



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102487603 A

(43) 申请公布日 2012. 06. 06

(21) 申请号 201180002179. 9

(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

(22) 申请日 2011. 08. 30

代理人 孙蕾

(30) 优先权数据

2010-191877 2010. 08. 30 JP

(51) Int. Cl.

2011-186302 2011. 08. 29 JP

A61B 8/00(2006. 01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

2011. 11. 24

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2011/004818 2011. 08. 30

(87) PCT申请的公布数据

W02012/029287 JA 2012. 03. 08

(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 鹭见笃司 市冈健一 中屋重光

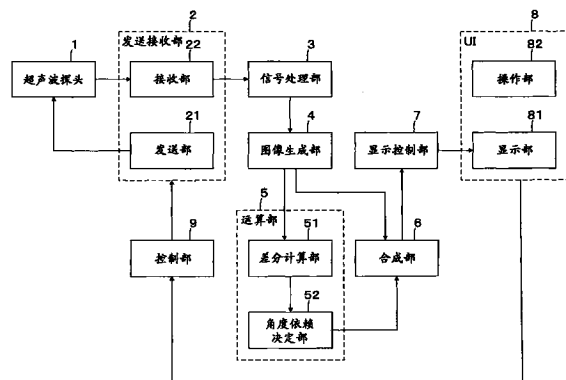
权利要求书 2 页 说明书 21 页 附图 6 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置

(57) 摘要

提供一种可以生成构造物的灵敏度良好且伪影难以突显的图像的超声波诊断装置。本实施方式涉及的医用图像处理装置具有摄影单元、运算单元与合成单元。摄影单元使超声波向多个不同的偏向角偏向而对被检体发送超声波，接收来自被检体的回波信号，生成超声波的偏向角分别不同的多个超声波图像数据。运算单元根据多个超声波图像数据，求出多个超声波图像数据间的对偏向角的角度依赖的倾向。合成部根据角度依赖的倾向改变多个超声波图像数据的权重来合成多个超声波图像数据。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,包括:

摄影部,使超声波向多个不同的偏向角偏向来对被检体发送超声波,接收来自上述被检体的回波信号,生成上述超声波的上述偏向角分别不同的多个超声波图像数据;

运算部,根据上述多个超声波图像数据,求出上述多个超声波图像数据间的对上述偏向角的角度依赖的倾向;以及

合成部,根据上述角度依赖的倾向,对上述多个超声波图像数据分别进行加权,合成上述多个超声波图像数据。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述运算部求出上述多个超声波图像数据间的相互的差分,根据上述差分的组合求出上述角度依赖的倾向。

3. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述运算部根据上述差分的组合,求出来自上述被检体内的构造体的回波信号的强度或者伪影的信号强度相对变高的偏向角的方向作为上述角度依赖的倾向,

上述合成部对上述多个超声波数据中的来自上述构造体的上述回波信号的强度相对地变高的偏向角的超声波图像数据进行合成。

4. 根据权利要求3所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述摄影部使上述超声波向第1偏向角偏向而生成上述第1偏向角的第1超声波图像数据,使上述超声波向与上述第1偏向角不同的第2偏向角偏向而生成上述第2偏向角的第2超声波图像数据,将上述第1偏向角位于其间并使上述超声波向与上述第2偏向角相反侧的第3偏向角偏向而生成上述第3偏向角的第3超声波图像数据;

上述运算部求出上述第1超声波图像数据与上述第2超声波图像数据的第1差分、上述第1超声波图像数据与上述第3超声波图像数据的第2差分以及上述第2超声波图像数据与上述第3超声波图像数据的第3差分,根据上述第1差分与上述第2差分,求出来自上述构造体的上述回波信号的强度或者上述伪影的信号强度相对地变高的偏向角的方向,并根据上述第3差分,求出来自上述构造体的上述回波信号的强度或者上述伪影的信号强度的哪一个相对地变高;

上述合成部在来自上述构造体的上述回波信号的强度相对地变高的情况下,对上述第1超声波图像数据、上述第2超声波图像数据以及上述第3超声波图像数据中来自上述构造体的上述回波信号的强度相对地变高的超声波图像数据进行合成,在上述伪影的信号强度相对地变高的情况下,对上述第1超声波图像数据、上述第2超声波图像数据以及上述第3超声波图像数据中上述伪影的信号强度相对地变低的超声波图像数据进行合成。

5. 根据权利要求4所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述运算部通过比较预先设定的第1阈值与上述第1差分、且比较预先设定的第2阈值与上述第2差分,求出来自上述被检体内的构造体的回波信号的强度或者伪影的信号强度依赖于上述第2偏向角或者上述第3偏向角的哪一个;

进而,通过比较预先设定的第3阈值与上述第3差分,求出来自上述构造体的上述回波信号的强度或者上述伪影的信号强度的哪一个相对地变高。

6. 根据权利要求5所述的超声波诊断装置,其特征在于,还具备:

用户接口,用于设定上述第1阈值、上述第2阈值以及上述第3阈值,

上述运算部根据在上述用户接口中所设定的上述第 1 阈值、上述第 2 阈值以及上述第 3 阈值,比较该第 1 阈值与上述第 1 差分、并且比较该第 2 阈值与上述第 2 差分、并且比较该第 3 阈值与第 3 差分。

7. 根据权利要求 4 所述的超声波诊断装置,其特征在于,还具备:用户接口,用于指定上述超声波图像的摄影部位;以及

存储部,将上述合成部的多个合成方法与上述偏向角的方向、来自上述构造体的上述回波信号的强度或上述伪影的信号强度的哪一个相对地高的判定结果以及上述被指定的摄影部位相对应起来进行存储,

上述合成部根据上述运算部求出的上述偏向角的方向以及上述判定结果与上述摄影部位,选择上述合成方法的某一个,根据该合成方法合成超声波图像数据。

8. 一种超声波诊断装置,其特征在于,包括:

摄影部,使超声波向多个不同的偏向角偏向来对被检体发送超声波,接收来自上述被检体的回波信号,生成上述超声波的上述偏向角分别不同的多个超声波图像数据;

运算部,根据上述多个超声波图像数据,求出上述多个超声波图像数据间的对上述偏向角的角度依赖的倾向;以及

合成部,通过合成上述多个超声波图像数据来生成合成图像数据,对上述合成图像合成表示上述角度依赖的倾向的信息。

9. 根据权利要求 8 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述运算部求出上述多个超声波图像数据间的相互的差分,根据上述差分求出上述角度依赖的倾向。

10. 根据权利要求 8 或 9 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述合成部将表示上述角度依赖的倾向的信息设为规定的颜色,并合成在上述合成图像数据中。

超声波诊断装置

技术领域

[0001] 本发明的实施方式涉及超声波诊断装置。

背景技术

[0002] 在超声波诊断装置中,有称作复合扫描(compound scanning)的技术。在复合扫描中,变更偏向角并对被检体发送超声波(发送波束)。另外,在复合扫描中,根据使偏向角不同的各发送波束来生成多个超声波数据。而且,在称作复合扫描中,合成并显示这些多个超声波图像数据。作为超声波图像数据的合成方法,作为一个例子有算术平均。关于由超声波诊断装置所接收的回波信号的强度,根据生物体内的构造物与发送波束所形成的角度而变化。例如,在使用线型超声波探头扫描血管的短轴断面时,血管的上下内膜被比较清晰地描绘出来,但却是难以描绘左右的内膜。在此,通过合成改变了发送波束的偏向角的多个超声波图像,相互插补由于角度依赖而引起的回波信号的缺失。其结果,可以更清晰地提取出构造物。另外,一旦发送波束的偏向角发生变化,则旁波瓣或多重反射等伪影的所产生的位置或强度发生变化。如果对改变了发送波束的偏向角的多个超声波图像进行算术平均,则可以相对减少伪影。

[0003] 【现有技术文献】

[0004] 【专利文献】

[0005] 【专利文献 1】日本特开 2009-82469 号公报

发明内容

[0006] 然而,在扫描某部位时,存在即使根据某个偏向角的发送波束取得灵敏度良好的图像数据,如果根据其它偏向角的发送波束进行扫描时,则会取得灵敏度降低的图像数据的情况。这样,如果将灵敏度良好的图像数据与灵敏度差的图像数据进行算术平均,则该部位的信号强度降低。作为回避信号强度降低的方法,有在多个超声波图像数据中,显示相同位置上的像素值的最大值的方法。根据该方法,可以防止构造物的信号降低,但是有时伪影容易突显出来。

[0007] 本实施方式目的在于提供可以生成灵敏度良好且伪影难以突显的构造物的图像的超声波诊断装置。

[0008] 本实施方式涉及的医用图像处理装置具有:摄影单元、运算单元与合成单元。摄影单元使超声波向多个不同的偏向角偏向且对被检体发送超声波。另外,摄影单元接收来自被检体的回波信号,生成超声波的偏向角各自不同的多个超声波图像数据。运算单元根据多个超声波图像数据,求出多个超声波图像数据间的对偏向角的角度依赖的倾向。合成单元根据角度依赖的倾向改变多个超声波图像数据的权重并合成多个超声波图像数据。

附图说明

[0009] 图 1 为与第 1 实施方式相关的超声波诊断装置的框图。

- [0010] 图 2 为表示扫描的概念的图。
- [0011] 图 3 为示意性地表示超声波图像的图。
- [0012] 图 4 为表示扫描的概念的图。
- [0013] 图 5 为表示与第 1 实施方式相关的超声波诊断装置的一连串动作的流程图。
- [0014] 图 6 为与第 2 实施方式相关的超声波诊断装置的框图。
- [0015] 图 7 为表示与第 2 实施方式相关的超声波诊断装置的一连串动作的流程图。
- [0016] 符号说明
- [0017] 1 超声波探头
- [0018] 2 发送接收部
- [0019] 3 信号处理部
- [0020] 4 图像生成部
- [0021] 5、5A 运算部
- [0022] 6、6A 合成部
- [0023] 7 显示控制部
- [0024] 8 用户接口 (UI)
- [0025] 9 控制部
- [0026] 51 差分计算部
- [0027] 52 角度依赖决定部

具体实施方式

[0028] [第 1 实施方式]

[0029] 参照图 1, 针对与第 1 实施方式相关的超声波诊断装置进行说明。图 1 为与第 1 实施方式相关的超声波诊断装置的框图。第 1 实施方式涉及的超声波诊断装置具有: 超声波探头 1、发送接收部 2、信号处理部 3、图像生成部 4、运算部 5、合成部 6、显示控制部 7、用户接口 (UI) 8 与控制部 9。

[0030] (超声波探头 1)

[0031] 在超声波探头 1 中, 使用多个超声波振子沿扫描方向一维配置的一维阵列探头或者多个超声波振子二维配置的二维阵列探头。超声波探头 1 对被检体发送超声波, 并接收来自被检体的反射波作为回波信号。

[0032] (发送接收部 2)

[0033] 发送接收部 2 具有发送部 21 与接收部 22。发送接收部 2 向超声波探头 1 供给电信号并产生超声波。另外, 发送接收部 2 接收超声波探头 1 接收到的回波信号。

[0034] (发送部 21)

[0035] 发送部 21 向超声波探头 1 供给电信号并产生超声波。发送部 21 向超声波探头 1 供给电信号并发送对规定的焦点波束成形 (发送波束成形) 的超声波。发送部 21 具有例如未图示的时钟发生器、发送延迟电路与脉冲产生器电路。时钟发生器产生决定超声波信号的发送定时或发送频率的时钟信号。发送延迟电路在发送超声波时施加延迟。即, 发送延迟电路通过会聚用延迟时间在规定的深度会聚超声波, 并通过偏向用延迟时间在规定方向上发送超声波, 从而实施发送聚焦。脉冲产生器电路具有与各超声波振子对应的单独通

道数量的脉冲产生器。脉冲产生器电路按照施加了延迟后的发送定时生成驱动脉冲,并向超声波探头 1 的各超声波振子供给驱动脉冲。

[0036] (接收部 22)

[0037] 接收部 22 接收超声波探头 1 接收到的回波信号。另外,接收部 22 对该回波信号进行延迟处理。通过该处理,模拟的回波信号被转换为定相(接收波束成形)的数字数据。接收部 22 具有例如未图示的前置放大器电路、A/D 转换器、接收延迟电路与加法器。前置放大器电路针对每一接收通道放大从超声波探头 1 的各超声波振子所输出的回波信号。A/D 转换器将所放大的回波信号转换为数字信号。接收延迟电路对转换为数字信号的回波信号提供用于决定接收指向性所需要的延迟时间。具体而言,接收延迟电路对数字回波信号提供用于将来自规定的深度的超声波进行会聚的会聚用延迟时间、以及用于对规定方向设定接收指向性的偏向用延迟时间。加法器对被提供了延迟时间的回波信号进行加法计算。通过该加法计算,强调来自与接收指向性相应的方向的反射分量。即,通过接收延迟电路与加法器,定相相加计算从规定方向所取得的回波信号。接收部 22 将实施了延迟处理后的回波信号输出至信号处理部 3。

[0038] (信号处理部 3)

[0039] 信号处理部 3 具有 B 模式处理部。B 模式处理部从接收部 22 接收回波信号,并进行回波信号的振幅信息的影像化。具体而言,B 模式处理部对于回波信号进行带通滤波器处理。之后,B 模式处理部对输出信号的包络线进行检波,并对于所检波出的数据实施基于对数转换的压缩处理。另外,信号处理部 3 也可以具有 CFM(Color Flow Mapping:彩色血流成像)处理部。CFM 处理部进行血流信息的影像化。血流信息以二值化信息形式被取得。在血流信息中具有速度、分布或者能量等的信息。另外,信号处理部 3 也可以具有多普勒处理部。多普勒处理部通过对回波信号进行相位检波而取出多普勒偏移频率分量。另外,多普勒处理部通过实施 FFT 处理而生成表示血流速度的多普勒频率分布。信号处理部 3 将实施了信号处理的回波信号(超声波栅格数据)输出至图像生成部 4。

[0040] (图像生成部 4)

[0041] 图像生成部 4 根据从信号处理部 3 输出的信号处理后的回波信号(超声波栅格数据)生成超声波图像数据。图像生成部 4 具有例如 DSC(Digital Scan Converter:数字扫描转换器)。图像生成部 4 将用扫描线的信号列所表示的信号处理后的回波信号转换为用正交坐标系所表示的图像数据(扫描转换处理)。图像生成部 4 对由 B 模式处理部实施了信号处理的回波信号实施扫描转换处理。通过该扫描转换处理,生成表示被检体的组织形状的 B 模式图像数据。图像生成部 4 将超声波图像数据分别输出至运算部 5 与合成部 6。

[0042] 例如,超声波探头 1 以及发送接收部 2 通过超声波扫描被检体内的断面。图像生成部 4 生成二维地表示断面中的组织形状的 B 模式图像数据(断层像数据)。另外,超声波探头 1 以及发送接收部 2 也可以通过使用超声波扫描三维区域来取得体数据。在该情况下,图像生成部 4 也可以对体数据实施体绘制。通过体绘制生成立体地表示组织形状的三维图像数据。而且,图像生成部 4 也可以对体数据实施 MPR(Multi Planar Reconstruction:多平面重建)处理。通过 MPR 处理生成任意断面的图像数据(MPR 图像数据)。另外,利用超声波探头 1、发送接收部 2、信号处理部 3 与图像生成部 4 构成“摄影单元”的一个例子。

[0043] 本实施方式涉及的超声波诊断装置也可以包括未图示的图像存储部。图像存储部

存储通过本实施方式涉及的超声波诊断装置所取得的数据。例如,图像存储部存储从接收部 22 输出的回波信号。另外,图像存储部也可以存储从信号处理部 3 输出的超声波栅格数据。而且,图像存储部也可以存储从图像生成部 4 输出的断层像数据等的超声波图像数据。

[0044] (复合扫描)

[0045] 本实施方式涉及的超声波诊断装置使超声波向多个不同的偏向角偏向并对超声波进行发送接收。另外,超声波诊断装置根据接收到的回波信号,生成超声波的偏向角各自不同的多个超声波图像数据。例如,控制部 9 进行偏向角的控制。控制部 9 将包含表示偏向角的信息的控制信号输出至发送接收部 2。发送接收部 2 在控制部 9 的控制下,改变偏向角并进行超声波的发送接收。操作者既可以使用操作部 82 输入任意偏向角,也可以在控制部 9 中预先设定偏向角。例如,当操作者使用操作部 82 输入多个不同的偏向角时,表示各偏向角的信息从用户接口 (UI) 8 输出至控制部 9。控制部 9 按照从操作部 82 输入的偏向角控制发送接收部 2 的超声波的发送接收。另外,有时将在多个不同的偏向角的方向上发送接收超声波的扫描称作复合扫描。参照图 2,针对复合扫描进行说明。图 2 为表示扫描的概念的图。在该实施方式中,针对作为超声波图像数据的一个例子生成断层像数据的情况进行说明。

[0046] 作为一个例子,对使超声波向 3 个不同的偏向角偏向并发送接收超声波,生成偏向角各自不同的 3 个断层像数据的情况进行说明。发送接收部 2 在控制部 9 的控制下,使超声波分别向第 1 偏向角、第 2 偏向角以及第 3 偏向角偏向并发送接收超声波。第 1 偏向角为第 2 偏向角与第 3 偏向角之间的角度。作为第 1 偏向角的一个例子,针对偏向的角度为 0° 的情况进行说明。即,第 1 偏向角相当于不使超声波偏向时的角度。第 2 偏向角与第 3 偏向角为使第 1 偏向角位于中间且相互向相反侧偏向的角度。第 1 偏向角、第 2 偏向角以及第 3 偏向角可以由操作者使用操作部 82 输入。

[0047] 图像生成部 4 生成超声波向第 1 偏向角偏向了的断层像数据 C。另外,图像生成部 4 生成超声波向第 2 偏向角偏向了的断层像数据 L1。另外,生成超声波向第 3 偏向角偏向了的断层像数据 R1。图 2 示意性地表示各断层图像数据。图 2 所示的断层图像数据 C 为超声波向第 1 偏向角 (偏向的角度为 0°) 偏向了的图像数据。即,断层图像数据 C 为不使超声波偏向而取得的图像数据。断层图像数据 L1 为超声波向第 2 偏向角 (在图 2 中左侧) 偏向了的图像数据。断层图像数据 R1 为超声波向第 3 偏向角 (在图 2 中右侧) 偏向了的图像数据。断层图像数据 C、断层图像数据 L1 以及断层图像数据 R1 由后述的合成部 6 合成。根据该合成,生成图 2 所示的合成图像数据 TC。

[0048] (超声波的偏向角与回波信号的强度的关系)

[0049] 参照图 3,针对超声波的偏向角与回波信号的强度的关系进行说明。图 3 为示意性地表示超声波图像的图。在断层图像数据 C、断层图像数据 L1 以及断层图像数据 R1 中分别显示相同短轴断面的血管图像。在断层图像数据 C 中示出血管图像 200。在断层图像数据 L1 中示出血管图像 300。在断层图像数据 R1 中示出血管图像 400。血管图像 200、血管图像 300 以及血管图像 400 分别为相同短轴断面的图像。

[0050] 即使是相同生物体的构造体,来自与发送波束 (超声波) 正交的构造物的回波信号的强度也相对变高。虽然构造物自身的位置不变化,但是回波信号的强度的分布根据发送波束的偏向角而发生变化。另一方面,在发送波束以及接收波束的轴上,在到超声波探头

1 的距离整数倍的位置上显现为伪影。该伪影由于在生物体的构造物与超声波探头 1 的表面上产生的多重反射而产生。

[0051] 例如,在断层图像数据 C 中,血管图像 200 中的区域 210 为与发送波束正交的区域。因此,来自区域 210 的回波信号的强度相对变高。由于断层图像数据 C 为基于偏向的角度为 0° 的超声波的图像,因此,清晰地描绘出相当于上下的血管壁的区域 210。另外,在发送波束的轴上显现虚像 220。

[0052] 在断层图像数据 L1 中,血管图像 300 中的区域 310 为与发送波束正交的区域。因此,来自区域 310 的回波信号的强度相对变高。由于断层图像数据 L1 为基于向第 2 偏向角(在图 2 中左侧)偏向了的超声波的图像,因此,从血管的右侧对发送波束进行发送。因此,清晰地描绘出根据第 2 偏向角倾斜的区域 310。另外,虚像 320 也显现在根据第 2 偏向角倾斜了的位置上。

[0053] 在断层图像数据 R1 中,血管图像 400 中的区域 410 为与发送波束正交的区域。因此,来自区域 410 的回波信号的强度相对变高。由于断层图像数据 R1 为基于向第 3 偏向角(在图 2 中右侧)偏向了的超声波的图像,因此,从血管的左侧对发送波束进行发送。因此,清晰地描绘出根据第 3 偏向角倾斜的区域 410。另外,虚像 420 也显现在根据第 3 偏向角倾斜了的位置上。

[0054] 如上所述,如果发送波束的偏向角发生变化,则来自构造物的回波信号的强度分布发生变化。另外,如果发送波束的偏向角变化,则伪影产生的位置以及强度也发生变化。在该实施方式中,针对基于发送波束的偏向角的来自构造物的回波信号的强度分布的变化以及基于发送波束的偏向角的伪影的发生位置的变化进行图案化。例如,将来自构造物的回波信号的强度分布以及伪影的发生位置按照每一发送波束的偏向角进行分类。另外,将该分类预先定义为发送波束的角度依赖图案(角度依赖的倾向)。

[0055] (角度依赖的图案)

[0056] 以下表示角度依赖的图案的一个例子。

[0057] 图案 SC:来自对第 1 偏向角(偏向角为 0°) 的发送波束易反射的构造体的回波信号

[0058] 图案 SL:来自对第 2 偏向角(偏向左侧)的发送波束易反射的构造体的回波信号

[0059] 图案 SR:来自对第 3 偏向角(偏向右侧)的发送波束易反射的构造体的回波信号

[0060] 图案 AC:因第 1 偏向角(偏向角为 0°) 的发送波束而易产生的伪影

[0061] 图案 AL:因第 2 偏向角(偏向左侧)的发送波束而易产生的伪影

[0062] 图案 AR:因第 3 偏向角(偏向右侧)的发送波束而易产生的伪影

[0063] 在图 3 所示的断层图像数据 C 中,相当于血管壁的区域 210 的图像与图案 SC 的图像对应。另外,在断层图像数据 C 中,虚像 220 与图案 AC 的伪影对应。而且,在图 3 所示的断层图像数据 L1 中,相当于血管壁的区域 310 的图像与图案 SL 的图像对应。另外,在断层图像数据 L1 中,虚像 320 与图案 AL 的伪影对应。而且,在图 3 所示的断层图像数据 R1 中,相当于血管壁的区域 410 的图像与图案 SR 的图像对应。而且,在断层图像数据 R1 中,虚像 420 与图案 AR 的伪影对应。

[0064] (运算部 5)

[0065] 运算部 5 具有差分计算部 51 与角度依赖决定部 52。运算部 5 求出多个超声波图

像数据间的角度依赖的图案（角度依赖的倾向）。角度依赖的图案根据超声波的偏向角各自不同的多个断层图像数据来被求出。

[0066] （差分计算部 51）

[0067] 差分计算部 51 求出超声波的偏向角各自不同的多个断层图像数据间的相互的差分。另外，差分计算部 51 求出各差分的绝对值。在使超声波向第 1 偏向角、第 2 偏向角以及第 3 偏向角偏向时，差分计算部 51 求出断层图像数据 $C(x, y)$ 、断层图像数据 $L1(x, y)$ 以及断层图像数据 $R1(x, y)$ 之间的相互的差分。另外，差分计算部 51 求出所求的各差分的绝对值。具体而言，差分计算部 51 对每一像素 (x, y) 求出亮度等的像素值的差分，另外对每一像素 (x, y) 求出该差分的绝对值。作为一个例子，差分计算部 51 对每一像素 (x, y) 求出断层图像数据 $C(x, y)$ 与断层图像数据 $R1(x, y)$ 的差分的绝对值 $CR(x, y)$ 。另外，差分计算部 51 对每一像素 (x, y) 求出断层图像数据 $C(x, y)$ 与断层图像数据 $L1(x, y)$ 的差分的绝对值 $CL(x, y)$ 。而且，差分计算部 51 对每一像素 (x, y) 求出断层图像数据 $L1(x, y)$ 与断层图像数据 $R1(x, y)$ 的差分的绝对值 $LR(x, y)$ 。以下，表示绝对值 $CR(x, y)$ 、绝对值 $CL(x, y)$ 以及绝对值 $LR(x, y)$ 的式子。

$$[0068] \quad CR(x, y) = |C(x, y) - R1(x, y)|$$

$$[0069] \quad CL(x, y) = |C(x, y) - L1(x, y)|$$

$$[0070] \quad LR(x, y) = |L1(x, y) - R1(x, y)|$$

[0071] 差分计算部 51 将根据上述式子求出的差分的绝对值 $CR(x, y)$ 、 $CL(x, y)$ 以及 $LR(x, y)$ 输出至角度依赖决定部 52。

[0072] 上述绝对值 $CR(x, y)$ 、 $CL(x, y)$ 以及 $LR(x, y)$ 被用于决定对断层图像数据的偏向角的角度依赖图案（角度依赖的倾向）。绝对值 $CR(x, y)$ 以及 $CL(x, y)$ 被用于决定进行角度依赖的方向。即，绝对值 $CL(x, y)$ 以及 $CR(x, y)$ 以第 1 偏向角为基准，表示向第 2 偏向角的方向（左侧的方向）或第 3 偏向角的方向（右侧的方向）中哪一个方向的依赖大。例如，在绝对值 $CR(x, y)$ 大于预先设定的阈值时，表示向第 3 偏向角的方向（右侧的方向）的角度依赖大。另外，绝对值 $LR(x, y)$ 表示角度依赖程度的大小。断层图像数据 $L1$ 与断层图像数据 $R1$ 的差越大，绝对值 $LR(x, y)$ 就越大。因此，可以根据绝对值 $LR(x, y)$ 判断角度依赖程度的大小。另外，绝对值 $CR(x, y)$ 相当于第 1 差分的一个例子。另外，绝对值 $CL(x, y)$ 相当于第 2 差分的一个例子。另外，绝对值 $LR(x, y)$ 相当于第 3 差分的一个例子。

[0073] （角度依赖决定部 52）

[0074] 角度依赖决定部 52 根据由差分计算部 51 所求出的差分的绝对值的组合，求出多个超声波图像数据间的角度依赖图案（角度依赖的倾向）。具体而言，角度依赖决定部 52 求出来自哪一个偏向角的方向的回波信号强度相对高。或者角度依赖决定部 52 求出来自哪一个偏向角方向的伪影的信号强度相对高。例如，将对于绝对值 $CR(x, y)$ 的阈值设为阈值 $Th1$ 。另外，将对于绝对值 $CL(x, y)$ 的阈值设为阈值 $Th2$ 。而且，将对于绝对值 $LR(x, y)$ 的阈值设为阈值 $Th3$ 。这些阈值为用于决定角度依赖图案的基准。这些阈值被预先存储至例如未图示的存储部中。另外，操作者也可以使用操作部 82 输入阈值。

[0075] 角度依赖决定部 52 使用阈值 $Th1$ 、 $Th2$ 、 $Th3$ ，对每一像素 (x, y) 求出角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 。作为一个例子，分为 7 个条件求出角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 。

[0076] （第 1 条件）

[0077] 在 $CR(x, y) < Th1$ 、 $CL(x, y) < Th2$ 、 $LR(x, y) < Th3$ 时,将角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 设为“图案 SC”。即、角度依赖决定部 52 判断为通过第 1 偏向角 (偏向角为 0°) 的发送波束从构造体反射的回波信号的强度相对高。在绝对值 $CR(x, y)$ 小于阈值 $Th1$ 、绝对值 $CL(x, y)$ 小于阈值 $Th2$ 时,推断为回波信号或伪影不依赖于偏向角。即,在断层图像数据 $C(x, y)$ 与断层图像数据 $R1(x, y)$ 的差比较小,另外,在断层图像数据 $C(x, y)$ 与断层图像数据 $L1(x, y)$ 的差比较小时,推断为回波信号或伪影不依赖于偏向角。而且,在绝对值 $LR(x, y)$ 小于阈值 $Th3$ 时,推断为断层图像数据 $L1(x, y)$ 与断层图像数据 $R1(x, y)$ 的差小,对第 2 偏向角的方向 (左侧的方向) 或第 3 偏向角的方向 (右侧的方向) 的依赖小。因此,在绝对值 $CR(x, y)$ 、绝对值 $CL(x, y)$ 以及绝对值 $LR(x, y)$ 相当于第 1 条件时,角度依赖决定部 52 将角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 决定为“图案 SC”。

[0078] (第 2 条件)

[0079] 在 $CR(x, y) < Th1$ 、 $CL(x, y) > Th2$ 、 $LR(x, y) > Th3$ 时,将角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 设为“图案 SL”。即,角度依赖决定部 52 判断为由第 2 偏向角 (偏向左侧) 的发送波束从构造体反射的回波信号的强度相对高。在绝对值 $CR(x, y)$ 小于阈值 $Th1$ 、绝对值 $CL(x, y)$ 大于阈值 $Th2$ 时,推断为回波信号或伪影角度依赖于第 2 偏向角的方向 (左侧的方向)。即,在断层图像数据 $C(x, y)$ 与断层图像数据 $R1(x, y)$ 的差比较小,另外,断层图像数据 $C(x, y)$ 与断层图像数据 $L1(x, y)$ 的差比较大时,推断为回波信号或伪影角度依赖于第 2 偏向角的方向 (左侧的方向)。另外,在绝对值 $LR(x, y)$ 大于阈值 $Th3$ 时,推断为在断层图像数据 $L1(x, y)$ 与断层图像数据 $R1(x, y)$ 中,来自构造体的回波信号的强度的差大。由于伪影的信号强度比较低,所以即使存在角度依赖,断层图像数据 $L1(x, y)$ 与断层图像数据 $R1(x, y)$ 的差分也比较小,被推断为绝对值 $LR(x, y)$ 小于阈值 $Th3$ 。另一方面,由于来自构造体的回波信号的强度比较高,在存在角度依赖时,断层图像数据 $L1(x, y)$ 与断层图像数据 $R1(x, y)$ 的差分变得比较大,被推断为绝对值 $LR(x, y)$ 大于阈值 $Th3$ 。因此,被推断为断层图像数据 $C(x, y)$ 与断层图像数据 $L1(x, y)$ 的差为来自构造体的回波信号的强度之差。因此,在绝对值 $CR(x, y)$ 、绝对值 $CL(x, y)$ 以及绝对值 $LR(x, y)$ 相当于第 2 条件时,角度依赖决定部 52 将角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 决定为“图案 SL”。

[0080] (第 3 条件)

[0081] 在 $CR(x, y) > Th1$ 、 $CL(x, y) < Th2$ 、 $LR(x, y) > Th3$ 时,将角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 设为“图案 SR”。即,角度依赖决定部 52 判断为由第 3 偏向角 (偏向右侧) 的发送波束从构造体反射的回波信号的强度相对高。在绝对值 $CR(x, y)$ 大于阈值 $Th1$ 、绝对值 $CL(x, y)$ 小于阈值 $Th2$ 时,被推断为回波信号或伪影角度依赖于第 3 偏向角的方向 (右侧的方向)。即,在断层图像数据 $C(x, y)$ 与断层图像数据 $R1(x, y)$ 的差比较大,另外,断层图像数据 C 与断层图像数据 $L1$ 的差比较小时,被推断为回波信号或伪影角度依赖于第 3 偏向角的方向 (右侧的方向)。另外,与第 2 条件同样地,在绝对值 $LR(x, y)$ 大于阈值 $Th3$ 时,被推断为在断层图像数据 $L1(x, y)$ 与断层图像数据 $R1(x, y)$ 中,来自构造物的回波信号的强度的差大。因此,被推断为断层图像 $C(x, y)$ 与断层图像数据 $R1(x, y)$ 的差为来自构造体的回波信号的强度之差。因此,在绝对值 $CR(x, y)$ 、绝对值 $CL(x, y)$ 以及绝对值 $LR(x, y)$ 相当于第 3 条件时,角度依赖决定部 52 将角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 决定为“图案 SR”。

[0082] (第 4 条件)

[0083] 在 $CR(x, y) > Th1$ 、 $CL(x, y) > Th2$ 、 $LR(x, y) < Th3$ 时,将角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 设为“图案 AC”。即,角度依赖决定部 52 判断为由第 1 偏向角(偏向角为 0°)的发送波束易产生伪影。在绝对值 $CR(x, y)$ 大于阈值 $Th1$ 、绝对值 $CL(x, y)$ 大于阈值 $Th2$ 时,被推断为回波信号或伪影角度依赖于第 2 偏向角的方向(左侧的方向)以及第 3 偏向角的方向(右侧的方向)。即,在断层图像数据 $C(x, y)$ 与断层图像数据 $R1(x, y)$ 的差比较大,另外,断层图像数据 $C(x, y)$ 与断层图像数据 $L1(x, y)$ 的差比较大时,被推断为回波信号或伪影角度依赖于第 2 偏向角的方向(左侧的方向)或第 3 偏向角的方向(右侧的方向)。另外,在绝对值 $LR(x, y)$ 小于阈值 $Th3$ 时,被推断为在断层图像数据 $L1(x, y)$ 与断层图像数据 $R1(x, y)$ 中,来自构造体的回波信号的强度的差小。如上所述,由于来自构造体的回波信号的强度比较高,因此,在存在角度依赖时,断层图像数据 $L1(x, y)$ 与断层图像数据 $R1(x, y)$ 的差分比较大,被推断为绝对值 $LR(x, y)$ 大于阈值 $Th3$ 。在另一方面,由于伪影的信号强度比较低,因此,即使存在角度依赖,断层图像数据 $L1(x, y)$ 与断层图像数据 $R1(x, y)$ 的差分也变得比较小,被推断为绝对值 $LR(x, y)$ 小于阈值 $Th3$ 。因此,被推断为断层图像数据 $C(x, y)$ 与断层图像数据 $R1(x, y)$ 的差为伪影的信号强度之差。另外,被推断为断层图像数据 $C(x, y)$ 与断层图像数据 $L1(x, y)$ 的差为伪影的信号强度之差。因此,在绝对值 $CR(x, y)$ 、绝对值 $CL(x, y)$ 以及绝对值 $LR(x, y)$ 相当于第 4 条件时,角度依赖决定部 52 将角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 决定为“图案 AC”。

[0084] (第 5 条件)

[0085] 在 $CR(x, y) < Th1$ 、 $CL(x, y) > Th2$ 、 $LR(x, y) < Th3$ 时,将角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 设为“图案 AL”。即,角度依赖决定部 52 判断出由第 2 偏向角(偏向左侧)的发送波束易产生伪影。与第 2 条件同样地,在绝对值 $CR(x, y)$ 小于阈值 $Th1$ 、绝对值 $CL(x, y)$ 大于阈值 $Th2$ 时,被推断为回波信号或伪影角度依赖于第 2 偏向角的方向(左侧的方向)。另外,与第 4 条件同样地,在绝对值 $LR(x, y)$ 小于阈值 $Th3$ 时,被推断为在断层图像数据 $L1(x, y)$ 与断层图像数据 $R1(x, y)$ 中,来自构造体的回波信号的强度之差小。因此,被推断为断层图像数据 $C(x, y)$ 与断层图像数据 $L1(x, y)$ 的差为伪影的信号强度之差。因此,在绝对值 $CR(x, y)$ 、绝对值 $CL(x, y)$ 以及绝对值 $LR(x, y)$ 相当于第 5 条件时,角度依赖决定部 52 将角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 决定为“图案 AL”。

[0086] (第 6 条件)

[0087] 在 $CR(x, y) > Th1$ 、 $CL(x, y) < Th2$ 、 $LR(x, y) < Th3$ 时,将角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 设为“图案 AR”。即,角度依赖决定部 52 判断出由第 3 偏向角(偏向右侧)的发送波束易产生伪影。与第 3 条件同样地,在绝对值 $CR(x, y)$ 大于阈值 $Th1$ 、绝对值 $CL(x, y)$ 小于阈值 $Th2$ 时,被推断为回波信号或伪影角度依赖于第 3 偏向角的方向(右侧的方向)。另外,与第 4 条件同样地,在绝对值 $LR(x, y)$ 小于阈值 $Th3$ 时,被推断为在断层图像数据 $L1(x, y)$ 与断层图像数据 $R1(x, y)$ 中,来自构造体的回波信号的强度的差小。因此,被推断为断层图像数据 $C(x, y)$ 与断层图像数据 $R1(x, y)$ 的差为伪影的信号强度之差。因此,在绝对值 $CR(x, y)$ 、绝对值 $CL(x, y)$ 以及绝对值 $LR(x, y)$ 相当于第 6 条件时,角度依赖决定部 52 将角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 决定为“图案 AR”。

[0088] (第 7 条件)

[0089] 在绝对值 $CR(x, y)$ 、绝对值 $CL(x, y)$ 以及绝对值 $LR(x, y)$ 不相当于上述第 1 ~ 第

6 条件中的任意一个时,角度依赖决定部 52 将角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 决定为“图案零”。

[0090] 角度依赖决定部 52 将表示各像素 (x, y) 的角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 的图案信息输出至合成部 6。

[0091] (合成部 6)

[0092] 合成部 6 通过对多个断层图像数据分别加权来进行合成,从而生成合成图像数据。在该实施方式中,合成部 6 根据各像素 (x, y) 的角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 改变多个断层图像数据的各像素 (x, y) 的权重。合成部 6 根据该加权,合成多个断层图像数据。例如,合成部 6 根据角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 改变断层图像数据 $C(x, y)$ 、断层图像数据 $L1(x, y)$ 以及断层图像数据 $R1(x, y)$ 的各自的像素 (x, y) 的权重。合成部 6 根据该加权,对断层图像数据 $C(x, y)$ 、断层图像数据 $L1(x, y)$ 以及断层图像数据 $R1(x, y)$ 进行合成。像这样,合成部 6 生成合成图像数据 $TC(x, y)$ 。以下,针对与角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 相应的合成方法进行说明。

[0093] (图案 SC 的情况)

[0094] 在角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 为“图案 SC”的情况下,合成部 6 按照以下式子求出合成图像数据 $TC(x, y)$ 。

$$[0095] \quad TC(x, y) = \{C(x, y) + L1(x, y) + R1(x, y)\} / 3$$

[0096] 在由第 1 偏向角(偏向角为 0°)的发送波束从构造体反射的回波信号的强度比较高时,合成部 6 对全部断层像数据进行算术平均。通过该算术平均,合成部 6 生成合成图像数据 $TC(x, y)$ 。即,合成部 6 对断层图像数据 $C(x, y)$ 、断层图像数据 $L1(x, y)$ 以及断层图像数据 $R1(x, y)$ 分别进行相同加权来加法计算。通过该加法计算,合成部 6 生成合成图像数据 $TC(x, y)$ 。换言之,合成部 6 选择断层图像数据 $C(x, y)$ 、断层图像数据 $L1(x, y)$ 以及断层图像数据 $R1(x, y)$ 中的全部断层图像数据,并对全部断层图像进行算术平均。通过该算术平均,合成部 6 生成合成图像数据 $TC(x, y)$ 。

[0097] (图案 SL 的情况)

[0098] 在角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 为“图案 SL”的情况下,合成部 6 按照以下式子求出合成图像数据 $TC(x, y)$ 。

$$[0099] \quad TC(x, y) = \{C(x, y) + L1(x, y)\} / 2$$

[0100] 在由第 2 偏向角(偏向左侧)的发送波束从构造体反射的回波信号的强度比较高时,合成部 6 对断层图像数据 $C(x, y)$ 与断层图像数据 $L1(x, y)$ 进行算术平均。通过该算术平均,合成部 6 生成合成图像数据 $TC(x, y)$ 。即,合成部 6 将对于断层图像数据 $C(x, y)$ 与断层图像数据 $L1(x, y)$ 的权重设为“0.5”,并将对于断层图像数据 $R1(x, y)$ 的权重加权为“0”。合成部 6 根据该加权,对断层图像数据 $C(x, y)$ 、断层图像数据 $L1(x, y)$ 以及断层图像数据 $R1(x, y)$ 进行加法计算。通过该加法计算,合成部 6 生成合成图像数据 $TC(x, y)$ 。换言之,合成部 6 选择断层图像数据 $C(x, y)$ 、断层图像数据 $L1(x, y)$ 以及断层图像数据 $R1(x, y)$ 中的断层图像数据 $C(x, y)$ 与断层图像数据 $L1(x, y)$,并对断层图像数据 $C(x, y)$ 与断层图像数据 $L1(x, y)$ 进行算术平均。通过该算术平均生成合成图像数据 $TC(x, y)$ 。在角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 为图案 SL 的情况下,对 3 个断层图像数据中的回波信号的灵敏度良好的 2 个断层图像数据进行算术平均。在该情况下,2 个断层图像数据为断层图像数据 C 以及断层图像数据 L1。由于在算术平均中不使用灵敏度低的断层图像数据 R1,因此与将 3 个全部

的断层图像数据进行算术平均的情况相比,可以抑制由于算术平均产生的灵敏度的降低。

[0101] (图案 SR 的情况)

[0102] 在角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 为“图案 SR”的情况下,合成部 6 按照以下式子求出合成图像数据 $TC(x, y)$ 。

$$[0103] \quad TC(x, y) = \{C(x, y) + R1(x, y)\} / 2$$

[0104] 在由第 3 偏向角(偏向右侧)的发送波束从构造体反射的回波信号的强度比较高时,合成部 6 对断层图像数据 $C(x, y)$ 与断层图像数据 $R1(x, y)$ 进行算术平均。通过该算术平均,合成部 6 生成合成图像数据 $TC(x, y)$ 。即,合成部 6 将对于断层图像数据 $C(x, y)$ 与断层图像数据 $R1(x, y)$ 的权重设为“0.5”,并将对于断层图像数据 $L1(x, y)$ 的权重加权为“0”。合成部 6 根据该加权,对断层图像数据 $C(x, y)$ 、断层图像数据 $L1(x, y)$ 以及断层图像数据 $R1(x, y)$ 进行加法计算。通过该加法计算,合成部 6 生成合成图像数据 $TC(x, y)$ 。换言之,合成部 6 选择断层图像数据 $C(x, y)$ 、断层图像数据 $L1(x, y)$ 以及断层图像数据 $R1(x, y)$ 中的断层图像数据 $C(x, y)$ 与断层图像数据 $R1(x, y)$,并对断层图像数据 $C(x, y)$ 与断层图像数据 $R1(x, y)$ 进行算术平均。通过该算术平均,合成部 6 生成合成图像数据 $TC(x, y)$ 。在角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 为图案 SR 的情况下,对 3 个断层图像数据中回波信号灵敏度良好的 2 个断层图像数据进行算术平均。在该情况下,2 个断层图像数据为断层图像数据 C 以及断层图像数据 $R1$ 。由于在算术平均中不使用灵敏度低的断层图像数据 $L1$,因此,与对 3 个全部断层图像数据进行算术平均的情况相比,可以抑制由于算术平均产生的灵敏度的降低。

[0105] (图案 AC 的情况)

[0106] 在角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 为“图案 AC”的情况下,合成部 6 按照以下式子求出合成图像数据 $TC(x, y)$ 。

$$[0107] \quad TC(x, y) = \{L1(x, y) + R1(x, y)\} / 2$$

[0108] 在由第 1 偏向角(偏向角为 0°)的发送波束易产生伪影时,合成部 6 对断层图像数据 $L1(x, y)$ 与断层图像数据 $R1(x, y)$ 进行算术平均。通过该算术平均,合成部 6 生成合成图像数据 $TC(x, y)$ 。即,合成部 6 将对于断层图像数据 $C(x, y)$ 的权重设为“0”,将对于断层图像数据 $L1(x, y)$ 与断层图像数据 $R1(x, y)$ 的权重加权为“0.5”。合成部 6 根据该加权,对断层图像数据 $C(x, y)$ 、断层图像数据 $L1(x, y)$ 以及断层图像数据 $R1(x, y)$ 进行加法计算。通过该加法计算,合成部 6 生成合成图像数据 $TC(x, y)$ 。换言之,合成部 6 选择断层图像数据 $C(x, y)$ 、断层图像数据 $L1(x, y)$ 以及断层图像数据 $R1(x, y)$ 中的断层图像数据 $L1(x, y)$ 与断层图像数据 $R1(x, y)$,并对断层图像数据 $L1(x, y)$ 与断层图像数据 $R1(x, y)$ 进行算术平均。通过该算术平均,合成部 6 生成合成图像数据 TC 。在角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 为图案 AC 的情况下,对 3 个断层图像数据中伪影的灵敏度低的 2 个断层图像数据进行算术平均。在该情况下,2 个断层图像数据为断层图像数据 $L1$ 以及断层图像数据 $R1$ 。由于在算术平均中不使用伪影的灵敏度高的断层图像数据 C ,因此,与对 3 个全部断层图像数据进行算术平均的情况相比,可以抑制由于算术平均产生的伪影的增加。

[0109] (图案 AL 的情况)

[0110] 在角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 为“图案 AL”的情况下,合成部 6 按照以下式子求出合成图像数据 $TC(x, y)$ 。

$$[0111] \quad TC(x, y) = \{C(x, y) + R1(x, y)\} / 2$$

[0112] 在由第 2 偏向角（偏向左侧）的发送波束易产生伪影时，合成部 6 对断层图像数据 $C(x, y)$ 与断层图像数据 $R1(x, y)$ 进行算术平均。通过该算术平均，合成部 6 生成合成图像数据 $TC(x, y)$ 。即，合成部 6 将对于断层图像数据 $L1(x, y)$ 的权重设为“0”，将对于断层图像数据 $C(x, y)$ 与断层图像数据 $R1(x, y)$ 的权重加权为“0.5”。合成部 6 根据该加权，对断层图像数据 $C(x, y)$ 、断层图像数据 $L1(x, y)$ 以及断层图像数据 $R1(x, y)$ 进行加法计算。通过该加法计算，合成部 6 生成合成图像数据 $TC(x, y)$ 。换言之，合成部 6 选择断层图像数据 $C(x, y)$ 、断层图像数据 $L1(x, y)$ 以及断层图像数据 $R1(x, y)$ 中的断层图像数据 $C(x, y)$ 与断层图像数据 $R1(x, y)$ ，并对断层图像数据 $C(x, y)$ 与断层图像数据 $R1(x, y)$ 进行算术平均。通过该算术平均，合成部 6 生成合成图像数据 TC 。在角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 为图案 AL 的情况下，对 3 个断层图像数据中伪影的灵敏度低的 2 个断层图像数据进行算术平均。在该情况下，2 个断层图像数据为断层图像数据 C 以及断层图像数据 $R1$ 。由于在算术平均中不使用伪影的灵敏度高的断层图像数据 $L1$ ，因此，与对 3 个全部断层图像数据进行算术平均的情况相比，可以抑制由于算术平均产生的伪影的增加。

[0113] （图案 AR 的情况）

[0114] 在角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 为“图案 AR ”的情况下，合成部 6 按照以下式子求出合成图像数据 $TC(x, y)$ 。

$$[0115] \quad TC(x, y) = \{C(x, y) + L1(x, y)\} / 2$$

[0116] 在由第 3 偏向角（偏向右侧）的发送波束易产生伪影时，合成部 6 对断层图像数据 $C(x, y)$ 与断层图像数据 $L1(x, y)$ 进行算术平均。通过该算术平均，合成部 6 生成合成图像数据 $TC(x, y)$ 。即，合成部 6 将对于断层图像数据 $R1(x, y)$ 的权重设为“0”，将对于断层图像数据 $C(x, y)$ 与断层图像数据 $L1(x, y)$ 的权重加权为“0.5”。合成部 6 根据该加权，对断层图像数据 $C(x, y)$ 、断层图像数据 $L1(x, y)$ 以及断层图像数据 $R1(x, y)$ 进行加法计算。通过该加法计算，合成部 6 生成合成图像数据 $TC(x, y)$ 。换言之，合成部 6 选择断层图像数据 $C(x, y)$ 、断层图像数据 $L1(x, y)$ 以及断层图像数据 $R1(x, y)$ 中的断层图像数据 $C(x, y)$ 与断层图像数据 $L1(x, y)$ ，并对断层图像数据 $C(x, y)$ 与断层图像数据 $L1(x, y)$ 进行算术平均。通过该算术平均，合成部 6 生成合成图像数据 TC 。在角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 为图案 AR 的情况下，对 3 个断层图像数据中伪影的灵敏度低的 2 个断层图像数据进行算术平均。在该情况下，2 个断层图像数据为断层图像数据 C 以及断层图像数据 $L1$ 。由于在算术平均中不使用伪影的灵敏度高的断层图像数据 $R1$ ，因此，与对 3 个全部断层图像数据进行算术平均的情况相比，可以抑制由于算术平均产生的伪影的增加。

[0117] （图案零的情况）

[0118] 在角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 为“图案零”的情况下，合成部 6 按照以下式子求出合成图像数据 $TC(x, y)$ 。

$$[0119] \quad TC(x, y) = \{C(x, y) + L1(x, y) + R1(x, y)\} / 3$$

[0120] 合成部 6 通过对每一像素 (x, y) 进行上述合成，从而对每一像素 (x, y) 生成合成图像数据 $TC(x, y)$ 。合成部 6 将合成图像数据 $TC(x, y)$ 输出至显示控制部 7。

[0121] 如上所述，在来自构造体的回波信号中存在角度依赖时，通过对 3 个断层图像数据中灵敏度良好的断层图像数据进行算术平均，可以防止由于算术平均产生的灵敏度的降

低。另外,在伪影中存在角度依赖时,通过对3个断层图像数据中灵敏度低的断层图像数据进行算术平均,可以抑制由于算术平均产生的伪影的增加。即,针对来自构造体的回波信号,选择灵敏度良好的断层图像数据。而且,针对伪影,选择灵敏度低的断层图像数据。通过这些,可以生成构造物的灵敏度良好且伪影难以突显的图像。其结果,与基于伪影的图像相比,基于生物体信号(来自构造体的回波信号)的图像的视认性提高。

[0122] (合成方法的变形例子)

[0123] 针对合成方法的变形例子进行说明。合成部6也可以使用多个断层图像数据中像素值的最大值或最小值来生成合成图像数据 $TC(x, y)$ 。

[0124] 例如,在角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 为“图案 SC”、“图案 SL”、“图案 SR”中的某一个的情况下,合成部6按照以下式子求出合成图像数据 $TC(x, y)$ 。

[0125] $TC(x, y) = \text{Max} \{C(x, y)、L1(x, y)、R1(x, y)\}$

[0126] 在来自构造体的回波信号中存在角度依赖时,合成部6使用3个断层图像数据中像素值的最大值来生成合成图像数据 $TC(x, y)$ 。即,合成部6选择断层图像数据 $C(x, y)$ 、断层图像数据 $L1(x, y)$ 以及断层图像数据 $R1(x, y)$ 中的最大像素值来生成合成图像数据 $TC(x, y)$ 。

[0127] 换言之,合成部6将对于最大像素值的权重设为“1”,将对于最大值以外的像素值的权重设为“0”,通过对断层图像数据 $C(x, y)$ 、断层图像数据 $L1(x, y)$ 以及断层图像数据 $R1(x, y)$ 进行加权相加,生成合成图像数据 $TC(x, y)$ 。在来自构造体的回波信号中存在角度依赖时,通过使用3个断层图像数据中像素值的最大值,可以选择来自构造体的回波信号的强度比较高的断层图像数据。

[0128] 另外,在角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 为“图案 AC”、“图案 AL”以及“图案 AR”中的某一个的情况下,合成部6按照以下式子求出合成图像数据 $TC(x, y)$ 。

[0129] $TC(x, y) = \text{Min} \{C(x, y)、L1(x, y)、R1(x, y)\}$

[0130] 在伪影中存在角度依赖时,合成部6使用3个断层图像数据中像素值的最小值来生成合成图像数据 $TC(x, y)$ 。即,合成部6选择断层图像数据 $C(x, y)$ 、断层图像数据 $L1(x, y)$ 以及断层图像数据 $R1(x, y)$ 中最小的像素值来生成合成图像数据 $TC(x, y)$ 。换言之,合成部6将对于最小像素值的权重设为“1”,将对于最小值以外的像素值的权重设为“0”,通过对断层图像数据 $C(x, y)$ 、断层图像数据 $L1(x, y)$ 以及断层图像数据 $R1(x, y)$ 进行加权相加,从而生成合成图像数据 $TC(x, y)$ 。在伪影中存在角度依赖时,通过使用3个断层图像数据中像素值的最小值,可以选择伪影的信号强度比较低的断层图像数据。

[0131] 在角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 为“图案零”的情况下,合成部6按照以下式子求出合成图像数据 $TC(x, y)$ 。

[0132] $TC(x, y) = \{C(x, y)+L1(x, y)+R1(x, y)\}/3$

[0133] 即,合成部6通过对全部断层图像数据进行算术平均,生成合成图像数据 $TC(x, y)$ 。

[0134] 如上所示,根据与变形例相关的合成方法,在来自构造体的回波信号中存在角度依赖时,选择敏感度最良好的断层图像数据,在伪影中存在角度依赖时,选择灵敏度最低的断层图像数据。据此,可以生成构造物的灵敏度良好且伪影难以突显的图像。其结果,与基于伪影的图像相比,基于生物体信号(来自构造体的回波信号)的图像的视认性提高。

[0135] (显示控制部 7)

[0136] 显示控制部 7 从合成部 6 接受合成图像数据 $TC(x, y)$ 。显示控制部 7 根据接受到的合成图像数据 $TC(x, y)$, 将合成图像显示在显示部 81 上。

[0137] (用户接口 (UI) 8)

[0138] 用户接口 (UI) 8 具有显示部 81 与操作部 82。显示部 81 由 CRT 或液晶显示器等显示装置构成。操作部 82 由键盘或鼠标等输入装置构成。

[0139] (控制部 9)

[0140] 控制部 9 控制超声波诊断装置的各部分的动作。例如, 控制部 9 控制发送接收部 2 的超声波的发送接收。

[0141] 另外, 针对将 3 个断层图像数据作为对象的合成处理进行说明, 但是也可以合成 3 个以上的断层图像数据。另外, 该实施方式的超声波诊断装置既可以合成多个个体数据, 也可以合成多个三维图像数据。

[0142] (复合扫描的变形例子)

[0143] 参照图 4, 对复合扫描的变形例子进行说明。图 4 为表示扫描的概念的图。在该变形例中, 超声波探头 1 例如使超声波向 5 个不同的偏向角偏向来发送接收超声波。另外, 超声波诊断装置根据接收到的回波信号, 生成偏向角分别不同的 5 个断层图像数据。发送接收部 2 在控制部 9 的控制下, 使超声波分别向第 1 偏向角、第 2 偏向角、第 3 偏向角、第 4 偏向角以及第 5 偏向角偏向并发送接收超声波。如上所述, 第 1 偏向角为 0° 。第 2 偏向角为偏向到图 4 中最左侧的角度。第 3 偏向角为偏向到图 4 中最右侧的角度。第 4 偏向角为第 1 偏向角与第 2 偏向角之间的角度。第 5 偏向角为第 1 偏向角与第 3 偏向角之间的角度。第 1 偏向角、第 2 偏向角、第 3 偏向角、第 4 偏向角以及第 5 偏向角可以由操作者使用操作部 82 进行输入。

[0144] 图像生成部 4 生成基于向第 1 偏向角偏向了的超声波的断层图像数据 C。另外, 生成基于向第 2 偏向角偏向了的超声波的断层图像数据 L1。另外, 生成基于向第 3 偏向角偏向了的超声波的断层图像数据 R1。另外, 生成基于向第 4 偏向角偏向了的超声波的断层图像数据 L2。另外, 生成基于向第 5 偏向角偏向了的超声波的断层图像数据 R2。图 4 中表示各断层图像数据。图 4 中所示的断层图像数据 C 为超声波向第 1 偏向角 (偏向的角度为 0°) 偏向了的图像数据。断层图像数据 L1 为基于向第 2 偏向角 (图 4 中最左侧) 偏向了的超声波的图像数据。断层图像数据 R1 为基于向第 3 偏向角 (图 4 中最右侧) 偏向了的超声波的图像数据。断层图像数据 L2 为基于向第 4 偏向角 (图 4 中左侧) 偏向了的超声波的图像数据。断层图像数据 R2 为基于向第 5 偏向角 (图 4 中右侧) 偏向了的超声波的图像数据。断层图像数据 C、断层图像数据 L1、断层图像数据 R1、断层图像数据 L2 以及断层图像数据 R2 通过合成部 6 被合成。根据该合成, 生成合成图像数据 TC。

[0145] 如上所述, 即使在超声波向 5 个偏向角偏向而发送接收超声波的情况下, 运算部 5 也使用偏向角相互的差大的断层图像数据。即, 运算部 5 使用偏向角为 0° 的断层图像数据 $C(x, y)$ 、超声波偏向最左侧的断层图像数据 $L1(x, y)$ 以及超声波偏向最右侧的断层图像数据 $R1(x, y)$, 对每一像素 (x, y) 求出角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 。这是因为如果使用相互偏向角的差大的断层图像数据, 则角度依赖的倾向变得明确。

[0146] 合成部 6 如上所述, 根据角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 改变各断层图像数据的权重。由

此,合成部 6 对各断层图像数据进行加权合成。在该变形例子中,合成部 6 根据角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 改变断层图像数据 $C(x, y)$ 、断层图像数据 $L1(x, y)$ 、断层图像数据 $L2(x, y)$ 、断层图像数据 $R1(x, y)$ 以及断层图像数据 $R2(x, y)$ 的各自的像素 (x, y) 的权重。合成部 6 根据该加权,合成断层图像数据 $C(x, y)$ 、断层图像数据 $L1(x, y)$ 、断层图像数据 $L2(x, y)$ 、断层图像数据 $R1(x, y)$ 以及断层图像数据 $R2(x, y)$ 。这样,合成部 6 生成合成图像数据 $TC(x, y)$ 。合成部 6 通过对每一像素 (x, y) 进行上述合成,对每一像素 (x, y) 生成合成图像数据 $TC(x, y)$ 。合成部 6 将合成图像数据 $TC(x, y)$ 输出至显示控制部 7。

[0147] 另外,即使在超声波向 7 个以上的偏向角偏向来发送接收超声波的情况下,超声波诊断装置也可以使用偏向角相互的差大的断层图像数据来求出角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 。

[0148] 图像生成部 4、运算部 5、合成部 6 以及显示控制部 7 的各自功能也可以由程序来执行。作为一个例子,图像生成部 4、运算部 5、合成部 6 以及显示控制部 7 也可以分别由未图示的处理装置与未图示的存储装置来构成。处理装置也可以由 CPU、GPU、或 ASIC 等构成。存储装置也可以由 ROM、RAM 或 HDD 等构成。在存储装置中,存储图像生成程序、运算程序、合成程序与显示处理程序。图像生成程序执行图像生成部 4 的功能。合成程序执行合成部 6 的功能。运算程序执行运算部 5 的功能。显示处理程序执行显示控制部 7 的功能。另外,在运算程序中,包含差分计算程序与角度依赖决定程序。差分计算程序执行差分计算部 51 的功能。角度依赖决定程序执行角度依赖决定部 52 的功能。通过 CPU 等处理装置执行被存储在存储部中的各程序,来执行各部分的功能。

[0149] (动作)

[0150] 其次,参照图 5,对与第 1 实施方式相关的超声波诊断装置的一连串的动作进行说明。图 5 为表示与第 1 实施方式相关的超声波诊断装置的一连串的动作的流程图。

[0151] (步骤 S01)

[0152] 首先,发送接收部 2 在控制部 9 的控制下,改变偏向角来进行超声波的发送接收。例如,发送接收部 2 使超声波分别向第 1 偏向角(偏向角为 0°)、第 2 偏向角以及第 3 偏向角偏向来发送接收超声波。图像生成部 4 例如如图 2 所示,生成超声波向第 1 偏向角偏向了的断层图像数据 C 。另外,生成超声波向第 2 偏向角偏向了的断层图像数据 $L1$ 。另外,生成超声波向第 3 偏向角偏向了的断层图像数据 $R1$ 。图像生成部 4 将断层图像数据输出至运算部 5 与合成部 6。

[0153] (步骤 S02)

[0154] 差分计算部 51 求出超声波的偏向角分别不同的多个断层图像数据间的相互的差分。而且,差分计算部 51 求出所求的各差分的绝对值。例如,差分计算部 51 对每一像素 (x, y) 求出断层图像数据 $C(x, y)$ 、断层图像数据 $L1(x, y)$ 以及断层图像数据 $R1(x, y)$ 间的相互的差分。另外,差分计算部 51 求出所求的差分的绝对值 $CR(x, y)$ 、 $CL(x, y)$ 以及 $LR(x, y)$ 。

[0155] (步骤 S03)

[0156] 角度依赖决定部 52 根据由差分计算部 51 所求出的差分的绝对值的组合,对每一像素 (x, y) 求出角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 。角度依赖决定部 52 将表示角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 的图案信息输出至合成部 6。

[0157] (步骤 S04)

[0158] 合成部 6 根据各像素 (x, y) 的角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 改变多个断层像数据的各像素 (x, y) 的权重。合成部 6 根据该加权, 合成多个断层像数据。例如, 合成部 6 根据角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 改变断层像数据 $C(x, y)$ 、断层像数据 $L1(x, y)$ 以及断层像数据 $R1(x, y)$ 的各自像素 (x, y) 的权重。合成部 6 根据该加权, 通过合成断层像数据 $C(x, y)$ 、断层像数据 $L1(x, y)$ 以及断层像数据 $R1(x, y)$, 对每一像素 (x, y) 生成合成图像数据 $TC(x, y)$ 。合成部 6 将合成图像数据 $TC(x, y)$ 输出至显示控制部 7。

[0159] (步骤 S05)

[0160] 显示控制部 7 将基于合成图像数据 $TC(x, y)$ 的合成图像显示在显示部 81。

[0161] 如上所述, 根据与第 1 实施方式相关的超声波诊断装置, 在来自构造体的回波信号中存在角度依赖时, 通过对多个断层图像数据中灵敏度良好的断层图像数据进行算术平均, 可以防止由算术平均引起的灵敏度的降低。另外, 在伪影中存在角度依赖时, 通过对多个断层图像数据中灵敏度低的断层图像数据进行算术平均, 可以抑制由算术平均引起的伪影的增加。据此, 可以生成构造物的灵敏度良好且伪影难以突显的图像。其结果, 与基于伪影的图像相比, 基于生物体信号 (来自构造体的回波信号) 的图像的视认性提高。

[0162] (第 2 实施方式)

[0163] 参照图 6, 对与第 2 实施方式相关的超声波诊断装置进行说明。图 6 为与第 2 实施方式相关的超声波诊断装置的框图。与第 2 实施方式相关的超声波诊断装置具有运算部 5A 与合成部 6A 代替与第 1 实施方式相关的运算部 5 以及合成部 6。由于运算部 5A 以及合成部 6A 以外的结构与第 1 实施方式涉及的超声波诊断装置相同, 因此, 省略说明。作为一个例子, 与第 1 实施方式同样地, 使超声波向第 1 偏向角、第 2 偏向角以及第 3 偏向角偏向, 并对生成断层图像数据 $C(x, y)$ 、断层图像数据 $L1(x, y)$ 以及断层图像数据 $R1(x, y)$ 的情况进行说明。

[0164] (运算部 5A)

[0165] 运算部 5A 根据超声波的偏向角各自不同的多个断层图像数据, 对每一像素 (x, y) 求出表示角度依赖的倾向的角度依赖信息 $ADI(x, y)$ 。如以下式子所示, 将断层图像数据 $L1(x, y)$ 与断层图像数据 $R1(x, y)$ 的像素值的差分的绝对值设为角度依赖信息 $ADI(x, y)$ 。

[0166] $ADI(x, y) = |L1(x, y) - R1(x, y)|$

[0167] 角度依赖信息 $ADI(x, y)$ 越大, 表示角度依赖的程度就越大。运算部 5A 将角度依赖信息 (x, y) 输出至合成部 6A。

[0168] (合成部 6A)

[0169] 合成部 6A 对超声波的偏向角各自不同的多个断层图像数据进行算术平均。通过该算术平均, 合成部 6 生成合成图像数据。例如, 合成部 6A 对断层图像数据 $C(x, y)$ 、断层图像数据 $L1(x, y)$ 以及断层图像数据 $R1(x, y)$ 进行算术平均。通过该算术平均, 合成部 6 生成合成图像数据 $TC(x, y)$ 。

[0170] 另外, 合成部 6A 通过对合成图像 $TC(x, y)$ 合成角度依赖信息 (x, y) , 生成重叠图像数据 $TI(x, y)$ 。例如, 合成部 6A 对合成图像数据 $TC(x, y)$ 的 R 信号 (Red 信号)、G 信号 (Green 信号) 或 B 信号 (Blue 信号) 中某一个信号合成角度依赖信息 (x, y) 。例如, 操作者也可以使用操作部 82, 指定合成角度依赖信息 (x, y) 的信号。作为一个例子, 在对 B 信号合成角度依赖信息 (x, y) 时, 合成部 6A 按照以下式子生成重叠图像数据 $TI(x, y)$ (R, G,

B)。

[0171] $TI(x, y)$ 的 R 信号 = $TC(x, y)$

[0172] $TI(x, y)$ 的 G 信号 = $TC(x, y)$

[0173] $TI(x, y)$ 的 B 信号 = $TC(x, y) + ADI(x, y)$

[0174] 合成部 6A 将重叠图像数据 $TI(x, y)$ 输出至显示控制部 7。显示控制部 7 将基于重叠图像数据 $TI(x, y)$ 的重叠图像显示于显示部 81。

[0175] 如上所述,合成部 6A 对合成图像数据 $TC(x, y)$ 合成角度依赖信息 $ADI(x, y)$ 。通过该合成,合成部 6A 将角度依赖大(角度依赖信息 ADI 大)的地方强调显示被合成的分量的颜色。例如,如果对 B 信号合成角度依赖信息 $ADI(x, y)$,则将合成了角度依赖信息 $ADI(x, y)$ 的地方的青色增强地显示。在角度依赖大时、即在角度依赖信息 ADI 大时,根据角度依赖信息 ADI 的大小使青色增强地进行显示。据此,对于操作者而已易于辨别生物体的构造体与伪影。

[0176] 另外,对将 3 个断层图像数据作为对象的合成处理进行说明,但是与第 1 实施方式同样地,也可以合成 3 个以上的断层图像数据。另外,既可以合成多个个体数据,也可以合成多个三维图像数据。

[0177] 另外,也可以将第 1 实施方式与第 2 实施方式组合起来,例如,合成部 6A 也可以对由与第 1 实施方式相关的合成部 6 生成的合成图像数据 $TC(x, y)$ 合成角度依赖信息 $ADI(x, y)$ 。

[0178] 运算部 5A 以及合成部 6A 各自的功能也可以由程序来执行。作为一个例子,运算部 5A 以及合成部 6A 也可以分别由未图示的处理装置与未图示的存储装置构成。处理装置也可以由 CPU、GPU 或 ASIC 等构成。存储装置也可以由 ROM、RAM 或 HDD 等构成。在存储装置中,存储运算程序与合成程序。运算程序执行运算部 5A 的功能。合成程序执行合成部 6A 的功能。CPU 等的处理装置通过执行在存储部中存储的各程序,来执行各部分的功能。

[0179] (动作)

[0180] 其次,参照图 7,对与第 2 实施方式相关的超声波诊断装置的一连串的动作进行说明。图 7 为表示与第 2 实施方式相关的超声波诊断装置的一连串的动作的流程图。

[0181] (步骤 S10)

[0182] 首先,发送接收部 2 在控制部 9 的控制下,改变偏向角来进行超声波的发送接收。例如,发送接收部 2 使超声波分别向第 1 偏向角(偏向角为 0°)、第 2 偏向角以及第 3 偏向角偏向来发送接收超声波。图像生成部 4 例如如图 2 所示,生成超声波向第 1 偏向角偏向了的断层图像数据 C。另外,生成超声波向第 2 偏向角偏向了的断层图像数据 L1。另外,生成超声波向第 3 偏向角偏向了的断层图像数据 R1。图像生成部 4 将断层图像数据输出至运算部 5A 与合成部 6A。

[0183] (步骤 S11)

[0184] 运算部 5A 根据超声波的偏向角不同的多个断层图像数据,对每一像素 (x, y) 求出角度依赖信息 $ADI(x, y)$ 。例如,运算部 5A 将断层图像数据 $L1(x, y)$ 与断层图像数据 $R1(x, y)$ 的像素值的差分的绝对值设为角度依赖信息 $ADI(x, y)$ 。运算部 5A 将角度依赖信息 (x, y) 输出至合成部 6A。

[0185] (步骤 S12)

[0186] 合成部 6A 对超声波的偏向角分别不同的多个断层图像数据进行算术平均。通过该算术平均,合成部 6A 生成合成图像数据。例如,合成部 6A 对断层图像数据 $C(x, y)$ 、断层图像数据 $L1(x, y)$ 以及断层图像数据 $R1(x, y)$ 进行算术平均。通过该算术平均,合成部 6 生成合成图像数据 $TC(x, y)$ 。

[0187] (步骤 S13)

[0188] 合成部 6A 在合成图像数据 $TC(x, y)$ 中合成角度依赖信息 (x, y) 。通过该合成,合成部 6A 生成重叠图像数据 $TI(x, y)$ 。例如,合成部 6A 对合成图像数据 $TC(x, y)$ 的 B 信号合成角度依赖信息 (x, y) 。合成部 6A 将重叠图像数据 $TI(x, y)$ 输出至显示控制部 7。

[0189] (步骤 S14)

[0190] 显示控制部 7 将基于重叠图像数据 $TI(x, y)$ 的重叠图像显示于显示部 81。

[0191] 如上所述,根据与第 2 实施方式相关的超声波诊断装置,在合成图像数据 $TC(x, y)$ 中合成角度依赖信息 $ADI(x, y)$ 。通过该合成,角度依赖大(角度依赖信息 ADI 大)的地方被强调地显示被合成的分量的颜色(例如,浅蓝色)。在角度依赖大(角度依赖信息 ADI 大)时,进一步加强显示例如青色,因此,对于操作者而言易于辨别生物体的构造体与伪影。

[0192] (第 3 实施方式)

[0193] 其次,对与第 3 实施方式相关的超声波诊断装置进行说明。与第 3 实施方式有关的超声波诊断装置也与第 1 实施方式同样地求出复合扫描的多个图像(图像中的各像素)的角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 。另外,对各图像进行加权的点也相同。但是第 3 实施方式与第 1 实施方式不同的是根据摄影部位或倾向来变更合成方法。即、与图像表示的部位等对应来设定是对于加权后的各图像的像素进行算术平均的合成方法,还是使用加权后的各图像的最大值或最小值的合成方法。

[0194] 例如,在表示易产生称作散斑的随机噪声的部分的图像上,通过对加权后的各图像进行算术平均的合成方法,进行平滑化的一方在除去噪声这一点上是有效的。与此相对,在表示如血管的断面那样的构造物的图像上,通过使用加权后的各图像的最大值的合成方法,生成灵敏度良好的图像是有效的。另外,对于这样的图像,通过使用各图像的最小值的合成方法,生成伪影难以突显的图像是有效的。

[0195] (合成方法设定画面)

[0196] 在第 3 实施方式中,超声波诊断装置中的未图示的存储部中,存储有合成方法的设定画面的画面数据。省略该合成方法的设定画面的图示。合成方法的设定画面具有用于设定“摄影部位或倾向”的显示栏。作为显示栏中的摄影部位,例如,有血管、肝脏等。作为倾向,例如,阶段性地显示噪声产生的难易度。操作者如果使用操作部 82 选择该显示栏中所显示的项目中某一个摄影部位或某一个倾向时,将选择出的信息输出至控制部 9。

[0197] 在未图示的存储部中预先存储与摄影部位或倾向对应的合成方法。控制部 9 从存储部中读取在合成方法的设定画面上所选择的例如与摄影部位的信息对应的合成方法。

[0198] 另外,不只限于控制部 9 根据角度依赖图案读取对应的合成方法的结构。可以针对其它例子例如如下构成。如果求出角度依赖图案,则显示该角度依赖图案。一并地显示各断层图像数据中至少某一个。在该时刻,操作者可以参照所显示的断层图像与所求出的角度依赖图案。在该例子中,合成方法的设定画面设置多个显示合成方法的种类的显示栏。操作者如果使用操作部 82 选择该显示栏中所显示的项目中的某一个合成方法,则将该信

息发送至控制部 9。

[0199] 控制部 9 将如上所述被设定的合成方法输出至合成部 6。

[0200] (合成方法)

[0201] 以下,对由第 3 实施方式的合成部 6 执行的合成图像数据 $TC(x, y)$ 的生成进行说明。

[0202] (图案 SC 的情况)

[0203] 在角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 为“图案 SC”、且被选择为“摄影部位为血管”时,合成部 6 按照以下式子求出合成图像数据 $TC(x, y)$ 。

[0204] $TC(x, y) = \text{Max} \{C(x, y)、L1(x, y)、R1(x, y)\}$

[0205] 即,对各断层图像数据进行相同的加权且选择最大的像素值来生成合成图像数据 $TC(x, y)$ 。另外,关于图案 SC 的定义是与第 1 实施方式相同的。

[0206] 另外,在角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 为“图案 SC”、且被选择为“作为图像的倾向,噪声产生的程度低”时,合成部 6 与被选择为上述“摄影部位为血管”时同样地求出合成图像数据 $TC(x, y)$ 。

[0207] 在角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 为“图案 SC”、且“摄影部位为肝脏”时,合成部 6 按照以下式子求出合成图像数据 $TC(x, y)$ 。

[0208] $TC(x, y) = \{C(x, y)+L1(x, y)+R1(x, y)\}/3$

[0209] 即,对各断层像数据进行相同的加权并进行加法运算。据此,合成部 6 生成合成图像数据 $TC(x, y)$ 。

[0210] 在角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 为“图案 SC”、且被选择为“作为图像的倾向,噪声产生的程度高”时,合成部 6 与被选择为上述“摄影部位为肝脏”时同样地,求出合成图像数据 $TC(x, y)$ 。

[0211] (图案 SL 的情况)

[0212] 在角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 为“图案 SL”、且被选择为“摄影部位为血管”时,合成部 6 按照以下式子求出合成图像数据 $TC(x, y)$ 。

[0213] $TC(x, y) = \text{Max} \{C(x, y)、L1(x, y)、R1(x, y)\}$

[0214] 另外,在角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 为“图案 SL”、且被选择为“作为图像的倾向,噪声产生的程度低”时也相同。

[0215] 在角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 为“图案 SL”、且“摄影部位为肝脏”时,合成部 6 按照以下式子求出合成图像数据 $TC(x, y)$ 。

[0216] $TC(x, y) = \{C(x, y)+L1(x, y)\}/2$

[0217] 另外,在角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 为“图案 SL”、且被选择为“作为图像的倾向,噪声产生的程度高”时也相同。

[0218] (图案 SR 的情况)

[0219] 在角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 为“图案 SR”、且被选择为“摄影部位为血管”时,合成部 6 按照以下式子求出合成图像数据 $TC(x, y)$ 。

[0220] $TC(x, y) = \text{Max} \{C(x, y)、L1(x, y)、R1(x, y)\}$

[0221] 另外,在角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 为“图案 SR”、且被选择为“作为图像的倾向,噪声产生的程度低”时也相同。

[0222] 在角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 为“图案 SR”、且“摄影部位为肝脏”时,合成部 6 按照以下式子求出合成图像数据 $TC(x, y)$ 。

$$[0223] \quad TC(x, y) = \{C(x, y) + R1(x, y)\} / 2$$

[0224] 另外,在角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 为“图案 SR”、且被选择为“作为图像的倾向,噪声产生的程度高”时也相同。

[0225] (图案 AC 的情况)

[0226] 在角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 为“图案 AC”、且被选择为“摄影部位为血管”时,合成部 6 按照以下式子求出合成图像数据 $TC(x, y)$ 。

$$[0227] \quad TC(x, y) = \text{Min}\{C(x, y)、L1(x, y)、R1(x, y)\}$$

[0228] 合成部 6 使用多个断层图像数据中像素值的最小值来生成合成图像数据 $TC(x, y)$ 。另外,在角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 为“图案 AC”、且被选择为“作为图像的倾向,噪声产生的程度低”时也相同。

[0229] 角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 为“图案 AC”、且“摄影部位为肝脏”时,合成部 6 按照以下式子求出合成图像数据 $TC(x, y)$ 。

$$[0230] \quad TC(x, y) = \{L1(x, y) + R1(x, y)\} / 2$$

[0231] 合成部 6 将针对断层图像数据 $C(x, y)$ 的权重设为“0”,将针对断层图像数据 $L1(x, y)$ 与断层图像数据 $R1(x, y)$ 的权重加权为“0.5”。合成部 6 根据该加权,对断层图像数据 $C(x, y)$ 、断层图像数据 $L1(x, y)$ 以及断层图像数据 $R1(x, y)$ 进行加法计算。通过该加法计算,合成部 6 生成合成图像数据 $TC(x, y)$ 。另外,角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 为“图案 AC”、且被选择为“作为图像的倾向,噪声产生的程度高”时也相同。

[0232] (图案 AL 的情况)

[0233] 在角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 为“图案 AL”、且被选择为“摄影部位为血管”时,合成部 6 按照以下式子求出合成图像数据 $TC(x, y)$ 。

$$[0234] \quad TC(x, y) = \text{Min}\{C(x, y)、L1(x, y)、R1(x, y)\}$$

[0235] 合成部 6 使用多个断层图像数据中像素值的最小值来生成合成图像数据 $TC(x, y)$ 。另外,在角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 为“图案 AL”、且被选择为“作为图像的倾向,噪声产生的程度低”时也相同。

[0236] 在角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 为“图案 AL”、且“摄影部位为肝脏”时,合成部 6 按照以下式子求出合成图像数据 $TC(x, y)$ 。

$$[0237] \quad TC(x, y) = \{C(x, y) + R1(x, y)\} / 2$$

[0238] 合成部 6 将针对断层图像数据 $L1(x, y)$ 的权重设为“0”,将针对断层图像数据 $C(x, y)$ 与断层图像数据 $R1(x, y)$ 的权重加权为“0.5”。合成部 6 根据该加权,对多个断层图像数据进行加法计算。通过该加法计算,合成部 6 生成合成图像数据 $TC(x, y)$ 。另外,角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 为“图案 AL”、且被选择为“作为图像的倾向,噪声产生的程度高”时也相同。

[0239] (图案 AR 的情况)

[0240] 在角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 为“图案 AR”、且被选择为“摄影部位为血管”时,合成部 6 按照以下式子求出合成图像数据 $TC(x, y)$ 。

$$[0241] \quad TC(x, y) = \text{Min}\{C(x, y)、L1(x, y)、R1(x, y)\}$$

[0242] 合成部 6 使用多个断层图像数据中像素值的最小值来生成合成图像数据 $TC(x, y)$ 。另外,在角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 为“图案 AR”、且被选择“作为图像的倾向,噪声产生的程度低”时也相同。

[0243] 在角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 为“图案 AR”、且“摄影部位为肝脏”时,合成部 6 按照以下式子求出合成图像数据 $TC(x, y)$ 。

$$[0244] \quad TC(x, y) = \{C(x, y) + L1(x, y)\} / 2$$

[0245] 合成部 6 将针对断层图像数据 $R1(x, y)$ 的权重设为“0”,将针对断层图像数据 $C(x, y)$ 与断层图像数据 $L1(x, y)$ 的权重加权为“0.5”。合成部 6 根据该加权,加法计算多个断层图像数据。通过该加法计算,合成部 6 生成合成图像数据 $TC(x, y)$ 。另外,在角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 为“图案 AR”、且被选择为“作为图像的倾向,噪声产生的程度高”时也相同。

[0246] (图案零的情况)

[0247] 在角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 为“图案零”的情况下,不拘泥于在合成方法设定画面上所选择的信息,合成部 6 按照以下式子求出合成图像数据 $TC(x, y)$ 。

$$[0248] \quad TC(x, y) = \{C(x, y) + L1(x, y) + R1(x, y)\} / 3$$

[0249] 合成部 6 通过对每一像素 (x, y) 进行上述合成,对每一像素 (x, y) 生成合成图像数据 $TC(x, y)$ 。合成部 6 将合成图像数据 $TC(x, y)$ 输出至显示控制部 7。

[0250] (阈值设定画面)

[0251] 在第 3 实施方式中,超声波诊断装置中的未图示的存储部中,存储有决定角度依赖图案的像素值等的阈值的设定画面。即、用于判定相当于上述第 1 条件~第 6 条件中哪一个的阈值 $Th1$ 、 $Th2$ 、 $Th3$ 经由阈值设定画面被输入。省略该阈值的设定画面的图示。如上所示,阈值 $Th1$ 为针对绝对值 $CR(x, y)$ 的阈值。阈值 $Th2$ 为针对绝对值 $CL(x, y)$ 的阈值。阈值 $Th3$ 为针对绝对值 $LR(x, y)$ 的阈值。

[0252] 在阈值的设定画面上,设定阈值 $Th1$ 的输入栏、阈值 $Th2$ 的输入栏以及阈值 $Th3$ 的输入栏。操作者如果使用操作部 82 向某一个输入栏输入阈值时,将输入的阈值与该类别 ($Th1$ 、 $Th2$ 或 $Th3$) 输出至控制部 9。

[0253] 另外,阈值设定画面也可以不是具有阈值 $Th1$ 、阈值 $Th2$ 以及阈值 $Th3$ 各自的输入栏的结构。例如,也可以对每一“摄影部位”或“图像的倾向”设定可选择阈值的组合的显示栏。关于“摄影部位”或“图像的倾向”,与在合成方法设定画面中说明的内容相同。作为一个例子,在阈值设定画面的该显示栏中,可以选择在“摄影部位为血管”时的阈值 $Th1$ 、阈值 $Th2$ 以及阈值 $Th3$ 的组合。另外,作为其它例子可以选择在“噪声产生的程度高”时的阈值 $Th1$ 、阈值 $Th2$ 以及阈值 $Th3$ 的组合作为图像的倾向。

[0254] 当操作者使用操作部 82,选择显示栏中的某一个项目时,将被选择的阈值的组合输出至控制部 9。

[0255] 控制部 9 将所输入或选择的阈值的组合发送至角度依赖决定部 52。角度依赖决定部 52 使用被选择的阈值 $Th1$ 、阈值 $Th2$ 以及阈值 $Th3$,对每一像素 (x, y) 求出角度依赖图案 $ADP(x, y)$ 。

[0256] 另外,第 3 实施方式无论是使超声波向 5 个偏向角偏向来发送接收超声波的情况,还是使超声波向 7 个以上的偏向角偏向来发送接收超声波的情况都可以适用。另外,第 3

实施方式可以与第 2 实施方式组合而适用于超声波诊断装置。另外,在第 3 实施方式中,作为摄影部位的一个例子,只对“血管”、“肝脏”的例子进行说明,但是在各种设定画面中,当然可以进行选择其它摄影部位等。另外,作为图像的倾向表示了“噪声产生的程度”,但是图像的倾向也可以通过其它表现来显示出来。而且,在第 3 实施方式中,可以进行合成方法的变更或阈值的变更的中的某一方,未必需要进行双方的处理。

[0257] 如上所述,根据与第 3 实施方式相关的超声波诊断装置,根据摄影部位或图像的倾向,变更合成方法。即、在来自构造体的回波信号中存在角度依赖时,可以根据摄影部位或图像的倾向,变更是进行算术平均,还是使用最大值。另外,在伪影中存在角度依赖时,还可以根据摄影部位或图像的倾向,变更是进行算术平均,还是使用最小值。

[0258] 总之,根据状况,谋求通过算术平均实现的灵敏度降低或伪影的增加抑制以及除去噪声的调节。据此,可以生成构造物灵敏度良好且伪影难以突显的图像。其结果,与基于伪影的图像相比,基于生物体信号(来自构造体的回波信号)的图像的视认性提高。

[0259] 进而,在与第 2 实施方式的组合中,对合成图像数据 $TC(x, y)$ 合成角度依赖信息 $ADI(x, y)$ 。通过该合成,在角度依赖大(角度依赖信息 ADI 大)的地方强调显示被合成的分量的颜色(例如,浅蓝色)。在角度依赖大(角度依赖信息 ADI 大)时,由于例如进一步增强显示青色,因此,对于操作者来说易于识别生物体的构造体与伪影。

[0260] 虽然针对本发明的实施方式进行了说明,但上述实施方式是作为例子而示出的,并不意图限定发明的范围。这些新的实施方式可以以其他方式来实施,在不脱离发明的要旨范围内,可以进行各种省略、置换、变更。这些实施方式或其变形被包含在发明范围与要旨,并且被包含在权利要求内所记载的发明与其均等的范围内。

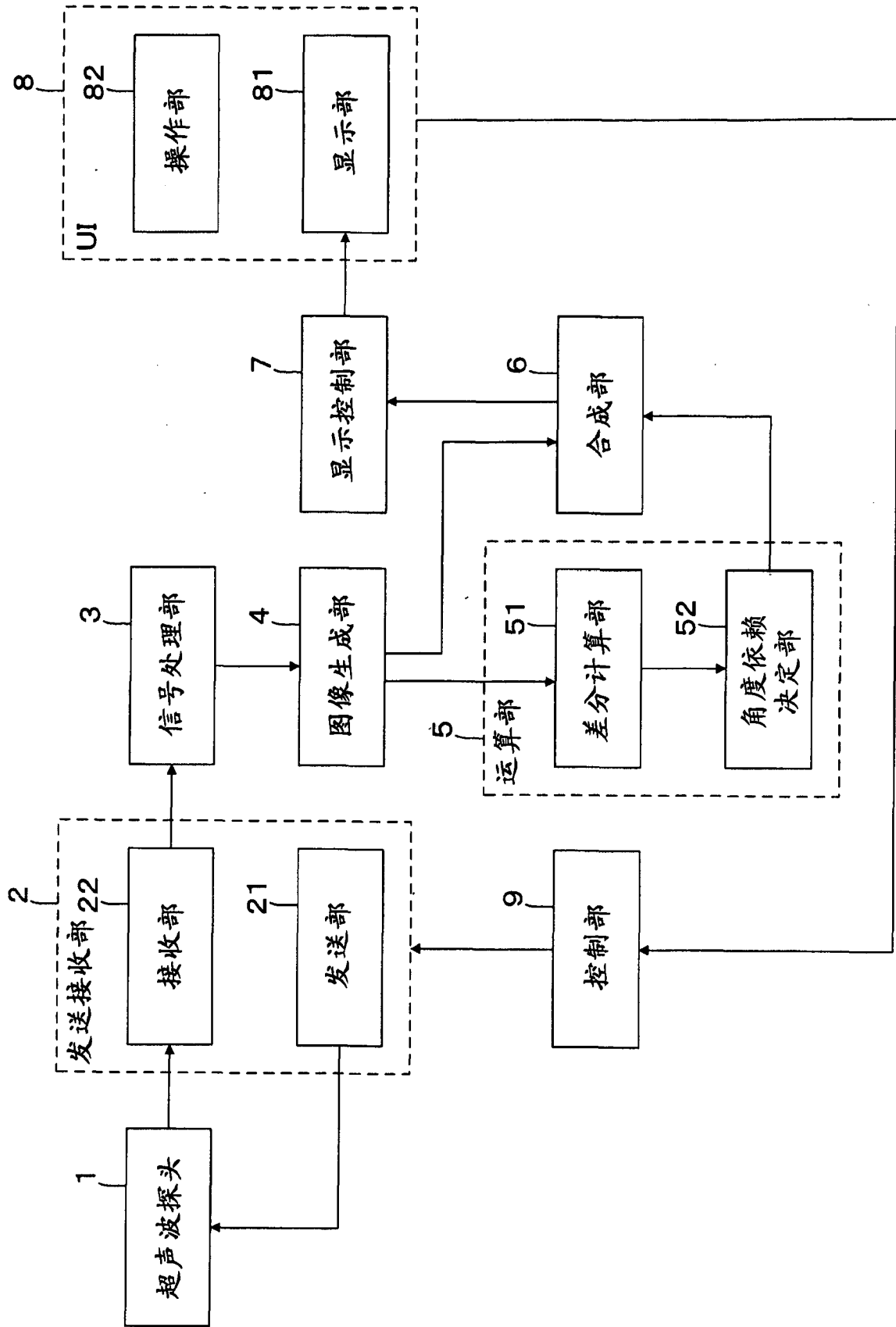


图 1

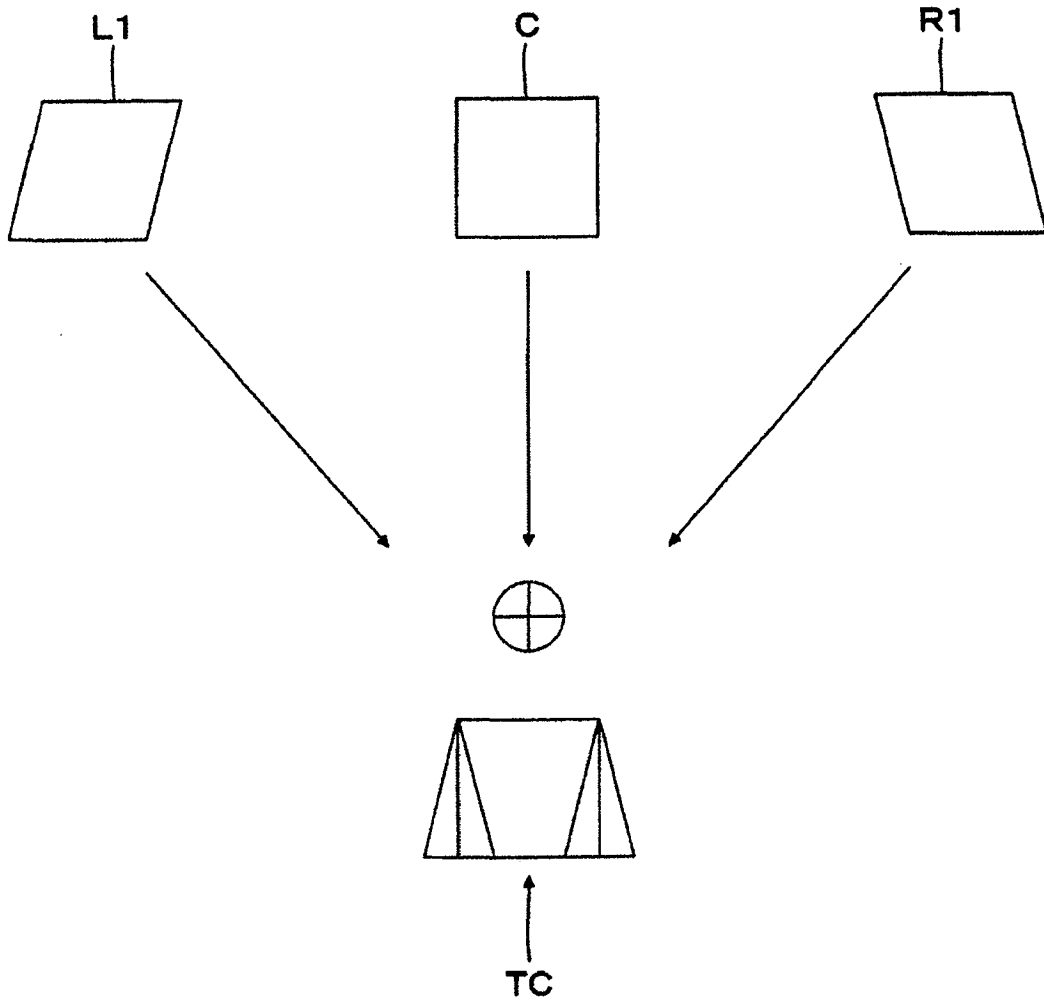


图 2

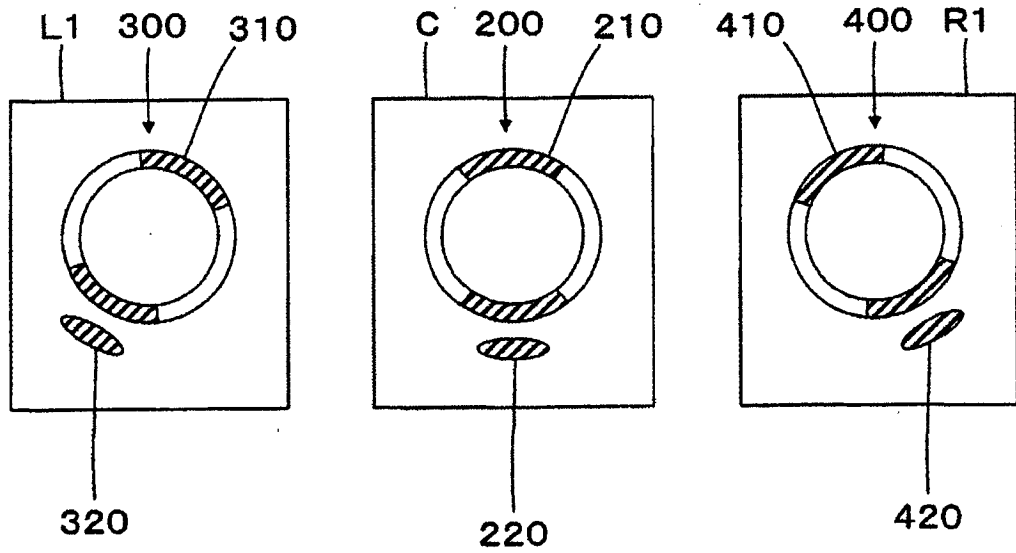


图 3

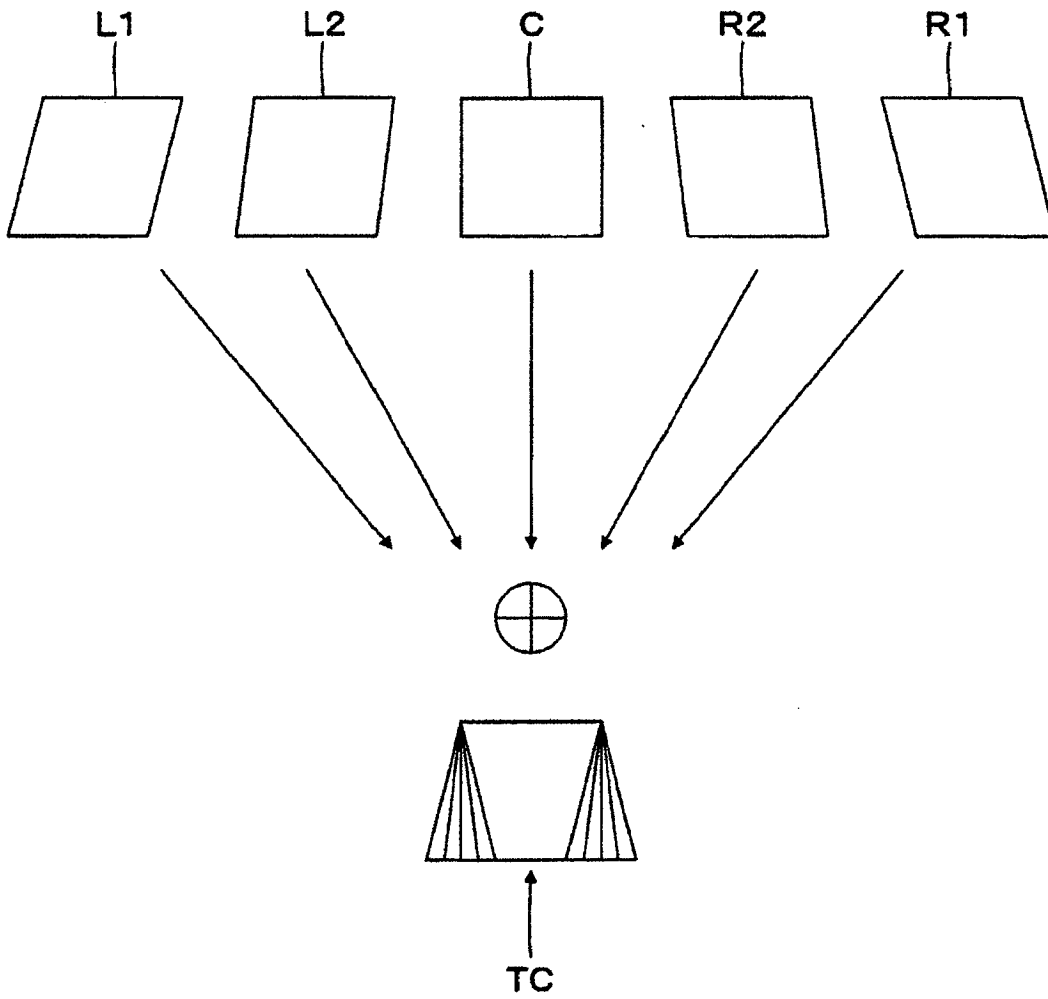


图 4

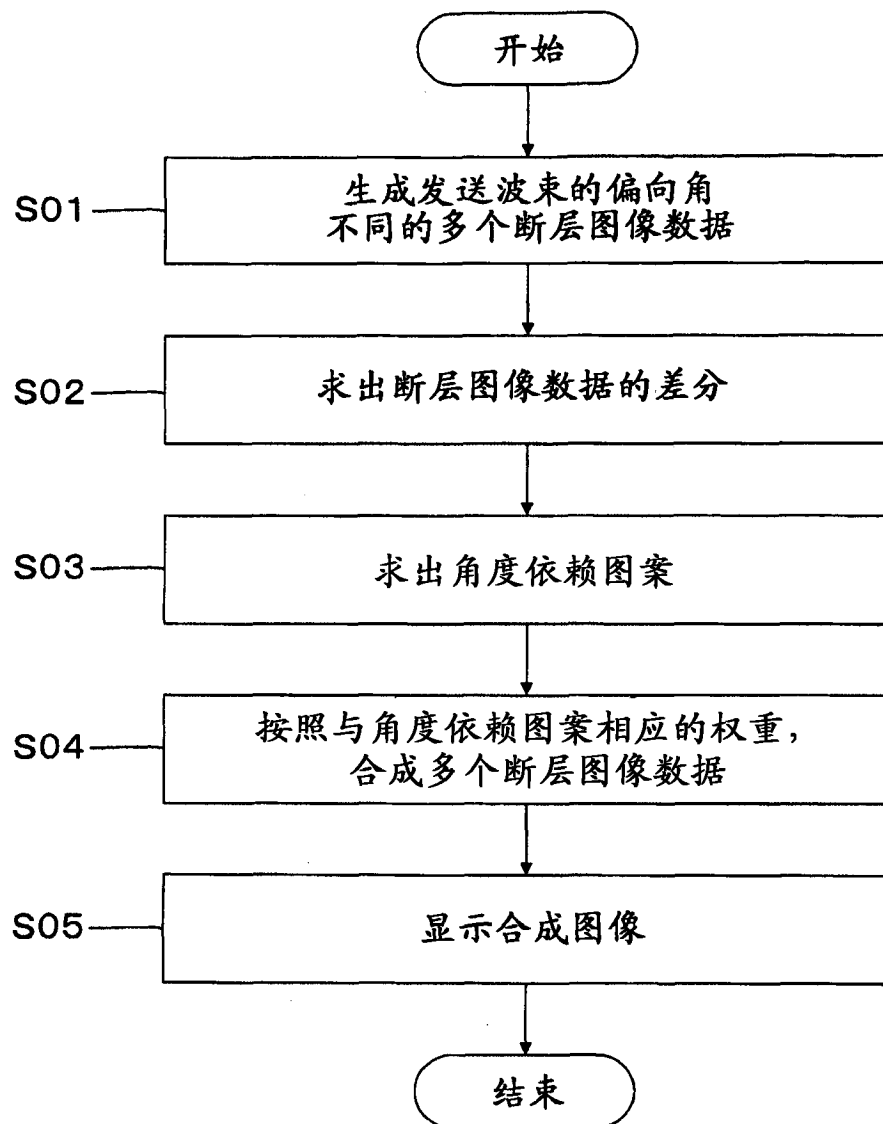


图 5

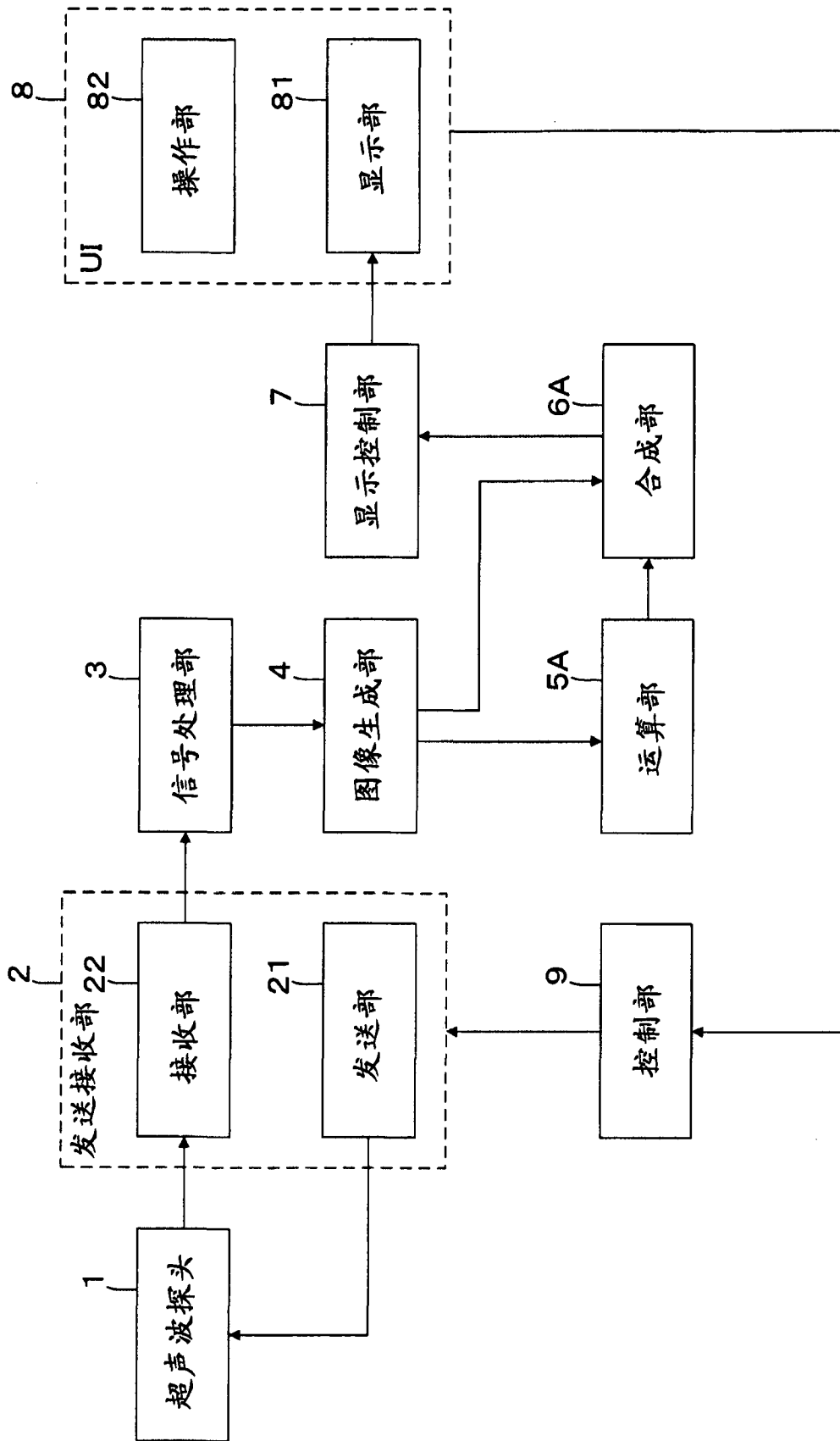


图 6

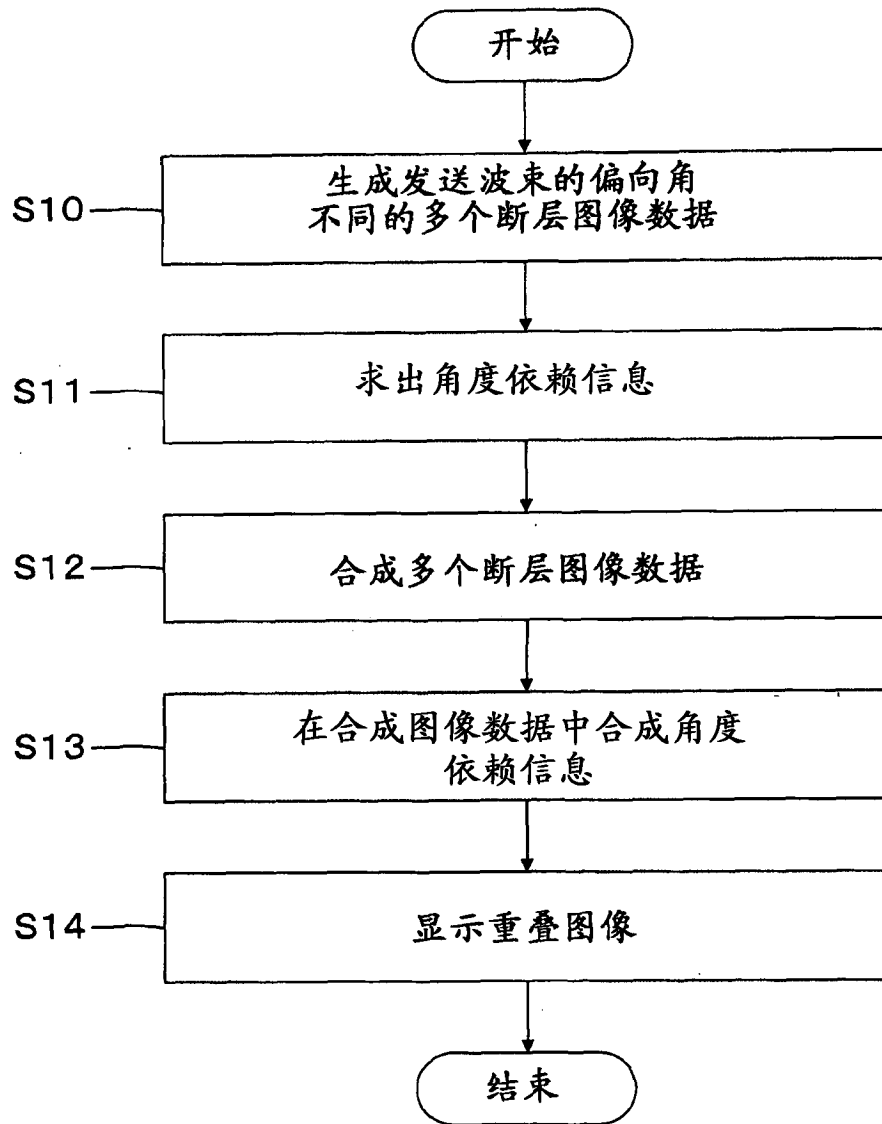


图 7

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN102487603A	公开(公告)日	2012-06-06
申请号	CN201180002179.9	申请日	2011-08-30
[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	鷺见笃司 市冈健一 中屋重光		
发明人	鷺见笃司 市冈健一 中屋重光		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/145 A61B8/0891 G01S7/52046 G01S15/8995 A61B8/483		
代理人(译)	孙蕾		
优先权	2010191877 2010-08-30 JP 2011186302 2011-08-29 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供一种可以生成构造物的灵敏度良好且伪影难以突显的图像的超声波诊断装置。本实施方式涉及的医用图像处理装置具有摄影单元、运算单元与合成单元。摄影单元使超声波向多个不同的偏向角偏向而对被检体发送超声波，接收来自被检体的回波信号，生成超声波的偏向角分别不同的多个超声波图像数据。运算单元根据多个超声波图像数据，求出多个超声波图像数据间的对偏向角的角度依赖的倾向。合成部根据角度依赖的倾向改变多个超声波图像数据的权重来合成多个超声波图像数据。

