



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102958447 A

(43) 申请公布日 2013. 03. 06

(21) 申请号 201280001694. X

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2012. 03. 27

A61B 8/00(2006. 01)

(30) 优先权数据

2011-080913 2011. 03. 31 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2012. 12. 14

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2012/058786 2012. 03. 27

(87) PCT申请的公布数据

W02012/133878 JA 2012. 10. 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 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

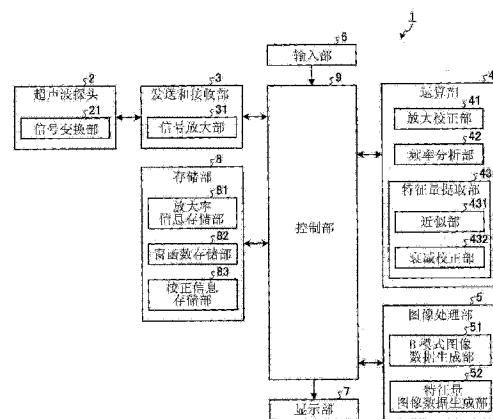
权利要求书 4 页 说明书 18 页 附图 21 页

(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

本发明提供一种能够将观察对象组织中的脉管、噪声与其它组织严加区别地进行显示,并且能够明确地显示组织性状的差异的超声波观测装置、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。针对以多项式进行近似的频谱,使包含在该多项式内的分别对应于两个频率的两个谱强度与相互不同的视觉信息对应,由此生成特征量图像,因此根据具有与组织性状相应的特性的频谱的信息来生成特征量图像。



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,该超声波观测装置的特征在于,具备:

频率分析部,其对分别位于接收到的超声波的多个声线上且相互不同的多个位置处的上述超声波的频率进行分析,由此算出各位置的频谱;

特征量提取部,其通过以多项式对上述频率分析部对各位置算出的频谱中的、包含在第一频率与大于该第一频率的第二频率之间的频带内的部分进行近似,来至少提取出第一谱强度和第二谱强度作为上述各位置处的上述频谱的特征量,其中,该第一谱强度是包含在上述多项式的定义区域内的第三频率处的上述多项式的值,该第二谱强度是与上述第一频率至上述第三频率不同的第四频率处的上述多项式的值;以及

特征量图像数据生成部,其使(a)上述第一谱强度、(b)上述第二谱强度以及(c)上述第一谱强度与上述第二谱强度之差或者之比的函数中的(a)至(c)中的任一个与第一视觉信息对应,并且使其余两个中的任一个与不同于上述第一视觉信息的第二视觉信息对应,由此生成用于在视觉上显示上述特征量的分布的特征量图像。

2. 根据权利要求1所述的超声波观测装置,其特征在于,

上述第三频率是包含在上述频带内的频率,

上述第四频率是包含在上述频带外的频率。

3. 根据权利要求2所述的超声波观测装置,其特征在于,

上述特征量提取部以一次式对上述频谱进行近似,

上述第一谱强度和上述第二谱强度中的一个是上述一次式的截距,另一个是使用上述一次式的斜率、上述截距以及上述第三频率来决定的特定谱强度。

4. 根据权利要求3所述的超声波观测装置,其特征在于,

上述第一视觉信息是与上述截距和上述特定谱强度之差或者之比的函数对应的色调,

上述第二视觉信息是与上述截距或者上述特定谱强度对应的明度和/或彩度。

5. 根据权利要求3所述的超声波观测装置,其特征在于,

上述第一视觉信息是与上述截距对应的色调,

上述第二视觉信息是与上述特定谱强度对应的明度和/或彩度。

6. 根据权利要求1~5中的任一项所述的超声波观测装置,其特征在于,

还具备输入部,其接受切换指示信号的输入,该切换指示信号用于对上述第一谱强度、上述第二谱强度、上述第一谱强度和上述第二谱强度之差或者之比的函数与上述第一视觉信息和第二视觉信息之间的对应进行切换,

上述特征量图像数据生成部生成与上述输入部接收到的切换指示信号相应的特征量图像。

7. 根据权利要求1~6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,其以上述多项式对上述频谱进行近似,提取基于该多项式的校正前特征量;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衰减校正,由此提取上述频谱的特征量,其中,上述衰减校正用于削减超声波传播时与该超声波的接收深度和频率相应地产生的衰减的贡献。

8. 根据权利要求 1~6 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,其对上述频谱进行衰减校正,其中,上述衰减校正用于削减超声波传播时与该超声波的接收深度和频率相应地产生的衰减的贡献;以及
近似部,其以上述多项式对上述衰减校正部校正后的频谱进行近似,提取基于该多项式的特征量。
9. 根据权利要求 7 或者 8 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。
10. 根据权利要求 7~9 中的任一项所述的超声波观测装置,其特征在于,还具备:
信号放大部,其以与接收深度相应的放大率对从上述检体接收到的超声波的信号进行放大;
B 模式图像数据生成部,其生成 B 模式图像,该 B 模式图像将由上述信号放大部放大后的超声波的信号的振幅变换为亮度来进行显示;
放大校正部,其对由上述信号放大部放大后的上述超声波的信号进行放大校正以使放大率与接收深度无关地成为固定;以及
控制部,其一并进行上述放大校正部和上述衰减校正部的校正,
其中,上述频率分析部对由上述放大校正部进行放大校正后的上述超声波的信号的频率进行分析。
11. 根据权利要求 1~6 中的任一项所述的超声波观测装置,其特征在于,还具备:
信号放大部,其以与接收深度相应的放大率对从上述检体接收到的超声波的信号进行放大;
B 模式图像数据生成部,其生成 B 模式图像,该 B 模式图像将上述信号放大部放大后的超声波的信号的振幅变换为亮度来进行显示;以及
放大校正部,其对由上述信号放大部放大后的上述超声波的信号进行放大校正以使放大率与接收深度无关地成为固定,
其中,上述频率分析部对由上述放大校正部进行放大校正后的上述超声波的信号的频率进行分析。
12. 根据权利要求 10 或者 11 所述的超声波观测装置,其特征在于,直到规定的接收深度为止,上述信号放大部进行放大时的放大率单调增加。
13. 根据权利要求 1~9 中的任一项所述的超声波观测装置,其特征在于,还具备:
信号放大部,其对从上述检体接收到的超声波的接收信号进行放大;以及
B 模式图像数据生成部,其生成 B 模式图像,该 B 模式图像将上述信号放大部放大后的上述接收信号的振幅变换为亮度来进行显示,
其中,对于向上述 B 模式图像数据生成部输出的信号,上述信号放大部根据接收深度改变放大率进行放大,另一方面,对于向上述频率分析部输出的信号,上述信号放大部以固定的放大率进行放大。
14. 根据权利要求 13 所述的超声波观测装置,其特征在于,直到规定的接收深度为止,针对向上述 B 模式图像数据生成部输出的信号的放大率单调增加。

15. 根据权利要求 1~14 中的任一项所述的超声波观测装置,其特征在于,还具备:
存储部,其存储根据从基准反射体接收到的超声波的频率而得到的基准谱;
频带设定部,其设定上述频带;以及
校正频谱计算部,其根据上述存储部存储的基准谱来对上述频率分析部算出的上述频谱进行校正,由此算出校正频谱,

其中,上述特征量提取部提取上述校正频谱计算部算出的校正频谱的特征量。

16. 根据权利要求 15 所述的超声波观测装置,其特征在于,
上述存储部至少按上述超声波的每个接收深度来存储上述基准谱,
上述校正频谱计算部按每个上述接收深度来求出上述基准谱与上述频谱之差,由此算出上述校正频谱。

17. 根据权利要求 15 或者 16 所述的超声波观测装置,其特征在于,
上述存储部具有频带信息存储部,该频带信息存储部存储与超声波的接收深度相应地决定的、该接收深度越大则带宽越窄且最大频率越小的频带,

上述频带设定部参照上述频带信息存储部存储的频带信息来设定上述频带。

18. 根据权利要求 1~17 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,该显示部显示上述特征量图像。

19. 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,该超声波观测装置的动作方法的特征在于,具有以下步骤:

频率分析步骤,通过频率分析部对分别位于接收到的超声波的多个声线上且相互不同的多个位置处的上述超声波的频率进行分析,由此算出各位置的频谱;

特征量提取步骤,通过特征量提取部以多项式对通过上述频率分析步骤对各位置算出的频谱中的、包含在第一频率与大于该第一频率的第二频率之间的频带内的部分进行近似,由此至少提取出第一谱强度和第二谱强度作为上述各位置处的上述频谱的特征量,其中,上述第一谱强度是包含在上述多项式的定义区域内的第三频率处的上述多项式的值,上述第二谱强度是与上述第一频率至上述第三频率不同的第四频率处的上述多项式的值;以及

特征量图像数据生成步骤,通过特征量图像数据生成部使 (a) 上述第一谱强度、(b) 上述第二谱强度以及 (c) 上述第一谱强度与上述第二谱强度之差或者之比的函数中的 (a) 至 (c) 中的任一个与第一视觉信息对应,并且使其余两个中的任一个与不同于上述第一视觉信息的第二视觉信息对应,由此生成用于在视觉上显示上述特征量的分布的特征量图像。

20. 一种超声波观测装置的动作程序,该超声波观测装置对检体发送超声波并且接收由上述检体反射的超声波,该超声波观测装置的动作程序的特征在于,使该超声波观测装置执行以下步骤:

频率分析步骤,通过频率分析部对分别位于接收到的超声波的多个声线上且相互不同的多个位置处的上述超声波的频率进行分析,由此算出各位置的频谱;

特征量提取步骤,通过特征量提取部以多项式对通过上述频率分析步骤对各位置算出的频谱中的、包含在第一频率与大于该第一频率的第二频率之间的频带内的部分进行近似,由此至少提取出第一谱强度和第二谱强度作为上述各位置处的上述频谱的特征量,其中,上述第一谱强度是包含在上述多项式的定义区域内的第三频率处的上述多项式的值,

上述第二谱强度是与上述第一频率至上述第三频率不同的第四频率处的上述多项式的值；
以及

特征量图像数据生成步骤,通过特征量图像数据生成部使 (a) 上述第一谱强度、(b) 上述第二谱强度以及 (c) 上述第一谱强度与上述第二谱强度之差或者之比的函数中的 (a) 至 (c) 中的任一个与第一视觉信息对应,并且使其余两个中的任一个与不同于上述第一视觉信息的第二视觉信息对应,由此生成用于在视觉上显示上述特征量的分布的特征量图像。

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量、弹性率进行测量,将该测量结果变换为断层图像来进行图像显示。

[0003] 专利文献1:国际公开第2005/122906号

发明内容

[0004] 发明要解决的问题

[0005] 通常,期望超声波诊断用的图像以诊断者能够明确地识别生物体组织的组织性状的方式显示。然而,在上述超声波弹性成像的情况下,由挤压产生的压力不容易传递到血管、淋巴管等脉管的下部,因此无法以能够明确地识别脉管与其它组织的边界的方式进行显示。

[0006] 本发明是鉴于上述情况而完成的,目的在于提供一种能够将观察对象的组织中的脉管、噪声与其它组织严加区别地进行显示并且能够明确地显示组织性状的差异的超声波观测装置、超声波观测装置的动作方法以及超声波观测装置的动作程序。

[0007] 用于解决问题的方案

[0008] 为了解决上述问题而达到目的,本发明所涉及的超声波观测装置对检体发送超声波并且接收由上述检体反射的超声波,该超声波观测装置的特征在于,具备:频率分析部,其对分别位于接收到的超声波的多个声线上且相互不同的多个位置处的上述超声波的频率进行分析,由此算出各位置的频谱;特征量提取部,其通过以多项式对上述频率分析部对各位置算出的频谱中的、包含在第一频率与大于该第一频率的第二频率之间的频带内的部分进行近似,来至少提取出第一谱强度和第二谱强度作为上述各位置处的上述频谱的特征量,其中,该第一谱强度是包含在上述多项式的定义区域内的第三频率处的上述多项式的值,该第二谱强度是与上述第一频率至上述第三频率不同的第四频率处的上述多项式的值;以及特征量图像数据生成部,其使(a)上述第一谱强度、(b)上述第二谱强度以及(c)上述第一谱强度与上述第二谱强度之差或者之比的函数中的(a)至(c)中的任一个与第一视觉信息对应,并且使其余两个中的任一个与不同于上述第一视觉信息的第二视觉信息对应,由此生成用于在视觉上显示上述特征量的分布的特征量图像。

[0009] 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,上述第三频率

是包含在上述频带内的频率,上述第四频率是包含在上述频带外的频率。

[0010] 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,上述特征量提取部以一次式对上述频谱进行近似,上述第一谱强度和上述第二谱强度中的一个是上述一次式的截距,另一个是使用上述一次式的斜率、上述截距以及上述第三频率来决定的特定谱强度。

[0011] 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,上述第一视觉信息是与上述截距和上述特定谱强度之差或者之比的函数对应的色调,上述第二视觉信息是与上述截距或者上述特定谱强度对应的明度和 / 或彩度。

[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,上述第一视觉信息是与上述截距对应的色调,上述第二视觉信息是与上述特定谱强度对应的明度和 / 或彩度。

[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,还具备输入部,其接受切换指示信号的输入,该切换指示信号用于对上述第一谱强度、上述第二谱强度、上述第一谱强度和上述第二谱强度之差或者之比的函数与上述第一视觉信息和第二视觉信息之间的对应进行切换,上述特征量图像数据生成部生成与上述输入部接收到的切换指示信号相应的特征量图像。

[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:近似部,其以上述多项式对上述频谱进行近似,提取基于该多项式的校正前特征量;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衰减校正,由此提取上述频谱的特征量,其中,上述衰减校正用于削减超声波传播时与该超声波的接收深度和频率相应地产生的衰减的贡献。

[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,上述特征量提取部具有:衰减校正部,其对上述频谱进行衰减校正,其中,上述衰减校正用于削减超声波传播时与该超声波的接收深度和频率相应地产生的衰减的贡献;以及近似部,其以上述多项式对上述衰减校正部校正后的频谱进行近似,提取基于该多项式的特征量。

[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,超声波的接收深度越大,上述衰减校正部进行越大的校正。

[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,还具备:信号放大部,其以与接收深度相应的放大率对从上述检体接收到的超声波的信号进行放大;B模式图像数据生成部,其生成B模式图像,该B模式图像将由上述信号放大部放大后的超声波的信号的振幅变换为亮度来进行显示;放大校正部,其对由上述信号放大部放大后的上述超声波的信号进行放大校正以使放大率与接收深度无关地成为固定;以及控制部,其一并进行上述放大校正部和上述衰减校正部的校正,其中,上述频率分析部对由上述放大校正部进行放大校正后的上述超声波的信号的频率进行分析。

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

分析部对由上述放大校正部进行放大校正后的上述超声波的信号频率进行分析。

[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,直到规定的接收深度为止,上述信号放大部进行放大时的放大率单调增加。

[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,还具备:信号放大部,其对从上述检体接收到的超声波的接收信号进行放大;以及B模式图像数据生成部,其生成B模式图像,该B模式图像将上述信号放大部放大后的上述接收信号的振幅变换为亮度来进行显示,其中,对于向上述B模式图像数据生成部输出的信号,上述信号放大部根据接收深度改变放大率进行放大,另一方面,对于向上述频率分析部输出的信号,上述信号放大部以固定的放大率进行放大。

[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,直到规定的接收深度为止,针对向上述B模式图像数据生成部输出的信号的放大率单调增加。

[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,还具备:存储部,其存储根据从基准反射体接收到的超声波的频率而得到的基准谱;频带设定部,其设定上述频带;以及校正频谱计算部,其根据上述存储部存储的基准谱来对上述频率分析部算出的上述频谱进行校正,由此算出校正频谱,其中,上述特征量提取部提取上述校正频谱计算部算出的校正频谱的特征量。

[0023] 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,上述存储部至少按上述超声波的每个接收深度来存储上述基准谱,上述校正频谱计算部按每个上述接收深度来求出上述基准谱与上述频谱之差,由此算出上述校正频谱。

[0024] 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,上述存储部具有频带信息存储部,该频带信息存储部存储与超声波的接收深度相应地决定的、该接收深度越大则带宽越窄且最大频率越小的频带,上述频带设定部参照上述频带信息存储部存储的频带信息来设定上述频带。

[0025] 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,还具备显示部,该显示部显示上述特征量图像。

[0026] 另外,本发明涉及一种超声波观测装置的动作方法,该超声波观测装置对检体发送超声波并且接收由上述检体反射的超声波,该超声波观测装置的动作方法的特征在于,具有以下步骤:频率分析步骤,通过频率分析部对分别位于接收到的超声波的多个声线上且相互不同的多个位置处的上述超声波的频率进行分析,由此算出各位置的频谱;特征量提取步骤,通过特征量提取部以多项式对通过上述频率分析步骤对各位置算出的频谱中的、包含在第一频率与大于该第一频率的第二频率之间的频带内的部分进行近似,由此至少提取出第一谱强度和第二谱强度作为上述各位置处的上述频谱的特征量,其中,上述第一谱强度是包含在上述多项式的定义区域内的第三频率处的上述多项式的值,上述第二谱强度是与上述第一频率至上述第三频率不同的第四频率处的上述多项式的值;以及特征量图像数据生成步骤,通过特征量图像数据生成部使(a)上述第一谱强度、(b)上述第二谱强度以及(c)上述第一谱强度与上述第二谱强度之差或者之比的函数中的(a)至(c)中的任一个与第一视觉信息对应,并且使其余两个中的任一个与不同于上述第一视觉信息的第二视觉信息对应,由此生成用于在视觉上显示上述特征量的分布的特征量图像。

[0027] 另外,本发明涉及一种超声波观测装置的动作程序,该超声波观测装置对检体发

送超声波并且接收由上述检体反射的超声波,该超声波观测装置的动作程序的特征在于,使该超声波观测装置执行以下步骤:频率分析步骤,通过频率分析部对分别位于接收到的超声波的多个声线上且相互不同的多个位置处的上述超声波的频率进行分析,由此算出各位置的频谱;特征量提取步骤,通过特征量提取部以多项式对通过上述频率分析步骤对各位置算出的频谱中的、包含在第一频率与大于该第一频率的第二频率之间的频带内的部分进行近似,由此至少提取出第一谱强度和第二谱强度作为上述各位置处的上述频谱的特征量,其中,上述第一谱强度是包含在上述多项式的定义区域内的第三频率处的上述多项式的值,上述第二谱强度是与上述第一频率至上述第三频率不同的第四频率处的上述多项式的值;以及特征量图像数据生成步骤,通过特征量图像数据生成部使(a)上述第一谱强度、(b)上述第二谱强度以及(c)上述第一谱强度与上述第二谱强度之差或者之比的函数中的(a)至(c)中的任一个与第一视觉信息对应,并且使其余两个中的任一个与不同于上述第一视觉信息的第二视觉信息对应,由此生成用于在视觉上显示上述特征量的分布的特征量图像。

[0028] 发明的效果

[0029] 根据本发明,对以多项式进行近似的频谱,使包含在该多项式内的分别对应于两个频率的两个谱强度与相互不同的视觉信息对应,由此生成特征量图像,因此能够根据具有与组织性状相应的特性的频谱的信息来生成特征量图像。因而,能够将观察对象的组织中的脉管、噪声与其它组织严加区别地进行显示,并且能够明确地显示组织性状的差异。

附图说明

[0030] 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。

[0031] 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之间的关系图。

[0032] 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之间的关系图。

[0033] 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频率分析部所算出的频谱的例子(第一例)的图。

[0034] 图5是表示根据对与图4示出的直线有关的特征量进行衰减校正后的特征量而确定的新的直线的图。

[0035] 图6A是示意性地表示观察对象为正常的组织的情况的图。

[0036] 图6B是示意性地表示观察对象为异常的组织的情况的图。

[0037] 图7是说明频谱与散射体的大小相应地变化的图。

[0038] 图8是说明散射体的大小没有变化而声阻抗比或者每单位体积的散射体数量不同的组织的频谱的差别的图。

[0039] 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对特征量图像分配的谱强度的强度差的绝对值与色调的关系图。

[0040] 图10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流程图。

[0041] 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显示部中的B模式

图像的显示例的图。

[0042] 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频率分析部所进行的处理的概要的流程图。

[0043] 图 13 是示意性地表示一个声线的数据排列的图。

[0044] 图 14 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特征量图像的显示例的图。

[0045] 图 15 是以黑白方式示意性地表示图 14 示出的图像的图。

[0046] 图 16 是表示本发明的实施方式 2 所涉及的超声波观测装置的显示部所显示的特征量图像的显示例（第二例）的图。

[0047] 图 17 是表示本发明的实施方式 2 所涉及的超声波观测装置的显示部所显示的特征量图像的显示例（第三例）的图。

[0048] 图 18 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。

[0049] 图 19 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。

[0050] 图 20 是表示本发明的实施方式 3 所涉及的超声波观测装置的结构框图。

[0051] 图 21 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存储的频带信息的图。

[0052] 图 22 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存储的基准谱的制作概要的图。

[0053] 图 23 是表示本发明的实施方式 3 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。

[0054] 图 24 是示意性地表示对频谱进行的校正频谱计算处理和特征量提取处理的概要的图。

[0055] 图 25 是表示本发明的实施方式 4 所涉及的超声波观测装置的结构框图。

[0056] 图 26 是表示运算用回波信号的放大率与接收深度之间的关系图。

[0057] 图 27 是表示本发明的实施方式 4 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。

具体实施方式

[0058] （实施方式 1）

[0059] 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检体的装置。

[0060] 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。

[0061] 在本实施方式 1 中，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。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。这一点，在后述的实施方式中也相同。

[0062] 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。

[0063] 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。

[0064] 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 β 设为固定值 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。

[0065] 发送和接收部 3 在对由信号放大部 31 放大得到的回波信号实施滤波等处理之后，通过进行 A/D 变换来生成数字 RF 信号而输出。此外，在超声波探头 2 是以电子方式使多个超声波振子进行扫描的探头的情况下，发送和接收部 3 具有与多个超声波振子对应的束合成用的多通道电路。

[0066] 运算部 4 具有：放大校正部 41，其对由发送和接收部 3 输出的数字 RF 信号进行放大校正，该放大校正用于使放大率与接收深度无关地成为固定；频率分析部 42，其对进行了放大校正的数字 RF 信号实施高速傅里叶变换 (FFT) 来进行频率分析，由此算出频谱（功率谱）；以及特征量提取部 43，其通过对由频率分析部 42 算出的频谱进行近似处理和校正处理来提取频谱的特征量，其中，该校正处理用于削减依赖于超声波的接收深度和频率的超声波的衰减的贡献。

[0067] 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之间的关系图。如图 3 所示，由放大校正部 41 进行的放大处理中的放大率在接收深度 z 为零时为最大值 $\beta_{th} - \beta_0$ ，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} 以上时为零。通过这样决定的放大率，放大校正部 41 对数字 RF 信号进行放大校正，由此抵消信号放大部 31 中的 STC 校正的影响，能够输出固定放大率 β_{th} 的信号。此外，与信号放大部 31 中的接收深度与放大率的关系相应地，由放大校正部 41 进行的校正的接收深度 z 与放大率 β 的关系不同，这是不言而喻的。

[0068] 频率分析部 42 针对各声线（行数据），对由规定的数量构成的 FFT 数据群进行高速傅里叶变换，由此算出声线上的位置（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。

[0069] 图 4 是表示频率分析部 42 所算出的频谱的例子的图。在图 4 中,横轴 f 为频率,纵轴 I 为强度。在图 4 示出的频谱曲线 C_1 中,频谱的下限频率(第一频率) f_{LOW} 和上限频率(第二频率) f_{HIGH} 是根据超声波探头 2 的频带、由发送和接收部 3 发送的脉冲信号的频带等来决定的参数,例如 $f_{LOW}=3\text{MHz}$ 、 $f_{HIGH}=10\text{MHz}$ 。在本实施方式 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。

[0070] 特征量提取部 43 以多项式对由频率分析部 42 对各位置算出的频谱中的、包含在第一频率与大于该第一频率的第二频率之间的频带内的部分进行近似,由此至少提取出第一谱强度和第二谱强度作为各位置处的频谱的特征量,其中,该第一谱强度是包含在多项式的定义区域内的第三频率处的多项式的值,该第二谱强度是与第一~第三频率不同的第四频率处的多项式的值。后文详细说明第三和第四频率以及第一和第二谱强度。

[0071] 具体地说,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之前的校正前特征量;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。

[0072] 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_1 和截距 b_1 ,并且算出频谱中的频带内的特定频率(第三频率)处的特定谱强度 c_1 作为校正前特征量。在此所指的“谱强度”是电压、电力、声压、声能等参数中的任一个。在本实施方式 1 中,近似部 431 算出中心频率 $f_{MID}=(f_{LOW}+f_{HIGH})/2$ 处的谱强度(Mid-band fit) $c_1=a_1 f_{MID}+b_1$ 作为特定谱强度 c_1 。图 4 示出的直线 L_1 是近似部 431 从频谱曲线 C_1 提取出的具有校正前特征量 a_1 、 b_1 、 c_1 的与一次式对应的回归直线。在此,截距 b_1 与频率 $f=0$ 的谱强度对应。以下,将与截距 b_1 对应的频率 $f=0$ 设为第四频率。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,也可以是二次以上的近似多项式。

[0073] 三个特征量中的斜率 a_1 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_1 与散射体的大小、散射体与其周围物质之间的声阻抗比、每单位体积的散射体数量等具有相关性。中心频率 f_{MID} 处的谱强度(以下简称“中心频率强度”) c_1 是根据斜率 a_1 和截距 b_1 导出的间接参数,提供有效频带内的中心处的谱强度。因此,认为除了散射体的大小、散射体与其周围物质之间的声阻抗比、每单位体积的散射体数量以外,中心频率强度 c_1 还与通过将回波信号的振幅变换为亮度而得到的 B 模式图像的亮度具有一定程度的相关性。

[0074] 此外,特征量并不限定于上述 a_1 、 b_1 、 c_1 。例如,还能够代替 $f=f_{MID}$ 而设定满足 $f_{LOW}<f'<f_{HIGH}$ 的任意的频率 f' 作为第三频率,采用该第三频率 f' 处的谱强度作为特征量。另外,还能够代替 $f=0$ 而设定满足 $f''<f_{LOW}$ 或者 $f''>f_{HIGH}$ 的任意的频率 f'' 作为第四频率,采用该第四频率 f'' 处的谱强度作为特征量。

[0075] 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。

$$[0076] \quad A=2\alpha zf \quad \dots (1)$$

[0077] 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 $0\sim 1.0(\text{dB}/\text{cm}/\text{MHz})$,更

优选为 $0.3 \sim 0.7$ (dB/cm/MHz), 根据作为观察对象的种类来决定。例如, 在观察对象为胰腺的情况下, 决定为 $\alpha = 0.6$ (dB/cm/MHz)。此外, 在本实施方式 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。

[0078] 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_1 、截距 b_1 、中心频率强度 c_1) 进行校正。

$$[0079] \quad a = a_1 + 2\alpha z \quad \cdots (2)$$

$$[0080] \quad b = b_1 \quad \cdots (3)$$

$$[0081] \quad c = c_1 + 2\alpha z f_{\text{MID}} (=af_{\text{MID}} + b) \quad \cdots (4)$$

[0082] 根据式 (2)、(4) 可知, 衰减校正部 432 对斜率 a_1 、中心频率强度 c_1 进行如下衰减校正: 超声波的接收深度 z 越大则校正量越大。另外, 根据式 (3) 可知, 衰减校正部 432 对截距 b_1 进行的衰减校正是恒等变换。这是由于, 截距 b_1 是与频率 $f=0$ 对应的频率成分而没有被衰减。

[0083] 图 5 是表示根据对与图 4 示出的直线 L_1 有关的特征量进行衰减校正之后的特征量而确定的直线的图。表示图 5 示出的直线 L_1' 的式如下。

$$[0084] \quad I = af + b = (a_1 + 2\alpha Z)f + b_1 \quad \cdots (5)$$

[0085] 根据该式 (5) 可知, 与直线 L_1 相比, 直线 L_1' 的斜率大 ($a > a_1$), 截距的值相同 ($b = b_1$), 并且中心频率强度大 ($c > c_1$)。

[0086] 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, 其生成用于显示与频谱的特征量对应的视觉信息的特征量图像数据。

[0087] 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。

[0088] 特征量图像数据生成部 52 将截距 b (第一谱强度) 与中心频率强度 c (第二谱强度) 的差 (以下, 称为强度差) 的绝对值 $|b-c|$ 分配给色调 (第一视觉信息), 并且将截距 b 或者中心频率强度 c 分配给明度和 / 或彩度 (第二视觉信息), 由此生成包括用于在视觉上显示特征量的分布的特征量图像的特征量图像数据。以下, 参照图 6A、图 6B、图 7~ 图 9 来说明进行上述对应的理由。

[0089] 图 6A 和图 6B 是示意性地表示在同一组织中散射体的大小不同的两个区域的图。具体地说, 图 6A 是表示正常的组织的图, 图 6B 是表示包括炎症、肿瘤等异常的组织图。图 6A 示出的组织 101 包括小叶等实质组织 101a (用点来记载) 以及包含纤维等的结缔组织 101b (通过黑色填充来记载)。同样地, 图 6B 示出的组织 102 包括实质组织 102a (用点来记载) 以及结缔组织 102b (通过黑色填充来记载)。当对图 6A 与图 6B 进行比较, 实质组织 101a 总的来说大于实质组织 102a。这能够解释为例如由于实质组织 101a 的一部分被纤维化而其体积变小的结果。

[0090] 通常, 超声波主要在实质组织与结缔组织的边界处散射。因此, 当作为散射体的实质组织小时, 透过组织的透过波的比例增加而后方散射波的强度降低。图 7 是表示该状况的图。在图 7 中, 频谱曲线 C_1 和 C_2 是散射体的大小不同的谱曲线。具体地说, 相当于频

谱曲线 C_1 的散射体大于相当于频谱曲线 C_2 的散射体。在该情况下,当将对频谱曲线 C_1 进行近似而得到的直线 L_1 与对频谱曲线 C_2 进行近似而得到的直线 L_2 进行比较时,直线 L_2 的强度差的绝对值 $|b-c|$ 大 ($|b_1-c_1| < |b_2-c_2|$)。另外,直线 L_2 的截距 b 和中心频率强度 c 小 ($b_2 < b_1, c_2 < c_1$)。

[0091] 图 8 是表示散射体的大小几乎相同而散射体与其周围的物质的边界处的声阻抗比(以下,简单称为声阻抗比)或者每单位体积的散射体数量(以下,称为散射体的密度)不同的两个组织的频谱的图。在图 8 中,频谱曲线 C_3 的声阻抗比或者散射体的密度小于频谱曲线 C_1 的声阻抗比或者散射体的密度。当将对频谱曲线 C_1 进行近似而得到的直线 L_1 与对频谱曲线 C_3 进行近似而得到的直线 L_3 进行比较时,强度差的绝对值 $|b-c|$ 大致相等 ($|b_1-c_1| \approx |b_2-c_2|$)。另外,直线 L_3 的截距 b 和中心频率强度 c 小 ($b_1 > b_3, c_1 > c_3$)。

[0092] 根据参照图 7 和图 8 说明的情况,通过使用强度差的绝对值 $|b-c|$,能够严加区别散射体的大小不同的组织以及声阻抗比或者散射体的密度不同的组织。

[0093] 图 9 是表示在特征量图像中被分配的色调与强度差的绝对值相应的变化例的图。图 9 示出的直线 h_1 示出色调 H 与强度差的绝对值 $|b-c|$ 具有线性关系的情况。另外,图 9 示出的曲线 h_2 示出以强度差的绝对值 $|b-c|$ 的二次函数表示色调 H 的情况。并且,图 9 示出的阶梯状的曲线 h_3 示出根据强度差的绝对值 $|b-c|$ 使色调 H 二值化的情况。此外,色调 H 也可以是截距 b 与中心频率强度 c 之比(强度比) b/c 的函数。另外,还可以根据强度差的绝对值 $|b-c|$ 使色调 H 阶梯状地多值化。

[0094] 接着,说明使截距 b 或者中心频率强度 c 与明度或者彩度对应的理由。通常,已知在超声波图像中在脉管和噪声的区域,截距 b 和中心频率强度 c 降低。因此,如果使截距 b 或者中心频率强度 c 小的区域与小的明度或者彩度对应,则能够通过和实质组织不同的不显眼的方式(黑色或者灰色)来显示脉管和噪声。

[0095] 根据上述说明的对应理由可知,在由特征量图像数据生成部 52 生成的特征量图像中,以相互不同的色调显示散射体的大小不同的区域。另外,在特征量图像中,以将色调保持为大致固定而使明度或者彩度相互不同的方式显示散射体的大小相同而声阻抗比或者散射体的密度不同的区域。

[0096] 接着,说明超声波观测装置 1 的结构。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,该信息是观察在图像处理部 5 中生成的图像的超声波观测装置 1 的用户在图像中指定表示关心的区域(以下,称为“关心区域”)的信息。

[0097] 存储部 8 具有:放大率信息存储部 81,其存储信号放大部 31 和放大校正部 41 进行放大处理时参照的放大率的信息;窗函数存储部 82,其存储频率分析部 42 进行频率分析处理时使用的窗函数;以及校正信息存储部 83,其存储衰减校正部 432 进行处理时参照的校正信息。

[0098] 放大率信息存储部 81 存储图 2 和图 3 示出的接收深度与放大率之间的关系。窗函数存储部 82 存储 Hamming、Hanning、Blackman 等窗函数中的至少一个窗函数。校正信息存储部 83 存储与式 (2)~(4) 的变换有关的信息。

[0099] 使用预先存储了超声波观测装置 1 的动作程序、启动规定的 OS 的程序等的 ROM 以及存储各处理的运算参数、数据等的 RAM 等来实现存储部 8。

[0100] 使用具有运算和控制功能的 CPU 来实现控制部 9。控制部 9 从存储部 8 读出由存

储部 8 存储、保存的信息以及包括上述超声波观测装置的动作程序的各种程序,由此执行与超声波观测装置 1 的动作方法有关的各种运算处理,从而统一控制超声波观测装置 1。

[0101] 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、软盘等计算机可读取的记录介质而广泛流通。

[0102] 图 10 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 10 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)。

[0103] 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。

[0104] 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)。

[0105] 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 11 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 200 是使作为 RGB 表色系的变量的 R(红)、G(绿)、B(蓝)的值一致的灰度等级图像。

[0106] 之后,在通过输入部 6 进行了关心区域的设定的情况下(步骤 S5:“是”),放大校正部 41 对从发送和接收部 3 输出的信号进行校正,使放大率与接收深度无关地成为固定(步骤 S6)。在此,放大校正部 41 根据图 3 示出的放大率与接收深度之间的关系来进行放大校正处理。此外,关心区域能够设定为与 B 模式图像整体相当的区域。在该情况下,显示特征量图像数据的指示也兼做关心区域的设定指示。

[0107] 另一方面,在没有进行关心区域的设定的情况下(步骤 S5:“否”),在通过输入部 6 输入了结束处理的指示时(步骤 S7:“是”),超声波观测装置 1 结束处理。与此相对,在没有进行关心区域的设定的情况下(步骤 S5:“否”),在没有通过输入部 6 输入结束处理的指示时(步骤 S7:“否”),超声波观测装置 1 返回到步骤 S5。

[0108] 在步骤 S6 之后,频率分析部 42 通过 FFT 运算来进行频率分析,由此算出频谱(步骤 S8)。在该步骤 S8 中,还能够将图像的整个区域设定为关心区域。

[0109] 在此,参照图 12 示出的流程图详细说明由频率分析部 42 进行的处理(步骤 S8)。首先,频率分析部 42 将最初成为分析对象的声线的声线编号 L 设为初始值 L_0 (步骤 S21)。例如可以对发送和接收部 3 最初接收到的声线附加初始值 L_0 ,也可以对与通过输入部 6 设定的关心区域的左右一侧的边界位置对应的声线附加初始值 L_0 。

[0110] 接着,频率分析部 42 算出设定于一个声线上的多个位置(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 13 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。与与发送和接收部 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 13 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 13 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 。

[0111] 之后,频率分析部 42 获取数据位置 Z 的 FFT 数据群(步骤 S23),使由窗函数存储

部 82 存储的窗函数作用于获取到的 FFT 数据群 (步骤 S24)。这样使窗函数作用于 FFT 数据群, 由此避免 FFT 数据群在边界处不连续, 从而能够防止产生伪像。

[0112] 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)。在此, FFT 数据群为正常是指数据位置 Z 在该 FFT 数据群中位于从前方起第 2^{n-1} 个数据位置处。换言之, FFT 数据群正常是指在数据位置 Z 的前方存在 $2^{n-1}-1$ (设为 =N) 个数据而在数据位置 Z 的后方存在 2^{n-1} (设为 =M) 个数据。在图 13 示出的情况下, $n=4$ ($N=7, M=8$), FFT 数据群 F_2, F_3, F_{K-1} 正常, 另一方面 FFT 数据群 F_1, F_K 异常。

[0113] 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。

[0114] 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。

[0115] 在步骤 S27 中, 频率分析部 42 使用 FFT 数据群来进行 FFT 运算, 由此得到频谱 (步骤 S27)。作为这种频谱的例子, 能够举出图 4 示出的频谱曲线 C_1 。

[0116] 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 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 13 中, 示出 $D=15$ 的情况。

[0117] 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。

[0118] 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 10 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。

[0119] 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。

[0120] 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)。图 4 示出的

直线 L_1 是由近似部 431 提取出的与提供校正前特征量的一次式对应的回归直线。

[0121] 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)。衰减校正部 432 根据数据的采样频率来求出数据位置 Z ,将该数据位置 Z 代入到上述式 (2)~(4) 的接收深度 z ,由此算出频谱的特征量。其结果是,例如得到图 5 示出的对直线 L_1 进行校正后的与一次式(参照式 (5))相当的直线。说明由衰减校正部 432 进行的运算的具体例。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 $1/50(\text{MHz})=20(\text{nsec})$ 。在此,当将声速设为 $1530(\text{m/sec})$ 时,数据的采样距离间隔成为 $1530(\text{m/sec}) \times 20(\text{nsec})/2=0.0153(\text{mm})$ 。当将从声线 LD 的第一个数据起到处理对象的 FFT 数据群的数据位置为止的数据步数设为 k 时,将该数据位置 Z 求出为 $0.0153k(\text{mm})$ 。

[0122] 通过进行这种衰减校正,抑制在接收深度大的区域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。

[0123] 接着,特征量图像数据生成部 52 生成用于显示与特征量提取部 43 提取出的特征量对应的视觉信息的特征量图像数据(步骤 S11)。

[0124] 之后,显示部 7 显示由特征量图像数据生成部 52 生成的特征量图像(步骤 S12)。图 14 是表示显示部 7 所显示的特征量图像的图。图 15 是以黑白方式示意性地表示图 14 示出的图像的图。在这些图示出的特征量图像 300 中,以红色系(图 15 的红色系区域 300r)来显示散射体的大小不同的区域、即与异常组织对应的区域的色调,另一方面,以蓝色系(图 15 的蓝色系区域 300b)来显示与正常组织对应的区域的色调。此外,在图 15 中,当然红色系区域 300r 和蓝色系区域 300b 并非由单一颜色构成。例如,红色系区域 300r 是由接近红色的颜色构成的像素集中的区域。同样地,蓝色系区域 300b 是由接近蓝色的颜色构成的像素集中的区域。另外,在特征量图像 300 中,对于声阻抗比或者散射体的密度不同的区域,色调保持固定而仅明度发生变化。特别是,在特征量图像 300 中,以黑色不显眼的方式显示相当于脉管或者噪声的位置。根据这种特征量图像 300,基于明度和色调的组合,能够掌握声阻抗比或者散射体的密度(浓度)的分布以及散射体的大小的分布。这样具有以下优点:当使用多个特征量来生成特征量图像时,一次得到很多信息。此外,也可以使斜率 a 或者截距 b 与色调对应,并且使中心频率强度 c 与明度和 / 或彩度对应。

[0125] 如上所述,超声波观测装置 1 结束一系列处理。此外,超声波观测装置 1 也可以周期性地反复进行步骤 S1~S12 的处理。

[0126] 根据上述说明的本发明的实施方式 1,针对以多项式进行近似的频谱,使包含在该多项式内的分别对应于两个频率的两个谱强度与相互不同的视觉信息对应,由此生成特征量图像,因此能够基于具有与组织性状相应的特性的频谱的信息来生成特征量图像。因而,能够将观察对象的组织中的脉管、噪声与其它组织严加区别地进行显示,并且能够明确地显示组织性状的差异。

[0127] 另外,根据本实施方式 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,进行抵消 STC 校正的影响而使放大率成为固定的放大校正,之后算出频谱来提取校正前特征量,对提取出的校正前特征量实施衰减校正,由此提取频谱的特征量,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,也不需要区分 B 模式图像用的信号和特征量图像用的信号来进行发送。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下降。

[0128] 另外,根据本实施方式 1,使用正确进行衰减校正后的频谱的特征量来显示特征量图像,因此用户能够明确地识别组织性状的差异。

[0129] 另外,根据本实施方式 1,将第一视觉信息设为与截距和特定谱强度之差或者之比的函数对应的色调,另一方面,将第二视觉信息设为与截距或者特定谱强度对应的明度或者彩度,由此能够根据组织内的散射体的大小以及散射体与周围物质的声阻抗比或者散射体的密度的差异来生成特征量图像。因而,能够严加区别组织性状。其结果是,用户能够将特征量图像适当地利用于深度到达度诊断、进展度诊断(脉管浸润的鉴别等)、穿刺引导。

[0130] 作为本实施方式 1 的变形例,控制部 9 也可以统一进行放大校正部 41 的放大校正处理和衰减校正部 432 中的衰减校正处理。该处理相当于不进行图 10 的步骤 S6 中的放大校正处理而如下式 (6) 那样对图 10 的步骤 S10 中的衰减校正处理的衰减量的定义进行变更。

$$[0131] \quad A' = 2 \alpha z f + \gamma(z) \cdots (6)$$

[0132] 在此,右边的 $\gamma(z)$ 是接收深度 z 处的放大率 β 与 β_0 的差,

$$[0133] \quad \gamma(z) = -\{(\beta_{th} - \beta_0) / z_{th}\} z + \beta_{th} - \beta_0 (z \leq z_{th}) \cdots (7)$$

$$[0134] \quad \gamma(z) = 0 (z > z_{th}) \cdots (8)$$

[0135] 另外,在本实施方式 1 中,在生成特征量图像时,也可以使单一的特征量与视觉信息对应。图 16 是表示通过使中心频率强度 c 与明度对应而生成的特征量图像的显示例的图。根据图 16 示出的特征量图像 400,能够掌握声阻抗比或者散射体的密度(浓度)的分布。图 17 是表示通过使斜率 a 与明度对应而生成的特征量图像的显示例的图。根据图 17 示出的特征量图像 500,能够掌握散射体的大小的分布。这样,在利用了单一的特征量的特征量图像中,能够掌握与各个特征量的特性相应的组织性状。

[0136] 此外,也可以使超声波观测装置 1 具备能够切换显示特征量与视觉信息的对应相互不同的多种特征量图像(例如,图 14~图 17 示出的特征量图像 300、400、500)的功能。在该情况下,可考虑以下使用方法:例如最初在筛选的位置处使显示部 7 显示利用了多个特征量的特征量图像,之后,针对观测者发现异常的位置使用利用了单一的特征量的特征量图像。这样,通过一边切换多个特征量图像一边使用,用户能够更加严格地评价异常位置的组织性状。

[0137] 另外,特征量图像数据生成部 52 也可以通过将 B 模式图像数据与彩色图像数据以规定的比率进行混合来生成特征量图像数据。另外,特征量图像数据生成部 52 也可以通过仅在关心区域中替换为彩色图像数据来生成特征量图像数据。

[0138] 另外,作为特征量,也可以使用频带 $f_{LOW} < f < f_{HIGH}$ 中的频谱曲线与频率轴(图 4 等的 f 轴)之间的面积。

[0139] (实施方式 2)

[0140] 在本发明的实施方式 2 中,由特征量提取部进行的特征量提取处理与实施方式 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。

[0141] 在本实施方式 2 中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。

[0142] 图 18 是表示本实施方式 2 所涉及的超声波观测装置 1 的处理的概要的流程图。在图 18 中,步骤 S41~S48 的处理与图 10 的步骤 S1~S8 的处理依次对应。

[0143] 在步骤 S49 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 S49)。图 19 是示意性地表示该步骤 S49 的衰减校正处理的概要的图。如图 19 所示,衰减校正部 432 针对频谱曲线 C_4 ,对所有频率 f 进行将上述式(1)的衰减量 A 加到强度 I 的校正,由此得到新的频谱曲线 C_4' 。由此,能够得到削减随着超声波传播而产生的衰减的贡献的频谱。

[0144] 之后,近似部 431 对由衰减校正部 432 进行衰减校正后的所有频谱进行回归分析,由此提取频谱的特征量(步骤 S50)。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 以及中心频率强度 c 。图 19 示出的直线 L_4 是在该步骤 S50 中对频谱曲线 C_4' 进行特征量提取处理而得到的回归直线(截距 b_4)。

[0145] 步骤 S51、S52 的处理与图 10 的步骤 S11、S12 的处理依次对应。

[0146] 根据上述说明的本发明的实施方式 2,针对以多项式进行近似的频谱,使包含在该多项式内的分别对应于两个频率的两个谱强度与相互不同的视觉信息对应,由此生成特征量图像,因此能够根据具有与组织性状相应的特性的频谱的信息来生成特征量图像。因而,能够将观察对象的组织中的脉管、噪声与其它组织严加区别地进行显示,并且能够明确地显示组织性状的差异。

[0147] 另外,根据本实施方式 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,进行放大校正以抵消 STC 校正的影响而使放大率与接收深度无关地成为固定,之后算出频谱,在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,还不需要区分 B 模式图像用的信号和特征量图像用的信号来进行发送。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下降。

[0148] 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显示特征量图像,因此用户能够明确地识别组织性状的差异。

[0149] 此外,在本实施方式 2 中,还能够不进行图 18 的步骤 S46 中的放大校正处理,而将图 18 的步骤 S49 中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。

[0150] (实施方式 3)

[0151] 图 20 是表示本发明的实施方式 3 所涉及的超声波观测装置的结构框图。在该图示出的超声波观测装置 11 中,与在实施方式 1 中说明的超声波观测装置 1 相比较,运算部和存储部的结构不同。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。

[0152] 运算部 12 具有:放大校正部 41;频率分析部 42;频带设定部 121,其设定对由频率分析部 42 算出的频谱进行近似时使用的频带;校正频谱计算部 122,其根据由存储部 13 存

储的规定的基准谱来对由频率分析部 42 算出的频谱进行校正,由此算出校正频谱;以及特征量提取部 43,其提取由校正频谱计算部 122 算出的校正频谱的特征量。

[0153] 频带设定部 121 通过参照由存储部 13 存储的频带表(后述)来进行频带的设定。这样按每个接收深度来变更频带的设定是由于,在超声波的情况下,越是高频成分衰减越快,因此对于从接收深度大的位置接收的回波信号,有可能高频成分的有效信息丢失而残留无效信息。鉴于这一点,在本实施方式 3 中,设定频带,使得接收深度越大则带宽越窄且最大频率越小。

[0154] 校正频谱计算部 122 参照由存储部 13 存储的基准谱信息(后述),按每个接收深度算出基准谱与频谱的差来算出校正频谱。这样按每个接收深度进行频谱的校正的理由与上述频带的设定的理由相同。

[0155] 特征量提取部 43 具有:近似部 431,其对由校正频谱计算部 122 算出的校正频谱进行近似处理,由此算出校正频谱的特征量(校正前特征量);以及衰减校正部 432,其对由近似部 431 算出的校正前特征量进行衰减校正,由此提取频谱的特征量。

[0156] 存储部 13 除了具有放大率信息存储部 81、窗函数存储部 82 以及校正信息存储部 83 以外,还具有:频带信息存储部 131,其存储与超声波的接收深度相应地决定的频带信息;以及基准谱信息存储部 132,其存储与超声波的接收深度相应的基准谱信息。

[0157] 图 21 是示意性地表示作为由频带信息存储部 131 存储的频带信息的频带表的图。该图示出的频带表 700 示出超声波的每个接收深度的最小频率(f_{LOW})和最大频率(f_{HIGH})。在频带表 700 中,接收深度越大则带宽 $f_{HIGH}-f_{LOW}$ 越窄且最大频率 f_{HIGH} 越小。另外,在频带表 700 中,在接收深度较小的情况下(图 21 的 2cm~6cm),衰减的影响小,因此不改变频带。与此相对地,在接收深度较大的情况下(图 21 的 8cm~12cm),衰减的影响变大,因此缩小带宽 $f_{HIGH}-f_{LOW}$ 并且向低频率侧移动。通过使用这种频带表 700,能够仅提取具有有效的信息的信号来进行图像化。此外,按每个超声波探头 2 的种类(型号)来分别设定频带表 700。

[0158] 在基准谱信息存储部 132 中,作为规定的基准反射体中的频率信息,存储根据被基准反射体反射所获取到的回波信号而算出的频谱(以下,称为“基准谱”)。基准反射体例如是超声波不会散射、吸收、透过的理想的反射体。另外,按每个超声波探头 2 的种类以及超声波信号的每个接收深度来算出基准谱。在此,对不同的超声波探头 2 算出基准谱是由于,根据超声波探头 2 的种类不同而振子不同,发送波的波形不同。此外,基准反射体也可以不是具有上述意义的理想的反射体。

[0159] 图 22 是示意性地表示基准谱的制作处理的概要的图。如图 22 所示,设置于超声波探头 2 的振子 22 以焦点为中心而形成在超声波的前进方向(图 22 的上下方向)上大致对称的声场 SF。在图 22 中,示出在包括该焦点的三点处配置基准反射体 10 的情况下超声波探头 2 分别获取到的回波信号的接收深度 z 与强度 I 之间的关系。在算出基准谱时,通过使用由基准反射体 10 反射的回波信号的强度数据,由频率分析部 42 进行频率分析来算出基准谱,将算出结果保存到基准谱信息存储部 132。

[0160] 图 23 是表示具有上述结构的超声波观测装置 11 的处理的概要的流程图。在图 23 中,步骤 S61~S68 的处理与参照图 10 说明的步骤 S1~S8 的处理依次对应。

[0161] 在步骤 S 68 的频率分析处理之后,频带设定部 121 参照由频带信息存储部 131 存储的频带表 700 来按超声波的每个接收深度进行频带的设定(步骤 S69)。此外,频带设定

部 121 的处理可以与频率分析部 42 的处理并行进行,也可以在频率分析部 42 的处理之前进行。

[0162] 接着,校正频谱计算部 122 从基准谱信息存储部 132 读出与接收深度和超声波探头 2 的种类相应的基准谱来参照,求出该基准谱与由频率分析部 42 算出的频谱的差,由此算出校正频谱(步骤 S70)。图 24 是示意性地表示针对频谱曲线 C_1 的校正频谱计算处理的概要的图。图 24 示出的曲线 B_1 示出频谱曲线 C_1 的基准谱曲线(以下,称为基准谱曲线 B_1)。校正频谱计算部 122 通过求出基准谱曲线 B_1 与频谱曲线 C_1 的差来算出校正频谱曲线 R_1 。

[0163] 在步骤 S70 之后,作为近似处理,近似部 431 对由频率分析部 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 S71)。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,由此提取使该一次式具有特征的斜率 a_1' 、截距 b_1' 、中心频率强度 c_1' 作为校正前特征量。图 24 示出的直线 L_1' 是在该步骤 S71 中对频谱曲线 C_1 进行回归分析而得到的回归直线。在本实施方式 3 中,在特征量的提取处理之前进行频带的设定和校正频谱的计算。因此,根据本实施方式 3,不管接收深度、超声波探头 2 的种类如何,都提取出相同的特征量(与直线 L_1' 对应)。

[0164] 之后的步骤 S72~S74 的处理与图 10 的步骤 S10~S12 的处理依次对应。

[0165] 根据上述说明的本发明的实施方式 3,针对以多项式进行近似的频谱,使包含在该多项式内的分别对应于两个频率的两个谱强度与相互不同的视觉信息对应,由此生成特征量图像,因此能够根据具有与组织性状相应的特性的频谱的信息来生成特征量图像。因而,能够将观察对象的组织中的脉管、噪声与其它组织严加区别地进行显示,并且能够明确地显示组织性状的差异。

[0166] 另外,根据本实施方式 3,通过对接收到的超声波的频率进行分析来算出频谱,设定对该频谱进行近似时使用的频带,根据从存储部读出的基准谱来校正频谱,对校正得到的校正频谱进行近似处理来提取出校正前特征量,之后对提取出的校正前特征量进行衰减校正处理来提取特征量,根据该特征量来生成特征量图像,因此能够生成能够明确地严加区别组织性状的差异的特征量图像,其中,存储部存储根据从基准反射体接收到的超声波的频率而得到的基准谱,该衰减校正处理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。

[0167] 另外,根据本实施方式 3,对提取出的特征量实施衰减校正,因此能够消除随着超声波传播而产生的衰减的影响。

[0168] 另外,根据本实施方式 3,以接收深度越大则带宽越窄且最大频率越小的方式决定频带,因此这也意味着能够消除随着超声波传播而产生的衰减的影响。

[0169] (实施方式 4)

[0170] 图 25 是表示本发明的实施方式 4 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 14 的特征在于,在对回波信号进行放大时,在 B 模式图像用和运算用中进行不同的放大。此外,对超声波观测装置 14 的结构要素中的具有与超声波观测装置 1 相同的功能的结构要素附加与超声波观测装置 1 中的结构要素相同的附图标记。

[0171] 发送和接收部 15 具有对回波信号进行放大的信号放大部 151。信号放大部 151 对图像处理部 5 使用于生成 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”)和运算部 16 使用于实施运算的回波信号(以下,称为“运算用回波信号”)以相互不同的放大率分别进行放大。具体地说,信号放大部 151 对 B 模式图像用回波信号进行如图 2 所示那样回波信号的接收深度越大则以越高的放大率进行放大的 STC 校正,另一方面,对运算用回波信号进行如图 26 所示那样与接收深度无关地以固定的放大率(β_1)进行放大的处理。信号放大部 151 以帧为单位或者以行为单位切换进行对 B 模式图像用回波信号的放大以及对运算用回波信号的放大。

[0172] 运算部 16 具有频率分析部 42 和特征量提取部 43。在本实施方式 4 中,在进行频率分析处理之前不需要进行放大校正,因此运算部 16 不具有放大校正部。

[0173] 存储部 8 所具有的放大率信息存储部 81 除了存储图 2 和图 3 示出的接收深度与放大率之间的关系以外,还存储图 26 示出的接收深度与放大率之间的关系。

[0174] 图 27 是表示具有上述结构的超声波观测装置 14 的处理的概要的流程图。在图 27 中,首先,超声波观测装置 14 使用超声波探头 2 来进行新检体的测量(步骤 S81)。

[0175] 接着,从超声波探头 2 接收到回波信号的信号放大部 151 针对该回波信号,区别为 B 模式图像用和运算用,一边切换一边进行放大处理(步骤 S82)。信号放大部 151 根据图 2 和图 26 示出的接收深度与放大率之间的关系来进行放大。另外,B 模式图像用的放大处理与运算用的放大处理的切换可以以帧为单位进行,也可以以行为单位进行。

[0176] 之后,B 模式图像数据生成部 51 使用从发送和接收部 15 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 S83)。

[0177] 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 S84)。

[0178] 之后,在通过输入部 6 进行了关心区域的设定的情况下(步骤 S85:“是”),频率分析部 42 通过 FFT 运算进行频率分析来算出频谱(步骤 S86)。该频率分析处理与在实施方式 1 中说明的频率分析处理相同(参照图 12)。

[0179] 在步骤 S85 中没有进行关心区域的设定的情况下(步骤 S85:“否”),在通过输入部 6 输入了结束处理的指示时(步骤 S87:“是”),超声波观测装置 14 结束处理。与此相对地,在步骤 S85 中没有进行关心区域的设定的情况下(步骤 S85:“否”),在没有通过输入部 6 输入结束处理的指示时(步骤 S87:“否”),超声波观测装置 14 返回到步骤 S85。

[0180] 接在步骤 S86 之后进行的步骤 S88~S91 的处理与图 10 的步骤 S9~S12 的处理依次对应。

[0181] 根据上述说明的本发明的实施方式 4,针对以多项式进行近似的频谱,使包含在该多项式内的分别对应于两个频率的两个谱强度与相互不同的视觉信息对应,由此生成特征量图像,因此能够根据具有与组织性状相应的特性的频谱的信息来生成特征量图像。因而,能够将观察对象的组织中的脉管、噪声与其它组织严加区别地进行显示,并且能够明确地显示组织性状的差异。

[0182] 另外,根据本实施方式 4,在对通过对接收到的超声波的频率进行分析而得到的频谱进行近似处理之后,通过进行衰减校正处理来提取频谱的特征量,该衰减校正处理用于削减依赖于超声波的接收深度和频率的超声波的衰减的贡献,因此能够消除随着超声波传播而产生的衰减的影响。

[0183] 目前为止说明了用于实施本发明的方式,但是本发明并不限于上述实施方式

1~4。

[0184] 例如,本发明所涉及的超声波观测装置也可以自动地判断观察对象组织的组织性状并显示其判断结果。具体地说,超声波观测装置根据已知检体信息以及从观察对象组织提取出的频谱的特征量来判断组织性状,生成并显示与判断结果对应的图像,该已知检体信息是针对已知检体使预先提取出的频谱的特征量与组织性状相关联而得到的信息。在该情况下,期望对已知检体和观察对象进行的特征量提取处理相同。

[0185] 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。

[0186] 附图标记说明

[0187] 1、11、14:超声波观测装置;2:超声波探头;3、15:发送和接收部;4、12、16:运算部;5:图像处理部;6:输入部;7:显示部;8、13:存储部;9:控制部;10:基准反射体;21:信号变换部;22:振子;31、151: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;101、102:组织;101a、102a:实质组织;101b、102b:结缔组织;121:频带设定部;122:校正频谱计算部;200:B模式图像;300、400、500:特征量图像;431:近似部;432:衰减校正部;700:频带表。

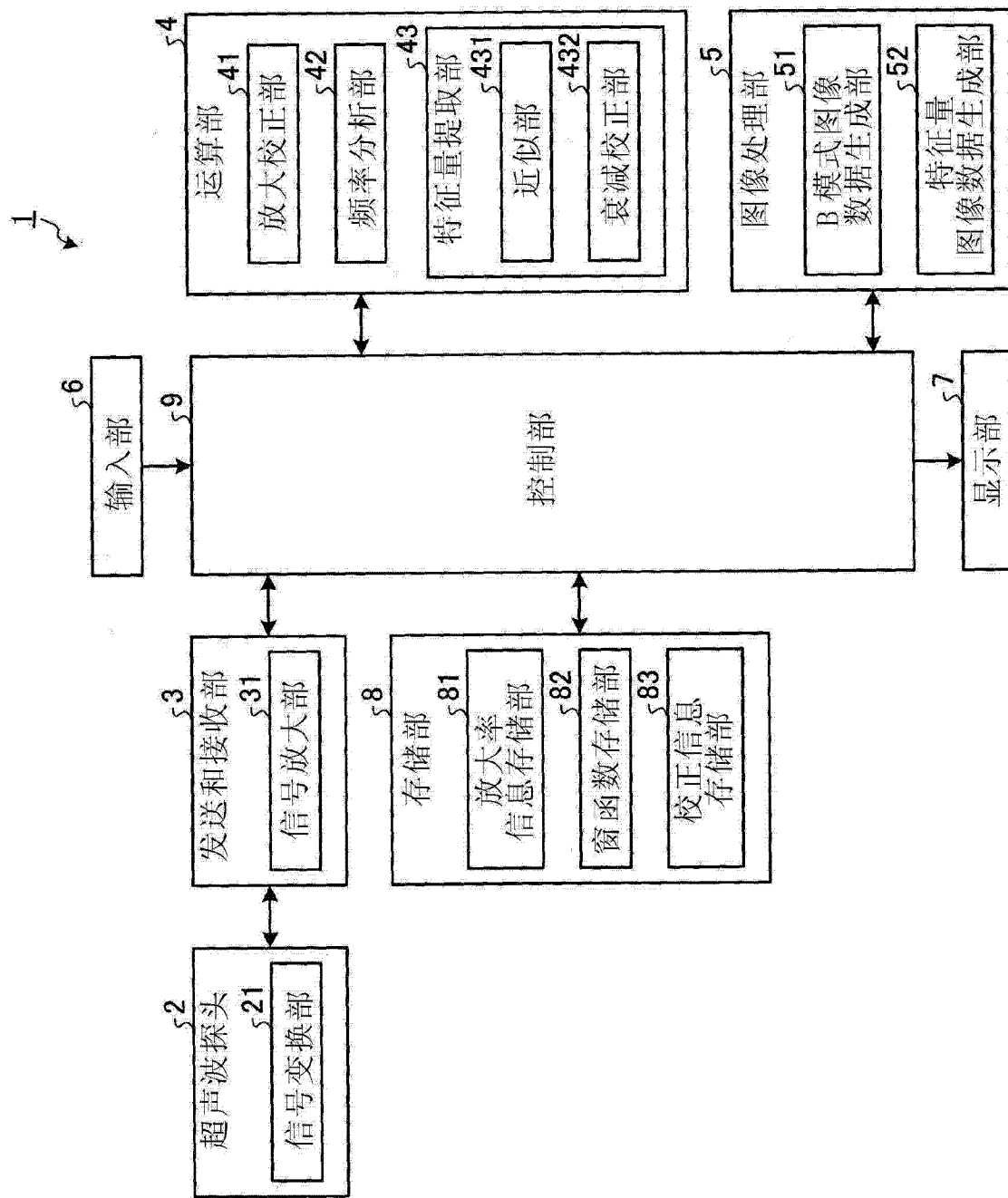


图 1

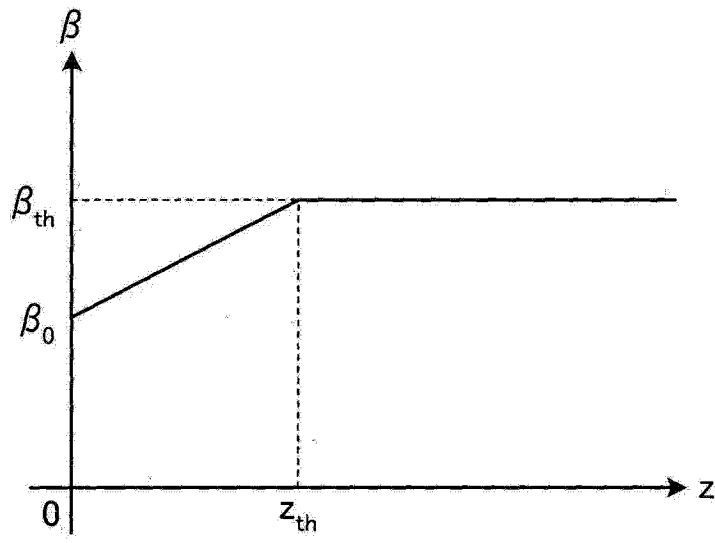


图 2

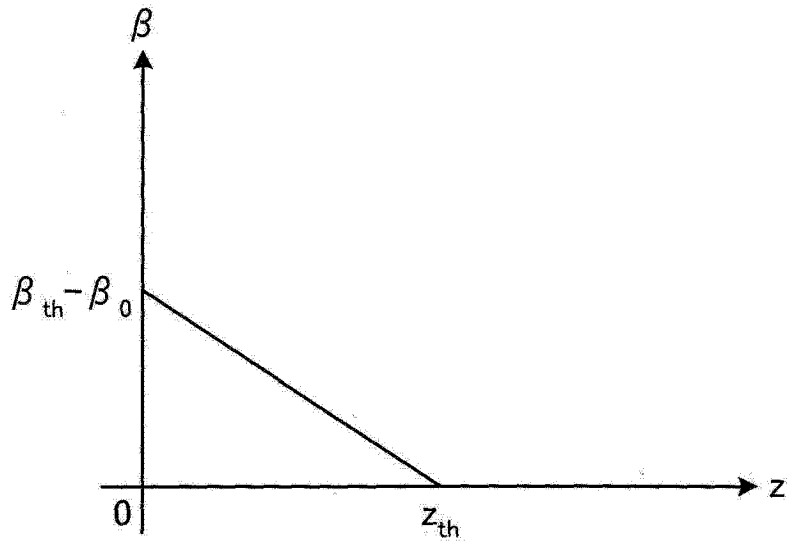


图 3

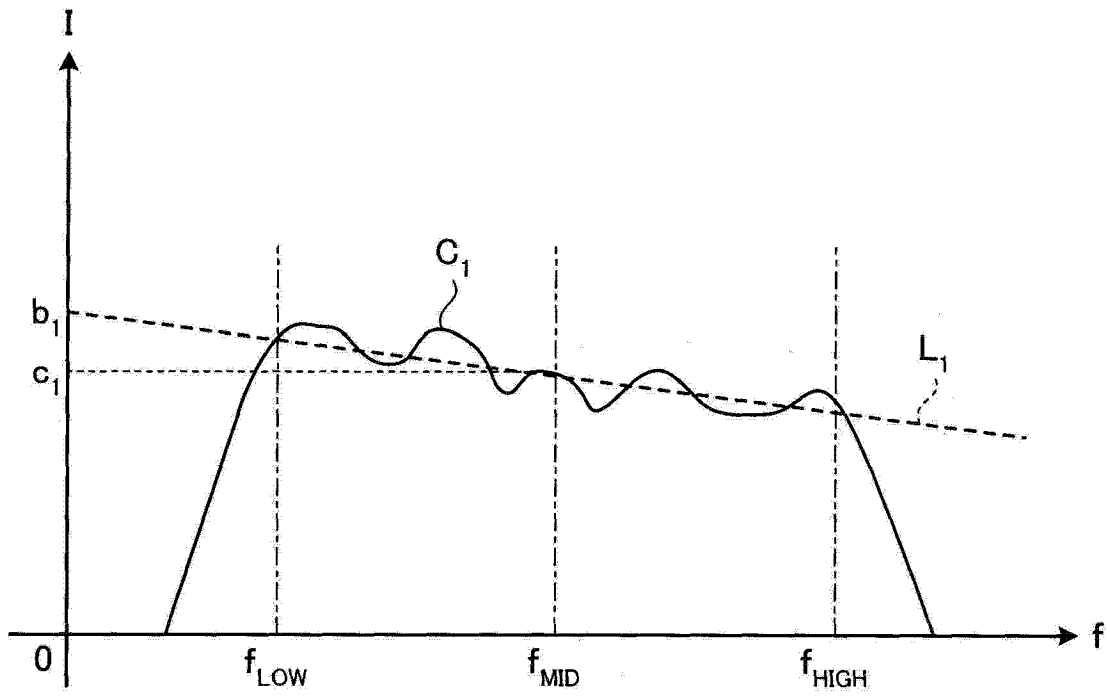


图 4

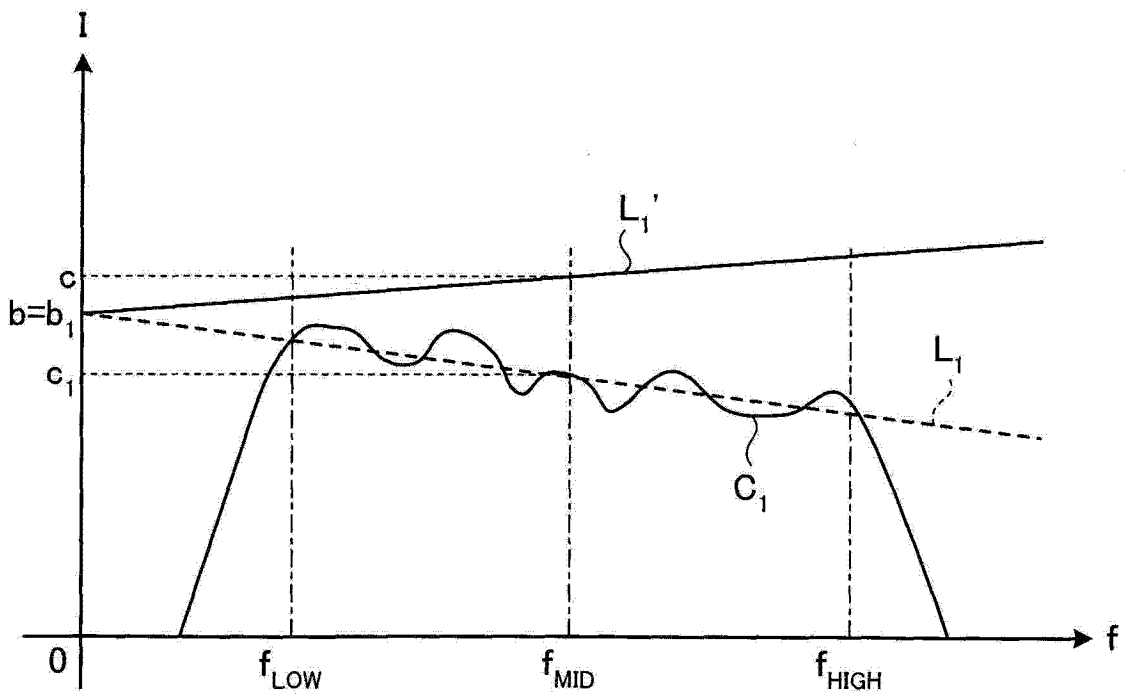


图 5

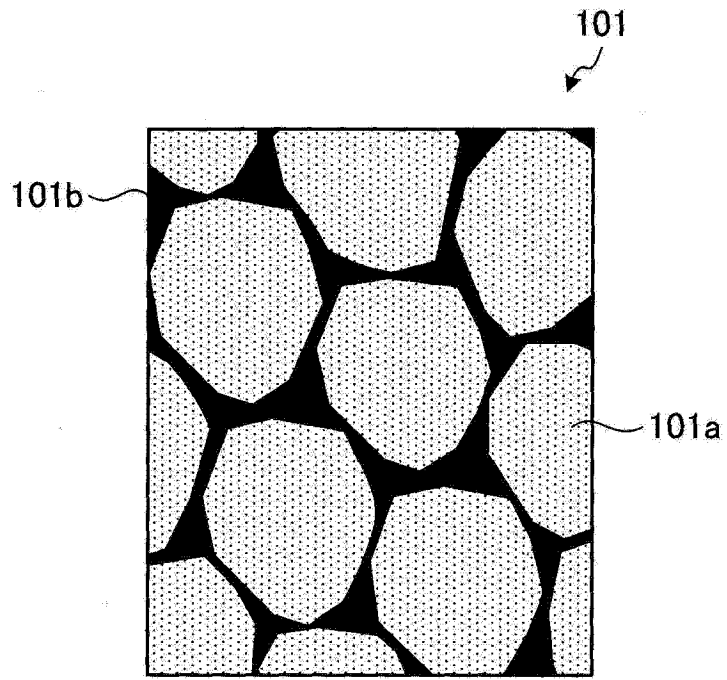


图 6A

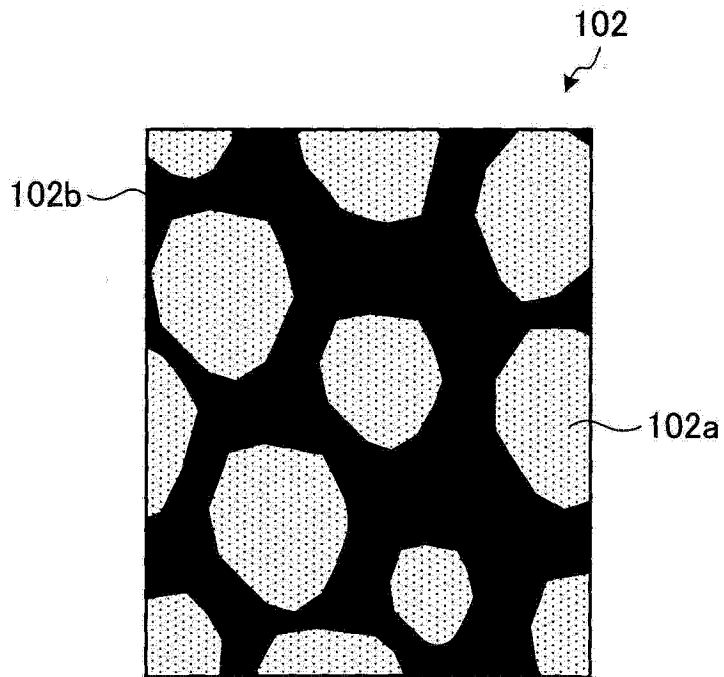


图 6B

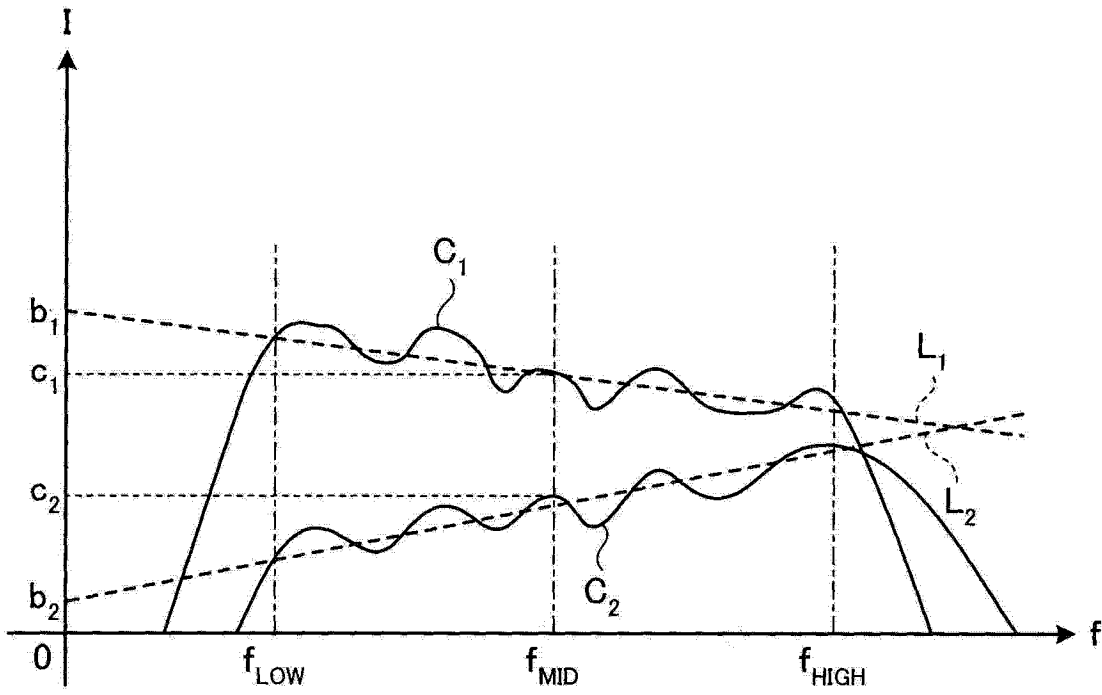


图 7

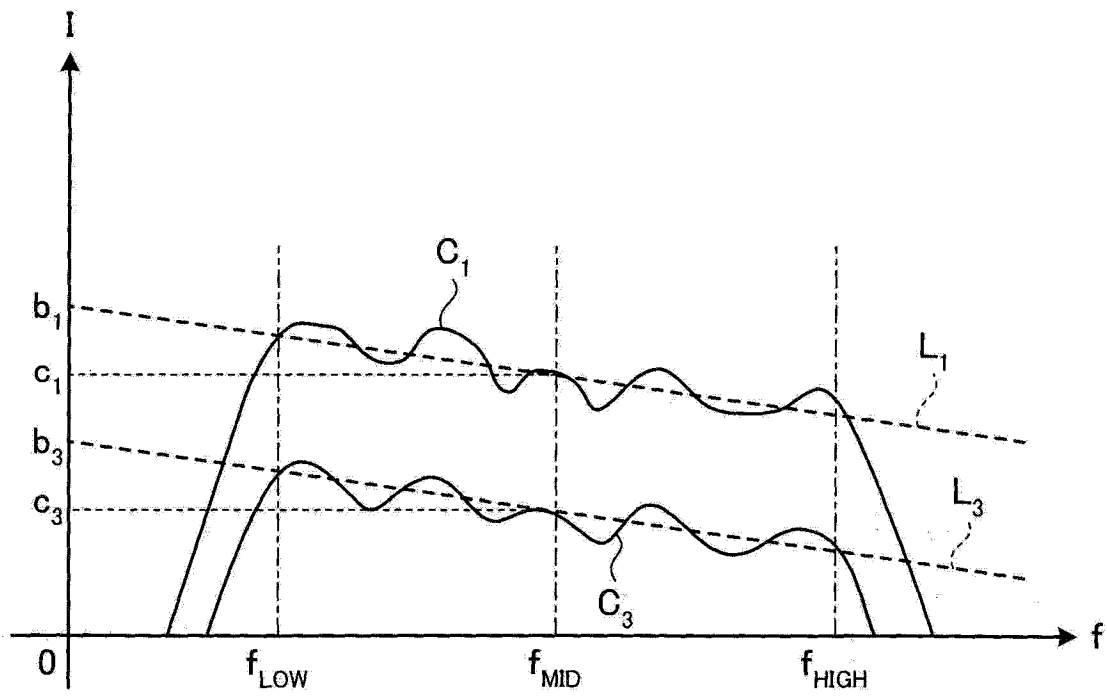


图 8

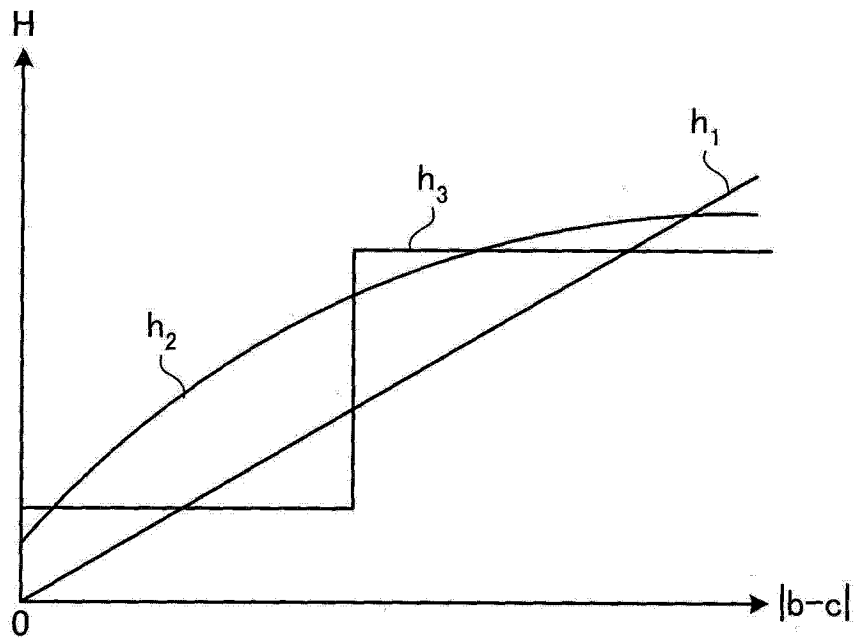


图 9

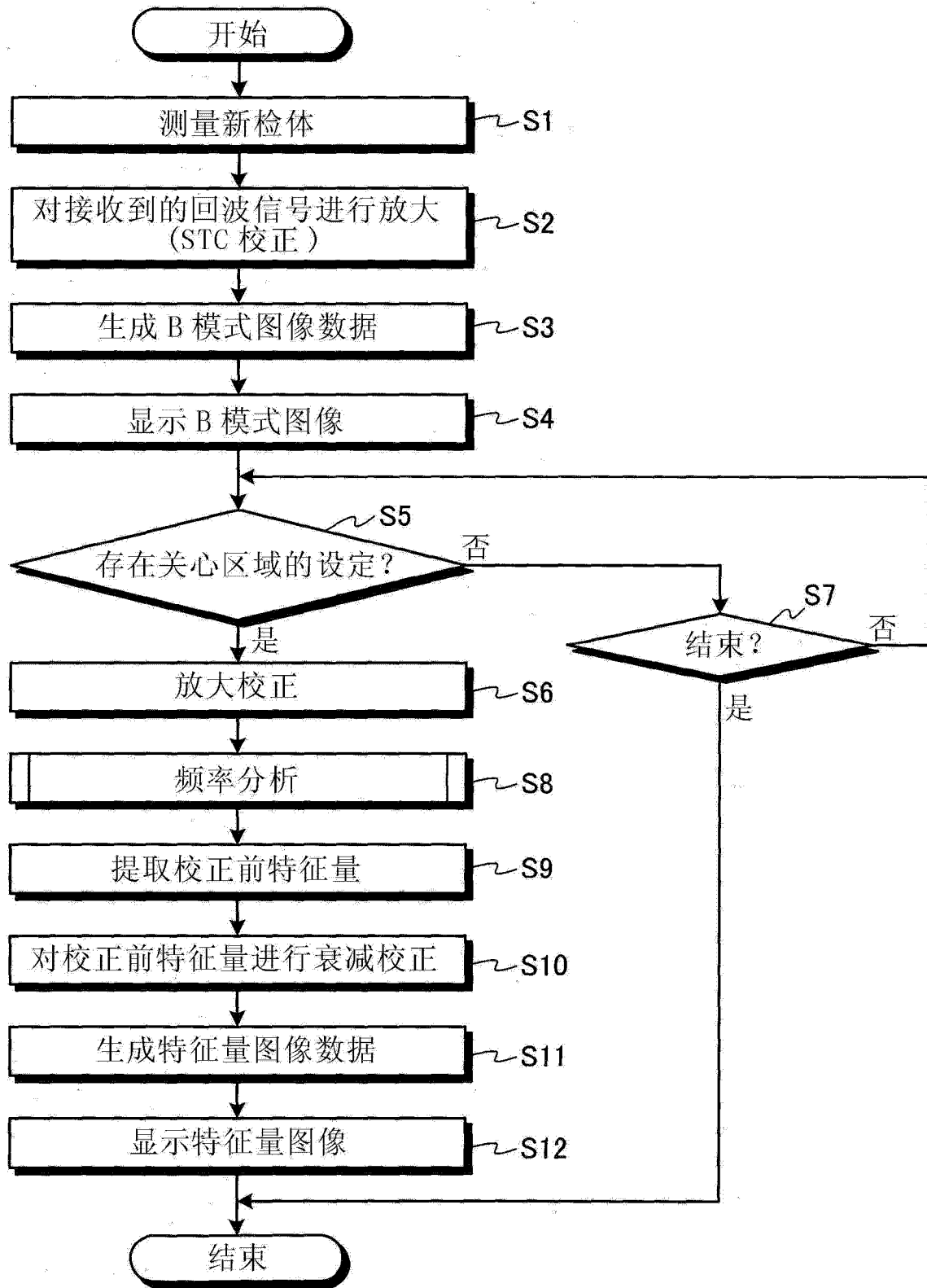


图 10

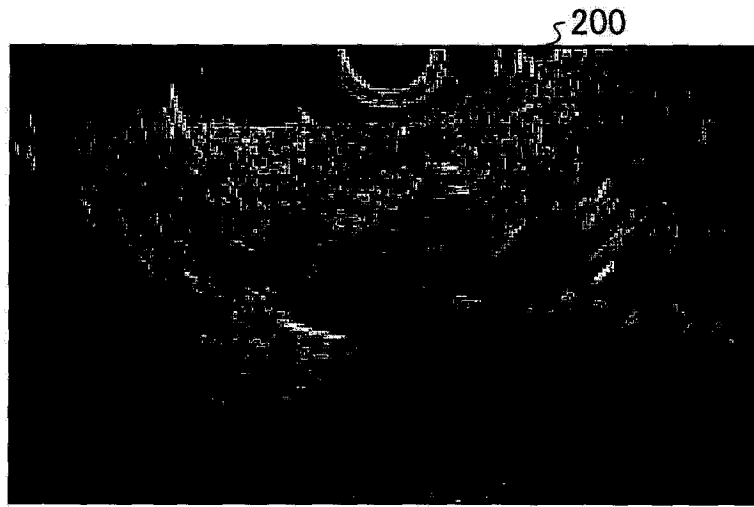


图 11

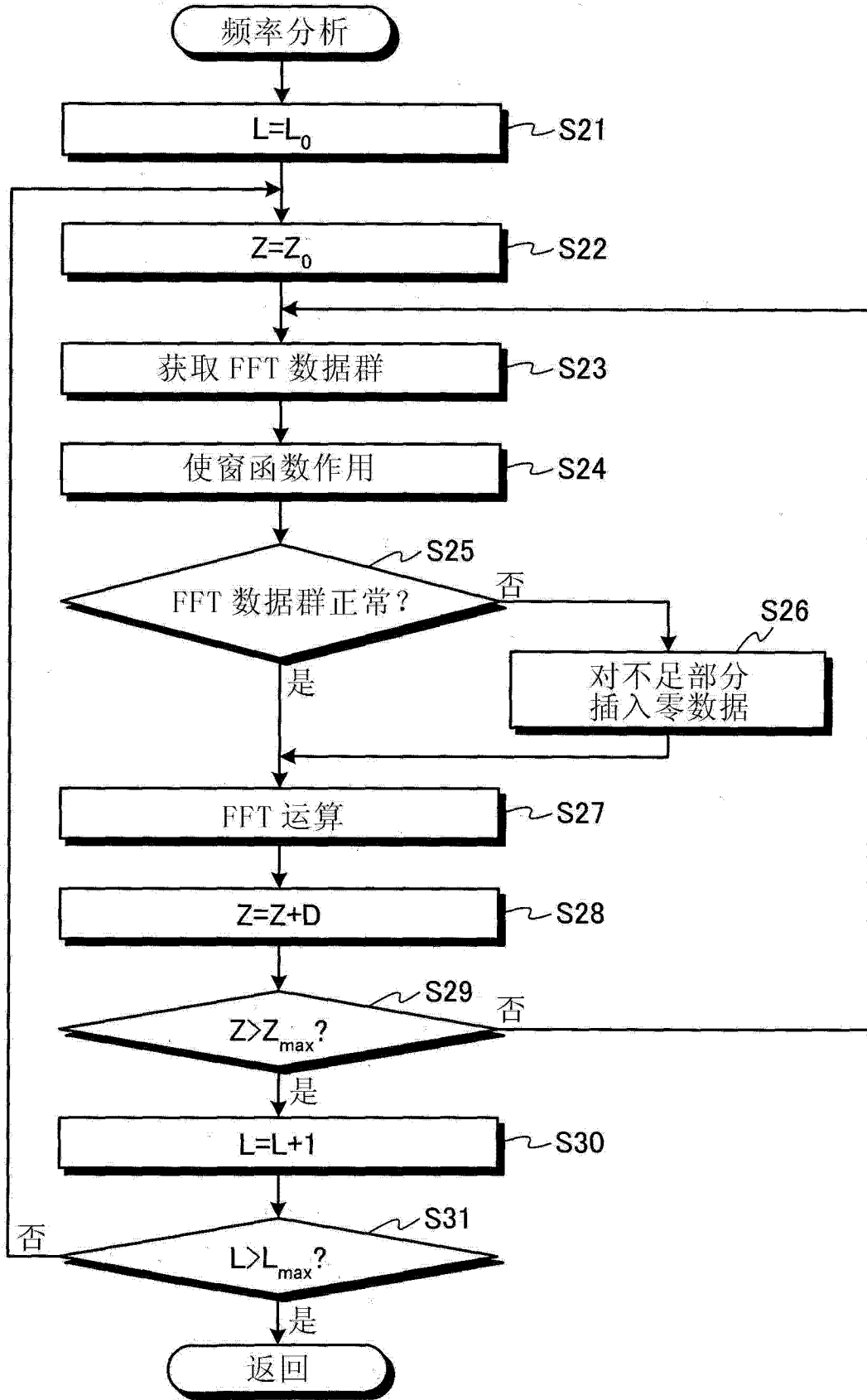


图 12

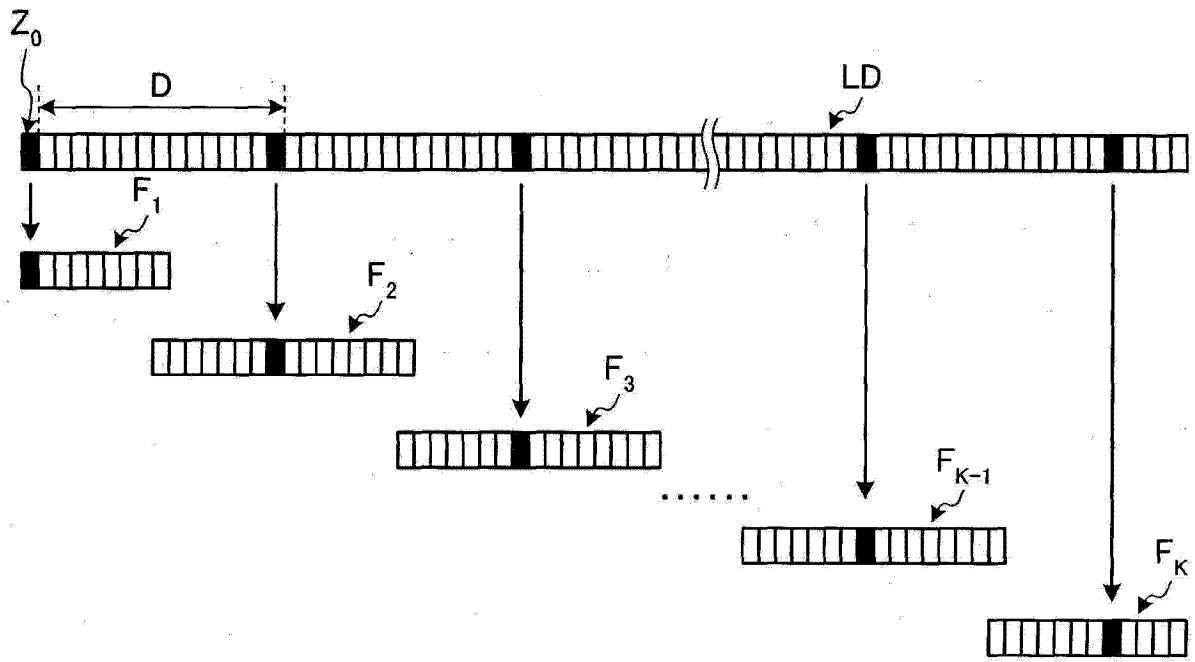


图 13

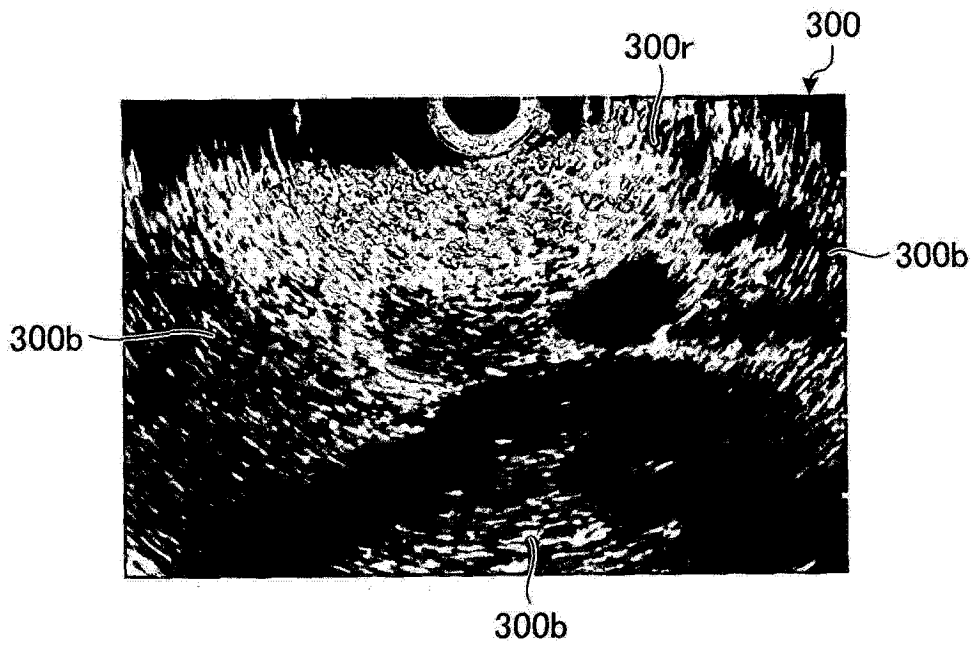


图 14

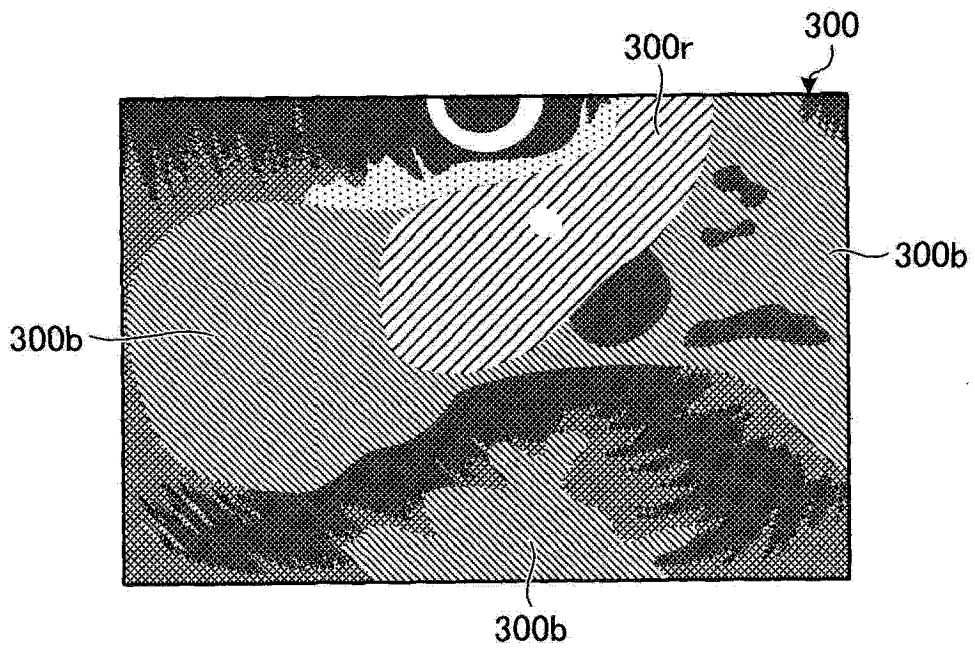


图 15

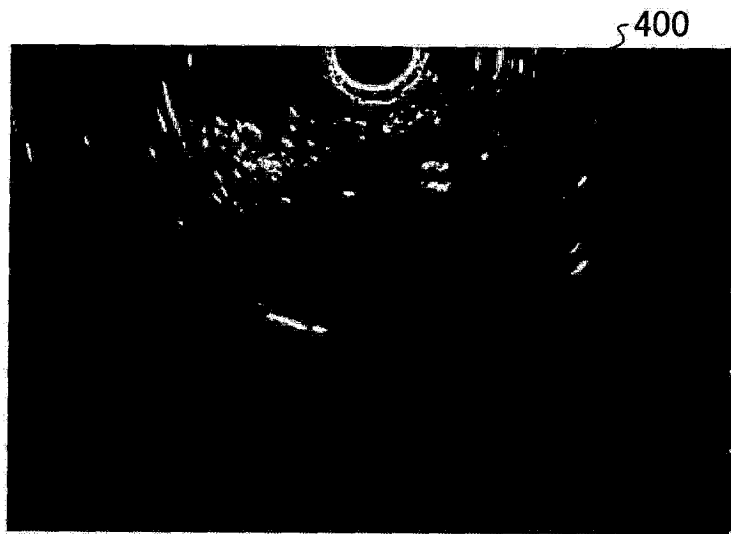


图 16

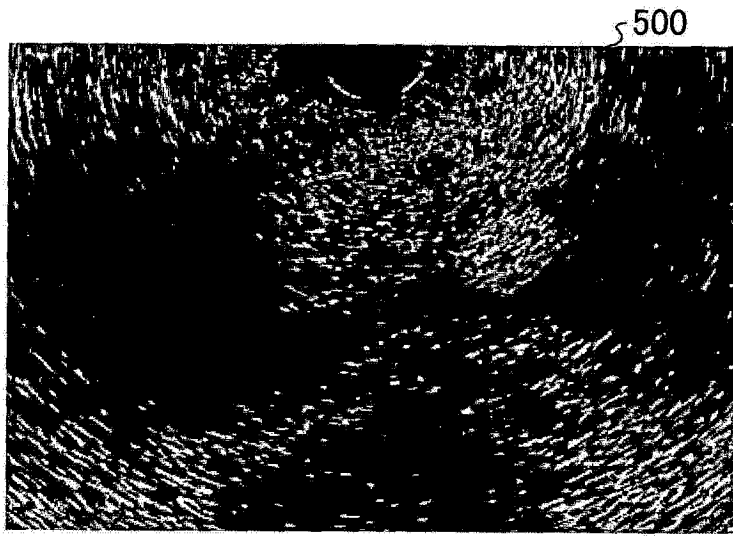


图 17

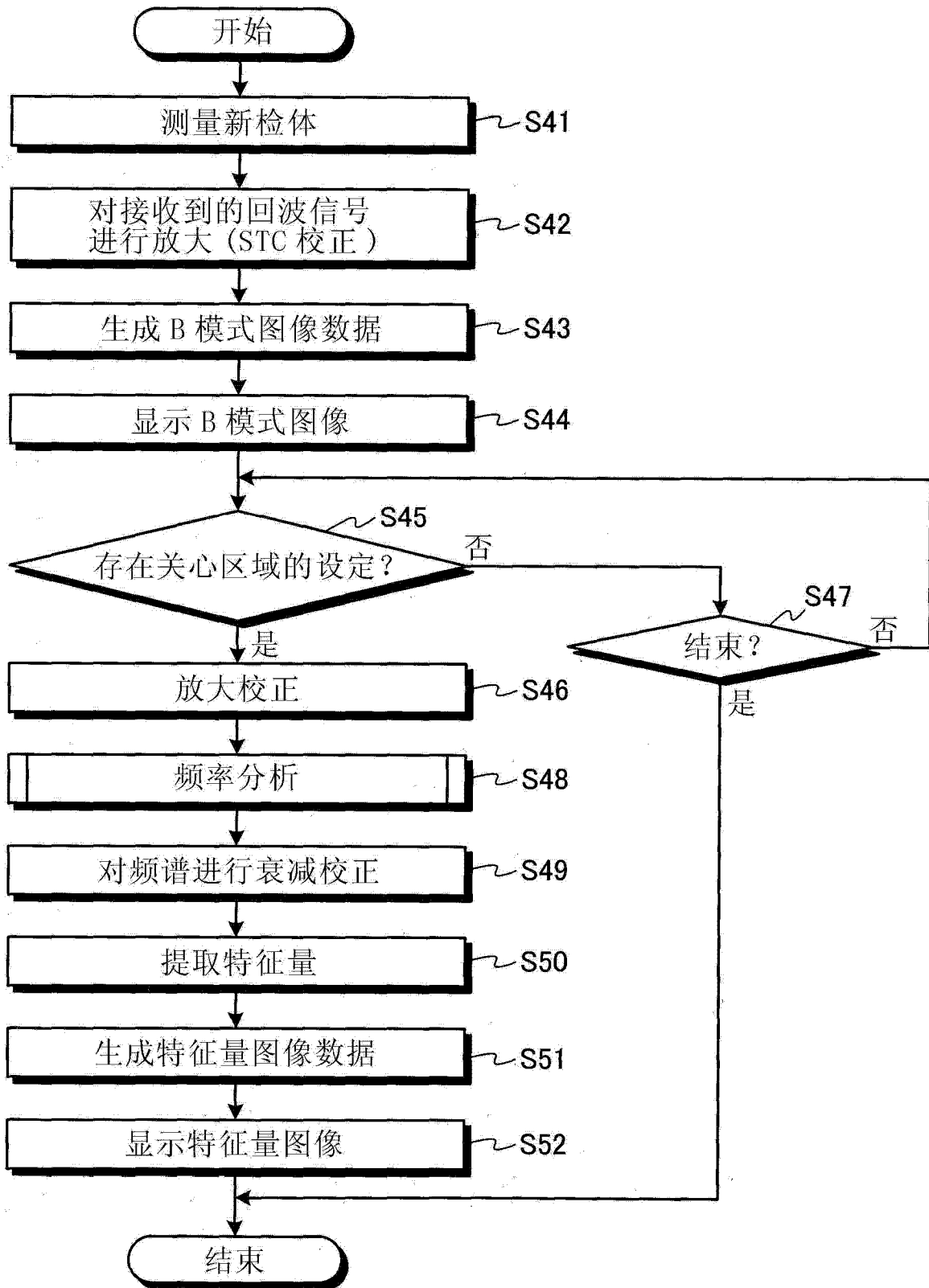


图 18

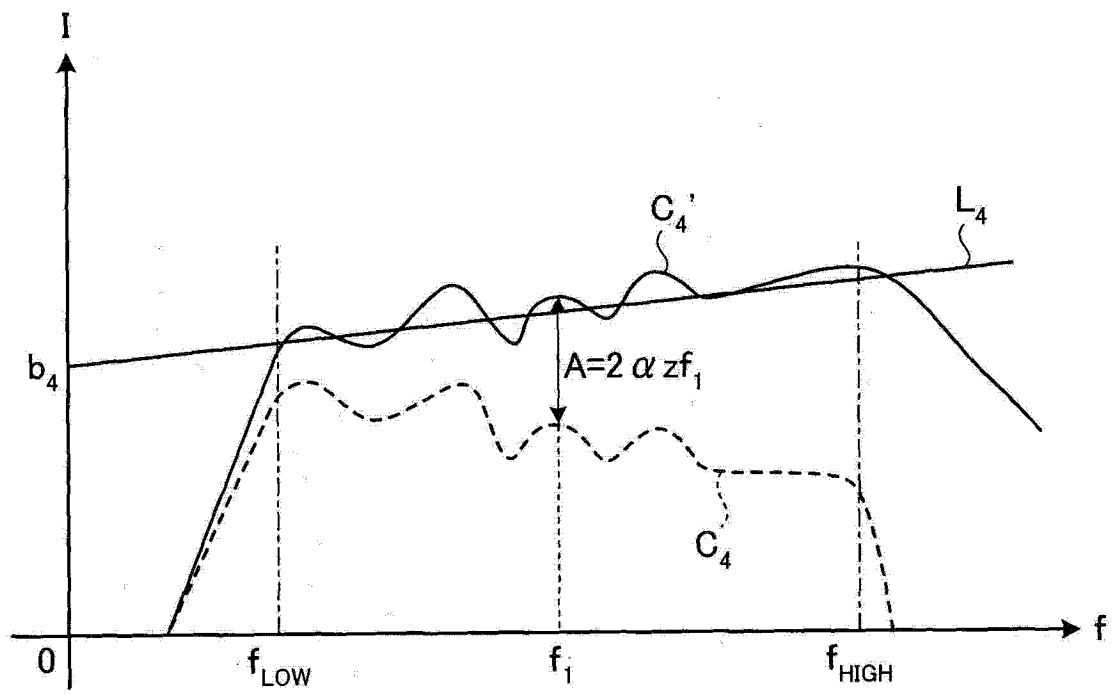


图 19

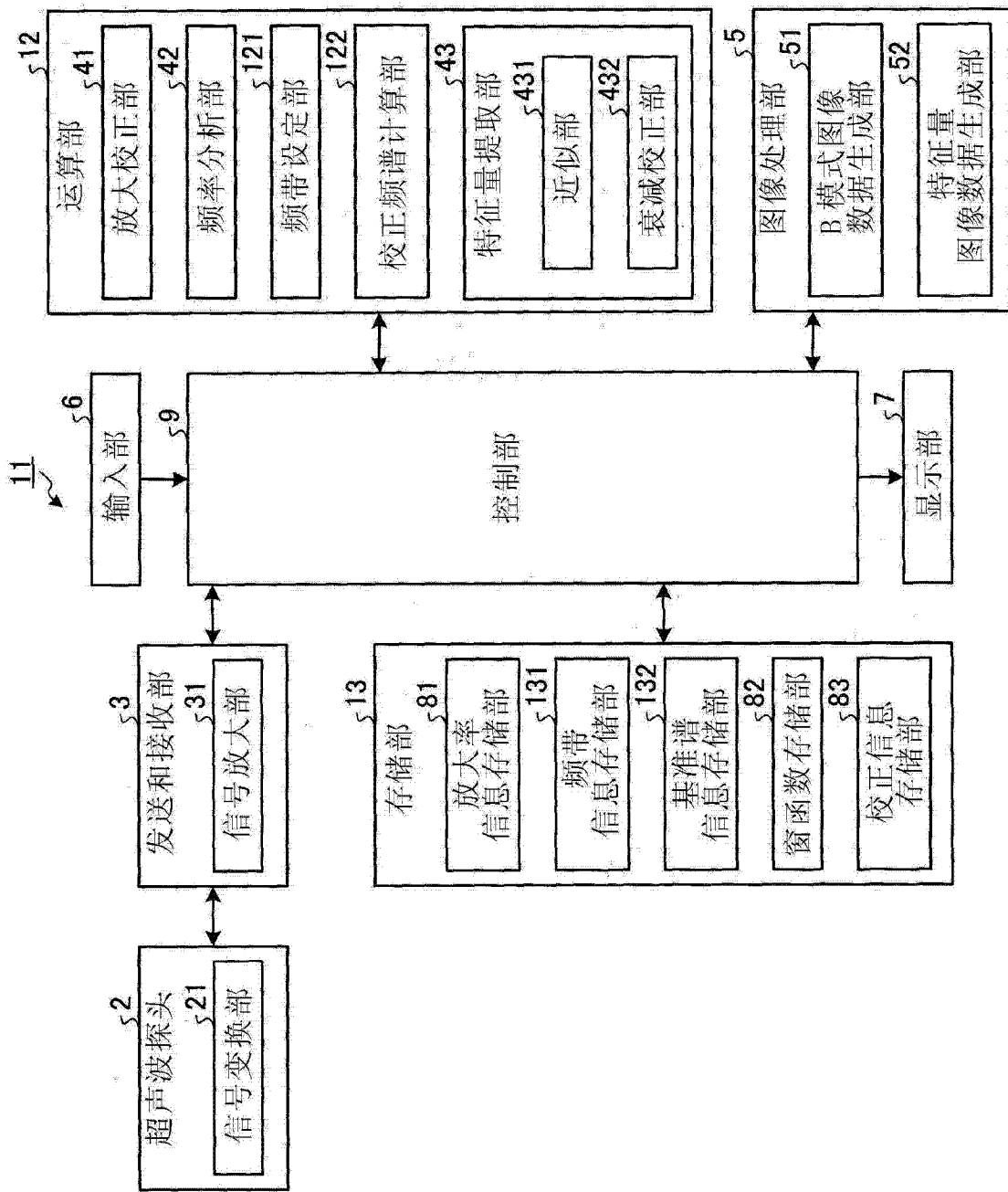


图 20

700

接收深度 (cm)	f_{LOW} (MHz)	f_{HIGH} (MHz)
2	4	9
4	4	9
6	4	9
8	3.5	8
10	3	6.5
12	2.5	5

图 21

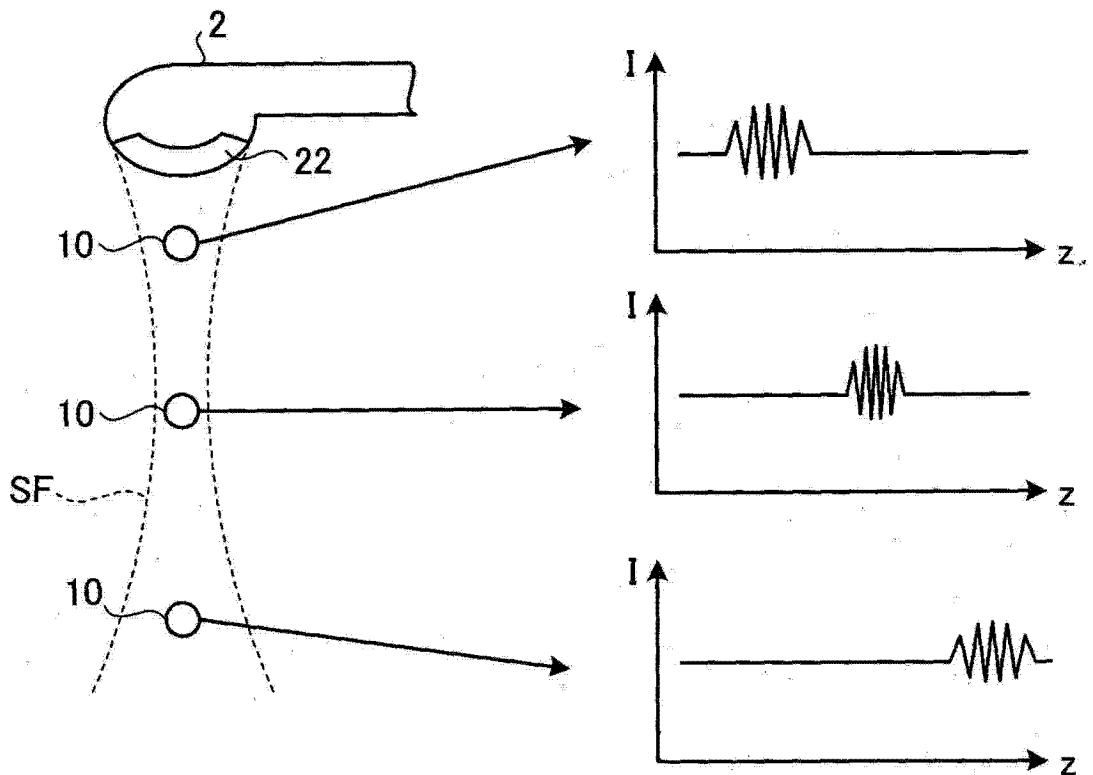


图 22

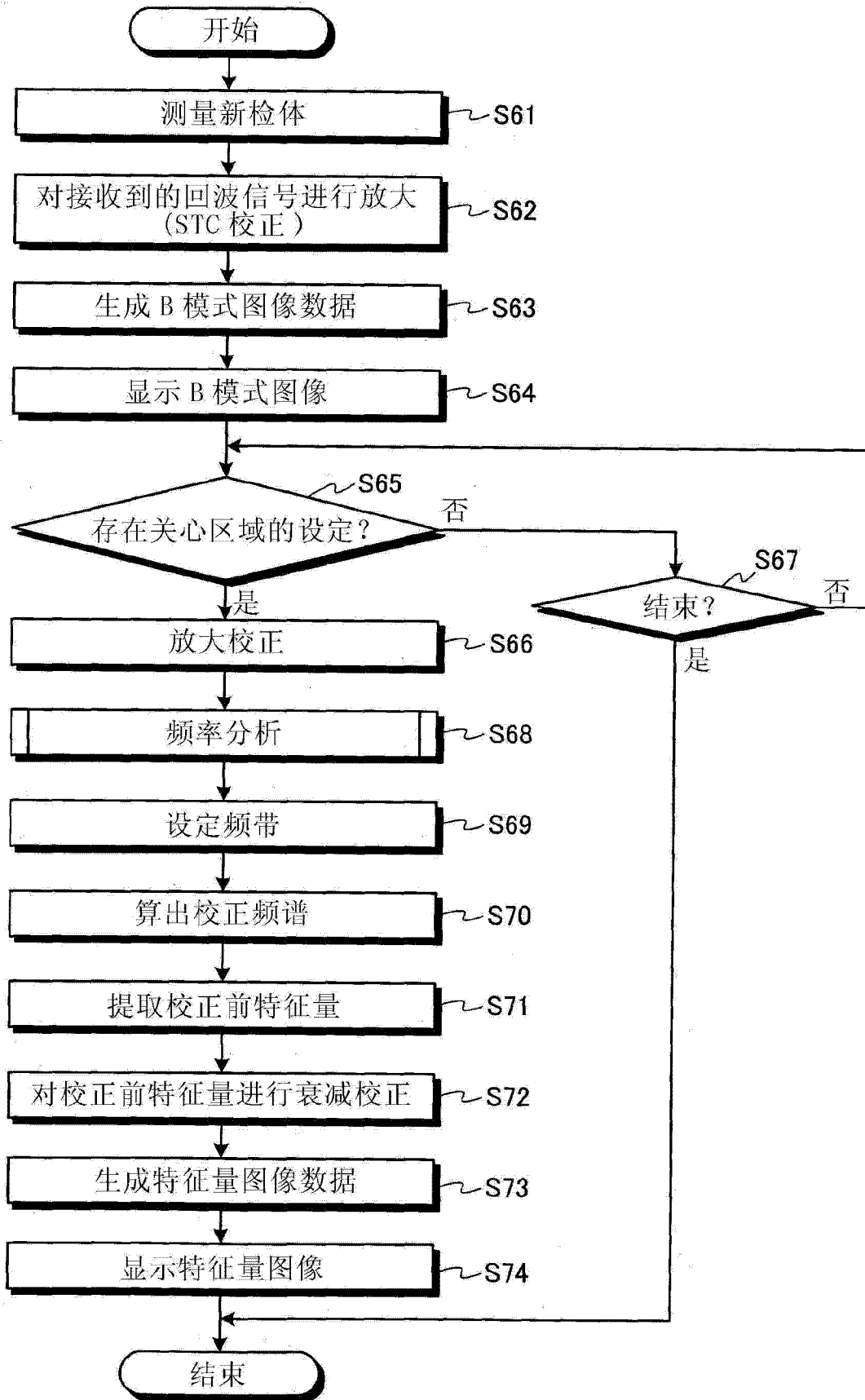


图 23

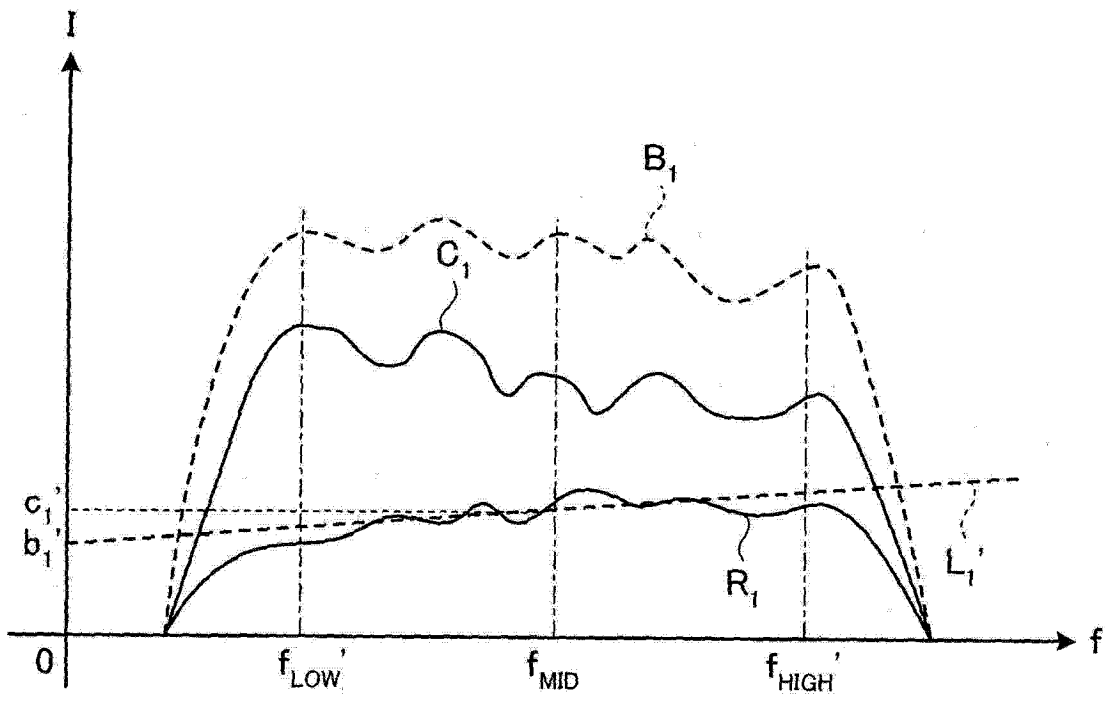


图 24

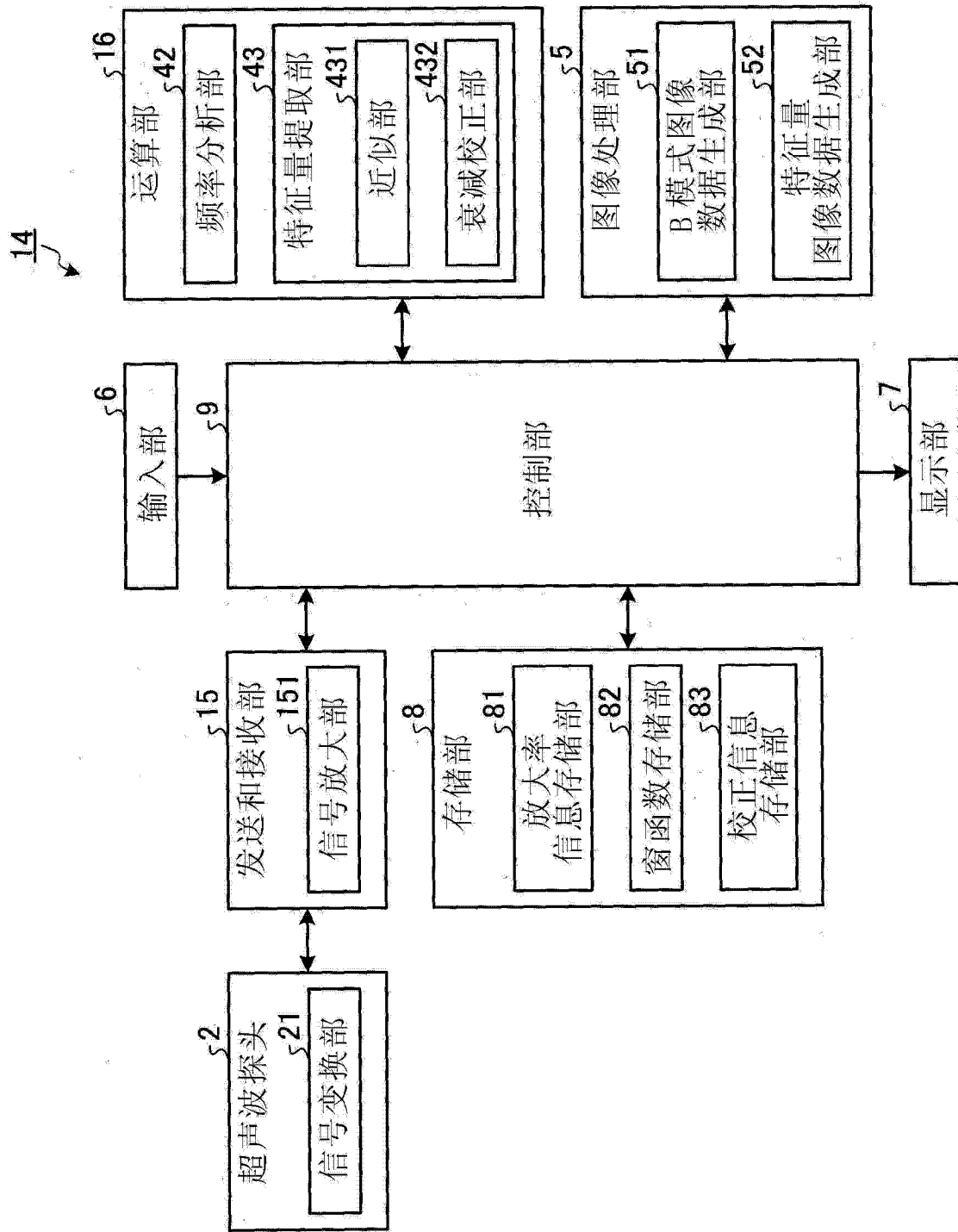


图 25

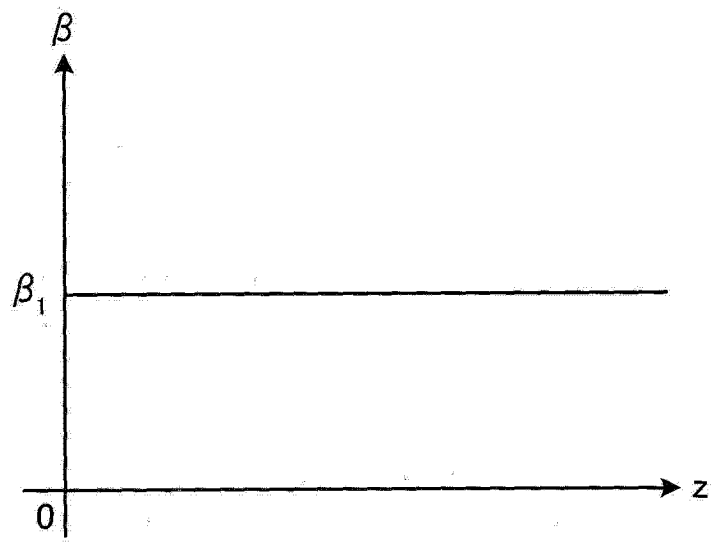


图 26

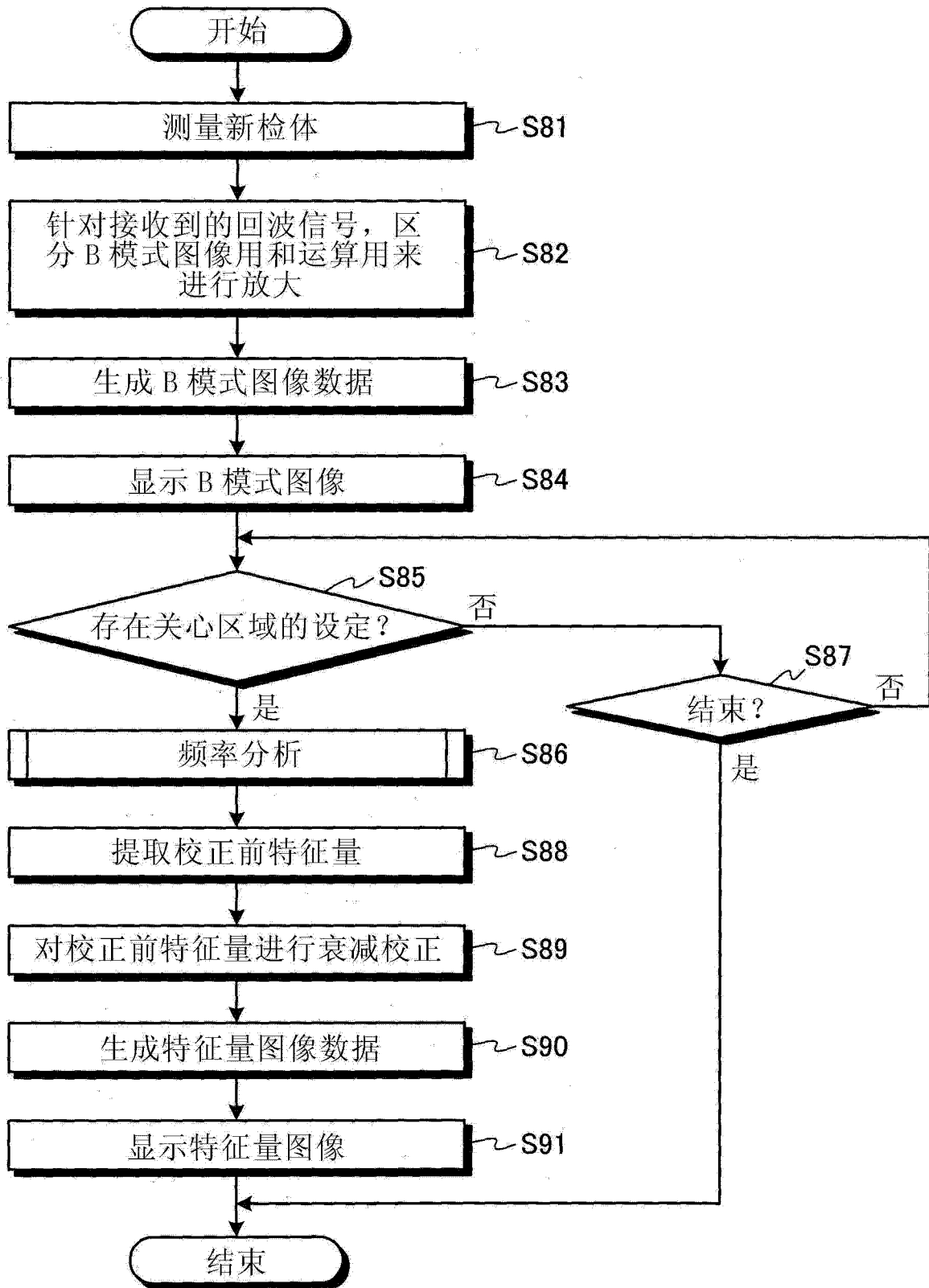


图 27

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	CN102958447A	公开(公告)日	2013-03-06
申请号	CN201280001694.X	申请日	2012-03-27
[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	宫木浩仲		
发明人	宫木浩仲		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S7/52036 G01S7/52026 H04N5/30 A61B8/5223 G01S7/52071 A61B8/00 A61B8/486 A61B8/5207 G01S15/8977 A61B8/485 G01S7/52033 A61B8/0833 A61B8/469 A61B8/0891 A61B8/5246 G16H50/30		
代理人(译)	刘新宇		
优先权	2011080913 2011-03-31 JP		
其他公开文献	CN102958447B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种能够将观察对象组织中的脉管、噪声与其它组织严加区别地进行显示，并且能够明确地显示组织性状的差异的超声波观测装置、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。针对以多项式进行近似的频谱，使包含在该多项式内的分别对应于两个频率的两个谱强度与相互不同的视觉信息对应，由此生成特征量图像，因此根据具有与组织性状相应的特性的频谱的信息来生成特征量图像。

