



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102292028 B

(45) 授权公告日 2014. 04. 09

(21) 申请号 201080005148. 4

(22) 申请日 2010. 09. 24

(30) 优先权数据

2009-223204 2009. 09. 28 JP

2009-223205 2009. 09. 28 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2011. 07. 22

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2010/005775 2010. 09. 24

(87) PCT国际申请的公布数据

W02011/036891 JA 2011. 03. 31

(73) 专利权人 松下电器产业株式会社

地址 日本大阪府

(72) 发明人 右田学

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司 11021

代理人 汪惠民

(51) Int. Cl.

A61B 8/06 (2006. 01)

(56) 对比文件

US 5897502 A, 1999. 04. 27,

US 2003/0125624 A1, 2003. 07. 03,

CN 101375803 A, 2009. 03. 04,

CN 101272737 A, 2008. 09. 24,

CN 101438968 A, 2009. 05. 27,

审查员 刘珊珊

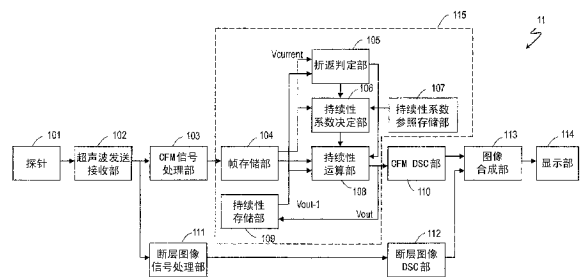
权利要求书2页 说明书17页 附图5页

(54) 发明名称

超声波诊断装置

(57) 摘要

本发明的超声波诊断装置具有:发送接收部,其反复驱动探针,利用上述探针接收通过由驱动上述探针所发送的超声波在被检体中进行反射而获得的反射回波,并依次生成多个接收信号;彩色血流成像信号处理部,其根据上述多个接收信号,依次生成各帧中的上述被检体中的血流部分的血流速度数据;余像处理部,其对上述各帧中的血流速度数据进行余像处理;断层图像信号处理部,其根据上述接收信号,生成B模式断层图像帧数据;和图像合成部,其将经上述余像处理过的血流速度数据以及上述B模式断层图像帧数据进行合成,上述余像处理部根据最新的帧的血流速度数据和对最新之前的帧的进行了余像处理后得到的血流速度数据,进行折返判定,根据上述折返判定的结果和最新以及最新之前的帧的血流速度数据,动态地变更持续性系数。



CN 102292028 B

1. 一种超声波诊断装置,具有:

发送接收部,其反复驱动探针,利用上述探针接收反射回波,依次生成多个接收信号,所述反射回波是通过由驱动上述探针所发送的超声波在被检体中进行反射而获得的;

彩色血流成像信号处理部,其根据上述多个接收信号,依次生成各帧中的上述被检体中的血流部分的血流速度数据;

余像处理部,其对上述各帧中的血流速度数据进行余像处理;

断层图像信号处理部,其根据上述接收信号,生成B模式断层图像帧数据;和

图像合成部,其将经上述余像处理过的血流速度数据以及上述B模式断层图像帧数据进行合成,

上述余像处理部根据最新的帧的血流速度数据和对最新之前的帧的进行了余像处理后得到的血流速度数据,进行折返判定,根据上述折返判定的结果和最新以及最新之前的帧的血流速度数据,动态地变更持续性系数。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

上述余像处理部包括:

第一存储部,其存储上述最新的帧的血流速度数据;

第二存储部,其存储对上述最新之前的帧的进行了余像处理后得到的血流速度数据;

折返判定部,其从上述第一存储部以及上述第二存储部分别读出血流速度数据,并进行上述折返判定;

持续性系数决定部,其根据上述折返判定的结果以及存储在上述第一存储部中的血流速度数据,决定持续性系数;和

持续性运算部,其根据上述持续性系数以及上述折返判定的结果,对存储在上述第一存储部中的血流速度数据进行持续性运算,并将运算结果作为经上述余像处理过的血流速度数据进行输出。

3. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其中,

上述折返判定部对存储在上述第一存储部中的血流速度数据以及存储在上述第二存储部中的血流速度数据与多个阈值进行比较,由此判定是否发生了折返、以及上述最新的帧的血流速度数据是否在折返区域内。

4. 根据权利要求2或3所述的超声波诊断装置,其中,

上述余像处理部还包括第三存储部,该第三存储部存储有包括按照上述血流速度的值而建立了对应关系的不同的2个以上的值的持续性系数的参照表。

5. 根据权利要求4所述的超声波诊断装置,其中,

在上述参照表中,将恒定值的持续性系数与规定值以上的血流速度建立了对应关系。

6. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

上述余像处理部包括:

第一存储部,其存储上述最新的帧的血流速度数据;

第二存储部,其存储对上述最新之前的帧的进行了余像处理后得到的血流速度数据;

折返判定部,其从上述第一存储部以及上述第二存储部分别读出血流速度数据,并进行上述折返判定;

第一持续性系数决定部,其根据上述折返判定的结果以及存储在上述第一存储部中的

血流速度数据,决定第一持续性系数;

第一持续性运算部,其根据上述第一持续性系数以及上述折返判定的结果,对存储在上述第一存储部中的血流速度数据进行持续性运算;

第二持续性系数决定部,其根据上述折返判定的结果以及存储在上述第二存储部中的血流速度数据,决定第二持续性系数;

第二持续性运算部,其根据上述第二持续性系数以及上述折返判定的结果,对存储在上述第一存储部中的血流速度数据进行持续性运算;和

最大值选择部,其对由上述第一持续性运算部所输出的运算结果的绝对值以及由上述第二持续性运算部所输出的运算结果的绝对值进行比较,将大的一方的运算结果作为经上述余像处理过的血流速度数据进行输出。

7. 根据权利要求 6 所述的超声波诊断装置,其中,

上述折返判定部对存储在上述第一存储部中的血流速度数据以及存储在上述第二存储部中的血流速度数据与多个阈值进行比较,由此判定是否发生了折返、以及上述最新的帧的血流速度数据是否在折返区域内。

8. 根据权利要求 6 或 7 所述的超声波诊断装置,其中,

上述余像处理部还包括:

第三存储部,其存储有包括按照上述血流速度的值而建立了对应关系的不同的 2 个以上的值的第一持续性系数的第一参照表;和

第四存储部,其存储有包括按照上述血流速度的值而建立了对应关系的不同的 2 个以上的值的第二持续性系数的第二参照表。

9. 根据权利要求 8 所述的超声波诊断装置,其中,

在上述第一参照表和上述第二参照表中,按照相同的血流速度的值而建立了对应关系的第一持续性系数和第二持续性系数为彼此不同的值。

10. 根据权利要求 8 所述的超声波诊断装置,其中,

在上述第一参照表中,将恒定值的持续性系数与规定值以上的血流速度建立了对应关系。

11. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,

对上述最新之前的帧的进行了余像处理后得到的血流速度数据是上述最新之前一个帧的经余像处理过的血流速度数据。

## 超声波诊断装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及超声波诊断装置,特别涉及彩色血流成像时的余像处理方法。

### 背景技术

[0002] 超声波诊断装置通过向被检体发送超声波,并解析包含在其反射回波中的信息,从而生成被检体内的图像。通过被称作彩色血流成像(Color Flow Mapping,以下有时会简称为CFM)的方法,也能够对被检体内的血流进行图像化,在所有的医疗领域中都在广泛地应用能够显示血流状态的超声波诊断装置。

[0003] 彩色血流成像也被称为彩色多普勒成像(Color Doppler Imaging, CDI),利用多普勒效应。如果超声波照射血流,则由于多普勒效应的缘故,在反射回波中产生与血流速度相应的多普勒偏移。通过正交检波检测出该多普勒偏移的信息,并通过进行被称为MTI(移动目标指示器:Moving Target Indicator)滤波器的高通滤波处理、自相关处理以及噪声除去处理,从而获得关于血流速度的信息。通过将所获得的血流速度的信息转换为颜色信息,并采用二维形式与B模式断层图像折返地进行表示,从而能够使用户辨别被检体内的血流状态。

[0004] 与从用于B模式断层图像生成的组织散射体以及组织边界所获得的反射回波的接收信号强度相比,从血流所获得的反射回波的接收信号强度相当小。因此,通过彩色血流成像的信号处理所获得的血流速度以及血流能量(移动的血流量)很容易变得不稳定。

[0005] 特别是在想要观察的部分的血流速度慢的情况下,或想要观察的部分是末梢血管的情况下,由于血流能量变小,因此,在原来的应只消除系统噪声以及声学噪声的噪声除去处理中,会很容易除去血流速度或血流能量的信息。其结果是,在血流图像中,会发生原本应作为血流表示的部分变黑而图像缺失的现象。例如,在以1秒钟内数帧到数十帧的比例对被检体内的血流进行图像化的情况下,在其中的几个帧内,血流部分会显示为黑色。因此,断层图像中的血流部分会突然消失,图像变得不平滑,产生不协调的感觉。

[0006] 为了解决该问题,在进行以往的彩色血流成像的超声波诊断装置中,通常的做法是,在信号处理的后段,进行被称为持续性(persistence)处理(余像处理)的时间方向插值。以下,对专利文献1所示的以往的彩色血流成像中的持续性处理进行说明。

[0007] 在图7所示的以往的超声波诊断装置中,超声波发送接收部402驱动探针401,向被检体发送超声波。另外,通过探针401接收在被检体生成的反射回波,生成接收信号。在生成B模式断层图像的情况下,超声波发送接收部402进行适合B模式断层图像的生成的发送接收,将所获得的接收信号发送给断层图像信号处理部409。在生成彩色血流成像断层图像的情况下,进行适合彩色血流成像断层图像的生成的发送接收,将所获得的接收信号输出到彩色血流成像处理部403(以下,简称为CFM信号处理部)。一般来讲,在生成彩色血流成像断层图像的情况下,为了获得稳定的彩色血流成像断层图像,超声波发送接收部402在相同的声线上多次进行超声波的发送接收。

[0008] CFM信号处理部403对接收信号进行正交检波处理、MTI滤波处理以及自相关处

理,计算出血流速度以及血流能量,然后,进行排除系统噪声或声学噪声的噪声除去处理,并将血流速度以及血流能量输出给帧存储部 404。

[0009] 帧存储部 404 由环形缓存器构成,以帧单位保存从当前的扫描帧到 N 帧(N 为 1 以上的整数)之前为止的血流速度以及血流能量。在此,帧表示构成 1 画面的 CFM 断层图像的血流速度数据以及血流能量数据组。

[0010] 帧存储器选择部 405 从帧存储部 404 选择事先设定的多个 CFM 帧数据,对帧存储部 404 发出向持续性运算部 407 输出的指令。持续性运算部 407 根据从帧存储部 404 读出的 CFM 帧数据和从持续性系数设定部 406 输出的持续性系数,实施持续性运算,并向 CFM DSC(Digital Scan Converter)部 408 输出。持续性运算是单纯的加权运算,从持续性系数设定部 406 所输出的持续性系数是事先由系统设定的固定系数。

[0011] CFM DSC 部 408 改变从持续性运算部 407 输出的 CFM 帧数据的坐标,并向图像合成部 411 输出。

[0012] 断层图像信号处理部 409 通过对接收信号实施动态滤波处理,从而将不需要的噪声除去,然后,实施包络线检波处理以及动态范围压缩处理,向断层图像 DSC 部 410 输出断层图像帧数据。断层图像 DSC 部 410 改变来自断层图像信号处理部 409 的断层图像帧数据的坐标,并向图像合成部 411 输出。

[0013] 图像合成部 411 将从 CFM DSC 部 410 以及断层图像 DSC 部 410 所输出的各帧数据按照每个像素进行合成,生成合成图像帧数据。具体而言,按照每个像素或者按照每个所对应的测定点的坐标对两个数据进行合成,以便在血流速度为零的情况下,显示断层图像帧数据,在血流速度不为零的情况下,显示 CFM 帧数据。另外,根据血流速度或血流的方向,将数据转换成颜色信息,并向显示部 412 输出。显示部 412 显示由图像合成部 411 接收到的数据。

[0014] 专利文献 1:JP 特开平 2-286140 号公报

[0015] 以往的超声波诊断装置的持续性处理会防止:由于血流速度慢,或者血流能量小,这些处于不稳定的状态的缘故,CFM 信号处理部 403 的输出结果会变得不稳定,血流显示中出现图像缺失的情况。具体而言,通过使用对过去的帧数据而非当前正在扫描中的帧数据赋予了权重的持续性系数,从而产生余像效果,抑制在图像中出现图像缺失的情况。

[0016] 但是,这种特征有时候不适合血流速度激烈变化的动脉诊断。例如,在颈动脉中,随着心脏的舒张收缩,血流激烈变化,在收缩期间,在相对于心动周期极为短暂的时间内,血流变快;在舒张期间,血流变慢。另外,血流速度的最大值与最小值之差与其他的诊断部位相比也很大。其结果是,舒张期间的颈动脉的血流速度在与心动周期相比相对较长的时间内,为很小且恒定的值,CFM 信号处理部 403 的输出陷入不稳定的状态。

[0017] 为了抑制要显示的血流图像中出现图像缺失,优选通过持续性处理设定持续性系数,以便提高余像效果。这是因为:如此一来,即使在血流速度成为低速的情况下,也能够进行不出现图像缺失的平滑的运动图像显示。但是,在这种情况下,就变得不能显示收缩期间的高速的血流速度。

[0018] 另外,以往的超声波诊断装置的持续性处理,有时不适合末梢血管的诊断。例如,在甲状腺、肝脏和肾脏等的脏器中存在由主流血管派生的末梢血管。在这些脏器的诊断时,掌握末梢血管结构非常重要。

[0019] 虽然末梢血管中的时间上的血流变化比较稳定,但是由于物理上血管很细,因此,血流能量与颈动脉或心脏的情况相比,存在极端变小的倾向。因此,由于血流能量小的缘故,多普勒偏移的检测会变得不稳定,其结果是,CFM 信号处理部 403 的输出陷入不稳定的状态。

[0020] 因此,在不进行持续性处理的情况下,断层图像中的末梢血管会被时间性忽亮忽灭地显示,变得很难作为运动图像进行观察。相反,在进行持续性处理的情况下,由于相对于时间上的方向,使断层图像中的末梢血管的血流变得平滑,因此,通过持续性处理末梢血管有可能消失。在这种情况下,末梢血管的检测率会显著降低。

## 发明内容

[0021] 本发明的目的是为了解决这种现有技术中的课题,而提供一种在血流速度激烈地变化的颈动脉等的诊断部位处,能够明确地辨别血流变化,并且即使在血流速度低的情况下,也能够显示不出现图像缺失的平滑的血流运动图像的超声波诊断装置。另外的一个目的是:提供一种即使在末梢血管等血流能量小的血管部分,也能够进行容易观察的运动图像显示的超声波诊断装置。

[0022] 本发明的超声波诊断装置具有:发送接收部,其反复驱动探针,利用上述探针接收通过由驱动上述探针所发送的超声波在被检体中进行反射而获得的反射回波,依次生成多个接收信号;彩色血流成像信号处理部,其根据上述多个接收信号,依次生成各帧中的上述被检体中的血流部分的血流速度数据;余像处理部,其对上述各帧中的血流速度数据进行余像处理;断层图像信号处理部,其根据上述接收信号,生成 B 模式断层图像帧数据;和图像合成部,其将经上述余像处理过的血流速度数据以及上述 B 模式断层图像帧数据进行合成,上述余像处理部根据最新的帧的血流速度数据和对最新之前的帧的进行了余像处理后得到的血流速度数据,进行折返判定,根据上述折返判定的结果和最新以及最新之前的帧的血流速度数据,动态地变更持续性系数。

[0023] 一优选的实施方式的超声波诊断装置具有:发送接收部,其反复驱动探针,利用上述探针接收通过由驱动上述探针所发送的超声波在被检体中进行反射而获得的反射回波,依次生成多个接收信号;彩色血流成像信号处理部,其根据上述多个接收信号,依次生成各帧中的上述被检体中的血流部分的血流速度数据;余像处理部,其对上述各帧中的血流速度数据进行余像处理;断层图像信号处理部,其根据上述接收信号,生成 B 模式断层图像帧数据;和图像合成部,其将经上述余像处理过的血流速度数据以及上述 B 模式断层图像帧数据进行合成,上述余像处理部包括:第一存储部,其存储最新的帧的血流速度数据;第二存储部,其存储对最新之前的一个帧的进行了余像处理后得到的血流速度数据;折返判定部,其从上述第一存储部以及上述第二存储部分别读出血流速度数据,并进行折返判定;持续性系数决定部,其根据上述折返判定的结果以及存储在上述第一存储部中的血流速度数据,决定持续性系数;和持续性运算部,其根据上述持续性系数以及上述折返判定的结果,对存储在上述第一存储部中的血流速度数据进行持续性运算,并将运算结果作为经上述余像处理过的血流速度数据进行输出。

[0024] 在一优选的实施方式中,上述折返判定部对存储在上述第一存储部中的血流速度数据以及存储在上述第二存储部中的血流速度数据与多个阈值进行比较,由此判定是否发

生了折返、以及上述最新的帧的血流速度数据是否在折返区域内。

[0025] 在一优选的实施方式中,上述余像处理部还包括第三存储部,其存储有包括按照上述血流速度的值而建立了对应关系的不同的 2 个以上的值的持续性系数的参照表。

[0026] 在一优选的实施方式中,在上述参照表中,将恒定值的持续性系数与规定值以上的血流速度建立了对应关系。

[0027] 一优选的实施方式的超声波诊断装置具有:发送接收部,其反复驱动探针,利用上述探针接收通过由驱动上述探针所发送的超声波在被检体中进行反射而获得的反射回波,依次生成多个接收信号;彩色血流成像信号处理部,其根据上述多个接收信号,依次生成各帧中的上述被检体中的血流部分的血流速度数据;余像处理部,其对上述各帧中的血流速度数据进行余像处理;断层图像信号处理部,其根据上述接收信号,生成 B 模式断层图像帧数据;和图像合成部,其将经上述余像处理过的血流速度数据以及上述 B 模式断层图像帧数据进行合成,上述余像处理部包括:第一存储部,其存储最新的帧的血流速度数据;第二存储部,其存储对最新之前的一个帧的进行了余像处理后得到的血流速度数据;折返判定部,其从上述第一存储部以及上述第二存储部分别读出血流速度数据,并进行折返判定;第一持续性系数决定部,其根据上述折返判定的结果以及存储在上述第一存储部中的血流速度数据,决定第一持续性系数;第一持续性运算部,其根据上述第一持续性系数以及上述折返判定的结果,对存储在上述第一存储部中的血流速度数据进行持续性运算;第二持续性系数决定部,其根据上述折返判定的结果以及存储在上述第二存储部中的血流速度数据,决定第二持续性系数;第二持续性运算部,其根据上述第二持续性系数以及上述折返判定的结果,对存储在上述第一存储部中的血流速度数据进行持续性运算;和最大值选择部,其对由上述第一持续性运算部所输出的运算结果的绝对值以及由上述第二持续性运算部所输出的运算结果的绝对值进行比较,将大的一方的运算结果作为经上述余像处理过的血流速度数据进行输出。

[0028] 在一优选的实施方式中,上述折返判定部对存储在上述第一存储部中的血流速度数据以及存储在上述第二存储部中的血流速度数据与多个阈值进行比较,由此判定是否发生了折返、以及上述最新的帧的血流速度数据是否在折返区域内。

[0029] 在一优选的实施方式中,上述余像处理部还包括:第三存储部,其存储有包括与上述血流速度的值建立了对应关系的不同的 2 个以上的值的第一持续性系数的第一参照表;和第四存储部,其存储有包括与上述血流速度的值建立了对应关系的不同的 2 个以上的值的第二持续性系数的第二参照表。

[0030] 在一优选的实施方式中,在上述第一参照表和上述第二参照表中,按照相同的血流速度的值而建立了对应关系的第一持续性系数和第二持续性系数为彼此不同的值。

[0031] 在一优选的实施方式中,在上述第一参照表中,将恒定值的持续性系数与规定值以上的血流速度建立了对应关系。

[0032] 在一优选的实施方式中,对上述最新之前的帧的进行了余像处理后得到的血流速度数据是上述最新之前一个帧的经余像处理过的血流速度数据。

[0033] (发明效果)

[0034] 根据本发明,基于最新的帧的血流速度数据以及最新之前的帧的血流速度数据,进行折返的判定,根据折返判定的结果以及最新的帧的血流速度数据,动态地对持续性系

数进行变更。由此,实现能够明确地辨别血流变化、并且即使在血流速度低的情况下也能显示不会出现图像缺失的平滑的血流运动图像的超声波诊断装置。

[0035] 另外,根据本发明,求出:使用基于最新的帧的血流速度数据所决定的持续性系数进行了余像处理的血流速度、以及使用最新之前的帧的血流速度数据所决定的持续性系数进行了余像处理的血流速度,并选择绝对值大的一方用于血流图像显示。因此,能够以不使血流能量变得不稳定的末梢血管的血流显示忽闪忽灭、并且不会由于平滑化而导致末梢血管的血流消失的状态进行血流动画的显示。

## 附图说明

[0036] 图 1 是表示本发明的超声波诊断装置的第一实施方式的框图。

[0037] 图 2(a) 以及 (b) 是用于说明在第一实施方式中,在使用持续性系数进行血流速度数据的持续性运算的情况下要考虑的折返运算的示意图。

[0038] 图 3(a) 是用于说明第一实施方式中的折返判定的示意图;(b) 是表示参照表的数据所满足的关系的图表。

[0039] 图 4 是表示本发明的超声波诊断装置的第二实施方式的框图。

[0040] 图 5(a) 以及 (b) 是用于说明在第二实施方式中,在使用持续性系数进行血流速度数据的持续性运算的情况下要考虑的折返运算的示意图。

[0041] 图 6(a) 是用于说明第二实施方式中的折返判定的示意图;(b) 以及 (c) 是表示第一以及第二参照表的数据所满足的关系的图表。

[0042] 图 7 是表示以往的超声波诊断装置的框图。

## 具体实施方式

[0043] (第一实施方式)

[0044] 以下,参照附图,对本发明的超声波诊断装置的第一实施方式进行说明。图 1 是表示本发明的超声波诊断装置的第一实施方式的框图。图 1 所示的超声波诊断装置 11 具有:探针 101、超声波发送接收部 102、CFM 信号处理部 103、余像处理部 115、断层图像信号处理部 111、CFM DSC 部 110、断层图像 DSC 部 112、图像合成部 113 和显示部 114。在这些构成中,探针 101 以及显示部 114 能够使用通用的探针以及显示装置,超声波诊断装置 11 也可以不具有探针 101 以及显示部 114。

[0045] 超声波发送接收部 102 通过生成驱动探针 101 的驱动信号,并向探针 101 输出,从而由探针 101 向被检体发送超声波。另外,利用探针 101 接收由于被发送的超声波在被检体中反射而获得的反射回波,并生成接收信号。更具体而言,探针 101 包括多个压电元件,从各压电元件发送的超声波构成超声波束,超声波发送接收部 102 一边进行各压电元件的延迟控制,一边驱动探针 101,以便由多个超声波束来扫描被检体。利用各压电元件接收反射回波,超声波发送接收部 102 通过进行各压电元件的延迟控制,从而生成与被发送的超声波束对应的接收信号。通过用超声波束对被检体扫描 1 次,能够获得 1 帧份的数据。通过在 1 秒钟之间数次~数十次地反复进行超声波的发送接收,从而每秒依次生成数帧到数十帧的接收信号。

[0046] 本实施方式的超声波诊断装置 11 生成 B 模式断层图像和彩色血流成像图像,并将

它们合成后显示在显示部 114 上。因此,超声波发送接收部 102 的上述超声波的发送接收是分别针对 B 模式断层图像的生成以及彩色血流成像图像的生成而进行的。B 模式断层图像的每秒的帧数以及彩色血流成像图像的每秒的帧数既可以相同,也可以不相同。在帧数相同的情况下,用于 B 模式断层图像生成的超声波的发送接收以及用于彩色血流成像图像生成的超声波的发送接收可以交替地反复进行。

[0047] 在生成 B 模式断层图像的情况下,超声波发送接收部 102 进行适于 B 模式断层图像的生成的发送接收,并将所获得的接收信号输出到断层图像信号处理部 111。在生成彩色血流成像断层图像的情况下,进行适于彩色血流成像断层图像的生成的发送接收,并将所获得的接收信号输出到 CFM 信号处理部 103。一般来讲,在生成彩色血流成像断层图像的情况下,为了获得稳定的彩色血流成像断层图像,超声波发送接收部 102 会在相同的声线上多次进行超声波的发送接收。

[0048] CFM 信号处理部 103 对接收信号进行正交检波处理、MTI 滤波处理以及自相关处理,计算出血流速度以及血流能量,然后,进行排除系统或声学噪声的噪声除去处理。CFM 帧数据至少包括血流速度数据。除此之外,也可以包括血流能量数据或血流速度的分散数据。CFM 信号处理部 103 针对每个构成各帧的接收信号依次反复地进行该处理。在 CFM 信号处理部 103 生成的 CFM 帧数据按照每一个帧向余像处理部 115 输出。

[0049] 余像处理部 115 使用持续性系数,按照每一个帧对 CFM 帧数据进行余像处理。本实施方式的超声波诊断装置 11 根据最新的帧的血流速度来决定持续性系数。即,持续性系数不是恒定的,而是基于最新的帧的血流速度的动态值。由此,能够根据血流速度使持续性系数变化,调整余像效果。不过,为了用运动图像显示血流,需要使用脉冲多普勒法进行超声波的发送接收,因此,能够测量的血流速度受到脉冲重复频率 (PRF) 的限制。其结果是,在血流速度中产生折返,很难正确地评价血流速度。

[0050] 本实施方式的超声波诊断装置 11 为了判定是否发生折返,而使用最新的帧的血流速度数据和前一个帧的血流速度数据。因此,余像处理部 115 包括:帧存储部(第一存储部)104、折返判定部 105、持续性系数决定部 106、持续性系数参照存储部(第三存储部)107、持续性运算部 108 和持续性存储部(第二存储部)109。

[0051] 帧存储部 104 存储最新的帧(当前正在扫描的)的 CFM 帧数据。持续性存储部 109 存储作为最新之前的一个帧的持续性运算部 108 的输出结果的 CFM 帧数据。持续性存储部 109 的 CFM 帧数据被实施了余像处理。以下,将分别存储于帧存储部 104 以及持续性存储部 109 的 CFM 帧数据中的血流速度数据称为  $V_{\text{current}}$  以及血流速度数据  $V_{\text{out-1}}$ 。

[0052] 折返判定部 105 从帧存储部 104 读出 CFM 帧数据中的血流速度数据  $V_{\text{current}}$ 、和从持续性存储部 109 读出 CFM 帧数据中的血流速度数据  $V_{\text{out-1}}$ ,并进行折返判定。更具体而言,将血流速度数据  $V_{\text{current}}$  以及血流速度数据  $V_{\text{out-1}}$  与多个阈值进行比较,从而判定是否发生折返,以及血流速度数据  $V_{\text{current}}$  是否在折返区域内,将结果向持续性系数决定部 106 以及持续性运算部 108 输出。

[0053] 持续性系数决定部 106 根据来自折返判定部 105 的两个判定结果和从帧存储部 104 读出的血流速度数据  $V_{\text{current}}$ ,制定对持续性系数参照存储部 107 的参照索引。另外,访问持续性系数参照存储部 107,读出与参照索引具有对应关系的持续性系数,且在持续性运算部 108 中设定。在持续性系数参照存储部 107 中事先存储有与血流速度的值具有对应

关系的持续性系数的参照表。该参照表包括与血流速度的值具有对应关系的不同的 2 个以上的值的持续性系数。

[0054] 持续性运算部 108 根据由持续性系数决定部 106 设定的持续性系数和来自折返判定部 105 的发生折返的判定结果,通过以下所示的公式 (1) 对血流速度数据进行持续性运算。如果将要通过持续性运算而求出的余像处理过的血流速度数据设为  $V_{out}$ ,将持续性系数设为  $C_{persistence}$  ( $0 < C_{persistence} < 1$ ),则余像处理过的血流速度数据能够用以下的公式 (1) 求出。

$$[0055] \quad V_{out} = (1 - C_{persistence}) \times V_{current} + C_{persistence} \times V_{out-1} \quad \dots (1)$$

[0056] 在 CFM 帧数据包括血流速度数据以外的数据的情况下,同样使用求出最新的帧的数据以及最新之前的一个帧的数据的持续性系数  $C_{persistence}$  进行持续性运算,获得余像处理过的数据。

[0057] 在折返判定部 105 的折返产生的判定结果为真的情况下,将公式 (1) 的运算公式作为不带符号的运算;在上述判定结果为伪的情况下,作为带符号的运算。

[0058] 由于如上所述,在测定中使用脉冲波,因此,通过多普勒偏移能够直接测定的血流速度受到脉冲波的重复频率 (PRF) 的限制。具体而言,与超过  $\pm PRF/2$  的频率变化对应的血流速度发生被观测为相反方向的血流的折返。

[0059] 图 2(a) 以及 (b) 表示余像处理过的血流速度数据  $V_{out}$ 、最新的帧的血流速度数据  $V_{current}$  以及作为最新之前的一个帧的持续性运算部 108 的输出结果的血流速度数据  $V_{out-1}$  的大小关系。在图 2(a) 以及 (b) 中,横轴的第一象限部分表示速度  $V$  为零;横轴的第二象限部分表示  $+V$  或  $-V$ 。在速度  $V$  为正的情况下,位于第一或第二象限;在速度  $V$  为负的情况下,位于第三或第四象限。

[0060] 例如,如图 2(a) 所示,在  $V_{current}$  位于第二象限,  $V_{out-1}$  位于第三象限,且判定为发生了折返的情况下,  $V_{out-1}$  实际上会是比与  $+PRF/2$  对应的血流速度大的值,因此,不能通过零,也就是说,是不带符号变化的运算。因此,采用  $V_{current}$  以及  $V_{out-1}$  的符号 (正或负),将这些值代入公式 (1) 进行运算。

[0061] 另一方面,例如,如图 2(b) 所示,在  $V_{current}$  位于第一象限,  $V_{out-1}$  位于第四象限,且判定为没有发生折返的情况下,公式 (1) 的运算能够通过零,成为产生符号变化的运算。因此,将带符号的  $V_{current}$  以及  $V_{out-1}$  代入公式 (1) 进行运算。该运算是针对 1 帧份的血流速度数据的每个像素或每个测定点进行的。另外,在发生了折返的情况下,作为运算结果的  $V_{out}$  成为不带符号的值。在这种情况下,将血流速度数据  $V_{out}$  的最高位比特作为符号对待,由此,作为带符号的值而向 CFM DSC 部 110 以及持续性存储部 109 输出。

[0062] CFM DSC 部 110 改变从持续性运算部 108 输出的血流速度数据的坐标,且向图像合成部 113 输出。

[0063] 断层图像信号处理部 409 通过对接收信号实施动态滤波处理,从而将不需要的噪声除去,然后,实施包络线检波处理以及动态范围压缩处理,向断层图像 DSC 部 410 输出断层图像帧数据。断层图像 DSC 部 410 变换来自断层图像信号处理部 409 的断层图像帧数据的坐标,向图像合成部 411 输出。

[0064] 图像合成部 411 将从 CFM DSC 部 110 以及断层图像 DSC 部 410 输出的各帧数据按照每个像素或者每个所对应的测定点的数据进行合成,生成合成图像帧数据。具体而言,按

照每个像素或者按照每个所对应的测定点的数据对两个数据进行合成,以便在血流速度为零的情况下,显示断层图像帧数据,在血流速度不为零的情况下,显示 CFM 帧数据。另外,根据血流速度或血流的方向,将数据转换成颜色信息,向显示部 412 输出。显示部 412 显示由图像合成部 411 接收到的数据。

[0065] 接下来,对持续性系数的决定进行更详细的说明。为了决定持续性系数,首先,在折返判定部 105 判定血流速度中是否发生了折返。

[0066] 折返判定部 105 从帧存储部 104 读出最新的 CFM 帧数据中所包括的血流速度数据  $V_{current}$ ,从持续性存储部 109 读出作为 1 帧之前的持续性运算部 108 的输出结果的 CFM 帧数据中所包括的血流速度  $V_{out-1}$ ,通过  $V_{current}$  以及  $V_{out-1}$  的值进行以下的两个判定。

[0067] 1. 是否发生了折返。

[0068] 2.  $V_{current}$  是否在折返区域内。

[0069] 这两个状态的判定是通过事先决定的阈值与  $V_{current}$  以及  $V_{out-1}$  进行比较而进行的。具体而言,对阈值  $V_{th}$  以及血流零速度  $V_{zero}$  与  $V_{current}$  以及  $V_{out-1}$  进行比较。

[0070] (表 1)

[0071]

条件		发生折返	进入折返区域
(0)	$V_{current} < -V_{th}$ 并且 $V_{out-1} > 0$	○	○
(1)	$V_{current} > V_{th}$ 并且 $V_{out-1} < 0$	○	○
(2)	$V_{out-1} < -V_{th}$ 并且 $V_{current} > 0$	○	×
(3)	$V_{out-1} > V_{th}$ 并且 $V_{current} < 0$	○	×
(4)	上述以外	×	×

[0072] 图 3(a) 表示阈值  $V_{th}$ 、血流零速度  $V_{zero}$ 、 $V_{current}$  以及  $V_{out-1}$  的大小关系。在图 3(a) 中,横轴的第一象限部分表示血流零速度  $V_{zero}$ ,横轴的第二象限部分表示  $V_{max}$  或  $-V_{max}$ 。在速度  $V$  为正的情况下,位于第一或第二象限;在速度  $V$  为负的情况下,位于第三或第四象限。

[0073] 在此,在  $V_{th}$  以及  $-V_{th}$  中,例如,在相邻的帧的时间间隔中,设定虚拟的血流速度变化的最大值。

[0074] 表 1 表示在折返判定部 105 中的判定条件和判定结果。

[0075] 如条件 (0) 所示,在  $V_{out-1}$  为正的情况下,虚拟的血流速度变化的最大值是  $V_{th}$  或  $-V_{th}$ ,因此,  $V_{current}$  不会变得比  $-V_{th}$  小。因此,如果满足  $V_{current} < -V_{th}$ ,则判定  $V_{current}$  实际上成为比与  $\pm PRF/2$  对应的最大血流速度  $V_{max}$  大的值,且发生了折返,并  $V_{current}$  在折返区域。条件 (1) 是将条件 (0) 的符号反转后的情况。

[0076] 如条件 (2) 所示,在  $V_{out-1}$  比  $-V_{th}$  小的情况下,  $V_{current}$  成为正的值,表明是超过虚拟的血流速度变化的最大值的变化的变化,因此,发生了折返。另外,由于  $V_{current}$  是在将  $V_{zero}$  夹在中间的  $\pm V_{th}$  的范围内,因此,  $V_{current}$  不是折返区域。条件 (3) 是将条件 (2) 的符号反转后的情况。

[0077] 在条件 (0) 到 (3) 都不满足的情况下,判定未发生折返,另外, $V_{current}$  不在折返区域。

[0078] 持续性系数决定部 106 根据从折返判定部 105 输出的两个判定结果和从帧存储部 104 读出的血流速度数据  $V_{current}$  的绝对值,制定对持续性系数参照存储部 107 的参照索引。表 2 表示所制定的参照索引。

[0079] (表 2)

[0080]

条件	发生折返	进入折返区域	参照索引 (Idx)
(0)	○	○	$V_{max}$
(1)	○	○	$V_{max}$
(2)	○	×	$Abs(V_{current})$
(3)	○	×	$Abs(V_{current})$
(4)	×	×	$Abs(V_{current})$

[0081] 在发生了折返,并且  $V_{current}$  在折返区域的情况下,血流速度  $V_{current}$  实际上可以认为是超过  $V_{max}$  或超过  $-V_{max}$  的很大的值。因此,参照索引成为  $V_{max}$ 。在其他的的情况下,成为  $V_{current}$  的绝对值  $Abs(V_{current})$ 。

[0082] 在持续性系数参照存储部 107 中存储了由与参照索引建立了对应关系的持续性系数构成的参照表。持续性系数决定部 106 访问持续性系数参照存储部 107,读出与制定的参照索引建立了对应关系的持续性系数,向持续性运算部 108 输出。

[0083] 图 3(b) 是表示参照索引与持续性系数的对应关系的一个例子的图表。在图 3(b) 中,横轴表示参照索引,纵轴表示持续性系数。如表 2 所示,参照索引是  $V_{max}$  或  $V_{current}$  的绝对值  $Abs(V_{current})$ 。在  $V_{current}$  的绝对值为阈值  $V_{th}$  以下的情况下,  $V_{current}$  与  $C_{persistence}$  建立的对对应关系为:随着  $V_{current}$  的增大,持续性系数  $C_{persistence}$  单调减少。即,在  $V_{current}$  的绝对值为阈值  $V_{th}$  以下的情况下,根据最新的帧的血流速度  $V_{current}$ ,与不同的持续性系数  $C_{persistence}$  建立对应关系。由此,在最新的帧的血流速度  $V_{current}$  小的情况下,持续性系数  $C_{persistence}$  变大。即,前一个帧的血流速度  $V_{out-1}$  的权重变大。其结果是,在最新的帧的血流速度  $V_{current}$  小的情况下,在很大程度上反映前一个帧的血流速度  $V_{out-1}$  的血流速度  $V_{out}$  被确定,并显示在显示部 114 上。因此,彩色血流成像图像的变化变得平滑,很难发生图像缺失的情况。

[0084] 另外,在最新的帧的血流速度  $V_{current}$  大的情况下,持续性系数  $C_{persistence}$  变小。即,前一个帧的血流速度  $V_{out-1}$  的权重变小。其结果是,在最新的帧的血流速度  $V_{current}$  大的情况下,前一个帧的血流速度  $V_{out-1}$  的影响变小,能够实现实时地反映急剧的血流速度增大的彩色血流成像图像。

[0085] 另外,由于随着  $V_{current}$  的增大,持续性系数  $C_{persistence}$  单调减少,因此,在随

着时间的经过而血流速度增大的情况下,持续性系数  $C_{persistence}$  减少,余像效果变小,彩色血流成像图像的变化变得急剧。在随着时间的经过而血流速度减少的情况下,持续性系数  $C_{persistence}$  增大,余像效果变大,彩色血流成像图像的变化变缓。

[0086] 另外,由表 1 以及表 2 可知,即使  $V_{current} < -V_{th}$ ,如果  $V_{out-1} > 0$ ,则参照索引成为  $V_{max}$  (条件 (0)),另一方面,如果  $V_{out-1} < 0$ ,则参照索引成为  $V_{current}$  的绝对值  $Abs(V_{current})$  (条件 (4))。因此,即使满足  $V_{current} < -V_{th}$ ,根据  $V_{out-1}$  为正还是为负的不同,参照索引也不同,持续性系数  $C_{persistence}$  也不同。其结果是,即使是满足  $V_{current} < -V_{th}$  的相邻的区域,根据  $V_{out-1}$  为正还是为负的不同,作为彩色血流成像图像所显示的颜色也不同,在图像中会产生不连续的色调部分。

[0087] 为了抑制这种不自然的显示,在  $V_{current}$  的绝对值为阈值  $V_{th}$  以上的情况下,优选将参照索引与相同值的持续性系数  $C_{persistence}$  建立对应关系。由此,在发生折返的血流区域,或者在其边界附近,能够进行自然的显示。

[0088] 如上所述,根据本实施方式的超声波诊断装置,针对 CFM 帧数据,根据血流速度以及折返状态,动态地决定持续性系数,然后,实施持续性运算,由此,即使在颈动脉这种血流变化剧烈的诊断部位,也能够明确地辨别血流变化,并且,即使血流速度低,也能够显示不产生图像缺失的平滑的血流运动图像。

[0089] 另外,在上述实施方式中,虽然根据 CFM 帧数据的血流速度,动态地决定持续性系数,对血流速度进行持续性运算,但是,如上所述,对 CFM 帧数据之外的其他数据,例如,对血流能量数据也可以进行持续性运算,对 B 模式断层图像数据也可以进行持续性运算。

[0090] 另外,在上述实施方式中,虽然使用最新的帧以及前一个帧的血流速度数据进行了持续性处理,但是,也可以使用前两个或前三个以上的帧的血流速度数据进行持续性处理。另外,不局限于公式 (1),也可以使用其他的计算公式进行持续性处理。

[0091] (第二实施方式)

[0092] 以下,参照附图,对本发明的超声波诊断装置的第二实施方式进行说明。图 4 是表示本发明的超声波诊断装置的一个实施方式的框图。图 4 所示的超声波诊断装置 12 具有:探针 101、超声波发送接收部 102、CFM 信号处理部 103、余像处理部 115'、断层图像信号处理部 111、CFM DSC 部 110、断层图像 DSC 部 112、图像合成部 113 和显示部 114。在这些构成中,探针 101 以及显示部 114 能够使用通用的探针以及显示装置,超声波诊断装置 12 也可以不具有探针 101 以及显示部 114。

[0093] 如第一实施方式所说明的那样,超声波发送接收部 102 通过生成驱动探针 101 的驱动信号,并向探针 101 输出,从而由探针 101 向被检体发送超声波。另外,利用探针 101 接收由被发送的超声波在被检体中反射而获得的反射回波,并生成接收信号。更具体而言,探针 101 包括多个压电元件,由从各压电元件发送的超声波构成超声波束,超声波发送接收部 102 一边进行各压电元件的延迟控制,一边驱动探针 101,以便由多个超声波束扫描被检体。利用各压电元件接收反射回波,超声波发送接收部 102 通过进行各压电元件的延迟控制,从而生成与所发送的超声波束对应的接收信号。通过用超声波束对被检体扫描 1 次,能够获得 1 帧份的数据。通过在 1 秒钟之间数次~数十次地反复进行超声波的发送接收,从而每秒依次生成数帧到数十帧的接收信号。

[0094] 本实施方式的超声波诊断装置 12 生成 B 模式断层图像和彩色血流成像图像,并将

它们合成后显示在显示部 114 上。因此,超声波发送接收部 102 的上述超声波的发送接收是针对 B 模式断层图像的生成以及彩色血流成像图像的生成分别进行的。B 模式断层图像的每秒的帧数以及彩色血流成像图像的每秒的帧数既可以相同,也可以不相同。在帧数相同的情况下,用于 B 模式断层图像生成的超声波的发送接收以及用于彩色血流成像图像生成的超声波的发送接收可以交替地反复进行。

[0095] 在生成 B 模式断层图像的情况下,超声波发送接收部 102 进行适于 B 模式断层图像的生成的发送接收,将所获得的接收信号输出到断层图像信号处理部 111。在生成彩色血流成像断层图像的情况下,进行适于彩色血流成像断层图像的生成的发送接收,将所获得的接收信号输出到 CFM 信号处理部 103。一般来讲,在生成彩色血流成像断层图像的情况下,为了获得稳定的彩色血流成像断层图像,超声波发送接收部 102 在相同的声线上多次进行超声波的发送接收。

[0096] CFM 信号处理部 103 对接收信号进行正交检波处理、MTI 滤波处理以及自相关处理,计算出血流速度以及血流能量,然后,进行排除系统或声学噪声的噪声除去处理。CFM 帧数据至少包括血流速度数据。除此之外,也可以包括血流能量数据或血流速度的分散数据。CFM 信号处理部 103 针对每个构成各帧的接收信号依次反复地进行该处理。由 CFM 信号处理部 103 生成的 CFM 帧数据按照每一个帧向余像处理部 115' 输出。

[0097] 余像处理部 115' 使用持续性系数,按照每一个帧对 CFM 帧数据进行余像处理。本实施方式的超声波诊断装置 12 根据血流速度决定持续性系数。即,持续性系数不是恒定的,而是与血流速度相应的动态值。由此,能够根据血流速度使持续性系数变化,调整余像效果。不过,为了用运动图像显示血流,需要使用脉冲多普勒法进行超声波的发送接收,因此,能够测量的血流速度会受到脉冲重复频率 (PRF) 的限制。其结果是,在血流速度中会产生折返,很难正确地评价血流速度。

[0098] 本实施方式的超声波诊断装置 12 为了判定是否发生了折返,而使用最新的帧的血流速度数据和前一个帧的血流速度数据。另外,余像处理部 115' 具有两个持续性运算部,同时进行:不会产生太多余像效果,并使血流速度迅速变化的第一持续性运算;和产生强烈的余像效果,并尽可能地维持血流速度变化的第二持续性运算。使用像这样生成的余像效果不同的两个血流速度数据中绝对值大的一方,构成血流图像。由此,即使是血流能量小的末梢血管,也能够在不使血流显示忽闪忽灭,并且不会由于平滑化而导致末梢血管的血流消失的状态下,进行运动图像的显示。

[0099] 因此,余像处理部 115' 包括:帧存储部(第一存储部)104、折返判定部 105'、第一持续性系数决定部 106A、第一持续性系数参照存储部(第三存储部)107A、第一持续性运算部 108A、第二持续性系数决定部 106B、第二持续性系数参照存储部(第四存储部)107B、第二持续性运算部 108B、最大值选择部 116、和持续性存储部(第二存储部)109。

[0100] 帧存储部 104 存储最新的帧(当前正在扫描的)的 CFM 帧数据。持续性存储部 109 存储作为最新之前一个的最大值选择部的输出结果的 CFM 帧数据。持续性存储部 109 的 CFM 帧数据被实施了余像处理。与第一实施方式相同,将分别存储于帧存储部 104 以及持续性存储部 109 的 CFM 帧数据中的血流速度数据称为  $V_{\text{current}}$  以及血流速度数据  $V_{\text{out-1}}$ 。

[0101] 折返判定部 105 从帧存储部 104 读出 CFM 帧数据中的血流速度数据  $V_{\text{current}}$  和从持续性存储部 109 读出 CFM 帧数据中的血流速度数据  $V_{\text{out-1}}$ ,进行折返判定。更具体而

言,将血流速度数据  $V_{\text{current}}$  以及血流速度数据  $V_{\text{out-1}}$  与多个阈值进行比较,从而判定是否发生了折返,以及血流速度数据  $V_{\text{current}}$  是否在折返区域内,将结果向第一持续性系数决定部 106A、第二持续性系数决定部 106B、第一持续性运算部 108A 以及第二持续性运算部 108B 输出。

[0102] 第一持续性系数决定部 106A 根据来自折返判定部 105 的两个判定结果和从帧存储部 104 读出的血流速度数据  $V_{\text{current}}$ , 制定对第一持续性系数参照存储部 107A 的参照索引。另外,访问第一持续性系数参照存储部 107A, 读出与参照索引建立了对应关系的第一持续性系数,且在第一持续性运算部 108A 中设定。在第一持续性系数参照存储部 107A 中事先存储有包括与血流速度的值建立了对应关系的第一持续性系数的第一参照表。该第一参照表包括按照血流速度的值而建立了对应关系的不同的 2 个以上的值的持续性系数。

[0103] 相比之下,第二持续性系数决定部 106B 根据来自折返判定部 105 的两个判定结果和从持续性存储部 109 读出的血流速度数据  $V_{\text{out-1}}$ , 制定对第二持续性系数参照存储部 107B 的参照索引。另外,访问第二持续性系数参照存储部 107B, 读出与参照索引建立了对应关系的第二持续性系数,且在第二持续性运算部 108B 中设定。在第二持续性系数参照存储部 107B 中事先存储有包括与血流速度的值建立了对应关系的第二持续性系数的第二参照表。第二参照表也包括按照血流速度的值而建立了对应关系的不同的 2 个以上的值的持续性系数,但是,如以下要详细说明的那样,与相同的血流速度值建立对应关系的第一持续性系数值和第二持续性系数值不同。

[0104] 第一持续性运算部 108A 根据由第一持续性系数决定部 106A 设定的持续性系数和来自折返判定部 105 的发生折返的判定结果,通过以下所示的公式 (1) 对血流速度数据进行持续性运算。

[0105] 如果将要通过持续性运算求出的余像处理过的血流速度数据设为  $V_{\text{out}}$ , 将持续性系数设为  $C_{\text{persistence}}$  ( $0 < C_{\text{persistence}} < 1$ ), 则余像处理过的血流速度数据能够用以下的公式 (1) 求出。

$$[0106] \quad V_{\text{out}} = (1 - C_{\text{persistence}}) \times V_{\text{current}} + C_{\text{persistence}} \times V_{\text{out-1}} \quad \cdots (1)$$

[0107] 同样,第二持续性运算部 108B 也根据由第二持续性系数决定部 106B 所设定的持续性系数和折返判定部 105 的折返发生的判定结果,通过公式 (1) 对血流速度数据进行持续性运算。

[0108] 第一持续性运算部 108A 以及第二持续性运算部 108B 的运算,除了所决定的持续性系数彼此不同这一点之外都相同。在 CFM 帧数据包括血流速度数据以外的数据的情况下,同样使用最新的帧的数据以及最新之前一个帧的数据与所求出的持续性系数  $C_{\text{persistence}}$ , 在第一持续性运算部 108A 以及第二持续性运算部 108B 进行持续性运算,分别获得经余像处理过的数据。

[0109] 在由折返判定部 105 进行的折返产生的判定结果为真的情况下,将公式 (1) 的运算公式作为不带符号的运算;在上述判定结果为伪的情况下,作为带符号的运算。

[0110] 由于如上所述,在测定中使用脉冲波,因此,通过多普勒偏移能够直接测定的血流速度会受到脉冲波的重复频率 (PRF) 的限制。具体而言,与超过  $\pm \text{PRF}/2$  的频率变化对应的血流速度会发生被观测为相反方向的血流的折返。

[0111] 图 5(a) 以及 (b) 表示余像处理过的血流速度数据  $V_{\text{out}}$ 、最新的帧的血流速度数

据  $V_{\text{current}}$  以及作为最新之前的一个帧的持续性运算部 108 的输出结果的血流速度数据  $V_{\text{out-1}}$  的大小关系。在图 5(a) 以及 (b) 中,横轴的第一象限部分表示速度  $V$  为零;横轴的第二象限部分表示  $+V$  或  $-V$ 。在速度  $V$  为正的情况下,位于第一或第二象限;在速度  $V$  为负的情况下,位于第三或第四象限。

[0112] 例如,如图 5(a) 所示,在  $V_{\text{current}}$  位于第二象限,  $V_{\text{out-1}}$  位于第三象限,且判定为发生了折返的情况下,  $V_{\text{out-1}}$  实际上会是比与  $+PRF/2$  对应的血流速度大的值,因此,不通过零,也就是说,是不带符号变化的运算。因此,采用  $V_{\text{current}}$  以及  $V_{\text{out-1}}$  的符号(正或负),将这些值代入公式 (1) 进行运算。

[0113] 另一方面,例如,如图 5(b) 所示,在  $V_{\text{current}}$  位于第一象限,  $V_{\text{out-1}}$  位于第四象限,判定为没有发生折返的情况下,公式 (1) 的运算能够通过零,成为产生符号变化的运算。因此,将带符号的  $V_{\text{current}}$  以及  $V_{\text{out-1}}$  代入公式 (1) 进行运算。该运算是针对 1 帧份的血流速度数据的每个像素或每个测定点进行的。另外,作为运算结果的  $V_{\text{out}}$  在发生了折返的情况下,成为不带符号的值。在这种情况下,将血流速度数据  $V_{\text{out}}$  的最高位比特作为符号对待,由此,作为带符号的值分别向最大值选择部 116 输出。

[0114] 最大值选择部 116 接收分别来自第一持续性运算部 108A 以及第二持续性运算部 108B 的运算结果,即,接收经余像处理过的血流速度数据,针对每一像素或每一对应的测定点的数据,比较血流速度的绝对值,选择大的一方的血流速度,构成最新的帧的经余像处理过的血流速度数据,将其向 CFM DSC 部 110 以及持续性存储部 109 输出。CFM DSC 部 110 变换所选择的血流速度数据的坐标,向图像合成部 113 输出。

[0115] 断层图像信号处理部 409 通过对接收信号实施动态滤波处理,从而将不需要的噪声除去,然后,实施包络线检波处理以及动态范围压缩处理,向断层图像 DSC 部 410 输出断层图像帧数据。断层图像 DSC 部 410 变换来自断层图像信号处理部 409 的断层图像帧数据的坐标,并向图像合成部 411 输出。

[0116] 图像合成部 411 将从 CFM DSC 部 410 以及断层图像 DSC 部 410 所输出的各帧数据按照每个像素或者每个所对应的测定点的数据进行合成,生成合成图像帧数据。具体而言,按照每个像素或者按照每个所对应的测定点的数据,对两个数据进行合成,以便在血流速度为零的情况下,显示断层图像帧数据,在血流速度不为零的情况下,显示 CFM 帧数据。另外,根据血流速度或血流的方向,将数据转换成颜色信息,并向显示部 412 输出。显示部 412 显示由图像合成部 411 接收到的数据。

[0117] 接下来,对第一以及第二持续性系数的决定进行更详细的说明。为了决定第一以及第二持续性系数,首先,在折返判定部 105 判定血流速度中是否发生了折返。

[0118] 折返判定部 105 从帧存储部 104 读出最新的 CFM 帧数据中所包括的血流速度数据  $V_{\text{current}}$ 、和从持续性存储部 109 读出作为 1 帧之前的持续性运算部 108 的输出结果的 CFM 帧数据中所包括的血流速度  $V_{\text{out-1}}$ ,通过  $V_{\text{current}}$  以及  $V_{\text{out-1}}$  的值进行以下的两个判定。

[0119] 1. 是否发生了折返。

[0120] 2.  $V_{\text{current}}$  是否在折返区域内。

[0121] 这两个状态的判定是通过事先决定的阈值与  $V_{\text{current}}$  以及  $V_{\text{out-1}}$  进行比较而进行的。具体而言,对阈值  $V_{\text{th}}$  以及血流零速度  $V_{\text{zero}}$  与  $V_{\text{current}}$  以及  $V_{\text{out-1}}$  进行比较。

[0122] (表 3)

[0123]

条件		发生折返	进入折返区域
(0)	$V_{current} < -V_{th}$ 并且 $V_{out-1} > 0$	○	○
(1)	$V_{current} > V_{th}$ 并且 $V_{out-1} < 0$	○	○
(2)	$V_{out-1} < -V_{th}$ 并且 $V_{current} > 0$	○	×
(3)	$V_{out-1} > V_{th}$ 并且 $V_{current} < 0$	○	×
(4)	上述以外	×	×

[0124] 图 6(a) 表示阈值  $V_{th}$ 、血流零速度  $V_{zero}$ 、 $V_{current}$  以及  $V_{out-1}$  的大小关系。在图 6(a) 中,横轴的第一象限部分表示血流零速度  $V_{zero}$ ,横轴的第二象限部分表示  $V_{max}$  或  $-V_{max}$ 。在速度  $V$  为正的情况下,位于第一或第二象限,在速度  $V$  为负的情况下,位于第三或第四象限。

[0125] 在此,在  $V_{th}$  以及  $-V_{th}$  中,例如,在相邻的帧的时间间隔设定虚拟的血流速度变化的最大值。

[0126] 表 3 表示在折返判定部 105 中的判定条件和判定结果。

[0127] 如条件 (0) 所示,在  $V_{out-1}$  为正的情况下,虚拟的血流速度变化的最大值是  $V_{th}$  或  $-V_{th}$ ,因此,  $V_{current}$  不会变得比  $-V_{th}$  小。因此,如果满足  $V_{current} < -V_{th}$ ,则判定  $V_{current}$  实际上成为比与  $\pm PRF/2$  对应的最大血流速度  $V_{max}$  大的值,发生了折返,并  $V_{current}$  在折返区域。条件 (1) 是将条件 (0) 的符号反转后的情况。

[0128] 如条件 (2) 所示,在  $V_{out-1}$  小于  $-V_{th}$  的情况下,  $V_{current}$  成为正的值表明是超过虚拟的血流速度变化的最大值的变化的变化,因此,发生了折返。另外,由于  $V_{current}$  是在将  $V_{zero}$  夹在中间的  $\pm V_{th}$  的范围内,因此,  $V_{current}$  不是折返区域。条件 (3) 是将条件 (2) 的符号反转后的情况。

[0129] 在条件 (0) 到 (3) 都不满足的情况下,判定为 :不会发生折返,另外  $V_{current}$  不在折返区域。

[0130] 第一持续性系数决定部 106A 根据从折返判定部 105 输出的两个判定结果和从帧存储部 104 读出的血流速度数据  $V_{current}$  的绝对值,制定对第一持续性系数参照存储部 107 的参照索引。表 4 表示所制定的参照索引。

[0131] (表 4)

[0132]

条件	发生折返	进入折返区域	参照索引 (Idx1)
(0)	○	○	$V_{max}$
(1)	○	○	$V_{max}$

(2)	○	×	Abs(Vcurrent)
(3)	○	×	Abs(Vcurrent)
(4)	×	×	Abs(Vcurrent)

[0133] 在发生了折返,并且Vcurrent在折返区域的情况下,血流速度Vcurrent实际上可认为是超过Vmax或超过-Vmax的很大的值。因此,参照索引成为Vmax。在其他的情况下,成为Vcurrent的绝对值Abs(Vcurrent)。

[0134] 在第一持续性系数参照存储部107A中存储了由与参照索引建立了对应关系的第一持续性系数构成的第一参照表。第一持续性系数决定部106A访问第一持续性系数参照存储部107A,读出与制定的参照索引建立了对应关系的第一持续性系数,向第一持续性运算部108A输出。

[0135] 图6(b)是表示参照索引与第一持续性系数的对应关系的一个例子的图表。在图6(b)中,横轴表示参照索引,纵轴表示持续性系数。如表4所示,参照索引是Vmax或Vcurrent的绝对值Abs(Vcurrent)。在Vcurrent的绝对值为阈值Vth以下的情况下,Vcurrent与Cpersistence的对应关系为:随着Vcurrent的增大,第一持续性系数Cpersistence单调增加。即,在Vcurrent的绝对值为阈值Vth以下的情况下,根据最新的帧的血流速度Vcurrent,与不同的持续性系数Cpersistence建立对应关系。

[0136] 相比之下,第二持续性系数决定部106B根据从折返判定部105输出的两个判定结果和从持续性存储部109读出的血流速度数据Vout-1的绝对值,制定对第一持续性系数参照存储部107的参照索引。表5表示所制定的参照索引。

[0137] (表5)

[0138]

条件	发生折返	进入折返区域	参照索引 (Idx2)
(0)	○	○	Vmax
(1)	○	○	Vmax
(2)	○	×	Abs(Vout-1)
(3)	○	×	Abs(Vout-1)
(4)	×	×	Abs(Vout-1)

[0139] 在条件(2)到(4)的情况下,第二持续性系数决定部106B在生成从持续性存储部109读出的血流速度数据Vout-1的绝对值作为参照索引这一点上,与第一持续性系数决定部106A不同。

[0140] 在第二持续性系数参照存储部107B中存储了由与参照索引建立了对应关系的第二持续性系数构成的第二参照表。第二持续性系数决定部106B访问第二持续性系数参照

存储部 107B, 读出与制定的参照索引建立了对应关系的第二持续性系数, 向第二持续性运算部 108B 输出。

[0141] 图 6(c) 是表示参照索引与第二持续性系数的对应关系的一个例子的图表。在图 6(c) 中, 横轴表示参照索引, 纵轴表示持续性系数。如表 5 所示, 参照索引是  $V_{\max}$  或  $V_{out-1}$  的绝对值  $Abs(V_{out-1})$ 。在  $V_{out-1}$  的绝对值为阈值  $V_{th}$  以下的情况下,  $V_{out-1}$  与  $C_{persistence}$  的对应关系为: 随着  $V_{out-1}$  的增大, 第二持续性系数  $C_{persistence}$  单调增加。即, 在  $V_{out-1}$  的绝对值为阈值  $V_{th}$  以下的情况下, 根据前一个的血流速度  $V_{out-1}$ , 与不同的第二持续性系数  $C_{persistence}$  建立对应关系。

[0142] 如图 6(b) 以及图 6(c) 所示, 无论参照索引取哪个值, 第二持续性系数都比第一持续性大。即, 第一持续性系数与最新的帧的血流速度相对应, 并且是很小的值。第一持续性系数如果变大, 则会成为进一步考虑到前一个帧的血流速度的运算, 因此, 第一持续性运算部 108A 会进行抑制余像效果且迅速地使血流速度变化的运算。相比之下, 第二持续性系数与前一个帧的血流速度相对应, 并且是很大的值, 因此, 第二持续性运算部 108B 会进行提高余像效果且抑制血流速度的变化的运算。

[0143] 另外, 如上所述, 由于第一持续性运算部 108A 进行抑制余像效果且迅速地使血流速度变化的运算, 因此, 虽然血流速度很高, 但是由于血流能量很小, 因此, 在不能正确检测血流的情况下, 突然血流速度可能成为零。在这种情况下, 随着血流速度提高, 如果对血流图像进行色调或灰度的着色, 则血流图像被突然着色成暗的灰度, 图像会忽闪忽灭地显示。因此, 随着参照索引增加, 能够使第一持续性系数单调增加, 并且, 随着血流速度提高, 能够提高余像效果, 并抑制血流图像的忽闪忽灭。

[0144] 另外, 由于第二持续性运算部 108B 进行提高余像效果的图像显示, 因此, 如果随着血流速度的提高, 对血流图像进行色调或灰度的着色, 则在血流速度低的情况下, 会以超过所需时间的长时间将稍暗的显示作为余像进行显示。例如, 在移动了探针的情况下, 血流显示会给人一种留下痕迹的印象。因此, 随着参照索引的增加, 能使第二持续性系数单调增加, 随着血流速度降低, 能够抑制余像效果。因此, 通过在基于血流速度的绝对值的参照索引与第一以及第二持续性系数之间设定恰当的单调增加的关系, 能够实现高质量的血流显示。

[0145] 另外, 由表 3, 表 4 以及表 5 可知, 即使  $V_{current} < -V_{th}$ , 如果  $V_{out-1} > 0$ , 则参照索引也成为  $V_{\max}$  (条件 (0)), 另一方面, 如果  $V_{out-1} < 0$ , 则参照索引也成为  $V_{current}$  的绝对值  $Abs(V_{current})$  (条件 (4))。因此, 即使满足  $V_{current} < -V_{th}$ , 根据  $V_{out-1}$  为正还是为负的不同, 参照索引也不同, 持续性系数  $C_{persistence}$  也不同。其结果是, 即使是满足  $V_{current} < -V_{th}$  的相邻的区域, 根据  $V_{out-1}$  为正还是为负的不同, 作为彩色血流成像图像所显示的颜色也不同, 会在图像中产生不连续的色调部分。

[0146] 为了抑制这种不自然的显示, 在  $V_{current}$  的绝对值为阈值  $V_{th}$  以上的情况下, 优选将参照索引与相同值的持续性系数  $C_{persistence}$  建立对应关系。由此, 在发生折返的血流区域, 或者在其边界附近, 能够进行自然的显示。

[0147] 使用如上所述所决定的第一以及第二持续性系数, 第一持续性运算部 108A 以及第二持续性运算部 108B 分别生成实施了持续性处理的最新的血流速度数据。

[0148] 最大值选择部 116 选择两个血流速度数据的绝对值大的一方, 将所选择的血流速

度数据作为经余像处理过的血流速度数据而输出。即,为了能获得绝对值大的血流速度数据,选择两个持续性处理的结果,因此,能够以不使存在于甲状腺、肝脏和肾脏等中的血流能量变得不稳定的末梢血管的血流显示忽闪忽灭,并且不会由于平滑化而导致末梢血管的血流消失的状态进行血流运动图像的显示。

[0149] 另外,在上述实施方式中,虽然根据 CFM 帧数据的血流速度动态地决定了持续性系数,并对血流速度进行了持续性运算,但是,如上所述,对除了 CFM 帧数据之外的数据,例如血流能量数据,也可以进行持续性运算,对 B 模式断层图像数据也可以进行持续性运算。

[0150] 另外,在上述实施方式中,虽然使用最新的帧以及前一个帧的血流速度数据进行了持续性处理,但是,也可以使用前两个或前三个以上的帧的血流速度数据进行持续性处理。另外,不局限于公式(1),也可以使用其他的计算公式进行持续性处理。

[0151] (产业上的可利用性)

[0152] 本发明能够很好地应用于能显示被检体的血流状态的超声波诊断装置中。

[0153] 附图标记的说明:

[0154] 101、401…探针

[0155] 102、402…超声波发送接收部

[0156] 103、403…CFM 信号处理部

[0157] 104、404…帧存储部

[0158] 105…折返判定部

[0159] 106…持续性系数决定部

[0160] 106A…第一持续性系数决定部

[0161] 106B…第二持续性系数决定部

[0162] 107…持续性系数参照存储部

[0163] 107A…第一持续性系数参照存储部

[0164] 107B…第二持续性系数参照存储部

[0165] 108、407…持续性运算部

[0166] 108A…第一持续性运算部

[0167] 108B…第二持续性运算部

[0168] 109…持续性存储部

[0169] 110、408…CFM DSC 部

[0170] 111、409…断层图像信号处理部

[0171] 112、410…断层图像 DSC 部

[0172] 113、411…图像合成部

[0173] 114、412…显示部

[0174] 115、115' …余像处理部

[0175] 116…最大值选择部

[0176] 405…帧存储选择部

[0177] 406…持续性系数设定部

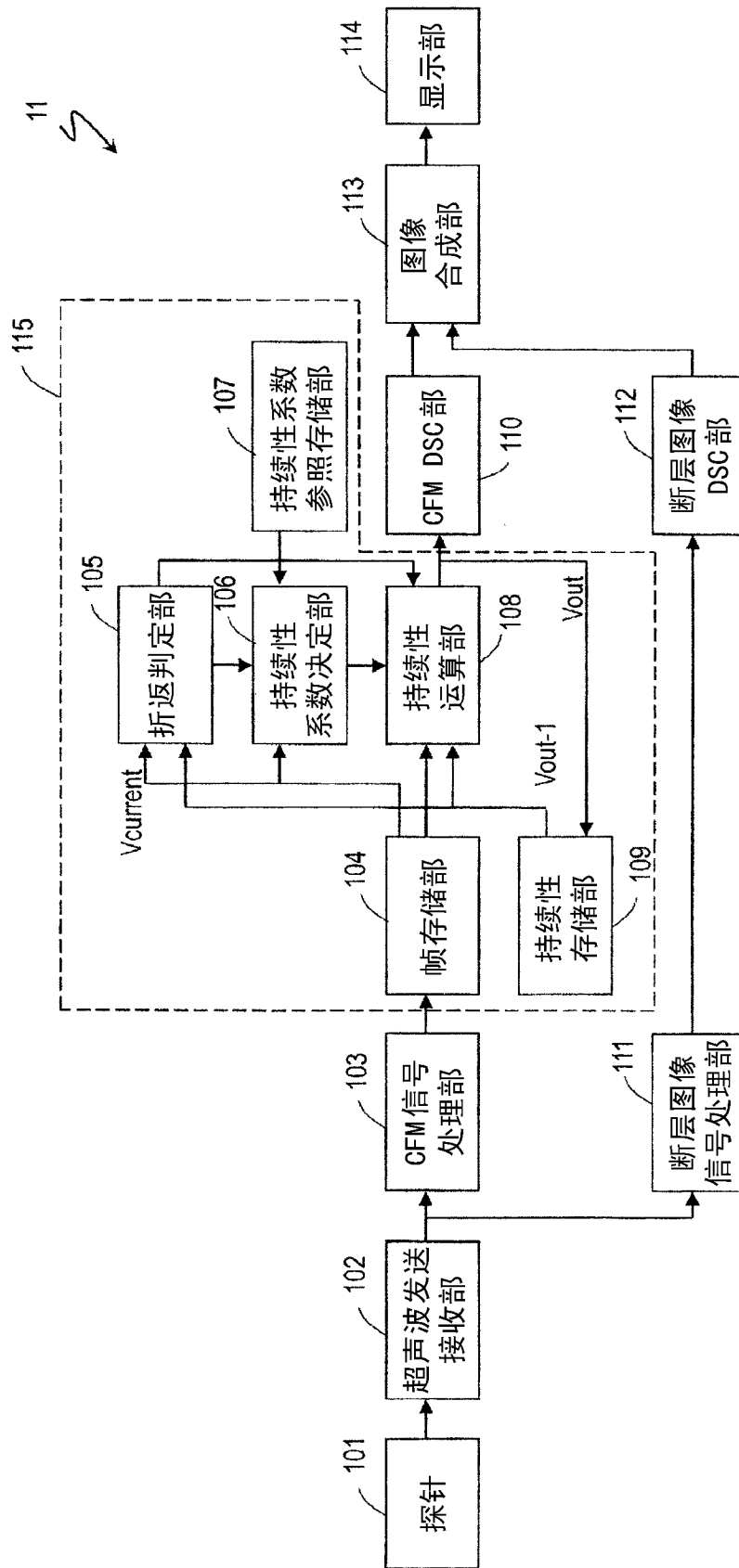


图 1

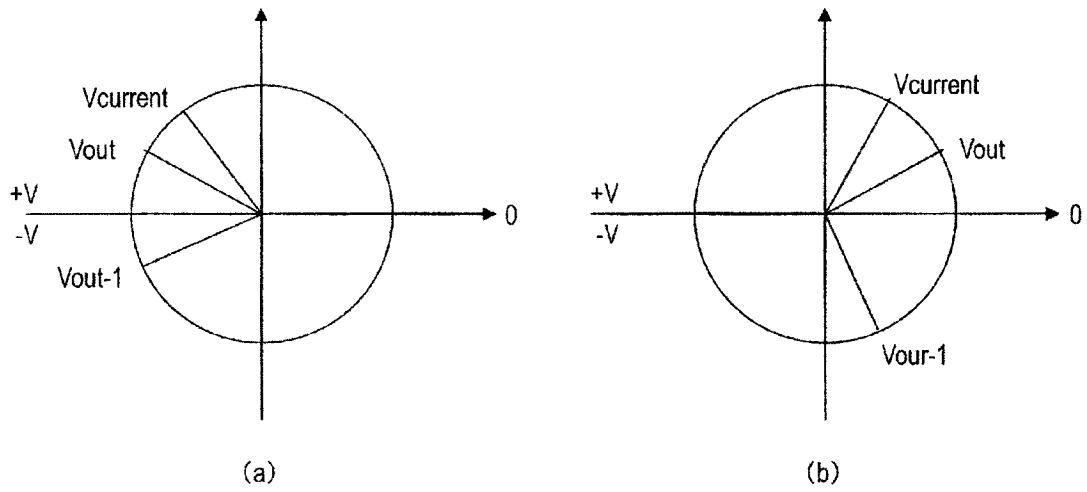


图 2

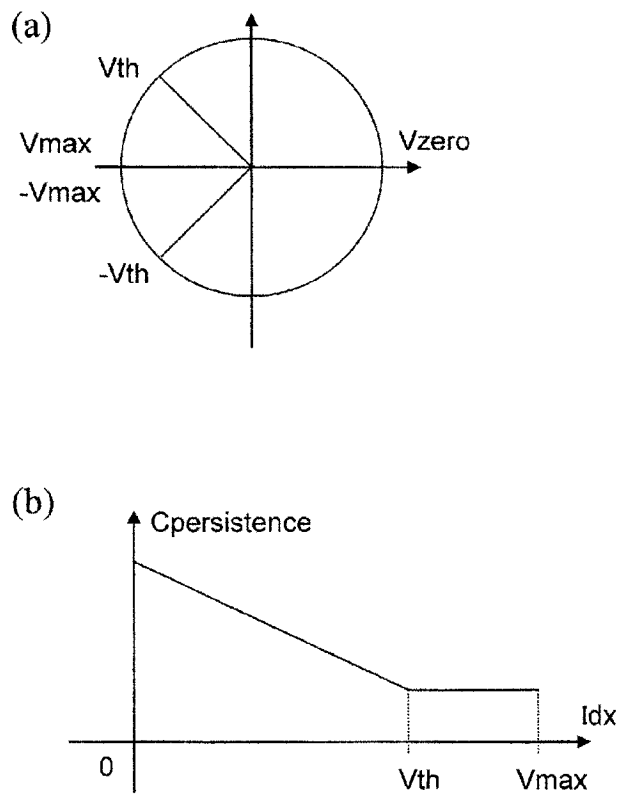


图 3

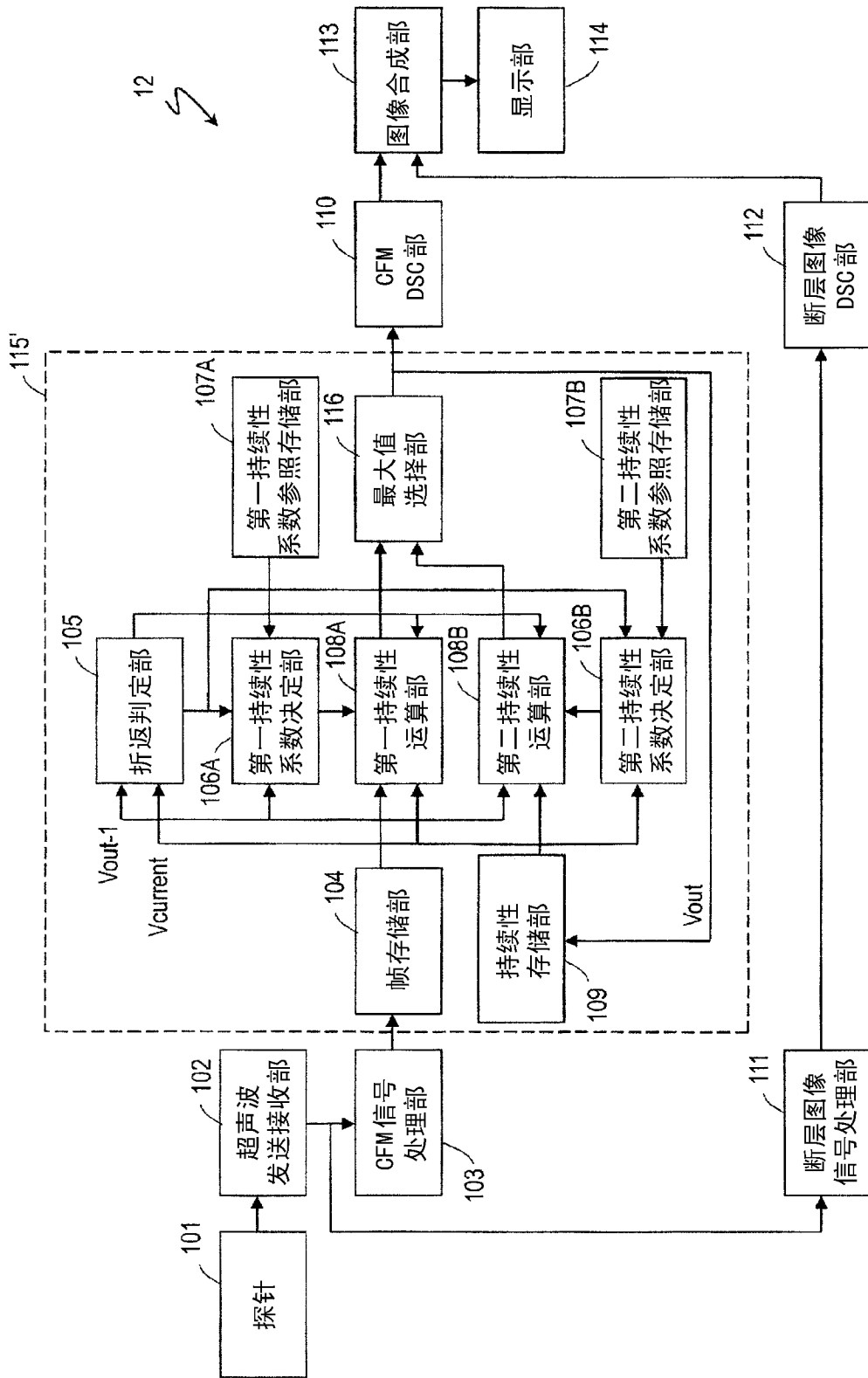


图 4

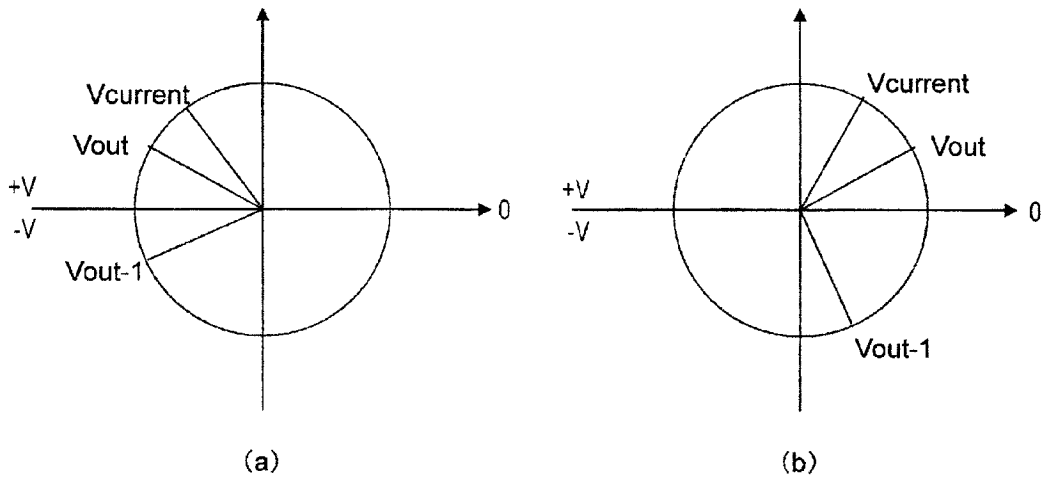


图 5

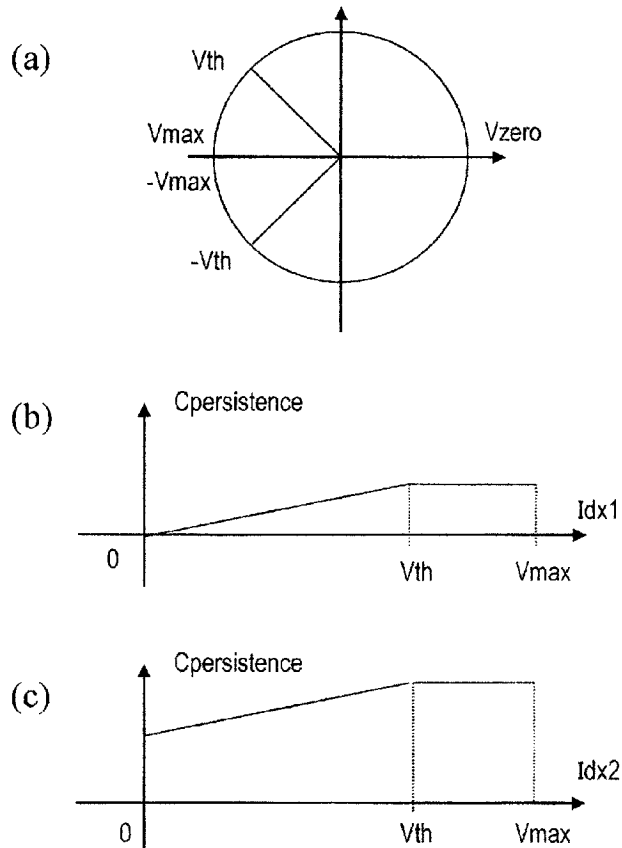


图 6

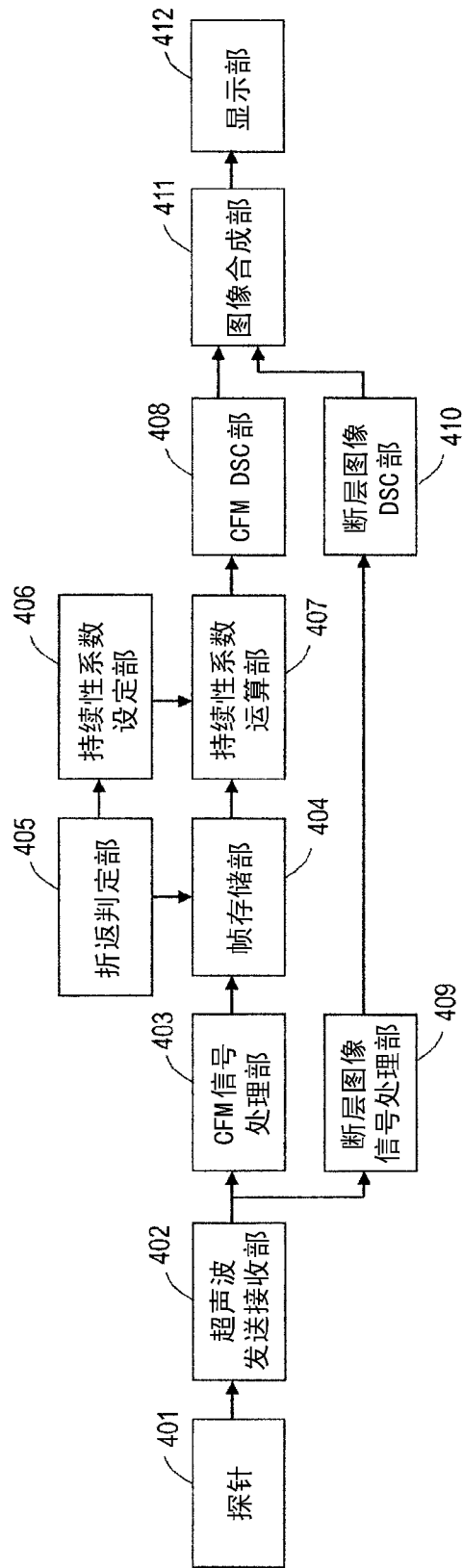


图 7

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN102292028B</a>	公开(公告)日	2014-04-09
申请号	CN201080005148.4	申请日	2010-09-24
申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
[标]发明人	右田学		
发明人	右田学		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/13 A61B8/06		
审查员(译)	刘珊珊		
优先权	2009223204 2009-09-28 JP 2009223205 2009-09-28 JP		
其他公开文献	CN102292028A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明的超声波诊断装置具有：发送接收部，其反复驱动探针，利用上述探针接收通过由驱动上述探针所发送的超声波在被检体中进行反射而获得的反射回波，并依次生成多个接收信号；彩色血流成像信号处理部，其根据上述多个接收信号，依次生成各帧中的上述被检体中的血流部分的血流速度数据；余像处理部，其对上述各帧中的血流速度数据进行余像处理；断层图像信号处理部，其根据上述接收信号，生成B模式断层图像帧数据；和图像合成部，其将经上述余像处理过的血流速度数据以及上述B模式断层图像帧数据进行合成，上述余像处理部根据最新的帧的血流速度数据和对最新之前的帧的进行了余像处理后得到的血流速度数据，进行折返判定，根据上述折返判定的结果和最新以及最新之前的帧的血流速度数据，动态地变更持续性系数。

