



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200510067354.9

[43] 公开日 2005 年 11 月 2 日

[11] 公开号 CN 1689528A

[22] 申请日 2005.4.20

[21] 申请号 200510067354.9

[30] 优先权

[32] 2004.4.20 [33] JP [31] 2004-124453

[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 辻野弘行

[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

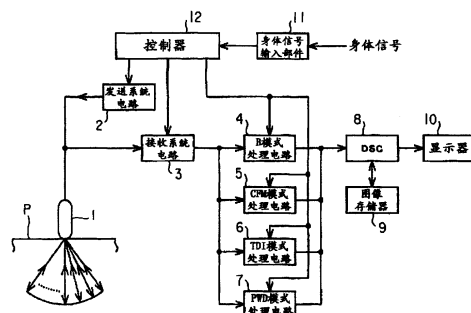
代理人 王以平

权利要求书 4 页 说明书 12 页 附图 8 页

[54] 发明名称 超声波成像装置和超声波成像方法

[57] 摘要

本发明的超声波诊断装置的特征在于具备：发送接收超声波的超声波探测器；驱动上述超声波探测器，使得分时地发送用于对投放到被检测体内的造影剂进行图像化的第 1 超声波、用于检测上述被检测体的组织运动信息的第 2 超声波的控制器。另外，作为另一个例子，其特征在于具备：驱动超声波探测器，使得分时地发送第 1 超声波、具有几乎不破坏被检测体内的造影剂的声压的用于检测多普勒位移的第 2 超声波的装置；利用由于上述第 1 超声波而在上述造影剂中产生的信号，取得血流信息的装置；利用由于上述第 2 超声波而产生的信号，取得组织运动信息的装置。



1. 一种超声波诊断装置，其特征在于包括：

发送接收超声波的超声波探测器；

5 驱动上述超声波探测器，使得分时地发送用于对投放到被检测体内的造影剂进行图像化的第 1 超声波、用于检测上述被检测体的组织运动信息的第 2 超声波的控制器。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于：
基于多普勒法检测上述组织运动信息。

10 3. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于：
基于图形匹配，检测上述组织运动信息。

4. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于：
用几乎不破坏上述造影剂的声压，发送上述第 2 超声波。

15 5. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于：
用破坏上述造影剂的声压，发送上述第 1 超声波。

6. 根据权利要求 4 所述的超声波诊断装置，其特征在于：
用破坏上述造影剂的声压，发送上述第 1 超声波。

7. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于：
用几乎不破坏上述造影剂的声压，发送上述第 1 超声波。

20 8. 根据权利要求 4 所述的超声波诊断装置，其特征在于：
用几乎不破坏上述造影剂的声压，发送上述第 1 超声波。

9. 根据权利要求 7 所述的超声波诊断装置，其特征在于：
上述控制器在发送上述第 1 超声波和上述第 2 超声波之间，发送
用于破坏上述造影剂的第 3 超声波。

25 10. 根据权利要求 8 所述的超声波诊断装置，其特征在于：
上述控制器在发送上述第 1 超声波和上述第 2 超声波之间，发送
用于破坏上述造影剂的第 3 超声波。

11. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于：
上述控制器在一个光栅的扫描期间，分时地发送上述第 1 超声波

和上述第 2 超声波。

12. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置, 其特征在于:

上述控制器在一个帧的扫描期间内发送上述第 1 超声波和上述第 2 超声波的任意一个, 在多个帧的扫描期间分时地发送上述第 1 超声波和上述第 2 超声波。

13. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置, 其特征在于:

上述控制器与作为上述组织运动信息的取得对象的组织的拍动同步地, 切换地发送上述第 1 超声波和上述第 2 超声波。

14. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置, 其特征在于还包括:

同时地显示通过发送上述第 1 超声波得到的图像信息、通过发送上述第 2 超声波得到的组织运动信息的显示装置。

15. 一种超声波诊断装置, 其特征在于包括:

驱动超声波探测器, 使得分时地发送第 1 超声波、具有几乎不破坏被检测体内的造影剂的声压的用于检测多普勒位移的第 2 超声波的装置;

利用由于上述第 1 超声波而在上述造影剂中产生的信号, 取得血流信息的装置;

利用由于上述第 2 超声波而产生的信号, 取得组织运动信息的装置。

16. 一种超声波诊断装置, 其特征在于包括:

驱动超声波探测器, 使得发送第 1 超声波、破坏被检测体内的造影剂的声压的第 2 超声波、用于在发送上述第 2 超声波后检测多普勒位移的第 3 超声波的驱动装置;

利用由于上述第 1 超声波而在投放到被检测体内的造影剂中产生的信号, 取得血流信息的装置;

利用由于上述第 3 超声波而产生的信号, 取得组织运动信息的装置。

17. 一种超声波诊断装置, 其特征在于包括:

驱动超声波探测器, 使得发送破坏被检测体内的造影剂的声压的

第 1 超声波、用于在发送上述第 1 超声波后检测多普勒位移的第 2 超声波的驱动装置;

利用由于上述第 1 超声波而破坏上述造影剂时在上述造影剂中产生的非线性信号, 取得血流信息的装置;

5 利用由于上述第 2 超声波而产生的信号, 取得组织运动信息的装置。

18. 一种超声波成像方法, 其特征在于包括:

发送第 1 超声波的步骤;

10 发送具有几乎不破坏被检测体内的造影剂的声压的用于检测多普勒位移的第 2 超声波的步骤;

利用由于上述第 1 超声波而在上述造影剂中产生的信号, 取得血流信息的步骤;

利用由于上述第 2 超声波而产生的信号, 取得组织运动信息的步骤。

15 19. 一种超声波成像方法, 其特征在于包括:

发送第 1 超声波的步骤;

发送破坏被检测体内的造影剂的声压的第 2 超声波的步骤;

在发送上述第 2 超声波后发送用于检测多普勒位移的第 3 超声波的步骤;

20 利用由于上述第 1 超声波而在投放到被检测体内的造影剂中产生的信号, 取得血流信息的步骤;

利用由于上述第 3 超声波而产生的信号, 取得组织运动信息的步骤。

20. 一种超声波成像方法, 其特征在于包括:

25 发送破坏被检测体内的造影剂的声压的第 1 超声波的步骤;

在发送上述第 1 超声波后发送用于检测多普勒位移的第 2 超声波的步骤;

利用由于上述第 1 超声波而破坏上述造影剂时在上述造影剂中产生的非线性信号, 取得血流信息的步骤;

利用由于上述第2超声波而产生的信号,取得组织运动信息的步骤。

超声波成像装置和超声波成像方法

5 技术领域

本发明涉及利用超声波得到血流信息和组织运动信息的超声波诊断装置和超声波诊断方法。

背景技术

10 定量地评价心脏等局部的运动（收缩、扩张功能）对于了解该功能来说非常重要。例如，已经了解到在缺血性心脏病等的情况下，根据从冠动脉提供的血流的不足会产生局部的壁运动变化。对于这些局部壁运动的定量评价方法，提出了组织多普勒法和 B 模式的亮度跟踪的方法等若干方法。

15 另一方面，近年来在临床上应用了以下的方法：为了掌握血流对心肌的灌流状态，而投放超声波造影剂，利用造影剂的强超声波散射特性，对心肌内的血流进行图像化。在对造影剂进行图像化的方法中，大致区分有以下的方法：利用由于较高声压的超声波照射而破坏造影剂时产生的非线性信号的 Hi-MI 法；不破坏造影剂而利用照射低声压
20 时在造影剂中产生的信号的 Low-MI 法。任意的的方法都要进行除去来自组织的信号高效地从造影剂即血流得到信号的各种处理。

例如，在特开平 8-182680 号公报中，在使用非线性信号得到对比度像的超声波诊断装置中，由于分离造影剂信号和组织信号，而从基本波信号得到组织多普勒像，并重叠显示它们。根据该方法，同时
25 地得到组织功能信息、血流信息，例如与血流的行进无关地能够对没有壁运动那样的所谓冬眠、心肌梗死等的诊断有效。

在专利文献 1 中，从基本波得到组织信号，但在实际投放了对比度剂的情况下，存在以下那样的各种问题。

（1）在 Hi-MI 的情况下，由于划破造影剂的气泡，而产生宽带

信号，接收信号的相位也成为随机的。如果用多普勒法检测它，则速度也成为随机的，因此即使只使用例如基本波成分，也无法正确地推测来自组织的速度。

（2）无法使用难以受到固定噪声的影响等而提高了速度推测精度的组织 **Harmonic TDI (Harmonic Tissue Doppler Imaging)**。在作为组织信号参照了基本波信号的情况下，在 **Low-MI** 时，会很少产生本来来自组织的非线性信号。

（3）**1.5HI (Harmonic Imaging)** 不是组织的多普勒，而是能够只高效地抽出基本波的 1.5 倍频率的气泡产生的信号的对比度影像法。另一方面，由于忽略了组织，所以无法使用来自组织的信息进行跟踪等。

发明内容

本发明就是考虑了这样的情况而提出的，其目的在于：通过投放造影剂，能够确实地得到血流信息和组织运动信息。

为了解决上述问题，作为一个例子，本发明的特征在于具备：发送接收超声波的超声波探测器；驱动上述超声波探测器，使得分时地发送用于对投放到被检测体内的造影剂进行图像化的第 1 超声波、用于检测上述被检测体的组织运动信息的第 2 超声波的控制器。另外，作为另一个例子，其特征不在于具备：驱动超声波探测器，使得分时地发送第 1 超声波、具有几乎不破坏被检测体内的造影剂的声压的用于检测多普勒位移的第 2 超声波的装置；利用由于上述第 1 超声波而在上述造影剂中产生的信号，取得血流信息的装置；利用由于上述第 2 超声波而产生的信号，取得组织运动信息的装置。另外，作为另一个例子，其特征不在于具备：驱动超声波探测器，使得发送第 1 超声波、破坏被检测体内的造影剂的声压的第 2 超声波、用于在发送上述第 2 超声波后检测多普勒位移的第 3 超声波的驱动装置；利用由于上述第 1 超声波而在投放到被检测体内的造影剂中产生的信号，取得血流信息的装置；利用由于上述第 3 超声波而产生的信号，取得组织运动信

息的装置。另外，作为另一个例子，其特征在于具备：驱动超声波探测器，使得发送破坏被检测体内的造影剂的声压的第1超声波、用于在发送上述第1超声波后检测多普勒位移的第2超声波的驱动装置；利用由于上述第1超声波而破坏上述造影剂时在上述造影剂中产生的非线性信号，取得血流信息的装置；利用由于上述第2超声波而产生的信号，取得组织运动信息的装置。另外，作为另一个例子，其特征在于包括：发送第1超声波的步骤；发送具有几乎不破坏被检测体内的造影剂的声压的用于检测多普勒位移的第2超声波的步骤；利用由于上述第1超声波而在上述造影剂中产生的信号，取得血流信息的步骤；利用由于上述第2超声波而产生的信号，取得组织运动信息的步骤。另外，作为另一个例子，其特征在于包括：发送第1超声波的步骤；发送破坏被检测体内的造影剂的声压的第2超声波的步骤；发送用于在发送上述第2超声波后检测多普勒位移的第3超声波的步骤；利用由于上述第1超声波而在投放到被检测体内的造影剂中产生的信号，取得血流信息的步骤；利用由于上述第3超声波而产生的信号，取得组织运动信息的步骤。另外，作为另一个例子，其特征在于包括：发送破坏被检测体内的造影剂的声压的第1超声波的步骤；发送用于在发送上述第1超声波后检测多普勒位移的第2超声波的步骤；利用由于上述第1超声波而破坏上述造影剂时在上述造影剂中产生的非线性信号，取得血流信息的步骤；利用由于上述第2超声波而产生的信号，取得组织运动信息的步骤。

附图说明

图1是展示本发明的实施例1的超声波诊断装置的主要部分结构的框图。

图2是展示实施例1的对比度/TDI同时模式的时序的图。

图3是展示实施例2的对比度/TDI同时模式的时序的图。

图4是展示首先瞬时发送（flash）多个光栅（raster）的区域的情况的图。

图 5 是展示实施例 3 的对比度/TDI 同时模式的时序的图。

图 6 是展示实施例 4 的对比度/TDI 同时模式的时序的图。

图 7 是展示在显示器 10 上显示重叠显示了血流信息和组织运动信息的复合图像的例子图。

5 图 8 是表示并列地同时显示基于血流信息的灌注 (perfusion) 图像和基于组织运动信息的多普勒图像的双 (Dual) 图像显示的例子中间灰度图像。

具体实施方式

10 以下, 参照附图说明本发明的一个实施例。

(实施例 1)

图 1 是展示实施例 1 的超声波诊断装置的主要部分结构的框图。

如图 1 所示, 超声波诊断装置具备超声波探测器 1、发送系统电路 2、接收系统电路 3、B 模式处理电路 4、CFM 模式处理电路 5、TDI
15 模式处理电路 6、PWD 模式处理电路 7、数字扫描转换器 (DSC) 8、图像存储器 9、显示器 10、身体信号输入部件 11 和控制器 12。

超声波探测器 1 具备配置在其前端的阵列型压电振子。阵列型振子将多个压电元件配置为直线状, 并将其排列方向作为扫描方向, 多个压电元件各自形成发送接收的各信道。所以, 超声波探测器 1 能够
20 在超声波信号和电信号之间双方向地进行信号转换。超声波探测器 1 与发送系统电路 2 和接收系统电路 3 连接。另外, 超声波探测器 1 构成为从超声波诊断装置的主体分离的独立单元, 根据需要也可以通过连接器等与发送系统电路 2 和接收系统电路 3 连接。在该情况下, 超声波诊断装置的主体和超声波探测器 1 可以作为组件进行安装, 也可
25 以分别地进行安装。

发送系统电路 2 具备未图示的脉冲产生器和发送电路。脉冲产生器产生基准延迟脉冲。发送电路对每个信道延迟上述基准延迟脉冲, 产生驱动脉冲。发送系统电路 2 向超声波探测器 1 的多个振子分别提供上述每个信道的驱动脉冲。对每个信道控制驱动脉冲的发送延迟时

间，并对每个比例频率循环提供。与驱动脉冲的提供响应地，从各振子发射出超声波脉冲。该超声波脉冲一边传输到被检测体 P 内，一边因所控制的发送延迟时间而形成发送波束，在声音阻抗不同的界面上反射其一部分，成为反射波（Echo）信号。由一个或多个振子接收返回的反射波信号的一部分或全部，并转换为对应的电信号。

接收系统电路 3 具备未图示的前置放大器、延迟电路和加法器。针对每个与超声波探测器 1 的振子连接的信道设置前置放大器。前置放大器对每个信道对与由超声波探测器 1 接收到的反射波信号对应的电气量的模拟信号进行放大。延迟电路与各个前置放大器连接。延迟电路对每个信道，对为了进行接收聚焦而从前置放大器输出的模拟信号进行延迟控制。加法器将延迟控制后的每个信道的模拟信号相加。由此，通过计算而形成具有与接收延迟时间的控制对应地决定的焦点的接收波束，而得到希望的方向性。

接收系统电路 3 的输出端子分别与 B 模式处理电路 4、CFM 模式处理电路 5、TDI 模式处理电路 6 和 PWD 模式处理电路 7 连接。

B 模式处理电路 4 进行 B 模式的黑白的断层像数据的作成，具备未图示的对数放大器、包络线检波器和 A/D 转换器。对数放大器以对数方式对由接收系统电路 3 整相相加了的反射波信号进行压缩放大。包络线检波器对对数放大器的输出信号的包络线进行检波。A/D 转换器将包络线检波器的输出信号转换为数字信号。作为 B 模式图像数据，从 B 模式处理电路 4 输出 A/D 转换器的输出。

CFM 模式处理电路 5 由通过彩色流映射（CFM：彩色多普勒断层法的一种）的模式而二维地检测血流信息的现有周知的电路构成。具体地说，该 CFM 模式处理电路 5 具备未图示的直交相位检波器、A/D 转换器、MTI 滤波器和自相关器，同时还具备基于该自相关输出进行计算的平均速度计算器、分散计算器和功率计算器。直交相位检波器根据接收反射波信号，检测多普勒信号。A/D 转换器将检测出的多普勒信号转换为数字数据。MTI 滤波器将从 A/D 转换器输出的数字数据暂时存储在内置的帧存储器中。

在 CFM 模式下，由于为了得到血流信息而对同一断面进行多次扫描，所以在上述帧存储器中存储具有波束扫描方向、超声波波束方向、扫描次数方向的三维的多普勒数据。MTI 滤波器在帧存储器的读出侧具备高通滤波器。因此，在三维的图像数据内，分别针对与各像素位置对应的扫描次数方向的多个多普勒数据列，除去组织反射波的多普勒成分，良好地抽出血流反射波的多普勒成分。自相关器对进行了高通滤波的多普勒数据列的平均多普勒频率进行分析。平均速度计算器、分散计算器和功率计算器分别根据上述平均多普勒频率，分别计算扫描断面的各采样点的血流平均速度、血流速度分布的分散值、来自血流的反射波信号的功率值。作为彩色多普勒信息，从 CFM 模式处理电路 5 输出这些计算信息。

TDI 模式处理电路 6 通过组织多普勒成像（TDI：彩色多普勒断层法的一种）二维地检测组织的运动信息。该 TDI 模式处理电路 6 的结构大致与上述 CFM 模式处理电路 5 一样，但将设置在 MTI 滤波器中的滤波器电路的特性设置为能够抽出来自心肌等组织的反射波信号的多普勒成分。即，利用了组织的反射波信号和血流的反射波信号之间在其强度和多普勒偏移频率（运动速度）上不同的特性。组织的反射波信号的强度与血流相比大，但通常多普勒偏移频率（即速度）小。因此，将安装在 MTI 滤波器中的滤波器电路构成为能够抽出其低频带的多普勒偏移频率的低通滤波器。其他的结构与 CFM 模式处理电路 5 一样。

PWD 模式处理电路 7 具有根据脉冲多普勒（PWD）法生成多普勒频谱数据的功能。具体地说，具备直交相位检波器、采样保持电路、带通滤波器、A/D 转换器和 FFT 等。

DSC8 根据从各处理电路 4~7 输出的信号再构成图像。另外，DSC8 具有利用图像存储器 9，生成用于同时显示在多个模式下分别取得的信息的图像的功能。

显示器 10 显示通过 DSC8 生成的图像。

身体信号输入部件 11 从外部输入心电图（ECG）信号等身体信

号。

控制器 12 具备 CPU。控制器 12 进行用于实现脉冲发送的时序变更和模式变更的控制。

接着,说明如上那样构成的超声波诊断装置的动作。另外,利用
5 超声波取得被检测体的信息、根据取得的信息再构成图像的动作等与现有的超声波诊断装置一样,因此,在此省略其说明。本实施例的特征在于用于并行地取得血流信息和组织运动信息的时序,因此,以下详细说明该时序。以下,将并行地取得血流信息和组织运动信息的模式称为对比度/TDI 同时模式。

10 将超声波探测器 1 正对着被检测体 P,开始基于超声波的成像。将造影剂投放到被检测体 P,造影剂几十秒到达心脏。此后,进入对比度/TDI 同时模式。

图 2 是展示实施例 1 的对比度/TDI 同时模式的时序的图。在图 2 中,(a)表示脉冲发送的时序,(b)表示信息取得处理的时序。

15 在对比度/TDI 同时模式下,控制器 12 在一个光栅的期间中,分时地进行对比度模式和 TDI 模式。因此,控制器 12 在一个光栅的期间的初期,驱动超声波探测器 1 使得至少发送一次对比度用的超声波脉冲(在图 2 中为 2 次)。然后,控制器 12 如图 2(b)所示,使 B 模式处理电路 4 执行利用了由于该对比度用超声波脉冲而在造影剂中
20 产生的非线性信号的 B 模式处理。这时的 B 模式处理可以是 Hi-MI 法或 Low-MI 法的任意一个。在图 2 中是采用了 Hi-MI 法的例子,对比度模式用的超声波脉冲的声压 p_1 是破坏造影剂的气泡的程度的声压。

接着,控制器 12 驱动超声波探测器 1 使得发送与数据个数相同
25 个数的 TDI 用超声波脉冲。在图 2 中,数据个数为“6”,6 次发送 TDI 用超声波脉冲。TDI 用超声波脉冲的声压 p_2 被充分地设置为不破坏造影剂的气泡的程度。然后,控制器 12 如图 2(b)所示,使 TDI 模式处理电路 6 执行使用了该 TDI 用超声波脉冲的反射波的 TDI 模式处理。

这样,在对比度模式下,能够利用造影剂得到高精度的血流信息。另一方面,在 TDI 模式下,设置为不破坏造影剂的气泡,利用 TDI 用超声波脉冲的反射波得到组织运动信息。在向心肌等组织投放了造影剂的状态下,灌注的速度相对于心肌速度充分地低,因此将 TDI 用超声波脉冲的反射波看作是来自心肌的信号,实施 TDI 扫描,由此能够高精度地推测组织运动的速度。进而,由于没有受到造影剂的影响,所以能够使用 Harmonic TDI 等,由此,能够更高速度和精度地得到组织运动信息。

(实施例 2)

实施例 2 的超声波诊断装置的结构与图 1 所示的实施例 1 的超声波诊断装置一样。而实施例 2 的超声波诊断装置与实施例 1 的超声波诊断装置的不同在于对比度/TDI 同时模式中的控制器 12 的控制内容。即,在实施例 1 和实施例 2 中,对比度/TDI 同时模式的时序不同。

以下,说明该实施例 2 的超声波诊断装置的动作。

图 3 是展示实施例 2 的对比度/TDI 同时模式的时序的图。在图 3 中,(a)表示脉冲发送的时序,(b)表示信息取得处理的时序。

如图 3 所示,超声波脉冲的发送定时、B 模式处理和 TDI 模式处理的执行定时与图 2 所示的实施例 1 一样。

但是,在实施例 2 中,控制器 12 将对比度用超声波脉冲的声压设置为能够几乎消除光栅上的造影剂的气泡的程度的高声压 p_1 。即,将对比度用超声波脉冲作为用于破坏气泡的瞬时发送(Flash)而共用。所以,在心肌的气泡暂时消失的状态下,进行 TDI 用超声波脉冲的发送。这样,由于在发送 TDI 用超声波脉冲时光栅上的气泡消失了,所以可以将 TDI 用超声波脉冲的声压 p_2 设置为破坏气泡的程度的高声压。由此,提高了 TDI 信号的 SN,能够得到高精度的组织运动信息。

另外,也有以下的情况:在一个光栅的超声波照射中周围的气泡没有消失,由于还有心脏的运动,而在下一个 TDI 发送时在光栅内加入了气泡没有消失的区域。所以,如图 4 所示,有必须首先瞬时发送(Flash)多个光栅和区域,然后再发送 TDI 用超声波脉冲的情况。

例如, 如果 PRF (脉冲重复频率) 为 1KHz ($\Delta T = 1\text{ms}$), TDI 的数据个数为“10”, 组织的速度为 100mm/s, 则在一个光栅的 TDI 扫描中, 组织的运动距离为 1mm。所以, 如果至少在 1mm 宽度的范围内气泡消失, 则能够得到该光栅的 TDI 信息。但是, 也可以考虑呼吸等的运动, 在进行多个光栅的发送后再进行 TDI 扫描。

另外, 由于对比度用超声波脉冲必须能够破坏气泡, 所以对比度模式只限于 Hi_MI 法。另外, 也可以将声压 p1 的超声波脉冲只用作瞬时发送 (Flash) 用。在该情况下, 无法同时进行评价, 但通过投放对比度剂也可以正确地进行组织的速度推测。另外, 如果分时地发送瞬时发送用超声波脉冲和对比度用超声波脉冲, 则也可以在该对比度模式中使用 Low-MI 法。

(实施例 3)

实施例 3 的超声波诊断装置的结构与图 1 所示的实施例 1 的超声波诊断装置一样。所以, 实施例 3 的超声波诊断装置与实施例 1 的超声波诊断装置的不同在于对比度/TDI 同时模式中的控制器 12 的控制内容。即, 在实施例 1 和实施例 3 中, 对比度/TDI 同时模式的时序不同。

以下, 说明该实施例 3 的超声波诊断装置的动作。

图 5 是展示实施例 3 的对比度/TDI 同时模式的时序的图。在图 5 中, (a) 表示脉冲发送的时序, (b) 表示信息取得处理的时序。

如图 5 所示, 在实施例 3 中, 在延迟期间不变更声压, 而在每个帧中切换对比度模式和 TDI 模式。在图 5 的例子中, 控制器 12 跨越 5 个帧地, 使用能够几乎消除光栅上的造影剂的气泡的程度的高声压 p1 的超声波脉冲, 设置为对比度模式。在之后的多个帧中, 控制器 12 使用适合于 TDI 的声压 p2 的超声波脉冲, 设置为 TDI 模式。该时序的一个周期为 M 秒或 N 个心跳。应该考虑各条件地确定 M 和 N 的值。

例如, 心肌内的毛细血管水平的血流速度为 1mm/s 左右。因此, 到血流再次完全充满某断面内 (1cm 左右) 为止, 需要 10s 左右的时间。因此, 为了防止气泡的流入而进行 TDI 发送, 其时序的一个周期

例如为 1 秒（或者每个心周期、特定的时相）。

根据该实施例 3，由于脉冲（对比度图像）减少，所以能够防止帧率降低。其结果是能够高效地得到需要时间分辨率的组织运动信息、不怎么需要时间分辨率的血流信息。

- 5 另外，在该实施例 3 中，也可以使瞬时发送用超声波脉冲与对比度用超声波脉冲不同。

（实施例 4）

- 实施例 4 的超声波诊断装置的结构与图 1 所示的实施例 1 的超声波诊断装置一样。所以，实施例 4 的超声波诊断装置与实施例 1 的超声波诊断装置的不同在于对比度/TDI 同时模式中的控制器 12 的控制内容。即，在实施例 1 和实施例 4 中，对比度/TDI 同时模式的时序不同。
- 10

以下，说明该实施例 4 的超声波诊断装置的动作。

- 图 6 是展示实施例 4 的对比度/TDI 同时模式的时序的图。在图 6 中，（a）表示作为身体信号由身体信号输入部件 11 输入的心电图信号，（b）表示脉冲发送的时序，（c）表示信息取得处理的时序。
- 15

- 如图 6 所示，在实施例 4 中，与心电图信号同步地切换对比度模式和 TDI 模式。在图 6 的例子中，控制器 12 将 5 个心跳的期间作为一个周期，将该一个周期期间中的 4 个心跳的期间分配为对比度模式，将剩下的一个心跳分配为 TDI 模式。
- 20

- 在分配为对比度模式的 4 个心跳的期间中，控制器 12 在心电图信号中最初出现 R 波后的至少一个帧的期间，将发送的超声波脉冲的声压设置为能够几乎消除光栅上的造影剂的气泡的程度的高声压 p1。然后，控制器 12 一边发送适合于 Low-MI 法的声压 p3 的超声波脉冲，一边使 B 模式处理电路 4 执行 Low-MI 法的 B 模式处理。
- 25

在分配为 TDI 模式的一个心跳的期间中，控制器 12 在心电图信号中出现 R 波后的至少一个帧的期间，发送声压 p1 的超声波脉冲。然后，控制器 12 一边发送适合于 TDI 的声压 p2 的超声波脉冲，一边使 TDI 模式处理电路 6 执行 TDI 模式处理。

根据该实施例 4，能够时间分辨率高地同时收集血流信息和组织运动信息。其中，由于所取得的血流信息和组织运动信息并不与同一心跳相关，所以需要参照心电图信号进行血流信息和组织运动信息的时相配合。

- 5 另外，在该实施例 4 中，可以将对比度模式变更为 Hi-MI 法。
 （显示方法）

进而，根据以上的各实施例，可以并行地进行利用了造影剂的高精度的血流信息的取得和基于 TDI 的高精度的组织运动信息的取得。通过同时显示这些信息，能够同时确认心肌内血流（灌注）、心肌机
10 能（收缩扩张机能），对于缺血性心脏病的心肌机能诊断等有效。

以下，针对对这样的诊断有效的显示方法，说明几个例子。

图 7 是展示在显示器 10 上显示重叠显示了血流信息和组织运动信息的复合图像的例子的图。在该图 7 中，DSC8 通过使基于血流信息的 B 模式像 IM_B 和血流分布像（perfusion） IM_P 重叠，而在显示器
15 10 上显示复合图像 IM_{B+P} 。另外，DSC8 通过使基于组织运动信息的二维分布像 IM_v 与 B 模式像 IM_B 和血流分布像（perfusion） IM_P 重叠，而在显示器 10 上显示复合图像 IM_{B+P+v} 。另外，在图 7 中，符号“RB”表示血流灌注区域。符号“RW”表示壁运动异常区域。

图 8 是表示并列地同时显示基于血流信息的灌注图像和基于组织运动信息的多普勒图像的双（Dual）图像显示的例子的中间灰度图像。
20 在图 8 中，在左边配置灌注图像，在右侧配置多普勒图像。

其他，在单图像中，也可以显示横轴为对比度功率，纵轴为 TDI 速度等的彩色二维图。

通过上述实施例，通过活用造影剂能够得到血流信息，而排除造影剂的影响则能够正确地得到组织运动信息。
25

另外，本发明并不只限于上述实施例，在实施阶段，在不脱离其宗旨的范围内可以将构成要素变形而具体化。另外，通过适当地组合上述实施例所揭示的多个构成要素，能够形成各种发明。例如，也可以从实施例所示的所有构成要素中删除几个构成要素。进而，也可以

适当地组合不同的实施例的构成要素。

在上述例子中，基于多普勒法进行组织运动信息的检测，但也可以利用图形匹配来进行组织运动信息的检测。

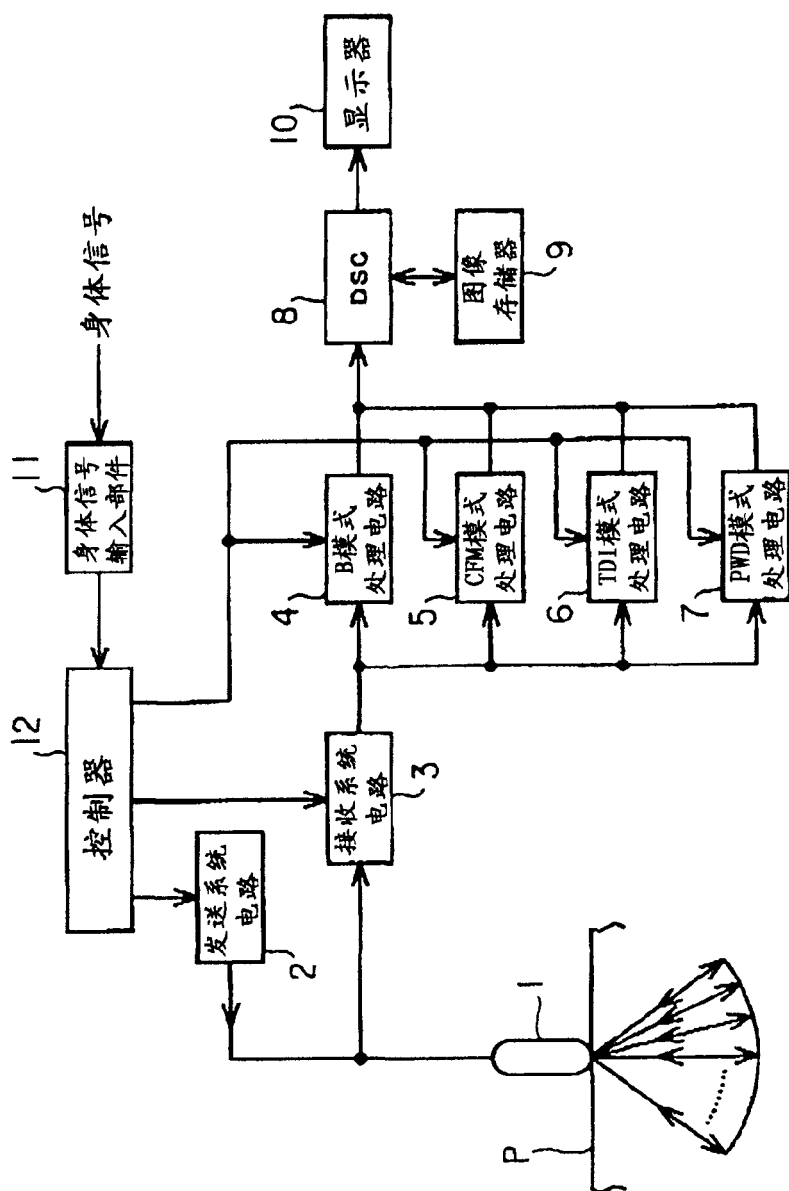


图1

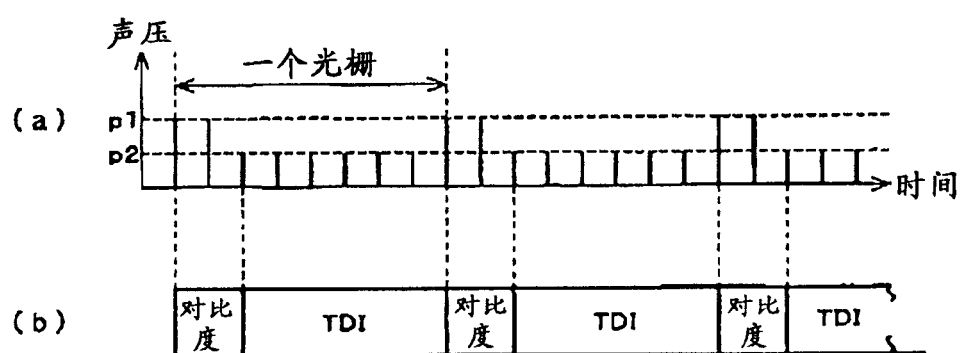


图 2

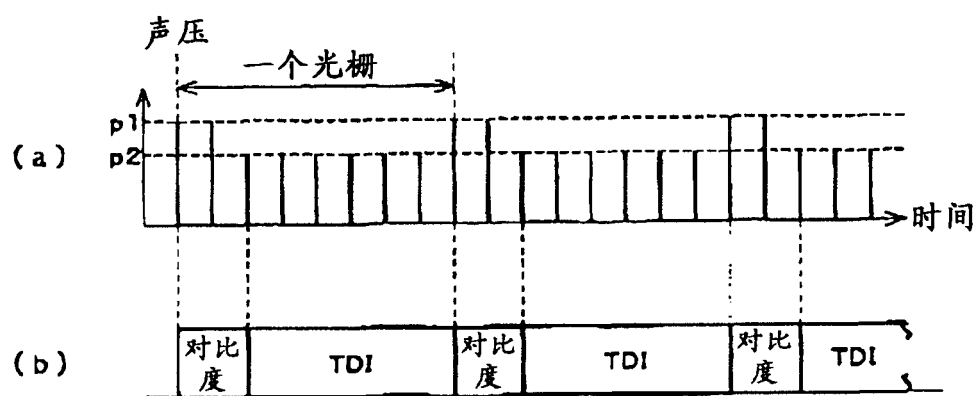


图 3

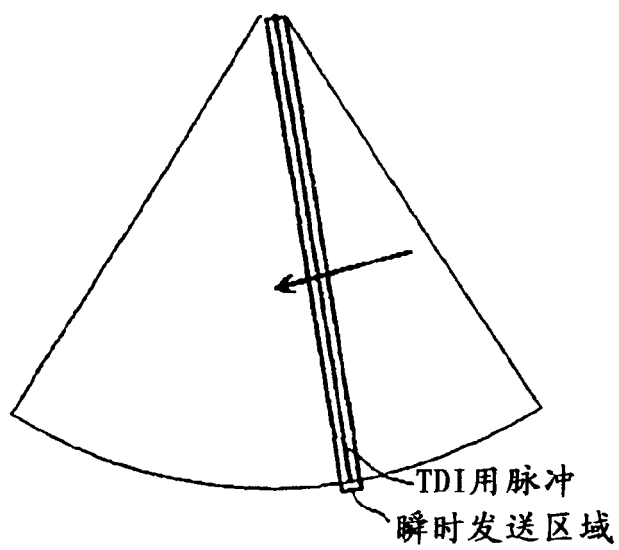


图 4

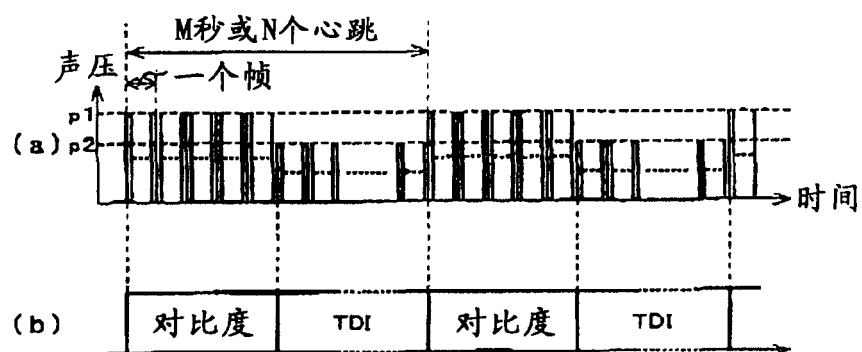


图5

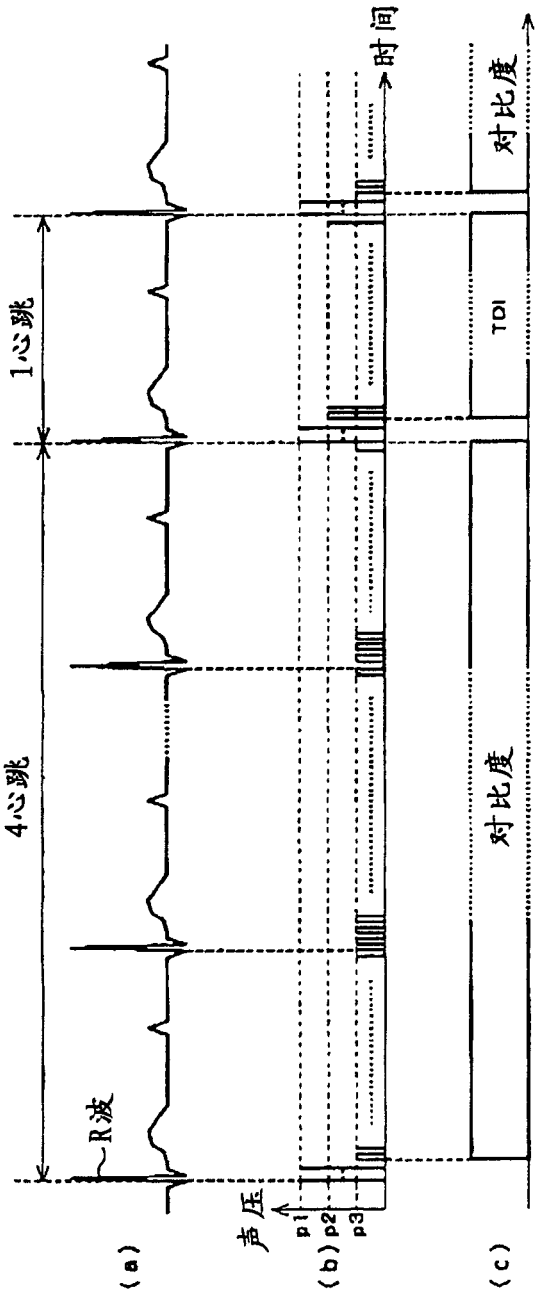
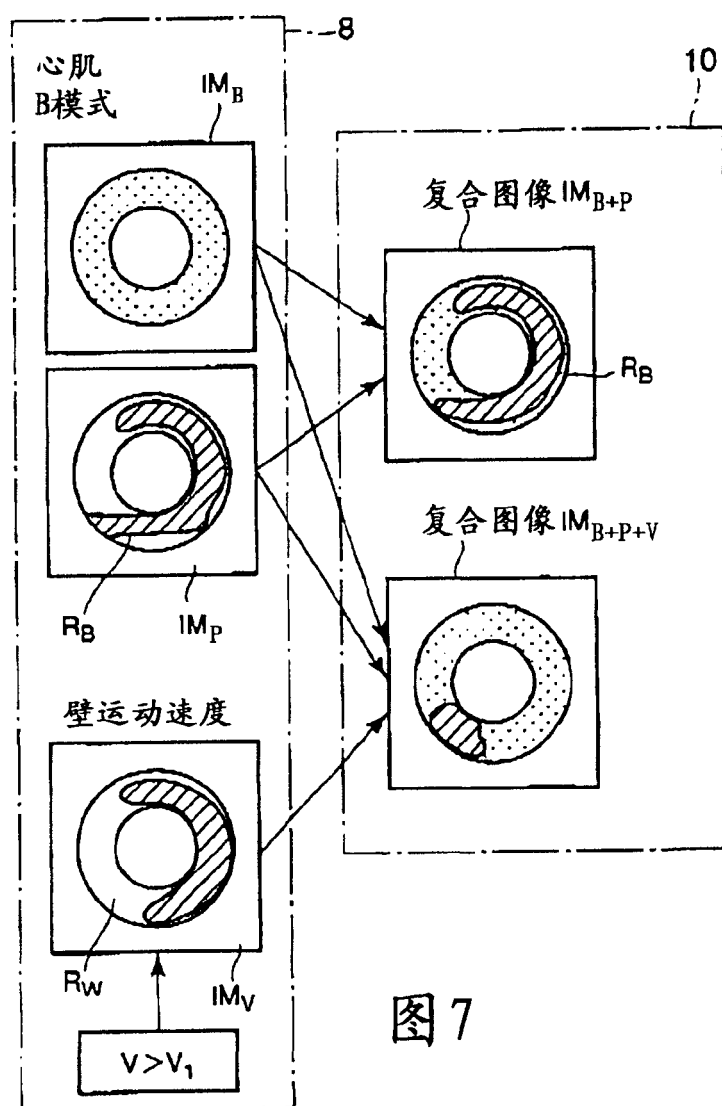


图6



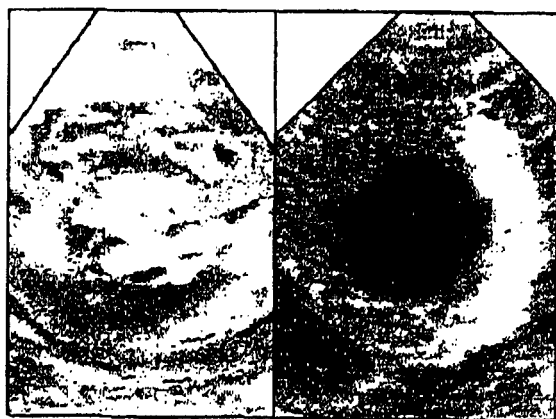


图 8

专利名称(译)	超声波成像装置和超声波成像方法		
公开(公告)号	CN1689528A	公开(公告)日	2005-11-02
申请号	CN200510067354.9	申请日	2005-04-20
[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	辻野弘行		
发明人	辻野弘行		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/00 A61B8/02 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/488 G01S15/8961 A61B8/06 A61B8/481 G01S7/52087 G01S15/8979 G01S7/52071 G01S15/102		
优先权	2004124453 2004-04-20 JP		
其他公开文献	CN100421627C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的超声波诊断装置的特征在于具备：发送接收超声波的超声波探测器；驱动上述超声波探测器，使得分时地发送用于对投放到被检测体内的造影剂进行图像化的第1超声波、用于检测上述被检测体的组织运动信息的第2超声波的控制器。另外，作为另一个例子，其特征在于具备：驱动超声波探测器，使得分时地发送第1超声波、具有几乎不破坏被检测体内的造影剂的声压的用于检测多普勒位移的第2超声波的装置；利用由于上述第1超声波而在上述造影剂中产生的信号，取得血流信息的装置；利用由于上述第2超声波而产生的信号，取得组织运动信息的装置。

