



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101309647 B

(45) 授权公告日 2013. 03. 20

(21) 申请号 200780000132. 2

(22) 申请日 2007. 01. 10

(30) 优先权数据

002661/2006 2006. 01. 10 JP

140283/2006 2006. 05. 19 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2007. 09. 26

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2007/050176 2007. 01. 10

(87) PCT申请的公布数据

W02007/080895 JA 2007. 07. 19

(73) 专利权人 株式会社东芝

地址 日本东京都

专利权人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 吉田哲也 神山直久

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利商标事务所 11038

代理人 吴丽丽

(51) Int. Cl.

A61B 8/06 (2006. 01)

(56) 对比文件

US 2005033123 A1, 2005. 02. 10, 权利要求 32、说明书第 13-15, 18-24, 41-45 段附图 1, 2, 4.
CN 1644168 A, 2005. 07. 27, 全文.
JP 2004321688 A, 2004. 11. 18, 全文.

审查员 高鸿姝

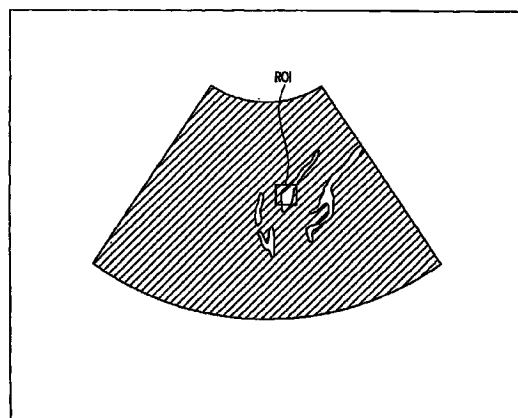
权利要求书 5 页 说明书 17 页 附图 12 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置和超声波图像生成方法

(57) 摘要

本发明提供一种超声波诊断装置,具有图像数据生成单元,根据对投放了造影剂气泡的被检测体进行超声波扫描而得到的回波信号,生成表示所述被检测体的形态信息的多个图像数据;设定单元,针对所述多个图像数据中的作为基准的第 1 图像数据,设定比图像区域整体小的关注区域;向量生成单元,对与所述多个图像数据中的第 1 图像数据不同的至少一张第 2 图像数据和所述关注区域内的数据进行比较,生成表示所述第 1 图像数据和所述至少一张第 2 图像数据之间的移动的运动向量;图像修正单元,根据所述运动向量,进行所述第 1 图像数据和所述至少一张第 2 图像数据之间的抖动修正;图像生成单元,根据所述抖动修正后的多个图像数据生成显示图像。



1. 一种超声波诊断装置,用超声波对投放了造影剂气泡的被检测体进行扫描,取得上述被检测体的超声波图像,其特征在于包括:

发送接收单元,其将超声波反复发送给上述被检测体,并取得从上述被检测体返回的回波信号;

图像数据生成单元,根据上述回波信号生成表示上述被检测体的形态信息的多个图像数据;

设定单元,针对上述多个图像数据中的作为基准的第1图像数据,设定比图像区域全体小的关注区域,并且针对与上述多个图像数据中的第1图像数据不同的至少一张第2图像数据,设定与上述关注区域相同大小以及形状的检索图像区域;

向量生成单元,使上述检索图像区域在上述第2图像数据整体上移动,根据各位置上的上述检索图像区域内包含的像素值,对上述第2图像数据设定上述关注区域,将上述第1图像数据上的关注区域与上述第2图像数据上的关注区域进行比较,生成表示上述第1图像数据与上述至少一张第2图像数据之间的运动的运动向量;

图像修正单元,根据上述运动向量进行上述第1图像数据与上述至少一张第2图像数据之间的抖动修正;

图像生成单元,根据上述抖动修正后的多个图像数据生成显示图像。

2. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述图像生成单元通过使用上述抖动修正后的多个图像数据来逐次执行亮度值保持运算,从而生成上述显示图像。

3. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述图像生成单元通过进行使用了上述抖动修正后的多个图像数据的合成处理,从而生成上述显示图像。

4. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述设定单元在上述各个图像数据包含由造影剂造成的染影区域时,设定上述关注区域,使得包含上述染影区域的至少一部分。

5. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于还包括:

检测造影剂流入上述被检测体的时刻的检测单元,其中

上述设定单元根据上述造影剂的流入少的时刻的上述多个图像数据而设定上述关注区域。

6. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述设定单元根据上述图像数据上的各个位置的亮度值来设定上述关注区域,使得包含具有超过规定的阈值的亮度值的位置。

7. 如权利要求6所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述设定单元作成与上述图像数据的亮度值有关的直方图,并根据上述直方图决定上述规定的阈值。

8. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述设定单元根据上述图像数据上的各个位置的亮度来设定上述关注区域,使得包含具有预先设定的第1阈值和第2阈值之间的亮度值的位置。

9. 如权利要求6所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述设定单元作成与上述图像数据的亮度值有关的直方图,并根据上述直方图决定预先设定的第 1 阈值以及预先设定的第 2 阈值的至少一个。

10. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:上述设定单元根据上述图像数据上的各个位置的亮度,决定上述关注区域的位置、大小、形状、个数中的至少一个。

11. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:上述设定单元针对噪声降低处理后的上述多个图像数据,设定上述关注区域。

12. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述设定单元在每次由上述图像数据生成单元生成图像数据时,根据在之前的图像数据的抖动修正中使用的关注区域和由上述向量生成单元已经生成的多个运动向量的合成向量,更新上述关注区域。

13. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述设定单元在每次由上述图像数据生成单元生成图像数据时,根据之前的图像数据的亮度搜索上述关注区域,并更新上述关注区域。

14. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述设定单元根据由上述图像数据生成单元生成的多个图像数据的亮度,设定在上述多个图像数据的抖动修正中共通使用的关注区域。

15. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述发送接收单元执行基于破坏上述造影剂气泡的第 1 声压的第 1 超声波发送、基于不破坏上述造影剂气泡并用于对血流的环流进行图像化的第 2 声压的第 2 超声波发送,

将从上述第 1 超声波发送转移到上述第 2 超声波发送后所生成的图像数据指定为成为上述基准的图像数据。

16. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述发送接收单元执行基于破坏上述造影剂气泡的第 1 声压的第 1 超声波发送、基于不破坏上述造影剂气泡并用于对血流的环流进行图像化的第 2 声压的第 2 超声波发送,

在从上述第 1 超声波发送转移到上述第 2 超声波发送后,再次搜索上述关注区域,并更新上述关注区域。

17. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于还包括:

指定单元,指定由上述图像修正单元开始进行上述图像数据的抖动修正的定时。

18. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于还包括:

指定单元,指定由上述图像修正单元执行上述图像数据的抖动修正的时间或帧数。

19. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于还包括:显示单元,将上述关注区域重叠显示在上述显示图像上。

20. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于还包括:

切换上述关注区域的显示和非显示的切换单元。

21. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于还包括:

指定单元,用于指定上述关注区域的位置、大小、形状以及个数中的至少 1 个。

22. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述图像生成单元根据上述抖动修正后的上述多个图像数据生成第 1 显示图像,并根据上述抖动修正前的上述多个图像数据生成第 2 显示图像,

进一步具有：显示单元，同时或选择性地显示上述第 1 显示图像和上述第 2 显示图像。

23. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于还包括：

图像重叠单元，在从由上述图像数据生成单元生成的多个图像数据中指定了成为基准的图像数据时，将其后的图像数据逐次重叠在上述成为基准的图像数据上，生成重叠图像数据，其中

上述向量生成单元在由上述图像数据生成单元生成的在成为上述基准的图像数据后面的图像数据中，根据成为对象的图像数据的关注区域内的亮度和基于此前的多个图像数据所生成的重叠图像数据的关注区域内的亮度，生成表现上述成为对象的图像数据的运动的运动向量，

上述图像修正单元在由上述图像重叠单元对上述成为对象的图像数据进行重叠之前，根据由上述向量生成单元所生成的运动向量来修正上述成为对象的图像数据。

24. 如权利要求 23 所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述向量生成单元根据上述成为对象的图像数据被重叠时所产生的上述关注区域内的亮度增加量而生成上述运动向量。

25. 如权利要求 23 所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述设定单元，根据由上述图像数据生成单元所生成的图像数据的亮度而自动设定上述关注区域。

26. 如权利要求 23 所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述设定单元，根据由上述发送接收单元所发送的超声波的焦点而自动设定上述关注区域。

27. 如权利要求 23 所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述设定单元，根据来自操作者的指示设定上述关注区域。

28. 如权利要求 23 所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述图像修正单元在上述设定单元设定了上述关注区域时，对上述成为对象的图像数据进行修正。

29. 如权利要求 23 所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述向量生成单元根据事先取得的多个向量使上述成为对象的图像数据移动，并按每个上述向量计算出成为上述对象的图像数据被重叠时所产生的上述关注区域内的亮度增加量，同时根据这些亮度增加量，从上述多个向量生成上述运动向量。

30. 如权利要求 29 所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述向量生成单元根据上述成为对象的图像数据中的比上述关注区域小的关注区域内的亮度、基于此前的多个图像数据所生成的重叠图像数据中的比上述关注区域小的关注区域内的亮度，而生成上述多个向量。

31. 如权利要求 29 所述的超声波诊断装置，其特征在于：上述多个向量的 1 个是零向量。

32. 如权利要求 23 所述的超声波诊断装置，其特征在于：将由上述向量生成单元所生成的运动向量显示在上述显示图像上。

33. 如权利要求 23 所述的超声波诊断装置，其特征在于：将由上述向量生成单元所生成的运动向量的终点轨迹显示在上述显示图像上。

34. 如权利要求 23 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

在上述图像数据生成单元生成 3 维的图像数据的情况下,上述向量生成单元使用上述关注区域所包含的且相互正交的 2 维的第 1、第 2、第 3 关注区域,分别生成 2 维的第 1、第 2、第 3 向量,根据这些第 1、第 2、第 3 向量生成上述运动向量。

35. 如权利要求 23 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

在上述图像数据生成单元生成 3 维的图像数据的情况下,

上述向量生成单元使用上述关注区域所包含的且相互正交的 2 维的第 1、第 2、第 3 关注区域,分别生成 2 维的第 1、第 2、第 3 向量,

上述图像修正单元根据由上述向量生成单元所生成的第 1、第 2、第 3 向量,分别对上述成为对象的图像数据进行修正。

36. 如权利要求 23 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述图像修正单元在上述关注区域所包含的亮度的总和超过了规定值时,中止上述成为对象的图像数据的修正。

37. 如权利要求 23 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述图像修正单元根据由上述向量生成单元生成的运动向量,修正上述成为对象的图像数据,并保持上述显示图像中的上述被检测体的显示区域。

38. 如权利要求 23 所述的超声波诊断装置,其特征在于还包括:

范围选通修正单元,根据由上述向量生成单元生成的运动向量,对脉冲波多普勒的范围选通的位置进行修正。

39. 如权利要求 23 所述的超声波诊断装置,其特征在于还包括:

存储单元,将由上述图像数据生成单元生成的图像数据和由上述向量生成单元生成的运动向量关联起来进行保存。

40. 如权利要求 23 所述的超声波诊断装置,其特征在于包括:

存储单元,存储由上述图像修正单元修正后的图像数据。

41. 如权利要求 23 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述图像数据生成单元根据由上述发送接收单元接收到的各个回波信号生成上述图像数据,其中,上述图像数据包含用亮度表现上述被检测体的血流信息的血流图像数据和用亮度表现上述被检测体的生物体组织信息的生物体组织图像数据,

上述图像重叠单元在从由上述图像数据生成单元生成的多个血流图像数据中指定了成为基准的血流图像数据时,将此后的血流图像数据逐次重叠在成为上述基准的血流图像数据上,生成重叠血流图像数据,同时将此后的生物体组织图像数据逐次重叠在对应于成为上述基准的血流图像数据的生物体组织图像数据上,生成重叠生物体组织图像数据,

上述向量生成单元根据成为上述基准的血流图像数据后面的多个血流图像数据中与成为对象的血流图像数据对应的生物体组织图像数据的关注区域内的亮度、基于此前的多个生物体组织图像数据生成的重叠生物体组织图像数据的关注区域内的亮度,生成表现与上述成为对象的血流图像数据对应的生物体组织图像数据的运动的运动向量,

上述图像修正单元在由上述图像重叠单元对上述成为对象的血流图像数据进行重叠之前,根据由上述向量生成单元生成的运动向量对上述成为对象的血流图像数据进行修正。

42. 一种超声波图像生成方法,在用超声波对投放了造影剂气泡的被检测体进行扫描,取得上述被检测体的超声波图像的超声波诊断装置中,其特征在于包括:

将超声波反复发送到上述被检测体,根据从上述被检测体返回的回波信号,生成表示上述被检测体的形态信息的多个图像数据;

针对上述多个图像数据中作为基准的第1图像数据,设定比图像区域全体小的关注区域,并且针对与上述多个图像数据中的第1图像数据不同的至少一张第2图像数据,设定与上述关注区域相同大小以及形状的检索图像区域;

使上述检索图像区域在上述第2图像数据整体上移动,根据各位置上的上述检索图像区域内包含的像素值,对上述第2图像数据设定上述关注区域,对上述第1图像数据上的关注区域与上述第2图像数据上的关注区域进行比较,生成表示上述第1图像数据和上述至少一张第2图像数据之间的运动的运动向量;

根据上述运动向量,执行上述第1图像数据和上述至少一张第2图像数据之间的抖动修正;

根据上述抖动修正后的多个图像数据生成显示图像。

超声波诊断装置和超声波图像生成方法

技术领域

[0001] 本发明涉及具有修正由于被检测体的移动和持有超声波探头的操作者的手抖动而产生的影响的功能的超声波诊断装置及超声波图像生成方法。

背景技术

[0002] 近年来,用于超声波诊断的、静脉投放型的超声波造影剂被产品化,“造影回波法”渐渐流行。造影回波法是从静脉注入超声波造影剂而增强血流信号,从而评价心脏和肝脏等的血流动态的方法。大多数的造影剂是以微小气泡(造影剂气泡)作为反射源而发挥功能的。在被称为气泡的精巧基材的性质基础上,即使是普通的诊断级别的超声波发送,由于其机械的作用气泡也被破坏,结果是来自扫描面的信号强度降低。因此,为了实时观察环流的动态情况,有必要通过低声压的超声波发送进行映像化等,来降低由扫描引起的气泡的破坏。

[0003] 另外,为了产生气泡破坏的性质,还开发了下述这样的方法。即,A发送低声压的超声波并观察充满在扫描面的气泡的动态,B将超声波的声压切换为高声压而使扫描面内(严谨地说是照射体积内)的气泡破坏,C再次将超声波的声压切换为低声压并观察流入扫描面内的气泡的状态。该方法被称为“Replenishment(再环流)”,法(例如,参考特开平11-155858号)。

[0004] 因此,造影剂气泡的特征为:可以将在彩色多普勒中不能映像化的微小血流进行映像化。但是,由于在微小血流内只存在少数的气泡,所以染影是不稳定的。因此,开发了一种将不稳定出现的造影剂气泡的染影进行重叠,将微小血流的构造清楚地进行映像化的方法。该方法被称为“Micro flow imaging(MFI)” (例如,参考2004-321688号)。

[0005] 由于MFI的实施需要使所生成的多个帧量的超声波图像重叠,所以被检测体需要在一段时间内屏住呼吸,或者操作者需要在一段时间内固定超声波探头。

[0006] 但是,对被检测体来说,在一段时间内屏住呼吸不是容易的事情,并且对于不习惯MFI的操作者来说,在一段时间内固定超声波探头也不是容易的事情。因此,为了提高MFI的图像质量,超声波图像的抖动修正是有效的。

[0007] 于是,对动态图像这样的连续多个帧的图像进行抖动修正的技术已经被装载在市场上销售的摄像机中。作为具有代表性的方法,有计算出图像数据的帧间的相对运动向量的方法。通过该方法,1帧量的图像数据被分为多个区域,根据各个区域的图像数据间的相关性而对每个区域求出帧间的运动向量。如果这样利用对每个区域计算出的多个运动向量来修正图像数据的显示位置,则即使拿摄像机的手有些抖动,被摄体的显示位置也不会变化,从而提高动态图像的视觉识别性。

[0008] 作为与超声波诊断的抖动修正相类似的技术,已知有一种被称为“Panoramic imaging”的技术。该技术是一边使超声波探头一点一点移动,一边取得多个帧量的超声波图像,通过将这些在超声波图像中相互重复的部分巧妙地进行连接,从而构成如全景照片那样的广范围的静止图像。在该“Panoramic imaging”的技术中,由于需要将多个帧量的

超声波图像中互相重复的部分进行连接,所以与超声波图像的情况一样,也需要帧间的相对运动向量。

[0009] 但是,对普通的断层图像,即由没有投放造影剂的被检测体所生成的超声波图像进行抖动修正是比较容易的。这是由于在检测运动向量的时候,成为标记的组织 and 骨头等映入普通的断层图像的缘故。

[0010] 但是,由于气泡的染色不稳定,所以造影图像,即来自投放了造影剂的被检测体的超声波图像不能原封不动地适用普通超声波图像的抖动修正技术。特别是在 MFI 中,由于通过高声压的超声波清除气泡后再将再循环映像化,因此在清除气泡后立刻生成的图像中几乎不存在用于抖动修正的标记。并且,在清除气泡后立刻生成的图像中,由于被映像化了的气泡的样子时刻在变化,因此以现有的方法难以抽出运动向量。

发明内容

[0011] 本发明就是鉴于所述情况而提出的,其目的在于:提供一种即使被检测体和超声波探头有一些抖动,图像质量也不会下降的超声波诊断装置以及超声波图像生成方法。

[0012] 本发明的第 1 方面为一种超声波诊断装置,在用超声波对投放了造影剂气泡的被检测体进行扫描,取得所述被检测体的超声波图像的超声波诊断装置中,具有接收发送单元,对所述被检测体反复发送超声波,取得从所述被检测体返回的回波信号;图像数据生成单元,根据所述回波信号,生成表示所述被检测体的形态信息的多个图像数据;设定单元,对于所述多个图像数据中成为标准的第 1 图像数据,设定比图像区域整体小的关注区域;向量生成单元,将与所述多个图像数据中的第 1 图像数据不同的至少一张第 2 图像数据与所述关注区域的数据进行比较,生成表示所述第 1 图像数据和所述至少一张第 2 图像数据之间的移动的运动向量;图像修正单元,根据所述运动向量进行所述第 1 图像数据与所述至少一张第 2 图像数据之间的抖动修正;图像生成单元,根据所述抖动修正后的多个图像数据生成显示图像。

[0013] 本发明的第 2 方面为一种超声波图像生成方法,在用超声波对投放了造影剂气泡的被检测体进行扫描,取得所述被检测体的超声波图像的超声波诊断装置中,具有以下步骤:对被检测体反复发送超声波,根据从所述被检测体返回的回波生成表示所述被检测体的形态信息的多个图像数据;对于所述多个图像数据中成为标准的第 1 图像数据,设定比图像区域整体小的关注区域;将与所述多个图像数据中的第 1 图像数据不同的至少一张第 2 图像数据与所述关注区域的数据进行比较,生成表示所述第 1 图像数据与所述至少一张第 2 图像数据之间的移动的运动向量;根据所述运动向量执行所述第 1 图像数据与所述至少一张第 2 图像数据之间的抖动修正;根据所述抖动修正后的多个图像数据生成显示图像。

附图说明

[0014] 图 1 是本发明的实施例 1 的超声波诊断装置的框图。

[0015] 图 2 是实施例 1 的各种跟踪球(track ball)的概略图。

[0016] 图 3 是实施例 1 的各种按键的概略图。

[0017] 图 4 是实施例 1 中通过超声波诊断装置执行的处理顺序的流程图。

- [0018] 图 5 是实施例 1 中重叠显示了 ROI 标记的诊断图像的概略图。
- [0019] 图 6A 是实施例 1 的闪光后所生成的 5 帧诊断图像的概略图。
- [0020] 图 6B 是实施例 1 的闪光后所生成的 5 帧诊断图像的概略图。
- [0021] 图 6C 是实施例 1 的闪光后所生成的 5 帧诊断图像的概略图。
- [0022] 图 6D 是实施例 1 的闪光后所生成的 5 帧诊断图像的概略图。
- [0023] 图 6E 是实施例 1 的闪光后所生成的 5 帧诊断图像的概略图。
- [0024] 图 7 是实施例 1 的变形例中重叠显示了 3 个 ROI 标记的诊断图像的概略图。
- [0025] 图 8A 是本发明的实施例 3 的闪光后所生成的 5 帧诊断图像的概略图。
- [0026] 图 8B 是本发明的实施例 3 的闪光后所生成的 5 帧诊断图像的概略图。
- [0027] 图 8C 是本发明的实施例 3 的闪光后所生成的 5 帧诊断图像的概略图。
- [0028] 图 8D 是本发明的实施例 3 的闪光后所生成的 5 帧诊断图像的概略图。
- [0029] 图 8E 是本发明的实施例 3 的闪光后所生成的 5 帧诊断图像的概略图。
- [0030] 图 9 是表示实施例 4 中包含有抖动修正的 MFI 的处理流程的流程图。
- [0031] 图 10 是用于说明实施例 4 的抖动修正的图。
- [0032] 图 11 是实施例 5 中重叠显示了 ROI 标记的诊断图像的概略图。
- [0033] 图 12 是实施例 5 的相关量的计算方法的说明图。
- [0034] 图 13 是实施例 6 中重叠显示了 ROI 标记的诊断图像的概略图。
- [0035] 图 14 是实施例 11 中作为诊断图像被重叠了的修正结果的一例的概略图。
- [0036] 图 15 是实施例 11 中作为诊断图像被重叠了的修正结果的一例的概略图。
- [0037] 图 16 是实施例 11 中作为诊断图像被重叠了的修正结果的一例的概略图。
- [0038] 图 17 是实施例 11 中作为诊断图像被重叠了的修正结果的一例的概略图。

具体实施方式

- [0039] 下面,参考附图对实施例 1~实施例 12 进行说明。
- [0040] (实施例 1)
- [0041] 首先,参考图 1~图 6 说明实施例 1。
- [0042] (超声波诊断装置的结构)
- [0043] 图 1 是本发明实施例 1 的超声波诊断装置的方框图。
- [0044] 如图 1 所示,本实施例的超声波诊断装置具有装置主体 10、超声波探头 11、监视器 12 以及输入装置 13。
- [0045] 装置主体 10 具有接收发送单元 21、B 模式处理单元 22、多普勒处理单元 23、图像生成电路 24、控制处理器 25、内部存储装置 26、接口 29 以及图像存储器 30a 和软件存储部件 30b。
- [0046] 另外,内置在装置主体 10 中的接收发送单元 21 等由集成电路等硬件构成,但也有由被软件模块化了的软件程序所构成的情况。下面,对各个构成要素进行说明。
- [0047] 超声波探头 11 对被检测体 P 的检查部位发送接收超声波,在其内部配置有用于发送接收超声波的压电振子。该压电振子被分割为多个元件,各个元件构成了所谓信道的一部分。另外,如果超声波探头 11 具有 2D 数组振子,则也可以取得三维数据。
- [0048] 从超声波探头 11 发送到被检测体 P 的超声波(以下,称为“发送超声波”)在体内

组织的声阻抗不连续面上一个接一个地被反射,作为回波信号被超声波探头 11 接收。回波信号的振幅依赖于成为反射的不连续面的声阻抗的差。另外,当发送超声波在血流和心脏壁等移动体的表面进行了反射时,回波信号通过多普勒效应,依存于移动体的超声波的发送方向的速度成分而产生频率偏移。

[0049] 监视器 21 根据来自图像生成电路 24 的视频信号,将被检测体 P 内的形态学信息和血流信息等显示为诊断图像。另外,监视器 12 将 ROI 标记重叠显示在诊断图像上。

[0050] 输入装置 13 与装置主体 10 连接,具有用于将来自操作员的指示读入装置主体 10 中的各种跟踪球输入部件 131、各种按键输入部件 132 以及各种开关输入部件 133 等。

[0051] 图 2 是该实施例的跟踪球输入部件 131 的概略图。

[0052] 如图 2 所示,跟踪球输入部件 131 具有用于 ROI 数量指定的数量指定用跟踪球 131a 和用于 ROI 大小指定的大小指定用跟踪球 131b。

[0053] 图 3 是该实施例的按键输入部件 132 的概略图。

[0054] 如图 3 所示,按键输入部件 132 具有用于移动检测以及移动修正的开始和结束的指示的自动调节按键 132a、用于指示图像数据的重叠的开始和结束的按键 132b、用于指示高声压扫描的执行的闪光 (flash) 按键 132c 和用于指示低声压扫描的停止的暂停 (Freeze) 按键 132d。

[0055] 另外,来自操作员的指示中还存在有除此之外的 ROI 形状的指定、低声压扫描的执行时间的指定、抖动修正的执行时间的指定、ROI 标记的显示和非显示的指示等。因此,在输入装置 13 中,除了跟踪球 131a ~ 131b 以及按键 132a ~ 132c 之外,还具有与各个指示对应的跟踪球、按键、开关等。

[0056] 发送接收单元 21 具有脉冲发生器电路、延迟电路以及触发发生电路。脉冲发生器电路重复产生用于以规定的速率频率形成发送超声波的速率脉冲发生器。延迟电路对各个速率脉冲发生器提供在每个信道使发送超声波收敛为波束状并且决定发送指向性所必需的延迟时间。通过调整由延迟电路提供的延迟时间而控制来自超声波探头 11 的超声波的发送方向。触发发生电路根据调整了延迟时间后的速率脉冲,以规定的定时向超声波探头 11 施加驱动脉冲。

[0057] 另外,发送接收单元 21 具有以下功能:根据来自控制处理器 25 的指示,可瞬时变更延迟信息、发送频率、发送驱动电压等。特别对于发送驱动电压的变更,是通过以下机构实现的,即对可瞬间切换其值的线性放大器型的发送电路或多个电源单元进行电切换的机构。

[0058] 进而,发送接收单元 21 具有放大电路、A/D 变换器以及加法器。放大电路将从超声波探头 11 读入的回波信号按照每个信道进行放大。A/D 变换器将决定超声波的接受指向性所需要的延迟时间赋予按每个信道放大的回波信号。加法器将按照每个信道施加了延迟时间的回波相加而生成接收信号。这样,从与回波信号的接收指向性对应的方向来的反射成分被强调。

[0059] B 模式处理单元 22 对由发送接收单元 21 输出的接收信号执行对数放大、包络线检波处理等,并生成以亮度的明亮来表现接收信号的信号强度的强度数据。

[0060] 多普勒处理单元 23 根据由发送接收单元 21 输出的接收信号,计算出血流、组织以及造影剂气泡等的速度信息,并生成平均速度、分散、功率以及它们的组合等的血流数据。

[0061] 图像生成电路 24 对由 B 模式处理单元 22 和多普勒处理单元 23 输出的强度数据和血流数据进行坐标变换,并作为以电视等为代表的视频格式的扫描线信号列。这样,生成与被检测体 P 的组织形状有关的断层图像、特别强调了流过血管内的造影剂气泡的造影图像以及与血流速度有关的平均速度图像、分散图像、功率图像、它们的组合图像等。另外,图像生成电路 24 具有存储图像数据的记忆存储器。这样,操作者可以在诊断后调出检查中记录的图像。

[0062] 控制处理器 25(CPU) 具有作为信息处理装置的功能,控制本超声波诊断装置的各部件。控制处理器 25 从内部存储装置 26 读出用于执行图像生成和图像显示等的控制程序,并将其展开到软件存储部件 30b 上,执行与各种处理有关的运算 / 控制等。

[0063] 控制处理器 25 在图像数据上作成检索区域,检测出其内侧所包含的像素的亮度。进而,控制处理器 25 根据多个图像数据的 ROI 所包含的多个像素的亮度,生成表现这些图像数据间的移动的运动向量。

[0064] 内部存储装置 26 保存用于执行图像生成和显示处理的控制程序和诊断信息(ID、医生的意见等)、诊断协议、发送接收条件、其他的数据群。内部存储装置 26 特别保存用于发送接收超声波的扫描时序、用于执行 ROI 的设定、抖动修正、差分图像生成处理、亮度血保持运算处理、重叠显示等的控制程序。进而,内部存储装置 26 根据需要也被用于图像存储器 30a 中的图像数据的保存等。内部存储装置 26 的数据可以经由接口 29 转送到外部外围装置。

[0065] 接口 29 是与输入装置 13、网络以及新的外部存储装置有关的接口。所取得的超声波图像等的数据和分析结果等有时也由该接口 29 通过网络转送到其他装置。

[0066] 图像存储器 30a 由存储从图像生成电路 24 输出的图像数据的记忆存储器组成。存储在记忆存储器中的图像数据例如可以在诊断后由操作者调出,并可以重放为静止画、或者使用多个帧而重放为动画。另外,图像存储器 30a 根据需要对发送接收单元 21 之后的输出信号(称为射频信号)、通过发送接收单元 21 后的亮度信号、其他的原始数据、通过网络取得的图像数据等进行存储。

[0067] (超声波诊断装置的使用方法)

[0068] 最初,通过数量指定用跟踪球 131a 和大小指定用跟踪球 131b 的操作,指定 ROI 的数量和大小。另外,在本实施例中,ROI 的形状被事先设定为长方形,但是有时也通过跟踪球等的操作而指定。

[0069] 接着,开始低声压扫描。该低声压扫描用于对血流循环进行图像化,并多次重复执行。另外,也有从 ROI 的数量和大小的设定前开始低声压扫描的情况。

[0070] 在低声压扫描中使用的超声波被设定为造影剂气泡不破坏程度的低声压。因此,每当执行低声压扫描时,都生成描画出造影剂气泡的染影的 1 帧的图像数据。这些图像数据在每次生成时被保存在图像存储器 30a 中,并同时显示在监视器 12 上。

[0071] 在低声压扫描的执行中,当开始按键 132b 为 ON 时,其后所生成的图像数据重叠,而生成 1 张重叠图像数据。作为图像数据的重叠方法,使用最大亮度值保持运算。该最大亮度值保持运算是一种利用多个帧量的图像数据,在空间上对应的多个像素中采用亮度最高的像素而进行图像化的方法。因此,当执行最大亮度值保持运算后,在各个图像数据中描画出的造影剂气泡的染影连接,作为结果,在重叠图像数据中描画出被检测体 P 的血管构造。

该重叠图像数据作为诊断图像被显示在监视器 12 上。即,如果在低声压扫描的执行中开始按键 132b 成为 ON,则开始 MFI。

[0072] 如果在图像数据的重叠中开始按键 132b 成为 OFF,则之前执行的图像数据的重叠停止,再次将按照每个低声压扫描而生成的图像数据显示在监视器 12 上。

[0073] 如果在低声压扫描的执行中闪光按键 132c 成为 ON,则只执行 1 帧量的高声压扫描。该高声压扫描也被称为“闪光 (flash)”。

[0074] 在高声压扫描中使用的超声波被设定为破坏造影剂气泡程度的高声压。因此,当执行了高声压扫描后,存在于扫描面上的所有造影剂气泡被破坏,因造影剂气泡产生的染影从显示在监视器 12 上的诊断图像中消失。这样,监视器 12 显示为完全黑暗的样子。但是,黑暗的状态并不持续很长时间,在经过一定程度的时间后,从粗血管开始慢慢地开始造影剂气泡的染影。

[0075] 如果在低声压扫描的执行中终止按键 132d 成为 ON,则该低声压扫描停止。这时,如果数据的重叠和移动检测模式正在动作,则这些也同时被停止。

[0076] 如果在低声压扫描的执行中自动调整按键 132a 成为 ON,则开始移动检测模式。移动检测模式是移动检测的待机模式,实际上并不执行任何处理。

[0077] 接着,对移动检测模式进行说明。

[0078] 图 4 是该实施例的 ROI 的设定时序的流程图。

[0079] 如图 4 所示,如果在移动检测模式的动作中开始按键 132b 成为 ON(步骤 S1),则开始 ROI 的设定时序(步骤 S2),其后的图像数据被指定为基准图像数据。

[0080] 另外,在指定基准图像数据后,在该基准图像数据上实施各种各样的图像处理,生成作为 ROI 的检索对象而实际使用的参考图像数据(步骤 S3)。作为对基准图像数据实施的图像处理有平均处理和阈值处理等。

[0081] 在采用平均处理时,使用在基准图像数据之前生成的数帧量的图像数据,根据这些图像数据中空间上对应的多个像素的平均亮度生成参考图像数据。

[0082] 在采用阈值处理时,将基准图像数据的帧全体的平均亮度或比其还要高的亮度设定为阈值,根据由该阈值 2 值化了的基准图像数据的像素的亮度,生成参考图像数据。

[0083] 因此,在通过平均处理或阈值处理生成的图像数据中几乎没有噪声成分,只反映出造影剂气泡的染影或生物体组织。

[0084] 在生成参考图像数据后,在参考图像数据上作成与 ROI 相同大小以及形状的检索区域。该检索区域在参考图像数据整体上移动。另外,每当检索图像区域只移动 1 个像素量时,检测出其内侧所包含的像素的亮度(步骤 S4)。

[0085] 然后,当在检索区域所包含的所有像素中发现了亮度为阈值 K 以上的像素成为阈值 M 个以上的图像区域(以下,作为“满足 ROI 的条件的图像区域”)后,从中检索亮度为 K 以上的像素最多的图像区域(步骤 S5 的 Yes),将 ROI 设定在该图像区域中(步骤 S6)。以上,ROI 的设定时序结束(步骤 S7)。

[0086] 另外,如图 5 所示,所设定的 ROI 作为矩形框状的 ROI 标记与显示在监视器 12 上的诊断图像重叠。另外,在使用多个 ROI 时,执行 ROI 的设定时序直到设定的 ROI 达到要使用的数量。在向被检测体投放造影剂后和发送闪光后,一般画面上不存在高亮度区域(即造影剂流入区域),而是在图像上慢慢出现高亮度区域。因此,根据本 ROI 的设定时序,例

如当图像上出现 1 个高亮度区域时,设定一个 ROI,然后当高亮度区域为两个时,设定 2 个 ROI,这样随着图像上的高亮度区域的增加所设定的 ROI 数量也增加。因此,例如使用 3 个 ROI 时,图像上出现 3 个满足 ROI 的条件的高亮度区域,直到设定了与它们对应的 3 个 ROI 为止执行本实施例的 ROI 设定时序。

[0087] 另一方面,即使检索区域在参考图像数据的全体上移动,当未能发现满足 ROI 的条件的图像区域时(步骤 5 的 No),ROI 的设定时序结束(步骤 S7)。

[0088] 这样,当未能发现满足 ROI 的条件的图像区域而 ROI 的设定时序结束时,连续生成的图像数据被指定为基准图像数据,再次执行 ROI 的检索时序。这样,直到 ROI 被设定为止重复进行 ROI 的设定时序。

[0089] 接着,根据基准图像数据(参考图像数据)上的 ROI,在基准图像数据后面的各个图像数据上设定与该 ROI 对应的区域(对应区域)。该设定例如可以在后面的各个图像数据上对与 ROI 同形状、同大小的区域进行扫描,并将亮度分布模式等最接近的区域作为对应区域。

[0090] 通过上述顺序,在各个图像数据上设定 ROI 后,根据基准图像数据的 ROI 所包含的像素的亮度与基准图像数据后面的各个图像数据的对应区域内所包含的像素的亮度的相关性来生成表现出基准图像数据与其后的图像数据的移动的运动向量。另外,对于生成运动向量的方法没有特别的限定。作为具体例子,可以使用在运动识别中作为普通的块匹配(block matching)的方法的 SAD(Sum of AbsoluteDifference)。

[0091] 另外,在生成运动向量后,根据该运动向量来修正基准图像数据后面的图像数据的显示位置。这样,生成相对于基准图像数据几乎不存在抖动的修正图像数据。

[0092] 在每次生成修正图像数据时,都通过最大亮度值保持运算而与基准图像数据重叠。因此,在执行修正图像数据的重叠的期间,流入扫描面的造影剂气泡的染影被连接,显示在监视器 12 上的诊断图像上描画出被检测体 P 的血管构造。并且,通过事先的处理对与基准图像数据重叠的修正图像数据进行抖动修正,所以即使多个帧的修正图像数据被重叠,监视器 12 所显示的诊断图像也会非常鲜明。因此,没有被检测体 P 的移动的影响和持有超声波探头 11 的手抖动的影响,从而取得非常鲜明的诊断图像。

[0093] 另外,例如在第(1)帧~第(2)帧的图像数据中没有满足 ROI 条件的区域时,将第(3)帧的图像数据指定为基准图像数据。然后第(1)帧~第(2)帧的图像数据与根据第(4)帧以后的图像数据所生成的修正图像数据一样,与作为基准图像数据的第(3)帧的图像数据重叠。

[0094] 另外,虽然第(1)帧~第(2)帧的图像数据没有被进行抖动修正,但是由于不能发现满足 ROI 的条件的区域皆暗,所以即使这些图像数据重叠在基准图像数据上,也丝毫不会对诊断图像的质量有坏的影响。

[0095] 接着,对闪光后的抖动修正进行说明。

[0096] 当闪光后开始按键 132b 成为 ON 时,几乎全黑的图像数据被指定为基准图像数据。但是,在本实施例中,根据参考图像数据所包含的像素的亮度,即使在闪光后黑暗的图像数据中也将 ROI 设定在亮度较高的区域中,所以容易得到参考图像数据的 ROI 的像素的亮度与基准图像数据后面的图像数据的 ROI 的像素的亮度的相关,并正确地执行基准图像数据后面的图像数据的抖动修正。因此,监视器 12 所显示的诊断图像变得非常鲜明。

[0097] 接着,对闪光后的诊断图像和 ROI 进行说明。

[0098] 图 6 是该实施例的闪光后所生成的 5 帧的诊断图像的概略图。在图 6 中,白色部分表示明亮区域,斜线部分表示黑暗区域。

[0099] 图 6A 为闪光瞬间的诊断图像,图 6B 为闪光后的第 1 帧诊断图像,图 6C 为闪光后的第 2 帧诊断图像,图 6D 为闪光后的第 3 帧诊断图像,图 6E 为闪光后的第 4 帧诊断图像。

[0100] 即,第 1 帧诊断图像为闪光后最初生成的第 1 帧图像数据自身,第 2 张诊断图像为图像数据的第 1 帧与第 2 帧的重叠,第 3 帧诊断图像为图像数据的第 1 帧~第 3 帧的重叠,第 4 张诊断图像为图像数据的第 1 帧~第 4 帧的重叠,第 5 帧诊断图像为图像数据的第 1 帧~第 5 帧的重叠。

[0101] 如图 6A 所示,当执行闪光后,监视器 12 所显示的诊断图像暂时变为黑暗状态。并且,执行闪光后经过一段时间后,从存在于扫描面的粗血管流入造影剂气泡,被检测体 P 的血管构造被慢慢地描画在诊断图像上。这时如果 ROI 的设定时序正在动作,则如图 6B 所示,ROI 被设定在满足条件的区域。并且,在设定 ROI 后再经过一段时间,如图 6C~图 6E 所示,血管构造更加清楚。这时,最初所设定的 ROI 的位置被原样固定。

[0102] 另外,在本实施例中,在 ROI 的检索时,检索区域所包含的像素的亮度根据阈值 K 被二值化。但是,本发明并不仅限于此。例如,也可以对于检索区域所包含的像素的亮度作成直方图,根据从亮度高的像素开始数而被包含在规定百分率(例如 20%)内的像素的亮度来进行 ROI 的检索。这样,由于噪声成分难以影响 ROI 的检索,所以不需要前面所述的平均处理和阈值处理等图像处理。

[0103] 其他,也可以设置两个阈值,并根据具有其两值之间的亮度值的像素来检索 ROI。一般,粗血管等由于造影剂气泡的流入变得非常高亮度。但是,即使在包含这样的粗血管的区域中设定 ROI,因为其较粗,大多不能充分地发挥其作为用于抖动修正的特征区域的功能。因此,通过将这样非常高亮度的像素设为 ROI 检索的对象之外,可以将适合于抖动修正的特征区域抽出为 ROI。

[0104] (本实施例的作用)

[0105] 在本实施例中,开始按键 132b 成为 ON 后的图像数据被指定为基准图像数据。然后,根据由该标准数据生成的参考图像数据的亮度,将 ROI 设定在包含有造影剂气泡的染影密集的粗血管的区域。

[0106] 因此,可以容易地获得参考图像数据的 ROI 的像素的亮度与基准图像数据后面的各个图像数据的对应区域的像素的亮度的相关,由于正确地执行了基准图像数据后面的图像数据的抖动修正,所以重叠而生成的诊断图像非常地鲜明。

[0107] 在本实施例中,闪光按键 132c 被按下后的图像数据被指定为基准图像数据。然后,根据由该基准图像数据生成的参考图像数据的亮度,在包含有可迅速恢复造影剂气泡的染影的粗血管的区域中设定 ROI。

[0108] 这样,如闪光后那样,即使参考图像数据中不太存在有成为抖动修正的标志的区域,也自动地在包含有造影剂气泡比较迅速地开始进行染影的粗血管的区域中设定 ROI。

[0109] 因此,可以容易地获得参考图像数据的 ROI 的像素的亮度与基准图像数据后面的各个图像数据的对应区域的像素的亮度的相关,由于正确地执行了基准图像数据后面的图像数据的抖动修正,所以重叠而生成的诊断图像非常地鲜明。

[0110] 在本实施例中,参考图像数据通过事先的图像处理被除去噪声成分。因此,由于在 ROI 的设定中没有噪声的影响作用,所以可以在含有粗血管的区域中正确地设定 ROI。

[0111] 在本实施例中,ROI 所包含的像素数量比图像数据全体的像素数量少。因此,为了求出由基准图像数据生成的参考图像数据的 ROI 的像素亮度与基准图像数据后面的各个图像数据的对应区域的像素的亮度的相关所需要的计算量变得非常少。

[0112] 在本实施例中,与闪光按键 132c 成为 ON 同时,也开始抖动修正。因此,从闪光后开始流入扫描面的造影剂气泡的染影没有遗漏地进行重叠。其结果,被检测体 P 的血管构造以几乎完全的姿势被描画在诊断图像上。

[0113] 在本实施例中,监视器 12 在诊断图像上重叠显示 ROI 标记。因此,操作者通过观察监视器 12 所显示的诊断图像可以确认 ROI 的设定是否合适。

[0114] 在本实施例中,输入装置 13 具有切换显示和非显示 ROI 标记的按键或开关。因此,在诊断中 ROI 标记成为障碍时,操作者可以简单地消除 ROI 标记。

[0115] 在本实施例中,输入装置 13 具有指定抖动修正开始的定时的按键,即开始按键 132b 和闪光按键 132c。因此,由于操作者可以在所希望的定时开始抖动修正,因此可以得到最适合于被检测体 P 的症状和条件的诊断图像。

[0116] 进而,在本实施例中,输入装置 13 具有指定抖动修正的执行期间的跟踪球。因此,操作者可以重复观察从抖动修正开始后到经过规定时间为止的血流环流的变化。

[0117] 另外,在本实施例中对 MFI 进行了说明,但是本发明并不仅限于此。即,如果是重叠多个图像数据的技术,则发明也可以适用于例如在“背景技术”一栏中所叙述的“Panoramic imaging”。

[0118] 另外,在本实施例中,通过输入装置 13 输入 ROI 的数量和大小,但是也可以例如根据参考图像数据所包含的像素的亮度自动地设定。

[0119] (该实施例的变形例)

[0120] 根据通过低声压扫描而取得并已经保存在图像存储器 30a 中的多个图像数据执行 MFI。这时,也对先于基准图像数据的图像数据进行抖动修正,也将由此而取得的修正图像数据重叠在基准图像数据上。即,根据先于基准图像数据的图像数据而生成的修正图像数据也被重叠在基准图像数据上。这样,如果对先于基准图像数据的图像数据进行抖动修正,则因帧间的抖动造成的影响更低,从而进一步提高诊断图像的质量。

[0121] (该实施例的变形例)

[0122] 根据通过低声压扫描而取得的多个图像数据的亮度来设定可以与这些多个图像数据的抖动修正共通使用的 ROI。这对下述情况等有效,即,根据通过低声压扫描而取得并已经保存在图像存储器 30a 中的多个图像数据执行 MFI。

[0123] (该实施例的变形例)

[0124] 接着,参考图 7 对本实施例的变形例进行简单的说明。

[0125] 图 7 是将该实施例的变形例的重叠显示了 3 个 ROI 标记的诊断图像的概略图。

[0126] 如图 7 所示,如果 ROI 是 3 个,则也可以进行图像数据的帧间的旋转抖动等的修正。但是,即使将这 3 个 ROI 合在一起,ROI 所包含的像素数量也与图像数据全体的像素数量相比非常少,所以与现有的使用图像数据全体的像素来生成运动向量的方法相比,计算量被削减很多。

[0127] （该实施例的变形例）

[0128] 本实施例的方法在进行使用了三维图像数据的最大亮度保持运算的情况下（即在时间系列的体数据间，经时地追踪空间位置对应的体素（voxel）之间的值，采用具有最大值的体素进行图像化的情况）也有效。在所述情况下，检索区域、满足 ROI 条件的图像区域、设定的 ROI 全部成为三维区域，通过使用各区域所包含的体素的值来执行上述的算法，可以实现体数据间的抖动修正。

[0129] （该实施例的变形例）

[0130] 可以同时（例如并列地、或分配不同颜色重叠地）显示通过使用了本实施例的抖动修正的 MFI 所生成的诊断图像、未使用本实施例的抖动修正的 MFI 所生成的诊断图像。另外，也可以选择地显示使用了抖动修正的诊断图像和未使用抖动修正的诊断图像。通过这样的构成，可以提供更广泛的诊断信息，并可以实现比现在自由度高的图像诊断。

[0131] （该实施例的变形例）

[0132] 在本实施例的抖动修正中，如果在粗血管的血流区域内设定了 ROI，则有所设定了的 ROI 内将会全部成为高亮度区域的情况。这时，不能在基准图像数据后面的图像数据上确定对应区域，不能进行运动向量的计算。

[0133] 为了消除所述的问题，在抖动修正中，也可以将 ROI 设定在基准图像数据（参考图像数据）上，其中该 ROI 包含造影剂气泡被染影了的高亮度区域（例如具有大于等于第 1 阈值的亮度的区域）和与造影剂气泡没有关系的低亮度区域（例如具有小于等于第 2 阈值的亮度的区域）。根据这样的构成，ROI 内的亮度分布模式不会由于高亮度而一样。因此，可以在基准图像数据后面的帧上也适当地确定与 ROI 对应的区域，从而实现最佳的抖动修正。

[0134] （实施例 2）

[0135] 接着，不参考附图说明实施例 2。

[0136] 在本实施例中，虽然暂时设定了 ROI，但此后每生成图像数据时，还要设定 ROI。即，如果设定 ROI 后新生成了图像数据，则将其之前的图像数据指定为基准图像数据。然后，根据新指定的基准图像数据生成参考图像数据，根据该参考数据进行 ROI 的设定。

[0137] 但是，只在最初设定 ROI 时才执行 ROI 的设定时序。在第 2 次以后设定 ROI 时，根据在之前的图像数据的抖动修正中使用的 ROI 和已经生成的所有的运动向量的合成向量来进行 ROI 的再设定。另外，在此所述的运动向量是表现图像数据连续的图像数据间的运动的向量。

[0138] 即，根据第 (n-1) 帧图像数据的抖动修正所使用的 ROI、直到第 (n-1) 帧图像数据的抖动修正所生成的所有运动向量的合成向量，设定第 (n) 帧图像数据的抖动修正所使用的 ROI。

[0139] （实施例 3）

[0140] 接着，参考图 8 说明实施例 3。

[0141] 在本实施例中，每当生成图像数据时，执行 ROI 的设定时序，并根据各个图像数据的亮度进行 ROI 的设定。另外，在实施例 2 中，只在最初设定 ROI 时才执行 ROI 的设定时序。因此，如果暂时设定了 ROI，则根据已经存在的 ROI 和运动向量设定此后的 ROI。在这点上，本实施例与实施例 2 有很大不同。

[0142] 图 8 是本发明的实施例 3 的闪光后所生成的 5 帧诊断图像的概略图。另外,在图 8 中,白色部分表示明亮区域,斜线部分表示暗区域。

[0143] 图 8A 为闪光瞬间的诊断图像,图 8B 为闪光后的第 1 帧诊断图像,图 8C 为闪光后的第 2 帧诊断图像,图 8D 为闪光后的第 3 帧诊断图像,图 8E 为闪光后的第 4 帧诊断图像。

[0144] 即,第 1 帧诊断图像为闪光后最初生成的第 1 帧图像数据自身,第 2 帧诊断图像为图像数据的第 1 帧和第 2 帧的重叠,第 3 帧诊断图像为图像数据的第 1 帧~第 3 帧的重叠,第 4 帧诊断图像为图像数据的第 1 帧~第 4 帧的重叠,第 5 帧诊断图像为图像数据的第 1 帧~第 5 帧的重叠。

[0145] 如图 8B~图 8D 所示,在第 2 帧诊断图像~第 4 帧诊断图像中,ROI 被设定在相同的位置。这是因为虽然根据图像数据的第 3 帧~第 4 帧执行 ROI 的设定时序,但是没有检测出比已存在的 ROI 更优良的 ROI 的缘故。但是,如图 8E 所示,在第 5 帧诊断图像中新设定了 ROI。另外,实线所示的是新的 ROI 标记,虚线表示的是消失了的 ROI 标记。这样 ROI 的位置移动是因为根据第 5 帧图像数据检索 ROI 的结果是检索出了比已存在的 ROI 更优良的 ROI 的缘故。

[0146] 这样,如果每当生成图像数据时,执行 ROI 的设定时序,则由于始终正确地实施了移动修正,所以可以稳定地得到高图像质量的诊断图像。

[0147] 进而,超声波探头 11 向镜头方向移动,即使这之前作为抖动修正的标记的血管(实际上是造影剂气泡的染影部分)从扫描面消失,由于在移动目的地新设定了最合适的 ROI,所以即使超声波探头 11 向镜头方向移动,也可以执行正确的移动修正。

[0148] (实施例 4)

[0149] 接着,参考图 9、图 10 说明实施例 4。

[0150] 超声波探头沿着超声波扫描面(或者超声波断层、超声波图像面)偏移时,根据实施例 1 至实施例 3 所述的方法,可以最佳地修正因该偏移所引起的图像的抖动。另外,在最大亮度值保持运算中,在多个图像间选择最高亮度值,并投影到 1 张图像上。因此,即使超声波探头在超声波扫描面上向垂直方向(跳动方向)偏移,由于投影了最大亮度值的图像中包含有与所希望的断层位置有关的信息,因此可以说临床上没有问题。

[0151] 另一方面,对跳动方向的抖动进行修正,从而实现使用了同一断面相关的时间系列的图像数据的最大亮度值保持运算,其临床价值也是很高的。因此,在本实施例中,说明能够修正跳动方向的抖动而进一步实现适合的 MFI 超声波诊断装置。

[0152] 图 9 是表示包含本实施例的抖动修正的 MFI 的处理流程的流程图。如图 9 所示,首先对被检测体投放造影剂(步骤 S40),针对诊断对象部位取得如图 10 所示那样的时间系列的二维图像数据群(构成和不构成体数据都可以)(步骤 S41)。然后,例如使用时刻 t_1 的二维图像数据群,指定基准图像数据,同时根据上述的算法来设定用于抖动修正的 ROI(步骤 S42;参考图 4)。

[0153] 接着,从收集时刻不同的二维图像数据群中选择对应于基准图像数据的对应图像数据(步骤 S43)。即,例如假定以下情况,在步骤 S41 中以时间系列收集 7 帧量的二维图像数据群,把在时刻 t_1 收集到的二维图像数据群的第 4 帧图像数据作为基准图像数据。在该情况下,在时刻 t_2 收集到的二维图像数据群 2 的第 4 帧图像数据、以及其前后几帧的数据(例如第 3 帧及第 5 帧)中,判定与该基准图像数据最相关的图像数据,选择为对应图像数

据。

[0154] 接着,使用在时刻 t_3 收集到的二维图像数据群 3,进行同样的处理。例如,在时刻 t_3 将第 3 帧的图像数据选择为对应图像数据。在该情况下,在时刻 t_3 收集到的二维图像数据群 2 的第 3 帧的图像数据以及其前后几帧的数据(例如第 2 帧及第 4 帧)中,判断与该基准图像数据最相关的图像数据,并选择为对应图像数据。同样地,也从在其他时刻 t_4, \dots, t_n 收集到的各个二维图像数据群中选择对应图像数据。

[0155] 另外,不拘泥于相关的判定方法。例如,可以通过模式匹配等的方法计算基准图像数据与各个图像的相关值并判断其相关性。在实时地进行各个时刻的对应图像数据的选择时,可以将最新的对应图像数据的空间位置作为中心自动地控制超声波扫描区域,使得收集前后几帧量,利用所得到的二维图像数据群进行同样的选择处理。

[0156] 接着,利用基准图像数据以及各个时刻的对应图像数据来执行上述的抖动修正(步骤 S44),通过最大亮度值保持运算生成诊断图像(步骤 S45)。所生成的诊断图像以规定的形态逐次动态或静态地显示在监视器 12 上(步骤 S46)。

[0157] 在上述的构成中,从在各个时刻收集到的图像数据群中选择与基准图像数据相关性最高的图像数据作为对应图像数据,并使用它进行抖动修正。因此,在例如由于与超声波探头的跳动方向有关的位置偏移的原因,基准图像数据的位置向跳动方向移动时,也可以选择与移动前的基准图像数据的位置最接近的图像作为对应图像。因此,通过使用对应图像执行在实施例 1 至实施例 3 中的任意一个中所说明了的抖动修正,可以实现使用了与同一断面相关的时间系列的图像数据的最大亮度值保持运算。

[0158] (实施例 5)

[0159] 接着,说明本发明的实施例 5。在本实施例中,在生成运动向量时计算成为指标的相关量 S ,根据它进行抖动修正(移动修正)。另外,本实施例的超声波诊断装置与图 1 所示的构成实质是相同的。因此,以下只说明功能不同的构成要素。

[0160] 控制处理器 25 在图像数据上作成检索区域,一边使它在图像数据全体上移动,一边检测出其内侧包含的像素的亮度。然后,控制处理器 25 根据检索区域的内侧所包含的像素的亮度,在图像数据上设定 ROI。进而,控制处理器 25 根据多个图像数据的 ROI 所包含的多个像素的亮度计算出相关量 S ,同时根据所得到的多个相关量 S 来生成表现图像数据间的移动的运动向量。然后,控制处理器 25 根据所得到的运动向量,对图像数据进行移动修正。

[0161] 接着,对本实施例的移动检测模式进行说明。

[0162] 首先,顺序执行图 4 所示的步骤 S1 至 S4 的各个处理,检索满足 ROI 的条件的图像区域。当发现满足 ROI 的条件的图像区域后,从中确定亮度为大于等于 K 的像素最多的图像区域,并在该图像区域中设定 ROI。以上,结束 ROI 的设定时序。另外,如图 11 所示,被设定的 ROI 作为矩形框状的 ROI 标记被重叠在监视器 12 所显示的诊断图像上。

[0163] 另一方面,当即使检索区域整体在参考图像数据上移动,也没有发现满足 ROI 的条件的图像区域时,ROI 的设定时序结束。这样,当没有发现满足 ROI 的条件的图像区域而 ROI 的设定时序已结束,将连续生成的图像数据指定为基准图像数据,再次执行 ROI 的检索时序。这样,直到 ROI 被设定为止重复进行 ROI 的设定时序。

[0164] 另外,在本实施例中,虽然自动设定 ROI,但本发明并不仅限于此,有时也通过跟踪

球输入部件 131 等的手动操作来进行设定。

[0165] 通过上述步骤设定 ROI 后,将其后的图像数据指定为对象图像数据。对象图像数据将所生成的时刻的位置作为基准,以像素为单位向 X 轴方向和 Y 轴方向移动。并且,在每次对象图像数据只移动 1 像素量时,抽出基准图像数据的 ROI 所包含的像素的亮度 $I(X, Y)$ 和对象图像数据的 ROI 所包含的像素的亮度 $I'(X, Y)$,并代入到下面的公式 1。这样,计算出只与对象图像数据的移动次数相同的相关数 S。

[0166] 另外,当得到事先决定的移动次数量的相关量 S 后,从中检索最小的相关量 S,确定与其对应的对象图像数据的移动量以及移动方向。并且,根据确定的移动量以及移动方向求出对象图像数据的运动向量。另外,所求得运动向量与对应的对象图像数据对应地,被保存在图像存储器 30a 中。

[0167] 这样求出对象图像数据的运动向量后,根据该运动向量来修正对象图像数据的显示位置。由此,生成相对于基准图像数据几乎不存在抖动的修正图像数据。修正图像数据通过最大亮度值保持运算而被重叠在基准图像数据上,生成重叠图像数据。

[0168] 另一方面,当已经生成重叠图像数据时,将新生成的图像数据指定为对象图像数据。对象图像数据将所生成的时刻的位置作为基准,以像素为单位向 X 轴方向和 Y 轴方向移动。另外,在每次对象图像数据只移动 1 像素量时,抽出已经生成的重叠图像数据的 ROI 所包含的像素的亮度 $I(X, Y)$ 和对象图像数据的 ROI 所包含的像素的亮度 $I'(X, Y)$,并代入到下面的公式 1。这样,求出只与对象图像数据的移动次数相同的相关数 S。

[0169] 另外,在得到事先决定的移动次数量的相关量 S 后,从中检索最小的,并确定与其对应的对象图像数据的移动量以及移动方向。并且,根据确定的移动量以及移动方向求出对象图像数据的运动向量。另外,所求得运动向量与对应的对象图像数据对应地,被保存在图像存储器 30a 中。

[0170] 在这样求出对象图像数据的运动向量后,根据该运动向量来修正对象图像数据的显示位置。由此,生成相对于已经生成的重叠图像数据几乎不存在抖动的修正图像数据。修正图像数据通过最大亮度值保持运算而被重叠在重叠图像数据上。通过上述那样的步骤逐次更新重叠图像数据。

[0171] 根据下面的公式 1 计算出相关量 S。

[0172] 公式 1

[0173] $S = \sum_x \sum_y D(X, Y)$

[0174] $D(X, Y) = I(X, Y)_N - I'(X, Y)_{N-1} \quad (I(X, Y)_N - I'(X, Y)_{N-1} > 0)$

[0175] $= 0 \quad (I(X, Y)_N - I'(X, Y)_{N-1} \leq 0)$

[0176] 在公式 1 中,符号 N 是图像数据的帧编号。另外,如图 12 所示,图像数据的第 1 帧被处理为重叠图像数据的第 1 帧。因此,重叠图像数据的第 N-1 帧是从第 2 帧到第 N-1 帧都重叠在图像数据的第 1 帧(基准图像数据)上。

[0177] 如果观察公式 1,则可知本实施例所使用的相关量 S 是新生成的图像数据,即对象图像数据被重叠在重叠图像数据上时的亮度增加量的总和。

[0178] 如上所述,当在移动检测模式的运作中开始按键 132b 成为 ON 时,其后所生成的图像数据一个一个地被修正,生成修正图像数据。在每次生成这些修正图像数据时,通过最大亮度值保持运算而重叠在重叠图像数据上。

[0179] 因此,在执行修正图像数据的重叠的期间,被检测体 P 的血管构造被描画在扫描面上。并且,被重叠的修正图像数据通过事先的处理进行移动修正后,显示在监视器 12 上的诊断图像变得非常鲜明。因此,可以取得不受被检测体 P 的移动的影响和持有超声波探头 11 的手抖动的影响,并且非常鲜明的诊断图像。

[0180] 另外,在本实施例中,只说明了在执行低声压扫描中开始按键 132b 被按下的例子,但是闪光后的移动修正也与此相同。因此,在这里省略其说明。

[0181] (本实施例的作用)

[0182] 在本实施例中,采用新生成的图像数据重叠在重叠图像数据上时的亮度增加量的总和作为生成运动向量时成为指标的相关量 S。因此,即使造影剂气泡的染影不稳定地亮灭,这些染影也会持续而生成运动向量。其结果,由于在实施 MFI 时,对象图像数据的运动向量的精度提高,因此可以得到非常鲜明的诊断图像。

[0183] 在本实施例中,ROI 被设定在包含有造影剂气泡的染影密集的粗血管的区域中。因此,例如如闪光后那样,即使不怎么存在成为移动修正的标志的区域,也可以容易地得到重叠图像数据的 ROI 和新生成的图像数据的相关性。

[0184] 在本实施例中,ROI 所包含的像素数量比图像数据的所有像素数量少。因此,为了求得重叠图像数据的 ROI 和对对象图像数据的 ROI 的相关量 S 所需要的计算量非常少。

[0185] 在本实施例中,监视器 12 将 ROI 标记重叠显示在诊断图像上。因此,操作者可以从监视器 12 所显示的诊断图像来确认 ROI 的设定是否合适。

[0186] 在本实施例中,只在设定了 ROI 的时候开始移动修正的时序。因此,当不存在成为移动修正的标志的区域时,不对对象图像数据进行修正。

[0187] 在本实施例中,运动向量与对象图像数据相对应地被保存在图像存储器 30a 中。因此,在根据已经存储在图像存储器 30a 中的图像数据而再次构筑重叠图像数据时,由于不需要生成运动向量,所以能以少的计算量生成鲜明的诊断图像。

[0188] 另外,在本实施例中,虽然叙述了 MFI,但是本发明并不仅限于此。即,如果是重叠多个图像数据的技术,则本发明也可以适用于例如[背景技术]一栏中所述的“Panoramic imaging”。

[0189] 另外,在本实施例中,通过输入装置 13 输入 ROI 的数量和大小,但是也可以根据例如参考图像数据所包含的像素的亮度而自动设定。

[0190] 进而,在本实施例中,根据参考图像数据的亮度而自动设定 ROI,但是,例如也可以与发送接收单元 21 所发送的超声波的焦点联动地进行设定,还可以根据操作者的指示进行设定。

[0191] 另外,在本实施例中,运动向量与对象图像数据相对应地被保存在图像存储器 30a 中,但例如也可以将修正图像数据本身也保存在图像存储器 30a 中。这样,由于不需要对对象图像数据进行修正,所以能以非常少的计算量生成鲜明的诊断图像。

[0192] (实施例 6)

[0193] 接着,参考图 13 说明本发明的实施例 6。图 13 是本发明的实施例 6 的重叠显示了 ROI 标志的诊断图像的概略图。

[0194] 在本实施例中,如图 13 所示,控制处理器 25 将第 1~第 4 的 ROI 设定在参考图像数据上。另外,第 4 ROI 相当于实施例 5 的 ROI。因此,在本实施例中,控制处理器 25 除了

实施例 5 的 ROI 以外,还设定第 1 ~ 第 3 的 ROI。另外,第 1 ~ 第 3 的 ROI 的大小比第 4ROI 小。

[0195] 设定了第 1 ~ 第 4 的 ROI 后,根据重叠图像数据的第 1 ~ 第 3 的 ROI 与对象图像数据的第 1 ~ 第 3 的 ROI 的相关量 S' ,分别求出表现对象图像数据的移动的第 1 ~ 第 3 的运动向量。另外,在本实施例中,使用 SAD 作为相关量 S' 。

[0196] 这样求得了第 1 ~ 第 3 的向量后,根据这些第 1 ~ 第 3 的向量而移动对象图像数据。另外,在每次对象图像数据移动时,根据重叠图像数据的第 4 ROI 和对对象图像数据的第 4 ROI,以与实施例 5 一样的要领,即根据所述的公式 1 分别计算出第 1 ~ 第 3 的相关量 S 。

[0197] 然后,在计算出第 1 ~ 第 3 的相关量 S 后,从中检测出最小的相关量 S ,将与其对应的对象图像数据的向量采用为运动向量。然后,根据所采用的运动向量修正对象图像数据的显示位置。

[0198] 如上所述,在本实施例中,从事先取得的第 1 ~ 第 3 的向量选择出运动向量。即,运动向量的生成所需要的计算(使用公式 1 而执行的计算)为 3 遍即可。因此,与实施例 5 相比,为了求得运动向量所需要的计算量大幅地减少。进而,即使在由于被检测体的部位引起运动向量有偏差的时候,运动向量的精度也不会极端地下降。

[0199] 另外,本实施例的相关量 S' 是所谓的 SAD,但本发明并不仅限于此。即,根据公式 1 计算出相关量 S' 也可以。例如使用了公式 1,由于第 1 ~ 第 3 的 ROI 比第 4 ROI 小,所以计算量降低。

[0200] 进而,在本实施例中,根据事先取得的第 1 ~ 第 3 的向量根据公式 1 取得运动向量,但本发明并不仅限于此,例如也可以是第 1 ~ 第 3 的运动向量的平均值和最频值。采用平均值和最频值后,所需的计算量会进一步降低。

[0201] (实施例 7)

[0202] 在本实施例中,除了实施例 6 所使用的第 1 ~ 第 3 的向量外,还追加了零向量。即,在本实施例中,在对象图像数据不移动的情况下,也可以根据基准图像数据的第 4ROI 或者已经生成的重叠图像数据的第 4ROI 和对对象图像数据的第 4ROI,以与实施例 5 相同的要领,即根据公式 1 计算出第 4 相关量 S 。

[0203] 然后,在计算出第 1 ~ 第 4 的相关量 S 后,从中检测出最小的相关量 S ,将与其对应的对象图像数据的向量采用为运动向量。并且,根据所采用的运动向量修正对象图像数据的显示位置。

[0204] 如上所述,在本实施例中,在对象图像数据不移动的时候,也根据公式 1 计算出第 4 相关量 S 。因此,即使超声波探头 11 向镜头方向倾斜,第 1 ~ 第 3 的向量为异常值,实际用于修正的运动向量的精度也不会极端地降低。

[0205] (实施例 8)

[0206] 在本实施例中,设想生成 3 维的图像数据的情况。因此,在参考图像数据上设定 3 维的 ROI。但是,当 ROI 成为 3 维时,用于求得相关量 S 的计算量急剧地增加。

[0207] 因此,在本实施例中,代替 3 维的 ROI 而使用 2 维的第 1 ~ 第 3 的 ROI。第 1 ~ 第 3 的 ROI 包含在 3 维的 ROI 中并且相互正交,生成所述的 3 维的 ROI 的 MPR。另外,本实施例的第 1 ~ 第 3 的 ROI 与实施例 6、实施例 7 的第 1 ~ 第 3 的 ROI 是不同的。

[0208] 在生成第 1 ~ 第 3 的 ROI 后,以与实施例 5 相同的要领生成与这些第 1 ~ 第 3 的

ROI 对应的第 1 ~ 第 3 的向量。另外,本实施例的第 1 ~ 第 3 的向量与实施例 6、实施例 7 的第 1 ~ 第 3 的向量是不同的。

[0209] 另外,在生成第 1 ~ 第 3 的向量后,根据这些第 1 ~ 第 3 的向量,生成在进行对象图像数据的移动修正时实际使用的 3 维的运动向量。

[0210] 如上所述,在本实施例中,代替 3 维的 ROI 而使用 2 维的第 1 ~ 第 3 的 ROI。因此,在生成 3 维的图像数据的时候,求得相关量 S 所需要的计算量也大幅地减少。

[0211] 另外,在本实施例中,在根据第 1 ~ 第 3 的向量生成 3 维的运动向量的基础上,修正对象图像数据。但是,本发明并不仅限于此。例如,也可以按第 1 ~ 第 3 的向量的每个修正对象图像数据。这样,修正次数为 3 次,但不需要生成运动向量。

[0212] (实施例 9)

[0213] 在本实施例中,控制处理器 25 检测出重叠图像数据的 ROI 所包含的像素的亮度的总和,当该亮度的总和超过规定值时,中止对象图像数据的移动修正。因此,即使重叠多个图像数据,重叠图像数据的 ROI 过度明亮,运动向量的精确度也不会极端下降。

[0214] (实施例 10)

[0215] 在本实施例中,设想血流图像数据和组织图像数据并列显示的情况。另外,血流图像数据相当于所述的各实施例的图像数据。组织图像数据不会像血流图像数据那样经时地变化。因此,运动向量的计算容易。因此,在本实施例中,在组织图像数据上设定 ROI,以与实施例 1 相同的要领,即根据公式 1 生成运动向量。然后,根据生成的运动向量只对血流图像数据进行移动修正。

[0216] 如本实施例那样,根据设定在组织图像数据上的 ROI 而对血流图像数据进行移动修正后,可以进一步得到鲜明的诊断图像。另外,在本实施例中,组织图像数据不被修正而直接显示在监视器 12 上。因此,操作者根据监视器 12 所显示的组织图像数据可以容易地确认移动量,并且通过能够视觉识别被检测体 P 的样子,可以放心地进行诊断。

[0217] (实施例 11)

[0218] 图 14、图 15、图 16、图 17 是本发明的实施例 11 的诊断图像的重叠修正结果的概略图。在本实施例中,对象图像数据的修正结果被重叠在诊断图像上。如图 14、图 15、图 16、图 17 所示,作为修正结果的显示形态有几个类型。

[0219] 在图 14 所示的类型中,作为对象图像数据的修正结果,只显示对象图像数据的运动向量 V。因此,非常容易知道某个瞬间的对象图像数据的修正结果。在图 15 所示的类型中,作为对象图像数据的修正结果,显示运动向量 V 的终点轨迹 L。因此,非常容易知道随着时间推移的运动向量 V 的变迁。在图 16 所示的类型中,与图 14 同样,作为对象图像数据的修正结果,显示顺序生成的多个运动向量 V,但是,除了 X 轴和 Y 轴,还追加了时间轴 t。图 17 所示的类型显示 3 维的体数据的修正结果,与图 14 同样,只显示对象图像数据的运动向量 V。

[0220] 如上所述,在监视器 12 所显示的诊断图像上显示修正结果后,操作者不仅可以容易地识别修正结果,还可以放心地使用修正功能。

[0221] (实施例 12)

[0222] 本实施例与所取得的运动向量的应用例有关。取得的运动向量被用于例如使脉冲波的范围选通 (range gate) 变动。这时,当脉冲波的范围选通被设定在所希望的血管部分

时,即使被检测体 P 和超声波探头 11 多少有些移动,也可以继续取得来自所希望的血管部分的信号。另外,运动向量不仅被用于脉冲波的范围选通,也被用于彩色 ROI 的位置修正、被检测体的同一断面的保持、亮度分析软件的关注区域追踪。

[0223] 相反,如果将脉冲波的范围选通和彩色 ROI 的位置固定,并修正背景图像,则可以不除去操作者的关注区域而进行观察。这些特别对于观察亮度的时间变化的场合和其他的分析图像非常有用。

[0224] 本发明不仅限于所述实施例,在实施阶段可以在不脱离其宗旨的范围内对构成要素进行变形并具体化。另外,可以通过适当地组合所述实施例所公开的多个构成要素而形成各种各样的发明。例如,可以从实施例所示的所有构成要素中删除几个构成要素。进而可以适当地组合涉及不同实施例的构成要素。

[0225] 本发明可以实现一种即使是被检测体和超声波探头有些抖动,图像质量也不会降低的超声波诊断装置以及超声波图像生成方法。

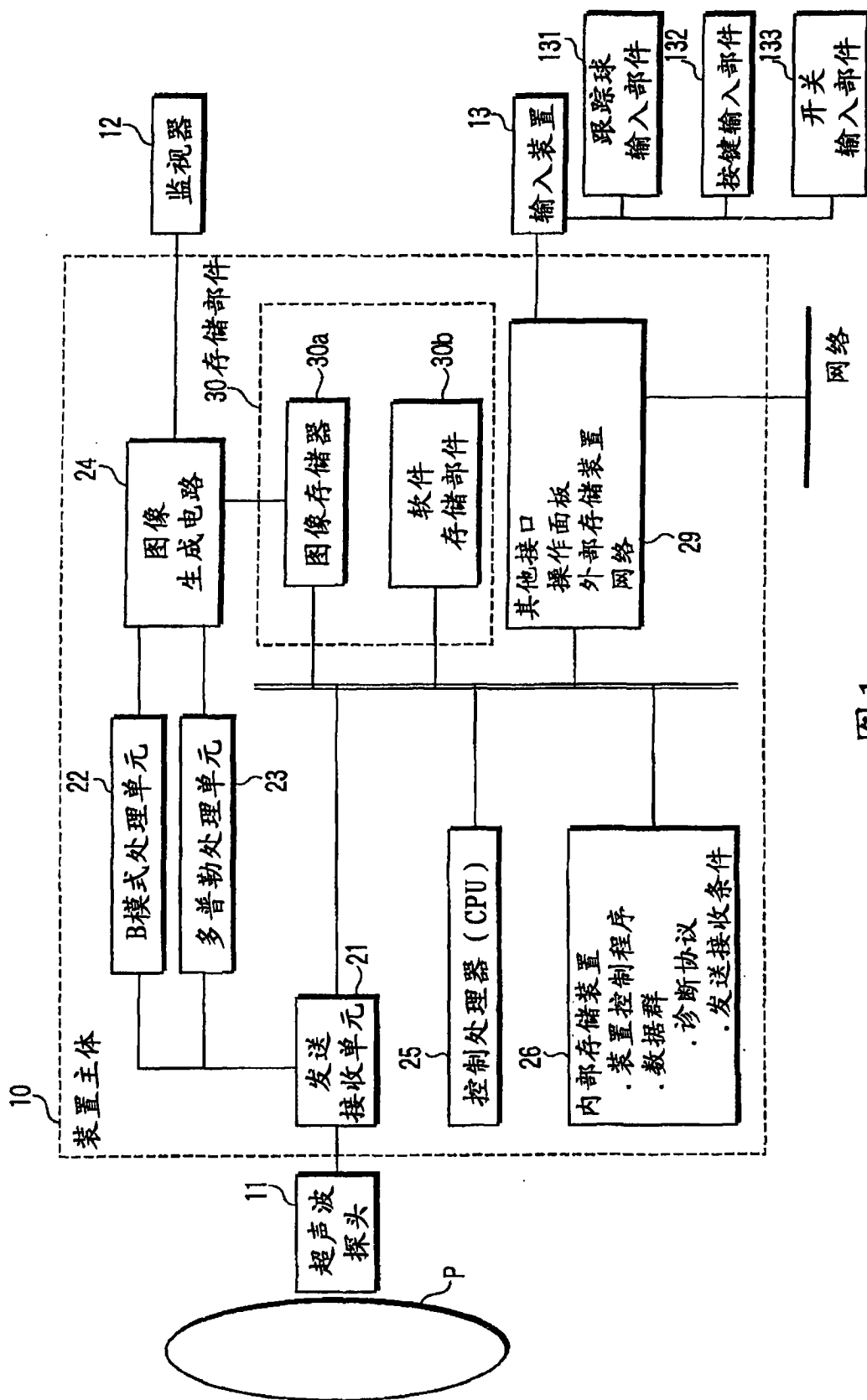


图1

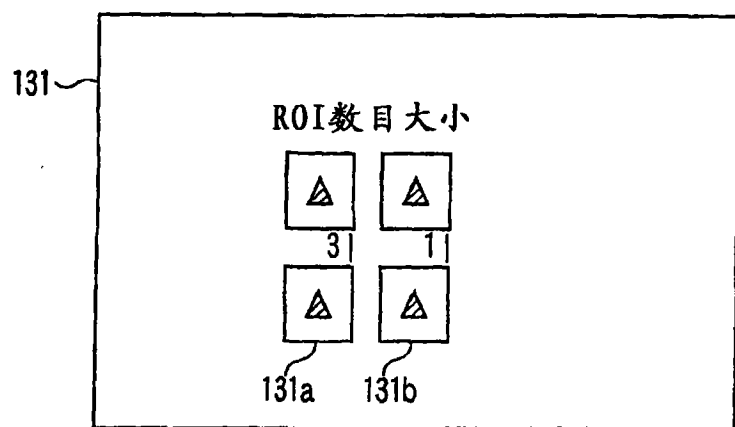


图 2

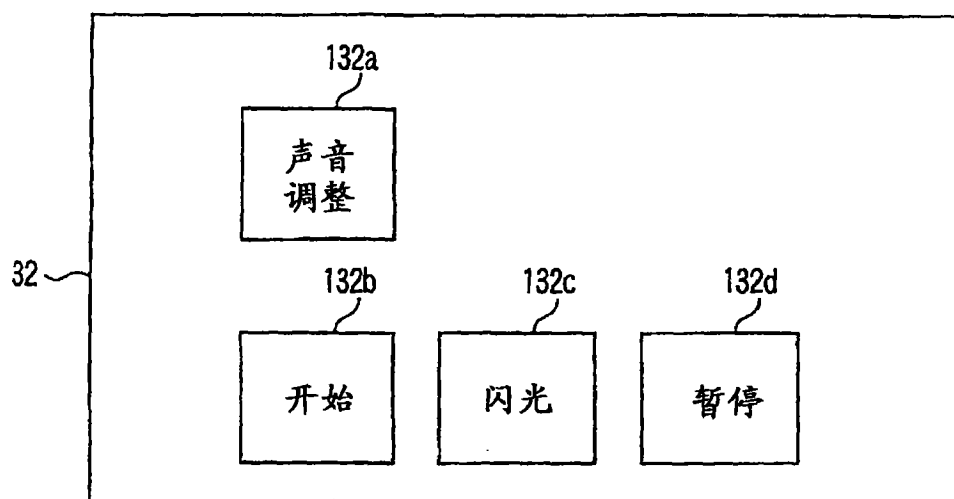


图 3

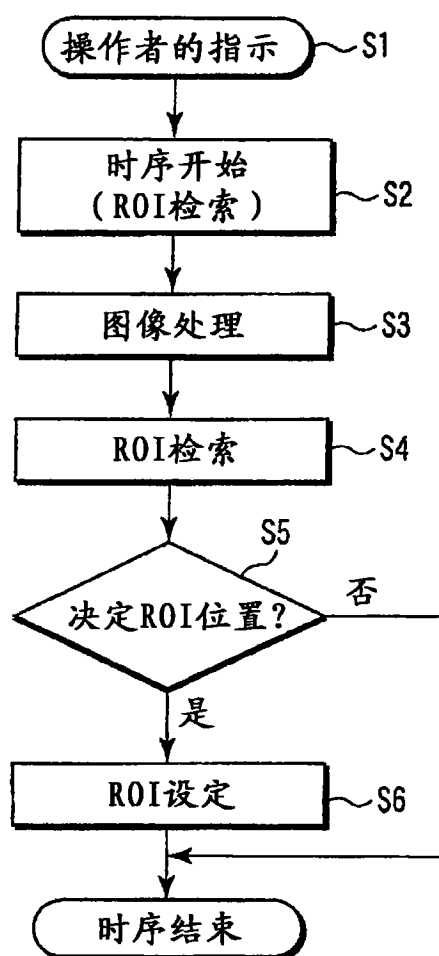


图 4

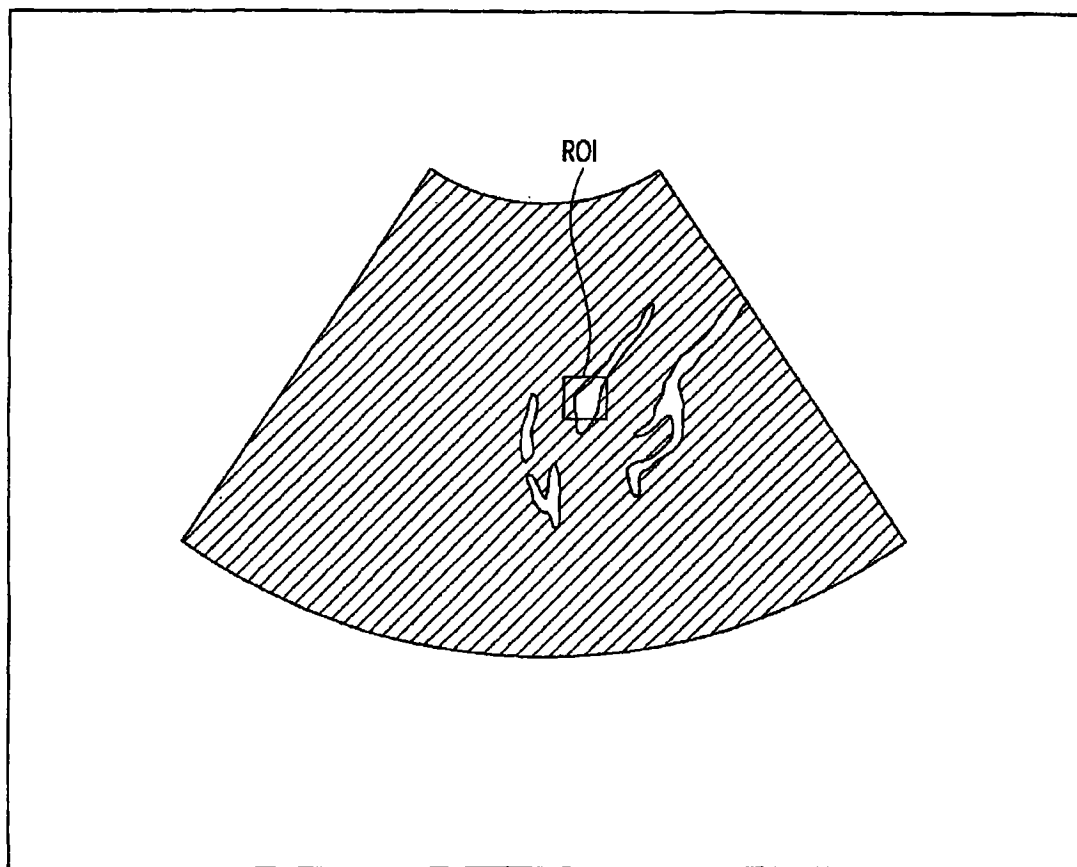


图5

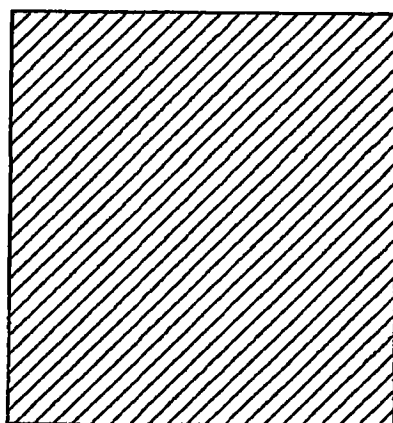


图6A

图 6B

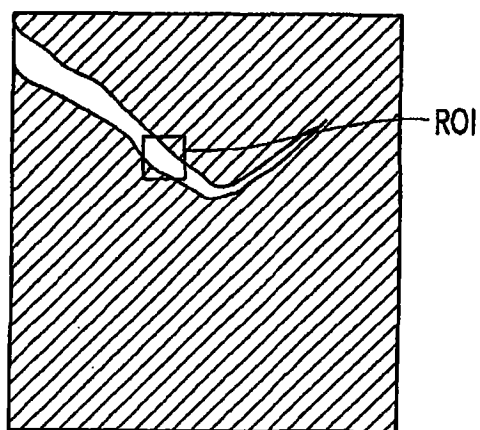


图 6C

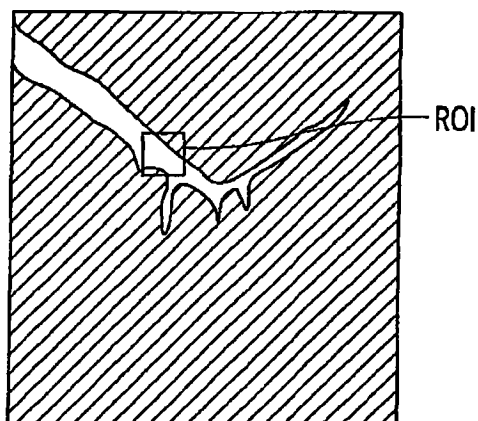


图 6D

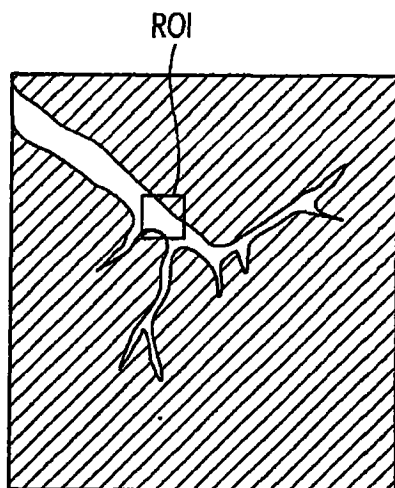
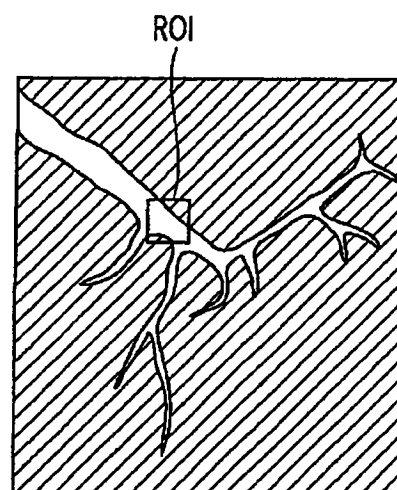


图 6E



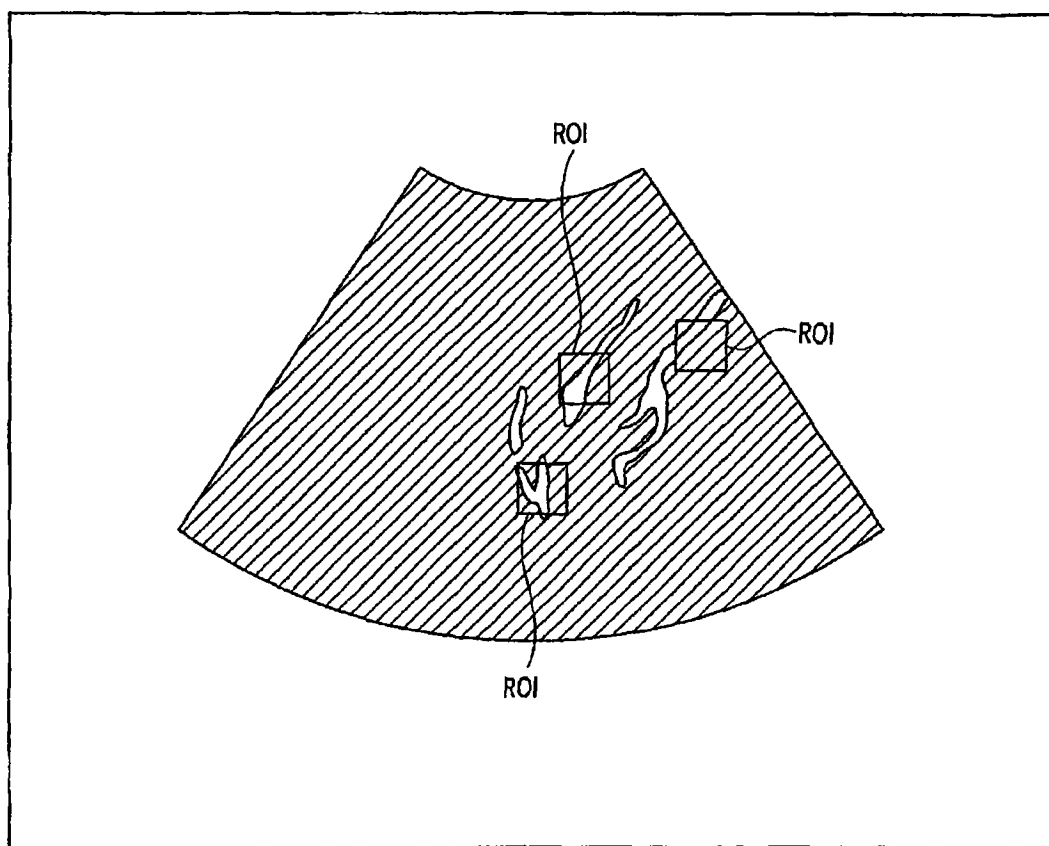


图7

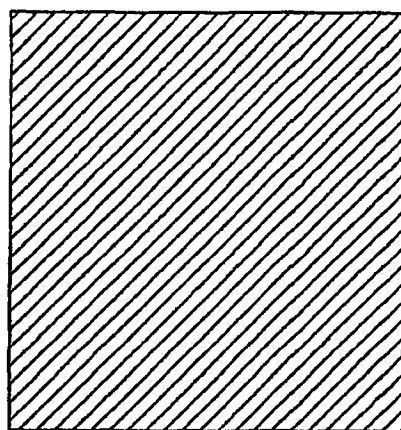


图8A

图 8B

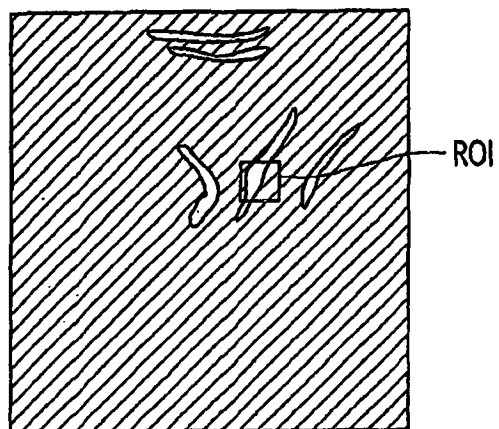


图 8C

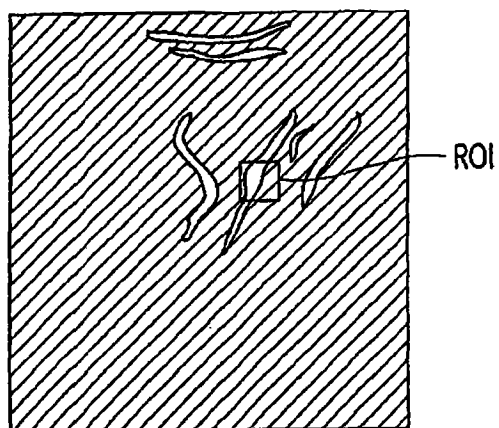
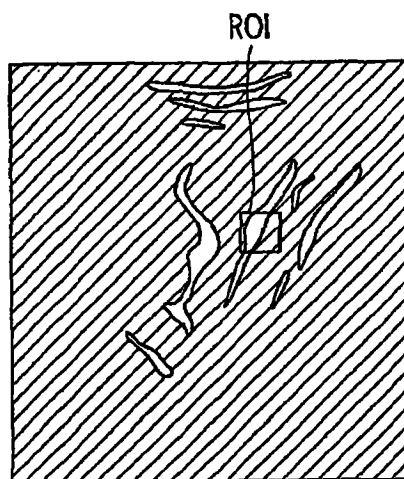


图 8D



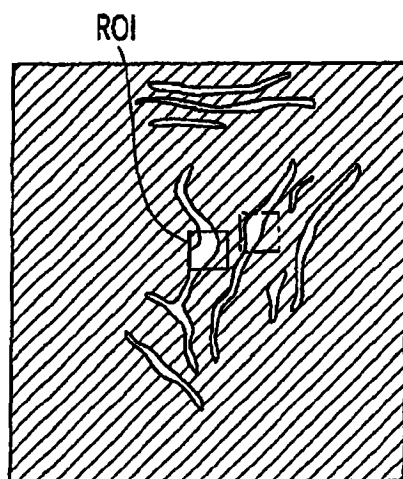


图 8E

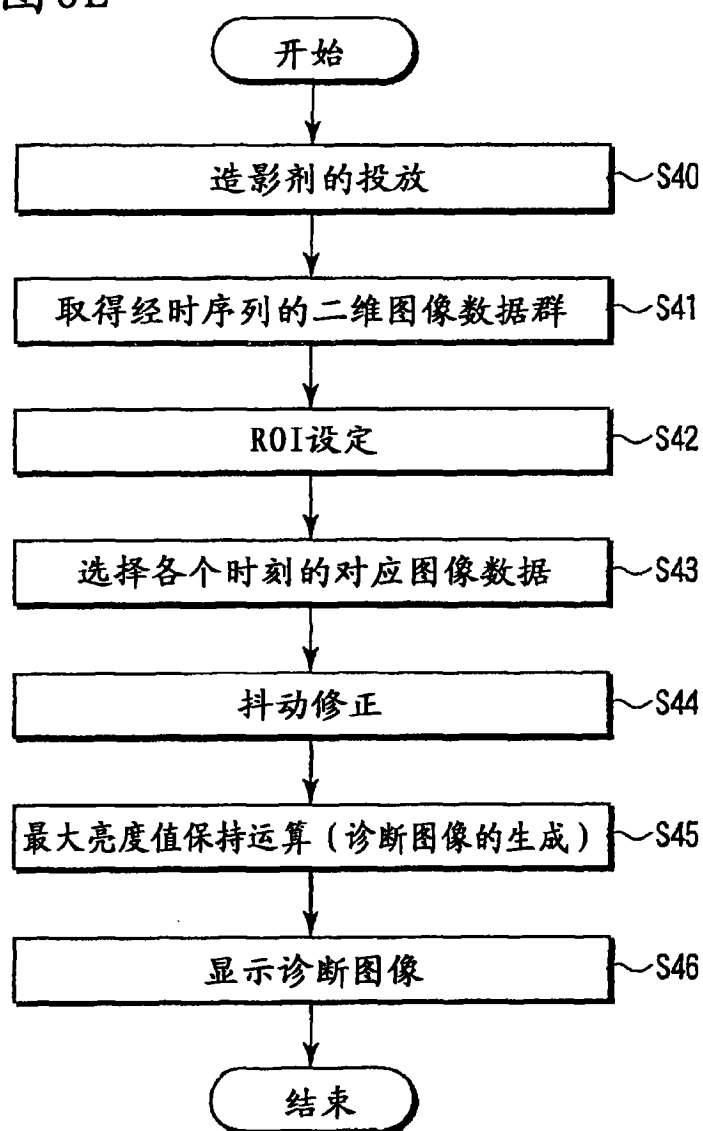


图 9

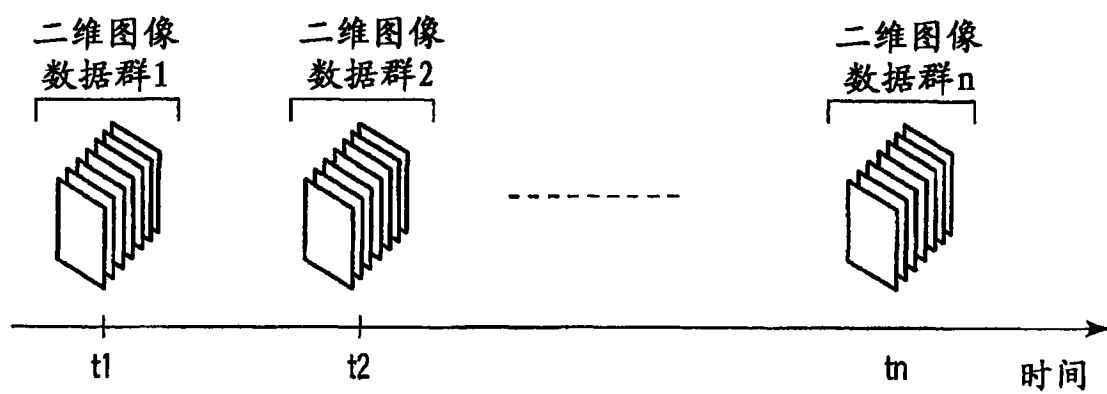


图10

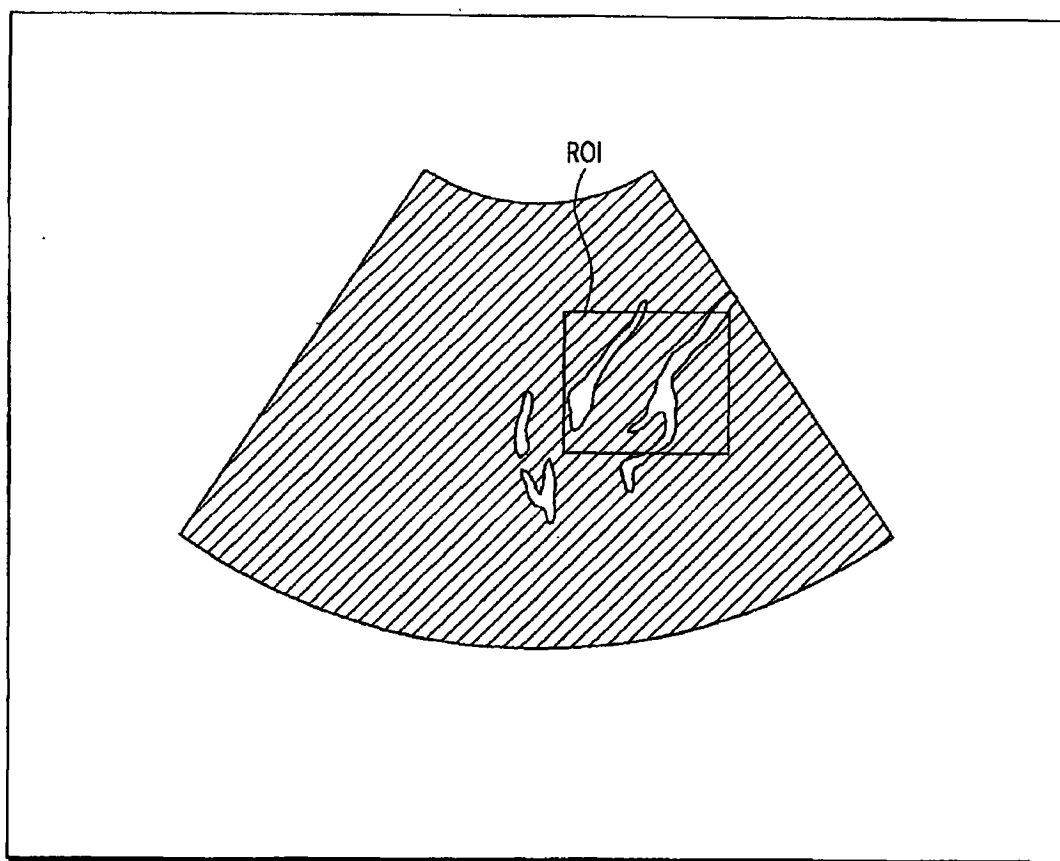


图11

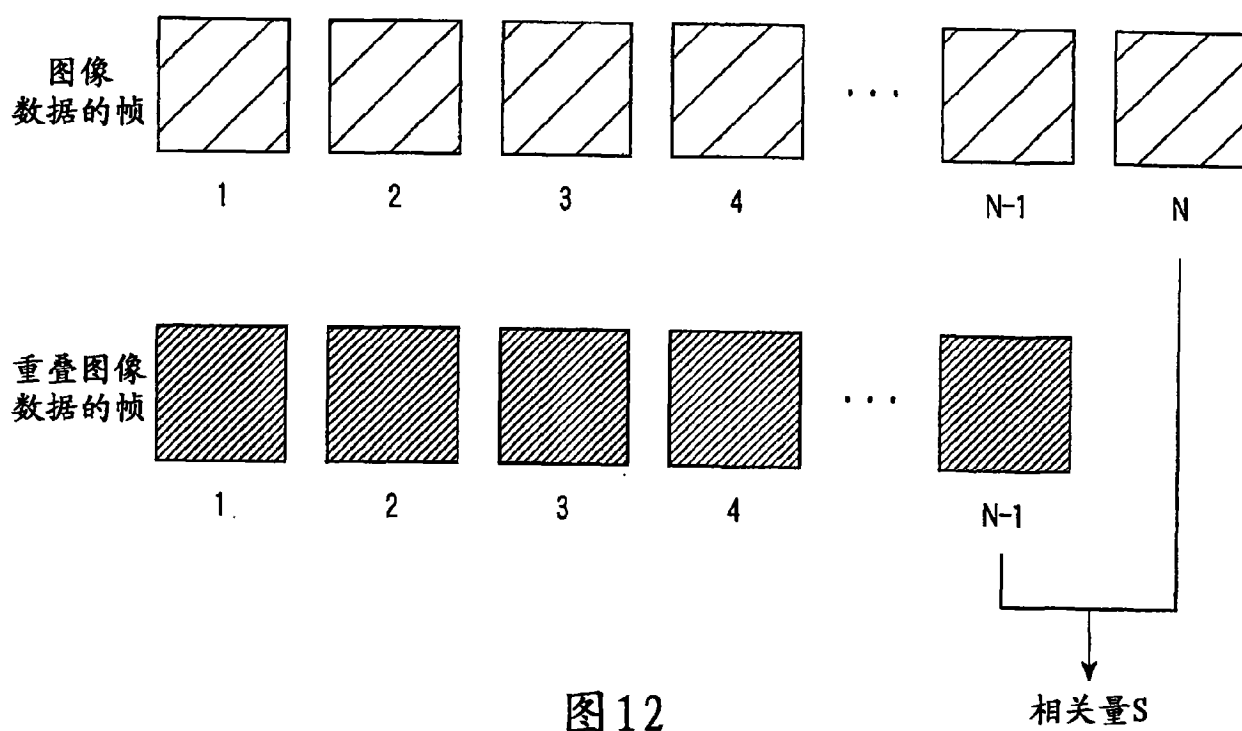


图12

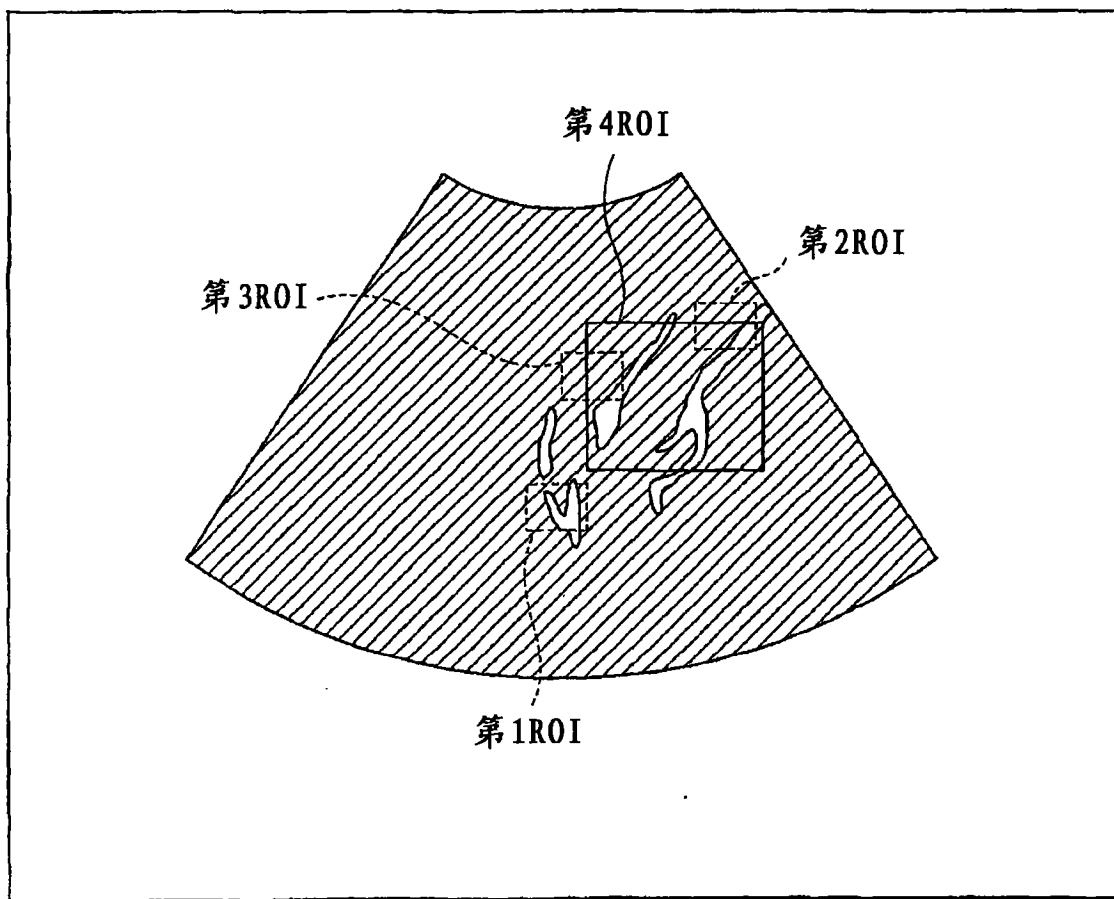


图 13

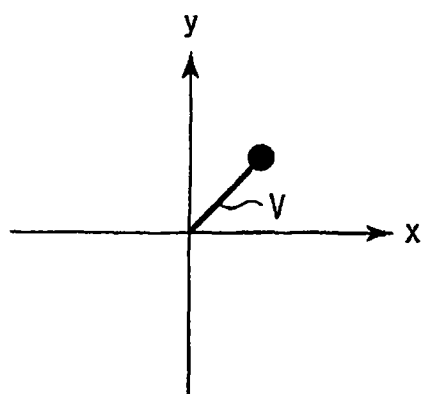


图 14

图15

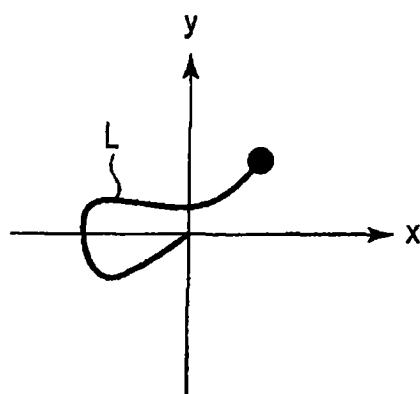


图16

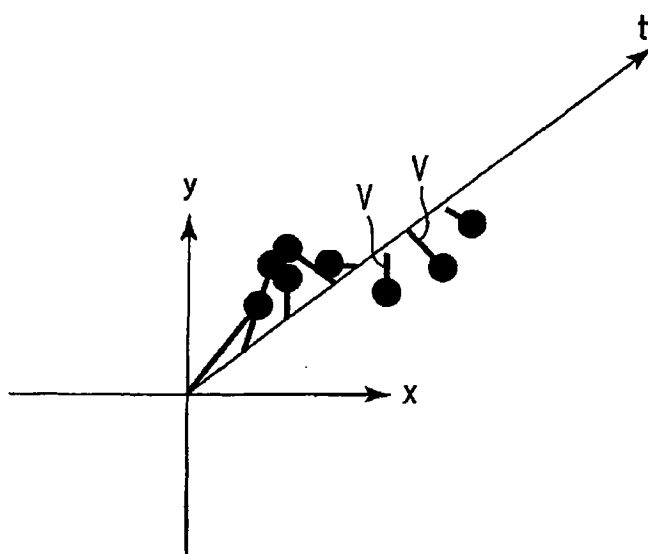
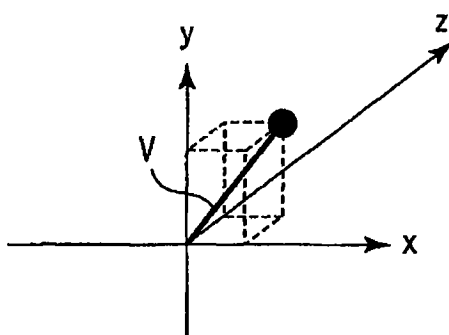


图17



专利名称(译)	超声波诊断装置和超声波图像生成方法		
公开(公告)号	CN101309647B	公开(公告)日	2013-03-20
申请号	CN200780000132.2	申请日	2007-01-10
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
[标]发明人	吉田哲也 神山直久		
发明人	吉田哲也 神山直久		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/5276 G01S7/52063 G01S7/52077 A61B8/483 A61B8/469 G01S7/52074 G01S7/52041 A61B8/481 A61B8/5238 A61B6/463 A61B6/466 A61B8/00 A61B8/466		
代理人(译)	吴丽丽		
优先权	2006002661 2006-01-10 JP 2006140283 2006-05-19 JP		
其他公开文献	CN101309647A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种超声波诊断装置，具有图像数据生成单元，根据对投放了造影剂气泡的被检测体进行超声波扫描而得到的回波信号，生成表示所述被检测体的形态信息的多个图像数据；设定单元，针对所述多个图像数据中的作为基准的第1图像数据，设定比图像区域整体小的关注区域；向量生成单元，对与所述多个图像数据中的第1图像数据不同的至少一张第2图像数据和所述关注区域内的数据进行比较，生成表示所述第1图像数据和所述至少一张第2图像数据之间的移动的运动向量；图像修正单元，根据所述运动向量，进行所述第1图像数据和所述至少一张第2图像数据之间的抖动修正；图像生成单元，根据所述抖动修正后的多个图像数据生成显示图像。

