

(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102834059 B

(45) 授权公告日 2013. 12. 04

(21) 申请号 201180017553. 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 2011. 11. 11

代理人 刘新宇

(30) 优先权数据

2010-253291 2010. 11. 11 JP

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

2012. 09. 29

审查员 石艳丽

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2011/076605 2011. 11. 11

(87) PCT申请的公布数据

W02012/063977 JA 2012. 05. 18

(73) 专利权人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 江田弘孝

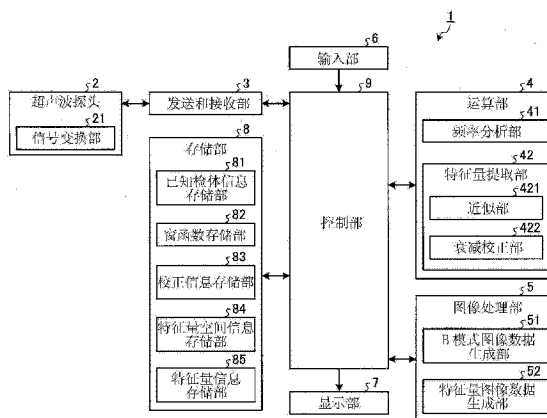
权利要求书3页 说明书18页 附图21页

(54) 发明名称

超声波观测装置、超声波观测装置的动作方法以及超声波观测装置的动作程序

(57) 摘要

超声波观测装置在能够设定以通过对接收到的超声波的频谱进行近似而提取出的特征量的至少一部分为坐标成分的坐标系的特征量空间内, 在规定的的数据位置处的频谱的特征点在显示部中在第 i 帧 (i 是自然数) 中存在于规定的的第一区域内而在接下来的第 (i+1) 帧中向图像显示的优先级低于第一区域的第二区域接近的情况下, 在与最新特征点的位置相比远离第二区域且处于第一区域的内部或者周边的位置处设置虚拟的特征点, 利用与该虚拟的特征点对应的视觉信息来替换与规定的的数据位置的在第 (i+1) 帧的最新特征点对应的视觉信息, 由此生成特征量图像数据, 进行显示。



1. 一种超声波观测装置,对检体发送超声波,并且接收由上述检体反射的超声波,该超声波观测装置的特征在于,具备:

频率分析部,其对接收到的超声波算出决定的多个数据位置处的频谱;

特征量提取部,其通过对上述频率分析部算出的频谱进行近似来提取针对上述频谱的一个或者多个特征量;

图像处理部,其依次生成包含与上述特征量提取部提取出的特征量有关的信息的特征量图像数据;以及

显示部,其依次显示与上述图像处理部依次生成的特征量图像数据对应的图像,

其中,在能够设定以上述一个或者多个特征量的至少一部分为坐标成分的坐标系的特征量空间内,在规定的数据位置处的频谱的特征点在上述显示部上的第 i 帧中存在于规定的第一区域内而在接下来的第 $(i+1)$ 帧中向图像显示的优先级低于上述第一区域的第二区域接近的情况下,

上述图像处理部在与最新特征点的位置相比远离上述第二区域且处于上述第一区域的内部或者周边的位置处设置虚拟的特征点,利用与该虚拟的特征点对应的视觉信息来替换与上述规定的数据位置的在第 $(i+1)$ 帧中的上述最新特征点对应的视觉信息,由此生成上述特征量图像数据,其中, i 是自然数。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波观测装置,其特征在于,

上述图像处理部将同一数据位置处的频谱的特征点,即生成上述第 $(i+1)$ 帧时算出的第一特征点以及生成上述第 i 帧时算出的第二特征点投影到分别通过上述第一区域的代表点和上述第二区域的代表点的基准轴,根据投影点与上述第二区域的代表点之间的距离来判断上述第一特征点和上述第二特征点与上述第二区域的位置关系。

3. 根据权利要求 2 所述的超声波观测装置,其特征在于,

上述第一特征点是根据上述特征量提取部提取出的特征量而决定的特征点,

上述第二特征点是上述虚拟的特征点。

4. 根据权利要求 1 所述的超声波观测装置,其特征在于,

上述图像处理部以与分别通过上述第一区域的代表点和上述第二区域的代表点的基准轴正交且通过生成上述第 i 帧时作为同一数据位置处的特征点而分别算出的第三特征点和第四特征点中的某一个的直线或者平面为基准边界,来判断生成上述第 $(i+1)$ 帧时算出的特征点与上述第二区域的位置关系,

其中,上述第三特征点是根据上述特征量提取部提取出的特征量而决定的特征点,

上述第四特征点是上述虚拟的特征点。

5. 根据权利要求 4 所述的超声波观测装置,其特征在于,

上述图像处理部使用上述第 i 帧中的上述第三特征点和上述第四特征点中的包含于上述基准边界的特征点的位置以及上述基准轴,来决定上述第 $(i+1)$ 帧中的上述虚拟的特征点的位置。

6. 根据权利要求 4 所述的超声波观测装置,其特征在于,

上述图像处理部使用上述第 i 帧中的上述第三特征点和上述第四特征点中的包含上述基准边界的特征点的位置以及上述第二区域的代表点的位置,来决定上述第 $(i+1)$ 帧中的上述虚拟的特征点的位置。

7. 根据权利要求 1 所述的超声波观测装置,其特征在于,
上述特征量提取部对上述频率分析部算出的频谱进行衰减校正处理以及近似处理来提取上述特征量,该衰减校正处理用于削减超声波传播时与该超声波的接收深度和频率相应地产生的衰减的贡献。
8. 根据权利要求 7 所述的超声波观测装置,其特征在于,
上述特征量提取部具有:
近似部,其对由上述频率分析部算出的频谱进行上述近似处理,由此提取进行上述衰减校正处理前的校正前特征量;以及
衰减校正部,其对上述近似部提取出的校正前特征量进行上述衰减校正处理,由此提取上述频谱的特征量。
9. 根据权利要求 8 所述的超声波观测装置,其特征在于,
超声波的接收深度越深,上述衰减校正部的校正量越大。
10. 根据权利要求 7 所述的超声波观测装置,其特征在于,
上述特征量提取部具有:
衰减校正部,其对上述频谱进行上述衰减校正处理;以及
近似部,其对由上述衰减校正部校正后的频谱进行上述近似处理,由此提取上述频谱的特征量。
11. 根据权利要求 8 或者 10 所述的超声波观测装置,其特征在于,
上述近似部通过回归分析以多项式来对上述频谱进行近似。
12. 根据权利要求 1 所述的超声波观测装置,其特征在于,
上述与该虚拟的特征点对应的视觉信息以及上述与上述规定的数据位置的在第 (i+1) 帧中的上述最新特征点对应的视觉信息是构成颜色空间的变量。
13. 一种超声波观测装置的动作方法,该超声波观测装置对检体发送超声波并且接收由上述检体反射的超声波,该动作方法的特征在于,具有以下步骤:
频率分析步骤,由频率分析部通过对接收到的超声波的频率进行分析来算出频谱;
特征量提取步骤,对通过上述频率分析步骤算出的频谱进行近似来提取针对上述频谱的一个或者多个特征量;
图像处理步骤,通过图像处理部生成包含与通过上述特征量提取步骤提取出的特征量有关的信息的特征量图像数据;以及
显示步骤,通过显示部依次显示与通过上述图像处理步骤依次生成的特征量图像数据对应的图像,
反复进行上述频率分析步骤至上述显示步骤,
在能够设定以上述一个或者多个特征量的至少一部分为坐标成分的坐标系的特征量空间上,在规定的数据位置处的频谱的特征点在上述显示部上的第 i 帧中存在于规定的第一区域内而在接下来的第 (i+1) 帧中向图像显示的优先级低于上述第一区域的第二区域接近的情况下,
在上述图像处理步骤中在与最新特征点的位置相比远离上述第二区域且处于上述第一区域的内部或者周边的位置处设置虚拟的特征点,利用与该虚拟的特征点对应的视觉信息来替换与上述规定的数据位置的在第 (i+1) 帧中的上述最新特征点对应的视觉信息,由

此生成上述特征量图像数据,其中, i 是自然数。

超声波观测装置、超声波观测装置的动作方法以及超声波观测装置的动作程序

技术领域

[0001] 本发明涉及一种使用超声波来观测检体的组织的超声波观测装置、超声波观测装置的动作方法以及超声波观测装置的动作程序。

背景技术

[0002] 以往,作为使用超声波进行的乳腺癌等的检查技术,已知一种超声波弹性成像技术(例如参照专利文献1)。超声波弹性成像是利用生物体内的癌、肿瘤组织的硬度由于疾病的发展状况、生物体不同而不同的技术。在该技术中,在从外部挤压检查部位的状态下,使用超声波对该检查部位的生物体组织的应变量、弹性率进行测量,将该测量结果转换为断层图像来进行图像显示。

[0003] 专利文献1:国际公开第2005/122906号

发明内容

[0004] 发明要解决的问题

[0005] 通常,使用超声波观测检体的组织的超声波观测装置以在检体内具有一定厚度的切片平面为观测对象。另外,在进行观测时存在以下情况:由于超声波观测装置所具备的超声波探头(内窥镜)和检体中的至少一个移动而两者的相对位置关系发生变化。在该情况下,超声波探头观测的切片平面发生变化。当超声波观测装置观测的切片平面发生变化时,有时在最初的帧中观测到的检体内的组织在其后的帧中观测不到。认为产生这种情形是由于在最初的帧中观测到的组织微小或者位于远离超声波探头的位置。

[0006] 如上所述,在以往的超声波观测装置中存在以下问题:与观测对象之间的相对位置关系随着时间经过而发生变化,由此无法长时间观测期望的组织。

[0007] 本发明是鉴于上述情况而完成的,目的在于提供一种即使与观测对象之间的相对位置关系随着时间经过发生变化也能够长时间观测期望的组织的超声波观测装置、超声波观测装置的动作方法以及超声波观测装置的动作程序。

[0008] 用于解决问题的方案

[0009] 为了解决上述问题而达到目的,本发明所涉及的超声波观测装置对检体发送超声波,并且接收由上述检体反射的超声波,该超声波观测装置的特征在于,具备:频率分析部,其对接收到的超声波算出决定的多个数据位置处的频谱;特征量提取部,其通过对上述频率分析部算出的频谱进行近似来提取针对上述频谱的一个或者多个特征量;图像处理部,其依次生成包含与上述特征量提取部提取出的特征量有关的信息的特征量图像数据;以及显示部,其依次显示与上述图像处理部依次生成的特征量图像数据对应的图像,其中,在能够设定以上述一个或者多个特征量的至少一部分为坐标成分的坐标系的特征量空间内,在规定的数据位置处的频谱的特征点在上述显示部上的第*i*帧中存在于规定的第一区域内而在接下来的第(*i*+1)帧中向图像显示的优先级低于上述第一区域的第二区域接近的情

况下,其中, i 是自然数,上述图像处理部在与最新特征点的位置相比远离上述第二区域且处于上述第一区域的内部或者周边的位置处设置虚拟的特征点,利用与该虚拟的特征点对应的视觉信息来替换与上述规定的数据位置的在第 $(i+1)$ 帧中的上述最新特征点对应的视觉信息,由此生成上述特征量图像数据。

[0010] 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,上述图像处理部将同一数据位置处的频谱的特征点,即生成上述第 $(i+1)$ 帧时算出的第一特征点以及生成上述第 i 帧时算出的第二特征点投影到分别通过上述第一区域的代表点和上述第二区域的代表点的基准轴,根据投影点与上述第二区域的代表点之间的距离来判断上述第一特征点和上述第二特征点与上述第二区域的位置关系。

[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,上述第一特征点是根据上述特征量提取部提取出的特征量而决定的特征点,上述第二特征点是上述虚拟的特征点。

[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,上述图像处理部以与分别通过上述第一区域的代表点和上述第二区域的代表点的基准轴正交且通过生成上述第 i 帧时作为同一数据位置处的特征点而分别算出的第三特征点和第四特征点中的某一个的直线或者平面为基准边界,来判断生成上述第 $(i+1)$ 帧时算出的特征点与上述第二区域的位置关系,其中,上述第三特征点是根据上述特征量提取部提取出的特征量而决定的特征点,上述第四特征点是上述虚拟的特征点。

[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,上述图像处理部使用上述第 i 帧中的上述第三特征点和上述第四特征点中的包含于上述基准边界的特征点的位置以及上述基准轴,来决定上述第 $(i+1)$ 帧中的上述虚拟的特征点的位置。

[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,上述图像处理部使用上述第 i 帧中的上述第三特征点和上述第四特征点中的包含上述基准边界的特征点的位置以及上述第二区域的代表点的位置,来决定上述第 $(i+1)$ 帧中的上述虚拟的特征点的位置。

[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,上述特征量提取部对上述频率分析部算出的频谱进行衰减校正处理以及近似处理来提取上述特征量,该衰减校正处理用于削减超声波传播时与该超声波的接收深度和频率相应地产生的衰减的贡献。

[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,上述特征量提取部具有:近似部,其对由上述频率分析部算出的频谱进行上述近似处理,由此提取进行上述衰减校正处理前的校正前特征量;以及衰减校正部,其对上述近似部提取出的校正前特征量进行上述衰减校正处理,由此提取上述频谱的特征量。

[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,上述特征量提取部具有:衰减校正部,其对上述频谱进行上述衰减校正处理;以及近似部,其对由上述衰减校正部校正后的频谱进行上述近似处理,由此提取上述频谱的特征量。

[0018] 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,超声波的接收深度越深,上述衰减校正部进行的校正越大。

[0019] 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,上述近似部通

过回归分析以多项式来对上述频谱进行近似。

[0020] 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,上述视觉信息是构成颜色空间的变量。

[0021] 另外,本发明涉及一种超声波观测装置的动作方法,该超声波观测装置对检体发送超声波并且接收由上述检体反射的超声波,该动作方法的特征在于,具有以下步骤:频率分析步骤,由频率分析部通过对接收到的超声波的频率进行分析来算出频谱;特征量提取步骤,对通过上述频率分析步骤算出的频谱进行近似来提取针对上述频谱的一个或者多个特征量;图像处理步骤,通过图像处理部生成包含与通过上述特征量提取步骤提取出的特征量有关的信息的特征量图像数据;以及显示步骤,通过显示部依次显示与通过上述图像处理步骤依次生成的特征量图像数据对应的图像,反复进行上述频率分析步骤至上述显示步骤,在能够设定以上述一个或者多个特征量的至少一部分为坐标成分的坐标系的特征量空间上,在规定的的数据位置处的频谱的特征点在上述显示部上的第 i 帧中存在于规定的第一区域内而在接下来的第 $(i+1)$ 帧中向图像显示的优先级低于上述第一区域的第二区域接近的情况下,其中, i 是自然数,在上述图像处理步骤中在与最新特征点的位置相比远离上述第二区域且处于上述第一区域的内部或者周边的位置处设置虚拟的特征点,利用与该虚拟的特征点对应的视觉信息来替换与上述规定的的数据位置的在第 $(i+1)$ 帧中的上述最新特征点对应的视觉信息,由此生成上述特征量图像数据。

[0022] 另外,本发明所涉及一种超声波观测装置的动作程序,该超声波观测装置对检体发送超声波并且接收由上述检体反射的超声波,该动作程序的特征在于,使该超声波观测装置反复执行以下步骤:频率分析步骤,由频率分析部通过对接收到的超声波的频率进行分析来算出频谱;特征量提取步骤,对通过上述频率分析步骤算出的频谱进行近似来提取针对上述频谱的一个或者多个特征量;图像处理步骤,通过图像处理部生成包含与通过上述特征量提取步骤提取出的特征量有关的信息的特征量图像数据;以及显示步骤,通过显示部依次显示与通过上述图像处理步骤依次生成的特征量图像数据对应的图像,其中,在能够设定以上述一个或者多个特征量的至少一部分为坐标成分的坐标系的特征量空间上,在规定的的数据位置处的频谱的特征点在上述显示部上的第 i 帧中存在于规定的第一区域内而在接下来的第 $(i+1)$ 帧中向图像显示的优先级低于上述第一区域的第二区域接近的情况下,其中, i 是自然数,在上述图像处理步骤中在与最新特征点的位置相比远离上述第二区域且处于上述第一区域的内部或者周边的位置处设置虚拟的特征点,利用与该虚拟的特征点对应的视觉信息来替换与上述规定的的数据位置的在第 $(i+1)$ 帧中的上述最新特征点对应的视觉信息,由此生成上述特征量图像数据。

[0023] 发明的效果

[0024] 根据本发明,在特征量空间上,在规定的的数据位置处的频谱的特征点在第 i 帧 (i 是自然数) 中存在于规定的第一区域内而在接下来的第 $(i+1)$ 帧中向图像显示的优先级低于第一区域的第二区域接近的情况下,在与最新特征点的位置相比远离上述第二区域且处于上述第一区域的内部或者周边的位置处设置虚拟的特征点,利用与该虚拟的特征点对应的视觉信息来替换与规定的的数据位置的在第 $(i+1)$ 帧中的最新特征点对应的视觉信息,由此生成包含与特征量有关的信息的特征量图像数据,依次显示与所生成该特征量图像数据对应的图像,因此能够尽可能地延长显示具有与图像显示优先级高的区域附近的特征点对

应的像素值的图像。因而,即使与观测对象之间的相对位置关系随着时间经过发生变化,也能够长时间观测期望的组织。

附图说明

[0025] 图 1 是表示本发明的实施方式 1 所涉及的超声波观测装置的结构框图。

[0026] 图 2 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所存储的特征量空间的结构的图。

[0027] 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处理的概要的流程图。

[0028] 图 4 是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部中的 B 模式图像的显示例的图。

[0029] 图 5 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所进行的处理的概要的流程图。

[0030] 图 6 是示意性地表示一个声线的数据排列的图。

[0031] 图 7 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算出的频谱的例子(第一例)的图。

[0032] 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的频率分析部算出的频谱的例子(第二例)的图。

[0033] 图 9 是表示根据对与图 7 示出的直线有关的特征量进行衰减校正后的特征量而确定的新的直线的图。

[0034] 图 10 是表示本发明的实施方式 1 所涉及的超声波观测装置的特征量图像数据生成部所进行的特征量图像数据生成处理的概要的图。

[0035] 图 11 是表示本发明的实施方式 1 所涉及的超声波观测装置的特征量图像数据生成部所进行的余像条件判定处理的概要的流程图。

[0036] 图 12 是示意性地表示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余像条件判定处理中判断为满足余像条件的情况的图。

[0037] 图 13 是表示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余像条件判定处理中判断为没有满足余像条件的情况的例子(第一例)的图。

[0038] 图 14 是表示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余像条件判定处理中判断为没有满足余像条件的情况的例子(第二例)的图。

[0039] 图 15 是表示本实施方式 1 所涉及的超声波观测装置所进行的余像用特征点的计算方法的概要的图。

[0040] 图 16 是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部所显示的特征量图像的显示例的图。

[0041] 图 17 是以黑白方式示意性地表示图 16 示出的图像的图。

[0042] 图 18 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进行观测的状况的图。

[0043] 图 19 是示意性地表示在以往的超声波观测装置中在超声波探头与检体的相对位置关系随着时间经过而发生变化的状况下显示部所显示的特征量图像的显示例(第一例)

的图。

[0044] 图 20 是示意性地表示在以往的超声波观测装置中在超声波探头与检体的相对位置关系随着时间经过而发生变化的状况下显示部所显示的特征量图像的显示例（第二例）的图。

[0045] 图 21 是示意性地表示在本发明的实施方式 1 所涉及的超声波观测装置中在与图 19 相同的状况下显示部所显示的特征量图像的显示例的图。

[0046] 图 22 是示意性地表示在本发明的实施方式 1 所涉及的超声波观测装置中在与图 20 相同的状况下显示部所显示的特征量图像的显示例的图。

[0047] 图 23 是说明本发明的实施方式 1 所涉及的超声波观测装置所进行的衰减校正处置的效果的图。

[0048] 图 24 是表示本发明的实施方式 2 所涉及的超声波观测装置的特征量图像数据生成部所进行的特征量图像数据生成处理的概要的流程图。

[0049] 图 25 是表示本发明的实施方式 2 所涉及的超声波观测装置所进行的余像条件判定处理的概要的流程图。

[0050] 图 26 是表示在本发明的实施方式 2 所涉及的超声波观测装置所进行的余像条件判定处理中判断为满足余像条件的情况下的特征量空间的结构图。

[0051] 图 27 是表示在本发明的实施方式 2 所涉及的超声波观测装置所进行的余像条件判定处理中判断为没有满足余像条件的情况下的特征量空间的结构图。

[0052] 图 28 是表示本发明的实施方式 2 所涉及的超声波观测装置所进行的余像用特征点算出处理（第一例）的概要的图。

[0053] 图 29 是表示本发明的实施方式 2 所涉及的超声波观测装置所进行的余像用特征点算出处理（第二例）的概要的图。

[0054] 图 30 是表示本发明的实施方式 3 所涉及的超声波观测装置的处理的概要的流程图。

[0055] 图 31 是表示本发明的实施方式 3 所涉及的超声波观测装置所进行的衰减校正处理的概要的图。

具体实施方式

[0056] 下面，参照附图说明用于实施本发明的方式（以下称为“实施方式”）。

[0057] （实施方式 1）

[0058] 图 1 是表示本发明的实施方式 1 所涉及的超声波观测装置的结构框图。该图所示出的超声波观测装置 1 是使用超声波来判断作为观测对象的检体的组织性状的装置。

[0059] 超声波观测装置 1 具备：超声波探头 2，其向外部输出超声波脉冲，并且接收在外部反射的超声波回波；发送和接收部 3，其与超声波探头 2 之间进行电信号的发送和接收；运算部 4，其对变换超声波回波而得到的电回波信号实施规定的运算；图像处理部 5，其使用变换超声波回波而得到的电回波信号来生成各种图像数据；输入部 6，其使用键盘、鼠标、触摸面板等接口来实现，接受各种信息的输入；显示部 7，其使用由液晶或者有机 EL 等构成的显示面板来实现，显示包括由图像处理部 5 生成的图像的各种信息；存储部 8，其存储包括与已知检体的组织性状有关的信息的各种信息；以及控制部 9，其对超声波观测装

置 1 进行动作控制。

[0060] 超声波探头 2 具有信号变换部 21, 该信号变换部 21 将从发送和接收部 3 接收到的电脉冲信号变换为超声波脉冲 (声脉冲信号), 并且将由外部的检体反射而得到的超声波回波变换为电回波信号。超声波探头 2 可以是以机械方式使超声波振子进行扫描的探头, 也可以是以电子方式使多个超声波振子进行扫描的探头。

[0061] 发送和接收部 3 与超声波探头 2 电连接, 将脉冲信号发送给超声波探头 2, 并且从超声波探头 2 接收作为接收信号的回波信号。具体地说, 发送和接收部 3 根据预先设定的波形和发送定时来生成脉冲信号, 将所生成的该脉冲信号发送给超声波探头 2。

[0062] 发送和接收部 3 与超声波探头 2 电连接, 将脉冲信号发送给超声波探头 2, 并且从超声波探头 2 接收回波信号。具体地说, 发送和接收部 3 根据预先设定的波形和发送定时来生成脉冲信号, 将所生成的该脉冲信号发送给超声波探头 2。另外, 发送和接收部 3 在对接收到的回波信号实施放大、滤波等处理之后, 通过进行 A/D 变换来生成数字 RF 信号而输出。此外, 在超声波探头 2 是以电子方式使多个超声波振子进行扫描的探头的情况下, 发送和接收部 3 具有与多个超声波振子对应的束合成用的多通道电路。

[0063] 运算部 4 具有: 频率分析部 41, 其通过对由发送和接收部 3 输出的数字 RF 信号实施高速傅里叶变换 (FFT) 来对回波信号进行频率分析; 以及特征量提取部 42, 其对由频率分析部 41 算出的频谱进行衰减校正处理以及近似处理, 由此提取检体的特征量, 其中, 在该衰减校正处理中削减超声波传播时与该超声波的接收深度和频率相应地产生的衰减的贡献。

[0064] 频率分析部 41 针对各声线 (行数据), 对由规定的数量构成的 FFT 数据群进行高速傅里叶变换, 由此算出频谱。频谱示出根据检体的组织性状不同而不同的趋势。这是由于, 频谱与作为使超声波散射的散射体的检体的大小、密度、声阻抗等具有相关性。在此所指的“组织性状”例如是指癌症、内分泌肿瘤、粘液性肿瘤、正常组织、脉管等中的任一个, 在检体为胰腺的情况下, 作为组织性状还包含慢性胰腺炎、自身免疫性胰腺炎等。

[0065] 特征量提取部 42 具有: 近似部 421, 其对由频率分析部 41 算出的频谱进行近似处理, 由此算出进行衰减校正处理前的校正前特征量; 以及衰减校正部 422, 其对由近似部 421 进行近似而得到的校正前特征量进行衰减校正处理, 由此提取特征量。

[0066] 近似部 421 通过回归分析以一次式对频谱进行近似, 由此提取使该近似的一次式具有特征的校正前特征量。具体地说, 近似部 421 通过回归分析来算出一次式的斜率 a_0 和截距 b_0 , 并且算出频谱中的频带内的特定频率处的强度作为校正前特征量。在本实施方式 1 中, 近似部 421 算出中心频率 $f_{\text{MID}} = (f_{\text{LOW}} + f_{\text{HIGH}}) / 2$ 处的强度 (Mid-band fit) $c_0 = a_0 f_{\text{MID}} + b_0$, 但是这严格说来仅是一例。在此所指的“强度”是指电压、电力、声压、声能等参数中的任一个。

[0067] 三个特征量中的斜率 a_0 与超声波散射体的大小具有相关性, 通常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、散射体的密度 (浓度) 等具有相关性。具体地说, 认为对于截距 b_0 , 散射体越大则具有越大的值, 声阻抗越大则具有越大的值, 散射体的密度 (浓度) 越大则具有越大的值。中心频率 f_{MID} 处的强度 (以下简称“强度”) c_0 是根据斜率 a_0 和截距 b_0 导出的间接的参数, 提供有效频带内的中心处的频谱强度。因此, 认为强度 c_0 除了与散射体的大小、声阻抗的差、散射体的密度相关以外,

还与 B 模式图像的亮度具有某种程度的相关性。此外,由特征量提取部 42 算出的近似多项式并不限定于一次式,还能够使用二次以上的近似多项式。

[0068] 说明由衰减校正部 422 进行的校正。超声波的衰减量 A 能够表示为如下。

$$[0069] \quad A=2\alpha zf \cdots (1)$$

[0070] 在此, α 是衰减率, z 是超声波的接收深度, f 是频率。根据式 (1) 可知, 衰减量 A 与频率 f 成比例。对于衰减率 α 的具体值, 在生物体的情况下为 $0 \sim 1.0$ (dB/cm/MHz), 更优选为 $0.3 \sim 0.7$ (dB/cm/MHz), 根据作为观察对象的脏器的种类来决定。例如, 在作为观察对象的脏器为胰腺的情况下, 决定为 $\alpha = 0.6$ (dB/cm/MHz)。此外, 在本实施方式 1 中, 还能够设为以下结构: 能够根据来自输入部 6 的输入来变更衰减率 α 的值。

[0071] 衰减校正部 422 如下那样对由近似部 421 提取出的校正前特征量 (斜率 a_0 、截距 b_0 、强度 c_0) 进行校正。

$$[0072] \quad a=a_0+2\alpha z \cdots (2)$$

$$[0073] \quad b=b_0 \cdots (3)$$

$$[0074] \quad c=c_0+2\alpha zf_{\text{mid}} (=af_{\text{mid}}+b) \cdots (4)$$

[0075] 根据式 (2)、(4) 可知, 衰减校正部 422 进行如下校正: 超声波的接收深度 z 越大则校正量越大。另外, 根据式 (3), 与截距相关的校正是恒等变换。这是由于, 截距是与频率 0 (Hz) 对应的频率成分而没有被衰减。

[0076] 图像处理部 5 具有: B 模式图像数据生成部 51, 其根据回波信号来生成 B 模式图像数据; 以及特征量图像数据生成部 52, 其生成包含与特征量有关的信息的特征量图像数据。

[0077] B 模式图像数据生成部 51 对数字信号进行带通滤波、对数变换、增益处理、对比度处理等使用公知技术的信号处理, 并且进行数据的间隔剔除等, 由此生成 B 模式图像数据, 其中, 与根据显示部 7 中的图像的显示范围而决定的数据步长相应地进行数据的间隔剔除。

[0078] 特征量图像数据生成部 52 使用由 B 模式图像数据生成部 51 生成的 B 模式图像数据以及由特征量提取部 42 提取出的检体的特征量, 在时间上连续地生成特征量图像数据。具体地说, 特征量图像数据生成部 52 在能够设定以特征量提取部 42 提取出的特征量的至少一部分为坐标成分的坐标系的特征量空间上, 在同一数据位置处的频谱的特征点随着时间经过而从规定的第一区域内向图像显示的优先级低于第一区域的第二区域接近的情况下, 在与特征点的最新位置相比远离第二区域且处于第一区域内部或者周边的位置处设置虚拟的特征点, 对上述同一数据位置附加与该虚拟的特征点对应的视觉信息, 由此连续地生成包含与特征量有关的信息的特征量图像数据。在此, 优选将第一区域设定为与例如癌症那样要通过观测发现的重要度高的组织性状对应的区域。

[0079] 在本实施方式 1 中, 对第一区域设置如上所述那样用于显示余像的虚拟的特征点, 但是对于第二区域, 即使同一数据位置处的频谱的特征点随着时间经过偏离第二区域, 也不设置虚拟的特征点。换言之, 特征量图像数据生成部 52 仅对存在于特征量空间上的第一区域内的特征点进行余像处理。

[0080] 存储部 8 具有: 已知检体信息存储部 81, 其存储包含已知检体的特征量的已知检体信息; 窗函数存储部 82, 其存储频率分析部 41 进行频率分析处理时使用的窗函数; 校正

信息存储部 83, 其存储衰减校正部 422 进行衰减校正处理时参照的校正信息; 特征量空间信息存储部 84, 其存储与特征量空间有关信息, 该特征量空间是根据已知检体信息存储部 81 所存储的已知检体的特征量而设定的; 以及特征量信息存储部 85, 其存储与特征量有关的信息, 该特征量被算出为特征量空间信息存储部 84 所存储的特征量空间内的点的坐标值。

[0081] 已知检体信息存储部 81 存储对已知检体进行频率分析而提取出的频谱的特征量。另外, 已知检体信息存储部 81 存储对与已知检体相关联的频谱的特征量按根据已知检体的组织性状的种类分类的每个组而算出的平均和标准偏差。在本实施方式 1 中, 超声波接收信号的频谱的特征量的平均和标准偏差反应检体中的核肿大、异形等细胞水平的变化、间质中的纤维增生、实质组织被纤维替换等组织变化, 与组织性状相应地呈现特有的值, 鉴于此使用已知检体的频谱特征量的平均和标准偏差来进行组织性状的分类。

[0082] 窗函数存储部 82 存储 Hamming、Hanning、Blackman 等窗函数中的至少一个窗函数。校正信息存储部 83 存储与式 (2)~(4) 的变换有关的信息。

[0083] 特征量空间信息存储部 84 存储与根据由已知检体信息存储部 81 存储的已知检体信息而设定的特征量空间有关的信息, 作为该信息, 存储根据特征量对多个已知检体进行分类而得到的多个组和各组的代表点。对于该代表点, 例如可以设为组内的特征量的平均, 也可以设为组内的特征量的重心。

[0084] 图 2 是示意性地表示特征量空间信息存储部 84 所存储的特征量空间的结构图。在图 2 示出的特征量空间内, 横轴为截距 b 、纵轴为强度 c (参照式 (3)、(4))。另外, 图 2 示出的区域 G_u 、 G_v 表示已知检体信息存储部 81 所存储的已知检体的组织性状分别为 μ 、 v 的组。区域 G_u 内的点 μ_0 和区域 G_v 内的点 v_0 是构成各区域的要素的特征点的代表点。在本实施方式 1 中, 设区域 G_u 为第一区域 (以下称为余像区域), 区域 G_v 为第二区域。

[0085] 特征量信息存储部 85 存储算出作为视觉信息的像素值时使用的特征点。作为这种特征点, 除了由特征量提取部 42 提取出的特征点以外, 还存在根据特征点的位置而决定的虚拟的特征点即余像用特征点。另外, 特征量信息存储部 85 在规定的存储区域存储余像区域标志, 根据算出像素值时使用的特征点是否为余像区域内的点, 该余像区域标志取不同的值。例如, 特征量信息存储部 85 将使用余像区域内的特征点或者余像用特征点来算出像素值的情况下的余像区域标志设为 1 进行存储, 另一方面将使用余像区域外的特征点或者余像用特征点算出像素值的情况下的余像区域标志设为 0 进行存储。

[0086] 在图 2 中, 还记载了通过代表点 μ_0 和 v_0 并以 $\mu_0 \rightarrow v_0$ 的朝向为正向的 h 轴 (基准轴)。关于该 h 轴, 在特征量图像数据生成部 52 决定帧中像素的像素值时、判断使用最新特征点的像素值还是使用已经存储的余像用特征点的像素值时使用。

[0087] 在图 2 示出的情况下, 两个区域 G_u 、 G_v 在特征量空间上存在于相互不交叉的区域内。这样, 在本实施方式 1 中, 以通过频率分析得到的频谱的特征量为指标进行分组, 因此能够严加区别相互不同的组。特别是, 在本实施方式 1 中, 对超声波的回波信号进行衰减校正, 因此与不进行衰减校正的情况相比, 还能够以更清楚地分离的状态得到特征量空间上的各组的区域。此外, 在特征量空间上的 b 轴成分与 c 轴成分的刻度大不相同的情况下, 期望适当地进行加权以使各距离的贡献大致均等。

[0088] 另外, 特征量空间信息存储部 84 存储特征量空间上的点与像素值之间的关系作

为按每个像素决定的视觉信息即像素值的信息。例如,特征量空间信息存储部 84 存储对截距 b 与强度 c 分配的构成颜色空间的变量的值。在此所指的色空间例如是指 RGB 表色系、补色系的变量、表示光的三个属性(色调、明度、彩度)的表色系等。

[0089] 通过预先存储了本实施方式 1 所涉及的超声波观测装置的动作程序、启动规定的 OS 的程序等的 ROM 以及存储各处理的运算参数、数据等的 RAM 等来实现存储部 8。

[0090] 具有上述功能结构的超声波观测装置 1 的超声波探头 2 以外的结构要素通过使用具备 CPU 的计算机来实现,该 CPU 具有运算和控制功能。超声波观测装置 1 所具备的 CPU 从存储部 8 读出存储部 8 存储、保存的信息以及包含上述超声波观测装置的动作程序的各种程序,由此执行与本实施方式 1 所涉及的超声波观测装置的动作方法相关联的运算处理。

[0091] 此外,也能够将本实施方式 1 所涉及的超声波观测装置的动作程序记录到硬盘、快闪存储器、CD-ROM、DVD-ROM、软盘等计算机可读的记录介质而广泛流通。

[0092] 图 3 是表示具有上述结构的超声波观测装置 1 的处理的概要的流程图。图 3 示出的流程图示出对一帧进行的处理的概要。在以下说明中,将用于识别帧的变量设为 i ($i=1, 2, \dots$)。

[0093] 在图 3 中,首先,超声波观测装置 1 将帧识别用的变量 i 设定为 1(步骤 S1)。接着,超声波观测装置 1 首先通过超声波探头 2 测量新检体(步骤 S2)。

[0094] 之后,B 模式图像数据生成部 51 使用从发送和接收部 3 输出的 B 模式图像用回波信号来生成 B 模式图像数据(步骤 S3)。

[0095] 接着,控制部 9 进行控制,使显示部 7 显示与由 B 模式图像数据生成部 51 生成的 B 模式图像数据对应的 B 模式图像(步骤 S4)。图 4 是表示显示部 7 中的 B 模式图像的显示例的图。该图示出的 B 模式图像 100 是使采用 RGB 表色系作为颜色空间的情况下的变量即 R(红)、G(绿)、B(蓝)的值一致的灰度等级图像。

[0096] 之后,频率分析部 41 通过 FFT 运算来进行频率分析,由此算出频谱(步骤 S5)。在此,参照图 5 示出的流程图来详细说明由频率分析部 41 进行的处理(步骤 S5)。首先,频率分析部 41 将最初成为分析对象的声线的声线编号 L 设为初始值 L_0 (步骤 S21)。例如可以对发送和接收部 3 最初接收到的声线附加初始值 L_0 ,也可以对与通过输入部 6 设定的关心区域的左右一侧的边界位置对应的声线附加初始值 L_0 。

[0097] 接着,频率分析部 41 算出设定于一个声线上的多个数据位置的全部位置的频谱。首先,频率分析部 41 设定代表用于进行 FFT 运算而获取的一系列数据群(FFT 数据群)的数据位置 Z (相当于接收深度)的初始值 Z_0 (步骤 S22)。图 6 是示意性地表示一个声线的数据排列的图。在该图示出的声线 LD 中,白色或者黑色的长方形意味着一个数据。在与发送和接收部 3 进行的 A/D 变换中的采样频率(例如 50MHz)对应的时间间隔使声线 LD 离散化。在图 6 中,示出将声线 LD 的第一个数据设定为数据位置 Z 的初始值 Z_0 的情况。此外,图 6 严格说来仅是一例,能够任意地设定初始值 Z_0 的位置。例如,也可以将与关心区域的上端位置对应的数据位置 Z 设定为初始值 Z_0 。

[0098] 之后,频率分析部 41 获取数据位置 Z 的 FFT 数据群(步骤 S23),使由窗函数存储部 82 存储的窗函数作用于获取到的 FFT 数据群(步骤 S24)。这样使窗函数作用于 FFT 数据群,由此避免 FFT 数据群在边界处不连续,从而能够防止产生伪像。

[0099] 接着,频率分析部 41 判断数据位置 Z 的 FFT 数据群是否为正常的数据群(步骤

S25)。在此,FFT 数据群需要具有 2 的乘方个数据数。以下,将 FFT 数据群的数据数设为 2^n (n 为正整数)。FFT 数据群为正常是指数据位置 Z 在 FFT 数据群中位于从前方起第 2^{n-1} 的位置。换言之,FFT 数据群正常是指在数据位置 Z 的前方存在 $2^{n-1}-1$ (设为 $=N$) 个数据而在数据位置 Z 的后方存在 2^{n-1} (设为 $=M$) 个数据。在图 6 示出的情况下,FFT 数据群 F_2 、 F_3 、 F_{k-1} 正常,另一方面 FFT 数据群 F_1 、 F_k 异常。其中,在图 6 中,设为 $n=4$ ($N=7$ 、 $M=8$)。

[0100] 在步骤 S25 中的判断的结果是数据位置 Z 的 FFT 数据群正常的情况下(步骤 S25:“是”),频率分析部 41 转移到后述的步骤 S27。

[0101] 在步骤 S25 中的判断的结果是数据位置 Z 的 FFT 数据群不正常的情况下(步骤 S25:“否”),频率分析部 41 对不足部分插入零数据,由此来生成正常的 FFT 数据群(步骤 S26)。在追加零数据之前使窗函数作用于在步骤 S25 中判断为不正常的 FFT 数据群。因此,即使对 FFT 数据群插入零数据,也不产生数据的不连续。在步骤 S26 之后,频率分析部 41 转移到后述的步骤 S27。

[0102] 在步骤 S27 中,频率分析部 41 使用 FFT 数据群来进行 FFT 运算,由此得到频谱(步骤 S27)。图 7 和图 8 是表示由频率分析部 41 算出的频谱例的图。在图 7 和图 8 中,横轴 f 是频率,纵轴 I 为强度。在图 7 和图 8 分别示出的频谱曲线 C_1 和 C_2 中,频谱的下限频率 f_{LOW} 和上限频率 f_{HIGH} 是根据超声波探头 2 的频带、由发送和接收部 3 发送的脉冲信号的频带等来决定的参数,例如是 $f_{LOW}=3\text{MHz}$ 、 $f_{HIGH}=10\text{MHz}$ 。此外,通过后述的特征量提取处理来说明图 7 示出的直线 L_1 和图 8 示出的直线 L_2 。在本实施方式 1 中,曲线和直线由离散的点的集合构成。这一点在后述的实施方式中也相同。

[0103] 接着,频率分析部 41 对数据位置 Z 加上规定的的数据步长 D 而算出下一个分析对象的 FFT 数据群的数据位置 Z (步骤 S28)。期望此处的数据步长 D 与由 B 模式图像数据生成部 51 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 41 中的运算量的情况下,也可以设定比 B 模式图像数据生成部 51 所利用的数据步长大的值。在图 6 中,示出 $D=15$ 的情况。

[0104] 之后,频率分析部 41 判断数据位置 Z 是否大于最终数据位置 Z_{max} (步骤 S29)。在此,最终数据位置 Z_{max} 可以是声线 LD 的数据长度,也可以是与关心区域的下端对应的数据位置。在判断的结果是数据位置 Z 大于最终数据位置 Z_{max} 的情况下(步骤 S29:“是”),频率分析部 41 使声线编号 L 增加 1(步骤 S30)。另一方面,在数据位置 Z 为最终数据位置 Z_{max} 以下的情况下(步骤 S29:“否”),频率分析部 41 返回到步骤 S23。这样,频率分析部 41 针对一个声线 LD,对 $[(Z_{max}-Z_0)/D]+1$ ($=K$) 个 FFT 数据群进行 FFT 运算。在此, $[X]$ 表示不超过 X 的最大整数。

[0105] 在通过步骤 S30 增加之后的声线编号 L 大于最终声线编号 L_{max} 的情况下(步骤 S31:“是”),频率分析部 41 返回到图 2 示出的主例程。另一方面,在通过步骤 S30 增加之后的声线编号 L 为最终声线编号 L_{max} 以下的情况下(步骤 S31:“否”),频率分析部 41 返回到步骤 S22。

[0106] 这样,频率分析部 41 对 $(L_{max}-L_0+1)$ 个声线各自进行 K 次的 FFT 运算。此外,例如可以对由发送和接收部 3 接收到的最终的声线附加最终声线编号 L_{max} ,也可以对与关心区域左右的任一个边界对应的声线附加最终声线编号 L_{max} 。以下,将频率分析部 41 对全部声线进行的 FFT 运算的总数 $(L_{max}-L_0+1) \times K$ 设为 P 。

[0107] 接在上述说明的步骤 S5 的频率分析处理之后,作为近似处理,近似部 421 对频率分析部 41 算出的 P 个频谱进行回归分析,由此提取校正前特征量(步骤 S6)。具体地说,近似部 421 通过回归分析来算出对频带 $f_{\text{LOW}} < f < f_{\text{HIGH}}$ 的频谱进行近似的一次式,由此作为校正前特征量而提取出使该一次式具有特征的斜率 a_0 、截距 b_0 、强度 c_0 。图 7 示出的直线 L_1 和图 8 示出的直线 L_2 是在该步骤 S6 中对频谱曲线 C_1 和 C_2 分别进行回归分析而得到的回归直线。

[0108] 之后,衰减校正部 422 对由近似部 421 提取出的校正前特征量进行衰减校正处理(步骤 S7)。例如在数据的采样频率为 50MHz 的情况下,数据采样的时间间隔为 20(nsec)。在此,当将声速设为 1530(m/sec) 时,数据采样距离间隔成为 $1530(\text{m/sec}) \times 20(\text{nsec}) / 2 = 0.0153(\text{mm})$ 。当将从声线 LD 的第一个数据起到处理对象的 FFT 数据群的数据位置为止的数据步长数为 k 时,该数据位置 Z 成为 $0.0153k(\text{mm})$ 。衰减校正部 422 将这样求得的数据位置 Z 的值代入到上述式 (2)~(4) 的接收深度 z,由此算出作为频谱的特征量的斜率 a、截距 b、强度 c。图 9 是表示根据对与图 7 示出的直线 L_1 相关联的特征量进行衰减校正之后的特征量而决定的直线的图。表示图 9 示出的直线 L_1' 的式如下。

$$[0109] \quad I = af + b = (a_0 + 2\alpha Z)f + b_0 \quad \cdots (5)$$

[0110] 根据该式 (5) 也可知,与直线 L_1 相比,直线 L_1' 的斜率大且截距的值相同。

[0111] 之后,特征量图像数据生成部 52 生成特征量图像数据(步骤 S8)。图 10 是表示特征量图像数据生成部 52 所进行的特征量图像数据生成处理的概要的流程图。在以下说明中,将用于识别帧所包含的像素的变量设为 $j (=1, 2, \dots, j_{\text{max}})$ 。另外,将与第 i 个帧(第 i 帧)的像素 j 对应的特征量即截距 $b_i(j)$ 和强度 $c_i(j)$ 的组 $(b_i(j), c_i(j))$ 称为特征点,记载为 $S_i(j)$ 。

[0112] 在图 10 中,首先,特征量图像数据生成部 52 将像素识别用的变量 j 设定为 1(步骤 S41)。

[0113] 之后,特征量图像数据生成部 52 获取由特征量提取部 42 提取出的特征点(第一特征点) $S_i(j)$ (步骤 S42),从特征量空间信息存储部 84 读出获取到的特征点 $S_i(j)$ 的余像区域标志,判断余像区域标志的值(步骤 S43)。在余像区域标志为 0 的情况下(步骤 S43:“0”),特征量图像数据生成部 52 使用特征点 $S_i(j)$ 来算出像素 j 的像素值(步骤 S44)。

[0114] 与此相对,在获取到的特征点 $S_i(j)$ 的余像区域标志为 1 的情况下(步骤 S43:“1”),特征量图像数据生成部 52 判断是否满足余像条件(步骤 S45)。

[0115] 图 11 是表示余像条件判定处理的概要的流程图。在图 11 中,特征量图像数据生成部 52 分别算出将特征点 $S_i(j)$ 和余像用特征点(第二特征点) $T_{i-1}(j)$ 投影到特征量空间内的 h 轴的投影点 $S'_i(j)$ 和 $T'_{i-1}(j)$ 的坐标(步骤 S61)。

[0116] 接着,特征量图像数据生成部 52 将代表点 μ_0 设为起点,判断分别以投影点 $S'_i(j)$ 和 $T'_{i-1}(j)$ 为终点的两个矢量 $\mu_0 S'$ 、 $\mu_0 T'$ 的朝向是否相同(步骤 S62)。在判定的结果是两个矢量 $\mu_0 S'$ 、 $\mu_0 T'$ 的朝向相同的情况下(步骤 S62:“是”),特征量图像数据生成部 52 算出投影点 $S'_i(j)$ 与代表点 μ_0 之间的距离 d_s 以及投影点 $T'_{i-1}(j)$ 与代表点 μ_0 之间的距离 d_t (步骤 S63)。

[0117] 之后,特征量图像数据生成部 52 对两个距离 d_s 与 d_t 进行比较(步骤 S64)。如果比较的结果是 $d_s \geq d_t$ (步骤 S64:“是”),则特征量图像数据生成部 52 判断为满足余像条件

(步骤 S65), 转移到步骤 S46。图 12 是表示两个矢量 $\mu_0 S'$ 、 $\mu_0 T'$ 具有相同朝向且 $d_s \geq d_t$ 的特征量空间的状况的图。在该情况下, 投影点 $S'_i(j)$ 比投影点 $T'_{i-1}(j)$ 更接近区域 G_v 的代表点 v_0 。因而, 基于余像用特征点 $T_{i-1}(j)$ 来决定像素值, 能够以与特征量处于区域 G_u 内时的显示方式接近的显示方式显示图像。换言之, 将与特征点 $S_i(j)$ 对应的像素值替换为与虚拟的特征点即余像用特征点 $T_{i-1}(j)$ 对应的像素值来进行显示, 能够以与特征量处于区域 G_u 内时的显示方式接近的显示方式显示图像。

[0118] 如果步骤 S64 中的比较结果是 $d_s < d_t$ (步骤 S64: “否”), 则特征量图像数据生成部 52 判断为不满足余像条件 (步骤 S66), 转移到步骤 S46。图 13 是表示两个矢量 $\mu_0 S'$ 、 $\mu_0 T'$ 具有相同朝向且 $d_s < d_t$ 的情况下的特征量空间的状况的图。在该情况下, 与投影点 $T'_{i-1}(j)$ 相比投影点 $S'_i(j)$ 远离区域 G_v 的代表点 v_0 。因而, 基于区域 G_u 内的特征点 $S_i(j)$ 来决定像素值能够显示具有根据区域 G_u 内的更正确的位置而附加的像素值的图像。

[0119] 在步骤 S62 中, 两个矢量 $\mu_0 S'$ 、 $\mu_0 T'$ 的朝向不同的情况下 (步骤 S62: “否”), 特征量图像数据生成部 52 转移到步骤 S66。图 14 是表示两个矢量 $\mu_0 S'$ 、 $\mu_0 T'$ 具有不同朝向的情况下的特征量空间的状况的图。在该情况下, 与投影点 $T'_{i-1}(j)$ 相比投影点 $S'_i(j)$ 远离区域 G_v 的代表点 v_0 。因而, 基于特征点 $S_i(j)$ 来决定像素值能够显示具有根据区域 G_u 内的更正确的位置而附加的像素值的图像。

[0120] 再次参照图 10 进行说明。在步骤 S45 的余像条件判定处理的结果是满足余像条件的情况下 (步骤 S46: “是”), 特征量图像数据生成部 52 使用余像用特征点 $T_{i-1}(j)$ 来算出像素值 (步骤 S47)。另一方面, 在没有满足余像条件的情况下 (步骤 S46: “否”), 特征量图像数据生成部 52 转移到步骤 S44。

[0121] 在步骤 S44 或者步骤 S47 之后, 特征量图像数据生成部 52 判断使用于像素值的计算的特征点 $S_i(j)$ 或者余像用特征点 $T_{i-1}(j)$ 是否存在于余像区域内 (步骤 S48)。在特征点 $S_i(j)$ 或者余像用特征点 $T_{i-1}(j)$ 不存在于余像区域内的情况下 (步骤 S48: “否”), 特征量图像数据生成部 52 进行处理将余像区域标志设为 0 (步骤 S49)。

[0122] 之后, 如果像素值的变量 j 为最大值 j_{\max} (步骤 S50: “是”), 则特征量图像数据生成部 52 结束特征量图像数据生成处理。另一方面, 如果像素值的变量 j 小于最大值 j_{\max} (步骤 S50: “否”), 则特征量图像数据生成部 52 使变量 j 增加 1 (步骤 S51), 返回到步骤 S42。此外, 在此的变量 j 的增加只不过意味着处理对象的像素的变更。因而, 对各个像素附加的特征点、余像用特征点的变量不发生变化。

[0123] 说明在步骤 S48 中特征点 $S_i(j)$ 或者余像用特征点 $T_{i-1}(j)$ 存在于余像区域内的情况 (步骤 S48: “是”)。在该情况下, 特征量图像数据生成部 52 进行处理将余像区域标志设为 1 (步骤 S52), 使用特征点 $S_i(j)$ 算出余像用特征点 $T_i(j)$, 记录到特征量空间信息存储部 84 (步骤 S53), 转移到步骤 S50。图 15 是表示余像用特征点 $T_i(j)$ 的计算方法的概要的图。如图 15 所示, 余像用特征点 $T_i(j)$ 是使特征点 $S_i(j)$ 的各成分偏移规定量而得到的。即通过 $(b_i(j) + \beta)$ 、 $(c_i(j) + \gamma)$ 来提供余像用特征点 $T_i(j)$ 的坐标。在此, β 、 γ 均为正的常数, 被设定为使余像用特征点 $T_i(j)$ 比特征点 $S_i(j)$ 更接近区域 G_v 的代表点 v_0 的值。此外, 在图 15 中, 图示要偏移的方向与 h 轴平行的情况, 但是这严格说来仅是一例。

[0124] 接着, 显示部 7 显示由特征量图像数据生成部 52 生成的特征量图像 (步骤 S9)。图 16 是表示由显示部 7 显示的特征量图像的显示例的图。图 17 是以黑白方式示意性地表

示图 16 示出的图像的图。这些图示的特征量图像 200 与 B 模式图像 100 相比,图像彩色化,与组相应的颜色差异变得清晰。特征量图像 200 大致由绿色系区域 200g 和红色系区域 200r 构成,用黄色系的颜色显示两个区域的边界部(在图 17 中未图示)。如图 16 所示,各区域并非由单一颜色构成。例如,绿色系区域 200g 是由接近绿色的颜色构成的像素聚集的区域。同样地,红色系区域 200r 是由接近红色的颜色构成的像素聚集的区域。观察这种特征量图像 200 的观测者能够明确地识别组的差异即组织性状的差异。此外,控制部 9 也可以使显示部 7 排列显示特征量图像和 B 模式图像。由此,能够在同一个画面上识别两个图像的差异。

[0125] 之后,在通过输入部 6 输入了结束处理的指示信号的情况下(步骤 S10:“是”),超声波观测装置 1 结束一系列处理。与此相对,在没有通过输入部 6 输入结束处理的指示信号的情况下(步骤 S10:“否”),超声波观测装置 1 使帧识别用的变量 i 增加 1(步骤 S11),返回到步骤 S2。

[0126] 在此,说明本实施方式 1 的效果。通常,超声波观测装置 1 以在检体内具有一定厚度的切片平面为观测对象。图 18 是示意性地表示超声波观测装置 1 进行观测的状况的图。如图 18 所示,在超声波观测装置 1 的前端部设置有超声波探头 2。超声波探头 2 具有由多个振子构成的振子群 22。构成振子群 22 的多个振子分别在规定的定时依次发送超声波。所送信的超声波到达在检体内具有一定厚度的切片平面 PL。此外,在图 18 中,将切片平面 PL 记载为长方体状,但是这是为了方便起见而设置的,切片平面 PL 的实际形状根据检体的观测部分不同而发生变化。

[0127] 在图 18 示出的状况下,在以往的超声波观测装置中,存在超声波探头 2 和检体中的至少一个移动而两者的相对位置关系发生变化的情况。在该情况下,作为观测对象的切片平面 PL 发生变化。当切片平面 PL 发生变化时,有时会产生在最初的帧中观测到的检体内的组织 $0r$ 在其后的帧中观测不到的情形。认为产生这种情形是由于在最初的帧中观测到的组织 $0r$ 微小或者位于远离超声波探头的位置。

[0128] 图 19 是示意性地表示在以往的超声波观测装置中在超声波探头与检体的相对位置关系随着时间经过而发生变化的状况下显示部所显示的特征量图像的显示例(第一例)的图。在图 19 示出的情况下,在最初的特征量图像 301 中显示的组织 $0r1$ 在其后连续显示的特征量图像 302、303、304 中完全消失。

[0129] 图 20 是示意性地表示在以往的超声波观测装置中在超声波探头与检体的相对位置关系随着时间经过而发生变化的状况下显示部所显示的特征量图像的显示例(第二例)的图。在图 20 示出的情况下,在最初的特征量图像 401 中显示的组织 $0r2$ 在其后显示的特征量图像 402 中消失。另外,在特征量图像 402 之后显示的特征量图像 403 中,显示形状与组织 $0r2$ 不同的组织 $0r3$ 。该组织 $0r3$ 在其后的特征量图像 404 中消失。

[0130] 如图 19 以及图 20 所示,在以往的超声波观测装置中,存在以下问题:由于超声波探头与检体的相对位置关系随着时间经过发生变化而无法长时间观测期望的组织。

[0131] 图 21 以及图 22 是说明本实施方式 1 所涉及的超声波观测装置 1 所进行的处理的效果的图。其中,图 21 是示意性地表示与图 19 相同的状况下的显示部 7 的显示例的图。如图 21 示出的情况下,与图 19 同样地,组织 $0r1$ 仅在拍摄最初显示的特征量图像 501 的时刻被观测到。然而,通过进行上述处理,在后续的特征量图像 502、503、504 中,在与组织 $0r1$ 相

同的位置处也分别显示相同形状的余像 Or11、Or12、Or13。其中,这些余像 Or11、Or12、Or13 的显示颜色与组织 Or1 的显示颜色相似,但是有少许不同。这是由于,在特征量空间内,与构成各余像的区域内的像素对应的特征点和与组织 Or1 内的像素对应的特征点不同。

[0132] 图 22 是示意性地表示与图 20 相同状况下的显示部 7 的显示例的图。在图 22 示出的情况下,组织 Or2 仅在拍摄最初显示的特征量图像 601 的时刻被观测到而显示。在图 22 中,在与图 20 的特征量图像 402 对应的特征量图像 602 中,显示组织 Or2 的余像 Or21。另外,在特征量图像 602 后续的特征量图像 603 中,与图 20 的特征量图像 403 同样地显示组织 Or3。在特征量图像 603 后续的特征量图像 604 中,显示组织 Or3 的余像 Or31。此外,在图 22 示出的情况下,组织 Or2 的显示颜色与余像 Or21 的显示颜色不同,组织 Or3 的显示颜色与余像 Or31 的显示颜色不同。

[0133] 这样,在本实施方式 1 中,在显示特征量图像时,即使在以往没有显示组织的帧中,也基于前一帧显示的组织或者余像来描绘余像,因此即使在某一帧中无法观测显示优先级高的组织,通过使用其前一帧的图像来进行余像显示,也能够长时间显示期望的组织。其结果是用户能够连续地观察想看的图像。

[0134] 图 23 是说明本实施方式 1 中的衰减校正的效果的图。图 23 示出的图像 700 是没有进行衰减校正的情况下的特征量图像。该情况下的特征量图像是针对由 B 模式图像数据生成部 51 生成的 B 模式图像将特征量 b 均匀地分配给 R(红)、G(绿)、B(蓝)的灰度图像。特征量图像 700 在接收深度大的区域(图的下方区域)内由于衰减的影响而信号强度下降,图像变暗。与此相对,可知在使用同一 B 模式图像来进行衰减校正后的特征量图像 800 中,得到画面整体亮度均匀的图像。

[0135] 根据上述说明的本发明的实施方式 1,在特征量空间内,在规定的的数据位置处的频谱的特征点在第 i 帧(i 是自然数)中存在于规定的的第一区域内而在接下来的第(i+1)帧中向图像显示的优先级低于第一区域的第二区域接近的情况下,在与最新特征点的位置相比远离上述第二区域且处于上述第一区域的内部或者周边的位置处设置虚拟的特征点,利用与该虚拟的特征点对应的视觉信息,替换与规定的的数据位置的在第(i+1)帧中的最新特征点对应的视觉信息,由此生成包含与特征量有关的信息的特征量图像数据,依次显示与所生成的该特征量图像数据对应的图像,因此尽可能地延长显示具有与图像显示优先级高的区域附近的特征点对应的像素值的图像。因而,即使与观测对象之间的相对位置关系随着时间经过发生变化,也能够长时间观测期望的组织。

[0136] 另外,根据本实施方式 1,通过对分析接收到的超声波的频率而得到的频谱的校正前特征量进行衰减校正来提取特征量,使用提取出的该特征量并且使用根据由多个已知检体反射的超声波而提取出的频谱的特征量,因此不使用生物体组织的应变量、弹性率就能够明确地严加区别组织的差异。因而,通过高精度地观测检体,能够提高观测结果的可靠性。

[0137] 另外,根据本实施方式 1,在求出已知检体的特征量时,以对通过频率分析得到的频谱的校正前特征量进行衰减校正而得到的特征量为指标进行组织性状的分类、判断,因此能够严加区别相互不同的组织性状。特别是,在本实施方式 1 中,使用进行了衰减校正的特征量,因此与使用不进行衰减校正而提取出的特征量的情况相比,能够以更清楚地分离的状态得到特征量空间上的各组的区域。

[0138] 在超声波弹性成像中,存在按压的压力难以传递到血管、淋巴管等脉管下部的问题。因此,在脉管附近形成肿瘤的情况下,肿瘤的边界不清楚,也难以鉴别肿瘤向脉管内的浸润,有时无法高精度地进行检体的观测。另外,在超声波弹性成像中,在检查者挤压检查部位时的压力、挤压速度上容易产生个体差异,因此还存在测量结果的可靠性低这种问题。根据本实施方式 1,能够高精度地观测检体来提高观测结果的可靠性,因此能够提供一种适合于解决超声波弹性成像特有的问题的技术。

[0139] (实施方式 2)

[0140] 在本发明的实施方式 2 中,由特征图像数据生成部进行的特征图像数据生成处理与实施方式 1 不同。本实施方式 2 所涉及的超声波观测装置的结构与在实施方式 1 中说明的超声波观测装置 1 的结构相同。因此,在以下说明中,对与超声波观测装置 1 的结构要素对应的结构要素附加相同的附图标记。

[0141] 在本实施方式 2 中,特征量信息存储部 85 还存储了边界用特征点 $U_i(j)$ 。该边界用特征点 $U_i(j)$ 是用于像素值的计算的特征点 $S_i(j)$ 或者余像用特征点 $T_i(j)$,用于在下一帧中设定在特征量空间中判断余像条件时所需的边界。

[0142] 图 24 是表示本实施方式 2 所涉及的超声波观测装置 1 的特征量图像数据生成部 52 所进行的特征量图像数据生成处理的概要的流程图。在图 24 中,特征量图像数据生成部 52 将像素识别用的变量 j 设定为 1(步骤 S71)。

[0143] 之后,特征量图像数据生成部 52 获取由特征量提取部 42 提取出的特征点(第三特征点) $S_i(j)$ (步骤 S72),从特征量空间信息存储部 84 读出获取到的特征点 $S_i(j)$ 的余像区域标志,判断余像区域标志的值(步骤 S73)。在余像区域标志为 0 的情况下(步骤 S73:“0”),特征量图像数据生成部 52 使用特征点 $S_i(j)$ 来算出像素 j 的像素值(步骤 S74)。

[0144] 与此相对,在获取到的特征点 $S_i(j)$ 的余像区域标志为 1 的情况下(步骤 S73:“1”),特征量图像数据生成部 52 判断是否满足余像条件(步骤 S75)。

[0145] 图 25 是表示余像条件判定处理的概要的流程图。在图 25 中,首先,特征量图像数据生成部 52 在特征量空间内设定通过边界用特征点 $U_{i-1}(j)$ 并且与基准轴(h轴)正交的基准边界(步骤 S91)。

[0146] 接着,特征量图像数据生成部 52 判断相对于基准边界特征点 $S_i(j)$ 与第二区域是否处于同一侧(步骤 S92)。在相对于基准边界特征点 $S_i(j)$ 与第二区域处于同一侧的情况下(步骤 S92:“是”),特征量图像数据生成部 52 判断为满足余像条件(步骤 S93),转移到步骤 S76。图 26 是表示在由超声波观测装置 1 所进行的余像条件判定处理中判断为满足余像条件的情况下的特征量空间的结构图。在图 26 中,相对于由通过边界用特征点 $U_{i-1}(j)$ 并且与 h 轴正交的直线构成的基准边界 B,特征点 $S_i(j)$ 与第二区域即区域 G_v 处于同一侧。此外,在特征量空间为三维空间的情况下,基准边界为平面。

[0147] 另一方面,在相对于基准边界特征点 $S_i(j)$ 与第二区域不处于同一侧的情况下(步骤 S92:“否”),特征量图像数据生成部 52 判断为没有满足余像条件(步骤 S94),转移到步骤 S76。图 27 是表示在超声波观测装置 1 所进行的余像条件判定处理中判断为没有满足余像条件的情况下的特征量空间的结构图。在图 27 中,相对于基准边界 B 特征点 $S_i(j)$ 与区域 G_v 位于不同侧。

[0148] 再次参照图 24 进行说明。在步骤 S75 的余像条件判定处理的结果是满足余像条

件的情况下（步骤 S76：“是”），特征量图像数据生成部 52 算出余像用特征点（第四特征点） $T_i(j)$ （步骤 S77）。

[0149] 图 28 是表示步骤 S77 的余像用特征点算出处理（第一例）的概要的图。特征量图像数据生成部 52 首先求出通过特征点 $S_i(j)$ 且与基准边界 B 正交的直线（与 h 轴平行的直线），求出该直线与基准边界 B 的交点 $U'_{i-1}(j)$ ，算出该交点 $U'_{i-1}(j)$ 与特征点 $S_i(j)$ 之间的距离 d_{s1} 。接着，特征量图像数据生成部 52 将距边界用特征点 $U_i(j)$ 距离为 $d_{T1}=d_{s1}/n$ ($n>1$, n 是常数)、比边界用特征点 $U_i(j)$ 更接近区域 G_v 且位于通过边界用特征点 $U_{i-1}(j)$ 而与基准边界 B 正交的直线上的点设为余像用特征点 $T_i(j)$ 。此外，还能够将距离 d_{T1} 定义为固定值。

[0150] 之后，特征量图像数据生成部 52 使用余像用特征点 $T_i(j)$ 来算出像素 j 的像素值（步骤 S78）。

[0151] 在步骤 S76 中没有满足余像条件的情况下（步骤 S76：“否”），特征量图像数据生成部 52 转移到步骤 S74。

[0152] 在步骤 S74 或者步骤 S78 之后，特征量图像数据生成部 52 判断使用于像素值的计算的特征点 $S_i(j)$ 或者余像用特征点 $T_i(j)$ 是否存在于余像区域内（步骤 S79）。在特征点 $S_i(j)$ 或者余像用特征点 $T_i(j)$ 不存在于余像区域内的情况下（步骤 S79：“否”），特征量图像数据生成部 52 进行处理将余像区域标志设为 0（步骤 S80）。

[0153] 之后，如果像素值的变量 j 为最大值 j_{max} （步骤 S81：“是”），则特征量图像数据生成部 52 结束特征量图像数据生成处理。另一方面，如果像素值的变量 j 小于最大值 j_{max} （步骤 S81：“否”），则特征量图像数据生成部 52 使变量 j 增加 1（步骤 S82），返回到步骤 S72。此外，在此，变量 j 的增加只不过意味着处理对象的像素的变更。因而，对各个像素附加的特征点、余像用特征点的变量不会发生变化。

[0154] 说明在步骤 S79 中特征点 $S_i(j)$ 或者余像用特征点 $T_i(j)$ 存在于余像区域内的情况下（步骤 S79：“是”）。在该情况下，特征量图像数据生成部 52 进行处理将余像区域标志设为 1（步骤 S83），将使用于像素值的计算的特征点 $S_i(j)$ 或者余像用特征点 $T_i(j)$ 作为边界用特征点 $U_i(j)$ 而记录到特征量信息存储部 85（步骤 S84），转移到步骤 S81。

[0155] 根据上述说明的本发明的实施方式 2，在特征量空间中，在规定的的数据位置处的频谱的特征点在第 i 帧（ i 是自然数）中存在于规定的的第一区域内而在接下来的第 $(i+1)$ 帧中向图像显示的优先级低于第一区域的第二区域接近的情况下，在与最新特征点的位置相比远离上述第二区域且处于上述第一区域的内部或者周边的位置处设置虚拟的特征点，利用与该虚拟的特征点对应的视觉信息来替换与规定的的数据位置的在第 $(i+1)$ 帧中的最新特征点对应的视觉信息，由此生成包含与特征量有关的信息的特征量图像数据，依次显示与所生成的该特征量图像数据对应的图像，因此能够尽可能地延长显示具有与图像显示优先级高的区域附近的特征点对应的像素值的图像。因而，即使与观测对象之间的相对位置关系随着时间经过发生变化，也能够长时间观测期望的组织。

[0156] 另外，根据本实施方式 2，通过对分析接收到的超声波的频率而得到的频谱的校正前特征量进行衰减校正来提取特征量，使用提取出的该特征量并且使用根据由多个已知检体反射的超声波而提取出的频谱的特征量，因此不使用生物体组织的应变量、弹性率就能够清楚地严加区别组织的差异。因而，能够高精度地观测检体，从而提高观测结果的可靠

性。其结果是能够提供适合于超声波弹性成像的技术。

[0157] 图 29 是表示图 24 的步骤 S77 的余像用特征点算出处理的其它例（第二例）的概要的图。特征量图像数据生成部 52 首先算出边界用特征点 $U_{i-1}(j)$ 与特征点 $S_i(j)$ 之间的距离 d_{s_2} 。接着，特征量图像数据生成部 52 将距边界用特征点 $U_{i-1}(j)$ 的距离为 $d_{T_2}=d_{s_2}/n$ ($n>1$, n 是常数)、比边界用特征点 $U_{i-1}(j)$ 更接近区域 G_v 且位于通过边界用特征点 $U_{i-1}(j)$ 和区域 G_v 的代表点 v_0 的直线上的点设为余像用特征点 $T_i(j)$ 。

[0158] （实施方式 3）

[0159] 在本发明的实施方式 3 中，由特征量提取部进行的特征量提取处理与实施方式 1 不同。本实施方式 3 所涉及的超声波观测装置的结构与在实施方式 1 中说明的超声波观测装置 1 的结构相同。因此，在以下说明中，对与超声波观测装置 1 的结构要素对应的结构要素附加相同的附图标记。

[0160] 在本实施方式 3 的特征量提取处理中，首先衰减校正部 422 对由频率分析部 41 算出的频谱进行衰减校正处理。之后，近似部 421 对由衰减校正部 422 进行衰减校正后的频谱进行近似处理，由此提取频谱的特征量。

[0161] 图 30 是表示本实施方式 3 所涉及的超声波观测装置的处理的概要的流程图。在图 30 中，步骤 S101~S105 的处理与图 3 的步骤 S1~S5 的处理依次对应。

[0162] 在步骤 S106 中，衰减校正部 422 对由频率分析部 41 通过 FFT 演算而算出的全部频谱进行衰减校正（步骤 S106）。图 31 是示意性地表示该步骤 S106 的处理的概要的图。如图 31 所示，衰减校正部 422 针对频谱曲线 C_3 ，对所有频率 f 进行将上述式 (1) 的衰减量 A 加到强度 I 的校正，由此得到新的频谱曲线 C_3' 。由此，能够得到削减了伴随超声波传播的衰减的贡献的频谱。

[0163] 之后，近似部 421 对由衰减校正部 422 进行衰减校正后的所有频谱进行回归分析，由此提取频谱的特征量（步骤 S107）。具体地说，近似部 421 通过回归分析来算出一次式的斜率 a 、截距 b 以及中心频率 f_{MD} 处的强度 c 。图 31 示出的直线 L_3 是在该步骤 S107 中对频谱曲线 C_3 进行特征量提取处理而得到的回归直线（截距 b_3 ）。

[0164] 步骤 S108~S111 的处理与图 3 的步骤 S8~S11 的处理依次对应。

[0165] 根据上述说明的本发明的实施方式 3，在特征量空间内，在规定的的数据位置处的频谱的特征点在第 i 帧（ i 是自然数）中存在于规定的第一区域内而在接下来的第 $(i+1)$ 帧中向图像显示的优先级低于第一区域的第二区域接近的情况下，在与最新特征点的位置相比远离上述第二区域且处于上述第一区域的内部或者周边的位置处设置虚拟的特征点，利用与该虚拟的特征点对应的视觉信息来替换与规定的的数据位置的在第 $(i+1)$ 帧中的最新特征点对应的视觉信息，由此生成包含与特征量有关的信息的特征量图像数据，依次显示与所生成的该特征量图像数据对应的图像，因此能够尽可能地延长显示具有与图像显示优先级高的区域附近的特征点对应的像素值的图像。因而，即使与观测对象之间的相对位置关系随着时间经过发生变化，也能够长时间观测期望的组织。

[0166] 另外，根据本实施方式 3，对分析接收到的超声波的频率而得到的频谱进行衰减校正，根据衰减校正后的频谱提取特征量，使用提取出的该特征量并且使用根据由多个已知检体反射的超声波而提取出的频谱的特征量，因此不使用生物体组织的应变量、弹性率就能够清楚地严加区别组织的差异。因而，能够高精度地观测检体，从而提高观测结果的可靠

性。其结果是能够提供也适合于超声波弹性成像的技术。

[0167] 附图标记说明

[0168] 1:超声波观测装置;2:超声波探头;3:发送和接收部;4:运算部;5:图像处理部;6:输入部;7:显示部;8:存储部;9:控制部;21:信号变换部;41:频率分析部;42:特征量提取部;51:B模式图像数据生成部;52:特征量图像数据生成部;81:已知检体信息存储部;82:窗函数存储部;83:校正信息存储部;84:特征量空间信息存储部;85:特征量信息存储部;100:B模式图像;200、301~304、401~404、501~504、601~604、700、800:特征量图像;200g:绿色系统区域;200r:红色系统区域;421:近似部;422:衰减校正部。

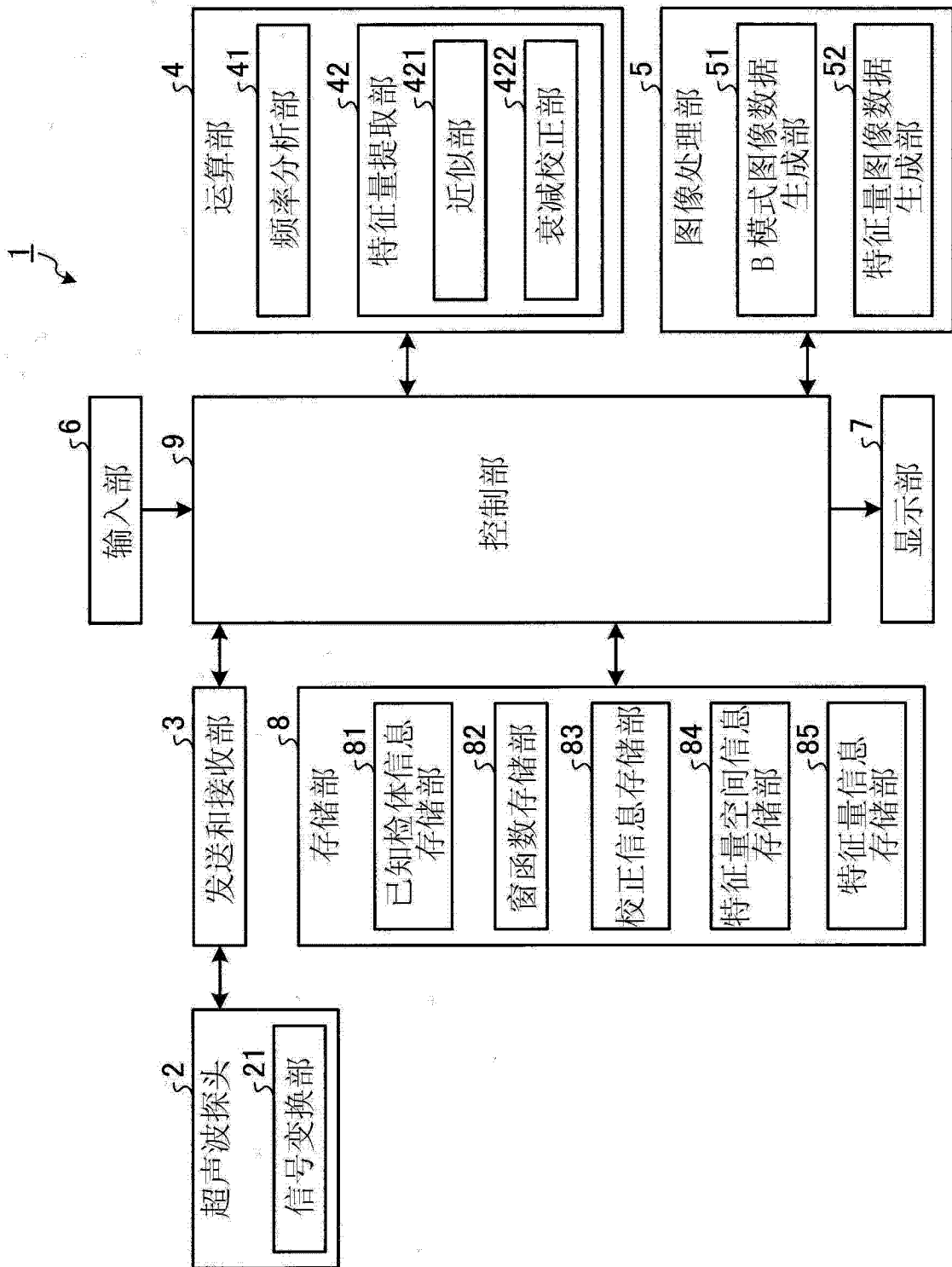


图 1

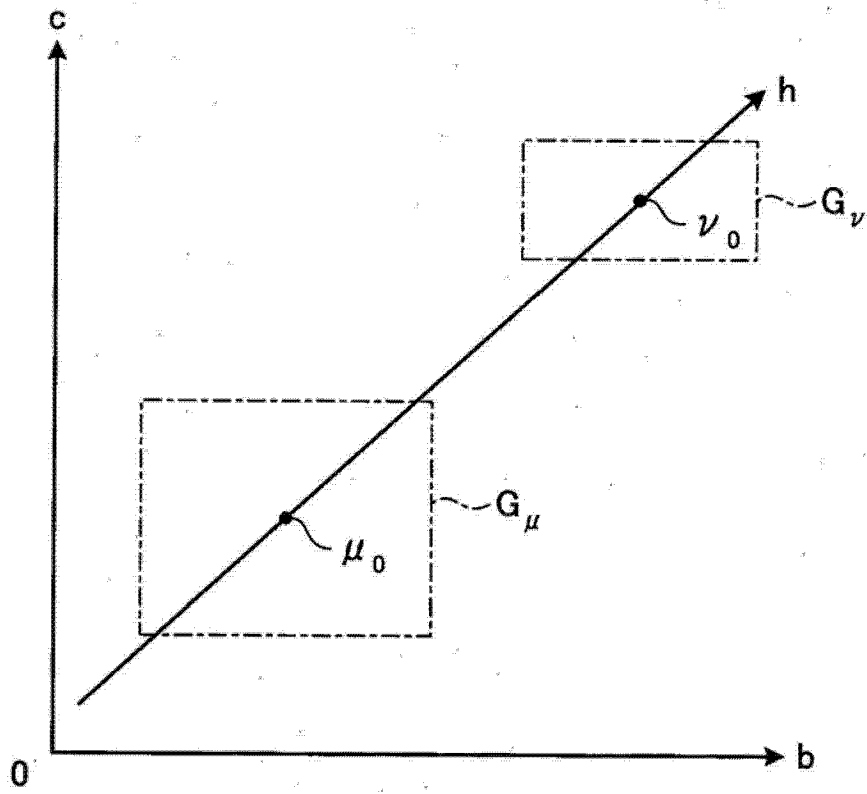


图 2

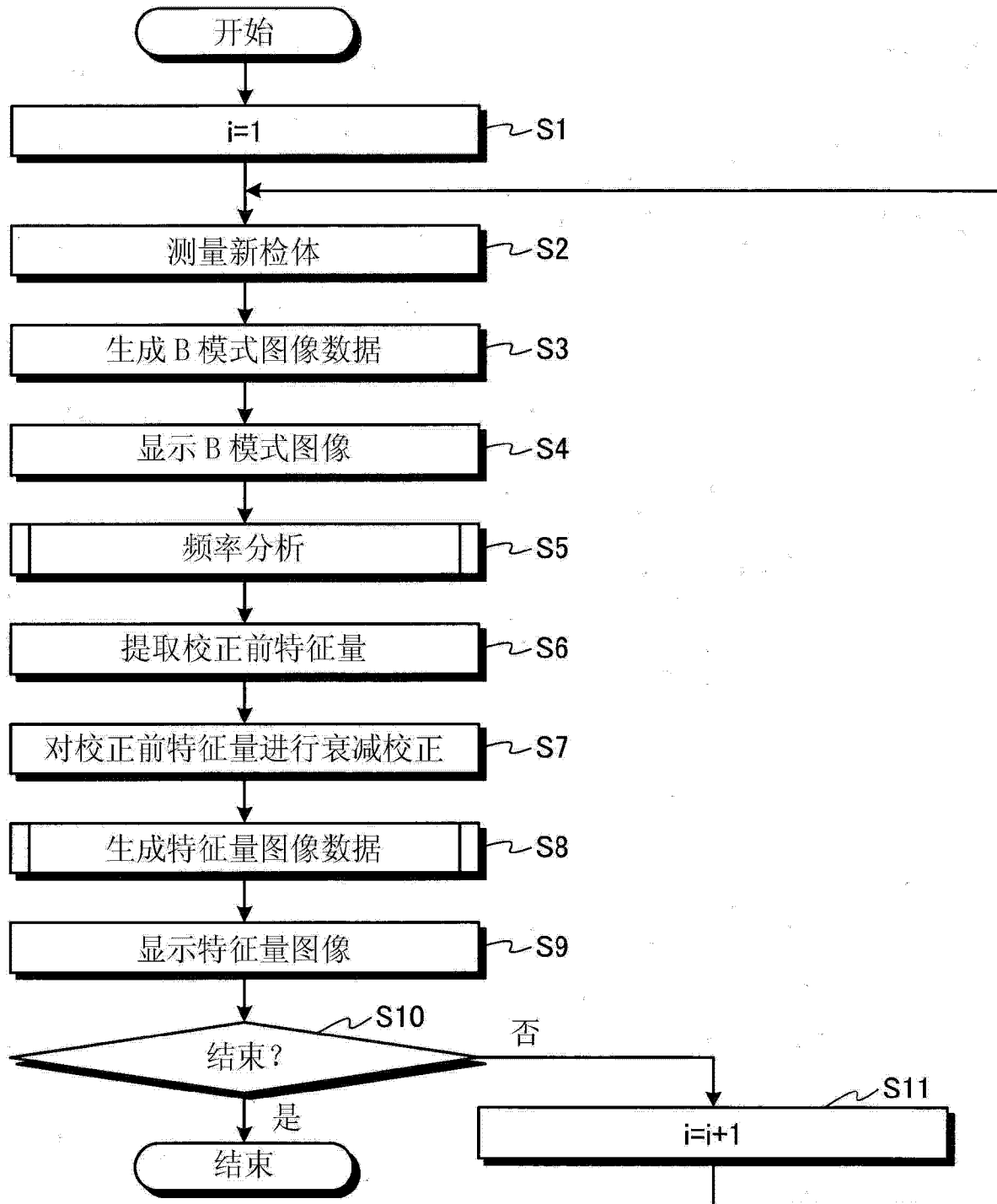


图 3

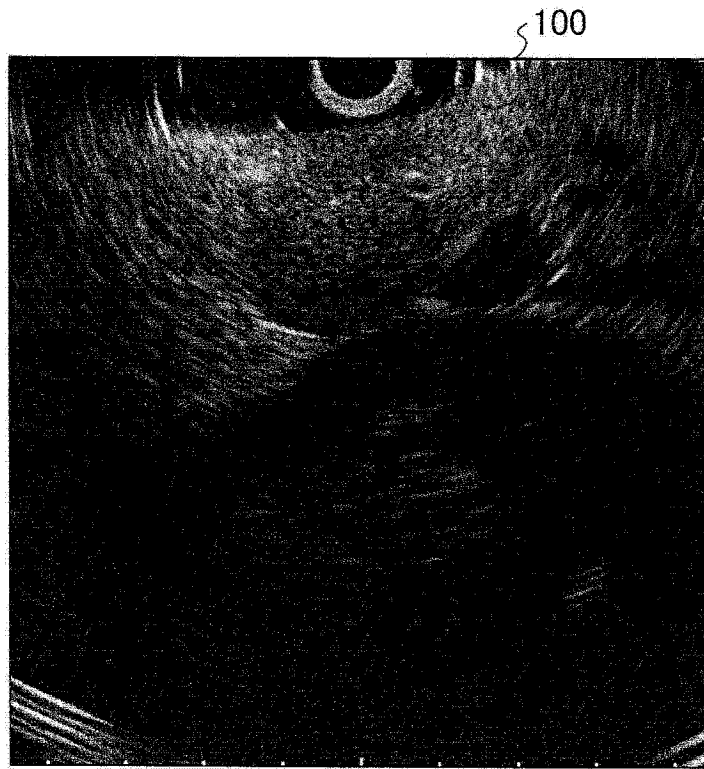


图 4

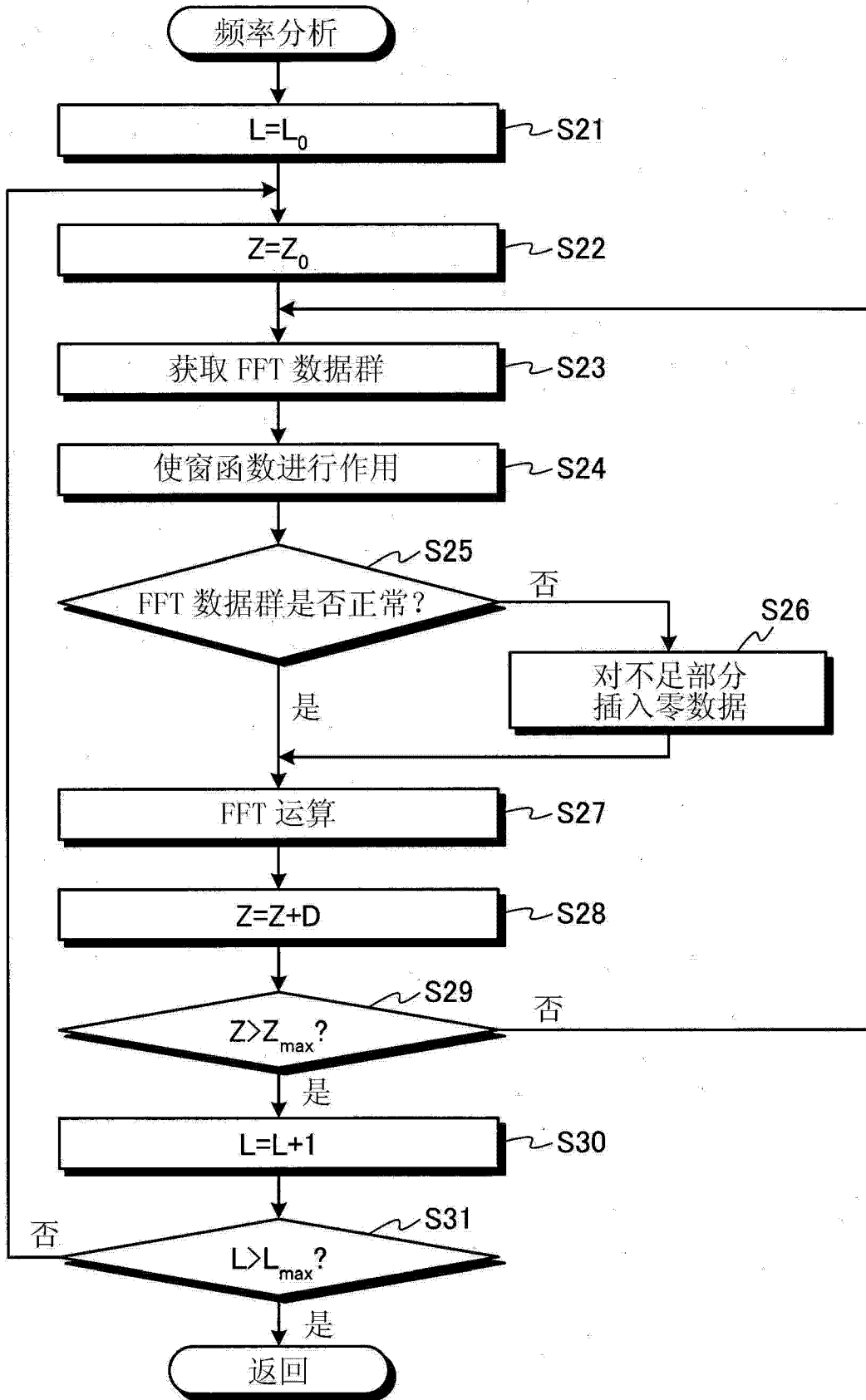


图 5

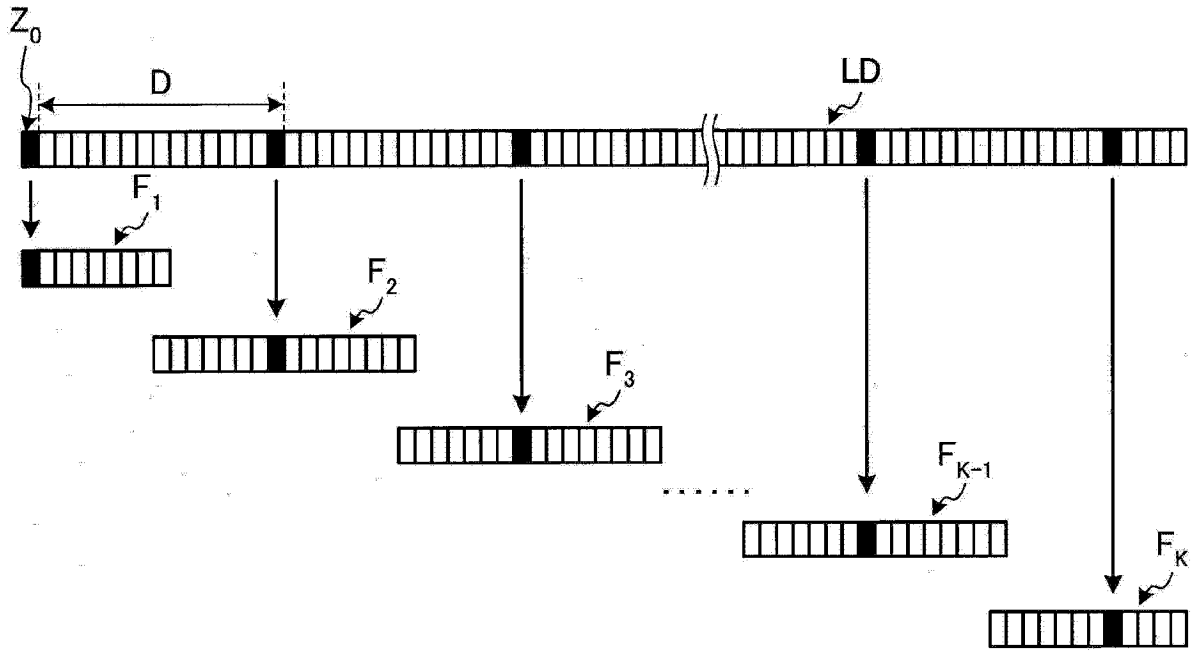


图 6

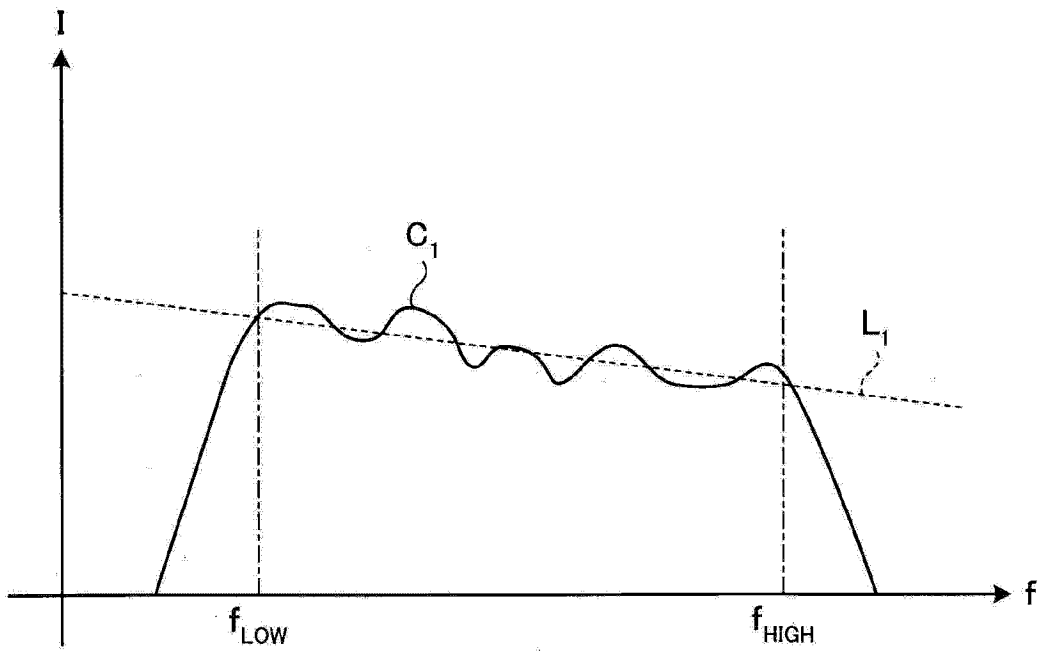


图 7

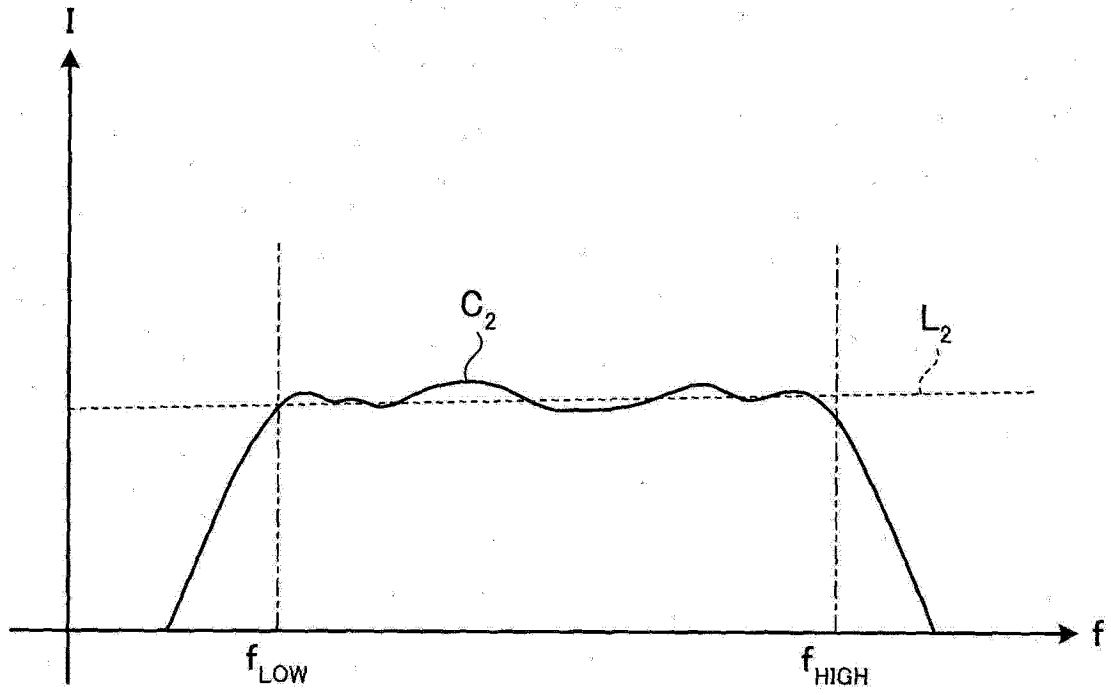


图 8

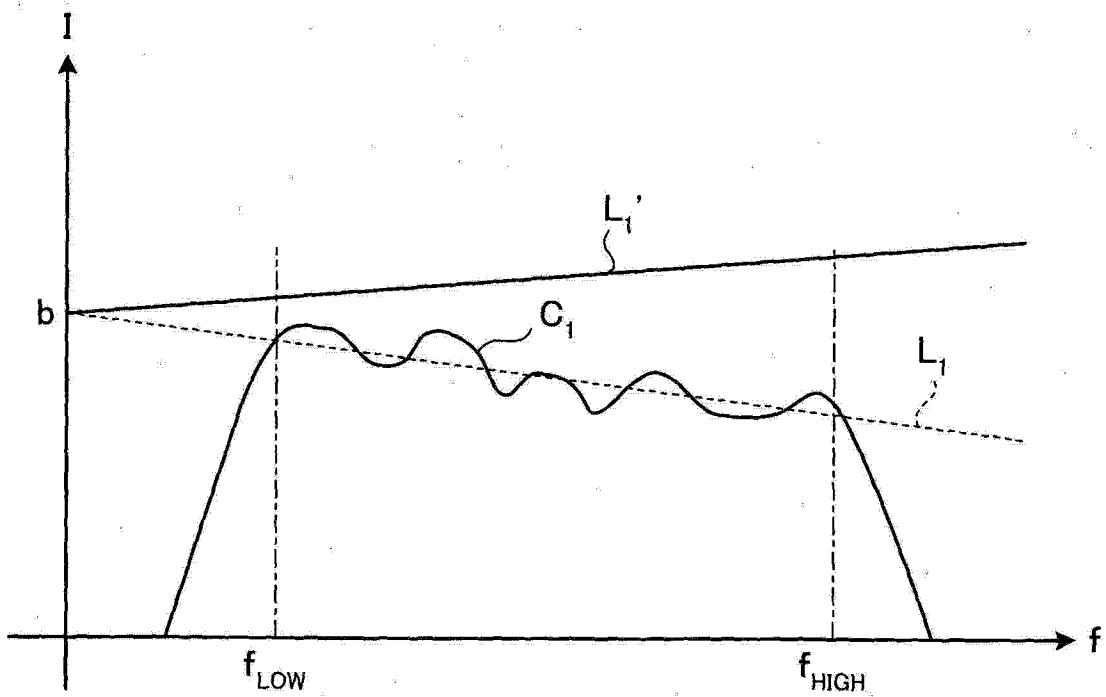


图 9

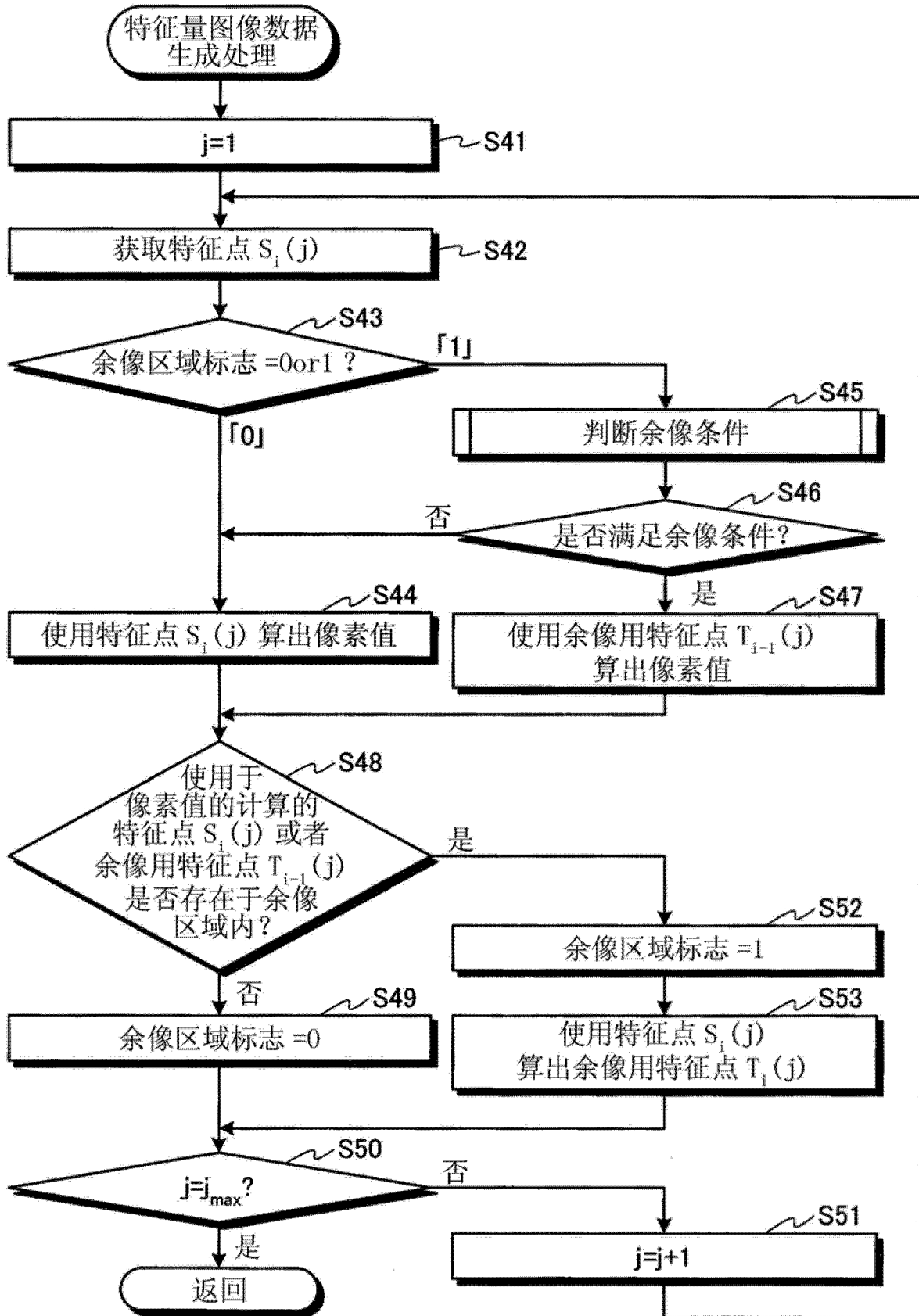


图 10

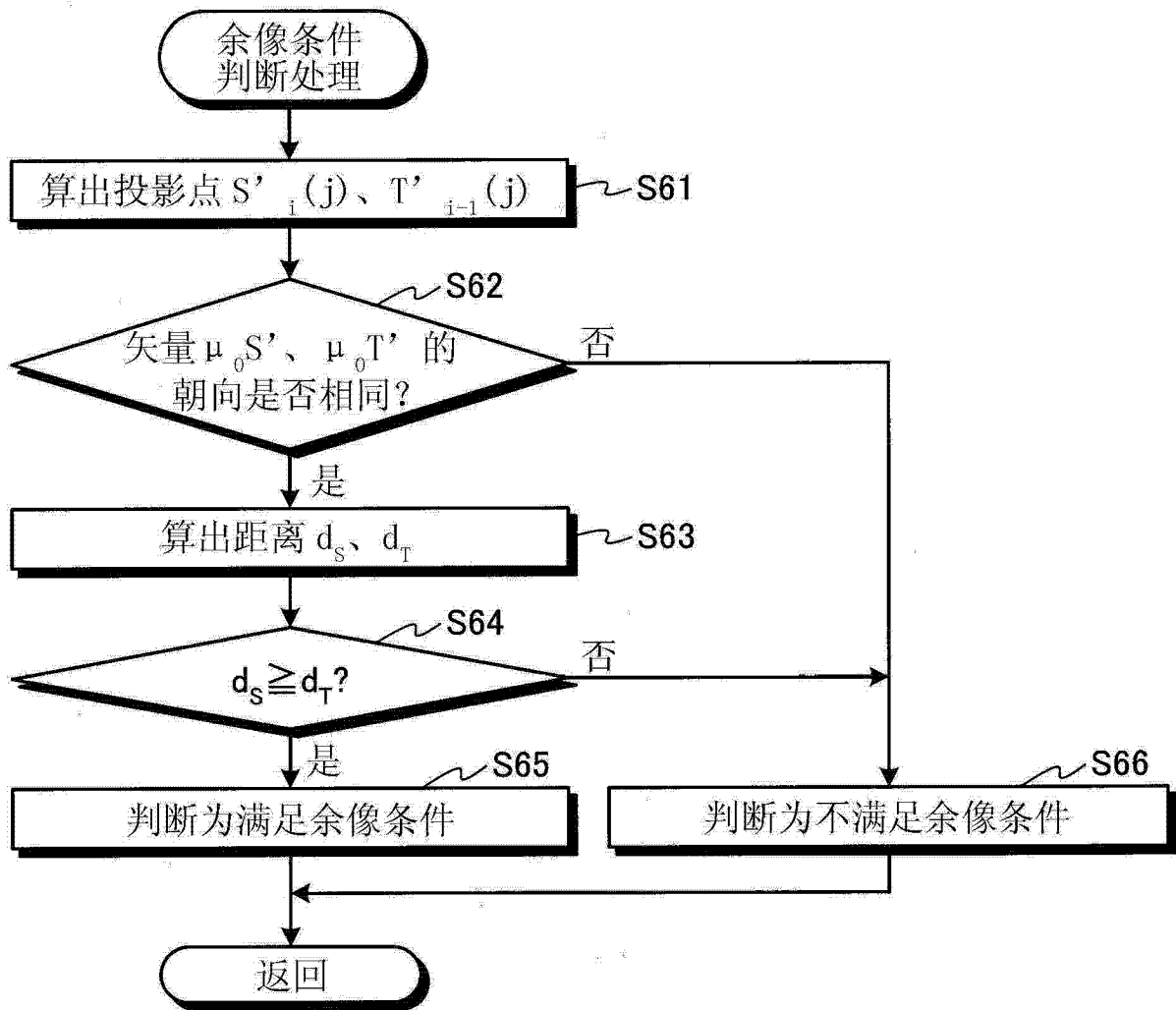


图 11

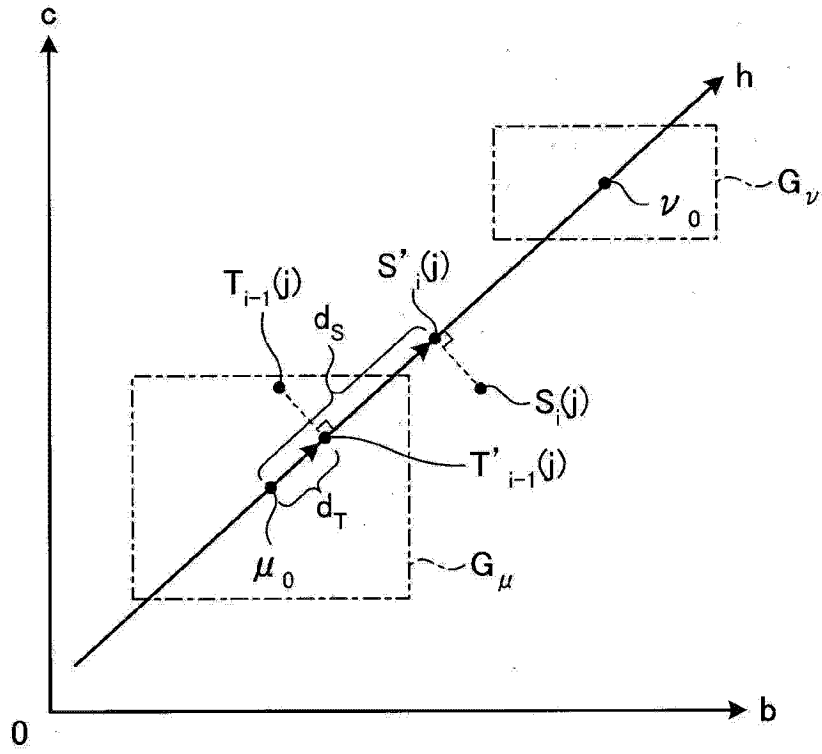


图 12

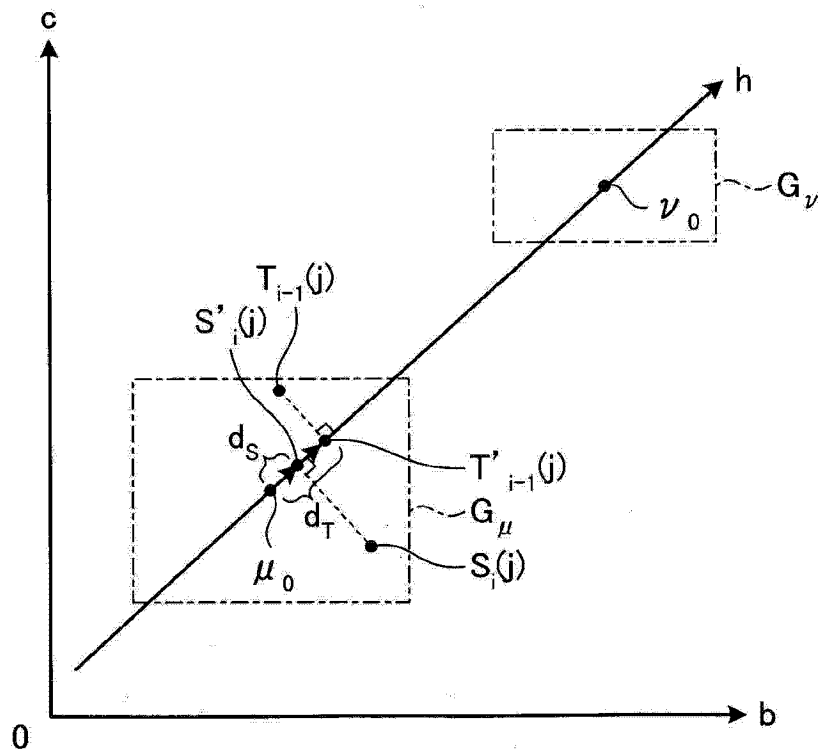


图 13

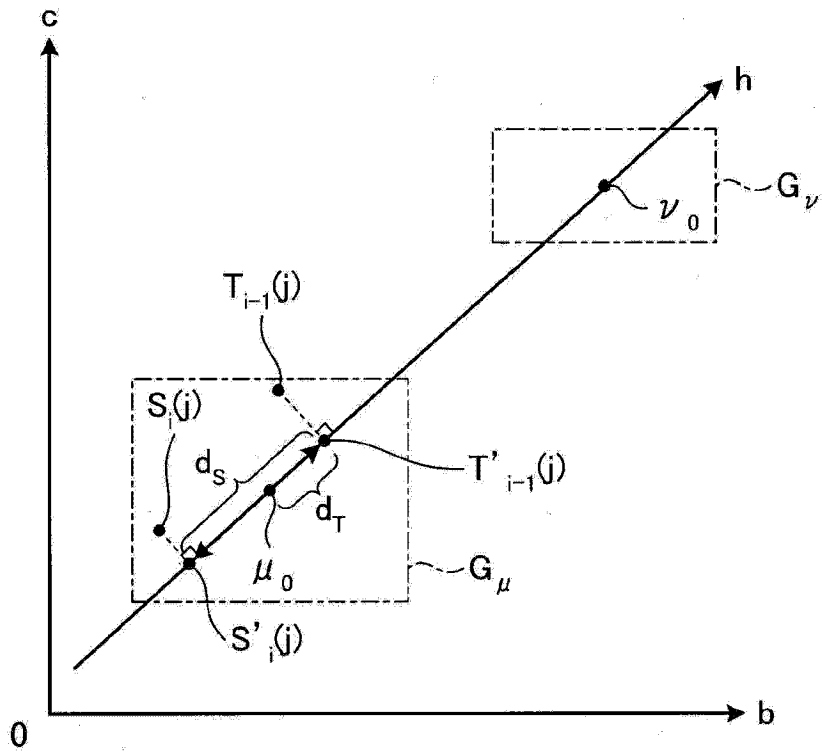


图 14

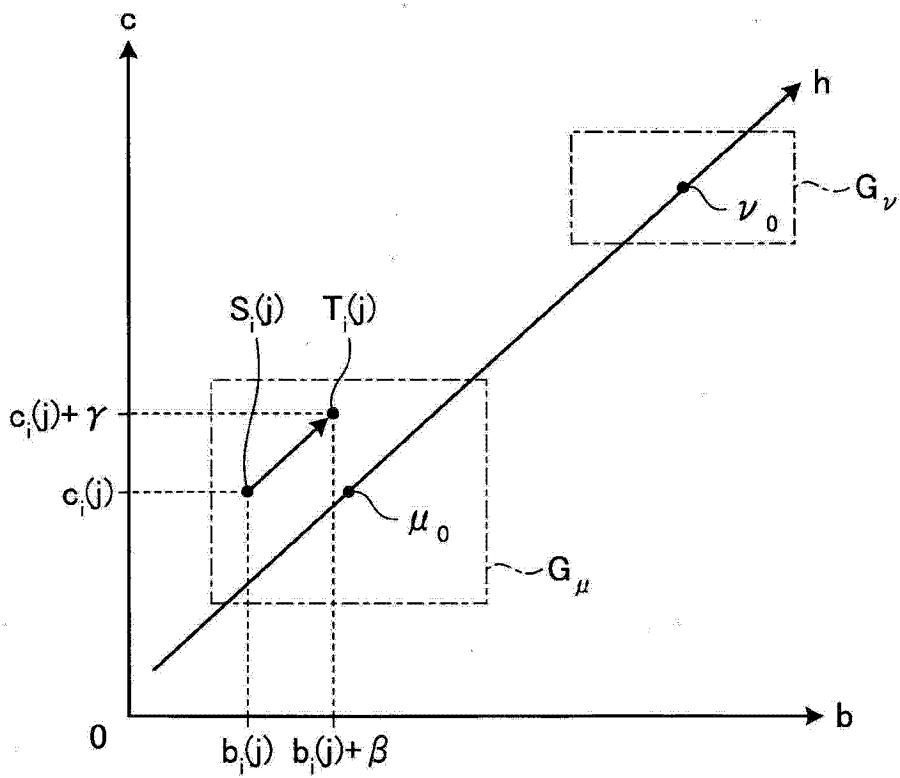


图 15

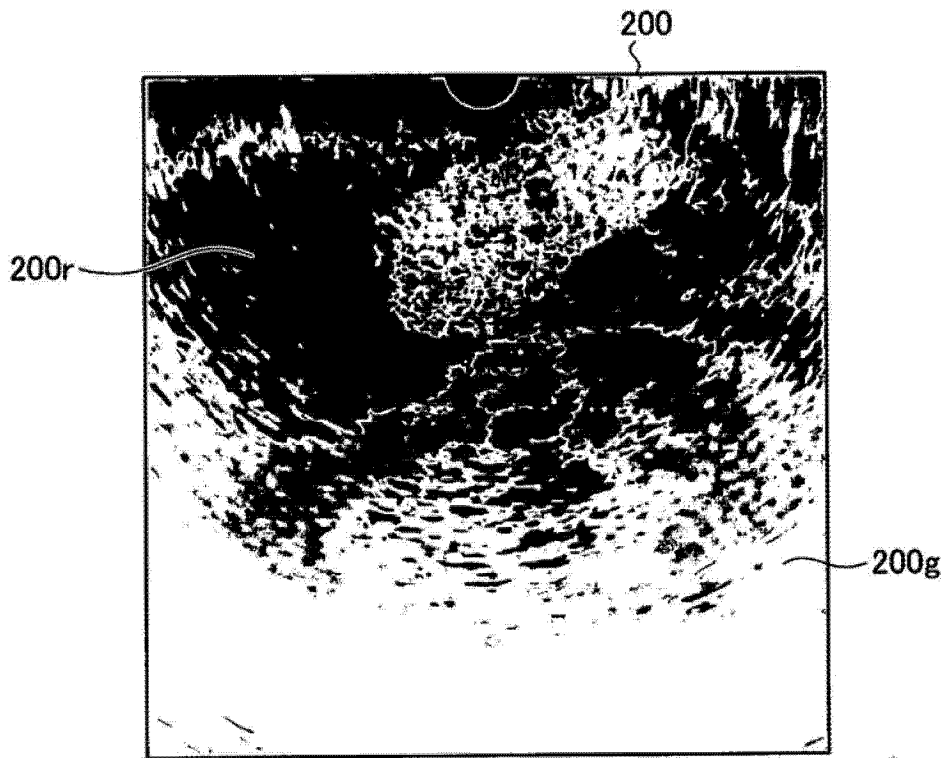


图 16

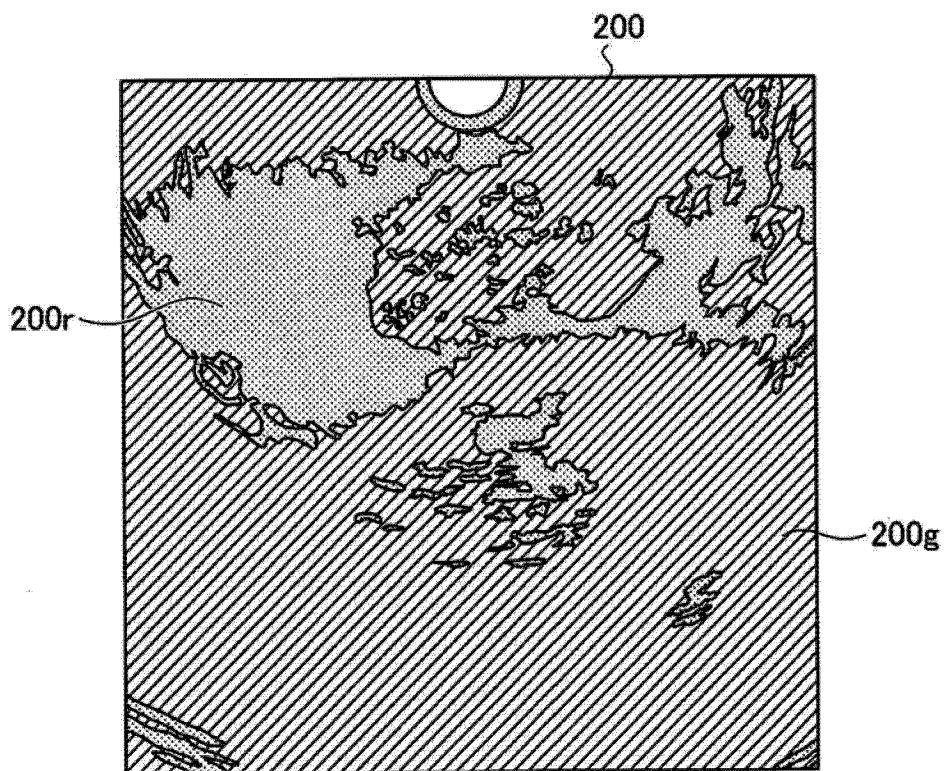


图 17

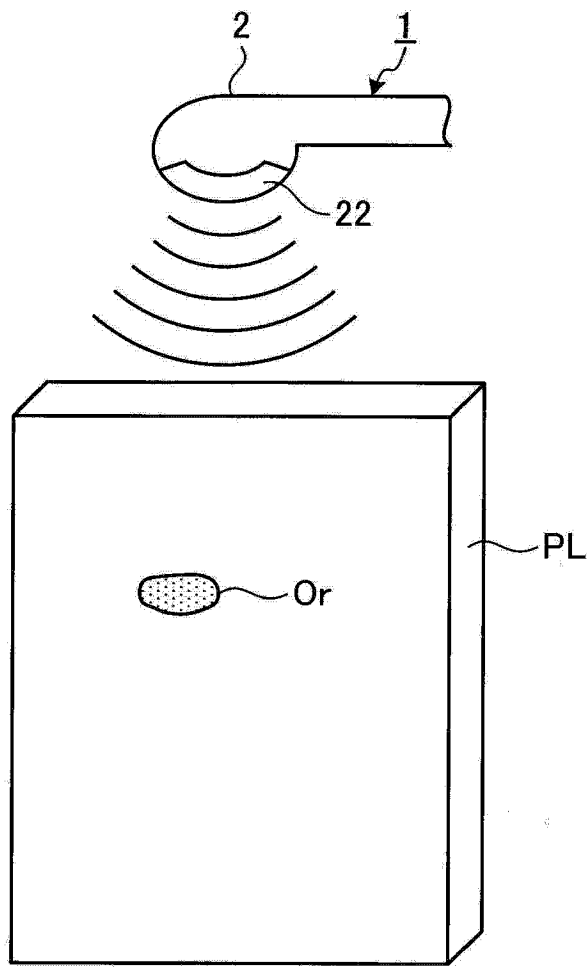


图 18

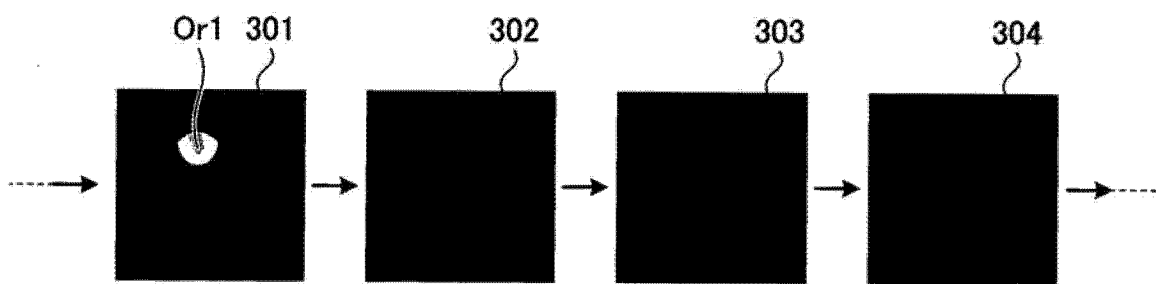


图 19

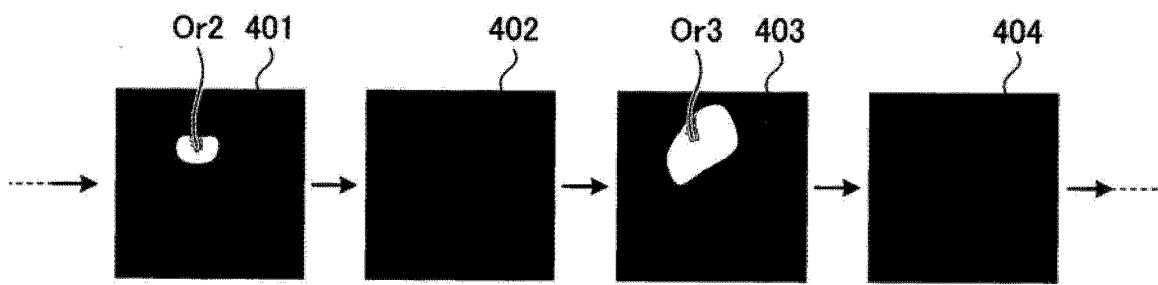


图 20

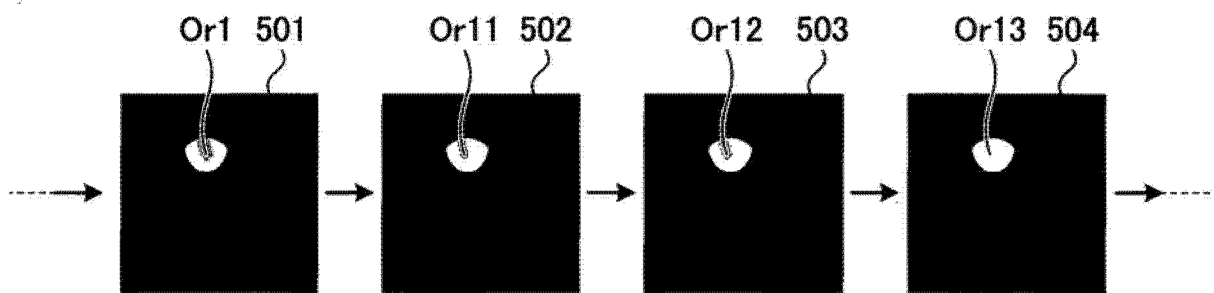


图 21

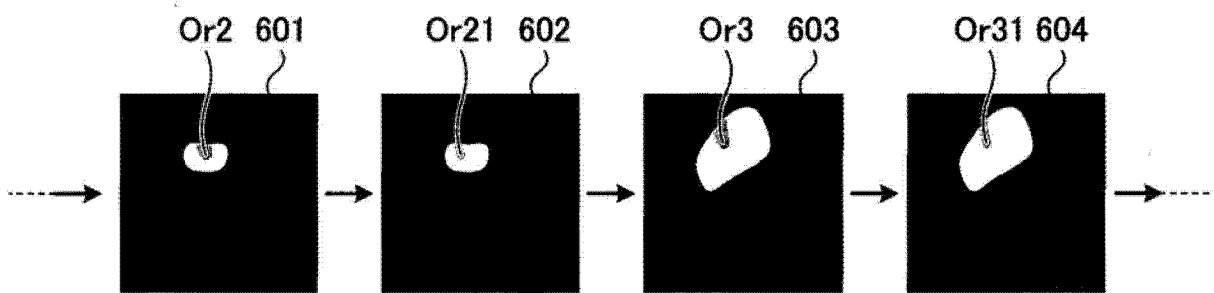


图 22

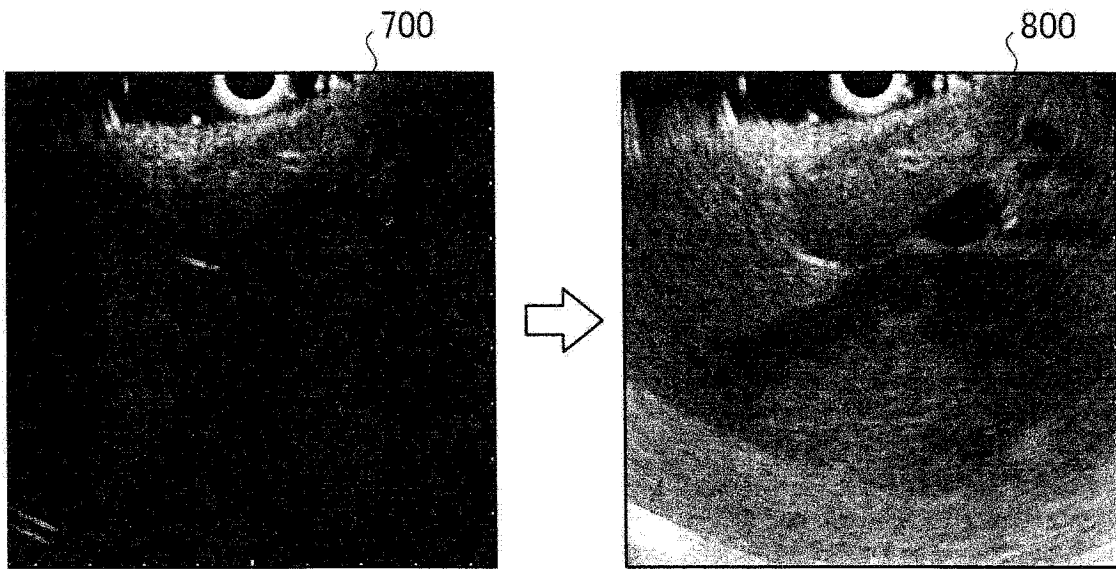


图 23

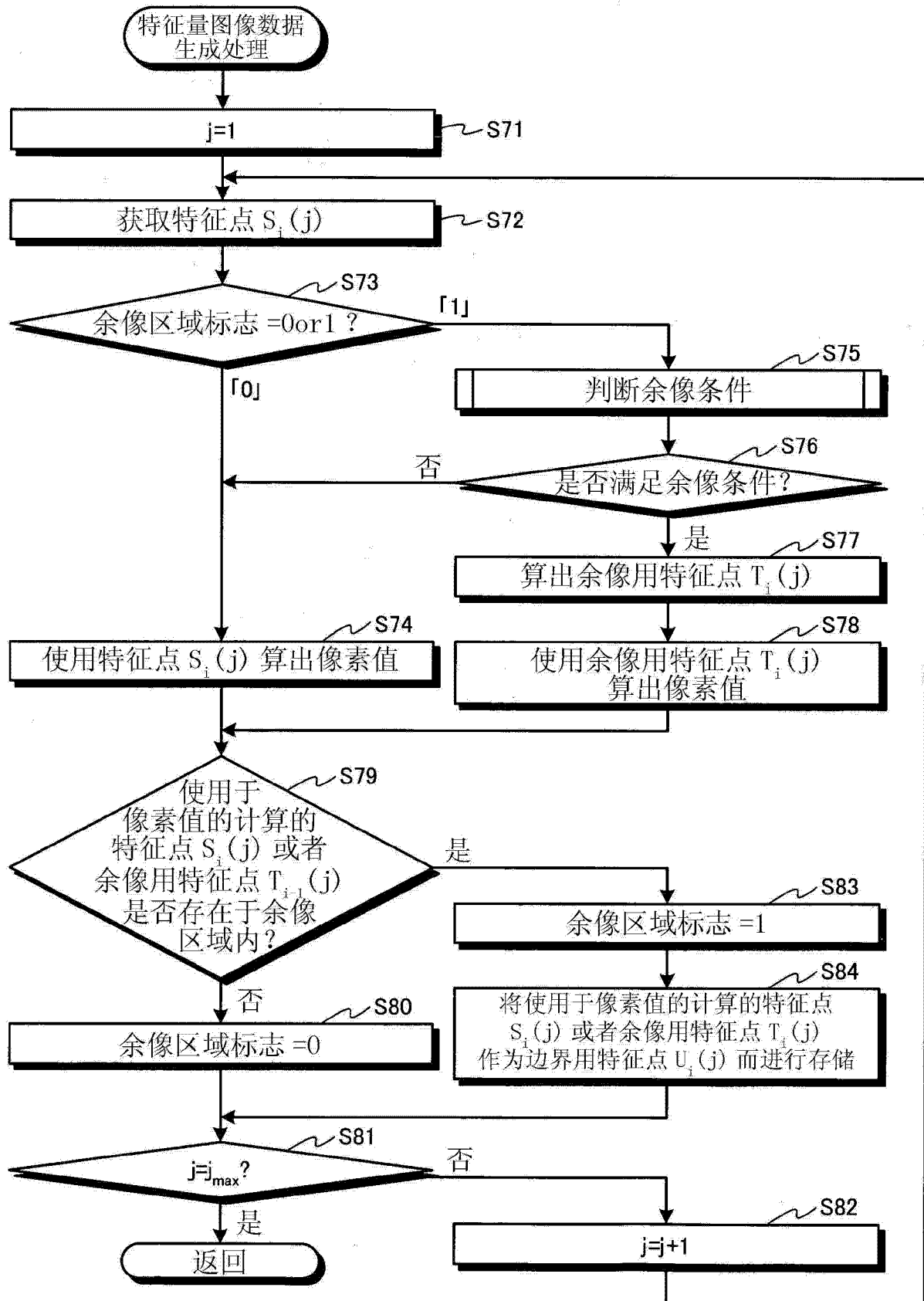


图 24

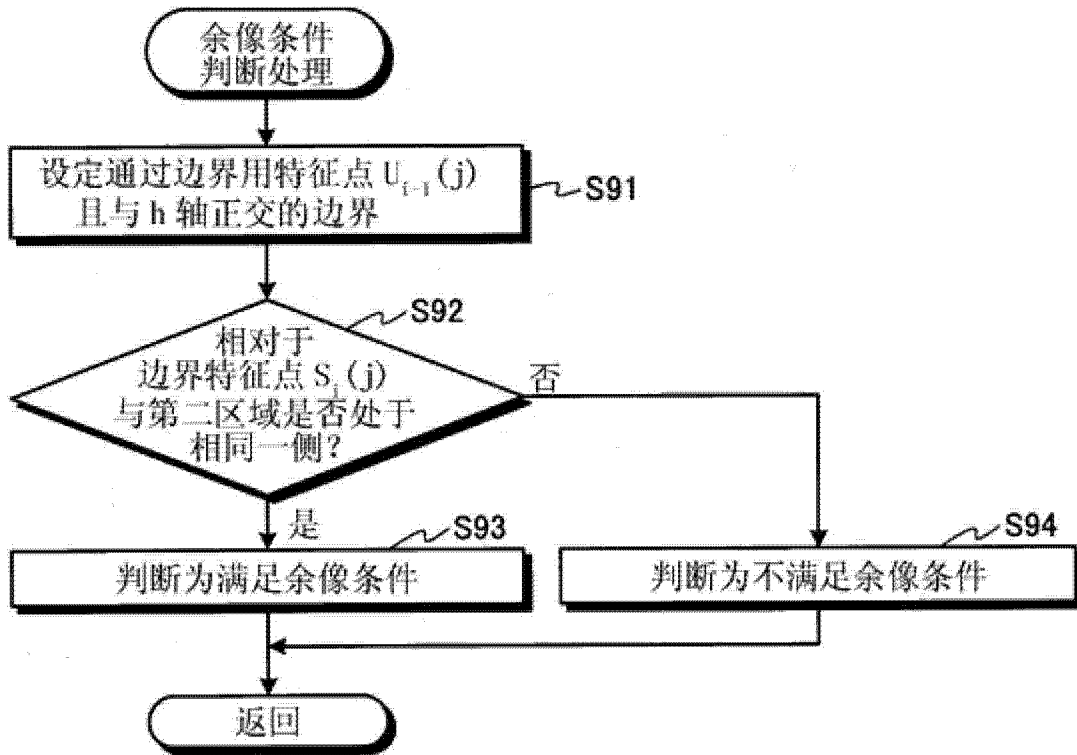


图 25

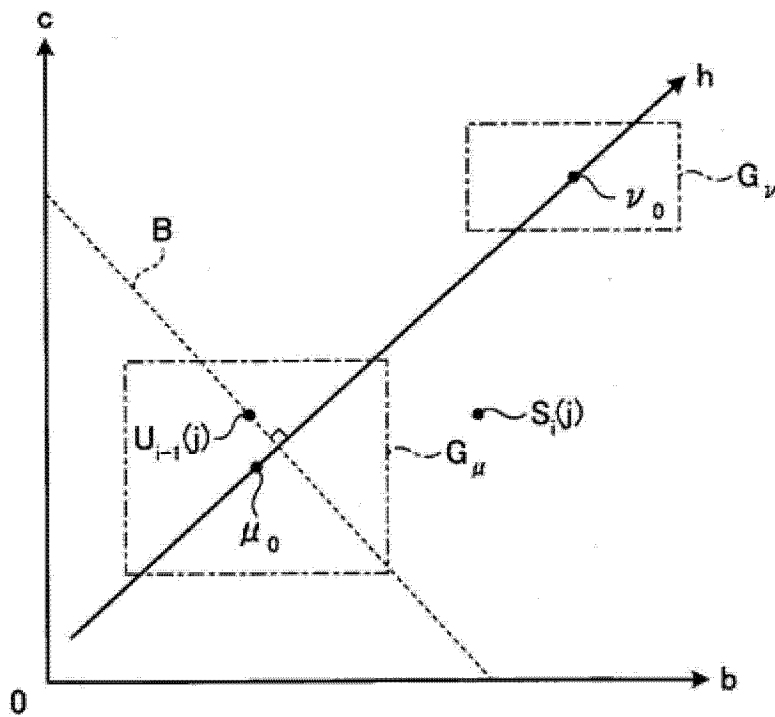


图 26

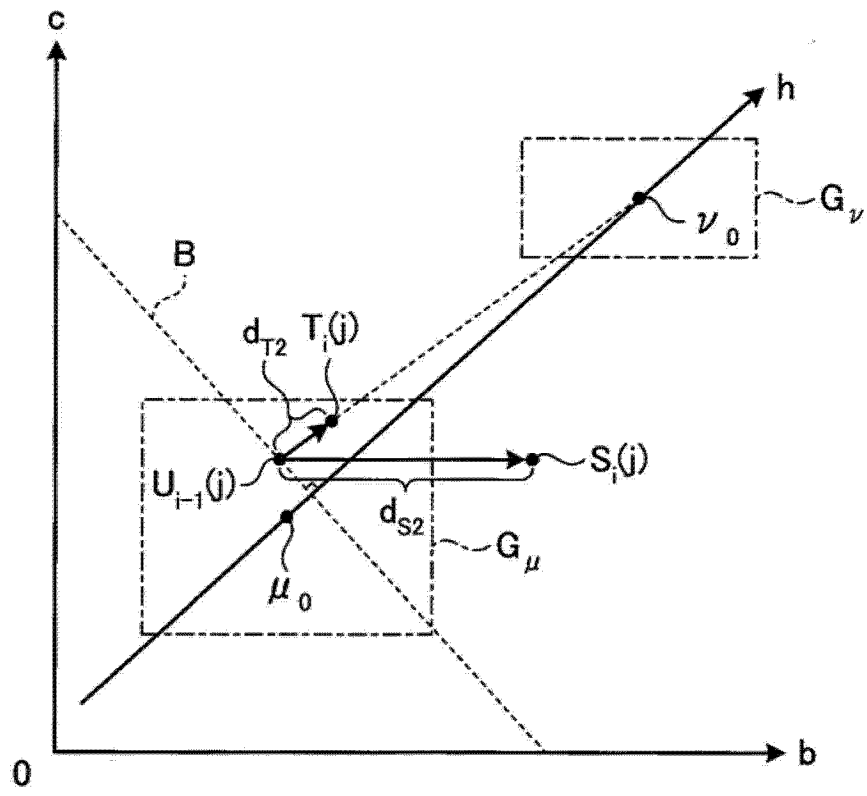


图 29

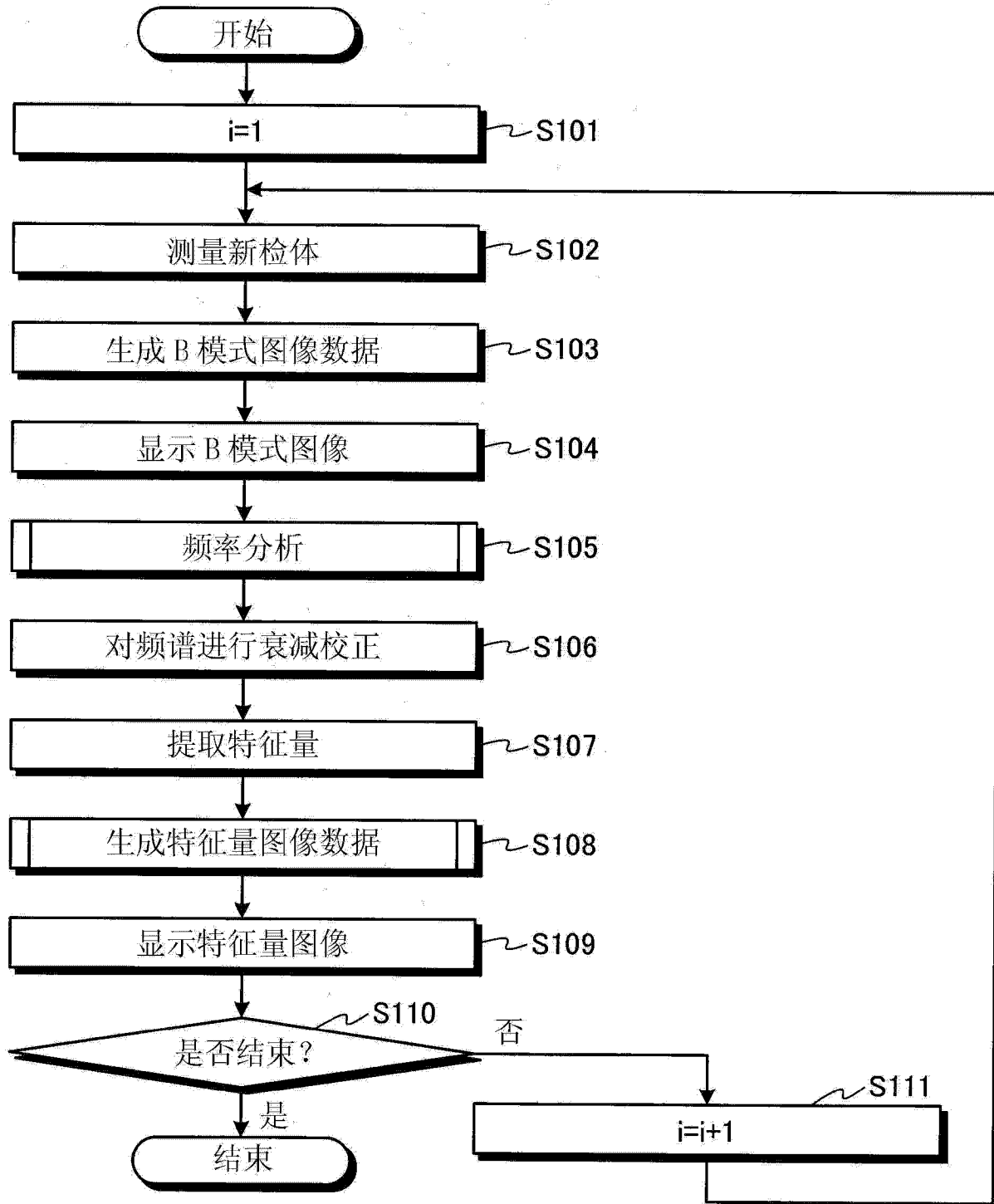


图 30

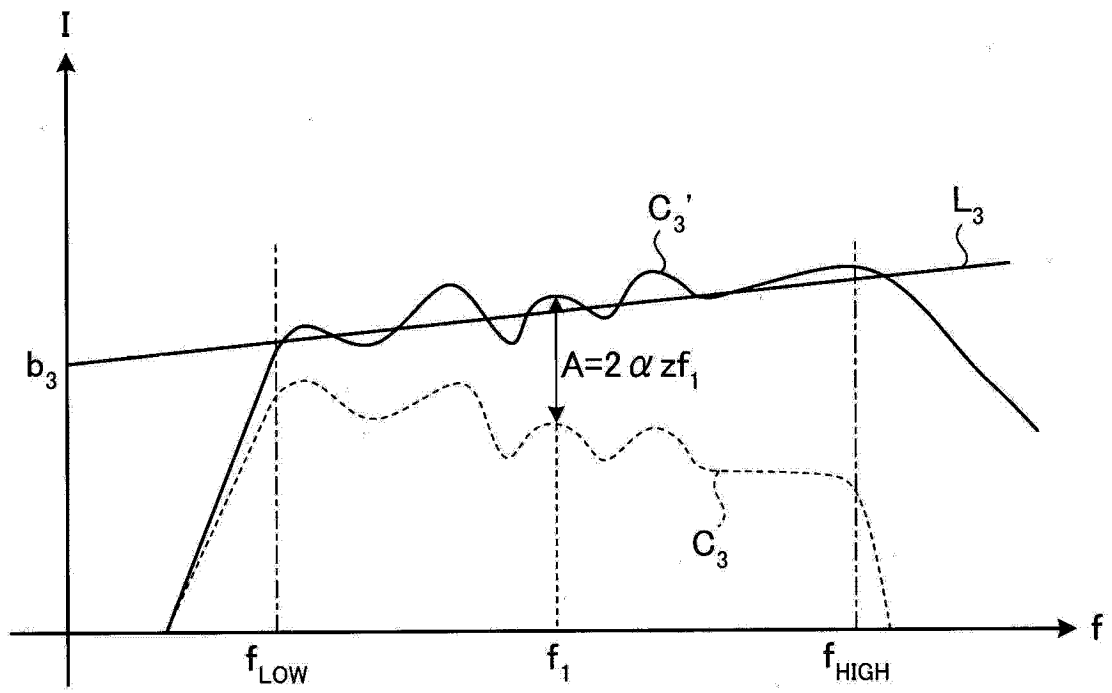


图 31

专利名称(译)	超声波观测装置、超声波观测装置的动作方法以及超声波观测装置的动作程序		
公开(公告)号	CN102834059B	公开(公告)日	2013-12-04
申请号	CN201180017553.2	申请日	2011-11-11
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
[标]发明人	江田弘孝		
发明人	江田弘孝		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/461 G01S7/52036 A61B8/485 A61B8/085 G01S15/8977 G01S7/52071 A61B8/5223 G16H50/30		
代理人(译)	刘新宇		
审查员(译)	石艳丽		
优先权	2010253291 2010-11-11 JP		
其他公开文献	CN102834059A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

超声波观测装置在能够设定以通过对接收到的超声波的频谱进行近似而提取出的特征量的至少一部分为坐标成分的坐标系的特征量空间内，在规定的数据位置处的频谱的特征点在显示部中在第*i*帧(*i*是自然数)中存在于规定的第一区域内而在接下来的第(*i*+1)帧中向图像显示的优先级低于第一区域的第二区域接近的情况下，在与最新特征点的位置相比远离第二区域且处于第一区域的内部或者周边的位置处设置虚拟的特征点，利用与该虚拟的特征点对应的视觉信息来替换与规定的数据位置的在第(*i*+1)帧的最新特征点对应的视觉信息，由此生成特征量图像数据，进行显示。

