连续。在步骤S36之后,频率分析部332转到后述的步骤S37。

[0122] 在步骤S37中,频率分析部332使用采样数据群来进行FFT运算,由此获得振幅的频率分布即频谱(步骤S37)。

[0123] 接下来,频率分析部332使数据位置 $Z^{(k)}$ 以步长 D 发生变化(步骤S38)。设步长 D 由存储部37预先存储。在图4中,例示了 $D=15$ 的情况。期望使步长 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 。

[0124] 然后,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S39)。在数据位置 $Z^{(k)}$ 大于最大值 $Z^{(k)}_{\max}$ 的情况下(步骤S39:“是”),频率分析部332使计数值 k 增加1(步骤S40)。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S39:“否”),频率分析部332返回步骤S33。

[0125] 在步骤S40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S41)。在计数值 k 大于最大值 k_{\max} 的情况下(步骤S41:“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(步骤S41:“否”),频率分析部332返回步骤S32。设该最大值 k_{\max} 为手术操作者等用户通过输入部35任意地指示输入的值或者存储部37中预先设定的值。

[0126] 通过这样,频率分析部332针对分析对象区域内的 $(k_{\max}-k_0+1)$ 个声线的各声线进行多次的FFT运算。作为FFT运算的结果获得的频谱与接收深度、接收方向一起被保存于谱信息存储部372。

[0127] 此外,在以上的说明中,设频率分析部332对接收到超声波信号的全部区域进行了频率分析处理,但也能够设为仅在关心区域内进行频率分析处理。

[0128] 继以上说明的步骤S6的频率分析处理之后,特征量计算部333针对关心区域所包含的采样点计算频谱的特征量(步骤S7)。具体地说,特征量计算部333对规定的频带的频谱进行回归分析,由此利用一次式 $I=a_0f+b_0$ 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对频带 U 的频谱 C_1 进行回归分析来进行近似后的回归直线。

[0129] 然后,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S8)。该初始值 α_0 的值预先由衰减率信息存储部374存储。此外,也可以是输入部35能够接受对衰减率候选值的初始值 α_0 的设定变更的输入的结构。

[0130] 接下来,衰减率设定部334针对特征量计算部333对各频谱进行近似所得特征量,将衰减率候选值设为 α 来进行衰减校正,由此计算预备校正特征量并与衰减率候选值 α 一起保存于特征量信息存储部373(步骤S9)。图7所示的直线 L_1 为衰减率设定部334进行衰减校

正处理所获得直线的例子。

[0131] 在步骤S9中,衰减率设定部334将使用超声波信号的声线的数据排列获得的数据位置 $Z = (f_{sp}/2v_s) Dn$ 代入上述的式(2)、(4)中的接收深度 z ,由此计算预备校正特征量。在此, f_{sp} 为数据的采样频率, v_s 为声速, D 为数据步长, n 为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、采用图4所示的数据排列而将步长 D 设为15时, $Z = 0.2295n$ (mm)。

[0132] 衰减率设定部334计算从衰减率设定部334对各频谱进行衰减校正所获得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 相对应地保存于特征量信息存储部373(步骤S10)。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。在如上述那样在此后的处理中特征量图像数据生成部342使用校正特征量 $a_I(z)$ 来生成特征量图像数据的情况下,优选应用关心区域中的预备校正特征量 a 的方差。另外,当在此后的处理中特征量图像数据生成部342使用校正特征量 $c_I(z)$ 来生成特征量图像数据的情况下,优选应用关心区域中的预备校正特征量 c 的方差。此外,用于计算方差的预备校正特征量既可以是预先设定的,也可以通过用户从输入部35输入用于指示期望的预备校正特征量的指示信号来设定。

[0133] 然后,衰减率设定部334使衰减率候选值 α 的值增加 $\Delta\alpha$ (步骤S11),比较增加后的衰减率候选值 α 与规定的最大值 α_{max} 的大小(步骤S12)。在步骤S12中的比较的结果为衰减率候选值 α 大于最大值 α_{max} 的情况下(步骤S12:“是”),超声波观测装置3转到步骤S13。另一方面,在步骤S12中的比较的结果是衰减率候选值 α 为最大值 α_{max} 以下的情况下(步骤S12:“否”),超声波观测装置3返回步骤S9。此外,也可以设为输入部35能够接受对衰减率候选值的增加量 $\Delta\alpha$ 以及最大值 α_{max} 的设定变更的输入的结构。

[0134] 步骤S13中,衰减率设定部334针对关心区域,参照按特征量信息存储部373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S13)。

[0135] 图12是表示衰减率设定部334所进行的处理的概要的图。该图是表示设 $\alpha_0 = 0$ (dB/cm/MHz)、 $\alpha_{max} = 1.0$ (dB/cm/MHz)、 $\Delta\alpha = 0.2$ (dB/cm/MHz) 的情况下的衰减率候选值 α 与方差 $S(\alpha)$ 的关系的例子的图。在图12所示的情况下,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12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。此外,也可以是,在特征量计算部333通过进行回归分析而计算出对衰减率候选值 α 中的方差 $S(\alpha)$ 的值进行插值所得的曲线之后,衰减率设定部334将衰减率候选值的定义域中的该曲线的最小值设定为最佳的衰减率。

[0136] 然后,衰减率校正部335对最佳的衰减率进行使其在相邻的分割区域间平滑地变化的校正(步骤S14)。例如使用图9说明的那样,衰减率校正部335利用直线针对各分割区域 P_{I_j} 确定的最佳的衰减率 $\alpha_I(z)$ 进行线性插值。

[0137] 接下来,特征量校正部336使用由衰减率设定部334设定的最佳的衰减率来计算关心区域内的采样点处的累计衰减率(步骤S15)。例如,图6所示的关心区域102的采样点 $SP_2(z)$ 处的累计衰减率 $\gamma_2(z)$ 为式(7)中设 $I = 2$ 的情况。

[0138] 接下来,特征量校正部336使用累计衰减率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S16)。例如,特征量校正部336按照式(8)~(10)分别计算图6所示的处于关心区域102的内部的采样点 $S(z)$ 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 $a_2(z)$ 、 $b_2(z)$ 、 $c_2(z)$ 。

[0139] 特征量图像数据生成部342将与在步骤S16中计算出的校正特征量相关联的视觉信息(例如色相)重叠于由B模式图像数据生成部341生成的B模式图像数据中的关心区域内的各像素,由此生成特征量图像数据(步骤S17)。然后,显示控制部361进行使显示装置4显示与所生成的特征量图像数据对应的特征量图像的控制(步骤S18)。

[0140] 在步骤S18之后,超声波观测装置3结束一系列的处理。超声波观测装置3周期性地重复执行步骤S1~S18的处理。

[0141] 根据以上说明的本发明的实施方式1,对至少包括相邻的分割区域的边界的范围内的衰减率进行校正,使得该衰减率在该相邻的分割区域间平滑地变化,并且使用校正后的衰减率来进行特征量的衰减校正,由此计算校正特征量,因此即使对于衰减率不均一的观测对象也能够计算将不均一性考虑在内的校正特征量。因而,根据本实施方式1,能够高精度地鉴别衰减率不均一的观测对象的组织性状。

[0142] 另外,根据本实施方式1,对衰减率进行校正使得该衰减率在相邻的分割区域间平滑地变化,因此能够抑制衰减率在相邻的分割区域的边界急剧地变化。其结果,能够减少在分割区域的边界可能产生的不必要的亮度差,能够生成以更准确更自然的方式表现组织性状的特征量图像。

[0143] 此外,在本实施方式1中,说明了衰减率校正部335沿着深度方向校正衰减率的情况,但也可以沿着超声波振子21的扫描方向进行衰减率校正,还可以沿着深度方向和扫描方向分别进行衰减率校正。

[0144] 另外,在本实施方式1中,说明了针对整个画面的局部的关心区域生成特征量图像的情况,但也能够生成将超声波图像的整个区域作为关心区域的特征量图像。在该情况下,针对超声波图像的整个区域求出校正特征量即可。

[0145] (变形例)

[0146] 图13是示意性地表示本实施方式1的变形例所涉及的超声波观测装置3的衰减率校正部335所进行的校正处理的概要的图。在本变形例1中,衰减率校正部335具有滤波器(空间滤波器),实施使分割区域的边界附近沿着深度方向平滑地变化的处理。图13所示的曲线202是衰减率校正部335对直方图200实施校正处理而获得的曲线。本变形例起到与实施方式1同样的效果,这是不言而喻的。

[0147] (实施方式2)

[0148] 本发明的实施方式2的特征在于,作为计算关心区域内的各分割区域中的最佳的特征量的前处理,使由特征量计算部计算出的特征量平滑化。

[0149] 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。下面,对与实施方式1中说明的超声波诊断系统1所具备的结构同样的结构标注与超声波诊断系统1相同的标记来进行说明。

[0150] 超声波观测装置6与上述的超声波观测装置3的运算部的功能结构不同。具体地说,超声波观测装置6所具有的运算部61除了具有放大校正部331、频率分析部332、特征量

计算部333、衰减率设定部334、衰减率校正部335以及特征量校正部336以外,还具有平滑化部611。

[0151] 平滑化部611对由特征量计算部333计算出的特征量实施平滑化处理。图15是表示由特征量计算部333计算出的平滑化前的特征量的例子。另外,图16是表示平滑化部611对图15所示的特征量实施平滑化处理之后的特征量的图。图15所示的曲线301表示频带中心对应强度 c 与接收深度 z 的关系。在曲线301中,具有随着接收深度 z 增大而频带中心对应强度 c 减少的倾向,且局部存在大幅度地上下变动的部分。相对于此,在图16所示的曲线302中,维持随着接收深度 z 的增加而频带中心对应强度 c 的大小减少的倾向,并且局部的上下变动与曲线301相比得到抑制。

[0152] 图17是表示超声波观测装置6所进行的处理的概要的流程图。步骤S51~S57的处理依次对应于图10中说明的步骤S1~S7的处理。

[0153] 在继步骤S57之后的步骤S58中,平滑化部611使特征量平滑化(步骤S58)。平滑化部611例如通过对图15所示的曲线301实施平滑化来获得图16所示的曲线302。

[0154] 之后的步骤S59~S69的处理依次对应于图10中说明的步骤S8~S18的处理。

[0155] 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,能够高精度地鉴别衰减率不均一的观测对象的组织性状,能够降低在分割区域的边界可能产生的不必要的亮度差,生成以更准确更自然的方式表现组织性状的特征量图像。

[0156] 另外,根据本实施方式2,在设定各分割区域中的最佳的衰减率之前使特征量沿着深度方向平滑化,因此能够降低在设定最佳的衰减率时可能产生的作为噪声因素之一的、在深度方向上的特征量的偏差。

[0157] 此外,作为平滑化部611所进行的平滑化处理,也可以通过对特征量计算部333的计算结果进行回归分析来进行直线近似。

[0158] (其它的实施方式)

[0159] 至此为止,说明了用于实施本发明的方式,但本发明不应仅限于上述的实施方式1、2。例如,也可以使用超声波图像的亮度值来作为特征量。在该情况下,针对各分割区域,使用亮度值来设定最佳的衰减率,校正该最佳的衰减率,之后使用校正后的最佳的衰减率来计算作为校正特征量的亮度值。

[0160] 另外,也可以是,衰减率设定部334针对超声波图像的全部的帧分别计算与最佳的衰减率相当的最佳衰减率相当值,将包括最新的帧中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、中间值或者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较,最佳的衰减率的变化变少而能够使其值稳定。

[0161] 另外,也可以是,衰减率设定部334以超声波图像的规定的帧间隔设定最佳的衰减率。由此,能够大幅地削减计算量。在该情况下,在到下一次设定最佳的衰减率为止的期间,使用最后设定的最佳的衰减率的值即可。

[0162] 另外,也可以是输入部35能够接受对衰减率候选值的初始值 α_0 的设定变更的输入的结构。

[0163] 另外,作为赋予统计学偏差的量,例如还能够应用标准偏差、母集团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方。此外,也考虑应用方差的倒数来作为赋予统计学偏差的量的情况,但在该情况下,使该值最大的衰减率候选值为最佳的

衰减率,这是不言而喻的。

[0164] 另外,也能够是,衰减率设定部334对多种预备校正特征量的统计学偏差分别进行计算,将统计学偏差最小的情况下的衰减率候选值设定为最佳的衰减率。

[0165] 另外,也可以是,衰减率设定部334使用多个衰减率候选值对频谱进行衰减校正,对衰减校正后的频谱进行回归分析,由此计算预备校正特征量。

[0166] 另外,对超声波内窥镜以外的超声波探头也能够进行应用。作为超声波探头,例如也可以应用不带光学系统的小直径超声波微型探头。超声波微型探头通常在向胆道、胆管、胰管、气管、支气管、尿道、尿管插入来观察其周围脏器(胰脏、肺、前列腺、膀胱、淋巴结等)时被使用。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)、甲状腺时被使用。

[0167] (附记)

[0168] 图18是表示具备另外的实施方式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7具备超声波内窥镜2、超声波观测装置8以及显示装置4。下面,对于与实施方式1中说明的超声波诊断系统1所具备的结构同样的结构,标注与超声波诊断系统1相同的标记来进行说明。

[0169] 超声波观测装置8具有发送和接收部31、信号处理部32、运算部81、图像处理部34、输入部35、控制部36以及存储部37。运算部81具有放大校正部331、频率分析部332、特征量计算部333、平滑化部611、衰减率设定部334以及特征量校正部336。

[0170] 图19是表示超声波观测装置8所进行的处理的概要的流程图。步骤S81~S94的处理依次对应于图17中说明的步骤S51~S64的处理。

[0171] 在另外的实施方式中,在步骤S94之后,特征量校正部336使用由衰减率设定部334设定的最佳的衰减率来计算关心区域内的采样点处的累计衰减率(步骤S95)。该步骤S95的处理与实施方式1中参照图10说明的步骤S15的处理相同。

[0172] 之后进行的步骤S96~S98的处理依次对应于实施方式1中参照图10说明的步骤S16~S18的处理。

[0173] 在步骤S98之后,超声波观测装置8结束一系列的处理。超声波观测装置8周期性地重复执行步骤S81~S98的处理。

[0174] 根据以上说明的另外的实施方式,在设定各分割区域中的最佳的衰减率之前使特征量沿着深度方向平滑化,因此能够降低作为在设定最佳的衰减率时可能产生的噪声因素之一的、在深度方向上的特征量的偏差。

[0175] 此外,在另外的实施方式中,平滑化部611也可以对特征量计算部333的计算结果进行回归分析来进行直线近似。另外,在另外的实施方式中,也可以不对关心区域进行分割而计算关心区域中的最佳的衰减率。另外,在另外的实施方式中也是,能够将在上述的该其它的实施方式中记载的内容适当进行组合来实施。

[0176] [附记项1]

[0177] 一种超声波观测装置,基于由具备超声波振子的超声波探头获取到的超声波信号来生成超声波图像,所述超声波振子向观测对象发送超声波并且接收由该观测对象反射的超声波,所述超声波观测装置的特征在于,具备:

[0178] 特征量计算部,其通过分析所述超声波信号来计算所述超声波信号的特征量;

[0179] 平滑化部,其使由所述特征量计算部计算出的所述特征量沿着所述超声波的接收深度平滑化;

[0180] 衰减率设定部,其基于由所述平滑化部进行平滑化后的所述特征量,来设定赋予所述超声波在所述观测对象中传播时的衰减特性的衰减率;以及

[0181] 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,由此计算校正特征量。

[0182] 附图标记说明

[0183] 1、5、7:超声波诊断系统;2:超声波内窥镜;3、6、8:超声波观测装置;4:显示装置;21:超声波振子;31:发送和接收部;32:信号处理部;33、61、81:运算部;34:图像处理部;35:输入部;36:控制部;37:存储部;101:图像显示区域;102:关心区域;103:表面位置;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:衰减率校正部;336: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;361:显示控制部;371:分割区域信息存储部;372:谱信息存储部;373:特征量信息存储部;374:衰减率信息存储部;611:平滑化部。

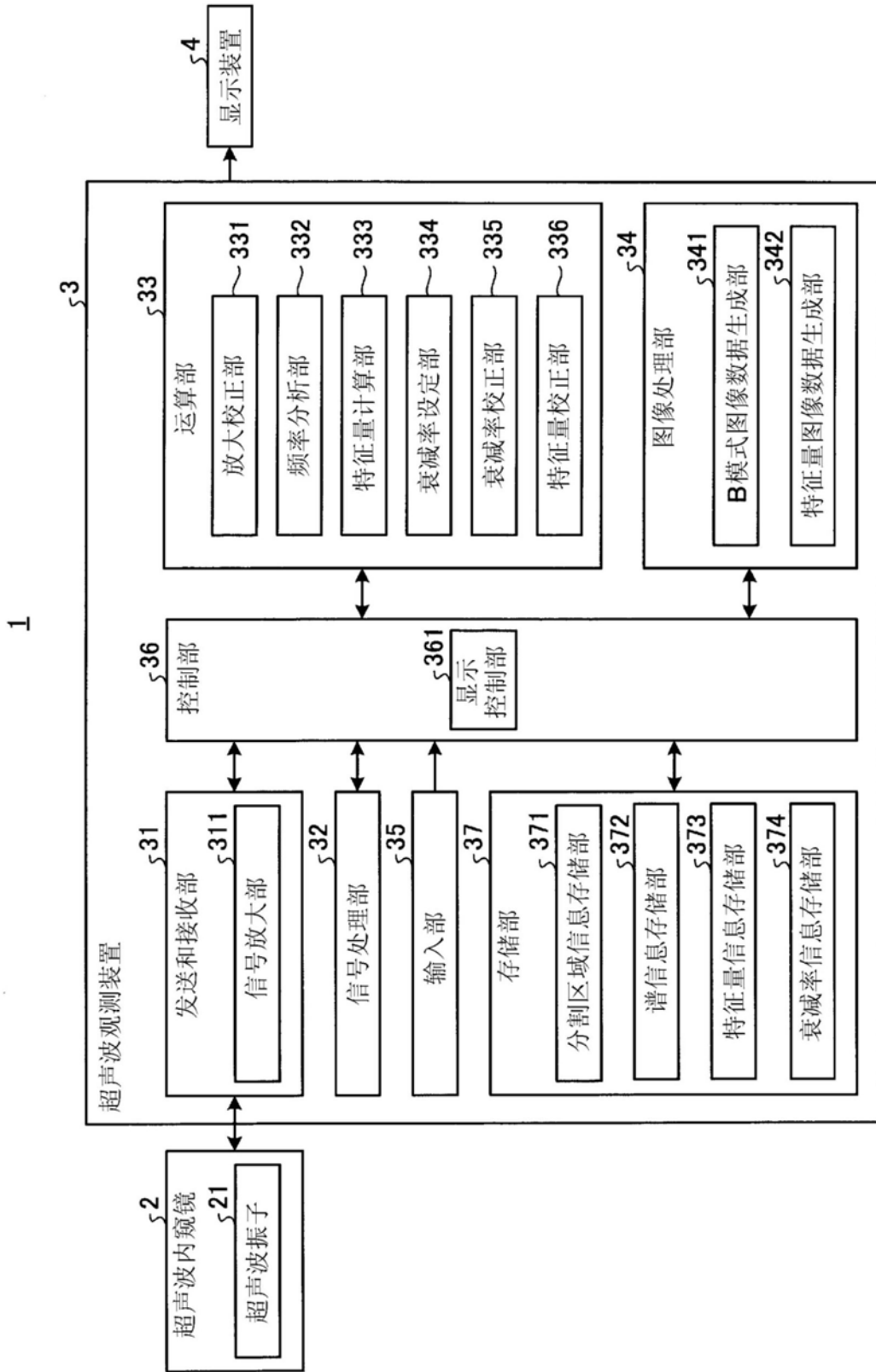


图1

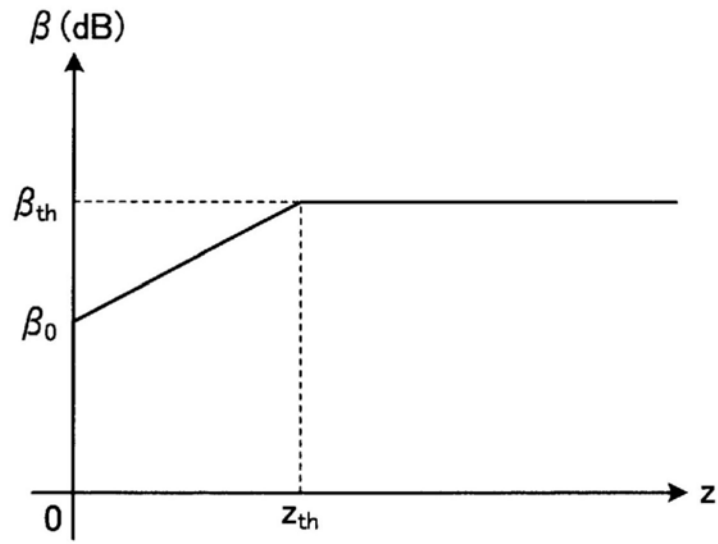


图2

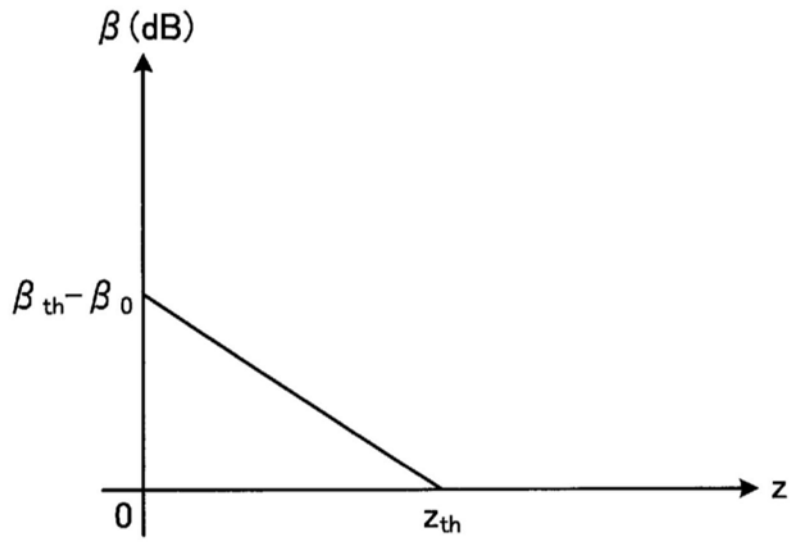


图3

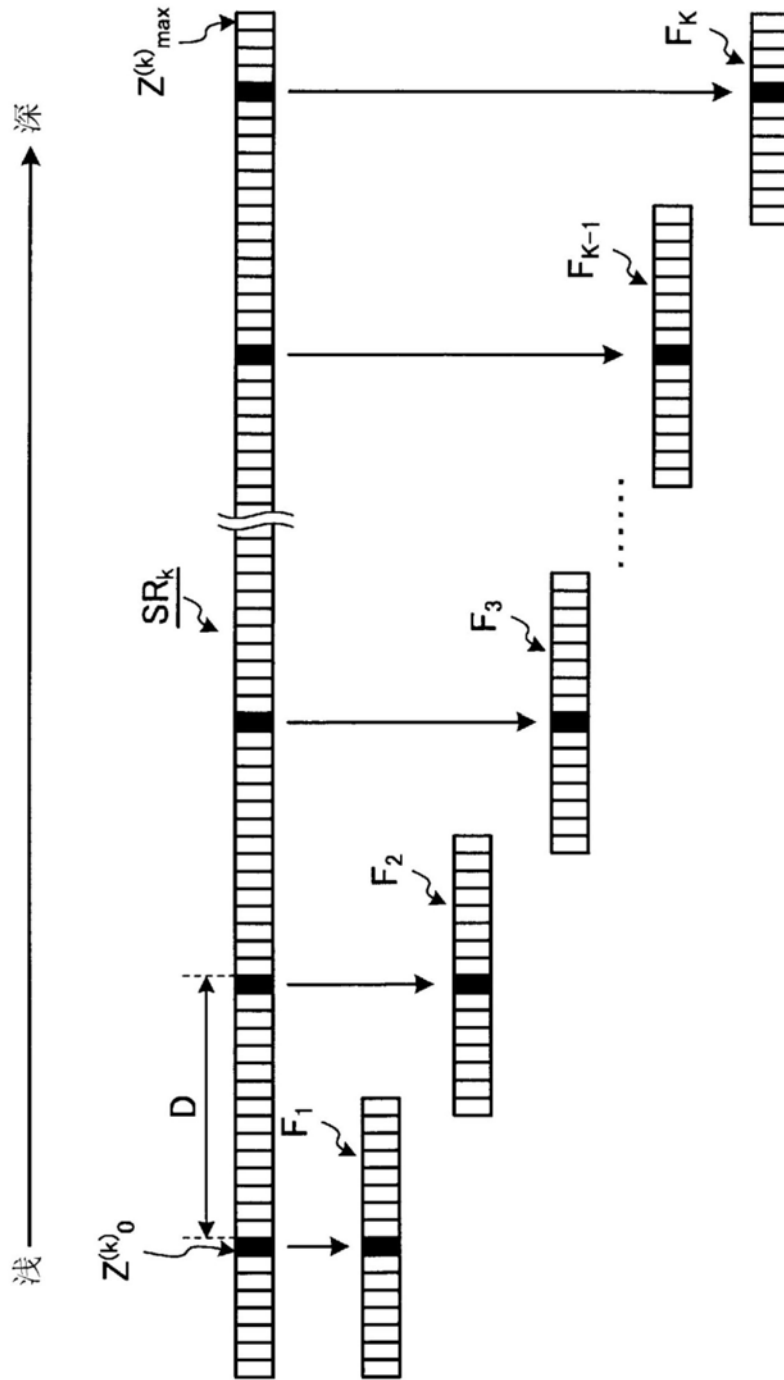


图4

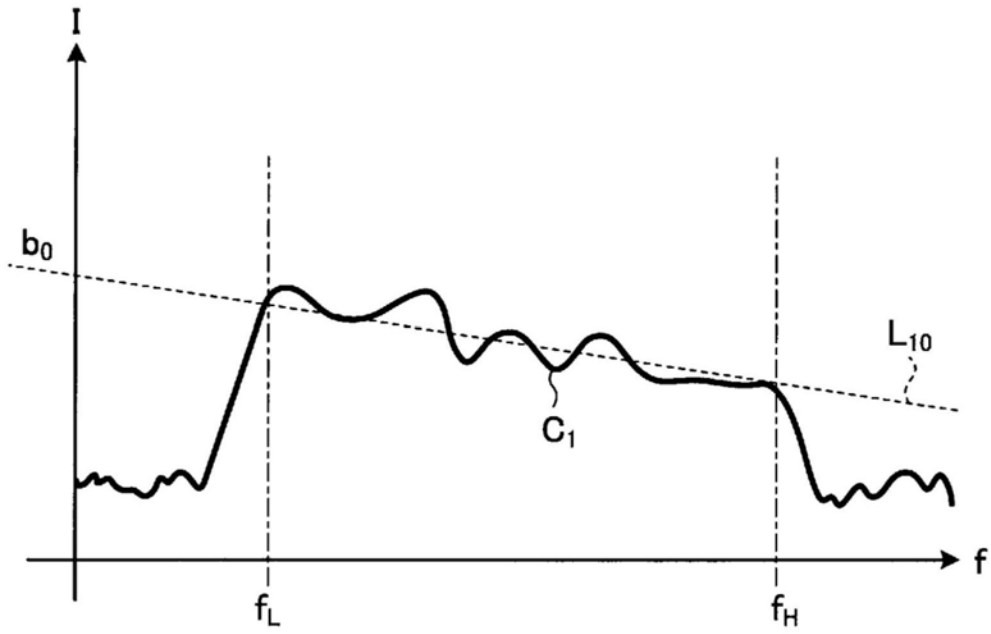


图5

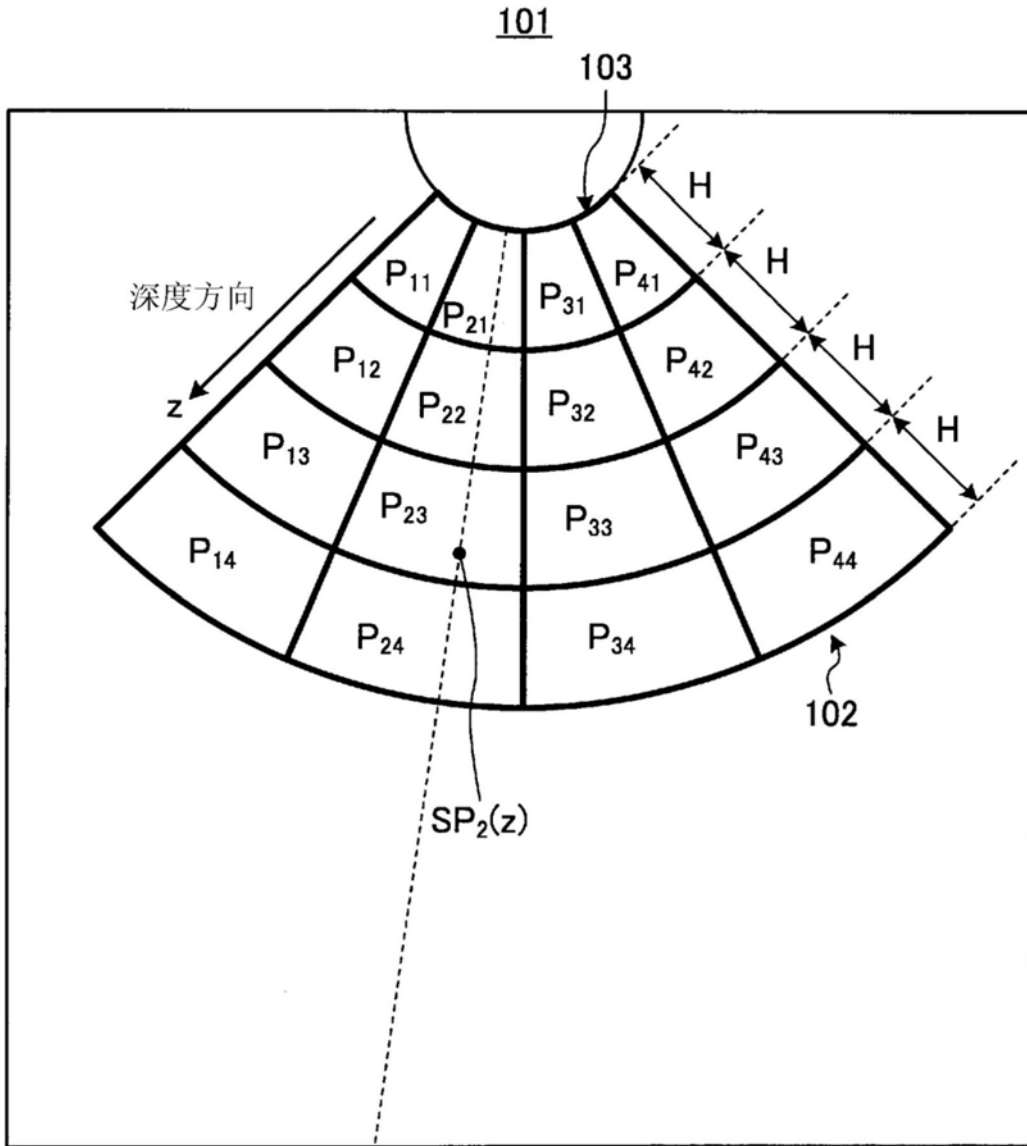


图6

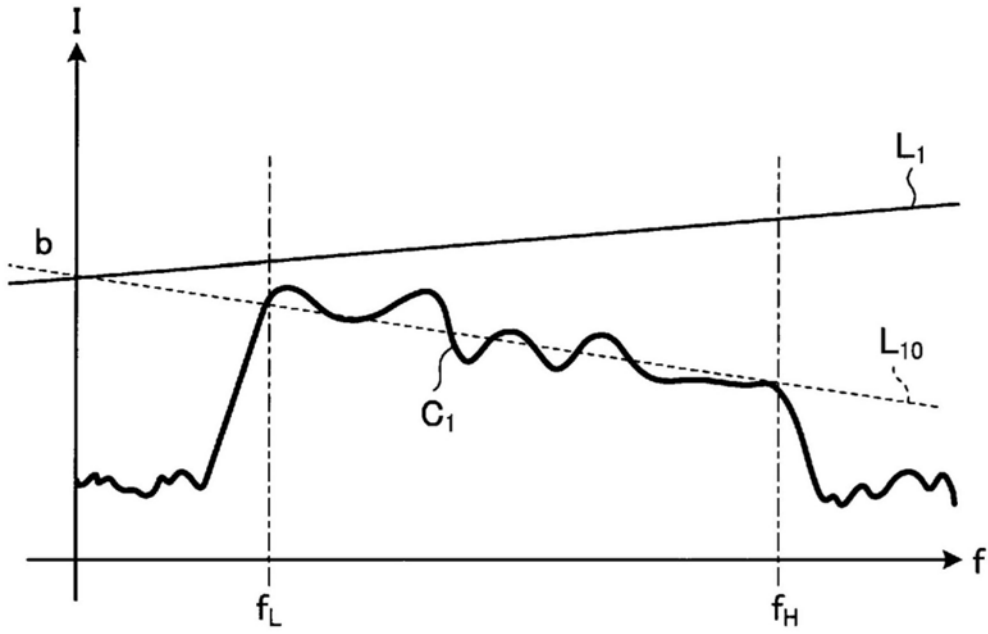


图7

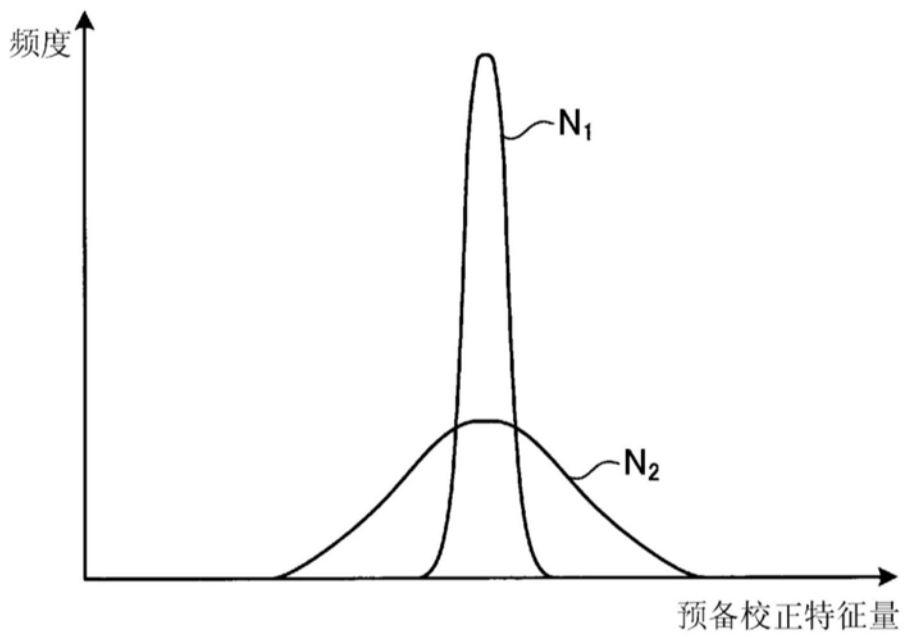


图8

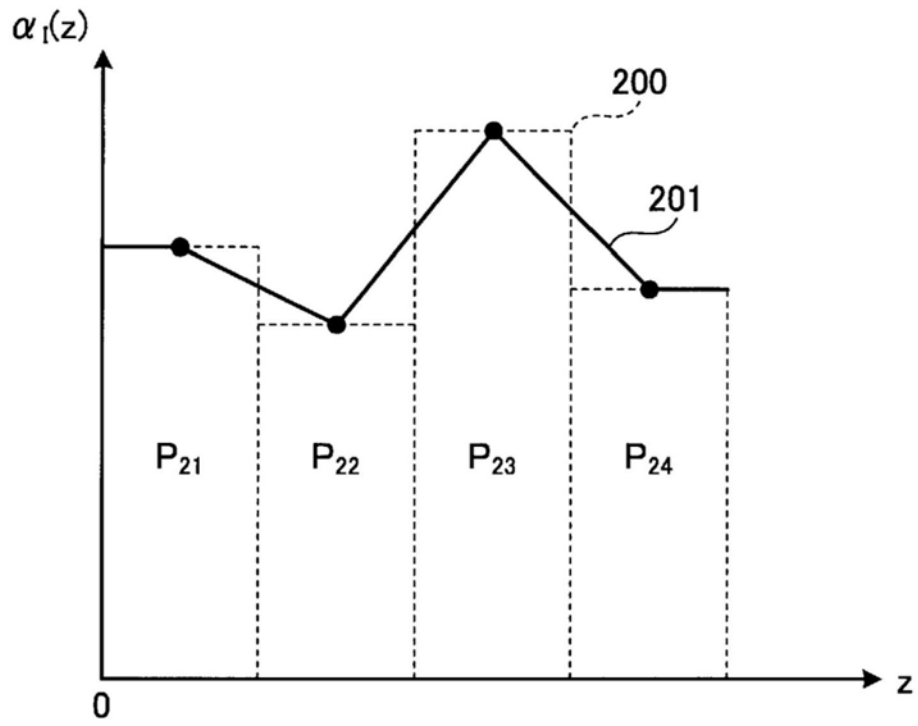


图9

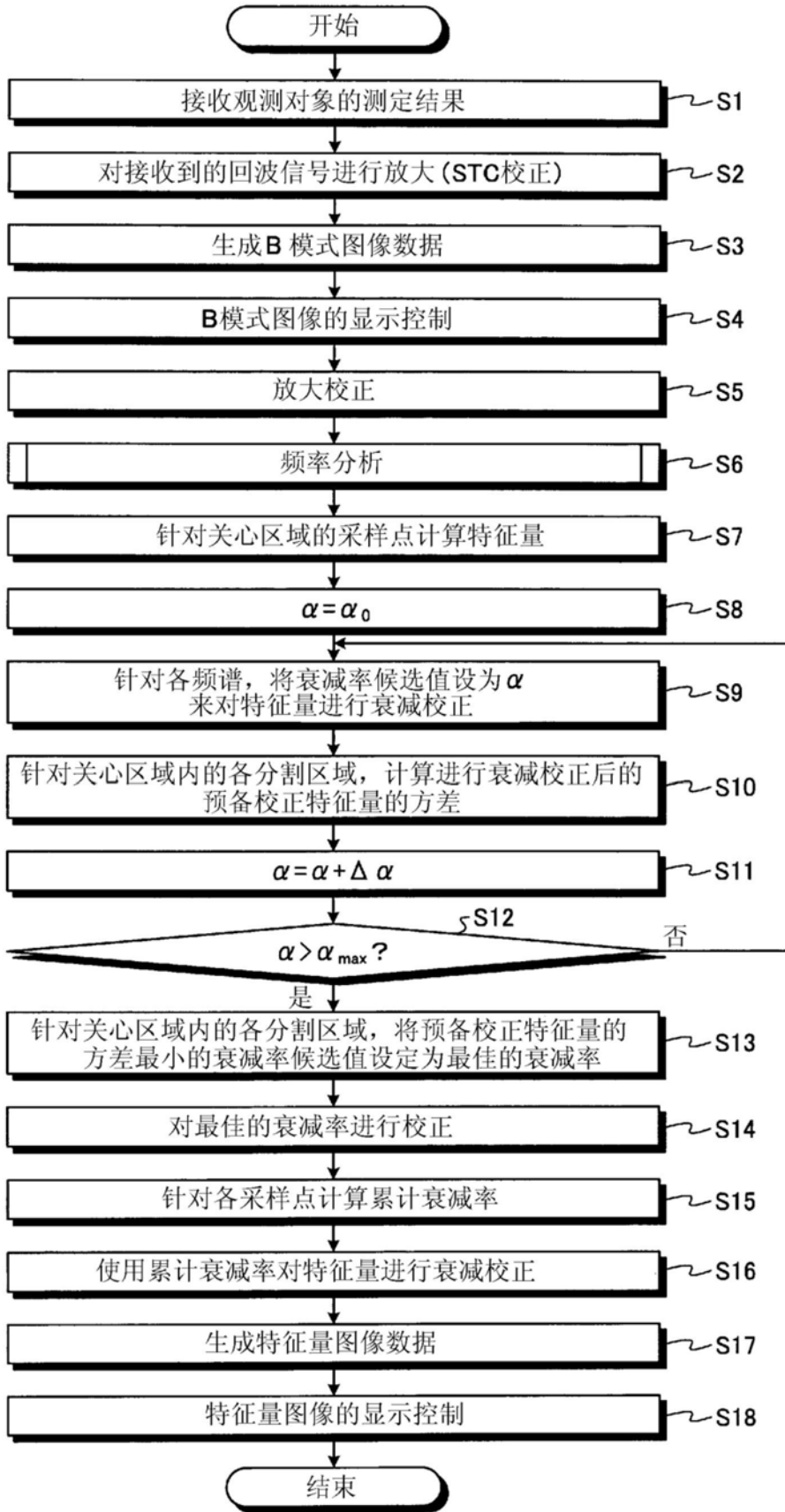


图10

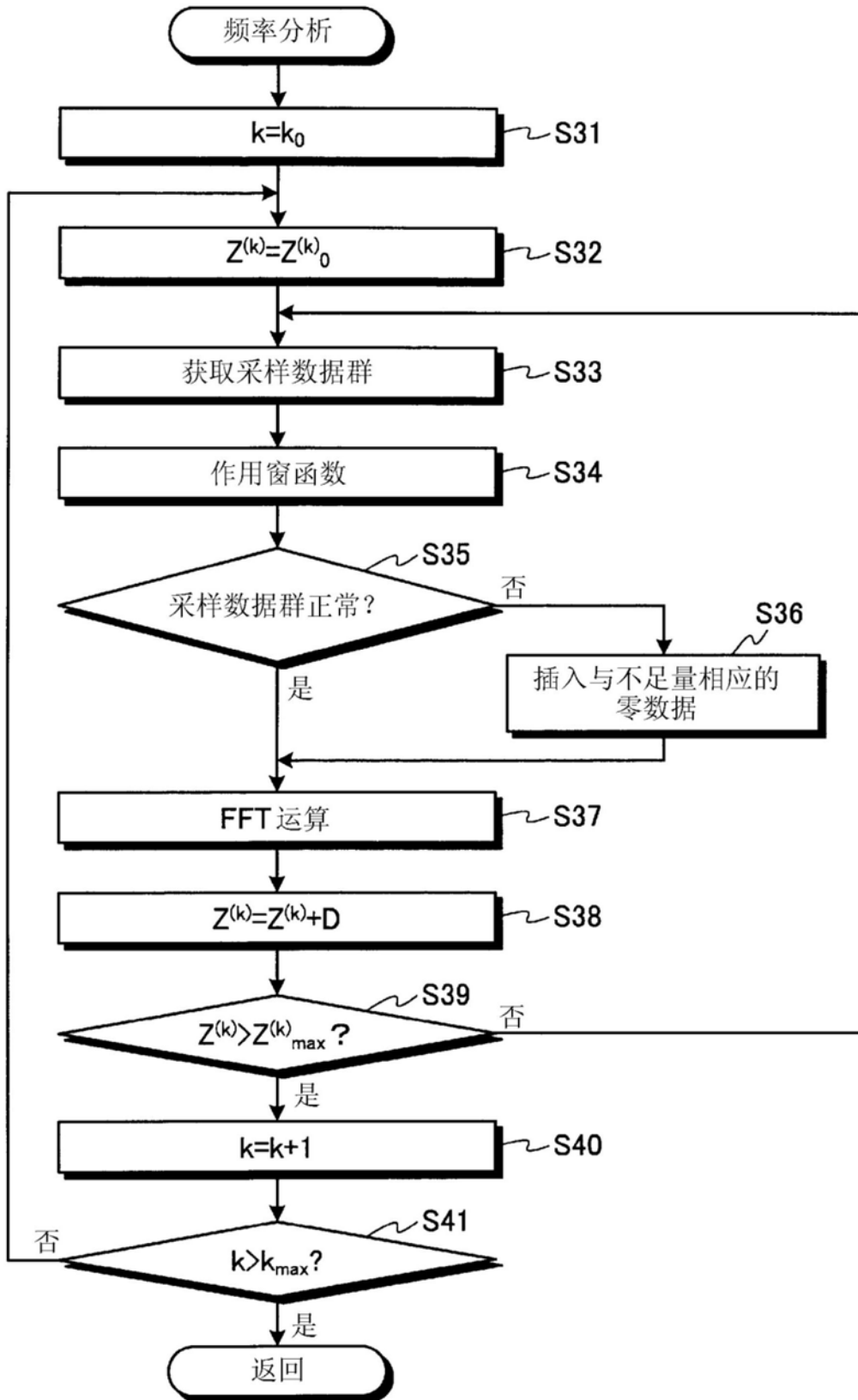


图11

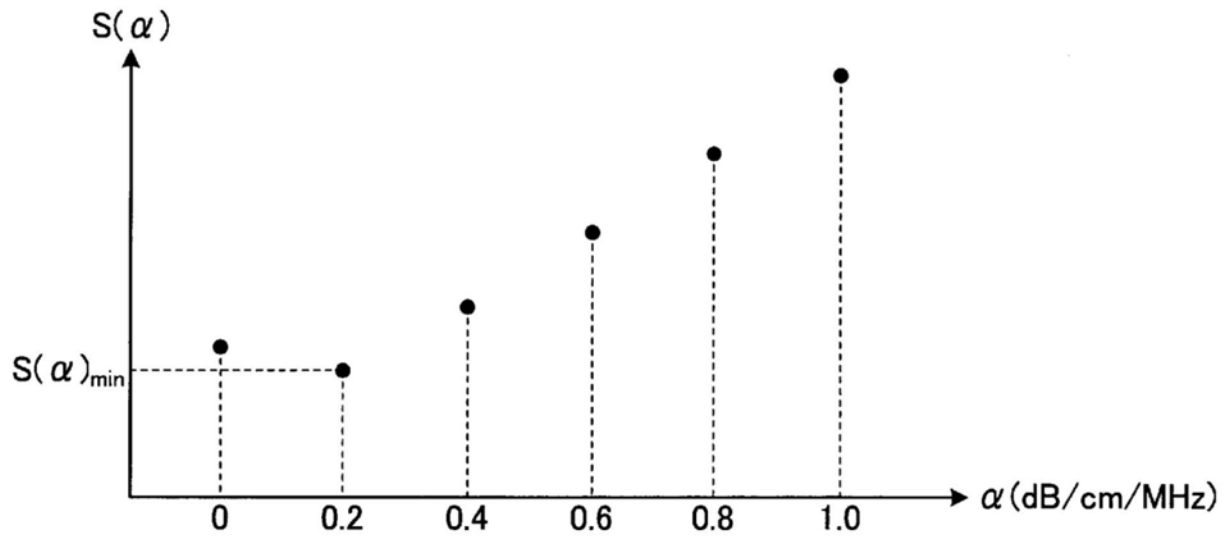


图12

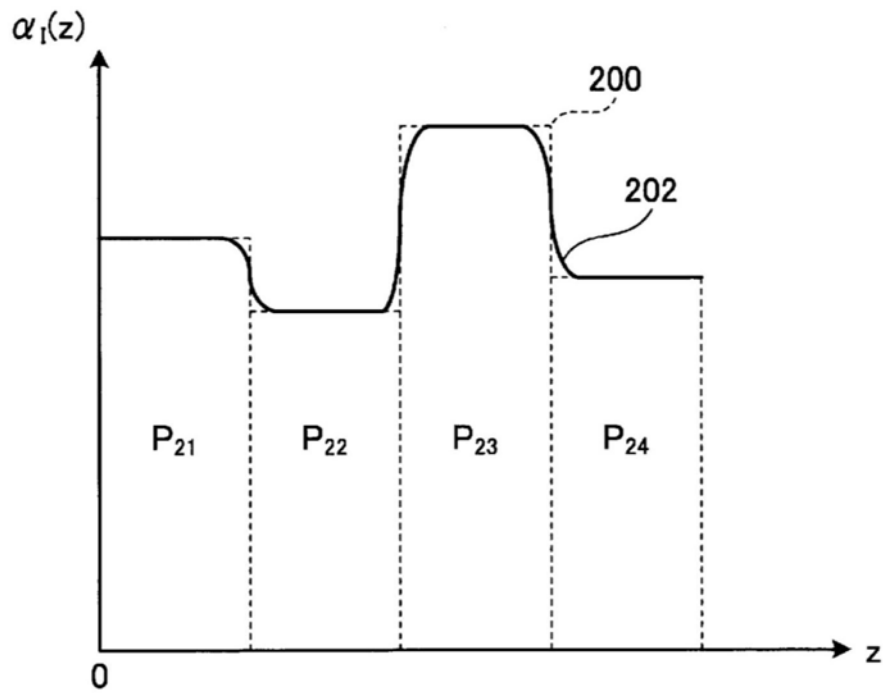


图13

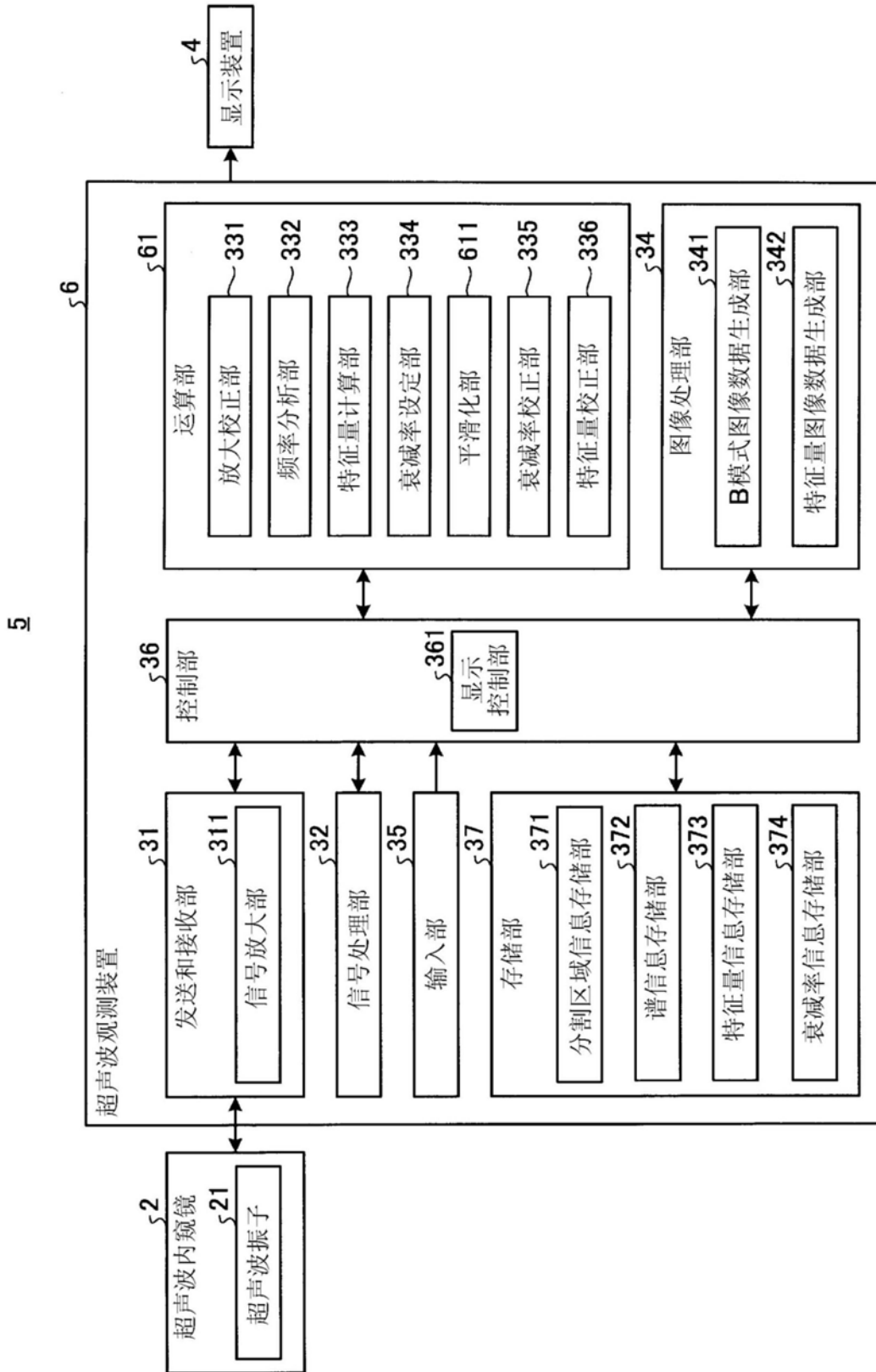


图14

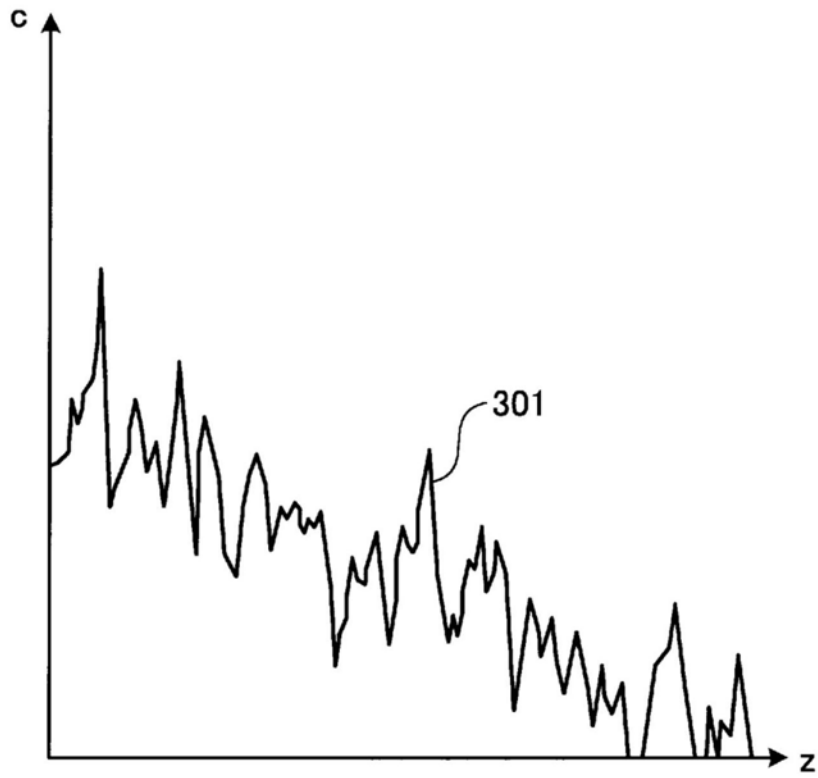


图15

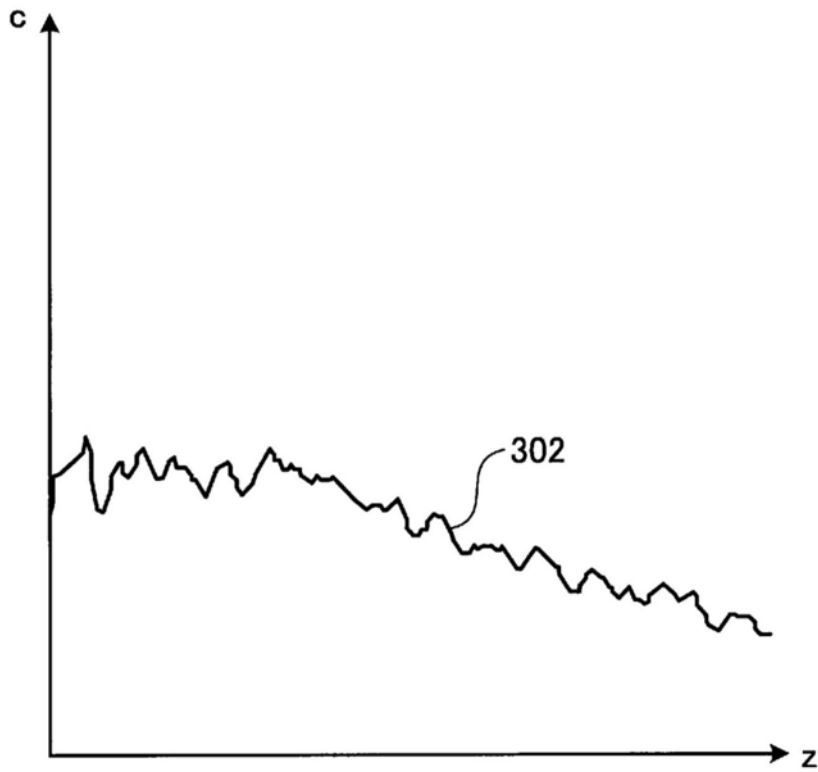


图16

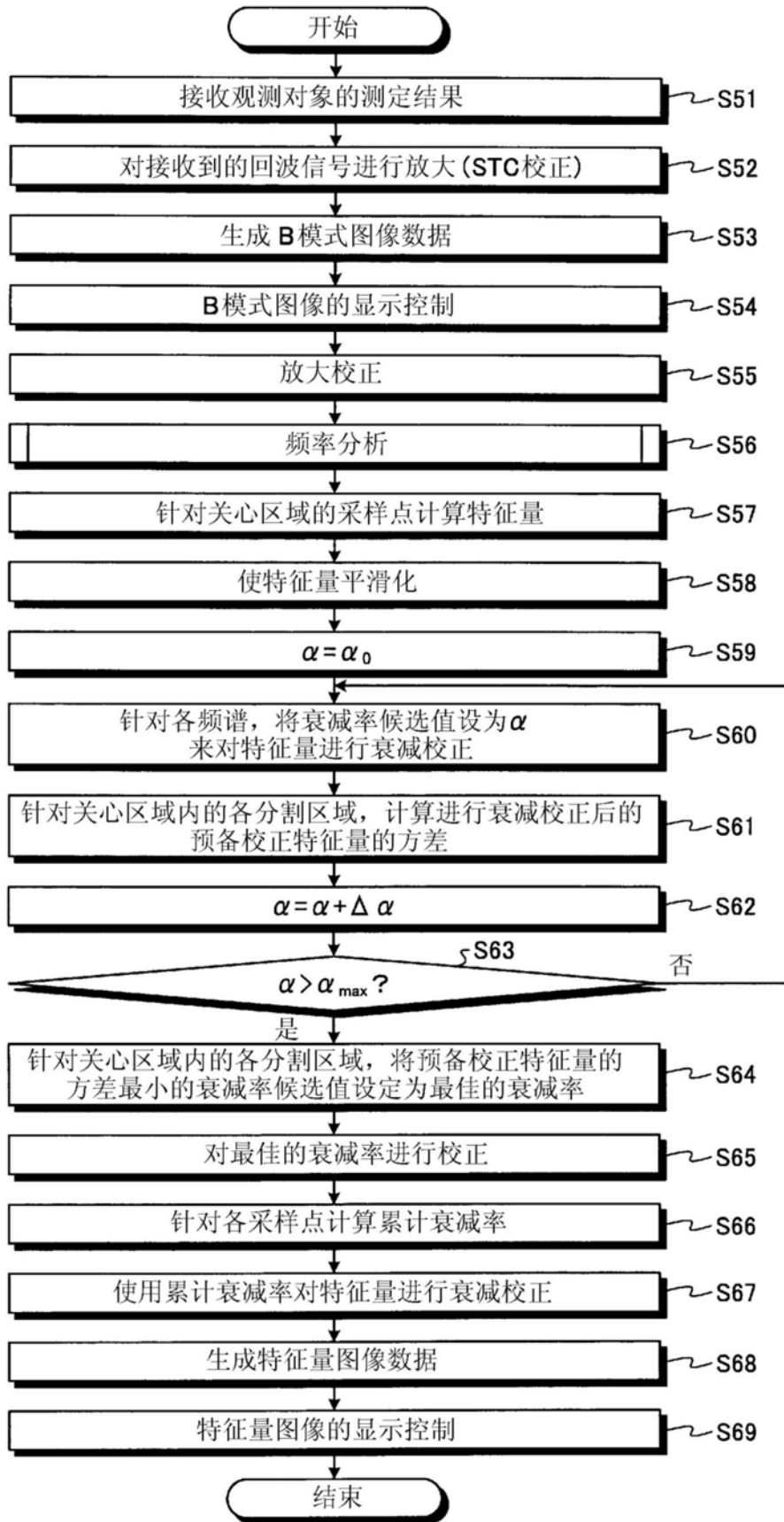


图17

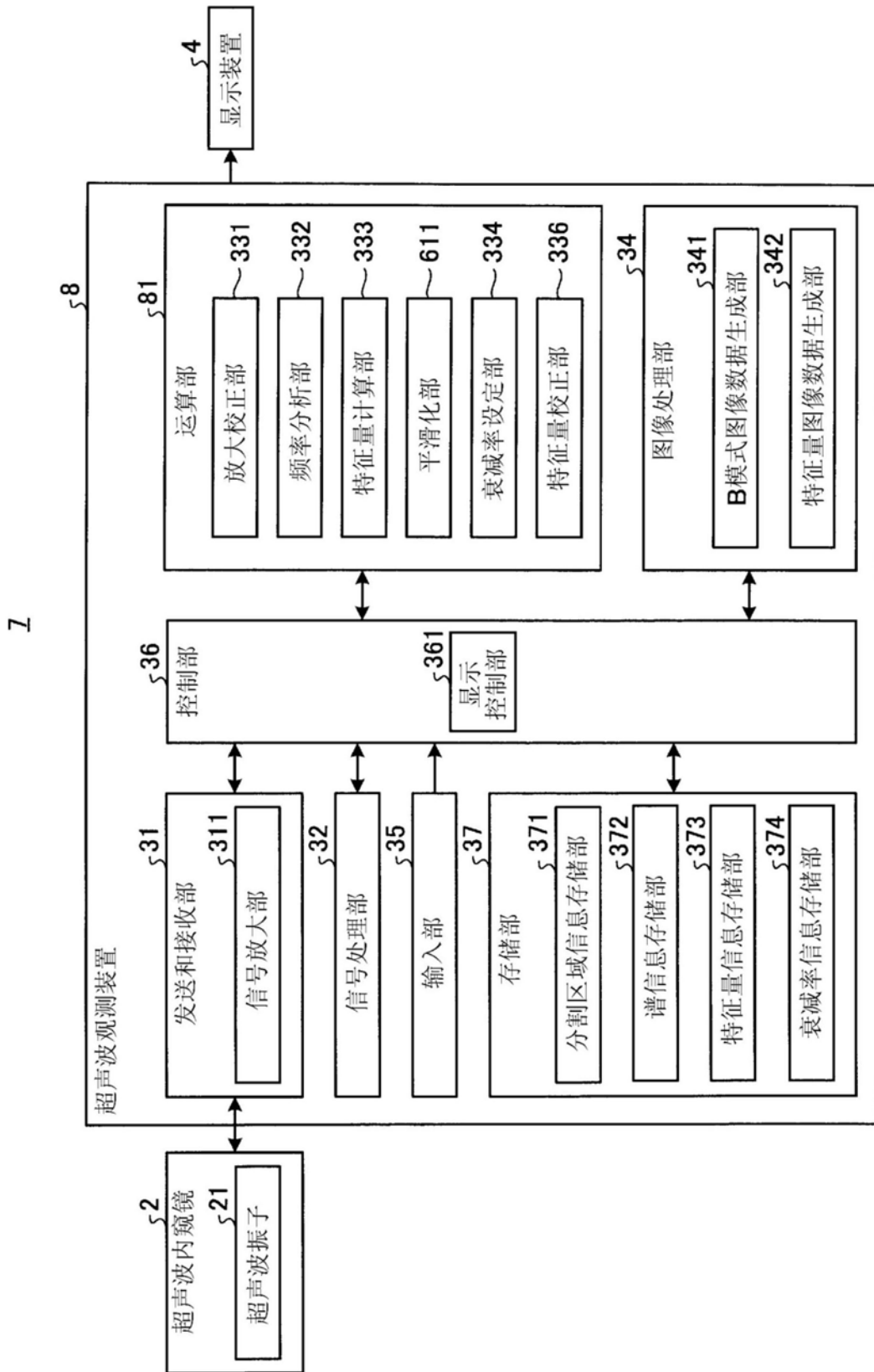


图18

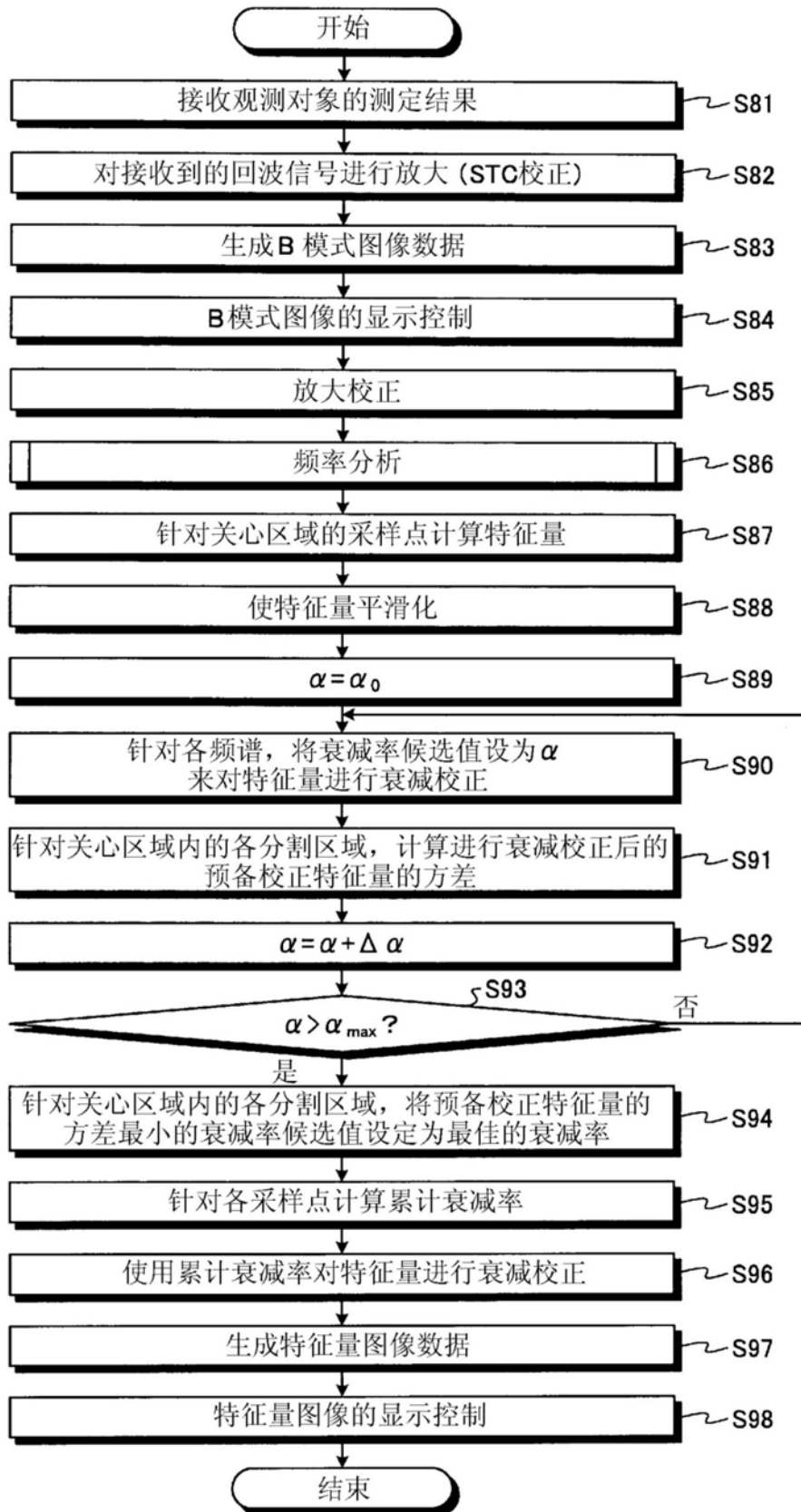


图19