



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108366782 A

(43)申请公布日 2018.08.03

(21)申请号 201680071707.9

(74)专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司 11127

(22)申请日 2016.11.24

代理人 黄纶伟 孙明浩

(30)优先权数据

(51)Int.Cl.

2015-239433 2015.12.08 JP

A61B 8/12(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.06.07

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2016/084797 2016.11.24

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2017/098931 JA 2017.06.15

(71)申请人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72)发明人 川岛知直

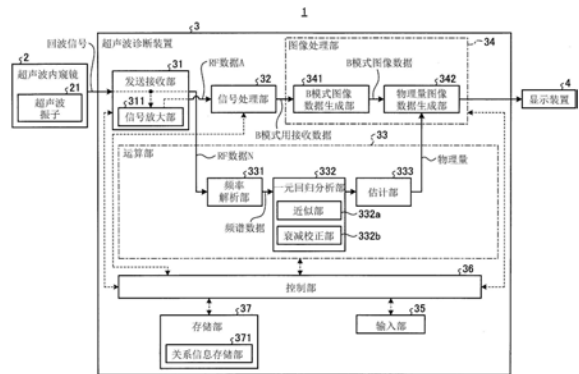
权利要求书2页 说明书22页 附图13页

(54)发明名称

超声波诊断装置、超声波诊断装置的工作方法以及超声波诊断装置的工作程序

(57)摘要

本发明的超声波诊断装置根据超声波探头所取得的超声波信号而生成超声波图像,所述超声波探头具有向观测对象发送超声波并且接收被该观测对象反向散射后的超声波的超声波振子,其中,该超声波诊断装置具有:特征量计算部,其根据从观测对象接收到的超声波信号而计算特征量;估计部,其使用根据所含有的散射体的物理量已知的对照物体的物理量和从该对象物体取得的特征量而导出的关系、以及特征量计算部计算出的观测对象的特征量来估计观测对象包含的散射体的物理量;以及物理量信息生成部,其生成包含估计部的估计结果并且用于使显示部显示的信息。



1. 一种超声波诊断装置,其根据超声波探头所取得的超声波信号而生成超声波图像,所述超声波探头具有向观测对象发送超声波并且接收被该观测对象反向散射后的超声波的超声波振子,其特征在于,该超声波诊断装置具有:

特征量计算部,其根据从所述观测对象接收到的超声波信号而计算特征量;

估计部,其使用根据所含有的散射体的物理量已知的对照物体的所述物理量和从该对象物体取得的特征量而导出的关系、以及所述特征量计算部计算出的所述观测对象的所述特征量来估计所述观测对象包含的散射体的物理量;以及

物理量信息生成部,其生成包含所述估计部的估计结果并且用于使显示部显示的信息。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述物理量包含所述对照物体所含有的散射体的数密度、所述散射体的大小以及所述散射体的散射强度中的至少一方。

3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述物理量包含所述对照物体含有的散射体的散射强度,

所述散射强度是所述散射体和介质的振幅反射率、能量反射率、和/或它们的函数。

4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述估计部通过将所述特征量计算部计算出的所述特征量代入作为所述关系的关系式来估计所述观测对象包含的散射体的物理量。

5. 根据权利要求4所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述超声波诊断装置还具有关系信息存储部,该关系信息存储部存储所述关系式、该关系式的系数、该关系式的常数项以及记述了所述关系的表中的至少一个,

所述估计部参照所述关系信息存储部来估计所述观测对象包含的散射体的物理量。

6. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述关系式是通过对所述物理量和所述特征量中的至少一部分进行多元回归分析而导出的。

7. 根据权利要求6所述的超声波诊断装置,其特征在于,

当在所述已知的散射体的物理量中包含所述散射体的数密度和所述散射体的大小的情况下,

对所述散射体的数密度和所述散射体进行非线性变换而进行所述多元回归分析。

8. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述特征量包含根据所述超声波信号而计算出的频率特征量。

9. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述特征量包含根据所述超声波信号而计算出的衰减率。

10. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述特征量包含根据所述超声波信号而计算出的音速。

11. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述物理量信息生成部生成根据所述估计部估计出的所述物理量而被赋予了视觉信息的图像数据。

12. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

在所述估计部估计出了彼此不同的多个物理量的情况下，  
所述物理量信息生成部生成将所述多个物理量同时、依次或在不同的时机显示于所述显示部的所述信息。

13. 根据权利要求6所述的超声波诊断装置，其特征在于，  
所述超声波诊断装置还具有变量转换部，该变量转换部对被实施了所述非线性变换的所述散射体的数密度和/或所述散射体的大小进一步实施非线性变换。

14. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，  
所述超声波诊断装置还具有衰减校正部，该衰减校正部在根据从所述观测对象接收到的超声波信号而计算出的特征量中校正衰减的影响，

所述估计部使用根据所述所含有的散射体的物理量已知的所述对照物体的所述物理量和在从所述对照物体取得的特征量中校正了衰减的影响后的值而导出的关系、以及所述衰减校正部进行校正后的所述观测对象的所述特征量的值，计算所述观测对象包含的散射体的物理量。

15. 一种超声波诊断装置的工作方法，所述超声波诊断装置根据超声波探头取得的超声波信号而生成超声波图像，所述超声波探头具有向观测对象发送超声波并且接收被该观测对象反向散射后的超声波的超声波振子，其特征在于，该超声波诊断装置的工作方法包含以下步骤：

特征量计算步骤，特征量计算部根据从所述观测对象接收到的超声波信号来计算特征量；

估计步骤，估计部使用根据所含有的散射体的物理量已知的对照物体的所述物理量和从该对象物体取得的特征量而导出的关系、以及所述特征量计算部计算出的所述观测对象的所述特征量来估计所述观测对象包含的散射体的物理量；以及

物理量信息生成步骤，物理量信息生成部生成包含所述估计部的估计结果并用于使显示部显示的信息。

16. 一种超声波诊断装置的工作程序，所述超声波诊断装置根据超声波探头取得的超声波信号而生成超声波图像，所述超声波探头具有向观测对象发送超声波并且接收被该观测对象反向散射后的超声波的超声波振子，其特征在于，该超声波诊断装置的工作程序使所述超声波诊断装置执行以下步骤：

特征量计算步骤，特征量计算部根据从所述观测对象接收的超声波信号来计算特征量；

估计步骤，估计部使用根据所含有的散射体的物理量已知的对照物体的所述物理量和从该对象物体取得的特征量而导出的关系、以及所述特征量计算部计算出的所述观测对象的所述特征量来估计所述观测对象包含的散射体的物理量；以及

物理量信息生成步骤，物理量信息生成部生成包含所述估计部的估计结果并且用于使显示部显示的信息。

## 超声波诊断装置、超声波诊断装置的工作方法以及超声波诊断装置的工作程序

### 技术领域

[0001] 本发明涉及使用超声波而对观测对象的组织进行观测的超声波诊断装置、超声波诊断装置的工作方法以及超声波诊断装置的工作程序。

### 背景技术

[0002] 以往,作为使用了超声波的、观测检体等观测对象的组织性状的技术,公知有如下的技术:将由超声波振子接收被观测对象反向散射后的超声回波而得到的超声波信号的频谱的特征量图像化(例如,参照专利文献1)。另外,散射是指声波在介质中与粒子发生碰撞或者彼此作用而被改变了方向。而且,反向散射是这其中向音源的方向返回的情况。该现象一般被称作“反射”,但在本说明书中,以下使用“反向散射”进行称呼。此时的音源是超声波振子。在该技术中,在提取了频谱的特征量作为表示观测对象的组织性状的解析值之后,生成并显示被赋予了与该特征量对应的视觉信息例如颜色信息的特征量图像。医生等手术人员通过观察所显示的特征量图像而对检体的组织性状进行诊断。

[0003] 现有技术文献

[0004] 专利文献

[0005] 专利文献1:国际公开第2012/011414号

### 发明内容

[0006] 发明要解决的课题

[0007] 另外,在鉴别组织性状时,掌握观测对象所具有的散射体的大小和数密度很重要。然而,在专利文献1所记载的技术中,频谱的特征量与观测对象所具有的散射体的直径或数密度这样的物理量没有对应起来,从根据特征量而赋予的颜色信息中鉴别组织性状需要熟练度。因此,期望不需要熟练度、能够容易地鉴别组织性状的技术。

[0008] 本发明是鉴于上述情况而完成的,其目的在于,提供能够容易并且准确地进行基于特征量的组织性状的鉴别的超声波诊断装置、超声波诊断装置的工作方法以及超声波诊断装置的工作程序。

[0009] 用于解决课题的手段

[0010] 为了解决上述的课题、达成目的,本发明的超声波诊断装置根据超声波探头所取得的超声波信号而生成超声波图像,所述超声波探头具有向观测对象发送超声波并且接收被该观测对象反向散射后的超声波的超声波振子,其特征在于,该超声波诊断装置具有:特征量计算部,其根据从所述观测对象接收到的超声波信号而计算特征量;估计部,其使用根据所含有的散射体的物理量已知的对照物体的所述物理量和从该对象物体取得的特征量而导出的关系、以及所述特征量计算部计算出的所述观测对象的所述特征量来估计所述观测对象包含的散射体的物理量;以及物理量信息生成部,其生成包含所述估计部的估计结果并且用于使显示部显示的信息。

[0011] 本发明的超声波诊断装置在上述发明中,特征在于,所述物理量包含所述对照物体所含有的散射体的数密度、所述散射体的大小以及所述散射体的散射强度中的至少一方。

[0012] 本发明的超声波诊断装置在上述发明中,特征在于,所述物理量包含所述对照物体含有的散射体的散射强度,所述散射强度是所述散射体和介质的振幅反射率、能量反射率、和/或它们的函数。

[0013] 本发明的超声波诊断装置在上述发明中,特征在于,所述估计部通过将所述特征量计算部计算出的所述特征量代入作为所述关系的关系式来估计所述观测对象包含的散射体的物理量。

[0014] 本发明的超声波诊断装置在上述发明中,特征在于,所述超声波诊断装置还具有关系信息存储部,该关系信息存储部存储所述关系式、该关系式的系数、该关系式的常数项以及描述所述关系的表中的至少一个,所述估计部参照所述关系信息存储部来估计所述观测对象包含的散射体的物理量。

[0015] 本发明的超声波诊断装置在上述发明中,特征在于,所述关系式是通过对所述物理量和所述特征量中的至少一部分进行多元回归分析而导出的。

[0016] 本发明的超声波诊断装置在上述发明中,特征在于,当在所述已知的散射体的物理量中包含所述散射体的数密度和所述散射体的大小的情况下,对所述散射体的数密度和所述散射体进行非线性变换而进行所述多元回归分析。

[0017] 本发明的超声波诊断装置在上述发明中,特征在于,所述特征量包含根据所述超声波信号而计算出的频率特征量。

[0018] 本发明的超声波诊断装置在上述发明中,特征在于,所述特征量包含根据所述超声波信号而计算出的衰减率。

[0019] 本发明的超声波诊断装置在上述发明中,特征在于,所述特征量包含根据所述超声波信号而计算出的音速。

[0020] 本发明的超声波诊断装置在上述发明中,特征在于,所述物理量信息生成部生成根据所述估计部估计出的所述物理量而被赋予了视觉信息的图像数据。

[0021] 本发明的超声波诊断装置在上述发明中,特征在于,在所述估计部估计出了彼此不同的多个物理量的情况下,所述物理量信息生成部生成将所述多个物理量同时、依次或在不同的时机显示于所述显示部的所述多个物理量的所述信息。

[0022] 本发明的超声波诊断装置在上述发明中,特征在于,所述超声波诊断装置还具有变量转换部,该变量转换部对被实施了所述非线性变换的所述散射体的数密度和/或所述散射体的大小进一步实施非线性变换。

[0023] 本发明的超声波诊断装置在上述发明中,特征在于,所述超声波诊断装置还具有衰减校正部,该衰减校正部在根据从所述观测对象接收到的超声波信号而计算出的特征量中校正衰减的影响,所述估计部使用根据所述所含有的散射体的物理量已知的所述对照物体的所述物理量和在从所述对照物体取得的特征量中校正了衰减的影响后的值而导出的关系、以及所述衰减校正部进行校正后的所述观测对象的所述特征量的值,计算所述观测对象包含的散射体的物理量。

[0024] 在本发明的超声波诊断装置的工作方法中,所述超声波诊断装置根据超声波探头

取得的超声波信号而生成超声波图像,所述超声波探头具有向观测对象发送超声波并且接收被该观测对象反向散射后的超声波的超声波振子,其特征在于,该超声波诊断装置的工作方法包含以下步骤:特征量计算步骤,特征量计算部根据从所述观测对象接收到的超声波信号来计算特征量;估计步骤,估计部使用根据所含有的散射体的物理量已知的对照物体的所述物理量和从该对象物体取得的特征量而导出的关系、以及所述特征量计算部计算出的所述观测对象的所述特征量来估计所述观测对象包含的散射体的物理量;以及物理量信息生成步骤,物理量信息生成部生成包含所述估计部的估计结果并用于使显示部显示的信息。

[0025] 在本发明的超声波诊断装置的工作程序中,所述超声波诊断装置根据超声波探头取得的超声波信号而生成超声波图像,所述超声波探头具有向观测对象发送超声波并且接收被该观测对象反向散射后的超声波的超声波振子,其特征在于,该超声波诊断装置的工作程序使所述超声波诊断装置执行以下步骤:特征量计算步骤,特征量计算部根据从所述观测对象接收的超声波信号来计算特征量;估计步骤,估计部使用根据所含有的散射体的物理量已知的对照物体的所述物理量和从该对象物体取得的特征量而导出的关系、以及所述特征量计算部计算出的所述观测对象的所述特征量来估计所述观测对象包含的散射体的物理量;以及物理量信息生成步骤,物理量信息生成部生成包含所述估计部的估计结果并且用于使显示部显示的信息。

[0026] 发明效果

[0027] 根据本发明,实现了能够容易并且准确地进行基于特征量的组织性状的鉴别这样的效果。

## 附图说明

[0028] 图1是示出具有本发明的实施方式1的超声波诊断装置的超声波诊断系统的结构的框图。

[0029] 图2是示出本发明的实施方式1的超声波诊断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。

[0030] 图3是示意性地示出超声波振子的扫描区域和B模式用接收数据的图。

[0031] 图4是示意性地示出超声波信号的一条声线上的数据排列的图。

[0032] 图5是示出由本发明的实施方式1的超声波诊断装置的频率解析部计算出的频谱数据的例子的图。

[0033] 图6是示出具有本发明的实施方式1的超声波诊断装置的衰减校正部进行校正后的校正后特征量作为参数的直线的图。

[0034] 图7是示出中央频带适合 (Mid-band fit)、散射体的直径以及数密度之间的关系图,是对回归平面进行说明的图。

[0035] 图8是示出本发明的实施方式1的超声波诊断装置进行的处理的概要的流程图。

[0036] 图9是示出本发明的实施方式1的超声波诊断装置的频率解析部所执行的处理的概要的流程图。

[0037] 图10是示意性地示出本发明的实施方式1的超声波诊断装置的显示装置上的特征量图像的显示例的图。

[0038] 图11是示出具有本发明的实施方式1的变形例的超声波诊断装置的超声波诊断系统的结构的框图。

[0039] 图12是示意性地示出本发明的实施方式1的变形例的超声波诊断装置的显示装置上的特征量图像的显示例的图。

[0040] 图13是示出具有本发明的实施方式3的超声波诊断装置的超声波诊断系统的结构的框图。

[0041] 图14是示出具有本发明的实施方式4的超声波诊断装置的超声波诊断系统的结构的框图。

[0042] 图15是用于对本发明的实施方式4的超声波诊断装置存储的查找表进行说明的图。

### 具体实施方式

[0043] 以下,参照附图对用于实施本发明的方式(以下,称作“实施方式”)进行说明。

[0044] (实施方式1)

[0045] 图1是示出具有本发明的实施方式1的超声波诊断装置3的超声波诊断系统1的结构的框图。图1所示的超声波诊断系统1具有:超声波内窥镜2,其向作为观测对象的观测对象发送超声波,接收被该观测对象反向散射后的超声波;超声波诊断装置3,其根据超声波内窥镜2所取得超声波信号而生成超声波图像;以及显示装置4,其对超声波诊断装置3生成的超声波图像进行显示。超声波诊断装置3能够与一个超声波内窥镜2连接、或者与多个超声波内窥镜2同时连接而不论该超声波内窥镜2是同种、异种。在本实施方式中,超声波内窥镜2作为超声波探头发挥作用。另外,在图1中,实线的箭头示出了与图像有关的电信号的传送,虚线的箭头示出了与控制有关的电信号的传送。

[0046] 超声波内窥镜2在其前端部具有超声波振子21,该超声波振子21将从超声波诊断装置3接收到的电脉冲信号转换为超声波脉冲(声脉冲)并向观测对象照射,并且将被观测对象反向散射后的超声回波转换为以电压变化的形式表现的电回波信号。

[0047] 超声波内窥镜2通常在其前端部还具有摄像光学系统和摄像元件,能够向观测对象的消化管(食道、胃、十二指肠、大肠)或呼吸道(气管、支气管)插入,从而对消化管、呼吸道及其周围器官(胰脏、胆囊、胆管、胆道、淋巴结、纵隔器官、血管等)进行拍摄。超声波内窥镜2具有朝向观测对象的长条的插入部。而且,插入部具有通常在拍摄时对向观测对象照射的照明光进行引导的光导。该光导的前端部到达插入部的前端,另一方面,基端部与产生照明光的光源装置连接。

[0048] 超声波诊断装置3具有:发送接收部31,其与超声波内窥镜2电连接,按照规定的波形和发送时机而向超声波振子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,生成并输出高频(RF:Radio Frequency(射频))信号的数字数据(以下,称作RF数据);信号处理部32,其根据从发送接收部31接收到的RF数据而生成数字的B模式用接收数据;运算部33,其对从发送接收部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、触摸面板等用户界面而实现,受理各种信息的输入;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,其存储超声波诊断装置3的动作所需的各种信息。

[0049] 发送接收部31具有放大回波信号的信号放大部311。信号放大部311进行SYC (Sensitivity Time Control:灵敏度时间控制)校正,在该SYC校正中,越是接收深度大的回波信号,以越大的放大率进行放大。图2是示出信号放大部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 $z$ 是根据从开始接收超声波的时起的经过时间而计算出的量。如图2所示,在接收深度 $z$ 小于阈值 $z_{th}$ 的情况下,放大率 $\beta$  (dB) 伴随着接收深度 $z$ 的增加而从 $\beta_0$ 向 $\beta_{th}$  ( $>\beta_0$ ) 线性地增加。并且,在接收深度 $z$ 为阈值 $z_{th}$ 以上的情况下,放大率 $\beta$  (dB) 取固定值 $\beta_{th}$ 。阈值 $z_{th}$ 的值是从观测对象接收的超声波信号大部分衰减而噪声成为主导那样的值。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 $\beta$ 伴随着接收深度 $z$ 的增加而单调递增即可。另外,图2所示的关系预先存储在存储部37中。

[0050] 发送接收部31在对由信号放大部311放大后的回波信号和没有被放大的最初的回波信号双方实施了滤波等处理之后,以适当的采样频率(例如50MHz)进行采样而进行离散化(所谓的A/D转换处理)。这样,发送接收部31生成从没有被放大的回波信号离散化出的RF数据A和从没有被放大的回波信号离散化出的RF数据N这两个RF数据,并输出给信号处理部32和运算部33。这里,A是“Amplified(放大)”的缩写,N是“Normal(正常)”的缩写。另外,在超声波内窥镜2具有使将多个元件设置为矩阵状的超声波振子21进行电子扫描的结构的情况下,发送接收部31具有与多个元件对应的波束合成用的多通道电路。

[0051] 发送接收部31发送的脉冲信号的频带采用如下的宽频带,该宽频带几乎覆盖超声波振子21将脉冲信号向超声波脉冲进行电声转换时的线性响应频带。并且,信号放大部311的回波信号的各种处理频带采用如下的宽频带,该宽频带几乎覆盖超声波振子21将超声回波向回波信号进行声电转换时的线性响应频带。由此,能够在执行后述的频谱的近似处理时进行高精度的近似。

[0052] 发送接收部31还具有如下的功能:将控制部36输出的各种控制信号发送给超声波内窥镜2,并且从超声波内窥镜2接收包含识别用的ID等在内的各种信息并发送给控制部36。

[0053] 信号处理部32对RF数据A实施带通滤波、包络线检波、对数变换等公知的处理,生成数字的B模式用接收数据。在对数变换中,对将RF数据A除以基准电压 $V_0$ 后的量取常用对数,从而以分贝值的形式表现。在该B模式用接收数据中,表示超声波脉冲的反向散射的强度的接收信号的振幅或强度沿着超声波脉冲的发送接收方向(深度方向)排列。图3是示意性地示出超声波振子21的扫描区域(以下,有时也简称为扫描区域)和B模式用接收数据的图。图3所示的扫描区域 $S$ 呈扇形。另外,在图3中,使用直线来表现超声波振子21使超声波往复的路径(声线),使用在各声线上排列的点来表现B模式用接收数据。在图3中,为了便于以后的说明,从扫描开始(图3右)依次对各声线标注序号1、2、3...。而且,将第一条声线定义为 $SR_1$ 、将第二条声线定义为 $SR_2$ 、将第三条声线定义为 $SR_3$ 、...、将第 $k$ 条声线定义为 $SR_k$ 。图3相当于超声波振子21为凸面(convex)振子的情况。并且,在图3中,将B模式用接收数据的接收深度记作 $z$ 。当从超声波振子21的表面照射的超声波脉冲在处于接收深度 $z$ 的物体内进行反向散射并作为超声回波返回到了超声波振子21的情况下,该往复距离 $L$ 与接收深度 $z$ 之间存在 $z=L/2$ 的关系。信号处理部32将所生成的B模式用接收数据输出给图像处理部34的B模式图像数据生成部341。信号处理部32是使用CPU(Central Processing Unit:中央处理单元)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)等执行特定功能的专用集成电路等而实现的。

[0054] 运算部33具有:频率解析部331,其对发送接收部31生成的RF数据N实施快速傅里叶变换(FFT:Fast Fourier Transform)而进行频率解析,由此计算频谱数据;一元回归分析部332(特征量计算部),其使用由频率解析部331计算出的频谱数据、通过一元回归分析来计算频谱数据的特征量;以及估计部333,其使用一元回归分析部332计算出的特征量和存储于存储部37中的关系式来估计数密度 $n$ 的对数( $\log n$ )和直径 $d$ 的对数( $\log d$ ),其中,该关系式是根据散射体的数密度(以下,设数密度为 $n$ )和直径(以下,设散射体的直径为 $d$ )而导出的。运算部33是使用CPU(Central Processing Unit:中央处理单元)和各种运算电路等而实现的。另外,散射体的数密度是指每单位体积所包含的散射体的个数,在本实施方式中的单位是[个/cm<sup>3</sup>]。并且,直径 $d$ 在本实施方式中的单位是[ $\mu\text{m}$ ]。并且,散射体的数密度和直径的对数采用常用对数,以10为底。因此, $\log n$ 和 $\log d$ 表现 $n$ 和 $d$ 的十进制表现时的位数-1。

[0055] 频率解析部331以规定的时间间隔再次对发送接收部31生成的各声线的RF数据N(线数据)进行采样,生成采样数据。频率解析部331通过对采样数据组实施FFT处理而计算RF数据上的多处(数据位置)的频谱。这里所说的“频谱”是指通过对采样数据组实施FFT处理而取得的“某个接收深度 $z$ 处的强度的频率分布”。并且,这里所述的“强度”是指例如回波信号的电压、回波信号的电力、超声回波的声压、超声回波的声能等参数、这些参数的振幅和时间积分值、以及它们的组合中的任意一方。

[0056] 在本实施方式中,对以下的情况进行说明:采用回波信号的电压作为强度,频率解析部331根据电压振幅的频率成分 $V(f, L)$ 而生成频谱的数据(以下,也称作频谱数据)。 $f$ 是频率。频率解析部331在实施了将压振幅的频率成分 $V(f, L)$ 除以基准电压 $V_c$ 电并取常用对数( $\log$ )而以分贝单位进行表现的对数变换处理之后,乘以适当的正的常数 $A$ ,从而生成下式(1)给出的频谱数据 $F(f, L)$ 。

$$[0057] \quad F(f, L) = A \cdot \log \{V(f, L) / V_c\} \dots (1)$$

[0058] 其中, $\log$ 是常用对数(以下,相同)。

[0059] 以下,对通过频率解析部331的频率解析而求取电压振幅的频率成分 $V(f, L)$ 的方法进行说明。一般地,在观测对象为活体组织的情况下,回波信号的频谱根据超声波所扫描的活体组织的性状而示出不同的趋势。这是因为,频谱与使超声波散射的散射体的大小、数密度、声阻抗等相关。这里所说的“活体组织的性状”例如是恶性肿瘤(癌)、良性肿瘤、内分泌肿瘤、粘液性肿瘤、正常组织、囊肿、脉管等。

[0060] 图4是示意性地示出超声波信号的一条声线 $SR_k$ 中的数据排列的图。声线 $SR_k$ 上的白或黑的长方形是指一个采样点的数据。并且,在声线 $SR_k$ 中,越是位于右侧的数据,是来自从超声波振子21沿着声线 $SR_k$ 测量的情况下的越深处的采样数据(参照图4的箭头)。声线 $SR_k$ 是如下的采样数据:像上述那样通过发送接收部31的A/D转换处理而从回波信号采样并离散化而得到RF数据,由频率解析部331进一步对该RF数据进行采样的该采样数据。在图4中,示出了将序号 $k$ 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,但初始值的位置是能够任意设定的。频率解析部331的计算结果是以复数的形式取得的,保存在存储部37中。

[0061] 图4所示的数据组 $F_j$  ( $j=1, 2, \dots, K$ ) 是作为FFT处理的对象的采样数据组。一般地,为了进行FFT处理,采样数据组需要具有2的幂个数据数。从这个意义上讲,采样数据组 $F_j$  ( $j=1, 2, \dots, K-1$ ) 的数据数为16 ( $=2^4$ ), 是正常的数据组,另一方面,采样数据组 $F_K$ 的数据数为12,因此是异常的数据组。在对异常的数据组进行FFT处理时,通过插入所欠缺的数量的零数据而进行生成正常的采样数据组的处理。关于该点,在对频率解析部331的处理进行说明时详细描述(参照图9)。此后,频率解析部331像上述那样执行FFT处理,计算电压振幅的频率成分 $V(f, L)$ , 根据上述的式(1)来计算频谱数据 $F(f, L)$ 并输出给一元回归分析部332。

[0062] 图5是示出由频率解析部331计算出的频谱数据的例子的图。在图5中,横轴为频率 $f$ 。并且,在图5中,纵轴为由上式(1)给出的频谱数据 $F(f, L)$ 。后面描述

[0063] 图5所示的直线 $L_{10}$ 。另外,在本实施方式中,曲线和直线是由离散的点的集合构成的。

[0064] 在图5所示的频谱数据 $C_1$ 中,在以后的运算中要使用的频带的下限频率 $f_L$ 和上限频率 $f_H$ 是根据超声波振子21的频带、发送接收部31发送的脉冲信号的频带等而决定的参数。以下,在图5中,将由下限频率 $f_L$ 和上限频率 $f_H$ 决定的频带称作“频带U”。

[0065] 一元回归分析部332具有:近似部332a,其通过以直线对从频率解析部331输出的多个频谱数据进行近似而计算频谱数据的特征量(以下,称作校正前特征量);以及衰减校正部332b,其针对近似部332a计算出的校正前特征量对依赖于频率的衰减进行校正,从而计算特征量。

[0066] 近似部332a进行规定的频带的频谱数据的一元回归分析,通过以一次式(回归直线)对频谱数据进行近似而计算带有该近似的一次式的特征的校正前特征量。一元回归分析是仅一种独立变量的情况下的回归分析。本实施方式中的一元回归分析的独立变量相当于频率 $f$ 。例如,在频谱数据为图5所示的 $C_1$ 的状态的情况下,近似部332a在频带U中进行一元回归分析,取得作为频谱数据 $C_1$ 的回归直线的直线 $L_{10}$ 。接着,近似部332a计算直线 $L_{10}$ 的斜率 $a_0$ 、截距 $b_0$ 以及频带U的中心频率(即,“中央频带”)  $f_M = (f_L + f_H) / 2$ 在回归直线上的值即中央频带适合(Mid-band fit)  $c_0 = a_0 f_M + b_0$ 作为校正前特征量。这样,通过使用带有直线 $L_{10}$ 的特征的一次式的参数(斜率 $a_0$ 、截距 $b_0$ 、中央频带适合 $c_0$ )来表现频谱数据 $C_1$ ,使频谱数据 $C_1$ 近似为一次式。

[0067] 可以认为三个校正前特征量中的斜率 $a_0$ 、截距 $b_0$ 与使超声波散射的散射体的大小、散射体的散射强度、散射体的数密度(浓度)等相关。中央频带适合 $c_0$ 给出有效的频带内的中心的频谱的强度。因此,可以认为中央频带适合 $c_0$ 除了与散射体的大小、散射体的散射强度、散射体的数密度有关之外,还在某种程度与B模式图像的亮度相关。然后,近似部332a将这些校正前特征量 $a_0$ 、 $b_0$ 、 $c_0$ 输出给衰减校正部332b。另外,近似部332a也可以通过回归分析、以二次以上的多项式对频谱数据进行近似。

[0068] 对衰减校正部332b进行的校正进行说明。一般地,超声波的振幅呈指数衰减。因此,在对振幅进行对数变换而采用分贝表达的情况下,超声波在接收深度0与接收深度 $z$ 之间往复的期间所产生的衰减量 $A(f, z)$ 能够以往复前后的线性的变化(分贝表达下的差)的形式表现。在观测对象为活体的情况下,该振幅的衰减量 $A(f, z)$ 依赖于频率,公知如果是高频的话,衰减大,如果是低频的话,衰减小。尤其是,由经验得知,在均匀的组织内,与频率成

比例,表现为以下的式(2):

$$[0069] \quad A(f, z) = 2\zeta z f \dots (2)。$$

[0070] 其中,比例常数 $\zeta$ 是被称作衰减率的量。并且, $z$ 是超声波的接收深度, $f$ 是频率。在观测对象为活体的情况下,衰减率 $\zeta$ 的具体的值是根据活体的部位或组织而决定的。在正常肝中,大致为0.55dB/cm/MHz。另外,在本实施方式中,衰减率 $\zeta$ 的值预先存储于存储部37中,衰减校正部332b适当从存储部37中读出衰减率 $\zeta$ 的值而使用。当输入部35在超声波内窥镜2发送超声波之前预先从手术人员处接收到观测对象的部位名或组织名的输入的情况下,衰减校正部332b读出与部位名或组织名对应的衰减率 $\zeta$ 的适当的值而用于以下的衰减校正。而且,在输入部35直接从手术人员处接收到衰减率 $\zeta$ 的值的值的情况下,衰减校正部332b将该值用于以下的衰减校正。在输入部35没有从手术人员处接收到任何输入的情况下,衰减校正部332b将上述0.55dB/cm/MHz用于以下的衰减校正。

[0071] 衰减校正部332b通过按照以下所示的式(3)~(5)对近似部332a提取到的校正前特征量(斜率 $a_0$ 、截距 $b_0$ 、中央频带适合 $c_0$ )进行衰减校正而计算校正后特征量 $a$ 、 $b$ 、 $c$ (以下,简称为特征量)。

$$[0072] \quad a = a_0 + 2\zeta z \dots (3)$$

$$[0073] \quad b = b_0 \dots (4)$$

$$[0074] \quad c = c_0 + A(f_M, z) = c_0 + 2\zeta z f_M (= a f_M + b) \dots (5)$$

[0075] 从式(3)、(5)可知,衰减校正部332b进行超声波的接收深度 $z$ 越大而校正量越大的校正。并且,根据式(4),与截距有关的校正是恒等变换。这是因为,截距是与频率0(Hz)对应的频率成分,不受衰减的影响。

[0076] 图6是示出具有衰减校正部332b计算出的特征量 $a$ 、 $b$ 、 $c$ 作为参数的直线的图。当设 $I$ 为图6的纵轴的值时,直线 $L_1$ 的式表现为:

$$[0077] \quad I = af + b = (a_0 + 2\zeta z) f + b_0 \dots (6)。$$

[0078] 从该式(6)可知,直线 $L_1$ 与衰减校正前的直线 $L_{10}$ 相比,斜率变大( $a > a_0$ ),并且截距相同( $b = b_0$ )。然后,一元回归分析部332将这些衰减校正后的特征量 $a$ 、 $b$ 、 $c$ 输出给估计部333。

[0079] 估计部333使用一元回归分析部332进行衰减校正后的特征量 $a$ 和特征量 $c$ ,以及存储在存储部37中的常数 $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 、 $\alpha'$ 、 $\beta'$ 、 $\gamma'$ ,来估计数密度 $n$ 和直径 $d$ ,实际上是估计作为它们的数量级(order)的常用对数 $\log n$ 和 $\log d$ 。具体而言,假设特征量 $a$ (斜率)和特征量 $c$ (中央频带适合)与散射体的数密度 $n$ 和散射体的直径 $d$ 的作为近似值的数量级(位数-1)、即 $\log n$ 和 $\log d$ 具有线性关系,估计部333根据从以下的回归平面的方程式(7)、(8)导出的式(10)来估计 $\log n$ 和 $\log d$ 。估计部333将估计出的 $\log n$ 和/或 $\log d$ 作为物理量输出给图像处理部34。

[0080] 以下,对用于估计部333根据观测对象来估计未知的 $\log n$ 和 $\log d$ 的准备进行说明。首先,准备对照物体。在本实施方式中,以人工创建的多个基准体模(phantom)作为对照物体的例子进行说明。基准体模是通过将大量粒子作为散射体混入均匀的介质中并使其固化而形成的。预先使散射体的材质相同,以使得在散射体彼此中质量密度、音速以及声阻抗相等。以使直径也相等的方式进行筛选、分类。而且,以无偏重的方式均匀地混合在介质中,从而在基准体模内数密度也均匀。这样,基准体模中的散射体的材质、质量密度、音速、声阻

抗、直径、数密度是已知的值,在基准体模内均匀。另一方面,介质的材质、质量密度、音速、声阻抗同样也是已知的值,在基准体模内均匀。这样,在基准体模中,散射体、介质均匀、相同,因此衰减率[dB/cm/MHz]也均匀。然后,改变这些参数来创建多个基准体模。

[0081] 接着,根据向N个基准体模发送超声波而得到的超声回波来取得特征量 $c_1$ 、 $c_2$ 、 $c_3$ 、...、 $c_N$ (中央频带适合),其中,关于N个基准体模,散射体的数密度和散射体的直径不同的组合 $(n_1, d_1)$ 、 $(n_2, d_2)$ 、 $(n_3, d_3)$ 、...、 $(n_N, d_N)$ 为已知。在以下的说明中,设N个体模中的、第i个基准体模的散射体的数密度为 $n_i$ 、直径为 $d_i$ 、衰减率为 $\zeta_i$ 、从该第i个基准体模取得的特征量(中央频带适合)为 $c_i$ ( $1 \leq i \leq N$ )。此时,根据第i个基准体模的衰减率 $\zeta_i$ 、使用式(5)和第i个基准体模的频谱数据被计算出的深度,对特征量 $c_i$ 消除衰减的影响,从而该特征量 $c_i$ 不依赖于深度。这样,取得由该散射体的数密度、散射体的直径、特征量构成的N个数据组 $(c_1, n_1, d_1)$ 、 $(c_2, n_2, d_2)$ 、 $(c_3, n_3, d_3)$ 、...、 $(c_N, n_N, d_N)$ 。

[0082] 接着,根据N个数据组而求取散射体的数密度、散射体的直径以及特征量之间的关系。图7示出了在彼此垂直的各轴上取了中央频带适合(特征量 $c$ )、散射体的数密度的常用对数( $\log n$ )以及散射体的直径的常用对数( $\log d$ )的直角坐标系。在本实施方式1中,预先使用最小二乘法来求取与第一个基准体模对应的绘图点 $P_1(\log n_1, \log d_1, c_1)$ 、与第二个基准体模对应的绘图点 $P_2(\log n_2, \log d_2, c_2)$ 、与第三个基准体模对应的绘图点 $P_3(\log n_3, \log d_3, c_3)$ 、...、与第N个基准体模对应的绘图点 $P_N(\log n_N, \log d_N, c_N)$ 的回归平面PL。针对特征量 $c$ 的绘图点 $P_1$ 、 $P_2$ 、 $P_3$ 、...、 $P_N$ 的回归平面PL是指与绘图点 $P_1$ 、 $P_2$ 、 $P_3$ 、...、 $P_N$ 的差分(误差)、即线段 $P_1\hat{P}_1$ 、 $P_2\hat{P}_2$ 、 $P_3\hat{P}_3$ 、...、 $P_N\hat{P}_N$ 的距离的平方和为最小的平面。其中, $\hat{P}_i$ 是通过绘图点 $P_i$ 并且平行于所关注的轴(这里为特征量 $c$ 的坐标轴)的直线与该平面的交点。这样使用最小二乘法来求取回归平面PL并基于该回归平面PL进行分析的情况相当于多元回归分析。多元回归分析是独立变量为两种以上的情况下的回归分析。本实施方式中的多元回归分析的独立变量相当于散射体的直径 $d$ 和散射体的数密度 $n$ 。

[0083] 以下,对具体求取回归平面PL的方法进行描述。一般地,平面的方程式能够写成一次方程式。图7所示的针对特征量 $c$ 的回归平面PL处于三维空间内,因此能够写成由两个变量( $\log n, \log d$ )的线性组合来表现特征量 $c$ 的方程式(式(7))。其中, $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 是决定平面的实数的常数。求取针对特征量 $c$ 的回归平面PL等价于求取 $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 的值。对于特征量 $a$ ,也是与特征量 $c$ 同样地,能够考虑回归平面PL,能够写成以两个变量( $\log n, \log d$ )的线性组合来表现特征量 $a$ 的方程式(式(8))。其中, $\alpha'$ 、 $\beta'$ 、 $\gamma'$ 是决定平面的实数的常数。求取针对特征量 $a$ 的回归平面PL等价于求取 $\alpha'$ 、 $\beta'$ 、 $\gamma'$ 的值。

[0084] [数学式1]

$$[0085] \quad c = \alpha \cdot \log n + \beta \cdot \log d + \gamma \cdots (7)$$

$$[0086] \quad a = \alpha' \cdot \log n + \beta' \cdot \log d + \gamma' \cdots (8)$$

[0087] 根据上式(7)、(8),得到了下式(9)。

[0088] [数学式2]

$$[0089] \quad \begin{pmatrix} c \\ a \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \alpha & \beta \\ \alpha' & \beta' \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \log n \\ \log d \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \gamma \\ \gamma' \end{pmatrix} \cdots (9)$$

[0090] 根据(9),得到了下式(10)。

[0091] [数学式3]

$$[0092] \begin{pmatrix} \log n \\ \log d \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \alpha & \beta \\ \alpha' & \beta' \end{pmatrix}^{-1} \left\{ \begin{pmatrix} c \\ a \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} \gamma \\ \gamma' \end{pmatrix} \right\} \quad \dots (10)$$

[0093] 这里,对常数 $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 、 $\alpha'$ 、 $\beta'$ 、 $\gamma'$ 的求取方法进行说明。以下,作为一例,对常数 $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 的求取方法进行说明。在从N个基准体模分别取得特征量 $c_i$ 之后,分别求取散射体的数密度 $n_i$ 、直径 $d_i$ 、特征量 $c_i$ 在整个基准体模内的平均值。然后,定义下式(11)、(12)所示的矩阵G和列向量Y。回归平面的方程式的系数 $\alpha$ 和 $\beta$ 能够通过由下式(11)、下式(12)定义的下式(13)而取得。

[0094] [数学式4]

$$[0095] G = \begin{pmatrix} \log n_1 - \log \bar{n} & \log n_2 - \log \bar{n} & \dots & \log n_{N-1} - \log \bar{n} & \log n_N - \log \bar{n} \\ \log d_1 - \log \bar{d} & \log d_2 - \log \bar{d} & \dots & \log d_{N-1} - \log \bar{d} & \log d_N - \log \bar{d} \end{pmatrix}$$

$$[0096] Y = \begin{pmatrix} c_1 - \bar{c} \\ c_2 - \bar{c} \\ c_3 - \bar{c} \\ \vdots \\ c_N - \bar{c} \end{pmatrix} \quad \dots (12)$$

[0097] [数学式5]

$$[0098] \begin{pmatrix} \alpha \\ \beta \end{pmatrix} = (G^t G)^{-1} G Y \quad \dots (13)$$

[0099] 其中,左上方的t表示转置矩阵,右上方的-1表示逆矩阵。

[0100] 并且,由于回归平面PL通过将散射体的数密度 $n_i$ 、直径 $d_i$ 、特征量 $c_i$ 的各平均值作为坐标的点( $P_1$ 、 $P_2$ 、...、 $P_N$ 的重心),因此通过式(7)而取得下式(14)。能够将在上式(13)中取得的 $\alpha$ 、 $\beta$ 代入下式(14)来求取常数 $\gamma$ 。

[0101] [数学式6]

$$[0102] \bar{c} = \alpha \cdot \bar{n} + \beta \cdot \bar{d} + \gamma \quad \dots (14)$$

[0103] 如上所述,能够使用与N个基准体模有关的数据组( $c_1, n_1, d_1$ )、( $c_2, n_2, d_2$ )、( $c_3, n_3, d_3$ )、...、( $c_N, n_N, d_N$ )来求取上式(7)的常数 $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 。对于上式(8)的常数 $\alpha'$ 、 $\beta'$ 、 $\gamma'$ 也是同样地,能够使用与N个基准体模有关的数据组( $a_1, n_1, d_1$ )、( $a_2, n_2, d_2$ )、( $a_3, n_3, d_3$ )、...、( $a_N, n_N, d_N$ )来求取常数 $\alpha'$ 、 $\beta'$ 、 $\gamma'$ 。

[0104] 以上,通过求取常数 $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 、 $\alpha'$ 、 $\beta'$ 、 $\gamma'$ 而说明了用于由估计部333根据观测对象来估计未知的 $\log n$ 和 $\log d$ 的准备。这里,可以认为经由超声波内窥镜2而取得的观测对象的特征量 $c$ 、特征量 $a$ 、以及观测对象内的散射体的直径 $d$ 的位数-1即 $\log d$ 、散射体的数密度 $n$ 的位数-1即 $\log n$ 也遵从根据基准体模而取得的物理上的趋势。因此,当要将来自观测对象的数据组( $n, d, c$ )绘制在图7上时,应该估计为在回归平面PL上的某处。由此,该数据组( $n, d, c$ )满足回归平面PL的方程式(7)。同样地,来自观测对象的数据组( $n, d, a$ )也满足式(8)。由于观测对象的 $n$ 、 $d$ 、 $c$ 、 $a$ 满足式(7)和式(8),因此满足式(10)。由此,估计部333这样将来自观测

测对象的特征量 $c$ 、特征量 $a$ 代入式(10)而估计 $\log n$ 和 $\log d$ 。

[0105] 另外,在本实施方式中,上述的基于来自基准体模的超声回波的回波信号的接收、特征量 $c$ 和特征量 $a$ 的计算、 $N$ 个数据组的计算、常数 $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 、 $\alpha'$ 、 $\beta'$ 、 $\gamma'$ 的计算是在超声波诊断装置3的外部实施的。而且,所取得的常数 $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 、 $\alpha'$ 、 $\beta'$ 、 $\gamma'$ 在工厂出货前经由输入部35而存储在内设于存储部37的关系信息存储部371中。在本实施方式中,重点是,估计部333利用基于来自物理量已知的对照物体的回波信号的特征量,根据多元回归分析的方法而估计出 $\log n$ 和 $\log d$ 。

[0106] 返回到图1,图像处理部34具有:B模式图像数据生成部341,其生成以亮度来表现回波信号的振幅的B模式图像数据;以及物理量图像数据生成部342(物理量信息生成部),其生成物理量图像数据,在该物理量图像数据中,将B模式图像数据生成部341生成的B模式图像数据和估计部333估计出的物理量( $\log n$ 和/或 $\log d$ )与视觉信息关联起来,与B模式图像一同显示。

[0107] 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、对比处理等使用了公知的技术的信号处理,并且进行与根据显示装置4上的图像的显示范围而决定的数据步长对应的数据的间疏等,从而生成B模式图像数据。B模式图像是使作为在采用了RGB色彩系统作为色彩空间的情况下的变量的R(红)、G(绿)、B(蓝)的值一致的灰度图像。

[0108] B模式图像数据生成部341在对来自信号处理部32的B模式用接收数据实施了以能够在空间上准确地表现扫描范围的方式重新排列的坐标转换之后,实施B模式用接收数据之间的插补处理,由此填补B模式用接收数据之间的空隙而生成B模式图像数据。B模式图像数据生成部341将所生成的B模式图像数据输出给物理量图像数据生成部342。

[0109] 物理量图像数据生成部342将与估计部333估计出的物理量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,从而生成物理量图像数据。物理量图像数据生成部342对与例如图4所示的一个采样数据组 $F_j$ ( $j=1,2,\dots,K$ )的数据量对应的像素区域分配视觉信息,该视觉信息与对应于根据该采样数据组 $F_j$ 而计算出的频谱的特征量的物理量相关联。物理量图像数据生成部342通过将作为视觉信息的色相与 $\log n$ 和 $\log d$ 中的任意一个对应起来而生成物理量图像数据。另外,也可以是,物理量图像数据生成部342通过将色相与 $\log n$ 和/或 $\log d$ 中的一方对应起来并且将明暗与另一方对应起来而生成物理量图像数据。作为与物理量相关联的视觉信息,例如能够举出色相、彩度、明度、亮度值、R(红)、G(绿)、B(蓝)等构成规定的色彩系统的色彩空间的变量。

[0110] 这里,关于物理量图像数据生成部342生成的物理量图像数据,生成使得与在图3所示的扫描区域 $S$ 中按照特定的深度幅度和声线宽度等划分出的关注区域(Region of Interest:ROI)对应的区域的物理量图像显示在显示装置4上那样的物理量图像数据。

[0111] 控制部36是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而实现的。控制部36从存储部37读出存储部37所存储、保存的信息,执行与超声波诊断装置3的工作方法相关联的各种运算处理,从而统一地控制超声波诊断装置3。另外,也能够使用与信号处理部32和运算部33共用的通用处理器或专用的集成电路等来构成控制部36。

[0112] 存储部37存储衰减校正部332b按照每个频谱而计算出的多个特征量和图像处理

部34生成的图像数据。并且,存储部37具有关系信息存储部371,该关系信息存储部371存储估计部333进行估计处理时的关系式(常数 $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 、 $\alpha'$ 、 $\beta'$ 、 $\gamma'$ )。

[0113] 存储部37除了上述以外也存储例如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)、对数变换处理所需的信息(参照式(1),例如A、Vc的值)、频率解析处理所需的窗函数(Hamming(海明窗)、Hanning(汉宁窗)、Blackman(布莱克曼窗)等)的信息等。

[0114] 并且,存储部37存储包含用于执行超声波诊断装置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在硬盘、闪存、CD-ROM、DVD-ROM、软盘等计算机可读取的记录介质中而广泛流通。另外,上述的各种程序也能够通过经由通信网络下载而取得。这里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)等而实现,有线、无线都可以。

[0115] 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和数据等的RAM(Random Access Memory:随机存取存储器)、硬盘等而实现。

[0116] 图8是示出具有以上的结构的超声波诊断装置3所进行的处理的概要的流程图。首先,超声波诊断装置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)。

[0117] 从超声波振子21接收到回波信号的信号放大部311对该回波信号进行放大(步骤S2)。这里,信号放大部311例如根据图2所示的放大率与接收深度的关系而进行回波信号的放大(SYC校正)。接着,发送接收部31按照适当的采样频率(例如50MHz)对放大后的回波信号和没有被放大的原始的回波信号双方进行采样、离散化,根据它们分别生成RF数据A、RF数据N,将RF数据A输出给B模式图像数据生成部341并将RF数据N输出给频率解析部331。

[0118] 接着,B模式图像数据生成部341使用从发送接收部31输出的RF数据A而生成B模式图像数据,并输出给物理量图像数据生成部342(步骤S3)。物理量图像数据生成部342不对B模式图像数据实施处理而直接输出给显示装置4。接收到B模式图像数据的显示装置4对该B模式图像数据对应的B模式图像进行显示(步骤S4)。

[0119] 然后,控制部36确认从手术人员等用户经由输入部35的未图示的按钮或菜单选择了物理量图像的“显示”或“不显示”中的哪个(步骤S5)。控制部36在确认选择了“显示”的情况下向构成运算部33的各部输出物理量图像创建开始命令(步骤S5:是)。在确认选择了“不显示”的情况下不发送物理量图像创建开始命令(步骤S5:否)。运算部33的各部在接收到物理量图像创建开始命令后,执行后述的步骤S6及以后的处理。另外,不论有无物理量图像创建开始命令,超声波诊断装置3的发送接收部31、信号放大部311、信号处理部32、B模式图像数据生成部341、物理量图像数据生成部342都重复上述步骤S1至S4的处理。因此,在用户向输入部35指示“不显示”物理量图像的期间,B模式图像在超声波振子21每次扫描观测对象内时重复显示在显示装置4上。

[0120] 在运算部33的各部接收到物理量图像创建开始命令的情况下,首先,频率解析部331对RF数据N进行基于FFT处理的频率解析,从而计算针对所有采样数据组的频谱数据(步骤S6:频率解析步骤)。图9是示出在步骤S6中频率解析部331执行的处理的概要的流程图。以下,参照图9所示的流程图,对频率解析处理进行详细说明。

[0121] 首先,频率解析部331将识别解析对象的声线的计数器k设为 $k_0$ (步骤S21)。该初始

值 $k_0$ 在图3中是解析范围的最右的声线的序号。

[0122] 接着,频率解析部331设定代表为了FFT处理用而取得的一系列的数据组(采样数据组)的数据位置(与接收深度相当) $Z^{(k)}$ 的初始值 $Z^{(k)}_0$ (步骤S22)。例如,在图4中示出了像上述那样将声线 $SR_k$ 的第八个数据位置设定为了初始值 $Z^{(k)}_0$ 的情况。该初始值 $Z^{(k)}_0$ 是声线 $SR_k$ 上的解析范围内的最浅的接收深度。

[0123] 然后,频率解析部331取得采样数据组(步骤S23),使存储部37存储的窗函数对所取得的采样数据组发挥作用(步骤S24)。通过这样使窗函数对采样数据组发挥作用,能够避免采样数据组在边界不连续,从而防止产生伪像(artifact)。

[0124] 接着,频率解析部331判定数据位置 $Z^{(k)}$ 的采样数据组是否是正常的的数据组(步骤S25)。像参照图4时所说明那样,采样数据组需要具有2的幂个数据数。以下,设正常的采样数据组的数据数为 $2^n$ ( $n$ 为正整数)。在本实施方式中,以使数据位置 $Z^{(k)}$ 尽可能处于 $Z^{(k)}$ 所属的采样数据组的中心的方式进行设定。具体而言,由于采样数据组的数据数是 $2^n$ ,因此 $Z^{(k)}$ 设定在接近该采样数据组的中心的第 $2^n/2 (=2^{n-1})$ 个位置。在该情况下,采样数据组正常是指比数据位置 $Z^{(k)}$ 浅的一侧具有 $2^{n-1}-1 (=N)$ 个数据,在比数据位置 $Z^{(k)}$ 深的一侧具有 $2^{n-1} (=M)$ 个数据。在图4所示的情况下,采样数据组 $F_1、F_2、F_3、\dots、F_{K-1}$ 都是正常的。另外,在图4中例示了 $n=4$ ( $N=7, M=8$ )的情况。

[0125] 在步骤S25中的判定的结果为数据位置 $Z^{(k)}$ 的采样数据组正常的情况(步骤S25:是)下,频率解析部331向后述的步骤S27转移。

[0126] 在步骤S25中的判定的结果为数据位置 $Z^{(k)}$ 的采样数据组不正常的情况(步骤S25:否)下,频率解析部331通过插入所欠缺的数量的零数据而生成正常的采样数据组(步骤S26)。在对步骤S25中被判定为不正常的采样数据组(例如图4的采样数据组 $F_K$ )追加零数据之前使窗函数作用于该采样数据组。因此,即使向采样数据组中插入零数据也不会产生数据的不连续。在步骤S26之后,频率解析部331向后述的步骤S27转移。

[0127] 在步骤S27中,频率解析部331使用采样数据组进行FFT运算,从而计算作为振幅的频率成分的 $V(f, L)$ 。然后,频率解析部331对 $V(f, L)$ 实施对数变换处理而取得频谱数据 $F(f, L)$ (步骤S27)。

[0128] 接着,频率解析部331使数据位置 $Z^{(k)}$ 以步长 $D$ 改变(步骤S28)。对于步长 $D$ ,存储部37预先存储手术人员经由输入部35输入的输入值。在图4中例示了 $D=15$ 的情况。步长 $D$ 尽可能小,尤其期望与在B模式图像数据生成部341生成B模式图像数据时使用的数据步长一致,但在想要削减频率解析部331的运算量的情况下,也可以是设定比数据步长大的值作为步长 $D$ 。

[0129] 然后,频率解析部331判定数据位置 $Z^{(k)}$ 是否大于声线 $SR_k$ 上的最大值 $Z^{(k)}_{\max}$ (步骤S29)。该最大值 $Z^{(k)}_{\max}$ 是声线 $SR_k$ 上的解析范围的最深的接收深度。在数据位置 $Z^{(k)}$ 大于最大值 $Z^{(k)}_{\max}$ 的情况(步骤S29:是)下,频率解析部331使计数器 $k$ 加1(步骤S30)。这是指使处理向相邻的声线转移。另一方面,在数据位置 $Z^{(k)}$ 为最大值 $Z^{(k)}_{\max}$ 以下的情况(步骤S29:否)下,频率解析部331向步骤S23返回。

[0130] 在步骤S30之后,频率解析部331判定计数器 $k$ 是否大于最大值 $k_{\max}$ (步骤S31)。在计数器 $k$ 大于 $k_{\max}$ 的情况(步骤S31:是)下,频率解析部331结束一系列的频率解析处理。另一方面,在计数器 $k$ 为 $k_{\max}$ 以下的情况(步骤S31:否)下,频率解析部331返回到步骤S22。该最大值

$k_{\max}$ 在图3中是解析范围的最左的声线的序号。

[0131] 这样,频率解析部331对解析对象区域内的 $(k_{\max}-k_0+1)$ 条声线分别按照深度进行多次FFT运算。FFT运算的结果与接收深度和接收方向一同保存在存储部37中。

[0132] 另外,对于这四种值 $k_0$ 、 $k_{\max}$ 、 $Z^{(k)}_0$ 、 $Z^{(k)}_{\max}$ ,包含图3的整个扫描范围那样的默认值预先存储在存储部37中,频率解析部331适当读取这些值而进行图9的处理。在读取了默认值的情况下,频率解析部331对整个扫描范围进行频率解析处理。但是,这四种值 $k_0$ 、 $k_{\max}$ 、 $Z^{(k)}_0$ 、 $Z^{(k)}_{\max}$ 能够根据手术人员等用户通过输入部35对关注区域的指示输入而变更。在变更后的情况下,频率解析部331仅在指示输入的关注区域中进行频率解析处理。

[0133] 接着以上所说明的步骤S6的频率解析处理,一元回归分析部332分别计算频率解析部331所取得的多个频谱数据的校正前特征量,对各频谱数据的校正前特征量进行消除超声波的衰减的影响的衰减校正,计算各频谱数据的特征量(步骤S7~S8)。

[0134] 在步骤S7中,近似部332a对频率解析部331生成的与解析范围内的位置对应的多个频谱数据分别进行一元回归分析,从而计算与各频谱数据对应的校正前特征量(步骤S7)。具体而言,近似部332a通过对各频谱数据进行一元回归分析而以一次式进行近似,计算斜率 $a_0$ 、截距 $b_0$ 、中央频带适合 $c_0$ 作为校正前特征量。例如,图5所示的直线 $L_{10}$ 是近似部332a通过一元回归分析对频带U的频谱数据 $C_1$ 进行近似而得到的回归直线。

[0135] 接着,衰减校正部332b针对近似部332a对各频谱数据进行近似而得到的校正前特征量,使用衰减率 $\zeta$ 进行衰减校正,从而计算衰减校正后的特征量并保存在存储部37中(步骤S8)。图6所示的直线 $L_1$ 是通过衰减校正部332b进行衰减校正处理而取得的直线的例子。

[0136] 在步骤S8中,衰减校正部332b将使用超声波信号的声线的数据排列而取得的数据位置 $Z = v_s / (2 \cdot f_{sp}) \cdot D \cdot n_s + Z_0$ 代入上述的式(3)、(5)中的接收深度 $z$ 而进行计算。其中, $f_{sp}$ 是数据的采样频率, $v_s$ 是音速, $D$ 是数据步长, $n_s$ 是从声线的第一个数据到处理对象的采样数据组的数据位置的数据步数, $Z_0$ 是解析范围的最浅的接收深度。例如,当设数据的采样频率 $f_{sp}$ 为50MHz、设音速 $v_s$ 为1530m/sec、采用图5所示的数据排列并且设数据步长 $D$ 为15时, $z = 0.2295n_s + Z_0$  (mm)。

[0137] 然后,估计部333使用一元回归分析部332进行衰减校正后的特征量 $a$ 和特征量 $c$ 以及存储在关系信息存储部371中的常数 $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 、 $\alpha'$ 、 $\beta'$ 、 $\gamma'$ 来估计对数密度 $n$ 和直径 $d$ 取对数的 $\log n$ 和/或 $\log d$ (步骤S9:估计步骤)。估计部333将估计出的 $\log n$ 和/或 $\log d$ 作为物理量输出给物理量图像数据生成部342。

[0138] 物理量图像数据生成部342将与在步骤S9中估计出的物理量关联起来的视觉信息(例如色相)重叠于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,从而生成物理量图像数据(步骤S10:物理量信息生成步骤)。

[0139] 然后,显示装置4在控制部36的控制下对与物理量图像数据生成部342生成的物理量图像数据对应的物理量图像进行显示(步骤S11)。图10是示意性地示出显示装置4上的特征量图像的显示例的图。该图10所示的特征量图像201具有:重叠图像显示部202,其显示在B模式图像上重叠有与物理量有关的视觉信息的图像;以及信息显示部203,其显示观测对象的识别信息等。另外,还可以在信息显示部203中显示物理量或特征量的信息、近似式的信息、增益或对比等信息等。并且,也可以将与物理量图像对应的B模式图像与物理量图像排列显示。

[0140] 在以上所说明的一系列的处理(步骤S1~S11)中,也可以并列进行步骤S2~S4的处理和步骤S5~S10的处理。

[0141] 在以上所说明的一系列的处理中,以将散射体的直径和散射体的数密度作为观测对象的物理量、将对数变换作为变量转换的情况为例进行了说明。但是,也可以不按照该组合,而是其他物理量,也可以是其他变量转换。只要能够将原本期望的物理量转换为特征量相对于其线性地变化的、或者平缓地变化的变量,就能够使转换后的变量回到线性的多元回归分析、或者进行近似而估计,从而在某种程度上估计原本期望的物理量。在本实施方式1中,估计出观测对象的散射体的直径和散射体的数密度的数量级(位数-1)。

[0142] 根据以上所说明的本发明的实施方式1,估计部333使用由一元回归分析部332计算出的特征量和使用基准体模而计算出的关系式(常数 $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 、 $\alpha'$ 、 $\beta'$ 、 $\gamma'$ )来估计对数密度 $n$ 和直径 $d$ 取对数的 $\log n$ 和/或 $\log d$ ,因此能够直接估计散射体的数密度和/或大小(直径)。由此,不需要熟练度,也能够容易并且准确地进行作为特征量而计算出的值是与怎样的病理对应的组织性状这样的病理解释。

[0143] 并且,根据本发明的实施方式1,根据来自基准体模的进行衰减校正后的特征量而求得常数 $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 、 $\alpha'$ 、 $\beta'$ 、 $\gamma'$ ,因此不论观测对象与基准体模之间的衰减率的差异如何,都能够更准确地进行上述估计。

[0144] 另外,构成为,根据手术人员等用户通过输入部35对关注区域的指示输入,频率解析部331变更决定声线宽度的 $k_0$ 、 $k_{\max}$ 和决定深度的 $Z^{(k)}_0$ 、 $Z^{(k)}_{\max}$ ,从而能够仅针对按照所指示输入的特定的深度和声线宽度划分出的关注区域计算频谱数据。因此,能够减少与计算有关的运算量,提高帧率。另外,这里,按照深度和声线宽度将关注区域划分成扇形,但不限于该例,也可以是长方形、椭圆,还可以是其他形状。在该情况下,也可以是,一元回归分析部332在所设定的关注区域内和该关注区域外单独设定最佳的衰减率。

[0145] (实施方式1的变形例)

[0146] 接下来,对本发明的实施方式1的变形例进行说明。在上述的实施方式1中,说明了估计部333估计对数密度 $n$ 和直径 $d$ 取对数的 $\log n$ 和/或 $\log d$ ,物理量图像数据生成部342将与 $\log n$ 和/或 $\log d$ 对应的视觉信息重叠于B模式图像的情况,但在本变形例中,运算部333将估计部333估计出的 $\log n$ 和/或 $\log d$ 再转换为 $n$ 和/或 $d$ 。图11是示出具有本发明的实施方式1的变形例的超声波诊断装置的超声波诊断系统1a的结构框图。

[0147] 相对于上述的实施方式1的超声波诊断系统1的结构,在本变形例的超声波诊断系统1a中,超声波诊断装置3的运算部33还具有变量转换部334。变量转换部334将估计部333估计出的 $\log n$ 和/或 $\log d$ 转换为 $n$ 和/或 $d$ 。具体而言,将 $\log n$ 和/或 $\log d$ 的估计值代入10的指数而转换为 $n$ 和/或 $d$ 。变量转换部334将转换后的数密度 $n$ 和/或直径 $d$ 输出给物理量图像数据生成部342。

[0148] 物理量图像数据生成部342将与变量转换部334转换后的物理量(数密度 $n$ 和/或直径 $d$ )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,从而生成物理量图像数据。物理量图像数据生成部342例如针对与图4所示的一个采样数据组 $F_j$ ( $j=1,2,\dots,K$ )的数据量对应的像素区域,分配与对应于根据该采样数据组 $F_j$ 而计算出的频谱的特征量的物理量相关联的视觉信息。

[0149] 显示装置4在控制部36的控制下,对与物理量图像数据生成部342生成的物理量图

像数据对应的物理量图像进行显示。图12是示意性地示出显示装置4上的特征量图像的显示例。该图12所示的特征量图像201具有：重叠图像显示部202，其将重叠有与物理量有关的视觉信息的图像显示在B模式图像上；以及信息显示部203，其显示观测对象的识别信息等。在本变形例中，在信息显示部203中显示由变量转换部334转换后的散射体的数密度 $n$ 和/或直径 $d$ 作为物理量的信息。

[0150] 根据本变形例，对估计部333估计出的 $\log n$ 和/或 $\log d$ 进行变量转换而将散射体的数密度 $n$ 和直径 $d$ 作为物理量显示，因此能够使用与散射体的数密度和/或大小(直径)直接关联的视觉信息而进行估计。由此，不需要熟练度，也能够容易并且准确地进行作为特征量而计算出的值是与怎样的病理对应的组织性状这样的病理解释。

[0151] 并且，根据本变形例，即使观测对象和基准体模的散射体的数密度 $n$ 、散射体的直径 $d$ 与特征量 $c$ 、特征量 $a$ 不是直接的线性的关系，也能够使用与特征量 $c$ 、特征量 $a$ 大致为线性的关系的 $\log n$ 、 $\log a$ 。而且，通过对 $\log n$ 、 $\log a$ 进行变量转换，对于作为原本期望的物理量的散射体的数密度 $n$ 、散射体的直径 $d$ ，不仅是其数量级(位数-1)，也能够使值自身回到线性的多元回归分析而进行估计。

[0152] (实施方式2)

[0153] 接下来，对本发明的实施方式2进行说明。本实施方式2具有与具备上述的实施方式1的超声波诊断装置的超声波诊断系统的结构相同的结构。图1是共用的。在上述的实施方式1中，对一元回归分析部332通过一元回归分析来计算特征量 $a$ 、 $b$ 、 $c$ 的情况进行了说明，但在本实施方式中，一元回归分析部332除了这三个特征量之外还计算衰减率 $\zeta$ 作为观测对象的特征量。衰减率 $\zeta$ 例如能够使用上述的频谱数据 $F(f, L)$ 而计算。具体而言，是以下的方式求取的：通过回归分析而求取特征量 $a$ ，该特征量 $a$ 是回归直线相对于频谱数据 $F(f, L)$ 的频率 $f$ 的斜率，接着求取该斜率相对于往复距离 $L$ 的进一步的斜率，进而乘以-1。并且，在上述的实施方式1中，对估计部333估计对数密度 $n$ 和直径 $d$ 取对数的 $\log n$ 和/或 $\log d$ 的情况进行了说明，但在本实施方式2中，估计部333除了估计对数密度 $n$ 和直径 $d$ 取对数的 $\log n$ 和/或 $\log d$ 之外，还估计散射强度(以下，设散射强度为 $r$ )。这里所说的散射强度是散射体和介质的振幅反射率、能量反射率、和/或它们的函数。这里，散射强度是像以下那样定义的振幅反射率或能量反射率。 $Z$ 表示声阻抗。

[0154] 振幅反射率 =  $|Z_{\text{散射体}} - Z_{\text{介质}}| / |Z_{\text{散射体}} + Z_{\text{介质}}|$

[0155] 能量反射率 =  $|Z_{\text{散射体}} - Z_{\text{介质}}|^2 / |Z_{\text{散射体}} + Z_{\text{介质}}|^2$

[0156] 在本实施方式2中，估计部333使用由一元回归分析部332进行衰减校正后的特征量 $a$ 、特征量 $c$ 以及作为特征量的衰减率 $\zeta$ 、存储在存储部37中的常数 $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 、 $\delta$ 、 $\alpha'$ 、 $\beta'$ 、 $\gamma'$ 、 $\delta'$ 、 $\alpha''$ 、 $\beta''$ 、 $\gamma''$ 、 $\delta''$ 来估计散射强度 $r$ 以及对数密度 $n$ 和直径 $d$ 取对数的 $\log n$ 和 $\log d$ 。具体而言，假设特征量 $a$ (斜率)、特征量 $c$ (中央频带适合)以及衰减率 $\zeta$ 与 $\log n$ 、 $\log d$ 以及散射强度 $r$ 具有线性关系，估计部333根据从后述的四维空间内的回归平面(即三维立体)的方程式(15)~(17)导出的下式(19)来估计 $\log n$ 、 $\log d$ 和散射强度 $r$ 。估计部333将估计出的 $\log n$ 、 $\log d$ 和/或散射强度 $r$ 作为物理量输出给图像处理部34。

[0157] [数学式7]

[0158]  $c = \alpha \cdot \log n + \beta \cdot \log d + \gamma \cdot r + \delta \cdots (15)$

[0159]  $a = \alpha' \cdot \log n + \beta' \cdot \log d + \gamma' \cdot r + \delta' \cdots (16)$

[0160]  $\zeta = \alpha'' \cdot \log n + \beta'' \cdot \log d + \gamma'' r + \delta'' \dots$  (17)

[0161] 根据上式 (15) ~ (17) 而得到下式 (18)。

[0162] [数学式8]

$$[0163] \begin{pmatrix} c \\ a \\ \zeta \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \alpha & \beta & \gamma \\ \alpha' & \beta' & \gamma' \\ \alpha'' & \beta'' & \gamma'' \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \log n \\ \log d \\ r \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \delta \\ \delta' \\ \delta'' \end{pmatrix} \quad \dots (18)$$

[0164] 根据式 (18) 而得到下式 (19)。

[0165] [数学式9]

$$[0166] \begin{pmatrix} \log n \\ \log d \\ r \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \alpha & \beta & \gamma \\ \alpha' & \beta' & \gamma' \\ \alpha'' & \beta'' & \gamma'' \end{pmatrix}^{-1} \left\{ \begin{pmatrix} c \\ a \\ \zeta \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} \delta \\ \delta' \\ \delta'' \end{pmatrix} \right\} \quad \dots (19)$$

[0167] 这里,对常数 $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 、 $\delta$ 、 $\alpha'$ 、 $\beta'$ 、 $\gamma'$ 、 $\delta'$ 、 $\alpha''$ 、 $\beta''$ 、 $\gamma''$ 、 $\delta''$ 的求取方法进行说明。以下,作为一例,对常数 $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 、 $\delta$ 的求取方法进行说明。常数 $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 、 $\delta$ 能够通过计算根据向基准体模发送超声波而得到的超声回波而计算出的特征量 $c$ (中央频带适合)而分别取得,其中,该基准体模是通过将调节了散射体的大小(直径)、数密度以及散射强度后的材料均匀地混合、分布并使其固化而形成的,散射体的大小(直径)和数密度预先已知,并且衰减率[dB/cm/MHz]也均匀。在本实施方式2中,与上述的实施方式1同样地,使用散射体的直径、数密度以及散射强度的组合不同的 $N$ 个基准体模,分别计算特征量 $c$ 。在以下的说明中,设 $N$ 个体模中的、第 $i$ 个基准体模的散射体的数密度为 $n_i$ 、设直径为 $d_i$ 、设散射强度为 $r_i$ 、设衰减率为 $\zeta_i$ 、设根据第 $i$ 个基准体模而取得的特征量(中央频带适合)为 $c_i$  ( $1 \leq i \leq N$ )。此时,根据第 $i$ 个基准体模的衰减率 $\zeta_i$ 、使用式(5)和第 $i$ 个基准体模的频谱数据被计算出的深度,对特征量 $c_i$ 消除了衰减的影响,从而该特征量 $c_i$ 不依赖于深度。

[0168] 在从 $N$ 个基准体模分别取得特征量 $c_i$ 之后,分别求取散射体的数密度 $n_i$ 、直径 $d_i$ 、散射强度 $r_i$ 以及特征量 $c_i$ 在所有基准体模中的平均值。然后,定义下式(20)、(21)所示的矩阵 $G$ 和列向量 $Y$ 。四维平面内的回归平面的方程式的常数 $\alpha$ 、 $\beta$ 以及 $\gamma$ 能够通过由式(20)、(21)定义的下式(22)而取得。

[0169] [数学式10]

$$[0170] G = \begin{pmatrix} \log n_1 - \log \bar{n} & \log n_2 - \log \bar{n} & \dots & \log n_{N-1} - \log \bar{n} & \log n_N - \log \bar{n} \\ \log d_1 - \log \bar{d} & \log d_2 - \log \bar{d} & \dots & \log d_{N-1} - \log \bar{d} & \log d_N - \log \bar{d} \\ r_1 - \bar{r} & r_2 - \bar{r} & \dots & r_{N-1} - \bar{r} & r_N - \bar{r} \end{pmatrix}$$

... (20)

$$[0171] Y = \begin{pmatrix} c_1 - \bar{c} \\ c_2 - \bar{c} \\ c_3 - \bar{c} \\ \vdots \\ c_N - \bar{c} \end{pmatrix} \quad \dots (21)$$

[0172] [数学式11]

$$[0173] \begin{pmatrix} \alpha \\ \beta \\ \gamma \end{pmatrix} = (G^t G)^{-1} G Y \quad \dots (22)$$

[0174] 其中,左上方的t表示转置矩阵,右上方的-1表示逆矩阵。

[0175] 并且,由于回归平面通过将散射体的数密度 $n_i$ 、直径 $d_i$ 、散射强度 $r_i$ 以及特征量 $c_i$ 的各平均值作为坐标的点(重心),因此通过式(15)而取得下式(23)。能够将在上式(22)中取得的常数 $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 代入下式(23)来求取常数 $\delta$ 。

[0176] [数学式12]

$$[0177] \bar{c} = \alpha \cdot \log \bar{n} + \beta \cdot \log \bar{d} + \gamma \cdot \bar{r} + \delta \quad \dots (23)$$

[0178] 如上所述,能够使用N个基准体模来求取上式(15)的常数 $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 、 $\delta$ 。对于上式(16)的常数 $\alpha'$ 、 $\beta'$ 、 $\gamma'$ 、 $\delta'$ ,也能够使用N个基准体模来计算特征量 $a_i$ ,从而求取常数 $\alpha'$ 、 $\beta'$ 、 $\gamma'$ 、 $\delta'$ 。并且,对于上式(17)的常数 $\alpha''$ 、 $\beta''$ 、 $\gamma''$ 、 $\delta''$ ,也能够同样地使用N个基准体模、使用再次测定的衰减率 $\zeta_i$ 或已知的衰减率 $\zeta_i$ 来求取常数 $\alpha''$ 、 $\beta''$ 、 $\gamma''$ 、 $\delta''$ 。该取得的常数 $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 、 $\delta$ 、 $\alpha'$ 、 $\beta'$ 、 $\gamma'$ 、 $\delta'$ 、 $\alpha''$ 、 $\beta''$ 、 $\gamma''$ 、 $\delta''$ 存储在存储部37中。

[0179] 然后,可以认为经由超声波内窥镜2而取得的观测对象的特征量 $c$ 、特征量 $a$ 、衰减率 $\zeta$ 、作为观测对象内的散射体的直径 $d$ 的位数-1的 $\log d$ 、作为散射体的数密度 $n$ 的位数-1的 $\log n$ 以及散射体的散射强度 $r$ 也遵从从基准体模取得的物理上的趋势。因此,数据组 $(n, d, r, c)$ 满足回归平面的方程式(15)。同样地,来自观测对象的数据组 $(n, d, r, a)$ 满足式(16),来自观测对象的数据组 $(n, d, r, \zeta)$ 满足式(17)。由于观测对象的 $n$ 、 $d$ 、 $r$ 、 $c$ 、 $a$ 、 $\zeta$ 满足式(15)、式(16)以及式(17),因此满足式(19)。由此,估计部333这样将来自观测对象的特征量 $c$ 、特征量 $a$ 、作为特征量的观测对象的衰减率 $\zeta$ 代入式(19)来估计 $\log n$ 、 $\log d$ 以及散射强度 $r$ 。

[0180] 另外,在本实施方式2中,上述的基于来自基准体模的超声回波的回波信号的接收、特征量 $c$ 、特征量 $a$ 以及衰减率 $\zeta$ 的计算、N个数据组的计算、常数 $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 、 $\delta$ 、 $\alpha'$ 、 $\beta'$ 、 $\gamma'$ 、 $\delta'$ 、 $\alpha''$ 、 $\beta''$ 、 $\gamma''$ 、 $\delta''$ 的计算是在超声波诊断装置3的外部实施的。而且,所取得的常数 $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 、 $\delta$ 、 $\alpha'$ 、 $\beta'$ 、 $\gamma'$ 、 $\delta'$ 、 $\alpha''$ 、 $\beta''$ 、 $\gamma''$ 、 $\delta''$ 在工厂出货前经由输入部35而存储在内设于存储部37的关系信息存储部371中。

[0181] 物理量图像数据生成部342通过将估计部333转换后的物理量( $\log n$ 、 $\log d$ 和/或 $r$ )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而生成物理量图像数据。物理量图像数据生成部342例如针对与图4所示的一个采样数据组 $F_j$  ( $j=1, 2, \dots, K$ )的数据量对应的像素区域,分配与对应于根据该采样数据组 $F_j$ 而计算出的频谱的特征量的物理量相关联的视觉信息。

[0182] 根据以上所说明的本发明的实施方式2,估计部333使用由一元回归分析部332计算出的特征量、衰减率以及使用基准体模而计算出的关系式(常数 $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 、 $\delta$ 、 $\alpha'$ 、 $\beta'$ 、 $\gamma'$ 、 $\delta'$ 、 $\alpha''$ 、 $\beta''$ 、 $\gamma''$ 、 $\delta''$ )来估计散射强度 $r$ 和/或对数密度 $n$ 和直径 $d$ 取对数的 $\log n$ 、 $\log d$ ,因此能够直接估计散射体的数密度、大小(直径)和/或散射强度。由此,不需要熟练度,也能够容易并且准确地进行作为特征量而计算出的值是与怎样的病理对应的组织性状这样的病理解释。

[0183] 并且,根据本发明的实施方式2,根据来自基准体模的进行衰减校正后的特征量而求取常数 $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 、 $\delta$ 、 $\alpha'$ 、 $\beta'$ 、 $\gamma'$ 、 $\delta'$ 、 $\alpha''$ 、 $\beta''$ 、 $\gamma''$ 、 $\delta''$ ,因此不论观测对象与基准体模之间的衰减率的差异如何,都能够更准确地估计作为散射体的数密度 $n$ 的位数-1的 $\log n$ 、作为散射体的直径 $d$ 的位数-1的 $\log d$ 、和/或散射强度 $r$ 。

[0184] 另外,在上述的实施方式2中,对使用衰减率 $\zeta$ 作为物理量的情况进行了说明,但不限于此,也可以使用特征量 $a$ 、 $c$ 的方差或根据频谱数据而进行加权后的平均频率、音速。这里,音速是根据在具有使将多个元件设置为矩阵状的超声波振子21电子扫描的结构、且发送接收部31具有与多个元件对应的波束合成用的多通道电路的情况下并且来自超声波振子21的回波信号的对焦的条件最佳的情况下的针对各元件的接收电压的延迟时间而估计出的。并且,平均频率通过以下的式(24)而给出( $1 \leq q \leq N_f$ : $N_f$ 是大于1的整数)。

[0185] [数学式13]

[0186] 平均频率 =  $(1/N_f) \cdot \sum_q f_q \cdot F(f_q, L) \cdots (24)$

[0187] 其中,  $\sum_q f_q \cdot F(f_q, L)$  表示频谱强度的加权求和。

[0188] 在以上所说明的一系列的处理中,以除了散射体的散射强度之外还将散射体的直径和散射体的数密度作为观测对象的物理量、将对数变换作为变量转换的情况为例进行了说明。但是,也可以不按照该组合,而是其他物理量,也可以是其他变量转换。只要能够将原本期望的物理量转换为特征量相对于其线性地变化或平缓地变化的变量,就能够使转换后的变量回到线性的多元回归分析、或进行近似而估计,从而在某种程度是估计原本期望的物理量。在本实施方式2中,估计出观测对象的散射体的直径和散射体的数密度的数量级(位数-1)。

[0189] (实施方式3)

[0190] 接下来,对本发明的实施方式3进行说明。在上述的实施方式1中,对如下情况进行了说明:基于来自基准体模的超声回波的常数 $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 、 $\alpha'$ 、 $\beta'$ 、 $\gamma'$ 不是在超声波诊断装置中、而是在外部计算的,并且预先存储于关系信息存储部371中,但在本实施方式3中,形成超声波诊断系统1b能够计算常数 $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 、 $\alpha'$ 、 $\beta'$ 、 $\gamma'$ 的结构。图13是示出具有本发明的实施方式3的超声波诊断装置的超声波诊断系统的结构的框图。

[0191] 相对于上述的实施方式1的超声波诊断系统1的结构,在本实施方式3的超声波诊断系统1b中,超声波诊断装置3还具有变量转换部38和多元回归分析部39。

[0192] 接着,变量转换部38经由输入部35或存储部37而取得 $N$ 个基准体模的散射体的数密度 $n_i$ 、直径 $d_i$ 以及衰减率 $\zeta_i$  ( $1 \leq i \leq N$ )。变量转换部38将所取得的数密度 $n_i$ 和直径 $d_i$ 转换为对数而取得 $\log n_i$ 和 $\log d_i$ 。变量转换部38将 $\log n_i$ 、 $\log d_i$ 以及衰减率 $\zeta_i$ 输出给存储部37。对 $N$ 个基准体模全部实施这些处理。

[0193] 接着,超声波振子21向 $N$ 个基准体模中的第 $i$ 个基准体模发送超声波。然后,发送接收部31、频率解析部331、一元回归分析部332对来自第 $i$ 个基准体模的回波信号实施与在实施方式1中对来自观测对象的回波信号实施的处理相同的处理。这样,超声波诊断系统1b计算基于来自第 $i$ 个基准体模的超声回波的特征量 $c_i$ 、特征量 $a_i$  ( $1 \leq i \leq N$ )。此时,衰减校正部332b从存储部37取得第 $i$ 个基准体模的衰减率 $\zeta_i$ ,使用式(3)、式(5)和第 $i$ 个基准体模的频谱数据被计算出的深度来校正衰减,从而从特征量 $c_i$ 、特征量 $a_i$ 消除衰减的影响。由于在基准体模中衰减是均匀的,因此这些特征量 $c_i$ 、特征量 $a_i$ 不依赖于深度。而且,一元回归分析部

332将第*i*个基准体模的散射体的特征量 $c_i$ 、特征量 $a_i$ 输出给存储部37。超声波诊断系统1b对*N*个基准体模全部实施这些处理。

[0194] 多元回归分析部39从存储部37取得*N*个基准体模的全部 $\log n_i$ 、 $\log d_i$ 、特征量 $c_i$ 、特征量 $a_i$  ( $1 \leq i \leq N$ )。而且,多元回归分析部39分别求取*N*个基准体模的散射体的数密度 $n_i$ 、直径 $d_i$ 、特征量 $c_i$ 、特征量 $a_i$ 在整个基准体模内的平均值。然后,多元回归分析部39通过与实施方式1相同的运算方法、使用上式(11)~(14)来求取上式(7)、(8)的常数 $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 、 $\alpha'$ 、 $\beta'$ 、 $\gamma'$ 。多元回归分析部39将所求得的常数 $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 、 $\alpha'$ 、 $\beta'$ 、 $\gamma'$ 或关系式输出给关系信息存储部371。关系信息存储部371存储所接收到的常数 $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 、 $\alpha'$ 、 $\beta'$ 、 $\gamma'$ 或关系式。以上,到将常数 $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 、 $\alpha'$ 、 $\beta'$ 、 $\gamma'$ 或关系式存储于关系信息存储部371中为止的处理在向观测对象发送超声波之前实施,优选在工厂出货时实施。然后,向观测对象发送超声波。

[0195] 当输入部35从手术人员接收到指示观测对象的扫描的指示输入时,开始向观测对象发送超声波,发送接收部31从超声波振子21接收回波信号。然后,发送接收部31、频率解析部331、一元回归分析部332对来自观测对象的回波信号实施与实施方式1相同的处理。这样,一元回归分析部332根据来自观测对象的超声回波而计算由衰减校正部332b更适当地对衰减进行校正后的观测对象的特征量 $c$ 、特征量 $a$ 并输出给估计部333。估计部333和物理量图像数据生成部342等的处理与上述的实施方式1相同。

[0196] 根据以上所说明的本发明的实施方式3,能够取得上述的实施方式1的效果,并且在超声波诊断装置3中求取常数 $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 、 $\alpha'$ 、 $\beta'$ 、 $\gamma'$ ,因此能够在追加了新的具有超声波振子的超声波内窥镜或追加了基准体模等的情况下以装置为单位进行更新。

[0197] 并且,根据本发明的实施方式3,在超声波诊断装置3中,求取常数 $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 、 $\alpha'$ 、 $\beta'$ 、 $\gamma'$ 。因此,即使在发送接收灵敏度等特性根据每个超声波振子而存在偏差的情况下,也容易按照每个超声波振子的机体来计算常数 $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 、 $\alpha'$ 、 $\beta'$ 、 $\gamma'$ ,能够与各超声波振子对应而无关于偏差地、更准确并容易地估计散射体的数密度 $n$ 及其对数 $\log n$ 和散射体的直径 $d$ 及其对数 $\log d$ 。

[0198] 并且,即使超声波振子的特性经时地变化,也容易定期地计算常数 $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 、 $\alpha'$ 、 $\beta'$ 、 $\gamma'$ ,不论经时的变化如何都能够更准确地进行上述估计。

[0199] 并且,根据本发明的实施方式3,根据来自基准体模的进行衰减校正后特征量而求取常数 $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 、 $\alpha'$ 、 $\beta'$ 、 $\gamma'$ ,因此不论观测对象与基准体模之间的衰减率的差异如何都能够更准确地估计 $\log n$ 、 $\log d$ 。

[0200] 并且,根据本发明的实施方式3,即使基准体模的散射体的数密度 $n_i$ 、散射体的直径 $d_i$ 与特征量 $c_i$ 、 $a_i$ 没有直接的线性的关系,也能够使用与特征量 $c_i$ 、 $a_i$ 为大致线性的关系的 $\log n_i$ 、 $\log d_i$ 。而且,能够使作为原本期望的物理量的观测对象的散射体的数密度 $n$ 、散射体的直径 $d$ 的信息的图像化回到线性的多元回归分析而实现。

[0201] 另外,能够将本实施方式3的变量转换部38和多元回归分析部39用于上述的实施方式1的变形例和实施方式2。

[0202] (实施方式4)

[0203] 接下来,对本发明的实施方式4进行说明。在上述的实施方式1中,对关系信息存储部371预先存储有常数 $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 、 $\alpha'$ 、 $\beta'$ 、 $\gamma'$ 或关系式的情况进行了说明,但在本实施方式4中,关系信息存储部371存储有能够根据特征量的值而输出物理量的查找表(Lookup

table:LUT)。图14是示出具有本发明的实施方式4的超声波诊断装置的超声波诊断系统的结构的框图。

[0204] 相对于上述的实施方式1的超声波诊断系统1的结构,在本实施方式4的超声波诊断系统1c中,关系信息存储部371存储有LUT 371a。图15是用于对本发明的实施方式4的超声波诊断装置存储的查找表进行说明的图。在图15中,作为一例,示出了用于根据特征量a、c的输入而输出作为散射体的数密度n的对数的 $\log n$ 作为物理量的查找表。

[0205] LUT 371a例如在用于输出 $\log n$ 的查找表的情况下,根据通过上述的多元回归分析而取得的常数 $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 、 $\alpha'$ 、 $\beta'$ 、 $\gamma'$ 和按照规定的间隔而提取的多个假设的特征量a、c,按照上式(10),分别计算 $\log n$ 和 $\log d$ ,设纵轴为假设的特征量c、设横轴为假设的特征量a,将 $\log n$ 的值代入各单元,从而生成。对于 $\log d$ ,也能够同样地根据常数 $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 、 $\alpha'$ 、 $\beta'$ 、 $\gamma'$ 和假设的特征量a、c而生成用于输出 $\log n$ 的查找表。LUT 371a可以是在超声波诊断装置3中创建的,也可以是通过取得由外部的运算装置生成的LUT而得到,也可以是经由网络而取得的。另外,在生成查找表时,使用N个基准体模的特征量 $c_i$ 、特征量 $a_i$ 以及衰减率 $\zeta_i$  ( $1 \leq i \leq N$ )。关于这些特征量,使用衰减率、基准体模的频谱数据被计算出的深度和式(5)、式(3)而被消除了衰减的影响,从而不依赖于深度,在该基础上生成查找表。

[0206] 关系信息存储部371存储有用于输出 $\log n$ 的查找表和用于输出 $\log d$ 的查找表作为LUT 371a。在估计部333从一元回归分析部332接收特征量a、c后,例如对特征量a的小数点后面第一位、特征量c的小数点后面第二位进行圆整。然后,估计部333在输出 $\log n$ 的情况下从关系信息存储部371中读出用于输出 $\log n$ 的查找表,参照该查找表来估计 $\log n$ 。并且,估计部333在输出 $\log d$ 的情况下,从关系信息存储部371中读出用于输出 $\log d$ 的查找表,参照该查找表来估计 $\log d$ 。

[0207] 根据以上所说明的本发明的实施方式4,能够取得上述的实施方式1的效果,并且能够缩短计算物理量所需的处理时间。

[0208] 并且,根据本发明的实施方式4,在生成查找表时,从基准体模的特征量消除了衰减的影响,在不依赖于深度的基础上生成查找表,因此无需按照深度而准备查找表,数据量小、处理也简便。

[0209] 另外,在上述的实施方式1的变形例和实施方式2中,也能够存储本实施方式4的LUT 371a。

[0210] 至此,对用于实施本发明的方式进行了说明,但本发明不限于上述的实施方式。例如,在超声波诊断装置中,也可以通过利用总线将具有各功能的电路彼此连接起来而构成,也可以构成为一部分的功能内设于其他功能的电路构造中。

[0211] 并且,在上述的实施方式1~4中,对散射体的大小是直径的情况进行了说明,但也可以是半径,也可以是体积。

[0212] 并且,在上述的实施方式1~4中,作为对照物体,以基准体模举例而进行了说明,该基准体模是将材质、质量密度、音速、声阻抗、直径、数密度已知的散射体均匀地混入材质、质量密度、音速、声阻抗也已知的介质中而成的。但是,只要是散射体的直径、散射体的散射强度、散射体的数密度等物理量已知并且分布均匀的对象,就能够用该对象来代替基准体模。例如,只要物理量已知并且能够准确地测定,则也可以使用动物的肝脏等特定组织。

[0213] 并且,在上述的实施方式1~4中,作为物理量,以散射体的数密度 $n$ 、散射体的直径 $d$ 、散射体的散射强度 $r$ 举例进行了说明。而且,作为特征量,以频谱的斜率 $a$ 、频谱的截距 $b$ 、频谱的中央频带适合 $c$ 、衰减率 $\zeta$ 举例进行了说明。但是,可以是其中的一部分,也可以是全部。并且,也可以是这之外的物理量或特征量。例如也可以使用表示散射体的形状的量、例如表示不规则性的分形维数作为物理量。并且,例如也可以使用散射体的直径的分布的方差作为物理量。也可以使用音速或质量密度作为特征量。

[0214] 并且,在上述的实施方式1~4中,在估计部333估计出的物理量存在多个的情况下,可以在显示装置4上同时显示多个物理量,也可以根据对输入部35的指示输入而依次切换显示,也可以在不同的时机(帧)进行显示。

[0215] 并且,在本实施方式1~4中,使用具有光导等光学系统的超声波内窥镜2作为超声波探头进行了说明,但不限于超声波内窥镜2,也可以是不具备摄像光学系统和摄像元件的超声波探头。而且,作为超声波探头,可以应用不具备光学系统的细径的超声波微型探头。超声波微型探头通常是在向胆道、胆管、胰管、气管、支气管、尿道、输尿管插入而观察其周围器官(胰脏、肺、前列腺、膀胱、淋巴结等)时而使用的。

[0216] 并且,作为超声波探头,也可以应用从观测对象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器官(肝脏、胆囊、膀胱)、乳房(尤其是乳腺)、甲状腺时与体表直接接触而使用。

[0217] 并且,超声波振子也可以是线性振子、径向振子或凸面振子。在超声波振子为线性振子的情况下,其扫描区域呈矩形(长方形、正方形),在超声波振子为径向振子或凸面振子的情况下,其扫描区域呈扇形或圆环状。并且,超声波内窥镜可以以机械的方式使超声波振子扫描,也可以是,将多个元件作为超声波振子设置为矩阵状,通过以电子方式切换与发送接收有关的元件,或使各元件的发送接收延迟,从而进行电子扫描。

[0218] 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各样的实施方式。

[0219] 产业上的可利用性

[0220] 像以上那样,本发明的超声波诊断装置、超声波诊断装置的工作方法以及超声波诊断装置的工作程序对容易并且准确地进行基于特征量的组织性状的鉴别有用。

[0221] 标号说明

[0222] 1、1a、1b、1c:超声波诊断系统;2:超声波内窥镜;3:超声波诊断装置;4:显示装置;21:超声波振子;31:发送接收部;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;38、334:变量转换部;39:多元回归分析部;201:特征量图像;202:重叠图像显示部;203:信息显示部;331:频率解析部;332:一元回归分析部;332a:近似部;332b:衰减校正部;333:估计部;341:B模式图像数据生成部;342:物理量图像数据生成部;371:关系信息存储部。

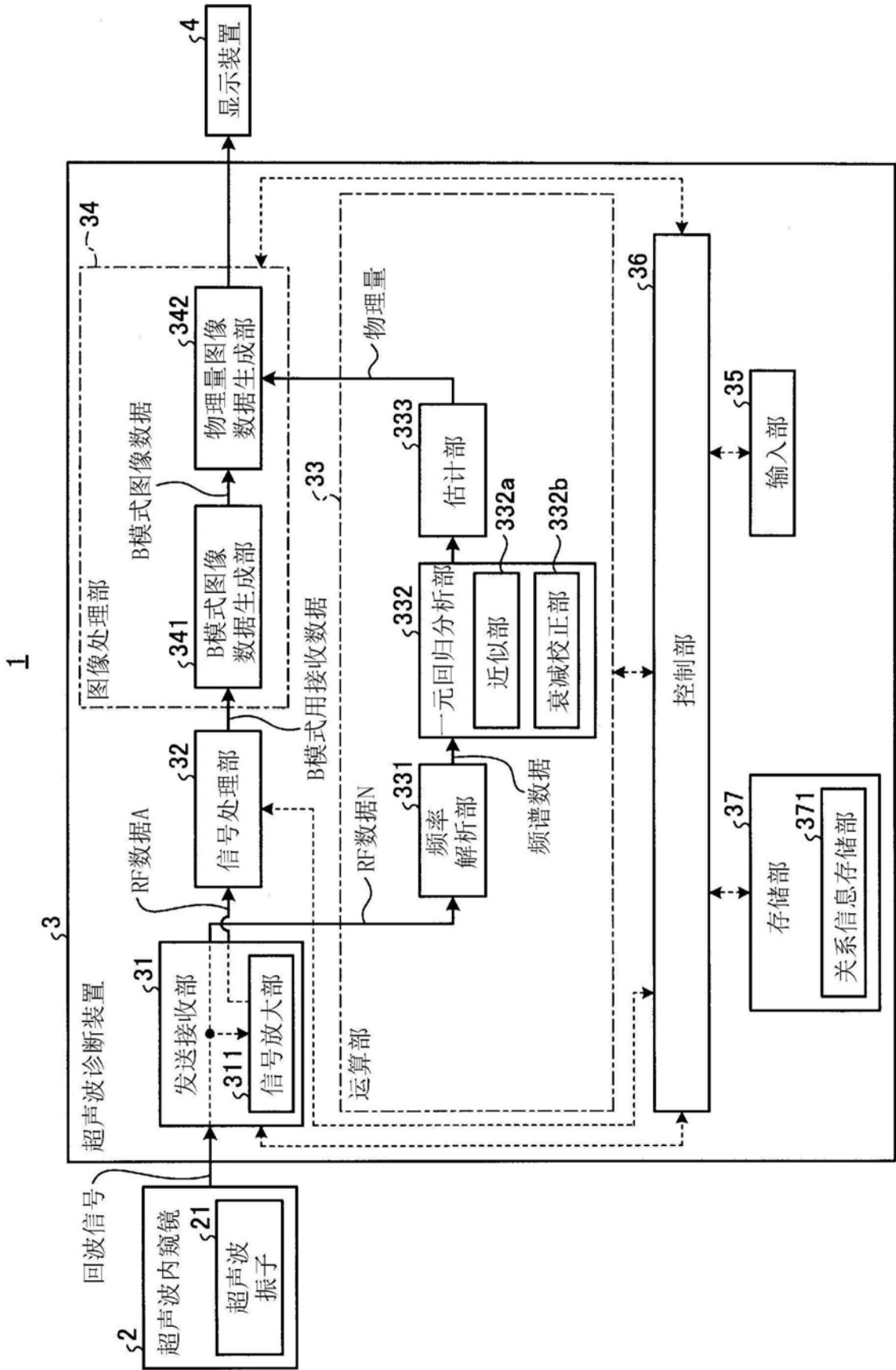


图1

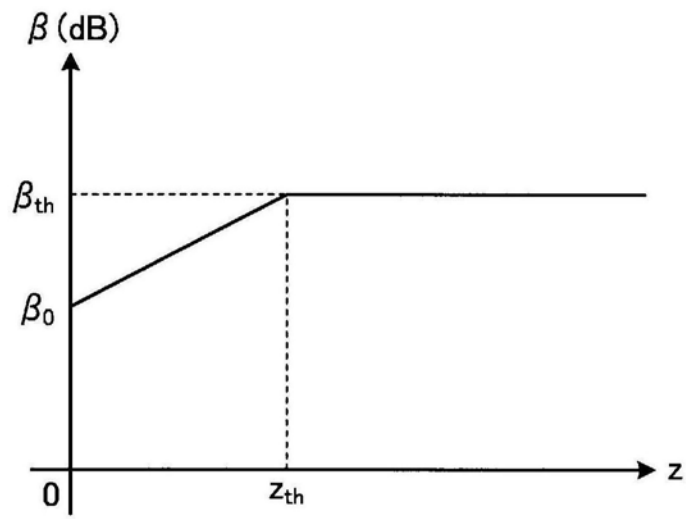


图2

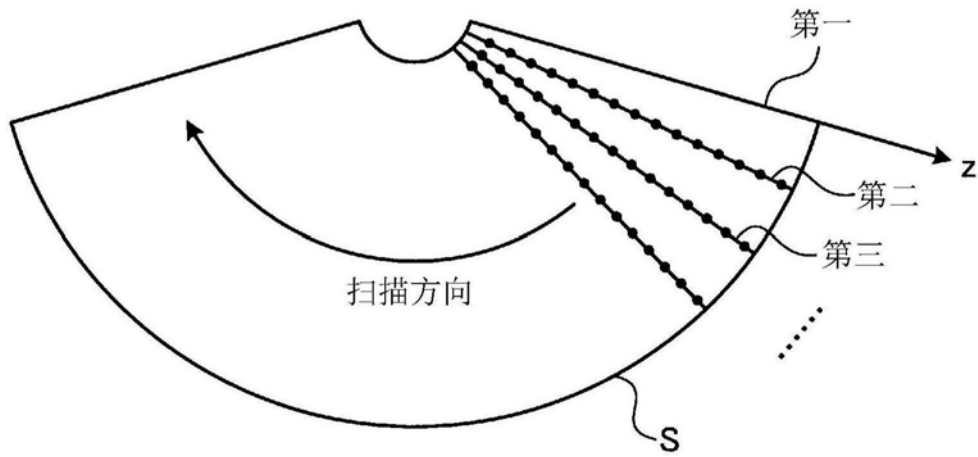


图3

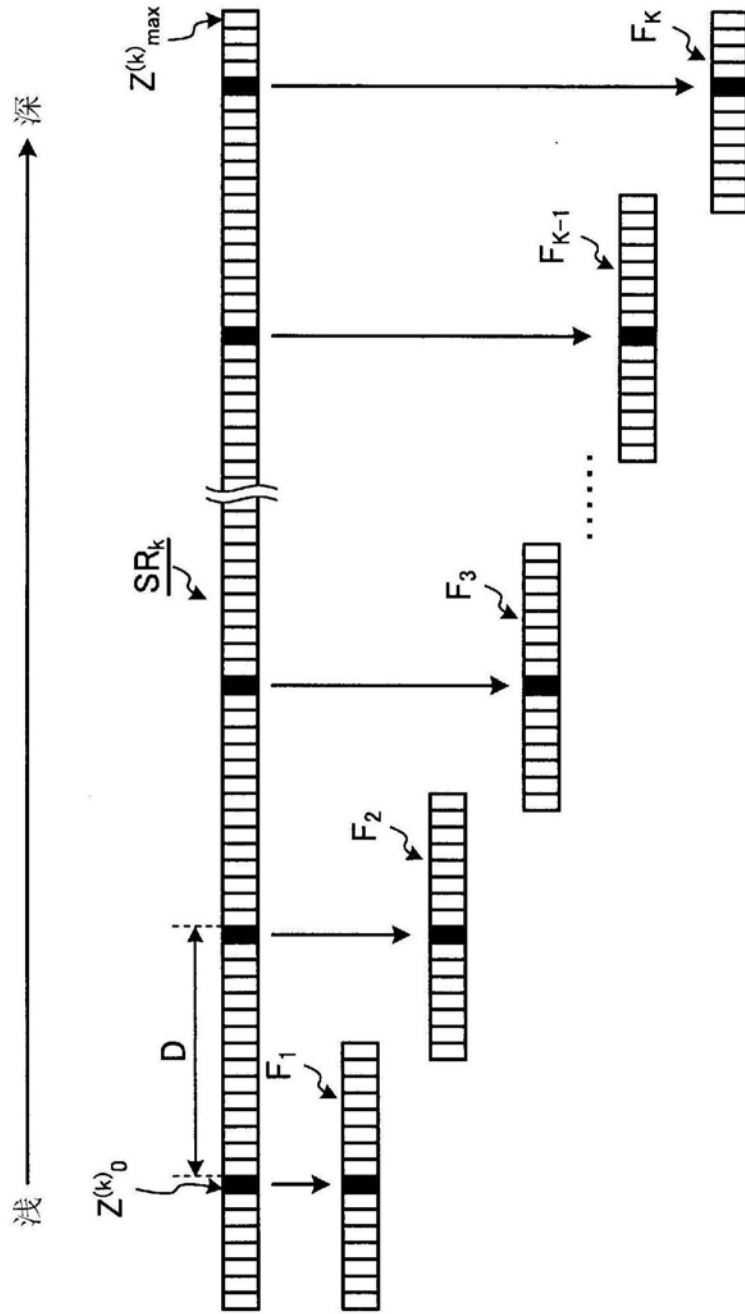


图4

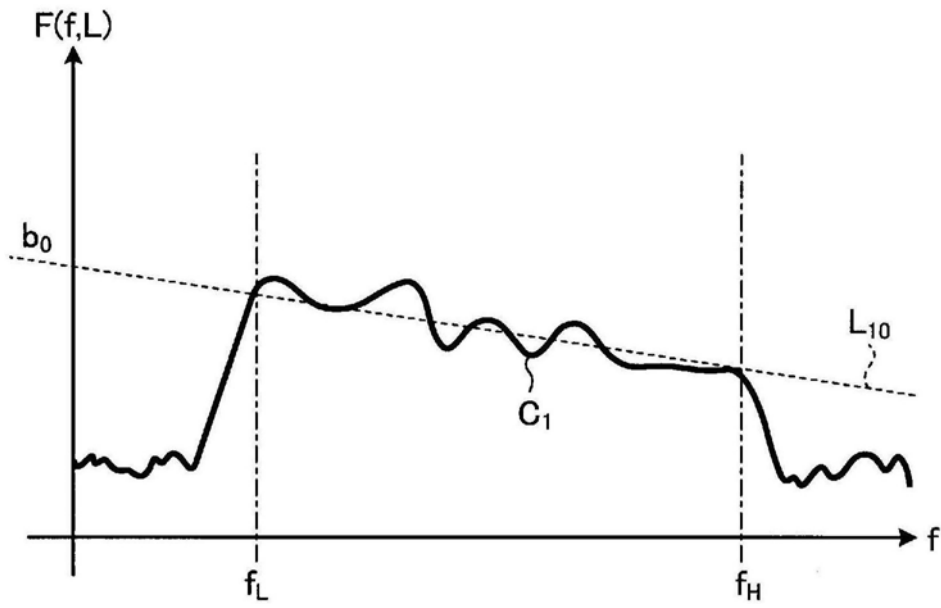


图5

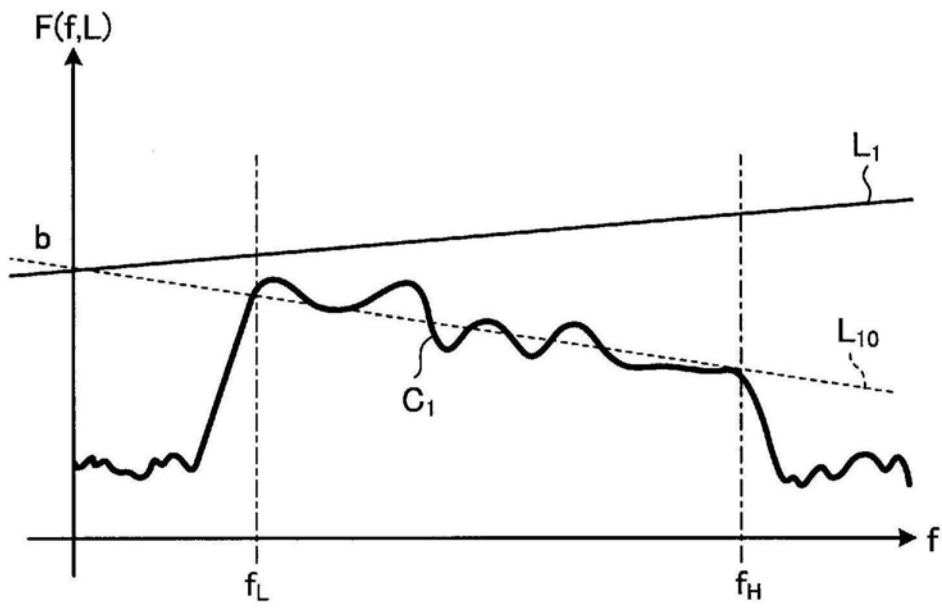


图6

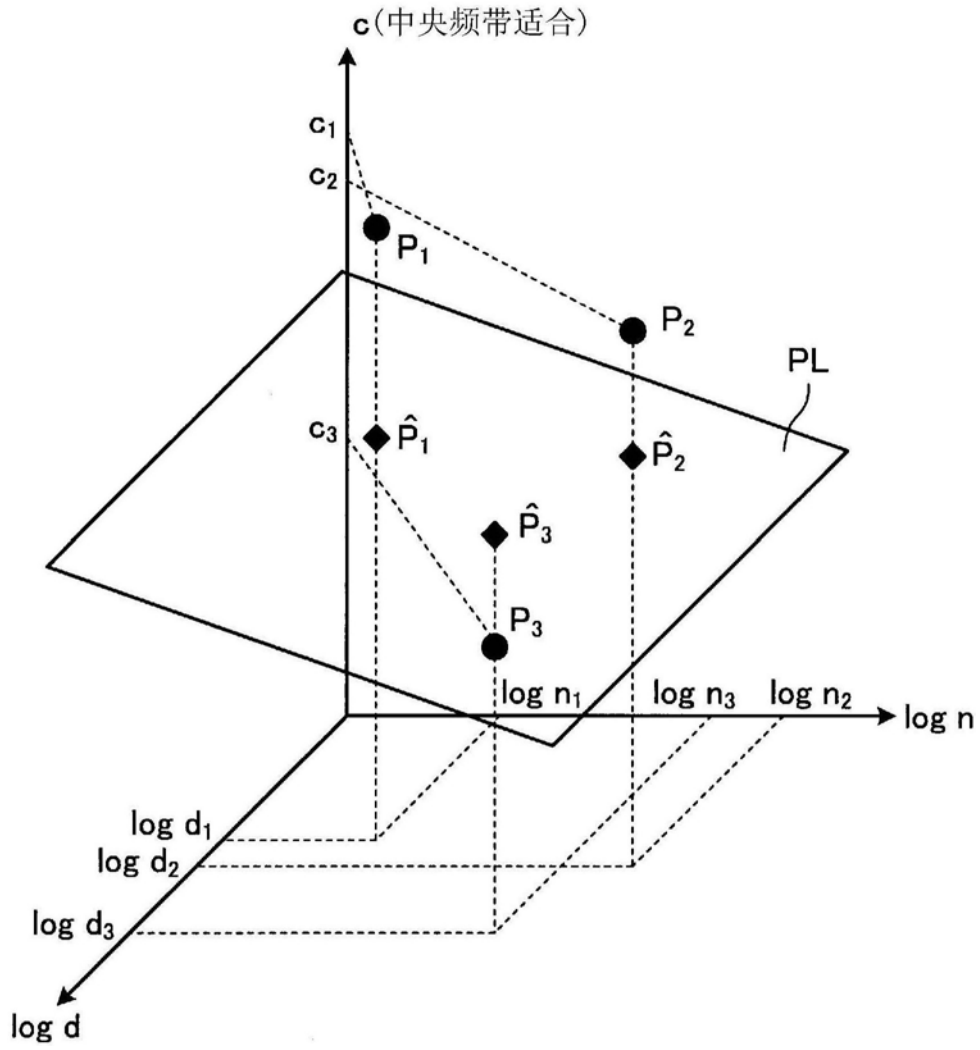


图7

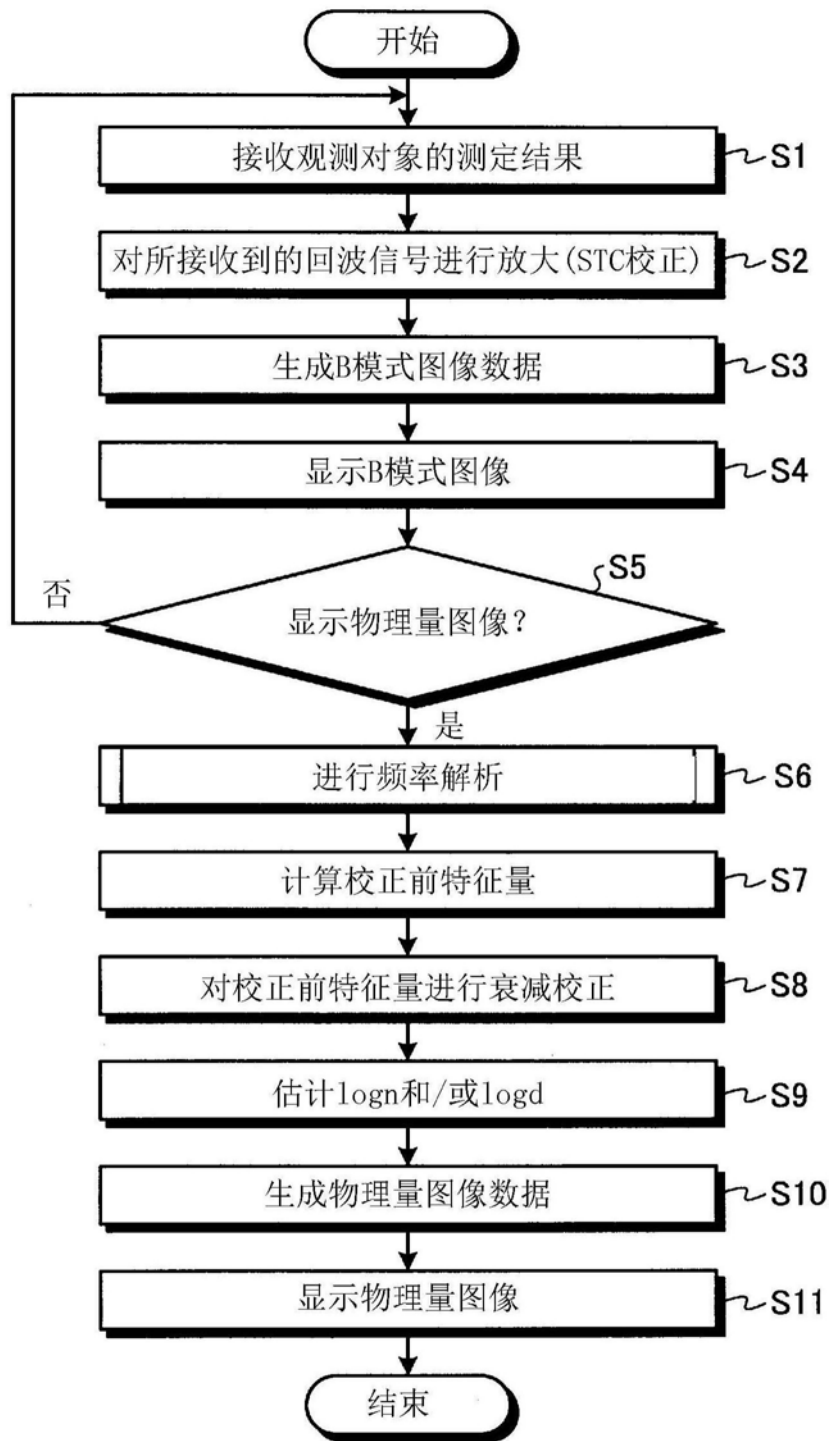


图8

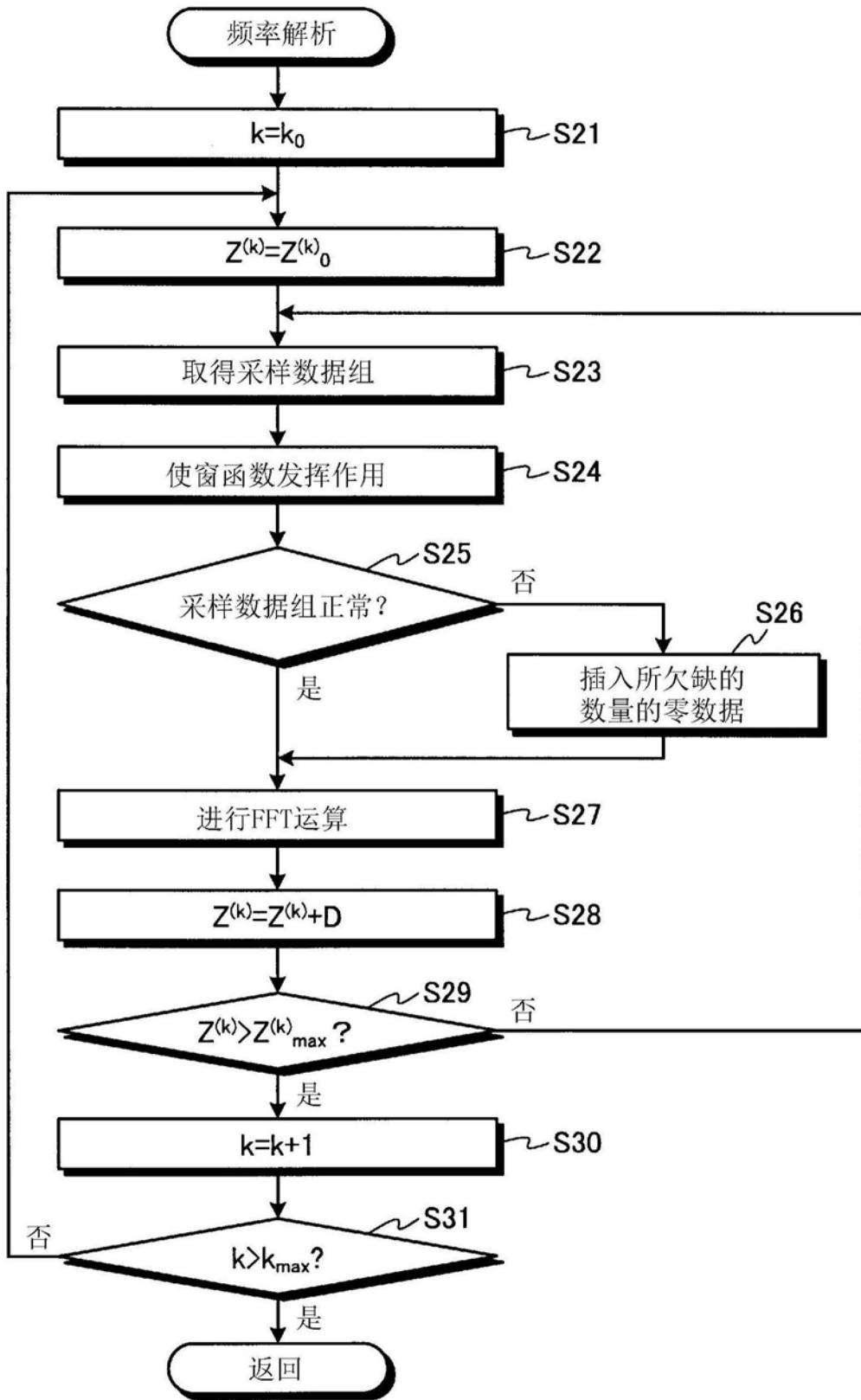


图9

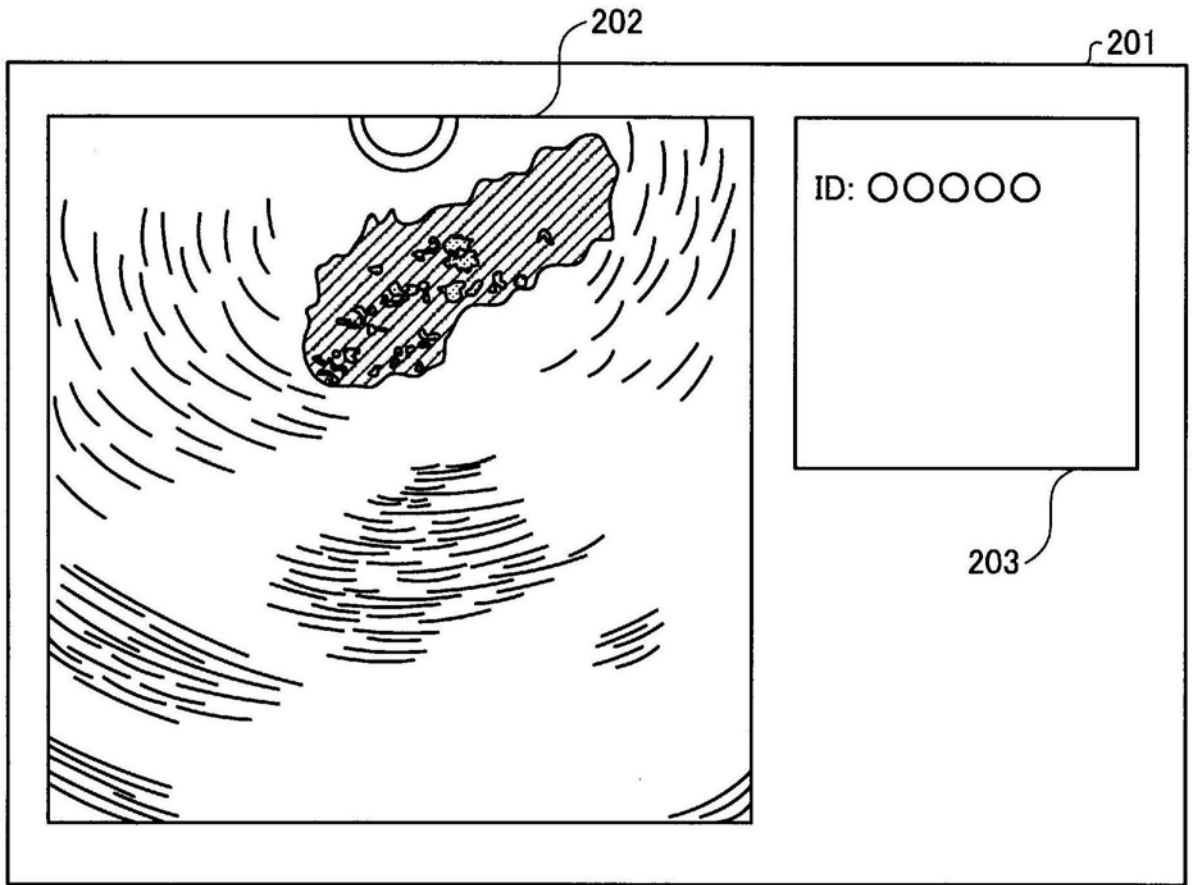


图10

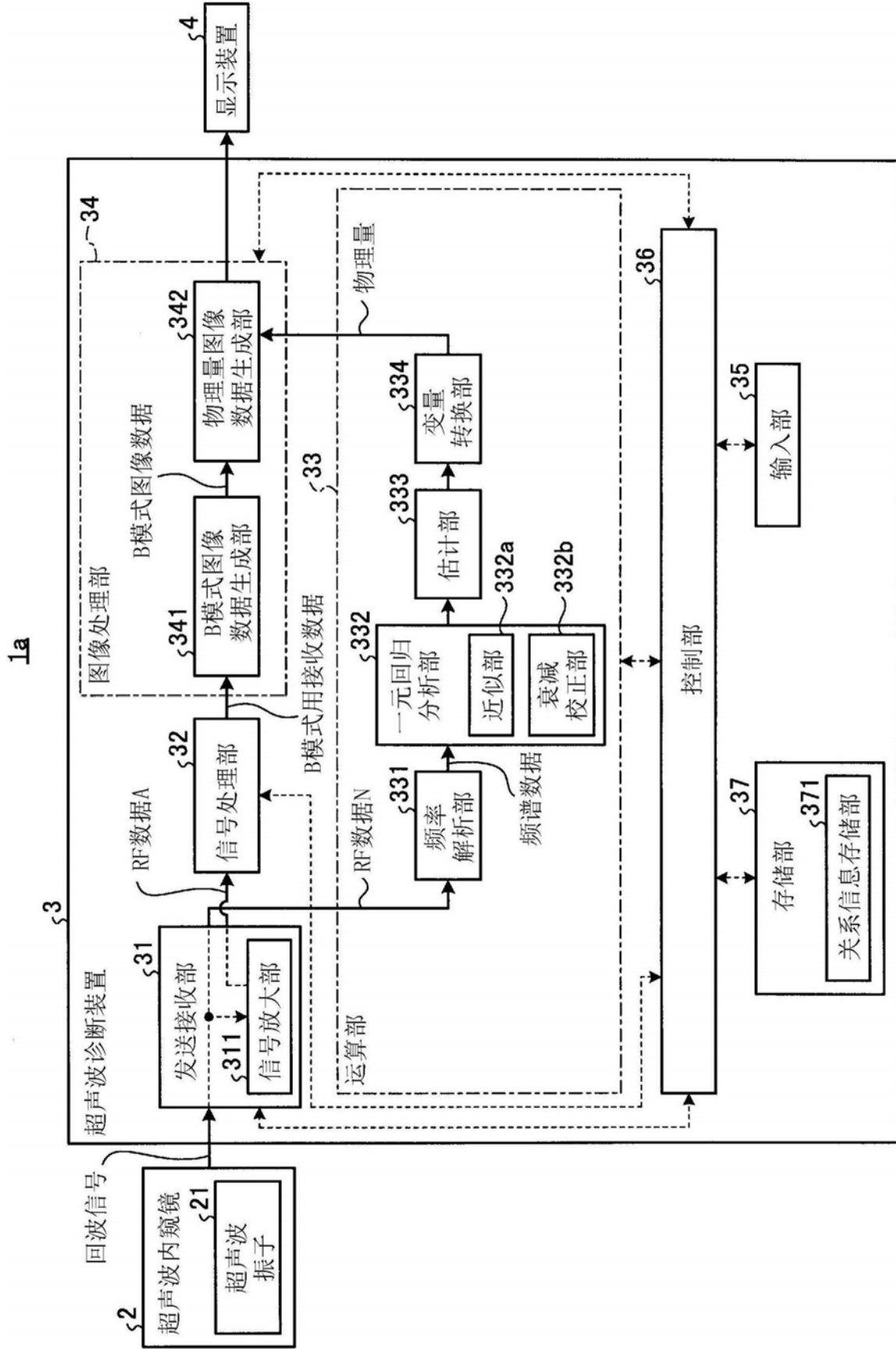


图11

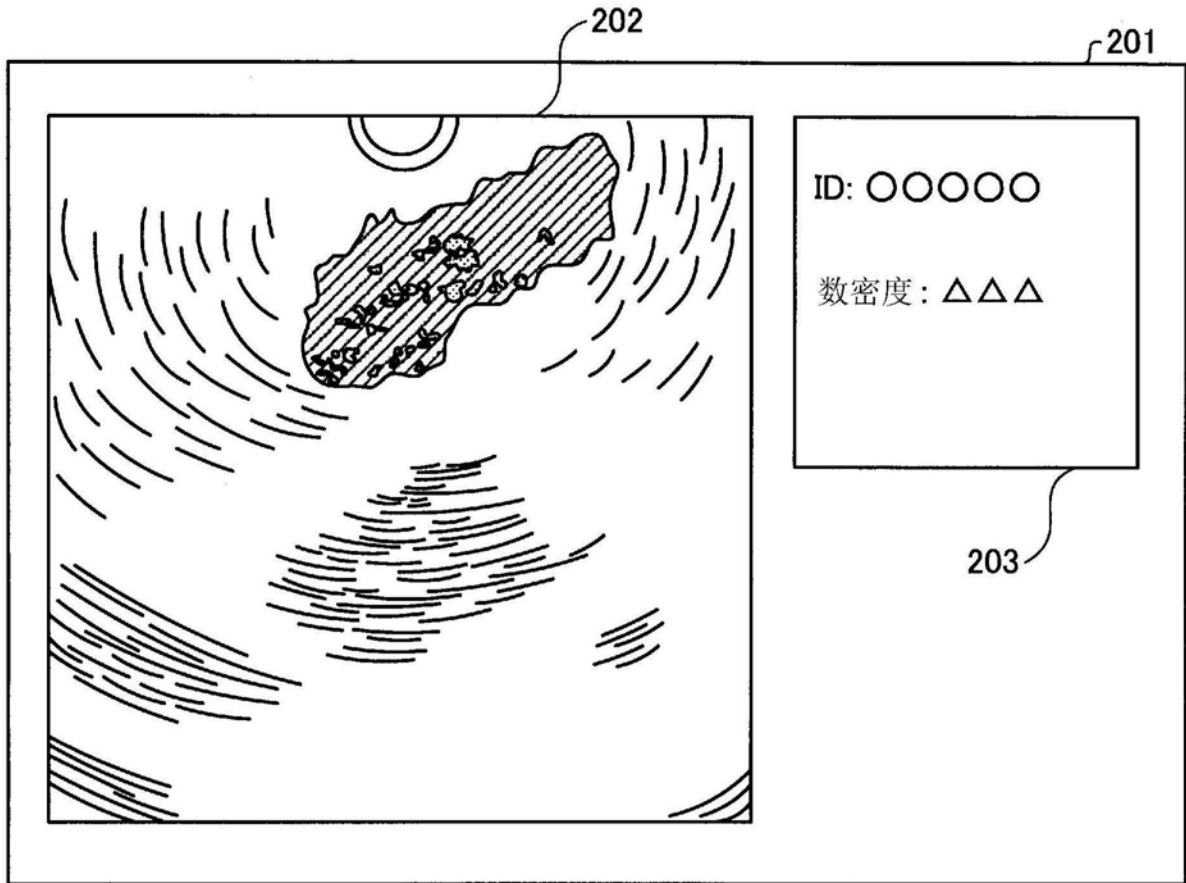


图12

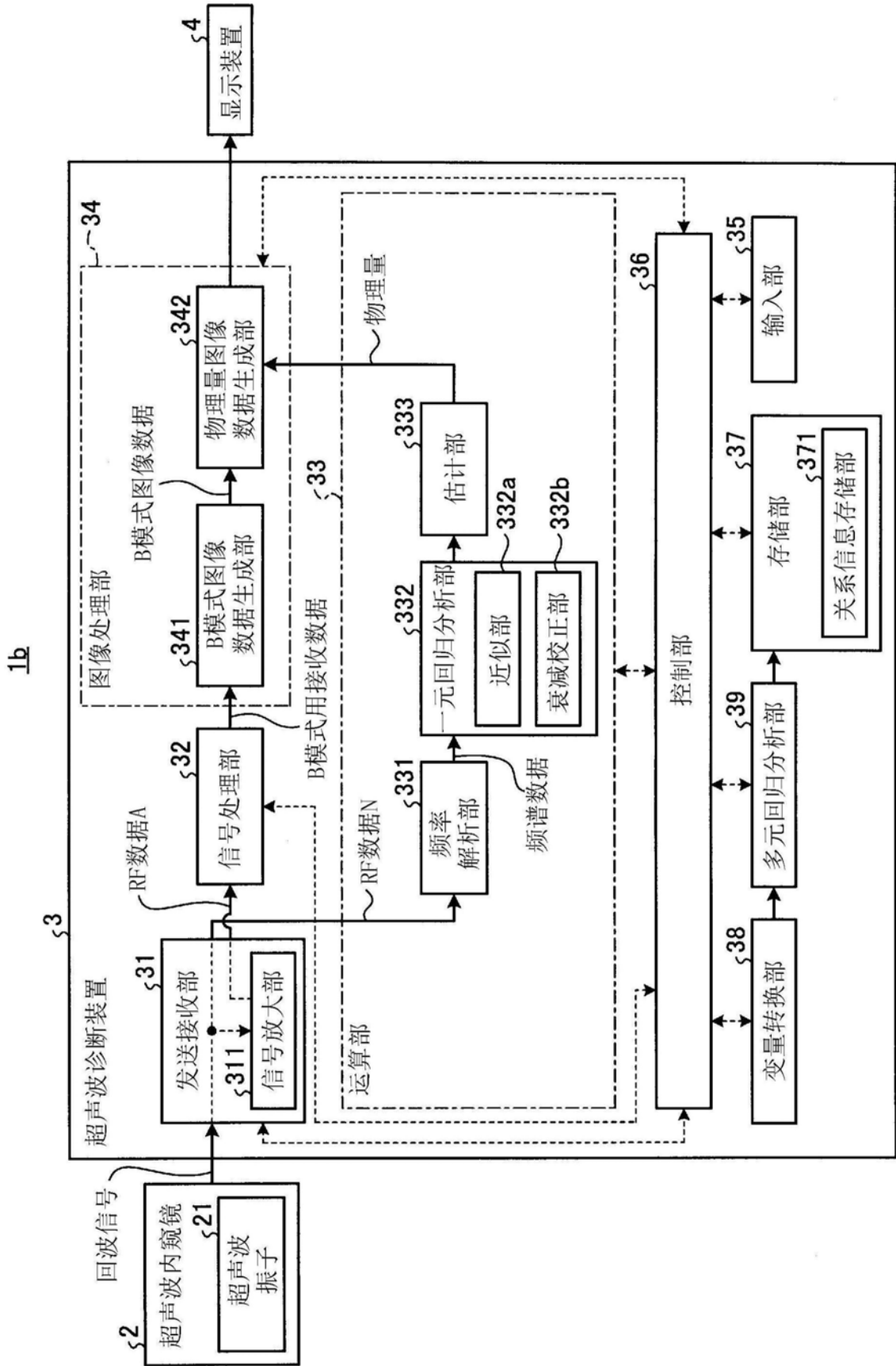


图13

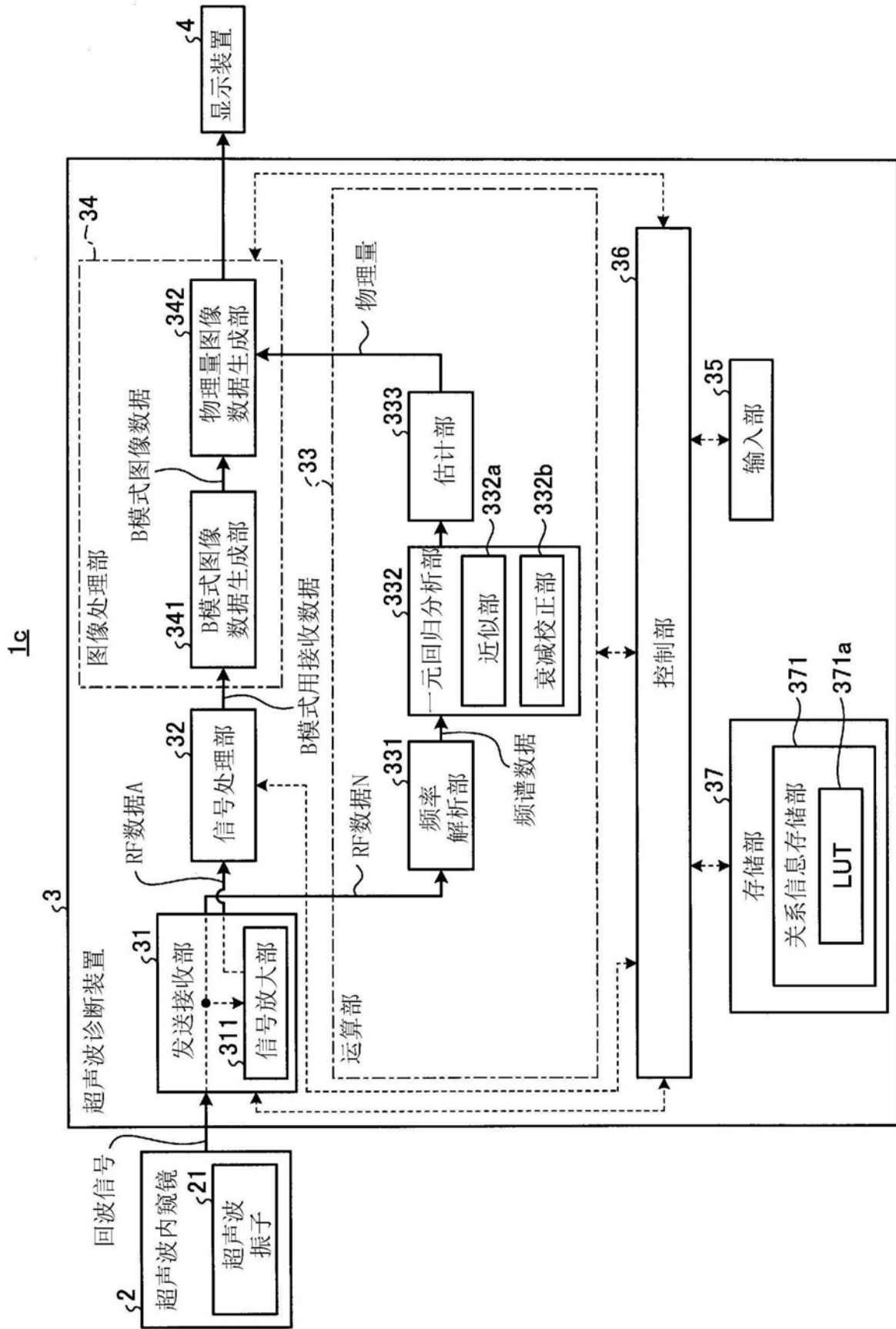


图14

371a  
↙

		a [dB/MHz]								
		-3.0	-2.9	...	-0.1	0.0	0.1	...	2.9	3.0
c [dB]	-30	226	226	...	227	227	227	...	228	228
	-31	235	235	...	236	236	236	...	237	237
	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.
	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.
	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.
	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.
	-69	561	561	...	561	561	561	...	562	562
	-70	569	569	...	570	570	570	...	571	571

图15

专利名称(译)	超声波诊断装置、超声波诊断装置的工作方法以及超声波诊断装置的工作程序		
公开(公告)号	<a href="#">CN108366782A</a>	公开(公告)日	2018-08-03
申请号	CN201680071707.9	申请日	2016-11-24
[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	川岛知直		
发明人	川岛知直		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/463 A61B8/587 A61B8/12 G01S7/52036 G01S7/52071 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/5269 A61B8/54		
代理人(译)	孙明浩		
优先权	2015239433 2015-12-08 JP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明的超声波诊断装置根据超声波探头所取得的超声波信号而生成超声波图像，所述超声波探头具有向观测对象发送超声波并且接收被该观测对象反向散射后的超声波的超声波振子，其中，该超声波诊断装置具有：特征量计算部，其根据从观测对象接收到的超声波信号而计算特征量；估计部，其使用根据所含有的散射体的物理量已知的对照物体的物理量和从该对象物体取得的特征量而导出的关系、以及特征量计算部计算出的观测对象的特征量来估计观测对象包含的散射体的物理量；以及物理量信息生成部，其生成包含估计部的估计结果并且用于使显示部显示的信息。

