



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104582584 A

(43) 申请公布日 2015. 04. 29

(21) 申请号 201480002244. 1

代理人 刘新宇 张会华

(22) 申请日 2014. 05. 27

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61B 8/00(2006. 01)

2013-113284 2013. 05. 29 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 02. 27

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2014/064559 2014. 05. 27

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/192954 JA 2014. 12. 04

(71) 申请人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 野口裕雅

(74) 专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事

务所(普通合伙) 11277

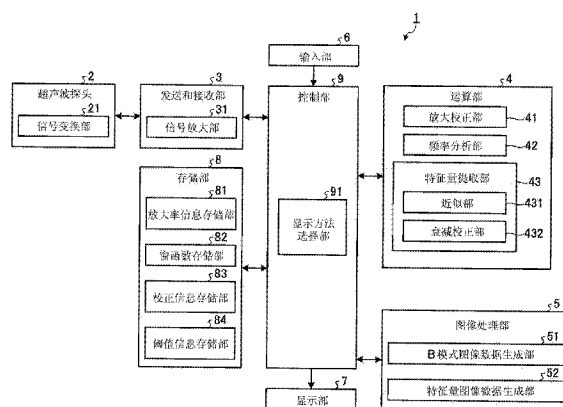
权利要求书2页 说明书13页 附图12页

(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

具备:超声波探头,其对检体发送超声波信号并且接收由上述检体反射的超声波;频率分析部,其通过分析由超声波探头(2)接收到的超声波的频率来计算频谱;特征量提取部,其通过对由频率分析部计算出的频谱进行近似来从频谱中提取至少一个特征量;以及特征量图像数据生成部,其根据由特征量提取部提取出的特征量与该特征量的阈值之间的关系,来生成用于按照多个显示方法中的某一显示方法显示与该特征量对应的信息的特征量图像数据,其中,该特征量的阈值为与图像数据所具有的显示用参数的值无关而为固定的阈值。



1. 一种超声波观测装置,其特征在于,具备:

超声波探头,其对检体发送超声波信号并且接收由上述检体反射的超声波;

频率分析部,其通过分析由上述超声波探头接收到的超声波的频率来计算频谱;

特征量提取部,其通过对由上述频率分析部计算出的频谱进行近似来从上述频谱中提取至少一个特征量;以及

特征量图像数据生成部,其根据由上述特征量提取部提取出的特征量与该特征量的阈值的关系,来生成用于按照多个显示方法中的某一方法显示与该特征量对应的信息的特征量图像数据,其中,上述特征量的阈值为与图像数据所具有的显示用参数的值无关而为固定的阈值。

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:

阈值信息存储部,其将包括上述阈值的上述特征量的值与上述多个显示方法相对应地进行存储;以及

显示方法选择部,其从上述阈值信息存储部所存储的上述多个显示方法中选择与由上述特征量提取部提取出的特征量对应的信息的显示方法,使上述特征量图像数据生成部按照所选择的该显示方法来生成上述特征量图像数据。

3. 根据权利要求2所述的超声波观测装置,其特征在于,

上述多个显示方法大致分为色相与上述特征量的值相应地变化的彩色显示和色相与上述特征量的值无关而为固定的灰度等级显示,

上述显示方法选择部根据上述特征量与上述阈值之间的大小关系来选择上述彩色显示和上述灰度等级显示中的某一种显示。

4. 根据权利要求1~3中的任一项所述的超声波观测装置,其特征在于,

关于上述超声波探头,能够从种类互不相同的多个超声波探头中来选择,

上述阈值信息存储部存储与上述检体及上述超声波探头的种类相应的阈值,

上述特征量图像数据生成部根据与上述检体及上述超声波探头的种类相应的阈值来生成上述特征量图像数据。

5. 根据权利要求1~4中的任一项所述的超声波观测装置,其特征在于,

上述特征量提取部具有:

近似部,其通过对由上述频率分析部计算出的频谱进行近似处理来计算该频谱的近似式;以及

衰减校正部,其通过对由上述近似部计算出的近似式进行衰减校正处理来提取上述频谱的特征量,该衰减校正处理用于削减与超声波的接收深度和频率相应地产生的衰减的贡献。

6. 根据权利要求1~4中的任一项所述的超声波观测装置,其特征在于,

上述特征量提取部具有:

衰减校正部,其对由上述频率分析部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在超声波传播时与该超声波的接收深度及频率相应地产生的衰减的贡献;以及

近似部,其通过对由上述衰减校正部校正后的频谱进行近似处理来提取上述频谱的特征量。

7. 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,
上述近似部通过回归分析使用多项式对近似对象的频谱进行近似。

8. 根据权利要求 7 所述的超声波观测装置, 其特征在于,
上述近似部使用一次式对上述近似对象的频谱进行近似, 将上述一次式的斜率、上述一次式的截距以及强度中的至少一个作为特征量提取出来, 该强度是使用上述斜率、上述截距以及上述频谱的频域内包含的特定频率来决定的。

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信号并且接收由上述检体反射的超声波, 该超声波观测装置的动作方法的特征在于, 包括以下步骤:

频率分析步骤, 频率分析部通过分析上述超声波的频率来计算频谱;

特征量提取步骤, 特征量提取部通过对上述频谱进行近似来从上述频谱中提取至少一个特征量; 以及

特征量图像数据生成步骤, 特征量图像数据生成部根据在上述特征量提取步骤中提取出的特征量与该特征量的阈值的关系, 来生成用于按照多个显示方法中的某一方法显示与该特征量对应的信息的特征量图像数据, 其中, 上述特征量的阈值为与图像数据所具有的显示用参数的值无关而为固定的阈值。

10. 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信号并且接收由上述检体反射的超声波, 该超声波观测装置的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, 频率分析部通过分析上述超声波的频率来计算频谱;

特征量提取步骤, 特征量提取部通过对上述频谱进行近似来从上述频谱中提取至少一个特征量; 以及

特征量图像数据生成步骤, 特征量图像数据生成部根据在上述特征量提取步骤中提取出的特征量与该特征量的阈值的关系, 来生成用于按照多个显示方法中的某一方法显示与该特征量对应的信息的特征量图像数据, 其中, 上述特征量的阈值为与图像数据所具有的显示用参数的值无关而为固定的阈值。

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,作为使用超声波来观测检体等观察对象的组织性状的技术,已知一种使接收到的超声波信号的频谱的特征量图像化的技术(例如参照专利文献1)。在该技术中,在将频谱的特征量作为表示观察对象的组织性状的量提取出来之后,生成附加有与该特征量对应的视觉性信息的特征量图像并显示。医生等用户通过观察所显示的特征量图像来诊断检体的组织性状。

[0003] 专利文献1:国际公开第2012/063975号

发明内容

[0004] 发明要解决的问题

[0005] 然而,在上述以往技术中,构成特征量图像的像素的亮度、颜色与增益、对比度等图像化所需的显示用参数的值相应地变化,缺乏与特征量的值之间的关联性。因此,在上述以往技术中,存在用户难以客观且高精度地诊断观察对象的组织性状的情况。

[0006] 本发明是鉴于上述情形而完成的,目的在于提供用户能够客观且高精度地诊断观测对象的组织性状的超声波观测装置、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] 为了解决上述问题并达到目的,本发明所涉及的超声波观测装置的特征在于,具备:超声波探头,其对检体发送超声波信号并且接收由上述检体反射的超声波;频率分析部,其通过分析由上述超声波探头接收到的超声波的频率来计算频谱;特征量提取部,其通过对由上述频率分析部计算出的频谱进行近似来从上述频谱中提取至少一个特征量;以及特征量图像数据生成部,其根据由上述特征量提取部提取出的特征量与该特征量的阈值的关系,来生成用于按照多个显示方法中的某一显示方法显示与该特征量对应的信息的特征量图像数据,其中,上述特征量的阈值为与图像数据所具有的显示用参数的值无关而为固定的阈值。

[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,还具备:阈值信息存储部,其将包括上述阈值的上述特征量的值与上述多个显示方法相对应地进行存储;以及显示方法选择部,其从上述阈值信息存储部所存储的上述多个显示方法中选择与由上述特征量提取部提取出的特征量对应的信息的显示方法,使上述特征量图像数据生成部按照所选择的该显示方法生成上述特征量图像数据。

[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,上述多个显示方法

大致分为色相与上述特征量的值相应地变化的彩色显示和色相与上述特征量的值无关而为固定的灰度等级显示,上述显示方法选择部根据上述特征量与上述阈值之间的大小关系来选择上述彩色显示和上述灰度等级显示中的某一种显示。

[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,关于上述超声波探头,能够从种类互不相同的多个超声波探头中来选择,上述阈值信息存储部存储与上述检体及上述超声波探头的种类相应的阈值,上述特征量图像数据生成部根据与上述检体及上述超声波探头的种类相应的阈值来生成上述特征量图像数据。

[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,上述特征量提取部具有:近似部,其通过对由上述频率分析部计算出的频谱进行近似处理来计算该频谱的近似式;以及衰减校正部,其对由上述近似部计算出的近似式进行衰减校正处理来提取上述频谱的特征量,该衰减校正处理用于削减与超声波的接收深度和频率相应地产生的衰减的贡献。

[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,上述特征量提取部具有:衰减校正部,其对由上述频率分析部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在传播超声波时与该超声波的接收深度及频率相应地产生的衰减的贡献;以及近似部,其通过对由上述衰减校正部校正后的频谱进行近似处理来提取上述频谱的特征量。

[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,上述近似部通过回归分析使用多项式对近似对象的频谱进行近似。

[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,上述近似部使用一次式对上述近似对象的频谱进行近似,将上述一次式的斜率、上述一次式的截距以及强度中的至少一个作为特征量提取出来,该强度是使用上述斜率、上述截距以及上述频谱的频域内包含的特定频率来决定的。

[0016] 本发明所涉及的超声波观测装置的动作方法是对检体发送超声波信号并且接收由上述检体反射的超声波的超声波观测装置的动作方法,该超声波观测装置的动作方法的特征在于,包括以下步骤:频率分析步骤,频率分析部通过分析上述超声波的频率来计算频谱;特征量提取步骤,特征量提取部通过对上述频谱进行近似来从上述频谱中提取至少一个特征量;以及特征量图像数据生成步骤,特征量图像数据生成部根据在上述特征量提取步骤中提取出的特征量与该特征量的阈值的关系,来生成用于按照多个显示方法中的某一显示方法显示与该特征量对应的信息的特征量图像数据,其中,上述特征量的阈值为与图像数据所具有的显示用参数的值无关而为固定的阈值。

[0017] 本发明所涉及的超声波观测装置的动作程序的特征在于使对检体发送超声波信号并且接收由上述检体反射的超声波的超声波观测装置执行以下步骤:频率分析步骤,频率分析部通过分析上述超声波的频率来计算频谱;特征量提取步骤,特征量提取部通过对上述频谱进行近似来从上述频谱中提取至少一个特征量;以及特征量图像数据生成步骤,特征量图像数据生成部根据在上述特征量提取步骤中提取出的特征量与该特征量的阈值的关系,来生成用于按照多个显示方法中的某一显示方法显示与该特征量对应的信息的特征量图像数据,其中,上述特征量的阈值为与图像数据所具有的显示用参数的值无关而为固定的阈值。

[0018] 发明的效果

[0019] 根据本发明,用户能够客观且高精度地诊断观测对象的组织性状。

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进行的放大处理中的接收深度与放大率之间的关系的图。

[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进行的放大处理中的接收深度与放大率之间的关系的图。

[0023] 图 4 是表示由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计算出的频谱的例子的图。

[0024] 图 5 是表示与由本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置的衰减校正部校正后的特征量对应的直线的图。

[0025] 图 6 是表示与本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置的 B 模式图像生成部生成的 B 模式图像数据对应的 B 模式图像的显示例的图。

[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特征量图像数据生成部生成特征量图像数据时的特征量与多个显示方法之间的关系的图。

[0027] 图 8 是以黑白方式示意性地表示图 7 所示的图像的图。

[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阈值信息存储部存储的阈值信息的例子的图。

[0029] 图 10 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的流程图。

[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频率分析部进行的处理的概要的流程图。

[0031] 图 12 是示意性地表示一个声线的数据排列的图。

[0032] 图 13 是示意性地表示由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显示的特征量图像的一例的图。

[0033] 图 14 是示意性地表示本发明的一个实施方式所涉及的超声波观测装置的特征量图像数据生成部生成特征量图像数据时的色相的其它设定方法的图。

[0034] 图 15 是以黑白方式示意性地表示图 14 所示的图像的图。

[0035] 图 16 是表示本发明的其它实施方式所涉及的超声波观测装置的显示部将 B 模式图像重叠在特征量图像上来显示的情况的例子的图。

[0036] 图 17 是以黑白方式示意性地表示图 16 所示的图像的图。

[0037] 图 18 是示意性地表示由本发明的其它实施方式所涉及的超声波观测装置的衰减校正部进行的衰减校正处理的概要的图。

具体实施方式

[0038] 以下,参照附图来说明用于实施本发明的方式(以下称为“实施方式”)。

[0039] 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

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。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，并且接收由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 之间发送和接收电信号；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，显示包含由图像处理部 5 生成的图像的各种信息；存储部 8，其存储超声波观测所需的各种信息；以及控制部 9，其对超声波观测装置 1 进行动作控制。超声波观测装置 1 由观测器和处理装置（处理器）构成，其中，在观测器的前端部设置超声波探头 2，观测器的基端可装卸地连接于处理装置，在处理装置中设置除超声波探头 2 以外的上述部位。

[0040] 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。在本实施方式中，作为超声波探头 2，能够选择种类互不相同的多种超声波探头中的任一种超声波探头 2 来使用。

[0041] 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电回波信号。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。

[0042] 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 进行如下的 STC 校正，即回波信号的接收深度越大则以越高的放大率进行放大。图 2 是表示信号放大部 31 进行的放大处理中的接收深度与放大率之间的关系关系的图。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 β (dB) 随着接收深度 z 的增加而从 β_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 β 取固定值 β_{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 β 随着接收深度 z 的增加而单调增加即可。

[0043] 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 变换来生成时域数字 RF 信号并输出。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。

[0044] 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而为固定；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，由此计算出频谱；以及特征量提取部 43，其对由频率分析部 42 计算出的各处的频谱进行基于回归分析的近似处理以及衰减校正处理，由此提取出检体的特征量，该衰减校正处理是用于削减在超声波传播时与该超声波的接收深度及频率相应地产生的衰减的贡献的处理。

[0045] 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关系的图。如图 3 所示，由放大校正部 41 进行的放大处理中的放大率 β (dB) 在接收深度 z 为零时取最大值 $\beta_{th} - \beta_0$ ，接收深度 z 从零开始直到达到阈值 z_{th} 为止放大率 β (dB) 线性减

少,在接收深度 z 为阈值 z_{th} 以上时放大率 β (dB) 为零。放大校正部 41 根据这样决定的放大率来对数字 RF 信号进行放大校正,由此能够抵消信号放大部 31 中的 STC 校正的影响,输出固定放大率 β_{th} 的信号。此外,放大校正部 41 的接收深度 z 与放大率 β 之间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不同而不同,这是不言而喻的。

[0046] 说明进行这种放大校正的理由。STC 校正是对模拟信号波形的振幅遍及整个频带地均匀地进行放大的校正。因此,在生成利用超声波的振幅的 B 模式图像时,通过进行 STC 校正能够得到充分的效果,另一方面,在计算超声波的频谱的情况下,不能够准确地排除伴随着超声波的传播的衰减的影响。为了解决该问题,考虑在生成 B 模式图像时输出实施了 STC 校正的接收信号,另一方面,在根据频谱生成图像时,进行与用于生成 B 模式图像的发送不同的新的发送,输出未实施 STC 校正的接收信号。然而,在该情况下,存在基于接收信号生成的图像数据的帧频降低的问题。因此,在本实施方式中,为了维持所生成的图像数据的帧频并且对在用于 B 模式图像时实施了 STC 校正的信号排除一次 STC 校正的影响,而通过放大校正部 41 进行放大率的校正。

[0047] 频率分析部 42 针对各声线(行数据),对由规定的数据量构成的 FFT 数据群进行高速傅里叶变换,由此计算声线上的多处(数据位置)的频谱。以复数得到频率分析部 42 的计算结果,并存储于存储部 8。

[0048] 通常,频谱根据检体的组织性状不同而示出不同的倾向。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。此外,在本实施方式中,“组织性状”是指例如癌、内分泌肿瘤、粘液性肿瘤、正常组织、血管等中的任一方。

[0049] 图 4 是表示由频率分析部 42 计算出的频谱的例子的图。具体地说,示出了利用作为频率 f 与接收深度 z 的函数的强度 $I(f, z)$ 和相位 $\phi(f, z)$ 来表现通过对 FFT 数据群进行高速傅里叶变换而得到的频谱时的强度 $I(f, z)$ 的谱。在此所指的“强度”是电压、电力、声压、声能等参数中的任一参数。在图 4 中,横轴 f 表示频率,纵轴 I 表示强度,接收深度 z 是固定的。在图 4 示出的频谱曲线 C_1 中,频谱的下限频率 f_L 和上限频率 f_H 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来决定的参数,例如是 $f_L = 3\text{MHz}$ 、 $f_H = 10\text{MHz}$ 。在本实施方式中,曲线和直线由离散的点的集合构成。

[0050] 特征量提取部 43 具有:近似部 431,其通过回归分析来计算频率分析部 42 计算出的频谱的近似式;以及衰减校正部 432,其对由近似部 431 计算出的近似式实施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的衰减校正处理,由此提取出频谱的特征量。

[0051] 近似部 431 通过回归分析使用一次式(回归直线)对频谱进行近似,由此提取出使用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 431 将一次式的斜率 a_0 和截距 b_0 作为校正前特征量提取出来。图 4 示出的直线 L_{10} 是相当于近似部 431 进行近似得到的一次式的直线。此外,近似部 431 也可以计算频带($f_L < f < f_H$)的中心频率 $f_M = (f_L + f_H)/2$ 的回归直线上的值即强度(也称为 Mid-band fit) $c_0 = a_0 f_M + b_0$,来作为除斜率 a_0 和截距 b_0 以外的校正前特征量。

[0052] 三个特征量中的斜率 a_0 与超声波的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、散射体的数密度(浓度)等具有相关性。具体地说,认为散射体越大则截距 b_0 具有越大的值,声阻抗越大则

截距 b_0 具有越大的值, 散射体的密度 (浓度) 越大则截距 b_0 具有越大的值。中心频率 f_m 的强度 (以下简称为“强度”) c_0 是根据斜率 a_0 和截距 b_0 导出的间接参数, 被赋予有效频带内的中心的谱强度。因此, 认为强度 c_0 除了与散射体的大小、声阻抗的差、散射体的密度具有相关性以外, 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 43 计算出的近似多项式并不限于一次式, 还能够使用二次以上的近似多项式。

[0053] 说明衰减校正部 432 进行的校正。通常, 超声波的衰减量 $A(f, z)$ 被表示为下式。

$$[0054] \quad A(f, z) = 2\alpha z f \cdots (1)$$

[0055] 在此, α 为衰减率, z 为超声波的接收深度, f 为频率。根据式 (1) 也可知, 衰减量 $A(f, z)$ 与频率 f 成比例。关于衰减率 α 的具体值, 在观察对象是生物体的情况下为 $0.0 \sim 1.0$ (dB/cm/MHz), 更为优选的是 $0.3 \sim 0.7$ (dB/cm/MHz), 根据生物体的部位来决定。例如, 在观察对象为胰腺的情况下, 有时决定为 $\alpha = 0.6$ (dB/cm/MHz)。此外, 在本实施方式中, 也可以构成能够根据来自输入部 6 的输入来设定或者变更衰减率 α 的值。

[0056] 衰减校正部 432 通过如以下那样对近似部 431 所提取出的校正前特征量 (斜率 a_0 、截距 b_0 、强度 c_0) 进行衰减校正来提取特征量。

$$[0057] \quad a = a_0 + 2\alpha z \cdots (2)$$

$$[0058] \quad b = b_0 \cdots (3)$$

$$[0059] \quad c = c_0 + 2\alpha z f_m (= af_m + b) \cdots (4)$$

[0060] 根据式 (2)、(4) 还可知, 超声波的接收深度 z 越大则衰减校正部 432 进行校正量越大的校正。另外, 根据式 (3), 关于截距的校正是恒等变换。这是由于, 截距是与频率 0 (Hz) 对应的频率成分, 不受衰减所影响。

[0061] 图 5 是表示与由衰减校正部 432 校正后的特征量对应的的直线的图。直线 L_1 的式子由下式表示。

$$[0062] \quad I = af + b = (a_0 + 2\alpha z)f + b_0 \cdots (5)$$

[0063] 根据该式 (5) 也可知, 直线 L_1 的斜率比直线 L_{10} 的斜率大, 且直线 L_1 的截距与直线 L_{10} 的截距相同。

[0064] 图像处理部 5 具有: B 模式图像数据生成部 51, 其根据回波信号来生成 B 模式图像数据; 以及特征量图像数据生成部 52, 其生成特征量图像数据, 该特征量图像数据用于按照多个显示方法中的某一显示方法来显示与由特征量提取部 43 提取出的特征量对应的信息。

[0065] B 模式图像数据生成部 51 对数字信号进行带通滤波、对数转换、增益处理、对比度处理等使用了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决定的数据步长相应地进行数据的间隔剔除。图 6 是表示与 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) 的值一致而得到的灰度等级图像。此外, 在将超声波观测装置 1 专用于生成特征量图像数据的情况下, B 模式图像数据生成部 51 不是必须的结构要素。在该情况下, 也不需要信号放大部 31、放大校正部 41。

[0066] 特征量图像数据生成部 52 根据由特征量提取部 43 提取出的特征量与该特征量的阈值的关系, 来生成用于按照多个显示方法中的某一显示方法显示与该特征量对应的信息

的特征量图像数据,其中,该特征量的阈值为与图像数据所具有的显示用参数的值无关而为固定的阈值。通过后述的控制部 9 的显示方法选择部 91 来选择在此使用的显示方法。

[0067] 根据频率分析部 42 计算频谱时的 FFT 数据群的数据量来决定在特征量图像数据中分配给各像素的信息。具体地说,例如对与一个 FFT 数据群的数据量对应的像素区域分配与根据该 FFT 数据群计算出的频谱的特征量对应的信息。此外,在本实施方式中,说明了在生成特征量图像数据时使用的特征量只有一种,但是也可以使用多种特征量来生成特征量图像数据。

[0068] 图 7 是表示特征量图像数据生成部 52 生成特征量图像数据时的特征量与多个显示方法之间的关系的一例的图。图 8 是以黑白方式示意性地表示图 7 所示的图像的图。在这些图示出的情况下,与特征量对应的信息具有亮度、彩度和色相作为变量。多个显示方法用于决定这些变量的具体值。在图 7 和图 8 示出的情况下,特征量图像数据生成部 52 在特征量 S 处于 $S_{\min} \leq S \leq S_{\max}$ 的范围内时生成特征量图像数据。图 7 和图 8 示出的阈值 S_{th} 不受增益、对比度等图像化所需且在实时观察中可能变化的显示用参数所影响,始终是固定的。这种阈值 S_{th} 是根据观测器的种类(实质上是搭载于观测器的超声波探头 2 的种类)以及观察对象的检体的种类来决定的,与图 7 和图 8 例示的多个显示方法之间的关系一起被保存于存储部 8 所具有的阈值信息存储部 84(后述)。

[0069] 以下,参照图 7 和图 8 来说明比阈值 S_{th} 大及比阈值 S_{th} 小处的亮度(曲线 V1)、彩度(曲线 V2)以及色相(色条 CB)的设定例。在图 7 和图 8 中,在特征量 S 为阈值 S_{th} 以上的情况下进行色相固定的灰度等级显示,另一方面,在特征量 S 小于阈值 S_{th} 的情况下进行色相变化的彩色显示。以下,进一步具体地进行说明。

[0070] • 在 $S_{th} \leq S \leq S_{\max}$ 的情况下

[0071] 亮度随着特征量 S 的增加而增加。彩度与特征量 S 的值无关而为零,色相与特征量 S 的值无关而为固定(灰度等级显示)。图 7 和图 8 示出的区域 T_1 为特征量 S 的值相当于正常组织的区域。

[0072] • 在 $S_{\min} \leq S < S_{th}$ 的情况下

[0073] 亮度和彩度与特征量 S 的值无关而为固定。另外,色相从特征量 S 大的一侧开始依次变化(彩色显示)为绿色 G(在图 8 中用点图案记载)、红色 R(在图 8 中用斜条纹图案记载)、蓝色 B(在图 8 中用斜网格图案记载)。在图 7 和图 8 中,各色的带宽相等。另外,图 7 和图 8 示出的区域 T_2 (横跨绿色 G 和红色 R 的区域)为特征量 S 的值对应于病变部的区域,另一方面,区域 T_3 (与蓝色 B 对应的区域)为相当于血管的区域。此外,在该情况下,也可以设随着特征量 S 的增加使亮度连续地减少。

[0074] 另外,图 7 和图 8 示出的特征量与显示方法的关系只是一例。例如,优选的是,根据特征量 S 与作为观察对象的脏器及所使用的观测器之间的关系来设定彩色显示中的颜色的数量、种类、各色的带宽。另外,也可以设为用户能够通过输入部 6 来变更颜色种类的设定。并且,还能够设为以下设定:使色相在全部显示区域内变化,以阈值为边界来切换颜色。除此以外,还能够设定多个阈值,并根据与各阈值之间的大小关系来设定显示方法。

[0075] 存储部 8 具有放大率信息存储部 81、窗函数存储部 82、校正信息存储部 83 以及阈值信息存储部 84。

[0076] 放大率信息存储部 81 将在信号放大部 31 进行放大处理时在放大校正部 41 进

行放大校正处理时分别参照的放大率与接收深度之间的关系（例如图 2 和图 3 示出的关系）作为放大率信息来存储。

[0077] 窗函数存储部 82 存储 Hamming、Hanning、Blackman 等窗函数中的至少某一个窗函数。

[0078] 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。

[0079] 阈值信息存储部 84 存储根据观测器的种类（实质上是搭载于观测器的超声波探头 2 的种类）以及观察对象的检体种类而决定的阈值，并且将各阈值与多个显示方法相对应地存储（参照图 7）。

[0080] 图 9 是示意性地表示阈值信息存储部 84 存储的阈值的例子的图。在该图示出的表 Tb 中针对三个特征量 S1、S2、S3 记录有与观察对象的检体及具备超声波探头 2 的观测器的种类相应的阈值的值。例如，在使用观测器 I 并将作为检体的一种的脏器 A 设为观察对象的情况下，特征量 S1、S2、S3 的阈值分别为 SA11、SA12、SA13。另外，在使用观测器 II 并将脏器 B 设为观察对象的情况下，特征量 S1、S2、S3 的阈值为 SB21、SB22、SB23。

[0081] 优选的是，将阈值设定为能够消除因每个观测器的性能的差异而产生的特征量的偏差的值。具体地说，例如在具有计算出高特征量的趋势的观测器的情况下，考虑设定高阈值，另一方面，在具有计算出低特征量的趋势的观测器的情况下，考虑设定低阈值。

[0082] 使用预先存储有超声波观测装置 1 的动作程序、用于启动规定的 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 等来实现存储部 8。

[0083] 控制部 9 具有显示方法选择部 91，该显示方法选择部 91 通过参照阈值信息存储部 84 存储的阈值信息来针对特征量提取部 43 提取出的特征量选择对应的显示方法。显示方法选择部 91 将选择出的显示方法输出到特征量图像数据生成部 52。

[0084] 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 中读出由存储部 8 存储并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，由此通过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来统一地控制超声波观测装置 1。

[0085] 此外，也能够将超声波观测装置 1 的动作程序记录于硬盘、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。关于各种程序的向记录介质等的记录，既可以在将计算机或者记录介质作为产品而出厂时进行，也可以通过经由通信网络的下载来进行。

[0086] 图 10 是表示具有上述结构的超声波观测装置 1 的处理概要的流程图。此外，设为预先由装置自身识别超声波观测装置 1 所具备的超声波探头 2 的种类。为此，例如在观测器的处理装置连接侧的端部上预先设置用于使处理装置判别观测器（超声波探头 2）的种类的连接销即可。由此，处理装置侧能够根据所连接的观测器的连接销的形状来判断观测器的种类。另外，关于作为观测对象的检体种类，由用户预先通过输入部 6 输入识别信息即可。

[0087] 在图 10 中，超声波观测装置 1 首先使用超声波探头 2 进行新检体的测量（步骤 S1）。

[0088] 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 例如根据图 2 示出的放大率与接收深度之间的关系来进

行回波信号的放大 (STC 校正)。

[0089] 接着, B 模式图像数据生成部 51 使用由信号放大部 31 放大后的回波信号来生成 B 模式图像数据 (步骤 S3)。在将超声波观测装置 1 专用于生成特征量图像数据的情况下, 不需要该步骤 S3。

[0090] 之后, 放大校正部 41 对从发送和接收部 3 输出的信号进行放大校正, 使放大率与接收深度无关而为固定 (步骤 S4)。在此, 放大校正部 41 例如根据图 3 示出的放大率与接收深度之间的关系来进行放大校正。

[0091] 在步骤 S4 之后, 频率分析部 42 通过 FFT 运算来进行频率分析, 由此计算出频谱 (步骤 S5)。

[0092] 在此, 参照图 11 示出的流程图来详细地说明由频率分析部 42 进行的处理 (步骤 S5)。首先, 频率分析部 42 将用于识别作为分析对象的声线的计数 k 设为 k_0 (步骤 S21)。

[0093] 接着, 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 (相当于接收深度) $Z^{(k)}$ 的初始值 $Z^{(k)}_0$ (步骤 S22)。图 12 是示意性地示出一个声线的数据排列的图。在该图示出的声线 SR_k 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 SR_k 离散化。在图 12 中, 示出将声线 SR_k 的第一个数据位置设定为初始值 $Z^{(k)}_0$ 的情况, 但是能够任意地设定初始值的位置。

[0094] 之后, 频率分析部 42 获取数据位置 $Z^{(k)}$ 的 FFT 数据群 (步骤 S23), 使窗函数存储部 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。

[0095] 接着, 频率分析部 42 判断数据位置 $Z^{(k)}$ 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 数据群正常是指数据位置 $Z^{(k)}$ 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 $Z^{(k)}$ 的前方存在 $2^{n-1}-1$ (设为 $=N$) 个数据而在数据位置 $Z^{(k)}$ 的后方存在 2^{n-1} (设为 $=M$) 个数据。在图 12 示出的情况下, FFT 数据群 F_2 、 F_3 均正常。其中, 在图 12 中设为 $n=4$ ($N=7$ 、 $M=8$)。

[0096] 在步骤 S25 中的判断的结果是数据位置 $Z^{(k)}$ 的 FFT 数据群正常的情况下 (步骤 S25: “是”), 频率分析部 42 转到后述的步骤 S27。

[0097] 在步骤 S25 中的判断的结果是数据位置 $Z^{(k)}$ 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, 也不会产生数据的不连续。在步骤 S26 之后, 频率分析部 42 转到后述的步骤 S27。

[0098] 在步骤 S27 中, 频率分析部 42 使用 FFT 数据群来进行 FFT 运算, 由此得到由复数构成的频谱 (步骤 S27)。其结果, 例如得到图 4 示出的频谱曲线 C_1 。

[0099] 接着, 频率分析部 42 使数据位置 $Z^{(k)}$ 以步长 D 变化 (步骤 S28)。设步长 D 预先存储于存储部 8。在图 12 中, 例示了 $D=15$ 的情况。期望的是, 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, 也可以设定为比 B 模式图像数据生成部 51 所利用的数据步长大的值。

[0100] 之后,频率分析部 42 判断数据位置 $Z^{(k)}$ 是否大于声线 SR_k 中的最大值 $Z_{\max}^{(k)}$ (步骤 S29)。在数据位置 $Z^{(k)}$ 大于最大值 $Z_{\max}^{(k)}$ 的情况下 (步骤 S29:“是”),频率分析部 42 使计数 k 增加 1 (步骤 S30)。另一方面,在数据位置 $Z^{(k)}$ 为最大值 $Z_{\max}^{(k)}$ 以下的情况下 (步骤 S29:“否”),频率分析部 42 返回至步骤 S23。这样,频率分析部 42 针对声线 SR_k ,对 $[(Z_{\max}^{(k)} - Z_0^{(k)})/D] + 1$ 个 FFT 数据群进行 FFT 运算。在此, $[X]$ 表示不超过 X 的最大的整数。

[0101] 在步骤 S30 之后,频率分析部 42 判断计数 k 是否大于最大值 $k_{\max}$ (步骤 S31)。在计数 k 大于 $k_{\max}$ 的情况下 (步骤 S31:“是”),频率分析部 42 结束一系列 FFT 处理。另一方面,在计数 k 为 $k_{\max}$ 以下的情况下 (步骤 S31:“否”),FFT 处理部返回至步骤 S22。

[0102] 这样,频率分析部 42 对 $(k_{\max} - k_0 + 1)$ 个声线分别进行多次 FFT 运算。

[0103] 此外,在此是以频率分析部 42 对接收到超声波信号的全部区域进行 FFT 处理为前提,但是也可以预先通过输入部 6 来接受特定的关心区域的设定输入,仅在该关心区域内进行频率分析处理。

[0104] 接着上述说明的步骤 S5 的频率分析处理之后,作为近似处理,近似部 431 对由频率分析部 42 计算出的频谱进行回归分析,由此提取出校正前特征量 (步骤 S6)。具体地说,近似部 431 通过回归分析来计算对频谱频带 $f_L < f < f_H$ 的频谱的强度 $I(f, z)$ 进行近似的一次式,由此将使该一次式具有特征的斜率 a_0 、截距 b_0 (、强度 c_0) 作为校正前特征量提取出来。图 4 示出的直线 L_{10} 为在该步骤 S6 中通过对频谱曲线 C_1 进行校正前特征量提取处理而得到的回归直线的一例。

[0105] 之后,衰减校正部 432 对由近似部 431 提取出的校正前特征量进行衰减校正处理 (步骤 S7)。例如在数据的采样频率为 50MHz 的情况下,数据的采样的时间间隔为 20(nsec)。在此,当将声速设为 1530 (m/sec) 时,数据的采样距离间隔为 $1530 \text{ (m/sec)} \times 20 \text{ (nsec)} / 2 = 0.0153 \text{ (mm)}$ 。当设为从声线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为 n 时,该数据位置 Z 使用数据步数 n 和数据步长 D 而成为 $0.0153nD \text{ (mm)}$ 。衰减校正部 432 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 ,由此计算出作为频谱的特征量的斜率 a 、截距 b (、强度 c)。作为与这样计算出的特征量相当的直线的一例,可列举图 5 示出的直线 L_1 。

[0106] 上述说明的步骤 S6 和 S7 构成特征量提取步骤,在该特征量提取步骤中,特征量提取部 43 通过对频谱进行近似来从该频谱中提取至少一个特征量。

[0107] 接着,显示方法选择部 91 根据由特征量提取部 43 提取出的特征量的值以及阈值信息存储部 84 存储的阈值信息来选择与所提取的特征量对应的信息的显示方法,将该选择的结果输出到特征量图像数据生成部 52 (步骤 S8)。

[0108] 之后,特征量图像数据生成部 52 根据在特征量提取步骤 (步骤 S6、步骤 S7) 中提取出的特征量以及该特征量的阈值之间的关系,来生成用于按照由显示方法选择部 91 选择出的显示方法来显示与该特征量对应的信息的特征量图像数据,其中,该特征量的阈值为与图像数据所具有的显示用参数的值无关而为固定的阈值 (步骤 S9)。

[0109] 接着,显示部 7 在控制部 9 的控制下显示由特征量图像数据生成部 52 生成的特征量图像 (步骤 S10)。图 13 是表示由显示部 7 显示的特征量图像的一例的图,是表示根据图 7 示出的特征量与多个显示方法之间的关系生成的特征量图像的显示例的图。该图示出的特征量图像 200 示出了检体 201 中的特征量分布。在特征量图像 200 中,在检体 201 中具有

一个灰色区域 202 和两个彩色区域 203、204。彩色区域 203 由闭合的绿色区域 205（用点图案记载）以及在其内侧扩展的红色区域 206（用斜条纹图案记载）构成。彩色区域 204 由圆环状的红色区域 207（用斜条纹图案记载）以及在其内侧扩展的圆状的蓝色区域 208（用斜网格图案记载）构成。认为根据其颜色也可知这些区域的组织性状不同。具体地说，观察根据说明图 7 和图 8 时说明的颜色与组织性状的对应关系生成的特征量图像 200 的用户对于检体 201 的组织性状，能够判断为灰色区域 202 为正常组织、彩色区域 203 为病变部、彩色区域 204 为血管。

[0110] 在步骤 S10 之后，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 ~ S10 的处理。

[0111] 根据上述说明的本发明的一个实施方式，根据从观察对象接收到的频谱中提取出的特征量以及该特征量的阈值之间的关系，生成用于按照多个显示方法中的某一显示方法来显示与该特征量对应的信息的特征量图像数据，其中，该特征量的阈值为与图像数据所具有的显示用参数的值无关而为固定的阈值，因此不受显示用参数所影响而能够得到与特征量的值具有紧密的关联性的特征量图像数据。因而，根据本实施方式，用户能够根据特征量图像来客观且高精度地诊断观察对象的组织性状。

[0112] 另外，根据本实施方式，参照将包括阈值的特征量的值与多个显示方法相对应地存储的阈值信息存储部来选择与特征量提取部所提取出的特征量对应的信息的显示方法，使特征量图像数据生成部按照选择出的该显示方法来生成特征量图像数据，因此特征量的值与显示方法的关系是绝对的关系，在这种意义上用户也能够客观且高精度地进行诊断。

[0113] 另外，根据本实施方式，将多个显示方法大致分为彩色显示和灰度等级显示，因此例如对如检体的组织性状中的病变部那样想要强调的部位应用基于彩色显示的显示方法，另一方面，对正常组织应用基于灰度等级显示的显示方法，由此能够生成清楚地表现出组织性状的差异的特征量图像数据。

[0114] 另外，根据本实施方式，通过根据检体和超声波探头（或者搭载有超声波探头的观测器的种类）来决定阈值，能够生成考虑到检体的特性并且排除了超声波探头的机械误差的影响的特征量图像数据。其结果，用户能够更加高精度地诊断检体的组织性状。

[0115] 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 校正的信号来生成 B 模式图像数据，另一方面，在进行仅抵消 STC 校正的影响而使放大率与接收深度无关地为固定的放大校正之后计算频谱，在对该频谱实施近似处理之后，对通过近似处理得到的校正前特征量进行衰减校正，因此能够正确地排除伴随着超声波的传播的衰减的影响，并且防止根据接收到的超声波而生成的图像数据的帧频降低。因而，根据本实施方式，能够防止根据频谱来鉴别检体的组织性状时的精度因受衰减影响而降低。

[0116] （其它实施方式）

[0117] 到此为止，说明了用于实施本发明的方式，但是本发明并不限于上述一个实施方式。例如，在本发明中，特征量图像数据生成部 52 生成特征量图像数据时的色相的设定方法并不限于图 7 和图 8 示出的方法。图 14 是示意性地示出特征量图像数据生成部 52 生成特征量图像数据时的色相的其它设定方法的图。图 15 是以黑白方式示意性地表示图 14 所示的图像的图。在图 14 和图 15 示出的情况下，使色相根据特征量 S 在 $S_{\min} \leq S < S_{\text{th}}$ 中的值的变化而连续地变化。具体地说，在图 14 和图 15 中，随着特征量 S 在 $S_{\min} \leq S < S_{\text{th}}$ 的范

围内增加,使色相按照红色→黄色→绿色→蓝色的顺序根据波长的变化而连续地变化。此外,图 15 中的双向箭头示意性地示出色相根据波长的变化在箭头两端所记载的色相之间连续地变化这一情况。

[0118] 另外,在本发明中,也可以将多个显示方法仅设为彩色显示和灰度等级显示这两个方法。在该情况下,显示方法选择部 91 在特征量为阈值以上的情况下选择两个显示方法中的一个,在特征量小于阈值的情况下选择两个显示方法中的另一个即可。

[0119] 此外,在图 7(和图 8)以及图 14(和图 15)中,在比阈值小的区域内附加色相,这是由于,假设对判别组织性状时最想看到的组织(例如癌等病变部)附加色相。因而,根据检体的种类,还存在特征量大于阈值的区域为病变部的情况。因而,优选构成为,色相的附加区域不是由与阈值之间的大小关系来决定,而是能够根据检体的种类、特性、用户想要确认的组织性状等条件来适当地变更。

[0120] 另外,在本发明中,在显示部 7 显示特征量图像时,既可以并排显示 B 模式图像和特征量图像,也可以将 B 模式图像重叠在特征量图像上来显示。图 16 是表示显示部 7 将 B 模式图像重叠在特征量图像上来显示的情况的例子的图。图 17 是以黑白示方式意性地表示图 16 所示的图像的图。这些图示出的重叠图像 300 具有保持原样不变地显示 B 模式图像的 B 模式显示区域 301 以及将特征量图像与 B 模式图像重叠地显示的重叠显示区域 302。此外,在图 17 中,忽视重叠显示区域 302 中的色相的变化,用单一的纵条纹图案示意性地记载。在重叠图像 300 中,特征量图像与 B 模式图像的混合比率是预先设定的,但是也能够构成为能够通过来自输入部 6 的输入使混合比率发生变化。

[0121] 通过这样将特征量图像与 B 模式图像一起显示于显示部 7,医生等用户能够对照基于 B 模式图像的信息来判别检体的组织性状,从而能够进行精度更高的诊断。

[0122] 另外,在本发明中,也可以设是,在显示部 7 正在显示的特征量图像处于定格状态的情况下,用户能够任意地对阈值进行设定变更。

[0123] 另外,在本发明中,也可以是,特征量提取部 43 在进行频谱的衰减校正之后计算校正后的频谱的近似式。图 18 是示意性地示出由衰减校正部 432 进行的衰减校正处理的概要的图。如图 18 所示,衰减校正部 432 对频谱曲线 C_1 进行对频带内的全部频率 $f(f_L < f < f_H)$ 的强度 $I(f, z)$ 分别加上式 (1) 的衰减量 $A(f, z)$ 的校正 ($I(f, z) \rightarrow I(f, z) + A(f, z)$)。由此,得到伴随着超声波传播的衰减的贡献被削减的新频谱曲线 C_2 。近似部 431 通过对频谱曲线 C_2 进行回归分析来提取特征量。在该情况下提取出的特征量为图 18 示出的直线 L_1 的斜率 a 、截距 b (、强度 c)。该直线 L_1 与图 5 示出的直线 L_1 相同。

[0124] 另外,在本发明中,也可以是,控制部 9 使一并进行放大校正部 41 的放大校正处理以及衰减校正部 432 的衰减校正处理。该处理相当于不进行图 10 的步骤 S4 中的放大校正处理并如以下式 (6) 那样变更图 10 的步骤 S7 中的衰减校正处理的衰减量的定义。

$$[0125] \quad A' = 2\alpha z f + \gamma(z) \cdots (6)$$

[0126] 在此,右边的 $\gamma(z)$ 为接收深度 z 的放大率 β 与 β_0 的差,被表示为下式。

$$[0127] \quad \gamma(z) = -\{(\beta_{th} - \beta_0)/z_{th}\}z + \beta_{th} - \beta_0 \quad (z \leq z_{th}) \cdots (7)$$

$$[0128] \quad \gamma(z) = 0 \quad (z > z_{th}) \cdots (8)$$

[0129] 这样,关于本发明,在不脱离权利要求的范围所记载的技术思想的范围内能够实施各种实施方式。

[0130] 附图标记说明

[0131] 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:特征量提取部;51:B模式图像数据生成部;52:特征量图像数据生成部;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:阈值信息存储部;91:显示方法选择部;100:B模式图像;200:特征量图像;201:检体;202:灰色区域;203、204:彩色区域;205:绿色区域;206、207:红色区域;208:蓝色区域;300:重叠图像;301:B模式显示区域;302:重叠显示区域;431:近似部;432:衰减校正部。

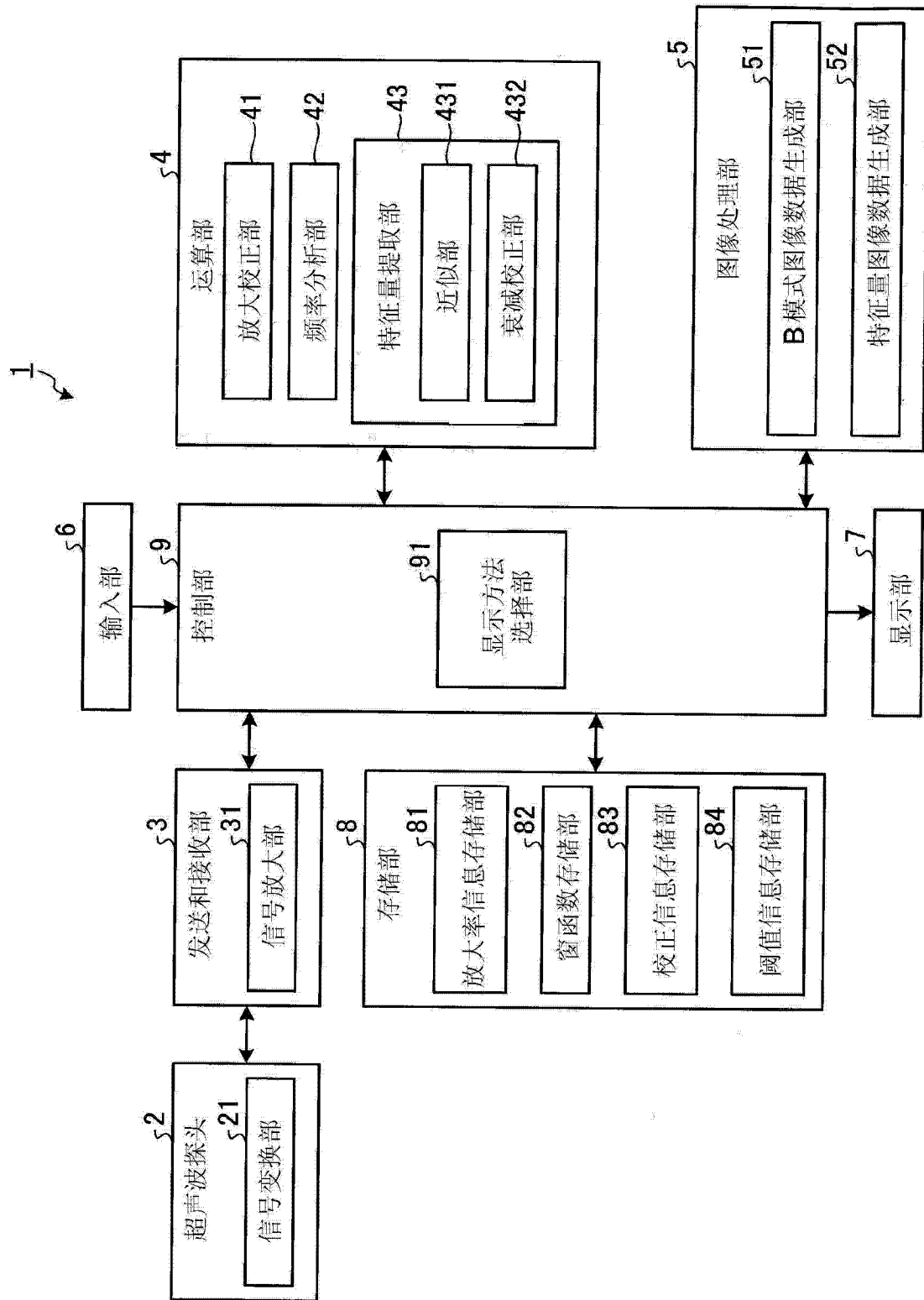


图 1

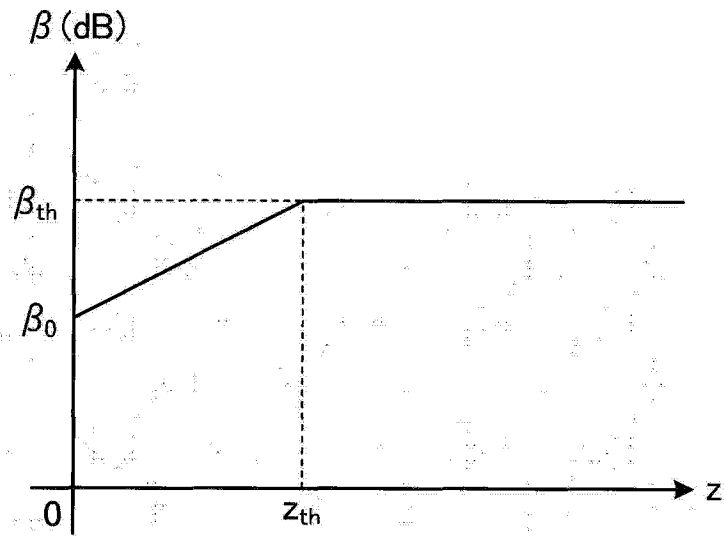


图 2

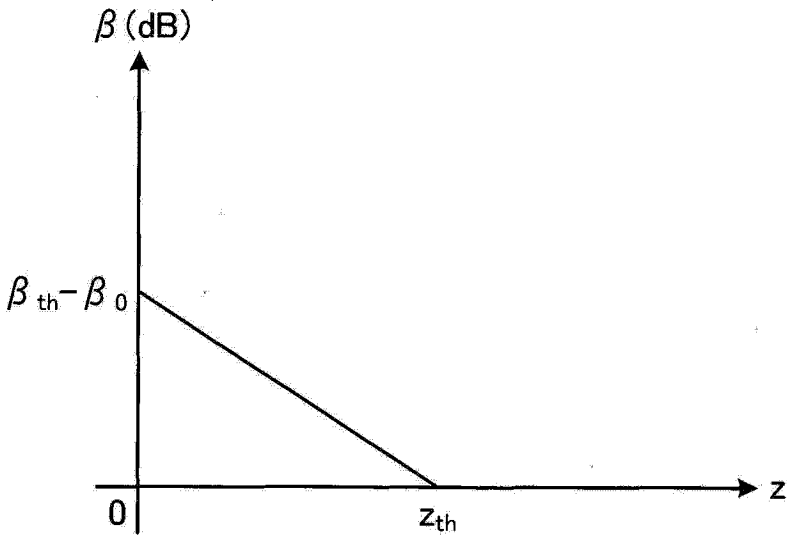


图 3

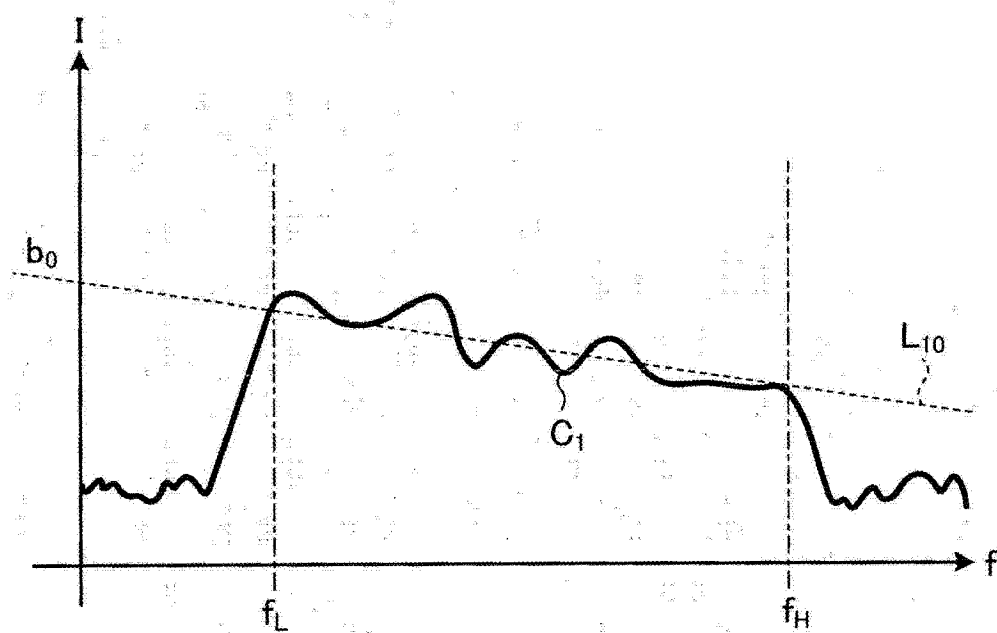


图 4

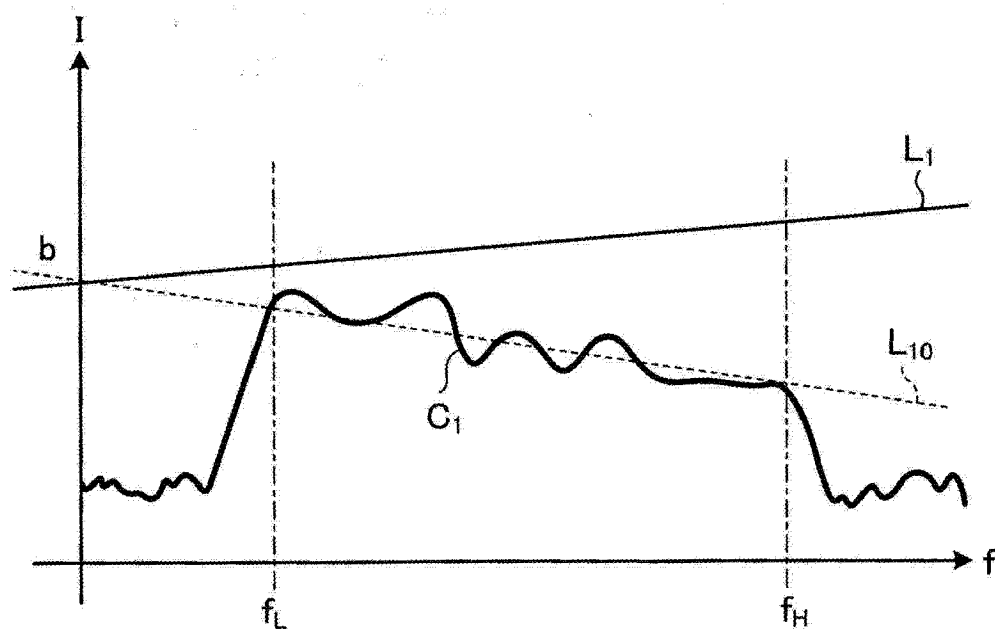


图 5

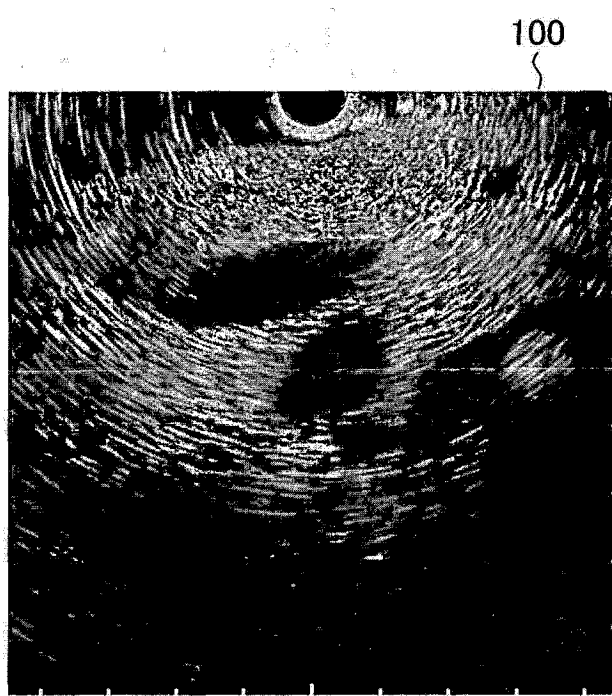


图 6

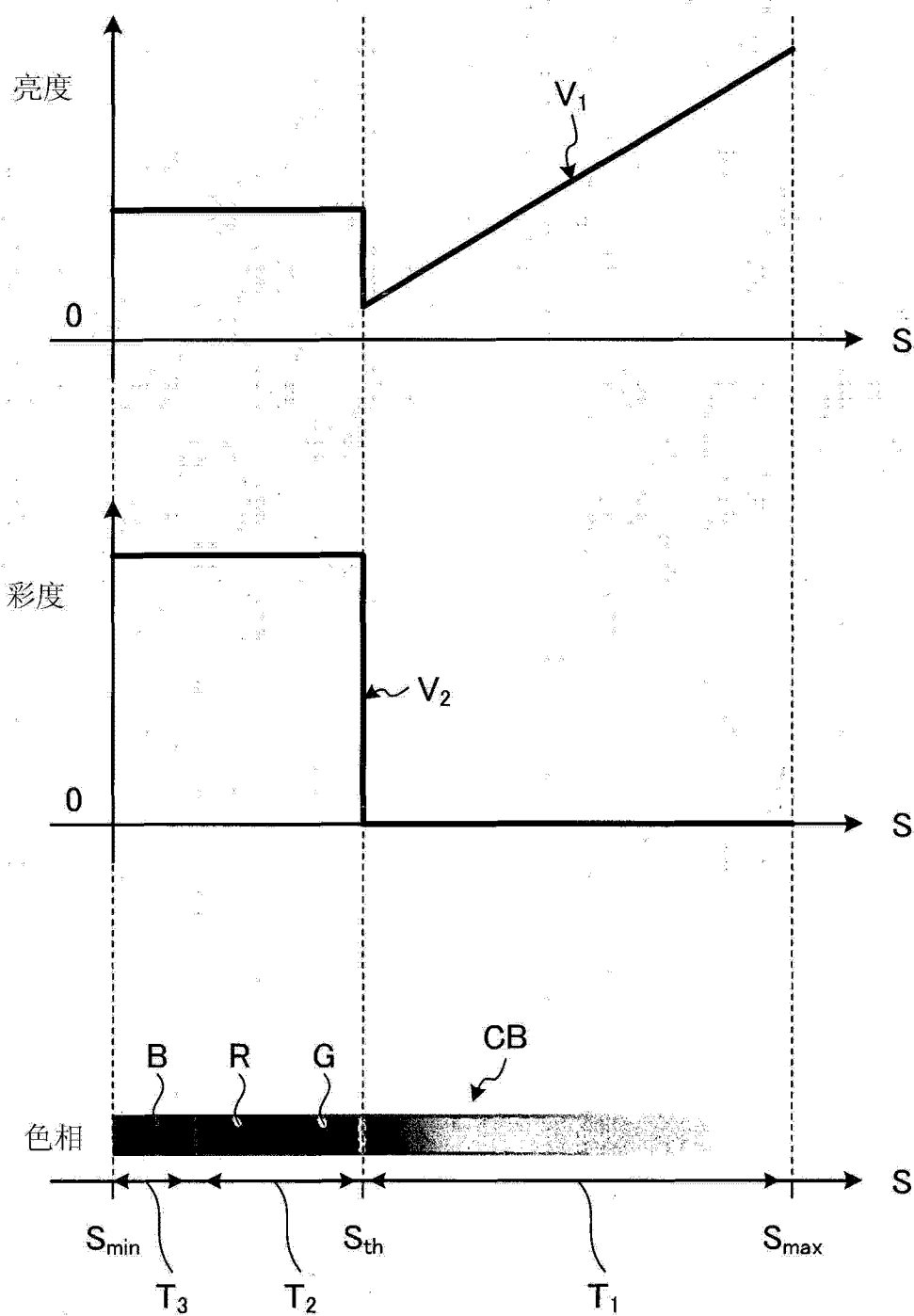


图 7

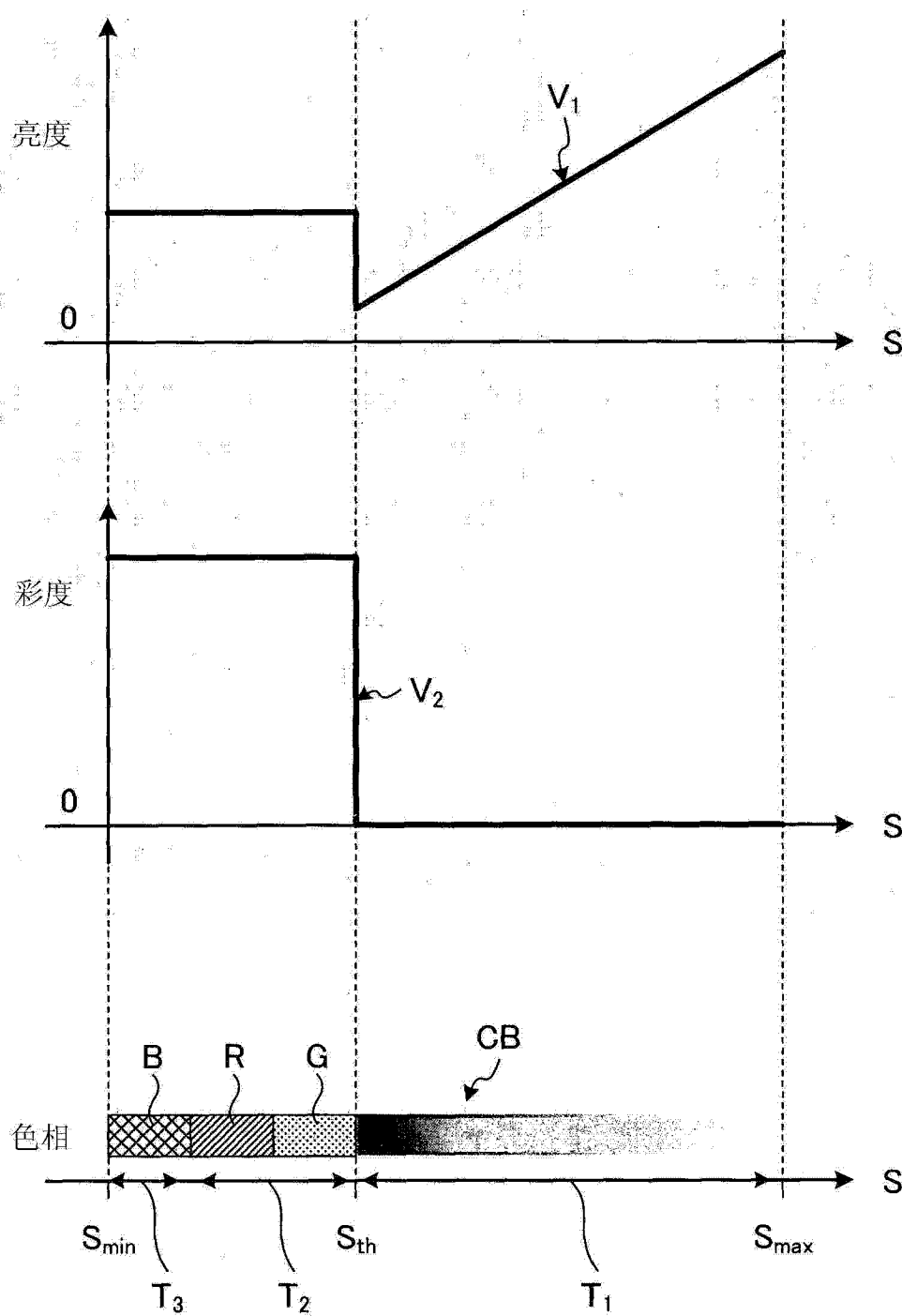


图 8

Tb
}

	脏器A			脏器B			...
	S1	S2	S3	S1	S2	S3	...
观测器I	SA11	SA12	SA13	SB11	SB12	SB13	...
观测器II	SA21	SA22	SA23	SB21	SB22	SB23	...
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮

图 9

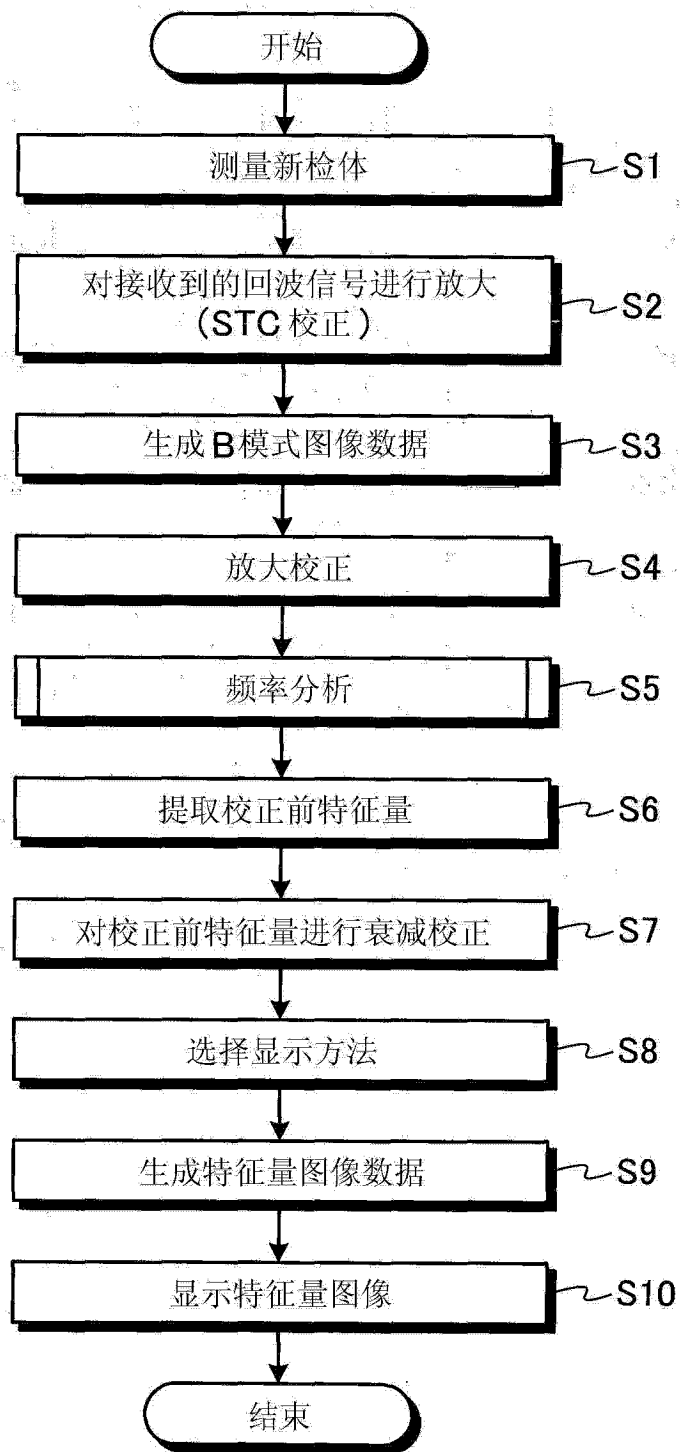


图 10

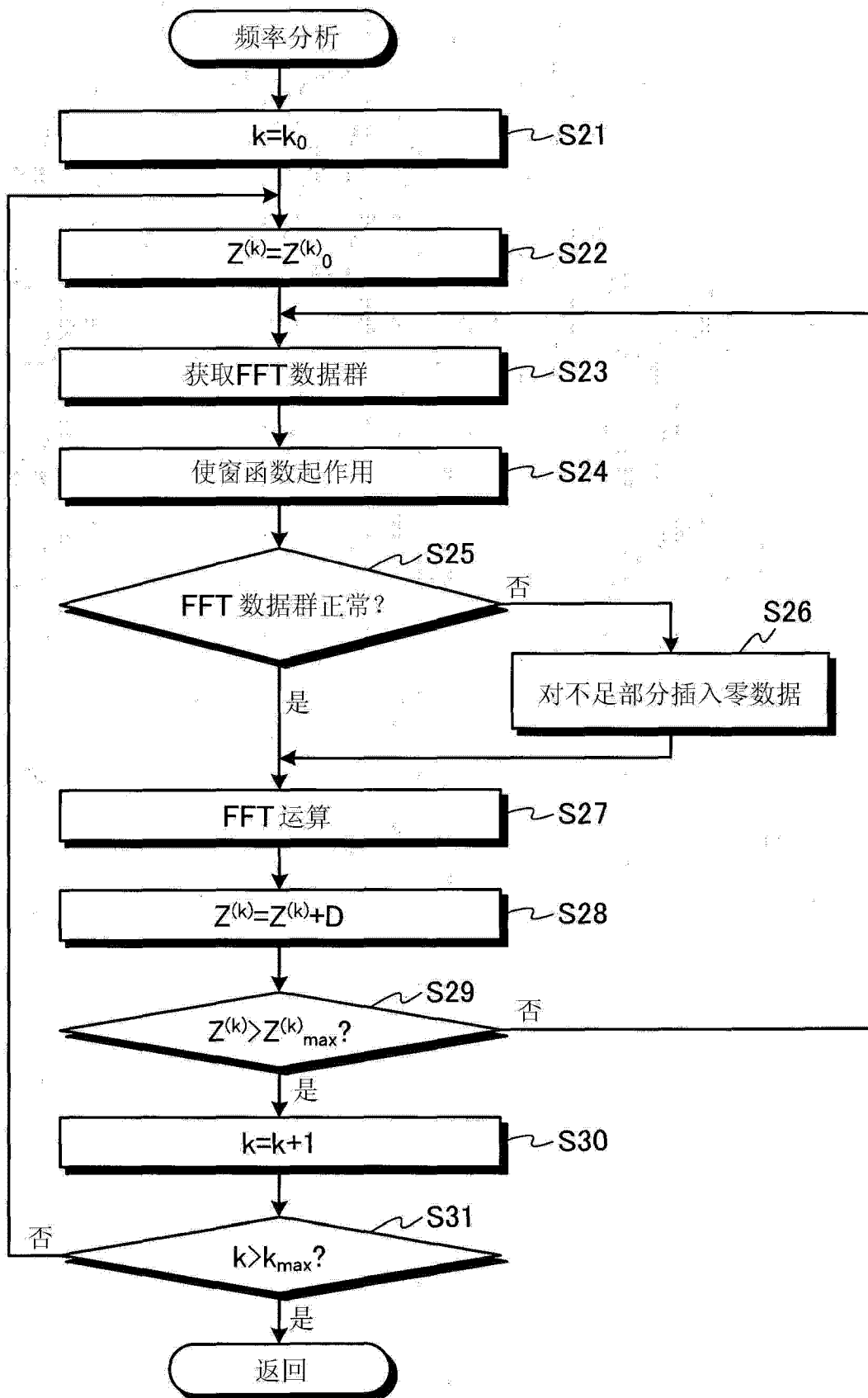


图 11

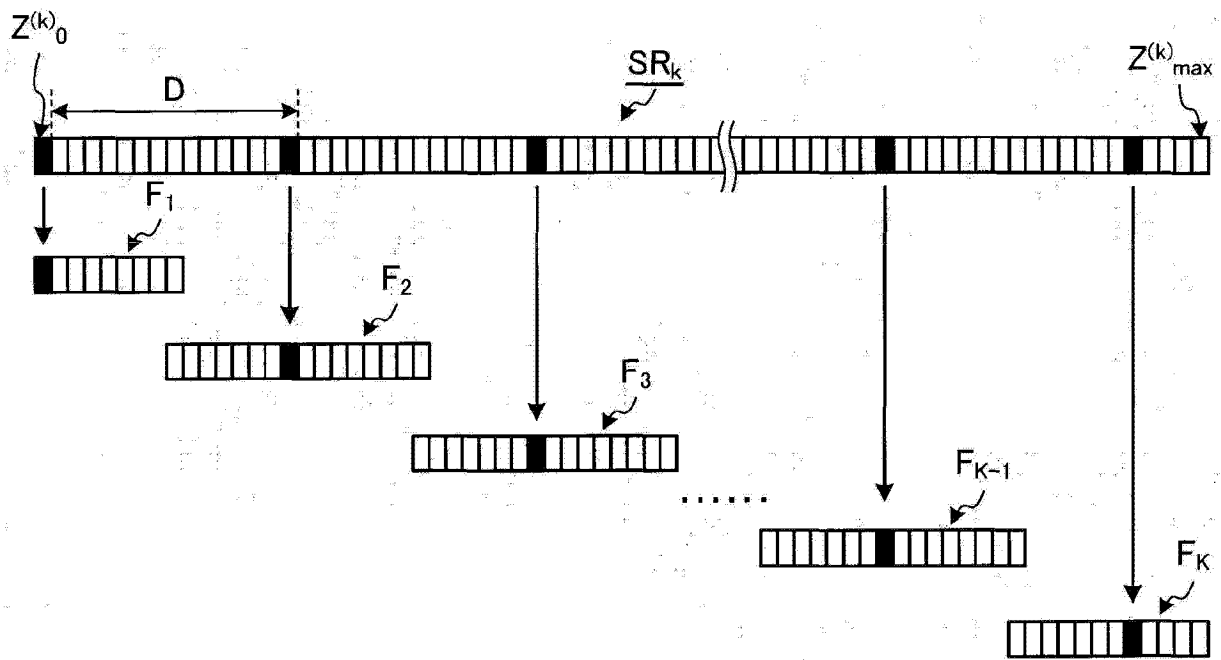


图 12

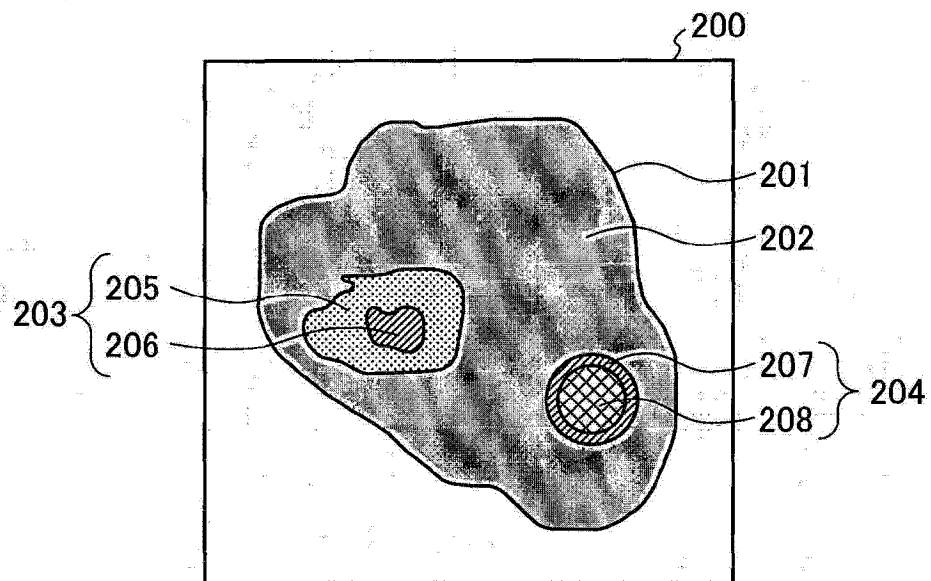


图 13

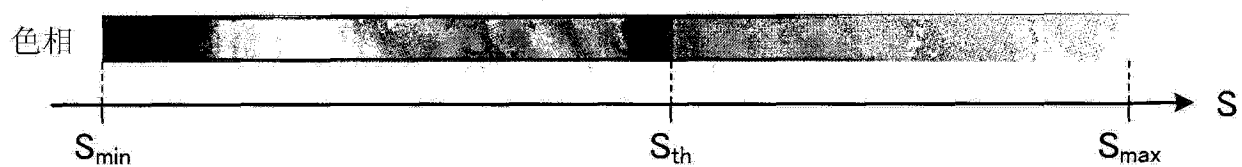


图 14

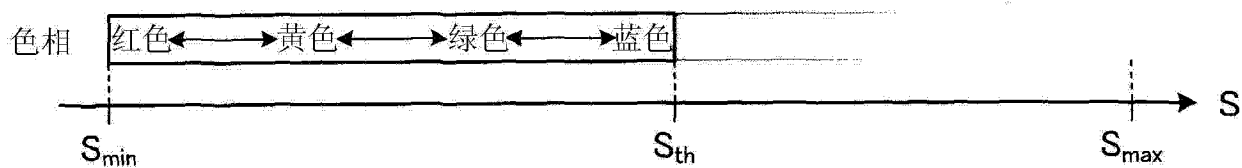


图 15

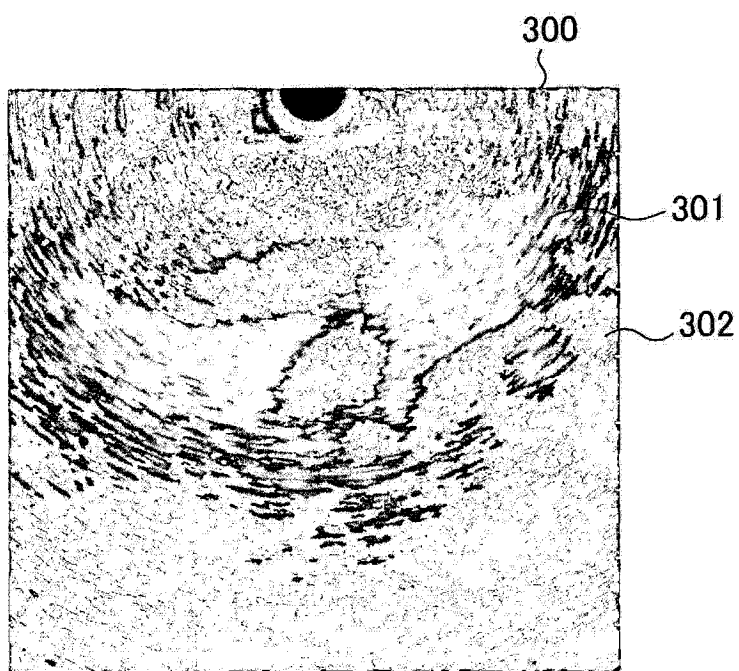


图 16

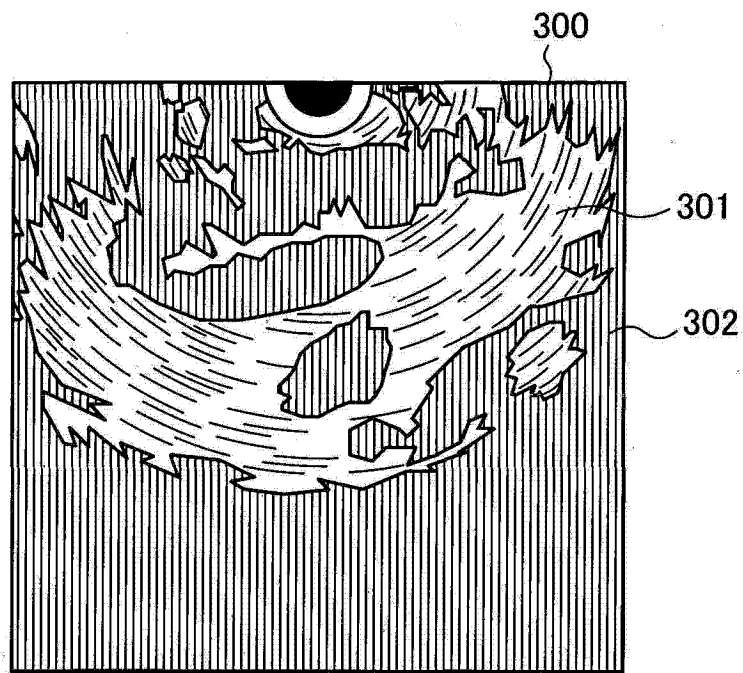


图 17

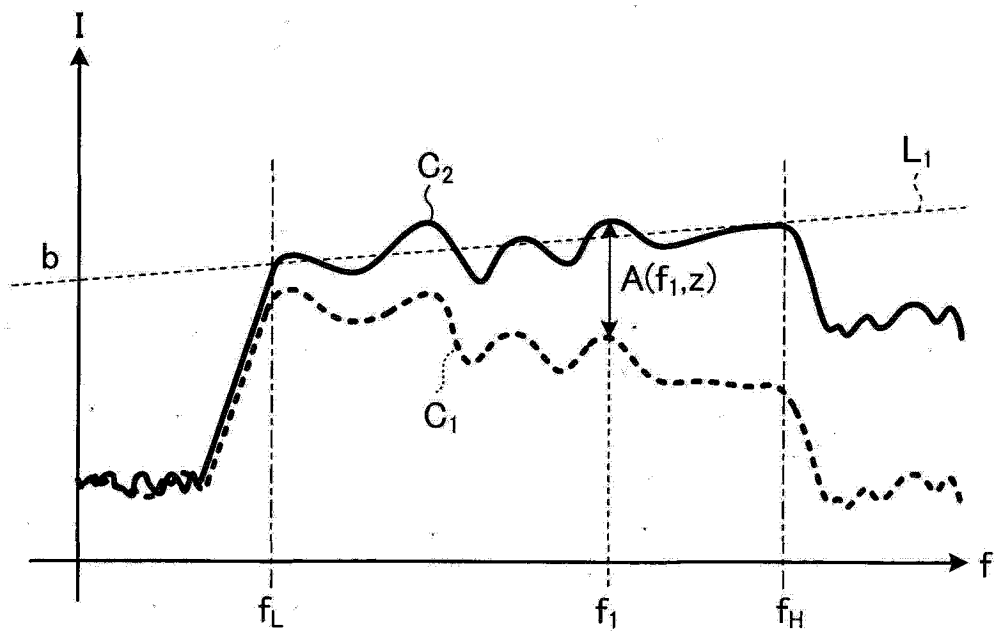


图 18

专利名称(译)	超声波观测装置、超声波观测装置的动作方法以及超声波观测装置的动作程序		
公开(公告)号	CN104582584A	公开(公告)日	2015-04-29
申请号	CN201480002244.1	申请日	2014-05-27
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
[标]发明人	野口裕雅		
发明人	野口裕雅		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G06T7/0012 A61B8/4477 A61B8/5223 G01S7/52033 G01S7/52036 G01S7/52071 G06K9/4661 G06T11/001 G06T2207/10024 G06T2207/20172 G06T2207/30024 G09G5/02 G09G5/04 G09G2320/0666 G09G2340/14 G09G2380/08		
代理人(译)	刘新宇 张会华		
优先权	2013113284 2013-05-29 JP		
其他公开文献	CN104582584B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

具备：超声波探头，其对检体发送超声波信号并且接收由上述检体反射的超声波；频率分析部，其通过分析由超声波探头(2)接收到的超声波的频率来计算频谱；特征量提取部，其通过对由频率分析部计算出的频谱进行近似来从频谱中提取至少一个特征量；以及特征量图像数据生成部，其根据由特征量提取部提取出的特征量与该特征量的阈值之间的关系，来生成用于按照多个显示方法中的某一显示方法显示与该特征量对应的信息的特征量图像数据，其中，该特征量的阈值为与图像数据所具有的显示用参数的值无关而为固定的阈值。

