



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103717146 B

(45) 授权公告日 2016.01.13

(21) 申请号 201380002459.9

(22) 申请日 2013.05.07

(30) 优先权数据

2012-123362 2012.05.30 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014.01.27

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/062848 2013.05.07

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/179859 JA 2013.12.05

(73) 专利权人 奥林巴斯株式会社

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

(51) Int. Cl.

A61B 8/08(2006.01)

(56) 对比文件

WO 2012/063928 A1, 2012.05.18, 1-9.

WO 2012/063929 A1, 2012.05.18, 1-9.

WO 2012/063975 A1, 2012.05.18, 1-9.

WO 2012/063978 A1, 2012.05.18, 1-9.

WO 2012/063977 A1, 2012.05.18, 1-9.

WO 2012/063976 A1, 2012.05.18, 说明书第55-144段.

审查员 高瑞玲

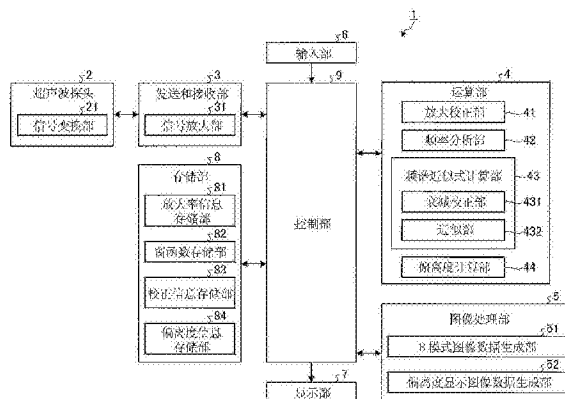
权利要求书2页 说明书10页 附图9页

(54) 发明名称

超声波观测装置、超声波观测装置的动作方法

(57) 摘要

超声波观测装置具备:频率分析部,其对检体的规定区域内的多个部位处的上述超声波的频率进行分析,由此计算各部位的频谱;频谱近似式计算部,其计算由频率分析部所计算出的各部位的频谱的近似式;偏离度计算部,其计算由频率分析部所计算出的各部位处的频谱与对应于该频谱由频谱近似式计算部计算出的该频谱的近似式之间的偏离度;以及偏离度显示图像数据生成部,其生成包含与偏离度有关的信息的偏离度显示图像数据。



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,根据接收到的超声波来进行图像显示,该超声波观测装置的特征在于,具备:

频率分析部,其对上述检体的规定区域内的多个部位处的上述超声波的频率进行分析,由此计算各部位的频谱;

频谱近似式计算部,其计算由上述频率分析部所计算出的各部位的频谱的近似式;

偏离度计算部,其计算由上述频率分析部所计算出的各部位的频谱与对应于该频谱由上述频谱近似式计算部计算出的该频谱的近似式之间的偏离度;以及

偏离度显示图像数据生成部,其生成与上述偏离度计算部所计算出的偏离度有关的信息,

其中,上述偏离度是被定义为同上述频谱的规定频带内包含的任意的频率对应的频谱的强度与该频谱的近似式的强度之差的平方和的偏离平方和。

2. 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,根据接收到的超声波来进行图像显示,该超声波观测装置的特征在于,具备:

频率分析部,其对上述检体的规定区域内的多个部位处的上述超声波的频率进行分析,由此计算各部位的频谱;

频谱近似式计算部,其计算由上述频率分析部所计算出的各部位的频谱的近似式;

偏离度计算部,其计算由上述频率分析部所计算出的各部位的频谱与对应于该频谱由上述频谱近似式计算部计算出的该频谱的近似式之间的偏离度;以及

偏离度显示图像数据生成部,其生成与上述偏离度计算部所计算出的偏离度有关的信息,

其中,上述偏离度是被定义为在将上述频率设为横轴、将上述频谱的强度设为纵轴时在上述频谱的规定频带中由上述频谱和上述近似式包围的面积偏离面积。

3. 根据权利要求 1 或 2 所述的超声波观测装置,其特征在于,

上述偏离度计算部还计算上述规定区域内各上述部位处的频谱与该频谱的近似式之间的偏离度的平均,

与上述偏离度有关的信息为上述平均。

4. 根据权利要求 1 或 2 所述的超声波观测装置,其特征在于,

上述偏离度显示图像数据生成部通过对各上述部位分配与偏离度相应的视觉信息来生成偏离度显示图像数据。

5. 根据权利要求 1 或 2 所述的超声波观测装置,其特征在于,

上述频谱近似式计算部具有:

衰减校正部,其对上述频谱进行衰减校正,该衰减校正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

近似部,其通过回归分析计算由上述衰减校正部校正后的频谱的近似式。

6. 根据权利要求 5 所述的超声波观测装置,其特征在于,

上述近似式是将频率设为变量的一次式。

7. 根据权利要求 1 或 2 所述的超声波观测装置,其特征在于,还具备:

信号放大部,其以与接收深度相应的放大率对从上述检体接收到的超声波的信号进行放大;

B 模式图像数据生成部,其生成 B 模式图像数据,该 B 模式图像数据用于将由上述信号放大部放大后的超声波的信号的振幅变换为亮度来进行显示;以及

放大校正部,其对由上述信号放大部放大后的上述超声波的信号进行放大校正以使放大率与接收深度无关地成为固定,

其中,上述频率分析部对由上述放大校正部进行放大校正后的上述超声波的信号的频率进行分析。

8. 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,根据接收到的超声波进行图像显示,该超声波观测装置的动作方法的特征在于,具有以下步骤:

频率分析步骤,由频率分析部对上述检体内的规定区域内的多个部位处的上述超声波的频率进行分析,由此计算各部位的频谱;

频谱近似式计算步骤,由频谱近似式计算部对在上述频率分析步骤中计算出的各部位的频谱进行近似来计算各部位的频谱的近似式;

偏离度计算步骤,由偏离度计算部计算在上述频率分析步骤中计算出的各部位的频谱与对应于该频谱在上述频谱近似式计算步骤中计算出的该频谱的近似式之间的偏离度;以及

偏离度显示图像数据生成步骤,由偏离度显示图像数据生成部生成与在上述偏离度计算步骤中计算出的偏离度有关的信息,

其中,上述偏离度是被定义为同上述频谱的规定频带内包含的任意的频率对应的频谱的强度与该频谱的近似式的强度之差的平方和的偏离平方和。

9. 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,根据接收到的超声波进行图像显示,该超声波观测装置的动作方法的特征在于,具有以下步骤:

频率分析步骤,由频率分析部对上述检体内的规定区域内的多个部位处的上述超声波的频率进行分析,由此计算各部位的频谱;

频谱近似式计算步骤,由频谱近似式计算部对在上述频率分析步骤中计算出的各部位的频谱进行近似来计算各部位的频谱的近似式;

偏离度计算步骤,由偏离度计算部计算在上述频率分析步骤中计算出的各部位的频谱与对应于该频谱在上述频谱近似式计算步骤中计算出的该频谱的近似式之间的偏离度;以及

偏离度显示图像数据生成步骤,由偏离度显示图像数据生成部生成与在上述偏离度计算步骤中计算出的偏离度有关的信息,

其中,上述偏离度是被定义为在将上述频率设为横轴、将上述频谱的强度设为纵轴时在上述频谱的规定频带中由上述频谱和上述近似式包围的面积偏离面积。

## 超声波观测装置、超声波观测装置的动作方法

### 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和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,在从外部挤压检查位置的状态下,使用超声波对该检查位置的生物体组织的应变量、弹性率进行测量,将该测量结果变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,期望超声波诊断用的图像以诊断者能够明确地识别生物体组织等的组织性状的方式显示。然而,在上述超声波弹性成像的情况下,能够识别组织的硬度,但是该硬度并不直接表示组织性状。在这种状况下,要求一种用于诊断者明确地识别检体的组织性状来正确地进行评价的指标。

[0006] 本发明是鉴于上述情况而完成的,目的在于提供一种能够提供用于诊断者明确地识别检体的组织性状来正确地进行评价的指标的超声波观测装置、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。

#### [0007] 用于解决问题的方案

[0008] 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,根据接收到的超声波来进行图像显示,该超声波观测装置的特征在于,具备:频率分析部,其对上述检体的规定区域内的多个部位处的上述超声波的频率进行分析,由此计算各部位的频谱;频谱近似式计算部,其计算由上述频率分析部所计算出的各部位的频谱的近似式;偏离度计算部,其计算由上述频率分析部所计算出的各部位的频谱与对应于该频谱由上述频谱近似式计算部计算出的该频谱的近似式之间的偏离度;以及偏离度显示图像数据生成部,其生成包含与上述偏离度计算部所计算出的偏离度有关的信息的偏离度显示图像数据。

[0009] 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,上述偏离度计算部还计算上述规定区域内各上述部位处的频谱与该频谱的近似式之间的偏离度的平均,与上述偏离度有关的信息为上述平均。

[0010] 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,上述偏离度显示图像数据生成部通过对各上述部位分配与偏离度相应的视觉信息来生成上述偏离度显示图像数据。

[0011] 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,上述偏离度是被定义为同上述频谱的规定频带内包含的任意的频率对应的频谱的强度与该频谱的近似式的强度之差的平方和的偏离平方和。

[0012] 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,上述偏离度是被定义为在将上述频率设为横轴、将上述频谱的强度设为纵轴时在上述频谱的规定频带中由上述频谱和上述近似式包围的面积偏离面积。

[0013] 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,上述频谱近似式计算部具有:衰减校正部,其对上述频谱进行衰减校正,该衰减校正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;以及近似部,其通过回归分析计算由上述衰减校正部校正后的频谱的近似式。

[0014] 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,上述近似式是将频率设为变量的一次式。

[0015] 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:信号放大部,其以与接收深度相应的放大率对从上述检体接收到的超声波的信号进行放大;B模式图像数据生成部,其生成B模式图像数据,该B模式图像数据用于将由上述信号放大部放大后的超声波的信号的振幅变换为亮度来进行显示;以及放大校正部,其对由上述信号放大部放大后的上述超声波的信号进行放大校正以使放大率与接收深度无关地成为固定,其中,上述频率分析部对由上述放大校正部进行放大校正后的上述超声波的信号的频率进行分析。

[0016] 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,根据接收到的超声波进行图像显示,该超声波观测装置的动作方法的特征在于,具有以下步骤:频率分析步骤,由频率分析部对上述检体内的规定区域内的多个部位处的上述超声波的频率进行分析,由此计算各部位的频谱;频谱近似式计算步骤,通过对在上述频率分析步骤中计算出的各部位的频谱进行近似来计算各部位的频谱的近似式;偏离度计算步骤,计算在上述频率分析步骤中计算出的各部位的频谱与对应于该频谱在上述频谱近似式计算步骤中计算出的该频谱的近似式之间的偏离度;以及偏离度显示图像数据生成步骤,由偏离度显示图像数据生成部生成包含与在上述偏离度计算步骤中计算出的偏离度有关的信息的偏离度显示图像数据。

[0017] 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,根据接收到的超声波进行图像显示,该超声波观测装置的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,由频率分析部对上述检体内的规定区域内的多个部位处的上述超声波的频率进行分析,由此计算各部位的频谱;频谱近似式计算步骤,通过对在上述频率分析步骤中计算出的各部位的频谱进行近似来计算各部位的频谱的近似式;偏离度计算步骤,计算在上述频率分析步骤中计算出的各部位的频谱与对应于该频谱在上述频谱近似式计算步骤中计算出的该频谱的近似式之间的偏离度;以及偏离度显示图像数据生成步骤,由偏离度显示图像数据生成部生成包含与在上述偏离度计算步骤中计算出 的偏离度有关的信息的偏离度显示图像数据。

[0018] 发明的效果

[0019] 在本发明中,计算检体内的规定区域内的多个部位处的超声波的频谱与该频谱的

近似式之间的偏离度,生成包含与偏离度有关的信息的偏离度显示图像数据。偏离度与组织性状密切相关,就这种意义来说,根据本发明,能够提供用于诊断者明确地识别检体的组织性状来正确地进行评价的指标。

## 附图说明

[0020] 图 1 是表示本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置的结构框图。

[0021] 图 2 是表示本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置的信号放大部所进行的放大处理中的接收深度与放大率之间的关系图。

[0022] 图 3 是表示本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置的放大校正部所进行的放大处理中的接收深度与放大率之间的关系图。

[0023] 图 4 是表示本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置的频率分析部所计算出的频谱的例子图。

[0024] 图 5 是示意性地示出本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置所进行的衰减校正处理的概要图。

[0025] 图 6 是示意性地示出本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置所进行的偏离度计算处理的概要图。

[0026] 图 7 是表示本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置的显示部中的 B 模式图像的显示例图。

[0027] 图 8 是表示本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置的处理的概要流程图。

[0028] 图 9 是表示本发明的一个实施方式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流程图。

[0029] 图 10 是示意性地示出一个声线的数据排列图。

[0030] 图 11 是表示本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置的显示部所显示的偏离度显示图像的显示例图。

[0031] 图 12 是表示胰腺中的每个组织性状的偏离度的频率分布的直方图。

[0032] 图 13 是示意性地示出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偏离度计算处理的概要图。

## 具体实施方式

[0033] 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”)。

[0034] 图 1 是表示本发明的一个实施方式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 是用于使用超声波来观测作为诊断对象的检体的装置。

[0035] 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,其存储用

于使用超声波进行检体的观测的各种信息；以及控制部 9，其对超声波观测装置 1 进行动作控制。

[0036] 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。

[0037] 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。

[0038] 发送和接收部 3 具有对回波信号进行放大的信号放大部 31。具体地说，信号放大部 31 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大，以越高的放大率进行放大。图 2 是表示回波信号的接收深度与放大率之间的关系图。图 2 示出的接收深度  $z$  是根据从开始接收超声波的时刻起的经过时间而计算出的量。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，将放大率  $\beta$  设为固定值  $\beta_{th}$ 。阈值  $z_{th}$  的值是从检体接收到的超声波信号大部分衰减而噪声处于支配地位的值。更通常地，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。

[0039] 发送和接收部 3 在对由信号放大部 31 放大得到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。

[0040] 运算部 4 具有：放大校正部 41，其对由发送和接收部 3 输出的数字 RF 信号进行放大校正，该放大校正用于使放大率与接收深度无关地成为固定；频率分析部 42，其对进行了放大校正的数字 RF 信号实施高速傅里叶变换 (FFT) 来进行频率分析，由此计算频谱；以及频谱近似式计算部 43，其计算由频率分析部 42 计算出的各部位的频谱的近似式；以及偏离度计算部 44，其计算由频率分析部 42 计算出的各部位的频谱与对应于该频谱由频谱近似式计算部 43 计算出的该频谱的近似式之间的偏离度。

[0041] 图 3 是表示由放大校正部 41 进行的放大处理中的接收深度与放大率之间的关系图。如图 3 所示，由放大校正部 41 进行的放大处理中的放大率 (dB) 在接收深度  $z$  为零时取最大值  $\beta_{th} - \beta_0$ ，接收深度  $z$  从零到达阈值  $z_{th}$  为止放大率线性减少，在接收深度  $z$  为阈值  $z_{th}$  以上时放大率为零。通过这样决定的放大率，放大校正部 41 对数字 RF 信号进行放大校正，由此抵消信号放大部 31 中的 STC 校正的影响，能够输出固定放大率  $\beta_{th}$  的信号。此外，放大校正部 41 的接收深度  $z$  与放大率  $\beta$  的关系根据信号放大部 31 中的接收深度与放大率之间的关系而不同，这是不言而喻的。

[0042] 频率分析部 42 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，由此计算声线上的多个位置（数据位置）处的频谱。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。在本实施方式中，“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。

[0043] 图 4 是表示由频率分析部 42 计算出的频谱的例子的图。在图 4 中,横轴  $f$  为频率,纵轴  $I$  为强度。在图 4 示出的频谱曲线  $C_1$  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  $f_{LOW}=3\text{MHz}$ 、 $f_{HIGH}=10\text{MHz}$ 。在本实施方式中,曲线和直线由离散的点的集合构成。

[0044] 频谱近似式计算部 43 具有:衰减校正部 431,其对由频率分析部 42 计算出的频谱进行衰减校正处理,该衰减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的衰减的贡献;以及近似部 432,其通过回归分析计算通过衰减校正部 431 进行衰减校正后的频谱的近似式。

[0045] 通常,超声波的衰减量  $A$  表示为如下

$$[0046] \quad A=2\alpha zf \cdots (1)$$

[0047] 在此, $\alpha$  为衰减率, $z$  为超声波的接收深度, $f$  为频率。根据式 (1) 还可知,衰减量  $A$  与频率  $f$  成比例。衰减率  $\alpha$  的具体的值在生物体的情况下为  $0.0 \sim 1.0$  (dB/cm/MHz),更优选为  $0.3 \sim 0.7$  (dB/cm/MHz),根据观察对象的种类来决定。例如,在观察对象为胰腺的情况下,决定为  $\alpha=0.6$  (dB/cm/MHz)。此外,在本实施方式中,还能够设为通过来自输入部 6 的输入来变更衰减率  $\alpha$  的值的结构。

[0048] 图 5 是示意性地示出衰减校正部 431 所进行的衰减校正处理的概要的图。如图 5 所示,衰减校正部 431 对频谱曲线  $C_1$  进行校正,对频带内的所有频率  $f$  ( $f_{LOW}<f<f_{HIGH}$ ) 处的强度  $I$  分别加上式 (1) 的衰减量  $A$ 。由此,得到削减了随着超声波的传播产生的衰减的贡献的新的频谱曲线  $C_1'$ 。更具体地说,由衰减校正部 431 进行衰减校正处理,由此抑制在接收深度大的区域内由于衰减的影响而信号强度下降、图像变暗,能够得到画面整体亮度均匀的图像。

[0049] 近似部 432 通过回归分析以一次式对由衰减校正部 431 进行衰减校正后的频谱进行近似。具体地说,近似部 432 通过回归分析计算一次式的斜率  $a$  和截距  $b$ 。在此所指的“谱强度”是指电压、电力、声压、声能等参数中的任一个。图 5 示出的直线  $L_1$  是通过近似部 432 得到的与作为频谱曲线  $C_1'$  的近似式的一次式对应的回归直线。此外,由频谱近似式计算部 43 计算的近似式并不限定于一次式,也可以是二次以上的多项式。但是,从将与频谱曲线之间的偏离度设为组织性状判断用的指标的观点出发,最优选采用一次式作为近似多项式。

[0050] 偏离度计算部 44 计算各数据位置处的频谱与该频谱的近似式之间的偏离度。具体地说,偏离度计算部 44 计算作为检体的规定区域而在 B 模式图像中预先设定的关心区域内的各点(与声线上的各数据位置对应)处的偏离平方和的平均作为偏离度。图 6 是用于说明偏离平方和的图。偏离平方和被定义为如下

[0051] [数 1]

$$[0052] \quad S = \sum_i (IC_i - IL_i)^2 \cdots (2)$$

[0053] 在此,式 (2) 的右边的  $IC_i$  为频率  $f_i$  处的频谱曲线  $C_1'$  的强度。另外,式 (2) 的右边的  $IL_i$  为频率  $f_i$  处的回归直线  $L_1$  的强度。并且,右边的和是指满足  $f_{LOW}<f<f_{HIGH}$  的所有  $i$  的和。

[0054] 图像处理部 5 具有 :B 模式图像数据生成部 51,其从回波信号生成 B 模式图像数据 ;以及偏离度显示图像数据生成部 52,其生成包含与由偏离度计算部 44 计算出的偏离度有关的信息的偏离度显示图像数据。

[0055] 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。图 7 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 是使作为颜色空间采用 RGB 表色系的情况下的变量即 R(红)、G(绿)、B(蓝)的值一致的灰度等级图像。用户通过输入部 6 能够任意地设定 B 模式图像中的关心区域。

[0056] 输入部 6 使用键盘、鼠标、触摸面板等接口来实现。输入部 6 接受信息的输入,该信息是观察由图像处理部 5 生成的图像的超声波观测装置 1 的用户指定关心的区域的信息。

[0057] 存储部 8 具有 :放大率信息存储部 81,其存储信号放大部 31 和放大校正部 41 进行放大处理时参照的放大率的信息 ;窗函数存储部 82,其存储频率分析部 42 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 431 进行处理时参照的校正信息 ;以及偏离度信息存储部 84,其存储包含与偏离度计算部 44 的计算结果的偏离度相关联的信息。

[0058] 放大率信息存储部 81 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 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 存储包含式 (1) 的与衰减校正相关联的信息。偏离度信息存储部 84 存储包含与偏离度计算部 44 的计算结果的偏离度相关联的信息。

[0059] 使用预先存储了超声波观测装置 1 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。

[0060] 使用具有运算和控制功能的 CPU 来实现控制部 9。控制部 9 从存储部 8 读出由存储部 8 存储、保存的信息以及包括超声波观测装置 1 的动作程序的各种程序,由此执行与超声波观测装置 1 的动作方法相关联的各种运算处理,从而统一控制超声波观测装置 1。

[0061] 此外,也能够将超声波观测装置 1 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。

[0062] 图 8 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。在图 8 中,首先,超声波观测装置 1 通过超声波探头 2 来进行新检体的测量 (步骤 S1)。

[0063] 接着,从超声波探头 2 接收到回波信号的信号放大部 31 对该回波信号进行放大 (步骤 S2)。在此,信号放大部 31 根据图 2 示出的放大率与接收深度之间的关系来进行放大。

[0064] 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)。

[0065] 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)。作为由显示部 7 显示的 B 模式图像的例子,可举出图 7 示出的 B 模式图像 100。

[0066] 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”),放大校正部 41 对从发送和接收部 3 输出的信号进行校正,使放大率与接收深度无关地成为固定

(步骤 S6)。在此,放大校正部 41 根据图 3 示出的放大率与接收深度之间的关系来进行放大处理。此外,作为关心区域,能够设定为与 B 模式图像整体相当的区域。

[0067] 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 输入了结束处理的指示时(步骤 S7:“是”),超声波观测装置 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”),超声波观测装置 1 返回到步骤 S5。

[0068] 在步骤 S6 之后,频率分析部 42 通过 FFT 运算来进行频率分析,由此计算频谱(步骤 S8)。在该步骤 S8 中,还能够将图像的整个区域设定为关心区域。

[0069] 在此,参照图 9 示出的流程图详细说明由频率分析部 42 进行的处理(步骤 S8)。首先,频率分析部 42 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  $L_0$ 。

[0070] 接着,频率分析部 42 计算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 42 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 10 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 10 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 10 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  $Z_0$ 。

[0071] 之后,频率分析部 42 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。

[0072] 接着,频率分析部 42 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 在该 FFT 数据群中位于从前方起第  $2^{n-1}$  个位置处。换言之,FFT 数据群正常是指在数据位置 Z 的前方存在  $2^{n-1}-1$ (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 10 示出的情况下,n=4(N=7,M=8),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。

[0073] 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 42 转移到后述的步骤 S27。

[0074] 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 42 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 42 转移到后述的步骤 S27。

[0075] 在步骤 S27 中,频率分析部 42 使用 FFT 数据群来进行 FFT 运算,由此得到频谱(步骤 S27)。作为这种频谱的例子,能够举出图 4 示出的频谱曲线  $C_1$ 。

[0076] 接着,频率分析部 42 对数据位置 Z 加上规定的数据步长 D 而计算下一个分析对象

的 FFT 数据群的数据位置  $Z$  (步骤 S28)。期望数据步长  $D$  与 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 42 中的运算量的情况下,也可以是比 B 模式图像数据生成部 51 所利用的数据步长大的值。在图 10 中,示出  $D=15$  的情况。

[0077] 之后,频率分析部 42 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 42 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 42 返回到步骤 S23。这样,频率分析部 42 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。

[0078] 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 42 返回到图 8 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 42 返回到步骤 S22。

[0079] 这样,频率分析部 42 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 42 对全部声线进行的 FFT 运算的总数  $(L_{\max}-L_0+1) \times K$  设为  $P$ 。

[0080] 接在上述说明的步骤 S8 的频率分析处理之后,衰减校正部 431 对由频率分析部 42 进行 FFT 运算计算出的频谱进行衰减校正 (步骤 S9)。衰减校正部 431 根据数据的采样频率求出数据位置  $Z$ ,将该数据位置  $Z$  代入到上述式 (1) 的接收深度  $z$ ,由此计算超声波的衰减量  $A$ 。之后,衰减校正部 431 使用针对每个频率计算出的衰减量  $A$  来进行频谱的衰减校正。作为表示由衰减校正部 431 进行衰减校正得到的结果的具体例,可举出图 6 示出的频谱曲线  $C_1'$ 。

[0081] 在此,说明由衰减校正部 431 求出数据位置  $Z$  的运算的具体例。在数据的采样频率为 50MHz 的情况下,采样的时间间隔为  $1/50 (\text{MHz})=20 (\text{nsec})$ 。在此,当将声速设为 1530 (m/sec) 时,数据的采样距离间隔成为  $1530 (\text{m/sec}) \times 20 (\text{nsec})/2=0.0153 (\text{mm})$ 。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数设为  $k$  时,将该数据位置  $Z$  求出为  $0.0153k (\text{mm})$ 。

[0082] 接着,近似部 432 对在步骤 S9 中得到的频谱进行回归分析,由此计算频谱的近似式 (步骤 S10)。具体地说,近似部 432 通过回归分析计算出对频率频带 ( $f_{\text{LOW}} < f < f_{\text{HIGH}}$ ) 的频谱进行近似的一次式,由此提取使该一次式具有特征的斜率  $a$ 、截距  $b$ 。作为与这样计算出的近似式对应的回归直线的具体例,可举出图 6 示出的直线  $L_1$ 。

[0083] 之后,偏离度计算部 44 计算偏离度 (步骤 S11)。具体地说,偏离度计算部 44 在计算关心区域内的各点处的偏离平方和 (参照式 (2)) 之后,计算其平均作为偏离度。

[0084] 接着,偏离度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 模式图像数据和由偏离度计算部 44 计算出的偏离度来生成偏离度显示图像数据 (步骤 S12)。

[0085] 之后,显示部 7 显示由偏离度显示图像数据生成部 52 生成的偏离度显示图像 (步

骤 S13)。图 11 是表示显示部 7 所显示的偏离度显示图像的显示例的图。该图示出的偏离度显示图像 200 具有信息显示部 201 和图像显示部 202, 该信息显示部 201 显示包含检体的识别信息(姓名、ID 编号等)和偏离度的信息, 在该图像显示部 202, 在图 7 示出的 B 模式图像 100 上显示偏离度计算对象的关心区域 300。观察到这样的偏离度显示图像 200 的诊断者能够根据 B 模式图像 100 和偏离度的值来判断关心区域 300 的组织性状。此外, 在信息显示部 201 也可以进一步显示近似式的信息、增益或对比度等图像信息等。

[0086] 如上所述, 超声波观测装置 1 结束一系列处理。此外, 超声波观测装置 1 也可以周期性地反复进行步骤 S1 ~ S11 的处理。

[0087] 接着, 参照图 12 说明应用偏离度作为用于诊断者明确地识别检体的组织性状来正确地进行评价的指标的的优点。图 12 是表示胰腺中的每个组织性状的偏离度的频率分布的直方图。具体地说, 图 12 的 (a) 是针对慢性胰腺炎的直方图, 图 12 的 (b) 是对胰腺癌的直方图。当将这两个直方图进行比较时, 在偏离度为 550 以下的情况下为慢性胰腺炎的可能性高, 另一方面, 在偏离度大于 550 的情况下为胰腺癌的可能性高。

[0088] 下面, 考虑在慢性胰腺炎与胰腺癌中偏离度的频率分布产生明显不同的理由。关于慢性胰腺炎, 认为在正常的胰腺细胞中出现纤维, 因此组织不均匀, 在回波信号中也包含各种频带。与此相对, 胰腺癌的癌细胞浸润到周围的组织, 因此仅癌细胞的均匀的组织扩大。因此, 如果设为癌细胞反射(或者吸收)特定频率的超声波, 则在频谱中在窄频带中强度增加(或者降低)。因此, 频谱的非线性提高, 与回归直线之间的偏离度变大。如上所述, 在慢性胰腺炎和胰腺癌中, 认为以频谱的非线性性的不同为大的原因而偏离度的频率分布明确地不同。

[0089] 在本实施方式中, 在显示部 7 中与 B 模式图像一起显示偏离度的计算结果, 因此医师等诊察者能够配合 B 模式图像的信息来辨别检体的组织性状, 能够进行更高精度的诊断。

[0090] 在如上所述的本发明的一个实施方式中, 计算检体内的规定区域内的多个部位处的超声波的频谱与该频谱的近似式之间的偏离度, 生成包含与偏离度有关的信息的偏离度显示图像数据。如上所述, 偏离度与组织性状密切相关(参照图 12)。因而, 根据本实施方式, 能够提供用于诊断者明确地识别检体的组织性状来正确地进行评价的指标。

[0091] 另外, 根据本实施方式, 通过评价超声波的频谱与作为近似式的回归直线(一次式)以何种程度偏离、即具有何种程度的非线性, 能够提供新的组织性状的评价方法。其结果, 能够实现能对图像诊断的诊断率提高、活检的引导作出实质贡献的准确度更高的诊断方法。

[0092] 另外, 根据本实施方式, 根据施加了以与接收深度相应的放大率进行放大的 STC 校正后的信号来生成 B 模式图像数据, 另一方面, 进行抵消 STC 校正的影响而使放大率与接收深度无关地成为固定的放大校正, 之后计算频谱, 在对该频谱施加衰减校正之后计算该频谱的近似式, 因此能够正确地排除随着超声波传播而产生的衰减的影响并且防止根据接收到的超声波生成的图像数据的帧频下降。

[0093] 目前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。例如, 在本发明中, 偏离度计算部 44 也可以使用偏离平方和以外的量来计算偏离度。图 13 是用于说明由偏离度计算部 44 计算的偏离度的其它例的图。在该情况下, 偏离度计算部

44 在关心区域内的各点,代替偏离平方和而计算夹持在规定频带内的频谱曲线  $C_1'$  与回归直线  $L_1$  之间的面积(偏离面积),计算关心区域内的该偏离面积的平均作为偏离度。本发明即使应用这样计算出的偏离度,也能够与上述同样地作为对组织性状的辨别有效的指标而发挥功能。

[0094] 另外,在本发明中,偏离度计算部 44 也可以代替偏离平方和  $S$  而求出频带内的频率的频谱曲线  $C_1'$  的强度与回归直线  $L_1$  的强度之差的绝对值之和。

[0095] [数 2]

$$[0096] \quad S' = \sum_i |IC_1 - IL_1| \quad \dots \quad (3)$$

[0097] 另外,在本发明中,偏离度显示图像数据生成部 52 也可以生成使 B 模式图像中的关心区域内的各点具有与偏离度对应的视觉信息的偏离度显示图像数据。作为该情况下的视觉信息,也可以应用亮度值、色相、彩度、明度、R(红)、G(绿)、B(蓝)等构成规定的表色系统的颜色空间的变量。

[0098] 另外,在本发明中,控制部 9 也可以统一进行放大校正部 41 的放大校正处理和衰减校正部 431 中的衰减校正处理。该处理等效于不进行图 8 的步骤 S6 中的放大校正处理而如下式(4)那样对图 8 的步骤 S9 中的衰减校正处理的衰减量的定义进行变更。

$$[0099] \quad A' = 2\alpha_z f + \gamma(z) \dots (4)$$

[0100] 在此,右边的  $\gamma(z)$  为接收深度  $z$  处的放大率  $\beta$  与  $\beta_0$  的差,表示为:

$$[0101] \quad \gamma(z) = -\{(\beta_{th} - \beta_0)/z_{th}\}z + \beta_{th} - \beta_0 (z \leq z_{th}) \dots (5)$$

$$[0102] \quad \gamma(z) = 0 (z > z_{th}) \dots (6)$$

[0103] 这样,本发明在不脱离记载于权利要求的技术思想的范围内能够包括各种实施方式。

#### [0104] 附图标记说明

[0105] 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;31:信号放大部;41:放大校正部;42:频率分析部;43:频谱近似式计算部;44:偏离度计算部;51:B模式图像数据生成部;52:偏离度显示图像数据生成部;81:放大率信息存储部;82:窗函数存储部;83:校正信息存储部;84:偏离度信息存储部;100:B模式图像;200:偏离度显示图像;201:信息显示部;202:图像显示部;300:关心区域;431:衰减校正部;432:近似部。

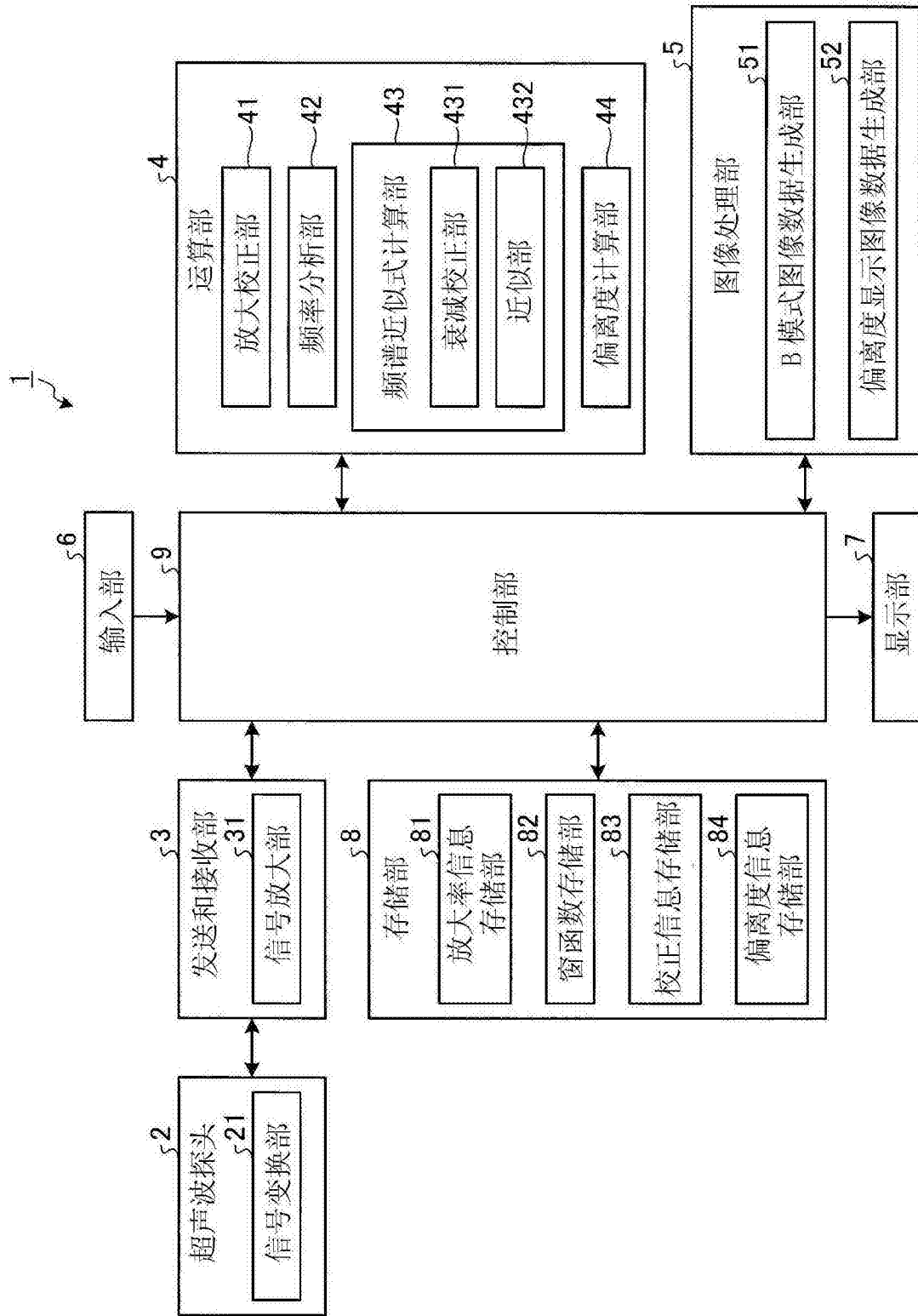


图 1

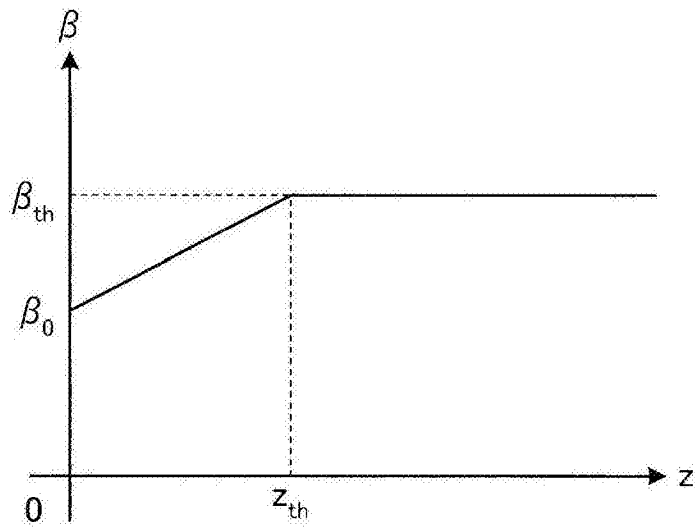


图 2

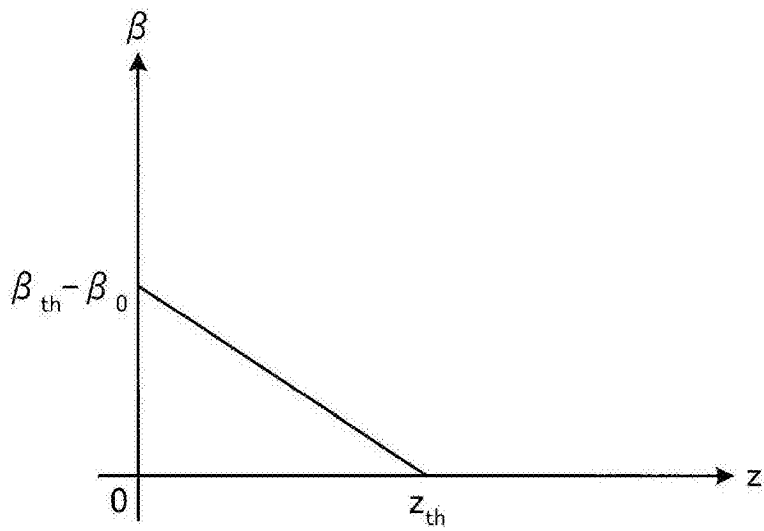


图 3

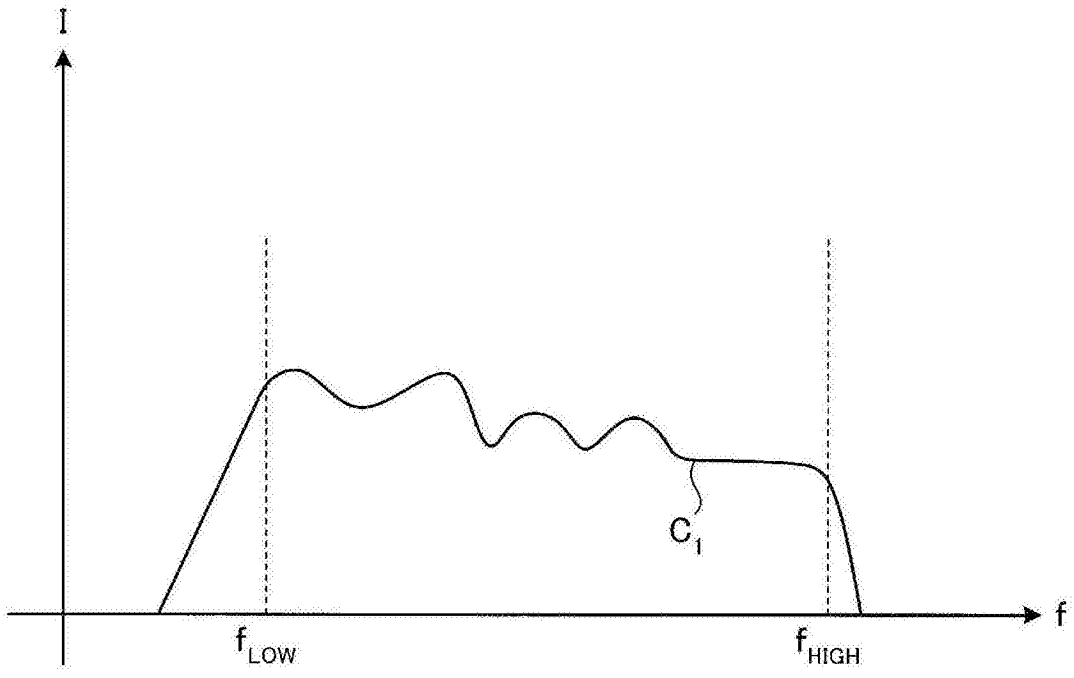


图 4

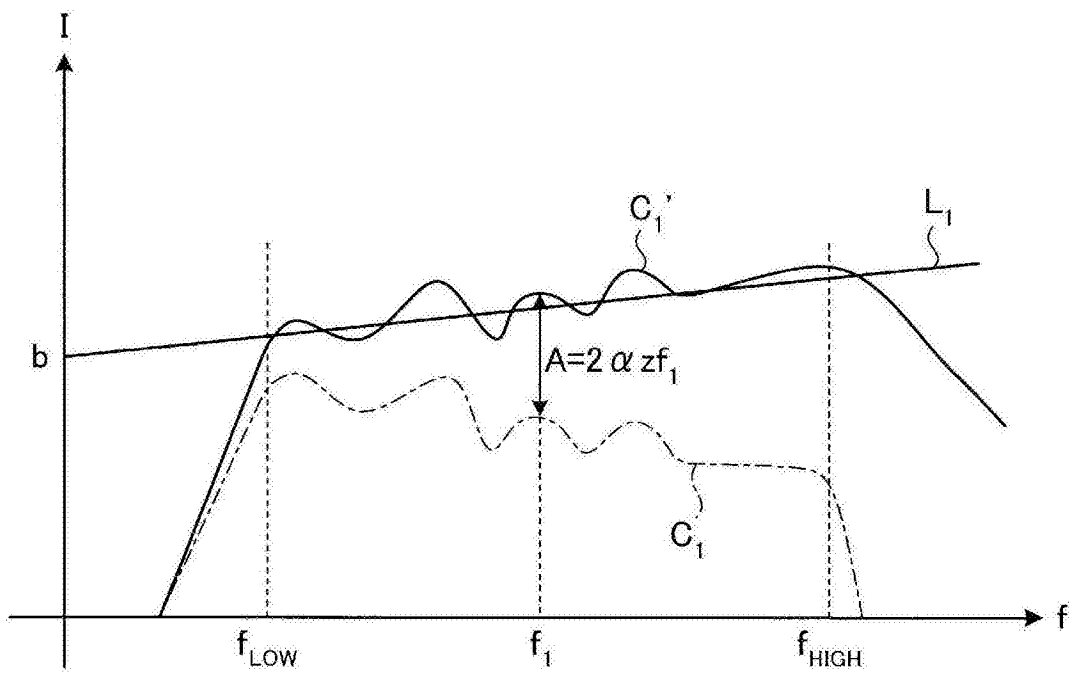


图 5

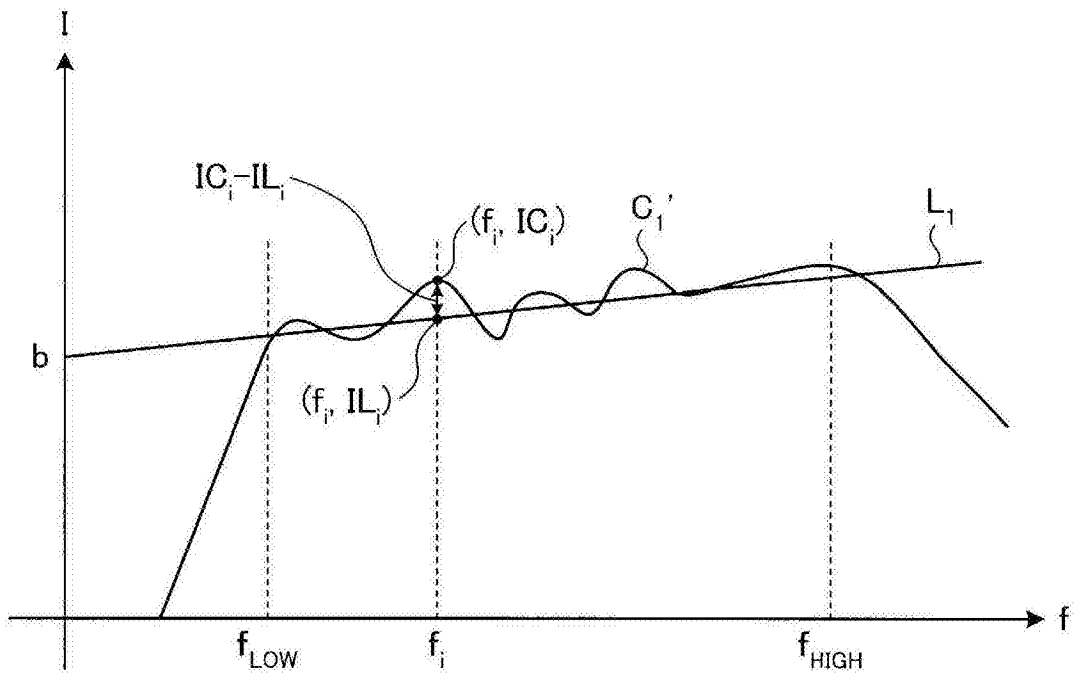


图 6

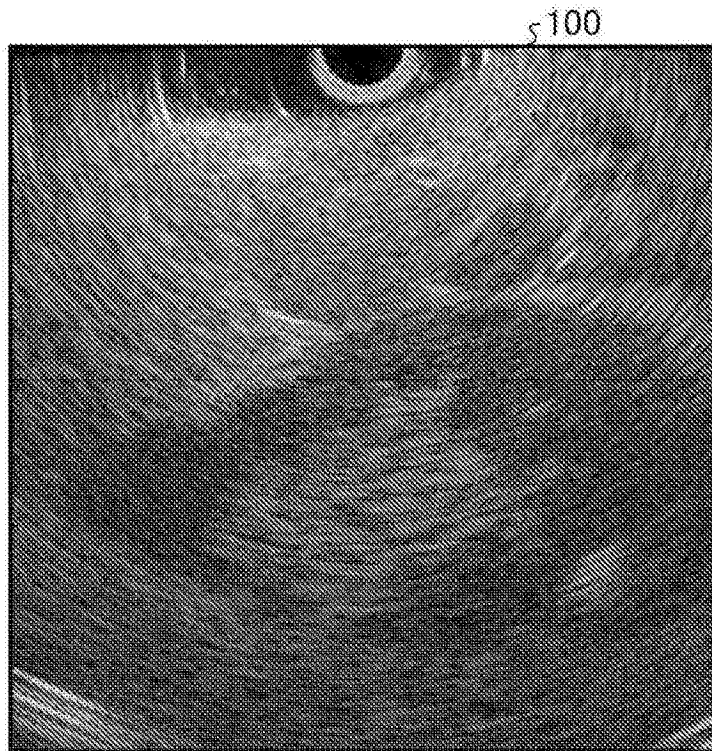


图 7

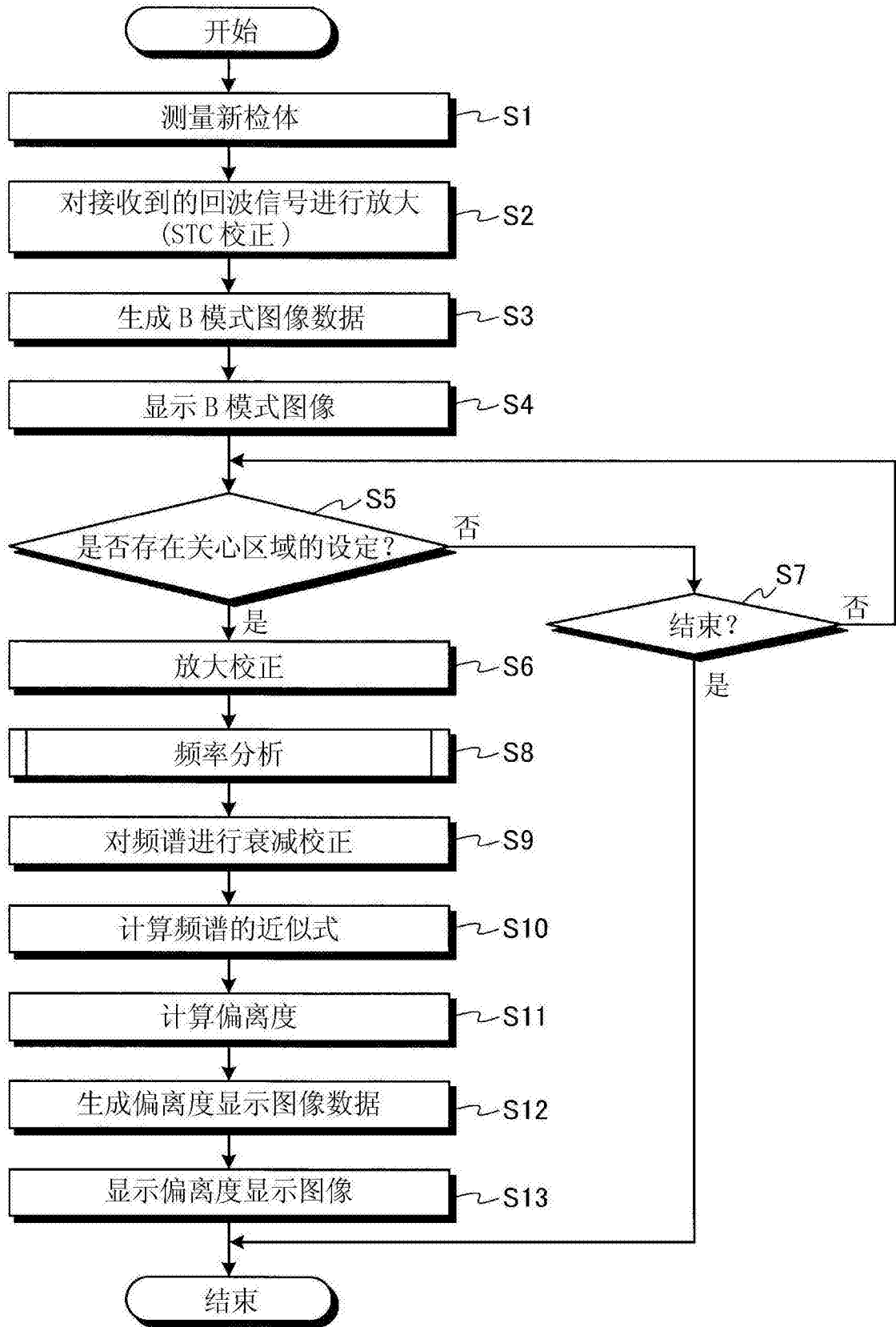


图 8

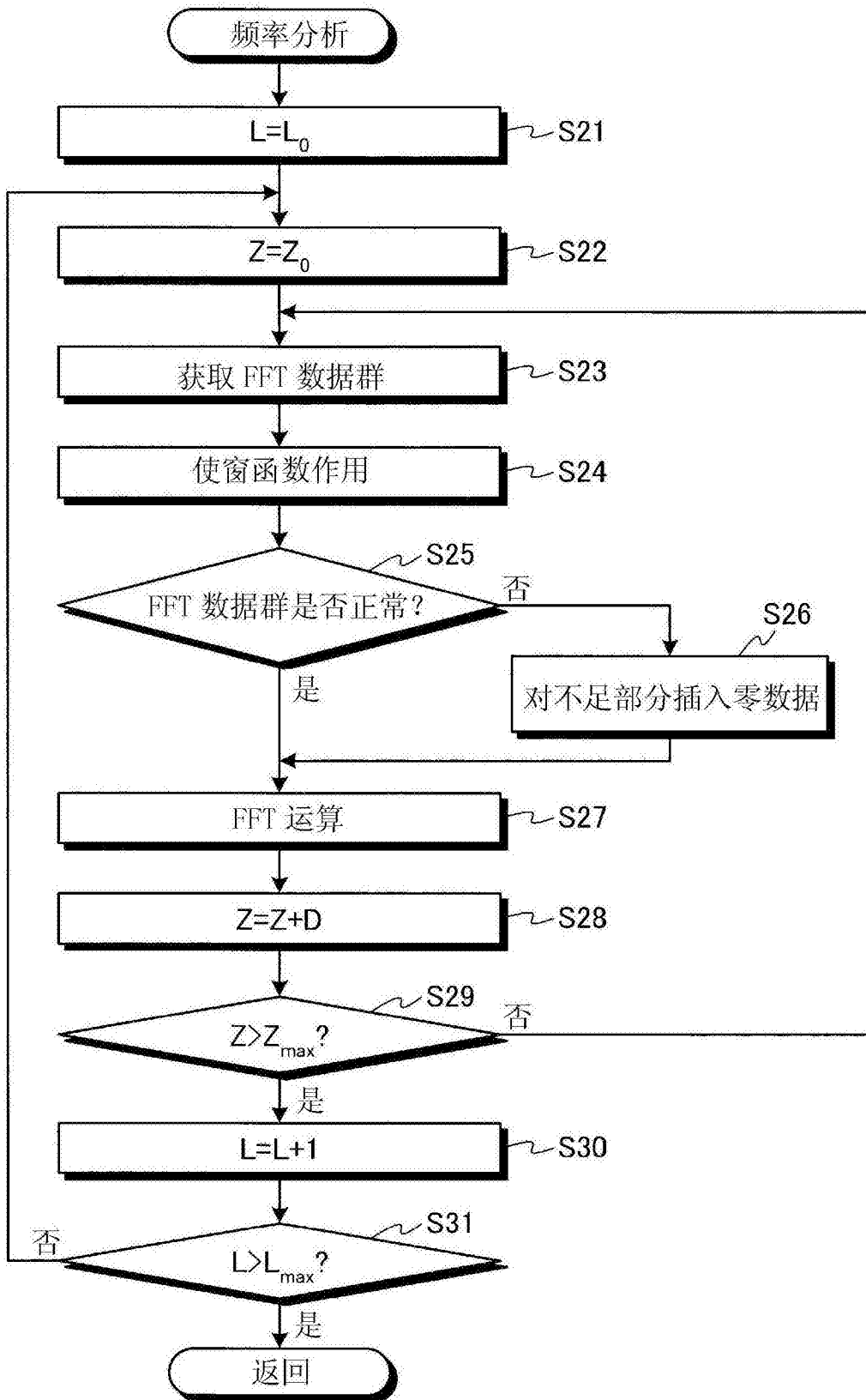


图 9

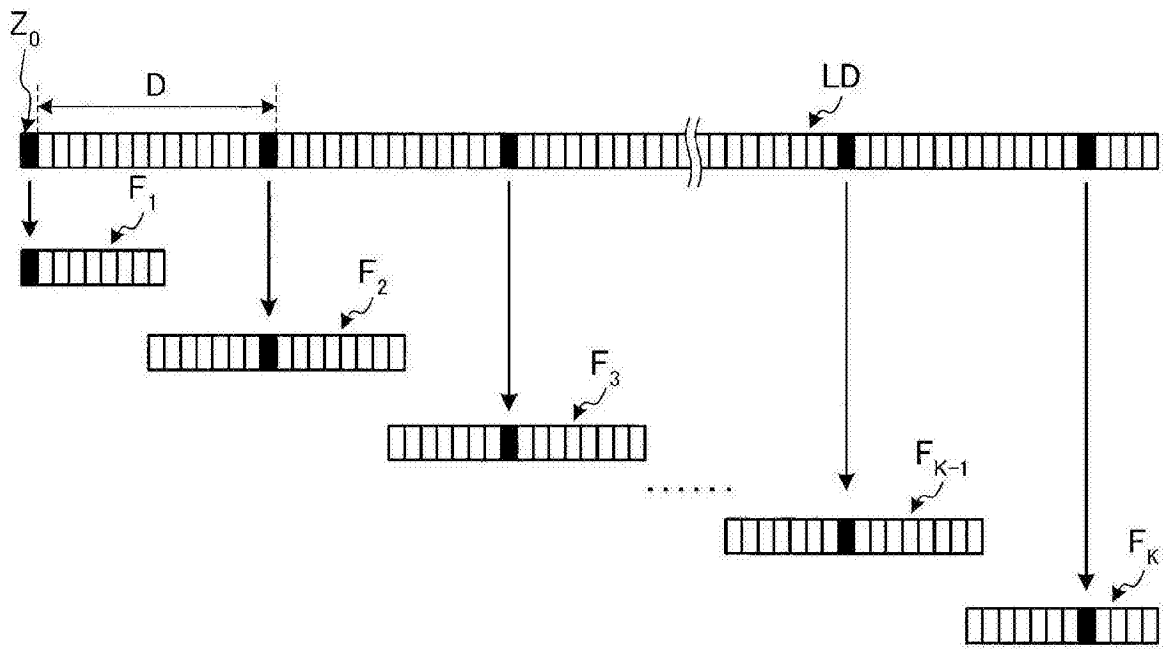


图 10

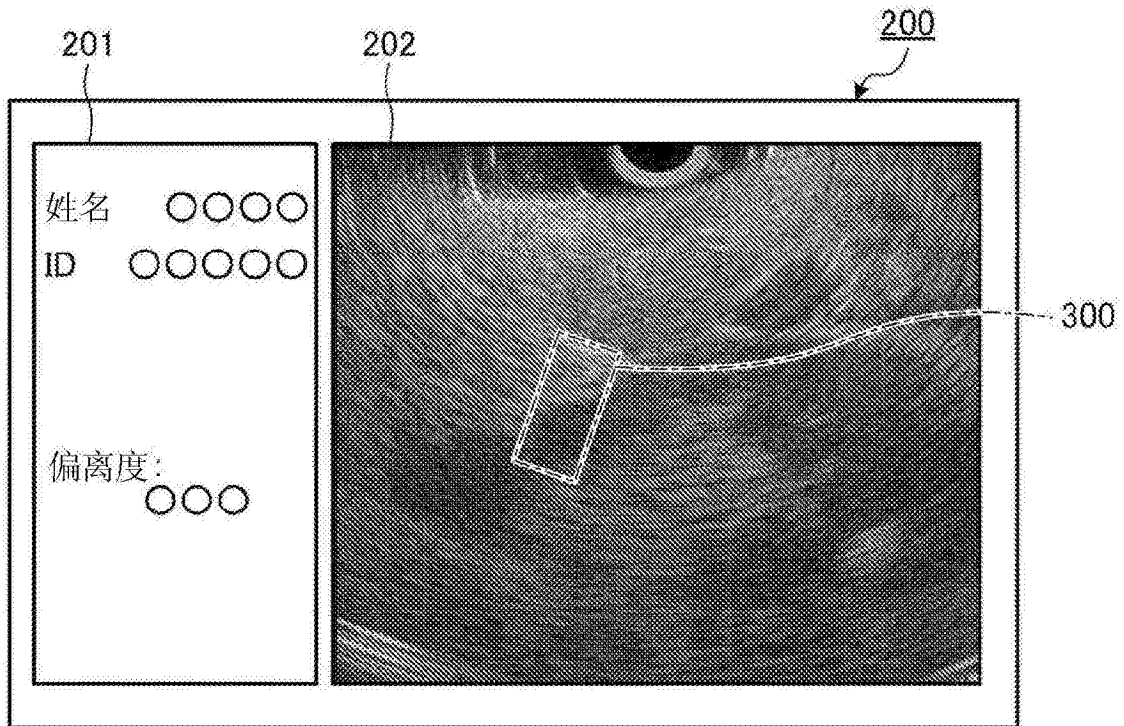


图 11

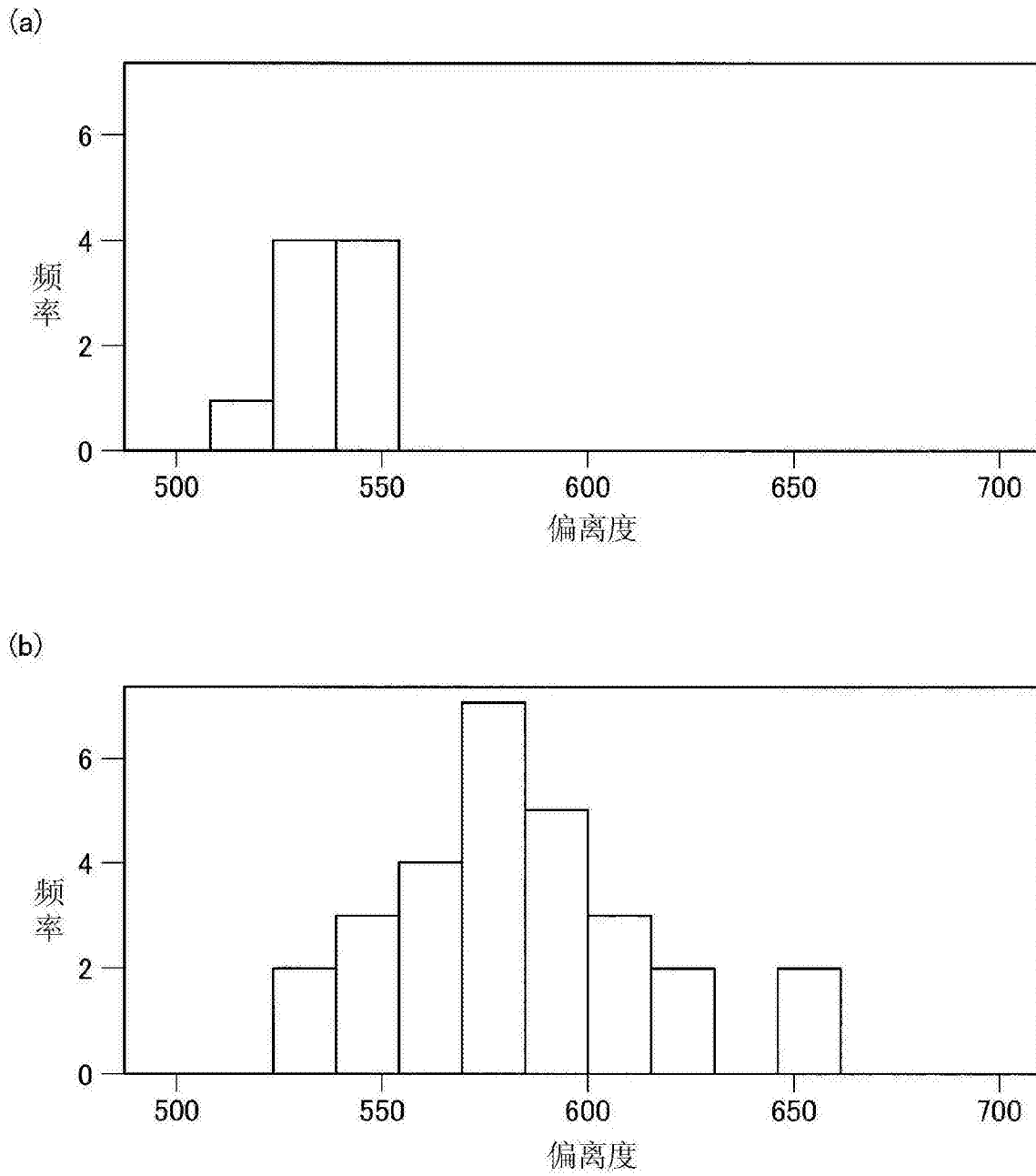


图 12

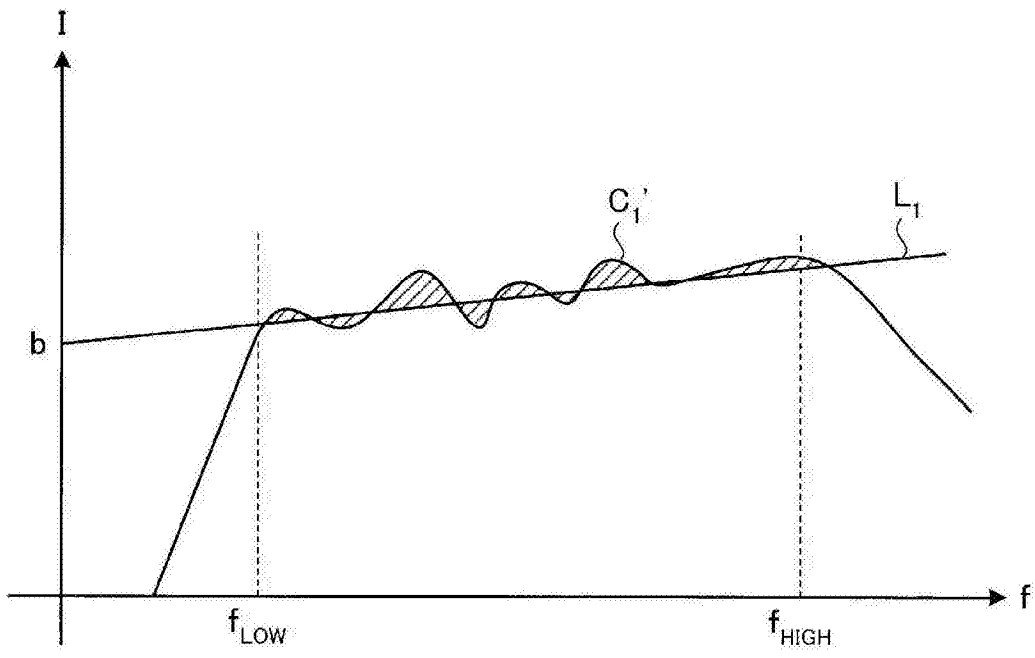


图 13

专利名称(译)	超声波观测装置、超声波观测装置的动作方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN103717146B</a>	公开(公告)日	2016-01-13
申请号	CN201380002459.9	申请日	2013-05-07
[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	G06T7/0012 A61B8/085 A61B8/461 A61B8/467 A61B8/469 A61B8/5207 A61B8/5269 G01S7/52033 G01S7/52036 G01S7/52071 G01S7/52074		
代理人(译)	刘新宇		
优先权	2012123362 2012-05-30 JP		
其他公开文献	CN103717146A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

超声波观测装置具备：频率分析部，其对检体的规定区域内的多个部位处的上述超声波的频率进行分析，由此计算各部位的频谱；频谱近似式计算部，其计算由频率分析部所计算出的各部位的频谱的近似式；偏离度计算部，其计算由频率分析部所计算出的各部位处的频谱与对应于该频谱由频谱近似式计算部计算出的该频谱的近似式之间的偏离度；以及偏离度显示图像数据生成部，其生成包含与偏离度有关的信息的偏离度显示图像数据。

