



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102858251 A

(43) 申请公布日 2013. 01. 02

(21) 申请号 201180018404. 8

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2011. 11. 11

A61B 8/08 (2006. 01)

(30) 优先权数据

2010-253288 2010. 11. 11 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2012. 10. 10

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2011/076606 2011. 11. 11

(87) PCT申请的公布数据

W02012/063978 JA 2012. 05. 18

(71) 申请人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 野口裕雅

(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

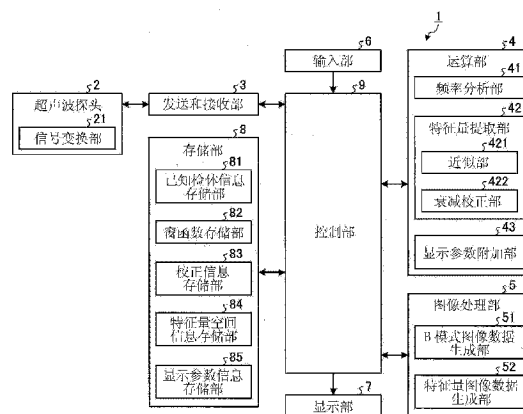
权利要求书 2 页 说明书 13 页 附图 13 页

(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

超声波观测装置算出检体的特征量在第二坐标系中的坐标值,附加与算出的坐标值相应的显示参数,其中,第一坐标系以针对多个已知检体分别提取出的多个特征量的至少一部分为坐标成分,上述第二坐标系的一个坐标轴是在具有第一坐标系的特征量空间上将分别代表根据各已知检体的信息对多个已知检体进行分类而得到的多个组的多个代表点投影到规定的轴时、代表点间的沿上述第一坐标系的规定的坐标轴邻接的距离之和变大的新坐标轴。



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;

特征量提取部,其对上述频率分析部算出的频谱进行近似,由此提取上述频谱的多个特征量;以及

显示参数附加部,其算出上述检体的特征量在第二坐标系中的坐标值,附加与算出的坐标值相应的显示参数,其中,第一坐标系以针对多个已知检体分别提取出的多个特征量的至少一部分为坐标成分,上述第二坐标系的一个坐标轴是在具有上述第一坐标系的特征量空间上将分别代表根据各已知检体的信息对上述多个已知检体进行分类而得到的多个组的多个代表点投影到规定的轴时、代表点间的沿上述第一坐标系的规定的坐标轴邻接的距离之和变大的新坐标轴。

2. 根据权利要求1所述的超声波观测装置,其特征在于,

上述新坐标轴是代表点间的沿上述第一坐标系的规定的坐标轴邻接的距离之和成为最大值的坐标轴。

3. 根据权利要求1或者2所述的超声波观测装置,其特征在于,还具备:

图像处理部,其生成特征量图像数据,该特征量图像数据具有根据上述显示参数附加部对上述检体的特征量附加的显示参数而决定的像素值;以及

显示部,其能够显示与上述图像处理部生成的特征量图像数据对应的图像。

4. 根据权利要求1~3中的任一项所述的超声波观测装置,其特征在于,

上述显示参数是构成颜色空间的变量。

5. 根据权利要求4所述的超声波观测装置,其特征在于,

上述构成颜色空间的变量是原色系的特定成分、补色系的特定成分、色调、彩度、明度中的任一个。

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,

上述图像处理部还使用与上述显示参数相独立地决定图像的显示方式的第二显示参数来生成特征量图像数据,该第二显示参数与上述检体的特征量在与上述新坐标轴正交的第二新坐标轴上的坐标值相对应。

7. 根据权利要求6所述的超声波观测装置,其特征在于,

上述第二显示参数是构成颜色空间的变量。

8. 根据权利要求7所述的超声波观测装置,其特征在于,

上述构成颜色空间的变量是原色系的特定成分、补色系的特定成分、色调、彩度、明度中的任一个。

9. 根据权利要求1~8中的任一项所述的超声波观测装置,其特征在于,

分别具有属于同一组的特征量的多个检体的组织性状相互相同。

10. 根据权利要求1~9中的任一项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。

11. 根据权利要求 1~9 中的任一项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。

12. 根据权利要求 10 或者 11 所述的超声波观测装置,其特征在于,上述特征量提取部通过回归分析以多项式来对上述频谱进行近似。

13. 根据权利要求 12 所述的超声波观测装置,其特征在于,

上述近似部以一次式对上述频谱进行近似并提取多个特征量,上述多个特征量包含上述一次式的斜率、上述一次式的截距以及强度中的至少两个,该强度是使用上述斜率、上述截距以及包含在上述频谱的频带内的特定的频率而决定的。

14. 根据权利要求 10~13 中的任一项所述的超声波观测装置,其特征在于,超声波的接收深度越大,则上述衰减校正部的校正越大。

15. 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,由特征量提取部对在上述频率分析步骤中算出的频谱进行近似来提取上述频谱的多个特征量;以及

显示参数附加步骤,由显示参数附加部算出上述检体的特征量在第二坐标系中的坐标值,附加与算出的坐标值相应的显示参数,其中,第一坐标系以针对多个已知检体分别提取出的多个特征量的至少一部分为坐标成分,上述第二坐标系的一个坐标轴是在具有上述第一坐标系的特征量空间上将分别代表根据各已知检体的信息对上述多个已知检体进行分类而得到的多个组的多个代表点投影到规定的轴时、代表点间的沿上述第一坐标系的规定的坐标轴邻接的距离之和变大的新坐标轴。

16. 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,由特征量提取部对在上述频率分析步骤中算出的频谱进行近似来提取上述频谱的多个特征量;以及

显示参数附加步骤,由显示参数附加部算出上述检体的特征量在第二坐标系中的坐标值,附加与算出的坐标值相应的显示参数,其中,第一坐标系以针对多个已知检体分别提取出的多个特征量的至少一部分为坐标成分,上述第二坐标系的一个坐标轴是在具有上述第一坐标系的特征量空间上将分别代表根据各已知检体的信息对上述多个已知检体进行分类而得到的多个组的多个代表点投影到规定的轴时、代表点间的沿上述第一坐标系的规定的坐标轴邻接的距离之和变大的新坐标轴。

## 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] 然而,在上述超声波弹性成像中,存在按压的压力不容易传递到血管、淋巴管等脉管的下部这种问题。因此,在脉管附近形成有肿瘤的情况下,肿瘤的边界变得不清楚,也难以鉴别肿瘤向脉管内的浸润。这样,在超声波弹性成像中,有时无法高精度地进行组织性状鉴别等检体的测量。

[0006] 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。

[0007] 本发明是鉴于上述问题而完成的,目的在于提供一种能够高精度地观测检体并且能够提高观测结果的可靠性的超声波观测装置、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;特征量提取部,其对上述频率分析部算出的频谱进行近似,由此提取上述频谱的多个特征量;以及显示参数附加部,其算出上述检体的特征量在第二坐标系中的坐标值,附加与算出的坐标值相应的显示参数,其中,第一坐标系以针对多个已知检体分别提取出的多个特征量的至少一部分为坐标成分,上述第二坐标系的一个坐标轴是在具有上述第一坐标系的特征量空间上将分别代表根据各已知检体的信息对上述多个已知检体进行分类而得到的多个组的多个代表点投影到规定的轴时、代表点间的沿上述第一坐标系的规定的坐标轴邻接的距离之和变大的新坐标轴。

[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,上述新坐标轴是代表点间的沿上述第一坐标系的规定的坐标轴邻接的距离之和成为最大值的坐标轴。

[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:图像处理部,其生成特征量图像数据,该特征量图像数据具有根据上述显示参数附加部对上述检体的特征量附加的显示参数而决定的像素值;以及显示部,其能够显示与上述图像处理部生成的特征量图像数据对应的图像。

[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,上述显示参数是构成颜色空间的变量。

[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,上述构成颜色空间的变量是原色系的特定成分、补色系的特定成分、色调、彩度、明度中的任一个。

[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,上述图像处理部还使用与上述显示参数相独立地决定图像的显示方式的第二显示参数来生成特征量图像数据,该第二显示参数与上述检体的特征量在与上述新坐标轴正交的第二新坐标轴上的坐标值相对应。

[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,上述第二显示参数是构成颜色空间的变量。

[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,上述构成颜色空间的变量是原色系的特定成分、补色系的特定成分、色调、彩度、明度中的任一个。

[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,分别具有属于同一组的特征量的多个检体的组织性状相互相同。

[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,上述特征量提取部具有:近似部,其对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。

[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。

[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,上述特征量提取部通过回归分析以多项式来对上述频谱进行近似。

[0021] 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,上述近似部以一次式对上述频谱进行近似并提取多个特征量,上述多个特征量包含上述一次式的斜率、上述一次式的截距以及强度中的至少两个,该强度是使用上述斜率、上述截距以及包含在上述频谱的频带内的特定的频率而决定的。

[0022] 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大,则上述衰减校正部的校正越大。

[0023] 另外,在本发明所涉及的超声波观测装置的动作方法中,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,由特征量提取部对上述频率分析步骤中算出的频谱进行近似来提取上述频谱的多个特征量;以及显示参数附加步骤,由显示参数附加部算出上述检体的特征量在第二坐标系中的坐标值,附加与算出的坐标值相应的显示参数,其中,第一坐标系以针对多个已知

检体分别提取出的多个特征量的至少一部分为坐标成分,上述第二坐标系的一个坐标轴是在具有上述第一坐标系的特征量空间上将分别代表根据各已知检体的信息对上述多个已知检体进行分类而得到的多个组的多个代表点投影到规定的轴时、代表点间的沿上述第一坐标系的规定的坐标轴邻接的距离之和变大的新坐标轴。

[0024] 另外,在本发明所涉及的超声波观测装置的动作程序中,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,由特征量提取部对在上述频率分析步骤中算出的频谱进行近似来提取上述频谱的多个特征量;以及显示参数附加步骤,由显示参数附加部算出上述检体的特征量在第二坐标系中的坐标值,附加与算出的坐标值相应的显示参数,其中,第一坐标系以针对多个已知检体分别提取出的多个特征量的至少一部分为坐标成分,上述第二坐标系的一个坐标轴是在具有上述第一坐标系的特征量空间上将分别代表根据各已知检体的信息对上述多个已知检体进行分类而得到的多个组的多个代表点投影到规定的轴时、代表点间的沿上述第一坐标系的规定的坐标轴邻接的距离之和变大的新坐标轴。

[0025] 发明的效果

[0026] 根据本发明,算出检体的特征量在第二坐标系中的坐标值,附加与算出的坐标值相应的显示参数,其中,第一坐标系以针对多个已知检体分别提取出的多个特征量的至少一部分为坐标成分,该第二坐标系的一个坐标轴是在具有第一坐标系的特征量空间上将分别代表根据各已知检体的信息对多个已知检体进行分类而得到的多个组的多个代表点投影到规定的轴时、代表点间的沿第一坐标系的规定的坐标轴邻接的距离之和变大的新坐标轴,因此能够严加区别组的不同。因而,能够高精度地观测检体,并且能够提高观测结果的可靠性。

## 附图说明

[0027] 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。

[0028] 图 2 是表示本发明的实施方式 1 所涉及的超声波观测装置的特征量空间信息存储部所存储的特征量空间信息的概要的图。

[0029] 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。

[0030] 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。

[0031] 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。

[0032] 图 6 是示意性地表示一个声线的数据排列的图。

[0033] 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所算出的频谱的例子(第一例)的图。

[0034] 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所算出的频谱的例子(第二例)的图。

[0035] 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之后的特征量而

决定的新的直线的图。

[0036] 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显示参数附加部所进行的坐标值计算处理的概要的图。

[0037] 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显示部所显示的特征量图像的显示例的图。

[0038] 图 12 是以黑白方式示意性地表示图 11 示出的图像的图。

[0039] 图 13 是说明本发明的实施方式 1 中的衰减校正的效果的图。

[0040] 图 14 是表示本发明的实施方式 1 所涉及的超声波观测装置根据特征量进行组织性状的判断时所显示的判断结果显示图像的显示例的图。

[0041] 图 15 是以黑白方式示意性地表示图 14 示出的图像的图。

[0042] 图 16 是表示本发明的实施方式 2 所涉及的超声波观测装置的处理的概要的流程图。

[0043] 图 17 是示意性地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衰减校正处理的概要的图。

[0044] 图 18 是示意性地表示本发明的其它实施方式所涉及的超声波观测装置所进行的  $\gamma$  校正处理的概要的图。

## 具体实施方式

[0045] 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”)。

[0046] (实施方式 1)

[0047] 图 1 是表示本发明的实施方式 1 所涉及的超声波诊断装置的结构框图。该图所示出的超声波诊断装置 1 是使用超声波来观测检体的装置。

[0048] 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,其生成与变换超声波回波而得到的电回波信号对应的图像数据;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,其存储与多个已知检体有关的信息,并且将多个已知检体分为多个组来存储;以及控制部 9,其对超声波观测装置 1 进行动作控制。

[0049] 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。

[0050] 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。

[0051] 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、过滤等处理之后,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 2 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。

[0052] 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;特征量提取部 42,其对由频率分析部 41 算出的频谱(功率谱)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在超声波传播时产生的衰减的贡献,该衰减与该超声波的接收深度和频率相应;以及显示参数附加部 43,其对检体的特征量附加图像显示时的显示参数。

[0053] 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。

[0054] 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。

[0055] 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。

[0056] 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  $f_{\text{MID}}$  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 模式图像的明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。

[0057] 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。

$$[0058] \quad A=2 \alpha z f \quad \cdots (1)$$

[0059] 在此,  $\alpha$  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  $\alpha$  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  $\alpha$  的值。

[0060] 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。

$$[0061] \quad a=a_0+2 \alpha z \quad \cdots (2)$$

[0062]  $b=b_0 \quad \dots (3)$

[0063]  $c=c_0+2 \alpha z f_{\text{MID}} (=a f_{\text{MID}}+b) \quad \dots (4)$

[0064] 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。

[0065] 显示参数附加部 43 在以由特征量提取部 42 提取出并由衰减校正部 422 校正后的特征量为坐标成分的特征量空间上, 算出特征量在以满足规定条件的方式设定的第二坐标系中的坐标值来反映检体的组织性状, 根据算出的坐标值来附加用于决定图像的显示方式的显示参数。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。后述的存储部 8 存储包含第二坐标系的特征量空间的信息。

[0066] 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, 其生成特征量图像数据, 该特征量图像数据具有由 B 模式图像数据生成部 51 生成的 B 模式图像数据以及根据显示参数附加部 43 对检体的特征量附加的显示参数而决定的像素值。

[0067] 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。

[0068] 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、由特征量提取部 42 算出之后由衰减校正部 422 校正后的特征量以及由显示参数附加部 43 对特征量附加的显示参数, 来生成特征量图像数据。

[0069] 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信息的已知检体信息; 窗函数存储部 82, 其存储在频率分析部 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特征量空间有关信息; 以及显示参数信息存储部 85, 其存储显示参数附加部 43 所算出的显示参数信息, 该参数信息包含新坐标轴的坐标值与显示参数之间的关系。

[0070] 已知检体信息存储部 81 将针对已知检体提取出的频谱的特征量与已知检体的组织性状相关联地进行存储。在此, 已知检体的特征量是通过与本实施方式 1 相同的处理而提取出的特征量。但是, 不需要通过超声波观测装置 1 来进行已知检体的特征量提取处理。另外, 已知检体信息存储部 81 针对与已知检体相关联的频谱的特征量, 将针对根据包含已知检体的组织性状的信息进行分类而得到的每个组算出的平均和标准偏差与已知检体的特征量的全部数据一起进行存储。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了检体中的核肿大、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, 鉴于与组织性状相应地呈现特有的值, 使用已知检体的频谱的特征量的平均和标准偏差来进行组织性状的分类。

[0071] 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。

[0072] 特征量空间信息存储部 84 存储与根据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,存储与第二坐标系有关的信息,该第二坐标系的一个坐标轴是在将分别代表根据特征量对多个已知检体进行分类而得到的多个组的多个代表点投影到规定的轴时、与代表点间的沿坐标轴邻接的距离之和相比、代表点间的沿自身延伸的方向邻接的距离之和大的新坐标轴。

[0073] 图 2 是表示特征量空间信息存储部 84 所存储的特征量空间信息的概要的图。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  $G_u$ 、 $G_v$ 、 $G_p$  表示由已知检体信息存储部 81 存储的已知检体的组织性状分别为  $\mu$ 、 $v$ 、 $\rho$  的组。在图 2 示出的情况下,三个组  $G_u$ 、 $G_v$ 、 $G_p$  在特征量空间上存在于与其它组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来进行分组,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内的各组的区域。此外,在特征量空间内的  $b$  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。

[0074] 在图 2 中,还记载了与第一坐标系 ( $b$ 、 $c$ ) 不同的第二坐标系 ( $h$ 、 $v$ )。该第二坐标系的坐标轴  $h$  是在投影点  $\mu_0$ 、 $v_0$ 、 $\rho_0$  (以下将这些点称为“代表点”) 时沿其投影方向邻接的代表点之间的距离之和最大的轴 (新坐标轴),其中,点  $\mu_0$ 、 $v_0$ 、 $\rho_0$  以分别包含于组  $G_u$ 、 $G_v$ 、 $G_p$  的 FFT 数据群的频谱的截距  $b$  和强度  $c$  的各平均为特征量空间的坐标。即, $h$  轴被决定为将代表点  $\mu_0$ 、 $v_0$ 、 $\rho_0$  的  $h$  轴方向的成分设为  $\mu_{0h}$ 、 $v_{0h}$ 、 $\rho_{0h}$  时沿  $|\mu_0 - v_0| + |v_0 - \rho_0|$  最大的方向的轴。此外,还可以不设定与  $h$  轴正交的  $v$  轴 (第二新坐标轴)。

[0075] 显示参数信息存储部 85 将特征量空间信息存储部 84 存储的特征量空间中上述新坐标轴的坐标值和决定图像的显示方式的显示参数对应地存储。在本实施方式 1 中,例如将  $h$  轴上的坐标值与作为光的三个属性之一的色调对应地存储。另外,在本实施方式 1 中,针对  $v$  轴的坐标值,与光的三个属性中独立于色调而决定的明度对应地存储。此外,显示参数并不限于上述参数。例如,可以将作为光的三个属性的剩余一个的彩度设为显示参数,也可以更一般地将构成颜色空间的变量 (例如 RGB 表色系、补色系的变量) 设为显示参数。另外,也可以将图案设为显示参数。在将图案设为显示参数的情况下,只要使图案按坐标值的每个带发生变化来进行设定即可。

[0076] 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。

[0077] 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。

[0078] 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。

[0079] 图 3 是表示具有以上结构的超声波观测装置 1 的处理的概要的流程图。在图 3 中,超声波观测装置 1 首先通过超声波探头 2 进行新检体的测量 (步骤 S1)。

[0080] 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 S2）。

[0081] 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 S3）。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。

[0082] 之后，频率分析部 41 通过 FFT 运算进行频率分析，由此算出频谱（步骤 S4）。在此，参照图 5 示出的流程图来详细说明频率分析部 41 进行的处理（步骤 S4）。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  $L_0$ 。

[0083] 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。以与发送和接收部 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  $Z_0$ 。

[0084] 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。

[0085] 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  $n=4$ （ $N=7$ 、 $M=8$ ）。

[0086] 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。

[0087] 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。

[0088] 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  $L_2$ 。另外,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。

[0089] 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。

[0090] 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。

[0091] 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 3 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。

[0092] 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  $P$ 。

[0093] 接在上述说明的步骤 S4 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 S5)。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 S5 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。

[0094] 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 S6)。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  $1530(\text{m}/\text{sec}) \times 20(\text{nsec})/2=0.0153(\text{mm})$ 。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设为  $k$  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。

[0095]  $I=af+b=(a_0+2\alpha Z)f+b_0 \quad \cdots (5)$

[0096] 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。

[0097] 之后,显示参数附加部 43 根据由特征量提取部 42 提取且由衰减校正部 422 校正

的特征量、由已知检体信息存储部 81 存储的已知检体信息以及由特征量空间信息存储部 84 存储的特征量空间信息,算出检体的特征量在第二坐标系中的坐标值(步骤 S7)。图 10 是表示该情况下的坐标值计算处理的概要的图。具体地说,图 10 示出在图 2 所示的特征量空间中表示对观测对象检体提取出的特征量的点(以下称为检体点)Sp 在第二坐标系中的坐标值( $h_s$ 、 $v_s$ )的状况。

[0098] 接着,显示参数附加部 43 附加与通过步骤 S7 算出的第二坐标系的坐标值相应的显示参数(步骤 S8)。此时,显示参数附加部 43 参照由显示参数信息存储部 85 分别存储的信息来附加显示参数。

[0099] 在上述说明的步骤 S8 之后,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显示参数附加部 43 针对每个像素附加的显示参数来生成特征量图像数据(步骤 S9)。

[0100] 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 S10)。图 11 是表示由显示部 7 显示的特征量图像的显示例的图。图 12 是以黑白方式示意性地表示图 11 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 12 中未图示)。如图 11 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。

[0101] 图 13 是说明本实施方式 1 中的衰减校正的效果的图。图 13 示出的图像 300 是不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 模式图像将截距 b 均等地分配给 R(红)、G(绿)、B(蓝)的灰度等级图像。对于特征量图像 300,在接收深度大的区域(图的下方区域)由于衰减的影响而信号强度下降,图像变暗。与此相对,可知在使用相同 B 模式图像进行了衰减校正的特征量图像 400 中,得到画面整体明度均匀的图像。

[0102] 根据上述说明的本发明的实施方式 1,算出检体的特征量在第二坐标系中的坐标值,附加与算出的坐标值相应的显示参数,因此能够明确地严加区别组的差异,其中,第一坐标系以针对多个已知检体分别提取出的多个特征量的至少一部分为坐标成分,该第二坐标系的一个坐标轴是在具有第一坐标系的特征量空间上将分别代表根据各已知检体的信息对多个已知检体进行分类而得到的多个组的多个代表点投影到规定的轴时、代表点间的沿第一坐标系的规定的坐标轴邻接的距离之和变大的新坐标轴。因而,能够高精度地观测检体,并且能够提高观测结果的可靠性。

[0103] 另外,根据本实施方式 1,算出检体的特征量在第二坐标系中的坐标值,附加与坐标值相应的显示参数,生成具有根据所附加的显示参数而决定的像素值的特征量图像数据并显示,因此使用者能够明确地识别图像中的组差异。

[0104] 另外,根据本实施方式 1,对从频谱提取出的校正前特征量实施衰减校正,因此能够消除伴随超声波传播的衰减的影响,能够进行更高精度的观测。

[0105] 此外,在本实施方式 1 中,也可以在图 3 的步骤 S6 中衰减校正部 422 进行特征量的衰减校正之后转移到步骤 S7 之前,根据特征量来判断检体的组织性状。其中,在该情况

下,需要已知检体信息存储部 81 将已知检体的特征量与组织性状相关联地存储。

[0106] 在此,说明超声波观测装置 1 进行组织性状判断时的具体处理。超声波观测装置 1 的运算部 4 算出特征量空间内的检体点  $S_p$  与各组的代表点  $\mu_0$ 、 $v_0$ 、 $\rho_0$  之间的距离,判断为检体点  $S_p$  属于该距离最小的组。

[0107] 此外,在坐标值与代表点之间的距离极端分离的情况下,即使求出最小值,组织性状的判断结果的可靠度也低。因此,也可以在检体点  $S_p$  与代表点之间的距离大于规定阈值的情况下,超声波观测装置 1 输出错误信号。另外,在检体点  $S_p$  与代表点之间的距离的最小值存在两个以上的情况下,超声波观测装置 1 可以选择与最小值对应的全部组织性状作为候选,也可以按照规定的规则来选择某一个组织性状。在后者的情况下,例如能够举出以下方法:将癌症等恶性高的组织性状的优先级设定得高。另外,在检体点  $S_p$  与代表点之间的距离的最小值存在两个以上的情况下,超声波观测装置 1 也可以输出错误信号。

[0108] 图 14 是表示在超声波观测装置 1 根据特征量进行组织性状的判断时由显示部 7 显示的结果显示图像的显示例的图。图 15 是以黑白方式示意性地表示图 14 示出的图像的图。这些图示的结果显示图像 500 具有:信息显示部 501,其显示包含组织性状的判断结果的各种关联信息;以及图像显示部 502,其显示特征量图像。在图 14 以及图 15 中,示出图像显示部 502 显示图 11 以及图 12 示出的特征量图像 200 的情况。

[0109] 在信息显示部 501 中例如显示检体的识别信息(ID 编号、姓名、性别等)、组织性状判断结果、与进行组织性状判断时的特征量有关的信息、增益、对比度等超声波画质信息。在此,作为与特征量有关的信息,能够利用位于关心区域内部的 Q 组 FFT 数据群的频谱的特征量的平均、标准偏差进行显示。具体地说,在信息显示部 501 中,例如能够显示为斜率  $=1.5 \pm 0.3$  (dB/MHz)、截距  $=-60 \pm 2$  (dB)、强度  $=-50 \pm 1.5$  (dB)。

[0110] 显示部 7 显示具有以上结构的结果显示图像 500,由此操作者能够更正确地掌握关心区域的组织性状。此外,结果显示图像并不限定于上述结构。例如,作为结果显示图像,也可以排列显示组织性状强调图像和 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。

[0111] (实施方式 2)

[0112] 在本发明的实施方式 2 中,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 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。

[0113] 在本实施方式 2 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。

[0114] 图 16 是表示本实施方式 2 所涉及的超声波观测装置的处理的概要的流程图。在图 16 中,步骤 S41~S44 的处理与图 3 的步骤 S1~S4 的处理依次对应。

[0115] 在步骤 S45 中,衰减校正部 422 对频率分析部 41 通过 FFT 运算而算出的频谱进行衰减校正(步骤 S45)。图 17 是示意性地表示该步骤 S45 的处理的概要的图。如图 17 所示,衰减校正部 422 针对频谱曲线  $C_3$ ,对全部频率  $f$  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。

[0116] 之后,近似部 421 对由衰减校正部 422 进行衰减校正后的全部频谱进行回归分析,由此提取频谱的特征量(步骤 S46)。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 17 示出的直线  $L_3$  是在该步骤 S46 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  $b_3$ )。

[0117] 步骤 S47~S50 的处理与图 3 的步骤 S7~S10 的处理依次对应。

[0118] 根据上述说明的本发明的实施方式 2,算出检体的特征量在第二坐标系中的坐标值,附加与算出的坐标值相应的显示参数,因此能够明确地严加区别组的差异,其中,第一坐标系以针对多个已知检体分别提取出的多个特征量的至少一部分为坐标成分,该第二坐标系的一个坐标轴是在具有第一坐标系的特征量空间上将分别代表根据各已知检体的信息对多个已知检体进行分类而得到的多个组的多个代表点投影到规定的轴时、代表点间的沿第一坐标系的规定的坐标轴邻接的距离之和变大的新坐标轴。因而,能够高精度地观测检体,并且能够提高观测结果的可靠性。

[0119] 另外,根据本实施方式 2,算出检体的特征量在第二坐标系中的坐标值,附加与坐标值相应的显示参数,生成具有根据所附加的显示参数而决定的像素值的特征量图像数据并显示,因此使用者能够明确地识别图像中的组差异。

[0120] 另外,根据本实施方式 2,在对频谱实施衰减校正之后提取特征量,因此能够消除伴随超声波传播的衰减的影响,能够进行更高精度的观测。

[0121] 到此为止,说明了用于实施本发明的方式,但是本发明并不限定于上述实施方式 1、2。

[0122] 例如,在特征量空间上代表点的分布不均匀的情况下,也可以实施  $\gamma$  校正。图 18 是示意性地表示本发明的其它实施方式所涉及的超声波观测装置所进行的  $\gamma$  校正处理的概要的图。在图 18 中,点  $Sp_1$  是检体点,点  $\mu_1$ 、 $v_1$ 、 $\rho_1$  是在特征量空间上将多个已知检体进行分组时的各组的代表点。如图 18 的上侧的图所示那样,各组的代表点  $\mu_1$ 、 $v_1$ 、 $\rho_1$  中的、代表点  $\mu_1$  与代表点  $v_1$  之间的  $h$  轴方向的距离小于代表点  $v_1$  与代表点  $\rho_1$  之间的  $h$  轴方向的距离。因此,在图 18 示出的情况下,超声波观测装置对特征量空间上的点实施使特征量  $h$  小的区域的分布分散的  $\gamma$  校正(正  $\gamma$  校正)。由此,如图 18 的下侧的图所示那样,代表点  $\mu'_1$  与代表点  $v'_1$  之间的  $h$  轴方向的距离变大,另一方面,代表点  $v'_1$  与代表点  $\rho'_1$  之间的  $h$  轴方向的距离变小,得到三个代表点沿  $h$  轴方向大致均匀地分散的分布。

[0123] 这样,超声波观测装置进行适当的  $\gamma$  校正处理,由此即使在特征量空间内的多个组的分布不均匀的情况下,也能够明确地严加区别组差异。

[0124] 此外,在此说明了对特征量实施  $\gamma$  校正的情况,但是也可以预先对  $h$  轴实施  $\gamma$  校正。另外,还可以不仅对  $h$  轴方向的成分施  $\gamma$  校正,也对  $v$  轴方向的成分实施  $\gamma$  校正。

[0125] 附图标记说明

[0126] 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;43:显示参数附加部;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:显示参数信息存储部;100:B 模式图像;200、300、400:特征量图像;200g:绿色系区

域 ;200r :红色系区域 ;421 :近似部 ;422 :衰减校正部 ;500 :判断结果显示图像 ;501 :信息显示部 ;502 :图像显示部。

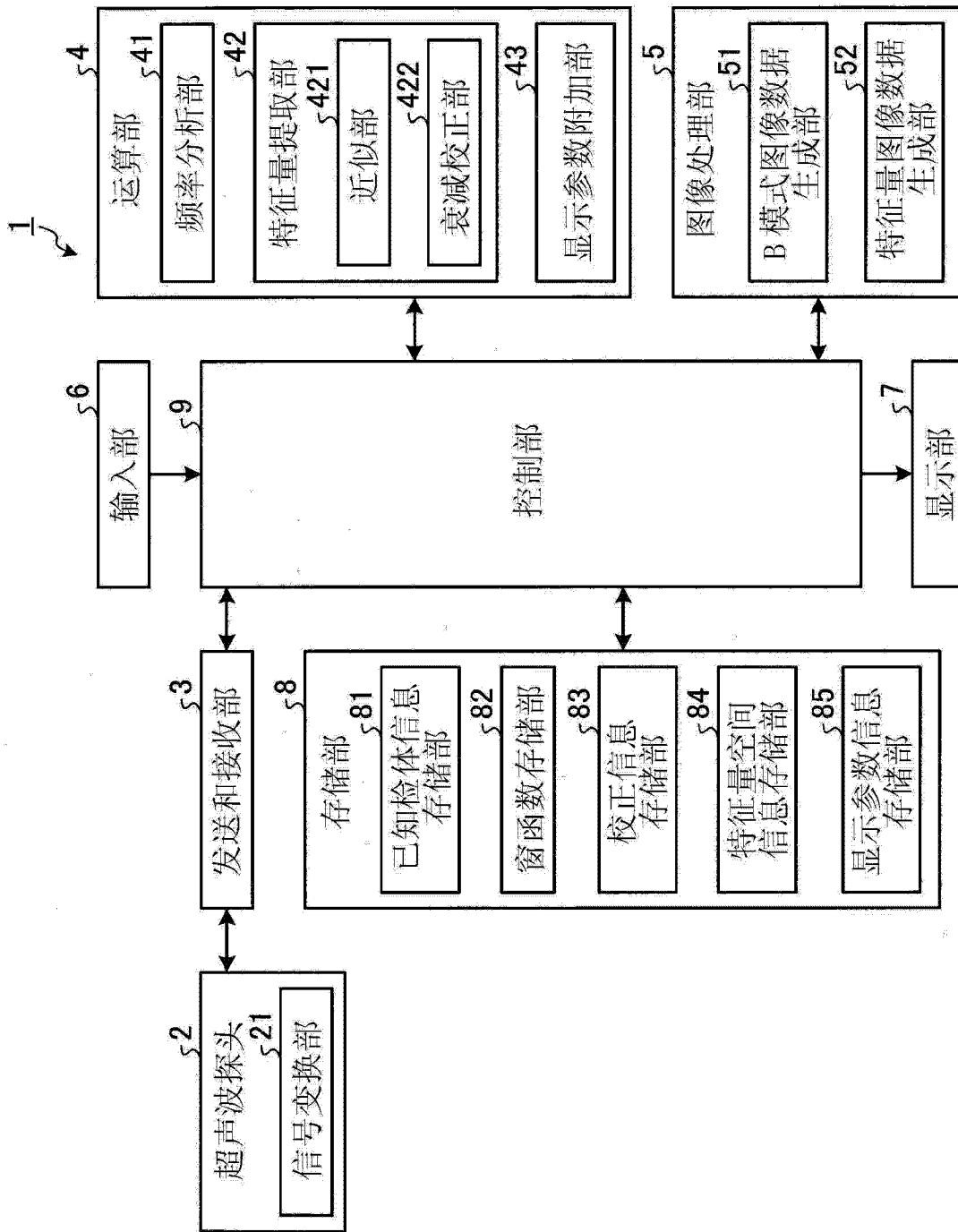


图 1

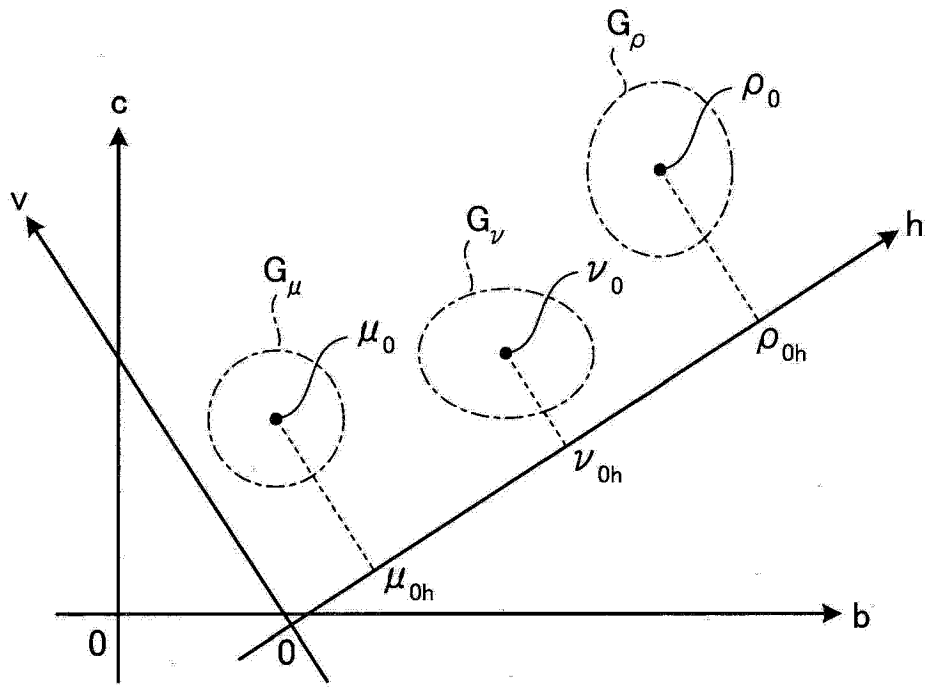


图 2

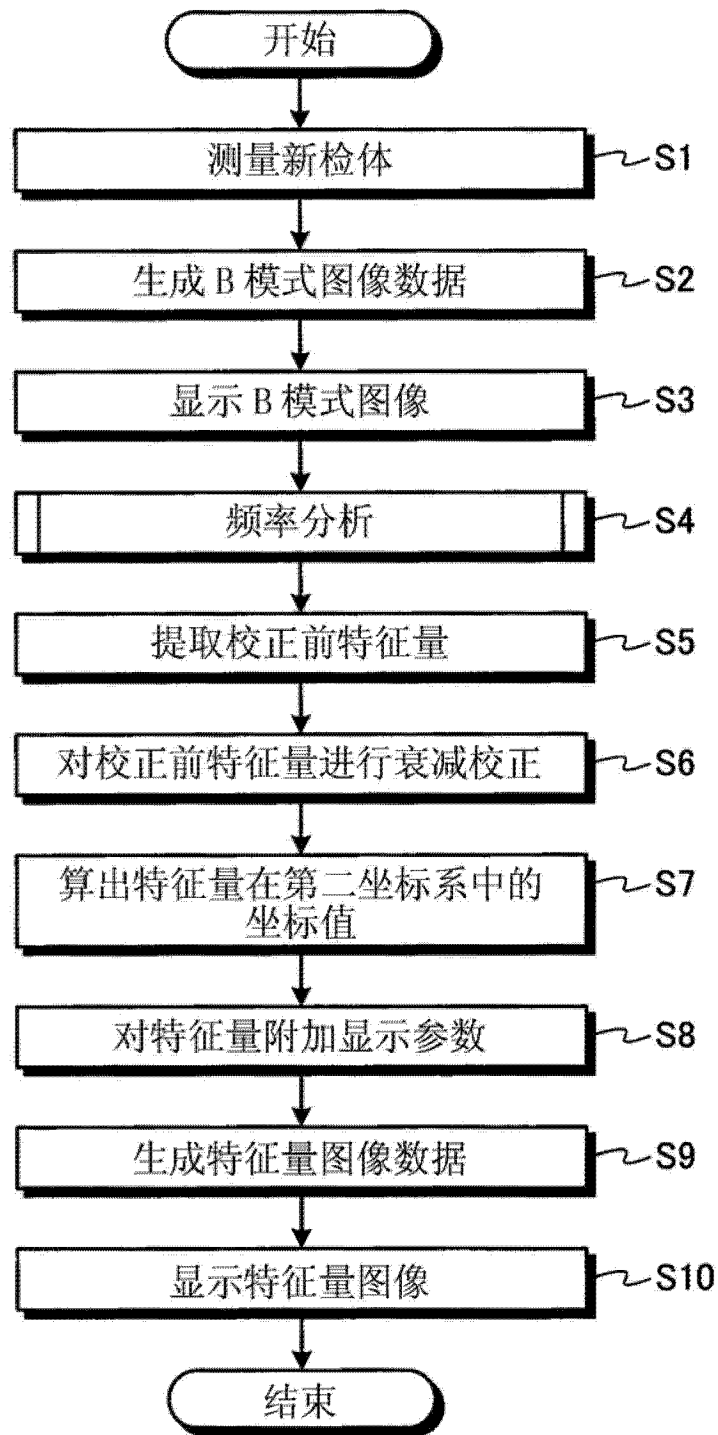


图 3



图 4

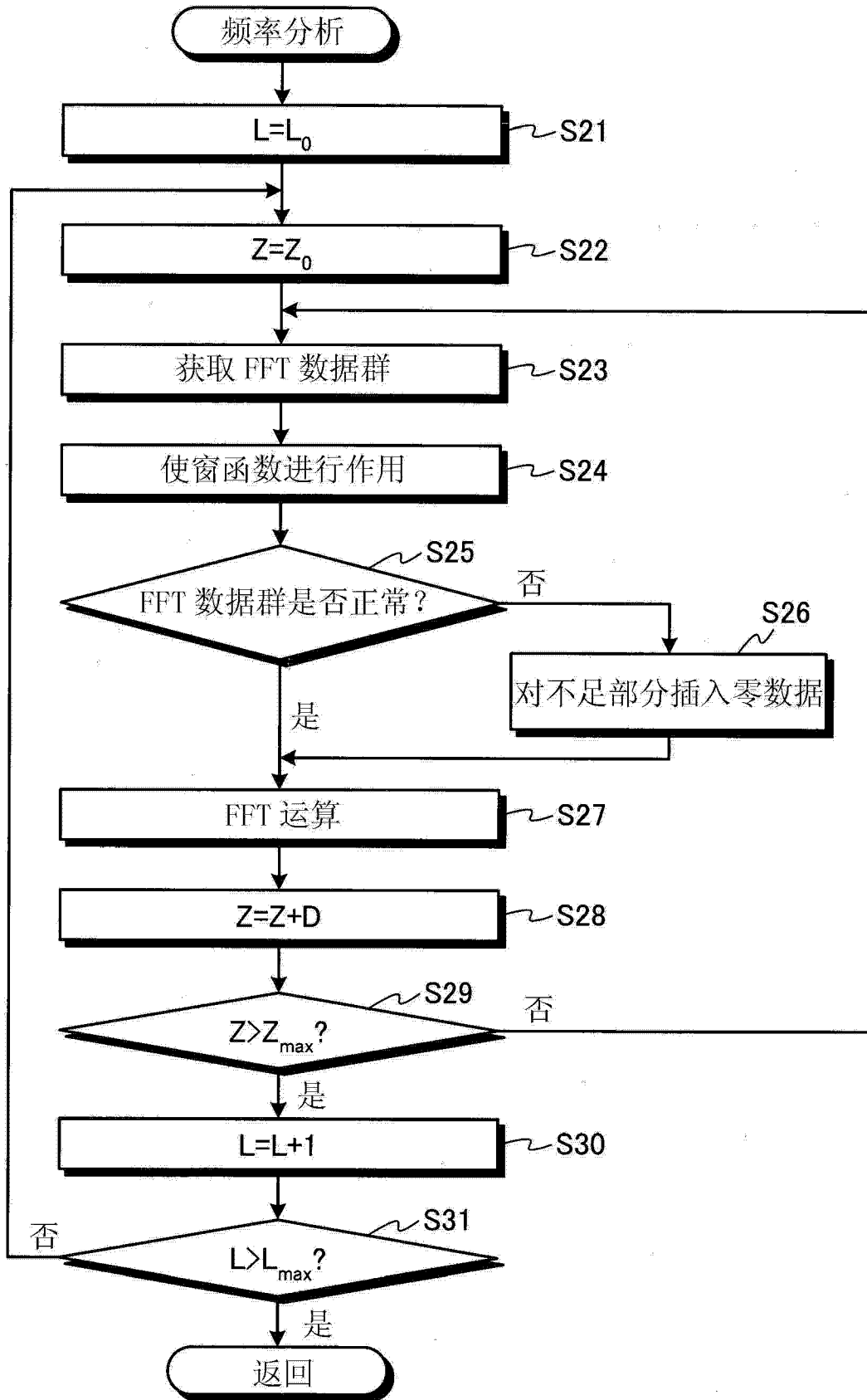


图 5

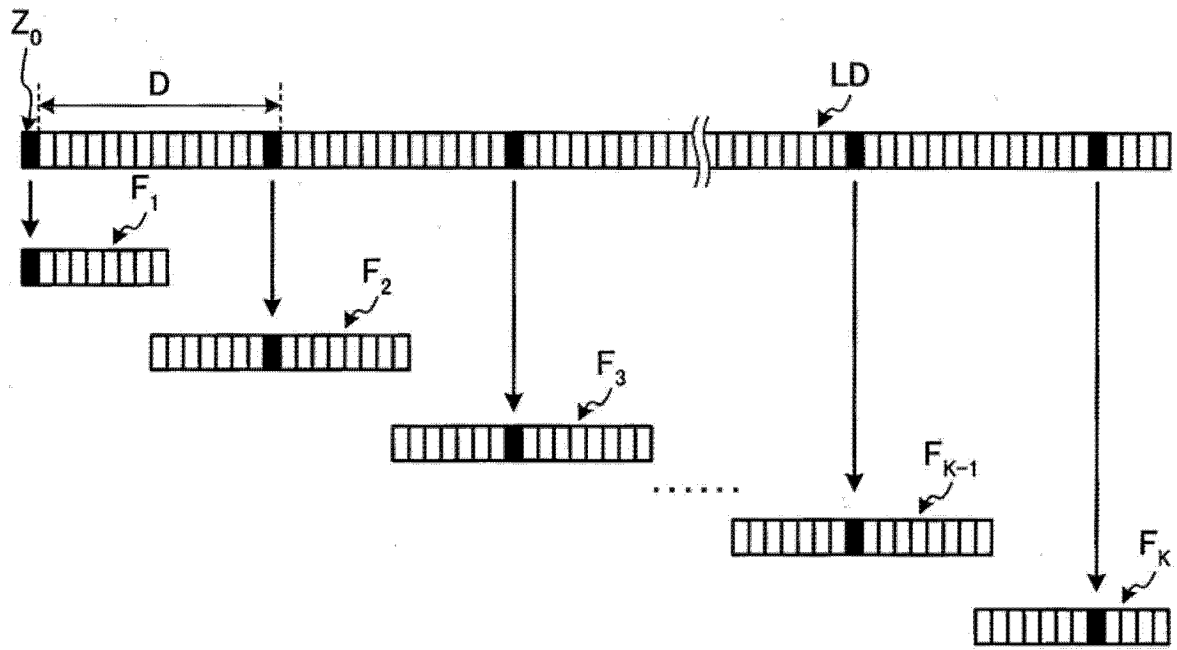


图 6

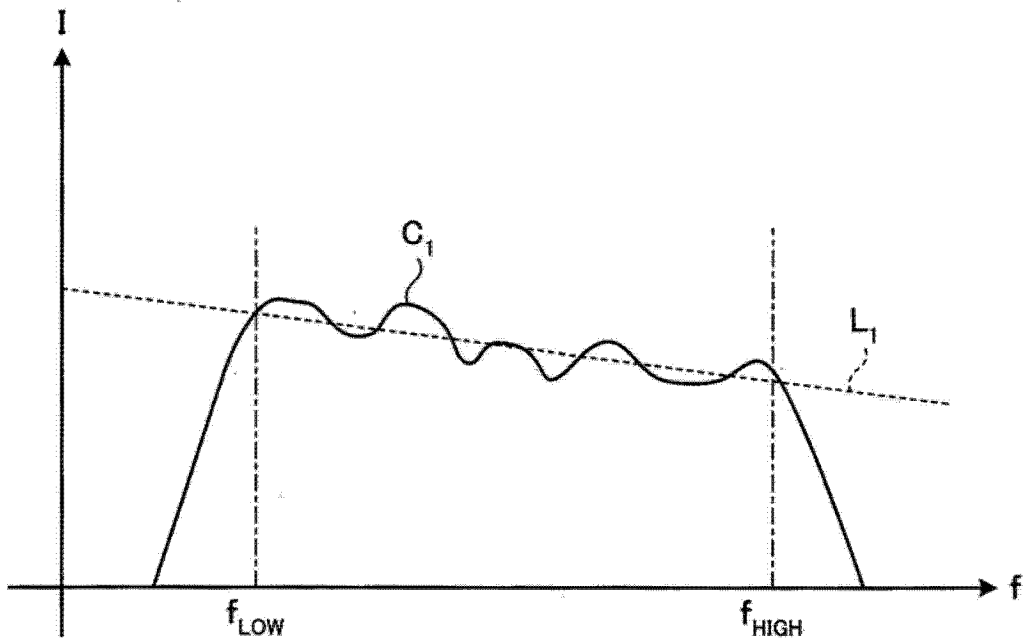


图 7

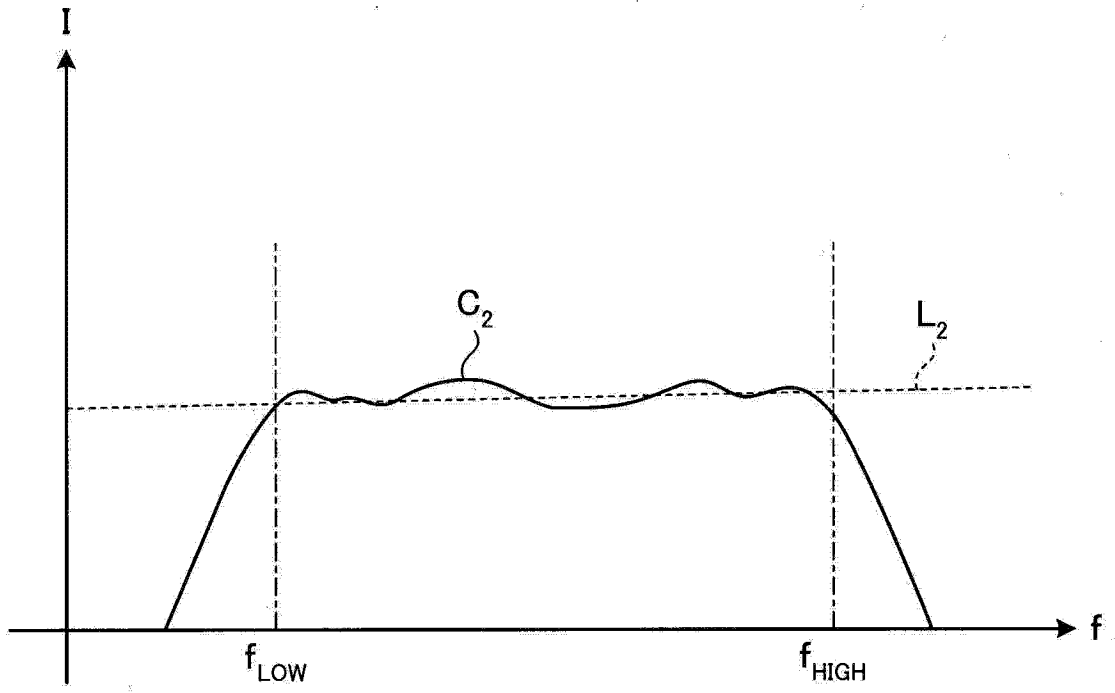


图 8

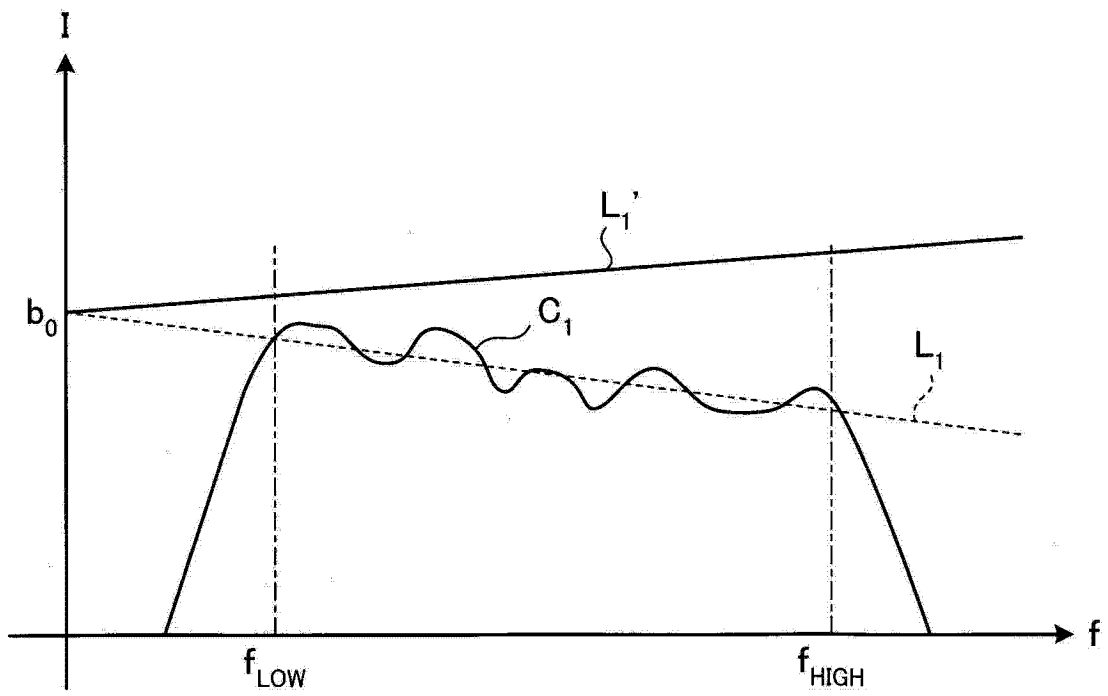


图 9

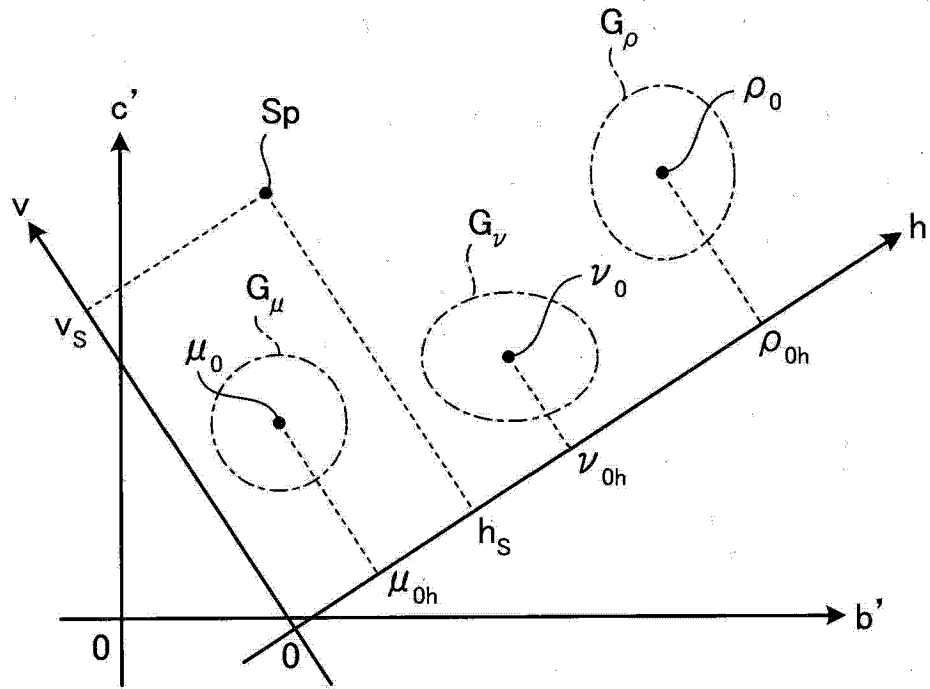


图 10

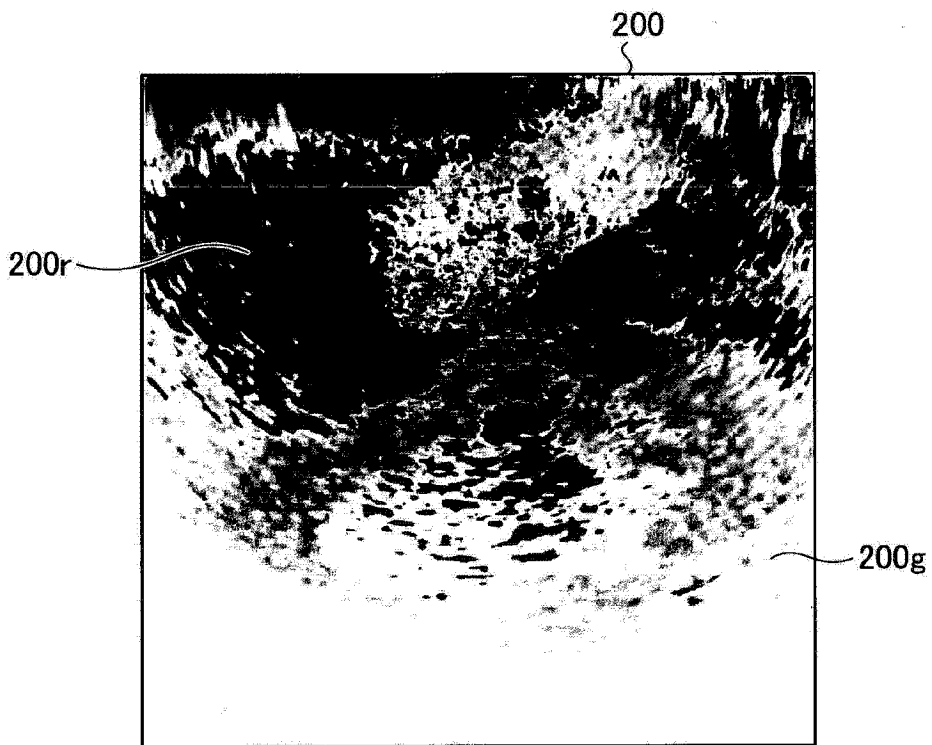


图 11

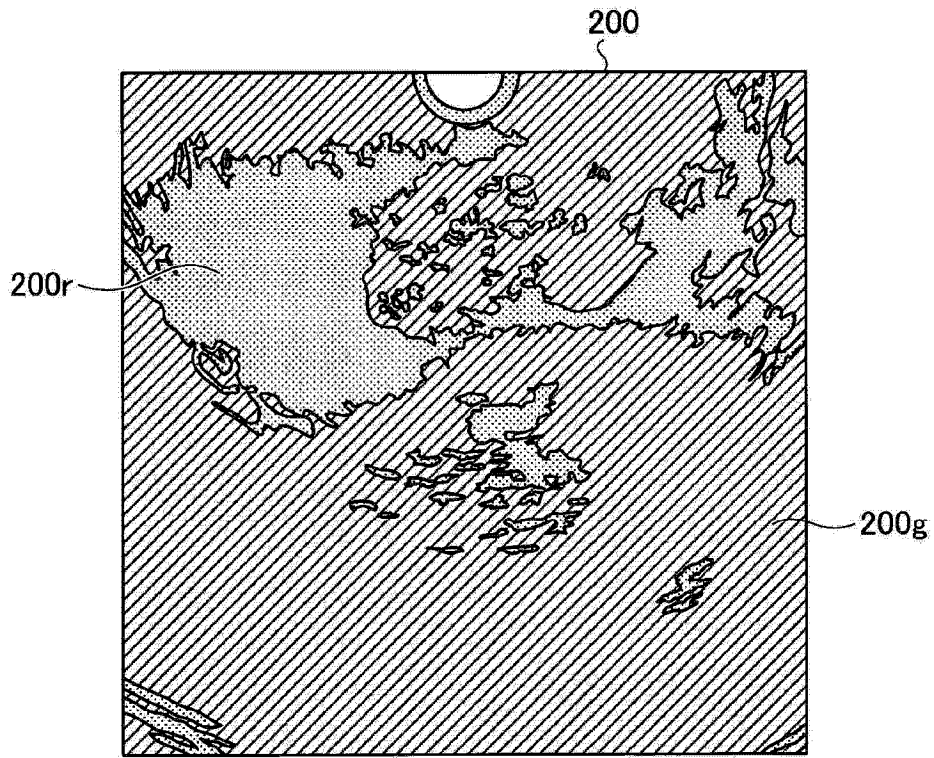


图 12

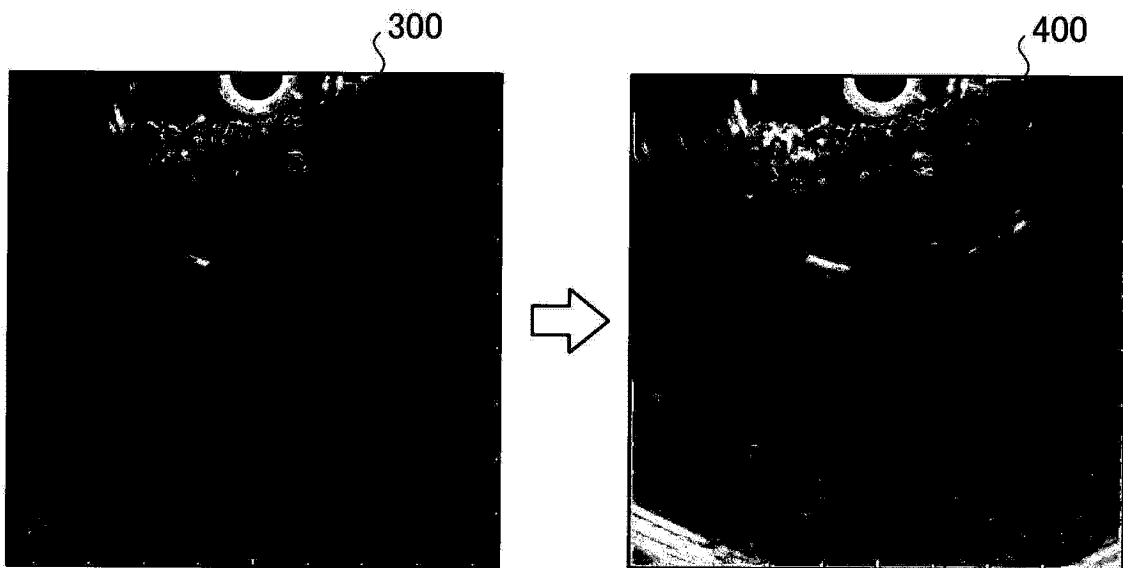


图 13

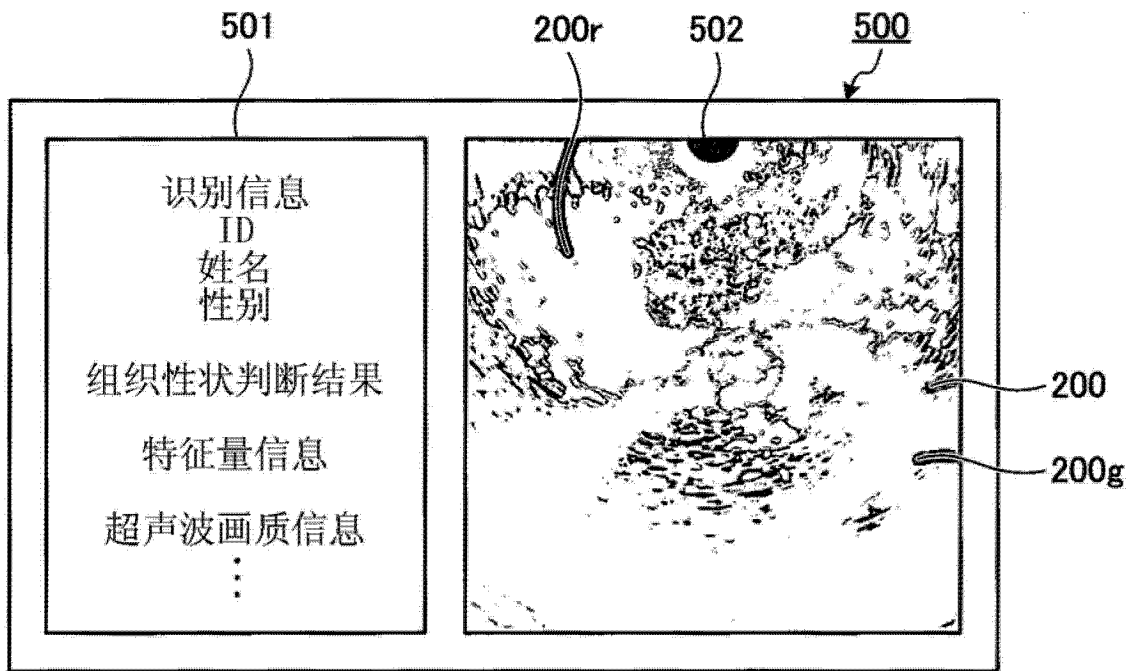


图 14

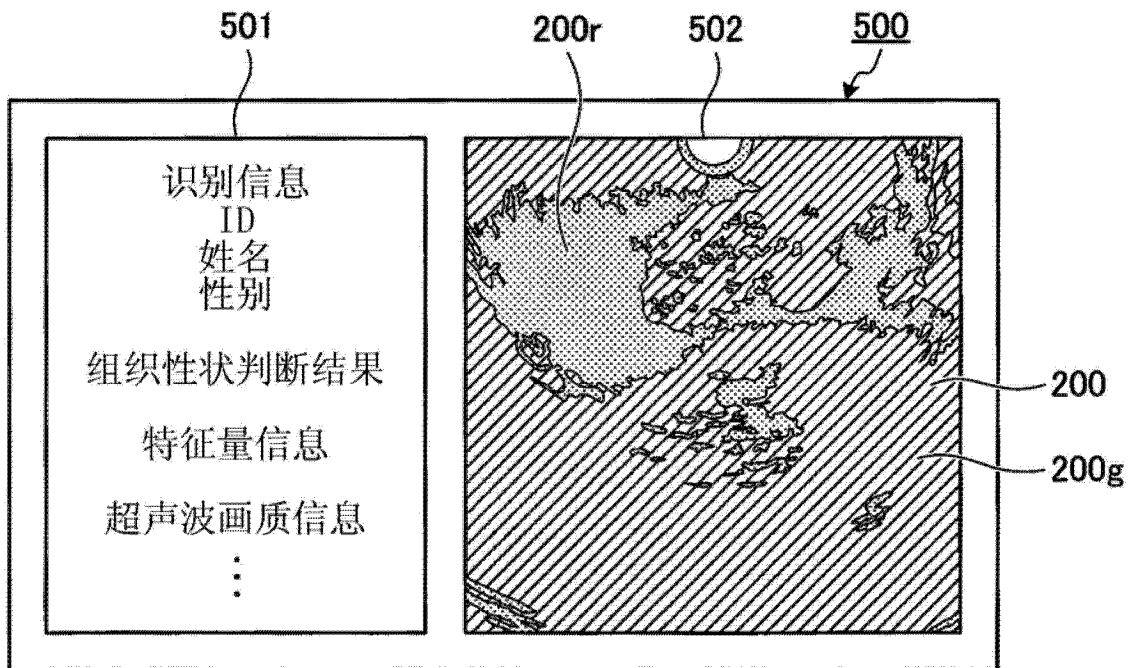


图 15

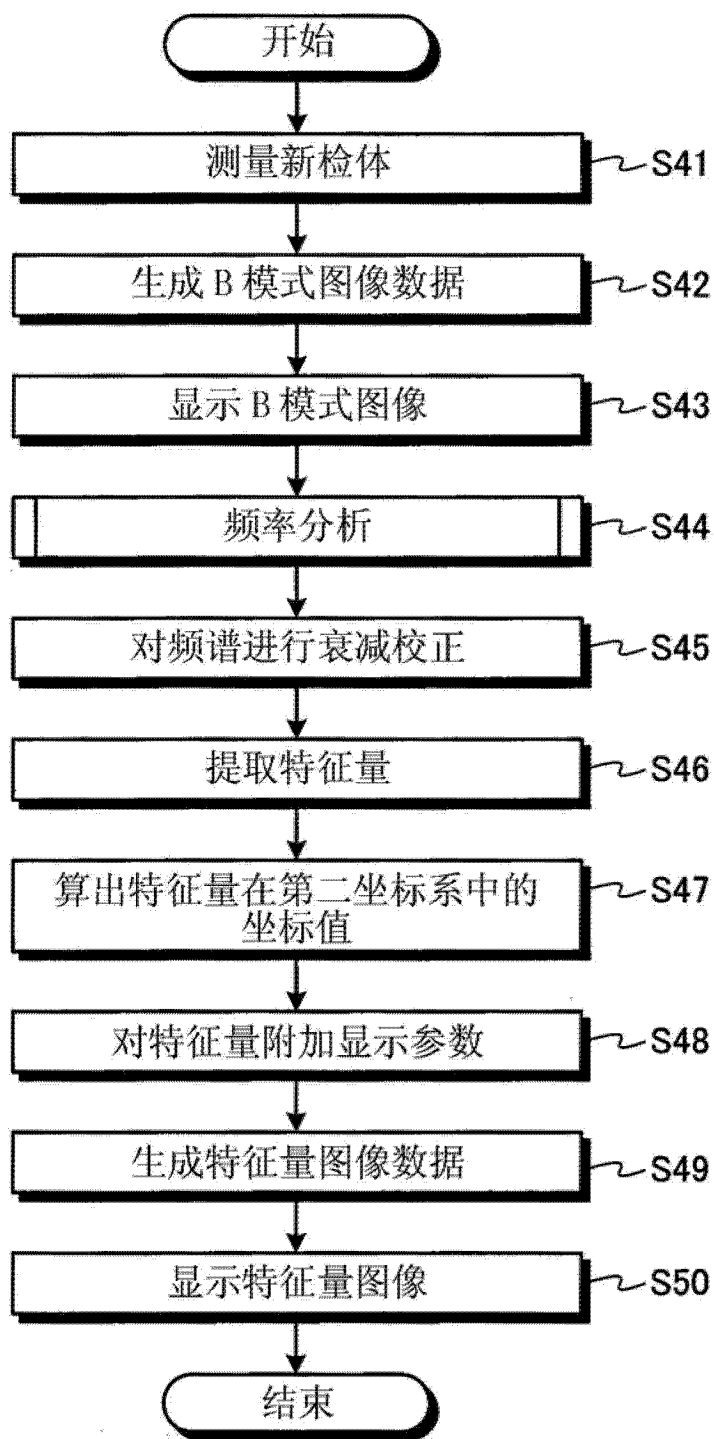


图 16

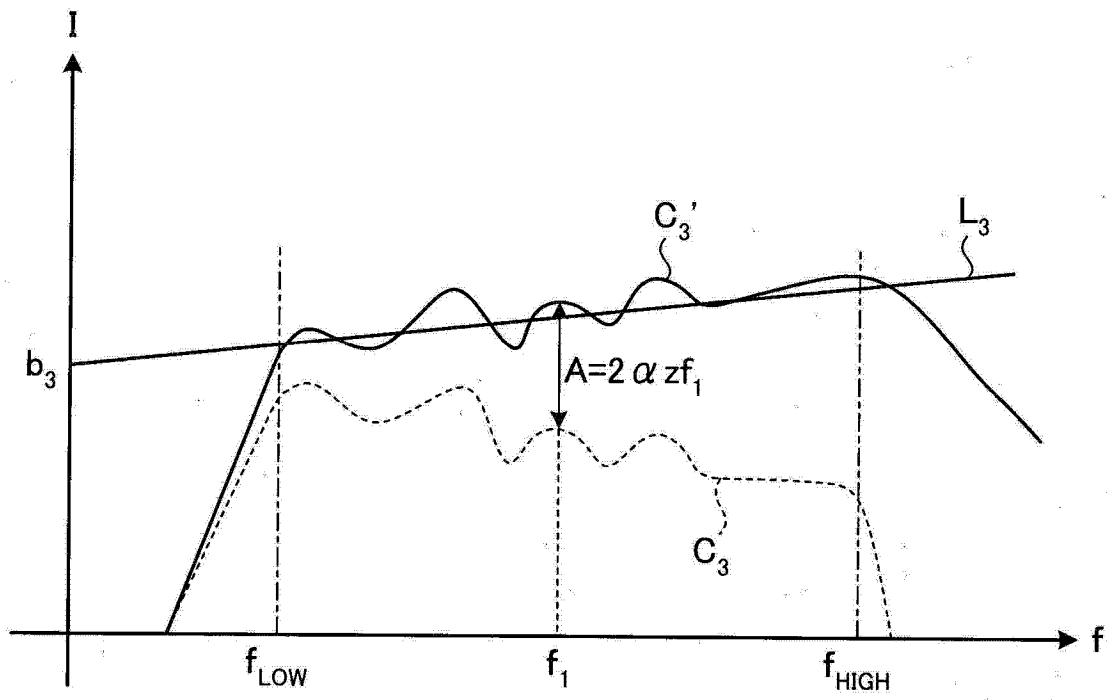


图 17

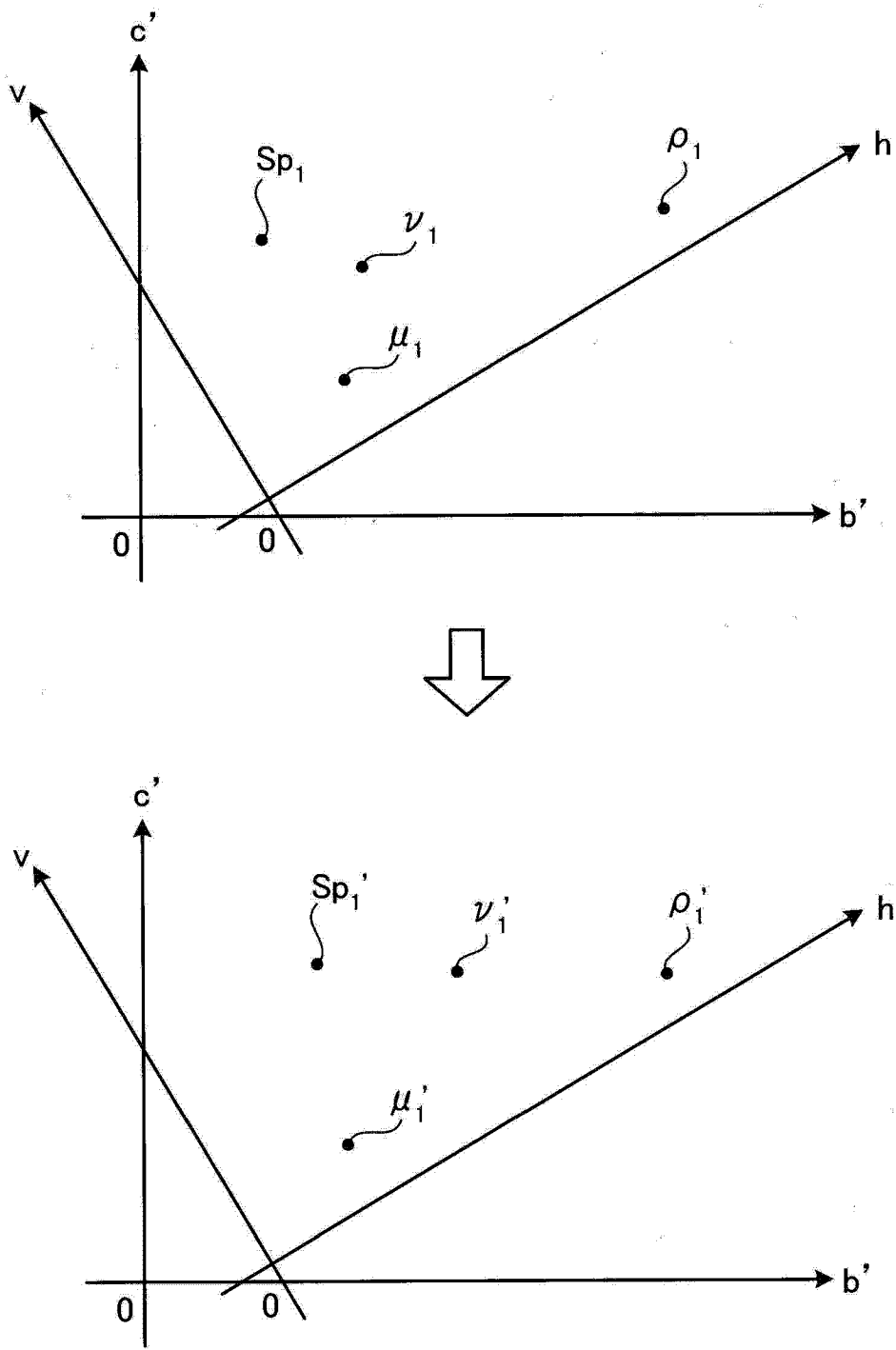


图 18

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	<a href="#">CN102858251A</a>	公开(公告)日	2013-01-02
申请号	CN201180018404.8	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	野口裕雅		
发明人	野口裕雅		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	G06K9/522 G01S7/52036 A61B8/0825 G06T2207/20056 G01N29/0609 G06T7/0012 A61B8/485 G01N29/4409 G01N2291/044 G06T5/00 G01N29/46 G01S15/8977 G01S7/52071 A61B8/5223 G01N29/0672 G01N2291/02475 G06T2207/10132 G06T2207/30068		
代理人(译)	刘新宇		
优先权	2010253288 2010-11-11 JP		
其他公开文献	CN102858251B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

超声波观测装置算出检体的特征量在第二坐标系中的坐标值，附加与算出的坐标值相应的显示参数，其中，第一坐标系以针对多个已知检体分别提取出的多个特征量的至少一部分为坐标成分，上述第二坐标系的一个坐标轴是在具有第一坐标系的特征量空间上将分别代表根据各已知检体的信息对多个已知检体进行分类而得到的多个组的多个代表点投影到规定的轴时、代表点间的沿上述第一坐标系的规定的坐标轴邻接的距离之和变大的新坐标轴。

