



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106572843 B

(45)授权公告日 2020.03.10

(21)申请号 201580042366.8

(22)申请日 2015.10.23

(65)同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 106572843 A

(43)申请公布日 2017.04.19

(30)优先权数据  
2014-262990 2014.12.25 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日  
2017.02.06

(86)PCT国际申请的申请数据  
PCT/JP2015/079967 2015.10.23

(87)PCT国际申请的公布数据  
W02016/103884 JA 2016.06.30

(73)专利权人 奥林巴斯株式会社  
地址 日本东京都

(72)发明人 香西繁范

(74)专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事  
务所(普通合伙) 11277  
代理人 刘新宇 张会华

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

(56)对比文件  
US 2013035594 A1,2013.02.07,  
US 2013030296 A1,2013.01.31,  
US 2013137982 A1,2013.05.30,  
CN 102905624 A,2013.01.30,  
CN 101011267 A,2007.08.08,  
CN 102958447 A,2013.03.06,  
US 2001051766 A1,2001.12.13,  
US 2002188199 A1,2002.12.12,

审查员 余红敏

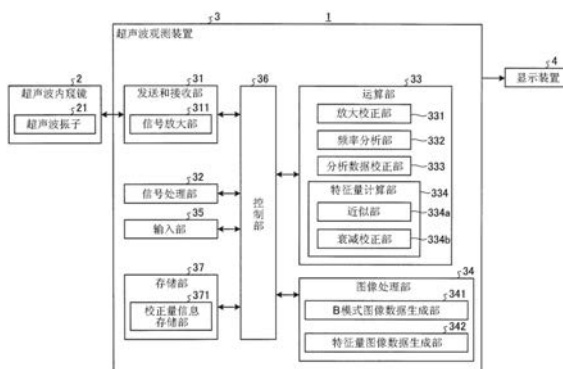
权利要求书1页 说明书12页 附图8页

(54)发明名称

超声波观测装置以及超声波观测装置的工作方法

(57)摘要

本发明所涉及的超声波观测装置(3)具备:计算多个频谱的频率分析部(332);分析数据校正部(333),其基于多个频谱,按每个频率成分生成表示距超声波振子的距离与频谱的强度之间的关系的分析数据,根据校正量来对分析数据进行校正,该校正量是使基于基准超声波信号生成的基准数据的强度不依赖于距离而为固定的校正量;特征量计算部(334),其基于根据校正后的分析数据生成的频谱,来计算频率特征量;以及特征量图像数据生成部(342),其将由特征量计算部计算出的频率特征量与视觉信息关联起来并生成用于与超声波图像一同显示的特征量图像数据。



1. 一种超声波观测装置, 根据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:

频率分析部, 其通过对包括根据所述超声波信号生成的射频数据上的多个采样数据的采样数据群实施高速傅立叶变换处理, 来计算多个频谱;

分析数据校正部, 其基于由所述频率分析部计算出的多个频谱, 按每个频率成分生成表示距所述超声波振子的距离与所述频谱的强度之间的关系的分析数据, 根据按每个所述距离设定的校正量来对所述分析数据进行校正, 该校正量是使基于基准超声波信号生成的基准数据的强度不依赖于所述距离而为固定的校正量;

特征量计算部, 其基于根据由所述分析数据校正部校正后的所述分析数据生成的频谱, 来计算频率特征量; 以及

特征量图像数据生成部, 其将由所述特征量计算部计算出的所述频率特征量与视觉信息关联起来并生成用于与所述超声波图像一同显示的特征量图像数据。

2. 根据权利要求1所述的超声波观测装置, 其特征在于,

所述校正量是根据所述距离和所述超声波的对焦位置而确定的值。

3. 根据权利要求1所述的超声波观测装置, 其特征在于,

所述基准数据是根据对均匀地发生散射的物体或强反射体以规定的频率且在规定的对焦位置处发送所述超声波所得到的超声波信号、或者由接收所述超声波的接收机以规定的频率且在规定的对焦位置处获取到的超声波信号而生成的。

4. 根据权利要求3所述的超声波观测装置, 其特征在于,

所述校正量是按每个所述距离根据所述基准数据与规定的校正值的差而设定的。

5. 根据权利要求4所述的超声波观测装置, 其特征在于,

所述校正量不依赖于所述对焦位置而是固定的。

6. 一种超声波观测装置的工作方法, 该超声波观测装置根据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:

频率分析步骤, 频率分析部通过对包括根据所述超声波信号生成的射频数据上的多个采样数据的采样数据群实施高速傅立叶变换处理, 来计算多个频谱;

分析数据校正步骤, 分析数据校正部基于由所述频率分析部计算出的多个频谱, 按每个频率成分生成表示距所述超声波振子的距离与所述频谱的强度之间的关系的分析数据, 根据按每个所述距离设定的校正量来对所述分析数据进行校正, 该校正量是使基于基准超声波信号生成的基准数据的强度不依赖于所述距离而为固定的校正量;

特征量计算步骤, 特征量计算部基于根据由所述分析数据校正部校正后的所述分析数据生成的频谱, 来计算频率特征量; 以及

特征量图像数据生成步骤, 特征量图像数据生成部将由所述特征量计算部计算出的所述频率特征量与视觉信息关联起来并生成用于与所述超声波图像一同显示的特征量图像数据。

## 超声波观测装置以及超声波观测装置的工作方法

### 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,作为使用超声波对检查体等观察对象的组织性状进行观测的技术,已知一种使接收到的超声波信号的频谱的特征量图像化的技术(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察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。医生等用户通过查看所显示的特征量图像来对检查体的组织性状进行诊断。

[0003] 例如在专利文献1中,根据在超声波图像中设定的区域(以下也称为关心区域)的位置和该关心区域的大小来确定关心区域内的调焦(focus)级数、多个对焦位置,对针对各对焦位置发送和接收到的超声波进行频率分析,由此计算特征量。

[0004] 专利文献1:日本专利第5568199号公报

### 发明内容

[0005] 发明要解决的问题

[0006] 在进行频率分析时,在发送和接收方向的分析区间内需要很多的接收数据。然而,如专利文献1公开的技术那样在只有多级调焦的分析中,存在远离对焦位置的分析区间的频谱不均匀并且即使在距对焦位置的距离微小的分析区间内频谱也不均匀的情况,有可能导致频率特征量的计算精度下降。

[0007] 本发明是鉴于上述情形而完成的,其目的在于提供一种即使在对焦位置以外的位置也能够抑制频率特征量的计算精度下降的超声波观测装置、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。

[0008] 用于解决问题的方案

[0009] 为了解决上述的问题并达成目的,本发明所涉及的超声波观测装置根据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:频率分析部,其通过对根据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;分析数据校正部,其基于由所述频率分析部计算出的多个频谱,按每个频率成分生成表示距所述超声波振子的距离与所述频谱的强度之间的关系的分析数据,根据按每个所述距离设定的校正量来对所述分析数据进行校正,该校正量是使基于基准超声波信号生成的基准数据的强度不依赖于所述距离而为固定的校正量;特征量计算部,其基于根据由所述分析数据校正部校正后的所述分析数据生成的频谱,来计算频率特征量;以及特征量图像数据生成部,其将由所述特征量计算部计算出的所述频率特征量与视觉信息关联起来并生成用于与所述超声波图像一同显示的特征量图像数据。

[0010] 本发明所涉及的超声波观测装置的特征在于,在上述发明中,所述校正量是根据所述距离和所述超声波的对焦位置而确定的值。

[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,所述基准数据是根据对均匀地发生散射的物体或强反射体以规定的频率且在规定的对焦位置处发送所述超声波所得到的超声波信号、或者由接收所述超声波的接收机以规定的频率且在规定的对焦位置处获取到的超声波信号而生成的。

[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,所述校正量是按每个所述距离根据所述基准数据与规定的校正值的差而设定的。

[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,所述校正值不依赖于所述对焦位置而是固定的。

[0014] 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,该超声波观测装置根据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:频率分析步骤,频率分析部通过对根据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;分析数据校正步骤,分析数据校正部基于由所述频率分析部计算出的多个频谱,按每个频率成分生成表示距所述超声波振子的距离与所述频谱的强度之间的关系的分析数据,根据按每个所述距离设定的校正量来对所述分析数据进行校正,该校正量是使基于基准超声波信号生成的基准数据的强度不依赖于所述距离而为固定的校正量;特征量计算步骤,特征量计算部基于根据由所述分析数据校正部校正后的所述分析数据生成的频谱,来计算频率特征量;以及特征量图像数据生成步骤,特征量图像数据生成部将由所述特征量计算部计算出的所述频率特征量与视觉信息关联起来并生成用于与所述超声波图像一同显示的特征量图像数据。

[0015] 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,该超声波观测装置根据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使所述超声波观测装置执行以下过程:频率分析过程,频率分析部通过对根据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;分析数据校正过程,分析数据校正部基于由所述频率分析部计算出的多个频谱,按每个频率成分生成表示距所述超声波振子的距离与所述频谱的强度之间的关系的分析数据,根据按每个所述距离设定的校正量来对所述分析数据进行校正,该校正量是使基于基准超声波信号生成的基准数据的强度不依赖于所述距离而为固定的校正量;特征量计算过程,特征量计算部基于根据由所述分析数据校正部校正得到的所述分析数据生成的频谱,来计算频率特征量;以及特征量图像数据生成过程,特征量图像数据生成部将由所述特征量计算部计算出的所述频率特征量与视觉信息关联起来并生成用于与所述超声波图像一同显示的特征量图像数据。

[0016] 发明的效果

[0017] 根据本发明,起到以下效果:即使在对焦位置以外的位置也能够抑制频率特征量的计算精度下降。

## 附图说明

[0018] 图1是表示具备本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置的超声波诊断系统的结构的框图。

[0019] 图2是表示本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置的信号放大部进行的放大处理中的接收深度与放大率之间的关系关系的图。

[0020] 图3是表示本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置的放大校正部进行的放大校正处理中的接收深度与放大率之间的关系关系的图。

[0021] 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。

[0022] 图5是表示用于计算本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置的分析数据校正部进行的校正处理中使用的校正量的基准数据的例子的图。

[0023] 图6是表示由本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置的分析数据校正部校正后的频谱的例子的图。

[0024] 图7是表示具有本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置的衰减校正部进行校正得到的校正特征量来作为参数的直线的图。

[0025] 图8是表示本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置进行的处理的概要的流程图。

[0026] 图9是表示本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置的频率分析部执行的处理的概要的流程图。

[0027] 图10是示意性地表示本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置的显示装置中的特征量图像的显示例的图。

## 具体实施方式

[0028] 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”)。

[0029] (实施方式)

[0030] 图1是表示具备本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置3的超声波诊断系统1的结构的框图。该图所示的超声波诊断系统1具备:超声波内窥镜2(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该被检体反射的超声波;超声波观测装置3,其根据由超声波内窥镜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。

[0031] 超声波内窥镜2在其前端部具有超声波振子21,该超声波振子21将从超声波观测装置3接收到的电脉冲信号转换为超声波脉冲(声脉冲)并向被检体照射该超声波脉冲(声脉冲),并且将由被检体反射的超声波回波转换为以电压变化表现的电回波信号并输出该电回波信号。超声波振子21可以是凸起型振子、线性振子以及径向型振子中的任一个。超声波内窥镜2既可以是使超声波振子21进行机械式扫描的结构,也可以是如下结构:将多个元件阵列状地设置成超声波振子21,对与发送和接收有关的元件以电子方式进行切换、或者使各元件的发送和接收延迟,由此使超声波振子21进行电子式扫描。

[0032] 超声波内窥镜2通常具有摄像光学系统和摄像元件,能够被插入到被检体的消化管(食道、胃、十二指肠、大肠)、或呼吸器官(气管、支气管)来对消化管、呼吸器官、其周围脏器(胰脏、胆囊、胆管、胆道、淋巴结、纵隔脏器、血管等)进行拍摄。另外,超声波内窥镜2具有

在摄像时引导向被检体照射的照明光的光导件。该光导件的前端部到达超声波内窥镜2的向被检体插入的插入部的前端,另一方面,该光导件的基端部与产生照明光的光源装置连接。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。

[0033] 超声波观测装置3与超声波内窥镜2电连接,该超声波观测装置3具备:发送和接收部31,其基于规定的波形和发送定时来向超声波振子21发送由高电压脉冲构成的发送信号(脉冲信号)并且从超声波振子21接收作为电接收信号的回波信号来生成数字的高频(RF: Radio Frequency(射频))信号的数据(以下称为RF数据)并输出该数据;信号处理部32,其基于从发送和接收部31接收到的RF数据来生成数字的B模式用接收数据;运算部33,其对从发送和接收部31接收到的RF数据实施规定的运算;图像处理部34,其生成各种图像数据;输入部35,其使用键盘、鼠标、触摸面板等输入设备(日语:ユーザインタフェース)来实现,接受各种信息的输入;控制部36,其对超声波诊断系统1整体进行控制;以及存储部37,其存储超声波观测装置3进行动作所需要的各种信息。

[0034] 发送和接收部31具有对回波信号进行放大的信号放大部311。信号放大部311进行STC(Sensitivity Time Control:灵敏度时间控制)校正,该STC校正为回波信号的接收深度越大则以越高的放大率进行放大的校正。图2是表示信号放大部311进行的放大处理中的接收深度与放大率之间的关系的图。图2所示的接收深度 $z$ 是基于从超声波的接收开始时刻起的经过时间计算出的量。如图2所示,在接收深度 $z$ 小于阈值 $z_{th}$ 的情况下,放大率 $\beta$ (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。更一般来说,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。

[0035] 发送和接收部31在对通过信号放大部311而被放大的回波信号实施滤波等处理之后,通过进行A/D转换来生成时域的RF数据并向信号处理部32和运算部33输出该RF数据。此外,在超声波探头2具有使将多个元件阵列状地设置而成的超声波振子21进行电子式扫描的结构的情况下,发送和接收部31具有与多个元件对应的光束合成用的多通道电路。

[0036] 发送和接收部31发送的脉冲信号的频带设为大致覆盖超声波振子21中的脉冲信号向超声波脉冲进行电声转换的线性响应频带的宽频带即可。另外,信号放大部311中的回波信号的各种处理频带设为大致覆盖由超声波振子21进行的超声波回波向回波信号的声电转换的线性响应频带的宽频带即可。由此,在执行后述的频谱的近似处理时,能够进行高精度的近似。

[0037] 发送和接收部31还具有如下功能:对超声波内窥镜2发送由控制部36输出的各种控制信号,并且从超声波内窥镜2接收包含识别用的ID的各种信息并向控制部36发送上述各种信息。

[0038] 信号处理部32对RF数据实施带通滤波、包络线检波、对数转换等公知的处理,来生成数字的B模式用接收数据。在对数转换中,取对RF数据除以基准电压 $V_c$ 而得到的量的常用对数并以分贝值表示。信号处理部32向图像处理部34输出所生成的B模式用接收数据。信号处理部32使用CPU(Central Proccesing Unit:中央处理器)、各种运算电路等来实现。

[0039] 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 $\beta$ 不依赖于接收深度而为固定的方式进行放大校正;频率分析部332,其对进行放大校正后的

RF数据实施高速傅立叶变换(FFT:Fast Fourier Transform)来进行频率分析,由此计算频谱;分析数据校正部333,其基于由频率分析部332计算出的频谱,对按每个频率成分生成的距离(接收深度)谱即分析数据进行校正;以及特征量计算部334,其计算频谱的特征量。运算部33使用CPU(Central Processing Unit:中央处理器)、各种运算电路等来实现。

[0040] 图3是表示放大校正部331进行的放大校正处理中的接收深度与放大率之间的关系图。如图3所示,关于放大校正部331进行的放大校正处理中的放大率 $\beta$  (dB),在接收深度 $z$ 为零时取最大值 $\beta_{th}-\beta_0$ ,在接收深度 $z$ 从零起至达到阈值 $z_{th}$ 为止呈线性地减少,在接收深度 $z$ 为阈值 $z_{th}$ 以上时为零。放大校正部331基于像这样决定的放大率对数字RF信号进行放大校正,由此能够抵消信号处理部32中的STC校正的影响,从而输出放大率 $\beta_{th}$ 固定的信号。此外,放大校正部331进行的放大校正处理中的接收深度 $z$ 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。

[0041] 说明进行这样的放大校正的理由。STC校正为如下的校正处理:使模拟信号波形的振幅在整个频带中均一且以相对于深度而单调增加的放大率放大,由此从模拟信号波形的振幅排除衰减的影响。因此,在生成将回波信号的振幅转换为亮度来显示的B模式图像的情况下、且扫描均匀的组织的情况下,通过进行STC校正来使亮度值不依赖于深度而为固定。即,能够获得从B模式图像的亮度值消除了衰减的影响的效果。

[0042] 另一方面,在如本实施方式那样利用对超声波的频谱进行计算并进行分析得到的结果的情况下,即使进行STC校正也不能准确地消除伴随超声波的传播而发生的衰减的影响。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)),但是STC校正的放大率仅根据距离发生变化,不具有频率依赖性。

[0043] 为了解决上述的问题,即为了解决在利用对超声波的频谱进行计算并进行分析得到的结果的情况下、即使进行STC校正也不能准确地消除伴随超声波的传播而发生的衰减的影响这样的问题,考虑在生成B模式图像时输出实施STC校正后的接收信号,另一方面,在生成基于频谱的图像时,进行与用于生成B模式图像的发送不同的新的发送,输出未实施STC校正的接收信号。可是,在该情况下,存在根据接收信号生成的图像数据的帧频下降的问题。

[0044] 因此,在本实施方式中,利用放大校正部331进行放大率的校正,以维持所生成的图像数据的帧频并且针对为了用于B模式图像而被实施STC校正后的信号消除STC校正的影响。

[0045] 频率分析部332以规定的时间间隔对由放大校正部331进行放大校正后的各声线的RF数据(线数据)进行采样,来生成采样数据。频率分析部332通过对采样数据群实施FFT处理来计算RF数据上的多个位置(数据位置)处的频谱。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。

[0046] 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表示出不同的倾向。这是因为,频谱与使超声波散射的散射体的大小、数密度、声音阻抗等具有相关性。在此所说的“生物体组织的性状”例如是指恶性肿瘤(癌)、良性肿瘤、内分泌肿瘤、粘液性肿瘤、正常组织、囊肿、血管等。

[0047] 图4是示意性地表示超声波信号的一个声线中的数据排列的图。在该图所示的声线 $SR_k$ 中,白色或黑色的长方形意味着一个采样点处的数据。另外,在声线 $SR_k$ 中,数据的位置越靠右侧,则该数据是在沿声线 $SR_k$ 测量的情况下的从超声波振子21起的深度越深的位置处的采样数据(参照图4的箭头)。声线 $SR_k$ 以与发送和接收部31所进行的A/D转换中的采样频率(例如50MHz)对应的时间间隔被离散化。在图4中,示出了将编号k的声线 $SR_k$ 的第8个数据位置设定为接收深度z的方向上的初始值 $Z^{(k)}_0$ 的情况,但是初始值的位置能够任意地设定。关于频率分析部332的计算结果,能够以复数形式获得并保存于存储部37。

[0048] 图4所示的数据群 $F_j$ ( $j=1,2,\dots,K$ )是成为FFT处理的对象的采样数据群。一般来说,为了进行FFT处理,采样数据群需要具有2的乘方的数据数。在该意义上,采样数据群 $F_j$ ( $j=2,\dots,K-1$ )的数据数为16( $=2^4$ ),是正常的数据群,另一方面,采样数据群 $F_k$ 的数据数为12,因此是异常的数据群。在对异常的数据群进行FFT处理时,进行通过对不足的部分插入零数据来生成正常的采样数据群的处理。关于这一点,在说明频率分析部332的处理时详细记述(参照图9)。

[0049] 分析数据校正部333基于由频率分析部332计算出的多个频谱,生成表示某一频率的每个接收深度的信号值(频谱的强度)与距离(接收深度)之间的关系的数据,根据预先设定的每个接收深度的校正量来对分析数据进行校正。

[0050] 图5是表示用于计算由分析数据校正部333进行的校正处理中使用的校正量的基准数据的例子的图。基准数据表示在某一频率成分下且某一对焦位置处的距超声波振子21的距离(接收深度)与信号值(信号的强度)之间的关系。在图5中,横轴是距超声波振子21的距离(接收深度)。关于基准数据,对均匀地发生散射的物体或强反射体以规定的频率且在规定的对焦位置处发送超声波,基于得到的信号(基准超声波信号)的强度来计算基准数据。在此,均匀地发生散射的物体是指根据频率使超声波透过并对超声波进行反射的物体,由表示出的散射特性接近生物体的散射特性的物质构成,一般被称为生物体模拟体模(日语:生体模擬ファントム)。另外,强反射体是指相比于超声波的散射而言反射处于支配地位的物体,由金属那样的声音阻抗与生物体的声音阻有很大不同的物质构成。

[0051] 另外,在图5中,纵轴是某一频率下的接收深度的信号值。例如在频率为5MHz的情况下,按每个可设定的对焦位置(例如1mm、2mm、3mm $\dots$ )获取如图5所示那样的曲线 $C_2$ 。如果振子输出的频率有多个,则按每个频率生成基准数据。例如,在能够将频率设定为5MHz、10MHz、25MHz且在各频率下能够将对焦位置设定为1mm、2mm、3mm的情况下,得到的基准数据为9个。此外,在本实施方式中,以远距离声波为例进行说明,但对于近距离声波也同样。

[0052] 校正量是按每个接收深度设定的基准数据(信号值)与校正值的差(例如图5所示的差 $Q_1\sim Q_7$ )。校正值是按每个频率成分和每个对焦位置、或超声波内窥镜2的每个种类而设定的值,且不依赖于距离而是固定的值,例如是根据基于装置设定的信号值相对于峰值的比例、振子的特性等而设定的。换言之,校正量是使相应的频率成分下的基准数据的信号值不依赖于距离(接收深度)而为固定的量(值)。校正量按每个频率成分、每个对焦位置存储于后述的校正量信息存储部371。

[0053] 分析数据校正部333根据所生成的分析数据来对各接收深度的信号值进行校正。具体地说,分析数据校正部333对基于分析数据的各接收深度的信号值加上或减去上述的

校正量,来对相应的频率成分下的信号值进行校正。

[0054] 分析数据校正部333在对各接收深度的信号值进行校正之后,基于该校正后的分析数据恢复为作为某一接收深度 $z$ 的强度的频率分布的频谱、即由频率分析部332计算出的频谱,并将该频谱输出到特征量计算部334。

[0055] 图6是表示由分析数据校正部333校正后的频谱的例子的图。在图6中,横轴是频率 $f$ 。另外,在图6中,纵轴是对强度 $I_0$ 除以基准强度 $I_c$ (常数)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6所示的直线 $L_{10}$ ,在后面记述。此外,在本实施方式中,曲线和直线由离散的点的集合构成。

[0056] 在图6所示的频谱 $C_1$ 上,在以后的运算中使用的频带的下限频率 $f_L$ 和上限频率 $f_H$ 是基于超声波振子21的频带、发送和接收部31发送的脉冲信号的频带等而决定的参数。下面,在图6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F”。

[0057] 特征量计算部334分别计算从分析数据校正部333输出的多个频谱的特征量。特征量计算部334具有:近似部334a,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334b,其通过对由近似部334a计算出的校正前特征量进行衰减校正来计算特征量。

[0058] 近似部334a对规定频带中的频谱进行回归分析来利用一次式(回归直线)对频谱进行近似,由此计算使该近似的一次式具有特征的校正前特征量。例如,在图6所示的频谱 $C_1$ 的情况下(由分析数据校正部333校正后的频谱的情况下),近似部334a针对频带F进行回归分析并利用一次式对频谱 $C_1$ 进行近似,由此得到回归直线 $L_{10}$ 。换言之,近似部334a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)  $c_0=a_0f_M+b_0$ 来作为校正前特征量。

[0059] 三个校正前特征量中的斜率 $a_0$ 与超声波的散射体的大小具有相关性,一般认为散射体越大则斜率具有越小的值。另外,截距 $b_0$ 与散射体的大小、声音阻抗的差、散射体的数密度(浓度)等具有相关性。具体地说,认为散射体越大则截距 $b_0$ 具有越大的值,声音阻抗的差越大则截距 $b_0$ 具有越大的值,散射体的数密度越大则截距 $b_0$ 具有越大的值。频带中心对应强度 $c_0$ 是基于斜率 $a_0$ 和截距 $b_0$ 导出的间接的参数,被赋予有效的频带内的中心处的频谱的强度。因此,认为频带中心对应强度 $c_0$ 除了与散射体的大小、声音阻抗的差、散射体的数密度具有相关性之外,还与B模式图像的亮度具有某种程度的相关性。此外,特征量计算部334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。

[0060] 关于衰减校正部334b进行的校正进行说明。一般来说,超声波的衰减量 $A(f, z)$ 是超声波在往返于接收深度0与接收深度 $z$ 之间的期间发生的衰减,被定义为往返前后的强度变化(用分贝表示的差)。根据经验可知,在均匀的组织内,衰减量 $A(f, z)$ 与频率成比例,用以下的式(1)表示。

$$[0061] \quad A(f, z) = 2\alpha z f \cdots (1)$$

[0062] 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。在观测对象为生物体的情况下,衰减率 $\alpha$ 的具体的值根据生物体的部位来确定。衰减率 $\alpha$ 的单位例如是dB/cm/MHz。此外,在本实施方式中,也能够设为能够通过来自输入部35的输入来变更衰减率 $\alpha$ 的值的结构。

[0063] 衰减校正部334b针对由近似部334a提取出的校正前特征量(斜率 $a_0$ 、截距 $b_0$ 、频带

中心对应强度 $c_0$ ),按照以下所示的式(2)~(4)进行衰减校正,由此计算特征量 $a$ 、 $b$ 、 $c$ 。

$$[0064] \quad a = a_0 + 2\alpha z \cdots (2)$$

$$[0065] \quad b = b_0 \cdots (3)$$

$$[0066] \quad c = c_0 + A(f_M, z) = c_0 + 2\alpha z f_M (= a f_M + b) \cdots (4)$$

[0067] 根据式(2)、(4)也显而易见的是,衰减校正部334b进行超声波的接收深度 $z$ 越大则校正量越大的校正。另外,根据式(3),关于截距的校正是恒等变换。这是因为,截距是与频率0(Hz)对应的频率成分,不受衰减的影响。

[0068] 图7是表示具有由衰减校正部334b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。

$$[0069] \quad I = af + b = (a_0 + 2\alpha z) f + b_0 \cdots (5)$$

[0070] 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( $b = b_0$ )。

[0071] 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334b计算出的特征量与视觉信息关联起来并生成用于与B模式图像一同显示的特征量图像数据。

[0072] B模式图像数据生成部341对从信号处理部32接收到的B模式用接收数据进行增益处理、对比度处理等使用公知技术的信号处理,并且进行与根据显示装置4中的图像的显示范围确定的数据步长相应的数据的间除等,由此生成B模式图像数据。B模式图像是采用RGB颜色系统来作为颜色空间的情况下的变量即R(红色)、G(绿色)、B(蓝色)的值一致后的灰度图像。

[0073] 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能够在空间上正确地表现扫描范围,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。

[0074] 特征量图像数据生成部342通过对B模式图像数据中的图像的各像素叠加与由特征量计算部334计算出的特征量相关联的视觉信息来生成特征量图像数据。特征量图像数据生成部342例如对与图4所示的一个采样数据群 $F_j$ ( $j=1, 2, \dots, K$ )的数据量对应的像素区域分配与基于该采样数据群 $F_j$ 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一个对应起来,由此生成特征量图像。此外,特征量图像数据生成部342也可以将色相与从斜率、截距、频带中心对应强度选择的两个特征量中的一方对应起来,并且将亮暗与另一方对应起来,由此生成特征量图像数据。作为与特征量相关联的视觉信息,例如能够列举色相、饱和度、明度、亮度值、R(红)、G(绿)、B(蓝)等构成规定的颜色系统的颜色空间的变量。

[0075] 控制部36使用具有运算和控制功能的CPU(Central Processing Unit:中央处理器)、各种运算电路等来实现。控制部36从存储部37读出存储部37所存储、保存的信息,执行与超声波观测装置3的工作方法相关联的各种运算处理,由此对超声波观测装置3进行综合控制。此外,也能够使用与信号处理部32和运算部33共用的CPU等来构成控制部36。

[0076] 存储部37存储由衰减校正部334b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具有将上述的校正量按每个频率成分、每个对焦位置来存储的校正量信息存储部371。

[0077] 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。

[0078] 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。

[0079] 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)和用于存储各处理的运算参数、数据等的RAM(Random Access Memory:随机存取存储器)等来实现。

[0080] 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)。

[0081] 从超声波振子21接收到回波信号的信号放大部311进行该回波信号的放大(步骤S2)。在此,信号放大部311例如基于图2所示的放大率与接收深度之间的关系来进行回波信号的放大(STC校正)。

[0082] 接着,B模式图像数据生成部341使用由信号放大部311放大后的回波信号来生成B模式图像数据,并向显示装置4输出该B模式图像数据(步骤S3)。接收到B模式图像数据的显示装置4显示与该B模式图像数据对应的B模式图像(步骤S4)。

[0083] 放大校正部331对从发送和接收部31输出的信号以放大率不依赖于接收深度而为固定的方式进行放大校正(步骤S5)。在此,放大校正部331例如以图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。

[0084] 之后,频率分析部332通过进行基于FFT运算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。下面,参照图9所示的流程图来详细地说明频率分析处理。

[0085] 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)。

[0086] 接着,频率分析部332对代表为了使用于FFT运算而获取的一系列的数据群(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。

[0087] 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。

[0088] 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)。如参照图4时所说明的那样,采样数据群需要具有2的乘方的数据数。下面,将正常的

采样数据群的数据数设为 $2^n$  ( $n$ 为正整数)。在本实施方式中,尽可能将数据位置 $Z^{(k)}$ 设定为 $Z^{(k)}$ 所属的采样数据群的中心。具体地说,由于采样数据群的数据数为 $2^n$ ,因此将 $Z^{(k)}$ 设定为接近该采样数据群的中心第 $2^n/2 (=2^{n-1})$ 个位置。在该情况下,采样数据群正常意味着在数据位置 $Z^{(k)}$ 的前方存在 $2^{n-1}-1$  (设为 $2^{n-1}-1=N$ )个数据,在数据位置 $Z^{(k)}$ 的后方存在 $2^{n-1}$  (设为 $2^{n-1}=M$ )个数据。在图4所示的情况下,采样数据群 $F_j$  ( $j=1,2,\dots,K-1$ )均是正常的。此外,在图4中例示了 $n=4$  ( $N=7,M=8$ )的情况。

[0089] 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(Yes)”),频率分析部332转移到后述的步骤S27。

[0090] 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(No)”),频率分析部332通过对不足的部分插入零数据来生成正常的采样数据群(步骤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。

[0091] 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)。

[0092] 接着,频率分析部332使数据位置 $Z^{(k)}$ 以步长 $D$ 变化(步骤S28)。设步长 $D$ 预先存储于存储部37。在图4中,例示了 $D=15$ 的情况。期望的是步长 $D$ 与在B模式图像数据生成部341生成B模式图像数据时利用的数据步长一致,但是在想要削减频率分析部332中的运算量的情况下,也可以设定比数据步长大的值来作为步长 $D$ 。

[0093] 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返回步骤S23。通过这样,频率分析部332对声线 $SR_k$ 进行针对 $[(Z^{(k)}_{\max}-Z^{(k)}_0+1)/D+1]$ 个采样数据群的FFT运算。在此, $[X]$ 表示不超过 $X$ 的最大的整数。

[0094] 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 $k_{\max}$ 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 $k_{\max}$ 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 $k_{\max}$ 设为手术操作者等用户通过输入部35任意地指示输入的值或在存储部37中预先设定的值。

[0095] 通过这样,频率分析部332对分析对象区域内的 $(k_{\max}-k_0+1)$ 个声线分别进行多次的FFT运算。FFT运算的结果与接收深度和接收方向一同被保存于校正量信息存储部371。

[0096] 此外,在以上的说明中,设为频率分析部332对接收到超声波信号的全部区域进行频率分析处理,但是也能够设为仅对所设定的关心区域进行频率分析处理。

[0097] 继以上说明的步骤S6的频率分析处理之后,分析数据校正部333基于由频率分析部332计算出的多个频谱,来计算表示某一频率的各接收深度的信号值与距离(接收深度)之间的关系的数据,根据预先设定的各接收深度的校正量来对分析数据进行校正(步骤S7~S9:分析数据校正步骤)。

[0098] 在步骤S7中,分析数据校正部333基于由频率分析部332计算出的多个频谱,按每

个频率成分生成表示某一频率的每个接收深度的信号值与距离(接收深度)之间的关系的分析数据。

[0099] 在步骤S8中,分析数据校正部333根据预先设定的各接收深度的校正量来对分析数据进行校正。分析数据校正部333根据按每个接收深度设定的校正量(例如图5所示的差 $Q_1 \sim Q_7$ )来对分析数据进行校正。

[0100] 在步骤S9中,分析数据校正部333在对各接收深度的信号值进行校正之后,基于该校正后的分析数据生成作为某一接收深度 $z$ 的强度的频率分布的频谱。即,分析数据校正部333进行基于校正后的分析数据而恢复为上述的频谱的处理。图6所示的频谱 $C_1$ 是作为步骤S9的结果得到的频谱的一例。

[0101] 之后,特征量计算部334分别计算通过分析数据校正部333进行校正而得到的多个频谱的校正前特征量,对各频谱的校正前特征量进行用于消除超声波的衰减的影响的衰减校正,由此计算各频谱的特征量(步骤S10~S11:特征量计算步骤)。

[0102] 在步骤S10中,近似部334a对由分析数据校正部333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S10)。具体地说,近似部334a对各频谱通过进行回归分析来利用一次式进行近似,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7所示的直线 $L_{10}$ 是近似部334a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。

[0103] 接着,衰减校正部334b使用衰减率 $\alpha$ 对由近似部334a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S11)。图7所示的直线 $L_1$ 是通过衰减校正部334b进行衰减校正处理而得到的直线的例子。

[0104] 在步骤S11中,衰减校正部334b通过将使用超声波信号的声线的数据排列得到的数据位置 $Z = (f_{sp}/2v_s)Dn$ 代入到上述的式(2)、(4)中的接收深度 $z$ 来计算校正特征量。在此, $f_{sp}$ 是数据的采样频率, $v_s$ 是声速, $D$ 是数据步长, $n$ 是从声线的第一个数据起至处理对象的采样数据群的数据位置为止的数据步数。例如,当将数据的采样频率 $f_{sp}$ 设为50MHz、将声速 $v_s$ 设为1530m/sec且采用图4所示的数据排列将步长 $D$ 设为15时, $z = 0.2295n$ (mm)。

[0105] 特征量图像数据生成部342对由B模式图像数据生成部341生成的B模式图像数据中的各像素叠加与在步骤S11中计算出的特征量相关联的视觉信息(例如色相),由此生成特征量图像数据(步骤S12:特征量图像数据生成步骤)。

[0106] 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S13)。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,其用于显示对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,其用于显示观测对象的识别信息等。此外,也可以是,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,也可以将与特征量图像对应的B模式图像同特征量图像并列显示。

[0107] 在以上说明的一系列的处理(步骤S1~S13)中,也可以并行地进行步骤S2的处理和步骤S4~S11的处理。

[0108] 根据以上说明的本发明的一个实施方式,分析数据校正部333基于由频率分析部

332计算出的频谱,计算与某一频率的每个接收深度的信号值和距离(接收深度)有关的分析数据,根据预先设定的各接收深度的校正量来对分析数据进行校正,根据校正后的频谱来进行特征量的计算,因此能够使分析区间内的频谱均匀,即使在对焦位置以外的位置也能够抑制频率特征量的计算精度下降。

[0109] 此外,在本实施方式中,如果可设定的对焦位置只有一个,则基于按每个频率设定且根据距观测对象的距离而确定的校正量,来对分析数据进行校正。

[0110] 另外,在本实施方式中,设基准频谱为针对均匀地发生散射的物体或强反射体以规定的频率且在规定的对焦位置处发送超声波并根据得到的信号数据计算基准数据而得到的频谱进行了说明,但是也可以设基准频谱为使用接收机获取规定的频率下且规定的对焦位置处的信号数据并根据得到的信号数据计算基准数据而得到的频谱。作为接收机,例如能够列举将压电元件作为传感器的水听器(日语:ハイドロフォン)。

[0111] 目前为止说明了用于实施本发明的方式,但是本发明不应仅限于上述的实施方式。例如设校正值是按每个频率成分和每个对焦位置而设定的校正值进行了说明,但是也可以使用每个频率成分所共通的校正值(不依赖于对焦位置的校正值)。通过设为每个频率成分所共通的校正值(即、校正值不依赖于对焦位置而为固定),能够削减数据量。

[0112] 另外,在上述的实施方式中,也可以是,在图8的流程图中不进行步骤S10和步骤S11所示的衰减校正,而使用在步骤S9中生成的频谱来生成特征量图像数据。

[0113] 另外,在上述的实施方式中,设为不特别地进行区域的指定而进行频谱的计算和校正进行了说明,但也可以是仅对以特定的深度幅度和声线宽度等划分的关心区域进行频谱的计算和校正。在该情况下,也可以是,由特征量计算部334对所设定的关心区域内和该关心区域外单独地设定最佳的衰减率。

[0114] 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。

[0115] 产业上的可利用性

[0116] 如以上那样,本发明所涉及的超声波观测装置、超声波观测装置的工作方法以及超声波观测装置的工作程序对于即使在对焦位置以外的位置处也抑制频率特征量的计算精度下降而言是有用的。

[0117] 附图标记说明

[0118] 1:超声波诊断系统;2:超声波内窥镜;3:超声波观测装置;4:显示装置;21:超声波振子;31:发送和接收部;32:信号处理部;33:运算部;34:图像处理部;35:输入部;36:控制部;37:存储部;331:放大校正部;332:频率分析部;333:分析数据校正部;334:特征量计算部;341:B模式图像数据生成部;342:特征量图像数据生成部;371:校正量信息存储部;201:特征量图像;202:叠加图像显示部;203:信息显示部;334a:近似部;334b:衰减校正部;C<sub>1</sub>:频谱。

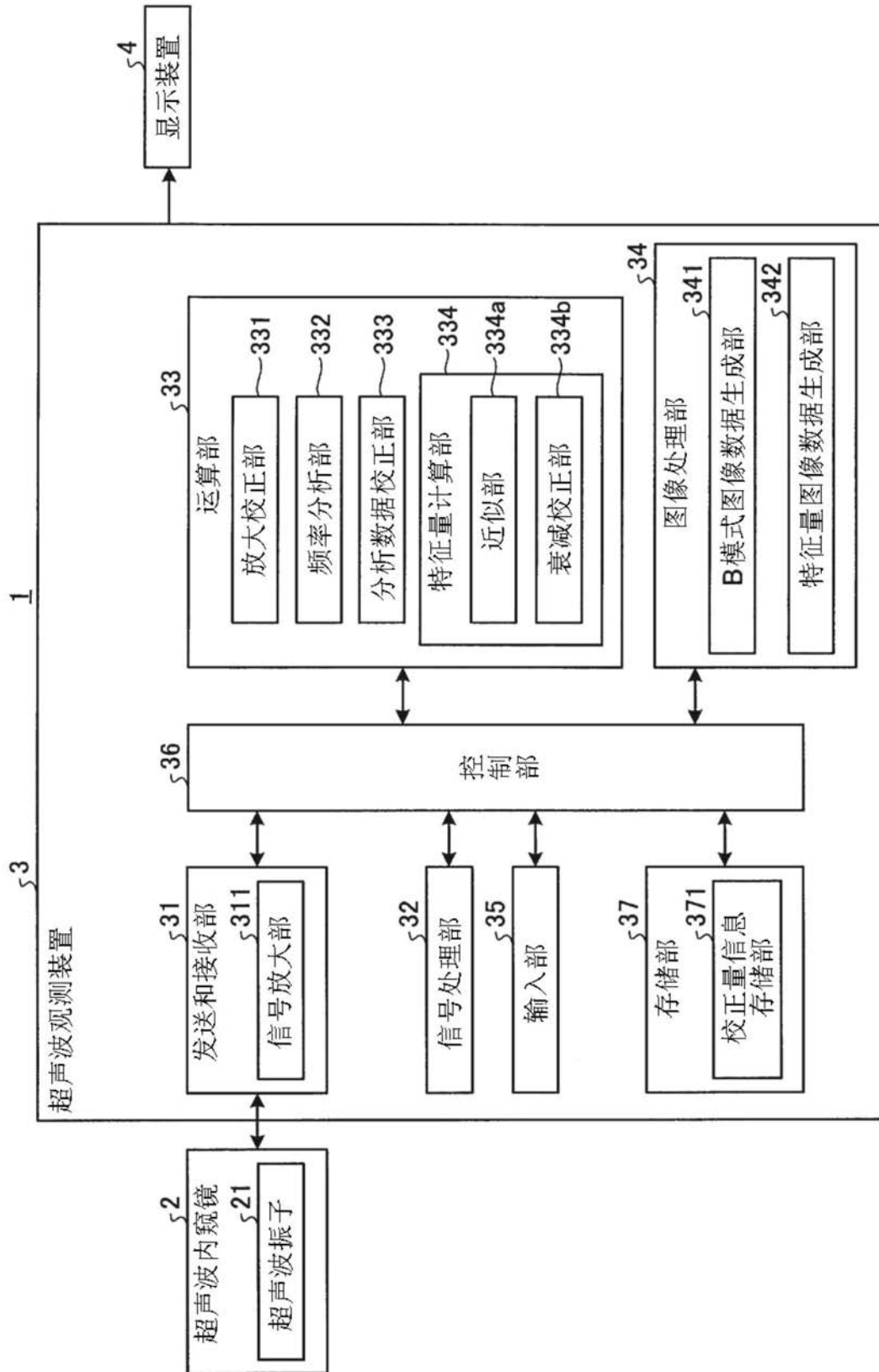


图1

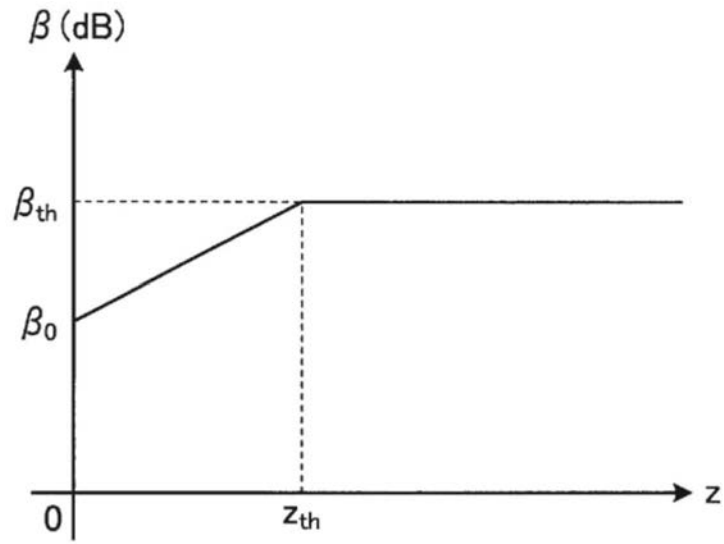


图2

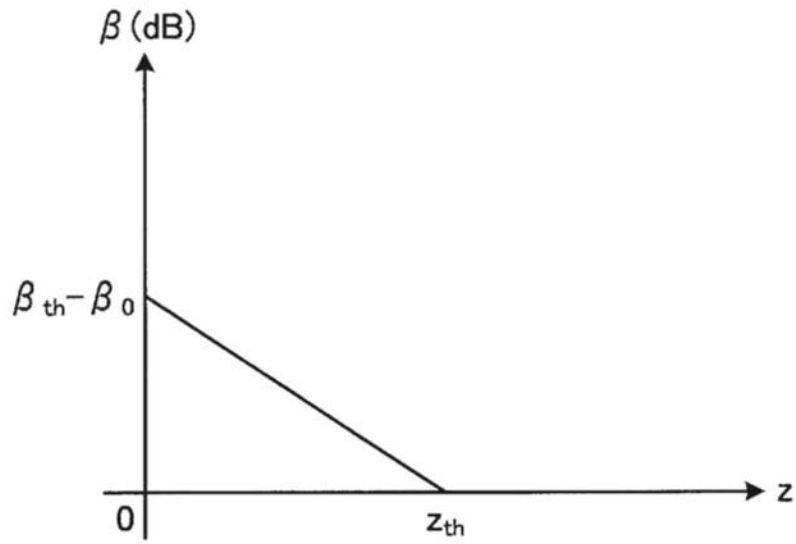


图3

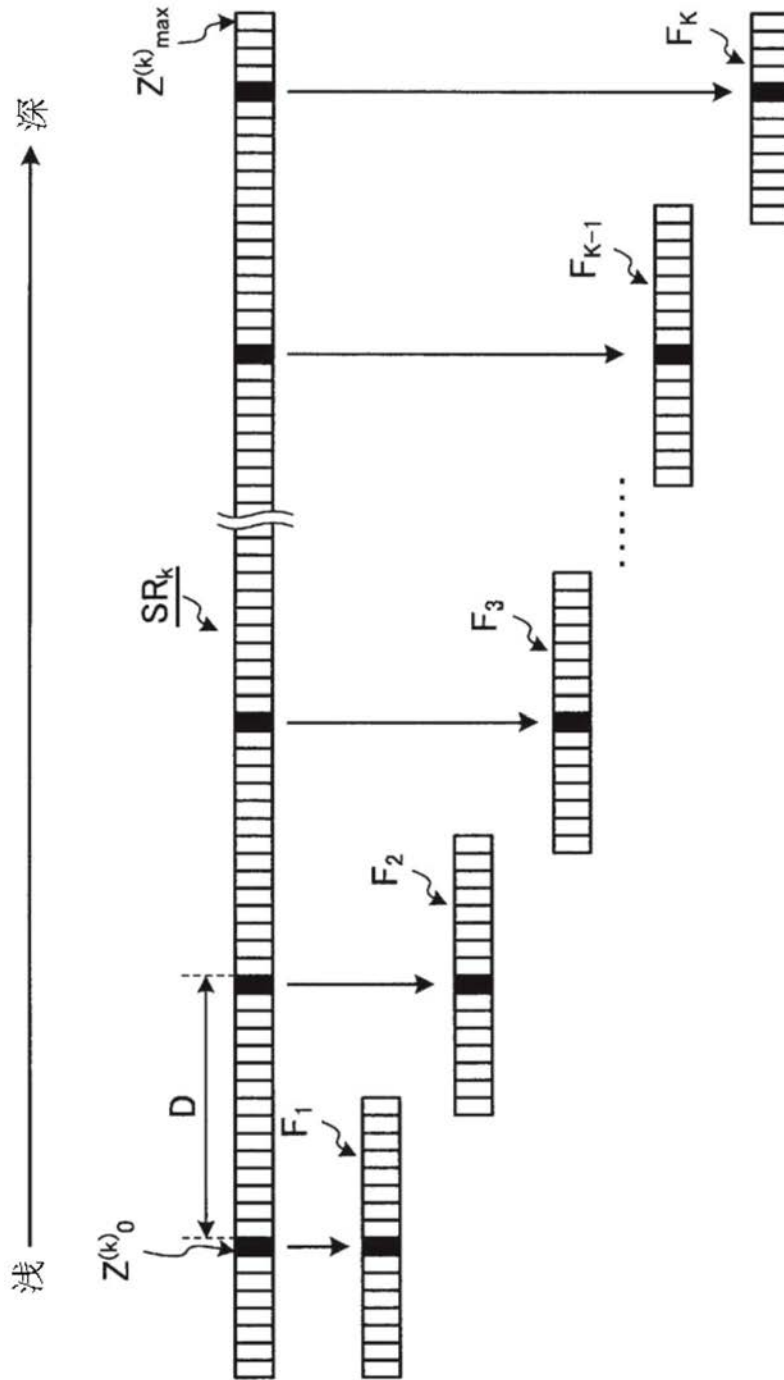


图4

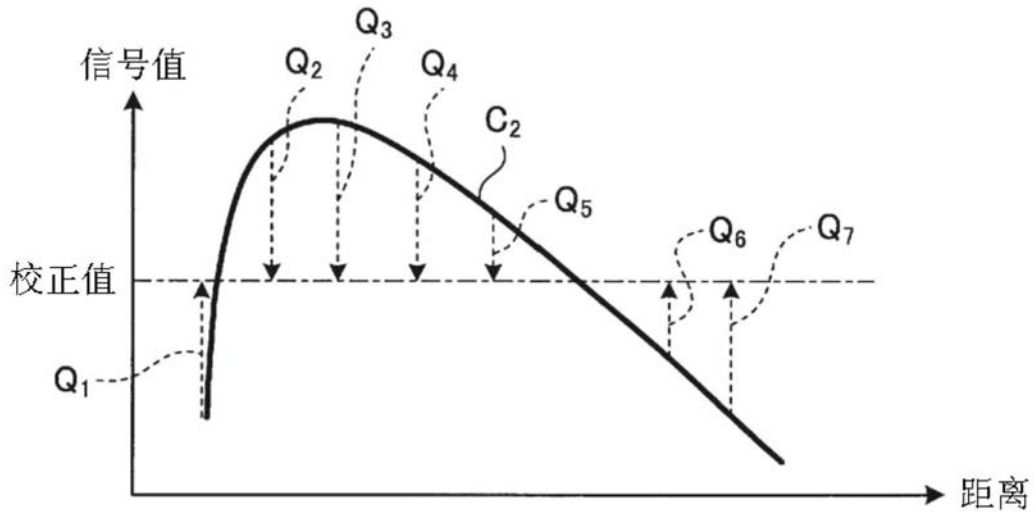


图5

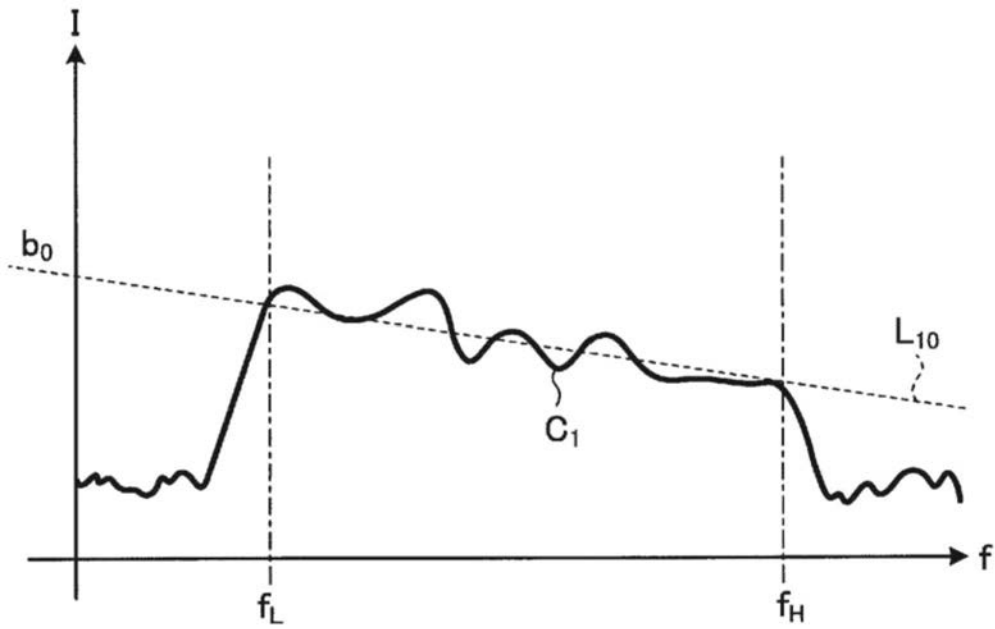


图6

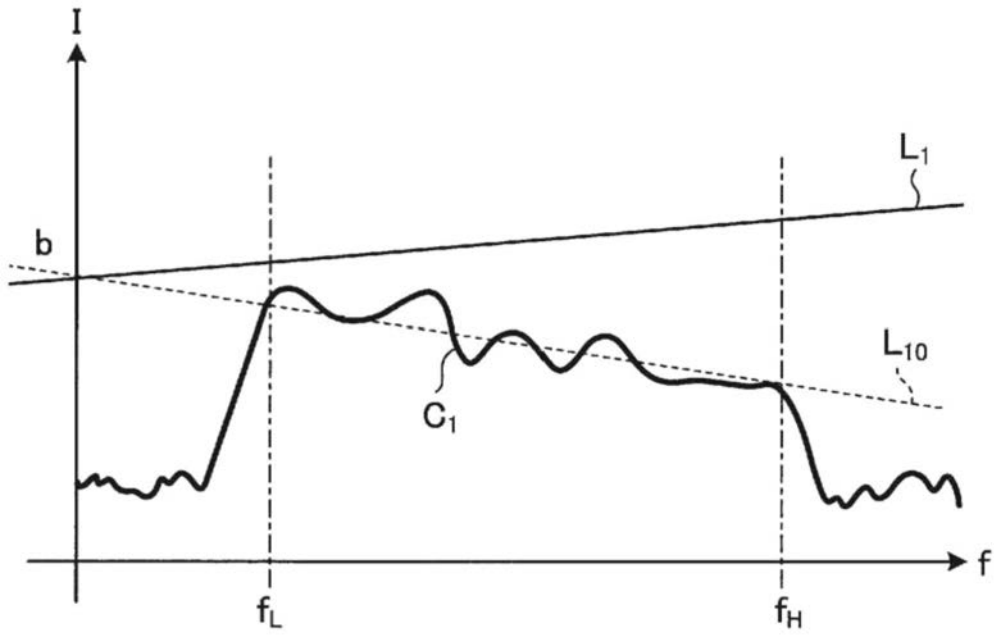


图7

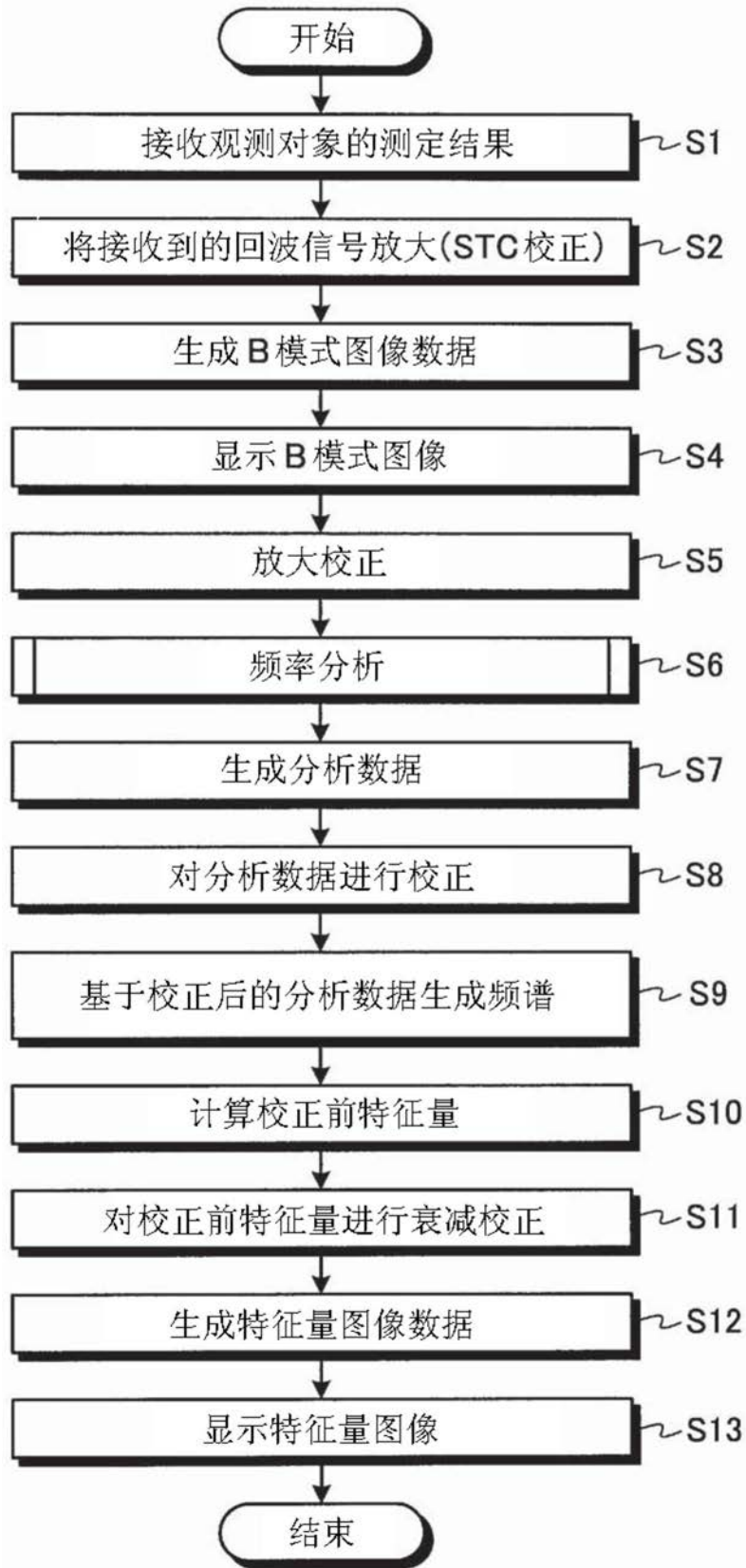


图8

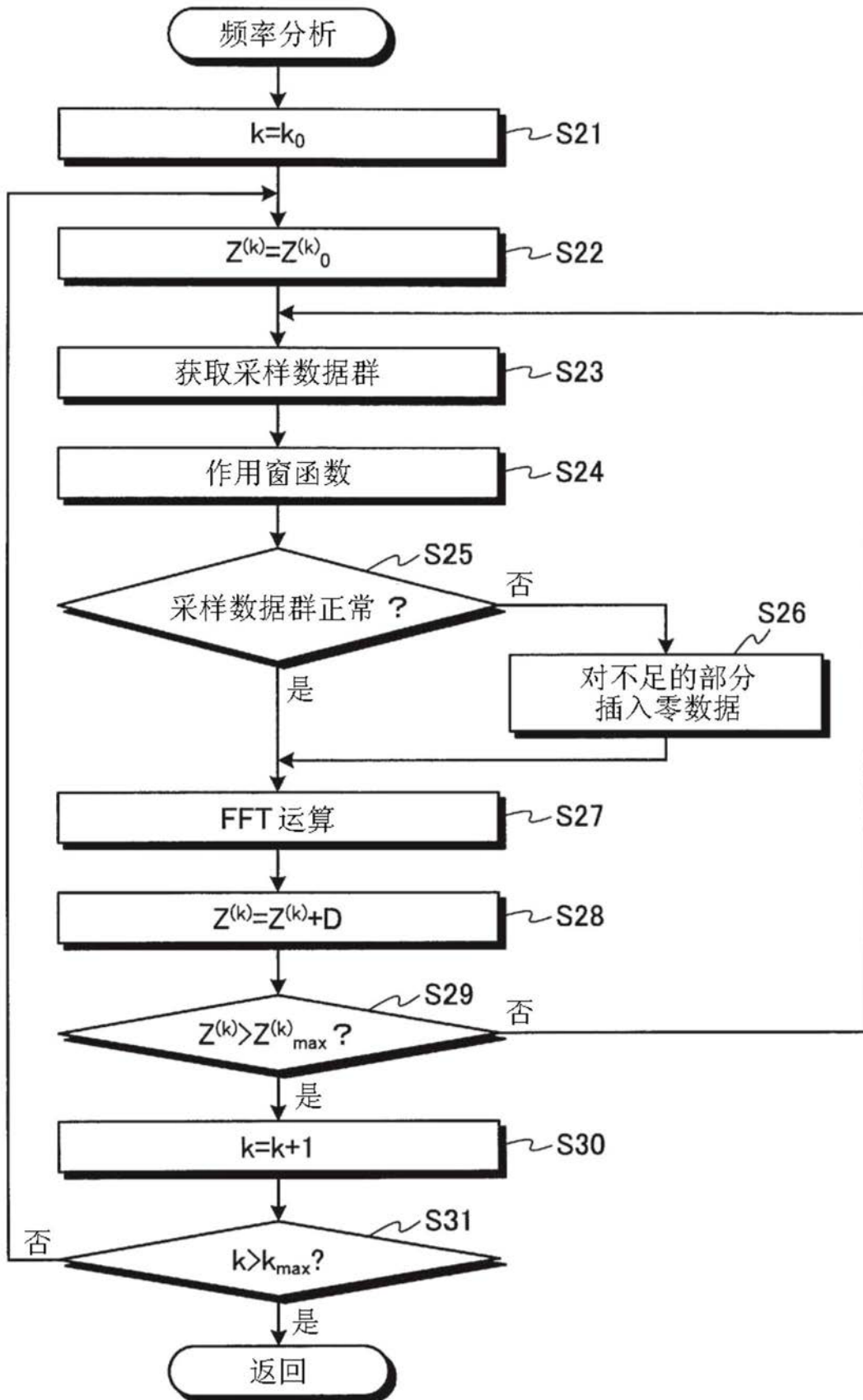


图9

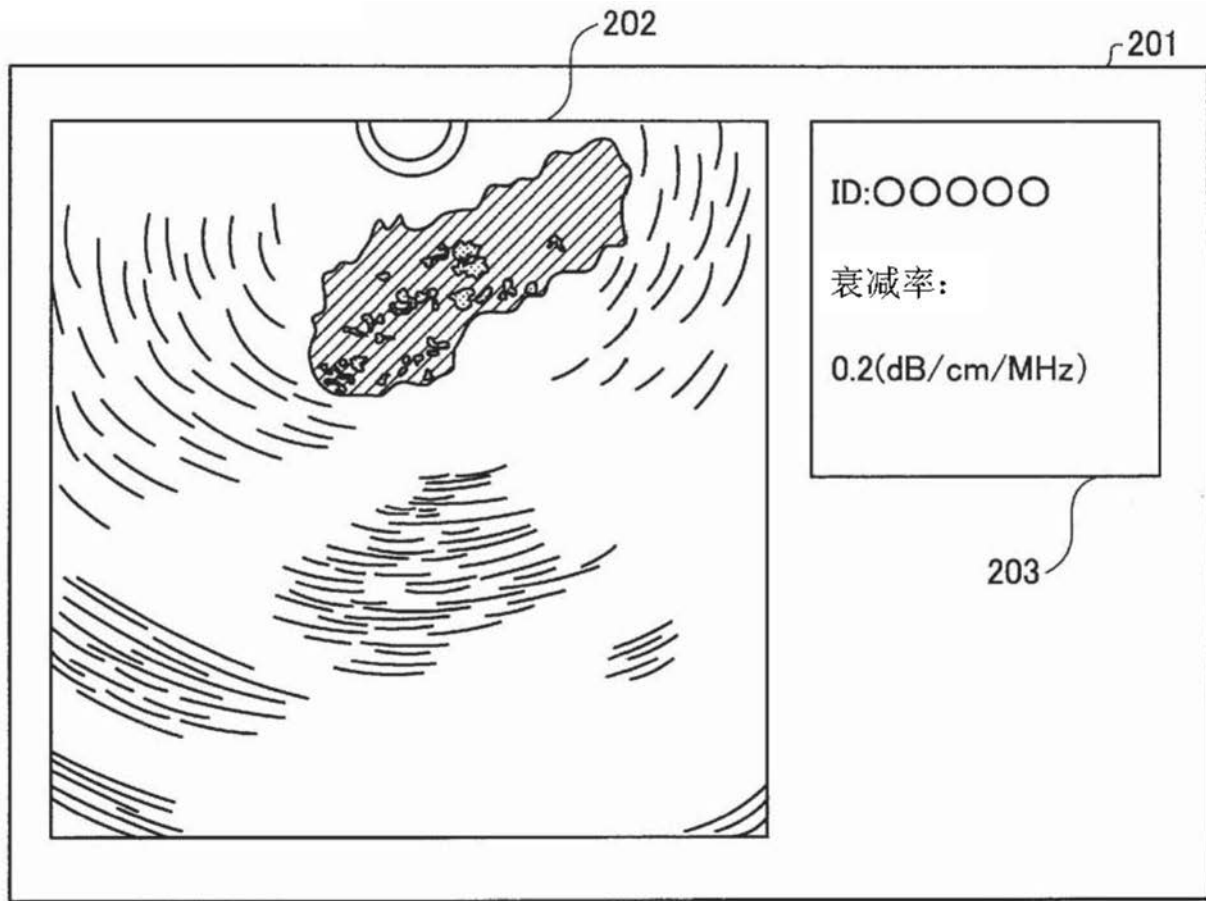


图10

专利名称(译)	超声波观测装置以及超声波观测装置的工作方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN106572843B</a>	公开(公告)日	2020-03-10
申请号	CN201580042366.8	申请日	2015-10-23
[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	香西繁范		
发明人	香西繁范		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/463 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/5269 G01S7/52033 A61B5/7257 A61B8/14		
代理人(译)	刘新宇 张会华		
审查员(译)	余红敏		
优先权	2014262990 2014-12-25 JP		
其他公开文献	CN106572843A		
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(3)具备：计算多个频谱的频率分析部(332)；分析数据校正部(333)，其基于多个频谱，按每个频率成分生成表示距超声波振子的距离与频谱的强度之间的关系的分析数据，根据校正量来对分析数据进行校正，该校正量是使基于基准超声波信号生成的基准数据的强度不依赖于距离而为固定的校正量；特征量计算部(334)，其基于根据校正后的分析数据生成的频谱，来计算频率特征量；以及特征量图像数据生成部(342)，其将由特征量计算部计算出的频率特征量与视觉信息关联起来并生成用于与超声波图像一同显示的特征量图像数据。

