



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110811674 A
(43)申请公布日 2020.02.21

(21)申请号 201910224255.9

(22)申请日 2019.03.22

(30)优先权数据

2018-149937 2018.08.09 JP

(71)申请人 株式会社日立制作所

地址 日本东京都

(72)发明人 前田俊德

(74)专利代理机构 北京银龙知识产权代理有限公司 11243

代理人 陈彦 马铁军

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

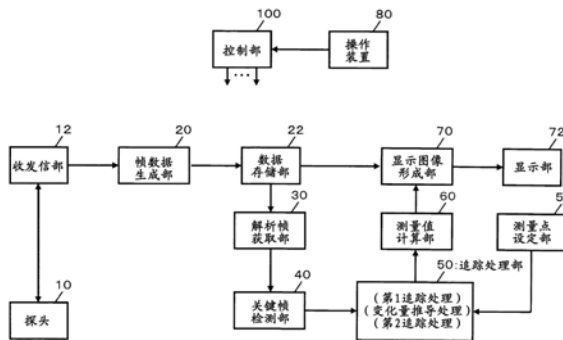
权利要求书2页 说明书14页 附图15页

(54)发明名称

超声波诊断装置、程序以及超声波诊断装置的动作方法

(57)摘要

本发明提供一种超声波诊断装置、程序以及超声波诊断装置的动作方法,明确通过收发超声波得到的多个时间阶段的帧数据内的在空间上固定的各关注坐标处的时间性的变化。追踪处理部(50)导出在经历多个时间阶段的帧数据内的在空间上固定的多个关注坐标的各关注坐标处的时间性变化量。另外,追踪处理部(50)基于各关注部位附近的各关注坐标的时间性变化量,导出各关注部位的空间上的移动量。进一步,追踪处理部(50)导出经历追踪期间内的多个时间阶段在每个时间阶段的各关注部位的空间性移动量,基于每个时间阶段所导出的移动量,在追踪期间内追踪各关注部位的变动。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,
以通过收发超声波得到的多个时间阶段的帧数据作为处理对象,导出经历多个时间阶段的、帧数据内在空间上固定的多个关注坐标的各关注坐标处的时间性变化量。
2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
在所述多个时间阶段中的特定时间阶段的帧数据内,设定一个以上关注部位,基于所述多个关注坐标中的一个以上关注坐标处的时间性变化量,导出所述各关注部位的空间性移动量。
3. 根据权利要求1或2所述的超声波诊断装置,其特征在于,
基于所述多个时间阶段之中的作为处理对象的对象期间内的帧数据进行时间阶段间的相关演算,从而对所述各关注坐标生成相关值的分布,基于针对所述各关注坐标得到的相关值的分布,导出该各关注坐标处的时间性变化量。
4. 根据权利要求3所述的超声波诊断装置,其特征在于,
对于所述各关注坐标经历所述对象期间内的多个时间阶段在各时间阶段得到的相关值分布适用时间轴方向的动态规划法,从而导出所述各关注坐标处的时间性变化量。
5. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,包括检测部和处理部;
所述检测部从通过收发超声波所收集的所述多个时间阶段的帧数据中检测与特征性时间阶段相对应的多个关键帧;
所述处理部将与所述多个关键帧中所包含的2个关键帧之中的一个相对应的的时间阶段直至与另一个相对应的的时间阶段的多个时间阶段的帧数据依次作为处理对象,导出与所述各关注坐标相对应的固定位置处的组织的时间性变化量。
6. 根据权利要求5所述的超声波诊断装置,其特征在于,还包括设定部;
所述设定部在所述多个时间阶段中特定时间阶段的帧数据内设定一个以上关注部位;
所述处理部基于所述多个关注坐标中的一个以上关注坐标处的时间性变化量来导出所述各关注部位的空间性移动量。
7. 根据权利要求6所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述处理部经历作为追踪对象的追踪期间内的多个时间阶段在各时间阶段导出所述各关注部位的空间性移动量,并基于在各时间阶段所导出的移动量来追踪所述各关注部位经历所述追踪期间内的多个时间阶段的变动。
8. 根据权利要求5至7任一项所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述处理部基于作为处理对象的对象期间内的帧数据进行时间阶段间的相关演算,从而生成所述各关注坐标的表示相关值分布的相关值图,对所述各关注坐标经历所述对象期间内的多个时间阶段在各时间阶段所得到的相关值图适用时间轴方向的动态规划法,从而导出所述各关注坐标处的时间性变化量。
9. 根据权利要求8所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述处理部针对所述各关注坐标得到的相关值图适用空间方向的抛物线拟合来导出所述各关注坐标处的时间性变化量。
10. 根据权利要求6或7所述的超声波诊断装置,其特征在于,
生成并显示表示所述各关注部位的空间性移动量的大小以及方向的矢量显示图像。
11. 一种程序,使计算机实现如下功能:

以通过收发超声波得到的多个时间阶段的帧数据作为处理对象,导出经历多个时间阶段的、帧数据内在空间上固定的多个关注坐标的各关注坐标处的时间性变化量。

12. 一种超声波诊断装置的动作方法,是超声波诊断装置所执行的动作方法,其特征在于,

显示选择图像,所述选择图像包括表示多个时间阶段的帧数据的时间阶段范围的时间阶段范围标、以及表示与该时间阶段范围标所表示的时间阶段范围内的基准时间阶段相对应的位置的基准时间阶段标;

在显示所述选择图像并选择基准时间阶段后,显示设定图像,所述设定图像包括表示与在基准时间阶段的帧数据内所设定的一个以上关注部位相对应的位置的光标;

在显示所述设定图像并设定一个以上关注部位的位置之后,显示表示关于所述各关注部位的解析处理所得的解析结果的解析结果图像。

超声波诊断装置、程序以及超声波诊断装置的动作方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波诊断装置、程序以及超声波诊断装置的动作方法。

背景技术

[0002] 超声波诊断装置,用于生命体内的组织等的诊断,例如在胎儿等的诊断中起着非常重要的作用。

[0003] 例如,在专利文献1中记载了对于与胎儿的心脏相关的测量点的移动进行追踪的超声波诊断装置。在专利文献1中记载了下述处理,即:对于由测量点与其辅助点构成的多个追踪点,针对各追踪点分别执行追踪处理,通过利用由多个追踪点所得到的多个追踪结果的动态规划法,对于测量点的移动进行追踪。

[0004] 另外,还已知有如专利文献2中所记载的用于血管壁上所附着的血小板的超声波诊断装置、如专利文献3所记载的表示相对于心肌纤维的方向的心肌运动的超声波诊断装置等。

[0005] 现有技术文献

[0006] 专利文献

[0007] 专利文献1:日本专利第5918325号公报

[0008] 专利文献2:日本专利第5999935号公报

[0009] 专利文献3:日本特开2015-91299号公报

发明内容

[0010] 发明所要解决的课题

[0011] 然而,已知在基于收发超声波所得到的数据的超声波图像内,发生斑纹图样。该斑纹图样在超声波图像内有时会对关注部位的追踪处理产生不良影响。例如,在通过图像的图样匹配处理等对于超声波图像内的关注部位的变动进行追踪时,有可能将与关注部位的斑纹图样偶然相似的斑纹图样所对应的其他部位的位置错误地识别为关注部位的移动目的地。

[0012] 因此,在专利文献1中,在追踪测量点的移动时,对于由测量点与其辅助点所构成的多个追踪点,针对每个追踪点进行追踪处理。并且,利用由多个追踪点所得到的多个追踪结果对于测量点的移动进行追踪,通过这样的突破性处理,降低或避免伴随着斑纹图样所产生的不良影响,提高关于测量点的追踪精度。

[0013] 在专利文献1所记载的处理中,在获取各追踪点的追踪结果时,利用与各追踪点的空间运动相关的评价值图。也就是说,在专利文献1所记载的处理中,关注移动的各追踪点的空间运动(空间的变化)。

[0014] 相对于此,本发明中,从根本上审视追踪处理的原理,关注在空间上所固定位置处的时间变化。需要说明的是,期待将在空间上所固定位置处的时间变化适用于除了追踪处理以外的各种处理。

[0015] 本发明的目的在于,解明在通过收发超声波所得到的多个时间阶段的帧数据内,在空间上所固定的各关注坐标在时间上的变化。

[0016] 解决课题的技术方案

[0017] 根据本发明的一具体例的超声波诊断装置,其特征在于,以通过收发超声波所得到的多个时间阶段的帧数据作为处理对象,经过多个时间阶段导出帧数据内在空间上所固定的多个关注坐标的每个关注坐标处的时间性变化量。

[0018] 发明效果

[0019] 根据本发明的一具体例,能够知道通过收发超声波所得到的多个时间阶段的帧数据内在空间上所固定的各关注坐标处的时间上的变化。例如,基于一个以上关注坐标处的时间性变化量导出一个以上关注部位的空间上的移动量,由此可以提高其空间上移动量的精度。另外,例如,在导出各关注坐标处的时间性变化量时利用时间轴方向的动态规划法,可以使得各关注坐标的时间性变化量优化。另外,例如,在导出各关注坐标处的时间性变化量时利用空间方向的抛物线拟合,从而还能够提高各关注坐标处的时间性变化量的精度。

附图说明

[0020] 图1是显示根据实施方式的超声波诊断装置的具体例的图。

[0021] 图2是用于说明利用图1的超声波诊断装置的诊断的具体例的图。

[0022] 图3是显示图1的超声波诊断装置所执行的解析处理的具体例的图。

[0023] 图4是显示心跳波形的具体例的图。

[0024] 图5是显示图1的超声波诊断装置所执行的追踪处理的具体例的图。

[0025] 图6是显示第1追踪处理的具体例的图。

[0026] 图7是显示标准化处理的具体例的图。

[0027] 图8是显示第2追踪处理的具体例的图。

[0028] 图9是显示格子点解析处理的具体例的图。

[0029] 图10是显示多个格子点的具体例的图。

[0030] 图11是显示相关值图的具体例的图。

[0031] 图12是显示路线优化处理的具体例的图。

[0032] 图13是显示动态规划法的向前追踪的具体例的图。

[0033] 图14是显示DP图的具体例的图。

[0034] 图15是现实动态规划法的向后追踪的具体例的图。

[0035] 图16是显示抛物线拟合的具体例的图。

[0036] 图17是显示测量点的移动量的导出例的图。

[0037] 图18是显示矢量显示图像的具体例的图。

[0038] 附图标记说明

[0039] 10探头,12收发部,20帧数据生成部,22数据存储部,30分析帧获取部,40关键帧检测部,50追踪处理部,52测量点设定部,60测量值计算部,70显示图像形成部,72显示部,80操作装置,100控制部。

具体实施方式

[0040] 首先,说明实施方式的概要。根据实施方式的超声波诊断装置,将通过收发超声波得到的多个时间阶段的帧数据作为处理对象,经过多个时间阶段导出在帧数据内在空间上所固定的多个关注坐标的各个关注坐标处的时间性变化量。

[0041] 由于各关注坐标在空间上被固定,例如作为诊断对象的组织存在空间变动(包括移动或运动的至少一者)时,相对于在空间上固定的各关注坐标,组织会发生相对运动,与各关注坐标相对应的组织部分就会发生时间性的变化。

[0042] 此处,根据实施方式的超声波诊断装置,作为各关注坐标处的时间性变化量,例如可以导出与各关注坐标对应的固定位置处的组织的时间性变化量。例如,可以导出显示与各关注坐标对应的组织部分在什么方向以什么样的速度进行变动等的变化量。

[0043] 需要说明的是,各关注坐标处的时间性变化量,可以为数值等标量,也可以为具有大小和方向的矢量。例如,如果是与二维区域对应的帧数据的情况下,作为各关注坐标处的时间性变化量可以导出二维的矢量,如果是与三维区域对应的帧数据的情况下(只要多个帧数据是构成三维区域的数据即可),作为各关注坐标处的时间性变化量可以导出三维矢量。

[0044] 另外,根据实施方式的超声波诊断装置,在导出各关注坐标处的时间性变化量时,例如,通过在时间轴方向适用动态规划法,可以在各关注坐标处导出优化的变化量。此处,所谓“优化”是指进行与时间轴方向具有关联的变化(在连续时间段内不发生安全不同方向的突然变化),所谓“导出优化的变化量”是指导出进行与时间轴方向具有关联的变化的变化量(导出在连续时间阶段不会在完全不同的方向上突然改变的变化量)。另外,根据实施方式的超声波诊断装置,例如,通过在空间方向适用抛物线拟合,可以以比像素单位(例如整数)更小的单位(例如小数)导出各关注坐标处的变化量。

[0045] 另外,根据实施方式的超声波诊断装置,可以利用多个关注坐标的各关注坐标处的时间性变化量来执行各种处理。例如,可以形成显示多个关注坐标的各关注坐标处的时间性变化量的显示图像并进行显示。另外,可以从多个关注坐标的各关注坐标处的时间性变化量,生成例如显示作为诊断对象的组织的性状等的信息。

[0046] 另外,根据实施方式的超声波诊断装置,利用多个关注坐标的各关注坐标处的时间性变化量,可以导出例如关注部位的空间性移动量,可以执行空间性移动的关注部位的追踪处理。另外,可以形成表示关注部位的空间性移动量的显示图像并进行显示。

[0047] 根据实施方式的超声波诊断装置的概要如上所述。接着,对于根据实施方式的超声波诊断装置的具体例,基于附图进行说明。

[0048] 图1是显示根据实施方式的超声波诊断装置的具体例的图。图1中所示例的超声波诊断装置,具有附加有附图标记来进行图示的构成要素。

[0049] 探头10是对包含诊断对象的诊断区域收发超声波的超声波探触元件。探头10具有收发超声波的多个振动元件,多个振动元件通过收发部12被控制发信并形成发送波束。另外,多个振动元件从诊断区域接收超声波,将由此得到的信号输出至收发部12,收发部12形成接收波束并得到接收信号(回波数据)。需要说明的是,在超声波的收发中可以利用发送开口合成等技术。另外,探头10可以是在三维诊断区域内立体性收发超声波的三维超声波探触元件,也可以是在二维诊断区域内平面性收发超声波的二维超声波探触元件。

[0050] 收发部12具有如下功能,即:对于探头10所具有的多个振动元件输出发送信号,作为控制多个振动元件以形成发送波束的发送波束成形器而发挥作用。另外,收发部12还具有如下功能,即:基于从探头10所具有的多个振动元件得到的信号,作为形成接收波束并得到接收信号(回波数据)的接收波束成形器而发挥作用。收发部12可以利用例如电气电子线路(收发信电路)来实现。另外,在其实现中,根据需要还可以利用ASIC、FPGA等硬件。

[0051] 帧数据生成部20基于从收发部12所得到的接收信号(回波数据),生成超声波图像的帧数据。帧数据生成部20对于接收信号,根据需要,进行增益校正、对数压缩、检波、轮廓强调、滤波处理等信号处理,由此,经历多个时间阶段在每个时间阶段形成含有诊断对象的断层图像(B模式图像)的帧数据。需要说明的是,在立体性收发超声波并从三维诊断区域收集接收信号的情况下,可以生成空间性构成三维诊断区域的多个帧数据。

[0052] 数据存储部22保存由帧数据生成部20所生成的帧数据。数据存储部22可以利用例如半导体存储器、硬盘驱动器等存储设备来实现。

[0053] 分析帧获取部30从保存在数据存储部22中的多个帧数据中获取作为解析对象的多个帧数据。另外,关键帧检测部40从作为解析对象的多个帧数据中,检测与特定时间阶段相对应的多个关键帧。另外,测量点设定部52将多个时间阶段之中的特定时间阶段的帧数据中的一个以上设定为关注部位。

[0054] 追踪处理部50将作为诊断对象的组织内的一个以上关注部位作为对象来进行追踪处理。追踪处理部50例如执行将多个关键帧作为处理对象来追踪关注部位的第1追踪处理(关键帧追踪)。

[0055] 另外,追踪处理部50例如经历多个时间阶段导出帧数据内在空间上固定的多个关注坐标中各关注坐标处的时间性变化量。追踪处理部50,可以例如将2个关键帧中从一个的时间阶段至另一个的时间阶段的多个时间阶段的帧数据依次作为处理对象,导出在与各关注坐标对应的固定位置处的组织的时间性变化量。

[0056] 另外,追踪处理部50可以例如基于各关注部位附近的各关注坐标的时间性变化量,导出各关注部位的空间上的移动量。进一步,追踪处理部50还可以进行如下的第2追踪处理,即:经历追踪期间内的多个时间阶段导出在各时间阶段的各关注部位的空间上的移动量,基于各时间阶段所导出的移动量,对于追踪期间内各关注部位的变动进行追踪的第2追踪处理。

[0057] 测量值计算部60基于作为诊断对象的组织内的各关注部位的追踪结果,计算与作为诊断对象的组织相关的测量值。显示图像形成部70形成在显示部72所显示的显示图像。显示图像形成部70例如形成显示由测量值计算部60计算得到的测量值的显示图像。另外,显示图像形成部70还可以形成显示例如与从数据存储部22所得到的帧数据对应的超声波图像的显示图像。

[0058] 需要说明的是,帧数据生成部20、分析帧获取部30、关键帧检测部40、追踪处理部50、测量点设定部52、测量值计算部60以及显示图像形成部70,可以通过例如处理器等硬件与规定该处理器等的动作的软件(程序)之间的联动来实现。在该实现中,根据需要还可以利用ASIC、FPGA等硬件。

[0059] 显示部72对于由显示图像形成部70所形成的显示图像进行显示。显示部72可以利用例如液晶显示器、有机EL(电致发光)显示器等显示装置来实现。

[0060] 控制部100对于图1的超声波诊断装置内进行整体上控制。通过控制部100的控制,经由操作装置80还反映从用户所接受的指示。控制部100可以通过例如CPU、处理器、存储器等硬件与规定该CPU、处理器的动作的软件(程序)之间的联动来实现。操作装置80可以通过例如鼠标、键盘、轨迹球、触摸屏、其他开关类等之中的至少一种来实现。

[0061] 另外,图1所示的具体例的超声波诊断装置,可以利用例如1台以上的计算机来实现。该计算机包括CPU等计算设备、存储器或硬盘等存储设备、利用网络的通信电路的通信装置、从光盘、半导体存储器、卡存储器等存储介质读取数据并写入数据的装置、显示器等显示装置、接收来自用户的操作的操作装置等硬件资源。

[0062] 并且,例如,将与图1所例示的超声波诊断装置所具有的标注有附图标记的多个部分之中的至少一部分的功能相对应的程序(软件)读入计算机中并存储在存储器等中,通过该计算机所具有的硬件资源与所读取的软件之间的联动,将图1所例示的超声波诊断装置的至少一部分功能通过计算机来实现。该程序可以例如经由网络等通信电路提供给计算机(超声波诊断装置),也可以存储在光盘、半导体存储器、卡存储器等存储介质中并提供给计算机(超声波诊断装置)。

[0063] 图1所例示的超声波诊断装置的整体结构如上所述。接下来说明通过图1所例示的超声波诊断装置执行的处理的具体例。需要说明的是,对于图1所示结构(标注附图标记的各部),在以下的说明中利用图1的附图标记。

[0064] 图2是用于对利用图1的超声波诊断装置的诊断的具体例进行说明的图。图2示出了,作为诊断对象的具体例之一的关于胎儿的心脏进行诊断中由显示图像形成部70所形成的显示在显示部72的显示图像的具体例。

[0065] 在关于胎儿的心脏的诊断中,医生、检测技师等用户例如使探头10的收发波面接触孕妇(母体)的体表(例如腹部),调整探头10的位置、方向以使得关于胎儿心脏的超声波图像(断层图像)反映在显示部72。并且,以能够获得所期望的断层图像的状态,收集关于胎儿心脏的多个时间阶段的帧数据。图2(1)所例示的图像是帧数据收集结束时的显示图像的具体例,反映了胎儿心脏的断层图像。所收集到的多个时间阶段的帧数据保存在数据存储部22。

[0066] 当收集了帧数据后,启动测量画面。图2(2)所例示的图像是反映了测量画面(例如刚启动后)的显示图像的具体例。在图2(2)所例示的具体例中,在测量画面所反映的关于胎儿心脏的断层图像中,显示了用于指定测量点的光标,进一步在断层图像的下侧还显示了时间阶段标。例如,与所收集的多个时间阶段的帧数据相对应的时间阶段的范围通过左右方向所示的时间阶段标来表示。

[0067] 接着,由医生或检查技师等用户选择基准时间阶段。图2(3)中所例示的图像是在选择基准时间阶段时所利用的显示图像的具体例。例如,如图2(3)所例示的具体例,在时间阶段标所显示的时间阶段范围内的与基准时间阶段相对应的位置处,显示基准时间阶段标。例如,用户操作操作装置80,使得基准时间阶段标左右移动,由此显示基于与基准时间阶段标的位置相对应的时间阶段的帧数据的断层图像。医生或检查技师等用户例如在使基准时间阶段标的左右移动的同时确认断层图像,选择能够得到所期望的断层图像的基准时间阶段。例如,将胎儿心脏的扩张期或者接近扩张期的时间阶段设定为基准时间阶段。

[0068] 当选择了基准时间阶段,由医生或检查技师等用户设定测量点。图2(4)所例示的

图像是设定测量点时所利用的显示图像的具体例。图1所示具体例的超声波诊断装置具有例如涉及胎儿心脏的各种测量功能。所述测量功能的具体例之一为左心室内径缩短率(FS: Fractional Shortening)的测量(FS测量)。在FS测量中,对于胎儿的心脏(例如左心室)设定2个测量点。例如,将2个测量点分别设定在心脏的内膜面(心脏壁与内腔的交界面)。医生或检查技师等用户操作操作装置80来指定希望执行FS测量的2处位置。并且,例如在用户指定的位置处,由测量点设定部52来设定测量点。由此,例如对于基准时间阶段的断层图像设定2个测量点。例如,设定了1个测量点后设定另一个测量点。

[0069] 当设定了2个测量点时,就执行解析处理。图2(5)所示例的图像是解析处理执行中显示部72所显示的显示图像的具体例。例如,如图2(5)所示的具体例可以是显示表示解析处理的进展状况的显示方式(表示处理经过的标等)。

[0070] 并且,当解析处理结束时,显示该解析处理的结果。图2(6)所示例的图像是显示FS测量的解析结果的显示图像的具体例。例如,如图2(6)所示的具体例,作为FS测量的解析结果得到的FS测量值通过数值(xx.x%)等来表示。另外,也可以通过显示经历多个时间阶段进行变化的2个测量点之间的距离的波形等来表示。

[0071] 图3是显示图1的超声波诊断装置所执行的解析处理的具体例的图(流程图)。例如,在图2所示的诊断的具体例中,当设定了2个测量点(例如设定了第2个测量点作为触发器)时,开始图3所示例的解析处理。

[0072] 首先,获取解析帧(S301)。分析帧获取部30从数据存储部22所保存的多个帧数据中获取作为解析对象的多个帧数据。分析帧获取部30例如获取包含由医生或检查技师等用户所选择的基准时间阶段在内的预先确定的期间内的多个帧数据作为解析对象。例如,可以选择以基准时间阶段为中心,预先设定的秒数之前至之后期间内所包含的多个帧数据作为解析对象。

[0073] 接着,检测关键帧(S302)。关键帧检测部40从作为解析对象的多个帧数据中,检测与特征性的时间阶段相对应的多个关键帧。关键帧检测部40例如在关于胎儿心脏的诊断中,利用基于作为解析对象的多个帧数据而得到的胎儿的心跳波形,作为特征性的时间阶段,检测与扩张期和收缩期所对应的波峰时间阶段。

[0074] 图4是显示心跳波形的具体例的图。图4中示出了横轴为时间轴(多个时间阶段的轴)且纵轴为表示振幅的平均亮度的心跳波形。

[0075] 在获取图4的心跳波形时,首先基于帧数据在断层图像内设定对于胎儿心脏感兴趣的区域。例如,设定与经由操作装置80所输入的用户操作相对应的感兴趣的区域。医生或检查技师等用户,例如,一边观察在显示部72所反映的断层图像,一边操作操作装置80设定感兴趣的区域的位置、大小以包含胎儿的心脏(特别是心脏壁)。需要说明的是,例如可以利用FS测量的2个测量点之中的一个作为中心来设定感兴趣的区域。另外,图1的超声波诊断装置还可以对断层图像内的图像状态进行解析并在胎儿心脏设定感兴趣的区域。

[0076] 感兴趣的区域例如设定在易于检测胎儿的心脏的变动的位置。具体而言,例如,用户指定感兴趣的区域的位置、大小,以包含作为比较高亮度的胎儿心脏部分。另外,图1的超声波诊断装置也可以通过二值化处理等图像解析处理,判断作为比较高的亮度的胎儿心脏部分,来确定感兴趣的区域的位置、大小。需要说明的是,还可以在易于检测胎儿心脏的变动的其他位置设定感兴趣的区域。

[0077] 当设定了感兴趣的区域后,关键帧检测部40基于在感兴趣的区域内的图像数据(帧数据)生成胎儿的心跳波形。关键帧检测部40例如基于在感兴趣的区域内的图像数据计算在该感兴趣的区域内的平均亮度(亮度值的平均),以作为解析对象的多个帧数据作为处理对象,计算经历了多个时间阶段的各时间阶段的平均亮度,生成图4所示的心跳波形。

[0078] 由于胎儿心脏周期性进行扩张收缩运动,因而平均亮度伴随着扩张收缩运动而变化,得到例如图4所示具体例的心跳波形。例如,当将感兴趣的区域设定为包含心脏壁的情况下,伴随着心脏的收缩在感兴趣的区域内心肌的比例增加,因而平均亮度会增加,伴随着心脏扩张在感兴趣的区域内心腔的比例增加,因而平均亮度会减小。由此,如图4所示的具体例,得到平均亮度周期性变化且周期性地重复扩张末期ED(对应于扩张期的波峰时间阶段)与收缩末期ES(对应于收缩期的波峰时间阶段)的心跳波形。

[0079] 并且,关键帧检测部40将从作为解析对象的多个帧数据中检测例如与扩张末期ED的时间阶段相对应的多个帧来作为多个关键帧。需要说明的是,关键帧检测部40,如也可以将与收缩末期ES的时间阶段相对应的多个帧作为多个关键帧来进行检测,也可以将与扩张末期ED以及收缩末期ES这两者的时间阶段相对应的多个帧作为多个关键帧来进行检测。

[0080] 回到图3,当检测出多个关键帧时,以作为诊断对象的组织内的一个以上关注部位作为对象来进行追踪处理。例如,追踪处理部50进行第1追踪处理(S303)以及第2追踪处理(S304)。需要说明的是,第2追踪处理中,追踪处理部50导出在经历多个时间阶段的、帧数据内在空间上固定的多个关注坐标的各关注坐标处的时间性变化量。

[0081] 接着,计算测量值(S305)。测量值计算部60例如基于由追踪处理部50得到的关注部位的追踪结果来计算测量值。例如,在进行关于胎儿心脏的左心室内径缩短率(FS)的测量(FS测量)时,可以根据对于胎儿心脏设定的2个测量点的追踪结果来计算专利文献1(日本专利第5918325号公报)中所记载的FS值。当计算出测量值后,就结束图3所示例的解析处理。

[0082] 图5是显示图1的超声波诊断装置所执行的追踪处理的具体例的图。图5中示出了关于胎儿心脏的诊断中所执行的追踪处理的概要。在关于胎儿心脏的诊断中,将2个测量点各自作为关注部位来进行追踪处理。

[0083] 追踪处理部50执行将多个关键帧作为处理对象以追踪关注部位的第1追踪处理。追踪处理部50例如以与扩张期(扩张末期ED)的时间阶段相对应的多个帧数据作为处理对象,将2个测量点各自作为关注部位进行追踪处理。

[0084] 另外,追踪处理部50执行在从相邻的一个关键帧至另一个关键帧的追踪期间内对各关注部位的变动进行追踪的第2追踪处理。追踪处理部50例如将从扩张期的时间阶段至与该扩张期相邻的扩张期时间阶段期间的多个帧数据作为处理对象,以2个测量点各自作为关注部位来进行追踪处理。

[0085] 需要说明的是,在第2追踪处理中,还可以执行沿着时间轴正向进行处理的追踪处理以及沿着时间轴逆向进行处理的追踪处理。追踪处理部50例如从与相邻2个扩张期之中的较早时间阶段(时间阶段的值较小的一个)的扩张期相对应的帧数据开始进行处理,直至与较晚时间阶段(时间阶段值较大的一个)的扩张期相对应的帧数据,执行沿着时间轴正向进行处理的正向追踪处理。另外,追踪处理部50例如从与相邻的2个扩张期中较晚时间阶段(时间阶段值较大的一个)的扩张期相对应的帧数据开始处理,直至较早时间阶段(时间阶

段的值较小的一个)的扩张期相对应的帧数据,执行沿着时间轴逆向进行处理的逆向追踪处理。并且,追踪处理部50还可以基于正向追踪处理所得到的追踪结果以及逆向追踪处理所得到的追踪结果,获得第2追踪处理的追踪结果。

[0086] 图5所示的第1追踪处理与第2追踪处理的概要如上所述。以下,对于第1追踪处理与第2追踪处理的具体例进行说明。

[0087] 图6是显示第1追踪处理具体例的图(流程图)。图6中示出了执行图3中的S303步骤的第1追踪处理的具体例。例如,以图3的S302所执行的关键帧的检测处理结束作为触发器,开始图6所例示的第1追踪处理。

[0088] 当图6所例示的第1追踪处理开始时,首先,获取基准时间阶段的帧(S601)。追踪处理部50例如从作为解析对象的多个帧数据(图3的S301所获取的帧数据)中,获取与用户所选择的基准时间阶段相对应的帧数据。需要说明的是,在与基准时间阶段相对应的帧数据内,通过测量点设定部52设定有测量点。例如在FS测量的情况下,在基准时间阶段的帧数据内对于胎儿心脏设定有2个测量点。

[0089] 接着,获取扩张期的帧(S602)。追踪处理部50例如从作为解析对象的多个帧数据中,获取与由关键帧检测部40所检测的扩张期(扩张末期ED)的时间阶段相对应的帧数据。

[0090] 接着,执行追踪处理(S603)。追踪处理部50将与由S601所获取的基准时间阶段相对应的帧数据以及与由S602所获取的扩张期的时间阶段相对应的帧数据作为处理对象,探索从2个测量点的各自的基准时间阶段开始的移动目的地。

[0091] 步骤S602与S603将作为解析对象的多个帧数据中所包含的所有的扩张期(扩张末期ED)作为对象来执行动作,当确认了以所有的扩张期作为对象的处理结束时(S604),结束图6所例示的第1追踪处理。

[0092] 第1追踪处理中执行如下处理,即:在与基准时间阶段相对应的帧数据内设定与2个测量点各自对应的模板(テンプレート),在与扩张期的时间阶段所相应的帧数据内,进行通过相关演算摸索与2个测量点的各自对应的模板相类似的位置的处理(模板匹配),即。由此,导出关于在基准时间阶段所对应的帧数据内的2个测量点的、在与扩张期时间阶段相对应的帧数据内的移动目的地的位置(坐标)。

[0093] 需要说明的是,在第1追踪处理中,也可以执行专利文献1所记载的利用多个辅助点的追踪处理。例如,在与基准时间阶段相对应的帧数据内,设置与2个测量点中的一个测量点A相对应的多个辅助点(a1~a4),并设置与2个测量点的另一个测量点B相对应的多个辅助点(b1~b4)。并且,以测量点A与多个辅助点(a1~a4)为追踪点进行追踪处理,可以利用由多个追踪点得到的多个追踪结果来追踪测量点A的变动。另外,以测量点B与多个辅助点(b1~b4)为追踪点进行追踪,可以利用由多个追踪点得到的多个追踪结果来追踪测量点B的变动。

[0094] 另外,在第1追踪处理中,在与基准时间阶段相对应的帧数据和与扩张期时间阶段相对应的帧数据之间,还可以进行用于降低亮度差的标准化处理。

[0095] 图7是显示标准化处理的具体例的图。在第1追踪处理中,以相互间时间上间隔开的基准时间阶段与扩张期时间阶段作为处理对象,因此有可能因为例如收发超声波时发生的阴影(シャドウ)等的影响,在与基准时间阶段相对应的帧数据和与扩张期时间阶段相对应的帧数据之间,可能会产生较大的亮度差。此处,为了降低或消除该亮度差,执行图7所示

的标准化处理。

[0096] 图7所示的标准化处理的具体例中,降低或消除设置在与基准时间阶段相对应的帧数据中的模板内的亮度与与扩张期时间阶段相对应的帧数据内的模板T所对应的区域Tk之间的亮度差,此后进行模板T与区域Tk之间的相关演算。例如,对模板T内与区域Tk内的至少一方的亮度值进行校正以使得模板T内的亮度的平均值与区域Tk内的亮度平均值的差为0(零)。

[0097] 通过进行标准化处理,能够降低或消除伴随着亮度差的追踪处理的不稳定性,实现稳定的第1追踪处理。

[0098] 图8是显示第2追踪处理的具体例的图(流程图)。图8中示出了图3的S304步骤所执行的第2追踪处理的具体例。例如,以图3的S303步骤所执行的第1追踪处理结束作为触发器,开始图8所示的第2追踪处理。

[0099] 当图8所示的第2追踪处理开始时,首先,获取扩张期间的所有帧(S801)。追踪处理部50,例如,从作为解析对象的多个帧数据中获取从与相邻的2个扩张期(扩张末期ED)的一个相对应的时间阶段至与另一个相对应的时间阶段之间的多个时间阶段的帧数据。

[0100] 接着,进行向下采样处理(S802)。追踪处理部50,例如,对由S801所获取的多个时间阶段的帧数据进行向下采样处理,降低与各时间阶段的帧数据相对应的像素数。由此,降低后续处理(例如从S803至S805的处理)的负荷,提高后续的处理速度。需要说明的是,向下采样处理可以省略。

[0101] 接着,进行格子点解析处理(S803)与路线优化处理(S804),基于这些处理的结果导出移动量(S805)。从S801至S805的处理以作为解析对象的多个帧数据中所含的所有扩张期间(相邻2个扩张期的所有的组合)作为对象来进行处理,当确认了以所有的扩张期间为对象的处理结束时(S806),结束图8所示的第2追踪处理。

[0102] 图9为显示格子点解析处理的具体例的图(流程图)。图9中示出了图8的S803步骤所执行的格子点解析处理的具体例。例如,以图8的S802步骤执行的向下采样处理结束作为触发器,开始图9所示的格子点解析处理。

[0103] 当图9所示的格子点解析处理开始时,首先,进行格子点的设定(S901)。追踪处理部50,例如,作为经历多个时间阶段的在帧数据内在空间上固定的多个关注坐标的具体例,设定多个格子点。

[0104] 图10示出了多个格子点的具体例。图10中示出了相对于帧数据设定的多个格子点(P)的具体例。图10所示的具体例中,多个格子点,例如,在X轴方向与Y轴方向各方向上以一定的间隔进行设定。例如,可以在构成帧数据的多个像素(多个数据)的各像素(各数据)的位置设定各格子点。

[0105] 需要说明的是,图10示出了帧数据为矩形状的具体例,但是,多个格子点可以对应于帧数据的形状进行排列。例如,即使在帧数据为不同于矩形的其他形状的情况下,也可以在构成帧数据的多个像素(多个数据)的各像素(各数据)的位置设定各格子点。

[0106] 回到图9,当设定了多个格子点时,获取连续的2帧(S902)。追踪处理部50例如在S801(图8)所获取的多个时间阶段的帧数据中,获取与连续的2个时间阶段相应的2个帧数据。

[0107] 接着,进行相关值计算(S903)。追踪处理部50例如基于S902所获取的2个帧数据来

进行时间阶段间的相关演算,从而生成表示每个格子点的相关值分布的相关值图。

[0108] 相关值的计算(相关值图的生成)要重复进行,直至对于所有格子点的计算结束(S904)。另外,从S902至S904的处理,以与所有S801(图8)所获取的多个时间阶段的帧数据中所包含的连续2个时间阶段相对应的帧数据为对象来进行处理,当确认以所有帧数据为对象的处理结束时(S905),结束图9所示的格子点解析处理。

[0109] 图11为显示相关值图的具体例的图。图11中,作为通过图9所示格子点解析处理所得到的相关值图的具体例,示出了对于坐标(x,y)位置处的格子点(x,y)的相关值图。

[0110] 图11所示具体例中,时间阶段t的相关值图例如基于与时间阶段t-1和时间阶段t所对应的2个帧数据来导出。例如,基于时间阶段t-1的帧数据内的格子点(x,y)所对应的数据(例如以格子点(x,y)为中心的预定范围内的多个数据)和与以时间阶段t的帧数据内的格子点(x,y)为中心的多个格子点相对应的数据(例如以各格子点为中心的预定范围内的多个数据)来进行相关演算,从而生成时间阶段t的相关值图。

[0111] 例如,当与时间阶段t-1的帧数据内的格子点(x,y)相对应的数据和与时间阶段t的帧数据内的格子点(x+1,y)相对应的数据的相关值为“1”时,如图11所示的具体例,与时间阶段t的相关值图内的格子点(x+1,y)相对应的相关值为“1”。

[0112] 另外,在图11所示的具体例中,时间阶段t+1的相关值图例如基于与时间阶段t和时间阶段t+1相对应的2个帧数据来导出,时间阶段t+2的相关值图例如基于与时间阶段t+1和时间阶段t+2相对应的2个帧数据来导出。

[0113] 需要说明的是,还可以是,时间阶段t的相关值图例如基于与时间阶段t和时间阶段t+1相对应的2个帧数据来导出,时间阶段t+1的相关值图例如基于与时间阶段t+1和时间阶段t+2相对应的2个帧数据来导出,时间阶段t+2的相关值图例如基于与时间阶段t+2和时间阶段t+3相对应的2个帧数据来导出。

[0114] 图11所示具体例中,作为相关值利用SSD(Sum of Squared Difference,像素差的平方和),这表示如果SSD的值越小则类似性越高。需要说明的是,在获取相关值图时,还可以利用SSD以外的相关值,还可以利用类似性越高则值越大的相关值。

[0115] 另外,图11所示具体例中示出了与以格子点(x,y)为中心的25个格子点相对应大小的相关值图,但是相关值图的大小(格子点的范围)不限于图11所示的具体例。例如,还可以生成与25个以下格子点相对应的大小的相关值图,也可以生成与25个以上格子点相对应大小的相关值图。

[0116] 图12是显示路线优化处理的具体例的图(流程图)。图12中示出了图8的S804步骤所执行的路线优化处理的具体例。例如,以图8的S803步骤执行的格子点解析处理结束为触发器,开始图12所示的路线优化处理。

[0117] 当开始图12所示的路线优化处理时,首先,获取测量点的位置(S1201)。追踪处理部50例如获取与S801(图8)所取得的多个帧数据中所包含的2个扩张期(扩张末期ED)相对应的帧数据内的测量点的位置(坐标值)。与扩张期相对应的帧数据内的测量点已经由第1追踪处理(参考图5、图6)进行了追踪。例如在FS测量的情况下,追踪处理部50获取胎儿心脏相关的2个测量点的坐标值。需要说明的是,测量点为多个的情况下,对于各测量点,执行如下说明的S1202至S1207的处理。

[0118] 当获取了测量点的位置时,确定测量点周围的格子点(S1202)。追踪处理部50例如

选择各测量点周围的多个格子点。例如,可以选择包围各测量点的4个格子点。

[0119] 接着,确认优化处理是否结束(S1203)。追踪处理部50确认例如由S1202所确定的多个格子点是否全部进行了优化处理。

[0120] 并且,即使存在一个未结束优化处理的格子点,也要进行S1204与S1205处理。也就是说,获取相关值图(S1204),通过动态规划法进行优化处理(S1205)。此后,导出格子点的变化量(S1206)。相对于此,如果由S1202所确定的多个格子点全部已经进行了优化处理,则省略S1204与S1205处理,导出格子点的变化量(S1206)。

[0121] 图13至图15是用于说明通过动态规划法进行优化处理的具体例的图。追踪处理部50例如对于由格子点解析处理所生成的相关值图适用动态规划法。

[0122] 图13是显示动态规划法的向前追踪的具体例。图13所示的SSD图是通过图9所示的格子点解析处理得到的相关值图的具体例,是对于坐标(x,y)位置处的格子点(x,y)的相关值图(图11)。

[0123] 相关值图内有时存在由于例如噪音等影响而产生的特殊的类似位置的情况。例如,在图13所示具体例中,时间阶段t的相关值图中,在格子点(x,y)的本来的变化目的地为坐标(x+1,y)的情况下,相比于坐标(x+1,y)的相关值“1”,存在坐标(x-1,y-1)的相关值“0”的变小的情况。在此情况下,如果仅仅以时间阶段t的相关值图来确定格子点(x,y)的变化目的地,则可能存在下述情况,即:不是将本来的变化目的地坐标(x+1,y),而是将例如由于噪音等影响所特别发生的类似位置坐标(x-1,y-1)误认为格子点(x,y)的变化目的地。

[0124] 为了消除(或极力降低)这样的误认,追踪处理部50对于多个时间阶段的相关值图适用时间轴方向的动态规划法。追踪处理部50首先对于多个时间阶段的相关值图执行向前追踪,生成多个时间阶段的DP图。例如,基于下式,生成从时间阶段n的相关值图SSDMap(x,y,n)至时间阶段n的DP图DPMMap(x,y,n)。

[0125]
$$DPMMap(x,y,n) = SSDMap(x,y,n) + \text{Min} \{ DPMMap(x+i,y+j,n-1) \}$$

[0126] 其中, $DPMMap(x,y,0) = SSDMap(x,y,0)$ (1)

[0127] 图13示出了在式(1)中“-1 ≤ i ≤ 1”、“-1 ≤ j ≤ 1”的情况下的具体例。在图13所示具体例中,当从时间阶段t开始进行向前追踪时,首先,将时间阶段t的相关值图直接复制以用作时间阶段t的DP图。向前追踪中,探索1个时间阶段前的DP图附近区域的最小值,相加至相关值图的值中。

[0128] 例如,对于时间阶段t+1的相关值图的坐标(x-2,y+2)的相关值“63”,从1个时间阶段前的时间阶段t的DP图中坐标(x-2,y+2)附近区域(虚线矩形所示的-1 ≤ i ≤ 1,-1 ≤ j ≤ 1的范围)探索到最小值为8,加到相关值“63”中。并且,该相加值“63+8”就成为时间阶段t+1的DP图中坐标(x-2,y+2)的值。

[0129] 另外,例如,对于时间阶段t+1的相关值图的坐标(x+1,y-1)的相关值“6”,从1个时间阶段前的时间阶段t的DP图中坐标(x+1,y-1)的附近区域(点划线矩形所示-1 ≤ i ≤ 1,-1 ≤ j ≤ 1的范围)探索到的最小值为1,加到相关值“6”中。并且,该相加值“6+1”就成为时间阶段t+1的DP图中的坐标(x+1,y-1)的值。

[0130] 追踪处理部50以相关值图所含有的所有坐标,也就是说,以DP图所含有的所有坐标为对象,经历作为处理对象的所有时间阶段,基于例如式(1)来进行向前追踪。由此,例如得到图14所示具体例的DP图。

[0131] 图14为显示DP图的具体例的图。图14中示出了以图13的相关值图为对象来进行向前追踪所得到的从时间阶段 t 至时间阶段 $t+2$ 的DP图。当通过向前追踪得到多个时间阶段的DP图时,利用该多个时间阶段的DP图进行向后追踪。

[0132] 图15示出了动态规划法的向后追踪的具体例的图。图15所示的DP图是以图13的相关值图作为对象并通过向前追踪得到的时间阶段 t 至时间阶段 $t+2$ 的DP图,是图14所示的DP图。

[0133] 向后追踪从最后生成的最终时间阶段的DP图开始。向后追踪中,首先,在最终时间阶段的DP图内探索最小值,接着,在距离最终时间阶段1个时间阶段前的DP图的附近区域内探索最小值。进一步,在距离该DP图的1个时间阶段前的DP图的附近区域探索最小值,进行最小值的探索直至最初生成的DP图。也就是说,与向前追踪相比,在时间轴的逆向进行向后追踪。

[0134] 图15所示的具体例中,从最后生成的时间阶段 $t+2$ 的DP图开始向后追踪。追踪处理部50首先在时间阶段 $t+2$ 的DP图内进行最小值探索,作为探索结果得到坐标 $(x, y+1)$ 。接着,追踪处理部50在1个时间阶段前的时间阶段 $t+1$ 的DP图中的坐标 $(x, y+1)$ 的附近区域(虚线矩形所表示的 $-1 \leq i \leq 1, -1 \leq j \leq 1$ 范围)探索最小值,作为探索结果得到坐标 $(x+1, y+1)$ 。追踪处理部50进一步在1个时间阶段前的时间阶段 t 的DP图中的坐标 $(x+1, y+1)$ 的附近区域(虚线矩形表示的 $-1 \leq i \leq 1, -1 \leq j \leq 1$ 的范围)探索最小值,作为探索结果得到坐标 $(x+1, y)$ 。

[0135] 如此,通过向后追踪得到的坐标则成为与相关值图相对应的格子点的变化目的地。例如,在图15所示具体例中,时间阶段 t 的DP图中所得到的坐标 $(x+1, y)$ 为时间阶段 t 中的格子点 (x, y) 的变化目的地,时间阶段 $t+1$ 的DP图中所得到的坐标 $(x+1, y+1)$ 为时间阶段 $t+1$ 中的格子点 (x, y) 的变化目的地,时间阶段 $t+2$ 的DP图中所得到的坐标 $(x, y+1)$ 为时间阶段 $t+2$ 中格子点 (x, y) 的变化目的地。

[0136] 如参考图13至图15所示出的具体例所进行的说明,追踪处理部50对于多个时间阶段的相关值图适用时间轴方向的动态规划法。由此,能够消除(或极力降低)变化目的地的误认。

[0137] 例如,当仅仅通过图13示出的时间阶段 t 的相关值图来确定格子点 (x, y) 的变化目的地时,有可能将类似位置坐标 $(x-1, y-1)$ 误认为格子点 (x, y) 的变化目的地。相对于此,通过适用时间轴方向的动态规划法,如图15所示,作为时间阶段 t 的格子点 (x, y) 的变化目的地,确定为本来的变化目的地的坐标 $(x+1, y)$ 。

[0138] 如此,通过适用时间轴方向的动态规划法来确定格子点的变化目的地,则导出该格子点的变化量(图12的S1206)。追踪处理部50,例如,将从格子点至该格子点的变化目的地的坐标变化作为该格子点的变化量。例如,可以将以格子点的位置作为起点且以该格子点的变化目的地的位置作为终点的矢量作为该格子点的变化量。需要说明的是,在导出格子点的变化量时,可以利用空间方向的抛物线拟合。

[0139] 图16是显示抛物线拟合的具体例的图。图16中示出了在确定相关值的最小地点(与最小值相对应的坐标)时,适用抛物线拟合的具体例。

[0140] 图16所示的具体例中,坐标 $n-1$ 、 n 、 $n+1$ 之中坐标 n 的相关值(SSD)最小。因此,如果不适用抛物线拟合而选择相关值的最小地点,则坐标 n 为最小地点。

[0141] 相对于此,当在坐标 n 附近适用空间方向(坐标方向)的抛物线拟合时,例如基于坐标 $n-1$ 、 n 、 $n+1$ 的相关值(SSD)利用抛物线拟合,能够检测出稍稍偏离坐标 n 的位置为相关值的最小地点。例如,在图16所示的具体例中,通过基于与坐标 $n-1$ 、 n 、 $n+1$ 分别对应的相关值 I_{n-1} 、 I_n 、 I_{n+1} 的计算式,计算相关值的最小地点的坐标 n' 。

[0142] 追踪处理部50例如可对于相关值图适用空间方向的抛物线拟合来导出各格子点的变化量。例如,在图15所示时间阶段 t 的相关值图内,利用与作为格子点 (x, y) 的变化目的地而确定的坐标 $(x+1, y)$ 及其附近的坐标相对应的相关值,进行二维的抛物线拟合,从而确定相关值的最小地点(与最小值相对应的坐标),可以将从格子点 (x, y) 至该最小地点的坐标的变化作为格子点 (x, y) 的变化量。

[0143] 如果不利用抛物线拟合,虽可从整数单位的坐标获得整数单位的变化量,但通过利用抛物线拟合,能够获得比整数单位小的小数单位的变化量。

[0144] 回到图12,当导出了格子点的变化量时,则导出测量点的移动量(S1207)。追踪处理部50例如基于S1202所选择的各测量点的周围的多个格子点的变化量来导出该测量点的移动量。

[0145] 图17为显示测量点的移动量的导出例的图。图17中示出了,在作为测量点A的周围的多个格子点而选择包围测量点A的4个格子点P1~P4的情况下,从4个格子点P1~P4的变化量导出测量点A的移动量的具体例。

[0146] 例如,将4个格子点P1~P4的变化量(矢量),从各格子点P1~P4至测量点A的距离 r_1 ~ r_4 相应地附加权重进行相加,由此计算测量点A的移动量(矢量)。

[0147] 回到图12,从S1201至S1207的处理以S801(图8)所获取的多个时间阶段的帧数据中所含有所有帧数据作为对象来进行处理,当确认了以所有的帧数据作为对象的处理结束(S1208)时,则结束图12所示的路线优化处理。由此,对于S801(图8)所取得的多个时间阶段的帧数据,导出每个时间阶段的测量点的移动量,并经历多个时间阶段追踪测量点的移动目的地。

[0148] 需要说明的是,第2追踪处理中,可以执行沿时间轴正向进行处理的追踪处理与沿时间轴逆向进行处理的追踪处理。

[0149] 在正向处理中,追踪处理部50例如以时间阶段 t 、时间阶段 $t+1$ 、时间阶段 $t+2$ 的顺序依次生成图11所示的相关值图,以时间阶段 t 、时间阶段 $t+1$ 、时间阶段 $t+2$ 的顺序依次进行图13所示的向前追踪,以时间阶段 $t+2$ 、 $t+1$ 、 t 的顺序依次进行图15所示的向后追踪。并且,追踪处理部50以时间阶段 t 、时间阶段 $t+1$ 、时间阶段 $t+2$ 的顺序导出各测量点的移动量,追踪各测量点的移动目的地。

[0150] 相对于此,在逆向处理中,追踪处理部50例如以时间阶段 $t+2$ 、 $t+1$ 、 t 的顺序依次生成图11所示的相关值图,以时间阶段 $t+2$ 、 $t+1$ 、 t 的顺序进行图13所示的向前追踪,以时间阶段 t 、时间阶段 $t+1$ 、时间阶段 $t+2$ 的顺序进行图15所示的向后追踪。并且,追踪处理部50以时间阶段 $t+2$ 、 $t+1$ 、 t 的顺序导出各测量点的移动量,追踪各测量点的移动目的地。

[0151] 由此,在相邻2个扩张期(扩张末期ED)之间,作为正向处理结果得到从一个扩张期向另一个扩张期的各测量点的追踪结果,作为逆向处理结果得到从另一个的扩张期向一个的扩张期的各测量点的追踪结果。

[0152] 并且,追踪处理部50可以将通过时间轴正向处理得到的追踪结果与通过时间轴逆

向处理得到的追踪结果进行合成,得到最终的追踪结果。

[0153] 需要说明的是,在将正向追踪结果与逆向追踪结果进行合成时,可以利用专利文献1所记载的处理(参考专利文献1的图6等)。例如可以,将以一个的扩张时为起点向着另一个扩张期的正向追踪结果以及以另一个的扩张期为起点向着一个的扩张期的逆向追踪结果,以与从作为起点的时间阶段的时间距离成比例的附加权重来进行相加,得到合成的追踪结果。

[0154] 例如,通过上述说明的具体例追踪各测量点的移动目的地。例如,在FS测量时,对于胎儿心脏设定的2个测量点的移动目的地被追踪,将基于该追踪结果得到的FS测量值、显示经历多个时间阶段变化的2个测量点间的距离的波形等解析结果,在显示部72进行显示(参考图2(6))。

[0155] 另外,通过上述说明的追踪处理的具体例,例如,还可以经历多个时间阶段导出一个以上关注部位的空间上的移动量,并生成显示该移动量的大小和方向的矢量显示图像。

[0156] 图18是显示矢量显示图像的具体例的图。图18中示出了由显示图像形成部70所形成并显示在显示部72中的矢量显示图像的具体例。图18中示出了将与多个关注部位的各自相对应的移动量(矢量)以箭头示出的矢量显示图像。例如,通过箭头的长度或箭头的大小表示移动量的大小,箭头的朝向对应于移动量的朝向。当然,也可以通过箭头以外的表示方式,来表示移动量的大小和方向。

[0157] 另外还可以,例如,追踪处理部50导出关于伴随心脏(包括成人的心脏)或血管等的变动(包含移动与运动的至少一方)的诊断对象的多个关注部位的移动量,通过显示图像形成部70形成显示关于该诊断对象的多个关注部位的移动量的矢量显示图像,将该矢量显示图像通过显示部72来显示。

[0158] 以上,对于本发明优选实施方式进行了说明,但上述实施方式在各方面仅仅是示例,不用于限定本发明的范围。本发明,在不脱离其宗旨的范围内包含各种变形。

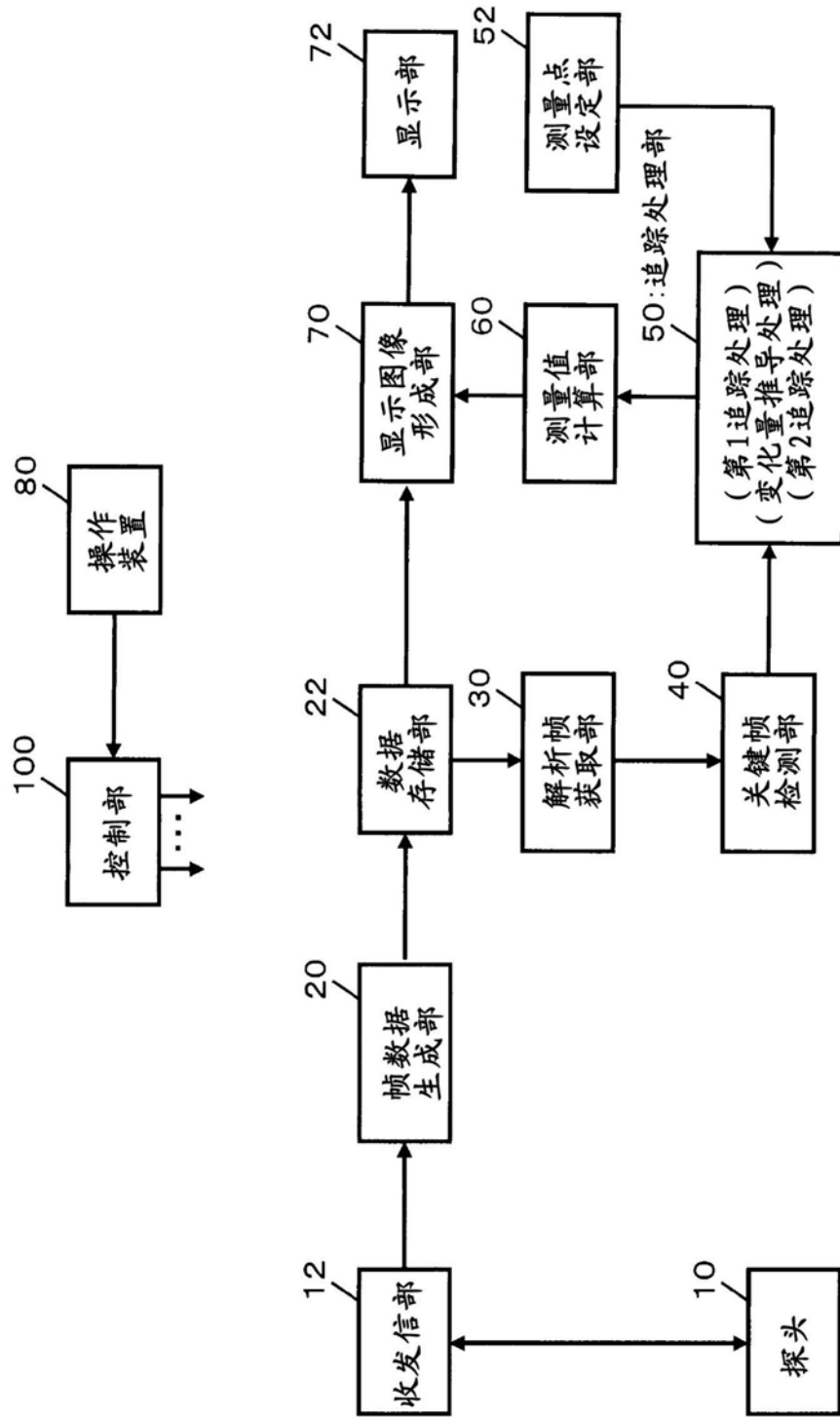


图1

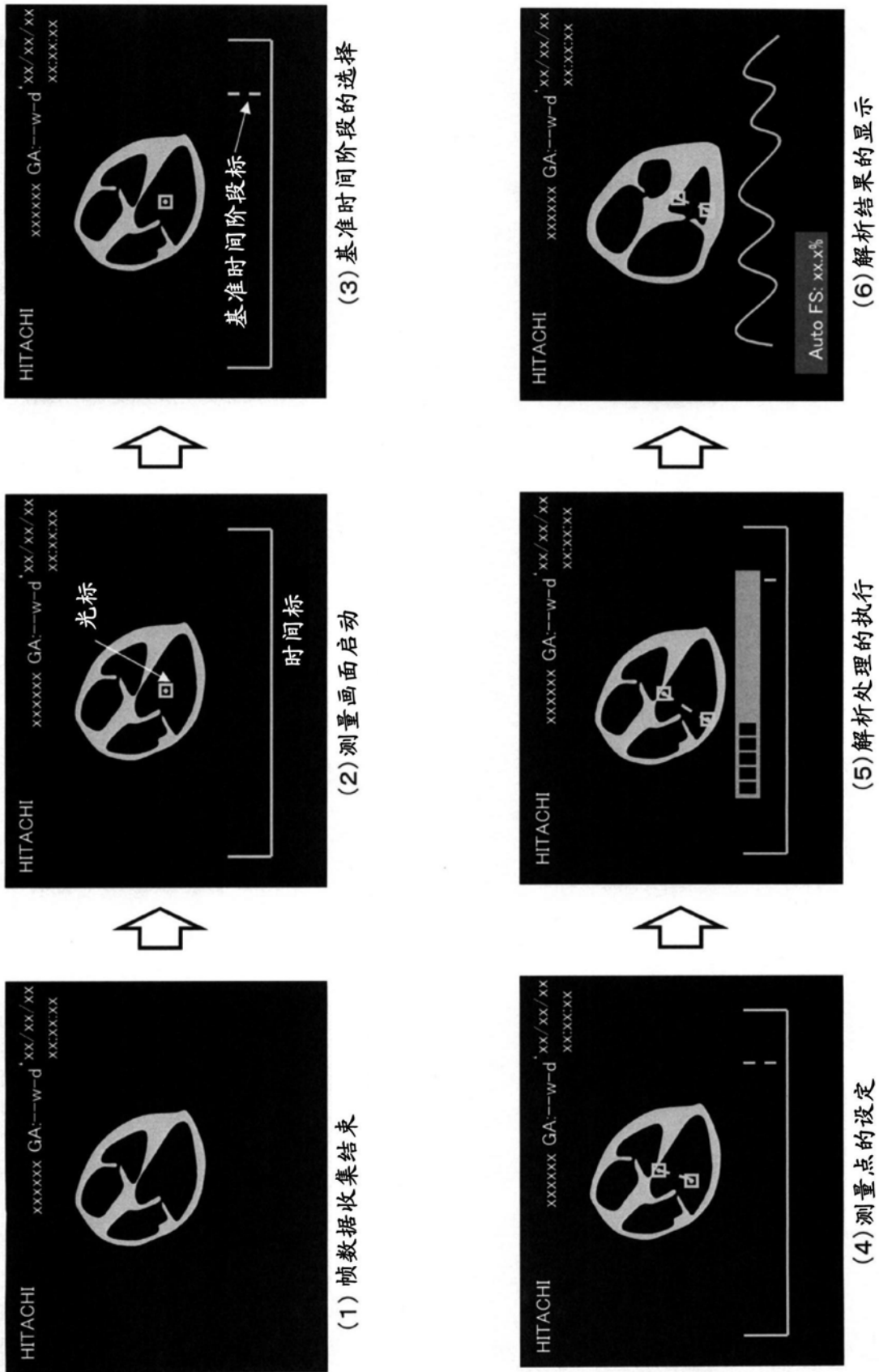


图2

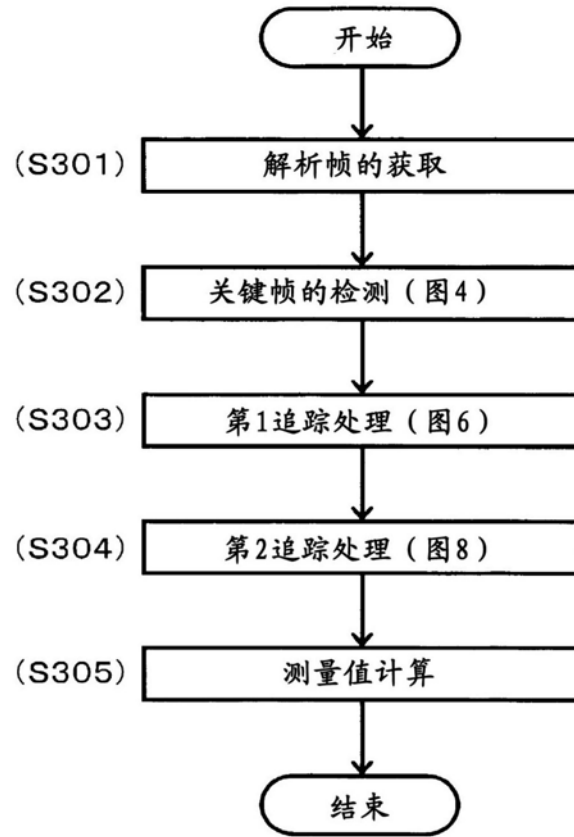


图3

<心跳波形>

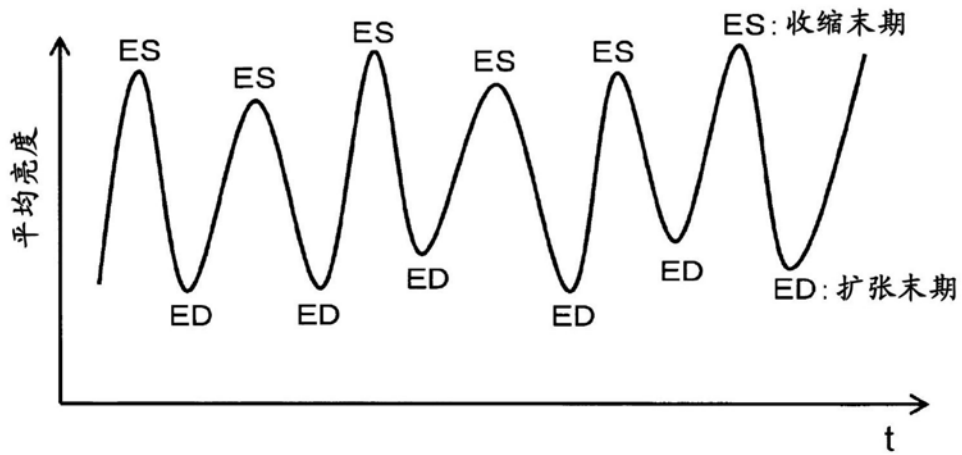


图4

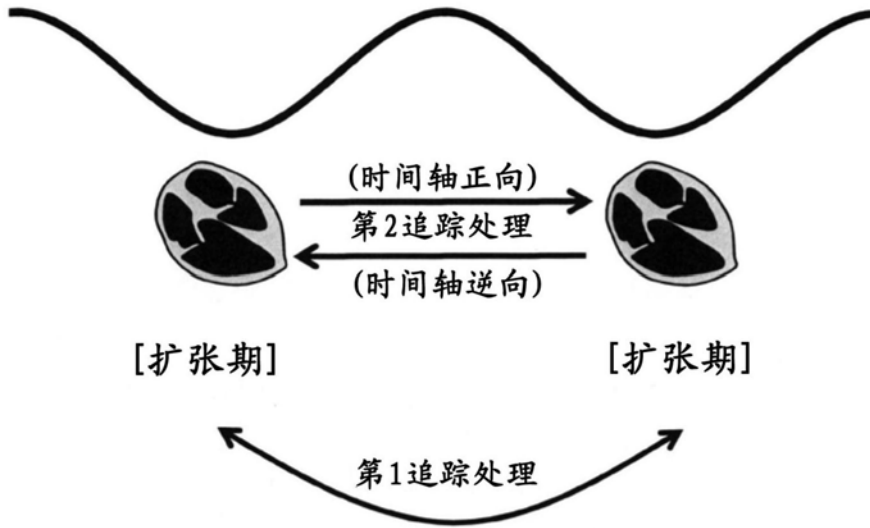


图5

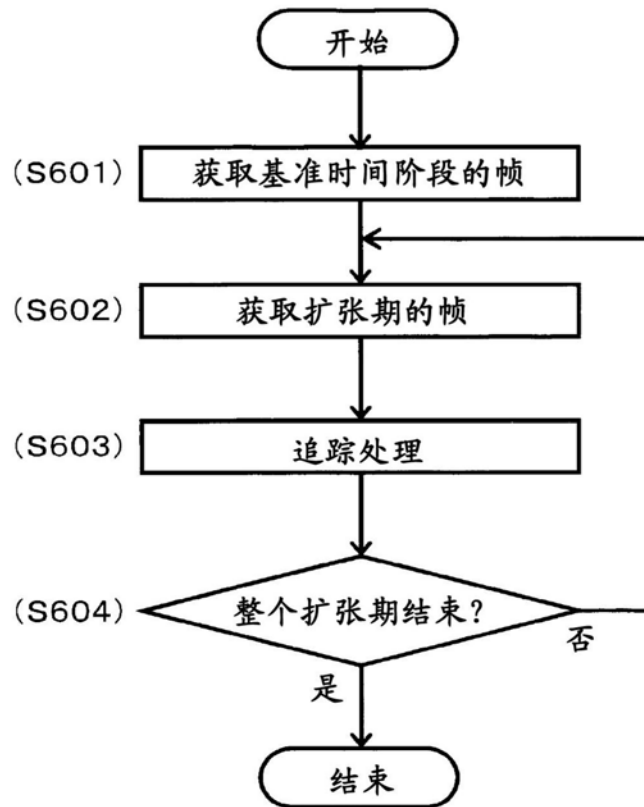


图6

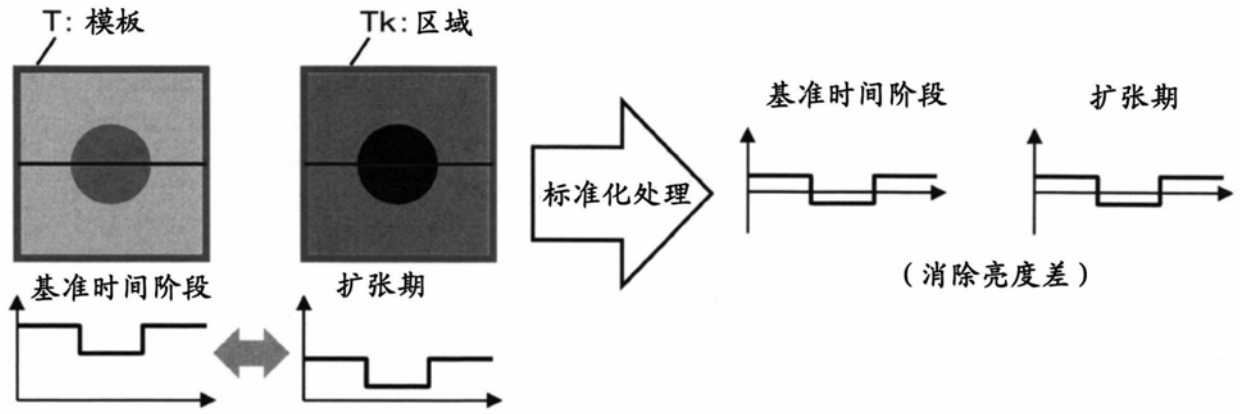


图7

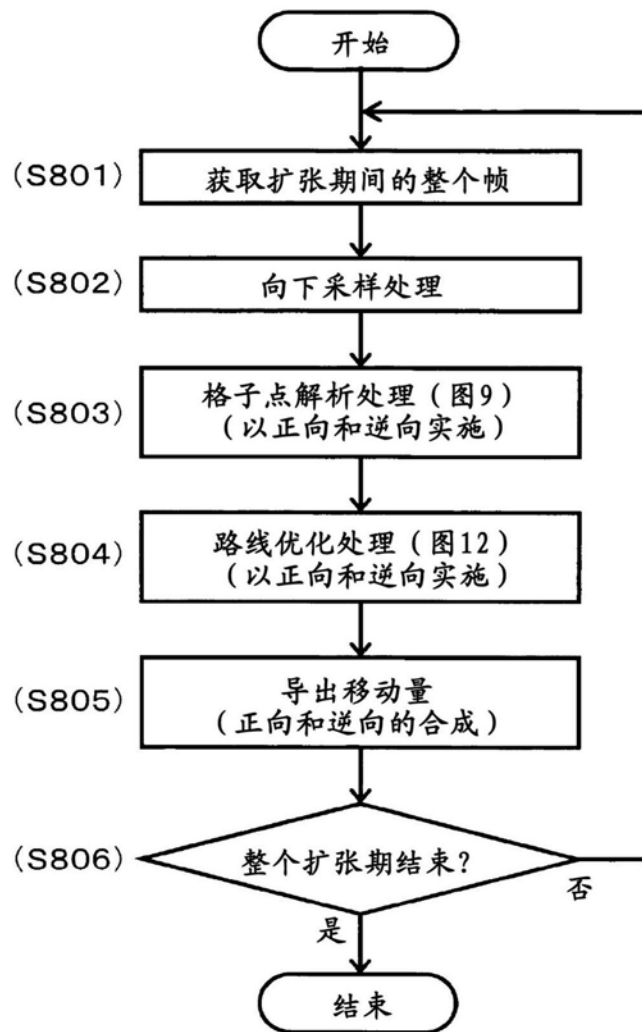


图8

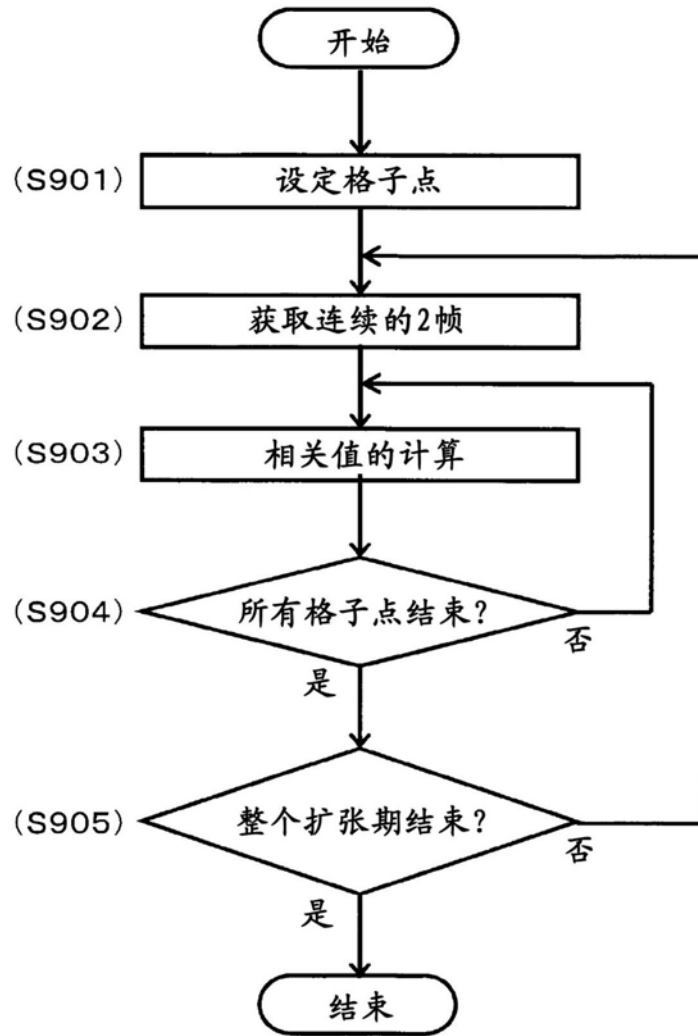


图9

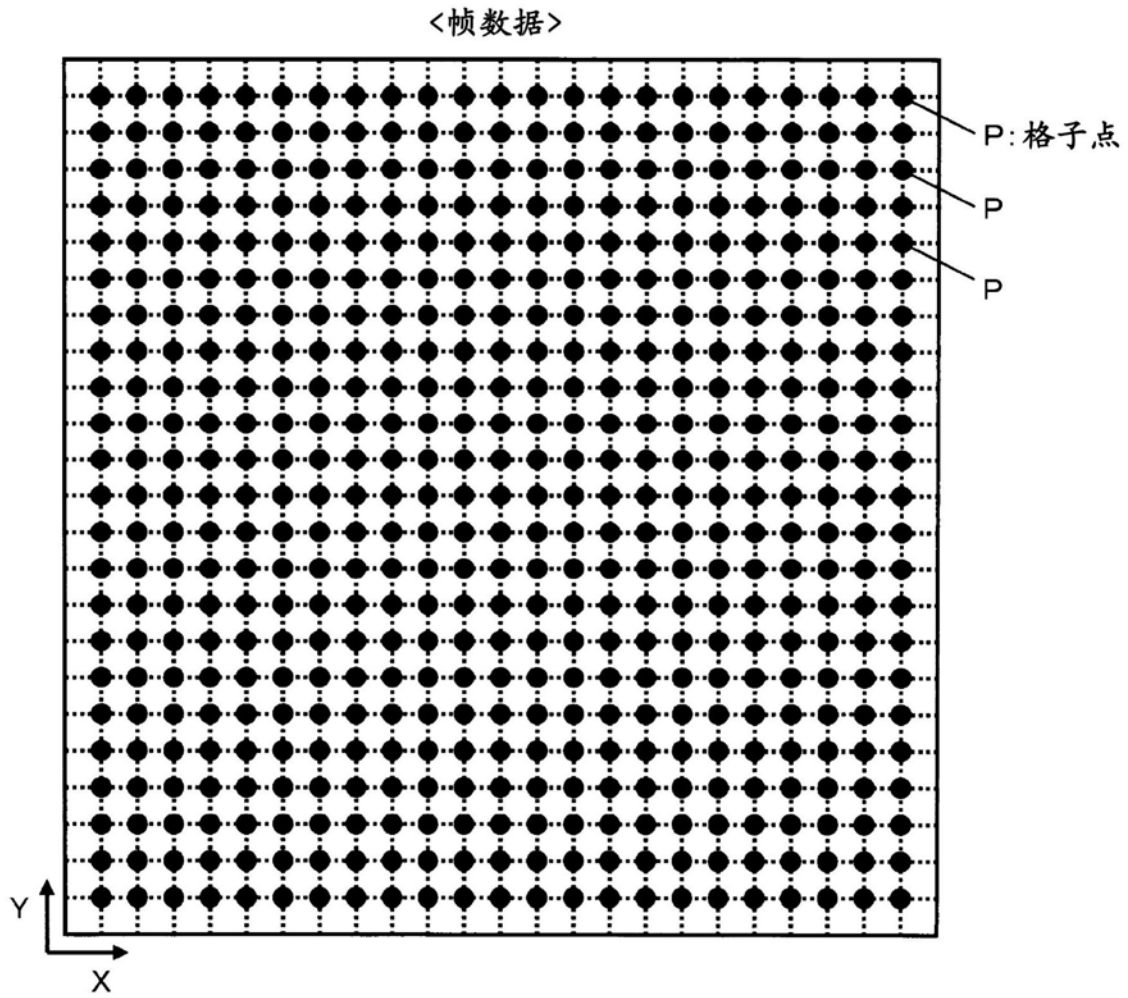


图10

<格子点(x, y)的相关值图 (SSD图)>

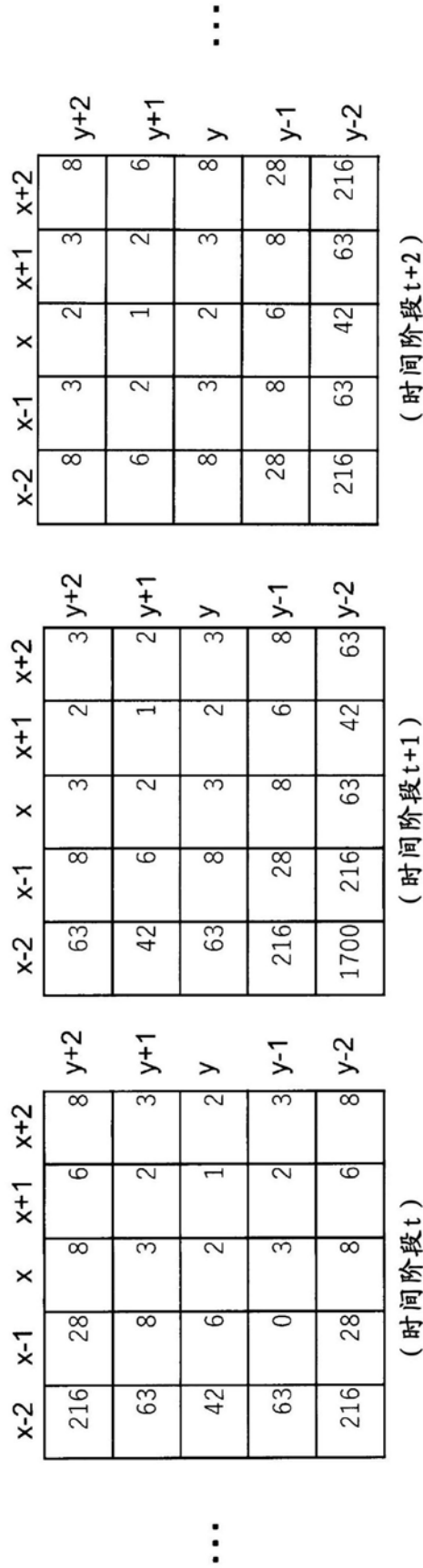


图11

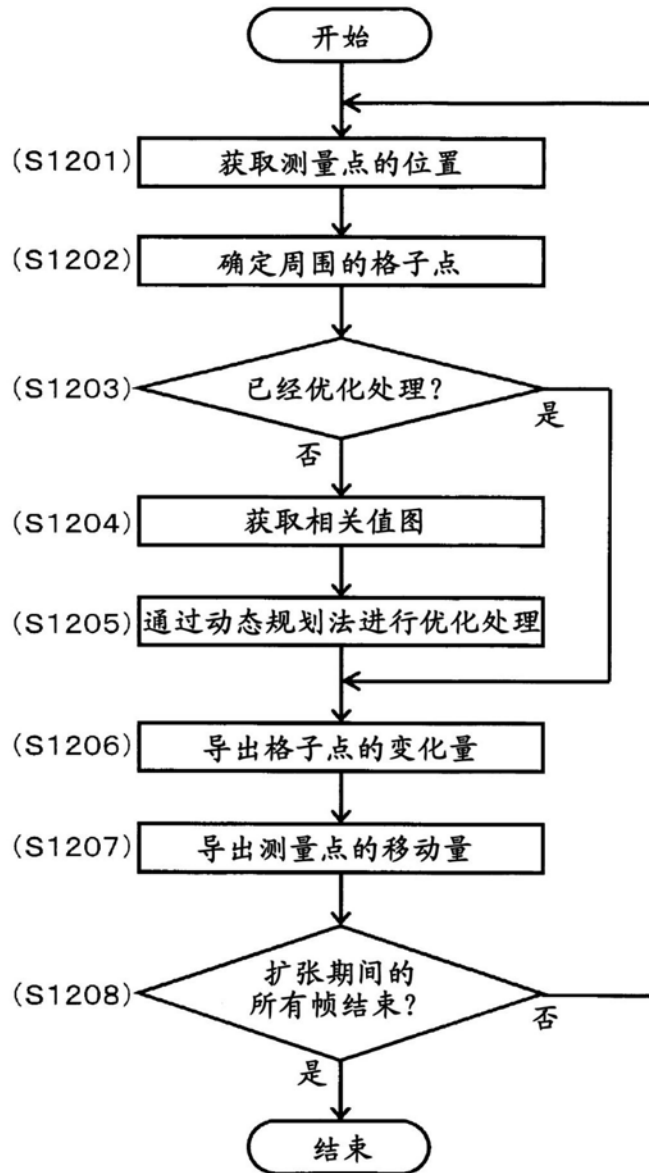


图12

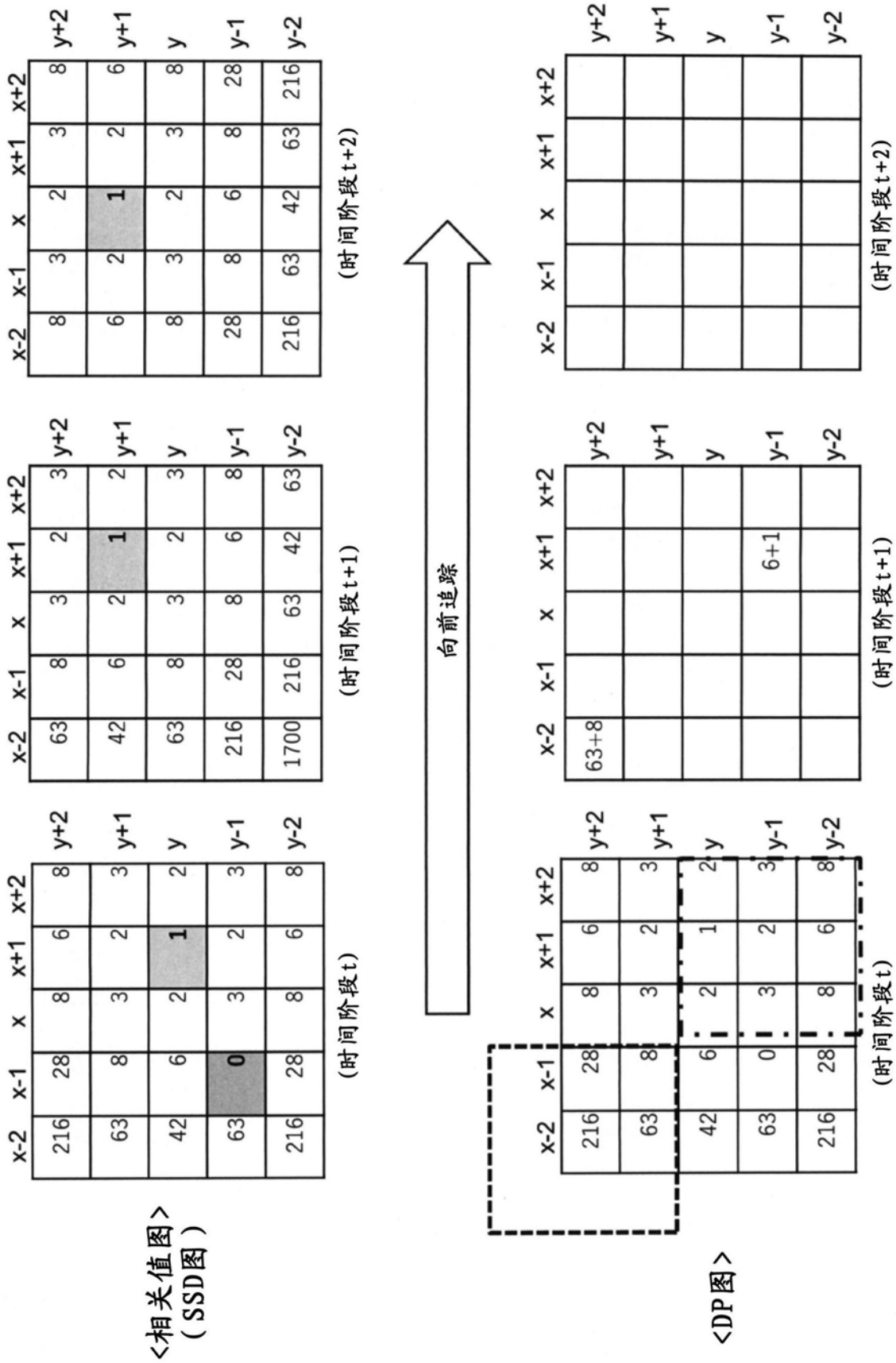


图13

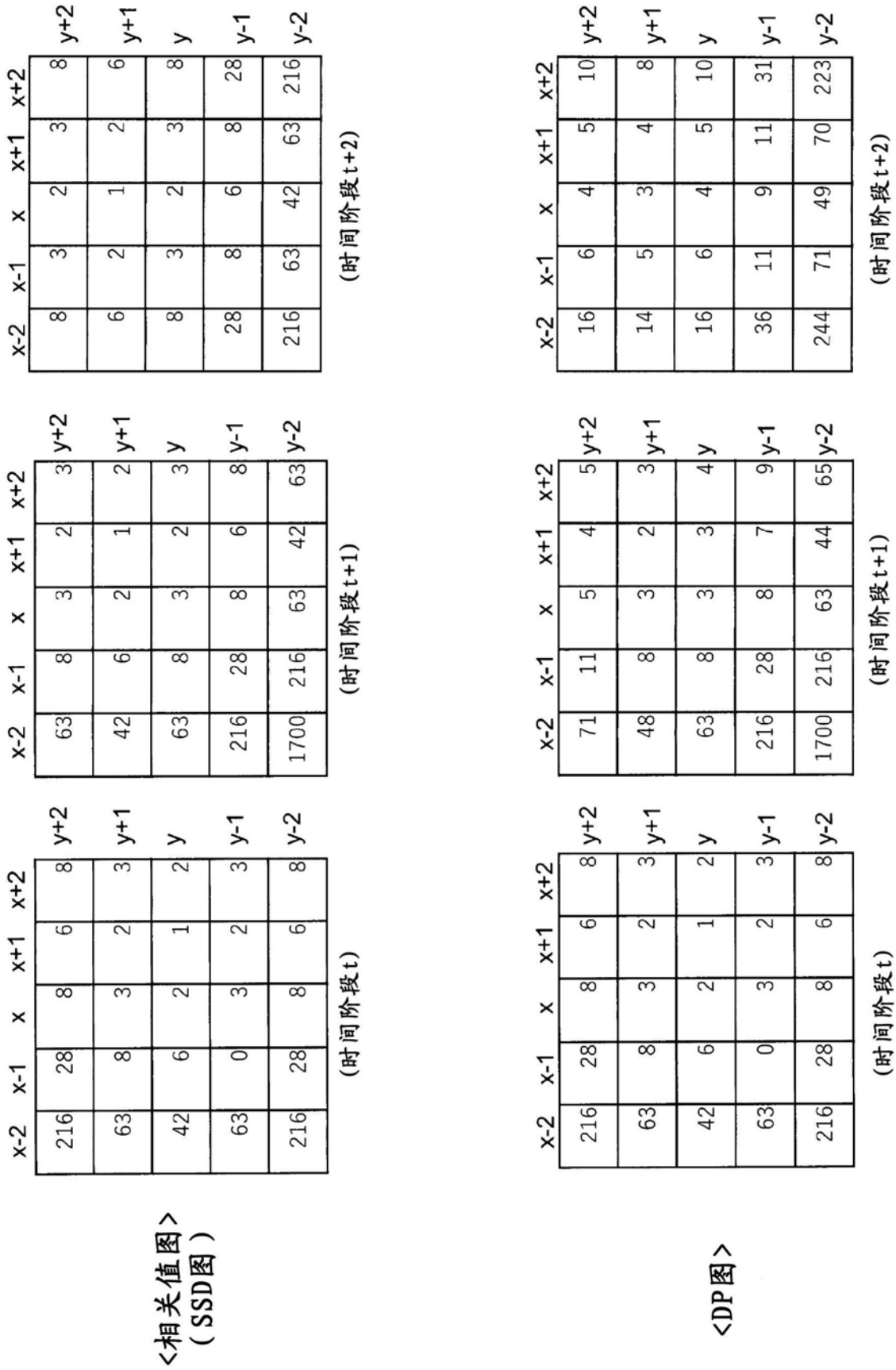


图14

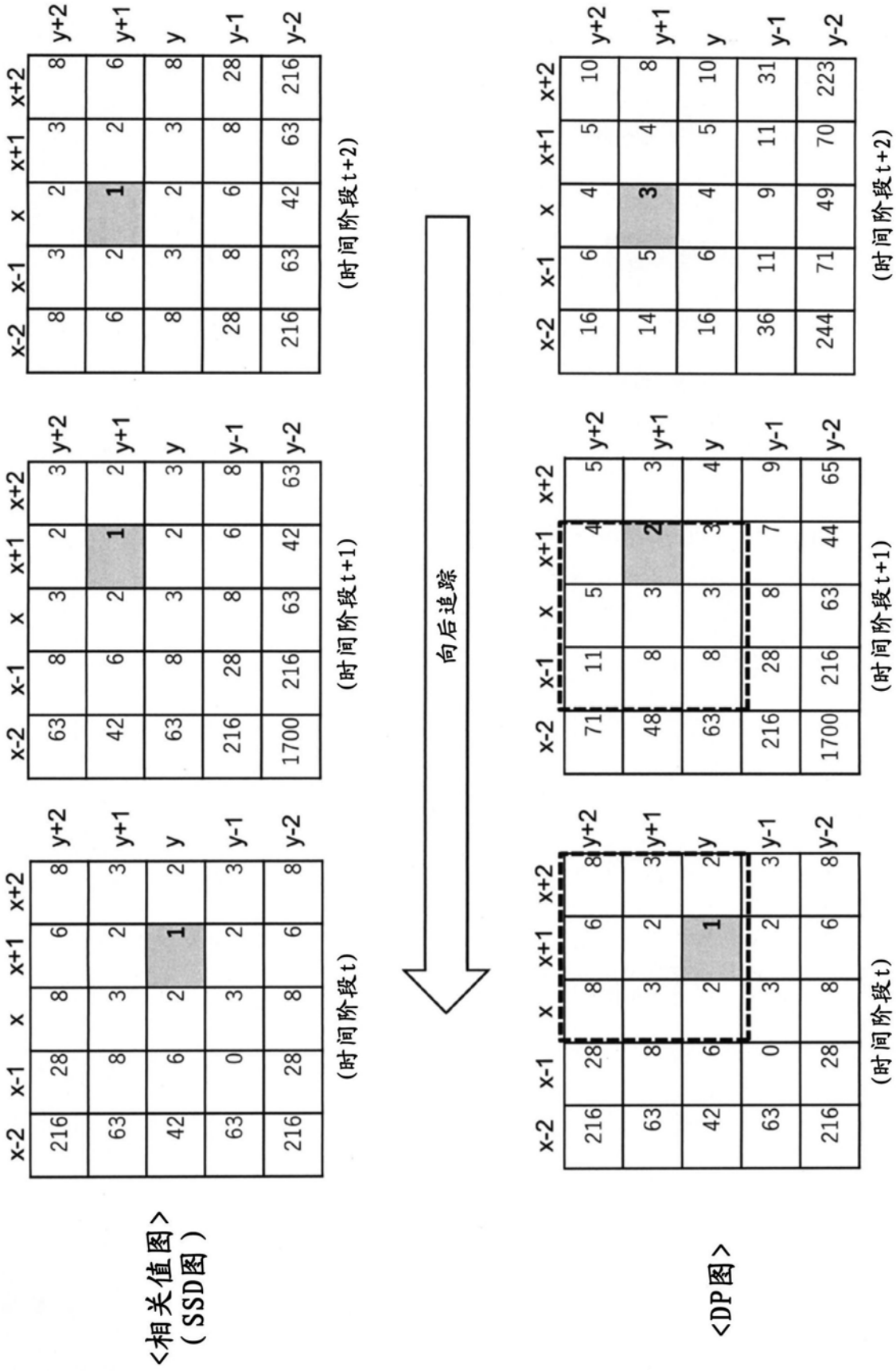


图15

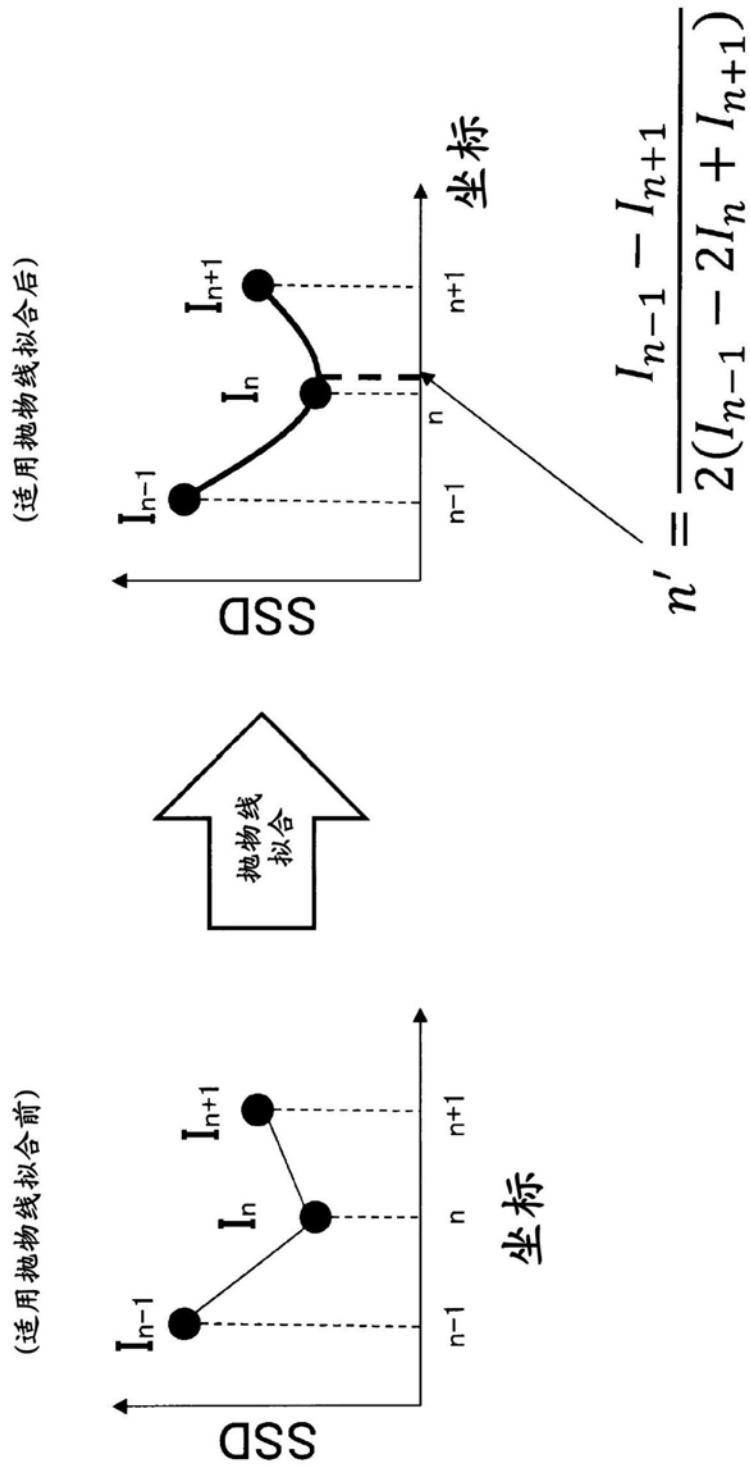


图16

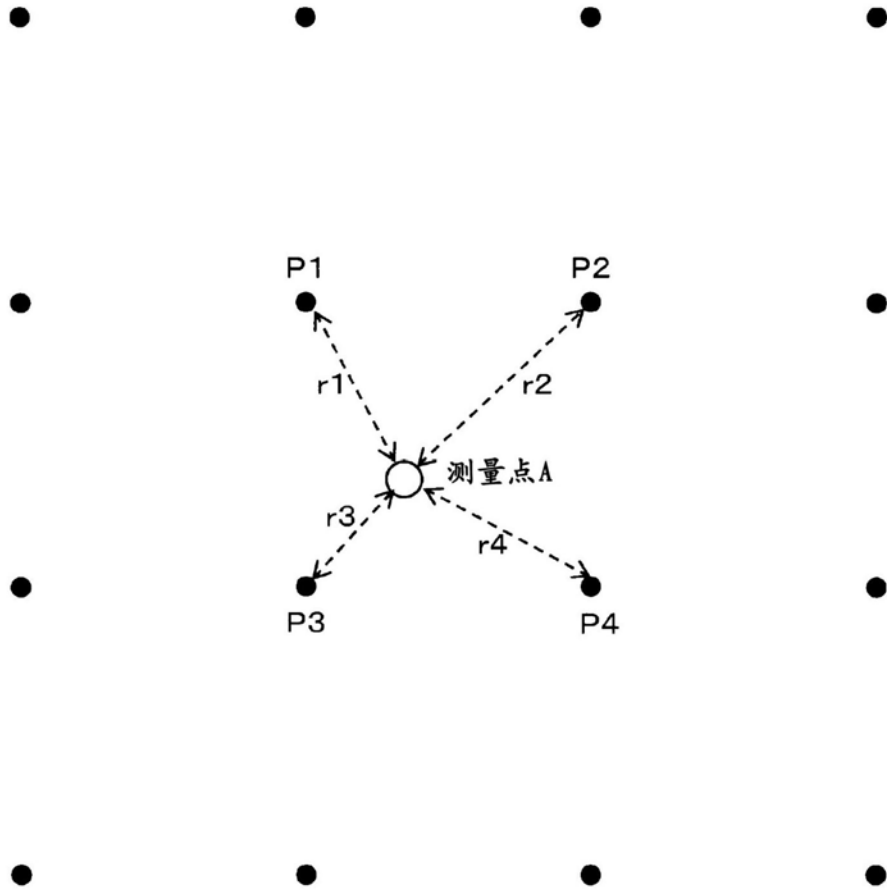


图17

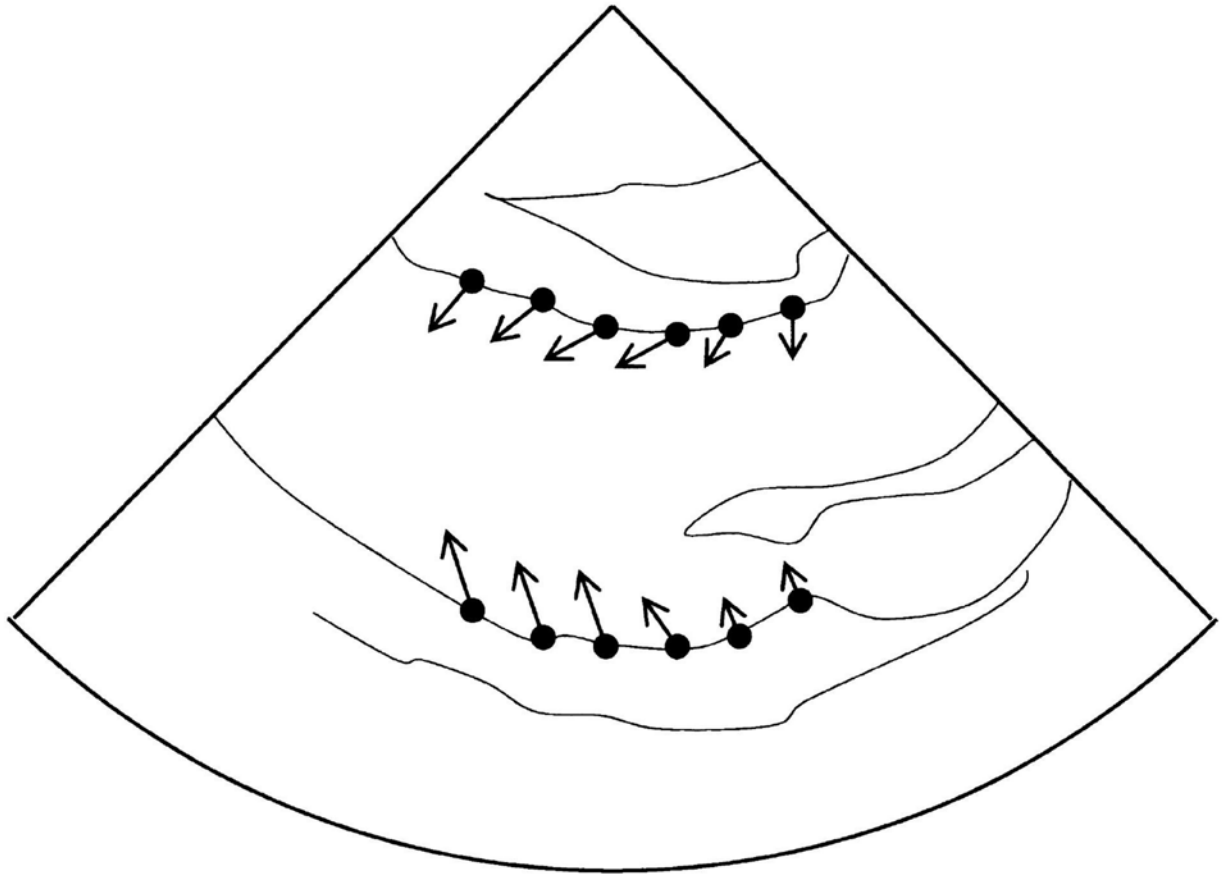


图18

专利名称(译)	超声波诊断装置、程序以及超声波诊断装置的动作方法		
公开(公告)号	CN110811674A	公开(公告)日	2020-02-21
申请号	CN201910224255.9	申请日	2019-03-22
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	前田俊德		
发明人	前田俊德		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/42 A61B8/5223 A61B8/02 A61B8/0866 A61B8/0883 A61B8/5207 G06T7/246 G06T2207/10132 G06T2207/30048 A61B8/4444 A61B8/461 A61B8/469 G06T7/215		
代理人(译)	陈彦 马铁军		
优先权	2018149937 2018-08-09 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种超声波诊断装置、程序以及超声波诊断装置的动作方法，明确通过收发超声波得到的多个时间阶段的帧数据内的在空间上固定的各关注坐标处的时间性的变化。追踪处理部(50)导出在经历多个时间阶段的帧数据内的在空间上固定的多个关注坐标的各关注坐标处的时间性变化量。另外，追踪处理部(50)基于各关注部位附近的各关注坐标的时间性变化量，导出各关注部位的空间上的移动量。进一步，追踪处理部(50)导出经历追踪期间内的多个时间阶段在每个时间阶段的各关注部位的空间性移动量，基于每个时间阶段所导出的移动量，在追踪期间内追踪各关注部位的变动。

