



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102905624 A

(43) 申请公布日 2013. 01. 30

(21) 申请号 201180019720. 7

(22) 申请日 2011. 11. 11

(30) 优先权数据

2010-253285 2010. 11. 11 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2012. 10. 18

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2011/076602 2011. 11. 11

(87) PCT申请的公布数据

W02012/063975 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 宫本浩仲

(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

(51) Int. Cl.

A61B 8/08 (2006. 01)

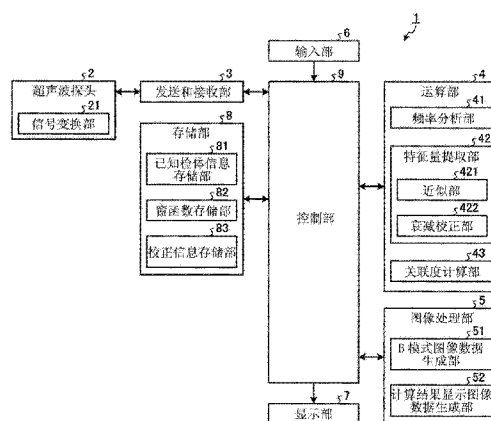
权利要求书 3 页 说明书 14 页 附图 13 页

(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，其对频谱进行近似处理来提取频谱的特征量；存储部，其存储根据由多个已知检体分别反射的超声波而提取出的频谱的特征量，并且根据该特征量将多个已知检体分为多个组进行存储；关联度计算部，其使用至少包含各组的特征量的母集团的统计量来算出特征量提取部提取出的特征量与各组的关联度；图像处理部，其根据关联度计算部的计算结果来生成具有与检体的特征量对应的显示方式的超声波图像数据；以及显示部，其能够显示与图像处理部生成的超声波图像数据对应的图像。



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,其对由上述频率分析部算出的频谱进行近似来提取上述频谱的特征量;

存储部,其存储根据由多个已知检体分别反射的超声波而提取出的频谱的特征量,并且根据各已知检体的信息将上述多个已知检体分为多个组进行存储;

关联度计算部,其使用至少包含上述存储部存储的各组的特征量的母集团的统计量,来算出由上述特征量提取部提取出的特征量与各组的关联度;

图像处理部,其根据上述关联度计算部的计算结果,生成具有与上述检体的特征量对应的显示方式的超声波图像数据;以及

显示部,其能够显示与上述图像处理部生成的超声波图像数据对应的图像。

2. 根据权利要求1所述的超声波观测装置,其特征在于,

上述特征量提取部提取多个特征量,

上述存储部存储上述多个组的各自的各特征量的平均,

上述关联度计算部设定以上述多个特征量中的至少一个为成分的特征量空间,算出检体点与已知检体平均点在上述特征量空间上的距离作为上述关联度,其中,该检体点具有上述检体的频谱的特征量中的、形成上述特征量空间的成分的特征量作为上述特征量空间的坐标,该已知检体平均点具有上述多个已知检体的上述组的各特征量中的、形成上述特征量空间的成分的特征量的平均作为上述特征量空间的坐标。

3. 根据权利要求2所述的超声波观测装置,其特征在于,

上述图像处理部根据上述检体点与上述已知检体平均点之间的距离来决定上述超声波图像数据的像素值。

4. 根据权利要求1所述的超声波观测装置,其特征在于,

上述关联度计算部算出对属于同一组的特征量追加上述检体的特征量而得到的新的母集团中的特征量的标准偏差,算出该标准偏差与上述属于同一组的特征量的标准偏差之间的差作为上述关联度。

5. 根据权利要求4所述的超声波观测装置,其特征在于,

上述图像处理部根据上述新的母集团中的特征量的标准偏差与上述属于同一组的特征量的标准偏差之间的差,来决定上述超声波图像数据的像素值。

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,

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。

7. 根据权利要求1~6中的任一项所述的超声波观测装置,其特征在于,

上述特征量提取部对由上述频率分析部算出的频谱进行衰减校正处理和近似处理,由此提取上述特征量,其中,该衰减校正处理用于消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 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。

10. 根据权利要求 8 或者 9 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。

11. 根据权利要求 10 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。

12. 根据权利要求 8~11 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深, 上述衰减校正部的校正量越大。

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, 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特征量 ;

关联度计算步骤, 由关联度计算部从存储部读出各组的特征量, 使用至少包含各组的特征量的母集团的统计量来算出上述特征量提取部提取出的特征量与各组的关联度, 其中, 该存储部存储根据由多个已知检体分别反射的超声波而提取出的频谱的特征量, 并且根据各已知检体的信息将上述多个已知检体分为多个组进行存储 ;

图像处理步骤, 由图像处理部根据上述关联度计算步骤的计算结果, 来生成具有与上述检体的特征量对应的显示方式的超声波图像数据 ; 以及

图像显示步骤, 由显示部显示与在上述图像处理步骤中生成的超声波图像数据对应的图像。

14. 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特征量 ;

关联度计算步骤, 由关联度计算部从存储部读出各组的特征量, 使用至少包含各组的特征量的母集团的统计量来算出上述特征量提取部提取出的特征量与各组的关联度, 其中, 该存储部存储根据由多个已知检体分别反射的超声波而提取出的频谱的特征量, 并且根据各已知检体的信息将上述多个已知检体分为多个组进行存储 ;

图像处理步骤, 由图像处理部根据上述关联度计算步骤的计算结果, 来生成具有与上

述检体的特征量对应的显示方式的超声波图像数据 ;以及

图像显示步骤,由显示部显示与在上述图像处理步骤中生成的超声波图像数据对应的图像。

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对检体的观测。

[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鉴别组织性状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,其对由上述频率分析部算出的频谱进行近似来提取上述频谱的特征量;存储部,其存储根据由多个已知检体分别反射的超声波而提取出的频谱的特征量,并且根据各已知检体的信息将上述多个已知检体分为多个组进行存储;关联度计算部,其使用至少包含上述存储部存储的各组的特征量的母集团的统计量,来算出由上述特征量提取部提取出的特征量与各组的关联度;图像处理部,其根据上述关联度计算部的计算结果,生成具有与上述检体的特征量对应的显示方式的超声波图像数据;以及显示部,其能够显示与上述图像处理部生成的超声波图像数据对应的图像。

[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,上述特征量提

取部提取多个特征量,上述存储部存储上述多个组的各自的各特征量的平均,上述关联度计算部设定以上述多个特征量中的至少一个为成分的特征量空间,算出检体点与已知检体平均点在上述特征量空间上的距离作为上述关联度,其中,该检体点具有上述检体的频谱的特征量中的、形成上述特征量空间的成分的特征量作为上述特征量空间的坐标,该已知检体平均点具有上述多个已知检体的上述组的各特征量中的、形成上述特征量空间的成分的特征量的平均作为上述特征量空间的坐标。

[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,上述图像处理部根据上述检体点与上述已知检体平均点之间的距离来决定上述超声波图像数据的像素值。

[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,上述关联度计算部算出对属于同一组的特征量追加上述检体的特征量而得到的新的母集团中的特征量的标准偏差,算出该标准偏差与上述属于同一组的特征量的标准偏差之间的差作为上述关联度。

[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,上述图像处理部根据上述新的母集团中的特征量的标准偏差与上述属于同一组的特征量的标准偏差之间的差,来决定上述超声波图像数据的像素值。

[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,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。

[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由上述频率分析部算出的频谱进行衰减校正处理和近似处理,由此提取上述特征量,其中,该衰减校正处理用于消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,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。

[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。

[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,超声波的接收深度越深,上述衰减校正部的校正量越大。

[0021] 另外,在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,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特征量;关联度计算步骤,由关联度计算部从存储部读出各组的特征量,使用至少包含各组的特征量的母集团的统计量来算出上述特征量提取部提取出的特征量与各组的关联度,其中,该存储部存储根据由多个已知检体分别反射的超声波而提取出的频谱的特征量,并且根据各已知检体的信息将上述多个已知检体分为多个组进行存储;图像处理步骤,由图像处理部根据上述关联度计算步骤的计算结果,来生成具有与上述检体的特征量对应的显示方式的超声波图像数据;以及图像显示步骤,由显示部显示与在上述图像处理步骤中生成的超声波图像数据对应的图像。

[0022] 另外,在本发明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特征量;关联度计算步骤,由关联度计算部从存储部读出各组的特征量,使用至少包含各组的特征量的母集团的统计量来算出上述特征量提取部提取出的特征量与各组的关联度,其中,该存储部存储根据由多个已知检体分别反射的超声波而提取出的频谱的特征量,并且根据各已知检体的信息将上述多个已知检体分为多个组进行存储;图像处理步骤,由图像处理部根据上述关联度计算步骤的计算结果,来生成具有与上述检体的特征量对应的显示方式的超声波图像数据;以及图像显示步骤,由显示部显示与在上述图像处理步骤中生成的超声波图像数据对应的图像。

[0023] 发明的效果

[0024] 根据本发明,根据由多个已知检体分别反射的超声波而提取出的频谱的特征量来将多个已知检体分为多个组,使用包含各组的特征量的母集团的统计量来算出根据超声波信号的频谱而提取出的检体的特征量与各组的关联度,根据其计算结果来生成具有与检体的特征量对应的显示方式的超声波图像数据,因此不使用生物体组织的应变量、弹性率就能够明确地严格区别组织的差异。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

[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。

[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显示部中的 B 模式图像的显示例的图。

[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频率分析部所进行的处理的概要的流程图。

[0029] 图 5 是示意性地表示一个声线的数据排列的图。

[0030] 图 6 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(第一例)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所算出的频谱的例（第二例）的图。

[0032] 图 8 是表示根据对与图 6 示出的直线相关联的特征量进行衰减校正后的特征量而确定的新直线的图。

[0033] 图 9 是表示本发明的实施方式 1 所涉及的超声波观测装置的关联度计算部所进行的处理的概要的流程图。

[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关联度计算部所设定的特征量空间的一例的图。

[0035] 图 11 是表示对计算结果显示图像数据的各像素分配颜色成分的方法的一例的图。

[0036] 图 12 是表示对计算结果显示图像数据的各像素分配颜色成分的方法的其它例的图。

[0037] 图 13 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计算结果显示图像的显示例的图。

[0038] 图 14 是以黑白方式示意性地表示图 13 示出的图像的图。

[0039] 图 15 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理的效果的图。

[0040] 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。

[0041] 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。

[0042] 图 18 是说明本发明的实施方式 3 所涉及的超声波观测装置的关联度计算部所设定的特征量空间以及该特征量空间内的特征点的标准偏差的图。

[0043] 图 19 是表示特征量空间上的标准偏差的差的绝对值与红色成分的大小之间的关系的图。

具体实施方式

[0044] 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”）。

[0045] （实施方式 1）

[0046] 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。

[0047] 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。

[0048] 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。

[0049] 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。

[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到超声波探头 2。另外, 发送和接收部 3 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。

[0051] 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; 以及关联度计算部 43, 其算出由特征量提取部 42 提取出的特征量与存储部 8 存储的多个组各自的关联度。

[0052] 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。

[0053] 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。

[0054] 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。

[0055] 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。

[0056] 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。

[0057] $A=2\alpha zf \quad \dots (1)$

[0058] 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 的具体的值, 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。

[0059] 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。

[0060] $a=a_0+2\alpha z \quad \dots (2)$

[0061] $b=b_0 \quad \dots (3)$

[0062] $c=c_0+2\alpha zf_{\text{mid}} (=af_{\text{mid}}+b) \quad \dots (4)$

[0063] 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。

[0064] 关联度计算部 43 至少使用包含由存储部 8 存储的各组的特征量的母集团的统计量, 算出由特征量提取部 42 提取出的特征量与各组之间的关联度。更具体地说, 关联度计算部 43 算出检体点与已知检体平均点在特征量空间上的距离作为关联度, 其中, 设定以由特征量提取部 42 提取出的多个特征量中的至少一个为成分的特征量空间, 该检体点以检体的频谱的特征量中的形成所设定的特征量空间的成分的特征量为特征量空间的坐标, 该已知检体平均点以多个已知检体的组的各特征量中的形成特征量空间的成分的特征量的平均为特征量空间的坐标。

[0065] 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, 与组织性状相应地呈现特有的值。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。鉴于这种情形, 期望根据组织性状的种类来决定由存储部 8 存储的组。因此, 在以下说明中, 设为根据组织性状的种类来决定由存储部 8 存储的组。

[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; 以及计算结果显示图像数据生成部 52, 其使用由关联度计算部 43 算出的关联度的计算结果和由 B 模式图像数据生成部 51 生成的 B 模式图像数据来生成用于显示关联度的计算结果的超声波图像数据即计算结果显示图像数据。

[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] 计算结果显示图像数据生成部 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 提取出的特征量以及由关联度计算部 43 算出的结果, 来生成计算结果显示图像数据。

[0069] 存储部 8 具有: 已知检体信息存储部 81, 其存储已知检体的信息; 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;以及校正信息存储部 83,其存储衰减校正部 422 进行处理时参照的校正信息。

[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。另外,已知检体信息存储部 81 对于与已知检体相关联的频谱的特征量,将按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,各组是根据包含已知检体的组织性状的信息进行分类而得到的。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。但是,不需要在超声波观测装置 1 中进行已知检体的特征量提取处理。期望由已知检体信息存储部 81 存储的已知检体的信息是与组织性状有关的可靠度高的信息。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。

[0071] 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。

[0072] 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。

[0073] 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、软盘等计算机可读取的记录介质而广泛流通。

[0074] 图 2 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 2 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)。

[0075] 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)。

[0076] 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 3 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。

[0077] 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 S4)。在此,参照图 4 示出的流程图详细说明由频率分析部 41 进行的处理(步骤 S4)。首先,频率分析部 41 将作为分析对象的首个声线的声线编号 L 设为初始值 L_0 (步骤 S21)。例如可以对发送和接收部 3 首个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 。

[0078] 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 5 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)对应的时间间隔将声线 LD 离散化。在图 5 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 5 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 。

[0079] 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,能够避免 FFT 数据群在边界处不连续,从而能够防止产生伪像。

[0080] 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} 的位置处。换言之,FFT 数据群正常是指在数据位置 Z 的前方存在第 $2^{n-1}-1$ (设为 =N) 个数据而在数据位置 Z 的后方存在第 2^{n-1} (设为 =M) 个数据。在图 5 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 5 中,设为 $n=4$ ($N=7$ 、 $M=8$)。

[0081] 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。

[0082] 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。

[0083] 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 6 和图 7 是表示由频率分析部 41 算出的频谱例的图。在图 6 和图 7 中,横轴 f 是频率,纵轴 I 为强度。在图 6 和图 7 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、发送和接收部 3 发送的脉冲信号的频带等而决定的参数,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 6 示出的直线 L_1 和图 7 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。

[0084] 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 5 中,示出 $D=15$ 的情况。

[0085] 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。

[0086] 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。

[0087] 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。

[0088] 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 6 示出的直线 L_1 和图 7 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。

[0089] 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 $1530(\text{m/sec}) \times 20(\text{nsec}) / 2 = 0.0153(\text{mm})$ 。当设从声线 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 8 是表示根据对与图 6 示出的直线 L_1 相关联的特征量进行衰减校正后的特征量而决定的直线的图。表示图 8 示出的直线 L_1' 的式如下。

[0090] $I = af + b = (a_0 + 2 \alpha Z) f + b_0 \quad \cdots (5)$

[0091] 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。

[0092] 之后,关联度计算部 43 根据由特征量提取部 42 提取出的特征量以及由已知检体信息存储部 81 存储的已知检体信息,来计算检体与由存储部 8 存储的已知检体的组之间的关联度(步骤 S7)。

[0093] 在此,参照图 9 示出的流程图来详细说明关联度计算部 43 所进行的处理(步骤 S7)。首先,关联度计算部 43 设定在算出关联度时使用的特征量空间(步骤 S41)。在本实施方式 1 中,三个特征量斜率 a、截距 b、强度 c 中独立的参数为两个。因而,能够将以三个特征量中的任意两个特征量为成分的二维空间设定为特征量空间。另外,还能够将以三个特征量中的任意一个特征量为成分的一维空间设定为特征量空间。在该步骤 S41 中,设为预先决定了要设定的特征量空间,但是也可以由操作者通过输入部 6 来选择期望的特征量空间。

[0094] 图 10 是表示关联度计算部 43 所设定的特征量空间的一例的图。关于图 10 示出的特征量空间,横轴为截距 b,纵轴为强度 c。图 10 示出的点 S_p 表示以针对判断对象的检体算出的截距 b 和强度 c 为特征量空间的坐标的点(以下将该点称为“检体点”)。另外,图 10 示出的区域 G_μ 、 G_v 、 G_ρ 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 μ 、 v 、 ρ 的组。在图 10 所示的情况下,三个组 G_μ 、 G_v 、 G_ρ 在特征量空间中存在于与其它组相互不相交的区域。

[0095] 在本实施方式 1 中,在求已知检体的特征量时,将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作为指标进行分组,因此能够严格区别相互不同的组。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,能够以更明确分离的状态得到各组在特征量空间内的区域。

[0096] 在步骤 S41 之后,关联度计算部 43 分别算出检体点 S_p 与点 μ_0 、 v_0 、 ρ_0 (以下将这些点称为“已知检体平均点”)之间的在特征量空间上的距离 d_u 、 d_v 、 d_p (步骤 S42),点 μ_0 、 v_0 、 ρ_0 分别以包含在组 G_u 、 G_v 、 G_p 内的、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 (步骤 S42)。在该步骤 S42 中,关联度计算部 43 算出频谱的全部检体点与已知检体平均点在特征量空间上的距离。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。

[0097] 接着,关联度计算部 43 输出在步骤 S42 中算出的距离作为计算结果 (步骤 S43)。由此,步骤 S7 的关联度计算处理结束。

[0098] 此外,关联度计算部 43 也可以接在步骤 S43 之后根据计算结果来判断检体的组织性状。但是在该情况下,已知检体信息存储部 81 需要将已知检体的特征量与组织性状相关联地进行存储。此外,在检体点 S_p 与已知检体平均点 μ_0 、 v_0 、 ρ_0 极端分离的情况下,即使求出距离 d_u 、 d_v 、 d_p 的最小值,组织性状的判断结果的可靠性也低。因此,在 d_u 、 d_v 、 d_p 大于规定阈值的情况下,关联度计算部 43 也可以输出错误信号。另外,在 d_u 、 d_v 、 d_p 中产生两个以上的最小值的情况下,关联度计算部 43 可以选择与最小值对应的所有组织性状作为候选,也可以按照规定的规则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 d_u 、 d_v 、 d_p 中产生两个以上的最小值的情况下,关联度计算部 43 也可以输出错误信号。

[0099] 在上述说明的步骤 S7 之后,计算结果显示图像数据生成部 52 使用 B 模式图像数据生成部 51 生成的 B 模式图像数据、特征量提取部 42 算出的特征量以及关联度计算部 43 算出的结果,来生成计算结果显示图像数据 (步骤 S8)。此时,计算结果显示图像数据生成部 52 根据特征量空间上的检体点 S_p 与各组的已知检体平均点之间的距离,将作为视觉信息的颜色成分 (构成颜色空间的变量) 分配到各像素。例如,在图 10 示出的特征量空间的情况下,对检体点 S_p 与已知检体平均点 μ_0 之间的距离 d_u 分配红色成分 (R),对检体点 S_p 与已知检体平均点 v_0 之间的距离 d_v 分配绿色成分 (G),对检体点 S_p 与已知检体平均点 ρ_0 之间的距离 d_p 分配蓝色成分 (B),像素值的大小与距离相应地变化。

[0100] 图 11 是表示对计算结果显示图像数据的各像素分配颜色成分的方法的一例的图。具体地说,图 11 是表示检体点 S_p 与已知检体平均点 μ_0 在特征量空间上的距离 d_u 与红色成分的大小 R 之间的关系的图。在图 11 中,在距离 d_u 为 $0 \leq d_u \leq d_{u0}$ 的情况下,红色成分的大小 R 为 255 (八位表现的最大值)。另外,在距离 d_u 为 $d_{u0} < d_u \leq d_{u1}$ 的情况下,红色成分的大小 R 线性减小,在距离 d_u 为 $d_u > d_{u1}$ 的情况下,红色成分的大小 R 为零。此外,在此说明了红色成分的大小,对于绿色成分、蓝色成分的大小,也能够根据距离 d_v 、 d_p 来分别决定。另外,代替通过 RGB 表色系的变量来构成颜色空间,也可以通过青色、品红、黄色这种补色系的变量来构成颜色空间。另外,还可以对距离 d_u 、 d_v 、 d_p 分别分配与其它相互不同的光的三个属性 (色调、明度、彩度)。在该情况下,与距离相应地改变属性值。另外,还可以对距离 d_u 、 d_v 、 d_p 中的任一个分配与距离相应地决定的图案。

[0101] 图 12 是表示对计算结果显示图像数据的各像素分配颜色成分的方法的其它例的图,与图 11 同样地,是表示距离 d_u 与红色成分的大小 R 之间的关系的图。在图 12 中,在

距离 d_{μ} 为 $0 \leq d_{\mu} \leq d_{\mu 0}$ 的情况下, 红色成分的大小 R 为零, 在距离 d_{μ} 为 $d_{\mu 0} < d_{\mu} \leq d_{\mu 1}$ 的情况下, 红色成分的大小 R 线性增加, 在距离 d_{μ} 为 $d_{\mu} > d_{\mu 1}$ 的情况下, 红色成分的大小 R 为 255。这样, 能够任意地设定对计算结果显示图像数据的各像素分配的颜色成分的大小。

[0102] 接着, 显示部 7 显示由计算结果显示图像数据生成部 52 生成的计算结果显示图像 (步骤 S9)。图 13 是表示由显示部 7 显示的计算结果显示图像的显示例的图。图 14 是以黑白方式示意性地表示图 13 示出的图像的图。这些图示的计算结果显示图像 300 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。更具体地说, 计算结果显示图像 300 大致由绿色系区域 300g 和红色系区域 300r 构成。用黄色系的颜色显示两个区域的边界部 (在图 14 中未图示)。如图 13 所示, 各区域并非由单一颜色构成。例如, 绿色系区域 300g 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 300r 是由接近红色的颜色构成的像素聚集的区域。因此, 观测者能够明确地识别组的差异, 即组织性状的差异。

[0103] 图 15 是说明超声波观测装置 1 所进行的衰减校正处理的效果的图。图 15 示出的图像 400 是没有进行衰减校正的情况下的计算结果显示图像。该情况下的计算结果显示图像是针对由 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。对于计算结果显示图像 400, 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计算结果显示图像 500 中, 得到画面整体亮度均匀的图像。

[0104] 根据上述说明的本发明的实施方式 1, 根据由多个已知检体分别反射的超声波来提取频谱的特征量, 根据提取出的频谱的特征量来将多个已知检体分为多个组, 使用包含各组的特征量的母集团的统计量来算出根据超声波信号的频谱而提取出的检体的特征量与各组的关联度, 根据其计算结果来生成具有与检体的特征量对应的显示方式的超声波图像数据, 因此不使用生物体组织的应变率、弹性率就能够明确地严格区别组织的差异。因而, 能够高精度地观测检体, 能够提高观测结果的可靠性。

[0105] 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, 因此能够消除随着超声波传播产生的衰减的影响, 能够进行更高精度的组织性状的鉴别。

[0106] (实施方式 2)

[0107] 本发明的实施方式 2 与实施方式 1 的不同点在于由特征量提取部进行的特征量提取处理。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。

[0108] 在本实施方式 2 的特征量提取处理中, 首先衰减校正部 422 对通过频率分析部 41 算出的频谱进行衰减校正处理。之后, 近似部 421 对通过衰减校正部 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。

[0109] 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 S51~S54 的处理与图 2 的步骤 S1~S4 的处理依次对应。

[0110] 在步骤 S55 中, 衰减校正部 422 对由频率分析部 41 通过 FFT 运算而算出的频谱进行衰减校正 (步骤 S55)。图 17 是示意性地表示该步骤 S55 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而产生的衰减的贡献的频谱。

[0111] 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 S56)。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 S56 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)。

[0112] 步骤 S57~S59 的处理与图 2 的步骤 S7~S9 的处理依次对应。

[0113] 此外,在本实施方式 2 中也与上述实施方式 1 同样地,关联度计算部 43 能够使用算出的关联度来判断检体的组织性状。在该情况下,只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进行存储即可。

[0114] 根据上述说明的本发明的实施方式 2,根据由多个已知检体分别反射的超声波来提取频谱的特征量,根据提取出的频谱的特征量将多个已知检体分为多个组,使用包含各组的特征量的母集团的统计量来算出根据超声波信号的频谱而提取出的检体的特征量与各组的关联度,根据其计算结果来生成具有与检体的特征量对应的显示方式的超声波图像数据,因此不使用生物体组织的应变率、弹性率就能够明确地严格区别组织的差异。因而,能够高精度地观测检体,能够提高观测结果的可靠性。

[0115] 另外,根据本实施方式 2,在对频谱实施衰减校正之后提取出特征量,因此能够消除伴随超声波传播产生的衰减的影响,能够进行更高精度的观测。

[0116] (实施方式 3)

[0117] 本发明的实施方式 3 与实施方式 1 的不同点在于关联度计算部中的组织性状判定处理。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。

[0118] 关联度计算部 43 将特征量 (a 、 b 、 c) 分别追加到构成组织性状 μ 、 v 、 ρ 的组 G_μ 、 G_v 、 G_ρ (参照图 10) 而构成新的母集团,之后求出构成各组织性状的数据的每个特征量的标准偏差。此外,与上述实施方式 1 同样地,关联度计算部 43 也可以使用算出的关联度来判断检体的组织性状。在该情况下,只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进行存储即可。

[0119] 之后,关联度计算部 43 算出仅由已知检体构成的原来的母集团中的组 G_μ 、 G_v 、 G_ρ 的各特征量的标准偏差与分别追加了新检体而得到的新的母集团中的组 G_μ 、 G_v 、 G_ρ 的各特征量的标准偏差之间的差(以下简称“标准偏差的差”)。在此,关联度计算部 43 也可以仅针对从多个特征量中预先选择的特征量的标准偏差算出标准偏差的差。可以由操作者任意地进行该情况下的特征量的选择,也可以由超声波观测装置 1 自动地进行该情况下的特征量的选择。

[0120] 图 18 是示意性地表示使用了图 10 示出的特征量空间的情况下的各组的标准偏差与新的母集团的标准偏差的图。在图 18 中,将组 G_μ 中的截距 b 的标准偏差设为 $\sigma_{\mu 1}$,将强度 c 的标准偏差设为 $\sigma_{\mu 2}$ 。另外,将组 G_v 中的截距 b 的标准偏差设为 $\sigma_{v 1}$,将强度 c 的标准偏差设为 $\sigma_{v 2}$ 。另外,将组 G_ρ 中的截距 b 的标准偏差设为 $\sigma_{\rho 1}$,将强度 c 的标准偏差设为 $\sigma_{\rho 2}$ 。与此相对,将对组 G_μ 追加了检体点 Sp 而得到的母集团中的截距 b 的标

准偏差设为 σ_{μ_1}' , 将强度 c 的标准偏差设为 σ_{μ_2}' 。另外, 将对组 G_v 追加了检体点 Sp 而得到的母集团中的截距 b 的标准偏差设为 σ_{v_1}' , 将强度 c 的标准偏差设为 σ_{v_2}' 。另外, 将对组 G_p 追加了检体点 Sp 而得到的母集团中的截距 b 的标准偏差设为 σ_{p_1}' , 将强度 c 的标准偏差设为 σ_{p_2}' 。在该情况下, 例如求出上述标准偏差的差为 $\Delta\sigma_{\mu_1} = \sigma_{\mu_1}' - \sigma_{\mu_1}$ 、 $\Delta\sigma_{\mu_2} = \sigma_{\mu_2}' - \sigma_{\mu_2}$ 、 $\Delta\sigma_{v_1} = \sigma_{v_1}' - \sigma_{v_1}$ 、 \cdots 等。在使用 RGB 表色系的变量的情况下, 例如也可以对截距 b 中的标准偏差的差 $\Delta\sigma_{\mu_1}$ 、 $\Delta\sigma_{v_1}$ 、 $\Delta\sigma_{p_1}$ 分别分配红色成分、绿色成分、蓝色成分。此外, 也可以对标准偏差的差 $\Delta\sigma_{\mu_1}$ 、 $\Delta\sigma_{v_1}$ 、 $\Delta\sigma_{p_1}$ 分别分配与其它相互不同的光的三个属性 (色调、明度、彩度)。在该情况下, 根据标准偏差的差改变属性值。另外, 也可以对标准偏差的差 $\Delta\sigma_{\mu_1}$ 、 $\Delta\sigma_{v_1}$ 、 $\Delta\sigma_{p_1}$ 中的任一个分配与差相应地决定的图案。

[0121] 图 19 是表示标准偏差的差的绝对值 $|\Delta\sigma_{\mu_1}| = |\sigma_{\mu_1}' - \sigma_{\mu_1}|$ 与红色成分的大小 R 之间的关系的一例的图。在图 19 中, 在绝对值 $|\Delta\sigma_{\mu_1}|$ 满足 $0 \leq |\Delta\sigma_{\mu_1}| \leq |\Delta\sigma_{\mu_{10}}|$ 的情况下, 红色成分的大小 R 为 255 (八位表现), 在绝对值 $|\Delta\sigma_{\mu_1}|$ 满足 $|\Delta\sigma_{\mu_{10}}| < |\Delta\sigma_{\mu_1}| \leq |\Delta\sigma_{\mu_{11}}|$ 的情况下, 红色成分的大小 R 线性减小, 在绝对值 $|\Delta\sigma_{\mu_1}|$ 满足 $|\Delta\sigma_{\mu_1}| > |\Delta\sigma_{\mu_{11}}|$ 的情况下, 红色成分的大小 R 为零。此外, 在本实施方式 3 中, 也能够任意地设定对计算结果显示图像数据的各像素分配的颜色成分的大小。

[0122] 此外, 关联度计算部 43 也可以针对每个组对全部特征量的标准偏差的差适当地进行加权后算出相加值, 将与该值最小的组对应的组织性状判断为检体的组织性状。在该情况下, 例如在特征量为斜率 a 、截距 b 、强度 c 时, 关联度计算部 43 将分别与斜率 a 、截距 b 、强度 c 对应的权重设为 w_a 、 w_b 、 w_c , 算出 $w_a \cdot (a \text{ 的标准偏差的差 }) + w_b \cdot (b \text{ 的标准偏差的差 }) + w_c \cdot (c \text{ 的标准偏差的差 })$, 根据算出的该值来判断检体的组织性状。此外, 权重 w_a 、 w_b 、 w_c 的值可以由操作者任意地设定, 也可以由超声波观测装置 1 自动地设定。

[0123] 另外, 关联度计算部 43 也可以针对每个组对全部特征量的标准偏差的差的平方适当地进行加权后算出相加值的平方根, 将与该平方根最小的组对应的组织性状判断为检体的组织性状。在该情况下, 例如在特征量为斜率 a 、截距 b 、强度 c 时, 关联度计算部 43 将分别与斜率 a 、截距 b 、强度 c 对应的权重设为 w'_a 、 w'_b 、 w'_c , 算出 $\{w'_a \cdot (a \text{ 的标准偏差的差 })^2 + w'_b \cdot (b \text{ 的标准偏差的差 })^2 + w'_c \cdot (c \text{ 的标准偏差的差 })^2\}^{1/2}$, 根据算出的该值来判断组织性状。此外, 在该情况下也同样地, 权重 w'_a 、 w'_b 、 w'_c 的值可以由操作者任意地设定, 也可以由超声波观测装置 1 自动地设定。

[0124] 根据上述说明的本发明的实施方式 3, 与上述实施方式 1 同样地, 能够高精度地观测检体, 能够提高测量结果的可靠性。另外, 根据本实施方式 3, 通过消除伴随超声波传播产生的衰减的影响, 能够进行更高精度的观测。

[0125] 此外, 在本实施方式 3 中, 关联度计算部 43 根据原来的母集团与追加了新检体而得到的母集团之间的各特征量的标准偏差的差来进行组织性状的判断, 但是这仅是一例。例如, 关联度计算部 43 也可以根据原来的母集团与追加了新检体而得到的母集团之间的各特征量的平均的差来进行组织性状的判断。

[0126] 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 1~3。即, 本发明在不脱离权利要求书所记载的技术思想的范围内, 能够包含各种实施方式。

[0127] 附图标记说明

[0128] 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 :关联度计算部 ;51 :B 模式图像数据生成部 ;52 :计算结果显示图像数据生成部 ;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 ;100 :B 模式图像 ;300、400、500 :计算结果显示图像 ;300g :绿色系区域 ;300r :红色系区域 ;421 :近似部 ;422 衰减校正部。

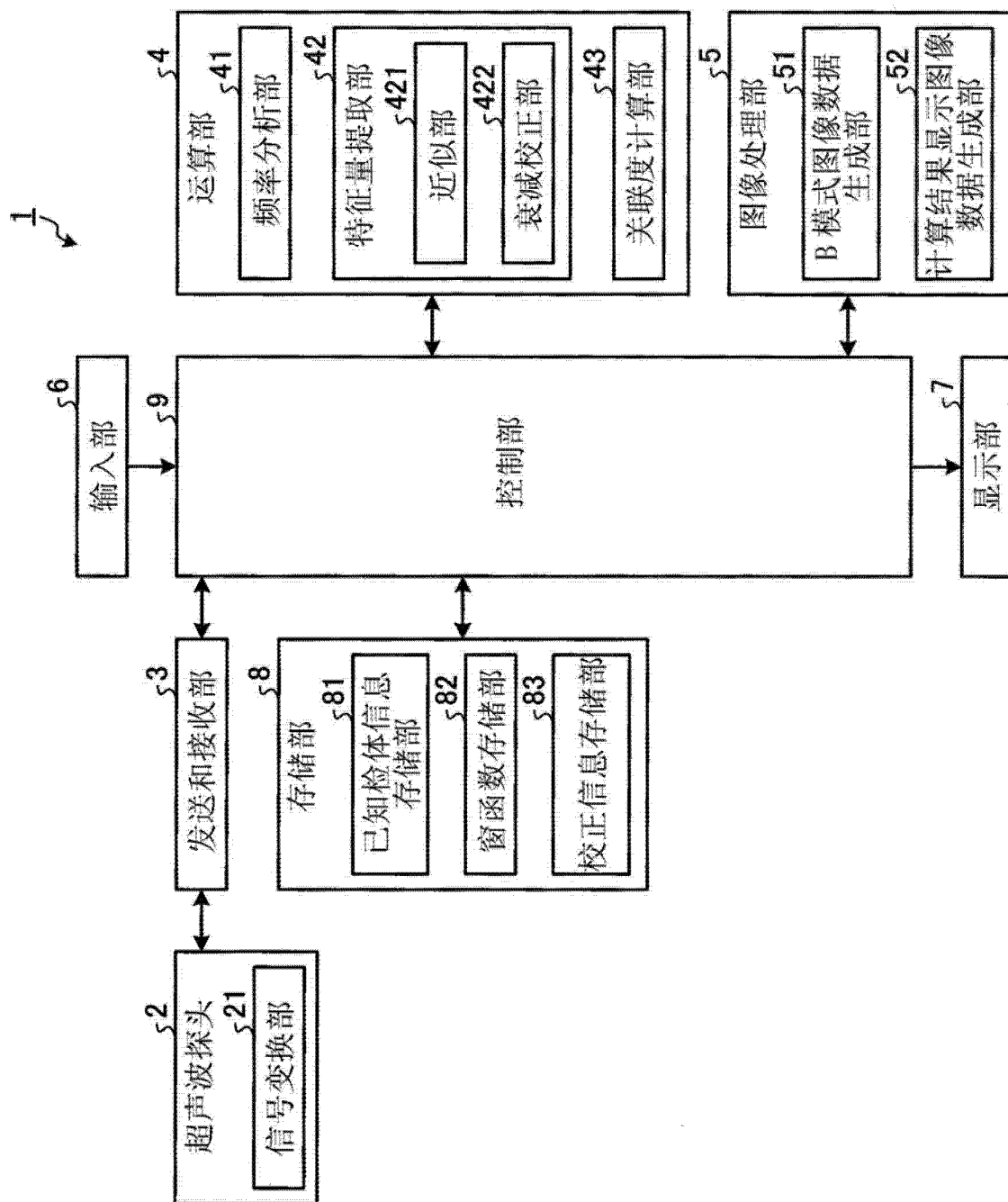


图 1

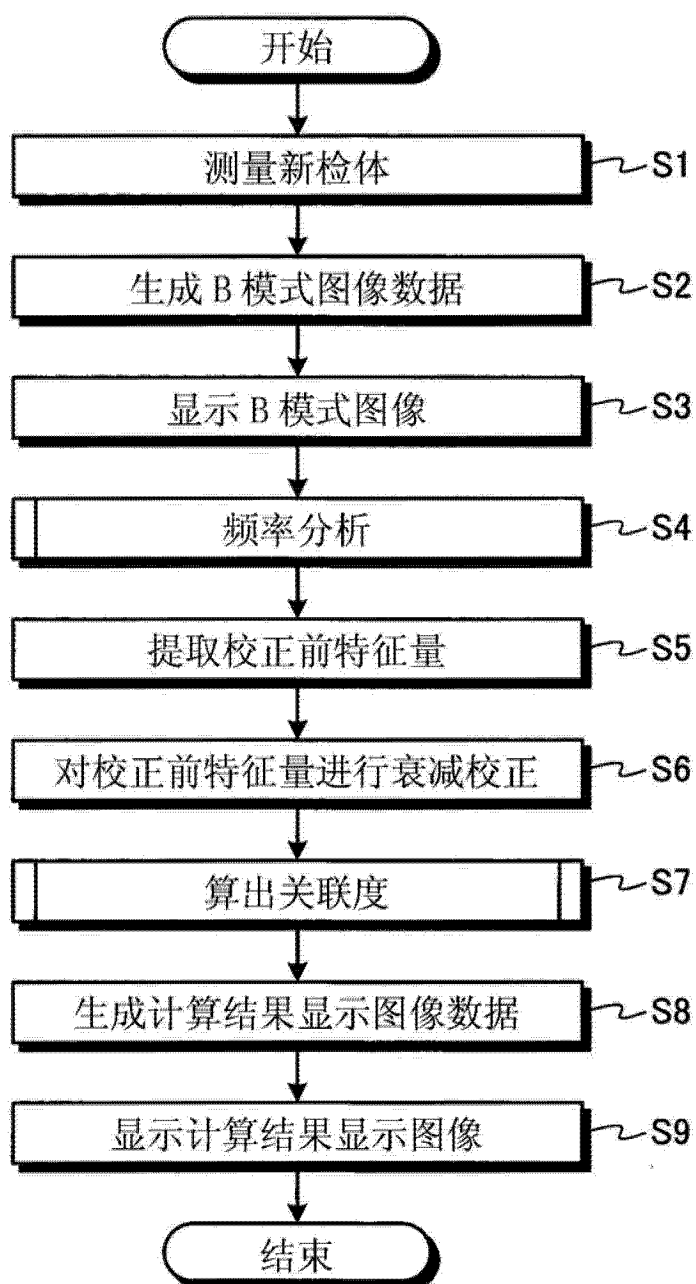


图 2

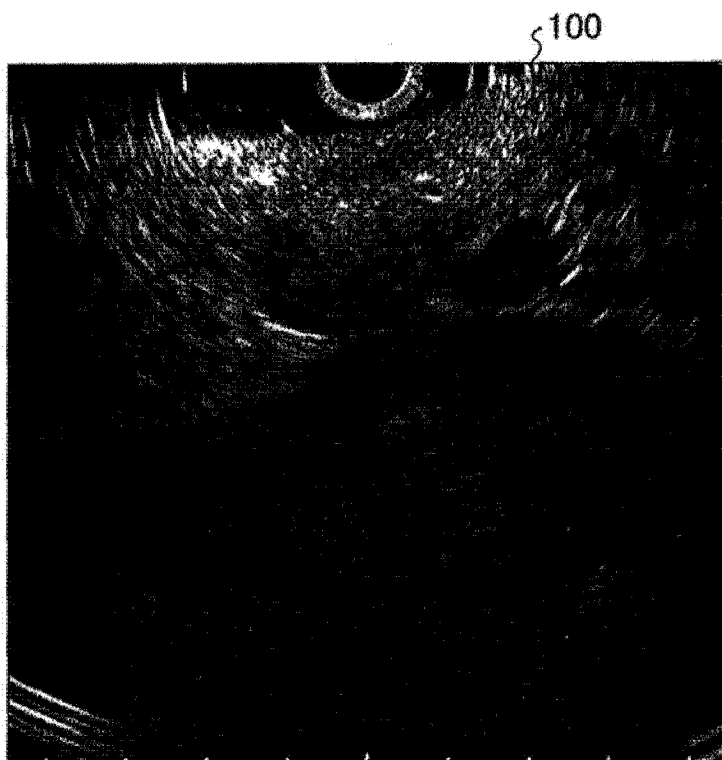


图 3

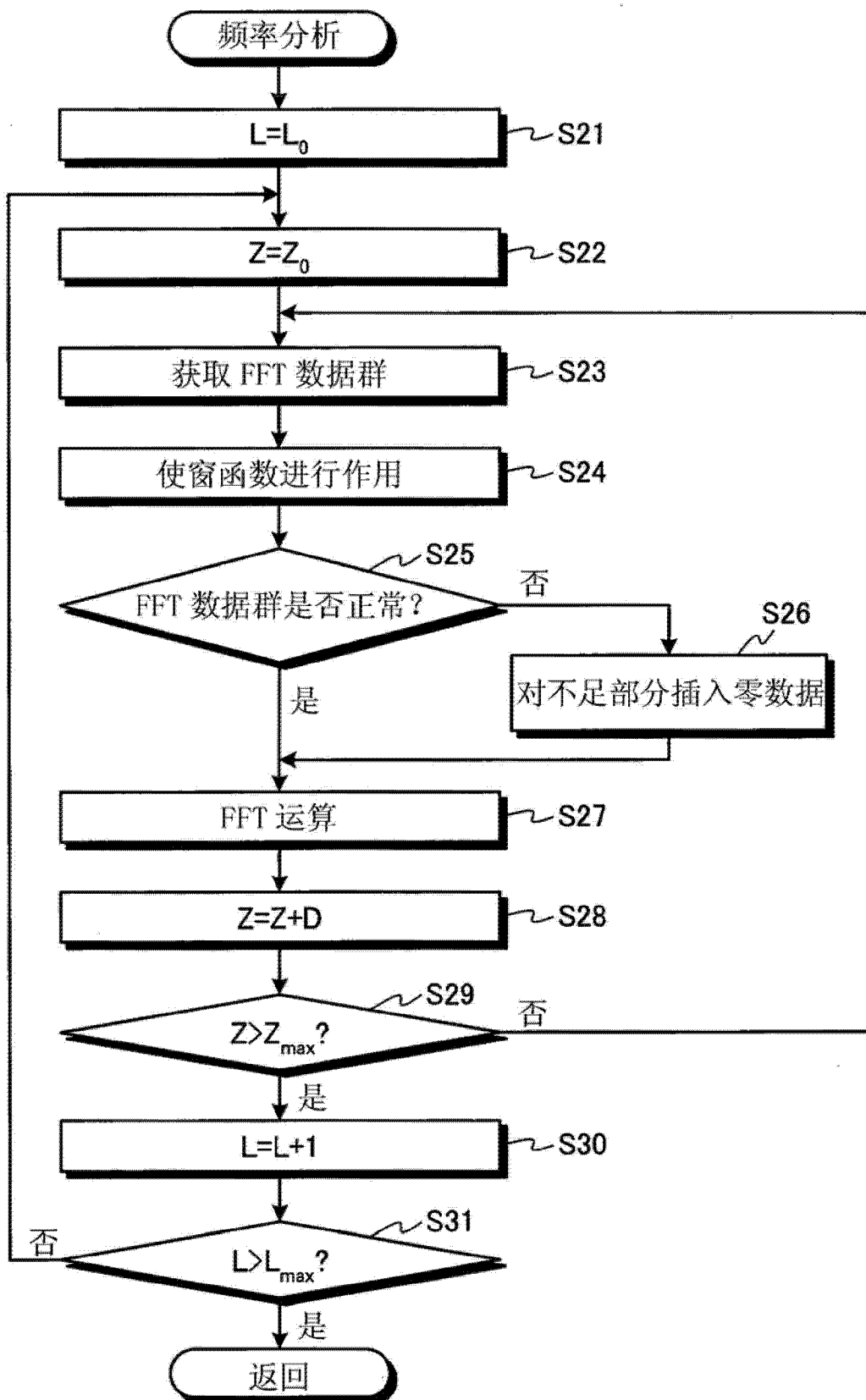


图 4

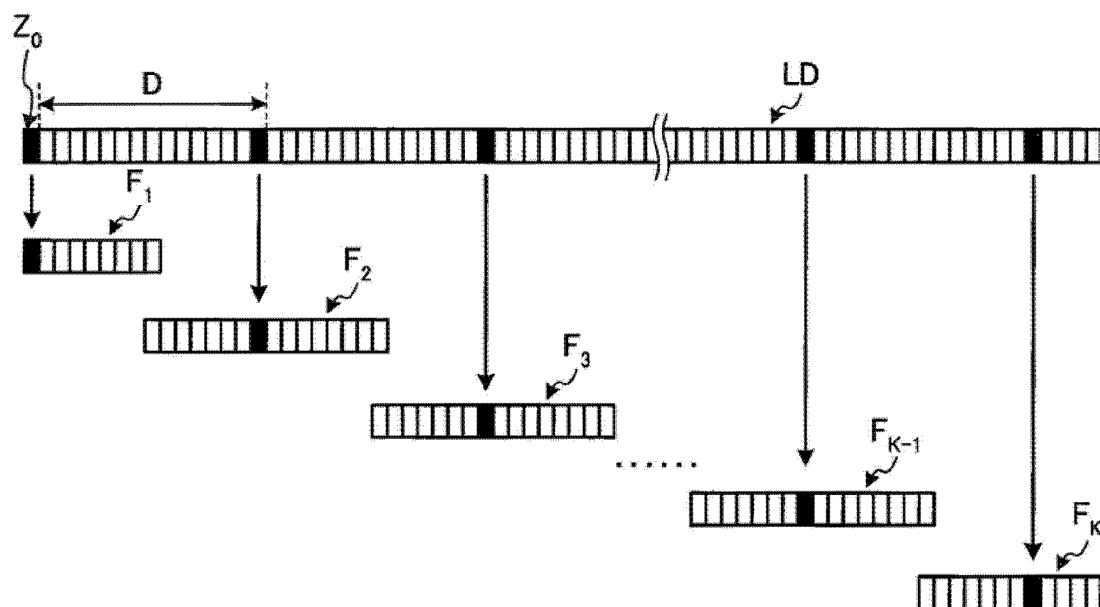


图 5

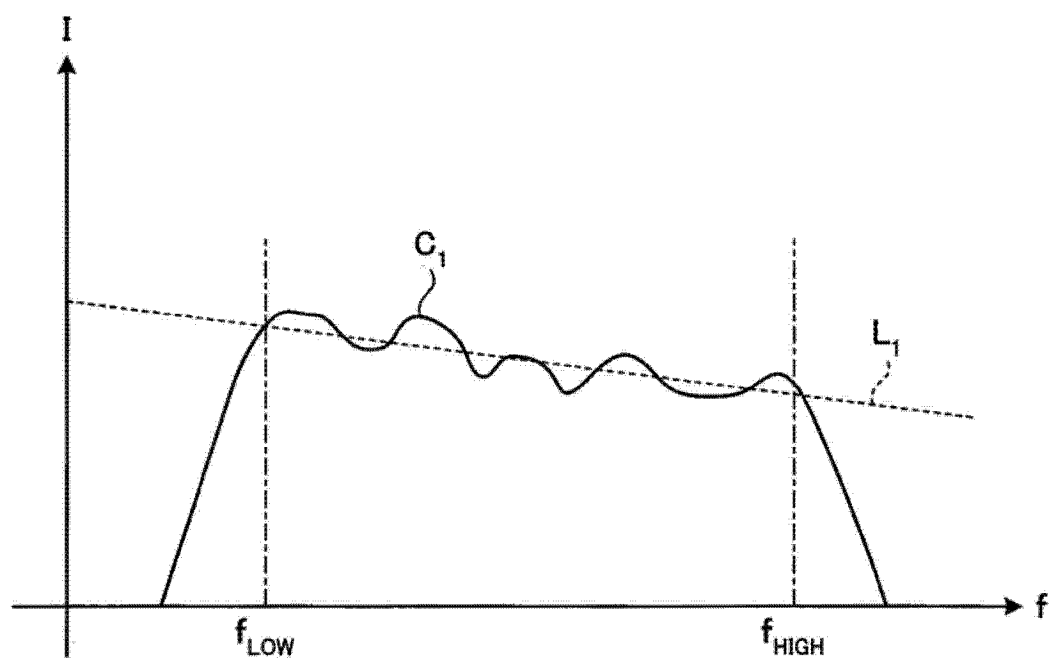


图 6

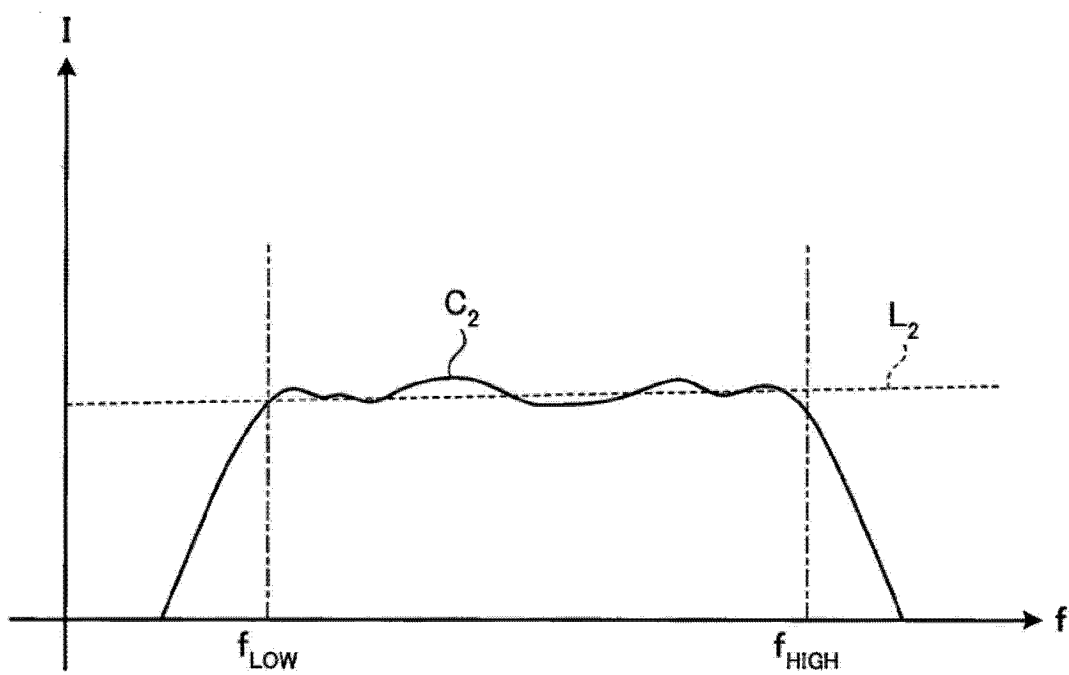


图 7

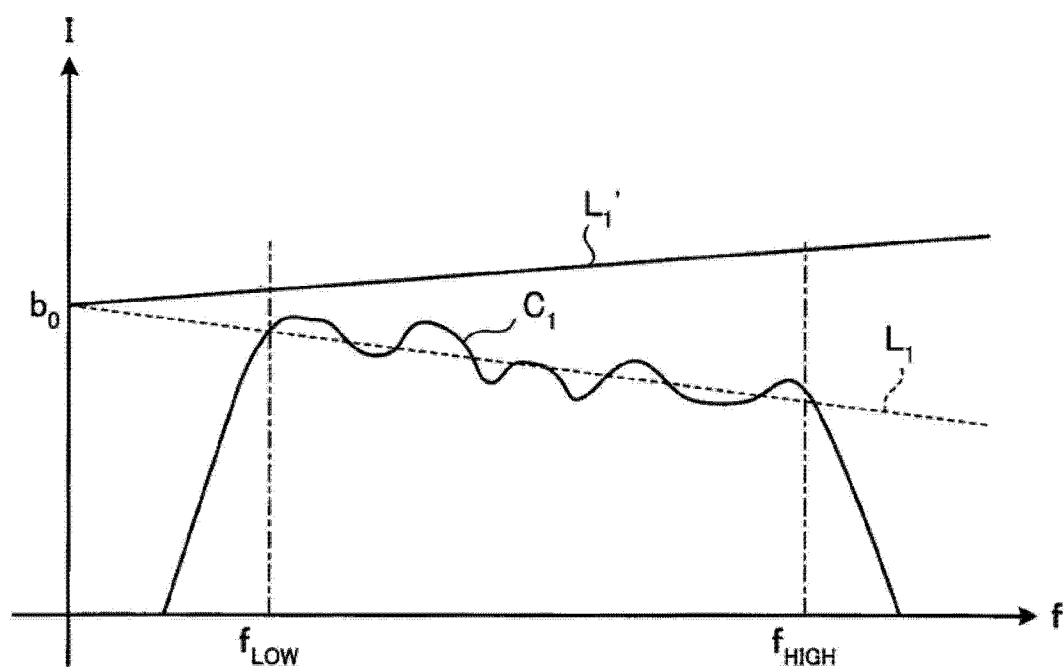


图 8

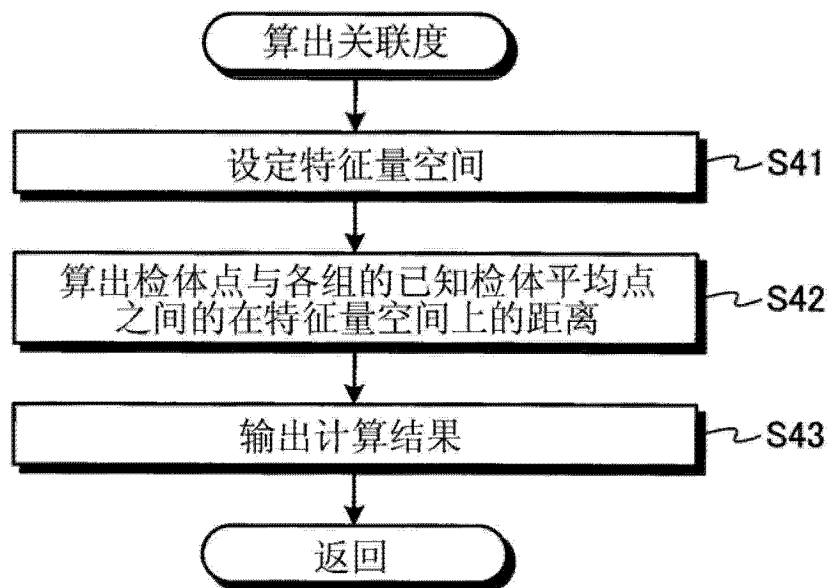


图 9

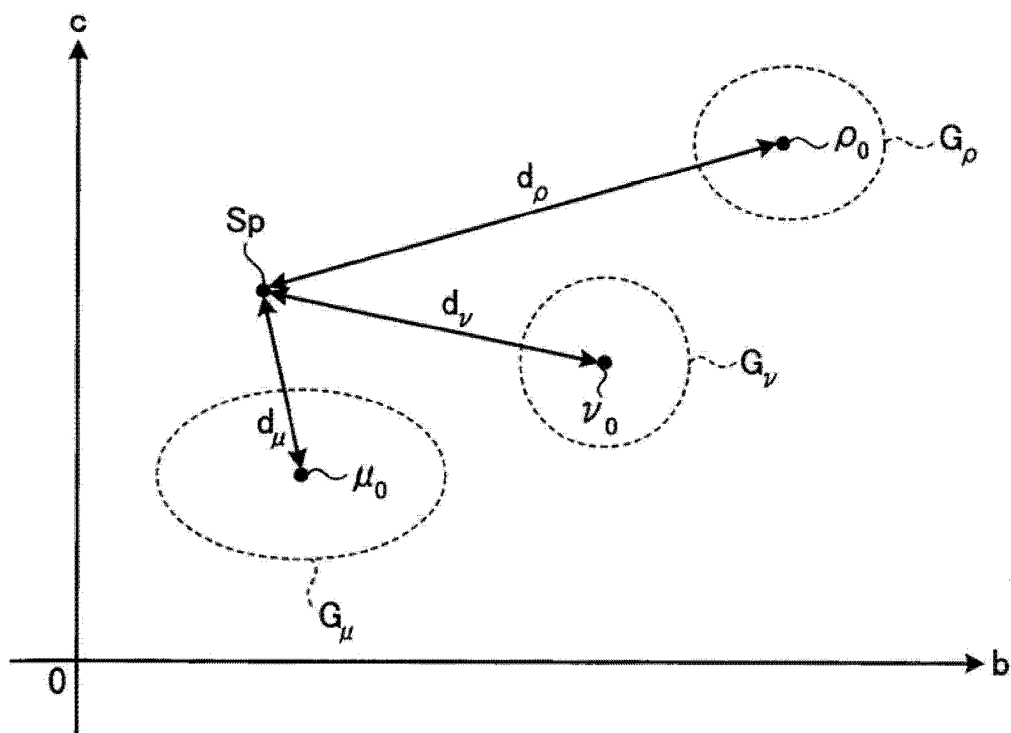


图 10

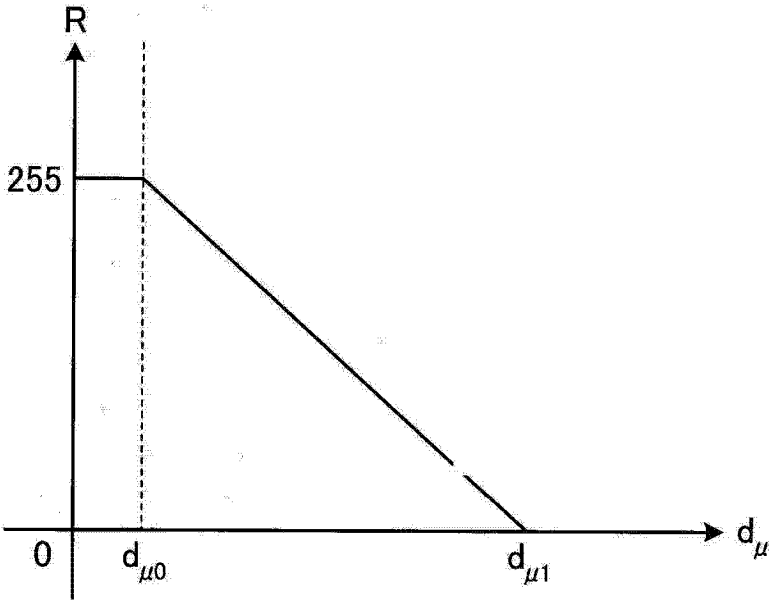


图 11

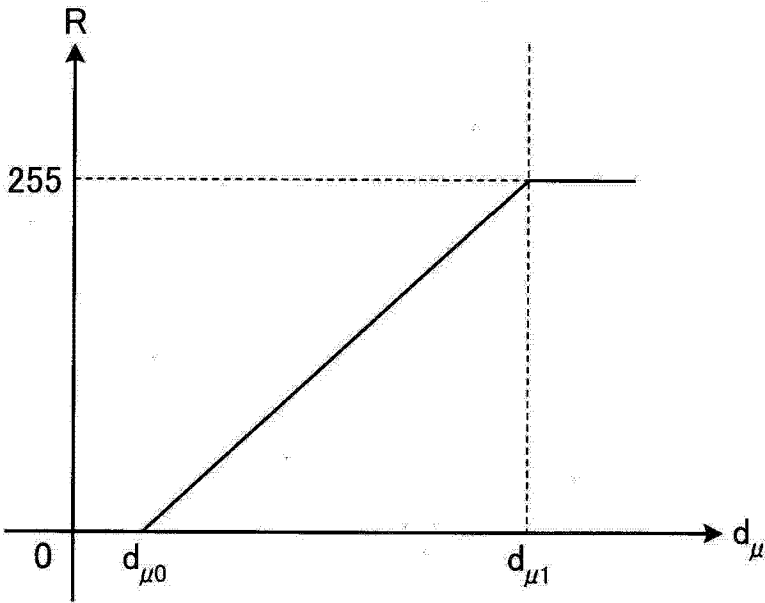


图 12

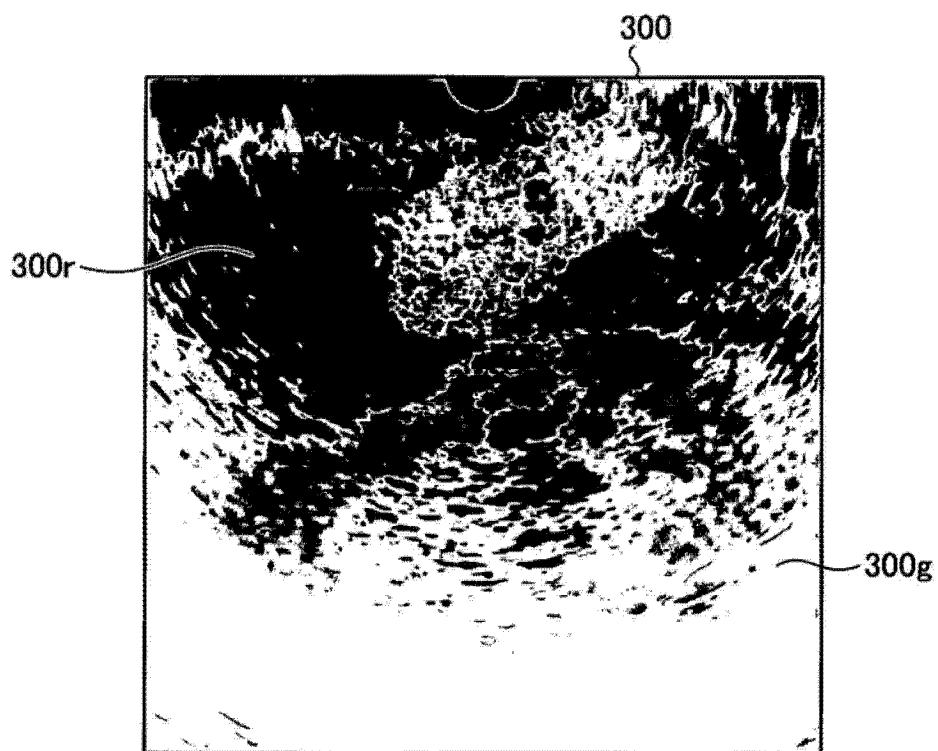


图 13

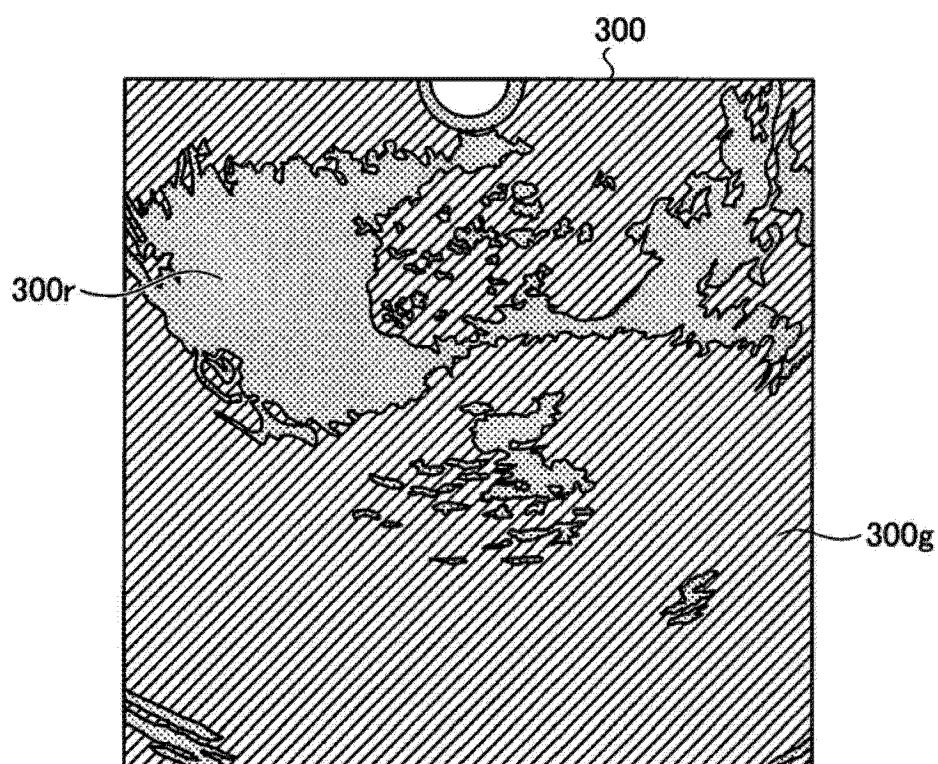


图 14

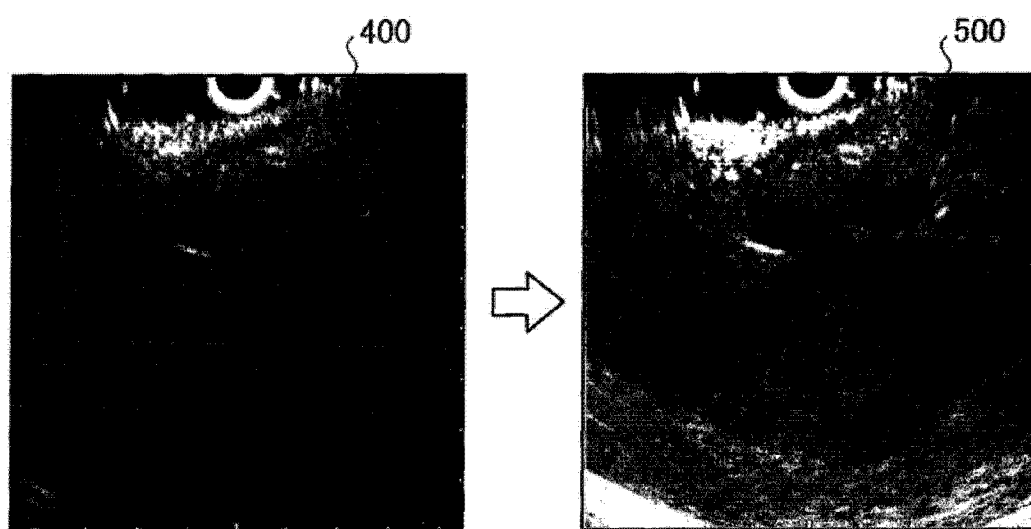


图 15

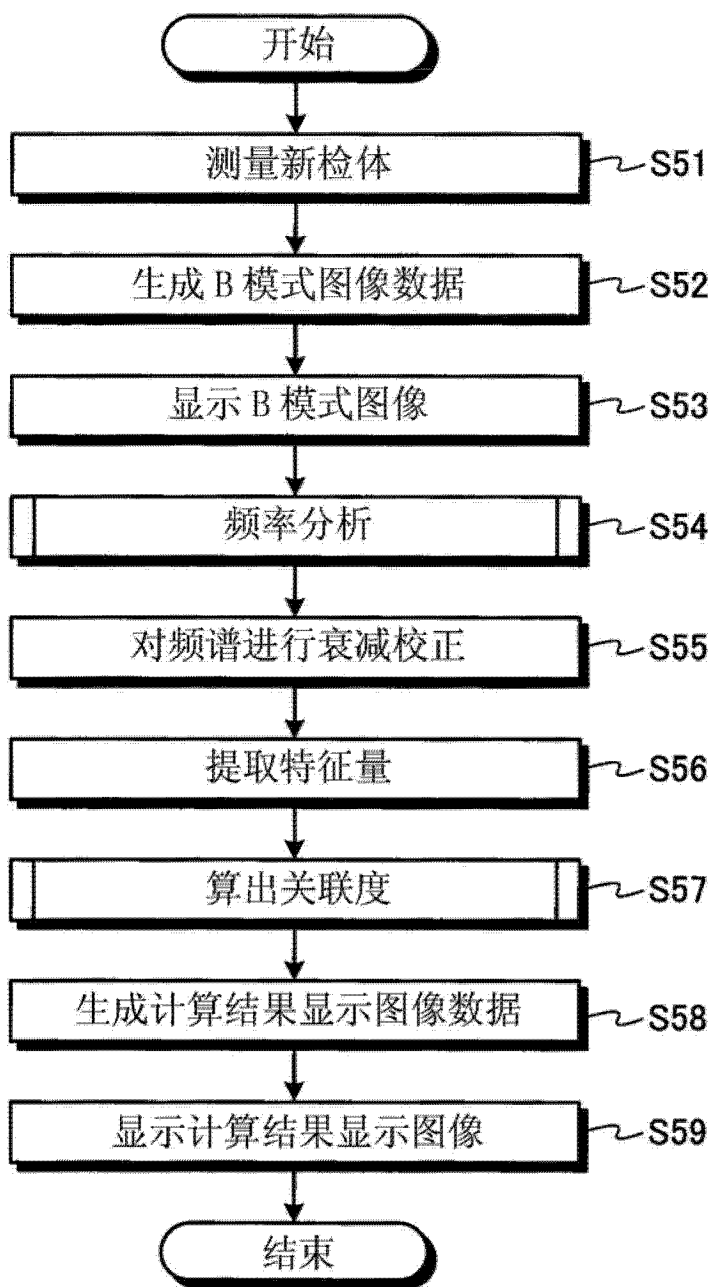


图 16

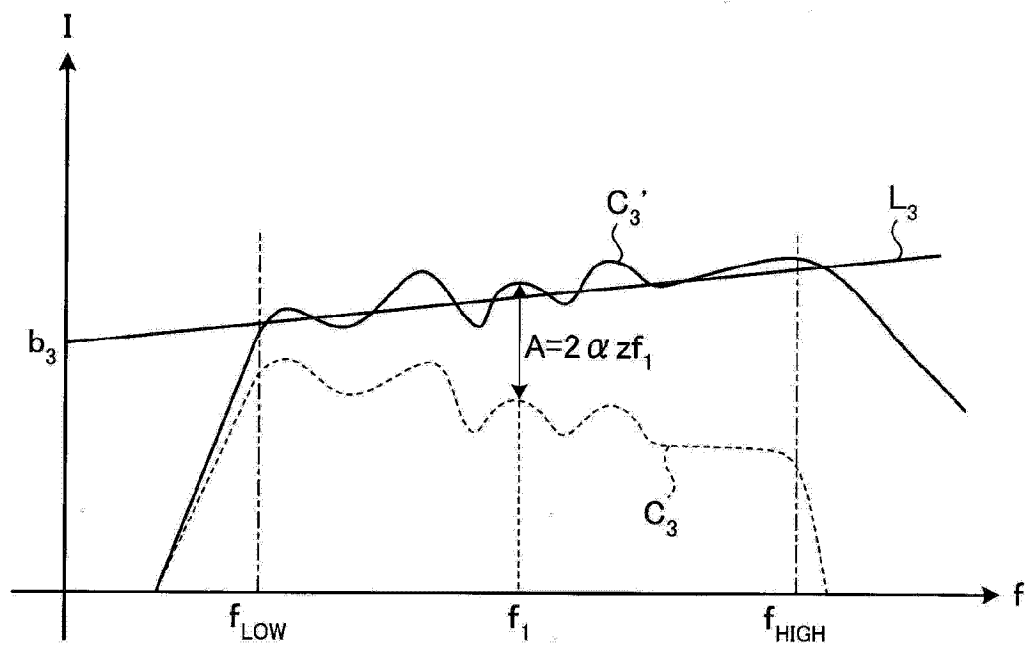


图 17

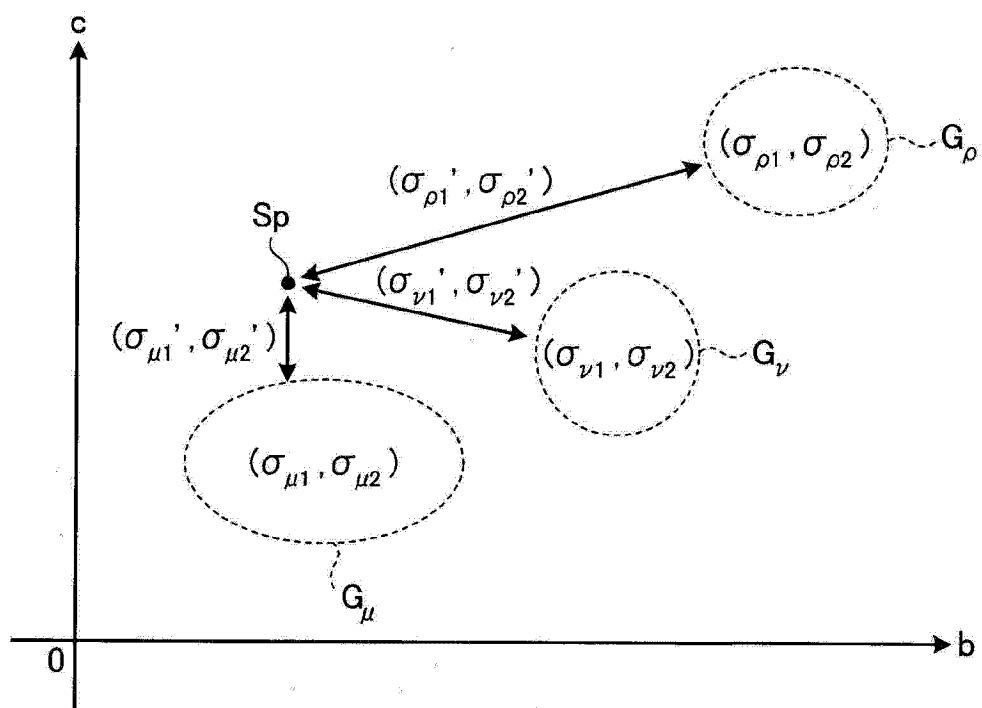


图 18

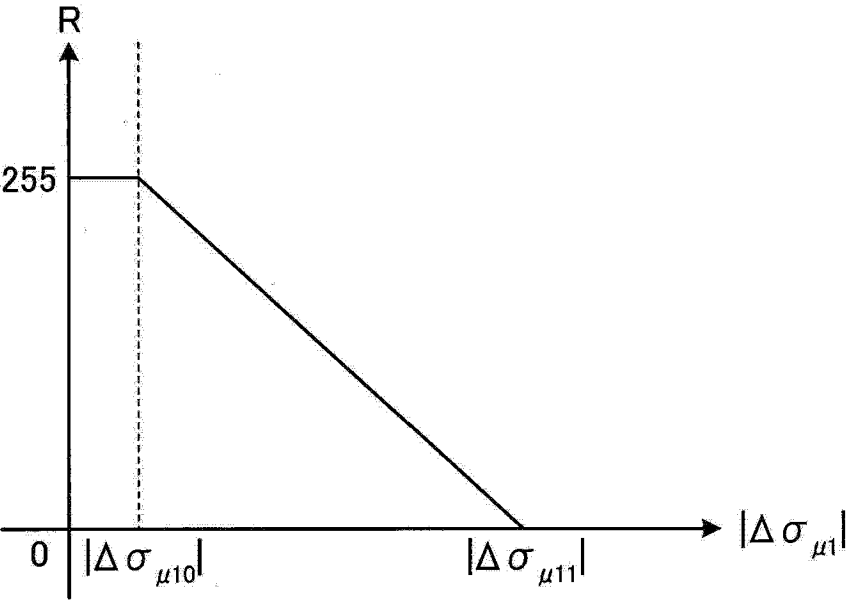


图 19

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	CN102905624A	公开(公告)日	2013-01-30
申请号	CN201180019720.7	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	宫木浩仲		
发明人	宫木浩仲		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0825 A61B8/461 A61B8/5269 A61B8/485 A61B8/5207 G01S7/52042 G01S7/52071		
代理人(译)	刘新宇		
优先权	2010253285 2010-11-11 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

超声波观测装置具备：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，其对频谱进行近似处理来提取频谱的特征量；存储部，其存储根据由多个已知检体分别反射的超声波而提取出的频谱的特征量，并且根据该特征量将多个已知检体分为多个组进行存储；关联度计算部，其使用至少包含各组的特征量的母集团的统计量来算出特征量提取部提取出的特征量与各组的关联度；图像处理部，其根据关联度计算部的计算结果来生成具有与检体的特征量对应的显示方式的超声波图像数据；以及显示部，其能够显示与图像处理部生成的超声波图像数据对应的图像。

