



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103156647 B

(45) 授权公告日 2016. 03. 16

(21) 申请号 201210518548. 6

(22) 申请日 2012. 12. 06

(30) 优先权数据

2011-268884 2011. 12. 08 JP

(73) 专利权人 株式会社东芝

地址 日本东京都

专利权人 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 中国国际贸易促进委员会专

利商标事务所 11038

代理人 孙蕾

(51) Int. Cl.

A61B 8/06(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 101563626 A, 2009. 10. 21,

CN 101352354 A, 2009. 01. 28,

CN 101732036 A, 2010. 06. 16,

CN 102038522 A, 2011. 05. 04,

JP 特开平 6-114059 A, 1994. 04. 26,

US 2011/0033098 A1, 2011. 02. 10,

审查员 田文文

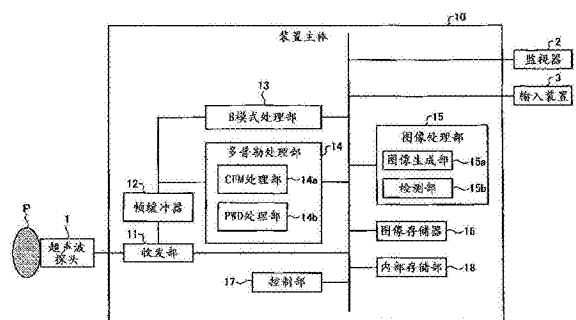
权利要求书2页 说明书19页 附图14页

(54) 发明名称

超声波诊断装置、图像处理装置及图像处理方法

(57) 摘要

实施方式涉及一种超声波诊断装置、图像处理装置及图像处理方法。准确且时间分辨率良好地观测二维或三维关注区域的血流动态。实施方式的超声波诊断装置包括处理部、图像生成部、检测部、控制部。处理部从由超声波收发而收集到的二维或三维的反射波数据，取得扫描范围的按照时间序列的二维或三维的血流信息，超声波收发是在由多条扫描线形成的扫描范围中进行的。图像生成部根据扫描范围的按照时间序列的二维或三维的血流信息，生成按照时间序列的血流图像。检测部在按照时间序列的血流图像之间，检测预先设定的二维或三维的关注区域内的斑点的按照时间序列的移动信息。控制部使规定的显示部显示基于按照时间序列的移动信息的数据即移动信息数据。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,包括:

处理部,从通过以各扫描线进行一次在由多条扫描线形成的扫描范围内的超声波收发的扫描形态而收集到的二维或三维的反射波数据,取得所述扫描范围的按照时间序列的二维或三维的血流信息;

图像生成部,根据所述扫描范围的按照时间序列的二维或三维的血流信息,生成按照时间序列的血流图像;

检测部,在所述按照时间序列的血流图像之间,检测预先设定的二维或三维的关注区域内的多个点各自的斑点的按照时间序列的移动信息;以及

控制部,利用所述按照时间序列的移动信息,使所述图像生成部生成将所述多个点各自的按照时间序列的移动信息的代表值按照时间序列绘制而成的时间变化曲线、或者使所述时间变化曲线图像化而成的时间变化图像作为移动信息数据,并使规定的显示部显示所述移动信息数据。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

所述处理部通过自相关法,取得所述扫描范围的按照时间序列的二维或三维的血流信息。

3. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

所述控制部使所述图像生成部还生成在所述血流图像的关注区域内重叠了表示所述多个点各自的移动信息的规定图形而成的重叠图像,作为所述移动信息数据。

4. 根据权利要求 3 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

所述控制部使所述图像生成部生成将所述代表值及直方图中的至少一个重叠到所述重叠图像的规定位置而成的图像,作为所述移动信息数据,所述直方图表示成为该代表值的计算依据的所述多个点各自的移动信息的值的分布。

5. 根据权利要求 4 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

在与所述时间变化曲线或所述时间变化图像并列地动画显示所述重叠图像的情况下,所述控制部使与所显示的重叠图像的时相对应的位置显示在所述时间变化曲线或所述时间变化图像中。

6. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

所述处理部针对通过以所述关注区域所包含的扫描线另行进行的超声波收发而收集到的反射波数据,进行频率解析,从而取得所述扫描线的按照时间序列的血流信息、或该扫描线上的取样容积中的按照时间序列的血流信息,

所述图像生成部利用通过所述频率解析取得的按照时间序列的血流信息,生成按照所述时间序列的多普勒波形,

所述控制部使所述多普勒波形和所述移动信息数据,以能够明确表示两者的数据的同一时相的方式,显示于所述规定的显示部。

7. 根据权利要求 6 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

所述检测部对所述关注区域内的多个点各自的按照时间序列的移动信息进行检测,

所述控制部使所述图像生成部还生成在所述血流图像的关注区域内重叠了表示所述多个点各自的移动信息的规定图形而成的重叠图像,作为所述移动信息数据,进而在与所述多普勒波形并列地动画显示所述重叠图像的情况下,使与所显示的重叠图像的时相对应

的位置显示在所述多普勒波形中。

8. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,还包括:

存储部,该存储部保持所述二维或三维的反射波数据,

所述处理部针对从所述存储部取得的所述关注区域内的反射波数据进行频率解析,从而取得所述关注区域的按照时间序列的血流信息,

所述控制部进一步使基于通过所述频率解析取得的所述关注区域的按照时间序列的血流信息的数据,作为所述移动信息数据而显示于所述规定的显示部。

9. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

设定多个所述关注区域。

10. 一种超声波诊断装置,其特征在于,包括:

存储部,保持通过以各扫描线进行一次在由多条扫描线形成的扫描范围内的超声波收发的扫描形态而收集到的二维或三维的反射波数据;

处理部,从所述存储部取得预先设定的二维或三维的关注区域内的反射波数据,对该取得的反射波数据进行频率解析,从而取得所述关注区域的按照时间序列的血流信息;以及

控制部,利用所述关注区域的按照时间序列的血流信息,生成所述关注区域内的按照时间序列的多普勒波形,并使该多普勒波形显示于规定的显示部。

11. 一种图像处理装置,其特征在于,包括:

检测部,在按照时间序列的血流图像之间,检测预先设定的二维或三维的关注区域内的多个点各自的斑点的按照时间序列的移动信息,该按照时间序列的血流图像是根据从二维或者三维的反射波数据取得的扫描范围的按照时间序列的二维或者三维的血流信息生成的,所述二维或者三维的反射波数据是通过以各扫描线进行一次在由多条扫描线形成的扫描范围内的超声波收发的扫描形态而收集到的;以及

控制部,利用所述按照时间序列的移动信息,生成将所述多个点各自的按照时间序列的移动信息的代表值按照时间序列绘制而成的时间变化曲线、或者使所述时间变化曲线图像化而成的时间变化图像作为移动信息数据,并使所述移动信息数据显示于规定的显示部。

12. 一种图像处理方法,其特征在于,包括:

检测部在按照时间序列的血流图像之间,检测预先设定的二维或三维的关注区域内的多个点各自的斑点的按照时间序列的移动信息,该按照时间序列的血流图像是根据从二维或者三维的反射波数据取得的扫描范围的按照时间序列的二维或者三维的血流信息生成的,所述二维或者三维的反射波数据是通过以各扫描线进行一次在由多条扫描线形成的扫描范围内的超声波收发的扫描形态而收集到的;以及

控制部利用所述按照时间序列的移动信息,生成将所述多个点各自的按照时间序列的移动信息的代表值按照时间序列绘制而成的时间变化曲线、或者使所述时间变化曲线图像化而成的时间变化图像作为移动信息数据,并使所述移动信息数据显示于规定的显示部。

## 超声波诊断装置、图像处理装置及图像处理方法

[0001] 本申请主张享有 2011 年 12 月 8 日申请的日本专利申请号 2011-268884 的优先权，并在本申请中引用上述日本专利申请的全部内容。

### 技术领域

[0002] 实施方式涉及超声波诊断装置、图像处理装置及图像处理方法。

### 背景技术

[0003] 以往，为了观察、诊断生物体的血流，而广泛应用超声波诊断装置。超声波诊断装置利用基于多普勒(Doppler)效应的多普勒法，使用超声波的反射波，生成并显示血流信息。作为由超声波诊断装置生成并显示的血流信息，有彩色(color)多普勒图像、多普勒波形(多普勒频谱(spectrum))等。

[0004] 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，针对包含观察部位、诊断部位的区域(二维区域或三维区域)，在多条扫描线上收发超声波。而且，在 CFM 法中，通过 MTI (Moving Target Indicator:动目标指示)滤波器(filter)，从反射波数据(data)中，去除因组织运动引发的频率成分，提取血流成分的数据，并利用自相关法对血流成分的数据进行频率解析，由此运算出血流的速度、血流的分散、血流的能量(power)。彩色多普勒图像是将所述运算结果的分布以二维方式彩色显示所得的超声波图像。而且，在 CFM 法中，已知有用于提高低流速的血流的检测能力的被称为交替扫描(scan)的方法、能够以高帧频(frame rate)拍摄彩色多普勒图像的方法。

[0005] 另一方面，多普勒波形是通过连续波(CW:Continuous Wave)多普勒法、脉冲(pulse)波(PW:Pulsed Wave)多普勒法而收集的数据。在 CWD 法、PWD 法中，在包含观察部位、诊断部位的一根扫描线中，超声波的收发是依照时间序列进行的。在 CWD 法中，利用具有与 MTI 滤波器相同滤波器特性的 HPF (High Pass Filter:高通滤波器)，从按照时间序列的反射波数据中，提取扫描线上的血流成分的数据。而且，在 PWD 法中，是从在一根扫描线上所设定的取样容积(sample volume)(也被称为距离选通(range gate))内按照时间序列的反射波数据中，提取扫描线上的取样容积(例如 1 点)的血流成分的数据。

[0006] 在 CWD 法、PWD 法中，是通过快速傅里叶变换(FFT:Fast Fourier Transform)法，对该血流成分的数据进行频率解析，由此运算出血流信息(血流的速度、血流的分散、血流的能量)。在 CWD 法中，输出的是扫描线上的平均血流信息，在 PW 多普勒法中，输出的是扫描线上的取样容积的血流信息。多普勒波形是依照时间序列将该运算结果的信息描绘(Plot)而成的波形的图像。多普勒波形的显示也被称为 FFT 显示。

[0007] 在 FFT 显示中，由于扫描线为一根，因此能够准确且时间分辨率良好地观测一维关注区域内的血流动态。但是，在 FFT 显示中，无法观察到二维或三维关注区域的血流动态。

### 发明内容

[0008] 本发明所要解决的课题在于,提供一种能够准确且时间分辨率良好地观测二维或三维关注区域内的血流动态的超声波诊断装置、图像处理装置及图像处理方法。

[0009] 实施方式的超声波诊断装置具备处理部、图像生成部、检测部、控制部。处理部从由超声波收发而收集到的二维或三维的反射波数据,取得扫描范围的按照时间序列的二维或三维的血流信息,所述超声波收发是在由多条扫描线形成的扫描范围中进行的。图像生成部根据所述扫描范围的按照时间序列的二维或三维的血流信息,生成按照时间序列的血流图像。检测部在所述按照时间序列的血流图像之间,检测预先设定的二维或三维的关注区域内的斑点(speckle)的按照时间序列的移动信息。控制部使规定的显示部显示基于所述按照时间序列的移动信息的数据即移动信息数据。

[0010] 根据实施方式的超声波诊断装置,可以准确且时间分辨率良好地观测二维或三维关注区域内的血流动态。

### 附图说明

[0011] 图 1 是用于说明第 1 实施方式涉及的超声波诊断装置的构成例的图。

[0012] 图 2A、图 2B 及图 2C 是用于说明第 1 实施方式涉及的超声波诊断装置执行的各种彩色血流图法的扫描形态的图。

[0013] 图 3 是用于说明第 1 实施方式涉及的 CFM 处理部的处理的一个例子的图。

[0014] 图 4 是用于说明第 1 实施方式涉及的检测部的处理的一个例子的图。

[0015] 图 5 是用于说明第 1 实施方式涉及的检测部的处理的一个例子的图。

[0016] 图 6A 及图 6B 是用于说明第 1 实施方式涉及的检测部的处理的一个例子的图。

[0017] 图 7A、图 7B 是用于说明通过第 1 实施方式涉及的控制部而显示的移动信息数据的具体例子的图。

[0018] 图 8A、图 8B 用于说明通过第 1 实施方式涉及的控制部而显示的移动信息数据的具体例子的图。

[0019] 图 9 是用于说明通过第 1 实施方式涉及的控制部而显示的移动信息数据的具体例子的图。

[0020] 图 10 用于说明通过第 1 实施方式涉及的控制部而显示的移动信息数据的具体例子的图。

[0021] 图 11 是用于说明在第 1 实施方式中设定多个关注区域时显示的移动信息数据的一个例子的图。

[0022] 图 12 是用于说明第 1 实施方式涉及的超声波诊断装置的处理的流程图(flowchart)。

[0023] 图 13 是用于说明生成多普勒波形时的 PDW 处理部及图像生成部的处理的图。

[0024] 图 14 是用于说明第 2 实施方式涉及的图像处理部执行的处理次序的一个例子的图。

[0025] 图 15 是用于说明第 2 实施方式涉及的图像处理部执行的处理次序的一个例子的图。

[0026] 图 16 是用于说明第 2 实施方式涉及的图像处理部执行的处理次序的一个例子的图。

- [0027] 图 17 是用于说明第 2 实施方式涉及的图像处理部执行的处理次序的一个例子的图。
- [0028] 图 18 是用于说明第 2 实施方式涉及的超声波诊断装置的处理的流程图。
- [0029] 图 19 是用于说明第 3 实施方式的图。
- [0030] 图 20 是用于说明第 3 实施方式的图。
- [0031] 图 21 是用于说明第 3 实施方式涉及的超声波诊断装置的处理的流程图。

### 具体实施方式

[0032] 以下,参照附图,详细说明超声波诊断装置的实施方式。

[0033] (第 1 实施方式)

[0034] 首先,说明第 1 实施方式涉及的超声波诊断装置的构成例。图 1 是用于说明第 1 实施方式涉及的超声波诊断装置的构成例的图。如图 1 所示,第 1 实施方式涉及的超声波诊断装置具有超声波探头(probe)1、监视器(monitor)2、输入装置 3、装置主体 10。

[0035] 超声波探头 1 具有多个压电振子,这些多个压电振子基于从下述的装置主体 10 具有的收发部 11 供给的驱动信号,而产生超声波。而且,超声波探头 1 接收来自被检测体 P 的反射波,将其变换成电信号。而且,超声波探头 1 具有设于压电振子的匹配层及声透镜(lens)、以及防止超声波从压电振子向后方传播的背衬(backing)材料等。超声波探头 1 装卸自由地与装置主体 10 连接。

[0036] 若从超声波探头 1 向被检测体 P 发送超声波,则发送的超声波因被检测体 P 的体内组织的声阻抗(impedance)的非连续面而依次反射,并作为反射波信号被超声波探头 1 具有的多个压电振子接收。接收的反射波信号的振幅依赖于反射超声波的非连续面的声阻抗的差。此外,发送的超声波脉冲在由移动的血流、心脏壁等的表面反射时的反射波信号,由于多普勒效应,依赖于移动体针对超声波发送方向的速度成分,而受到频率偏移(多普勒偏移)。

[0037] 此外,第 1 实施方式还可以应用于以下情况:利用作为将多个压电振子配置成一排的一维超声波探头的超声波探头 1,二维地对被检测体 P 进行扫描(scan)的情况;利用作为使一维超声波探头的多个压电振子机械地摆动的超声波探头 1 或将多个压电振子格子状二维配置的二维超声波探头的超声波探头 1,三维地对被检测体 P 进行扫描的情况。在此,一维超声波探头也可以利用一根扫描线,一维地对被检测体 P 进行扫描。而且,二维超声波探头还可以通过将超声波会聚后发送,而二维地扫描被检测体 P。

[0038] 而且,第 1 实施方式涉及的超声波诊断装置如后所述可以进行彩色多普勒图像的拍摄。而且,第 1 实施方式涉及的超声波诊断装置如后所述可以对 B 模式(mode)图像、彩色多普勒图像、B 模式图像的一部分上重叠彩色多普勒图像而成的图像上设定的取样容积内的多普勒波形进行收集。因此,超声波探头 1 有时候会根据收集的图像的类别,例如将用于进行彩色血流图(CFM:Color Flow Mapping)法的超声波探头 1,替换成用于进行连续波(CW:Continuous Wave)多普勒法或脉冲波(PW:Pulsed Wave)多普勒法的超声波探头 1。此外,所述取样容积有时候也被称为距离选通。

[0039] 输入装置 3 具有鼠标(mouse)、键盘(keyboard)、按钮(button)、面板开关(panel switch)、触控指令屏幕(touch command screen)、脚踏开关(foot switch)、轨迹球

(trackball)等,从超声波诊断装置的操作者处接收各种设定请求,并将接收到的各种设定请求发送给装置主体 10。

[0040] 例如,输入装置 3 从操作者处接收后面所述的图像处理部 15 用于进行图像处理的关注区域(ROI:Region Of Interest)的设定。此外,在第 1 实施方式中,关于输入装置 3 接收的关注区域将在下文进行详细叙述。

[0041] 监视器 2 显示 GUI(Graphical User Interface:图形用户界面),或者显示在装置主体 10 上生成的超声波图像等,该 GUI 是用于由超声波诊断装置的操作者利用输入装置 3 输入各种设定请求。

[0042] 装置主体 10 是基于超声波探头 1 接收到的反射波而生成超声波图像的装置。如图 1 所示,装置主体 10 具有收发部 11、帧缓冲器(frame buffer)12、B 模式处理部 13、多普勒处理部 14、图像处理部 15、图像存储器(memory)16、控制部 17、内部存储部 18。

[0043] 收发部 11 具有触发(trigger)产生电路、发送延迟电路及脉冲产生(pulsar)电路等,并向超声波探头 1 供给驱动信号。脉冲产生电路重复产生速率脉冲(rate pulse),该速率脉冲用于以规定的重复频率(PRF:Pulse Repetition Frequency)形成发送超声波。此外,PRF 也被称为速率频率。而且,发送延迟电路对于脉冲产生电路产生的各速率脉冲,赋予将由超声波探头产生的超声波会聚成束状并决定发送指向性所需要的每个压电振子的发送延迟时间。而且,触发产生电路以基于速率脉冲的定时(timing),向超声波探头 1 施加驱动信号(驱动脉冲)。即,发送延迟电路通过改变对各速率脉冲赋予的发送延迟时间,任意调整来自压电振子面的发送方向。

[0044] 此外,收发部 11 具有如下功能,即,基于后面所述的控制部 17 的指示,为了执行规定的扫描序列(scan sequence),而可瞬时变更发送频率、发送驱动电压等。尤其是,发送驱动电压的变更可以通过能够瞬时切换其值的线性放大器(linear amplifier)型的振荡电路、或可电切换多个电源单元(unit)的机构来实现。

[0045] 而且,收发部 11 具有放大器(amplifier)电路、A/D(analog/digital)变换器、接收延迟电路、加法器、正交检波电路等,对超声波探头 1 接收到的反射波信号执行各种处理,生成反射波数据。放大器电路针对各通道(channel)放大反射波信号,进行增益(gain)校正处理。A/D 变换器对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(digital data)赋予用于决定接收指向性所需的接收延迟时间。加法器对由接收延迟电路处理后的反射波信号进行加法处理。通过加法器的加法处理,而强调反射波信号的来自与接收指向性相应的方向的反射成分。然后,正交检波电路将加法器的输出信号变换成基频(baseband)频带的同相信号(I 信号、I:In-phase)和正交信号(Q 信号、Q:Quadrature-phase)。然后,正交检波电路将 I 信号及 Q 信号(以下记做 I/Q 信号)作为反射波数据而保存到后级的帧缓冲器 12 中。这样,收发部 11 对超声波收发时的发送指向性和接收指向性进行控制。

[0046] 帧缓冲器 12 是临时存储收发部 11 生成的反射波数据(I/Q 信号)的缓冲器。具体来说,帧缓冲器 12 保持与存储容量相应的数据量的 I/Q 信号。例如,帧缓冲器 12 是 FIFO(First-In/First-Out:先入先出)存储器,存储规定帧大小的 I/Q 信号,在收发部 11 新生成 1 个帧的 I/Q 信号时,废弃生成时间最久的 1 个帧的 I/Q 信号,存储新生成的 1 个帧的 I/Q 信号。

[0047] 此外,所谓 1 个帧的 I/Q 信号,例如是指用于生成一张超声波图像的反射波数据,收发部 11 在多条扫描线(扫描线(scan line))形成的扫描范围内使超声波探头 1 进行超声波收发,从而生成 1 个帧的 I/Q 信号。

[0048] B 模式处理部 13 从帧缓冲器 12 中,读出收发部 11 生成的反射波数据(I/Q 信号),对读出的反射波数据进行对数放大、包络线检波处理、对数压缩等,生成以亮度的明亮度表现信号强度的数据(B 模式数据)。

[0049] 多普勒处理部 14 从帧缓冲器 12 中,读出收发部 11 生成的反射波数据(I/Q 信号),通过对读出的反射波数据进行频率解析,而提取多普勒偏移(多普勒偏移(shift)频率),并通过使用多普勒偏移,提取基于多普勒效应的血流、组织、造影剂回声成分,从而生成关于多个点或 1 点提取平均速度、分散、能量等移动体信息而成的数据(多普勒数据)。

[0050] 具体来说,如图 1 所示,多普勒处理部 14 具有 CFM 处理部 14a 和 PWD 处理部 14b。CFM 处理部 14a 是通过 CFM 法,生成用于生成彩色多普勒图像的多普勒数据的处理部。CFM 处理部 14a 通过自相关法取得扫描范围内的血流的移动体信息(血流信息)。

[0051] 而且,PWD 处理部 14b 是通过 PWD 法生成用于生成多普勒波形的多普勒数据的处理部。PWD 处理部 14b 通过进行频率解析,取得取样容积内的血流的移动体信息(血流信息)。例如,PWD 处理部 14b 通过利用快速傅里叶变换(FFT:Fast Fourier Transform)法进行频率解析,而取得处于取样容积内的血流的移动体信息(血流信息)。此外,PWD 处理部 14b 可以作为利用 CWD 法生成用于生成多普勒波形的多普勒数据的处理部发挥功能。而且,只要能够取得可生成多普勒波形的多普勒数据,则 PWD 处理部 14b 进行的频率解析也可以是快速傅里叶变换法以外的方法。

[0052] 此外,关于 CFM 处理部 14a 进行的处理、PWD 处理部 14b 进行的处理,将于下文进行详细叙述。而且,多普勒处理部 14 也可以是具有用于进行组织多普勒法的处理部的情形。

[0053] 图像处理部 15 是如下处理部,即,使用 B 模式处理部 13 及多普勒处理部 14 生成的数据,生成显示用的图像数据,并对生成的图像数据进行图像处理。图 1 所示的图像处理部 15 具有图像生成部 15a 及检测部 15b。

[0054] 图像生成部 15a 利用 B 模式处理部 13 及 CFM 处理部 14a 生成的数据,生成超声波图像。即,图像生成部 15a 利用 B 模式处理部 13 生成的 B 模式数据,生成以亮度表现反射波的强度的 B 模式图像。而且,图像生成部 15a 利用 CFM 处理部 14a 生成的多普勒数据,生成作为表示移动体信息(血流信息)的速度图像、分散图像、能量图像、或者,这些图像的组合图像的彩色多普勒图像。例如,图像生成部 15a 生成与能量值相应地以红色系使色调变化的能量图像。此外,图像生成部 15a 除了可以生成彩色显示用的彩色多普勒图像以外,例如还可以生成与能量值相应地以灰度(gray scale)方式使亮度变化的灰度的能量图像。

[0055] 以下,将图像生成部 15a 利用 CFM 处理部 14a 生成的数据而生成的彩色多普勒图像等图像记做“血流图像”。

[0056] 进而,图像生成部 15a 利用 PWD 处理部 14b 生成的多普勒数据,生成将血流的速度信息依照时间序列进行描绘而成的多普勒波形。具体来说,图像生成部 15a 生成以取样容积内的血流的速度为纵轴、以时间为横轴的时间变化曲线。然后,图像生成部 15a 根据取样容积内的血流的分散值,设定纵轴方向的宽度,并根据取样容积内的血流的能量值来设定亮度值,从而生成多普勒波形。

[0057] 这里,图像生成部 15a 一般来说是将超声波扫描的扫描线信号流,变换(扫描转换(scan convert))成以电视(television)等为代表的视频格式(video format)的扫描线信号流,生成作为显示用图像的超声波图像(B 模式图像、血流图像)。具体来说,图像生成部 15a 通过进行与基于超声波探头 1 的超声波的扫描形态相应的坐标变换,生成作为显示用图像的超声波图像。而且,图像生成部 15a 除了进行扫描转换以外,作为各种图像处理,例如还进行使用扫描转换后的多个图像帧,重新生成亮度的平均值图像的图像处理(平滑化处理)、在图像内使用微分滤波器的图像处理(边缘(edge)增强处理)等。

[0058] 此外,图像生成部 15a 在以二维方式进行了超声波收发时,通过进行坐标变换,而生成作为显示用图像的二维 B 模式图像或二维血流图像。而且,图像生成部 15a 在以三维方式进行了超声波收发时,生成体数据(volume data)(三维 B 模式图像或三维血流图像),并通过各种绘制(rendering)处理,利用体数据生成用于显示在监视器 2 上的二维图像。

[0059] 而且,图像生成部 15a 在各种图像上合成各种参数(parameter)的文字信息、刻度、体位标志(body mark)等,生成合成图像。而且,图像生成部 15a 生成 B 模式图像和彩色多普勒图像的重叠图像等重叠了各种图像而成的重叠图像,或者生成用于并列显示各种图像的图像。

[0060] 图 1 所示的检测部 15b 是对图像生成部 15a 生成的图像数据进行图像处理的处理部。具体来说,检测部 15b 进行对图像内的斑点进行追踪的斑点追踪(Speckle Tracking)。此外,在第 1 实施方式中,关于检测部 15b 进行的处理内容将于下文详细叙述。

[0061] 图像存储器 16 是存储图像生成部 15a 生成的各种数据的存储器。而且,图像存储器 16 也可以存储 B 模式处理部 13、多普勒处理部 14 生成的数据(原始数据)。而且,图像存储器 16 还可以视需要存储帧缓冲器 12 所保持的数据。

[0062] 内部存储部 18 存储用于进行超声波收发、图像处理及显示处理的控制程序(program)、诊断信息(例如患者 ID、医生意见等)、诊断协议(protocol)、各种体位标志等各种数据。而且,内部存储部 18 还可以视需要被用于图像存储器 16 所存储的数据的保管等中。而且,内部存储部 18 所存储的数据可以通过未图示的接口(interface),转送给外部的周边装置。

[0063] 控制部 17 控制超声波诊断装置的全体处理。具体来说,控制部 17 基于操作者通过输入装置 3 输入的各种设定请求、从内部存储部 18 读取的各种控制程序及各种数据,控制收发部 11、B 模式处理部 13、多普勒处理部 14、图像处理部 15 的处理。而且,控制部 17 以在监视器 2 上显示图像存储器 16 存储的数据、用于操作者指定各种处理的 GUI 等方式进行控制。此外,利用 PWD 法、DWD 法而显示多普勒波形的操作,也被称为“FFT 显示”。而且,以下,将利用 CFM 法显示血流图像(彩色多普勒图像)的操作,记做彩色多普勒显示。

[0064] 以上,说明了第 1 实施方式涉及的超声波诊断装置的全体构成。基于该构成,第 1 实施方式涉及的超声波诊断装置通过 CFM 法而生成血流图像。在此,第 1 实施方式涉及的超声波诊断装置可以利用图 2A、图 2B 及图 2C 例示的各种扫描形态,执行各种 CFM 法。图 2A、图 2B 及图 2C 是用于说明第 1 实施方式涉及的超声波诊断装置执行的各种彩色血流图法的扫描形态的图。

[0065] 在以往的彩色多普勒显示中,对于一根扫描线(扫描线)要进行两次以上的超声波收发。以下,将以往的彩色多普勒显示中进行的 CFM 法记做“以往的 CFM 法”。在以往的 CFM

法中,在同一方向上重复多次超声波收发,将这些多次的数据(反射波数据)设为一个分组(packet),在分组内进行封闭处理,并关于 1 分组输出 1 个数据(多普勒数据)。若将 1 帧内的扫描线数设为“M”、将与在每一根扫描线进行的收发次数对应的分组大小(packet size)设为“N”、将重复频率设为“PRF”,则即便在不进行 B 模式用扫描的情况下,在以往的 CFM 法中,帧频“Fr”也能由以下的式(1)表示。

$$[0066] \quad Fr = \frac{PRF}{M \cdot N} \quad \dots (1)$$

[0067] 若设“PRF=5000 (Hz)、M=50、N=10”,根据式(1),帧频变成 10fps (frame per second)。即,在以往的 CFM 法中,随着分组大小“N”增大,帧频将变慢。

[0068] 图 2A 是表示设“M=13、N=8”时,以往的 CFM 法进行的扫描形态的图。此外,以下将图 2A、图 2B 及图 2C 所示的 13 根扫描线从右向左依次设为 L1 ~ L13。在图 2A 所示的一例中,以 L1 进行“第 1 次、第 2 次、…、第 8 次”的超声波收发,以 L2 进行“第 9 次、第 10 次、…、第 16 次”的超声波收发,以 L3 进行“第 17 次、第 18 次、…、第 24 次”的超声波收发,以 L4 进行“第 25 次、第 26 次、…、第 32 次”的超声波收发。并且,在图 2 的(A)所示的一例中,以 L5 进行“第 33 次、第 34 次、…、第 40 次”的超声波收发,以 L6 进行“第 41 次、第 42 次、…、第 48 次”的超声波收发,以 L7 进行“第 49 次、第 50 次、…、第 56 次”的超声波收发,以 L8 进行“第 57 次、第 58 次、…、第 64 次”的超声波收发。同样地,进行 L9 ~ L13 的超声波收发。

[0069] 另一方面,作为与以往的 CFM 法相比使低流速检测能力提高的 CFM 法,已实用化的有被称为交替扫描的方法。在此,若将超声波的音速设为“C”、将接收中心频率设为“f<sub>0</sub>”,则作为不会引起混叠的最大可检测流速(混叠速度)的“V<sub>max</sub>”通过以下的式(2)表示。

$$[0070] \quad V_{\max} = \frac{C \cdot PRF}{4f_0} \quad \dots (2)$$

[0071] 在使用相同特性的 MTI (Moving Target Indicator) 滤波器的情况下,混叠速度小则低流速检测能力高。在交替扫描法中,将多条扫描线设为一个块(block),在块内交替进行超声波收发。若将块内的扫描线数(光栅(raster)数)设为“L”,则用于输出块内的所有分组的数据的时间成为以往的 CFM 法的“L”倍。因此,在光栅数为“L”的交替扫描法中,“V<sub>max</sub>”是通过以下的式(3)表示。

$$[0072] \quad V_{\max} = \frac{C \cdot PRF}{4f_0 L} \quad \dots (3)$$

[0073] 图 2B 是表示设“M=13、N=8、L=4”时利用交替扫描法进行的扫描形态的图。在“N=8、L=4”时的交替扫描法中,针对 4 根扫描线的每根扫描线的 1 次超声波收发,通过在 4 根扫描线中交替重复 8 次,由此每一个块合计进行 32 次超声波收发。例如,设“L1 ~ L4”为“块 1”、“L5 ~ L8”为“块 2”进行说明。该情况下,在“块 1”中,第 1 次至第 4 次的超声波收发是按照“L1、L2、L3、L4”的顺序进行,第 5 次至第 8 次的超声波收发是按照“L1、L2、L3、L4”的顺序进行,最后第 29 次至第 32 次的超声波收发是按照“L1、L2、L3、L4”的顺序进行。另外,在“块 2”中,第 33 次至第 36 次的超声波收发是按照“L5、L6、L7、L8”的顺序进行,第 37 次至第 40 次的超声波收发是按照“L5、L6、L7、L8”的顺序进行,最后第 61 次至第 64 次的

超声波收发是按照“L5、L6、L7、L8”的顺序进行。

[0074] 其中,若“PRF、M、N”的值相同,则在以往的 CFM 法和交替扫描法中帧频是相同的。

[0075] 以下,再次说明所述以往的 CFM 法、交替扫描法中实际进行的处理,说明帧频为式(1)的理由。在 CFM 法中,通过 MTI 滤波器,除去组织运动所致的频率成分,从而从反射波数据中提取血流成分的数据。并且,在 CFM 法中,利用自相关法根据提取到的数据运算“速度·分散·能量”,并显示运算结果的二维分布。在以往的 CFM 法、交替扫描法中,对同一光栅进行多次收发。

[0076] 同一光栅上的同一地点的接收数据(反射波数据)的集合被称为分组,CFM 处理部 14a 对该分组进行 MTI 滤波器处理、自相关运算、“速度·分散·能量推断”这样的处理。在此,分组的大小通常被设为“6~20”。CFM 处理部 14a 最终在分组内生成 1 组“速度·分散·能量”的数据。CFM 处理部 14a 在整个二维空间进行该处理,从而生成二维的多普勒数据。而且,例如在利用机械式扫描探头进行三维扫描的情况下,CFM 处理部 14a 在多张二维空间中进行该二维空间的处理,从而生成三维的多普勒数据。借此,显示血流图像。

[0077] 这样,在以往的 CFM 法、交替扫描法中,以分组为单位而生成 1 组数据。进而,在进行 CFM 法时,超声波探头 1 还进行用于在 B 模式图像上重叠血流图像的 B 模式用扫描。因这两个理由,血流的帧频变成 5~30fps 这样的较慢帧频。在以往的 CFM 法、交替扫描法中,由于受到这种时间分辨率的制约,所以难以生成显示描绘出瞬时血流动态的血流图像。

[0078] 因此,开发了一种用于提高帧频的 CFM 法。以下,将该 CFM 法记做“高帧频法”。在高帧频法中,并不是以分组为单位进行 MTI 滤波器处理、自相关运算处理、“速度·分散·能量推断”处理,而是进行与 B 模式用扫描相同的超声波扫描。在高帧频法中,例如,如图 2C 所示,在形成 1 帧的扫描范围的 13 根扫描线(L1~L13)的各个中,逐次进行超声波收发。并且,在高帧频法中,在帧方向上对各帧的相同位置的数据流进行处理。由此,在高帧频法中,MTI 滤波器处理可以从对分组这种有限长度的数据进行处理变成对无限长度的数据进行处理,从而可提高 MTI 滤波器的性能,同时能够以与扫描帧频相同的帧频显示血流信息。即,在高帧频法中,能够将 MTI 滤波器处理变成无限冲击响应型滤波器(IIR 滤波器、IIR: Infinite Impulse Response)处理。由此,在高帧频法中,相对于式(1)而言可以实现“N”倍的帧频。

[0079] 这样,第 1 实施方式涉及的超声波诊断装置可以通过各种扫描形态来执行 CFM 法。例如,可以通过高帧频法进行彩色多普勒显示,从而操作者能准确且时间分辨率良好地观测瞬时的血流动态。

[0080] 相对于此,在 FFT 显示中,由于扫描线为一根,因此时间分辨率高于彩色多普勒显示。而且,FFT 的频率解析是 FFT 处理,精度高于自相关法的频率解析。由此,为了准确且时间分辨率良好地观测瞬时血流动态,FFT 显示优于彩色多普勒显示。其中,若将超声波束与血流方向所成的角度设为“ $\theta$ ”,观测到的多普勒偏移频率变成真正的多普勒偏移频率的“ $\cos \theta$ ”倍的值,因此在 CWD 法、PWD 法中,通过赋予“ $\theta$ ”而对测量速度施加校正(角度校正)。

[0081] 但是,FFT 显示如扫描线上、例如 1 点的取样容积这样,只能显示一维的血流动态。即,在 FFT 显示中可观察到的血流动态为一维的关注区域内的血流动态。

[0082] 另一方面,在彩色多普勒显示中可以在二维空间内显示血流动态。而且,在进行三

维扫描时,在彩色多普勒显示中可以在三维空间内显示血流动态。然而,彩色多普勒显示如上所述般,和FFT显示相比,帧频不够快。而且,以二维或三维进行角度校正时,操作者必须对各场所设定“ $\theta$ ”,因此在彩色多普勒显示中通常不进行角度校正。

[0083] 因这些理由,彩色多普勒显示被用于观察二维或三维的关注区域的血流动态,并不能代替FFT显示。但是,如上述那样,FFT显示可观察到的血流动态为一维的关注区域内的血流动态,要观察二维或三维的关注区域的血流动态,需要例如在二维空间或三维空间设定多个取样容积,针对多个取样容积进行PDW法的多普勒波形的收集。

[0084] 因此,在第1实施方式中,为了准确且时间分辨率良好地观测二维或三维关注区域内的血流动态,而进行以下处理。即,CFM处理部14a利用在通过多条扫描线形成的扫描范围内进行的超声波收发而收集到的二维或三维的反射波数据,取得扫描范围的按照时间序列的二维或三维的血流信息。具体来说,CFM处理部14a利用自相关法而取得扫描范围的按照时间序列的二维或三维血流信息。图像生成部15a利用扫描范围的按照时间序列的二维或三维血流信息,生成按照时间序列的血流图像。检测部15b在按照时间序列的血流图像之间,检测预先设定的二维或三维关注区域内的斑点的按照时间序列的移动信息。控制部17在监视器2上显示基于按照时间序列的移动信息的数据即移动信息数据。

[0085] 以下,详细说明所述处理的一个例子。此外,以下说明的情况是,收发部11通过高帧频法的扫描形态,执行超声波收发,CFM处理部14a基于高帧频法而取得血流信息。即,以下,CFM处理部14a利用通过在各扫描线进行一次扫描范围内的超声波收发的扫描形态而收集到的二维或三维反射波数据,取得扫描范围的按照时间序列的二维或三维血流信息。其中,第1实施方式中,根据扫描范围的大小,例如如果能将帧频设为60fps以上的高速,则即使在执行所述以往的CFM法或交替扫描法的情况下也是可以的。

[0086] 首先,CFM处理部14a从帧缓冲器12中,读出通过在多条扫描线形成的扫描范围内进行的超声波收发而收集到的二维或三维反射波数据。然后,CFM处理部14a针对二维或三维反射波数据进行自相关法,从而取得扫描范围的按照时间序列的二维或三维血流信息。例如,根据控制部17指定的扫描序列,收发部11使超声波探头1执行高帧频法的扫描形态,即,在各扫描线进行一次二维的扫描范围内的超声波收发,并接收1帧的反射波信号。由此,收发部11生成二维的反射波数据,并将其保存到帧缓冲器12内。CFM处理部14a针对二维的反射波数据执行自相关法,从而按照时间序列取得扫描范围内的二维血流信息。在此,血流信息为血流的速度、分散及能量。图3是用于说明第1实施方式涉及的CFM处理部及图像生成部的处理的一个例子的图。

[0087] 如图3所示,CFM处理部14a的处理包含“MTI滤波器处理”、“自相关运算处理”及“速度·分散·能量推断处理”这3个块。在图3所示的“MTI滤波器处理”块中,例如,作为MTI滤波器,使用4阶的IIR滤波器。

[0088] 在此,将当前帧为“第n帧”中的“某个位置”的反射波数据设为“ $x(n)$ ”、将相同位置的前1帧为“第(n-1)帧”的反射波数据设为“ $x(n-1)$ ”、将相同位置的前2帧为“第(n-2)帧”的反射波数据设为“ $x(n-2)$ ”。而且,将相同位置的前3帧为“第(n-3)帧”的反射波数据设为“ $x(n-3)$ ”、将相同位置的前4帧为“第(n-4)帧”的反射波数据设为“ $x(n-4)$ ”。而且,将MTI滤波器的滤波器系数设为“ $a_k$ ”及“ $b_k$ ”。该情况下,从“MTI滤波器处理”块输出的“ $x(n)$ ”的血流成分即“ $y(n)$ ”是通过以下的式(4)表示。

$$[0089] \quad y(n) = \sum_{k=0}^4 b_k x(n-k) - \sum_{k=1}^4 a_k y(n-k) \quad \dots (4)$$

[0090] “MTI 滤波器处理”块的输出结果被输入至图 3 所示的“自相关运算处理”块。在“自相关运算处理”块中,进行滞后(lag) 0 及滞后 1 的自相关值的运算。若将滞后 0 设为“C0 (n)”、滞后 1 设为“C1 (n)”,则“C0 (n)”通过以下的式(5)算出,“C1 (n)”通过以下的式(6)算出。

$$[0091] \quad C0(n) = \sum_{k=0}^{N-1} x^*(n-k)x(n-k) \quad \dots (5)$$

$$[0092] \quad C1(n) = \sum_{k=0}^{N-1} x^*(n-k-1)x(n-k) \quad \dots (6)$$

[0093] 此外,在式(5)及式(6)中,上标星号(asterisk)“\*”表示复共轭(complex conjugate),“N”表示自相关运算中设定的帧方向的加法幅度。“C0 (n)”和能量等价。此外,图 3 中虽未表示,但通过对式(5)及式(6)获得的滞后 0 及滞后 1,在超声波的波束方向进行移动平均等平滑化,而可牺牲距离分辨率以提高信噪比(S/N)。

[0094] “自相关运算处理”块的输出结果被输入至图 3 所示的“速度·分散·能量推断处理”块。在“速度·分散·能量推断处理”块中,利用“C0 (n)”及“C1 (n)”,通过以下所示的式(7),算出“第 n 帧”的“某个位置”的血流的速度“V”、血流的速度的分散“T”和血流的能量“P”。

[0095]

$$\left. \begin{aligned} V &= a \tan 2(\text{imag}(C1), \text{real}(C1)) \\ P &= C0 \\ T &= \frac{1 - |C1|}{C0} \end{aligned} \right\} \dots (7)$$

[0096] 此外,在式(7)的第 1 式中,“atan2”是输出“-π ~ +π”的角度的“反正切(arc tangent)函数”,“image”是从复数中仅输出虚部的函数,“real”是从复数中仅输出实部的函数。即,在式(7)的第 1 式中,算出“C1 (n)”的虚部和实部的相位变化作为血流的速度“V”。这样,能量通过自相关运算作为滞后 0 而被求出,速度及分散则通过对自相关运算的结果进行频率解析而被求出。

[0097] 通过所述处理,CFM 处理部 14a 针对每一帧取得扫描范围内的各扫描线上设定的多个点各自的血流信息,并将其输出至图像生成部 15a。图像生成部 15a 利用扫描范围的按照时间序列的二维或三维血流信息,生成按照时间序列的血流图像。在第 1 实施方式中,图像生成部 15a 利用二维的血流信息而生成按照时间序列的血流图像。具体来说,如图 3 所示,图像生成部 15a 通过进行“坐标变换处理”,而利用按照时间序列的二维的血流信息,生成按照时间序列的二维血流图像。

[0098] 例如,图像生成部 15a 生成以灰度描绘能量值的灰度的能量图像。或者,图像生成部 15a 生成如下彩色的能量图像,即,仅将速度符号作为方向来使用,例如在符号为正(plus)的某个位置上根据能量值使红色系的明亮度变化,在符号为负(minus)的位置上根据能量值使蓝色系的明亮度变化。或者,图像生成部 15a 生成以二维图(map)变换速度和能量而得的彩色的能量图像。此外,图像生成部 15a 不仅生成能量显示用的血流图像,有时也可以生成速度显示用血流图像、速度-分散显示用血流图像。其中,作为以下说明的检测部 15b 的处理中使用的血流图像,理想的是能量显示用血流图像,因此第 1 实施方式涉及的图像生成部 15a 即使在仅要求进行速度显示、速度-分散显示的情况下,也会生成能量显示用血流图像。

[0099] 图 1 所示的检测部 15b 在按照时间序列的血流图像之间,检测预先设定的二维或三维关注区域内的斑点的按照时间序列的移动信息。具体来说,检测部 15b 检测关注区域内的多个点各自的按照时间序列的移动信息。首先,说明关注区域的设定例子。

[0100] 例如,控制部 17 根据操作者的 ROI 设定请求,在监视器 2 上显示图像生成部 15a 生成的一个血流图像。操作者参照监视器 2,使用输入装置 3,设定希望观察血流动态的关注区域。在生成显示二维血流图像的情况下,操作者设定二维的关注区域。而且,在生成三维血流图像并显示三维血流图像的一截面的情况下,操作者设定二维关注区域。或者,在生成三维血流图像并显示例如三维血流图像的正交 3 截面的情况下,操作者通过在各截面设定二维关注区域,而设定三维关注区域。在第 1 实施方式中,说明了操作者对二维血流图像设定二维关注区域的情况。图 4、图 5、图 6A 及图 6B 是用于说明第 1 实施方式涉及的处理的一个例子的图。

[0101] 例如,如图 4 所示,操作者对灰度的能量图像设定矩形的 ROI。此外,第 1 实施方式中,ROI 的形状可以任意设定。而且,第 1 实施方式中,也可以在包含彩色多普勒显示用扫描范围的扫描范围内的 B 模式图像上,设定用于检测部 15b 的处理的 ROI。

[0102] 并且,如图 5 所示,检测部 15b 主要进行“斑点追踪处理”和“速度向量(vector)计算处理”这两个处理。在“斑点追踪处理”块中,检测部 15b 利用相互相关法,在连续的帧间、或相隔数帧的帧间进行斑点的追踪(tracking),从而计算 ROI 内的多个点的运动向量。并且,检测部 15b 在“速度向量计算处理”块中,使用帧间时间差,将运动向量变换成速度向量。

[0103] 例如,如图 6A 所示,在 ROI 内设定 35 个追踪点。检测部 15b 通过追踪“第(n-1)帧”的追踪点中的斑点在“第 n 帧”移动到哪个位置,而计算运动向量。并且,检测部 15b 在图 5 所示的“速度向量计算处理”中,使用作为相互相关处理对象的两个帧的帧间时间差,利用运动向量计算出速度向量。例如,如图 6B 所示,检测部 15b 计算出“第 n 帧”的 ROI 内的 35 点的各自的速度向量。通过在血流图像间重复进行该处理,检测部 15b 按照时间序列而计算出 ROI 内的多个点各自的速度向量。

[0104] 在此,在远远小于发送超声波波长的反射体密集的情况下,反射波信号会相互干涉。干涉的强弱会变成反射波信号的振幅的强弱,基于该振幅信息的超声波图像内会产生点状的伪影(artifact)的斑点。能量图像是将表示作为反射体的血液的量的程度的能量值图像化而成的血流图像。因此,从能量图像的斑点的移动向量变换的速度向量变成与血流的速度向量对应的信息。即,在第 1 实施方式中,具有能量信息的血流图像的 ROI 内的多

个点各自的基于斑点的速度向量,变成表示血流动态的“移动信息”。

[0105] 控制部 17 在监视器 2 上显示作为基于按照时间序列的移动信息的数据的移动信息数据。以下,针对通过第 1 实施方式涉及的控制部 17 的控制而显示的移动信息数据,使用图 7 ~ 图 10 等进行具体说明。图 7 ~ 图 10 是用于说明通过第 1 实施方式涉及的控制部而显示的移动信息数据的具体例子的图。

[0106] 具体来说,控制部 17 使图像生成部 15a,生成按照时间序列将多个点各自的按照时间序列的移动信息的代表值描绘而成的时间变化曲线,作为移动信息数据。并且,控制部 17 在监视器 2 上显示时间变化曲线。移动信息的代表值为平均速度。在此,作为代表值的平均速度例如是多个点各自的速度向量的标量(scalar)的平均值。图 7A 中表示图像生成部 15a 生成以帧序号(frame number)为横轴、以平均速度(单位:cm/s)为纵轴的平均速度时间变化曲线时的一个例子。而且,图 7B 表示图像生成部 15a 生成以使用帧间时间差而从帧序号换算来的时间(单位:sec(秒))为横轴、以平均速度(单位:cm/s)为纵轴的平均速度时间变化曲线时的一个例子。用于横轴的信息是操作者可以任意变更的参数。

[0107] 此外,作为代表值的平均速度既可以由检测部 15b 计算出,也可以由控制部 17 计算出。而且,第 1 实施方式中,还可以将作为代表值的平均速度设为多个点各自的速度向量的设定方向成分的标量的平均值。此外,设定方向成分例如是方位方向、深度方向、血管的行走方向等。

[0108] 而且,作为代表值的平均速度,有时候也可以是平均速度向量的标量、平均速度向量的设定方向成分的标量。此外,设定方向成分例如为方位方向、深度方向、血管的行走方向等。

[0109] 而且,代表值也可以是最大流速。作为代表值的最大流速是速度向量的标量的最大值、或速度向量的设定方向成分的标量的最大值。此外,设定方向成分例如为方位方向、深度方向、血管的行走方向等。

[0110] 而且,代表值也可以是流速的中央值。作为代表值的中央值是速度向量的标量的中央值、或速度向量的设定方向成分的标量的中央值。此外,设定方向成分例如为方位方向、深度方向、血管的行走方向等。

[0111] 而且,代表值也可以是分散值。作为代表值的分散值是速度向量的标量的分散值、或速度向量的设定方向成分的标量的分散值。此外,设定方向成分例如为方位方向、深度方向、血管的行走方向等。

[0112] 而且,代表值还可以是多个点各自的速度向量的标量的直方图(histogram)中成为最大频度、“第 n 高的频度”的区间的值。例如,在“50cm/s ~ 60cm/s”的区间为最大频度的情况下,代表值可以是“55cm/s”。或者,为了避免使用因噪音而变成最大频度的区间来计算代表值,也可以利用“第 3 高的频度”的区间来计算代表值。在利用直方图计算出代表值的情况下,有时候也可以使用多个点各自的速度向量的设定方向成分的标量的直方图。此外,设定方向成分例如为方位方向、深度方向、血管的行走方向等。

[0113] 此外,控制部 17 在从所述各种代表值中选择多个代表值的情况下,使图像生成部 15a 生成被选择出的每多个代表值的时间变化曲线,并显示在监视器 2 上。

[0114] 在此,由于图 7A、图 7B 所示的平均速度的时间变化曲线类似于多普勒波形,因此能够用于代替 FFT 显示。于是,控制部 17 有时也可以使图像生成部 15a 生成将时间变化曲

线图像化而成的时间变化图像,作为移动信息数据。即,如图 8A 所示,图像生成部 15a 生成绘制了利用速度向量计算出的 ROI 内的速度的平均值的时间变化曲线(参照图中的实线),根据 ROI 内的速度的分散值而设定纵轴方向的宽度(参照图中的虚线)。并且,如图 8A 所示,图像生成部 15a 根据 ROI 内的能量的平均值,设定以速度的平均值为中心且纵轴方向的长度为速度的分散值的线段的亮度,由此生成时间变化图像。

[0115] 由此,图像生成部 15a 生成图 8B 例示的时间变化图像,控制部 17 在监视器 2 上显示时间变化图像。图 8B 所示的平均速度的时间变化图像是比平均速度的时间变化曲线更类似于多普勒波形的图像。

[0116] 或者,控制部 17 使图像生成部 15a 生成在血流图像的关注区域内重叠了表示多个点各自的移动信息的规定图形而成的重叠图像,作为移动信息数据。例如,如图 9 所示,图像生成部 15a 生成在能量图像的 ROI 内,重叠了表示多个点各自的速度向量的箭头而成的重叠图像。

[0117] 或者,控制部 17 还可以使图像生成部 15a 生成如下图像作为移动信息数据,该图像是将代表值及表示作为该代表值的计算依据的多个点各自的速度向量的值的分布的直方图中的至少一个重叠在重叠图像的规定位置上而形成的图像。例如,如图 9 所示,图像生成部 15a 在重叠图像内的 ROI 上合成作为代表值的平均速度“67cm/s”。另外,例如图像生成部 15a 如图 9 所示,在代表值左侧合成表示作为平均速度的计算依据的 35 个追踪点各自的速度向量的标量的分布的直方图。此外,代表值、直方图被合成的位置除了在重叠图像上以外,还可以在重叠图像的上方。

[0118] 在此,血流图像是按照时间序列而生成了多个,因此能够动画显示。而且,在能量图像的 ROI 内所重叠的箭头是表示该能量图像中计算出的多个点各自的速度向量的箭头。而且,对重叠图像进一步重叠的代表值、直方图是与该重叠图像对应的能量图像的 ROI 内的代表值和直方图。即,重叠图像、或重叠了代表值、直方图的重叠图像均是按照时间序列而生成了多个,因此能够动画显示。

[0119] 于是,控制部 17 在与时间变化曲线或时间变化图像并列地动画显示重叠图像的情况下,会在时间变化曲线或时间变化图像中,显示与显示的重叠图像的时相相对应的位置。例如,控制部 17 在与图 7A 所示的平均速度的时间变化曲线并列地动画显示重叠了代表值及直方图的重叠图像的情况下,进行图 10 所例示的显示控制。

[0120] 即,如图 10 所示,控制部 17 将表示计算出监视器 2 上显示的重叠图像的平均速度的时刻的位置的线标记(line marker)a,合成到平均速度的时间变化曲线上予以显示。在此,图 10 所示的线标记 a 的位置根据所显示的血流图像的帧而从左向右移动。此外,在第 1 实施方式中,控制部 17 在与时间变化曲线或时间变化图像并列地动画显示速度显示、速度-分散显示的彩色多普勒图像的情况下,也可以将与所显示的血流图像的时相对应的位置,显示在时间变化曲线或时间变化图像中。

[0121] 在所述一个例子中说明了基于在二维的 ROI 中检测到的移动信息等各种移动信息数据被显示的情况,但第 1 实施方式中,也可以显示基于在三维的 ROI 中检测到的移动信息等各种移动信息数据。

[0122] 而且,由于血流图像是二维图像,因此操作者可以将二维的 ROI 设定在任意位置上。而且,在三维拍摄血流图像的情况下,血流图像是以拍摄空间的任意截面二维显示,因

此操作者可以将二维或三维的 ROI 设定在任意位置上。所以,在第 1 实施方式中,也可以设定多个 ROI。在设定多个 ROI 的情况下,通过控制部 17 的控制,检测部 15b 及图像生成部 15a 并行地进行针对多个 ROI 各自的处理。图 11 是用于说明第 1 实施方式中设定多个关注区域时所显示的移动信息数据的一个例子的图。

[0123] 例如,在希望更细微地观察图 5 所例示的 ROI 内的血流动态的情况下,如图 11 所示,操作者将图 5 所例示的 ROI 分割为两部分而设定 ROI-A 及 ROI-B。这种情况下,检测部 15b 计算出 ROI-A 内的多个点各自的速度向量、和 ROI-B 内的多个点各自的速度向量。并且,例如,如图 11 所示,图像生成部 15a 生成 ROI-A 及 ROI-B 各自的平均速度的时间变化曲线。此外,图 11 所例示的 ROI-A 及 ROI-B 的时间变化曲线的横轴为“时间(单位:sec(秒))”。

[0124] 并且,如图 11 所示,图像生成部 15a 将表示 ROI-A 内的多个点各自的速度向量的箭头、和表示 ROI-B 内的多个点各自的速度向量的箭头,重叠于能量图像。另外,如图 11 所示,图像生成部 15a 将 ROI-A 内的平均速度和速度的直方图、以及 ROI-B 内的平均速度和速度的直方图重叠。并且,如图 11 所示,图像生成部 15a 生成合成图像,该合成图像是使两个 ROI 的信息重叠于同一能量图像的重叠图像、以及两个时间变化曲线合成而成。该合成图像通过控制部 17 而被监视器 2 显示。此外,图 11 中虽未图示,但在动画显示重叠图像的情况下,也可以将表示与所显示的重叠图像的时相对应的位置的线标记,分别合成到两个时间变化曲线上。

[0125] 此外,移动信息数据的类别设定、设定多个类别的移动信息数据时的显示形态既可以由操作者事先设定,也可以初始设定。

[0126] 接下来,使用图 12,说明第 1 实施方式涉及的超声波诊断装置的处理。图 12 是用于说明第 1 实施方式涉及的超声波诊断装置的处理的流程图。此外,在图 12 中,说明的是如下情况,即,在收集血流图像后进行 ROI 设定,收集血流图像后,在血流图像的电影(cine)再生过程中并行进行所述检测部 15b 及控制部 17 的处理。

[0127] 如图 12 所示,第 1 实施方式涉及的超声波诊断装置的控制部 17 判定是否从操作者接受了关注区域设定(步骤(step)S101)。在此,在未接受到关注区域的设定的情况下(步骤 S101,否),控制部 17 待机至接受到关注区域的设定为止。

[0128] 另一方面,在接受到关注区域的设定的情况下(步骤 S101,是),控制部 17 将关注区域的位置信息通知给检测部 15b,检测部 15b 在血流图像的各帧中计算出关注区域内的多个点的运动向量(步骤 S102),并将计算出的运动向量换算成速度向量(步骤 S103)。

[0129] 并且,通过控制部 17 的控制,图像生成部 15a 生成附线标记的时间变化曲线、附线标记的时间变化图像、重叠图像等移动信息数据(步骤 S104)。并且,通过控制部 17 的控制,监视器 2 显示移动信息数据(步骤 S105),并结束处理。

[0130] 此外,在第 1 实施方式中,说明的是如下情况,即,收集血流图像后进行 ROI 设定,并且收集血流图像后,在血流图像的电影再生过程中进行所述检测部 15b 及控制部 17 的处理。但是,第 1 实施方式也可以是如下情况,即,收集血流图像前进行 ROI 设定,且与收集血流图像并行地实时进行所述检测部 15b 及控制部 17 的处理。

[0131] 如上所述,在第 1 实施方式中,检测血流图像内设定的 ROI 内的速度向量,并将检测到的速度向量的信息,以时间变化曲线或时间变化图像、重叠图像等形态来显示。即,在第 1 实施方式中,通过在血流图像内任意位置设定任意形状的 ROI,能够将与在多普勒显示

下所观察的一维血流动态相关的信息同样的信息,以二维或三维来进行显示。因此,在第 1 实施方式中,可以准确且时间分辨率良好地观测二维或三维关注区域内的血流动态。而且,在第 1 实施方式中,可以设定多个关注区域。因此,在第 1 实施方式中,可以同时观测二维或三维的多个关注区域内的血流动态。此外,移动信息的检测优选是以能量图像为对象来进行的,因此血流信息有时也可以仅为通过自相关运算作为滞后 0 而被求出的能量。即,第 1 实施方式也可以是如下情况,即,CFM 处理部 14a 利用自相关法仅取得能量,图像生成部 15a 仅生成按照时间序列的能量图像。

[0132] (第 2 实施方式)

[0133] 在第 2 实施方式中,说明了与第 1 实施方式中说明的移动信息数据一起,另行地显示通过多普勒显示用扫描而生成的多普勒波形。

[0134] 即,在第 2 实施方式中,PDW 处理部 14b 针对通过在第 1 实施方式中说明的关注区域所含的扫描线利用另行地进行的由超声波收发所收集到的反射波数据,利用例如基于快速傅里叶变换法的频率解析,从而取得扫描线上的取样容积内的按照时间序列的血流信息。并且,在第 2 实施方式中,图像生成部 15a 根据通过频率解析取得的按照时间序列的血流信息,而生成多普勒波形。

[0135] 首先,PDW 处理部 14b 从帧缓冲器 12 中,读取通过脉冲波收发而生成的一维反射波数据之中、与扫描线上的取样容积的位置相对应的一维反射波数据。或者,也可以是如下情况,即,收发部 11 使用较短的时间门,仅将与扫描线上的取样容积的位置相对应的一维反射波数据保存到帧缓冲器 12 内,PDW 处理部 14b 读出与扫描线上的取样容积的位置相对应的一维反射波数据。图 13 是用于说明生成多普勒图像时的 PDW 处理部及图像生成部的处理的图。

[0136] 首先,PDW 处理部 14b 在图 13 所示的“HPF 处理”块内,对一维反射波数据进行具有与 MTI 滤波器相同特性的 HPF (High Pass Filter) 处理,从而除去低频成分(杂波: clutter),提取血流成分。并且,PDW 处理部 14b 在图 13 所示的“FFT 处理”块内,通过快速傅里叶变换法,利用血流成分进行血流信息(速度·分散·能量)的运算。此外,在图 13 所示的“FFT 处理”块内,还进行所述角度校正。并且,图像生成部 15a 在图 13 所示的“多普勒波形生成处理”块内,生成多普勒波形。

[0137] 图 14~图 17 是用于说明第 2 实施方式涉及的图像处理部执行的处理次序的一个例子的图。例如,与第 1 实施方式同样地,在第 2 实施方式中,如图 14 所示,对能量图像设定 ROI。并且,在第 2 实施方式中,图像生成部 15a 使用检测部 15b 的处理结果,如图 14 所示,生成例如平均速度的时间变化曲线等移动信息数据。

[0138] 另外,在第 2 实施方式中,例如,在图 15 的右图所示的 B 模式图像上,设定 ROI 内所含的取样容积(参照图中的虚线内)。并且,在第 2 的实施方式中,在与血流图像的拍摄不同的时期,在取样容积上的扫描线中进行多普勒显示用扫描。由此,图像生成部 15a 生成图 15 的左图例示的多普勒波形。

[0139] 并且,第 2 实施方式涉及的控制部 17 将多普勒波形和移动信息数据,以能够明确表示两数据的同一时相的形态,显示在监视器 2 上。例如,在并列显示多普勒波形和时间变化曲线的情况下,如图 16 所示,控制部 17 判定多普勒波形中波形为峰值的时期、和时间变化曲线中代表值为峰值的时期对应于大致同一时相。控制部 17 为了让操作者容易视觉辨

认两者达到峰值(peak)的时相,例如,如图 16 所示,显示将两者的峰值连结的箭头。或者,控制部 17 以达到峰值的时相在横轴方向上大体一致的方式,变更例如多普勒波形的横轴的显示比例尺(scale)、或变更时间变化曲线的横轴的显示比例尺。

[0140] 而且,第 2 实施方式涉及的控制部 17 在与多普勒波形并列地动画显示重叠图像的情况下,在多普勒波形中显示与所显示的重叠图像的时相相对应的位置。而且,第 2 实施方式涉及的控制部 17 在与多普勒波形及时间变化曲线并列地动画显示重叠图像的情况下,在多普勒波形及时间变化曲线中显示与所显示的重叠图像的时相相对应的位置。

[0141] 例如,如图 17 所示,控制部 17 在与多普勒波形及平均速度的时间变化曲线并列地动画显示重叠有作为代表值的平均速度及直方图的重叠图像的情况下,与第 1 实施方式同样地,在平均速度的时间变化曲线上合成表示计算出监视器 2 所显示的重叠图像的平均速度的时刻的位置的线标记 a。进而,如图 17 所示,控制部 17 在多普勒波形上合成表示计算出监视器 2 所显示的重叠图像的平均速度的时刻的位置的线标记 b。线标记 a 及线标记 b 与重叠图像的再生的进展同时地进行移动。

[0142] 此外,合成有线标记的移动信息数据有时也可以是时间变化图像。而且,匹配时相的处理如上所述既可以使用峰值来进行,也可以例如若与数据收集并行地收集 ECG (electrocardiograph:心电图),则使用 ECG 的信息来进行。

[0143] 此外,第 2 实施方式中,若设定大体包含发送连续波的所有扫描线在内的关注区域作为移动信息的检测对象,则也可以应用 CWD 法来进行所述处理。这种情况下,针对通过连续波收发而生成的一维的反射波数据,作为 CDW 处理部的 PDW 处理部 14b 取得按照扫描线的时间序列的一维的血流信息,图像生成部 15a 生成多普勒波形。并且,通过 CWD 法所生成的多普勒波形和移动信息数据一起显示。

[0144] 接下来,使用图 18 说明第 2 实施方式涉及的超声波诊断装置的处理。图 18 是用于说明第 2 实施方式涉及的超声波诊断装置的处理的流程图。此外,在图 18 中,说明的是如下情况,即,生成移动信息数据后,开始进行多普勒显示用扫描,与多普勒显示用扫描并行,实时地执行多普勒波形和移动信息数据的并列显示。

[0145] 如图 18 所示,第 2 实施方式涉及的超声波诊断装置的控制部 17 判定是否从操作者接受到在移动信息数据显示用的关注区域所包含的扫描线上对多普勒显示用的取样容积的设定(步骤 S201)。在此,在未接受到取样容积的设定的情况下(步骤 S201,否),控制部 17 待机至接受取样容积的设定为止。

[0146] 另一方面,在接受到取样容积的设定的情况下(步骤 S201,是),超声波探头 1 通过收发部 11 的控制,在包含取样容积的扫描线上进行超声波收发,收发部 11 利用超声波探头 1 接收到的反射波信号,生成扫描线上的反射波数据,并将其保存到帧缓冲器 12 内。并且,PDW 处理部 14b 从帧缓冲器 12 中读出取样容积的反射波数据(步骤 S202),执行 HPF 处理及 FFT 处理,从而取得取样容积的血流信息(步骤 S203)。并且,图像生成部 15a 生成多普勒波形(步骤 S204)。并且,通过控制部 17 的控制,监视器 2 使多普勒波形和移动信息数据的时相匹配进行显示(步骤 S205),然后结束处理。

[0147] 此外,第 2 实施方式中,也可以是如下情况,即,收集多普勒波形后,进行多普勒波形和移动信息数据的并列显示。而且,在第 2 实施方式中,多普勒波形的收集也可以在收集血流图像之前进行。而且,在第 2 实施方式中,也可以设定多个移动信息数据显示用的 ROI。

这种情况下,多普勒显示用的扫描要针对多个 ROI 分别进行。而且,在第 2 实施方式中,移动信息数据显示用的 ROI 也可以是三维的。

[0148] 如上所述,在第 2 实施方式中,与移动信息数据显示一起进行多普勒显示。而且,在 PWD 法中,可以将混叠速度设定得比 CFM 法高。因此,关于高流速的血流而言,相比 CFM 法,PWD 法的 FFT 显示的可靠性更高。因此,如第 2 实施方式那样,将利用 PWD 法生成的多普勒波形,和高帧频的血流图像、利用该血流图像生成的移动信息数据并列显示,由此操作者可以确认通过血流图像、移动信息数据所观察的与血流动态相关的信息的可靠性。

[0149] (第 3 实施方式)

[0150] 在第 3 实施方式中,使用图 19 及图 20,来说明利用快速傅里叶变换法生成显示移动信息数据的情况。图 19 及图 20 是用于说明第 3 实施方式的图。

[0151] 在第 2 实施方式中,多普勒波形和高帧频血流图像是分别进行收集的,用于生成高帧频血流图像的 I/Q 信号例如是被保持在帧缓冲器 12 内。因此,PWD 处理部 14b 可以取得高帧频血流图像的截面上的任意位置的 I/Q 信号。

[0152] 因此,在第 3 实施方式中,PWD 处理部 14b 针对从帧缓冲器 12 取得的关注区域内的反射波数据,如使用图 13 说明的那样,例如通过快速傅里叶变换法进行频率解析,从而取得关注区域的按照时间序列的血流信息。即,如图 19 所示,PWD 处理部 14b 取得高帧频血流图像上在任意位置设定的 ROI 内的按照时间序列的 I/Q 信号,并在帧方向上对取得的 I/Q 信号进行 HPF 处理然后进行 FFT 处理。由此,PWD 处理部 14b 可以取得用于生成与以往多普勒显示中所使用的多普勒波形相同的多普勒波形的血流信息。换句话说,在第 3 实施方式中,将在第 1 实施方式中说明的 ROI、或者在该 ROI 内设定的 ROI 作为取样容积。

[0153] 控制部 17 在监视器 2 中显示基于关注区域的按照时间序列的血流信息的按照时间序列的数据。例如,在第 3 实施方式中,控制部 17 可以利用通过 FFT 处理取得的 ROI 内的血流信息,生成显示多普勒波形,或者生成显示时间变化曲线,或者生成显示重叠图像。

[0154] 在此,PWD 处理部 14b 可以在 ROI 内取得为了生成高帧频血流图像而设定的多个点各自的“速度、分散及能量”作为血流信息。或者,PWD 处理部 14b 可以利用 ROI 内的多个点各自的“速度、分散及能量”,取得 ROI 内的“平均速度、平均分散及平均能量”作为平均血流信息。或者,PWD 处理部 14b 通过将 ROI 分割成多个 ROI,而可取得多个 ROI 的各自的平均血流信息。

[0155] 因此,在第 3 实施方式中,作为多普勒波形,控制部 17 可以生成显示 ROI 的多普勒波形、ROI 内的多个点各自的多普勒波形、或者 ROI 内设定的多个 ROI 各自的多普勒波形。而且,在第 3 实施方式中,作为时间变化曲线,控制部 17 可以生成显示 ROI 的时间变化曲线、ROI 内的多个点各自的时间变化曲线、或者 ROI 内设定的多个 ROI 各自的时间变化曲线。而且,在第 3 实施方式中,作为重叠图像,控制部 17 可以生成显示以一个箭头表示 ROI 的平均血流信息重叠图像、以多个箭头表示 ROI 内的多个点各自的血流信息重叠图像、以一个箭头表示 ROI 内设定的多个 ROI 各自的血流信息重叠图像、或者以多个箭头表示 ROI 内设定的多个 ROI 各自的血流信息重叠图像。

[0156] 此外,在第 3 实施方式中,也可以使 PWD 处理部 14b 和 CFM 处理部 14a 及检测部 15b 对同一反射波数据进行处理。即,如图 20 所示,控制部 17 也可以使得在 CFM 处理部 14a 及 PWD 处理部 14b 分别取得 ROI 内的血流信息。假设,若将 CFM 处理部 14a 的输出数据设为

第 1 血流信息、将 PWD 处理部 14b 的输出数据设为第 2 血流信息,则控制部 17 显示时间变化曲线、时间变化图像、重叠图像等,作为基于第 1 血流信息的移动信息数据。而且,控制部 17 如上所述那样显示多普勒波形、时间变化曲线、重叠图像,作为基于第 2 血流信息的移动信息数据。

[0157] 此外,第 2 血流信息的 ROI 可以是和第 1 血流信息的 ROI 相同的区域,也可以被设定在第 1 血流信息的 ROI 内。而且,第 2 血流信息的 ROI 也可以在第 1 血流信息的 ROI 内设定多个。而且,在第 3 实施方式中,也可以进一步进行 FFT 显示用扫描。而且,在第 3 实施方式中,若设定大体包含发送连续波的所有扫描线在内的关注区域作为移动信息的检测对象,则也可以应用 CWD 法进行所述的处理。

[0158] 此外,在第 3 实施方式中,动画显示重叠图像的情况下,也可以在时间变化曲线等中显示表示同一时相的线标记。

[0159] 接下来,使用图 21,说明第 3 实施方式涉及的超声波诊断装置的处理。图 21 是用于说明第 3 实施方式涉及的超声波诊断装置的处理的流程图。此外,图 21 中说明的是如下情况,即,收集血流图像后进行 ROI 设定,并在收集血流图像后,进行所述 PWD 处理部 14b 及控制部 17 的处理。

[0160] 如图 21 所示,第 3 实施方式涉及的超声波诊断装置的控制部 17 判定是否从操作者接受到对作为取样容积的关注区域的设定(步骤 S301)。在此,在未接受到取样容积的设定的情况下(步骤 S301,否),控制部 17 待机至接受到取样容积的设定为止。

[0161] 另一方面,在接受到取样容积的设定的情况下(步骤 S301,是),PWD 处理部 14b 利用血流图像用所保持的反射波数据而取得取样容积的反射波数据(步骤 S302),进行 HPF 处理及 FFT 处理,取得取样容积的血流信息(步骤 S303)。然后,图像生成部 15a 生成多普勒波形(步骤 S304)。然后,通过控制部 17 的控制,监视器 2 显示多普勒波形,或者将多普勒波形和移动信息数据的时相匹配地显示(步骤 S305),然后结束处理。此外,第 3 实施方式也可以是如下情况,即,收集反射波数据之前进行 ROI 设定,在血流图像的拍摄过程中,实时显示基于利用 FFT 处理而从血流图像用所保持的反射波数据中取得的血流信息的多普勒波形等数据。

[0162] 如上所述,在第 3 实施方式中,使用与高帧频血流像相同的信号进行 FFT 显示,因此与第 2 实施方式相比,能够以更准确的位置和时相观察血流动态。然而,与如第 2 实施方式那样利用 PWD 法等另行地收集反射波数据的情况相比,在第 3 实施方式中 PRF 不得不变低,所以混叠速度变低。即,从混叠速度的观点出发,若在心脏或颈动脉这样流速快的部位进行 FFT 显示,则第 2 实施方式中说明过的方法可靠性更高。因此,使用与高帧频血流像相同的信号而进行 FFT 显示的第 3 实施方式的方法,理想的是被用于观察速度比较慢的血流的情况下。在观察速度比较慢的血流的情况下,通过使用第 3 实施方式的方法,从而无须另外进行 PDW 用扫描,所以能够简化检查方法,从而缩短检查时间。

[0163] 此外,所述第 1 实施方式~第 3 实施方式中说明的图像处理,也可以由与医用图像诊断装置独立地设置的图像处理装置来执行。具体来说,也可以是如下情况,即,在管理各种医用图像的数据的系统(system)即 PACS (Picture Archiving and Communication Systems :影像归档和传输系统)的数据库(database)、或管理附有医用图像的电子病历(chart)的电子病历系统的数据库等中,存储帧缓冲器 12 所保持的数据,具有多普勒处理

部 14、图像处理部 15、控制部 17 等功能的图像处理装置从这些数据库中接收反射波数据，进行所述图像处理。而且，在进行第 1 实施方式说明的图像处理的情况下，该图像处理装置例如也可以从数据库接收以 60fps 以上的帧频所生成的血流图像，并进行所述图像处理。

[0164] 而且，图示的各装置各构成要素为功能性概念，并非必须物理性地构成图示那样。即，各装置的分散·合并的具体方式并不限定于图示，其全部或者一部分可以根据各种负载、使用状况等，而以任意单位功能性或物理性地分散·合并而构成。进而，在各装置所进行的各处理功能的全部或任意一部分，可以由 CPU 及该 CPU 解析执行的程序来实现，或者能作为基于布线逻辑(wired logic)的硬件(hardware)来实现。

[0165] 而且，第 1 实施方式～第 3 实施方式中说明的图像处理方法可以通过由个人计算机(personal computer)或工作站(workstation)等计算机，执行预先准备的图像处理程序而实现。该程序可以通过因特网(internet)等网络(network)进行发布。而且，该图像处理程序也可以被记录在硬盘(hard disk)、软盘(flexible disk) (FD)、CD-ROM、MO、DVD 等计算机可读的记录介质内，由计算机从记录介质读出后执行。

[0166] 以上，如说明所示，根据第 1 实施方式～第 3 实施方式，可以准确且时间分辨率良好地观测二维或三维关注区域内的血流动态。

[0167] 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来实施，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。

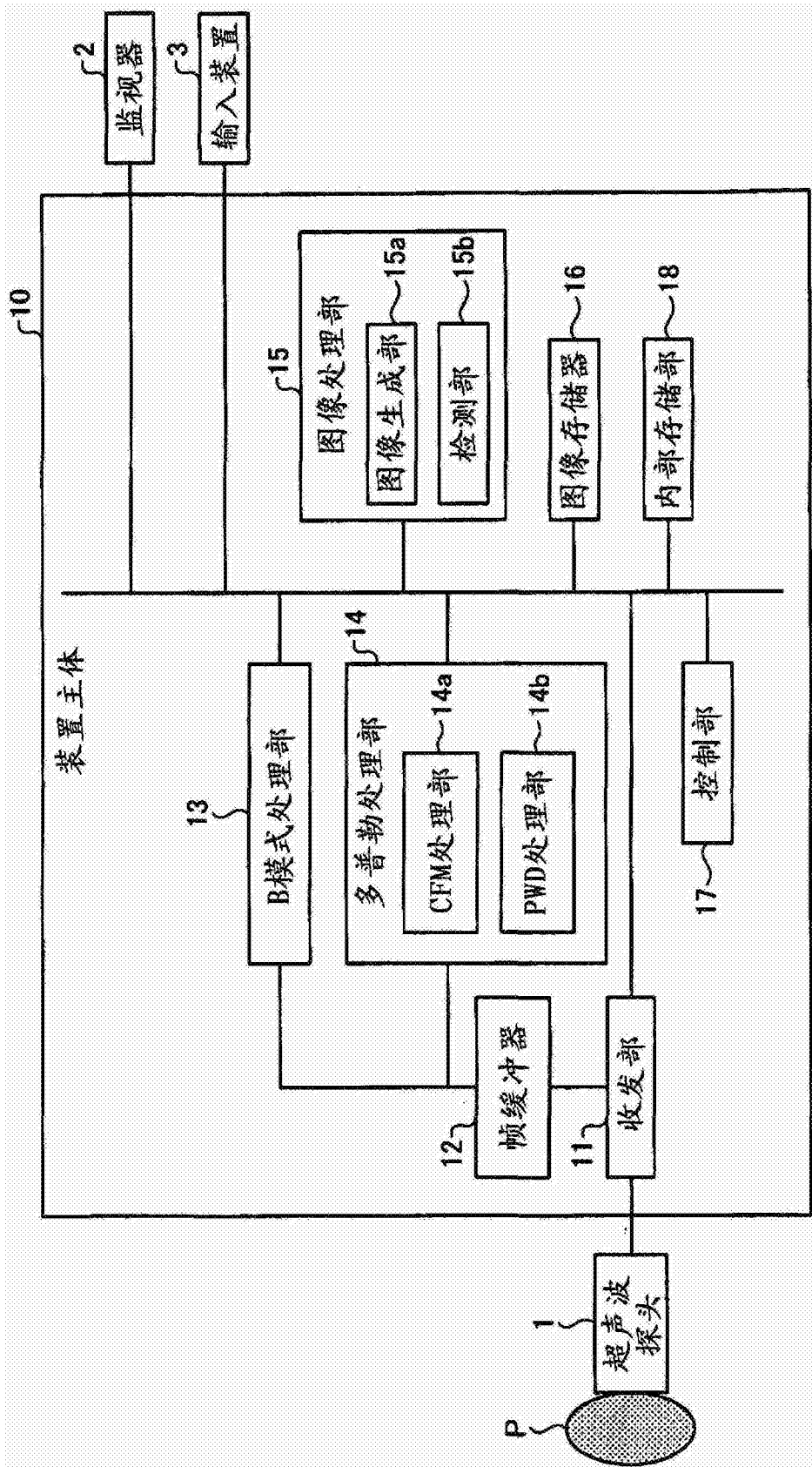


图 1

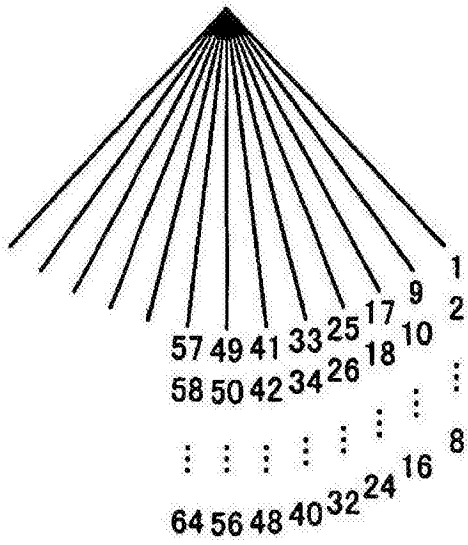


图 2A

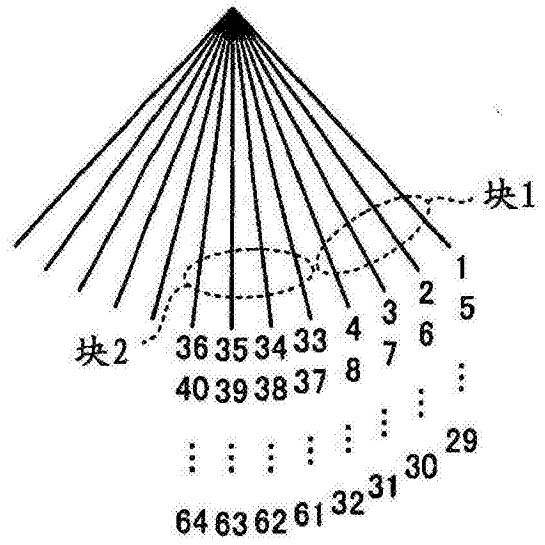


图 2B

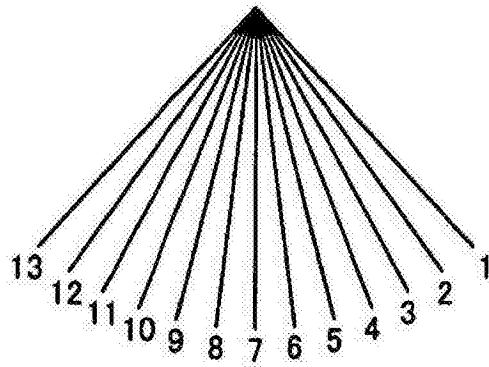


图 2C

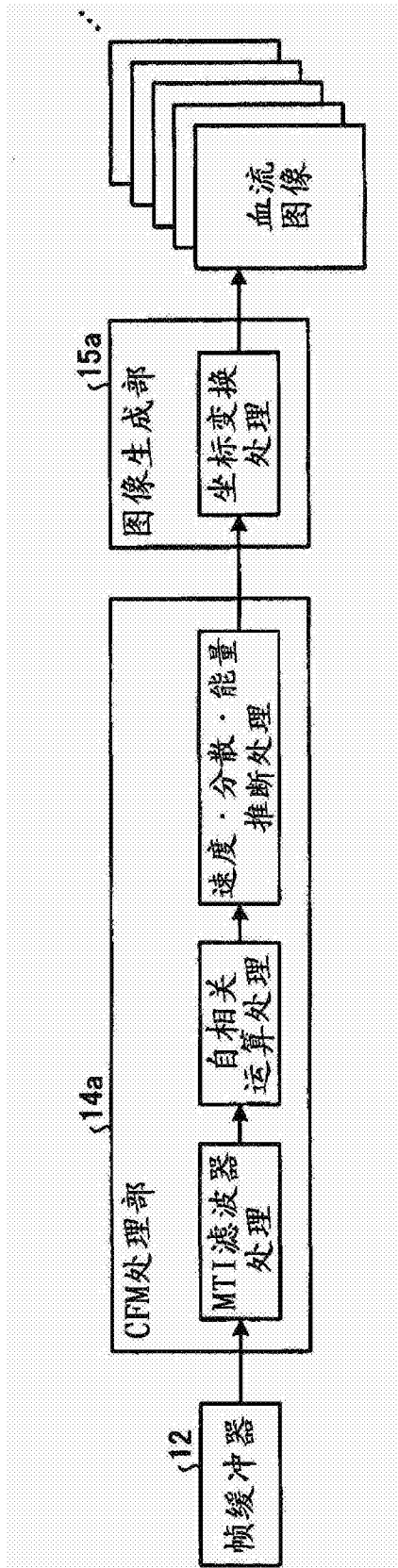


图 3

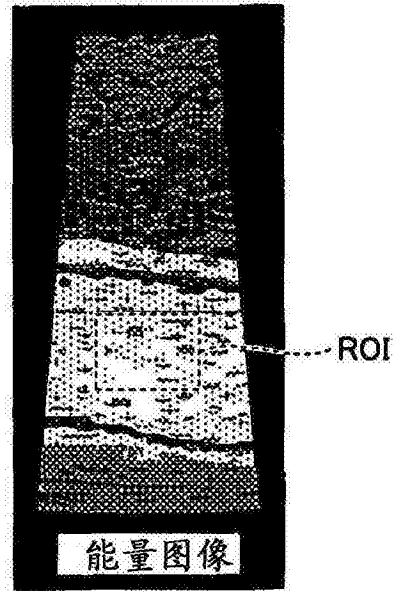


图 4

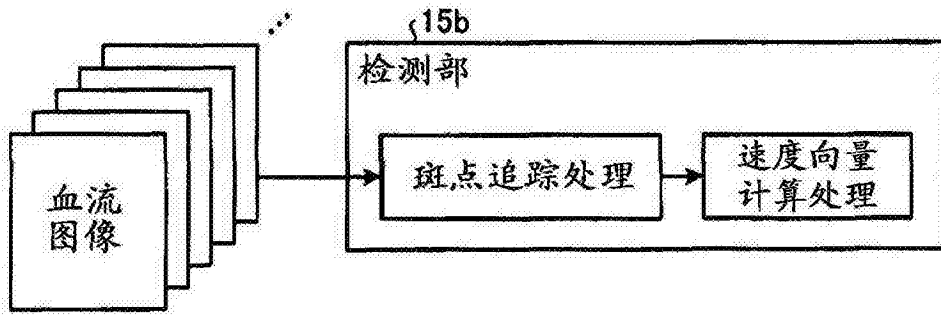


图 5

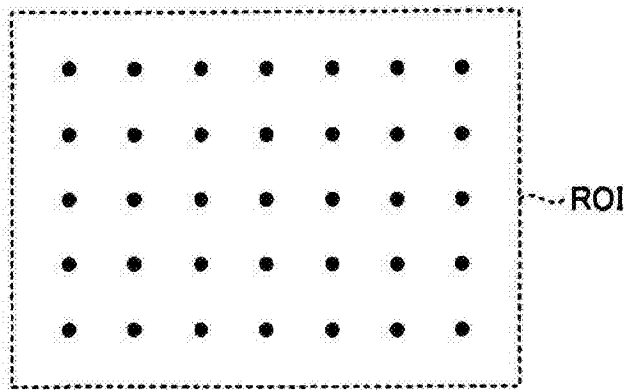


图 6A

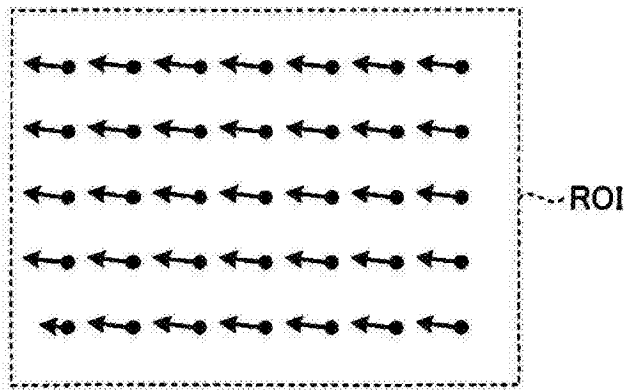


图 6B

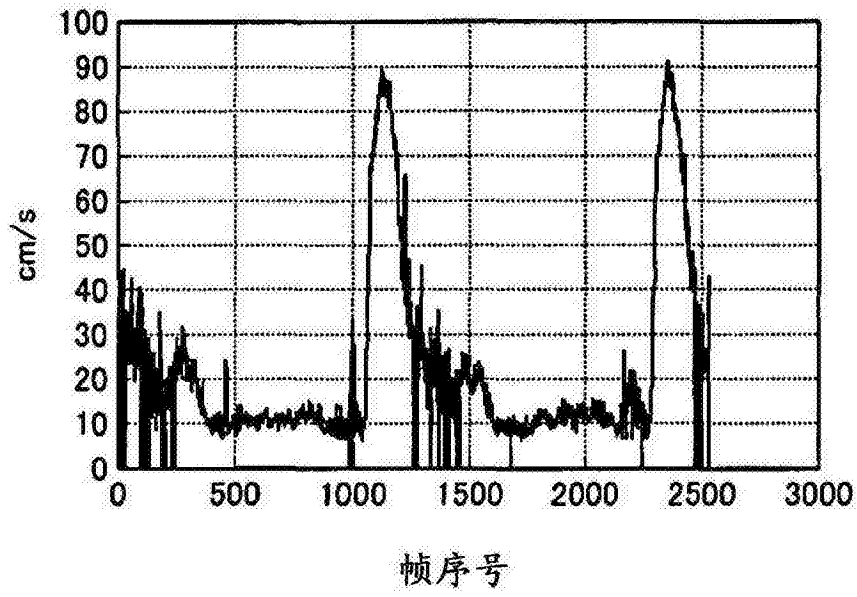


图 7A

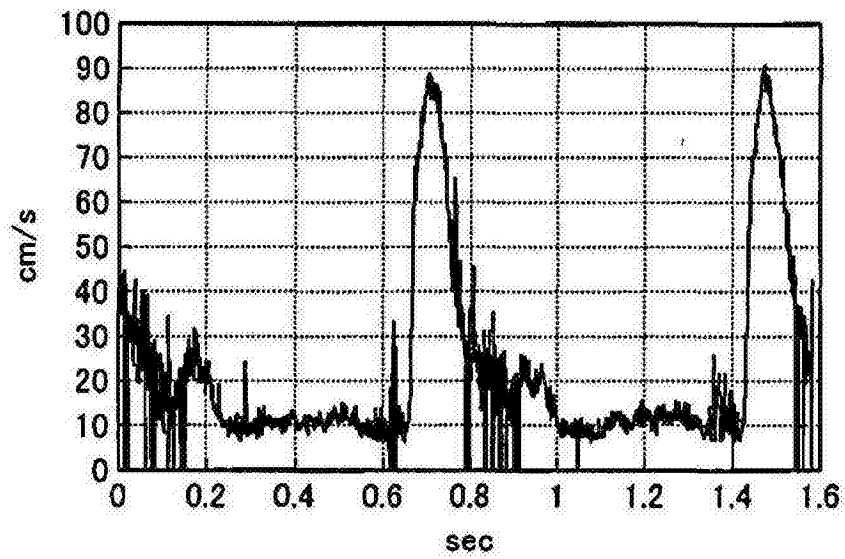


图 7B

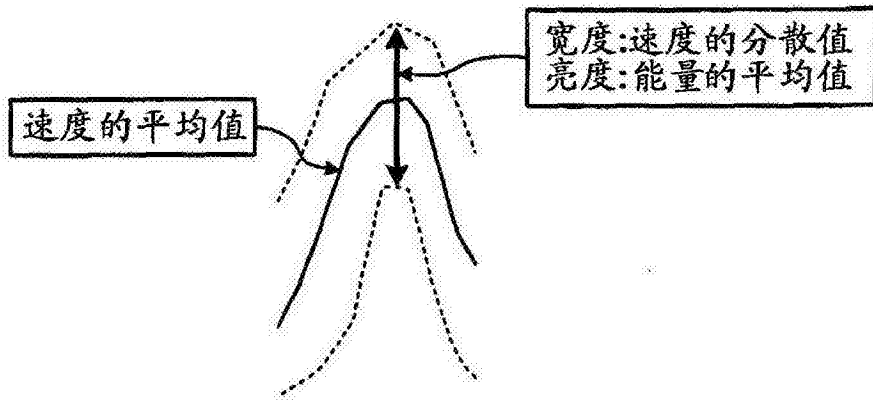


图 8A

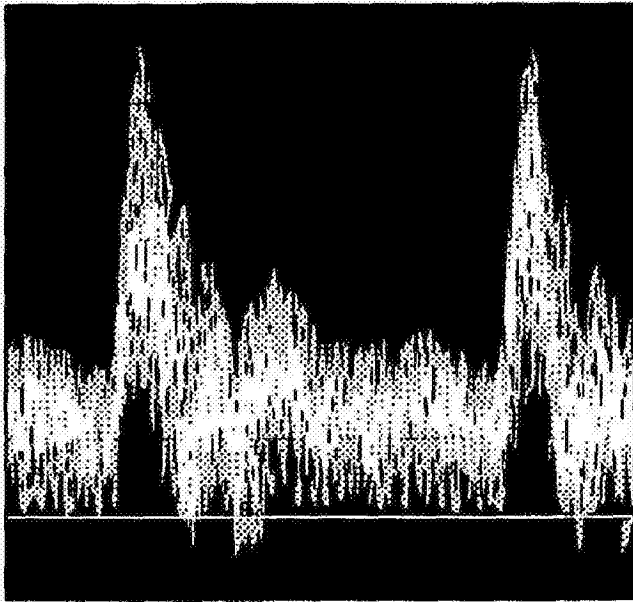


图 8B

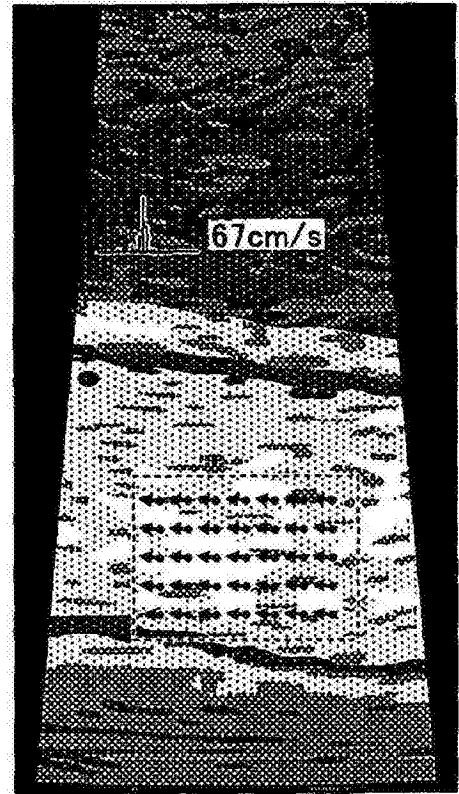


图 9

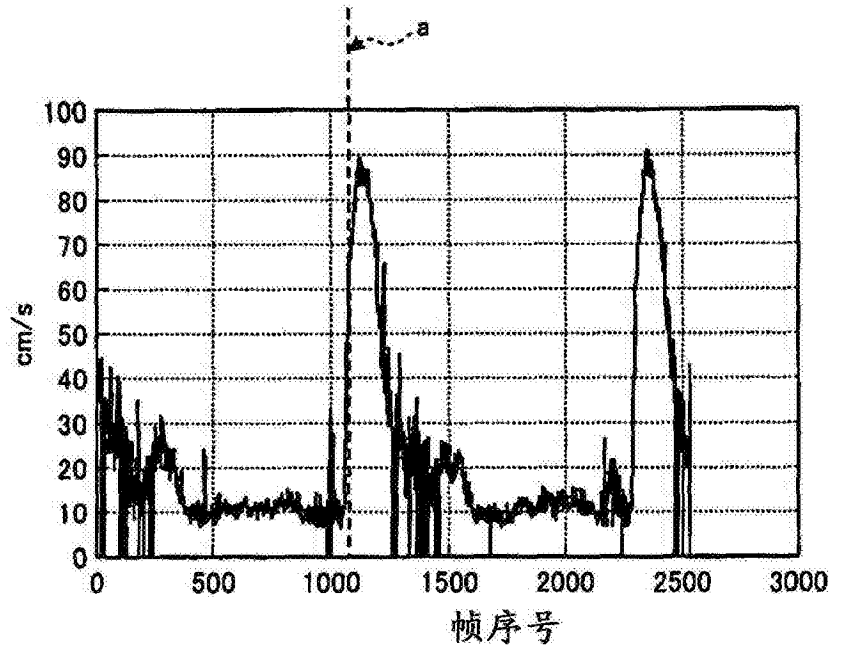
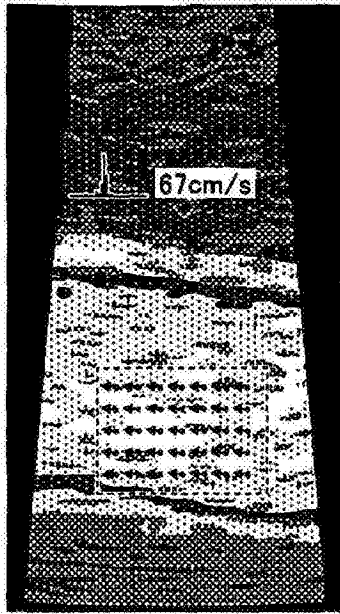


图 10

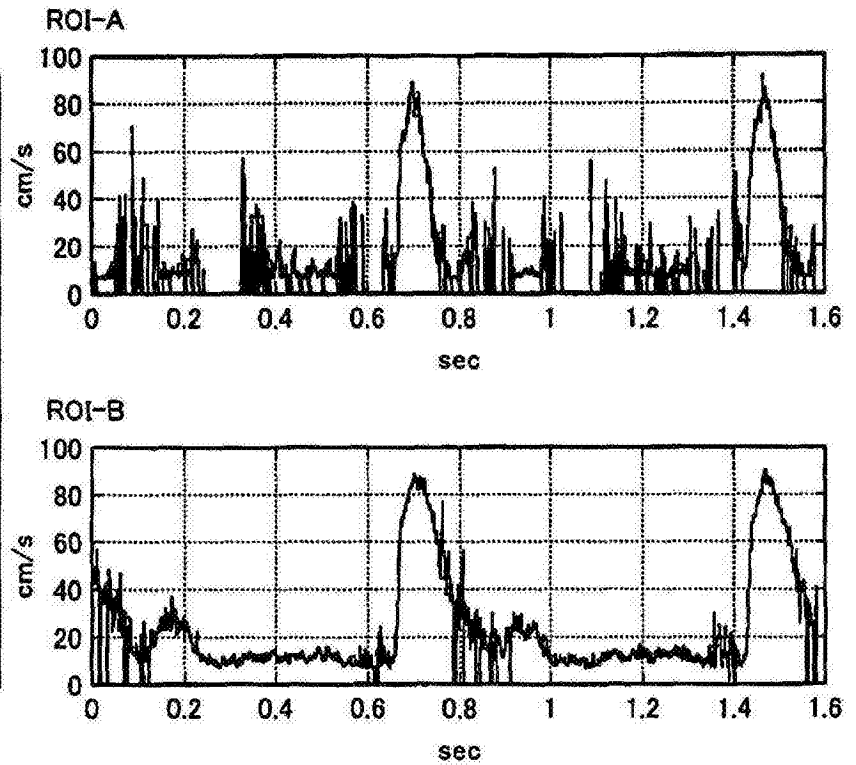
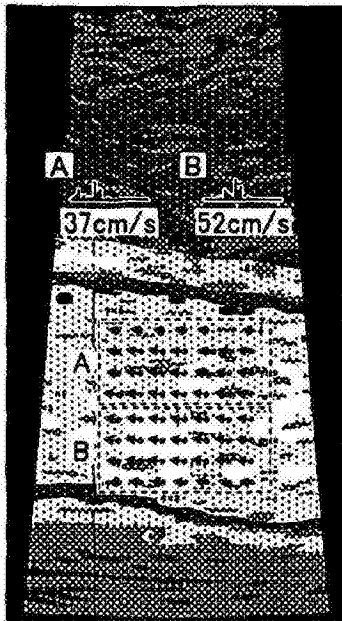


图 11

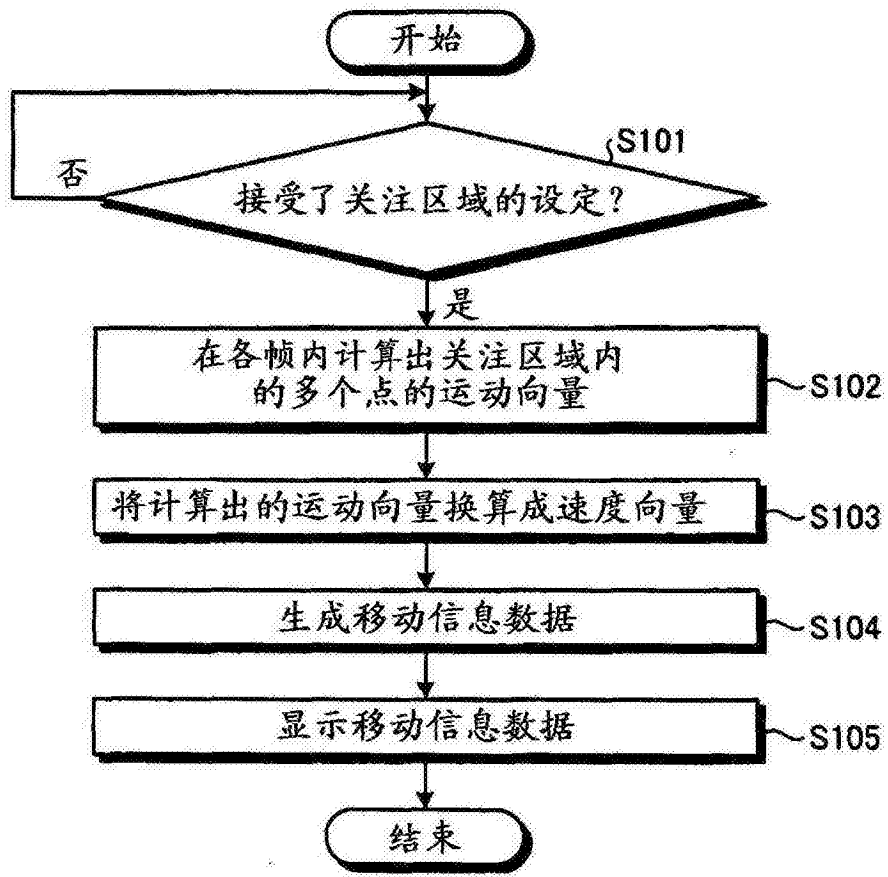


图 12

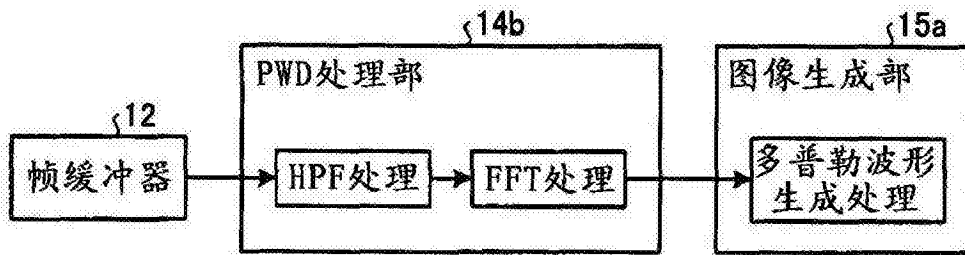


图 13

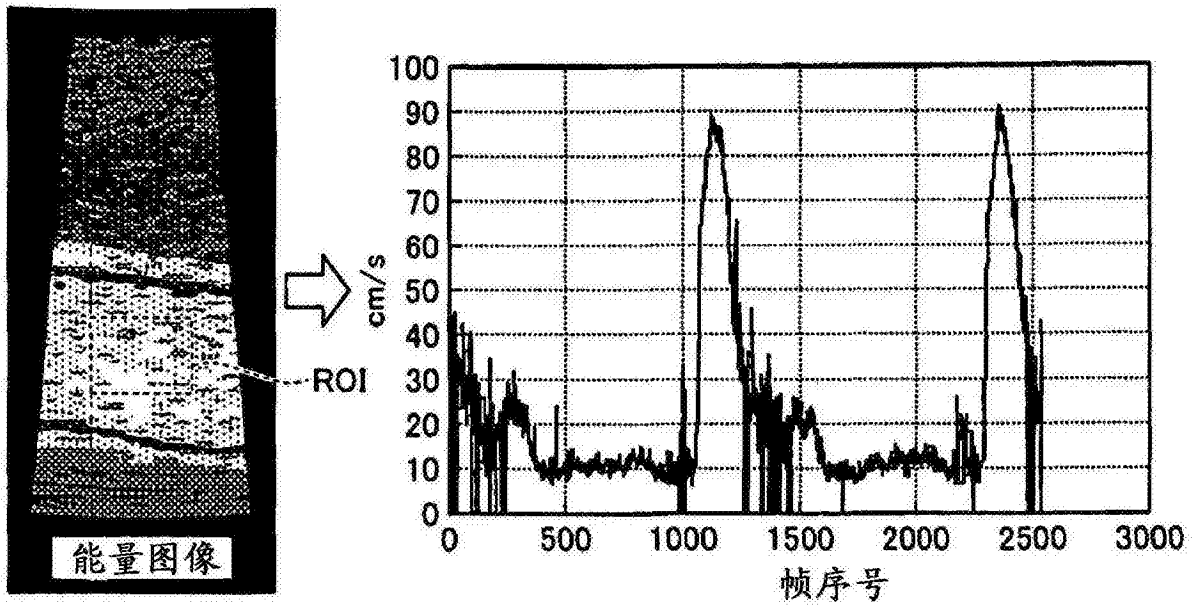


图 14

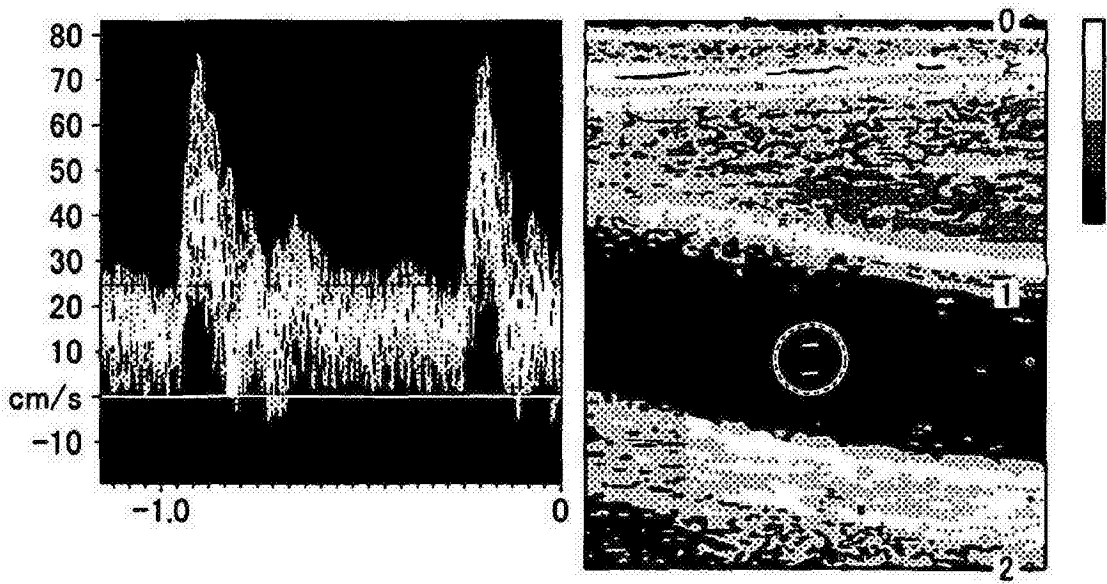


图 15

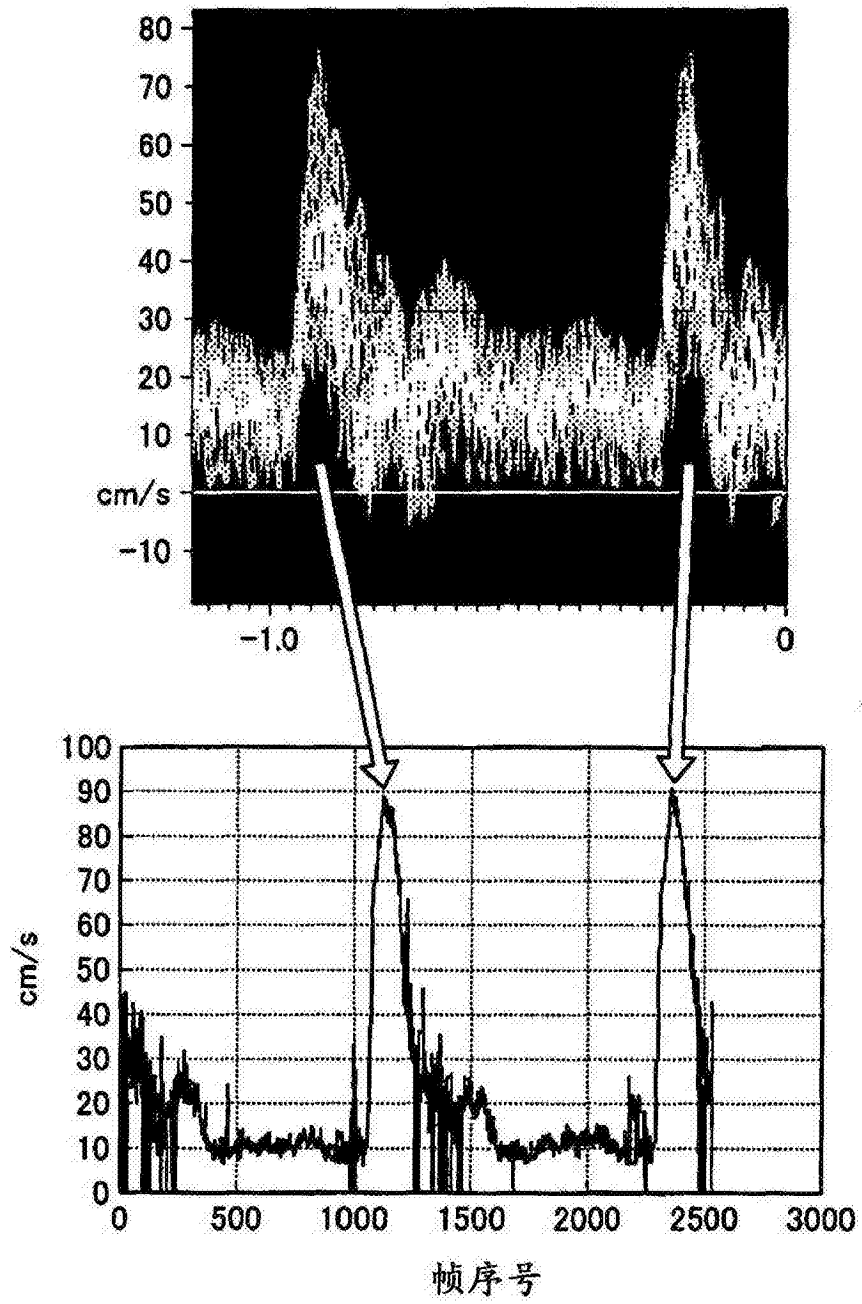


图 16

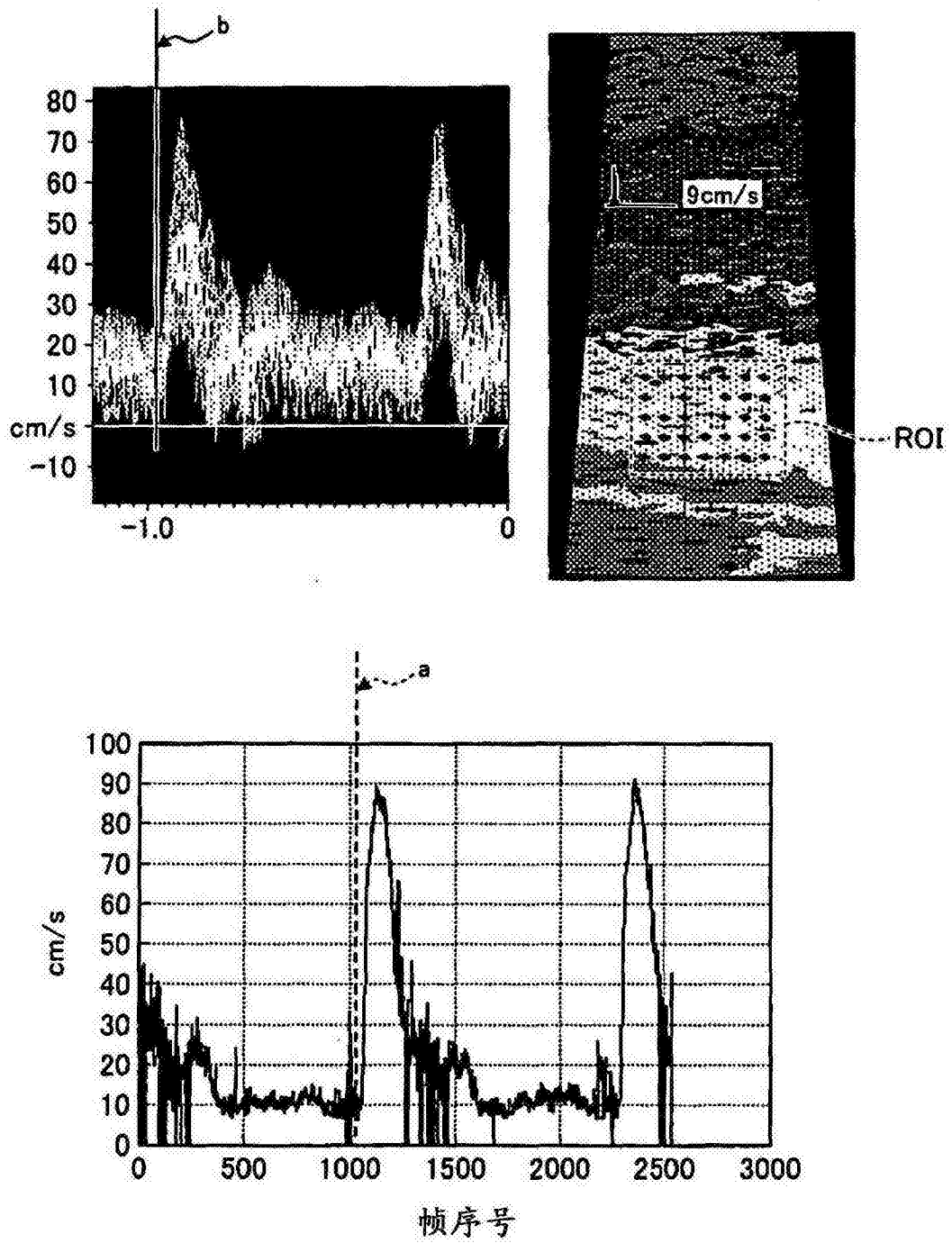


图 17

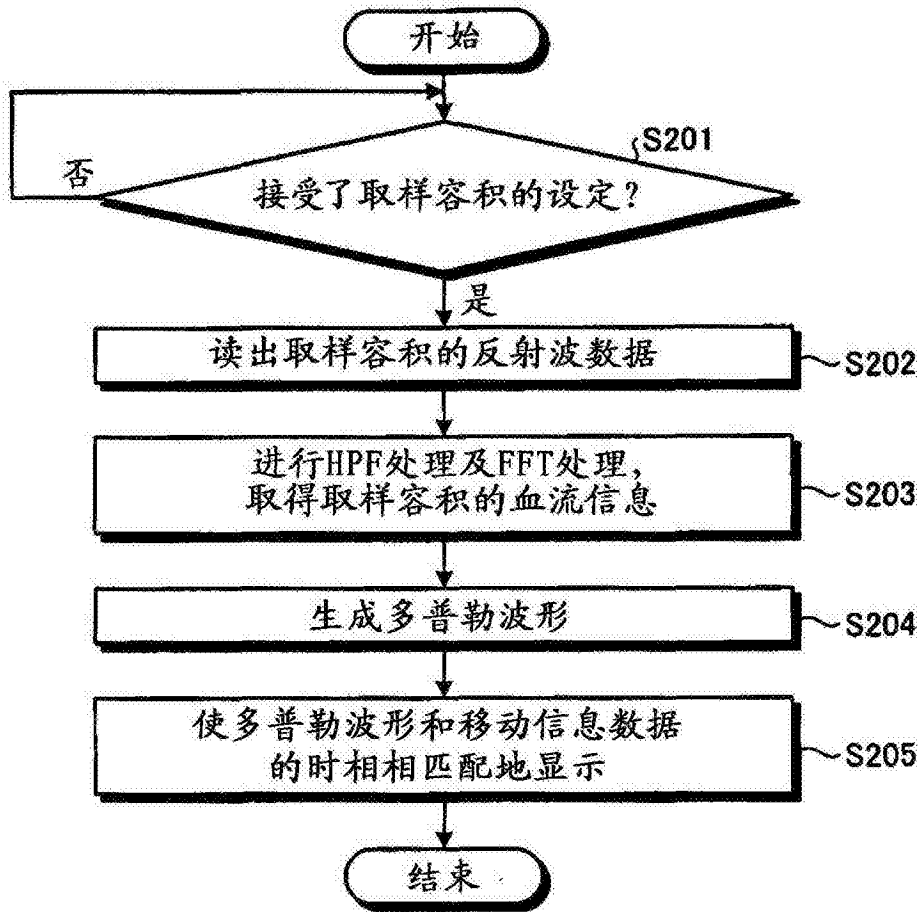


图 18

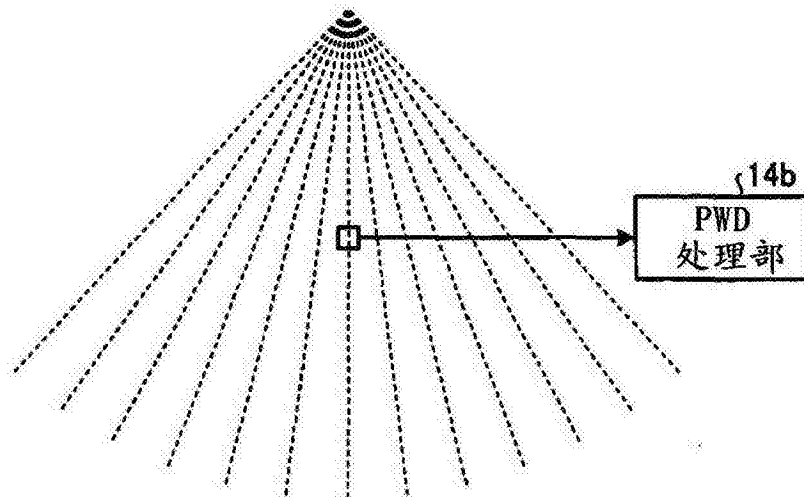


图 19

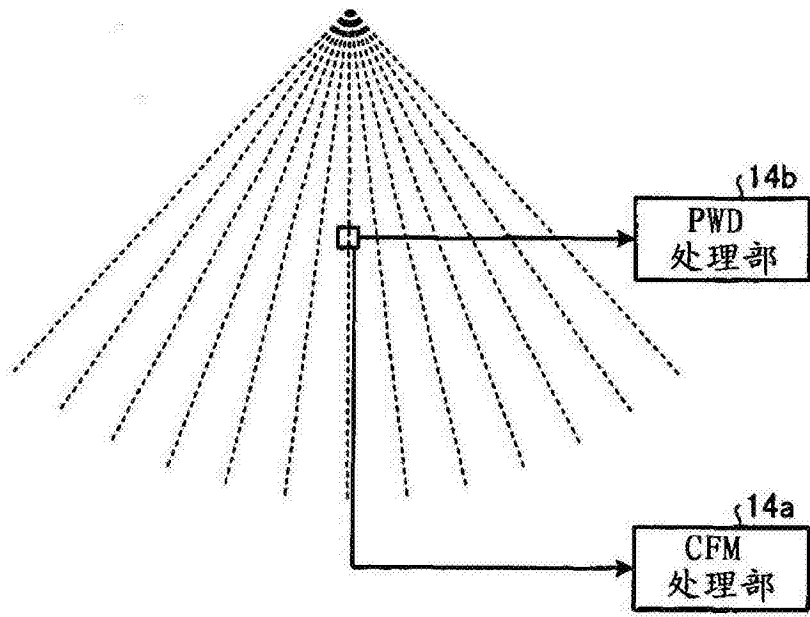


图 20

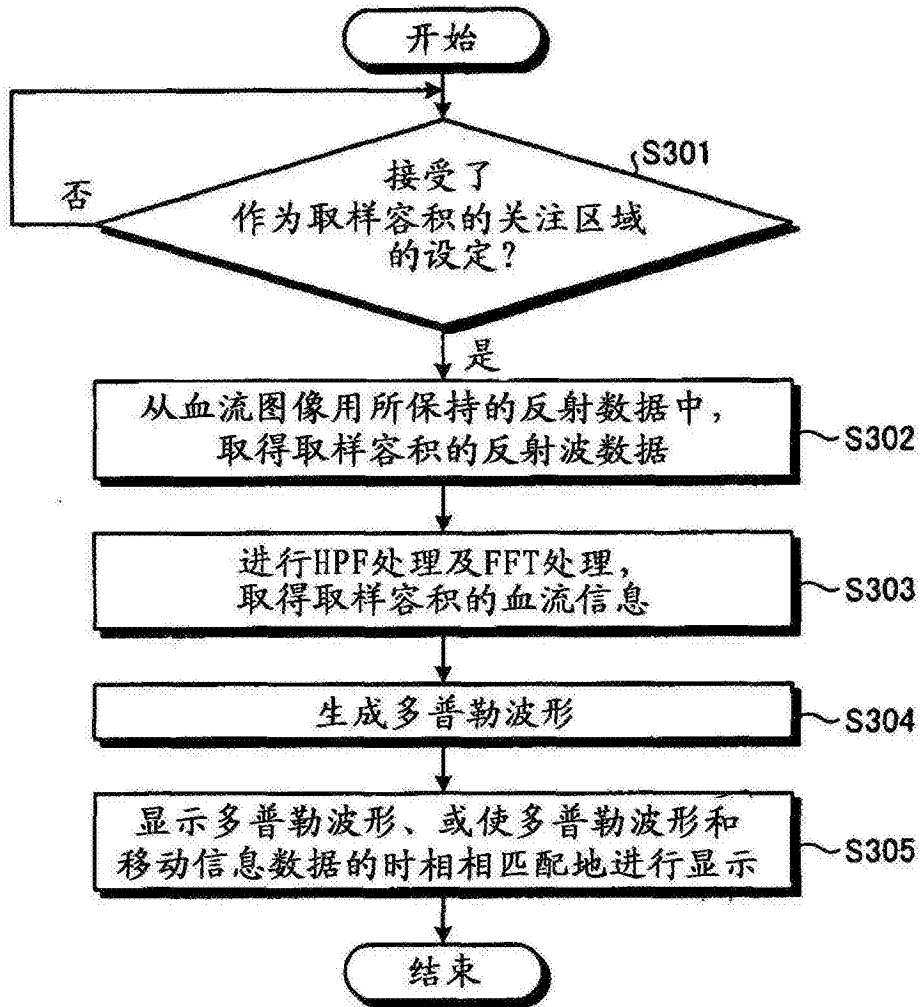


图 21

专利名称(译)	超声波诊断装置、图像处理装置及图像处理方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN103156647B</a>	公开(公告)日	2016-03-16
申请号	CN201210518548.6	申请日	2012-12-06
[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 A61B8/14 A61B8/463 A61B8/466 A61B8/483 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5223		
代理人(译)	孙蕾		
审查员(译)	田文文		
优先权	2011268884 2011-12-08 JP		
其他公开文献	CN103156647A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

实施方式涉及一种超声波诊断装置、图像处理装置及图像处理方法。准确且时间分辨率良好地观测二维或三维关注区域的血流动态。实施方式的超声波诊断装置包括处理部、图像生成部、检测部、控制部。处理部从由超声波收发而收集到的二维或三维的反射波数据，取得扫描范围的按照时间序列的二维或三维的血流信息，超声波收发是在由多条扫描线形成的扫描范围中进行的。图像生成部根据扫描范围的按照时间序列的二维或三维的血流信息，生成按照时间序列的血流图像。检测部在按照时间序列的血流图像之间，检测预先设定的二维或三维的关注区域内的斑点的按照时间序列的移动信息。控制部使规定的显示部显示基于按照时间序列的移动信息的数据即移动信息数据。

