



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 113329696 A

(43) 申请公布日 2021.08.31

(21) 申请号 201980089657.0

(51) Int.Cl.

(22) 申请日 2019.01.30

A61B 8/14 (2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2021.07.20

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/JP2019/003200 2019.01.30

(87) PCT国际申请的公布数据
W02020/157870 JA 2020.08.06

(71) 申请人 奥林巴斯株式会社
地址 日本东京都

(72) 发明人 市川纯一

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

代理人 刘新宇

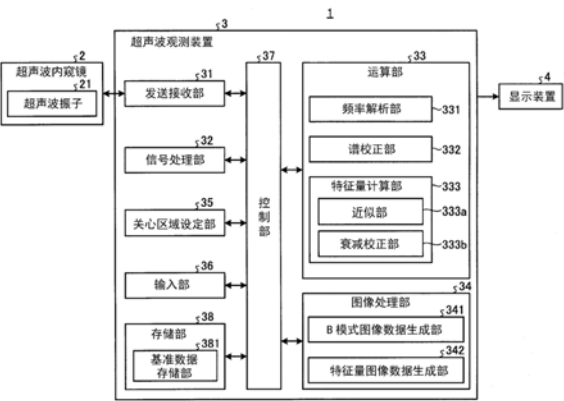
权利要求书2页 说明书12页 附图8页

(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:发送接收部,其发送使超声波探头向观测对象发送超声波的信号,并接收回波信号,所述回波信号是从由超声波探头接收到的超声波变换得到的电信号;频率解析部,其基于回波信号进行借助快速傅立叶变换的频率解析,由此计算频谱;谱校正部,其获取与观测对象的类别对应的基准数据,使用所获取到的基准数据来校正频谱;以及特征量计算部,其基于由谱校正部校正后的频谱来计算特征量。



1. 一种超声波观测装置,具备:

发送接收部,其向超声波探头发送使所述超声波探头向观测对象发送超声波的信号,并接收回波信号,所述回波信号是从由所述超声波探头接收到的超声波变换得到的电信号;

频率解析部,其基于所述回波信号进行借助快速傅立叶变换的频率解析,由此计算频谱;

谱校正部,其获取与所述观测对象的类别对应的基准数据,使用所获取到的基准数据来校正所述频谱;以及

特征量计算部,其基于由所述谱校正部校正后的所述频谱来计算特征量。

2. 根据权利要求1所述的超声波观测装置,其特征在于,

还具备输入部,所述输入部受理所述观测对象的类别的输入,

所述谱校正部选择与所述输入部受理的所述观测对象的类别对应的基准数据,使用所选择出的基准数据来校正所述频谱。

3. 根据权利要求2所述的超声波观测装置,其特征在于,

在设定有多个关心区域的情况下,所述输入部按每个关心区域受理观测对象的类别的输入,

所述谱校正部使用按每个关心区域选择出的基准数据来校正所述频谱。

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:

判定用数据存储部,其存储用于判定所述观测对象的类别的判定用数据;以及

类别判定部,其根据所述回波信号和所述判定用数据来判定所述观测对象的类别,

所述谱校正部选择与所述类别判定部的判定结果相应的类别的基准数据,使用所选择出的基准数据来校正所述频谱。

5. 根据权利要求4所述的超声波观测装置,其特征在于,还具备:

图像数据制作部,其制作将所述回波信号的振幅变换为亮度来进行显示的超声波图像数据;以及

关心区域设定部,其针对与所述超声波图像数据相应的超声波图像设定关心区域,

所述类别判定部针对由所述关心区域设定部设定的多个关心区域分别判定各关心区域中包含的观测对象的类别,

所述谱校正部按每个关心区域选择与所述类别判定部的判定结果相应的类别的基准数据,使用所选择出的基准数据分别校正所述频谱。

6. 根据权利要求4所述的超声波观测装置,其特征在于,

还具备图像数据制作部,所述图像数据制作部制作将所述回波信号的振幅变换为亮度来进行显示的超声波图像数据,

所述类别判定部使用所述频谱或所述亮度分别判定观测对象的类别,

所述谱校正部按每个关心区域选择与所述类别判定部的判定结果相应的类别的基准数据,使用所选择出的基准数据分别校正所述频谱。

7. 根据权利要求4所述的超声波观测装置,其特征在于,

还具备图像数据制作部,所述图像数据制作部制作将所述回波信号的振幅变换为亮度来进行显示的超声波图像数据,

所述类别判定部对与所述超声波图像数据相应的超声波图像进行分割,针对分割出的各区域分别判定各分割区域中包含的观测对象的类别,

所述谱校正部按每个分割区域选择与所述类别判定部的判定结果相应的类别的基准数据,使用所选择出的基准数据分别校正所述频谱。

8. 根据权利要求1所述的超声波观测装置,其特征在于,
所述基准数据是与生物体组织的类别对应的基准谱。

9. 一种超声波观测装置的工作方法,所述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,所述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,在所述超声波观测装置的工作方法中,

发送接收部发送使超声波探头发送超声波的信号,并接收回波信号,所述回波信号是从由所述超声波探头接收到的超声波变换得到的电信号,

频率解析部基于所述回波信号进行借助快速傅立叶变换的频率解析,由此计算频谱,

谱校正部获取与所述观测对象的类别对应的基准数据,使用所获取到的基准数据来校正所述频谱,

特征量计算部基于由所述谱校正部校正后的所述频谱来计算特征量。

10. 一种超声波观测装置的工作程序,所述超声波观测装置基于由超声波探头获取到的超声波信号生成超声波图像,所述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,所述超声波观测装置的工作程序使所述超声波观测装置进行以下动作:

发送使超声波探头发送超声波的信号,并接收回波信号,所述回波信号是从由所述超声波探头接收到的超声波变换得到的电信号,

基于所述回波信号进行借助快速傅立叶变换的频率解析,由此计算频谱,

获取与所述观测对象的类别对应的基准数据,使用所获取到的基准数据来校正所述频谱,

基于校正后的所述频谱来计算特征量。

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(例如,参照专利文献1)。在专利文献1中,对从观测对象接收到的超声波的频率进行解析并计算频谱,使用基准谱来校正该频谱。基于从基准反射体接收到的超声波的频率来计算基准谱。

[0003] 现有技术文献

[0004] 专利文献

[0005] 专利文献1:日本特开2013-166059号公报

发明内容

[0006] 发明要解决的问题

[0007] 另外,频谱的特性根据观测对象的不同而不同。例如,所得到的频谱的特性根据生物体组织的类别不同而不同。在专利文献1中,基准谱并非是考虑了观测对象的类别的谱。因此,需要根据观测对象的类别改变基于频谱的解析结果的基准,必须准备与类别相应的基准来确认观测对象的特性。

[0008] 本发明是鉴于上述情况而完成的,其目的在于提供一种能够不依赖于观测对象的类别而统一地解析从频谱得到的该观测对象的特性的超声波观测装置、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] 为了解决上述问题并达到目的,本发明所涉及的超声波观测装置的特征在于,具备:发送接收部,其向超声波探头发送使所述超声波探头向观测对象发送超声波的信号,并接收回波信号,所述回波信号是从由所述超声波探头接收到的超声波变换得到的电信号;频率解析部,其基于所述回波信号进行借助快速傅立叶变换的频率解析,由此计算频谱;谱校正部,其获取与所述观测对象的类别对应的基准数据,使用所获取到的基准数据来校正所述频谱;以及特征量计算部,其基于由所述谱校正部校正后的所述频谱来计算特征量。

[0011] 另外,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,还具备输入部,所述输入部受理所述观测对象的类别的输入,所述谱校正部选择与所述输入部受理的所述观测对象的类别对应的基准数据,使用所选择出的基准数据来校正所述频谱。

[0012] 另外,本发明所涉及的超声波观测装置的特征在于,在上述发明中,在设定有多个关心区域的情况下,所述输入部按每个关心区域受理观测对象的类别的输入,所述谱校正

部使用按每个关心区域选择出的基准数据来校正所述频谱。

[0013] 另外,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:判定用数据存储部,其存储用于判定所述观测对象的类别的判定用数据;以及类别判定部,其根据所述回波信号和所述判定用数据来判定所述观测对象的类别,所述谱校正部选择与所述类别判定部的判定结果相应的类别的基准数据,使用所选择出的基准数据来校正所述频谱。

[0014] 另外,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:图像数据制作部,其制作将所述回波信号的振幅变换为亮度来进行显示的超声波图像数据;以及关心区域设定部,其针对与所述超声波图像数据相应的超声波图像设定关心区域,所述类别判定部针对由所述关心区域设定部设定的多个关心区域分别判定各关心区域中包含的观测对象的类别,所述谱校正部按每个关心区域选择与所述类别判定部的判定结果相应的类别的基准数据,使用所选择出的基准数据分别校正所述频谱。

[0015] 另外,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,还具备图像数据制作部,所述图像数据制作部制作将所述回波信号的振幅变换为亮度来进行显示的超声波图像数据,所述类别判定部使用所述频谱或所述亮度分别判定观测对象的类别,所述谱校正部按每个关心区域选择与所述类别判定部的判定结果相应的类别的基准数据,使用所选择出的基准数据分别校正所述频谱。

[0016] 另外,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,还具备图像数据制作部,所述图像数据制作部制作将所述回波信号的振幅变换为亮度来进行显示的超声波图像数据,所述类别判定部对与所述超声波图像数据相应的超声波图像进行分割,针对分割出的各区域分别判定各分割区域中包含的观测对象的类别,所述谱校正部按每个分割区域选择与所述类别判定部的判定结果相应的类别的基准数据,使用所选择出的基准数据分别校正所述频谱。

[0017] 另外,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,所述基准数据是与生物体组织的类别对应的基准谱。

[0018] 另外,关于本发明所涉及的超声波观测装置的工作方法,所述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,所述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,所述超声波观测装置的工作方法的特征在于,发送接收部发送使超声波探头发送超声波的信号,并接收回波信号,所述回波信号是从由所述超声波探头接收到的超声波变换得到的电信号,频率解析部基于所述回波信号进行借助快速傅立叶变换的频率解析,由此计算频谱,谱校正部获取与所述观测对象的类别对应的基准数据,使用所获取到的基准数据来校正所述频谱,特征量计算部基于由所述谱校正部校正后的所述频谱来计算特征量。

[0019] 另外,关于本发明所涉及的超声波观测装置的工作程序,所述超声波观测装置基于由超声波探头获取到的超声波信号生成超声波图像,所述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,所述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进行以下动作:发送使超声波探头发送超声波的信号,并接收回波信号,所述回波信号是从由所述超声波探头接收到的超声波变换得到的电信号,基于所述回波信号进行借助快速傅立叶变换的频率解析,由此计算频谱,获取与所述

观测对象的类别对应的基准数据,使用所获取到的基准数据来校正所述频谱,基于校正后的所述频谱来计算特征量。

[0020] 发明的效果

[0021] 根据本发明,发挥以下效果:能够不依赖于观测对象的类别而统一解析从频谱得到的该观测对象的特性。

附图说明

[0022] 图1是示出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是示意性地示出基于来自散射体的超声波计算出的频谱的图。

[0024] 图3A是示出散射体的一例的图。

[0025] 图3B是说明在本发明的实施方式1所涉及的超声波观测装置所进行的频谱的校正处理中使用的基准数据的一例的图。

[0026] 图4A是示出散射体的一例的图。

[0027] 图4B是说明在本发明的实施方式1所涉及的超声波观测装置所进行的频谱的校正处理中使用的基准数据的一例的图。

[0028] 图5是示出由本发明的实施方式1所涉及的超声波观测装置的谱校正部进行校正所得到的校正后的频谱的例子的图。

[0029] 图6是说明使用与散射体不对应的基准数据进行校正所得到的校正后的频谱的图。

[0030] 图7是说明使用与散射体对应的基准数据进行校正所得到的校正后的频谱的图。

[0031] 图8是示出本发明的实施方式1所涉及的超声波观测装置所进行的处理的概要的流程图。

[0032] 图9是示意性地示出本发明的实施方式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。

[0033] 图10是示出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。

[0034] 图11是说明本发明的实施方式2的变形例1所涉及的超声波观测装置所进行的脏器判定处理的图。

[0035] 图12是说明本发明的实施方式2的变形例2所涉及的超声波观测装置所进行的脏器判定处理的图。

具体实施方式

[0036] 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”)。

[0037] (实施方式1)

[0038] 图1是示出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,并接收由该被检体反射的超声波;超声波观测装置3,其基于由超声波内窥镜2获取到的超声波信号生成超声波图像;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。

[0039] 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变换为超声波脉冲(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变换为以电压变化表现的电回波信号后进行输出。超声波振子21具备一维(直线状)或二维地配置的压电元件,通过各压电元件发送接收超声波。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种振子。

[0040] 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、纵膈脏器、血管等)进行拍摄。另外,超声波内窥镜2具有对在摄像时向被检体照射的照明光进行引导的光导件。该光导件的前端部到达超声波内窥镜2的向被检体插入的插入部的前端,另一方面,该光导件的基端部与产生照明光的光源装置连接。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。

[0041] 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来生成数字的高频(RF: Radio Frequency)信号的数据(以下,称为RF数据)并输出;信号处理部32,其根据从发送接收部31接收到的RF数据生成数字的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;关心区域设定部35,其针对由图像处理部34生成的图像数据设定关心区域;输入部36,其使用键盘、鼠标、触摸面板等用户接口来实现,用于受理各种信息的输入;控制部37,其控制超声波观测系统1整体;以及存储部38,其存储超声波观测装置3进行动作所需的各种信息。

[0042] 发送接收部31在对接收到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。此时,发送接收部31也可以实施与接收深度相应的放大校正处理。此外,在超声波内窥镜2具有使呈阵列状地设置有多多个元件的超声波振子21进行电子式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光束合成用的多通道电路。

[0043] 发送接收部31所发送的脉冲信号的频带为将超声波振子21中的脉冲信号向超声波脉冲进行电声变换的线性响应频带大致覆盖的宽频带即可。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。

[0044] 发送接收部31还具有以下功能:向超声波内窥镜2发送由控制部37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37发送所述各种信息。

[0045] 信号处理部32对RF数据实施带通滤波、包络线检波、对数变换等公知的处理,来生成数字的B模式用接收数据。在对数变换中,取RF数据除以基准电压 V_0 所得的量的常用对数并用分贝值来表示。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。关于信号处理部32,使用CPU(Central Processing Unit:中央处理单元)等通用处理器、FPGA(Field Programmable Gate Array:现场可编程门阵列)、ASIC(Application Specific Integrated Circuit:专用集成电路)等执行特定功能的各种运算电路等专用处理器等来

构成。

[0046] 运算部33具有：频率解析部331，其对由发送接收部31生成的RF数据实施快速傅立叶变换(FFT:Fast Fourier Transform)来进行频率解析，由此计算频谱；谱校正部332，其使用存储在存储部38中的基准数据来校正由频率解析部331计算出的频谱；以及特征量计算部333，其计算由谱校正部332进行校正所得到的频谱的特征量。运算部33使用CPU等通用处理器或FPGA、ASIC等执行特定功能的各种运算电路等专用处理器来构成。

[0047] 频率解析部331以规定的时间间隔对由发送接收部31生成的各声线的RF数据(线数据)进行采样，来生成采样数据。频率解析部331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”是指通过对采样数据群实施FFT处理而得到的“某接收深度 z 处的强度的频率分布”。另外，在此所说的“强度”是指例如回波信号的电压、回波信号的功率、超声波回波的声压、超声波回波的声能等参数、这些参数的振幅、时间积分值及其组合中的任一个。

[0048] 图2是示意性地示出基于来自散射体的超声波而计算出的频谱的一例的图。例如，通过频率解析部331得到例如图2所示的频谱 C_{10} 。该频谱 C_{10} 对应于后述的散射体 Q_A 。在图2中，横轴为频率 f 。另外，在图2中，纵轴是强度 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) $I=10\log_{10}(I_0/I_c)$ 。此外，在本实施方式中，曲线和直线由离散的点的集合构成。

[0049] 一般来说，在被检体是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。这是由于，频谱与使超声波散射的散射体的大小、数密度、声阻抗等具有相关性。在此所说的“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。

[0050] 谱校正部332使用与被检体相应的基准数据，来分别校正由频率解析部331计算出的多个频谱。在本实施方式1中，谱校正部332基于手术者等用户经由输入部36指定的被检体的类别，参照存储部38来选择基准数据。在本实施方式1中，基准数据是对从对应的被检体得到的超声波的频率进行解析所得到的频谱。

[0051] 在此，被检体的频谱的频率特性(波形)根据该物体的构造(存在于生物体组织中的散射体的大小、密度)不同而不同。图3A是示出散射体的一例的图。图3B是说明在本发明的实施方式1所涉及的超声波观测装置所进行的频谱的校正处理中使用的基准数据的一例的图，是示出基于图3A所示的散射体散射或反射后的超声波的基准数据的图。图4A是示出散射体的一例的图。图4B是说明在本发明的实施方式1所涉及的超声波观测装置所进行的频谱的校正处理中使用的基准数据的一例的图，是示出基于图4A所示的散射体散射或反射后的超声波的基准数据的图。图3A和图4A是示意性地示出互不相同的生物体组织的一部分的图。图3A所示的散射体 Q_A 和图4A所示的散射体 Q_B 是存在于互不相同的生物体组织(脏器)中的散射体，是大小和密度互不相同的散射体。图3B所示的频谱 C_{100} 是基于来自图3A所示的散射体 Q_A 的超声波的频谱。图4B所示的频谱 C_{101} 是基于来自图4A所示的散射体 Q_B 的超声波的频谱。基准谱 C_{100} 、 C_{101} 是对所对应的生物体组织即正常状态的生物体组织的散射体散射后的超声波的频率进行解析而得到的频谱。

[0052] 在图3B和图4B中，横轴是频率 f 。另外，在图3B和图4B中，纵轴是上述常用对数(用分贝表示) I 。

[0053] 谱校正部332例如在选择了基准谱 C_{100} 的情况下,从基于从被检体的生物体组织得到的超声波的频谱中减去基准谱 C_{100} 。此时,关于使用了基准谱的校正,例如在图3B和图4B所示的例子中,正常的生物体组织的频谱的强度的峰值不依赖于生物体组织的类别而为零。此外,也可以除了减法运算以外,乘以作为基准数据的按每个频率设定的系数来校正频谱。

[0054] 图5是示出由谱校正部332进行校正所得到的校正后的频谱的例子的图。图5示出了对基于来自上述散射体 Q_A 的超声波计算出的频谱进行校正所得到的频谱。在图5中,横轴是频率 f ,纵轴是上述常用对数(用分贝表示) I 。在后面叙述图5所示的直线 L_{100} (以下,也称为回归直线 L_{100})。在图5中用虚线表示的频谱 C_{10} 是基于来自上述散射体 Q_A 的超声波计算出的、频谱校正前的频谱(参照图2)。即,频谱 C_{10}' 是在将频谱 C_{10} 减去所对应的散射体 Q_A 的基准数据(例如如图3B所示的基准数据 C_{100})的情况下得到的。

[0055] 在图5所示的频谱 C_{10}' 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、发送接收部31所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 确定的频带称为“频带F”。

[0056] 特征量计算部333例如在已设定的关心区域(以下有时也称为ROI(Region of Interest))内分别计算由谱校正部332校正后的多个频谱的特征量。在本实施方式1中,设为设定了具有互不相同的区域两个关心区域来进行说明。特征量计算部333具有近似部333a和衰减校正部333b,其中,该近似部333a通过利用直线对校正后的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),该衰减校正部333b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。

[0057] 近似部333a进行规定频带内的频谱的回归分析并利用一次式(回归直线)对频谱进行近似,由此计算对进行了近似的该一次式赋予特征的校正前特征量。例如,在图5所示的频谱 C_{10}' 的情况下,近似部333a在频带F内进行回归分析并利用一次式对频谱 C_{10}' 进行近似,由此获得回归直线 L_{100} 。换言之,近似部333a计算回归直线 L_{100} 的斜率 a_0 、截距 b_0 、以及频带F的中心频率 $f_M = (f_L + f_H) / 2$ 处的回归直线上的值、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。

[0058] 3个校正前特征量中的斜率 a_0 与超声波的散射体的大小具有相关性,一般认为,散射体越大则斜率具有越小的值。另外,截距 b_0 与散射体的大小、声阻抗的差、散射体的数密度(浓度)等具有相关性。具体地说,认为散射体越大则截距 b_0 具有越大的值,声阻抗的差越大则截距 b_0 具有越大的值,散射体的数密度越大则截距 b_0 具有越大的值。频带中心对应强度 c_0 是根据斜率 a_0 和截距 b_0 导出的间接的参数,给出有效频带内的中心处的谱强度。因此,认为频带中心对应强度 c_0 除了与散射体的大小、声阻抗的差、散射体的数密度具有相关性以外,还与B模式图像的亮度具有某种程度的相关性。此外,特征量计算部333也可以通过回归分析来利用二次以上的多项式对频谱进行近似。

[0059] 在此,参照图5~图7对由所使用的基准数据导致的回归直线的差异进行说明。图6是说明使用与散射体不对应的基准数据进行校正所得到的校正后的频谱的图。图7是说明使用与散射体对应的基准数据进行校正所得到的校正后的频谱的图。另外,在图6、7中用虚线表示的频谱 C_{11} 是基于来自上述散射体 Q_B 的超声波而计算出的频谱。

[0060] 在将频谱 C_{10} 减去所对应的散射体 Q_A 的基准数据(例如如图3B所示的基准数据 C_{100})的

情况下,如上所述,得到图5所示的频谱 C_{10}' 。通过利用一次式(回归直线)对该校正后的频谱 C_{10}' 进行近似来得到回归直线 L_{100} 。

[0061] 另外,在将频谱 C_{11} 减去不对应的散射体 Q_A 的基准数据(例如图3B所示的基准数据 C_{100})的情况下,得到图6所示的频谱 C_{11}' 。通过利用一次式(回归直线)对该校正后的频谱 C_{11}' 进行近似来得到回归直线 L_{101} 。

[0062] 另一方面,在将频谱 C_{11} 减去对应的散射体 Q_B 的基准数据(例如图4B所示的基准数据 C_{101})的情况下,得到图7所示的频谱 C_{11}'' 。通过利用一次式(回归直线)对该校正后的频谱 C_{11}'' 进行近似来得到回归直线 L_{102} 。

[0063] 当对回归直线 L_{100} 、 L_{101} 、 L_{102} 进行比较时,使用与对应的散射体相应的基准数据进行校正后的回归直线 L_{100} 、 L_{102} 的斜率、截距、频带中心对应强度理论上为相同的值。另一方面,使用与不对应的散射体相应的基准数据进行校正后的回归直线 L_{101} 与回归直线 L_{100} 、 L_{102} 的斜率、截距、频带中心对应强度为不同的值。如果对不同的生物体组织使用共用的基准数据,则从正常状态的生物体组织的频谱得到的回归直线不同,根据该回归直线计算出的特征量也不同。

[0064] 即使彼此是正常状态的生物体组织,如果斜率、截距、频带中心对应强度为不同的值,则在特征量中判定正常或异常的判定基准不同。在该情况下,必须按每个频谱(在此为频谱 C_{10}' 、 C_{11}')准备判定基准,或者用户必须在画面上基于不同的判定基准进行诊断。

[0065] 在本实施方式1中,由于使用对应的散射体的基准数据来校正频谱,因此即使是基于由不同的散射体散射后的超声波的频谱,也得到能够以相同的判定基准进行诊断的特征量。

[0066] 衰减校正部333b对由近似部333a得到的校正前特征量进行衰减校正。衰减校正部333b根据衰减率对校正前特征量进行衰减校正。通过衰减校正,得到特征量(例如,斜率a、截距b、频带中心对应强度c)。

[0067] 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变换为亮度来进行显示的超声波图像数据(以下,称为B模式图像数据);以及特征量图像数据生成部342,其生成将由衰减校正部333b计算出的特征量与视觉信息建立关联并与B模式图像数据一起显示的特征量图像数据。图像处理部34使用CPU等通用处理器或FPGA、ASIC等执行特定功能的各种运算电路等专用处理器来构成。

[0068] 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、 γ 校正处理等利用了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而确定的数据步长相应的数据的间隔剔除等,由此生成B模式图像数据。B模式图像是使采用RGB颜色系统作为颜色空间的情况下的变量即R(红)、G(绿)、B(蓝)的值一致而得到的灰度等级图像。

[0069] 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进行重新排列以能够在空间上正确地表现扫描范围的坐标变换之后,实施B模式用接收数据间的插值处理,由此填充B模式用接收数据间的空隙,来生成B模式图像数据。B模式图像数据生成部341将所生成的B模式图像数据输出到特征量图像数据生成部342。

[0070] 特征量图像数据生成部342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,由此生成特征量图像数据。特征量图像数据

生成部342分配与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方相对应,由此生成特征量图像。作为与特征量相关联的视觉信息,除了色相以外,例如还能够列举饱和度、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。

[0071] 关心区域设定部35根据预先设定的条件或输入部36受理的指示输入,对数据群设定关心区域。该数据群对应于超声波指导21的扫描面。即,数据群是从扫描面的各位置获取到的点(数据)的集合,该集合中的各点位于与扫描面对应的规定的面上。该关心区域是计算特征量的区域。关心区域的大小例如根据像素的大小来设定。关心区域设定部35使用CPU等通用处理器或FPGA、ASIC等执行特定功能的各种运算电路等专用处理器来构成。

[0072] 此外,关心区域设定部35例如基于经由输入部36输入的设定输入(指示点),来设定用于计算上述特征量的关心区域。关心区域设定部35既可以基于指示点的位置配置预先设定的形状的框,也可以将多个输入点的点群进行连接来形成框。

[0073] 控制部37使用具有运算和控制功能的CPU等通用处理器或FPGA、ASIC等执行特定功能的各种运算电路等专用处理器来构成。控制部37通过从存储部38读出存储部38所存储、保存的信息,并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,来统一控制超声波观测装置3。此外,也可以使用与信号处理部32及运算部33共用的CPU等来构成控制部37。

[0074] 存储部38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38具有存储上述基准数据的基准数据存储部381。

[0075] 存储部38除了存储上述信息以外,例如还存储进行放大处理所需的信息(放大率与接收深度的关系)、进行放大校正处理所需的信息(放大率与接收深度的关系)、进行衰减校正处理所需的信息、进行频率解析处理所需的窗函数(Hamming(汉明窗)、Hanning(汉宁窗)、Blackman(布莱克曼窗)等)的信息等。

[0076] 另外,存储部38存储包括用于执行超声波观测装置3的工作方法的工作程序在内的各种程序。工作程序也能够记录于硬盘、快闪存储器、CD-ROM、DVD-ROM、软盘等计算机可读取的记录介质来广泛地流通。此外,也能够通过经由通信网络进行下载来获取上述的各种程序。关于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。

[0077] 关于具有以上结构的存储部38,使用预先安装有各种程序等的ROM(Read Only Memory:只读存储器)和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。

[0078] 图8是示出具有以上结构的超声波观测装置3所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接收作为由超声波振子21得到的观测对象的测定结果的回波信号(步骤S1)。

[0079] 接着,B模式图像数据生成部341使用由发送接收部31接收到的回波信号来生成B模式图像数据并输出到显示装置4(步骤S2)。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S3)。

[0080] 之后,频率解析部331通过进行基于FFT运算的频率解析来针对所有的采样数据群

计算频谱(步骤S4)。频率解析部331对解析对象区域内的各声线进行多次FFT运算。FFT运算的结果与接收深度及接收方向一起被存储在存储部38中。

[0081] 此外,在步骤S4中,频率解析部331既可以对接收到超声波信号的所有区域进行频率解析处理,也可以仅在所设定的关心区域内进行频率解析处理。

[0082] 继步骤S4的频率解析处理之后,谱校正部332对计算出的频谱进行校正(步骤S5~S6)。

[0083] 首先,谱校正部332参照基准数据存储部381来选择与由用户指定的被检体的类别(例如生物体组织)对应的基准数据(步骤S5)。

[0084] 谱校正部332使用所选择出的基准数据来校正在步骤S4中计算出的各频谱(步骤S6)。谱校正部332通过上述的减法运算或系数乘法运算来校正频谱。通过谱校正部332的校正,例如得到图5所示的频谱 C_{10}' 。

[0085] 之后,特征量计算部333针对校正后的各频谱分别计算校正前特征量,针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,由此计算各频谱的校正特征量(步骤S7~S8)。

[0086] 在步骤S7中,近似部333a对由频率解析部331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通过对各频谱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5所示的回归直线 L_{100} 是近似部333a通过对频带F的频谱 C_{10}' 进行回归分析而近似得到的回归直线。

[0087] 接着,衰减校正部333b利用衰减率对由近似部333a对各频谱进行近似所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到存储部38中(步骤S8)。

[0088] 之后,特征量图像数据生成部342按照与在步骤S8中计算出的特征量相关联的视觉信息、即预先设定的配色条件,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,由此生成特征量图像数据(步骤S9)。

[0089] 之后,显示装置4在控制部37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相对应的特征量图像(步骤S10)。图9是示意性地示出显示装置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具有用于显示对B模式图像叠加与特征量有关的视觉信息所得到的图像的叠加图像显示部202以及用于显示观测对象(被检体)的识别信息等的信息显示部203。

[0090] 在以上说明的本发明的实施方式1中,预先准备与生物体组织的类别(例如脏器等散射体的类别)对应的基准数据,利用该基准数据对被检体的频谱进行校正。根据本实施方式1,通过利用各基准数据进行校正,各类别的频谱被调整为强度类似的谱,近似部333a所进行的一次近似的特征量的可取范围一致,因此能够不依赖于该被检体的类别而统一解析从频谱得到的被检体的特性。例如,即使在被检体的类别不同的情况下,校正后的频谱也不依赖于生物体组织的类别而成为相同的波形(例如,参照图5、图7),其结果,生物体组织的特性(例如良性、恶性)的判定基准相同,能够统一地进行解析。进一步地,即使在同一图像中存在不同类别的被检体的情况下,也能够不改变基准地解析各被检体。

[0091] (实施方式2)

[0092] 图10是示出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:超声波内窥镜2(超声波探头),其向被检体发送超声波,接收由该被检体反射的超声波;超声波观测装置3A,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3A生成的超声波图像。本实施方式2所涉及的超声波观测系统1A除了将上述超声波观测系统1的超声波观测装置3变为超声波观测装置3A以外,其它结构与上述超声波观测系统1的结构相同。以下,对结构与实施方式1不同的超声波观测装置3A进行说明。

[0093] 超声波观测装置3A除了将上述超声波观测装置3的结构中的运算部33替换为运算部33A、将存储部38替换为存储部38A以外,其它结构相同。另外,运算部33A除了具备上述的运算部33的结构以外,还具备脏器判定部334。以下,对结构与上述实施方式1不同的存储部38A和脏器判定部334及其处理进行说明。此外,脏器判定部334相当于类别判定部。

[0094] 存储部38A除了具备上述存储部38的结构以外,还具备脏器判定用数据存储部382。脏器判定用数据存储部382存储用于脏器判定部334根据所输入的数据来判定脏器的数据,例如存储谱数据、强度的分布等脏器判定用数据。

[0095] 脏器判定部334使用所输入的数据和脏器判定用数据存储部382的脏器判定用数据来判定作为信息而包含在所输入的数据中的脏器。例如在被输入了频谱的情况下,脏器判定部334通过参照脏器判定用数据存储部382同与各类别对应的频谱和模式进行比较来判定脏器。此外,脏器判定部334除了根据频谱来判定脏器以外,也可以使用B模式图像的值(上述的亮度或RGB的值)来判定脏器。

[0096] 在本实施方式2中,超声波观测装置3与实施方式1(参照图8)同样地进行处理。此时,在实施方式2中,在步骤S5中选择基准数据时,由脏器判定部334执行脏器判定处理,基于其判定结果来选择基准数据。

[0097] 在以上所说明的实施方式2中,自动判别脏器,根据与判别出的该脏器对应的基准数据来校正频谱,因此能够恰当地判定难以识别的脏器,另外,即使用户是初学者也能够恰当地选择基准数据。在本实施方式2中,也能够不依赖于该被检体的类别而统一解析从频谱得到的被检体的特性。

[0098] (实施方式2的变形例1)

[0099] 接着,参照图11来说明实施方式2的变形例1。图11是说明本发明的实施方式2的变形例1所涉及的超声波观测装置所进行的脏器判定处理的图。此外,本变形例1所涉及的超声波观测系统的结构与上述实施方式2所涉及的超声波观测系统1A的结构相同,因此省略说明。以下,对与实施方式2不同的处理进行说明。

[0100] 在本变形例1中,针对由用户设定了关心区域的部位进行脏器判定,并选择基准数据。用户在B模式图像中设定要进行脏器判定的关心区域。在图11中,示出针对生物体组织 B_1 、 B_2 的各生物体组织设定了包围各生物体组织的关心区域 R_1 、 R_2 的例子。

[0101] 脏器判定部334对存在于所设定的关心区域(关心区域 R_1 、 R_2)的内部的脏器进行判定。与实施方式2同样地,脏器判定部334参照脏器判定用数据存储部382来判定脏器。谱校正部332选择与在关心区域 R_1 、 R_2 中分别判定出的脏器对应的基准数据,使用对应的基准数据来校正正在各关心区域中计算出的频谱。之后,特征量计算部333与实施方式1同样地计算特征量。

[0102] 在以上所说明的变形例1中,即使在同一显示图像内包含类别不同的生物体组织,也能够进行脏器判定并选择恰当的基准数据。根据本变形例1,即使在同一显示图像内包含类别不同的生物体组织的情况下,也能够不依赖于该被检体的类别而统一解析从频谱得到的被检体的特性。另外,如果基准数据不依赖于生物体组织的类别而为相同数据,则生物体组织之间的基准不同,用户需要一边在头脑中切换各个基准一边进行良性、恶性的判定,但在本变形例中,由于基准被统一,因此不切换基准就能够判定良性、恶性。

[0103] 此外,在上述变形例1中,除了由脏器判定部334判定脏器以外,也可以设为以下结构:输入部36按每个关心区域接收与存在于各关心区域内的脏器的类别(观测对象的类别)有关的信息,谱校正部332选择与接收到的信息相应的基准数据来校正频谱。此时的结构与实施方式1所涉及的超声波观测系统1的结构相同。

[0104] (实施方式2的变形例2)

[0105] 接着,参照图12对实施方式2的变形例2进行说明。图12是说明本发明的实施方式2的变形例2所涉及的超声波观测装置所进行的脏器判定处理的图。此外,本变形例2所涉及的超声波观测系统的结构与上述实施方式2所涉及的超声波观测系统1A的结构相同,因此省略说明。以下,对与实施方式2不同的处理进行说明。

[0106] 在本变形例2中,对B模式图像进行分割,按分割出的每个区域进行脏器判定,并选择基准数据。此时,用户例如输入B模式图像的分割数等。在图12中,示出了将B模式图像4分割的例子。

[0107] 脏器判定部334对存在于分割出的各分割区域(分割区域 $R_{11} \sim R_{14}$)的内部的脏器进行判定。与实施方式2同样地,脏器判定部334参照脏器判定用数据存储部382,按每个分割区域判定脏器。谱校正部332选择与在各分割区域中分别判定出的脏器对应的基准数据,使用对应的基准数据来校正正在各分割区域中计算出的频谱。之后,特征量计算部333与实施方式1同样地计算特征量。

[0108] 在以上所说明的变形例2中,即使在同一显示图像内包含类别不同的生物体组织,也能够按每个分割区域进行脏器判定并选择恰当的基准数据。根据变形例2,即使在同一显示图像内包含类别不同的生物体组织的情况下,也能够不依赖于该被检体的类别而统一解析从频谱得到的被检体的特性。

[0109] 此外,在变形例2中说明了将B模式图像4分割的例子,但分割数也可以是4以外的数。为了提高脏器判定的精度,优选增大分割数来详细地进行脏器判定。另外,在变形例2中设为B模式图像呈矩形的外缘形状来进行了说明,但也可以与超声波的扫描区域相应地将B模式图像设为扇形并对其进行分割。

[0110] 到此为止,说明了用于实施本发明的方式,但本发明不应该仅由上述实施方式限定。本发明能够包括在此没有记载的各种实施方式等。在上述实施方式1、2中,作为超声波探头,也可以应用从被检体的体表照射超声波的体外式超声波探头。体外式超声波探头通常在观察腹部脏器(肝脏、胆囊、膀胱)、乳房(特别是乳腺)、甲状腺时使用。

[0111] 产业上的可利用性

[0112] 以上所说明的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不依赖于该观测对象的类别而统一解析从频谱得到的观测对象的特性是有用的。

[0113] 附图标记说明

[0114] 1、1A:超声波观测系统;2:超声波内窥镜;3、3A:超声波观测装置;4:显示装置;21:超声波振子;31:发送接收部;32:信号处理部;33、33A:运算部;34:图像处理部;35:关心区域设定部;36:输入部;37:控制部;38:存储部;201:特征量图像;202:叠加图像显示部;203:信息显示部;331:频率解析部;332:谱校正部;333:特征量计算部;333a:近似部;333b:衰减校正部;334:脏器判定部;341:B模式图像数据生成部;342:特征量图像数据生成部;381:基准数据存储部;382:脏器判定用数据存储部; C_{10} 、 C_{10}' 、 C_{11} 、 C_{11}' 、 C_{11}'' :频谱。

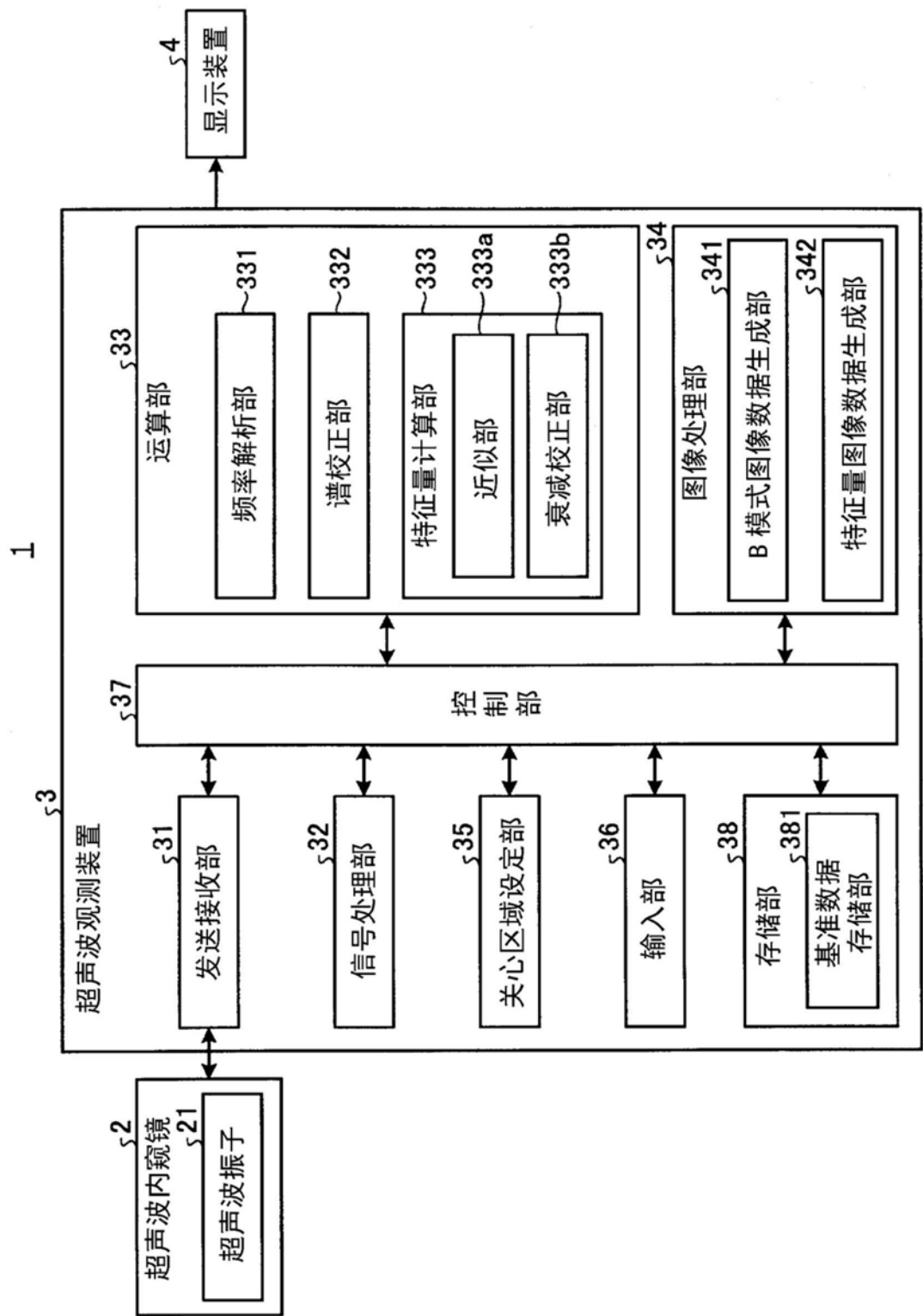


图1

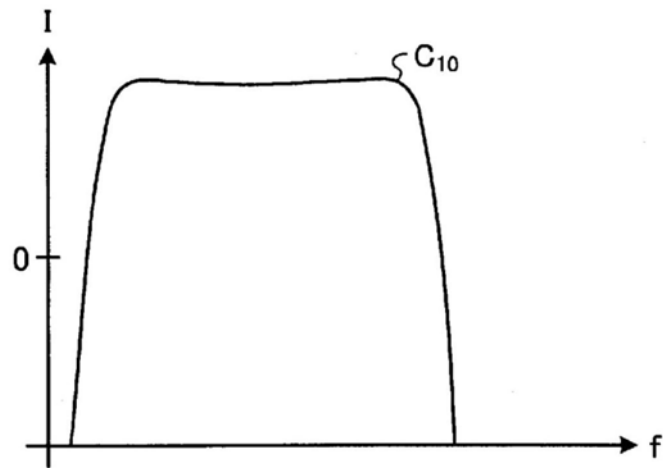


图2

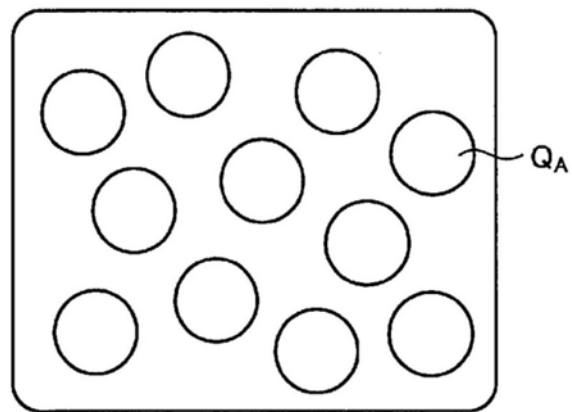


图3A

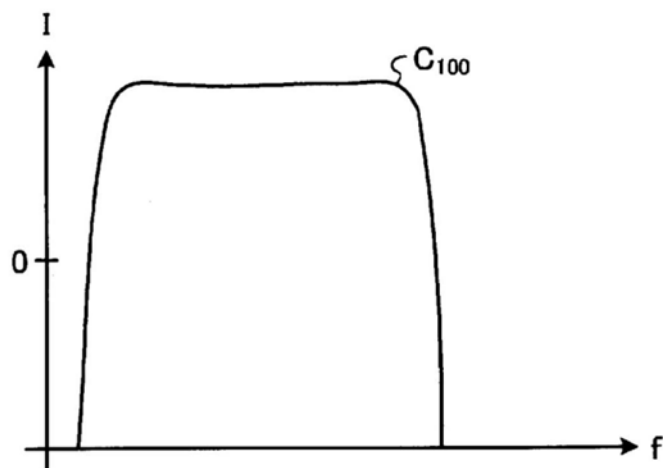


图3B

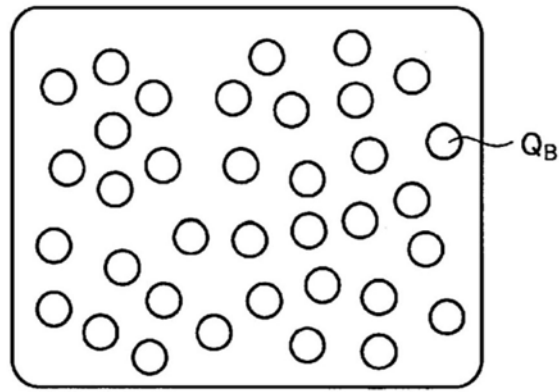


图4A

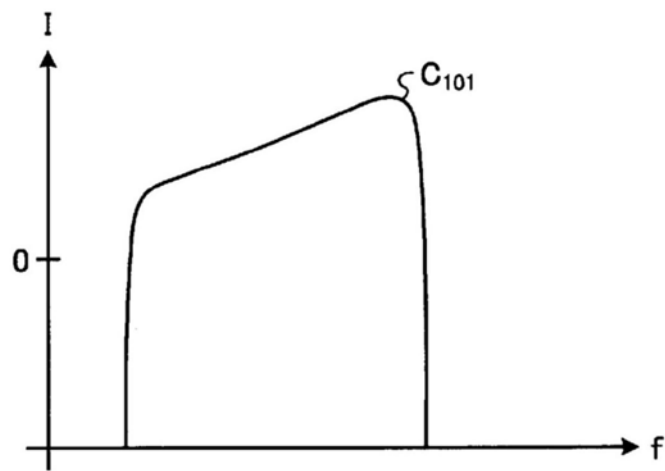


图4B

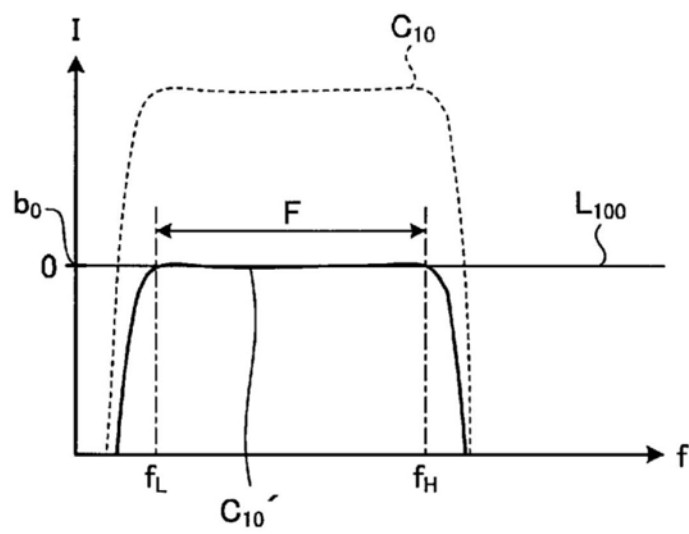


图5

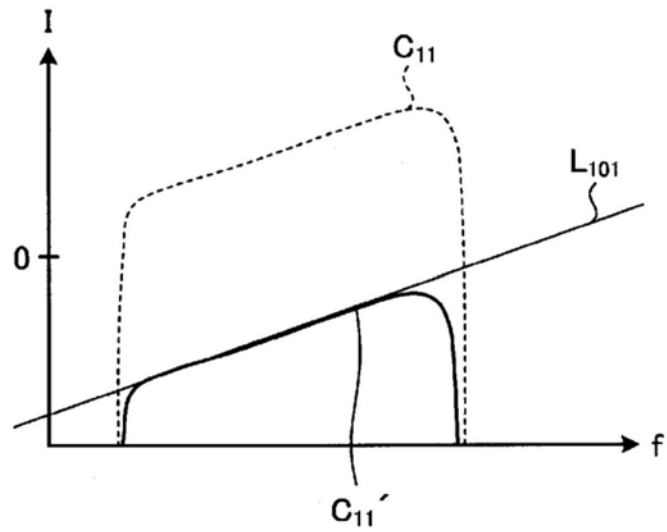


图6

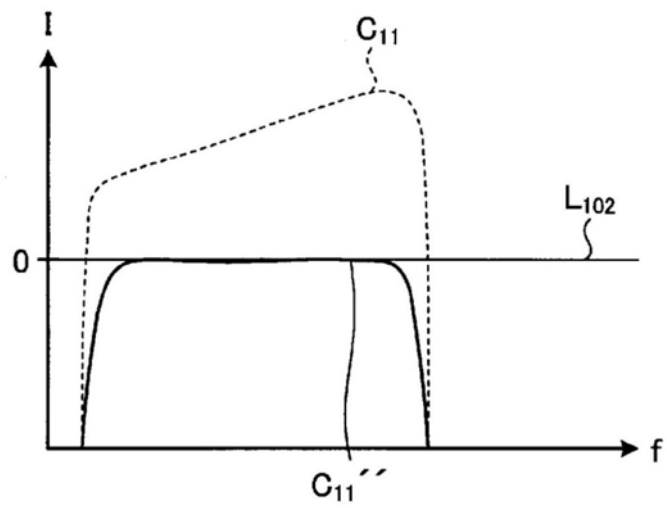


图7

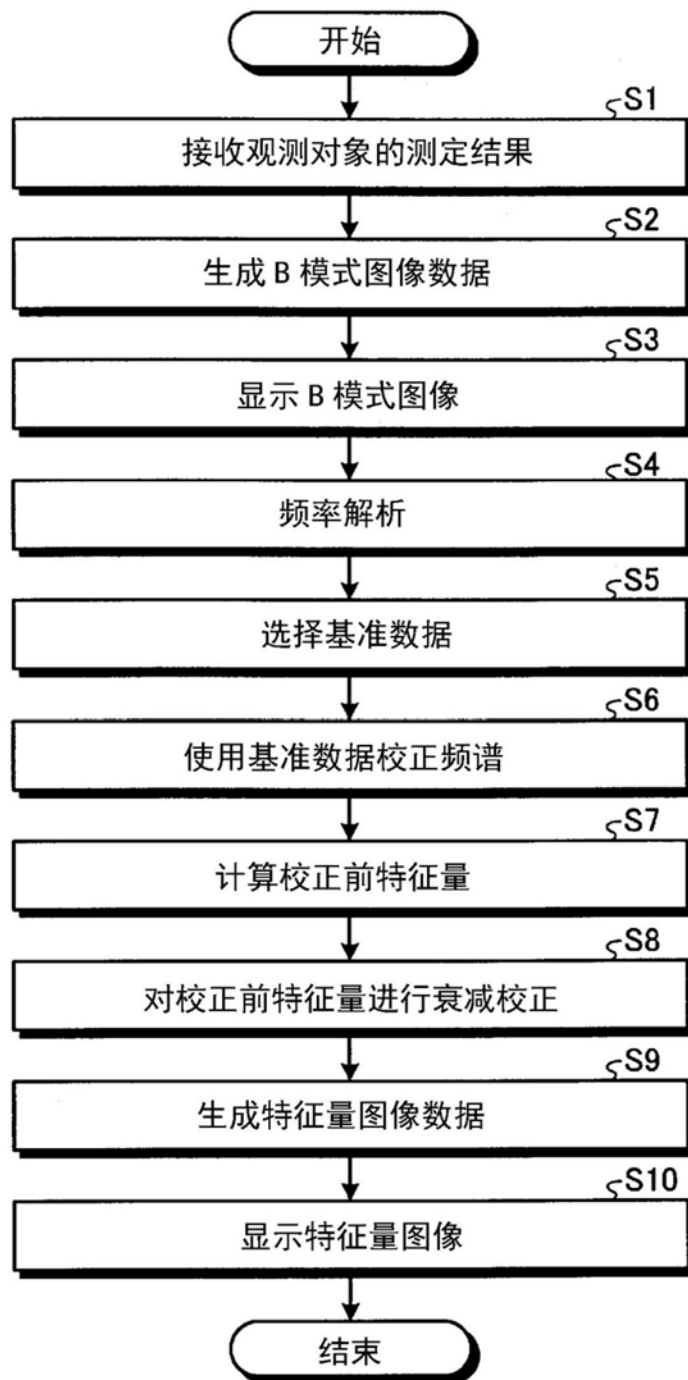


图8

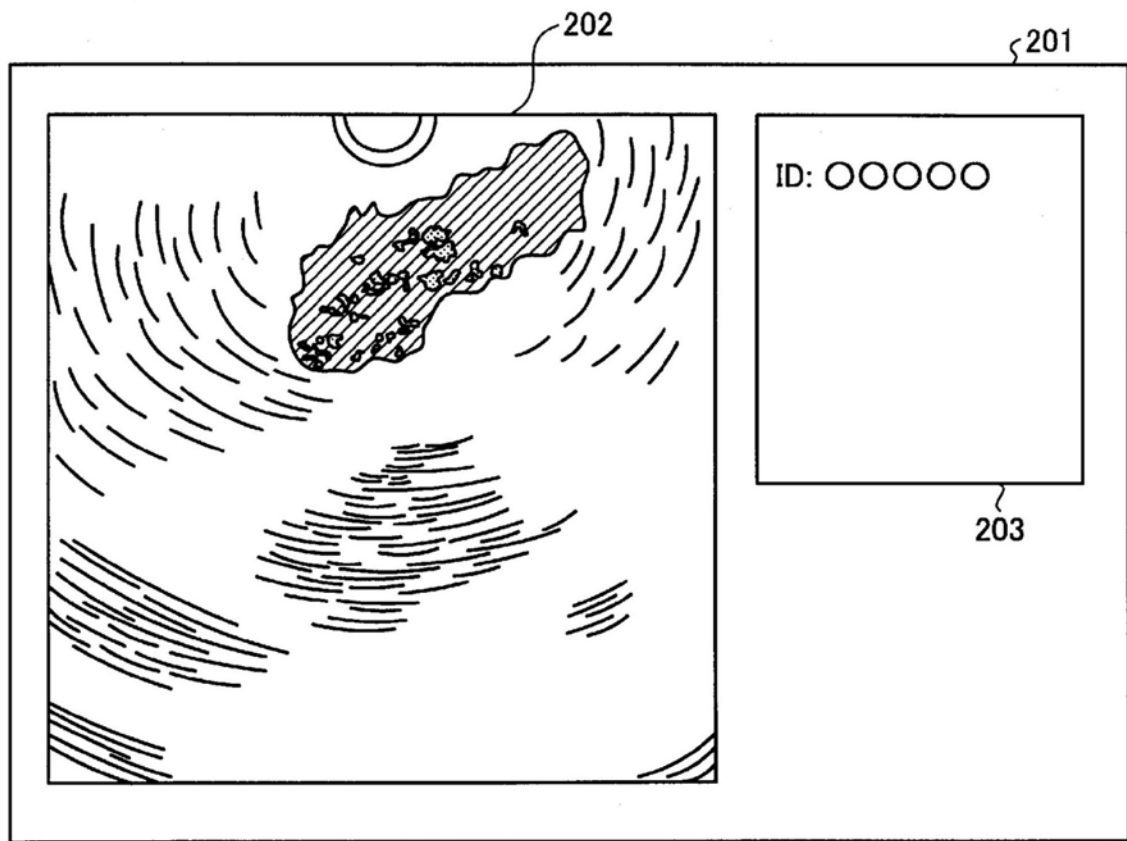


图9

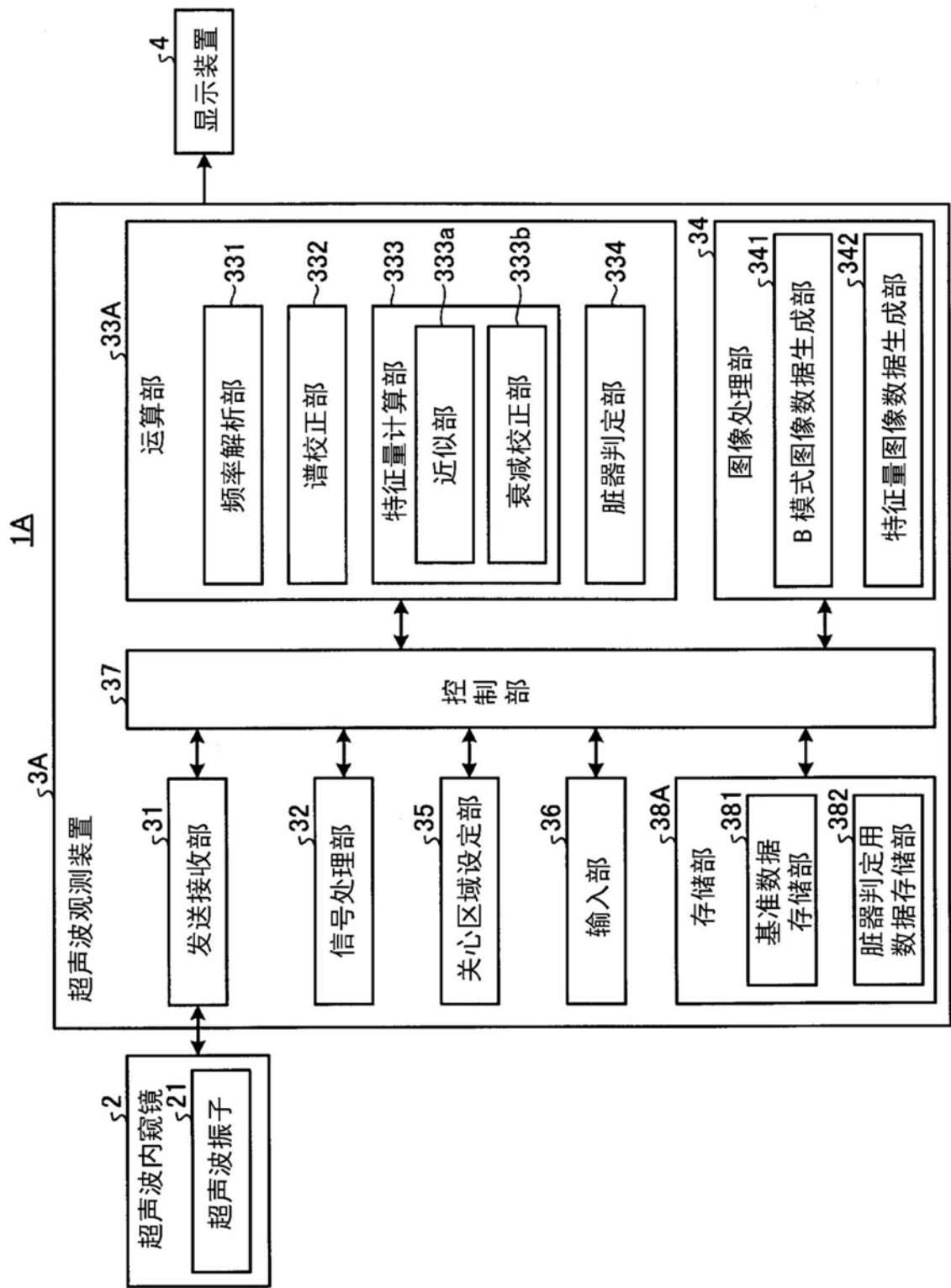


图10

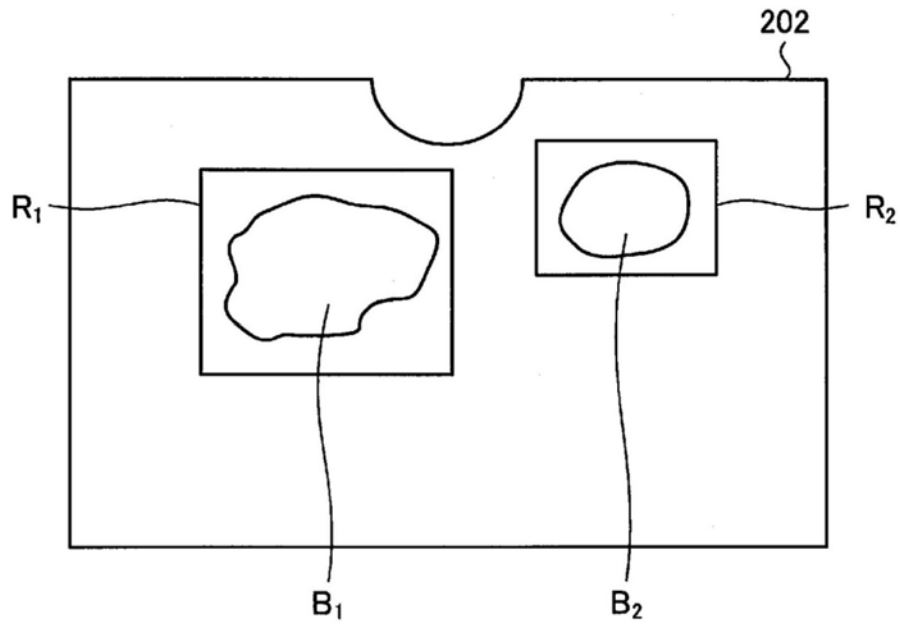


图11

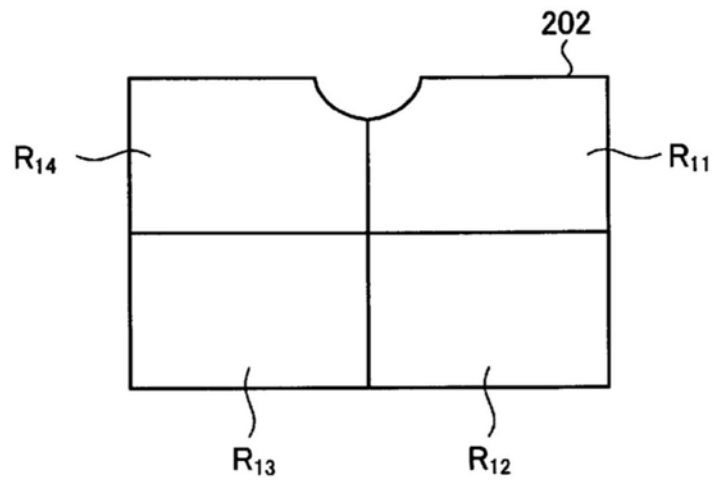


图12