

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/00 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 02817535.2

[45] 授权公告日 2009 年 7 月 29 日

[11] 授权公告号 CN 100518656C

[22] 申请日 2002.9.6 [21] 申请号 02817535.2

[30] 优先权

[32] 2001. 9. 6 [33] JP [31] 269682/2001

[86] 国际申请 PCT/JP2002/009115 2002.9.6

[87] 国际公布 WO2003/022153 日 2003.3.20

[85] 进入国家阶段日期 2004.3.8

[73] 专利权人 株式会社日立医药

地址 日本东京都

[72] 发明人 马场博隆 佐藤裕 筱村隆一
洼田纯

[56] 参考文献

JP2001-104312A 2001.4.17

JP5-23332A 1993.2.2

JP5-154149A 1993.6.22

US6117081A 2000.9.12

JP5-23332A 1993.2.2

JP11-318892A 1999.12.4

JP8-280688A 1996.1.2

US5632277A 1997.5.27

审查员 高虹

[74] 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司

代理人 张立岩

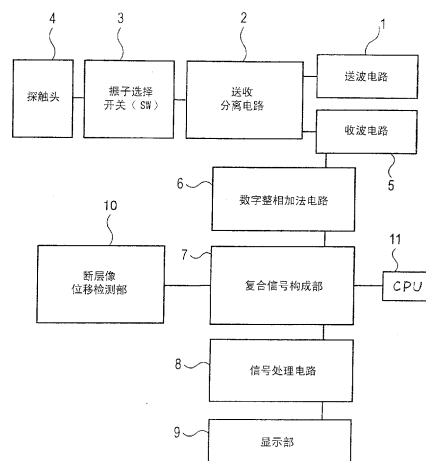
权利要求书 2 页 说明书 18 页 附图 7 页

[54] 发明名称

超声波摄像装置及其摄像数据处理方法以及
处理程序

[57] 摘要

一种超声波摄像装置及其摄像数据处理方法以及处理程序，所述超声波摄像装置是提高复合图像的 S/N 比的装置，具有：对来自与被检体的位置关系相互不同的超声波探触头的多个波束接收信号进行合成的装置，和将该被合成的接收波束转换成辉度信号的装置，和显示该转换后的辉度信号的装置。



1.一种超声波摄像装置，其特征在于，具有：

对来自与被检体的位置关系相互不同的超声波探触头的多个波束接收信号进行合成的合成装置；将该被合成的接收波束转换成辉度信号的装置；和显示该转换后的辉度信号的装置，

还具有：反转第1波束接收信号以及第2波束接收信号的极性的信号反转装置，所述第1波束接收信号，从所述被检体和所述超声波探触头的位置关系位于第1位置关系时的所述超声波探触头获得，所述第2波束接收信号，从位于与所述第1位置关系不同的第2位置关系时的所述超声波探触头获得，和，

复合信号构成装置，对于所述第1波束接收信号以及所述第2波束接收信号和从所述信号反转装置输出的反转波束接收信号，分别生成合成波束接收信号，对其生成的合成波束接收信号进行互相的加法运算。

2.如权利要求1所述的超声波摄像装置，其特征在于，所述合成装置，具有：获得所述第1波束接收信号的装置，和获得所述第2波束接收信号的装置；合成所述第1波束接收信号和所述第2波束接收信号。

3.如权利要求1所述的超声波摄像装置，其特征在于，还具有检测所述第1位置关系和所述第2位置关系的位置检测装置，

所述复合信号构成装置，根据由所述位置检测装置检测到的位置关系合成所述第1波束接收信号和所述第2波束接收信号。

4.如权利要求3所述的超声波摄像装置，其特征在于：所述位置检测装置，根据以与所述被检体相互不同的位置关系连续摄影的多张图像之间的相互关系，求出各自的位置关系。

5.如权利要求3所述的超声波摄像装置，其特征在于：所述位置检测装置，对于与所述被检体相互不同的位置关系、通过位置检测传感器而求出各自的位置关系。

6.如权利要求1所述的超声波摄像装置，其特征在于：所述复合信号构成装置，将所述第2波束接收信号在对应于超声波束扫描面的波束接收信号上重合，并记忆在存储器上，由此与所述第1波束接收信号一起合成。

7.如权利要求 1 所述的超声波摄像装置，其特征在于：所述复合信号构成装置，在复合合成时进行视角扩大处理。

8.如权利要求 3 所述的超声波摄像装置，其特征在于，还具有根据由所述位置检测装置求得的、相对于所述被检体的所述超声波探触头的位置以及方向，控制所述超声波束方向的送波集束装置。

9.一种超声波摄像装置的摄像数据处理方法，其特征在于，

具有：从超声波探触头获得被检体和所述超声波探触头在第 1 位置关系时的第 1 波束接收信号的步骤；从所述超声波探触头获得在与所述第 1 位置关系不同的第 2 位置关系时的第 2 波束接收信号的步骤；从获得所述第 2 波束接收信号位置的坐标向获得所述第 1 波束接收信号的位置的坐标转换所述第 2 波束接收信号坐标的步骤；将所述坐标转换后的第 2 波束接收信号和所述第 1 波束接收信号合成的合成步骤，和将该合成的接收波束转换成辉度信号的步骤，和显示该转换了的辉度信号的步骤，

还具有：反转所述第 1 波束接收信号以及所述第 2 波束接收信号的极性的信号反转步骤，和

复合信号构成步骤，对于所述第 1 波束接收信号以及所述第 2 波束接收信号和从所述信号反转步骤输出的反转波束接收信号，分别生成合成波束接收信号，对其生成的合成波束接收信号进行互相的加法运算。

10.如权利要求 9 所述的超声波摄像装置的摄像数据处理方法，其特征在于：所述合成步骤，具有将进行了所述坐标转换的第 2 波束接收信号和所述第 1 波束接收信号进行加法运算的步骤。

11.如权利要求 10 所述的超声波摄像装置的摄像数据处理方法，其特征在于：所述加法运算的步骤，将进行了所述坐标转换的第 2 波束接收信号和所述第 1 波束接收信号的辉度信息以及相位信息进行多个加法运算。

超声波摄像装置及其摄像数据处理方法以及处理程序

技术区域

本发明涉及一种用于医疗诊断的超声波摄像装置及其摄像数据处理方法以及摄像数据处理程序，尤其涉及可获得将从各个角度扫描而得到的图像信号合成并以一个图像来表示的、一般称作复合扫描像的高画质断层像的技术。

背景技术

超声波摄像装置，是将超声波探触头接触在被检体的表面上，在从该探触头向被检体发送超声波的同时，接收来自被检体内部的反射波（回波信号），并根据该回波信号将各部分的状态以断层像表示出来，以提供诊断等的装置。

一般，超声波探触头是将多个振子以等间隔的直线状、曲线状或者面状排列形成。例如：直线式超声波摄像装置，是通过口径选择开关来选择在同一时刻驱动的振子组并形成口径，顺序移动该口径，用超声波束扫描生物体以及物体的内部。另外在凸面（convex）扫描型超声波摄像装置中也是同样。

无论是在直线扫描式还是在凸面扫描式中，都是在事先决定超声波束的朝向或者角度的情况下，将扫描得到的多个波束接收信号与各个波束方向或者角度相对应，记录在设置了地址的存储元件（memory cell）上并显示图像。

另一方面，复合扫描型的超声波摄像装置，如特开昭 64-62133 号公报以及特开平 5-285146 号公报所公开的那样，一边将探触头沿被检体表面移动，一边实时地合成从对应于不同角度或位置的超声波束信号的波束接收信号而得到的图像。此时，由于超声波束的位置或角度是变化的，所以通过实时地检测探触头的位置信息，能够求出所波束接收信号的位置和方向并进行合成。这样，通过进行断层像之间的重合，能够明确地描绘出在单

方向断层像中难以描绘的、与被检体内超声波束相平行的介质边界。另外，由于在多重反射或强反射体后部，形成辉度信号比较小且暗的部分，将这部分，所以，以多方向的图像将这一部分重合，能够得到改善的效果。

但是，上述现有的复合图像生成方法，由于是将波束接收信号转换成辉度信号之后进行合成，因而像周知的开口合成那样，没有由将具有相位信息的波束接收信号之间重合而使其产生干扰、提高杂波和信号的比例（S/N比）的效果。

另一方面，只有在探触头的有效视野内才能够得到超声波图像，所以，具有超过所述有效视野大小的被检体内部位图像，例如使探触头在长轴方向移动而得到多个的超声波图像，将这些超声波图像连接组合。这些图像被称为全景（panorama）图像，公告于特开 2001-104312 号公报。

另外，在上述全景图像的生成方法中，作为全景图像将超声波图像连接组合时，检测出探触头的角度以及位置。

但是，在检测出上述角度和位置上进行的全景图像合成，是以辉度信号为对象的，所以，并没有考虑对于加进具有回波信号的相位信号成分的信号处理。

本发明目的在于提高复合图像的 S/N 比。

发明内容

为达到上述目的，本发明的超声波摄像装置，具有：对来自与被检体的位置关系相互不同的超声波探触头的多个波束接收信号进行合成的合成装置；将该被合成的接收波束转换成辉度信号的装置；和显示该转换后的辉度信号的装置，还具有：反转第 1 波束接收信号以及第 2 波束接收信号的极性的信号反转装置，所述第 1 波束接收信号，从所述被检体和所述超声波探触头的位置关系位于第 1 位置关系时的所述超声波探触头获得，所述第 2 波束接收信号，从位于与所述第 1 位置关系不同的第 2 位置关系时的所述超声波探触头获得，和复合信号构成装置，对于所述第 1 波束接收信号以及所述第 2 波束接收信号和从所述信号反转装置输出的反转波束接收信号，分别生成合成波束接收信号，对其生成的合成波束接收信号进行互相的加法运算。

即，由于将多个的波束接收信号在转换成辉度信号之前合成，所以不会丢失波束接收信号的相位信息，因而，通过互相合成波束接收信号而使其产生干涉，从而能够提高 S/N 比。

另外，所述合成装置，具有：获得第1波束接收信号的装置，和获得第2波束接收信号的装置；合成所述第1波束接收信号和所述第2波束接收信号。

进而具有：检测所述第1位置关系和所述第2位置关系的位置检测装置，和根据由所述位置检测装置检测到的位置关系合成所述第1波束接收信号和所述第2波束接收信号的复合信号构成装置。

此时，复合信号构成装置，包括具有对应于超声波束扫描面排列地址的存储单元的存储器，将从数字式整相加法装置输出的波束接收信号重合并记忆在对应存储器的地址的存储元件上，由此能够与其他波束接收信号合成。另外，在进行该合成的情况下，通过根据一定的比率来调整存储器地址，易于实现接合断层像的视角扩大。

另外，作为位置检测装置，可以采用从连续摄影的多张图像之间的相互关系求出对于被检体的超声波探触头的位置以及方向的方法。由此，能够回避在机械式的位置检测装置上安装探触头、边检测探触头的位置和方向边进行被检体扫描的繁杂操作。并且，本发明也可以使用机械式位置检测装置，还可使用磁传感器，并且还可以在探触头上内置位置传感器。

另外，优选设置根据构成波束接收信号的各个振子的回波信号之间的相互关联、求出超声波扫描面介质声速分布的声速分布测量装置，复合信号构成装置，根据求出的声速分布，修正波束接收信号和被检体的位置关系。由此，根据由被检体内的各介质声速不同而产生的波束行进距离和时间的畸变，波束接收信号的位置关系带有误差，但是可以修正此误差。其结果，能够精密地合成复合信号，明确地描画出明暗的不同。

进而，还可以设置反转所述波束接收信号的极性的信号反转装置，复合信号构成装置，对于所述波束接收信号和从信号反转装置输出的反转波束接收信号，分别生成所述合成波束接收信号，对其生成的合成波束接收信号进行互相的进一步的加法运算。即，可以合成正相和逆相的波束接收信号获得高画质的高次谐波断层像，特别是可以使用同一波束接收信号获得高次谐波图像，因此，与现有技术的分别扫描正相和逆相的超声波束而得到高次谐波图像的情况相比，能够实现不降低单位时间内的摄像图像张数地进行摄像。

另外，根据由所述位置检测装置求得的、相对于所述被检体的所述超声波探触头的位置以及方向，控制超声波束方向，以此添加送波集束功能。

据此，对于作为基准的断层像，通过重合来自不同方向的断层信号，可以描绘出精致的断层像。

另外，最好设置根据构成波束接收信号的各个振子的回波信号的相互关联、求出超声波扫描面介质的声速层构造的声速层构造测量装置，复合信号构成装置，根据声速层构造修正波束接收信号的行进距离和时间的畸变。

附图说明

图 1 是本发明的超声波摄像装置的一实施例的方框构成图。

图 2 是本发明的超声波摄像装置的另一实施例的方框构成图。

图 3 是本发明的超声波摄像装置的又一实施例的方框构成图。

图 4 是本发明的超声波摄像装置的其它实施例的方框构成图。

图 5 是表示由直线式扫描探触头进行的复合扫描的 1 种形式图。

图 6 是表示由凸面式扫描探触头进行的复合扫描的 1 种形式图。

图 7 是表示由斜向扫描进行的复合合成的 1 种形式图。

图 8 为通过斜向扫描进行复合合成的方法的说明图。

图 9 是表示由直线式扫描探触头进行复合扫描的另一形式图。

图 10 表示由凸面式扫描探触头进行的复合扫描的其他形式图。

图 11 为以软件实行本发明的超声波摄像装置的实施例的流程图。

具体实施方式

以下结合附图说明本发明的实施例。

（实施例 1）

图 1 是超声波摄像装置的一实施例的方框构成图。在该图中，提供从送波电路 1、通过送收分离电路 2 和振子选择开关（SW）3 驱动探触头 4 的超声波脉冲信号。探触头 4 由多个的振子形成。振子选择开关 3 以多路转换电路形成，能够同时选择切换所驱动的多组振子（口径）。送波电路 1 产生用于驱动振子的超声波脉冲信号，将供给构成口径的多组振子的超声波脉冲信号分别延迟，控制向被检体内送信的超声波束的方向以及焦点位置等。

从被检体产生的超声波束的反射信号（回波信号）由探触头 4 的各振子接收并转换成电信号。转换成电信号的回波信号，通过振子选择开关 3，从送收分离电路 2 被导入收波电路 5。即，送收分离电路 2 在发送超声波信号时使信号从送波电路 1 通过振子侧，在接收信号时使信号从振子侧通过收波电路 5。

收波电路 5，将微弱的回波信号增幅并转换成数字信号，输出到数字整相加法电路 6。数字整相加法电路 6 将从收波电路 5 输出的数字回波信号的相位整相后进行加法运算，形成波束接收信号并输出到复合信号构成部 7。复合信号构成部 7 将输入的波束接收信号和在先测量的其他波束接收信号、与被检体的位置关系相一致地合成，生成复合信号。信号处理电路 8 进行将从复合信号构成部 7 输出的复合信号图像化所需的处理。即，对于复合信号实行检波，对数压缩和 γ 修正，生成辉度信号的图像信号。由信号处理电路 8 生成的图像信号，被导入显示部 9，在此进行超声波束扫描和图像显示扫描的转换，将图像显示于显示器。

断层像位移检测部 10 将被检体和探触头 4 的相对位置位移量，以及如人体的被检体内的搏动等的、一般称作体动的现象作为位置位移量而检测出，并向复合信号构成部 7 输出。作为断层像位移检测部 10，能够适用例如可以从连续摄影的图像间的相关关系、检测探触头的位置变动。另外，还可以使用依赖于机械式探触头位置检测臂得到的装置、磁传感器等。总之，只要是能够检测出波探触头 4 和被检体之间的位置关系，可以使用公知的方法。CPU（中央运算单元）11，为统括上述构成要素而进行控制的装置。

下面说明这类构成的超声波摄像装置的动作。首先，操作者对超声波摄像装置的功能进行初期指示。例如，在进入检测以前对于装置进行要得到复合图像的指示。此时，操作者能够选择是从超声波束信号合成复合信号、还是使用辉度信号合成图像、还是在扩大画角的同时进行复合图像合成、还是不扩大画角进行图像合成。所以，将图像合成模式切换器设置在控制台上，能够以选择的模式进行复合图像合成。

这样，选择了超声波摄像装置的功能之后，操作者将探触头 4 接触被检者检查部位的身体表面，将超声波扫描开始的指令从操作器输入。相应于

此，由 CPU11 将选择口径、送波延迟数据、受波延迟数据分别设定在振子选择开关 3、送波电路 1 和收波电路 5 上。另外，相应于复合图像合成模式的选择指令，选择复合信号构成部 7，并开始由超声波束的扫描。扫描分别对应于从送波电路 1 形成的各个探触头 4 口径的振子，给与各个延迟时间的驱动脉冲，通过送收分离电路 2 输入到振子选择开关 3。在振子选择开关 3 上，为将驱动脉冲输出到相应于口径的各振子而被连续切换。这样，驱动由从振子选择开关 3 输出的驱动脉冲所选择的振子组。

被选择了的振子组，以延迟时间小的顺序被驱动，将超声波送信到生物体内。送到生物体内的超声波，在预先初期设定的送波焦点处，将从各振子发射的超声波的波面以同样相位同样时间到达的方式、由送波电路 1 调整延迟时间。在传播过程中，如果在生物体内存在声阻抗不同的组织，则在其境界面上会反射一部分超声波，反射波（echo 回波）向探触头方向反回。回波使从生物体内部的浅部位发送到深部位的超声波传播，与其相应，按顺序向探触头的方向反回。这些回波，由发送时被驱动的振子或者从其按小口径到大口径排列的振子组和时间一起被切换选择的振子组接收并转换成电信号的回波信号。

以振子被电信号化的回波信号，通过振子选择开关 3 以及送收分离电路 2 输入到收波电路 5，在此对振子各元件线路(channel 波道)进行分别的增幅处理，按各波道转换成数字信号。被数字化的回波信号被输入到整相加法电路 6 中。数字整相加法电路 6，分别对应于各个超声波振子给与各个延迟时间，将被数字化的回波信号按各波道延迟并进行加法运算。即，使从被检体内某点（接收波束上的各点）反射的回波信号、在各个波道中于同一时间出现那样地将时间相位整相后进行加法运算，降低包含于回波内的杂波。另外，进行滤波处理，抽出必要波段的信号，得到波束接收信号。在收波电路 5 中的这些处理，是以动态集束方式的周知的处理。

在收波电路 5 中生成的波束接收信号，被输入到复合信号构成部 7 中，进行作为本发明特征的复合合成处理。即，其特征是，将具有转换成辉度信号前的相位信息的波束接收信号互相合成，由它们的干涉提高 S/N 比。在这点上，复合信号构成部 7 与现有的不同，能够对应多个的信号，并且能够高速度地动作。这里，做成复合合成图像的目的在于，如上所述那样，

可明确描绘出与被检体内部的超声波束相平行的介质境界、将多重反射或强反射体后部形成的暗部位、通过与来自多方向的图像重合而使其低减。所以，对于一个断层像，摄制超声波束的位置、方向不同的其他图像，合成其两个图像。在此合成中，必须互相合成来自被检体的同一部位的波束接收信号，所以，必须求出接收波束的方向以及波束接收信号和深度的关系、以及它们同被检体间的位置关系且对涉及两个图像的波束接收信号的位置关系进行整相并合成。

本实施例的复合信号构成部 7，具有对应于超声波束扫描面而由二维排列地址的存储元件组成的两个 RAM。一个为记忆由本次测量而输入的波束接收信号的波束接收信号 RAM，另一个为记忆前次以前测量的波束接收信号或者被合成的复合信号的复合信号 RAM。这些 RAM 的地址被设定为对应于以各个测量时的探触头中心和其探触头的朝向（垂直方向）为基准的二维扫描面。

这里，探触头的中心位置和探触头的朝向，由断层像位移检测部 10 检测。该断层像位移检测部 10，应用周知的例如从连续摄影的多张图像间的相互关系求出对应于被检体的超声波探触头的位置以及方向的方法。这样能够避免在机械式位置检测装置上安装探触头、边检测探触头的位置和方向、边进行被检体扫描的繁琐。但是，本发明并不仅限于此，也可以使用机械式位置检测装置，也可以使用周知的磁传感器。

这样，以被检测的探触头的中心位置和方向为基准，另外，根据介质声速假设值和从超声波发送信号到接收信号的时间信息，从超声波的行进距离算出波束接收信号和深度的关系，在波束接收信号 RAM 对应的地址存储元件上记忆使波束接收信号对应于深度方向的各部分的信号。

另一方面，在复合信号 RAM 上，也与上述波束接收信号 RAM 的情况相同，记忆前次以前测量合成的复合信号（初期状态时是波束接收信号）。因此，通过从两个 RAM 读出并运算对应于被检体同一部位的信号部分，能够合成波束接收信号和复合信号。但是，复合信号 RAM 和波束接收信号 RAM 的地址，由于探触头的位置和朝向不同，需要使位置关系一致而进行合成。下面就复合处理进行详细说明。

例如，以复合信号 RAM 为基准，求出记录有重合并应记录在复合信

号 RAM 的存储元件上的波束接收信号的、波束接收信号 RAM 的存储元件的地址。如果在相应于所求出的地址的存储元件上没有记忆相应于波束接收信号的部分的话，则以周知的方法进行适当的插补来求出。然后，将相应于波束接收信号的部分在复合信号 RAM 的存储元件上进行重合并记录。通过将此项处理对复合信号 RAM 的所有存储元件实行，能够将两个有关测量的波束接收信号在存储器上合成。复合信号 RAM 的复合信号，被输出到信号处理电路 8 中。在信号处理电路 8 上，对于复合信号施行检波、对数压缩、γ 修正，生成辉度信号的图像信号，并通过显示部 9 显示于显示部上。

求出用于合成上述复合信号的波束接收信号 RAM 的存储元件地址的算式，例如，如下表示。

$$Xb = \{(Xc - X)\cos \theta + (Yc - Y)\sin \theta\} / \alpha \quad Yb = \{(Yc - Y)\cos \theta + (Xc - X)\sin \theta\} / \beta$$

X: 以初期图像为基准，横向坐标轴上的探触头位置

Y: 以初期图像为基准，纵向坐标轴上的探触头位置

θ: 以初期图像的正下方方向为基准的波束方向

Xb: 波束接收信号 RAM 的地址（接收波束扫描方向）

Yb: 波束接收信号 RAM 的地址（接收波束方向）

Xc: 复合信号 RAM 的地址（显示画面的横方向）

Yc: 复合信号 RAM 的地址（显示画面的纵方向）

Aα: 从波束接收信号 RAM 到复合信号 RAM 的扩大计数（接收波束扫描方向）

Bβ: 从波束接收信号 RAM 到复合信号 RAM 的扩大计数（接收波束方向）

在上式中，所谓初期图像，是指如复合合成开始那样，从操作者发出指示到最初构成的断层像或者不管复合合成开始指示如何，紧接于现在瞩目的断层像之前的图像。在初期图像之后输入的断层像，以初期图像的坐标轴为基准被回转、移动、作为合成后的复合图像被输出。

这样，伴随振子选择切换或者超声波束的方向偏向而反复进行超声波发送接收信号和其信号处理，以每次发送接收信号的反复而输入的波束接收信号形成图像。被图像化的存储器内的记忆内容，与 CRT 显示器等的

扫描同步被读出，生物体内由超声波扫描而被图像化。该图像化被反复多个次实行，这些多个图像按顺序在复合信号构成部 7 被处理，并作为复合图像而显示。

图 5(a)~(d)表示了直线式扫描的复合图像合成的一例。在图中，探触头 20 为了表示与超声波图像的位置关系而被模式化。(a)是初期图像 21，通过下一次的超声波摄像而进行显示于(b)的超声波图像 22 的摄像，进而，通过下一次的超声波摄像而进行显示于(c)的超声波图像 23 的摄像，由它们的复合合成，合成(d)的复合图像 24。在凸面式扫描的情况下，如图 6(a)，(b)所示，由凸面式探触头 26 进行了初期图像 27 的摄像后，偏移探触头 26 的位置而进行超声波图像 28 的摄像，将它们合成，合成为复合图像 29。

如本实施例所示，在 RAM 上所进行的复合合成，在处理辉度信号的方法中是以前就知道的。但是，在本实施例中，其特征是，以将这些动作转换成辉度信号前的整相加法运算后的多个信号、进行复合合成。其结果，由于没有失去波束接收信号的相位信息，所以能够由合成来干涉，从而提高 S/N 比。

(实施例 2)

一般，作为进行复合操作时的问题，周知的是，当由于某些错误而不能够将多个的波束接收信号的位置关系正确重合时，导致图像质量的劣化。例如，如果波束位置信息稍有的误差被积累、误差变大的话，会降低重合位置的正确性。作为这样的波束位置信息误差的原因，可以举出被检体由不同声速的介质构成这一原因。即，如果存在声速不同的介质部分，则通过这些多个介质的超声波束的速度会根据时间增减，其结果，可以看到畸变的断层像。特别是，改变探触头的角度和位置后测量的断层像，使得相互间发生了不同的微小畸变。如实施例 1 一样，在保存相位信息、进行复合合成的方式中，如果由从 2 处摄像的、彼此畸变的波束接收信号构成复合信号的话，则对于重合辉度信号的现有方法、将引起很大的画质劣化，复合图像成为模糊图像。因此，将重合波束接收信号的位置信息对应于介质声速的不同而进行修正的做法就变得有用了。

图 2 是将波束接收信号的位置信息对应于介质声速的不同而进行修正

的、本发明实施例的超声波摄像装置主要部分的方框构成图。如图所示，本实施例，是在图1的实施例之上，设置对断层像的各部位声速值进行运算的声速运算部17和记忆运算声速的断面声速图12，复合信号构成部7，依据断面声速图12的声速分布数据，修正波束接收信号的位置信息并进行复合合成。声速运算部17，取出在数字整相加法电路6中进行了加法运算、成为波束信号之前的各个波道的回波信号，通过互相关运算波道信号而求出各波道信号之间的相位差。此相位差，如果预先假设的介质声速和实际的介质声速一致的话则不检测。但是，一般来讲，由于预先假设声速和实际的介质声速不同，所以可检测出相差。例如，如果把相位差按照各波道排列表示于图表上，则当相位差不能检测时，在所有的波道中相位差成为零直线。另外，已经知道了如果假设声速和实际的声速不同的话，则各个波道的相位差成为具有斜度的直线分布。还知道其直线的斜度因假设声速和实际的介质声速相差越大越为陡峭。使用这个关系，模拟假设声速和实际的介质声速间的差别，可以预先导出各波道的相位差的直线斜度和介质声速之间的关系。然后，以表示的形式导出将此关系对应于介质声速和相位差的分布斜度，若作为内部记忆保存的话，则可以简单地求出介质声速。即，求出各波道之间的相位差，将所有波道的相位差分布的斜度以最小二乘误差法等求出，查找以上所述的斜度和声速之间的关系对照表，就可知道直至焦点处所包含的介质的平均声速。这样，将每个焦点所查的声速值，在对应于断面声速图12的记忆部上的各焦点位置的地址上，进行依次的纪录而做成声速图。

然后，复合信号构成部7，对于从数字整相加法电路6输入的波束接收信号，在求出复合信号RAM上重合纪录的值时，从断面声速图12读出被检体内的介质声速，相对于介质声速修正波束接收信号RAM的地址。之后，进行记忆在修正了的地址上的波束接收信号的成分和在记忆复合信号RAM上的值的运算，并将其结果写入复合信号RAM上。

这里，求出用于合成复合信号的波束接收信号RAM的存储元件的地址的算式，例如可以为以下的算式。并且，将声速图12的值作为从探触头近部位朝向深部方向的平均声速，使地址与波束接收信号RAM的接收波束扫描方向和与接收波束方向一起具有同一数据间隔（使邻接地址间的

取样间隔在相互的 RAM 上相同)。另外假定, 在接收波束方向上, 由于根据声速不同的介质而产生上述畸变, 所以进行波束接收信号 RAM 的地址修正, 并波束扫描方向上, 按振子排布间距决定的每个波束扫描间隔而排列超声波接收波束。

$$X_v = \{(X_c - X) \cos \theta + (Y_c - Y) \sin \theta\} / \alpha Y_v$$

$$= \{(Y_c - Y) \cos \theta + (X_c - X) \sin \theta\} / \beta X_b$$

$$= X_v Y_b$$

$$= Y_v \times V / \gamma (X_v, Y_v)$$

X: 以初期图像为基准, 横向坐标轴上的探触头位置

Y: 以初期图像为基准, 纵向坐标轴上的探触头位置

θ : 以初期图像的正下方方向为基准的波束方向

X_b: 波束接收信号 RAM 的地址 (接收波束扫描方向)

Y_b: 波束接收信号 RAM 的地址 (接收波束方向)

X_c: 复合信号 RAM 的地址 (表示画面的横方向)

Y_c: 复合信号 RAM 的地址 (表示画面的纵方向)

X_v: 声速图 RAM 的地址 (接收波束扫描方向)

Y_v: 声速图 RAM 的地址 (接收波束方向)

A α : 从波束接收信号 RAM 到声速图 RAM 的扩大系数 (接收波束扫描方向)

B β : 从波束接收信号 RAM 到声速图 RAM 的扩大系数 (接收波束方向)

$\gamma (X_v, Y_v)$: 声速图 RAM 值 (地址 X_v, Y_v 的值)

V: 标准介质声速 (在医疗用超声波断层像装置的 JIS 规格中为 1530m/s)

(实施例 3)

一般知道, 当超声波通过被检体内时, 波形因介质的物理性质不同而产生畸变, 通过的距离越长畸变程度就渐渐的变大, 相对于基础波形成分的高次谐波的成分比例就要增加。在其高次谐波成分中, 尤其是抽出二次高次谐波、并进行可视化是众所周知的。作为该方法, 已知例如, 由正相波形驱动振子, 向被检体内送入超声波, 接收反射的超声波信号, 记忆具有整相加法运算后的相位信息的波束接收信号。接下来, 将送信波形的相

位反相，同样的进行发送接收信号，生成具有整相加法运算后的相位信息的波束接收信号，求出与上述正相波形的波束接收信号的和，进行可视化。根据这样的做法，从最初的发送接收的信号几乎可以消去基础波，二次高谐波几乎增加为一倍的大小，所以是非常有效的二次高谐波可视化法。但是，这种方法，为了得到一张二次高谐波的图像，而常常需要进行两次发送接收信号，单位时间的图像张数（frame rate 帧频）为通常情况下的一半。因此，期望着不降低帧频而将二次高谐波可视化的方法。

图3表示了将本发明应用于得到二次高谐波图像时的实施例3的超声波摄像装置的方框图构成。如图所示，本实施例与图1的实施例的不同点在于：设置有两系统的复合信号构成部7a、7b、设置有将从数字整相加法电路6输出的波束接收信号的相位反相的信号反相部13、以及设置有选择区分将波束接收信号送到信号反相部13还是原样送到复合信号构成部7a的反相非反相信号选择部14、进而设置有在两系统的复合信号构成部7a、7b进行各个合成的复合信号之间的加法运算并进行抽出高次谐波信号的运算的信号重合部15。

根据这样的构成，从数字整相加法电路6输出的波束接收信号被送到反相非反相信号选择部14，对于最初输入的一个图像的波束接收信号，不反相信号相位，而是送到复合信号构成部7a中。然后，与图1同样，合成复合信号并送到信号重合部15中。接着，输入到反相非反相选择部14的一个图像的波束接收信号，在信号反相部13进行信号相位反相后，送到复合信号构成部7b，在合成复合信号后，输出到信号重合部15。在信号重合部15中，对从复合信号构成部7a和7b输入的复合信号进行加法运算，并向信号处理电路8输出。这样，对于不断输入的波束接收信号，如果从复合信号构成部7a输出复合信号，则立刻在信号重合部15，与来自复合信号构成部7b之前的输出信号进行加法运算并输出结果。而如果从复合信号构成部7b输出新的复合信号，则与来自复合信号构成部7a之前的复合信号进行加法运算并输出。这样，只要最初在复合信号构成部7a、7b上使复和信号一致，就不会降低帧率而取出二次高谐波信号，进行可视化。

在上述说明中，是将波束接收信号的相位反相进行运算的，可是，将

发送波形的相位反相，也具有同样的效果。另外，根据本实施例，由于兼有作为上述复合信号图像的特征，所以能够描画出在简单的高次谐波断层图像不能得到的高品质断层像。

（实施例 4）

依据上述各个实施例，能够边构成复合图像边扩大表示超声波断层像的视角进行显示。即使不需要扩大视角，如果能够显示复合图像的话，则不仅使用者的选择范围扩大，而且能够提供高品位的复合图像，所以是非常用的。

图 4 表示的是本发明的实施例 4 的超声波摄像装置的方框构成图。本实施例是在实施例 1 基础上，增加了将超声波发送接收波束方向由断层像和超声波探触头的位置位移量来控制的超声波束方向控制部 16。

根据这一构成，以初期图像为基准，控制将超声波束总是在初期图像上重合，可得到更高品位的复合断层像。由断层像位移检测部 10 输出的位移量，被送到复合信号构成部 7 和超声波束方向控制部 16，在复合信号构成部 7 中，与图 1 的情况相同，合成由位移量和从数字整相加法电路 6 输出的波束接收信号形成的复合信号。另一方面，在超声波束方向控制部 16 中，在初期图像区域，以时常朝向波束的方式控制波束方向。例如，对于图 7（a）中所示的初期图像 21，当同图（b）所示的探触头 20 的位置在横向上偏移时，控制超声波束的方向总是朝向初期图像区域，对超声波图像 30 进行摄影。此时，如图 8 所示，以位于初期图像 21 的中心位置的波束为基准，任意决定要使用于构成注目图像的波束通过的位置（ X_p ， Y_p ）。然后，由下式算出波束方向。

$$\kappa = \text{atan}\{(X-X_p)/Y_p\} - \theta$$

κ ：构成以初期图像的波束方向为基准的注目扫描面的波束方向

X_p ：以初期图像为基准的波束通过地址（接收波束扫描方向）

Y_p ：以初期图像为基准的波束通过地址（接收波束方向）

这里，（ X_p ， Y_p ）也可以由用户从控制台上输入，还可以自动地选择显示图像的中央。使用上式 κ ，与图 1 的实施例同样，可求出记录了由断层像的位置位移信息和用于合成复合信号的存储地址作为基础的波束接收信号的波束接收信号 RAM 地址的算式。例如可以为下式。

$$\{(Xc-X)(1+\sin\theta)(1-\sin\theta)+(Yc-Y)\cos\theta\sin\theta\}/\{\alpha(1+\sin\theta)(1-\sin\theta)\}$$

$$Yb=(Yc-Y)\cos\theta/\beta\{(1+\sin\theta)(1-\sin\theta)\}=Xb$$

X: 以初期图像为基准, 横向坐标轴上的探触头位置

Y: 以初期图像为基准, 纵向坐标轴上的探触头位置

θ : 以初期图像的正下方方向为基准的波束方向

Xb: 波束接收信号 RAM 的地址 (接收波束扫描方向)

Yb: 波束接收信号 RAM 的地址 (接收波束方向)

Xc: 复合信号 RAM 的地址 (显示画面的横方向)

Yc: 复合信号 RAM 的地址 (显示画面的纵方向)

A α : 从波束接收信号 RAM 到声速图 RAM 的扩大系数 (接收波束扫描方向)

B β : 从波束接收信号 RAM 到声速图 RAM 的扩大系数 (接收波束方向)

图 7 所示例是运动探触头的例子, 如图 9 (a) ~ (d) 所示, 不移动探触头 20, 也能够进行倾斜超声波束方向的控制(oblique, 倾斜), 进行复合合成, 可得到与上述实施例同样的效果。

另外, 在使用以圆弧状排列振子的凸面探触头进行扫描时, 除了如上所述的进行倾斜扫描方法以外, 还有如图 10(a),(b)所示的以视角移动来进行的方法。这时, 在复合信号合成部上的转换是简单的, 对于集束数据也不需要事先准备倾斜扫描时的装置, 只要有仅在开口部正面的集束数据既可, 所以是非常有用的。当然, 在凸面探触头的情况下, 还可以使用组合倾斜扫描和视角移动的方法。

在以上说明的各个实施例中, 是由一维排列的振子显示二维断层像的例子, 但是, 本发明不仅限于此, 也能够适用于表示使用环形阵列 (Ring array)、二维排列振子的二维图像或三维图像的情况。

(实施例 5)

图 11 是表示以软件实施超声波摄像装置的一个实施例时的顺序的流程图。图 3 的超声波摄像装置的 CPU11, 使用图 1 的各个构成, 并以图 11 的顺序使其动作。

(步骤 111, 信号合成处理)

首先, 操作者就超声波摄像装置的功能给与初期指令。例如, 进行在

进入检查之前，对于装置进行希望得到复合图像的指示。此时，操作者能够选择是从超声波束信号来合成复合图像、还是使用辉度信号来进行图像合成、还是与视角扩大一起进行复合图像合成、还是不扩大视角进行图像合成。因此，将图像合成模式切换器设置于控制台上，能够以所选择的模式进行其复合图像合成。

这样，在选择超声波摄像装置的功能之后，操作者将探触头 4 接触被检者检查部位的身体表面，从操作器输入开始超声波扫描的指令。对应于此，从 CPU11 分别设置口径选择、送波延迟数据、收波延迟数据于各个振子选择开关 3、送波电路 1、收波电路 5。另外，对应于复合图像合成模式的选择指令，复合信号构成部 7 被选择，开始用超声波束进行扫描。扫描分别对应于从送波电路 1 到形成探触头 4 口径的各个振子，给出各个延迟时间的驱动脉冲、通过送收分离电路 2 被输入到振子选择开关 3。在振子选择开关 3 上，以将驱动脉冲输出到对应于口径的各个振子上的方式进行连续切换。由此，驱动根据从振子选择开关 3 输出的驱动脉冲而选择的振子组。

被选择的振子组，按延迟时间从小的顺序被驱动并将超声波送信到生物体内。送到生物体内的超声波，由送波电路 1 调整延迟时间，以便使从各个振子发出的超声波波面、以同相位同时到达预先初期设定的送波集束点处。在传播过程中，如果在生物体内存在声阻抗不同的组织的话，在其界面上部分超声波束将被反射，反射波（回波）向探触头方向返回。回波对应于在生物体内从浅部到深部发送的超声波的传播、顺序向探触头方向返回。这些回波，由发送时被驱动的振子或者从其按小口径到大口径排列的振子组和时间一起被切换选择的振子组接收并转换成电信号的回波信号。

由振子被电信号化的回波信号，通过振子选择开关 3 以及送收分离电路 2 输入到收波电路 5，在此对振子各元件线路(波道)进行分别的增幅处理，按各波道转换成数字信号。被数字化的回波信号被输入到整相加法电路 6 中。数字整相加法电路 6，分别对应于各个超声波振子给予各个延迟时间，将被数字化的回波信号按各波道延迟并进行加法运算。即，使从被检体内某点（接收波束上的各点）反射的回波信号、在各个波道中于同一

时间出现那样地将时间相位整相后进行加法运算，降低包含于回波内的杂波。另外，进行滤波处理，抽出必要波段的信号，得到波束接收信号。在收波电路 5 中的这些处理，是以动态集束方式的周知的处理。

在收波电路 5 中生成的波束接收信号，被输入到复合信号构成部 7 中，进行作为本发明特征的复合合成处理。即，其特征是，将具有转换成辉度信号前的相位信息的波束接收信号互相合成，由它们的干涉提高 S/N 比。在这点上，复合信号构成部 7 与现有的不同，能够对应多个的信号，并且能够高速度地动作。这里，做成复合合成图像的目的在于，如上所述那样，可明确描绘出与被检体内部的超声波束相平行的介质境界、将多重反射或强反射体后部形成的暗部位、通过与来自多方向的图像重合而使其低减。所以，对于一个断层像，摄制超声波束的位置、方向不同的其他图像，合成其两个图像。在此合成中，必须互相合成来自被检体的同一部位的波束接收信号，所以，必须求出接收波束的方向以及波束接收信号和深度的关系、以及它们同被检体间的位置关系，且对涉及两个图像的波束接收信号的位置关系进行整相并合成。

本实施例的复合信号构成部 7，具有对应于超声波束扫描面而由二维排列地址的存储元件组成的两个 RAM。一个为记忆由本次测量而输入的波束接收信号的波束接收信号 RAM，另一个为记忆前次以前测量的波束接收信号或者被合成的复合信号的复合信号 RAM。这些 RAM 的地址被设定为对应于以各个测量时的探触头中心和其探触头的朝向（垂直方向）为基准的二维扫描面。

这里，探触头的中心位置和探触头的朝向，由断层像位移检测部 10 检测。该断层像位移检测部 10，应用周知的例如从连续摄影的多张图像间的相互关系求出对应于被检体的超声波探触头的位置以及方向的方法。这样能够避免在机械式位置检测装置上安装探触头、边检测探触头的位置和方向、边进行被检体扫描的繁琐。但是，本发明并不仅限于此，也可以使用机械式位置检测装置，也可以使用周知的磁传感器。

这样，以被检测的探触头的中心位置和方向为基准，另外，根据介质声速假设值和从超声波发送信号到接收信号的时间信息，从超声波的行进距离算出波束接收信号和深度的关系，在波束接收信号 RAM 对应的地址

存储元件上记忆使波束接收信号对应于深度方向的各部分的信号。

另一方面，在复合信号 RAM 上，也与上述波束接收信号 RAM 的情况相同，记忆前次以前测量合成的复合信号（初期状态时是波束接收信号）。因此，通过从两个 RAM 读出并运算对应于被检体同一部位的信号部分，能够合成波束接收信号和复合信号。但是，复合信号 RAM 和波束接收信号 RAM 的地址，由于探触头的位置和朝向不同，所以需要使位置关系一致而进行合成。

下面就复合处理进行详细说明。

例如，以复合信号 RAM 为基准，求出记录有重合并应记录在复合信号 RAM 的存储元件上的波束接收信号的、波束接收信号 RAM 的存储元件的地址。如果在相应于所求出的地址的存储元件上没有记忆相应于波束接收信号的部分的话，则以周知的方法进行适当的插补来求出。然后，将相应于波束接收信号的部分在复合信号 RAM 的存储元件上进行重合并记录。通过将此处理对复合信号 RAM 的所有存储元件实行，能够将两个有关测量的波束接收信号在存储器上合成。复合信号 RAM 的复合信号，被输出到信号处理电路 8 中。在信号处理电路 8 上，对于复合信号施行检波、对数压缩、 γ 修正，生成辉度信号的图像信号，并通过显示部 9 显示于显示部上。

求解上述用于合成复合信号的波束接收信号 RAM 的存储元件地址的算式，例如，可以使用在实施例 1 给出的算式。

（步骤 112，辉度信号转换处理）

这样，超声波的收发和其信号处理、随着振子的选择切换或者超声波束的方向偏移而反复进行，其收发每反复一次，则以输入来的波束接收信号形成图像。被图像化的存储器内的记忆内容，与 CRT 显示器等的扫描同期读出，根据超声波扫描而将生物体内图像化。反复进行多次该图像化，这些多个图像按顺序在复合信号构成部 7 被处理。

（步骤 113，显示处理）

之后，按顺序被处理的复合信号以复合图像被显示。

在本实施例中，与实施例 1 相同，具有以转换成辉度信号之前的整相加法后的多个信号进行复合合成的特征。其结果，由于没有失去波束接收

信号的相位信息，所以由合成而干涉，使得能提高 S/N 比。

另外，在实施例 5 中，说明了将实施例 1 以软件来实施的情况，当然，即使在实施例 2~4 中，只要有实施例 1 所说明的那样的畸变，就可以软件来实施。

另外，在图 2，图 4 的实施例中，还可以使用将波束接收信号转换成辉度信号后、即相位信息丢失后的波束接收信号，进行复合合成。

另外，在使得高辉度多重反射部位减弱的公知的超声波摄像装置中，具有使得原有的多重信号存在部位的信号的减弱，所以产生导致灵敏度下降的现象，可是，如果与本实施例组合，则能够有效地使得低辉度部位不明显。

进而，当被检体内的超声波信号通过声阻抗显著不同的界面时，在在比该界面更深的部位，发生超声波能量散失并减弱（后方散乱）的现象。为了修正这种现象，通过将构成的公知的超声波装置与本实施例相组合，能够进一步提高图像的质量。

如上所述，依据本发明能够提高复合图像的 S/N 比。

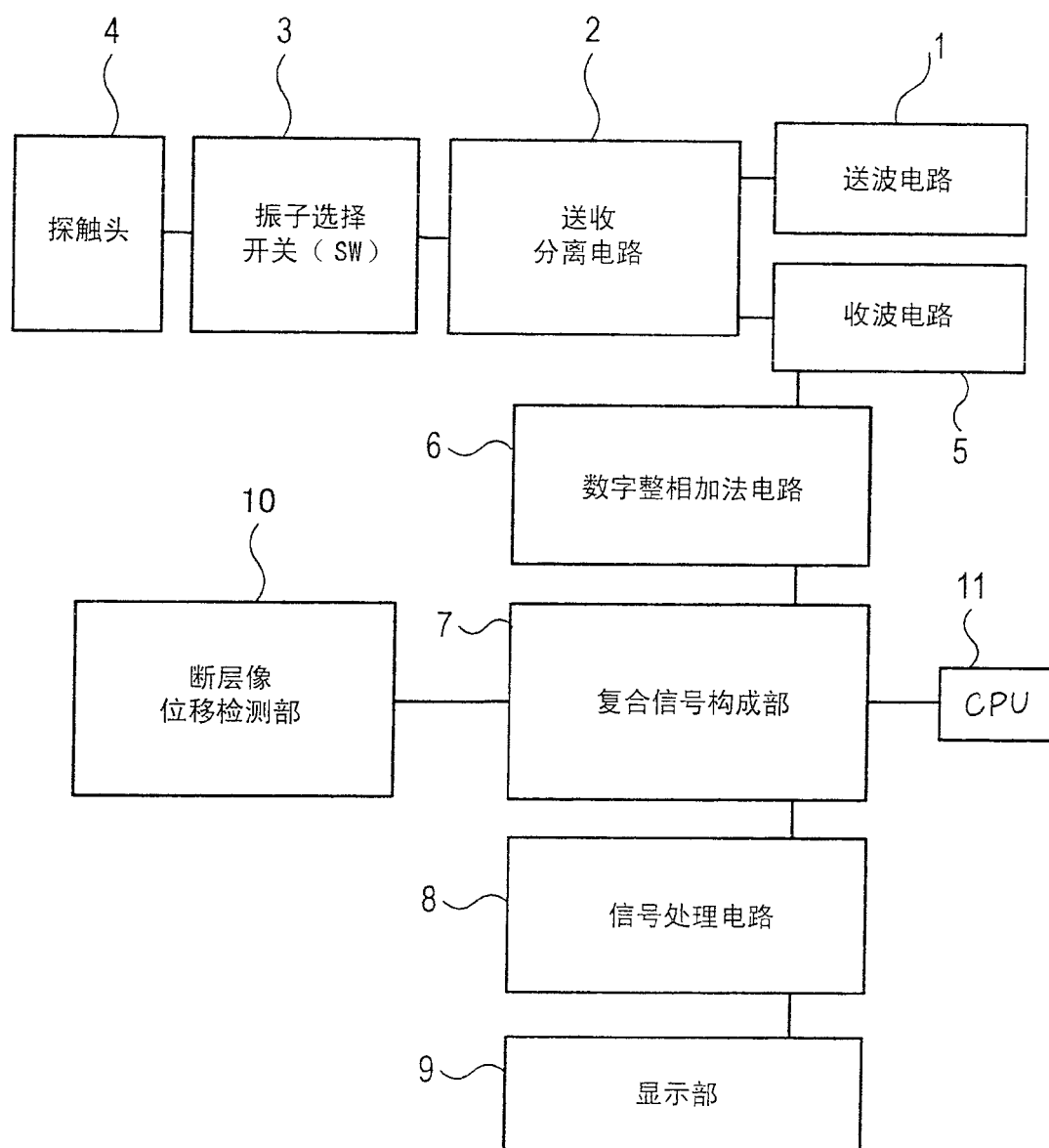


图 1

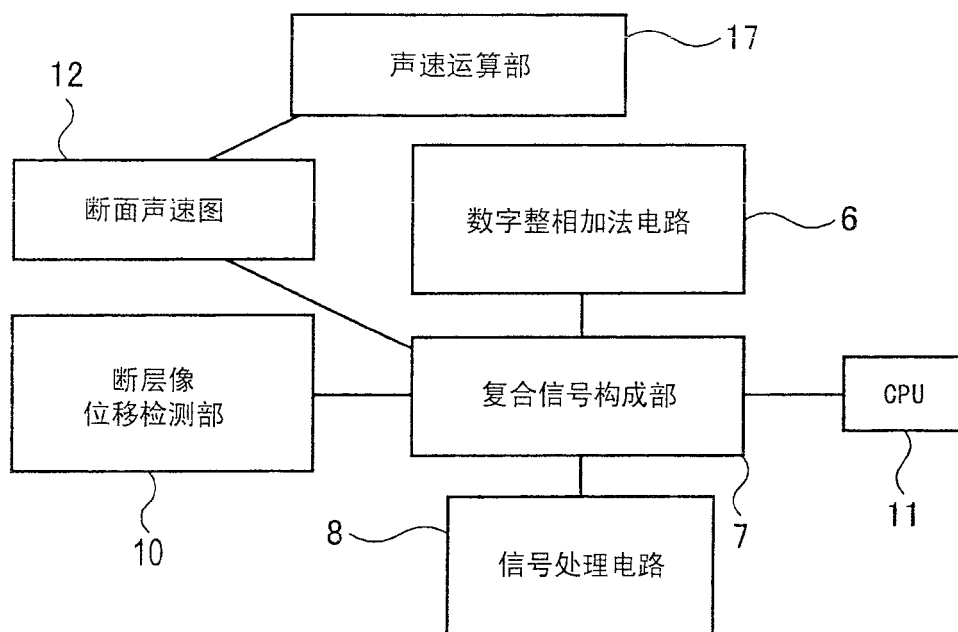


图 2

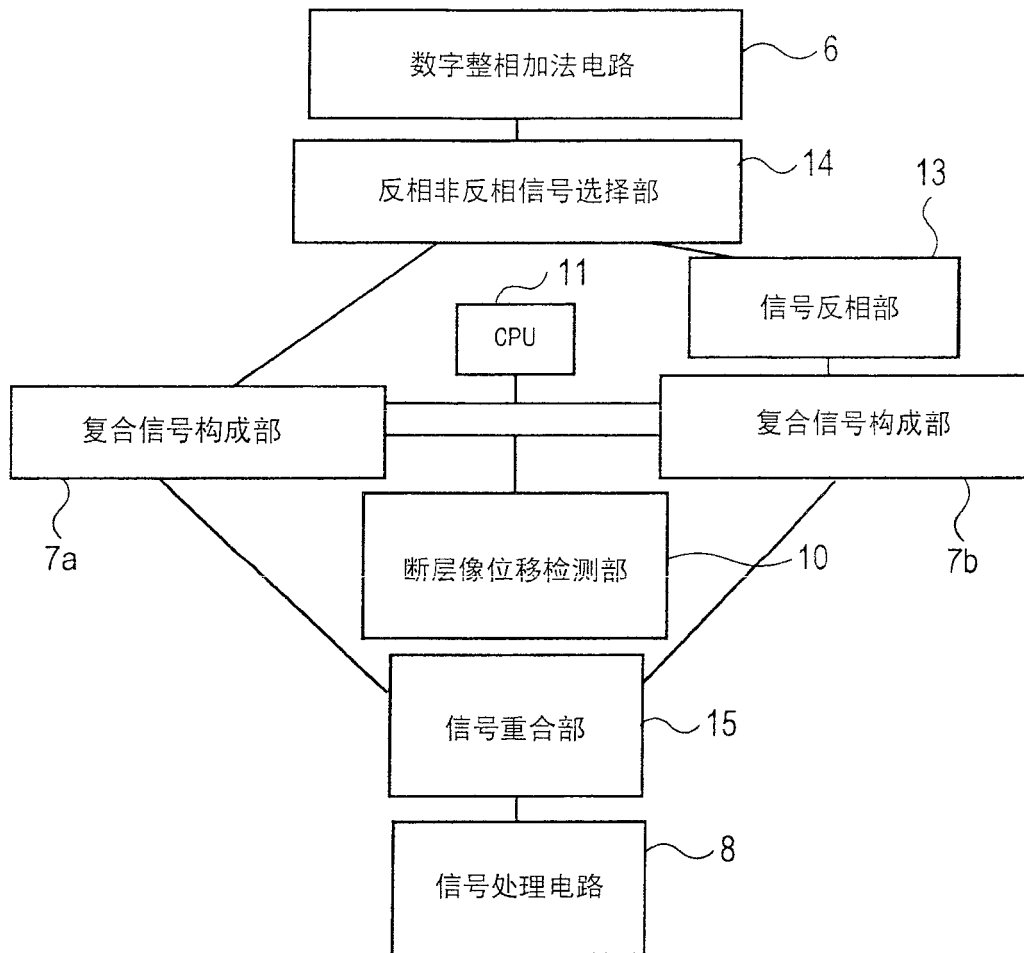


图 3

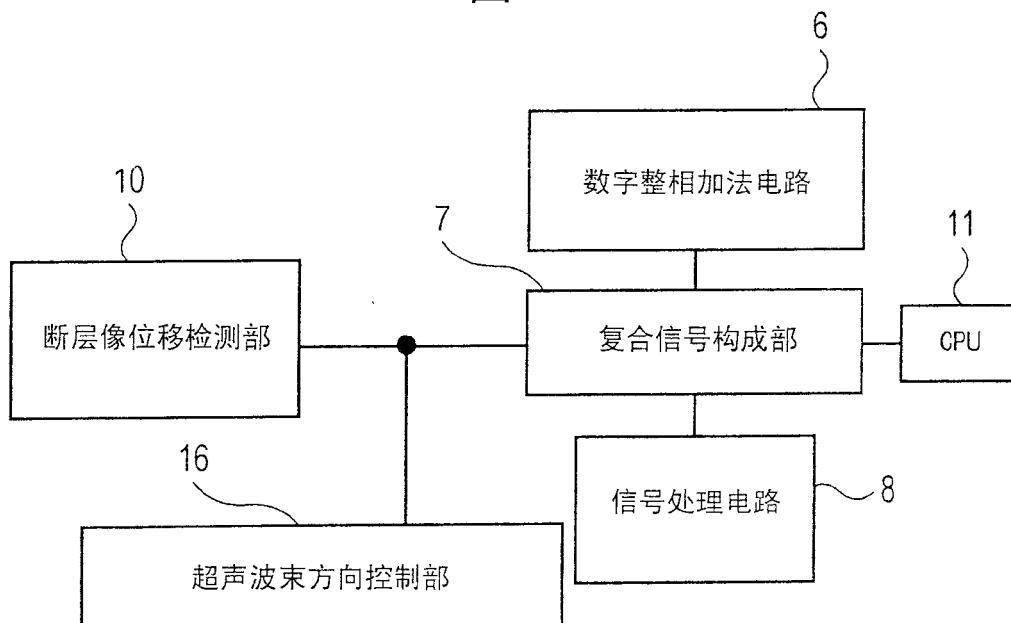


图 4

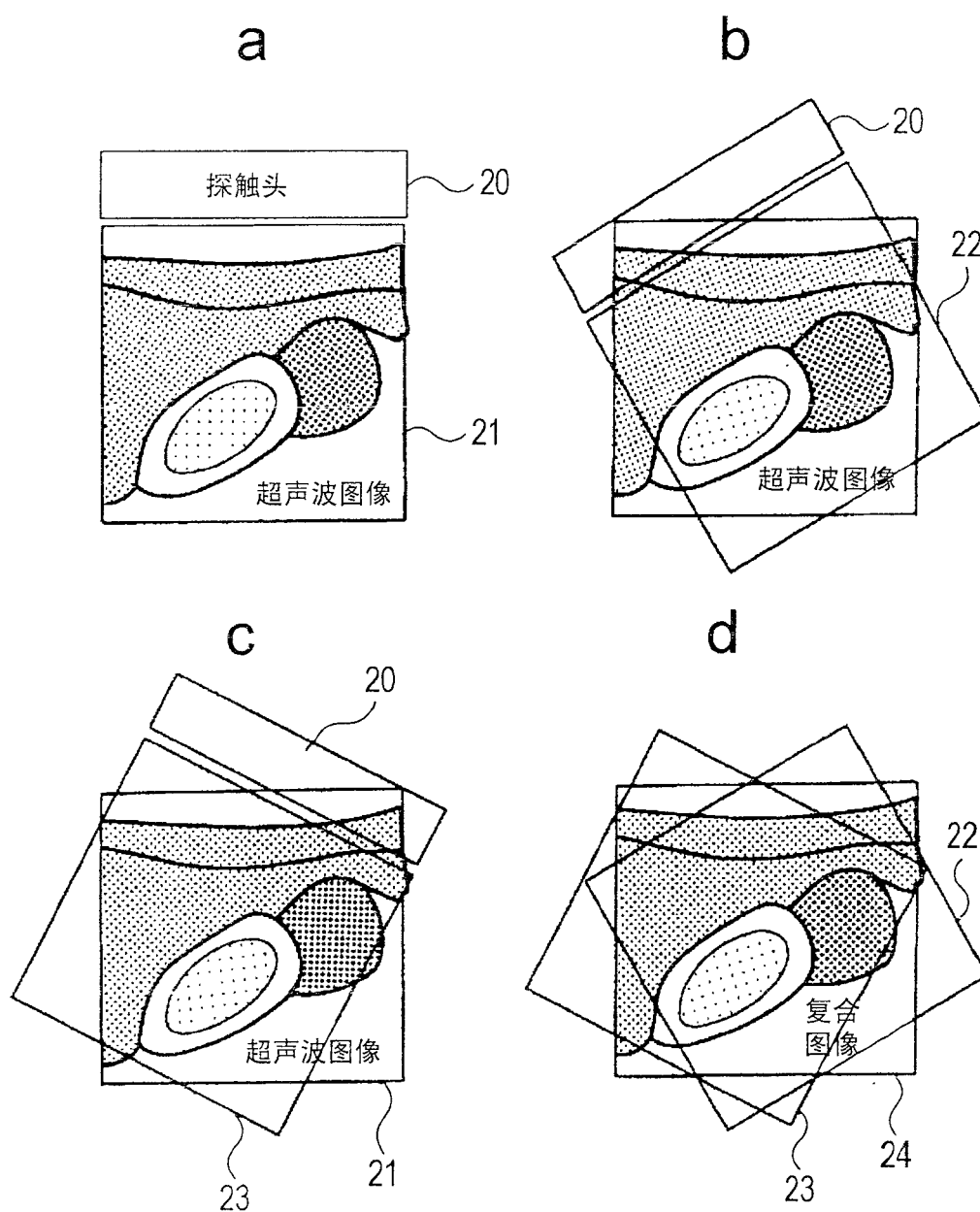


图 5

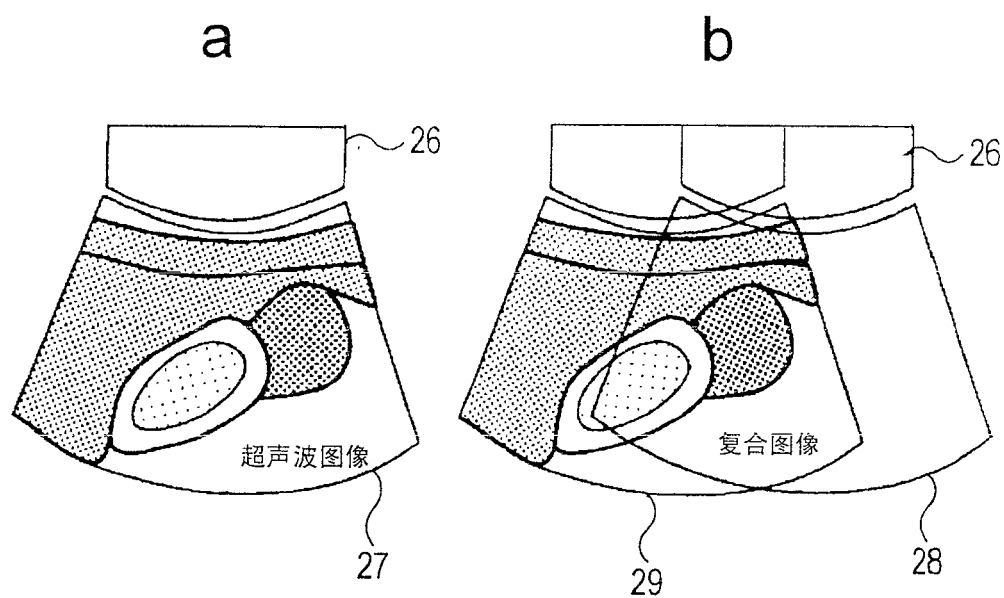


图 6

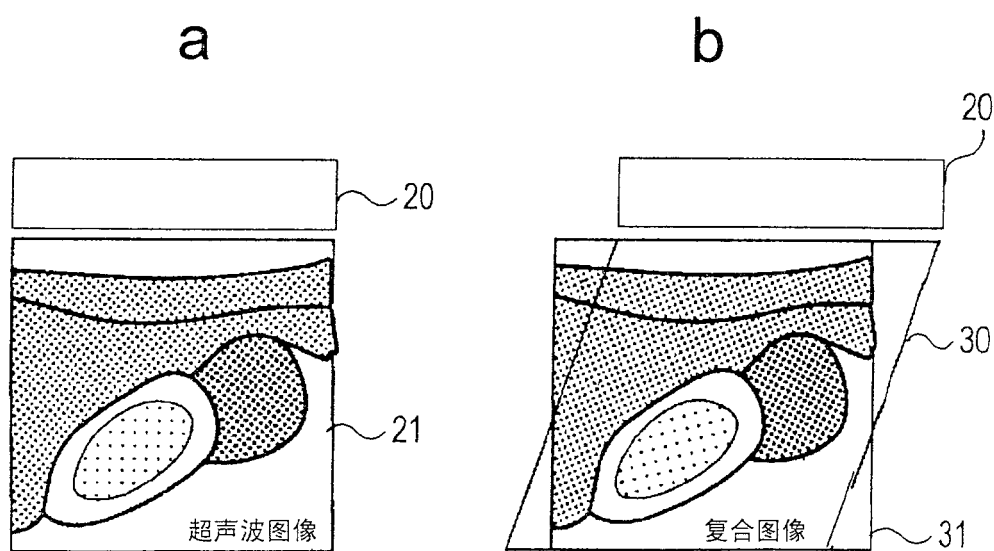


图 7

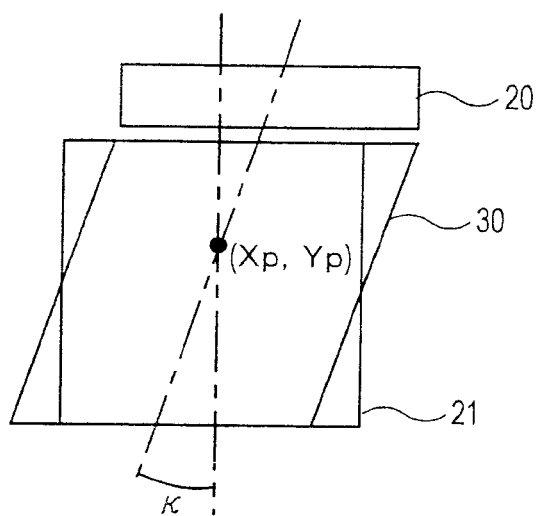


图 8

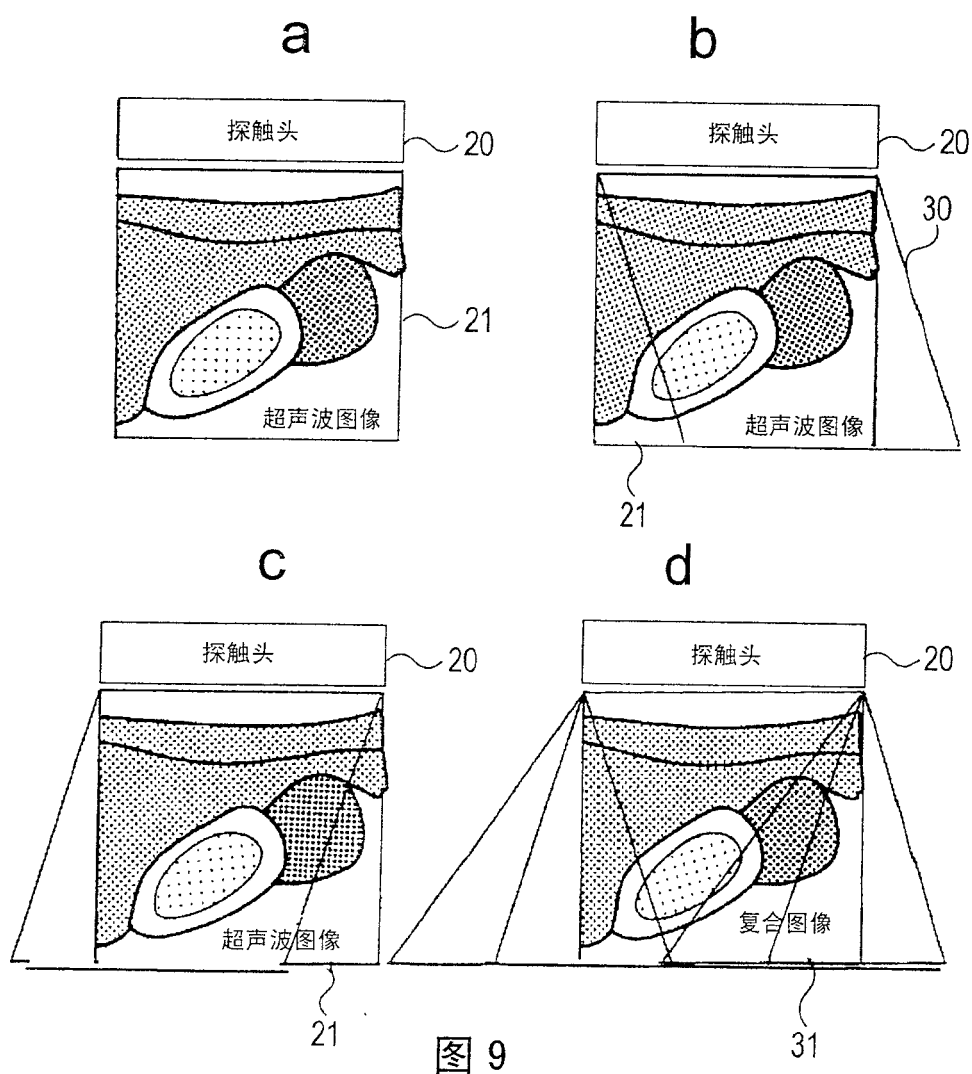


图 9

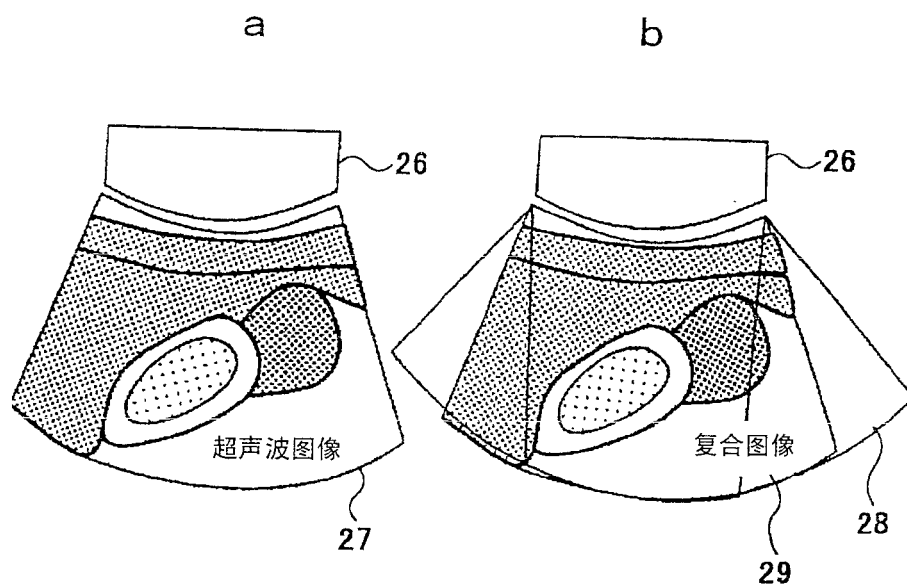


图 10

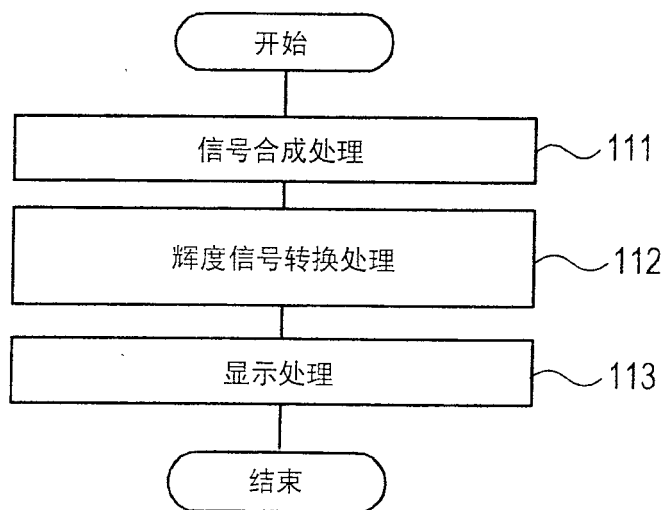


图 11

专利名称(译)	超声波摄像装置及其摄像数据处理方法以及处理程序		
公开(公告)号	CN100518656C	公开(公告)日	2009-07-29
申请号	CN02817535.2	申请日	2002-09-06
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
[标]发明人	马场博隆 佐藤裕 筱村隆一 洼田纯		
发明人	马场博隆 佐藤裕 筱村隆一 洼田纯		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08 G01S7/52 G01S15/89 G06T7/00		
CPC分类号	G06T2207/30004 G01S7/52065 A61B8/08 G06T2207/10132 G01S7/52034 G06T7/0026 A61B8/461 G01S15/8995 G06T7/32		
代理人(译)	张立岩		
审查员(译)	高虹		
优先权	2001269682 2001-09-06 JP		
其他公开文献	CN1553785A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声波摄像装置及其摄像数据处理方法以及处理程序，所述超声波摄像装置是提高复合图像的S/N比的装置，具有：对来自与被检体的位置关系相互不同的超声波探触头的多个波束接收信号进行合成的装置，和将该被合成的接收波束转换成辉度信号的装置，和显示该转换后的辉度信号的装置。

