



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106170254 A

(43)申请公布日 2016. 11. 30

(21)申请号 201580019346.9

(74)专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事
务所(普通合伙) 11277

(22)申请日 2015.09.07

代理人 刘新宇 张会华

(30)优先权数据

2014-211786 2014.10.16 JP

(51)Int.Cl.

A61B 8/14(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.10.11

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2015/075328 2015.09.07

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/059913 JA 2016.04.21

(71)申请人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72)发明人 中辻知宏

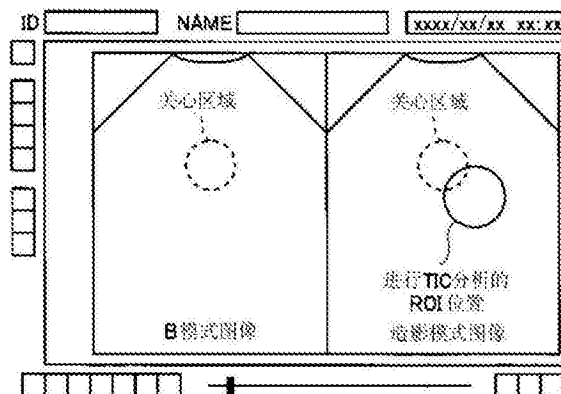
权利要求书1页 说明书7页 附图6页

(54)发明名称

超声波观测装置

(57)摘要

超声波观测装置(1)具备:超声波探头(2),其能够通过第一方向和第二方向上变更超声波的发送接收方向来进行超声波束的二维扫描;发送和接收部(3),其控制超声波束的发送接收方向;图像处理部(5),其根据使超声波束在第一方向和第二方向上进行扫描而得到的结果来生成B模式图像的体数据;输入部(6),其将清晰地描绘出第一关心区域时的图像设定为基准图像;存储部(8),其存储基准图像;以及运算部(4),其校正扫描平面,使得始终显示与由输入部(6)设定的基准图像相似的图像,其中,运算部(4)与扫描平面上的第一关心区域的移动同步地自动校正分析亮度随时间的变化时的第二关心区域的位置。



1. 一种超声波观测装置,能够针对第一关心区域设定对亮度随时间的变化进行分析时的第二关心区域,并计算所述第二关心区域内的亮度随时间的变化,该超声波观测装置的特征在于,具备:

超声波探头,其能够通过第一方向和第二方向上变更超声波的发送接收方向来进行超声波束的二维扫描;

发送和接收部,其控制所述超声波探头对所述超声波束的发送接收方向;

图像处理部,其根据使所述超声波束在所述第一方向和所述第二方向上进行扫描而得到的结果来生成B模式图像的体数据;

输入部,其将清晰地描绘出所述第一关心区域时的图像设定为基准图像;

存储部,其存储所述基准图像;以及

运算部,其校正扫描平面,使得始终显示与由所述输入部设定的所述基准图像相似的图像,

其中,所述运算部与所述扫描平面上的所述第一关心区域的移动同步地自动校正对亮度随时间的变化进行分析时的所述第二关心区域的位置。

2. 根据权利要求1所述的超声波观测装置,其特征在于,

所述运算部针对所述体数据运算与所述存储部中存储的基准图像的相关值,

所述发送和接收部使所述扫描平面在所述第二方向上移动,以使所述相关值最大。

3. 根据权利要求1所述的超声波观测装置,其特征在于,

还具有时间强度曲线分析部,该时间强度曲线分析部计算针对所述第一关心区域设定的所述第二关心区域内的造影亮度随时间的变化,

所述运算部与所述第一关心区域的移动同步地自动校正进行时间强度曲线分析时的所述第二关心区域的位置。

4. 根据权利要求1所述的超声波观测装置,其特征在于,

所述运算部通过进行所述第一关心区域的轮廓提取,来与所述第一关心区域的移动同步地自动校正所述第二关心区域的位置。

5. 根据权利要求1所述的超声波观测装置,其特征在于,

所述超声波探头具备用于检测所述超声波探头的位置和朝向的传感器,

所述存储部存储从所述传感器得到的位置和朝向的信息,

所述运算部基于所述位置和朝向的信息来校正所述扫描平面,使得始终显示所述存储部中存储的所述基准图像。

6. 根据权利要求5所述的超声波观测装置,其特征在于,

所述运算部将从所述传感器得到的所述位置和朝向的信息从所述存储部读出,基于所读出的所述位置和朝向的信息来自动校正所述第二关心区域的位置。

7. 根据权利要求5所述的超声波观测装置,其特征在于,

所述传感器是陀螺仪传感器或磁传感器。

超声波观测装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声波观测装置,特别是涉及一种能够计算关心区域内的亮度随时间的变化的超声波观测装置。

背景技术

[0002] 在医疗领域等中广泛使用如下一种使用于被检体的检查、诊断的超声波观测装置,该超声波观测装置通过针对被检体发送和接收超声波来生成表示被检体内部的声学特性的超声波图像。

[0003] 在医疗领域等中使用的超声波观测装置具备能够针对被检体发送和接收超声波的超声波探头,并生成作为被检体的截面图像的B模式图像。B模式图像是通过使超声波束在规定的扫描平面上进行扫描而获得的。

[0004] 例如,在日本专利第4801229号公报中公开了如下一种超声波观测装置:为了能够不从扫描平面上偏离地良好地持续观测使用处置器具进行的处置的情形,在获取到B模式图像的体数据之后,针对所有扫描平面取得相关性,由此始终显示最佳的(相关性最高的)扫描平面。

[0005] 另外,在这种超声波观测装置中,作为使用超声波造影剂的客观的诊断方法,存在TIC(Time Intensity Curve:时间强度曲线)分析。在该TIC分析中,对扫描平面上的关心区域设定TIC分析用的关心区域(ROI),并计算该ROI内的造影亮度随时间的变化。

[0006] 例如,在日本特开2011-254963号公报中公开了如下一种超声波诊断装置:将包括被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设为被扫描区域,在生成与至少一个分析区域有关的亮度时间曲线之后,分析与分析区域有关的造影剂的停滞时间,并且根据停滞时间分配不同的色相来进行显示。

[0007] 然而,在以往的TIC分析中存在以下问题:当由于抖动等而探头的位置或朝向偏离时,扫描平面上的关心区域偏离到所设定的ROI外,因此不能准确地掌握(评价)关心区域中的造影亮度随时间的变化。

[0008] 在日本专利第4801229号公报的技术中,能够校正扫描平面的偏离,但是不能校正各个扫描平面上的关心区域的偏离。另一方面,在日本特开2011-254963号公报的技术中,当利用三维超声波成像时,不是拍摄单一面,而是拍摄组织的体积,因此能够克服二维成像图像的偏离。

[0009] 但是,存在以下课题:为了进行TIC分析,需要预先保存各病例中获取到的体数据(运动图像),从而导致数据容量变大。

[0010] 因此,本发明的目的在于提供如下一种能够抑制TIC分析时的数据容量并且即使探头相对于关心区域偏离也能够准确地掌握造影亮度随时间的变化的超声波观测装置。

发明内容

[0011] 用于解决问题的方案

[0012] 本发明的一个方式的超声波观测装置能够针对第一关心区域设定对亮度随时间的变化进行分析时的第二关心区域,并计算所述第二关心区域内的亮度随时间的变化,该超声波观测装置具备:超声波探头,其能够通过在第一方向和第二方向上变更超声波的发送接收方向来进行超声波束的二维扫描;发送和接收部,其控制所述超声波探头对所述超声波束的发送接收方向;图像处理部,其根据使所述超声波束在所述第一方向和所述第二方向上进行扫描而得到的结果来生成B模式图像的体数据;输入部,其将清晰地描绘出所述第一关心区域时的图像设定为基准图像;存储部,其存储所述基准图像;以及运算部,其校正扫描平面,使得始终显示与由所述输入部设定的所述基准图像相似的图像,其中,所述运算部与所述扫描平面上的所述第一关心区域的移动同步地自动校正对亮度随时间的变化进行分析时的所述第二关心区域的位置。

附图说明

- [0013] 图1是表示第一实施方式所涉及的超声波观测装置的整体结构的框图。
[0014] 图2是用于说明不进行TIC分析的情况下的处理的流程的例子流程图。
[0015] 图3是用于说明进行TIC分析的情况下的处理的流程的例子流程图。
[0016] 图4是用于说明步骤S4和S15的扫描平面的最佳化的处理的流程的例子流程图。
[0017] 图5是表示第二实施方式所涉及的超声波观测装置的整体结构的框图。
[0018] 图6A是用于说明TIC分析用的ROI的位置的自动校正的图。
[0019] 图6B是用于说明TIC分析用的ROI的位置的自动校正的图。
[0020] 图6C是用于说明TIC分析用的ROI的位置的自动校正的图。

具体实施方式

[0021] 下面,参照附图来说明本发明的实施方式。

[0022] (第一实施方式)

[0023] 首先,使用图1来说明第一实施方式的超声波观测装置的结构。图1是表示第一实施方式所涉及的超声波观测装置的整体结构的框图。图1所示的超声波观测装置1是使用超声波来观察检体的装置。

[0024] 超声波观测装置1构成为具备:超声波探头2,其向检体输出超声波脉冲,并且接收由检体反射的超声波回波;发送和接收部3,其与超声波探头2之间进行电信号的发送和接收;运算部4,其对转换超声波回波所得到的电回波信号实施规定的运算;图像处理部5,其生成与转换超声波回波所得到的电回波信号对应的图像数据;输入部6,其使用键盘、鼠标、触摸面板等输入设备(日语:インターフェース)实现,用于接收各种信息的输入;显示部7,其使用由液晶或有机EL等构成的显示面板实现,用于显示包含由图像处理部5生成的图像的各种信息;存储部8,其存储包含从检体获取到的图像和运动图像的各种信息;以及控制部9,其进行超声波观测装置1的整体的动作控制。

[0025] 超声波探头2构成为:通过利用二维地排列的超声波振子在第一方向和第二方向上变更发送接收方向,能够进行超声波束的二维扫描。超声波探头2将从发送和接收部3接收到的电脉冲信号转换为超声波脉冲,并且将由外部的检体反射的超声波回波再次转换为电回波信号。

[0026] 发送和接收部3与超声波探头2电连接,向超声波探头2发送脉冲信号并且从超声波探头2接收回波信号。具体地说,发送和接收部3基于预先设定的波形和发送定时来生成脉冲信号,并将所生成的该脉冲信号发送到超声波探头2。另外,发送和接收部3对接收到的回波信号在实施放大和滤波等处理之后进行A/D转换,由此生成数字信号并将该数字信号输出到控制部9。

[0027] 输入部6具有为了进行TIC(Time Intensity Curve)分析而将清晰地描绘出关心区域时的图像设定为基准图像的基准图像指示部10。在此,基准图像是用户根据关心区域的大小、轮廓的清晰度等而预先生成的。此外,关于基准图像的设定,并不限于由基准图像指示部10设定,例如也可以设置基准图像设定按钮来进行设定,也可以与未图示的运动图像记录按钮连动地进行设定。

[0028] 图像处理部5具有:B模式图像数据生成部17,其生成将回波信号的振幅转换为亮度来进行显示的B模式图像数据;以及造影图像数据生成部18,其使用从流入到检体的造影剂反射的信号来生成造影图像数据。

[0029] 由B模式图像数据生成部17生成的数据是体数据。此外,也可以对获取体数据时的超声波功率(MI值)进行控制,以将造影剂的破损抑制为最小限度。

[0030] 存储部8具有:运动图像存储部15,其存储向检体投放造影剂并使用来自流入到检体的造影剂的信号而获取到的造影图像数据(运动图像);以及基准图像存储部16,其存储由基准图像指示部10设定的基准图像。

[0031] 在运动图像存储部15中,为了抑制数据容量而保存显示关心区域的体数据的任意平面的运动图像。关于由B模式图像数据生成部17生成的B模式图像的体数据,不保存于运动图像存储部15,而只在校正扫描平面的位置的运算中使用。

[0032] 运算部4具有:TIC分析部11,其进行TIC分析;第一位置校正部12,其针对进行TIC分析时的关心区域的移动,校正扫描平面的偏离;第二位置校正部13,其通过进行扫描平面上的关心区域的轮廓提取,来与扫描平面上的关心区域的移动同步地自动校正TIC分析用的ROI的位置;以及相关性运算部14,其运算由B模式图像数据生成部17生成的B模式图像的体数据与基准图像存储部16中存储的基准图像的相关值。

[0033] 在第一位置校正部12中,取得所获取到的体数据与基准图像的相关性,为了使相关值最大的扫描平面显示于显示部7而使扫描平面向发送和接收部3的第二方向移动。更具体地说,第一位置校正部12校正扫描平面,使得始终显示与由输入部6设定的基准图像相似的图像。在后面叙述最佳的扫描平面的决定方法。

[0034] 作为获取到的体数据与基准图像的相关性的运算方法,以基准图像为模板对所生成的B模式图像进行被称为图案匹配的图像处理,并计算B模式图像中的回波图案与基准图像的相似度。该图像处理例如也可以是基于关心区域的轮廓的图案匹配或基于图像上显示的相邻的脏器的图案匹配。B模式图像中的回波图案与基准图像的相似度越高,则相关值越高。此外,图案匹配是公知的技术,因此省略详细内容。

[0035] 此外,在获取体数据时,在为了将造影剂的破损抑制为最小限度而抑制了超声波功率(MI值)的情况下,在与获取普通B模式图像和造影模式图像时的超声波功率相同的超声波功率对最佳的平面(相关性最大的扫描平面)进行照射。

[0036] 在第二位置校正部13中,将由第一位置校正部12决定的扫描平面图像上的关心区

域作为模板,并使用上述的图案匹配处理,由此与关心区域的移动同步地自动校正TIC分析用的ROI的位置。

[0037] 接着,对这样构成的超声波观测装置1的动作进行说明。首先,对不进行TIC分析的情况下的动作进行说明。图2是用于说明不进行TIC分析的情况下的处理的流程的例子流程图。

[0038] 当从输入部6输入定格解除的操作时,通过超声波探头2发送超声波并接收超声波回波,从而开始进行测定。首先,切换为造影模式(步骤S1),当从输入部6输入运动图像记录开始的操作时,开始进行普通运动图像的记录(步骤S2)。

[0039] 由图像处理部5根据从超声波探头2接收到的超声波回波生成B模式图像的体数据(步骤S3)。此外,也可以将获取体数据时的超声波功率(MI值)控制为不会使造影剂损坏的程度,以将造影剂的破损抑制为最小限度。

[0040] 接着,由第一位置校正部12执行扫描平面的最佳化(步骤S4)。在该步骤S4的处理中,取得体数据与基准图像的相关性,将相关性最高的扫描平面设为最佳的扫描平面,并持续显示该扫描平面的图像。

[0041] 在最佳的扫描平面上进行用于造影模式的扫描(步骤S5)。即,在步骤S5的处理中,只在最佳的扫描平面中发送用于获取B模式图像和造影模式图像的超声波回波。接着,由图像处理部5根据超声波回波生成B模式图像、造影图像(步骤S6)。

[0042] 接着,判定是否存在来自输入部6的运动图像记录结束的操作(步骤S7)。在判定为不存在运动图像记录结束的操作的情况下(步骤S7:“否”),返回到步骤S4,反复进行同样的处理。另一方面,在判定为存在运动图像记录结束的操作的情况下(步骤S7:“是”),运动图像记录结束,保存运动图像(步骤S9)并结束处理。

[0043] 接着,对进行TIC分析的情况下的动作进行说明。图3是用于说明进行TIC分析的情况下的处理的流程的例子流程图。

[0044] 当从输入部6输入定格解除的操作时,通过超声波探头2来发送超声波并接收超声波回波,从而开始进行测定。首先,切换为造影模式(步骤S11),进行基准图像的设定(步骤S12)。在进行TIC分析的情况下,通过基准图像指示部10预先设定能够清晰地显示想要获知造影亮度随时间的变化的关心区域的图像。此外,步骤S12的处理也可以与步骤S13的运动图像记录连动地进行。所设定的该基准图像被存储到基准图像存储部16中。

[0045] 当从输入部6输入运动图像记录开始的操作时,开始进行运动图像的记录(步骤S13)。由图像处理部5根据从超声波探头2接收到的超声波回波生成B模式图像的体数据(步骤S14)。此外,也可以是,将获取体数据时的超声波功率(MI值)控制为不会使造影剂损坏的程度,以将造影剂的破损抑制为最小限度。

[0046] 由第一位置校正部12执行扫描平面的最佳化(步骤S15)。在步骤S15的处理中,取得体数据与基准图像的相关性,将相关性最高的扫描平面设为最佳的扫描平面,并持续显示该扫描平面的图像。

[0047] 只在最佳的扫描平面中发送用于获取B模式图像、造影图像的超声波回波(步骤S16)。关于所发送的超声波回波,以与获取普通B模式图像和造影模式图像时的超声波功率相同的超声波功率(MI值)进行照射。

[0048] 由图像处理部5根据超声波回波生成B模式图像、造影图像(步骤S17)。判定是否存

在来自输入部6的运动图像记录结束的操作(步骤S18)。在判定为不存在运动图像记录结束的操作的情况下(步骤S18:“否”),返回到步骤S15,反复进行同样的处理。另一方面,在判定为存在运动图像记录结束的操作的情况下(步骤S18:“是”),运动图像记录结束,保存运动图像(步骤S19)。

[0049] 接着,在进行TIC分析的情况下,调用预先记录的运动图像(步骤S20),根据读出的运动图像对关心区域设定TIC分析用的ROI(步骤S21)。当从输入部6输入TIC分析开始的操作时,开始进行TIC分析,由第二位置校正部13自动校正TIC分析用的ROI的位置偏离(步骤S22)。

[0050] 在步骤S22的处理中,通过进行扫描平面上的关心区域的轮廓提取,来与关心区域的移动同步地自动校正TIC分析用的ROI的位置。最后,计算TIC分析用的ROI内的造影亮度随时间的变化,例如使用曲线图等显示所计算出的造影亮度随时间的变化(步骤S23),结束处理。

[0051] 在此,使用图4来说明步骤S4和S15的扫描平面的最佳化的处理。图4是用于说明步骤S4和S15的扫描平面的最佳化的处理的流程的例子的流程图。

[0052] 首先,将扫描平面设定在超声波探头2的第二方向的扫描范围的一端($N=1$)(步骤S31)。接着,在第一方向上进行扫描(步骤S32),由B模式图像数据生成部17生成B模式图像(步骤S33)。接着,由相关性运算部14计算所生成的B模式图像与基准图像存储部16中存储的基准图像的相关值(步骤S34)。

[0053] 接着,判定是否在第二方向上的所有位置($N=N_{max}$)进行了扫描(步骤S35)。在判定为没有在第二方向上的所有位置($N=N_{max}$)进行扫描的情况下(步骤S35:“否”),使扫描平面向超声波探头2的第二方向的另一端侧移动规定值($N=N+1$)来设定扫描平面(步骤S36)。然后,返回到步骤S32,通过反复进行同样的处理来计算B模式图像与基准图像的相关值。

[0054] 反复进行这些处理,直到在第二方向上的所有位置($N=N_{max}$)完成扫描为止。在判定为已在第二方向上的所有位置($N=N_{max}$)进行了扫描的情况下(步骤S35:“是”),通过第一位置校正部12将扫描平面移动到所计算出的相关值中的相关值最大的位置(步骤S37)。当步骤S37的处理结束且决定了最佳的扫描平面时,返回到图2的步骤S5或图3的步骤S16,进行最佳的扫描平面上的扫描。

[0055] 通过以上的处理,即使在由于脉动、抖动等而导致关心区域偏离想要进行TIC分析的关心区域的情况下,也能够根据关心区域的偏离自动校正想要进行TIC分析的关心区域。另外,由B模式图像数据生成部17生成的B模式图像的体数据不被保存到运动图像存储部15中,而只用于校正扫描平面的位置。其结果,超声波观测装置1能够抑制数据容量,并且能够三维地校正由于脉动、抖动等而导致的关心区域的偏离,从而能够准确地掌握关心区域内的观察以及TIC分析运算结果。

[0056] 因而,根据本实施方式的超声波观测装置,能够抑制TIC分析时的数据容量,并且即使探头相对于关心区域偏离也能够准确地掌握造影亮度随时间的变化。

[0057] (第二实施方式)

[0058] 接着,对第二实施方式进行说明。

[0059] 图5是表示第二实施方式所涉及的超声波观测装置的整体结构的框图。此外,在图

5中,对与图1相同的结构附加相同的附图标记并省略说明。

[0060] 如图5所示,超声波观测装置1a构成为使用超声波探头2a、运算部4a以及存储部8a来分别代替图1的超声波观测装置1的超声波探头2、运算部4以及存储部8。

[0061] 超声波探头2a构成为相对于图1的超声波探头2追加了信号转换部21和传感器部22。另外,运算部4a构成为:相对于图1的运算部4,具有第一位置校正部12a和第二位置校正部13a来分别代替第一位置校正部12和第二位置校正部13,并且删除了图1的相关性运算部14。并且,存储部8a构成为相对于图1的存储部8追加了位置信息存储部23。

[0062] 信号转换部21将从发送和接收部3接收到的电脉冲信号转换为超声波脉冲,并且将由外部的检体反射的超声波回波再次转换为电回波信号。

[0063] 传感器部22例如由陀螺仪传感器、磁传感器等构成,用于检测超声波探头2a的位置和朝向的信息。由传感器部22检测出的超声波探头2a的位置和朝向的信息经由控制部9而被输入到存储部8a。

[0064] 存储部8a的位置信息存储部23存储获取基准图像时的位置信息,并且随时存储由传感器部22检测出的超声波探头2a的位置和朝向的信息。

[0065] 第一位置校正部12a针对进行TIC分析时的关心区域的移动校正扫描平面的偏离。此时,第一位置校正部12a基于位置信息存储部23中存储的超声波探头2a的位置和朝向的信息来使扫描平面移动。

[0066] 另外,第二位置校正部13a与扫描平面上的关心区域的移动同步地自动校正TIC分析用的ROI的位置。此时,第二位置校正部13a基于位置信息存储部23中存储的超声波探头2a的位置和朝向的信息来自动校正扫描平面上的ROI位置。其它结构与第一实施方式相同。

[0067] 接着,对这样构成的超声波观测装置1a的动作进行说明。不进行TIC分析的情况下的处理和进行TIC分析的情况下的处理与图2~图4中的处理大致相同,因此只对不同的处理进行说明。

[0068] 在第二实施方式中,图2的步骤S4和图3的步骤S15的扫描平面的最佳化的处理与第一实施方式不同。在第二实施方式中,由设置于超声波探头2a的传感器部22获取超声波探头2a的位置和方向。然后,由第一位置校正部12a根据所获取到的超声波探头2的位置和方向来探测基准图像向哪个方向移动了多少,由此基于该探测信息来根据体数据对扫描平面进行校正,并持续显示基准图像。

[0069] 另外,在第二实施方式中,图3的步骤S22的TIC分析用的ROI的自动校正的处理与第一实施方式不同。在第二实施方式中,从位置信息存储部23读出由设置于超声波探头2a的传感器部22探测到的位置和朝向的信息,由第二位置校正部13a基于所读出的位置和朝向的信息来自动校正TIC分析用的ROI的位置。其它处理与图2~图4中的处理相同。

[0070] 在此,使用图6A~图6C来说明TIC分析用的ROI的位置的自动校正。图6A~图6C是用于说明TIC分析用的ROI的位置的自动校正的图。

[0071] 首先,如图6A所示,对扫描平面上的关心区域设定TIC分析用的ROI。当由于抖动等而探头的位置或朝向偏离时,如图6B所示,关心区域向TIC分析用的ROI外偏离。

[0072] 在该情况下,第二位置校正部13a基于由传感器部22探测到的、位置信息存储部23中存储的超声波探头2a的位置和朝向的信息,如图6C所示那样自动校正TIC分析用的ROI的位置。

[0073] 这样,本实施方式的超声波观测装置1a与第一实施方式不同之处在于扫描平面的最佳化以及TIC分析用的ROI的位置的自动校正的方法。本实施方式的超声波观测装置1a构成为:针对超声波探头2a设置传感器部22来获取超声波探头2a的位置和朝向的信息,并基于这些信息进行扫描平面的最佳化以及自动校正TIC分析用的ROI的位置。

[0074] 其它结构及动作与第一实施方式相同。因此,本实施方式的超声波观测装置1a与第一实施方式同样,能够抑制TIC分析时的数据容量,并且即使探头相对于关心区域偏离也能够准确地掌握造影亮度随时间的变化。

[0075] (第三实施方式)

[0076] 接着,对第三实施方式进行说明。

[0077] 显示部7显示包括由图像处理部5生成的图像的各种信息。将显示部7中显示的图像设为正在观察的实时图像,与基准图像之间的相关值最大时的图像(TIC分析用的运动图像)保存在装置内(例如存储于运动图像存储部15),在进行TIC分析时读出并使用。其它结构与第一实施方式或第二实施方式相同。

[0078] (第四实施方式)

[0079] 接着,对第四实施方式进行说明。

[0080] 显示部7显示包括由图像处理部5生成的图像的各种信息。将显示部7中显示的图像设为在相关性运算部14中运算出的、与基准图像之间的相关值最大时的图像(TIC分析用的运动图像)。此外,显示部7也可以同时显示与基准图像之间的相关值最大时的图像和正在观察的实时图像。此时,只将通过相关性运算部14得到的与基准图像之间的相关值最大时的图像作为TIC分析用的运动图像保存到装置内。其它结构与第一实施方式或第二实施方式相同。

[0081] 此外,在第三实施方式和第四实施方式中,也可以将用于相关性运算而由B模式图像数据生成部17生成的B模式图像的体数据同与基准图像之间的相关性最大时的图像和/或正在观察的实时图像同时显示于显示部7。

[0082] 此外,关于本说明书中的各流程图中的各步骤,只要不违反这些步骤的性质,也可以变更执行顺序、同时执行多个步骤、或者在每次执行时以不同的顺序执行各步骤。

[0083] 本发明并不限定于上述的实施方式,在不改变本发明的要旨的范围内能够进行各种变更、改变等。

[0084] 本申请是以2014年10月16日向日本申请的日本特愿2014-211786号公报为优先权主张基础的申请,上述的公开内容被本申请说明书、权利要求书以及附图引用。

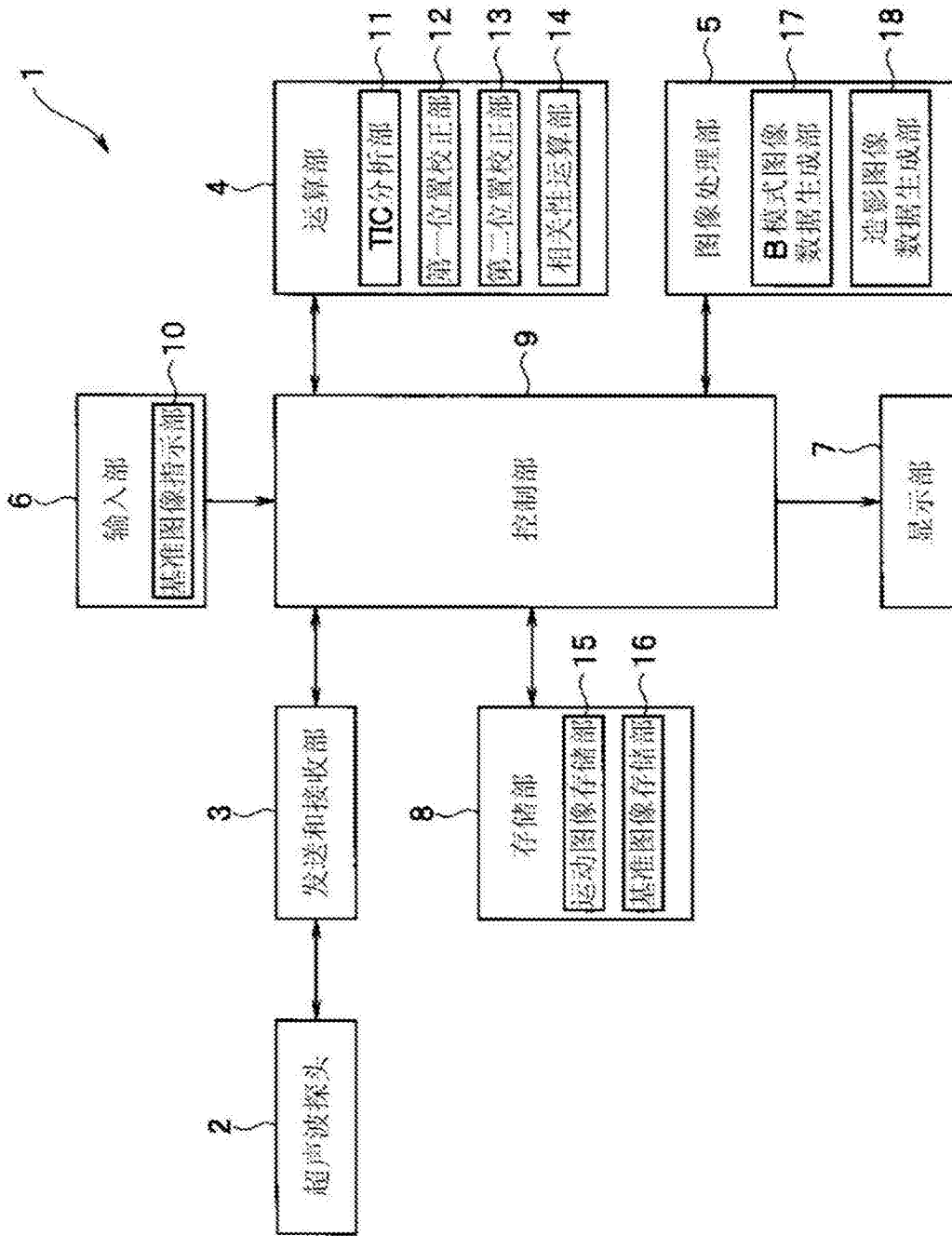


图1

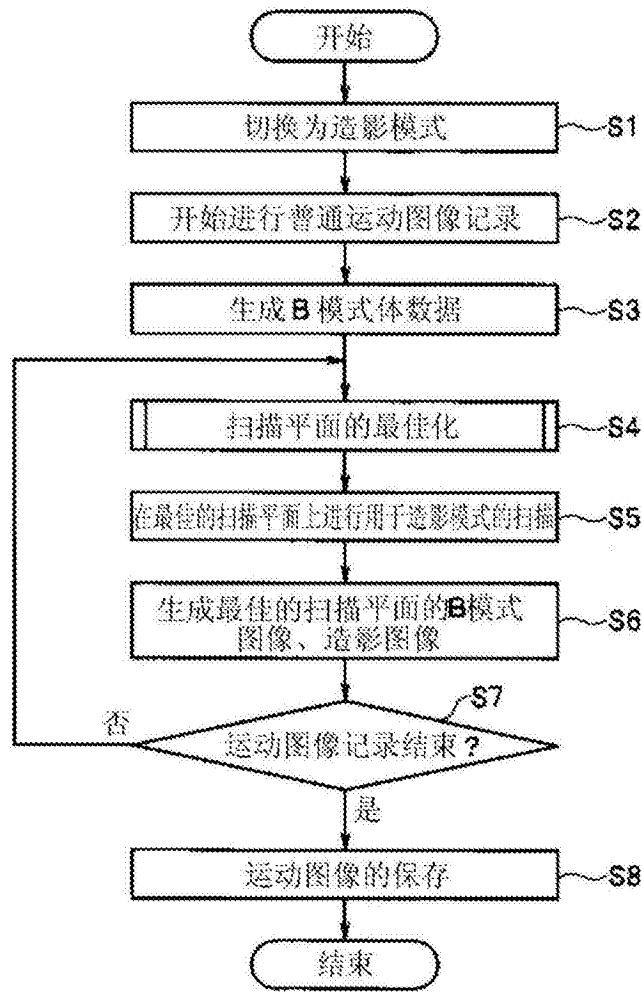


图2

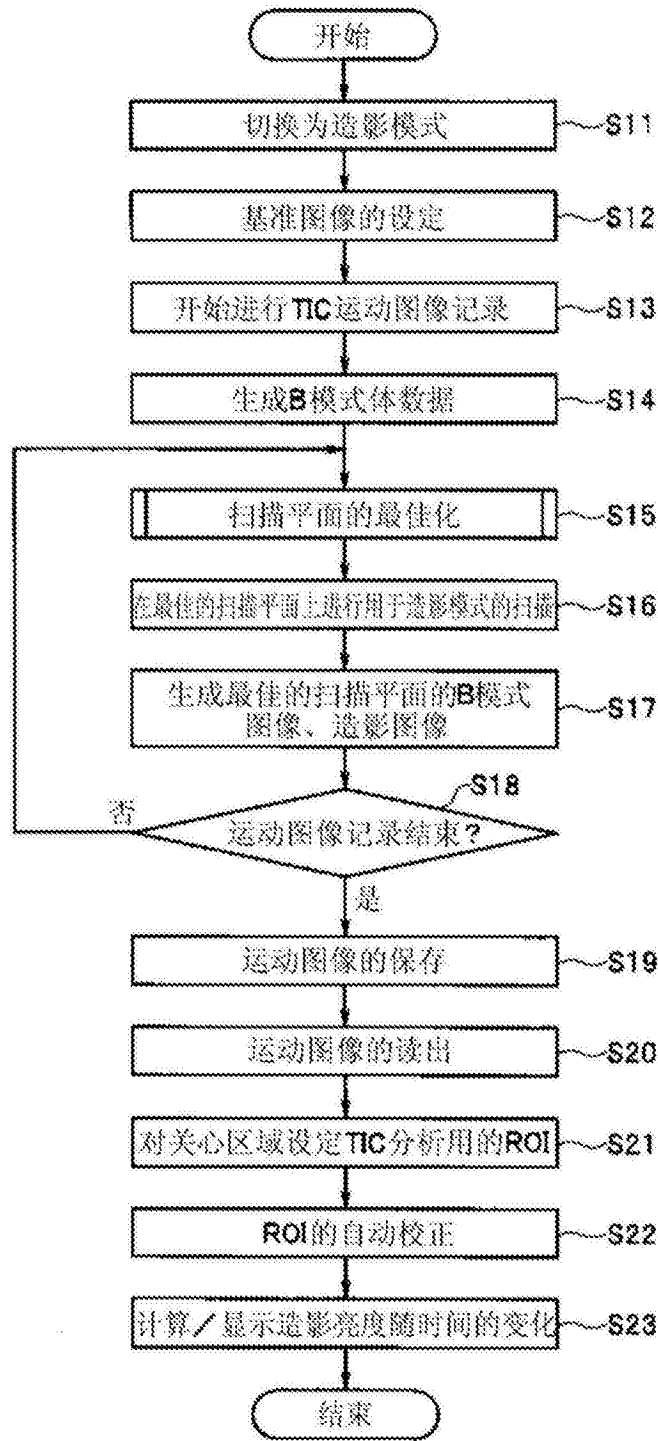


图3

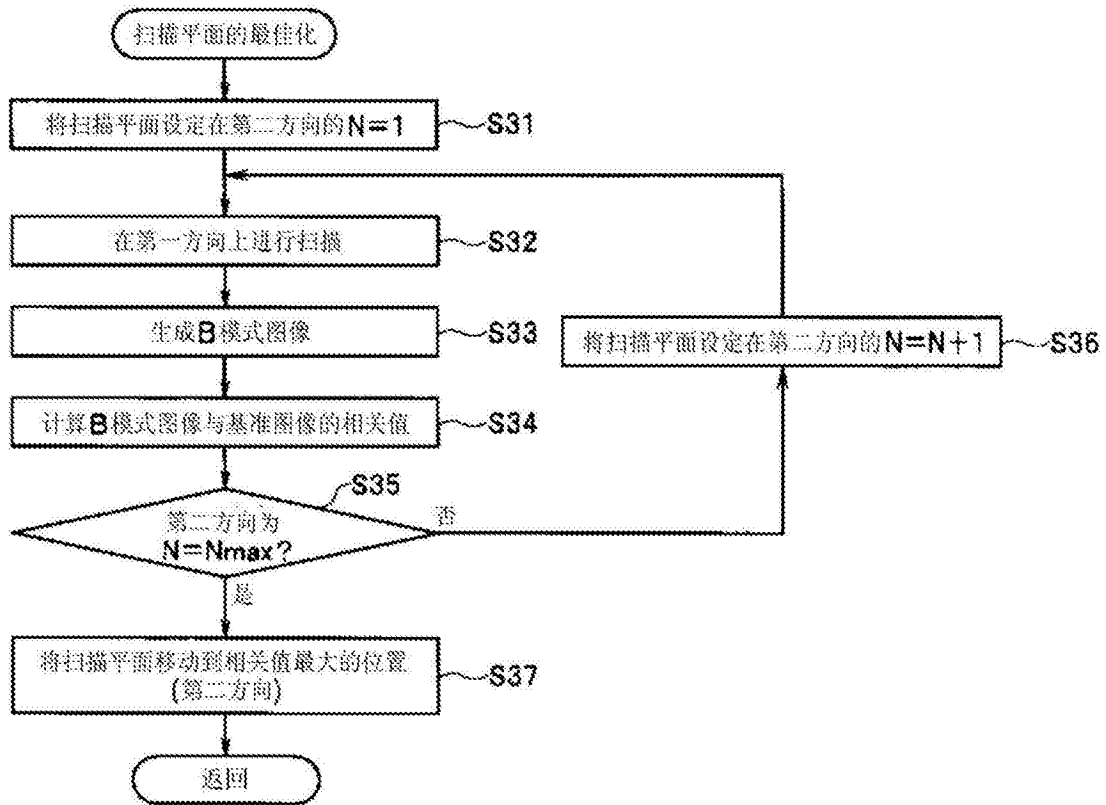


图4

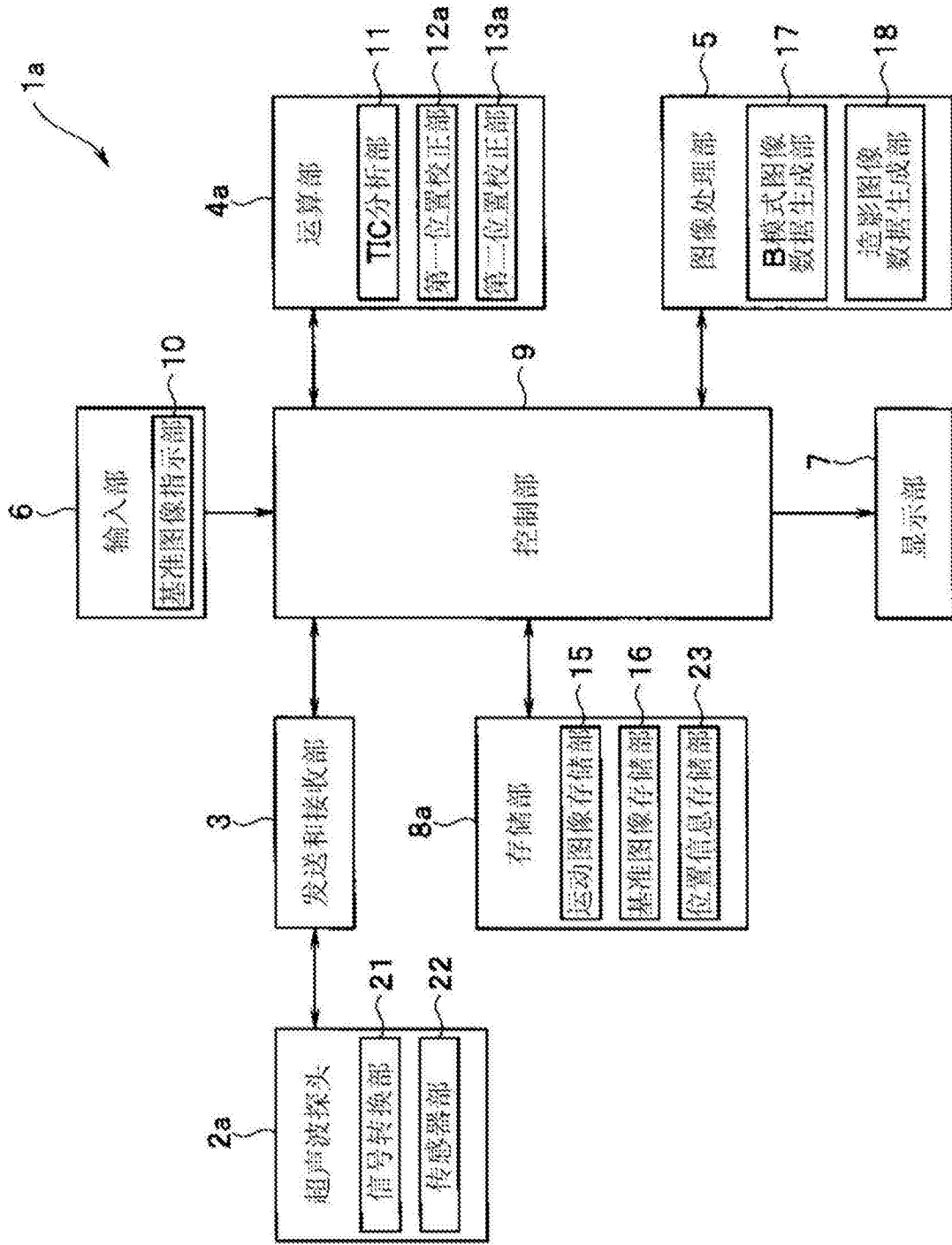


图5

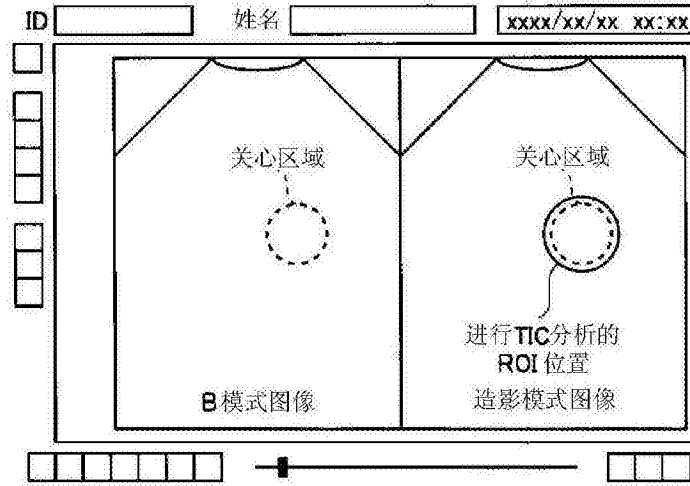


图6A

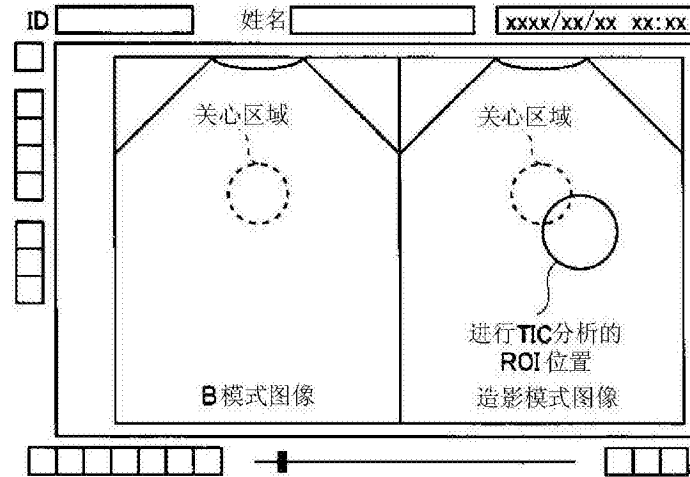


图6B

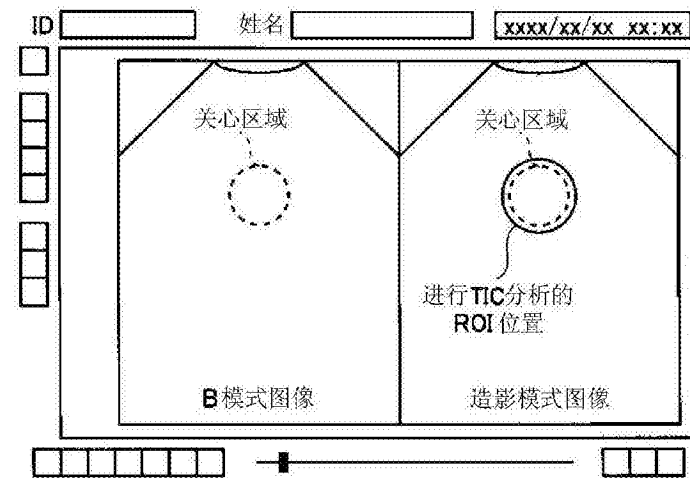


图6C

专利名称(译)	超声波观测装置		
公开(公告)号	CN106170254A	公开(公告)日	2016-11-30
申请号	CN201580019346.9	申请日	2015-09-07
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
[标]发明人	中辻知宏		
发明人	中辻知宏		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/4254 A61B8/463 A61B8/469 A61B8/481 A61B8/483 A61B8/5207 A61B8/5269 A61B8/5276 A61B8/54		
代理人(译)	刘新宇 张会华		
优先权	2014211786 2014-10-16 JP		
其他公开文献	CN106170254B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

超声波观测装置(1)具备：超声波探头(2)，其能够通过第一方向和第二方向上变更超声波的发送接收方向来进行超声波束的二维扫描；发送和接收部(3)，其控制超声波束的发送接收方向；图像处理部(5)，其根据使超声波束在第一方向和第二方向上进行扫描而得到的结果来生成B模式图像的体数据；输入部(6)，其将清晰地描绘出第一关心区域时的图像设定为基准图像；存储部(8)，其存储基准图像；以及运算部(4)，其校正扫描平面，使得始终显示与由输入部(6)设定的基准图像相似的图像，其中，运算部(4)与扫描平面上的第一关心区域的移动同步地自动校正分析亮度随时间的变化时的第二关心区域的位置。

