



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107427284 A

(43)申请公布日 2017.12.01

(21)申请号 201680020134.7

(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

(22)申请日 2016.10.14

代理人 刘新宇

(30)优先权数据

2015-208648 2015.10.23 JP

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.09.29

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2016/080607 2016.10.14

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/069068 JA 2017.04.27

(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

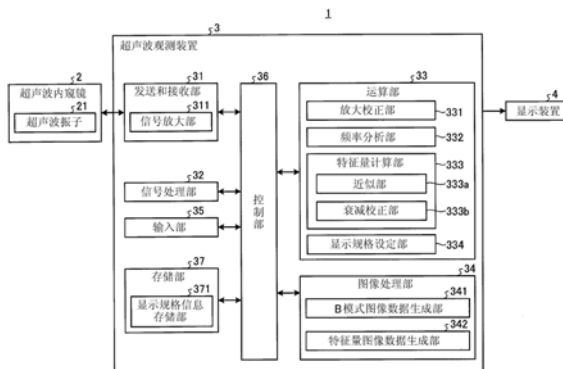
权利要求书2页 说明书15页 附图12页

(54)发明名称

超声波观测装置、超声波观测装置的工作方法以及超声波观测装置的工作程序

(57)摘要

本发明所涉及的超声波观测装置具备:特征量计算部,其基于超声波信号来计算多个特征量;特征量图像数据生成部,其生成以规定的显示规格对由特征量计算部计算出的多个特征量中的与视觉信息相关联且与超声波图像一起显示的显示对象的特征量进行着色而得到的特征量图像数据;以及显示规格设定部,其基于除了显示对象的特征量以外的其它特征量来设定显示对象的特征量的显示规格。



1. 一种超声波观测装置, 基于由超声波探头获取到的超声波信号来生成超声波图像, 该超声波探头具备向观测对象发送超声波并接收由该观测对象反射的超声波的超声波振子, 该超声波观测装置的特征在于, 具备:

特征量计算部, 其基于所述超声波信号来计算多个特征量;

特征量图像数据生成部, 其生成以规定的显示规格对由所述特征量计算部计算出的所述多个特征量中的与所述超声波图像一起显示的显示对象的特征量进行着色而得到的特征量图像数据; 以及

显示规格设定部, 其基于除了所述显示对象的特征量以外的其它特征量来设定所述显示对象的特征量的显示规格。

2. 根据权利要求1所述的超声波观测装置, 其特征在于,

所述显示规格设定部基于是所述其它特征量且是基于所述超声波信号的图像内的对象区域的特征量来设定所述显示对象的特征量的显示规格。

3. 根据权利要求1所述的超声波观测装置, 其特征在于,

所述显示规格设定部将所述其它特征量的代表值与阈值进行比较来设定所述显示对象的特征量的着色范围和/或色调的变化率。

4. 根据权利要求1所述的超声波观测装置, 其特征在于,

还具备频率分析部, 该频率分析部通过对基于所述超声波信号生成的信号的频率进行分析来计算多个频谱,

所述特征量计算部计算基于由所述频率分析部计算出的频谱的频率特征量来作为所述多个特征量之一。

5. 根据权利要求4所述的超声波观测装置, 其特征在于,

所述显示对象的特征量是声速、硬度、衰减量以及所述频率特征量中的任一个,

所述其它特征量是声速、硬度、衰减量以及所述频率特征量中的除了所述显示对象的特征量以外的至少一个。

6. 根据权利要求4所述的超声波观测装置, 其特征在于,

所述特征量计算部通过对由所述频率分析部计算出的频谱进行直线近似来计算所述频率特征量。

7. 根据权利要求6所述的超声波观测装置, 其特征在于,

所述频率特征量是通过对由所述频率分析部计算出的频谱进行近似而得到的斜率、截距以及频带中心对应强度中的至少一个。

8. 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:

偏差计算部, 其计算所述多个特征量的偏差; 以及

特征量选定部, 其根据由所述偏差计算部计算出的各特征量的偏差来选定所述显示对象的特征量,

其中, 所述显示规格设定部基于由所述特征量选定部选定的除了所述显示对象的特征量以外的其它特征量来设定所述显示对象的特征量的显示规格。

9. 一种超声波观测装置的工作方法, 该超声波观测装置基于由超声波探头获取到的超声波信号来生成超声波图像, 该超声波探头具备向观测对象发送超声波并接收由该观测对象反射的超声波的超声波振子, 该超声波观测装置的工作方法的特征在于, 包括以下步骤:

特征量计算步骤,特征量计算部基于所述超声波信号来计算多个特征量;

显示规格设定步骤,显示规格设定部基于由所述特征量计算部计算出的所述多个特征量中的除了与所述超声波图像一起显示的显示对象的特征量以外的其它特征量来设定所述显示对象的特征量的显示规格;以及

特征量图像数据生成步骤,特征量图像数据生成部生成以规定的显示规格对所述显示对象的特征量进行着色而得到的特征量图像数据。

10. 一种超声波观测装置的工作程序,该超声波观测装置基于由超声波探头获取到的超声波信号来生成超声波图像,该超声波探头具备向观测对象发送超声波并接收由该观测对象反射的超声波的超声波振子,该超声波观测装置的工作程序的特征在于,使所述超声波观测装置执行以下过程:

特征量计算过程,特征量计算部基于所述超声波信号来计算多个特征量;

显示规格设定过程,显示规格设定部基于由所述特征量计算部计算出的所述多个特征量中的除了与所述超声波图像一起显示的显示对象的特征量以外的其它特征量来设定所述显示对象的特征量的显示规格;以及

特征量图像数据生成过程,特征量图像数据生成部生成以规定的显示规格对所述显示对象的特征量进行着色而得到的特征量图像数据。

## 超声波观测装置、超声波观测装置的工作方法以及超声波观测装置的工作程序

### 技术领域

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

### 背景技术

[0002] 为了对作为观测对象的生物体组织或材料的特性进行观测,有时应用超声波。具体地说,向观测对象发送超声波,对由该观测对象反射的超声波回波实施规定的信号处理,由此获取与观测对象的特性有关的信息。

[0003] 其中,作为使用超声波对被检体等观测对象的组织性状进行观测的技术,已知一种将接收到的超声波信号的频谱的特征量进行图像化的技术(例如,参照专利文献1)。在该技术中,在提取频谱的特征量来作为表示观测对象的组织性状的量之后,生成并显示附加有与该特征量对应的视觉信息的特征量图像。医生等用户通过察看所显示的特征量图像来对检体的组织性状进行诊断。

[0004] 例如,在专利文献1中显示将观测对象的组织的硬度进行图像化而得到的弹性图像,并显示根据特征量而附加了颜色的颜色信息。该弹性图像一般被称为“弹性图(elastography)”,是获取与所设定的区域中的观测对象的硬度有关的信息(特征量)并将与特征量相应的颜色信息叠加到超声波图像上而得到的。具体地说,在专利文献1中,显示将在图像内选择出的基准区域的失真作为基准并基于测量对象的测量点处的失真与基准区域的失真的对比结果进行灰度化而得到的弹性图像。

[0005] 专利文献1:日本专利第5160227号公报

### 发明内容

#### [0006] 发明要解决的问题

[0007] 在此,专利文献1所公开的技术是如下一种技术:关于要显示的特征量,通过附加与基准区域的特征量对应的相对的颜色信息来表现硬度。因此,存在以下情况:根据用于计算硬度的特征量不同,能够表现为颜色信息的范围变窄而无法清楚地表现特征量的差。

[0008] 本发明是鉴于上述问题而完成的,其目的在于提供一种能够清楚地表现特征量的差的超声波观测装置、超声波观测装置的工作方法以及超声波观测装置的工作程序。

#### [0009] 用于解决问题的方案

[0010] 为了解决上述课题并实现目的,本发明所涉及的超声波观测装置基于由超声波探头获取到的超声波信号来生成超声波图像,该超声波探头具备向观测对象发送超声波并接收由该观测对象反射的超声波的超声波振子,该超声波观测装置的特征在于,具备:特征量计算部,其基于所述超声波信号来计算多个特征量;特征量图像数据生成部,其生成以规定的显示规格对由所述特征量计算部计算出的所述多个特征量中的与所述超声波图像一起显示的显示对象的特征量进行着色而得到的特征量图像数据;以及显示规格设定部,其基

于除了所述显示对象的特征量以外的其它特征量来设定所述显示对象的特征量的显示规格。

[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,所述显示规格设定部基于所述其它特征量且是基于所述超声波信号的图像内的对象区域的特征量来设定所述显示对象的特征量的显示规格。

[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,所述显示规格设定部将所述其它特征量的代表值与阈值进行比较来设定所述显示对象的特征量的着色范围和/或色调的变化率。

[0013] 本发明所涉及的超声波观测装置的特征在于,在上述发明中,还具备频率分析部,该频率分析部通过对基于所述超声波信号生成的信号的频率进行分析来计算多个频谱,所述特征量计算部计算基于由所述频率分析部计算出的频谱的频率特征量来作为所述多个特征量之一。

[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,所述显示对象的特征量是声速、硬度、衰减量以及所述频率特征量中的任一个,所述其它特征量是声速、硬度、衰减量以及所述频率特征量中的除了所述显示对象的特征量以外的至少一个。

[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,所述特征量计算部通过对由所述频率分析部计算出的频谱进行直线近似来计算所述频率特征量。

[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,所述频率特征量是通过由所述频率分析部计算出的频谱进行近似而得到的斜率、截距以及频带中心对应强度中的至少一个。

[0017] 本发明所涉及的超声波观测装置的特征在于,在上述发明中,还具备:偏差计算部,其计算所述多个特征量的偏差;以及特征量选定部,其根据由所述偏差计算部计算出的各特征量的偏差来选定所述显示对象的特征量,其中,所述显示规格设定部基于由所述特征量选定部选定的除了所述显示对象的特征量以外的其它特征量来设定所述显示对象的特征量的显示规格。

[0018] 本发明所涉及的超声波观测装置的工作方法是如下的超声波观测装置的工作方法,该超声波观测装置基于由超声波探头获取到的超声波信号来生成超声波图像,该超声波探头具备向观测对象发送超声波并接收由该观测对象反射的超声波的超声波振子,该超声波观测装置的工作方法的特征在于,包括以下步骤:特征量计算步骤,特征量计算部基于所述超声波信号来计算多个特征量;显示规格设定步骤,显示规格设定部基于由所述特征量计算部计算出的所述多个特征量中的与所述超声波图像一起显示的除了显示对象的特征量以外的其它特征量来设定所述显示对象的特征量的显示规格;以及特征量图像数据生成步骤,特征量图像数据生成部生成以规定的显示规格对所述显示对象的特征量进行着色而得到的特征量图像数据。

[0019] 本发明所涉及的超声波观测装置的工作程序是如下的超声波观测装置的工作程序,该超声波观测装置基于由超声波探头获取到的超声波信号来生成超声波图像,该超声波探头具备向观测对象发送超声波并接收由该观测对象反射的超声波的超声波振子,该超声波观测装置的工作程序的特征在于,使所述超声波观测装置执行以下过程:特征量计算过程,特征量计算部基于所述超声波信号来计算多个特征量;显示规格设定过程,显示规格

设定部基于由所述特征量计算部计算出的所述多个特征量中的与所述超声波图像一起显示的除了显示对象的特征量以外的其它特征量来设定所述显示对象的特征量的显示规格；以及特征量图像数据生成过程，特征量图像数据生成部生成以规定的显示规格对所述显示对象的特征量进行着色而得到的特征量图像数据。

[0020] 发明的效果

[0021] 根据本发明，发挥能够清楚地表现特征量的差这一效果。

## 附图说明

[0022] 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观测系统的结构的框图。

[0023] 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。

[0024] 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。

[0025] 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。

[0026] 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图。

[0027] 图6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校正部进行校正后的校正特征量来作为参数的直线的图。

[0028] 图7是说明本发明的实施方式1所涉及的超声波观测装置的显示规格设定部执行的处理的图。

[0029] 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进行的处理的概要的流程图。

[0030] 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频率分析部执行的处理的概要的流程图。

[0031] 图10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显示装置中的特征量图像的显示例的图。

[0032] 图11是说明本发明的实施方式1的变形例1所涉及的超声波观测装置的显示规格设定部执行的处理的图。

[0033] 图12是说明本发明的实施方式1的变形例2所涉及的超声波观测装置的显示规格设定部执行的处理的图。

[0034] 图13是说明本发明的实施方式1的变形例3所涉及的超声波观测装置的显示规格设定部执行的处理的图。

[0035] 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观测系统的结构的框图。

[0036] 图15是表示具备本发明的实施方式3所涉及的超声波观测装置的超声波观测系统的结构的框图。

[0037] 图16是说明本发明的实施方式3所涉及的超声波观测装置的显示规格设定部执行的处理的图。

## 具体实施方式

[0038] 下面,参照所附图来说明用于实施本发明的方式(以下,称为“实施方式”)。

[0039] (实施方式1)

[0040] 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3的超声波观测系统1的结构的框图。该图所示的超声波观测系统1具备:超声波内窥镜2(超声波探头),其向作为观测对象的被检体发送超声波,并接收由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。

[0041] 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以电压变化表现的电回波信号(超声波信号)后输出。超声波振子21也可以是凸起型振子、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为超声波振子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。

[0042] 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、呼吸器官及其周围脏器(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具有引导在摄像时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。此外,不限于超声波内窥镜2,也可以是不具有摄像光学系统和摄像元件的超声波探头。

[0043] 超声波观测装置3与超声波内窥镜2电连接,该超声波观测装置3具备:发送和接收部31,其基于规定的波形和发送定时向超声波振子21发送由高电压脉冲构成的发送信号(脉冲信号),并且从超声波振子21接收作为电接收信号的回波信号,从而生成并输出数字的高频(RF:Radio Frequency)信号的数据(以下,称为RF数据);信号处理部32,其根据从发送和接收部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,其对整个超声波观测系统1进行控制;以及存储部37,其存储超声波观测装置3的动作所需要的各种信息。

[0044] 发送和接收部31具有对回波信号进行放大的信号放大部311。信号放大部311进行STC(Sensitivity Time Control:灵敏度时间控制)校正,该STC校正为回波信号的接收深度越大则以越高的放大率对回波信号进行放大的校正。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 $\beta$ (dB)随着接收深度 $z$ 的增加而从 $\beta_0$ 向 $\beta_{th}$ ( $>\beta_0$ )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 $\beta$ (dB)取固定值 $\beta_{th}$ 。阈值 $z_{th}$ 的值为从观测对象接收到的超声波信号几乎全部衰减而噪声处于支配地位那样的值。更一般地说,只要在接收深度 $z$ 小于阈值 $z_{th}$ 的

情况下放大率 $\beta$ 随着接收深度 $z$ 的增加而单调增加即可。此外,图2所示的关系被预先存储于存储部37。

[0045] 发送和接收部31在对由信号放大部311放大后的回波信号实施了滤波等处理之后,通过进行A/D转换来生成时域的RF数据并输出到信号处理部32和运算部33。此外,在超声波探头2具有使将多个元件阵列状地设置而成的超声波振子21进行电子式扫描的结构的情况下,发送和接收部31具有与多个元件对应的光束合成用的多通道电路。

[0046] 发送和接收部31发送的脉冲信号的频带设为大致覆盖由超声波振子21进行的脉冲信号向超声波脉冲的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。

[0047] 发送和接收部31还具有如下功能:向超声波内窥镜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的各种信息后向控制部36发送。

[0048] 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,取将RF数据除以基准电压 $V_c$ 而得到的量的常用对数并用分贝值来表现。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:中央处理单元)、各种运算电路等来实现。

[0049] 运算部33具有:放大校正部331,其对由发送和接收部31生成的RF数据以放大率 $\beta$ (dB)不依赖于接收深度 $z$ 而为固定的方式进行放大校正;频率分析部332,其通过对进行放大校正后的RF数据实施高速傅立叶变换(FFT:Fast Fourier Transform)并进行频率分析来计算频谱;特征量计算部333,其根据由频率分析部332计算出的频谱来计算该频谱的特征量;以及显示规格设定部334,其基于与使显示装置4显示的显示对象的特征量不同的特征量来设定显示对象的特征量的显示规格。运算部33使用CPU、各种运算电路等来实现。

[0050] 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,放大校正部331进行的放大校正处理中的放大率 $\beta$ 在接收深度 $z$ 为零时取最大值 $\beta_{th}-\beta_0$ ,在接收深度 $z$ 从零起至达到阈值 $z_{th}$ 为止呈线性地减少,在接收深度 $z$ 为阈值 $z_{th}$ 以上时为零。放大校正部331基于像这样决定的放大率 $\beta$ 对数字RF信号进行放大校正,由此能够抵消信号处理部32中的STC校正的影响,来输出放大率 $\beta_{th}$ 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 $\beta$ 之间的关系根据信号处理部32中的接收深度与放大率之间的关系不同而不同,这是不言而喻的。

[0051] 说明进行这种放大校正的理由。STC校正是如下的校正处理:使模拟信号波形的振幅在整个频带中均匀地且以相对于深度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。

[0052] 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而得到的结果的情况下,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引起的衰减的影响。其原因在于,一般来说衰减量根据频率不同而不同(参照后述的式(1)),但STC校正的放大率仅根据距离发生变化,不具有频率依赖性。

[0053] 为了解决上述问题、即为了解决在利用对超声波的频谱进行计算并进行分析而得到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引起的衰减的影响这样的问题,考虑在生成B模式图像时输出实施了STC校正后的接收信号,另一方面,在生成基于频谱的图像时,进行与用于生成B模式图像的发送不同的新的发送,并输出未实施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之类的问题。

[0054] 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模式图像而实施了STC校正后的信号消除STC校正的影响。

[0055] 频率分析部332以规定的时间间隔对由放大校正部331进行放大校正后的各声线的RF数据(线数据)进行采样,来生成采样数据。频率分析部332通过对采样数据群实施FFT处理来计算RF数据上的多个部位(数据位置)的频谱。在此所说的“频谱”意味着通过对采样数据群实施FFT处理而得到的“某一接收深度 $z$ 的强度的频率分布”。另外,在此所说的“强度”例如是指回波信号的电压、回波信号的电力、超声波回波的声压、超声波回波的声能等参数,这些参数的振幅、时间积分值、其组合中的任一个。

[0056] 一般来说,在观测对象是生物体组织的情况下,频谱根据超声波所扫描到的生物体组织的性状不同而表示出不同的倾向。这是由于,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。

[0057] 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,则该数据是来自沿着声线 $SR_k$ 测量的情况下的从超声波振子21起的深度越深的部位的采样数据(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。

[0058] 图4所示的数据群 $F_j$  ( $j=1,2,\dots,K$ ) 是成为FFT处理的对象的采样数据群。一般来说,为了进行FFT处理,采样数据群需要具有2的乘方的数据数。在该意义上,采样数据群 $F_j$  ( $j=1,2,\dots,K-1$ ) 的数据数为16 ( $=2^4$ ), 是正常的数据群,另一方面,采样数据群 $F_K$  的数据数是12,因此是异常的数据群。在对异常的数据群进行FFT处理时,进行通过对不足的部分插入零数据来生成正常的采样数据群的处理。关于这一点,在说明频率分析部332的处理时详细叙述(参照图9)。

[0059] 图5是表示由频率分析部332计算出的频谱的例子的图。在图5中,横轴是频率 $f$ 。另外,在图5中,纵轴是将强度 $I_0$ 除以基准强度 $I_c$ (常数)而得到的量的常用对数(用分贝表示) $I=10\log_{10}(I_0/I_c)$ 。关于图5所示的直线 $L_{10}$ ,在后面叙述。此外,在本实施方式中,曲线和直线由离散的点的集合构成。

[0060] 在图5所示的频谱 $C_1$ 中,在以后的运算中使用的频带的下限频率 $f_L$ 和上限频率 $f_H$ 是根据超声波振子21的频带、由发送和接收部31发送的脉冲信号的频带等决定的参数。以下,在图5中,将由下限频率 $f_L$ 和上限频率 $f_H$ 决定的频带称为“频带F”。

[0061] 特征量计算部333在所设定的关心区域(ROI)内分别计算多个频谱的特征量。特征量计算部333具有:近似部333a,其通过利用直线对频谱进行近似来计算进行衰减校正处理之前的频谱的特征量(以下,称为校正前特征量);以及衰减校正部333b,其通过对由近似部333a计算出的校正前特征量进行衰减校正来计算特征量。

[0062] 近似部333a进行规定频带中的频谱的回归分析来利用一次式(回归直线)对频谱进行近似,由此计算使该近似的一次式具有特征的校正前特征量。例如,在图5所示的频谱 $C_1$ 的情况下,近似部333a通过在频带F内进行回归分析并利用一次式对频谱 $C_1$ 进行近似,来获得回归直线 $L_{10}$ 。换言之,近似部333a计算回归直线 $L_{10}$ 的斜率 $a_0$ 、截距 $b_0$ 以及频带F的中心频率 $f_M = (f_L + f_H) / 2$ 的回归直线上的值即频带中心对应强度(Mid-band fit)  $c_0 = a_0 f_M + b_0$ 来作为校正前特征量。

[0063] 三个校正前特征量中的斜率 $a_0$ 与超声波的散射体的大小具有相关性,一般认为散射体越大则斜率具有越小的值。另外,截距 $b_0$ 与散射体的大小、声音阻抗的差、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、声音阻抗的差以及散射体的数密度具有相关性以外,还与B模式图像的亮度具有某种程度的相关性。此外,特征量计算部333也可以通过回归分析并利用二次以上的多项式对频谱进行近似。

[0064] 对衰减校正部333b进行的校正进行说明。一般来说,超声波的衰减量 $A(f, z)$ 是超声波在往返于接收深度0与接收深度 $z$ 之间的期间产生的衰减,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。

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

[0066] 在此,比例常数 $\alpha$ 是被称为衰减率的量。另外, $z$ 是超声波的接收深度, $f$ 是频率。在观测对象是生物体的情况下,衰减率 $\alpha$ 的具体的值根据生物体的部位来决定。衰减率 $\alpha$ 的单位例如是dB/cm/MHz。此外,在本实施方式中,也能够设为通过来自输入部35的输入能够变更衰减率 $\alpha$ 的值的结构。

[0067] 衰减校正部333b针对由近似部333a提取出的校正前特征量(斜率 $a_0$ 、截距 $b_0$ 、频带中心对应强度 $c_0$ ),按照以下所示的式(2)~(4)进行衰减校正,由此计算特征量 $a$ 、 $b$ 、 $c$ 。

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

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

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

[0071] 根据式(2)、(4)也显而易见的是,衰减校正部333b进行超声波的接收深度 $z$ 越大则校正量越大的校正。另外,根据式(3),与截距有关的校正是恒等变换。这是由于,截距是与频率0(Hz)对应的频率成分,不受衰减的影响。

[0072] 图6是表示具有由衰减校正部333b计算出的特征量 $a$ 、 $b$ 、 $c$ 来作为参数的直线的图。直线 $L_1$ 的式子表示如下。

$$[0073] \quad I = af + b = (a_0 + 2\alpha z) f + b_0 \cdots (5)$$

[0074] 根据该式(5)也显而易见的是,与衰减校正前的直线 $L_{10}$ 相比,直线 $L_1$ 的斜率较大( $a$

$>a_0$ ) 且截距相同 ( $b=b_0$ )。

[0075] 显示规格设定部334基于与使显示装置4显示的显示对象的特征量不同的特征量,来设定显示对象的特征量的显示规格。具体地说,在本实施方式1中,显示规格设定部334基于表示频带中心对应强度的特征量 $c$ 来设定表示斜率的特征量 $a$ 的显示规格即色调标度。在本说明书中所说的色调标度是指将光的波长不同的颜色(色调)连续地(包括多级)排列而成的,用于将色调与特征量的值相对应。在图7中,越靠左则越接近红色,越靠右则越接近蓝色。具体地说,按可见光线的波长从长到短的顺序,从左起为红色、橙色、黄色、绿色、蓝色。例如,最短的波长是380nm,最长的波长是750nm。图7是说明本发明的实施方式1所涉及的超声波观测装置3的显示规格设定部334执行的处理的图。在图7中,横轴是特征量 $a$ 。另外,在图7中,纵轴是特征量 $c$ 。图7为表示特征量 $a$ 和特征量 $c$ 的分布的曲线图。

[0076] 在此,如图7所示,特征量 $a$ 和特征量 $c$ 的分布根据生物体组织的性状(以下,称为组织性状)的种类不同而不同。例如,某一组织性状分布于区域 $Q_1$ ,与该组织性状不同的组织性状分布于区域 $Q_2$ 。此时,当用相同的色调标度来表现特征量 $a$ 时,虽然根据特征量 $a$ 的值清楚地表现了其中一个组织性状,但另一个组织性状并未清楚地表现特征量 $a$ 的值的差,或者特征量 $a$ 的值分布于偏离色调标度的区域而无法显示特征量 $a$ 。

[0077] 在本实施方式1中,显示规格设定部334基于特征量 $c$ 来设定显示对象的特征量 $a$ 的显示规格。具体地说,显示规格设定部334求出由特征量计算部333计算出的多个特征量 $c$ 的平均值、例如所设定的关心区域内的特征量的平均值,将该平均值与阈值 $c_{th}$ 进行比较,基于比较结果来设定色调标度。例如,在特征量 $c$ 的平均值小于阈值 $c_{th}$ 的情况下,显示规格设定部334将色调标度设定为色调标度 $CB_1$ 。与此相对地,在特征量 $c$ 的平均值为阈值 $c_{th}$ 以上的情况下,显示规格设定部334将色调标度设定为着色范围与色调标度 $CB_1$ 的着色范围不同的色调标度 $CB_2$ 。通过这样,基于特征量 $c$ 来设定特征量 $a$ 的色调标度,由此能够设定与特征量 $a$ 和特征量 $c$ 的分布相应的组织性状所对应的色调标度。

[0078] 图像处理部34具有:B模式图像数据生成部341,其生成将回波信号的振幅转换为亮度来显示的超声波图像即B模式图像数据;以及特征量图像数据生成部342,其将由衰减校正部333b计算出的特征量与视觉信息相关联来生成与B模式图像一起显示的特征量图像数据。

[0079] 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、对比度处理等使用了公知的技术的信号处理,并且进行与根据显示装置4中的图像的显示范围决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)的值一致而得到的灰度图像。

[0080] B模式图像数据生成部341对来自信号处理部32的B模式用接收数据实施重新排列的坐标转换使得扫描范围能够在空间上准确地表现,之后通过实施B模式用接收数据间的插值处理来填充B模式用接收数据间的空白,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。

[0081] 特征量图像数据生成部342通过对B模式图像数据中的图像的各像素叠加与由特征量计算部333计算出的特征量相关联的视觉信息来生成特征量图像数据。特征量图像数据生成部342例如对与图4所示的一个采样数据群 $F_j$  ( $j=1, 2, \dots, K$ )的数据量对应的像

素区域分配与根据该采样数据群 $F_j$ 计算出的频谱的特征量对应的视觉信息。特征量图像数据生成部342例如将作为视觉信息的色调与上述斜率、截距、频带中心对应强度中的任一个相关联,由此生成特征量图像数据。具体地说,特征量图像数据生成部342在将作为视觉信息的色调与特征量 $a$ 相关联的情况下,参照由显示规格设定部334设定的色调标度来分配视觉信息。作为与特征量相关联的视觉信息,除了能够列举色调以外,例如还能够列举饱和度、明度、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。

[0082] 控制部36使用具有运算和控制功能的CPU(Central Processing Unit:中央处理单元)、各种运算电路等来实现。控制部36从存储部37读出存储部37所存储、保存的信息,执行与超声波观测装置3的工作方法相关联的各种运算处理,由此统一控制超声波观测装置3。此外,也能够使用与信号处理部32和运算部33共用的CPU等来构成控制部36。

[0083] 存储部37存储由衰减校正部333b按每个频谱计算出的多个特征量、由图像处理部34生成的图像数据。另外,存储部37具有如图7所示那样的按特征量的每个组合来存储多个特征量中的两个特征量的分布、用于进行该分布中的色调标度的分配和设定的阈值以及多个色调标度的显示规格信息存储部371。

[0084] 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。

[0085] 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。

[0086] 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。

[0087] 图8是表示具有以上结构的超声波观测装置3进行的处理的概要的流程图。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定结果的回波信号(步骤S1)。

[0088] 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)。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)。

[0089] 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模式图像数据后向显示装置4输出(步骤S3)。接收到B模式图像数据的显示装置4显示与该B模式图像数据对应的B模式图像(步骤S4)。

[0090] 放大校正部331对从发送和接收部31输出的信号进行放大率不依赖于接收深度而为固定的放大校正(步骤S5)。在此,放大校正部331例如以图3所示的放大率与接收深度之间的关系成立的方式进行放大校正。

[0091] 之后,频率分析部332通过进行基于FFT处理的频率分析来针对所有的采样数据群计算频谱(步骤S6:频率分析步骤)。图9是表示在步骤S6中频率分析部332执行的处理的概要的流程图。以下,参照图9所示的流程图来详细地说明频率分析处理。

[0092] 首先,频率分析部332将用于识别分析对象的声线的计数值 $k$ 设为 $k_0$ (步骤S21)。

[0093] 接着,频率分析部332对代表为了用于FFT处理而获取的一系列的数据群(采样数据群)的数据位置(相当于接收深度的) $Z^{(k)}$ 的初始值 $Z^{(k)}_0$ 进行设定(步骤S22)。例如,在图4中,如上述那样示出了将声线 $SR_k$ 的第8个数据位置设定为初始值 $Z^{(k)}_0$ 的情况。

[0094] 之后,频率分析部332获取采样数据群(步骤S23),对获取到的采样数据群作用存储部37所存储的窗函数(步骤S24)。通过像这样对采样数据群作用窗函数,能够避免采样数据群在边界处变得不连续,能够防止产生伪像。

[0095] 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S25)。如在参照图4时说明的那样,采样数据群需要具有2的乘方的数据数。以下,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,采样数据群的数据数是 $2^n$ ,因此 $Z^{(k)}$ 被设定为接近该采样数据群的中心第 $2^{n-1}/2(=2^{n-1})$ 个位置。在该情况下,采样数据群正常意味着在数据位置 $Z^{(k)}$ 的前方存在 $2^{n-1}-1$ (设为 $2^{n-1}-1=N$ )个数据,在数据位置 $Z^{(k)}$ 的后方存在 $2^{n-1}$ (设为 $2^{n-1}=M$ )个数据。在图4所示的情况下,采样数据群 $F_1$ 、 $F_2$ 、 $F_3$ 、 $\dots$ 、 $F_{K-1}$ 均是正常的。此外,在图4中例示了 $n=4$ ( $N=7$ 、 $M=8$ )的情况。

[0096] 在步骤S25中的判定的结果为数据位置 $Z^{(k)}$ 的采样数据群正常的情况下(步骤S25:“是”),频率分析部332转移到后述的步骤S27。

[0097] 在步骤S25中的判定的结果为数据位置 $Z^{(k)}$ 的采样数据群不正常的情况下(步骤S25:“否”),频率分析部332通过对不足部分插入零数据来生成正常的采样数据群(步骤S26)。关于在步骤S25中被判定为不正常的采样数据群(例如图4的采样数据群 $F_k$ ),在追加零数据之前作用窗函数。因此,即使在采样数据群中插入零数据也不会产生数据的不连续。在步骤S26之后,频率分析部332转移到后述的步骤S27。

[0098] 在步骤S27中,频率分析部332使用采样数据群来进行FFT运算,由此得到振幅的频率分布、即频谱(步骤S27)。

[0099] 接着,频率分析部332使数据位置 $Z^{(k)}$ 以步长 $D$ 变化(步骤S28)。设步长 $D$ 预先存储于存储部37。在图4中例示了 $D=15$ 的情况。期望的是,步长 $D$ 与在B模式图像数据生成部341生成B模式图像数据时利用的数据步长一致,但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 $D$ 。

[0100] 之后,频率分析部332判定数据位置 $Z^{(k)}$ 是否大于声线 $SR_k$ 中的最大值 $Z^{(k)}_{\max}$ (步骤S29)。在数据位置 $Z^{(k)}$ 大于最大值 $Z^{(k)}_{\max}$ 的情况下(步骤S29:“是”),频率分析部332使计数值 $k$ 增加1(步骤S30)。这意味着将处理移向旁边的声线。另一方面,在数据位置 $Z^{(k)}$ 为最大值 $Z^{(k)}_{\max}$ 以下的情况下(步骤S29:“否”),频率分析部332返回到步骤S23。通过这样,频率分析部332对声线 $SR_k$ 进行针对 $[(Z^{(k)}_{\max}-Z^{(k)}_0+1)/D+1]$ 个采样数据群的FFT处理。在此,“ $X$ ”表示不超过 $X$ 的最大整数。

[0101] 在步骤S30之后,频率分析部332判定计数值 $k$ 是否大于最大值 $k_{\max}$ (步骤S31)。在计数值 $k$ 大于最大值 $k_{\max}$ 的情况下(步骤S31:“是”),频率分析部332结束一系列的频率分析处

理。另一方面,在计数值 $k$ 为最大值 $k_{\max}$ 以下的情况下(步骤S31:“否”),频率分析部332返回步骤S22。该最大值 $k_{\max}$ 设为医生等用户通过输入部35任意地指示输入的值,或在存储部37中预先设定的值。

[0102] 通过这样,频率分析部332对分析对象区域内的 $(k_{\max}-k_0+1)$ 个声线中的各声线进行多次FFT处理。FFT处理的结果与接收深度和接收方向一起被保存于存储部37。

[0103] 此外,在以上的说明中,设为频率分析部332对接收到的超声波信号的全部区域进行频率分析处理,但也能够设为仅在所设定的关心区域内进行频率分析处理。

[0104] 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分别计算多个频谱的校正前特征量,对各频谱的校正前特征量进行排除超声波的衰减的影响的衰减校正,由此来计算各频谱的校正特征量(步骤S7~S8:特征量计算步骤)。

[0105] 在步骤S7中,近似部333a对由频率分析部332生成的多个频谱分别进行回归分析,由此计算与各频谱对应的校正前特征量(步骤S7)。具体地说,近似部333a通过回归分析并利用一次式对各频谱进行近似,计算斜率 $a_0$ 、截距 $b_0$ 、频带中心对应强度 $c_0$ 来作为校正前特征量。例如,图5所示的直线 $L_{10}$ 是近似部333a通过对频带F的频谱 $C_1$ 进行回归分析而近似得到的回归直线。

[0106] 接着,衰减校正部333b使用衰减率 $\alpha$ 对由近似部333a针对各频谱进行近似得到的校正前特征量进行衰减校正,由此来计算校正特征量,并将计算出的校正特征量保存于存储部37(步骤S8)。图6所示的直线 $L_1$ 是通过由衰减校正部333b进行衰减校正处理而得到的直线的例子。

[0107] 在步骤S8中,衰减校正部333b通过将使用超声波信号的声线的数据排列而得到的数据位置 $Z=(f_{sp}/2v_s)Dn$ 代入上述式(2)、(4)中的接收深度 $z$ 来计算校正特征量。在此, $f_{sp}$ 是数据的采样频率, $v_s$ 是声速, $D$ 是数据步长, $n$ 是从声线的第一个数据起至处理对象的采样数据群的数据位置为止的数据步数。例如,当将数据的采样频率 $f_{sp}$ 设为50MHz,将声速 $v_s$ 设为1530m/sec,采用图4所示的数据排列将步长 $D$ 设为15时, $z=0.2295n$ (mm)。

[0108] 之后,基于在步骤S8中计算出的特征量中的与显示对象的特征量不同的特征量,针对由B模式图像数据生成部341生成的B模式图像数据中的各像素设定显示对象的特征量的显示规格(色调标度)(步骤S9:显示规格设定步骤)。例如,基于表示频带中心对应强度的特征量 $c$ 来设定表示斜率的特征量 $a$ 的显示规格即色调标度。

[0109] 特征量图像数据生成部342使用与在步骤S8中计算出的特征量相关联的视觉信息即在步骤S9中设定的色调标度,对由B模式图像数据生成部341生成的B模式图像数据中的各像素叠加视觉信息(例如色调),由此生成特征量图像数据(步骤S10:特征量图像数据生成步骤)。

[0110] 之后,显示装置4在控制部36的控制下显示与由特征量图像数据生成部342生成的特征量图像数据对应的特征量图像(步骤S11)。图10是示意性地表示显示装置4中的特征量图像的显示例的图。该图所示的特征量图像201具有:叠加图像显示部202,其显示对B模式图像叠加与特征量有关的视觉信息而得到的图像;以及信息显示部203,其显示观测对象的识别信息等。此外,也可以在信息显示部203中还显示特征量的信息、近似式的信息、增益、对比度等图像信息等。另外,也可以与特征量图像并排地显示与特征量图像对应的B模式图像。

[0111] 在以上所说明的一系列的处理(步骤S1~S11)中,也可以并行地进行步骤S2的处理和步骤S4~S11的处理。

[0112] 根据以上所说明的本发明的实施方式1,显示规格设定部334基于与使显示装置4显示的显示对象的特征量a不同的特征量c来设定显示对象的特征量a的显示规格,因此能够根据两个特征量的分布来选择最佳的色调标度,从而清楚地表现特征量的差。

[0113] 此外,在上述实施方式1中,设为显示规格设定部334基于与使显示装置4显示的显示对象的特征量不同的特征量的平均值来设定显示对象的特征量的显示规格的情况而进行了说明,但并不限于此,也可以是基于最频值、中间值来设定色调标度的情况。

[0114] 另外,在上述实施方式1中,例如也可以是,在特征量a和特征量c的分布中在组织性状间区域重叠的情况等仅利用一个阈值难以进行判断的情况下,预先对按每个区域设定的色调标度的选择范围进行设定,显示规格设定部334判断与使显示装置4显示的显示对象的特征量不同的特征量的平均值包含在哪个选择范围,来设定显示对象的特征量的显示规格。

[0115] (实施方式1的变形例1)

[0116] 图11是说明本发明的实施方式1的变形例1所涉及的超声波观测装置3的显示规格设定部334执行的处理的图。在上述实施方式1中,设是各色调标度的一端侧对齐、例如特征量a的最小值与零[dB/MHz]对齐(参照图7)而进行了说明,但各色调标度的两端的值也可以不同。例如也可以是,显示规格设定部334根据特征量c的值来设定如图11的(a)所示那样的特征量a的值的范围(着色范围)为0~4[dB/MHz]的色调标度CB<sub>3</sub>和如图11的(b)所示那样的特征量a的值的范围为1~3[dB/MHz]的色调标度CB<sub>4</sub>。此时,显示规格设定部334将特征量c的代表值(例如平均值、最频值)与阈值进行比较,并基于比较结果来设定着色范围。

[0117] (实施方式1的变形例2)

[0118] 图12是说明本发明的实施方式1的变形例2所涉及的超声波观测装置3的显示规格设定部334执行的处理的图。在上述实施方式1中,设是使用特征量a的值的着色范围不同且色调的变化率为相同比例的色调标度(参照图7)而进行了说明,但色调标度中的色调的变化率也可以不同。例如也可以是,显示规格设定部334如图12的(a)和图12的(b)所示那样根据特征量c的值来设定在特征量a的值的范围同为0~4[dB/MHz]且色调的灰度的变化率不同的色调标度CB<sub>5</sub>和色调标度CB<sub>6</sub>。此时,显示规格设定部334将特征量c的代表值(例如平均值、最频值)与阈值进行比较,并基于比较结果来设定色调的变化率。

[0119] (实施方式1的变形例3)

[0120] 图13是说明本发明的实施方式1的变形例3所涉及的超声波观测装置3的显示规格设定部334执行的处理的图。在上述实施方式1中,设是显示规格设定部334根据关心区域内的特征量c的值来设定色调标度而进行了说明,但也可以根据关心区域中的对象部位的特征量c的值来设定色调标度。例如,显示规格设定部334根据与如图13所示那样的关心区域R中的肿瘤等对象部位S有关的特征量c的值来设定色调标度。在本变形例3中,例如根据由用户经由输入部35选择出的对象部位S内的位置处的特征量c的值来设定色调标度。由此,能够基于与视觉信息对应的特征量来设定色调标度,能够对显示对象的特征量进行精度更高的显示。

[0121] 此外,除了使用关心区域内的特征量的值、由用户经由输入部35选择出的对象部

位内的位置处的特征量的值以外,也可以使用整个B模式图像的特征量的值。

[0122] (实施方式2)

[0123] 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3a的超声波观测系统1a的结构的框图。该图所示的超声波观测系统1a具备超声波观测装置3a来替代上述实施方式1所涉及的超声波观测系统1的超声波观测装置3。在上述实施方式1中,设是显示规格设定部334对预先设定的特征量的色调标度进行设定而进行了说明,但在本实施方式2中,根据特征量的偏差来选定用于设定色调标度的特征量。

[0124] 超声波观测装置3a的运算部33a除了具有上述运算部33的结构以外,还具有偏差计算部335和特征量选定部336。偏差计算部335计算由特征量计算部333计算出的多个校正特征量的偏差。具体地说,在用于设定色调标度的特征量是特征量a和特征量c的情况下,偏差计算部335针对特征量a和特征量c分别求出偏差。作为偏差,能够列举方差、特征量的最大值与最小值的差等。

[0125] 特征量选定部336针对已求出偏差的两个特征量比较偏差来选定设为显示对象的特征量。具体地说,在用于设定色调标度的特征量是特征量a和特征量c的情况下,特征量选定部336将特征量a的偏差与特征量c的偏差进行比较,并将偏差较大的一方的特征量选定为显示对象的特征量。特征量选定部336例如在特征量c的偏差大于特征量a的偏差的情况下,将特征量c设为显示对象的特征量,并基于特征量a来设定色调标度。此外,设是将偏差较大的一方选定为显示对象而进行了说明,但也可以是将偏差较小的一方选定为显示对象,优选的是,选定能够清楚地显示的特征量。

[0126] 显示规格设定部334基于偏差大的特征量来设定由特征量选定部336选定的特征量的显示标度。

[0127] 根据以上说明的本发明的实施方式2,设是特征量选定部336根据由偏差计算部335计算出的偏差来选定显示对象的特征量,显示规格设定部334基于与选定出的特征量(显示对象的特征量)不同的特征量来设定显示对象的特征量的显示规格,因此能够选定能够更清楚地表现差异的特征量来显示于显示装置4。

[0128] (实施方式3)

[0129] 图15是表示具备本发明的实施方式3所涉及的超声波观测装置3b的超声波观测系统1b的结构的框图。该图所示的超声波观测系统1b具备超声波观测装置3b来替代上述实施方式1所涉及的超声波观测系统1的超声波观测装置3。在上述实施方式1中,设是显示规格设定部334基于根据频谱计算出的特征量a、c的值来设定色调标度而进行了说明,但在本实施方式3中,根据硬度的值来设定表示声速的色调标度。

[0130] 超声波观测装置3b中的运算部33b具有特征量计算部337来替代上述运算部33的放大校正部331、频率分析部332以及特征量计算部333。特征量计算部337根据由发送和接收部31生成的RF数据来计算各位置处的声速和硬度。特征量计算部337根据RF数据来计算从超声波振子21发送来的超声波被观测对象反射后返回来所需的时间,由此求出声速。另外,特征量计算部337根据各位置处的多个RF数据来计算每单位时间的变化量,由此求出硬度。

[0131] 本实施方式3所涉及的显示规格设定部334对作为特征量的声速的显示规格即色调标度基于作为与声速不同的特征量的硬度进行设定。图16是说明本发明的实施方式3所

涉及的超声波观测装置3b的显示规格设定部334执行的处理的图。在图16中,横轴是声速(cm/s)。另外,在图16中,纵轴是硬度(kPa)。图16为表示声速和硬度的分布的曲线图。

[0132] 在此,如图16所示,声速和硬度的分布根据生物体组织的性状(以下,称为组织性状)的种类不同而不同。例如,某一组织性状分布于区域 $Q_3$ ,与该组织性状不同的组织性状分布于区域 $Q_4$ 。此时,当用相同的色调标度来表现声速时,虽然根据声速的值清楚地表现了其中一个组织性状,但另一个组织性状并未清楚地表现声速的值的差,或者声速的值分布于偏离色调标度的区域而无法显示声速。

[0133] 在本实施方式3中,显示规格设定部334基于硬度来设定显示对象的声速的显示规格。具体地说,显示规格设定部334求出由特征量计算部337计算出的多个硬度的平均值,将该平均值与阈值 $H_{th}$ 进行比较,基于比较结果来设定色调标度。例如,在硬度的平均值小于阈值 $H_{th}$ 的情况下,显示规格设定部334参照显示规格信息存储部371来进行与区域 $Q_3$ 中的声速的范围相应的色调标度 $CB_7$ 的设定。与此相对地,在硬度的平均值为阈值 $H_{th}$ 以上的情况下,显示规格设定部334参照显示规格信息存储部371来进行与区域 $Q_4$ 中的声速的范围相应的色调标度 $CB_8$ 的设定。通过这样,基于硬度来设定声速的色调标度,由此能够设定与声速和硬度的分布相应的组织性状所对应的色调标度。

[0134] 根据以上所说明的本发明的实施方式3,显示规格设定部334基于与使显示装置4显示的显示对象的特征量(声速)不同的特征量(硬度)来设定显示对象的特征量(硬度)的显示规格,因此能够根据两个特征量的分布来选择最佳的色调标度,从而清楚地表现特征量的差。

[0135] 目前为止说明了用于实施本发明的方式,但本发明并不限于上述实施方式。在上述实施方式1~3中,设是基于两个特征量中的一个特征量来设定另一个特征量的色调标度而进行了说明,但并不限于此,也可以是,使用三个特征量,例如在正交的三轴的坐标系中表现各特征量,对显示对象的特征量的色调标度基于其它两个特征量进行设定。在该情况下,阈值为根据其它两个特征量在空间上设定的值。另外,也可以将频率特征量与声速或硬度设为一组,还可以将衰减量用作特征量。在本实施方式中,使用作为频率特征量的特征量a、特征量b及特征量c以及声速、硬度、衰减量中的至少两个特征量来设定色调标度。

[0136] 另外,在上述实施方式1~3中,设是根据组织性状的分布来设定两个色调标度而进行了说明,但并不限于此,如果与组织性状相应的分布(区域)为三个以上,则所能设定的色调标度也与该分布数相应地被存储于显示规格信息存储部371。另外,只要设定对象的多个色调标度中色调的变化率相同且多个组织性状的各区域的中心值(平均值、中间值、最频值)处于直线上即可,也可以根据阈值动态地设定着色范围。

[0137] 另外,在上述实施方式1~3中,设是根据某一阈值来设定色调标度而进行了说明,但也可以是,设定与组织性状的分布相应的特征量的范围,判断与显示对象不同的特征量的值包含在哪个范围来设定色调标度。

[0138] 这样,本发明在不脱离权利要求书所记载的技术思想的范围内能够包含各种实施方式。

[0139] 产业上的可利用性

[0140] 如上所述,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清楚地表现特征量的差是有用的。

[0141] 附图标记说明

[0142] 1、1a、1b:超声波观测系统;2:超声波内窥镜;3、3a、3b: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、33a、33b:运算部;34:图像处理部;35:输入部;36:控制部;37:存储部;201:特征量图像;202:叠加图像显示部;203:信息显示部;331:放大校正部;332:频率分析部;333、337:特征量计算部;333a:近似部;333b:衰减校正部;334:显示规格设定部;335:偏差计算部;336:特征量选定部;341:B模式图像数据生成部;342:特征量图像数据生成部;371:显示规格信息存储部;C<sub>1</sub>:频谱。

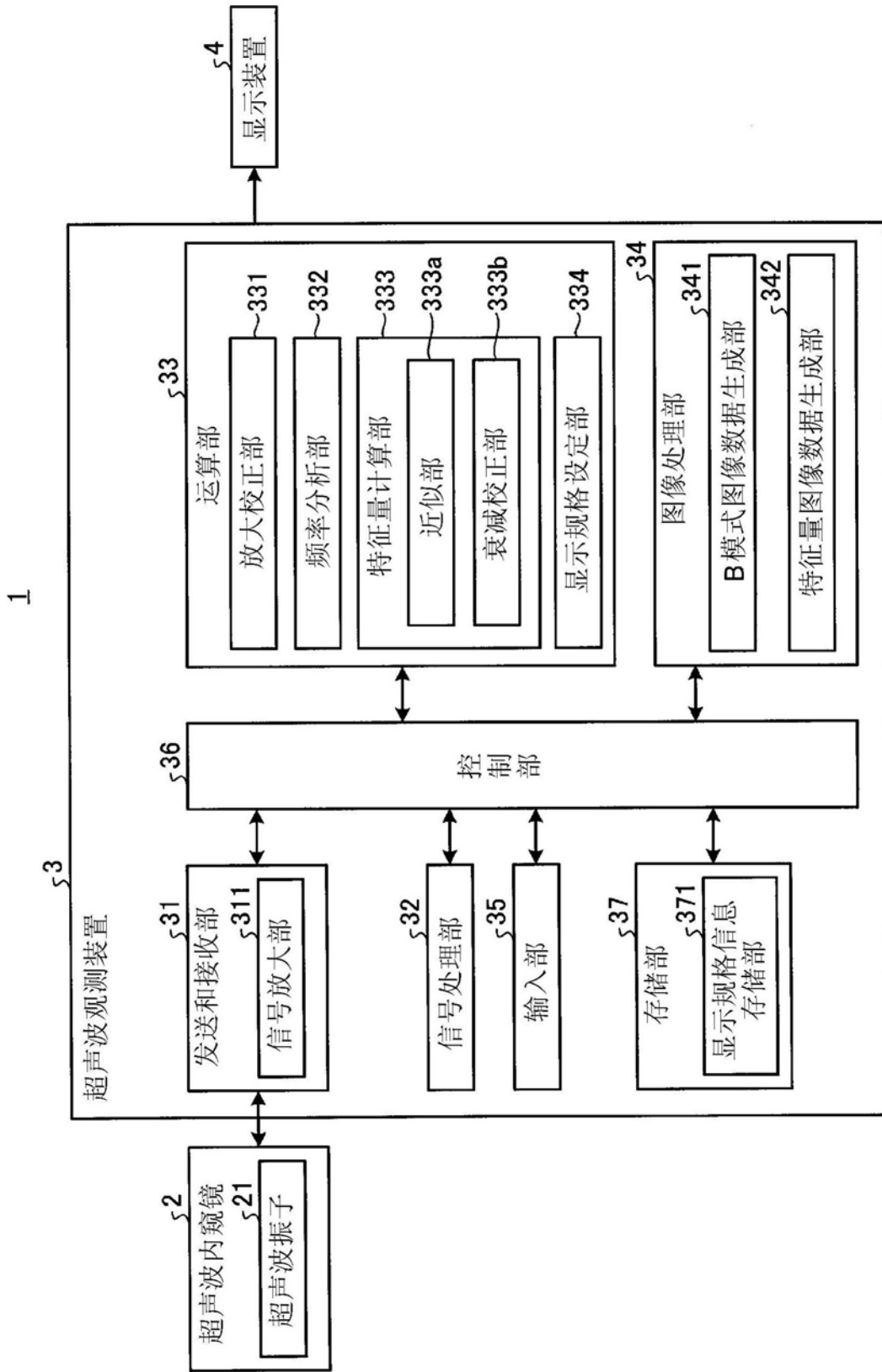


图1

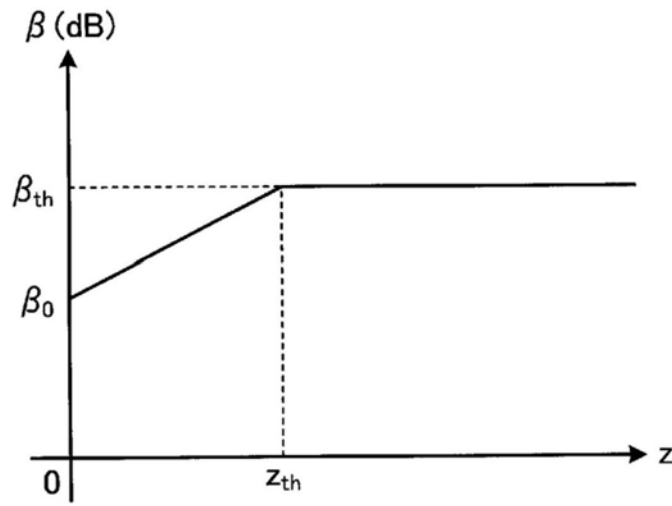


图2

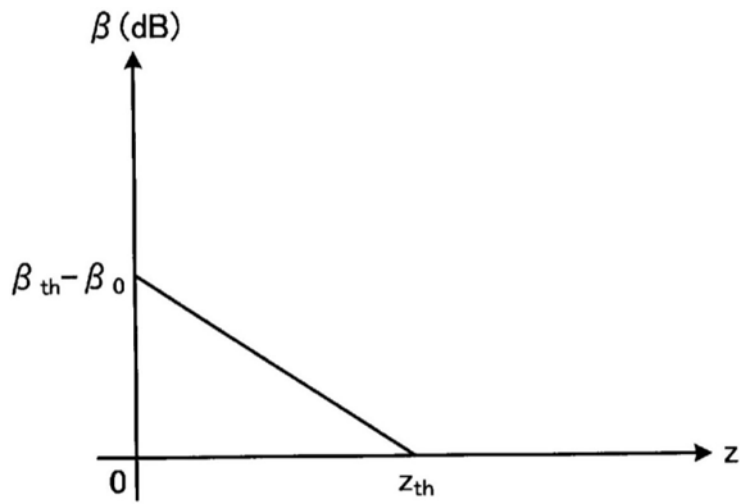


图3

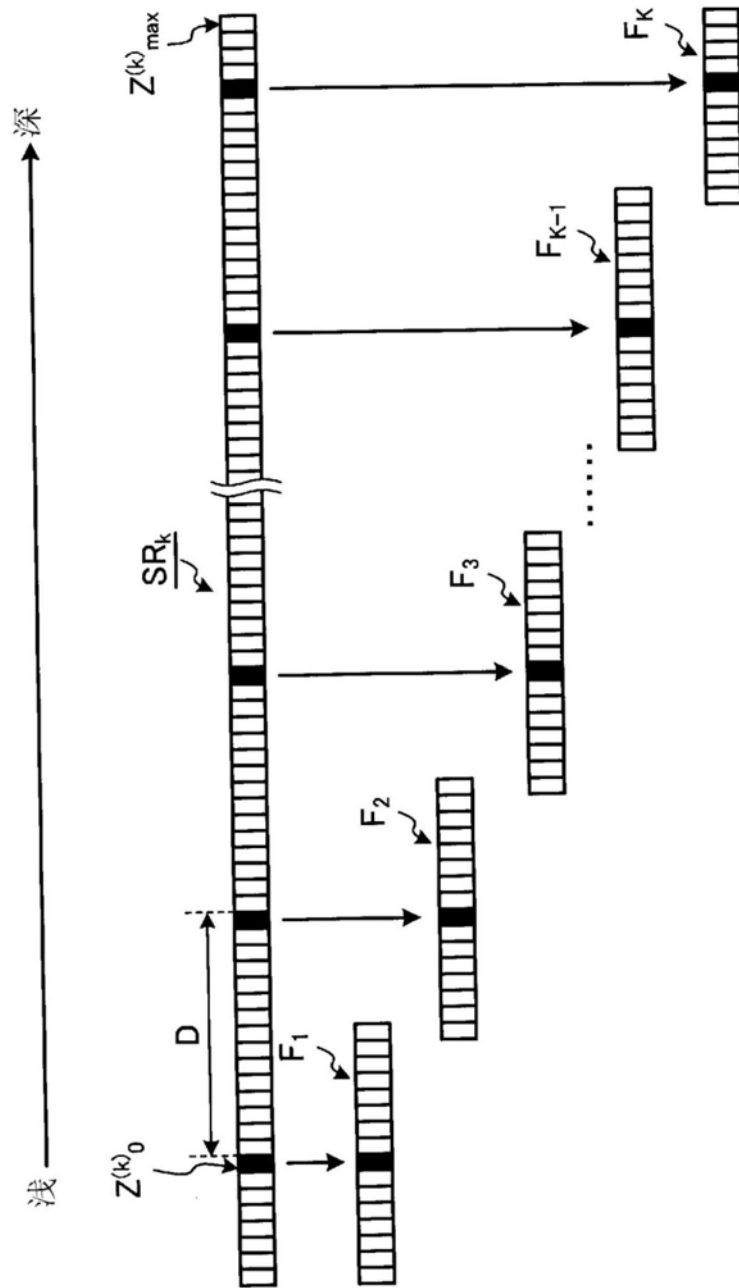


图4

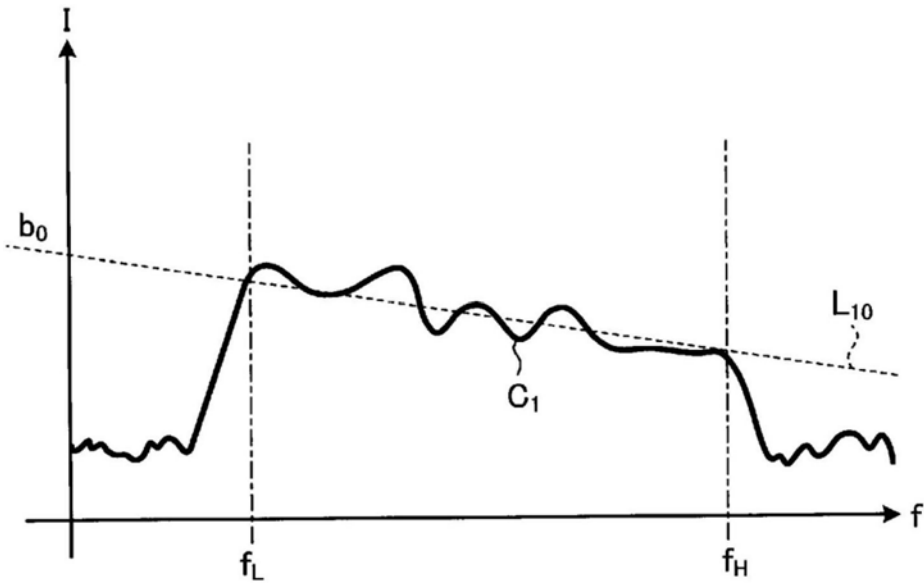


图5

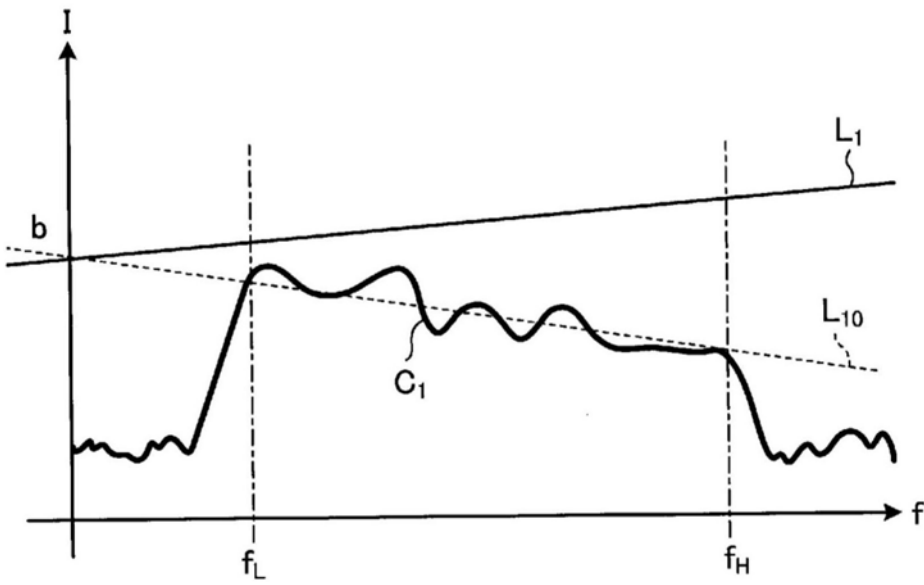


图6

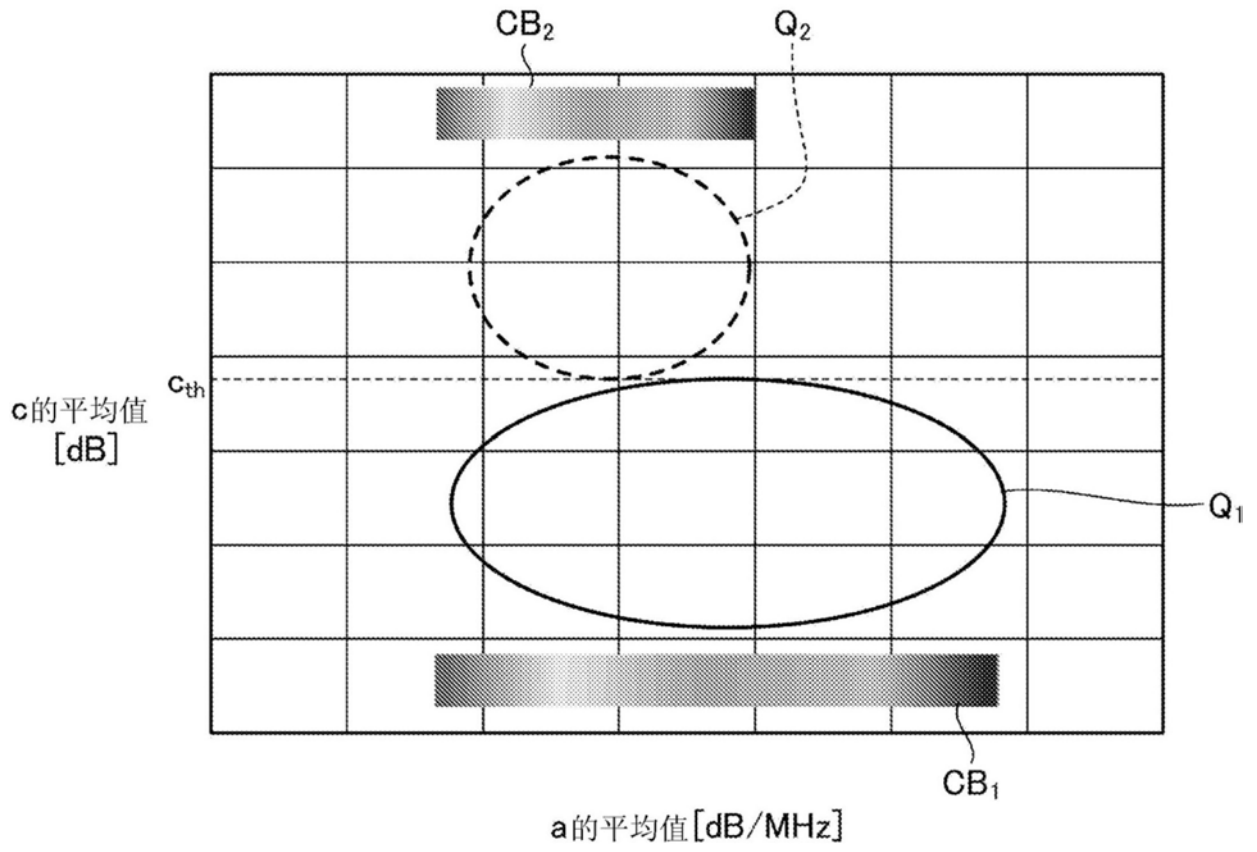


图7

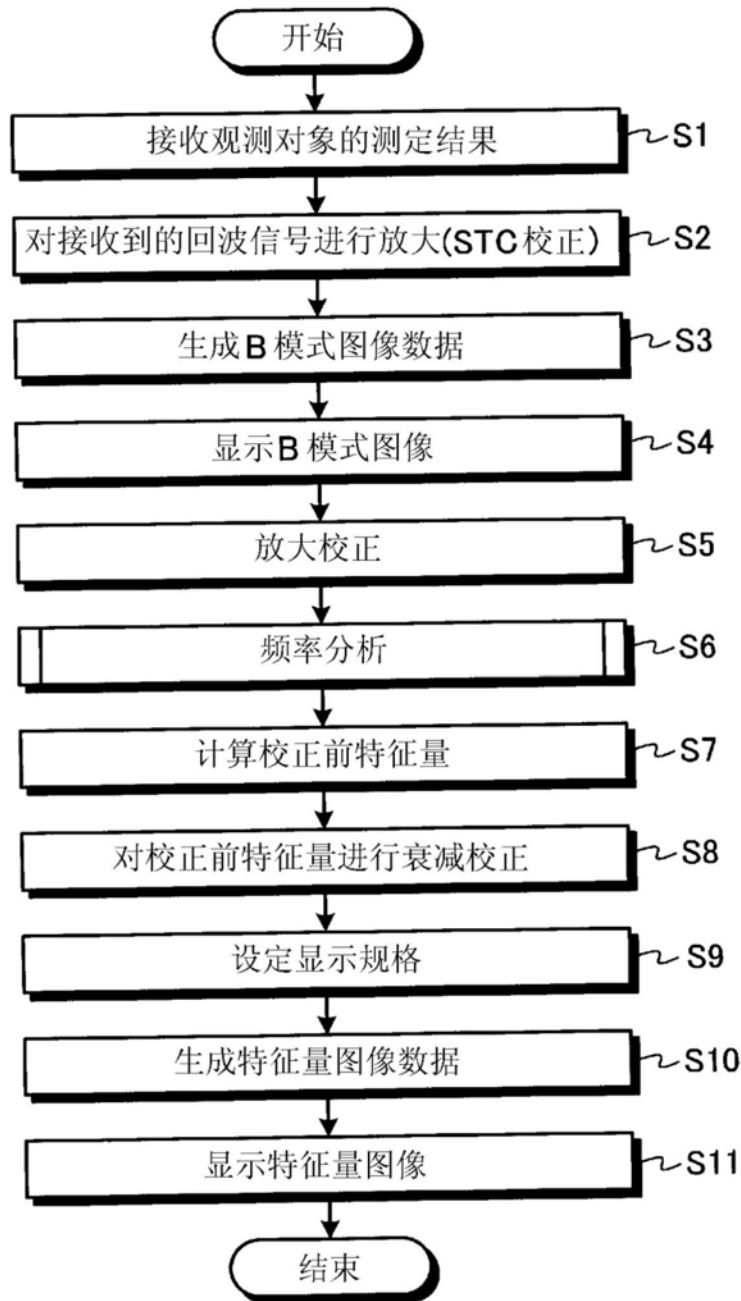


图8

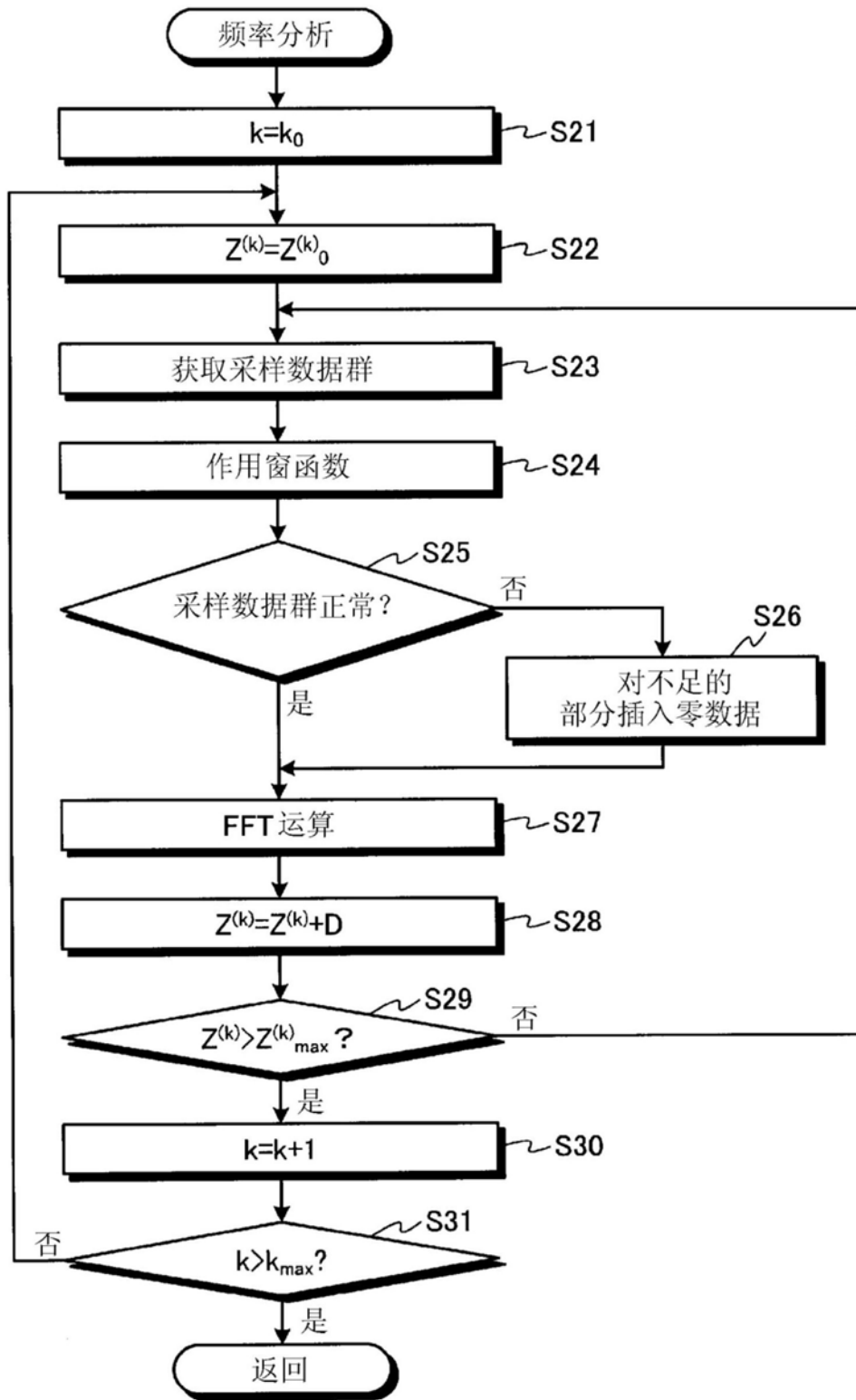


图9

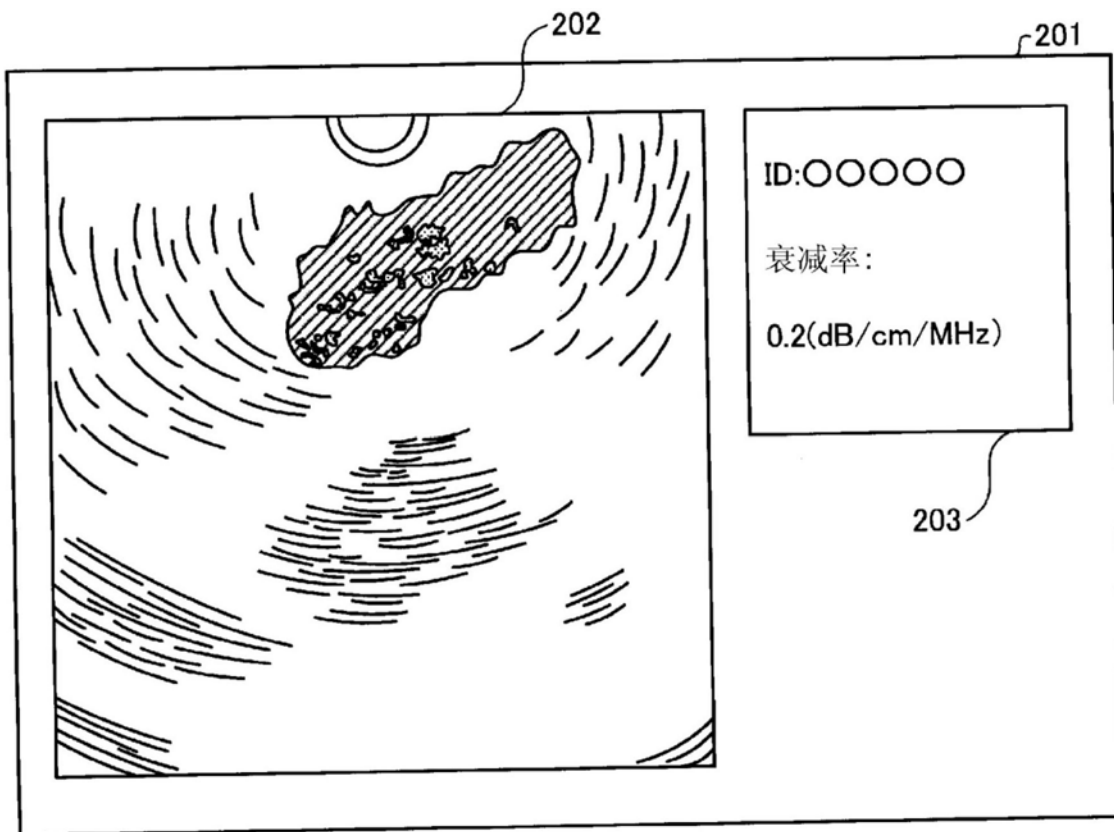


图10

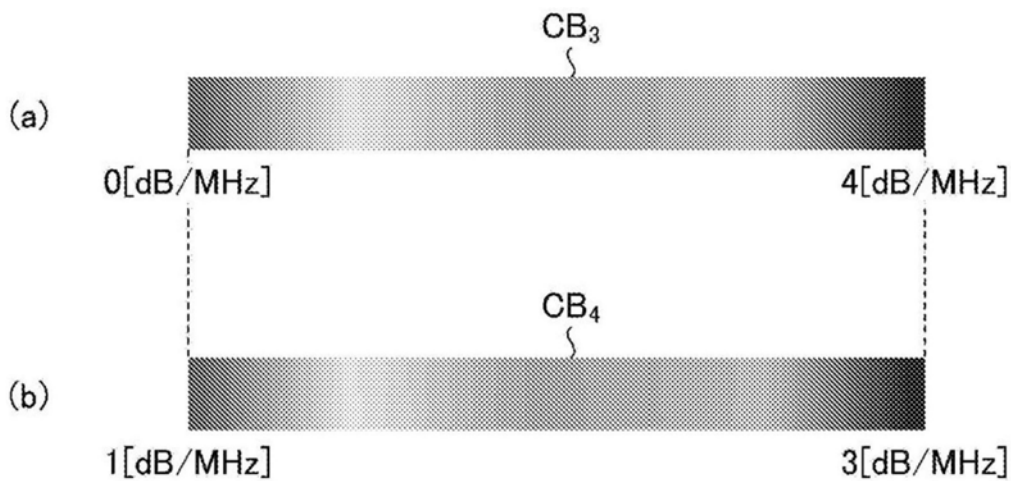


图11

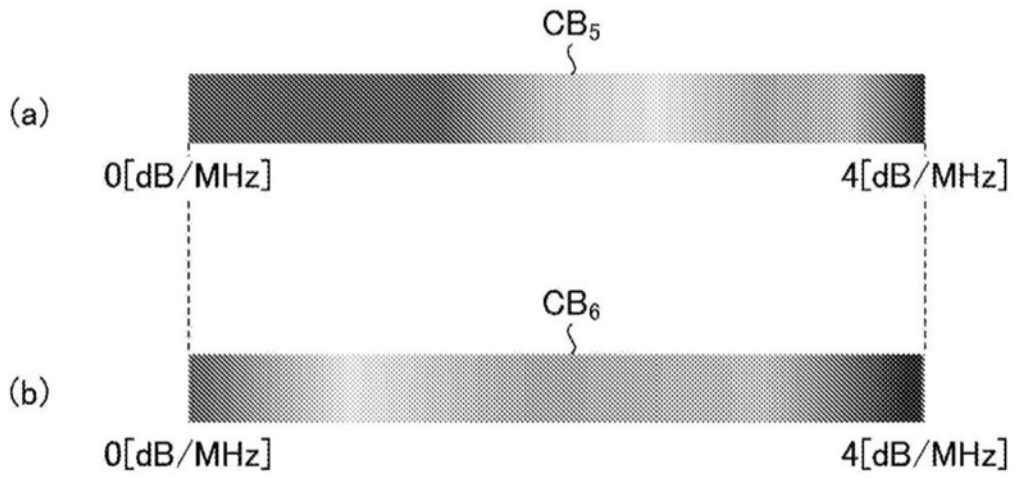


图12

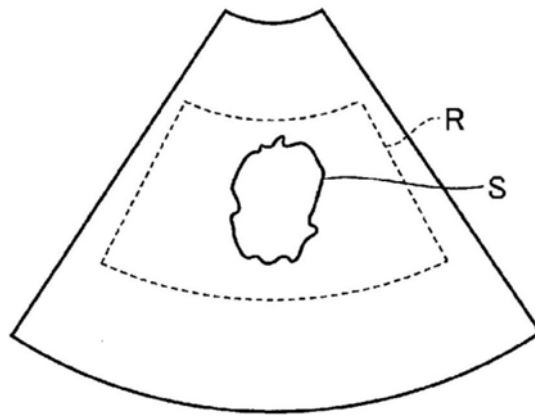


图13

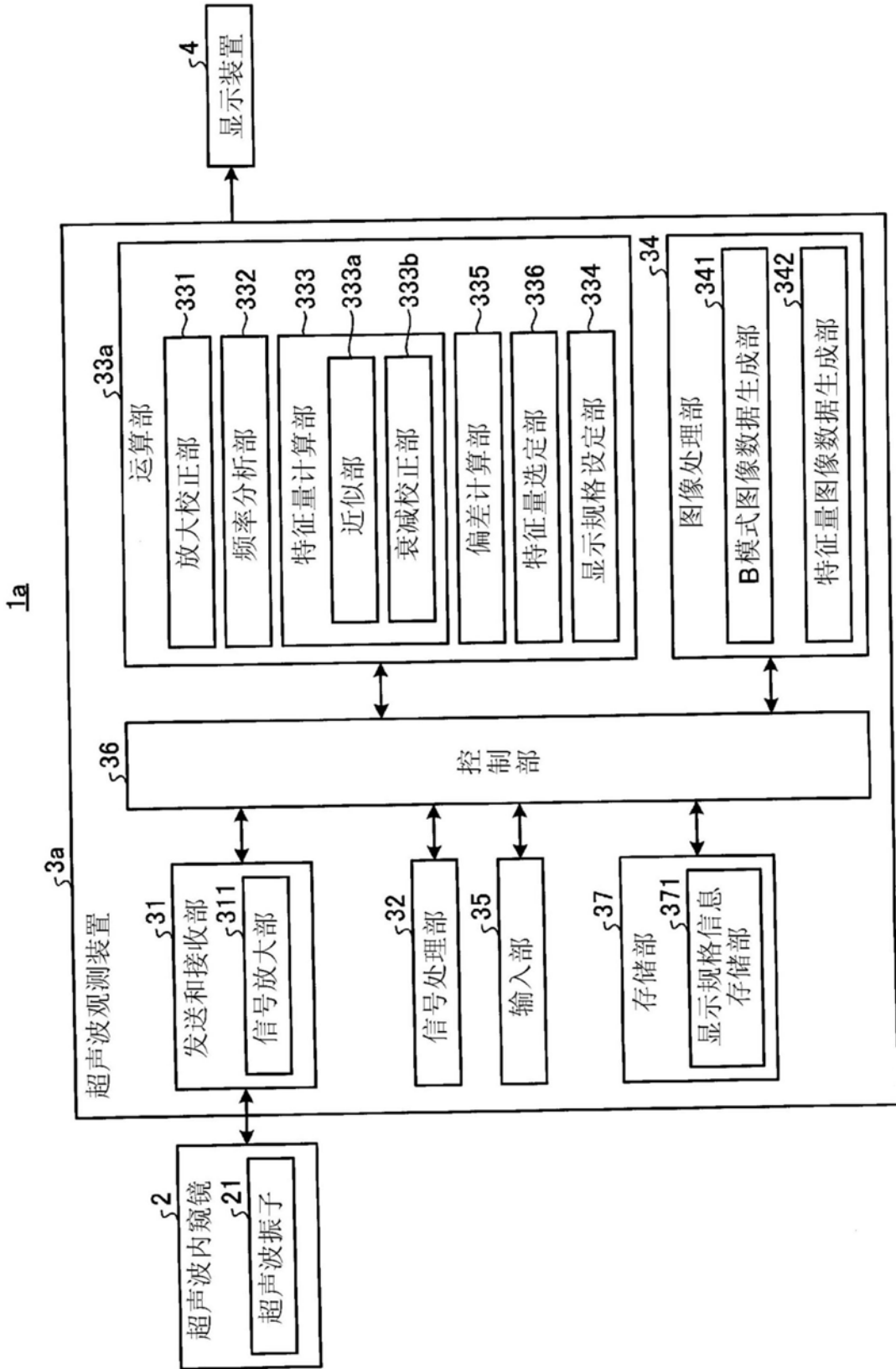


图14

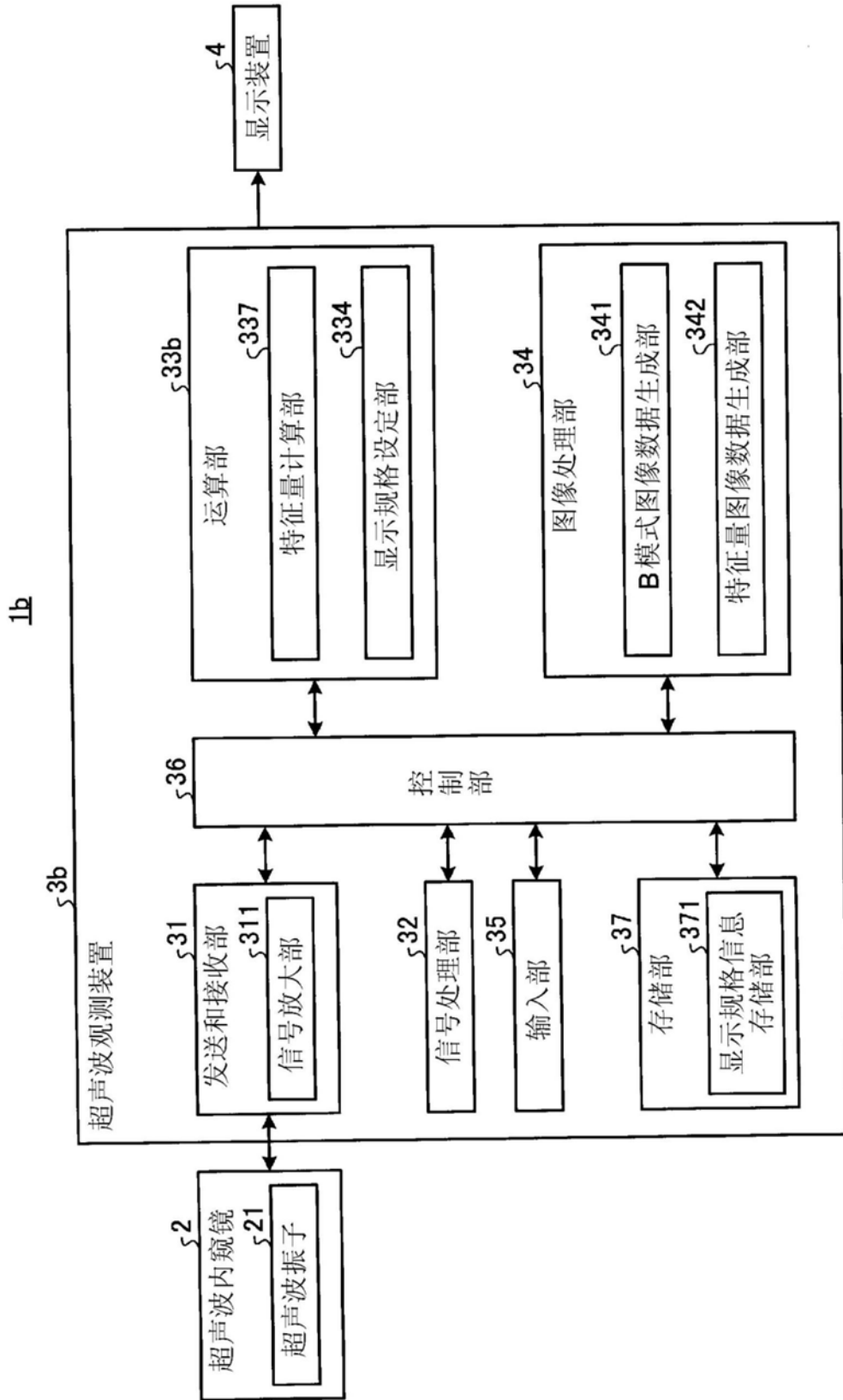


图15

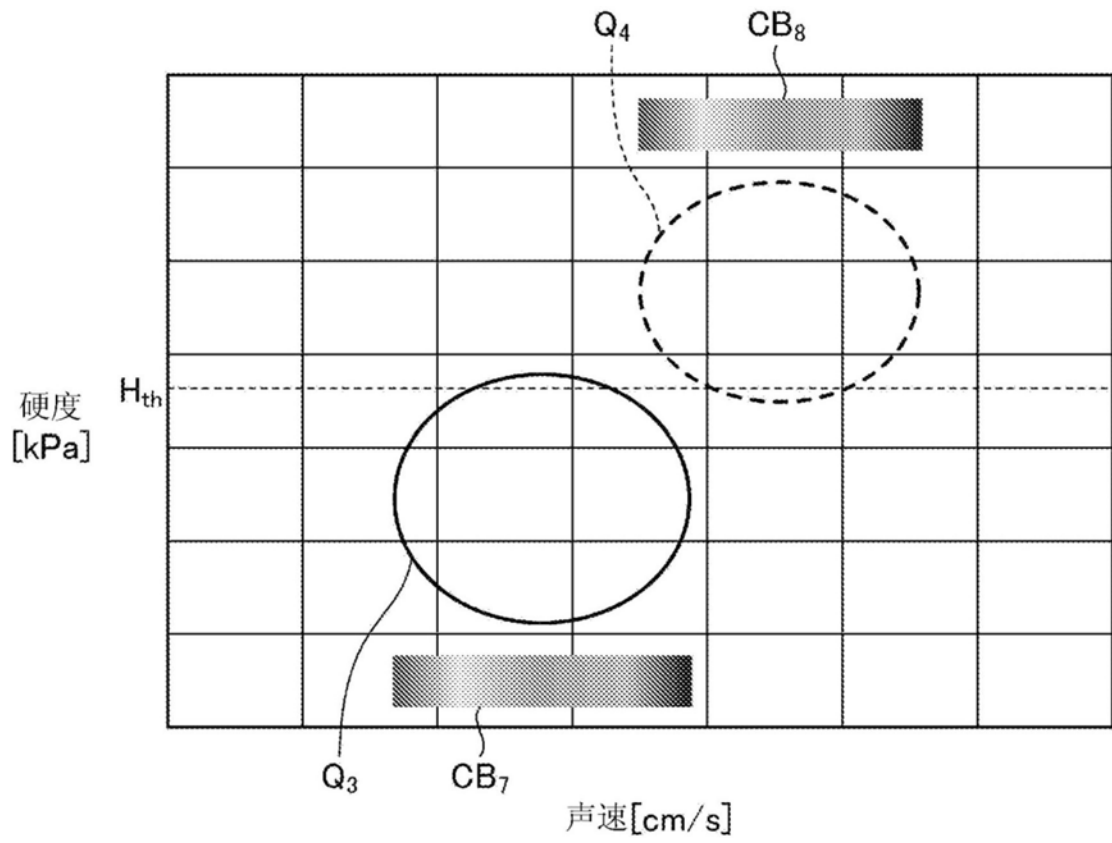


图16

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	<a href="#">CN107427284A</a>	公开(公告)日	2017-12-01
申请号	CN201680020134.7	申请日	2016-10-14
[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	A61B8/08 A61B8/12 A61B8/461 A61B8/485 A61B8/5207 A61B8/5246 A61B8/5269 G01S7/52033 G01S7/52036 G01S7/52042 G01S7/52071 A61B8/48 G06F3/04845		
代理人(译)	刘新宇		
优先权	2015208648 2015-10-23 JP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明所涉及的超声波观测装置具备：特征量计算部，其基于超声波信号来计算多个特征量；特征量图像数据生成部，其生成以规定的显示规格对由特征量计算部计算出的多个特征量中的与视觉信息相关联且与超声波图像一起显示的显示对象的特征量进行着色而得到的特征量图像数据；以及显示规格设定部，其基于除了显示对象的特征量以外的其它特征量来设定显示对象的特征量的显示规格。

