

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200810161750.1

[43] 公开日 2009 年 4 月 15 日

[11] 公开号 CN 101406400A

[22] 申请日 2008.9.26

[21] 申请号 200810161750.1

[30] 优先权

[32] 2007.9.26 [33] JP [31] 249439/2007

[71] 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

共同申请人 东芝医疗系统株式会社

[72] 发明人 神山直久 吉田哲也

[74] 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

代理人 杨 谦 胡建新

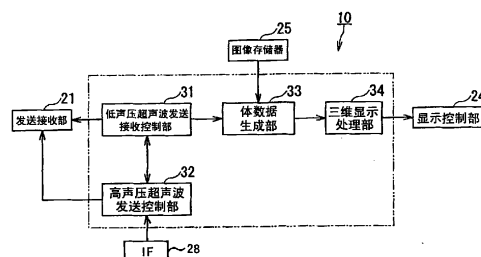
权利要求书 3 页 说明书 18 页 附图 8 页

[54] 发明名称

超声波诊断装置及超声波诊断方法

[57] 摘要

本发明的目的在于提供一种超声波诊断装置及超声波诊断方法，可以提供用户期望的造影剂泡沫的再回流的图像信息。本发明的超声波诊断装置，具有：超声波探头，向扫描区域发送低声压脉冲和高声压脉冲，并且接收对应低声压脉冲的回波；低声压超声波发送接收控制部，进行控制使以第 1 脉冲重复周期向扫描区域发送低声压脉冲，并且进行控制使接收对应低声压脉冲的回波；高声压超声波发送控制部，进行控制使以小于第 1 脉冲重复周期的第 2 脉冲重复周期，向扫描区域发送高声压脉冲。



1. 一种超声波诊断装置，其特征在于，具有：

超声波探头，向包括造影剂泡沫给药后的被检体的预定部位在内而形成的扫描区域，发送声压不同的低声压脉冲和高声压脉冲，并且接收对应所述低声压脉冲的回波；

低声压超声波发送接收控制部，控制所述超声波探头使其以第 1 脉冲重复周期向所述扫描区域发送所述低声压脉冲，并且控制所述超声波探头使其接收对应所述低声压脉冲的回波；

高声压超声波发送控制部，控制所述超声波探头使其以小于所述第 1 脉冲重复周期的第 2 脉冲重复周期，向所述扫描区域发送所述高声压脉冲；

切换控制部，控制所述低声压超声波发送接收控制部和所述高声压超声波发送控制部，来交替切换所述低声压脉冲的发送和所述高声压脉冲的发送；

体数据生成部，通过所述低声压超声波发送接收控制部的控制，基于所述超声波探头接收的所述回波，生成体数据；

三维显示处理部，基于所述体数据，进行构图处理，并生成三维图像数据；和

显示控制部，控制所述三维图像数据在监视器上的显示。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，在所述超声波探头是机械地摇动一维排列的压电振子组的机械式三维探头时，

所述高声压超声波发送控制部构成为，将发送所述高声压脉冲时的所述压电振子组的摇动速度控制成大于发送所述低声压脉冲时的所述压电振子组的摇动速度。

3. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，在所述超声波探头是机械地摇动一维排列的压电振子组的机械式三维探头时，

所述高声压超声波发送控制部使发送所述高声压脉冲时的所述压电振子组的摇动角度，与发送所述低声压脉冲时的所述压电振子组的摇动角度不同。

4. 根据权利要求 3 所述的超声波诊断装置，其特征在于，还具有能够

向所述高声压超声波发送控制部输入所述高声压脉冲的摇动角度的操作面板。

5. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，所述高声压超声波发送控制部构成为，使利用所述高声压脉冲形成的高声压波束的扫描区域，与利用所述低声压脉冲形成的低声压波束的扫描区域不同。

6. 根据权利要求5所述的超声波诊断装置，其特征在于，所述高声压超声波发送控制部构成为，在所述监视器上显示能够目视确认利用所述低声压脉冲形成的低声压波束的扫描区域和利用所述高声压脉冲形成的高声压波束的扫描区域的指示器。

7. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，所述高声压超声波发送控制部是进行多次闪烁的结构，所述闪烁用于对利用所述高声压脉冲形成的高声压波束的扫描区域重复发送所述高声压脉冲。

8. 根据权利要求7所述的超声波诊断装置，其特征在于，还具有能够向所述高声压超声波发送控制部输入所述闪烁次数的操作面板。

9. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，所述超声波探头具有测量在所述高声压脉冲的发送时间段中压电振子的温度的温度测量部，所述高声压超声波发送控制部控制所述超声波探头，以便在所述温度测量部测量的所述温度超过阈值时，结束所述高声压脉冲的发送。

10. 一种超声波诊断方法，其特征在于，包括：

低声压超声波发送接收控制步骤，控制超声波探头使其以第1脉冲重复周期，向包括造影剂泡沫给药后的被检体的预定部位在内而形成的扫描区域发送低声压脉冲，并且控制所述超声波探头使其接收对应所述低声压脉冲的回波；

高声压超声波发送控制步骤，控制所述超声波探头使其以小于所述第1脉冲重复周期的第2脉冲重复周期，向所述扫描区域发送声压与所述低声压脉冲不同的高声压脉冲；

切换步骤，交替切换所述低声压脉冲的发送和所述高声压脉冲的发送；
体数据生成步骤，通过所述低声压超声波发送接收控制步骤的控制，基于所述超声波探头接收的所述回波，生成体数据；

三维显示处理步骤，基于所述体数据，进行构图处理，并生成三维图

像数据；和

显示控制步骤，控制所述三维图像数据在监视器上的显示。

11. 根据权利要求 10 所述的超声波诊断方法，其特征在于，在所述超声波探头是机械地摇动一维排列的压电振子组的机械式三维探头时，

所述高声压超声波发送控制步骤是，将发送所述高声压脉冲时的所述压电振子组的摇动速度控制成大于发送所述低声压脉冲时的所述压电振子组的摇动速度。

12. 根据权利要求 10 所述的超声波诊断方法，其特征在于，在所述超声波探头是机械地摇动一维排列的压电振子组的机械式三维探头时，

所述高声压超声波发送控制步骤是，使发送所述高声压脉冲时的所述压电振子组的摇动角度，与发送所述低声压脉冲时的所述压电振子组的摇动角度不同。

13. 根据权利要求 10 所述的超声波诊断方法，其特征在于，所述高声压超声波发送控制步骤是，使利用所述高声压脉冲形成的高声压波束的扫描区域，与利用所述低声压脉冲形成的低声压波束的扫描区域不同。

14. 根据权利要求 13 所述的超声波诊断方法，其特征在于，所述高声压超声波发送控制步骤是，在所述监视器上显示能够目视确认利用所述低声压脉冲形成的低声压波束的扫描区域和利用所述高声压脉冲形成的高声压波束的扫描区域的指示器。

15. 根据权利要求 10 所述的超声波诊断方法，其特征在于，所述高声压超声波发送控制步骤是进行多次闪烁，所述闪烁用于对利用所述高声压脉冲形成的高声压波束的扫描区域重复发送所述高声压脉冲。

16. 根据权利要求 10 所述的超声波诊断方法，其特征在于，所述高声压超声波发送控制步骤是，控制所述超声波探头，以便在所述高声压脉冲的发送时间段中压电振子的温度超过阈值时，结束所述高声压脉冲的发送。

超声波诊断装置及超声波诊断方法

技术领域

本发明涉及以下技术，向包括给药造影剂泡沫的被检体的预定部位在内形成的扫描区域分别发送声压不同的作为超声波脉冲的低声压脉冲和高声压脉冲，基于对应于低声压脉冲的回波，生成并显示扫描区域的超声波图像，尤其涉及二维或三维显示毛细血管级别的微小血流，并作为诊断信息提示血管结构或血流动态的超声波诊断装置及超声波诊断方法。

背景技术

在超声波诊断中，能够利用使超声波探头只从体表接触的简单操作，通过实时显示得到心脏搏动和胎儿活动的状态，而且安全性比较高，所以能够重复进行检查。并且，用于超声波诊断的装置的系统规模与 X 射线装置、CT (computed tomography: 计算机断层照相) 装置和 MRI (magnetic resonance imaging: 核磁共振成像) 装置等其他诊断设备相比，比较小，也能够容易地进行向床旁边移动着进行的检查等，所以很方便。并且，超声波诊断装置虽然根据其具备的功能类型而各不相同，已经开发到小型装置可以单手握持着移动的程度。并且，利用超声波的诊断不存在 X 射线等那样的辐射影响，所以也可以在产科和家庭医疗等中使用。

近年来，静脉给药式的超声波造影剂已经产品化，并可以实现“造影回波法”。该方法的目的在于，例如在心脏和肝脏等的检查中，从静脉注入超声波造影剂来增强血流信号，进行血流动态的评价。造影剂的大部分将微小气泡（微型泡沫）作为反射源发挥作用。根据气泡这种脆弱基材的性质，即使是普通诊断级别的超声波照射，也由于其机械作用导致气泡破裂，结果导致源自扫描面的信号强度降低。因此，为了实时观察环流的动态情况，需要通过发送低声压的超声波脉冲来实现图像化等来降低超声波脉冲的发送所造成的气泡破裂。在发送这样的低声压的超声波脉冲时，信号/噪声比 (S/N 比) 也在图像化过程中降低，为此还提出了对其进行补偿的各种信号处理方法。

并且,运用上面所述的造影剂气泡破裂的特征,还提出了以下方法。即,(a)通过低声压的超声波脉冲的发送,观察充满于扫描面的气泡的移动状态,(b)从发送低声压的超声波脉冲切换为发送高声压的超声波脉冲,使扫描面内(严格地讲指照射体积内)的气泡破裂,(c)从发送高声压的超声波脉冲切换为发送低声压的超声波脉冲,观察流入扫描面内的气泡的状态。该方法被称为再回流(FR: flash-replenishment)法(例如,参照日本特开平 11-155858 号公报)。

另外,能够预测近年来能够实时地进行三维(3D)扫描并显示三维信息,能够三维地试行 FR 法。为了进行三维扫描,有采用二维排列压电振子的二维阵列探头的方法,和机械地摇动一维排列的一维阵列(包括一维半阵列)的机械式三维探头这两种。

在把 FR 法从二维扩展到三维时,优选关注区域的泡沫在三维时也使其全部瞬间破裂。但是,在利用使高声压照射引起的泡沫破裂摇动的机械式探头进行操作时,在开始时和结束时的照射区域产生时间上的延迟,有可能给泡沫的再流入分析等带来影响,并错过在再流入初期定时的观察。另外,作为 FR 法的应用,虽然有选择性地只使特定区域内的泡沫破裂的方法(例如参照日本特开 2005-237738 号公报),但此时由于是在较短时间内交替切换进行高声压发送和低声压发送,所以用于观察的低声压发送的扫描不能获得充足时间。

在把 FR 法从二维扩展到三维时,优选关注区域的泡沫在三维时也使其全部瞬间破裂。但是,在利用高声压照射引起的泡沫破裂摇动的机械式探头进行操作时,在开始时和结束时的照射区域产生时间上的延迟,有可能给造影剂泡沫的再流入分析等带来影响,并错过在再流入初期定时的观察。另外,作为 FR 法的应用,虽然有选择性地只使特定区域内的泡沫破裂的方法,但此时由于是在较短时间内将高声压发送与低声压发送交替切换进行,所以用于观察的低声压发送的扫描不能获得充足时间。

发明内容

本发明就是鉴于上述情况而提出的,其目的在于,提供一种超声波诊断装置及超声波诊断方法,可以提供用户期望的造影剂泡沫的再回流的图

像信息。

为了达到上述目的，本发明提供一种超声波诊断装置，其特征在于，具有：超声波探头，向包括造影剂泡沫给药后的被检体的预定部位在内而形成的扫描区域，发送声压不同的低声压脉冲和高声压脉冲，并且接收对应所述低声压脉冲的回波；低声压超声波发送接收控制部，控制所述超声波探头使其以第1脉冲重复周期向所述扫描区域发送所述低声压脉冲，并且控制所述超声波探头使其接收对应所述低声压脉冲的回波；高声压超声波发送控制部，控制所述超声波探头使其以小于所述第1脉冲重复周期的第2脉冲重复周期，向所述扫描区域发送所述高声压脉冲；切换控制部，控制所述低声压超声波发送接收控制部和所述高声压超声波发送控制部，来交替切换所述低声压脉冲的发送和所述高声压脉冲的发送；体数据生成部，通过所述低声压超声波发送接收控制部的控制，基于所述超声波探头接收的所述回波，生成体数据；三维显示处理部，基于所述体数据，进行构图处理，并生成三维图像数据；和显示控制部，控制所述三维图像数据在监视器上的显示。

此外，为了达到上述目的，本发明提供一种超声波诊断方法，其特征在于，包括：低声压超声波发送接收控制步骤，控制超声波探头使其以第1脉冲重复周期，向包括造影剂泡沫给药后的被检体的预定部位在内而形成的扫描区域发送低声压脉冲，并且控制所述超声波探头使其接收对应所述低声压脉冲的回波；高声压超声波发送控制步骤，控制所述超声波探头使其以小于所述第1脉冲重复周期的第2脉冲重复周期，向所述扫描区域发送声压与所述低声压脉冲不同的高声压脉冲；切换步骤，交替切换所述低声压脉冲的发送和所述高声压脉冲的发送；体数据生成步骤，通过所述低声压超声波发送接收控制步骤的控制，基于所述超声波探头接收的所述回波，生成体数据；三维显示处理步骤，基于所述体数据，进行构图处理，并生成三维图像数据；和显示控制步骤，控制所述三维图像数据在监视器上的显示。

附图说明

图1是表示本发明涉及的超声波诊断装置的实施方式的方框图。

图 2 是说明超声波探头及发送接收部中的脉冲的流动的图。

图 3 是表示本发明涉及的超声波诊断装置的功能的方框图。

图 4 是表示高声压脉冲的 PRP 的第 1 例的图。

图 5 是表示高声压脉冲的 PRP 的第 2 例的图。

图 6 是表示低声压波束的扫描区域和高声压波束的扫描区域的概况图。

图 7 是表示低声压波束的扫描区域和高声压波束的扫描区域的概况图。

图 8 是表示低声压波束的扫描区域和高声压波束的扫描区域的概况图。

图 9 是说明低声压波束的扫描顺序和高声压波束的扫描顺序的概况图。

图 10 是说明低声压波束的扫描顺序和高声压波束的扫描顺序的概况图。

图 11 是说明低声压波束的扫描顺序和高声压波束的扫描顺序的概况图。

图 12 是表示本实施方式的超声波诊断装置的动作的流程图。

图 13 是表示高声压波束的扫描区域及扫描次数的输入画面的一例图。

图 14 是表示低声压波束和高声压波束中的扫描区域的三维指示器的一例图。

图 15 是表示低声压波束和高声压波束中的扫描区域的三维指示器的一例图。

具体实施方式

参照附图说明本发明涉及的超声波诊断装置及超声波诊断方法的实施方式。

图 1 是表示本发明涉及的超声波诊断装置的实施方式的方框图。

图 1 表示第 1 实施方式的超声波诊断装置 10。该超声波诊断装置 10 大致包括超声波探头 11、装置主体 12、监视器 13 和操作面板 14。

超声波探头 11 具有压电振子组, 该压电振子组基于来自装置主体 12 的驱动脉冲, 向包括被检体 (患者) P 的预定部位的扫描区域发送超声波脉冲, 并且接收与所发送的超声波脉冲对应的回波, 并转换为电气信号。在从超声波探头 11 的压电振子组向扫描区域发送超声波脉冲后, 由该超声波脉冲形成的超声波束不断地在体内组织的音响阻抗的不连续面上反射。该反射的回波由压电振子组接收。所接收的回波通过压电振子组被转换为回波信号。回波信号的振幅依赖于进行反射的不连续面上的音响阻抗的差。并且, 当在移动的血流或心脏壁等的表面上反射时, 与所发送的超声波脉冲对应的回波根据多普勒效应而依赖于移动体在超声波发送方向的速度成分, 从而受到频率偏移。

并且, 超声波探头 11 具有温度测量部 (热敏电阻) 11a, 该温度测量部 (热敏电阻) 11a 测量后面叙述的高声压脉冲的发送时间段的压电振子的温度。

作为超声波探头 11, 例如可以列举一维探头、一维半探头、机械式三维探头和二维探头 (矩阵阵列探头) 等。一维探头是只在方位方向 (X 轴方向) 排列多个 (例如 100~200 个) 压电振子的探头。一维半探头是在 X 轴方向排列多个、在高度方向 (Z 轴方向) 排列较少 (例如 3 个) 压电振子的探头。机械式三维探头是可以机械地摇动只在 X 轴方向排列多个的压电振子组的探头, 或是可以机械地摇动在 X 轴方向排列多个、在 Z 轴方向较少排列的压电振子组的探头。并且, 二维探头是在 X 轴方向和 Z 轴方向双方排列了多个压电振子的探头。

在超声波探头 11 是一维探头时, 为了形成使超声波脉冲在 X 轴方向收敛并在 Y 轴方向 (深度方向) 延伸的合适的超声波束, 利用在 X 轴方向排列的多个压电振子进行电子聚焦。另一方面, 在超声波探头 11 是一维探头时, 为了形成使超声波脉冲在 Z 轴方向收敛并在 Y 轴方向延伸的合适的超声波束, 优选在 Z 轴方向的一个压电振子的超声波照射侧设置声学透镜, 或使压电振子形成凹面振子。

在超声波探头 11 是一维半探头时, 为了形成使超声波脉冲在 X 轴方向收敛并在 Y 轴方向延伸的合适的超声波束, 利用在 X 轴方向排列的多个压电振子进行电子聚焦。另一方面, 在超声波探头 11 是一维半探头时, 为

了形成使超声波脉冲在 Z 轴方向收敛并在 Y 轴方向延伸的合适的超声波束，在 Z 轴方向的较少压电振子的超声波照射侧设置声学透镜，或根据焦点在 Y 轴方向的位置改变 Z 轴方向的较少压电振子的驱动个数。

在超声波探头 11 是机械式三维探头时，为了形成使超声波脉冲在 X 轴方向收敛并在 Y 轴方向延伸的合适的超声波束，利用在 X 轴方向排列的多个压电振子进行电子聚焦。另一方面，在超声波探头 11 是机械式三维探头时，为了形成使超声波脉冲在 Z 轴方向收敛并在 Y 轴方向延伸的合适的超声波束，优选在 Z 轴方向的一个压电振子的超声波照射侧设置声学透镜，或使压电振子形成为凹面振子。或者，在超声波探头 11 是机械式三维探头时，为了形成使超声波脉冲在 Z 轴方向收敛并在 Y 轴方向延伸的合适的超声波束，在 Z 轴方向的较少压电振子的超声波照射侧设置声学透镜，或根据焦点在 Y 轴方向的位置改变 Z 轴方向的较少压电振子的驱动个数。在使用机械式三维探头扫描三维区域时，一边使压电振子组摇动，一边利用由超声波脉冲形成的超声波束扫描多个二维断面（X-Y 断面）。

在超声波探头 11 是二维探头时，为了形成使超声波脉冲在 X 轴方向和 Z 轴方向收敛并在 Y 轴方向延伸的合适的超声波束，利用在 X 轴方向和 Z 轴方向排列的多个压电振子进行电子聚焦。另一方面，在使用二维探头扫描三维区域时，一边使超声波脉冲的发送面在 Z 轴方向电子地错位，一边利用由超声波脉冲形成的超声波束扫描多个 X-Y 断面。

以下，以超声波探头 11 为机械式一维探头时为例进行说明，但超声波探头 11 也可以是二维探头等。

装置主体 12 具有发送接收部 21、信号处理部 22、图像生成部 23、显示控制部 24、图像存储器 25、CPU（central processing unit：中央处理单元）26、内部存储装置 27、IF（interface：接口）28、和外部存储装置 29。另外，在本实施方式中，说明利用集成电路等的硬件构成发送接收部 21、信号处理部 22、图像生成部 23 和显示控制部 24 的情况，但是它们中的全部或一部分也可以通过执行被软件模块化后的软件程序来发挥作用。

发送接收部 21 设有未图示的发送部和接收部。发送部具有未图示的脉冲发生器部、发送延迟部和触发发生部等。在脉冲发生器部中，以预定的速率频率（rate frequency） 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 (rate pulse)。并且, 在发送延迟部中, 按照每个通道将超声波会聚成波束状, 而且对各个速率脉冲赋予确定发送指向性所需要的延迟时间。触发发生部在基于速率脉冲的定时, 向超声波探头 11 的压电振子施加驱动脉冲。

另外, 发送接收部 21 的发送部具有以下功能, 即, 能够按照 CPU26 的指示瞬时改变发送频率、发送驱动电压 (声压)、发送脉冲速率、扫描区域和闪烁次数等。尤其是可以利用可瞬间切换其值的线性放大器式发信部或电气切换多个电源部的机构, 来实现声压的变更。

图 2 是说明超声波探头 11 及发送接收部 21 中的脉冲的流动的图。

图 2 示出了图 1 所示的发送接收部 21、沿 X 轴方向排列于超声波探头 11 上的多个压电振子、根据从这些压电振子发送的超声波脉冲而形成于 Y 轴方向的超声波束。对由发送接收部 21 中包含的脉冲发生器部发生的速率脉冲, 通过每个通道的发送延迟部赋予必要的延迟时间, 由此形成超声波束。

并且, 图 1 所示的发送接收部 21 的接收部具有未图示的放大器、接收延迟部、A/D (analog to digital: 模/数) 转换部和加法部等。在放大器中, 按照每个通道放大通过超声波探头 11 取入的回波信号。接收延迟部对由放大器放大后的回波信号赋予确定接收指向性所需要的延迟时间。A/D 转换部把从接收延迟部输出的回波信号转换为数字信号。加法部对数字的回波信号进行加算处理。通过加法部的加算, 强调来自与回波信号的接收指向性对应的方向的反射成分, 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波束。

信号处理部 22 设有 B 模式处理部 22a 和多普勒处理部 22b。

B 模式处理部 22a 对从发送接收部 21 的接收部输出的回波信号实施对数放大和包络线检波处理等, 生成利用亮度的明亮程度表现信号强度的数据。该数据被发送给图像生成部 23, 通过显示控制部 24 在监视器 13 上显示为利用亮度表示反射波的强度的 B 模式图像。

多普勒模式处理部 22b 根据从发送接收部 21 的接收部输出的回波信号对速度信息进行频率分析, 提取基于多普勒效应的血流或组织、造影剂回波成分, 并对多个点求出平均速度、离散和功率等血流信息。血流信息被

发送给图像生成部 23，通过显示控制部 24 在监视器 13 上彩色显示为平均速度图像、离散图像、功率图像及它们的组合图像。

图像生成部 23 把基于超声波扫描的扫描线信号串转换为以电视等为代表的普通视频格式的扫描线信号串，生成作为显示图像的超声波图像的图像数据。

显示控制部 24 基于从图像生成部 23 输出的二维图像数据及从 CPU26 输出的三维图像数据，生成显示用的数据，并对显示用的数据进行模拟转换。并且，显示控制部 24 将图像数据与各种参数的文字信息和标度等一起合成，作为视频信号输出给监视器 13。

图像存储器 25 是存储从图像生成部 23 输出的超声波图像的图像数据的存储器。例如用户可以在诊断之后调出存储在图像存储器 25 中的图像数据，并可以再现为静态图像或使用多张再现动画图像。

CPU26 具有作为信息处理装置（计算机）的功能，控制装置主体 12 的整体动作。CPU26 执行存储在内部存储装置 27 中的程序。或者，CPU26 使内部存储装置 27 装载并执行存储在外部存储装置 29 中的程序、以及从网络 N 转发并由 IF28 接收后安装在外部存储装置 29 中的程序。

内部存储装置 27 兼具有 ROM（read only memory：只读存储器）和 RAM（random access memory：随机存储器）等要素，是存储 IPL（initial program loading：初始装入程序）、BIOS（basic input/output system：基本输入输出系统）、以及数据或用于 CPU26 的工作存储器及数据的临时存储的存储装置。

IF28 是与输入装置 13、医院主要 LAN（local area network：局域网）等网络 N、外部存储装置 29 和操作面板 14 等相关的接口。由装置主体 12 获取的超声波图像等的的数据或分析结果等，可以经由 IF28 通过网络 N 转发给其他装置。

外部存储装置 29 例如是作为涂覆或蒸镀了磁性体后的金属的 HD（hard disk：硬盘），可以通过一体化的 HDD（hard disk drive：硬盘驱动器）进行数据的读写。外部存储装置 29 是存储安装在装置主体 12 上的程序（除应用程序外，也包括 OS（operating system：操作系统）等）的存储装置。并且，也可以使 OS 提供 GUI（graphical user interface：图形用户界面），在针

对用户的信息显示中多采用图形，可以通过输入装置 25 进行基础操作。

内部存储装置 27 或外部存储装置 29 存储超声波诊断装置 10 的控制程序、诊断信息（患者 ID 和医生所见等）、诊断协议、发送接收条件及其他数据组。并且，内部存储装置 27 或外部存储装置 29 根据需要也可以用来保存临时存储在图像存储器 25 中的图像数据等。另外，存储在内部存储装置 27 或外部存储装置 29 中的数据可以通过 IF28 向网络 N 网转发。

监视器 13 根据来自显示控制部 24 的视频信号，同时显示二维图像数据和三维图像数据以及各种参数的文字信息和标度等。

操作面板 14 连接装置主体 12，具有用于将来自用户（操作者）的各种指示、关注区域（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 12 的跟踪球 14a、各种开关 14b、按钮 14c、鼠标 14d 和键盘 14e 等。用户可以通过操作面板 14 向装置主体 12 输入从超声波探头 11 发送的超声波脉冲的发送频率、发送驱动电压（声压）、发送脉冲速率、扫描区域和闪烁次数、及接收条件等。

图 3 是表示本实施方式的超声波诊断装置 10 的功能的方框图。

通过图 1 所示的 CPU26 执行程序，超声波诊断装置 10 具有低声压超声波发送接收控制部 31、高声压超声波发送控制部 32、体数据生成部 33 和三维显示处理部 34。另外，在本实施方式中，说明通过执行软件模块化后的软件程序来发挥低声压超声波发送接收控制部 31、高声压超声波发送控制部 32、体数据生成部 33 和三维显示处理部 34 的作用的情况，但它们的全部或一部分也可以利用集成部等硬件构成。

低声压超声波发送接收控制部 31 具有以下功能，即，控制发送接收部 21（图 1 所示），使其按照任意的脉冲重复周期（PRP: pulse repetition period），向扫描区域发送使造影剂泡沫不怎么破裂程度的低声压的超声波脉冲（以下称为“低声压脉冲”），并且控制发送接收部 21，使其接收对应于低声压脉冲的回波。通过低声压超声波发送接收控制部 31 的控制，可以根据发送接收部 21 接收的回波信号实时地将造影剂泡沫破裂前的血流的环流图像化。另外，PRP 为超声波的脉冲重复频率（PRF: pulse frequency period）的倒数。

高声压超声波发送控制部 32 具有以下功能，即，控制发送接收部 21，

使其在任意定时以比低声压脉冲的 PRP 小的 PRP，向扫描区域发送使造影剂泡沫破裂程度的高声压的超声波脉冲（以下称为“高声压脉冲”）。即，高声压超声波发送控制部 32 进行以下控制，在任意定时以比低声压脉冲的 PRP 小的 PRP 重复高声压脉冲的发送，并对整个作为三维区域的扫描区域进行相同闪烁（flash）。

在此，关于利用高声压脉冲使造影剂泡沫破裂的目的可以列举两种情况。一种情况是需要使造影剂泡沫破裂时的血流的回流图像化。另一种情况是不需要使造影剂泡沫破裂时的血流的回流图像化。高声压超声波发送控制部 32 在以后者的情况为目的时，不需要在高声压超声波发送控制部 32 中接收对应于高声压脉冲的回波。因此，在高声压超声波发送控制部 32 中，相比低声压超声波发送接收控制部 31 的 PRP，可以使 PRP 极其小。

图 4 是表示由高声压超声波发送控制部 32 控制的高声压脉冲的 PRP 的第 1 例的图，表示在发送用于形成第 1 超声波束的全部超声波脉冲后，发送用于形成第 2 超声波束的全部超声波脉冲时的 PRP。图 5 是表示由高声压超声波发送控制部 32 控制的高声压脉冲的 PRP 的第 2 例的图，表示在发送用于形成第 1 超声波束的超声波脉冲的中途，发送用于形成第 2 超声波束的超声波脉冲时的 PRP。

在需要电子聚焦高声压脉冲时，如使用图 2 说明的那样，需要进行发送聚焦所需的延迟时间。例如，在使用机械式三维探头作为超声波探头 11 时，需要在压电振子组的 X 轴方向电子聚焦。因此，在图 4 所示情况下，根据 X 轴方向的进行发送聚焦所需的延迟时间，限制 PRP 的下限。另外，优选把高声压脉冲的 PRP 设为 X 轴方向的进行发送聚焦所需的延迟时间程度。并且，在使用机械式三维探头时，为了扫描三维区域而摇动压电振子组，但也可以构成为，使发送高声压脉冲时的摇动速度与发送低声压脉冲时的摇动速度相比，增大在通过高声压超声波发送控制部 32 发送高声压脉冲时回波的接收时间被节省下的量。

并且，在使用二维探头作为超声波探头 11 时，需要在压电振子组的 X 轴方向和 Z 轴方向电子聚焦。因此，在图 4 所示情况下，根据 X 轴方向和 Z 轴方向的进行发送聚焦所需的延迟时间，限制 PRP 的下限。另外，优选把高声压脉冲的 PRP 设为 X 轴方向和 Z 轴方向的进行发送聚焦所需的延迟

时间程度。

另一方面，在需要电子聚焦高声压脉冲时，根据图 5 所示的高声压脉冲的 PRP 的第 2 例，不限制 PRP 的下限，而是 PRP 越小越好。

并且，图 3 所示的高声压超声波发送控制部 32 也可以构成为，基于经由 IF28 来自温度测量部 11a 的超声波探头 11 的压电振子的温度数据，控制超声波探头 11，使得在通过温度测量部 11a 测量的温度超过预先设定的阈值时，结束高声压脉冲的发送。越减小高声压脉冲的 PRP，即越增大高声压脉冲的 PRF，压电振子的温度越因发热而上升，为了抑制其温度上升，不对压电振子进行基于电压调整的声压限制，而按照压电振子的测量温度结束高声压脉冲的发送自身。

另外，基于减小高声压超声波发送控制部 32 的高声压脉冲的发送时间的目的，在高声压超声波发送控制部 32 中，通过并列进行增大高声压波束的间隔等，有助于缩短针对整个扫描区域进行一次闪烁所需要的闪烁时间。

另外，基于高声压超声波发送控制部 32 的控制而由高声压脉冲形成的超声波束（以下称为“高声压波束”）的扫描区域，可以与基于低声压超声波发送接收控制部 31 的控制而由低声压脉冲形成的超声波束（以下称为“低声压波束”）的扫描区域相同，但高声压波束的扫描区域也可以与低声压波束的扫描区域不同。在低声压波束的扫描区域与高声压波束的扫描区域不同时，高声压波束的扫描区域大于低声压波束的扫描区域，或者高声压波束的扫描区域小于低声压波束的扫描区域。

图 6～图 8 是表示低声压波束的扫描区域和高声压波束的扫描区域的概况图。另外，作为低声压波束的扫描区域和高声压波束的扫描区域的一例，图 6～图 8 示出了低声压波束的扫描区域中的摇动方向成分和高声压波束的扫描区域中的摇动方向成分。

在一般的二维扫描的 PR 法中，可知根据进行高声压脉冲的发送的时间（准确地讲是从投药造影剂开始的时间），通过泡沫的再流入而形成的染影状态不同。并且，染影状态也因对扫描区域的扫描次数而变化，所以用户任意变更进行高声压脉冲的发送的时间和高声压脉冲的扫描次数来进行调整。通过将扫描区域扩展为三维，从而高声压脉冲的发送的扫描区域也新成为与染影有关的一个参数，还可以考虑各种变形。其示例如图 6～图 8

所示。这些变形可以由用户任意选择。

图 6 表示在机械式三维探头上排列的压电振子组摇动时的低声压波束和高声压波束的扫描区域中的摇动方向成分，是表示高声压波束的摇动角度与低声压波束的摇动角度相同时的图。图 7 表示在机械式三维探头上排列的压电振子组摇动时的低声压波束和高声压波束的扫描区域中的摇动方向成分的差异，是表示高声压波束的摇动角度大于低声压波束的摇动角度时的图。图 8 表示在机械式三维探头上排列的压电振子组摇动时的低声压波束和高声压波束的扫描区域中的摇动方向成分的差异，是表示高声压波束的摇动角度小于低声压波束的摇动角度的图。

另外，在图 7 和图 8 中，表示出低声压波束的扫描区域和高声压波束的扫描区域在摇动方向上的差异。但是，也可以使低声压波束的扫描区域和高声压波束的扫描区域在 X 轴方向具有差异。

图 9～图 11 是说明低声压波束的扫描顺序和高声压波束的扫描顺序的图。

图 9 表示图 6 所示扫描区域中的摇动方向成分的一例。图 10 表示图 7 所示扫描区域中的摇动方向成分的一例。图 11 表示图 8 所示扫描区域中的摇动方向成分的一例。

如图 9 所示，通过低声压超声波发送接收控制部 31 的控制，一边使超声波探头 11 的压电振子组在低声压波束的扫描区域（图 6 所示）内摇动，一边依次发送低声压脉冲，由此扫描由 X 轴方向和各个 Y 轴方向（根据压电振子组在摇动方向的位置确定的第 1 Y 轴方向、第 2 Y 轴方向、…、第 6 Y 轴方向）形成的平面。具体地讲，首先通过低声压超声波发送接收控制部 31 的控制，扫描由 X 轴方向和第 1 Y 轴方向（Y1）形成的 X-Y1 平面。该 X-Y1 平面的扫描可以构成为与多次低声压脉冲的发送（例如动态聚焦用的发送）相对应地接收 X-Y1 平面上的回波，也可以构成为与一次低声压脉冲的发送（例如并行同时接收方式用的发送）相对应地接收 X-Y1 平面上的回波。

然后，如图 9 所示，一边使压电振子组在低声压波束的扫描区域（图 6 所示）内摇动，一边通过低声压超声波发送接收控制部 31 的控制，依次扫描由 X 轴方向和第 2 Y 轴方向（Y2）形成的 X-Y2 平面、X-Y3 平面、

X-Y4 平面、X-Y5 平面、X-Y6 平面、X-Y6 平面、X-Y5 平面、X-Y4 平面、X-Y3 平面、X-Y2 平面、X-Y1 平面、X-Y1 平面、X-Y2 平面、…。另外，基于低声压超声波发送接收控制部 31 的低声压脉冲的发送，不限于从低声压波束的扫描区域的最外面即 X-Y1 平面（或 X-Y6 平面）开始的情况。

并且，如图 9 所示，在低声压脉冲的发送过程中的任意发送定时停止低声压脉冲的发送，开始基于高声压超声波发送控制部 32 的高声压脉冲的发送。基于高声压超声波发送控制部 32 的高声压脉冲的发送，例如优选从高声压波束的扫描区域的最外面即 X-Y1 平面（或 X-Y6 平面）开始。并且，通过高声压超声波发送控制部 32 的控制，依次扫描由 X 轴方向和第 2 Y 轴方向（Y2）形成的 X-Y2 平面、X-Y3 平面、X-Y4 平面、X-Y5 平面、X-Y6 平面，对高声压波束的扫描区域进行闪烁。另外，可以对高声压波束的扫描区域只进行一次闪烁，也可以进行多次闪烁。并且，在图 9 中，为了方便，说明“6”个的 X-Y 平面（X-Y1 平面~X-Y6 平面）的示例，但不限于“6”，只要是“2”以上即可。

另外，如图 10 所示，通过低声压超声波发送接收控制部 31 的控制，一边使超声波探头 11 的压电振子组在低声压波束的扫描区域（图 7 所示）内摇动，一边依次发送低声压脉冲，由此扫描由 X 轴方向和各个 Y 轴方向（根据压电振子组在摇动方向的位置确定的第 3 Y 轴方向、第 4 Y 轴方向、…、第 8 Y 轴方向）形成的平面。具体地讲，首先通过低声压超声波发送接收控制部 31 的控制，扫描由 X 轴方向和第 3 Y 轴方向（Y3）形成的 X-Y3 平面。该 X-Y3 平面的扫描可以构成为与多次低声压脉冲的发送（例如动态聚焦用的发送）相对应地接收 X-Y3 平面上的回波，也可以构成为与一次低声压脉冲的发送（例如并行同时接收方式用的发送）相对应地接收 X-Y3 平面上的回波。

然后，通过低声压超声波发送接收控制部 31 的控制，依次扫描由 X 轴方向和第 4 Y 轴方向（Y4）形成的 X-Y4 平面、X-Y5 平面、X-Y6 平面、X-Y7 平面、X-Y8 平面、X-Y8 平面、X-Y7 平面、X-Y6 平面、X-Y5 平面、X-Y4 平面、X-Y3 平面、X-Y3 平面、X-Y4 平面、…。另外，基于低声压超声波发送接收控制部 31 的低声压脉冲的发送，不限于

从低声压波束的扫描区域的最外面即 X-Y3 平面（或 X-Y8 平面）开始的情况。

并且，如图 10 所示，在低声压脉冲的发送过程中的任意发送定时停止低声压脉冲的发送，开始基于高声压超声波发送控制部 32 的高声压脉冲的发送。基于高声压超声波发送控制部 32 的高声压脉冲的发送，例如优选从高声压波束的扫描区域的最外面即 X-Y1 平面（或 X-Y10 平面）开始。并且，通过高声压超声波发送控制部 32 的控制，依次扫描由 X 轴方向和第 2 Y 轴方向（Y2）形成的 X-Y2 平面、X-Y3 平面、X-Y4 平面、X-Y5 平面、X-Y6 平面、X-Y7 平面、X-Y8 平面、X-Y9 平面、X-Y10 平面，对高声压波束的扫描区域进行闪烁。另外，可以对高声压波束的扫描区域只进行一次闪烁，也可以进行多次闪烁。并且，在图 10 中，为了方便，说明用于低声压脉冲的发送的“6”个的 X-Y 平面（X-Y3 平面～X-Y8 平面）、和用于高声压脉冲的发送的“10”个的 X-Y 平面（X-Y1 平面～X-Y10 平面）的情况，但不限于“6”或“10”。

另外，如图 11 所示，通过低声压超声波发送接收控制部 31 的控制，一边使超声波探头 11 的压电振子组在低声压波束的扫描区域（图 8 所示）内摇动，一边依次发送低声压脉冲，由此扫描由 X 轴方向和各个 Y 轴方向（根据压电振子组在摇动方向的位置确定的第 1 Y 轴方向、第 2 Y 轴方向、…、第 10 Y 轴方向）形成的平面。具体地讲，首先通过低声压超声波发送接收控制部 31 的控制，扫描由 X 轴方向和第 1 Y 轴方向（Y1）形成的 X-Y1 平面。该 X-Y1 平面的扫描可以构成为与多次低声压脉冲的发送（例如动态聚焦用的发送）相对应地接收 X-Y1 平面上的回波，也可以构成为与一次低声压脉冲的发送（例如并行同时接收方式用的发送）相对应地接收 X-Y1 平面上的回波。

然后，通过低声压超声波发送接收控制部 31 的控制，依次扫描由 X 轴方向和第 2 Y 轴方向（Y2）形成的 X-Y2 平面、X-Y3 平面、X-Y4 平面、X-Y5 平面、X-Y6 平面、X-Y7 平面、X-Y8 平面、X-Y9 平面、X-Y10 平面、X-Y10 平面、X-Y9 平面、X-Y8 平面、X-Y7 平面、X-Y6 平面、X-Y5 平面、X-Y4 平面、X-Y3 平面、X-Y2 平面、X-Y1 平面、X-Y1 平面、X-Y2 平面、…。另外，基于低声压超声波发

送接收控制部 31 的低声压脉冲的发送, 不限于从低声压波束的扫描区域的最外面即 X-Y1 平面 (或 X-Y10 平面) 开始的情况。

并且, 如图 11 所示, 在低声压脉冲的发送过程中的任意发送定时停止低声压脉冲的发送, 开始基于高声压超声波发送控制部 32 的高声压脉冲的发送。基于高声压超声波发送控制部 32 的高声压脉冲的发送, 例如优选从高声压波束的扫描区域的最外面即 X-Y3 平面 (或 X-Y8 平面) 开始。并且, 通过高声压超声波发送控制部 32 的控制, 依次扫描由 X 轴方向和第 4 Y 轴方向 (Y4) 形成的 X-Y4 平面、X-Y5 平面、X-Y6 平面、X-Y7 平面、X-Y8 平面, 对高声压波束的扫描区域进行闪烁。另外, 可以对高声压波束的扫描区域只进行一次闪烁, 也可以进行多次闪烁。并且, 在图 11 中, 为了方便, 说明用于低声压脉冲的发送的 “10” 个的 X-Y 平面 (X-Y1 平面~X-Y10 平面)、和用于高声压脉冲的发送的 “6” 个的 X-Y 平面 (X-Y3 平面~X-Y8 平面) 的情况, 但不限于 “10” 或 “6”。

另外, 图 3 所示的体数据生成部 33 具有以下功能, 基于存储在图像存储器 25 中的超声波的图像数据, 三维地再排列基于超声波扫描的扫描线信号串, 并生成 (重构) 体数据。

三维显示处理部 34 具有以下功能, 基于体数据生成部 33 生成的体数据, 进行用于二维显示三维超声波图像的图像数据的构图处理。构图处理后的图像数据通过显示控制部 24 显示在监视器 13 上。

下面, 使用图 12 所示的流程图说明超声波诊断装置 10 的动作。

通过 CPU26 执行程序, 超声波诊断装置 10 按照步骤 S1~S7 动作, 由超声波诊断装置 10 进行检查。

首先, 设定高声压波束的扫描区域和闪烁次数 (步骤 S1)。例如, 根据使用操作面板 14 的用户的输入, 设定高声压波束的扫描区域和闪烁次数。

图 13 是表示高声压波束的扫描区域和闪烁次数的输入画面的一例图。另外, 作为高声压波束的扫描区域的一例, 图 13 表示只能输入高声压波束的扫描区域中的摇动方向成分的画面。

如图 13 所示, 根据显示在操作面板 14 上的输入画面, 可以输入高声压波束的扫描区域和闪烁次数。并且, 用户可以在检查过程中一边观看通过步骤 S3 或 S6 显示的三维超声波图像, 一边通过图 13 所示的输入画面变

更高声压波束的扫描区域和闪烁次数。

然后，向患者 P 的体内注入造影剂。注入患者 P 的体内的造影剂即使在发送低声压的超声波时也不破裂，而输出谐波信号，可以实现长时间的影像化。

然后，发送接收部 21 的发送部在由 X 轴方向和根据压电振子组在摇动方向的位置确定的 Y 轴方向（例如，图 9 所示的第 1 Y 轴方向（Y1）、图 10 所示的第 3 Y 轴方向（Y3）或图 11 所示的第 1 Y 轴方向（Y1））形成的 X-Y 平面上，以任意的 PRP 从超声波探头 11 发送使造影剂泡沫不怎么破裂的低声压脉冲，并扫描 X-Y 平面。该 X-Y 平面的扫描可以构成，对应多次低声压脉冲的发送（例如动态聚焦用的发送）接收 X-Y 平面上的回波，此外，也可以构成，对应一次低声压脉冲的发送（例如并行同时接收方式用的发送）接收 X-Y 平面上的回波。

并且，一边摇动在作为超声波探头 11 的机械式三维探头上排列的压电振子组，一边向由 X 轴方向和多个 Y 轴方向形成的多个 X-Y 平面顺序发送低声压脉冲（步骤 S2）。

通过步骤 S2 的低声压脉冲的发送，发送接收部 21 的接收部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波束。B 模式处理部 22a 对从发送接收部 21 的接收部输出的回波信号实施对数放大和包络线检波处理等，生成利用亮度的明亮程度表现信号强度的数据。图像生成部 23 把基于超声波扫描的扫描线信号串转换为以电视等为代表的普通视频格式的扫描线信号串，生成作为显示图像的超声波图像的图像数据存储在图像存储器 25 中。然后，以存储在图像存储器 25 中超声波的图像数据为基础，再次三维排列基于超声波扫描的扫描线信号串，并生成体数据。然后，以体数据为基础，进行用于二维显示三维超声波图像的图像数据的构图处理，通过显示控制部 24 把构图处理后的图像数据显示在监视器 13 上（步骤 S3）。

然后，在设于图 13 所示的输入画面上的闪烁按钮被按下的定时，停止低声压脉冲的发送，按照通过步骤 S1 设定的高声压脉冲的扫描区域和闪烁次数，以比低声压脉冲的 PRP 小的 PRP，开始高声压脉冲的发送。高声压脉冲的发送优选从扫描区域的最外面即 X-Y 平面（例如，图 9 所示的第 1 Y 轴方向（Y1）、图 10 所示的第 1 Y 轴方向（Y1）或图 11 所示的第 3 Y

轴方向(Y3))开始。

并且,为了对高声压脉冲的扫描区域进行闪烁,一边摇动在作为超声波探头11的机械式三维探头上排列的压电振子组,一边向由X轴方向和多个Y轴方向形成的多个X-Y平面顺序发送高声压脉冲(步骤S4)。另外,步骤S4的高声压脉冲的发送可以按照在步骤S1设定的闪烁次数,对高声压脉冲的扫描区域只进行一次闪烁,也可以进行多次闪烁。

在按照通过步骤S1设定的高声压波束的扫描区域和闪烁次数结束步骤S4的高声压脉冲的发送后,与步骤S2相同,发送接收部21在由X轴方向和根据压电振子组在摇动方向的位置确定的Y轴方向形成的X-Y平面上,以任意的PRP从超声波探头11发送低声压脉冲进行扫描。并且,为了扫描整个低声压波束的扫描区域,一边摇动在作为超声波探头11的机械式三维探头上排列的压电振子组,一边向由X轴方向和多个Y轴方向形成的多个X-Y平面顺序发送低声压脉冲(步骤S5)。

通过步骤S5的低声压脉冲的发送,发送接收部21的接收部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波束。然后,B模式处理部22a对从发送接收部21的接收部输出的回波信号实施对数放大和包络线检波处理等,生成利用亮度的明亮程度表现信号强度的数据。图像生成部23把基于超声波扫描的扫描线信号串转换为以电视等为代表的普通视频格式的扫描线信号串,生成作为显示图像的超声波图像的图像数据输出给显示控制部24,并存储在图像存储器25中。然后,以存储在图像存储器25中的超声波的图像数据为基础,再次三维排列基于超声波扫描的扫描线信号串,并生成体数据。然后,以体数据为基础,进行用于二维显示三维超声波图像的图像数据的构图处理,通过显示控制部24把构图处理后的图像数据显示在监视器13上(步骤S6)。

然后,判定是否结束有关患者P的预定部位的检查(步骤S7)。在步骤S7的判定结果为是、即判定结束有关患者P的预定部位的检查时,停止低声压脉冲的发送并结束检查。

另一方面,在步骤S7的判定结果为否、即判定不结束有关患者P的预定部位的检查时,继续步骤S5的低声压脉冲的发送。然后,在设于图13所示的输入画面上的闪烁按钮被按下的定时,停止低声压脉冲的发送,

按照通过步骤 S1 设定的高声压波束的扫描区域和闪烁次数，以比低声压脉冲的 PRP 小的 PRP，开始高声压脉冲的发送（步骤 S4）。

图 14 和图 15 是表示低声压波束和高声压波束中的扫描区域的三维指示器的一例图。图 14 表示在图 7 所示扫描区域的情况下的三维指示器，另一方面，图 15 表示在图 8 所示扫描区域的情况下的三维指示器。

在用户进行步骤 S1～步骤 S7 的检查的过程中，为了能够容易掌握低声压波束和高声压波束中的扫描区域，高声压超声波发送控制部 32 使监视器 13 显示低声压波束和高声压波束中的扫描区域的三维指示器。在此，作为如图 14 和图 15 所示那样显示的三维指示器，优选用户能够容易目视确认重合显示的低声压波束中的扫描区域和高声压波束中的扫描区域的差异的指示器。例如，图 14 和图 15 所示的三维指示器可以只涂布显示高声压波束中的扫描区域。

另外，图 14 和图 15 表示如在图 7 和图 8 中说明的那样只使扫描区域中的摇动方向成分具有差异时的三维指示器，但也可以是除扫描区域中的摇动方向成分外，也使扫描区域中的 X 轴方向成分具有差异的三维指示器。并且，还可以是只使扫描区域中的 X 轴方向成分具有差异的三维指示器。

根据本实施方式的超声波诊断装置 10，可以根据步骤 S6 的显示三维观察造影剂泡沫的再回流状态。并且，根据本实施方式的超声波诊断装置 10，可以容易地变更高声压波束的扫描区域，所以也能够应对用户对高声压波束的扫描区域的更精细的要求。因此，根据本实施方式的超声波诊断装置 10，可以提供用户期望的造影剂泡沫的再回流的图像信息。

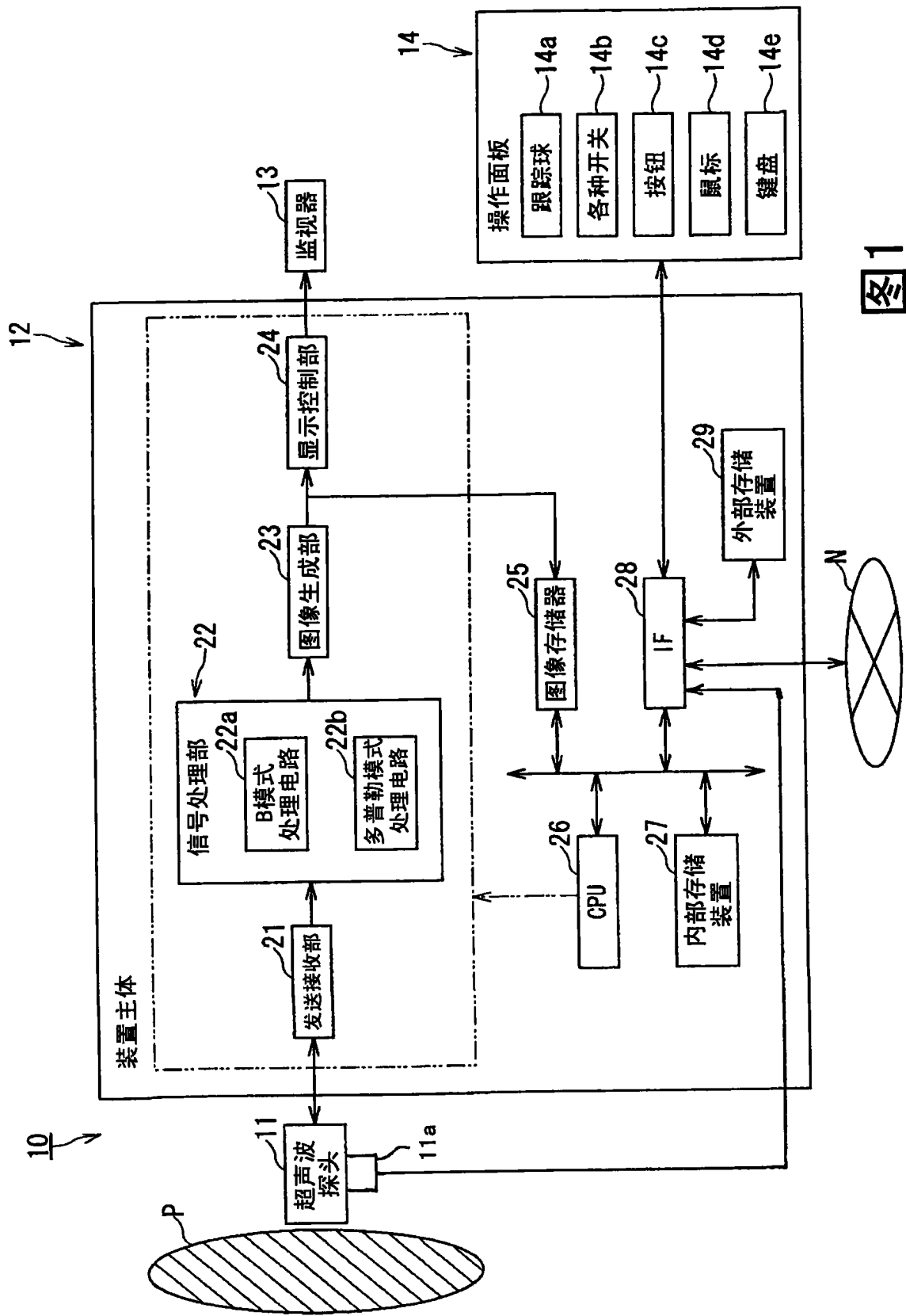


图1

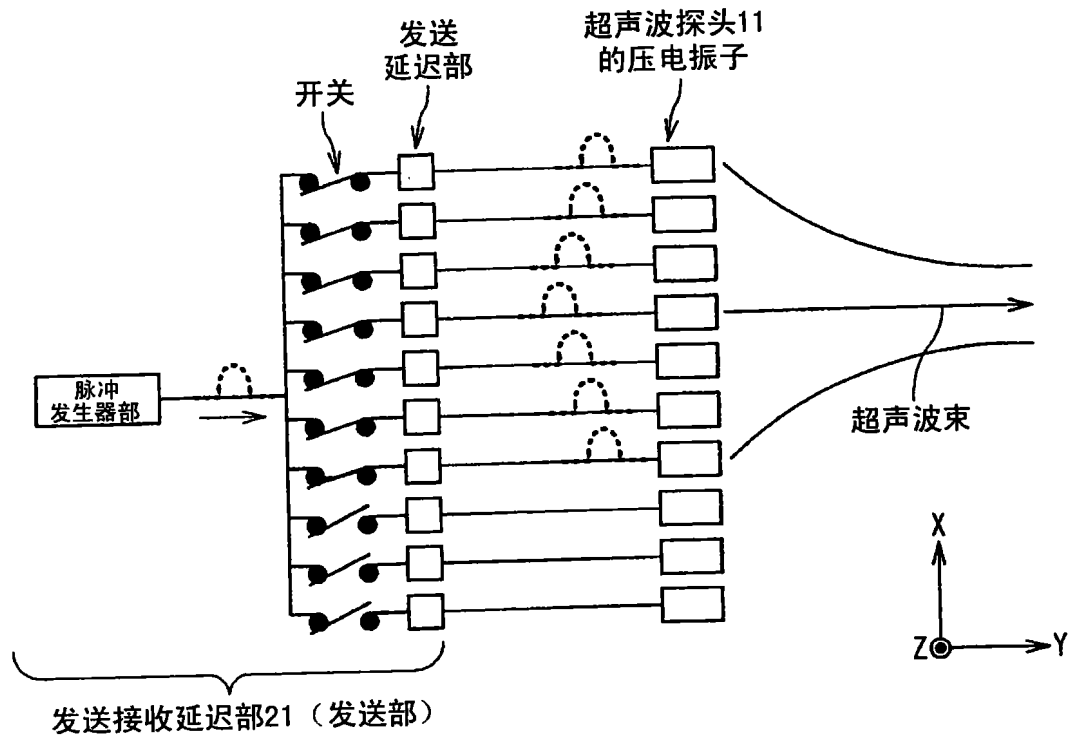


图2

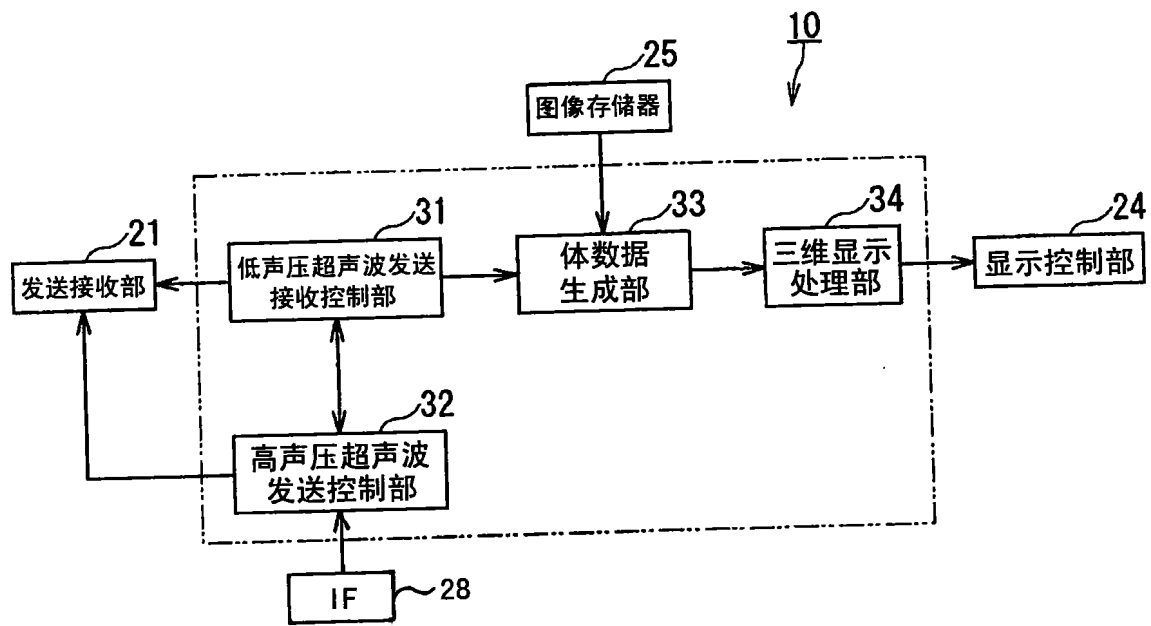


图3

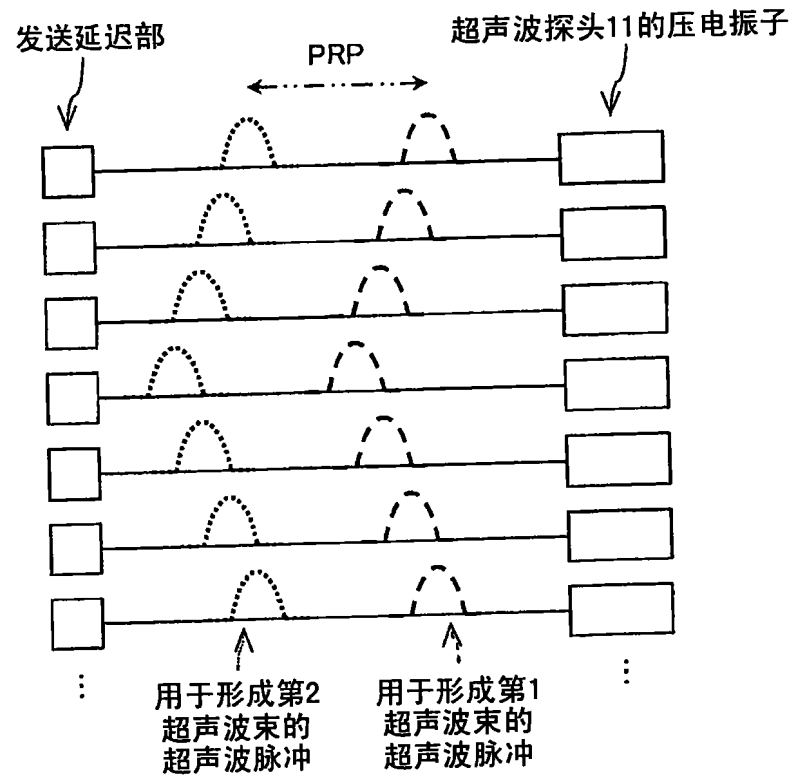


图4

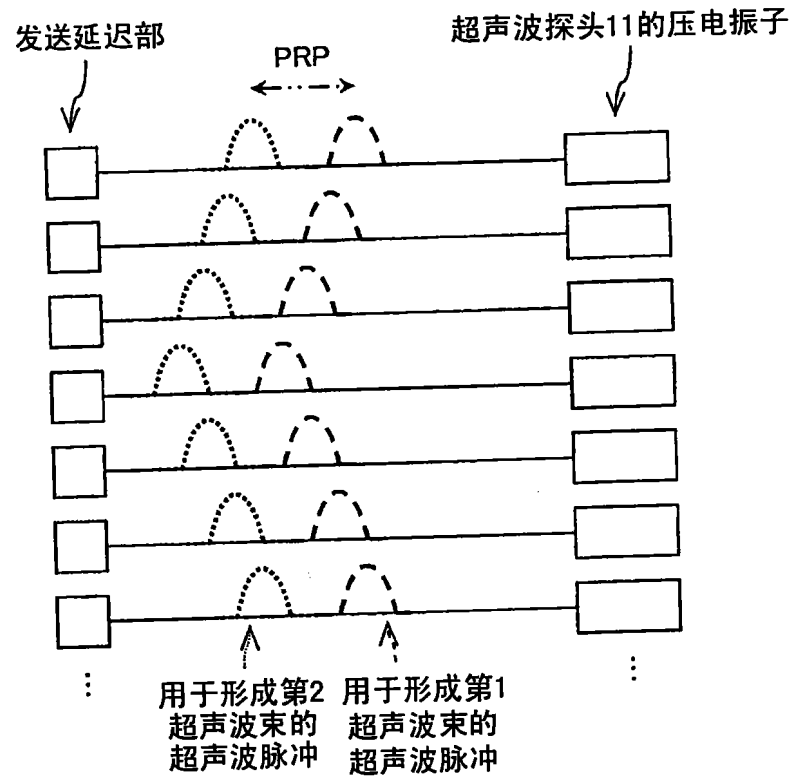


图5

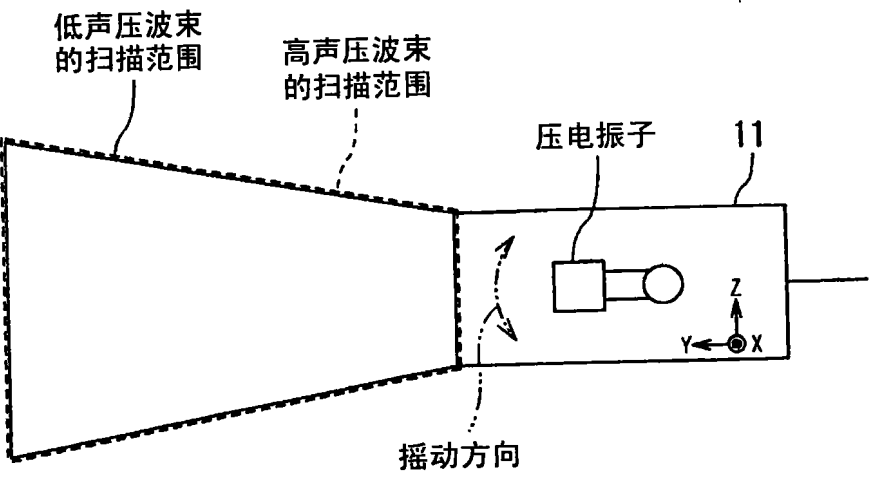


图6

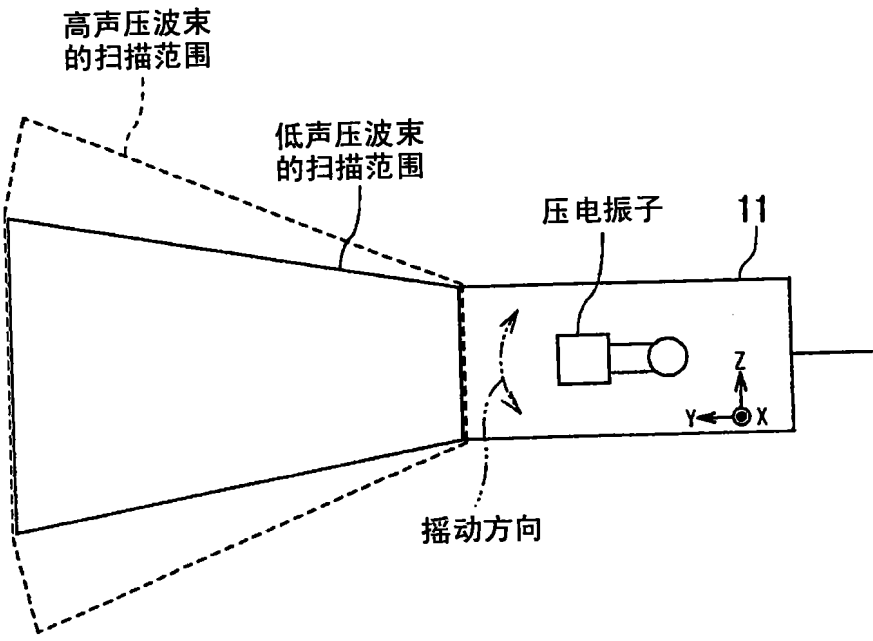


图7

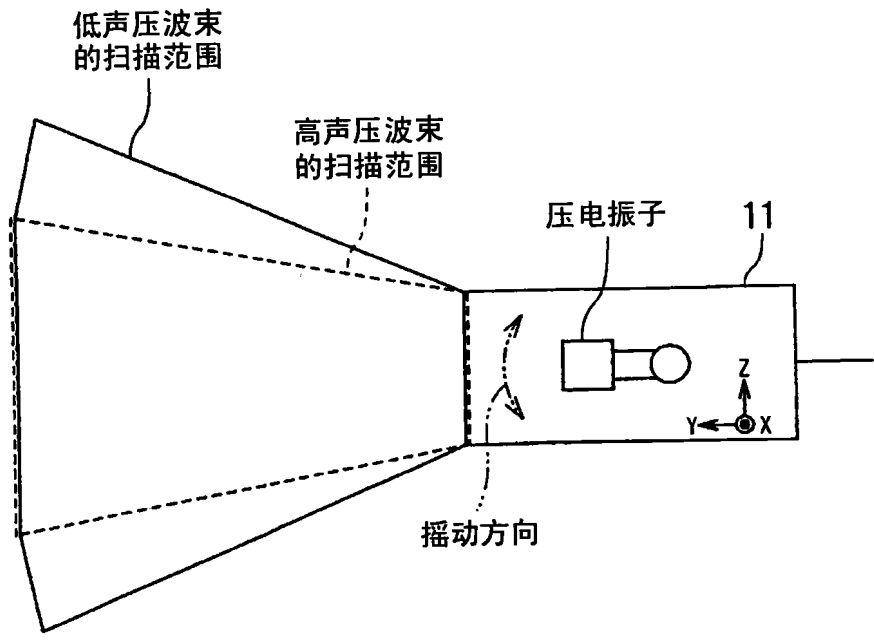


图8

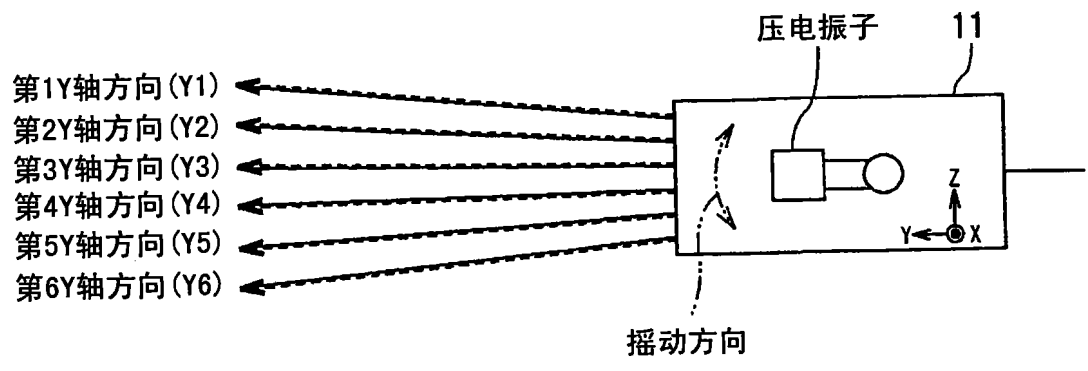


图9

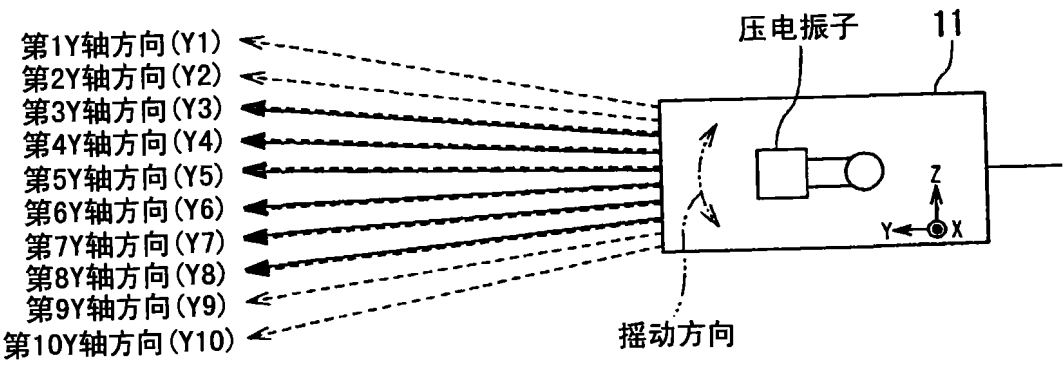


图10

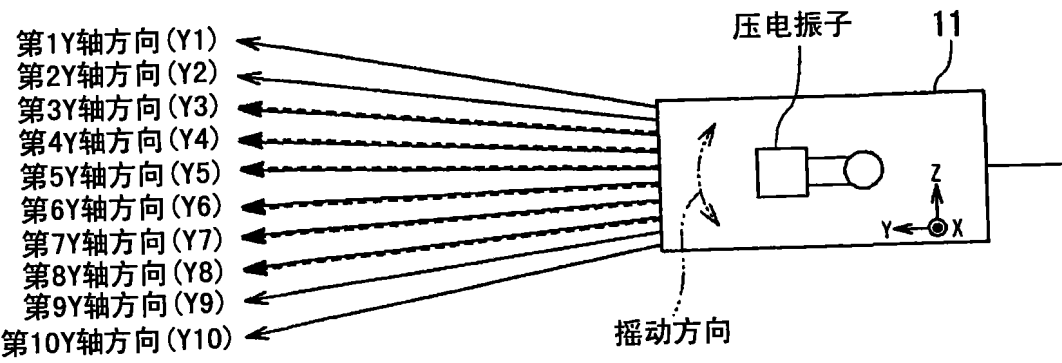


图11

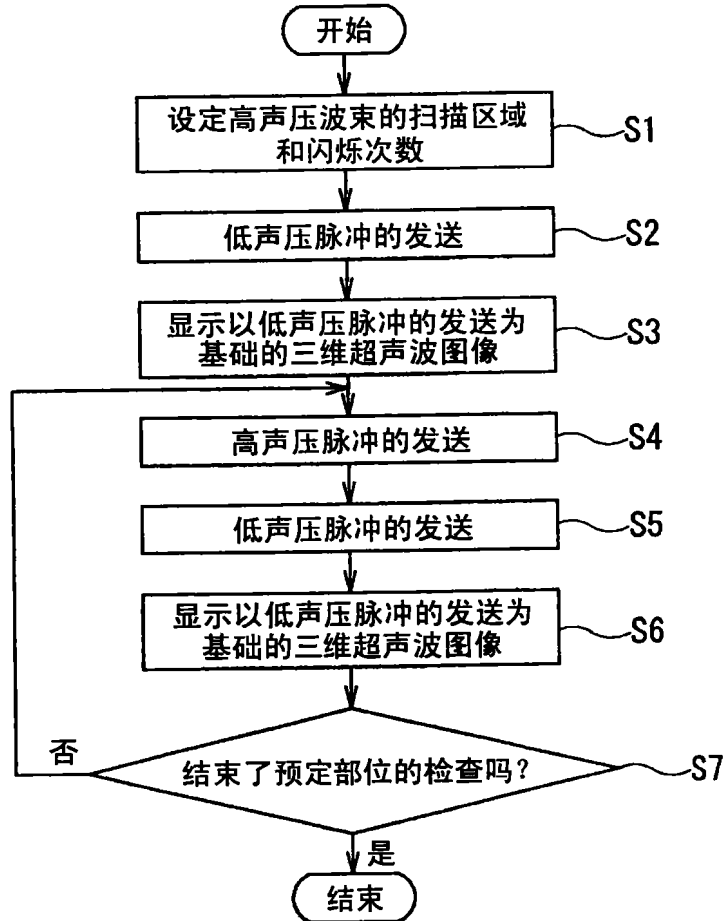


图12

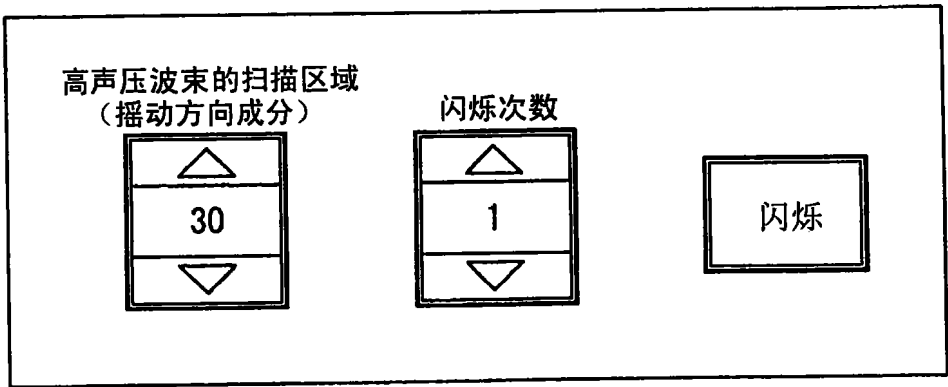


图13

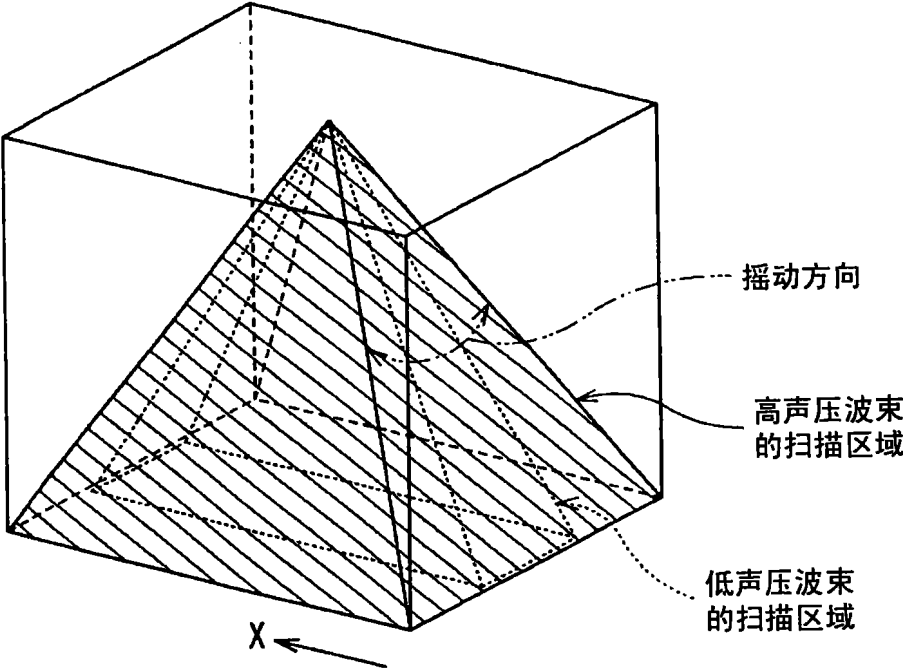


图14

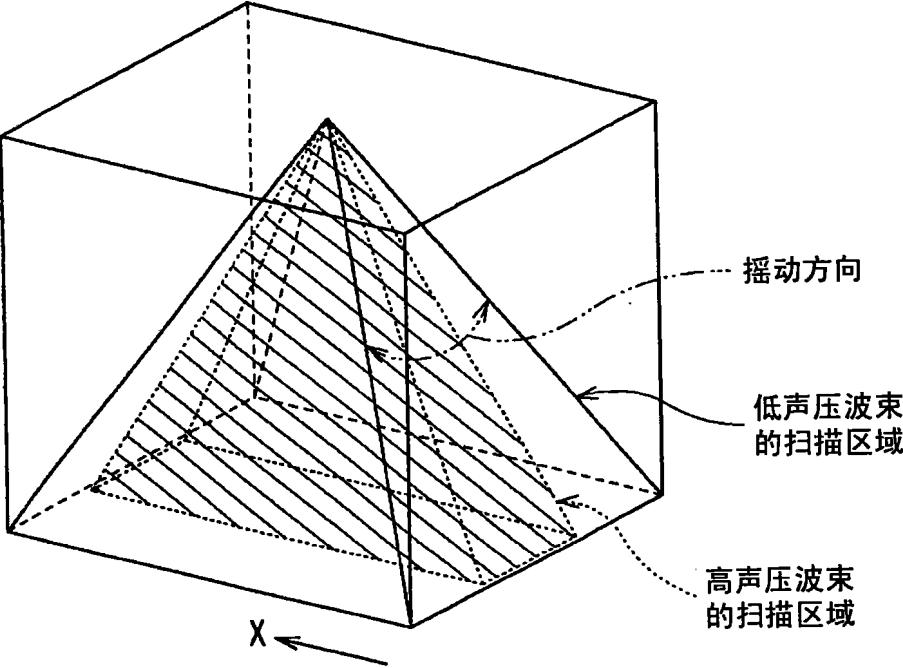


图15

专利名称(译)	超声波诊断装置及超声波诊断方法		
公开(公告)号	CN101406400A	公开(公告)日	2009-04-15
申请号	CN200810161750.1	申请日	2008-09-26
[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	神山直久 吉田哲也		
发明人	神山直久 吉田哲也		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4461 A61B8/463 A61B8/483 A61B8/481 A61B8/467 A61B8/06 A61B8/546 A61B8/461 A61B8/469 A61B8/56		
代理人(译)	杨谦 胡建新		
优先权	2007249439 2007-09-26 JP		
其他公开文献	CN101406400B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的目的在于提供一种超声波诊断装置及超声波诊断方法，可以提供用户期望的造影剂泡沫的再回流的图像信息。本发明的超声波诊断装置，具有：超声波探头，向扫描区域发送低声压脉冲和高声压脉冲，并且接收对应低声压脉冲的回波；低声压超声波发送接收控制部，进行控制使以第1脉冲重复周期向扫描区域发送低声压脉冲，并且进行控制使接收对应低声压脉冲的回波；高声压超声波发送控制部，进行控制使以小于第1脉冲重复周期的第2脉冲重复周期，向扫描区域发送高声压脉冲。

