



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105310726 A

(43) 申请公布日 2016. 02. 10

(21) 申请号 201510335292. 9

G06T 5/00(2006. 01)

(22) 申请日 2015. 06. 17

(30) 优先权数据

2014-125706 2014. 06. 18 JP

(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 佐藤武史

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 杨谦 胡建新

(51) Int. Cl.

A61B 8/06(2006. 01)

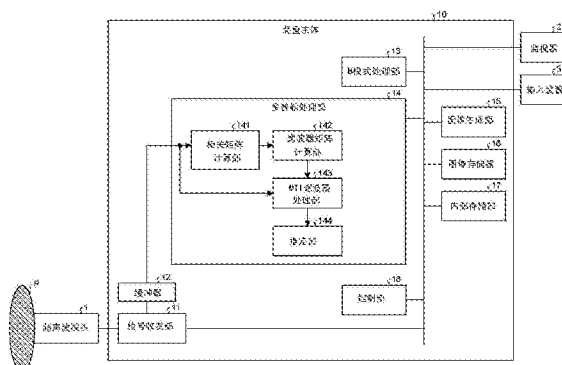
权利要求书4页 说明书19页 附图10页

(54) 发明名称

超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法

(57) 摘要

本发明提供能够在输入非等间隔数据串的彩色多普勒法中减少运动伪影的超声波诊断装置。超声波诊断装置具备相关矩阵计算部、滤波器矩阵计算部、提取部、推定部、图像生成部以及控制部。相关矩阵计算部使用基于反射波而生成的反射波数据的集合即第1数据串计算相关矩阵,反射波是通过以在同一扫描线上不使发送脉冲的时间间隔一定的方式发送超声波而产生的。滤波器矩阵计算部基于相关矩阵的主成分分析的结果计算滤波器系数。提取部使用滤波器系数提取第1数据串包含的、被移动体反射的超声波的反射波的反射波数据的集合即第2数据串。推定部基于第2数据串推定移动体信息。图像生成部基于移动体信息生成超声波图像数据。控制部使超声波图像数据显示于显示部。



1. 一种超声波诊断装置,具备:

相关矩阵计算部,使用第1数据串计算相关矩阵,该第1数据串是基于反射波而生成的反射波数据的集合,上述反射波是通过以在同一扫描线上不使发送脉冲的时间间隔一定的方式发送超声波而产生的反射波;

滤波器矩阵计算部,基于使用了上述相关矩阵的主成分分析的结果,计算滤波器系数;

提取部,使用上述滤波器系数提取第2数据串,该第2数据串是上述第1数据串所包含的、来自于被上述同一扫描线上存在的移动体反射的上述超声波的反射波的反射波数据的集合;

推定部,基于提取的上述第2数据串,推定上述移动体的移动体信息;

图像生成部,基于上述移动体信息,生成超声波图像数据;以及

控制部,使上述超声波图像数据显示于显示部。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,

上述推定部使用上述第2数据串的至少一部分,计算上述移动体的功率,作为上述移动体信息。

3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,

上述推定部根据上述第2数据串的间隔较短的脉冲对,计算上述移动体的速度,作为上述移动体信息。

4. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,

上述推定部根据上述第2数据串的间隔较短的脉冲对,计算上述移动体的速度,作为上述移动体信息。

5. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,

上述滤波器矩阵计算部基于上述相关矩阵的本征值的大小,确定在上述主成分分析中要抑制的主成分的数量。

6. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,

上述滤波器矩阵计算部基于上述相关矩阵的本征值的大小,确定在上述主成分分析中要抑制的主成分的数量。

7. 根据权利要求3所述的超声波诊断装置,

上述滤波器矩阵计算部基于上述相关矩阵的本征值的大小,确定在上述主成分分析中要抑制的主成分的数量。

8. 根据权利要求4所述的超声波诊断装置,

上述滤波器矩阵计算部基于上述相关矩阵的本征值的大小,确定在上述主成分分析中要抑制的主成分的数量。

9. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,

上述相关矩阵计算部在将进行了超声波收发的扫描范围分割而成的多个范围内分别计算相关矩阵,进而通过使用了多个上述范围各自的相关矩阵的插补处理,计算多个上述范围分别被进一步细分化后的多个细分化范围各自的相关矩阵,

上述滤波器矩阵计算部根据多个上述细分化范围各自的相关矩阵,计算各细分化范围的滤波器系数,

上述提取部使用多个上述细分化范围各自的滤波器系数,提取多个上述细分化范围各自的上述第 2 数据串,

上述推定部基于多个上述细分化范围各自的上述第 2 数据串,推定上述移动体信息,
上述图像生成部根据上述移动体信息,生成超声波图像数据。

10. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置,

上述相关矩阵计算部在将进行了超声波收发的扫描范围分割而成的多个范围内分别计算相关矩阵,进而通过使用了多个上述范围各自的相关矩阵的插补处理,计算多个上述范围分别被进一步细分化后的多个细分化范围各自的相关矩阵,

上述滤波器矩阵计算部根据多个上述细分化范围各自的相关矩阵,计算各细分化范围的滤波器系数,

上述提取部使用多个上述细分化范围各自的滤波器系数,提取多个上述细分化范围各自的上述第 2 数据串,

上述推定部基于多个上述细分化范围各自的上述第 2 数据串,推定上述移动体信息,
上述图像生成部根据上述移动体信息,生成超声波图像数据。

11. 根据权利要求 3 所述的超声波诊断装置,

上述相关矩阵计算部在将进行了超声波收发的扫描范围分割而成的多个范围内分别计算相关矩阵,进而通过使用了多个上述范围各自的相关矩阵的插补处理,计算多个上述范围分别被进一步细分化后的多个细分化范围各自的相关矩阵,

上述滤波器矩阵计算部根据多个上述细分化范围各自的相关矩阵,计算各细分化范围的滤波器系数,

上述提取部使用多个上述细分化范围各自的滤波器系数,提取多个上述细分化范围各自的上述第 2 数据串,

上述推定部基于多个上述细分化范围各自的上述第 2 数据串,推定上述移动体信息,
上述图像生成部根据上述移动体信息,生成超声波图像数据。

12. 根据权利要求 4 所述的超声波诊断装置,

上述相关矩阵计算部在将进行了超声波收发的扫描范围分割而成的多个范围内分别计算相关矩阵,进而通过使用了多个上述范围各自的相关矩阵的插补处理,计算多个上述范围分别被进一步细分化后的多个细分化范围各自的相关矩阵,

上述滤波器矩阵计算部根据多个上述细分化范围各自的相关矩阵,计算各细分化范围的滤波器系数,

上述提取部使用多个上述细分化范围各自的滤波器系数,提取多个上述细分化范围各自的上述第 2 数据串,

上述推定部基于多个上述细分化范围各自的上述第 2 数据串,推定上述移动体信息,
上述图像生成部根据上述移动体信息,生成超声波图像数据。

13. 根据权利要求 5 所述的超声波诊断装置,

上述相关矩阵计算部在将进行了超声波收发的扫描范围分割而成的多个范围内分别计算相关矩阵,进而通过使用了多个上述范围各自的相关矩阵的插补处理,计算多个上述范围分别被进一步细分化后的多个细分化范围各自的相关矩阵,

上述滤波器矩阵计算部根据多个上述细分化范围各自的相关矩阵,计算各细分化范围

的滤波器系数，

上述提取部使用多个上述细分化范围各自的滤波器系数，提取多个上述细分化范围各自的上述第 2 数据串，

上述推定部基于多个上述细分化范围各自的上述第 2 数据串，推定上述移动体信息，
上述图像生成部根据上述移动体信息，生成超声波图像数据。

14. 根据权利要求 6 所述的超声波诊断装置，

上述相关矩阵计算部在将进行了超声波收发的扫描范围分割而成的多个范围内分别计算相关矩阵，进而通过使用了多个上述范围各自的相关矩阵的插补处理，计算多个上述范围分别被进一步细分化后的多个细分化范围各自的相关矩阵，

上述滤波器矩阵计算部根据多个上述细分化范围各自的相关矩阵，计算各细分化范围的滤波器系数，

上述提取部使用多个上述细分化范围各自的滤波器系数，提取多个上述细分化范围各自的上述第 2 数据串，

上述推定部基于多个上述细分化范围各自的上述第 2 数据串，推定上述移动体信息，
上述图像生成部根据上述移动体信息，生成超声波图像数据。

15. 根据权利要求 7 所述的超声波诊断装置，

上述相关矩阵计算部在将进行了超声波收发的扫描范围分割而成的多个范围内分别计算相关矩阵，进而通过使用了多个上述范围各自的相关矩阵的插补处理，计算多个上述范围分别被进一步细分化后的多个细分化范围各自的相关矩阵，

上述滤波器矩阵计算部根据多个上述细分化范围各自的相关矩阵，计算各细分化范围的滤波器系数，

上述提取部使用多个上述细分化范围各自的滤波器系数，提取多个上述细分化范围各自的上述第 2 数据串，

上述推定部基于多个上述细分化范围各自的上述第 2 数据串，推定上述移动体信息，
上述图像生成部根据上述移动体信息，生成超声波图像数据。

16. 根据权利要求 8 所述的超声波诊断装置，

上述相关矩阵计算部在将进行了超声波收发的扫描范围分割而成的多个范围内分别计算相关矩阵，进而通过使用了多个上述范围各自的相关矩阵的插补处理，计算多个上述范围分别被进一步细分化后的多个细分化范围各自的相关矩阵，

上述滤波器矩阵计算部根据多个上述细分化范围各自的相关矩阵，计算各细分化范围的滤波器系数，

上述提取部使用多个上述细分化范围各自的滤波器系数，提取多个上述细分化范围各自的上述第 2 数据串，

上述推定部基于多个上述细分化范围各自的上述第 2 数据串，推定上述移动体信息，
上述图像生成部根据上述移动体信息，生成超声波图像数据。

17. 一种图像处理装置，具备：

相关矩阵计算部，使用第 1 数据串计算相关矩阵，该第 1 数据串是基于反射波而生成的反射波数据的集合，上述反射波是通过以在同一扫描线上不使发送脉冲的时间间隔一定的方式发送超声波而产生的反射波；

滤波器矩阵计算部,基于使用了上述相关矩阵的主成分分析的结果,计算滤波器系数;

提取部,使用上述滤波器系数提取第2数据串,该第2数据串是上述第1数据串所包含的、来自于被上述同一扫描线上存在的移动体反射的上述超声波的反射波的反射波数据的集合;

推定部,基于提取的上述第2数据串,推定上述移动体的移动体信息;

图像生成部,基于上述移动体信息,生成超声波图像数据;以及

控制部,使上述超声波图像数据显示于显示部。

18. 一种图像处理方法,包含如下步骤:

使用第1数据串计算相关矩阵,该第1数据串是基于反射波而生成的反射波数据的集合,上述反射波是通过以在同一扫描线上不使发送脉冲的时间间隔一定的方式发送超声波而产生的反射波,

基于使用了上述相关矩阵的主成分分析的结果,计算滤波器系数,

使用上述滤波器系数提取第2数据串,该第2数据串是上述第1数据串所包含的、来自于被上述同一扫描线上存在的移动体反射的上述超声波的反射波的反射波数据的集合,

基于提取的上述第2数据串,推定上述移动体的移动体信息,

基于上述移动体信息,生成超声波图像数据,

使上述超声波图像数据显示于显示部。

超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法

[0001] 相关申请的参照

[0002] 本申请享有 2014 年 6 月 18 日提出申请的日本国专利申请编号 2014 — 125706 号的优先权的利益,在本申请中引用该日本国专利申请的全部内容。

技术领域

[0003] 实施方式涉及超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法。

背景技术

[0004] 以往,为了进行生物体的血流的观察、诊断而广泛使用超声波诊断装置。超声波诊断装置通过基于多普勒效应的多普勒法,从超声波的反射波进行血流信息的生成以及显示。作为利用超声波诊断装置生成显示的血流信息,有彩色多普勒图像、多普勒波形(多普勒频谱)等。

[0005] 彩色多普勒图像是通过彩色血流图(CFM:Color Flow Mapping)法而拍摄的超声波图像。在 CFM 法中,在多个扫描线上进行多次超声波的收发。而且,在 CFM 法中,对相同位置的数据串施加 MTI(Moving Target Indicator,运动目标指示)滤波器(Filter),抑制来自于静止的组织或运动较慢的组织的信号(杂波(Clutter)信号),提取来自于血流的信号。而且,在 CFM 法中,从该血流信号推定血流的速度、血流的方差、血流的功率等血流信息,显示例如二维地彩色显示推定结果的分布而得的超声波图像(彩色多普勒图像)。

[0006] 通常,作为 MTI 滤波器,使用有巴特沃斯(Butterworth)型的 IIR(Infinite Impulse Response,无限冲激响应)滤波器,多项式回归滤波器(Polynomial Regression Filter)等系数被固定的滤波器。另一方面,也已知有根据输入信号使系数变化的适应型的 MTI 滤波器。

[0007] 作为一个例子,适应型的 MTI 滤波器从 MTI 滤波器输入前的信号求出组织的速度,获得其相位差被抵消(cancel)的信号。并且,该滤波器从预先准备的 MTI 滤波器用的系数中选择与获得的信号相应的系数。另外,也已知有被称作“Eigenvector Regression Filter(特征向量回归滤波器)”的适应型的 MTI 滤波器。该适应型的 MTI 滤波器从相关矩阵计算本征向量,通过根据计算出本征向量来直接计算在 MTI 滤波器中所使用的系数的方法,获得杂波成分被抑制的信号。该方法应用了主成分分析、K-L 转换(Karhunen-Loeve transform)、本征空间法中使用的方法。

[0008] 在这种现有的超声波彩色多普勒法中,大多等间隔地输入数据串。这里,所谓数据串,表示基于在同一扫描线上通过发送超声波而接收的反射波所生成的反射波数据的集合。另外,所谓数据串是等间隔的情况,表示通过在同一扫描线上使发送脉冲的时间间隔为一定地发送超声波并接收反射波、从而获得时间上等间隔的反射波数据。例如,在某一扫描线上进行四次超声波的收发的情况下,第一次与第二次的超声波收发的间隔、第二次与第三次的超声波收发的间隔、以及第三次与第四次的超声波收发的间隔相同。另外,在超声波彩色多普勒法中,也公开了应用于数据串不是等间隔的情况的方法。在该方法中,例如对不

是等间隔的数据串进行多项式的最小平方拟合 (fitting), 来近似杂波, 并从原信号减去该近似信号, 从而提取血流信号。此外, 所谓“数据串不是等间隔”的情况, 表示通过在同一扫描线上使发送脉冲的时间间隔不为一定地发送超声波并接收反射波, 从而获得时间上不同间隔的反射波数据。此外, 将“数据串不是等间隔”适当地记载为“数据串非等间隔”。

发明内容

[0009] 本发明要解决的课题在于, 提供一种能够在被输入非等间隔数据串的彩色多普勒法中减少运动伪影 (motion artifact) 的超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法。

[0010] 实施方式的超声波诊断装置具备相关矩阵计算部、滤波器矩阵计算部、提取部、推定部、图像生成部、以及控制部。相关矩阵计算部使用第 1 数据串计算相关矩阵, 该第 1 数据串是基于反射波而生成的反射波数据的集合, 上述反射波是通过以在同一扫描线上不使发送脉冲的时间间隔一定的方式发送超声波而产生的反射波。滤波器矩阵计算部基于使用了上述相关矩阵的主成分分析的结果, 计算滤波器系数。提取部使用上述滤波器系数提取第 2 数据串, 该第 2 数据串是上述第 1 数据串所包含的、来自于被上述同一扫描线上存在的移动体反射的上述超声波的反射波的反射波数据的集合。推定部基于提取的上述第 2 数据串, 推定上述移动体的移动体信息。图像生成部基于上述移动体信息, 生成超声波图像数据。控制部使上述超声波图像数据显示于显示部。

[0011] 效果:

[0012] 根据实施方式的超声波诊断装置, 能够在被输入非等间隔数据串的彩色多普勒法中减少运动伪影。

附图说明

[0013] 图 1 是表示第 1 实施方式的超声波诊断装置的构成例的框图。

[0014] 图 2A 是表示第 1 实施方式的控制部的非等间隔扫描的一个例子的图。

[0015] 图 2B 是表示第 1 实施方式的控制部的非等间隔扫描的一个例子的图。

[0016] 图 2C 是表示第 1 实施方式的控制部的非等间隔扫描的一个例子的图。

[0017] 图 2D 是表示第 1 实施方式的控制部的非等间隔扫描的一个例子的图。

[0018] 图 3 是表示第 1 实施方式的控制部的相同光栅上的非等间隔扫描的一个例子的图。

[0019] 图 4 是用于说明第 1 实施方式的秩减少 (rank cut) 数的确定处理的一个例子的图。

[0020] 图 5 是用于说明第 1 实施方式的秩剪切数的确定处理的一个例子的图。

[0021] 图 6 是表示第 1 实施方式的超声波图像数据的一个例子的图。

[0022] 图 7 是表示第 1 实施方式的超声波图像数据的一个例子的图。

[0023] 图 8 是用于说明第 1 实施方式的超声波诊断装置所进行的处理的一个例子的流程图。

[0024] 图 9 是表示第 2 实施方式的相关矩阵计算部所进行的处理的一个例子的图。

[0025] 图 10 是用于说明第 2 实施方式的效果的图。

[0026] 图 11 是用于说明第 2 实施方式的超声波诊断装置所进行的处理的一个例子的流程图。

具体实施方式

[0027] 以下,参照附图详细说明超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法的实施方式。

[0028] (第 1 实施方式)

[0029] 首先,对第 1 实施方式的超声波诊断装置的结构进行说明。图 1 是表示第 1 实施方式的超声波诊断装置的构成例的框图。如图 1 所例示,第 1 实施方式的超声波诊断装置具有超声波探头 1、监视器 2、输入装置 3、以及装置主体 10。

[0030] 超声波探头 1 为了进行超声波的收发而连接于装置主体 10。超声波探头 1 例如具有多个压电振子,这多个压电振子基于从后述的装置主体 10 所具有的收发部 11 供给的驱动信号,产生超声波。另外,超声波探头 1 所具有的多个压电振子接收来自被检体 P 的反射波而转换为电信号。另外,超声波探头 1 具有设于压电振子的匹配层、以及防止超声波从压电振子向后方的传播的背衬 (backing) 材料等。此外,超声波探头 1 以装卸自如的方式与装置主体 10 连接。

[0031] 若从超声波探头 1 向被检体 P 发送超声波,则发送的超声波接连被被检体 P 的体内组织中的声阻抗的非连续面反射,作为反射波信号被超声波探头 1 所具有多个压电振子接收。接收的反射波信号的振幅取决于反射超声波的非连续面上的声阻抗之差。此外,发送的超声波脉冲被移动的血流或心脏壁等的表面反射的情况下的反射波信号因多普勒效应而取决于移动体的相对于超声波发送方向的速度成分,并受到频率偏移。

[0032] 此外,即使超声波探头 1 是二维地扫描被检体 P 的 1D 阵列探头 (array probe)、三维地扫描被检体 P 的机械式 4D 探头 (mechanical four dimensional probe)、或 2D 阵列探头,也能够应用第 1 实施方式。

[0033] 输入装置 3 具有鼠标、键盘、按钮、面板开关、触控屏、脚踏开关、轨迹球、或操纵杆等。输入装置 3 受理来自超声波诊断装置的操作者的各种设定请求,并对装置主体 10 传送所受理的各种设定请求。

[0034] 监视器 2 显示用于超声波诊断装置的操作者使用输入装置 3 输入各种设定请求的 GUI (Graphical User Interface, 图形用户界面)、或者显示在装置主体 10 中生成的超声波图像数据等。

[0035] 装置主体 10 是基于超声波探头 1 接收的反射波信号生成超声波图像数据的装置。如图 1 所例示,装置主体 10 具有收发部 11、缓冲器 12、B 模式处理部 13、多普勒处理部 14、图像生成部 15、图像存储器 16、内部存储部 17、以及控制部 18。

[0036] 收发部 11 基于后述的控制部 18 的指示,控制超声波探头 1 所进行的超声波收发。收发部 11 具有脉冲产生器、发送延迟电路、脉冲产生器等,并向超声波探头 1 供给驱动信号。脉冲产生器重复产生用于以规定的重复频率 (PRF: Pulse Repetition Frequency, 脉冲重复频率) 形成发送超声波的额定脉冲 (rate pulse)。另外,发送延迟电路将从超声波探头 1 产生的超声波会聚成波束状,并且对脉冲产生器所产生的各额定脉冲赋予为了确定发送指向性所需的每个压电振子的延迟时间。另外,脉冲产生器在基于额定脉冲的定时,对

超声波探头 1 施加驱动信号（驱动脉冲）。即，发送延迟电路使对各额定脉冲赋予的延迟时间变化，从而任意地调整从压电振子面发送的超声波的发送方向。

[0037] 此外，收发部 11 为了基于后述的控制部 18 的指示执行规定的扫描序列（scan sequence）而具有能够瞬时地变更发送频率、发送驱动电压等的功能。特别是，发送驱动电压的变更通过能够瞬间地切换其值的线性放大器型的发送电路、或者电切换多个电源单元的机构来实现。

[0038] 另外，收发部 11 具有放大器电路、A/D(Analog/Digital:数/模)转换器、接收延迟电路、加法器、正交检波电路等，对超声波探头 1 接收的反射波信号进行各种处理而生成反射波数据。放大器电路按照每个信道(channel)放大反射波信号而进行增益修正处理。A/D 转换器对进行增益修正后的反射波信号进行 A/D 转换。接收延迟电路对数字数据赋予确定接收指向性所需的接收延迟时间。加法器对被接收延迟电路赋予了接收延迟时间的反射波信号进行加法处理。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相应的方向的反射成分。

[0039] 而且，正交检波电路将加法器的输出信号转换为基带频带的同相信号(I 信号, I: In-phase)与正交信号(Q 信号, Q: Quadrature-phase)。而且，正交检波电路将 I 信号以及 Q 信号（以下，记载为 IQ 信号）作为反射波数据储存于缓冲器 12。此外，正交检波电路也可以将加法器的输出信号转换为 RF(Radio Frequency:射频)信号之后储存于缓冲器 12。IQ 信号、RF 信号是包含相位信息的信号（接收信号）。以下，有时将收发部 11 所输出的反射波数据记载为接收信号。

[0040] 收发部 11 在扫描（二维扫描）被检体 P 内的二维区域的情况下从超声波探头 1 向被检体 P 内的二维区域发送超声波波束。并且，收发部 11 根据超声波探头 1 接收的二维区域的反射波信号，生成二维的反射波数据。另外，收发部 11 在扫描（三维扫描）被检体 P 内的三维区域的情况下从超声波探头 1 向被检体 P 内的三维区域发送超声波波束。并且，收发部 11 根据超声波探头 1 接收的三维区域的反射波信号，生成三维的反射波数据。

[0041] 缓冲器 12 是暂时存储收发部 11 所生成的反射波数据(I/Q 信号)的缓冲器。具体而言，缓冲器 12 存储几个帧(frame)的量的 I/Q 信号、或者几个体单位(volume)的量的 I/Q 信号。例如，缓冲器 12 是 FIFO(First-In/First-Out:先进先出)存储器，存储规定帧量的 I/Q 信号。而且，例如，缓冲器 12 在收发部 11 新生成 1 帧量的 I/Q 信号的情况下，丢弃生成时间最久的 1 帧量的 I/Q 信号，存储新生成的 1 帧量的 I/Q 信号。

[0042] B 模式处理部 13 以及多普勒处理部 14 是对收发部 11 从反射波信号生成的反射波数据进行各种信号处理的信号处理部。B 模式处理部 13 对从缓冲器 12 读取的反射波数据(I/Q 信号)进行对数放大、包络线检波处理、对数压缩等，生成以亮度的明暗度表现多个采样点各自的信号强度而成的数据(B 模式数据)。

[0043] 此外，B 模式处理部 13 利用滤波器处理使检波频率变化，从而能够改变影像化的频带。通过使用该 B 模式处理部 13 的功能，从而第 1 实施方式的超声波诊断装置能够执行对比谐波成像(CHI:Contrast Harmonic Imaging)、组织谐波成像(THI:Tissue Harmonic Imaging)等的谐波成像。即，B 模式处理部 13 能够根据注入了造影剂的被检体 P 的反射波数据，分离将造影剂（微小气泡、气泡）作为反射源的谐波分量的反射波数据（高次谐波数据或者分频谐波数据）和将被检体 P 内的组织作为反射源的基波分量的反射波数据（基波

数据)。B 模式处理部 13 能够根据谐波分量的反射波数据(接收信号)生成用于生成造影图像数据的 B 模式数据。

[0044] 多普勒处理部 14 对从缓冲器 12 读取的反射波数据进行频率解析,生成提取了扫描范围内的移动体的基于多普勒效应的运动信息而成的数据(多普勒数据)。具体而言,多普勒处理部 14 生成分别在多个采样点将平均速度、平均方差值、平均功率(power)值等作为移动体的运动信息来生成多普勒数据。这里,移动体是例如血流、或心壁等组织、造影剂。作为血流的运动信息(血流信息),本实施方式的多普勒处理部 14 生成分别在多个采样点推定血流的平均速度、血流的平均方差值、血流的平均功率值等而成的多普勒数据。

[0045] 使用上述的多普勒处理部 14 的功能,本实施方式的超声波诊断装置能够执行也被称作彩色血流图法(CFM:Color Flow Mapping)的彩色多普勒法。在 CFM 法中,在多个扫描线上进行多次超声波的收发。而且,在 CFM 法中,通过对相同位置的数据串施加 MTI(Moving Target Indicator,运动目标指示)滤波器,抑制来自于静止的组织或运动较慢的组织的信号(杂波信号),从而提取来自于血流的信号。而且,在 CFM 法中,从该血流信号推定血流的速度、血流的方差、血流的功率等的血流信息。后述的图像生成部 15 生成将例如二维地彩色显示了推定结果的分布而成的超声波图像数据(彩色多普勒图像数据)。并且,监视器 2 显示彩色多普勒图像数据。

[0046] 通常,作为 MTI 滤波器,使用有巴特沃斯型的 IIR(Infinite Impulse Response,无限冲激响应)滤波器、多项式回归滤波器(Polynomial Regression Filter)等系数被固定的滤波器。另一方面,本实施方式的多普勒处理部 14 使用与输入信号相应地使系数变化的适应型的 MTI 滤波器作为 MTI 滤波器。具体而言,本实施方式的多普勒处理部 14 使用被称作“Eigenvector Regression Filter(特征向量回归滤波器)”的滤波器作为适应型的 MTI 滤波器。以下,将作为使用了本征向量的适应型 MTI 滤波器的“Eigenvector Regression Filter”记载为“本征向量型 MTI 滤波器”。

[0047] 本征向量型 MTI 滤波器根据相关矩阵计算本征向量,根据计算出的本征向量,计算杂波成分抑制处理中使用的系数。该方法应用了在主成分分析、K-L 转换(Karhunen-Loeve transform)、本征空间法中使用的方法。

[0048] 如图 1 例示,使用本征向量型 MTI 滤波器的第 1 实施方式的多普勒处理部 14 具有相关矩阵计算部 141、滤波器矩阵计算部 142、MTI 滤波器处理部 143、以及推定部 144。相关矩阵计算部 141 根据相同位置(相同采样点)的连续反射波数据的数据串,计算扫描范围的相关矩阵。滤波器矩阵计算部 142 例如计算相关矩阵的本征值以及与该本征值对应的本征向量。而且,滤波器矩阵计算部 142 例如计算将基于各本征值的大小而排列各本征向量而成的矩阵的秩减少后的矩阵,作为抑制杂波成分的滤波器矩阵。

[0049] MTI 滤波器处理部 143 输出:从相同位置(相同采样点)的连续的反射波数据的数据串中使用滤波器矩阵将杂波成分被抑制而来自于血流的血流信号加以提取而成的数据串。推定部 144 进行使用了 MTI 滤波器处理部 143 输出的数据的自相关运算等的运算,来推定血流信息,将推定的血流信息作为多普勒数据加以输出。此外,之后详细叙述第 1 实施方式的多普勒处理部 14 所进行的具体的处理。

[0050] 这里,图 1 所例示的 B 模式处理部 13 以及多普勒处理部 14 能够对二维的反射波数据以及三维的反射波数据这两者进行处理。即,B 模式处理部 13 从二维的反射波数据生

成二维的 B 模式数据,从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 14 从二维的反射波数据生成二维的多普勒数据,从三维的反射波数据生成三维的多普勒数据。

[0051] 图像生成部 15 根据 B 模式处理部 13 以及多普勒处理部 14 生成的数据,生成超声波图像数据。图像生成部 15 根据 B 模式处理部 13 生成的二维的 B 模式数据,生成用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 15 根据多普勒处理部 14 生成的二维的多普勒数据,生成将血流信息影像化的二维多普勒图像数据。二维多普勒图像数据是速度图像数据、方差图像数据、功率图像数据、或者将它们组合而得的图像数据。图像生成部 15 生成用彩色显示血流信息的彩色多普勒图像数据作为多普勒图像数据,或生成用灰度显示一个血流信息的多普勒图像数据作为多普勒图像数据。

[0052] 这里,图像生成部 15 一般将超声波扫描的扫描线信号串转换(扫描转换)成电视等所代表的视频格式的扫描线信号串,生成显示用的超声波图像数据。具体而言,图像生成部 15 与超声波探头 1 的超声波的扫描方式相应地进行坐标转换,从而生成显示用的超声波图像数据。另外,图像生成部 15 除了扫描转换以外,作为各种图像处理,进行例如使用扫描转换后的多个图像帧再次生成亮度的平均值图像的图像处理(平滑化处理)、或者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 15 对超声波图像数据合成各种参数的字符信息、刻度、体位标记(body mark)等。

[0053] 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 15 生成的数据是扫描转换处理后的显示用的超声波图像数据。此外,B 模式数据以及多普勒数据也被称作原始数据(raw data)。图像生成部 15 从扫描转换处理前的二维超声波图像数据生成显示用的二维超声波图像数据。

[0054] 而且,图像生成部 15 通过对 B 模式处理部 13 生成的三维的 B 模式数据进行坐标转换,生成三维 B 模式图像数据。另外,图像生成部 15 通过对多普勒处理部 14 生成的三维的多普勒数据进行坐标转换,生成三维多普勒图像数据。图像生成部 15 生成“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(volume data))”。

[0055] 而且,图像生成部 15 为了生成用于在监视器 2 上显示体数据的各种二维图像数据,对体数据进行绘制(rendering)处理。作为图像生成部 15 所进行的绘制处理,例如包括进行断面重构法(MPR:Multi Planer Reconstruction)而从体数据生成 MPR 图像数据的处理。另外,作为图像生成部 15 所进行的绘制处理,例如包括生成反映出三维信息的二维图像数据的体绘制(VR:Volume Rendering)处理。

[0056] 图像存储器 16 是存储图像生成部 15 生成的显示用的图像数据的存储器。另外,图像存储器 16 也能够存储 B 模式处理部 13 或多普勒处理部 14 生成的数据。图像存储器 16 存储的 B 模式数据、多普勒数据例如能够在诊断之后由操作者调出,并经由图像生成部 15 成为显示用的超声波图像数据。另外,图像存储器 16 也能够存储收发部 11 输出的反射波数据。

[0057] 内部存储部 17 存储用于进行超声波收发、图像处理以及显示处理的控制程序、诊断信息(例如患者 ID、医师的所见等)、诊断协议、或各种体位标记等的各种数据。另外,内部存储部 17 也可根据需要使用于图像存储器 16 存储的图像数据的保管等。另外,内部存储部 17 存储的数据能够经由未图示的接口向外部装置传送。另外,内部存储部 17 也能够

○———○—○—○———○—○—○”的图案的非等间隔扫描。另外,在图 2D 所示的例子中,表示在从左数第 2 个光栅中进行作为“△—○—○—○———△—○—○—○”的图案的非等间隔扫描。此外,控制部 18 的非等间隔扫描的图案并不限于图 2A ~ 图 2D 所图示,而是能够进行变更。

[0067] 图 3 是表示在第 1 实施方式的控制部 18 的同一光栅上的非等间隔扫描的一个例子的图。在图 3 中,分别对图 2A ~ 图 2D 所示的扫描图案用数字示出同一光栅上的接收信号的顺序。图 3 的 (A) 对应于图 2A 的扫描图案 (scan pattern),图 3 的 (B) 对应于图 2B 的扫描图案,图 3 的 (C) 对应于图 2C 的扫描图案,图 3 的 (D) 对应于图 2D 的扫描图案。此外,在图 3 所示的例子中,未图示空数据,而是仅图示运算所使用的接收信号。换言之,图 3 表示一个光栅上的相同地点的数据串。另外,与图 2A ~ 图 2D 相同,各格段的时间单位相同,例如设为“T”。

[0068] 在图 3 的 (A) 所示的例子中,表示获得八个接收信号的情况下的一个例子。换言之,表示在 1 帧的多普勒数据 (血流信息) 的推定计算中使用的数据长度是 8 的情况。如图 3 的 (A) 所示,第 1 个接收信号与第 2 个接收信号的数据间隔、第 2 个接收信号与第 3 个接收信号的数据间隔、第 6 个接收信号与第 7 个接收信号的数据间隔、以及第 7 个接收信号与第 8 个接收信号的数据间隔相同,成为 4T。另一方面,第 3 个接收信号与第 4 个接收信号的数据间隔、第 4 个接收信号与第 5 个接收信号的数据间隔、以及第 5 个接收信号与第 6 个接收信号的数据间隔相同,成为 T。

[0069] 另外,在图 3 的 (B) 所示的例子中,示出获得 8 个接收信号的情况下的其他一个例子。如图 3 的 (B) 所示,第 1 个接收信号与第 2 个接收信号的数据间隔、第 2 个接收信号与第 3 个接收信号的数据间隔、第 6 个接收信号与第 7 个接收信号的数据间隔、以及第 7 个接收信号与第 8 个接收信号的数据间隔相同,成为 6T。另一方面,第 3 个接收信号与第 4 个接收信号的数据间隔、第 4 个接收信号与第 5 个接收信号的数据间隔、以及第 5 个接收信号与第 6 个接收信号的数据间隔相同,成为 2T。

[0070] 在图 3 的 (C) 所示的例子中,示出获得 9 个接收信号的情况下的一个例子。如图 3 的 (C) 所示,第 1 个接收信号与第 2 个接收信号的数据间隔、第 2 个接收信号与第 3 个接收信号的数据间隔、第 4 个接收信号与第 5 个接收信号的数据间隔、第 5 个接收信号与第 6 个接收信号的数据间隔、第 7 个接收信号与第 8 个接收信号的数据间隔、以及第 8 个接收信号与第 9 个接收信号的数据间隔相同,成为 T。另一方面,第 3 个接收信号与第 4 个接收信号的数据间隔、以及第 6 个接收信号与第 7 个接收信号的数据间隔相同,成为 6T。

[0071] 在图 3 的 (D) 所示的例子中,示出获得 9 个接收信号的情况下的其他一个例子。如图 3 的 (D) 所示,第 1 个接收信号与第 2 个接收信号的数据间隔、第 2 个接收信号与第 3 个接收信号的数据间隔、第 4 个接收信号与第 5 个接收信号的数据间隔、第 5 个接收信号与第 6 个接收信号的数据间隔、第 7 个接收信号与第 8 个接收信号的数据间隔、以及第 8 个接收信号与第 9 个接收信号的数据间隔相同,成为 2T。另一方面,第 3 个接收信号与第 4 个接收信号的数据间隔、以及第 6 个接收信号与第 7 个接收信号的数据间隔相同,成为 10T。以下,对在多普勒处理部 14 中对该非等间隔的数据串施加本征向量型 MTI 滤波器的方法进行说明。

[0072] 以上,说明了第1实施方式的超声波诊断装置的整体结构。基于该结构、第1实施方式的超声波诊断装置对非等间隔的数据串根据使用MTI滤波器推定的血流信息(多普勒数据)进行CFM法。

[0073] 然而,现有技术的超声波诊断装置对非等间隔的数据串进行多项式的最小平方法拟合,来近似杂波并从原信号减去该近似信号,从而提取血流信号。在多项式的最小平方法拟合中,在数据间隔短的脉冲对之间进行时滞(lag)1的自相关运算而计算速度,由此能够在较高的混叠速度下完成,同时能以较少的数据数获得较长的观测时间的信号,因此能够进一步降低MTI滤波器的截止(cutoff)频率,连低流速的血流也能够从组织分离并提取。另外,由于一次处理非等间隔数据串而不是进行等间隔地分割,因此也不会产生盲(blind)频率的噪声。换句话说,能够无混叠(aliasing)地显示从低流速至高流速的较广范围的血流速度。

[0074] 然而,在多项式的最小平方法拟合中,滤波器系数被预先确定,在组织的运动较大的情况下,不能避免产生运动伪影。此外,作为有效地减少运动伪影的方法,根据上述的输入信号适应性地使MTI滤波器特性变化的方法(Adaptive MTI Filter)是有效的,但尚不知将Adaptive MTI Filter适应于非等间隔的数据串的例子。

[0075] 据此,第1实施方式的超声波诊断装置通过在输入非等间隔数据串的彩色多普勒法中适应性地使MTI滤波器系数变化来减少运动伪影。例如,第1实施方式的超声波诊断装置使用第1数据串,计算相关矩阵,该第1数据串是基于反射波而生成的反射波数据的集合,上述反射波是通过以在同一扫描线上不使发送脉冲的时间间隔一定的方式发送超声波而产生的反射波。另外,第1实施方式的超声波诊断装置基于使用了相关矩阵的主成分分析的结果,计算滤波器系数。接着,第1实施方式的超声波诊断装置使用滤波器系数提取第2数据串,该第2数据串是第1数据串所包含的、来自于被同一扫描线上存在的移动体反射的超声波的反射波的、反射波数据的集合。另外,第1实施方式的超声波诊断装置基于提取的第2数据串推定移动体的移动体信息。接着,第1实施方式的超声波诊断装置基于移动体信息生成超声波图像数据。并且,第1实施方式的超声波诊断装置使超声波图像数据显示于监视器2。以下,详细说明第1实施方式的超声波诊断装置。此外,以下,作为移动体信息的一个例子,对血流信息进行说明。

[0076] 多普勒处理部14计算非等间隔数据串的相关矩阵,而求出其本征值、本征向量。用本征值较大的本征向量近似杂波并从原信号减去,从而获得血流信号。由于本征值、本征向量因输入信号而变化,因此MTI滤波器的特性因输入信号而变化。由此,即使是运动伪影那样大的组织运动也能够被抑制。此外,该方法也能够考虑通过主成分分析或被称作K-L(Karhunen-Loeve)转换的方法来近似杂波。在该方法中,能量(energy)集中于上位本征值。在彩色多普勒的数据串之中,能量较大的是杂波。因此,能够将用本征值大的本征向量近似得到的信号视为杂波。而且,在该方法中,即使成为杂波的产生源的组织的运动变化,也能够分离并提取,因此能够除去运动伪影。

[0077] 以下,详细说明多普勒处理部14所具有的相关矩阵计算部141、滤波器矩阵计算部142、MTI滤波器处理部143、以及推定部144中的处理。首先,第1实施方式的相关矩阵计算部141根据通过在多个扫描线上形成的扫描范围(第1扫描范围)内的超声波收发而涉及多个帧收集到的相同位置的反射波数据的数据串,计算扫描范围(第1扫描范围)

的相关矩阵。具体而言,第 1 实施方式的相关矩阵计算部 141 使用在每次沿扫描范围(第 1 扫描范围)进行一次超声波收发时重复进行切换扫描线的扫描方式而收集到的相同位置的连续的反射波数据的数据串,作用用于计算扫描范围的相关矩阵的数据串。更具体而言,第 1 实施方式的相关矩阵计算部 141 使用重复进行在各扫描线上进行一次扫描范围(第 1 扫描范围)内的超声波收发的扫描方式而收集到的、相同位置的连续的反射波数据的数据串,作为用于计算扫描范围的相关矩阵的数据串。这里,相关矩阵计算部 141 使用第 1 数据串计算相关矩阵,该第 1 数据串是基于反射波而生成的反射波数据的集合,上述反射波是通过以在同一扫描线上不使发送脉冲的时间间隔一定的方式发送超声波而产生的反射波。

[0078] 具体而言,相关矩阵计算部 141 如式(1)所示那样用列向量 x 表示一个光栅上的相同地点的数据串。换言之,列向量“ x ”表示某一扫描位置的数据串。该列向量 x 包含要素 $x_1, x_2, \dots, x_L$ 。这里,对列向量 x 的各要素标注的下角标的数字对应于图 3 所示的格段之中的数字。例如,在图 3 的 (A) 的情况下, $L = 8$ 。“ L ”表示列向量“ x_m ”的长度,并且是 1 帧的多普勒数据(血流信息)的推定计算中使用的数据长度。

[0079] 【式 1】

$$[0080] \quad x = \begin{pmatrix} x_1 \\ x_2 \\ \vdots \\ x_L \end{pmatrix} \quad \cdot \cdot \cdot (1)$$

[0081] 接下来,相关矩阵计算部 141 利用以下所示的式(2)计算相关矩阵“ R_{xx} ”。即,相关矩阵计算部 141 利用式(2)对在空间上处于不同位置的数据串进行加法平均而获取总体(ensemble)平均。换言之,相关矩阵计算部 141 利用式(2)在多个采样点分别计算数据串的自相关性矩阵,计算多个采样点各自的自相关性矩阵的平均。这里, x_m 的下角标 m 表示空间的位置,将位置 m 的总数设为 M 。此外,位置“ m ”在二维扫描的情况下由二维坐标系表示,在三维扫描的情况下由三维坐标系表示。 H 表示取了矩阵的各要素的复共轭后的矩阵的转置(埃尔米特(Hermitian)转置)。相关矩阵“ R_{xx} ”利用式(2)成为 L 行 L 列的矩阵。如上述那样,计算了相关矩阵的数据串的数据长度“ L ”能够任意地变更。

[0082] 此外,相关矩阵计算部 141 既可以使用彩色多普勒的扫描范围整体的数据计算一个协方差矩阵作为在空间上处于不同位置的数据,也可以将扫描范围分割成块而分别计算协方差矩阵。

[0083] 【式 2】

$$[0084] \quad R_{xx} = \frac{1}{M} \sum_{m=1}^M x_m x_m^H \quad \cdot \cdot \cdot (2)$$

[0085] 接下来,滤波器矩阵计算部 142 基于使用了相关矩阵的主成分分析的结果,计算滤波器系数。换言之,滤波器矩阵计算部 142 使用相关矩阵进行主成分分析,进行将杂波成分作为主成分进行近似并减少的矩阵运算,从而计算用于抑制来自组织的杂波的滤波器系数。例如,滤波器矩阵计算部 142 计算 L 行 L 列的矩阵 R_{xx} 的本征值与本征向量。将按照本征值从大到小的顺序将本征向量作为列向量从左起排列而成的矩阵设为 V 。若用上位 K 个主成分近似信号,则成为以下这种式子。这里,在式(3)中,中央的矩阵是对角矩阵,对角元素表示从左上起 1 有 K 个、剩余为 0 的情况。这里,式(3)所示的“ V^H ”是“ V ”的复共轭转

置矩阵。另外,在式 (3) 的右边,“V”与“V^H”之间的矩阵是 L 行 L 列的对角矩阵。

[0086] 【式 3】

[0087]

$$V \begin{pmatrix} 1 & & & \\ & 1 & & \\ & & \ddots & \\ & & & 1 \\ & & & & 0 \\ & & & & & 0 \end{pmatrix} V^H x \quad \dots (3)$$

[0088] 若从原信号减去式 (3),则成为式 (4)。其中,I 表示单位矩阵。换句话说,如果将式 (5) 所示的矩阵 W 施加于输入数据串 x,则能够构成 MTI 滤波器。MTI 滤波器矩阵“W”如式 (5) 所示成为 L 行 L 列的矩阵。

[0089] 【式 4】

[0090]

$$\begin{aligned} x - V \begin{pmatrix} 1 & & & \\ & 1 & & \\ & & \ddots & \\ & & & 1 \\ & & & & 0 \\ & & & & & 0 \end{pmatrix} V^H x &= \left\{ I - V \begin{pmatrix} 1 & & & \\ & 1 & & \\ & & \ddots & \\ & & & 1 \\ & & & & 0 \\ & & & & & 0 \end{pmatrix} V^H \right\} x \\ &= \left\{ V V^H - V \begin{pmatrix} 1 & & & \\ & 1 & & \\ & & \ddots & \\ & & & 1 \\ & & & & 0 \\ & & & & & 0 \end{pmatrix} V^H \right\} x = V \begin{pmatrix} 0 & & & \\ & 0 & & \\ & & \ddots & \\ & & & 1 \\ & & & & 1 \\ & & & & & 1 \end{pmatrix} V^H x \quad \dots (4) \end{aligned}$$

[0091] 【式 5】

[0092]

$$W = V \begin{pmatrix} 0 & & & \\ & 0 & & \\ & & \ddots & \\ & & & 1 \\ & & & & 1 \end{pmatrix} V^H \quad \dots (5)$$

[0093] 在式 (5) 的右边中的对角矩阵中,使 0 的个数为 K。这成为减少矩阵的秩的处理,将 K 称作秩剪切数。即使秩剪切数 K 被固定,因为在组织运动时其本征值变大,因此使用该秩剪切数而最大限度地除去运动伪影。但是,在组织的运动较大的情况下,与组织的运动对应的本征向量的数变大,因此期望的是增大秩剪切数。操作者也可以通过装置上的开关等变更秩剪切数,根据本征值的大小适应性地使秩剪切数变化的方法较为适合。

[0094] 例如,滤波器矩阵计算部 142 利用预先设定的值或操作者指定的值,确定要减少

的主成分的数、即秩剪切数的值。但是,心脏或血管等由于搏动而移动速度随时间变化的组织包含于扫描范围内的情况下,优选根据本征值的大小适应性地确定秩剪切数的值,即,滤波器矩阵计算部 142 与相关矩阵的本征值的大小相应地变更要减少的主成分的数量。在本实施方式中,滤波器矩阵计算部 142 与本征值的大小相应地变更要减少的秩数。

[0095] 根据本征值的大小适应性地确定秩剪切数的理论需要与超声波扫描所进行的部位相应地进行优化。例如滤波器矩阵计算部 142 利用图 4 所示的阈值和图 5 所示的算法确定秩剪切数。图 5 所示的算法是基于第 2 大的本征值除以第 1 大的本征值而得的值确定秩剪切数的算法。图 4 以及图 5 是用于说明第 1 实施方式的秩剪切数的确定处理的一个例子的图。

[0096] 首先,滤波器矩阵计算部 142 在按照从大到小的顺序排列相关矩阵“ R_{xx} ”的本征值而成的排列之中,将第 k 个本征值定义为“ $\text{eig}(k)$ ”。“ k ”是“ $1 \leq k \leq L$ ”的整数。而且,滤波器矩阵计算部 142 利用以下的式 (6) 计算值“ $\text{eigdB}(k)$ ”,该值“ $\text{eigdB}(k)$ ”是以 dB 为单位表示第 k 大的本征值除以第 1 大的本征值“ $\text{eig}(1)$ ”而得的值。

[0097] 【式 6】

$$\text{eigdB}(k) = 10 * \log_{10}(\text{abs}(\text{eig}(k)) / \text{abs}(\text{eig}(1))) \cdots (6)$$

[0099] 此外,在式 (6) 中,“abs”是运算绝对值的函数。在式 (6) 中,采用“ $k = 2$ ”的“ $\text{eigdB}(2)$ ”是以 dB 为单位表示第 2 大的本征值除以第 1 大的本征值“ $\text{eig}(1)$ ”而得的值的值。

[0100] 另外,滤波器矩阵计算部 142 因获得 L 个本征值而使用秩剪切数确定用的 L 个阈值 ($\text{TH}_i, 1 \leq i \leq L$)。 TH_i 被设定为根据 i 的值而变化的值。例如,在“ $L = 8$ ”的情况下,8 个阈值“ $\text{TH}_1 \sim \text{TH}_8$ ”如图 4 所示那样设定。在图 4 中, TH_1 以及 TH_2 被设定为“1000000dB”。另外,在图 4 中, TH_3 被设定为“20dB”, TH_4 被设定为“15dB”。另外,在图 4 中, TH_5 被设定为“10dB”, TH_6 被设定为“5dB”。另外,在图 4 中, TH_7 以及 TH_8 被设定为“-1dB”。在使用图 4 所例示的阈值的情况下,秩剪切数通过以下说明的图 5 的算法成为 2 以上 6 以下的值。在图 5 中,将秩剪切数表示为“RankCut”。

[0101] 首先,滤波器矩阵计算部 142 设定为“RankCut = 0”(步骤 S1),并设定为“ $i = 1$ ”(步骤 S2)。然后,滤波器矩阵计算部 142 判断“ i ”是否比“ L ”大或者“- $\text{eigdB}(2)$ ”是否比“ TH_i ”大(步骤 S3)。这里,在“ i ”为“ L ”以下、并且“- $\text{eigdB}(2)$ ”是“ TH_i ”以下的情况下(步骤 S3 否定),滤波器矩阵计算部 142 将秩剪切数递增而成为“RankCut = RankCut+1”(步骤 S4)。

[0102] 然后,滤波器矩阵计算部 142 设定为“ $i = i+1$ ”(步骤 S5),进行步骤 S3 的判断处理。此外,例如,在最初的步骤 S5 的处理之后在步骤 S3 的判断处理中使用的“- $\text{eigdB}(2)$ ”成为:在将最大的本征值从以从大到小的顺序排列 L 个本征值而成的排列中除去后的排列中的如下值乘以“-1”而得的值,该如下值以 dB 为单位表示第 2 大的本征值除以最大的本征值“ $\text{eig}(1)$ ”而得的值。

[0103] 另一方面,在“ i ”比“ L ”大的情况下,或者“- $\text{eigdB}(2)$ ”比“ TH_i ”大的情况下(步骤 S3 肯定),滤波器矩阵计算部 142 将最新的“RankCut”确定为要减少的秩数(步骤 S6)。例如,滤波器矩阵计算部 142 在图 4 的条件下 $\text{eigdB}(2) = -12\text{dB}$ 的情况下,将秩剪切数确定为 4。

[0104] 此外,根据本征值的大小适应性地确定秩剪切数的算法除了上述的算法以外能够通过各种算法来进行。这些算法例如能够与拍摄部位相应地进行选择。

[0105] 滤波器矩阵计算部 142 利用图 5 例示的算法在各显示帧中确定秩剪切数,计算 MTI 滤波器矩阵“W”。

[0106] 而且,MTI 滤波器处理部 143 使用滤波器系数提取第 2 数据串,该第 2 数据串是第 1 数据串所包含的、来自于被存在于同一扫描线上的移动体反射的超声波的反射波的反射波数据的集合。换言之,MTI 滤波器处理部 143 输出:从根据相同位置(相同采样点)的连续的反射波数据的数据串中使用滤波器系数将杂波成分被抑制且而来自于血流的血流信号加以提取而成的数据串。在本实施方式中,MTI 滤波器处理部 143 输出:从相同位置(相同采样点)的连续的反射波数据的数据串中使用滤波器矩阵将杂波成分被抑制而来自于血流的血流信号加以提取而成的数据串。具体而言,MTI 滤波器处理部 143 将位置“m”的列向量“ x_m ”作为输入数据,利用以下的式(7),根据输入数据与 MTI 滤波器矩阵“W”,计算作为位置“m”的输出数据的列向量“ y_m ”。列向量“ y_m ”的长度成为“L”。

[0107] 【式 7】

$$[0108] \quad y_m = W x_m \cdots (7)$$

[0109] MTI 滤波器处理部 143 分别对“M”个采样点进行式(7)的计算。由此,MTI 滤波器处理部 143 将“M”个采样点各自的输出数据输出到推定部 144。

[0110] 推定部 144 基于所提取的来自移动体的信号的数据串,推定移动体的移动体信息。例如,推定部 144 根据作为位置“m”的输出数据的列向量“ y_m ”,进行自相关运算处理以及速度·方差·功率推定处理,来推定位置“m”的血流信息。首先,推定部 144 根据列向量“ y_m ”,进行时滞 0 以及时滞 1 的自相关值的运算。若将时滞 0 设为“ C_0 ”,将时滞 1 设为“ C_1 ”,则推定部 144 利用以下的式(8)计算时滞 0 “ C_0 ”。

[0111] 【式 8】

$$[0112] \quad c_0 = \frac{1}{L} \sum_{l=1}^L |y_l|^2 \quad \times \times \times (8)$$

[0113] 另外,推定部 144 在时滞 1 “ C_1 ”的计算中使用非等间隔数据串中最短的脉冲对。例如,在图 3(A) 所示的情况下,第 3 个接收信号与第 4 个接收信号的数据间隔、第 4 个接收信号与第 5 个接收信号的数据间隔、以及第 5 个接收信号与第 6 个接收信号的数据间隔是 T,成为最短的脉冲对。在该情况下,推定部 144 通过以下的式(9)计算时滞 1。

[0114] 【式 9】

$$[0115] \quad c_1 = \frac{1}{3} \sum_{i=3,4,5} y_i^* y_{i+1} \quad \times \times \times (9)$$

[0116] 另外,在图 3(B) 所示的情况下,由于图 3(B) 的最短的脉冲对与图 3(A) 的最短的脉冲对相同,因此成为与上述相同的式(9)。此外,由于 MTI 滤波器的特性,速度的精度在较短的脉冲对的端部下降。因此,推定部 144 也可以仅使用式(9)中的 $i = 4$ 时的一个脉冲对来减小 MTI 滤波器的影响。此外,在该情况下,加法下的稳定性下降。

[0117] 另外,例如,关于推定部 144,在图 3(C) 所示的情况下,第 1 个接收信号与第 2 个接收信号的数据间隔、第 2 个接收信号与第 3 个接收信号的数据间隔、第 4 个接收信号与第 5

个接收信号的数据间隔、第 5 个接收信号与第 6 个接收信号的数据间隔、第 7 个接收信号与第 8 个接收信号的数据间隔、以及第 8 个接收信号与第 9 个接收信号的数据间隔是 T, 成为最短的脉冲对。在该情况下, 推定部 144 利用以下的式 (10) 计算时滞 1。

[0118] 【式 10】

$$[0119] \quad c_1 = \frac{1}{6} \sum_{m=1,2,4,5,7,8} y_m^* y_{m+1} \quad \cdots (10)$$

[0120] 同样, 关于推定部 144, 由于图 3(D) 的最短的脉冲对与图 3(C) 的最短的脉冲对相同, 因此成为与上述相同的式 (10)。此外, 推定部 144 也可以通过使用式 (10) 的 $i = 4, 5$ 时的两个脉冲对来减小 MTI 滤波器的影响。

[0121] 此外, 在式 (8) ~ 式 (10) 中, 省略了表示列向量“ y_m ”的位置的下角标“m”, 取而代之将列向量“ y_m ”的要素“i”以下角标的方式加以表示。另外, 在式 (9) 以及式 (10) 中, 上标的星号“*”表示复共轭。推定部 144 计算“M”个采样点各自的“ C_0 ”以及“ C_1 ”。

[0122] 然后, 推定部 144 利用以下的式 (11) 根据“ C_0 ”以及“ C_1 ”计算速度“V”。即, 推定部 144 根据第 2 数据串的间隔较短的脉冲对, 计算移动体的速度作为移动体信息。

[0123] 【式 11】

$$[0124] \quad V = a \tan 2(\text{imag}(c_1), \text{real}(c_1)) \cdots (11)$$

[0125] 另外, 推定部 144 利用以下的式 (12) 根据“ C_0 ”以及“ C_1 ”, 计算方差“T”, 利用以下的式 (13) 根据“ C_0 ”, 计算功率“P”。此外, 推定部 144 也可以使用来自移动体的信号的数据串的至少一部分, 计算移动体的功率作为移动体信息。

[0126] 【式 12】

$$[0127] \quad T = 1 - \frac{|c_1|}{c_0} \quad \cdots (12)$$

[0128] 【式 13】

$$[0129] \quad P = 10 \log_{10}(c_0) \cdots (13)$$

[0130] 此外, 式 (11) 的“atan2”是输出直到“ $-\pi \sim +\pi$ ”的角度的“反正切函数”, “imag”是从复数仅输出虚数部分的函数, “real”是从复数仅输出实数部分的函数。功率被通过自相关运算作为时滞 0 而求出, 速度以及方差通过对自相关运算的结果进行频率解析而求出。通过式 (11) 获得的速度以直至“ $-\pi \sim +\pi$ ”的角度表现, 但为了将其修正为 m/s 单位的速度 V', 在使非等间隔数据串最短的脉冲对的间隔为 T 时, 成为式 (14)。另外, C 是超声波的生物体的音速, f_0 是超声波的中心频率。混叠速度 $V'_{\max}$ 成为式 (15)。

[0131] 【式 14】

$$[0132] \quad V' = \frac{C}{4\pi f_0 T} \quad \cdots (14)$$

[0133] 【式 15】

$$[0134] \quad V'_{\max} = \frac{C}{4\pi f_0 T} \quad \cdots (15)$$

[0135] 这里, 例如若使图 3(A) 中全部的数据间隔为第 1 个与第 2 个的数据间隔, 则周期成为 4T。在该情况下, 通过式 (15), 混叠速度成为 1/4。这里, 如图 3(A) 所示的第 3 个与第

4 个的数据间隔、第 4 个与第 5 个的数据间隔、第 5 个与第 6 个的数据间隔那样,插入周期 T 的数据,从而能够将混叠速度提高到周期 $4T$ 的 4 倍。

[0136] 另外,为了将数据间隔保持为 T 地维持图 3(A) 的数据长度,需要相当于图 3(A) 所示的格段的数量的 23 个数据。由于图 3(A) 的实际的数据数是 8 个,因此能够在相同的观测时间内减少至 $1/2.875$ 的数据数。这样,减少数据数有助于帧频 (frame rate) 提高。

[0137] 另外,观测时间越长,在使横轴为 m/s 的速度的情况下,越能够构成陡峭的肩特性的 MTI 滤波器。即,能够进一步抑制杂波。换句话说,例如通过进行图 2A 那种非等间隔数据串的扫描,能够满足高帧频、高流速检测能力、低流速检测能力这三个相反的要求。

[0138] 推定部 144 计算“ M ”个采样点各自的“ V 、 T 、 P ”。并且,推定部 144 将“ M ”个采样点各自的“ V 、 T 、 P ”作为 1 帧量的多普勒数据输出到图像生成部 15。

[0139] 并且,图像生成部 15 基于移动体信息生成超声波图像数据。换言之,图像生成部 15 根据使用滤波器系数推定的血流信息 (多普勒数据),生成超声波图像数据 (彩色多普勒图像数据)。在本实施方式中,图像生成部 15 根据使用 MTI 滤波器矩阵推定的血流信息 (多普勒数据),生成超声波图像数据 (彩色多普勒图像数据)。然后,控制部 18 使超声波图像数据 (彩色多普勒图像数据) 显示于监视器 2。

[0140] 图 6 以及图 7 是表示第 1 实施方式的超声波图像数据的一个例子的图。在图 6 以及图 7 中表示肾脏血流的一个例子。另外,在图 6 中,示出肾脏的运动较少的情况下的图像,在图 7 中,示出肾脏的运动较大的情况下的图像。

[0141] 在图 6 以及图 7 中,在上段示出功率图像,在下段示出速度图像。另外,从列的左侧依次示出“原始数据 (original data)”、“间隔剔除数据”、“多项式拟合数据”、“本征向量数据”。这里,“原始数据”是 32 个数据的等间隔数据串。另外,“间隔剔除数据”是对等间隔的 32 个数据的数据串每隔 4 个数据等间隔地进行间隔剔除抽取而使用 8 个数据进行运算所得的图像。

[0142] “多项式拟合数据”是用 3 次多项式近似出非等间隔数据串并从原信号中减去而得的图像。“本征向量数据”是用第 1 实施方式的本征向量型 MTI 滤波器处理数据长度为 8 的非等间隔数据串而得的图像。这里,在“多项式拟合数据”以及“本征向量数据”中,使用仅在中央密集地进行间隔剔除而成的、数据长度为 8 且为图 3(A) 所示的扫描图案的非等间隔数据串。此外,本征向量型 MTI 滤波器的秩剪切数被固定为 4。

[0143] 如图 6 所示,在“原始数据”的速度图像中,利用血流的方向显示血管的分支。此外,用标尺表示速度图像中的血流方向与速度。另一方面,在“间隔剔除数据”中,混叠速度成为“原始数据”的 $1/4$,因此在速度图像中产生混叠。因此,不能正确地再现血流的方向,血管的分支未被显示。

[0144] 另外,“多项式拟合数据”以及“本征向量数据”的速度图像大致相同,与“间隔剔除数据”的速度图像相比,成为混叠大幅度减少的图像。另外,“多项式拟合数据”以及“本征向量数据”的速度图像显示出与“原始数据”的速度图像相当接近的图像。

[0145] 另外,如图 7 所示,在“原始数据”、“间隔剔除数据”以及“多项式拟合数据”的功率图像中,在某一块中混入有运动伪影。另一方面,在“本征向量数据”的功率图像中,未混入运动伪影,而是显示出高精度的血流图像。同样,在“原始数据”、“间隔剔除数据”以及“多项式拟合数据”的速度图像中,也在某一块中混入有运动伪影,但在“本征向量数据”的速度

图像未混入运动伪影。此外,与运动较少时相同,与“间隔剔除数据”的速度图像相比,“本征向量数据”的速度图像成为混叠大幅度减少的图像。

[0146] 接下来,使用图 8 对第 1 实施方式的超声波诊断装置所进行的处理的一个例子进行说明。图 8 是用于说明第 1 实施方式的超声波诊断装置所进行的处理的一个例子的流程图。此外,图 8 所例示的流程图是说明第 1 实施方式的超声波诊断装置所进行的多普勒图像数据的生成显示处理的流程图。

[0147] 如图 8 所示,第 1 实施方式的超声波诊断装置的控制部 18 首先判断是否已输入 1 帧量的非等间隔数据串(步骤 S101)。这里,控制部 18 在判断为已输入 1 帧量的非等间隔数据串的情况下(步骤 S101,是),移至步骤 S102。另一方面,控制部 18 在未判断为已输入 1 帧量的非等间隔数据串的情况下(步骤 S101,否),重复执行步骤 S101。

[0148] 接下来,相关矩阵计算部 141 计算扫描范围的相关矩阵(步骤 S102),滤波器矩阵计算部 142 根据相关矩阵计算 L 组的本征值以及本征向量(步骤 S103)。

[0149] 然后,滤波器矩阵计算部 142 根据 L 个本征值的大小关系,确定要减少的秩数(步骤 S104),计算 MTI 滤波器矩阵(步骤 S105)。然后,MTI 滤波器处理部 143 进行 MTI 滤波器处理(步骤 S106),推定部 144 使用在 MTI 滤波器处理中输出的输出数据,进行自相关运算处理(步骤 S107)。然后,推定部 144 根据自相关运算处理的结果,推定血流信息(步骤 S108)。

[0150] 然后,图像生成部 15 根据血流信息,生成彩色多普勒图像数据(步骤 S109),监视器 2 通过控制部 18 的控制显示彩色多普勒图像数据(步骤 S110),结束处理。

[0151] 如上述那样,在第 1 实施方式中,与非等间隔数据串扫描的高帧频超声波扫描组合地进行使用了本征向量型 MTI 滤波器的血流信息的推定处理。由此,在第 1 实施方式中,能够在整个扫描范围计算一个相关矩阵,对图像整体施加同一个本征向量型 MTI 滤波器。由此,在第 1 实施方式中,能够提供对非等间隔数据串利用使用了本征向量的适应型 MTI 滤波器而大幅度地减少了运动伪影的图像。而且,通过根据非等间隔数据串的数据间隔最短的脉冲对的时滞 1 的自相关性函数来计算速度,能够显示混叠速度较高的速度。

[0152] 另外,通过使用非等间隔数据串,能够以较少的数据数且以较低的截止频率构成肩特性的陡峭的 MTI 滤波器,即,能够实现一种能够以高帧频(=较少的数据数)检测低流速(=较低的截止频率下的肩特性的陡峭的 MTI 滤波器)的系统。

[0153] 另外,在第 1 实施方式中,使用通过根据本征值的大小适应性确定出的秩剪切数而计算出的本征向量型 MTI 滤波器,由此能够使 MTI 滤波器的特性与组织的运动相应地变化。其结果,在第 1 实施方式中,能够更大幅度地抑制运动伪影。

[0154] (第 2 实施方式)

[0155] 在第 1 实施方式中,在 1 帧内计算了一个相关矩阵,也可以分割为区域并按照每个该区域计算相关矩阵来计算 MTI 滤波器矩阵,从而进行处理。据此,在第 2 实施方式中,说明通过分割为区域并按照每个该区域计算相关矩阵来计算 MTI 滤波器矩阵从而非进行处理、从而进一步提高使用了本征向量型 MTI 滤波器的多普勒图像数据的画质的方法。

[0156] 第 2 实施方式的超声波诊断装置成为与使用图 1 说明的第 1 实施方式的超声波诊断装置相同的结构。但是,第 2 实施方式的多普勒处理部 14 利用以下说明处理计算 MTI 滤波器矩阵。

[0157] 在第 1 实施方式中,在显示血流整个扫描范围内计算一个相关矩阵,对图像整体施加同一个 MTI 滤波器。另一方面,在显示血流的扫描范围内,在因场所的不同导致组织的运动大为不同的情况下,期望的是将该扫描范围分割为多个处理块,在各处理块中计算本征向量型 MTI 滤波器,从而在各处理块中施加最佳的 MTI 滤波器。但是,在该情况下,因滤波器的特性差异,导致在多普勒图像数据中的处理块之间产生不连续的交界。

[0158] 因此,在第 2 实施方式中,通过在空间上对在各处理块中计算的相关矩阵进行插补,从而计算本征向量型 MTI 滤波器的系数。

[0159] 首先,第 2 实施方式的相关矩阵计算部 141 分别在将进行了超声波收发的扫描范围分割而成的多个范围(多个处理块)内计算相关矩阵。并且,相关矩阵计算部 141 通过使用多个处理块各自的相关矩阵的插补处理,计算分别将多个处理块进一步细分化而得的多个细分化范围(多个细分化处理块)各自的相关矩阵。

[0160] 并且,第 2 实施方式的滤波器矩阵计算部 142 根据多个细分化处理块各自的相关矩阵,计算各细分化处理块的滤波器系数。具体而言,滤波器矩阵计算部 142 根据多个细分化处理块各自的相关矩阵,计算各细分化处理块的滤波器矩阵。并且,第 2 实施方式的 MTI 滤波器处理部 143 使用各细分化处理块的滤波器系数,提取各采样点的血流信号。具体而言,MTI 滤波器处理部 143 使用各细分化处理块的滤波器矩阵,提取各采样点的血流信号。并且,第 2 实施方式的推定部 144 基于多个细分化范围各自的来自移动体的信号的数据串,推定移动体信息。例如,第 2 实施方式的推定部 144 推定各采样点的血流信息。由此,图像生成部 15 根据使用多个细分化处理块各自的滤波器系数而推定出的血流信息,生成超声波图像数据(多普勒图像数据)。具体而言,图像生成部 15 根据使用多个细分化处理块各自的滤波器矩阵而推定出的血流信息,生成超声波图像数据(多普勒图像数据)。

[0161] 图 9 是表示第 2 实施方式的相关矩阵计算部所进行的处理的一个例子的图。例如,如图 9 所例示,扫描范围被分割成 4 个处理块(R1、R2、R3、R4)。此外,扫描范围的分割数或各处理块能够任意地设定。相关矩阵计算部 141 分别在处理块 R1 ~ R4 中进行使用了在第 1 实施方式中说明的式(2)的计算处理。由此,相关矩阵计算部 141 计算处理块 R1 的相关矩阵“ R_1 ”、处理块 R2 的相关矩阵“ R_2 ”、处理块 R3 的相关矩阵“ R_3 ”、以及处理块 R4 的相关矩阵“ R_4 ”。这里,如图 9 所示,使处理块 R1 的中心坐标为 (x_1, y_1) ,使处理块 R2 的中心坐标为 (x_2, y_1) ,使处理块 R3 的中心坐标为 (x_1, y_2) ,使处理块 R4 的中心坐标为 (x_2, y_2) 。

[0162] 例如,在多个细分化处理块分别被设定为扫描范围内的各个采样点的情况下,相关矩阵计算部 141 通过使用了以下的式(16)的双线性(bilinear)插补来计算采样点 $R(x, y)$ 的相关矩阵。

[0163] 【式 16】

[0164]

$$R = \frac{R_1(x_2 - x)(y_2 - y) + R_2(x - x_1)(y_2 - y) + R_3(x_2 - x)(y - y_1) + R_4(x - x_1)(y - y_1)}{(x_2 - x_1)(y_2 - y_1)} \quad \cdots (16)$$

[0165] 并且,滤波器矩阵计算部 142 通过式(5),使用 M 个采样点各自的相关矩阵,计算 M 个采样点各自的 MTI 滤波器矩阵。此外,滤波器矩阵计算部 142 与本征值的大小相应地在 M 个采样点分别确定秩剪切数。然后,滤波器处理部 143 使用相应的 MTI 滤波器矩阵提取各

采样点的血流信号,推定部 144 推定各采样点的血流信息。

[0166] 图 10 是用于说明第 2 实施方式的效果的图。图 10 所例示的左图是在将进行血流显示的扫描范围分割成 16 个处理块、并在各处理块中计算 MTI 滤波器矩阵的情况下显示的多普勒图像数据。另一方面,图 10 所例示的右图是在将进行血流显示的扫描范围分割成 16 个处理块、并通过插补处理计算各采样点的相关矩阵、进而在各采样点计算 MTI 滤波器矩阵的情况下显示的多普勒图像数据。

[0167] 如图 10 的左图所例示,在不进行上述插补处理的“无插补”的多普勒图像数据中,在 16 个处理块之间产生不连续的交界。另一方面,如图 10 的右图所例示,在进行了上述的插补处理的“有插补”的多普勒图像数据中,16 个处理块之间未产生不连续的交界。

[0168] 此外,在上述说明了细分化处理块由一个采样点形成的情况。但是,第 2 实施方式也可以为了减少处理负荷而例如以 10 个采样点分别在分割扫描范围而成的多个细分化处理块中计算 MTI 滤波器矩阵。

[0169] 接下来,使用图 11 对第 2 实施方式的超声波诊断装置所进行的处理的一个例子进行说明。图 11 是用于说明第 2 实施方式的超声波诊断装置所进行的处理的一个例子的流程图。此外,图 11 所例示的流程图是说明第 2 实施方式的超声波诊断装置所进行的多普勒图像数据的生成显示处理的流程图。另外,在图 11 中,例示了细分化处理块被设定为一个采样点的情况。

[0170] 如图 11 所示,第 2 实施方式的超声波诊断装置的控制部 18 首先判断是否已输入 1 帧量的非等间隔数据串(步骤 S201)。这里,控制部 18 在判断为已输入 1 帧量的非等间隔数据串的情况下(步骤 S201,是),移至步骤 S202。另一方面,控制部 18 在未判断为已输入 1 帧量的非等间隔数据串的情况下(步骤 S201,否),重复执行步骤 S201。

[0171] 接下来,相关矩阵计算部 141 在各处理块中计算相关矩阵(步骤 S202),通过插补处理计算各采样点的相关矩阵(步骤 S203)。然后,滤波器矩阵计算部 142 对每个采样点根据相关矩阵计算 L 组的本征值以及本征向量(步骤 S204)。

[0172] 然后,滤波器矩阵计算部 142 对每个采样点确定要减少的秩数(步骤 S205),并对每个采样点计算 MTI 滤波器矩阵(步骤 S206)。然后,MTI 滤波器处理部 143 进行 MTI 滤波器处理(步骤 S207),推定部 144 使用在 MTI 滤波器处理中输出的输出数据,进行自相关运算处理(步骤 S208)。然后,推定部 144 根据自相关运算处理的结果推定血流信息(步骤 S209)。

[0173] 然后,图像生成部 15 根据血流信息,生成彩色多普勒图像数据(步骤 S210),监视器 2 通过控制部 18 的控制显示彩色多普勒图像数据(步骤 S211),并结束处理。

[0174] 如上述那样,在第 2 实施方式中,通过使用了各处理块的相关矩阵的插补处理,计算各细分化处理块的相关函数,由此能够计算在各细分化处理块中优化后的 MTI 滤波器矩阵。其结果,在第 2 实施方式中,即使在组织的运动因场所的不同而大为不同的情况下,也能够生成显示运动伪影被大幅度地抑制后的多普勒图像数据。

[0175] 此外,在进行在第 2 实施方式中说明的插补处理的情况下,多普勒用的第 1 超声波扫描也可以通过除高帧频用超声波扫描以外的扫描方式来执行。即,第 2 实施方式只要能够收集可推定血流信息的反射波数据的数据串即可,能够应用任意的扫描方式。例如,即使在执行交互扫描的情况下,通过进行在第 2 实施方式中说明的插补处理,也能够大幅度地

抑制扫描块以及处理块所引起的伪影的产生。

[0176] 在该情况下,相关矩阵计算部 141 将通过任意的扫描方式进行了超声波收发的扫描范围分割成多个处理块,根据在各范围内收集的相同位置的反射波数据的数据串,计算多个处理块各自的相关矩阵。并且,相关矩阵计算部 141 进一步通过使用多个处理块各自的相关矩阵的插补处理,计算多个细分化处理块各自的相关矩阵。然后,滤波器矩阵计算部 142 在各细分化范围内使用相应的相关矩阵进行主成分分析,在多个上述细分化范围内分别计算用于通过将杂波成分作为主成分进行近似并减少的矩阵运算来抑制来自组织的杂波的滤波器系数。具体而言,滤波器矩阵计算部 142 计算各细分化处理块中相应的相关矩阵的本征值以及与该本征值所对应的本征向量,将减少了基于各本征值的大小排列各本征向量而成的矩阵的秩之后的矩阵,作为抑制杂波成分的 MTI 滤波器矩阵加以计算。由此,滤波器矩阵计算部 142 计算多个细分化处理块各自的滤波器矩阵。

[0177] 此外,上述说明了通过超声波诊断装置执行第 1 ~ 第 2 实施方式中说明的图像处理方法的情况。但是,也可以是在能够取得收发部 11 输出的反射波数据(IQ 信号)的图像处理装置中执行第 1 ~ 第 2 实施方式中说明的图像处理方法的情况。

[0178] 另外,在上述的实施方式中,图示的各装置各构成要素是功能概念性的,并非必须需要物理性地如图示那样构成。即,各装置的分散・统合的具体方式并不限定于图示,能够根据各种负荷、使用状况等以任意的单位进行功能性或者物理性的分散・统合而构成其全部或者一部分。而且,关于在各装置中进行的各处理功能,其全部或者任意的一部分能够通过 CPU 以及利用该 CPU 来解析并执行的程序来实现、或者作为基于布线逻辑(wired logic)的硬件来实现。

[0179] 另外,在第 1 实施方式~第 2 实施方式中说明的图像处理方法能够通过由个人计算机、工作站等的计算机执行预先准备的图像处理程序来实现。该图像处理程序能够经由因特网等网络进行分发。另外,该图像处理程序也能够记录在硬盘、软盘(flexible disk)(FD)、CD-ROM、MO、DVD、USB 存储器以及 SD 卡存储器等的闪存等能够由计算机读取的非暂时记录介质,通过由计算机从非暂时的记录介质读取来执行。

[0180] 根据以上说明的至少一个实施方式,能够在输入非等间隔数据串的彩色多普勒法中减少运动伪影。

[0181] 对本发明的几个实施方式进行了说明,但这些实施方式是作为例子而提示的,并非旨在限定发明的范围。这些实施方式能够以其他方式来实施,在不脱离发明的主旨的范围内能够进行各种省略、替换、变更。这些实施方式、其变形包含在发明的范围、主旨内,同样包含于权利要求所记载的发明及其等同的范围内。

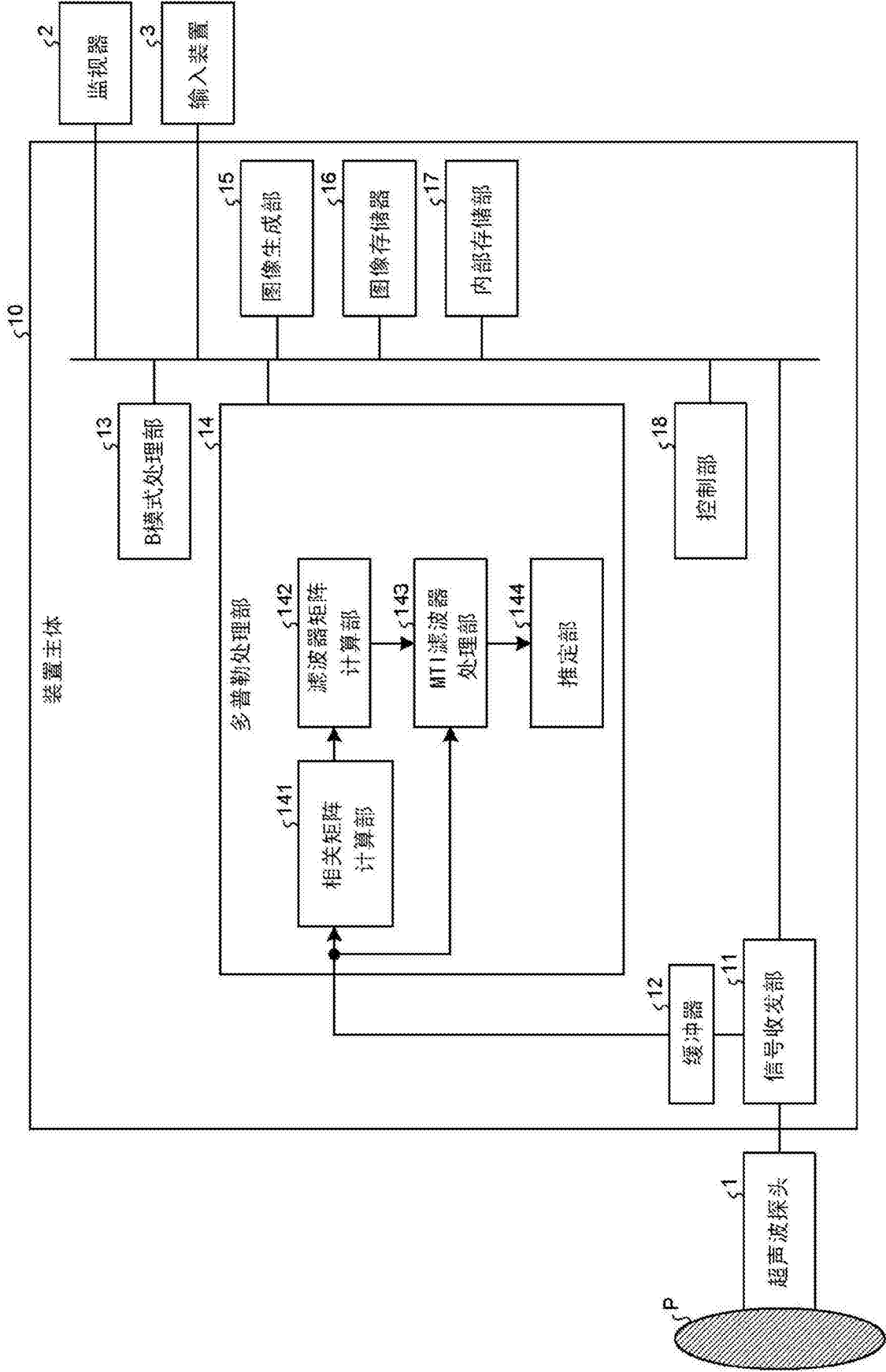


图 1

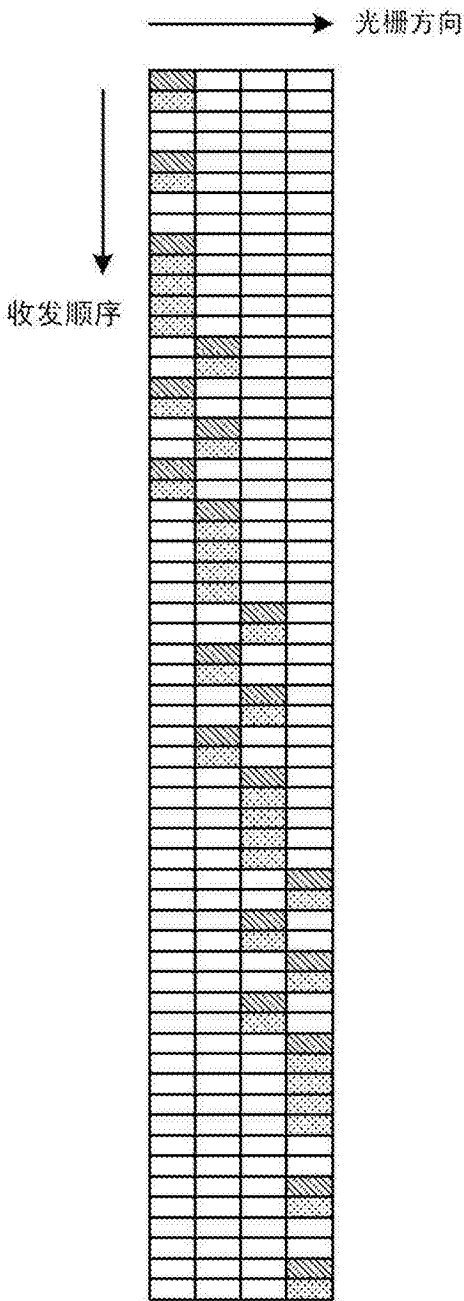


图 2A

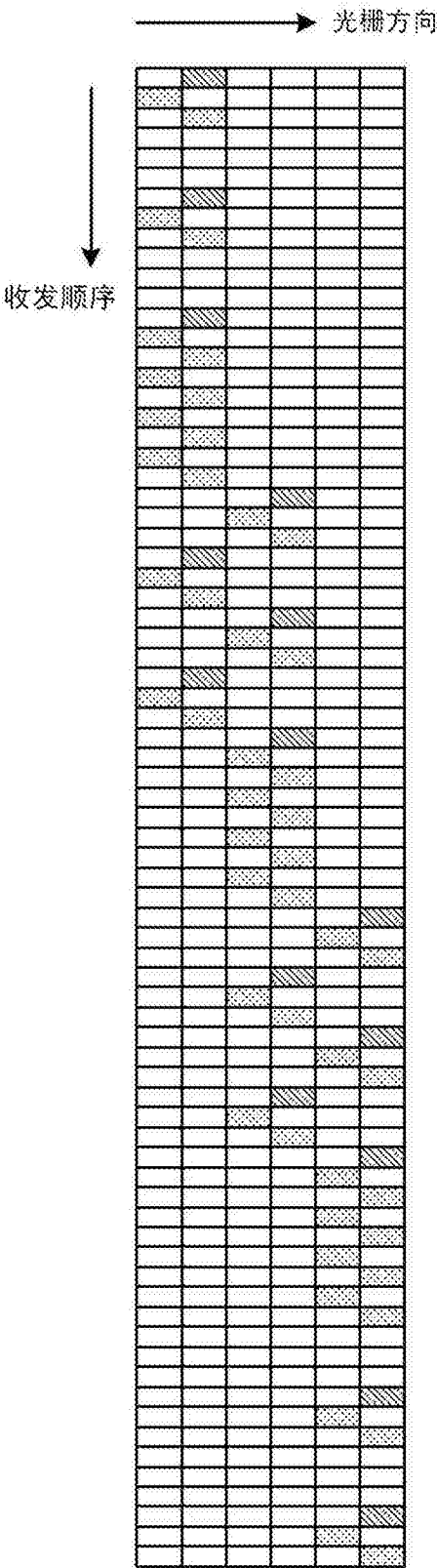


图 2B

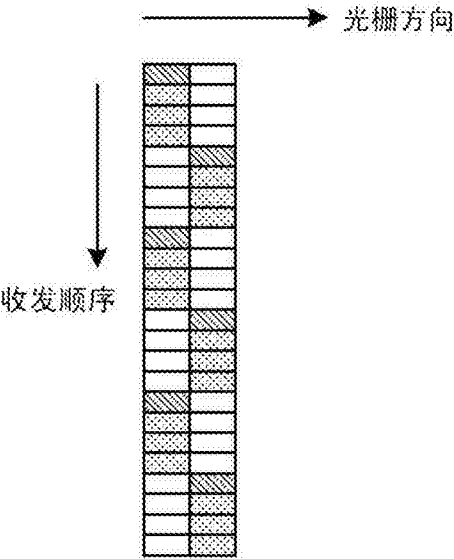


图 2C

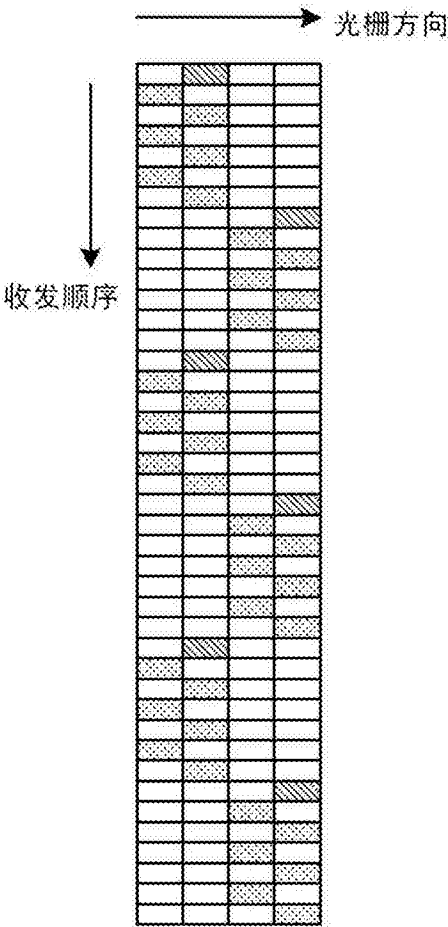


图 2D

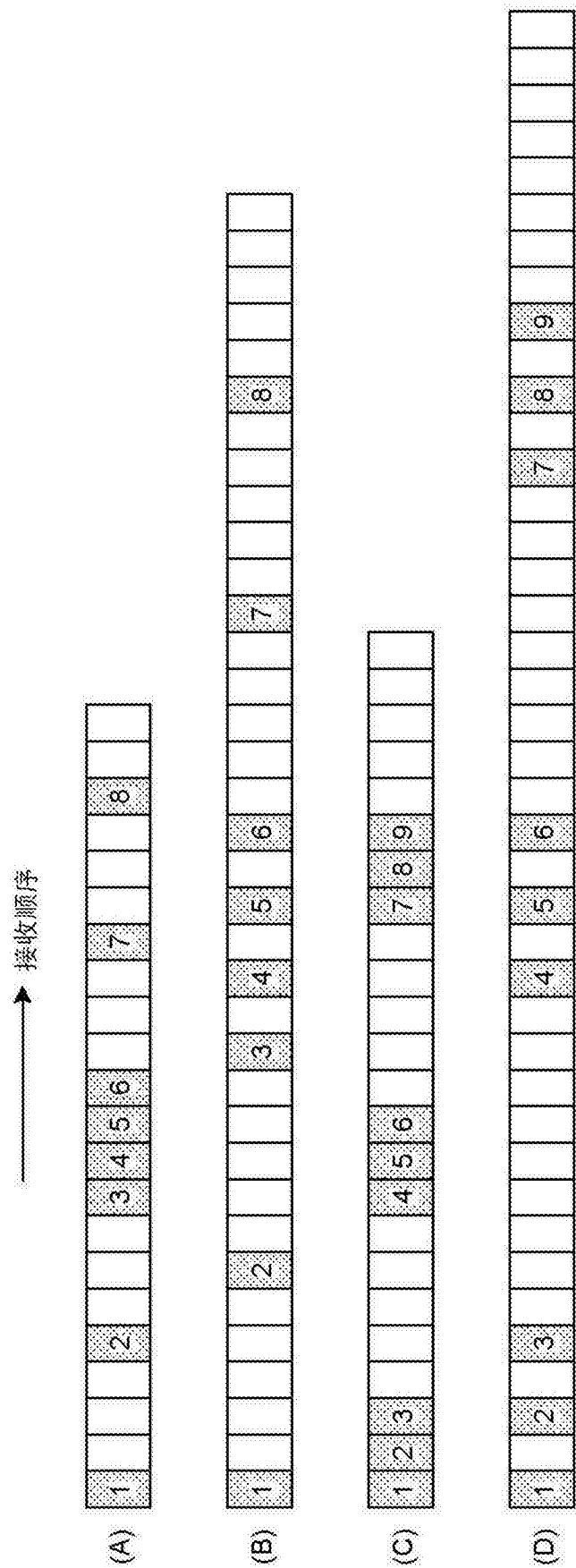


图 3

TH ₁	1000000 dB
TH ₂	1000000 dB
TH ₃	20 dB
TH ₄	15 dB
TH ₅	10 dB
TH ₆	5 dB
TH ₇	-1 dB
TH ₈	-1 dB

图 4

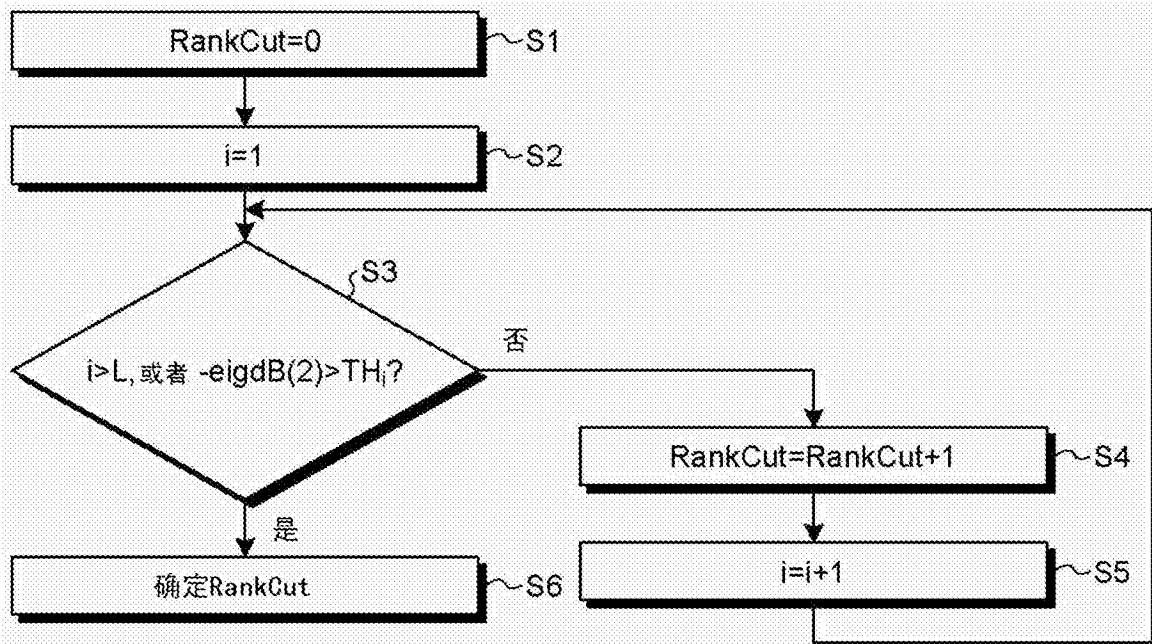


图 5

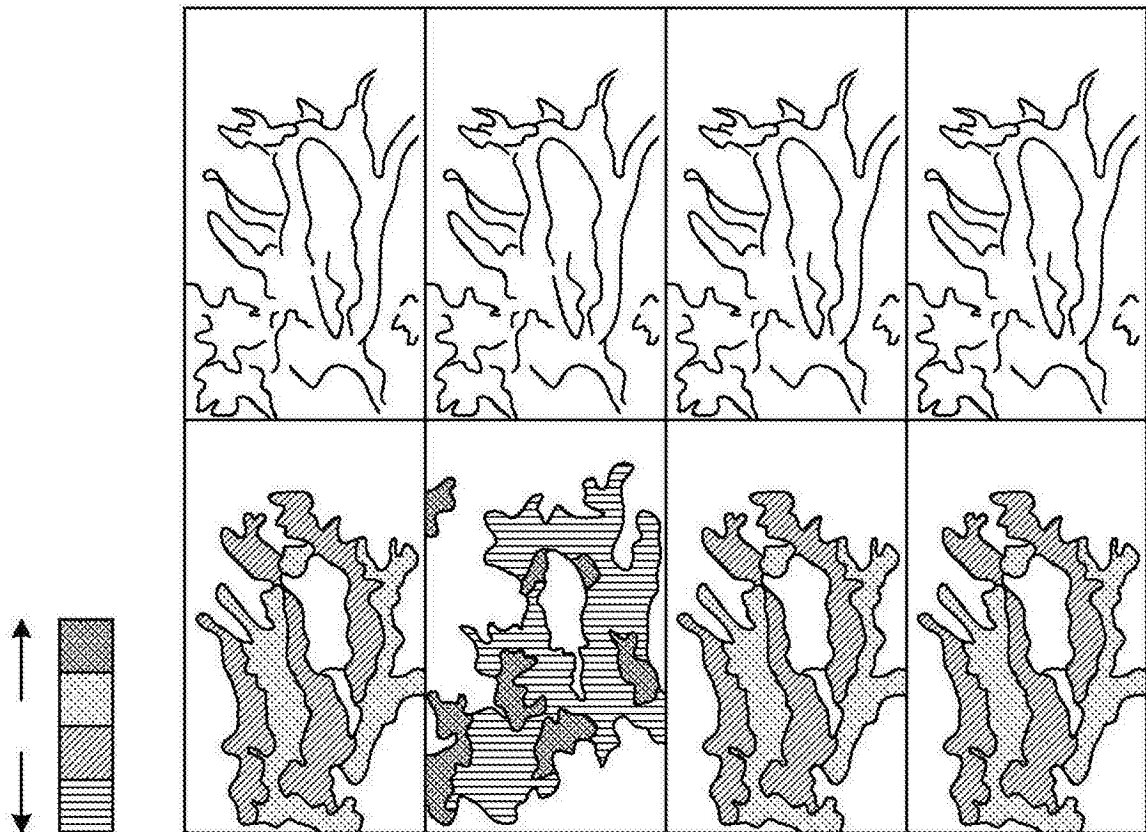


图 6

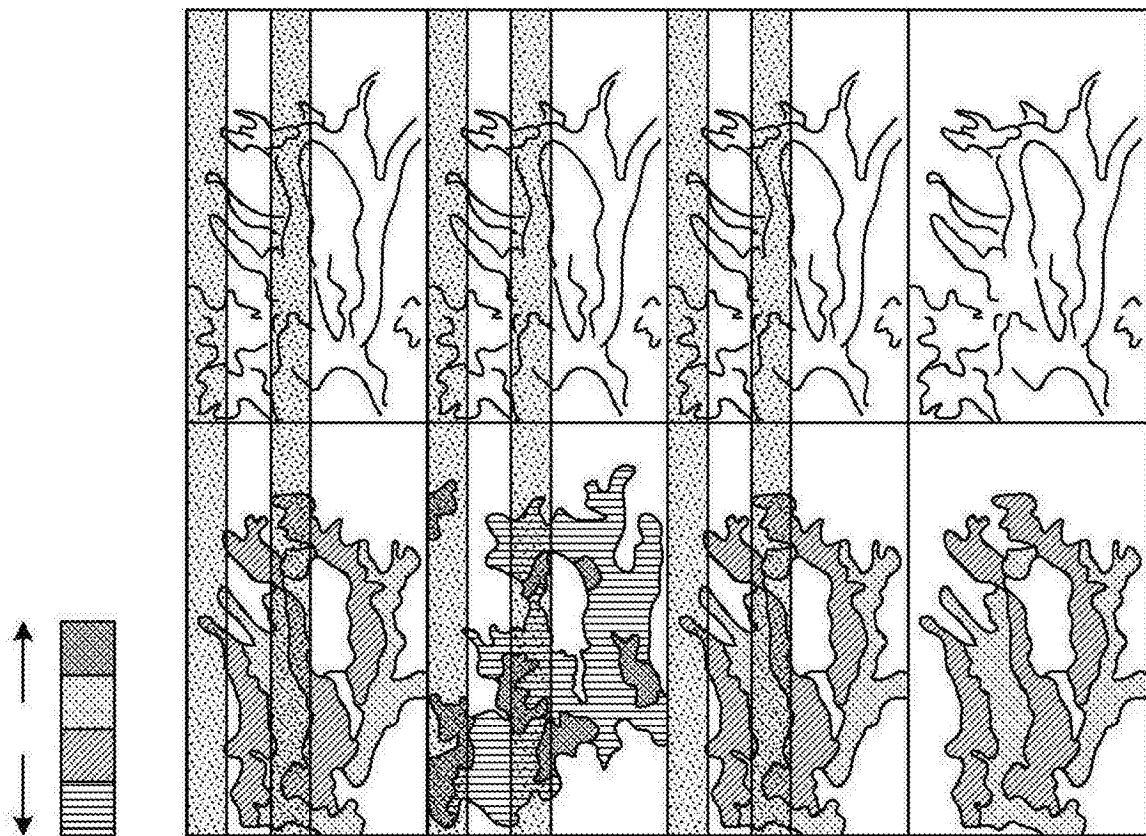


图 7

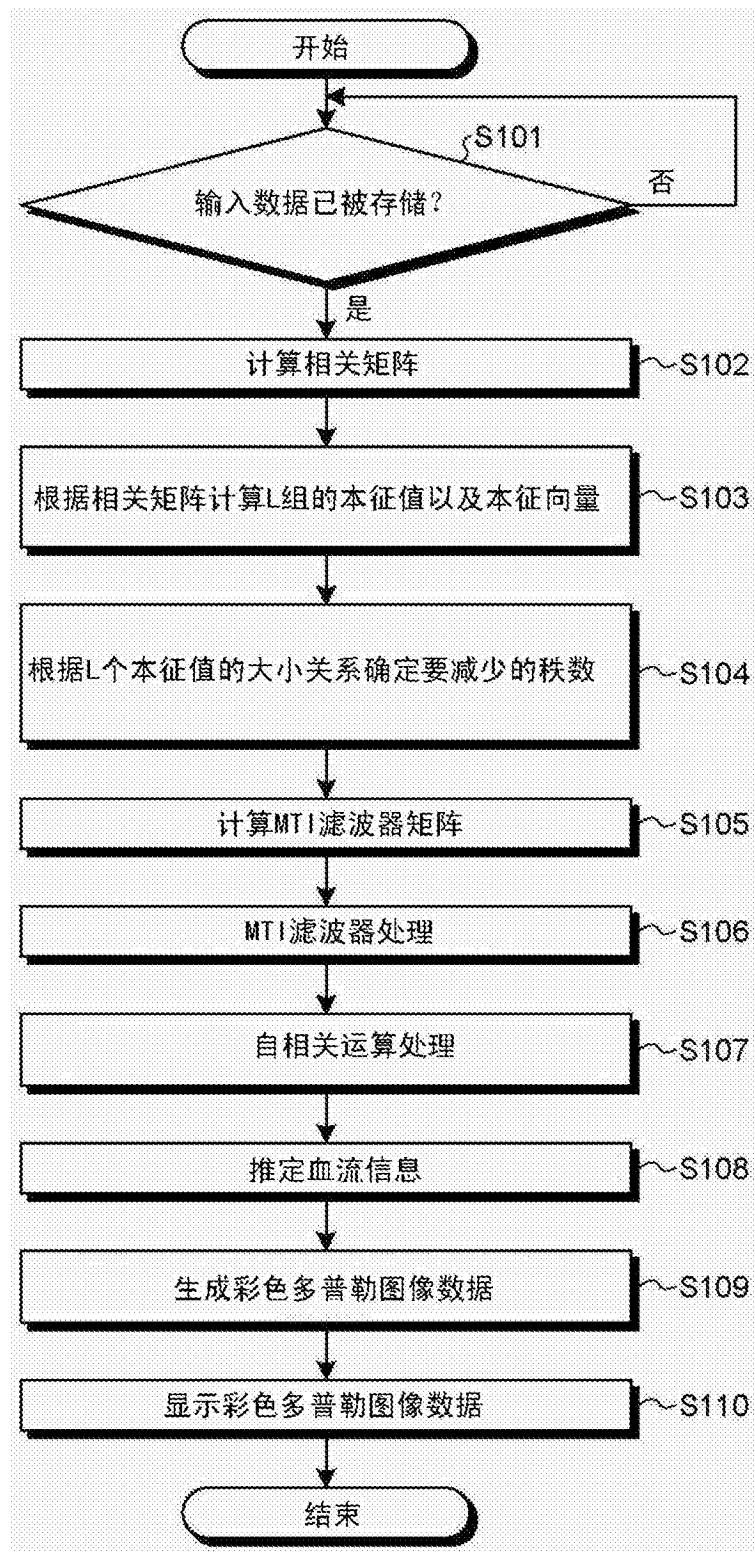


图 8

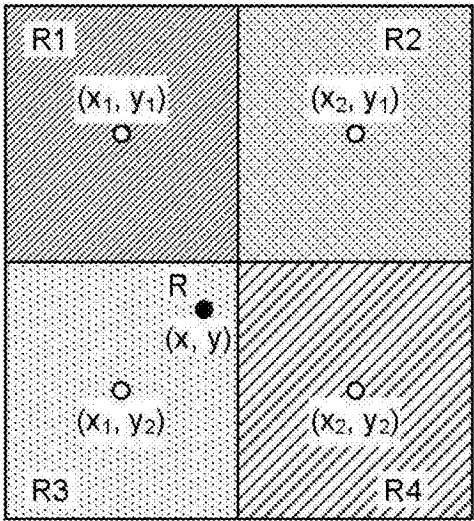


图 9

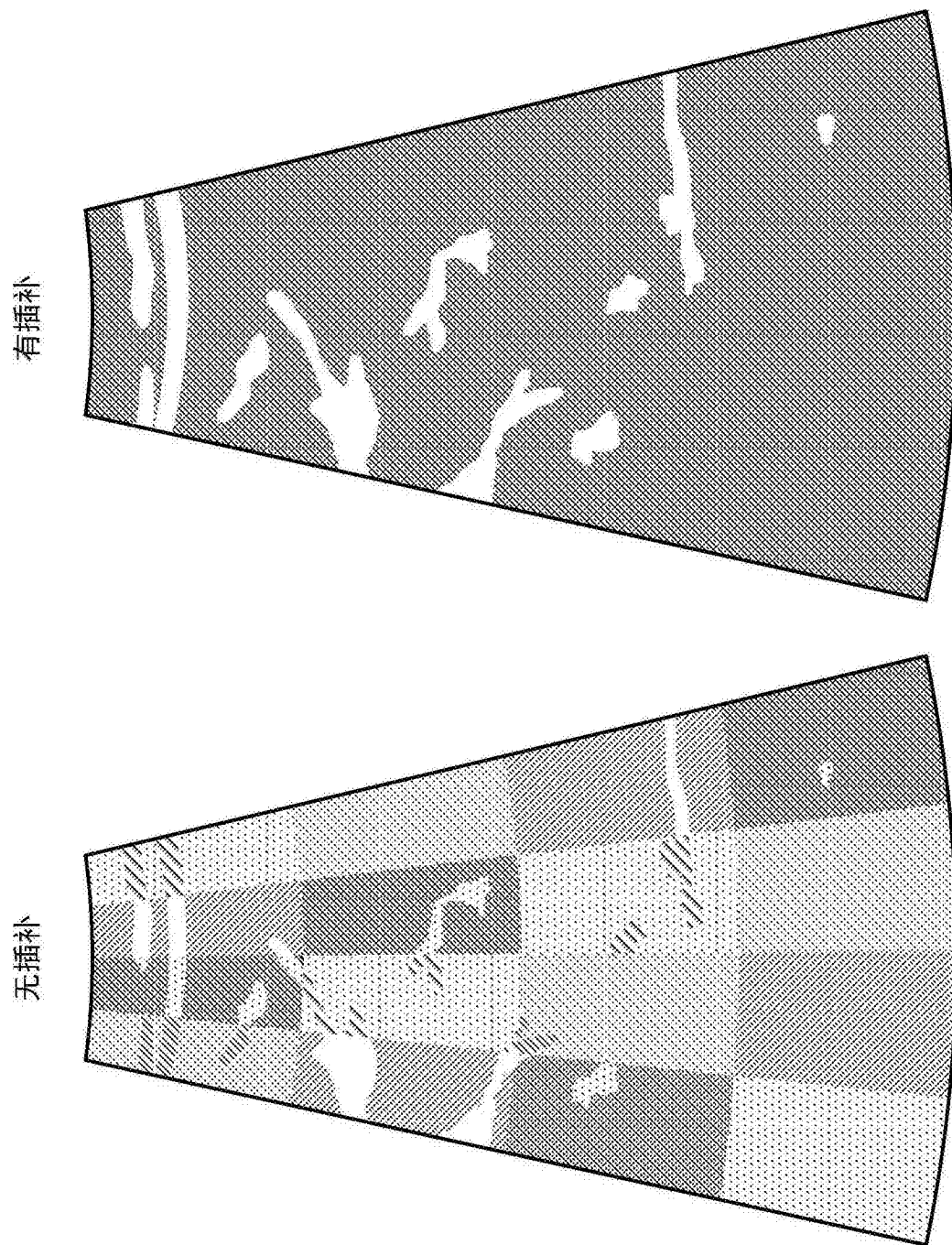


图 10

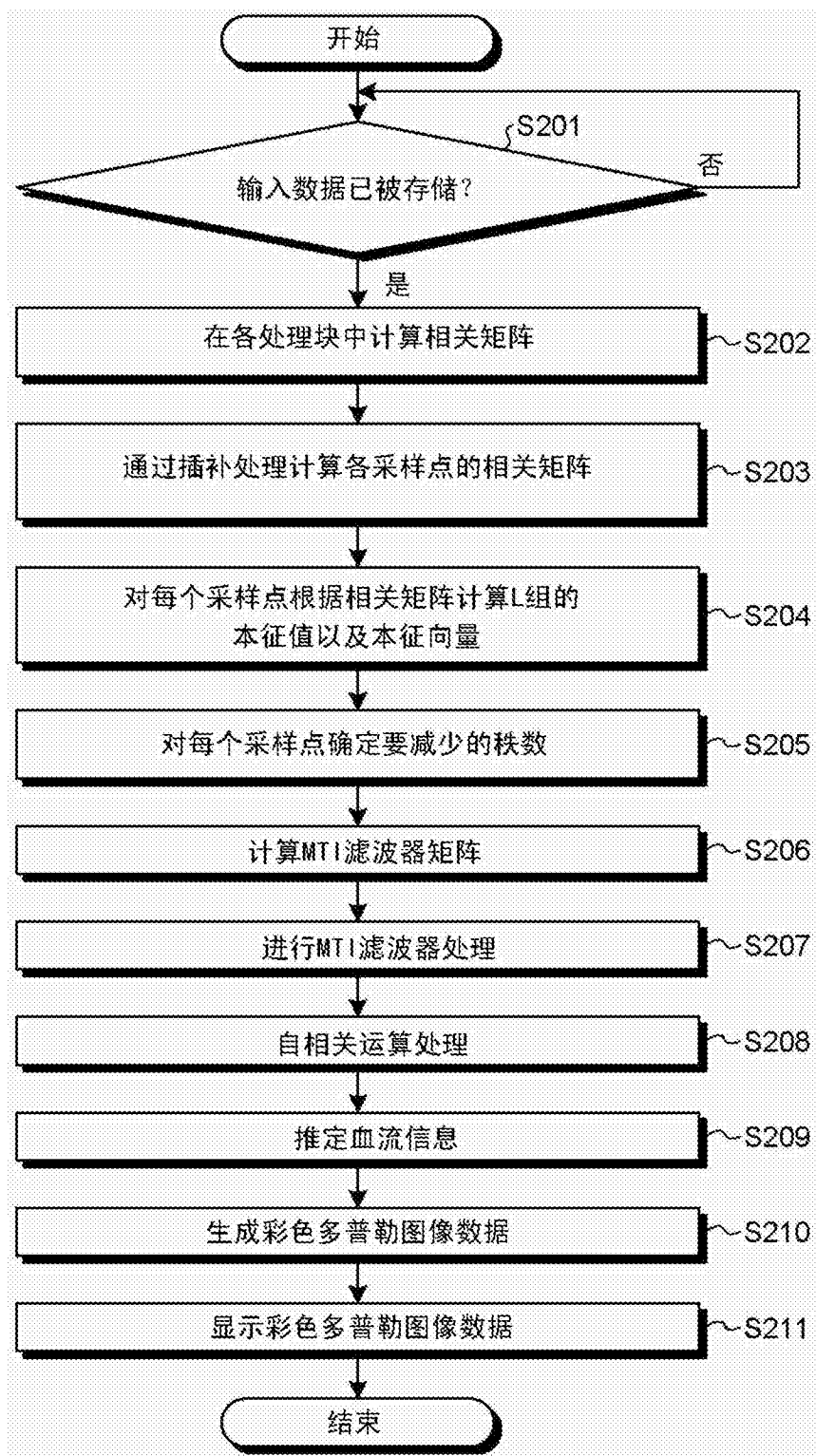


图 11

专利名称(译)	超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法		
公开(公告)号	CN105310726A	公开(公告)日	2016-02-10
申请号	CN201510335292.9	申请日	2015-06-17
[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	佐藤武史		
发明人	佐藤武史		
IPC分类号	A61B8/06 G06T5/00		
CPC分类号	A61B8/461 A61B8/488 A61B8/5207 G01S15/8979		
代理人(译)	杨谦 胡建新		
优先权	2014125706 2014-06-18 JP		
其他公开文献	CN105310726B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供能够在输入非等间隔数据串的彩色多普勒法中减少运动伪影的超声波诊断装置。超声波诊断装置具备相关矩阵计算部、滤波器矩阵计算部、提取部、推定部、图像生成部以及控制部。相关矩阵计算部使用基于反射波而生成的反射波数据的集合即第1数据串计算相关矩阵，反射波是通过以在同一扫描线上不使发送脉冲的时间间隔一定的方式发送超声波而产生的。滤波器矩阵计算部基于相关矩阵的主成分分析的结果计算滤波器系数。提取部使用滤波器系数提取第1数据串包含的、被移动体反射的超声波的反射波的反射波数据的集合即第2数据串。推定部基于第2数据串推定移动体信息。图像生成部基于移动体信息生成超声波图像数据。控制部使超声波图像数据显示于显示部。

