



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106923864 A

(43)申请公布日 2017. 07. 07

(21)申请号 201610943284.7

(22)申请日 2016.11.01

(30)优先权数据

2016-032376 2016.02.23 JP

(66)本国优先权数据

201510736383.3 2015.11.03 CN

(71)申请人 东芝医疗系统株式会社

地址 日本栃木县

(72)发明人 李广 吉新宽树 陈凌颖 唐喆

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 徐殿军

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

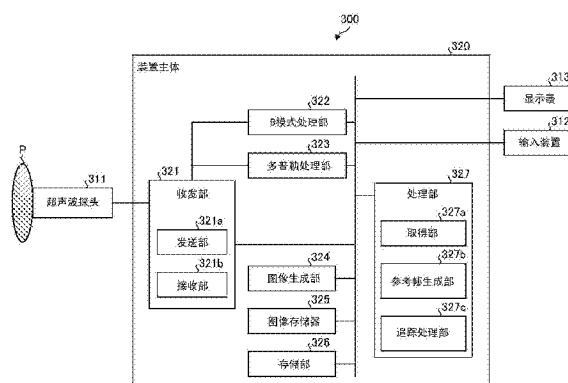
权利要求书2页 说明书14页 附图8页

(54)发明名称

超声波诊断装置、图像处理装置及图像处理程序

(57)摘要

目的是正确地追踪关注区域。实施方式的超声波诊断装置具备取得部、参考帧生成部和追踪处理部。取得部以时间序列取得以初始帧为开始的表示超声波图像的多个帧。参考帧生成部进行当前帧与该当前帧的前一帧的相似度比较,基于使用比较结果而对初始帧及前一帧进行的加权处理,生成参考帧。追踪处理部在上述参考帧与上述当前帧之间进行追踪处理。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:

取得部,按时间序列取得以初始帧为开始的表示超声波图像的多个帧;

参考帧生成部,进行当前帧和该当前帧的前一帧的相似度比较,基于使用比较结果而对上述初始帧及上述前一帧进行的加权处理,生成参考帧;以及

追踪处理部,在上述参考帧和上述当前帧之间进行追踪处理。

2. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述参考帧生成部进行上述相似度比较,进行如果相似度高则增加上述前一帧的权重、如果相似度低则增加上述初始帧的权重的处理,通过将加权处理后的上述初始帧及上述前一帧相加,生成上述参考帧。

3. 如权利要求1或2所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述初始帧是设定了关注区域的帧;

上述参考帧生成部在上述相加前,使上述前一帧的关注区域的位置相对于上述初始帧的关注区域变位。

4. 如权利要求1~3中任一项所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述追踪处理部还在上述当前帧与上述前一帧之间进行上述追踪处理。

5. 如权利要求4所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述追踪处理部具备:

匹配部,在上述参考帧和上述当前帧之间、以及上述当前帧和上述前一帧之间进行匹配;以及

追踪结果判定部,计算上述当前帧中的与上述参考帧之间匹配得到的区域、和上述参考帧中的对应于该匹配得到的区域的区域之间的第一变化量,并计算上述当前帧中的与上述前一帧之间匹配得到的区域、和上述前一帧中对应于该匹配得到的区域的区域之间的第二变化量,在计算出的上述第一变化量及上述第二变化量同时小于阈值的情况下判定为追踪成功,在计算出的上述第一变化量及上述第二变化量的至少某一方大于等于上述阈值的情况下判定为追踪失败。

6. 如权利要求5所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述匹配部在上述参考帧与上述当前帧之间、以及上述当前帧与上述前一帧之间的匹配双方中,进行从作为其他帧的上述参考帧及上述前一帧中的某一方向上述当前帧进行的匹配即正向匹配、以及从上述当前帧向上述其他帧进行的匹配即逆向匹配,

上述追踪结果判定部计算上述参考帧向上述当前帧的区域变化量与上述当前帧向上述参考帧的区域变化量之间的差分值作为上述第一变化量,计算上述前一帧向上述当前帧的区域变化量与上述当前帧向上述前一帧的区域变化量之间的差分值作为上述第二变化量。

7. 如权利要求6所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述匹配部,

在上述参考帧与上述当前帧之间进行上述正向匹配的情况下,将进行匹配前的上述参考帧的关注区域作为上述对应的区域;

在上述当前帧与上述前一帧之间进行上述正向匹配的情况下,将进行匹配前的上述前一帧的关注区域作为上述对应的区域;

在上述参考帧与上述当前帧之间进行上述逆向匹配的情况下,将从上述当前帧进行上述逆向匹配后的上述参考帧的匹配区域作为上述对应的区域;

在上述当前帧与上述前一帧之间进行上述逆向匹配的情况下,将从上述当前帧进行上述逆向匹配后的上述前一帧的匹配区域作为上述对应的区域。

8.如权利要求1~3中任一项所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述追踪处理部具备:

匹配部,在上述参考帧与上述当前帧之间进行匹配;以及

追踪结果判定部,基于上述当前帧中的匹配得到的区域,计算上述当前帧中的匹配得到的区域和上述参考帧中的对应于上述匹配得到的区域的区域之间的变化量,在计算出的变化量小于阈值的情况下判定为追踪成功,在计算出的变化量大于等于阈值的情况下判定为追踪失败。

9.如权利要求8所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述匹配部在上述参考帧与上述当前帧之间进行从上述参考帧向上述当前帧进行的匹配即正向匹配、以及从上述当前帧向上述参考帧进行的匹配即逆向匹配;

上述追踪结果判定部计算上述参考帧向上述当前帧的区域变化量与上述当前帧向上述参考帧的区域变化量之间的差分值作为上述变化量。

10.如权利要求9所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述匹配部在上述正向匹配中将进行匹配前的上述参考帧的关注区域作为上述对应的区域,在上述逆向匹配中将从上述当前帧进行上述逆向匹配后的上述参考帧的匹配区域作为上述对应的区域。

11.如权利要求5~10中任一项所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述追踪处理部还具备在由上述追踪结果判定部判定为追踪失败的情况下将上述当前帧丢弃、在由上述追踪结果判定部判定为追踪成功的情况下将上述当前帧保持的拒绝处理部。

12.一种图像处理装置,其特征在于,

具备:

取得部,以时间序列取得以初始帧为开始的表示超声波图像的多个帧;

参考帧生成部,进行当前帧与该当前帧的前一帧的相似度比较,基于使用比较结果而对初始帧及前一帧进行的加权处理,生成参考帧;以及

追踪处理部,在上述参考帧与上述当前帧之间进行追踪处理。

13.一种图像处理程序,其特征在于,

用来使计算机执行以下处理:

以时间序列取得以初始帧为开始的表示超声波图像的多个帧;

进行当前帧与该当前帧的前一帧的相似度比较,基于使用比较结果而对初始帧及前一帧进行的加权处理,生成参考帧;

在上述参考帧与上述当前帧之间进行追踪处理。

超声波诊断装置、图像处理装置及图像处理程序

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波诊断装置、图像处理装置及图像处理程序。

背景技术

[0002] 在临床应用中,TCA(time curve analysis,时间曲线分析)对超声图像序列中的异常区(肿瘤等)的定量分析来说是重要的手段。但是众所周知在时间曲线分析中,观察者感兴趣的关注区域(ROI,region of interested)例如肿瘤区域在随时间经过而获取的一序列的超声波图像中会不断变化,而ROI的运动跟踪是获取关注区域(如肿瘤区域)的可靠的TCA结果的一个重要步骤。

[0003] 为了提高ROI运动追踪的精度,专利文献1中提出了一种将指定的时相前后的图像信息(帧)从存储电路读出而取得中间假想帧并计算小区域图像(ROI)的方案。其中,ROI的移动位置的计算采用了区域匹配法等图像相关处理,通过该技术方案,能够将相关性低的ROI判断为噪声等不需要的图像并将对应部位的亮度信息减小。

[0004] 但是,专利文献1的技术方案并没有考虑指定时相的前后的图像信息不准确的情况。例如在采样中途已经发生了丢帧或超声波图像强度阶段性剧烈变化的情况下,指定的时相的前后两帧中可能已不存在期望的ROI,基于该前后两帧即使取得参考帧,由于该参考帧中没有期望的ROI,后续的计算结果也不准确,不能实现高精度的ROI运动跟踪。此外,专利文献1中,关于ROI的移动位置的计算,采用了区域匹配法,但其区域匹配仅在上述方法得到的两个区域间实施,在中途已经发生了丢帧或图像强度变化大的情况下,移动位置的差分值同样是不准确的。

[0005] 专利文献1:日本特开2008-289632号公报

发明内容

[0006] 为了解决上述问题,本发明提出了一种能够使关注区域的追踪精度提高的超声波诊断装置、图像处理装置及图像处理程序。

[0007] 技术方案超声波诊断装置具备取得部、参考帧生成部和追踪处理部。取得部以时间序列取得以初始帧为开始的表示超声波图像的多个帧。参考帧生成部进行当前帧与该当前帧的前一帧的相似度比较,基于使用比较结果而对初始帧及前一帧进行的加权处理,生成参考帧。追踪处理部在上述参考帧与上述当前帧之间进行追踪处理。

附图说明

[0008] 图1是表示本发明实施方式1的医用图像处理装置的模块图。

[0009] 图2是用于说明在参考帧的生成过程中将前一帧的关注区域向初始帧的关注区域进行变位的过程的图。

[0010] 图3是表示本发明实施方式1的医用图像处理装置的追踪处理的次序的流程图。

[0011] 图4是表示本发明实施方式2的医用图像处理装置的模块图。

[0012] 图5是用于说明由匹配部进行的正向匹配和逆向匹配以及由追踪结果判定部进行的追踪处理的示意图。

[0013] 图6是表示本发明实施方式2的医用图像处理装置的追踪处理的次序的流程图。

[0014] 图7是示意性地表示出超声波图像亮度的较大变化和由探头运动等引起丢帧的情况的图。

[0015] 图8是表示显示器上所显示的超声波图像及其关注区域的图。

[0016] 图9是表示有关实施方式1的医用图像处理装置的整体处理的流程的流程图。

[0017] 图10是表示有关实施方式3的超声波诊断装置的结构例的模块图。

具体实施方式

[0018] 下面参照说明书附图说明实施方式的超声波诊断装置、图像处理装置及图像处理程序。另外,实施方式不限于以下的实施方式。并且,记载在一个实施方式中的内容原则上也同样适用于其他的实施方式。并且,以下的实施方式中,以作为ROI (Region Of Interest) 而追踪肿瘤区域为例进行说明,但实施方式的应用不限定于肿瘤区域,也可以对其他关注区域进行追踪。

[0019] [实施方式1]

[0020] 图1是表示本发明实施方式1的医用图像处理装置的模块图。

[0021] 如图1所示,医用图像处理装置100包括取得部101、参考帧生成部102、和追踪处理部103。

[0022] 这样构成的医用图像处理装置100按照摄像的顺序取得由超声波诊断装置以时间序列摄像的作为超声波图像的多个帧。并且,医用图像处理装置100例如在追踪作为肿瘤区域的ROI的情况下,执行以下所示的图像处理方法。使用图9,对医用图像处理装置100的图像处理方法的整体处理的流程进行说明。图9是表示实施方式1的医用图像处理装置100的图像处理方法的整体处理的流程的流程图。

[0023] 例如,如图9所示,医用图像处理装置100取得最新的帧(步骤S1)。例如,医用图像处理装置100取得由超声波诊断装置实时地摄像的超声波图像中的最新的帧。另外,医用图像处理装置100也可以按照摄像的顺序取得作为由超声波诊断装置摄像的且存储在规定的存储部中的超声波图像。

[0024] 接着,医用图像处理装置100判定所取得的帧的总数是否是3以上(步骤S2)。这里,医用图像处理装置100在没有判定出所取得的帧的总数是3以上的情况下(步骤S2,否),向步骤S1转移,取得最新的帧。另一方面,医用图像处理装置100在判定为所取得的帧的总数是3以上的情况下(步骤S2,是),执行追踪处理(步骤S3)。例如,医用图像处理装置100每当取得最新的帧就生成参考帧,在参考帧与最新的帧之间进行追踪处理。另外,关于追踪处理的详细情况在后面叙述。另外,将“最新的帧”也称作“当前帧”。

[0025] 医用图像处理装置100在追踪处理结束后,判定是否处理了全部的帧(步骤S4)。这里,医用图像处理装置100在没有判定出处理了全部的帧的情况下(步骤S4,否),向步骤S1转移,取得最新的帧。另一方面,医用图像处理装置100在判定为处理了全部的帧的情况下(步骤S4,是,执行TCA解析(步骤S5)。以下,对医用图像处理装置100具有的各部的追踪处理的详细情况进行说明。

[0026] 取得部101能够通过处理器实现,其按照时间序列取得以初始帧(Frame₁)为开始的表示超声波图像的多个帧。所述超声波图像是对作为检查对象的被检体进行拍摄而得到的。实施方式中以时间序列取得的多个帧表示为:Frame₁(初始帧)、……Frame_{i-1}(当前帧的前一帧)、Frame_i(当前帧),其中 $i \geq 3$ 。按照时间序列取得的表示超声波图像的每个帧在经过后述的追踪处理并被判断为追踪处理成功后被保存到与医用图像处理装置100相应的存储电路(存储器)中。

[0027] 实施方式中的初始帧既可以是拍摄刚开始时的帧,也可以是拍摄开始一段时间后的帧,但初始帧需要是操作者可以准确地选定关注区域(肿瘤)的帧。实施方式的关注区域是指操作者感兴趣并期望通过医用图像处理装置100外部的显示装置(显示器)观察到的目标区域。作为设定关注区域的手段,可以在选定初始帧后,利用与医用图像处理装置100相应的输入部通过人为操作来标注出关注区域,从而能够使初始帧中设定有关关注区域。

[0028] 图8是表示显示在显示器上的超声波图像及其关注区域的图。图8的右图及图8的左图是基于在造影剂存在下对被检体进行扫描后的相同的反射波数据的初始帧的超声波图像。图8的左图表示仅将造影剂影像化而得到的超声波图像8b,图8的右图表示图8的左图的背景的B模式的超声波图像8a。操作者例如参照超声波图像8a或超声波图像8b设定关注区域。更具体地讲,在超声波图像8a中设定关注区域8c。并且,医用图像处理装置100与关注区域8c的设定连动,在超声波图像8b中在与关注区域8c对应的位置设定关注区域8d。另外,操作者也可以在超声波图像8b中设定关注区域8d。在此情况下,医用图像处理装置100与关注区域8d的设定连动来在超声波图像8a中在与关注区域8d对应的位置设定关注区域8c。这样,初始帧是设定了关注区域的帧。

[0029] 参照帧生成部102能够通过处理器实现,进行当前帧与该当前帧的前一帧的相似度比较,基于使用比较结果而对初始帧及前一帧进行的加权处理,来生成参考帧。例如,参考帧生成部102进行摄像得到的当前帧(Frame_i)与其前一帧(Frame_{i-1})的相似度比较,基于该相似度对初始帧及前一帧赋予权重。更具体地讲,参考帧生成部102在相似度高时增加前一帧(Frame_{i-1})的权重或在相似度低时增加初始帧(Frame₁)的权重后,利用被赋予了权重的前一帧和初始帧生成参考帧(Frame_r)。另外,在参考帧的生成中使用被设定了关注区域的初始帧(Frame₁)。因此,在生成的参考帧中同样设定关注区域,在肿瘤观察时能够从显示器观察关注区域。在本实施方式的情况下,如例如使用图8在上面叙述的那样,在超声波图像中设定关注区域8c及关注区域8d。另外,关于参考帧的生成的详细情况在后面叙述。

[0030] 追踪处理部103能够通过处理器实现,在参考帧与当前帧之间和当前帧与前一帧之间进行追踪处理。例如,追踪处理部103在各帧之间进行追踪处理,以判断是否保存当前帧。所述追踪处理包括:从一帧的关注区域匹配出另一帧的匹配区域的匹配处理、以及将一帧的关注区域和另一帧的匹配区域之间的变化量与事先确定的阈值进行比较的比较判断处理。

[0031] 现有技术中公开了在两帧之间进行匹配的匹配处理以及将匹配后的变化量与阈值进行比较的方法。本实施方式的追踪处理部103可以利用现有技术的方法仅在参考帧和当前帧之间进行上述匹配处理并利用匹配后的帧间的变化量与阈值进行比较从而判断是否保存当前帧。但是仅在两帧间进行匹配处理进而进行变化量与阈值的比较的情况下,若参考帧不准确则后续的处理的结果也不准确,因此不能准确地判断当前帧是否可靠。

[0032] 相对于此,优选的是,本实施方式的追踪处理部103在三帧(参考帧(Frame_r)和当前帧(Frame_i)、以及当前帧(Frame_i)和前一帧(Frame_{i-1}))间进行匹配和阈值比较,通过在当前帧(Frame_i)和前一帧(Frame_{i-1})也进行匹配及阈值比较,能够更精确地判断是否保存当前帧。

[0033] [参考帧的生成]

[0034] 以下具体说明通过参考帧生成部102实现的参考帧的生成。

[0035] 参考帧生成部102进行相似度比较,进行如果相似度较高则增加前一帧的权重、如果相似度较低则增加初始帧的权重的处理,通过对加权处理后的初始帧及前一帧进行加法运算,从而生成参考帧。

[0036] 例如,参考帧生成部102在参考帧的生成中,首先将前一帧的关注区域相对于初始帧的关注区域进行变位,接着对初始帧和进行了变位的前一帧分别赋予权重来生成参考帧。关于上述变位和权重赋予在后面详细说明。

[0037] 参考帧的生成利用了下述的数学式(1)。即,数学式(1)是 $\text{Frame}_r = a \times \text{Frame}_1 + b \times T(\text{Frame}_{i-1})$ 。这里, $a, b \in [0, 1]$ 。

[0038] 上述数学式(1)中,Frame₁表示初始帧,Frame_{i-1}表示当前帧的前一帧,T(Frame_{i-1})是将前一帧中的关注区域的位置相对于初始帧中的关注区域的位置进行变位后得到的,a、b分别表示初始帧(Frame₁)和前一帧(Frame_{i-1})的权重系数,下面将a、b分别称为初始帧的权重a和前一帧的权重b,Frame_r表示生成的参考帧,该参考帧是通过将被赋予了权重a的初始帧、和相对于初始帧进行了变位并被赋予了权重b后的前一帧相加而得到的。即,参考帧生成部102在相加之前,使前一帧的关注区域的位置相对于初始帧的关注区域变位。

[0039] 接下来,参照图2来说明数学式(1)中的T(Frame_{i-1})的变位(即前一帧的关注区域相对于初始帧的关注区域进行的变位)。图2中的Frame₁表示从存储电路中读取出的初始帧,Frame_{i-1}表示从存储电路中读取出的前一帧。T(Frame_{i-1})表示将前一帧中的关注区域相对于初始帧中的关注区域进行变位后的图像,Frame_r表示生成的参考帧。例如,如图2所示,在初始帧(Frame₁)中设定有关区域2a,在前一帧(Frame_{i-1})中设定有关区域2b。

[0040] 由于超声波图像的采集过程是一个动态过程,所以取得部101按照时间序列取得的多个帧中的关注区域的位置可能不会完全一致,为了将两个帧(初始帧、前一帧)中的关注区域的位置匹配,需要将一个帧的关注区域的位置相对于另一个帧进行变位。本实施方式中,初始帧作为确定存在有关区域的基准帧发挥作用,因此在进行上述变位时使前一帧的关注区域的位置相对于初始帧中的关注区域的位置进行了变位。更具体地讲,参考帧生成部102使前一帧(Frame_{i-1})中的关注区域2b相对于初始帧(Frame₁)中的关注区域2a变位。即,参考帧生成部102使前一帧(Frame_{i-1})的关注区域2b变位到T(Frame_{i-1})中的期望的目标位置2c。另外,在图2所示的例子中,在参考帧中设定有关区域2d。该参考帧中的关注区域2d的位置与初始帧中的关注区域2a的位置对应。

[0041] 此外,参考帧的生成中对初始帧和前一帧分别赋予的权重a、b满足如下的数学式(2)的关系,即当权重b小时,权重a较大,当权重b大时,权重a较小。

[0042] $a = 1 - b$ 数学式(2)

[0043] 另外,数学式(2)中的权重b是由当前帧和前一帧的相似度决定的,满足如下的数学式(3)。

[0044] $b=0.5*CC(i-1,i)$ 数学式(3)

[0045] 数学式(3)中的 $CC(i-1,i)$ 表示当前帧(Frame_i)和前一帧(Frame_{i-1})之间的相似度,该相似度的计算方法可以使用现有技术中的计算方法。由于 $CC(i-1,i)$ 是基于当前帧(Frame_i)和前一帧(Frame_{i-1})计算得到的,而权重 b 与 $CC(i-1,i)$ 存在数学式(3)的关系,因此权重 b 是与当前帧(Frame_i)和前一帧(Frame_{i-1})建立了对应的参数。

[0046] 从而,基于数学式(2)和数学式(3)中的权重 a 、 b 和相对度 $CC(i-1,i)$ 的关系,在当前帧和前一帧的相似度高时,对数学式(1)中的前一帧赋予较大的权重而对初始帧赋予较小的权重,在当前帧和前一帧的相似度低时,对数学式(1)中的前一帧赋予较小的权重而对初始帧赋予较大的权重。

[0047] [生成参考帧的作用]

[0048] 本实施方式的参考帧是基于初始帧、前一帧和当前帧而生成的,其中初始帧是设有关注区域的帧。通过利用包括初始帧在内的三个帧生成参考帧,能够确保参考帧中存在期望的关注区域,能够排除因超声波图像亮度的较大变化或丢帧而造成的误检测。

[0049] 此外,在本实施方式的参考帧的生成中,根据前一帧和当前帧的相似度来适应性地对初始帧和前一帧赋予不同的权重,当前一帧与当前帧相似度高时增加前一帧的权重,当前一帧与当前帧相似度低时增加初始帧的权重,从而生成参考帧。通过该方法,在相似度高时增加与当前帧相似的前一帧的权重,在相似度低时判断为可能出现了关注区域检测失败而增加设有关注区域的初始帧的权重,从而保证了参考帧中存在期望的关注区域,能够排除因超声波图像亮度的较大变化或丢帧而造成的误检测。

[0050] 以下参照图3说明本发明实施方式1的医用图像处理装置100的追踪处理的次序。图3是表示实施方式1的医用图像处理装置100的追踪处理的次序的流程图。

[0051] 医用图像处理装置100的取得部101按照时间序列取得以初始帧(Frame₁)为开始的表示超声波图像的多个帧(步骤S101)。初始帧中包括观察者所感兴趣的部位即关注区域。

[0052] 在步骤S102中,参考帧生成部102将前一帧(Frame_{i-1})中的关注区域相对于初始帧中的关注区域进行变位,并进行当前帧(Frame_i)和前一帧(Frame_{i-1})之间的相似度比较,基于当前帧(Frame_i)和前一帧(Frame_{i-1})的相似度,对初始帧(Frame₁)和前一帧(Frame_{i-1})赋予权重,在相似度高时增加前一帧的权重,在相似度低时增加初始帧的权重,将被分别赋予了权重的前一帧和初始帧相加而生成参考帧(Frame_r)。所述相似度比较在当前帧的超声波图像和前一帧的超声波图像的整个区域中进行。

[0053] 接着,追踪处理部103在各帧之间进行追踪处理,以判断当前帧是否可以被接受,在判断为可以被接受时保存当前帧,在判断为不可被接受时放弃当前帧(步骤S103)。

[0054] 所述追踪处理包括:从一帧的关注区域匹配出另一帧的匹配区域的匹配处理、以及将一帧的关注区域和另一帧的匹配区域之间的变化量与事先确定的阈值进行比较的比较判断处理。

[0055] 现有技术中公开了在两帧之间进行匹配的匹配处理以及将匹配后的变化量与阈值进行比较的方法。步骤S103中可以利用现有技术的方法仅在参考帧和当前帧之间进行上述匹配处理并利用匹配后的帧间的变化量与阈值进行比较从而判断是否保存当前帧。但是仅在两帧间进行匹配处理进而进行变化量与阈值的比较的情况下,若参考帧不准确则后续

的处理的结果也不准确,因此不能准确地判断当前帧是否被保存。

[0056] 相对于此,在实施方式1的步骤S103中,追踪处理部103在三帧(参考帧(Frame_r)和当前帧(Frame_i)、以及当前帧(Frame_i)和前一帧(Frame_{i-1}))间进行关注区域的匹配。并且,追踪处理部103计算当前帧中的与参考帧之间匹配的区域、和在参考帧中该匹配的区域和对应的区域之间的第一变化量。此外,追踪处理部103计算当前帧中的与前一帧之间匹配的区域、和在前一帧中该匹配的区域和对应的区域之间的第二变化量。并且,追踪处理部103在计算出的第一变化量及第二变化量同时小于阈值的情况下判定为追踪成功,在计算出的第一变化量及第二变化量的至少某一方大于等于阈值的情况下判定为追踪失败。

[0057] 图7是概略地表示现有技术的因超声波图像亮度的较大变化及探头的运动等造成的丢帧的图。使用图7上段说明有因超声波图像亮度的较大变化造成的丢帧的情况,使用图7下段说明有因探头的运动或被检体的身体动作等造成的丢帧的情况。

[0058] 在图7上段,表示超声波图像7a、超声波图像7b及超声波图像7c。假设在图7上段表示的各超声波图像是按照超声波图像7a、超声波图像7b及超声波图像7c的顺序以时间序列取得的。此外,在图7上段所表示的例子中,假设以超声波图像7a为初始帧,在作为初始帧的超声波图像7a中设定关注区域7d。

[0059] 这里,在TCA解析中,例如在将造影剂被引入到关注区域中之后,到将造影剂从关注区域排出的期间中,观察关注区域中的时间序列的造影剂浓度的变化。当将造影剂引入到关注区域中时,在超声波图像中发生急剧的亮度的变化。例如,在超声波图像7b及超声波图像7c中,与超声波图像7a相比亮度急剧地变化。在这样的情况下,现有技术的医用图像处理装置例如在相邻的两帧间的图案匹配中,有可能不能正确地追踪关注区域。更具体地讲,现有技术的医用图像处理装置在与超声波图像7a的图案匹配中不能追踪超声波图像7b中的关注区域7e。此外,现有技术的医用图像处理装置在与不能追踪关注区域的超声波图像7b的图案匹配中,不能追踪超声波图像7c中的关注区域7f。这样,在通过现有技术的医用图像处理装置不能正确地追踪关注区域的情况下,超声波图像7b及超声波图像7c成为在TCA解析中不期望的帧。

[0060] 此外,在图7下段,表示超声波图像7g、超声波图像7h及超声波图像7i。假设在图7下段表示的各超声波图像是按照超声波图像7g、超声波图像7h及超声波图像7i的顺序以时间序列取得的。此外,在图7下段所表示的例子中,假设以超声波图像7g为初始帧,在作为初始帧的超声波图像7g中设定有关关注区域7j。

[0061] 这里,有在超声波扫描中因探头的移动或被检体的身体动作而摄像范围移动的情况。例如,在超声波图像7h及超声波图像7i中,与超声波图像7g相比摄像范围产生了移动。在这样的情况下,现有技术的医用图像处理装置例如在相邻的两帧间的图案匹配中,有可能不能正确地追踪关注区域。更具体地讲,现有技术的医用图像处理装置在与超声波图像7g的图案匹配中,不能追踪超声波图像7h中的关注区域7k。此外,现有技术的医用图像处理装置在与不能追踪关注区域的超声波图像7h的图案匹配中,不能追踪超声波图像7i中的关注区域7l。这样,在通过现有技术的医用图像处理装置不能正确地追踪关注区域的情况下,超声波图像7h及超声波图像7i成为在TCA解析中不期望的帧。

[0062] 但是,根据上述图像处理方法,能够将图7所示那样的不期望的帧丢弃,即,能够将因超声波图像亮度的较大变化及探头的运动等造成的没有价值的图像排除。更具体地讲,

医用图像处理装置100将在图7上段表示的超声波图像7b丢弃。进而,医用图像处理装置100通过与参考帧的匹配及与作为前一帧的超声波图像7b的匹配,在图7上段所示的超声波图像7c中能够正确地追踪关注区域。由此,医用图像处理装置100能够保持超声波图像7c。此外,医用图像处理装置100将在图7下段表示的超声波图像7h丢弃。进而,医用图像处理装置100通过与参考帧的匹配及与作为前一帧的超声波图像7h的匹配,在图7下段所示的超声波图像7i中能够正确地追踪关注区域。由此,医用图像处理装置100能够保持超声波图像7i。

[0063] (变形例)

[0064] 上述实施方式中设权重 a 、 b 满足数学式(2)的关系且权重 b 和 $CC(i-1, i)$ 满足数学式(3)的关系而进行了说明,但是也可以设为,使权重 a 成为大于零的固定值而不随权重 b 变化、使权重 b 与相似度 $CC(i-1, i)$ 之间满足其他的正相关的关系。

[0065] 上述权重 a 、 b 和 $CC(i-1, i)$ 之间的关系并没有特别限定,只要满足在当前帧和前一帧的相似度高时对前一帧赋予较大的权重、在当前帧和前一帧的相似度低时对前一帧赋予较小的权重即可。

[0066] (实施方式2)

[0067] 实施方式2是实施方式1的变形例。如图4所示,实施方式2的医用图像处理装置200具有:与实施方式1的医用图像处理装置100的取得部101、参考帧生成部102相同的取得部201、参考帧生成部202、和与实施方式1追踪处理部103不同的追踪处理部203。

[0068] 实施方式2的追踪处理部203具有匹配部204和追踪结果判定部205。

[0069] 图5是用于说明由匹配部204进行的正向匹配和逆向匹配、和由追踪结果判定部205进行的追踪处理的示意图。

[0070] 图5的中图表示当前帧的超声波图像5a。并且,图5的左图表示参考帧的超声波图像5b,图5的右图表示前一帧的超声波图像5c。此外,在图5的左图中,表示在参考帧的超声波图像5b中设定的关注区域5e,在图5的右图中,表示在前一帧的超声波图像5c中设定的关注区域5f。

[0071] 如图5所示,本实施方式的匹配部204在参考帧和当前帧之间、当前帧和前一帧之间的匹配双方进行正向匹配和逆向匹配,正向匹配是指从作为其他帧的参考帧和前一帧中的任何一个向当前帧进行的匹配,逆向匹配是指从当前帧向其他帧(参考帧、前一帧)进行的匹配。由于从关注区域的可靠性上看参考帧要强于前一帧,因此优选的是基于参考帧的关注区域($Block_r$)来匹配出当前帧的匹配区域($Block_i$)。

[0072] 逆向匹配是在执行了正向匹配并获得了当前帧的匹配区域($Block_i$)后执行的匹配,该逆向匹配基于当前帧中的匹配区域($Block_i$)进一步在参考帧和前一帧中匹配出新的匹配区域($Block_r'$ 、 $Block_{i-1}'$)。

[0073] 不同帧之间进行正向匹配和逆向匹配时的向匹配部204的输入(输入信息)和从匹配部204的输出(输出信息)如下所示。

[0074] 在进行参考帧向当前帧的正向匹配的情况下,匹配部204利用表示超声波图像的整个区域的参考帧和当前帧、以及参考帧中的关注区域($Block_r$),生成当前帧中的匹配区域($Block_i$)。更具体地讲,匹配部204例如使用图案匹配,检索与在参考帧中设定的关注区域相似的当前帧中的区域。在图5所示的例子中,匹配部204在图5的中图所示的当前帧的超声波图像5a中设定匹配区域5d。

[0075] 在进行当前帧向参考帧的逆向匹配的情况下,匹配部204利用表示超声波图像的整个区域的参考帧和当前帧、以及当前帧中的匹配区域(Block_i),生成参考帧中的新的匹配区域(Block_{r'})。更具体地讲,匹配部204例如检索与在正向的匹配中设定的当前帧中的匹配区域相似的参考帧中的区域。并且,匹配部204将检索到的参考帧中的区域设定为新的匹配区域。

[0076] 在进行前一帧向当前帧的正向追踪的情况下,匹配部204利用表示超声波图像的整个区域的当前帧和前一帧、前一帧中的关注区域(Block_{i-1}),生成当前帧中的匹配区域(Block_i)。但是如上所述,本实施方式优选的是,利用参考帧的关注区域生成当前帧中的匹配区域(Block_i),并且在已获得当前帧中的匹配区域(Block_i)的情况下,优选的是省略从前一帧向当前帧的正向匹配,通过省略该步骤能够提高作业效率。另外,前一帧中的关注区域是通过该前一帧是当前帧时的参考帧而设定为匹配区域的区域。

[0077] 在进行当前帧向前一帧的逆向追踪的情况下,匹配部204利用表示超声波图像的整个区域的当前帧和前一帧、以及当前帧中的匹配区域(Block_i),生成前一帧中的新的匹配区域(Block_{i-1})。更具体地讲,匹配部204例如检索与当前帧中的匹配区域相似的前一帧中的区域。并且,匹配部204将检索出的前一帧中的区域设定为新的匹配区域。

[0078] 接着,追踪结果判定部205计算当前帧中的与参考帧之间匹配得到的区域和参考帧中与该匹配得到的区域对应的区域之间的第一变化量。例如,追踪结果判定部205计算参考帧向当前帧的区域变化量与当前帧向参考帧的区域变化量之间的差分值作为第一变化量。这里,追踪结果判定部205在参考帧与当前帧之间进行正向匹配的情况下,将进行匹配前的参考帧的关注区域作为对应的区域,在参考帧与当前帧之间进行逆向匹配的情况下,将从当前帧进行逆向匹配后的参考帧的匹配区域作为对应的区域。

[0079] 此外,追踪结果判定部205计算当前帧中的与前一帧之间匹配得到的区域、和在前一帧中与该匹配得到的区域对应的区域之间的第二变化量。例如,追踪结果判定部205计算前一帧向当前帧的区域变化量与当前帧向前一帧的区域变化量之间的差分值作为第二变化量。这里,追踪结果判定部205在当前帧与前一帧之间进行正向匹配的情况下,将进行匹配前的前一帧的关注区域作为对应的区域,在当前帧与前一帧之间进行逆向匹配的情况下,将从当前帧进行了逆向匹配后的前一帧的匹配区域作为对应的区域。

[0080] 更具体地讲,追踪结果判定部205基于通过上述正向匹配得到的当前帧的匹配区域(Block_i),分别计算出上述当前帧中的匹配区域(Block_i)与上述参考帧的关注区域(Block_r)和从存储器读取出的上述前一帧中的关注区域(Block_{i-1})之间的变化量(FX1, FX2)、以及上述当前帧中的匹配区域(Block_i)与上述参考帧的新的匹配区域(Block_{r'})和上述前一帧中的新的匹配区域(Block_{i-1'})之间的变化量(BX1, BX2)。这里,变化量FX1例如是从参考帧中的关注区域(Block_r)向当前帧的匹配区域(Block_i)的变位向量,变化量FX2例如是从前一帧中的关注区域(Block_{i-1})向当前帧的匹配区域(Block_i)的变位向量。此外,变化量BX1是从当前帧中的匹配区域(Block_i)向参考帧的新的匹配区域(Block_{r'})的变位向量,变化量BX2是从当前帧中的匹配区域(Block_i)向前一帧中的新的匹配区域(Block_{i-1'})的变位向量。并且,追踪结果判定部205在计算出的第一变化量及第二变化量同时小于阈值的情况下判定为追踪成功,在计算出的第一变化量及第二变化量的至少某一方大于等于阈值的情况下判定为追踪失败。即,追踪结果判定部205判断 $||FX1|-|BX1||$ 以及 $||FX2|-|BX2||$ 是

否同时小于阈值。这里,追踪结果判定部205在同时小于规定的阈值的情况下判定为追踪成功,在不是同时小于规定的阈值的情况下判定为追踪失败。此外,追踪处理部203也可以具备在由追踪结果判定部205判定为追踪失败的情况下将当前帧丢弃、在由追踪结果判定部205判定为追踪成功的情况下将当前帧保持的拒绝处理部。

[0081] 图6是表示实施方式2的医用图像处理装置200的追踪处理的次序的流程图。

[0082] 本实施方式的医用图像处理装置200的取得部201按照时间序列取得以初始帧(Frame_i)为开始的表示超声波图像的多个帧(步骤S201)。初始帧中包括观察者所感兴趣的部位即关注区域。

[0083] 在步骤S202中,参考帧生成部202进行当前帧(Frame_i)和前一帧(Frame_{i-1})之间的相似度比较,基于当前帧(Frame_i)和前一帧(Frame_{i-1})的相似度,对初始帧(Frame_i)和前一帧(Frame_{i-1})赋予权重,在相似度高时增加前一帧的权重,在相似度低时增加初始帧的权重,将被分别赋予了权重的前一帧和初始帧相加而生成参考帧(Frame_r)。所述相似度比较在当前帧的超声波图像和前一帧的超声波图像的整个区域中进行。

[0084] 上述的步骤S201和步骤S202与实施方式1的步骤S101和步骤S102相同。

[0085] 实施方式2的追踪处理过程还包括步骤S203~步骤S209。

[0086] 在步骤S203中,匹配部204首先进行参考帧(Frame_r)向当前帧(Frame_i)的正向匹配。即,根据参考帧(Frame_r)中的关注区域(Block_r)匹配出当前帧(Frame_i)中的匹配区域(Block_i)。

[0087] 接着,在步骤S204中,追踪结果判定部205分别计算参考帧(Frame_r)中的关注区域(Block_r)与当前帧(Frame_i)中的匹配区域(Block_i)之间的差分值FX1、以及当前帧(Frame_i)中的匹配区域(Block_i)与前一帧(Frame_{i-1})中的关注区域(Block_{i-1})之间的差分值FX2。

[0088] 接着,在步骤S205中,匹配部204根据当前帧(Frame_i)中的匹配区域(Block_i)匹配出参考帧(Frame_r)中的新的匹配区域(Block_r')和前一帧(Frame_{i-1})中的新的匹配区域(Block_{i-1}')。

[0089] 接着,在步骤S206中,追踪结果判定部205分别计算当前帧(Frame_i)中的匹配区域(Block_i)与参考帧(Frame_r)中的新的匹配区域(Block_r')和前一帧(Frame_{i-1})中的新的匹配区域(Block_{i-1}')之间的差分值BX1和BX2。

[0090] 本实施方式中是按照步骤S203、S204、S205、S206的顺序进行的,但也可以在匹配部204执行完匹配步骤S203、S205后再进行基于追踪结果判定部205的差分值计算步骤S204、S206。

[0091] 接着,在步骤S207中,追踪结果判定部205基于上述的计算出的各变化量(FX1、FX2、BX1、BX2),判断在参考帧与当前帧之间进行正向匹配和逆向匹配得到的变化量(FX1, BX1)之差是否小于事先规定的阈值,并判断当前帧与前一帧之间的两个变化量(其中,一个变化量(FX2)是从前一帧的关注区域减去当前帧的匹配区域而得到的,另一个变化量(BX2)是进行从当前帧向前一帧的逆向匹配而得到的)之差是否小于事先确定的阈值。换言之,在步骤S207中判断 $||FX1|-|BX1||$ 以及 $||FX2|-|BX2||$ 是否同时小于阈值。在变化量小于阈值时判断为追踪成功而保存当前帧(步骤S209),在变化量大于等于阈值时判断为追踪不成功而将当前帧丢弃(步骤S208)。

[0092] 作为对比例,关于假设只考虑一对跟踪结果即仅判断是否满足 $||FX1|-|BX1|| < \text{阈}$

值或 $||FX2|-|BX2|| < \text{阈值}$ 的情况,如以下这样说明。在只考虑第一对变化量(FX1,BX1)的情况下,如果加权得到的参考帧不十分准确,则基于第一对变化量(FX1,BX1)并不能准确地判断当前帧的追踪是否成功,在只考虑第二对变化量(FX2,BX2)的情况下,如果存储电路中保存的前一帧的追踪结果稍微偏离,则该偏离将被传递到当前帧的追踪判断中并放大该偏离。极端情况下,若关注区域在前一帧和当前帧中同时消失而两者的图像中又恰好有相同的结构特征则同样会出现变化量收敛的结果($||FX2|-|BX2||$ 约为0),但此时当前帧的追踪实际上不成功。

[0093] 与此相对,本实施方式的医用图像处理装置200在 $||FX1|-|BX1||$ 以及 $||FX2|-|BX2||$ 同时小于阈值时才判断为追踪成功,否则判断为追踪失败。通过采用这种判断方法,相对于只判断 $||FX1|-|BX1||$ 或 $||FX2|-|BX2||$ 的情况能够进一步提高检测的精度。

[0094] 通过上述处理过程,在如上述图7所示那样因超声波图像亮度的较大变化或探头运动而出现丢帧时,能够将不期望的当前帧丢弃,即能够排除由于超声波图像亮度的较大变化及探头运动等而产生的无价值图像。

[0095] [变形例]

[0096] 在上述实施方式2中利用参考帧的关注区域(Block_r)生成当前帧中的匹配区域(Block_i),并省略了前一帧的关注区域(Block_{i-1})向当前帧中的匹配区域(Block_i)的匹配而直接计算变化量FX2,但实施方式并不限于此。也可以基于前一帧的关注区域(Block_{i-1})来匹配出当前帧的匹配区域(Block_i),省略参考帧的关注区域(Block_r)向当前帧中的匹配区域(Block_i)的匹配而直接计算变化量FX1。此外,也可以分别利用参考帧的关注区域(Block_r)和前一帧的关注区域(Block_{i-1})而生成两个当前帧中的匹配区域(Block_i),并根据该两个当前帧中的匹配区域(Block_i)分别进行逆向匹配而进行各自的追踪处理,在基于两个匹配出的匹配区域(Block_i)得到的变化量都满足与阈值的关系的情况下判断为追踪成功,否则判断为追踪失败。

[0097] 上述变形例除了用于生成当前帧中的匹配区域(Block_i)的基准与实施方式2不同以外,其他与实施方式2相同。

[0098] 根据实施方式1、2及它们的变形例所述的医用图像处理装置,通过利用当前帧、当前帧的前一帧和设有关注区域的初始帧生成参考帧并在所生成的参考帧和当前帧和当前帧的前一帧之间进行关注区域的追踪,从而能够放弃不期望的当前帧,能够排除由于超声波图像亮度的较大变化及探头运动等而产生的无价值图像(噪声等)。

[0099] 上述的实施方式1、2的医用图像处理装置中,作为构成要素的取得部、参考帧生成部和追踪处理部所能实现的各处理功能通过计算机可执行的程序的形式被保存到存储电路中。处理电路是将程序从存储电路读出并执行从而实现与各程序对应的功能的处理器。换言之,读出了各程序的状态下的处理电路具有取得部、参考帧生成部和追踪处理部的功能。另外,虽然如上所述说明了将实施方式的医用图像处理装置中的取得部、参考帧生成部和追踪处理部通过单一的处理电路来实现的情况,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取得部、参考帧生成部和追踪处理部的功能。

[0100] [实施方式3]

[0101] 在上述实施方式中,对在医用图像处理装置100中取得由超声波诊断装置摄像的超声波图像、执行图像处理方法的情况进行了说明。但是,该图像处理方法也可以在超声波

诊断装置中执行。所以,在实施方式3中,对在超声波诊断装置中执行与上述实施方式同样的图像处理方法的情况进行说明。

[0102] 图10是表示实施方式3的超声波诊断装置300的结构例的模块图。如图10所示,实施方式3的超声波诊断装置300具备超声波探头311、输入装置312、显示器313和装置主体320。超声波探头311与后述的装置主体320具备的收发部321可通信地连接。此外,输入装置312及显示器313与装置主体320具备的各部可通信地连接。

[0103] 超声波探头311与被检体P的体表面接触,进行超声波的收发。例如,超声波探头311具有多个压电振子(也称作振子)。这些多个压电振子基于从收发部321供给的发送信号产生超声波。产生的超声波在被检体P的体内组织中被反射,作为反射波信号而被多个压电振子接收。超声波探头311将由多个压电振子接收到的反射波信号向收发部321发送。

[0104] 另外,实施方式3的超声波探头311不论是对被检体P内的2维区域进行扫描(2维扫描)的1D阵列探头、还是对被检体P内的3维区域进行扫描(3维扫描)的机械4D探头、2D阵列探头,都能够使用。

[0105] 输入装置312例如对应于鼠标、键盘、按钮、触摸开关、触摸指令屏幕、脚踏开关、跟踪球、操纵杆等。输入装置312受理来自超声波诊断装置300的操作者的各种设定请求,将受理的各种设定请求对装置主体320的各部适当传送。

[0106] 显示器313显示用于操作者使用输入装置312输入各种设定请求的GUI(Graphical User Interface),或显示基于在装置主体320中生成的超声波图像数据的图像(超声波图像)等。

[0107] 装置主体320是基于超声波探头311接收到的反射波信号生成超声波图像数据的装置。如图10所示,装置主体320例如具有收发部321、B模式处理部322、多普勒处理部323、图像生成部324、图像存储器325、存储部326和处理部327。收发部321、B模式处理部322、多普勒处理部323、图像生成部324、图像存储器325、存储部326及处理部327相互可通信地连接。

[0108] 收发部321控制超声波探头311的超声波的收发。例如,收发部321具有发送部321a和接收部321b,基于后述的处理部327的指示,控制超声波探头311进行的超声波收发。发送部321a制作发送波形数据,根据制作出的发送波形数据,生成用于超声波探头311发送超声波的发送信号。并且,发送部321a通过对超声波探头311施加发送信号,使其发送超声波被聚束为束状的超声波束。此外,接收部321b通过对超声波探头311接收到的反射波信号赋予规定的延迟时间而进行加法处理,根据与反射波信号的接收指向性对应的方向生成强调了反射成分的反射波数据,将所生成的反射波数据向B模式处理部322及多普勒处理部323发送。

[0109] B模式处理部322对接收部321b根据反射波信号生成的反射波数据进行各种信号处理。B模式处理部322对从接收部321b接收到的反射波数据进行对数放大、包络线检波处理等,生成将各个采样点(观测点)的信号强度用亮度的明暗度表现的数据(B模式数据)。B模式处理部322将所生成的B模式数据向图像生成部324发送。

[0110] 此外,B模式处理部322进行信号处理,用来进行将高谐波成分影像化的谐波成像。作为谐波成像,已知有对比谐波成像(CHI:Contrast Harmonic Imaging)及组织谐波成像(THI:Tissue Harmonic Imaging)。此外,在对比谐波成像及组织谐波成像中,作为扫描方

式,已知有振幅调制、相位调制。

[0111] 多普勒处理部323根据接收部321b接收到的反射波数据,生成在扫描区域内的各采样点提取了移动体的基于多普勒效应的运动信息而得到的数据(多普勒数据)。具体而言,多普勒处理部323作为移动体的运动信息,生成在各采样点提取了平均速度、分散值、强度值等的多普勒数据。这里,移动体例如是血流或心壁等的组织、造影剂。多普勒处理部323将所生成的多普勒数据向图像生成部324发送。

[0112] 图像生成部324根据B模式处理部322或多普勒处理部323所生成的数据而生成超声波图像数据。例如,图像生成部324根据B模式处理部322所生成的B模式数据,生成将反射波的强度用亮度表示的B模式图像数据。此外,图像生成部324根据多普勒处理部323所生成的多普勒数据,生成表示移动体信息的多普勒图像数据。该多普勒图像数据是速度图像数据、分散图像数据、强度图像数据、或者将它们组合的图像数据。

[0113] 图像存储器325是将由B模式处理部322、多普勒处理部323及图像生成部324生成的数据存储在存储器。例如,图像存储器325将由图像生成部324生成的超声波图像数据与被检体P的心电波形建立对应而存储。另外,在向图像存储器325存储的数据量超过图像存储器325的存储容量的情况下,从较旧的数据起依次删除而更新。

[0114] 存储部326是存储各种数据的存储装置。例如,存储部326存储用来进行超声波收发、图像处理及显示处理的控制程序、及诊断信息(例如患者ID、医生的所见等)、诊断记录或各种身体标记等的各种数据。此外,存储在存储部326中的数据可以经由未图示的接口部向外部装置传送。

[0115] 此外,存储部326将由B模式处理部322、多普勒处理部323及图像生成部324生成的数据存储在存储器。例如,存储部326存储由操作者指定的规定心拍数的超声波图像数据。另外,存储部326是将被检体P在规定期间中扫描而得到的多个图像存储在存储器的一例。

[0116] 处理部327控制超声波诊断装置300的处理整体。具体而言,处理部327基于经由输入装置312从操作者输入的各种设定请求、或从存储部326读入的各种控制程序及各种数据,控制收发部321、B模式处理部322、多普勒处理部323及图像生成部324等的处理。此外,处理部327使显示器313显示图像存储器325所存储的超声波图像数据。

[0117] 此外,处理部327如图10所示,具有取得部327a、参考帧生成部327b及追踪处理部327c。

[0118] 这样构成的超声波诊断装置300例如在进行TCA解析的情况下,在造影剂存在下执行超声波扫描,以时间序列将超声波图像拍摄。并且,超声波诊断装置300在以时间序列拍摄的超声波图像中追踪例如作为肿瘤区域的ROI的情况下,执行以下所示的图像处理方法。另外,超声波诊断装置300执行的图像处理方法可以使用在超声波扫描时实时取得的超声波图像而执行,或者也可以在超声波扫描后将保存在规定的存储部中的超声波图像读出而执行。

[0119] 取得部327a执行与实施方式1的取得部101同样的功能。例如,取得部327a以时间序列取得以初始帧为开始的、表示超声波图像的多个帧。

[0120] 参考帧生成部327b执行与实施方式1的参考帧生成部102同样的功能。例如,参考帧生成部327b进行当前帧与该当前帧的前一帧之间的相似度比较,基于使用比较结果而对初始帧及前一帧进行的加权处理,生成参考帧。

[0121] 追踪处理部327c执行与实施方式1的追踪处理部103同样的功能。例如,追踪处理部327c在参考帧与当前帧之间、和当前帧与前一帧之间进行追踪处理。

[0122] [实施方式3的变形例]

[0123] 此外,在上述实施方式3中,与实施方式1同样,假设超声波诊断装置300仅进行正向匹配而进行了说明,但实施方式并不限于此。例如,超声波诊断装置300也可以与实施方式2同样地进行正向匹配及逆向匹配。

[0124] 在这样的情况下,取得部327a执行与实施方式1的取得部101同样的功能。此外,参考帧生成部327b执行与实施方式1的参考帧生成部102同样的功能。并且,追踪处理部327c执行与实施方式2的追踪处理部203同样的功能。

[0125] 例如,追踪处理部327c在参考帧与当前帧之间、以及当前帧与前一帧之间的匹配双方,进行从作为其他帧的参考帧及前一帧中的某一方向当前帧进行的匹配即正向匹配、以及从当前帧向其他帧进行的匹配即逆向匹配。这里,追踪处理部327c在参考帧与当前帧之间进行正向匹配的情况下,将进行匹配前的参考帧的关注区域作为对应的区域,在当前帧与前一帧之间进行正向匹配的情况下,将进行匹配前的前一帧的关注区域作为对应的区域。此外,追踪处理部327c在参考帧与当前帧之间进行逆向匹配的情况下,将从当前帧进行逆向匹配后的参考帧的匹配区域作为对应的区域,在当前帧与前一帧之间进行逆向匹配的情况下,将从当前帧进行逆向匹配后的前一帧的匹配区域作为对应的区域。

[0126] [其他实施方式]

[0127] 实施方式并不限于上述的实施方式。

[0128] 在上述实施方式中,假设在当前帧与参考帧及当前帧与前一帧的这3个帧间追踪而进行了说明,但实施方式并不限于此。例如,也可以在当前帧与参考帧的两个帧间执行追踪处理。以下,在实施方式2的医用图像处理装置200中对执行两个帧间的追踪处理的情况进行说明,但两个帧间的追踪处理在实施方式3的超声波诊断装置300中也同样能够执行。

[0129] 追踪处理部203在参考帧与当前帧之间进行追踪处理。例如,追踪处理部203的匹配部204在参考帧与上述当前帧之间进行匹配。

[0130] 这里,追踪处理部203的匹配部204在参考帧与当前帧之间,进行从参考帧向当前帧的匹配即正向匹配、以及从当前帧向参考帧进行的匹配即逆向匹配。例如,追踪处理部203的匹配部204在正向匹配中,将进行匹配前的参考帧的关注区域作为对应的区域,在逆向匹配中,将从当前帧进行逆向匹配后的参考帧的匹配区域作为对应的区域。

[0131] 并且,追踪处理部203的追踪结果判定部205基于当前帧中的被匹配的区域,计算当前帧中的被匹配的区域和参考帧中的与被匹配的区域相对应的区域之间的变化量。这里,追踪处理部203的追踪结果判定部205计算参考帧向当前帧的区域变化量与当前帧向参考帧的区域变化量之间的差分值作为变化量。

[0132] 接着,追踪处理部203的追踪结果判定部205在计算出的变化量小于阈值的情况下判定为追踪成功,在计算出的变化量大于等于阈值的情况下判定为追踪失败。

[0133] 此外,追踪处理部203也可以具备在由追踪结果判定部205判定为追踪失败的情况下将当前帧丢弃、在由追踪结果判定部205判定为追踪成功的情况下保持当前帧的拒绝处理部。

[0134] 另外,在上述实施方式中,说明了在两个帧间进行正向匹配及逆向匹配的情况,但实施方式并不限于此。例如,追踪处理部203也可以仅在两个帧间执行正向匹配。

[0135] 在上述说明中使用的“处理器”这一词语是指例如CPU (Central Processing Unit)、GPU (Graphics Processing Unit)、或者面向特定用途的集成电路 (Application Specific Integrated Circuit:ASIC)、可编程逻辑设备 (例如,简单可编程逻辑设备 (Simple Programmable Logic Device:SPLD)、复合可编程逻辑设备 (Complex Programmable Logic Device:CPLD) 及现场可编程门阵列 (Field Programmable Gate Array:FPGA)) 等的电路。处理器通过将保存在存储电路中的程序读出执行而实现功能。另外,也可以构成为,代替在存储电路中保存程序而在处理器的电路内直接装入程序。在此情况下,处理器通过将装入在电路内的程序读出并执行而实现功能。另外,本实施方式的各处理器并不限于按照处理器构成为单一的电路的情况,也可以将多个独立的电路组合而构成为1个处理器,实现其功能。进而,也可以将图1、图4及图10中的多个构成要素向1个处理器合并而实现其功能。

[0136] 在上述实施方式的说明中,图示的各装置各构成要素是功能概念性的,并不一定需要在物理上如图示那样构成。即,各装置的分散/合并的具体的形态并不限于图示的形态,可以将其全部或一部分根据各种负荷或使用状况等以任意的单位在功能上或物理上分散/合并而构成。进而,由各装置进行的各处理功能其全部或任意的一部分可以通过CPU及由该CPU解析执行的程序实现,或者可以作为布线逻辑的硬件实现。

[0137] 此外,在上述实施方式中说明的控制方法可以通过将预先准备的控制程序用个人计算机或工作站等的计算机执行来实现。该控制程序可以经由因特网等的网络分发。此外,该控制程序也可以记录到硬盘、软盘 (FD)、CD-ROM、MO、DVD等的能够由计算机读取的存储介质中、用计算机从存储介质读出来执行。

[0138] 根据以上说明的至少一个实施方式,能够正确地追踪关注区域。

[0139] 说明了本发明的各实施方式,但这些实施方式是作为例子提示的,不意味着对发明的范围进行限定。这些实施方式能够以其他各种各样的形态实施,在不脱离发明的主旨的范围内能够进行各种省略、置换、变更。这些实施方式及其变形都包含在发明的范围和主旨中,并且包含在权利要求的范围所记载的发明及与其均等的范围中。

[0140] [标号说明]

[0141] 300 超声波诊断装置

[0142] 320 装置主体

[0143] 327 处理部

[0144] 327a 取得部

[0145] 327b 参考帧生成部

[0146] 327c 追踪处理部

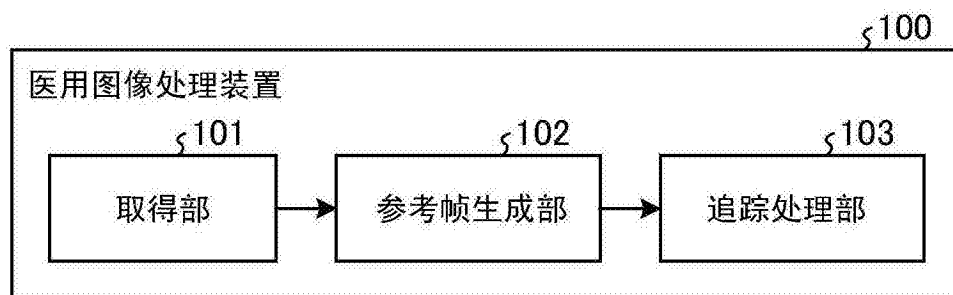


图1

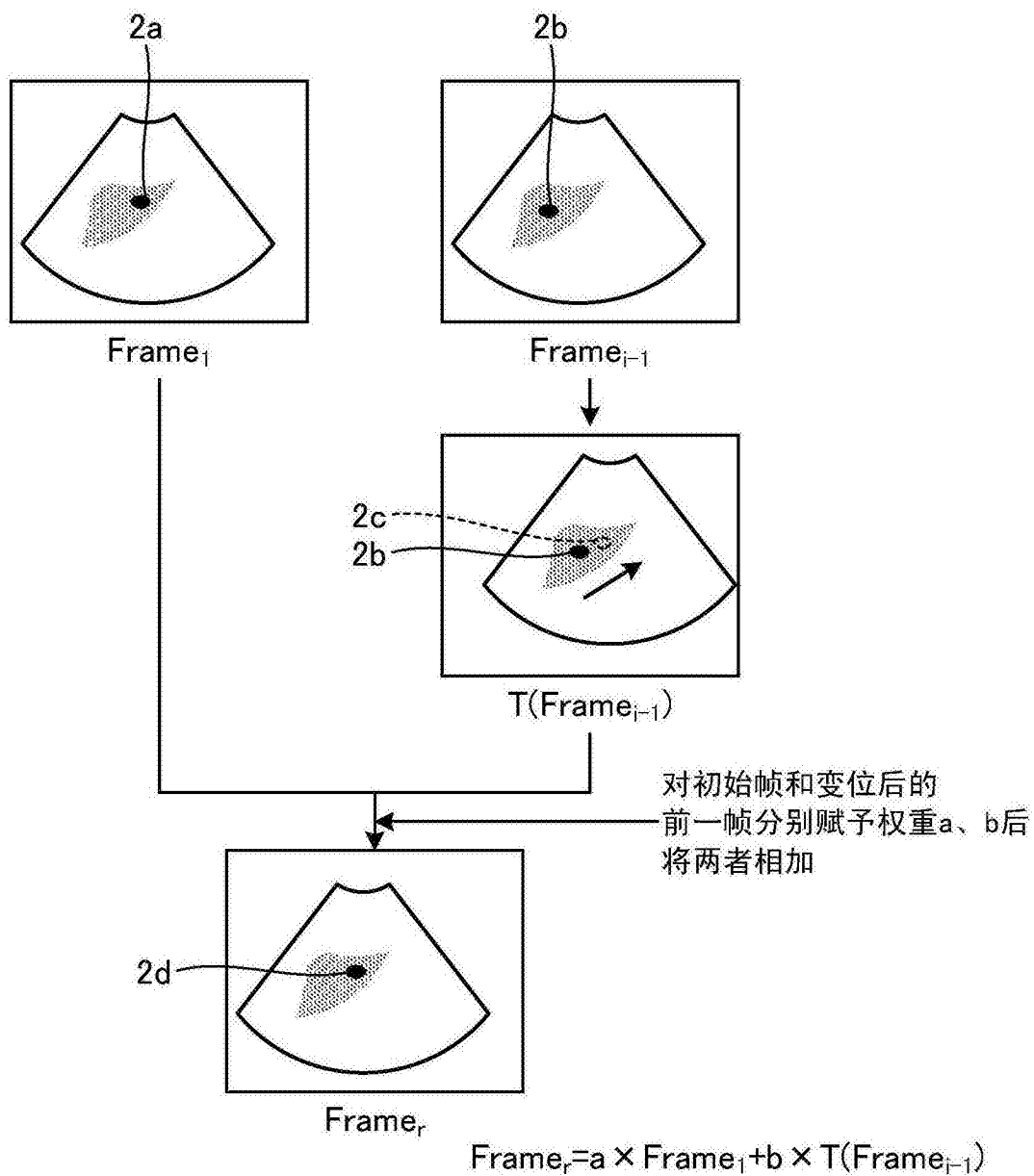


图2

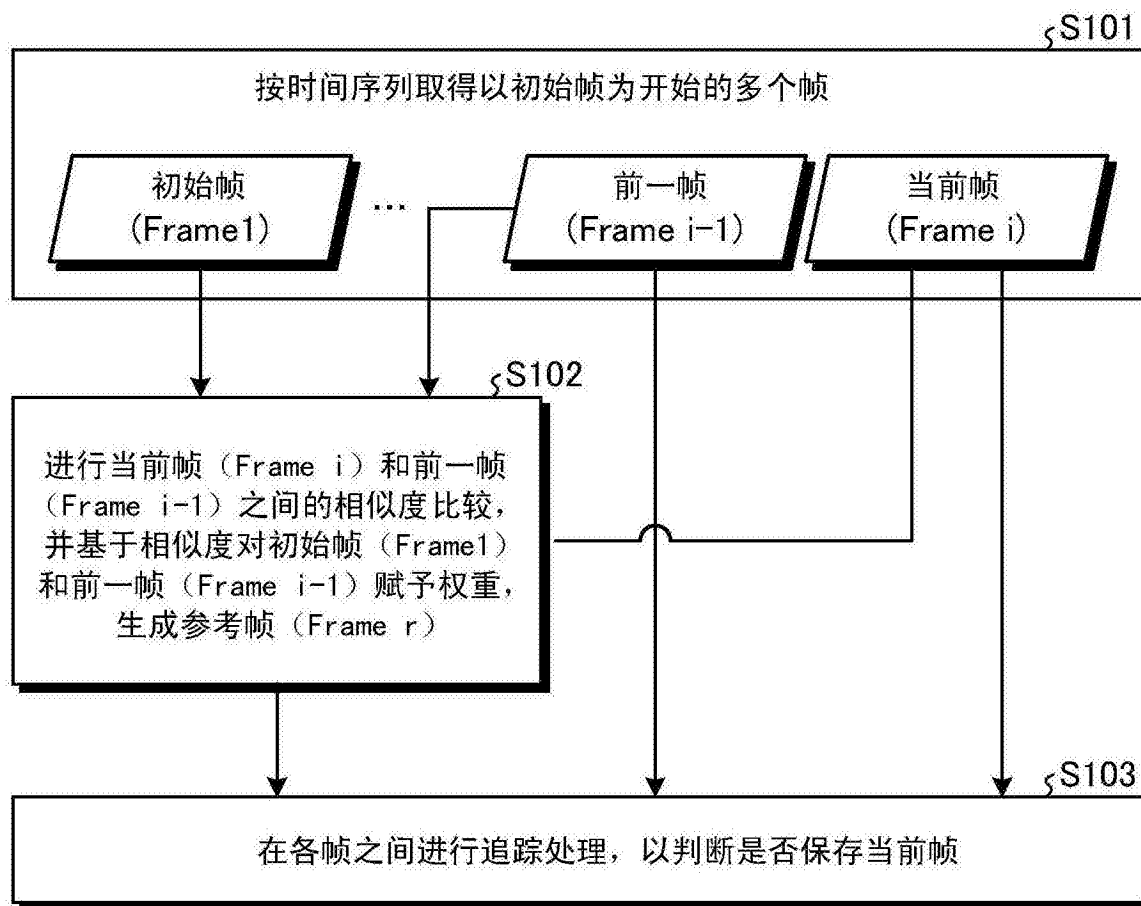


图3

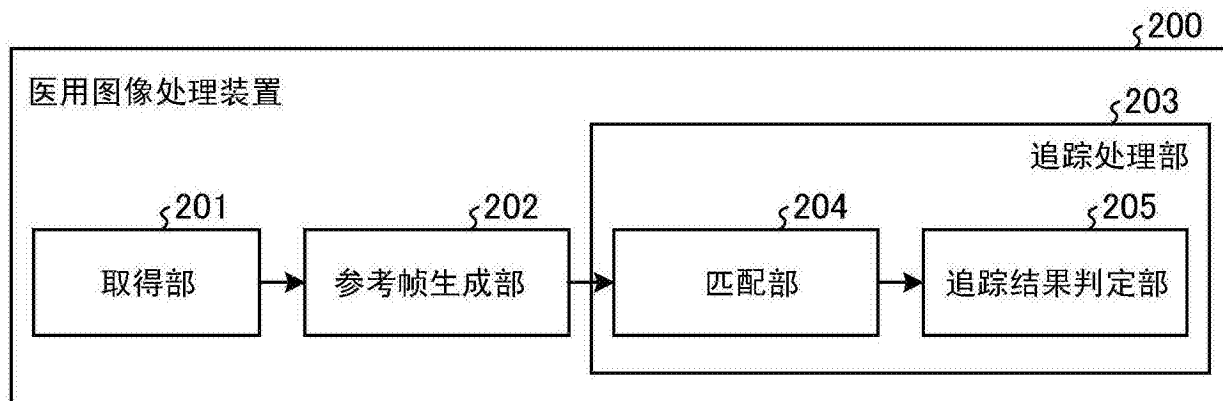


图4

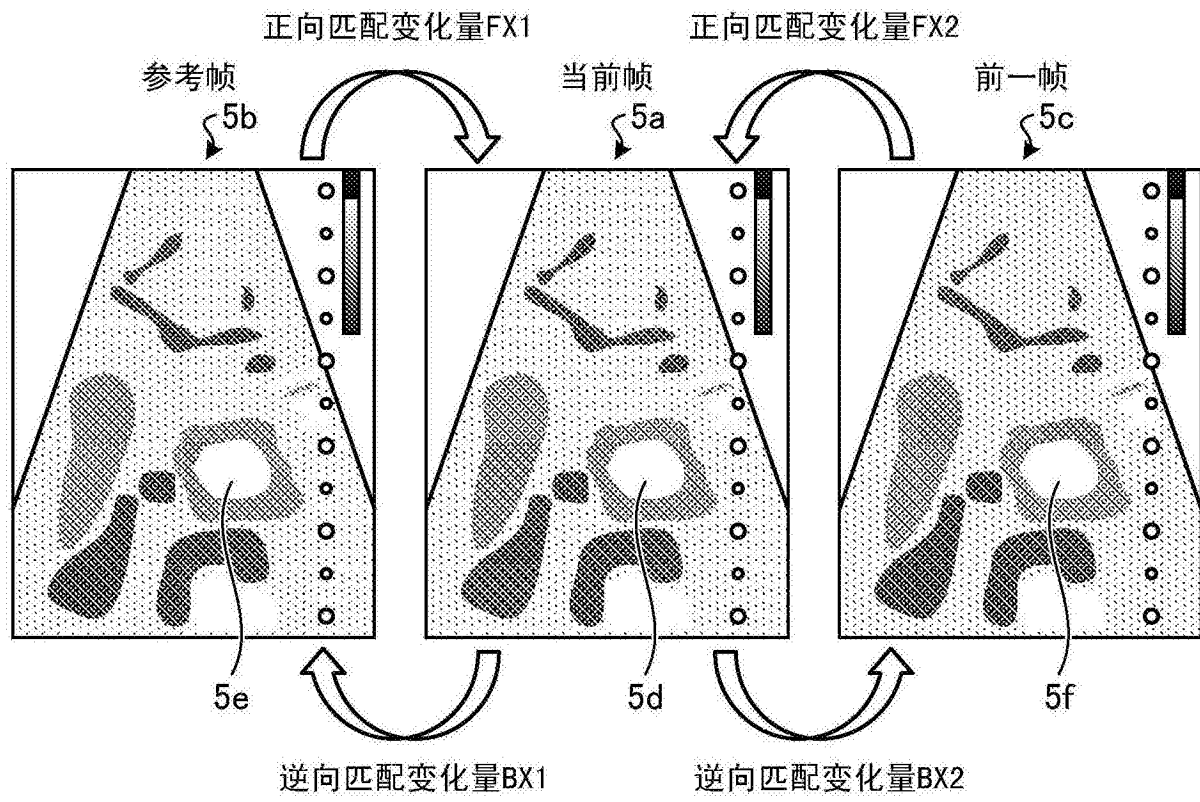


图5

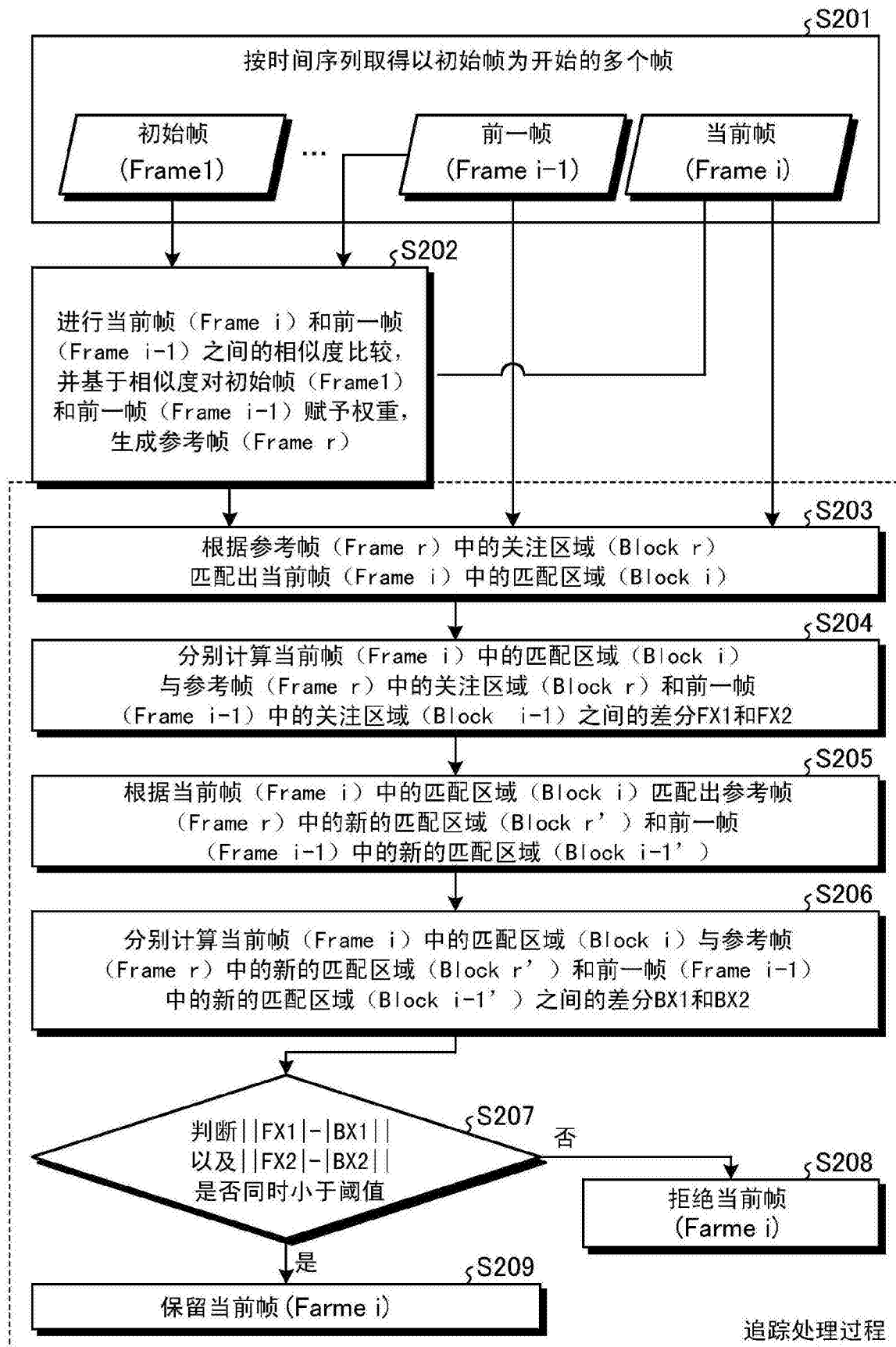


图6

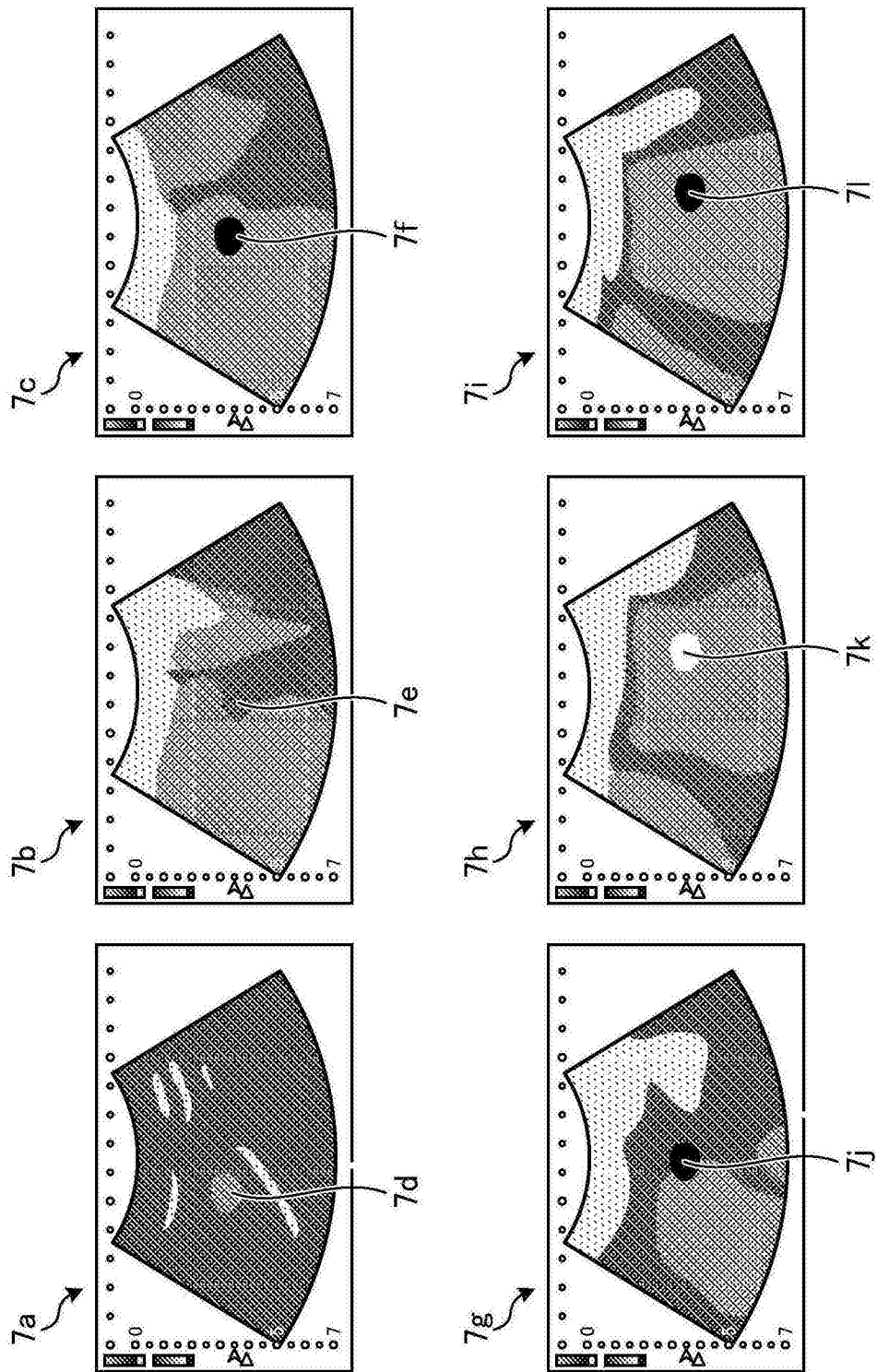


图7

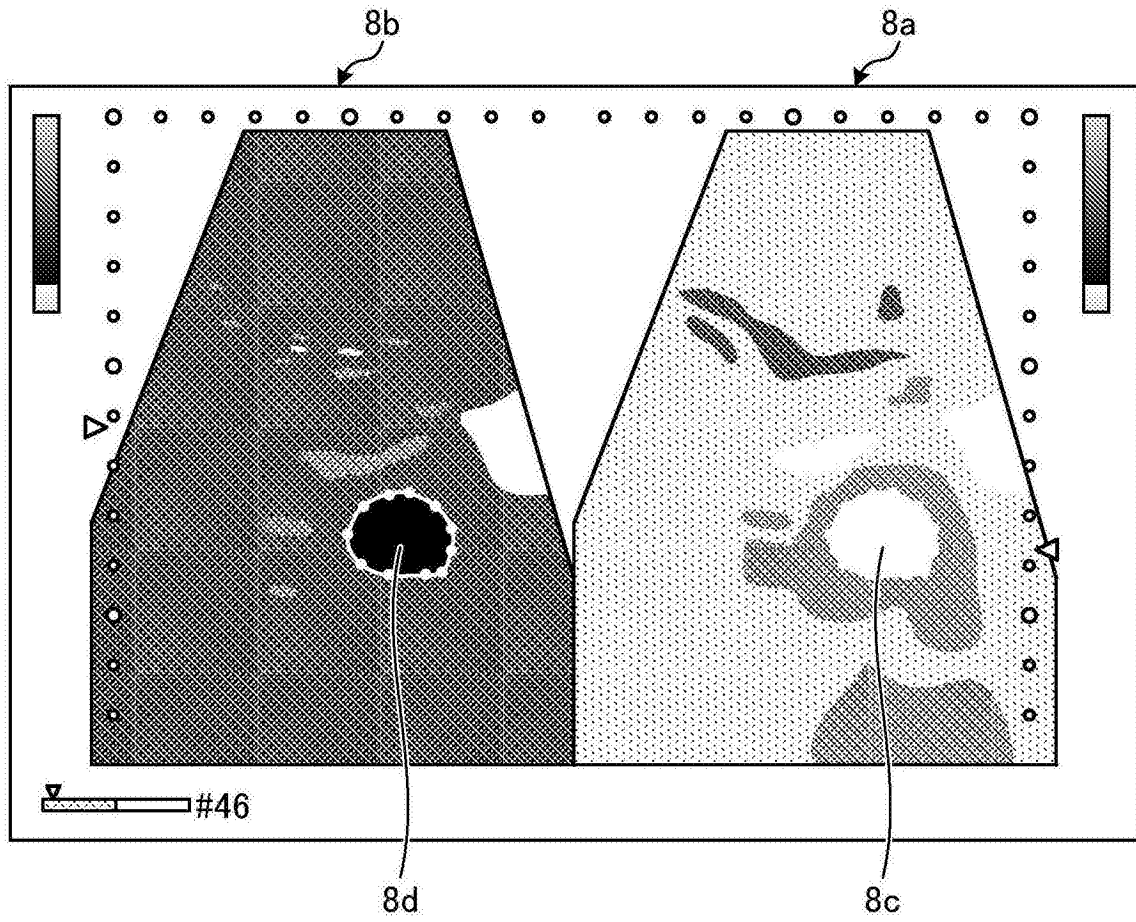


图8

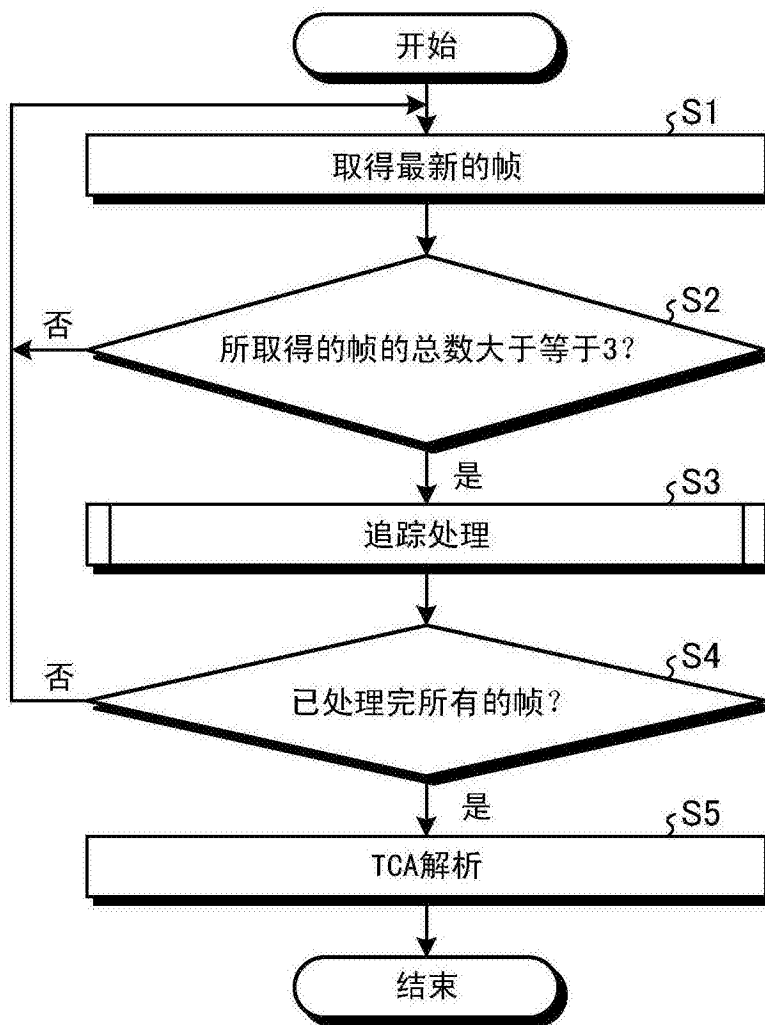


图9

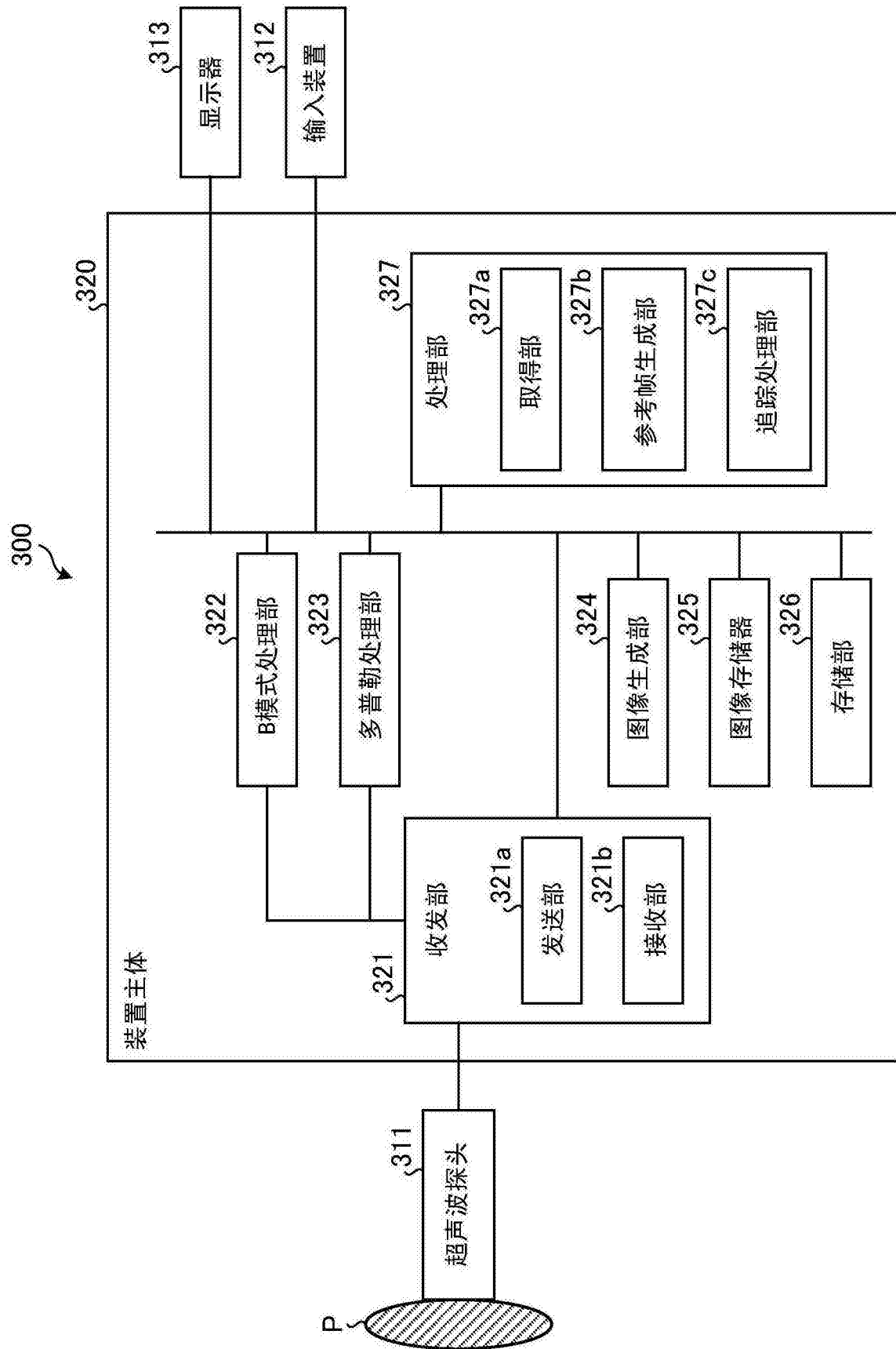


图10

专利名称(译)	超声波诊断装置、图像处理装置及图像处理程序		
公开(公告)号	CN106923864A	公开(公告)日	2017-07-07
申请号	CN201610943284.7	申请日	2016-11-01
[标]申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统株式会社		
[标]发明人	李广 吉新宽树 陈凌颖 唐喆		
发明人	李广 吉新宽树 陈凌颖 唐喆		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0833 A61B8/44 A61B8/469 A61B8/488 A61B8/5215		
优先权	2016032376 2016-02-23 JP 201510736383.3 2015-11-03 CN		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

目的是正确地追踪关注区域。实施方式的超声波诊断装置具备取得部、参考帧生成部和追踪处理部。取得部以时间序列取得以初始帧为开始的表示超声波图像的多个帧。参考帧生成部进行当前帧与该当前帧的前一帧的相似度比较，基于使用比较结果而对初始帧及前一帧进行的加权处理，生成参考帧。追踪处理部在上述参考帧与上述当前帧之间进行追踪处理。

