



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109069118 A

(43)申请公布日 2018.12.21

(21)申请号 201780023158.2

(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 2017.02.03

代理人 刘新宇

(30)优先权数据

2016-025217 2016.02.12 JP

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.10.11

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2017/003973 2017.02.03

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/138454 JA 2017.08.17

(71)申请人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72)发明人 三宅达也

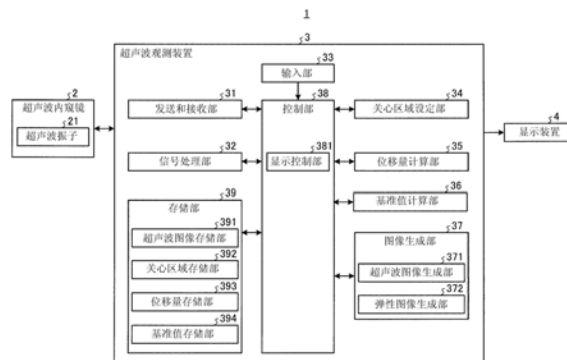
权利要求书2页 说明书11页 附图15页

(54)发明名称

超声波观测装置、超声波观测装置的工作方法以及超声波观测装置的工作程序

(57)摘要

超声波观测装置(1)具备:超声波图像生成部(371),其基于超声波信号来生成超声波图像的数据;关心区域设定部(34),其在接收到将显示装置(4)中的显示设为静止图像的定格指示信号的输入的情况下,设定在超声波图像内预先设定的第一关心区域和至少包含第一关心区域的多个第二关心区域;基准值计算部(36),其分别计算与第一关心区域及多个第二关心区域的超声波信号相应的基准值;以及弹性图像生成部(372),其设定第一关心区域的基准值与第二关心区域的基准值具有规定的相关性且第二关心区域最大的显示关心区域,并生成具有与该显示关心区域的硬度相应的显示方式的弹性图像的数据。由此,提供一种能够在超声波弹性成像中抑制对由用户设定的关心区域内的弹性图像的色调造成的影响并且扩大弹性图像的着色区域的超声波观测装置。



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

超声波图像生成部,其基于所述超声波信号来生成超声波图像的数据;

关心区域设定部,其在接收到将显示装置中的显示设为静止图像的定格指示信号的输入的情况下,设定在所述超声波图像内预先设定的第一关心区域和至少包含所述第一关心区域的多个第二关心区域;

基准值计算部,其分别计算与所述第一关心区域和多个所述第二关心区域的所述超声波信号相应的基准值;以及

弹性图像生成部,其设定所述第一关心区域的所述基准值与所述第二关心区域的所述基准值具有规定的相关性且所述第二关心区域最大的显示关心区域,并生成具有与该显示关心区域的硬度相应的显示方式的弹性图像的数据。

2. 根据权利要求1所述的超声波观测装置,其特征在于,

所述规定的相关性是所述第一关心区域的所述基准值与所述第二关心区域的所述基准值的比或差处于规定的范围内的关系。

3. 根据权利要求1或2所述的超声波观测装置,其特征在于,

所述关心区域设定部按照规定的规则从所述超声波图像内的具有最大的区域的所述第二关心区域排除区域的一部分来逐次设定所述第二关心区域,

所述基准值计算部逐次计算由所述关心区域设定部设定的所述第二关心区域的所述基准值,

所述弹性图像生成部将所述第一关心区域的所述基准值与所述第二关心区域的所述基准值逐次进行比较,在所述第一关心区域的所述基准值与所述第二关心区域的所述基准值具有规定的相关性的情况下,将该时间点的所述第二关心区域设定为所述显示关心区域。

4. 根据权利要求3所述的超声波观测装置,其特征在于,

所述关心区域设定部从相对于所述第一关心区域来说更远的区域起依次进行排除来设定所述第二关心区域。

5. 根据权利要求3或4所述的超声波观测装置,其特征在于,

所述关心区域设定部将构成所述超声波图像的沿着所述超声波振子的声线的区域和构成所述超声波图像的沿着所述超声波振子的扫描方向的区域依次排除来设定所述第二关心区域。

6. 根据权利要求1~5中的任一项所述的超声波观测装置,其特征在于,

还具备平均图像生成部,该平均图像生成部在接收到生成对多个超声波图像进行加法平均得到的平均图像的平均指示信号的输入时,生成所述平均图像的数据,

所述关心区域设定部针对所述多个超声波图像的各超声波图像设定所述第一关心区域和多个所述第二关心区域,

所述弹性图像生成部将所述各超声波图像中的所述第一关心区域的所述基准值与所述各超声波图像中的所述第二关心区域的所述基准值具有所述规定的相关性且所述第二关心区域最大的区域设定为第三关心区域,将各所述第三关心区域互相重叠的区域所对应

的所述平均图像内的区域设定为所述显示关心区域。

7. 根据权利要求1所述的超声波观测装置,其特征在於,

所述关心区域设定部按照规定的规则从所述第一关心区域起将区域的一部分扩大来设定所述第二关心区域。

8. 根据权利要求1~7中的任一项所述的超声波观测装置,其特征在於,

所述规定的相关性是所述第一关心区域的所述基准值与所述第二关心区域的所述基准值之差处于规定的范围内的关系,

所述弹性图像生成部根据所述第一关心区域的所述基准值来变更所述规定的范围。

9. 根据权利要求1~8中的任一项所述的超声波观测装置,其特征在於,

所述基准值是与所述超声波信号相应的统计量。

10. 一种超声波观测装置的工作方法,该超声波观测装置基于由具备超声波振子的超声波探头获取到的超声波信号来进行观测,该超声波振子向观测对象发送超声波,接收由该观测对象反射的超声波,所述超声波观测装置的工作方法的特征在於,包括以下步骤:

关心区域设定步骤,在接收到将显示装置中的显示设为静止图像的定格指示信号的输入的情况下,关心区域设定部设定在基于所述超声波信号生成的超声波图像内预先设定的第一关心区域和至少包含所述第一关心区域的多个第二关心区域;

基准值计算步骤,基准值计算部分别计算与所述第一关心区域及多个所述第二关心区域的所述超声波信号相应的基准值;以及

弹性图像生成步骤,弹性图像生成部设定所述第一关心区域的所述基准值与所述第二关心区域的所述基准值具有规定的相关性且所述第二关心区域最大的显示关心区域,并生成具有与该显示关心区域的硬度相应的显示方式的弹性图像的数据。

11. 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具备超声波振子的超声波探头获取到的超声波信号来进行观测,该超声波振子向观测对象发送超声波,接收由该观测对象反射的超声波,该超声波观测装置的工作程序的特征在於,使超声波观测装置执行以下步骤:

关心区域设定步骤,在接收到将显示装置中的显示设为静止图像的定格指示信号的输入的情况下,关心区域设定部设定在基于所述超声波信号生成的超声波图像内预先设定的第一关心区域和至少包含所述第一关心区域的多个第二关心区域;

基准值计算步骤,基准值计算部分别计算与所述第一关心区域及多个所述第二关心区域的所述超声波信号相应的基准值;以及

弹性图像生成步骤,弹性图像生成部设定所述第一关心区域的所述基准值与所述第二关心区域的所述基准值具有规定的相关性且所述第二关心区域最大的显示关心区域,并生成具有与该显示关心区域的硬度相应的显示方式的弹性图像的数据。

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观测作为观测对象的组织的超声波观测装置、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,作为使用超声波诊断观察对象的技术,已知一种超声波弹性成像(例如,参照专利文献1)。超声波弹性成像是一种利用生物体内的癌、肿瘤组织的硬度根据疾病的发展状况、生物体的不同而不同的原理的技术。在该技术中,将规定的关心区域(ROI:Region of Interest)内的生物体组织的位移量的平均值设为基准值来进行着色,由此生成将与生物体组织的硬度有关的信息进行图像化而得到的弹性图像。

[0003] 在超声波弹性成像中,用户根据观察内容来设定关心区域。在以往的超声波弹性成像中,一般仅对由用户设定的关心区域实施着色。

[0004] 专利文献1:日本专利第5465671号公报

发明内容

[0005] 发明要解决的问题

[0006] 另外,对于医生等用户来说,优选的是,在使用超声波弹性成像进行诊断时能够获知与尽量宽的区域生物体组织的硬度有关的信息。然而,当将着色的区域从关心区域扩大为更宽的区域时,作为该区域的位移量的平均值的基准值发生变化。其结果,存在以下问题:有时弹性图像整体的色调变化,用户反而难以观察。

[0007] 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在超声波弹性成像中抑制对由用户设定的关心区域内的弹性图像的色调造成的影响,并且能够扩大弹性图像的被着色的区域的超声波观测装置、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] 为了解决上述问题来实现目的,本发明的一个方式所涉及的超声波观测装置基于由具备超声波振子的超声波探头获取到的超声波信号来进行观测,该超声波振子向观测对象发送超声波,接收由该观测对象反射的超声波,所述超声波观测装置的特征在于,具备:超声波图像生成部,其基于所述超声波信号来生成超声波图像的数据;关心区域设定部,其在接收到将显示装置中的显示设为静止图像的定格指示信号的输入的情况下,设定在所述超声波图像内预先设定的第一关心区域和至少包含所述第一关心区域的多个第二关心区域;基准值计算部,其分别计算与所述第一关心区域和多个所述第二关心区域的所述超声波信号相应的基准值;以及弹性图像生成部,其设定所述第一关心区域的所述基准值与所述第二关心区域的所述基准值具有规定的相关性且所述第二关心区域最大的显示关心区域,并生成具有与该显示关心区域的硬度相应的显示方式的弹性图像的数据。

[0010] 另外,本发明的一个方式所涉及的超声波观测装置的特征在于,所述规定的相关性是所述第一关心区域的所述基准值与所述第二关心区域的所述基准值的比或差处于规定的范围内的关系。

[0011] 另外,本发明的一个方式所涉及的超声波观测装置的特征在于,所述关心区域设定部按照规定的规则从所述超声波图像内的具有最大的区域的所述第二关心区域排除区域的一部分来逐次设定所述第二关心区域,所述基准值计算部逐次计算由所述关心区域设定部设定的所述第二关心区域的所述基准值,所述弹性图像生成部将所述第一关心区域的所述基准值与所述第二关心区域的所述基准值逐次进行比较,在所述第一关心区域的所述基准值与所述第二关心区域的所述基准值具有规定的相关性的情况下,将该时间点的所述第二关心区域设定为所述显示关心区域。

[0012] 另外,本发明的一个方式所涉及的超声波观测装置的特征在于,所述关心区域设定部从相对于所述第一关心区域来说更远的区域起依次进行排除来设定所述第二关心区域。

[0013] 另外,本发明的一个方式所涉及的超声波观测装置的特征在于,所述关心区域设定部将构成所述超声波图像的沿着所述超声波振子的声线的区域和构成所述超声波图像的沿着所述超声波振子的扫描方向的区域依次排除来设定所述第二关心区域。

[0014] 另外,本发明的一个方式所涉及的超声波观测装置的特征在于,还具备平均图像生成部,该平均图像生成部在接收到生成对多个超声波图像进行加法平均得到的平均图像的平均指示信号的输入时,生成所述平均图像的数据,所述关心区域设定部针对所述多个超声波图像的各超声波图像设定所述第一关心区域和多个所述第二关心区域,所述弹性图像生成部将所述各超声波图像中的所述第一关心区域的所述基准值与所述各超声波图像中的所述第二关心区域的所述基准值具有所述规定的相关性且所述第二关心区域最大的区域设定为第三关心区域,将各所述第三关心区域互相重叠的区域所对应的所述平均图像内的区域设定为所述显示关心区域。

[0015] 另外,本发明的一个方式所涉及的超声波观测装置的特征在于,所述关心区域设定部按照规定的规则从所述第一关心区域起将区域的一部分扩大来设定所述第二关心区域。

[0016] 另外,本发明的一个方式所涉及的超声波观测装置的特征在于,所述规定的相关性是所述第一关心区域的所述基准值与所述第二关心区域的所述基准值之差处于规定的范围内的关系,所述弹性图像生成部根据所述第一关心区域的所述基准值来变更所述规定的范围。

[0017] 另外,本发明的一个方式所涉及的超声波观测装置的特征在于,所述基准值是与所述超声波信号相应的统计量。

[0018] 另外,关于本发明的一个方式所涉及的超声波观测装置的工作方法,该超声波观测装置基于由具备超声波振子的超声波探头获取到的超声波信号来进行观测,该超声波振子向观测对象发送超声波,接收由该观测对象反射的超声波,所述超声波观测装置的工作方法的特征在于,包括以下步骤:关心区域设定步骤,在接收到将显示装置中的显示设为静止图像的定格指示信号的输入的情况下,关心区域设定部设定在基于所述超声波信号生成的超声波图像内预先设定的第一关心区域和至少包含所述第一关心区域的多个第二关心

区域;基准值计算步骤,基准值计算部分别计算与所述第一关心区域及多个所述第二关心区域的所述超声波信号相应的基准值;以及弹性图像生成步骤,弹性图像生成部设定所述第一关心区域的所述基准值与所述第二关心区域的所述基准值具有规定的相关性且所述第二关心区域最大的显示关心区域,并生成具有与该显示关心区域的硬度相应的显示方式的弹性图像的数据。

[0019] 另外,关于本发明的一个方式所涉及的超声波观测装置的工作程序,该超声波观测装置基于由具备超声波振子的超声波探头获取到的超声波信号来进行观测,该超声波振子向观测对象发送超声波,接收由该观测对象反射的超声波,该超声波观测装置的工作程序的特征在于,使超声波观测装置执行以下步骤:关心区域设定步骤,在接收到将显示装置中的显示设为静止图像的定格指示信号的输入的情况下,关心区域设定部设定在基于所述超声波信号生成的超声波图像内预先设定的第一关心区域和至少包含所述第一关心区域的多个第二关心区域;基准值计算步骤,基准值计算部分别计算与所述第一关心区域及多个所述第二关心区域的所述超声波信号相应的基准值;以及弹性图像生成步骤,弹性图像生成部设定所述第一关心区域的所述基准值与所述第二关心区域的所述基准值具有规定的相关性且所述第二关心区域最大的显示关心区域,并生成具有与该显示关心区域的硬度相应的显示方式的弹性图像的数据。

[0020] 发明的效果

[0021] 根据本发明,能够实现一种能够在超声波弹性成像中抑制对由用户设定的关心区域内的弹性图像的色调造成的影响,并且能够扩大弹性图像的被着色的区域的超声波观测装置、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。

附图说明

[0022] 图1是示意性地表示具备本发明的实施方式1所涉及的超声波观测装置的超声波诊断系统的结构的图。

[0023] 图2是表示由本发明的实施方式1所涉及的超声波观测装置进行的处理的概要的流程图。

[0024] 图3是表示第一ROI的弹性图像在显示装置中的显示例的图。

[0025] 图4是表示各像素的位移量的图。

[0026] 图5是表示第二ROI的设定方法的一例的图。

[0027] 图6是表示第二ROI的设定方法的一例的图。

[0028] 图7是表示第二ROI的设定方法的一例的图。

[0029] 图8是表示第二ROI的设定方法的一例的图。

[0030] 图9是表示显示关心区域的弹性图像在显示装置中的显示例的图。

[0031] 图10是示意性地表示具备本发明的实施方式2所涉及的超声波观测装置的超声波诊断系统的结构的图。

[0032] 图11是表示由本发明的实施方式2所涉及的超声波观测装置进行的处理的概要的流程图。

[0033] 图12是表示由本发明的实施方式3所涉及的超声波观测装置进行的处理的概要的流程图。

- [0034] 图13是表示第二ROI的设定方法的一例的图。
[0035] 图14是表示第二ROI的设定方法的一例的图。
[0036] 图15是表示第二ROI的设定方法的一例的图。
[0037] 图16是表示第二ROI的设定方法的一例的图。

具体实施方式

[0038] 以下,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是示意性地表示具备本发明的实施方式1所涉及的超声波观测装置的超声波诊断系统的结构的图。该图所示的超声波诊断系统1具备超声波内窥镜2、超声波观测装置3以及显示装置4。

[0041] 超声波内窥镜2具有超声波振子21,该超声波振子21设置在超声波内窥镜2的前端部,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)并向被检体进行照射,并且将由被检体反射的超声波回波变换为电回波信号(超声波信号)并输出。超声波振子21既可以是电子扫描型,也可以是机械扫描型。关于超声波内窥镜2,例如与被检体的消化管(食道、胃、十二指肠、大肠)、呼吸器官(气管、支气管)等观测对象相应地已知各种类型的超声波内窥镜。

[0042] 超声波内窥镜2也可以还具备:摄像部,其用于拍摄被检体内;以及光导件,其用于从产生在摄像时向被检体照射的照明光的光源装置将该照明光引导至超声波内窥镜2的前端。

[0043] 超声波观测装置3经由超声波线缆与超声波内窥镜2之间发送和接收电信号。超声波观测装置3对从超声波内窥镜2接收到的电回波信号实施规定的处理来生成超声波图像等。超声波观测装置3具备:发送和接收部31,其与超声波振子21之间进行信号的发送和接收;信号处理部32,其根据从发送和接收部31接收到的回波信号来生成数字的接收数据;输入部33,其接收包含超声波观测装置3的动作指示信号在内的各种信息的输入;关心区域设定部34,其设定超声波图像内的关心区域;位移量计算部35,其计算关心区域内的观测点(采样点)处的图像间的位移量;基准值计算部36,其计算基于位移量的基准值;图像生成部37,其生成包含超声波图像和弹性图像在内的各种图像的数据;控制部38,其统一控制超声波诊断系统1整体的动作;以及存储部39,其存储超声波观测装置3进行动作所需要的各种信息。超声波观测装置3能够设定弹性成像模式,在该弹性成像模式下,将与关心区域内的观测对象的相对硬度有关的信息通过颜色等视觉信息进行图像化来进行表现。

[0044] 发送和接收部31基于规定的波形和发送定时向超声波振子21发送脉冲状的发送驱动波信号。另外,发送和接收部31从超声波振子21接收电回波信号。发送和接收部31还具有以下功能:向超声波内窥镜2发送由控制部38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在内的各种信息并向控制部38发送上述各种信息。

[0045] 信号处理部32对回波信号实施带通滤波、包络线检波、对数变换等公知的处理,来生成数字的超声波图像用接收数据(以下,称为接收数据)。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、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来实现。

[0046] 输入部33接收用于指示设定第一关心区域(以下,称为第一ROI)的信号的输入。另外,输入部33接收将显示装置4中的显示设为静止图像的定格指示信号的输入。输入部33使用键盘、鼠标、触摸面板等用户接口来构成。

[0047] 关心区域设定部34基于由输入部33接收到的设定输入来设定第一ROI。另外,当输入部33接收到定格指示信号的输入时,关心区域设定部34设定包含第一ROI的多个第二关心区域(以下,称为第二ROI)。

[0048] 位移量计算部35根据由信号处理部32生成的接收数据来计算与由被检体的搏动导致的加压相应的超声波图像内的观测点(采样点)处的组织的位移量。位移量计算部35通过将例如最新的超声波图像与一帧前生成的超声波图像进行比较来计算该位移量。

[0049] 基准值计算部36分别计算第一ROI和多个第二ROI的与由位移量计算部35计算出的位移量相应的基准值。基准值例如是第一ROI和多个第二ROI的位移量的平均值(统计量)。但是,基准值也可以是最大值、最小值、中央值、最频值等统计量。

[0050] 图像生成部37具有:超声波图像生成部371,其根据接收数据来生成超声波图像的数据;以及弹性图像生成部372,其基于超声波图像内的位移量来生成将与观测对象的组织的硬度有关的信息可视地表现的弹性图像。

[0051] 由超声波图像生成部371生成的超声波图像的数据例如是将振幅变换为亮度的B模式图像数据。

[0052] 弹性图像生成部372依次生成具有与第一ROI的硬度相应的显示方式的弹性图像的数据,直到输入部33接收到定格指示信号的输入为止。当输入部33接收到定格指示信号的输入时,弹性图像生成部372设定第一ROI的基准值与第二ROI的基准值具有规定的相关性且第二ROI最大的显示关心区域。规定的相关性例如是指第一ROI的基准值与第二ROI的基准值之差处于规定的范围内的关系,但也可以设为第一ROI的基准值与第二ROI的基准值之比、之和、之积等具有规定的相关性的关系。而且,弹性图像生成部372生成具有与显示关心区域的硬度相应的显示方式的弹性图像的数据。弹性图像生成部372所生成的弹性图像是通过基于位移量计算部35的计算结果对显示关心区域内的各点赋予颜色、花纹等视觉信息而获得的图像。具体地说,弹性图像生成部372在显示关心区域内对相当于平均的硬度的组织赋予绿色,对比平均硬度硬的组织赋予蓝色调的颜色,对比平均硬度软的组织赋予红色调的颜色,由此生成弹性图像的数据。

[0053] 控制部38具有用于控制显示装置4的显示的显示控制部381。显示控制部381对显示装置4进行控制,以使该显示装置4显示由图像生成部37生成的各种图像。

[0054] 控制部38使用具有运算和控制功能的CPU等通用处理器、或者ASIC或FPGA等专用集成电路等来实现。在控制部38通过通用处理器或FPGA来实现的情况下,从存储部39读出由存储部39存储的各种程序、各种数据,通过执行与超声波观测装置3的动作相关联的各种运算处理来统一控制超声波观测装置3。在控制部38使用ASIC来构成的情况下,既可以单独地执行各种处理,也可以通过使用由存储部39存储的各种数据等来执行各种处理。在本实施方式1中,也能够使用共用的通用处理器或专用集成电路等来构成控制部38、信号处理部32、关心区域设定部34、位移量计算部35、基准值计算部36以及图像生成部37的至少一部

分。

[0055] 存储部39具有:超声波图像存储部391,其至少暂时存储由超声波图像生成部371生成的多个超声波图像的数据;关心区域存储部392,其存储与对超声波图像设定的第一ROI及第二ROI有关的信息;位移量存储部393,其存储由位移量计算部35计算出的位移量;以及基准值存储部394,其存储由基准值计算部36计算出的基准值。预先设定了超声波图像存储部391存储的超声波图像的张数。位移量存储部393对包含位移量计算部35计算位移量时所需要的量的位移量的数据进行存储。基准值存储部394对包含关心区域设定部34执行基准值的比较时所需要的量的基准值的数据进行存储。

[0056] 存储部39对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进行存储。包括工作程序在内的各种程序也能够记录于硬盘、快闪存储器、CD-ROM、DVD-ROM、软盘等计算机可读记录介质中而广泛流通。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。在此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)等来实现,不论有线、无线方式都可以。

[0057] 关于存储部39,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。

[0058] 显示装置4使用液晶或有机EL(Electro Luminescence:电致发光)等构成,接收由超声波观测装置3生成的超声波图像和弹性图像等的图像数据,并显示它们的图像。

[0059] 图2是表示由本发明的实施方式1所涉及的超声波观测装置进行的处理的概要的流程图。图2所示的流程图示出了以下情况下的处理:超声波诊断系统1被设定为弹性成像模式,在发送和接收部31开始进行发送驱动波的发送而超声波振子21开始进行超声波的发送之后,且超声波图像中的第一ROI的设定已完成。

[0060] 首先,发送和接收部31从超声波内窥镜2接收由超声波振子21得到的作为观测对象的测定结果的回波信号(步骤S1)。

[0061] 接着,信号处理部32通过对从超声波振子21接收到的回波信号进行规定的接收处理来生成接收数据(步骤S2)。具体地说,发送和接收部31在对回波信号进行放大(STC校正)之后,实施滤波、A/D变换等处理。

[0062] 之后,超声波图像生成部371使用由信号处理部32生成的接收数据来生成超声波图像的数据并存储于超声波图像存储部391,并且在显示控制部381的控制下将该数据输出到显示装置4(步骤S3)。

[0063] 接着,位移量计算部35计算由关心区域存储部392存储的第一ROI内的观测点处的位移量(步骤S4)。此时,位移量计算部35通过使用最新的超声波图像的数据和由超声波图像存储部391存储的过去的超声波图像的数据来计算各观测点处的位移量。

[0064] 之后,弹性图像生成部372使用步骤S4中的各观测点的位移量的计算结果来生成第一ROI的弹性图像的数据,并将该数据输出到显示装置4(步骤S5)。图3是表示第一ROI的弹性图像在显示装置中的显示例的图。该图所示的弹性图像100将第一ROI 101的内部的每个组织的硬度以能够通过颜色识别的方式进行图像化来显示。在图3中,通过花纹来示意性地表现颜色的不同。在第一ROI 101的右侧显示有表示在弹性图像100中使用的颜色的色标

102。在色标102中,例如越靠上方的颜色,对应于组织越硬的状态。此外,在图3中仅示意性地记载了色标102的一部分。图3所示的区域103是位移量平均的区域。与此相对地,区域104是相对最柔软的区域,区域105是相对最硬的区域。显示装置4将弹性图像100与B模式图像并排地显示。此外,显示装置4也可以将弹性图像100叠加于B模式图像来进行显示。在该情况下,图像生成部37生成在B模式图像上叠加有弹性图像100的图像的数据,在显示控制部381的控制下将该图像的数据输出到显示装置4。

[0065] 在此,控制部38判定输入部33是否接收到定格指示信号的指示输入(步骤S6)。在判定的结果为接收到定格指示信号的指示输入的情况下(步骤S6:“是”),进入步骤S7。另一方面,在判定的结果为没有接收到定格指示信号的指示输入的情况下(步骤S6:“否”),返回到步骤S1,重复进行步骤S1~S5的处理。

[0066] 在步骤S7中,关心区域设定部34设定第二ROI。图4是表示各像素的位移量的图。在图4中,示意性地表现了被配置为二维状的像素106以及该像素106的位移量107。图4的中央的用虚线包围的区域与第一ROI 101对应。此外,在此,说明基于每个像素106的位移量107来设定第二ROI的方法,但也可以基于多个像素群的位移量107的平均或者和等来设定第二ROI。图5是表示第二ROI的设定方法的一例的图。如图5所示,首先,关心区域设定部34将图4所示的包含所有像素106的区域A101设定为第二ROI,使得第二ROI最大。

[0067] 接着,基准值计算部36计算第一ROI 101和第二ROI的位移量107的平均值(步骤S8)。具体地说,基准值计算部36将第一ROI 101内的位移量107的和(66)除以第一ROI 101中包含的像素数(9),来计算出平均值7.33。另外,基准值计算部36将作为区域A101的第二ROI内的位移量107的和(194)除以第一ROI 101中包含的像素数(30),来计算出平均值6.47。

[0068] 之后,弹性图像生成部372在显示控制部381的控制下判定第一ROI 101的位移量107的平均值与第二ROI的位移量107的平均值之差是否处于规定的范围内(步骤S9)。具体地说,例如判定第一ROI 101的位移量107的平均值与第二ROI的位移量107的平均值之差是否处于-0.01~0.01的范围内。在此,第一ROI 101的位移量107的平均值与第二ROI的位移量107的平均值之差(0.87)大于0.01(步骤S9:“否”),因此返回到步骤S7,设定新的第二ROI。

[0069] 图6~图8是表示第二ROI的设定方法的一例的图。如图6~图8所示,关心区域设定部34按照规定的规则从超声波图像内的具有最大的区域的第二ROI、即图5的区域A101排除区域的一部分来逐次设定第二ROI。具体地说,关心区域设定部34依次排除构成超声波图像的沿着超声波振子21的声线方向(与图6~图8的上下方向对应)的区域和构成超声波图像的沿着超声波振子21的扫描方向(与图6~图8的左右方向)的区域来设定第二ROI。

[0070] 图6的区域A102~区域A105是沿上下左右中的某一方向从区域A101排除一个像素的量之后的区域。图7的区域A106~区域A111是沿上下左右中的某两个方向从区域A101排除一个像素的量之后的区域。图8的区域A112、区域A113是沿上下左右中的某三个方向从区域A101排除一个像素的量之后的区域。这样,关心区域设定部34将区域A102~区域A113逐次设定为第二ROI。

[0071] 然后,在步骤S8中,基准值计算部36逐次计算由关心区域设定部34设定的第二ROI的位移量107的平均值。并且,在步骤S9中,弹性图像生成部372在显示控制部381的控制下

判定第一ROI 101的位移量107的平均值与第二ROI的位移量107的平均值之差是否处于规定的范围内。在此,在第二ROI是区域A102~区域A112的情况下,第一ROI 101的位移量107的平均值与第二ROI的位移量107的平均值之差在规定的范围(-0.01~0.01)外,因此逐次重复进行步骤S7~S9的处理。另一方面,在第二ROI是区域A113的情况下,第一ROI 101的位移量107的平均值(7.33)与第二ROI的位移量107的平均值(7.33)之差(0)在规定的范围(-0.01~0.01)内(步骤S9:“是”),因此关心区域设定部34将该时间点的第二ROI即区域A113设定为显示关心区域(步骤S10)。

[0072] 并且,弹性图像生成部372生成显示关心区域的弹性图像的数据(步骤S11),并将该数据输出到显示装置4。在步骤S11之后,超声波观测装置3结束一系列的处理。

[0073] 图9是表示显示关心区域的弹性图像在显示装置中的显示例的图。在该图所示的弹性图像200中,对图像实施着色,能够视觉识别内部的每个组织的硬度的区域从用虚线表示的第一ROI 101扩大为显示关心区域201。此外,图9所示的区域203是位移量平均的区域。与此相对地,区域204是相对最柔软的区域,区域205是相对最硬的区域。

[0074] 在此,在弹性图像生成部372中生成弹性图像时,将制作弹性图像的区域的位移量的平均值作为基准值,根据该基准值与各像素106的位移量之差的大小来决定该像素106的颜色。如上所述,第一ROI 101的位移量的平均值与显示关心区域201的位移量的平均值之差在规定的范围内且足够小。其结果,第一ROI 101和显示关心区域201内的相当于第一ROI 101的区域的色调几乎不变。因而,实施方式1所涉及的超声波观测装置3是一种能够在超声波弹性成像中抑制对由用户设定的关心区域内的弹性图像的色调造成的影响,并且能够扩大弹性图像的被着色的区域的超声波观测装置。

[0075] 此外,关心区域设定部34优选以从相对于第一ROI 101来说更远的区域起依次排除的方式设定第二ROI。大多情况下,离第一ROI 101越远的区域,相对于第一ROI 101的位移量的平均值即基准值而言位移量的偏离越大,通过优先排除这样的区域,能够尽早地发现显示关心区域。

[0076] 另外,在上述的实施方式1中,对使用具备线型的超声波振子21的超声波内窥镜2的情况进行了说明,其中,该线型的超声波振子21的声线方向是沿着显示装置4的上下方向的方向,扫描方向是沿着显示装置4的左右方向的方向,但并不限于该情况。超声波内窥镜的超声波振子也可以是凸面型、径向型,只要是能够生成超声波图像的结构,就不特别地限定。

[0077] 另外,也可以根据第一ROI的基准值来决定同第一ROI的基准值与第二ROI的基准值之差进行比较的规定的范围。例如,第一ROI的基准值越大,将规定的范围设定得越宽。

[0078] 另外,在上述的实施方式1中,对以下结构进行了说明:当用户从输入部33进行定格指示信号的输入时,在显示装置4中自动地显示显示关心区域的弹性图像的数据,但并不限于该结构。例如,也可以是以下结构:当用户从输入部33进行定格指示信号的输入时,在显示装置4中向用户显示选择第一ROI和显示关心区域中的哪一个的消息,弹性图像生成部372生成与用户的选择相应的弹性图像的数据。

[0079] (实施方式2)

[0080] 图10是示意性地表示具备本发明的实施方式2所涉及的超声波观测装置的超声波诊断系统的结构的图。该图所示的超声波诊断系统1A具备超声波内窥镜2、超声波观测装置

3A以及显示装置4。超声波观测装置3A以外的超声波诊断系统1A的结构与在实施方式1中说明过的超声波诊断系统1的结构相同。

[0081] 超声波观测装置3A在图像生成部的结构方面与在实施方式1中说明的超声波观测装置3不同。超声波观测装置3A所具备的图像生成部37A除了具有超声波图像生成部371和弹性图像生成部372以外,还具有平均图像生成部373A。

[0082] 在从输入部33输入了将显示装置4中的显示设为静止图像的定格指示信号的情况下进一步从输入部33输入了平均指示信号时,平均图像生成部373A通过将由平均指示信号指定的超声波图像构成的多个超声波图像中的各像素的像素值进行加法平均来生成平均图像的数据。关于设为加法平均的对象的图像,输入部33接收选择输入。具体地说,当输入部33接收到平均指示信号的输入时,显示控制部381使显示装置4显示成为加法平均的对象的过去的超声波图像。此时,显示控制部381既可以使显示装置4一张一张地显示超声波图像,也可以使显示装置4几张几张地显示超声波图像。平均图像生成部373A使用从显示装置4正显示的超声波图像中选择出的多个超声波图像来生成平均图像的数据。

[0083] 关心区域设定部34针对选择出的多个超声波图像的各超声波图像分别设定第一ROI和多个第二ROI。然后,弹性图像生成部372将各超声波图像中的第一ROI的基准值与各超声波图像中的第二ROI的基准值具有规定的相关性且第二ROI最大的区域设定为第三关心区域(以下,称为第三ROI)。并且,关心区域设定部34将各第三ROI互相重叠的区域所对应的平均图像内的区域设定为显示关心区域。

[0084] 图11是表示由本发明的实施方式2所涉及的超声波观测装置进行的处理的概要的流程图。图11所示的流程图也示出了以下情况下的处理:超声波诊断系统1A被设定为弹性成像模式,在发送和接收部31开始进行发送驱动波的发送而超声波振子21开始进行超声波的发送之后,且超声波图像中的第一ROI的设定已完成。并且,设为预先从输入部33输入了平均指示信号。步骤S21~S26的处理与在实施方式1中说明的步骤S1~S6的处理依次对应。

[0085] 在步骤S26之后,平均图像生成部373A通过对由平均指示信号指定的超声波图像构成的多个超声波图像中的各像素的像素值进行加法平均来生成平均图像的数据(步骤S27)。步骤S28~S30的处理与在实施方式1中说明的步骤S7~S9的处理依次对应,但针对由平均指示信号指定的多个超声波图像的各超声波图像分别执行这些处理。其结果,在各超声波图像中,将第一ROI的基准值与第二ROI的基准值具有规定的相关性且第二ROI最大的区域设定为第三ROI(步骤S31)。

[0086] 接着,关心区域设定部34提取各超声波图像的第三ROI互相重叠的区域,将平均图像内的提取出的区域设定为显示关心区域(步骤S32)。

[0087] 之后,弹性图像生成部372生成平均图像中的显示关心区域的弹性图像的数据(步骤S33),并将该数据输出到显示装置4。在步骤S33之后,超声波观测装置3结束一系列的处理。

[0088] 根据以上说明的本发明的实施方式2,能够在平均图像中抑制对弹性图像的色调造成的影响,并且能够扩大弹性图像的被着色的区域。

[0089] 此外,如上所述,既可以在开始基于超声波弹性成像进行诊断时预先向输入部33输入平均指示信号,也可以在向输入部33输入了定格指示信号之后向输入部33输入平均指示信号。

[0090] 另外,在上述的实施方式2中,关心区域设定部34提取各超声波图像的第三ROI互相重叠的区域来设定显示关心区域,由此设为可靠地抑制对弹性图像的色调造成的影响的结构,但并不限于此。例如,关心区域设定部34也可以将与在任一个超声波图像中被设定为第三ROI的区域对应的、平均图像内的区域设定为显示关心区域。其结果,能够将显示关心区域设为更宽的区域。

[0091] 另外,弹性图像生成部372也可以将平均图像中第一ROI的基准值与第二ROI的基准值具有规定的相关性且第二ROI最大的区域设定为显示关心区域。

[0092] (实施方式3)

[0093] 具备实施方式3所涉及的超声波观测装置的超声波诊断系统的结构与在实施方式1中说明的超声波诊断系统1的结构相同,但超声波观测装置3所进行的处理不同。

[0094] 图12是表示由本发明的实施方式3所涉及的超声波观测装置进行的处理的概要的流程图。图12所示的流程图也示出了以下情况下的处理:超声波诊断系统1被设定为弹性成像模式,在发送和接收部31开始进行发送驱动波的发送而超声波振子21开始进行超声波的发送之后,且超声波图像中的第一ROI的设定已完成。步骤S41~S46的处理与在实施方式1中说明的步骤S1~S6的处理依次对应。

[0095] 在步骤S46之后,关心区域设定部34设定第二ROI(步骤S47)。图13~图16是表示第二ROI的设定方法的一例的图。如图13~图16所示,关心区域设定部34按照规定的规则从第一ROI起将区域的一部分扩大来设定第二ROI。具体地说,关心区域设定部34首先将使第一ROI向上方扩大了一个像素的量之后的区域A301设定为第二ROI。

[0096] 接着,基准值计算部36计算第一ROI 101和第二ROI的位移量的平均值(步骤S48)。

[0097] 之后,弹性图像生成部372在显示控制部381的控制下判定第一ROI的位移量的平均值与第二ROI的位移量的平均值之差是否处于规定的范围内(步骤S49)。具体地说,判定第一ROI的位移量的平均值与作为区域A301的第二ROI的位移量的平均值之差是否处于-0.01~0.01的范围内。在第一ROI的位移量的平均值与第二ROI的位移量的平均值之差大于0.01的情况下(步骤S49:“否”),进入步骤S50。

[0098] 在步骤50中,判定被设定为第二ROI的区域是否为最大的区域。在判定的结果是被设定为第二ROI的区域不是最大的区域的情况下(在步骤S50:“否”),返回到步骤S47,设定新的第二ROI。如图13所示,新的第二ROI是使第一ROI向右侧、下侧分别扩大一个像素的量之后的区域A302、区域303。

[0099] 在步骤S49中,在区域A303被设定为第二ROI的情况下,判定为第一ROI的位移量的平均值与第二ROI的位移量的平均值之差处于-0.01~0.01的范围内(步骤S49:“是”)。此时,关心区域设定部34将区域A303设定为第四关心区域(以下,称为第四ROI)(步骤S51)。

[0100] 之后,关心区域设定部34以从第四ROI起扩展区域的方式设定第二ROI。具体地说,关心区域设定部34如图14所示那样将使作为区域A303的第四ROI沿上右下各方向扩大一个像素的量之后的区域即区域A304、区域A305、区域A306依次设定为第二ROI。

[0101] 并且,在步骤S49中,在区域A306被设定为第二ROI的情况下,判定为第一ROI的位移量的平均值与第二ROI的位移量的平均值之差处于-0.01~0.01的范围内(步骤S49:“是”)。此时,关心区域设定部34将区域A306设定为新的第四ROI。之后,如图15和图16所示,关心区域设定部34以从第四ROI起扩展区域的方式将区域A307~A313设定为第二ROI。

[0102] 之后,在步骤S50中,在区域A313被设定为第二ROI的情况下,判定为被设定为第二ROI的区域是最大的区域(步骤S50:“是”),关心区域设定部34将该时间点的第四ROI即区域A306设定为显示关心区域(步骤S52)。

[0103] 并且,弹性图像生成部372生成显示关心区域的弹性图像的数据(步骤S53),并将该数据输出到显示装置4。在步骤S53之后,超声波观测装置3结束一系列的处理。

[0104] 根据以上说明的本发明的实施方式3,关心区域设定部34以从第一ROI起扩展区域的方式设定第二ROI,并依次设定更大的第四ROI,由此能够尽早发现显示关心区域。

[0105] 此外,在上述的实施方式中,关心区域设定部34一边收窄第二ROI一边设定显示关心区域(实施方式1和实施方式2),或者一边扩展第二ROI一边设定显示关心区域(实施方式3),但并不限于此。例如,关心区域设定部34也可以以收罗包括第一ROI在内的所有区域的图案的方式设定第二ROI。其结果,显示关心区域被可靠地设定为最大的区域。

[0106] 作为超声波探头,例如也可以应用没有光学系统的细径的超声波微型探头。超声波微型探头通常向胆道、胆管、胰管、气管、支气管、尿道、尿管内插入,在观察其周围脏器(胰脏、肺、前列腺、膀胱、淋巴结等)时使用。另外,作为超声波探头,也可以应用从被检体的体表照射超声波的体外式超声波探头。体外式超声波探头通常在观察腹部脏器(肝脏、胆囊、膀胱)、乳房(特别是乳腺)、甲状腺等时使用。

[0107] 进一步的效果、变形例能够由本领域技术人员容易地导出。因此,本发明的更大范围的技术方案并不限于像以上那样表述且记载的特定的详细内容及代表性的实施方式。因而,能够不脱离由附加的权利要求书及其等同所定义的总的发明概念的精神或范围地进行各种变更。

[0108] 附图标记说明

[0109] 1、1A:超声波诊断系统;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:发送和接收部;32:信号处理部;33:输入部;34:关心区域设定部;35:位移量计算部;36:基准值计算部;37、37A:图像生成部;38:控制部;39:存储部;100、200:弹性图像;101:第一ROI;102:色标;103、104、105、203、204、205:区域;106:像素;107:位移量;201:显示关心区域;371:超声波图像生成部;372:弹性图像生成部;373A:平均图像生成部;381:显示控制部;391:超声波图像存储部;392:关心区域存储部;393:位移量存储部;394:基准值存储部;A101、A102、A103、A104、A105、A106、A107、A108、A109、A110、A111、A112、A113、A301、A302、A303、A304、A305、A306、A307、A308、A309、A310、A311、A312、A313:区域。

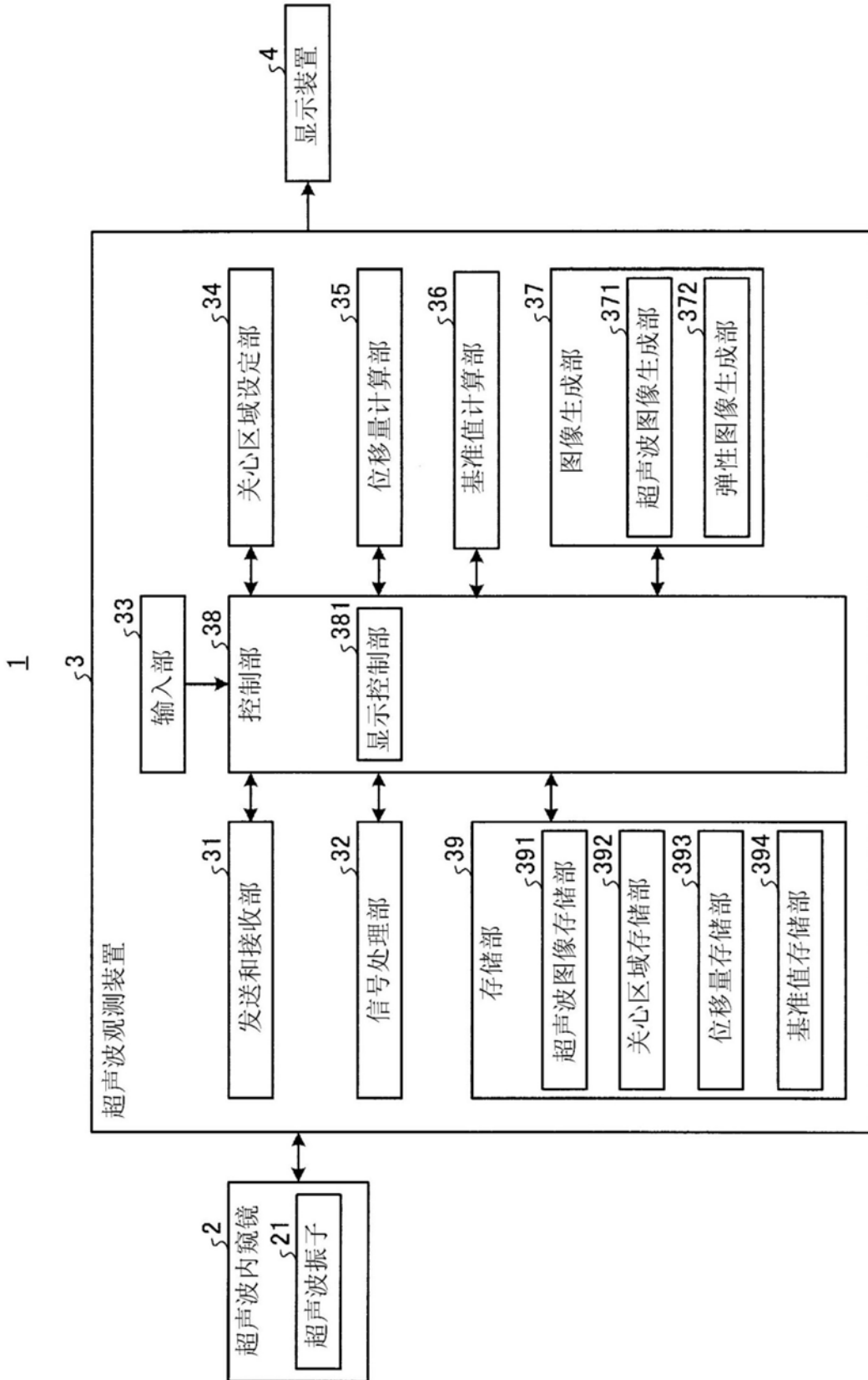


图1

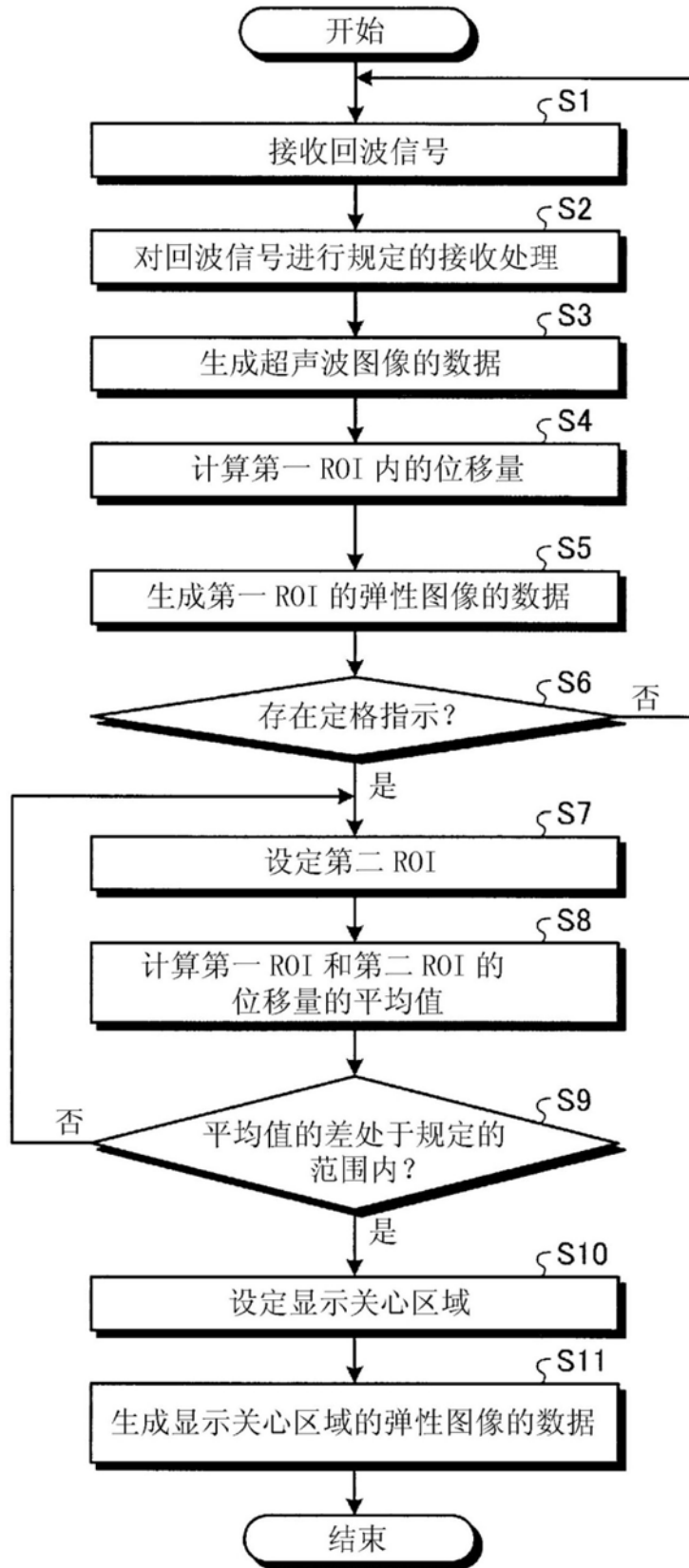


图2

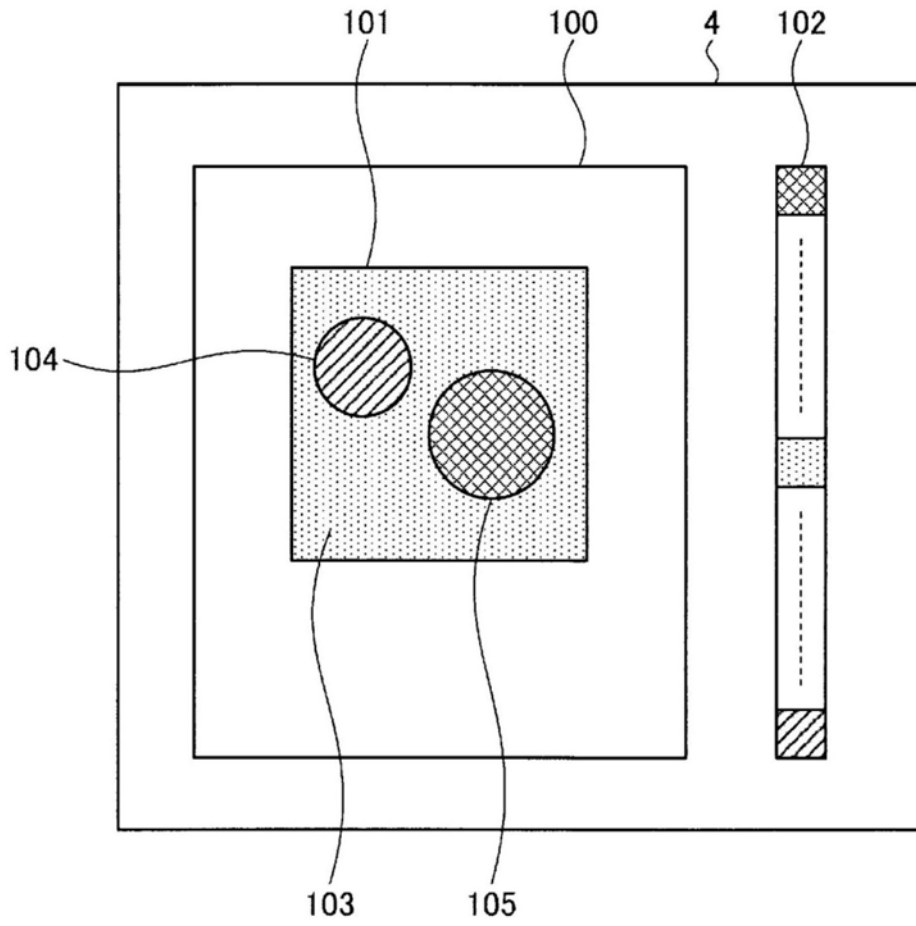


图3

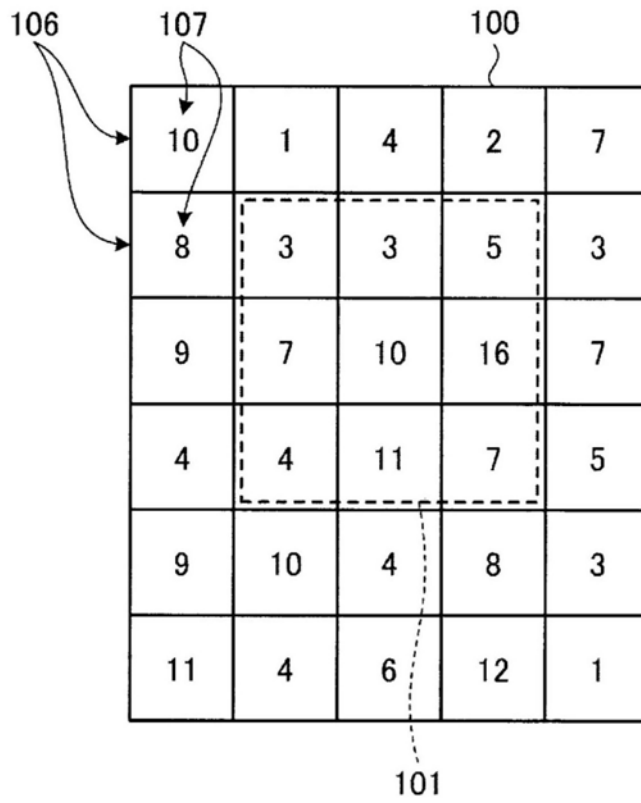


图4

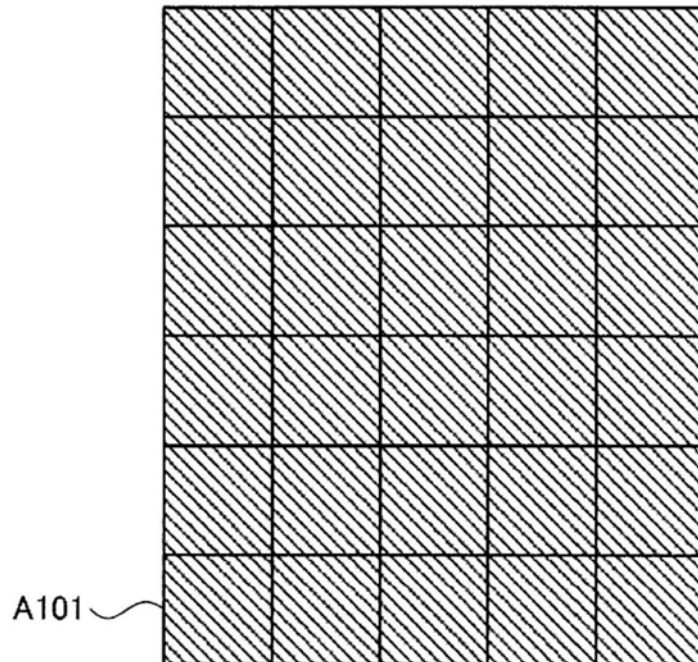


图5

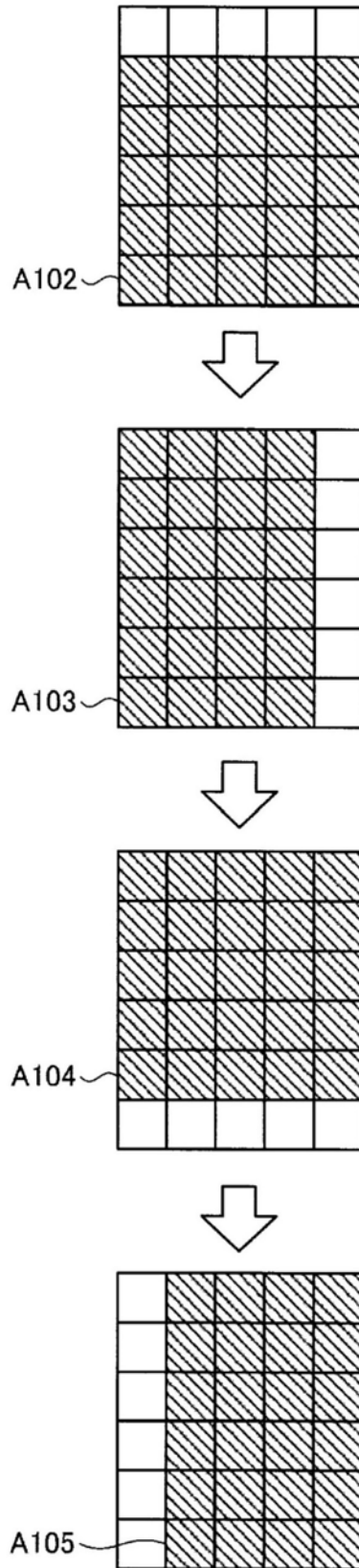


图6

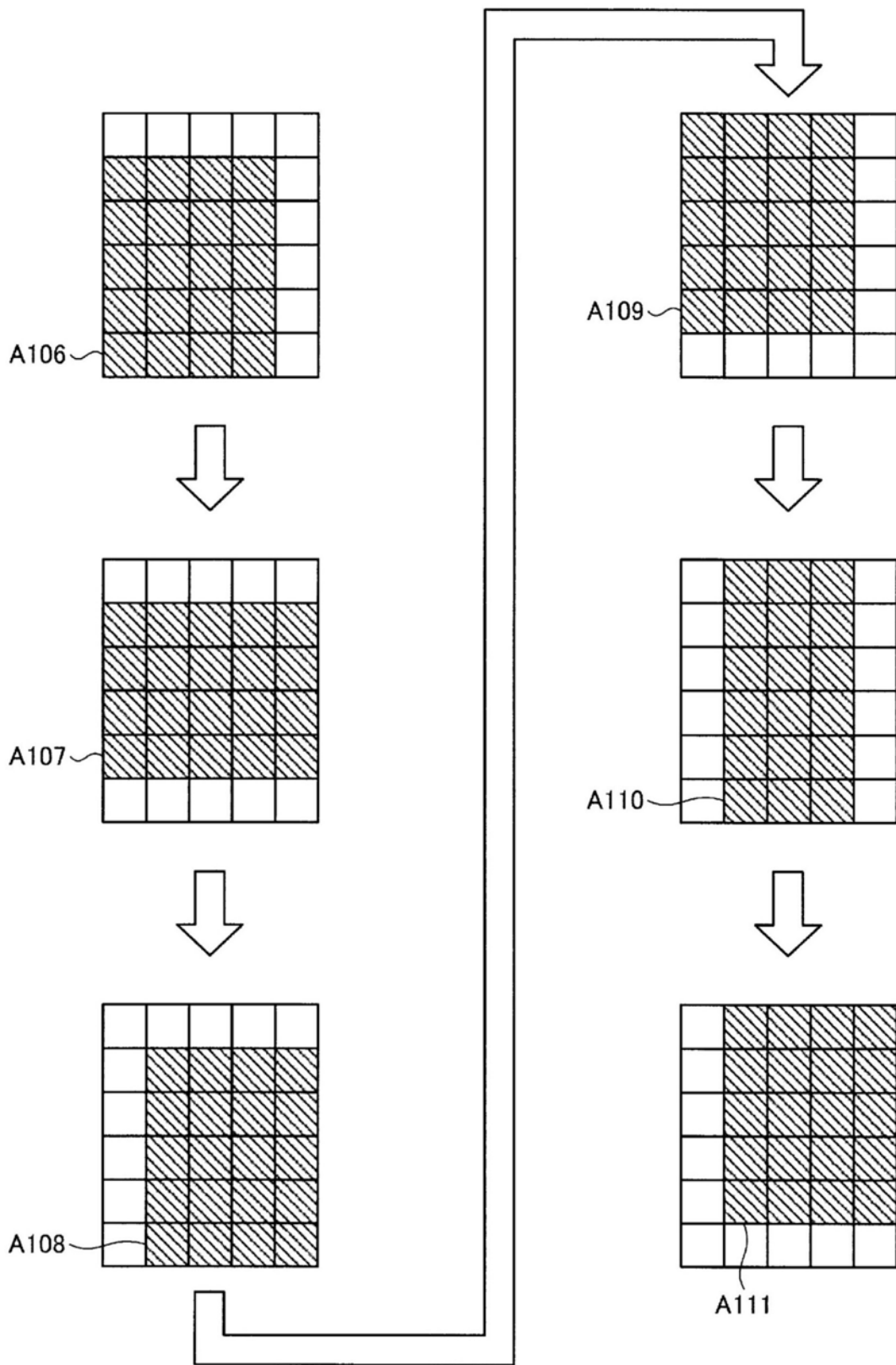


图7

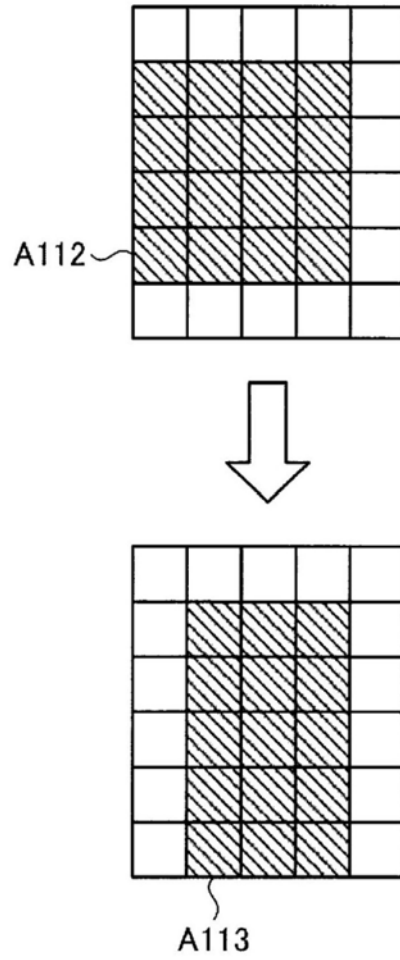


图8

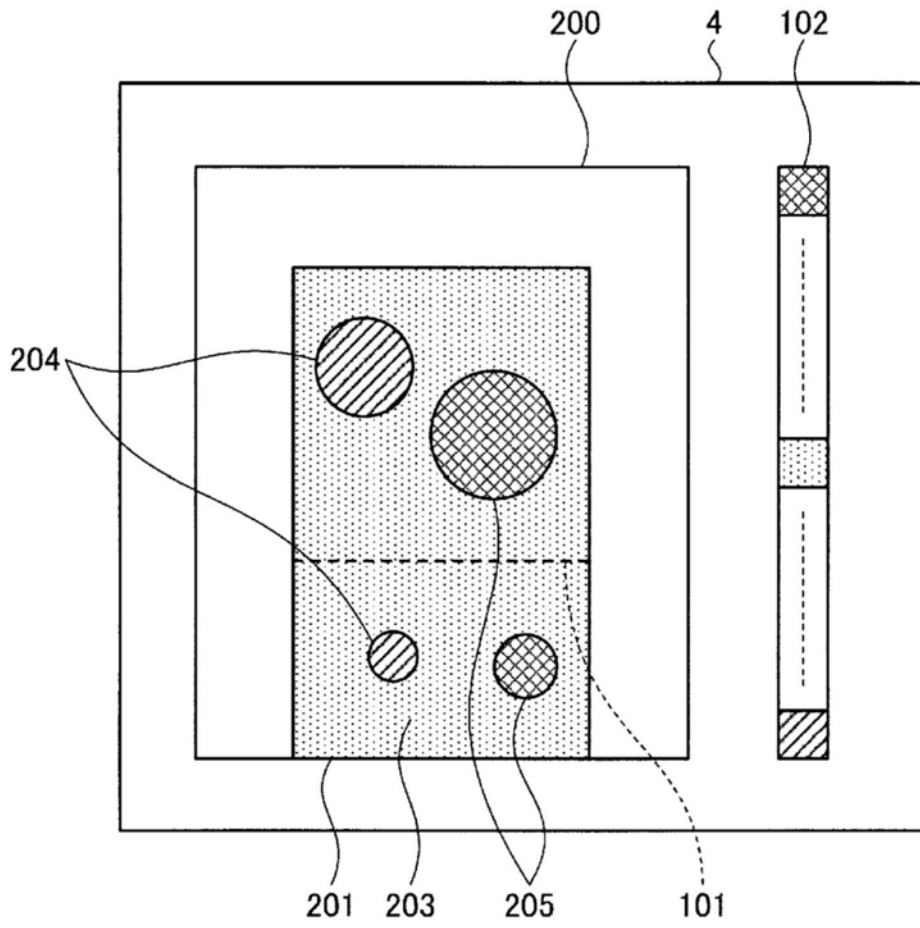


图9

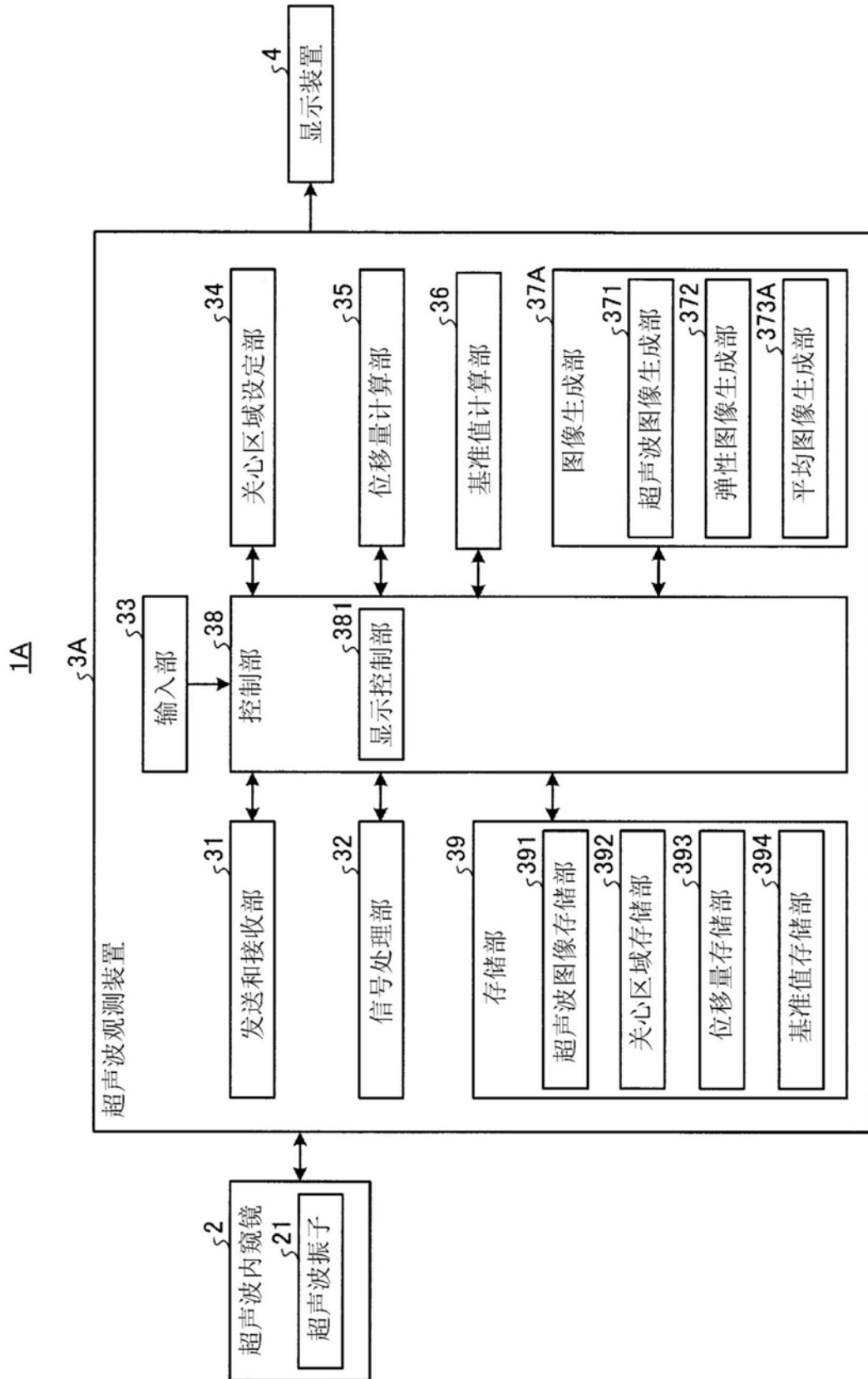


图10

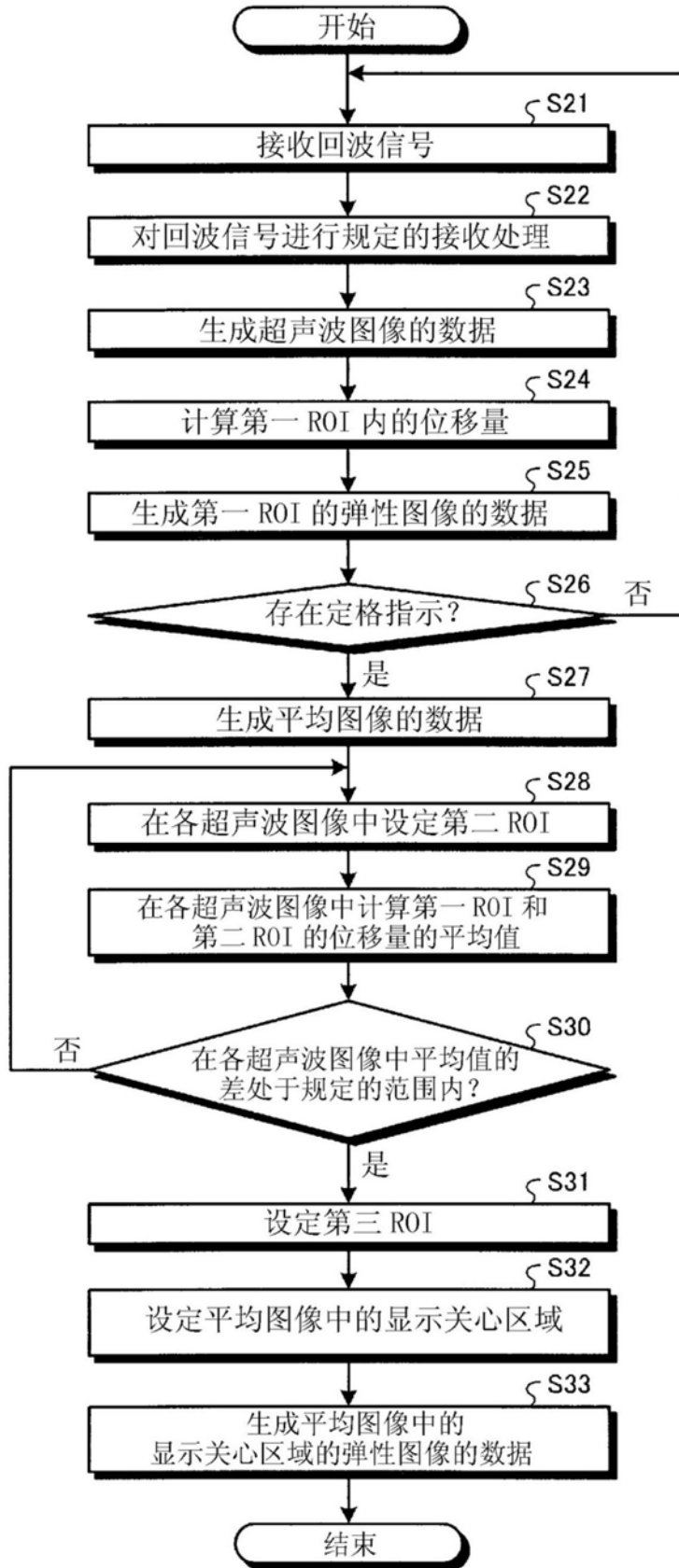


图11

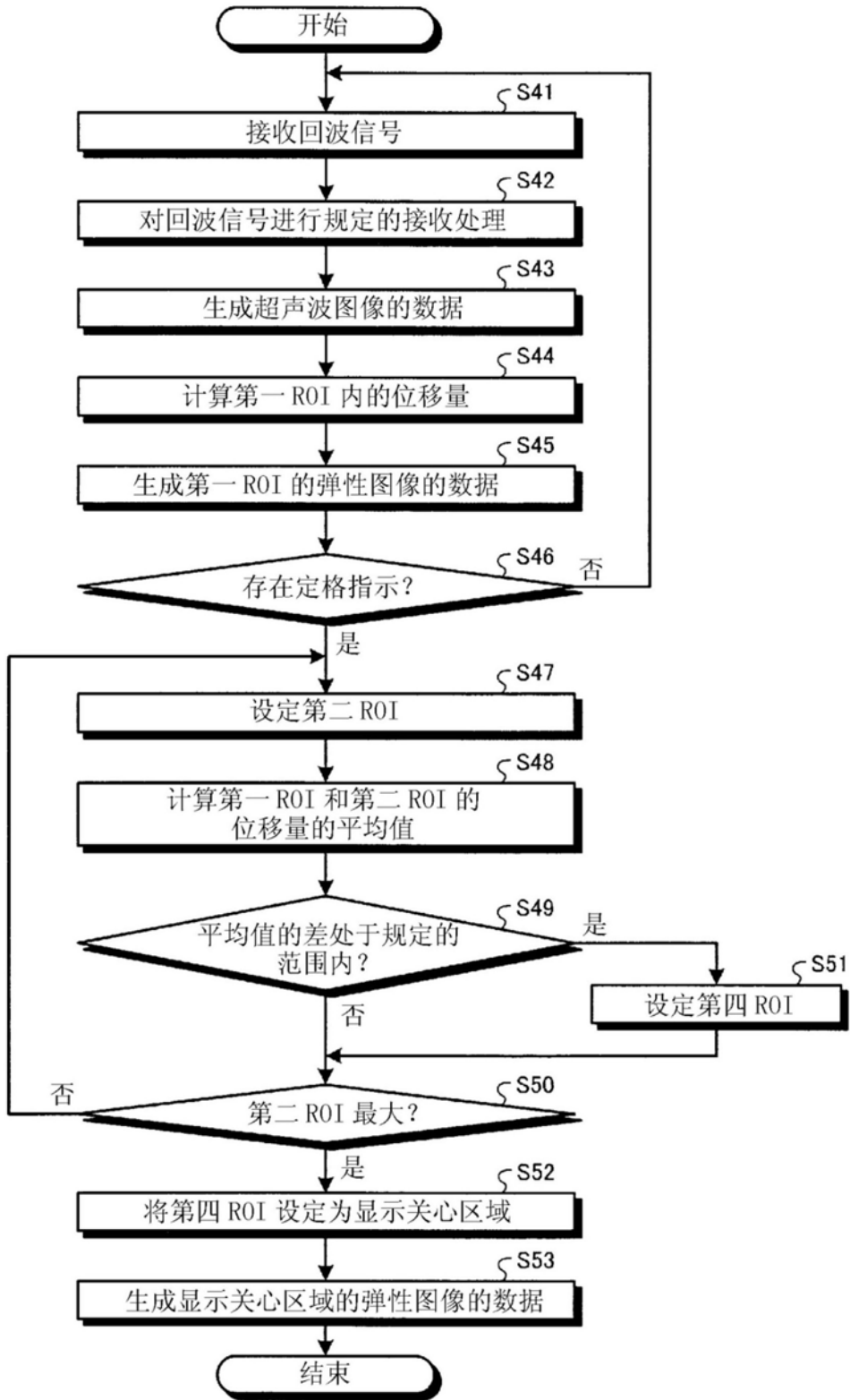


图12

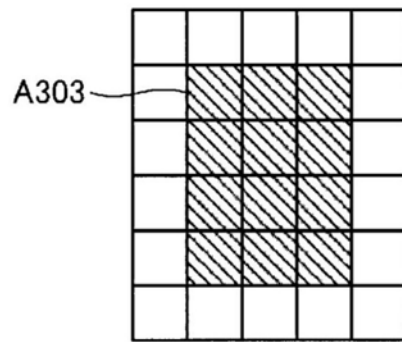
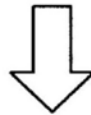
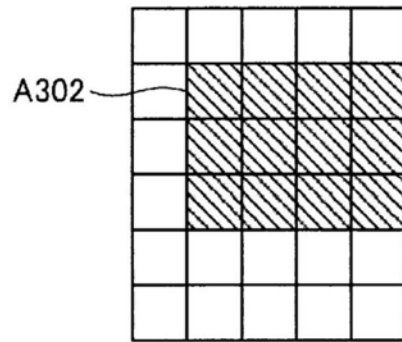
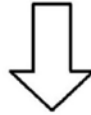
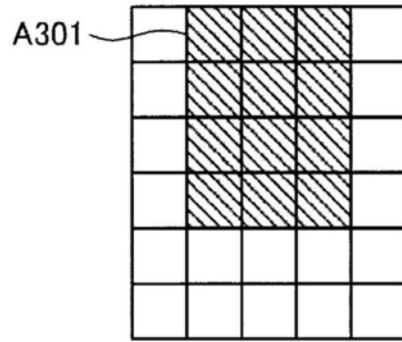


图13

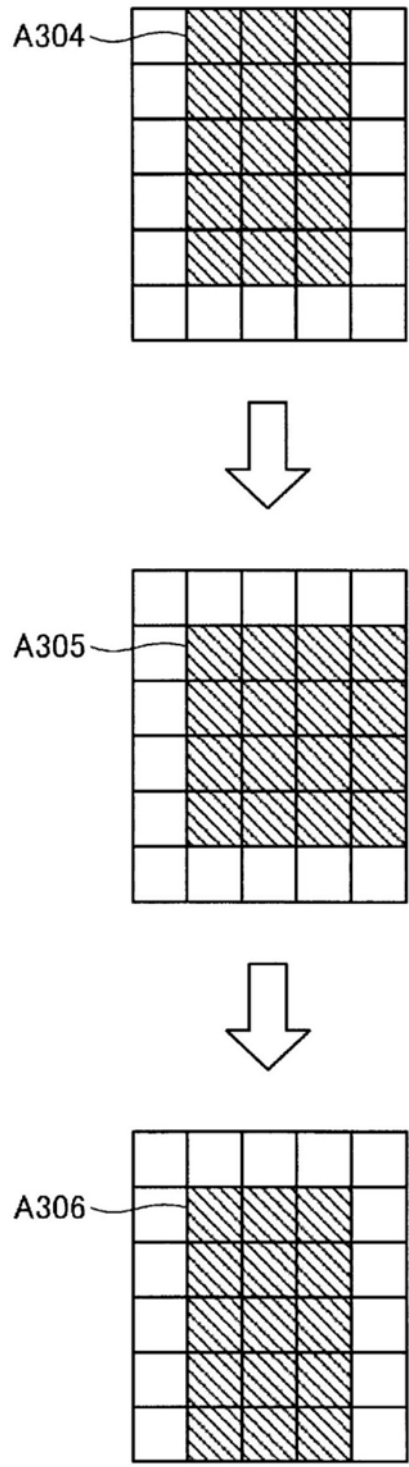


图14

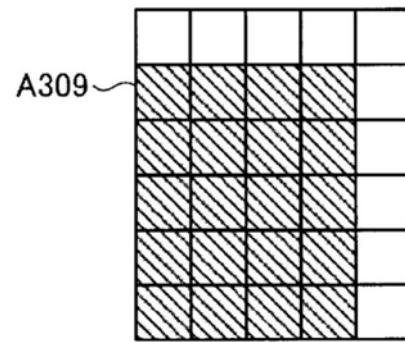
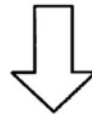
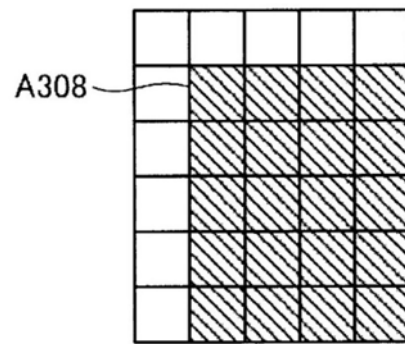
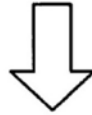
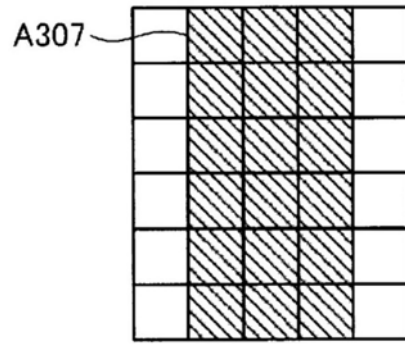


图15

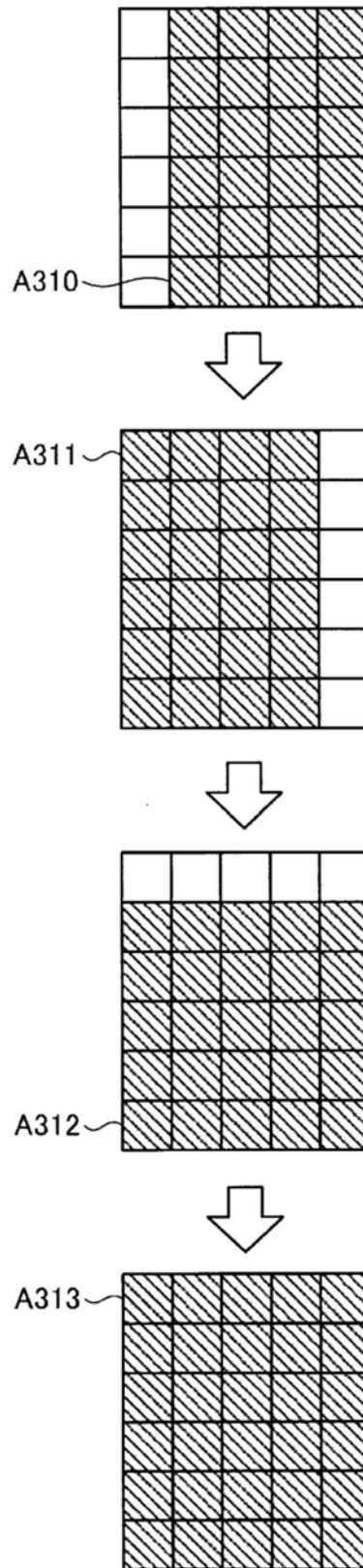


图16

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	CN109069118A	公开(公告)日	2018-12-21
申请号	CN201780023158.2	申请日	2017-02-03
[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	三宅达也		
发明人	三宅达也		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/4438 A61B8/467 A61B8/469 A61B8/485 A61B8/08 A61B8/463 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/5253		
代理人(译)	刘新宇		
优先权	2016025217 2016-02-12 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

超声波观测装置(1)具备：超声波图像生成部(371)，其基于超声波信号来生成超声波图像的数据；关心区域设定部(34)，其在接收到将显示装置(4)中的显示设为静止图像的定格指示信号的输入的情况下，设定在超声波图像内预先设定的第一关心区域和至少包含第一关心区域的多个第二关心区域；基准值计算部(36)，其分别计算与第一关心区域及多个第二关心区域的超声波信号相应的基准值；以及弹性图像生成部(372)，其设定第一关心区域的基准值与第二关心区域的基准值具有规定的相关性且第二关心区域最大的显示关心区域，并生成具有与该显示关心区域的硬度相应的显示方式的弹性图像的数据。由此，提供一种能够在超声波弹性成像中抑制对由用户设定的关心区域内的弹性图像的色调造成的影响并且扩大弹性图像的着色的区域的超声波观测装置。

