



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103153195 B

(45) 授权公告日 2016.08.03

(21) 申请号 201180048796.2

(22) 申请日 2011.11.11

(30) 优先权数据

2010-253290 2010.11.11 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013.04.08

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2011/076027 2011.11.11

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/063929 JA 2012.05.18

(73) 专利权人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 宫木浩仲

(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 8/00(2006.01)

(56) 对比文件

US 2004/0243001 A1, 2004.12.02,

US 4092867, 1978.06.06,

Amin Katouzian et al. challenges in atherosclerotic plaque characterization with intravascular ultrasound(IVUS): from data collection to classification. 《IEEE TRANSACTIONS ON INFORMATION TECHNOLOGY IN BIOMEDICINE》. 2008, 第12卷(第3期),

审查员 谢春苓

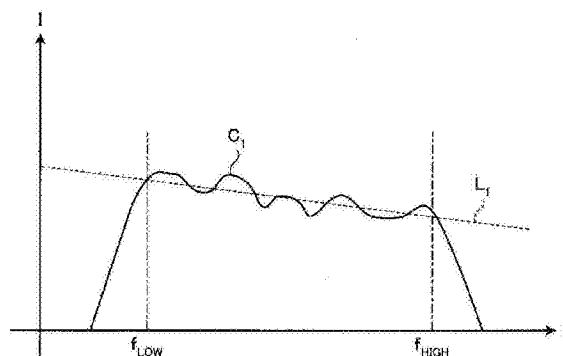
权利要求书4页 说明书14页 附图11页

(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

超声波观测装置以与接收深度相应的放大率对从检体接收到的超声波信号进行放大,生成将放大后的超声波信号的振幅变换为亮度来显示的B模式图像数据,对放大后的超声波信号进行放大校正以使不管接收深度如何放大率均固定,通过对放大校正后的超声波信号的频率进行分析来算出频谱,通过对算出的频谱进行近似来提取频谱的特征量,对频谱和特征量中的任一个进行校正来消减随着超声波传播而产生的强度衰减的贡献,生成用于显示与特征量对应的视觉信息的特征量图像数据。



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,该超声波观测装置具备:

信号放大部,其以与接收深度相应的放大率来对从上述检体接收到的超声波信号进行放大以用于B模式图像的生成;以及

B模式图像数据生成部,其生成将上述信号放大部放大后的超声波信号的振幅变换为亮度来显示的B模式图像数据;

其特征在于,所述超声波观测装置还具备:

放大校正部,其对上述信号放大部放大后的上述超声波信号进行仅抵消上述信号放大部的与接收深度相应的放大成分的影响的校正以使不管接收深度如何放大率均固定;

频率分析部,其通过对上述放大校正部校正后的上述超声波信号的频率进行分析来算出频谱;以及

特征量提取部,其进行衰减校正处理和近似处理来提取上述频谱的特征量,其中,上述衰减校正处理消减在上述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。

2. 根据权利要求1所述的超声波观测装置,其特征在于,

上述信号放大部进行放大时的放大率单调增加直到规定的接收深度为止。

3. 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,其将根据由多个已知检体分别反射的超声波而提取出的频谱的特征量与上述多个已知检体的组织性状相关联地存储;以及

组织性状判断部,其通过使用上述存储部以与上述多个已知检体相关联的方式存储的特征量以及上述特征量提取部提取出的特征量,来判断上述检体的规定区域的组织性状。

4. 根据权利要求1所述的超声波观测装置,其特征在于,

还具备特征量图像数据生成部,该特征量图像数据生成部生成特征量图像数据,该特征量图像数据用于显示与上述特征量提取部提取出的特征量对应的视觉信息。

5. 根据权利要求4所述的超声波观测装置,其特征在于,

上述视觉信息为构成颜色空间的变量。

6. 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,该超声波观测装置具备:

信号放大部,其以与接收深度相应的放大率来对从上述检体接收到的超声波信号进行放大以用于B模式图像的生成;以及

B模式图像数据生成部,其生成将上述信号放大部放大后的超声波信号的振幅变换为亮度来显示的B模式图像数据;

其特征在于,所述超声波观测装置还具备:

放大校正部,其对上述信号放大部放大后的上述超声波信号进行仅抵消上述信号放大部的与接收深度相应的放大成分的影响的校正以使不管接收深度如何放大率均固定;

频率分析部,其通过对上述放大校正部校正后的上述超声波信号的频率进行分析来算出频谱;以及

特征量提取部,其进行衰减校正处理和近似处理来提取上述频谱的特征量,其中,上述衰减校正处理消减在上述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，

其中，上述特征量提取部具有：

近似部，其对上述频率分析部算出的频谱进行上述近似处理，由此提取进行上述衰减校正处理前的校正前特征量；以及

衰减校正部，其对上述近似部提取出的校正前特征量进行上述衰减校正处理，由此提取上述频谱的特征量。

7. 根据权利要求6所述的超声波观测装置，其特征在于，
超声波的接收深度越大，上述衰减校正部进行越大的校正。

8. 根据权利要求6所述的超声波观测装置，其特征在于，
还具备一并进行上述放大校正部和上述衰减校正部的校正的控制部。

9. 根据权利要求6所述的超声波观测装置，其特征在于，
上述近似部通过回归分析以多项式来对上述频谱进行近似处理。

10. 根据权利要求9所述的超声波观测装置，其特征在于，
上述近似部以一次式对上述频谱进行近似处理并提取多个特征量，上述多个特征量包含上述一次式的斜率、上述一次式的截距以及强度中的至少两个，该强度是使用上述斜率、上述截距以及包含在上述频谱的频带内的特定的频率而决定的。

11. 根据权利要求6所述的超声波观测装置，其特征在于，
上述衰减校正部使用根据检体决定的规定的衰减率来进行衰减校正处理。

12. 根据权利要求11所述的超声波观测装置，其特征在于，
还具备输入部，该输入部接受用于变更上述衰减率的信息的输入。

13. 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，该超声波观测装置具备：

信号放大部，其以与接收深度相应的放大率来对从上述检体接收到的超声波信号进行放大以用于B模式图像的生成；以及

B模式图像数据生成部，其生成将上述信号放大部放大后的超声波信号的振幅变换为亮度来显示的B模式图像数据；

其特征在于，所述超声波观测装置还具备：

放大校正部，其对上述信号放大部放大后的上述超声波信号进行仅抵消上述信号放大部的与接收深度相应的放大成分的影响的校正以使不管接收深度如何放大率均固定；

频率分析部，其通过对上述放大校正部校正后的上述超声波信号的频率进行分析来算出频谱；以及

特征量提取部，其进行衰减校正处理和近似处理来提取上述频谱的特征量，其中，上述衰减校正处理消减在上述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，

其中，上述特征量提取部具有：

衰减校正部，其对上述频谱进行上述衰减校正处理；以及

近似部，其对上述衰减校正部校正后的频谱进行上述近似处理，由此提取上述频谱的特征量。

14. 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,该动作方法具有以下步骤:

信号放大步骤,以与接收深度相应的放大率来对从上述检体接收到的超声波信号进行放大以用于B模式图像的生成;以及

B模式图像数据生成步骤,由B模式图像数据生成部生成将通过上述信号放大步骤放大后的超声波信号的振幅变换为亮度来显示的B模式图像数据;

其特征在于,所述动作方法还具有以下步骤:

放大校正步骤,对通过上述信号放大步骤放大后的上述超声波信号进行仅抵消上述信号放大步骤的与接收深度相应的放大成分的影响的校正以使不管接收深度如何放大率均固定;

频率分析步骤,由频率分析部对通过上述放大校正步骤校正后的上述超声波信号的频率进行分析来算出频谱;以及

特征量提取步骤,由特征量提取部进行衰减校正处理和近似处理来提取上述频谱的特征量,其中,上述衰减校正处理消减在上述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。

15.一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,该动作方法具有以下步骤:

信号放大步骤,以与接收深度相应的放大率来对从上述检体接收到的超声波信号进行放大以用于B模式图像的生成;以及

B模式图像数据生成步骤,由B模式图像数据生成部生成将通过上述信号放大步骤放大后的超声波信号的振幅变换为亮度来显示的B模式图像数据;

其特征在于,所述动作方法还具有以下步骤:

放大校正步骤,对通过上述信号放大步骤放大后的上述超声波信号进行仅抵消上述信号放大步骤的与接收深度相应的放大成分的影响的校正以使不管接收深度如何放大率均固定;

频率分析步骤,由频率分析部对通过上述放大校正步骤校正后的上述超声波信号的频率进行分析来算出频谱;以及

特征量提取步骤,由特征量提取部进行衰减校正处理和近似处理来提取上述频谱的特征量,其中,上述衰减校正处理消减在上述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,

其中,上述特征量提取步骤具有以下步骤:

近似步骤,对通过上述频率分析步骤算出的频谱进行上述近似处理,由此提取进行上述衰减校正处理前的校正前特征量;以及

衰减校正步骤,对通过上述近似步骤提取出的校正前特征量进行上述衰减校正处理,由此提取上述频谱的特征量。

16.一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,该动作方法具有以下步骤:

信号放大步骤,以与接收深度相应的放大率来对从上述检体接收到的超声波信号进行放大以用于B模式图像的生成;以及

B模式图像数据生成步骤,由B模式图像数据生成部生成将通过上述信号放大步骤放大

后的超声波信号的振幅变换为亮度来显示的B模式图像数据；

其特征在于,所述动作方法还具有以下步骤:

放大校正步骤,对通过上述信号放大步骤放大后的上述超声波信号进行仅抵消上述信号放大步骤的与接收深度相应的放大成分的影响的校正以使不管接收深度如何放大率均固定;

频率分析步骤,由频率分析部对通过上述放大校正步骤校正后的上述超声波信号的频率进行分析来算出频谱;以及

特征量提取步骤,由特征量提取部进行衰减校正处理和近似处理来提取上述频谱的特征量,其中,上述衰减校正处理消减在上述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,

其中,上述特征量提取步骤具有以下步骤:

衰减校正步骤,对上述频谱进行上述衰减校正处理;以及

近似步骤,对通过上述衰减校正步骤校正后的频谱进行上述近似处理,由此提取上述频谱的特征量。

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,在从外部挤压检查部位的状态下,使用超声波对该检查部位的生物体组织的应变率、弹性率进行测量,将该测量结果变换为断层图像来进行图像显示。

[0003] 在观测超声波时,为了对随着超声波传播而产生的衰减进行校正而以最佳范围进行A/D变换,通常对B模式图像生成用的接收数据(模拟信号)进行基于深位置的接收数据提供高放大率的STC(Sensitivity Time Control:灵敏度时间控制)校正(例如,参照专利文献2)。

[0004] 专利文献1:国际公开第2005/122906号

[0005] 专利文献2:日本特开平10-216143号公报

发明内容

[0006] 发明要解决的问题

[0007] 然而,在上述STC校正中,仅使模拟信号波形的振幅在全频带中均匀地放大,没有起到对依赖于频率的衰减进行校正的效果。因此,在生成利用超声波振幅的B模式图像时,通过进行STC校正能够得到充分的效果,但是在根据频谱来鉴别检体的组织性状时,存在无法正确地排除随着超声波传播而产生的衰减的影响而鉴别精度降低的问题。

[0008] 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,另一方面在生成基于频谱的图像时,进行与用于生成B模式图像的发送不同的新发送,输出没有实施STC校正的接收信号。然而,在该情况下存在根据接收信号生成的图像数据的帧频降低这种问题。

[0009] 本发明是鉴于上述情况而完成的,目的在于提供一种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降低的超声波观测装置、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。

[0010] 用于解决问题的方案

[0011] 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,该超声波观测装置的特征在于,具备:信号放大部,其以与接收深度相应的放大率来对从上述检体接收到的超声波信号进行放大;B模式图像数据生成部,其生成将上述信号放大部放大后的超声波信号的振幅变换为亮度来显示的B模式图像数据;放大校正部,其对上述信号放大部放大后的上述超声波信号进行放大校正

以使不管接收深度如何放大率均固定;频率分析部,其通过对上述放大校正部放大校正后的上述超声波信号的频率进行分析来算出频谱;特征量提取部,其对上述频率分析部算出的频谱进行衰减校正处理和近似处理来提取上述检体的特征量,其中,上述衰减校正处理消减在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;以及特征量图像数据生成部,其生成特征量图像数据,该特征量图像数据用于显示与上述特征量提取部提取出的特征量对应的视觉信息。

[0012] 另外,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,上述信号放大部进行放大时的放大率单调增加直到规定的接收深度为止。

[0013] 另外,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,其对上述频率分析部算出的频谱进行上述近似处理,由此提取进行上述衰减校正处理前的校正前特征量;以及衰减校正部,其对上述近似部提取出的校正前特征量进行上述衰减校正处理,由此提取上述频谱的特征量。

[0014] 另外,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,其对上述频谱进行上述衰减校正处理;以及近似部,其对上述衰减校正部校正后的频谱进行上述近似处理,由此提取上述频谱的特征量。

[0015] 另外,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,超声波的接收深度越大,上述衰减校正部进行越大的校正。

[0016] 另外,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,还具备一并进行上述放大校正部和上述衰减校正部的校正的控制部。

[0017] 另外,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以多项式来对上述频谱进行近似。

[0018] 另外,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,上述近似部以一次式对上述频谱进行近似并提取多个特征量,上述多个特征量包含上述一次式的斜率、上述一次式的截距以及强度中的至少两个,该强度是使用上述斜率、上述截距以及包含在上述频谱的频带内的特定的频率而决定的。

[0019] 另外,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,其将根据由多个已知检体分别反射的超声波而提取出的频谱的特征量与上述多个已知检体的组织性状相关联地存储;以及组织性状判断部,其通过使用上述存储部与上述多个已知检体相关联地存储的特征量以及上述特征量提取部提取出的特征量,来判断上述检体的规定区域的组织性状。

[0020] 另外,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,上述特征量提取部提取多个特征量,上述存储部存储按每个组织性状对多个已知检体进行分类而得到的组中的各特征量的平均,上述组织性状判断部设定以上述多个特征量中的至少一个为成分的特征量空间,根据检体点与已知检体平均点在上述特征量空间上的距离,来判断上述检体的组织性状,其中,该检体点具有上述检体的频谱的特征量中的形成上述特征量空间成分的特征量作为上述特征量空间的坐标,该已知检体平均点具有上述多个已知检体的上述组中的各特征量中的形成上述特征量空间成分的特征量的平均作为上述特征量空间的坐标。

[0021] 另外,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,上述组织性状

判断部算出将上述多个已知检体中的按每个组织性状来分类的组加上上述检体的特征量而得到的母集团中的特征量的标准偏差,将具有该标准偏差与上述组中的特征量的标准偏差的差最小的特征量的组所对应的组织性状设为上述检体的组织性状。

[0022] 另外,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,上述视觉信息为构成颜色空间的变量。

[0023] 另外,本发明所涉及的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,该动作方法的特征在于,具有以下步骤:信号放大步骤,由信号放大部按每个接收深度以从存储部读出的放大率来对从上述检体接收到的超声波信号进行放大,其中,上述存储部存储与接收深度相应的放大率信息;B模式图像数据生成步骤,由B模式图像数据生成部生成将通过上述信号放大步骤放大后的超声波信号的振幅变换为亮度来显示的B模式图像数据;放大校正步骤,由放大校正部对通过上述信号放大步骤放大后的上述超声波信号进行放大校正以使不管接收深度如何放大率均固定;频率分析步骤,由频率分析部对通过上述放大校正步骤放大校正后的上述超声波信号的频率进行分析来算出频谱;特征量提取步骤,由特征量提取部对上述频率分析部算出的频谱进行衰减校正处理和近似处理来提取上述检体的特征量,其中,上述衰减校正处理消减在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;以及特征量图像数据生成步骤,由特征量图像数据生成部生成特征量图像数据,该特征量图像数据用于显示与通过上述特征量提取步骤提取出的特征量对应的视觉信息。

[0024] 另外,本发明所涉及的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,该动作程序的特征在于,使该超声波观测装置执行以下步骤:信号放大步骤,由信号放大部按每个接收深度以从存储部读出的放大率来对从上述检体接收到的超声波信号进行放大,其中,上述存储部存储与接收深度相应的放大率信息;B模式图像数据生成步骤,由B模式图像数据生成部生成将通过上述信号放大步骤放大后的超声波信号的振幅变换为亮度来显示的B模式图像数据;放大校正步骤,由放大校正部对通过上述信号放大步骤放大后的上述超声波信号进行放大校正以使不管接收深度如何放大率均固定;频率分析步骤,由频率分析部对通过上述放大校正步骤放大校正后的上述超声波信号的频率进行分析来算出频谱;特征量提取步骤,由特征量提取部对上述频率分析部算出的频谱进行衰减校正处理和近似处理来提取上述检体的特征量,其中,上述衰减校正处理消减在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;以及特征量图像数据生成步骤,由特征量图像数据生成部生成特征量图像数据,该特征量图像数据用于显示与通过上述特征量提取步骤提取出的特征量对应的视觉信息。

[0025] 发明的效果

[0026] 根据本发明,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,抵消STC校正的影响而进行将放大率设为谱固定的放大校正之后对频谱进行衰减校正处理和近似处理,由此提取检体的特征量,生成用于显示与提取的特征量对应的视觉信息的特征量图像数据,因此不仅在特征量图像数据中排除随着超声波传播而产生的衰减的影响,还不需要分开发送B模式图像用的信号和特征量图像用的信号,其中,衰减校正处理消减在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。因而,正确地排除随着超声波传播而产生的衰减的影响,并且能够防止根

据接收到的超声波生成的图像数据的帧频降低。

附图说明

[0027] 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。

[0028] 图2是表示本发明的实施方式1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的关系的图。

[0029] 图3是表示本发明的实施方式1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的关系的图。

[0030] 图4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。

[0031] 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显示部中的B模式图像的显示例的图。

[0032] 图6是表示本发明的实施方式1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的流程图。

[0033] 图7是示意性地表示一个声线的数据排列的图。

[0034] 图8是表示本发明的实施方式1所涉及的超声波观测装置的频率分析部所算出的频谱的例子(第一例)的图。

[0035] 图9是表示本发明的实施方式1所涉及的超声波观测装置的频率分析部所算出的频谱的例子(第二例)的图。

[0036] 图10是表示根据对与图8示出的直线有关的特征量进行衰减校正之后的特征量而决定的新的直线的图。

[0037] 图11是表示本发明的实施方式1所涉及的超声波观测装置的组织性状判断部所进行的处理的概要的流程图。

[0038] 图12是表示本发明的实施方式1所涉及的超声波观测装置的组织性状判断部所设定的特征量空间的一例的图。

[0039] 图13是表示本发明的实施方式1所涉及的超声波观测装置的显示部所显示的判断结果显示图像的显示例的图。

[0040] 图14是说明本发明的实施方式1所涉及的超声波观测装置所进行的衰减校正处理的效果的图。

[0041] 图15是表示本发明的实施方式2所涉及的超声波观测装置的处理的概要的流程图。

[0042] 图16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衰减校正处理的概要的图。

具体实施方式

[0043] 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”)。

[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。该图示出的超声波观测装置1是使用超声波来观测检体的装置。

[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,其存储包括与已知检体的组织性状有关的信息的各种信息;以及控制部9,其对超声波观测装置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。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。

[0049] 发送和接收部3具有信号放大部31,该信号放大部31放大回波信号。具体地说,信号放大部31进行STC校正,接收深度越大的回波信号以越高放大率进行放大。图2是表示回波信号的接收深度与放大率的关系的图。图2示出的接收深度 z 是根据从超声波的接收开始时间点起的经过时间而算出的量。如图2所示,在接收深度 z 小于阈值 z_{th} 的情况下,放大率 β 随着接收深度 z 的增加而从 β_0 向 $\beta_{th}(>\beta_0)$ 线性地增加。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} 的值是从检体接收的超声波信号几乎衰减而噪声处于支配地位的值。此外,更一般地,只要在接收深度 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。

[0050] 发送和接收部3在对由信号放大部31放大的回波信号实施过滤等处理之后,通过进行A/D变换而生成数字RF信号并输出。此外,在超声波探头2是使多个超声波振子电扫描的超声波探头的情况下,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。

[0051] 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信号进行放大校正以使不管接收深度如何放大率均固定;频率分析部42,其通过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;特征量提取部43,其对由频率分析部42算出的频谱(功率谱)进行近似处理以及校正处理,由此提取频谱的特征量,其中,在该校正处理中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;以及组织性状判断部44,其使用由特征量提取部43提取的特征量来判断检体的规定区域的组织性状。

[0052] 图3是表示放大校正部41所进行的放大处理中的接收深度与放大率的关系的图。如图3所示,关于放大校正部41所进行的放大处理的放大率,在接收深度为零时是最大值 $\beta_{th}-\beta_0$,到接收深度 z_{th} 为止线性地减少,在接收深度 z_{th} 以上为零。通过利用这种放大率对数字RF信号进行放大处理,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 β_{th} 的信号。此外,放大校正部41所进行的接收深度 z 与放大率 β 的关系当然根据信号放大部31中的接收深度与放大率的关系不同而不同。

[0053] 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,由此算出频谱。频谱示出根据检体的组织性状不同而不同的趋势。这是由

于,频谱与作为使超声波散射的散射体的检体的大小、密度、声阻抗等具有相关性。

[0054] 特征量提取部43具有:近似部431,其对由频率分析部42算出的频谱进行近似处理,由此算出进行衰减校正处理前的校正前特征量;以及衰减校正部432,其对由近似部431进行近似而得到的校正前特征量进行衰减校正处理,由此提取特征量。

[0055] 近似部431通过回归分析以一次式对频谱进行近似,由此提取使该近似的一次式具有特征的校正前特征量。具体地说,近似部431通过回归分析来算出一次式的斜率 a_0 和截距 b_0 ,并且算出频谱中的频带内的特定频率处的强度作为校正前特征量。在本实施方式1中,近似部431算出中心频率 $f_{\text{MID}}=(f_{\text{LOW}}+f_{\text{HIGH}})/2$ 处的强度(Mid-band fit) $c_0=a_0f_{\text{MID}}+b_0$,但是这严格说来仅是一例。在此所指的“强度”是指电压、电力、声压、声能等参数中的任一个。

[0056] 三个特征量中的斜率 a_0 与超声波散射体的大小具有相关性,通常认为散射体越大则斜率具有越小的值。另外,截距 b_0 与散射体的大小、声阻抗的差、散射体的密度(浓度)等具有相关性。具体地说,认为对于截距 b_0 ,散射体越大则具有越大的值,声阻抗越大则具有越大的值,散射体的密度(浓度)越大则具有越大的值。中心频率 f_{MID} 处的强度(以下简称“强度”) c_0 是根据斜率 a_0 和截距 b_0 导出的间接的参数,提供有效频带内的中心处的频谱强度。因此,认为强度 c_0 除了与散射体的大小、声阻抗的差、散射体的密度相关以外,还与B模式图像的亮度具有某种程度的相关性。此外,由特征量提取部43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。

[0057] 说明由衰减校正部432进行的校正。超声波的衰减量A能够表示为如下。

$$[0058] \quad A=2\alpha z f \cdots (1)$$

[0059] 在此, α 是衰减率, z 是超声波的接收深度, f 是频率。根据式(1)可知,衰减量A与频率 f 成比例。对于衰减率 α 的具体的值,在生物体的情况下为 $0 \sim 1.0$ (dB/cm/MHz),更优选为 $0.3 \sim 0.7$ (dB/cm/MHz),根据作为观察对象的脏器的种类来决定。例如,在作为观察对象的脏器为胰腺的情况下,决定为 $\alpha=0.6$ (dB/cm/MHz)。此外,在本实施方式1中,还能够设为以下结构:能够根据来自输入部6的输入来变更衰减率 α 的值。

[0060] 衰减校正部432如下那样对由近似部431提取出的校正前特征量(斜率 a_0 、截距 b_0 、强度 c_0)进行校正。

$$[0061] \quad a=a_0+2\alpha z \cdots (2)$$

$$[0062] \quad b=b_0 \cdots (3)$$

$$[0063] \quad c=c_0+2\alpha z f_{\text{MID}}(=af_{\text{MID}}+b) \cdots (4)$$

[0064] 根据式(2)、(4)可知,衰减校正部432进行如下校正:超声波的接收深度 z 越大则校正量越大。另外,根据式(3),与截距相关的校正是恒等变换。这是由于,截距是与频率0(Hz)对应的频率成分而没有被衰减。

[0065] 组织性状判断部44按照每个特征量来算出由特征量提取部43提取出并由衰减校正部432校正后的频谱的特征量的平均和标准偏差。组织性状判断部44使用算出的平均和标准偏差以及由存储部8存储的已知检体的频谱的特征量的平均和标准偏差来判断检体规定区域的组织性状。在此所指的“规定区域”是观察到由图像处理部5生成的图像的超声波观测装置1的操作者通过输入部6指定的图像中的区域(以下称为“关心区域”)。另外,在此所指的“组织性状”例如是指癌症、内分泌肿瘤、粘液性肿瘤、正常组织、脉管等中的任一个。此外,在检体为胰腺的情况下,作为组织性状还包含慢性胰腺炎、自身免疫性胰腺炎等。

[0066] 由组织性状判断部44算出的特征量的平均和标准偏差反应了核肿大、异形等细胞水平的变化、间质中的纤维增生、实质组织被纤维替换等组织变化,与组织性状相应地呈现特有的值。因而,通过使用这种特征量的平均和标准偏差,能够正确地判断检体的规定区域的组织性状。

[0067] 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;特征量图像数据生成部52,其生成特征量图像数据,该特征量图像数据显示与检体的特征量对应的视觉信息;以及判断结果显示图像数据生成部53,其使用 由B模式图像数据生成部51和运算部4分别输出的数据来生成用于显示关心区域的组织性状的判断结果和与该判断结果有关的信息的判断结果显示图像数据。

[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] 特征量图像数据生成部52生成特征量图像数据时使用的视觉信息例如是构成以R(红)、G(绿)、B(蓝)为变量的RGB表色系等颜色空间的变量。

[0070] 判断结果显示图像数据生成部53生成判断结果显示图像数据,该判断结果显示图像数据包括由B模式图像数据生成部51生成的B模式图像数据、由特征量图像数据生成部52生成的特征量图像数据、由特征量提取部43提取的特征量以及由组织性状判断部44判断的判断结果。

[0071] 存储部8具有:已知检体信息存储部81,其存储已知检体的信息;放大率信息存储部82,其存储信号放大部31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83,其存储频率分析部42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432进行处理时参照的校正信息。

[0072] 已知检体信息存储部81将针对已知检体提取出的频谱的特征量与已知检体的组织性状相关联地进行存储。另外,已知检体信息存储部81针对与已知检体相关联的频谱的特征量,将按根据已知检体的组织性状分类的每个组算出的平均和标准偏差与已知检体的特征量的全部数据一起进行存储。在此,已知检体的特征量是通过与本实施方式1相同的处理提取出的。其中,不需要利用超声波观测装置1进行已知检体的特征量提取处理。由已知检体信息存储部81存储的已知检体的信息期望是与组织性状有关的可靠性高的信息。放大率信息存储部82存储图2和图3示出的放大率与接收深度的关系。窗函数存储部83存储Hamming、Hanning、Blackman等窗函数中的至少一个窗函数。校正信息存储部84存储与式(2)~(4)的变换有关的信息。

[0073] 存储部8是使用预先存储了本实施方式1所涉及的超声波观测装置的动作程序、启动规定的OS的程序等的ROM以及存储各处理的运算参数、数据等的RAM等来实现的。

[0074] 具有上述功能结构的超声波观测装置1的除了超声波探头2以外的结构要素是使用具备具有运算和控制功能的CPU的计算机来实现的。超声波观测装置1所具备的CPU从存储部8读出由存储部8存储、保存的信息以及包括上述超声波观测装置的动作程序的各种程序,由此执行与本实施方式1所涉及的超声波观测装置的动作方法有关的运算处理。

[0075] 此外,本实施方式1所涉及的超声波观测装置的动作程序记录到硬盘、快闪存储器、CD-ROM、DVD-ROM、软盘等计算机可读取的记录介质而广泛流通。

[0076] 图4是表示具有以上结构的超声波观测装置1的处理的概要的流程图。在图4中,超声波观测装置1首先通过超声波探头2进行新检体的测量(步骤S1)。

[0077] 接着,从超声波探头2接收到回波信号的信号放大部31进行该回波信号的放大(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的关系来进行放大。

[0078] 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)。

[0079] 接着,控制部9进行控制,使显示部7显示与由B模式图像数据生成部51生成的B模式图像数据对应的B模式图像(步骤S4)。图5是表示显示部7中的B模式图像的显示例的图。该图示出的B模式图像100是使采用RGB表色系作为颜色空间的情况下的变量即R(红)、G(绿)、B(蓝)的值一致的灰度等级图像。

[0080] 之后,在通过输入部6设定了关心区域的情况下(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以使不管接收深度如何放大率均固定(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的关系来进行放大处理。

[0081] 另一方面,在没有设定关心区域的情况下(步骤S5:“否”),在由输入部6输入结束处理的指示时(步骤S7:“是”),超声波观测装置1结束处理。与此相对,在没有设定关心区域的情况下(步骤S5:“否”),在没有由输入部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。

[0082] 在步骤S6之后,频率分析部42通过FFT运算进行频率分析,由此算出频谱(步骤S8)。在该步骤S8中,还能够将图像的全部区域设定为关心区域。

[0083] 在此,参照图6示出的流程图来详细说明频率分析部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 。

[0084] 接着,频率分析部42算出设定于一个声线上的多个数据位置的全部位置的频谱。首先,频率分析部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7是示意性地表示一个声线的数据排列的图。在该图示出的声线LD中,白色或者黑色的长方形意味着一个数据。以与发送和接收部3进行的A/D变换中的采样频率(例如50MHz)对应的时间间隔使声线LD离散化。在图7中,示出将声线LD的第一个数据设定为数据位置Z的初始值 Z_0 的情况。此外,图7严格说来仅是一例,能够任意地设定初始值 Z_0 的位置。例如,也可以将与关心区域的上端位置对应的数据位置Z设定为初始值 Z_0 。

[0085] 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83存储的窗函数作用于获取到的FFT数据群(步骤S24)。这样使窗函数作用于FFT数据群,由此避免FFT数据群在边界处不连续,从而能够防止产生伪像。

[0086] 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FFT数据群中位于从前方起第 2^{n-1} 的位置。换言之,FFT数据群正常是指在数据位置Z的前方存在 $2^{n-1}-1$ (设为 $=N$)个数据而在数据位置Z的后方存在 2^{n-1} (设为 $=M$)个数据。在图7示出的情况下,FFT数据群 F_2 、 F_3 、 F_{K-1} 正常,另一方面FFT数据

群 F_1 、 F_k 异常。其中,在图7中,设为 $n=4(N=7、M=8)$ 。

[0087] 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。

[0088] 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。

[0089] 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)。图8和图9是表示由频率分析部42算出的频谱例的图。在图8和图9中,横轴 f 是频率,纵轴1为强度。在图8和图9分别示出的频谱曲线 C_1 和 C_2 中,频谱的下限频率 f_{LOW} 和上限频率 f_{HIGH} 是根据超声波探头2的频带、由发送和接收部3发送的脉冲信号的频带等而决定的参数,例如是 $f_{LOW}=3\text{MHz}$ 、 $f_{HIGH}=10\text{MHz}$ 。此外,通过后述的特征量提取处理来说明图8示出的直线 L_1 和图9示出的直线 L_2 。另外,在本实施方式1中,曲线和直线由离散的点的集合构成。这一点在后述的实施方式中也相同。

[0090] 接着,频率分析部42对数据位置Z加上规定的的数据步长 D 而算出下一个分析对象的FFT数据群的数据位置Z(步骤S28)。期望此处的数据步长 D 与由B模式图像数据生成部51生成B模式图像数据时利用的数据步长一致,但是在想要削减频率分析部42中的运算量的情况下,也可以设定比B模式图像数据生成部51所利用的数据步长大的值。在图7中,示出 $D=15$ 的情况。

[0091] 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。

[0092] 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4示出的主例程。另一方面,在通过步骤S30增加之后的声线编号 L 为最终声线编号 L_{max} 以下的情况下(步骤S31:“否”),频率分析部42返回到步骤S22。

[0093] 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 。

[0094] 接在上述说明的步骤S8的频率分析处理之后,作为近似处理,近似部431对频率分析部42算出的 P 个频谱进行回归分析,由此提取校正前特征量(步骤S9)。具体地说,近似部431通过回归分析来算出对频带 $f_{LOW} < f < f_{HIGH}$ 的频谱进行近似的一次式,由此作为校正前特征量而提取出使该一次式具有特征的斜率 a_0 、截距 b_0 、强度 c_0 。图8示出的直线 L_1 和图9示出的直线 L_2 是在该步骤S9中对频谱曲线 C_1 和 C_2 分别进行特征量提取处理而得到的回归直线。

[0095] 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S10)。例如在数据的采样频率为50MHz的情况下,数据采样的时间间隔为20(nsec)。在此,当将声速设为1530(m/sec)时,数据采样距离间隔成为 $1530(\text{m/sec}) \times 20(\text{nsec})/2 = 0.0153(\text{mm})$ 。当将从声线LD的第一个数据起到处理对象的FFT数据群的数据位置为止的数据步长数设为k时,该数据位置Z成为 $0.0153k(\text{mm})$ 。衰减校正部432将这样求得的数据位置Z的值代入到上述式(2)~(4)的接收深度z,由此算出作为频谱的特征量的斜率a、截距b、强度c。图10是表示根据对与图8示出的直线 L_1 相关联的特征量进行衰减校正之后的特征量而决定的直线的图。表示图10示出的直线 L_1' 的式如下。

[0096] $l = af + b = (a_0 + 2aZ)f + b_0 \dots (5)$

[0097] 根据该式(5)也可知,与直线 L_1 相比,直线 L_1' 的斜率大且截距的值相同。

[0098] 之后,组织性状判断部44根据由特征量提取部43提取出的、由衰减校正部432校正的特征量以及由已知检体信息存储部81存储的已知检体信息来判断检体的关心区域中的组织性状(步骤S11)。

[0099] 在此,参照图11示出的流程图来详细说明由组织性状判断部44进行的处理(步骤S11)。首先,组织性状判断部44设定判断组织性状时使用的特征量空间(步骤S41)。在本实施方式1中,作为三个特征量的斜率a、截距b、强度c中的独立的参数为两个。因而,能够将以三个特征量中的任意两个特征量为成分的二维空间设定为特征量空间。另外,还能够将以三个特征量中的任意一个特征量为成分的一维空间设定为特征量空间。在该步骤S41中,设为要设定的特征量空间为预先决定的特征量空间,但是也可以由操作者通过输入部6来选择期望的特征量空间。

[0100] 图12是表示组织性状判断部44所设定的特征量空间的一例的图。在图12示出的特征量空间中,横轴为截距b,纵轴为强度c。图12示出的点 S_p 示出对判断对象的检体算出的具有截距b和强度c作为特征量空间的坐标的点(以下,将该点称为“检体点”)。另外,图12示出的区域 G_μ 、 G_v 、 G_ρ 表示由已知检体信息存储部81存储的已知检体的组织性状分别为 μ 、 v 、 ρ 的组。在图12示出的情况下,三个组 G_μ 、 G_v 、 G_ρ 在特征量空间上存在于与其它组相互不交叉的区域内。

[0101] 在本实施方式1中,在求已知检体的特征量时也将对通过频率分析得到的频谱的校正前特征量进行衰减校正而得到的特征量作为指标而进行组织性状的分类、判断,因此能够鉴别相互不同的组织性状。特别是,在本实施方式1中,使用进行了衰减校正的特征量,因此与不进行衰减校正而使用提取出的特征量的情况相比,能够在更明确地分离的状态下得到特征量空间内的各组织性状的区域。

[0102] 在步骤S41之后,组织性状判断部44分别算出检体点 S_p 与具有分别包含在组 G_μ 、 G_v 、 G_ρ 中的FFT数据群的频谱的截距b和强度c的各平均作为特征量空间的坐标的点 μ_0 、 v_0 、 ρ_0 (以下,将这些点称为“已知检体平均点”)之间的特征量空间上的距离 d_μ 、 d_v 、 d_ρ (步骤S42)。在此,在特征量空间内的b轴成分与c轴成分的刻度大不相同的情况下,期望适当地进行加权以使各距离的贡献大致均等。

[0103] 接着,组织性状判断部44根据通过步骤S42算出的距离来判断包括检体点 S_p 的全部检体点的组织性状(步骤S43)。例如在图12示出的情况下,由于距离 d_μ 为最小,因此组织性状判断部44判断为检体的组织性状为 μ 。此外,在检体点 S_p 与已知检体平均点 μ_0 、 v_0 、 ρ_0 极端分离的情况下,即使求出距离 d_μ 、 d_v 、 d_ρ 的最小值,组织性状的判断结果的可靠性也低。因

此,在 d_u 、 d_v 、 d_p 大于规定阈值的情况下,组织性状判断部44也可以输出错误信号。另外,在 d_u 、 d_v 、 d_p 中的最小值产生两个以上的情况下,组织性状判断部44可以选择与最小值对应的所有组织性状作为候选,也可以按照规定的规则来选择任一个组织性状。在后者的情况下,例如能够举出将癌症等恶性高的组织性状的优先级设定得高的方法。另外,在 d_u 、 d_v 、 d_p 中最小值产生两个以上的情况下,组织性状判断部44也可以输出错误信号。

[0104] 之后,组织性状判断部44输出步骤S42中的距离计算结果以及步骤S43中的判断结果(步骤S44)。由此,结束步骤S11的组织性状判断处理。

[0105] 在以上说明的步骤S11之后,特征量图像数据生成部52生成特征量图像数据,该特征量图像数据用于显示与由特征量提取部43提取出的特征量对应的视觉信息(步骤S12)。

[0106] 接着,判断结果显示图像数据生成部53通过使用由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43算出的特征量、由特征量图像数据生成部52生成的特征量图像数据以及由组织性状判断部44判断的判断结果,来生成判断结果显示图像数据(步骤S13)。

[0107] 之后,显示部7显示由判断结果显示图像数据生成部53生成的判断结果显示图像(步骤S14)。图13是表示显示部7所显示的判断结果显示图像的显示例的图。该图示出的判断结果显示图像200具有信息显示部201和图像显示部202,该信息显示部201显示包括组织性状的判断结果的各种关联信息,该图像显示部202显示根据B模式图像来显示特征量的特征量图像。

[0108] 在信息显示部201中例如显示检体的识别信息(1D编号、姓名、性别等)、由组织性状判断部44算出的组织性状判断结果、与进行组织性状判断时的特征量有关的信息、增益、对比度等超声波画质信息。在此,作为与特征量有关的信息,能够利用位于关心区域内部的Q组FFT数据群的频谱的特征量的平均、标准偏差进行显示。具体地说,在信息显示部201中,例如能够显示为斜率 $=1.5 \pm 0.3$ (dB/MHz)、截距 $=-60 \pm 2$ (dB)、强度 $=-50 \pm 1.5$ (dB)。

[0109] 在图像显示部202中显示的特征量图像300是针对图5示出的B模式图像100将截距b均等地分配给R(红)、G(绿)、B(蓝)的灰度等级图像。

[0110] 显示部7显示具有以上结构的判断结果显示图像200,由此操作者能够更正确地掌握关心区域的组织性状。此外,判断结果显示图像并不限定于上述结构。例如,作为判断结果显示图像,也可以排列显示特征量图像和B模式图像。由此,能够在一个画面上识别两个图像的差异。

[0111] 图14是说明超声波观测装置1所进行的衰减校正处理的效果的图。图14示出的图像400是不进行衰减校正的情况下的特征量图像。对于特征量图像400,在接收深度大的区域(图的下方区域)由于衰减的影响而信号强度下降,图像变暗。与此相对,可知在进行了衰减校正的特征量图像300中,得到画面整体明度均匀的图像。

[0112] 此外,图13、14示出的特征量图像300严格说来仅是一例。除此以外,例如还能够将三个特征量 a' 、 b' 、 c' 分别分配至R、G、B,通过彩色图像来显示特征量图像。在该情况下,以固有的颜色对组织性状进行表现,因此操作者能够根据图像的颜色分布来掌握关心区域的组织性状。另外,代替以RGB表色系构成颜色空间,也可以通过青色、品红、黄色那样的补色系的变量来构成颜色空间,对各变量分配特征量。另外,也可以按照规定比率来混合B模式图像数据与彩色图像数据,由此生成特征量图像数据。另外,也可以仅将关心区域替换为彩

色图像数据来生成特征量图像数据。

[0113] 根据以上说明的本发明的实施方式1,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,在抵消STC校正的影响而进行使放大率谱固定的放大校正之后算出频谱并提取校正前特征量,对提取出的校正前特征量实施衰减校正,由此提取检体的特征量,生成用于显示与提取出的特征量对应的视觉信息的特征量图像数据,因此不仅在特征量图像数据中排除随着超声波传播而产生的衰减的影响,也不需要分开发送B模式图像用的信号和特征量图像用的信号。因而,正确地排除随着超声波传播而产生的衰减的影响,并且能够防止根据接收到的超声波生成的图像数据的帧频降低。

[0114] 另外,根据本实施方式1,使用正确地进行衰减校正后的频谱的特征量来判断检体的规定区域的组织性状,因此不使用生体组织的应变率、弹性率而能够明确地鉴别组织的差异。因而,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。

[0115] 此外,作为本实施方式1的变形例,控制部9也可以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。该处理相当于删除图4的步骤S6中的放大处理并且如以下式(6)那样变更图4的步骤S10中的衰减校正处理的衰减量。

$$[0116] \quad A' = 2\alpha_z f + \gamma(z) \cdots (6)$$

[0117] 在此,右边的 $\gamma(z)$ 为接收深度 z 处的放大率 β 与 β_0 的差,表示为如下。

$$[0118] \quad \gamma(z) = -\{(\beta_{th} - \beta_0)/z_{th}\}z + \beta_{th} - \beta_0 (z \leq z_{th}) \cdots (7)$$

$$[0119] \quad \gamma(z) = 0 (z > z_{th}) \cdots (8)$$

[0120] (实施方式2)

[0121] 在本发明的实施方式2中,特征量提取部进行的特征量提取与实施方式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。

[0122] 在本实施方式2的特征量提取处理中,首先衰减校正部432对由频率分析部42算出的频谱进行衰减校正处理。之后,近似部431对由衰减校正部432进行衰减校正后的频谱进行近似处理,由此提取频谱的特征量。

[0123] 图15是表示本实施方式2所涉及的超声波观测装置的处理的概要的流程图。在图15中,步骤S51~S58的处理与图4的步骤S1~S8的处理依次对应。

[0124] 在步骤S59中,衰减校正部432对频率分析部42通过FFT运算而算出的频谱进行衰减校正(步骤S59)。图16是示意性地表示该步骤S59的衰减校正处理的概要的图。如图16所示,衰减校正部432针对频谱曲线 C_3 ,对全部频率 f 进行将上述式(1)的衰减量 A 加到强度 I 的校正,由此得到新频谱曲线 C_3' 。由此,能够得到削减了随着超声波传播而产生的衰减的贡献的频谱。

[0125] 之后,近似部431对由衰减校正部432进行衰减校正后的全部频谱进行回归分析,由此提取频谱的特征量(步骤S60)。具体地说,近似部431通过回归分析来算出一次式的斜率 a 、截距 b 以及中心频率 f_{mid} 处的强度 c 。图16示出的直线 L_3 是在该步骤S60中对频谱曲线 C_3 进行特征量提取处理而得到的回归直线(截距 b_3)。

[0126] 步骤S61~S64的处理与图4的步骤S11~S14的处理依次对应。

[0127] 根据上述说明的本发明的实施方式2,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,在抵消STC校正的影响而进行使放大率谱固定的放大校正之后算出频谱,在对该频谱实施衰减校正之后提取特征量,生成用于显示与提取出的特征量对应的视觉信息的特征量图像数据,因此不仅在特征量图像数据中排除随着超声波传播而产生的衰减的影响,也不需要分开发送B模式图像用的信号和特征量图像用的信号。因而,与上述实施方式1同样地,正确地排除随着超声波传播而产生的衰减的影响,并且能够防止根据接收到的超声波生成的图像数据的帧频降低。

[0128] 另外,根据本实施方式2,使用正确地进行衰减校正后的频谱的特征量来判断检体的规定区域的组织性状,因此不使用生体组织的应变率、弹性率而能够明确地鉴别组织的差异。因而,能够高精度地鉴别组织性状,并且能够提高测量结果的可靠性。

[0129] 此外,在本实施方式2中也能够删除图15的步骤S56的放大校正处理,在图15的步骤S59中将进行频谱的衰减校正时的衰减量设为式(6)的A'来进行处理。

[0130] (实施方式3)

[0131] 本发明的实施方式3的组织性状判断部中的组织性状判断处理与实施方式1不同。本实施方式3所涉及的超声波观测装置的结构与实施方式1所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。

[0132] 组织性状判断部44在将特征量(a、b、c)分别加到构成组织性状 μ 、 v 、 ρ 的组 G_μ 、 G_v 、 G_ρ (参照图12)而构成新的母集团之后,求出构成各组织性状的每个数据的特征量的标准偏差。

[0133] 之后,组织性状判断部44算出仅由已知检体构成的原来的母集团中的组 G_μ 、 G_v 、 G_ρ 的各特征量的标准偏差与分别加上新检体的新的母集团中的组 G_μ 、 G_v 、 G_ρ 的各特征量的标准偏差的差(以下,简单称为“标准偏差的差”),将包括该标准偏差的差最小的特征量的组所对应的组织性状判断为检体的组织性状。

[0134] 在此,组织性状判断部44还可以仅对从多个特征量中预先选择的特征量的标准偏差算出标准偏差的差。该情况下的特征量的选择可以由操作者任意地进行,也可以由超声波观测装置1自动地进行。

[0135] 另外,组织性状判断部44也可以算出按每组对全部特征量的标准偏差的差适当地进行加权后相加的值,将该值最小的组所对应的组织性状判断为检体的组织性状。在该情况下,例如在特征量为斜率a、截距b、强度c时,组织性状判断部44将与斜率a、截距b、强度c分别对应的权重设为 w_a 、 w_b 、 w_c 而算出 $w_a \times (a \text{ 的标准偏差的差}) + w_b \times (b \text{ 的标准偏差的差}) + w_c \times (c \text{ 的标准偏差的差})$,根据该算出的值来判断检体的组织性状。此外,权重 w_a 、 w_b 、 w_c 的值可以由操作者任意地设定,也可以由超声波观测装置1自动地设定。

[0136] 另外,组织性状判断部44也可以算出按每组对全部特征量的标准偏差的差的乘方适当地进行加权后相加的值的平方根,将该平方根最小的组所对应的组织性状判断为检体的组织性状。在该情况下,例如在特征量为斜率a、截距b、强度c时,组织性状判断部44将与斜率a、截距b、强度c分别对应的权重设为 w'_a 、 w'_b 、 w'_c 而算出 $\{w'_a \times (a \text{ 的标准偏差的差})^2 + w'_b \times (b \text{ 的标准偏差的差})^2 + w'_c \times (c \text{ 的标准偏差的差})^2\}^{1/2}$,根据算出的该值来判断组织性状。此外,在该情况下也同样,权重 w'_a 、 w'_b 、 w'_c 的值可以由操作者任意地设定,也可以由超

声波观测装置1自动地设定。

[0137] 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,正确地排除随着超声波传播而产生的衰减的影响,并且能够防止根据接收到的超声波生成的图像数据的帧频降低。

[0138] 另外,根据本实施方式3,能够高精度地鉴别组织性状,并且能够提高测量结果的可靠性,通过消除随着超声波传播而产生的衰减的影响能够进行更加高精度的组织性状判断。

[0139] 此外,在本实施方式3中,组织性状判断部44根据原来的母 集团与加上新检体的母集团之间的各特征量的标准偏差的变化来进行组织性状的判断,但是这仅是一例。例如,组织性状判断部44也可以根据原来的母集团与加上新检体的母集团之间的各特征量的平均的变化来进行组织性状的判断。

[0140] 到此为止说明了用于实施本发明的方式,但是本发明并不仅限于上述实施方式1~3。即,本发明在不脱离记载于权利要求范围内的技术思想的范围内可包括各种实施方式。

[0141] 附图标记说明

[0142] 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;44:组织性状判断部;51:B模式图像数据生成部;52:特征量图像数据生成部;81:已知检体信息存储部;82:放大率信息存储部;83:窗函数存储部;84:校正信息存储部;100:B模式图像;200:判断结果显示图像;201:信息显示部;202:图像显示部;300、400:特征量图像;431:近似部;432:衰减校正部。

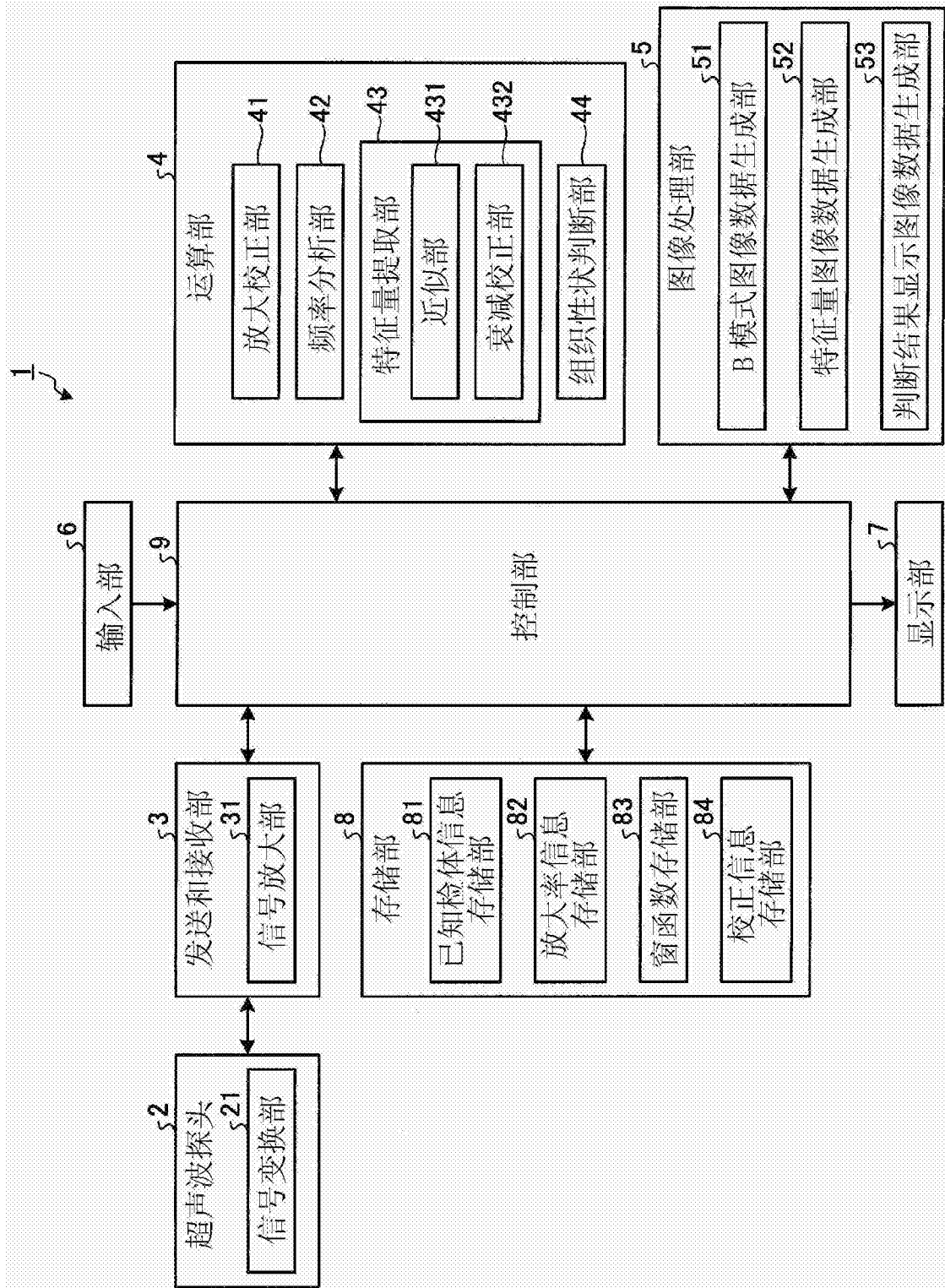


图1

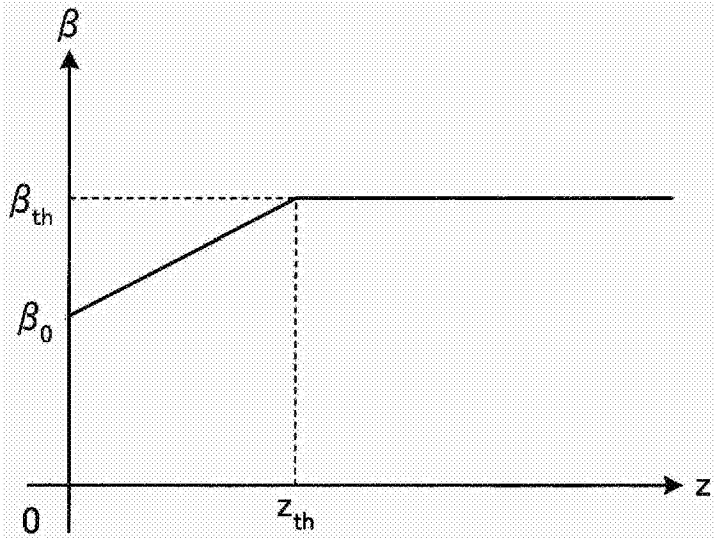


图2

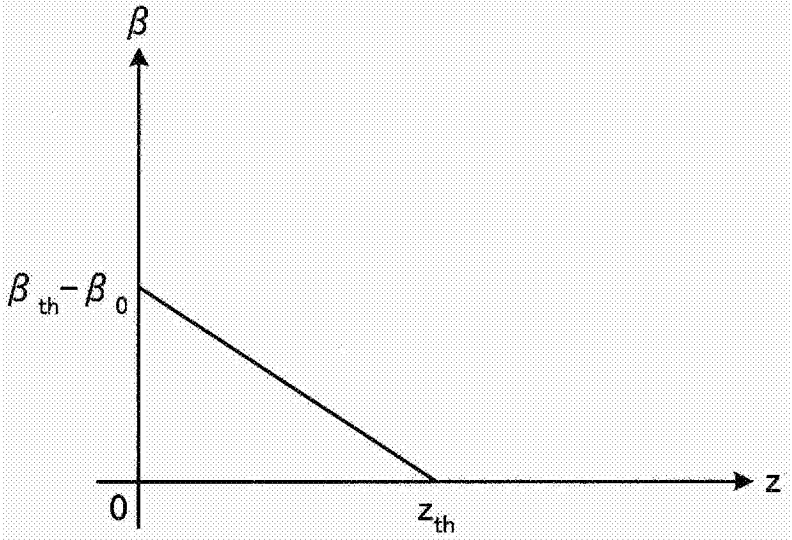


图3

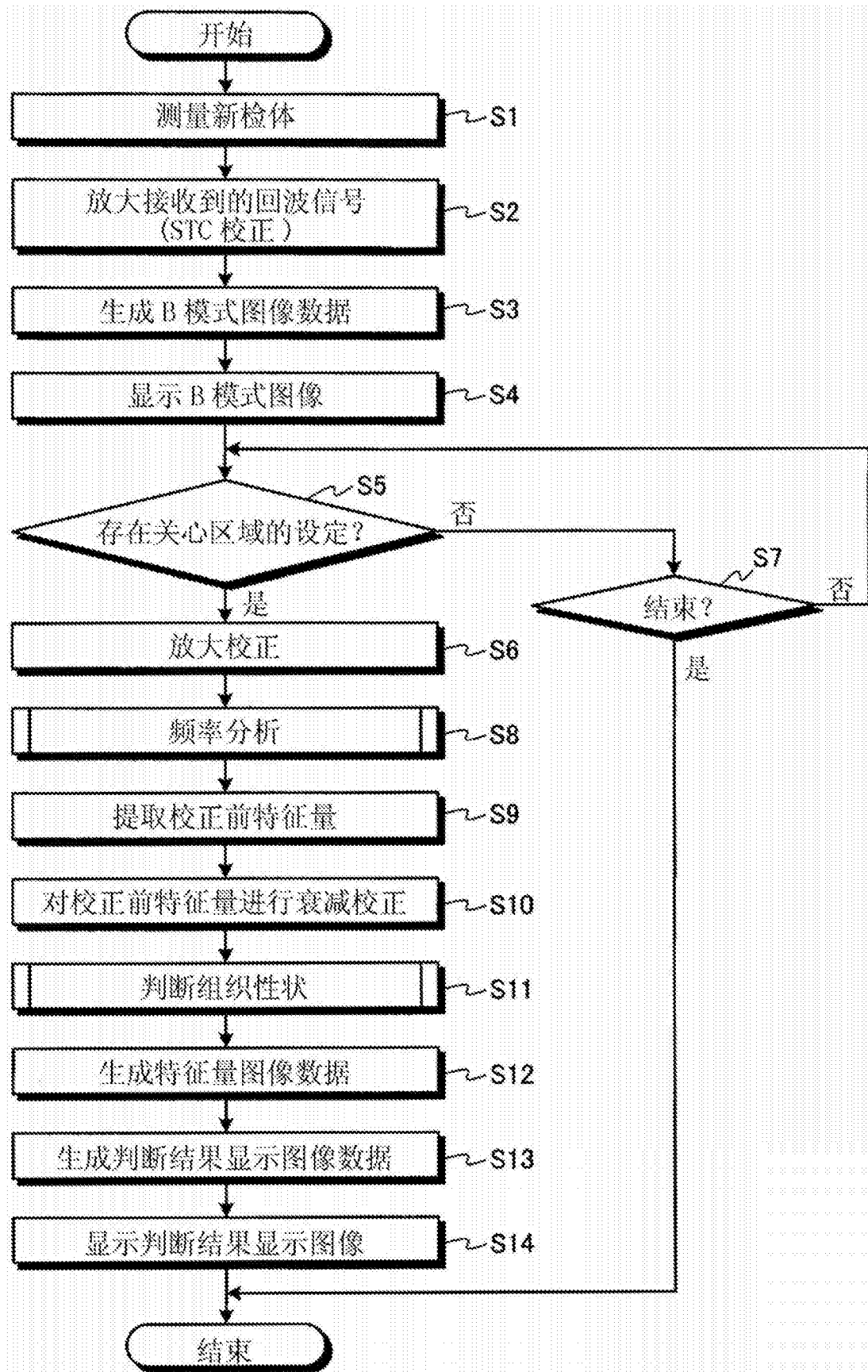


图4

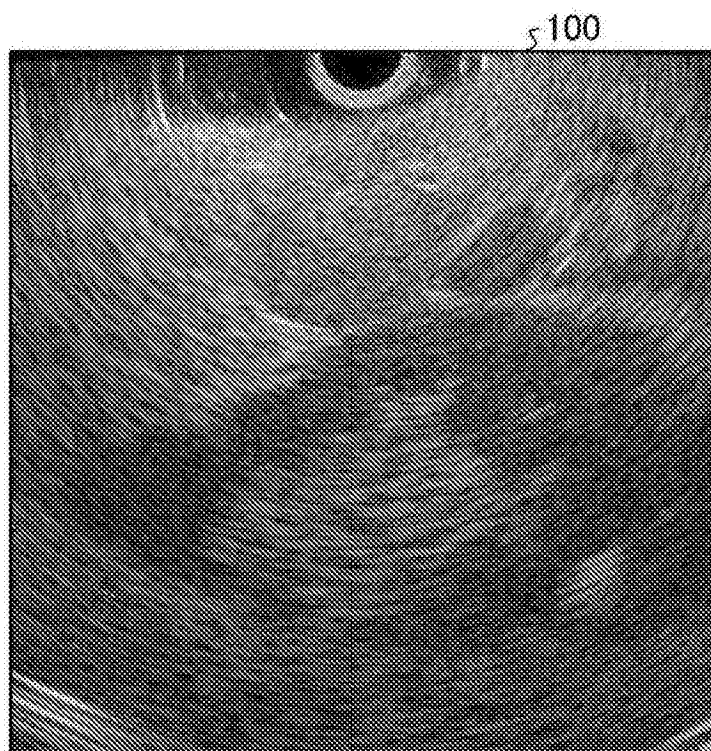


图5

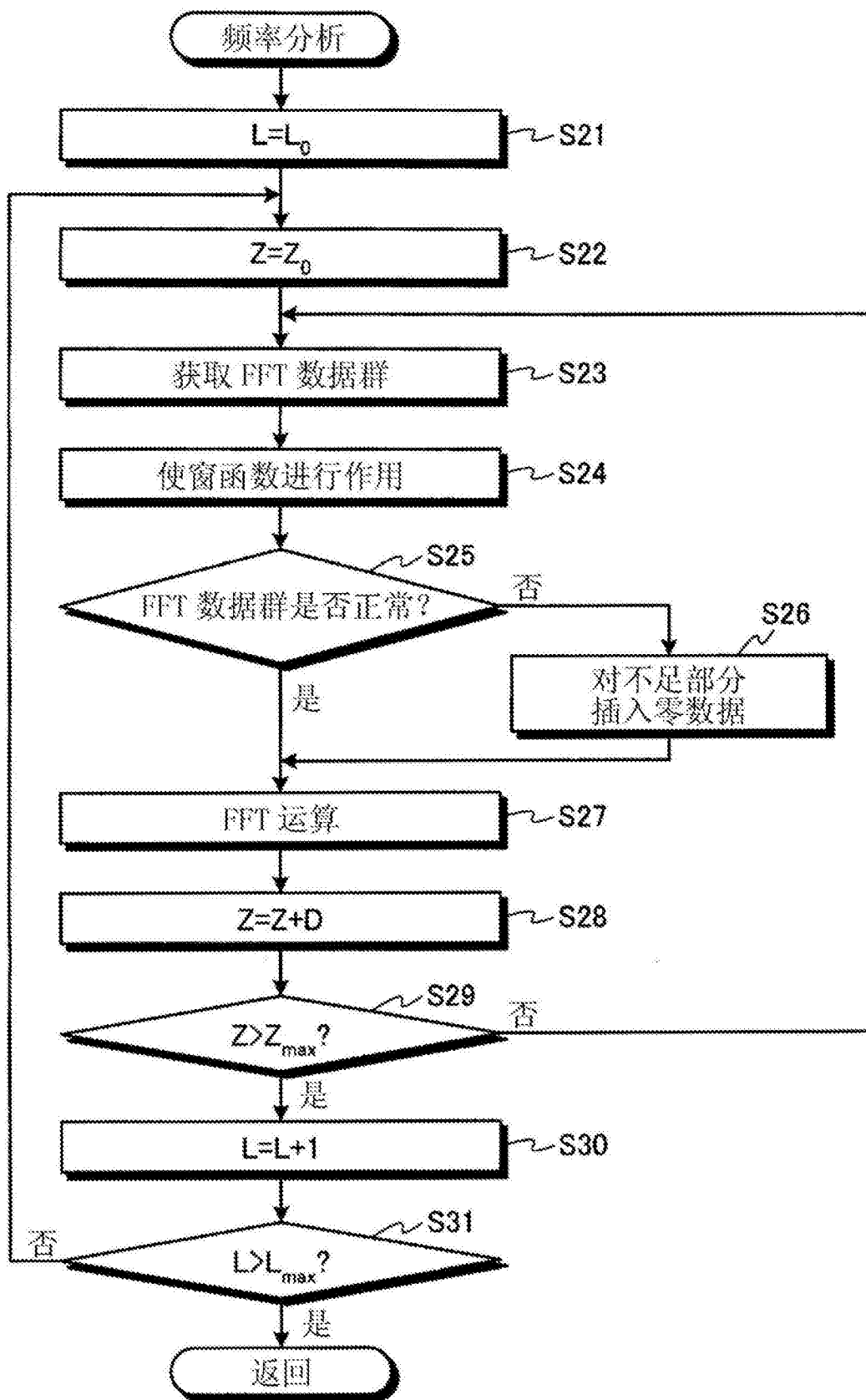


图6

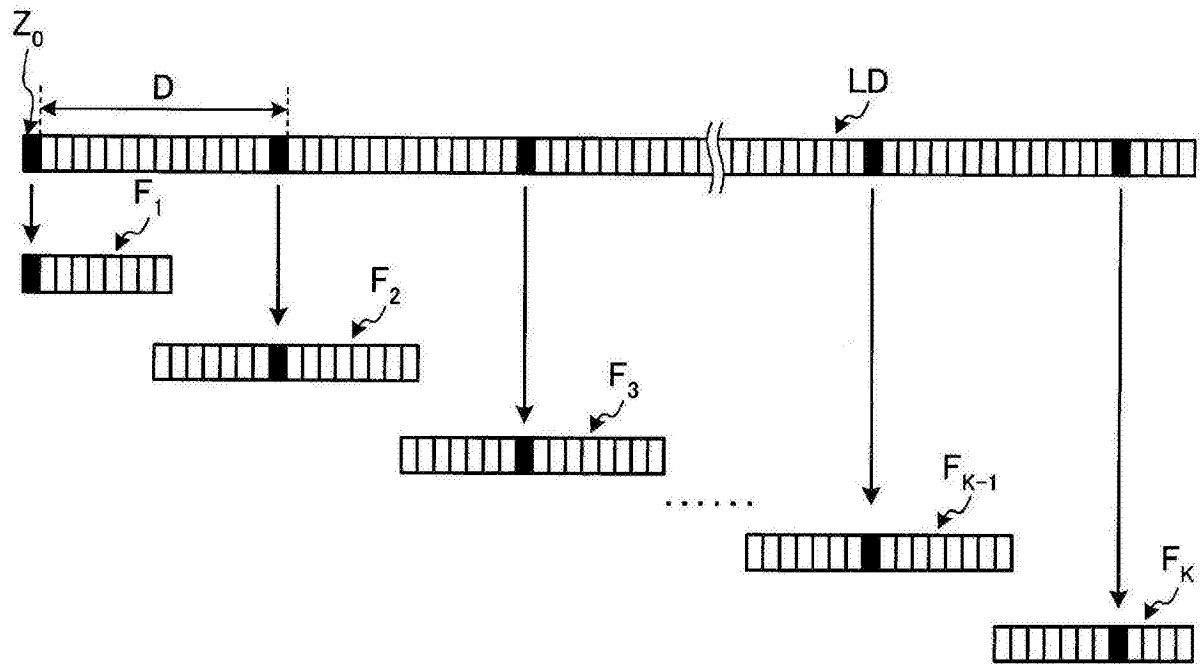


图7

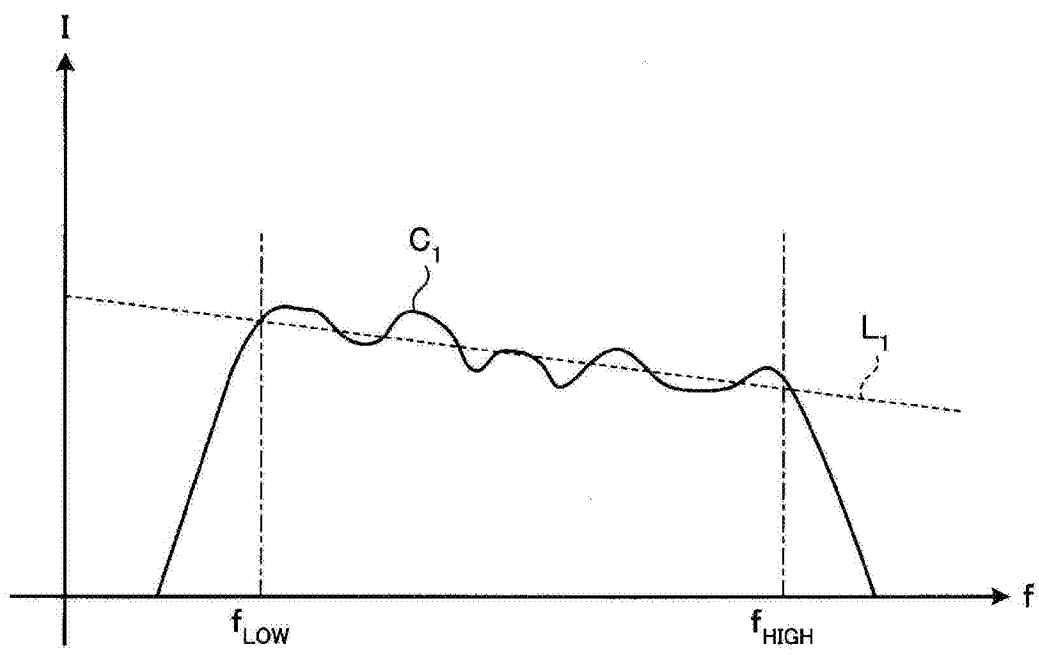


图8

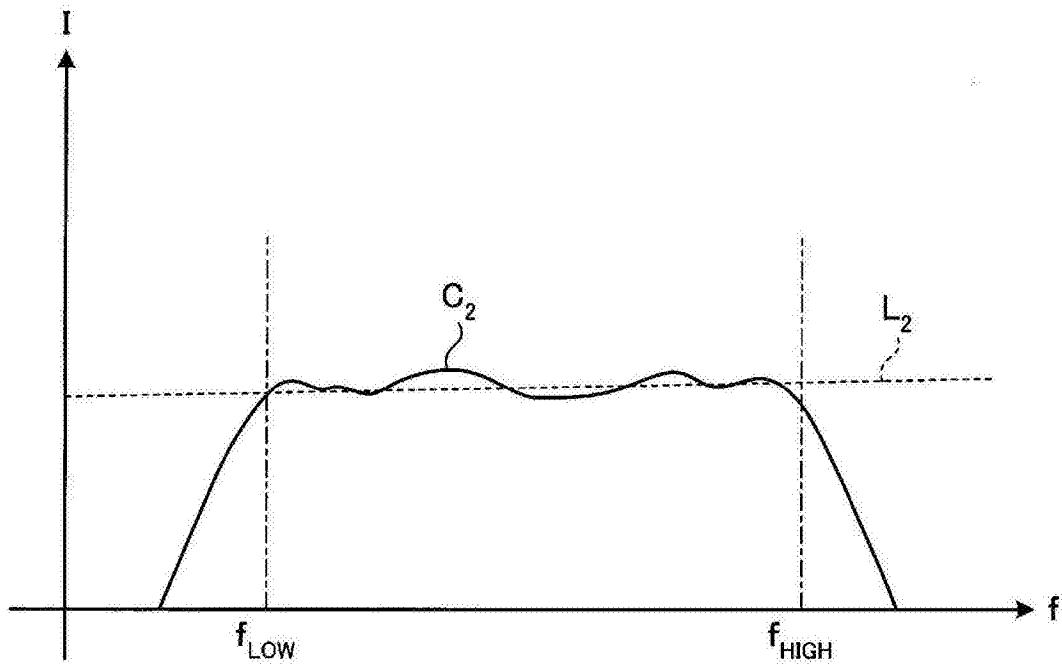


图9

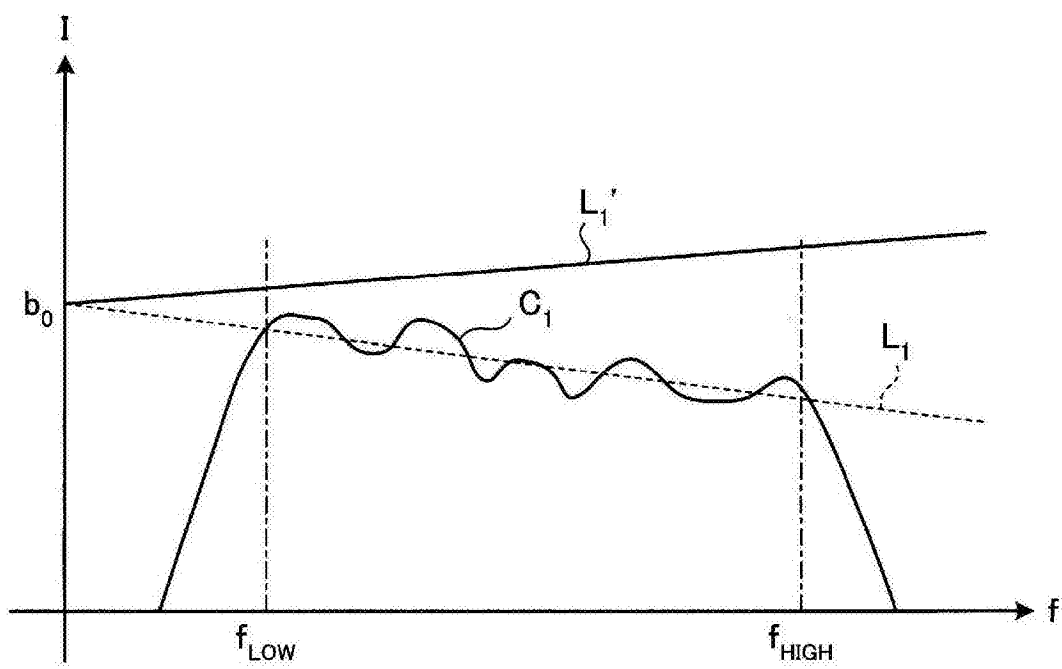


图10

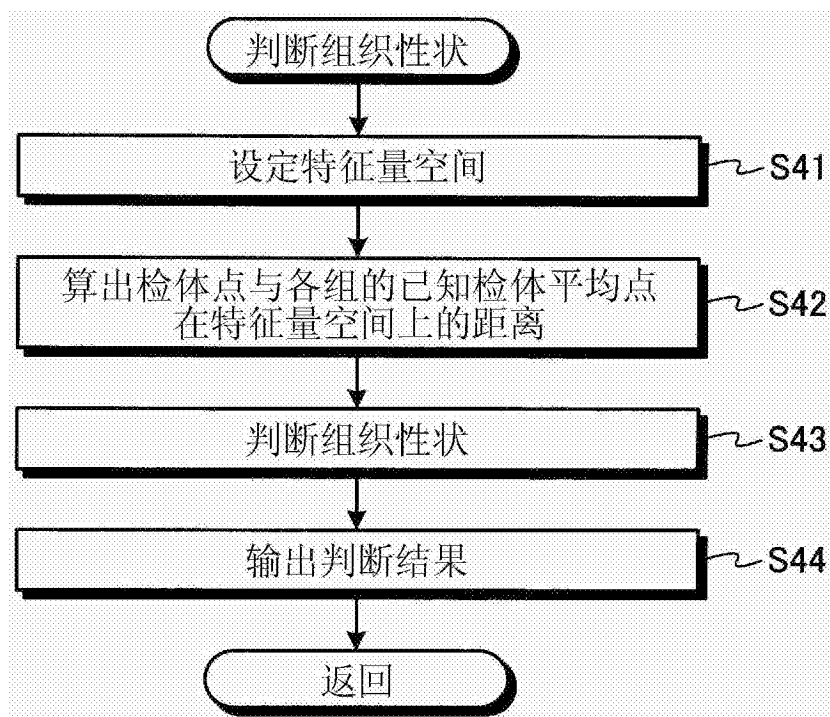


图11

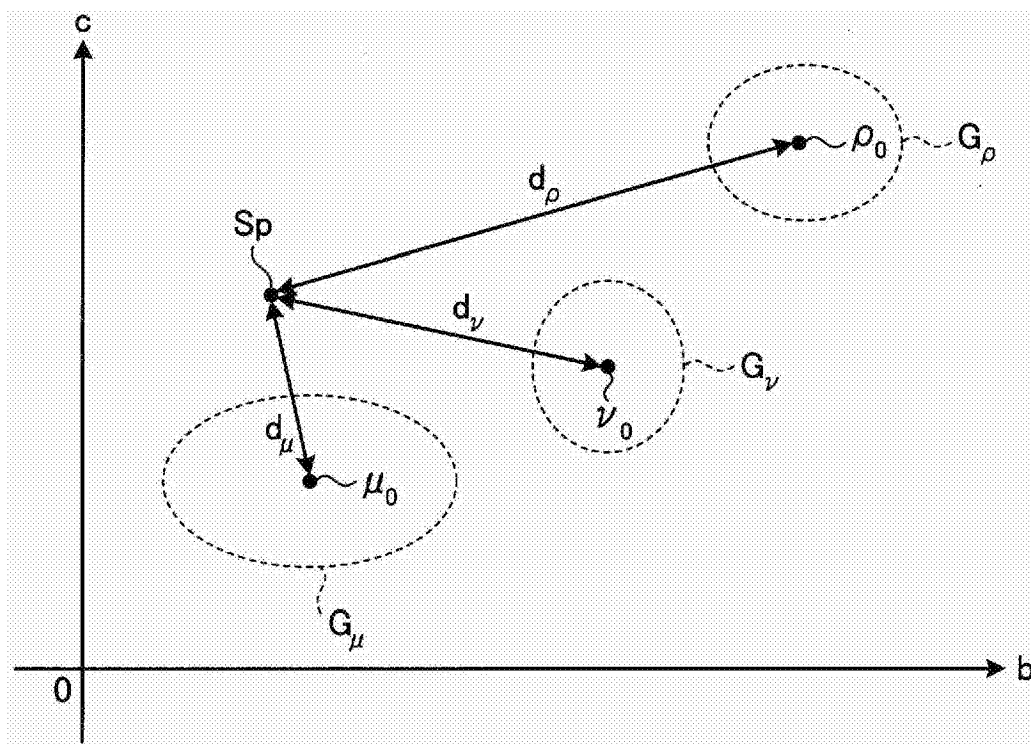


图12

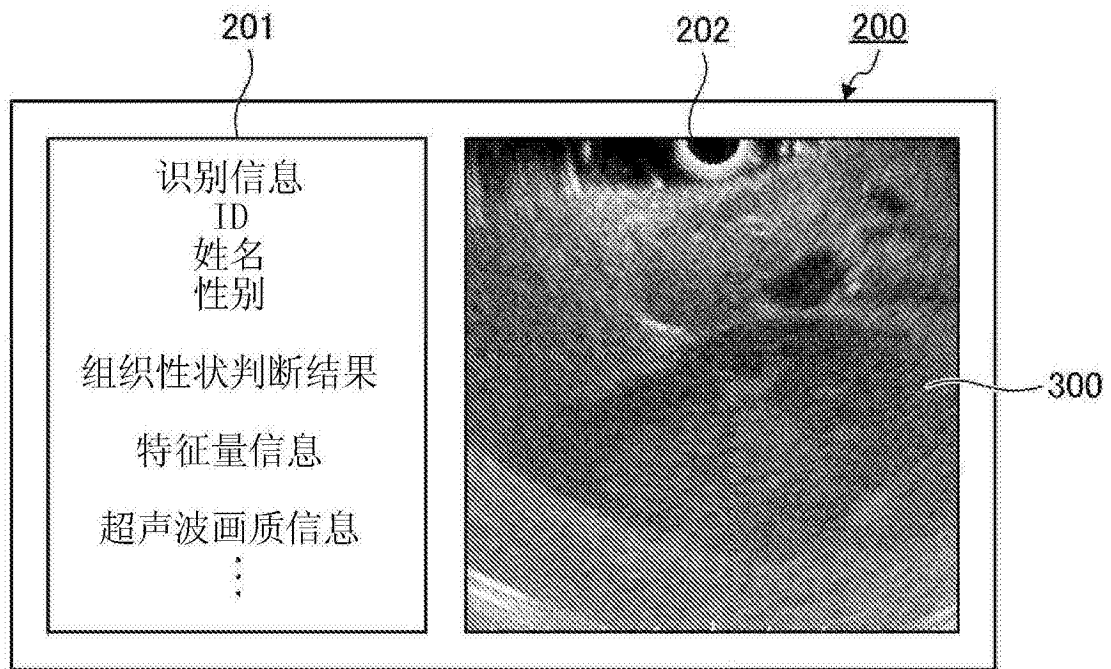


图13

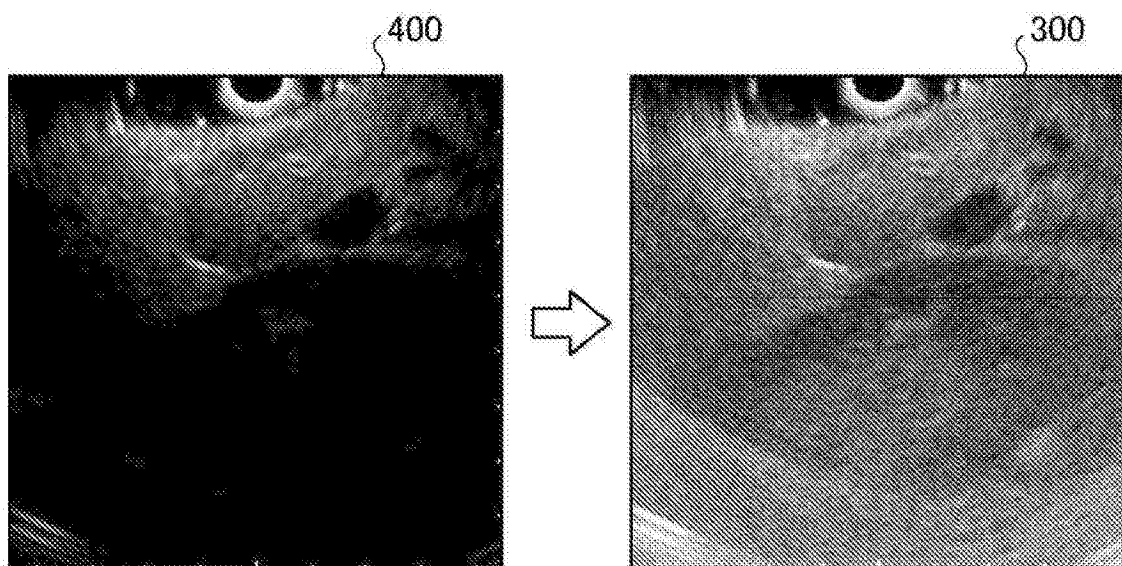


图14

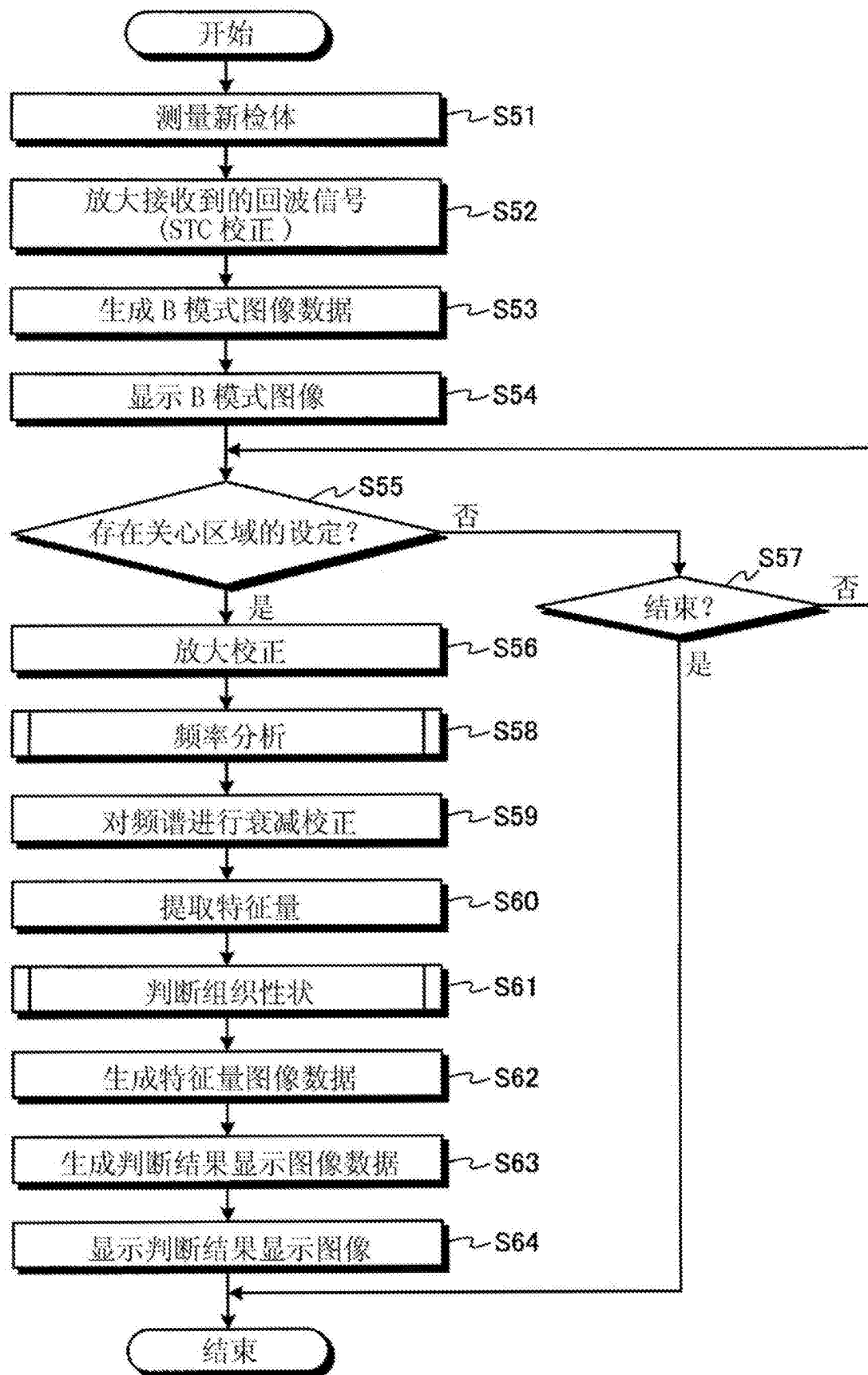


图15

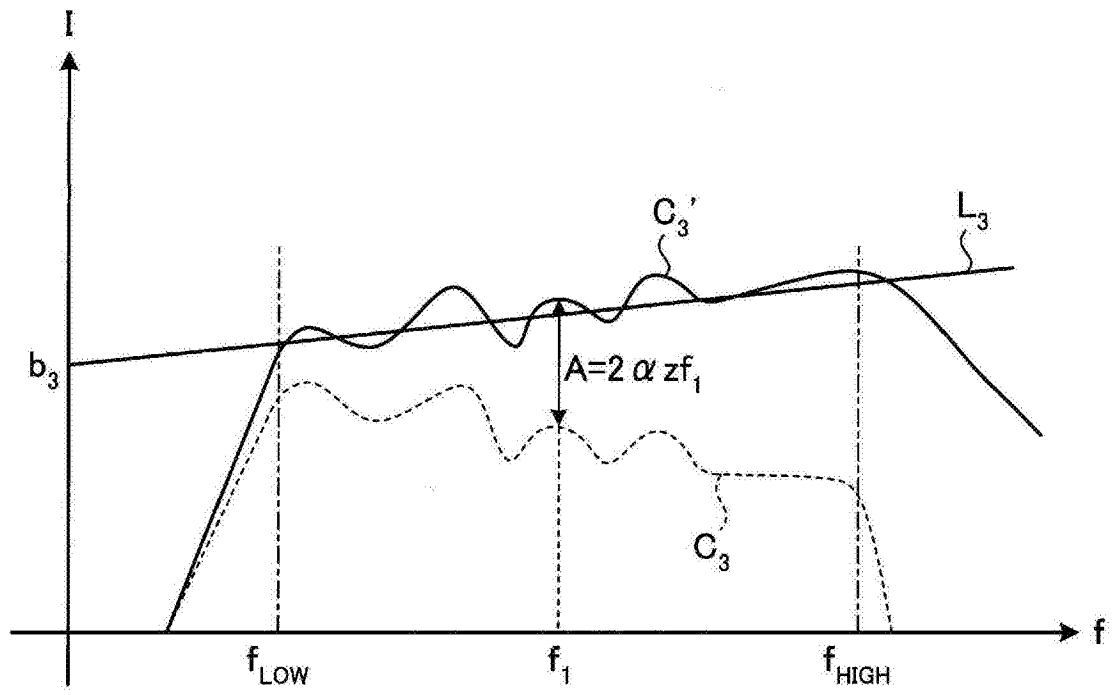


图16

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	CN103153195B	公开(公告)日	2016-08-03
申请号	CN201180048796.2	申请日	2011-11-11
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
[标]发明人	宫木浩仲		
发明人	宫木浩仲		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S7/52098 A61B8/08 A61B8/485 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/5292 G01S7/52033 G01S7/52036		
代理人(译)	刘新宇		
优先权	2010253290 2010-11-11 JP		
其他公开文献	CN103153195A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

超声波观测装置以与接收深度相应的放大率对从检体接收到的超声波信号进行放大，生成将放大后的超声波信号的振幅变换为亮度来显示的B模式图像数据，对放大后的超声波信号进行放大校正以使不管接收深度如何放大率均固定，通过对放大校正后的超声波信号的频率进行分析来算出频谱，通过对算出的频谱进行近似来提取频谱的特征量，对频谱和特征量中的任一个进行校正来消减随着超声波传播而产生的强度衰减的贡献，生成用于显示与特征量对应的视觉信息的特征量图像数据。

