



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103717145 B

(45) 授权公告日 2016. 06. 08

(21) 申请号 201280037593. 8

(22) 申请日 2012. 07. 13

(30) 优先权数据

2011-163990 2011. 07. 27 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 01. 27

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2012/067897 2012. 07. 13

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/015135 JA 2013. 01. 31

(73) 专利权人 日立阿洛卡医疗株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 笠原英司

(74) 专利代理机构 北京金信知识产权代理有限

公司 11225

代理人 黄威 王涛

(51) Int. Cl.

A61B 8/08(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 101060813 A, 2007. 10. 24,

US 2008/0188743 A1, 2008. 08. 07,

JP 特开 2009-444 A, 2009. 01. 08,

WO 2009/098973 A1, 2009. 08. 13,

审查员 张玥

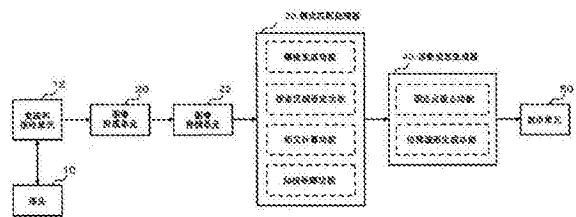
权利要求书2页 说明书7页 附图5页

(54) 发明名称

超声图像处理装置

(57) 摘要

将来自多个时间相位的超声图像数据存储于图像存储单元(22)中。基于对图像数据执行的相关操作,模式匹配单元(30)对于对应于基准时间相位中的图像数据中的设定点的移动点而搜索搜索时间相位中的图像数据。按照这一方式,在多个时间相位上搜索用于设定点的移动点。接着,诊断信息生成单元(40)基于在多个时间相位上搜索的移动点来确定在多个时间相位上设定点的移动的主方向,以及通过使用主方向作为基准而估算设定点的移动来获取诊断信息。



1. 一种超声图像处理装置,包括:
图像存储单元,其存储多个时间相位的超声图像数据;
图像处理器,基于图像数据之间的相关计算,所述图像处理器对于对应于设定点的移动点而搜索搜索时间相位的图像数据,所述设定点被设定在基准时间相位的图像数据中;
以及
诊断信息生成器,其基于在多个时间相位上搜索的移动点来确定多个时间相位上的设定点的移动的主方向,并且通过使用所述主方向作为基准而估算设定点的移动来获取诊断信息。
2. 根据权利要求1所述的超声图像处理装置,其中
所述诊断信息生成器根据在多个时间相位上搜索的移动点的空间变化来确定所述主方向。
3. 根据权利要求1所述的超声图像处理装置,其中
所述诊断信息生成器设定在对应于所述主方向的线上成为诊断基准的固定点。
4. 根据权利要求2所述的超声图像处理装置,其中
所述诊断信息生成器设定在对应于所述主方向的线上成为诊断基准的固定点。
5. 根据权利要求3所述的超声图像处理装置,其中
所述诊断信息生成器形成位移波形,所述位移波形示出从所述固定点到所述移动点的距离相对于时间的变化。
6. 根据权利要求4所述的超声图像处理装置,其中
所述诊断信息生成器形成位移波形,所述位移波形示出从所述固定点到所述移动点的距离相对于时间的变化。
7. 根据权利要求1所述的超声图像处理装置,其中
所述图像处理器包括:
模板生成功能,基于设定在所述基准时间相位的图像数据中的设定点来生成对应于所述设定点的模板;
搜索区域设定功能,设定搜索时间相位的图像数据中的搜索区域;以及
相关计算功能,基于基准时间相位的模板的图像数据和与搜索时间相位的模板重叠的图像数据,当在搜索区域中移动模板的同时,执行搜索区域中的每个位置的相关计算,以及基于相关计算的结果,在搜索区域中搜索对应于所述设定点的移动点。
8. 根据权利要求7所述的超声图像处理装置,其中
所述诊断信息生成器根据在多个时间相位上搜索的移动点的空间变化来确定主方向,设定在对应于所述主方向的线上成为诊断基准的固定点,以及形成示出从固定点到移动点的距离相对于时间的变化的位移波形。
9. 根据权利要求1所述的超声图像处理装置,其中
所述图像处理器包括:
模板生成功能,基于设定在基准时间相位的图像数据中的设定点,来生成对应于所述设定点的模板;
搜索区域设定功能,设定搜索时间相位的图像数据中的搜索区域;
相关计算功能,基于基准时间相位的模板的图像数据和与搜索时间相位的模板重叠的

图像数据,当在搜索区域中移动模板的同时,执行搜索区域中的每个位置的相关计算;以及
加权处理功能,基于从基准位置到每个位置的距离,将加权处理应用到在搜索区域中的
所述每个位置处获取的相关计算的结果上,以及

基于应用了所述加权处理的相关计算的结果,在搜索区域中搜索对应于设定点的移动
点。

10.根据权利要求9所述的超声图像处理装置,其中
所述诊断信息生成器根据在多个时间相位上搜索的移动点的空间变化来确定所述主
方向。

11.根据权利要求10所述的超声图像处理装置,其中
所述诊断信息生成器设定在对应于主方向的线上成为诊断基准的固定点。

12.根据权利要求11所述的超声图像处理装置,其中
所述诊断信息生成器形成位移波形,所述位移波形示出从固定点到移动点的距离相对
于时间的变化。

超声图像处理装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声图像处理装置,并且尤其涉及一种执行图像数据之间的相关计算的设备。

背景技术

[0002] 超声图像处理装置和超声诊断装置是已经的,它们对通过发送和接收超声波而获取的超声图像的图像数据执行相关计算。例如,专利文献1和专利文献2公开了划时代的技术,其中,通过基于相关计算的模式匹配来在多个帧上跟踪心肌的运动。此外,还有通过将探头移动时获取的多组图像数据部分重叠、通过模式匹配来形成全景图像的技术。

[0003] 在图像数据之间的模式匹配中,例如,在多组图像数据中的一组图像数据中的感兴趣的位置处设定模板,并且在模板在其他组图像数据中移动的同时计算模板中图像数据的相关。将其他组图像数据中具有最大相似度的模板的位置设定为与感兴趣的位置相对应的位置。

[0004] 使用这一处理,例如,在多个时间相位上搜索(跟踪)与感兴趣的位置相对应的位置,以使能实现感兴趣的位置的移动的观测。例如,设定形成基准点的固定点,并且计算距固定点的距离,以使能实现感兴趣的位置的移动的定量估算。

[0005] [相关技术文献]

[0006] [专利文献]

[0007] [专利文献1]JP2007-130063A

[0008] [专利文献2]JP2007-143606A

发明内容

[0009] [技术问题]

[0010] 鉴于以上描述的相关技术,本发明的发明人已经研究和开发了超声图像数据之间的相关计算。特别地,本发明的发明人已经专注于观测感兴趣的位置的移动的功能。

[0011] 在研究和开发的过程中做出了本发明,并且本发明的优势是提供一种用于恰当地估算设定点的移动的技术,该设定点被设定在感兴趣的位置上。

[0012] [针对问题的方案]

[0013] 根据本发明的一个方案,提供了一种超声图像处理装置,包括:图像存储单元,其存储多个时间相位的超声图像数据;图像处理器,基于图像数据之间的相关计算,所述图像处理器对于对应于设定点的移动点而搜索搜索时间相位的图像数据,该设定点被设定在基准时间相位的图像数据中;以及诊断信息生成器,其基于在多个时间相位上搜索的移动点来确定在多个时间相位上的设定点的移动的主方向,并且通过使用主方向作为基准而估算设定点的移动来获取诊断信息。

[0014] 根据以上描述的配置,因为将多个相位上的移动的主方向作为基准而估算设定点的移动,例如,能够获取其中相对强地反映移动的影响并且敏感地捕获到移动的诊断信息。

[0015] 根据本发明的另一方案,优选地,诊断信息生成器根据在多个时间相位上搜索到的移动点的空间变化来确定主方向。

[0016] 根据本发明的另一方案,优选地,诊断信息生成器设定在对应于主方向的线上成为诊断基准的固定点。

[0017] 根据本发明的另一方案,优选地,诊断信息生成器形成位移波形,所述位移波形示出从固定点到移动点的距离的相对于时间的变化。

[0018] 根据本发明的另一方案,优选地,所述图像处理器包括:模板生成功能,基于设定在基准时间相位的图像数据中的设定点,来生成对应于设定点的模板;搜索区域设定功能,设定搜索时间相位的图像数据中的搜索区域;相关计算功能,基于基准时间相位的模板的图像数据和与搜索时间相位的模板重叠的图像数据,当在搜索区域中移动模板的同时执行搜索区域中的每个位置的相关计算;以及加权处理功能,基于从基准位置到位置的距离,对在搜索区域中在每个位置处获取的相关计算的结果应用加权处理,其中,基于应用了所述加权处理的相关计算的结果,在搜索区域中搜索对应于设定点的移动点。

[0019] 根据本发明的另一方案,提供了一种程序,当执行时,该程序使得处理多个时间相位的超声图像数据的计算机实现:图像处理功能,基于图像数据之间的相关计算,对于对应于设定点的移动点而搜索搜索时间相位的图像数据,该设定点被设定在基准时间相位的图像数据中;以及诊断信息生成功能,基于在多个时间相位上搜索的移动点来确定多个时间相位上的设定点的移动的主方向,以及通过使用主方向作为基准而估算设定点的移动来获取诊断信息。

[0020] 以上描述的程序存储在计算机可读存储介质上,诸如,例如,磁盘和存储器,并且通过存储介质提供给计算机。可选地,可以通过诸如因特网的电通信线路将程序提供给计算机。

[0021] [发明的有益效果]

[0022] 根据本发明的各个方案,能够恰当地估算被设定在感兴趣的位置处的设定点的移动。例如,根据本发明的优选配置,因为使用多个时间相位上的移动的主方向作为基准来估算设定点的移动,所以能够获得其中相对强地反映移动的影响并且敏感地捕获移动的诊断信息。

附图说明

[0023] 图1是示出根据本发明的优选实施例的超声诊断装置的整体结构的图。

[0024] 图2是用于说明图像数据之间的模式匹配的图。

[0025] 图3是示出根据移动点的位置的搜索区域的示例性设定的图。

[0026] 图4是示出用于加权处理的加权系数的具体示例的图。

[0027] 图5是示出在模式匹配处理器处的处理的流程图。

[0028] 图6是用于说明用作诊断中的基准的固定点的设定的图。

[0029] 图7是示出包括位移波形的示例性显示图像的图。

[0030] 图8是示出在诊断信息生成器中执行的处理的流程图。

具体实施方式

[0031] 图1是示出在实践本发明中优选的超声诊断装置的整体结构的图。图1的超声诊断装置具有根据本发明的优选实施例的超声图像处理装置的功能。

[0032] 探头10是超声探头,其发送超声波到包括目标对象的区域并且从包括目标对象的区域接收超声波,该目标对象诸如,例如,心脏和肌肉。探头10包括发送和接收超声波的多个传感器元件,并且由发送和接收单元12控制多个传感器元件的发送,以形成发送波束。多个传感器元件还接收从包括目标对象的区域获取的超声波,将如此获取的信号输出到发送和接收单元12,并且发送和接收单元12形成接收波束,以收集沿着接收波束的回波数据。

[0033] 探头10在二维平面中扫描超声波束(发送波束和接收波束),以及收集回波数据。可选地,可以使用在三维空间中三维地扫描超声波束的三维探头。

[0034] 当在包括目标对象的区域中扫描超声波束并且通过发送和接收单元12收集回波数据时,图像形成单元20基于所收集的回波数据来形成超声图像数据。图像形成单元20形成例如B模式图像的图像数据。图像形成单元20还形成对应于多个超声图像的多组图像数据。例如,图像形成单元20形成示出多个时间点(多个时间相位)上的目标对象的多组图像数据。可选地,在逐渐移动探头10的同时,可以形成示出处于不同位置的目标对象的多组图像数据。将由图像形成单元20形成的多组图像数据存储于图像存储单元22中。

[0035] 模式匹配处理器30起到执行图像数据之间的模式匹配的图像处理器的作用。模式匹配处理器30具有生成在图像数据中设定的模板的功能、设定图像数据中的搜索区域的功能、基于模板中的图像数据执行相关计算的功能、以及将加权处理应用到相关计算的结果上的功能。模式匹配处理器30基于对存储在图像存储单元22中的多组图像数据的相关计算来执行图像数据之间的模式匹配。

[0036] 图2是用于说明图像数据之间的模式匹配的图,并且示出了基准时间相位的图像数据和每个搜索时间相位的图像数据之间的处理。基准时间相位的图像数据和搜索时间相位的图像数据是例如在不同的时间点从相同的心脏获取的图像数据。在模式匹配中,首先,由用户在基准时间相位的图像数据中设定设定点P,该用户诸如是检查员,并且将模板T设定成围绕基准时间相位的图像数据中的设定点。图2示出了具有以设定点为中心的方形形状的模板T。根据像素数量的模板T的大小为例如在垂直方向上约20个像素并且在水平方向上约20个像素。模板T的大小、形状、以及位置不限于图2的具体示例性配置的那些。可选地,用户可以改变模板T的大小、形状、以及位置。

[0037] 当设定模板T时,将搜索区域SA设定在每个搜索时间相位的图像数据中。例如在多个搜索时间相位上的图像数据中的相同位置处,固定地设定搜索区域SA。在这一情况中,例如,搜索区域SA的大小和形状同样是固定设定的。为了固定搜索区域SA的位置,搜索区域SA的大小(宽度)优选地相对大。可选地,可以将每个搜索时间相位的整个图像数据设定为搜索区域SA。

[0038] 可以在多个搜索时间相位上以及为每个搜索时间相位将搜索区域SA设定为,围绕与搜索时间相位相邻的时间相位的图像数据中搜索到的移动点的位置。换言之,如之后将描述的,因为在对于每个搜索时间相位的图像数据设定的搜索区域SA中搜索与设定在基准时间相位的图像数据中的设定点P对应的移动点,当在多个搜索时间相位上顺序地搜索移动点时,使用在那个搜索时间相位之前的一个时间相位上搜索的移动点作为基准,可以为特定搜索时间相位确定搜索区域SA。

[0039] 图3是示出对应于移动点的位置的搜索区域SA的示例性设定的图。具体地,示出了具体的示例性配置,其中,对于每个搜索时间相位,将搜索时间相位的搜索区域SA设定为与在搜索时间相位的前一时间相位中搜索的移动点P'对应。在图3中,由虚线示出的矩形示出了与在基准时间相位的图像数据中设定的模板T对应的区域。

[0040] 在设定示例1中,设定以在前一时间相位中搜索的移动点P'为中心的矩形搜索区域SA,并且对应于模板T的区域位于搜索区域SA内。

[0041] 在设定示例2中,同样,设定以在前一时间相位中搜索的移动点P'为中心的矩形搜索区域SA。然而,在这一状态下,对应于模板T的区域延伸超过搜索区域SA。当模板T以这一方式延伸超过搜索区域SA时,扩展搜索区域SA,使得对应于模板T的区域在搜索区域SA内。例如,在设定示例2中,平移上侧和右侧以扩展搜索区域SA并且因而包括模板T。

[0042] 在设定示例3中,同样,首先,设定以在前一时间相位中搜索的移动点P'为中心的矩形搜索区域SA。然而,在这一状态下,对应于模板T的区域在搜索区域SA之外。当如在这一示例性设定中模板T完全在搜索区域SA之外时,同样,扩展搜索区域SA,使得对应于模板T的区域在搜索区域SA内。例如,在设定示例3中,平移右侧以扩展搜索区域SA并且使得包括模板T。

[0043] 因为极有可能的是,搜索的移动点位于在前一时间相位中搜索的移动点附近,所以如在图3中示出的设定示例中,将搜索区域SA设定为以在前一时间相位中搜索的移动点为中心,使得即使在将搜索区域SA设定得相对窄时,也能够搜索到将待最初检测的移动点。此外,因为扩展搜索区域SA以包括对应于基准时间相位的模板T的区域,即使在例如在多个时间相位上诊断出是诸如心脏的包括周期运动的器官并且器官返回至对应于基准时间相位的状态的情况下,也能够包括对应于基准时间相位的模板T的区域,作为移动点的候选。

[0044] 再次参见图2,当设定模板T和搜索区域SA时,在每个搜索时间相位的图像数据的搜索区域SA中移动模板T,并且,在每个位置处,基于基准时间相位的图像数据的模板T内的多个像素以及与每个搜索时间相位的图像数据的模板T重叠的区域中的多个像素,来计算相关值。例如,将由图2中的搜索区域SA中的点线矩形示出的位置设定为初始位置,模板T从开始位置在x方向和y方向上逐步移动,在每个位置处计算相关值,并且,对应于搜索区域SA中的整个区域上的多个位置,来计算多个相关值。

[0045] 相关值是表示图像数据之间的相关关系的程度(相似度)的数值,并且,为了计算相关值,可以使用对应于每个相关计算方法的已知等式。例如,如在纯相位相关(phase only correlation)或互相关中,可以使用随着相似度变得更大而显示为更大值的相关值,或者,如在最小和绝对差中,可以使用随着相似度变得更大而显示为更小值的相关值。在本实施例中,将随着相似度变得更大而显示为更小值的自相关值用作相关值的具体示例。此外,在本实施例中,将稍后将描述的加权处理应用到在搜索区域SA中的每个位置上获取的相关计算的结果(自相关值)上。

[0046] 当以这一方式在搜索区域SA的整个区域上的多个位置中的每个处计算加权处理之后的自相关值时,从多个位置中识别具有最大相似度的位置并且将该位置设定为移动点,该移动点为设定点已经移动到的点。

[0047] 图4是示出用于加权处理的加权系数的具体示例的图。图4的水平轴代表为其计算自相关值的每个位置距基准位置的距离。基准位置是例如在前一时间相位中搜索的移动点

的位置(例如,图3中的附图标记P')或者设定在基准时间相位的图像数据中的设定点的位置(例如,图2中的附图标记P)。图4的垂直轴代表加权系数。如图4中所示,在距离d处的加权系数是 $k(d)$ 。

[0048] 在本实施例中,作为相关值的具体示例,使用随着相似度变得更大而显示为更小值的自相关值。因而,在本实施例中,为更接近具有高相似度的更高概率的基准位置的区域设定更小的加权系数,并且随着位置变得距基准位置更远而增加加权系数。通过使每个位置处的自相关值乘以对应于该位置的加权系数,并且基于相乘结果来搜索作为设定点已经移动到的点的移动点;相乘结果也就是应用加权处理的自相关值。

[0049] 使用这一处理,例如,能够使能其中将更多的重要性放在期望为具有相对高相关度的基准位置附近的区域上的搜索,同时通过设定相对宽的搜索区域来减少搜索的遗漏。因而,能够禁止搜索的移动点明显偏离于设定点的实际移动点,并且,作为结果,能够提高基于相关计算的搜索的精度。

[0050] 在图4中示出的加权系数的具体示例仅仅是示例性的,并且,可选地,例如,可以使用随着距离非线性地改变的加权系数,或者随着距离逐步改变(按步骤)的加权系数。当使用随着相似度变得更大而显示为更大值的相关值时,优选的是随着位置变得更接近基准位置而变得更大以及随着位置变得更远离基准位置而变得更小的加权系数。

[0051] 图5是示出模式匹配处理器30(图1)的处理的流程图。当用户设定基准时间相位的图像数据中的设定点(S501;参见图2)时,在基准时间相位的图像数据中设定对应于设定点P的模板T(S502;参见图2)。

[0052] 接下来,在每个搜索时间相位的图像数据中设定搜索区域SA(S503;参见图2和图3),在搜索区域SA中设定模板T,并且基于基准时间相位的图像数据的模板T中的多个像素以及与每个搜索时间相位的图像数据中的模板T重叠的区域中的多个像素,在模板T的位置中计算自相关值a(S504)。

[0053] 接着,计算从基准位置到每个位置的距离d,确定用于那个位置的加权系数 $k(d)$ (S505;参见图4),将自相关值a乘以加权系数 $k(d)$,并且计算在加权处理之后的自相关值a'(S506)。

[0054] 接着,检查搜索区域SA中的整个区域上的搜索是否完成(S507),并且,如果没有完成搜索,则处理返回到S504,将模板T移到下一个位置,并且在新的位置处执行从S504到S506的处理。

[0055] 当重复执行从S504到S506的处理并且在S507中确认完成了搜索区域SA中的整个区域上的搜索时,识别搜索区域SA中的所有位置中的如下位置:其中在加权处理之后的自相关值a'为最小值,并且将所识别出的位置设定为设定点的移动点(S508)。以这一方式,识别用于每个搜索时间相位的图像数据的移动点。

[0056] 接着,检查所有搜索时间相位的搜索是否完成(S509)。如果搜索没有完成,则处理返回到S503并且执行与下一搜索时间相位的图像数据相关的处理。当重复执行从S503到S508的处理并且在S509中确认完成所有搜索时间相位的搜索时,完成了在模式匹配处理器30处的处理。

[0057] 再次参见图1,当在模式匹配处理器30处完成了所有的搜索时间相位的图像数据的搜索时,诊断信息生成器40基于搜索的结果来生成与目标组织相关的诊断信息。诊断信

息生成器40具有设定成为诊断中的基准的固定点的功能,以及使用固定点作为基准,生成与移动点相关的位移波形作为诊断信息的功能。将包括在诊断信息生成器40中形成的位移波形的显示图像显示在显示单元50上。

[0058] 图6是用于说明形成诊断中的基准的固定点的设定的图。图6示出了为了特定设定点P而在多个搜索时间相位上的图像数据中搜索的多个时间相位的移动点P'。

[0059] 诊断信息生成器40(图1)基于用于设定点P的该多个时间相位的移动点P'来确定在该多个时间相位上设定点P的移动的主方向。例如,如图6中所示,设定围绕所有的多个移动点P'并且包围对应于4侧的移动点P'的矩形R,并且将穿过矩形R的中心的主轴设定为主方向D。主方向D的确定不限于使用矩形R的方法。例如,可以使用通常称为主成分分析的已知方法,并且最清楚地代表移动点P'的空间变化的方向,即,其中移动点P'的方差为最大值的方向,可被设定为主方向D。

[0060] 诊断信息生成器40接着设定确定的主方向D上的固定点F。可选地,用户可以提前设定临时固定点F,并且临时固定点F可以移动到由诊断信息生成器40确定的固定点F。当固定点F被设定时,诊断信息生成器40计算从设定的固定点F到每个移动点P'的距离,并且生成代表多个时间相位上的距离变化的位移波形。

[0061] 图7是示出包括位移波形的示例性显示图像的图。图7示出了当将心脏诊断为目标组织时所获取的示例性显示图像。图7的显示图像包括与心脏相关的断层图像,并且在断层图像中示出被设定用于心脏的诊断的4个设定点A、B、C、以及D。

[0062] 对于每个设定点,在多个时间相位上搜索(跟踪)移动点,以设定固定点F(参见图6)。此外,对于每个设定点,计算从固定点F到每个移动点P'(参见图6)的距离,以及生成示出在多个时间相位上的距离的变化的位移波形。图7示出了示例性显示图像,包括分别从设定点A、B、C、以及D获取的位移波形L1、L2、L3、以及L4。

[0063] 在本实施例中,因为固定点F被设定在多个时间相位上的移动的主方向上,在参照固定点F获取的每个位移波形中,相对强地反映每个设定点的移动的影响并且相对灵敏地呈现每个设定点的移动。对于多个设定点A、B、C、以及D,期望根据统一的基准来设定固定点F。例如,将用于所有设定点的所有固定点F设定在心肌的外侧。可选地,可以将用于所有设定点的所有固定点设定在心肌的内侧。使用这一配置,对于作为整体重复收缩和扩张运动的的心脏,能够基于设定点A、B、C、以及D处的运动起始的时间差来观测运动的发送状态,并且能够诊断心肌。

[0064] 在图7中示出的示例性显示图像还包括当要观测运动的发送状态时作为辅助显示的:连接位移波形L1、L2、L3、以及L4的最大值点的连接曲线104,代表设定点之间的运动的时间差的曲线M1、M2以及M3,以及当用户指定特定时间相位时所使用的游标106。

[0065] 图8是示出诊断信息生成器40(图1)中的处理的流程图。对于特定设定点,当从模式匹配处理器30(图1)获取与所有搜索时间相位相关的移动点的信息(S801)时,基于多个移动点来确定用于设定点的多个时间相位上的移动的主方向D(S802;参见图6),以及在主方向D上设定固定点F(S803;参见图6)。在固定点F的设定中,用户可以在主方向D上指定心肌的外侧或内侧,以及可以根据该指定来设定固定点F。

[0066] 当设定固定点F时,计算固定点F和每个移动点P'之间的距离(S804;参见图6),以及生成代表多个时间相位上的距离变化的位移波形(S805)。接着,检查对于所有设定点的

处理是否完成(S806),以及,如果处理没有完成,则处理返回到S801,并且执行对于下一设定点的处理。当重复执行从S801到S805的处理并且在S806中确认完成了对于所有设定点的处理时,完成在诊断信息生成器40处的处理,并且在显示单元50(图1)上显示例如是图7中示出的显示图像。

[0067] 已经描述了根据本发明的优选实施例的超声诊断装置。可选地,例如,使用对应于在以上描述以及在图5中和在图8中示出的处理的程序,可以在计算机上实现图1中示出的模式匹配处理器30和诊断信息生成器40的功能,并且计算机可以起到超声图像处理装置的功能。此外,以上描述的优选实施例仅仅是每个方案的示例,并且不将本发明的范围限制于此。本发明包括在其本质范围内的各种修改的配置。

[0068] [附图标记的说明]

[0069] 10探头;20图像处理器;30模式匹配处理器;40诊断信息生成器

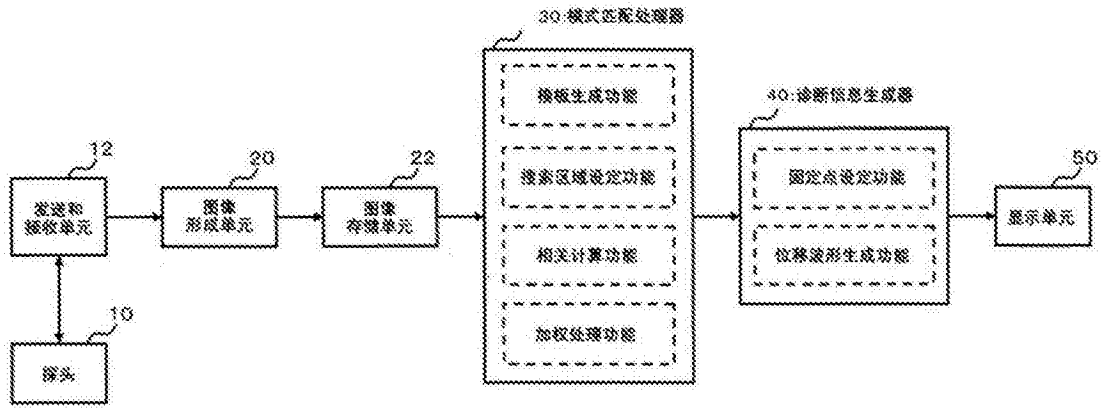


图1

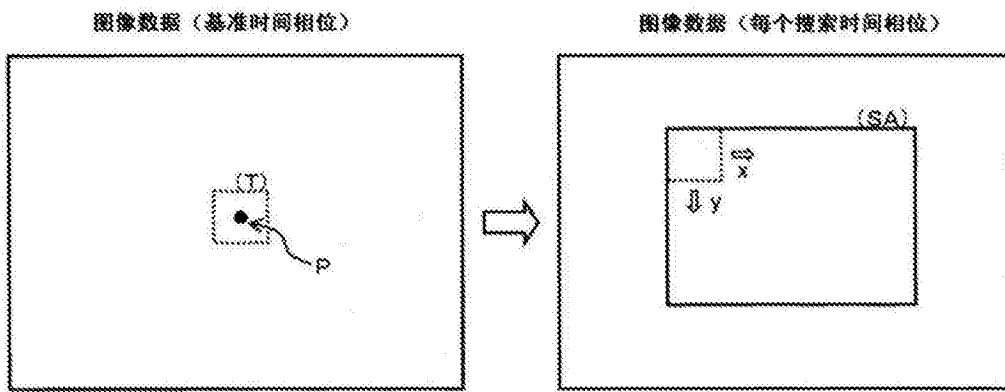


图2

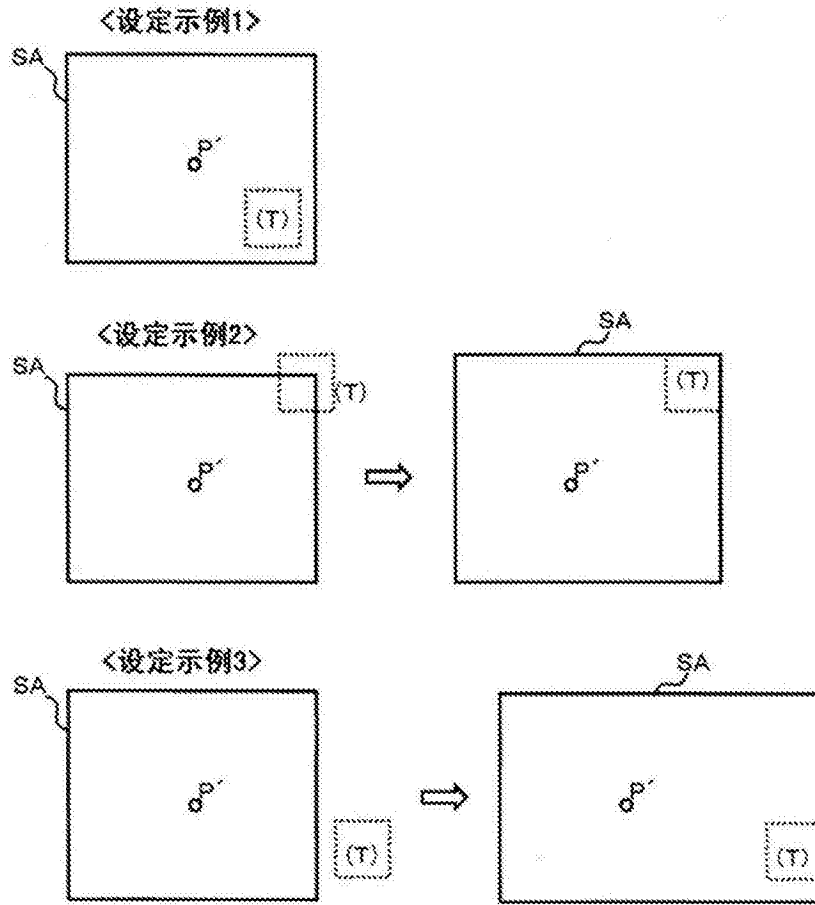


图3

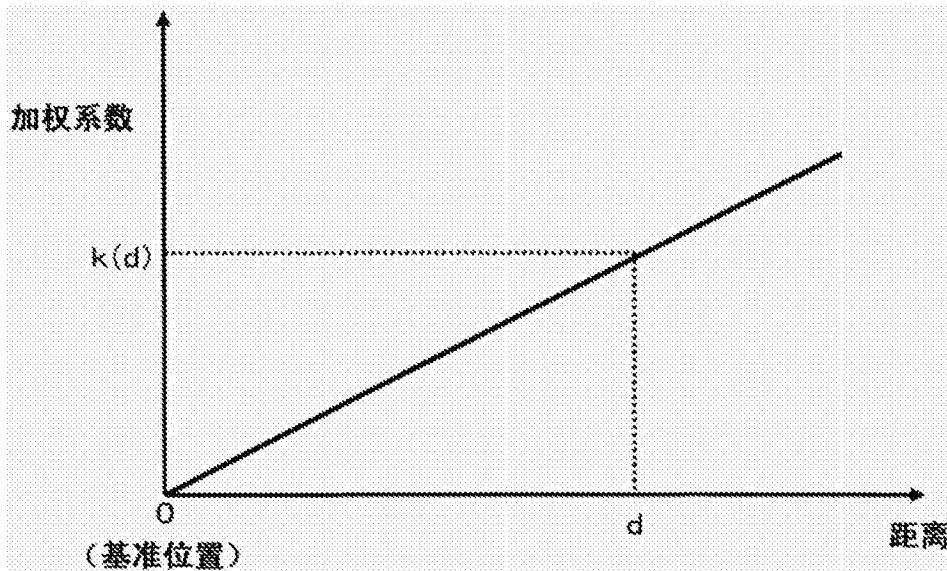


图4

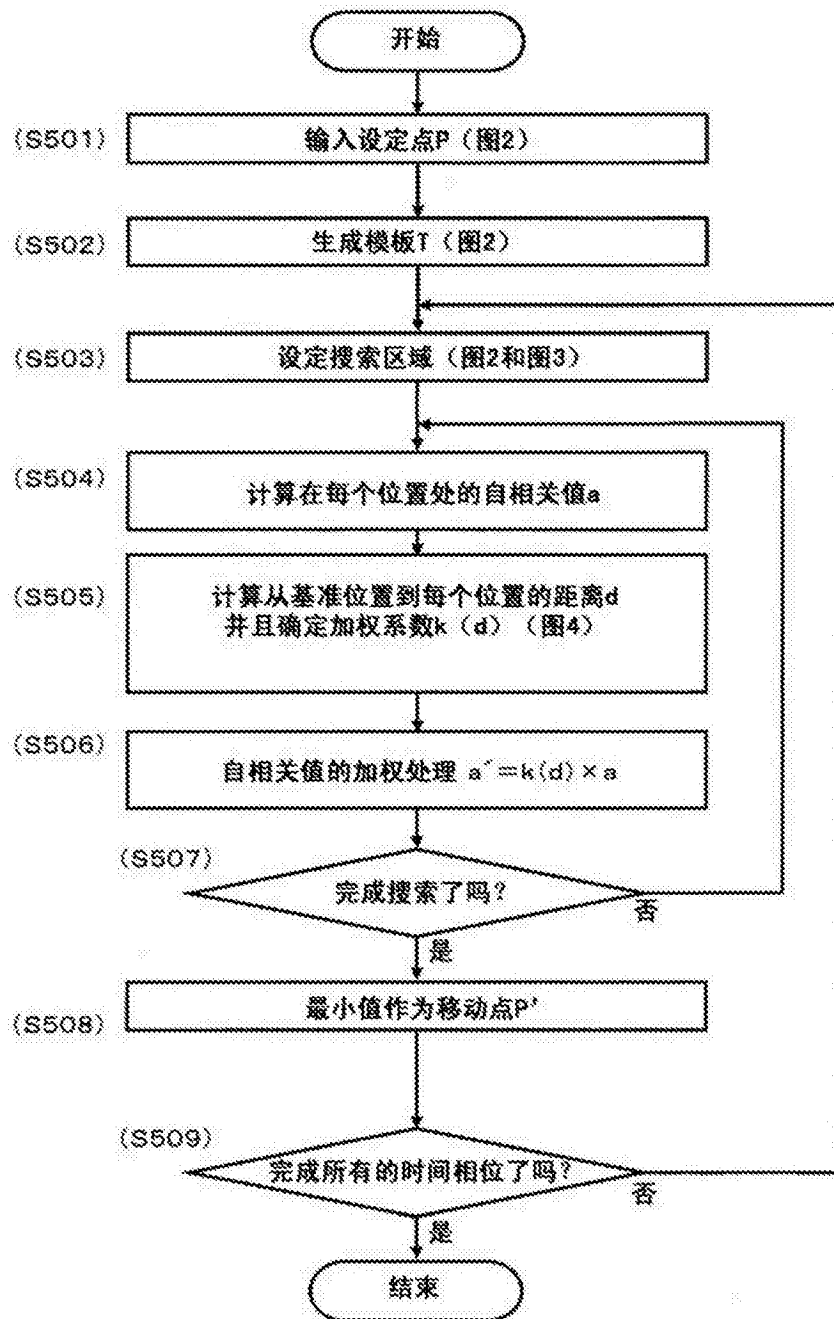


图5

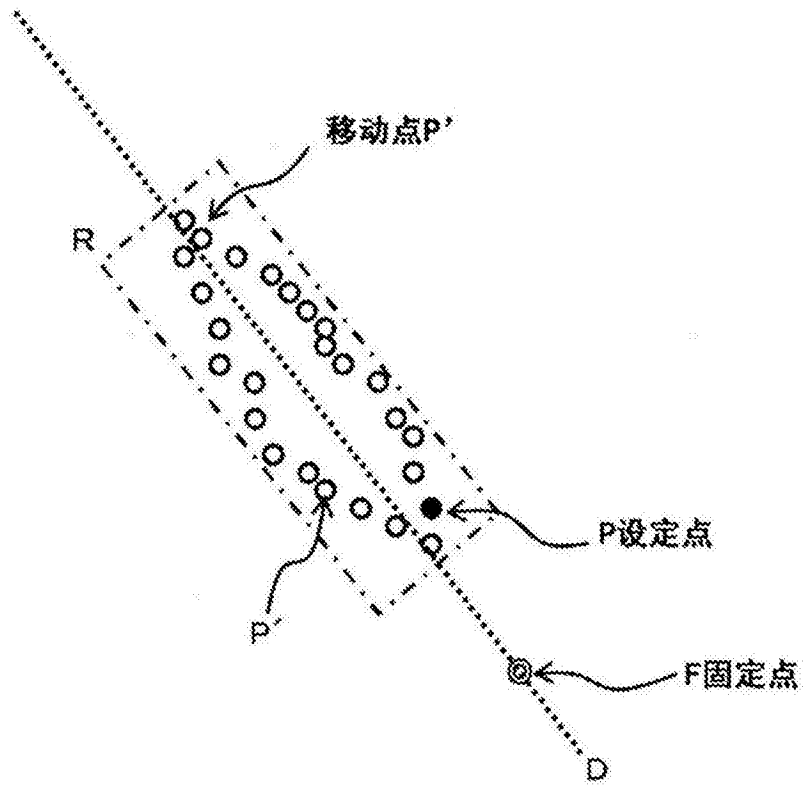


图6

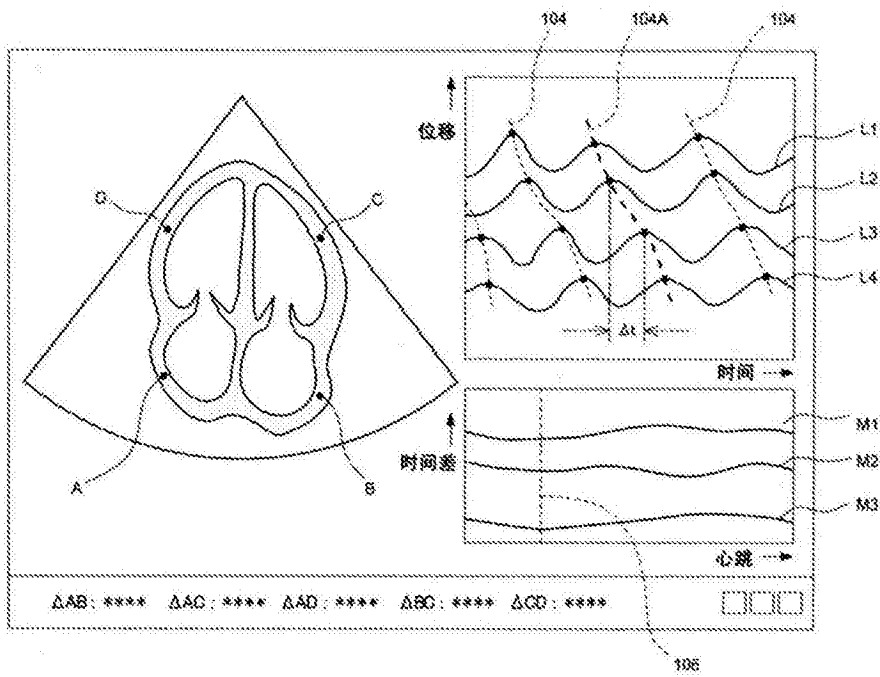


图7

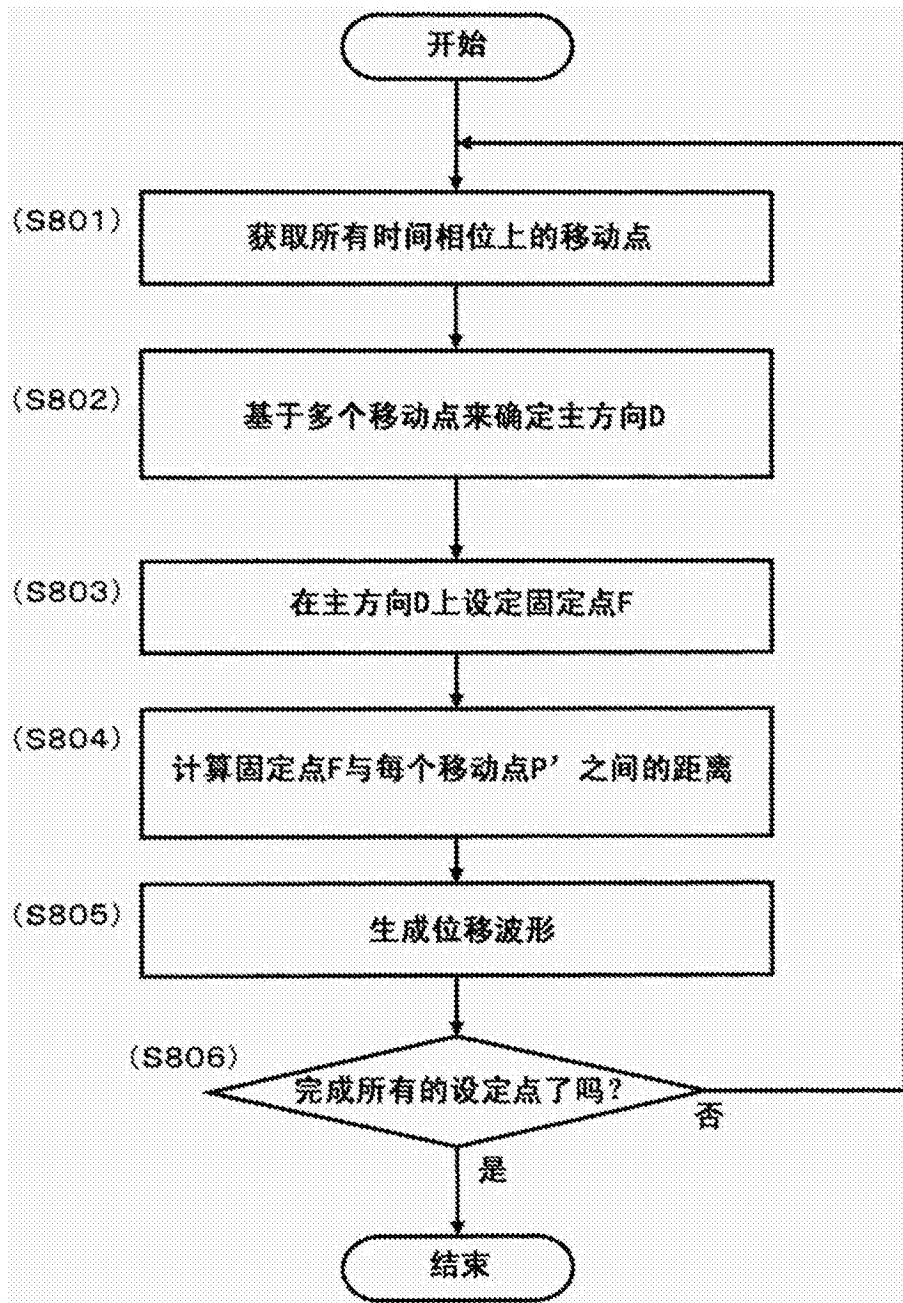


图8

专利名称(译)	超声图像处理装置		
公开(公告)号	CN103717145B	公开(公告)日	2016-06-08
申请号	CN201280037593.8	申请日	2012-07-13
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
[标]发明人	笠原英司		
发明人	笠原英司		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	G06T7/20 A61B8/0883 A61B8/145 A61B8/4444 A61B8/4483 A61B8/463 A61B8/486 A61B8/5223 G06T7/0012		
代理人(译)	黄威 王涛		
审查员(译)	张玥		
优先权	2011163990 2011-07-27 JP		
其他公开文献	CN103717145A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

将来自多个时间相位的超声图像数据存储于图像存储单元(22)中。基于对图像数据执行的相关操作,模式匹配单元(30)对于对应于基准时间相位中的图像数据中的设定点的移动点而搜索搜索时间相位中的图像数据。按照这一方式,在多个时间相位上搜索用于设定点的移动点。接着,诊断信息生成单元(40)基于在多个时间相位上搜索的移动点来确定在多个时间相位上设定点的移动的主方向,以及通过使用主方向作为基准而估算设定点的移动来获取诊断信息。

