



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104936531 B

(45)授权公告日 2017.06.09

(21)申请号 201480005362.8

(22)申请日 2014.01.22

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 104936531 A

(43)申请公布日 2015.09.23

(30)优先权数据
2013-009637 2013.01.22 JP
2014-009794 2014.01.22 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2015.07.20

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/JP2014/051300 2014.01.22

(87)PCT国际申请的公布数据
W02014/115782 JA 2014.07.31

(73)专利权人 东芝医疗系统株式会社
地址 日本栃木县大田原市

(72)发明人 佐藤武史

(74)专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司 11227

代理人 舒艳君 李洋

(51)Int.Cl.
A61B 8/06(2006.01)

审查员 许流芳

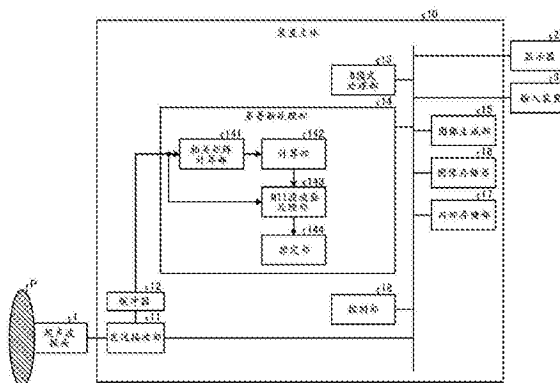
权利要求书3页 说明书25页 附图15页

(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

实施方式的超声波诊断装置具备相关矩阵
计算部、计算部、图像生成部、以及控制部。相关
矩阵计算部根据在由多个扫描线形成的扫描范
围内发送接收超声波而涵盖多帧收集到的同一
位置的反射波数据的数据串,计算上述扫描范围
的相关矩阵。计算部使用上述相关矩阵进行主分
量分析,通过进行使杂波分量近似为主分量并减
少的矩阵运算来计算抑制来自组织的杂波的滤
波系数。图像生成部根据使用上述滤波系数推定
的血流信息,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。



1. 一种超声波诊断装置,其中,具备:

相关矩阵计算部,根据通过在由多个扫描线形成的扫描范围内的超声波发送接收而涵盖多帧所收集到的同一位置的反射波数据的数据串,计算上述扫描范围内的相关矩阵;

计算部,使用上述相关矩阵进行主分量分析,通过进行使杂波分量近似为主分量的矩阵运算来计算抑制来自组织的杂波的滤波系数;

图像生成部,根据使用上述滤波系数推定出的血流信息,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,

上述计算部计算上述相关矩阵的固有值以及与该固有值对应的固有向量,将使基于各固有值的大小对各固有向量进行排列后的矩阵的等级降低了的矩阵作为抑制杂波分量的滤波器矩阵来计算,

上述图像生成部使用由上述滤波器矩阵推定出的血流信息,生成上述超声波图像数据。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

上述相关矩阵计算部将通过重复由各扫描线进行一次上述扫描范围内的超声波发送接收的扫描方式而收集到的同一位置的连续的反射波数据的数据串作为上述数据串来使用。

3. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其中,

上述控制部通过并列同时接收来执行上述扫描方式。

4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

上述相关矩阵计算部将同一位置的连续的反射波数据的数据串作为上述数据串来使用,上述数据串通过重复对按每条扫描线进行多次超声波发送接收而得到的各扫描线的多个反射波数据执行加法平均处理,或者执行与加法平均处理类似的低通滤波处理从而取得形成上述扫描范围的多个扫描线各自的反射波数据的扫描方式来收集。

5. 根据权利要求4所述的超声波诊断装置,其中,

上述控制部通过并列同时接收来执行上述扫描方式。

6. 根据权利要求5所述的超声波诊断装置,其中,

上述控制部将上述扫描范围分割成多个范围来执行并列同时接收,或者以相邻的范围重复的方式将上述扫描范围分割成多个范围来执行并列同时接收。

7. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

上述计算部根据上述相关矩阵的固有值的大小,来变更减少的主分量数。

8. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

上述控制部输出与上述滤波系数相关的信息。

9. 根据权利要求8所述的超声波诊断装置,其中,

与上述滤波系数相关的信息是与上述滤波系数的计算所使用的固有值相关的信息、上述滤波系数的频率特性、上述滤波系数的截止频率、以及上述滤波系数的输入输出的功率值的至少一个。

10. 根据权利要求8所述的超声波诊断装置,其中,

当从参照了与上述滤波系数相关的信息的操作者接受了该滤波系数的计算所使用的参数的变更请求时,上述控制部使上述计算部按照变更后的参数执行滤波系数的重新计

算。

11. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

计算上述相关矩阵的数据串的数据长度能够任意地变更,且计算上述相关矩阵的数据串在显示帧间能够重复设定。

12. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

上述相关矩阵计算部分别在将上述扫描范围分割后的多个范围内计算相关矩阵,还通过使用上述多个范围各自的相关矩阵的插补处理来计算分别由上述多个范围细分化而得的多个细分化范围各自的相关矩阵,

上述计算部根据上述多个细分化范围各自的相关矩阵,计算各细分化范围的滤波系数,

上述图像生成部根据使用上述多个细分化范围各自的滤波系数推定出的血流信息,生成超声波图像数据。

13. 一种超声波诊断装置,其中,具备:

相关矩阵计算部,将被进行了超声波发送接收的扫描范围分割成多个范围,根据在各范围内所收集到的同一位置的反射波数据的数据串,计算多个范围各自的相关矩阵,还通过使用上述多个范围各自的相关矩阵的插补处理来计算分别由上述多个范围细分化而得的多个细分化范围各自的相关矩阵;

计算部,在各细分化范围中使用相符合的相关矩阵进行主分量分析,分别在上述多个细分化范围内通过进行使杂波分量近似为主分量的矩阵运算来计算抑制来自组织的杂波的滤波系数;

图像生成部,根据使用上述多个细分化范围各自的滤波系数推定出的血流信息,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。

14. 一种图像处理装置,其中,具备:

相关矩阵计算部,根据通过在由多个扫描线形成的扫描范围内的超声波发送接收而涵盖多帧所收集到的同一位置的反射波数据的数据串,计算上述扫描范围的相关矩阵;

计算部,使用上述相关矩阵进行主分量分析,通过进行使杂波分量近似为主分量的矩阵运算来计算抑制来自组织的杂波的滤波系数;

图像生成部,根据使用上述滤波系数推定出的血流信息,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,

上述计算部计算上述相关矩阵的固有值以及与该固有值对应的固有向量,将使基于各固有值的大小对各固有向量进行排列后的矩阵的等级降低了的矩阵作为抑制杂波分量的滤波器矩阵来计算,

上述图像生成部使用由上述滤波器矩阵推定出的血流信息,生成上述超声波图像数据。

15. 一种图像处理方法,其中,包含:

相关矩阵计算部根据通过在由多个扫描线形成的扫描范围内的超声波发送接收而涵盖多帧所收集到的同一位置的反射波数据的数据串,计算上述扫描范围的相关矩阵,

计算部使用上述相关矩阵进行主分量分析,通过进行使杂波分量近似为主分量的矩阵

运算来计算抑制来自组织的杂波的滤波系数，

图像生成部根据使用上述滤波系数推定出的血流信息，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，

上述计算部计算上述相关矩阵的固有值以及与该固有值对应的固有向量，将使基于各固有值的大小对各固有向量进行排列后的矩阵的等级降低了的矩阵作为抑制杂波分量的滤波器矩阵来计算，

上述图像生成部使用由上述滤波器矩阵推定出的血流信息，生成上述超声波图像数据。

超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法

技术领域

[0001] 本发明的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

[0002] 以往,超声波诊断装置广泛地用于进行生物体的血流的观察或诊断。超声波诊断装置通过基于多普勒(Doppler)效应的多普勒法,根据超声波的反射波进行血流信息的生成以及显示。作为通过超声波诊断装置生成显示的血流信息,存在彩色多普勒图像或多普勒波形(多普勒频谱)等。

[0003] 彩色多普勒图像是通过彩色血流图(CFM:Color Flow Mapping)法进行摄像的超声波图像。在CFM法中,在多条扫描线上进行多次超声波的发送接收。并且,在CFM法中,通过对同一位置的数据串应用MTI(Moving Target Indicator)滤波器,来抑制来自静止的组织、或者活动慢的组织的信号(杂波信号),提取来自血流的信号。并且,在CFM法中,例如,根据该血流信号推定血流的速度、血流的方差、血流的能量等血流信息,显示二维地对推定结果的分布进行彩色显示的超声波图像(彩色多普勒图像)。

[0004] 通常,作为MTI滤波器,使用巴特沃斯型的IIR(Infinite Impulse Response)滤波器或多项式回归滤波器(Polynomial Regression Filter)等、固定了系数的滤波器。另一方面,还知道根据输入信号使系数变化的自适应型的MTI滤波器。

[0005] 作为一个例子,自适应型的MTI滤波器根据MTI滤波器输入前的信号求组织的速度,得到其相位差被取消的信号。并且,该滤波器从预先准备的MTI滤波器用的系数中,选择与所得到的信号对应的系数。另外,还知道有被称为“Eigenvector Regression Filter”的自适应型的MTI滤波器。该自适应型的MTI滤波器通过由相关矩阵计算固有向量,根据计算出的固有向量,直接计算MTI滤波器所使用的系数的方法,来得到杂波分量被抑制的信号。该方法应用在主分量分析、卡洛变换(Karhunen-Loeve transform)、或在特征空间法中使用的方法。另外,还知道为了实时地实现使用“Eigenvector Regression Filter”的方法,对固有向量的计算利用“iterative power method”的方法。

[0006] 在上述的自适应型MTI滤波器中,固有向量由相关矩阵来计算。通过使用固有向量的自适应型MTI滤波器进行成像的图像的画质根据以怎样的条件计算相关矩阵而改变。因此,通过使用固有向量的自适应型MTI滤波器进行成像的图像的画质有时不一定提高。

[0007] 现有技术文献

[0008] 专利文献

[0009] 专利文献1:美国专利第5,349,524号说明书

[0010] 专利文献2:日本特开平10-99333号公报

[0011] 非专利文献

[0012] 非专利文献1:Bjaerum,Torp,Kristoffersen,“Clutter Filters Adapted to Tissue Motion in Ultrasound Color Flow Imaging”,IEEE Transactions on Ultrasonics,Ferroelectrics,Frequency Control,vol.49,pp.693-704,June,2002

[0013] 非专利文献2: Lovstakken, Bjaerum, Kristoffersen, Haaverstad, Torp, "Real-time adaptive clutter rejection filtering in color flow imaging using power method iterations", IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, Frequency Control, vol. 53, pp. 1597-1608, Sep, 2006

发明内容

[0014] 本发明要解决的问题在于, 提供一种能够提高通过使用有固有向量的自适应型MT1滤波器使血流信息进行成像的图像的画质的超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法。

[0015] 实施方式的超声波诊断装置具备相关矩阵计算部、计算部、图像生成部、以及控制部。相关矩阵计算部根据通过在由多条扫描线形成的扫描范围内发送接收超声波而涵盖多帧收集到的同一位置的反射波数据的数据串, 计算上述扫描范围的相关矩阵。计算部使用上述相关矩阵进行主分量分析, 通过进行使杂波分量近似为主分量并减少的矩阵运算来计算抑制来自组织的杂波的滤波系数。图像生成部根据使用上述滤波系数推定出的血流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。根据上述构成的装置, 能够提高通过使用有固有向量的自适应型MT1滤波器使用血流信息进行成像的图像的画质。

附图说明

[0016] 图1表示第1实施方式所涉及的超声波诊断装置的结构例的框图。

[0017] 图2是用于说明以往技术的图(1)。

[0018] 图3是用于说明以往技术的图(2)。

[0019] 图4是表示第1实施方式所涉及的超声波扫描的一个例子的图(1)。

[0020] 图5是表示第1实施方式所涉及的超声波扫描的一个例子的图(2)。

[0021] 图6是表示第1实施方式所涉及的超声波扫描的一个例子的图(3)。

[0022] 图7是用于说明第1实施方式所涉及的等级降低(rank cut)数的确定处理的一个例子的图(1)。

[0023] 图8是用于说明第1实施方式所涉及的等级降低数的确定处理的一个例子的图(2)。

[0024] 图9是表示通过以往技术显示的图像数据的一个例子的图。

[0025] 图10是表示由第1实施方式显示的图像数据的一个例子的图。

[0026] 图11是用于说明第1实施方式所涉及的超声波诊断装置进行的处理的一个例子的流程图。

[0027] 图12是表示第2实施方式所涉及的相关矩阵计算部进行处理的一个例子的图。

[0028] 图13是用于说明第2实施方式的效果的图。

[0029] 图14是用于说明第2实施方式所涉及的超声波诊断装置进行的处理的一个例子的流程图。

[0030] 图15是用于说明第3实施方式的图。

[0031] 图16是用于说明第4实施方式的图(1)。

- [0032] 图17是用于说明第4实施方式的图(2)。
[0033] 图18是用于说明第5实施方式的图(1)。
[0034] 图19是用于说明第5实施方式的图(2)。

具体实施方式

[0035] 以下,参照附图,详细地说明超声波诊断装置的实施方式。

[0036] (第1实施方式)

[0037] 首先,针对第1实施方式所涉及的超声波诊断装置的结构进行说明。图1是表示第1实施方式所涉及的超声波诊断装置的结构例的框图。如图1所示例的那样,第1实施方式所涉及的超声波诊断装置具有超声波探头1、显示器2、输入装置3、以及装置主体10。

[0038] 超声波探头1为了进行超声波的发送接收而与装置主体10连接。超声波探头1例如具有多个压电振子,这些多个压电振子根据从后述的装置主体10所具有的发送接收部11供给的驱动信号产生超声波。另外,超声波探头1所具有的多个压电振子接收来自被检体P的反射波变换成电气信号。另外,超声波探头1具有设置于压电振子的匹配层和防止超声波从压电振子向后方传播的背衬材料等。另外,超声波探头1自由拆卸地与装置主体10连接。

[0039] 当从超声波探头1向被检体P发送超声波时,所发送的超声波被被检体P的体内组织中的声阻抗的不连续面依次反射,反射波信号由超声波探头1所具有的多个压电振子接收。所接收的反射波信号的振幅依存于反射超声波的不连续面中的声阻抗的差。另外,所发送的超声波脉冲被正在移动的血流或心脏壁等表面反射时的反射波信号由于多普勒效应,依存于相对于移动体的超声波发送方向的速度分量,并接受频移。

[0040] 另外,第1实施方式还能够适用于超声波探头1是二维地对被检体P进行扫描的1D阵列探头、或是三维地对被检体P进行扫描的机械4D探头或2D阵列探头的情况。

[0041] 输入装置3具有鼠标、键盘、按钮、面板开关、触摸指令屏、脚踏开关、轨迹球、操作杆等。输入装置3接受来自超声波诊断装置的操作者的各种设定要求,并对装置主体10转送所接受的各种设定要求。

[0042] 显示器2显示用于超声波诊断装置的操作者使用输入装置3输入各种设定要求的GUI(Graphical User Interface),或者显示在装置主体10中生成的超声波图像数据等。

[0043] 装置主体10是根据超声波探头1接收到的反射波信号生成超声波图像数据的装置。图1所示的装置主体10是能够根据二维的反射波信号生成二维的超声波图像数据,能够根据三维的反射波信号生成三维的超声波图像数据的装置。其中,第1实施方式还能够适用于装置主体10是二维数据专用的装置的情况。

[0044] 如图1所示例的那样,装置主体10具有发送接收部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。

[0045] 发送接收部11根据后述的控制部18的指示,控制超声波探头1进行的超声波发送接收。发送接收部11具有脉冲发生器、发送延迟电路、触发发生器等,向超声波探头1供给驱动信号。脉冲发生器重复产生用于以规定的重复频率(PRF:Pulse Repetition Frequency)形成发送超声波的速率脉冲。另外,发送延迟电路对脉冲发生器所产生的各速率脉冲赋予将从超声波探头1产生的超声波会聚成束状,且确定发送指向性所需的每个压电振子的延迟时间。另外,触发发生器以基于速率脉冲的定时,向超声波探头1施加驱动信号(驱动脉

冲)。即,发送延迟电路通过使对各速率脉冲赋予的延迟时间变化,来任意地调整从压电振子面发送的超声波的发送方向。

[0046] 另外,发送接收部11具有为了根据后述的控制部18的指示,执行规定的扫描序列,瞬间变更发送频率、发送驱动电压等的功能。特别地,发送驱动电压的变更通过能够瞬间切换其值的线性放大器型的发送电路、或者电气地切换多个电源单元的机构来实现。

[0047] 另外,发送接收部11具有放大器电路、A/D(Analog/Digital)变换器、接收延迟电路、加法器、以及正交检波电路等,对超声波探头1接收到的反射波信号进行各种处理生成反射波数据。放大器电路将反射波信号在每个通道中放大进行增益校正处理。A/D变换器将增益校正后的反射波信号进行A/D变换。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。加法器对通过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对应的方向的反射分量。

[0048] 并且,正交检波电路将加法器的输出信号变换成基带的同相信号(I信号、I:In-phase)和正交信号(Q信号、Q:Quadrature-phase)。并且,正交检波电路设I信号以及Q信号(以下,记作IQ信号)为反射波数据,保存在缓冲器12中。另外,正交检波电路也可以将加法器的输出信号变换成RF(Radio Frequency)信号,并保存在缓冲器12中。IQ信号或RF信号成为包含相位信息的信号(接收信号)。以下,有时将发送接收部11输出的反射波数据记作接收信号。

[0049] 当对被检体P进行二维扫描时,发送接收部11从超声波探头1发送二维的超声波束。并且,发送接收部11根据超声波探头1接收到的二维的反射波信号生成二维的反射波数据。另外,当对被检体P进行三维扫描时,发送接收部11使超声波探头1发送三维的超声波束。并且,发送接收部11根据超声波探头1接收的三维的反射波信号生成三维的反射波数据。

[0050] 缓冲器12是暂时地存储发送接收部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存储数帧相应的I/Q信号、或者数容积相应的I/Q信号。例如,缓冲器12是FIFO(First-In/First-Out)存储器,存储规定帧相应的I/Q信号。并且,例如,当重新由发送接收部11生成1帧相应的I/Q信号时,缓冲器12删除生成时间最久的1帧相应的I/Q信号,存储重新生成的1帧相应的I/Q信号。

[0051] B模式处理部13以及多普勒处理部14是对发送接收部11根据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读出的反射波数据(I/Q信号)进行对数放大、包络线检波处理、对数压缩等,生成多个采样点各自的信号强度由亮度的明暗表示的数据(B模式数据)。

[0052] 另外,B模式处理部13通过滤波处理,使检波频率发生变化,从而能够改变成像的频带。通过使用该B模式处理部13的功能,第1实施方式所涉及的超声波诊断装置能够执行对比谐波成像(CHI:Contrast Harmonic Imaging)或组织谐波成像(THI:Tissue Harmonic Imaging)等谐波成像。即,B模式处理部13根据被注入了造影剂的被检体P的反射波数据,将以造影剂(微小气泡、气泡)为反射源的谐波分量的反射波数据(谐波数据或者分频数据)和以被检体P内的组织为反射源的基波分量的反射波数据(基波数据)分离。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。

[0053] 另外,通过使用该B模式处理部13的滤波处理功能,从而,第1实施方式所涉及的超声波诊断装置能够执行组织谐波成像(THI:Tissue Harmonic Imaging)。即,B模式处理部13能够根据被检体P的反射波数据,将作为谐波分量的反射波数据(接收信号)的谐波数据或者分频数据分离。并且,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),生成用于生成除去了噪声分量的组织图像数据的B模式数据。

[0054] 另外,当进行CHI或THI的谐波成像时,B模式处理部13能够通过使用上述的滤波处理的方法不同的方法,提取谐波分量。在谐波成像中,进行振幅调制(AM:Amplitude Modulation)法、相位调制(PM:Phase Modulation)法、或组合了AM法以及PM法的被称为AMPM法的映像法。在AM法、PM法以及AMPM法中,对同一扫描线进行多次振幅或相位不同的超声波发送。由此,发送接收部11通过各扫描线生成多个反射波数据(接收信号)并输出。并且,B模式处理部13通过对各扫描线的多个反射波数据(接收信号)进行与调制法对应的加减法处理,来提取谐波分量。并且,B模式处理部13对谐波分量的反射波数据(接收信号)进行包络线检波处理等,生成B模式数据。

[0055] 例如,当进行PM法时,发送接收部11按照控制部18所设定的扫描序列,例如,如(-1,1)那样,由各扫描线发送两次使相位极性反转的同一振幅的超声波。并且,发送接收部11生成基于“-1”的发送的接收信号和基于“1”的发送的接收信号,B模式处理部13将这两个接收信号相加。由此,生成除去基波分量,主要剩余2次谐波分量的信号。并且,B模式处理部13对该信号进行包络线检波处理等,生成THI的B模式数据或CHI的B模式数据。

[0056] 或者,例如,在THI中,使用接收信号所包含的2次谐波分量与差音分量进行成像的方法正在实用化。在使用差音分量的成像法中,例如,从超声波探头1发送合成中心频率为“f1”的第1基波、和中心频率大于“f1”的“f2”的第2基波的合成波形的发送超声波。该合成波形是为了产生具有与2次谐波分量相同的极性的差音分量,而合成相互的相位被调整后的第1基波的波形和第2基波的波形的波形。发送部11例如一边使合成波形的发送超声波的相位反转,一边发送两次。此时,例如,B模式处理部13通过对两个接收信号相加,从而在提取出除去基波分量,主要剩余差音分量以及2次谐波分量的谐波分量之后,进行包络线检波处理等。

[0057] 多普勒处理部14通过对从缓冲器12读出的反射波数据进行频析,来生成提取出基于位于扫描范围内的移动体的多普勒效应的运动信息的数据(多普勒数据)。具体而言,作为移动体的运动信息,多普勒处理部14分别在多个采样点生成平均速度、平均方差值、平均功率值等多普勒数据。在此,所谓移动体例如是指血流、心壁等组织、造影剂。作为血流的运动信息(血流信息),本实施方式所涉及的多普勒处理部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的多普勒数据。

[0058] 本实施方式所涉及的超声波诊断装置能够使用上述的多普勒处理部14的功能,执行被称为彩色血流图法(CFM:Color Flow Mapping)的彩色多普勒法。在CFM法中,超声波的发送接收在多条扫描线上进行多次。并且,在CFM法中,通过对同一位置的数据串应用MT1(Moving Target Indicator)滤波器,来抑制来自静止的组织、或者活动慢的组织的信号(杂波信号),提取来自血流的信号。并且,在CFM法中,根据该血流信号推定血流的速度、血流的方差、血流的能量等血流信息。后述的图像生成部15例如生成将推定结果的分布二维地彩色显示的超声波图像数据(彩色多普勒图像数据)。并且,显示器2显示彩色多普勒图像

数据。

[0059] 作为MT1滤波器,通常,使用巴特沃斯型的IIR(Infinite Impulse Response)滤波器或多项式回归滤波器(Polynomial Regression Filter)等、系数被固定的滤波器。另一方面,作为MT1滤波器,本实施方式所涉及的多普勒处理部14使用根据输入信号使系数变化的自适应型的MT1滤波器。具体而言,作为自适应型的MT1滤波器,本实施方式所涉及的多普勒处理部14使用被称为“Eigenvector Regression Filter”的滤波器。以下,将作为使用固有向量的自适应型MT1滤波器的“Eigenvector Regression Filter”记作“固有向量型MT1滤波器”。

[0060] 固有向量型MT1滤波器根据相关矩阵计算固有向量,根据计算出的固有向量,计算杂波分量抑制处理所使用的系数。该方法应用在主分量分析、卡洛变换(Karhunen-Loeve transform)、或特征空间方法中使用的方法。

[0061] 如图1所示例的那样,使用固有向量型MT1滤波器的第1实施方式所涉及的多普勒处理部14具有相关矩阵计算部141、计算部142、MT1滤波处理部143、以及推定部144。相关矩阵计算部141根据同一位置(同一采样点)的连续的反射波数据的数据串,计算扫描范围的相关矩阵。计算部142例如计算相关矩阵的固有值以及与该固有值对应的固有向量。并且,计算部142例如将减少根据各固有值的大小对各固有向量进行排列的矩阵的等级的矩阵作为抑制杂波分量的滤波器矩阵来计算。

[0062] MT1滤波处理部143使用滤波器矩阵,由同一位置(同一采样点)的连续的反射波数据的数据串,输出杂波分量被抑制,提取出来自血流的血流信号的数据串。推定部144进行使用MT1滤波处理部143所输出的数据的自相关运算等运算,推定血流信息,将推定出的血流信息作为多普勒数据来输出。另外,针对第1实施方式所涉及的多普勒处理部14进行的具体处理之后详述。

[0063] 在此,图1所示例的B模式处理部13以及多普勒处理部14能够针对二维的反射波数据以及三维的反射波数据的双方进行处理。即,B模式处理部13根据二维的反射波数据生成二维的B模式数据,根据三维的反射波数据生成三维的B模式数据。另外,多普勒处理部14根据二维的反射波数据生成二维的多普勒数据,根据三维的反射波数据生成三维的多普勒数据。

[0064] 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模式数据生成由亮度表示反射波的强度的二维B模式图像数据。另外,图像生成部15根据多普勒处理部14生成的二维的多普勒数据生成血流信息被成像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、能量图像数据、或者对这些进行组合的图像数据。作为多普勒图像数据,图像生成部15生成血流信息以彩色显示的彩色多普勒图像数据,或者生成一个血流信息以灰度显示的多普勒图像数据。

[0065] 在此,一般而言,图像生成部15生成将超声波扫描的扫描线信号列变换(扫描变换)成视频等所代表的视频格式的扫描线信号列,生成显示用的超声波图像数据。具体而言,图像生成部15通过根据基于超声波探头1的超声波的扫描方式进行坐标变换,来生成显示用的超声波图像数据。另外,除了扫描变换以外,作为各种图像处理,例如,图像生成部15使用扫描变换后的多个图像帧,进行重新生成亮度的平均值图像的图像处理(平滑化处理)

或在图像内使用微分滤波器的图像处理(边缘强调处理)等。另外,图像生成部15对超声波图像数据合成各种参数的文字信息、刻度、体位标记等。

[0066] 即,B模式数据以及多普勒数据是扫描变换处理前的超声波图像数据,图像生成部15所生成的数据是扫描变换处理后的显示用的超声波图像数据。另外,B模式数据以及多普勒数据还被称为原始数据(Raw Data)。图像生成部15根据扫描变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。

[0067] 另外,图像生成部15通过对B模式处理部13所生成的三维的B模式数据进行坐标变换,来生成三维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所生成的三维的多普勒数据进行坐标变换,来生成三维多普勒图像数据。图像生成部15将“三维的B模式图像数据或三维多普勒图像数据”作为“三维超声波图像数据(体数据)”来生成。

[0068] 另外,图像生成部15为了生成用于使体数据显示于显示器2的各种二维图像数据,对体数据进行绘制处理。作为图像生成部15进行的绘制处理,例如,存在进行剖面重建法(MPR:Multi Planer Reconstruction)根据体数据生成MPR图像数据的处理。另外,作为图像生成部15进行的绘制处理,例如,存在生成反映三维的信息的二维图像数据的体绘制(VR:Volume Rendering)处理。

[0069] 图像存储器16是存储图像生成部15所生成的显示用的图像数据的存储器。另外,图像存储器16还能够存储B模式处理部13或多普勒处理部14生成的数据。图像存储器16所存储的B模式数据或多普勒数据例如在诊断之后能够由操作者调出,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还能够存储发送接收部11所输出的反射波数据。

[0070] 内部存储部17存储用于进行超声波发送接收、图像处理以及显示处理的控制程序、诊断信息(例如,患者ID、医师的意见等)、诊断协议或各种体位标记等各种数据。另外,内部存储部17根据需要,还用于保管图像存储器16所存储的图像数据。另外,内部存储部17所存储的数据能够经由未图示的接口,向外部装置转送。另外,内部存储部17还能够存储从外部装置经由未图示的接口转送的数据。

[0071] 控制部18控制超声波诊断装置的处理整体。具体而言,控制部18根据经由输入装置3由操作者输入的各种设定要求或从内部存储部17读入的各种控制程序以及各种数据,控制发送接收部11、B模式处理部13、多普勒处理部14以及图像生成部15的处理。例如,控制部18通过经由发送接收部11控制超声波探头1,来进行超声波扫描的控制。通常,在CFM法中,与作为血流像数据的彩色多普勒图像数据一起,显示作为组织像数据的B模式图像数据。为了进行该显示,控制部18使超声波探头1执行取得第1扫描范围内的血流信息的第1超声波扫描。第1超声波扫描例如是用于以多普勒模式收集彩色多普勒图像数据的超声波扫描。另外,与第1超声波扫描一起,控制部18使超声波探头1执行取得第2扫描范围内的组织形状的信息的第2超声波扫描。第2超声波扫描例如是用于以B模式收集B模式图像数据的超声波扫描。

[0072] 控制部18通过经由发送接收部11控制超声波探头1,来执行第1超声波扫描以及第2超声波扫描。另外,第1扫描范围和第2扫描范围可以是相同的范围,也可以是第1扫描范围小于第2扫描范围的范围,也可以是第2扫描范围小于第1扫描范围的范围。

[0073] 另外,控制部18进行控制,以使得将图像存储器16或内部存储部17所存储的显示

用的超声波图像数据显示于显示器2。另外,内置于装置主体10的发送接收部11等有时由集成电路等硬件构成,还有时是由软件进行模块化而得到的程序。

[0074] 以上,针对第1实施方式所涉及的超声波诊断装置的整体结构进行了说明。在该结构下,第1实施方式所涉及的超声波诊断装置根据使用固有向量型MT1滤波器推定出的血流信息(多普勒数据)进行CFM法。如上述那样,使用固有向量型MT1滤波器的多普勒处理部14根据相关矩阵计算固有向量。在此,通过固有向量型MT1滤波器进行成像的多普勒图像数据的画质根据以怎样的条件计算相关矩阵而改变。因此,通过使用固有向量的自适应型MT1滤波器进行成像得到的图像的画质有时不一定得到提高。针对该点,以下,使用图2以及图3进行说明。图2以及图3是用于说明以往技术的图。

[0075] 在通常的彩色多普勒法中,在同一方向进行多次超声波发送接收,从由此接收到的信号中,提取血流信号。通过该超声波发送接收得到的来自同一位置的反射波信号(反射波数据)的数据串被称为数据包。数据包大小成为为了得到1帧的血流信息而在同一方向进行的超声波发送接收的次数。一般的彩色多普勒法中的数据包大小为5至16左右。数据包大小大的一方固有向量型MT1滤波器的性能得到提高,但如果使数据包大小变大,则帧频降低。

[0076] 另外,在以往的彩色多普勒法中,如果使折返速度变小,则为了提高低流速的血流的检测能力,进行被称为交替扫描的超声波扫描。但是,在交替扫描中,多普勒数据收集用的第1扫描范围被分割成多个扫描块,在扫描块间产生时间差。因此,当使用固有向量型MT1滤波器时,多普勒处理部14需要通过在各扫描块计算相关矩阵来进行根据每个扫描块而不同的MT1滤波处理。因此,在以往的彩色多普勒法中,在扫描块的边界,超声波图像数据会变得不连续。

[0077] 图2表示交替扫描的一个例子。在图2中,示例出第1扫描范围和第2扫描范围是相同的扫描范围,该扫描范围由第1扫描线至第8扫描线的8条扫描线形成的情况。另外,在图2中,分别将8条扫描线沿着方位方向(超声波探头1的振子的排列方向),表示为“1,2,3,4,5,6,7,8”。另外,在图2中,由涂黑的矩形表示B模式用的第2超声波扫描,通过由斜线画影的矩形表示多普勒模式用的第1超声波扫描。

[0078] 在图2所示例的交替扫描中,在按照“第1扫描线、第2扫描线”的顺序进行了第2超声波扫描之后,按照“第1扫描线、第2扫描线”的顺序重复八次第1超声波扫描。由此,输出第1扫描线以及第2扫描线各自的血流信息。并且,在图2所示例的交替扫描中,在按照“第3扫描线、第4扫描线”的顺序进行了第2超声波扫描之后,按照“第3扫描线、第4扫描线”的顺序重复八次第1超声波扫描。由此,输出第3扫描线以及第4扫描线各自的血流信息。

[0079] 并且,在图2所示例的交替扫描中,在按照“第5扫描线、第6扫描线”的顺序进行了第2超声波扫描之后,按照“第5扫描线、第6扫描线”的顺序重复八次第1超声波扫描。由此,输出第5扫描线以及第6扫描线各自的血流信息。并且,在图2所示例的交替扫描中,在按照“第7扫描线、第8扫描线”的顺序进行了第2超声波扫描之后,按照“第7扫描线、第8扫描线”的顺序重复八次第1超声波扫描。由此,输出第7扫描线以及第8扫描线各自的血流信息。

[0080] 通过上述的处理,生成显示第1帧的B模式图像数据以及彩色多普勒图像数据。另外,通过重复上述的处理,如图2所示例的那样,进行第2帧以后的图像数据的生成显示。图2所示例的交替扫描是对相邻的2条扫描线交替扫描的交替2阶段的扫描,数据包大小成为

“8”。在图2所示例的交替扫描中,对每个数据包输出一个数据,因此,1帧的扫描结束,显示1帧。即,在交替扫描中,显示帧数和扫描帧数通常相同。

[0081] 图2所示例的交替扫描交替2阶段地对由8条扫描线形成的多普勒模式用的扫描范围进行扫描,因此,如图3所示,多普勒模式用的扫描范围被分割成4个扫描块。各扫描块的多普勒数据在进行了“ $8 \times 2 = 16$ 次”的超声波发送接收之后生成。因此,当进行图2所示例的交替扫描时,多普勒图像数据成为扫描块间不连续的图像数据。

[0082] 因此,在第1实施方式中,为了提高通过固有向量型MT1滤波器对血流信息进行成像的图像的画质,进行不需要将扫描范围分割成扫描块的多普勒模式用的超声波扫描。

[0083] 具体而言,通过重复在由多个扫描线形成的扫描范围内发送接收超声波,涵盖多帧能够收集同一位置的反射波数据的扫描方式,来执行在第1实施方式中进行的第1超声波扫描。更具体而言,在第1实施方式中进行的第1超声波扫描通过重复由各扫描线进行一次由多个扫描线形成的扫描范围中的超声波发送接收的扫描方式来执行。该扫描方式是通常的B模式进行的第2超声波扫描相同的扫描方式,是与为了提高帧频而在CFM法中进行的扫描方式相同的扫描方式。以下,将上述的第1超声波扫描记作“高帧频用超声波扫描”,将通过“高帧频用超声波扫描”进行的CFM法记作“高帧频法”。

[0084] 在高帧频法中,能够相对于各帧的相同的位置的数据串在帧方向(时间方向)进行处理。例如,在高帧频法中,能够使MT1滤波处理从相对于数据包等有限长的数据的处理成为相对于无限长的数据的处理。其结果,通过高帧频法,能够提高MT1滤波器的性能,同时以高的帧频显示血流信息。

[0085] 根据通过高帧频用超声波扫描收集到的反射波数据能够生成显示B模式图像数据以及多普勒图像数据。但是,此时,例如,不能够通过画质好的TH1法生成显示B模式图像数据。因此,与基于高帧频用超声波扫描的第1超声波扫描一起,第1实施方式所涉及的控制部18还能够通过以下说明的扫描方式执行第2超声波扫描。图4~图6是表示第1实施方式所涉及的超声波扫描的一个例子的图。

[0086] 第1实施方式所涉及的控制部18在第1超声波扫描间使超声波探头1分时执行作为第2超声波扫描将第2扫描范围进行分割的多个分割范围各自的超声波扫描。换言之,在第1实施方式中,在第1超声波扫描间进行第2超声波扫描的一部分,在进行数帧相应的第1超声波扫描期间,结束1帧相应的第2超声波扫描。通过该扫描方式,第1实施方式所涉及的超声波诊断装置能够在第1超声波扫描和第2超声波扫描中单独地设定超声波发送接收条件。例如,第1实施方式所涉及的超声波诊断装置能够按照基于TH1法的条件执行第2超声波扫描。即,第2超声波扫描能够按照用于通过上述的滤波处理进行TH1的超声波发送接收条件来执行。另外,第2超声波扫描能够按照用于进行上述的AM法、PM法、AMPM法、或者使用差音分量的方法等、基于对一条扫描线进行多个速率的超声波发送的成像法的TH1的超声波发送接收条件来执行。

[0087] 针对上述的控制处理的一个例子,使用图4进行说明。例如,控制部18根据来自操作者的指示或初始设定的信息等,将第2扫描范围分割成4个分割范围(第1分割范围~第4分割范围)。另外,图4所示的“B”表示使用B模式用的发送接收条件进行超声波扫描的范围。另外,图4所示的“D”表示使用彩色多普勒模式用的发送接收条件进行超声波扫描的范围。例如,图4所示的“D”成为进行由上述的高帧频法进行的超声波扫描的范围。即,图4所示例

的第1超声波扫描不会如一般的彩色多普勒法那样,对同一方向发送多次超声波,接收多次反射波,而由各扫描线进行一次超声波发送接收。作为第1超声波扫描,控制部18执行基于分别由形成第1扫描范围的多条扫描线一次一次地进行超声波发送接收,使用多帧相应的反射波取得血流信息的方法(高帧频法)的超声波扫描。

[0088] 首先,作为第2超声波扫描,控制部18执行第1分割范围的超声波扫描(参照图4的(1)),执行第2扫描范围(1帧相应)的第1超声波扫描(参照图4的(2))。并且,作为第2超声波扫描,控制部18执行第2分割范围的超声波扫描(参照图4的(3)),执行第2扫描范围(1帧相应)的第1超声波扫描(参照图4的(4))。并且,作为第2超声波扫描,控制部18执行第3分割范围的超声波扫描(参照图4的(5)),执行第2扫描范围(1帧相应)的第1超声波扫描(参照图4的(6))。并且,作为第2超声波扫描,控制部18执行第4分割范围的超声波扫描(参照图4的(7)),执行第2扫描范围(1帧相应)的第1超声波扫描(参照图4的(8))。

[0089] 在此,如图4所示例的那样,控制部18设进行第1超声波扫描的间隔为等间隔。即,第1扫描范围的“某一扫描线”上的“点X”通过图4的(2)、(4)、(6)以及(8)的第1超声波扫描一次一次地进行扫描,其扫描间隔被控制为一定的“T”。具体而言,控制部18设由第2超声波扫描进行的各分割扫描所需的时间相同,设进行第1超声波扫描的间隔为等间隔。例如,控制部18进行控制,以使得以图4的(1)、(3)、(5)以及(7)进行的第2超声波扫描的分割扫描所需的时间成为一定相同的时间。控制部18设对第2扫描范围进行分割得到的各分割范围的大小、扫描线数、扫描线密度以及深度等相同。例如,如果扫描线数相同,则第2超声波扫描的各分割扫描所需的时间也相同。多普勒处理部14对“D”的帧间的相同的位置的数据串(图4所示的“ X_{n-3} 、 X_{n-2} 、 X_{n-1} 、 X_n 、 \dots ”),进行后述的处理,输出“点X”的血流信息。另外,在上述的方法中,第2扫描范围整体的扫描以“4T”间隔结束,但控制部18不会以“4T”间隔更新组织像数据,而对每个分割扫描范围更新组织像数据。另外,当进行基于对1条扫描线进行多个速率的超声波发送的成像法的TH1时,用于得到1帧相应的接收信号的超声波发送次数增加,因此,与通常的B模式摄影、通过滤波处理进行TH1时相比较,需要增加第2扫描范围的分割数。例如,当进行PM法时,第2扫描范围从4分割变更为8分割。此时,第2扫描范围整体的扫描以“8T”间隔结束。此时,控制部18也不以“8T”间隔更新组织像数据,而对每个分割扫描范围更新组织像数据。

[0090] 在以往的彩色多普勒的处理中,对在数据包内闭合的数据串,进行“MT1滤波处理”以及“速度·方差·能量推定处理”。因此,在以往的彩色多普勒的处理中,通过一个数据包只能输出一个血流信息。对此,在以高帧频法的扫描方式进行的彩色多普勒的处理中,在扫描本身中不存在数据包等概念。因此,在上述的扫描方式进行的彩色多普勒的处理中,用于输出一条血流信息的处理所使用的数据串的数据长能够任意地变更。另外,在上述的扫描方式进行的彩色多普勒的处理中,能够使用于输出之前时相的血流信息的处理所使用的数据串、和用于输出下一时相的血流信息的处理所使用的数据串重复。

[0091] 针对该点,使用图5进行说明。在图5中,示例出第1扫描范围和第2扫描范围是相同的扫描范围,该扫描范围由第1扫描线至第8扫描线的8条扫描线形成的情况。另外,在图5中,分别将8条扫描线沿着方位方向(超声波探头1的振子的排列方向),表示为“1,2,3,4,5,6,7,8”。另外,在图5中,由涂黑的矩形表示B模式用的第2超声波扫描,由通过斜线画影的矩形表示多普勒模式用的第1超声波扫描。图5是表示以在第1实施方式中进行的扫描方式对

图2所示例的扫描范围进行扫描的情况的图。

[0092] 在图5所示例的扫描中,在进行了第1扫描线的第2超声波扫描之后,按照“第1扫描线~第8扫描线”的顺序进行第1超声波扫描,在进行了第2扫描线的第2超声波扫描之后,按照“第1扫描线~第8扫描线”的顺序进行第1超声波扫描。并且,在图5所示例的扫描中,在进行了第3扫描线的第2超声波扫描之后,按照“第1扫描线~第8扫描线”的顺序进行第1超声波扫描,在进行了第4扫描线的第2超声波扫描之后,按照“第1扫描线~第8扫描线”的顺序进行第1超声波扫描。

[0093] 并且,在图5所示例的扫描中,在进行了第5扫描线的第2超声波扫描之后,按照“第1扫描线~第8扫描线”的顺序进行第1超声波扫描,在进行了第6扫描线的第2超声波扫描之后,按照“第1扫描线~第8扫描线”的顺序进行第1超声波扫描。并且,在图5所示例的扫描中,在进行了第7扫描线的第2超声波扫描之后,按照“第1扫描线~第8扫描线”的顺序进行第1超声波扫描,在进行了第8扫描线的第2超声波扫描之后,按照“第1扫描线~第8扫描线”的顺序进行第1超声波扫描。

[0094] 在此,在图5所示例的情况下,数据串的数据长被设定为“8”,另外,所显示的帧间的数据串的重复数被设定为“4”。此时,如图5所示例的那样,根据从第一次的第1超声波扫描到第八次的第1超声波扫描收集到的数据,输出第1帧用的多普勒数据,生成显示第1帧的多普勒图像数据。并且,如图5所示例的那样,根据第5次的第1超声波扫描到第12次的第1超声波扫描收集到的数据,输出第2帧用的多普勒数据,生成显示第2帧的多普勒图像数据。并且,如图5所示例的那样,根据从第9次的第1超声波扫描到第16次的第1超声波扫描收集到的数据,输出第3帧用的多普勒数据,生成显示第3帧的多普勒图像数据。

[0095] 另外,在图5所示例的情况下,当2帧相应的第1超声波扫描结束时,B模式用的第2超声波扫描完结。在图5所示例的情况下,在显示多普勒图像数据的1帧的期间,成为更新扫描范围(第1扫描范围)的一半的区域的B模式图像数据的显示状态。

[0096] 通过由高帧频用超声波扫描进行多普勒用的第1超声波扫描,从而,扫描范围(第1扫描范围)不会如以往那样,分割成产生时间差的多个扫描块。其结果,如图6所示,扫描范围整体成为大致没有时间差、在时间上均匀的状态。从而,即使进行使用以下详细地说明的固有向量型MT1滤波器的多普勒处理部14的处理,第1实施方式所涉及的超声波诊断装置也能够生成显示不会产生不连续的边界的多普勒图像数据。

[0097] 首先,第1实施方式所涉及的相关矩阵计算部141根据通过在由多个扫描线形成的扫描范围(第1扫描范围)内发送接收超声波而涵盖多帧收集到的同一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,每当涵盖扫描范围(第1扫描范围)进行一次超声波发送接收时,第1实施方式所涉及的相关矩阵计算部141将通过重复切换扫描线的扫描方式而收集到的同一位置的连续的反射波数据的数据串作为计算扫描范围的相关矩阵的数据串来使用。更具体而言,第1实施方式所涉及的相关矩阵计算部141将通过重复由各扫描线进行一次扫描范围(第1扫描范围)内的超声波发送接收的扫描方式而收集到的同一位置的连续的反射波数据的数据串作为计算扫描范围的相关矩阵的数据串来使用。

[0098] 具体而言,相关矩阵计算部141根据以下所示的式(1)计算相关矩阵“ R_{xx} ”。

[0099] 【数学公式1】

$$[0100] \quad R_{xx} = \frac{1}{M} \sum_{m=1}^M x_m x_m^H \quad \dots(1)$$

[0101] 在此,式(1)所示的“ x_m ”设某一位置“ m ”的数据串为列向量。列向量“ x_m ”的长度“ L ”是1帧的多普勒数据(血流信息)的推定计算所使用的数据长。例如,在图5所示例的情况下,“ L ”为“8”。另外,式(1)所示的“ x_m^H ”表示取“ x_m ”的各要素的复共轭的矩阵的转置矩阵。

[0102] 在此,位置“ m ”是在进行高帧频用超声波扫描的全部空间中设定的采样点的位置。在二维扫描的情况下,位置“ m ”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。另外,式(1)所示的“ M ”是位置“ m ”的总数。

[0103] 即,相关矩阵计算部141通过式(1),分别在多个采样点,计算数据串的自相关矩阵,计算多个采样点各自的自相关矩阵的平均。由此,相关矩阵计算部141计算扫描范围的相关矩阵。相关矩阵“ R_{xx} ”通过式(1),成为 L 行 L 列的矩阵。如上述那样,计算相关矩阵的数据串的数据长“ L ”能够任意地变更。另外,计算相关矩阵的数据串能够在显示帧间重复设定。

[0104] 并且,计算部142使用相关矩阵进行主分量分析,通过进行使杂波分量近似为主分量并减少的矩阵运算来计算抑制来自组织的杂波的滤波系数。在本实施方式中,计算部142计算相关矩阵的固有值以及与该固有值对应的固有向量。即,计算部142根据相关矩阵“ R_{xx} ”,计算“ L ”组的“固有值以及固有向量”。并且,计算部142设定根据各固有值的大小对 L 个固有向量进行排列的矩阵“ V ”。并且,计算部142将降低了矩阵“ V ”的等级的矩阵作为抑制杂波分量的MT1滤波器矩阵来计算。计算部142分别设 L 个固有向量为 L 个列向量,设将 L 个列向量按照固有值的大小的顺序排列的矩阵为“ V ”,通过以下的式(2),计算MT1滤波器矩阵“ W ”。

[0105] 【数学公式2】

$$[0106] \quad W = V \begin{pmatrix} 0 & & & \\ & 0 & & \\ & & \ddots & \\ & & & 1 \\ & & & & 1 \end{pmatrix} V^H \quad \dots(2)$$

[0107] 在此,式(2)所示的“ V^H ”是“ V ”的复共轭转置矩阵。另外,在式(2)的右边,“ V ”与“ V^H ”之间的矩阵是 L 行 L 列的对角矩阵。MT1滤波器矩阵“ W ”通过式(2),成为 L 行 L 列的矩阵。在此,减少的主分量数、即,减少的等级数根据使 L 行 L 列的对角矩阵的对角要素的几个为“0”来决定。以下,将减少的等级数记作“等级降低数”。

[0108] 固有值大的列向量(固有向量)在多普勒用的扫描范围内,与基于多普勒效应的频率偏移的小的、即,移动速度低的杂波分量对应。式(2)计算将矩阵“ V ”的等级从固有值大的一方中减去等级降低数个相应的分量的矩阵,对该矩阵进行基于“ V^H ”的逆变换。通过该式(2),能够得到作为除去组织的活动分量(杂波分量)的高通滤波器来发挥作用的MT1滤波器矩阵“ W ”。

[0109] 在此,计算部142例如根据预先设定的值、或者操作者所指定的值,来确定减少的主分量数,即,确定等级降低数的值。但是,当心脏或血管等、由于拍动而移动速度根据时间而变化的组织包含于扫描范围内时,等级降低数的值优选根据固有值的大小适应性确定。

定。即,计算部142根据相关矩阵的固有值的大小,变更减少的主分量数。在本实施方式中,计算部142根据固有值的大小,变更减少的等级数。

[0110] 根据固有值的大小适应性确定等级降低数的逻辑需要根据进行超声波扫描的部位而优化,但例如,计算部142根据图7所示的阈值和图9所示的算法,来确定等级降低数。图8所示的算法是根据将第二大的固有值除以第一大的固有值得到的值来确定等级降低数的算法。图7以及图8是用于说明第1实施方式所涉及的等级降低数的确定处理的一个例子的图。

[0111] 首先,计算部142在将相关矩阵“ R_{xx} ”的固有值按照从大到小的进行排列的排列中,将第 k 个固有值定义为“ $eig(k)$ ”。“ k ”为“ $1 \leq k \leq L$ ”的整数。并且,计算部142通过以下的式(3)计算由dB单位来表示将第 k 大的固有值除以第一大的固有值“ $eig(1)$ ”而得到的值的值“ $eigdB(k)$ ”。

[0112] 【数学公式3】

$$[0113] \quad eigdB(k) = 10 * \log_{10} (abs(eig(k)) / abs(eig(1))) \dots (3)$$

[0114] 另外,在式(3)中,“abs”成为对绝对值进行运算的函数。在式(3)中,设“ $k=2$ ”的“ $eigdB(2)$ ”是由dB单位表示将第二大的固有值除以第一大的固有值“ $eig(1)$ ”得到的值的值。

[0115] 另外,由于得到 L 个固有值,因此,计算部142使用等级降低数确定用的 L 个阈值($TH_i, 1 \leq i \leq L$)。 TH_i 被设定根据 i 的值而变化的值。例如,在“ $L=8$ ”的情况下,8个阈值“ $TH_1 \sim TH_8$ ”如图7所示那样设定。在图7中, TH_1 以及 TH_2 被设定为“1000000dB”。另外,在图7中, TH_3 被设定为“20dB”, TH_4 被设定为“15dB”。另外,在图7中, TH_5 被设定为“10dB”, TH_6 被设定为“5dB”。另外,在图7中, TH_7 以及 TH_8 被设定为“-1dB”。当使用图7所示例的阈值时,等级降低数通过以下说明的图8的算法,成为2以上6以下的值。在图8中,将等级降低数表示为“RankCut”。

[0116] 首先,计算部142设定为“RankCut=0”(步骤S1),设定为“ $i=1$ ”(步骤S2)。并且,计算部142判定“ i ”大于“ L ”还是“- $eigdB(2)$ ”大于“ TH_i ”(步骤S3)。在此,当“ i ”为“ L ”以下,且“- $eigdB(2)$ ”为“ TH_i ”以下时(步骤S3否定),计算部142增加等级降低数设为“RankCut=RankCut+1”(步骤S4)。

[0117] 并且,计算部142设定为“ $i=i+1$ ”(步骤S5),进行步骤S3的判定处理。另外,例如,在最初的步骤S5的处理之后在步骤S3的判定处理中使用的“- $eigdB(2)$ ”是在从将 L 个固有值按照从大到小的顺序排列的排列中除去第一大的固有值的排列中,对由dB单位表示将第二大的固有值除以第一大的固有值“ $eig(1)$ ”而得到的值乘以“-1”得到的值。

[0118] 另一方面,当“ i ”大于“ L ”时,或者当“- $eigdB(2)$ ”大于“ TH_i ”时(步骤S3肯定),计算部142将最新的“RankCut”确定为减少的等级数(步骤S6)。

[0119] 另外,根据固有值的大小适应性确定等级降低数的算法除了上述的算法以外,还能够通过各种算法进行。这些算法例如能够根据摄影部位而选择。

[0120] 计算部142通过图8所示例的算法,以各显示帧确定等级降低数,计算MT1滤波器矩阵“ W ”。

[0121] 并且,MT1滤波处理部143使用滤波系数,根据同一位置(同一采样点)的连续的反射波数据的数据串,输出抑制杂波分量,提取来自血流的血流信号的数据串。在本实施方

式中,MT1滤波处理部143使用滤波器矩阵,根据同一位置(同一采样点)的连续的反射波数据的数据串,输出抑制杂波分量,提取来自血流的血流信号的数据串。具体而言,MT1滤波处理部143设位置“m”的列向量“ x_m ”为输入数据,根据输入数据和MT1滤波器矩阵“W”,通过以下的式(4)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”。

[0122] 【数学公式4】

$$[0123] \quad y_m = Wx_m \dots (4)$$

[0124] MT1滤波处理部143分别在“M”个采样点,进行式(4)的计算。由此,MT1滤波处理部143将“M”个采样点各自的输出数据向推定部144输出。

[0125] 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·能量推定处理,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lag0以及lag1的自相关值的运算。当设lag0为“ c_0 ”,设lag1为“ c_1 ”时,推定部144通过以下的式(5)计算lag0“ c_0 ”,通过以下的式(6)计算lag1“ c_1 ”。

[0126] 【数学公式5】

$$[0127] \quad c_0 = \frac{1}{L} \sum_{i=1}^L |y_i|^2 \dots (5)$$

[0128] 【数学公式6】

$$[0129] \quad c_1 = \frac{1}{L-1} \sum_{i=1}^{L-1} y_i y_{i+1}^* \dots (6)$$

[0130] 另外,在式(5)以及式(6)中,省略表示列向量“ y_m ”的位置的下标“m”,作为代替由下标表示列向量“ y_m ”的要素“i”。另外,在式(6)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 ”。

[0131] 并且,推定部144由“ c_0 ”以及“ c_1 ”根据以下的式(7)计算速度“V”,由“ c_0 ”以及“ c_1 ”根据以下的式(8)计算方差“T”,由“ c_0 ”根据以下的式(9)计算能量“P”。

[0132] 【数学公式7】

$$[0133] \quad V = \text{atan2}(\text{imag}(c_1), \text{real}(c_1)) \dots (7)$$

[0134] 【数学公式8】

$$[0135] \quad T = 1 - \frac{|c_1|}{c_0} \dots (8)$$

[0136] 【数学公式9】

$$[0137] \quad P = 10 \log_{10}(c_0) \dots (9)$$

[0138] 另外,式(7)的“atan2”是输出到“ $-\pi \sim +\pi$ ”的角度的“反正切函数”,“imag”是从复数中只输出虚数部分的函数,“real”是从复数中只输出实数部分的函数。能量通过自相关运算求出为lag0,速度以及方差通过对自相关运算的结果进行频析来求得。

[0139] 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、TP”作为1帧相应的多普勒数据,向图像生成部15输出。

[0140] 并且,图像生成部15根据使用滤波系数推定出的血流信息(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MT1滤波器矩阵推定出的血流信息(多普勒数据),生成超声波图像数据(彩色多普勒图像数据)。并且,

控制部18使超声波图像数据(彩色多普勒图像数据)显示于显示器2。

[0141] 图9是表示通过以往技术显示的图像数据的一个例子的图,图10是表示通过第1实施方式显示的图像数据的一个例子的图。图9所示的彩色多普勒图像数据A是使用高帧频用超声波扫描和多项式回归滤波器生成显示的图像数据。另外,图10所示例的彩色多普勒图像数据B是使用高帧频用超声波扫描和根据由固有值的大小适应性地确定的等级降低数而计算出的固有向量型MT1滤波器生成显示的图像数据。

[0142] 在图9所示的彩色多普勒图像数据A中,在混合有噪声的状态下,即以低对比度描绘出血流。对此,在图10所示的彩色多普勒图像数据B中,以不存在噪声的状态,即以高对比度描绘出血流。另外,在图9所示的彩色多普勒图像数据A中没有描绘出的细小的血流在图10所示的彩色多普勒图像数据B中被清晰地描绘出。另外,在图10所示的彩色多普勒图像数据B中,通过高帧频用超声波扫描,不会产生不连续的边界。

[0143] 另外,通过使用根据由固有值的大小适应性地确定的等级降低数计算出的固有向量型MT1滤波器,从而在第1实施方式中计算的MT1滤波器的特性根据组织的活动而变化。其结果,在由第1实施方式生成显示的血流像数据中,大幅度地抑制运动伪影。

[0144] 例如,在使用11R滤波器或多项式回归滤波器的高帧频法中,杂波信号易于通过,有时产生运动伪影。为了应对该情况,例如,有时根据多帧相应的功率值的平均值,进行降低血流信息的值的校正。通过该校正,能够减少运动伪影,但例如,由于移动超声波探头1,有时暂时不描绘出血流信息。另一方面,在第1实施方式中,大幅度地抑制运动伪影,因此,不需要上述的校正。

[0145] 接着,使用图11,针对第1实施方式所涉及的超声波诊断装置进行的处理的一个例子进行说明。图11是用于说明第1实施方式所涉及的超声波诊断装置进行的处理的一个例子的流程图。另外,图11所示例的流程图是说明第1实施方式所涉及的超声波诊断装置进行的多普勒图像数据的生成显示处理的流程图。

[0146] 如图11所示,第1实施方式所涉及的超声波诊断装置的控制部18判定是否收集到成为处理对象的扫描帧数相应(数据长相应)的反射波数据(步骤S101)。在此,当没有收集到扫描帧数相应的反射波数据时(步骤S101否定),控制部18待机到收集。

[0147] 另一方面,当收集扫描帧数相应的反射波数据时(步骤S101肯定),按照控制部18的指示,相关矩阵计算部141计算扫描范围的相关矩阵(步骤S102),计算部142根据相关矩阵计算L组的固有值以及固有向量(步骤S103)。

[0148] 并且,计算部142根据L个固有值的大小关系,计算减少的等级数(步骤S104),计算MT1滤波器矩阵(步骤S105)。并且,MT1滤波处理部143进行MT1滤波处理(步骤S106),推定部144使用在MT1滤波处理中输出的输出数据,进行自相关运算处理(步骤S107)。并且,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)。

[0149] 并且,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),通过控制部18的控制,显示器2显示彩色多普勒图像数据(步骤S110),结束处理。

[0150] 如上述那样,在第1实施方式中,将使用固有向量型MT1滤波器的血流信息的推定处理与高帧频用超声波扫描相组合地进行。由此,在第1实施方式中,能够在扫描范围整体中计算一个相关矩阵,对图像整体应用同一固有向量型MT1滤波器。因此,在多普勒图像数据中,不会产生由于MT1滤波器的特性差而导致的不连续的边界。另外,由于不存在通过以

往的CFM法进行的交替扫描的扫描块,因此,不会产生由于扫描块而造成的不连续的边界。从而,在第1实施方式中,能够提高通过使用固有向量的自适应型MT1滤波器对血流信息进行成像的图像的画质。

[0151] 另外,在第1实施方式中,通过进行高帧频用超声波扫描,能够任意地变更成为处理对象的数据串的数据长,因此,通过增大所使用的数据串的数据长,能够提高多普勒图像数据的画质。另外,在第1实施方式中,通过进行高帧频用超声波扫描,能够在显示帧间重复设定成为处理对象的数据串,因此,能够提高显示多普勒图像数据的帧频。

[0152] 另外,在第1实施方式中,通过使用根据由固有值的大小适应性确定的等级降低数而计算出的固有向量型MT1滤波器,能够根据组织的活动使MT1滤波器的特性发生变化。其结果,在第1实施方式中,能够大幅度地抑制运动伪影。

[0153] 另外,在上述中,针对按照使用图4或图5说明的分割扫描进行B模式用的超声波扫描的情况进行了说明。但是,第1实施方式还能够适用于B模式用的超声波扫描的方式通过任意的扫描方式来执行的情况。

[0154] (第2实施方式)

[0155] 在第2实施方式中,针对进一步提高使用固有向量型MT1滤波器的多普勒图像数据的画质的方法进行说明。

[0156] 第2实施方式所涉及的超声波诊断装置与使用图1说明的第1实施方式所涉及的超声波诊断装置是相同的结构。其中,第2实施方式所涉及的多普勒处理部14按照以下说明的处理,计算MT1滤波器矩阵。

[0157] 在第1实施方式中,在显示血流的扫描范围整体中计算一个相关矩阵,对图像整体应用同一MT1滤波器。另一方面,在显示血流的扫描范围中,当根据位置的不同而组织的活动较大地不同时,优选将该扫描范围分割成多个处理块,由各处理块计算固有向量型MT1滤波器,从而由各处理块施加最优的MT1滤波器。但是,此时,由于滤波器的特性差,在多普勒图像数据中,会产生在处理块间不连续的边界。

[0158] 因此,在第2实施方式中,通过在空间上插补由各处理块计算出的相关矩阵,来计算固有向量型MT1滤波器的系数。另外,第2实施方式所涉及的扫描方式成为与在第1实施方式中说明的高帧频用超声波扫描相同的扫描方式。

[0159] 首先,第2实施方式所涉及的相关矩阵计算部141分别在对扫描范围进行分割的多个范围(多个处理块)中,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来计算分别通过多个处理块进行细分化得到的多个细分化范围(多个细分化处理块)各自的相关矩阵。

[0160] 并且,第2实施方式所涉及的计算部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系数。具体而言,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实施方式所涉及的MT1滤波处理部143使用各细分化处理块的滤波系数,提取各采样点的血流信号。具体而言,MT1滤波处理部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实施方式所涉及的推定部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系数推定出的血流信息,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12是表示第2实施方式所涉及的相关矩阵计算部进行的处理的一个例子的图。例如,如图12所示例的那样,扫描范围被分割成4个处理块(R1、R2、R3、R4)。另外,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分别由处理块R1~R4进行使用在第1实施方式中说明的式(1)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“R₁”、处理块R2的相关矩阵“R₂”、处理块R3的相关矩阵“R₃”、以及处理块R4的相关矩阵“R₄”。在此,如图12所示,设处理块R1的中心坐标为(x₁, y₁),设处理块R2的中心坐标为(x₂, y₁),设处理块R3的中心坐标为(x₁, y₂),设处理块R4的中心坐标为(x₂, y₂)。

[0162] 例如,当分别将多个细分化处理块设定为扫描范围内的各个采样点时,相关矩阵计算部141通过使用以下的式(10)的双线性插补来计算采样点R(x, y)的相关矩阵。

[0163] 【数学公式10】

$$R = \frac{R_1(x_2 - x)(y_2 - y) + R_2(x - x_1)(y_2 - y) + R_3(x_2 - x)(y - y_1) + R_4(x - x_1)(y - y_1)}{(x_2 - x_1)(y_2 - y_1)} \quad \dots(10)$$

[0165] 并且,计算部142通过式(2),使用M个采样点各自的相关矩阵,计算M个采样点各自的MT1滤波器矩阵。另外,计算部142根据固有值的大小,分别由M个采样点,确定等级降低数。并且,滤波处理部143使用相符合的MT1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13是用于说明第2实施方式的效果的图。图13所示例的左图是将进行血流显示的扫描范围分割成16个处理块,由各处理块计算MT1滤波器矩阵时显示的多普勒图像数据。另一方面,图13所示例的右图是将进行血流显示的扫描范围分割成16个处理块,通过插补处理计算各采样点的相关矩阵,另外,由各采样点计算MT1滤波器矩阵时显示的多普勒图像数据。

[0167] 如图13的左图所示例的那样,在没有进行上述的插补处理的“无插补”的多普勒图像数据中,在16个处理块间,产生不连续的边界。另一方面,如图13的右图所示例的那样,在进行了上述的插补处理的“存在插补”的多普勒图像数据中,在16个处理块间,没有产生不连续的边界。

[0168] 另外,在上述中,针对由1个采样点形成细分化处理块的情况进行了说明。但是,第2实施方式为了减轻处理负荷,例如,也可以分别通过由10个采样点对扫描范围进行分割得到的多个细分化处理块来计算MT1滤波器矩阵。

[0169] 接着,使用图14,针对第2实施方式所涉及的超声波诊断装置进行的处理的一个例子进行说明。图14是用于说明第2实施方式所涉及的超声波诊断装置进行的处理的一个例子的流程图。另外,图14所示的流程图是说明第2实施方式所涉及的超声波诊断装置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14中,示例出细分化处理块被设定为一个采样点时的例子。

[0170] 如图14所示,第2实施方式所涉及的超声波诊断装置的控制部18判定是否收集到成为处理对象的扫描帧数相应(数据长相应)的反射波数据(步骤S201)。在此,当没有收集到扫描帧数相应的反射波数据时(步骤S201否定),控制部18待机到收集。

[0171] 另一方面,当收集扫描帧数相应的反射波数据时(步骤S201肯定),按照控制部18的指示,相关矩阵计算部141由各处理块计算相关矩阵(步骤S202),通过插补处理计算各采

样点的相关矩阵(步骤S203)。并且,计算部142对每个采样点,根据相关矩阵计算L组的固有值以及固有向量(步骤S204)。

[0172] 并且,计算部142对每个采样点,确定减少的等级数(步骤S205),对每个采样点,计算MT1滤波器矩阵(步骤S206)。并且,MT1滤波处理部143进行MT1滤波处理(步骤S207),推定部144使用由MT1滤波处理输出的输出数据,进行自相关运算处理(步骤S208)。并且,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] 并且,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),根据控制部18的控制,显示器2显示彩色多普勒图像数据(步骤S211),结束处理。

[0174] 如上述那样,在第2实施方式中,通过使用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,从而能够计算由各细分化处理块计算优化的MT1滤波器矩阵。其结果,在第2实施方式中,即使根据位置的不同而组织的活动较大地不同,也能够生成显示大幅度地抑制运动伪影的多普勒图像数据。

[0175] 另外,当进行在第2实施方式中说明的插补处理时,多普勒用的第1超声波扫描也可以通过高帧频用超声波扫描以外的扫描方式执行。即,如果能够收集能够推定血流信息的反射波数据的数据串,则第2实施方式能够适用任意的扫描方式。例如,即使在执行交替扫描的情况下,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由于扫描块以及处理块而造成的伪影的产生。

[0176] 此时,相关矩阵计算部141将以任意的扫描方式进行超声波发送接收的扫描范围分割成多个处理块,根据由各范围收集到的同一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还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。并且,计算部142在各细分化范围中使用相符合的相关矩阵进行主分量分析,分别由上述多个细分化范围进行使杂波分量近似为主分量并减少的矩阵运算来计算抑制来自组织的杂波的滤波系数。具体而言,计算部142计算在各细分化处理块中相符合的相关矩阵的固有值以及与该固有值对应的固有向量,将降低了根据各固有值的大小对各固有向量进行排列的矩阵的等级的矩阵作为抑制杂波分量的MT1滤波器矩阵来计算。由此,计算部142计算多个细分化处理块各自的滤波器矩阵。

[0177] (第3实施方式)

[0178] 在第3实施方式中,针对当进行在第1实施方式中说明的处理、或者在第2实施方式中说明的处理时,输出滤波系数,即,输出为了计算MT1滤波器矩阵而使用的信息的情况,使用图15进行说明。图15是用于说明第3实施方式的图。

[0179] 如上所述,在由第1实施方式说明的处理中,在扫描范围整体中相对于组织的活动计算优化后的MT1滤波器矩阵,在由第2实施方式说明的处理中,分别由细分化处理块对组织的活动计算优化后的MT1滤波器矩阵。另外,计算MT1滤波器矩阵而使用的信息在第1实施方式中,根据每帧进行更新,在第2实施方式中,分别由细分化处理块按每帧进行更新。该信息成为对组织的活动进行可视化处理的诊断信息。从而,进行显示该信息,或者保存于存储介质,或者打印的输出控制的操作向操作者提供有用的信息。

[0180] 因此,第3实施方式所涉及的控制部18输出与滤波系数相关的信息。与滤波系数相关的信息设定与滤波系数的计算所使用的固有值相关的信息、滤波系数的频率特性、滤波系数的截止频率、以及滤波系数的输入输出的功率值的至少一个。具体而言,控制部18输出

与MT1滤波器矩阵相关的信息。与MT1滤波器矩阵相关的信息设定与MT1滤波器矩阵的计算所使用的固有值相关的信息、MT1滤波器矩阵的频率特性、MT1滤波器矩阵的截止频率、MT1滤波器矩阵的输入输出的功率值的至少一个。

[0181] 例如,通过控制部18的控制,如图15所示,显示器2使作为现时刻的帧的与多普勒图像数据C的生成所使用的MT1滤波器矩阵相关的信息显示于区域D以及区域E。另外,多普勒图像数据C是通过在第1实施方式中说明的处理而生成显示的血流像。

[0182] 如图15所示例的那样,显示器2在区域D的子区域D1,显示与MT1滤波器矩阵的计算所使用的固有值相关的信息。另外,显示在子区域D1上的“Ens=16”表示数据长为“16”,“fno=1”表示多普勒图像数据C为第1帧。另外,显示在子区域D1上的“RankCut=12”表示等级降低数为12。即,“RankCut=12”表示在16个固有值中,使用与高位12个固有值对应的固有向量被减少的MT1矩阵的情况。

[0183] 并且,在区域D的子区域D1中,如图15所示例的那样,16个固有值由柱状图来显示。图15所示例的柱状图是将根据相关矩阵计算出的16个固有值按照从大到小的顺序排列的柱状图。另外,在图15所示例的柱状图中,在16个固有值中,设第1位的最大固有值为“0dB”,将从第2位到第16位的各固有值换算为dB单位。另外,控制部18通过以下的式(11)计算“第k位”的固有值的分贝值。

[0184] 【数学公式11】

$$[0185] \quad 10 \log_{10} \left\{ \frac{\text{eig}(k)}{\text{eig}(1)} \right\} \quad \cdots (11)$$

[0186] 另外,在图15所示例的柱状图中,由点画影的12根柱状图表示减少到组织分量的固有值,涂黑的4根柱状图是显示为血流分量的固有值。每当更新帧时,更新显示于子区域D1的柱状图。

[0187] 另外,如图15所示例的那样,显示器2在区域D的子区域D2,显示MT1滤波器矩阵“W”的频率特性。例如,控制部18使由分贝值表示MT1滤波器矩阵“W”的频率特性的折线图显示于子区域D2。另外,控制部18通过以下的式(12)计算表示频率特性的分贝值。

[0188] 【数学公式12】

$$[0189] \quad H(f) = 10 \log_{10} \left\{ \left| \frac{1}{L} \sum_{l=1}^L \sum_{k=1}^K W_{l,k} e^{-j2\pi f(lk-1)} \right|^2 \right\} \quad (-0.5 \leq f \leq 0.5) \quad \cdots (12)$$

[0190] 每当更新帧时,则更新显示于子区域D2的频率特性的折线图

[0191] 另外,如图15所示例的那样,显示器2在区域E,显示MT1滤波器矩阵“W”的截止频率。区域E的“MT1 fc 0.35”表示在第1帧的MT1滤波器矩阵中,成为“-20dB”的截止频率为“0.35”。另外,控制部18通过以下的式(13)计算成为“-20dB”的截止频率。

[0192] 【数学公式13】

$$[0193] \quad ((\text{在正的频率中成为}-20\text{dB的频率}) - (\text{在负的频率中成为}-20\text{dB的频率})) / 2 \quad \cdots (13)$$

[0194] 每当更新帧时,则更新显示于区域E的截止频率的值。

[0195] 另外,如图15所示例的那样,显示器2在区域D的子区域D3,显示MT1滤波器矩阵的输入输出的功率值。例如,如图15所示,控制部18使由虚线表示MT1滤波器输入前的功率值,由实线表示MT1滤波器输出后的功率值的折线图显示于子区域D3。每当更新帧时,则更新显

示于子区域D3的功率值的折线图。

[0196] 在通常的多普勒模式中,MT1滤波器的特性为固定的。另一方面,在第1实施方式或第2实施方式中,MT1滤波器的特性根据每帧而不同。但是,操作者不能把握在当前显示的帧中,应用怎样的特性的MT1滤波器。

[0197] 因此,在第3实施方式中,进行图15所示例的那样的显示控制。由此,在当前显示的帧中,操作者能够把握应用怎样的特性的MT1滤波器。例如,操作者能够参照子区域D1,把握作为组织而剪切的部分和作为血流信息来利用的部分。其结果,操作者能够客观地知道当前显示的帧是以怎样的条件取得的多普勒图像数据。另外,操作者通过参照区域D或区域E,能够把握拍动等导致的组织的活动、或使超声波探头1活动而导致的组织的活动。

[0198] 另外,参照与上述的MT1滤波器矩阵相关的信息,操作者有时希望变更多普勒图像数据生成条件。因此,控制部18还可以进行以下说明的控制处理。当由参照与滤波系数相关的信息,接受该滤波系数的计算所使用的参数的变更要求时,控制部18使计算部142按照变更后的参数执行滤波系数的重新计算。具体而言,当由参照与MT1滤波器矩阵相关的信息,操作者接受了该MT1滤波器矩阵的计算所使用的参数的变更要求时,控制部18按照变更后的参数使计算部142执行滤波器矩阵的重新计算。例如,作为变更的参数,能够列举等级降低数、等级降低数的确定算法、等级降低数的确定所使用的阈值等。例如,计算部142根据变更后的等级降低数,重新计算MT1滤波器矩阵。由此,多普勒处理部14输出基于变更后的参数的多普勒数据,图像生成部15生成基于变更后的参数的多普勒图像数据。通过该控制,操作者能够以自身所希望的画质来观察血流信息。

[0199] (第4实施方式)

[0200] 在第4实施方式中,针对在第1~第3实施方式中说明的“基于高帧频用超声波扫描的扫描方式”的变形例,使用图16以及图17进行说明。图16以及图17是用于说明第4实施方式的图。

[0201] 第4实施方式所涉及的控制部18通过并列同时接收来执行在第1~第3实施方式中说明的“基于高帧频用超声波扫描的扫描方式”。例如,如图16所示,控制部18执行8束并列同时接收。在图16中,由实线的箭头表示所发送的超声波的深度方向的中心轴,由虚线的箭头表示第一次同时接收的8条反射波束。发送接收部11通过一次超声波发送接收,从超声波探头1接收8条扫描线上的反射波信号。由此,发送接收部11能够通过一次超声波发送接收,生成8条扫描线上的接收信号组(反射波数据组),并向多普勒处理部14输出。

[0202] 另外,在图17中,由左右方向表示光栅方向(扫描方向),由上下方向表示时间方向(帧方向)。另外,图17所示的一个例子示例出形成第1扫描范围的扫描线数(光栅数)为“16”,通过并列同时接收同时接收4方向的反射波的情况。另外,在图17所示的一个例子中,扫描线数为“16”,并列同时接收数为“4”,因此,第1扫描范围被分割成由4条扫描线形成的4个范围(第1范围、第2范围、第3范围、第4范围)。

[0203] 超声波探头1进行将第1范围的光栅方向中的中心位置作为发送扫描线的超声波发送,同时接收形成第1范围的4方向的扫描线的反射波。由此,生成第1范围的4条接收信号。在第2范围、第3范围以及第4范围中也进行相同的处理,得到形成第1扫描范围的16条扫描线的接收信号。图17所示的“A”、“B”以及“C”分别表示“(n-2)帧、(n-1)帧、n帧”的同一位置的接收信号(反射波数据)。多普勒处理部14能够使用这些连续的帧的同一位置的数据串

“A、B、C”，进行在第1～第3实施方式中说明的处理。

[0204] 如上述那样，在第4实施方式中，通过对“基于高帧频用超声波扫描的扫描方式”适用并列同时接收，能够进一步提高显示多普勒图像数据的帧频(或者，容积比)。另外，并列同时接收数在发送接收部11能够并列同时接收的上限值以下的范围内，能够根据所要求的帧频(或者，容积比)设定为任意的值。

[0205] (第5实施方式)

[0206] 在第5实施方式中，除了“基于高帧频用超声波扫描的扫描方式”以外，针对能够适用于在第1～第3实施方式中说明的图像处理方法的扫描方式，使用图18以及图19进行说明。图18以及图19是用于说明第5实施方式的图。

[0207] 第5实施方式所涉及的第1超声波扫描的扫描方式与在第1～第4实施方式中说明的扫描方式相同，是用于在帧方向，收集同一位置的连续的反射波数据的数据串的扫描方式，其中，第5实施方式所涉及的控制部18将对每条扫描线进行多次超声波发送接收的超声波扫描作为第1超声波扫描的扫描方式来执行。并且，通过第5实施方式所涉及的控制部18的控制，发送接收部11、或者多普勒处理部14对各扫描线的多个接收信号执行加法平均处理。由此，取得形成第1扫描范围的多条扫描线各自的反射波数据。并且，多普勒处理部14使用帧方向的数据串，进行在第1～第3实施方式中说明的处理。

[0208] 即，第5实施方式所涉及的相关矩阵计算部141将同一位置的连续的反射波数据的数据串作为计算相关矩阵的数据串来使用，上述数据串通过重复对按照每条扫描线进行多次超声波发送接收而得到的各扫描线的多个反射波数据执行加法平均处理，从而取得形成扫描范围(第1扫描范围)的多个扫描线各自的反射波数据的扫描方式来收集。

[0209] 在第5实施方式所涉及的第1超声波扫描中，首先，由一条扫描线得到多个接收信号。并且，在第5实施方式所涉及的第1超声波扫描中，对由一条扫描线得到的多个接收信号进行加法平均处理，最终，由一条扫描线输出一个接收信号(反射波数据)。进行加法平均处理的多个接收信号是IQ信号或RF信号等、具有相位信息的信号。即，在第5实施方式中进行的加法平均处理成为相关加法处理。通过进行相关加法，能够提高接收信号的信噪比(S/N: Signal/Noise)。其结果，在第5实施方式中，例如，能够提高彩色多普勒图像数据的S/N。

[0210] 例如，在第5实施方式所涉及的第1超声波扫描中，对形成第1扫描范围的每条扫描线，进行四次超声波发送接收。并且，在第5实施方式所涉及的第1超声波扫描中，例如，进行相对于由1条扫描线得到的4组反射波数据(接收信号)的加法平均处理，最终，由一条扫描线输出一个接收信号。例如，通过对4组接收信号进行加法平均，从而最终得到的扫描线上的各采样点的反射波数据的S/N提高“6dB”。

[0211] 其中，在基于上述的扫描方式的第1超声波扫描中，当进行1帧相应的超声波扫描时，由各扫描线进行四次超声波发送接收，因此，帧频降低。因此，在第5实施方式所涉及的第1超声波扫描中，控制部18也可以通过并列同时接收来执行“使形成第1扫描范围的每条扫描线执行多次超声波发送接收，取得相符合的扫描线上的一个反射波数据的扫描方式”。

[0212] 当对第5实施方式所涉及的第1超声波扫描适用并列同时接收时，控制部18执行第1方法或者第2方法。在第1方法中，控制部18以相邻的范围不会重复的方式，将第1扫描范围分割成多个范围执行并列同时接收。另外，在第2方法中，控制部18以相邻的范围重复的方式将第1扫描范围分割成多个范围执行并列同时接收。

[0213] 图18表示根据第1方法,对第5实施方式所涉及的第1超声波扫描适用并列同时接收的一个例子。另外,图19表示根据第2方法,对第5实施方式所涉及的第1超声波扫描适用并列同时接收的一个例子。

[0214] 在图18以及图19中,与在第4实施方式说明的图17所示的一个例子相同,由左右方向表示光栅方向(扫描方向),由上下方向表示时间方向(帧方向)。另外,在图18以及图19中,示例出与在图17中说明的一个例子相同,形成第1扫描范围的扫描线数(光栅数)为“16”,通过并列同时接收同时接收4方向的反射波的情况。另外,图18以及图19的“T1”表示采样周期。另外,图18以及图19的“T2”表示加法幅度。另外,图18以及图19的“T3”表示帧周期。帧周期“T3”成为通常的多普勒模式中的脉冲重复周期。

[0215] 在第1方法中,如图18所示,与图17所示的一个例子相同,第1扫描范围被分割成由4条扫描线形成的4个范围(第1范围、第2范围、第3范围、第4范围)。其中,在第1方法中,例如,如图18所示,在各范围重复四次并列同时接收。由此,如图18所示,在(n-2)帧中,得到四组同一接收扫描线的同一地点的接收信号。在图18中,由“a1,a2,a3,a4”表示这四组数据。同样地,如图18所示,在(n-1)帧中,得到四组同一接收扫描线的同一地点的接收信号。在图18中,由“b1,b2,b3,b4”表示这四组数据。同样地,如图18所示,在n帧中,得到四组同一接收扫描线的同一地点的接收信号。在图18中,由“c1,c2,c3,c4”表示这四组数据。

[0216] 例如,发送接收部11输出“ $A = (a1+a2+a3+a4) / 4$ ”。另外,例如,发送接收部11输出“ $B = (b1+b2+b3+b4) / 4$ ”。另外,发送接收部11输出“ $C = (c1+c2+c3+c4) / 4$ ”。由此,与加法平均前相比较,S/N提高“6dB”。并且,多普勒处理部14使用连续的帧的同一位置的数据串“A、B、C”,进行在第1~第3实施方式中说明的处理。

[0217] 另外,按照多普勒频率,通过4数据的加法应用低通滤波器(LPF:Low PassFilter),但根据采样周期“T1”以及加法宽度“T2”剪切的速度分量与帧周期“T3”相比较十分高速,因此,在观察低流速的情况下不存在问题。

[0218] 另外,在第2方法中,例如,如图19所示,将发送扫描线的位置各错开一条扫描线,进行4方向并列同时接收。由此,与第1方法相同,如图19所示,在(n-2)帧中,得到同一接收扫描线的同一地点的四组接收信号“a1,a2,a3,a4”,输出“ $A = (a1+a2+a3+a4) / 4$ ”。另外,与第1方法相同,如图19所示,在(n-1)帧中,得到同一接收扫描线的同一地点的4组接收信号“b1,b2,b3,b4”,输出“ $B = (b1+b2+b3+b4) / 4$ ”。另外,与第1方法相同,如图19所示,在n帧中,得到同一接收扫描线的同一地点的四组接收信号“c1,c2,c3,c4”,输出“ $C = (c1+c2+c3+c4) / 4$ ”。由此,S/N与加法平均前相比较,提高“6dB”。在图18以及图19中,多普勒图像数据的帧频相同。

[0219] 另外,在图19所示的一个例子中,在只得到两组接收信号的扫描线中,进行两组接收信号的加法平均,在只得到三组接收信号的扫描线中,进行三组接收信号的加法平均。另外,在图19所示的一个例子中,在只得到一组接收信号的扫描线中,该接收信号成为多普勒处理部14的处理对象的数据。另外,在第2方法中,例如,也可以根据成为加法平均对象的接收信号的组数,使发送扫描线的位置各错开2条扫描线。另外,第2方法的扫描方式在“每当进行一次超声波发送接收,则切换扫描线”的观点上,是与在第1~第4实施方式中说明的扫描方式相同的扫描方式。

[0220] 针对进行第2方法的优点以下进行说明。当进行第1方法的扫描方式时,在第1超声

波扫描中,进行多次并列同时接收的各范围不重复。在图18所示例的第1方法中,用于由同一扫描线得到4个接收信号的发送位置相同,因此,不会发生由于发送束导致的相位的变化。其中,在图18所示的第1方法中,进行4次并列同时接收的各范围不重复。因此,在图18所示例的第1方法中,在每4光栅的范围间有时会产生条纹状的伪影。

[0221] 另一方面,当进行第2方法的扫描方式时,在第1超声波扫描中,在使相邻的范围重复的各范围中进行一次并列同时接收。在图19所示例的第2方法中,由于用于由同一扫描线得到4个接收信号的发送位置的不同而产生微小的相位偏移,该相位偏移能够通过后一级的滤波处理除去。并且,在图19所示例的第2方法中,进行并列同时接收的各范围重复3条扫描线部分,因此,不会产生条纹状的伪影。

[0222] 如上述那样,在第5实施方式中,使用对由各扫描线得到的多个接收信号进行相关加法得到的接收信号(反射波数据),进行相关矩阵的计算处理、MT1滤波器矩阵(滤波系数)的计算处理以及使用MT1滤波器矩阵(滤波系数)的滤波处理。由此,在第5实施方式中,虽然与在第1~第4实施方式中说明的第1超声波扫描的扫描方式相比较,帧频降低,但能够提高用于生成表示血流信息的图像的反射波数据的S/N。另外,在上述中,将并列同时接收数为“4”的情况作为一个例子进行了说明,但并列同时接收数能够设定为任意数。另外,如最初说明的那样,第5实施方式所涉及的第1超声波扫描的扫描方式即使在不进行并列同时接收的情况下也能够执行。另外,通过第5实施方式所涉及的控制部18的控制,发送接收部11、或者多普勒处理部14也能够对由各扫描线得到的多个接收信号,执行与加法平均处理类似的LPF处理。另外,在第1~第4实施方式中说明的内容除了第1超声波扫描的状态不同的点以外,在第5实施方式中也能够适用。

[0223] (第6实施方式)

[0224] 在上述的第1~第5实施方式中,作为用于“进行相关矩阵的主分量分析,使杂波分量近似为主分量并减少”的方法的一个例子,针对“计算相关矩阵的固有值以及与该固有值对应的固有向量,将降低了根据各固有值的大小对各固有向量进行排列的矩阵的等级的矩阵决定为抑制杂波分量的滤波器矩阵”的情况进行了说明。即,在第1~第5实施方式中,针对如式(2)所示,通过由对角矩阵决定作为“0”的对角要素的数,从而“决定减少杂波分量的矩阵(滤波器矩阵)”的情况进行了说明。

[0225] 但是,“决定确定杂波的矩阵,使用该矩阵和原信号将使杂波分量近似为主分量的信号从原信号中减去”的方法也能够作为进行“进行相关矩阵的主分量分析,使杂波分量近似为主分量并减少”的处理的另一方式,适用于第1~第5实施方式。

[0226] 针对该方法,以下,使用数式进行说明。当通过被称为主分量分析的方法进行说明时,在第1实施方式中具体地叙述的方法成为以下那样。即,通过对相关矩阵进行主分量分析,使原信号(输入信号)按照主分量进行近似,从而作为信号分量能够提取出来自主要的大的组织的信号(杂波)。并且,通过将按照提取出的主分量进行近似的信号,即,将杂波从原信号中减除,从而能够提取来自血流的信号。该处理能够由以下的式(14)来表现。

[0227] 【数学公式14】

[0228]
$$x \rightarrow V \begin{pmatrix} 1 & & & \\ & \ddots & & \\ & & 1 & \\ & & & \ddots \\ & & & & 0 \\ & & & & & \ddots \\ & & & & & & 0 \\ & & & & & & & \ddots \\ & & & & & & & & 0 \end{pmatrix} V^H x \quad \dots(14)$$

[0229] 在此,式(14)所示的“x”是原信号的列向量。另外,式(14)所示的第2项的“V”以及“V^H”与式(2)相同。并且,式(14)所示的第2项的对角矩阵的对角要素的“1”的数是近似的主分量的数。即,式(14)所示的第2项是使杂波分量近似为主分量的信号。式(14)表示通过从原信号的数据串“x”中减去由第2项表现的“使杂波分量近似的信号”,来提取血流信号的情况。

[0230] 在此,如以下的式(15)所示,式(14)由一个滤波器矩阵与原信号向量的积来表现。

[0231] 【数学公式15】

[0232]
$$\begin{aligned} & x \rightarrow V \begin{pmatrix} 1 & & & \\ & \ddots & & \\ & & 1 & \\ & & & \ddots \\ & & & & 0 \\ & & & & & \ddots \\ & & & & & & 0 \\ & & & & & & & \ddots \\ & & & & & & & & 0 \end{pmatrix} V^H x = I - V \begin{pmatrix} 1 & & & \\ & \ddots & & \\ & & 1 & \\ & & & \ddots \\ & & & & 0 \\ & & & & & \ddots \\ & & & & & & 0 \\ & & & & & & & \ddots \\ & & & & & & & & 0 \end{pmatrix} V^H x \\ & = V \begin{pmatrix} 1 & & & \\ & \ddots & & \\ & & 1 & \\ & & & \ddots \\ & & & & 0 \\ & & & & & \ddots \\ & & & & & & 0 \\ & & & & & & & \ddots \\ & & & & & & & & 0 \end{pmatrix} V^H x = V \begin{pmatrix} 0 & & & \\ & \ddots & & \\ & & 0 & \\ & & & \ddots \\ & & & & 1 \\ & & & & & \ddots \\ & & & & & & 1 \\ & & & & & & & \ddots \\ & & & & & & & & 1 \end{pmatrix} V^H x \end{aligned} \quad \dots(15)$$

[0233] 如式(15)所示得知,式(14)的处理是与式(2)等价的处理。即,式(14)所示的“使用由对角矩阵的“1”确定杂波的滤波系数的血流信息的推定处理(提取处理)”是与在第1~第5实施方式中说明的“使用通过对角矩阵的“0”减少杂波的滤波系数的血流信息的推定处理(提取处理)”等价的处理。这样,在第1~第5实施方式中说明的图像处理方法还能够通过计算部142由相关矩阵的主分量分析,计算确定杂波分量的矩阵(滤波系数)来执行。从而,通过在第6实施方式中说明的处理,能够提高对血流信息进行成像的图像的画质。

[0234] 另外,在上述中,针对在第1~第6实施方式中说明的图像处理方法由超声波诊断装置执行的情况进行了说明。但是,在第1~第5实施方式中说明的图像处理方法也可以在能够取得发送接收部11所输出的反射波数据(1Q信号)的图像处理装置中执行。

[0235] 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地,不一定物理性地如图示那样构成。即,各装置的分散·综合的具体状态并不限定于图示,能够根据各种负荷或使用状况等以任意的单位功能性或者物理性地分散·综合其全部或者一部分来构成。另外,由各装置进行的各处理功能的全部或者任意的一部分通过CPU以及由该CPU分析执行的程序来实现,或者作为基于布线逻辑的硬件来实现。

[0236] 另外,在第1实施方式~第6实施方式中说明的图像处理方法通过由个人计算机或工作站等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来发布。另外,该图像处理程序记录在硬盘、软盘(FD)、CD-ROM、MO、DVD、USB存储器以及SD卡存储器等Flash存储器等、计算机可读的非暂时的记录介质中,通过由计算机从非暂时

的记录介质中读出来执行。

[0237] 以上,如所说明的那样,根据第1实施方式~第6实施方式,能够提高通过使用固有向量的自适应型MT1滤波器对血流信息进行成像得到的图像的画质。

[0238] 虽然说明了本发明的几个实施方式,但这些实施方式是作为例子而提示的,并不意图限定本发明的范围。这些实施方式能够以其他的各种方式进行实施,在不脱离发明的要旨的范围内,能够进行各种的省略、置换、变更。这些实施方式或其变形与包含于发明的范围或要旨中一样,包含于权利要求书记载的发明及其均等的范围中。

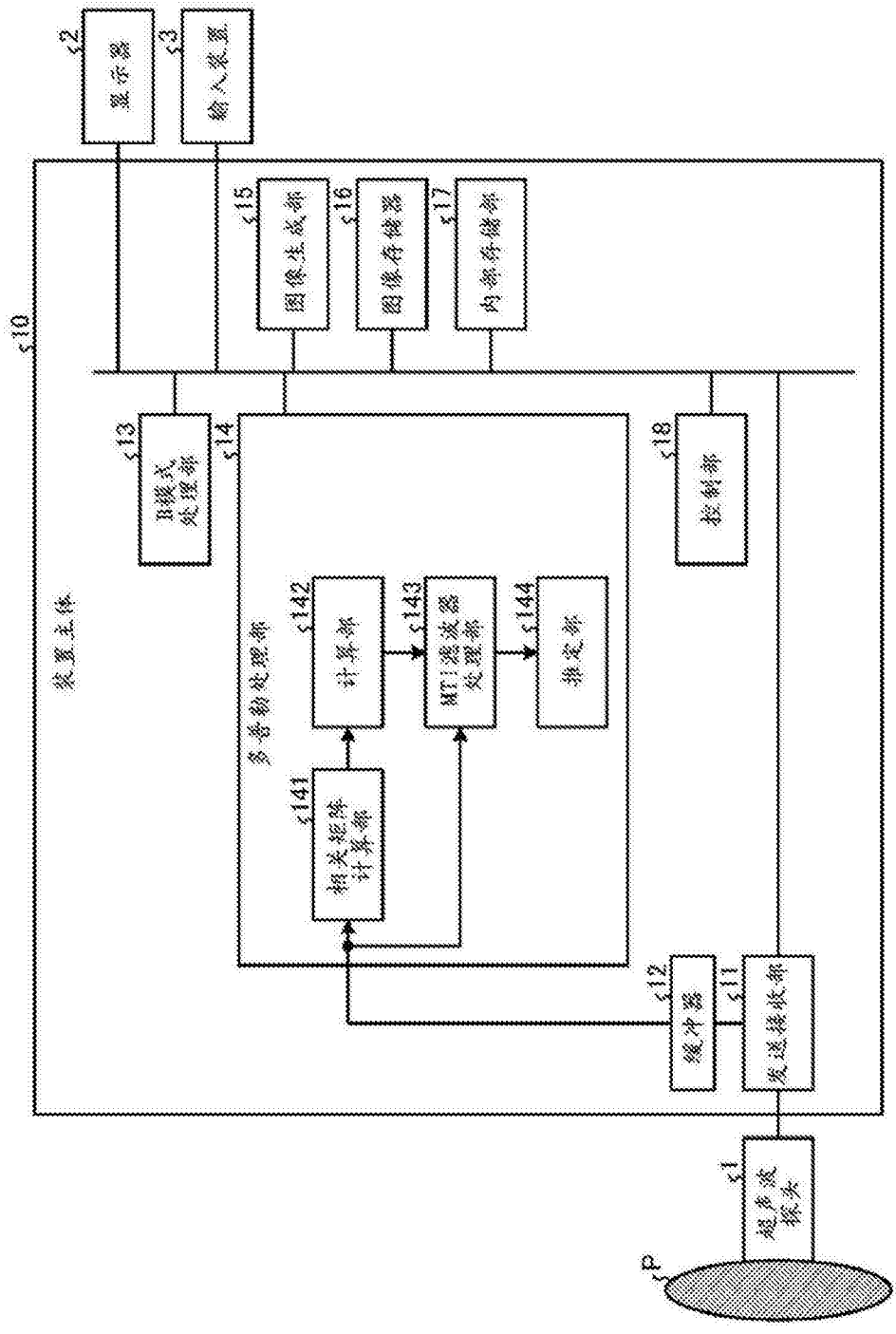


图1

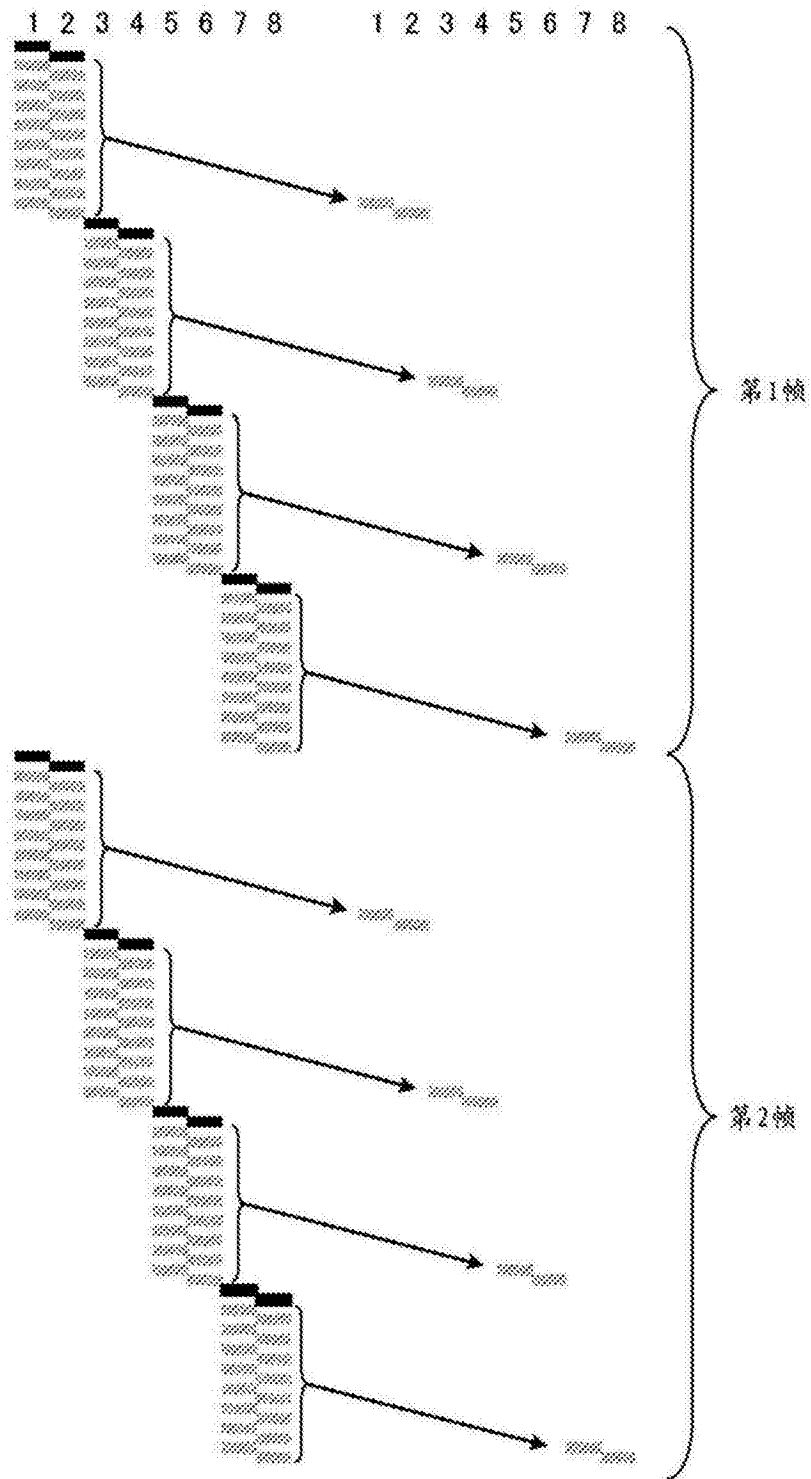


图2

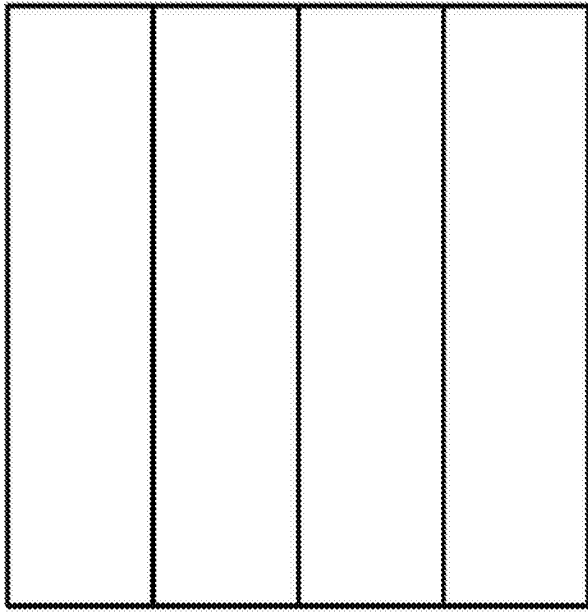


图3

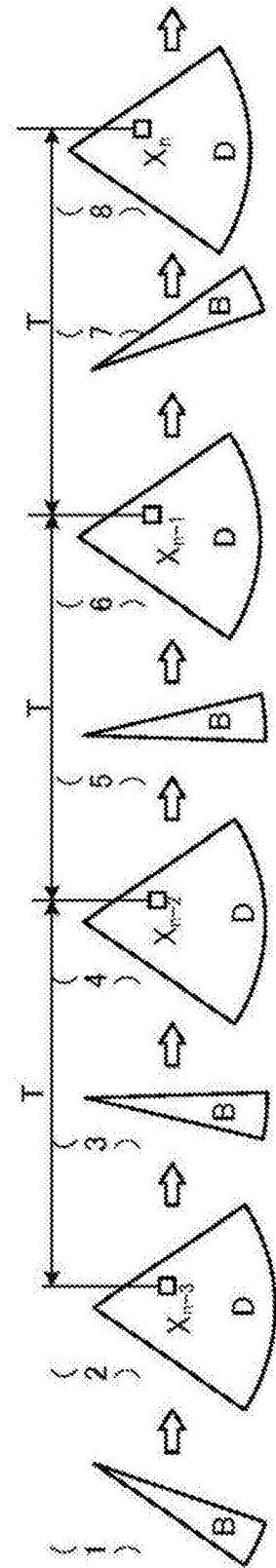


图4

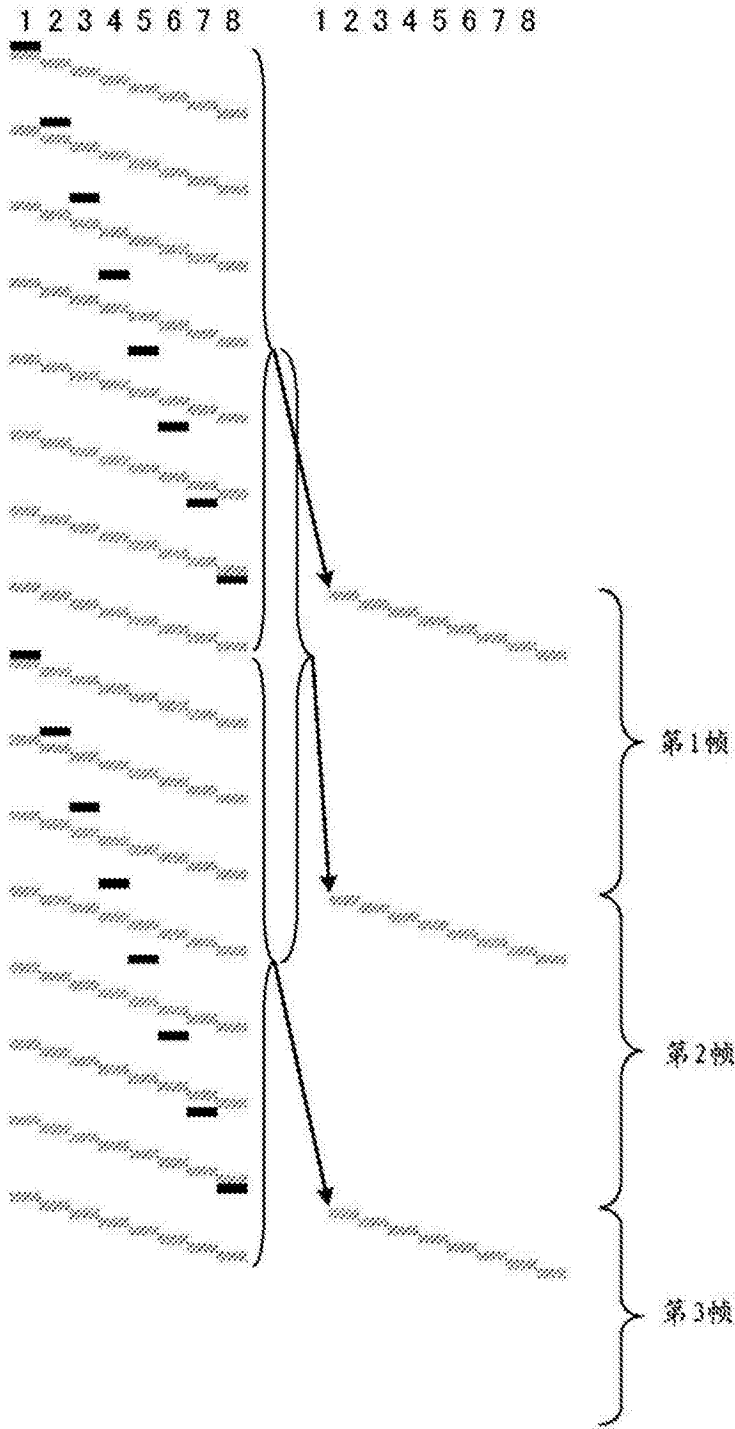


图5

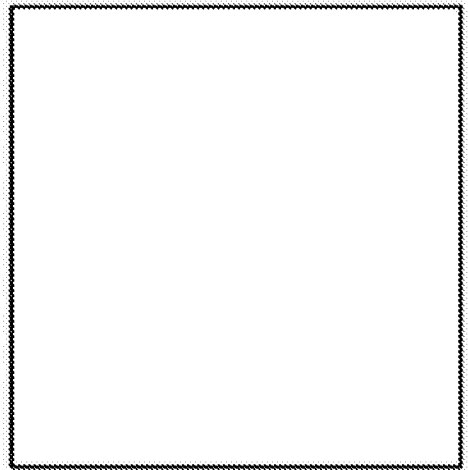


图6

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

图7

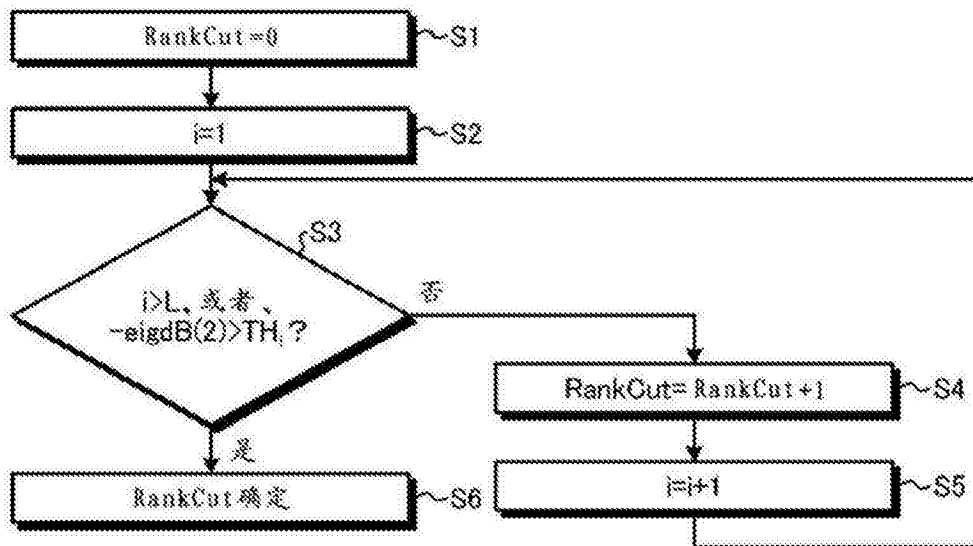


图8

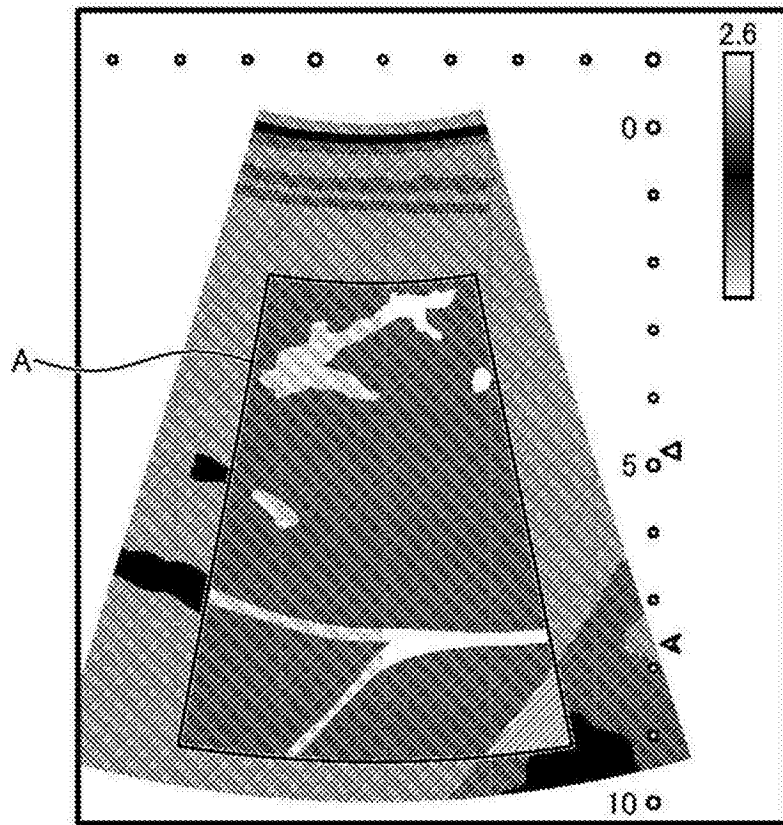


图9

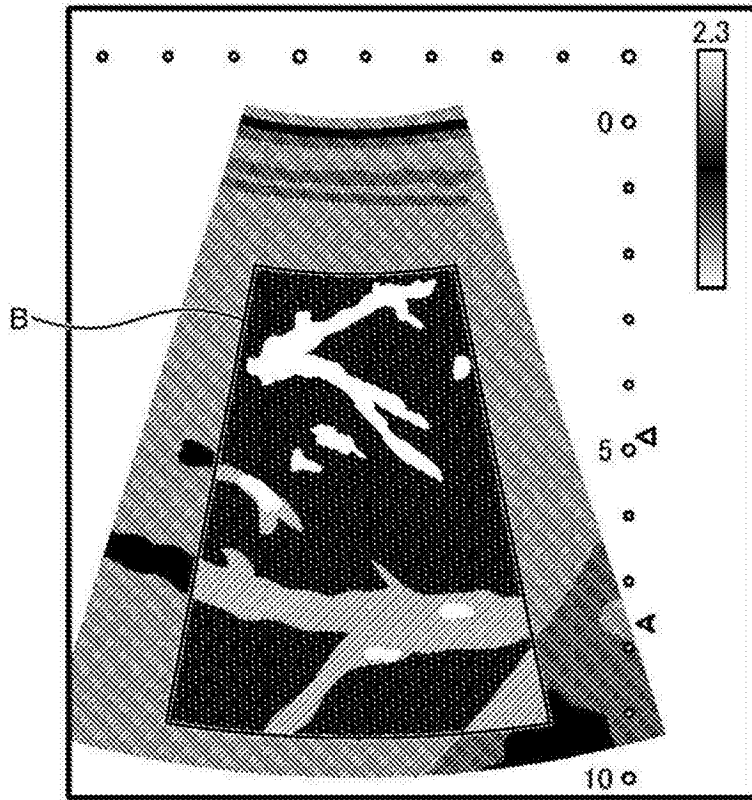


图10

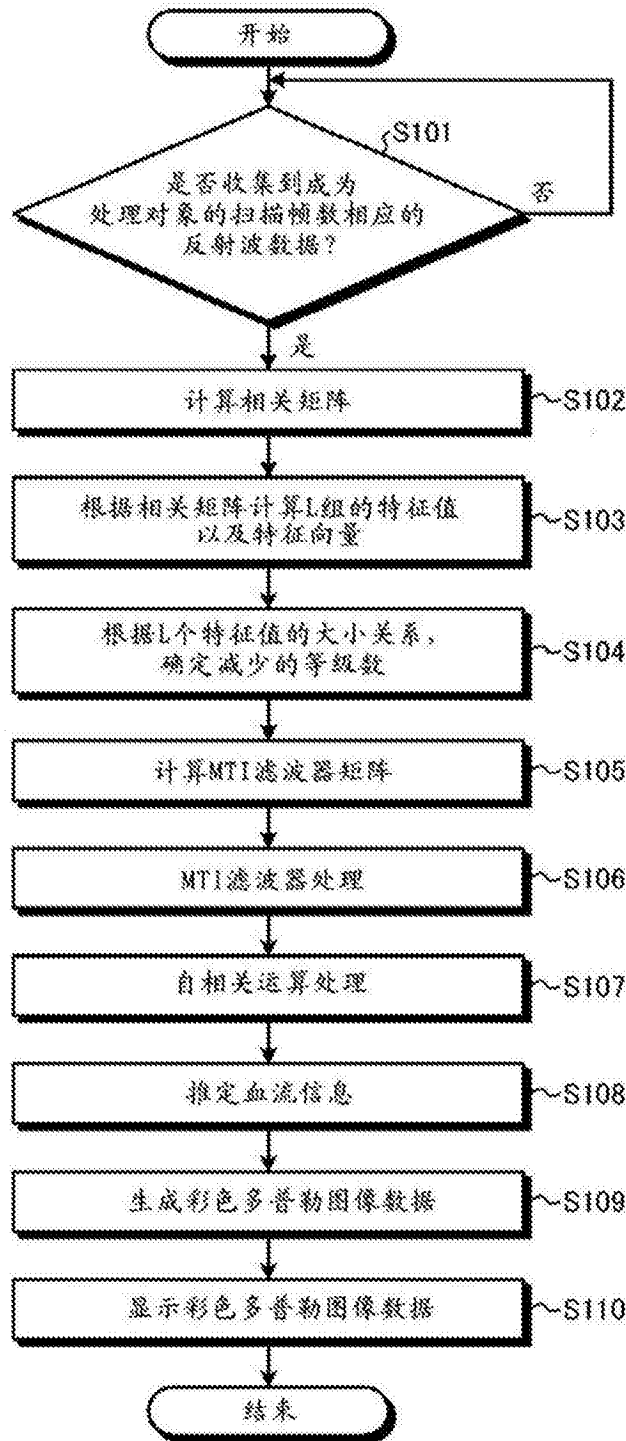


图11

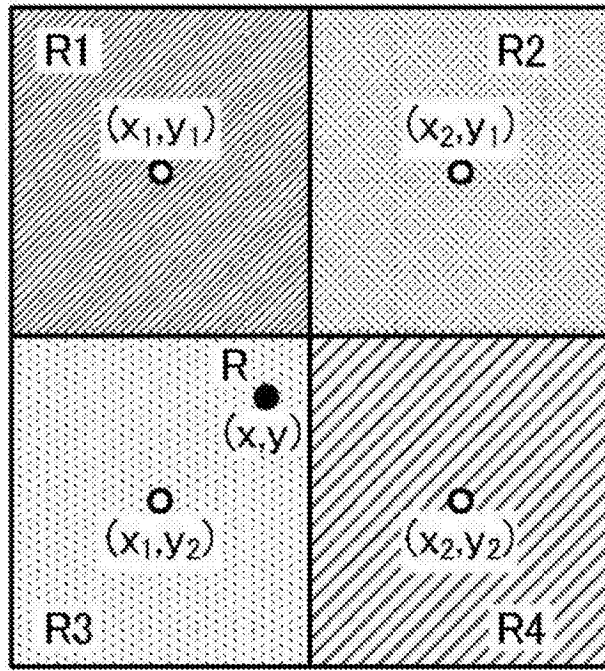


图12

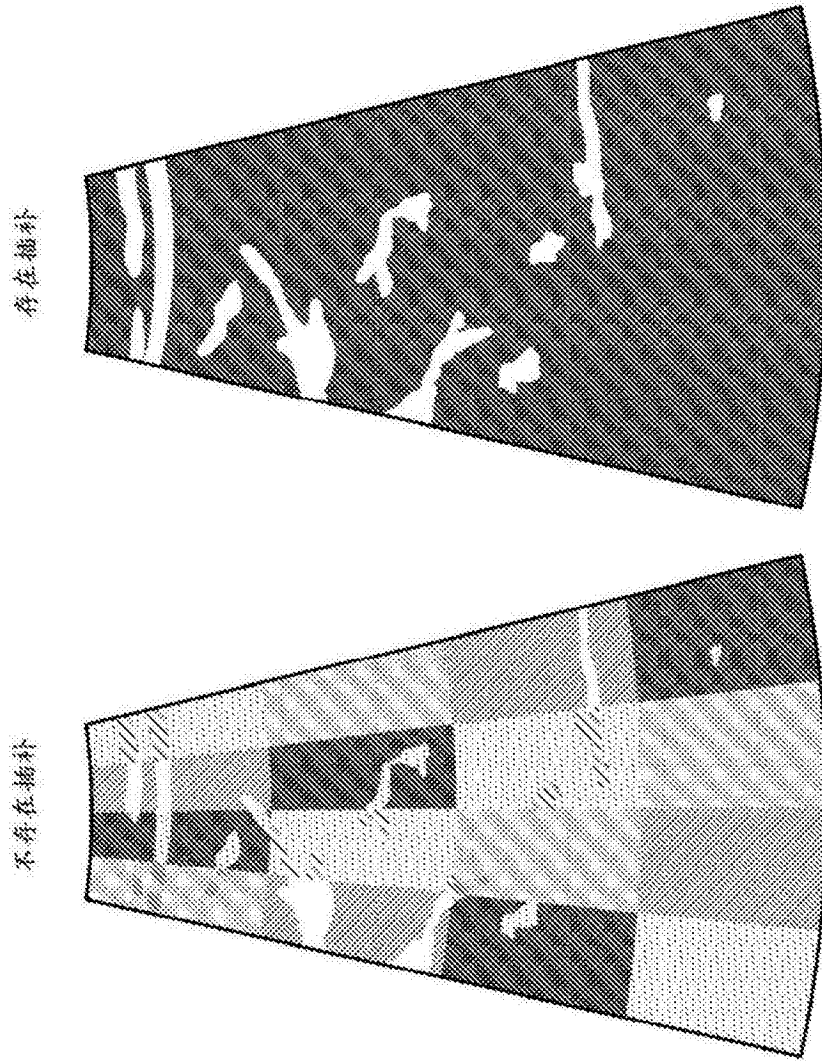


图13

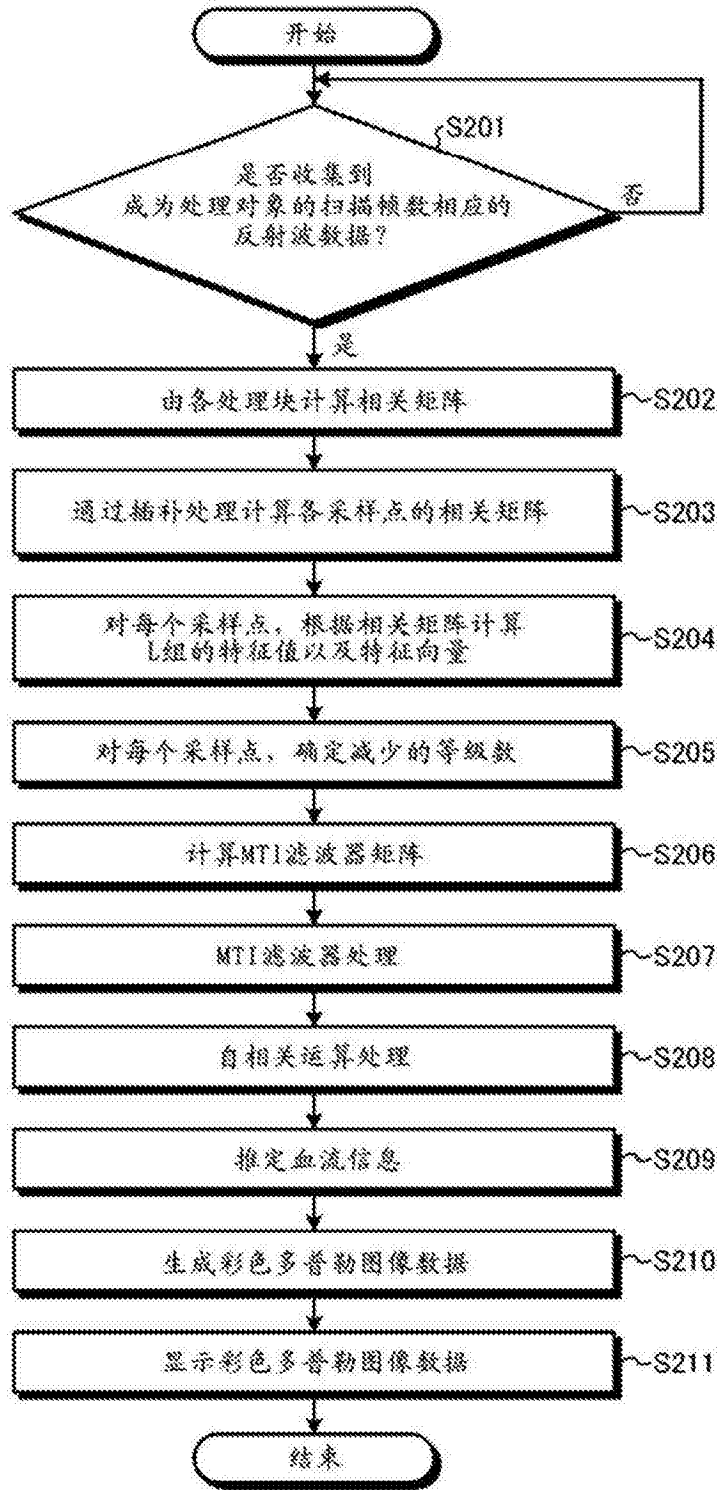


图14

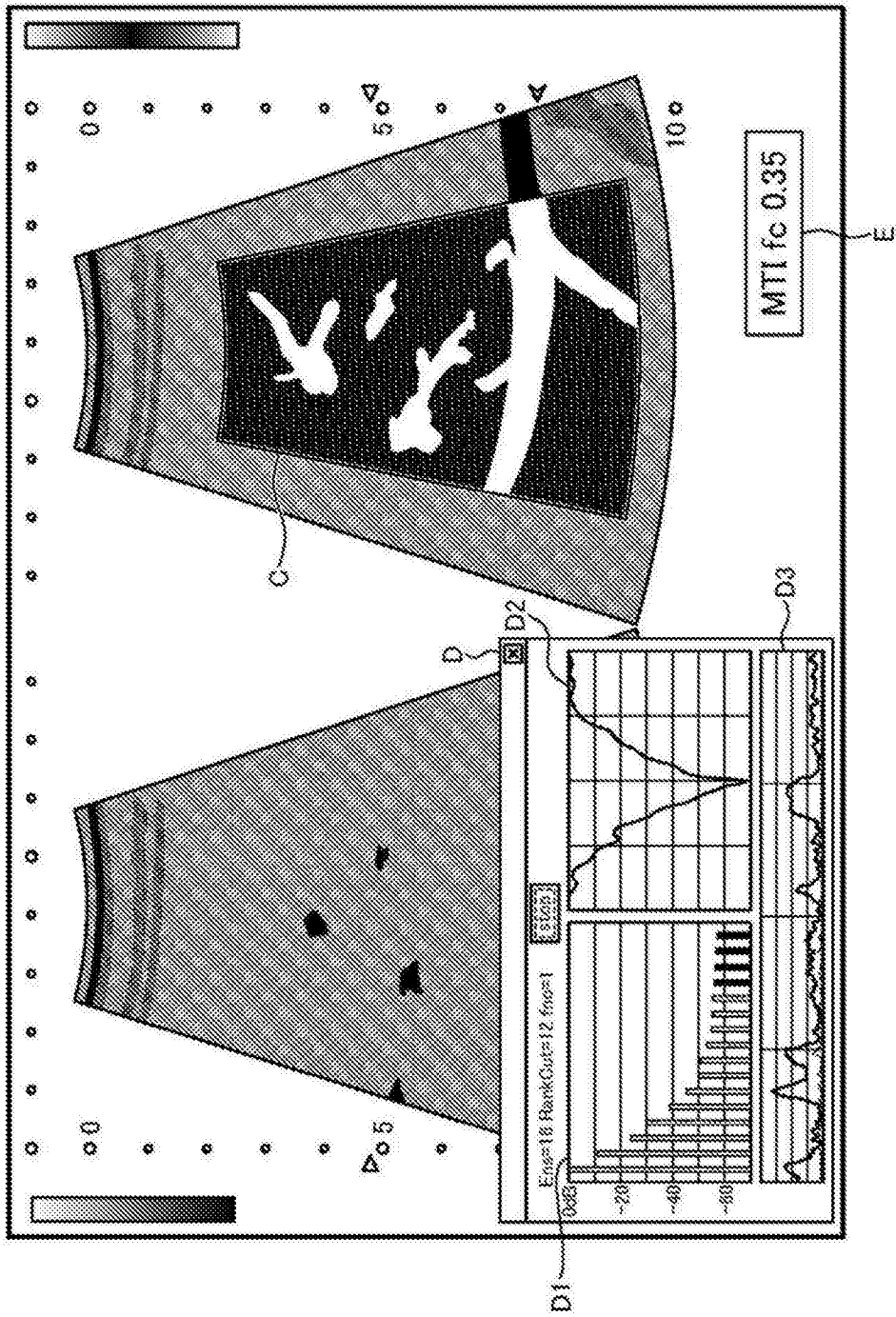


图15

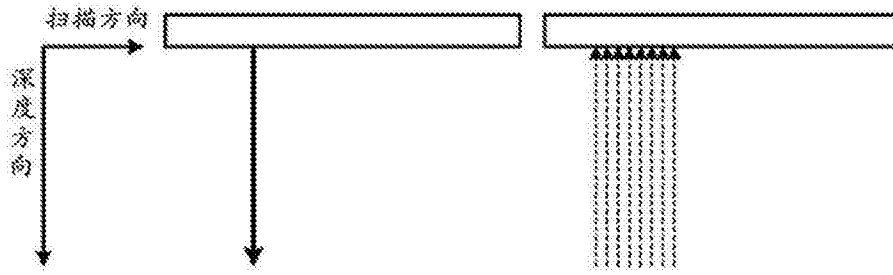


图16

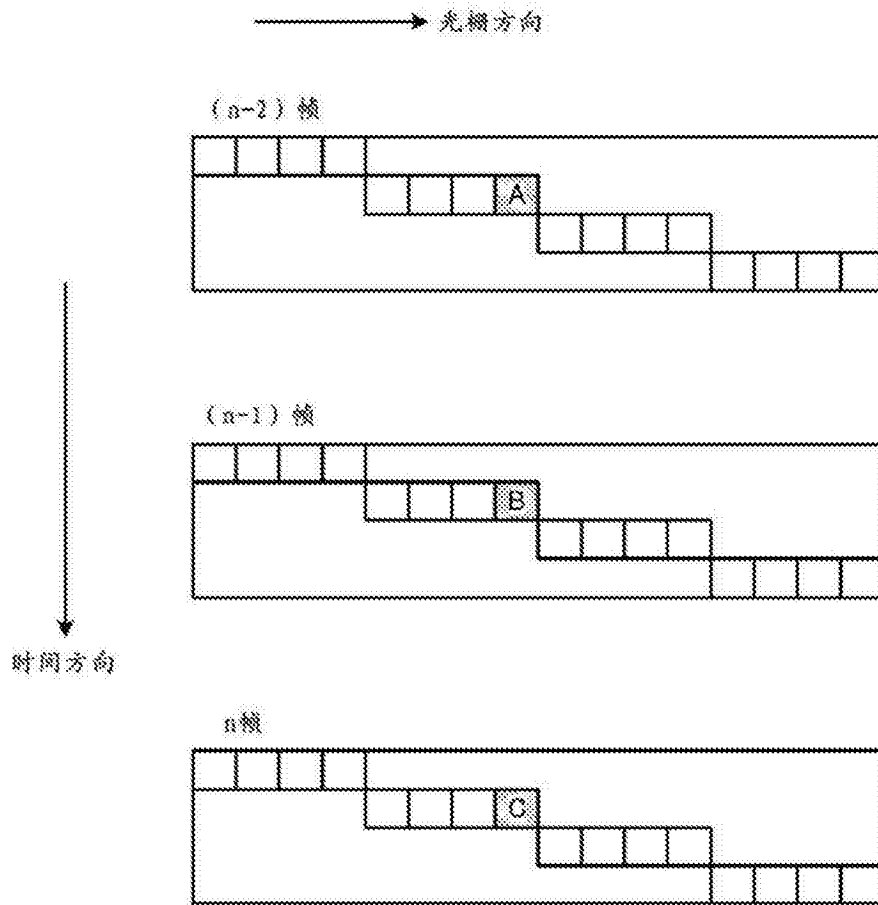


图17

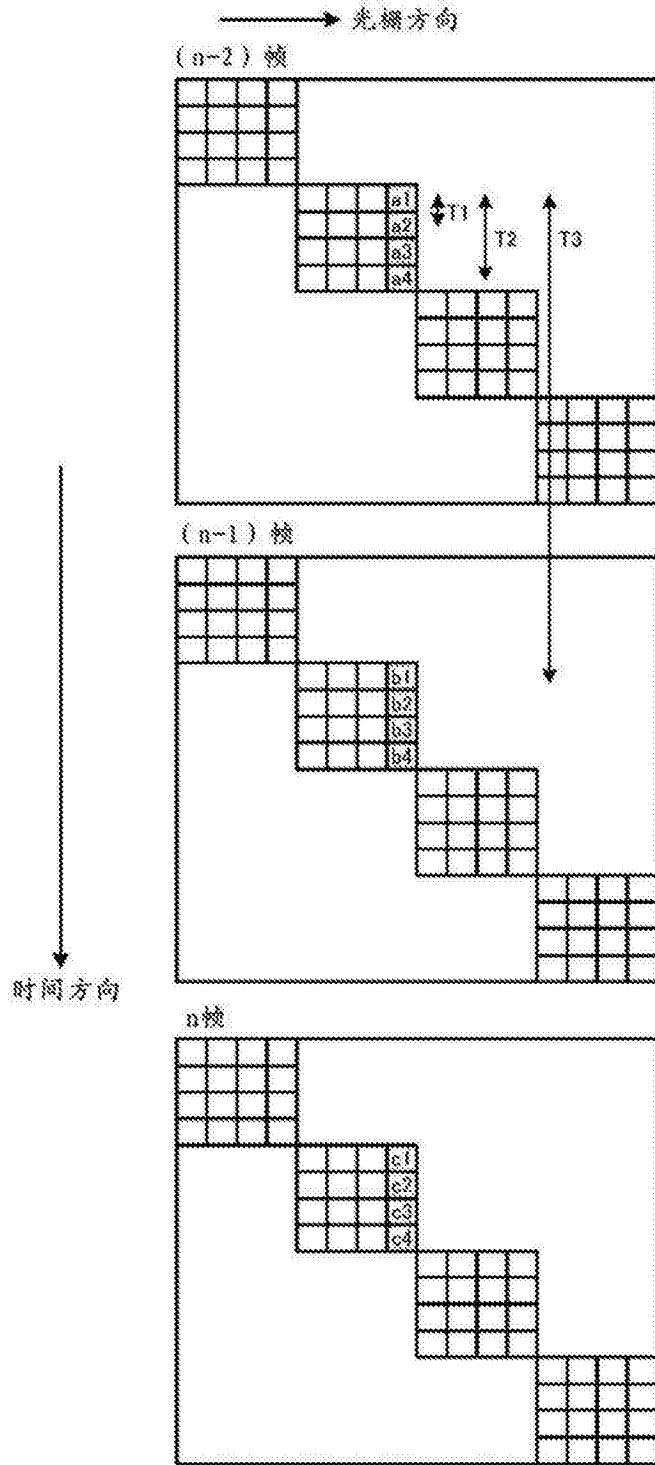


图18

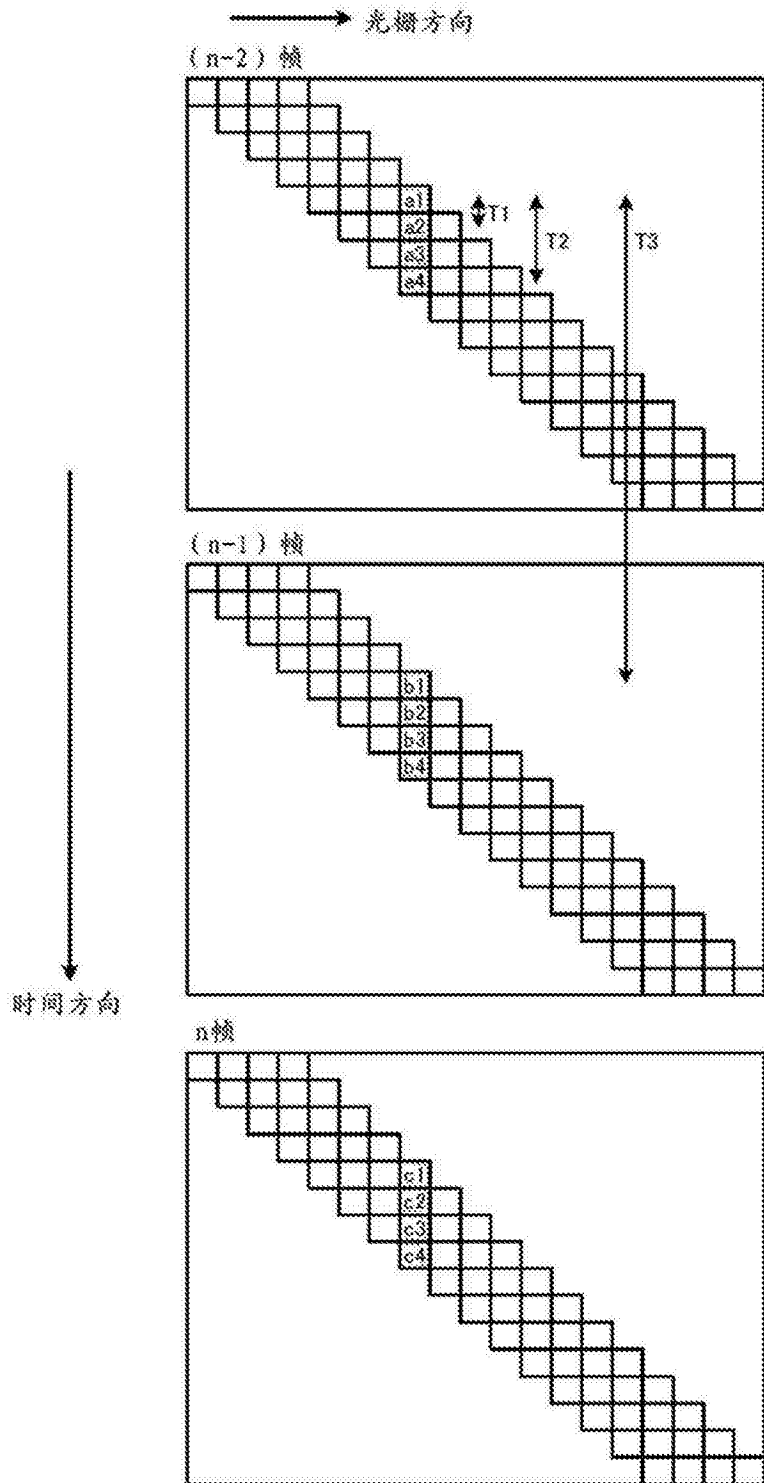


图19

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	CN104936531B	公开(公告)日	2017-06-09
申请号	CN201480005362.8	申请日	2014-01-22
[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)	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		
CPC分类号	A61B8/488 A61B8/06 A61B8/461 A61B8/5207 G01S7/52074 G01S7/52085 G01S15/8977 G01S15/8979 G01S15/8981		
代理人(译)	李洋		
优先权	2013009637 2013-01-22 JP 2014009794 2014-01-22 JP		
其他公开文献	CN104936531A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

实施方式的超声波诊断装置具备相关矩阵计算部、计算部、图像生成部、以及控制部。相关矩阵计算部根据在由多个扫描线形成的扫描范围内发送接收超声波而涵盖多帧收集到的同一位置的反射波数据的数据串，计算上述扫描范围的相关矩阵。计算部使用上述相关矩阵进行主分量分析，通过进行使杂波分量近似为主分量并减少的矩阵运算来计算抑制来自组织的杂波的滤波系数。图像生成部根据使用上述滤波系数推定的血流信息，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。

