



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 105792756 A

(43)申请公布日 2016.07.20

(21)申请号 201480061006.8

(22)申请日 2014.10.24

(30)优先权数据

2014-011840 2014.01.24 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.05.06

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2014/078998 2014.10.24

(87)PCT国际申请的公布数据

W02015/111278 JA 2015.07.30

(71)申请人 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 8/08(2006.01)

A61B 8/12(2006.01)

A61B 8/14(2006.01)

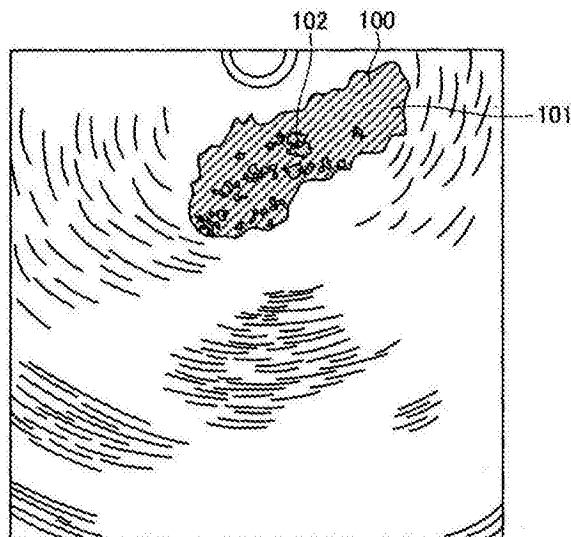
权利要求书3页 说明书15页 附图14页

(54)发明名称

超声波观测装置、超声波观测装置的动作方法以及超声波观测装置的动作程序

(57)摘要

超声波观测装置具备:THI图像数据生成部,其基于第一接收信号和第二接收信号来生成灰度等级的THI图像的图像数据,该第一接收信号和第二接收信号是通过将相位或振幅不同的第一超声波信号和第二超声波信号沿同一条线向检查体发送并接收由检查体反射的第一超声波回波信号和第二超声波回波信号而得到的;特征量提取部,其分别计算基于第一超声波回波信号和第二超声波回波信号的频谱的第一特征量和第二特征量;组织性状图像数据生成部,其生成在基于第一特征量和第二特征量的第三特征量的值为规定的阈值以上或以下的区域中具有彩色的显示方式的组织性状图像的图像数据;以及图像合成部,其生成对THI图像与组织性状图像进行合成而得到的合成图像的图像数据。



1. 一种超声波观测装置,其特征在于,具备:

超声波探头,其将第一超声波信号以及相位或振幅与该第一超声波信号不同的第二超声波信号沿同一条线向检查体发送,接收通过由所述检查体反射所述第一超声波信号和所述第二超声波信号而分别生成的第一超声波回波信号和第二超声波回波信号;

图像数据生成部,其通过对与所述超声波探头所接收到的所述第一超声波回波信号和所述第二超声波回波信号分别对应的第一接收信号和第二接收信号实施运算处理,来计算第三接收信号,使用该第三接收信号来生成具有规定的显示方式的超声波图像的图像数据;

特征量提取部,其将基于所述第一超声波回波信号的频谱的第一特征量和基于所述第二超声波回波信号的频谱的第二特征量中的至少一方以与图像中的像素位置相关联的方式提取出来;以及

图像合成部,其使用所述超声波图像的图像数据来生成合成图像的图像数据,该合成图像在基于所述第一特征量和所述第二特征量中的至少一方的值为规定的阈值以上和规定的阈值以下中的任一方的像素位置具有与所述规定的显示方式不同的显示方式,在基于所述第一特征量和所述第二特征量中的至少一方的值为规定的阈值以上和规定的阈值以下中的另一方的像素位置具有所述规定的显示方式。

2. 根据权利要求1所述的超声波观测装置,其特征在于,

所述特征量提取部计算所述第一特征量和所述第二特征量,并且通过使用正权重对所述第一特征量和所述第二特征量进行加权相加,来提取第三特征量,

所述图像合成部生成在所述第三特征量为规定的阈值以上和规定的阈值以下中的任一方的像素位置具有与所述规定的显示方式不同的显示方式的所述合成图像的图像数据。

3. 根据权利要求1或2所述的超声波观测装置,其特征在于,

还具备第二图像数据生成部,该第二图像数据生成部生成在基于所述第一特征量和所述第二特征量中的至少一方的值为规定的阈值以上和规定的阈值以下中的任一方的像素位置具有与所述规定的显示方式不同的第二显示方式的第二超声波图像的图像数据,

所述图像合成部通过对所述超声波图像与所述第二超声波图像进行合成来生成所述合成图像的图像数据。

4. 根据权利要求3所述的超声波观测装置,其特征在于,

所述规定的显示方式是灰度等级显示,

所述第二显示方式是彩色显示,

所述第二图像数据生成部对所述第二超声波图像中的、基于所述第一特征量和所述第二特征量中的至少一方的值为规定的阈值以上和规定的阈值以下中的任一方的第一像素分配与所述值相应的颜色的像素值,对所述第一像素以外的第二像素分配零来作为像素值。

5. 根据权利要求4所述的超声波观测装置,其特征在于,

所述图像合成部对位置与所述第一像素的位置对应的所述合成图像内的像素,分配对在所述超声波图像与所述第二超声波图像之间位置对应的像素的像素值彼此进行加权相加而得到的值来作为像素值,

对位置与所述第二像素的位置对应的所述合成图像内的像素,分配该第二像素的像素

值来作为像素值。

6. 根据权利要求1或2所述的超声波观测装置,其特征在于,
所述规定的显示方式是灰度等级显示,

所述图像合成部针对与基于所述第一特征量和所述第二特征量中的至少一方的值为规定的阈值以上和规定的阈值以下中的任一方的像素位置对应的所述超声波图像内的像素,根据所述值来变更所述灰度等级显示中的各颜色成分的比率,由此生成所述合成图像的图像数据。

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,还具备显示部,该显示部显示所述合成图像。

8. 根据权利要求7所述的超声波观测装置,其特征在于,
所述显示部将所述合成图像和所述超声波图像并排地显示。

9. 根据权利要求1~8中的任一项所述的超声波观测装置,其特征在于,
所述第二超声波信号的相位与所述第一超声波信号的相位相同,所述第二超声波信号的振幅为所述第一超声波信号的振幅的 $1/n$,其中, $n>0$ 且 $n\neq 1$,所述图像数据生成部通过从所述第一接收信号减去 n 倍的所述第二接收信号来计算所述第三接收信号。

10. 根据权利要求1~8中的任一项所述的超声波观测装置,其特征在于,
所述第二超声波信号的振幅与所述第一超声波信号的振幅相同,所述第二超声波信号的相位与所述第一超声波信号的相位相反,

所述图像数据生成部通过将所述第一接收信号与所述第二接收信号相加来生成所述第三接收信号。

11. 一种超声波观测装置的动作方法,其特征在于,包括以下步骤:

超声波发送和接收步骤,超声波探头将第一超声波信号以及相位或振幅与该第一超声波信号不同的第二超声波信号沿同一条线向检查体发送,接收通过由所述检查体反射所述第一超声波信号和所述第二超声波信号而分别生成的第一超声波回波信号和第二超声波回波信号;

图像数据生成步骤,图像数据生成部通过对与所述超声波探头所接收到的所述第一超声波回波信号和所述第二超声波回波信号分别对应的第一接收信号和第二接收信号实施运算处理,来计算第三接收信号,使用该第三接收信号来生成具有规定的显示方式的超声波图像的图像数据;

特征量提取步骤,特征量提取部将基于所述第一超声波回波信号的频谱的第一特征量和基于所述第二超声波回波信号的频谱的第二特征量中的至少一方以与图像中的像素位置相关联的方式提取出来;以及

图像合成步骤,图像合成部使用所述超声波图像的图像数据来生成合成图像的图像数据,该合成图像在基于所述第一特征量和所述第二特征量中的至少一方的值为规定的阈值以上和规定的阈值以下中的任一方的像素位置具有与所述规定的显示方式不同的显示方式,在基于所述第一特征量和所述第二特征量中的至少一方的值为规定的阈值以上和规定的阈值以下中的另一方的像素位置具有所述规定的显示方式。

12. 一种超声波观测装置的动作程序,其特征在于,使超声波观测装置执行以下步骤:

超声波发送和接收步骤,超声波探头将第一超声波信号以及相位或振幅与该第一超声

波信号不同的第二超声波信号沿同一条线向检查体发送,接收通过由所述检查体反射所述第一超声波信号和所述第二超声波信号而分别生成的第一超声波回波信号和第二超声波回波信号;

图像数据生成步骤,图像数据生成部通过对与所述超声波探头所接收到的所述第一超声波回波信号和所述第二超声波回波信号分别对应的第一接收信号和第二接收信号实施运算处理,来计算第三接收信号,使用该第三接收信号来生成具有规定的显示方式的超声波图像的图像数据;

特征量提取步骤,特征量提取部将基于所述第一超声波回波信号的频谱的第一特征量和基于所述第二超声波回波信号的频谱的第二特征量中的至少一方以与图像中的像素位置相关联的方式提取出来;以及

图像合成步骤,图像合成部使用所述超声波图像的图像数据来生成合成图像的图像数据,该合成图像在基于所述第一特征量和所述第二特征量中的至少一方的值为规定的阈值以上和规定的阈值以下中的任一方的像素位置具有与所述规定的显示方式不同的显示方式,在基于所述第一特征量和所述第二特征量中的至少一方的值为规定的阈值以上和规定的阈值以下中的另一方的像素位置具有所述规定的显示方式。

超声波观测装置、超声波观测装置的动作方法以及超声波观测装置的动作程序

技术领域

[0001] 本发明涉及一种使用超声波来观测检查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] 在超声波观测技术中,已知一种利用生物体组织的非线性来进行图像生成的THI(tissue harmonic imaging:组织谐波成像)技术(例如参照专利文献1)。THI是如下一种技术:依次发送相位或振幅不同的多个超声波信号,基于将表示与这些超声波信号对应的超声波回波的接收信号彼此相加或相减等来强调高次谐波分量而得到的信号来生成图像。根据THI,能够提高分辨率,并且获得减少了伪像的超声波图像。

[0003] 另一方面,还已知如下一种技术:通过利用在生物体组织中散射的超声波的频率特征量来生成表示生物体组织的组织性状的差异的特征量图像(例如参照专利文献2)。在该技术中,对表示超声波回波的接收信号实施高速傅立叶变换(FFT)运算来进行频率分析,由此计算频谱,基于对该频谱实施近似处理等而提取出的特征量来生成特征量图像。

[0004] 专利文献1:日本特开2013-56033号公报

[0005] 专利文献2:专利第5114609号公报

发明内容

[0006] 发明要解决的问题

[0007] 然而,在上述特征量图像中,对规定的时间范围内包含的接收信号进行FFT运算,因此存在难以如THI图像那样获得高分辨率的图像的问题。

[0008] 本发明是鉴于上述问题而完成的,其目的在于提供一种生成能够识别组织性状且具有良好的分辨率的超声波图像的超声波观测装置、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。

[0009] 用于解决问题的方案

[0010] 为了解决上述问题,实现目的,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,其将第一超声波信号以及相位或振幅与该第一超声波信号不同的第二超声波信号沿同一条线向检查体发送,接收通过由所述检查体反射所述第一超声波信号和所述第二超声波信号而分别生成的第一超声波回波信号和第二超声波回波信号;图像数据生成部,其通过对与所述超声波探头所接收到的所述第一超声波回波信号和所述第二超声波回波信号分别对应的第一接收信号和第二接收信号实施运算处理,来计算第三接收信号,使用该第三接收信号来生成具有规定的显示方式的超声波图像的图像数据;特征量提取部,其将基于所述第一超声波回波信号的频谱的第一特征量和基于所述第二超声波回波信号的频谱的第二特征量中的至少一方以与图像中的像素位置相关联的方式提取出来;以及图像合成部,其使用所述超声波图像的图像数据来生成合成图像的图像数据,该合成图像

在基于所述第一特征量和所述第二特征量中的至少一方的值为规定的阈值以上和规定的阈值以下中的任一方的像素位置具有与所述规定的显示方式不同的显示方式,在基于所述第一特征量和所述第二特征量中的至少一方的值为规定的阈值以上和规定的阈值以下中的另一方的像素位置具有所述规定的显示方式。

[0011] 上述超声波观测装置的特征在于,所述特征量提取部计算所述第一特征量和所述第二特征量,并且通过使用正权重对所述第一特征量和所述第二特征量进行加权相加,来提取第三特征量,所述图像合成部生成在所述第三特征量为规定的阈值以上和规定的阈值以下中的任一方的像素位置具有与所述规定的显示方式不同的显示方式的所述合成图像的图像数据。

[0012] 上述超声波观测装置的特征在于,还具备第二图像数据生成部,该第二图像数据生成部生成在基于所述第一特征量和所述第二特征量中的至少一方的值为规定的阈值以上和规定的阈值以下中的任一方的像素位置具有与所述规定的显示方式不同的第二显示方式的第二超声波图像的图像数据,所述图像合成部通过对所述超声波图像与所述第二超声波图像进行合成来生成所述合成图像的图像数据。

[0013] 上述超声波观测装置的特征在于,所述规定的显示方式是灰度等级显示,所述第二显示方式是彩色显示,所述第二图像数据生成部对所述第二超声波图像中的、基于所述第一特征量和所述第二特征量中的至少一方的值为规定的阈值以上和规定的阈值以下中的任一方的第一像素分配与所述值相应的颜色的像素值,对所述第一像素以外的第二像素分配零来作为像素值。

[0014] 上述超声波观测装置的特征在于,所述图像合成部对位置与所述第一像素的位置对应的所述合成图像内的像素,分配对在所述超声波图像与所述第二超声波图像之间位置对应的像素的像素值彼此进行加权相加而得到的值来作为像素值,对位置与所述第二像素的位置对应的所述合成图像内的像素分配该第二像素的像素值来作为像素值。

[0015] 上述超声波观测装置的特征在于,所述规定的显示方式是灰度等级显示,所述图像合成部针对与基于所述第一特征量和所述第二特征量中的至少一方的值为规定的阈值以上和规定的阈值以下中的任一方的像素位置对应的所述超声波图像内的像素,根据所述值来变更所述灰度等级显示中的各颜色成分的比率,由此生成所述合成图像的图像数据。

[0016] 上述超声波观测装置的特征在于,还具备显示部,该显示部显示所述合成图像。

[0017] 上述超声波观测装置的特征在于,所述显示部将所述合成图像和所述超声波图像并排地显示。

[0018] 上述超声波观测装置的特征在于,所述第二超声波信号的相位与所述第一超声波信号的相位相同,所述第二超声波信号的振幅为所述第一超声波信号的振幅的 $1/n$,其中, $n > 0$ 且 $n \neq 1$,所述图像数据生成部通过从所述第一接收信号减去 n 倍的所述第二接收信号来计算所述第三接收信号。

[0019] 上述超声波观测装置的特征在于,所述第二超声波信号的振幅与所述第一超声波信号的振幅相同,所述第二超声波信号的相位与所述第一超声波信号的相位相反,所述图像数据生成部通过将所述第一接收信号与所述第二接收信号相加来生成所述第三接收信号。

[0020] 本发明所涉及的超声波观测装置的动作方法的特征在于,包括以下步骤:超声波

发送和接收步骤,超声波探头将第一超声波信号以及相位或振幅与该第一超声波信号不同的第二超声波信号沿同一条线向检查体发送,接收通过由所述检查体反射所述第一超声波信号和所述第二超声波信号而分别生成的第一超声波回波信号和第二超声波回波信号;图像数据生成步骤,图像数据生成部通过对与所述超声波探头所接收到的所述第一超声波回波信号和所述第二超声波回波信号分别对应的第一接收信号和第二接收信号实施运算处理,来计算第三接收信号,使用该第三接收信号来生成具有规定的显示方式的超声波图像的图像数据;特征量提取步骤,特征量提取部将基于所述第一超声波回波信号的频谱的第一特征量和基于所述第二超声波回波信号的频谱的第二特征量中的至少一方以与图像中的像素位置相关联的方式提取出来;以及图像合成步骤,图像合成部使用所述超声波图像的图像数据来生成合成图像的图像数据,该合成图像在基于所述第一特征量和所述第二特征量中的至少一方的值为规定的阈值以上和规定的阈值以下中的任一方的像素位置具有与所述规定的显示方式不同的显示方式,在基于所述第一特征量和所述第二特征量中的至少一方的值为规定的阈值以上和规定的阈值以下中的另一方的像素位置具有所述规定的显示方式。

[0021] 本发明所涉及的超声波观测装置的动作程序的特征在于,使超声波观测装置执行以下步骤:超声波发送和接收步骤,超声波探头将第一超声波信号以及相位或振幅与该第一超声波信号不同的第二超声波信号沿同一条线向检查体发送,接收通过由所述检查体反射所述第一超声波信号和所述第二超声波信号而分别生成的第一超声波回波信号和第二超声波回波信号;图像数据生成步骤,图像数据生成部通过对与所述超声波探头所接收到的所述第一超声波回波信号和所述第二超声波回波信号分别对应的第一接收信号和第二接收信号实施运算处理,来计算第三接收信号,使用该第三接收信号来生成具有规定的显示方式的超声波图像的图像数据;特征量提取步骤,特征量提取部将基于所述第一超声波回波信号的频谱的第一特征量和基于所述第二超声波回波信号的频谱的第二特征量中的至少一方以与图像中的像素位置相关联的方式提取出来;以及图像合成步骤,图像合成部使用所述超声波图像的图像数据来生成合成图像的图像数据,该合成图像在基于所述第一特征量和所述第二特征量中的至少一方的值为规定的阈值以上和规定的阈值以下中的任一方的像素位置具有与所述规定的显示方式不同的显示方式,在基于所述第一特征量和所述第二特征量中的至少一方的值为规定的阈值以上和规定的阈值以下中的另一方的像素位置具有所述规定的显示方式。

[0022] 发明的效果

[0023] 根据本发明,使用第三接收信号来生成具有良好的分辨率的超声波图像,并且使用该超声波图像来生成在从超声波回波信号的频谱中提取出的特征量满足规定的条件的像素位置具有与上述超声波图像不同的显示方式、在除此以外的像素位置具有与上述超声波图像相同的显示方式的合成图像的图像数据,因此能够生成能识别组织性状且具有良好的分辨率的超声波图像。

[0024] 附图标记

[0025] 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例的框图。

[0026] 图2是表示由图1所示的接收信号处理部进行的放大处理(STC校正)中的放大率与接收深度的关系的图。

- [0027] 图3是表示由图1所示的放大校正部进行的放大校正处理中的接收深度与放大率的关系的图。
- [0028] 图4是表示第一超声波信号及其超声波回波信号的波形的例子的示意图。
- [0029] 图5是表示第二超声波信号及其超声波回波信号的波形的例子的示意图。
- [0030] 图6是表示图1所示的超声波观测装置的动作的流程图。
- [0031] 图7是表示THI图像的显示例的图。
- [0032] 图8是表示由图1所示的频率分析部执行的频率分析处理的流程图。
- [0033] 图9是示意性地表示一个声线中的数据排列的图。
- [0034] 图10是表示由图1所示的频率分析部计算出的频谱的例子的图。
- [0035] 图11是表示由图1所示的组织性状图像数据生成部执行的组织性状图像数据的生成处理的流程图。
- [0036] 图12是表示组织性状图像的例子的图。
- [0037] 图13是将图12所示的图像用黑白色示意性地表示的图。
- [0038] 图14是表示合成图像的显示例的图。
- [0039] 图15是将图14所示的图像用黑白色示意性地表示的图。
- [0040] 图16是表示合成图像的其它显示例的图。
- [0041] 图17是用于说明本发明的实施方式1的变形例的衰减校正方法的示意图。
- [0042] 图18是表示在本发明的实施方式2中发送的第二超声波信号及其超声波回波信号的波形的例子的示意图。
- [0043] 图19是表示本发明的实施方式3所涉及的超声波观测装置的动作的流程图。

具体实施方式

[0044] 下面,参照附图来详细地说明本发明所涉及的超声波观测装置、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的实施方式。此外,本发明并不限于这些实施方式。另外,在各附图的记载中,对相同部分附加相同的附图标记来表示。

[0045] (实施方式1)

[0046] 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例的框图。该图所示的超声波观测装置1是使用超声波来观测检查体的装置。

[0047] 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,其与该超声波探头2之间进行电信号的发送和接收;运算部4,其对将超声波回波进行变换而得到的电回波信号实施规定的运算处理;图像处理部5,其生成与将超声波回波进行变换而得到的电回波信号对应的图像数据;输入部6,其接受针对该超声波观测装置1的各种信息的输入;显示部7,其显示包含由图像处理部5生成的图像的各种信息,使用包括液晶或者有机EL等的显示面板来实现该显示部7;存储部8,其存储在对回波信号进行的运算处理和图像处理中分别使用的参数、这些处理的结果等各种信息;以及控制部9,其进行超声波观测装置1的动作控制。

[0048] 超声波探头2具有包括多个超声波振子的信号变换部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(超声波信号)并发送该超声波脉冲(超声波信号),并且接收由检查体反射的超声波回波并将该超声波回波变换为电回波信

号。关于超声波探头2的种类,没有特别地限定,既可以是在腹部、胸部等体外使用的体外式(直线型、扇型、凸面型等),也可以是插入生物体内来使用的超声波内窥镜。另外,作为超声波探头2的扫描方式,既可以是通过超声波振子进行机械控制来控制超声波的发送方向的机械扫描式,也可以是通过多个超声波振子进行电子控制来控制超声波的发送方向的电子扫描式。还可以使用能够获取三维的图像信息的2D阵列。

[0049] 发送和接收部3与超声波探头2电连接,向超声波探头2发送电脉冲信号,并且从超声波探头2接收电回波信号。更为详细地说,发送和接收部3具有发送信号生成部31和接收信号处理部32。此外,在超声波探头2是电子扫描式的情况下,发送和接收部3具有与多个超声波振子对应的用于束合成的多通道电路。

[0050] 发送信号生成部31在控制部9的控制下生成具有规定的波形的脉冲信号,对该脉冲信号实施放大、用于将超声波向期望的方向发送的发送延迟等处理,并将处理后的脉冲信号发送到超声波探头2。

[0051] 接收信号处理部32对从超声波探头2接收到的电回波信号实施放大、滤波、A/D变换、延迟相加等规定的信号处理,由此针对与超声波的发送方向对应的每条线生成数字的接收信号(数字RF信号)并输出该数字的接收信号(数字RF信号)。

[0052] 更为详细地说,接收信号处理部32进行STC(Sensitivity Time Control:灵敏度时间控制)校正来作为放大处理,在该STC校正中,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是表示由接收信号处理部32进行的放大处理中的接收深度与放大率的关系的图。图2所示的接收深度 z 是基于从开始接收超声波的时间点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 线性地增加至 β_{th} ($>\beta_0$)。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} 的值是从检查体接收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。

[0053] 另外,以下也将从接收信号处理部32输出的针对与超声波的发送方向对应的每条线(声线)的数字的接收信号称为声线数据。

[0054] 运算部4具有:放大校正部41,其对由发送和接收部3输出的接收信号进行放大校正,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,其通过对被实施放大校正后的接收信号实施高速傅立叶变换(FFT)来进行回波信号的频率分析;以及特征量提取部43,其从由频率分析部42计算出的频谱(功率谱)中将特征量以与图像的像素位置相关联的方式提取出来。

[0055] 图3是表示由放大校正部41进行的放大校正处理中的接收深度与放大率的关系的图。如图3所示,关于由放大校正部41进行的放大处理中的放大率 β (dB),当接收深度 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对接收信号进行放大校正,由此能够抵消接收信号处理部32中的STC校正的影响,输出固定的放大率 β_{th} 的信号。此外,由放大校正部41进行的接收深度 z 与放大率 β 的关系根据接收信号处理部32中的接收深度与放大率的关系不同而不同,这是不言而喻的。

[0056] 在此,由接收信号处理部32进行的STC校正将模拟信号波形的振幅遍及整个频带地均匀地放大的校正。因此,如后文所述,在生成利用超声波的振幅的THI(tissue

harmonic imaging:组织谐波成像)图像时,通过进行STC校正能够获得充分的效果,另一方面,在计算超声波的频谱那样的情况下,无法准确地排除对超声波伴随着传播而发生的衰减的影响。为了解决该问题,考虑在生成THI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THI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。另外,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这样的问题。因此,通过在频率分析部42的前级设置放大校正部41,能够维持所生成的图像数据的帧频并且对在用于THI图像时实施了STC校正的信号排除一次STC校正的影响。

[0057] 频率分析部42针对从发送和接收部3输出的接收信号,对由规定的数量构成的FFT数据群进行高速傅里叶变换,由此计算声线上的多处(数据位置)的频谱。通常,频谱根据检查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查体的大小、密度、声阻抗等具有相关性。此外,在实施方式1中,“组织性状”是指例如癌、内分泌肿瘤、粘液性肿瘤、正常组织、脉管等组织的状态。

[0058] 特征量提取部43具有:近似部431,其通过对由频率分析部42计算出的频谱进行近似处理来计算校正前特征量;衰减校正部432,其对由该近似部431计算出的校正前特征量实施衰减校正处理,该衰减校正处理用于削减在超声波传播时根据该超声波的接收深度和频率产生的衰减的贡献;以及加权相加部433,其对被实施衰减校正处理后的特征量彼此进行加权相加。

[0059] 近似部431通过回归分析利用一次式(回归直线)对频谱进行近似,由此提取出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。此外,近似部431也可以计算频带($f_L < f < f_H$)的中心频率 $f_M = (f_L + f_H)/2$ 处的强度(也称为Mid-band fit) $c_0 = a_0 f_M + b_0$,来作为斜率 a_0 和截距 b_0 以外的校正前特征量。

[0060] 三个校正前特征量中的斜率 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,声阻抗的差越大则截距 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,表示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,还与基于接收信号的振幅生成的THI图像等的亮度具有某种程度的相关性。此外,由近似部431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。

[0061] 衰减校正部432针对由近似部431提取出的校正前特征量进行衰减校正处理,该衰减校正处理用于削减在超声波传播时根据该超声波的接收深度和频率产生的衰减的贡献。

[0062] 通常,超声波的衰减量 $A(f, z)$ 被表示为下式。

[0063] $A(f, z) = 2\alpha z f \cdots \cdots (1)$

[0064] 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)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,在观察对象是胰脏的情况下,有时决定为 $\alpha = 0.6$ (dB/cm/MHz)。此外,在实施方式1中,也可以构成为能够根据来自输入部6的输入来设定或变更衰减率 α 的值。

[0065] 衰减校正部432通过如以下那样对通过近似处理获取到的校正前特征量(斜率 a_0 、截距 b_0 、强度 c_0)进行衰减校正来提取特征量。

[0066] $a = a_0 + 2\alpha z \cdots \cdots (2)$

[0067] $b = b_0 \cdots \cdots (3)$

[0068] $c = c_0 + 2\alpha z f_M (=af_M + b) \cdots \cdots (4)$

[0069] 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,不受衰减的影响。

[0070] 通过下式表示与校正完成的特征量对应的直线。

[0071] $I = af + b = (a_0 + 2\alpha z)f + b_0 \cdots \cdots (5)$

[0072] 根据该式(5)还可知,与校正完成的特征量对应的直线的斜率比与校正前特征量对应的直线的斜率大,并且与校正完成的特征量对应的直线的截距同与校正前特征量对应的直线的截距相同。

[0073] 加权相加部433对从声线数据中分别提取出的特征量彼此进行加权相加,该声线数据与通过由检查体反射在不同的定时沿同一条线发送来的两个超声波信号而生成的两个超声波回波信号对应。

[0074] 图像处理部5具有:THI图像数据生成部(图像数据生成部)51,其基于声线数据中的高次谐波分量来生成THI图像(超声波图像)的图像数据;组织性状图像数据生成部(第二图像数据生成部)52,其基于由特征量提取部43提取出的特征量来生成表示生物体组织的组织性状的组织性状图像(第二超声波图像)的图像数据;以及图像合成部53,其生成对THI图像与组织性状图像进行合成而得到的合成图像的图像数据。

[0075] THI图像数据生成部51从与沿同一条线向检查体依次发送的波形相同而振幅或相位不同的超声波信号的回波(超声波回波)分别对应的接收信号中提取高次谐波分量,并基于提取出的高次谐波分量来生成THI图像数据。

[0076] 在此,参照图4和图5来说明THI的原理。图4和图5是表示所发送的超声波信号及其超声波回波信号的波形的例子的示意图。在此,对发送波形和相位相同而振幅不同的两个超声波信号的情况进行说明。

[0077] 在超声波在生物体组织中传播的情况下,已知超声波的振幅越大则产生的非线性效应越强。例如,在发送了具有图4的(a)所示的波形的第一超声波信号的情况下,在通过由检查体反射第一超声波信号而生成的第一超声波回波信号中,由于生物体组织的非线性效应,如图4的(b)所示,波形发生变形。关于该第一超声波回波信号,能够表示为图4的(c)所示的基波分量、图4的(d)所示的二次谐波分量以及三次以上的高次谐波分量的合成波。

[0078] 另一方面,如图5的(a)所示,在发送了相位与第一超声波信号的相位相同、振幅比第一超声波信号的振幅小的第二超声波信号的情况下,生物体组织的非线性效应比第一超声波信号的情况下的非线性效应小。因此,在通过由检查体反射第二超声波信号而生成的第二超声波回波信号中,如图5的(b)所示,波形的变形比图4的(b)所示的变形小。该第二超声波回波信号能够表示为图5的(c)所示的基波分量、图5的(d)所示的二次谐波分量以及三次以上的高次谐波分量的合成波。

[0079] 在此,基波分量的振幅为与所发送的超声波信号的振幅大致成比例的值。另一方

面,高次谐波分量的振幅为与基波分量的振幅的平方大致成比例的值。因此,在将第二超声波信号的振幅设为第一超声波信号的振幅的 $1/n$ 倍($n>0$ 且 $n\neq 1$,在图4和图5中 $n=2$)的情况下,第二超声波回波信号的二次谐波分量的振幅(参照图5的(d))为第一超声波回波信号的二次谐波分量的振幅(参照图4的(d))的 $1/n^2$ (在图4和图5中为 $1/4$)。因此,通过从第一超声波回波信号减去 n 倍的第二超声波回波信号,能够使基波分量抵消,从而提取出二次谐波分量。

[0080] THI图像数据生成部51按照上述THI的原理从由发送和接收部3输出的声线数据中提取二次谐波分量,并且对该二次谐波分量进行带通滤波处理、检波处理、对数压缩处理等规定的处理,由此生成THI图像数据。基于该THI图像数据显示的THI图像的显示方式是灰度等级显示,该灰度等级显示使采用RGB色系来作为颜色空间的情况下的变量、即R(红色)、G(绿色)、B(蓝色)的值一致,且包括二维或三维的图像空间。

[0081] 组织性状图像数据生成部52基于由特征量提取部43提取出的特征量来生成表示检查体的组织性状的组织性状图像数据。更为详细地说,组织性状图像数据生成部52对特征量小于规定的阈值的像素分配与特征量相应的颜色的像素值,另一方面,对特征量为规定的阈值以上的像素分配零(即黑色)来作为像素值。即,该组织性状图像的显示方式(第二显示方式)为彩色显示。或者,相反地,也可以对特征量大于规定的阈值的像素分配与特征量相应的颜色的像素值,另一方面,对特征量为规定的阈值以下的像素分配零来作为像素值。

[0082] 图像合成部53使用由THI图像数据生成部51生成的THI图像数据,在基于由特征量提取部43提取出的特征量所限定的区域中生成以与THI图像的显示方式不同的方式被显示的合成图像的图像数据。在本实施方式1中,图像合成部53使用由THI图像数据生成部51生成的THI图像数据和由组织性状图像数据生成部52生成的组织性状图像数据来生成对THI图像与组织性状图像进行合成而得到的合成图像的合成图像数据。基于该合成图像数据显示的合成图像为将彩色的组织性状图像重叠于灰度等级THI图像而得到的图像。

[0083] 关于输入部6,使用键盘、鼠标、触摸面板、读卡器等接口来实现,该输入部6将与由操作者等从外部进行的操作相应的信号输入到控制部9。具体地说,输入部6接收用于确定作为检查对象的患者的患者识别信息、关心区域的设定指示、各种动作的开始指示等,并将表示这些信息、指示的信号输入到控制部9。在此,关心区域是指超声波观测装置1的操作者通过输入部6对显示部7中显示的THI图像指定的图像中的区域。

[0084] 关于存储部8,使用预先存储有实施方式1所涉及的超声波观测装置1的动作程序、用于启动规定的OS的程序等的ROM和存储各处理中使用的参数、数据等的ROM来实现。更为详细地说,存储部8存储从发送和接收部3输出的声线数据、在频率分析部42中使用的窗函数(Hamming、Hanning、Blackman)、由特征量提取部43提取出的特征量、由图像处理部5生成的THI图像数据、组织性状图像数据以及合成图像数据等。

[0085] 控制部9具有:发送信号控制部91,其控制发送信号生成部31的脉冲信号的生成动作;以及显示控制部92,其控制显示部7的显示动作。发送信号控制部91控制发送信号生成部31,使之将沿同一条线向检查体依次发送波形相同而相位或振幅不同的多个超声波信号的发送动作作为一组,利用通过这一组发送动作进行发送和接收的超声波来扫描检查体。

[0086] 使用计算机来实现具有以上功能结构的超声波观测装置1的除超声波探头2以外

的结构要素,该计算机具备具有运算和控制功能的CPU。超声波观测装置1所具备的CPU通过从存储部8读出存储部8所存储、保存的信息和包含上述超声波观测装置1的动作程序在内的各种程序,来执行与实施方式1所涉及的超声波观测装置1的动作方法相关联的运算处理。

[0087] 此外,也能够将实施方式1所涉及的超声波观测装置1的动作程序记录在硬盘、快闪存储器、CD-ROM、DVD-ROM以及软盘等计算机可读的记录介质中使之广泛地流通。

[0088] 接着,对超声波观测装置1的动作进行说明。图6是表示超声波观测装置1的动作的流程图。

[0089] 首先,在步骤S10中,超声波观测装置1通过超声波探头2来进行新的检查体的测定。详细地说,在实施方式1中,超声波观测装置1将波形及相位相同而振幅不同的第一超声波信号和第二超声波信号依次沿同一条线向检查体发送,接收通过由检查体反射第一超声波信号和第二超声波信号而分别生成的第一超声波回波信号和第二超声波回波信号。此时,作为第一超声波信号和第二超声波信号的频带,可以设为几乎覆盖超声波振子的频带的宽频带。由此,在从后述的频谱中提取特征量的处理中,能够实现高精度的直线近似。

[0090] 由超声波探头2接收到的超声波回波信号被变换为电回波信号,进而在接收信号处理部32中被实施放大(STC校正)、滤波、A/D变换以及延迟相加等规定的信号处理。由此,针对发送了第一超声波信号和第二超声波信号的每条线来生成第一声线数据和第二声线数据(接收信号)。即,针对一条线获取两种声线数据。超声波观测装置1一边使发送超声波信号的线移动一边反复进行这种超声波的发送接收以及信号处理。

[0091] 在接下来的步骤S11中,THI图像数据生成部51基于在步骤S10中获取到的第一声线数据和第二声线数据来生成THI图像数据。例如,如图4的(a)和图5的(a)所示,在将第二超声波信号的振幅设为第一超声波信号的振幅的 $1/n$ (例如 $n=2$)的情况下,THI图像数据生成部51通过从第一声线数据(第一接收信号)减去 n 倍的第二声线数据(第二接收信号)的数据值(相当于振幅),来生成相当于二次谐波分量的第三声线数据(第三接收信号)。然后,通过对该第三声线数据进行带通滤波处理、检波处理以及对数压缩处理等规定的处理来生成THI图像数据。

[0092] 在步骤S12中,显示控制部92基于由THI图像数据生成部51生成的THI图像数据来显示THI图像。图7是表示THI图像的显示例的图。如上所述,THI图像为使各像素的R(红色)、G(绿色)、B(蓝色)的值一致后的灰度等级图像。

[0093] 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S13:“是”),运算部4取入在步骤S10中获取到的第一声线数据和第二声线数据,在对这些声线数据进行放大校正之后进行基于FFT运算的频率分析,由此分别计算出频谱(步骤S14)。在该步骤S13中,也能够将图像的整个区域设定为关心区域。另一方面,在未进行关心区域的设定的情况下(步骤S13:“否”),在通过输入部6输入了结束动作的指示时(步骤S15:“是”),超声波观测装置1结束动作。与此相对地,在未进行关心区域的设定的情况下(步骤S13:“否”),在没有通过输入部6输入结束动作的指示时(步骤S15:“否”),超声波观测装置1的动作返回到步骤S13。

[0094] 图8是表示在步骤S14中由频率分析部42执行的频率分析处理的流程图。

[0095] 首先,在步骤S140中,频率分析部42将用于识别分析对象的声线数据的线的计数值 k 设定为 k_0 。在接下来的步骤S141中,频率分析部42将用于识别分析对象的声线数据的计

数值j设定为1。

[0096] 在接下来的步骤S142中,频率分析部42对代表为了用于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) $Z^{(k(j))}$ 的初始值 $Z^{(k(j))}_0$ 进行设定。图9是示意性地表示一条声线的数据排列的图。在该图所示的声线数据 $SR_{k(j)}$ 中,白色或黑色的长方形意味着一个数据。声线数据 $SR_{k(j)}$ 以与由接收信号处理部32进行的A/D变换中的采样频率(例如50MHz)对应的时间间隔离散化。在图9中示出了将声线数据 $SR_{k(j)}$ 的第一个数据位置设定为初始值 $Z^{(k(j))}_0$ 的情况,但能够任意设定初始值的位置。

[0097] 在之后的步骤S143中,频率分析部42获取数据位置 $Z^{(k(j))}$ 的FFT数据群。然后,在步骤S144中,使存储部8中存储的窗函数作用于获取到的FFT数据群。通过像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。

[0098] 在接下来的步骤S145中,频率分析部42判定数据位置 $Z^{(k(j))}$ 的FFT数据群是否为正常的数据群。在此,FFT数据群需要具有2的乘方的数据数。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 $Z^{(k(j))}$ 在FFT数据群中位于从前方起第 2^{n-1} 个位置。换句话说,FFT数据群正常是指在数据位置 $Z^{(k(j))}$ 的前方存在 $2^{n-1}-1$ (设为=N)个数据,在数据位置 $Z^{(k(j))}$ 的后方存在 2^{n-1} (设为=M)个数据。在图9所示的情况下,FFT数据群 F_2 、 F_3 均正常。此外,在图9中例示了 $n=4$ ($N=7$ 、 $M=8$)的情况。

[0099] 在步骤S145的判定结果为数据位置 $Z^{(k(j))}$ 的FFT数据群正常的情况下(步骤S145:“是”),频率分析部42的处理转移到后述的步骤S147。

[0100] 另一方面,在步骤S145的判定结果为数据位置 $Z^{(k(j))}$ 的FFT数据群不正常的情况下(步骤S145:“否”),频率分析部42通过对不足部分插入零数据来生成正常的FFT数据群(步骤S146)。关于在步骤S145中被判定为不正常的FFT数据群,在追加零数据之前被作用窗函数。因此,即使对FFT数据群插入零数据也不会发生数据的不连续。在步骤S146之后,频率分析部42的处理转移到后述的步骤S147。

[0101] 在步骤S147中,频率分析部42通过使用FFT数据群进行FFT运算来获得由复数构成的频谱。其结果,例如能够获得如图10所示那样的光谱 C_1 。

[0102] 在接下来的步骤S148中,频率分析部42使数据位置 $Z^{(k(j))}$ 以步长D变化。设步长D预先存储于存储部8。在图9中例示了 $D=15$ 的情况。期望使步长D与在由THI图像数据生成部51生成THI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的运算量的情况下,也可以设定比其数据步长大的值。

[0103] 在之后的步骤S149中,频率分析部42判定数据位置 $Z^{(k(j))}$ 是否大于声线数据 $SR_{k(j)}$ 的最大值 $Z^{(k(j))}_{\max}$ 。在数据位置 $Z^{(k(j))}$ 为最大值 $Z^{(k(j))}_{\max}$ 以下的情况下(步骤S149:“否”),处理返回到步骤S143。通过这样,频率分析部42针对声线数据 $SR_{k(j)}$ 进行对于 $[(Z^{(k(j))}_{\max}-Z^{(k(j))}_0)/D]+1$ 个FFT数据群的FFT运算。在此, $[X]$ 表示不超过X的最大的整数。

[0104] 另一方面,在数据位置 $Z^{(k(j))}$ 大于最大值 $Z^{(k(j))}_{\max}$ 的情况下(步骤S149:“是”),接着,频率分析部42使计数值j增加1(步骤S150)。

[0105] 在接下来的步骤S151中,频率分析部42判定计数值j是否大于最大值 $j_{\max}$ (步骤S151)。在此,将最大值 $j_{\max}$ 设定为针对每条线获取到的声线数据的数量。例如,在针对各线获取到第一声线数据和第二声线数据的情况下, $j_{\max}=2$ 。在计数值j为最大值 $j_{\max}$ 以下的情况下(步骤S151:“否”),频率分析部42的处理返回到步骤S142。另一方面,在计数值j大于最

大值 $j_{\max}$ 的情况下(步骤S151:“是”),频率分析部42使计数值 k 增加1(步骤S152)。

[0106] 在接下来的步骤S153中,频率分析部42判定计数值 k 是否大于最大值 $k_{\max}$ 。在计数值 k 大于最大值 $k_{\max}$ 的情况下(步骤S153:“是”),频率分析部42结束一系列的FFT处理,超声波观测装置1的动作返回到主程序。另一方面,在计数值 k 为最大值 $k_{\max}$ 以下的情况下(步骤S153:“否”),频率分析部42的处理返回到步骤S141。

[0107] 通过这样,频率分析部42对针对 $(k_{\max}-k_0+1)$ 条线的各条线获取到的第一声线数据和第二声线数据分别进行多次FFT运算。之后,超声波观测装置1的动作返回到主程序。

[0108] 此外,在此,预先利用输入部6接收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,但也可以是,频率分析部42对接收到超声波回波信号的全部区域进行频率分析处理。

[0109] 在步骤S14之后的步骤S16中,特征量提取部43基于步骤S14的频率分析的结果来从各声线数据中将特征量以与二维或三维图像的像素位置相关联的方式提取出来。与图像空间内的各像素位置相关联的信息是根据频率分析部42计算频谱时的FFT数据群的数据量来确定的。具体地说,例如对与一个FFT数据群的数据量对应的像素位置分配与根据该FFT数据群计算出的频谱的特征量对应的信息(特征量)。

[0110] 另外,此时,在对振幅为第一声线数据的振幅的 $1/n$ 的第二声线数据进行处理的情况下,预先使在步骤S14中获取到的频谱的强度变为 n 倍。此外,变为 n 倍的定时也可以在后述的衰减校正处理之后。

[0111] 首先,近似部431通过对由频率分析部42计算出的 P 个频谱进行回归分析来提取校正前特征量。具体地说,近似部431通过回归分析来计算对频带 $f_{\text{LOW}} < f < f_{\text{HIGH}}$ 的频谱进行近似的一次式,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10所示的直线 L_1 是通过该处理而获得的校正前的回归直线。

[0112] 接着,衰减校正部432通过将数据位置 $Z^{(k(j))}$ 的值代入上述式(2)~(4)的接收深度 z ,来计算作为校正完成的特征量的斜率 a 、截距 b 以及强度 c 。图10所示的直线 L_1' 是在该步骤S16中获得的回归直线。

[0113] 通过这样,近似部431和衰减校正部432针对与发送了第一超声波信号和第二超声波信号的各线上的多个点对应的各个像素位置,从第一声线数据和第二声线数据中分别提取第一特征量和第二特征量。

[0114] 在接下来的步骤S17中,加权相加部433对在步骤S16中针对相同的像素位置提取出的第一特征量和第二特征量进行加权相加,来计算第三特征量。对第一特征量和第二特征量赋予的权重只要均大于零即可,不特别地限定。例如,如果将对第一特征量和第二特征量赋予的权重均设定为1,则能够获得将第一特征量与第二特征量相加得到的第三特征量。另外,如果将对第一特征量和第二特征量赋予的权重均设定为 $1/2$,则能够获得将第一特征量和第二特征量进行平均而得到的第三特征量。当然,也可以使对第一特征量和第二特征量赋予的权重互不相同。另外,此时,在利用近似部431和衰减校正部432提取出多种特征量(例如特征量 a 、 b 、 c)的情况下,加权相加部433将同种特征量之间(例如特征量 a 之间、特征量 b 之间、特征量 c 之间)进行加权相加。

[0115] 在接下来的步骤S18中,组织性状图像数据生成部52基于在步骤S17中计算出的第三特征量来生成组织性状图像数据。图11是表示组织性状图像数据的生成处理的流程图。

[0116] 组织性状图像数据生成部52对关心区域内的各像素执行循环A的处理。首先,在步骤S181中,组织性状图像数据生成部52判定作为处理对象的像素的第三特征量是否小于规定的阈值。

[0117] 在第三特征量小于规定的阈值的情况下(步骤S181:“是”),组织性状图像数据生成部52对该像素分配与第三特征量的值相应的颜色的像素值(步骤S182)。具体地说,组织性状图像数据生成部52对该像素的各颜色成分R(红色)、G(绿色)、B(蓝色)分别分配作为第三特征量的斜率a、截距b、强度c。

[0118] 另一方面,在对作为处理对象的像素分配的第三特征量是为规定的阈值以上的情况下(步骤S181:“否”),组织性状图像数据生成部52对该像素分配零来作为像素值(步骤S183)。即,利用黑色来表现该像素。之后,组织性状图像数据生成部52的处理转移到下一个作为处理对象的像素。

[0119] 在对关心区域内的所有像素执行了这种处理之后,超声波观测装置1的动作返回到主程序。

[0120] 图12是表示基于在步骤S18中生成的组织性状图像数据的组织性状图像的例子。图13是将图12所示的图像用黑白色示意性地表示的图。这些图所示的区域100是在步骤S181中判定为第三特征量小于规定的阈值的区域。该区域100大致包括绿色系区域101和红色系区域102,两个区域的边界部由黄色系的颜色显示(在图13中未显示)。如图12和图13所示,各区域不是由单一颜色构成的。例如,绿色系区域101是由接近绿色的颜色构成的像素集中的区域。同样地,红色系区域102是由接近红色的颜色构成的像素集中的区域。

[0121] 在步骤S18之后的步骤S19中,图像合成部53使用在步骤S11中生成的THI图像数据和在步骤S18中生成的组织性状图像数据来生成合成图像数据。更为详细地说,对于组织性状图像中由像素值不为零的像素构成的区域,将在THI图像和组织性状图像中位置对应的像素的像素值彼此进行加权相加而得到的值设为合成图像的像素值。具体地说,利用下式(6)计算合成图像中的各像素的像素值(颜色成分R(红色)、G(绿色)、B(蓝色)的各值)。

[0122]
$$g_{syn}(x,y)=w \cdot g_{th}(x,y)+(1-w) \cdot g_{ch}(x,y) \cdots \cdots (6)$$

[0123] 在式(6)中,附图标记 $g_{syn}(x,y)$ 表示合成图像的坐标为 (x,y) 的像素的像素值,附图标记 $g_{th}(x,y)$ 表示THI图像的坐标为 (x,y) 的像素的像素值,附图标记 $g_{ch}(x,y)$ 表示组织性状图像的坐标为 (x,y) 的像素的像素值。另外,附图标记 w 和 $(1-w)$ 是对THI图像的像素值和组织性状图像的像素值分别赋予的权重, $0 < w < 1$ 。

[0124] 另一方面,对于组织性状图像中由像素值为零的像素构成的区域,将THI图像中的像素值直接分配为合成图像的像素值。

[0125] 在步骤S20中,显示控制部92使基于在步骤S19中生成的合成图像数据的合成图像显示于显示部7。图14是表示在步骤S20中显示的合成图像的例子。图15是将图14所示的图像用黑白色示意性地表示的图。如这些图所示,合成图像为对灰度等级的THI图像(参照图7)叠加彩色的组织性状图像(参照图12)而得到的图像。在叠加有组织性状图像的区域100中,成为通过利用式(6)进行的加权相加使THI图像和组织性状图像混合在一起的状态。因而,即使在该区域100中也能够使THI图像维持良好的分辨率,并且还能够识别组织性状。

[0126] 图16是表示合成图像的其他显示例的图。显示控制部92还可以使用在步骤S11中生成的THI图像数据和在步骤S19中生成的合成图像数据来将如图16所示那样的画面200显

示于显示部7。在画面200中,在一个图像显示区域201中配置有图7所示的THI图像,在另一个图像显示区域202中配置有图14所示的合成图像。此外,也可以在画面200中设置用于显示与作为检查对象的患者有关的信息(ID、姓名、性别等)的显示区域203。这样,能够采用以下观察方法:通过将THI图像和合成图像并排地显示,来利用THI图像观察生物体内的细微的构造,利用合成图像对关注的部位确认组织性状。此外,合成图像的显示例并不限定于上述例子,例如也可以设为将THI图像、组织性状图像以及合成图像这三个图像并排地显示等。

[0127] 如以上说明的那样,根据本发明的实施方式1,能够获得能识别组织性状的合成图像,该合成图像有效利用了具有良好的分辨率且伪像少这样的THI图像的优点。因而,操作者通过参照该合成图像能够掌握生物体组织的细微的构造并且掌握组织性状的差异。

[0128] 另外,根据上述实施方式1,还具有能够提高组织性状图像自身的图像质量的优点。在此,在以往的组织性状图像中,有时由于用于生成图像的频率特征量的种类不同而导致特定的区域(例如血管区域)的噪声变大。与此相对地,在上述实施方式1中,从与在不同的定时发送的第一超声波信号和第二超声波信号各自的超声波回波对应的第一声线数据和第二声线数据中提取第一特征量和第二特征量,通过对这些第一特征量和第二特征量进行加权相加来计算第三特征量,因此能够减少特征量的噪声成分。因而,通过使用这种第三特征量能够生成噪声被抑制了的组织性状图像。

[0129] 此外,也可以是,在生成组织性状图像时,对第一声线数据和第二声线数据中的任一方进行频率分析,根据该频率分析的结果来获取特征量,使用该特征量来生成组织性状图像数据。在该情况下,能够减轻频率分析部42和特征量提取部43的运算负担。

[0130] 另外,在上述实施方式1中,对使发送和接收超声波信号的线一维地移动来扫描检查体由此生成二维的超声波图像(THI图像、组织性状图像以及合成图像)的例子进行了说明,但是也可以是,使用将多个超声波振子二维地排列而得到的2D阵列等来对检查体二维地进行扫描,由此生成三维的超声波图像。

[0131] (变形例1)

[0132] 接着,对本发明的实施方式1的变形例1进行说明。

[0133] 在上述实施方式1中,在步骤S18中对第三特征量小于阈值的像素分配与该第三特征量的值相应的颜色的像素,但是相反地,也可以根据特征量的种类、想要观察的组织种类等对第三特征量大于阈值的像素分配与该第三特征量的值相应的颜色的像素。在该情况下,对第三特征量为阈值以下的像素分配零来作为像素值。即使在通过这样生成组织性状图像数据的情况下,也能够生成并显示能够识别组织性状的合成图像。

[0134] (变形例2)

[0135] 接着,对本发明的实施方式1的变形例2进行说明。

[0136] 在图6所示的步骤S16中提取特征量时,也可以在进行频谱的回归分析之前进行衰减校正。

[0137] 图17是用于说明本变形例的衰减校正方法的示意图。在步骤S14的频率分析的结果例如是获取到图17所示的频谱曲线 C_2 的情况下,特征量提取部43通过对所有频率 f 进行对上述式(1)的衰减量 A 施加强度 I 的校正来获得新的频谱曲线 C_2' 。由此,能够获得对于超声波伴随着传播而产生的衰减的贡献被削减了的频谱。

[0138] 之后,特征量提取部43通过对衰减校正后的所有频谱进行回归分析来提取频谱的特征量。具体地说,特征量提取部43通过对频谱曲线 C_2' 进行回归分析来计算一次式的斜率 a 、截距 b 以及中心频率为 f_{mid} 时的强度 c 。图17所示的直线 L_2 是通过将频谱曲线 C_2' 进行特征量提取处理而获得的回归直线(截距 b_2)。根据这种校正方法也能够以与上述实施方式1相同的精度提取第一特征量和第二特征量。

[0139] (实施方式2)

[0140] 接着,对本发明的实施方式2进行说明。此外,实施方式2所涉及的超声波观测装置的结构与实施方式1相同(参照图1)。

[0141] 在上述实施方式1中,对第二超声波信号的相位与第一超声波信号的相位相同且第二超声波信号的振幅为第一超声波信号的振幅的 $1/n$ 的情况进行了说明,但第一超声波信号和第二超声波信号的组合并不限于此。例如,也可以发送如图18的(a)所示那样振幅与第一超声波信号(参照图4的(a))的振幅相同而相位与第一超声波信号的相位相反的第二超声波信号。

[0142] 在该情况下,在通过由检查体反射第二超声波信号而生成的第二超声波回波信号中,由于生物体信号的非线性效应,如图18的(b)所示,波形发生变形。关于该第二超声波回波信号,能够表示为图18的(c)所示的基波分量、图18的(d)所示的二次谐波分量以及三次以上的高次谐波分量的合成波。因此,通过将第一超声波回波信号和第二超声波回波信号相加,能够使基波分量抵消,强调二次高次谐波分量。

[0143] 接着,参照图6对实施方式2所涉及的超声波观测装置的动作进行说明。首先,在步骤S10中,图1所示的超声波观测装置1通过超声波探头2来进行新的检查体的测定。此时,超声波观测装置1将波形和振幅相同而相位相反的第一超声波信号和第二超声波信号依次沿同一条线向检查体发送,接收通过由检查体反射第一超声波信号和第二超声波信号而分别生成的第一超声波回波信号和第二超声波回波信号。步骤S10之后的动作与实施方式1相同。

[0144] 在接下来的步骤S11中,THI图像数据生成部51基于在步骤S10中获取到的第一声线数据和第二声线数据(接收信号)来生成THI图像数据。此时,THI图像数据生成部51通过将第一声线数据(第一接收信号)与第二声线数据(第二接收信号)相加来生成第三声线数据(第三接收信号)。然后,通过对该第三声线数据进行带通滤波处理、检波处理以及对数压缩处理等规定的处理来生成THI图像数据。接下来的步骤S12~S14与实施方式1相同。

[0145] 在步骤S14之后的步骤S16中,特征量提取部43基于步骤S14的频率分析的结果来从各声线数据中提取特征量。特征量的提取处理整体上与实施方式1相同,但是在实施方式2中不需要进行以下处理:如实施方式1那样使在步骤S14中获取到的频谱的强度或衰减校正处理后的特征量变为 n 倍。接下来的步骤S17~S20与实施方式1相同。

[0146] 如以上说明的那样,根据实施方式2,与上述实施方式1同样地,能够获得能识别组织性状的合成图像,该合成图像有效利用了具有良好的分辨率并且伪像少这样的THI图像的优点。另外,通过使用对第一特征量和第二特征量进行加权相加而得到的第三特征量图像,还能够抑制组织性状图像中的噪声。

[0147] (实施方式3)

[0148] 接着,对本发明的实施方式3进行说明。此外,实施方式3所涉及的超声波观测装置

的结构整体上与实施方式1相同(参照图1),但是不一定需要设置组织性状图像数据生成部52。

[0149] 图19是表示本发明的实施方式3所涉及的超声波观测装置的动作的流程图。此外,图19所示的步骤S10~S17与实施方式1相同。或者,就步骤S10、S11以及S16而言,也可以应用实施方式2。

[0150] 在步骤S17之后的步骤S31中,图像合成部53使用在步骤S11中生成的THI图像数据和在步骤S17中计算出的第三特征量来生成合成图像数据。更为详细地说,图像合成部53首先对第三特征量实施阈值处理,提取由第三特征量小于规定的阈值的像素构成的区域。然后,针对与提取出的区域内的各像素位置对应的THI图像内的像素,根据第三特征量的值来变更R成分、G成分、B成分的比率。即,变更最初为灰度等级的像素的色调来进行着色。此外,对于与第三特征量为规定的阈值以上的像素对应的THI图像内的各像素,使之保持最初的灰度等级不变。之后的步骤S20与实施方式1相同。

[0151] 通过这种方法也能够生成使THI图像维持了良好的分辨率并且能够识别组织性状的图像。

[0152] 以上,说明了本发明的实施方式1~3以及变形例,但本发明并不限于实施方式1~3以及变形例,通过将各实施方式、变形例所公开的多个结构要素适当地组合,能够形成各种发明。例如,既可以从各实施方式、变形例中示出的所有结构要素中删除几个结构要素来形成发明,也可以将不同的实施方式、变形例中示出的结构要素适当地组合来形成发明。

[0153] 附图标记说明

[0154] 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:发送信号生成部;32:接收信号处理部;41:放大校正部;42:频率分析部;43:特征量提取部;51:THI图像数据生成部;52:组织性状图像数据生成部;53:图像合成部;91:发送信号控制部;92:显示控制部;100、101、102:区域;200:画面;201、202:图像显示区域;203:显示区域;431:近似部;432:衰减校正部;433:加权相加部。

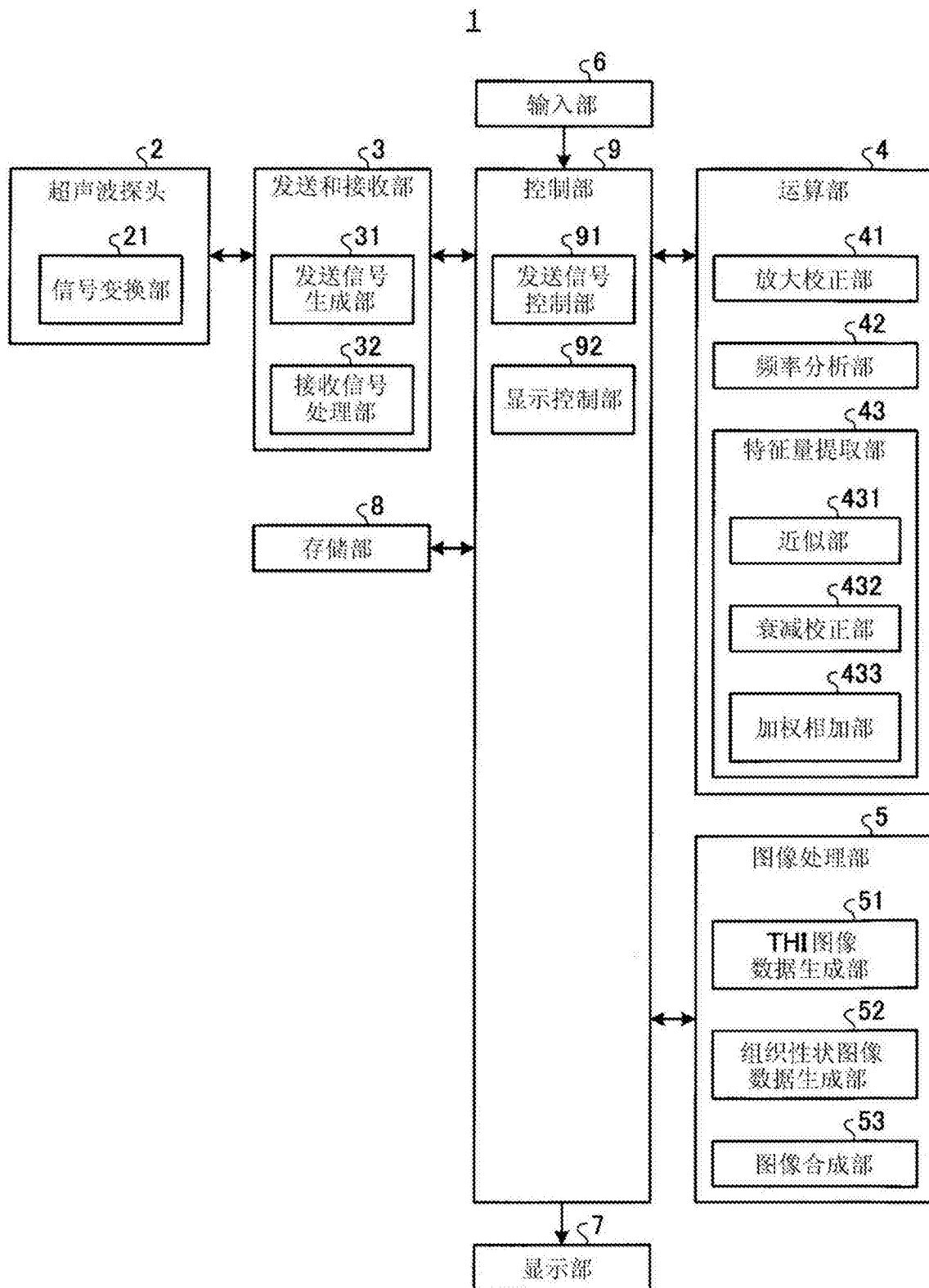


图1

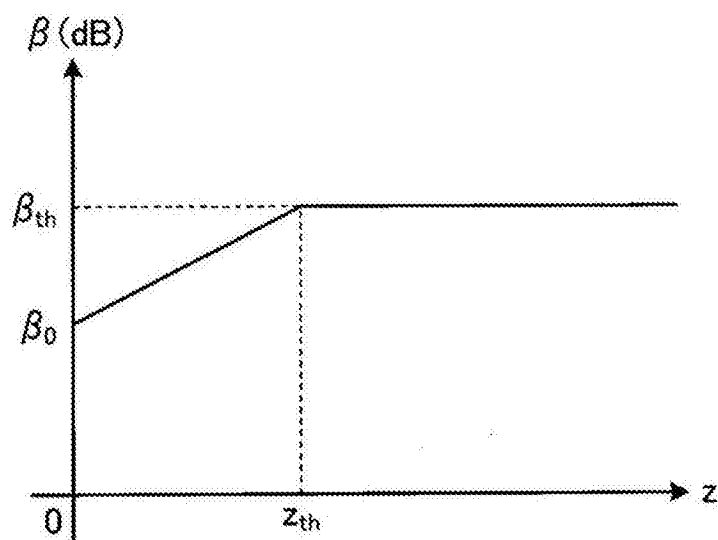


图2

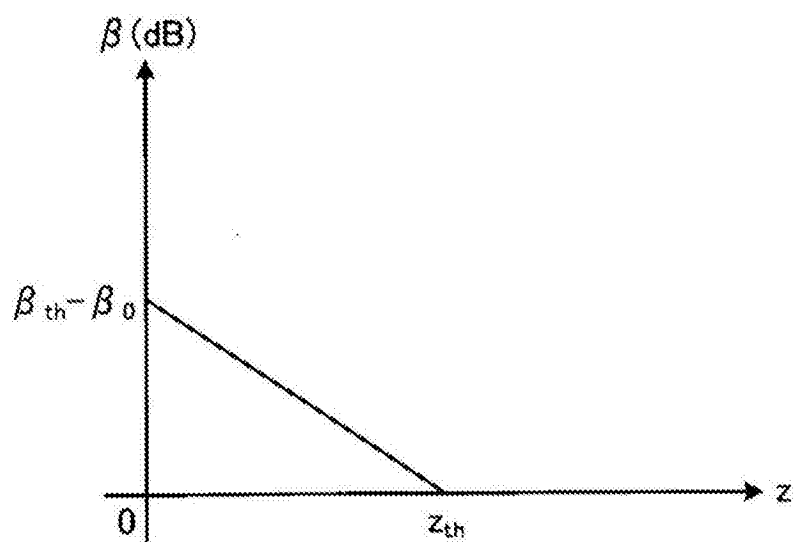


图3

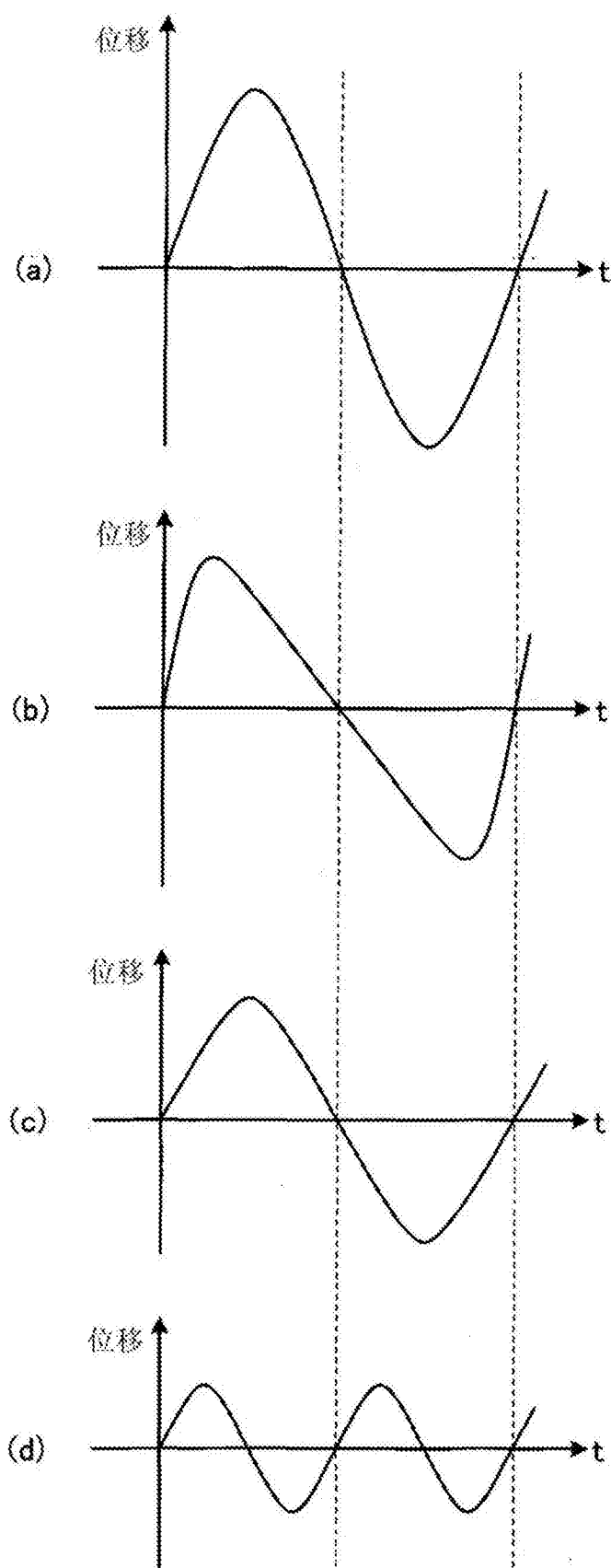


图4

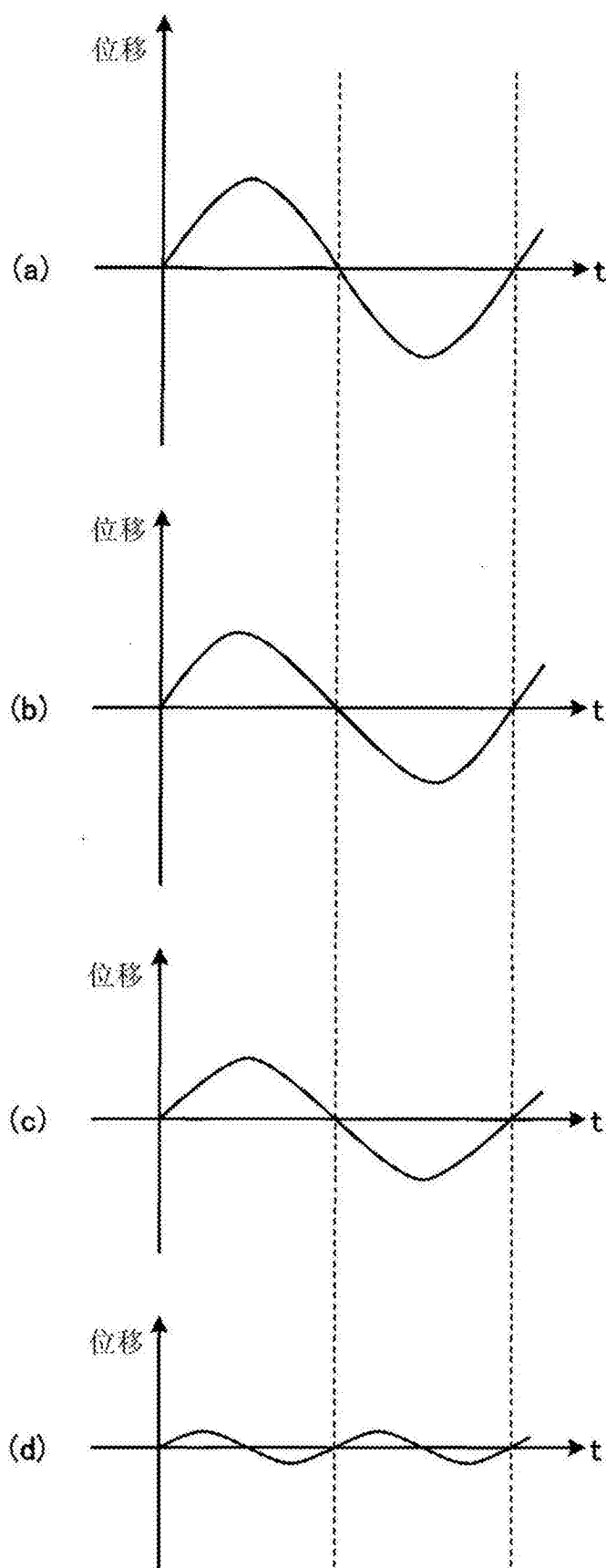


图5

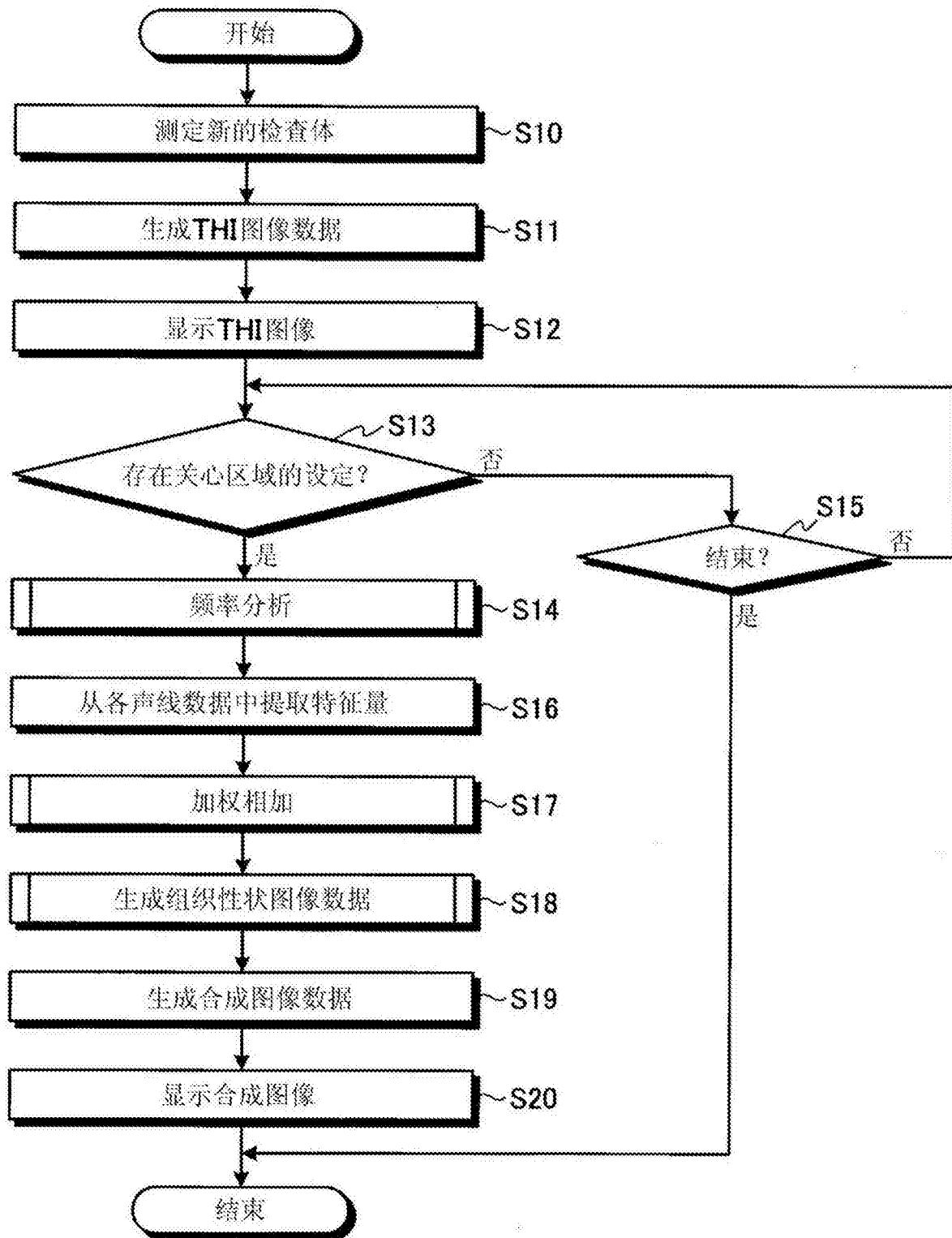


图6

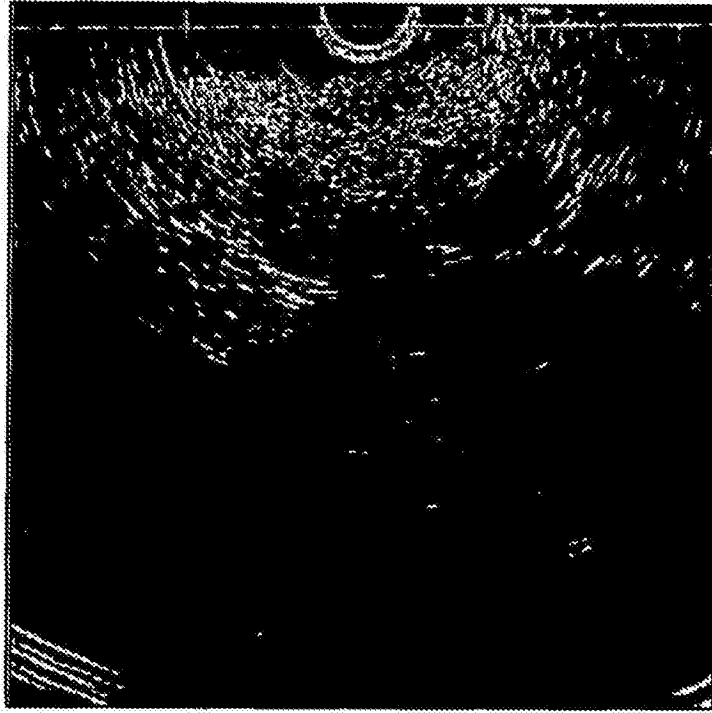


图7

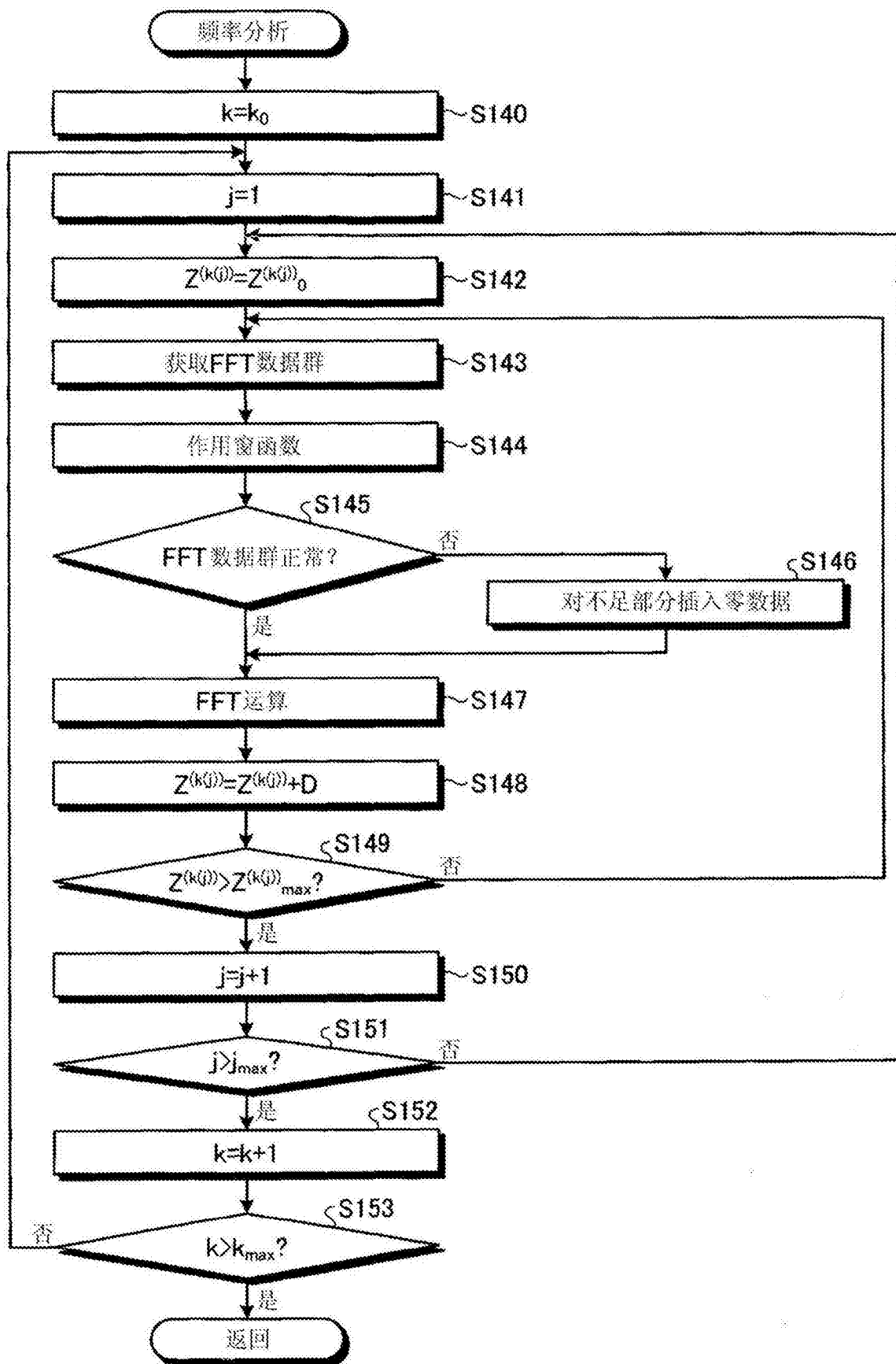


图8

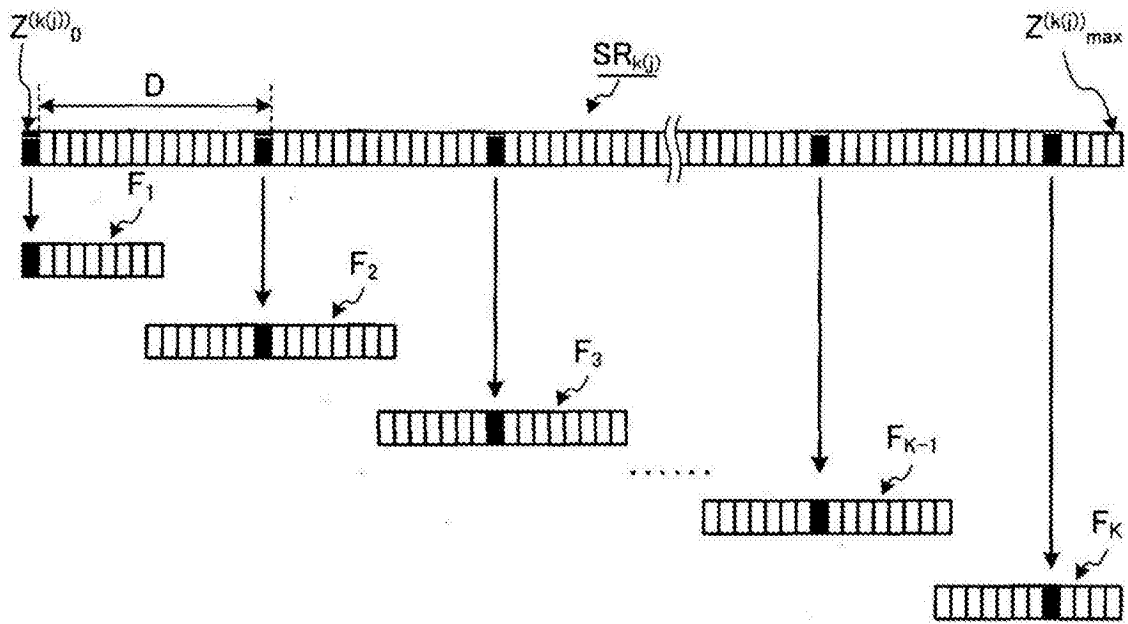


图9

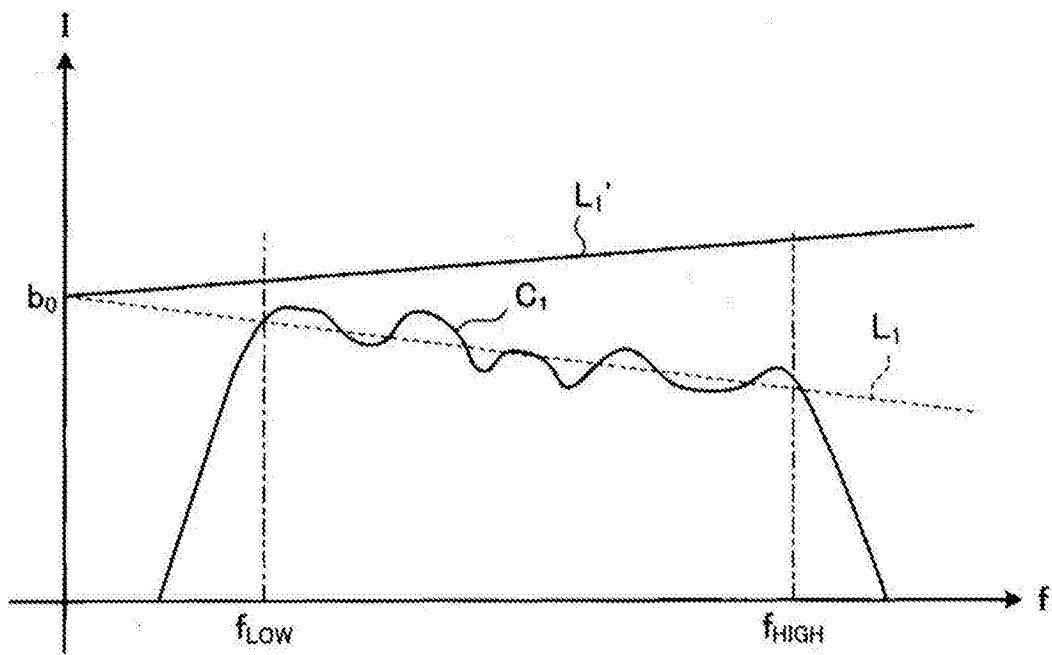


图10

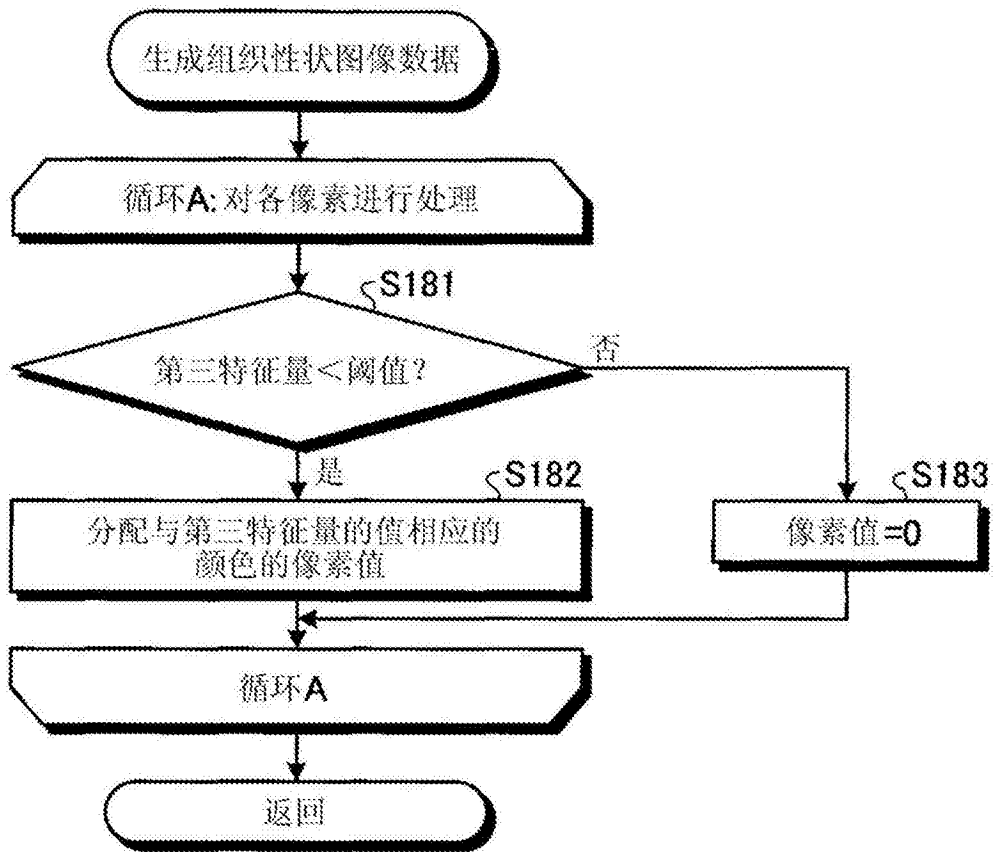


图11

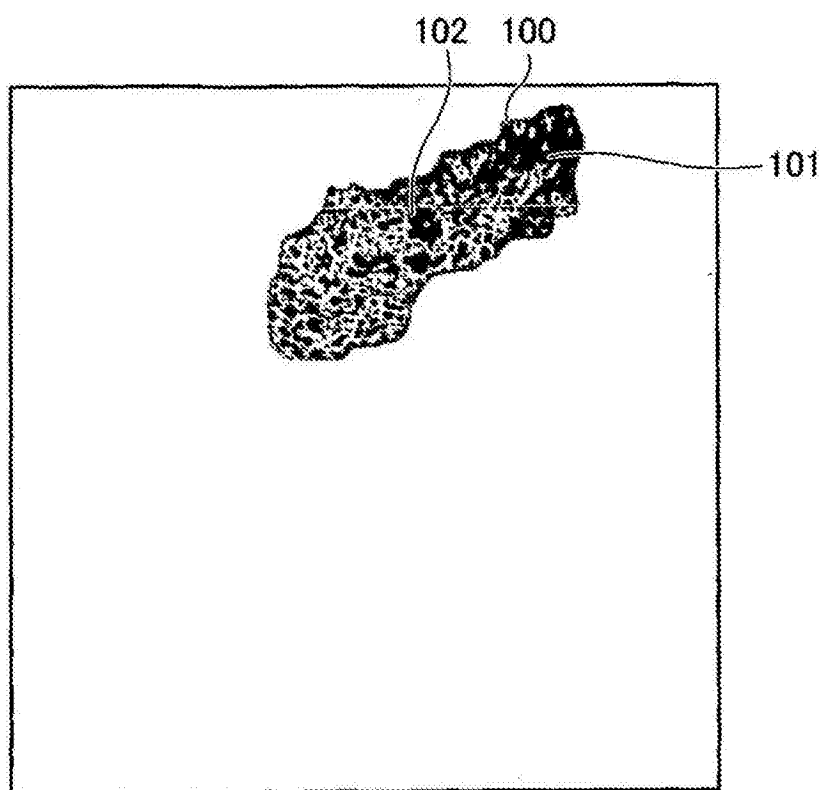


图12

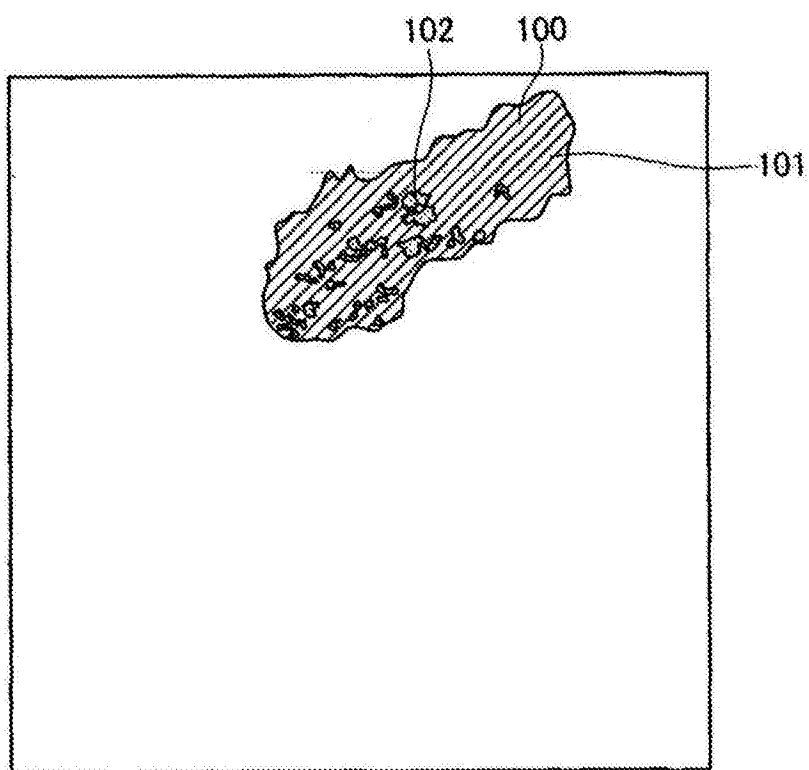


图13

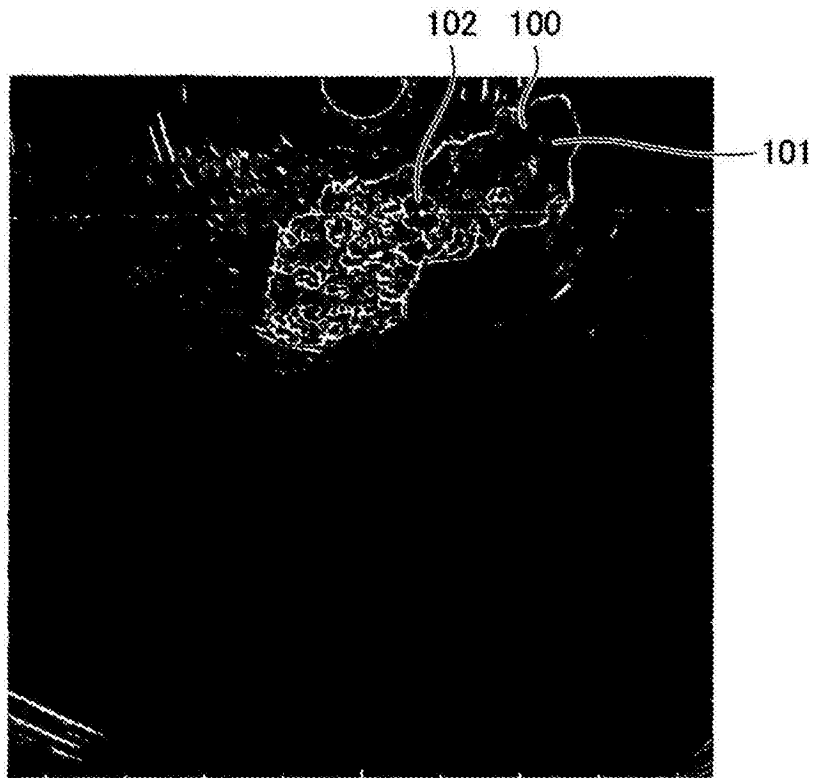


图14

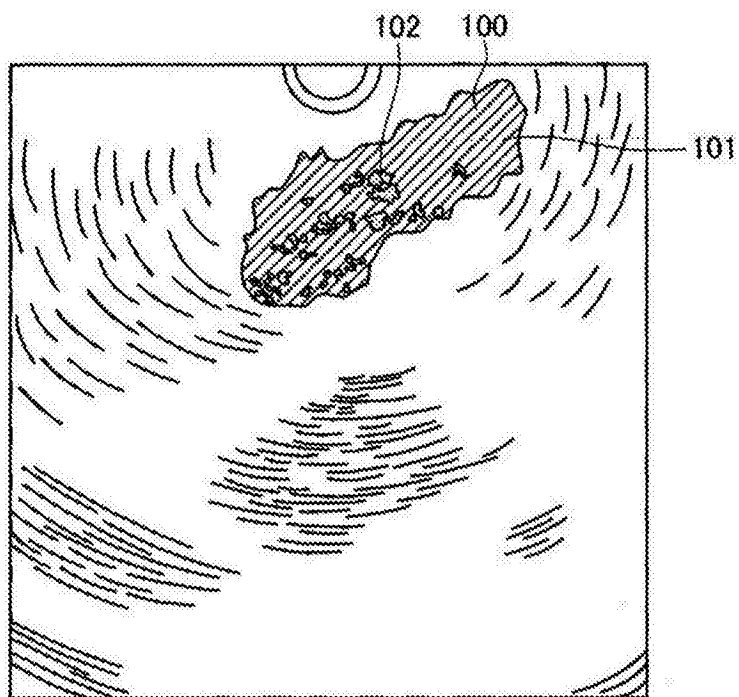


图15

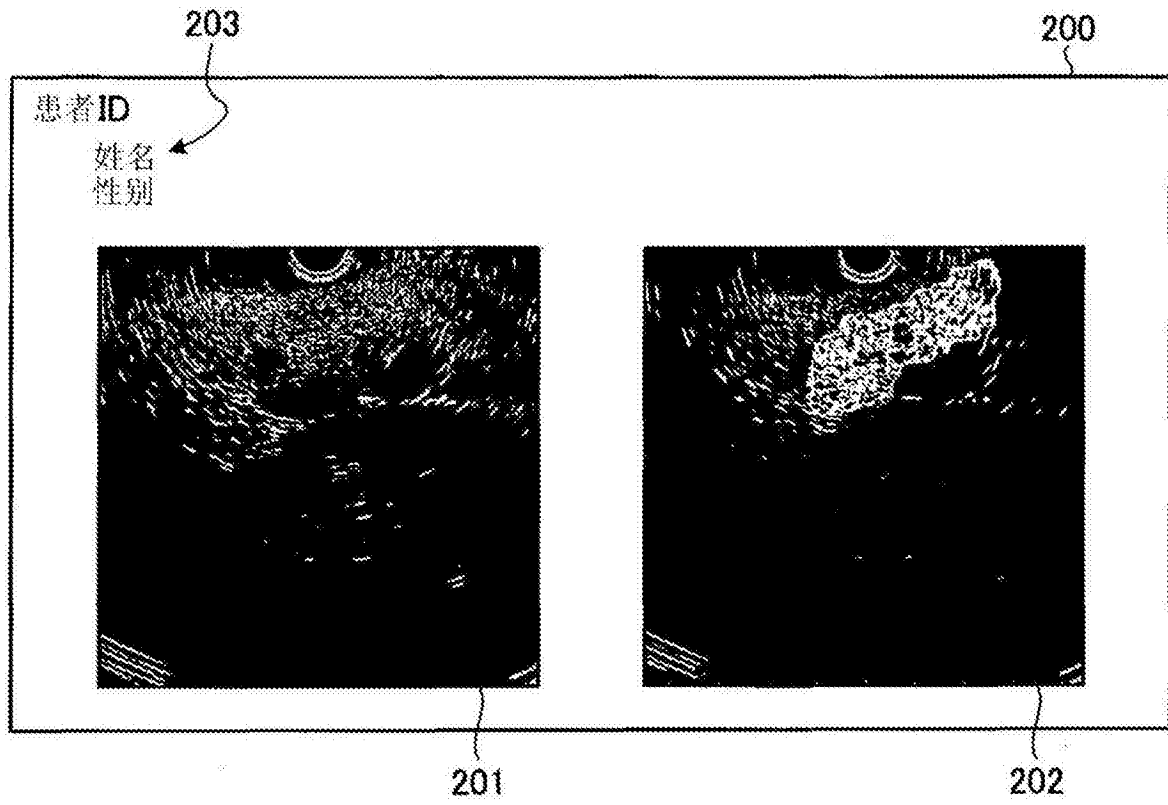


图16

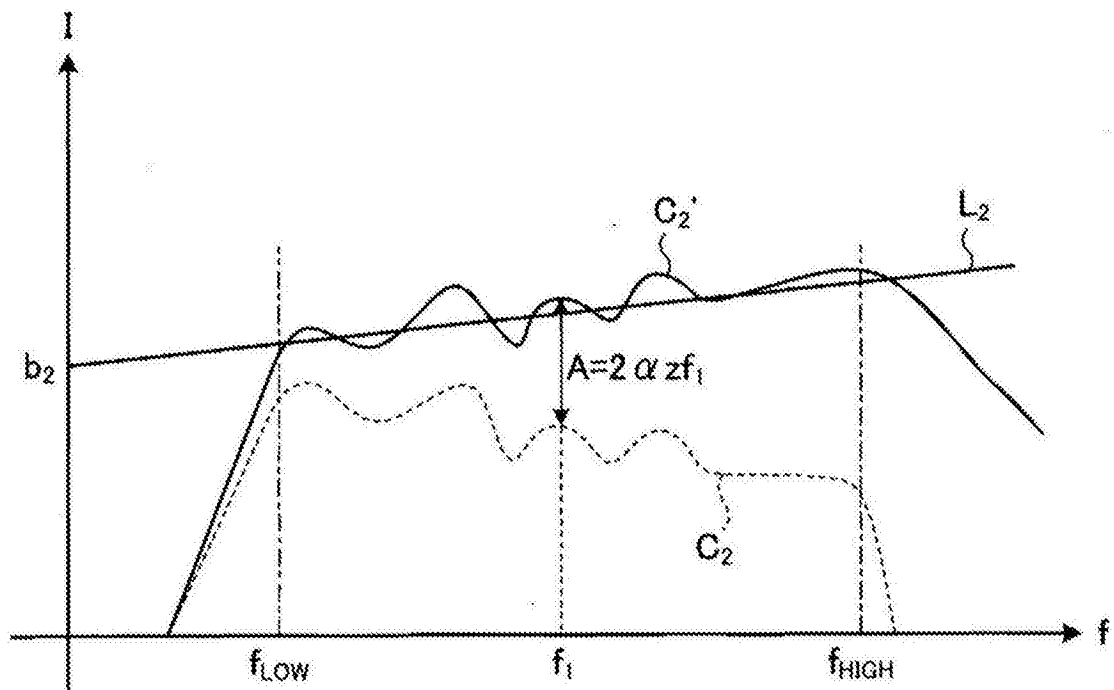


图17

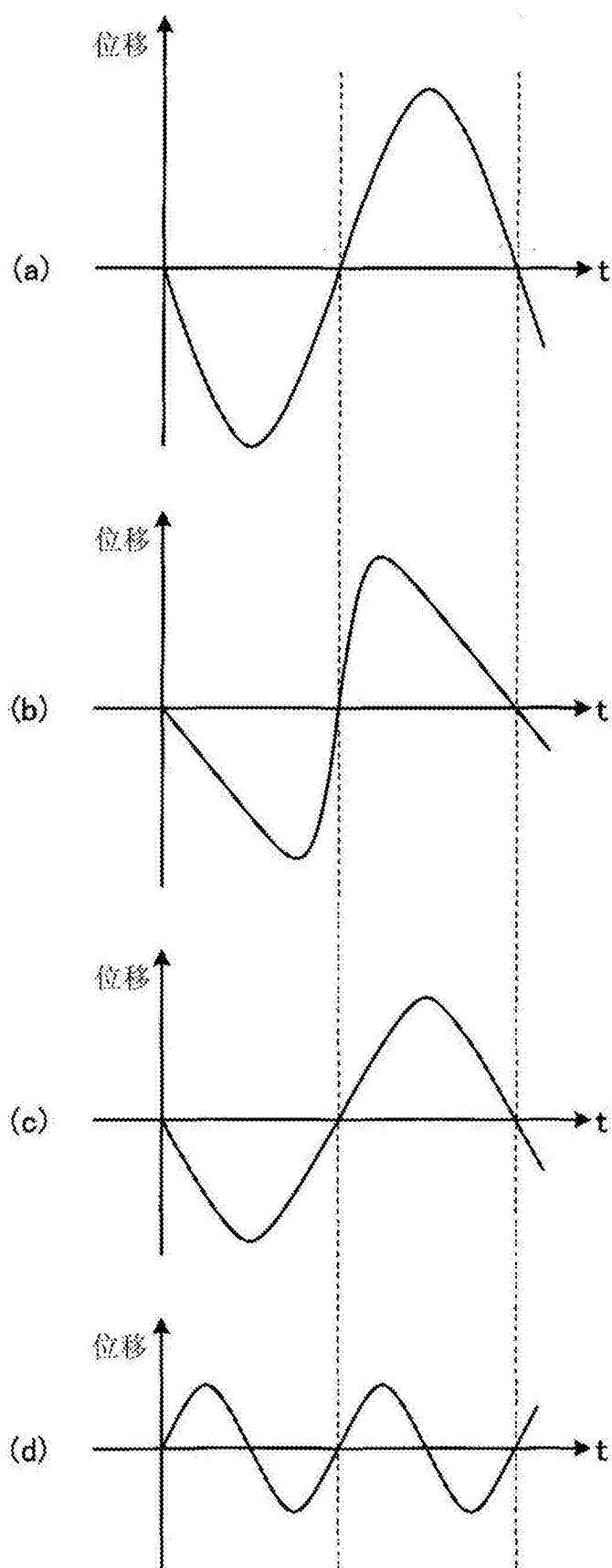


图18

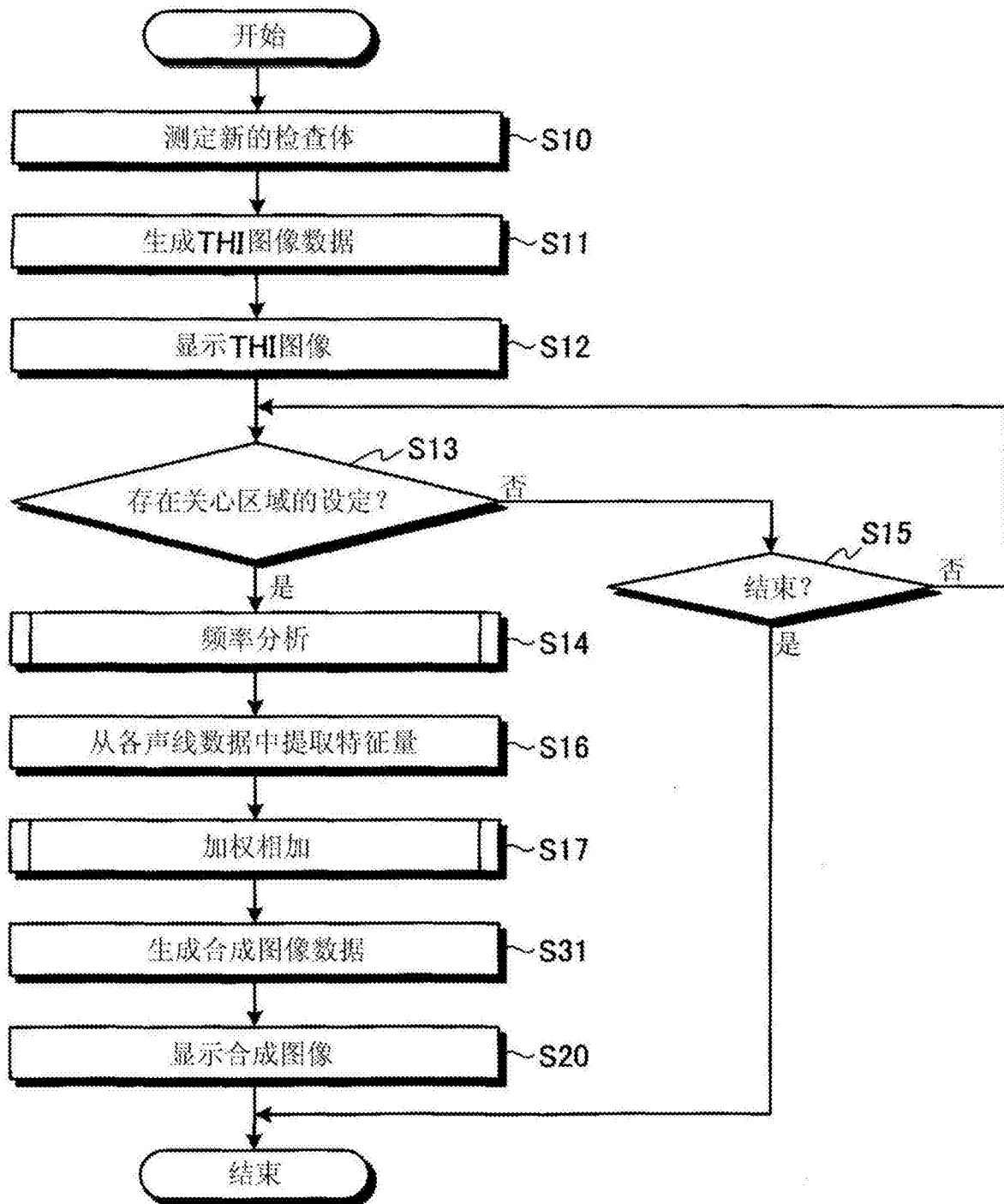


图19

专利名称(译)	超声波观测装置、超声波观测装置的动作方法以及超声波观测装置的动作程序		
公开(公告)号	CN105792756A	公开(公告)日	2016-07-20
申请号	CN201480061006.8	申请日	2014-10-24
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
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	A61B8/08 A61B8/12 A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/5223 A61B8/08 A61B8/4461 A61B8/4477 A61B8/461 A61B8/463 A61B8/5207 A61B8/5246 G01N29/0609 G01N29/0654 G01N29/4418 G01N29/46 G01N2291/02475 G01N2291/02491 G01S7/52033 G01S7/52038 G01S15/8963		
代理人(译)	刘新宇		
优先权	2014011840 2014-01-24 JP		
其他公开文献	CN105792756B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

超声波观测装置具备：THI图像数据生成部，其基于第一接收信号和第二接收信号来生成灰度等级的THI图像的图像数据，该第一接收信号和第二接收信号是通过将相位或振幅不同的第一超声波信号和第二超声波信号沿同一条线向检查体发送并接收由检查体反射的第一超声波回波信号和第二超声波回波信号而得到的；特征量提取部，其分别计算基于第一超声波回波信号和第二超声波回波信号的频谱的第一特征量和第二特征量；组织性状图像数据生成部，其生成在基于第一特征量和第二特征量的第三特征量的值为规定的阈值以上或以下的区域中具有彩色的显示方式的组织性状图像的图像数据；以及图像合成部，其生成对THI图像与组织性状图像进行合成而得到的合成图像的图像数据。

