



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104125804 A

(43) 申请公布日 2014. 10. 29

(21) 申请号 201380010051. 6

(74) 专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事

(22) 申请日 2013. 09. 24

务所(普通合伙) 11277

代理人 刘新宇

(30) 优先权数据

(51) Int. Cl.

2012-219764 2012. 10. 01 JP

A61B 8/00(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 08. 19

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/075765 2013. 09. 24

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/054469 JA 2014. 04. 10

(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 江田弘孝

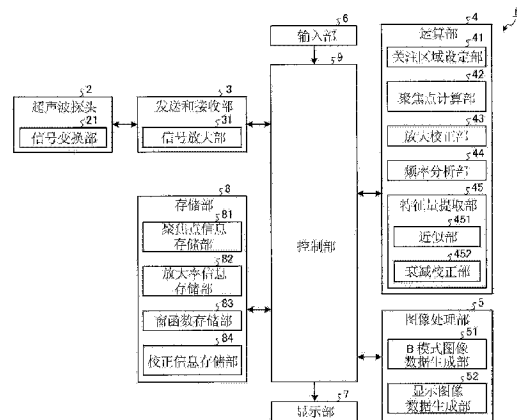
权利要求书2页 说明书13页 附图15页

(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:关注区域设定部,其能够设定与检体内的关注区域的位置和大小有关的信息;聚焦点计算部,其根据由关注区域设定部设定的关注区域的大小信息,计算出该关注区域内的多个聚焦点;发送和接收部,其将超声波聚焦于由聚焦点计算部计算出的聚焦点并进行超声波的发送和接收;频率分析部,其以聚焦点为基准对由发送和接收部接收到的超声波进行分析,由此计算出多个频谱;特征量提取部,其对由频率分析部计算出的频谱进行近似,由此提取该频谱的特征量;以及图像处理部,其生成超声波图像数据,该超声波图像数据具有与由特征量提取部提取出的特征量对应的显示方式。



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,其特征在于,具备:

关注区域设定部,其能够设定与上述检体内的关注区域的位置和大小有关的信息;

聚焦点计算部,其根据由上述关注区域设定部设定的关注区域的大小信息,计算出该关注区域内的多个聚焦点;

发送和接收部,其将超声波聚焦于由上述聚焦点计算部计算出的聚焦点并进行超声波的发送和接收;

频率分析部,其以上述聚焦点为基准对由上述发送和接收部接收到的超声波进行分析,由此计算出多个频谱;

特征量提取部,其对由上述频率分析部计算出的频谱进行近似,由此提取该频谱的特征量;以及

图像处理部,其生成超声波图像数据,该超声波图像数据具有与由上述特征量提取部提取出的特征量对应的显示方式。

2. 根据权利要求1所述的超声波观测装置,其特征在于,

还具备存储部,该存储部存储与上述关注区域的大小信息相关联的参数,

上述聚焦点计算部根据上述参数来计算出上述聚焦点。

3. 根据权利要求2所述的超声波观测装置,其特征在于,

上述关注区域的大小信息为该关注区域的深度方向的大小,

上述参数为上述关注区域内的聚焦点数量。

4. 根据权利要求3所述的超声波观测装置,其特征在于,

上述聚焦点计算部根据上述聚焦点数量将上述关注区域分割为多个局部关注区域,计算出各局部关注区域内的聚焦点,根据计算出的聚焦点来决定发送时机,

上述发送和接收部针对上述关注区域内的声线,仅进行与该声线上的聚焦点数量相当的次数的超声波的发送和接收。

5. 根据权利要求4所述的超声波观测装置,其特征在于,

上述频率分析部获取由上述发送和接收部接收到的形成超声波的数据排列的一部分的数据群,对该数据群实施高速傅里叶变换,由此计算出频谱。

6. 根据权利要求5所述的超声波观测装置,其特征在于,

上述频率分析部使用针对一个声线进行发送和接收的多个超声波中的在该声线上存在最近的聚焦点的超声波来获取上述数据群。

7. 根据权利要求4~6中的任一项所述的超声波观测装置,其特征在于,

上述聚焦点计算部计算出上述局部关注区域的深度方向的中心位置作为聚焦点。

8. 根据权利要求4~6中的任一项所述的超声波观测装置,其特征在于,

上述聚焦点计算部计算出上述局部关注区域内的深度方向的数据排列的中心作为聚焦点。

9. 根据权利要求5或者6所述的超声波观测装置,其特征在于,

上述聚焦点计算部计算出上述数据群中的规定的规定位置作为聚焦点。

10. 根据权利要求4~8中的任一项所述的超声波观测装置,其特征在于,

还具备B模式图像数据生成部,该B模式图像数据生成部生成B模式图像数据,该B模

式图像数据是将由上述检体反射的超声波的振幅变换为亮度来进行显示的图像数据，

上述发送和接收部还进行聚焦于设定为 B 模式图像用的聚焦点的超声波的发送和接收，

上述聚焦点计算部在包含上述 B 模式图像用的聚焦点的上述局部关注区域内不设定与上述聚焦点数量相应的聚焦点。

11. 根据权利要求 1 ~ 10 中的任一项所述的超声波观测装置，其特征在于，

还具备显示部，该显示部能够显示与由上述图像处理部生成的超声波图像数据对应的图像。

12. 一种超声波观测装置的动作方法，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，具备以下步骤：

关注区域设定步骤，设定上述检体内的关注区域的位置和大小；

聚焦点计算步骤，根据在上述关注区域设定步骤中设定的关注区域的大小信息，计算出该关注区域内的多个聚焦点；

发送和接收步骤，将超声波聚焦于在上述聚焦点计算步骤中计算出的聚焦点并进行超声波的发送和接收；

频率分析步骤，以上述聚焦点为基准对在上述发送和接收步骤中接收到的超声波进行分析，由此计算出多个频谱；

特征量提取步骤，对在上述频率分析步骤中计算出的频谱进行近似，由此提取该频谱的特征量；以及

图像处理步骤，生成超声波图像数据，该超声波图像数据具有与在上述特征量提取步骤中提取出的特征量对应的显示方式。

13. 一种超声波观测装置的动作程序，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：

关注区域设定步骤，设定上述检体内的关注区域的位置和大小；

聚焦点计算步骤，根据在上述关注区域设定步骤中设定的关注区域的大小信息，计算出该关注区域内的多个聚焦点；

发送和接收步骤，将超声波聚焦于在上述聚焦点计算步骤中计算出的聚焦点并进行超声波的发送和接收；

频率分析步骤，以上述聚焦点为基准对在上述发送和接收步骤中接收到的超声波进行分析，由此计算出多个频谱；

特征量提取步骤，对在上述频率分析步骤中计算出的频谱进行近似，由此提取该频谱的特征量；以及

图像处理步骤，生成超声波图像数据，该超声波图像数据具有与在上述特征量提取步骤中提取出的特征量对应的显示方式。

## 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] 然而,在上述超声波弹性成像中,存在按压的压力难以传递到血管、淋巴管等脉管的下部这种问题。因此,在脉管附近形成了肿瘤的情况下,肿瘤的边界不清楚,从而也难以对肿瘤向脉管内的浸润进行鉴别。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的鉴别等检体的观测。

[0006] 另外,在超声波弹性成像中,检查者挤压检查位置时的压力、挤压速度容易产生个体差,因此还存在测量结果的可靠性低这种问题。

[0007] 本发明是鉴于上述情况而完成的,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,其特征在于,具备:关注区域设定部,其能够设定与上述检体内的关注区域的位置和大小有关的信息;聚焦点计算部,其根据由上述关注区域设定部设定的关注区域的大小信息,计算出该关注区域内的多个聚焦点;发送和接收部,其将超声波聚焦于由上述聚焦点计算部计算出的聚焦点并进行超声波的发送和接收;频率分析部,其以上述聚焦点为基准对由上述发送和接收部接收到的超声波进行分析,由此计算出多个频谱;特征量提取部,其对由上述频率分析部计算出的频谱进行近似,由此提取该频谱的特征量;以及图像处理部,其生成超声波图像数据,该超声波图像数据具有与由上述特征量提取部提取出的特征量对应的显示方式。

[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,还具备存储部,该存储部存储与上述关注区域的大小信息相关联的参数,上述聚焦点计算部根据上述参数来计

算出上述聚焦点。

[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,上述关注区域的大小信息为该关注区域的深度方向的大小,上述参数为上述关注区域内的聚焦点数量。

[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,上述聚焦点计算部根据上述聚焦点数量将上述关注区域分割为多个局部关注区域,计算出各局部关注区域内的聚焦点,根据计算出的聚焦点来决定发送定时,上述发送和接收部针对上述关注区域内的声线,仅进行与该声线上的聚焦点数量相当的次数的超声波的发送和接收。

[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,上述频率分析部获取由上述发送和接收部接收到的形成超声波的数据排列的一部分的数据群,对该数据群实施高速傅里叶变换,由此计算出频谱。

[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,上述频率分析部使用针对一个声线进行发送和接收的多个超声波中的在该声线上存在最近的聚焦点的超声波来获取上述数据群。

[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,上述聚焦点计算部计算出上述局部关注区域的深度方向的中心位置作为聚焦点。

[0016] 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,上述聚焦点计算部计算出上述局部关注区域内的深度方向的数据排列的中心作为聚焦点。

[0017] 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,上述聚焦点计算部计算出上述数据群中的规定的规定位置作为聚焦点。

[0018] 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 B 模式图像数据生成部,该 B 模式图像数据生成部生成 B 模式图像数据,该 B 模式图像数据是将由上述检体反射的超声波的振幅变换为亮度来进行显示的图像数据,上述发送和接收部还进行聚焦于设定为 B 模式图像用的聚焦点的超声波的发送和接收,上述聚焦点计算部在包含上述 B 模式图像用的聚焦点的上述局部关注区域内不设定与上述聚焦点数量相应的聚焦点。

[0019] 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,还具备显示部,该显示部能够显示与由上述图像处理部生成的超声波图像数据对应的图像。

[0020] 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,具备以下步骤:关注区域设定步骤,设定上述检体内的关注区域的位置和大小;聚焦点计算步骤,根据在上述关注区域设定步骤中设定的关注区域的大小信息,计算出该关注区域内的多个聚焦点;发送和接收步骤,将超声波聚焦于在上述聚焦点计算步骤中计算出的聚焦点并进行超声波的发送和接收;频率分析步骤,以上述聚焦点为基准对在上述发送和接收步骤中接收到的超声波进行分析,由此计算出多个频谱;特征量提取步骤,对在上述频率分析步骤中计算出的频谱进行近似,由此提取该频谱的特征量;以及图像处理步骤,生成超声波图像数据,该超声波图像数据具有与在上述特征量提取步骤中提取出的特征量对应的显示方式。

[0021] 在本发明所涉及的超声波观测装置的动作程序中,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,该动作程序的特征在于,使超声波观测装置执行以下步骤:关注区域设定步骤,设定上述检体内的关注区域的位置和大小;聚焦点计算步骤,根据在上述关注区域设定步骤中设定的关注区域的大小信息,计算出该关注区域内的

多个聚焦点；发送和接收步骤，将超声波聚焦于在上述聚焦点计算步骤中计算出的聚焦点并进行超声波的发送和接收；频率分析步骤，以上述聚焦点为基准对在上述发送和接收步骤中接收到的超声波进行分析，由此计算出多个频谱；特征量提取步骤，对在上述频率分析步骤中计算出的频谱进行近似，由此提取该频谱的特征量；以及图像处理步骤，生成超声波图像数据，该超声波图像数据具有与在上述特征量提取步骤中提取出的特征量对应的显示方式。

#### [0022] 发明的效果

[0023] 根据本发明，在设定于超声波图像的关注区域内，计算出基于关注区域的大小的多个聚焦点，针对各聚焦点对发送和接收到的超声波进行频率分析来提取特征量，因此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。

#### 附图说明

[0024] 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。

[0025] 图 2 是表示回波信号的接收深度与放大率的关系的图。

[0026] 图 3 是表示放大校正部所进行的放大处理中的接收深度与放大率的关系的图。

[0027] 图 4 是表示由聚焦点信息存储部存储的聚焦点信息表的图。

[0028] 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处理的概要的流程图。

[0029] 图 6 是表示显示部中的 B 模式图像的显示例的图。

[0030] 图 7 是表示聚焦点计算部所进行的处理的概要的流程图。

[0031] 图 8 是示意性地表示超声波探头所进行的超声波发送处理的概要的图。

[0032] 图 9 是示意性地表示发送和接收部从超声波探头接收的每个声线的运算用回波信号的结构图。

[0033] 图 10 是表示频率分析部所进行的处理的概要的流程图。

[0034] 图 11 是示意性地表示声线的数据排列的图。

[0035] 图 12 是具体地说明频率分析部所进行的 FFT 数据群获取处理的图。

[0036] 图 13 是表示由频率分析部计算出的频谱的例子（第一例）的图。

[0037] 图 14 是表示由频率分析部计算出的频谱的例子（第二例）的图。

[0038] 图 15 是表示根据对与图 13 示出的直线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。

[0039] 图 16 是表示显示部中的显示图像的显示例（第一例）的图。

[0040] 图 17 是表示显示部中的显示图像的显示例（第二例）的图。

[0041] 图 18 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聚焦点计算处理的概要的图。

[0042] 图 19 是示意性地表示本发明的实施方式 3 所涉及的超声波观测装置所进行的聚焦点计算处理的概要的图。

#### 具体实施方式

[0043] 以下，参照附图说明用于实施本发明的方式（以下称为“实施方式”）。

[0044] (实施方式 1)

[0045] 图 1 是表示本发明的实施方式 1 所涉及的超声波观测装置的结构框图。该图所示出的超声波观测装置 1 是使用超声波来观测作为诊断对象的检体的装置。

[0046] 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，其存储包含与已知检体的组织性状有关的信息的各种信息；以及控制部 9，其对超声波观测装置 1 进行动作控制。

[0047] 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。

[0048] 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。对于接收到的回波信号，对用于图像处理部 5 将回波信号的振幅变换为亮度来生成 B 模式图像数据的回波信号（以下称为“B 模式图像用回波信号”）以及用于运算部 4 实施运算的回波信号（以下称为“运算用回波信号”）进行切换。B 模式图像用回波信号与运算用回波信号的切换在控制部 9 的控制下以帧单位或者声线（行数据）单位进行。

[0049] 发送和接收部 3 根据由后述的聚焦点计算部 42 设定的聚焦点、发送定时以及预先设定的波形来生成脉冲信号，将所生成的该脉冲信号发送到超声波探头 2，并且对由超声波探头 2 接收到的回波信号在进行放大、滤波等处理之后进行 A/D 变换，由此生成 B 模式图像用回波信号和运算用回波信号的数字 RF 信号。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。

[0050] 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  $\beta$  (dB) 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。

[0051] 运算部 4 具有：关注区域设定部 41，其根据输入部 6 的输入来设定与关注区域 (ROI) 的位置和大小有关的信息；聚焦点计算部 42，其设定发送定时；放大校正部 43，其对由发送和接收部 3 输出的数字 RF 信号进行与接收深度无关地使放大率固定的放大校正；频

率分析部 44, 其对由发送和接收部 3 输出的运算用回波信号的数字 RF 信号实施高速傅里叶变换 (FFT), 由此进行回波信号的频率分析; 以及特征量提取部 45, 其对由频率分析部 44 进行频率分析所得到的频谱 (功率谱) 进行近似, 由此提取频谱的特征量。

[0052] 关注区域设定部 41 根据由输入部 6 指定输入的关注区域的深度方向的大小以及与关注区域的位置和声线数有关的信息来设定关注区域。

[0053] 聚焦点计算部 42 根据与由关注区域设定部 41 设定的关注区域的大小有关的信息以及由存储部 8 所具有的聚焦点信息存储部 81 (后述) 存储的聚焦点数的表, 对关注区域内的多个聚焦点进行计算 (位置设定), 决定运算用回波信号的每个声线的发送次数和发送定时。另外, 聚焦点计算部 42 决定 B 模式图像用回波信号的聚焦点、发送次数以及发送定时。

[0054] 图 3 是表示由放大校正部 43 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 43 进行的放大处理中的放大率  $\beta$  (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 43 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, 能够输出放大率  $\beta_{th}$  固定的信号。此外, 放大校正部 43 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。

[0055] 频率分析部 44 针对各声线, 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。在此, “组织性状” 例如是指癌症、内分泌肿瘤、粘液性肿瘤、胰腺炎、脉管等中的任一个。

[0056] 特征量提取部 45 对由频率分析部 44 计算出的各数据位置的频谱进行近似, 由此提取该频谱的特征量。特征量提取部 45 具有: 近似部 451, 其对由频率分析部 44 计算出的频谱进行近似处理, 由此计算出进行衰减校正处理之前的校正前特征量; 以及衰减校正部 452, 其对由近似部 451 进行近似得到的校正前特征量进行衰减校正处理, 由此提取特征量。

[0057] 近似部 451 通过回归分析以一次式对频谱进行近似, 提取使近似得到的该一次式具有特征的校正前特征量。具体地说, 近似部 451 通过回归分析来计算出一次式的斜率  $a_0$  和截距  $b_0$ , 并且计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 451 采用中心频率  $f_{MID} = (f_{LOW} + f_{HIGH}) / 2$  作为特定频率, 计算出该中心频率  $f_{MID}$  处的强度 (Mid-band fit)  $c_0 = a_0 f_{MID} + b_0$ , 但是这始终是一例。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。

[0058] 三个特征量中斜率  $a_0$  与超声波的散射体的大小具有相关性, 通常考虑具有散射体越大则斜率越小的值。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, 关于截距  $b_0$ , 认为散射体越大则值越大, 声阻抗越大则值越大, 散射体的密度 (浓度) 越大则值越大。中心频率  $f_{MID}$  处的强度 (以下简称“强度”)  $c_0$  为从斜率  $a_0$  和截距  $b_0$  导出的间接性参数, 提供有效频带内的中心的谱强度。因此, 认为强度  $c_0$  除了散射体的大小、声阻抗的差、散射体的密度以外, 与 B 模式图像的亮度具有某种程度

的相关性。此外,由近似部 451 计算出的近似式并不限定于一次式,也可以是二次以上的多项式。

[0059] 接着,说明衰减校正部 452 所进行的校正。通常,超声波的衰减量 A 能够表示为如下

$$[0060] \quad A = 2 \alpha z f \quad \cdots (1)。$$

[0061] 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 ~ 1.0 (dB/cm/MHz), 更优选为 0.3 ~ 0.7 (dB/cm/MHz), 根据观察对象的脏器种类来决定。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。

[0062] 衰减校正部 452 对由近似部 451 提取出的校正前特征量 (斜率  $a_0$ 、截距  $b_0$ 、强度  $c_0$ ) 进行如下校正

$$[0063] \quad a = a_0 + 2 \alpha z \quad \cdots (2)$$

$$[0064] \quad b = b_0 \quad \cdots (3)$$

$$[0065] \quad c = c_0 + 2 \alpha z f_{\text{mid}} (= a f_{\text{mid}} + b) \quad \cdots (4)。$$

[0066] 根据式 (2)、(4) 还可知,衰减校正部 452 进行超声波的接收深度  $z$  越大则校正量越大的校正。另外,根据式 (3),与截距有关的校正为恒等变换。这是由于,截距是与频率 0 (Hz) 对应的频率成分而不会衰减。

[0067] 图像处理部 5 生成超声波图像数据,该超声波图像数据具有与由特征量提取部 45 提取出的特征量对应的显示方式。图像处理部 5 具有:B 模式图像数据生成部 51,其生成将 B 模式图像用回波信号的振幅变换为亮度来显示的 B 模式图像数据;以及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显示图像数据。

[0068] 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。

[0069] 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 模式图像数据以及由特征量提取部 45 计算出的特征量,来生成显示图像数据,该显示图像数据包含对被检体的组织性状进行强调的组织性状强调图像。

[0070] 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 的用户指定关注区域的信息。

[0071] 存储部 8 具有:聚焦点信息存储部 81,其将关注区域的深度方向的大小和聚焦点数相关联地存储;放大率信息存储部 82,其存储信号放大部 31 和放大校正部 43 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 44 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 452 进行处理时参照的校正信息。

[0072] 聚焦点信息存储部 81 将作为关注区域的大小信息的关注区域的深度方向的大小和聚焦点数相关联地存储。图 4 是表示由聚焦点信息存储部 81 存储的聚焦点信息表的图。在该图示出的聚焦点信息表 Tb 中,随着关注区域的深度方向的大小  $w$  变大而聚焦点数逐步

地变大。具体地说,在  $w = 1$  或者  $2(\text{cm})$  的情况下聚焦点数为 1,在  $w = 3(\text{cm})$  的情况下聚焦点数为 2,在  $w = 4$  或者  $5(\text{cm})$  的情况下聚焦点数为 3。该聚焦点数相当于关注区域内的区域分割数,并且相当于一个声线中的超声波的发送次数。

[0073] 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。

[0074] 窗函数存储部 83 存储 Hamming、Hanning、Blackman 等窗函数中的至少一个或者多个窗函数。

[0075] 校正信息存储部 84 存储包含式 (2) ~ (4) 的与衰减校正相关联的信息。

[0076] 存储部 8 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 以及用于存储各处理的运算参数、数据等的 RAM 等来实现。

[0077] 控制部 9 使用具有运算和控制功能的 CPU 来实现。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。

[0078] 具有上述功能结构的超声波观测装置 1 的超声波探头 2 以外的结构要素使用一个或者多个计算机来实现。

[0079] 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。

[0080] 图 5 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 5 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)。

[0081] 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。

[0082] 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)。

[0083] 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 6 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。

[0084] 之后,在关注区域设定部 41 与输入部 6 的输入相应地设定了关注区域的情况下(步骤 S5:“是”),放大校正部 43 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 43 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,用户经由输入部 6 能够任意地设定 B 模式图像中的关注区域。

[0085] 在步骤 S5 中关注区域设定部 41 没有进行关注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,在没有进行关注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。

[0086] 接着,聚焦点计算部 42 决定用于获取运算用回波信号的发送次数和发送定时(步骤 S8)。图 7 是表示聚焦点计算部 42 所进行的发送次数与发送定时的决定处理的概要的流程图。首先,聚焦点计算部 42 获取在步骤 S5 中指定的关注区域的深度方向的大小(步骤

S21)。

[0087] 之后,聚焦点计算部 42 参照存储在存储部 8 中的聚焦点数表,决定与获取到的关注区域的深度方向的大小相应的聚焦点数(发送次数)(步骤 S22)。

[0088] 接着,聚焦点计算部 42 将关注区域在深度方向上仅分割与所决定的聚焦点数相应的量,设定分割得到的各局部关注区域内的深度方向的中心位置作为聚焦点(步骤 S23)。此外,在步骤 S23 中,聚焦点计算部 42 也可以计算出各局部关注区域内的深度方向的数据排列的中心数据位置作为聚焦点。

[0089] 最后,聚焦点计算部 42 决定发送定时使得超声波聚焦于所设定的各聚焦点的位置(步骤 S24)。

[0090] 这样,聚焦点计算部 42 决定用于获取回波信号的发送次数与发送定时。之后,超声波观测装置 1 返回到图 5 示出的主例程。

[0091] 接在上述说明的步骤 S8 之后,发送和接收部 3 将预先设定的脉冲信号以已决定的发送定时发送到超声波探头 2,并且从超声波探头 2 接收作为接收信号的运算用回波信号(步骤 S9)。

[0092] 图 8 是示意性地表示超声波探头 2 所进行的超声波发送处理的概要的图。在图 8 中,示出关注区域的深度方向的大小  $w$  为 4cm 的情况。在该情况下,在  $w$  与聚焦点数的关系按照图 4 示出的聚焦点信息表  $T_b$  时,聚焦点数为 3。因而,关注区域 RA 被分割为三个局部关注区域 RA(1)、RA(2)、RA(3),在局部关注区域 RA(j) ( $j = 1, 2, 3$ ) 中设定有聚焦点 FP(j) (参照上述步骤 S23)。

[0093] 在图 8 示出的情况下,针对一个声线,超声波探头 2 所具有的超声波振子 22 以规定的发送定时依次发送三个超声波来形成以针对每个局部关注区域设定的三个聚焦点为中心的声场,接收运算用回波信号。具体地说,超声波振子 22 在第一次发送和接收(第一发送和接收)时,形成以聚焦点 FP(1) 为中心在超声波的前进方向大致对称的声场 SF1。另外,超声波振子 22 在第二次发送和接收(第二发送和接收)时,形成以聚焦点 FP(2) 为中心在超声波的前进方向大致对称的声场 SF2。并且,超声波振子 22 在第三次发送和接收(第三发送和接收)时,形成以聚焦点 FP(3) 为中心在超声波的前进方向大致对称的声场 SF3。此外,在图 8 中,例示了关注区域 RA 的中央的一个声线,但是,实际上当然对关注区域 RA 内所包含的所有声线进行上述相同的处理(超声波的发送和接收)。

[0094] 图 9 示意性地表示在步骤 S9 中发送和接收部 3 从超声波探头 2 接收的每个声线的运算用回波信号的结构图。该图示出的声线 LD(1) ~ LD(3) 为发送和接收部 3 在第一发送和接收时~第三发送和接收时分别接收到的运算用回波信号,各信号中的白色或者黑色的长方形意味着一个数据。另外,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(1) ~ LD(3) 离散化。此外,图 9 示出的黑色的长方形意味着代表由频率分析部 44 获取的 FFT 数据群的数据位置。在后述的步骤 S11 中详细说明这一点。

[0095] 之后,在对全部声线完成了规定的发送次数的超声波发送和接收的情况下(步骤 S10:“是”),频率分析部 44 进行运算用回波信号的频率分析(步骤 S11)。另一方面,在没有对全部声线完成规定的发送次数的超声波发送和接收的情况下(步骤 S10:“否”),超声波观测装置 1 返回到步骤 S9。

[0096] 在此,参照图 10 示出的流程图来详细说明频率分析部 44 所进行的处理(步骤 S11)。首先,频率分析部 44 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 S31)。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 设定的关注区域的左右一侧的边界位置对应的声线附加初始值  $L_0$ 。

[0097] 接着,频率分析部 44 计算在步骤 S10 中接收到的运算用回波信号的声线上的全部频谱。首先,频率分析部 44 设定代表为了进行 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 S32)。

[0098] 图 11 是示意性地表示声线的数据排列的图。在图 11 中,示出将一个声线中的发送次数设定为  $i_{\max}$ 、将与第一发送和接收~第  $i_{\max}$  发送和接收对应的运算用回波信号 LD(1)~LD( $i_{\max}$ )的第一个数据设定为数据位置 Z 的初始值  $Z_0$  并且以步长 D 设定数据位置的情况。因此,图 11 示出的各运算用回波信号的黑色区域表示数据位置,步长 D 为 15。此外,能够任意地设定初始值  $Z_0$  的位置。例如,也可以将与关注区域的上端位置对应的数据位置 Z 设定为初始值  $Z_0$ 。

[0099] 之后,频率分析部 44 获取数据位置 Z 的 FFT 数据群(步骤 S33)。频率分析部 44 将获取对象的数据位置 Z 与各运算用回波信号的聚焦点 FP(i) 的位置进行比较,使用到聚焦点的距离最小的运算用回波信号来获取该数据位置 Z 的 FFT 数据群。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 数据群的数据数为  $2^n$  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。

[0100] 图 12 是具体地说明步骤 S33 的处理的图。在图 12 中,示出一个声线中的发送次数  $i_{\max}$  为 3 的情况。另外,在图 12 中,将一个 FFT 数据群的数据数设为 15。因而,为  $n = 4$ 、 $N = 7$ 、 $M = 8$ 。并且,关注区域 RA 与参照图 8 说明的关注区域相同。在该情况下,频率分析部 44 将获取对象的数据位置 Z 与各运算用回波信号的聚焦点的位置进行比较,在第一发送和接收时的声线 LD(1) 中,获取从初始值  $Z_0$  至局部关注区域 RA(1) 内包含的数据位置的 FFT 数据群  $F_1$ 、 $\dots$ 、 $F_i$ 、 $F_{i+1}$ (i 为正整数)。另外,频率分析部 44 在第二发送和接收时的声线 LD(2) 中获取局部关注区域 RA(2) 内包含的数据位置的 FFT 数据群  $F_{i+2}$ 、 $F_{i+3}$ 。另外,频率分析部 44 在第三发送和接收时的声线 LD(3) 中获取从局部关注区域 RA(3) 起至声线 LD(3) 的最后数据位置所包含的 FFT 数据群  $F_{i+4}$ 、 $\dots$ 、 $F_{k-1}$ 、 $F_k$ 。

[0101] 接着,频率分析部 44 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 S34)。这样,频率分析部 44 使窗函数作用于获取到的 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。

[0102] 之后,频率分析部 44 判断数据位置 Z 的 FFT 数据群是否为正常的数据群(步骤 S35)。FFT 数据群正常是指在数据位置 Z 的前方存在 N 个数据、在数据位置 Z 的后方存在 M 个数据。在图 12 示出的情况下,除了 FFT 数据群  $F_1$ 、 $F_k$  以外的 FFT 数据群全部正常。

[0103] 在步骤 S35 中的判断结果是数据位置 Z 的 FFT 数据群正常的情况下(步骤 S35:“是”),频率分析部 44 过渡到后述的步骤 S37。

[0104] 在步骤 S35 中的判断结果是数据位置 Z 的 FFT 数据群不正常的情况下(步骤 S35:“否”),频率分析部 44 对不足部分插入零数据,由此来生成正常的 FFT 数据群(步骤 S36)。在追加零数据之前使窗函数作用于在步骤 S35 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 S36 之后,频率分析部 44 转移到后述的步骤 S37。

[0105] 在步骤 S37 中,频率分析部 44 使用 FFT 数据群来进行 FFT 运算,由此得到频谱(步骤 S37)。图 13 和图 14 是表示由频率分析部 44 计算出的频谱的例子的图。在图 13 和图 14 中,横轴  $f$  为频率,纵轴  $I$  为强度。在图 13 和图 14 中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  $f_{HIGH}$  为根据超声波探头 2 的频带、由发送和接收部 3 发送的脉冲信号的频带等而决定的参数,例如  $f_{LOW} = 3\text{MHz}$ 、 $f_{HIGH} = 10\text{MHz}$ 。在本实施方式 1 中,曲线和直线由离散的点的集合构成。此外,通过后述的校正前特征量提取处理(步骤 S12)来说明图 13 示出的直线  $L_1$  和图 14 示出的直线  $L_2$ 。

[0106] 接着,频率分析部 44 对数据位置  $Z$  加上规定的步长  $D$  而计算下一个分析对象的 FFT 数据群的数据位置  $Z$ (步骤 S38)。期望在此的数据步长  $D$  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 44 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。

[0107] 之后,频率分析部 44 判断数据位置  $Z$  是否大于最终数据位置  $Z_{max}$ (步骤 S39)。在此,最终数据位置  $Z_{max}$  可以是运算用回波信号 LD(1) ~ LD(n) 的数据长度,也可以是与关注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 S39:“是”),频率分析部 44 使声线编号  $L$  仅增加 1(步骤 S40)。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 S39:“否”),频率分析部 44 返回到步骤 S33。这样,频率分析部 44 针对运算用回波信号 LD(1) ~ LD( $i_{max}$ ),对合计  $\lceil \{(Z_{max}-Z_0)/D\} + 1 \rceil (= K)$  个 FFT 数据群进行 FFT 运算。在此,  $[X]$  表示不超过  $X$  的最大整数。

[0108] 在步骤 S40 中递增之后的声线编号  $L$  大于最终声线编号  $L_{max}$  的情况下(步骤 S41:“是”),频率分析部 44 结束频率分析处理。之后,超声波观测装置 1 返回到图 5 示出的主例程。另一方面,在步骤 S41 中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 S41:“否”),频率分析部 44 返回到步骤 S32。

[0109] 这样,频率分析部 44 对  $(L_{max}-L_0+1)$  个声线分别进行  $K$  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  $L_{max}$ ,也可以对与关注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 44 对全部声线进行的 FFT 运算的总数  $(L_{max}-L_0+1) \times K$  设为  $P$ 。

[0110] 接在上述说明的步骤 S11 的频率分析处理之后,特征量提取部 45 通过对由频率分析部 44 计算出的频谱进行近似来提取频谱的特征量(步骤 S12、S13)。

[0111] 首先,在步骤 S12 中,作为近似处理,近似部 451 对由频率分析部 44 计算出的  $P$  个频谱进行回归分析,由此提取校正前特征量。具体地说,近似部 451 通过回归分析来计算出对频带  $f_{LOW} < f < f_{HIGH}$  的频谱进行近似的一次式,由此作为校正前特征量而提取使该一次式具有特征的斜率  $a_0$ 、截距  $b_0$ 、强度  $c_0$ 。图 13 示出的直线  $L_1$  和图 14 示出的直线  $L_2$  为在该步骤 S12 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。

[0112] 之后,在步骤 S13 中,衰减校正部 452 通过对由近似部 451 提取出的校正前特征量进行衰减校正处理来计算特征量。例如,在数据的采样频率为 50MHz 的情况下,数据的采样周期为 20(nsec)。在此,当将声速设为 1530(m/sec) 时,数据的采样距离间隔为  $1530(\text{m}/\text{sec}) \times 20(\text{nsec})/2 = 0.0153(\text{mm})$ 。当将从运算用回波信号 LD( $j$ ) 的第一个数据起到处理

对象的 FFT 数据群的数据位置为  $Z$  时的数据步数设为  $k$  时, 该数据位置  $Z$  为  $0.0153k$  (mm)。衰减校正部 452 通过将这样求出的数据位置  $Z$  的值代入到上述式 (2) ~ (4) 的接收深度  $z$  来计算作为频谱的特征量的斜率  $a$ 、截距  $b$ 、强度  $c$ 。图 15 是表示根据对与图 13 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 15 示出的直线  $L_1'$  的式如下

$$[0113] \quad I = af+b = (a_0+2\alpha Z)f+b_0 \cdots (5)。$$

[0114] 根据该式 (5) 还可知, 直线  $L_1'$  与直线  $L_1$  相比, 斜率大且截距的值相同。

[0115] 如上所述, 由衰减校正部 452 进行衰减校正, 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。

[0116] 接在步骤 S13 之后, 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 45 计算出的特征量来生成显示图像数据 (步骤 S14)。

[0117] 之后, 显示部 7 显示由显示图像数据生成部 52 生成的显示图像 (步骤 S15)。图 16 是表示显示部 7 中的显示图像的显示例的图。该图示出的显示图像 200 具有用于显示与检体有关的各种信息的信息显示部 201 以及用于显示对组织性状进行强调的组织性状强调图像的图像显示部 202。

[0118] 在信息显示部 201 中例如显示检体的识别信息 (ID 编号、姓名、性别等)、特征量信息、增益、对比度等超声波画质信息。在此, 作为特征量信息, 能够利用位于关注区域的内部的  $Q$  组 FFT 数据群的频谱特征量的平均、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“ $a = 1.5 \pm 0.3$  (dB/MHz)、 $b = -60 \pm 2$  (dB/MHz)、 $c = -50 \pm 1.5$  (dB/MHz)”。

[0119] 显示在图像显示部 202 中的组织性状强调图像 300 相对于图 6 示出的 B 模式图像 100 为将特征量  $b$  均等地分配给 R (红)、G (绿)、B (蓝) 的灰度等级图像。

[0120] 显示部 7 对显示图像 200 进行显示, 由此超声波观测装置 1 的用户能够更正确地掌握关注区域的组织性状。

[0121] 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 也可以周期地反复步骤 S1 ~ S15 的处理。

[0122] 此外, 图 16 示出的组织性状强调图像 300 始终是一例。除此以外, 例如还能够将三个特征量  $a$ 、 $b$ 、 $c$  分别分配到 R (红)、G (绿)、B (蓝), 使用彩色图像来显示组织性状强调图像。在该情况下, 以固有的颜色对组织性状进行表现, 因此用户能够根据图像的颜色分布来掌握关注区域的组织性状。另外, 代替以 RGB 表色系构成颜色空间, 也可以使用青色、品红色、黄色那样的补色系的变量构成颜色空间, 对各变量分配特征量。另外, 也可以通过以规定的比率混合 B 模式图像数据与彩色图像数据来生成组织性状强调图像数据。另外, 也可以仅在关注区域替换为彩色图像数据来生成组织性状强调图像数据。

[0123] 根据上述说明的本发明的实施方式 1, 计算出基于关注区域的大小的多个聚焦点, 对针对各聚焦点发送和接收的超声波进行频率分析来提取特征量, 因此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。

[0124] 另外, 根据本实施方式 1, 按照分割得到的每个区域进行聚焦点的定位, 因此能够抑制由于发送延迟的影响而聚焦点以外的频谱失真这一现象。因而, 根据本实施方式 1, 能够高精度地计算出频率的特征量。

[0125] 另外, 根据本实施方式 1, 根据施加了与接收深度相应的放大率进行放大的 STC

校正所得到的信号来生成 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,之后计算出频谱,通过回归分析对该频谱进行线性近似之后实施衰减校正,因此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。

[0126] 图 17 是表示显示部 7 中的显示图像的另一显示例的图。该图示出的显示图像 400 具有信息显示部 401、用于显示 B 模式图像的第一图像显示部 402 以及用于显示组织性状强调图像的第二图像显示部 403。在显示图像 400 中,在第一图像显示部 402 中显示 B 模式图像 100,在第二图像显示部 403 中显示组织性状强调图像 300。这样,通过排列显示 B 模式图像和组织性状强调图像,能够在同一个画面上识别两个图像的区别。

[0127] 此外,在显示图像 400 中,也可以切换在第一信息显示部 401 中显示的图像以及在第二图像显示部 403 中显示的图像。

[0128] 另外,也能够通过来自输入部 6 的输入在显示图像 200 与显示图像 400 之间切换显示。

[0129] (实施方式 2)

[0130] 本发明的实施方式 2 的聚焦点计算部中的聚焦点计算处理与实施方式 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。

[0131] 图 18 是示意性地表示本实施方式 2 中的聚焦点计算处理的概要的图。在图 18 中,对于一个声线的发送次数为  $i_{\max}$ 。另外,图 18 示出的关注区域 RB 被分割为  $i_{\max}$  个局部关注区域 RB(1)、 $\dots$ 、RB( $i_{\max}$ )。

[0132] 聚焦点计算部 42 计算出分别代表频率分析部 44 在声线上获取到的多个 FFT 数据群的规定的频率位置 Z 作为对应的局部关注区域的聚焦点 FP(j) ( $j = 1, 2, \dots, i_{\max}$ ),决定运算用回波信号的每个声线的发送次数和发送定时。

[0133] 根据上述说明的本发明的实施方式 2,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。

[0134] 另外,根据本实施方式 2,与上述实施方式 1 同样地,抑制由于发送延迟的影响而聚焦点以外的频谱失真这一现象,由此能够高精度地计算出频率的特征量。

[0135] (实施方式 3)

[0136] 本发明的实施方式 3 的聚焦点计算部中的聚焦点计算处理与实施方式 1 不同。本实施方式 3 所涉及的超声波观测装置的结构与在实施方式 1 中说明的超声波观测装置 1 的结构相同。因此,在以下说明中,对与超声波观测装置 1 的结构要素对应的结构要素附加相同的附图标记。

[0137] 图 19 是示意性地表示本实施方式 3 中的聚焦点计算处理的概要的图。在图 19 中,对于一个声线的发送次数为  $i_{\max}$ 。另外,图 19 示出的关注区域 RC 被分割为  $i_{\max}$  个局部关注区域 RC(1)、 $\dots$ 、RC( $i_{\max}$ )。

[0138] 在本实施方式 3 中,在 B 模式图像用回波信号的聚焦点被包含在关注区域内的情况下,聚焦点计算部 42 不对包含 B 模式图像用回波信号的聚焦点的局部关注区域进行运算用回波信号的聚焦点的设定。频率分析部 44 使用 B 模式图像用回波信号来获取没有设定

运算用回波信号的聚焦点的局部关注区域内的 FFT 数据群。

[0139] 例如在图 19 示出的情况下,局部关注区域 RC(2) 设定有 B 模式图像用回波信号 LD(B) 的聚焦点 FP(B)。因此,发送和接收部 3 对局部关注区域 RC(2),在所有运算用回波信号 LD(1) ~ LD( $i_{\max}$ ) 中不设定聚焦点。频率分析部 44 从 B 模式图像用回波信号 LD(B) 中获取局部关注区域 RC(2) 内的 FFT 数据群。

[0140] 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。

[0141] 另外,根据本实施方式 3,与上述实施方式 1 同样地,抑制由于发送延迟的影响而聚焦点以外的频谱失真这一现象,由此能够高精度地计算出频率的特征量。

[0142] 目前,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。例如在本发明中,每个声线的超声波的发送次数也可以与运算负荷的状况相应地减少。

[0143] 另外,在本发明中,在提取频谱的特征量时,也可以在对由频率分析部计算出的频谱施加衰减校正之后,通过回归分析对校正后的频谱进行近似。

[0144] 另外,在本发明中,控制部 9 也可以统一进行放大校正部 43 的放大校正处理和衰减校正部 452 中的衰减校正处理。该处理等效于不进行图 5 的步骤 S6 中的放大校正处理而如下式 (6) 那样对图 5 的步骤 S13 中的衰减校正处理的衰减量 A 的定义进行变更。

$$[0145] \quad A' = 2\alpha z f + \gamma(z) \quad \cdots (6)$$

[0146] 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:

$$[0147] \quad \gamma(z) = -\{(\beta_{\text{th}} - \beta_0)/z_{\text{th}}\}z + \beta_{\text{th}} - \beta_0 (z \leq z_{\text{th}}) \quad \cdots (7)$$

$$[0148] \quad \gamma(z) = 0 (z > z_{\text{th}}) \quad \cdots (8)$$

[0149] 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。

#### [0150] 附图标记说明

[0151] 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;22:超声波振子;31:信号放大部;41:关注区域设定部;42:聚焦点计算部;43:放大校正部;44:频率分析部;45:特征量提取部;51:B 模式图像数据生成部;52:显示图像数据生成部;81:聚焦点信息存储部;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、400:显示图像;201、401:信息显示部;202:图像显示部;300:组织性状强调图像;402:第一图像显示部;403:第二图像显示部;451:近似部;452:衰减校正部;FP(j) ( $j = 1, \dots, i_{\max}$ )、FP(B):聚焦点;RA、RB、RC:关注区域;RA(j)、RB(j)、RC(j) ( $j = 1, \dots, i_{\max}$ ):局部关注区域;SF1、SF2、SF3:声场;Tb:聚焦点信息表。

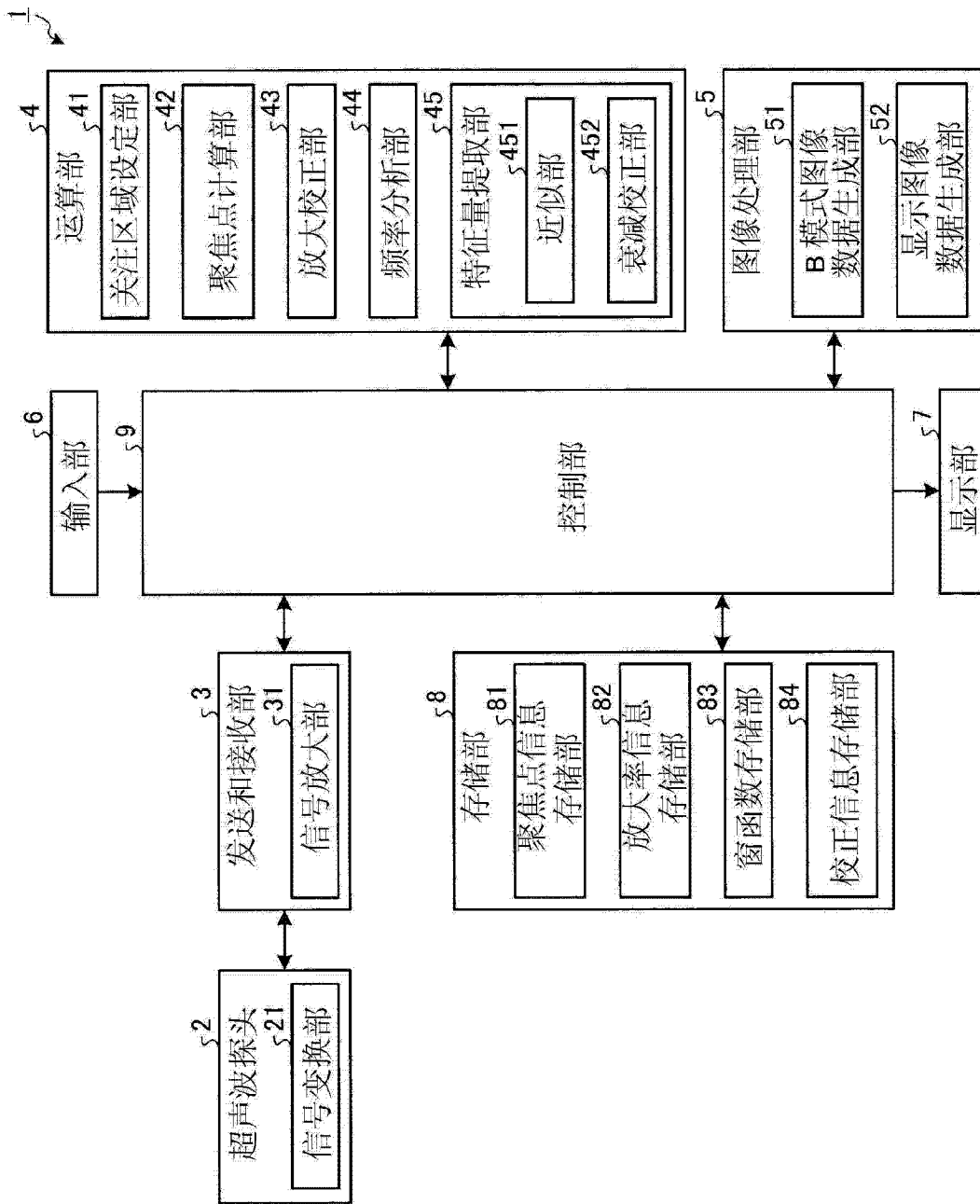


图 1

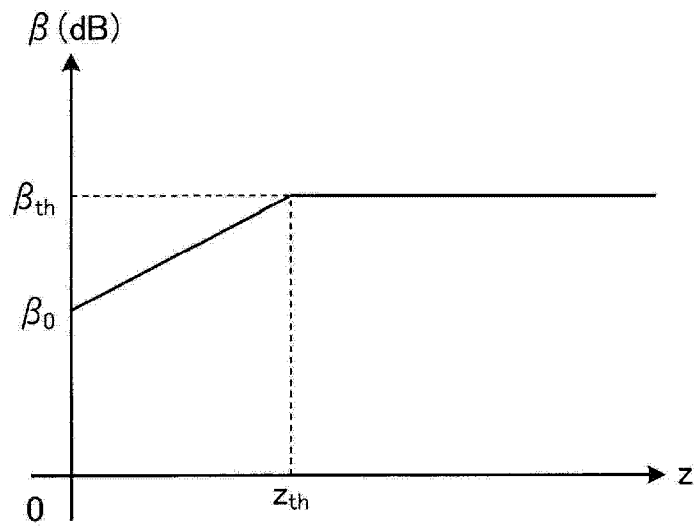


图 2

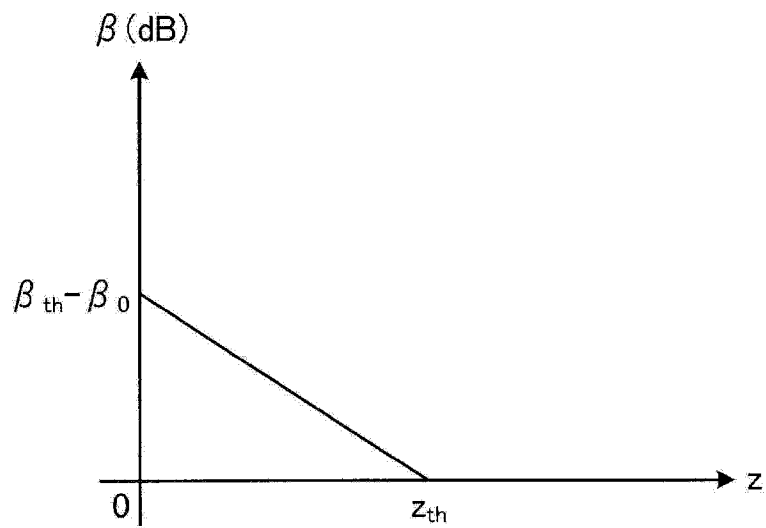


图 3

$\zeta T_b$

关注区域的深度方向 的大小w(cm)	聚焦点数
1	1
2	1
3	2
4	3
5	3

图 4

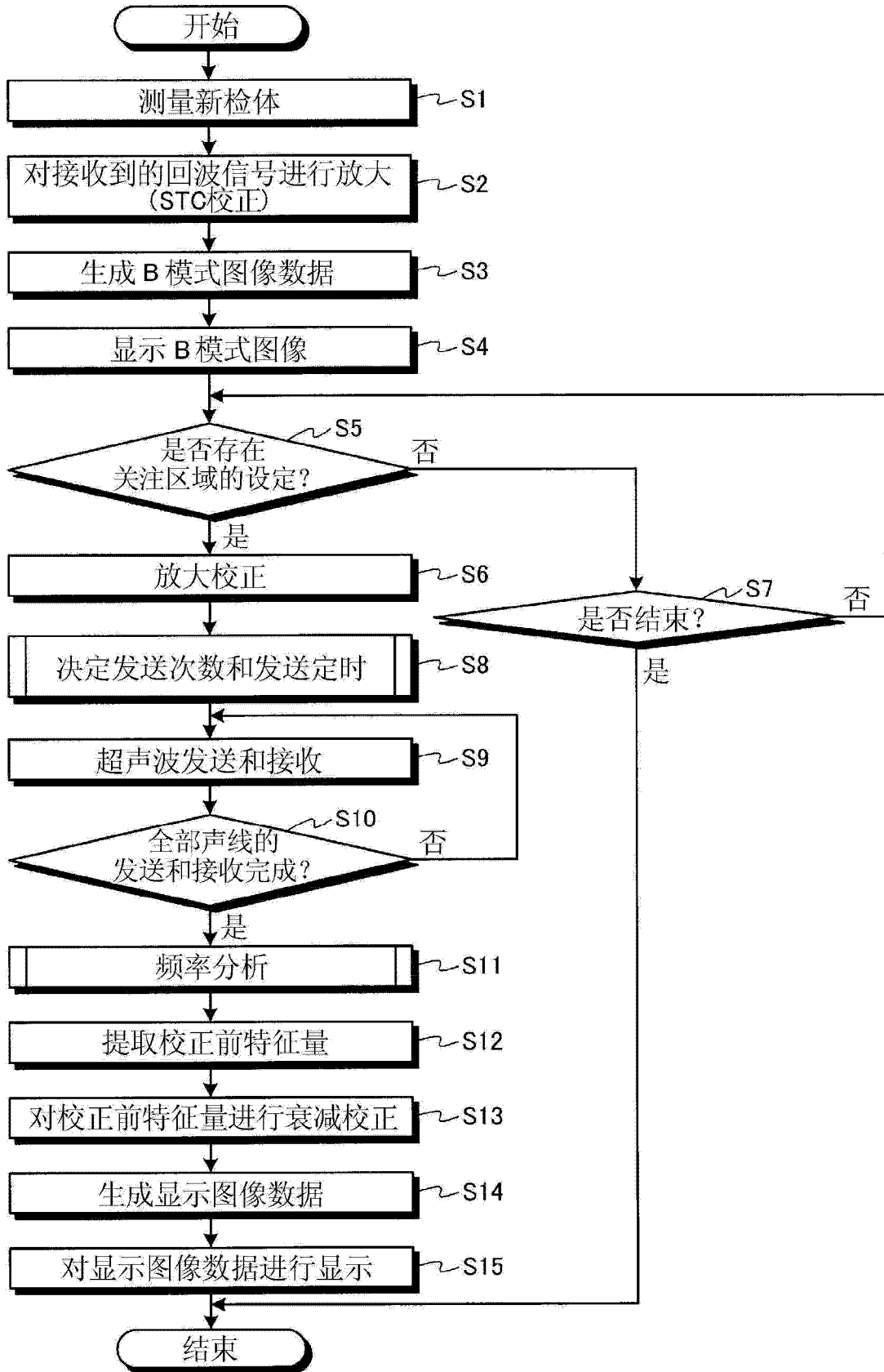


图 5

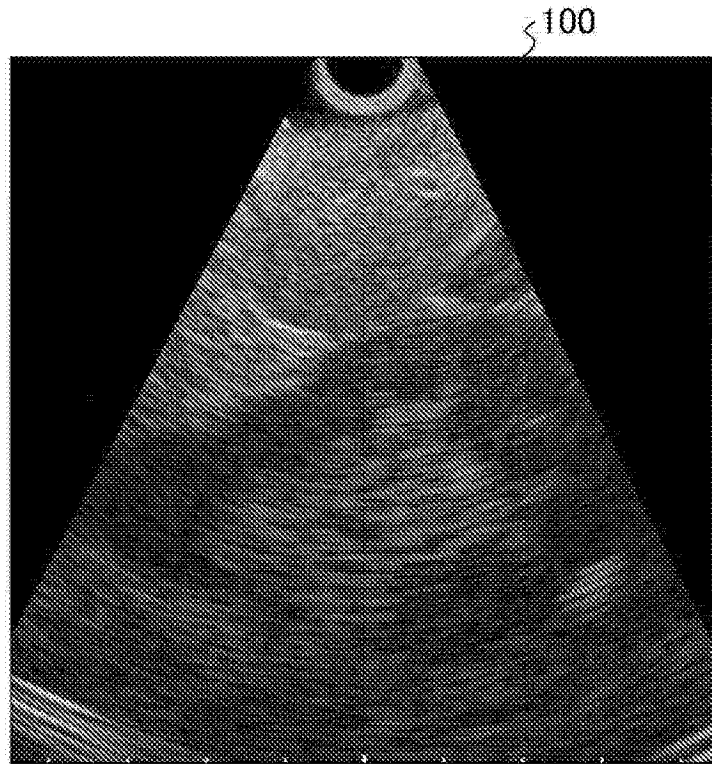


图 6

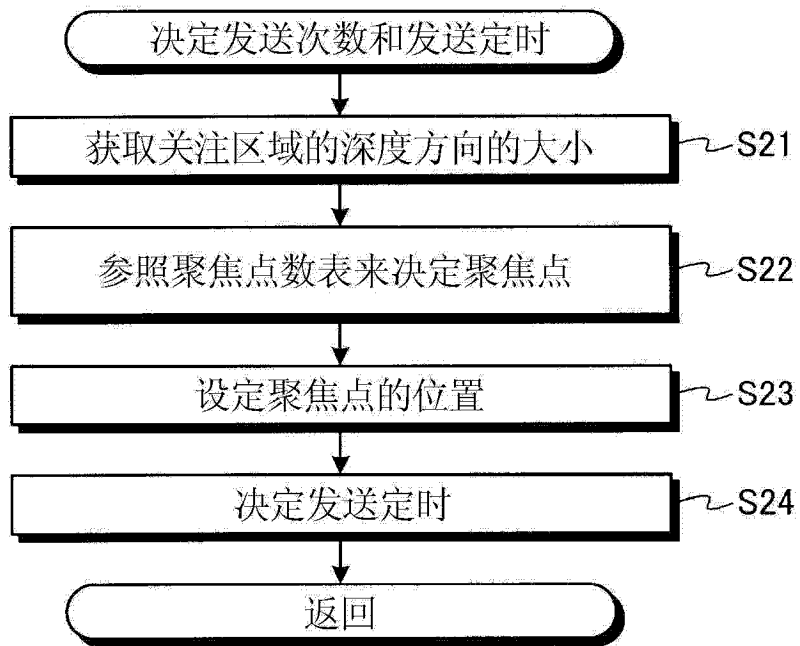


图 7

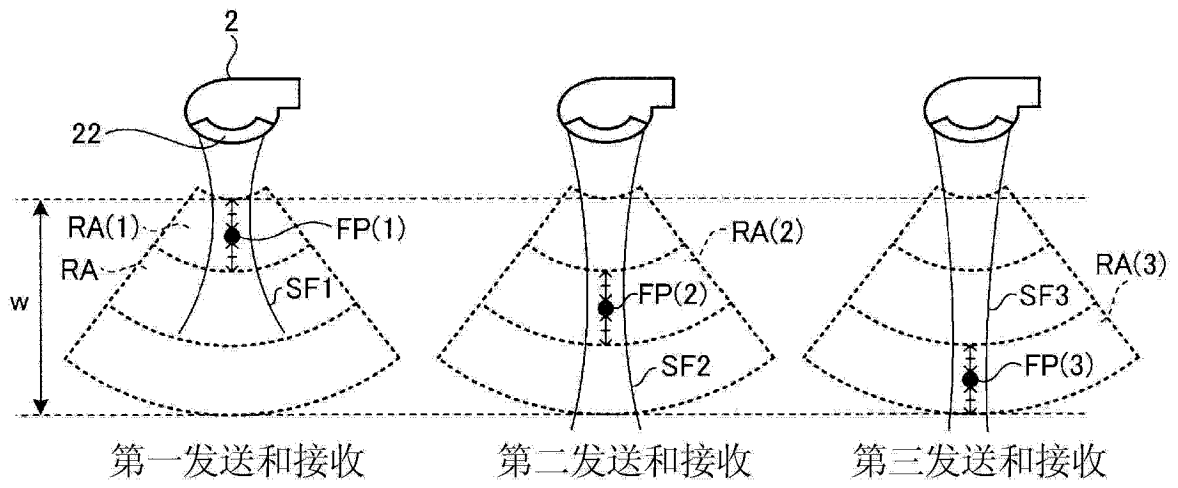


图 8

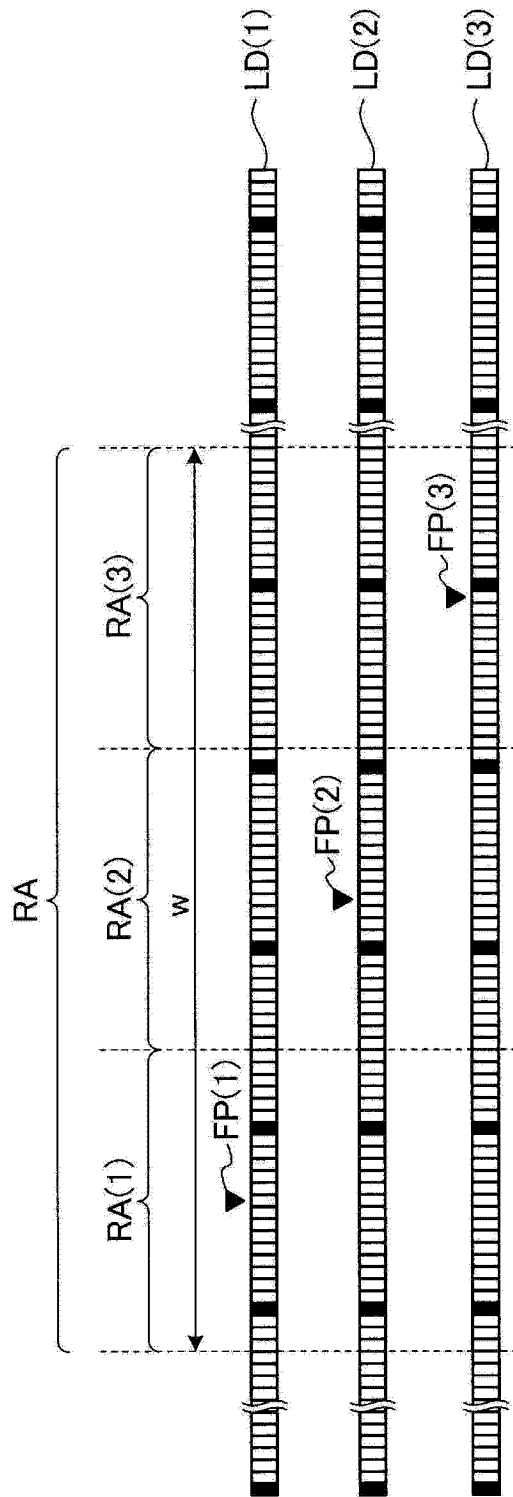


图 9

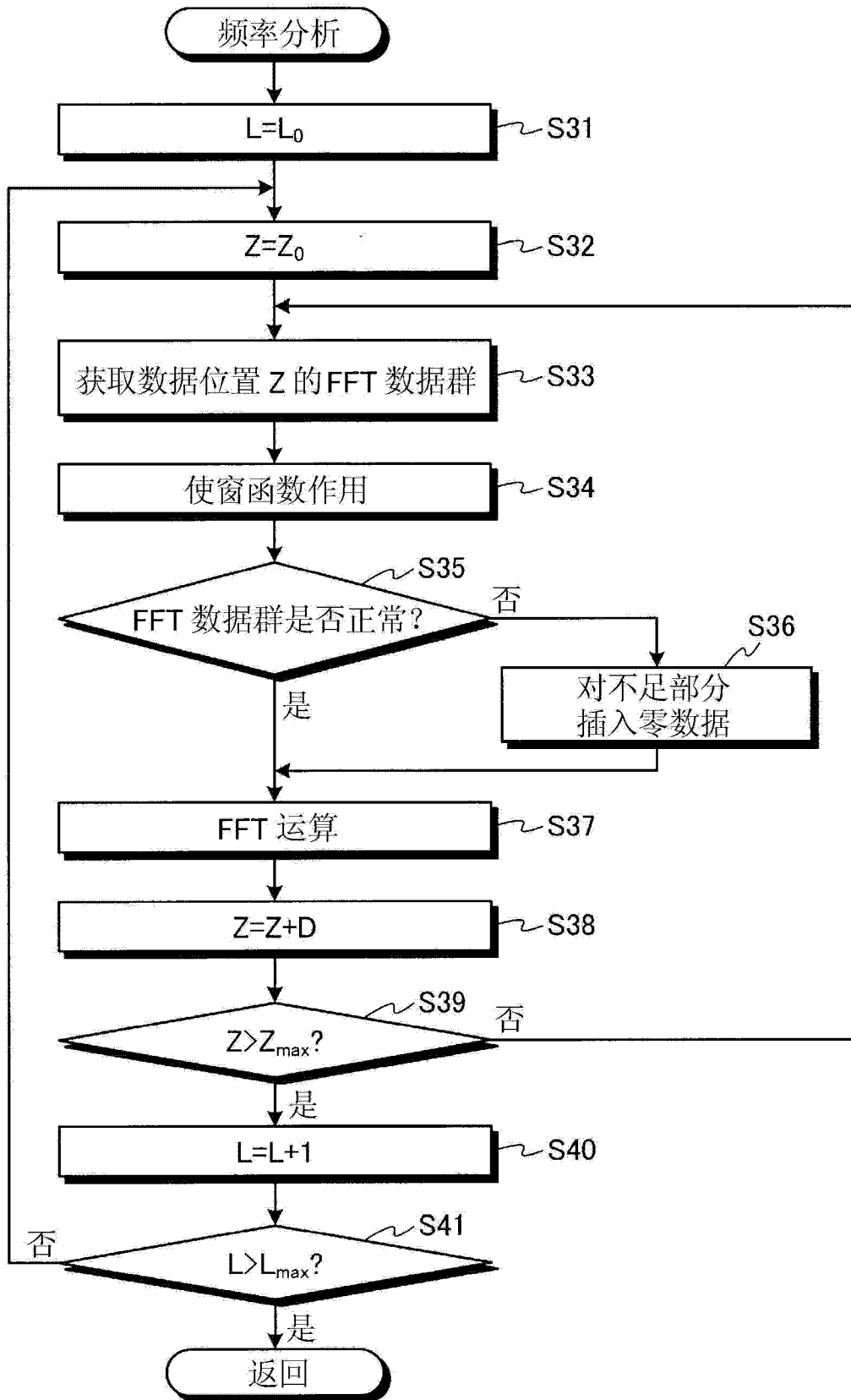


图 10

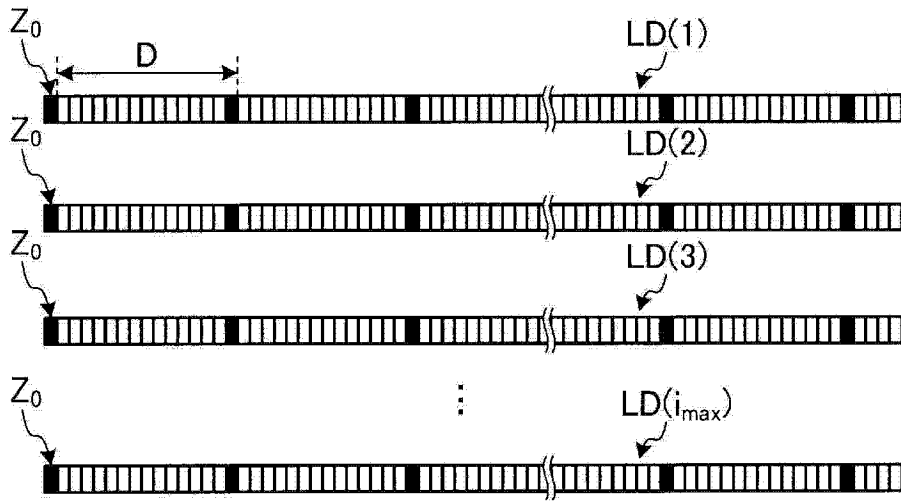


图 11

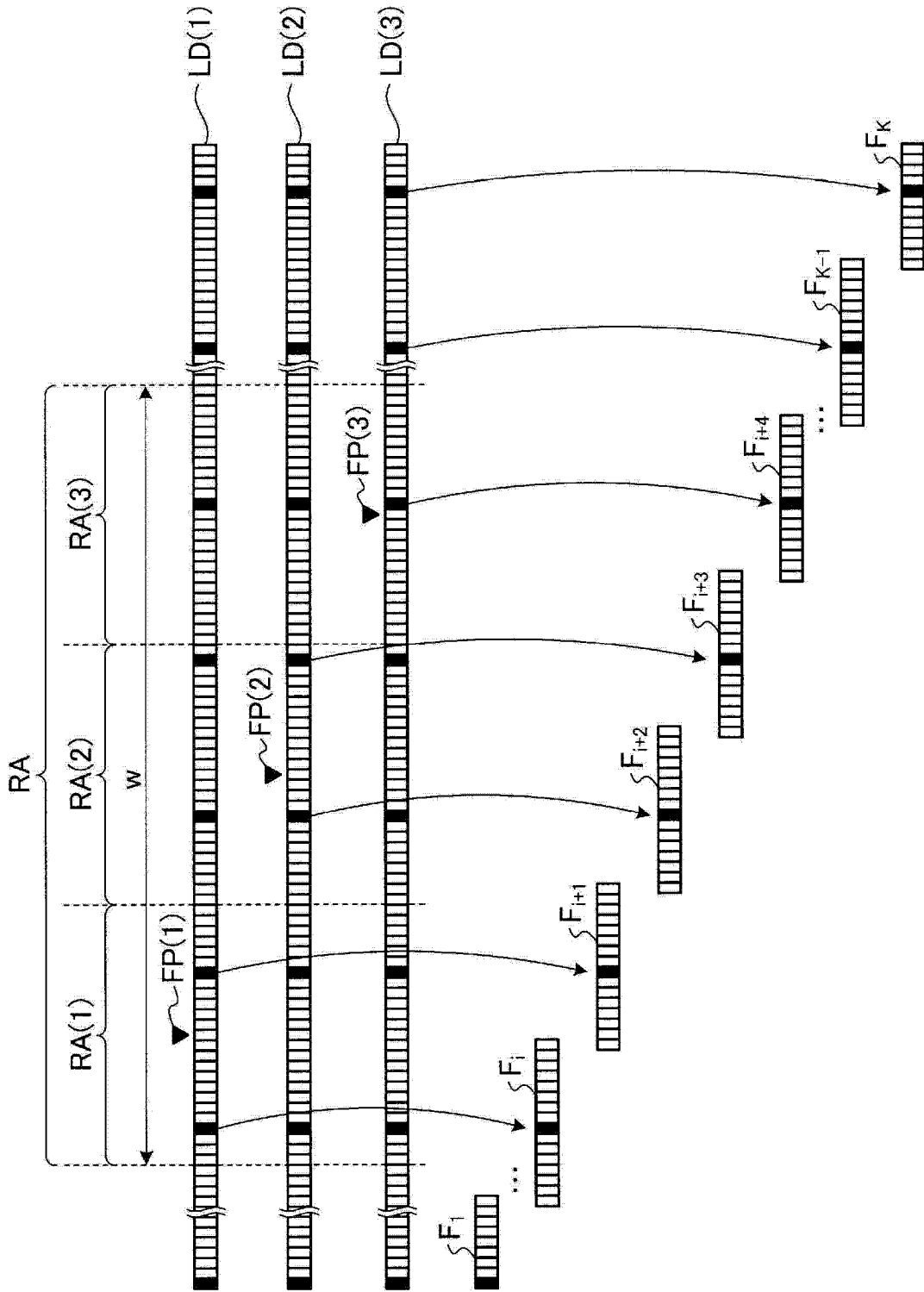


图 12

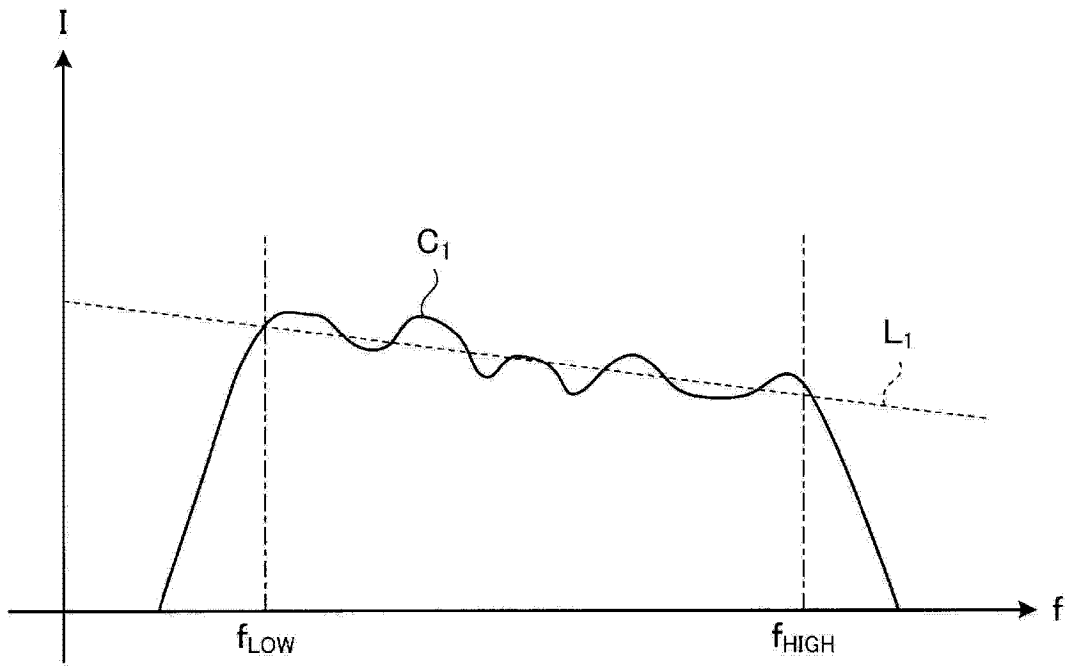


图 13

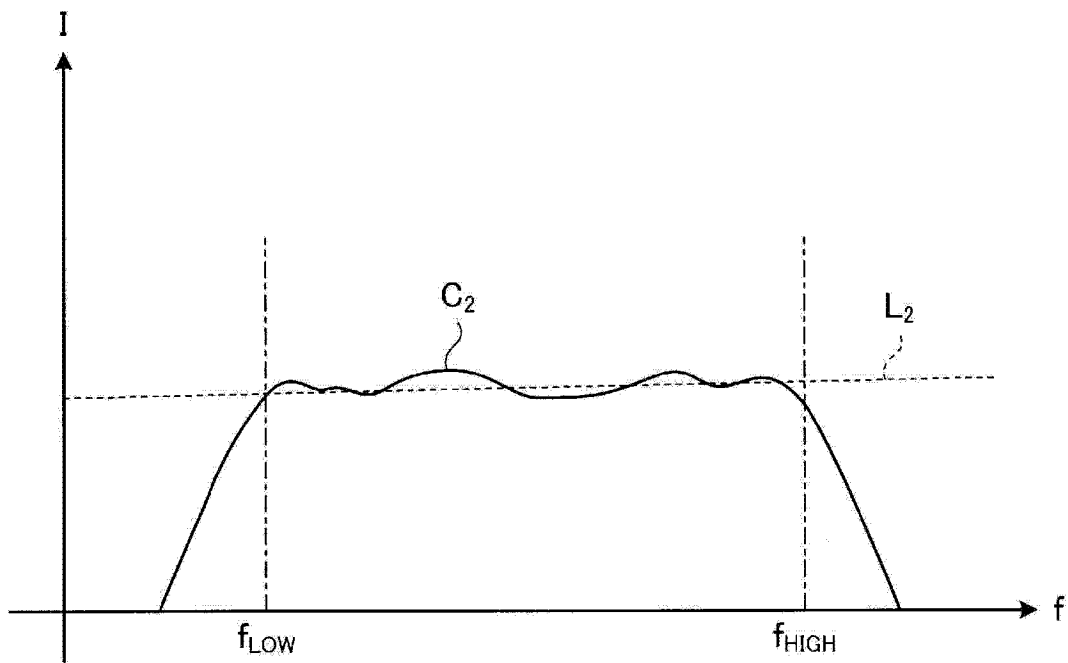


图 14

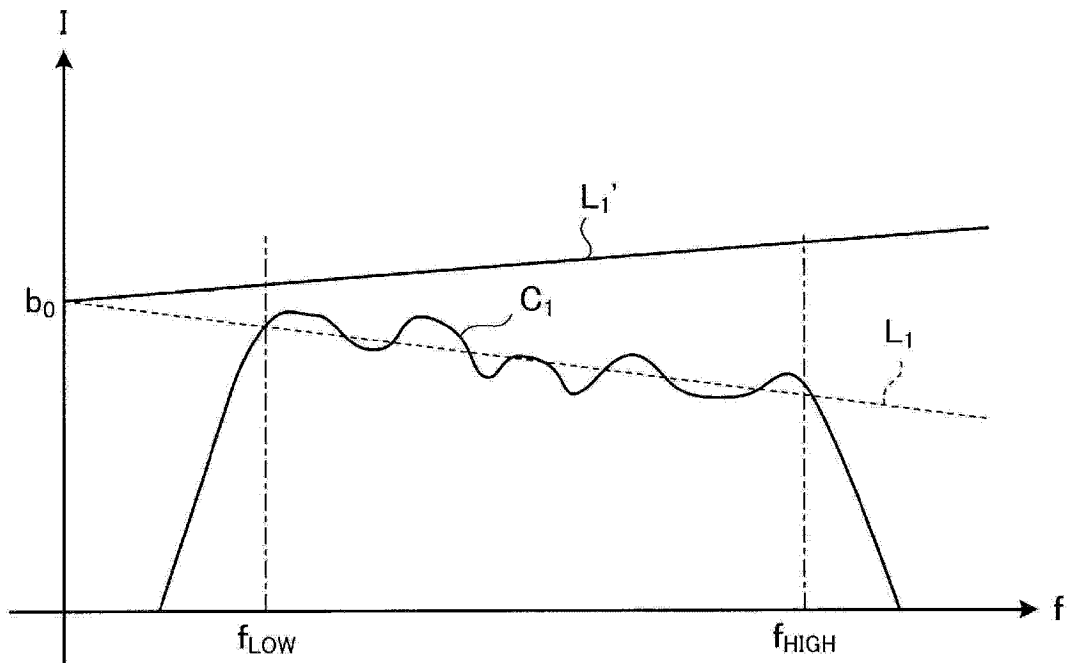


图 15

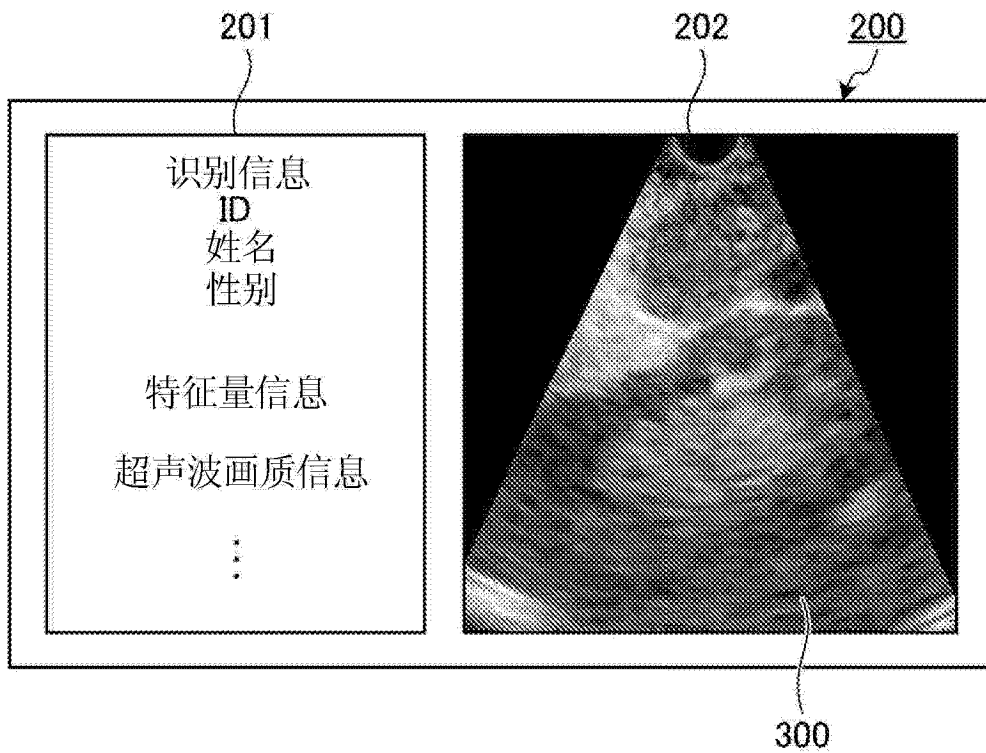


图 16

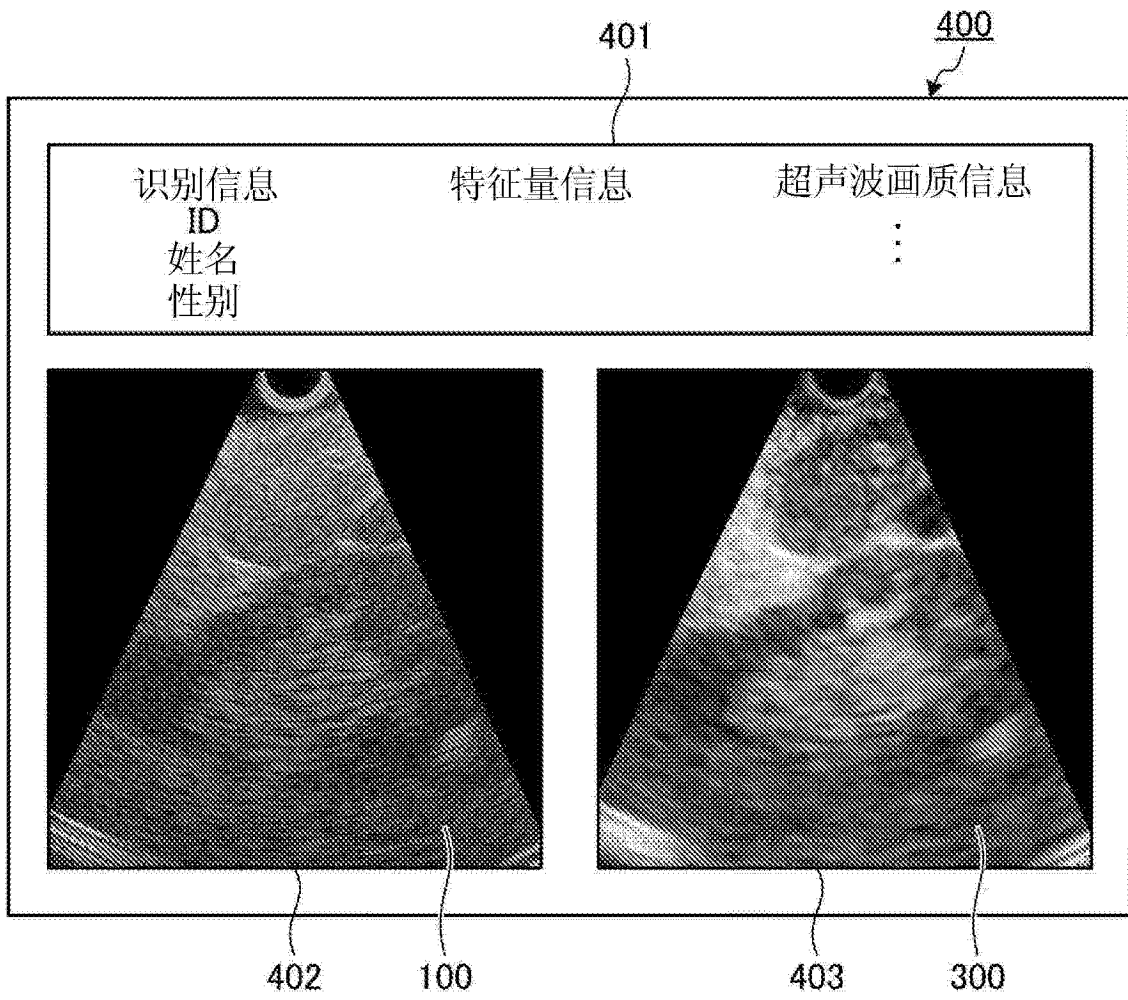


图 17

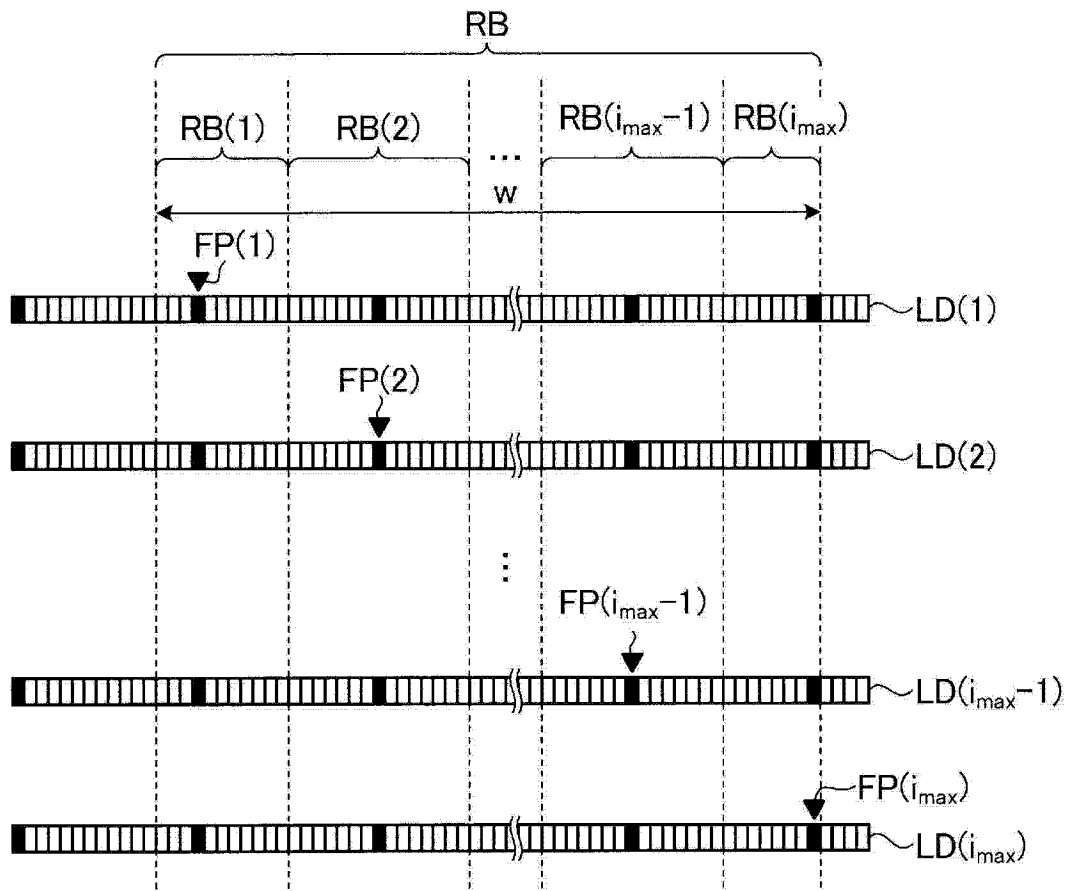


图 18

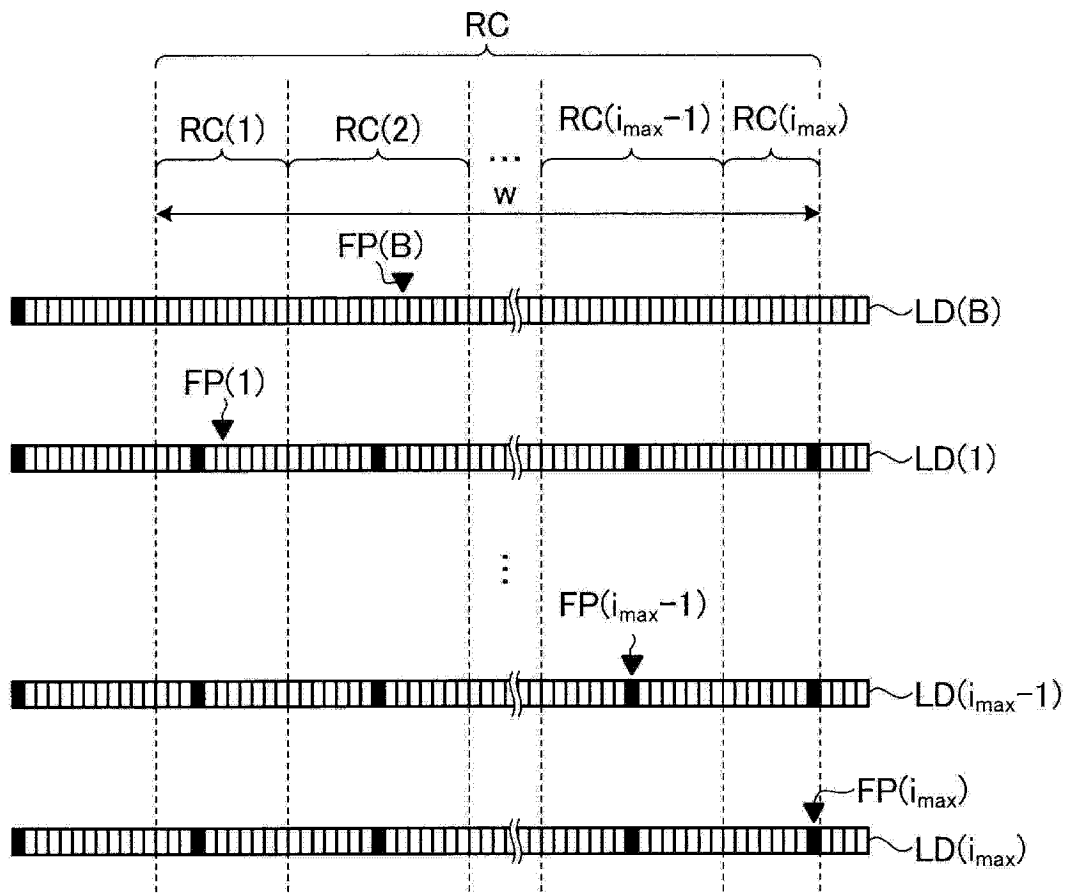


图 19

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	<a href="#">CN104125804A</a>	公开(公告)日	2014-10-29
申请号	CN201380010051.6	申请日	2013-09-24
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
[标]发明人	江田弘孝		
发明人	江田弘孝		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S7/52036 A61B8/54 A61B8/469 G01S7/52073 G01S7/5202 A61B8/5207 A61B8/463 G01S7/52074 A61B8/14 A61B8/0858 A61B8/4461 A61B8/485 A61B8/5246 A61B8/5269 G01S7/52033		
代理人(译)	刘新宇		
优先权	2012219764 2012-10-01 JP		
其他公开文献	CN104125804B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

超声波观测装置具备：关注区域设定部，其能够设定与检体内的关注区域的位置和大小有关的信息；聚焦点计算部，其根据由关注区域设定部设定的关注区域的大小信息，计算出该关注区域内的多个聚焦点；发送和接收部，其将超声波聚焦于由聚焦点计算部计算出的聚焦点并进行超声波的发送和接收；频率分析部，其以聚焦点为基准对由发送和接收部接收到的超声波进行分析，由此计算出多个频谱；特征量提取部，其对由频率分析部计算出的频谱进行近似，由此提取该频谱的特征量；以及图像处理部，其生成超声波图像数据，该超声波图像数据具有与由特征量提取部提取出的特征量对应的显示方式。

