



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104883981 A

(43) 申请公布日 2015. 09. 02

(21) 申请号 201480003652. 9

(22) 申请日 2014. 01. 22

(30) 优先权数据

2013-010456 2013. 01. 23 JP

2014-009850 2014. 01. 22 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 06. 23

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2014/051301 2014. 01. 22

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/115783 JA 2014. 07. 31

(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 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)

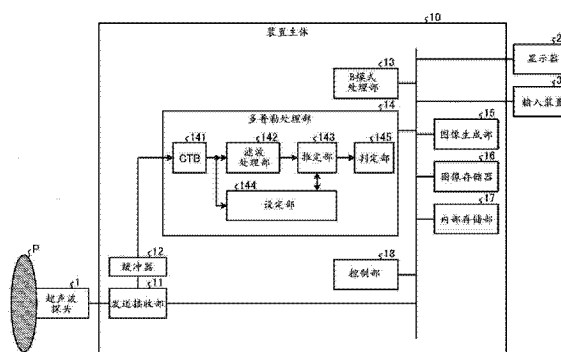
权利要求书2页 说明书16页 附图10页

(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

实施方式的超声波诊断装置具备滤波处理部(142)、设定部(144)、推定部(143)、图像生成部(15)、以及控制部(18)。滤波处理部(142)将通过多次超声波发送接收收集到的同一位置的反射波数据的数据列作为输入数据,对该输入数据进行滤波处理,输出被抑制了杂波分量的输出数据。设定部(144)根据上述输入数据的能量值和上述输出数据的能量值来设定校正值。推定部(143)使用上述输出数据和上述校正值求出校正后的血流信息。图像生成部(15)根据上述血流信息来生成超声波图像数据。控制部(18)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:

滤波处理部, 将通过多次超声波发送接收收集到的同一位置的反射波数据的数据列作为输入数据, 对该输入数据进行滤波处理, 输出被抑制了杂波分量的输出数据;

设定部, 根据上述输入数据的能量值和上述输出数据的能量值来设定校正值;

推定部, 使用上述输出数据和上述校正值求出校正后的血流信息;

图像生成部, 根据上述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。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,

上述设定部根据上述输入数据的能量值与上述输出数据的能量值的比或差来设定上述校正值。

3. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置,

当计算将上述输入数据的能量值除以上述输出数据的能量值得到的比, 并且计算出的比为规定的比以上时, 或者当计算将上述输出数据的能量值除以上述输入数据的能量值得到的比, 并且计算出的比为规定的比以下时, 上述设定部设定上述推定部所输出的血流信息的值变小的校正值。

4. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置,

当计算将上述输入数据的能量值除以上述输出数据的能量值得到的比的对数值, 并且计算出的对数值为规定的对数值以上时, 或者当计算将上述输出数据的能量值除以上述输入数据的能量值得到的比的对数值, 并且计算出的对数值为规定的对数值以下时, 上述设定部设定上述推定部所输出的血流信息的值变小的校正值。

5. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,

上述设定部使用上述输入数据的能量值的最大值来设定上述校正值。

6. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,

当上述输入数据的能量值为规定的能量值以上时, 上述设定部将该输入数据的能量值校正为大的值, 使用校正后的能量值和上述输出数据的能量值来设定上述校正值。

7. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,

上述设定部将上述输入数据的能量值校正为该输入数据的能量值与位于该输入数据的周边的输入数据的能量值的统计值, 使用校正后的能量值和上述输出数据的能量值来设定上述校正值。

8. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,

与上述输入数据的能量值和上述输出数据的能量值一起, 上述设定部使用深度信息来设定上述校正值。

9. 一种图像处理装置, 其中, 具备:

滤波处理部, 将通过多次超声波发送接收收集到的同一位置的反射波数据的数据列作为输入数据, 对该输入数据进行滤波处理, 输出被抑制了杂波分量的输出数据;

设定部, 根据上述输入数据的能量值和上述输出数据的能量值来设定校正值;

推定部, 使用上述输出数据和上述校正值求出校正后的血流信息;

图像生成部, 根据上述血流信息来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。

10. 一种图像处理方法,其中,包括:

滤波处理部将通过多次超声波发送接收收集到的同一位置的反射波数据的数据列作为输入数据,对该输入数据进行滤波处理,输出被抑制了杂波分量的输出数据,
设定部根据上述输入数据的能量值和上述输出数据的能量值设定校正值,
推定部使用上述输出数据和上述校正值,来求出校正后的血流信息,
图像生成部根据上述血流信息来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。

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] 目前,超声波诊断装置广泛地用于进行生物体的血流的观察、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、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映射 (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,对同一位置的数据列应用 MTI (Moving Target Indicator) 滤波器,从而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,显示例如将推定结果的分布二维地彩色显示的超声波图像 (血流像、彩色多普勒图像)。通常,血流信息重叠显示于 B 模式图像 (组织像)。例如,存在血流的部分显示血流像,不存在血流的部分显示 B 模式图像。因此,当显示血流像时,需要判断是存在血流还是不存在血流的处理。

[0004] 作为进行该判定处理的方法,最普通的方法是当血流信号的能量值为规定的常量值以下时,判断该血流信号为噪音,不进行显示的方法。杂波信号通过 MTI 滤波器抑制成为小的值,因此,通过使用能量值的判定处理,杂波信号不被显示。但是,来自脏器的壁、骨骼等、强反射体的组织的信号的振幅大,因此,尽管该组织的活动慢,也有在 MTI 滤波器通过后残留的情况。此时,来自强反射体的信号会如血流那样被显示。

[0005] 因此,还知道有调查输出信号的速度,当速度慢时,判断为该输出信号不是来自血流的信号不进行显示的方法。当作为 MTI 滤波器,使用具有巴特沃斯型的 HPF (High Pass Filter) 特性的 IIR (Infinite Impulse Response) 滤波器时,由于以下的原因,该方法在某种程度上有效。即,在需要瞬态响应对策的有限长的数据包大小的情况下,IIR 滤波器的特性不好,因此,残留来自强反射体的信号。因此,数据包内的平均速度变慢,平均速度成为与不显示的速度对应的下限阈值以下。

[0006] 在此,近年来,作为 MTI 滤波器,使用多项式回归滤波器 (Polynomial Regression Filter)、作为自适应型 MTI 滤波器的“Eigenvector Regression Filter (特征向量回归滤波器)”。虽然与巴特沃斯型的 IIR 滤波器相比较,数据包大小较小,这些滤波器也能够有效地抑制杂波信号。即,这些滤波器能够将来自强反射体的信号抑制在血流信号的等级。但是,由于杂波抑制能力存在界限,因此,这些滤波器也不能将来自强反射体的信号抑制在噪音的等级。相对于巴特沃斯型滤波器具有线性相位特性,多项式回归滤波器、“Eigenvector Regression Filter (特征向量回归滤波器)”的相位特性不是线性的。因此,当根据这些滤波器的输出信号来推定速度时,即使如杂波那样是慢的信号,也存在推定出的速度达到比较高的值的倾向,通过上述的方法,即使除去速度小的信号,有时也显示残留来自强反射体

的信号,在强反射体的组织中存在血流的那样的图像。

[0007] 现有技术文献

[0008] 非专利文献

[0009] 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

发明内容

[0010] 本发明要解决的问题在于,提供一种能够避免将来自强反射体的组织的信号被显示为血流的超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法。

[0011] 实施方式的超声波诊断装置具备滤波处理部、设定部、推定部、图像生成部、以及控制部。滤波处理部将通过多次超声波发送接收而收集到的同一位置的反射波数据的数据列作为输入数据,对该输入数据进行滤波处理,输出杂波分量被抑制了的输出数据。设定部根据上述输入数据的能量值和上述输出数据的能量值来设定校正值。推定部使用上述输出数据和上述校正值来求出校正后的血流信息。图像生成部根据上述血流信息来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。

附图说明

[0012] 图 1 是表示本实施方式所涉及的超声波诊断装置的结构例的框图。

[0013] 图 2A 是用于说明以往技术的图 (1)。

[0014] 图 2B 是用于说明以往技术的图 (2)。

[0015] 图 3 是用于说明以往技术的图 (3)。

[0016] 图 4 是用于说明本实施方式所涉及的多普勒处理部的处理的图。

[0017] 图 5 是表示设定部所使用的最大值滤波器的一个例子的图。

[0018] 图 6 是表示校正值的一个例子的图。

[0019] 图 7 是用于说明本实施方式的效果的图 (1)。

[0020] 图 8 是用于说明本实施方式的效果的图 (2)。

[0021] 图 9 是用于说明本实施方式的效果的图 (3)。

[0022] 图 10 是用于说明本实施方式的效果的图 (4)。

[0023] 图 11 是用于说明本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。

具体实施方式

[0024] 以下,参照附图,详细地说明超声波诊断装置的实施方式。

[0025] (实施方式)

[0026] 首先,针对本实施方式所涉及的超声波诊断装置的构成进行说明。图 1 是表示本实施方式所涉及的超声波诊断装置的构成例的框图。如图 1 所示例的那样,本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。

[0027] 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 的反射波转换成电信号。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 自由装卸地与装置主体 10 连接。

[0028] 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取决于反射超声波的不连续面的声阻抗的差。另外,所发送的超声波脉冲被正在移动的血流、心脏壁等表面反射时的反射波信号由于多普勒效应,取决于移动体相对于超声波发送方向的速度分量,并接受频移。

[0029] 另外,本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。

[0030] 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请求,对装置主体 10 转送所接受的各种设定请求。

[0031] 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 输入各种设定请求的 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。

[0032] 装置主体 10 是根据超声波探头 1 接收到的反射波信号来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,本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。

[0033] 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。

[0034] 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。

[0035] 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。

[0036] 另外,发送接收部 11 具有放大器电路、A/D(Analog/Digital)转换器、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按每个通道放大来进行增益校正处理。A/D 转换器将增益校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。

[0037] 并且,正交检波电路将加法器的输出信号转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,正交检波电路将I信号以及Q信号(以下,记作IQ信号)作为反射波数据,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转换成RF(Radio Frequency)信号,并保存在缓冲器12中。

[0038] 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。

[0039] 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存储数帧量的I/Q信号、或者数容积量的I/Q信号。例如,缓冲器12是FIFO(First-In/First-Out)存储器,存储规定帧量的I/Q信号。并且,例如,当重新由发送接收部11生成1帧的I/Q信号时,缓冲器12删除生成时间最久的1帧的I/Q信号,存储重新生成的1帧的I/Q信号。

[0040] 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)。

[0041] 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分别由多个采样点生成平均速度、平均方差值、平均能量值等多普勒数据。在此,所谓移动体例如是指血流或心壁等组织、造影剂。作为血流的运动信息(血流信息),本实施方式所涉及的多普勒处理部14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、血流的平均能量值等。并且,多普勒处理部14将推定出的血流信息作为多普勒数据来输出。

[0042] 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映射法(CFM: Color Flow Mapping)的彩色多普勒法。在CFM法中,在多条扫描线上进行多次超声波的发送接收。通过该超声波发送接收得到的同一位置的反射波信号(反射波数据)的数据列被称为数据包。数据包大小是为了得到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。

[0043] 并且,在CFM法中,通过对同一位置的数据列应用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,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生成将推定结果的分布例如以二维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。

[0044] 作为用于进行多普勒数据的生成处理的处理部,多普勒处理部14具有CTB141、滤波处理部142、推定部143、以及判定部145。CTB141是“Corner Turning Buffer”,由缓冲

器 12 暂时地存储反射波数据的按照时间序列的数据列。具体而言, CTB141 为了顺利地执行后一级的处理, 按照沿着时间序列的顺序根据每条扫描线对反射波数据的数据列进行分类并保存。该分类例如通过接受了后述的控制部 18 的指示的控制电路(未图示)来进行。

[0045] 滤波处理部 142 对作为输入数据的同一位置的数据列进行 MTI 滤波处理, 输出杂波分量被抑制的输出数据。输出数据是提取出血流分量的输出数据。推定部 143 根据输出数据推定血流信息。判定部 145 判定血流信息是来自血流的信息还是来自组织的信息。判定部 145 将判定为来自血流的信息的血流信息作为多普勒数据来输出。

[0046] 并且, 如图 1 所示, 本实施方式所涉及的多普勒处理部 14 具有设定部 144。设定部 144 是设定用于进行血流信息的增益校正的校正系数(校正系数)的处理部。例如, 设定部 144 是用于通过计算处理, 设定该校正系数的处理部。另外, 针对设定部 144 进行的处理, 与滤波处理部 142、推定部 143 以及判定部 145 进行的处理一起, 之后详述。

[0047] 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这两方进行处理。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。

[0048] 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。

[0049] 在此, 一般而言, 图像生成部 15 将超声波扫描的扫描线信号列转换(扫描转换)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 通过根据超声波探头 1 进行的超声波的扫描方式进行坐标转换, 来生成显示用的超声波图像数据。另外, 除了扫描转换以外, 作为各种图像处理, 例如, 图像生成部 15 使用扫描转换后的多个图像帧, 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。

[0050] 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 所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。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。

[0051] 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 模式数据进行坐标转换, 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转换, 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。

[0052] 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。

[0053] 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。

[0054] 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。

[0055] 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。

[0056] 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 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处理而构成的程序。

[0057] 以上,针对本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。根据该结构,本实施方式所涉及的超声波诊断装置通过 CFM 法生成显示血流像数据(多普勒图像数据)。通常,由 CFM 法生成的多普勒图像数据重叠显示于描绘出组织的形态的 B 模式图像数据。例如,多普勒模式下的扫描范围被设定在 B 模式下的扫描范围中。当进行重叠显示时,例如,在多普勒模式下的扫描范围中存在血流的部分显示多普勒图像数据,在该扫描范围中不存在血流的部分显示 B 模式图像数据。因此,当显示多普勒图像数据时,需要判断是存在血流还是不存在血流的处理。

[0058] 作为进行该判定处理的方法,最普通的方法是当血流信号的能量值为规定的常量值以下时,判断该血流信号为噪音,不进行显示的方法。杂波信号通过 MTI 滤波器抑制成为小的值,因此,通过使用能量值的判定处理,杂波信号不被显示。但是,来自脏器的壁或骨骼等强反射体的组织的信号的振幅大,因此,即使该组织的活动慢,在 MTI 滤波器通过后有时也会残存。此时,来自强反射体的信号宛如血流那样被显示。图 2A、图 2B 以及图 3 是用于说明以往技术的图。

[0059] 图 2A 以及图 2B 示例出使用具有相对于截止频率以下的慢的速度“V1”的杂波抑制能力为“-60dB”的 MTI 滤波器特性的 MTI 滤波器的情况。图 2A 所示的信号 100 表示来自以血流的振幅强度为基准(0dB)且振幅强度为“20dB”的组织的、即,来自以速度“V1”移动的组织信号。该信号 100 成为在 MTI 滤波器通过后,振幅强度被抑制在“-40dB”的信号 101。其结果,信号 101 不会被作为来自血流的信号来提取。另外,图 2A 所示的信号 102 表

示来自以 MTI 滤波器的截止频率以上的速度“V2”移动且振幅强度为“0dB”的血流的信号。该信号 102 在 MTI 滤波器通过后,作为振幅强度与输入前相同的 (0dB) 信号来输出。即,信号 102 被作为来自血流的信号来提取。

[0060] 对此,图 2B 所示的信号 200 表示来自以血流的振幅强度为基准 (0dB) 且振幅强度为“60dB”的组织的、即,来自以速度“V1”移动的组织信号。该信号 200 在 MTI 滤波器通过后,作为振幅强度被抑制在“0dB”的信号 201 来输出。其结果,在 MTI 滤波器通过后还残存信号 201。此时,例如,来自壁的输出信号与来自血流的输出信号成为相同的大小,来自壁的信号会宛如血流那样被显示。

[0061] 因此,知道有不调查 MTI 滤波器的输出信号的能量值,而调查 MTI 滤波器的输出信号的速度,当速度慢时,判断为该输出信号不是来自血流的信号并且不进行显示的方法。当作为搭载于滤波处理部 142 的 MTI 滤波器,使用巴特沃斯型的 IIR(Infinite Impulse Response) 滤波器时,由于以下的原因,该方法在某种程度上有效。在需要瞬态响应对策的有限长的数据包大小的情况下,由于 IIR 滤波器的特性差,因此,残留来自强反射体的信号。由此,数据包内的平均速度变慢,平均速度成为与不显示的速度对应的下限阈值以下。

[0062] 另一方面,近年来,作为 MTI 滤波器,使用多项式回归滤波器 (Polynomial Regression Filter) 或作为自适应型 MTI 滤波器的“Eigenvector Regression Filter”。MTI 滤波器是用于抑制杂波的 HPF,能够使用各种滤波器,这些滤波器具有以下优点。这些滤波器与巴特沃斯型的 IIR 滤波器相比较,能够有效地抑制比数据包长长的周期的杂波信号。即,这些滤波器能够将来自强反射体的信号抑制在血流信号的等级。但是,由于杂波抑制能力存在界限,因此,这些滤波器也不能将来自强反射体的信号抑制在噪音的等级。

[0063] 另外,相对于巴特沃斯型滤波器的输出具有相同的相位特性,多项式回归滤波器或“Eigenvector Regression Filter”的输出根据每个数据而相位特性不同。因此,当根据这些滤波器的输出信号来推定速度时,推定精度差。例如,当通过自相关法根据 MTI 滤波器通过活动慢的组织的壁的数据来推定速度时,会检测到高于实际的组织的活动的速度。其结果,通过上述的方法,即使除去速度小的信号,有时也会残留来自强反射体的信号,显示在强反射体的组织中存在血流的图像数据。

[0064] 图 3 的左图表示在显示器 2 的画面中显示的指尖的 B 模式图像数据 A。在 B 模式图像数据 A 中,如图 3 的左图所示,以高亮度描绘出作为强反射体的指骨。另外,图 3 的右图表示重叠显示于指尖的 B 模式图像数据 A 的多普勒图像数据 B。多普勒图像数据 B 例如是使用“Eigenvector Regression Filter”生成显示的多普勒图像数据。在多普勒图像数据 B 中,如图 3 的左图所示,来自作为强反射体的指骨的信号如血流那样描绘出。这样,当使用相位特性不一定的 MTI 滤波器时,有时生成显示以被误认为血流的噪音围绕强反射体的方式描绘出的多普勒图像数据。另外,无论 MTI 滤波器的相位特性为一定还是不一定,当移动超声波探头 1 时,均显著地产生该噪音。

[0065] 因此,本实施方式所涉及的超声波诊断装置为了避免将来自强反射体的组织的信号显示为血流,进行以下说明的多普勒处理部 14 的处理。以下说明的图像处理方法是用于避免将来自脏器的壁或骨骼等、强反射体的组织信号误认为血流的方法。特别地,当作为 MTI 滤波器,使用多项式回归滤波器或“Eigenvector Regression Filter”等相位特性不一定的滤波器,从而在输出数据的能量值或速度中,不能识别是来自血流的分量还是来自强

反射体的分量时,以下说明的图像处理方法是有效的方法。其中,即使如 IIR 型那样是相位特性为一定的 MTI 滤波器,也能够适用以下说明的图像处理方法。

[0066] 首先,滤波处理部 142 将通过多次超声波发送接收收集到的同一位置的反射波数据的数据列作为输入数据,对该输入数据进行滤波处理,输出杂波分量被抑制的输出数据。例如,作为 MTI 滤波器,滤波处理部 142 使用“Eigenvector Regression Filter”。

[0067] 并且,设定部 144 根据输入数据的能量值和输出数据的能量值来设定校正值。本实施方式所涉及的设定部 144 使用输入数据的能量值和输出数据的能量值来计算校正值。具体而言,本实施方式所涉及的设定部 144 根据输入数据的能量值与输出数据的能量值的比来设定校正值。更具体而言,设定部 144 计算将输入数据的能量值除以输出数据的能量值而得到的比。例如,设输入数据的能量值为包含杂波 (clutter) 的信息“C”,将输出数据的能量值定义为作为根据多普勒 (Doppler) 效应而提取出的信息的“D”。设定部 144 根据“ $CDR = C/D$ ”来计算校正值。

[0068] 如由图 2B 所示的信号 201 与信号 200 的关系暗示的那样,当“ $CDR = C/D$ ”大时,认为输入数据是来自以活动慢的强反射体为反射源的反射波信号的数据。即,当 CDR 大时,输出数据是杂波分量的除去残留的可能性高。在本实施方式中,当 CDR 大时,计算抑制输出数据的校正值。由此,本实施方式防止将强反射体误认为血流。另外,本实施方式也可以基于上述的逻辑根据“ $CDR' = D/C$ ”来计算校正值。此时,当 CDR' 小时,计算抑制输出数据的校正值。

[0069] 并且,推定部 143 使用输出数据和校正值,求出校正后的血流信息。即,推定部 143 使用输出数据和校正值来推定血流信息。并且,图像生成部 15 根据血流信息生成超声波图像数据 (多普勒图像数据),显示器 2 通过控制部 18 的控制,显示超声波图像数据 (多普勒图像数据)。以下,使用图 4,针对上述的处理的一个例子进行说明。图 4 是用于说明本实施方式所涉及的多普勒处理部的处理的图。

[0070] 首先,如图 4 所示,由 CTB141 输出的同一位置的数据列“x”被输入到滤波处理部 142 和设定部 144。“x”是上述的输入数据。以下,将作为输入数据的“x”记作输入数据列。

[0071] 在图 4 所示的滤波处理部 142 的“MTI 滤波处理”块中,对输入数据列“x”应用 MTI 滤波器,输出杂波分量被抑制的数据列“y”。“y”是上述的输出数据。以下,将作为输出数据的“y”记作输出数据列。

[0072] 同时,在图 4 所示的设定部 144 的“输入前能量计算处理”块中,根据输入数据列“x”计算输入数据的能量值“P0”。作为能量值“P0”,设定部 144 计算输入数据列“x”的平均能量值或者输入数据列“x”的最大能量值。在此,为了切实地防止将强反射体误认为血流,优选“CDR”的值变大。优选能量值“P0”是输入数据列“x”的最大能量值。因此,设定部 144 使用输入数据的能量值的最大值来设定校正值。在本实施方式中,设定部 144 使用输入数据的能量值的最大值来计算校正值。另外,本实施方式也可以使用输入数据列“x”的第 2 位的能量值等来计算校正值。

[0073] 设定部 144 通过以下的式 (1),计算作为输入数据的能量值的最大值的“P0”。

[0074] 【数学公式 1】

[0075] $P0 = \max \{x^*(k) x(k)\} \quad k = 1 \cdots N \quad \cdots (1)$

[0076] 另外,在式 (1) 中,“N”表示数据包大小,“x(k)”表示构成输入数据列“x”的 N 个

数据中,第 k 个数据。k 成为 1 至 N 的整数。另外,在式 (1) 中,上标的星号“*”表示复共轭。式 (1) 的“ $x^*(k)$ ”成为“ $x(k)$ ”的复共轭值。

[0077] 在此,“P0”也可以被输入到图 4 所示的设定部 144 的“校正值计算处理”块,但由于以下的原因,优选被输入到图 4 所示的“能量校正处理”块。

[0078] 当根据由强反射体反射的反射波信号生成反射波数据(IQ 信号)时,该反射波信号在发送接收部 11 的接收电路所具有的通道中,可能被放大器电路或 A/D 转换器充满。来自包含来自被充满的通道信号的多个通道的信号被输入到加法器中。但是,在进行数字波束形成的加法器中,例如,可能将达到正的最大值的数字信号和达到负的最大值的数字信号整相相加。此时,由加法器输出的整相相加后的数据的振幅不是达到最大限度的最大振幅。作为最大能量值的“P0”可能是根据达到最大限度的数据列而计算出的值。一般而言,在彩色多普勒用的条件下,来自脏器的壁或骨骼等强反射体的反射波信号大多数情况下在发送接收部 11 的接收电路中达到最大限度。因此,预想到被输入到多普勒处理部 14 的信号等级比实际的信号等级小。

[0079] 因此,为了避免 CDR 的值可能被过小评估,在图 4 所示的“能量校正处理”块中,当“P0”的值为阈值“Pth”以上时,进行使“P0”的值变大的校正处理。作为规定的能量值的“Pth”能够由操作者等设定为任意的值。

[0080] 例如,设定部 144 通过以下的式 (2),计算“P0”的校正后的值“P1”。

[0081] 【数学公式 2】

$$[0082] \quad P1 = \begin{cases} P0 & (P0 < Pth) \\ P0 + (P0 - Pth)^n & (P0 \geq Pth) \end{cases} \dots(2)$$

[0083] 在式 (2) 中,当“P0”小于“Pth”时,将“P0”按照原样输出为“P1”。另外,在式 (2) 中,当“P0”为“Pth”以上时,将对“P0”加上““(P0-Pth)”的“n 次方”的值”的值输出为“P1”。另外,“n”为 1 以上的实数,优选“n = 2”。另外,式 (2) 只不过是一个例子,如果是当“P0”的值是阈值“Pth”以上时,进行使“P0”的值变大的校正的式子,则本实施方式能够适用任意的数式。

[0084] 另外,在图 4 所示的“能量校正处理”块中,在“使用 Pth 的 P0 校正”后,或者在“使用 Pth 的 P0 校正”前,由于以下说明的原因,也可以进行空间上的校正。

[0085] 来自强反射体的附近的回波由于超声波的旁瓣的影响,成为中等程度的信号等级,同时相位易于变化。另一方面,MTI 滤波器具有强调相位变化的信号的特性。因此,来自不是血流的强反射体的附近的信号等级在 MTI 滤波器通过后有时也变大。

[0086] 即,在强反射体的附近为反射源的情况下,相对于“CDR”的分母的值变大的情况,根据输入数据列“x”计算出的最大能量值“P0”成为中等程度的值。另外,有时校正“P0”得到的“P1”也成为中等程度的值。其结果,在强反射体的附近为反射源的情况下,“CDR”的值可能成为不能判定为组织的程度的小的值。此时,强反射体的附近也被误认为是血流。

[0087] 因此,在图 4 所示的“能量校正处理”块中,例如,对“P0”应用空间性最大值滤波器(Max Filter)。图 5 是表示设定部所使用的最大值滤波器的一个例子的图。例如,如图 5 所示,设定部 144 使用“3×3”的最大值滤波器(Max Filter)。即,设定部 144 分别在以作为处理对象的采样点(参照图 5 所示的由点画影的矩形)为中心的“3×3”的 9 个采样

点,计算输入数据的最大能量值。设定部 144 将作为处理对象的采样点的输入前能量值转换成 9 个输入前能量值中最大的能量值。并且,设定部 144 设最大值滤波器的输出结果为“P0”,按照式 (2) 输出“P1”。

[0088] 在上述中,说明了在“使用 Pth 的 P0 校正”之前应用最大值滤波器的情况。另一方面,当在“使用 Pth 的 P0 校正”之后应用最大值滤波器时,成为以下的处理。例如,设定部 144 分别由以作为处理对象的采样点为中心的“3×3”的 9 个采样点,计算输入数据的最大能量值的校正值。设定部 144 将作为处理对象的采样点的校正值转换为 9 个输入前能量值中成为最大的校正值。并且,设定部 144 设最大值滤波器的输出结果为“P1”,向后一级的“校正值计算处理”块输出。另外,设定部 144 也可以代替最大值滤波器,应用通常的平滑化空间滤波器。即,当进行空间上的校正时,设定部 144 将输入前能量值校正为该输入前能量值与相邻的输入前能量值的统计值。

[0089] 这样,当输入数据的能量值是规定的能量值以上时,设定部 144 将该输入数据的能量值校正为大的值。另外,设定部 144 将输入数据的能量值校正为该输入数据的能量值与位于该输入数据的周边的输入数据的能量值的统计值。这两个校正处理可以均执行,也可以只执行一个。当由“能量校正处理”块进行校正时,设定部 144 使用校正后的能量值和输出数据的能量值来设定校正值。在本实施方式中,设定部 144 使用校正后的能量值和输出数据的能量值来计算校正值。另外,本实施方式也可以不进行“能量校正处理”块中的校正。

[0090] 与设定部 144 进行的“P0”以及“P1”的计算并列,在图 4 所示的推定部 143 的“输出后能量计算处理”块中,根据由“MTI 滤波处理”块输出的输出数据列“y”计算输出数据的能量值“P2”。作为能量值“P2”,设定部 144 计算输出数据列“y”的平均能量值、或者输入数据列“x”的最大能量值。由于当使 CDR 的值变大时进行校正,防止组织被显示为血流的观点,另外,在图 4 的推定部 143 的“对数转换处理”块中使用的值通常是平均能量值,因此,能量值“P2”优选是输出数据列“y”的平均能量值。

[0091] 因此,推定部 143 通过以下的式 (3),计算作为输出数据的能量值的平均值的“P2”。

[0092] 【数学公式 3】

$$[0093] \quad P2 = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N y^*(k)y(k) \quad \cdots(3)$$

[0094] 式 (3) 的“y(k)”表示构成“y”的 N 个数据中,第 k 个数据。K 为 1 至 N 的整数。另外,式 (3) 的“y*(k)”为“y(k)”的复共轭值。

[0095] 另外,在本实施方式中,推定部 143 也可以将输出数据的能量值的平均值输出至“对数转换处理”块,将输出数据的能量值的最大值输出到“图 4 所示的设定部 144 的“校正值计算处理”块”。另外,当使 CDR 的值变大时进行校正,因此,在本实施方式中,推定部 143 也可以不是将输出数据的能量值的平均值,而是将输出数据的能量值的中间值、最小值等向“校正值计算处理”块输出。

[0096] 另外,与“P0”以及“P1”的计算并列,在图 4 所示的推定部 143 的“自相关运算处理”块中,通过以下的式 (4) 计算由“MTI 滤波处理”块输出的输出数据列“y”的自相关值“ac”。

[0097] 【数学公式 4】

$$[0098] \quad ac = \frac{1}{N-1} \sum_{k=1}^{N-1} y^*(k)y(k+1) \quad \dots(4)$$

[0099] 并且,在图 4 所示的设定部 144 的“校正值计算处理”块中,使用 P1 以及 P2 计算校正值。

[0100] 在此,在“校正值计算处理”块中,最初,进行上述的“CDR”的计算。作为“C = P1、D = P2”,设定部 144 通过以下的式 (5) 计算“CDR”。

[0101] 【数学公式 5】

$$[0102] \quad CDR = \frac{P1}{P2} \quad \dots(5)$$

[0103] 并且,设定部 144 在“校正值计算处理”块中,根据“CDR”,计算用于进行“P2”以及“ac”的校正的校正值“ratio(系数)”。具体而言,当“CDR”为被设定为阈值的规定的比“CDRth”以上时,计算推定部 143 所输出的血流信息的值变小的校正值“ratio”。“CDRth”能够由操作者等设定为任意的值。

[0104] “ratio”是分别对“P2”以及“ac”乘以的校正系数。例如,设定部 144 通过以下的式 (6) 来计算“ratio”。

[0105] 【数学公式 6】

$$[0106] \quad ratio = \begin{cases} 1 & (CDR < CDRth) \\ \left(\frac{CDRth}{CDR}\right)^m & (CDR \geq CDRth) \end{cases} \quad \dots(6)$$

[0107] 在式 (6) 中,当“CDR”小于“CDRth”时,为“ratio = 1”。即,当“CDR”小于“CDRth”时,“P2”以及“ac”不被校正。另一方面,在式 (6) 中,当“CDR”为“CDRth”以上时,作为“ratio”计算““CDRth/CDR”的“m 次方”的值”。“m”为 1 以上的实数。“m”优选“2”左右。“m”能够由操作者等设定为任意的值。图 6 是表示校正值的一个例子的图。

[0108] 图 6 表示当“m = 2”时被计算的“ratio”。在图 6 中,横轴表示对“CDR”进行分贝换算得到的值,纵轴表示“ratio”。图 6 示例出当“CDRth”为“ 10^{-7} (= -70dB)”时所计算的“ratio”。另外,CDR 的分贝值使用相对于能量的分贝计算式。根据图 6 所示的“ratio”,当“CDR”为“ 10^{-7} (= -70dB)”以上时,输出能量值降低。

[0109] 例如,如使用图 2B 说明的那样,振幅强度为“60dB”的组织信号 200 通过相对于截止频率以下的慢速“V1”的杂波抑制能力为“-60dB”的 MTI 滤波器,输出为振幅强度被抑制为“0dB”的信号 201。此时,“CDR = -60dB (= 10^{-6})”。另外,信号 201 的输出能量值通过“ratio = $(10^{-7}/10^{-6})^2 = 0.01$ (= -20dB)”减少为“-20dB”,成为低于血流信号的等级。另外,ratio 的分贝值使用相对于能量的分贝计算式。

[0110] 另外,式 (6) 只不过是一个例子,当“CDR”为“CDRth”以上时,如果能够进行血流信息的值变小的校正,则“ratio”能够通过任意的数式进行计算。另外,本实施方式也可以通过参照设定部 144 预先设定了“CDR”的值与“ratio”的值的组合的 LUT(Look Up Table: 查询表),取得校正值“ratio”,从而进行校正值的设定处理。另外,如上述那样,设定部 144 也可以计算将输出数据的能量值除以输入数据的能量值得到的比“CDR' = D/C”。在该变形

例中,当“CDR'”为规定的比“CDR' th”以下时,设定部 144 设定推定部 143 所输出的血流信息的值变小的校正值“ratio”。例如,在该变形例中,当“CDR'”为规定的比“CDR' th”以下时,设定部 144 计算推定部 143 所输出的血流信息的值变小的校正值“ratio”。或者,在该变形例中,通过参照设定部 144 预先设定了“CDR'”的值与“ratio”的值的组合的 LUT,来取得校正值“ratio”,从而进行校正值的设定处理。

[0111] 另外,在本实施方式中,作为变形例,设定部 144 也可以计算将输入数据的能量值除以输出数据的能量值得到的比“CDR”的对数值“logCDR”,当计算出的对数值“logCDR”为规定的对数值以上时,设定推定部 143 所输出的血流信息的值变小的校正值“ratio”。该设定处理可以通过参照预先设定了“logCDR”的值与“ratio”的值的组合的 LUT 来进行,也可以通过使用输入“logCDR”得到“ratio”的计算式的计算处理来进行。另外,设定部 144 也可以通过“logP1-logP2”的差分处理来求“logCDR”。

[0112] 另外,在本实施方式中,作为变形例,设定部 144 也可以计算将输出数据的能量值除以输入数据的能量值而得到的比“CDR'”的对数值“logCDR'”,当计算出的对数值“logCDR'”为规定的对数值以下时,设定推定部 143 所输出的血流信息的值变小的校正值“ratio”。该设定处理可以通过参照预先设定了“logCDR'”的值与“ratio”的值的组合的 LUT 来进行,可以通过使用输入“logCDR'”得到“ratio”的计算式的计算处理来进行。另外,设定部 144 也可以通过“logP2-logP1”的差分处理来得到“logCDR'”。

[0113] 并且,设定部 144 将计算出的“ratio”通知给图 4 所示的推定部 143 的“自相关校正处理”块以及“能量校正处理”块。推定部 143 在“能量校正处理”块中,根据“P2”和“ratio”,通过以下的式 (7) 来计算校正能量值“P3”。

[0114] 【数学公式 7】

$$[0115] \quad P3 = P2 * ratio \quad \cdots (7)$$

[0116] 另外,推定部 143 在“自相关校正处理”块中,根据“ac”和“ratio”,通过以下的式 (8) 计算校正自相关值“ac'”。

[0117] 【数学公式 8】

$$[0118] \quad ac' = ac * ratio \quad \cdots (8)$$

[0119] 推定部 143 在图 4 所示的“对数转换处理”块中,通过以下的式 (9),根据“P3”计算作为血流信息的能量值“P”。

[0120] 【数学公式 9】

$$[0121] \quad P = 10 \log_{10}(P3) \quad \cdots (9)$$

[0122] 另外,推定部 143 在图 4 所示的“速度·方差推定处理”块中,通过以下的式 (10),根据“ac'”计算作为血流信息的速度“V”以及方差“Var”。

[0123] 【数学公式 10】

$$[0124] \quad \left. \begin{aligned} V &= \text{atan2}(\text{imag}(ac'), \text{real}(ac')) \\ \text{Var} &= 1 - \frac{|ac'|}{P3} \end{aligned} \right\} \quad \cdots (10)$$

[0125] 另外,式 (10) 的“atan2”是输出到“ $-\pi \sim +\pi$ ”的角度的“反正切函数”,“imag”是“imaginary part”的简写,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。

[0126] 并且,推定部 143 将血流信息“V、Var、P”向判定部 145 输出。另外,推定部 143 针对全部采样点执行上述的处理。

[0127] 判定部 145 判定是否将由推定部 143 输入的血流信息“V、Var、P”作为多普勒数据来输出。例如,当血流信息的速度“V”小于阈值“V#”时,判定部 145 除去该血流信息。或者,例如,当血流信息的能量值“P”小于阈值“P#”时,判定部 145 除去该血流信息。或者,例如,当血流信息的速度“V”小于阈值“V#”时,或者当血流信息的能量值“P”小于阈值“P#”时,血流信息的能量值“P”小于阈值“P#”时,判定部 145 除去该血流信息。

[0128] 由判定部 145 作为多普勒数据输出的血流信息在图像生成部 15 中作为多普勒图像数据来生成,多普勒图像数据显示于显示器 2。

[0129] 以下,使用图 7~图 10,针对在本实施方式中进行的校正处理的效果进行说明。图 7~图 10 是用于说明本实施方式的效果的图。

[0130] 针对图 7 进行说明。图 7 的左图与图 3 相同,表示指尖的 B 模式图像数据 A。另外,图 7 的右图表示重叠显示于指尖的 B 模式图像数据 A 的多普勒图像数据 B'。多普勒图像数据 B' 是通过使用图 4 等说明的校正处理进行生成显示的多普勒图像数据。与在图 3 中说明的多普勒图像数据 B 相比较,在多普勒图像数据 B' 中,如图 7 的右图所示,在图 3 所示的多普勒图像数据 B 中产生的“围绕强反射体的噪音”消失。

[0131] 针对图 8 进行说明。图 8 示例出在固定超声波探头 1 的状态下,对大致不存在血流的范围、即,包含强反射体的范围进行扫描时的图像数据。图 8 的左图表示重叠显示于描绘出强反射体的 B 模式图像数据 C 的多普勒图像数据 D。多普勒图像数据 D 是不进行本实施方式的校正处理而生成显示的多普勒图像数据。在多普勒图像数据 D 中,如图 8 的左图所示,产生包围强反射体的噪音。

[0132] 另一方面,图 8 的右图表示重叠显示于 B 模式图像数据 C 的多普勒图像数据 D'。多普勒图像数据 D' 是进行本实施方式的校正处理并生成显示的多普勒图像数据。在多普勒图像数据 D' 中,如图 8 的右图所示,在多普勒图像数据 D 中产生的“包围强反射体的噪音”消失。图 7 以及图 8 示出通过本实施方式的校正处理,能够避免将来自强反射体的组织的信号显示为血流。

[0133] 针对图 9 进行说明。图 9 示例出在固定超声波探头 1 的状态下,对存在血流,不存在强反射体的范围进行扫描时的图像数据。图 9 的左图表示重叠显示于 B 模式图像数据 E 的多普勒图像数据 F。多普勒图像数据 F 是不进行本实施方式的校正处理而生成显示的多普勒图像数据。在多普勒图像数据 F 中,如图 9 的左图所示,描绘出血流。

[0134] 另一方面,图 9 的右图表示重叠显示于 B 模式图像数据 E 的多普勒图像数据 F'。多普勒图像数据 F' 是进行本实施方式的校正处理并生成显示的多普勒图像数据。如图 8 所示,在多普勒图像数据 F 和多普勒图像数据 F' 中描绘出大致相同的血流。即,图 9 示出即使进行本实施方式的校正处理,也不会对多普勒图像数据 F' 所描绘出的血流产生影响,另外,通过本实施方式的校正处理,没有产生其他的噪音。

[0135] 针对图 10 进行说明。图 10 示例出在使超声波探头 1 稍微移动的状态下,对存在血流,不存在强反射体的范围进行扫描时的图像数据。图 10 的左图表示重叠显示于 B 模式图像数据 G 的多普勒图像数据 H。多普勒图像数据 H 是不进行本实施方式的校正处理而生成显示的多普勒图像数据。在多普勒图像数据 H 中,如图 10 的左图所示,由于探头移动而

造成的噪音如血流那样描绘出。

[0136] 另一方面,图 10 的右图表示重叠显示于 B 模式图像数据 G 的多普勒图像数据 H'。多普勒图像数据 H' 是进行本实施方式的校正处理并生成显示的多普勒图像数据。在多普勒图像数据 H' 中,如图 10 的右图所示,由于探头移动而造成的噪音消失。通过本实施方式的校正处理,在图 10 中示出没有产生由于微小的探头移动而产生的噪音。

[0137] 另外,本实施方式也可以对输出数据列“y”使用校正值进行校正,根据校正输出数据列推定血流信息。此时,根据由输出数据列“y”的“P2”计算出的“ratio”,计算校正输出数据列,根据校正输出数据列计算血流信息“V、Var、P”。

[0138] 另外,本实施方式也可以当判定部 145 进行使用阈值“V#”的判定处理时,在使用图 4 说明的处理中,进行自相关校正处理,而不进行能量校正处理。另外,本实施方式也可以是当判定部 145 进行使用阈值“P#”的判定处理时,在使用图 4 说明的处理中,进行能量校正处理,不进行自相关校正处理。最终输出的血流信息由判定部 145 来决定,因此,上述的内容适合降低推定部 143 的处理负荷的情况。

[0139] 另外,通过了 MTI 滤波器的杂波分量通过设定部 144 以及推定部 143 的处理而减少。因此,即使在按照原样使用推定部 143 通过校正值校正后血流信息而生成的多普勒图像数据中,也难以将强反射体或位于强反射体的附近的组织观察为血流信息。从而,本实施方式也可以不进行判定部 145 的判定处理。

[0140] 接着,使用图 11,针对本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 是用于说明本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,在图 11 中,将扫描范围内的采样点的总数说明为“M”。另外,图 11 是示例出设定部 144 通过计算处理,设定校正值的情况的流程图。

[0141] 如图 11 所示,本实施方式所涉及的超声波诊断装置的控制部 18 判定是否保存有全部采样点的输入数据(步骤 S101)。在此,当没有保存输入数据时(步骤 S101 否定),控制部 18 待机到保存。

[0142] 另一方面,当保存有输入数据时(步骤 S101 肯定),控制部 18 设“ $i = 1$ ”(步骤 S102),使多普勒处理部 14 开始采样点“i”的处理(步骤 S103)。首先,设定部 144 计算输入数据的能量值(例如,最大能量值)(步骤 S104),校正输入数据的能量值(步骤 S105)。

[0143] 另外,滤波处理部 142 对输入数据进行 MTI 滤波处理,输出输出数据(步骤 S106),推定部 143 计算输出数据的能量值(例如,平均能量值)(步骤 S107)。并且,设定部 144 根据输入数据的能量值与输出数据的能量值计算 CDR,根据 CDR 计算校正值(步骤 S108)。

[0144] 另外,推定部 143 进行使用输出数据的自相关运算处理,计算自相关值(步骤 S109)。并且,推定部 143 使用校正值推定血流信息(步骤 S110)。即,推定部 143 使用校正值校正输出数据的能量值和自相关值,推定血流信息。并且,控制部 18 判定是否为“ $i = M$ ”(步骤 S111)。在此,当不是“ $i = M$ ”时(步骤 S111 否定),控制部 18 设“ $i = i + 1$ ”(步骤 S112),返回到步骤 S103,使多普勒处理部 14 开始采样点“i”的处理。

[0145] 另一方面,当为“ $i = M$ ”时(步骤 S111 肯定),判定部 145 进行判定处理,将全部采样点的血流信息向图像生成部 15 输出(步骤 S113)。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 S114),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 S115),结束处理。

[0146] 另外,使用图 11 说明的处理步骤只不过是一个例子,图 11 所示的各处理的顺序能够适当地变更。例如,每当推定一个采样点的血流信息时,判定部 145 也可以进行判定处理。

[0147] 如上述那样,在本实施方式中,根据 MTI 滤波处理前后的数据的能量值的变化,进行使根据以强反射体等为反射源的输出数据推定出的血流信息的值降低到观察者不能识别的程度的校正。由此,在本实施方式中,能够避免将来自强反射体的组织的信号显示为血流。另外,在本实施方式中,能够根据 MTI 滤波处理前后的数据的能量值的变化,高精度地识别是来自血流的分量还是来自强反射体的分量,避免由于将来自强反射体的组织的信号显示为血流而引起的误诊。另外,在本实施方式中,通过并用使用校正值的校正处理和使用能量值或速度的判定方法,从而能够进一步提高识别精度。

[0148] 另外,在上述中,针对使用输入数据的能量值与输出数据的能量值的比,计算校正值的情况进行了说明。在此,由于频率衰减,来自位于深部的反射源的回波强度衰减。作为输入数据的能量值与输出数据的能量值的比的 CDR 是删除了深度信息的影响的值。因此,能够将 CDR 作为识别输出数据是否来自通过 MTI 滤波器的杂波分量的基准,按照原样来使用。

[0149] 另一方面,例如,还能够将输入数据的能量值与输出数据的能量值的差分值作为识别输出数据是否来自通过 MTI 滤波器的杂波分量的基准来使用。即,设定部 144 还能够根据输入数据的能量值与输出数据的能量值的差来设定校正值。其中,差分值是包含与采样点的深度对应的频率衰减的影响的值。因此,当使用差分值时,与输入数据的能量值和输出数据的能量值一起,设定部 144 能够使用深度信息来计算校正值。例如,设定部 144 设差分值和深度信息为输入,根据预先设定的 LUT 来决定校正值。或者,例如,设定部 144 通过使用设差分值和深度信息为输入得到校正值的计算式的计算处理来决定校正值。通过该变形例,也能够避免将来自强反射体的组织的信号显示为血流。

[0150] 另外,本实施方式并不限于设定部 144 根据输入数据的能量值与输出数据的能量值的比或差来设定校正值的的情况。例如,设定部 144 也可以参照将校正值与输入数据的能量值和输出数据的能量值建立对应的 LUT,取得与成为处理对象的输入输出数据相符合的校正值来进行校正值的设定处理。另外,在该变形例中,优选使用“将校正值按照每个深度信息与输入数据的能量值和输出数据的能量值建立对应的多个 LUT”。此时,设定部 144 参照与成为处理对象的输入输出数据相符合的深度信息的 LUT,进行校正值的设定处理。通过该变形例,也能够避免将来自强反射体的组织的信号显示为血流。

[0151] 另外,在本实施方式中,针对在上述中说明的图像处理方法由超声波诊断装置来执行的情况进行了说明。但是,上述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(IQ 信号)的图像处理装置中执行。另外,如果能够收集可以推定血流信息的反射波数据的数据列,则适用于上述的图像处理方法的超声波发送接收的扫描方式能够使用任意的扫描方式。

[0152] 另外,在上述的实施方式中,图示的各装置的各构成要素是功能概念性的,不一定需要物理性地如图示那样构成。即,各装置的分散·综合的具体方式并不限于图示,还能够根据各种负荷或使用状况等以任意的单位功能性或物理性地分散·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,或者能够作为基于布线逻辑的硬件来实现。

[0153] 另外,在本实施方式中说明的图像处理方法能够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。该图像处理程序经由因特网等网络来发布。另外,该图像处理程序还能够记录在硬盘、软盘 (FD)、CD-ROM、MO、DVD、USB 存储器以及 SD 卡存储器 (card memory) 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。

[0154] 以上,如所说明的那样,根据本实施方式,能够避免将来自强反射体的组织的信号显示为血流。

[0155] 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。

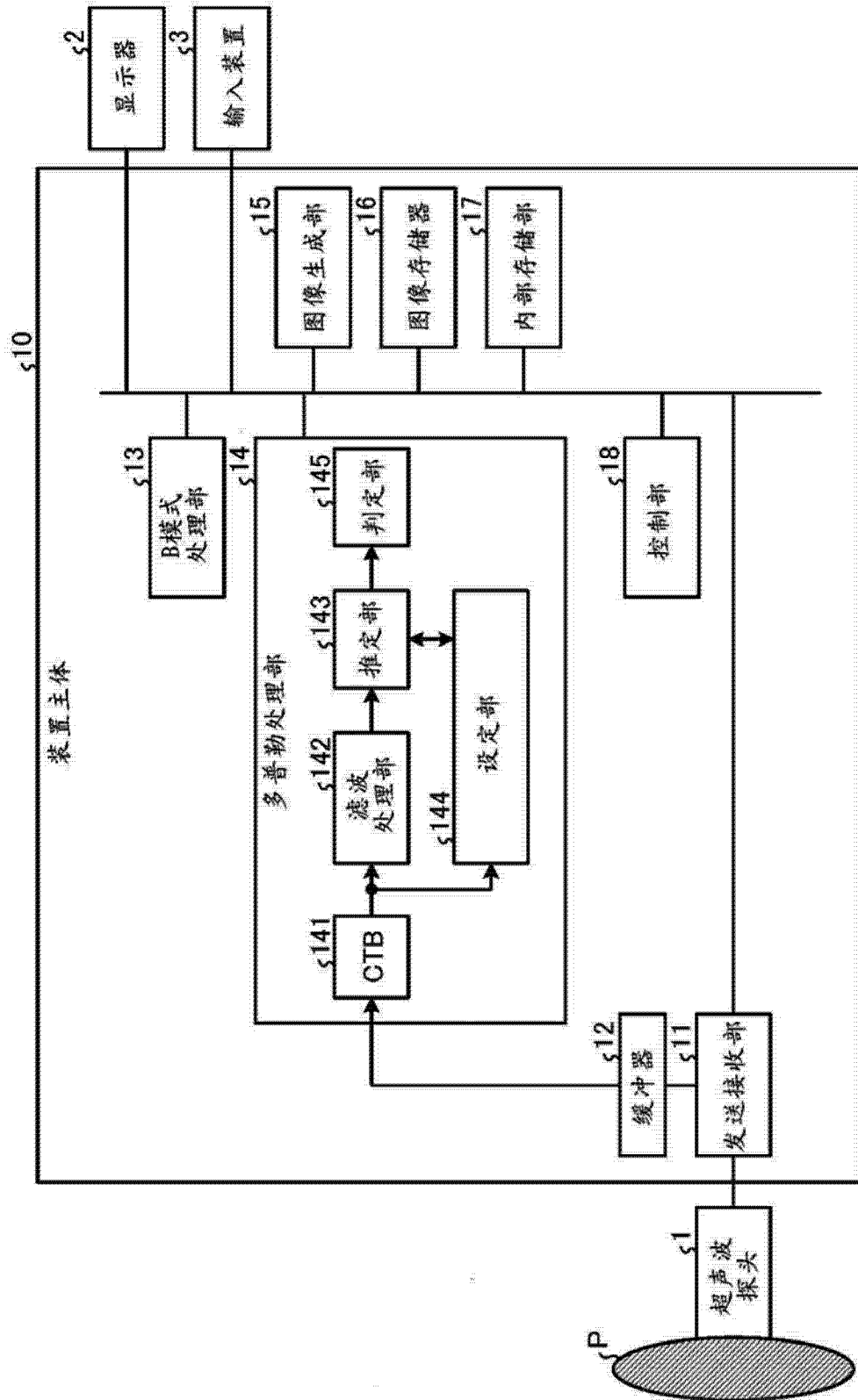


图 1

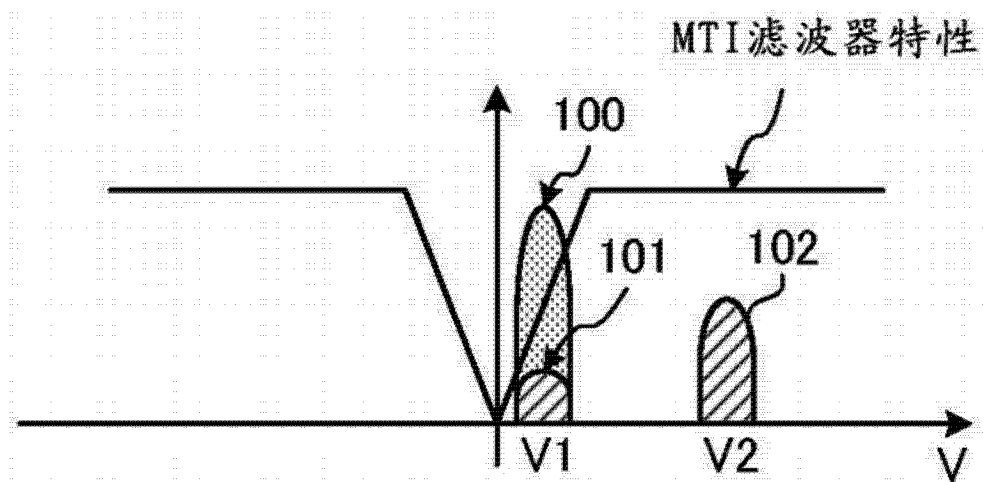


图 2A

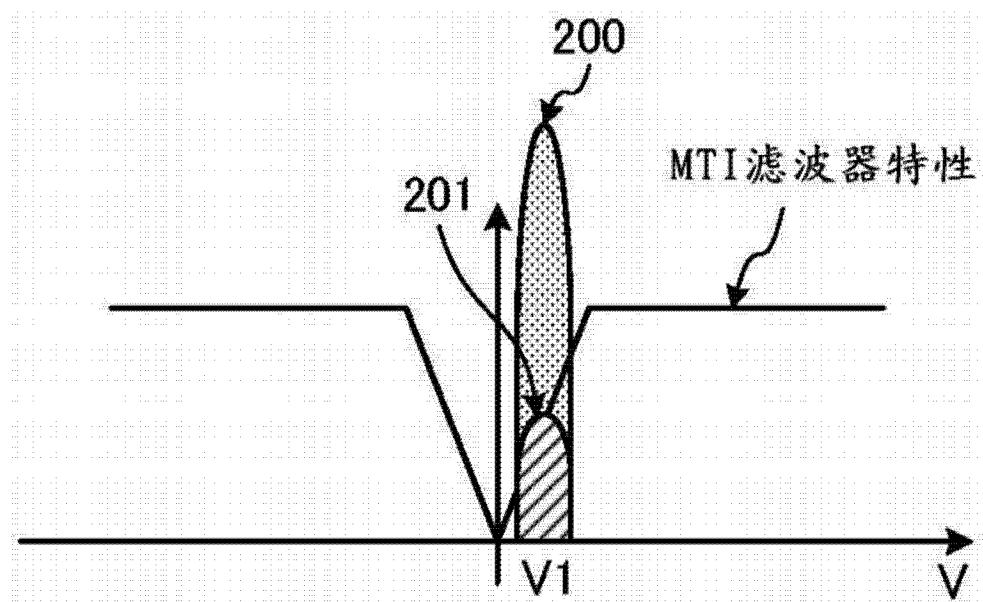


图 2B

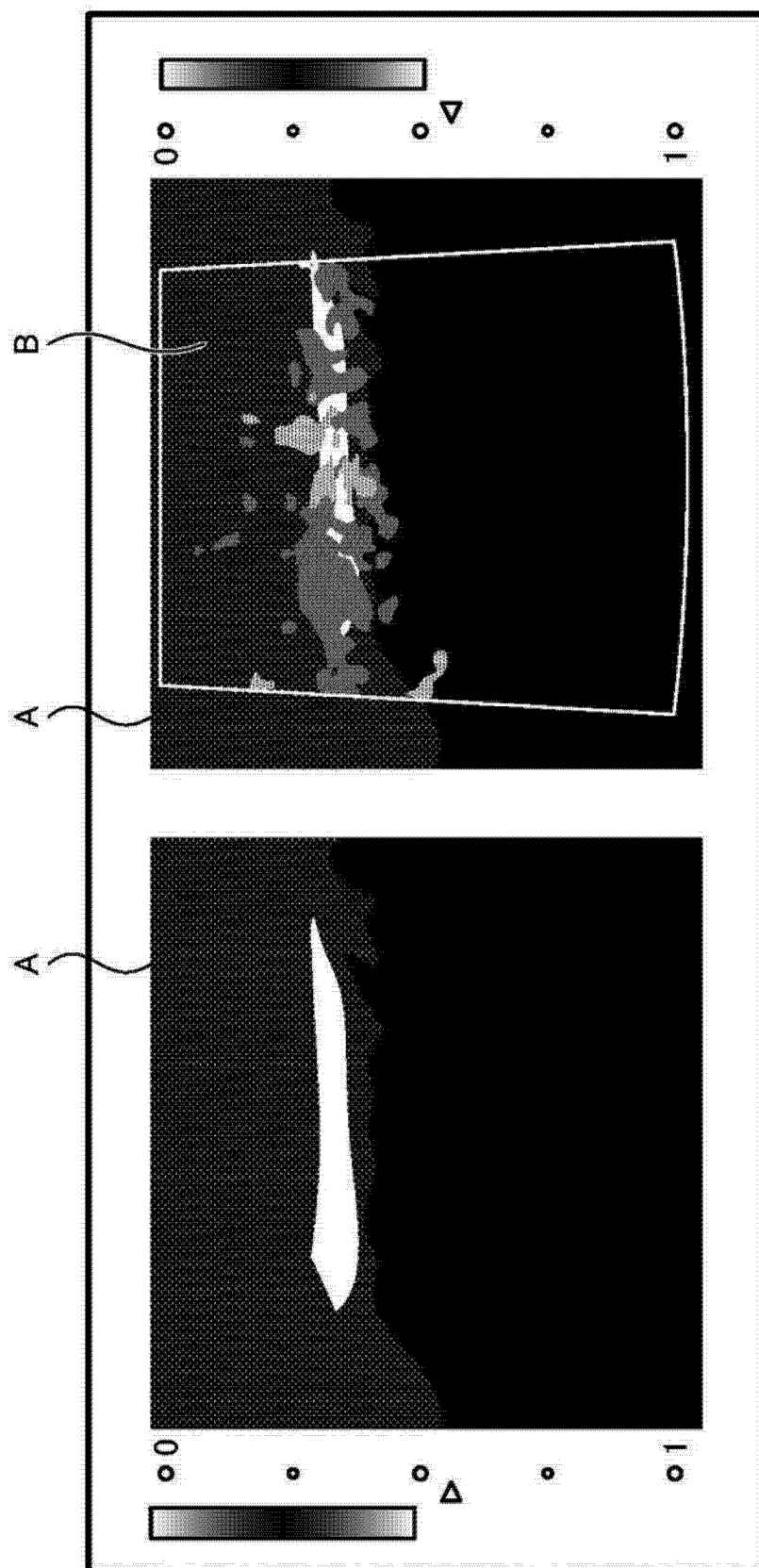


图 3

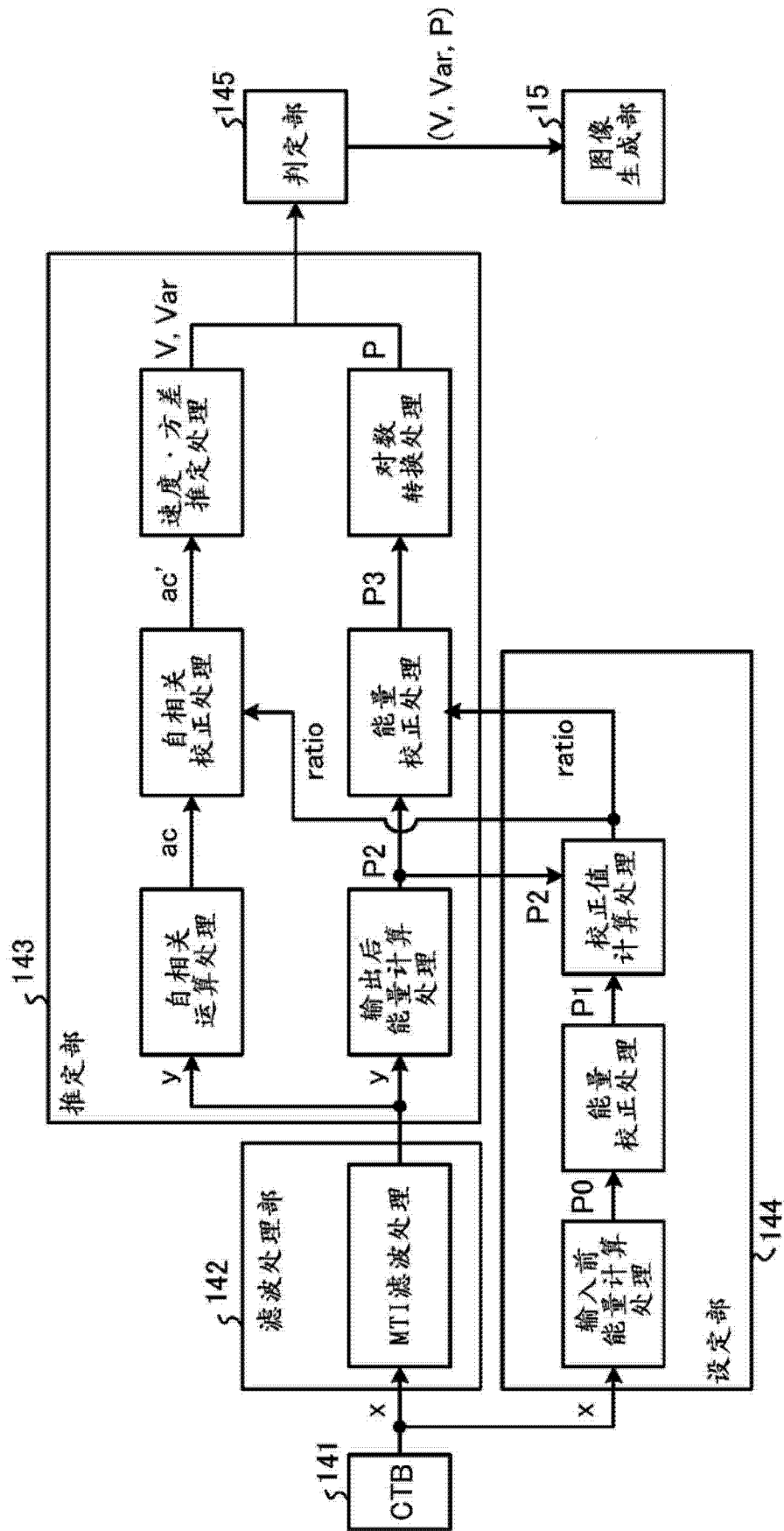


图 4

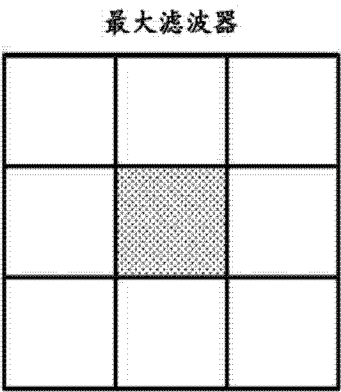


图 5

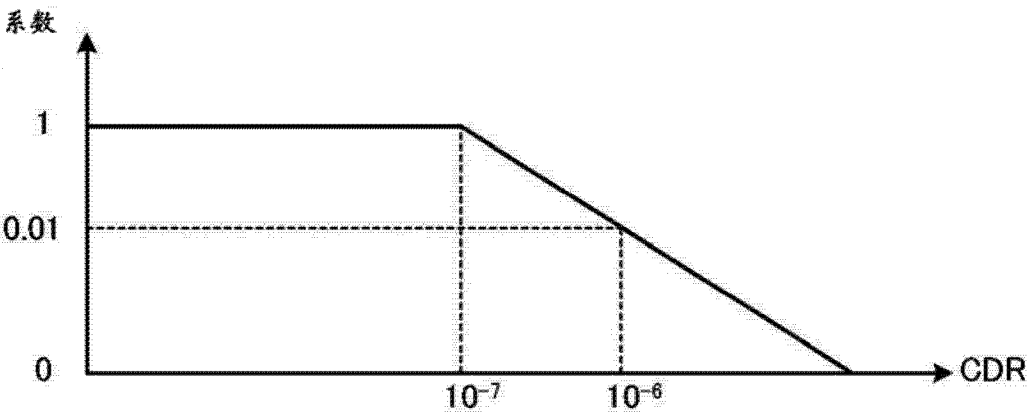


图 6

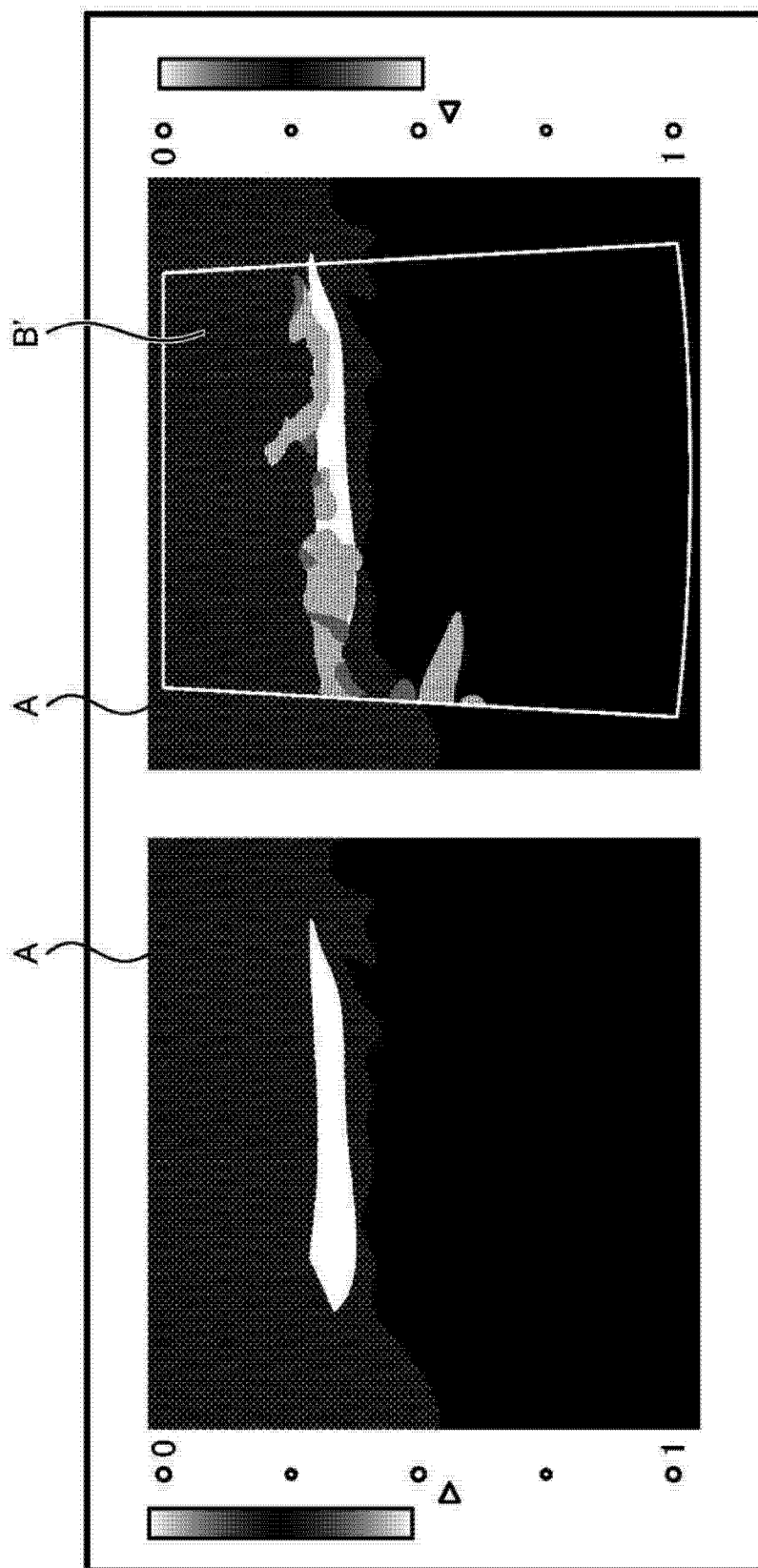


图 7

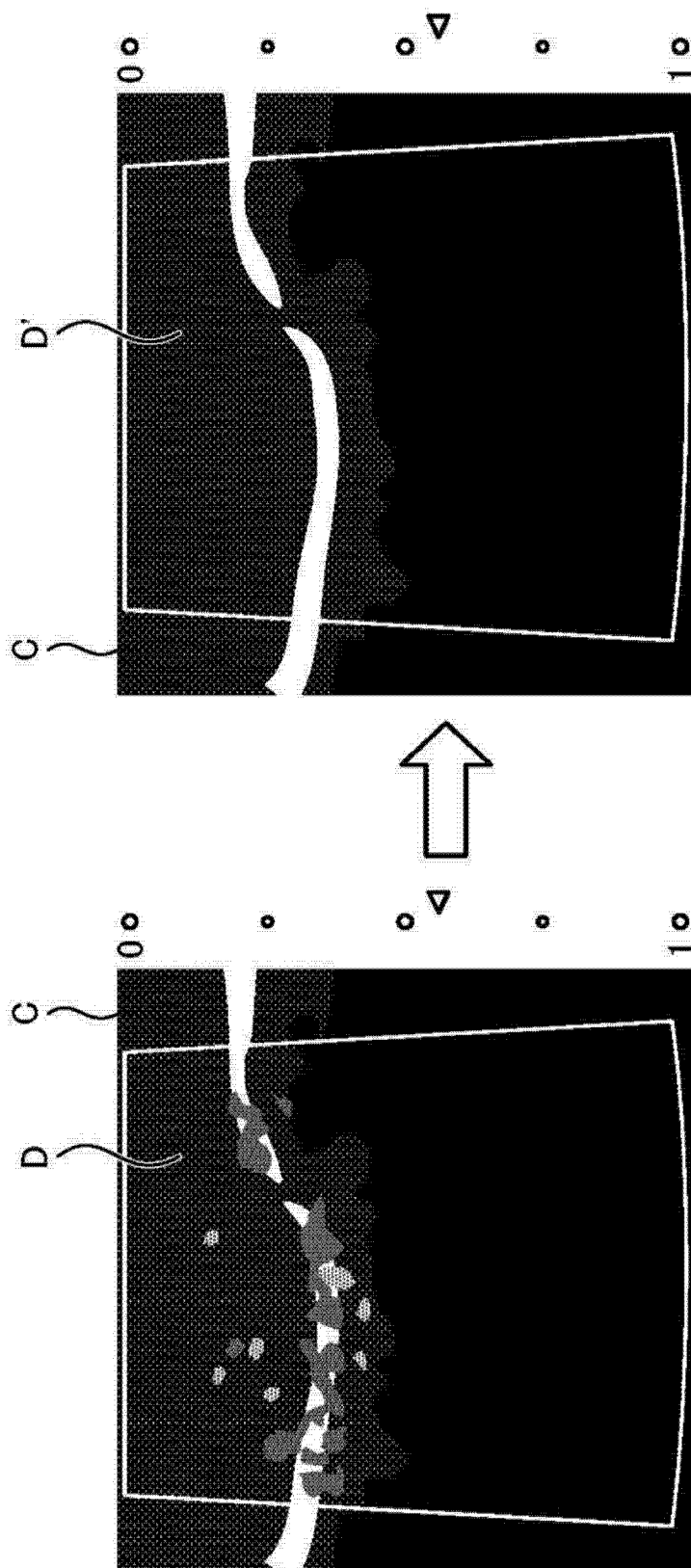


图 8

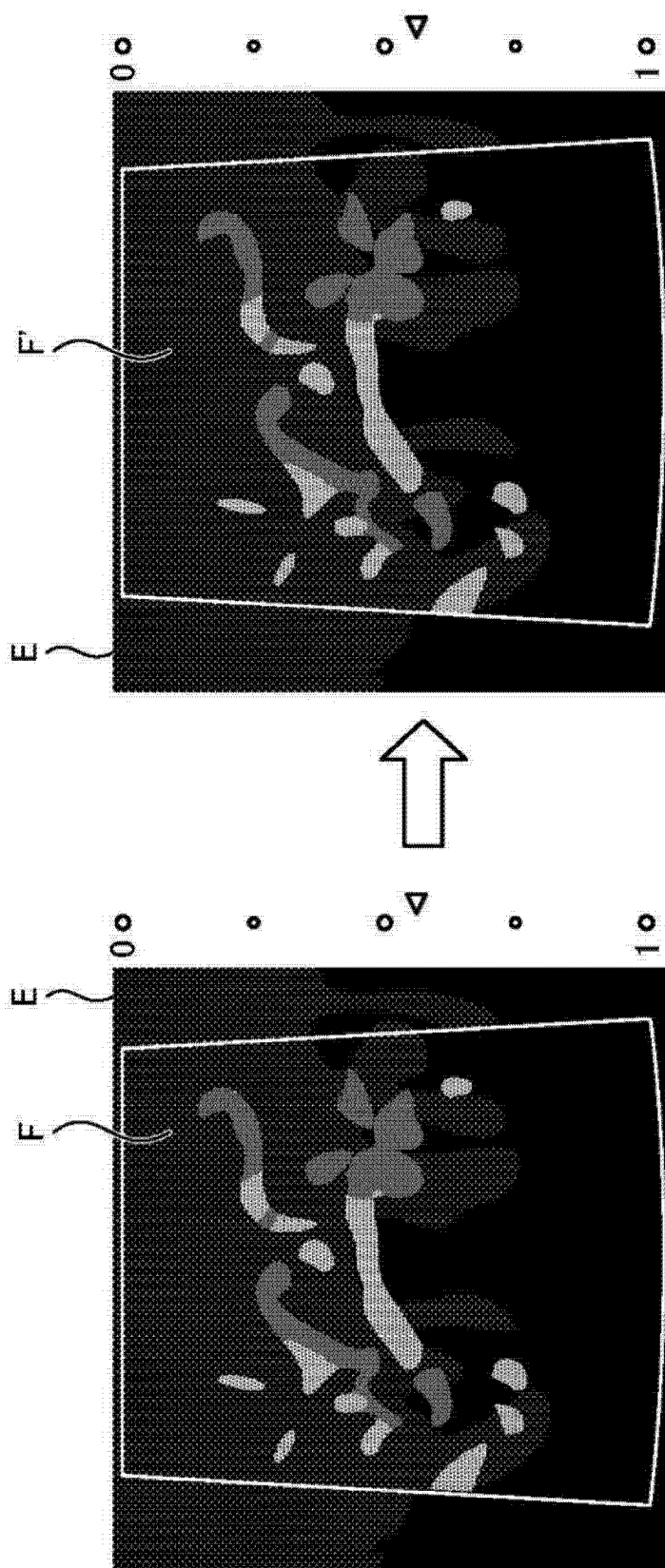


图 9

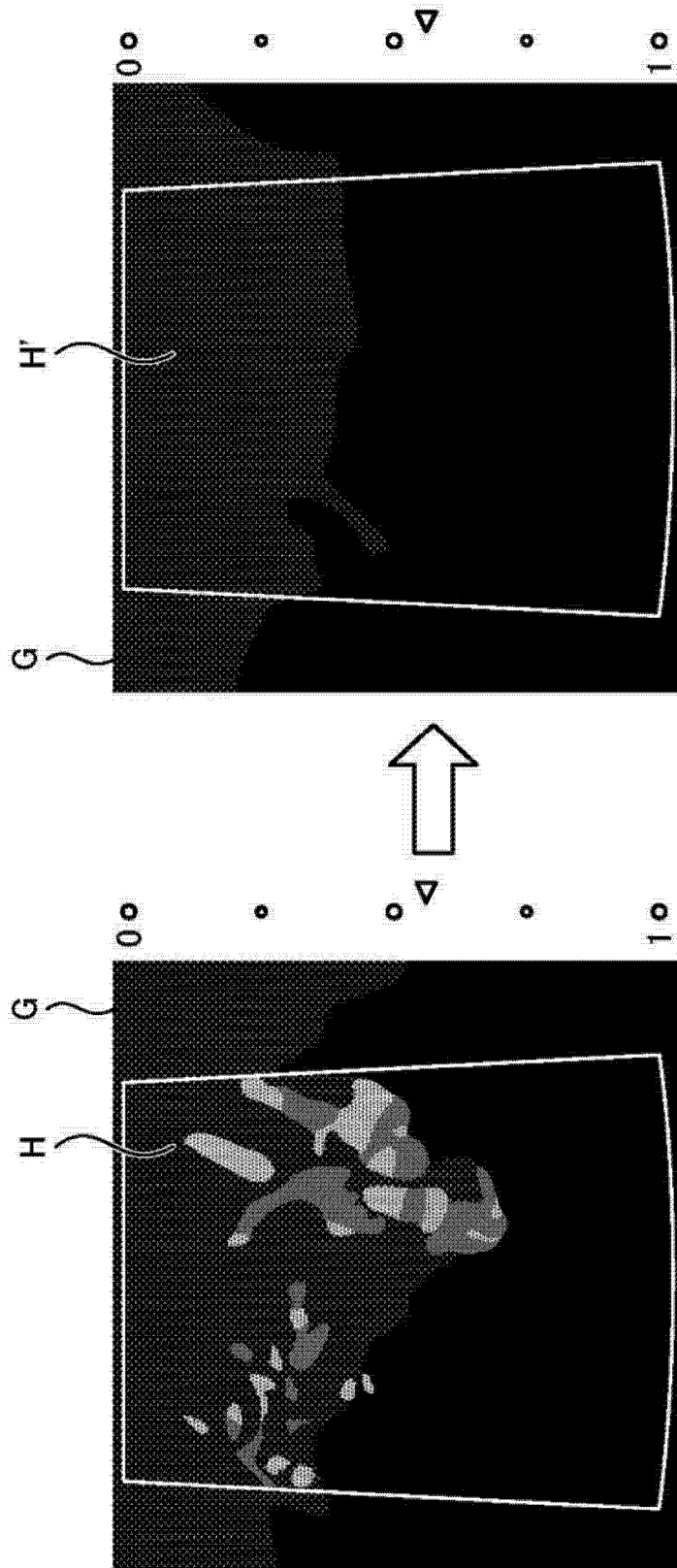


图 10

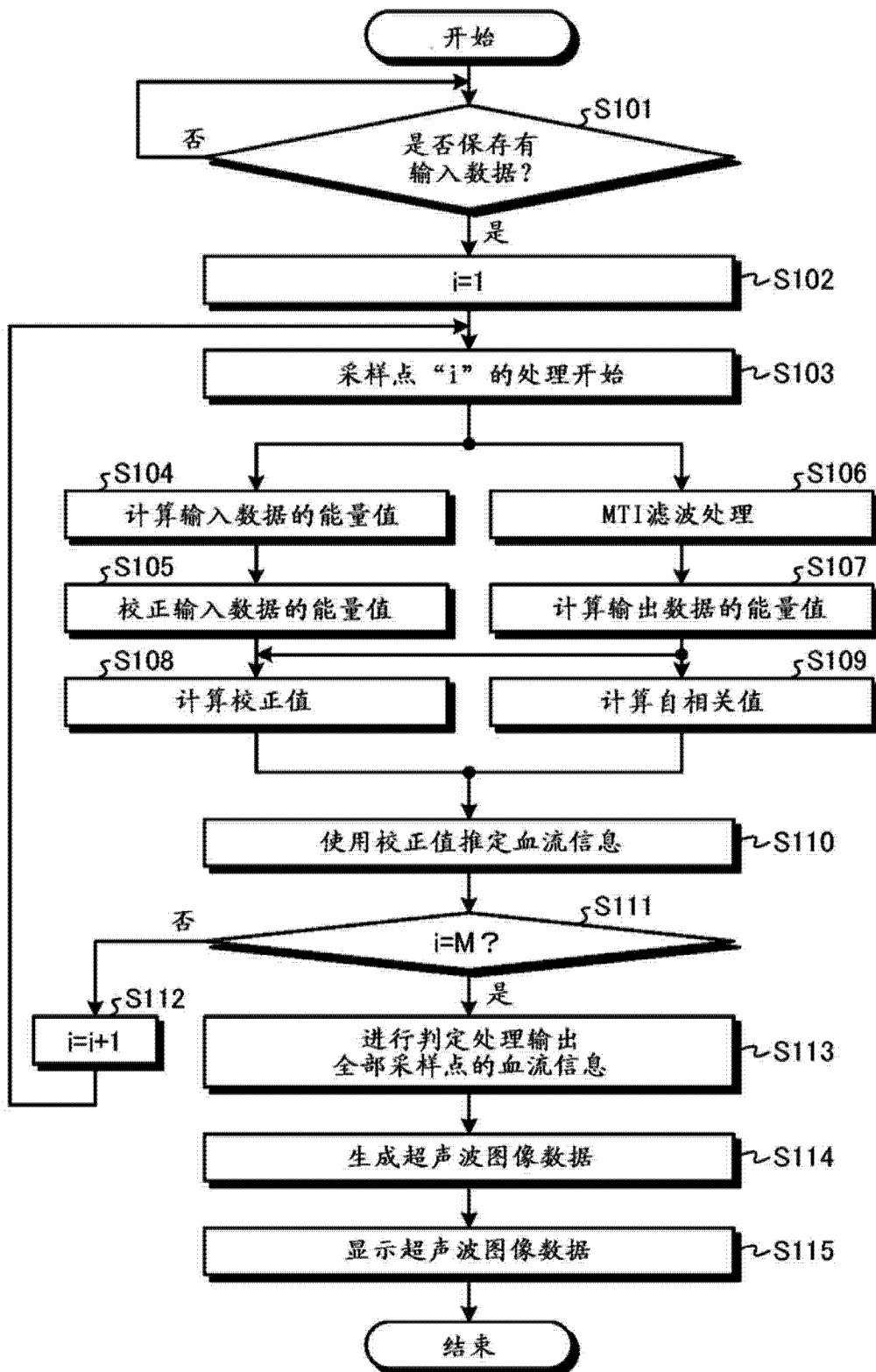


图 11

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	CN104883981A	公开(公告)日	2015-09-02
申请号	CN201480003652.9	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)	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		
CPC分类号	A61B8/06 G01S15/8981 A61B8/5207 A61B8/14 A61B8/463 A61B8/488 A61B8/5246		
代理人(译)	李洋		
优先权	2013010456 2013-01-23 JP 2014009850 2014-01-22 JP		
其他公开文献	CN104883981B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

实施方式的超声波诊断装置具备滤波处理部(142)、设定部(144)、推定部(143)、图像生成部(15)、以及控制部(18)。滤波处理部(142)将通过多次超声波发送接收收集到的同一位置的反射波数据的数据列作为输入数据，对该输入数据进行滤波处理，输出被抑制了杂波分量的输出数据。设定部(144)根据上述输入数据的能量值和上述输出数据的能量值来设定校正值。推定部(143)使用上述输出数据和上述校正值求出校正后的血流信息。图像生成部(15)根据上述血流信息来生成超声波图像数据。控制部(18)使上述超声波图像数据显示于显示部。

