



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105188555 A

(43) 申请公布日 2015. 12. 23

(21) 申请号 201480013750. 0

代理人 舒艳君 李洋

(22) 申请日 2014. 03. 07

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61B 8/06(2006. 01)

2013-048394 2013. 03. 11 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 09. 10

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2014/056072 2014. 03. 07

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/142037 JA 2014. 09. 18

(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 姚淙 川岸哲也 岭喜隆

米山直树 吉新宽树

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司

公司 11227

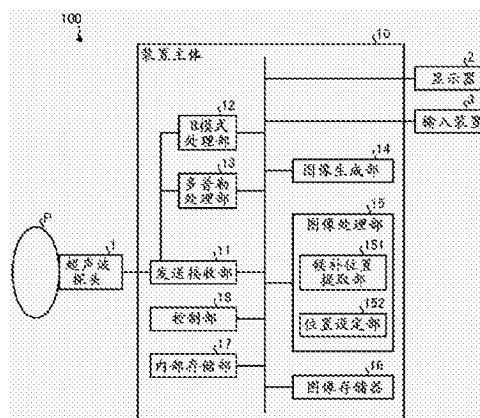
权利要求书2页 说明书15页 附图10页

(54) 发明名称

超声波诊断装置以及图像处理装置

(57) 摘要

实施方式的超声波诊断装置(100)具备候补位置提取部(151)和位置设定部(152)。候补位置提取部(151)通过比较对被投放了造影剂的被检体进行超声波扫描而收集到的多个图像数据间的基本波分量来提取第1位置。另外,候补位置提取部(151)通过比较多个图像数据间的谐波分量来提取第2位置。位置设定部(152)将第1位置或上述第2位置设定为上述多个图像数据中的至少一个图像数据中的进行规定的分析的关注区域的位置。



1. 一种超声波诊断装置, 具备 :

第 1 提取部, 通过比较对被投放了造影剂的被检体进行超声波扫描而收集到的多个图像数据间的基本波分量来提取第 1 位置 ;

第 2 提取部, 通过比较上述多个图像数据间的谐波分量来提取第 2 位置 ; 以及

位置设定部, 将上述第 1 位置或上述第 2 位置设定为上述多个图像数据中的至少一个图像数据中的进行规定的分析的关注区域的位置。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置, 其中,

上述第 1 提取部比较设定于上述多个图像数据所包含的规定的图像数据中的规定位置的区域内的基本波分量、和设定于与上述多个图像数据所包含的和上述规定的图像数据不同的图像数据中的上述规定位置对应的多个位置的多个区域内的基本波分量, 并将与上述多个区域中的具有和设定于上述规定的图像数据中的上述规定位置的区域内的基本波分量最类似的基本波分量的区域对应的位置作为上述第 1 位置来提取,

上述第 2 提取部比较设定于上述规定的图像数据中的上述规定位置的区域内的谐波分量、和设定于与上述不同的图像数据中的上述规定位置对应的多个位置的多个区域内的谐波分量, 将与上述多个区域中的具有和设定于上述规定的图像数据中的上述规定位置的区域内的谐波分量最类似的谐波分量的区域对应的位置作为上述第 2 位置来提取。

3. 根据权利要求 1 或 2 所述的超声波诊断装置, 其中,

上述位置设定部将上述第 1 位置中的基本波分量的类似度和上述第 2 位置中的谐波分量的类似度中类似度高的位置设定为上述关注区域的位置。

4. 根据权利要求 1 或 2 所述的超声波诊断装置, 其中,

上述位置设定部以上述第 1 位置或上述第 2 位置中的区域内的像素值的方差值超过规定的阈值为条件, 将上述第 1 位置或上述第 2 位置设定为上述关注区域的位置。

5. 根据权利要求 1 或 2 所述的超声波诊断装置, 其中,

上述第 1 提取部以设定了上述关注区域的图像数据为基准, 按照时间序列的正顺序以及逆顺序分别提取上述第 1 位置,

上述第 2 提取部以设定了上述关注区域的图像数据为基准, 按照上述时间序列的正顺序以及逆顺序分别提取上述第 2 位置。

6. 根据权利要求 1 或 2 所述的超声波诊断装置, 其中,

上述位置设定部以上述第 1 位置中的基本波分量的类似度或上述第 2 位置中的谐波分量的类似度超过规定的阈值为条件, 将上述第 1 位置或上述第 2 位置设定为上述关注区域的位置。

7. 根据权利要求 6 所述的超声波诊断装置, 其中, 还具备 :

通知部, 当由上述位置设定部判定为上述第 1 位置中的基本波分量的类似度以及上述第 2 位置中的谐波分量的类似度未超过上述规定的阈值时, 该通知部对操作者警告。

8. 一种超声波诊断装置, 具备 :

收集部, 对被投放了造影剂的被检体进行超声波扫描来收集多个图像数据 ; 和

提取部, 通过比较通过上述收集部收集到的多个图像数据间的基本波分量, 来提取上述多个图像数据中的至少一个图像数据中的进行规定的分析的关注区域的位置。

9. 根据权利要求 8 所述的超声波诊断装置, 其中,

上述提取部比较设定于上述多个图像数据所包含的规定的图像数据中的规定位置的区域内的基本波分量、和设定于与上述多个图像数据所包含的和上述规定的图像数据不同的图像数据中的上述规定位置对应的多个位置的多个区域内的基本波分量,将与上述多个区域中具有和设定于上述规定的图像数据中的上述规定位置的区域内的基本波分量最类似的基本波分量的区域对应的位置作为上述关心区域的位置来提取。

10. 一种图像处理装置,具备:

第1提取部,通过比较对被投放了造影剂的被检体进行超声波扫描而收集到的多个图像数据间的基本波分量来提取第1位置;

第2提取部,通过比较上述多个图像数据间的谐波分量来提取第2位置;以及

位置设定部,将上述第1位置或上述第2位置设定为上述多个图像数据中的至少一个图像数据中的进行规定的分析的兴趣区域的位置。

超声波诊断装置以及图像处理装置

技术领域

[0001] 本发明的实施方式涉及超声波诊断装置以及图像处理装置。

背景技术

[0002] 近年来,静脉投放型的超声波造影剂被产品化,进行“造影回波法”。以下,有时省略超声波造影剂记作造影剂。造影回波法的目的在于,例如在心脏或肝脏等的检查中,从静脉注入造影剂来增强血流信号,进行血流动态的评估。大多数造影剂以微小气泡(微泡)为反射源来发挥作用。例如,近年来,在日本出售的被称为 Sonazoid(注册商标)的第二代的超声波造影剂是通过磷脂内含十氟丁烷(perfluorobutane)气体的微小气泡。在造影回波法中,通过使用不会破坏微小气泡的程度的中低声压的发送超声波,从而能够稳定地观察造影剂环流的样子。

[0003] 如果对被投放了上述造影剂的诊断部位(例如,肝癌)进行超声波扫描,则医师等操作者能够观察通过血流环流的造影剂的流入到流出的信号强度的上升和降低。另外,根据该信号强度的随时间的变化的不同,还在研究肿瘤性病变的良性/恶性的鉴别诊断、或“扩散性”疾病等的诊断。

[0004] 表示造影剂的环流动态的信号强度的随时间的变化与单纯的形态信息不同,通常需要实时或者在记录后对动态图像进行读影。从而,用于造影剂的环流动态的读影的所需时间一般变长。因此,提出了通常将在动态图像中观察到的造影剂的流入时刻信息向一个静态图像上映射的方法。该方法生成并显示将以不同的色相来表现造影剂的信号的峰时间的不同的静态图像。通过参照该静态图像,从而读影者能够容易地掌握在诊断部位的断层内的各处的流入时刻。另外,还提出了生成并显示以不同的色相来表现在特定区域中造影剂停滞的时间(从流入开始到流出结束的时间)的不同的静态图像的方法。

[0005] 然而,肿瘤血管的走行比正常的血管复杂,因此,观察到迷失方向的微泡停滞在肿瘤中,另外,停滞的微泡发生逆流的现象。这样的肿瘤血管内的微泡的行为实际上在通过对患有肿瘤的老鼠进行造影超声波摄影中观察到。即,如果能够通过能够进行生物体成像的造影超声波摄影来评估微泡的行为,则造影回波法可能还能够应用于肿瘤血管的异常的评估。

[0006] 另外,近年来,作为正在进行临床试验的抗癌剂的抗血管新生的药物破坏对肿瘤供给营养的血管,造成肿瘤血管的破碎或狭窄化的情况在病理组织学观察中得到确认。如果能够通过造影超声波摄影对造影超声波观察停滞在由于抗血管新生的药物而破碎的血管内的样子进行映像化或者定量化,则造影回波法还期待应用于判定治疗效果。然而,在上述的以往技术中,基于造影回波法的定量分析的精度存在一定的界限。

[0007] 现有技术文献

[0008] 专利文献

[0009] 专利文献 1:日本特开 2007-330764 号公报

发明内容

[0010] 本发明要解决的问题在于,提供一种能够提高基于造影回波法的定量分析的精度的超声波诊断装置以及图像处理装置。

[0011] 实施方式的超声波诊断装置具备第 1 提取部、第 2 提取部、以及位置设定部。第 1 提取部通过比较对被投放了造影剂的被检体进行超声波扫描而收集到的多个图像数据间的基本波分量来提取第 1 位置。第 2 提取部通过比较上述多个图像数据间的谐波分量来提取第 2 位置。位置设定部将上述第 1 位置或上述第 2 位置设定为上述多个图像数据中的至少一个图像数据中的进行规定的分析的关注区域的位置。

附图说明

[0012] 图 1 是表示第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的结构例的框图。

[0013] 图 2 是用于说明第 1 实施方式所涉及的候补位置提取部的处理对象的例子的图。

[0014] 图 3A 是用于说明基于第 1 实施方式所涉及的候补位置提取部的基本图像中的关注区域的提取例的图。

[0015] 图 3B 是用于说明基于第 1 实施方式所涉及的候补位置提取部的谐波图像中的关注区域的提取例的图。

[0016] 图 4A 是用于说明基于第 1 实施方式所涉及的位置设定部的处理的一个例子的图。

[0017] 图 4B 是表示由第 1 实施方式所涉及的位置设定部保存的关注区域的信息的一个例子的图。

[0018] 图 5 是表示由第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置设定的关注区域的一个例子的图。

[0019] 图 6 是表示基于第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理的步骤的流程图(1)。

[0020] 图 7 是表示基于第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理的步骤的流程图(2)。

[0021] 图 8 是表示基于第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理的步骤的流程图(3)。

[0022] 图 9 是用于说明使用基于第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置的三维的时间序列数据时的一个例子的图。

具体实施方式

[0023] 以下,参照附图,详细地说明超声波诊断装置的实施方式。

[0024] (第 1 实施方式)

[0025] 首先,针对第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的结构进行说明。图 1 是表示第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置 100 的结构例的框图。如图 1 所示例的那样,第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置具有超声波探头 1、显示器 2、输入装置 3、以及装置主体 10。

[0026] 超声波探头 1 具有多个压电振子,这些多个压电振子根据从后述的装置主体 10 所具有的发送接收部 11 供给的驱动信号产生超声波。另外,超声波探头 1 接收来自被检体 P

的反射波并转换成电信号。另外,超声波探头 1 具有设置于压电振子的匹配层和防止超声波从压电振子向后方传播的背衬材料等。另外,超声波探头 1 自由拆卸地与装置主体 10 连接。

[0027] 当从超声波探头 1 向被检体 P 发送超声波时,所发送的超声波被被检体 P 的体内组织中的声阻抗的不连续面依次反射,反射波信号由超声波探头 1 所具有的多个压电振子接收。所接收的反射波信号的振幅依存于反射超声波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反射波信号由于多普勒效应,依存于相对于移动体的超声波发送方向的速度分量,并接受频移。

[0028] 例如,作为用于二维扫描的超声波探头 1,装置主体 10 与将多个压电振子配置成一列的 1D 阵列探头连接。或者,例如,作为用于三维扫描的超声波探头 1,装置主体 10 与机械 4D 探头或 2D 探头连接。机械 4D 探头如 1D 阵列探头那样能够使用以一系列排列的多个压电振子进行二维扫描,同时能使多个压电振子以规定的角度(摆动角度)摆动来进行三维扫描。另外,2D 阵列探头能够通过矩阵状地配置的多个压电振子进行三维扫描,同时能够通过会聚超声波并发送来进行二维扫描。

[0029] 本实施方式在通过超声波探头 1 对被检体 P 进行二维扫描的情况下,进行三维扫描的情况下都能够应用。

[0030] 输入装置 3 具有鼠标、键盘、按钮、面板开关、触摸指令屏、脚踏开关、轨迹球、操纵杆等,接受来自超声波诊断装置的操作者的各种设定要求,并对装置主体 10 转送所接受的各种设定要求。例如,输入装置 3 接受操作者进行的用于执行基于造影回波法的定量分析的各种操作。

[0031] 显示器 2 显示用于超声波诊断装置的操作者使用输入装置 3 输入各种设定要求的 GUI(Graphical User Interface),或者显示在装置主体 10 中生成的超声波图像、或超声波图像中的关心部位的位置等。

[0032] 装置主体 10 是根据超声波探头 1 接收到的反射波信号生成超声波图像数据的装置。图 1 所示的装置主体 10 是能够根据超声波探头 1 接收到的二维的反射波数据生成二维的超声波图像数据的装置。另外,图 1 所示的装置主体 10 是能够根据超声波探头 1 接收到的三维的反射波数据生成三维的超声波图像数据的装置。以下,有时将三维的超声波图像数据记作“体数据”。

[0033] 如图 1 所述,装置主体 10 具有发送接收部 11、B 模式处理部 12、多普勒处理部 13、图像生成部 14、图像处理部 15、图像存储器 16、内部存储部 17、以及控制部 18。

[0034] 发送接收部 11 具有脉冲发生器、发送延迟部、以及触发发生器等,向超声波探头 1 供给驱动信号。脉冲发生器以规定的速率频率,重复产生用于形成发送超声波的速率脉冲。另外,发送延迟部对脉冲发生器所产生的各速率脉冲赋予将从超声波探头 1 产生的超声波会聚成束状,并确定发送指向性所需的每个压电振子的延迟时间。另外,触发发生器以基于速率脉冲的定时,向超声波探头 1 施加驱动信号(驱动脉冲)。即,发送延迟部通过使对各速率脉冲赋予的延迟时间变化,来任意地调整从压电振子面发送的超声波的发送方向。

[0035] 另外,发送接收部 11 为了根据后述的控制部 180 的指示,执行规定的扫描序列,具有能够瞬间变更发送频率、发送驱动电压等的功能。特别地,发送驱动电压的变更通过能够瞬间切换其值的线性放大器型的发送电路、或电气地切换多个电源单元的机构来实现。

[0036] 另外,发送接收部 11 具有前置放大器、A/D(Analog/Digital) 转换器、接收延迟部、以及加法器等,对超声波探头 1 接收到的反射波信号进行各种处理生成反射波数据。前置放大器将反射波信号在每个通道中放大。A/D 转换器对放大后的反射波信号进行 A/D 转换。接收延迟部赋予确定接收指向性所需的延迟时间。加法器对由接收延迟部处理后的反射波信号进行加法处理生成反射波数据。通过加法器的加法处理,强调来自与反射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综合的束。

[0037] 当对被检体 P 进行二维扫描时,发送接收部 11 从超声波探头 1 发送二维的超声波束。并且,发送接收部 11 根据超声波探头 1 接收到的二维的反射波信号生成二维的反射波数据。另外,当对被检体 P 进行三维扫描时,发送接收部 11 从超声波探头 1 发送三维的超声波束。并且,发送接收部 11 根据超声波探头 1 接收到的三维的反射波信号生成三维的反射波数据。

[0038] 另外,来自发送接收部 11 的输出信号的形态能够选择包含被称为 RF(Radio Frequency) 信号的相位信息的信号、或包络线检波处理后的振幅信息等各种形态。

[0039] B 模式处理部 12 从发送接收部 11 接收反射波数据,进行对数放大、包络线检波处理等,生成信号强度由亮度的明暗表现的数据(B 模式数据)。

[0040] 另外,B 模式处理部 12 通过改变检波频率,从而能够改变映像化的频带。通过使用该 B 模式处理部 12 的功能,从而能够执行造影回波法,例如,能够执行对比谐波成像(CHI: Contrast Harmonic Imaging)。即,B 模式处理部 12 能够从被注入了超声波造影剂的被检体 P 的反射波数据,分离以微小气泡(微泡)为反射源的反射波数据(高次谐波数据或分频谐波数据)和以被检体 P 内的组织为反射源的反射波数据(基本波数据)。由此,B 模式处理部 12 能够从被检体 P 的反射波数据中提取高次谐波数据或分频谐波数据,生成用于生成造影图像数据的 B 模式数据。另外,B 模式处理部 12 能够从被检体 P 的反射波数据提取基本波数据,生成用于生成组织图像数据的 B 模式数据。

[0041] 多普勒处理部 13 根据从发送接收部 11 接收到的反射波数据对速度信息进行频析,提取出基于多普勒效应的血流、组织、或造影剂回波分量,生成针对多点提取出速度、方差、能量等移动体信息的数据(多普勒数据)。

[0042] 另外,第 1 实施方式所涉及的 B 模式处理部 12 以及多普勒处理部 13 能够针对二维的反射波数据以及三维的反射波数据的双方进行处理。即,B 模式处理部 12 根据二维的反射波数据生成二维的 B 模式数据,根据三维的反射波数据生成三维的 B 模式数据。另外,多普勒处理部 13 根据二维的反射波数据生成二维的多普勒数据,根据三维的反射波数据生成三维的多普勒数据。

[0043] 图像生成部 14 根据 B 模式处理部 12 以及多普勒处理部 13 生成的数据生成超声波图像数据。即,图像生成部 14 根据 B 模式处理部 12 所生成的二维的 B 模式数据,生成由亮度表示反射波的强度的二维 B 模式图像数据。另外,图像生成部 14 根据多普勒处理部 13 所生成的二维的多普勒数据,生成表示移动体信息的二维多普勒图像数据。二维多普勒图像数据是速度图像、方差图像、能量图像、或者组合这些的图像。

[0044] 在此,图像生成部 14 一般将超声波扫描的扫描线信号列转换(扫描转换)成视频等所代表的视频格式的扫描线信号列,生成用于显示的超声波图像数据。具体而言,图像生

成部 14 通过根据基于超声波探头 1 的超声波的扫描形态进行坐标转换,来生成显示用的超声波图像数据。另外,除了扫描转换以外,作为各种图像处理,例如,图像生成部 14 使用扫描转换后的多个图像帧,进行重新生成亮度的平均值图像的图像处理(平滑化处理)、或在图像内使用微分滤波器的图像处理(边缘强调处理)等。另外,图像生成部 14 对超声波图像数据,合成各种参数的文字信息、刻度、体位标记等。

[0045] 即,B 模式数据以及多普勒数据是扫描转换处理前的超声波图像数据,图像生成部 14 所生成的数据是扫描转换处理后的用于显示的超声波图像数据。另外,B 模式数据以及多普勒数据还被称为原始数据(Raw Data)。

[0046] 另外,图像生成部 14 通过对 B 模式处理部 12 所生成的三维的 B 模式数据进行坐标转换,从而生成三维 B 模式图像数据。另外,图像生成部 14 通过对多普勒处理部 13 所生成的三维的多普勒数据进行坐标转换,来生成三维多普勒图像数据。即,图像生成部 14 将“三维的 B 模式图像数据或三维多普勒图像数据”作为“三维超声波图像数据(体数据)”来生成。

[0047] 另外,图像生成部 14 为了生成用于使体数据显示于显示器 2 的各种二维图像数据,对体数据进行绘制处理。作为图像生成部 14 进行的绘制处理,例如,存在进行剖面重建法(MPR:Multi Planer Reconstruction)根据体数据生成 MPR 图像数据的处理。另外,作为图像生成部 14 进行的绘制处理,例如,存在对体数据进行“Curved MPR”的处理、或对体数据进行“Maximum Intensity Projection”的处理。作为图像生成部 14 进行的绘制处理,存在生成反映出三维的信息的二维图像数据的体绘制(VR:Volume Rendering)处理。

[0048] 图像存储器 16 是存储图像生成部 14 所生成的用于显示的图像数据的存储器。另外,图像存储器 16 还能够存储 B 模式处理部 12 或多普勒处理部 13 所生成的数据。图像存储器 16 所存储的用于显示的图像数据例如在诊断之后能够由操作者调出。另外,图像存储器 16 所存储的 B 模式数据或多普勒数据例如在诊断之后也能够由操作者调出,经由图像生成部 14 成为用于显示的超声波图像数据。另外,图像存储器 16 还能够存储从发送接收部 11 输出的数据。

[0049] 图像处理部 15 为了进行计算机辅助诊断(Computer-Aided Diagnosis:CAD)而设置于装置主体 10。图像处理部 15 取得保存在图像存储器 16 中的数据,进行图像处理。并且,图像处理部 15 将图像处理结果保存在图像存储器 16 或后述的内部存储部 17 中。另外,针对图像处理部 15 进行的处理,之后详述。

[0050] 内部存储部 17 存储用于进行超声波发送接收、图像处理以及显示处理的控制程序、诊断信息(例如,患者 ID、医师的意见等)、诊断协议或各种体位标记等各种数据。另外,内部存储部 17 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。另外,内部存储部 17 所存储的数据能够经由未图示的接口部向外部装置转送。另外,外部装置例如是各种医用图像诊断装置、进行图像诊断的医师所使用的 PC(Personal Computer)、CD 或 DVD 等存储介质、打印机等。

[0051] 控制部 18 控制超声波诊断装置的处理整体。具体而言,控制部 18 根据经由输入装置 3 由操作者输入的各种设定要求或从内部存储部 17 读入的各种控制程序以及各种数据,控制发送接收部 11、B 模式处理部 12、多普勒处理部 13、图像生成部 14 以及图像处理部 15 的处理。另外,控制部 18 进行控制,以使得将图像存储器 16 或内部存储部 17 所存储的

图像数据显示在显示器 2 上。

[0052] 以上,针对本实施方式所涉及的超声波诊断装置的整体结构进行了说明。在该结构下,第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置能够通过以下详细地说明的图像处理部 15 的处理提高基于造影回波法的定量分析的精度。在此,针对在以往的造影回波法的定量分析中精度降低的情况进行说明。例如,作为基于造影回波法的定量分析的方法,知道有使用 TCA(Time Curve Analysis)的分析。TCA 例如通过分析关心区域等分析区域内的造影剂的时间变化,从而能够确认肿瘤的特征,或者确认治疗的随时间的变化。

[0053] 在此,在上述的 TCA 中,为了保持定量的精度,通常要求将关心区域作为分析区域来捕捉。然而,由于患者的呼吸、心脏的拍动、操作者的移动等,有时超声波扫描区域内的关心区域的位置会发生变动。因此,作为与这样的关心区域的变动对应的技术,知道有使用谐波图像的数据动态地追踪关心区域的技术,然而谐波图像的数据在造影前后的变化剧烈,因此,关心区域的追踪精度存在一定的界限。另外,造影剂到达前的谐波图像是几乎黑色的状态,因此,难以指定关心区域。

[0054] 这样,在以往技术中,追踪关心区域的变动的精度存在一定的界限,因此,以关心区域为对象的定量分析的精度也存在一定的界限。因此,在第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置 100 中,通过图像处理部 15 的处理高精度地检测关心区域,从而能够提高基于造影回波法的定量分析的精度。

[0055] 如图 1 所示,图像处理部 15 具有候补位置提取部 151 和位置设定部 152。候补位置提取部 151 通过比较对被投放了造影剂的被检体进行超声波扫描而收集到的多个图像数据间的基本波分量来提取第 1 位置。另外,候补位置提取部 151 通过比较多个图像数据间的谐波分量来提取第 2 位置。具体而言,候补位置提取部 151 根据时间序列的图像数据间的基本波分量的类似度来分别提取对被投放了造影剂的被检体进行超声波扫描而收集到的时间序列的图像数据所分别包含的关心区域的第 1 位置。另外,候补位置提取部 151 根据上述时间序列的图像数据间的谐波分量的类似度,来分别提取时间序列的图像数据所分别包含的关心区域的第 2 位置。

[0056] 例如,候补位置提取部 151 比较设定于多个图像数据所包含的规定的图像数据中的规定位置的区域内的基本波分量、和设定于多个图像数据所包含的与规定的图像数据不同的图像数据中的规定位置对应的多个位置的多个区域内的基本波分量,将与多个区域中具有和设定于规定的图像数据中的规定位置的区域内的基本波分量最类似的基本波分量的区域对应的位置作为第 1 位置来提取。另外,候补位置提取部 151 比较设定于规定的图像数据中的规定位置的区域内的谐波分量、和设定于与不同的图像数据中的规定位置对应的多个位置的多个区域内的谐波分量,将与多个区域中具有和设定于规定的图像数据中的上述规定位置的区域内的谐波分量最类似的谐波分量的区域对应的位置作为第 2 位置来提取。

[0057] 图 2 是用于说明第 1 实施方式所涉及的候补位置提取部 151 的处理对象的例子的图。例如,如图 2 的 (A) 所示,候补位置提取部 151 以通过对被投放了造影剂的患者进行超声波扫描而收集到的帧 1 ~ 帧 n 的时间序列数据为对象,执行关心区域的检测处理。在此,在图 2 中,从帧 1 开始依次排列时间序列的帧。

[0058] 例如,如图 2 的 (B) 所示,当对帧 3 设定关心区域 R1 时,如图 2 的 (C) 所示,候补

位置提取部 151 提取由帧 3 的图像数据的谐波分量构成的谐波图像和由基本波分量构成的基本图像。另外,对帧 3 设定的关心区域可以由观察时间序列数据的操作者经由输入装置 3 来设定,或者也可以通过相对于时间序列数据所包含的各图像数据的模式匹配等处理来自动地提取并设定。

[0059] 并且,候补位置提取部 151 从时间序列数据的各帧中分别提取谐波图像和基本图像,并提取各图像中的关心区域 R1 的位置。在此,候补位置提取部 151 分别计算关心区域内的基本波分量与多个候补区域内的基本波分量的类似度,并将计算出的类似度最高的候补区域的位置作为第 1 位置来提取,并且上述关心区域相对于时间序列的图像数据所包含的规定的图像数据来设定,上述多个候补区域相对于覆盖与在时间序列的图像数据中设定的关心区域相同的位置的区域的区域以与关心区域相同的大小来设定。

[0060] 图 3A 是用于说明基于第 1 实施方式所涉及的候补位置提取部 151 的基本图像中的关心区域的提取例的图。在此,在图 3A 中,示出根据对帧 3 的基本图像设定的关心区域 R1,来提取帧 2 的基本图像中的关心区域 R1 的候补位置的情况。另外,在图 3A 中,在说明上,使帧 2 比帧 3 大地示出,但实际上尺寸相同。例如,如图 3A 所示,如果对帧 3 设定关心区域 R1,则候补位置提取部 151 取得关心区域 R1 的中心的坐标和区域的尺寸(例如,直径等)信息。

[0061] 并且,在帧 2 的基本图像中,当在与帧 3 的基本图像中的关心区域 R1 的位置相同的位置设定了关心区域 R1 时,则候补位置提取部 151 在覆盖该区域的区域设定与关心区域 R1 相同的尺寸的多个子区域。例如,候补位置提取部 151 设定包含关心区域 R1 内所包含的像素的子区域 FSR1、FSR2、FSR3 等。另外,在图 3A 中,只示出到 FSR1 ~ 3,但实际上还设定多个子区域。在此,子区域 FSR 例如一边将关心区域 R1 所包含的像素一个一个地错开来一边设定。

[0062] 另外,覆盖关心区域 R1 的区域的尺寸能够任意地设定。例如,也可以预先取得成为对象的部位的呼吸的每个时相的位置的变化,根据在设定关心区域 R1 的位置的帧的呼吸的时相来推定关心区域 R1 变化多少,决定区域的尺寸。在上述的例子中,列举呼吸为一个例子,但也可以使用心脏时相,或者也可以考虑检查部位的硬度等。

[0063] 并且,候补位置提取部 151 分别计算所设定的各子区域和帧 3 中的关心区域 R1 的类似度。例如,如图 3A 所示,候补位置提取部 151 依次计算关心区域 R1 与子区域 FSR1 的类似度、关心区域 R1 与子区域 FSR2 的类似度、关心区域 R1 与子区域 FSR3 的类似度等。在此,区域间的类似度例如可以使用像素值的平均值,或者也可以使用像素值的直方图。即,如果是能够计算图像的类似度的方法,则也可以使用任何方法。

[0064] 并且,如果计算各区域间的类似度,则候补位置提取部 151 将表示计算出的类似度中最高的类似度的子区域 FSR 作为基本图像中的关心区域 R1 的候补位置。例如,如图 3A 所示,候补位置提取部 151 将子区域 FSR2 作为基本图像中的关心区域 R1 的候补位置来提取。

[0065] 另外,候补位置提取部 151 分别计算关心区域内的谐波分量与多个候补区域内的谐波分量的类似度,并将计算出的类似度最高的候补区域的位置作为第 2 位置来提取,并且上述关心区域相对于规定的图像数据来设定,上述多个候补区域相对于覆盖与在时间序列的图像数据中设定的关心区域相同的区域的区域以与关心区域相同的大小来设定。

[0066] 图 3B 是用于说明基于第 1 实施方式所涉及的候补位置提取部 151 的谐波图像中的关心区域的提取例的图。在此,在图 3B 中,示出根据对帧 3 的谐波图像设定的关心区域 R1,提取帧 2 的谐波图像中的关心区域 R1 的候补位置的情况。另外,在图 3B 中,在说明上,使帧 2 大于帧 3 来表示,但实际上尺寸相同。例如,如图 3B 所示,如果对帧 3 设定关心区域 R1,则候补位置提取部 151 取得关心区域 R1 的中心的位置(坐标)和区域的尺寸(例如,直径等)的信息。

[0067] 并且,当在帧 2 的谐波图像中,在与帧 3 的谐波图像中的关心区域 R1 的位置相同的位置设定了关心区域 R1 时,候补位置提取部 151 在覆盖该区域的区域设定与关心区域 R1 相同的尺寸的多个子区域。例如,候补位置提取部 151 设定包含关心区域 R1 内所包含的像素的子区域 HSR1、HSR2、HSR3 等。另外,在图 3B 中,只示出到 HSR1 ~ 3,但实际上,还设定多个子区域。在此,子区域 HSR 例如一边将关心区域 R1 所包含的像素一个一个地错开来一边设定。另外,覆盖关心区域 R1 的区域的尺寸能够与上述相同地任意地设定。

[0068] 并且,候补位置提取部 151 分别计算所设定的各子区域和帧 3 中的关心区域 R1 的相似度。例如,如图 3B 所示,候补位置提取部 151 依次计算关心区域 R1 与子区域 HSR1 的相似度、关心区域 R1 与子区域 HSR2 的相似度、以及关心区域 R1 与子区域 HSR3 的相似度等。在此,区域间的相似度例如可以使用像素值的平均值,或者也可以使用像素值的直方图。即,如果是计算图像的类似度的方法,则也可以使用任何方法。

[0069] 并且,如果计算各区域间的相似度,则候补位置提取部 151 将表示计算出的相似度中最高的相似度的子区域 HSR 作为谐波图像中的关心区域 R1 的候补位置来提取。例如,如图 3B 所示,候补位置提取部 151 将子区域 HSR5 作为谐波图像中的关心区域 R1 的候补位置来提取。另外,上述的基本图像中的相似度计算和谐波图像中的相似度计算能够应用各种相似度计算方法,但所应用的方法应用相同的方法。

[0070] 返回到图 1,位置设定部 152 分别对时间序列的图像数据,根据第 1 位置中的区域内的像素的特征和第 2 位置中的区域内的像素的特征,将第 1 位置或上述第 2 位置的任一方设定为上述关心区域的位置。具体而言,位置设定部 152 将第 1 位置中的基本波分量的类似度和第 2 位置中的谐波分量的类似度中,类似度高的位置设定为关心区域的位置。

[0071] 图 4A 是用于说明基于第 1 实施方式所涉及的位置设定部 152 的处理的一个例子的图。例如,如图 4A 所示,位置设定部 152 比较作为由候补位置提取部 151 从基本图像提取出的关心区域 R1 的候补位置的子区域 FSR2 的类似度和作为从谐波图像提取出的关心区域 R1 的候补位置的子区域 HSR5 的类似度,将类似度高的子区域 FSR2 的位置设定为帧 2 的关心区域 R1 的位置。

[0072] 在此,位置设定部 152 以第 1 位置或第 2 位置中的区域内的像素值的方差值超过规定的阈值为条件,将第 1 位置或第 2 位置设定为关心区域的位置。例如,当位置设定部 152 将帧 2 中的关心区域 R1 的位置设定为基本图像的子区域 FSR2 的位置时,计算子区域 FSR2 所包含的像素的像素值的方差值,与规定的阈值进行比较。并且,比较的结果,当子区域 FSR2 所包含的像素的像素值的方差值超过规定的阈值时,位置设定部 152 将子区域 FSR2 的位置设定为帧 2 的关心区域 R1 的位置。由此,能够将清晰地描绘出关心部位的区域作为关心区域。

[0073] 并且,如果设定关心区域,位置设定部 152 例如将所设定的关心区域的信息保存

在内部存储部 17 中。图 4B 是表示由第 1 实施方式所涉及的位置设定部 152 保存的关心区域的信息的一个例子的图。如图 4B 所示,位置设定部 152 将按照每帧将关心区域中心、关心区域尺寸、以及标志建立对应的关心区域的信息保存在内部存储部 17 中。在此,所谓关心区域中心意味着所设定的关心区域的中心的位置的坐标。另外,所谓关心区域尺寸意味着关心区域的尺寸。另外,所谓标志意味着表示是否利用相符合的帧的关心区域的信息的标志。

[0074] 例如,如果对帧 3 设定关心区域 R1,则被设定的关心区域 R1 的信息“帧 :3、关心区域中心 : (5,5)、关心区域尺寸 :2cm、标志 : -”由位置设定部 152 来保存。之后,候补位置提取部 151 取得图 4B 所示的帧 3 的关心区域的信息,执行上述的处理,作为帧 2 的关心区域的信息,位置设定部 152 保存“关心区域中心 : (6,7) = (5,5)+(1,1)、关心区域尺寸 :2cm、标志 : -”。

[0075] 在此,如图 4B 所示,位置设定部 152 还能够将“关心区域中心”的信息作为移动后的坐标信息“(6,7)”来保存,或者还能够由最初设定的关心区域 R1 的坐标“(5,5)”的信息和偏置的“+(1,1)”信息进行保存。即,位置设定部 152 还能够保存表示分别在帧中关心区域位于何处的信息,或者能够保存表示以最初设定的关心区域为基准,各帧从此处移动多少的信息。

[0076] 并且,在时间序列数据的所有的帧中执行上述的处理。即,候补位置提取部 151 以设定了关心区域的图像数据为基准,按照时间序列的正顺序以及逆顺序分别提取第 1 位置。另外,候补位置提取部 151 以设定了关心区域的图像数据为基准,按照时间序列的正顺序以及逆顺序分别提取第 2 位置。例如,如果对帧 3 设定关心区域 R1,则候补位置提取部 151 与上述的帧 2 的处理相同,分别从基本图像以及谐波图像中提取表示帧 4 中的关心区域 R1 的位置的候补的候补位置。

[0077] 另外,如果由位置设定部 152 设定帧 2 中的关心区域 R1 的位置,并保存关心区域 R1 的信息,则候补位置提取部 151 读出帧 2 的关心区域 R1 的信息,分别从基本图像以及谐波图像中提取表示帧 1 中的关心区域 R1 的位置的候补的候补位置。这样,第 1 实施方式所涉及的图像处理部 15 针对时间序列数据的各帧,分别在基本图像以及谐波图像中提取关心区域的位置,并进行比较,从而执行精度更高的关心区域的位置设定。由此,例如,如图 5 所示,涵盖时间序列数据的所有的帧,设定关心区域 R1 的位置。另外,图 5 是表示由第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置 100 设定的关心区域的一个例子的图。

[0078] 在此,图 5 所示的关心区域的位置使用基本图像和谐波图像的双方来设定,因此成为精度更高的位置。其结果,通过使用对图 5 所示的各帧设定的关心区域来执行 TCA,能够提高基于造影回波法的定量分析的精度。

[0079] 另外,上述的关心区域的位置的设定还能够以设定了关心区域的帧为基准,设定所有的帧的关心区域的位置,或者还能够根据在时间序列上连续的两个帧间来设定关心区域的位置。例如,可以根据最初设定了关心区域的位置的帧 3 中的关心区域的位置,设定所有的帧的关心区域的位置,或者也可以根据帧 3 的关心区域的位置,设定帧 2 中的关心区域的位置,根据所设定的帧 2 中的关心区域的位置,设定帧 1 中的关心区域的位置。在此,例如,为了把握超声波探头的操作失误或被检体较大地移动的情况,希望根据在时间序列上连续的两帧间设定关心区域的位置。即,在连续的帧间,当类似度低于规定的阈值时,能够

针对超声波探头的操作失误或被检体会较大地移动的情况进行推测。

[0080] 接着,针对第1实施方式所涉及的超声波诊断装置1的处理进行说明。图6是表示基于第1实施方式所涉及的超声波诊断装置100的处理的步骤的流程图(1)。在第1实施方式所涉及的超声波诊断装置100中,例如,如图6所示,如果设定关心区域的位置,开始位置校正(步骤S101肯定),则候补位置提取部151分别针对与设定了关心位置的帧连续的帧的基本图像和谐波图像,提取候补位置(步骤S102)。

[0081] 并且,位置设定部152根据类似度以及像素值的方差值中的至少一方,将基本图像和谐波图像的任一个的候补位置设定为该帧的关心区域的位置(步骤S103),并保存所设定的关心区域的位置以及偏置信息(步骤S104)。并且,候补位置提取部151判定是否存在下一帧(步骤S105)。

[0082] 在此,当判定为存在下一帧时(步骤S105肯定),候补位置提取部151返回到步骤S102,继续处理。另一方面,当判定为不存在下一帧时(步骤S105否定),候补位置提取部151结束处理。

[0083] 如上述那样,第1实施方式所涉及的超声波诊断装置100从各帧的基本图像和谐波图像中提取关心区域的候补位置,根据类似度等来设定位置。针对该处理的细节,使用图7进行说明。图7是表示基于第1实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理的步骤的流程图(2)。

[0084] 另外,在图7中,示出根据类似度来执行基本图像的候补位置与谐波图像的候补位置的比较的情况。如图7所示,在第1实施方式所涉及的超声波诊断装置100中,如果开始位置校正(步骤S201),则候补位置提取部151取得当前帧(Reference Frame)、关心区域偏置=0的信息。在此,在第1实施方式所涉及的超声波诊断装置100中,根据在时间序列数据中设定了关心区域的帧按照时间序列正顺序以及逆顺序地执行处理。在图7中,对过去方向添加小的步骤编号,但实际上过去方向(逆顺序)和未来方向(正顺序)被同时执行。

[0085] 以下,首先,由过去方向的处理进行说明。候补位置提取部151由步骤S202取得当前帧的关心区域的位置、偏置、以及尺寸。并且,候补位置提取部151更新目标帧(当前-1)的帧(步骤S203),分别针对基本图像以及谐波图像,分别计算包含关心区域的规定的范围内的各位置的类似度(步骤S204)。并且,位置设定部152将计算出的类似度中,与最高的类似度对应的位置匹配为关心区域的位置,更新(关心区域的位置+偏置)匹配后的位置(步骤S205)。

[0086] 并且,候补位置提取部151通过设(当前=当前-1),从而将对象向下一帧转移(步骤S206)。并且,判定当前的帧是否是开始帧(start Frame)(步骤S207)。在此,当判定为是开始帧时(步骤S207肯定),结束过去方向的处理。另一方面,当判定为不是开始帧时(步骤S207否定),候补位置提取部151返回到步骤S202,执行相对于下一帧的处理。

[0087] 接着,针对未来方向的处理进行说明。在未来方向中,候补位置提取部151也由步骤S202来取得当前帧的关心区域的位置、偏置、尺寸。并且,候补位置提取部151更新目标帧(当前+1)的帧(步骤S208),分别针对基本图像以及谐波图像,分别计算包含关心区域的规定的范围内的各位置的类似度(步骤S209)。并且,位置设定部152将计算出的类似度中,与最高的类似度对应的位置匹配为关心区域的位置,更新(关心区域的位置+偏置)匹

配后的位置（步骤 S210）。

[0088] 并且，候补位置提取部 151 通过设为（当前 = 当前 + 1），从而将对象向下一帧转移（步骤 S211）。并且，判定当前的帧是否是结束帧（End Frame）（步骤 S212）。在此，当判定为是结束帧时（步骤 S212 肯定），结束未来方向的处理。另一方面，当判定为不是结束帧时（步骤 S212 否定），候补位置提取部 151 返回到步骤 S202，执行相对于下一帧的处理。

[0089] 以上说明的处理针对使用收集完成的时间序列数据的情况进行了说明。在第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置 100 中，还能够应用于实时地收集时间序列数据的情况。图 8 是表示基于第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置 100 的处理的步骤的流程图（3）。

[0090] 如图 8 所示，在第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置 100 中，如果开始位置校正（步骤 S301），则候补位置提取部 151 取得当前帧（Reference Frame）、关心区域偏置 = 0 的信息。即，候补位置提取部 151 由步骤 S302 取得当前帧的关心区域的位置、偏置、以及尺寸（步骤 S302）。并且，候补位置提取部 151 更新目标帧（当前 + 1）的帧（步骤 S303），分别针对基本图像以及谐波图像，分别计算包含关心区域的规定的范围内的各位置的类似度（步骤 S304）。在此，位置设定部 152 判定计算出的类似度中，最高的类似度是否低于规定的阈值（步骤 S305）。

[0091] 在此，当判定为最高的类似度不低于规定的阈值时（步骤 S305 否定），位置设定部 152 将与最高的类似度对应的位置匹配为关心区域的位置，更新（关心区域的位置 + 偏置）匹配后的位置（步骤 S306）。

[0092] 并且，候补位置提取部 151 通过设为（当前 = 当前 + 1），从而使对象向下一帧移动（步骤 S307）。并且，判定当前的帧是否是结束帧（End Frame）（步骤 S308）。在此，当判定为是结束帧时（步骤 S308 肯定），结束未来方向的处理。另一方面，当判定为不是结束帧时（步骤 S308 否定），候补位置提取部 151 返回到步骤 S302，执行相对于下一帧的处理。

[0093] 在步骤 S305 中，当判定为最高的类似度低于规定的阈值时（步骤 S305 肯定），位置设定部 152 进行控制，以使得从显示器 2 对用户发出警告，竖立不使用该帧的关心区域的信息的意旨的标志（步骤 S309）。即，位置设定部 152 在成为图 4B 所示的数据的对象的帧的标志区域竖立标志。并且，候补位置提取部 151 执行返回到步骤 S303 的处理。另外，在上述的实时的处理中，下一帧中的规定的范围的确定例如能够根据患者的呼吸或 ECG 的信息来推定。

[0094] 如上述那样，根据第 1 实施方式，候补位置提取部 151 根据时间序列的图像数据间的基本波分量的类似度来分别提取对被投放了造影剂的被检体进行超声波扫描而收集到的时间序列的图像数据所分别包含的关心区域的第 1 位置。另外，候补位置提取部 151 根据时间序列的图像数据间的谐波分量的类似度来分别提取时间序列的图像数据所分别包含的关心区域的第 2 位置。位置设定部 152 分别对时间序列的图像数据，根据第 1 位置中的区域内的像素的特征和第 2 位置中的区域内的像素的特征，将第 1 位置或第 2 位置的任一方设定为关心区域的位置。从而，第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置 100 能够使用在时间序列数据中由各帧的基本图像和谐波图像能够稳定地得到信息的一侧的信息来设定关心区域的位置，能够高精度地设定关心区域的位置。其结果，第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置 100 通过将高精度地定位的关心区域用于 TCA，从而能够提高定量分析的精度。

[0095] 另外,根据第1实施方式,候补位置提取部151分别计算关心区域内的基本波分量与多个候补区域内的基本波分量的类似度,并将计算出的类似度最高的候补区域的位置作为第1位置来提取,并且上述关心区域相对于时间序列的图像数据所包含的规定的图像数据来设定,上述多个候补区域相对于覆盖与在时间序列的图像数据中设定的关心区域相同的位置的区域以与关心区域相同的大小来设定。另外,候补位置提取部151分别计算关心区域内的谐波分量与多个候补区域内的谐波分量的类似度,并将计算出的类似度最高的候补区域的位置作为第2位置来提取,并且上述关心区域相对于规定的图像数据来设定,上述多个候补区域相对于覆盖与在时间序列的图像数据中设定的关心区域相同的位置的区域以与关心区域相同的大小来设定。从而,第1实施方式所涉及的超声波诊断装置100通过考虑关心区域的位置的变化,并按照较细地设定的每个区域进行类似度的计算,从而能够更高精度地提取关心区域。

[0096] 另外,根据第1实施方式,位置设定部152将第1位置中的基本波分量的类似度与第2位置中的谐波分量的类似度中,类似度高的位置设定为关心区域的位置。从而,第1实施方式所涉及的超声波诊断装置100能够设定更高精度的关心区域。

[0097] 另外,根据第1实施方式,位置设定部152以第1位置或第2位置中的区域内的像素值的方差值超过规定的阈值为条件,将第1位置或第2位置设定为上述关心区域的位置。从而,第1实施方式所涉及的超声波诊断装置100能够将成为对象的部位在区域内清晰地描绘出的区域设定为关心区域。例如,在谐波图像中,当是区域整体暗的状态或区域发光的状态时,即使类似度高,也能够抑制根据上述的条件设定为关心区域。

[0098] 另外,根据第1实施方式,候补位置提取部151以设定了关心区域的图像数据为基准,按照时间序列的正顺序以及逆顺序分别提取上述第1位置。另外,候补位置提取部151以设定了关心区域的图像数据为基准,按照时间序列的正顺序以及逆顺序分别提取第2位置。从而,第1实施方式所涉及的超声波诊断装置100还能够与在时间序列数据中的哪一位置设定关心区域对应。即,从时间序列数据内的任一帧均能够自由地选择最易于观察者观察的(易于判断的)关心区域。

[0099] 另外,根据第1实施方式,位置设定部152以第1位置中的基本波分量的类似度或第2位置中的谐波分量的类似度超过规定的阈值为条件,将第1位置或第2位置设定为关心区域的位置。从而,第1实施方式所涉及的超声波诊断装置100能够检测不规则的位置的移动,例如,能够指出超声波探头的操作失误等。

[0100] 另外,根据第1实施方式,当由位置设定部152判定为第1位置中的基本波分量的类似度以及第2位置中的谐波分量的类似度未超过规定的阈值时,显示器2对操作者通知警告。从而,当发生不规则时,第1实施方式所涉及的超声波诊断装置100能够立即应对。

[0101] (第2实施方式)

[0102] 另外,以上针对第1实施方式进行了说明,除了上述的第1实施方式以外,也可以以各种不同的方式来实施。

[0103] 在上述的第1实施方式中,针对使用二维的时间序列数据的情况进行了说明。然而,实施方式并不限于此,例如,也可以使用三维的时间序列数据。图9是用于说明基于第2实施方式所涉及的超声波诊断装置100的三维的时间序列数据时的一个例子的图。另外,在图9中,示出在 t_1 的时间点收集到的体数据和在 t_2 的时间点收集到的体数据。

[0104] 例如,如果在 t_1 的时间点对体数据设定关心区域 R_{10} ,则第2实施方式所涉及的候补位置提取部 151 取得关心区域 R_{10} 的位置和偏置的信息。在此,在图 9 中,由于是三维数据,因此,关心区域 R_{10} 的中心的坐标以及偏置成为 (x, y, z) 的三轴的信息。并且,候补位置提取部 151 分别提取 t_2 的体数据的基本数据和谐波数据中的关心区域 R_{10} 的候补位置。

[0105] 即,候补位置提取部 151 根据 t_1 的关心区域 R_{10} 的位置以及偏置的信息、呼吸、或心脏时相的状态等,设定基本数据中的规定的三维区域,计算这些范围内的多个区域的各个与关心区域 R_{10} 的类似度。候补位置提取部 151 在谐波数据中也执行相同的处理。

[0106] 并且,例如,如图 9 所示,在基本数据以及谐波数据中的区域中,第2实施方式所涉及的位置设定部 152 将类似度最高的区域设定为 t_2 的关心区域 R_{10} 。例如,当 $t_1 \sim t_2$ 所示的关心区域 R_{10} 的位置的变化由于拍动而造成,是一次心跳的拍动时,三维地只收集最初的一次心跳相应的超声波图像,预先取得 t_2 的时间点中的关心区域 R_{10} 的位置。由此,例如,即使在从第二次心跳开始收集二维的超声波图像的情况下,在 t_2 的时间点的心脏时相中,根据所取得的关心区域 R_{10} 的位置的信息,如图 9 的右上图所示,通过将扫描剖面改变为关心区域侧来收集,从而能够以保持关心区域 R_{10} 的方式来收集。即,如图 9 的下侧的图所示,观察者完全不会感觉到关心区域 R_{10} 的位置的变化的影响,能够观察超声波图像。

[0107] 在上述的第1实施方式中,针对从基本图像以及谐波图像中分别提取关心区域的候补位置,根据类似度将关心区域的位置设定为何处的情况进行了说明。然而,实施方式并不限于此,例如,也可以只使用基本图像来设定关心区域的位置。此时,发送接收部 11 对被投放了造影剂的被检体进行超声波扫描来收集多个图像数据。并且,候补位置提取部 151 通过比较由发送接收部 11 收集到的多个图像数据间的基本波分量,来提取进行多个图像数据中的至少一个图像数据中的规定的分析的兴趣区域的位置。

[0108] 例如,发送接收部 11 对被投放了造影剂的被检体进行超声波扫描来收集时间序列的图像数据。并且,候补位置提取部 151 根据上述时间序列的图像数据间的基本波分量的类似度来分别提取由发送接收部 11 收集到的时间序列的图像数据所包含的关心区域的位置。并且,位置设定部 152 将由候补位置提取部 151 提取出的关心区域的位置设定为各时间序列的图像数据中的关心区域的位置。即,候补位置提取部 151 比较设定于多个图像数据所包含的规定的图像数据中的规定位置的区域内的基本波分量、和设定于与多个图像数据所包含的和规定的图像数据不同的图像数据中的规定位置对应的多个位置的多个区域内的基本波分量,将和多个区域中具有与设定于规定的图像数据中的规定位置的区域内的基本波分量最类似的基本波分量的区域对应的位置作为关心区域的位置来提取。由此,与使用基本图像以及谐波图像的双方进行比较时相比较,能够快速地进行处理。另外,由于使用基本图像,因此,在以往的谐波图像中即使难以指定关心区域,也能够以高精度设定关心区域。

[0109] 在上述的第1实施方式中,针对将覆盖与对规定的图像数据设定的关心区域相同的位置的区域的区域设定为多个图像数据的其他的图像数据,根据规定的图像数据的规定的区域中的基本波分量或谐波分量,设定其他的图像数据中的关心区域的情况进行了说明。然而,实施方式并不限于此,例如,也可以以其他的图像数据的全部区域为对象提取关心区域并设定。

[0110] 针对一个例子使用图 3A 以及图 3B 进行说明。例如,针对对帧 3 设定关心区域 R_1 ,

并根据所设定的关心区域 R1, 对帧 2 设定关心区域的情况进行说明。此时, 如果对图 3A 的帧 3 设定关心区域 R1, 则候补位置提取部 151 在帧 2 的基本图像中, 提取和帧 3 的基本图像中的关心区域 R1 类似度最高的区域。例如, 候补位置提取部 151 取得对帧 3 设定的关心区域 R1 的尺寸 (例如, 直径等)。并且, 候补位置提取部 151 提取与从帧 2 的基本图像取得的尺寸相同的尺寸的区域来计算与关心区域 R1 的类似度。在此, 候补位置提取部 151 一边以帧 2 的基本图像的全部区域为对象使像素一个一个地错开一边提取与关心区域 R1 相同的尺寸的区域, 计算与关心区域 R1 的类似度。这样, 候补位置提取部 151 计算从帧 2 提取出的所有的区域与关心区域 R1 的类似度, 将类似度最高的区域作为帧 2 的基本图像中的关心区域的候补位置来提取。

[0111] 同样地, 候补位置提取部 151 在帧 2 的谐波图像中, 提取和帧 3 的谐波图像中的关心区域 R1 类似度最高的区域。例如, 候补位置提取部 151 以帧 2 的谐波图像的全部区域为对象一边将像素一个一个地错开, 一边提取与关心区域 R1 相同的尺寸的区域, 计算与帧 3 的谐波图像中的关心区域 R1 的类似度。并且, 候补位置提取部 151 将类似度最高的区域作为帧 2 的谐波图像中的关心区域的候补位置来提取。并且, 位置设定部 152 将通过候补位置提取部 151 提取出的基本图像中的候补位置以及谐波图像中的候补位置中, 类似度高的位置设定为帧 2 的关心区域。另外, 上述的例子针对在基本图像以及谐波图像的各个中提取关心区域的候补位置, 将类似度高的候补位置设定为关心区域的情况进行了说明。然而, 实施方式并不限于此, 也可以将在基本图像或谐波图像的任一方中提取出的候补位置按照原样设定为关心区域。

[0112] 另外, 在上述的第 1 实施方式中, 针对对相同的时间序列数据设定关心区域的情况进行了说明。然而, 实施方式并不限于此。例如, 也可以对收集时期不同的数据设定关心区域。例如, 也可以在当对同一患者进行治疗后的随访时等, 根据过去设定的关心区域, 设定当前的数据的关心区域。此时, 例如, 候补位置提取部 151 取得过去设定的关心区域的位置 (例如, 中心的坐标等) 以及尺寸 (例如, 直径等) 信息。并且, 候补位置提取部 151 根据所取得的信息, 对覆盖与过去设定的关心区域的位置相同的位置的区域设定与关心区域相同的尺寸的多个子区域。

[0113] 并且, 候补位置提取部 151 计算所设定的多个子区域与过去设定的关心区域的类似度, 提取类似度最高的子区域。在此, 也可以分别在基本图像以及谐波图像中提取类似度最高的子区域, 将类似度高的一方的位置作为关心区域的位置, 当进行治疗后的随访时, 根据治疗的不同有时造影剂的时间变化较大地变化, 因此, 也可以将在基本图像中提取出的类似度最高的子区域的位置按照原样设定为关心区域的位置。

[0114] 这样, 本发明所涉及的超声波诊断装置 100 能够根据设定于过去的的数据所包含的规定的帧的关心区域, 设定现时间点的数据所包含的规定的帧中的关心区域。另外, 如果对现时间点的数据所包含的规定的帧设定关心区域, 则本发明所涉及的超声波诊断装置 100 根据所设定的关心区域, 还设定现时间点的数据所包含其他的帧的关心区域。另外, 用于取得关心区域的信息的过去的帧也可以使用过去的的数据所包含的任一帧。

[0115] 另外, 在上述的例子中, 针对对覆盖与由过去的帧设定的关心区域相同的位置的区域设定多个子区域, 并比较类似度的情况进行了说明。然而, 实施方式并不限于此, 也可以以现时间点的帧的全部区域为对象来提取候补位置, 设定关心区域。即, 由于在收集时

期不同的图像数据间设定关心区域,因此,也可以考虑数据间的偏移等,以全部区域为对象来提取候补位置。

[0116] 在上述的第1实施方式中,针对超声波诊断装置100设定时间序列数据中的关心区域的情况进行了说明。然而,实施方式并不限于此。例如,图像处理装置也可以设置时间序列数据中的关心区域。此时,例如,图像处理装置根据时间序列的图像数据间的基本波分量的类似度,分别提取对被投放了造影剂的被检体进行超声波扫描而收集到的时间序列的图像数据所分别包含的关心区域的第1位置。另外,图像处理装置根据时间序列的图像数据间的谐波分量的类似度来分别提取时间序列的图像数据所分别包含的关心区域的第2位置。并且,图像处理装置分别对时间序列的图像数据,根据第1位置中的区域内的像素的特征和第2位置中的区域内的像素的特征,将第1位置或上述第2位置的任一方设定为上述关心区域的位置。

[0117] 另外,上述的第1实施方式所涉及的超声波诊断装置100的结构只不过是一个例子,能够适当对各部进行综合以及分离。例如,能够综合候补位置提取部151和位置设定部152,或者能够将候补位置提取部151分离成从基本图像中提取候补位置的第1提取部和从谐波图像中提取候补位置的第2提取部。

[0118] 另外,在第1实施方式中说明的候补位置提取部151以及位置设定部152的功能还能够通过软件来实现。例如,候补位置提取部151以及位置设定部152的功能通过使计算机执行规定在上述的实施方式中说明为由候补位置提取部151以及位置设定部152进行的处理的步骤的图像处理程序来实现。该图像处理程序例如存储在硬盘或半导体存储器元件等中,由CPU或MPU等处理器读出来执行。另外,该图像处理程序能够记录在CD-ROM(Compact Disc—Read Only Memory)或MO(Magnetic Optical disk)、DVD(Digital Versatile Disc)等计算机可读的记录介质中,并发布。

[0119] 如以上说明的那样,根据本实施方式,能够提高基于造影回波法的定量分析的精度。

[0120] 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与包含于发明的范围或要旨中一样,包含于权利要求书记载的发明及其均等的范围中。

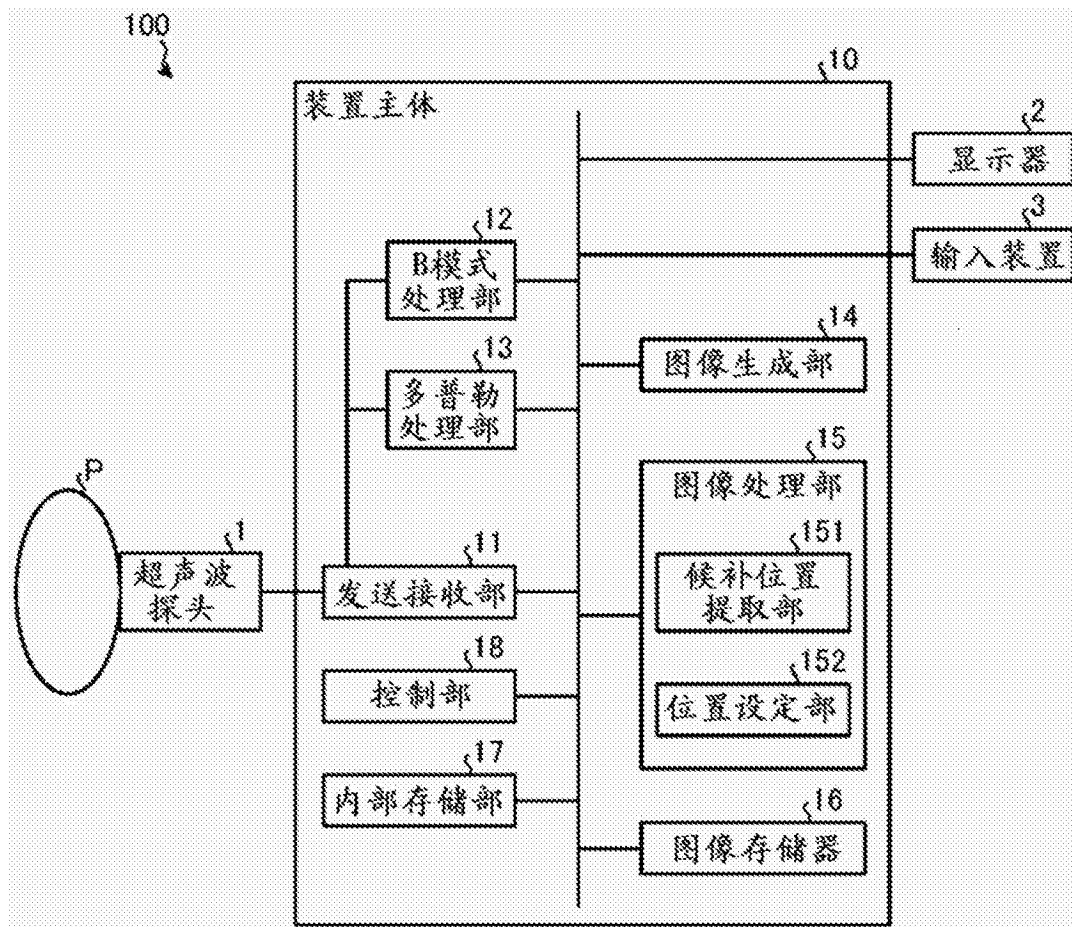


图 1

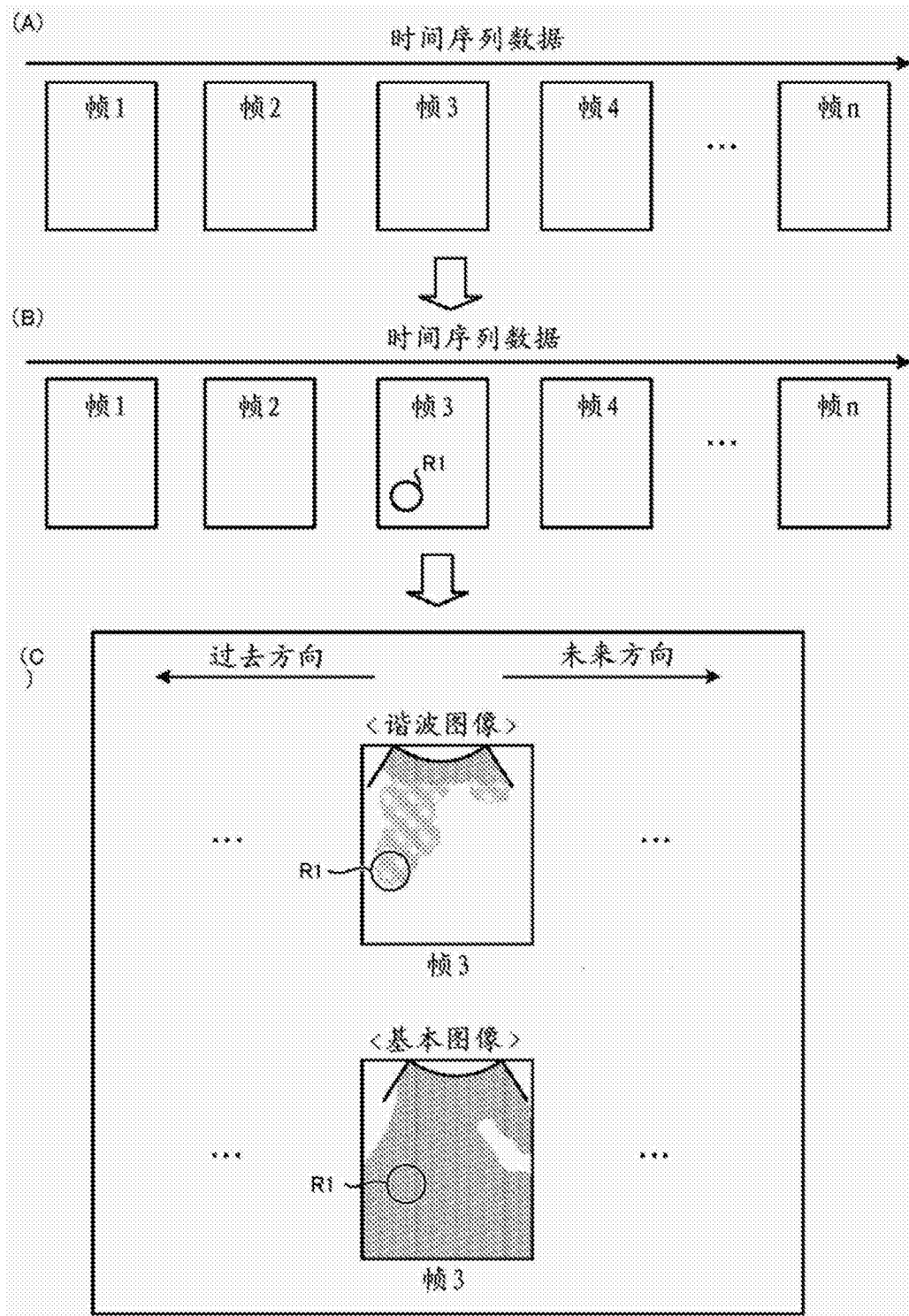


图 2

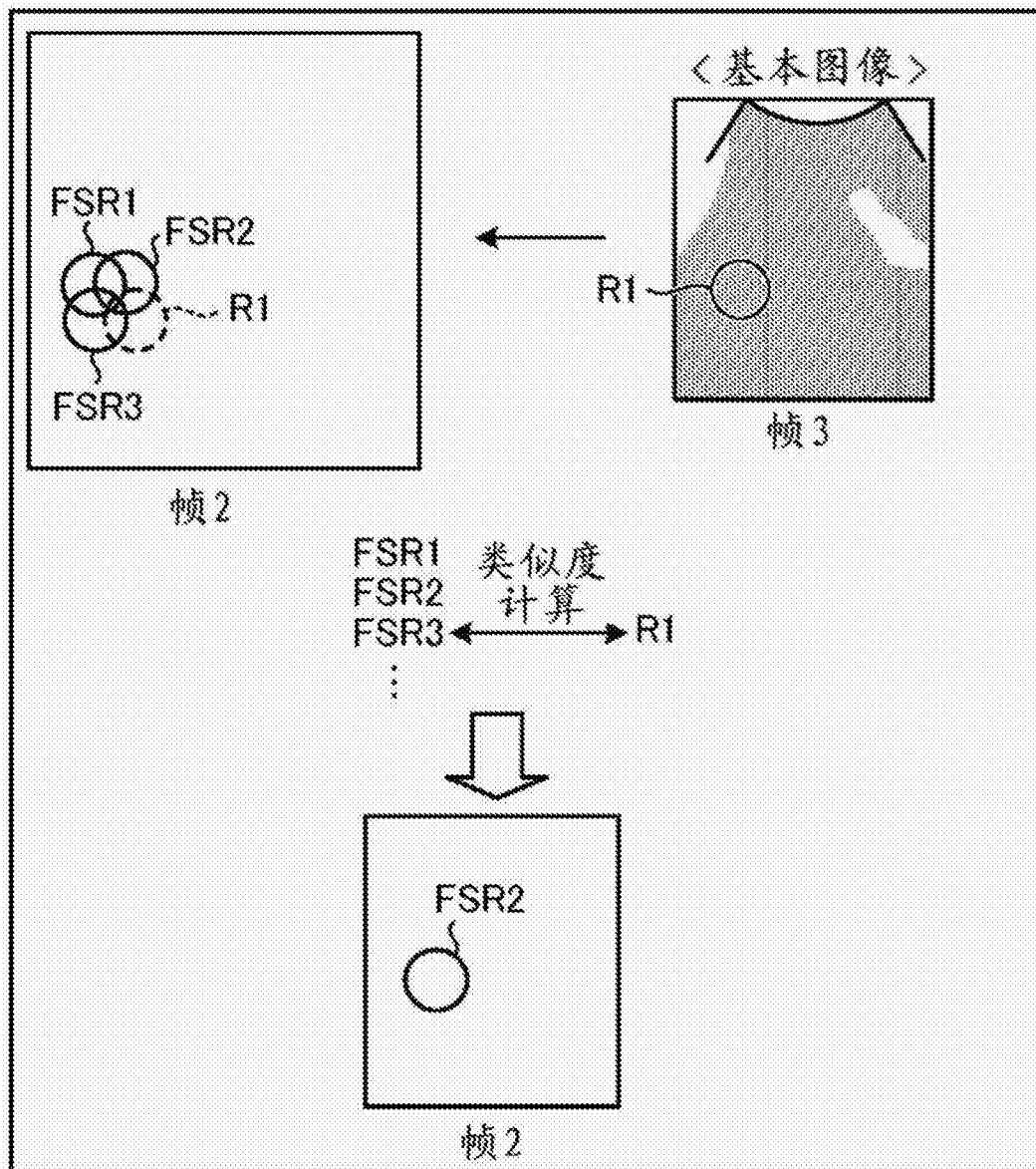


图 3A

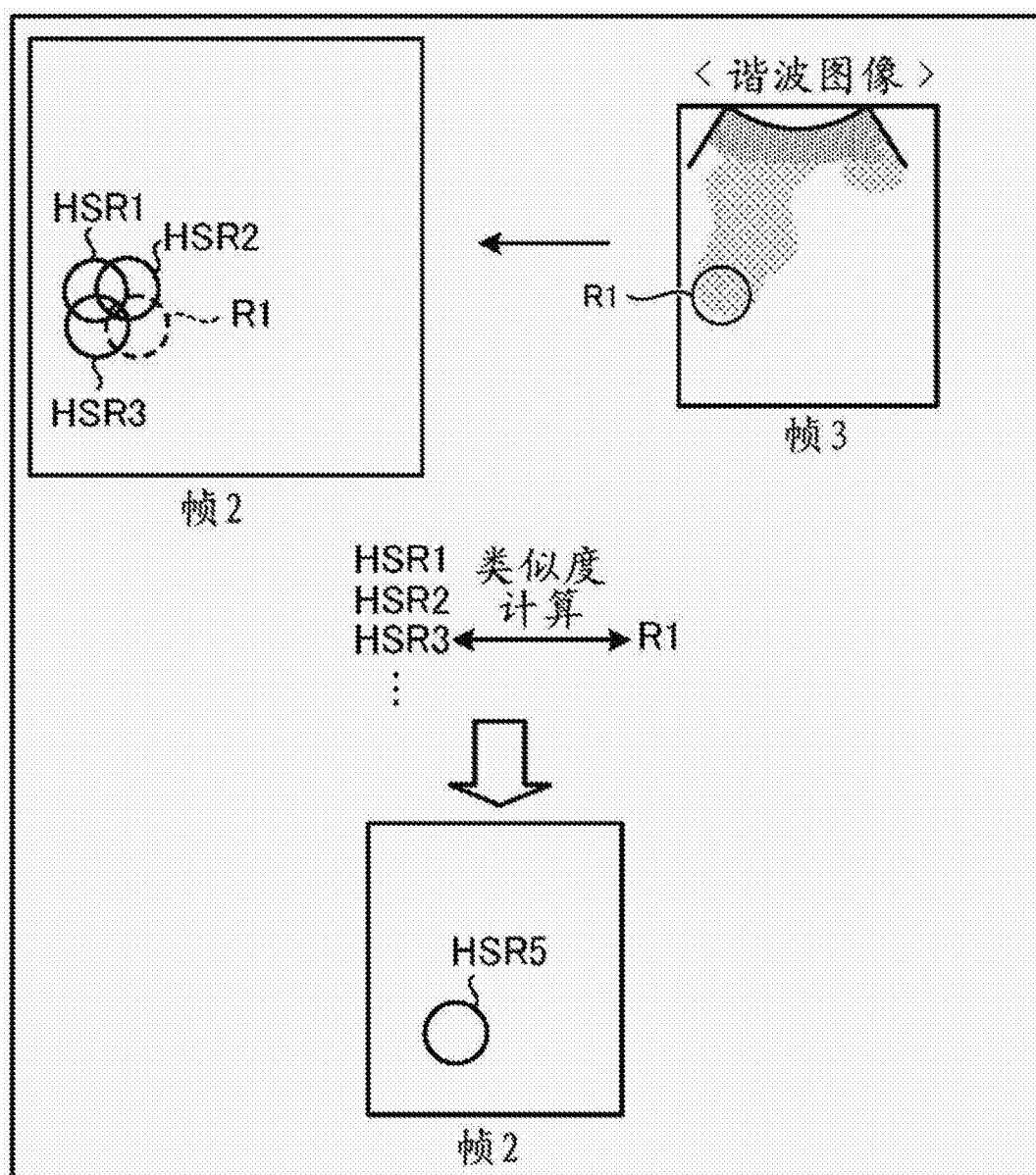


图 3B

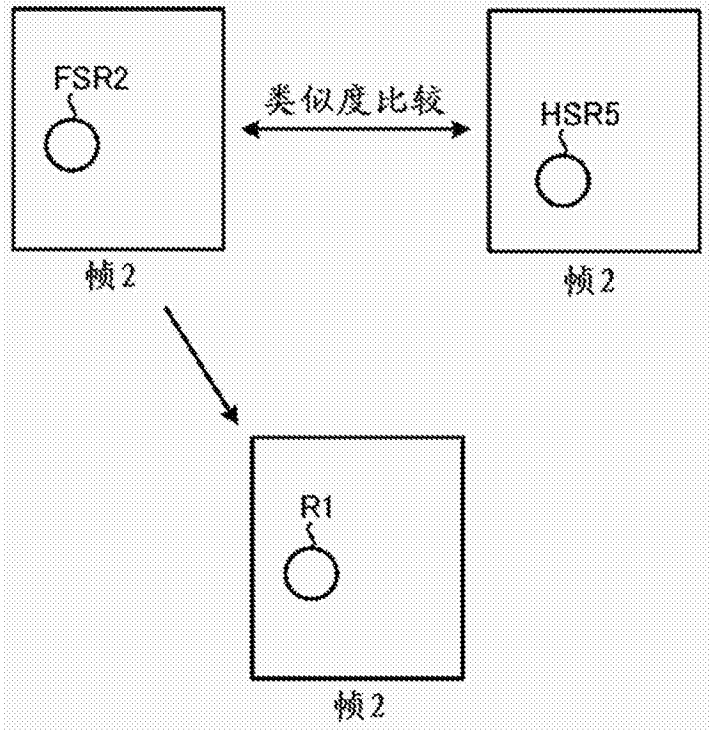


图 4A

帧	关心区域中心	关心区域尺寸	标志
1			
2	$(6, 7) = (5, 5) + (1, 1)$	2cm	—
3	$(5, 5)$	2cm	—
4			
5			
•			
•			
•			
n			

图 4B

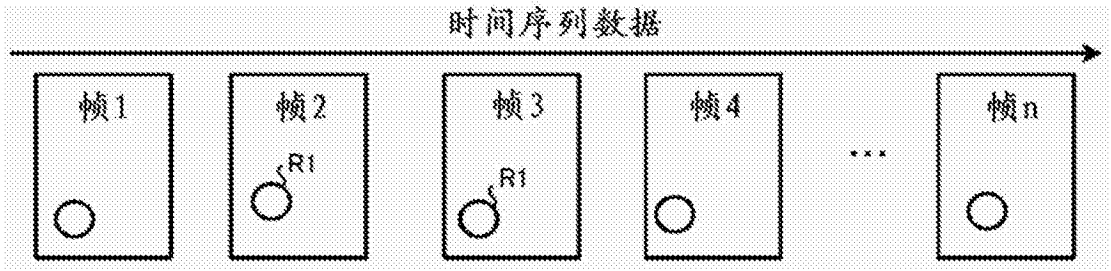


图 5

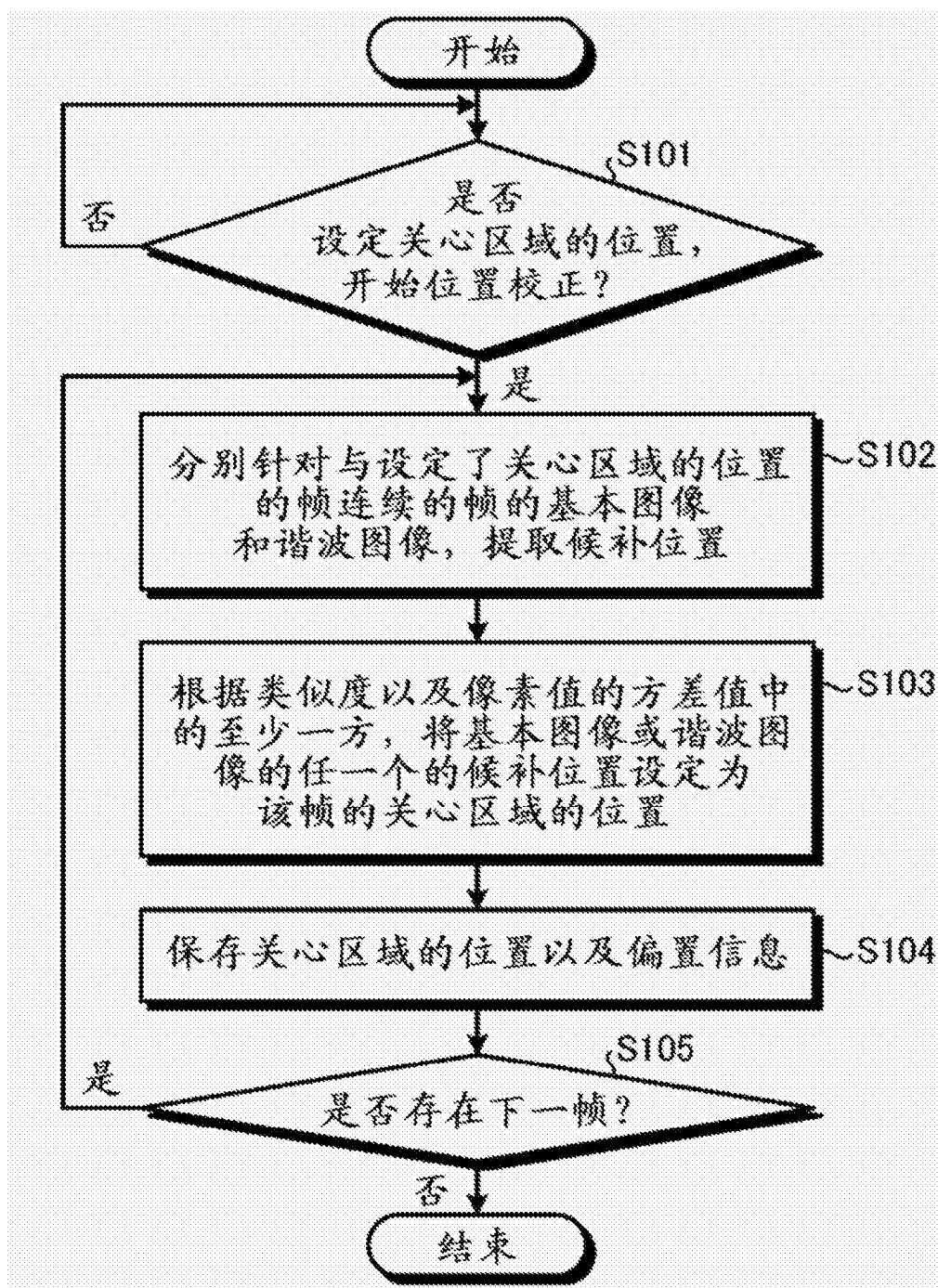


图6

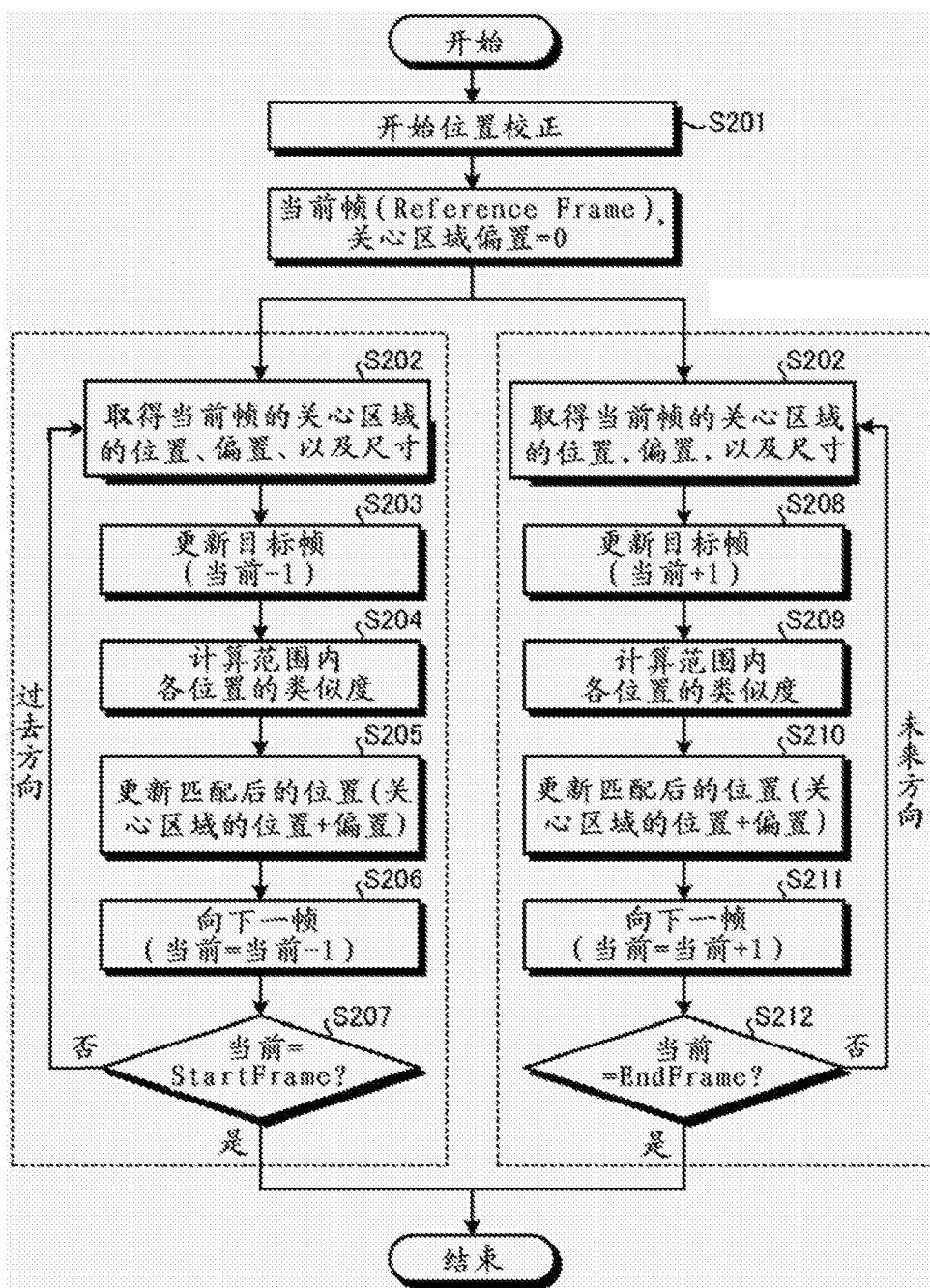


图 7

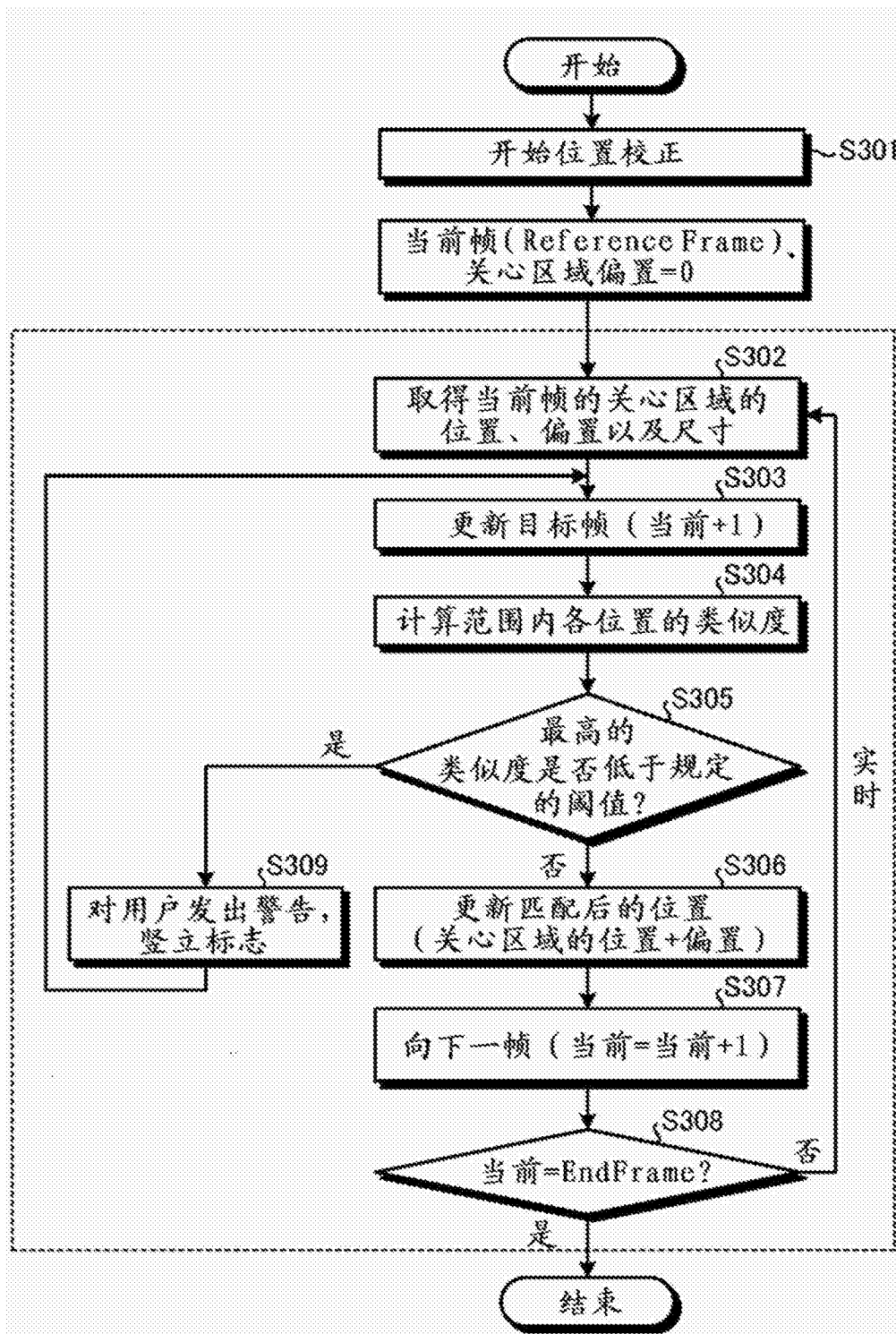


图 8

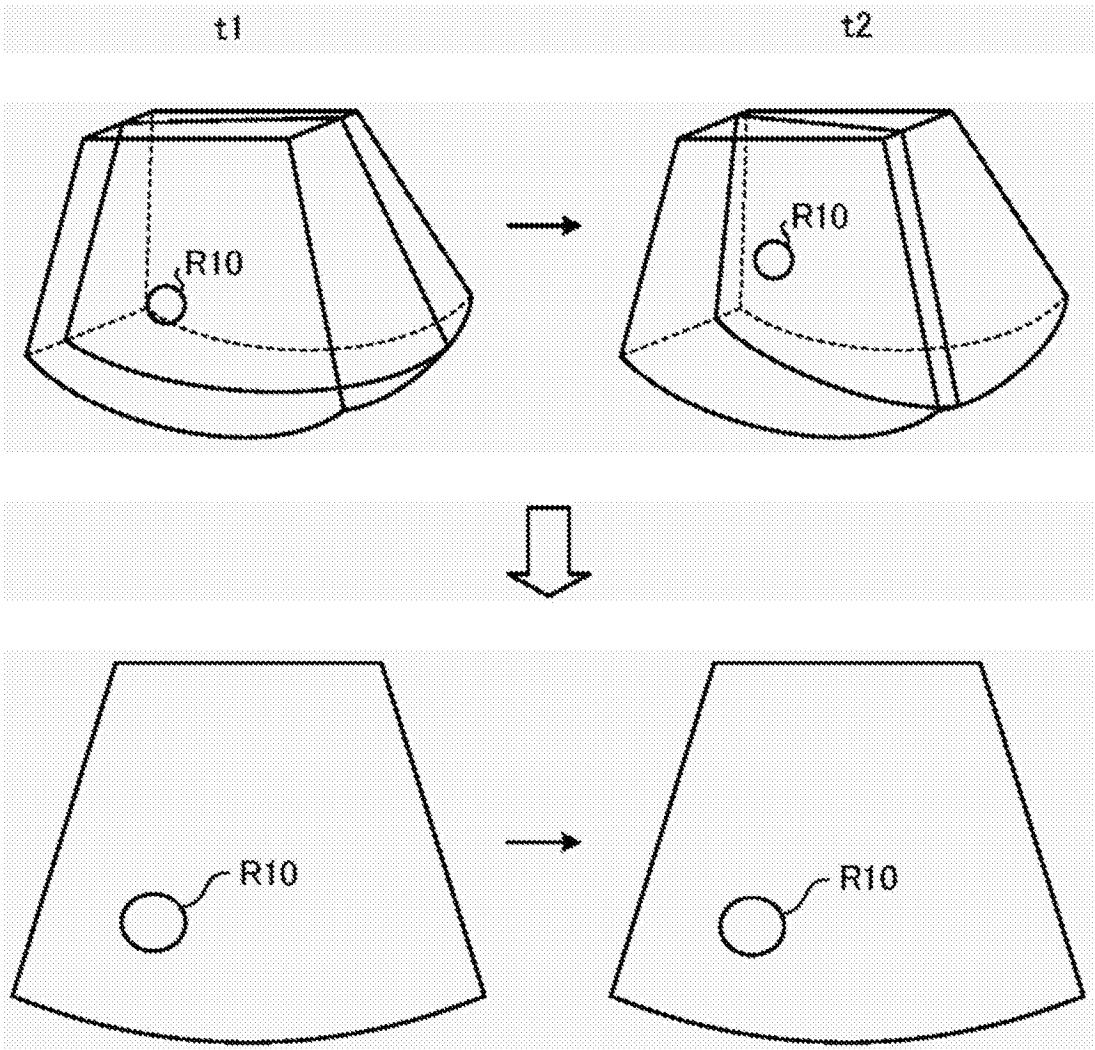


图 9

专利名称(译)	超声波诊断装置以及图像处理装置		
公开(公告)号	CN105188555A	公开(公告)日	2015-12-23
申请号	CN201480013750.0	申请日	2014-03-07
[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	姚淙 川岸哲也 岭喜隆 米山直树 吉新宽树		
发明人	姚淙 川岸哲也 岭喜隆 米山直树 吉新宽树		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/463 A61B8/481 A61B8/5223 A61B8/5246 G16H50/30 G01S7/52038		
代理人(译)	李洋		
优先权	2013048394 2013-03-11 JP		
其他公开文献	CN105188555B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

实施方式的超声波诊断装置(100)具备候补位置提取部(151)和位置设定部(152)。候补位置提取部(151)通过比较对被投放了造影剂的被检体进行超声波扫描而收集到的多个图像数据间的基本波分量来提取第1位置。另外，候补位置提取部(151)通过比较多个图像数据间的谐波分量来提取第2位置。位置设定部(152)将第1位置或上述第2位置设定为上述多个图像数据中的至少一个图像数据中的进行规定的分析的关注区域的位置。

