



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102274046 A

(43) 申请公布日 2011. 12. 14

(21) 申请号 201110151213. 0

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2011. 06. 08

A61B 8/00 (2006. 01)

(30) 优先权数据

2010-131421 2010. 06. 08 JP

(71) 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

申请人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 吉新宽树 神山直久 吉田哲也

(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 孙蕾

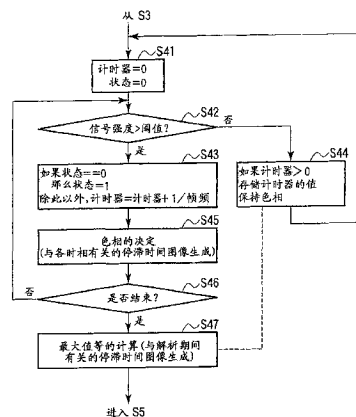
权利要求书 3 页 说明书 10 页 附图 8 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置、超声波图像处理装置以及
医用图像诊断装置

(57) 摘要

提供超声波诊断装置、超声波图像处理装置以及医用图像诊断装置,可以生成并显示与在超声波扫描断面内的各区域内造影剂存在的时间(持续时间)有关的信息。将包含投放了造影剂的被检体的规定部位的二维区域或三维区域作为被扫描区域,在整个解析期间,对被扫描区域发送超声波,并接收来自该被扫描区域的反射波,针对解析期间的各时相取得与被扫描区域有关的超声波数据。使用解析期间的各时相的超声波数据,生成与被扫描区域内所包含的至少一个解析区域有关的亮度时间曲线,根据所生成的亮度时间曲线,解析与至少一个解析区域有关的造影剂的停滞时间。针对解析期间内的各时相生成并显示对至少一个解析期间依照停滞时间分配不同色相的停滞时间图像。



1. 一种超声波诊断装置,利用超声波扫描投放了造影剂的被检体的规定部位并取得超声波图像,其特征在于,包括:

超声波发送接收单元,将包含有上述规定部位的二维区域或三维区域作为被扫描区域,在整个解析期间,对上述被扫描区域发送超声波,并且接收来自该被扫描区域的反射波,并针对上述解析期间的各时相中的每一时相取得与上述被扫描区域有关的超声波数据;

解析单元,使用上述解析期间的各时相中的每一时相的超声波数据,生成与上述被扫描区域内包含的至少一个解析区域有关的亮度时间曲线,并根据所生成的上述亮度时间曲线,解析与上述至少一个解析区域有关的造影剂的停滞时间;

图像生成单元,针对上述解析期间内的各时相中的每一时相,生成对上述至少一个解析区域依照上述停滞时间分配不同色相的停滞时间图像;以及

显示单元,显示上述各时相中的每一时相的停滞时间图像。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述图像生成单元使用定义造影剂的持续时间与色相之间的对应关系的对应图,生成上述停滞时间图像。

3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述图像生成单元使用定义造影剂的持续时间以及造影剂的到达时刻与色相之间的对应关系的第2对应图,生成上述停滞时间图像。

4. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,还包括:

变更单元,变更上述对应图的上述对应关系,

上述图像生成单元在由上述变更单元变更上述对应关系时,使用变更后的对应图,生成上述停滞时间图像。

5. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述解析单元使用所生成的上述亮度时间曲线,在上述解析期间内的各时相内比较上述至少一个解析区域内的信号强度与规定阈值的大小,在上述信号强度超过上述规定阈值的定时开始上述停滞时间的测量。

6. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述解析单元使用所生成的上述亮度时间曲线,在上述解析期间内的各时相内比较上述至少一个解析区域内的信号强度与规定阈值的大小,在上述信号强度低于上述规定阈值的定时结束上述停滞时间的测量。

7. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述解析单元根据所生成的上述亮度时间曲线,计算上述至少一个规定区域内的信号强度的时间变化,

在计算出的上述时间变化低于规定阈值的定时开始上述停滞时间的测量。

8. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述解析单元根据所生成的上述亮度时间曲线,计算上述至少一个规定区域内的信号强度的时间变化,

且在计算出的上述时间变化超过规定阈值的定时结束上述停滞时间的测量。

9. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述解析单元对上述至少一个解析区域,计算上述解析期间的持续时间的最大值或平均值,

上述图像生成单元生成对上述至少一个规定区域依照上述最大值或平均值分配不同色相的上述停滞时间图像。

10. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述解析单元使用与上述解析期间的各时相对应的停滞时间图像,计算与上述解析区域有关的规定的定量值,

上述显示单元以规定的形态来显示上述定量值。

11. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,还包括:

校正单元,在取得针对上述解析期间的各时相中的每一时相所取得的超声波数据的期间,校正上述被扫描区域的在时相之间的位置偏移。

12. 一种医用图像诊断装置,取得与投放了造影剂的被检体的规定部位有关的图像数据,其特征在于,包括:

图像数据取得单元,将包含上述规定部位的二维区域或三维区域作为对象区域,在整个解析期间,针对上述解析期间的各时相中的每一时相取得与上述对象区域有关的图像数据;

解析单元,使用上述解析期间的各时相中的每一时相的图像数据,生成与上述对象区域内所包含的至少一个解析区域有关的亮度时间曲线,并根据所生成的上述亮度时间曲线,解析与上述至少一个解析区域有关的造影剂的停滞时间;

图像生成单元,针对上述解析期间内的各时相中的每一时相,生成对上述至少一个解析区域依照上述停滞时间分配不同色相的停滞时间图像;以及

显示单元,显示上述各时相中的每一时相的停滞时间图像。

13. 根据权利要求 12 所述的医用图像诊断装置,其特征在于:

上述图像生成单元使用定义造影剂的持续时间与色相之间的对应关系的对应图,生成上述停滞时间图像。

14. 根据权利要求 12 所述的医用图像诊断装置,其特征在于:

上述图像生成单元使用定义造影剂的持续时间以及造影剂的到达时刻与色相之间的对应关系的第 2 对应图,生成上述停滞时间图像。

15. 根据权利要求 13 所述的医用图像诊断装置,其特征在于,还包括:

变更单元,变更上述对应图的上述对应关系,

上述图像生成单元在由上述变更单元变更上述对应关系时,使用变更后的对应图,生成上述停滞时间图像。

16. 根据权利要求 12 所述的医用图像诊断装置,其特征在于:

上述解析单元使用所生成的上述亮度时间曲线,在上述解析期间内的各时相比较上述至少一个解析区域内的信号强度与规定阈值的大小,在上述信号强度超过上述规定阈值的定时开始上述停滞时间的测量。

17. 根据权利要求 12 所述的医用图像诊断装置,其特征在于:

上述解析单元使用所生成的上述亮度时间曲线,在上述解析期间内的各时相内比较上述至少一个解析区域内的信号强度与规定阈值的大小,在上述信号强度低于上述规定阈值

的定时结束上述停滞时间的测量。

18. 根据权利要求 12 所述的医用图像诊断装置,其特征在于:

上述解析单元根据所生成的上述亮度时间曲线,计算上述至少一个规定区域内的信号强度的时间变化,

在计算出的上述时间变化低于规定阈值的定时开始上述停滞时间的测量;

19. 根据权利要求 12 所述的医用图像诊断装置,其特征在于:

上述解析单元根据所生成的上述亮度时间曲线,计算上述至少一个规定区域内的信号强度的时间变化,

且在计算出的上述时间变化超过规定阈值的定时结束上述停滞时间的测量。

20. 根据权利要求 12 所述的医用图像诊断装置,其特征在于:

上述解析单元对上述至少一个解析区域,计算上述解析期间的持续时间的最大值或平均值,

上述图像生成单元生成对上述至少一个规定区域依照上述最大值或平均值分配不同色相的上述停滞时间图像。

21. 根据权利要求 12 所述的医用图像诊断装置,其特征在于:

上述解析单元使用与上述解析期间的各时相对应的停滞时间图像,计算与上述解析区域有关的规定的定量值;

上述显示单元以规定的形态显示上述定量值。

22. 根据权利要求 12 所述的医用图像诊断装置,其特征在于,还包括:

校正单元,在取得针对上述解析期间的各时相中的每一时相所取得的超声波数据的期间,校正上述被扫描区域的在时相之间的位置偏移。

23. 一种超声波图像处理装置,其特征在于,包括:

存储单元,存储超声波数据,该超声波数据是通过将包含有投放了造影剂的被检体的规定部位的二维区域或三维区域作为被扫描区域,在整个解析期间对上述被扫描区域发送超声波并且接收来自该被扫描区域的反射波所取得的数据,并且是与上述解析期间的各时相对应的与上述被扫描区域有关的数据;

解析单元,使用上述解析期间的各时相中的每一时相的超声波数据,生成与上述被扫描区域所包含的至少一个解析区域有关的亮度时间曲线,并根据所生成的上述亮度时间曲线,解析与上述至少一个解析区域有关的造影剂的停滞时间;

图像生成单元,针对上述解析期间内的各时相中的每一时相生成对上述至少一个解析区域依照上述停滞时间分配不同色相的停滞时间图像;以及

显示单元,显示上述各时相中的每一时相的停滞时间图像。

超声波诊断装置、超声波图像处理装置以及医用图像诊断装置

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请基于 2010 年 6 月 8 日提交的在先的日本专利申请 No. 2010-131421 并要求其优先权,其全部内容通过引用结合在本申请中。

技术领域

[0003] 本实施方式涉及超声波诊断装置、超声波图像处理装置以及医用图像诊断装置。

背景技术

[0004] 超声波诊断只需将超声波探头贴近体表的简单操作即可通过实时显示的方式取得心脏的跳动或胎儿的活动情况,并且由于安全性高所以可以重复进行检查,除此之外,系统的规模比 X 射线、CT、MRI 等其他诊断设备小,也可容易地进行移动至床边 (bedside) 的检查等比较简便。另外,超声波诊断装置根据其具备的功能的种类而多种多样地不同,一种单手可携带程度的小型超声波诊断装置正在被开发,超声波诊断不造成像 X 射线等那样被辐射的影响,故还可以在妇产科或上门医疗等中使用。

[0005] 近年来,静脉投放型超声波造影剂(以下,仅是设为造影剂)正被产品化,“造影剂回波法”逐渐被实施。该方法例如以在心脏以及肝脏等检查中从静脉注入超声波造影剂增强血流信号,进行血流动态的评价为目的。造影剂大多数是微小气泡(微泡沫)作为反射源发挥作用。例如,近年来日本销售的被称为 Sonazoid(注册商标)的第 2 代超声波造影剂为磷脂膜覆盖的、内含氟碳(perfluorobutane)气体的微小气泡。能够使用不破坏微泡沫程度的低振幅的超声波发送波稳定观察这种造影剂的回流的情况。

[0006] 正在研究以下情况:当在投放造影剂后扫描诊断部位(例如肝癌)时,可以观察随附血流灌注的造影剂的从流入到流出的信号强度的上升与减少,由于这种信号强度的经时变化的差异,因此能够进行肿瘤性病变的良性/恶性的鉴别诊断、或“弥散性”疾病等的诊断。

[0007] 这种信号强度的经时变化与单纯的形态信息不同,通常需要被记录或解译为动态图像。因此,一般解译所需要的时间变长。因此,提出一种在一张静止图像上映射通常以动态图像形式观察的造影剂的流入时刻信息的方法(参照专利文献 1、专利文献 2)。这种方法用不同的色相来表现造影剂的信号的峰值时间的差异,使诊断层面内的各处的流入时刻一目了然。

[0008] 在与正常血管相比行走复杂的肿瘤血管中,可以观察泡沫失去所要去的方向而停滞或停滞后退流的现象(参照非专利文献 1)。实际上,在使用肿瘤鼠标进行造影超声波观察时,在肿瘤血管内可以观察上述泡沫的举动。如果可以使用能够进行生物体成像的造影超声波来评价泡沫的举动,则有可能能够应用于肿瘤血管异常的评价。

[0009] 另外,近年来,进行治疗试验的血管新生阻碍剂(抗癌剂)通过组织病理学的观察方式来确认通过破坏营养肿瘤的血管使肿瘤血管断片化・狭小化(参照非专利文献 2)。如

果使用造影超声波可以使在通过血管新生阻碍剂被断片化的血管内泡沫停滞的情况进行影像化・定量,则可以期待应用于治疗效果判定。

[0010] 然而,在使用以往超声波诊断装置的造影剂流入时间(到达时间)的映射中,连到达后的特征都无法表现。例如,造影剂在其区域内连续流动,微泡沫(以下,仅设为泡沫)是否时刻更换、或者一次流入的泡沫是否在那里停滞这一现象都无法判别。

[0011] 另外,例如专利文献1记载的技术中,由于以某时刻为基准彩色映射并显示超声波扫描断面的造影剂流入信息(到达时间等),因此在整体图像内可以观察造影剂的流入的情况。然而,无法充分评价各区域的造影剂到达后的泡沫的停滞情况。另外,专利文献2的技术中,根据微小血流回流的逻辑模型,进行更详细的运算,可示出到达时间的信息。然而,即使采用该技术也无法充分评价各区域的造影剂到达后的泡沫的停滞情况。

[0012] 【现有技术文献】

[0013] 【专利文献】

[0014] 【专利文献1】日本特开 2001-269341 号公报

[0015] 【专利文献2】日本特开 2004-321688 号公报

[0016] 【非专利文献】

[0017] 【非专利文献1】R. K. Jain, “Normalization of Tumor Vasculature :An Emerging Concept in Antiangiogenetic Therapy”, Science, Vol. 307, pp. 58-62, January 2005

[0018] 【非专利文献2】M. Yamazaki, et al. “Sonic hedgehog derived from human pancreatic cancer cells augments angiogenic function of endothelial progenitor cells”, Cancer Science, Vol. 99(6), pp. 1131-1138

发明内容

[0019] 根据本实施方式,由于提供可以生成显示与在超声波扫描断面内的各区域中的每一区域内造影剂存在的时间(持续时间)有关的信息的超声波诊断装置、超声波图像处理装置以及医用图像诊断装置,因此提供具有以下结构的装置。例如,一种超声波图像诊断装置,利用超声波扫描投放了造影剂的被检体的规定部位并取得超声波图像,其特征在于,包括:超声波发送接收单元,将包含有上述规定部位的二维区域或三维区域作为被扫描区域,在整个解析期间,对上述被扫描区域发送超声波,并且接收来自该被扫描区域的反射波,并针对上述解析期间的各时相中的每一时相取得与上述被扫描区域有关的超声波数据;解析单元,使用上述解析期间的各时相中的每一时相的超声波数据,生成与上述被扫描区域内包含的至少一个解析区域有关的亮度-时间曲线,并根据所生成的上述亮度时间曲线,解析与上述至少一个解析区域有关的造影剂的停滞时间;图像生成单元,针对上述解析期间内的各时相中的每一时相,生成对上述至少一个解析区域依照上述停滞时间分配不同色相的停滞时间图像;以及显示单元,显示上述各时相中的每一时相的停滞时间图像。

[0020] 可以实现超声波诊断装置、超声波图像处理装置以及医用图像诊断装置,能够生成并显示与在超声波扫描断面内的各区域中的每一区域内造影剂存在的时间(持续时间)有关的信息。

附图说明

[0021] 结合在这里并构成说明书的一部分的附图描述本发明当前优选的实施方式,并且与上述的概要说明以及下面的对优选实施方式的详细描述一同用来说明本发明的原理。

[0022] 图 1 为表示与第 1 实施方式相关的超声波诊断装置 10 的框结构的图。

[0023] 图 2 为用于说明图像生成单元 24 的结构的图。

[0024] 图 3 为用于说明按照本造影剂停滞信息生成功能的处理(造影剂停滞信息生成处理)流程的流程图。

[0025] 图 4 为表示与第 1 实施方式相关的停滞时间图像的生成处理流程的流程图。

[0026] 图 5 为用于说明停滞时间图像的生成处理的概念的图。

[0027] 图 6 为表示按照时间序列一边更新一边显示的停滞时间图像的一个例子的图。

[0028] 图 7 为用于说明像素 c 的解析期间内的持续时间色相转换处理的图。

[0029] 图 8 为在例如步骤 S5 中生成的、与图 6 所示的区域 b 有关的持续时间的分布(直方图)的一个例子的图。

[0030] 图 9 为用于说明色相对应图的变更处理的图。

[0031] 图 10 为用于说明色相对应图的变更处理的图。

[0032] 图 11 示出了关于像素 a' 以及像素 b' 各自的 TIC 以及色相对应图。

[0033] 图 12 为表示与第 2 实施方式相关的停滞时间图像的生成处理流程的流程图。

[0034] 【符号说明】

[0035] 1... 超声波诊断装置、11... 装置主体、12... 超声波探头、13... 输入装置、14... 监视器、21... 发送接收单元、22... B 模式处理单元、23... 多普勒处理单元、24... 图像生成单元、25... 控制处理器(CPU)、26... 存储单元、29... 接口单元、30a... 图像存储器

具体实施方式

[0036] 通常,关于一个实施方式的超声波诊断装置,利用超声波扫描投放了造影剂的被检体的规定部位并取得超声波图像,其特征在于,包括:超声波发送接收单元,将包含有上述规定部位的二维区域或三维区域作为被扫描区域,在整个解析期间,对上述被扫描区域发送超声波,并且接收来自该被扫描区域的反射波,并针对上述解析期间的各时相中的每一时相取得与上述被扫描区域有关的超声波数据;解析单元,使用上述解析期间的各时相中的每一时相的超声波数据,生成与上述被扫描区域内包含的至少一个解析区域有关的亮度时间曲线,并根据所生成的上述亮度时间曲线,解析与上述至少一个解析区域有关的造影剂的停滞时间;图像生成单元,针对上述解析期间内的各时相中的每一时相,生成对上述至少一个解析区域依照上述停滞时间分配不同色相的停滞时间图像;以及显示单元,显示上述各时相中的每一时相的停滞时间图像。

[0037] 以下,参照附图对本发明的第 1 实施方式以及第 2 实施方式进行说明。另外,在以下说明中,针对具有大致相同功能以及结构的构成要素,添加同一符号,只在必要时进行重复说明。另外,在各实施方式中,为了具体说明,以在超声波诊断装置中实现后述造影剂停滞信息生成功能的情况为例。然而,在各实施方式中说明的造影剂停滞信息生成功能可在其他医用图像诊断装置,例如 X 射线计算机断层摄像装置、磁共振成像装置、X 射线诊断装置等中也可以实现。

[0038] (第 1 实施方式)

[0039] 图 1 为表示与第 1 实施方式相关的超声波诊断装置 10 的框结构的图。如图 1 所示,本超声波诊断装置 10 具备超声波探头 12、输入装置 13、监视器 14、发送接收单元 21、B 模式处理单元 22、多普勒处理单元 23、图像生成单元 24、控制处理器 25、存储单元 26、接口单元 29、内存储器 30。内置在装置主体 11 内的超声波发送接收单元 21 等有通过集成电路等硬件构成的情况,也有是以软件的方式模块化的软件程序的情况。以下,针对各构成要素的功能进行说明。

[0040] 超声波探头 12 具有根据来自超声波发送接收单元 21 的驱动信号产生超声波,并将来自被检体的反射波转换为电信号的多个压电振子;设置在该压电振子内的匹配层;防止超声波从该压电振子向后方传播的背衬材料等。当从该超声波探头 12 向被检体 P 发送超声波时,该发送超声波在体内组织的声阻抗的不连续面上依次被反射,并作为回波信号被超声波探头 12 所接收。该回波信号的振幅依赖于成为反射的不连续面中的声阻抗差。另外,被发送的超声波脉冲在移动的血流或心脏壁等的表面被反射时的回波根据多普勒效应而依赖移动体的超声波发送方向的速度分量,受到频移。

[0041] 输入装置 13 连接至装置主体 11,具有用于将来自操作者的各种指示、条件、关心区域 (ROI) 的设定指示、各种画质条件设定指示等取入到装置主体 11 内的轨迹球 13a、各种开关 13b、按钮 13c、鼠标 13d、键盘 13e 等。

[0042] 监视器 14 根据来自图像生成单元 24 的视频信号,将生物体内的形态学的信息、血流信息作为图像进行显示。

[0043] 发送接收单元 21 具有未图示的触发发生电路、延迟电路以及脉冲发生器电路等。在脉冲发生器电路中,以规定的额定频率 f_{rHz} (周期: $1/f_{\text{r}}$ 秒) 重复产生用于形成发送超声波的速率脉冲。另外,在延迟电路中,对各速率脉冲给予按照每一通道将超声波会集成束状且决定发送指向性所需要的延迟时间。触发发生电路按照该速率脉冲的定时向 探头 12 施加驱动脉冲。

[0044] 另外,发送接收单元 21 具有按照控制处理器 25 的指示,可瞬时变更发送频率、发送驱动电压等的功能。特别是,针对发送驱动电压的变更,由电切换可瞬间切换其值的线性放大型发送电路或多个电源单元的机构来实现。

[0045] 另外,发送接收单元 21 具有未图示的放大电路、A/D 转换器、加法器等。放大电路针对每一通道放大经由探头 12 取入的回波信号。A/D 转换器给出对放大后的回波信号决定接收指向性所需要的延迟时间,然后在加法器中进行加法运算处理。通过该加法运算,强调来自与回波信号的接收指向性相应的方向的反射分量,并通过接收指向性与发送指向性形成超声波发送接收的综合波束。

[0046] B 模式处理单元 22 从发送接收单元 21 获取回波信号,实施对数放大、包络线检波处理等,并生成信号强度用亮度的明亮度来表现的数据。该数据在图像生成单元 24 中接受规定处理后,作为用亮度来表示反射波的强度的 B 模式图像被显示在监视器 14 上。

[0047] 多普勒处理单元 23 根据从发送接收单元 21 获取的回波信号,对速度信息进行频率解析,提取由多普勒效应产生的血流或组织、造影剂回波分量,对于多点求出平均速度、分散、功率等血流信息。所取得的血流信息被发送至图像生成单元 24,并作为平均速度图像、分散图像、功率图像、这些图像的组合图像彩色显示在监视器 14 上。

[0048] 图像生成单元 24 将超声波扫描的扫描线信号列转换为以电视等代表的一般视频

格式的扫描线信号列,生成作为显示图像的超声波诊断图像。图像生成单元 24 搭载有保存图像数据的存储器,例如诊断后可调用操作者在检查中记录的图像。另外,进入该图像生成单元 24 以前的数据有时被称为“原始数据”。

[0049] 图 2 为用于说明图像生成单元 24 的结构的图。如图 2 所示,图像生成单元 24 具有信号处理单元 24a、扫描转换器 24b、图像处理单元 24c。信号处理单元 24a 进行以超声波扫描的扫描线水平决定画质那样的滤波。在信号处理单元 24a 中接受了处理的数据在被发送至扫描转换器 24b 的同时,被输出至内部存储器 30 内的图像存储器 30a 暂时保存。扫描转换器 24b 从超声波扫描的扫描线信号列转换为以电视等代表的一般视频格式的扫描线信号列。转换后的数据被输出至图像处理单元 24c。图像处理单元 24c 执行亮度或对比度的调整和空间滤波等图像处理、将所生成的图像与各种设定参数的文字信息和刻度等合成的合成处理,将处理后的数据作为视频信号输出至监视器 14。另外,图像处理单元 24c 按照来自控制处理器 25 的控制信号,执行依照后述的造影剂停滞信息生成功能的处理等,生成超声波图像、停滞时间图像等。

[0050] 控制处理器 (CPU) 25 具有作为信息处理装置 (计算机) 的功能,是控制本超声波诊断装置主体的动作的控制单元。控制处理器 25 从内部存储装置 26 读取用于执行后述造影剂停滞信息生成功能的控制程序并展开在软件保存部 30b 上,执行与各种处理有关的运算・控制等。另外,控制部处理器 25 在依照后述的造影剂停滞信息生成功能的处理中,使用所生成的停滞时间图像执行停滞时间的定量解析。

[0051] 存储单元 26 保存用于实现后述的造影剂停滞信息生成功能、各种扫描序列、图像生成、显示处理的控制程序、定义持续时间与色相之间的对应关系的色相对应图、诊断信息 (患者 ID、医师的观察结果等)、诊断协议、发送接收条件、其他数据组。另外,根据需要,也可以被使用于保管图像存储器 30a 中的图像等。另外,存储单元 26 的数据也可以经由接口单元 29 转送至外部周边装置。

[0052] 接口单元 29 为与输入装置 13、网络、新的外存储装置 (未图示) 有关的接口。由该装置取得的超声波图像等的数据和解析结果等可由接口单元 29 经由网络转送至其他装置。

[0053] 内部存储器 30 具有图像存储器 30a、软件存储部 30b。图像存储器 30a 针对每一帧或每一帧暂时存储从信号处理单元 24a 接收到的图像数据。图像存储器 30a 中存储的数据例如可以在诊断后由操作者调用,可以静止画面的方式或使用多张以动画的方式进行再生。另外,图像存储器 30a 根据需要存储紧接超声波发送接收单元 21 之后的输出信号 (radio frequency (RF) 信号)、通过发送接收单元 21 后的图像亮度信号、其他原始数据、经由网络取得的图像数据等。软件保存部 30b 在执行后述的造影剂停滞信息生成功能等时,暂时存储从存储单元 26 读取的专用程序。

[0054] (造影剂停滞信息生成功能)

[0055] 其次,针对造影剂停滞信息生成功能进行说明。该功能测量被设定在被扫描区域 (超声波扫描的被检体内的二维或三维区域) 内的解析区域内的各像素值的时间变化,使用测量出的像素值的时间变化,对每一像素解析解析区域内的造影剂的停滞时间,根据其解析结果,生成并显示用于评价造影剂的停滞时间的停滞时间图像等。

[0056] 另外,被设定在被扫描区域内的解析区域是指例如包含由该造影剂停滞信息生成

功能被设为解析对象的诊断对象部位的二维或三维区域,在规定的定时由操作者来设定。被扫描区域内所设定的解析区域的数量可以为一个也可以为多个,并且,也可以将被扫描区域整体作为一个解析区域。另外,各个解析区域的大小可从由单一的像素构成的区域到由多个像素构成的区域之间任意设定或变更。

[0057] 图3为用于说明依照本造影剂停滞信息生成功能的处理(造影剂停滞信息生成处理)的流程的流程图。以下,针对各步骤执行的处理内容进行说明。

[0058] [患者信息、发送接收条件等的输入的接收:步骤S1]

[0059] 经由输入装置13执行患者信息的输入、发送接收条件(用于决定被扫描区域的大小的视角、焦点位置、发送电压等)、用于在整个规定期间超声波扫描被检体的三维区域的扫描序列等的选择(步骤S1)。被输入、被选择的各种信息・条件等自动地存储至内部存储器30等中。

[0060] [超声波扫描:步骤S2]

[0061] 其次,发送接收单元21在设为解析的对象的解析期间执行将包含被检体的规定部位(设为诊断对象的血管等)的区域作为被扫描区域的超声波扫描,取得与该规定期间内的各时相对应的超声波数据(每个帧的超声波数据)(步骤S2)。另外,在本实施方式中,为了具体说明,以执行将被扫描区域设为二维区域的二维扫描的情况为例。然而,并不拘泥于该例子,也可以执行将被扫描区域设为三维区域的三维扫描(体扫描)。

[0062] [超声波图像的生成:步骤S3]

[0063] 所取得的超声波数据逐次经由超声波发送接收单元22被发送至B模式处理单元22。B模式处理单元22执行对数放大处理、包络线检波处理等,生成用亮度来表现信号强度的图像数据。图像生成单元24对所生成的图像数据实施谐波分量的提取处理等,生成与各时相 $k(k=1,2,\dots,n)$ 对应的超声波图像(每帧的超声波图像)(步骤S3)。所生成的超声波图像用信号值(亮度值)来表示各时相的造影剂的空间密度(浓度)。

[0064] [停滞时间图像的生成:步骤S4]

[0065] 其次,图像生成单元24使用与各时相对应的超声波图像逐次生成关于解析区域内的各像素的TIC(Time Intensity Curve:亮度变化曲线),并且使用所生成的各TIC,对解析区域内的各像素中的每一像素的造影剂的停滞时间进行解析,生成停滞时间图像(步骤S4)。

[0066] 图4为表示停滞时间图像的生成处理流程的流程图。依照该流程的停止时间图像的生成处理对解析区域内的各像素并行地执行。图5为用于说明停滞时间图像的生成处理的概念的图,示出了关于解析区域a内的某像素a以及解析区域b内的某像素a各自的TIC以及色相对应图。

[0067] 如图4所示,首先,图像生成单元24与规定的时相(例如,第 i 时相,其中, $i=1,2,3,\dots,n$)相匹配地使计时器初始化(复位)为0,开始持续时间的测量。另外,图像生成单元24使表示有无造影剂的状态的标志为0(来自造影剂的信号零:对应“无造影剂”)(步骤S41)。通过这种初始化,可以去除组织信号等在造影剂流入前具有大的信号强度的部分。

[0068] 其次,图像生成单元24针对该像素,比较信号强度与预先设定的阈值,从而判定像素值是否超过阈值(即,造影剂是否存在于与该像素对应的位置上)(步骤S42)。在像

素值超过阈值时,图像生成单元 24 使表示有无造影剂的状态的标志为 1(与“有造影剂”对应),开始持续时间的测量,并且继续利用计时器测量持续时间(步骤 S43)。如果使用图 5 的例子来讲述的话,则针对像素 a,在像素值为阈值以上的时刻 t_1 判定为造影剂到达时刻,将表示有无造影剂的状态的标志由 0 变更为 1,并且继续利用计时器测量持续时间。另外,针对像素 b,在像素值为阈值以上的时刻 t_2 判定为造影剂到达时刻,并使表示有无造影剂的状态的标志由 0 变更为 1,并且继续利用计时器测量持续时间。

[0069] 其次,图像生成单元 24 根据持续时间计时器的值与预先设定的色相对应图(在图 5 的例子中,在持续时间 $\leq T$ 时使色相 1 对应,在持续时间 $> T$ 时使色相 2 对应),决定关于该第 i 时相(帧)的该像素的色相(步骤 S44)。这种色相决定处理对解析区域内的各像素并行进行。其结果,生成解析区域内的各位置的造影剂停滞时间用色相表示、且来自解析区域内的各位置的造影剂的信号强度用亮度来表示的、与该第 i 时相有关的停滞时间图像(步骤 S45)。所生成的与第 i 时相有关的停滞时间图像与色相对应图一起以例如图 6 所示的形态显示在监视器 14 上。

[0070] 其次,控制处理器 25 判定停滞时间图像生成是否结束(步骤 S46)。在判定为停滞时间图像生成未结束时,返回至步骤 S42 的处理,图像生成单元 24 比较下一第 $i+1$ 时相的该像素的像素值与预先设定的阈值,判定像素值是否超过阈值(步骤 S42)。在像素值超过阈值时,图像生成单元 24 保持作为“有造影剂”而将标志维持为 1 的状态继续进行持续时间测量,并对该第 $i+1$ 时相的该像素,执行步骤 S43 至步骤 S45 的处理。另一方面,在第 $i+1$ 时相的该像素的像素值低于阈值时,图像生成单元 24 将从在步骤 S43 中作为“有造影剂”而将标志设为 1 的时刻到现在为止的时间作为该像素的造影剂的停滞时间,来存储持续时间计时器的值,并且保持在之前时相分配给该像素的色相(步骤 S44)。由此,生成解析区域内的各位置的造影剂停滞时间用色相表示、且来自解析区域内的各位置处的造影剂的信号强度用亮度来表示的、与该第 $i+1$ 时相有关的停滞时间图像(步骤 S45)。通过将所生成的与第 $i+1$ 时相有关的停滞时间图像显示在监视器 14 上,来更新与第 i 时相有关的停滞时间图像。

[0071] 执行关于以后各时相的停滞时间的解析。当生成关于该解析期间的最后时相即第 n 时相的停滞时间图像时,控制处理器 25 结束停滞时间图像生成(步骤 S46)。

[0072] 通过以上处理,如果使用图 5 的例子来讲述的话,则针对像素 a 在时刻 t_1 以后的各时相分配色相 1,针对像素 b 在从时刻 t_2 到时刻 t_2+T 的各时相分配色相 1,在从时刻 t_2+T 到时刻 t_4 的各时相分配色相 2。因此,观察者通过观察以图 6 的形态按照时间序列被更新显示的停滞时间图像,从而可以视觉上把握在与像素 a 对应的位置上造影剂的持续时间短血流较快,在与像素 b 对应的位置上持续时间长血流较慢的情况。

[0073] 另外,在例如解析区域内的规定的像素 c 的 TIC 例如为图 7 所示的曲线时,针对该像素 c,在从时刻 t_1 到时刻 t_1+T 的各时相分配色相 1,在从时刻 t_1+T 到时刻 t_3 的各时相分配色相 2。另外,在时刻 t_2 存储从时刻 t_1 到时刻 t_2 的停滞时间,并且复位计时器。时刻 t_3 以后,再次开始停滞时间的测量,在从时刻 t_3 到时刻 t_3+T 的各时相分配色相 1,在 t_3+T 时刻以后的各时相分配色相 2。因此,观察者通过观察在以图 6 的形态按照时间序列被更新显示的停滞时间图像中按色相 1 → 色相 2 → 色相 1 → 色相 2 变化的解析区域,从而可以视觉上把握在与该像素 c 对应的位置造影剂的停滞时间时刻变化的情况(即,造影剂停滞或

流入流出的情况)。

[0074] 其次,图像生成单元 24 通过使用对各像素存储的所有持续时间,计算各像素的持续时间的统计值(例如,解析期间的各像素的持续时间的最大值、平均值、最小值、中央值等),并根据计算出的统计值与色相对应图,决定关于该解析区域内的各像素的色相,从而生成与解析期间有关的停滞时间图像(步骤 S47)。所生成的与解析期间有关的停滞时间图像以规定的形态被显示在监视器 14 上。

[0075] 另外,与该解析期间有关的停滞时间图像也可以通过对解析区域内的各像素在整个解析期间进行最大值保持处理(Max-Value Holding)来生成。

[0076] [停滞时间的定量解析·解析结果的显示:步骤 S5]

[0077] 其次,控制处理器 25 使用与解析期间的各时相对应的停滞时间图像,执行停滞时间的定量解析并显示其结果(步骤 S5)。例如,控制处理器 25 计算规定时相下的解析区域内的持续时间的直方图、或解析区域内的整个规定期间的持续时间的直方图。另外,控制处理器 25 根据需要,执行定量解析,计算直方图的众数(峰值)、重心、方差、某持续时间以上的区域占关心区域的比例等规定的定量值。计算出的直方图、计算出的定量值例如以图 8 所示的形态被显示在监视器 14 上。

[0078] (变形例 1)

[0079] 在上述实施方式中,以生成解析区域内的各像素中的每一像素的 TIC,并使用该 TIC 进行图 4 所示的停滞时间图像的生成处理的情况为例。然而,并不拘泥于该例子,也可以将解析区域分割成例如由多个像素组成的小区域,使用例如各小区域内的像素值的平均值或最大值等生成 TIC,并使用该 TIC 进行停滞时间图像的生成处理。

[0080] (变形例 2)

[0081] 成为色相对应图中的色相边界的停滞时间可任意变更、设定。例如,图 9 所示的色相对应图被定义为以时间 T1 为边界由色相 1 变为色相 2。对于这种色相对应图也可以再定义为通过对例如色相 1 与色相 2 之间的边界线进行拖拽等操作,例如以图 10 所示那样的时间 T1' 为边界由色相 1 变为色相 2。通过这种色相对应图的再定义,与停滞时间图像的色相 2 对应的区域可以例如从图 9 更新(放大)为图 10 所示那样。

[0082] (变形例 3)

[0083] 由色相对应图定义的色相数(即,由色相对应图定义的停滞时间的色相(色标)数)可任意变更、设定。另外,成为各色相的边界的停滞时间如上述变形例 2 所示,可任意变更。

[0084] (变形例 4)

[0085] 在适用本方法时,存在希望将超声波探头 12 作为高频探头来观察造影剂泡沫的逐个举动的情况。此时,也可以在使造影剂投放量比通常少,在易于观察各个造影剂泡沫的状态下应用本解析。

[0086] (变形例 5:原始数据)

[0087] 在上述实施方式中,以使用由像素构成的超声波数据,执行上述造影剂停滞信息生成处理的情况为例。然而,并不拘泥于该例子,也可以使用输入至图像生成单元 24 之前的原始数据,执行上述造影剂停滞信息生成处理。

[0088] (效果)

[0089] 根据本超声波诊断装置,测量在被扫描区域内设定的解析区域内的各像素值的时间性变化,并使用测量出的像素值的时间性变化对每一像素解析解析区域内的造影剂的停滞时间。根据其解析结果,生成用于评价造影剂的停滞时间的停滞时间图像等,按照时间序列更新显示停滞时间图像。观察者通过观察被更新显示的停滞时间图像的色相,可以视觉上把握造影剂的持续时间短血流较快的位置、持续时间长血流较慢的位置、造影剂的停滞时间时刻变化而血液停滞或流入流出的位置等。其结果,期待提高造影回波法的造影剂的停滞状况的视认性的把握,有利于肿瘤血管评价或血管新生阻碍剂的效果判定。

[0090] 另外,根据本超声波诊断装置,通过使用对各像素存储的所有持续时间,计算各像素的持续时间的统计值(例如,解析期间的各像素的像素值的最大值、平均值、最小值、中央值等),根据计算出的统计值与色相对应图,决定关于该解析区域内的各像素的色相,从而生成并显示与解析期间有关的停滞时间图像。另外,也可以使用与解析期间的各时相对应的停滞时间图像,执行停滞时间的定量解析并显示其结果。其结果,期待提高造影回波法的造影剂的停滞状况的定量把握,有利于肿瘤血管评价或血管新生阻碍剂的效果判定。

[0091] (第2实施方式)

[0092] 图11示出了关于像素a'以及像素b'各自的TIC以及色相对应图。由图11的各TIC可知,在像素a'中造影剂不停滞地连续流动,在像素b'中造影剂的流动缓慢地停滞。在这种各区域的状况中,如果只通过如第1实施方式那样比较信号强度与阈值的就判定造影剂的有无,则无法区别像素a'以及像素b',可能判定出在像素a'以及像素b'中造影剂的流动都缓慢地停滞。

[0093] 因此,在本第2实施方式中,通过着眼于造影剂的流动速度与信号强度的时间变化对应,除了考虑信号强度与阈值的比较之外还考虑了信号强度的时间变化,从而更精确地判定在各位置上是否存在造影剂。

[0094] 图12为表示与本实施方式相关的停滞时间图像的生成处理流程的流程图。在与图4的流程比较时,步骤S42a至步骤S44的处理不同。以下,针对步骤42a至步骤S44的处理内容进行说明。

[0095] 图像生成单元24在各像素中,比较像素值(信号强度)与预先设定的阈值,判定像素值是否超过阈值(即,造影剂是否存在于与该像素对应的位置上)(步骤S42a)。在像素值超过阈值时,图像生成单元24计算连续的帧之间的在该位置上的信号强度的差分,判定该差分的绝对值是否大于预先设定的阈值(即,信号强度的时间变化是否大于基准值)(步骤S42b)。

[0096] 在差分值低于阈值时,图像生成单元24使表示有无造影剂的状态的标志设为1(与“有造影剂”对应)开始持续时间的测量(或者保持将标志设为1),并且继续利用计时器测量持续时间(步骤S43)。另一方面,在像素值低于阈值时或差分值超过阈值时,像素生成单元24将从步骤S43中作为“有造影剂”而将标志设为1的时刻到现在为止的时间作为该像素中的造影剂的停滞时间,存储持续时间计时器的值,并且保持在之前时相中分配至该像素的色相(步骤S44)。

[0097] 由此,可以区别图11所示的像素a'那样的血流与像素b'那样的血流,可以使用色相1正确显示正常血管等的流动较快的像素a'、使用色相2正确显示肿瘤血管等的造影剂停滞的像素b'。另外,在此,使用了信号强度的差分的绝对值,但也可以在差分大于或小

于预先设定的阈值时复位持续时间。另外,除了可以使用连续的帧之间的差分之外,还可以使用任意间隔的帧之间的差分。

[0098] 另外,本发明并不限于上述实施方式那样,在实施阶段在不脱离其要旨范围内可使构成要素变形而具体化。作为具体的变形例子,例如有如下变形例。

[0099] (1) 与各实施方式相关的各功能也可以通过对工作站等的计算机安装执行该处理的程序,并在存储器上展开这些程序来实现。此时,可使计算机执行该方法的程序也可以存储并分发到磁盘(软盘(注册商标)、硬盘等)、光盘(CD-ROM DVD 等)、半导体存储器等存储介质内。

[0100] (2) 在各实施方式中,整个解析期间的二维区域或三维区域的超声波扫描为断面位置或体位置在时相之间相同为前提的处理。然而,实际上不管怎么努力保持探头,由于手动或因患者的呼吸而活动,都很难完全地固定。因此,使用例如日本特开 2007-330764 中记载的活动校正技术,校正装置连续的断面之间或体之间的位置偏移对于在实际检查中使用该提出方法的情况下是非常有用的。

[0101] (3) 也可以与各实施方式中所示出的造影剂停滞信息生成处理并用,测量并显示造影剂的到达时刻(造影剂投放后,最初造影剂到达的时刻)、峰值时刻、Wash-In 时间、Wash-Out 时间等。这些信息可以通过解析解析区域内的各像素中的每一像素的 TIC 来取得。在所涉及的情况下,色相对应图可以定义由例如到达时间与持续时间 2 轴来构成。图像生成单元 24 例如在步骤 S4 中,使用由到达时间与持续时间 2 轴构成的色相对应图,执行色相的分配。

[0102] (4) 在本第 2 实施方式中,通过除了考虑信号强度与阈值的比较之外还考虑了信号强度的时间变化,从而进行造影剂停滞信息生成处理。与此相对,也可以通过只以信号强度的时间变化为基准,进行造影剂停滞信息生成处理。

[0103] 还有,根据上述实施方式中公开的适宜多个的构成要素的组合,可以形成各种的发明。例如:既可以削除从实施方式中显示的全部构成要素的几个构成要素,又可以适当地组合不同实施方式内的构成要素。

[0104] 虽然已经描述了某些实施例,但是这些实施例只是以示例的方式呈现,并不是为了限制本发明的范围,实际上,这里描述的新颖的方法和系统可以以各种其他形式实施;此外,可以在不偏离本发明的精神的情况下,进行这里描述的方法和系统的形式方面的各种省略、替换和改变。所附的权利要求及其等同物旨在覆盖这些形式和改变,只要这些形式或改变落在本发明的范围和精神之内。

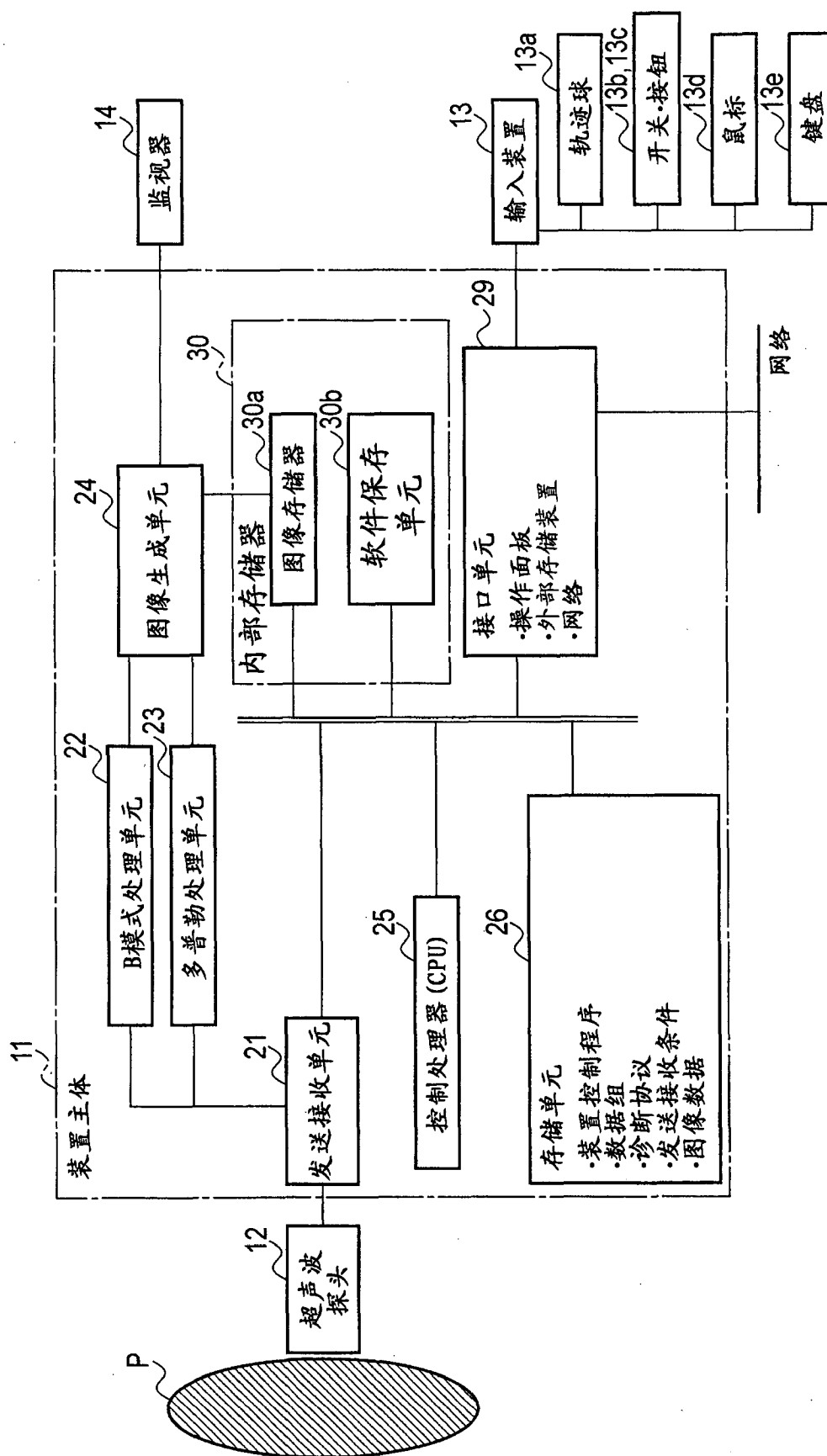


图 1

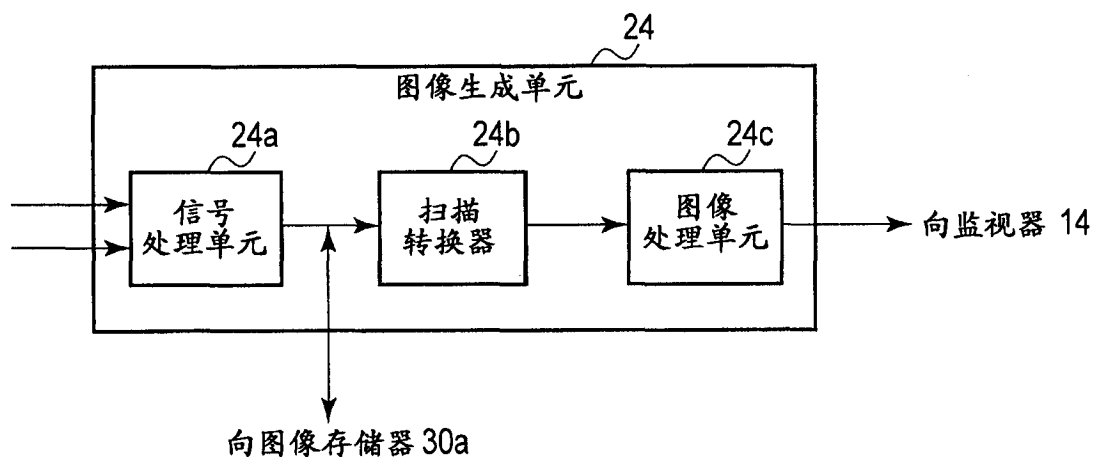


图 2

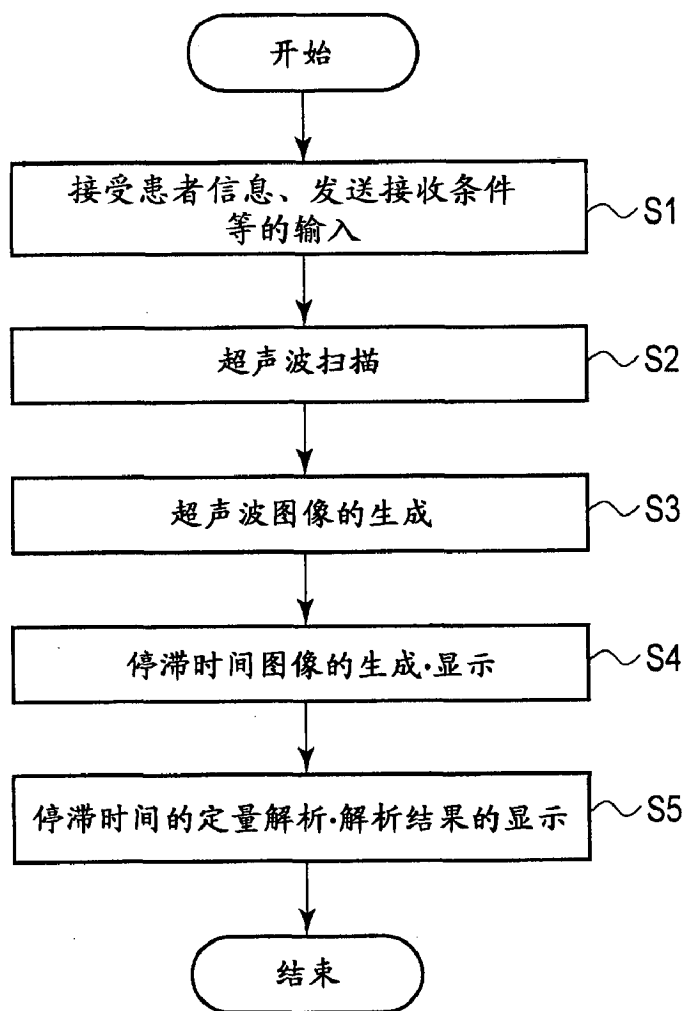


图 3

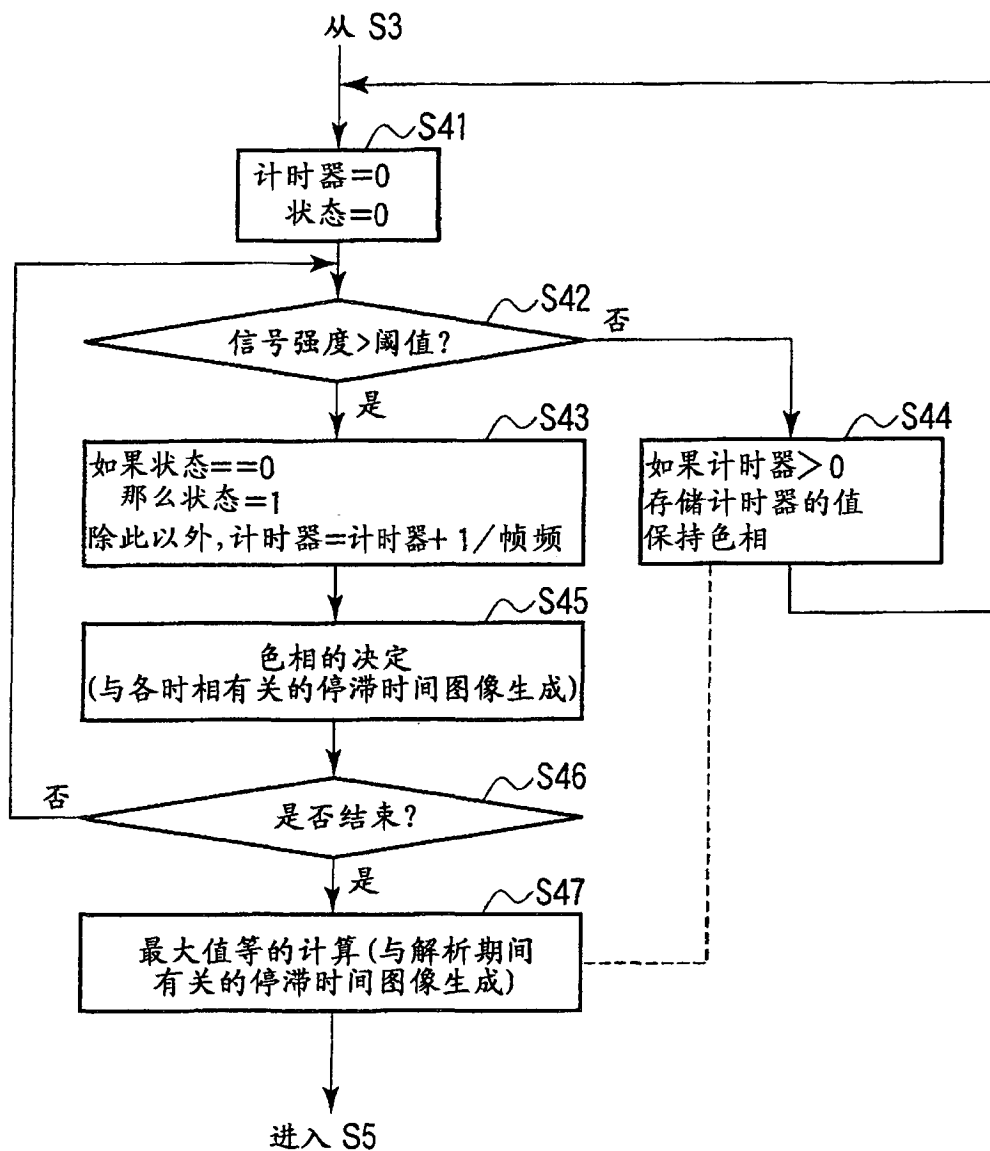


图 4

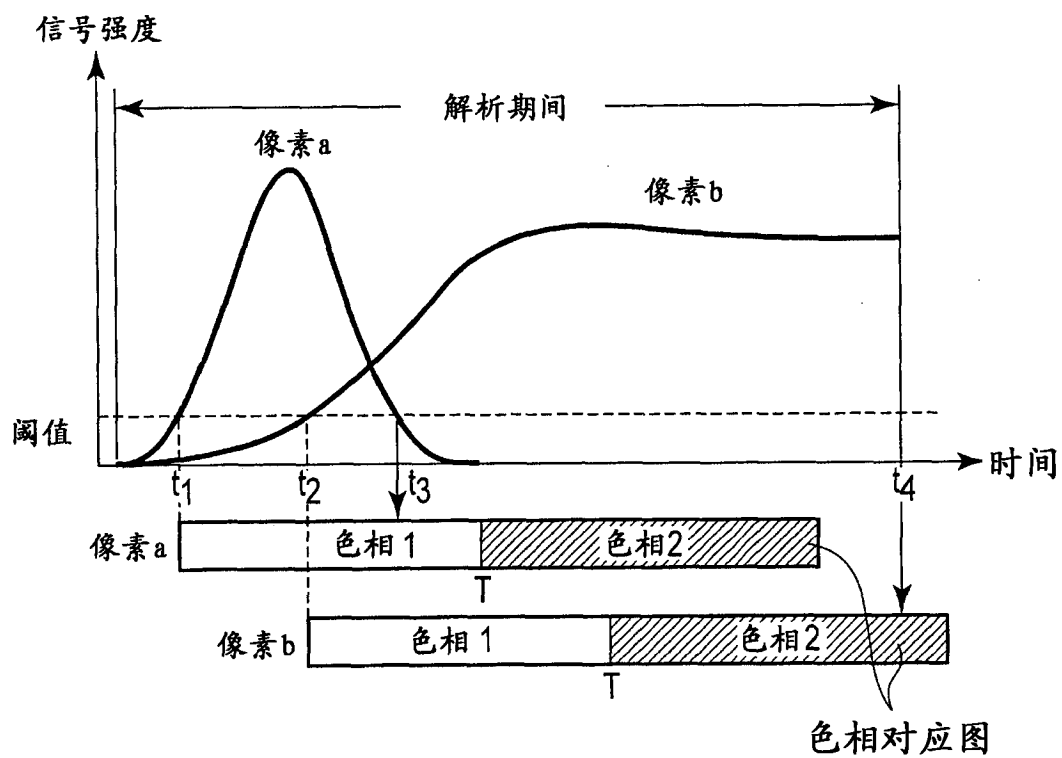


图 5

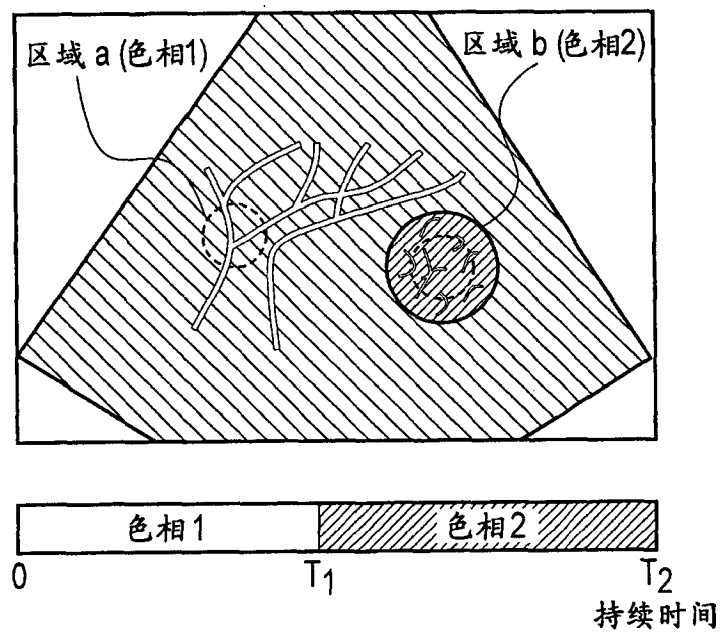


图 6

某区域的信号强度变化

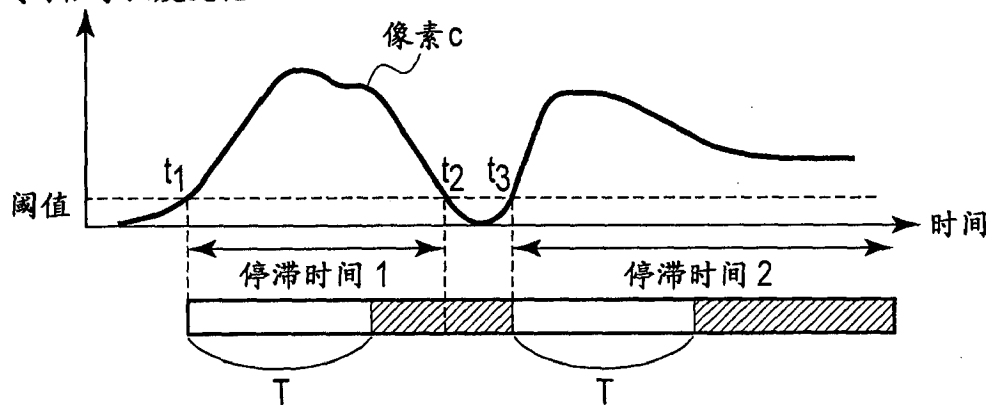


图 7

像素数(频率)

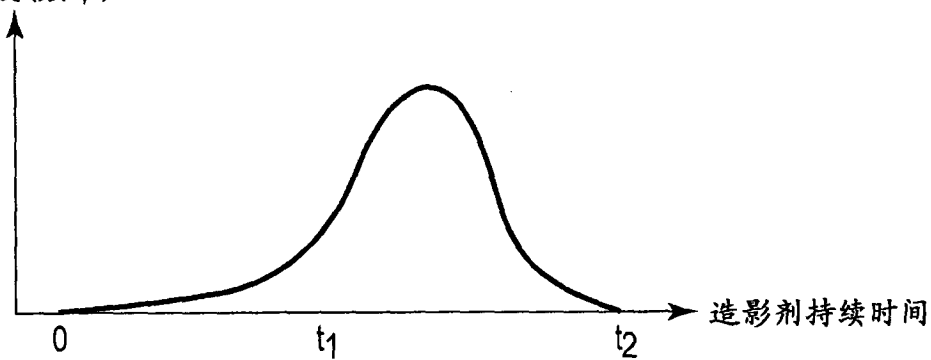


图 8

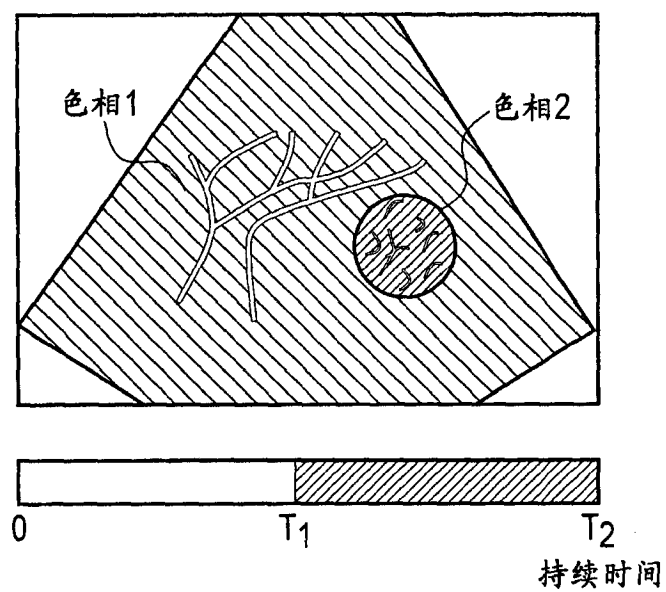


图 9

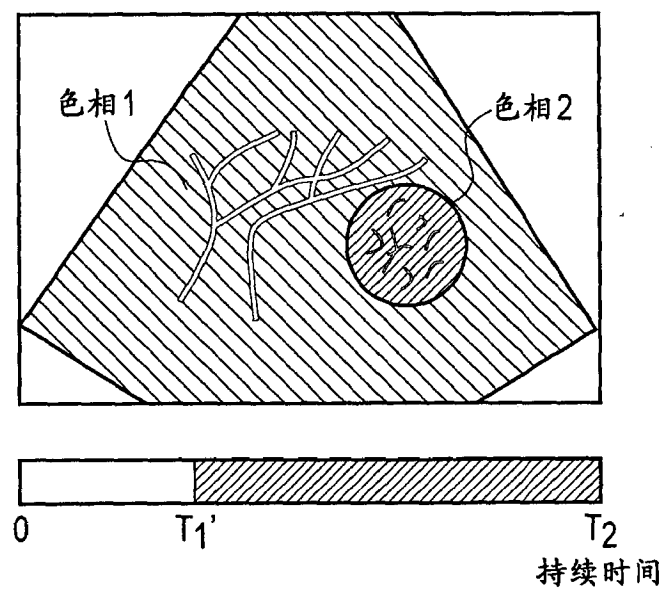


图 10

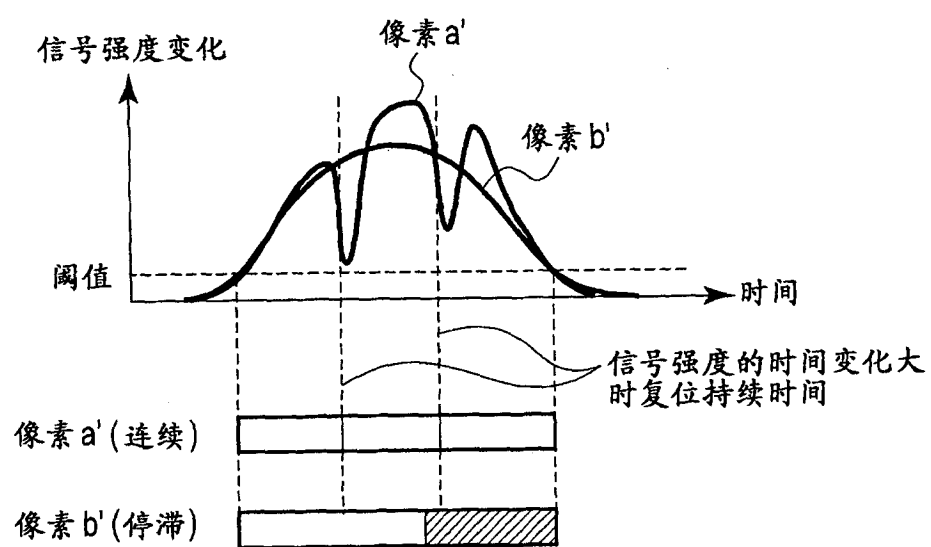


图 11

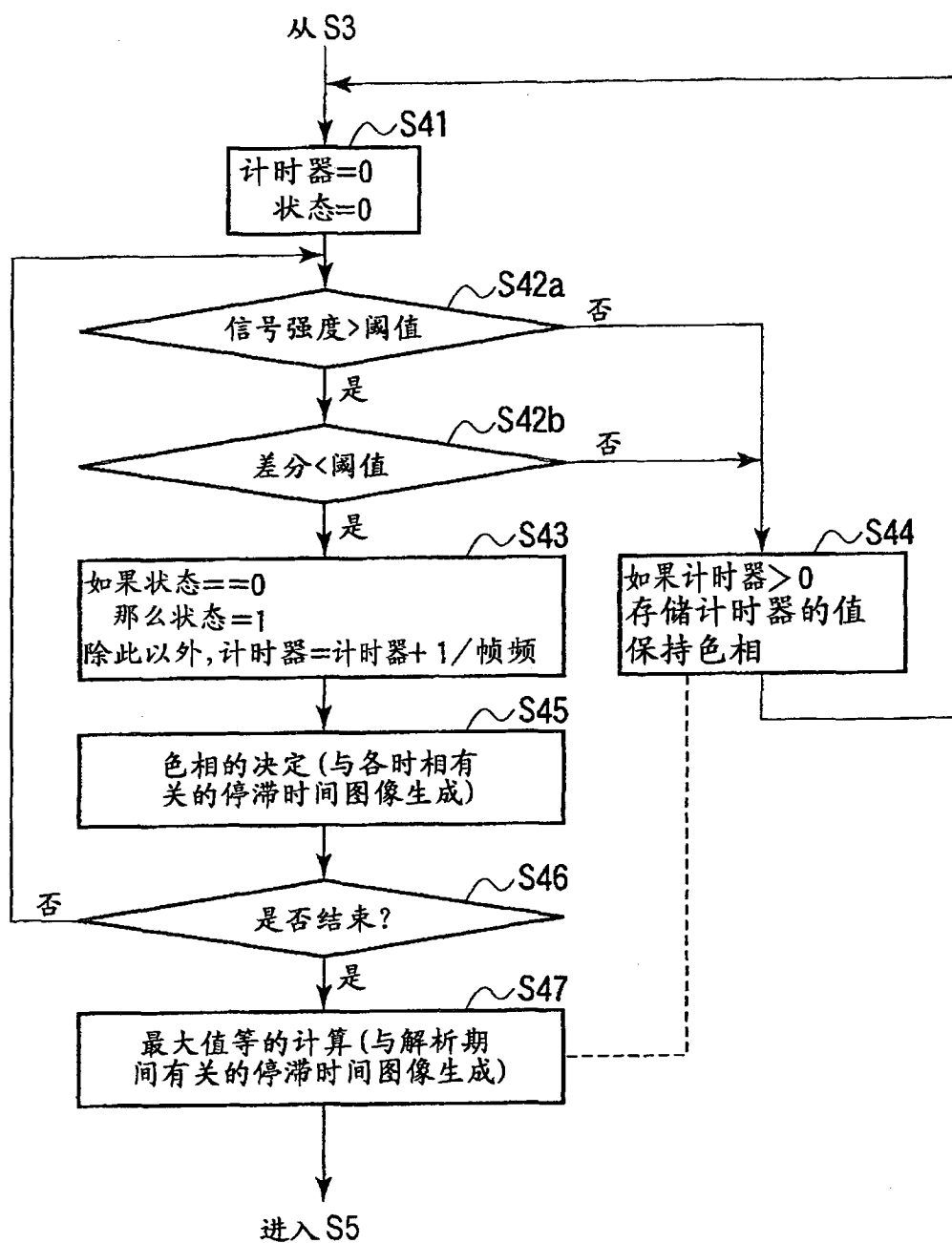


图 12

专利名称(译)	超声波诊断装置、超声波图像处理装置以及医用图像诊断装置		
公开(公告)号	CN102274046A	公开(公告)日	2011-12-14
申请号	CN201110151213.0	申请日	2011-06-08
[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	吉新宽树 神山直久 吉田哲也		
发明人	吉新宽树 神山直久 吉田哲也		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B6/481 G01S7/52026 A61B6/504 G01S7/52074 A61B8/08 G01S7/52071		
代理人(译)	孙蕾		
优先权	2010131421 2010-06-08 JP		
其他公开文献	CN102274046B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供超声波诊断装置、超声波图像处理装置以及医用图像诊断装置，可以生成并显示与在超声波扫描断面内的各区域内造影剂存在的时间(持续时间)有关的信息。将包含投放了造影剂的被检体的规定部位的二维区域或三维区域作为被扫描区域，在整个解析期间，对被扫描区域发送超声波，并接收来自该被扫描区域的反射波，针对解析期间的各时相取得与被扫描区域有关的超声波数据。使用解析期间的各时相的超声波数据，生成与被扫描区域内所包含的至少一个解析区域有关的亮度时间曲线，根据所生成的亮度时间曲线，解析与至少一个解析区域有关的造影剂的停滞时间。针对解析期间内的各时相生成并显示对至少一个解析期间依照停滞时间分配不同色相的停滞时间图像。

