



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104582584 B

(45)授权公告日 2016.09.14

(21)申请号 201480002244.1

(72)发明人 野口裕雅

(22)申请日 2014.05.27

(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

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 104582584 A

代理人 刘新宇 张会华

(43)申请公布日 2015.04.29

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

(30)优先权数据
2013-113284 2013.05.29 JP

(56)对比文件

CN 102802536 A, 2012.11.28,
WO 2012/063929 A1, 2012.05.18,
CN 101150990 A, 2008.03.26,
US 2004/0087856 A1, 2004.05.06,
CN 102834059 A, 2012.12.19,

(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

审查员 廖怡芳

(87)PCT国际申请的公布数据
W02014/192954 JA 2014.12.04

(73)专利权人 奥林巴斯株式会社
地址 日本东京都

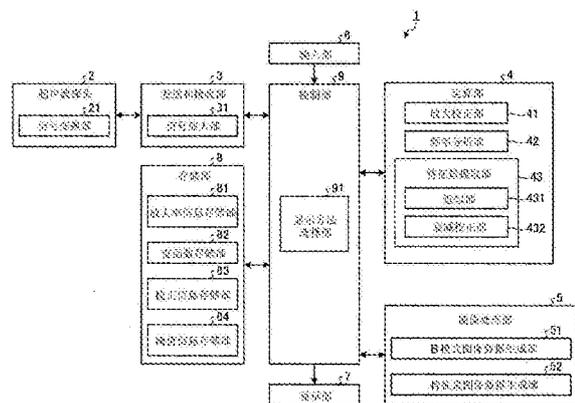
权利要求书2页 说明书13页 附图12页

(54)发明名称

超声波观测装置以及超声波观测装置的动作方法

(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,其发送和接收超声波信号,该超声波观测装置的特征在于,具备:

频率分析部,其通过分析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;

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,来生成用于按照彩色显示方法和灰度等级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,在上述彩色显示方法中色相与上述特征量的值相应地变化,在灰度等级显示方法中上述色相与上述特征量的值无关而为固定;

阈值信息存储部,其存储将上述阈值与上述彩色显示方法或上述灰度等级显示方法对应起来的阈值信息;以及

显示方法选择部,其根据上述特征量与上述阈值信息中包含的上述阈值之间的大小关系来选择上述彩色显示方法和上述灰度等级显示方法中的某一显示方法,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。

2. 根据权利要求1所述的超声波观测装置,其特征在于,

上述超声波观测装置还能够与种类互不相同的多个超声波探头连接,

上述阈值信息存储部存储与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。

3. 根据权利要求1或者2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。

4. 根据权利要求1或者2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。

5. 根据权利要求3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。

6. 根据权利要求4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。

7. 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。

8. 根据权利要求6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,该超声波观测装置发送和接收超声波信号,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接收到的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;

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,来生成用于按照彩色显示方法和灰度等级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,在上述彩色显示方法中色相与上述特征量的值相应地变化,在灰度等级显示方法中上述色相与上述特征量的值无关而为固定;以及

显示方法选择步骤,显示方法选择部从存储将上述阈值与上述彩色显示方法或灰度等级显示方法对应起来的阈值信息的阈值信息存储部读出上述阈值信息,根据上述特征量与上述阈值信息中包含的上述阈值之间的大小关系来选择上述彩色显示方法和上述灰度等级显示方法中的某一显示方法,并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。

超声波观测装置以及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。该图所示的超声波观测装置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的关系的图。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 β_{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的关系的图。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进行的放大处理中的接收深度 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定于一次式, 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, 也可以构成为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。

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

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

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

[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 $Z^{(k)}_{\max}$ (步骤S29)。在数据位置 $Z^{(k)}$ 大于最大值 $Z^{(k)}_{\max}$ 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 $Z^{(k)}_{\max}$ 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 $[(Z^{(k)}_{\max}-Z^{(k)}_0)/D]+1$ 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31)。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进行记载。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。

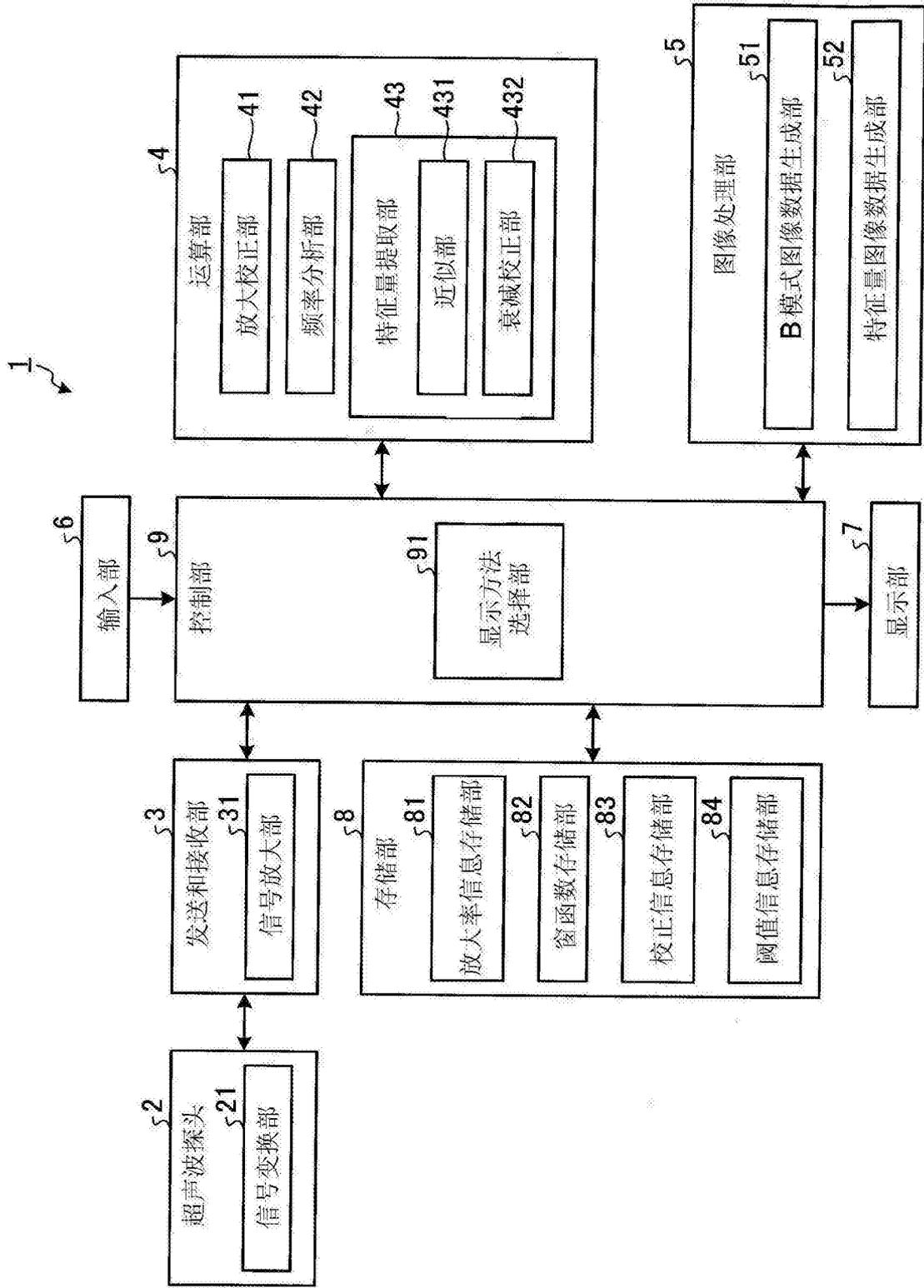


图1

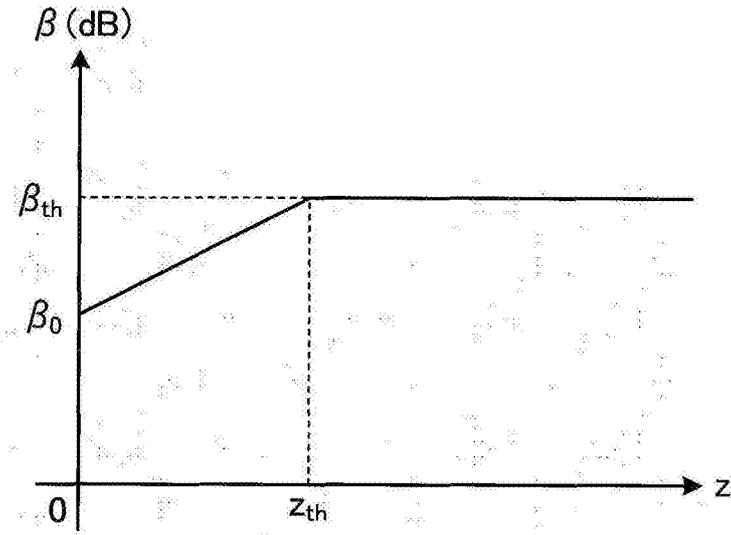


图2

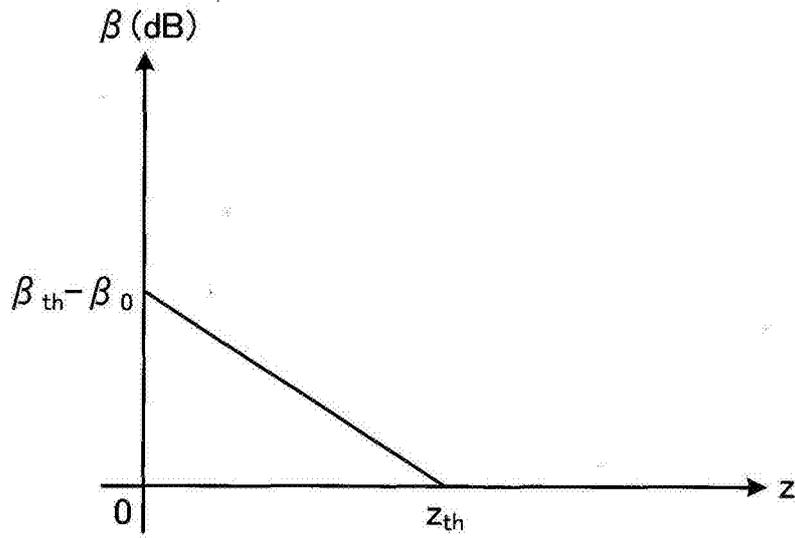


图3

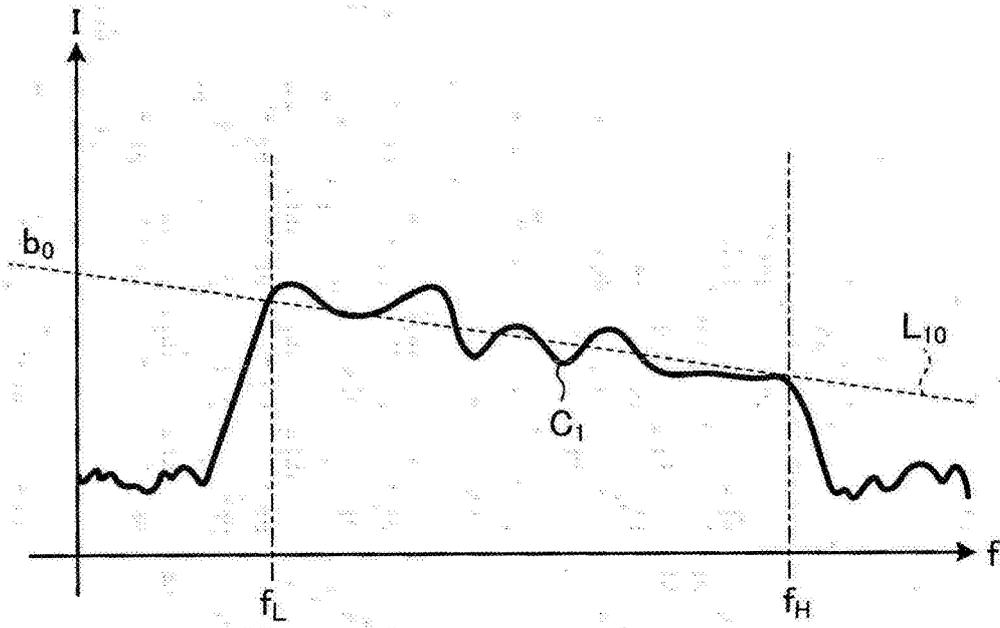


图4

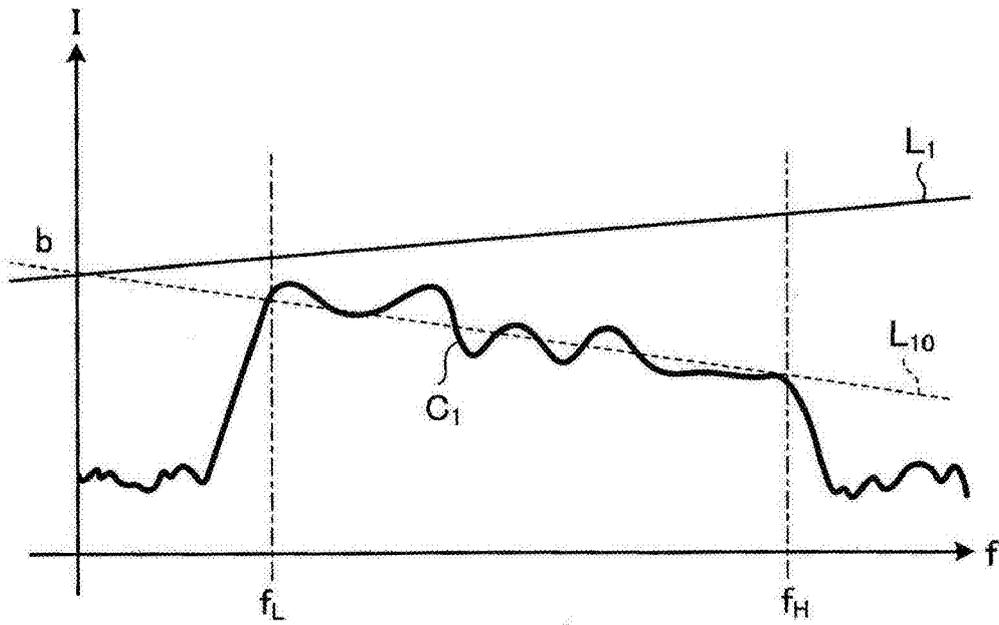


图5

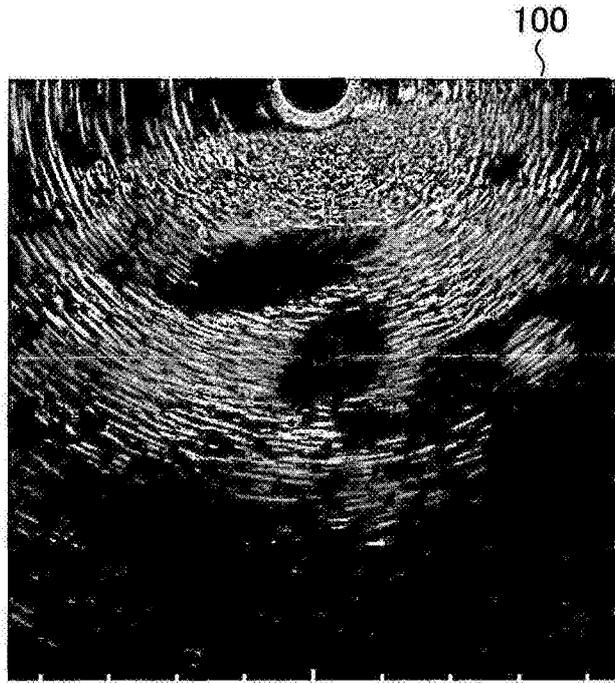


图6

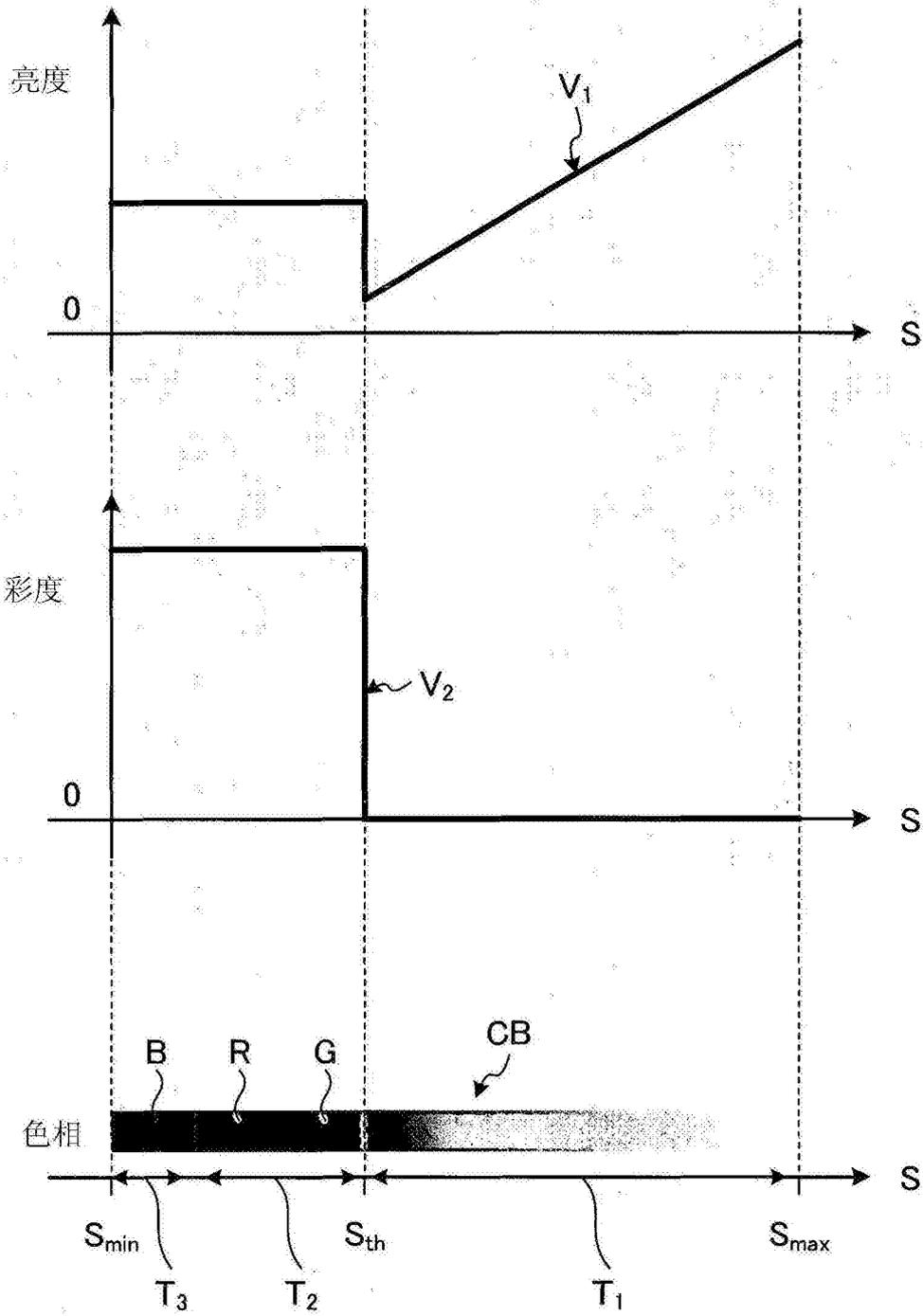


图7

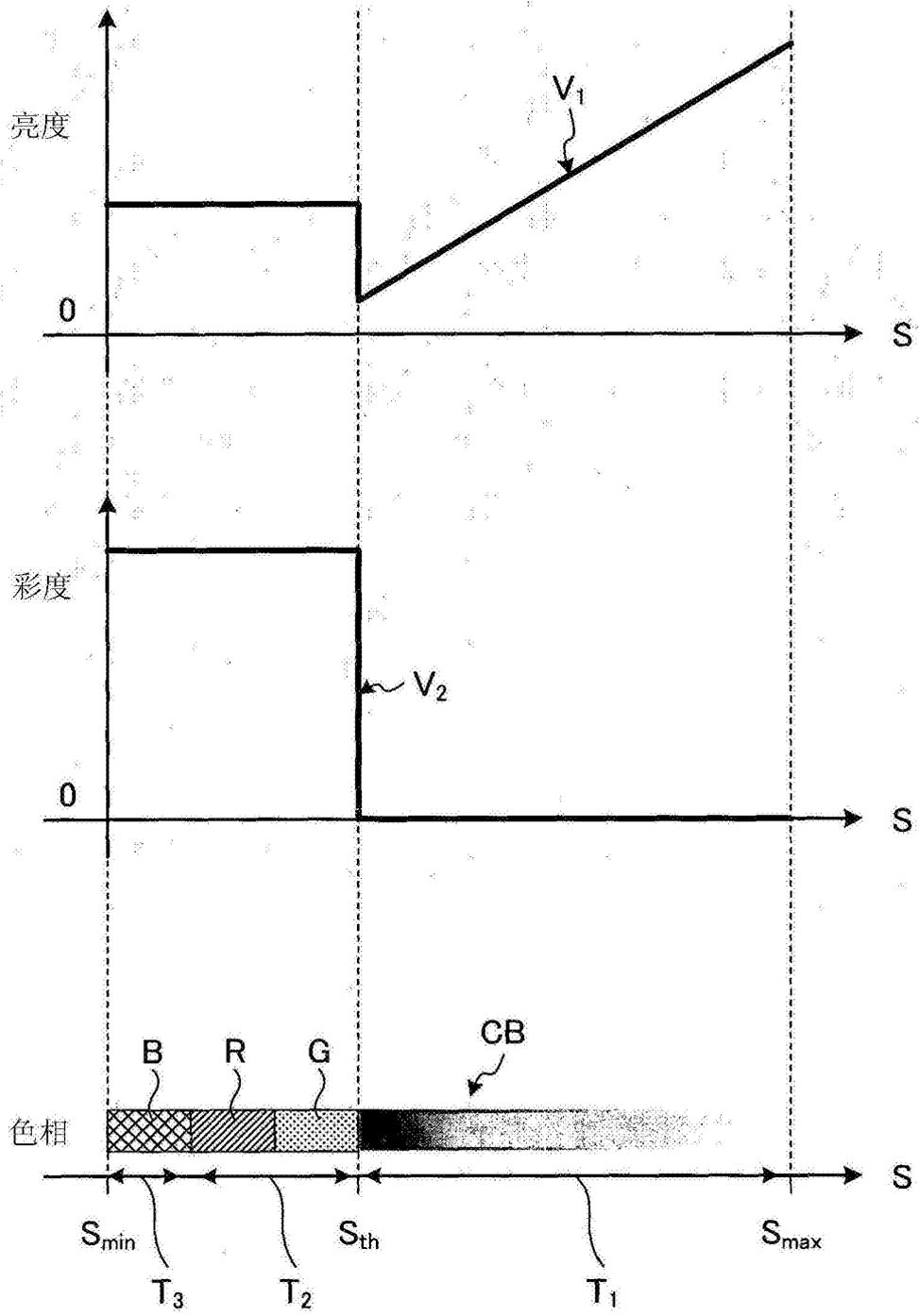


图8

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

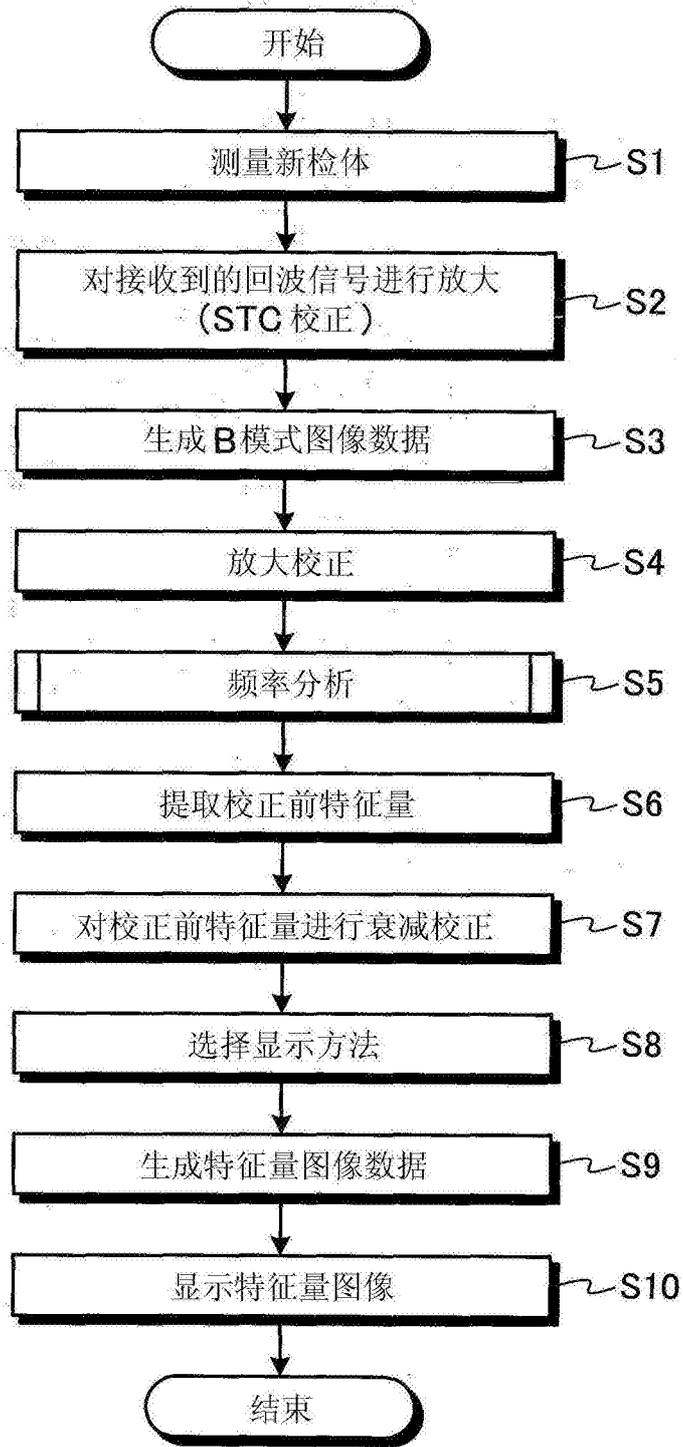


图10

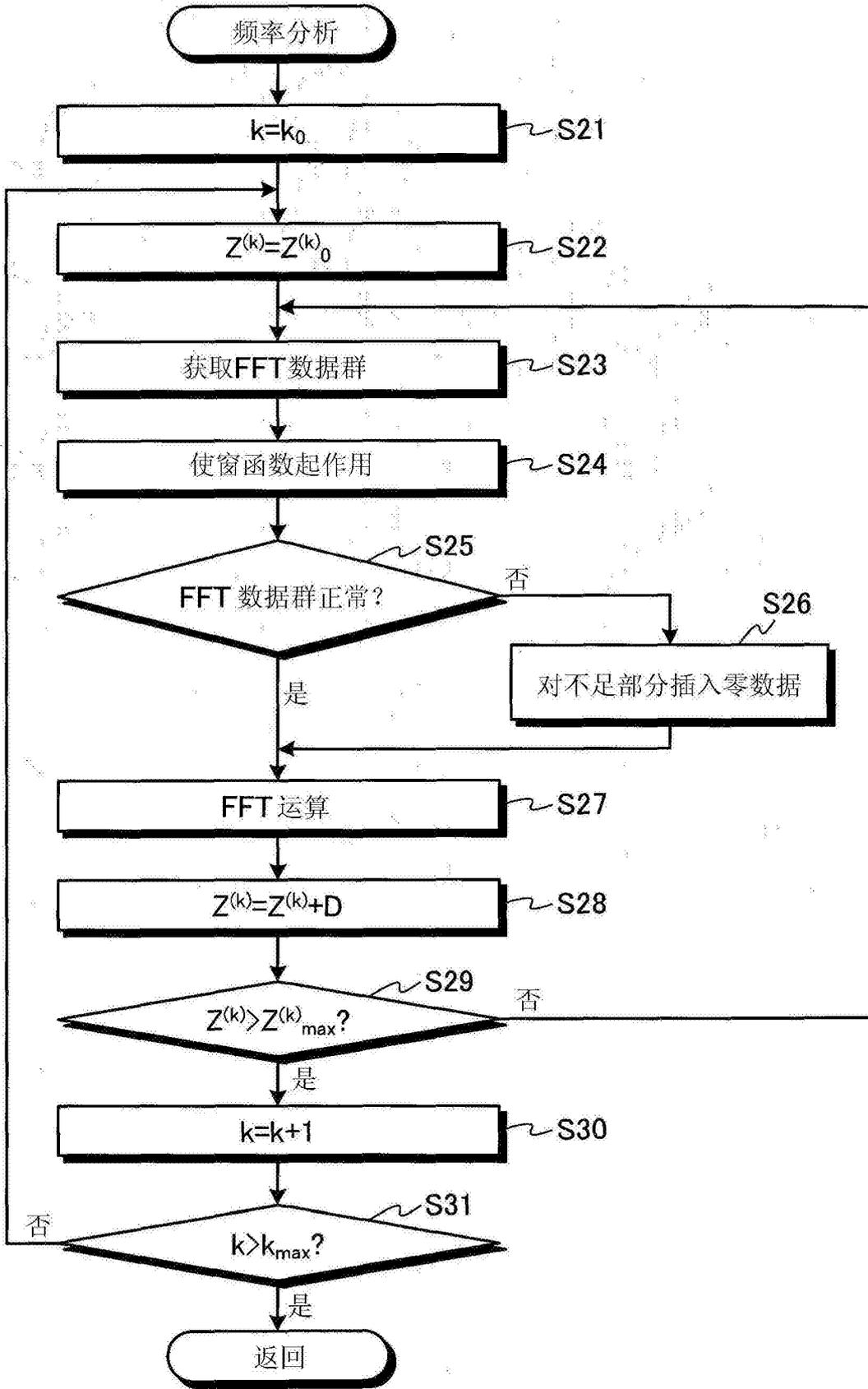


图11

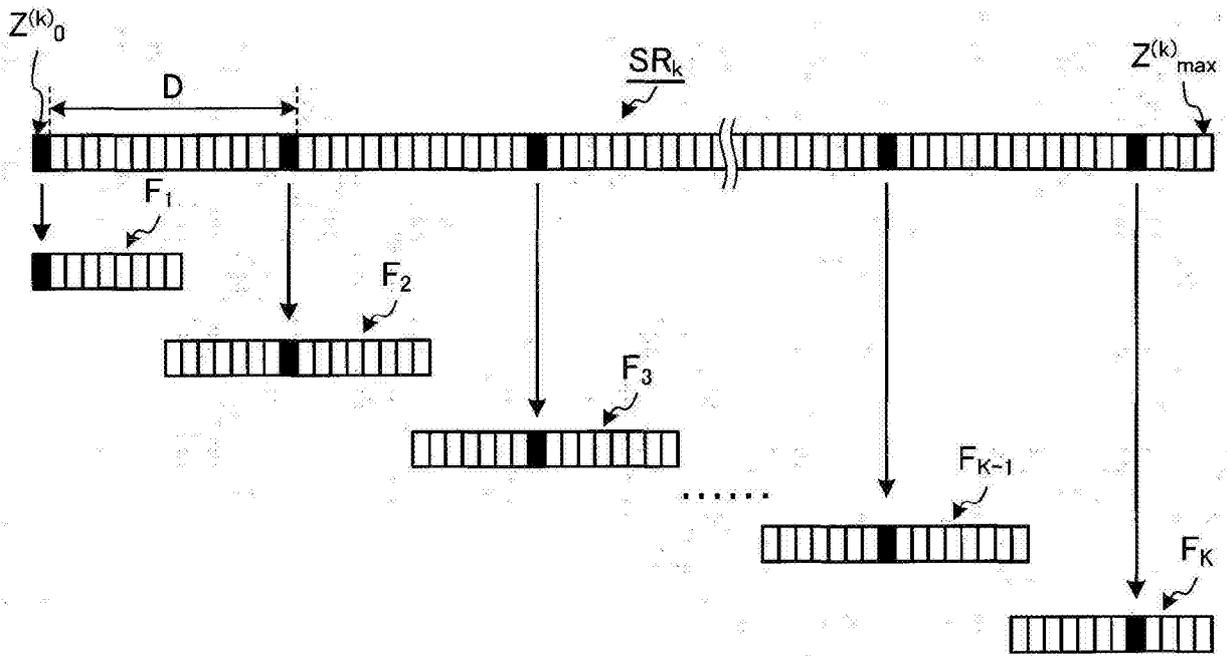


图12

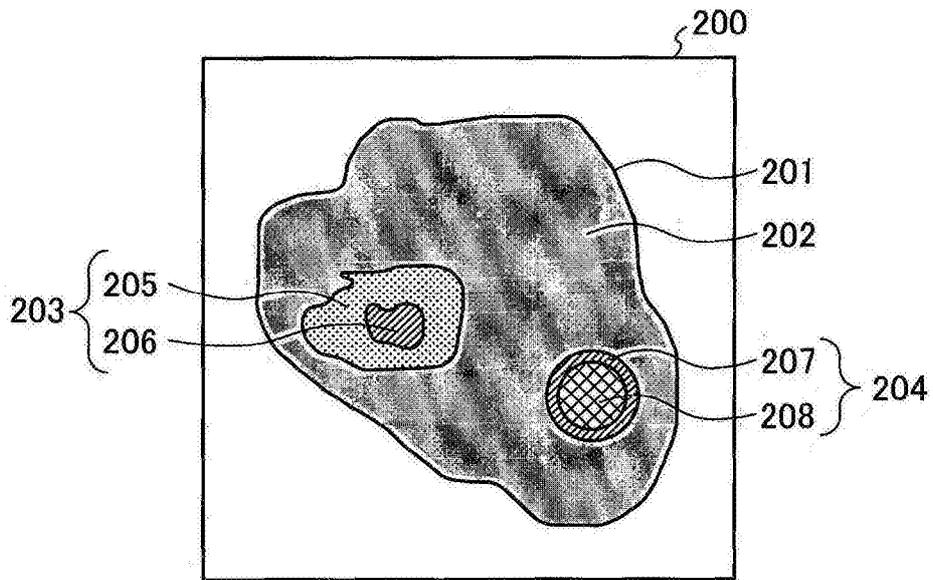


图13

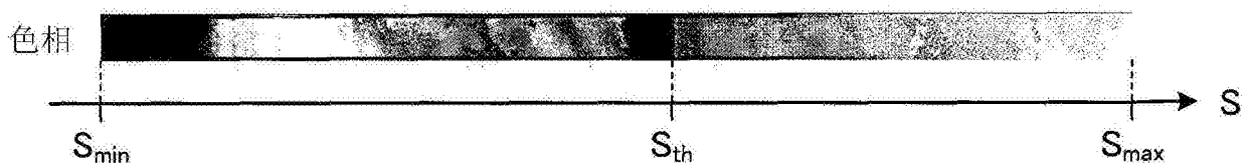


图14

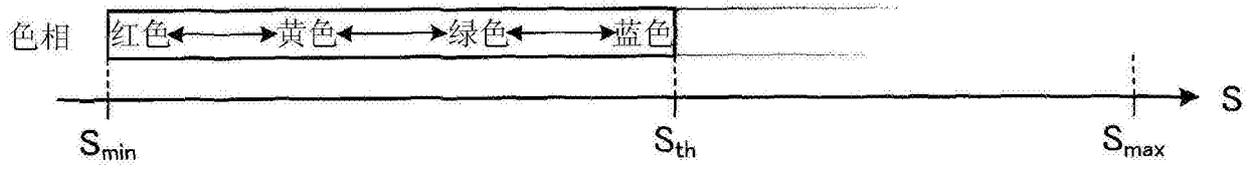


图15

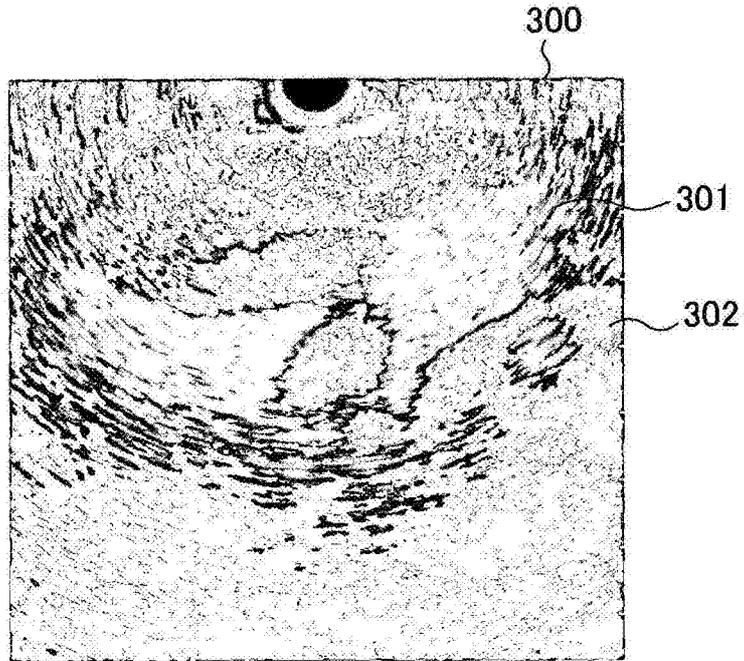


图16

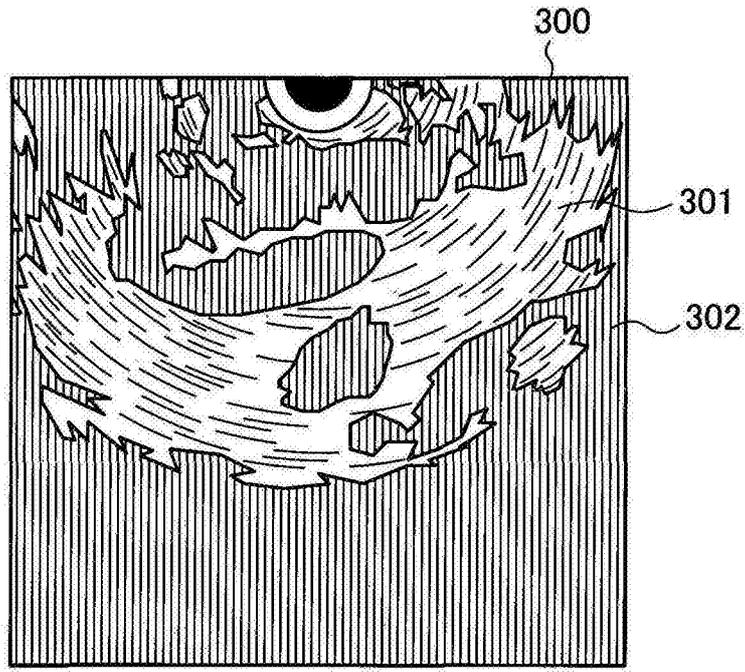


图17

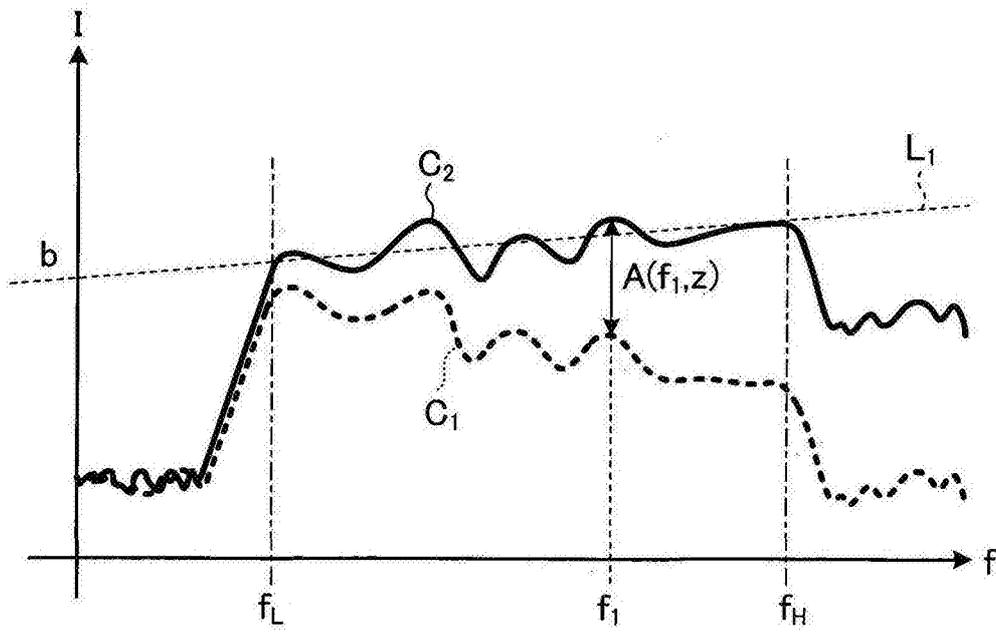


图18

| | | | |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 超声波观测装置以及超声波观测装置的动作方法 | | |
| 公开(公告)号 | CN104582584B | 公开(公告)日 | 2016-09-14 |
| 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 | CN104582584A | | |
| 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。

