



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104114102 A

(43) 申请公布日 2014. 10. 22

(21) 申请号 201380003273. 5

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利商标事务所 11038

(22) 申请日 2013. 11. 22

代理人 孙蕾

(30) 优先权数据

2012-256645 2012. 11. 22 JP

2013-241378 2013. 11. 21 JP

(51) Int. Cl.

A61B 8/06 (2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 03. 31

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/081486 2013. 11. 22

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/081006 JA 2014. 05. 30

(71) 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

申请人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 金山侑子

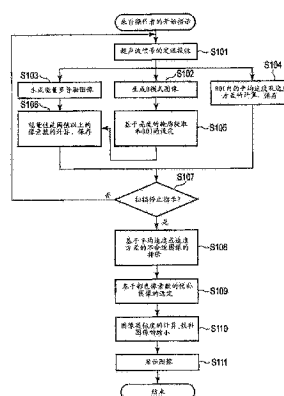
权利要求书3页 说明书18页 附图16页

(54) 发明名称

超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法

(57) 摘要

超声波诊断装置具备：发送接收部（11, 12），对被检体重复超声波扫描；图像生成部（13），根据发送接收部的输出生成多个图像的数据；血流图像生成部（14），根据发送接收部的输出生成多个血流图像的数据；图像选定部（15），计算多个图像间的相似度，根据相似度从多个图像中确定类似性低的至少2个图像，从多个血流图像中选定扫描时刻分别与所确定的至少2个图像对应的至少2个血流图像；显示部（4），显示选择出的至少2个血流图像。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:
发送接收部,对被检体重复超声波扫描;
图像生成部,根据上述发送接收部的输出,生成多个图像的数据;
血流图像生成部,根据上述发送接收部的输出,生成多个血流图像的数据;
类似度计算部,计算上述多个图像间的类似度;
确定部,根据上述类似度,从上述多个图像中确定类似度低的至少 2 个图像;
图像选定部,从上述多个血流图像中选定扫描时刻分别与上述确定的至少 2 个图像对应的至少 2 个血流图像;以及
显示部,显示上述选定的至少 2 个血流图像。
2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述图像是形态图像。
3. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述图像是多普勒图像、血管造影图像或者弹性成像图像。
4. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述血流图像是多普勒图像或者血管造影图像。
5. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述类似度计算部计算其他的图像分别与从上述多个图像中选择出的基准图像之间的类似度。
6. 根据权利要求 5 所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述类似度计算部选择上述多个图像中的最初生成的图像作为上述基准图像。
7. 根据权利要求 5 所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述类似度计算部从上述多个图像中选择与上述多个血流图像的血流像素数最初达到阈值的血流图像相对应的图像作为上述基准图像。
8. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述超声波诊断装置还具备血流图像排除处理部,上述血流图像排除处理部从显示对象中将上述多个血流图像中的表示像素值是阈值以上的血流图像排除。
9. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述显示部将上述图像选定部选定的血流图像重叠于上述被检体的形态图像来显示,并且显示上述血流图像中的规定区域内的血流面积或者面积率。
10. 根据权利要求 8 所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述血流图像由彩色像素来表现血流被观测的位置,
上述血流图像排除处理部将在上述多个血流图像中预先决定的关心区域所包含的彩色像素数作为上述血流像素数来计算。
11. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述类似度计算部将上述多个图像间的均方误差作为上述类似度来计算。
12. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述血流图像由彩色像素来表现血流被观测的位置,
上述类似度计算部根据在上述多个血流图像中预先决定的关心区域内所包含的彩色像素数的时间变化来计算上述类似度。

13. 根据权利要求 12 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述类似度计算部根据上述时间变化的大小,将一系列的上述多个图像以及上述多个血流图像划分为多个图像群,以属于各划分的图像群的类似度变高的方式来计算上述图像类似度。

14. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述超声波诊断装置还具备排除部,上述排除部从上述多个图像以及上述多个血流图像中,将血流速度的平均值或者方差值比预先决定的阈值大的血流图像和与该血流图像对应的图像从上述图像选定部选定的对象中排除。

15. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,还具备:

组织速度计算部,当上述图像生成部以及上述血流图像生成部生成了上述多个图像以及上述多个血流图像时,计算预先决定的关心区域内的组织速度的平均值或者方差值;和

排除部,从上述图像选定部选定的对象中排除上述组织速度的平均值或者方差值比预先决定的阈值大的血流图像和与该血流图像对应的图像。

16. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:

超声波探头;

发送接收部,经由上述超声波探头对被检体重复超声波扫描;

检测部,检测上述超声波探头的位置;

血流图像生成部,根据上述发送接收部的输出,生成多个血流图像的数据;

图像选定部,根据上述超声波探头的位置从上述多个血流图像中选定类似性低的至少 2 个血流图像;以及

显示部,显示上述选定的至少 2 个血流图像。

17. 根据权利要求 16 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述图像选定部将上述超声波探头的移动距离的倒数作为表示类似性的指标来计算。

18. 根据权利要求 16 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述超声波诊断装置还具备血流图像排除处理部,上述血流图像排除处理部从显示对象中将上述多个血流图像中的表示像素值是阈值以上的血流图像排除。

19. 根据权利要求 16 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述超声波诊断装置还具备排除部,上述排除部将上述血流图像生成部生成上述多个图像以及上述多个血流图像时由上述检测部检测到的位置的变化超过阈值的血流图像从上述图像选定部选定的对象中排除。

20. 一种图像处理装置,其特征在于,具备:

存储部,存储与被检体相关的多个超声波图像的数据和多个血流图像的数据;

类似度计算部,计算上述多个超声波图像间的类似度;

确定部,根据上述类似度,从上述多个超声波图像中确定类似性低的至少 2 个超声波图像;

图像选定部,从上述多个血流图像中选定扫描时刻分别与上述确定的至少 2 个超声波图像对应的至少 2 个血流图像;以及

显示部,显示上述选定的至少 2 个的血流图像。

21. 一种图像处理方法,其特征在于,

在与被检体相关的多个超声波图像的数据和多个血流图像的数据中,计算上述多个图像间的类似度,

根据上述类似度,从上述多个图像中确定类似性低的至少 2 个图像,

从上述多个血流图像中选定扫描时刻分别与上述确定的至少 2 个的图像对应的至少 2 个血流图像,

显示上述选定的至少 2 个血流图像。

超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法

技术领域

[0001] 本发明的实施方式涉及通过对被检体发送接收超声波信号从而将被检体内的样子进行成像的超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法。

背景技术

[0002] 超声波诊断能够通过仅仅使超声波探头与体表接触的简单的操作来实时观察心脏的跳动或胎儿活动的样子、且安全性高,所以能够重复进行检查。另外,超声波诊断所涉及的系统的规模比 X 射线诊断装置、X 射线 CT (Computed Tomography ; 计算机断层照相法) 装置、或者 MRI (Magnetic Resonance Imaging ; 磁共振成像) 装置等其他诊断设备小,还能够容易地向床侧移动来进行检查等,很方便。另外,不像 X 射线那样,超声波诊断没有被辐射的影响,因此,在妇产科或上门医疗等中也能够使用。

[0003] 近年来,由于超声波诊断装置的空间分辨率的飞跃性的提高,正在适用于四肢・手指或关节等体表的极小的区域。另外,还在通过多普勒模式使血液的流动可视化的技术中提高了灵敏度,能够观察极弱的血流。因此,近年来,在关节风湿病的领域中超声波诊断正在广泛地普及。在关节风湿病的诊断中,还提出了主要以 B 模式观察关节内的肿胀的程度、或者在多普勒模式中观察炎症血流的程度,随之对各个症状的程度进行评分的评价方法。

[0004] 关节炎的症状即使在一个关节内,也经常产生由于位置不同而不同的情况。因此,不是仅仅观察 1 个剖面来进行诊断,而是需要观察关节整体,并且保存认为炎症最明显的部分的图像数据,根据该图像数据进行诊断。另外,由于跳动而造成有时血流的视度不同,因此,希望选择与血流的更多的时相对应的图像数据来用于诊断。这样,当检查者观察 1 个关节时,要求从通过超声波扫描得到的多个图像数据中选择适合诊断的图像数据。并且,一般对 1 个患者观察多个关节。因此,在实际的检查中,经常进行以下操作,即,在某一区域内一边移动探头一边进行扫描,在某一点使图像冻结之后,一边操作轨迹球等一边重新观察基于暂时地保存于存储器的图像数据的图像,选择最好地捕捉到血流的图像,保存该图像所涉及的图像数据。该一系列的步骤对于检查者而言可能成为大的负担。

[0005] 另外,并不限于关节,当通过超声波诊断装置观察被检体的其他的部位时,也可能产生同样的问题。

[0006] 现有技术文献

[0007] 专利文献

[0008] 专利文献 1 : 专利第 3267739 号公报

[0009] 专利文献 2 : 专利第 3683945 号公报

[0010] 专利文献 3 : 日本特开平 9-75344 号公报

[0011] 专利文献 4 : 日本特开 2007-190172 号公报

发明内容

[0012] 目的在于提供一种从由超声波的发送接收得到的多个图像数据中选定适合诊断

的图像数据的超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法。

[0013] 一实施方式所涉及的超声波诊断装置具备：发送接收部，对于被检体重复超声波扫描；图像生成部，根据上述发送接收部的输出，生成多个图像的数据；血流图像生成部，根据上述发送接收部的输出，生成多个血流图像的数据；类似度计算部，计算上述多个图像间的类似度；确定部，根据上述类似度，从上述多个图像中确定类似性低的至少 2 个图像；图像选定部，从上述多个血流图像中选定扫描时刻分别与上述确定的至少 2 个图像对应的至少 2 个血流图像；显示部，显示上述选出的至少 2 个血流图像。

附图说明

- [0014] 图 1 是表示第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的主要部分结构的框图。
- [0015] 图 2 是表示该实施方式所涉及的超声波诊断装置的动作的流程图。
- [0016] 图 3 是用于说明在该实施方式中提取关节腔的轮廓的方法的图。
- [0017] 图 4 是表示该实施方式中的时间面积曲线的一个例子的图。
- [0018] 图 5 是表示该实施方式中的图像类似度（均方误差）的绘制的图。
- [0019] 图 6 是表示该实施方式中的候补图像的显示例的图。
- [0020] 图 7 是表示第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置的动作的流程图。
- [0021] 图 8 是表示该实施方式中的时间面积曲线的一个例子的图。
- [0022] 图 9 是表示在该实施方式中显示出运动伪影的超声波图像的一个例子的图。
- [0023] 图 10 是用于说明该实施方式中的图像数据选定的方法的图。
- [0024] 图 11 是用于说明该实施方式中的效果的图。
- [0025] 图 12 是用于说明该实施方式中的效果的图。
- [0026] 图 13 是表示第 3 实施方式所涉及的超声波诊断装置的主要部分结构的框图。
- [0027] 图 14 是表示第 3 实施方式所涉及的超声波诊断装置的动作的流程图。
- [0028] 图 15 是用于说明该实施方式所涉及的图像数据选定的方法的图。
- [0029] 图 16 是用于说明该实施方式所涉及的图像数据选定的方法的图。
- [0030] 图 17 是表示第 4 实施方式所涉及的图像处理装置的主要部分结构的框图。
- [0031] 图 18 是表示该实施方式所涉及的图像处理装置的动作的流程图。
- [0032] 图 19 是表示第 5 实施方式所涉及的超声波诊断装置的动作的流程图。
- [0033] 图 20 是表示第 6 实施方式所涉及的超声波诊断装置的动作的流程图。

具体实施方式

[0034] 针对几个实施方式，参照附图进行说明。

[0035] 在第 1、第 2、第 3 实施方式中公开了一种超声波诊断装置，在第 4、第 5、第 6 实施方式中公开了一种图像处理装置。在各实施方式中，针对同一构成要素添加同一符号，省略重复说明。

[0036] （第 1 实施方式）

[0037] 首先，针对第 1 实施方式进行说明。

[0038] 图 1 是表示本实施方式所涉及的超声波诊断装置的主要部分结构的框图。如该图所示，该超声波诊断装置具有装置主体 1、超声波探头 2、输入装置 3、显示器 4。

[0039] 装置主体 1 具备：超声波发送部 11、超声波接收部 12、B 模式处理部 13、多普勒处理部 14、图像生成部 15、图像存储器 16、图像合成部 17、控制处理器 18、存储部 19、接口部 20。内置于装置主体 1 的超声波发送部 11 以及超声波接收部 12 等有时由集成电路等硬件构成，但还有时是由软件模块化的软件程序。

[0040] 以下，针对各个构成要素的功能进行说明。

[0041] 超声波探头 2 具有二维扫描对应的一超声波振子列或者三维扫描对应的超声波振子的二维阵列。超声波探头 2 具备根据来自超声波发送部 11 的驱动信号产生超声波，并将来自被检体的反射波转换成电气信号的多个压电振子、设置于该压电振子的匹配层、以及防止超声波从该压电振子向后方传播的背衬材料等。如果从该超声波探头 2 向被检体 P 发送超声波，则该超声波被被检体 P 的体内组织的声阻抗的不连续面依次反射，作为回波信号由超声波探头 2 来接收。该回波信号的振幅依存于进行了反射的不连续面中的声阻抗的差。另外，所发送的超声波脉冲被正在移动的血流或心脏壁等表面反射时的回波信号由于多普勒效应依存于移动体的超声波发送方向的速度分量，受到频移。

[0042] 输入装置 3 与装置主体 1 连接，具备用于将来自操作者的各种指示、条件、关心区域 (ROI: Region Of Interest) 的设定指示、各种画质条件设定指示等取入装置主体 1 的各种开关、按钮、轨迹球、鼠标、以及键盘等。

[0043] 显示器 4 根据从装置主体 1 供给的视频信号，将生物体内的形态学信息或 / 和血流图像显示为图像。

[0044] 超声波发送部 11 具备脉冲发生器 11A、发送延迟部 11B 以及脉冲源 11C 等。脉冲源 11C 以规定的速率频率 f_r Hz (周期: $1 / f_r$ 秒)，重复产生用于形成发送超声波的速率脉冲。另外，发送延迟部 11B 对各速率脉冲赋予在每个通道中将超声波会聚成束状并确定发送指向性所需的延迟时间。发送方向或者确定发送方向的延迟时间存储于存储部 19，发送延迟部 11B 在发送时参照存储于存储部 19 的延迟时间。脉冲源 11C 以基于经由发送延迟部 11B 的速率脉冲的定时，对超声波探头 2 施加驱动脉冲。

[0045] 超声波接收部 12 具备前置放大器 12A、A / D 转换器 (未图示)、接收延迟部 12B、加法器 12C 等。前置放大器 12A 将经由超声波探头 2 取入的回波信号在每个通道中放大。接收延迟部 12B 赋予对由前置放大器 12A 放大后的回波信号确定接收指向性所需的延迟时间。接收延迟部 12B 与超声波发送时相同，参照存储部 19 确定接收方向或者确定接收方向的延迟时间。加法器 12C 对经由接收延迟部 12B 的信号进行加法处理。通过该加法，强调来自与回波信号的接收指向性对应的方向的反射分量，根据接收指向性和发送指向性形成超声波发送接收的合成的波束。

[0046] 这样，超声波发送部 11 以及超声波接收部 12 作为对被检体 P 发送超声波信号，并且接收在被检体 P 内反射的超声波信号 (回波信号) 的发送接收部来发挥作用。

[0047] B 模式处理部 13 对于从超声波接收部 12 接收到的回波信号实施对数放大、包络线检波处理等各种处理，生成信号强度由亮度的明暗表现的 B 模式图像数据。B 模式处理部 13 将所生成的 B 模式图像的数据发送至图像生成部 15。B 模式图像是表示被检体的内部形态的形态图像。

[0048] 多普勒处理部 14 根据从超声波接收部 12 接收到的回波信号对速度信息进行频率分析，提取出基于多普勒效应的血流、组织、或造影剂回波分量，生成平均速度、方差、能量

等的空间分布,即生成血流图像。多普勒处理部 14 将得到的血流图像发送至图像生成部 15。

[0049] 图像生成部 15 将从 B 模式处理部 13 供给的 B 模式图像的数据转换成电视等所代表的一般的视频格式的扫描线信号列,生成作为显示图像的 B 模式图像数据。另外,图像生成部 15 根据从多普勒处理部 14 供给的血流图像,生成由与平均速度、方差或者能量对应的色调的彩色像素来表现观测血流的运动的位置的多普勒图像数据。图像生成部 15 搭载有保存 B 模式图像数据或多普勒图像数据的存储器,例如在诊断之后操作者能够调出在检查中记录的图像数据。

[0050] 这样,B 模式处理部 13 以及图像生成部 15 作为生成 B 模式图像数据(二维 b 或者三维的形态图像的数据)的断层像生成部来发挥作用。另外,多普勒处理部 14 以及图像生成部 15 作为生成表示 B 模式图像数据所涉及的剖面中的血流的运动状态的多普勒图像数据(血流图像数据)的血流图像生成部来发挥作用。

[0051] 图像存储器 16 由保存在图像生成部 15 中生成的图像数据的存储器构成。该图像数据例如在诊断之后能够由操作者调出,能够以静态图像或者以使用多张的动态图像来再生。另外,图像存储器 16 还根据需要存储通过超声波接收部 12 后的图像亮度信号、其他的原始数据、以及经由网络取得的图像数据等。

[0052] 图像合成部 17 生成在由图像生成部 15 生成的 B 模式图像数据上合成了由图像生成部 15 生成的多普勒图像数据的显示数据,并将所生成的显示数据输出至监视器 4。

[0053] 监视器 4 显示基于从图像合成部 17 输入的显示数据的超声波图像(B 模式图像+多普勒图像)等。由此,在监视器 4 上显示在由亮度表示的被检体 P 的断层上彩色映射移动体的平均速度、方差、能量等的图像。

[0054] 存储部 19 存储扫描序列、用于执行图像生成、显示处理的控制程序、诊断信息(患者 ID、医师的意见等)、发送接收条件、或其他的数据组等。另外,存储部 19 根据需要还用于图像存储器 16 所存储的图像数据的保管等。存储部 19 所存储的数据还能够经由接口部 20 向外部周边装置转送。

[0055] 控制处理器 18 例如将 CPU(Central Processing Unit)、ROM(Read Only Memory)以及 RAM(Random Access Memory)等存储器作为主体来构成,作为控制装置主体 1 的动作的控制部来发挥作用。控制处理器 18 从存储部 19 读出用于执行图像生成、显示等的控制程序来执行与各种处理相关的运算、控制等。

[0056] 接口部 20 是与输入装置 3、LAN(Local Area Network)等网络、以及外部存储装置(未图示)等相关的接口。通过该超声波诊断装置得到的图像数据、分析结果等还能够经由接口部 20 以及网络向其他的装置转送。

[0057] 接着,针对本实施方式所涉及的超声波诊断装置的主要的动作进行说明。

[0058] 图 2 是表示该超声波诊断装置的动作的流程图。在该流程图所示的动作中,步骤 S105、S106、S108~S110 是通过控制处理器 18 执行保存于存储部 19 的分析程序来实现的。

[0059] 如果操作者经由输入装置 3 输入超声波诊断的开始指示,则控制处理器 18 指示超声波发送部 11 以及超声波接收部 12 开始超声波的发送接收(步骤 S101)。此时,超声波发送部 11 按照预先决定的设定将发送信号输出至超声波探头 2,接收到该信号的超声波探头 2 对被检体 P 内发出超声波信号。另外,超声波探头 2 检测从被检体内反射、散射而返回的

超声波信号（回波信号），超声波接收部 12 对该回波信号进行接收处理。在此，在本实施方式中，被发送接收的超声波信号包含 B 模式图像数据生成用的发送接收集和多普勒图像数据生成用的发送接收集，假设交替发送接收这些信号。多普勒图像数据生成用的信号是通过在同一扫描线上连续地进行多次发送接收而得到的信号，能够通过计算多个接收信号的相关性来得到该扫描线的各位置中的速度信息

[0060] B 模式处理部 13 对从超声波接收部 12 输出的 B 模式图像数据生成用的接收信号如所述的那样进行处理，图像生成部 15 生成灰度的 B 模式图像数据（步骤 S102）。

[0061] 另一方面，多普勒处理部 14 将从超声波接收部 12 输出的多普勒图像数据生成用的接收信号如所述的那样进行处理，图像生成部 15 生成色度的多普勒图像数据（步骤 S103）。图像生成部 15 将由步骤 S102、S103 生成的 B 模式图像数据以及多普勒图像数据以能够判定图像生成的时相的形态保存于存储部 19。另外，在本实施方式中，假设由步骤 S103 生成的多普勒图像数据是由彩色来表现血流的能量的能量多普勒图像数据。其中，由步骤 S103 生成的多普勒图像数据也可以是由彩色来表现血流的速度的彩色多普勒图像数据。

[0062] 步骤 S102、S103 的另一方面，通过多普勒处理部 14 对多普勒图像数据生成用的接收信号进行另外处理，从而计算与预先指定的第 1 关心区域内的速度以及速度的方差相关的信息（步骤 S104）。第 1 关心区域例如是在 B 模式图像数据上确定生成、显示多普勒图像数据的范围的彩色 ROI。

[0063] 针对步骤 S104 的处理详细地进行说明。当由步骤 S103 生成血流图像时，多普勒处理部 14 为了除去来自血流以外的组织的信号，对接收信号施加具有去掉速度小的信号的特征的壁滤波器（或者 MTI 滤波器）。另一方面，多普勒处理部 14 在步骤 S104 中没有施加该滤波器，而通过根据在该同一扫描线中得到的多个接收信号原样地进行相关运算，来计算各点的速度以及方差。由此，能够在各点中得到包含有由于体运动或检查者的手移动等而导致的血流以外的组织的活动的绝对的速度值。多普勒处理部 14 根据所得到的信息，计算第 1 关心区域整体中的速度的平均值、方差的平均值、速度的方差值（如果根据速度或者方差的信息，也可以计算其以外的值）。在本实施方式中，假设作为体运动或手移动的指标，使用速度的平均值。因此，控制处理器 18 将在步骤 S104 中计算出的速度的平均值与在步骤 S103 中生成并保存于存储部 19 的多普勒图像数据建立对应来保存。

[0064] 接着，控制处理器 18 根据在步骤 S102 中得到的 B 模式图像数据进行分割和关心区域（第 2 关心区域）的设定（步骤 S105）。具体而言，控制处理器 18 提取 B 模式图像数据所描绘出的关节腔的轮廓，将该提取出的轮廓设定为第 2 关心区域。关节腔是存在于高亮度地描绘出的骨表面之上的低亮度区域。针对轮廓提取，例如，能够使用日本特开 2007-190172 号公报所公开的那样的方法。在本实施方式中，最初，操作者操作输入装置 3 从 B 模式图像数据中选择想要提取的区域所包含的 1 点。并且，控制处理器 18 提取该选择的 1 点的周围的亮度是预先指定的阈值以下的区域。

[0065] 例如，在图 3 所示的那样的 B 模式图像数据 BI 中，如果作为基准点操作者指定点 Q，则通过控制处理器 18 将该点 Q 作为起点对周围的像素的亮度进行分析，来提取轮廓 T 那样的区域。另外，在图 3 中在 B 模式图像数据 BI 上示出的矩形框是表示生成、显示多普勒图像数据的范围的彩色 ROI50。

[0066] 在此,为了能够稳定地进行边界提取,也可以在对 B 模式图像数据实施了平滑化处理之后进行上述那样的提取处理。另外,关心区域不一定完全被高亮度区域包围。在这样的情况下,也可以增加从检测到的一部分的高亮度边界,插补没有检测到边界的区域的处理。另外,也可以省略操作者设定基准点的处理。此时,控制处理器 18 随机地设定多个预先决定的亮度以下的点,将该点作为起点对周围的像素亮度进行分析进行边界提取即可。排除所提取出的多个区域中的预先决定的大小以下的区域。另外,为了排除骨表面以下的区域,排除与画面下端相接的区域。

[0067] 将剩余的区域中的位于最深处的区域设定为第 2 关心区域。这样,能够将位于比骨表面浅的部分的低亮度区域中的位于最深处的区域、即将关节腔区域设定为第 2 关心区域。

[0068] 在设定了第 2 关心区域之后,作为表示在步骤 S103 中生成的多普勒图像数据的特性的参数,控制处理器 18 计算在该图像数据中由步骤 S105 设定的第 2 关心区域所包含的多普勒信号的彩色像素数(步骤 S106)。具体而言,控制处理器 18 计算在由步骤 S103 生成的多普勒图像数据中,具有预先设定的阈值以上的能量值、且所设定的第 2 关心区域的内部所包含的彩色像素的总数。控制处理器 18 将计算出的彩色像素数与在步骤 S103 中生成并保存于存储部 19 的多普勒图像数据建立对应来保存。

[0069] 在步骤 S104 ~ S106 之后,控制处理器 18 判定是否由操作者输入了扫描停止的指示(步骤 S107)。当没有输入时(步骤 S107 为“否”),动作返回到步骤 S101,重复步骤 S101 ~ S106。

[0070] 当操作者操作输入装置 3 输入扫描停止指示时(步骤 S107 为“是”),控制处理器 18 执行用于从在重复执行的步骤 S102 以及步骤 S103 中依次保存的多个 B 模式图像数据以及多普勒图像数据中,选定适合诊断的图像数据的处理(步骤 S108 ~ S110)。

[0071] 首先,由于运动伪影大作为诊断图像不合适,因此,控制处理器 18 将在步骤 S104 中计算出的第 1 关心区域内的速度的平均值比预先决定的阈值大的多普勒图像数据以及与其相同时相的 B 模式图像数据从候补中排除(步骤 S108)。另外,步骤 S108 中的图像数据的排除例如也可以应用日本特开平 9-75344 号公报所公开的方法,针对多个多普勒图像数据的各个运算对于构成 1 帧的前像素数的速度是 0 以外的有效像素数的比率,排除该比率远离有效范围的多普勒图像数据以及与其对应的 B 模式图像数据。另外,还能够使用与速度的方差相关的值来执行步骤 S108。此时,在步骤 S104 中,将多普勒处理部 14 计算出的方差的平均值等的值与在步骤 S103 中生成并保存于存储部 19 的多普勒图像数据建立对应来保存。并且,在步骤 S108 中,由于运动伪影大作为诊断图像不合适,因此,控制处理器 18 将保存于存储部 19 的与方差相关的值比预先决定的阈值大的多普勒图像数据以及与其相同时相的 B 模式图像数据从候补中排除。

[0072] 接着,控制处理器 18 针对剩余的多普勒图像数据的全部,按照时间系列(各集所涉及的图像数据的时相顺序)绘制在步骤 S106 中计算出的彩色像素数、即血流像素数,制成图 4 所示那样的时间面积曲线 C。控制处理器 18 根据该时间面积曲线 C 选定候补图像数据(步骤 S109)。具体而言,控制处理器 18 提取在时间面积曲线 C 中彩色像素数成为极大的所有的点。例如,在图 4 所示的例子中,控制处理器 18 提取 $t_1 \sim t_8$ 共 8 个点。与所提取的点对应的 B 模式图像数据以及多普勒图像数据成为候补图像数据。

[0073] 接着,控制处理器 18 根据与在步骤 S109 中提取出的各点对应的 B 模式图像数据,进行图像类似度的计算以及候补图像数据的缩小(步骤 S110)。在此,所谓图像类似度是指对与在步骤 S109 中提取出的各点对应的 B 模式图像数据以及多普勒图像数据的每个组合,将与其他的组合所涉及的 B 模式图像数据以及多普勒图像数据的类似度进行量化的指标。作为图像类似度例如能够使用对比较对象的 2 个图像数据所包含的对应的每个像素的差分的平方值进行相加平均取平方根的均方误差。此时,为了考虑 B 模式图像数据的移动量(偏移),也可以调整对 2 个图像数据进行模式匹配取差分的像素。

[0074] 具体的处理的流程如以下那样。

[0075] 首先,控制处理器 18 计算与在步骤 S109 中提取出的各点对应的 B 模式图像数据中之一和与在步骤 S109 中提取出的各点对应的其他的 B 模式图像数据的图像类似度(均方误差)。并且,控制处理器 18 将计算出的均方误差是预先决定的阈值以下的 B 模式图像数据中的彩色像素数最大的 B 模式图像数据和与其对应的时相的多普勒图像数据作为候补图像数据保存于存储部 19。接着,控制处理器 18 对均方误差是阈值以上的 B 模式图像数据群重复上述过程,将相同方法得到的 B 模式图像数据和与其对应的时相的多普勒图像数据作为候补图像数据保存于存储部 19。

[0076] 例如,在图 4 所示的例子中,控制处理器 18 首先在与时间 t_1 对应的 B 模式图像数据和与时间 $t_2 \sim t_8$ 对应的 B 模式图像数据的各个之间,计算每个像素的差分的均方误差。图 5 表示绘制所得到的均方误差的概念图。时间 t_1 中的绘制简单地示出,其图像类似度是与时间 t_1 对应的 B 模式图像数据彼此的均方误差,因此,为“0”。在此,作为 B 模式图像数据是否类似的判定基准,假设是设定了图 5 中所示的那样的阈值 SH 的基准。

[0077] 在图 5 中,时间 t_2 所涉及的均方误差是阈值以下,因此,控制处理器 18 将与时间 t_1, t_2 对应的 B 模式图像数据看作是类似的图像数据,将时间 t_1 以及 t_2 中与彩色像素数大的时间 t_2 对应的 B 模式图像数据和与其对应的时相的多普勒图像数据作为第一候补图像数据保存于存储部 19。针对剩余的 B 模式图像数据重复同样的处理。即,控制处理器 18 在剩余的 B 模式图像数据中与时间 t_3 对应的 B 模式图像数据和与时间 $t_4 \sim t_8$ 对应的 B 模式图像数据的各个之间计算均方误差。在此,当与和时间 t_4, t_5 对应的 B 模式图像数据的均方误差是阈值 SH 以下时,控制处理器 18 在与时间 $t_3 \sim t_5$ 对应的 B 模式图像数据之间进行彩色像素数的比较,将与彩色像素数最大的时间 t_5 对应的 B 模式图像数据和与其对应的时相的多普勒图像数据作为第二候补图像数据保存于存储部 19。另外,控制处理器 18 在剩余的 B 模式图像数据中与时间 t_6 对应的 B 模式图像数据和与时间 t_7, t_8 对应的 B 模式图像数据的各个之间计算均方误差。在此,当时间 t_7, t_8 的均方误差均是阈值 SH 以下时,控制处理器 18 在与时间 $t_6 \sim t_8$ 对应的 B 模式图像数据之间进行彩色像素数的比较,将与彩色像素数最大的时间 t_6 对应的 B 模式图像数据和与其对应的时相的多普勒图像数据作为第 3 候补图像数据保存于存储部 19。这样,对于与在步骤 S109 中提取的各点对应的所有的图像数据进行图像类似度的计算、比较和候补图像数据的选定。在图 4 所示的例子中,选定 3 个候补图像数据。

[0078] 最后,控制处理器 18 执行用于显示候补图像数据的处理(步骤 S111)。即,控制处理器 18 针对存储于存储部 19 的各候补图像数据的各个,将构成候补图像数据的 B 模式图像数据和多普勒图像数据输出至图像合成部 17。图像合成部 17 生成合成了所输入的 B 模

式图像数据和多普勒图像数据的显示数据,并输出至监视器 4。监视器 4 根据所输入的显示数据,显示在单色的 B 模式图像上重叠了彩色的多普勒图像的候补图像。

[0079] 图 6 表示候补图像的显示例。在图 6 的例子中,将作为候补图像的 3 个超声波图像 UI-1,UI-2,UI-3 进行排列同时显示。在各超声波图像 UI-1,UI-2,UI-3 中,散布在彩色 ROI50 的内部的低亮度部分表示与血流的能量对应的彩色像素。

[0080] 另外,也可以设在监视器 4 上显示的超声波图像只有 1 张,操作者能够通过操作输入装置 3 来适当地切换在监视器 4 上显示的超声波图像。另外,也可以与超声波图像一起,显示各超声波图像中的规定区域内的血流面积或者面积率。血流面积例如是规定区域内的彩色像素数或对其乘以规定的系数来换算成实际的面积的值。面积率例如是对用规定区域内的彩色像素数除以规定区域内的总像素数得到的值进行百分率表示的值。另外,作为规定区域,例如,能够采用第 1 关心区域或在步骤 S105 中设定的第 2 关心区域。

[0081] 由以上的说明知道,控制处理器 18 作为参数计算部、类似度计算部、图像选定部来发挥作用,该参数计算部根据多个多普勒图像数据计算表示各多普勒图像数据的特性的参数(彩色像素数),该类似度计算部在多个 B 模式图像数据以及多个多普勒图像数据中,对对应的 B 模式图像数据以及多普勒图像数据的每个组合计算图像类似度(均方误差),该图像选定部根据参数计算部计算出的参数以及类似度计算部计算出的图像类似度,从多个 B 模式图像数据以及多个多普勒图像数据中选定适合诊断的 B 模式图像数据以及多普勒图像数据的组合(候补图像数据)。

[0082] 针对本实施方式所涉及的作用进行说明。

[0083] 根据本实施方式的结构,例如,当针对被检体 P 的特定的部位观察多个剖面所涉及的超声波图像(B 模式图像、多普勒图像),从中选择适合诊断的超声波图像时,超声波诊断装置通过图 2 的流程图所示的动作自动地选定适合诊断的超声波图像,因此,能够减轻操作者的负担。

[0084] 另外,通过考虑图像类似度,从而能够防止重复选定多个类似的超声波图像,且对用户提示富有变动的多个超声波图像。由此,既能够防止误诊,又能够例如在从提示给用户的超声波图像中进一步进行图像的缩小的情况下通过更少数的超声波图像的比较讨论来选择适合诊断的超声波图像。

[0085] 另外,通过在步骤 S108 中排除活动大的(速度的平均值大的)时相的超声波图像,从而能够避免选择混入了运动伪影的不适合诊断的超声波图像。

[0086] 另外,选定超声波图像时所利用的彩色像素数在根据 B 模式图像数据而设定的第 2 关心区域内进行计算,因此,难以混入正常血管的血流等无益于诊断的部分的彩色像素数,因此,能够提高超声波图像的选定的精度。

[0087] 另外,作为计算类似度的图像,并不限于形态图像。例如,也可以在血流图像彼此之间、血管造影图像彼此之间、表示组织的弹性率的空间分布的弹性成像图像彼此之间计算类似度。

[0088] 另外,作为最终选定的对象说明为多普勒图像,但也可以是血管造影图像。此时,选定表示具有阈值以上的造影亮度的像素数是规定数以上的血管造影图像作为候补图像。

[0089] 另外,如图 4 所示,(A) 可以将与在超声波扫描开始后最初取得的多普勒图像的时相 t1 最近的时相的 B 模式图像作为类似度计算的基准图像来使用,计算该基准图像与后续

的图像之间的类似度（最小平方误差），(B) 也可以将与在超声波扫描开始后最初彩色像素数超过阈值的多普勒图像的时相 t_2 最近的时相的 B 模式图像作为类似度计算的基准图像来使用，计算该基准图像与后续的图像之间的类似度（最小平方误差）。

[0090] 这样使用形态图像的类似性来选择多普勒图像，换言之，在类似性高的形态图像中将扫描时刻接近的多普勒图像从显示对象中排除的技术思想非常新颖。

[0091] （第 2 实施方式）

[0092] 针对第 2 实施方式进行说明。

[0093] 在第 1 实施方式中，说明了只在设定于 B 模式图像数据的第 2 关心区域内计算彩色像素数，根据平均速度或者速度方差进行不合适图像的排除，从所得到的多个图像数据中，根据基于 B 模式图像数据的亮度计算出的图像类似度对候补图像数据进行缩小的例子。在第 2 实施方式中，说明作为更简单的方法，在彩色 ROI（第 1 关心区域）整体中计算彩色像素数，只根据计算出的彩色像素数排除不合适的图像数据，根据剩余的图像数据的彩色像素数将图像数据群划分成多个区域，从各划分中提取限定的数量的候补图像数据的例子。

[0094] 另外，本实施方式所涉及的超声波诊断装置的结构与在第 1 实施方式中使用图 1 说明的结构相同，因此，省略说明。

[0095] 图 7 是表示第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置的动作的流程图。在该流程图所示的动作中，步骤 S204、S206 ~ S208 是通过控制处理器 18 执行保存于存储部 19 的分析程序来实现的。

[0096] 当接受来自操作者的开始指示时，与步骤 S101 相同，超声波探头 2 向被检体 P 内发出超声波信号（步骤 S201），与步骤 S102 相同，图像生成部 15 生成 B 模式图像数据（步骤 S202），与步骤 S103 相同，图像生成部 15 生成多普勒图像数据（步骤 S203）。图像生成部 15 将在步骤 S202、S203 中生成的 B 模式图像数据以及多普勒图像数据以能够判别图像生成的时相的形态保存于存储部 19。

[0097] 接着，控制处理器 18 对具有预先设定的阈值以上的能量值、且预先决定的第 1 关心区域的内部所包含的彩色像素的总数进行计算（步骤 S204）。控制处理器 18 将计算出的彩色像素数与在步骤 S203 中生成并保存于存储部 19 的多普勒图像数据建立对应来保存。

[0098] 在步骤 S202、S204 之后，控制处理器 18 与步骤 S107 相同，判定是否输入了扫描停止的指示（步骤 S205）。当没有输入时（步骤 S205 为“否”），动作返回到步骤 S201，重复步骤 S201 ~ S204。

[0099] 不久，当操作者操作输入装置 3 输入扫描停止指示时（步骤 S205 为“是”），控制处理器 18 执行用于从在重复执行的步骤 S202 以及步骤 S203 中依次保存的多个 B 模式图像数据以及多普勒图像数据中选定适合诊断的图像数据的处理（步骤 S206 ~ S208）。

[0100] 首先，控制处理器 18 根据在步骤 S204 中计算出的彩色像素数制成时间面积曲线（各时相中的彩色像素数的绘制），根据该时间面积曲线排除不适合诊断的图像数据（步骤 S206）。图 8 表示时间面积曲线的一个例子。在该图中，设横轴为按照时相顺序分配的帧编号，设纵轴为第 1 关心区域内所包含的彩色像素的比例（用在步骤 S204 中计算出的彩色像素数除以第 1 关心区域内的全部像素数得到的值的百分率表示）。在该图所示的时间面积曲线 C2 中，在帧编号为 60 ~ 100 附近出现的陡峭的峰值是由于运动伪影而造成的。

[0101] 图 9 示出描绘出该运动伪影的超声波图像 (B 模式图像 + 多普勒图像) 的一个例子。与图 6 进行比较得知, 在彩色 RO I50 内, 涵盖大范围示出了运动伪影 (以低亮度表示的部分)。混入了运动伪影的超声波图像 UI (以下, 称为噪音图像数据) 不能用于诊断。因此, 在本实施方式中从候补对象中排除这样的噪音图像数据。例如, 控制处理器 18 在图 8 那样的绘制中, 检测与各点左右相邻的点的差分成为某一一定值以上的峰值, 将与包含检测到的峰值点的山的全部对应的 B 模式图像数据以及多普勒图像数据作为噪音图像数据排除。在图 10 中示出这样得到的噪音图像数据排除后的时间面积曲线 C2'。

[0102] 在步骤 S206 之后, 控制处理器 18 根据时间面积曲线 C2' 所表示的彩色像素数进行图像数据群的划分 (步骤 207)。在该处理中, 控制处理器 18 观测时间面积曲线 C2' 的时间变化, 将变化少的位置看作相同的剖面, 将变化大的位置看作剖面的位置发生变化, 将图像数据群划分为预先决定的划分数。

[0103] 针对步骤 S207 中的具体的处理进行说明。首先, 控制处理器 18 对于时间变化曲线 C2' 进行平滑化处理。在图 10 中示出平滑化后的时间面积曲线 CS 的一个例子。接着, 控制处理器 18 求对平滑化后的时间变化曲线 CS 进行时间微分的微分曲线 ΔCS 。在此, 为了得到稳定的结果, 控制处理器 18 除了时间微分也可以进行进一步的平滑化处理。能够将时间微分曲线 ΔCS 成为极大值的点看作是时间变化曲线 C2' 较大地变化的点。因此, 控制处理器 18 检测时间微分曲线 ΔCS 的极大值。在此, 图 10 示出极大值检测点 M。在该图的例子中得到 2 个极大值检测点 M-1、M-2。控制处理器 18 将这样检测到的极大值检测点 M 作为时间区域的隔开位置, 划分图像数据群。例如, 在图 10 的例子中, 划分为帧编号是 0 以上且小于极大值检测点 M-1 的 B 模式图像数据以及多普勒图像数据、帧编号是极大值检测点 M-1 以上且小于极大值检测点 M-2 的 B 模式图像数据以及多普勒图像数据、以及帧编号是极大值检测点 M-2 以上的 B 模式图像数据以及多普勒图像数据。

[0104] 另外, 在图 10 的例子中极大值只有 2 个, 但是, 根据情况有时求更多个的极大值。因此, 预先决定最大划分数, 当根据所求得多个极大值隔开的划分数超过该最大划分数时, 从该多个极大值中时间微分曲线 ΔCS 中的值大的一方开始依次采用规定数 (例如, 最大划分数 -1) 作为划分所使用的极大值。

[0105] 在步骤 S207 之后, 控制处理器 18 在由步骤 S207 设定的各划分中进行候补图像数据的选定 (步骤 S208)。具体而言, 控制处理器 18 与第 1 实施方式中的步骤 109 相同, 根据时间面积曲线 C2 提取彩色像素数成为极大的所有的点。另外, 控制处理器 18 关于所提取出的各点, 从在各划分中彩色像素数大的点中提取预先决定的数量 (例如, 1 点)。与这样提取出的点对应的 B 模式图像数据以及多普勒图像数据成为候补图像数据。

[0106] 最后, 控制处理器 18 与步骤 S111 相同, 执行用于显示候补图像数据所涉及的超声波图像 (B 模式图像 + 多普勒图像) 的处理 (步骤 S209)。可以按照时间序列显示多个超声波图像, 也可以从彩色像素数大的图像开始依次显示。另外, 也可以将所有或者预先决定的数量的超声波图像进行排列同时显示。另外, 也可以与超声波图像一起, 显示各超声波图像中的规定区域内的血流面积或者面积率。

[0107] 针对本实施方式的作用进行说明。

[0108] 图 11 是显示在经过了步骤 S206 之后的时间面积曲线 C2' 中从彩色像素数大的一方开始依次基于与 3 个帧编号对应的 B 模式图像数据以及多普勒图像数据的超声波图像

UI-11, UI-12, UI-13 的例子。由该图得知,虽然显示了多个超声波图像但均是类似的图像,可以说没有增加诊断信息。这是由于如由图 10 所示例的时间面积曲线 C2' 判定的那样,只选择了最后的时间区域(帧编号大的时相)的图像数据的缘故。该时间区域的图像数据均进入有正常血流,因此,第 1 关心区域内的彩色像素数多。

[0109] 另一方面,图 12 是进行步骤 S207 中的图像数据群的划分处理,从按照极大值检测点 M 的各个划分中选择彩色像素数最大的候补图像数据,显示基于这些候补图像数据的超声波图像 UI-21, UI-22, UI-23 的例子。根据该例子可知能够显示出在几乎不存在正常血流(在超声波图像 UI-21 的彩色 ROI50 内左上部分以低亮度表示的部分)的区域(彩色 ROI50 内中部)中反映出炎症血流的合适的候补图像。

[0110] 这样,根据本实施方式,能够以更简单的结构和少的计算量、且高精度地从一系列的图像数据群中选定富有变动的多个候补图像数据。通过计算第 1 关心区域整体的彩色像素数,从而提取出主要显示出无益于诊断的正常血管的图像数据的可能性变大,但能够通过根据彩色像素数的变化程度划分图像数据群来从彩色像素数少的区域选定候补图像数据。其结果,只显示出对诊断有用的小的炎症血流的超声波图像也显示于监视器 4。

[0111] 此外,得到与第 1 实施方式相同的效果。

[0112] (第 3 实施方式)

[0113] 针对第 3 实施方式进行说明。

[0114] 在第 1 以及第 2 实施方式中根据第 1 关心区域内的平均速度或彩色像素数的时间变化将运动伪影大的图像数据作为不适合诊断的图像数据从候补对象排除。在第 3 实施方式中,对超声波探头 2 设置检测与该探头 2 的位置、姿势、或者速度相关的信息的传感器,利用该传感器检测到的信息排除不适合诊断的图像数据。另外,利用该传感器检测到的信息进行候补图像数据的缩小。

[0115] 本实施方式所涉及的超声波诊断装置的结构与在第 1 实施方式中使用图 1 说明的结构大致相同。但是,本实施方式所涉及的超声波诊断装置如图 13 所示的那样具备与控制处理器 18 连接的传感器 5 这一点不同。

[0116] 传感器 5 检测与超声波探头 2 的位置、姿势、或者速度相关的信息,并将检测结果输出至控制处理器 18。

[0117] 作为传感器 5,例如能够使用磁性传感器。此时,将形成规定强度的磁场的发射器配置在被检体 P 的附近,并且将作为该磁性传感器的传感器 5 安装于超声波探头 2。传感器 5 例如检测由以发射器为原点的 X 轴, Y 轴, Z 轴来定义的三维坐标空间 (X, Y, Z) 中的超声波探头 2 的位置 (x, y, z) 以及姿势 (θ_x , θ_y , θ_z)。在此, x 是 X 轴上的超声波探头 2 的位置, y 是 Y 轴上的超声波探头 2 的位置, z 是 Z 轴上的超声波探头 2 的位置。另外, θ_x 是以 X 轴为中心的超声波探头 2 的旋转角度, θ_y 是以 Y 轴为中心的超声波探头 2 的旋转角度, θ_z 是以 Z 轴为中心的超声波探头 2 的旋转角度。另外,传感器 5 例如还可以具备根据位置 (x, y, z) 的时间变化计算超声波探头 2 的速度 (v_x , v_y , v_z) 的部件。在此, v_x 是 X 轴方向的超声波探头 2 的速度, v_y 是 Y 轴方向的超声波探头 2 的速度, v_z 是 Z 轴方向的超声波探头 2 的速度。

[0118] 另外,作为传感器 5,例如还能够使用 3 轴的加速度传感器。即使在将作为这样的加速度传感器的传感器 5 安装于超声波探头 2 的情况下,也能够根据传感器 5 检测到的 3

轴方向的加速度计算超声波探头 2 的姿势 ($\theta_x, \theta_y, \theta_z$) 或 / 和速度 (v_x, v_y, v_z)。

[0119] 此外,作为传感器 5,还能够采用光学地检测超声波探头 2 的位置以及姿势的光学式传感器等各种传感器。

[0120] 在本实施方式中,通过采用上述那样的传感器中的 1 个或者多个组合,来构成检测超声波探头 2 的位置 (x, y, z)、姿势 ($\theta_x, \theta_y, \theta_z$)、以及速度 (v_x, v_y, v_z) 的传感器 5。

[0121] 图 14 是表示第 3 实施方式所涉及的超声波诊断装置的动作的流程图。在该流程图所示的动作中,步骤 S305, S306, S308 ~ S310 是通过由控制处理器 18 执行保存于存储部 19 的分析程序来实现的。

[0122] 如果接受来自操作者的开始指示,则与步骤 S101 相同,超声波探头 2 向被检体 P 内发出超声波信号(步骤 S301),与步骤 S102 相同,图像生成部 15 生成 B 模式图像数据(步骤 S302),与步骤 S103 相同,图像生成部 15 生成多普勒图像数据(步骤 S303)。图像生成部 15 将在步骤 S302, S303 中生成的 B 模式图像数据以及多普勒图像数据以能够判别图像生成的时相的形态保存于存储部 19。

[0123] 之后,控制处理器 18 通过与步骤 S105 相同的方法,根据在步骤 S302 中得到的 B 模式图像数据进行分割和关心区域(第 2 关心区域)的设定(步骤 S304)。另外,控制处理器 18 通过与步骤 S106 相同的方法,在由步骤 S303 生成的多普勒图像数据中计算在步骤 S304 中设定的第 2 关心区域所包含的多普勒信号的彩色像素数(步骤 S305)。控制处理器 18 将计算出的彩色像素数与在步骤 S303 中生成并保存于存储部 19 的多普勒图像数据建立对应来保存。

[0124] 在本实施方式中,与步骤 S301 ~ S305 并行,控制处理器 18 执行步骤 S306。即,控制处理器 18 从传感器 5 取得与传感器 5 检测到的超声波探头 2 的位置 (x, y, z)、姿势 ($\theta_x, \theta_y, \theta_z$)、以及速度 (v_x, v_y, v_z) 相关的信息,以能够判别取得时的时相的形态保存于存储部 19。

[0125] 在步骤 S304, S305, S306 之后,控制处理器 18 与步骤 S107 相同地判定是否输入了扫描停止的指示(步骤 S307)。当没有输入时(步骤 S307 为“否”),重复步骤 S301 ~ S306。

[0126] 另外,当操作者操作输入装置 3 输入扫描停止指示(步骤 S307 为“是”)时,控制处理器 18 执行用于从在重复执行的步骤 S302 以及步骤 S303 中依次保存的多个 B 模式图像数据以及多普勒图像数据中,选定适合诊断的图像数据的处理(步骤 S308 ~ S310)。

[0127] 首先,控制处理器 18 根据存储于存储部 19 的各时相中的速度 (v_x, v_y, v_z) 排除不适合诊断的图像数据(步骤 S308)。

[0128] 具体而言,当依次读入各时相中的速度 (v_x, v_y, v_z),其值是预先决定的阈值以上时,控制处理器 18 从选定候补中排除与该时相对应的 B 模式图像数据以及多普勒图像数据。该阈值表示不适合诊断的程度的运动伪影在多普勒图像数据中示出的速度和不是这样的情况的速度边界,根据实验、经验、或者逻辑求得即可。这样,能够将认为由于探头较大地活动而产生运动伪影的图像数据预先从选项中除去。

[0129] 接着,控制处理器 18 与步骤 S109 相同,根据彩色像素数进行多个候补图像数据的选定(步骤 S309)。

[0130] 接着,控制处理器 18 根据超声波探头 2 的位置 (x, y, z) 以及姿势 ($\theta_x, \theta_y, \theta_z$)

进行候补图像数据的缩小（步骤 S310）。

[0131] 具体而言,首先,控制处理器 18 从存储部 19 读入与在步骤 S309 中选定的多个候补图像数据对应的时相的位置 (x, y, z) 以及姿势 $(\theta_x, \theta_y, \theta_z)$ 。在图 15,图 16 中示出读入的位置 (x, y, z) 以及姿势 $(\theta_x, \theta_y, \theta_z)$ 的绘制的概念图。

[0132] 图 15 是在与由步骤 S309 选定的多个候补图像数据对应的时相的位置 (x, y, z) ,绘制 X 坐标 x 的图。首先,考虑将时相最早的时间 t_1 中的位置作为基准。控制处理器 18 设定从时间 t_1 的位置开始在正负方向偏离了预先决定的阈值的参照位置 RP1、RP2,确定在该参照位置 RP1 与 RP2 之间具有绘制的时相。该阈值设定为将位于以参照位置 RP1,RP2 作为上限以及下限的范围内的绘制视为与作为基准的绘制处于相同的位置的值。在图 15 中,将此时设定的参照位置 RP1, RP2 标记为参照位置 RP1-1, RP2-1。在图 15,在参照位置 RP1-1 与 RP2-1 之间具有绘制的时间除了时间 t_1 以外只有时间 t_2 。控制处理器 18 在 Y 坐标 y 、 z 坐标 z 中也进行使用了参照位置 RP1, RP2 的相同的分析,在 X 坐标 x 、Y 坐标 y 、Z 坐标 z 的全部中确定在参照位置 RP1 与 RP2 之间具有绘制的时相。这样分析的结果,假设在图 15 的例子中只有与时间 t_2 对应的位置 (x, y, z) 被确定为是和与时间 t_1 对应的位置 (x, y, z) 大致相同的位置。

[0133] 接着,控制处理器 18 对探头的姿势 $(\theta_x, \theta_y, \theta_z)$ 进行分析。图 16 示出在图 15 所示的时间 $t_1 \sim t_8$ 中,绘制针对 X 轴的旋转角度 θ_x 的概念图。控制处理器 18 设定将时间 t_1 的旋转角度作为基准在正负方向偏移了预先决定的阈值的参照角度 RD1、RD2。该阈值设定为将位于以参照角度 RD1, RD2 为上限以及下限的范围内的绘制看作与作为基准的绘制是同一姿势的值。在图 16 中,将此时设定的参照角度 RD1, RD2 标记为参照角度 RD1-1, RD2-1。在图 16 中,除了与时间 t_1 对应的绘制以外,与时间 $t_2 \sim t_5$ 对应的绘制收纳于从参照角度 RD1-1 至 RD2-1 的范围内。控制处理器 18 在旋转角度 θ_y 、旋转角度 θ_z 中也进行使用了有参照角度 RD1, RD2 的相同的分析,在旋转角度 $\theta_x, \theta_y, \theta_z$ 的全部中确定在参照角度 RD1 与 RD2 之间具有绘制的时相。这样的分析的结果,假设在图 16 的例子中与时间 $t_2 \sim t_5$ 对应的姿势 $(\theta_x, \theta_y, \theta_z)$ 被确定为和与时间 t_1 对应的姿势 $(\theta_x, \theta_y, \theta_z)$ 大致相同。

[0134] 最后,控制处理器 18 确定通过位置 (x, y, z) 的分析确定的时相和通过姿势 $(\theta_x, \theta_y, \theta_z)$ 的分析确定的时相所共同的时相,将在与所确定的时相以及作为基准的时相的各自对应的多普勒图像数据中由步骤 S305 计算出的彩色像素数最多的 1 个多普勒图像数据和与其对应的 B 模式图像数据选定为候补图像数据。例如,在图 15,图 16 的例子中,控制处理器 18 将与通过位置 (x, y, z) 的分析确定的时间 t_2 以及通过姿势 $(\theta_x, \theta_y, \theta_z)$ 的分析确定的时间 $t_2 \sim t_5$ 所共同的时间 t_2 、和作为基准的时间 t_1 对应的 B 模式图像数据以及多普勒图像数据中在步骤 S305 中计算出的彩色像素数最多的 1 个选定为候补图像数据。

[0135] 控制处理器 18 将除去通过位置 (x, y, z) 的分析确定的时相和通过姿势 $(\theta_x, \theta_y, \theta_z)$ 的分析确定的时相所共同的时相以及作为基准的时相以外的时相作为对象,重复相同的分析和候补图像数据的选定。例如,在图 15,图 16 的例子中,时间 $t_3 \sim t_8$ 是下一分析以及选定的对象。在图 15 的例子中,控制处理器 18 将时间 t_3 的绘制作为基准重新设定参照位置 RP1,RP2。在图 15 中,将此时设定的参照位置 RP1,RP2 标记为参照位置 RP1-2,RP2-2。在图 15 中,在参照位置 RP1-2 与 RP2-2 之间具有绘制的时间除了时间 t_3 以外是时间 $t_4 \sim$

t8。控制处理器 18 在 Y 坐标 y、Z 坐标 z 中也进行使用了参照位置 RP1,RP2 的相同的分析,在 X 坐标 x、Y 坐标 y、Z 坐标 z 的全部中确定在参照位置 RP1 与 RP2 之间具有绘制的时相。这样的分析的结果,假设在图 15 的例子中与时间 t4 ~ t8 对应的位置 (x,y,z) 被确定为是和与时间 t3 对应的位置 (x,y,z) 大致相同的位置。

[0136] 接着,控制处理器 18 对探头的姿势 ($\theta_x, \theta_y, \theta_z$) 进行分析。在图 16 的例子中,控制处理器 18 设定将时间 t3 的旋转角度 θ_x 作为基准在正负方向偏移了预先决定的阈值的参照角度 RD1,RD2。在图 16 中,将此时设定的参照角度 RD1,RD2 标记为参照角度 RD1-2,RD2-2。在图 16 中,除了与时间 t3 对应的绘制以外,与时间 t4,t5 对应的绘制也收纳于参照角度 RD1-2 至 RD2-2 的范围内。

[0137] 控制处理器 18 在旋转角度 θ_y 、旋转角度 θ_z 中也进行使用了参照角度 RD1,RD2 的同样的分析,在旋转角度 $\theta_x, \theta_y, \theta_z$ 的全部中确定在参照角度 RD1 与 RD2 之间具有绘制的时相。这样的分析的结果,在图 16 的例子中,假设与时间 t4,t5 对应的姿势 ($\theta_x, \theta_y, \theta_z$) 被确定为和与时间 t3 对应的姿势 ($\theta_x, \theta_y, \theta_z$) 大致相同。

[0138] 最后,控制处理器 18 将与通过位置 (x,y,z) 的分析确定的时间 t4 ~ t8 以及通过姿势 ($\theta_x, \theta_y, \theta_z$) 的分析确定的时间 t4,t5 所共同的时间 t4,t5、和作为基准的时间 t3 对应的多普勒图像数据中在步骤 S305 中计算出的彩色像素数最多的 1 个多普勒图像数据和与其对应的 B 模式图像数据选定为第 2 候补图像数据。

[0139] 之后,控制处理器 18 将除去通过位置 (x,y,z) 的分析确定的时相与通过姿势 ($\theta_x, \theta_y, \theta_z$) 的分析确定的时相所共同的时相以及作为基准的时相以外的时相作为对象,重复同样的分析和候补图像数据的选定。例如,在图 15、图 16 的例子中,时间 t6 ~ t8 成为下一分析以及选定的对象,控制处理器 18 从与这些时相对应的 B 模式图像数据以及多普勒图像数据中选定第 3 候补图像数据。在图 15 中将选定该第 3 候补图像数据时所使用的参照位置 RP1,RP2 标记为参照位置 RP1-3,RP2-3。另外,在图 16 中将选定该第 3 候补图像数据时所使用的参照角度 RD1,RD2 标记为参照角度 RD1-3,RD2-3。直到不存在成为分析以及选定的对象的时相为止,控制处理器 18 执行这样的处理。

[0140] 在步骤 S310 之后,控制处理器 18 与步骤 S111 相同地执行用于显示在步骤 S310 中缩小了的多个候补图像数据所涉及的多个超声波图像 (B 模式图像 + 多普勒图像) 的处理 (步骤 S311)。多个超声波图像也可以按照时间序列来显示,也可以根据彩色像素数从大到小依次显示。

[0141] 另外,也可以排列所有或者预先决定的数量的超声波图像来同时显示。另外,也可以与超声波图像一起,显示各超声波图像中的规定区域内的血流面积或者面积率。

[0142] 在以上说明的第 3 实施方式的结构中,也能够得到与第 1 实施方式相同的效果。

[0143] (第 4 实施方式)

[0144] 针对第 4 实施方式进行说明。

[0145] 在本实施方式中,公开了一种读入在超声波诊断装置中保存的动态图像数据或者一系列的静态图像数据,自动地进行图像数据的选定的图像处理装置。

[0146] 图 17 是表示本实施方式所涉及的图像处理装置的主要部分结构的框图。

[0147] 该图像处理装置的主体 100 具备控制处理器 101、监视器 102、操作面板 103、存储部 104、数据输入输出部 105。

[0148] 控制处理器 101 例如将 CPU、ROM 以及 RAM 等存储器作为主体来构成,作为控制装置主体 100 的动作的控制部来发挥作用。控制处理器 101 从存储部 19 读出用于执行图像生成、显示等的控制程序来执行与各种处理相关的运算、控制等。

[0149] 监视器 102 选择性地显示基于在超声波诊断装置中得到的 B 模式图像数据或 / 和多普勒图像数据的超声波图像、或各种图形用户界面等。

[0150] 操作面板 103 具备用于取入来自操作者的各种指示的各种开关、按钮、轨迹球、鼠标、以及键盘等。

[0151] 存储部 104 存储各种控制程序、分析程序。另外,存储部 104 还发挥预先保持该图像处理装置取入的图像数据或数值数据的功能。

[0152] 数据输入输出部 105 连接 LAN 等网络和装置主体 100。在该网络上还连接有超声波诊断装置或医院内的信息处理系统。另外,数据输入输出部 105 连接外部存储装置 106 和装置主体 100。数据输入输出部 105 在与和网络连接的装置或外部存储装置 106 之间发送接收数据。

[0153] 针对本实施方式中的动作的流程,使用图 18 的流程图进行说明。基本的动作的流程与第 1 实施方式相同。但是,该图像处理装置不进行超声波的发送接收以及图像数据的生成,而从与数据输入输出部 105 连接的网络或外部存储装置 106 读入 B 模式图像数据以及多普勒图像数据进行处理这一点不同。

[0154] 在以下的说明中,与网络连接的超声波诊断装置已经执行了第 1 实施方式中的步骤 S101 ~ S104 的处理,假设其结果得到的与 1 ~ N(N 是整数)的各时相对应的 B 模式图像数据以及多普勒图像数据、与各多普勒图像数据中的第 1 关心区域内相关的速度信息以及速度方差信息(速度的平均值、方差的平均值、速度的方差值等)以能够判别图像生成的时相的那样的形态保存于外部存储装置 106。

[0155] 当操作者通过操作操作面板 103 来指示处理的开始时,首先,控制处理器 101 经由数据输入输出部 105 从外部存储装置 106 读入与第 i 个时相对应的 B 模式图像数据并保存于存储部 104(步骤 S401),从外部存储装置 106 读入与第 i 个时相对应的多普勒图像数据并保存于存储部 104(步骤 S402),从外部存储装置 106 读入与第 i 个时相对应的第 1 关心区域内的速度信息以及速度方差信息并保存于存储部 104(步骤 S403)。另外, i 是控制处理器 101 在自身的存储器中生成的计数的值,是 1 以上且 N 以下的整数。计数 i 在指示处理的开始的起初为 i=1,每次执行步骤 S401 ~ S403 就增加 1。

[0156] 接着,控制处理器 101 通过与步骤 S105 相同的方法,根据在步骤 S401 中得到的 B 模式图像数据进行分割和关心区域(第 2 关心区域)的设定(步骤 S404)。在设定了第 2 关心区域之后,控制处理器 101 通过与步骤 S106 相同的方法,在由步骤 S402 读入的多普勒图像数据中,计算在步骤 S404 中设定的第 2 关心区域所包含的多普勒信号的彩色像素数(步骤 S405)。控制处理器 101 将计算出的彩色像素数与在步骤 S402 中读入并保存于存储部 104 的多普勒图像数据建立对应保存于存储部 104。

[0157] 在步骤 S405 之后,控制处理器 101 判定计数 i 是否达到了 N(步骤 S406)。当计数 i 没有达到 N 时(步骤 S406 为“否”),控制处理器 101 增加一个计数 i 重新执行步骤 S401 ~ S405。

[0158] 不久,当计数 i 达到 N 时(步骤 S406 为“是”),控制处理器 101 执行用于从在重

复执行的步骤 S401 以及步骤 S402 中依次保存的多个 B 模式图像数据以及多普勒图像数据中选定适合诊断的候补图像数据的处理（步骤 S407 ~ S409），并且将所选定的候补图像数据显示于监视器 102（步骤 S410）。步骤 S407 ~ S410 与步骤 S108 ~ S111 相同，因此，省略说明。

[0159] 根据本实施方式所涉及的图像处理装置，在使用了超声波诊断装置的检查时暂时地保存多个图像数据之后，重新考虑图像数据选定最终保留在报告等中的图像时，能够减轻操作者的负担，在更少的时间内选定对诊断有用的图像数据。在检查者和图像数据的读影者不同时特别有用。检查者能够本身不需要选定对诊断有用的图像数据，而集中地进行扫描。另外，读影者之后能够在短时间内有效地确认由检查者保存的一系列的图像数据，选定对诊断有用的图像数据。由此，能够防止由于检查者的主观而完成的图像数据的取舍选择而导致的误诊的可能性，由读影者提供可靠的诊断信息。

[0160] 此外也实现与第 1 实施方式相同的效果。

[0161] （第 5 实施方式）

[0162] 针对第 5 实施方式进行说明。

[0163] 在本实施方式中，在图 17 所示的图像处理装置中，与第 2 实施方式相同，在彩色 ROI（第 1 关心区域）整体中计算彩色像素数，只根据计算出的彩色像素数排除不合适的图像数据，根据剩余的图像数据的彩色像素数将图像数据群划分为多个区域，从各划分中提取限定的数量的候补图像数据这点与第 4 实施方式不同。

[0164] 针对本实施方式中的动作的流程，使用图 19 的流程图进行说明。基本的动作的流程与第 2 实施方式相同。但是，该图像处理装置不进行超声波的发送接收以及图像数据的生成，而从与数据输入输出部 105 连接的网络或外部存储装置 106 读入 B 模式图像数据以及多普勒图像数据进行处理这点不同。

[0165] 在以下的说明中，假设与第 4 实施方式相同，与 1 ~ N 的各时相对应的 B 模式图像数据以及多普勒图像数据、和与各多普勒图像数据中的第 1 关心区域内相关的速度信息以及速度方差信息（速度的平均值、方差的平均值、速度的方差值等）以能够判别图像生成的时相的形态保存于外部存储装置 106。

[0166] 当操作者通过操作操作面板 103 来指示处理的开始时，首先，控制处理器 101 与步骤 S401 相同，从外部存储装置 106 读入与第 i 个时相对应的 B 模式图像数据并保存于存储部 104（步骤 S501），与步骤 S402 相同，从外部存储装置 106 读入与第 i 个时相对应的多普勒图像数据并保存于存储部 104（步骤 S502）。

[0167] 接着，控制处理器 101 通过与步骤 S204 相同的方法，计算具有预先设定的阈值以上的能量值、且在第 1 关心区域的内部所包含的彩色像素的总数（步骤 S503）。控制处理器 101 将计算出的彩色像素数与在步骤 S502 中读入并保存于存储部 104 的多普勒图像数据建立对应保存于存储部 104。

[0168] 在步骤 S503 之后，控制处理器 101 判定计数 i 是否达到 N（步骤 S504）。当计数 i 没有达到 N 时（步骤 S504 为“否”），控制处理器 101 增加一个计数 i 重新执行步骤 S501 ~ S503。

[0169] 不久，当计数 i 达到 N 时（步骤 S504 为“是”），控制处理器 101 执行用于从在重复执行的步骤 S501 以及步骤 S502 中依次保存的多个 B 模式图像数据以及多普勒图像数据

中,选定适合诊断的候补图像数据的处理(步骤S505~S507),并且将所选定的候补图像数据显示于监视器102(步骤S508)。步骤S505~S508与步骤S206~S209相同,因此,省略说明。

[0170] 根据本实施方式所涉及的图像处理装置,能够得到与第2实施方式以及第4实施方式相同的效果。

[0171] (第6实施方式)

[0172] 针对第6实施方式进行说明。

[0173] 在本实施方式中,在图17所示的图像处理装置中,与第3实施方式相同,利用与超声波探头的位置、姿势、或者速度相关的信息排除不适合诊断的图像数据,另外,利用该信息进行候补图像数据的缩小这点与第4实施方式不同。

[0174] 针对本实施方式中的动作的流程,使用图20的流程图进行说明。基本的动作的流程与第3实施方式相同。但是,该图像处理装置不进行超声波的发送接收以及图像数据的生成,而从与数据输入输出部105连接的网络或外部存储装置106读入B模式图像数据以及多普勒图像数据进行处理这点不同。

[0175] 在以下的说明中,已经由与网络连接的超声波诊断装置执行了第3实施方式中的步骤S301~S303,S306的处理,假设其结果得到的与1~N(N是整数)的各时相对应的B模式图像数据以及多普勒图像数据、和超声波探头2的位置(x,y,z)、姿势(θ_x , θ_y , θ_z)、以及速度(v_x , v_y , v_z)以能够判别图像生成的时相的形态保存于外部存储装置106。

[0176] 当操作者通过操作操作面板103来指示处理的开始时,首先,控制处理器101经由数据输入输出部105从外部存储装置106读入与第i个时相对应的B模式图像数据并保存于存储部104(步骤S601),从外部存储装置106读入与第i个时相对应的多普勒图像数据并保存于存储部104(步骤S602),从外部存储装置106读入与第i个时相对应的位置(x,y,z)、姿势(θ_x , θ_y , θ_z)、以及速度(v_x , v_y , v_z)并保存于存储部104(步骤S603)。

[0177] 之后,控制处理器101通过与步骤S105相同的方法,根据在步骤S601中读入的B模式图像数据进行分割和关心区域(第2关心区域)的设定(步骤S604)。另外,控制处理器101通过与步骤S106相同的方法,计算在由步骤S602读入的多普勒图像数据中由步骤S604设定的第2关心区域所包含的多普勒信号的彩色像素数(步骤S605)。控制处理器101将计算出的彩色像素数与在步骤S602中读入并保存于存储部104的多普勒图像数据建立对应来保存。

[0178] 在步骤S605之后,控制处理器101判定计数i是否达到了N(步骤S606)。当计数i没有达到N时(步骤S606为“否”),控制处理器101增加一个计数i重新执行步骤S601~S605。

[0179] 另外,当计数i达到N时(步骤S606为“是”),控制处理器101执行用于从在重复执行的步骤S601以及步骤S602中依次保存的多个B模式图像数据以及多普勒图像数据中,选定适合诊断的候补图像数据的处理(步骤S607~S609),并且将所选定的候补图像数据显示于监视器102(步骤S610)。步骤S607~S610与步骤S308~S311相同,因此,省略说明。

[0180] 根据本实施方式所涉及的图像处理装置,能够得到与第3实施方式以及第4实施方式相同的效果。

[0181] (变形例)

[0182] 在上述各实施方式公开的结构能够适当地变形。

[0183] 例如,在各实施方式中,能够省略图 2、图 7、图 14、图 18、图 19 的流程图所示的几个步骤所涉及的动作。另外,也可以适当地互换执行各步骤所涉及的动作的顺序。

[0184] 另外,也可以省略基于速度的平均值等的不适合诊断的图像数据的排除(步骤 S108, S206, S308, S407, S505, S607)。另外,在步骤 S108, S308, S407, S607 中,也可以与 S206 以及 S505 相同地根据彩色像素数排除不适合诊断的图像数据。

[0185] 另外,还能够省略第 2 关心区域的设定(步骤 S105, S304, S404, S604)。此时,作为彩色像素数计算用的关心区域可以利用第 1 关心区域,也可以利用预先决定的其他的关心区域。

[0186] 另外,在与超声波诊断装置相关的实施方式中,第 2 关心区域的设定(步骤 S105, S304)和彩色像素数的计算、保存(步骤 S106, S204, S305)也可以在由操作者输入了扫描停止指示之后执行。

[0187] 另外,图像类似度也可以不根据 B 模式图像数据而根据多普勒图像数据来计算,也可以根据两图像数据来计算。

[0188] 另外,在各实施方式中,示出了作为图像数据的选定所使用的参数采用多普勒图像数据(特别地,能量多普勒图像数据)的彩色像素数的情况。近年来,在关节风湿病的超声波诊断中,一般以能量多普勒模式对关节腔内进行观察,以在关节腔内所占有的彩色像素数的比例为目标来进行判定量评分。由此,认为通过基于彩色像素数,能够最有效地选定对诊断有用的图像数据。但是,在各实施方式中图像数据的选定所使用的参数不一定需要是彩色像素数。例如,作为该参数,能够使用彩色像素的能量值的总和。此时,难以受到噪音信号等能量值小的彩色像素的影响,能够优先选定明显地包含大量的血流密度高的信号的图像数据。

[0189] 另外,作为该参数还能够使用彩色像素的速度值的总和。当想要优先提取包含血流速度大的血流的图像时,该参数有用。

[0190] 另外,在各实施方式中,示例出将所选定的图像数据显示于监视器 4,102 的情况。然而,也可以不将所选定的图像数据立即显示于监视器 4,102,而通过对该图像数据添加与其他图像数据进行识别用的标记,从而之后能够简单地阅览该图像数据。另外,当通过轨迹球等的操作一边连续地切换过去收集到的图像数据一边参照时,也可以在该添加了标记的图像的位置停止切换。

[0191] 另外,在第 3,第 6 实施方式中,示出了在步骤 S310, S609 中使用超声波探头 2 的位置(x, y, z)以及姿势(θ_x , θ_y , θ_z)这双方来选定图像数据的情况,但也可以只考虑任一方。另外,在步骤 S308, S310, S607, S609 等中,也可以不使用位置(x, y, z)、姿势(θ_x , θ_y , θ_z)、以及速度(v_x , v_y , v_z)中的所有 3 轴的值。

[0192] 虽然说明了本发明的几个实施方式,但这些实施方式是作为例子而提示的,并不意图限定本发明的范围。这些新的实施方式能够以其他的各种方式进行实施,在不脱离发明的要旨的范围内,能够进行各种的省略、置换、变更。这些实施方式或其变形包含于发明的范围或要旨中,并且包含于权利要求书记载的发明及其均等的范围中。

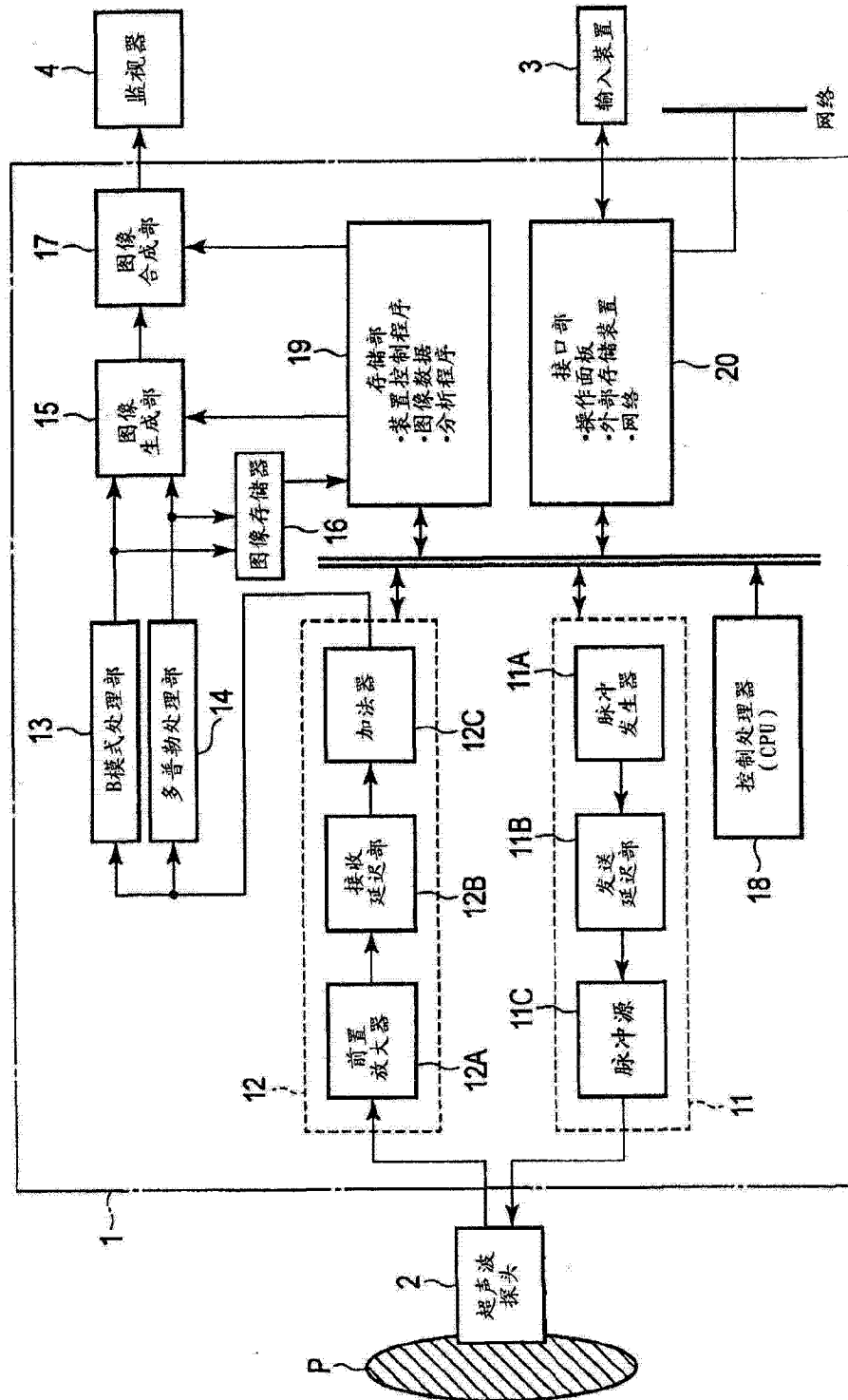


图 1

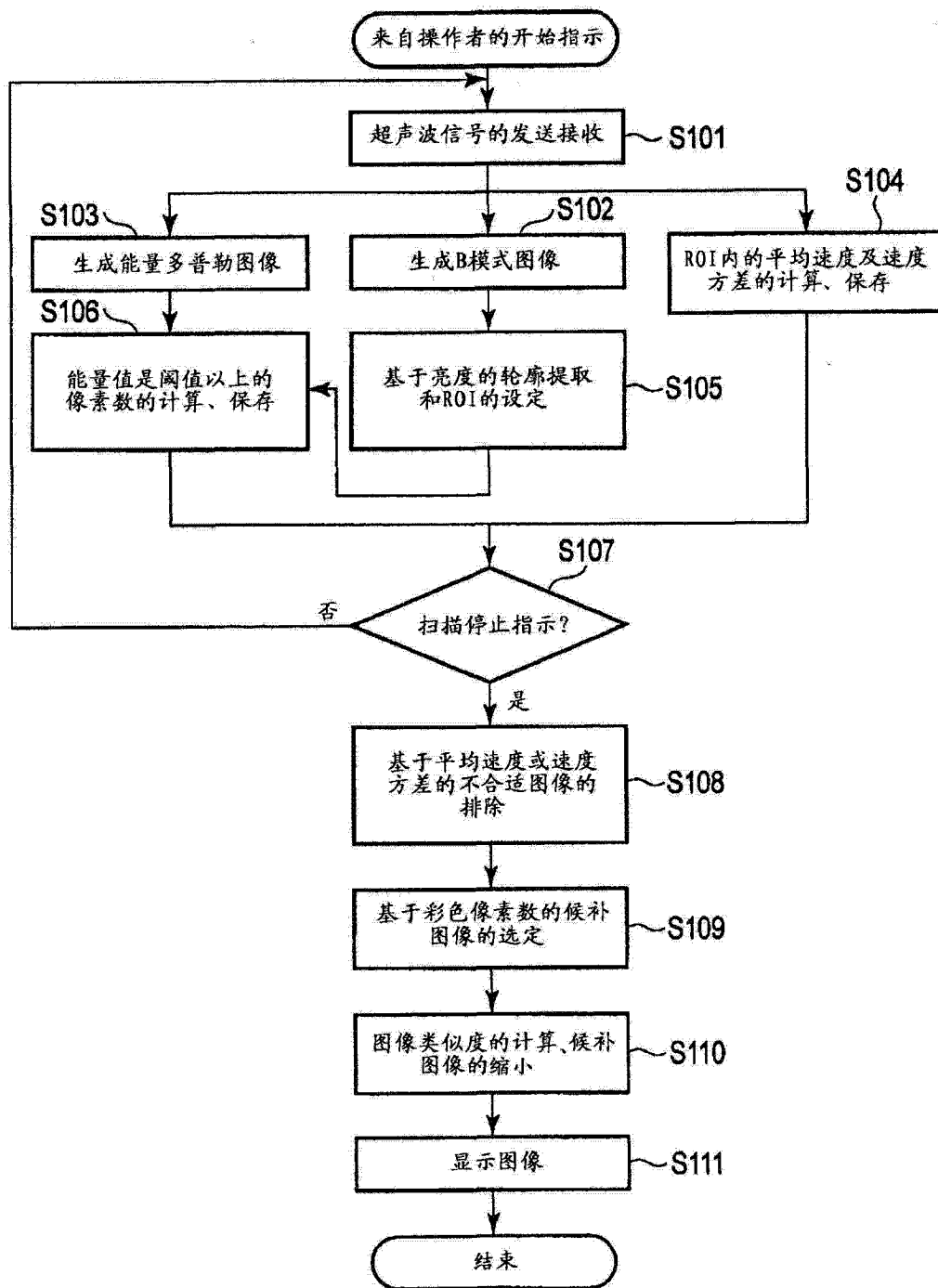


图2

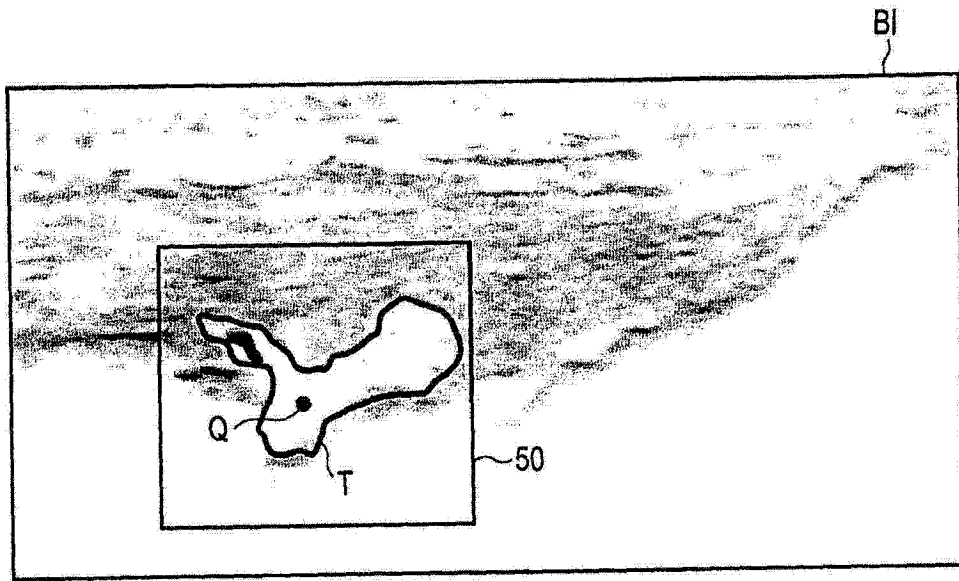


图 3

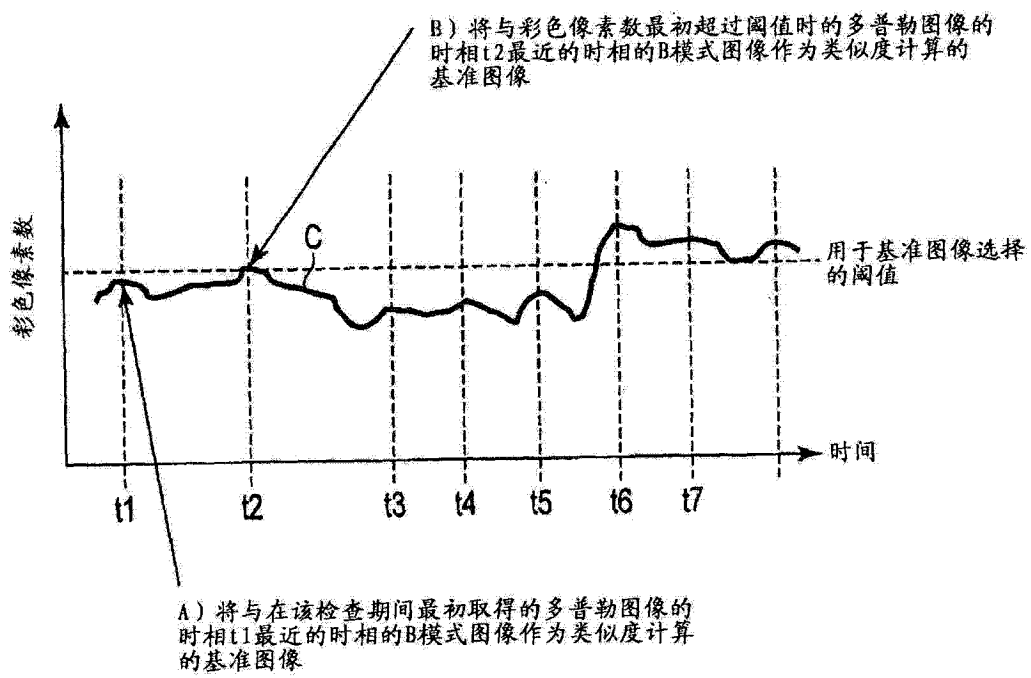


图 4

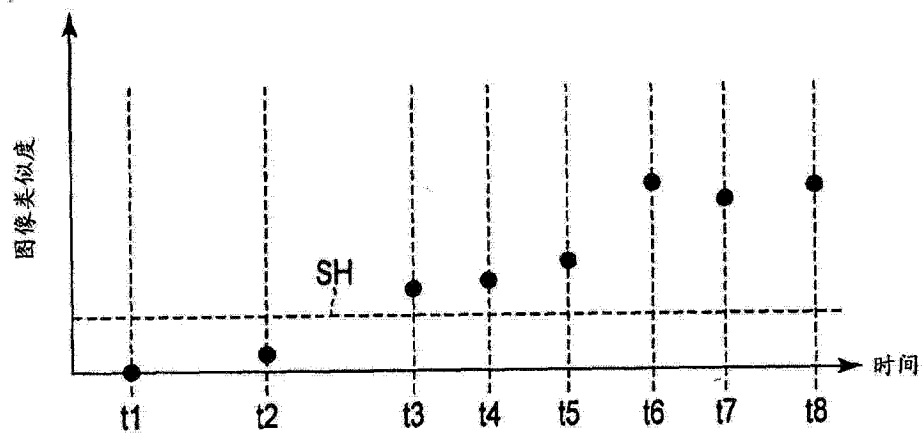


图 5

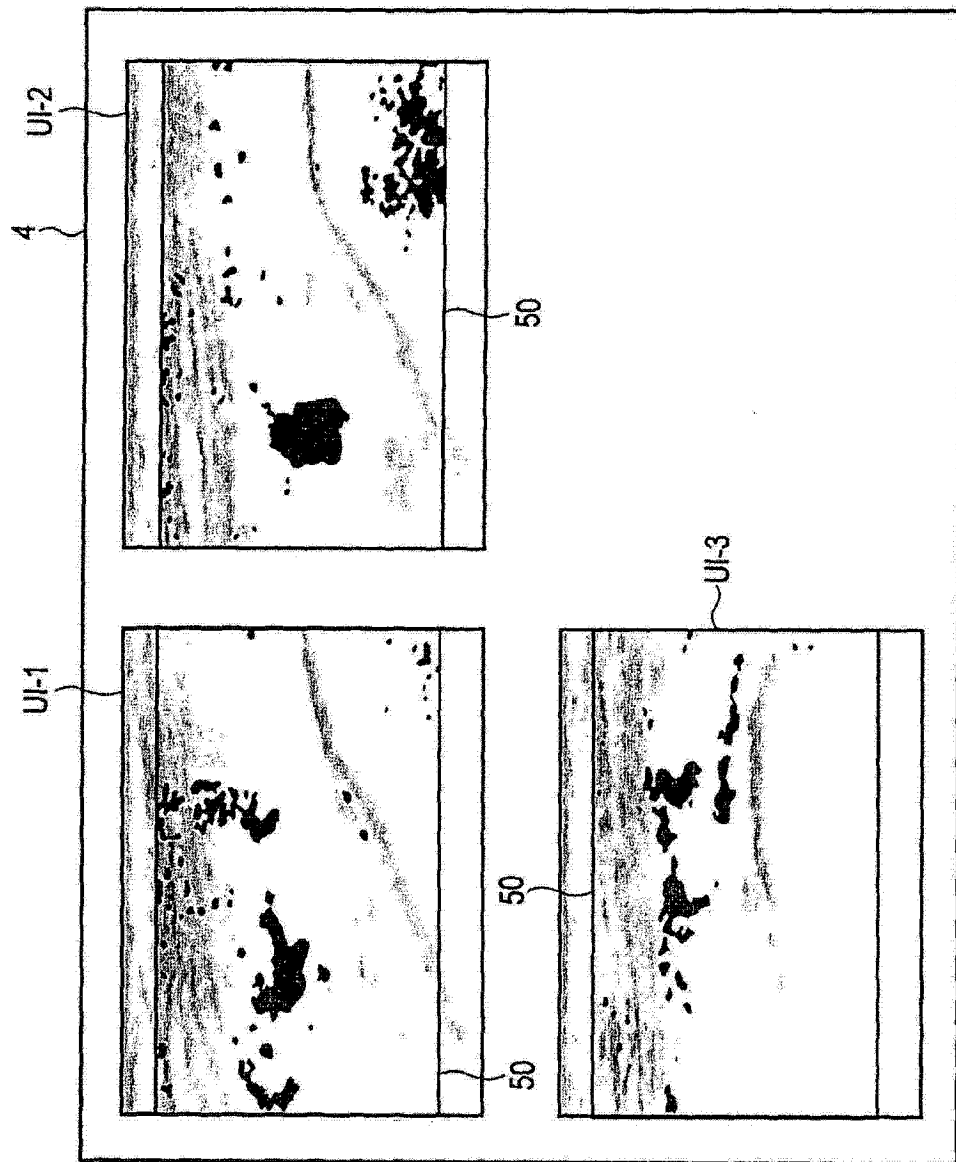


图 6

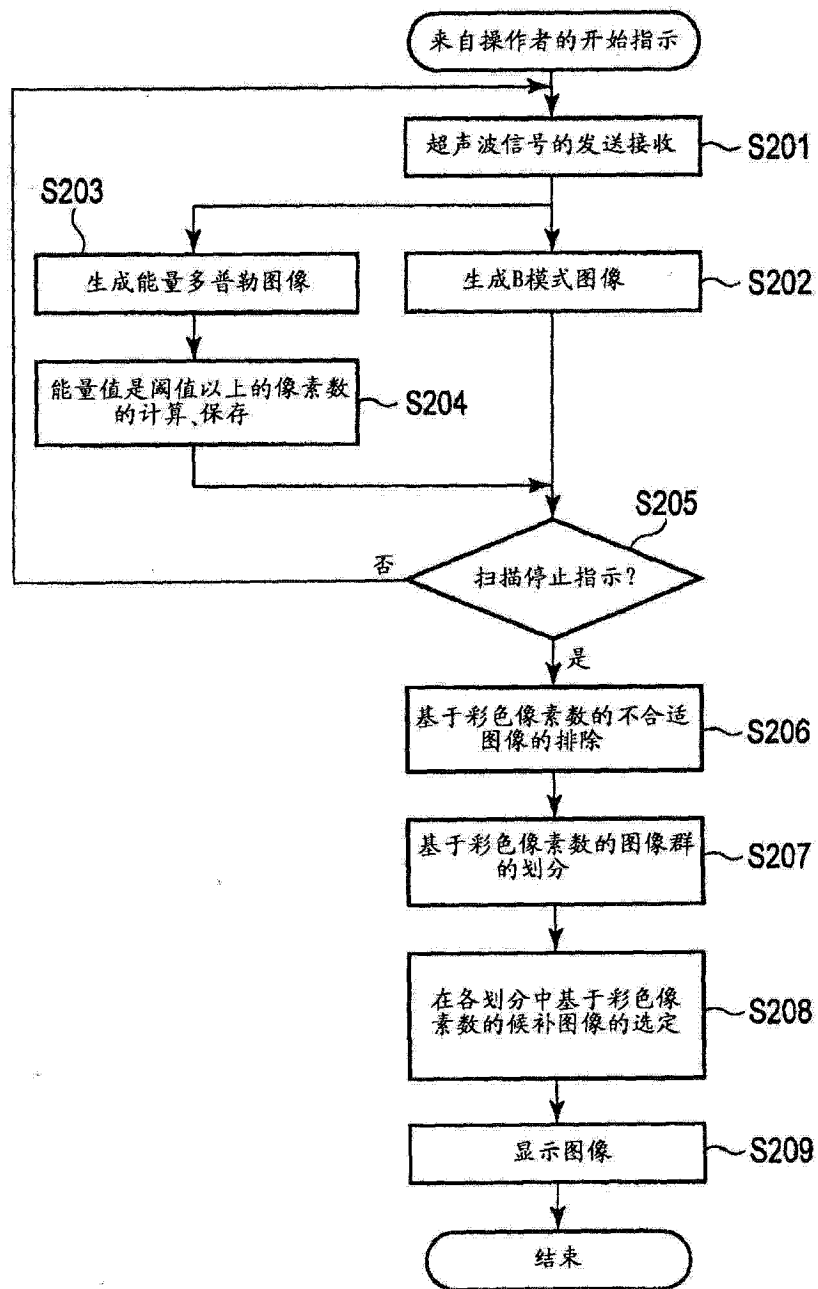


图 7

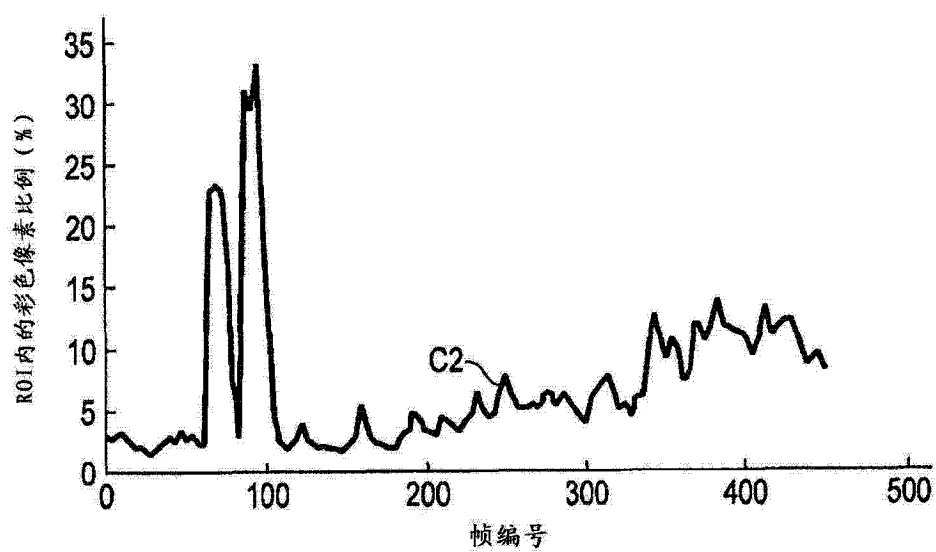


图 8

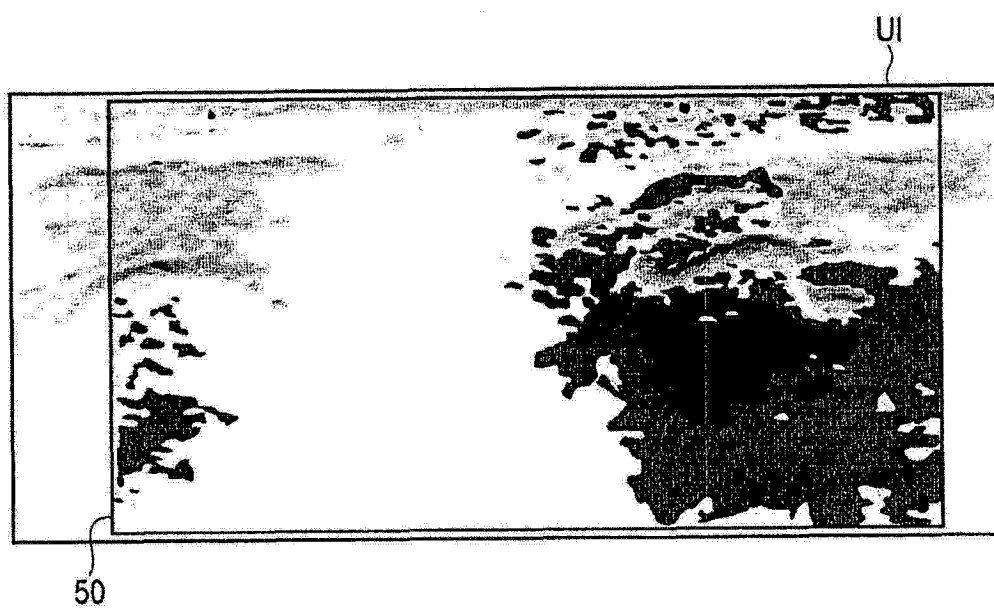


图 9

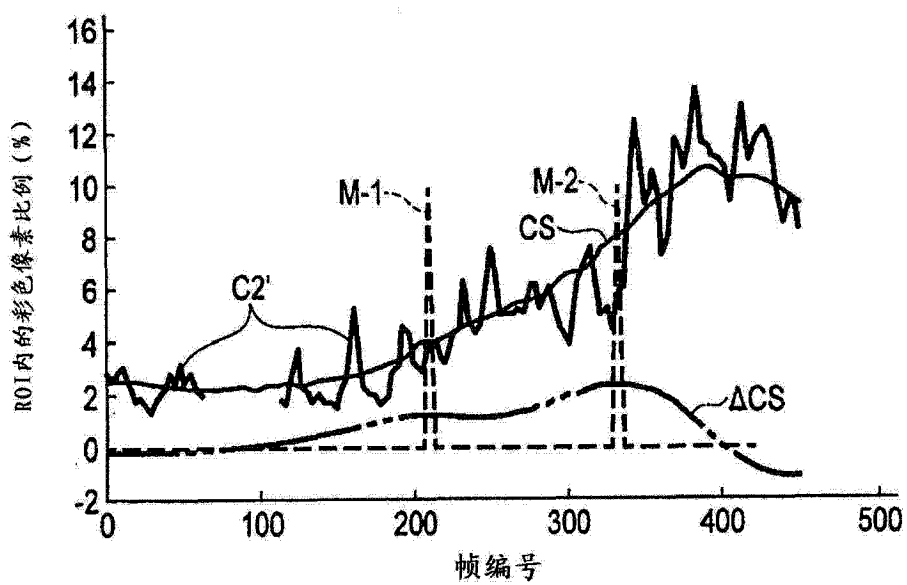


图 10

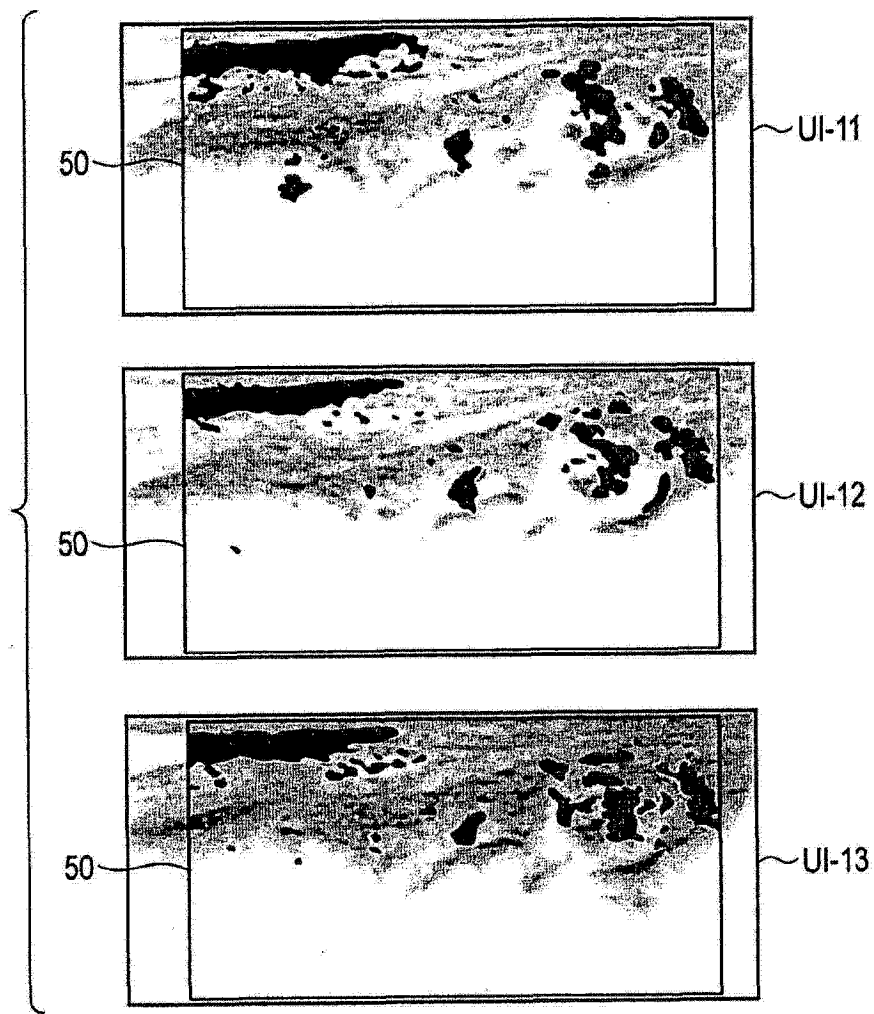


图 11

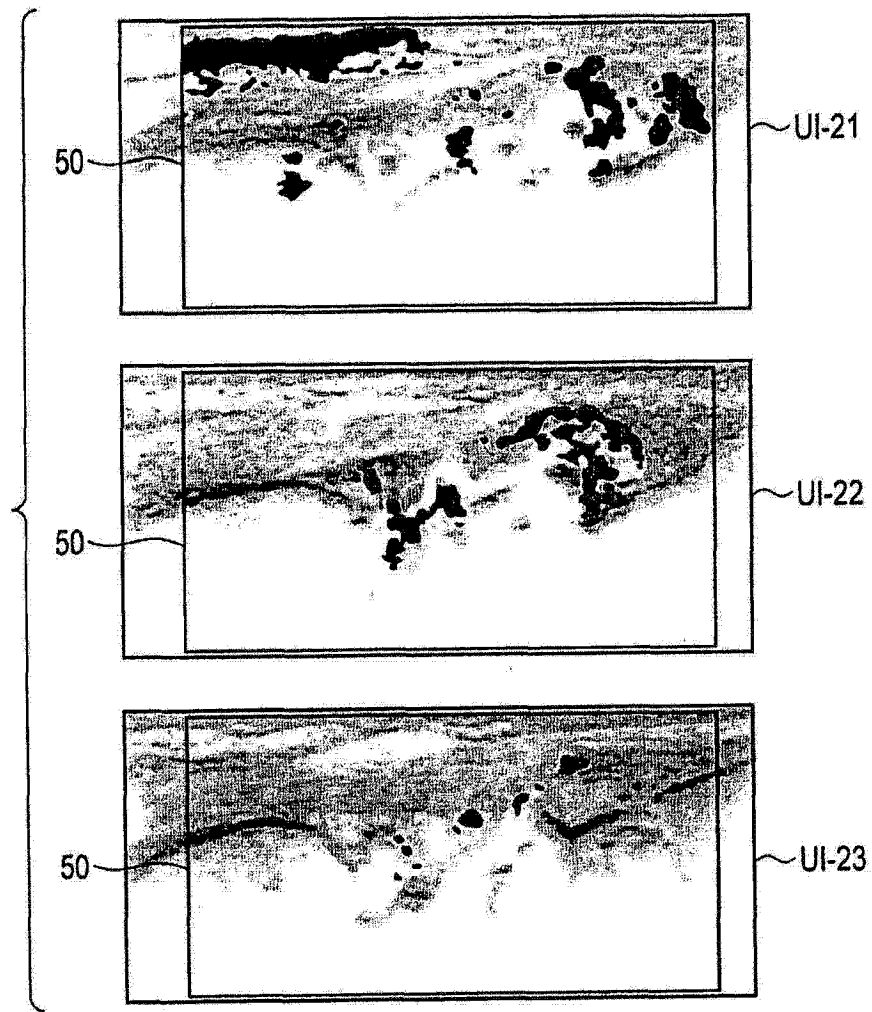


图 12

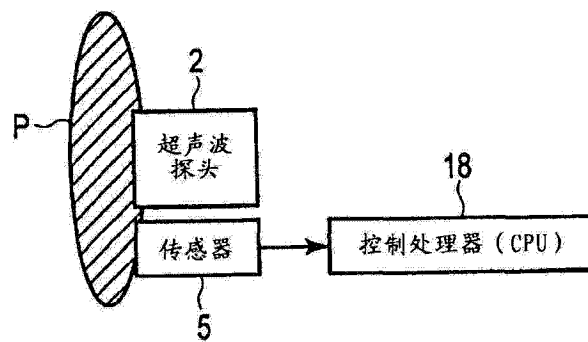


图 13

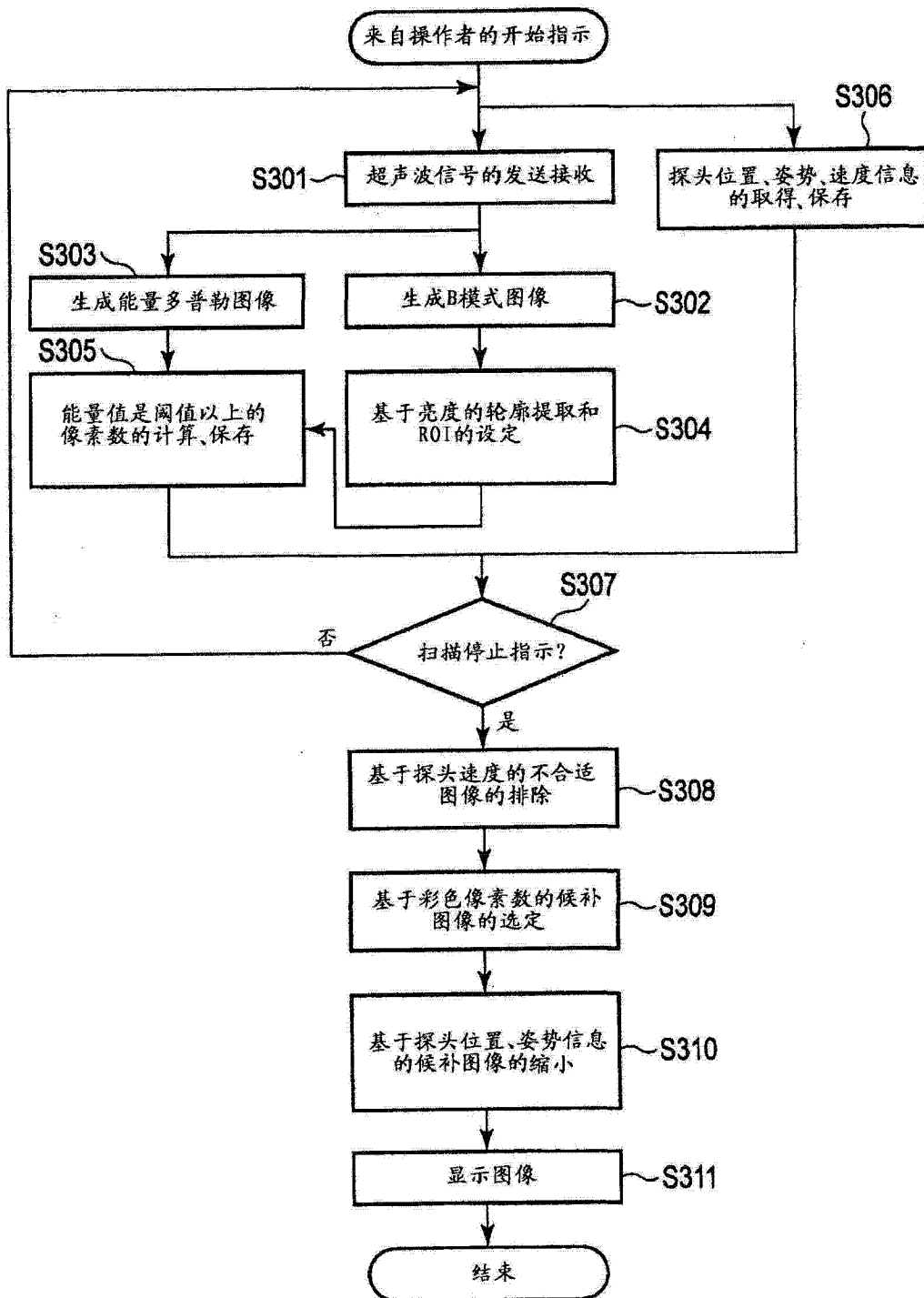


图 14

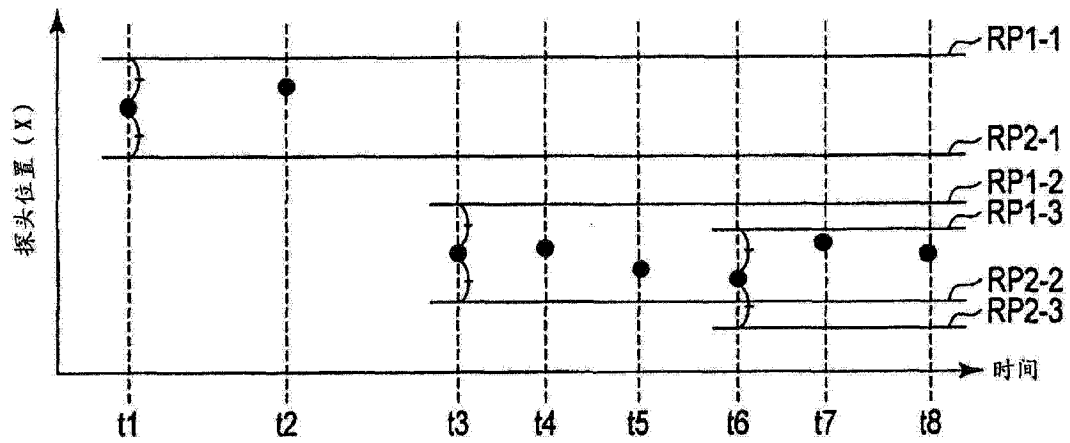


图 15

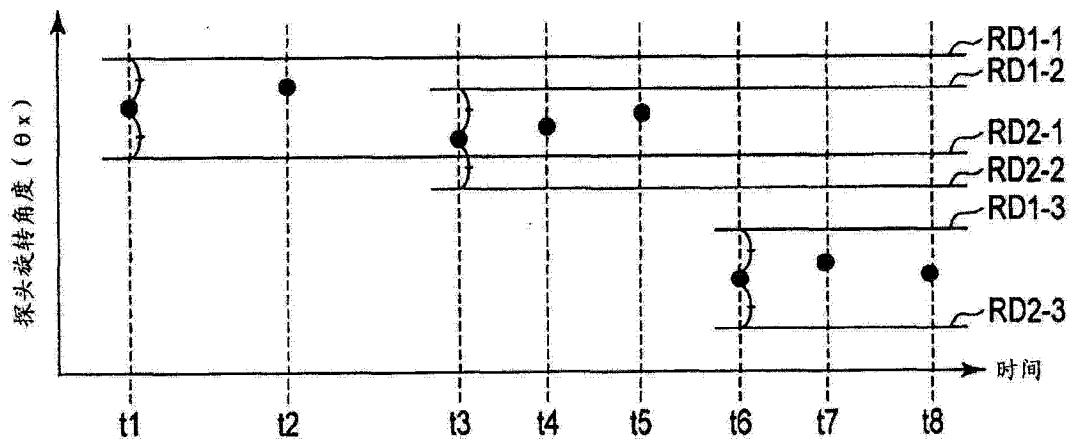


图 16

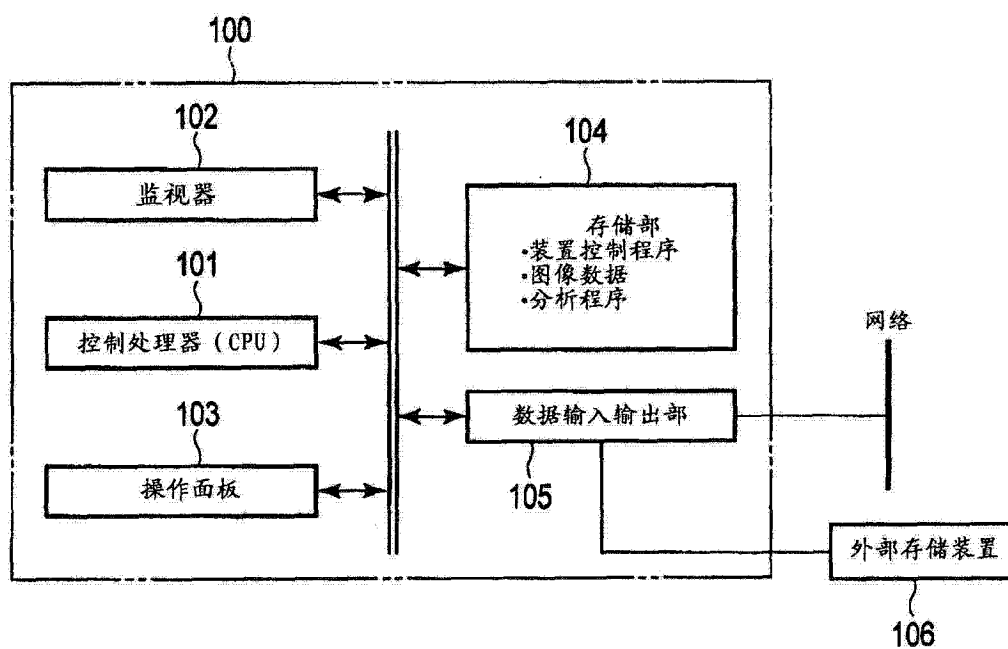


图 17

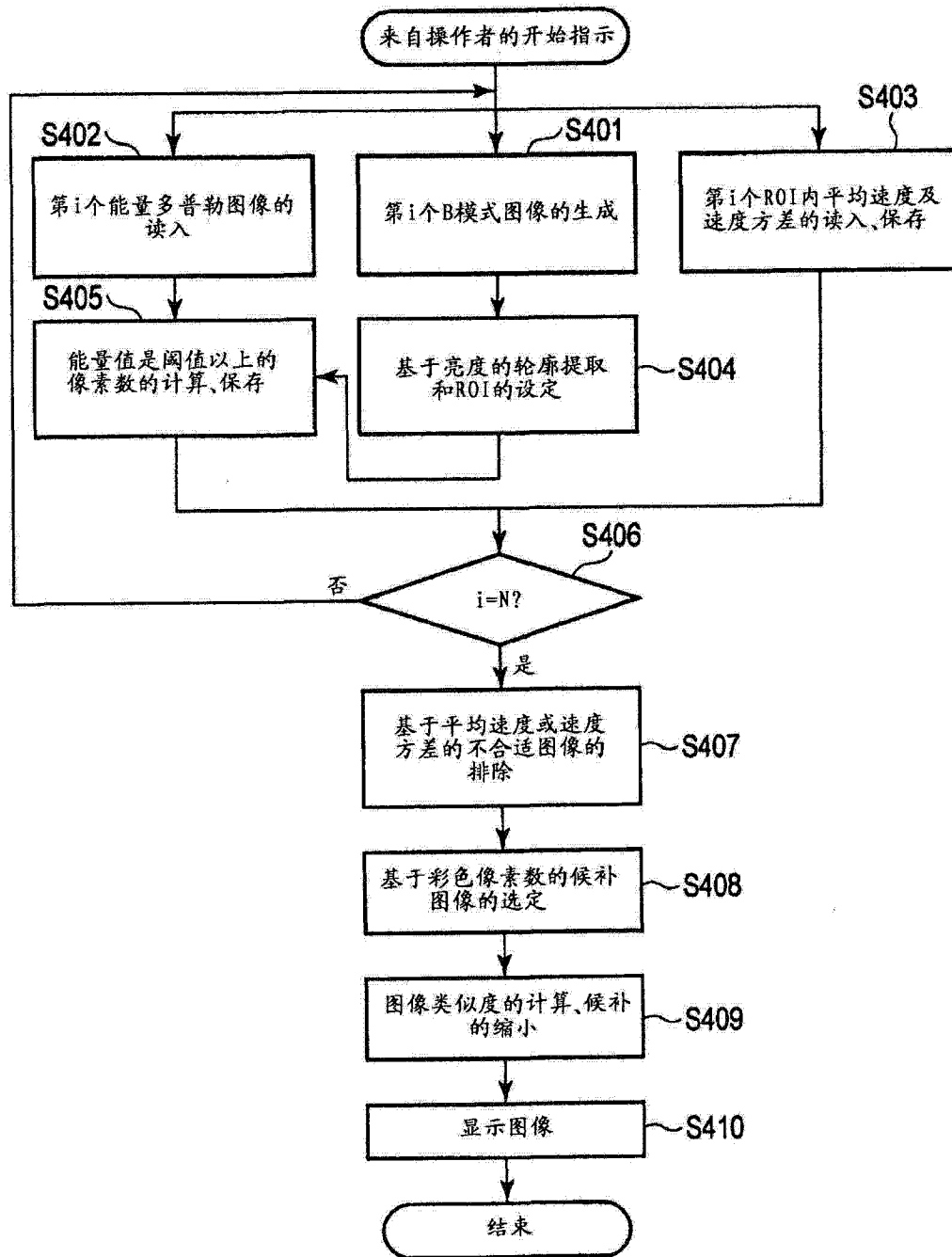


图 18

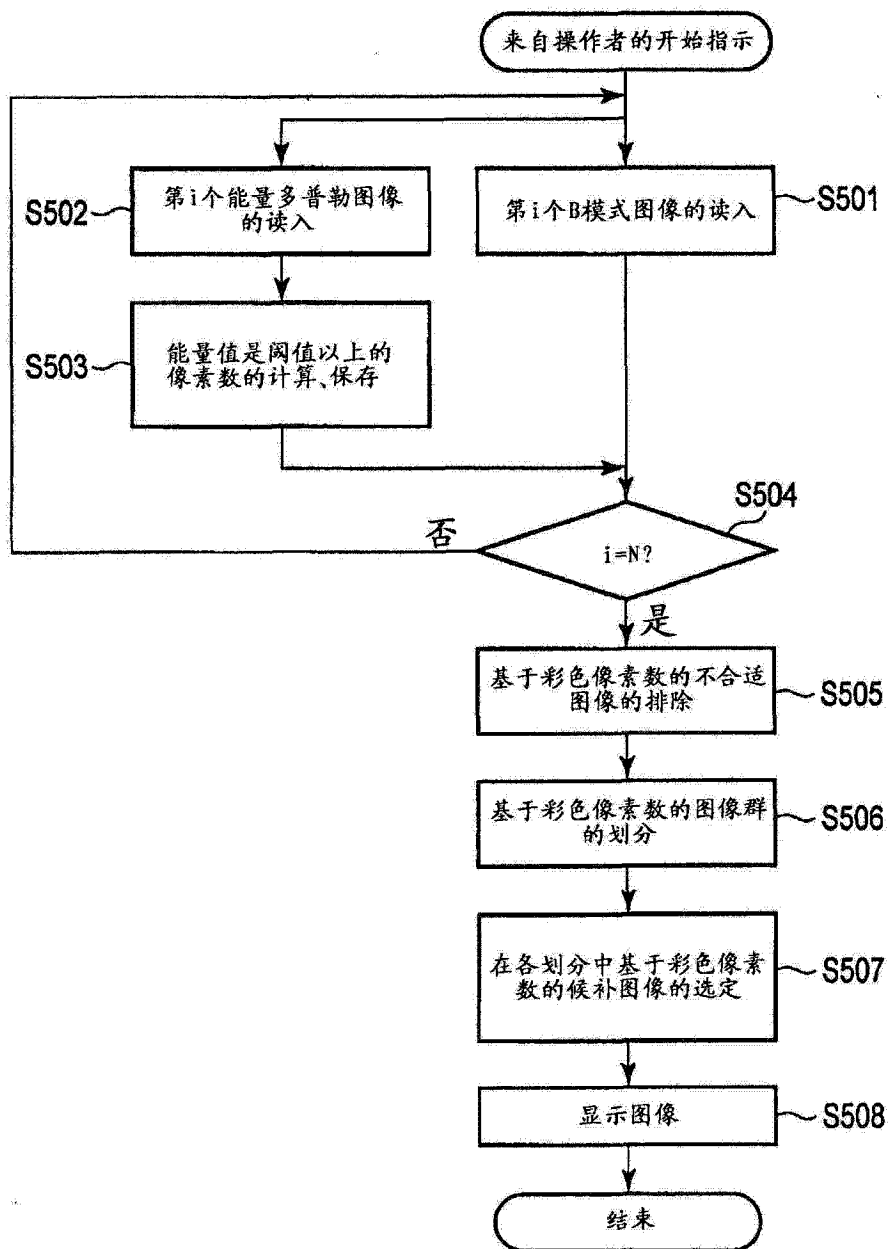


图 19

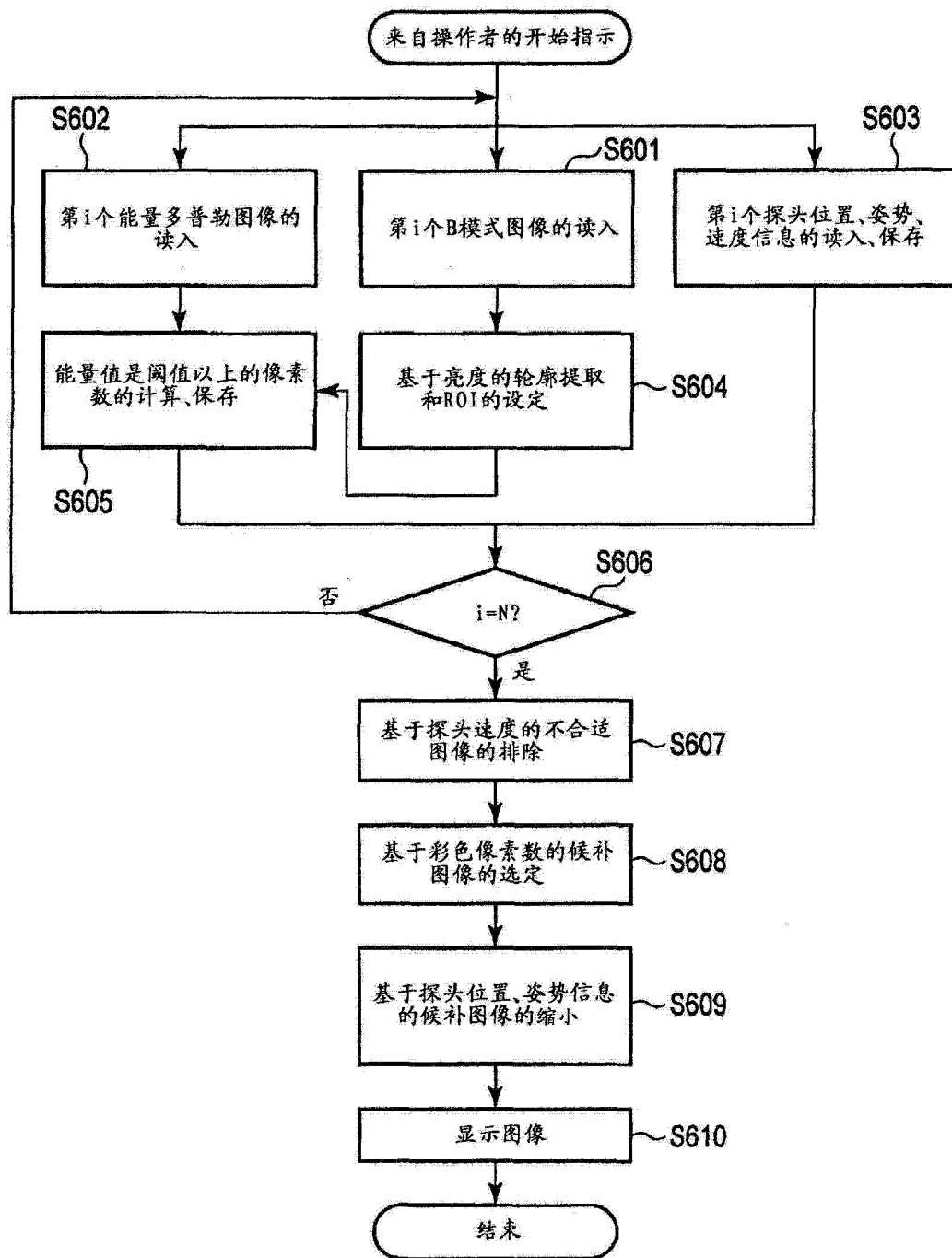


图 20

专利名称(译)	超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法		
公开(公告)号	CN104114102A	公开(公告)日	2014-10-22
申请号	CN201380003273.5	申请日	2013-11-22
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
[标]发明人	金山侑子		
发明人	金山侑子		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/461 A61B8/468 A61B8/06 A61B8/469 A61B8/5207 A61B8/4245 A61B8/463 A61B8/481 A61B8/485 A61B8/488 A61B8/5223		
代理人(译)	孙蕾		
优先权	2012256645 2012-11-22 JP 2013241378 2013-11-21 JP		
其他公开文献	CN104114102B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

超声波诊断装置具备：发送接收部(11，12)，对被检体重复超声波扫描；图像生成部(13)，根据发送接收部的输出生成多个图像的数据；血流图像生成部(14)，根据发送接收部的输出生成多个血流图像的数据；图像选定部(15)，计算多个图像间的类似度，根据类似度从多个图像中确定类似性低的至少2个图像，从多个血流图像中选定扫描时刻分别与所确定的至少2个图像对应的至少2个血流图像；显示部(4)，显示选择出的至少2个血流图像。

