



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110313943 A

(43)申请公布日 2019.10.11

(21)申请号 201910248218.1

(22)申请日 2019.03.29

(30)优先权数据

2018-068884 2018.03.30 JP

2019-062812 2019.03.28 JP

(71)申请人 佳能医疗系统株式会社

地址 日本栃木县

(72)发明人 五十岚悠 渡边正毅 本庄泰德

川岸哲也

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 牛玉婷

(51)Int.Cl.

A61B 8/06(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

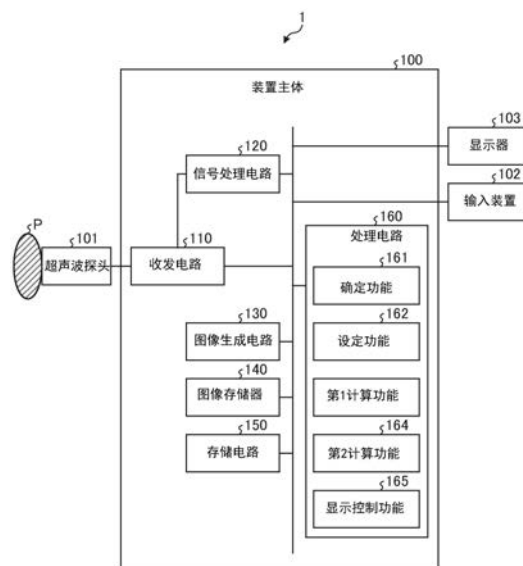
权利要求书2页 说明书20页 附图13页

(54)发明名称

医用诊断装置、医用图像处理装置以及图像处理
方法

(57)摘要

实施方式涉及的超声波诊断装置具备图像生成部、确定部以及取得部。图像生成部基于针对扫描区域的扫描的结果,来生成时间序列的图像。确定部针对上述时间序列的各个图像,确定上述扫描区域所包含的移动体的位置。取得部基于上述移动体的位置而取得上述移动体的活动信息,针对上述扫描区域内的至少一部分而取得与上述移动体的活动信息有关的1阶以上的矩。



1. 一种医用诊断装置,其中,具备处理电路,
上述处理电路,
基于针对扫描区域的扫描的结果,生成时间序列的图像,
针对上述时间序列的各个图像,确定包含于上述扫描区域的移动体的位置,
基于上述移动体的位置,取得上述移动体的活动信息,
针对上述扫描区域内的至少一部分,取得与上述移动体的活动信息有关的1阶以上的矩。
2. 根据权利要求1所述的医用诊断装置,其中,
上述处理电路,
计算上述移动体的速度、位移、移动方向或者到达时间作为上述活动信息,
计算上述活动信息的平均值、中央值或者原点周围的上述1阶以上的矩。
3. 根据权利要求2所述的医用诊断装置,其中,
上述处理电路计算时间的离散值、空间的离散值或者时空的离散值作为上述1阶以上的矩。
4. 根据权利要求1所述的医用诊断装置,其中,
上述处理电路,
针对上述扫描区域内的关心区域内的各位置,计算上述1阶以上的矩,
并且,生成由具有表示上述1阶以上的矩的像素值的像素构成的第2图像。
5. 根据权利要求1所述的医用诊断装置,其中,
上述处理电路基于上述1阶以上的矩和阈值来生成二值化图像。
6. 根据权利要求1所述的医用诊断装置,其中,
上述处理电路,
计算上述移动体的矢量作为上述活动信息,
计算上述矢量向预先设定的方向的投影成分的上述1阶以上的矩。
7. 根据权利要求1所述的医用诊断装置,其中,
上述处理电路,
计算上述移动体的矢量作为上述活动信息,
确定上述图像中的管状部位的方向,
计算上述矢量向上述方向的投影成分的上述1阶以上的矩。
8. 根据权利要求1所述的医用诊断装置,其中,
上述处理电路显示对上述1阶以上的矩、上述移动体的速度、位移、移动方向或者到达时间的分布进行表示的直方图。
9. 根据权利要求1所述的医用诊断装置,其中,
上述医用诊断装置是超声波诊断装置。
10. 根据权利要求9所述的医用诊断装置,其中,
上述活动信息包括与针对上述扫描区域的超声波的扫描方向不同的方向的成分。
11. 根据权利要求9所述的医用诊断装置,其中,
上述移动体是气泡。
12. 根据权利要求11所述的医用诊断装置,其中,

上述处理电路，
针对上述时间序列的各个图像，确定上述气泡的位置，
通过追踪上述时间序列的各个图像中的上述气泡的位置来计算表示上述气泡的移动的矢量。

13. 一种医用图像处理装置，其中，具备处理电路，
上述处理电路，
基于针对扫描区域的扫描的结果，生成时间序列的图像，
针对上述时间序列的各个图像，确定包含于上述扫描区域的移动体的位置，
基于上述移动体的位置，取得上述移动体的活动信息，
针对上述扫描区域内的至少一部分，取得与上述移动体的活动信息有关的1阶以上的矩。

14. 一种图像处理方法，其中，包括如下步骤：
基于针对扫描区域的扫描的结果，取得时间序列的图像，
针对上述时间序列的各个图像，确定包含于上述扫描区域的移动体的位置，
基于上述移动体的位置，取得上述移动体的活动信息，
针对上述扫描区域内的至少一部分，取得与上述移动体的活动信息有关的1阶以上的矩。

医用诊断装置、医用图像处理装置以及图像处理方法

[0001] 关联申请的参照

[0002] 本申请基于2018年3月30日申请的日本国专利申请号2018-068884以及2019年3月28日申请的日本国专利申请号2019-062812主张优先权,该日本国专利申请的全部内容被援引到本申请中。

技术领域

[0003] 实施方式涉及医用诊断装置、医用图像处理装置以及图像处理方法。

背景技术

[0004] 以往,在超声波诊断装置中,通过使用了多普勒(Doppler)效应的成像(imaging)法来进行将血流的动态图像化。例如,提供了一种利用多普勒效应来计算移动体的速度或者基于速度的统计值,并进行图像化,由此对动脉以及静脉的判别进行辅助的技术。然而,在该成像法中,严格来说只要求由超声波探头(probe)收发的波束(beam)方向的速度分量,并不一定能够准确地捕捉到实际的血流方向上的速度分量。

发明内容

[0005] 本发明想要解决的课题在于,提供能够准确地评价血流的动态的医用诊断装置、医用图像处理装置以及图像处理方法。

[0006] 实施方式涉及的医用诊断装置具备处理电路(processing circuitry)。处理电路基于针对扫描区域的扫描的结果,来生成时间序列的图像。处理电路针对上述时间序列的图像每一个,确定上述扫描区域所包含的移动体的位置。处理电路基于上述移动体的位置来取得上述移动体的活动信息,针对上述扫描区域内的至少一部分取得与上述移动体的活动信息有关的1阶以上的矩。

附图说明

[0007] 图1是表示第1实施方式涉及的超声波诊断装置的构成例的框图。

[0008] 图2是用于对第1实施方式涉及的确定功能的处理进行说明的图。

[0009] 图3是用于对第1实施方式涉及的设定功能的处理进行说明的图。

[0010] 图4是用于对第1实施方式涉及的第1计算功能的处理进行说明的图。

[0011] 图5是用于对第1实施方式涉及的第2计算功能的处理进行说明的图。

[0012] 图6是用于对第1实施方式涉及的第2计算功能的处理进行说明的图。

[0013] 图7A是用于对第1实施方式涉及的第2计算功能的处理进行说明的图。

[0014] 图7B是用于对第1实施方式涉及的第2计算功能的处理进行说明的图。

[0015] 图8A是用于对第1实施方式涉及的显示控制功能的处理进行说明的图。

[0016] 图8B是用于对第1实施方式涉及的显示控制功能的处理进行说明的图。

[0017] 图9是用于对第1实施方式涉及的超声波诊断装置中的处理步骤进行说明的流程

图(flowchart)。

[0018] 图10是用于对第1实施方式的变形例涉及的第2计算功能的处理进行说明的图。

[0019] 图11是用于对第1实施方式的变形例涉及的第2计算功能的处理进行说明的图。

[0020] 图12是用于对第1实施方式的变形例涉及的第2计算功能的处理进行说明的图。

[0021] 图13是用于对第2实施方式涉及的超声波诊断装置的处理进行说明的图。

[0022] 图14是用于对第3实施方式涉及的超声波诊断装置的处理进行说明的图。

[0023] 图15是用于对第3实施方式涉及的超声波诊断装置的处理进行说明的图。

[0024] 图16是用于对第3实施方式涉及的超声波诊断装置的处理进行说明的图。

[0025] 图17是用于对第4实施方式涉及的超声波诊断装置的处理进行说明的图。

[0026] 图18是用于对第5实施方式涉及的超声波诊断装置的处理进行说明的图。

[0027] 图19是用于对其他实施方式涉及的超声波诊断装置的处理进行说明的图。

具体实施方式

[0028] 以下,参照附图对实施方式涉及的医用诊断装置、医用图像处理装置以及图像处理方法进行说明。其中,以下说明的实施方式只是一个例子,并不限定于以下的实施方式。另外,一个实施方式中记载的内容原则上也能够同样地应用于其他实施方式。

[0029] (第1实施方式)

[0030] 图1是表示第1实施方式涉及的超声波诊断装置1的构成例的框图。如图1所示,第1实施方式涉及的超声波诊断装置1具有装置主体100、超声波探头101、输入装置102、以及显示器(display) 103。超声波探头101、输入装置102、以及显示器103与装置主体100连接。此外,被检体P不包含于超声波诊断装置1的构成。其中,超声波诊断装置1是医用诊断装置的一个例子。

[0031] 超声波探头101具有多个振子(例如,压电振子),这些多个振子基于从后述的装置主体100所具有的收发电路110供给的驱动信号来产生超声波。另外,超声波探头101所具有的多个振子接收来自被检体P的反射波并转换成电信号。另外,超声波探头101具有设置于振子的匹配层、和防止超声波从振子向后方传播的衬垫材料等。

[0032] 如果从超声波探头101向被检体P发送了超声波,则所发送的超声波在被检体P的体内组织中的声学阻抗的不连续面被逐次反射,作为反射波信号(回波(echo)信号)由超声波探头101所具有的多个振子接收。被接收的反射波信号的振幅取决于超声波被反射的不连续面中的声学阻抗之差。其中,所发送的超声波脉冲(pulse)被移动的血流、心脏壁等的表面反射了的情况下的反射波信号,根据多普勒效应,取决于移动体相对于超声波发送方向的速度分量,受到频率偏移。

[0033] 其中,第1实施方式能够应用于图1所示的超声波探头101是多个压电振子配置为一列的1维超声波探头的情况、超声波探头101是配置为一列的多个压电振子以机械方式摆动的1维超声波探头的情况、超声波探头101是多个压电振子以栅格状二维配置的二维超声波探头的情况中的任意一个情况。

[0034] 输入装置102具有鼠标(mouse)、键盘(keyboard)、按钮(button)、面板开关(panel switch)、触摸指令屏幕(touch command screen)、脚踏开关(footswitch)、跟踪球(trackball)、操纵杆(joystick)等,受理来自超声波诊断装置1的操作者的各种设定请求,

对装置主体100转发受理到的各种设定请求。

[0035] 显示器103显示用于超声波诊断装置1的操作者使用输入装置102来输入各种设定请求的GUI(Graphical User Interface)、或显示在装置主体100中生成的超声波图像数据等。

[0036] 装置主体100是基于超声波探头101接收到的反射波信号来生成超声波图像数据(data)的装置,如图1所示,具有收发电路110、信号处理电路120、图像生成电路130、图像存储器140、存储电路150、以及处理电路160。收发电路110、信号处理电路120、图像生成电路130、图像存储器140、存储电路150以及处理电路160连接成相互能够通信。

[0037] 收发电路110具有脉冲发生器、发送延迟部、脉冲器(pulsar)等,向超声波探头101供给驱动信号。脉冲发生器以规定的速率(rate)频率反复产生用于形成发送超声波的速率脉冲。另外,发送延迟部将从超声波探头101发生的超声波汇聚成波束状,并且将用于决定发送指向性所必要的每个压电振子的延迟时间赋予给脉冲发生器产生的各速率脉冲。另外,脉冲器以基于速率脉冲的时机(timing),向超声波探头101施加驱动信号(驱动脉冲)。即,发送延迟部通过使针对各速率脉冲赋予的延迟时间变化,来任意调整从压电振子面发送的超声波的发送方向。

[0038] 此外,收发电路110具有为了基于后述的处理电路160的指示来执行规定的扫描序列(scan sequence)而能够将发送频率、发送驱动电压等瞬间变更的功能。特别是,发送驱动电压的变更可通过能够瞬间切换其值的线性放大器(linear amp)型的发信电路或者电气地切换多个电源单元(unit)的机构实现。

[0039] 另外,收发电路110具有前置放大器(pre-amp)、A/D(Analog/Digital)转换器、接收延迟部、加法器等,针对超声波探头101接收到的反射波信号进行各种处理来生成反射波数据。前置放大器按每个信道(channel)对反射波信号进行放大。A/D转换器对放大后的反射波信号进行A/D转换。接收延迟部赋予决定接收指向性所必要的延迟时间。加法器进行由接收延迟部处理后的反射波信号的加法处理来生成反射波数据。通过加法器的加法处理,反射波信号的来自与接收指向性对应的方向的反射成分被强调,根据接收指向性和发送指向性,形成超声波收发的综合的波束。

[0040] 收发电路110在对被检体P的二维区域进行扫描的情况下,从超声波探头101沿二维方向发送超声波波束。而且,收发电路110根据超声波探头101接收到的反射波信号生成二维的反射波数据。另外,收发电路110在对被检体P的三维区域进行扫描的情况下,从超声波探头101沿三维方向发送超声波波束。而且,收发电路110根据超声波探头101接收到的反射波信号生成三维的反射波数据。

[0041] 信号处理电路120例如针对从收发电路110接收到的反射波数据进行对数放大、包络线检波处理等,来生成每个样本(sample)点的信号强度由辉度的明亮度表现的数据(B模式(mode)数据)。由信号处理电路120生成的B模式数据被输入至图像生成电路130。

[0042] 另外,信号处理电路120通过滤波(filter)处理来使检波频率变化,由此能够改变进行影像化的频带。通过使用该信号处理电路120的功能,能够执行造影回波法、例如对比谐波成像(CHI:Contrast Harmonic Imaging)。即,信号处理电路120能够从被注入了造影剂的被检体P的反射波数据分离以作为造影剂的微小气泡(微气泡(micro bubble))为反射源的反射波数据(高次谐波成分或者分频波成分)、和以被检体P内的组织为反射源的反射

波数据(基波成分)。由此,信号处理电路120从被检体P的反射波数据提取出高次谐波成分或者分频波成分,能够生成用于生成造影图像数据(谐波(harmonic)图像数据)的B模式数据。用于生成造影图像数据的B模式数据成为用辉度表示了以造影剂作为反射源的反射波的信号强度的数据。另外,信号处理电路120能够从被检体P的反射波数据提取出基波成分,生成用于生成组织图像数据(基础图像数据)的B模式数据。

[0043] 此外,在进行CHI时,信号处理电路120能够通过使用了上述的滤波处理的方法不同的方法,提取出谐波成分(高次谐波成分)。在谐波成像中,进行振幅调制(AM: Amplitude Modulation)法或相位调制(PM: Phase Modulation)法、将AM法与PM法组合而成的被称为AMPM法的影像法。在AM法、PM法以及AMPM法中,针对同一扫描线多次(多速率)进行振幅、相位不同的超声波发送。由此,收发电路110在各扫描线生成多个反射波数据并进行输出。而且,信号处理电路120通过对各扫描线的多个反射波数据进行与调制法对应的加减处理,来提取高次谐波成分。而且,信号处理电路120针对高次谐波成分的反射波数据进行包络线检波处理等来生成B模式数据。

[0044] 例如,在进行PM法的情况下,收发电路110根据处理电路160设定的扫描序列,在各扫描线发送两次例如如 $(-1, 1)$ 那样使相位极性反转的同一振幅的超声波。而且,收发电路110生成基于“ -1 ”的发送的反射波数据、和基于“ 1 ”的发送的反射波数据,信号处理电路120将这两个反射波数据相加。由此,基波成分被除去,生成主要残留有2阶高次谐波成分的信号。而且,信号处理电路120对该信号进行包络线检波处理等,来生成CHI的B模式数据(用于生成造影图像数据的B模式数据)。CHI的B模式数据成为用辉度表示了将造影剂作为反射源的反射波的信号强度的数据。另外,在用CHI进行PM法的情况下,信号处理电路120例如通过对基于“ 1 ”的发送的反射波数据进行滤波处理,能够生成用于生成组织图像数据的B模式数据。

[0045] 另外,信号处理电路120例如根据从收发电路110接收到的反射波数据,生成在扫描区域内的各样本点对基于移动体的多普勒效应的运动信息进行提取而成的数据(多普勒数据)。具体而言,信号处理电路120根据反射波数据对速度信息进行频率解析,提取出基于多普勒效应的血流、组织、造影剂回波成分,生成针对多个点提取了平均速度、离散(日语:分散)、功率(power)等移动体信息的数据(多普勒数据)。这里,移动体例如是血流、心壁等组织、造影剂。由信号处理电路120获得的运动信息(血流信息)被送至图像生成电路130,作为平均速度图像、离散图像、功率(power)图像或者它们的组合图像被彩色显示于显示器103。

[0046] 图像生成电路130根据由信号处理电路120生成的数据,生成超声波图像数据。图像生成电路130根据信号处理电路120生成的B模式数据,生成以辉度表示了反射波的强度的B模式图像数据。另外,图像生成电路130基于从被检体P的反射波数据提取出的高次谐波成分或者分频波成分,来生成造影图像数据(谐波图像数据)。另外,图像生成电路130基于从被检体P的反射波数据提取出的基波成分,来生成组织图像数据(基础图像数据)。另外,图像生成电路130根据信号处理电路120生成的多普勒数据,生成表示移动体信息的多普勒图像数据。多普勒图像数据是速度图像数据、离散图像数据、功率图像数据或者将这些组合而成的图像数据。此外,图像生成电路130是基于针对扫描区域的扫描的结果来生成时间序列的图像的图像生成部的一个例子。

[0047] 这里,图像生成电路130一般将超声波扫描的扫描线信号列转换(扫描转换(scan convert))为由电视机等为代表的视频格式(video format)的扫描线信号列,生成显示用的超声波图像数据。具体而言,图像生成电路130通过按照超声波探头101对超声波的扫描方式来进行坐标转换,由此生成显示用的超声波图像数据。另外,除了扫描转换以外,图像生成电路130例如进行使用扫描转换后的多个图像帧(frame)来重新生成辉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的图像处理(边缘强调处理)等作为各种图像处理。另外,图像生成电路130将附带信息(各种参数(parameter)的字符信息、标度、身体标记(body mark)等)合成到超声波图像数据。

[0048] 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,图像生成电路130生成的数据是扫描转换处理后的显示用的超声波图像数据。此外,在信号处理电路120生成了三维的数据(三维B模式数据以及三维多普勒数据)的情况下,图像生成电路130按照超声波探头101对超声波的扫描方式进行坐标转换,从而生成体数据。而且,图像生成电路130针对体数据进行各种渲染(rendering)处理,生成显示用的二维图像数据。

[0049] 图像存储器140是对图像生成电路130生成的显示用的图像数据进行存储的存储器。另外,图像存储器140也能够存储信号处理电路120生成的数据。图像存储器140存储的B模式数据、多普勒数据例如能够在诊断之后由操作者调出,经由图像生成电路130成为显示用的超声波图像数据。

[0050] 存储电路150存储用于进行超声波收发、图像处理以及显示处理的控制程序(program)、诊断信息(例如,患者ID、医生的见解等)、诊断协议(protocol)、各种身体标记等各种数据。另外,存储电路150根据需要也被用于图像存储器(memory)140所存储的图像数据的保管等。另外,存储电路150所存储的数据能够经由未图示的接口(interface)向外部装置转送。

[0051] 处理电路160控制超声波诊断装置1的整个处理。具体而言,处理电路160基于从操作者经由输入装置102输入的各种设定请求、从存储电路150读入的各种控制程序以及各种数据,来控制收发电路110、信号处理电路120、以及图像生成电路130的处理。另外,处理电路160进行控制以便由显示器103显示图像存储器140所存储的显示用的超声波图像数据。

[0052] 另外,处理电路160如图1所示,执行确定功能161、设定功能162、第1计算功能163、第2计算功能164、以及显示控制功能165。这里,例如,作为图1所示的处理电路160的构成要素的确定功能161、设定功能162、第1计算功能163、第2计算功能164、以及显示控制功能165所执行的各处理功能以能够由计算机(computer)执行的程序的方式被记录于超声波诊断装置1的存储装置(例如,存储电路150)。处理电路160是从存储装置将各程序读出并执行来实现与各程序对应的功能的处理器(processor)。换言之,读出了各程序后的状态的处理电路160具有图1的处理电路160内所示的各功能。此外,对于确定功能161、设定功能162、第1计算功能163、第2计算功能164以及显示控制功能165所执行的各处理功能将后述。

[0053] 此外,在图1中,说明了通过单一的处理电路160来实现由确定功能161、设定功能162、第1计算功能163、第2计算功能164、以及显示控制功能165进行的处理功能的情况,但也可以将多个独立的处理器组合来构成处理电路,通过各处理器执行程序来实现各功能。

[0054] 以上,对第1实施方式涉及的超声波诊断装置1的基本构成进行了说明。根据这样的构成,第1实施方式涉及的超声波诊断装置1能够通过以下说明的处理,准确地评价血流

的动态。例如,超声波诊断装置1能够通过对在造影回波法中作为造影剂而使用的微小气泡(微气泡)的每一个进行跟踪(trucking)(追踪),从而准确地评价血流的动态。

[0055] 此外,在以下的实施方式中,说明对向被检体P注入造影剂而拍摄到的超声波图像数据进行实时(real time)的处理来描绘造影剂的流动的情况。然而,实施方式并不限于此,例如,也能够针对拍摄完毕的超声波图像数据(或者反射波数据等)在事后进行处理。此外,以下将造影剂也简单表示为“气泡”。

[0056] 确定功能161针对时间序列的图像分别确定包含于扫描区域的移动体的位置。这里,移动体例如是气泡。例如,确定功能161确定与第1时相对应的第1医用图像以及与第2时相对应的第2医用图像各自中的造影剂的位置。作为一个例子,确定功能161修正第1医用图像以及第2医用图像各自中的组织的活动,并确定修正后的第1医用图像以及第2医用图像各自中的造影剂的位置。而且,确定功能161将第1医用图像以及第2医用图像各自中的基于固定位置的高次谐波成分除去,使用除去后的第1医用图像以及第2医用图像各自中的基于造影剂的高次谐波成分来确定造影剂的位置。此外,确定功能161是确定部的一个例子。

[0057] 首先,确定功能161在实时拍摄的造影图像数据中,执行修正组织的活动的处理。这里,成为修正对象的组织的活动例如是被检体P的实质组织的活动(体动)、基于超声波探头101的偏移(摆动)的图像的整体位置偏移。即,当存在这样的位置偏移的情况下,由于由造影图像数据描绘出的气泡的位置包含被检体的活动、超声波探头101的偏移,所以对造影图像数据中的组织的活动进行修正。

[0058] 例如,确定功能161从图像存储器140读出当前的帧(也记作“n帧”)的组织图像数据、和第n-1帧的组织图像数据。这里,组织图像数据是基于通过滤波处理从反射波数据分离出的基波成分而生成的超声波图像数据(B模式图像数据)。而且,确定功能161进行第n帧的组织图像数据与第n-1帧的组织图像数据的基于相互相关法的图案匹配(pattern matching),来求出第n帧的组织图像数据与第n-1帧的组织图像数据之间的偏移量。而且,确定功能161使用所求出的偏移量,来计算用于使第n帧的组织图像数据的坐标系与第n-1帧的组织图像数据的坐标系一致的修正量。而且,确定功能161使用计算出的修正量来修正第n帧的造影图像数据的坐标系。其中,n为自然数。

[0059] 这样,确定功能161进行将第n-1帧与第n帧之间的组织的活动(位置偏移)从第n帧的造影图像数据中排除的修正。由此,确定功能161以第1帧的组织的位置为基准来修正实时地连续拍摄的各帧的造影图像数据的组织的活动。

[0060] 此外,在上述的说明中,说明了使用基于通过滤波处理而得到的基波成分的组织图像数据来进行处理的情况,但实施方式并不限于此。例如,在通过PM法生成造影图像数据的情况下,可以是根据通过PM法而得到的反射波数据生成的组织图像数据。例如,在PM法中,在通过(-1,1)的两次发送而获得反射波数据的情况下,可以将根据基于“1”的发送的反射波数据得到的B模式图像数据利用为上述的组织图像数据。或者,也可以将根据从基于“1”的发送的反射波数据减去基于“-1”的发送的反射波数据而成的相减信号得到的B模式图像数据利用为上述的组织图像数据。

[0061] 另外,在上述的例子中,说明了以第1帧的组织的位置为基准来进行修正的情况,但实施方式并不限于此。例如,也可以是以第n帧的组织的位置为基准来修正其他帧的组织的位置的情况。

[0062] 接下来,确定功能161将基于固定位置的高次谐波成分除去。这里,基于固定位置的高次谐波成分例如是指来自被检体P的组织(固定组织)的高次谐波成分、来自在体内停滞的气泡(停滞气泡)的高次谐波成分。例如,已知在肝脏组织中气泡被库普弗细胞(Kupffer cell)获取而固定化,成为停滞气泡。因此,确定功能161将基于固定位置的高次谐波成分从造影图像数据除去。

[0063] 例如,确定功能161对于修正了组织的活动后的造影图像数据,基于帧方向的信号的统计上的处理,将基于固定位置的高次谐波成分除去。作为一个例子,确定功能161计算从第n帧到第n-10帧为止的造影图像数据中的各像素的值(信号值)的离散。这里,在计算出的离散值(日语:分散值)高的情况下,表示该像素中的信号值正随时间经过而变化,所以判断为该像素的高次谐波成分基于移动体(即气泡)。另一方面,在计算出的离散值低的情况下,表示该像素中的信号值没有随时间经过而变化,所以判断为该像素的高次谐波成分基于固定位置。因此,确定功能161将计算出的离散值与阈值进行比较,将计算出比阈值低的离散值的像素的高次谐波成分作为基于固定位置的高次谐波成分而除去。

[0064] 这样,确定功能161从修正了组织的活动后的造影图像数据将基于固定位置的高次谐波成分除去。此外,在上述的说明中,说明了使用从第n帧到第n-10帧的信号值来计算离散值的情况,但实施方式并不限于此。例如,确定功能161也可以使用任意的帧数的信号值来计算离散值。另外,例如,确定功能161可以使用任意两个帧的信号值来计算离散值。例如,确定功能161可以使用第n帧与第n-10帧这两个帧中的信号值来计算离散值。其中,在使用两个帧计算离散值的情况下,优选的是,使用错开大约数帧的两个帧的数据而不是连续的两个帧的数据。

[0065] 另外,在上述的说明中,作为帧方向的信号的统计上的处理,说明了计算多个帧中的信号值的离散值并进行比较的情况,但实施方式并不限于此。例如,确定功能161也可以代替离散值而计算标准偏差或标准误差等表示偏差的统计值,并用于与阈值的比较。

[0066] 而且,确定功能161确定气泡的位置。例如,确定功能161通过生成将基于固定位置的高次谐波成分除去后的造影图像数据,来确定气泡的位置(气泡位置)。

[0067] 图2是用于对第1实施方式涉及的确定功能161的处理进行说明的图。图2中例示了组织的活动被修正、基于固定位置的高次谐波成分被除去后的造影图像数据。在图2中,黑圆圈表示气泡位置。

[0068] 如图2所示,每当生成造影图像数据时,确定功能161就生成组织的活动被修正、基于固定位置的高次谐波成分被除去后的造影图像数据。例如,若生成第n帧的造影图像数据,则确定功能161通过从第n帧的造影图像数据将组织的活动进行修正、将基于固定位置的高次谐波成分除去,来生成图2所示的造影图像数据。而且,确定功能161在所生成的造影图像数据中,将具有阈值以上的辉度的像素的位置(坐标)确定为气泡位置。在图2所示的例子中,确定功能161将用黑圆圈表示的位置确定为气泡位置。此外,在造影图像数据中,也可以对通过强调气泡的位置的滤波处理而得到的像素值、信号强度进行阈值判定。

[0069] 这样,确定功能161确定出气泡位置。即,确定功能161针对时间序列的图像分别确定出气泡的位置。此外,在上述的说明中,例示了由确定功能161生成的造影图像数据,但并不限于将例示的造影图像数据显示于显示器103。即,确定功能161的处理也可以不将造影图像数据显示于显示器103,而能够作为处理电路160的内部处理执行。

[0070] 设定功能162通过参照第1医用图像中的造影剂的位置,来对第2医用图像设定探索范围。例如,设定功能162基于之前的帧的气泡位置来对当前的帧设定探索范围。其中,设定功能162是设定部的一个例子。

[0071] 图3是用于对第1实施方式涉及的设定功能162的处理进行说明的图。其中,在图3所示的第 $n-1$ 帧以及第 n 帧的造影图像数据中分别描绘了3个气泡。另外,对在第 $n-1$ 帧的造影图像数据描出的气泡赋予了气泡ID“1”、“2”以及“3”。其中,气泡ID是用于识别气泡的识别编号。

[0072] 如图3所示,设定功能162在第 n 帧的造影图像数据中,分别确定与第 $n-1$ 帧的各气泡位置对应的位置。而且,设定功能162将具有以确定出的各位置为中心的规定的尺寸以及形状的范围设定为探索范围。

[0073] 具体而言,设定功能162取得第 $n-1$ 帧的气泡ID“1”的坐标。而且,设定功能162在第 n 帧的造影图像数据中,将与所取得的气泡ID“1”的坐标对应的位置确定为位置P1。而且,设定功能162将以位置P1为中心的规定的尺寸的矩形范围设定为探索范围R1。另外,设定功能162取得第 $n-1$ 帧的气泡ID“2”的坐标。而且,设定功能162在第 n 帧的造影图像数据中,将与所取得的气泡ID“2”的坐标对应的位置确定为位置P2。而且,设定功能162将以位置P2为中心的规定的尺寸的矩形范围设定为探索范围R2。另外,设定功能162取得第 $n-1$ 帧的气泡ID“3”的坐标。而且,设定功能162在第 n 帧的造影图像数据中,将与所取得的气泡ID“3”的坐标对应的位置确定为位置P3。而且,设定功能162将以位置P3为中心的规定的尺寸的矩形范围设定为探索范围R3。

[0074] 这样,设定功能162基于第 $n-1$ 帧的气泡位置,对第 n 帧的造影图像数据设定探索范围。此外,上述的说明只是一个例子,并不限于此。例如,探索范围的中心位置可以不必一定与第 $n-1$ 帧的气泡位置一致。另外,例如探索范围的尺寸以及形状可以任意设定。另外,在上述的说明中,例示了在造影图像数据上设定探索范围的情况,但并不限于将造影图像数据显示于显示器103。即,设定功能162的处理可以不将造影图像数据显示于显示器103,而能够作为处理电路160的内部处理执行。

[0075] 第1计算功能163基于移动体的位置来计算移动体的活动信息。例如,第1计算功能163基于第1医用图像以及第2医用图像各自中的造影剂的位置,来计算表示造影剂的移动的矢量。第1计算功能163基于探索范围内的造影剂的位置、和为了设定探索范围而参照的造影剂的位置来计算矢量。其中,第1计算功能163是运算部的一个例子。另外,作为取得部的第1计算功能163基于移动体的位置来取得移动体的活动信息。

[0076] 首先,第1计算功能163进行气泡的追踪处理(跟踪)。该追踪处理是通过推断第 $n-1$ 帧的气泡位置与第 n 帧的气泡位置之间的对应关系来识别各气泡是移动了、消失了、还是新出现了的处理。

[0077] 图4是用于对第1实施方式涉及的第1计算功能163的处理进行说明的图。在图4的左图中,例示由设定功能162设定了探索范围R1~R3的第 n 帧的造影图像数据。

[0078] 如图4的左图所示,在探索范围R1之中不存在气泡。这里,探索范围R1是以与第 $n-1$ 帧的气泡ID“1”的位置对应的位置P1为中心而设定的范围。该情况下,第1计算功能163识别为第 n 帧中不存在与第 $n-1$ 帧的气泡ID“1”对应的气泡。换言之,第1计算功能163识别为第 $n-1$ 帧的气泡ID“1”的气泡在第 n 帧中消失了。结果,第1计算功能163使第 $n-1$ 帧的气泡

ID“1”消失。

[0079] 另外,探索范围R2中存在一个气泡。这里,探索范围R2是以与第 $n-1$ 帧的气泡ID“2”的位置对应的位置P2为中心而设定的范围。该情况下,第1计算功能163识别为探索范围R2中的气泡是与第 $n-1$ 帧的气泡ID“2”对应的气泡。换言之,第1计算功能163识别为探索范围R2中的气泡是从位置P2移动了的气泡。结果,第1计算功能163将第 $n-1$ 帧的气泡ID“2”分配给探索范围R2中的气泡(参照图4的右图)。

[0080] 另外,探索范围R3中存在一个气泡。这里,探索范围R3是以与第 $n-1$ 帧的气泡ID“3”的位置对应的位置P3为中心而设定的范围。该情况下,第1计算功能163识别为探索范围R3中的气泡是与第 $n-1$ 帧的气泡ID“3”对应的气泡。换言之,第1计算功能163识别为探索范围R3中的气泡是从位置P3移动了的气泡。结果,第1计算功能163将第 $n-1$ 帧的气泡ID“3”分配给探索范围R3中的气泡(参照图4的右图)。

[0081] 另外,当存在不包含于探索范围R1~R3任意一个中的气泡的情况下,第1计算功能163识别为该气泡是在第 n 帧中新出现的气泡。在图4的例子中,第 n 帧的右下的气泡是不包含于任意一个探索范围的气泡。该情况下,第1计算功能163识别为第 n 帧的右下的气泡是新出现的气泡。结果,第1计算功能163发放新的气泡ID“4”并分配给新出现的气泡。

[0082] 此外,也有在探索范围中存在两个以上气泡的情况。该情况下,第1计算功能163只要将与为了设定探索范围而参照的第 $n-1$ 帧的气泡位置之间的距离最近的位置的气泡、或者形状最类似的气泡识别为从第 $n-1$ 帧移动了的气泡(移动后的气泡)即可。或者,第1计算功能163可以将基于距离和形状的得分(score)最高的气泡识别为从第 $n-1$ 帧移动了的气泡。

[0083] 另外,也可以是,即使在探索范围中只存在一个气泡的情况下,也进行将第 $n-1$ 帧与第 n 帧的气泡的形状加以比较的处理。该情况下,在类似度低的(小于规定的阈值)的情况下,将两者识别为是不同的气泡。该情况下,第1计算功能163将第 $n-1$ 帧的气泡识别为是消失的气泡,将第 n 帧的气泡识别为是新出现的气泡。

[0084] 接下来,第1计算功能163基于当前的帧中的造影剂的位置、和之前的帧中的造影剂的位置,计算表示造影剂的移动的矢量。例如,第1计算功能163针对从 $n-1$ 帧到 n 帧持续被分配了气泡ID的气泡计算矢量(vector)。

[0085] 在图4所示的例子中,气泡ID“2”以及“3”的气泡是从 $n-1$ 帧到 n 帧持续被分配了气泡ID的气泡。该情况下,第1计算功能163计算在图4的右图中以位置P2为起点且以第 n 帧的气泡ID“2”的位置为终点的矢量V1。这里,矢量V1表示气泡移动的朝向、和气泡移动的移动速度。这里,气泡的移动速度通过将起点与终点之间的距离转换为实际空间中的长度(间距尺寸(pitch size))并除以帧间隔来计算。对于气泡ID“3”也同样,第1计算功能163计算以位置P3为起点且以第 n 帧的气泡ID“3”的位置为终点的矢量V2。即,第1计算功能163根据第1时相与第2时相之间的时相差以及矢量在实际空间中的长度来计算造影剂的移动速度。

[0086] 这样,第1计算功能163计算出表示气泡的移动的矢量。即,作为取得部的第1计算功能163通过追踪时间序列的图像各自中的气泡的位置,来计算表示气泡的移动的矢量。此外,上述的说明只是一个例子,第1计算功能163的处理并不限于此。例如,在上述的说明中,说明了使用相邻的2个帧间的气泡的位置的位移(距离)来计算矢量的情况,但实施方式并不限于此。例如,第1计算功能163也可以使用任意两个时相间的气泡的位移来计算矢

量。此外,关于计算表示气泡的移动的矢量的处理,也能够应用日本特开2018-015155所公开的所有的处理。

[0087] 另外,在上述的说明中,说明了计算矢量作为移动体的活动信息的情况,但实施方式并不限于此。例如,第1计算功能163能够计算速度、位移、移动方向、以及到达时间中的至少一个作为移动体的活动信息。这里,位移表示任意两个时相间的气泡的移动体的移动量(距离)。另外,速度表示任意的每单位时间(例如1帧、1秒等)的位移。另外,移动方向表示以任意的方向(图像上的铅垂上方向等)为基准的角度。另外,到达时间表示以任意的时相为基准的气泡的检测时间。例如,到达时间是从拍摄开始时刻到检测出各气泡的时刻为止的时间。另外,例如到达时间是以各气泡最初被检测到的时刻为基准时相而从该基准时相起的经过时间。换言之,活动信息包括与对于扫描区域的超声波的扫描方向不同的方向的成分。例如,活动信息包括各个气泡的移动方向。

[0088] 例如,在上述的说明中,例示了在造影图像数据上计算矢量的情况,但并不限于将造影图像数据显示于显示器103。即,第1计算功能163的处理也可以不将造影图像数据显示于显示器103,而能够作为处理电路160的内部处理执行。

[0089] 第2计算功能164针对扫描区域内的至少一部分,计算与移动体的活动信息有关的2阶以上的矩(moment)。例如,第2计算功能164在由操作者指定的点(位置),计算帧方向(时间方向)上的气泡的速度的离散值。其中,时间方向上的气泡的速度的离散值是与移动体的活动信息有关的2阶以上的矩(二维以上的矩)的一个例子。另外,第2计算功能164是取得2阶以上的矩的取得部的一个例子。

[0090] 图5、图6、图7A、以及图7B是用于对第1实施方式涉及的第2计算功能164的处理进行说明的图。图5中例示了从第n帧到第n+k帧为止的时间序列的图像。图6中例示了对存在气泡的帧进行检测的处理。图7A中例示了在包含于静脉的坐标(X1,Y1)中检测出的气泡的矢量。图7B中例示了在包含于动脉的坐标(X2,Y2)中检测出的气泡的矢量。其中,在坐标(X1,Y1)中检测出的气泡向图7A中的右方向移动。另外,在坐标(X2,Y2)中检测出的气泡向图7B中的左方向移动。

[0091] 如图5所示,第2计算功能164例如针对坐标(X1,Y1),计算从第n帧到第n+k帧为止的区间中的气泡的速度的离散值。这里,并不限于在第n帧到第n+k帧之间的全部帧中在坐标(X1,Y1)存在气泡。因此,第2计算功能164在第n帧到第n+k帧之间的坐标(X1,Y1)中,检测存在气泡的帧。其中,k为自然数。

[0092] 如图6所示,例如,第2计算功能164将由确定功能161确定了气泡的位置的造影图像数据中的、从第n帧到第n+k帧的区间所包含的k+1张图像作为处理对象,对在坐标(X1,Y1)存在气泡的帧进行检测。在图6所示的例子中,第2计算功能检测出 t_A 、 t_B 、 t_C 这3个帧作为在坐标(X1,Y1)存在气泡的帧。其中,在图6中,横轴对应于时间方向。另外, t_A 、 t_B 、 t_C 是满足“ $n < t_A < t_B < t_C < n+k$ ”的数。

[0093] 如图7A所示,在 t_A 、 t_B 、 t_C 这3个帧的图像的坐标(X1,Y1)检测到气泡。这里,在图7A中,箭头表示箭头的中心位置处的气泡的矢量。具体而言,箭头的方向对应于矢量的方向,箭头的长度对应于矢量的位移(移动量)。

[0094] 例如,第2计算功能164将在 t_A 、 t_B 、 t_C 这3个帧检测到的3个气泡的活动信息作为处理对象,使用下述的式(1)来计算离散值。在式(1)中, σ^2 表示离散值。另外, $V(t)$ 表示气泡的

速度。 t 表示时间。 μ 表示平均速度。在图7A的例中, μ 表示在 t_A 、 t_B 、 t_C 这3个帧中检测到的3个气泡的速度的平均值。 N 表示样本数。在图7A的例中, N 为3。 s 表示开始点的时刻。 e 表示结束点的时刻。

[0095] 【数学式1】

$$\sigma^2 = \frac{1}{N} \int_{t=s}^e (|v(t)| - \mu)^2 dt = \frac{1}{N} \sum_{t=s}^e (|v(t)| - \mu)^2 dt \quad \cdots (1)$$

[0097] 这里,已知静脉由于难以受到搏动的影响,所以气泡以大体恒定的速度移动。因此,在图7A的例子中,在 t_A 、 t_B 、 t_C 这3个帧中检测到的气泡以相同程度的速度移动。

[0098] 另一方面,已知动脉由于受到搏动的影响,所以血流(即,气泡)的速度发生变化。因此,如图7B所示,在包含于动脉的坐标(X_2, Y_2)中检测出的气泡以相互不同的速度移动。具体而言,在 t_E 帧中检测出的气泡以比在 t_D 、 t_F 这两个帧中检测出的气泡快的速度移动。其中,由于对 t_D 、 t_E 、 t_F 这3个帧进行检测的处理的说明与图5以及图6相同,所以省略说明。

[0099] 即,第2计算功能164针对在静脉中检测出的气泡,计算比在动脉中检测出的气泡低的离散值。另外,第2计算功能164针对在动脉中检测出的气泡,计算比在静脉中检测出的气泡高的离散值。

[0100] 这样,第2计算功能164在由操作者指定的点(位置),计算帧方向(时间方向)上的气泡的速度的离散值。此外,上述的说明只是一个例子,第2计算功能164的处理并不限于此。例如,第2计算功能164所使用的公式并不限于上述的式(1)。对于第2计算功能164使用的其他公式,将作为变形例而后述。

[0101] 另外,在上述的说明中,说明了在由操作者指定的点(位置)计算气泡的速度的离散值的情况,但实施方式并不限于此。例如,第2计算功能164也能够针对扫描区域内的关心区域内的各位置,计算2阶以上的矩。例如,关心区域由操作者设定在扫描区域内。

[0102] 显示控制功能165输出由第2计算功能164计算出的信息。例如,显示控制功能165使显示器103显示由具有表示2阶以上的矩的像素值的像素构成的第2图像。该情况下,图像生成电路130生成由具有表示2阶以上的矩的像素值的像素构成的第2图像。

[0103] 图8A以及图8B是用于对第1实施方式涉及的显示控制功能165的处理进行说明的图。图8A中例示了对各坐标分配了与各坐标中的离散值对应的像素值的图像。图8B中例示了对各坐标分配了与各坐标中的方向对应的像素值的图像。其中,图8A以及图8B所例示的图像是第2图像的一个例子。

[0104] 在图8A所示的例子中,图像生成电路130生成对各坐标分配了与在各坐标中计算出的离散值对应的像素值的图像。而且,显示控制功能165将由图像生成电路130生成的图像与离散值的颜色标尺一并显示。离散值的颜色标尺(图8A的右图)是表示与离散值的变化对应的像素值的变化标尺。

[0105] 这里,在图8A中,对包含于静脉的坐标(X_1, Y_1),计算出比坐标(X_2, Y_2)低的离散值。因此,对坐标(X_1, Y_1)分配了与比坐标(X_2, Y_2)低的离散值对应的像素值。另外,对包含于动脉的坐标(X_2, Y_2),计算出比坐标(X_1, Y_1)高的离散值。因此,对坐标(X_2, Y_2)分配了与比坐标(X_1, Y_1)高的离散值对应的像素值。

[0106] 在图8B所示的例子中,图像生成电路130生成针对各坐标分配了与各坐标中的矢

量的方向对应的像素值的图像。而且,显示控制功能165将由图像生成电路130生成的图像与方向的颜色标尺一并显示。方向的颜色标尺(图8B的右图)是从圆的中心向圆内的各位置分配了与360度的各方向对应的像素值的标尺。具体而言,在方向的颜色标尺中,例如对右方向分配了深的像素值,对左方向分配了明亮的像素值。

[0107] 这里,在图8B中,在坐标(X1,Y1)中检测出的气泡向图中的右方向移动。因此,对坐标(X1,Y1)分配了比坐标(X2,Y2)浓的像素值。另外,在坐标(X2,Y2)中检测出的气泡向图中的左方向移动。因此,对坐标(X2,Y2)分配了比坐标(X1,Y1)明亮的像素值。

[0108] 这样,显示控制功能165使显示器103显示对各坐标分配了与离散值或者方向对应的像素值的图像。此外,并不局限于离散值以及方向,显示控制功能165也能够显示被分配了与由第2计算功能164计算出的任何参数对应的像素值的图像。

[0109] 另外,在上述的说明中,说明了对由操作者指定的点(位置)分配了与离散值(或者方向)对应的像素值的情况,但实施方式并不限于此。例如,显示控制功能165也能够针对扫描区域内的关心区域内的各位置,显示被分配了与各位置的参数对应的像素值的图像(参数化(parametric)图像)。

[0110] 另外,在上述的说明中,例示了将第2计算功能164的计算结果作为图像进行输出的情况,但实施方式并不限于此。例如,显示控制功能165也可以将第2计算功能164的计算结果作为数值(文本(text)数据)来输出。另外,显示控制功能165输出信息的输出目的地并不局限于显示器103,例如也可以是存储介质或其他的信息处理装置等。

[0111] 另外,并不限于图8A以及图8B的颜色标尺(color scale)。例如,显示控制功能165也可以使用表示离散值以及方向的圆形的颜色标尺来进行显示。该圆形的颜色标尺是被分配了与矢量的方向对应的颜色、和与离散值对应的浓淡的标尺。即,关于矢量的方向,从圆的中心向圆内的各位置分配与360度的各方向对应的颜色(色彩)。另外,关于离散值,以越是圆的中心则越浓、越是圆的外周则越淡的方式,对圆内的各位置分配与离散值的高低对应的浓淡。

[0112] 另外,例如,显示控制功能165可以用线来表示已跟踪的气泡的轨迹,针对该线上的各点分配与离散值对应的像素值。

[0113] 图9是用于对第1实施方式涉及的超声波诊断装置1中的处理步骤进行说明的流程图。图9所示的处理步骤例如在从操作者接收到显示请求的情况下开始。

[0114] 如图9所示,例如若输入装置102从操作者接收到显示请求(步骤(step)S101肯定),则处理电路160开始步骤S102以后的处理。此外,在接收到显示请求之前(步骤S101否定),处理电路160不开始以下的处理而处于待机状态。

[0115] 若受理了显示要求,则收发电路110拍摄医用图像(步骤S102)。例如,收发电路110通过处理电路160的控制,使超声波探头101执行用于拍摄超声波图像数据的超声波扫描。而且,信号处理电路120以及图像生成电路130使用由收发电路110收集到的反射波数据,实时地拍摄造影图像数据以及组织图像数据。

[0116] 接着,确定功能161对组织的活动进行修正(步骤S103)。例如,确定功能161计算用于使第n+k帧的组织图像数据的坐标系与第n+k-1帧的组织图像数据的坐标系一致的修正量。而且,确定功能161使用计算出的修正量,来修正第n+k帧的造影图像数据的坐标系。另外,确定功能161将基于固定位置的高次谐波成分除去。例如,确定功能161针对修正了组织

的活动后的造影图像数据,基于帧方向的信号的统计上的处理,来除去基于固定位置的高次谐波成分。

[0117] 然后,确定功能161确定造影剂(气泡)的位置(步骤S104)。例如,确定功能161通过生成将基于固定位置的高次谐波成分除去后的造影图像数据,来确定气泡位置。

[0118] 然后,设定功能162基于之前的帧的造影剂的位置,对当前的帧设定探索范围(步骤S105)。例如,设定功能162基于第 $n+k-1$ 帧的气泡位置,对第 $n+k$ 帧的造影图像数据设定探索范围。

[0119] 然后,第1计算功能163基于探索范围内的造影剂的位置、和之前的帧的造影剂的位置,来计算表示造影剂的移动的矢量(步骤S106)。例如,第1计算功能163针对从 $n+k-1$ 帧到 $n+k$ 帧被持续分配了气泡ID的气泡,计算矢量。

[0120] 然后,第2计算功能164基于计算出的矢量,来计算各位置处的离散值(步骤S107)。例如,第2计算功能164针对由操作者指定的点(或者范围),计算从第 n 帧到第 $n+k$ 帧的帧方向上的气泡的速度的离散值。

[0121] 然后,图像生成电路130生成基于离散值的参数化图像(步骤S108)。例如,图像生成电路130通过对各位置分配与由第2计算功能164计算出的各位置的离散值对应的像素值,来生成参数化图像。

[0122] 然后,显示控制功能165显示参数化图像(步骤S109)。例如,显示控制功能165使显示器103显示由图像生成电路130生成的参数化图像。然后,处理电路160结束图9的处理步骤。

[0123] 此外,上述的说明只是一个例子,实施方式并不限于此。例如,步骤S103的处理可以不必一定被执行。另外,在使用拍摄完毕的超声波图像数据而事后进行处理的情况下,不执行步骤S102的拍摄医用图像的处理。

[0124] 如上述那样,在第1实施方式涉及的超声波诊断装置1中,图像生成电路130基于针对扫描区域的扫描的结果,来生成时间序列的图像。而且,确定功能161针对时间序列的图像分别确定出扫描区域所包含的移动体的位置。而且,第1计算功能163基于移动体的位置来计算移动体的活动信息。第2计算功能164针对扫描区域内的至少一部分,计算与移动体的活动信息有关的2阶以上的矩。据此,超声波诊断装置1能够准确地评价血流的动态。

[0125] 例如,第1实施方式涉及的超声波诊断装置1与整体扫描血管的以往的造影回波法、MFI(Micro Flow Imaging)不同,跟踪作为造影剂而使用的气泡的每一个。由此,超声波诊断装置1能够将作为造影剂的气泡流动的朝向以及移动速度作为矢量而定量地显示。

[0126] 另外,例如,超声波诊断装置1通过计算时间方向上的气泡的速度的离散值,能够容易地区别动脉和静脉。这利用了动脉的血流因搏动的影响而显现时间方向上的速度变化,而静脉的血流难以受到搏动的影响而以大体恒定的速度流动这一现象。操作者通过阅览基于气泡的移动速度的离散值的参数化图像,能够容易地判别扫描区域内的动脉和静脉。

[0127] 根据以上内容,超声波诊断装置1能够不依赖于医院、医生而稳定地评价血流的动态。特别是,超声波诊断装置1能够针对同一患者、同一部位实现定量的持续观察(日语:経過観察)。

[0128] 此外,在第1实施方式中,说明了第2计算功能164使用式(1)来计算时间方向上的

气泡的速度的离散值的情况,但实施方式并不限于于此。因此,以下对第2计算功能164中的处理的变形例进行说明。

[0129] (第1实施方式的变形例1)

[0130] 例如,在上述的式(1)中,说明了第2计算功能164使用气泡的速度 $V(t)$ 来计算时间方向的离散值的情况,但并不限于于此。例如,也可以如下述的式(2)所示,将式(1)作为矢量记载。

[0131] 【数学式2】

$$[0132] \quad \sigma^2 = \frac{1}{N} \int_{t=s}^e (|\vec{v}(t)| - \mu)^2 dt = \frac{1}{N} \sum_{t=s}^e (|\vec{v}(t)| - \mu)^2 dt \quad \dots (2)$$

[0133] 在式(2)中, $V(t)$ (V 带箭头)对应于表示气泡的移动的矢量。第2计算功能164能够使用式(2)来计算时间方向上的气泡的矢量的离散值。

[0134] (第1实施方式的变形例2)

[0135] 另外,例如在上述的式(1)中,说明了计算作为二维矩的离散值的情况,但并不限于于此。例如,第2计算功能164能够如下述的式(3)所示那样计算 n 阶矩。

[0136] 【数学式3】

[0137]

$$\sigma^n = \frac{1}{N} \int_{t=s}^e (|v(t)| - \mu)^n dt = \frac{1}{N} \sum_{t=s}^e (|v(t)| - \mu)^n dt \quad \dots (3)$$

[0138] 在式(3)中, n 为维数(是与上述的表示帧编号的“ n ”不同的值)。例如,如果式(3)的 n 为“3(三维)”则第2计算功能164计算“偏度”,如果为“4(四维)”则第2计算功能164计算“峰度”。

[0139] (第1实施方式的变形例3)

[0140] 另外,在上述的式(1)~(3)中,说明了计算平均值周围的2阶以上的矩(n 阶矩)的情况,但并不限于于此。例如,第2计算功能164能够如下述的式(4)所示,计算原点周围的 n 阶矩。

[0141] 【数学式4】

$$[0142] \quad \sigma^n = \frac{1}{N} \int_{t=s}^e |v(t)|^n dt = \frac{1}{N} \sum_{t=s}^e |v(t)|^n dt \quad \dots (4)$$

[0143] 在式(4)中,原点为“0”。此外,并不局限于平均值或原点,第2计算功能164能够计算任意值(例如,中央值)周围的 n 阶矩。即,第2计算功能164也能够计算气泡的活动信息的平均值、中央值、或者原点周围的2阶以上的矩。

[0144] (第1实施方式的变形例4)

[0145] 另外,在上述的说明中,说明了计算时间方向上的2阶以上的矩(n 阶矩)的情况,但并不限于于此。例如,第2计算功能164也可以如下述的式(5)所示,计算空间方向上的2阶以上的矩(n 阶矩)。

[0146] 【数学式5】

$$[0147] \quad \sigma^n = \frac{1}{N} \int_x^e \int_y^e (|v(x, y)| - \mu)^n dx dy = \frac{1}{N} \sum_x^e \sum_y^e (|v(x, y)| - \mu)^n dx dy \quad \dots (5)$$

[0148] 在式(5)中,x对应于图像空间中的横向。Y对应于图像空间中的纵向。

[0149] 图10是用于对第1实施方式的变形例涉及的第2计算功能164的处理进行说明的图。如图10所示,第2计算功能164使用以坐标(X1,Y1)为中心的3×3的区域r1,来计算空间方向上的n阶矩。

[0150] 这里,由于动脉的血流因搏动的影响而速度变化大,所以即使在某一时刻(一个时相)观察,多个气泡间的速度的偏差也比静脉的血流大。因此,第2计算功能164计算空间方向上的离散值。

[0151] 其中,图10只是一个例子,并不限于此。例如,第2计算功能164能够针对坐标(X2,Y2),也使用以坐标(X2,Y2)为中心的3×3的区域r2来计算空间方向上的n阶矩。另外,区域r1、r2的大小并不局限于3×3,能够设定任意的大小。另外,区域r1、r2的中心可以不必一定与处理对象的坐标一致。

[0152] (第1实施方式的变形例5)

[0153] 另外,例如,第2计算功能164可以如下述的式(6)所示,计算时空方向(时间方向以及空间方向)上的2阶以上的矩(n阶矩)。

[0154] 【数学式6】

[0155]

$$\sigma^n = \frac{1}{N} \int_x^e \int_y^e \int_t^e (|v(x, y, t)| - \mu)^n dt dx dy = \frac{1}{N} \sum_x^e \sum_y^e \sum_t^e (|v(x, y, t)| - \mu)^n dt dx dy \quad \dots (6)$$

[0156] 图11是用于对第1实施方式的变形例涉及的第2计算功能164的处理进行说明的图。如图11所示,第2计算功能164使用以坐标(X1,Y1)为中心的3×3的区域r1,来计算时空方向上的n阶矩。

[0157] 例如,第2计算功能164使用式(6)来计算时间方向以及空间方向上的平均值周围的n阶矩。无论是在时间方向上,还是在空间方向上,由于都计算出动脉的血流比静脉的血流大的值,所以对于时空方向上的n阶矩也计算出动脉的血流比静脉的血流大的值。即,第2计算功能164计算出时间的、空间的、或者时空的离散值作为2阶以上的矩。

[0158] 此外,图11只是一个例子,并不限于此。例如,区域r1的大小并不局限于3×3,能够设定任意的大小。另外,区域r1的中心可以不必一定与处理对象的坐标(X1,Y1)一致。

[0159] (第1实施方式的变形例6)

[0160] 另外,例如,第2计算功能164可以在计算出空间方向上的平均值之后,使用计算出的平均值来计算时间方向上的离散值。

[0161] 使用图11,对第1实施方式的变形例6涉及的第2计算功能164的处理进行说明。例如,第2计算功能164针对从第n帧到第n+k帧的各帧,设定以坐标(X1,Y1)为中心的3×3的区域r1。而且,第2计算功能164在各帧中计算区域r1所包含的气泡的速度的平均值。而且,第2计算功能164在从第n帧到第n+k帧的帧方向上,计算所计算出的平均值的时间方向上的离散值。

[0162] 这样,第2计算功能164可以在计算出空间方向上的平均值之后,使用计算出的平均值来计算时间方向上的离散值。

[0163] (第1实施方式的变形例7)

[0164] 另外,例如,第2计算功能164能够针对由第1计算功能163计算出的任意的参数,计算任意值周围的n阶矩。例如,第2计算功能164能够计算气泡的移动方向的平均值周围的离散值。

[0165] 图12是用于对第1实施方式的变形例涉及的第2计算功能164的处理进行说明的图。图12是对于第n帧到第n+k帧的区间中的3个气泡的矢量而言将原点位置统一图示的图。在图12中,例如, V_A 表示在 t_A 帧中检测到的气泡的矢量。 V_B 表示在 t_B 帧中检测到的气泡的矢量。 V_C 表示在 t_C 帧中检测到的气泡的矢量。

[0166] 如图12所示,第2计算功能164计算3个矢量 V_A 、 V_B 、 V_C 的平均矢量 V' 。而且,第2计算功能164将平均矢量 V' 所表示的方向作为基准来计算移动方向的离散值。具体而言,第2计算功能164计算作为基准的平均矢量 V' 与3个矢量 V_A 、 V_B 、 V_C 分别所成的角 θ_1 、 θ_2 、 θ_3 。而且,第2计算功能164计算出角 θ_1 、 θ_2 、 θ_3 的离散值作为气泡的移动方向的离散值。

[0167] 其中,可认为血流的速度越慢则气泡的移动方向越存在偏差,血流的速度越快则气泡的移动方向越接近恒定。因此,可认为动脉的移动方向的离散值比静脉低,静脉的移动方向的离散值比动脉高。

[0168] 此外,在图12中,说明了计算移动方向的平均值周围的离散值的情况,但并不限定于此。例如,第2计算功能164能够针对由第1计算功能163计算出的任意的参数(移动体的速度、位移或者到达时间),计算任意的值周围的n阶矩。

[0169] (第2实施方式)

[0170] 在第1实施方式中,说明了在第n+k帧中计算从第n帧到第n+k帧的时间方向上的离散值的情况,但实施方式并不限定于此。例如,超声波诊断装置1也可以随着时间的经过来依次执行在第1实施方式中说明的处理。

[0171] 图13是用于对第2实施方式涉及的超声波诊断装置1的处理进行说明的图。如图13所示,例如,若生成第m帧的图像(图9的步骤S102),则超声波诊断装置1通过执行图9的步骤S103~步骤S109的处理,来计算从第m-k帧到第m帧的时间方向上的气泡的速度的离散值。其中,m以及k为自然数。

[0172] 接下来,若生成第m+1帧的图像(图9的步骤S102),则超声波诊断装置1通过执行图9的步骤S103~步骤S109的处理,来计算从第m+1-k帧到第m+1帧的时间方向上的气泡的速度的离散值。

[0173] 接着,若生成第m+2帧的图像(图9的步骤S102),则超声波诊断装置1通过执行图9的步骤S103~步骤S109的处理,来计算从第m+2-k帧到第m+2帧的时间方向上的气泡的速度的离散值。

[0174] 这样,在通过实时拍摄而伴随着时间的经过对时间序列顺序的图像(造影图像数据)依次拍摄的情况下,超声波诊断装置1将从所生成的帧到追溯一定区间为止的图像作为处理对象,反复执行图9的处理步骤。由此,超声波诊断装置1能够实时显示参数化图像。

[0175] (第3实施方式)

[0176] 另外,在上述的实施方式中,说明了通过显示参数化图像来使得操作者容易判别

动脉和静脉的情况,但实施方式并不限于此。例如,超声波诊断装置1也能够将通过离散值的二值化区别了动脉与静脉的图像提示给操作者。

[0177] 图14、图15以及图16是用于对第3实施方式涉及的超声波诊断装置1的处理进行说明的图。如图14所示,例如,第2计算功能164针对扫描区域所包含的各位置(坐标)计算离散值。而且,第2计算功能164基于各位置的离散值的直方图,来设定用于进行二值化的阈值。例如,第2计算功能164基于计算分离度为最大的阈值的判别分析法(大津的二值化),来设定图14的用虚线表示的阈值。结果,第2计算功能164将离散值比阈值高的像素组判定为动脉,将离散值比阈值低的像素组判定为静脉。其中,图14的纵轴为频度,例如是像素的数量。

[0178] 如图15所示,图像生成电路130基于2阶以上的矩和阈值来生成二值化图像。例如,图像生成电路130通过针对扫描区域中的、离散值比阈值高的像素组B1、和离散值比阈值低的像素组B2分别分配不同的像素值,来生成二值化图像。这里,离散值比阈值高的像素组B1对应于动脉。另外,离散值比阈值低的像素组B2对应于静脉。

[0179] 而且,显示控制功能165使显示器103显示由图像生成电路130生成的二值化图像。此外,例如在显示对动脉与静脉中的血流速度的经时的变化进行表示的图表(图16)的情况下,显示控制功能165能够根据第2计算功能164的判定结果而以不同的线种类(或者颜色)来显示图表。

[0180] 这样,超声波诊断装置1也能够将通过离散值的二值化而区别了动脉与静脉的图像向操作者提示。此外,并不局限于离散值,超声波诊断装置1能够使用n阶矩来生成二值化图像。

[0181] 此外,图14以及图15只是一个例子,实施方式并不限于此。例如,阈值并不局限于大津的二值化,也可以通过以往的任意判别分析法来设定。另外,阈值可以被预先设定。该情况下,优选阈值按每个拍摄部位设定。另外,阈值也可以由操作者设定任意的值。

[0182] (第4实施方式)

[0183] 另外,例如在如颈动脉等那样图像中的血流方向某种程度为已知的情况下,超声波诊断装置1也能够着眼于气泡向其血流方向的矢量的投影成分,来计算投影成分的离散值(n阶矩)。

[0184] 即,第2计算功能164计算向预先设定的方向的矢量的投影成分的2阶以上的矩。例如,第2计算功能164计算气泡向由操作者指定的方向的矢量的投影成分。而且,第2计算功能164使用计算出的投影成分来计算离散值。

[0185] 图17是用于对第4实施方式涉及的超声波诊断装置1的处理进行说明的图。如图17所示,第2计算功能164基于操作者的输入操作来设定箭头D0的方向。例如,在如颈动脉等那样图像中的血流方向某种程度已知,的情况下,操作者使用输入装置102来指定其血流方向。具体而言,操作者进行将显示于显示器103的箭头D0的方向调整为与已知的血流方向一致的输入操作。根据该输入操作,第2计算功能164对箭头D0的方向进行调整。

[0186] 接着,第2计算功能164计算位置 P_A 处的矢量 V_D 的投影成分。例如,第2计算功能164计算向调整后的箭头D0的方向的矢量 V_D 的投影成分 V_D' 。而且,第2计算功能164使用计算出的投影成分 V_D' 来计算离散值(n阶矩)。此外,由于计算离散值的处理与上述的实施方式中说明过的处理相同,所以省略说明。

[0187] 这样,超声波诊断装置1计算出向预先设定的方向的矢量的投影成分的2阶以上的

矩。由此,由于超声波诊断装置1使用沿着血流方向的方向的矢量成分来计算离散值,所以能够更准确地评价血流的动态。

[0188] (第5实施方式)

[0189] 另外,在第4实施方式中,说明了计算向由操作者指定的方向的投影成分的情况,但并不限于此。例如,超声波诊断装置1也能够根据图像推断出血流方向的基础上,计算向该血流方向的矢量的投影成分。

[0190] 即,确定功能161确定出图像中的管状部位的方向。而且,第2计算功能164计算出向确定出的方向的矢量的投影成分的2阶以上的矩。

[0191] 图18是用于对第5实施方式涉及的超声波诊断装置1的处理进行说明的图。如图18所示,在计算位置 P_B 的气泡的矢量 V_E 的情况下,确定功能161确定包括位置 P_B 的管状部位(血管)的芯线 L_0 。例如,确定功能161根据基础图像数据来检测包括位置 P_B 的管状部位的区域,通过检测出的区域的收缩处理来确定管状部位的芯线 L_0 。此外,确定芯线 L_0 的处理并不限于上述的说明,能够通过任意的手法来执行。

[0192] 而且,第2计算功能164使用芯线 L_0 来计算矢量 V_E 的投影成分 V_E' 。例如,第2计算功能164确定出最近接位置 P_B 的芯线 L_0 上的点 P_C 。而且,第2计算功能164确定经过已确定的点 P_C 的芯线 L_0 的切线 L_1 。而且,第2计算功能164计算向确定出的切线 L_1 的方向的矢量 V_E 的投影成分 V_E' 。而且,第2计算功能164使用计算出的投影成分 V_E' 来计算离散值(n 阶矩)。其中,由于计算离散值的处理与上述的实施方式中已说明的处理相同,所以省略说明。

[0193] 这样,超声波诊断装置1也能够根据图像推断出血流方向的基础上,计算向该血流方向的矢量的投影成分。由此,由于超声波诊断装置1使用沿着血流方向的方向的矢量成分来计算离散值,所以能够更准确地评价血流的动态。

[0194] (其他实施方式)

[0195] 除了上述的实施方式以外,也可以通过各种不同的方式来实施。

[0196] (直方图的显示)

[0197] 另外,例如,显示控制功能165能够显示对2阶以上的矩、移动体的速度、位移、移动方向或者到达时间的分布进行表示的直方图。

[0198] 图19是用于对其他实施方式涉及的超声波诊断装置1的处理进行说明的图。在图19中,横轴表示离散值。另外,纵轴表示频度。其中,该频度可以是对1张图像设定的关心区域内的像素数,也可以是对从第 n 帧到第 $n+k$ 帧的多张图像设定的关心区域内的像素数。

[0199] 例如,显示控制功能165使显示器103显示图19所示的直方图。这里,横轴以及纵轴能够根据操作者的指示而变更为任意的参数。即,显示控制功能165显示对2阶以上的矩、移动体的速度、位移、移动方向或者到达时间的分布进行表示的直方图(histogram)。由此,操作者能够视觉地确认各参数偏差了何种程度。

[0200] (向光超声波诊断装置的应用)

[0201] 在上述的实施方式中,说明了通过跟踪气泡来评价血流的动态的情况,但实施方式并不限于此。例如,也能够使用光超声波诊断装置将红血球图像化,并基于红血球的跟踪来评价血流的动态。其中,光超声波诊断装置是医用诊断装置的一个例子。

[0202] 例如,光超声波诊断装置通过按时间序列执行来自被400~700nm左右的波长的激光激励的物质(红血球)的光声学成像,来生成描绘出红血球的时间序列的图像。而且,光超

声波诊断装置通过针对描绘出红血球的时间序列的图像执行确定功能161、设定功能162、以及第1计算功能163涉及的处理,来计算表示红血球的移动的矢量。而且,光超声波诊断装置通过使用表示红血球的移动的矢量来执行第2计算功能164涉及的处理,从而计算出与移动体(红血球)的活动信息有关的2阶以上的矩(例如,离散值)。由此,光超声波诊断装置能够与上述的实施方式涉及的超声波诊断装置1同样地准确地评价血流的动态。

[0203] 此外,也能够通过高频率的超声波收发来使红血球图像化。因此,上述的跟踪红血球的处理并不局限于光超声波诊断装置,也能够由超声波诊断装置1执行。

[0204] (其他的医用诊断装置)

[0205] 另外,上述的实施方式涉及的处理功能并不局限于超声波诊断装置1、光超声波诊断装置,只要是能够将移动体图像化的医用诊断装置,则也能够应用于其他的医用诊断装置。例如,作为其他的医用诊断装置,可应用于X射线诊断装置、X射线CT(Computed Tomography)装置、MRI(Magnetic Resonance Imaging)装置、SPECT(Single Photon Emission Computed Tomography)装置、PET(Positron Emission computed Tomography)装置、SPECT装置与X射线CT装置一体化而成的SPECT-CT装置、PET装置与X射线CT装置一体化而成的PET-CT装置、或者它们的装置组等。

[0206] (医用图像处理装置)

[0207] 另外,在上述的实施方式中,说明了在超声波诊断装置1中拍摄超声波图像数据并且使用拍摄到的超声波图像数据来执行上述的实施方式涉及的处理的情况,但实施方式并不限于此。例如,上述的实施方式涉及的处理在不具有拍摄功能的医用图像处理装置中也能应用。

[0208] 例如,医用图像处理装置从超声波诊断装置1或者医用图像存储装置等装置取得拍摄完毕的超声波图像数据。即,医用图像处理装置具备基于针对扫描区域的扫描的结果来取得时间序列的图像的取得功能。取得功能例如被安装于医用图像处理装置的内部的处理电路。其中,取得功能是取得部的一个例子。

[0209] 而且,医用图像处理装置针对所取得的超声波图像数据执行上述的实施方式涉及的处理。即,医用图像处理装置的处理电路具有与上述的处理电路160相同的功能。例如,医用图像处理装置的处理电路具备确定功能、第1计算功能、以及第2计算功能。确定功能、第1计算功能以及第2计算功能执行与确定功能161、第1计算功能163以及第2计算功能164分别相同的处理。由此,上述的实施方式涉及的处理在医用图像处理装置中也能够应用。

[0210] (1阶矩的利用)

[0211] 另外,例如,在上述的实施方式中说明了计算2阶以上的矩的情况,但并不限于此。例如,第2计算功能164能够如下述的式(7)所示那样计算1阶矩。该1阶矩能够与2阶以上的矩同样地利用为表示某一值的偏差、或扩展的指标值。

[0212] 【数学式7】

$$[0213] \quad \sigma = \frac{1}{N} \int_{t=s}^e |v(t) - \mu| dt = \frac{1}{N} \sum_{t=s}^e |v(t) - \mu| dt \quad \dots (7)$$

[0214] 在式(7)中, σ 为1阶矩(或者,也称为标准偏差)。另外, $v(t)$ 、 t 、 μ 、 N 、 s 、以及 e 的说明

由于与上述的实施方式相同所以省略说明。

[0215] 即,作为取得部的第2计算功能164针对扫描区域内的至少一部分,取得与移动体的活动信息有关的1阶以上的矩。据此,超声波诊断装置1能够准确地评价血流的动态。

[0216] 另外,图示的各装置的各构成要素是功能概念性要素,不必一定在物理上如图示那样构成。即,各装置的分散/统一的具体方式不限于图示的方式,能够根据各种负荷、使用状况等以任意的单位将其全部或者一部分在功能或者物理上分散/统一而构成。例如,上述的图像生成电路130的功能可以被统合为处理电路160的功能。并且,对于由各装置进行的各处理功能而言,其全部或者任意的一部分可由CPU以及被该CPU解析执行的程序实现,或者可实现为基于布线逻辑(wired logic)的硬件。

[0217] 另外,也能够通过手动来进行上述的实施方式中说明的各处理中的、说明为自动进行的处理的全部或者一部分,或者,也能够通过公知的方法自动地进行说明为通过手动进行的处理的全部或者一部分。此外,对于上述说明中、附图中表示的处理步骤、控制顺序、具体的名称、包括各种数据、参数的信息,除了特别记载的情况以外能够任意变更。

[0218] 另外,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上述的实施方式中说明的图像处理方法。该图像处理程序能够经由因特网等网络进行发布。另外,该图像处理程序被记录于硬盘、软盘(FD)、CD-ROM、MO、DVD等计算机可读的记录介质,也能够通过由计算机从记录介质读出而加以执行。

[0219] 另外,在上述的实施方式以及变形例中,实时是指每当产生成为处理对象的各数据时便即时进行各处理。例如,实时显示图像的处理并不限于被检体被拍摄的时刻与图像被显示的时刻完全一致的情况,图像会因图像处理等各处理所需要的时间而被稍稍延迟显示。

[0220] 另外,在上述的实施方式以及变形例中,图像并不仅指显示于显示器103的图像。例如,图像是包括包含于该图像的各像素位置与该像素位置处的像素值建立了对应的图像数据的概念。

[0221] 根据以上说明的至少一个实施方式,能够准确地评价血流的动态。

[0222] 对本发明的几个实施方式进行了说明,但这些实施方式只是例示,并不意图限定发明的范围。这些实施方式能够通过其他方式加以实施,在不脱离发明主旨的范围,能够进行各种省略、置换、变更。这些实施方式及其变形包含在发明的范围及主旨中,同样,包含在权利要求书所记载的发明及其等同的范围中。

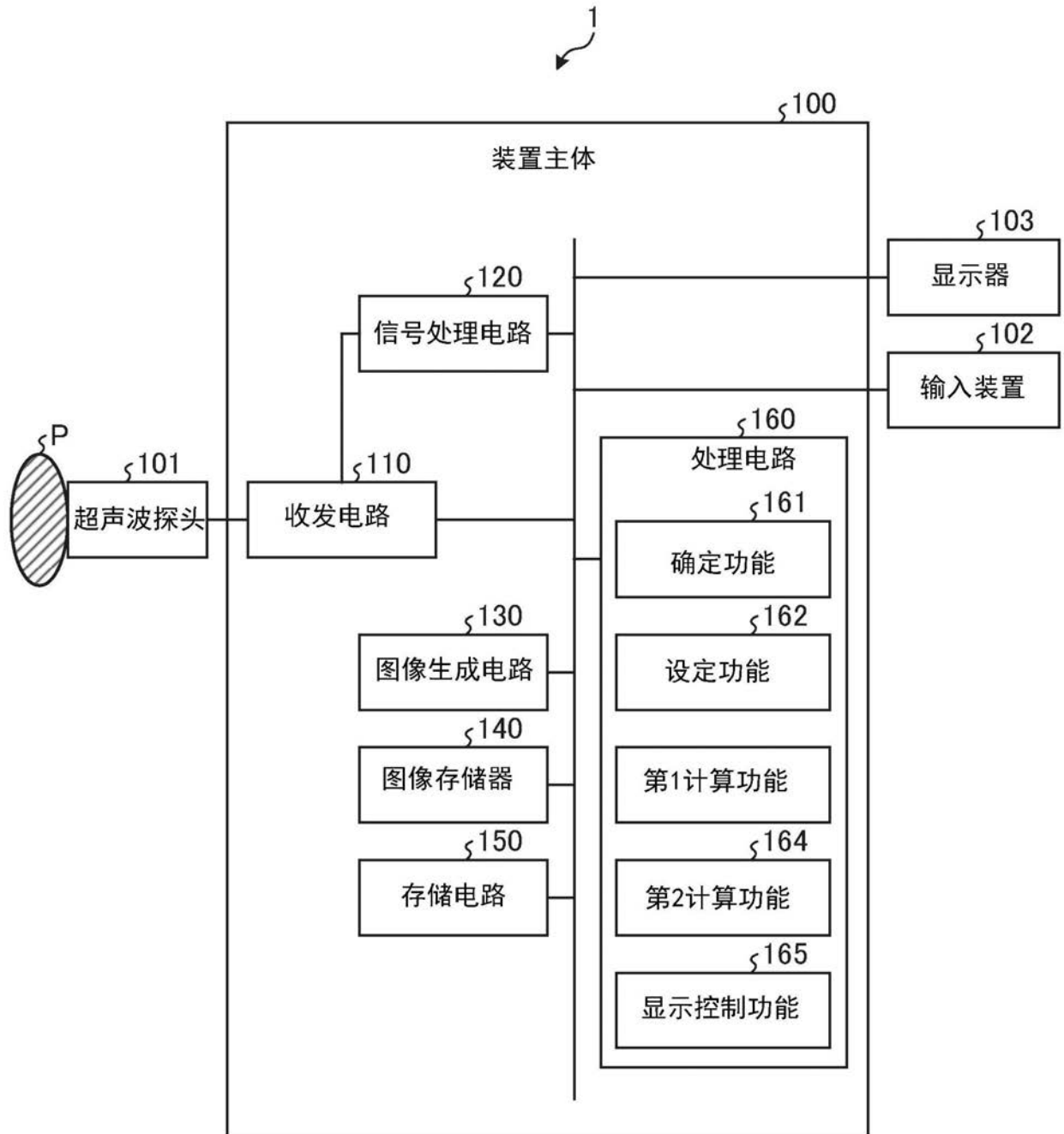


图1

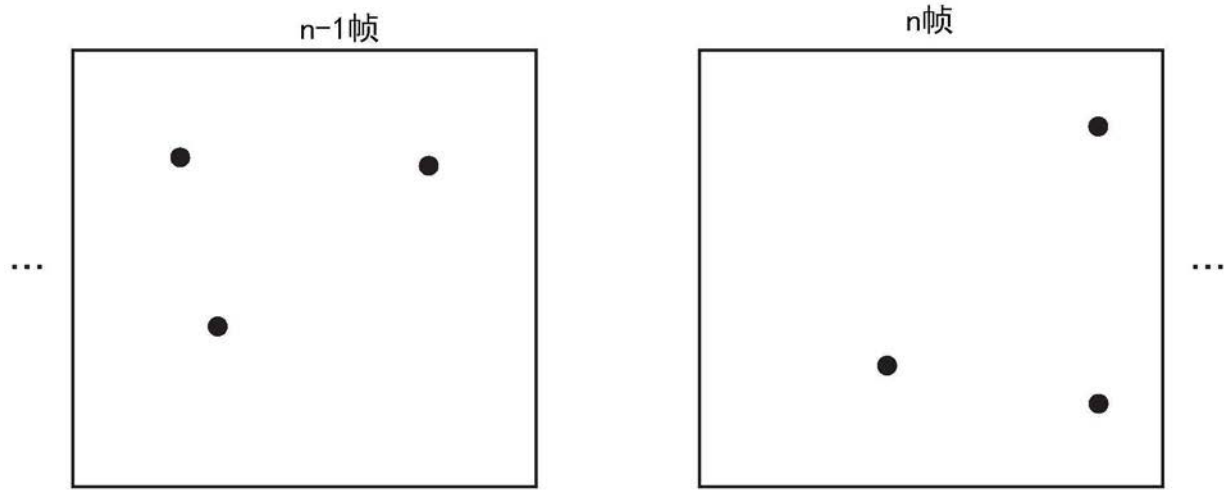


图2

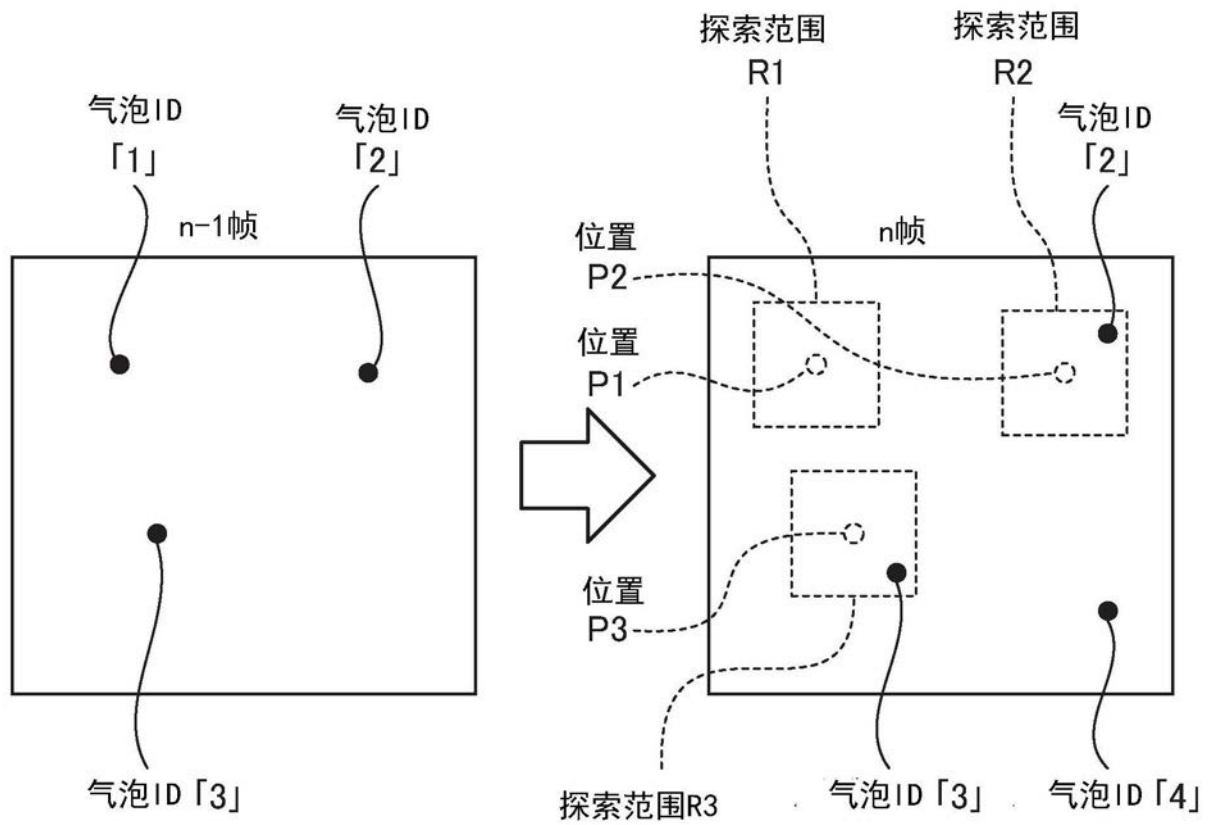


图3

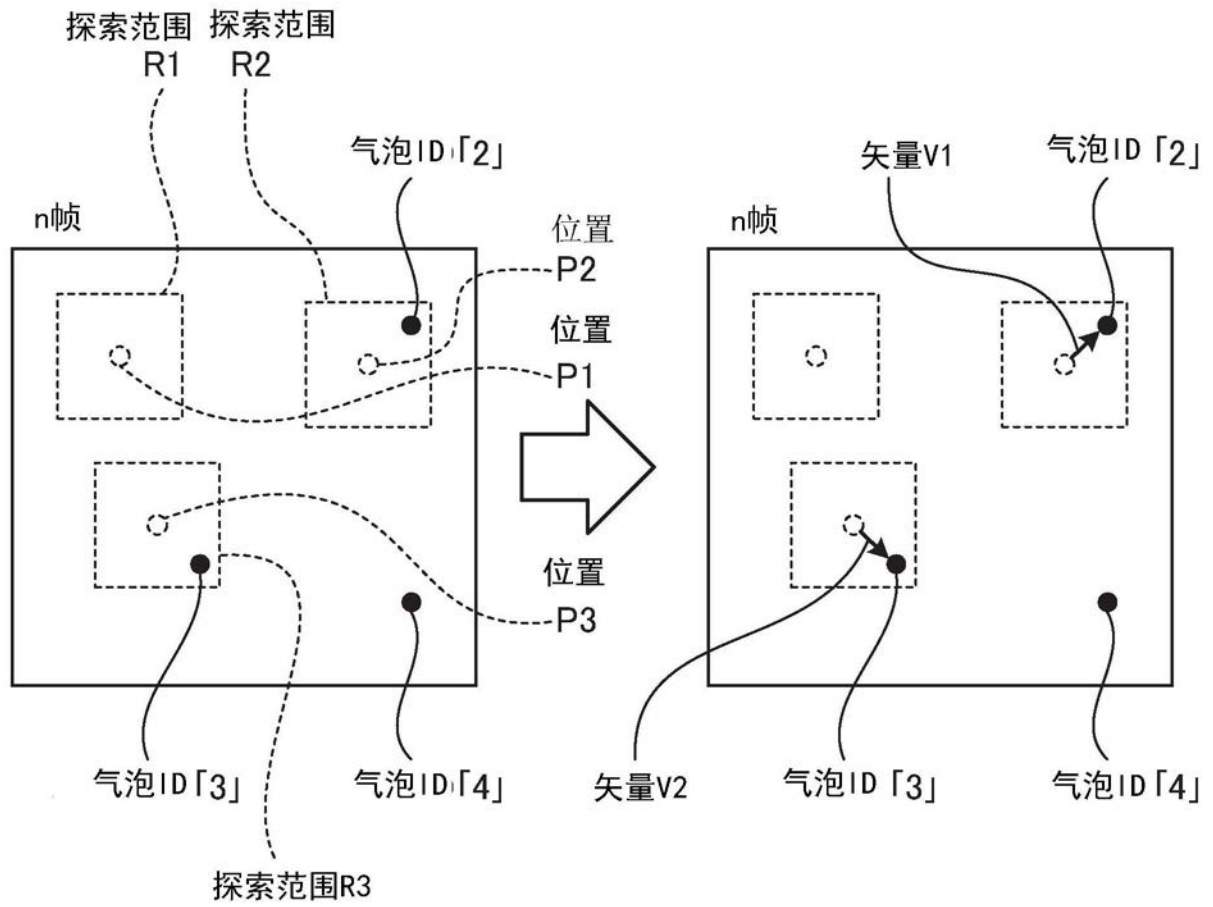


图4

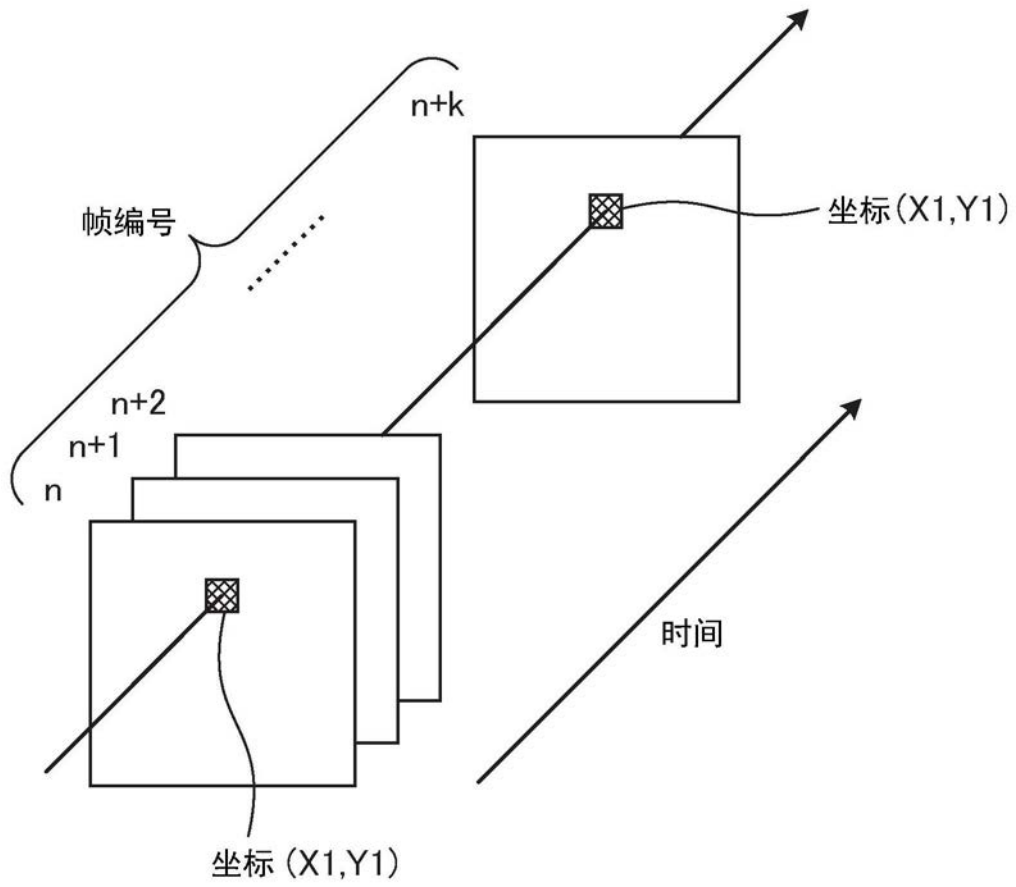


图5

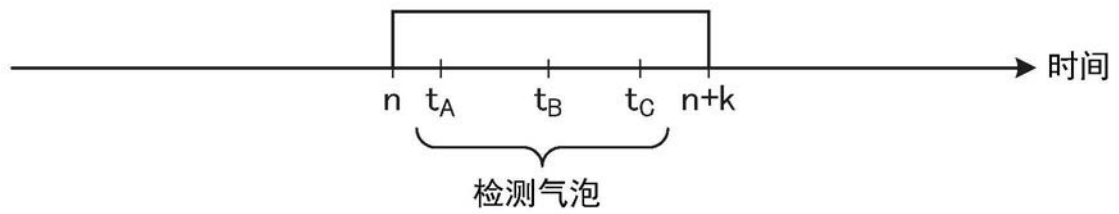


图6

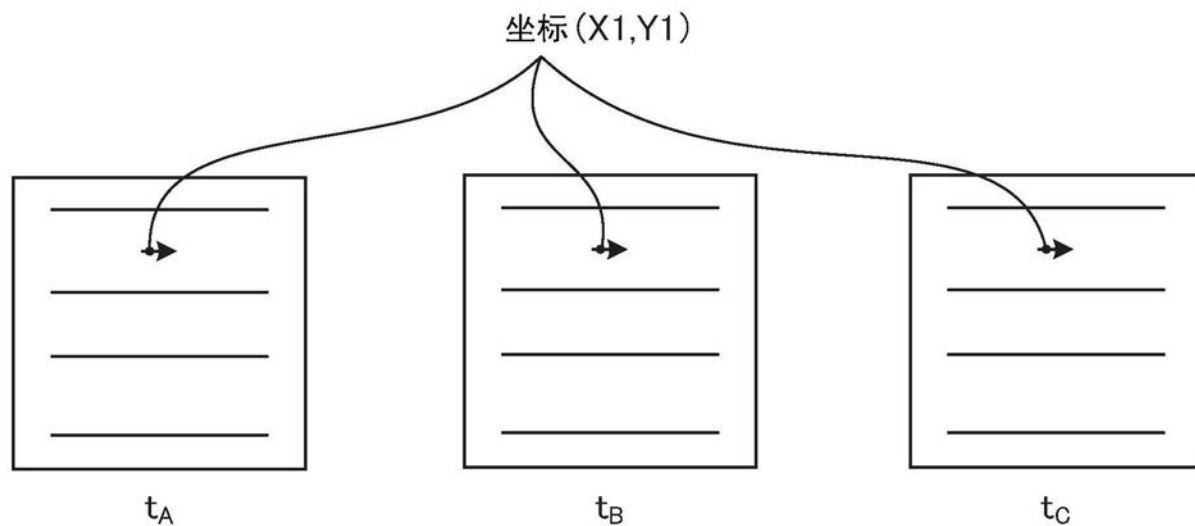


图7A

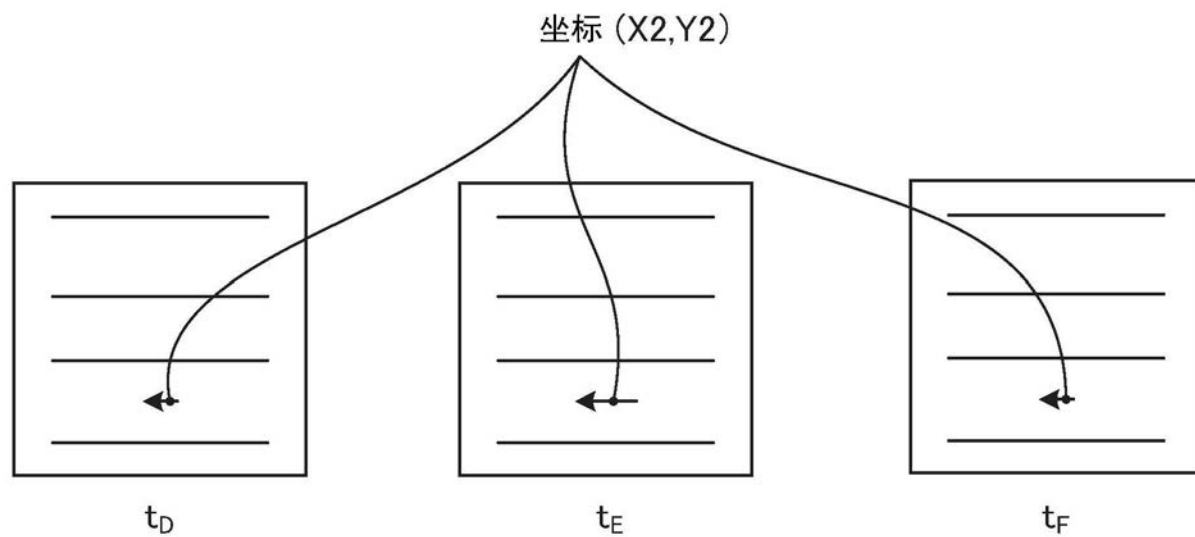


图7B

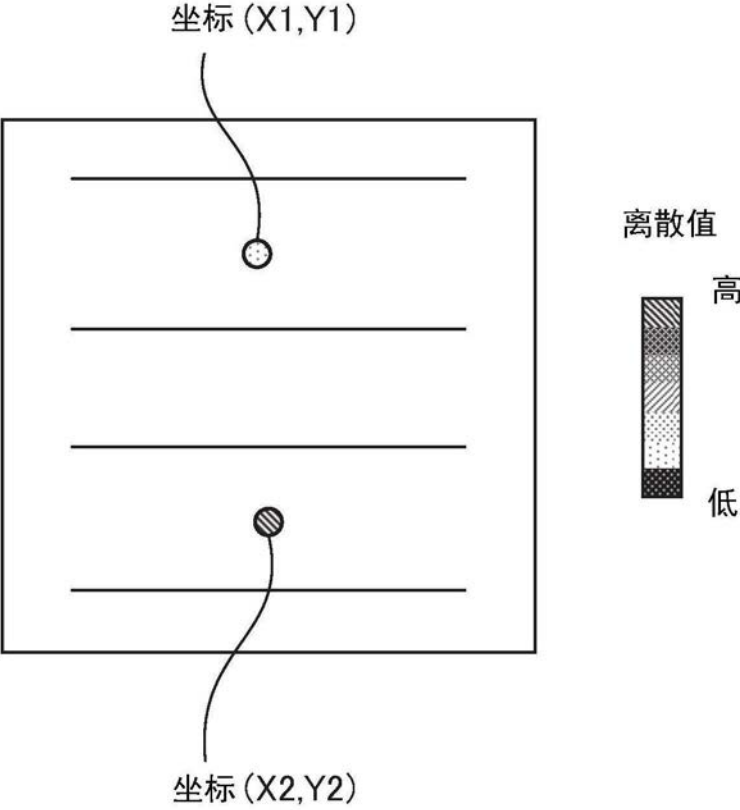


图8A

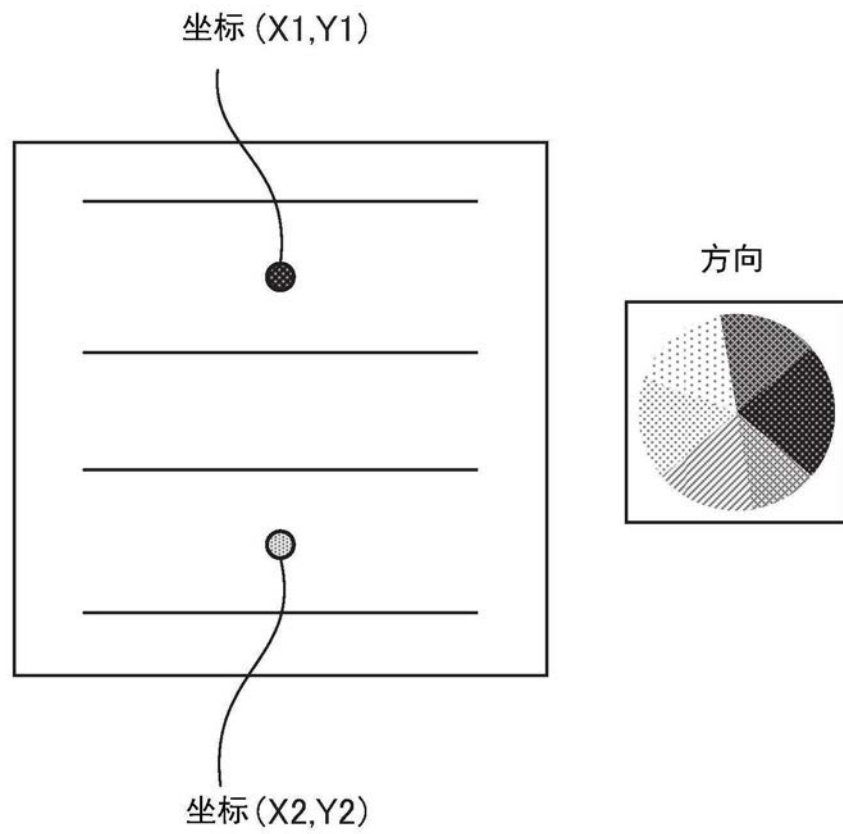


图8B

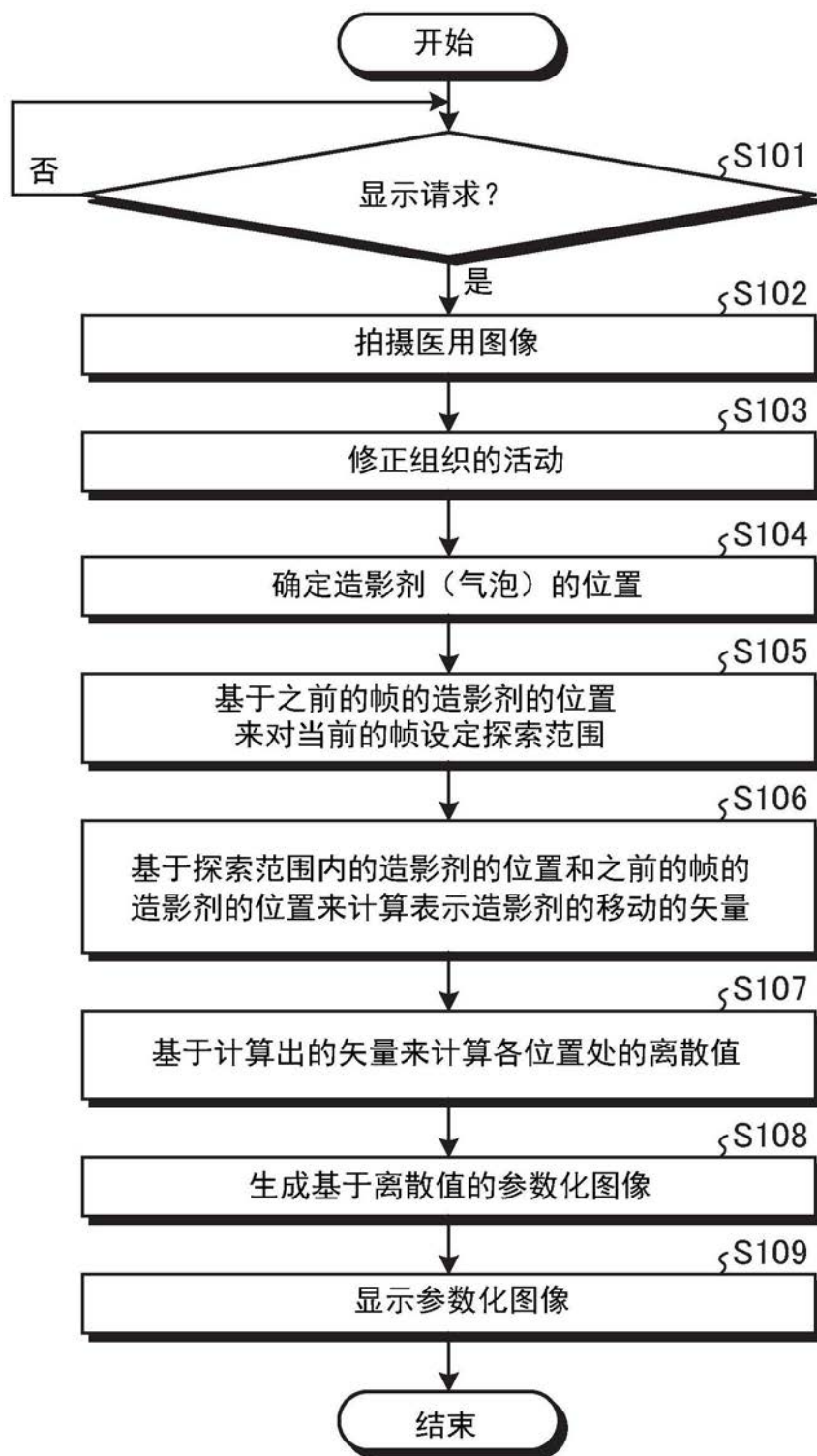


图9

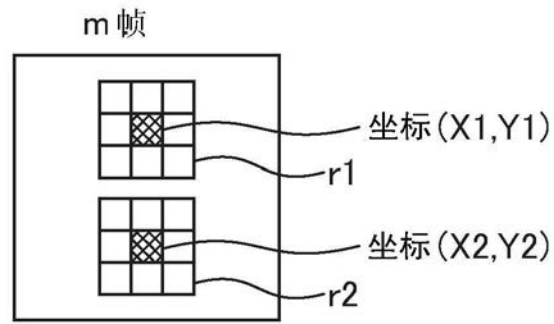


图10

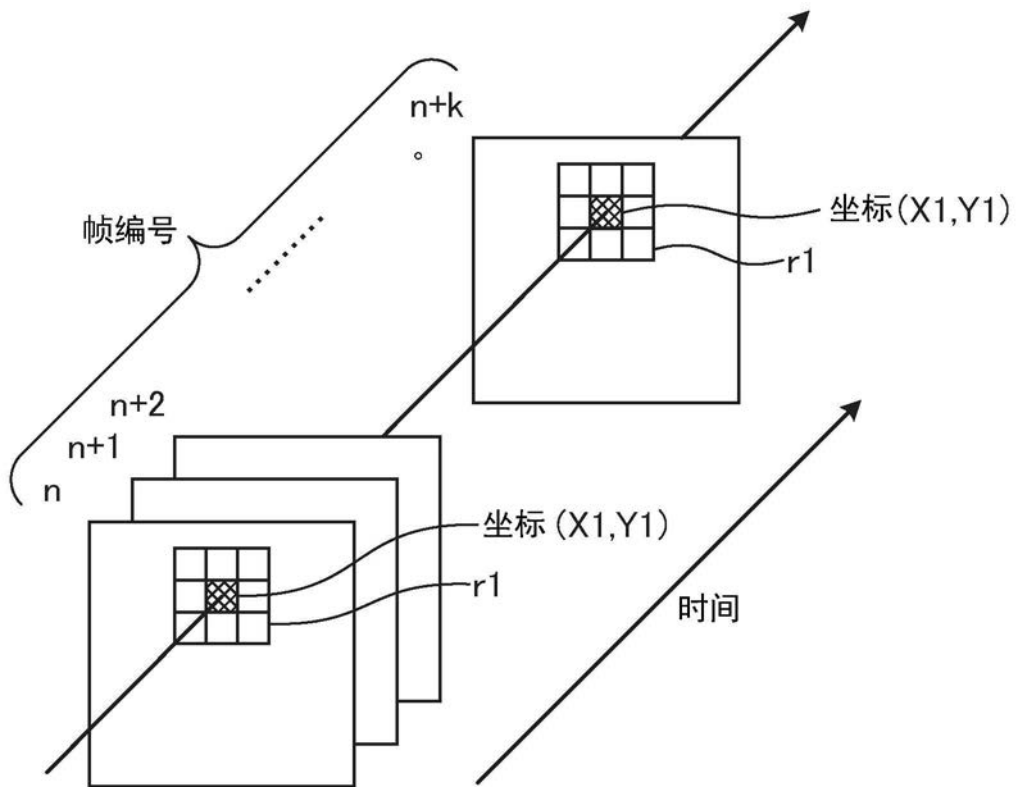


图11

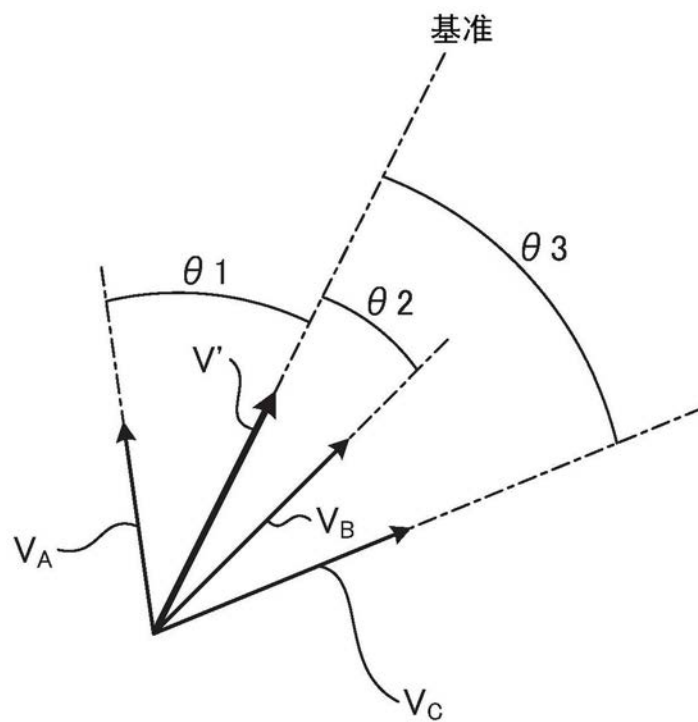


图12

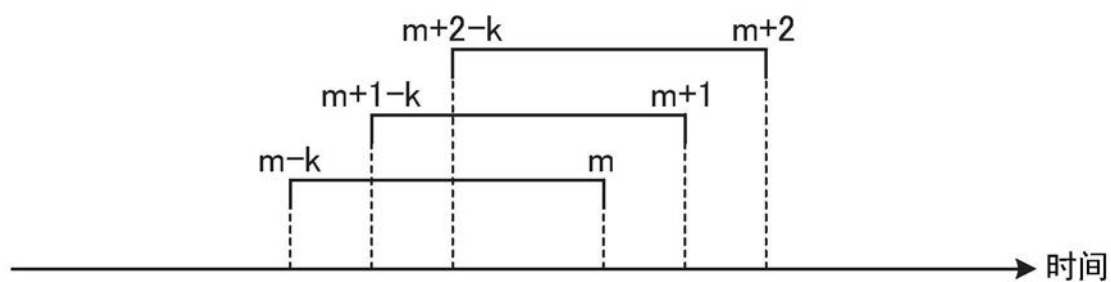


图13

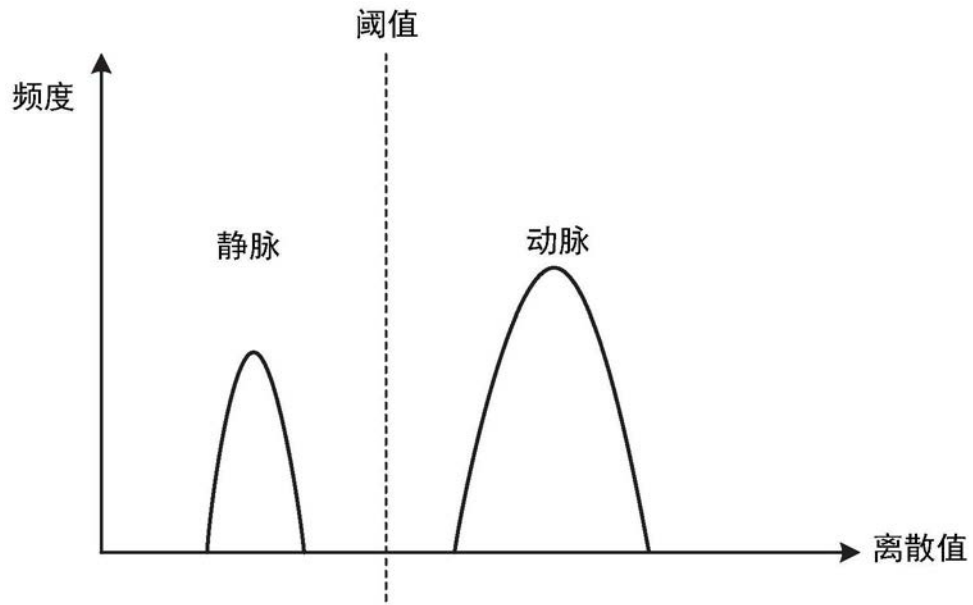


图14

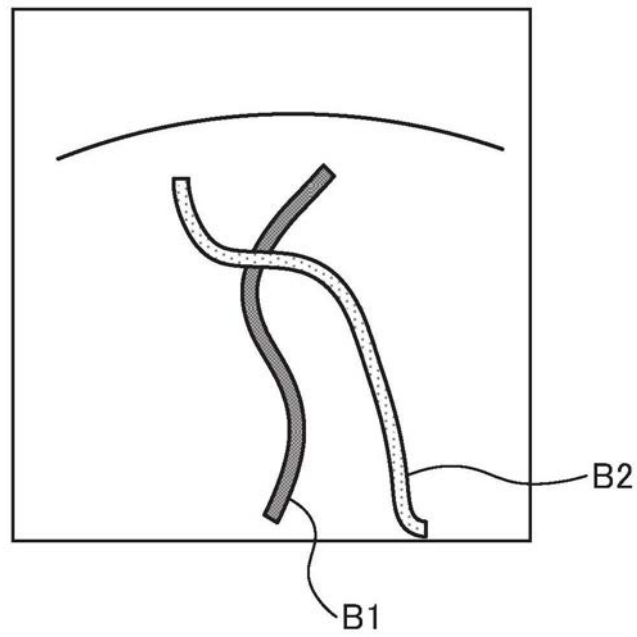


图15

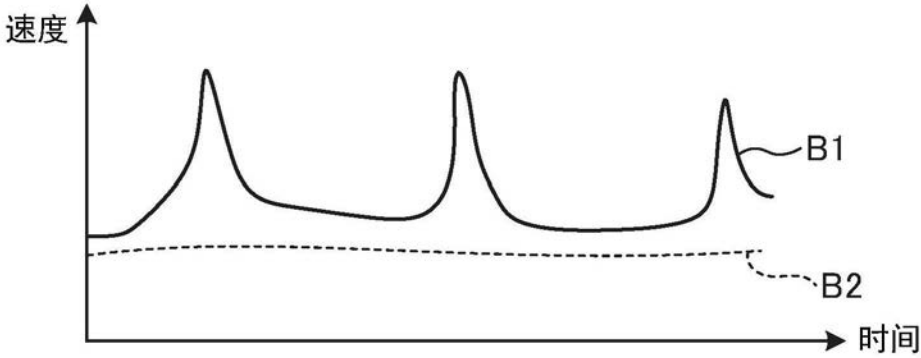


图16

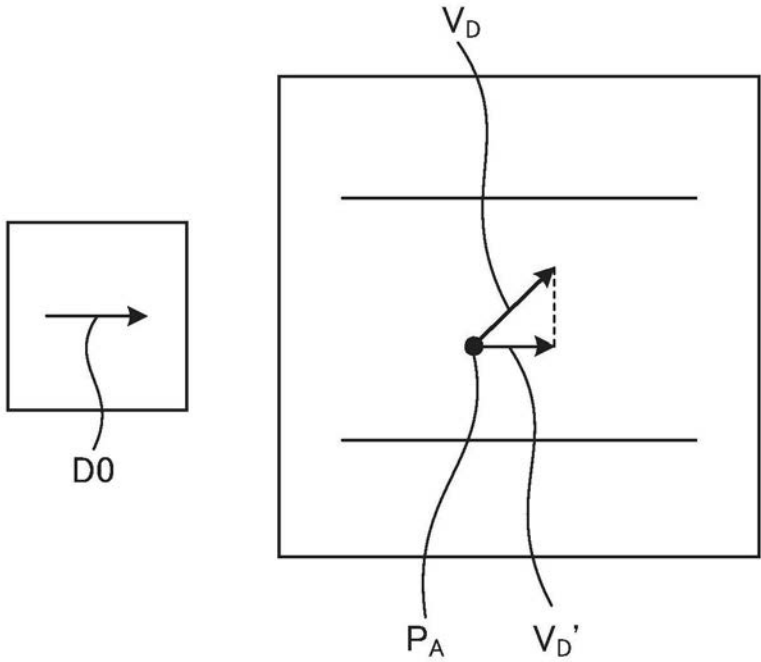


图17

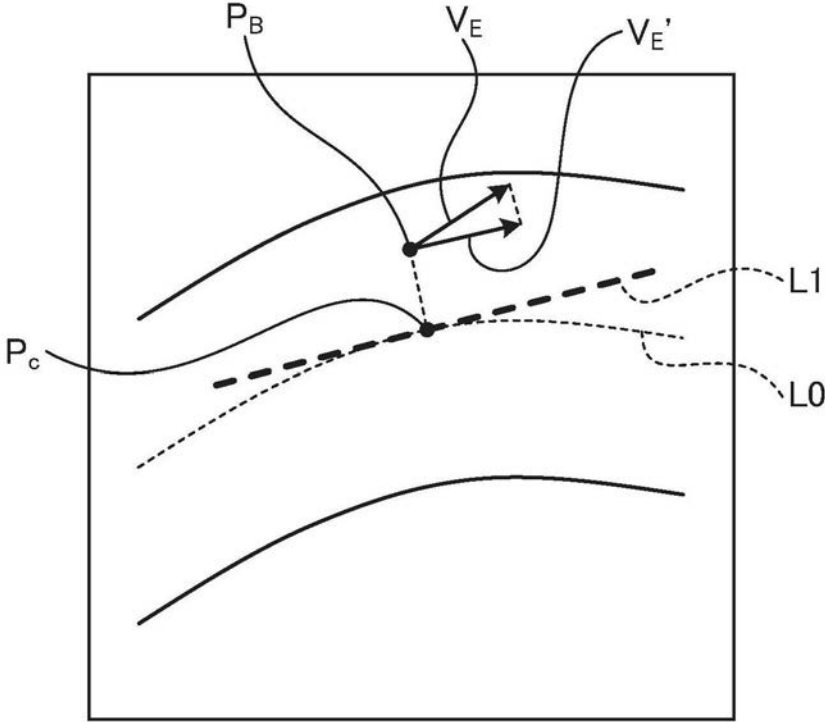


图18

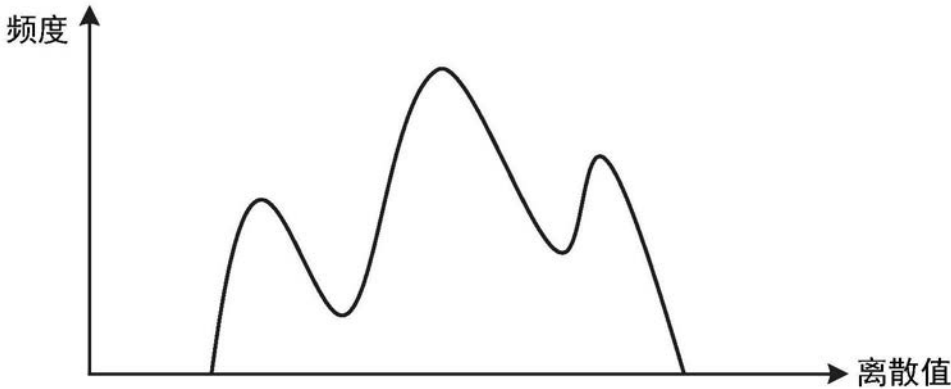


图19

专利名称(译)	医用诊断装置、医用图像处理装置以及图像处理方法		
公开(公告)号	CN110313943A	公开(公告)日	2019-10-11
申请号	CN201910248218.1	申请日	2019-03-29
[标]发明人	五十岚悠 渡边正毅 本庄泰德 川岸哲也		
发明人	五十岚悠 渡边正毅 本庄泰德 川岸哲也		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/481 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5246 A61B8/0891 A61B8/5223 G06T7/246 G06T2207/10016 G06T2207/10132 G06T2207/10136 G06T2207/30104 G06T2207/30241 G16H50/30 A61B8/14 A61B8/4444		
优先权	2018068884 2018-03-30 JP 2019062812 2019-03-28 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

实施方式涉及的超声波诊断装置具备图像生成部、确定部以及取得部。图像生成部基于针对扫描区域的扫描的结果，来生成时间序列的图像。确定部针对上述时间序列的各个图像，确定上述扫描区域所包含的移动体的位置。取得部基于上述移动体的位置而取得上述移动体的活动信息，针对上述扫描区域内的至少一部分而取得与上述移动体的活动信息有关的1阶以上的矩。

