



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104363837 A

(43) 申请公布日 2015. 02. 18

(21) 申请号 201380027420. 2

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2013. 05. 21

A61B 8/00 (2006. 01)

(30) 优先权数据

2012-120011 2012. 05. 25 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 11. 25

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/064038 2013. 05. 21

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/176109 JA 2013. 11. 28

(71) 申请人 富士胶片株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 胜山公人

(74) 专利代理机构 中原信达知识产权代理有限

责任公司 11219

代理人 熊传芳 苏卉

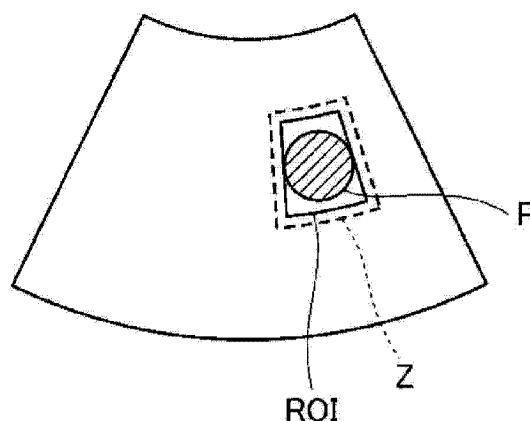
权利要求书2页 说明书8页 附图3页

(54) 发明名称

超声波图像诊断装置

(57) 摘要

本发明的目的在于提供一种超声波图像诊断装置,能够缩短最佳声速值的测定、运算所花费的时间,并且能够得到想要观察的组织或病变的画质良好的超声波图像。本发明的超声波图像诊断装置具有:存储元件数据的元件数据存储部、设定关注区域的关注区域设定部、利用关注区域的元件数据算出关注区域的最佳声速值的最佳声速计算部、设定包含关注区域并且比关注区域大的重构区域的重构区域设定部以及基于最佳声速值对重构区域的图像进行重构而生成重构图像的图像重构部。



1. 一种超声波图像诊断装置,其特征在于,具有:

振子阵列,该振子阵列具有多个振子,向被检体发送超声波并接收来自被检体的超声回波而输出作为每个振子的接收信号的元件数据;

图像生成部,基于由上述振子阵列输出的元件数据生成的声线信号,生成超声波图像;

元件数据存储部,存储上述振子阵列的各元件接收超声回波而输出的元件数据;

关注区域设定部,在上述图像生成部生成的上述超声波图像中设定关注区域;

关注区域元件数据获取部,取得与上述关注区域对应的元件数据;

最佳声速计算部,利用取得的上述关注区域的元件数据,算出上述关注区域的最佳声速值;

重构区域设定部,设定包含上述关注区域并且比上述关注区域大的重构区域;以及

图像重构部,基于算出的上述最佳声速值,利用存储于上述元件数据存储部的元件数据对上述重构区域的图像进行重构而生成重构图像。

2. 根据权利要求1所述的超声波图像诊断装置,其特征在于,

上述重构区域设定部将由上述关注区域设定部设定的上述关注区域加上预定宽度的空白区域而得到的区域设定为重构区域。

3. 根据权利要求1或2所述的超声波图像诊断装置,其特征在于,

具有图像再生部,该图像再生部利用图像生成部生成的上述超声波图像和上述图像重构部重构的上述重构图像再生成超声波图像。

4. 根据权利要求3所述的超声波图像诊断装置,其特征在于,

上述图像再生部通过将上述超声波图像的上述重构区域替换成上述重构图像而再生成超声波图像。

5. 根据权利要求3所述的超声波图像诊断装置,其特征在于,

上述图像再生部通过将上述超声波图像的上述重构区域替换成将上述重构区域的上述超声波图像和上述重构图像合成所得的图像而再生成超声波图像。

6. 根据权利要求3所述的超声波图像诊断装置,其特征在于,

上述图像再生部将上述超声波图像的上述关注区域替换成上述关注区域的上述重构图像,并且将上述超声波图像的上述空白区域替换成以越远离上述关注区域越增加上述超声波图像的比例的方式改变上述超声波图像和上述重构图像的比例来将上述空白区域的上述超声波图像和上述重构图像合成所得的图像,而再生成超声波图像。

7. 根据权利要求1至6中任一项所述的超声波图像诊断装置,其特征在于,

上述关注区域元件数据获取部从存储于上述元件数据存储部的上述元件数据取得与上述关注区域对应的元件数据。

8. 根据权利要求1至6中任一项所述的超声波图像诊断装置,其特征在于,

上述关注区域元件数据获取部取得上述振子阵列向设定的上述关注区域发送超声波并接收超声回波而输出的元件数据。

9. 根据权利要求1至8中任一项所述的超声波图像诊断装置,其特征在于,

上述关注区域设定部根据来自输入单元的输入指示来设定上述关注区域。

10. 根据权利要求1至8中任一项所述的超声波图像诊断装置,其特征在于,

上述关注区域设定部基于上述超声波图像的相邻像素的亮度值的差来提取构造区域，将包含上述构造区域的区域设定为关注区域。

超声波图像诊断装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声波图像诊断装置,能够通过收发超声波来进行生物体内的脏器等的摄像而生成用于诊断的超声波诊断图像。

背景技术

[0002] 一直以来,在医疗领域,利用了超声波图像的超声波诊断装置正在实用化。一般来说,这种超声波诊断装置具有:内置有振子阵列的超声波探针(超声波探头)和与该超声波探头连接的装置主体,从超声波探头向着被检体发送超声波,由超声波探头接收来自被检体的超声回波,通过由装置主体对该接收信号进行电气性的处理,生成超声波图像。

[0003] 然而,在超声波诊断装置中,生成超声波图像时,假定被检体的生物体内的声速是恒定的,来生成超声波图像。然而,在实际的生物体内,声速值依赖于生物体内组织的性状而变化,因此声速值存在偏差,由于该偏差,超声波图像会产生空间性的失真及对比度或空间分辨率降低的画质劣化。

[0004] 与此相对,近年来,为了更高精度地诊断被检体内的诊断部位,将任意的诊断部位上的声速值最优化,减少这种图像的失真或空间分辨率的降低等,从而提高画质。

[0005] 例如,在专利文献1中记载了,通过具有评价单元和判定单元来求出最佳声速值,其中上述评价单元基于对延迟处理后且加法运算处理前的多个接收信号的全部信号或者一部分信号求出的多个相位信息,运算表示它们的偏差程度的评价值,上述判定单元基于使声速参数值可变的情况下的评价值的变化,作为声速参数值而判定最佳值,并且记载了利用该最佳声速值来生成超声波图像,从而提高超声波图像的空间分辨率。另外,记载了在操作者设定的关注区域(ROI)中基于延迟处理后且加法运算前的多个接收信号的相位信息的偏差程度来求出最佳声速值。

[0006] 专利文献1:日本特开2011-229817号公报

发明内容

[0007] 通过形成为在超声波图像中设定关注区域,在关注区域中求出最佳声速值的结构,能够防止关注区域即想要观察的组织或病变的图像的失真,提高空间分辨率,并且能够在短时间内求出需要花费时间进行计算的最佳声速值,能够缩短运算所花费的时间。

[0008] 但是,在超声波图像中设定了关注区域的情况下,想要观察的组织或病变由于探头的移动或组织的移动有可能从设定的关注区域偏出。在设定关注区域,在关注区域中求出最佳声速值来生成超声波图像的情况下,在关注区域中,利用最适合想要观察的组织或病变的声速值生成超声波图像,但如果是从关注区域偏出的区域,将利用与最适合想要观察的组织或病变的声速值不同的声速值来生成超声波图像。因此,想要观察的组织或病变从关注区域偏出时,图像的品质有可能降低。

[0009] 本发明的目的在于提供一种超声波图像诊断装置,能够消除上述现有技术的问题点,缩短最佳声速值的测定、运算所花费的时间,并且能够得到想要观察的组织或病变的画

质良好的超声波图像。

[0010] 为了达到上述目的,本发明提供一种超声波图像诊断装置,其特征在于,具有:振子阵列,该振子阵列具有多个振子,向被检体发送超声波并接收来自被检体的超声回波而输出作为每个振子的接收信号的元件数据;图像生成部,基于由上述振子阵列输出的元件数据生成的声线信号,生成超声波图像;元件数据存储部,存储上述振子阵列的各元件接收超声回波而输出的元件数据;关注区域设定部,在上述图像生成部生成的上述超声波图像中设定关注区域;关注区域元件数据获取部,取得与上述关注区域对应的元件数据;最佳声速计算部,利用取得的上述关注区域的元件数据,算出上述关注区域的最佳声速值;重构区域设定部,设定包含上述关注区域并且比上述关注区域大的重构区域;以及图像重构部,基于算出的上述最佳声速值,利用存储于上述元件数据存储部的元件数据对上述重构区域的图像进行重构而生成重构图像。

[0011] 在此,优选的是,重构区域设定部将由关注区域设定部设定的关注区域加上预定宽度的空白区域而得到的区域设定为重构区域。

[0012] 另外,优选的是,具有图像再生部,该图像再生部利用图像生成部生成的超声波图像和图像重构部重构的重构图像再生成超声波图像。

[0013] 在此,优选的是,图像再生部通过将超声波图像的重构区域置换成重构图像而再生成超声波图像。

[0014] 或者,优选的是,图像再生部通过将超声波图像的重构区域置换成将重构区域的超声波图像和重构图像合成所得的图像而再生成超声波图像。

[0015] 或者,优选的是,图像再生部将超声波图像的关注区域置换成关注区域的重构图像,并且将超声波图像的空白区域置换成以越远离关注区域越增加超声波图像的的比例的方式改变超声波图像和重构图像的比例来将空白区域的超声波图像和重构图像合成所得的图像,而再生成超声波图像。

[0016] 另外,优选的是,关注区域元件数据获取部从存储于元件数据存储部的元件数据取得与关注区域对应的元件数据。

[0017] 或者,优选的是,关注区域元件数据获取部取得振子阵列向设定的关注区域发送超声波并接收超声回波而输出的元件数据。

[0018] 而且,优选的是,关注区域设定部根据来自输入单元的输入指示来设定关注区域。

[0019] 或者,优选的是,关注区域设定部基于超声波图像的相邻像素的亮度值的差提取构造区域,将包含构造区域的区域设定为关注区域。

[0020] 根据具有上述构成的本发明的超声波图像诊断装置,能够缩短最佳声速值的测定、运算所花费的时间,并且能够得到想要观察的组织或病变的画质良好的超声波图像。

附图说明

[0021] 图1是概念性地示出本发明涉及的超声波诊断装置的结构框图。

[0022] 图2是概念性地示出图1的重构图像生成部的结构框图。

[0023] 图3是示意性地表示设定的关注区域及重构区域的图。

[0024] 图4是用于说明图1的超声波图像诊断装置的动作流程图。

具体实施方式

[0025] 以下,基于附图所示的优选实施例,对于本发明的超声波图像诊断装置进行详细说明。

[0026] 图 1 是概念性地示出本发明的超声波图像诊断装置(以下也称为超声波诊断装置)的一例的结构的框图。

[0027] 超声波诊断装置 10 具有:超声波探头 12、与超声波探头 12 连接的发送电路及接收电路 16、A/D 转换部 20、图像生成部 18、元件数据存储部 22、重构图像生成部 24、图像再生成部 26、显示控制部 32、显示部 34、控制部 36、操作部 38 和存储部 40。

[0028] 超声波探头 12 具有通常的超声波诊断装置所使用的振子阵列 42。

[0029] 振子阵列 42 具有排列成一维或二维的多个超声波换能器。这些超声波换能器在拍摄超声波图像时,分别根据从发送电路 14 供给的驱动信号而发送超声波束,并且接收来自被检体的超声回波,输出接收信号。

[0030] 各超声波换能器由在压电体的两端形成有电极的振子构成,压电体例如由以 PZT(锆钛酸铅)为代表的压电陶瓷、以 PVDF(聚偏氟乙烯)为代表的高分子压电元件、以 PMN-PT(铌镁酸/钛酸铅固溶体)为代表的压电单结晶等构成。

[0031] 向这种振子的电极施加脉冲状或连续波的电压时,压电体伸缩,从各个振子产生脉冲状或连续波的超声波,通过这些超声波的合成而形成超声波束。并且,各振子通过接收所传送的超声波而伸缩并产生电信号,这些电信号作为超声波的接收信号而输出。

[0032] 发送电路 14 例如包含多个脉冲发生器,按照基于根据来自控制部 36 的控制信号而选择的声速或声速的分布所设定的发送延迟模式,以使从振子阵列 42 的多个超声波换能器发送的超声波形成超声波束的方式调节各自的驱动信号的延迟量,并向多个超声波换能器供给。

[0033] 接收电路 16 对振子阵列 42 的各超声波换能器接收来自被检体的超声回波而输出的接收信号即每个超声波换能器的元件数据进行接收并放大,将模拟的元件数据向 A/D 转换部 20 供给。

[0034] A/D 转换部 20 将从接收电路 16 供给的模拟的元件数据转换成数字的元件数据。A/D 转换部 20 将数字的元件数据提供给图像生成部 18 的定相加法部 44,并提供给元件数据存储部 22。

[0035] 图像生成部 18 利用从 A/D 转换部 20 供给的数字的元件数据来生成声线信号(接收数据),利用该声线信号来生成超声波图像。

[0036] 图像生成部 18 具有定相加法部 44、信号处理部 46、DSC48、图像处理部 50 以及图像存储器 52。

[0037] 定相加法部 44 根据控制部 36 中设定的接收方向,从预先存储的多个基于声速或声速的分布的接收延迟模式中选择一个接收延迟模式,按照所选择的接收延迟模式,对元件数据施加各自的延迟并进行相加,从而进行接收聚焦处理。通过该接收聚焦处理,生成超声回波的焦点被聚拢的接收数据(声线信号)。

[0038] 定相加法部 44 向信号处理部 46 供给接收数据。

[0039] 信号处理部 46 在对由定相加法部 44 生成的接收数据根据超声波的反射位置的深度进行基于距离的衰减的修正之后,实施包络检波处理,从而生成与被检体内的组织相关

的断层图像信息即 B 模式图像信号。

[0040] DSC(digital scan converter, 数字扫描转换器)48 将由信号处理部 46 生成的 B 模式图像信号转换成与通常的电视信号的扫描方式相应的图像信号(光栅转换)。

[0041] 图像处理部 50 对从 DSC48 输入的 B 模式图像信号实施了灰度处理等各种必要的图像处理之后,将 B 模式图像信号向显示控制部 32 输出,或者存储到图像存储器 52。

[0042] 显示控制部 32 基于由图像处理部 50 实施了图像处理的 B 模式图像信号,使超声波图像显示于显示部 34 上。

[0043] 显示部 34 包含例如 LCD 等显示装置,在显示控制部 32 的控制下显示超声波图像。

[0044] 元件数据存储部 22 依次存储从 A/D 转换部 20 输出的数字的元件数据。另外,元件数据存储部 22 将从控制部 36 输入的与帧率相关的信息(例如超声波的反射位置的深度、扫描线的密度、表示视野宽度的参数)与上述元件数据建立对应而存储。

[0045] 重构图像生成部 24 是在控制部 36 所进行的控制下,计算关注区域的最佳声速并对包含关注区域的区域的图像进行重构的部位。

[0046] 图 2 表示概念性地示出重构图像生成部的结构 24 的框图。

[0047] 如图 2 所示,重构图像生成部 24 具有:关注区域设定部 60、关注区域数据获取部 62、最佳声速计算部 64、重构区域设定部 66、图像重构部 68。

[0048] 关注区域设定部 60 根据来自操作者所操作的操作部 38 的输入来设定关注区域 ROI。

[0049] 图 3 是示意性地表示设定了关注区域 ROI 的超声波图像的一例的图。

[0050] 在图 3 所示的超声波图像中,对想要观察的组织(脏器)或病变这样的对象部位 P 进行拍摄,以包围该对象部位 P 的方式设定关注区域 ROI。另外,设定了图 3 中虚线所示的包含关注区域 ROI 的重构区域 Z。对于重构区域 Z 在后面详细叙述。

[0051] 关注区域设定部 60 将设定的关注区域 ROI 的信息向关注区域数据获取部 62 以及重构区域设定部 66 供给。

[0052] 另外,关注区域设定部 60 并不限于根据来自操作部 38 的输入来设定关注区域 ROI 的结构,也可以采用对由图像生成部 18 生成的超声波图像(B 模式图像信号)进行解析来设定关注区域 ROI 的结构。

[0053] 例如,关注区域设定部 60 也可以在由图像生成部 18 生成的超声波图像中基于相邻像素彼此的亮度值的差来提取构造区域。具体地说,也可以将相邻像素彼此的亮度值的差为预定的值以上的位置(像素)判定为构造区域(组织或病变)的边缘部(边沿),将由边沿包围的区域或较多地包含边沿的区域判定为构造区域即对象部位 P 并提取,将包含对象部位 P 且成为预定形状、大小的区域设定为关注区域 ROI。

[0054] 另外,在对超声波图像进行解析而设定关注区域 ROI 的情况下,也可以将构造区域视为一种区域。或者,也可以根据边沿的连续性、亮度值的电平等而视为两种以上的区域,将各区域判定为对象部位 P 并提取,对应每个对象部位 P 设定关注区域 ROI。

[0055] 关注区域数据获取部 62 基于从关注区域设定部 60 供给的关注区域 ROI 的信息,从存储于元件数据存储部 22 的元件数据读出与关注区域 ROI 对应的位置的元件数据,提供给最佳声速计算部 64。

[0056] 另外,关注区域数据获取部 62 并不限于从元件数据存储部 22 读出与关注区域

ROI 对应的位置的元件数据的结构。例如,也可以构成为,在设定了关注区域 ROI 之后,振子阵列 42 对设定的关注区域 ROI 聚焦并实施超声波的发送,关注区域数据获取部 62 取得向关注区域 ROI 发送超声波并接收该超声回波而得到的元件数据作为与关注区域 ROI 对应的位置的元件数据。

[0057] 最佳声速计算部 64 是算出所设定的关注区域 ROI 内的最佳声速值的部位。

[0058] 在此,最佳声速值是在对设定声速进行各种变更并基于各设定声速进行接收聚焦处理而形成了超声波图像的情况下,图像的对比度和 / 或锐度为最高的设定声速值。例如,如日本特开平 8-317926 号公报所记载的那样,可以基于图像的对比度、扫描方向的空间频率、分散等进行最佳声速值的判定。

[0059] 作为一例,最佳声速计算部 64 使设定声速 v 以每 50m/s 从 1400m/s 变化到 1650m/s,算出各设定声速 v 下的关注区域 ROI 的图像的锐度。即,在各设定速度 v 中,基于设定速度 v 利用从关注区域数据获取部供给的与关注区域 ROI 对应的元件数据进行接收聚焦处理并生成声线信号,由该声线信号形成超声波图像,算出各设定声速 v 下的关注区域 ROI 的图像的锐度。

[0060] 最佳声速计算部 64 对各设定声速 v 下的图像的锐度值进行比较,将得到的锐度值最高的设定声速 v 设定为最佳声速值。

[0061] 最佳声速计算部 64 将算出的最佳声速值提供给图像重构部 68。

[0062] 重构区域设定部 66 是设定利用最佳声速计算部 64 算出的最佳声速值对图像进行重构的区域即重构区域 Z 的部位。

[0063] 重构区域设定部 66 将包含从关注区域设定部 60 供给的关注区域 ROI 并且比关注区域 ROI 大的区域设定为重构区域 Z。

[0064] 作为一例,如图 3 所示,重构区域设定部 66 将在关注区域 ROI 的边缘部加上预定宽度的区域而得到的区域设定为重构区域 Z。另外,在以下的说明中,将重构区域 Z 的关注区域 ROI 以外的区域称为空白区域。

[0065] 另外,重构区域 Z 的大小没有特别限定,但设为加上了与探头的移动或组织的移动相当的大小的空白区域的大小为优选。由此,即使在对象部位 P 由于探头的移动或组织的移动而从关注区域 ROI 偏出的情况下,也能够防止其从重构区域 Z 偏出。

[0066] 重构区域设定部 66 将设定的重构区域 Z 的信息向图像重构部 68 供给。

[0067] 图像重构部 68 是基于最佳声速值对重构区域 Z 的图像进行重构的部位。

[0068] 图像重构部 68 首先基于由重构区域设定部 66 供给的重构区域 Z 的信息,从存储于元件数据存储部 22 的元件数据读出与重构区域 Z 对应的位置的元件数据。接着,对读出的元件数据基于从最佳声速计算部 64 供给的最佳声速值而进行接收聚焦处理,生成声线信号,由该声线信号生成重构区域 Z 的 B 模式图像信号。进而,对生成的 B 模式图像信号进行光栅变换,并且实施灰度处理等各种必要的图像处理,生成重构图像。

[0069] 图像重构部 68 将生成的重构图像向图像再生部 26 供给。

[0070] 如上所述,通过构成为在生成超声波图像时,在超声波图像中设定关注区域,在关注区域中求出最佳声速值,能够提高关注区域即想要观察的组织或病变的画质,能够在短时间内求出最佳声速值。

[0071] 但是,在超声波图像中设定了关注区域的情况下,想要观察的组织或病变有可能

因探头的移动或组织的移动而从设定的关注区域偏出。在设定关注区域,在关注区域中求出最佳声速值来生成超声波图像的情况下,在关注区域中,利用与想要观察的组织或病变最适合的声速值来生成超声波图像,但在从关注区域偏出的区域中,将利用与想要观察的组织或病变最适合的声速值不同的声速值来生成超声波图像。因此,想要观察的组织或病变从关注区域偏出时,图像的品质有可能降低。

[0072] 与此相对地,本发明在包含关注区域并比关注区域大的重构区域中,基于关注区域的最佳声速值对图像进行重构。由此,即使想要观察的组织或病变因探头的移动或组织的移动而从设定的关注区域偏出,也能够得到想要观察的组织或病变的画质良好的超声波图像。

[0073] 图像再生成部 26 是在超声波图像上合成从图像重构部 68 供给的重构图像而再生成超声波图像的部位。

[0074] 具体地说,图像再生成部 26 读出存储于图像存储器 52 的超声波图像,并且取得从图像重构部 68 供给的重构图像,将超声波图像的重构区域 Z 的图像替换成重构图像,生成新的超声波图像。

[0075] 图像再生成部 26 将生成的新的超声波图像向显示控制部 32 供给。

[0076] 在此,图像再生成部 26 并不限于将超声波图像的重构区域 Z 的图像替换成重构图像的结构。

[0077] 例如,也可以将超声波图像的重构区域 Z 的图像的各像素的亮度值和重构图像的对应的各像素的亮度值以预定的比例合成而求出各像素的亮度值,将得到的图像作为重构区域 Z 的图像,生成新的超声波图像。

[0078] 或者,也可以是关注区域 ROI 的图像替换成对应的重构图像,空白区域的图像替换成将对应位置的超声波图像和重构图像合成而得到的图像,作为新的超声波图像。进而,空白区域的图像也可以通过如下方式求出:使超声波图像和重构图像合成的比例在关注区域侧提高重构图像的比例,随着从关注区域离开而提高超声波图像的比例,这样将超声波图像和重构图像合成来求出空白区域的图像。

[0079] 控制部 36 基于由操作者从操作部 38 输入的指令,进行超声波诊断装置各部的控制。

[0080] 在此,在操作者从操作部 38 进行了设定关注区域 ROI 的输入时,控制部 36 将从操作部 38 输入的关注区域 ROI 的信息向关注区域设定部 60 供给。

[0081] 操作部 38 是用于操作者进行输入操作的部件,可以由键盘、鼠标、轨迹球、触摸板等形成。

[0082] 另外,操作部 38 具备用于操作者进行关注区域 ROI 的信息的输入操作的输入装置。

[0083] 存储部 40 存储动作程序等,可以使用硬盘、软盘、MO、MT、RAM、CD-ROM、DVD-ROM 等存储介质。

[0084] 另外,定相加法部 44、信号处理部 46、DSC48、图像处理部 50、显示控制部 32 以及重构图像生成部 24 由 CPU 及用于使 CPU 进行各种处理的动作程序构成,但它们也可以由数字电路构成。

[0085] 另外,在上述实施例中,设为如下结构,生成重构图像的图像重构部 68 和生成超

声波图像的图像生成部 18 作为分别的部位,但并不限于此,也可以是图像生成部 18 兼作为图像重构部的结构。

[0086] 即,也可以构成为,最佳声速计算部 64 算出关注区域 ROI 的最佳声速值,重构区域设定部设定了重构区域 Z 之后,图像生成部 18 的定相加法部 44 读出与重构区域 Z 对应的元件数据,基于关注区域的最佳声速值实施接收聚焦处理而生成声线信号,信号处理部 46 利用该声线信号生成 B 模式图像信号,DSC48 将 B 模式图像信号进行光栅变换,图像处理部 50 实施图像处理,生成重构图像。

[0087] 接着,参照图 4 的流程图具体地说明超声波诊断装置 10 的动作。

[0088] 操作者将超声波探头 12 抵接于被检体的表面而开始测定时,按照从发送电路 14 供给的驱动信号,从振子阵列 42 发送超声波束,振子阵列 42 接收来自被检体的超声回波,输出接收信号(元件数据)。

[0089] 接收电路 16 将模拟的元件数据放大并提供给 A/D 转换部 20, A/D 转换部 20 将模拟的元件数据变换为数字的元件数据,提供给图像生成部 18 的定相加法部 44,并提供给元件数据存储部 22。

[0090] 图像生成部 18 的定相加法部 44 对元件数据进行接收聚焦处理,生成接收数据(声线信号),并提供给信号处理部 46。信号处理部 46 对声线信号进行处理,生成 B 模式图像信号。DSC48 对 B 模式图像信号进行光栅变换,图像处理部 50 实施图像处理,生成超声波图像。所生成的超声波图像存储于图像存储器 52,并且通过显示控制部 32 将超声波图像显示于显示部 34(S102)。

[0091] 接下来,操作者参照所显示的超声波图像对操作部 38 进行操作,输入关注区域 ROI 的设定指示。关注区域设定部 60 根据来自操作部 38 的输入指示来设定关注区域 ROI(S104)。

[0092] 设定了关注区域 ROI 时,关注区域数据获取部 62 基于所设定的关注区域 ROI 的信息,从元件数据存储部 22 读出与关注区域 ROI 对应的位置的元件数据,提供给最佳声速计算部 64(S106)。

[0093] 最佳声速计算部 64 使设定声速 v 以每 50m/s 从 1400m/s 变更到 1650m/s,在各设定速度 v 中,利用与关注区域 ROI 对应的位置的元件数据进行接收聚焦处理而生成声线信号,利用该声线信号形成超声波图像,算出各设定声速 v 下的关注区域 ROI 的图像的锐度(S108 ~ S114)。

[0094] 对各设定声速 v 下的图像的锐度值进行比较,将得到的锐度值最高的设定声速 v 设定为最佳的声速值 V (最佳声速值 V)(S116)。

[0095] 另一方面,重构区域设定部 66 在设定的关注区域 ROI 的边缘部加上预定宽度的空白区域而设定重构区域 Z(S118)。

[0096] 图像重构部 68 读出与重构区域 Z 对应的位置的元件数据,基于最佳声速值 Z 进行接收聚焦处理,生成声线信号,利用该声线信号形成重构区域 Z 的图像(重构图像)(S120)。

[0097] 图像再生成部 26 从图像存储器 52 读出超声波图像,将超声波图像的重构区域置换成重构图像,生成新的超声波图像(S122)。

[0098] 这样一来,本发明的超声波诊断装置 10 算出所设定的关注区域 ROI 的最佳声速值,并利用该最佳声速对放大了关注区域 ROI 的重构区域 Z 的图像进行重构,因此,即使想

要观察的组织或病变由于探头的移动或组织的移动而从设定的关注区域偏出,也能够得到想要观察的组织或病变的画质良好的超声波图像。

[0099] 本发明基本上如上所述。

[0100] 以上,详细说明了本发明,然而本发明并不限于上述实施方式,不言而喻还可以在不脱离本发明的主旨的范围内进行各种改变或变更。

[0101] 附图标记说明

[0102] 10 超声波诊断装置

[0103] 12 超声波探头

[0104] 14 发送电路

[0105] 16 接收电路

[0106] 18 图像生成部

[0107] 20 A/D 转换部

[0108] 22 元件数据存储部

[0109] 24 重构图像生成部

[0110] 26 图像再生成部

[0111] 32 显示控制部

[0112] 34 显示部

[0113] 36 控制部

[0114] 38 操作部

[0115] 40 存储部

[0116] 42 振子阵列

[0117] 44 定相加法部

[0118] 46 信号处理部

[0119] 48 DSC

[0120] 50 图像处理部

[0121] 52 图像存储器

[0122] 60 关注区域设定部

[0123] 62 关注区域数据获取部

[0124] 64 最佳声速计算部

[0125] 66 重构区域设定部

[0126] 68 图像重构部

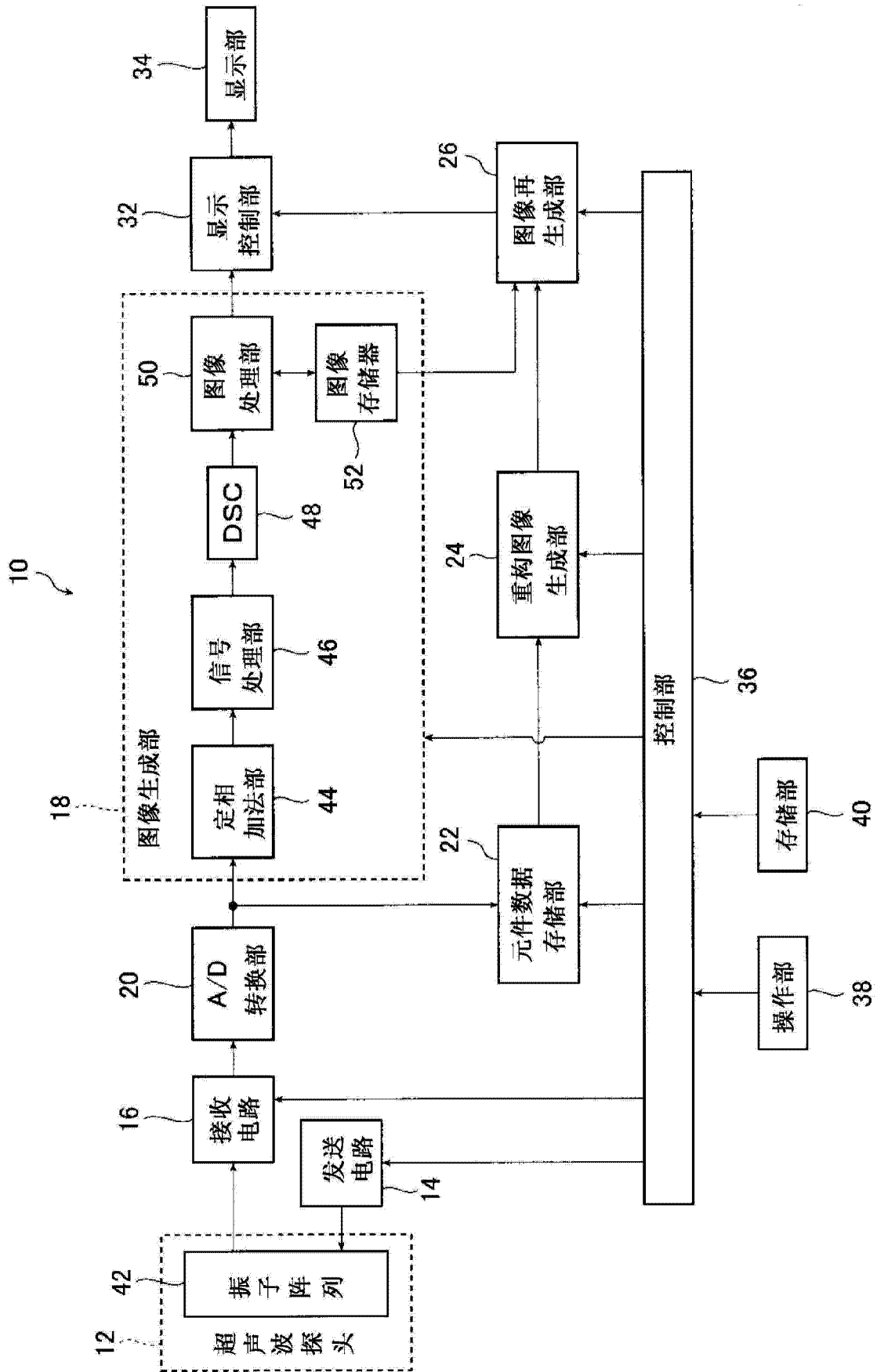


图 1

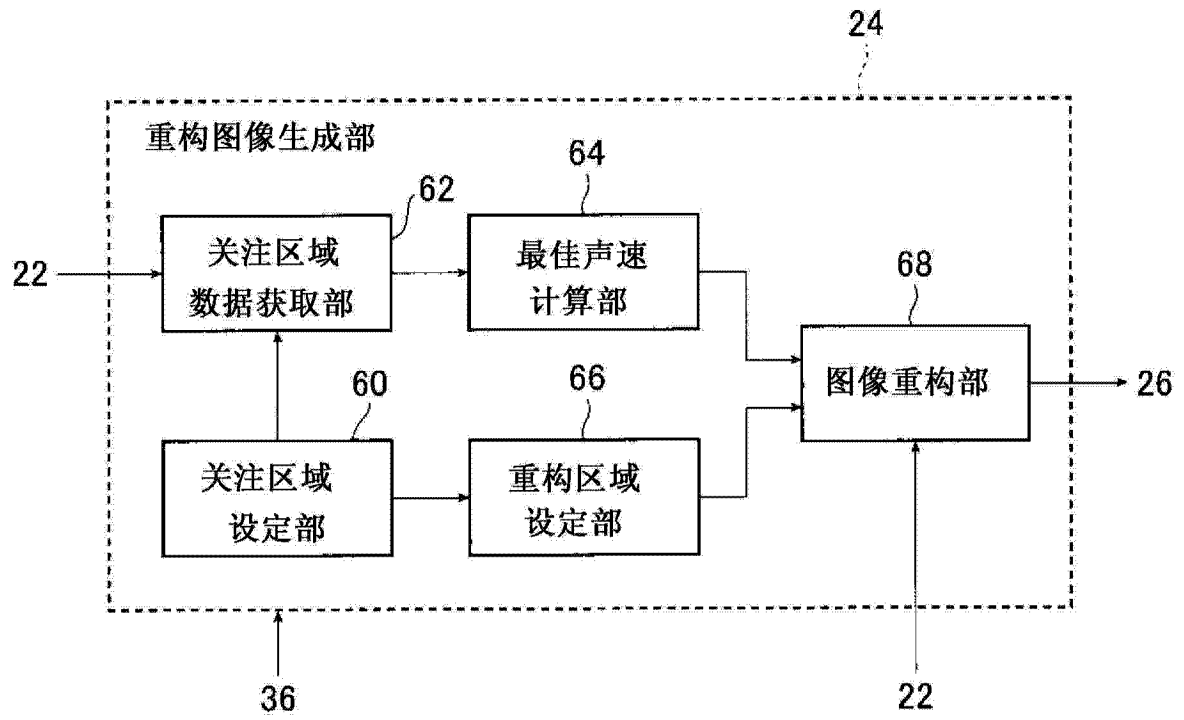


图 2

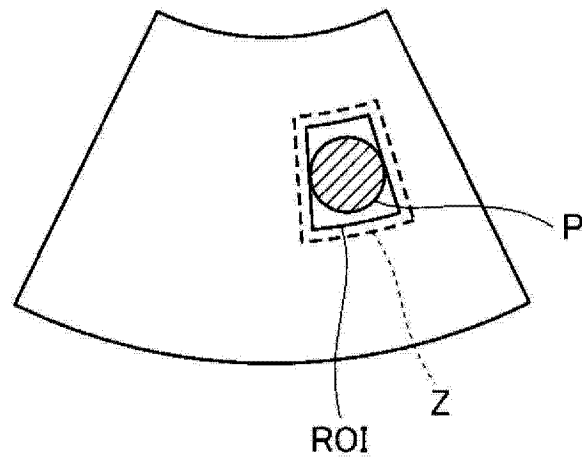


图 3

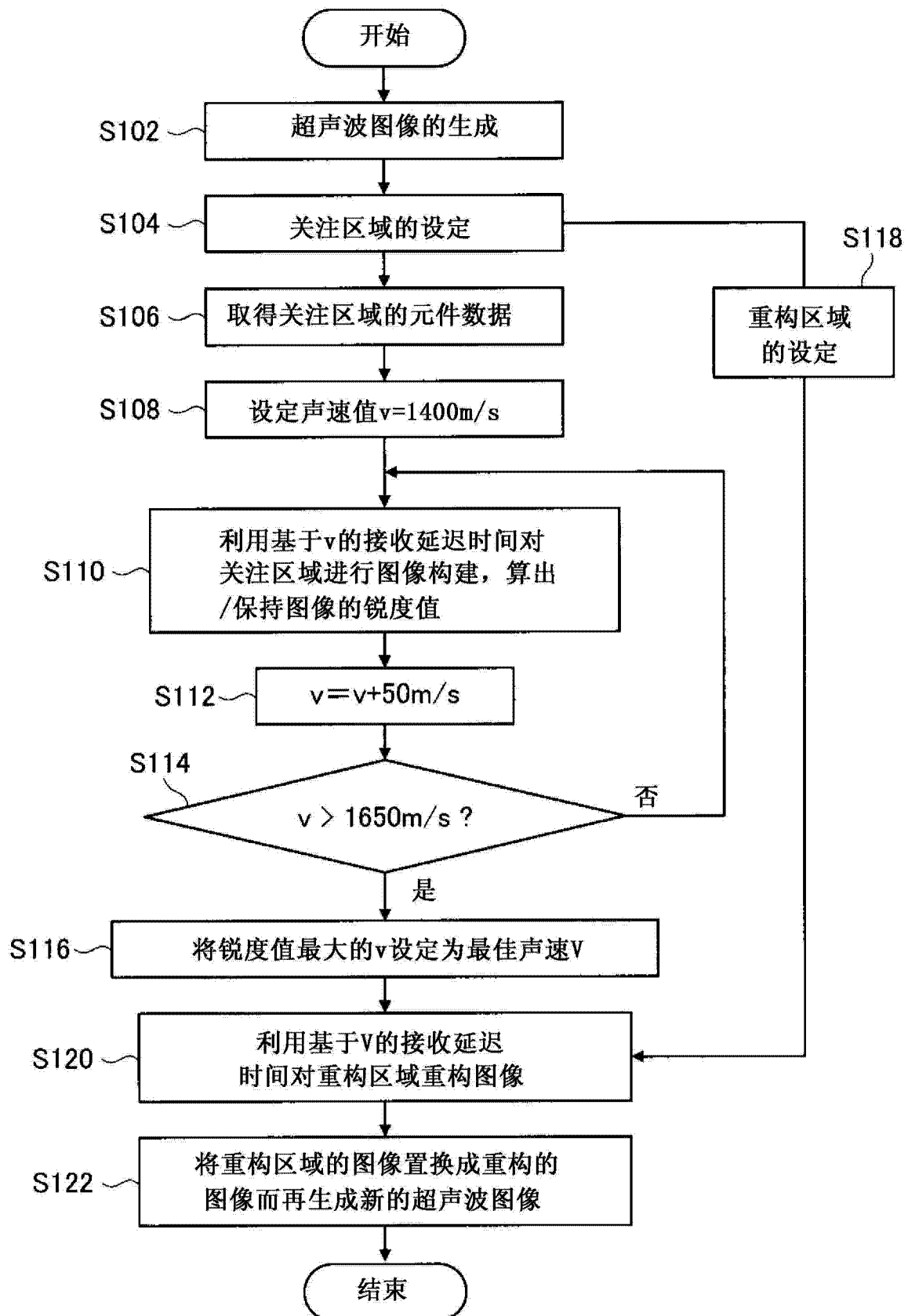


图 4

专利名称(译)	超声波图像诊断装置		
公开(公告)号	CN104363837A	公开(公告)日	2015-02-18
申请号	CN201380027420.2	申请日	2013-05-21
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	胜山公人		
发明人	胜山公人		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/5215 A61B8/469		
代理人(译)	苏卉		
优先权	2012120011 2012-05-25 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的目的在于提供一种超声波图像诊断装置，能够缩短最佳声速值的测定、运算所花费的时间，并且能够得到想要观察的组织或病变的画质良好的超声波图像。本发明的超声波图像诊断装置具有：存储元件数据的元件数据存储部、设定关注区域的关注区域设定部、利用关注区域的元件数据算出关注区域的最佳声速值的最佳声速计算部、设定包含关注区域并且比关注区域大的重构区域的重构区域设定部以及基于最佳声速值对重构区域的图像进行重构而生成重构图像的图像重构部。

