



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102802536 A

(43) 申请公布日 2012. 11. 28

(21) 申请号 201180014832. 3

代理人 刘新宇

(22) 申请日 2011. 11. 11

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61B 8/08(2006. 01)

2010-253289 2010. 11. 11 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2012. 09. 19

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2011/076603 2011. 11. 11

(87) PCT申请的公布数据

W02012/063976 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 宫木浩仲 神原忠明 和田安广

(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

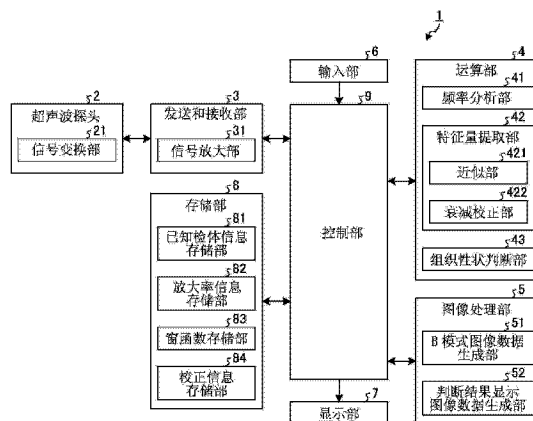
权利要求书 3 页 说明书 16 页 附图 17 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置、超声波诊断装置的动作方法以及超声波诊断装置的动作程序

(57) 摘要

超声波诊断装置具备: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,其对上述频率分析部算出的频谱进行近似处理以及校正处理来提取上述频谱的特征量,该校正处理用于削减依赖于超声波的接收深度和频率的超声波衰减的贡献;存储部,其将多个已知检体的组织性状与根据由上述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相关联地进行存储;以及组织性状判断部,其使用上述存储部存储的与上述多个已知检体的组织性状相关联的特征量以及上述特征量提取部提取出的特征量,来判断检体的规定区域的组织性状。



1. 一种超声波诊断装置,对检体发送超声波,并且接收由上述检体反射的超声波,由此基于接收到的超声波来判断上述检体的组织性状,该超声波诊断装置的特征在于,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衰减校正处理以及近似处理来提取上述检体的特征量,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;

存储部,其将多个已知检体的组织性状与根据由上述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相关联地进行存储;以及

组织性状判断部,其使用上述存储部存储的与上述多个已知检体的组织性状相关联的特征量以及上述特征量提取部提取出的特征量,来判断上述检体的规定区域的组织性状。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,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。

3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,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。

4. 根据权利要求1~3中的任一项所述的超声波诊断装置,其特征在于,

超声波的接收深度越深,上述衰减校正部进行的校正越大。

5. 根据权利要求2~4中的任一项所述的超声波诊断装置,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。

6. 根据权利要求5所述的超声波诊断装置,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。

7. 根据权利要求6所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述衰减校正部至少对上述斜率和上述强度进行校正。

8. 根据权利要求6或者7所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述存储部存储针对上述多个已知检体按每个组织性状分类而得到的组中的各特征量的平均,

上述组织性状判断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,根据检体点与已知检体平均点之间的在上述特征量空间上的距离来判断上述检体的组织性状,其中,该检体点以上述检体的频谱的特征量中形成上述特征量空间的成分的特征量为上述特征量空间的坐标,该已知检体平均点以上述多个已知检体的上述组中的各特征量中形成上述特征量空间的成分的特征量的平均为上述特征量空间的坐标。

9. 根据权利要求 1~7 中的任一项所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述组织性状判断部算出对按上述多个已知检体中的每个组织性状分类而得到的组追加上述检体的特征量后的母集团中的特征量的标准偏差,将具有该标准偏差与上述组中的特征量的标准偏差之差最小的特征量的组所对应的组织性状设为上述检体的组织性状。

10. 根据权利要求 1~9 中的任一项所述的超声波诊断装置,其特征在于,

还具备:

信号放大部,其对从上述检体接收到的超声波的接收信号进行放大;以及

B 模式显示图像数据生成部,其生成将上述信号放大部放大后的上述接收信号的振幅变换为亮度来进行显示的 B 模式显示图像数据,

其中,上述信号放大部对要输出到上述 B 模式显示图像数据生成部的信号,一边根据接收深度改变放大率一边进行放大,另一方面,上述信号放大部对要输出到上述频率分析部的信号,按照固定的放大率进行放大。

11. 根据权利要求 10 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

对于针对要输出到上述 B 模式显示图像数据生成部的信号的放大率,至规定的接收深度为止单调增加。

12. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

还具备:

B 模式显示图像数据生成部,其生成将接收到的超声波信号的振幅变换为亮度来进行显示的 B 模式显示图像数据;

判断结果显示图像数据生成部,其生成与上述检体的特征量对应的视觉信息,使用所生成的该视觉信息、上述 B 模式显示图像数据生成部生成的 B 模式显示图像数据以及上述组织性状判断部判断出的结果,来生成用于显示上述检体的组织性状的判断结果的判断结果显示图像数据;以及

显示部,其显示与上述判断结果显示图像数据生成部生成的判断结果显示图像数据对应的图像。

13. 根据权利要求 12 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述判断结果显示图像数据包括组织性状强调图像,该组织性状强调图像强调由上述组织性状判断部判断出的组织性状,

上述判断结果显示图像数据生成部将上述 B 模式显示图像中由上述组织性状判断部判断为规定的组织性状的区域替换为具有与上述检体的特征量对应的视觉信息的特征量图像,由此生成上述组织性状强调图像。

14. 根据权利要求 12 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述判断结果显示图像数据包括组织性状强调图像,该组织性状强调图像强调由上述组织性状判断部判断出的组织性状,

上述判断结果显示图像数据生成部将上述 B 模式显示图像中除由上述组织性状判断部判断为规定的组织性状的区域以外的区域替换为具有与上述检体的特征量对应的视觉信息的特征量图像,由此生成上述组织性状强调图像。

15. 根据权利要求 12 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述判断结果显示图像数据包括组织性状强调图像,该组织性状强调图像强调由上述

组织性状判断部判断出的组织性状，

上述判断结果显示图像数据生成部对上述 B 模式显示图像和具有与上述检体的特征量对应的视觉信息的特征量图像中相互对应的像素值进行加权平均，将进行加权平均得到的值设为像素值，由此生成上述组织性状强调图像。

16. 根据权利要求 12~15 中的任一项所述的超声波诊断装置，其特征在于，上述视觉信息是构成颜色空间的变量。

17. 一种超声波诊断装置的动作方法，该超声波诊断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，由此基于接收到的超声波来判断上述检体的组织性状，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衰减校正处理以及近似处理来提取上述检体的特征量，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；以及

组织性状判断步骤，由组织性状判断部使用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和在上述特征量提取步骤中提取出的特征量，来判断上述检体的规定区域的组织性状。

18. 一种超声波诊断装置的动作程序，该超声波诊断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，由此基于接收到的超声波来判断上述检体的组织性状，该动作程序的特征在于，使超声波诊断装置执行以下步骤：

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衰减校正处理以及近似处理来提取上述检体的特征量，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；以及

组织性状判断步骤，由组织性状判断部使用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和在上述特征量提取步骤中提取出的特征量，来判断上述检体的规定区域的组织性状。

## 超声波诊断装置、超声波诊断装置的动作方法以及超声波 诊断装置的动作程序

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种使用超声波来判断检体的组织性状的超声波诊断装置、超声波诊断装置的动作方法以及超声波诊断装置的动作程序。

### 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、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] 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,也难以鉴别向脉管内浸润的肿瘤。这样,在超声波弹性成像中,有时无法高精度地鉴别组织性状。

[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测量结果的可靠性的超声波诊断装置、超声波诊断装置的动作方法以及超声波诊断装置的动作程序。

#### [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诊断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,由此基于接收到的超声波来判断上述检体的组织性状,该超声波诊断装置的特征在于,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衰减校正处理以及近似处理来提取上述检体的特征量,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;存储部,其将多个已知检体的组织性状与根据由上述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相关联地进行存储;以及组织性状判断部,其使用上述存储部存储的与上述多个已知检体的组织性状相关联的特征量以及上述特征量提取部提取出的特征量,来判断上述检体的规定区域的组织性状。

[0010] 另外,本发明所涉及的超声波诊断装置的特征在于,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。

[0011] 另外，本发明所涉及的超声波诊断装置的特征在于，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。

[0012] 另外，本发明所涉及的超声波诊断装置的特征在于，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。

[0013] 另外，本发明所涉及的超声波诊断装置的特征在于，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。

[0014] 另外，本发明所涉及的超声波诊断装置的特征在于，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。

[0015] 另外，本发明所涉及的超声波诊断装置的特征在于，在上述发明中，上述衰减校正部至少对上述斜率和上述强度进行校正。

[0016] 另外，本发明所涉及的超声波诊断装置的特征在于，在上述发明中，上述存储部存储针对上述多个已知检体按每个组织性状分类而得到的组中的各特征量的平均，上述组织性状判断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，根据检体点与已知检体平均点之间的在上述特征量空间上的距离来判断上述检体的组织性状，其中，该检体点以上述检体的频谱的特征量中形成上述特征量空间的成分的特征量为上述特征量空间的坐标，该已知检体平均点以上述多个已知检体的上述组中的各特征量中形成上述特征量空间的成分的特征量的平均为上述特征量空间的坐标。

[0017] 另外，本发明所涉及的超声波诊断装置的特征在于，在上述发明中，上述组织性状判断部算出对按上述多个已知检体中的每个组织性状分类而得到的组追加上述检体的特征量后的母集团中的特征量的标准偏差，将具有该标准偏差与上述组中的特征量的标准偏差之差最小的特征量的组所对应的组织性状设为上述检体的组织性状。

[0018] 另外，本发明所涉及的超声波诊断装置的特征在于，在上述发明中，还具备：信号放大部，其对从上述检体接收到的超声波的接收信号进行放大；以及 B 模式显示图像数据生成部，其生成将上述信号放大部放大后的上述接收信号的振幅变换为亮度来进行显示的 B 模式显示图像数据，其中，上述信号放大部对要输出到上述 B 模式显示图像数据生成部的信号，一边根据接收深度改变放大率一边进行放大，另一方面，上述信号放大部对要输出到上述频率分析部的信号，按照固定的放大率进行放大。

[0019] 另外，本发明所涉及的超声波诊断装置的特征在于，在上述发明中，对于针对要输出到上述 B 模式显示图像数据生成部的信号的放大率，至规定的接收深度为止单调增加。

[0020] 另外，本发明所涉及的超声波诊断装置的特征在于，在上述发明中，还具备：B 模式显示图像数据生成部，其生成将接收到的超声波信号的振幅变换为亮度来进行显示的 B 模式显示图像数据；判断结果显示图像数据生成部，其生成与上述检体的特征量对应的视觉信息，使用所生成的该视觉信息、上述 B 模式显示图像数据生成部生成的 B 模式显示图像数据以及上述组织性状判断部判断出的结果，来生成用于显示上述检体的组织性状的判断

结果的判断结果显示图像数据;以及显示部,其显示与上述判断结果显示图像数据生成部生成的判断结果显示图像数据对应的图像。

[0021] 另外,本发明所涉及的超声波诊断装置的特征在于,在上述发明中,上述判断结果显示图像数据包括组织性状强调图像,该组织性状强调图像强调由上述组织性状判断部判断出的组织性状,上述判断结果显示图像数据生成部将上述B模式显示图像中由上述组织性状判断部判断为规定的组织性状的区域替换为具有与上述检体的特征量对应的视觉信息的特征量图像,由此生成上述组织性状强调图像。

[0022] 另外,本发明所涉及的超声波诊断装置的特征在于,在上述发明中,上述判断结果显示图像数据包括组织性状强调图像,该组织性状强调图像强调由上述组织性状判断部判断出的组织性状,上述判断结果显示图像数据生成部将上述B模式显示图像中除由上述组织性状判断部判断为规定的组织性状的区域以外的区域替换为具有与上述检体的特征量对应的视觉信息的特征量图像,由此生成上述组织性状强调图像。

[0023] 另外,本发明所涉及的超声波诊断装置的特征在于,在上述发明中,上述判断结果显示图像数据包括组织性状强调图像,该组织性状强调图像强调由上述组织性状判断部判断出的组织性状,上述判断结果显示图像数据生成部对上述B模式显示图像和具有与上述检体的特征量对应的视觉信息的特征量图像中相互对应的像素值进行加权平均,将进行加权平均得到的值设为像素值,由此生成上述组织性状强调图像。

[0024] 另外,本发明所涉及的超声波诊断装置的特征在于,在上述发明中,上述视觉信息是构成颜色空间的变量。

[0025] 另外,在本发明涉及一种超声波诊断装置的动作方法,该超声波诊断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,由此基于接收到的超声波来判断上述检体的组织性状,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衰减校正处理以及近似处理来提取上述检体的特征量,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;以及组织性状判断步骤,由组织性状判断部使用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和在上述特征量提取步骤中提取出的特征量,来判断上述检体的规定区域的组织性状。

[0026] 另外,在本发明涉及一种超声波诊断装置的动作程序,该超声波诊断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,由此基于接收到的超声波来判断上述检体的组织性状,该动作程序的特征在于,使超声波诊断装置执行以下步骤: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衰减校正处理以及近似处理来提取上述检体的特征量,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;以及组织性状判断步骤,由组织性状判断部使用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和在上述特征量提取步骤中提取出的特征量,来判断上述检体的规定区域的组织性状。

[0027] 发明的效果

[0028] 根据本发明,对通过分析接收到的超声波的频率而得到的频谱进行近似处理以及

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的衰减校正处理,由此提取检体的特征量,使用提取出的该检体的特征量和多个已知检体的特征量来判断该检体的规定区域的组织性状,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不同。因而,能够高精度地鉴别组织性状,并且能够提高测量结果的可靠性。

#### 附图说明

- [0029] 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。
- [0030] 图 2 是表示 B 模式图像用回波信号的放大率与接收深度之间的关系图。
- [0031] 图 3 是表示运算用回波信号的放大率与接收深度之间的关系图。
- [0032] 图 4 是表示本发明的实施方式 1 所涉及的超声波诊断装置的处理的概要流程图。
- [0033] 图 5 是表示本发明的实施方式 1 所涉及的超声波诊断装置的显示部中的 B 模式图像的显示例图。
- [0034] 图 6 是表示本发明的实施方式 1 所涉及的超声波诊断装置的频率分析部所进行的处理的概要流程图。
- [0035] 图 7 是示意性地表示一个声线的数据排列图。
- [0036] 图 8 是表示本发明的实施方式 1 所涉及的超声波诊断装置的频率分析部所算出的频谱的例子(第一例)图。
- [0037] 图 9 是表示本发明的实施方式 1 所涉及的超声波诊断装置的频率分析部所算出的频谱的例子(第二例)图。
- [0038] 图 10 是表示根据对与图 8 示出的直线有关的特征量进行衰减校正之后的特征量而确定的新的直线的图。
- [0039] 图 11 是表示本发明的实施方式 1 所涉及的超声波诊断装置的组织性状判断部所进行的处理的概要流程图。
- [0040] 图 12 是表示本发明的实施方式 1 所涉及的超声波诊断装置的组织性状判断部所设定的特征量空间的一例图。
- [0041] 图 13 是表示本发明的实施方式 1 所涉及的超声波诊断装置的显示部所显示的判断结果显示图像的显示例图。
- [0042] 图 14 是说明本发明的实施方式 1 所涉及的超声波诊断装置所进行的衰减校正处理的效果图。
- [0043] 图 15 是表示使用了彩色图像的情况下的组织性状强调图像的显示例(第一例)图。
- [0044] 图 16 是以黑白方式示意性地表示图 15 示出的图像的图。
- [0045] 图 17 是表示使用了彩色图像的情况下的组织性状强调图像的显示例(第二例)图。
- [0046] 图 18 是以黑白方式示意性地表示图 17 示出的图像的图。
- [0047] 图 19 是表示使用了彩色图像的情况下的组织性状强调图像的显示例(第三例)图。

[0048] 图 20 是以黑白方式示意性地表示图 19 示出的图像的图。

[0049] 图 21 是表示本发明的实施方式 2 所涉及的超声波诊断装置的处理的概要的流程图。

[0050] 图 22 是示意性地表示本发明的实施方式 2 所涉及的超声波诊断装置所进行的衰减校正处理的概要的图。

[0051] 图 23 是说明本发明的实施方式 5 所涉及的超声波诊断装置的组织性状判断部所进行的组织性状判断处理的概要的图。

## 具体实施方式

[0052] 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”)。

[0053] (实施方式 1)

[0054] 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 是使用超声波来判断作为诊断对象的检体的组织性状的装置。

[0055] 超声波诊断装置 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,其对超声波诊断装置 1 进行动作控制。

[0056] 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。

[0057] 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。

[0058] 发送和接收部 3 具有放大回波信号的信号放大部 31。信号放大部 31 对图像处理部 5 将回波信号的振幅变换为亮度来生成 B 模式图像数据所使用的回波信号(以下称为“B 模式图像用回波信号”)以及运算部 4 实施运算所使用的回波信号(以下称为“运算用回波信号”)分别以相互不同的放大率进行放大。具体地说,信号放大部 31 对 B 模式图像用回波信号进行 STC(Sensitivity Time Control:灵敏度时间控制)校正,回波信号的接收深度越深则以越大的放大率进行放大,另一方面,对运算用回波信号进行不管接收深度如何都以固定放大率进行放大的处理。信号放大部 31 以帧为单位或者以行为单位切换进行 B 模式图像用回波信号的放大以及运算用回波信号的放大。

[0059] 图 2 是表示 B 模式图像用回波信号的放大率与接收深度之间的关系图。图 2 示出的接收深度  $z$  是根据从超声波的接收开始时刻起的经过时间而算出的量。如图 2 所示,在接收深度  $z$  小于阈值  $z_{th}$  的情况下,放大率  $\beta$  随着接收深度  $z$  的增加而从  $\beta_0$  向  $\beta_{th} (> \beta_0)$

线性增加。另外,在接收深度  $z$  为阈值  $z_{th}$  以上的情况下,放大率  $\beta$  取固定值  $\beta_{th}$ 。阈值  $z_{th}$  的值是从检体接收的超声波信号大部分衰减而噪声处于支配地位的值。此外,更普遍的是,在接收深度  $z$  小于阈值  $z_{th}$  的情况下,放大率  $\beta$  随着接收深度  $z$  的增加而单调增加即可。

[0060] 图 3 是表示运算用回波信号的放大率与接收深度之间的关系图。图 3 中的接收深度  $z$  也与图 2 示出的情况同样地是根据从超声波的接收开始时刻起的经过时间而算出的量。如图 3 所示,对运算用回波信号,不管接收深度  $z$  如何,信号放大部 31 都以固定放大率  $\beta_1$  进行放大。

[0061] 发送和接收部 3 对由信号放大部 31 放大后的回波信号实施滤波等处理之后,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。

[0062] 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传播超声波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;以及组织性状判断部 43,其使用由特征量提取部 42 提取出的特征量来判断检体的规定区域的组织性状。

[0063] 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。

[0064] 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。

[0065] 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  $f_{mid}=(f_{low}+f_{high})/2$  处的强度 (Mid-band fit)  $c_0 = a_0 f_{mid} + b_0$ ,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。

[0066] 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。

[0067] 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。

[0068]  $A=2 \alpha z f \quad \dots (1)$

[0069] 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  $\alpha$  的值。

[0070] 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。

$$[0071] \quad a = a_0 + 2\alpha z \quad \cdots (2)$$

$$[0072] \quad b = b_0 \quad \cdots (3)$$

$$[0073] \quad c = c_0 + 2\alpha z f_{\text{MID}} (=af_{\text{MID}} + b) \quad \cdots (4)$$

[0074] 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。

[0075] 组织性状判断部 43 算出由特征量提取部 42 提取出的频谱的特征量的平均以及针对每个特征量算出标准偏差。组织性状判断部 43 使用所算出的平均和标准偏差以及由存储部 8 存储的已知检体的频谱的特征量的平均和标准偏差, 来判断检体的规定区域的组织性状。在此所指的“规定区域”是指观察由图像处理部 5 生成的图像的超声波诊断装置 1 的操作者通过输入部 6 所指定的图像中的区域 (以下称为“关心区域”)。另外, 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。此外, 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。

[0076] 由组织性状判断部 43 算出的特征量的平均和标准偏差反应了核肿大、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。因而, 使用这种特征量的平均和标准偏差, 能够正确地判断检体的规定区域的组织性状。

[0077] 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; 以及判断结果显示图像数据生成部 52, 其使用由 B 模式图像数据生成部 51 和运算部 4 分别输出的数据, 来生成用于显示关心区域的组织性状的判断结果和与该判断结果有关的信息的判断结果显示图像数据。

[0078] 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。

[0079] 判断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组织性状判断部 43 判断出的判断结果, 来生成包含关心区域的组织性状的判断结果和强调该组织性状的组织性状强调图像的判断结果显示图像数据。

[0080] 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; 放大率信息存储部 82, 其存储信号放大部 31 进行放大处理时参照的放大率的信息; 窗函数存储部 83, 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 84, 其存储衰减

校正部 422 进行处理时参照的校正信息。

[0081] 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 将按根据已知检体的组织性状分类的每个组对与已知检体相关联的频谱的特征量算出的平均和标准偏差与已知检体的特征量的所有数据一起进行存储。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,不需要通过超声波诊断装置 1 来进行已知检体的特征量提取处理。期望已知检体信息存储部 81 所存储的已知检体的信息是与组织性状有关的可靠性高的信息。放大率信息存储部 82 存储图 2 和图 3 示出的放大率与接收深度之间的关系。窗函数存储部 83 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 84 存储与式 (2)~(4) 的变换有关的信息。

[0082] 通过预先存储了本实施方式 1 所涉及的超声波诊断装置的动作程序、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。

[0083] 具有上述功能结构的超声波诊断装置 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。超声波诊断装置 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诊断装置的动作程序的各种程序,由此执行与本实施方式 1 所涉及的超声波诊断装置的动作方法相关联的运算处理。

[0084] 此外,也能够将本实施方式 1 所涉及的超声波诊断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。

[0085] 图 4 是表示具有以上结构的超声波诊断装置 1 的处理的概要的流程图。在图 4 中,超声波诊断装置 1 首先通过超声波探头 2 进行新检体的测量(步骤 S1)。

[0086] 接着,从超声波探头 2 接收到回波信号的信号放大部 31 针对该回波信号,区分为 B 模式图像用和运算用而进行放大(步骤 S2)。信号放大部 31 基于图 2 和图 3 示出的放大率与接收深度之间的关系来进行放大。另外,可以以帧为单位切换 B 模式图像用和运算用的时机,也可以以行为单位进行切换。

[0087] 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)。

[0088] 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 5 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 是采用 RGB 表色系统作为颜色空间的情况下的变量即 R(红)、G(绿)、B(蓝)的值一致的灰度等级图像。

[0089] 之后,在通过输入部 6 进行了关心区域的设定的情况下(步骤 S5:“是”),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 S6)。在该步骤 S6 中,还能够将图像的全部区域设定为关心区域。另一方面,在没有进行关心区域的设定的情况下(步骤 S5:“否”),在通过输入部 6 输入结束处理的指示时(步骤 S7:“是”),超声波诊断装置 1 结束处理。与此相对,在没有进行关心区域的设定的情况下(步骤 S5:“否”),在没有通过输入部 6 输入结束处理的指示时(步骤 S7:“否”),超声波诊断装置 1 返回到步骤 S5。

[0090] 在此,参照图 6 示出的流程图来详细说明频率分析部 41 进行的处理(步骤 S6)。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  $L_0$ 。

[0091] 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 7 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 7 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 7 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  $Z_0$ 。

[0092] 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 83 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。

[0093] 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 7 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 7 中,设为  $n=4$  ( $N=7$ 、 $M=8$ )。

[0094] 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。

[0095] 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。

[0096] 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 8 和图 9 是表示由频率分析部 41 算出的频谱例的图。在图 8 和图 9 中,横轴  $f$  是频率,纵轴  $I$  为强度。在图 8 和图 9 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 8 示出的直线  $L_1$  和图 9 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。

[0097] 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 7 中,示出  $D=15$  的情况。

[0098] 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。

[0099] 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 4 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。

[0100] 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  $P$ 。

[0101] 接在上述说明的步骤 S6 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 S8）。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 8 示出的直线  $L_1$  和图 9 示出的直线  $L_2$  是在该步骤 S8 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。

[0102] 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 S9）。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 10 是表示根据对与图 8 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 10 示出的直线  $L_1'$  的式如下。

$$[0103] \quad I=af+b=(a_0+2\alpha Z)f+b_0 \quad \cdots (5)$$

[0104] 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。

[0105] 之后，组织性状判断部 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，来判断检体的关心区域的组织性状（步骤 S10）。

[0106] 在此，参照图 11 示出的流程图来详细说明组织性状判断部 43 所进行的处理（步骤 S10）。首先，组织性状判断部 43 设定判断组织性状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，预先决定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。

[0107] 图 12 是表示由组织性状判断部 43 设定的特征量空间的一例的图。关于图 12 示

出的特征量空间,横轴为截距  $b$ ,纵轴为强度  $c$ 。图 12 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 12 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  $\mu$ 、 $\nu$ 、 $\rho$  的组。在图 12 示出的情况下,三个  $G_u$ 、 $G_v$ 、 $G_p$  在特征量空间中存在于与其它组相互不相交的区域。

[0108] 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组织性状的分类、判断,因此能够严格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,能够以更明确分离的状态得到特征量空间内的各组织性状的区域。

[0109] 在步骤 S41 之后,组织性状判断部 43 分别算出检体点  $S_p$  与点  $\mu_0$ 、 $\nu_0$ 、 $\rho_0$ (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  $\mu_0$ 、 $\nu_0$ 、 $\rho_0$  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。在此,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。

[0110] 接着,组织性状判断部 43 根据在步骤 S42 中算出的距离,来判断包含检体点  $S_p$  的全部检体点的组织性状(步骤 S43)。例如在图 12 示出的情况下,距离  $d_u$  最小,因此组织性状判断部 43 判断为检体的组织性状为  $\mu$ 。此外,在检体点  $S_p$  与已知检体平均点  $\mu_0$ 、 $\nu_0$ 、 $\rho_0$  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,组织性状判断部 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,组织性状判断部 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任一个组织性状。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,组织性状判断部 43 也可以输出错误信号。

[0111] 之后,组织性状判断部 43 输出步骤 S42 中的距离算出结果和步骤 S43 中的判断结果(步骤 S44)。由此,步骤 S10 的组织性状判断处理结束。

[0112] 在上述说明的步骤 S10 之后,判断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 算出的特征量以及组织性状判断部 43 判断出的判断结果,来生成判断结果显示图像数据(步骤 S11)。

[0113] 接着,显示部 7 显示判断结果显示图像数据生成部 52 生成的判断结果显示图像(步骤 S12)。图 13 是表示显示部 7 显示的判断结果显示图像的显示例的图。该图示出的判断结果显示图像 200 具有:信息显示部 201,其显示包括组织性状的判断结果的各种关联信息;以及图像显示部 202,其显示基于 B 模式图像而强调了组织性状的组织性状强调图像。

[0114] 在信息显示部 201 例如显示检体的识别信息(ID 编号、姓名、性别等)、组织性状判断部 43 算出的组织性状判断结果、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 201 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)。

[0115] 显示在图像显示部 202 中的组织性状强调图像 300 是对图 5 示出的 B 模式图像 100 将截距  $b$  均等地分配给 R(红)、G(绿)、B(蓝)的灰度等级图像。

[0116] 由显示部 7 显示具有上述结构的判断结果显示图像 200,由此操作者能够更正确地掌握关心区域的组织性状。此外,判断结果显示图像并不限定于上述结构。例如,作为判断结果显示图像,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不同。

[0117] 图 14 是说明超声波诊断装置 1 所进行的衰减校正处理的效果的图。图 14 示出的图像 400 是不进行衰减校正的情况下的组织性状强调图像。对于组织性状强调图像 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,在进行了衰减校正的组织性状强调图像 300 中,可知得到整个画面具有均匀明亮度的图像。

[0118] 根据上述说明的本发明的实施方式 1,在对通过分析接收到的超声波的频率而得到的频谱进行近似处理之后,通过进行削减依赖于超声波接收深度和频率的超声波衰减的贡献的衰减校正处理来提取检体的特征量,通过使用提取出的该检体的特征量和多个已知检体的特征量来判断该检体的规定区域的组织性状,因此不使用生物体组织的应变量、弹性率而能够明确地严格区别组织的不同。因而,能够高精度地鉴别组织性状,并且能够提高测量结果的可靠性。

[0119] 另外,根据本实施方式 1,对提取出的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,能够更进一步进行高精度的组织性状判断。

[0120] 此外,在本实施方式 1 中,上述组织性状强调图像 300 严格来说仅是一例。除此以外,例如还能够将作为视觉信息的 R(红)、G(绿)、B(蓝)分别分配给作为三个特征量的斜率  $a$ 、截距  $b$ 、强度  $c$ ,由此通过彩色图像来显示组织性状强调图像。在该情况下,在组织性状强调图像中,显示与组织性状相应的颜色,因此操作者能够根据图像的颜色分布来掌握关心区域的组织性状。以下,说明使用了彩色图像的情况下的具体例。

[0121] 图 15 是表示使用了彩色图像的情况下的组织性状强调图像的显示例(第一例)的图。图 16 是以黑白方式示意性地表示图 15 示出的图像的图。在这些图示出的组织性状强调图像 500 中,仅特定的区域 501 以彩色图像进行显示,除此以外的区域保持以 B 模式图像进行显示。特定的区域 501 大致由绿色系区域 501g 和红色系区域 501r 构成,两个区域的边界部以黄色系的颜色进行显示(在图 16 中未图示)。如图 15 所示,各区域并不是由单一的颜色构成。例如,绿色系区域 501g 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 501r 是由接近红色的颜色构成的像素聚集的区域。

[0122] 判断结果显示图像数据生成部 52 将在特征量空间上进入规定组的检体点所对应的 B 模式图像的像素值替换为与特征量相应地进行了染色的像素值,由此生成通过彩色图像来显示区域 501 的组织性状强调图像 500。根据这种组织性状强调图像 500,能够通过彩色图像来强调显示具有规定组织性状的部分,因此诊断者能够容易地掌握特定组织的存在区域而提高检测率。

[0123] 图 17 是表示使用了彩色图像的情况下的组织性状强调图像的显示例(第二例)的图。图 18 是以黑白方式示意性地表示图 17 示出的图像的图。这些图示出的组织性状强调图像 600 是使用与图 15、图 16 示出的组织性状强调图像 500 相同的 B 模式图像而生成的

图像,但是与区域 501 对应的区域 601 保持以 B 模式图像进行显示,另一方面,除此以外的区域 602 通过彩色图像进行显示。更具体地说,区域 602 大致由绿色系区域 602g 和红色系区域 602r 构成,两个区域的边界部通过黄色系的颜色进行显示(在图 18 中未图示)。在图 17 中也与图 15 同样地,绿色系区域 602g 是由接近绿色的颜色构成的像素聚集的区域,红色系区域 602r 是由接近红色的颜色构成的像素聚集的区域。

[0124] 判断结果显示图像数据生成部 52 将在特征量空间上除规定的组以外的检体点所对应的 B 模式图像的像素值替换为与特征量相应地进行了染色的像素值,由此生成通过彩色图像显示区域 601 以外的区域的组织性状强调图像 600。根据这种组织性状强调图像 600,将具有规定的组织性状的部分以 B 模式图像进行显示,并且将除此以外的区域以彩色图像进行显示,因此诊断者能够容易地掌握特定组织的存在区域而提高检测率,并且能够基于 B 模式图像来正确地掌握该组织的内部结构。

[0125] 图 19 是表示使用了彩色图像的情况下的组织性状强调图像的显示例(第三例)的图。图 20 是以黑白方式示意性地表示图 19 示出的图像的图。这些图示出的组织性状强调图像 700 是使用与图 15、图 16 示出的组织性状强调图像 500 相同的 B 模式图像而生成的图像,但是与区域 501 对应的区域 701 不仅进行彩色显示,还进行可知内部结构的显示。判断结果显示图像数据生成部 52 对在特征量空间上进入规定组的检体点所对应的像素进行将 B 模式图像的像素值与根据组织性状而决定的彩色图像的像素值的加权平均值设为新的像素值的处理,由此生成具有将 B 模式图像与彩色图像重叠显示的区域 701 的组织性状强调图像 700。根据这种组织性状强调图像 700,仅以彩色图像显示具有规定组织性状的区域 701,因此诊断者能够容易地掌握特定组织的存在区域而提高检测率,并且能够根据 B 模式图像的信息来正确地掌握该组织的内部结构。

[0126] 此外,代替通过 RGB 表色系统来构成颜色空间,也可以通过青色、品红、黄色这种补色系统的变量来构成颜色空间,对各变量分配特征量。

[0127] (实施方式 2)

[0128] 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 所涉及的超声波诊断装置的结构与在实施方式 1 中说明的超声波诊断装置 1 的结构相同。因此,在以下说明中,对与超声波诊断装置 1 的结构要素对应的结构要素附加相同的附图标记。

[0129] 在本实施方式 2 中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。

[0130] 图 21 是表示本实施方式 2 所涉及的超声波诊断装置的处理的概要的流程图。在图 21 中,步骤 S51~S57 的处理与图 4 的步骤 S1~S7 的处理依次对应。

[0131] 在步骤 S58 中,衰减校正部 422 对频率分析部 41 通过 FFT 运算而算出的所有频谱进行衰减校正(步骤 S58)。图 22 是示意性地表示该步骤 S58 的处理的概要的图。如图 22 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。

[0132] 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 S59）。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  $f_{\text{MD}}$  处的强度  $c$ 。图 22 示出的直线  $L_3$  是在该步骤 S59 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  $b_3$ ）。

[0133] 步骤 S60~S62 的处理与图 4 的步骤 S10~S12 的处理依次对应。

[0134] 根据上述说明的本发明的实施方式 2，在对通过分析接收到的超声波的频率而得到的频谱进行削减依赖于超声波接收深度和频率的超声波衰减的贡献的衰减校正处理之后，通过进行近似处理来提取检体的特征量，通过使用提取出的该检体的特征量和多个已知检体的特征量来判断该检体的规定区域的组织性状，因此不使用生物体组织的应变率、弹性率而能够明确地严格区别组织的不同。因而，能够高精度地鉴别组织性状，并且能够提高测量结果的可靠性。

[0135] 另外，根据本实施方式 2，对频谱实施衰减校正，因此能够消除伴随超声波传播的衰减的影响，能够更进一步进行高精度的组织性状判断。

[0136] （实施方式 3）

[0137] 本发明的实施方式 3 的组织性状判断部中的组织性状判断处理与实施方式 1 不同。本实施方式 3 所涉及的超声波诊断装置的结构与在实施方式 1 中说明的超声波诊断装置 1 的结构相同。因此，在以下说明中，对与超声波诊断装置 1 的结构要素对应的结构要素附加相同的附图标记。

[0138] 组织性状判断部 43 将特征量 ( $a$ 、 $b$ 、 $c$ ) 分别追加到构成组织性状  $\mu$ 、 $\nu$ 、 $\rho$  的组  $G_\mu$ 、 $G_\nu$ 、 $G_\rho$ （参照图 12）而构成新的母集团，之后求出构成各组织性状的每个数据的特征量的标准偏差。

[0139] 之后，组织性状判断部 43 算出仅由已知检体构成的原来的母集团中的组  $G_\mu$ 、 $G_\nu$ 、 $G_\rho$  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  $G_\mu$ 、 $G_\nu$ 、 $G_\rho$  的各特征量的标准偏差之间的差（以下简称“标准偏差的差”），将包含该标准偏差的差最小的特征量的组所对应的组织性状判断为检体的组织性状。

[0140] 在此，组织性状判断部 43 也可以仅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。该情况下，可以由操作者任意地选择特征量，也可以由超声波诊断装置 1 自动地选择特征量。

[0141] 另外，组织性状判断部 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，将该值最小的组所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，组织性状判断部 43 将分别与斜率  $a$ 、截距  $b$ 、强度  $c$  对应的加权设为  $w_a$ 、 $w_b$ 、 $w_c$ ，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，加权  $w_a$ 、 $w_b$ 、 $w_c$  的值可以由操作者任意地设定，也可以由超声波诊断装置 1 自动地设定。

[0142] 另外，组织性状判断部 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，将该平方根最小的组所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，组织性状判断部 43 将分别与斜率  $a$ 、截距  $b$ 、强度  $c$  对应的加权设为  $w'_a$ 、 $w'_b$ 、 $w'_c$ ，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检体的组织性状。此外，在该情况下也同样地，加权  $w'_a$ 、 $w'_b$ 、 $w'_c$  的值可以由操作者

任意地设定,也可以由超声波诊断装置 1 自动地设定。

[0143] 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,能够高精度地鉴别组织性状,并且能够提高测量结果的可靠性,通过消除伴随超声波传播的衰减的影响,能够更进一步进行高精度的组织性状判断。

[0144] 此外,在本实施方式 3 中,组织性状判断部 43 根据原来的母集团与追加了新检体的母集团之间的各特征量的标准偏差的变化来进行组织性状的判断,但是这仅是一例。例如,组织性状判断部 43 也可以根据原来的母集团与追加了新检体的母集团之间的各特征量的平均的变化来进行组织性状的判断。

[0145] (实施方式 4)

[0146] 本发明的实施方式 4 的组织性状判断部中的组织性状判断处理与实施方式 1 不同。本实施方式 4 所涉及的超声波诊断装置的结构与在实施方式 1 中说明的超声波诊断装置 1 的结构相同。因此,在以下说明中,对与超声波诊断装置 1 的结构要素对应的结构要素附加相同的附图标记。

[0147] 组织性状判断部 43 使用特征量空间内的检体点与已知检体平均点之间的距离,来算出属于各组织性状的概率。具体地说,在图 12 示出的特征量空间 (b、c) 的情况下,使用检体点  $S_p$  与已知检体平均点  $\mu_0$ 、 $v_0$ 、 $\rho_0$  之间的距离  $d_\mu$ 、 $d_v$ 、 $d_\rho$  来算出属于各组织性状的概率。属于各已知检体的概率被设定为距离越小则概率越大。例如,作为  $\lambda = 100 / (\alpha^{-1} + \beta^{-1} + \gamma^{-1})$  (%),能够将属于组织性状 A 的概率定义为  $\lambda / \alpha$  (%),能够将属于组织性状 B 的概率定义为  $\lambda / \beta$  (%),能够将属于组织性状 C 的概率定义为  $\lambda / \gamma$  (%)。

[0148] 在本实施方式 4 中,在显示部 7 显示判断结果显示图像时,在信息显示部中显示属于各组织性状的概率。例如,在显示部 7 显示判断结果显示图像 200 的情况下,在信息显示部 201 中,将判断结果显示为“组织性状为  $\mu$  的概率 = 60%、组织性状为  $v$  的概率 = 5%、组织性状为  $\rho$  的概率 = 35%”。

[0149] 根据上述说明的本发明的实施方式 4,与上述实施方式 1 同样地,能够高精度地鉴别组织性状,并且能够提高测量结果的可靠性,消除伴随超声波传播的衰减的影响,由此能够更进一步进行高精度的组织性状判断。

[0150] (实施方式 5)

[0151] 本发明的实施方式 5 的组织性状判断部中的组织性状判断处理与实施方式 1 不同。本实施方式 5 所涉及的超声波诊断装置的结构与在实施方式 1 中说明的超声波诊断装置 1 的结构相同。因此,在以下说明中,对与超声波诊断装置 1 的结构要素对应的结构要素附加相同的附图标记。

[0152] 图 23 是说明在本实施方式 5 中组织性状判断部 43 所进行的组织性状判断处理的概要的图。图 23 示出的特征量空间的横轴为衰减校正后的截距 b、纵轴为衰减校正后的强度 c。该特征量空间的区域与组织性状相应地被划分为组。组织性状判断部 43 根据检体点的位置来判断组织性状。在图 23 中,示出检体点  $S_p'$  属于组  $G_v'$  (组织性状为  $v$  的区域) 的情况。在该情况下,组织性状判断部 43 判断为检体的关心区域的组织性状为  $v$ 。

[0153] 根据上述说明的本发明的实施方式 5,与上述实施方式 1 同样地,能够高精度地鉴别组织性状,并且能够提高测量结果的可靠性,消除伴随超声波传播的衰减的影响,由此能够更进一步进行高精度的组织性状判断。

[0154] 目前,说明了用于实施本发明的方式,但是本发明并不仅限于上述实施方式1~5。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,能够包括各种实施方式。

[0155] 附图标记说明

[0156] 1:超声波诊断装置;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;31:信号放大部;41:频率分析部;42:特征量提取部;43:组织性状判断部;51:B模式图像数据生成部;52:判断结果显示图像数据生成部;81:已知检体信息存储部;82:放大率信息存储部;83:窗函数存储部;84:校正信息存储部;100:B模式图像;200:判断结果显示图像;201:信息显示部;202:图像显示部;300、400、500、600、700:组织性状强调图像;421:近似部;422:衰减校正部。

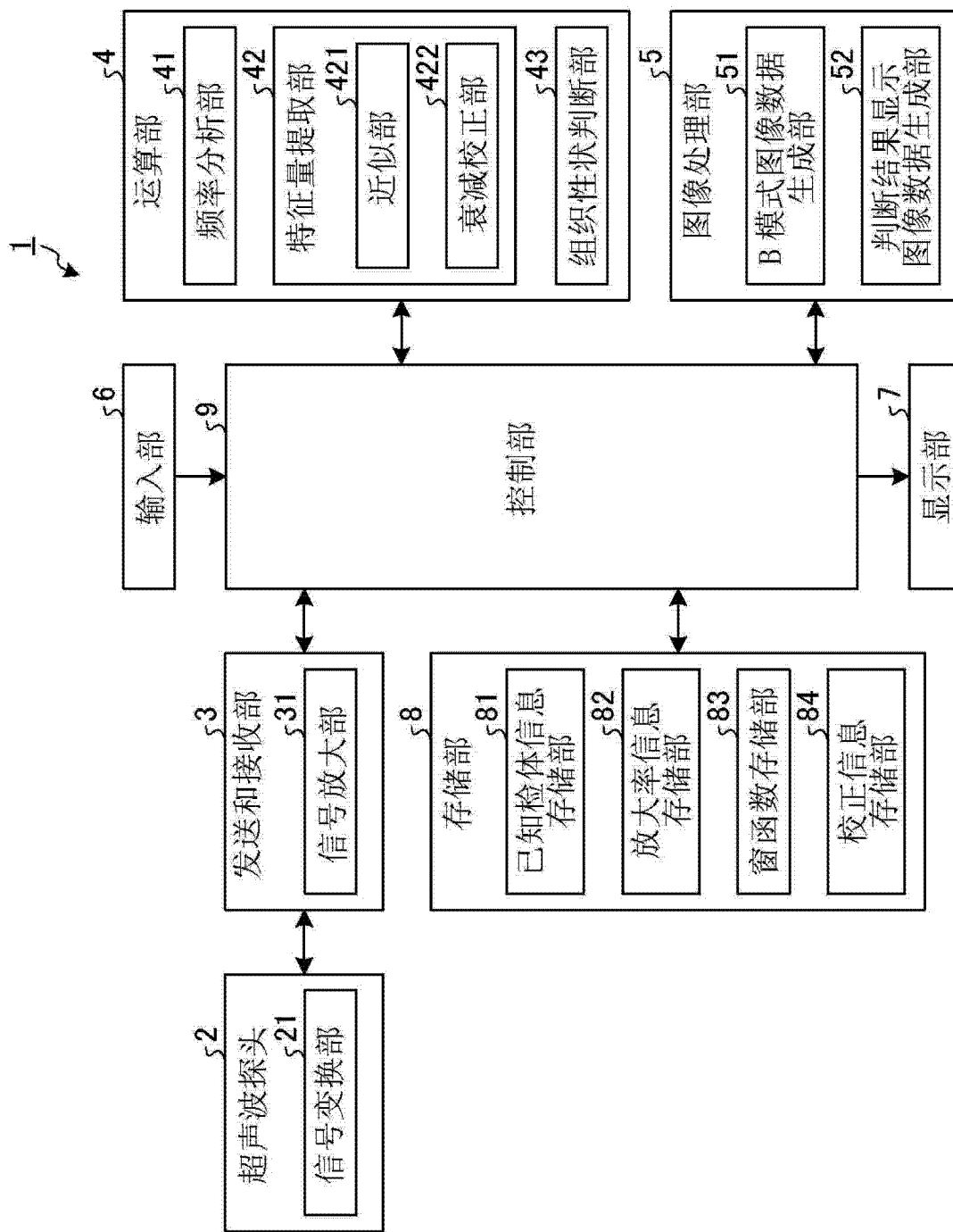


图 1

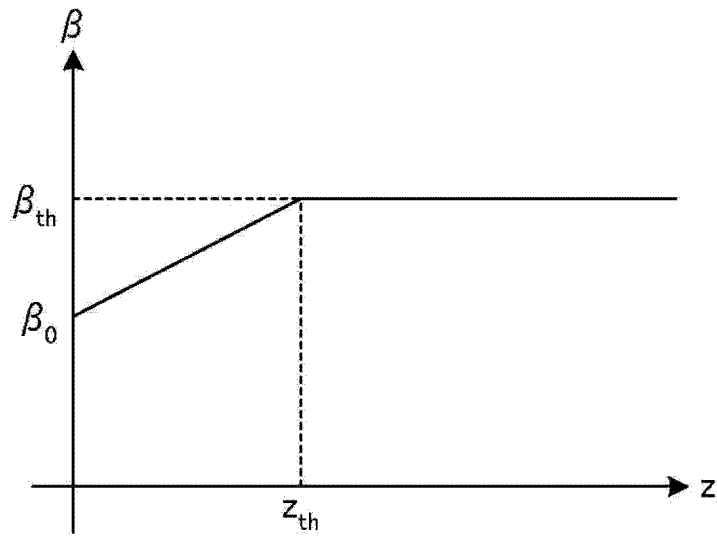


图 2

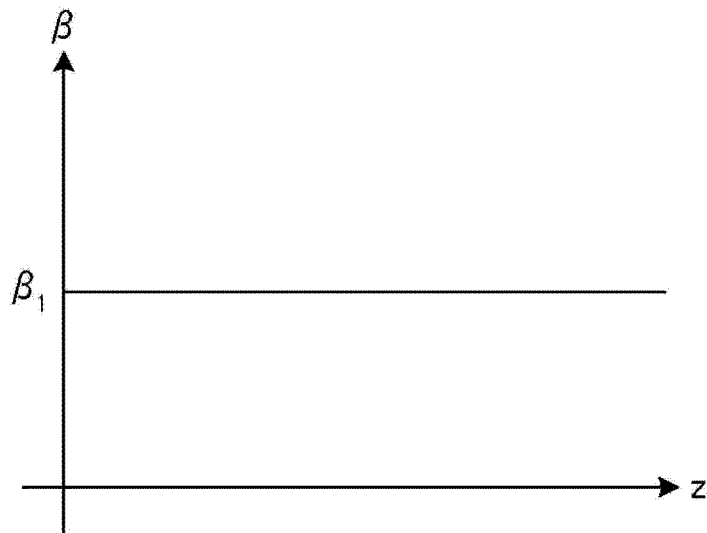


图 3

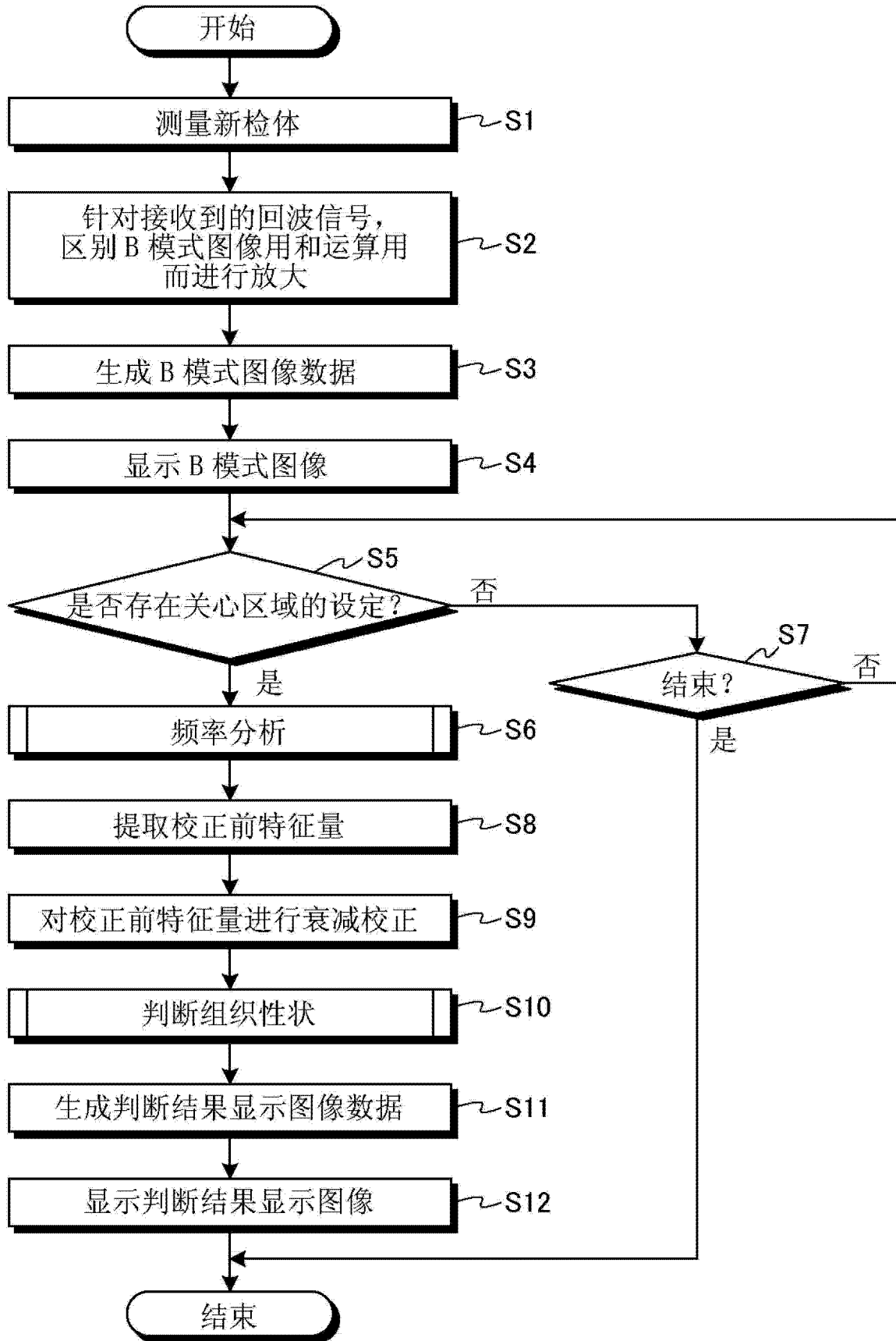


图 4



图 5

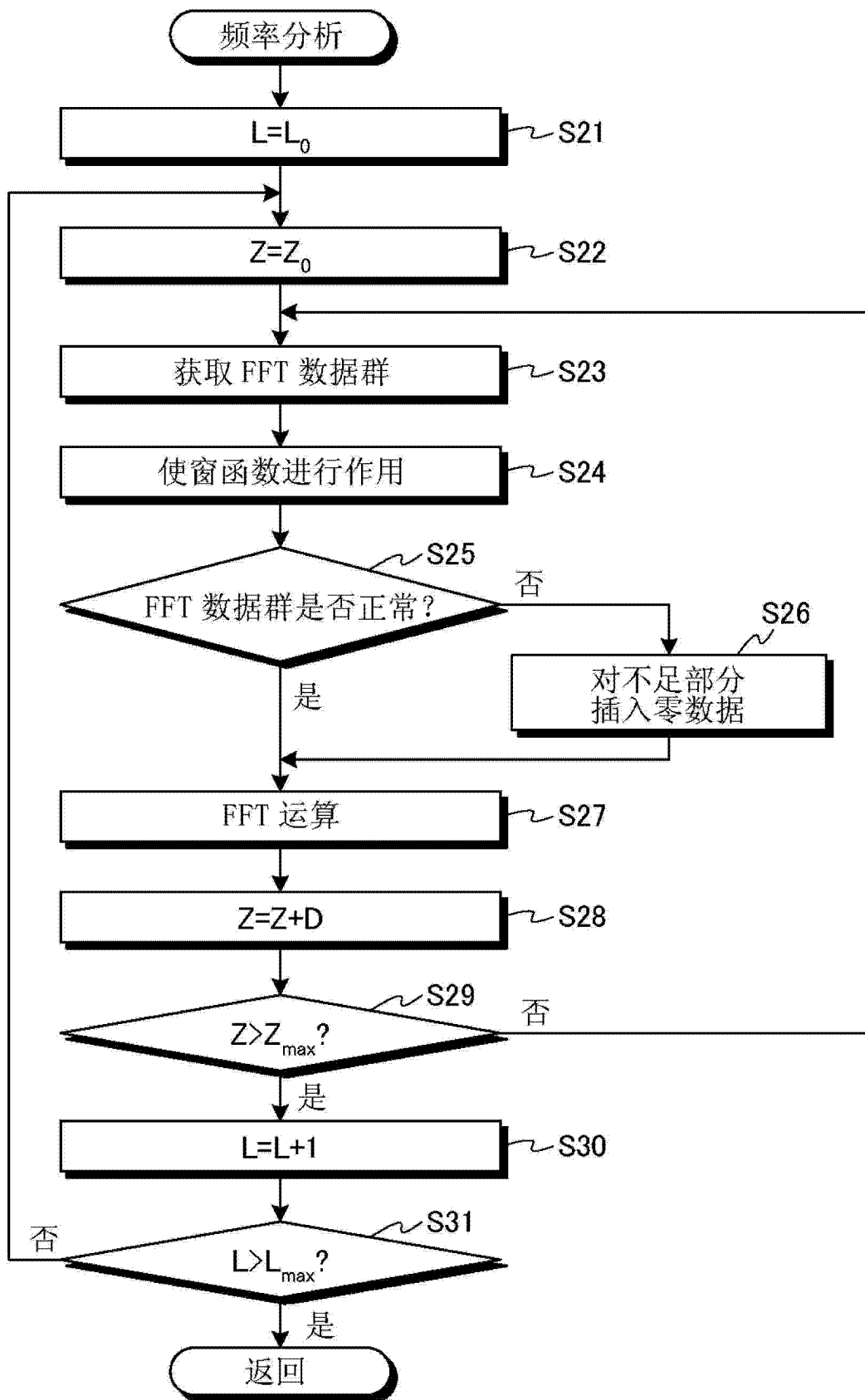


图 6

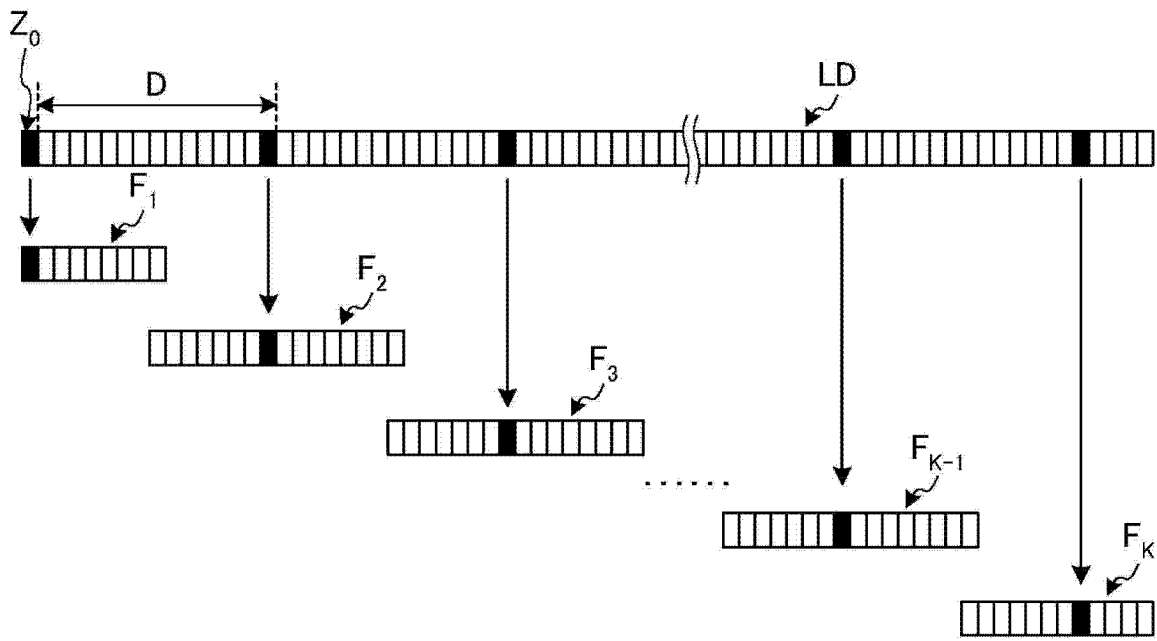


图 7

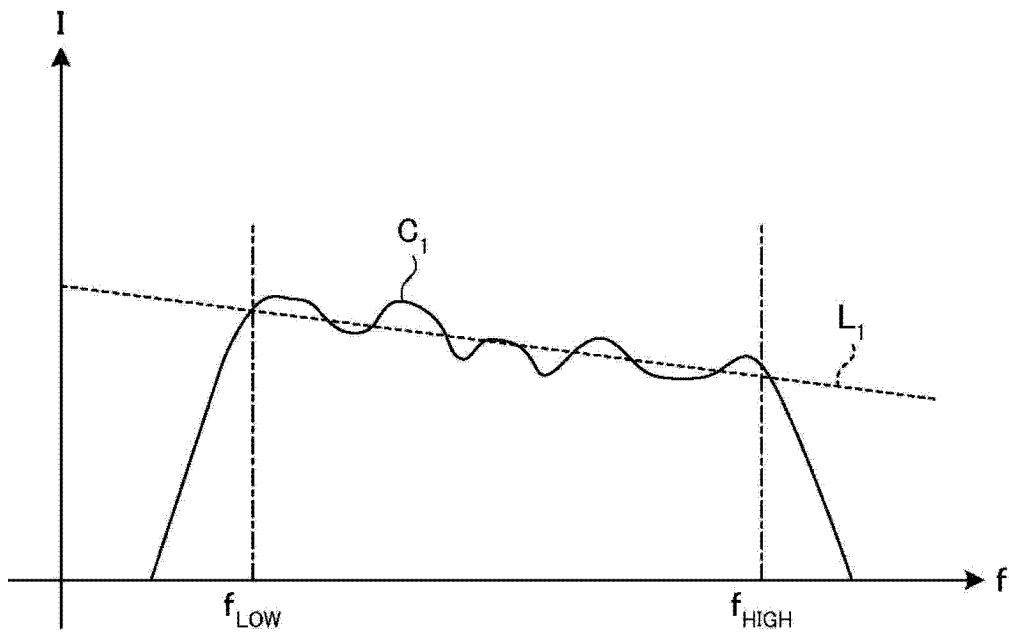


图 8

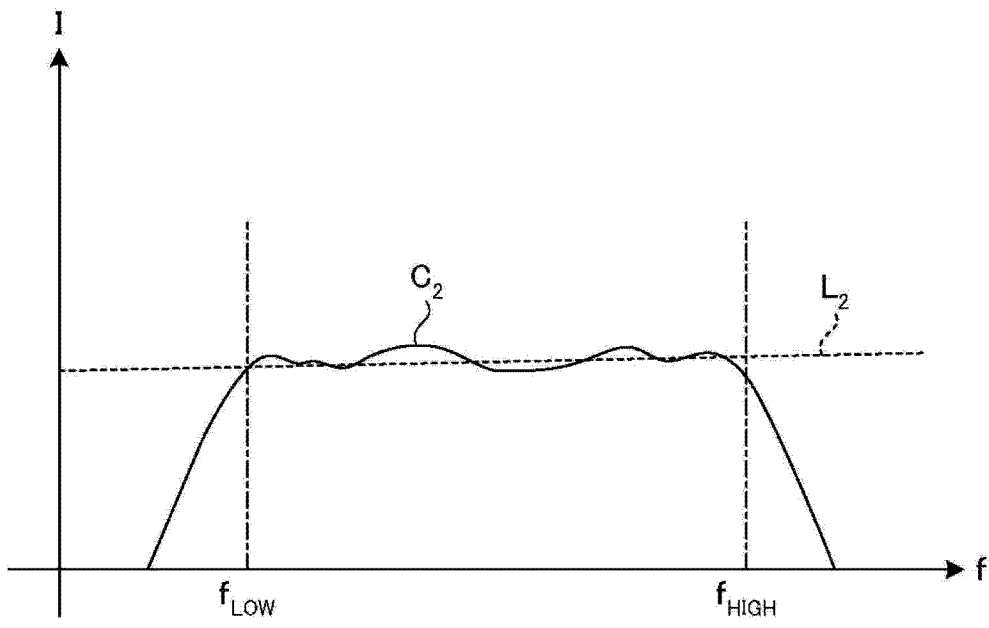


图 9

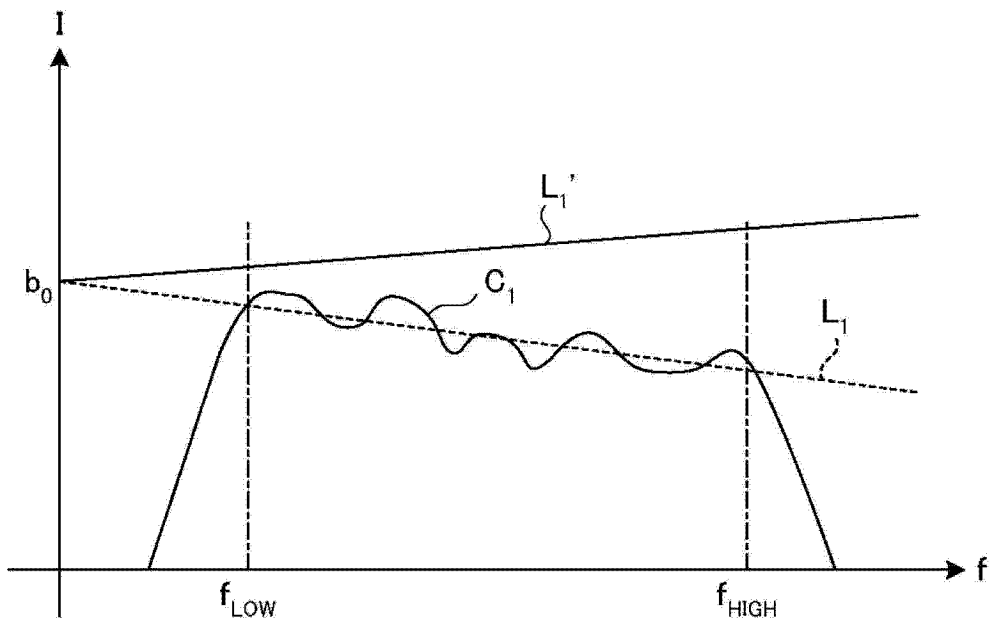


图 10

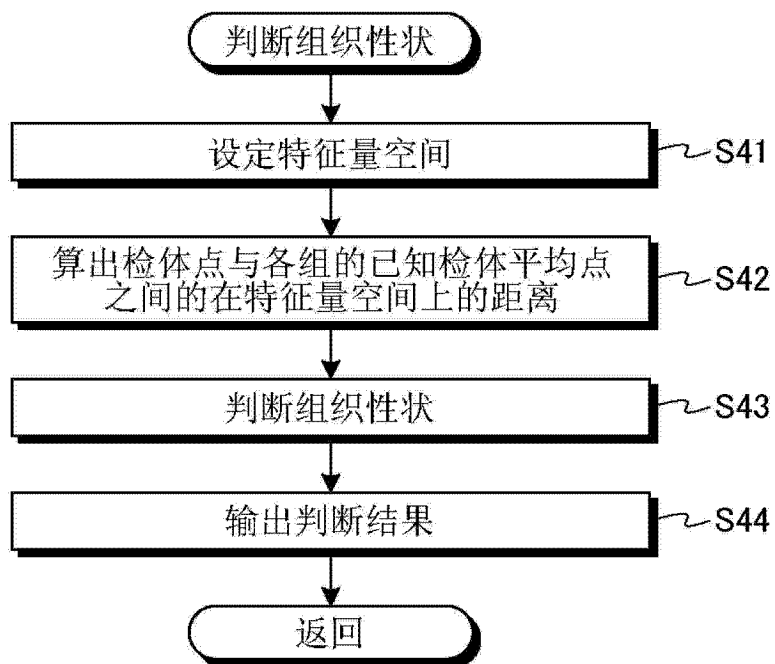


图 11

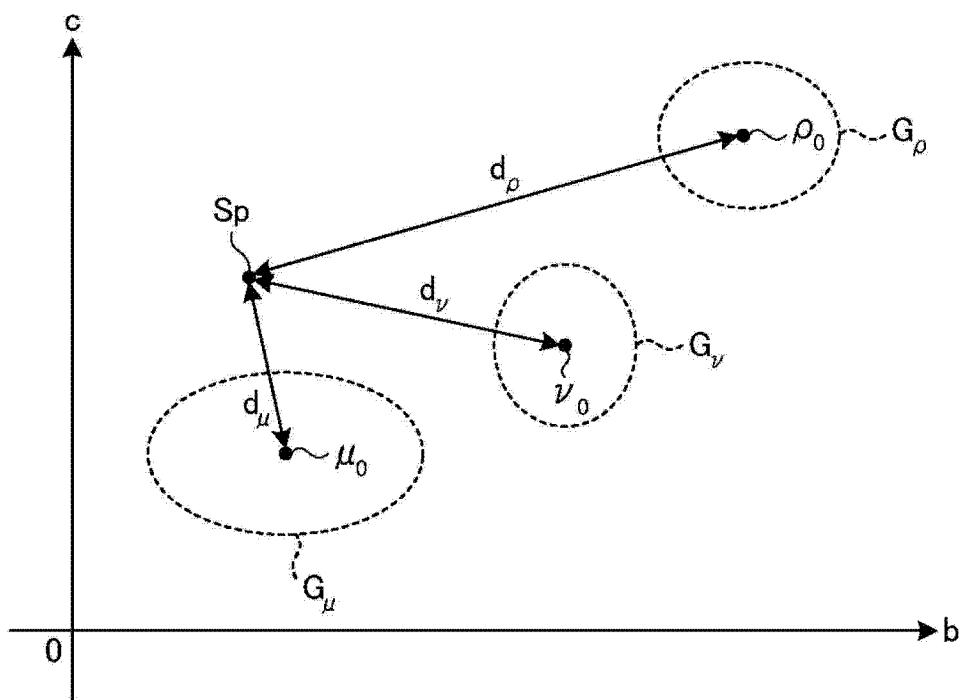


图 12

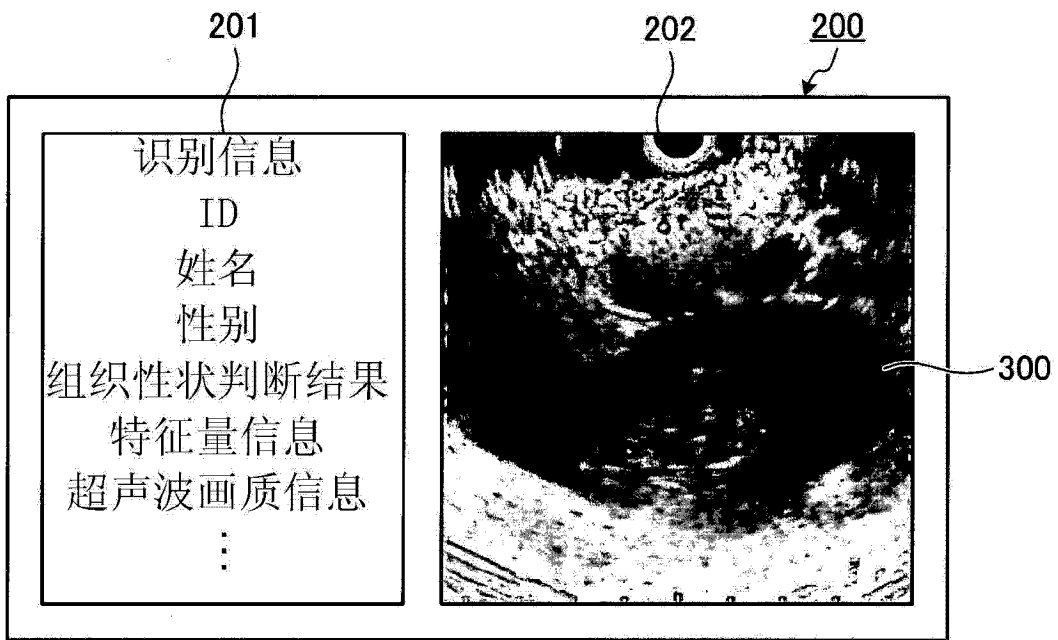


图 13

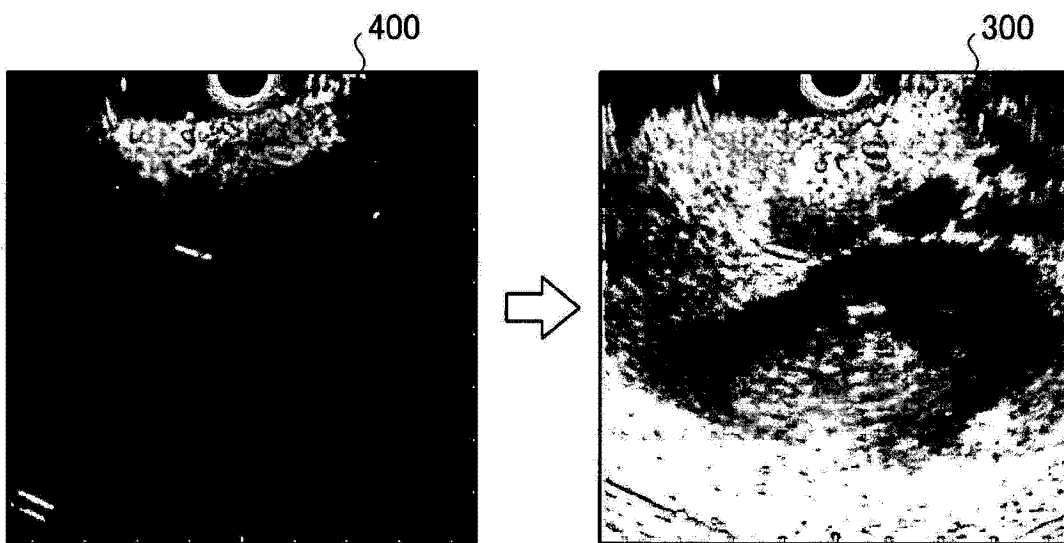


图 14

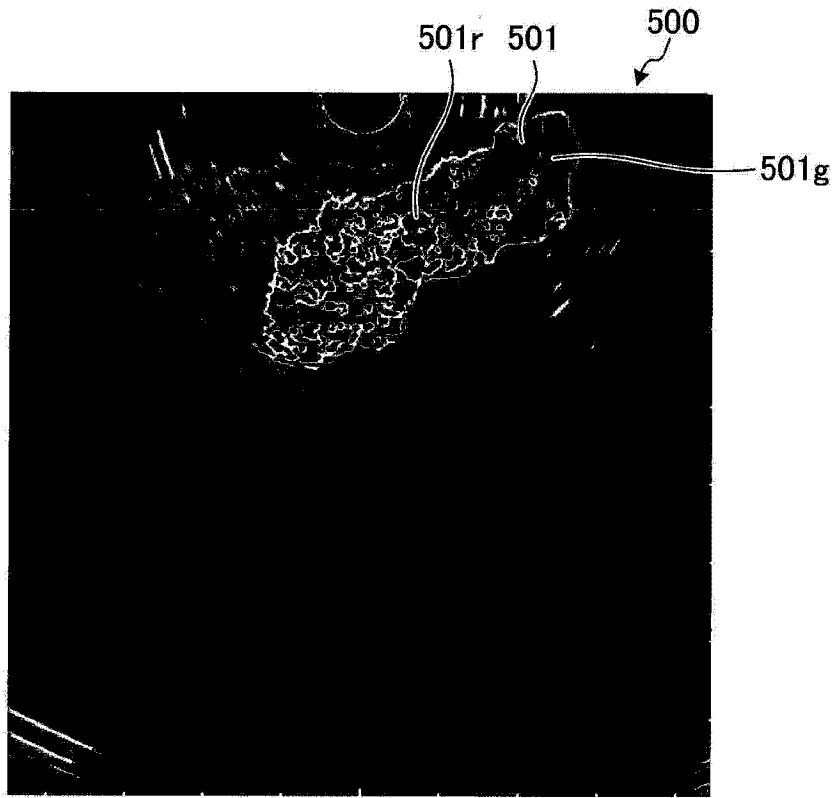


图 15

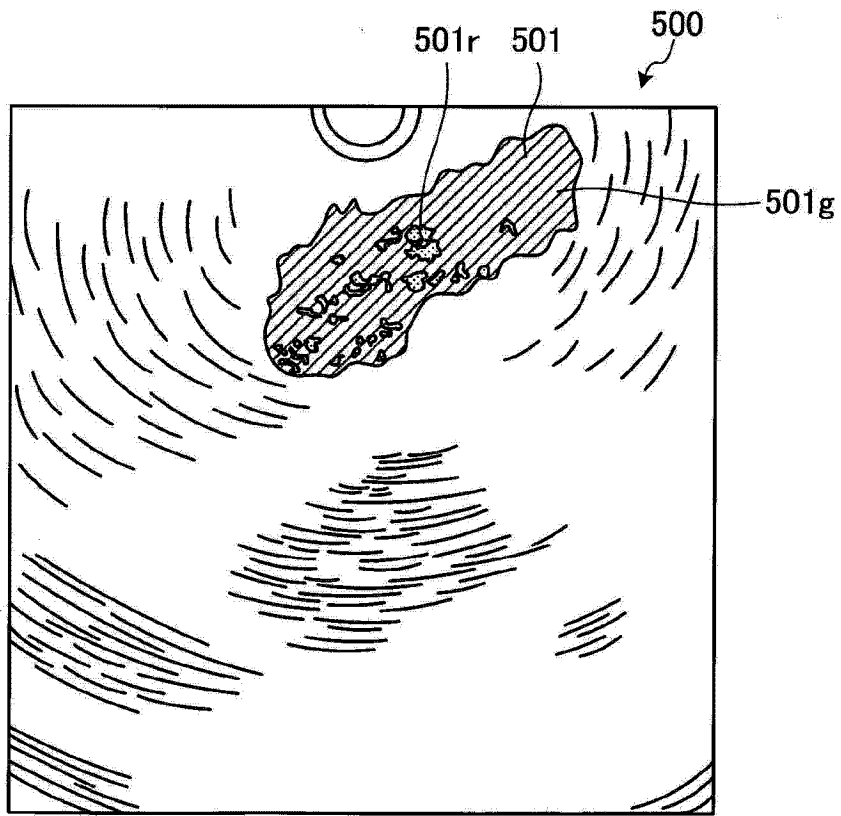


图 16

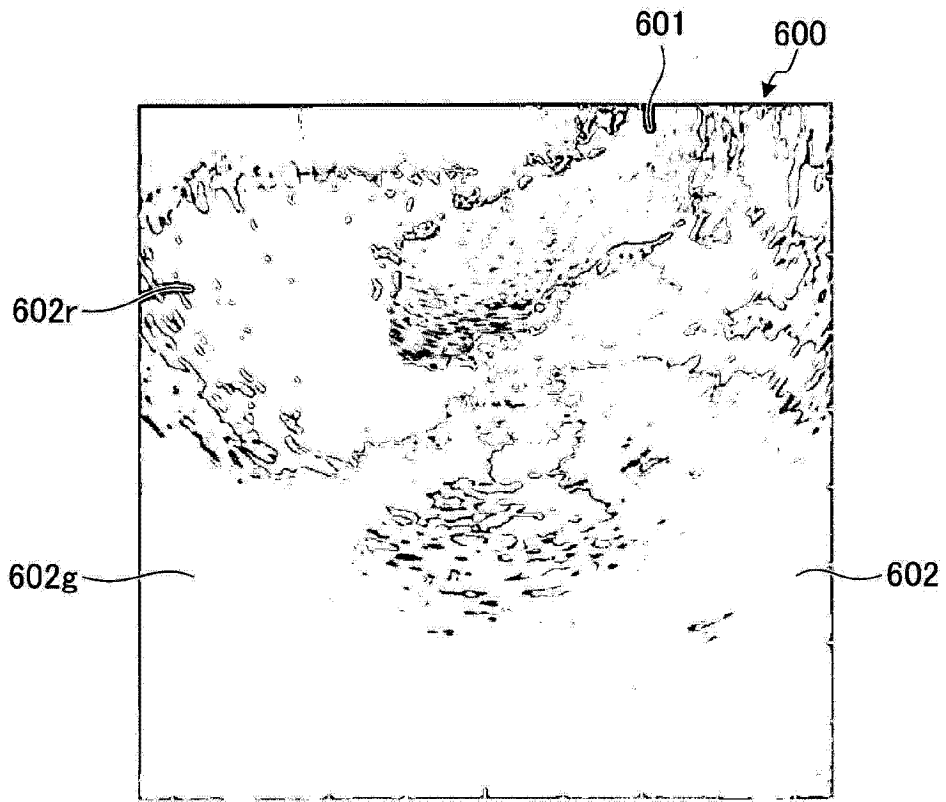


图 17

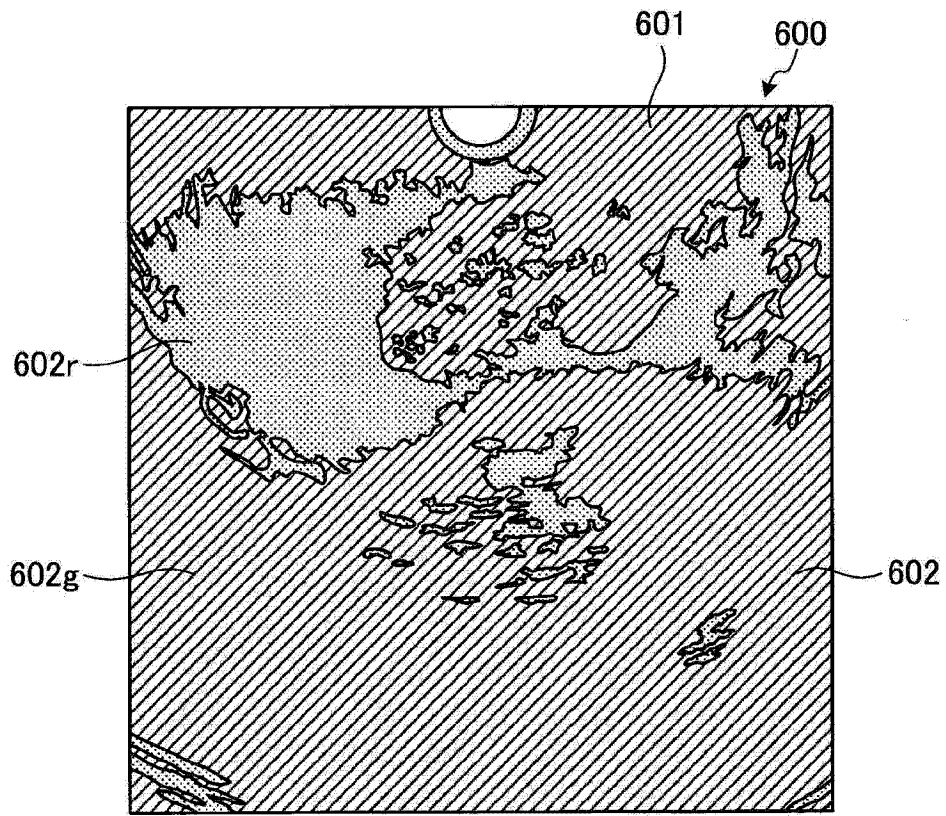


图 18

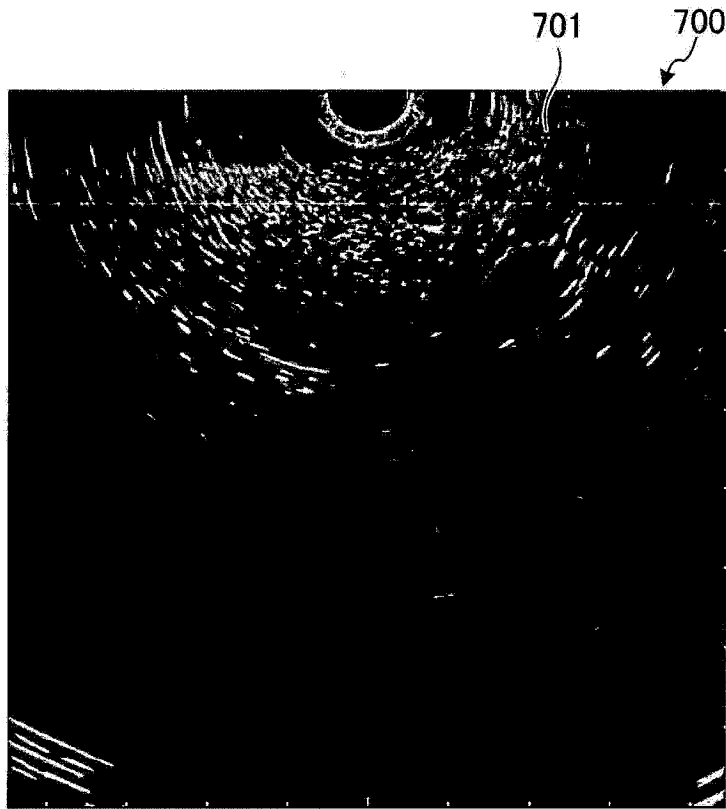


图 19

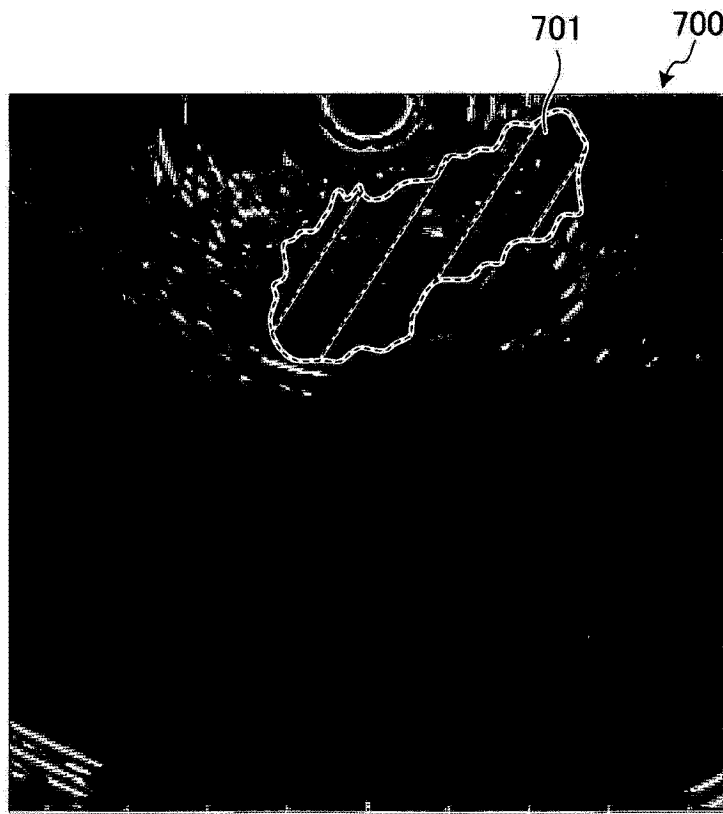


图 20

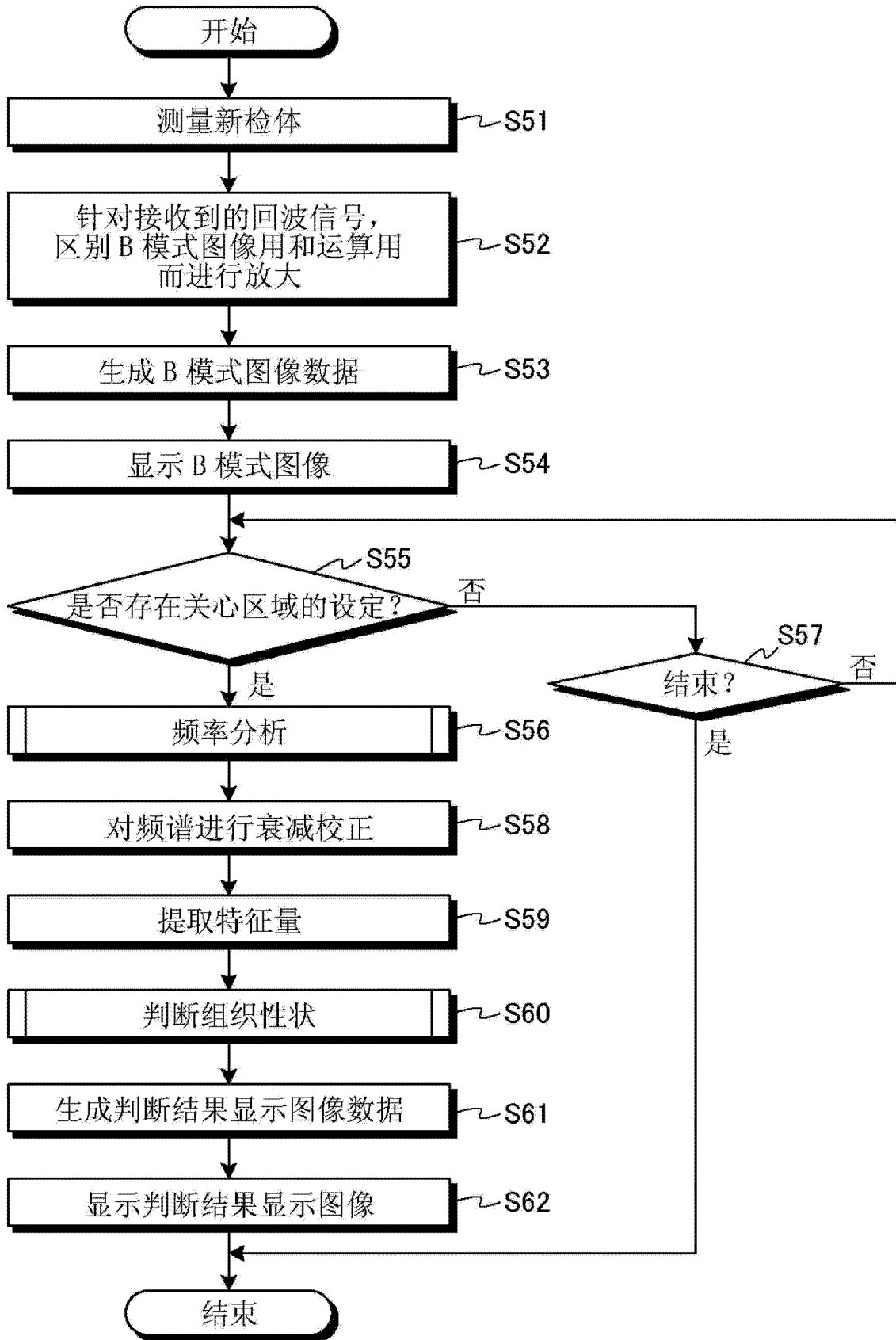


图 21

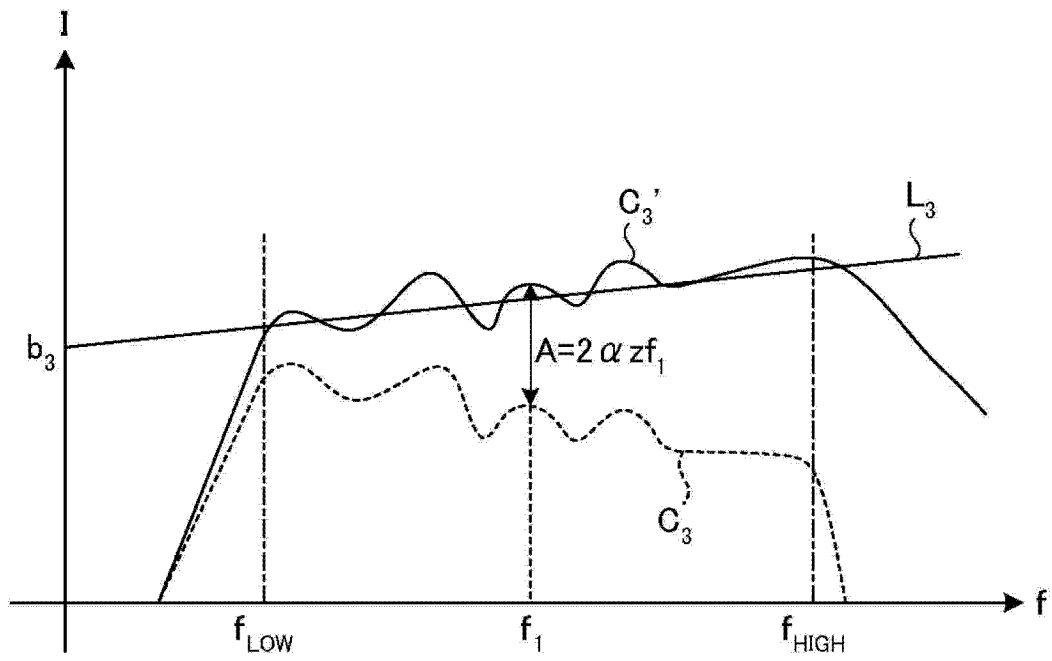


图 22

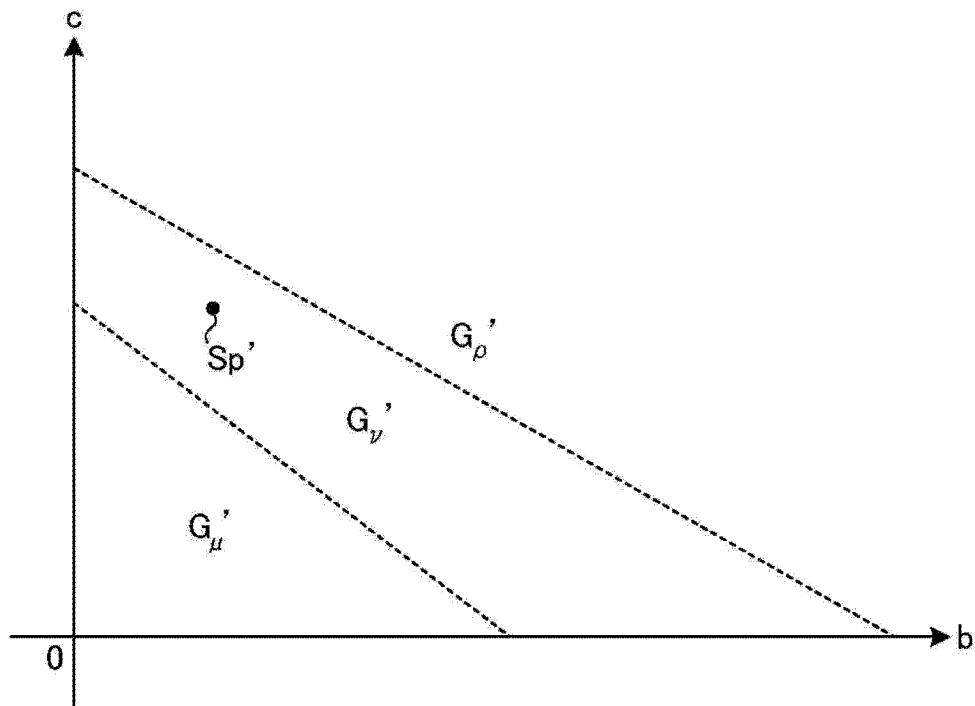


图 23

专利名称(译)	超声波诊断装置、超声波诊断装置的动作方法以及超声波诊断装置的动作程序		
公开(公告)号	<a href="#">CN102802536A</a>	公开(公告)日	2012-11-28
申请号	CN201180014832.3	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 神原忠明 和田安广		
发明人	宫木浩仲 神原忠明 和田安广		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0825 A61B8/461 A61B8/5269 A61B8/485 A61B8/5207		
代理人(译)	刘新宇		
优先权	2010253289 2010-11-11 JP		
其他公开文献	CN102802536B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

超声波诊断装置具备：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，其对上述频率分析部算出的频谱进行近似处理以及校正处理来提取上述频谱的特征量，该校正处理用于削减依赖于超声波的接收深度和频率的超声波衰减的贡献；存储部，其将多个已知检体的组织性状与根据由上述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相关联地进行存储；以及组织性状判断部，其使用上述存储部存储的与上述多个已知检体的组织性状相关联的特征量以及上述特征量提取部提取出的特征量，来判断检体的规定区域的组织性状。

