



(10)授权公告号 CN 105246415 B

(21)申请号 201480030903.2

(72)发明人 江田弘孝

(22)申请日 2014.11.04

(74) 专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事务
所(普通合伙) 11277

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 105246415 A

代理人 刘新宇

(43)申请公布日 2016.01.13

(51) Int.Cl.

(30) 优先权数据

A61B 8/08(2006.01)

2013-252224 2013.12.05 JP

(56)对比文件

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

US 2005/0119569 A1, 2005.06.02.,

2015.11.27

JP 特開2005-323629 A, 2005.11.24,

(86)PCT国际申请的申请数据

US 2006/0274928 A1, 2006.12.07,

PCT/JP2014/079163 2014.11.04

WO 2012/063929 A1, 2012.05.18,

(87)PCT国际申请的公布数据

CN 102711603 A, 2012.10.03,

W02015/083471 JA 2015.06.11

US 2005/0113961 A1, 2005.05.26,

审查员 赵秋芬

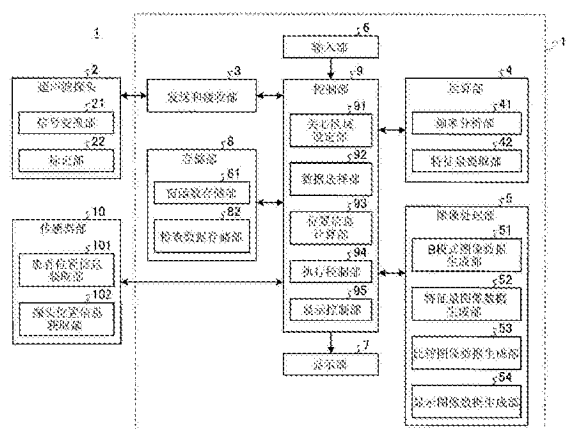
(73)专利权人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

权利要求书3页 说明书17页 附图14页

超声波观测装置以及超声波观测装置的动作方法

超声波观测装置具备:存储部,其存储包含表示观测点的位置的位置信息、关于该观测点的由运算部提取出的特征量、关于该观测点的由图像处理部生成的图像数据以及在提取特征量时和在生成图像数据时分别使用的参数;数据选择部,其根据表示患者与超声波探头的相对位置的相对位置信息来检索多个数据集,并选择满足规定的条件的数据集;以及执行控制部,在选择出满足该规定的条件的数据集的情况下,该执行控制部使运算部使用该数据集中包含的参数来再次提取特征量。



1. 一种超声波观测装置,其特征在于,具备:

超声波探头,其向检查中的检体发送超声波,并且接收由所述检查中的检体反射的超声波;

运算部,其基于接收到的所述超声波来提取所述检查中的检体的特征量;

存储部,其存储有多个检查数据,该检查数据是将包含由所述运算部提取出的所述特征量和在提取所述特征量时使用的参数的数据集与所述检体的识别信息相关联而得到的检查数据;

数据选择部,其从对与所述检查中的检体具有相同的所述识别信息的检体过去实施的检查的所述检查数据中选择满足规定的条件的检查数据;以及

执行控制部,其使所述运算部对由所述数据选择部选择出的所述检查数据中包含的所述特征量和由所述运算部提取出的关于所述检查中的检体的所述特征量中的一方的特征量,使用在提取出另一方的特征量时使用的参数来进行再次提取。

2. 根据权利要求1所述的超声波观测装置,其特征在于,还具备:

图像处理部,其基于接收到的所述超声波来生成图像数据;以及

位置信息获取单元,其获取表示所述超声波探头相对于所述检查中的检体的相对位置的相对位置信息,

其中,所述数据集还包含观测点的位置信息、关于该观测点的由所述运算部提取出的所述特征量、关于该观测点的由所述图像处理部生成的图像数据以及在生成所述图像数据时分别使用的参数,

所述数据选择部根据由所述位置信息获取单元获取到的所述相对位置信息来检索所述多个检查数据,并选择所述满足规定的条件的检查数据。

3. 根据权利要求2所述的超声波观测装置,其特征在于,

所述规定的条件是,由所述数据集中包含的所述位置信息表示的所述观测点的位置离所述超声波探头相对于所述检查中的检体的相对位置最近并且位于该相对位置的规定的范围内。

4. 根据权利要求1所述的超声波观测装置,其特征在于,

还具备通知单元,在所述数据选择部选择出所述满足规定的条件的检查数据时,该通知单元向外部进行表示选择出该检查数据这种意思的通知。

5. 根据权利要求4所述的超声波观测装置,其特征在于,

所述通知单元是使基于由所述数据选择部选择出的所述检查数据中包含的图像数据的图像显示于画面的显示部。

6. 根据权利要求4所述的超声波观测装置,其特征在于,

所述通知单元通过声音或者文本显示来进行所述表示选择出该检查数据这种意思的通知。

7. 根据权利要求4所述的超声波观测装置,其特征在于,

还具备输入部,该输入部将与来自外部的操作相应的信号输入到所述执行控制部,

所述执行控制部根据在进行了所述表示选择出该检查数据这种意思的通知之后从所述输入部输入的规定的信号,来使所述运算部开始再次提取所述一方的特征量。

8. 根据权利要求1所述的超声波观测装置,其特征在于,

在所述数据选择部选择出所述满足规定的条件的检查数据时,所述执行控制部使所述运算部开始再次提取所述一方的特征量。

9. 根据权利要求2所述的超声波观测装置,其特征在于,

所述图像处理部基于所述运算部提取出的特征量来生成特征量图像数据,

在再次提取出所述一方的特征量的情况下,所述图像处理部使用在生成基于所述另一方的特征量的特征量图像数据时使用的参数,来生成基于再次提取出的所述一方的特征量的特征量图像数据。

10. 根据权利要求9所述的超声波观测装置,其特征在于,

所述图像处理部还生成表示基于再次提取出的所述一方的特征量生成的第一特征量图像数据与基于所述另一方的特征量生成的第二特征量图像数据的差的差图像数据。

11. 根据权利要求10所述的超声波观测装置,其特征在于,

所述图像处理部基于接收到的所述超声波来生成B模式图像数据,

在生成了所述差图像数据的情况下,所述图像处理部还生成将所述差图像数据与所述B模式图像数据进行合成而得到的合成图像数据。

12. 根据权利要求11所述的超声波观测装置,其特征在于,

所述图像处理部还生成表示如下画面的显示用的图像数据,该画面包含基于所述B模式图像数据的B模式图像和基于所述特征量图像数据的特征量图像中的至少一个图像、以及基于所述合成图像数据的合成图像。

13. 根据权利要求2所述的超声波观测装置,其特征在于,

在再次提取出所述一方的特征量的情况下,所述图像处理部还生成表示对再次提取出的所述一方的特征量与所述另一方的特征量进行对比而得到的曲线图或者表的图像数据。

14. 根据权利要求2所述的超声波观测装置,其特征在于,

所述位置信息获取单元具备:

探头位置信息获取部,其获取表示所述超声波探头的位置的位置信息;

患者位置信息获取部,其获取表示所述检查中的检体的位置的位置信息;以及

位置信息计算部,其基于所述超声波探头的位置信息和所述检查中的检体的位置信息来计算所述超声波探头相对于所述检查中的检体的相对位置坐标。

15. 根据权利要求14所述的超声波观测装置,其特征在于,

所述探头位置信息获取部具有:

设置于所述超声波探头的第一标记;以及

检测所述第一标记并输出检测信号的传感器部,

所述患者位置信息获取部具有:

安装于所述检查中的检体的体表的第二标记;以及

拍摄所述第二标记并生成图像的光学摄像机。

16. 根据权利要求1所述的超声波观测装置,其特征在于,

所述运算部通过对接收到的所述超声波进行频谱分析来计算频谱,使用对于该频谱的近似处理的结果来提取所述特征量。

17. 根据权利要求1所述的超声波观测装置,其特征在于,

所述运算部从接收到的所述超声波中提取高次谐波信号,将该高次谐波信号的包络线

的振幅作为所述特征量提取出来。

18. 根据权利要求1所述的超声波观测装置,其特征在于,

所述运算部基于接收到的所述超声波来测量所述检体的变形量,将该变形量作为所述特征量提取出来。

19. 一种超声波观测装置的动作方法,该超声波观测装置通过超声波探头来向检查中的检体发送超声波并且接收由所述检查中的检体反射的超声波,基于接收到的超声波来生成图像,该超声波观测装置的动作方法的特征在于,包括以下步骤:

运算步骤,运算部基于接收到的所述超声波来提取所述检查中的检体的特征量;

数据选择步骤,数据选择部从包含由所述运算部提取出的所述特征量和在提取所述特征量时使用的参数的数据集与所述检体的识别信息相关联而得到且是对与所述检查中的检体具有相同的所述识别信息的检体过去实施的检查的所述检查数据中选择满足规定的条件的检查数据;以及

执行控制步骤,使所述运算部对通过所述数据选择步骤选择出的所述检查数据中包含的所述特征量和通过所述运算步骤提取出的关于所述检查中的检体的所述特征量中的一方的特征量,使用在提取出另一方的特征量时使用的参数来进行再次提取。

20. 一种计算机可读存储介质,其上存储有超声波观测装置的动作程序,该超声波观测装置通过超声波探头来向检查中的检体发送超声波并且接收由所述检查中的检体反射的超声波,基于接收到的超声波来生成图像,其特征在于,该超声波观测装置的动作程序被处理器执行时用于使超声波观测装置执行以下步骤,所述步骤包括:

运算步骤,运算部基于接收到的所述超声波来提取所述检查中的检体的特征量;

数据选择步骤,数据选择部从包含由所述运算部提取出的所述特征量和在提取所述特征量时使用的参数的数据集与所述检体的识别信息相关联而得到且是对与所述检查中的检体具有相同的所述识别信息的检体过去实施的检查的所述检查数据中选择满足规定的条件的检查数据;以及

执行控制步骤,使所述运算部对通过所述数据选择步骤选择出的所述检查数据中包含的所述特征量和通过所述运算步骤提取出的关于所述检查中的检体的所述特征量中的一方的特征量,使用在提取出另一方的特征量时使用的参数来进行再次提取。

超声波观测装置以及超声波观测装置的动作方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种使用超声波来观测检体的组织的超声波观测装置、超声波观测装置的动作方法以及超声波观测装置的动作程序。

背景技术

[0002] 以往,已知一种利用过去实施的检查的结果来进行诊断的技术。例如,在专利文献1中公开了一种能够采用以下显示方式的医用图像显示系统:将过去的附加信息重叠在作为诊断对象的摄影图像上进行显示的显示方式、或者将过去拍摄到的摄影图像和与该摄影图像相关联的附加信息重叠地显示于显示单元之后仅将摄影图像替换为最新的摄影图像来进行显示的显示方式。

[0003] 另外,在专利文献2中公开了以下一种诊断辅助装置:根据针对同一患者获取到的摄影时期不同的多个医用图像来检测同一肿瘤的特征参数的随时间的变化,基于该随时间的变化来校正肿瘤的良性或者恶性的判别结果。

[0004] 专利文献1:日本特开2008-6169号公报

[0005] 专利文献2:日本特开2005-323629号公报

发明内容

[0006] 发明要解决的问题

[0007] 然而,在上述专利文献1中,仅使根据患者信息提取出的过去的摄影图像的附加信息重叠在进行画面显示的图像上来进行显示,因此操作者无法直接掌握观测中的部位的随时间的变化。

[0008] 另外,在上述专利文献2中,从已经获取到的多个图像分别提取特定的部位,并分别计算该特定的部位的特征参数,因此操作者在检查的过程中无法直接掌握观测中的部位的随时间的变化。

[0009] 本发明是鉴于上述情况而完成的,其目的在于提供一种用户能够直接掌握观测中的部位的随时间的变化的超声波观测装置、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的特征在于,具备:运算部,其提取上述接收到的超声波的特征量;图像处理部,其基于上述接收到的超声波来生成图像数据;位置信息获取单元,其获取表示上述超声波探头相对于作为检查对象的患者的相对位置的相对位置信息;存储部,其将多个数据集与上述患者的识别信息相关联地进行存储,各数据集包含观测点的位置信息、关于该观测点的由上述运算部提取出的上述特征量、关于该观测点的由上述图像处理部生成的图像数据以及在提取上述特征量时在生成上述图像数据时分别使用的参数;数据选择部,其根据由上述位置信息获取单元获取到的上述相对位置信息来检索上述多个数据集,并选择满足规定的条件的数据集;以

及执行控制部,在上述数据选择部选择出满足上述规定的条件的数据集的情况下,该执行控制部使上述运算部对由上述数据选择部选择出的数据集中包含的特征量和由上述运算部提取出的最新的特征量中的一方的特征量,使用在提取出另一方的特征量时使用的参数来进行再次提取。

[0012] 上述超声波观测装置的特征在于,上述规定的条件是,由上述数据集中包含的上述位置信息表示的上述观测点的位置离上述超声波探头相对于上述患者的相对位置最近并且位于该相对位置的规定的范围内。

[0013] 上述超声波观测装置的特征在于,还具备通知单元,在上述数据选择部选择出满足上述规定的条件的数据集时,该通知单元向外部进行表示选择出该数据集这种意思的通知。

[0014] 上述超声波观测装置的特征在于,上述通知单元是使基于由上述数据选择部选择出的数据集中包含的图像数据的图像显示于画面的显示部。

[0015] 上述超声波观测装置的特征在于,上述通知单元通过声音、通知音或者文本显示来进行上述表示选择出该数据集这种意思的通知。

[0016] 上述超声波观测装置的特征在于,还具备输入部,该输入部将与来自外部的操作相应的信号输入到上述执行控制部,上述执行控制部根据在进行了上述表示选择出该数据集这种意思的通知之后从上述输入部输入的规定的信号,来使上述运算部开始再次提取上述一方的特征量。

[0017] 上述超声波观测装置的特征在于,在上述数据选择部选择出满足上述规定的条件的数据集时,上述执行控制部使上述运算部开始再次提取上述一方的特征量。

[0018] 上述超声波观测装置的特征在于,上述图像处理部基于上述特征量来生成特征量图像数据,在再次提取出上述一方的特征量的情况下,上述图像处理部使用在生成基于上述另一方的特征量的特征量图像数据时使用的参数,来生成基于再次提取出的上述一方的特征量的特征量图像数据。

[0019] 上述超声波观测装置的特征在于,上述图像处理部还生成表示基于再次提取出的上述一方的特征量生成的第一特征量图像数据与基于上述另一方的特征量生成的第二特征量图像数据的差的差图像数据。

[0020] 上述超声波观测装置的特征在于,上述图像处理部基于上述接收到的超声波来生成B模式图像数据,在生成了上述差图像数据的情况下,上述图像处理部还生成将上述差图像数据与上述B模式图像数据进行合成而得到的合成图像数据。

[0021] 上述超声波观测装置的特征在于,上述图像处理部还生成表示如下画面的显示用的图像数据,该画面包含基于上述B模式图像数据的B模式图像和基于上述特征量图像数据的特征量图像中的至少一个图像、以及基于上述合成图像数据的合成图像。

[0022] 上述超声波观测装置的特征在于,在再次提取出上述一方的特征量的情况下,上述图像处理部还生成表示对再次提取出的上述一方的特征量与上述另一方的特征量进行对比而得到的曲线图或者表的图像数据。

[0023] 上述超声波观测装置的特征在于,上述位置信息获取单元具备:探头位置信息获取部,其获取表示上述超声波探头的位置的位置信息;患者位置信息获取部,其获取表示上述患者的位置的位置信息;以及位置信息计算部,其基于上述超声波探头的位置信息和上

述患者的位置信息来计算上述超声波探头相对于上述患者的相对位置坐标。

[0024] 上述超声波观测装置的特征在于,上述探头位置信息获取部具有:设置于上述超声波探头的第一标记;以及检测上述第一标记并输出检测信号的传感器部,上述患者位置信息获取部具有:安装于上述患者的体表的第二标记;以及拍摄上述第二标记并生成图像的光学摄像机。

[0025] 上述超声波观测装置的特征在于,上述运算部通过对上述接收到的超声波进行频谱分析来计算频谱,使用对于该频谱的近似处理的结果来提取上述特征量。

[0026] 上述超声波观测装置的特征在于,上述运算部从上述接收到的超声波中提取高次谐波信号,将该高次谐波信号的包络线的振幅作为上述特征量提取出来。

[0027] 上述超声波观测装置的特征在于,上述运算部基于上述接收到的超声波来测量上述检体的变形量,将该变形量作为上述特征量提取出来。

[0028] 本发明所涉及的超声波观测装置的动作方法是如下超声波观测装置的动作方法,该超声波观测装置通过超声波探头来向检体发送超声波并且接收由上述检体反射的超声波,基于接收到的超声波来生成图像,该超声波观测装置的动作方法的特征在于,包括以下步骤:运算步骤,运算部提取上述接收到的超声波的特征量;图像处理步骤,图像处理部基于上述接收到的超声波来生成图像数据;位置信息获取步骤,位置信息获取单元获取表示上述超声波探头相对于作为检查对象的患者的相对位置的相对位置信息;数据选择步骤,数据选择部根据在上述位置信息获取步骤中获取到的上述相对位置信息来检索多个数据集,并选择满足规定的条件的数据集,各数据集与上述患者的识别信息相关联地存储于存储部,各数据集包含观测点的位置信息、关于该观测点的由上述运算部提取出的上述特征量、关于该观测点的由上述图像处理部生成的图像数据以及在提取上述特征量时和在生成上述图像数据时分别使用的参数;以及执行控制步骤,在选择出满足上述规定的条件的数据集的情况下,执行控制部使上述运算部对所选择出的上述数据集中包含的特征量和由上述运算部提取出的最新的特征量中的一方的特征量,使用在提取出另一方的特征量时使用的参数来进行再次提取。

[0029] 本发明所涉及的超声波观测装置的动作程序是如下超声波观测装置的动作程序,该超声波观测装置通过超声波探头来向检体发送超声波并且接收由上述检体反射的超声波,基于接收到的超声波来生成图像,该超声波观测装置的动作程序用于使超声波观测装置执行以下步骤,上述步骤包括:运算步骤,运算部提取上述接收到的超声波的特征量;图像处理步骤,图像处理部基于上述接收到的超声波来生成图像数据;位置信息获取步骤,位置信息获取单元获取表示上述超声波探头相对于作为检查对象的患者的相对位置的相对位置信息;数据选择步骤,数据选择部根据在上述位置信息获取步骤中获取到的上述相对位置信息来检索多个数据集,并选择满足规定的条件的数据集,各数据集与上述患者的识别信息相关联地存储于存储部,各数据集包含观测点的位置信息、关于该观测点的由上述运算部提取出的上述特征量、关于该观测点的由上述图像处理部生成的图像数据以及在提取上述特征量时和在生成上述图像数据时分别使用的参数;以及执行控制步骤,在选择出满足上述规定的条件的数据集的情况下,执行控制部使上述运算部对所选择出的上述数据集中包含的特征量和由上述运算部提取出的最新的特征量中的一方的特征量,使用在提取出另一方的特征量时使用的参数来进行再次提取。

[0030] 发明的效果

[0031] 根据本发明,在根据超声波探头相对于患者的相对位置信息来检索存储部中存储的多个数据集并选择满足规定的条件的数据集的情况下,对由运算部提取出的最新的特征量和所选择出的数据集中包含的特征量中的某一方,使用在提取另一方的特征量时使用的参数来进行再次提取,因此能够对两个特征量进行对比,用户能够直接掌握观测中的部位的随时间的变化。

附图说明

[0032] 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。

[0033] 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结构例的示意图。

[0034] 图3是用于说明图1所示的检查数据存储部所存储的检查数据的数据结构的示意图。

[0035] 图4是表示图1所示的超声波观测装置的动作的流程图。

[0036] 图5是表示将超声波内窥镜的插入部插入到患者的体内的状态的示意图。

[0037] 图6是表示B模式图像的显示例的示意图。

[0038] 图7是表示由图1所示的特征量分析部执行的频率分析处理的流程图。

[0039] 图8是示意性地表示一个声线的数据排列的图。

[0040] 图9是表示由图1所示的特征量分析部计算出的频谱的例子的图。

[0041] 图10是用于说明由图1所示的数据选择部执行的记录数据的判定方法的示意图。

[0042] 图11是用于说明由图1所示的数据选择部执行的记录数据的判定方法的示意图。

[0043] 图12是表示包含频率特征量图像和频率特征量的显示画面的显示例的示意图。

[0044] 图13是表示在判定为存在满足条件的过去的记录数据的情况下显示的画面的例子的示意图。

[0045] 图14是表示包含B模式图像和将差图像重叠在该B模式图像上而得到的合成图像的显示画面的显示例的示意图。

[0046] 图15是表示本发明的实施方式1的变形例3所涉及的超声波观测装置的结构例的框图。

[0047] 图16是表示包含B模式图像和将差图像重叠在该B模式图像上而得到的合成图像的显示画面的其它显示例的示意图。

[0048] 图17是用于说明本发明的实施方式1的变形例7的衰减校正方法的示意图。

具体实施方式

[0049] 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。

[0050] (实施方式1)

[0051] 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体的装置。另外,图2是表示超声波观测装置1的结构例的示意图。

[0052] 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;控制部9,其进行超声波观测装置1的动作控制;以及作为位置信息获取部的传感器部10,其获取表示超声波探头2相对于患者150的相对的位置关系的相对位置信息。

[0053] 超声波探头2具有:信号变换部21,其将从发送和接收部3接收到的电脉冲信号变换为超声波脉冲(声脉冲信号)并发送,并且接收由检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,该信号变换部21包括多个超声波振子;以及标记部22,其用于探测该超声波探头2的位置。关于超声波探头2,既可以通过对多个超声波振子进行机械控制来向规定的方向发送超声波来扫描检体(也被称为机械扫描式),也可以通过对多个超声波振子进行电子控制来向规定的方向发送超声波来扫描检体(也被称为电子扫描式)。

[0054] 如图2所示,在实施方式1中说明将本发明应用于如下的超声波内窥镜11的例子,该超声波内窥镜11在被插入到患者150的体内的插入部11a的前端部设置超声波探头2,通过超声波来对患者150的体内进行观测。当然,本发明还能够应用于一般的体外式超声波探头。

[0055] 标记部22包括能够被后述的传感器部10检测出的构件。在如本实施方式1那样将超声波探头2插入到患者150的体内的情况下,作为一例,可以利用如永久磁体、由于电流流动而产生磁场的线圈那样能够从患者150的体外进行检测的磁场产生构件来形成标记部22。

[0056] 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接收回波信号。更为详细地说,发送和接收部3基于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。另外,发送和接收部3在对接收到的回波信号实施放大、滤波等处理之后,通过进行A/D变换来生成数字RF信号并输出。此外,在超声波探头2为电子扫描式的探头情况下,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。以下,将由发送和接收部3生成的数字RF信号称为声线数据。

[0057] 运算部4从由发送和接收部3输出的声线数据中提取特征量。换句话说,获取超声波回波的接收方向的检体的特征量。在本实施方式1中,作为特征量的一例,将频率特征量提取出来。更为详细地说,本实施方式1的运算部4具有:频率分析部41,其对由发送和接收部3输出的声线数据实施高速傅里叶变换(FFT)来进行频率分析,由此计算出频谱;以及特征量提取部42,其对由频率分析部41计算出的各处的频谱进行基于回归分析的近似处理以及衰减校正处理,由此提取检体的特征量,该衰减校正处理是用于削减在超声波传播时与该超声波的接收深度和频率相应地产生的衰减的贡献的处理。

[0058] 频率分析部41针对各行的声线数据,通过对包括规定的数据量的FFT数据群进行高速傅里叶变换来计算声线上的多处(数据位置)的频谱。通常,频谱根据检体的组织性状

不同而示出不同的倾向。这是由于,频谱与作为使超声波散射的散射体的检体的大小、密度、声阻抗等具有相关性。此外,在本实施方式中,“组织性状”是指例如癌、内分泌肿瘤、粘液性肿瘤、正常组织、血管等中的某一个。

[0059] 特征量提取部42通过回归分析来使用一次式(回归直线)对频谱进行近似,由此提取使进行近似得到的该一次式具有特征的衰减校正前的特征量(以下称为校正前特征量)。具体地说,首先,特征量提取部42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124也可以将频带($f_L < f < f_H$)的中心频率 $f_M = (f_L + f_H) / 2$ 的强度(也称为Mid-band fit) $c_0 = a_0 f_M + b_0$ 作为除斜率 a_0 和截距 b_0 以外的校正前特征量计算出来。

[0060] 三个特征量中的斜率 a_0 与超声波的散射体的大小具有相关性,通常认为,散射体越大则斜率具有越小的值。另外,截距 b_0 与散射体的大小、声阻抗的差、散射体的密度(浓度)等具有相关性。具体地说,认为散射体越大则截距 b_0 具有越大的值,声阻抗越大则截距 b_0 具有越大的值,散射体的密度(浓度)越大则截距 b_0 具有越大的值。中心频率 f_M 的强度(以下简称“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42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] 接着,特征量提取部42进行衰减校正处理,该衰减校正处理是用于削减在超声波传播时与该超声波的接收深度和频率相应地产生的衰减的贡献的处理。

[0062] 通常,超声波的衰减量 $A(f, z)$ 被表示为下式。

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

[0064] 在此, α 为衰减率, z 为超声波的接收深度, f 为频率。根据式(1)也可知,衰减量 $A(f, z)$ 与频率 f 成比例。关于衰减率 α 的具体值,在观察对象是生物体的情况下为0.0~1.0 (dB/cm/MHz),更为优选的是0.3~0.7 (dB/cm/MHz),根据生物体的部位来决定。例如,在观察对象为胰腺的情况下,有时决定为 $\alpha = 0.6$ (dB/cm/MHz)。此外,在本实施方式中,也可以构成为能够根据来自输入部6的输入来设定或者变更衰减率 α 的值。

[0065] 特征量提取部42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。

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

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

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

[0069] 根据式(2)、(4)还可知,超声波的接收深度 z 越大则特征量提取部42进行校正量越大的校正。另外,根据式(3),关于截距的校正是恒等变换。这是由于,截距是与频率0 (Hz) 对应的频率成分,不受衰减所影响。

[0070] 通过下式来表示与校正完成的特征量对应的直线。

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

[0072] 根据该式(5)也可知,相比于与校正前特征量对应的直线而言,与校正完成的特征量对应的直线的斜率大,并且它们的截距相同。

[0073] 此外,更为优选的是,在运算部4中设置放大校正部,该放大校正部对由发送和接收部3输出的声线数据进行放大校正,该放大校正用于使放大率与接收深度无关而为固定。

在此,在发送和接收部3中,通常进行使模拟信号波形的振幅遍及整个频带地均匀地放大的STC(Sensitivity Time Control:灵敏度时间控制)校正。在利用超声波的振幅生成B模式图像时,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,无法准确地排除伴随着超声波的传播发生的衰减的影响。为了解决该问题,考虑在生成B模式图像时输出实施了STC校正的接收信号,另一方面,在基于频谱生成图像时,进行与用于生成B模式图像的发送不同的新的发送,输出未实施STC校正的接收信号。然而,在该情况下,存在基于接收信号生成的图像数据的帧频降低的问题。因此,为了维持所生成的图像数据的帧频并且对在用于B模式图像时实施了STC校正的信号排除一次STC校正的影响,而在频率分析部41的前级进行放大率的校正。

[0074] 图像处理部5具有:B模式图像数据生成部51,其生成将声线数据的振幅变换为亮度来进行显示的B模式图像数据;特征量图像数据生成部52,其生成将从声线数据中提取出的特征量变换为亮度来进行显示的特征量图像数据;比较图像数据生成部53,其生成表示与在针对同一患者的过去的检查中存储的图像数据之间的差的差图像数据;以及显示图像数据生成部54,其使用在这些各部中生成的图像数据来创建显示用的图像数据。

[0075] B模式图像数据生成部51对数字RF信号(声线数据)进行带通滤波、对数转换、增益处理、对比度处理等使用公知技术的信号处理,并且进行与根据显示部7中的图像的显示范围决定的数据步长相应的数据的间隔剔除等,由此生成B模式图像数据。

[0076] 在本实施方式1中,特征量图像数据生成部52通过将由特征量提取部42提取出的频率特征量变换为像素值来生成特征量图像数据。根据频率分析部41计算频谱时的FFT数据群的数据量来决定在该特征量图像数据中分配给各像素的信息。具体地说,例如对与一个FFT数据群的数据量对应的像素区域分配与根据该FFT数据群计算出的频谱的特征量对应的信息。此外,在本实施方式1中,在生成特征量图像数据时使用的特征量的数量能够任意设定。

[0077] 比较图像数据生成部53计算基于在实时(最新)的观测点处提取出的特征量的特征量图像数据与由数据选择部92选择出的数据中包含的特征量图像数据(即、与最新的观测点相同或者接近的过去的观测点的特征量图像数据)之间的差,由此生成差图像数据。

[0078] 显示图像数据生成部54生成表示曲线图或者表的图像数据、使用B模式图像数据和差图像数据而得到合成图像数据,并生成用于将基于这些图像数据的画面显示于显示部7的图像数据,其中,该曲线图或者表用于对在实时(最新)的观测点处提取出的特征量与由数据选择部92选择出的数据中包含的特征量进行对比。

[0079] 使用键盘、鼠标、触摸面板等接口来实现输入部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接收用于确定患者150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B模式图像指定的图像中的区域。

[0080] 使用ROM和RAM等来实现存储部8,该ROM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、启动规定的OS的程序等,该RAM存储各处理中使用的参数、数据等。更为详细地说,存储部8具有:窗函数存储部81,其存储由频率分析部41进行频率分析处理时使用的窗函数;以及检查数据存储部82,其按进行了观测的每个观测点来存储包含频率分

析结果的检查数据。

[0081] 窗函数存储部81中存储有Hamming、Hanning、Blackman等窗函数中的至少任一个窗函数。

[0082] 图3是用于说明检查数据存储部82所存储的检查数据的数据结构的示意图。在图3中,将患者150内的脏器(食道151、胃152、肝脏153、胰腺154)与关于在该脏器内进行了超声波观测的观测点P1~P4的记录数据相关联地示出。

[0083] 如图3所示,检查数据存储部82在每次对患者150实施检查时保存用于确定患者150的患者识别信息(患者ID、患者姓名等)、用于确定检查的检查识别信息(检查ID、检查日期和时间等)以及按观测点P1~P4中的每个观测点生成的记录数据D(P1)~D(P4)。各记录数据D(P1)~D(P4)是包含观测点P1~P4的位置信息、关于观测点P1~P4的由图像处理部5生成的图像数据、关于观测点P1~P4的由运算部获取到的特征量(例如频率特征量)、获取该特征量时使用的运算参数、生成图像数据时使用的图像处理参数以及与过去的检查之间的特征量的对比结果等的数据集。其中,图像数据包含B模式图像数据、特征量图像数据以及差图像数据。另外,运算参数包含用于提取特征量的关心区域的大小和位置、衰减校正的系数、频谱的近似方法以及窗函数等。图像处理参数包含用于生成B模式图像和特征量图像的增益、对比度以及伽玛校正系数等。

[0084] 控制部9具有:关心区域设定部91,其按照从输入部6输入的关心区域的设定指示来对B模式图像设定关心区域;数据选择部92,其基于超声波探头2相对于患者150的相对位置信息来从存储部8获取满足规定的条件的信息;位置信息计算部93,其基于从传感器部10输出的信息来计算超声波探头2相对于患者150的相对位置坐标;执行控制部94,其控制运算部4的运算处理和图像处理部5的图像处理的执行;以及显示控制部95,其控制显示部7的显示动作。

[0085] 数据选择部92基于由位置信息计算部93计算出的超声波探头2的相对位置坐标来检索存储部8中存储的检查数据,由此选择在过去对与作为检查对象的患者150为同一人的患者实施的检查中获取到的、关于与最新的观测点相同或者接近的观测点的数据。

[0086] 位置信息计算部93基于从患者位置信息获取部101输出的信息来计算患者150的位置坐标,将该位置坐标作为基准位置信息存储于存储部8,并且基于从探头位置信息获取部102输出的信息来计算超声波探头2的位置坐标,进而根据基准位置信息来将超声波探头2的位置坐标变换为相对于患者150的相对位置坐标。然后,将该相对位置坐标与关于观测中的部位的数据关联起来并作为该观测点的位置信息存储于存储部8。

[0087] 传感器部10具有获取患者150的位置、姿势的患者位置信息获取部101和获取超声波探头2的位置、姿势的探头位置信息获取部102。

[0088] 如图2所示,患者位置信息获取部101例如包括两台光学摄像机101a和安装于患者150的体表的基准标记101b。作为基准标记101b,例如使用以醒目的颜色进行了涂抹的彩色球、彩色圆盘等在由光学摄像机101a拍到的图像内能够容易地被检测出的物体。基准标记101b配置在患者150的体表的规定的至少三处。两台光学摄像机101a配置在能够使这些基准标记101b进入各视野内且能够从互不相同的方向拍摄这些基准标记101b的位置。

[0089] 各光学摄像机101a输出通过拍摄基准标记101b而生成的图像数据。与此相应,位置信息计算部93根据拍到基准标记101b的两个图像中的每个图像来检测基准标记101b的

位置,利用公知的立体视觉的方法来测定各基准标记101b的位置。将由此得到的至少三个基准标记101b的位置信息作为该检查中的患者150的位置信息(基准位置信息)存储于存储部8。

[0090] 此外,患者位置信息获取部101的结构并不限于包括上述光学摄像机101a和基准标记101b的结构。例如,也可以利用包括磁体的至少三个基准标记和在互不相同的位置处检测从这些基准标记产生的磁场的多个磁传感器来构成患者位置信息获取部101。

[0091] 探头位置信息获取部102与设置于超声波探头2的标记部22相应地构成。例如在标记部22包括永久磁体、线圈的情况下,探头位置信息获取部102包括多个磁传感器。在该情况下,探头位置信息获取部102检测从标记部22产生的磁场,并输出表示该磁场的强度的检测信号。与此相应,位置信息计算部93计算标记部22的位置坐标。并且,位置信息计算部93根据基准位置信息将标记部22的位置坐标变换为相对位置坐标,并作为该时间点的超声波探头2的相对位置信息而输出。

[0092] 这种传感器部10和位置信息计算部93构成相对位置信息获取单元,该相对位置信息获取单元获取表示超声波探头2相对于患者150的相对位置的相对位置信息。

[0093] 使用计算机1a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和传感器部10以外的结构要素,该计算机1a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读出由存储部8存储、保存的信息和包含上述超声波观测装置1的动作程序的各种程序,来执行与本实施方式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。

[0094] 此外,本实施方式1所涉及的超声波观测装置的动作程序还能够记录在硬盘、快闪存储器、CD-ROM、DVD-ROM、软盘等计算机可读的记录介质中而广泛地流通。

[0095] 接着,对超声波观测装置1的动作进行说明。图4是表示超声波观测装置1的动作的流程图。

[0096] 首先,在步骤S10中,超声波观测装置1获取表示患者150的位置的基准位置信息。即,如图2所示,利用两个光学摄像机101a来拍摄至少三个基准标记101b,根据由此获得的图像来测定基准标记101b的位置,将该测定结果设为基准位置信息。通过将基准标记101b的数量设为至少三个,能够将经过患者150的体表的规定的平面设定为基准面。

[0097] 在接下来的步骤S11中,超声波观测装置1获取包含患者ID、患者姓名、出生年月日、性别等的患者识别信息。超声波观测装置1按照对输入部6进行的输入操作来获取这些患者识别信息。具体地说,能够按照对键盘进行的文本输入、规定的鼠标操作来获取患者识别信息。或者,也可以通过利用条形码读取器读取患者的病历中记载的条形码来获取患者识别信息。并且,还可以经由网络服务器来获取患者识别信息。之后,如图5所示那样将超声波内窥镜11的插入部11a插入到患者150内。

[0098] 在步骤S12中,当从输入部6输入解除定格的指示信号时(步骤S12:“是”),超声波观测装置1开始测定超声波探头2的位置信息(步骤S13)。即,探头位置信息获取部102按照控制部9的控制开始进行动作,与此相应,位置信息计算部93获取从探头位置信息获取部102输出的检测信号并计算标记部22的位置坐标,并且根据基准位置信息来计算超声波探头2相对于患者150的相对位置信息。

[0099] 另一方面,在没有输入解除定格的指示信号的情况下(步骤S12:“否”),超声波观

测装置1结束动作。

[0100] 在步骤S13之后的步骤S14中,超声波观测装置1通过超声波探头2来进行新的检体的测定。即,从超声波探头2向检体发送超声波脉冲并且接收由该检体反射的超声波回波,将该超声波回波变换为电信号进而变换为数字信号,由此获取声线数据。

[0101] 在接下来的步骤S15中,B模式图像数据生成部51根据在步骤S14中获取到的声线数据来生成B模式图像数据。B模式图像是使作为将RGB色系用作颜色空间的情况下的变量的R(红色)、G(绿色)、B(蓝色)的值一致而得到的灰度图像。

[0102] 此时,在未设定关心区域的情况下(步骤S16:“否”),控制部9进行根据由B模式图像数据生成部51生成的B模式图像数据来使B模式图像显示于显示部7的控制(步骤S17)。图6是表示B模式图像的显示例的示意图。图6所示的显示画面200包括显示ID、姓名、性别等患者识别信息的信息显示区域201和图像显示区域202。在该图像显示区域202中显示基于由超声波探头2接收到的超声波回波的B模式图像203。

[0103] 之后,在从输入部6输入了记录数据的指示信号的情况下(步骤S18:“是”),控制部9将此时的超声波探头2的相对位置信息作为观测点的位置信息,与B模式图像数据及生成该B模式图像时使用的图像处理参数一起作为一个数据集存储于检查数据存储部82(步骤S19)。之后,超声波观测装置1的动作转移到步骤S20。另一方面,在未输入记录数据的指示信号的情况下(步骤S18:“否”),超声波观测装置1的动作直接转移到步骤S20。

[0104] 在步骤S20中,当利用输入部6输入了结束动作的指示时(步骤S20:“是”),超声波观测装置1结束动作。与此相对,当没有利用输入部6输入结束动作的指示时(步骤S20:“否”),超声波观测装置1的动作返回到步骤S13。

[0105] 另一方面,在步骤S16中经由输入部6设定了关心区域的情况下(步骤S16:“是”),运算部4对在步骤S14中获取到的声线数据进行特征量分析(步骤S21)。在本实施方式1中,作为特征量分析的一例,频率分析部41进行基于FFT运算的频率分析来计算频谱。此外,在频率分析中,也能够将图像的整个区域设定为关心区域。

[0106] 图7是表示特征量分析处理(频率分析处理)的流程图。

[0107] 首先,频率分析部41将用于识别作为分析对象的声线的计数 k 设为 k_0 (步骤S211)。

[0108] 接着,频率分析部41对代表用于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) $Z^{(k)}$ 的初始值 $Z^{(k)}_0$ 进行设定(步骤S212)。图8是示意性地表示一个声线的数据排列的图。在该图所示的声线 SR_k 中,白色或者黑色的长方形意味着一个数据。以与由发送和接收部3进行的A/D变换中的采样频率(例如50MHz)对应的时间间隔使声线 SR_k 离散化。在图8中,示出了将声线 SR_k 的第一个数据位置设定为初始值 $Z^{(k)}_0$ 的情况,但是能够任意地设定初始值的位置。

[0109] 之后,频率分析部41获取数据位置 $Z^{(k)}$ 的FFT数据群(步骤S213),使窗函数存储部81所存储的窗函数作用于获取到的FFT数据群(步骤S214)。通过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。

[0110] 接着,频率分析部41判定数据位置 $Z^{(k)}$ 的FFT数据群是否为正常的数据群(步骤S215)。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 $Z^{(k)}$ 在FFT数据群中位于从前方起第 2^{n-1} 个位置处。换句话说,FFT数据群正常是指在数据位置 $Z^{(k)}$ 的前方存在 $2^{n-1}-1$ (设为 $=N$)个数据,在数据

位置 $Z^{(k)}$ 的后方存在 2^{n-1} (设为 $=M$) 个数据。在图8所示的情况下,FFT数据群 F_2 、 F_3 均正常。此外,在图8中例示了 $n=4$ ($N=7$ 、 $M=8$) 的情况。

[0111] 在步骤S215中的判定结果为数据位置 $Z^{(k)}$ 的FFT数据群正常的情况下(步骤S215:“是”),频率分析部41转移到后述的步骤S217。

[0112] 在步骤S215中的判定结果为数据位置 $Z^{(k)}$ 的FFT数据群不正常的情况下(步骤S215:“否”),频率分析部41对不足部分插入零数据,由此来生成正常的FFT数据群(步骤S216)。在追加零数据之前使窗函数作用于在步骤S215中被判定为不正常的FFT数据群。因此,即使对FFT数据群插入零数据也不会发生数据的不连续。在步骤S216之后,频率分析部41转移到后述的步骤S217。

[0113] 在步骤S217中,频率分析部41通过使用FFT数据群进行FFT运算来获得由复数构成的频谱(步骤S217)。其结果,例如能够获得如图9所示的谱 C_1 。

[0114] 接着,频率分析部41使数据位置 $Z^{(k)}$ 以步长 D 发生变化(步骤S218)。设步长 D 预先存储于存储部8。在图8中例示了 $D=15$ 的情况。期望使步长 D 与在由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,但在想要削减频率分析部41的运算量的情况下,也可以设定比该数据步长大的值。

[0115] 之后,频率分析部41判定数据位置 $Z^{(k)}$ 是否大于声线 SR_k 的最大值 $Z^{(k)}_{\max}$ (步骤S219)。在数据位置 $Z^{(k)}$ 大于最大值 $Z^{(k)}_{\max}$ 的情况下(步骤S219:“是”),频率分析部41使计数 k 增加1(步骤S220)。另一方面,在数据位置 $Z^{(k)}$ 为最大值 $Z^{(k)}_{\max}$ 以下的情况下(步骤S219:“否”),频率分析部41返回到步骤S213。通过这样,频率分析部41针对声线 SR_k ,对 $\lfloor (Z^{(k)}_{\max} - Z^{(k)_0}) / D \rfloor + 1$ 个FFT数据群进行FFT运算。在此, $\lfloor X \rfloor$ 表示不超过 X 的最大的整数。

[0116] 在步骤S220之后,频率分析部41判定计数 k 是否大于最大值 $k_{\max}$ (步骤S221)。在计数 k 大于 $k_{\max}$ 的情况下(步骤S221:“是”),频率分析部41结束一系列的FFT运算。另一方面,在计数 k 为 $k_{\max}$ 以下的情况下(步骤S221:“否”),频率分析部41返回到步骤S212。

[0117] 通过这样,频率分析部41对 $(k_{\max} - k_0 + 1)$ 个声线分别进行多次FFT运算。

[0118] 此外,在此,预先由输入部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41对接收到超声波信号的所有区域进行频率分析处理。

[0119] 在步骤S21之后的步骤S22中,运算部4基于特征量分析的结果来从声线数据中提取特征量。在本实施方式1中,特征量提取部42对由频率分析部41计算出的 P 个频谱进行回归分析,并且通过进行衰减校正来提取特征量。具体地说,特征量提取部42通过回归分析来计算对频带为 $f_{\text{LOW}} < f < f_{\text{HIGH}}$ 的频谱进行近似的一次式,由此计算三个校正前特征量 a_0 、 b_0 、 c_0 。图9所示的直线 L_1 是通过该处理获得的校正前的回归直线。

[0120] 进一步地,特征量提取部42通过将数据位置 $Z^{(k)}$ 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 、强度 c 。图9所示的直线 L_1' 是在该步骤S22中获得的回归直线。

[0121] 在接下来的步骤S23中,图像处理部5根据在步骤S22中提取出的特征量来生成特征量图像数据。在本实施方式1中,特征量图像数据生成部52根据在步骤S22中提取出的频率特征量来生成特征量图像数据。具体地说,特征量图像数据是将截距 b 均等地分配给对B模式图像设定的关心区域ROI内的各像素的R(红色)、G(绿色)、B(蓝色)而得到的灰度的图

像数据。或者,也可以通过对关心区域ROI内的各像素的R(红色)、G(绿色)、B(蓝色)分别分配斜率a、截距b、强度c来生成彩色的特征量图像数据。或者,还可以通过使对关心区域ROI内的各像素的R(红色)、G(绿色)、B(蓝色)分别分配斜率a、截距b、强度c而得到的彩色的图像数据与B模式图像数据以规定的比率进行混合来生成特征量图像数据。

[0122] 在步骤S24中,数据选择部92判定在检查数据存储部82中是否存储有满足以下条件的记录数据。首先,数据选择部92根据患者识别信息来检索过去对与检查中的患者150为同一人的患者实施的检查的检查数据。此时,在过去对该患者150实施了多次检查的情况下,选择日期最近的检查。

[0123] 接着,数据选择部92根据当前的超声波探头2的相对位置信息,参照所选择出的检查数据中包含的各记录数据的位置信息来选择位置信息与当前的超声波探头2的相对位置信息最近的记录数据。例如,在如图3所示那样在过去的检查数据中保存有关于观测点P1~P4的记录数据D(P1)~D(P4)的情况下,如图5所示,当超声波探头2位于食道151的上部时,观测点P1的位置相对于该超声波探头2最近,因此选择记录数据D(P1)。

[0124] 并且,数据选择部92判定超声波探头2是否包含在所选择出的记录数据的显示判定范围内。显示判定范围是指距观测点的距离在规定的范围内的区域,对已进行了数据的记录各观测点设定显示判定范围。例如,如图10和图11所示,对观测点P1~P4分别设定显示判定范围R1~R4。

[0125] 在此,在图10所示的位置存在超声波探头2的情况下,离超声波探头2最近的观测点是观测点P3。然而,此时,超声波探头2不包含在观测点P3的显示判定范围R3内。在该情况下,数据选择部92判定为不存在满足条件的记录数据(步骤S24:“否”)。

[0126] 另一方面,在图11所示的位置存在超声波探头2的情况下,离超声波探头2最近的观测点是观测点P3,并且超声波探头2包含在观测点P3的显示判定范围R3内。在该情况下,数据选择部92判定为存在满足条件的记录数据(步骤S24:“是”)。

[0127] 在步骤S24中,在判定为不存在满足条件的过去的记录数据的情况下(步骤S24:“否”),超声波观测装置1在执行控制部94的控制下生成包含特征量图像和特征量的显示画面并将该显示画面显示于显示部7(步骤S25)。具体地说,显示图像数据生成部54生成包含基于在步骤S23中生成的特征量图像数据的频率特征图像和在步骤S22中提取出的频率特征量的显示画面的图像数据,控制部9使基于该图像数据的显示画面显示于显示部7。

[0128] 图12是表示在步骤S25中显示的显示画面的例子的示意图。图12所示的显示画面210包含信息显示区域211、第一图像显示区域212以及第二图像显示区域213,其中,在该信息显示区域211中显示ID、姓名、性别等患者识别信息、与提取出的频率特征量有关的信息、增益、对比度等超声波画质信息等。除了特征量(斜率a、截距b、强度c)以外,还能够将位于关心区域的内部的多个FFT数据群的频谱的特征量的平均、标准偏差用作与特征量有关的信息来进行显示。

[0129] 另外,在第一图像显示区域212中显示基于在步骤S15中生成的B模式图像数据的B模式图像203。另一方面,在第二图像显示区域213中显示基于在步骤S23中生成的特征量图像数据的频率特征量图像214。通过这样并排地显示B模式图像203和频率特征量图像214,操作者能够准确地掌握关心区域的组织性状。

[0130] 此外,在步骤S25中,并非必须并排地显示B模式图像203和频率特征量图像214,例

如也可以仅单独地显示频率特征量图像214。

[0131] 另外,在之后的步骤S18中,在输入了记录数据的指示信号的情况下(步骤S18:“是”),使超声波探头2的相对位置信息(即观测点的位置信息)、B模式图像数据、特征量图像数据、频率特征量、特征量分析中使用的运算参数以及生成B模式图像数据和特征量图像数据时分别使用的图像处理参数作为一个数据集而存储于检查数据存储部82(步骤S19)。接下来的步骤S20与上述相同。

[0132] 另一方面,在步骤S24中判定为存在满足条件的过去的记录数据的情况下(步骤S24:“是”),超声波观测装置1在执行控制部94的控制下选择并获取该过去的记录数据,并将包含基于记录数据中包含的B模式图像数据的过去的B模式图像和实时地观测中的B模式图像的画面显示于显示部7(步骤S26)。能够通过这样的画面显示来向操作者进行表示存在满足条件的过去的记录数据这种意思的通知,操作者能够识别在当前的观测点的附近存在能够与过去的数据进行对比的观测点。即,在本实施方式1中,显示部7还作为向操作者进行表示选择出满足条件的过去的记录数据这种意思的通知的通知单元而发挥功能。

[0133] 图13是表示步骤S26中的画面的显示例的示意图。在图13所示的显示画面220中,在信息显示区域211中,除了显示ID、姓名、性别等患者识别信息以外,还显示用于确定获取到满足条件的过去的记录数据的检查的信息(检查日等)。

[0134] 另外,在第一图像显示区域212中显示基于所选择出的过去的记录数据中包含的B模式图像数据的B模式图像222。另一方面,在第二图像显示区域213中显示基于在步骤S15中生成的B模式图像数据的实时的B模式图像203。此时,也可以是,图像处理部5从过去的记录数据中获取图像处理参数(增益、对比度、伽玛校正系数等),使用这些图像处理参数来重新生成实时的B模式图像。

[0135] 操作者参照显示画面220中显示的过去的B模式图像222来调整超声波探头2的位置,由此使实时地被拍进观测中的B模式图像203的检体与被拍进了去的B模式图像222的检体对准。由此,能够准确地对过去的B模式图像222和实时的B模式图像203进行对比。

[0136] 在步骤S27中,执行控制部94判定是否从输入部6输入了使图像定格的指示信号。在没有输入使图像定格的指示信号的情况下(步骤S27:“否”),超声波观测装置1的动作转移到步骤S18。

[0137] 另一方面,在输入了使图像定格的指示信号的情况下(步骤S27:“是”),执行控制部94将该指示信号作为触发,来从选择出的过去的检查数据中获取运算参数和图像处理参数(步骤S28),使用这些参数在运算部4和图像处理部5中对在步骤S14中获取到的声线数据再次执行处理(步骤S29~S31)。

[0138] 具体地说,在步骤S29中,频率分析部41使用在步骤S28中获取到的运算参数对在步骤S14中获取到的声线数据再次执行特征量分析。此外,特征量分析处理的详细内容与步骤S21相同。

[0139] 另外,在步骤S30中,特征量提取部42基于通过再次执行特征量分析而得到的分析结果来从声线数据中再次提取特征量。此外,特征量提取处理与步骤S22相同。

[0140] 并且,在步骤S31中,图像处理部5使用在步骤S28中获取到的图像处理参数,根据在步骤S30中再次提取出的特征量来再次生成特征量图像数据。特征量图像数据的生成处理与步骤S23相同。另外,此时,图像处理部5也可以使用该图像处理参数来再次生成B模式

图像数据。

[0141] 在接下来的步骤S32中,比较图像数据生成部53从所选择出的过去的记录数据中获取过去的特征量图像数据,来生成该过去的特征量图像数据与在步骤S31中再次生成的特征量图像数据的差图像数据。该差图像数据表示该观测点的检体的从过去检查时起到本次检查时为止随时间的变化。

[0142] 在步骤S33中,显示图像数据生成部54生成将所选择出的过去的记录数据中包含的过去的特征量(在本实施方式1中为频率特征量)与在步骤S30中再次提取出的本次的特征量(同上)对比地示出的曲线图或者表的图像数据。

[0143] 在步骤S34中,超声波观测装置1生成包含基于在步骤S32中生成的差图像数据的差图像和在步骤S33中生成的曲线图或者表的显示画面,并显示于显示部7。

[0144] 图14是表示在步骤S34中生成的显示画面的显示例的示意图。在图14所示的显示画面230中,在信息显示区域211中,除了显示患者识别信息和超声波画质信息以外,还显示将在过去的检查中提取出的频率特征量与在本次检查中提取出的频率特征量对比地示出的曲线图231。此外,也可以代替曲线图231而显示用文本表示频率特征量的对比的表。

[0145] 另外,在第一图像显示区域212中显示基于在步骤S15中生成的B模式图像数据的B模式图像203。此外,在步骤S31中也再次生成了B模式图像数据的情况下,显示基于再次生成的B模式图像数据的B模式图像。另一方面,在第二图像显示区域213中显示合成图像232,该合成图像232是使该B模式图像数据与在步骤S32中生成的差图像数据以规定的比率进行混合而得到的。或者,还可以生成将对B模式图像设定的关心区域ROI内替换为差图像而得到的合成图像。操作者通过参照这种显示画面230,能够直接且准确地掌握关心区域ROI内的检体的随时间的变化。

[0146] 在之后的步骤S18中输入了记录数据的指示信号的情况下(步骤S18:“是”),使超声波探头2的相对位置信息(即观测点的位置信息)、B模式图像数据、再次生成的特征量图像数据、差图像数据、再次提取出的频率特征量、该频率特征量的对比结果(曲线图或者表)、再次执行特征量分析时使用的运算参数以及再次生成B模式图像数据和特征量图像数据时分别使用的图像处理参数作为一个数据集而存储于检查数据存储部82(步骤S19)。接下来的步骤S20与上述相同。

[0147] 如以上所说明那样,根据本实施方式1,在与在过去的检查中记录了数据的观测点相同或者接近的观测点处进行观测时,使用与进行过去的检查时相同的参数进行频率分析、特征量的提取以及图像生成,因此能够在过去的检查与本次检查之间准确地对比该观测点的检体的特征量、图像。通过显示将特征量、图像对比地示出的画面,用户能够直接掌握从过去的检查时起到本次检查时为止检体的特征量随时间发生的变化。

[0148] (变形例1)

[0149] 接着,对本实施方式1的变形例1进行说明。

[0150] 在上述实施方式1中,使用在进行过去的检查时使用过的参数对实时地获取到的声线数据进行了处理(参照步骤S29~S31)。然而,相反地,也可以使用在进行实时的处理(参照步骤S21~S23)时使用的参数来对过去的记录数据侧进行再次处理。在该情况下,也对过去的数据和本次的数据使用相同的参数进行特征量分析和图像处理,因此能够准确地对两者进行对比。

[0151] (变形例2)

[0152] 接着,对本发明的实施方式1的变形例2进行说明。

[0153] 在上述实施方式1中,将从输入部6输入的指示信号作为触发(参照步骤S27)进行了特征量分析的再次执行(参照步骤S29)~特征量图像的再次生成(参照步骤S31)。然而,也可以设为以下结构:在判定为存在满足条件的过去的记录数据的时间点(参照步骤S24),自动开始进行这些再处理。

[0154] (变形例3)

[0155] 接着,对本发明的实施方式1的变形例3进行说明。

[0156] 在上述实施方式1中,在判定为存在满足条件的过去的记录数据的情况下(参照步骤S24),通过使过去的时间点的B模式图像和实时地显示的B模式图像显示于显示部7,来向操作者进行表示存在该过去的记录数据这种意思的通知。然而,通知方法并不限于该方法,例如,也可以在显示部7中以文本形式显示“在超声波探头的附近存在已记录的过去的的数据。”这样的消息,或者使用声音来通知同样的消息,或者产生通知音等。在使用声音、通知音进行通知的情况下,如图15所示的超声波观测装置301那样,将在控制部9的控制下产生声音、通知音的扬声器302设置为通知单元即可。

[0157] 这样,在通过文本消息、声音等来进行通知的情况下,在从输入部6输入了显示过去的B模式图像的指示信号时,执行控制部94使包含过去的B模式图像和实时的B模式图像的画面(参照图13)显示于显示部7。由此,操作者能够在期望的定时参照过去的B模式图像,能够使被拍进实时的B模式图像的检体与被拍进了的B模式图像的检体对准。

[0158] (变形例4)

[0159] 接着,对本发明的实施方式1的变形例4进行说明。

[0160] 过去的记录数据中的特征量与在本次检查中计算出的特征量的对比结果、差图像的显示方式并不限于图14所示的显示画面230,能够采用各种显示方式。例如,也可以将基于过去的记录数据中的特征量的特征量图像和基于再次提取出的特征量的特征量图像并排地显示。或者,还可以将过去的记录数据中的B模式图像和使用该过去的记录数据中的图像处理参数再次生成的实时的B模式图像并排地显示。

[0161] 另外,作为其它例,也可以如图16所示那样并排地显示三个图像,图16所示的显示画面240包含将患者识别信息、超声波画质信息以及频率特征量对比地示出的曲线图231以及三个图像显示区域241~243。

[0162] 在第一图像显示区域241中显示基于在步骤S15中生成的B模式图像数据的B模式图像203。在第二图像显示区域242中显示基于在步骤S23中生成的特征量图像数据的频率特征量图像214。并且,在第三图像显示区域243中显示将差图像重叠在B模式图像上而得到的合成图像232。

[0163] (变形例5)

[0164] 接着,对本发明的实施方式1的变形例5进行说明。

[0165] 在将本发明应用于体外式的超声波探头的情况下,作为探头位置信息获取部102的结构,除了磁传感器以外,还能够应用各种结构。例如,也可以利用两台光学摄像机来构成探头位置信息获取部102,根据由超声波探头拍到的图像来检测该超声波探头的位置、姿势(相对于患者的角度等)。在该情况下,还能够利用共用的光学摄像机来构成患者位置信

息获取部101和探头位置信息获取部102。或者,也可以通过在超声波探头中设置重力传感器来检测该超声波探头的姿势。

[0166] (变形例6)

[0167] 接着,对本发明的实施方式1的变形例6进行说明。

[0168] 在图4所示的步骤S22或者S30中提取频率特征量时,也可以在进行频谱的回归分析之前进行衰减校正。

[0169] 图17是用于说明本变形例7的衰减校正方法的示意图。在步骤S21或者S29中,例如在获取到图17所示的频谱曲线图 C_2 的情况下,特征量提取部42通过对所有频率 f 进行对强度 I 施加上述式(1)的衰减量 A 的校正,来获得新的频谱曲线图 C_2' 。由此,能够获得削减了伴随超声波的传播而产生的衰减的贡献的频谱。

[0170] 之后,特征量提取部42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42通过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 f_{MID} 的强度 c 。图17所示的直线 L_2 是通过将频谱曲线图 C_2 进行特征量提取处理而获得的回归直线(截距 b_2)。

[0171] 通过这种校正方法,操作者也能够更准确地掌握由频率特征量图像表示的检体的组织性状。

[0172] (实施方式2)

[0173] 接着,对本发明的实施方式2进行说明。

[0174] 作为在图4所示的步骤S21或者S29中执行的特征量分析,除了频率分析以外,还能够应用公知的各种分析法。在本实施方式2中,说明应用对通过对比谐波回波(CHE,日语:コントラストハーモニックエコー)法得到的超声波回波进行的造影分析的情况。

[0175] CHE法是如下一种技术:向患者的体内导入微泡等造影剂,提取通过对该造影剂照射超声波而产生的高次谐波信号并使其图像化,来获取血流信息。关于CHE法的详细内容,例如请参照日本特开2010-259672号公报。

[0176] 在进行CHE法的情况下,在图4所示的步骤S21或者S29中,运算部4对从发送和接收部3输出的声线数据进行造影分析。更为详细地说,对于通过从超声波探头2连续地发送使相位错开 180° 后的两个超声波信号并分别接收这些超声波回波而生成的声线数据,运算部4通过将这些声线数据相加来生成抵消了基波成分且强调了二次谐波成分的信号。

[0177] 或者,也可以是,对于通过从超声波探头2连续地发送相位相同且振幅为 $1:n$ 的两个超声波信号并分别接收这些超声波回波而生成的声线数据,运算部4通过将其中一个声线数据变为 n 倍后从另一个声线数据减去该声线数据,来生成抵消了基波成分且强调了二次谐波成分的信号。

[0178] 或者,还可以是,运算部4对通过从超声波探头2发送一次超声波信号并接收其超声波回波而生成的声线数据实施高通滤波处理,由此提取高次谐波成分。

[0179] 另外,在该情况下,在步骤S22或者S30中,运算部4对高次谐波成分的信号实施包络线检测处理,将该包络线的振幅作为特征量提取出来。

[0180] 另外,在该情况下,在步骤S23或者S31中,特征量图像数据生成部52通过将由运算部4提取出的特征量(包络线的振幅)均等地分配给对B模式图像设定的关心区域ROI内的各像素的R(红色)、G(绿色)、B(蓝色),来生成CHE图像数据。

[0181] (实施方式3)

[0182] 接着,对本发明的实施方式3进行说明。

[0183] 作为在图4所示的步骤S21和S29中执行的特征量分析,也可以对通过超声弹性成像法得到的超声波回波进行弹性分析。超声弹性成像法也被称为组织弹性成像,是如下一种技术:使超声波探头抵接于患者的体表并进行按压,将生物体组织被压迫时产生的该生物体组织的位移(形变)的分布图像化,由此使生物体组织的硬度可视化。生物体组织越硬则越不易变形,因此位移变小,越柔软则位移越大。关于超声弹性成像法的详细内容,例如请参照日本特开2007-105400号公报。

[0184] 在进行超声弹性成像法的情况下,在图4所示的步骤S21或者S29中,运算部4对从发送和接收部3输出的声线数据进行弹性分析。更为详细地说,运算部4按帧来蓄积从发送和接收部3输出的声线数据,对最新的帧数据(一帧的声线数据)和该最新的帧数据的规定时间前的帧数据实施一维或者二维相关处理,由此测量断层图像上的各点的位移或者移动矢量(位移的方向和大小)。

[0185] 在该情况下,在步骤S22或者S30中,运算部4将断层图像上的各点的位移或者移动矢量的大小作为特征量(变形量)提取出来。

[0186] 另外,在该情况下,在步骤S23或者S31中,特征量图像数据生成部52对由运算部4提取出的断层图像上的各点的变形量实施坐标空间内的平滑处理、对比度优化处理、帧间的时间轴方向的平滑处理等图像处理。而且,通过将进行了图像处理后的变形量相应的像素值(亮度)均等地分配给对B模式图像设定的关心区域ROI内的各像素的R(红色)、G(绿色)、B(蓝色),来生成灰度的弹性图像数据。具体地说,变形量越多,则亮度越高。或者,也可以通过根据变形量改变对于各色分配像素值的分配量,来生成彩色的弹性图像数据。具体地说,对于变形量多的像素增加R(红色)的分配量,对于变形量少的像素增加B(蓝色)的分配量。

[0187] 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。

[0188] 附图标记说明

[0189] 1、301: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;10:传感器部;11:超声波内窥镜;21:信号变换部;22:标记部;41:频率分析部;42: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;53:比较图像数据生成部;54:显示图像数据生成部;81:窗函数存储部;82:检查数据存储部;91:关心区域设定部;92:数据选择部;93:位置信息计算部;94:执行控制部;95:显示控制部;101:患者位置信息获取部;102:探头位置信息获取部;150:患者;302:扬声器。

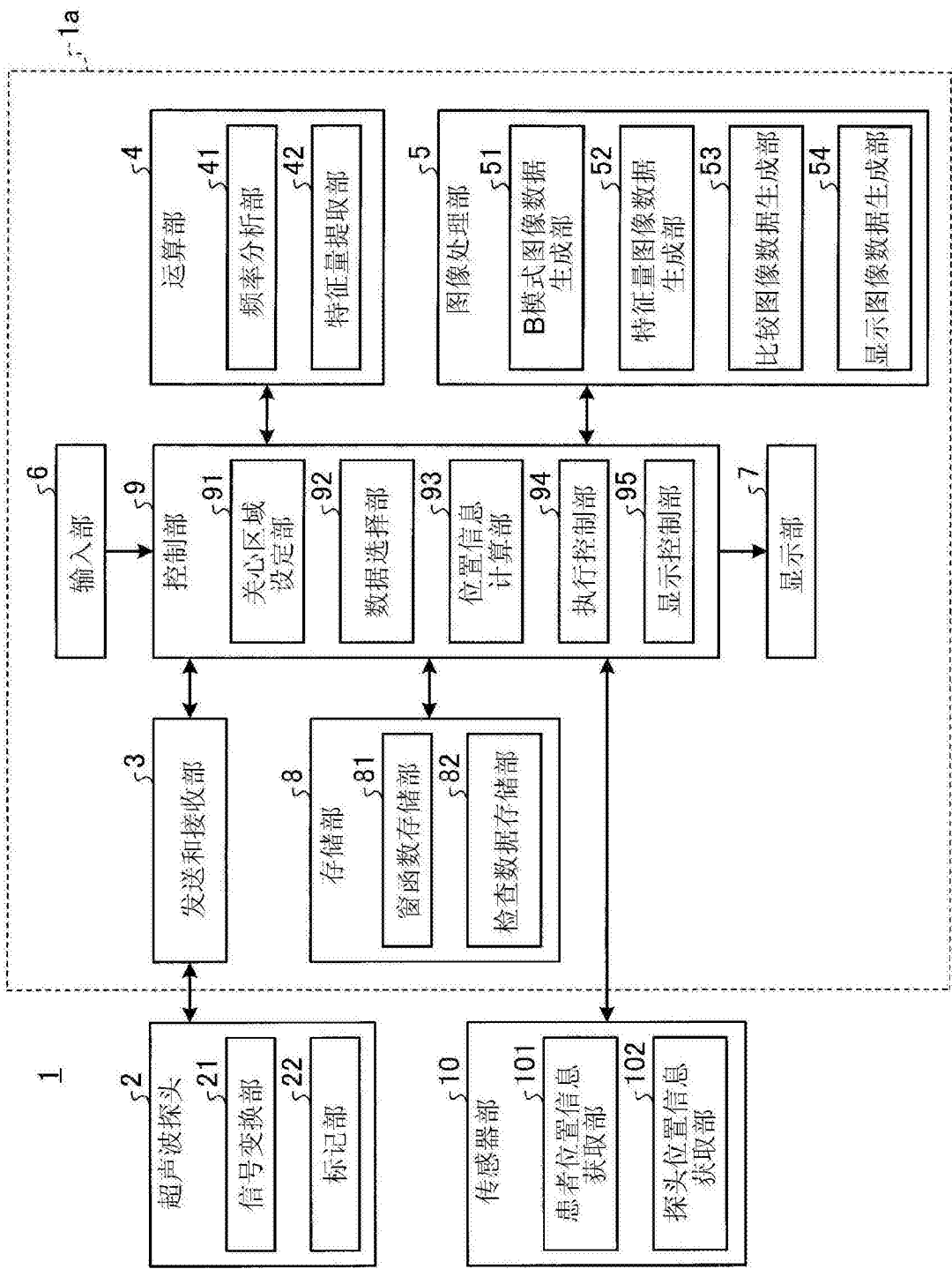


图1

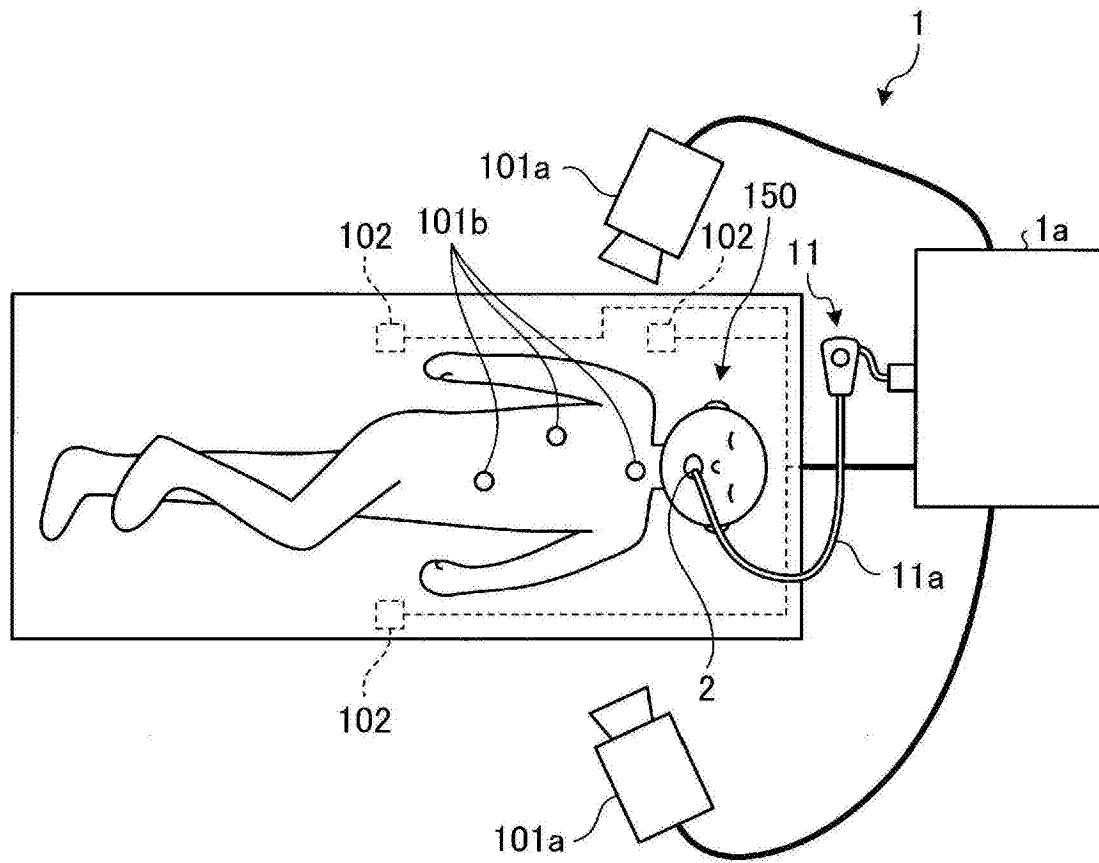


图2

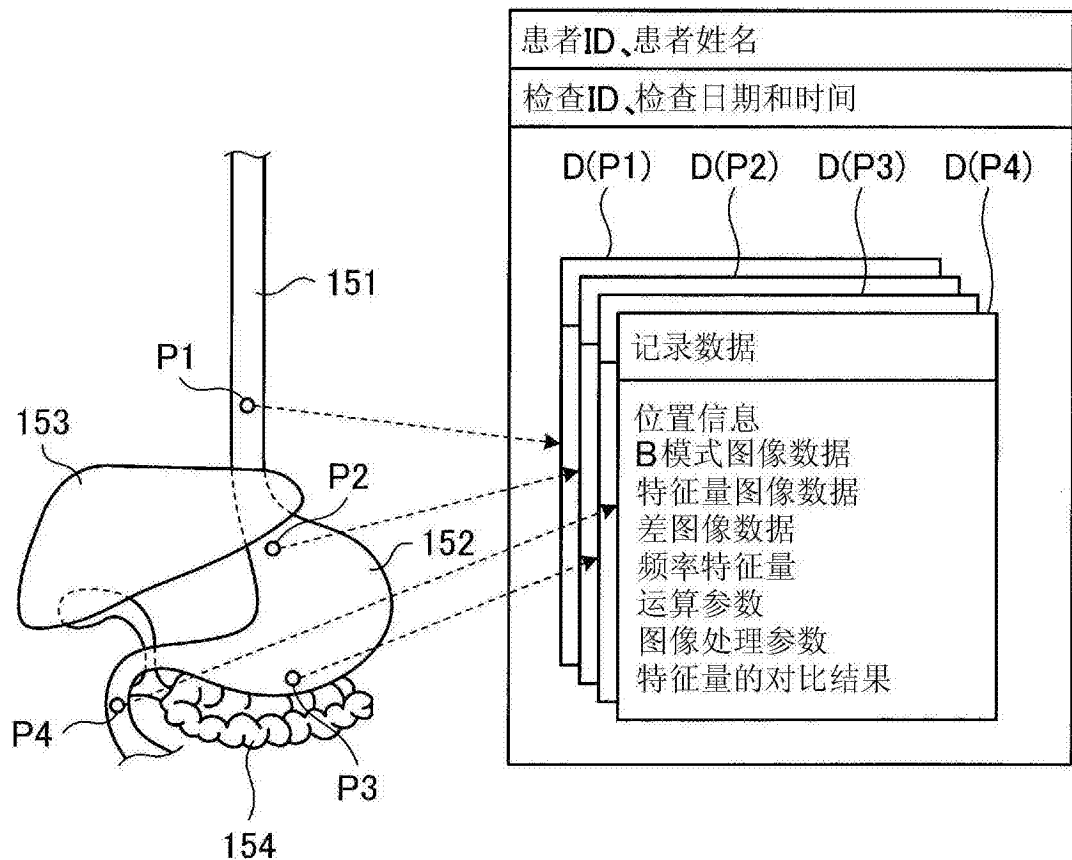


图3

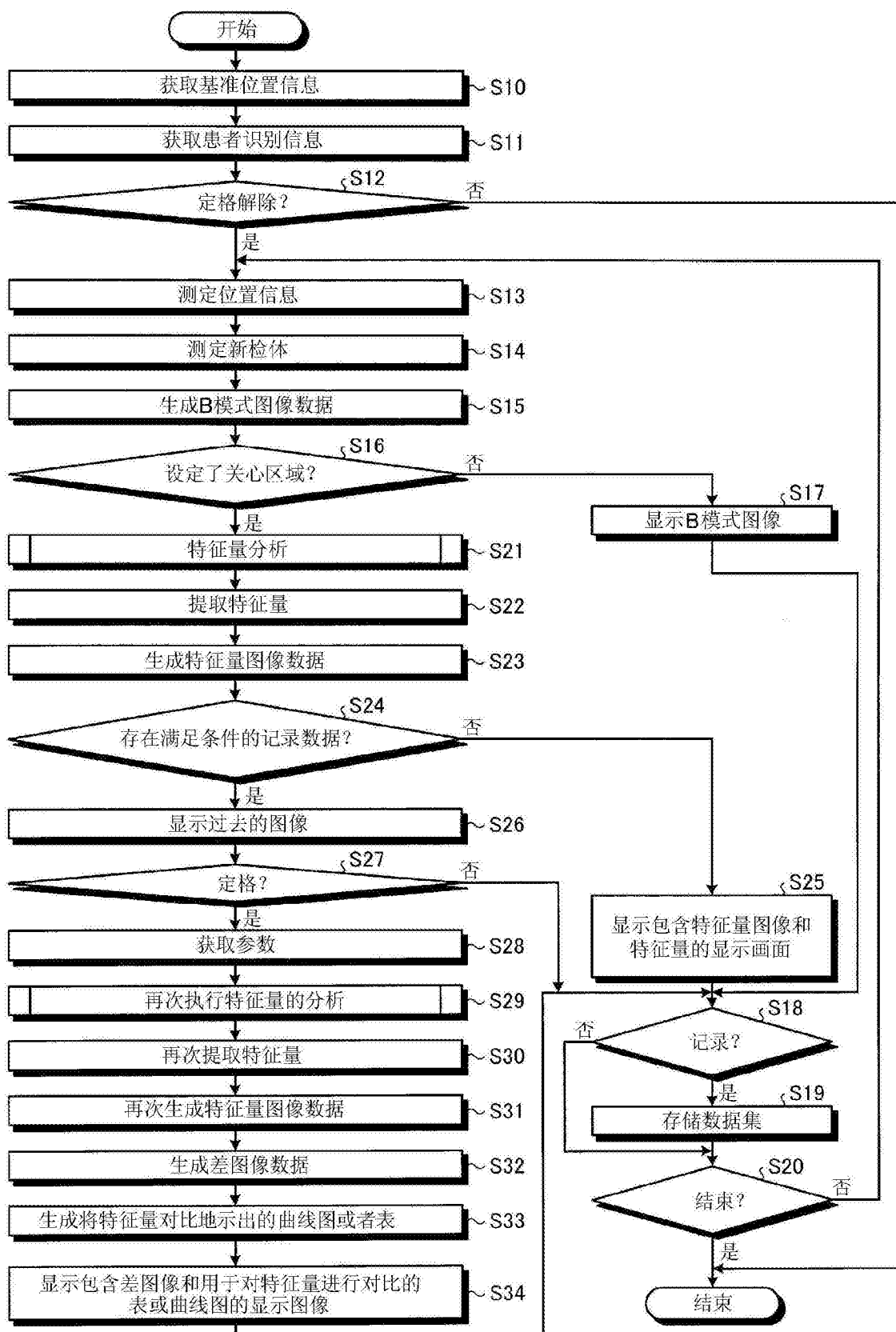


图4

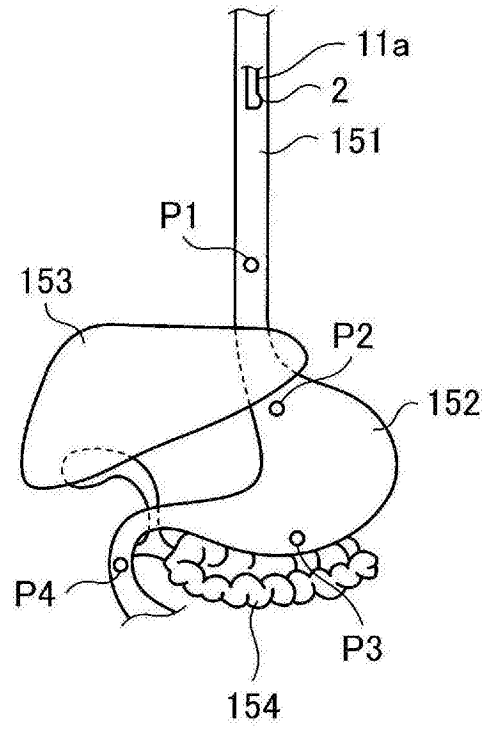


图5

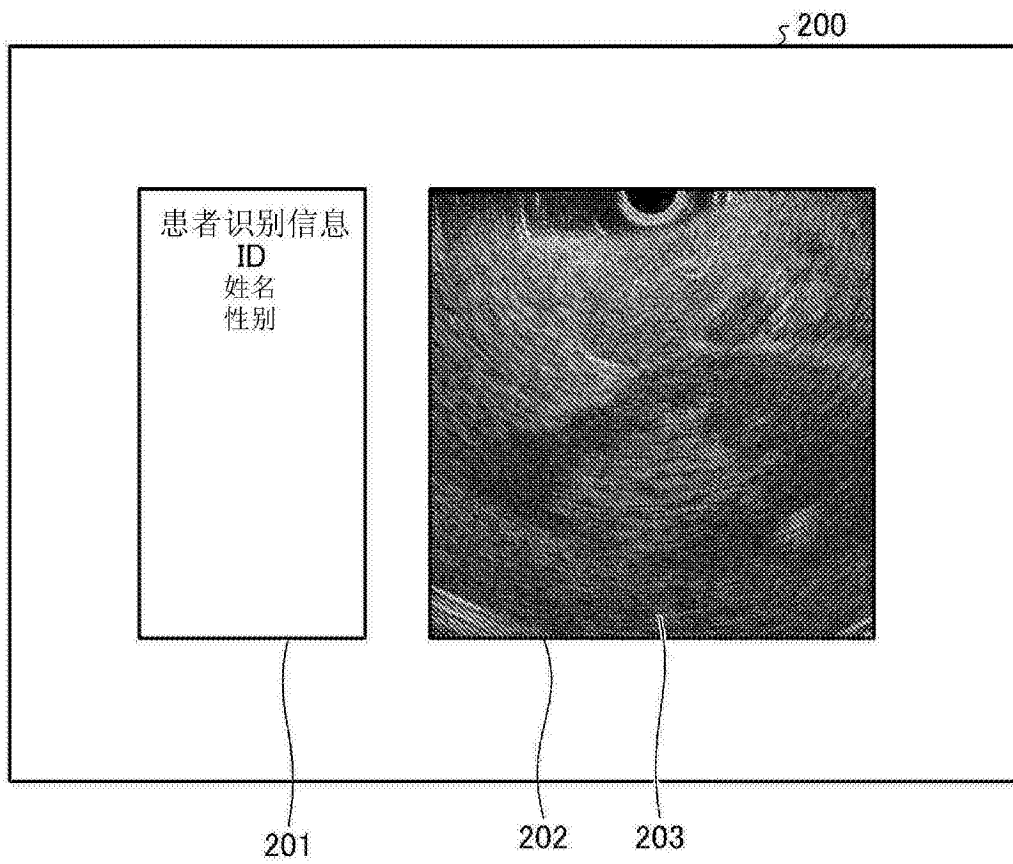


图6

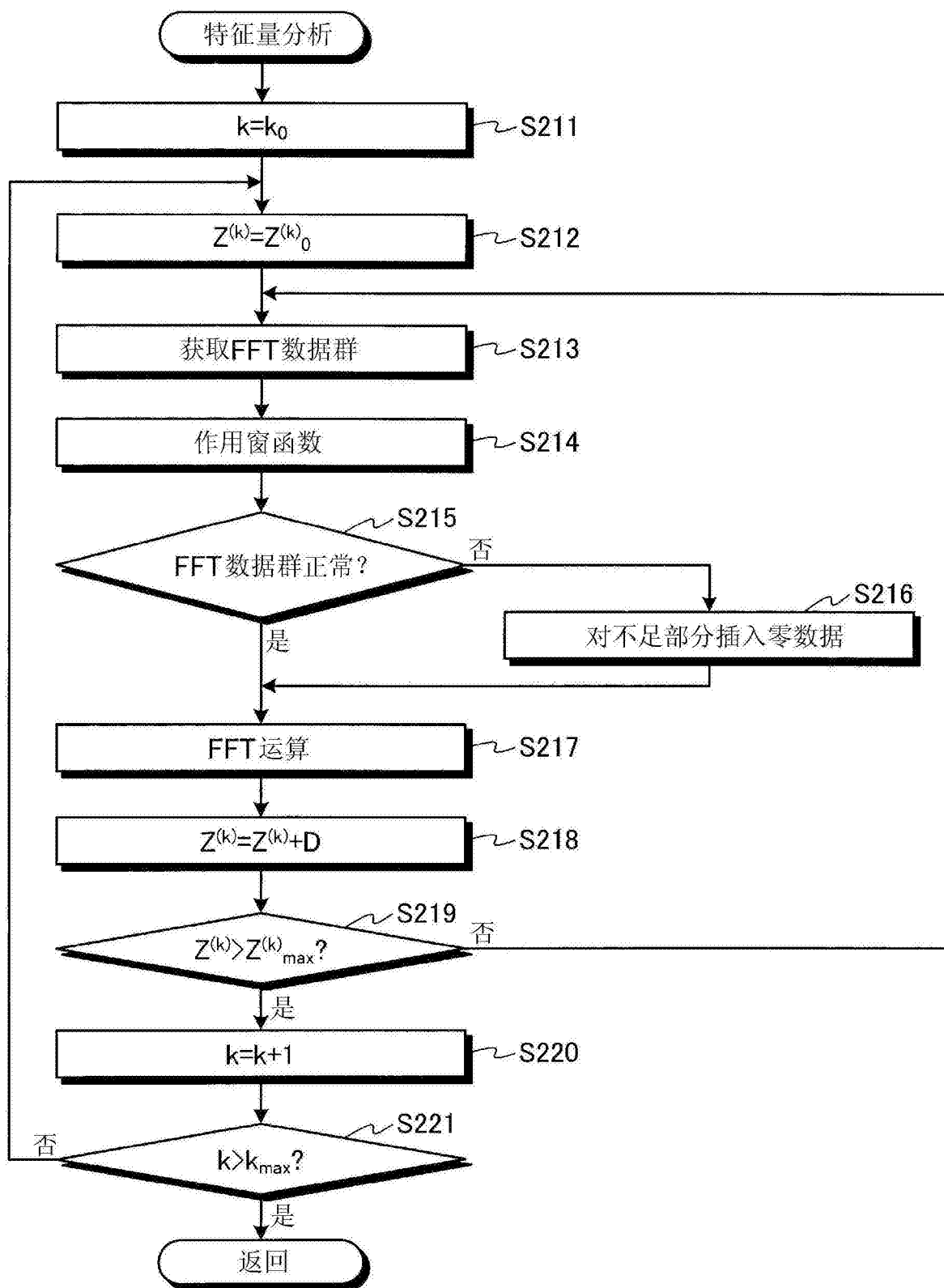


图7

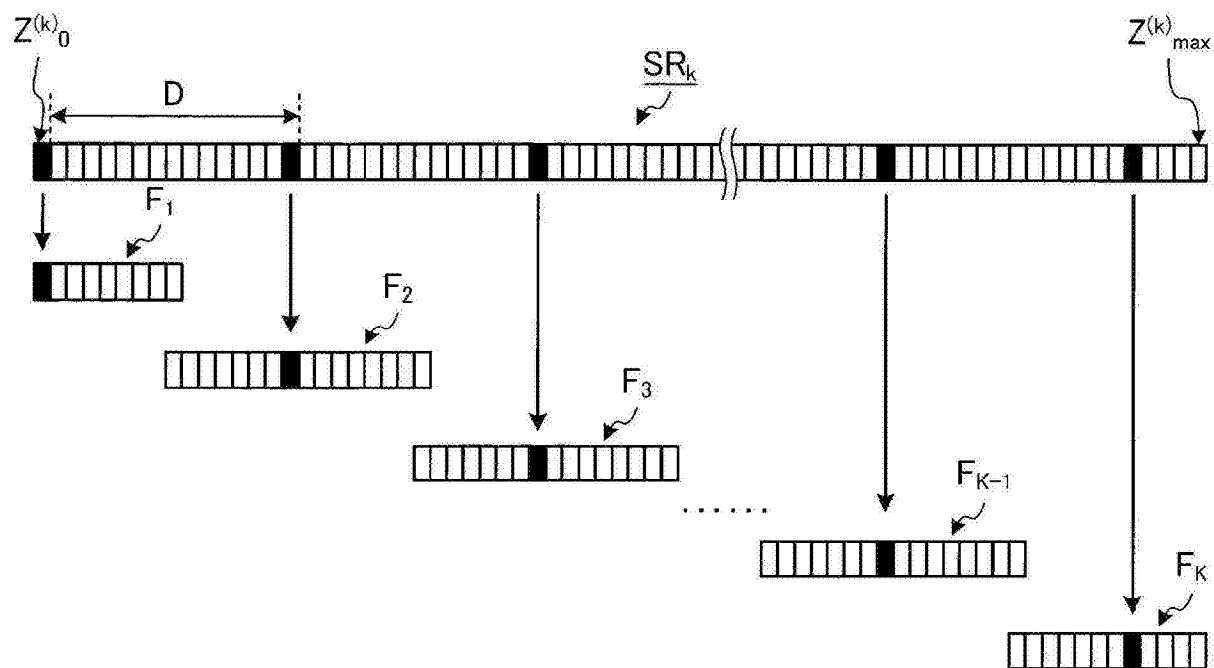


图8

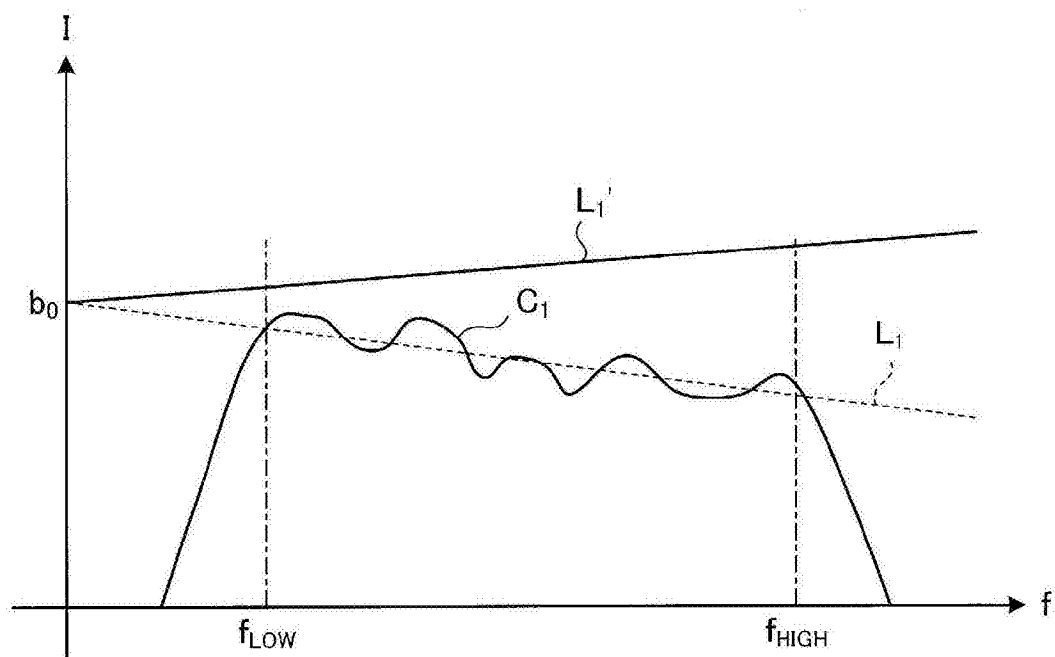


图9

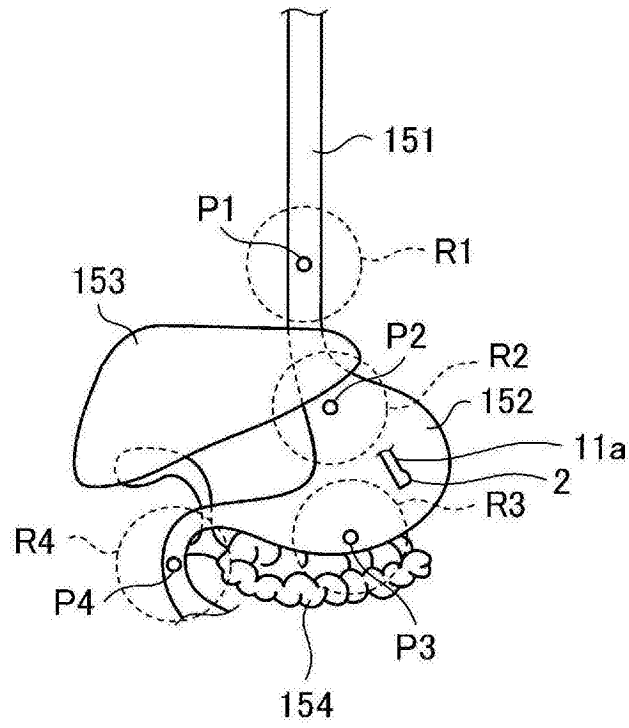


图10

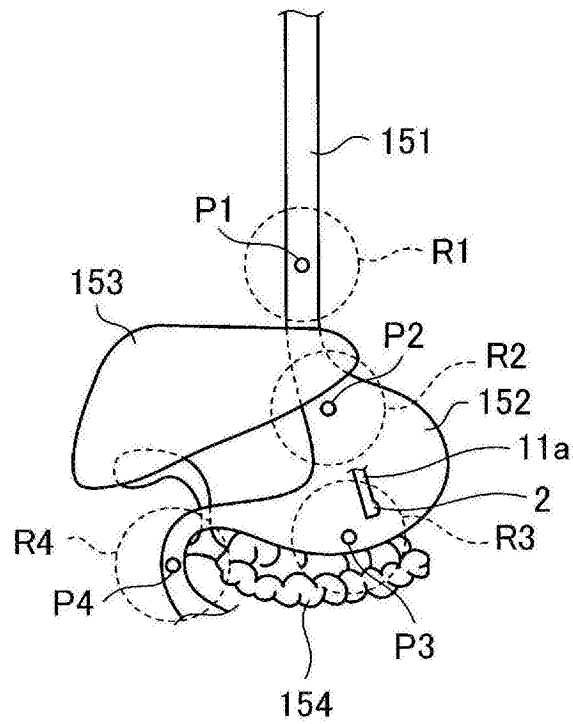


图11

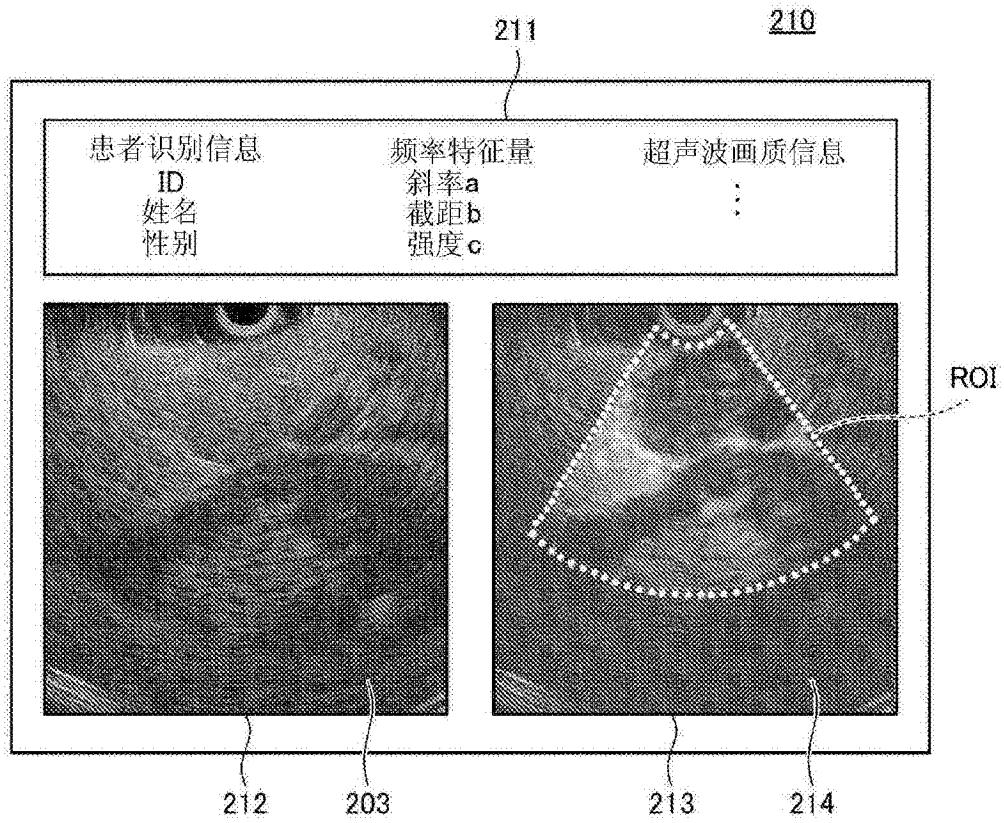


图12

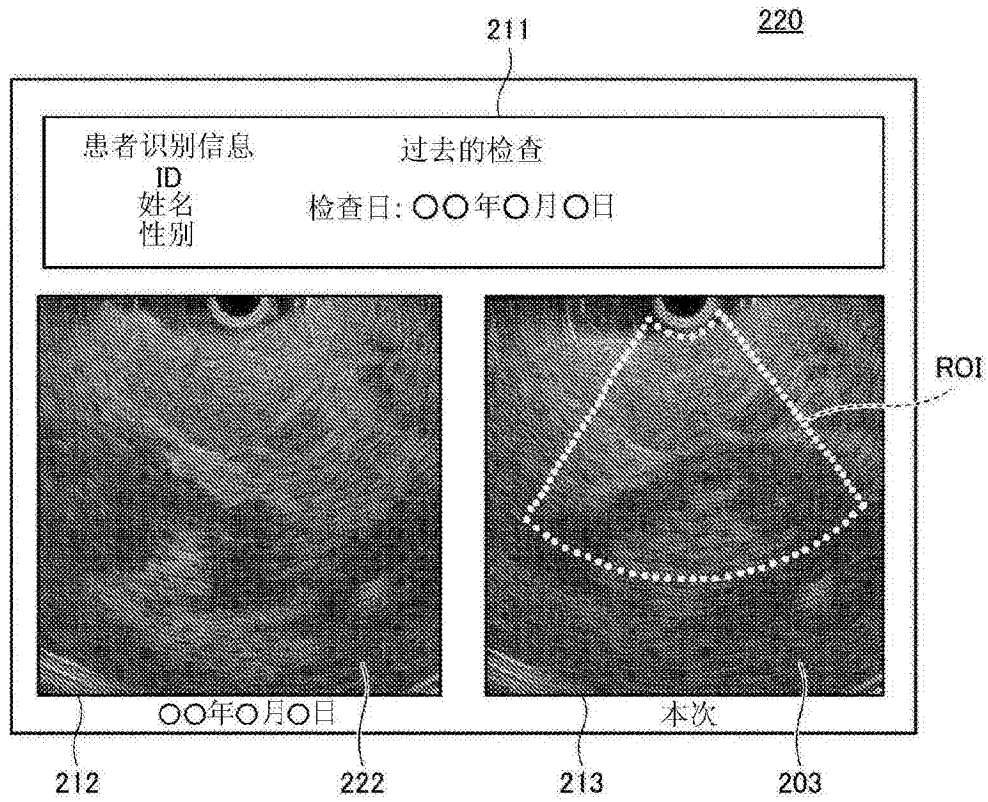


图13

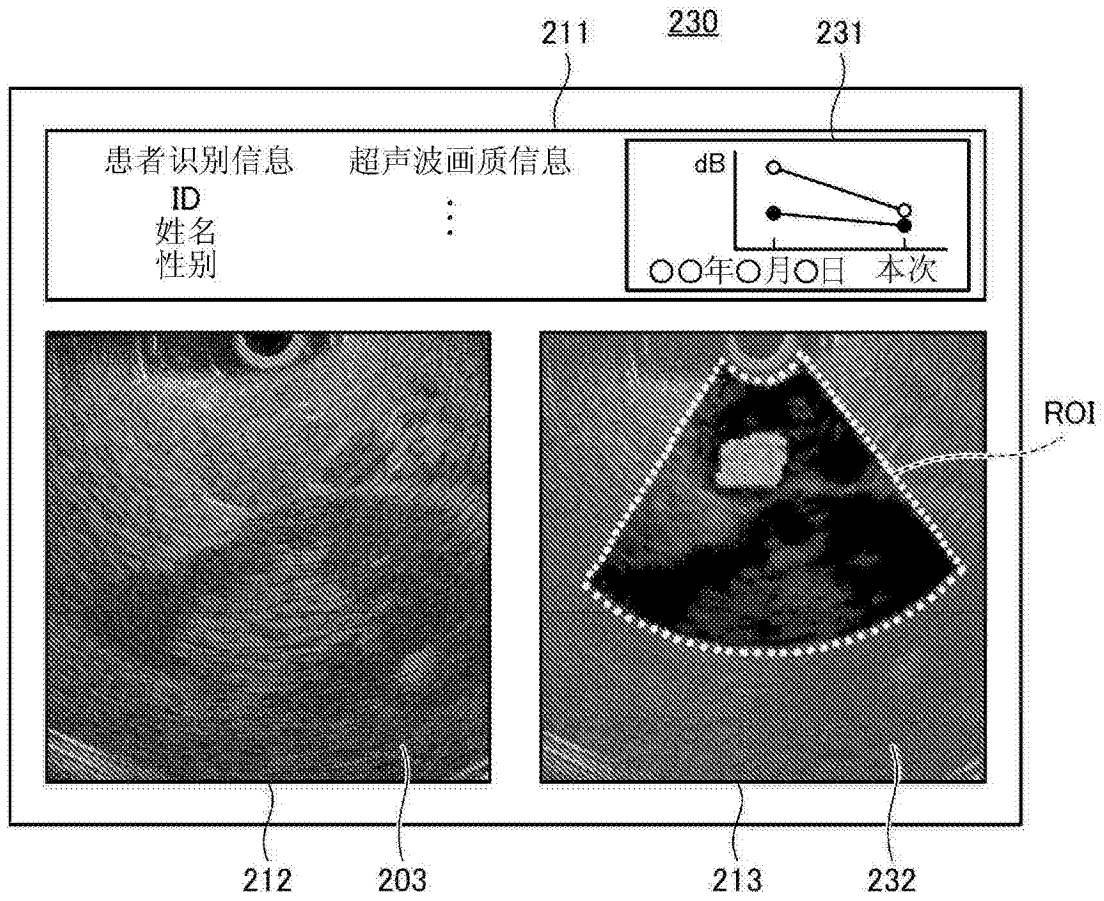


图14

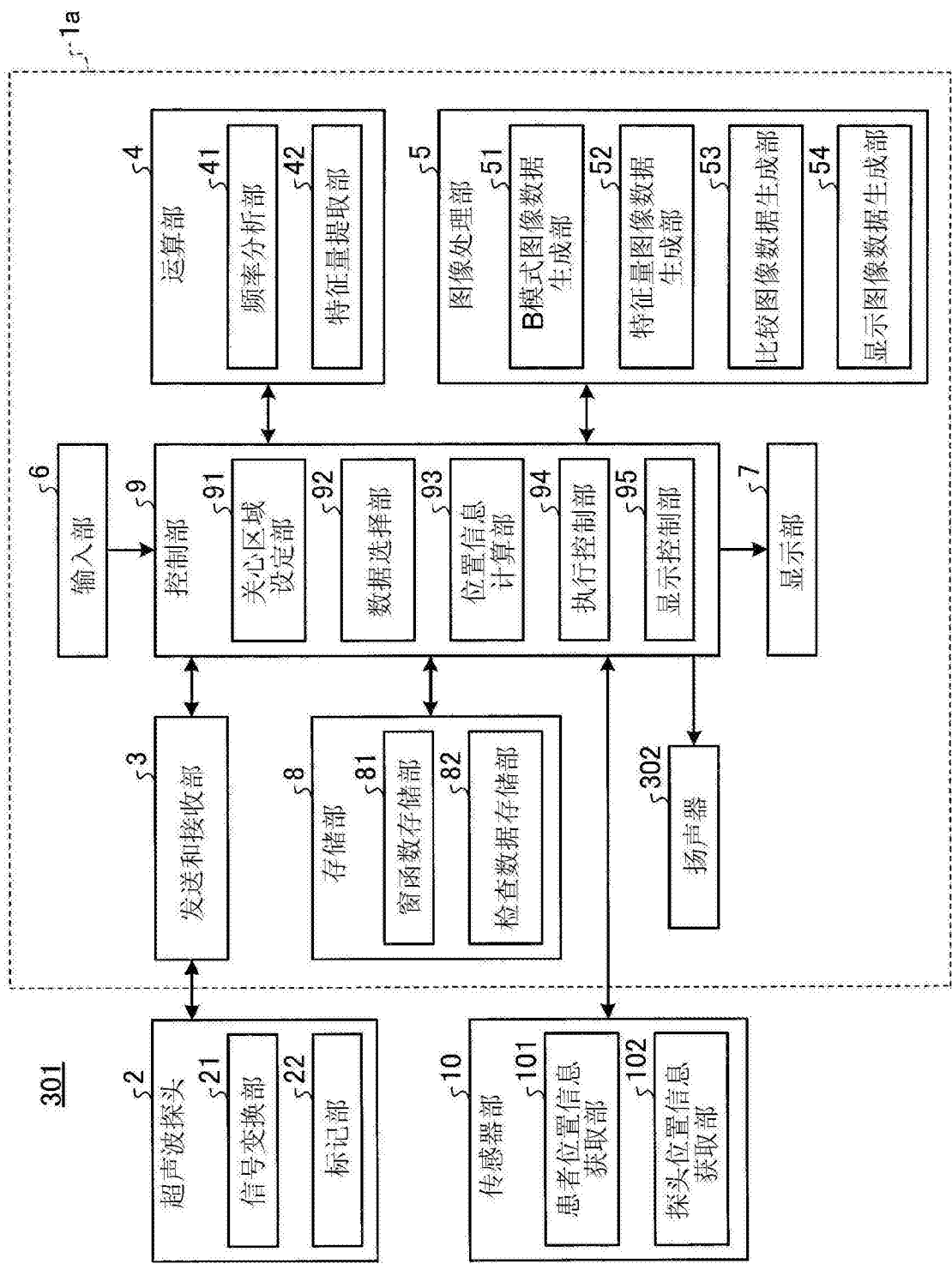


图15

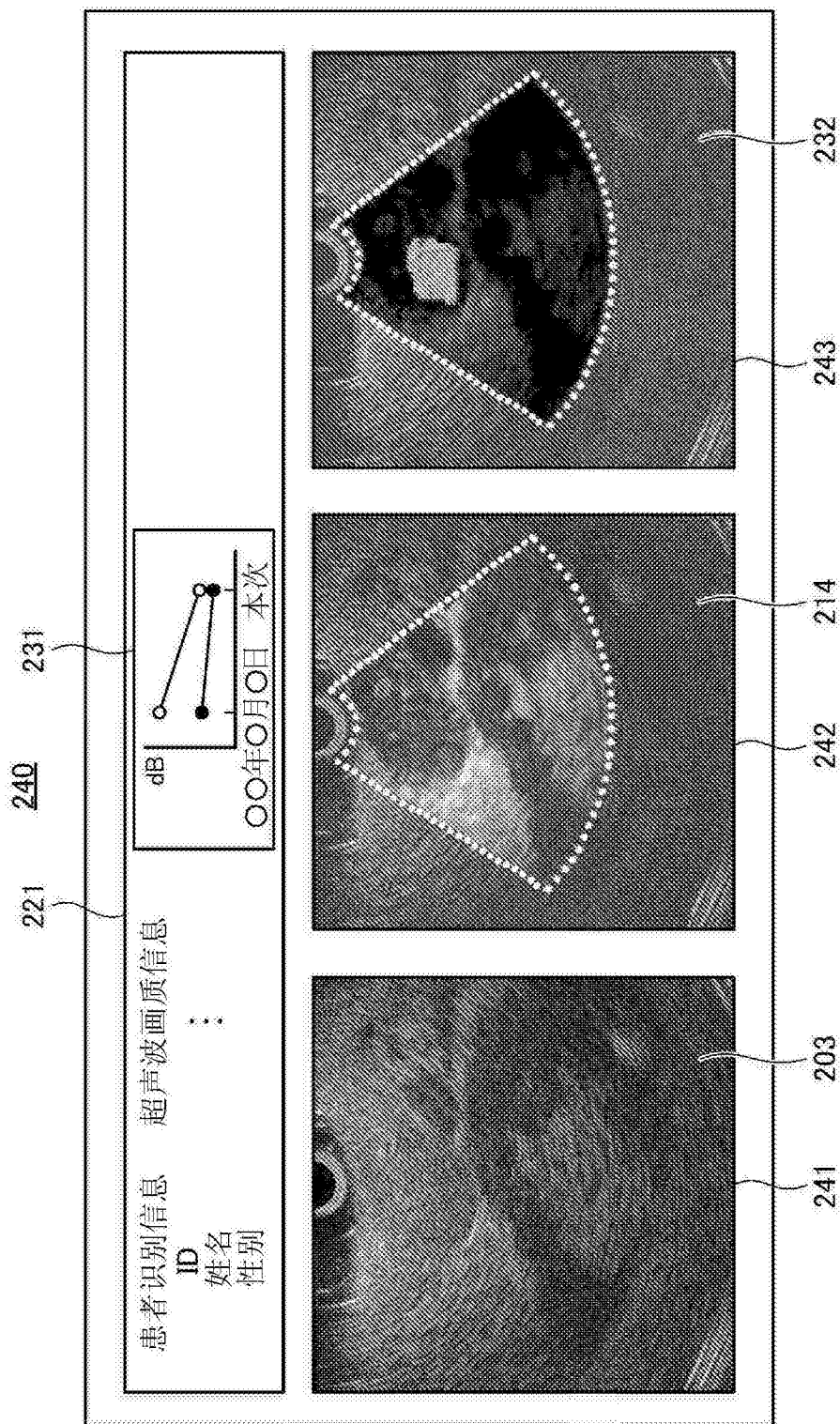


图16

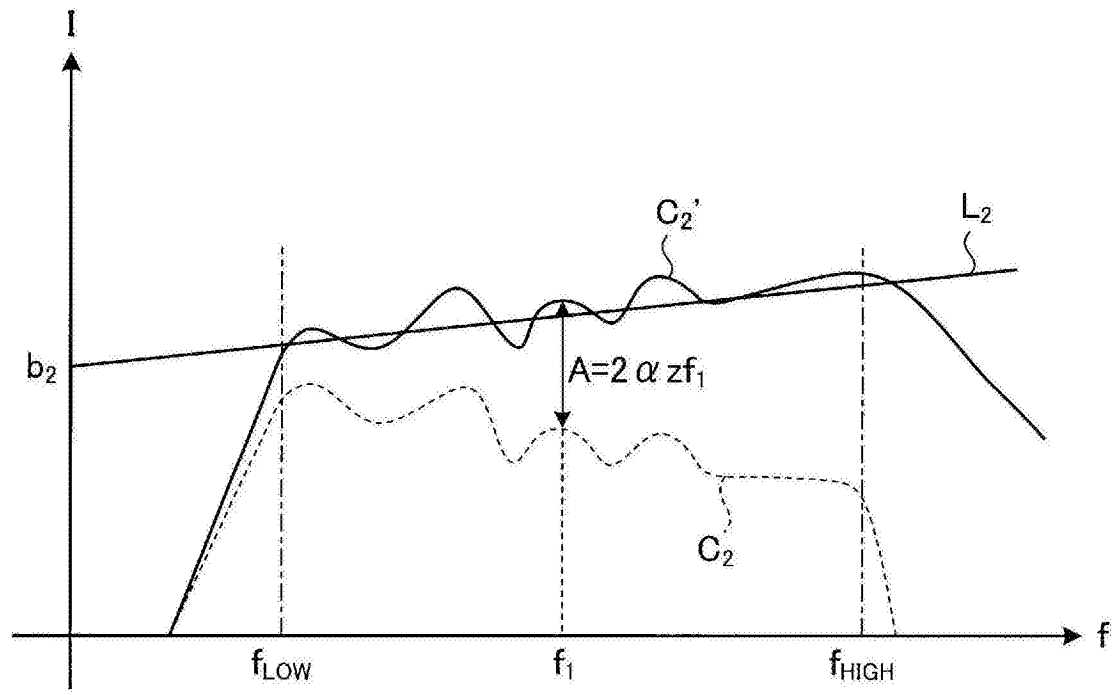


图17

专利名称(译)	超声波观测装置以及超声波观测装置的动作方法		
公开(公告)号	CN105246415B	公开(公告)日	2018-05-01
申请号	CN201480030903.2	申请日	2014-11-04
[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	江田弘孝		
发明人	江田弘孝		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/12 A61B8/4254 A61B8/463 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B34/20 A61B2090/3937 G01S7/52033 G01S7/52036 G16H30/20 G16H30/40 G16H40/63 G16H50/20 G16H50/70 A61B8/14 A61B8/4444 A61B8/5269 A61B8/54		
代理人(译)	刘新宇		
优先权	2013252224 2013-12-05 JP		
其他公开文献	CN105246415A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

超声波观测装置具备：存储部，其存储包含表示观测点的位置的位置信息、关于该观测点的由运算部提取出的特征量、关于该观测点的由图像处理部生成的图像数据以及在提取特征量时在生成图像数据时分别使用的参数；数据选择部，其根据表示患者与超声波探头的相对位置的相对位置信息来检索多个数据集，并选择满足规定的条件的数据集；以及执行控制部，在选择出满足该规定的条件的数据集的情况下，该执行控制部使运算部使用该数据集中包含的参数来再次提取特征量。

