



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200810161771.3

[43] 公开日 2009 年 4 月 1 日

[11] 公开号 CN 101396287A

[22] 申请日 2008.9.26

[74] 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利

[21] 申请号 200810161771.3

商标事务所

[30] 优先权

代理人 吴丽丽

[32] 2007. 9. 28 [33] JP [31] 2007 - 256338

[71] 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

共同申请人 东芝医疗系统株式会社

[72] 发明人 佐藤武史 大住良太 今村智久

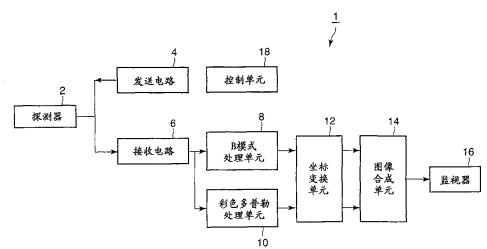
权利要求书 4 页 说明书 17 页 附图 11 页

[54] 发明名称

超声波诊断装置以及程序

[57] 摘要

本发明提供一种超声波诊断装置以及程序。在超声波诊断装置中，具备进行如下处理的图像合成部(14)。即，图像合成部(14)对多个帧的图像，分别通过规定的变换处理进行多重分辨率分析，针对通过该多重分辨率分析取得的各分辨率的各系数的每一个，使用上述多个帧的图像间的对应的系数彼此分别进行滤波运算处理，对该滤波运算处理结果，实施上述规定的变换处理的逆变换处理而生成1个帧的图像。



1. 一种超声波诊断装置，以使被检体中的同一区域至少一部分重复的方式进行多次超声波扫描，根据接收回波生成多个帧的图像，其特征在于，具备：

分析部，对上述多个帧的图像，分别通过规定的变换处理进行多重分辨率分析；

滤波运算部，对通过由上述分析部执行的多重分辨率分析取得的各分辨率的各系数的每一个，使用上述多个帧的图像间的对应的系数彼此分别进行滤波运算处理；以及

图像生成部，对由上述滤波运算部执行的滤波运算处理结果，实施上述规定的变换处理的逆变换处理而生成1个帧的图像。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：由上述分析部进行的上述规定的变换处理是指，基于小波变换、平稳小波变换、以及金字塔变换中的某一个的变换处理。

3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：由上述滤波运算部执行的上述滤波运算处理是指，针对通过上述多重分辨率分析取得的上述系数中的低频侧的系数取平均值的运算，针对高频侧的系数输出绝对值大的值的运算处理。

4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：由上述滤波运算部执行的上述滤波运算处理是指，针对所有上述系数输出绝对值大的值的运算处理。

5. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：上述滤波运算部在决定上述多个帧的图像中的规定位置的系数的输出值时，还利用该规定位置的附近的系数来进行上述滤波运算处理。

6. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：包括边缘分量去除部，在由上述分析部实施了上述多重分辨率分析之后，且在由上述滤波运算部实施上述滤波运算处理之前，在上述多个帧的图像中的相互重复的区域的边缘部中，去除起因于由上述分析部执

行的上述规定的变换处理而发生的边缘分量。

7. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于：包括非线性扩散滤波部，在由上述滤波运算部进行上述滤波运算处理之前和/或之后，针对各个上述图像的每一个实施非线性扩散滤波处理。

8. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置，其特征在于：包括图像处理部，在由上述图像生成部进行上述逆变换处理之前，对上述滤波运算处理后的各小波系数乘上规定的系数。

9. 根据权利要求 1~8 中的任意一项所述的超声波诊断装置，其特征在于：包括坐标变换部，向用于使上述图像显示在规定的显示部上的显示坐标进行坐标变换，

在由上述坐标变换部进行坐标变换处理之前或坐标变换处理之后，进行基于上述分析部、上述滤波运算处理部、以及上述图像生成部的处理。

10. 根据权利要求 9 所述的超声波诊断装置，其特征在于：上述超声波扫描包括：

对被检体的同一部位从多个不同的方向进行超声波波束的发送接收的扫描；

一边在被检体上移动超声波探测器一边取得图像，根据这些取得的图像对上述超声波探测器的移动进行检测来进行上述图像的定位的扫描；

对被检体中的同一区域从多个不同的位置实施三维扫描的扫描；

使超声波波束的发送频率和/或接收频率变得不同而对被检体从同一方向进行多次超声波波束的发送接收的扫描；以及

对被检体从同一方向改变发送聚焦而进行多次超声波波束的发送接收的扫描。

11. 一种超声波诊断图像生成方法，以使被检体中的同一区域至少一部分重复的方式进行多次超声波扫描，根据接收回波生成多个帧的图像，其特征在于，具备：

分析步骤，对上述多个帧的图像，分别通过规定的变换处理进行

多重分辨率分析；

滤波运算步骤，对通过由上述分析步骤执行的多重分辨率分析取得的各分辨率的各系数的每一个，使用上述多个帧的图像间的对应的系数彼此分别进行滤波运算处理；以及

图像生成步骤，对由上述滤波运算步骤执行的滤波运算处理结果，实施上述规定的变换处理的逆变换处理而生成1个帧的图像。

12. 根据权利要求11所述的超声波诊断图像生成方法，其特征在于：由上述分析步骤进行的上述规定的变换处理是指，基于小波变换、平稳小波变换、以及金字塔变换中的某一个的变换处理。

13. 根据权利要求11所述的超声波诊断图像生成方法，其特征在于：上述滤波运算步骤中执行的上述滤波运算处理是指，针对通过上述多重分辨率分析取得的上述系数中的低频侧的系数取平均值的运算，针对高频侧的系数输出绝对值大的值的运算处理。

14. 根据权利要求11所述的超声波诊断图像生成方法，其特征在于：上述滤波运算处理步骤中执行的上述滤波运算处理是指，针对所有上述系数输出绝对值大的值的运算处理。

15. 根据权利要求11所述的超声波诊断图像生成方法，其特征在于：上述滤波运算步骤是在决定上述多个帧的图像中的规定位置的系数的输出值时，还利用该规定位置的附近的系数来进行上述滤波运算处理的步骤。

16. 根据权利要求11所述的超声波诊断图像生成方法，其特征在于：还具有边缘分量去除步骤，在由上述分析步骤实施了上述多重分辨率分析之后，且由上述滤波运算处理步骤实施上述滤波运算处理之前，在上述多个帧的图像中的相互重复的区域的边缘部中，去除起因于上述分析步骤中执行的上述规定的变换处理而发生的边缘分量。

17. 根据权利要求11所述的超声波诊断图像生成方法，其特征在于：还具有非线性扩散滤波步骤，在由上述滤波运算步骤进行上述滤波运算处理之前和/或之后，针对各上述图像的每一个实施非线性扩散滤波处理。

18. 根据权利要求 12 所述的超声波诊断图像生成方法，其特征在于：还具有图像处理步骤，在由上述图像生成步骤进行上述逆变换处理之前，对上述滤波运算处理后的各小波系数乘上规定的系数。

19. 根据权利要求 11 ~ 18 中的任意一项所述的超声波诊断图像生成方法，其特征在于：具有坐标变换步骤，向用于使上述图像显示在规定的显示部上的显示坐标进行坐标变换，

在由上述坐标变换步骤进行坐标变换处理之前或坐标变换处理之后，进行基于上述分析步骤、上述滤波运算处理步骤、以及上述图像生成步骤的处理。

20. 根据权利要求 19 所述的超声波诊断图像生成方法，其特征在于：上述超声波扫描包括：

对被检体的同一部位从多个不同的方向进行超声波波束的发送接收的扫描；

一边在被检体上移动超声波探测器一边取得图像，根据这些取得的图像对上述超声波探测器的移动进行检测来进行上述图像的定位的扫描；

对被检体中的同一区域从多个不同的位置实施三维扫描的扫描；

使超声波波束的发送频率和/或接收频率变得不同而对被检体从同一方向进行多次超声波波束的发送接收的扫描；以及

对被检体从同一方向改变发送聚焦而进行多次超声波波束的发送接收的扫描。

超声波诊断装置以及程序

相关申请的交叉引用

本申请是基于 2007 年 9 月 28 日提交的在先的日本专利申请 No. 2007-256338，并且要求该专利申请的优先权，该专利申请的全部内容以引用的方式并入本文中。

技术领域

本发明涉及超声波诊断装置以及程序，特别涉及对执行超声波扫描而取得的多个帧的图像进行合成处理的超声波诊断装置以及程序。

背景技术

超声波诊断装置是向被检体内放射从内置于超声波探测器中的压电振子产生的超声波，利用上述压电振子接收由于被检体组织的声阻抗的差异而产生的反射信号并显示在监视器上的装置。根据本超声波诊断装置，可以仅通过将超声波探测器接触到体表的简单操作而容易地得到实时的图像数据。因此，超声波诊断装置被广泛用于脏器的功能诊断和形态诊断。

由于超声波脉冲反射法和超声波多普勒法这 2 个大的技术开发，利用来自被检体的组织或血球的反射波得到生物体信息的超声波诊断方法得到了急速的进步。使用这些技术得到的 B 模式图像数据和彩色多普勒图像数据在当今的超声波诊断中成为不可缺少的一部分。

另外，在通过超声波诊断装置得到的超声波图像数据中，发生由于来自被检体内的多个反射体的反射超声波的随机干涉而产生的粒状性的噪声（所谓散斑噪声）。公知该散斑噪声与超声波诊断装置的系统噪声一起妨碍超声波诊断。

作为降低这样的散斑噪声的方法，例如可以举出复合扫描

(compound scan) 法。该复合扫描法进一步被分类成空间复合扫描和频率复合扫描。

上述空间复合扫描是对被检体的同一部位从多个不同的方向进行超声波发送接收，并对所得到的多个图像数据进行加法合成而生成显示用的图像数据的技术。另一方面，上述频率复合扫描是对被检体的同一部位利用不同的超声波频率收集多张图像数据，并对这些收集到的图像数据进行加法合成而生成显示用图像数据的技术。

作为如此对图像数据进行合成处理的技术，例如在特开平 8 - 280688 号公报中公开有如下那样的技术。即、在特开平 8 - 280688 号公报中，公开出一种发生所复合的超声波影像的方法，包括：将各个连续的影像帧分割成多个子影像区域，对该子影像区域的局部移动向量进行估计评价的阶段；根据所估计评价的局部移动向量估计评价总括性影像移动的阶段；以及根据所估计评价的总括性影像移动显示所合成的 XFOV 影像的阶段。

根据该特开平 8 - 280688 号公报公开的方法，可以发生被表现成所扩大的视场 (XFOV) 影像的大的复合超声波影像。

另外，作为降低上述散斑噪声的方法，例如在特开 2005 - 296331 号公报中公开出如下那样的技术。即，在特开 2005 - 296331 号公报中，公开出一种超声波诊断装置，具备：图像数据生成单元，对被检体的多个方向进行超声波发送接收而生成图像数据；小波变换单元，对上述图像数据进行小波变换而计算出各分辨率等级下的低频小波变换系数和多个高频小波变换系数；边缘信息检测单元，根据上述高频小波变换系数对上述图像数据的边缘信息进行检测；系数处理单元，根据所检测出的上述边缘信息对上述高频小波变换系数进行加权运算；小波逆变换单元，通过使用了加权运算后的上述高频小波变换系数的小波逆变换而生成被边缘强调的图像数据；以及显示单元，显示上述被边缘强调的图像数据。

根据该特开 2005 - 296331 号公报公开的超声波诊断装置，可以在超声波图像数据中实现降低有效的散斑噪声和强调边缘。

另外，在通过超声波诊断装置来显示组织像时，作为对执行超声波扫描而得到的图像数据合成并显示时的合成方法，主要公知以下3种合成方法。

（合成方法1）空间复合扫描

在空间复合扫描中，如图8所示，固定保持超声波探测器101，针对每个帧从不同的方向进行扫描。如果像这样从不同的方向进行超声波扫描，则即使是来自相同位置的回波，干涉条件也不同，所以散斑的相关变少。因此，通过针对所重复的区域（第1扫描图像103与第2扫描图像105的重复区域107）进行平均值运算或最大值运算，可以减少散斑。

另外，与超声波波束垂直的组织边界通过镜面反射，发生更清楚的边界回波。因此，通过从多个方向照射超声波波束，可以清楚地显示来自各种角度的组织边界的回波。

（合成方法2）全景图（panoramic view）

所谓全景图是特开平8-280688号公报中示出的那样的成像法，是如下的技术：如图9所示使超声波探测器101沿着扫描断面的方向移动，根据所得到的图像数据对超声波探测器101的动作进行检测，使图像数据并行移动且旋转移动来进行定位而执行合成处理，从而显示更宽的视场。当前，一般进行利用最新的图像来改写的合成处理。

（合成方法）组合对焦（combination focus）

所谓组合对焦是指，如图10所示，从同一方向而并非从不同方向，改变发送聚焦而进行多次超声波波束的发送接收，对通过这些发送接收取得的图像进行合成的技术。即、在组合对焦中，例如关于近距离区域的图像111A利用近距离聚焦的超声波波束111来取得，关于远距离区域的图像113A利用远距离聚焦的超声波波束113来取得，并合成这些图像。

但是，上述图像数据的合成方法分别具有如下的问题。

首先，关于空间复合扫描，在合成图像数据时，如图8所示在与该合成相关的图像数据（第1扫描图像103与第2扫描图像105）之

间，产生所重复的区域 107 和不重复的区域 109。此处，关于不重复的区域 109，直接显示与该合成相关的图像数据。另一方面，关于重复的区域 107，例如利用平均值运算或最大值运算等图像合成方法来进行图像合成处理。

此处，在作为图像合成方法采用最大值运算的情况下，所重复的区域 107 与不重复的区域 109 之间的连接点（边界）处的显示成为自然的显示。但是，如果在一个图像数据中存在灰度高的伪（artifact）像，则该伪像被直接显示。另一方面，在作为图像合成方法采用平均值运算的情况下，所重复的区域 107 与不重复的区域 109 的连接点（边界）处的显示看起来不自然。进而，作为图像合成方法，不论在采样最大值运算的情况下，还是在采用平均值运算的情况下，该合成处理后的图像数据都成为某处模糊的显示，具有成为对观察者造成上述那样的印象的图像数据这样的问题。

另外，在使用了全景图情况下，并产生了所重复的区域的情况下，如上所述对该区域的图像数据进行改写。因此，不产生起因于合成处理的图像的模糊。但是，尽管存在所重复的区域的图像数据，但不将其利用时，无法说充分地享受到通过对图像数据进行合成处理而得到的优点。换言之，通过利用所重复的区域的图像数据，可以得到与通过上述空间复合扫描得到的效果同样的效果。但是，还同时造成与空间复合扫描所具有的问题同样的问题，所以无论如何必需解决空间复合扫描所具有的问题。

进而，例如如使用了全景图的情况那样，在从不同的位置扫描而取得的图像数据中，起因于分别取得的位置，而在该图像数据中存在清晰的区域和不清晰的区域。

例如如图 11 所示，如果针对在关心区域 131 的右侧存在不清晰区域的第 1 图像 133、和在关心区域 131 的左侧存在不清晰区域的第 2 图像 135，执行平均值运算或最大值运算来进行合成处理，则仅可以得到不清晰的区域扩大的图像数据。

因此，在这样的情况下，优选通过不使用与该合成处理相关的图

像数据中存在的不清晰的区域，而仅使用清晰的区域来进行合成处理，得到仅具有清晰的区域的图像数据 137。但是，当前，自动地进行这样的合成处理的技术仍未被公开过。

而且，在使用组合聚焦的情况下，由于将图像数据分割而合成，所以存在在该合成处理后的图像数据上，观察到连接点（边界）这样的问题。尽管还存在针对连接点（边界）依次改变权重来相加这样的方法，但更优选为与改变权重来相加的方法相比对分辨率提高的贡献更大那样的合成处理方法。

另外，特开平 8-280688 号公报以及特开 2005-296331 号公报公开的技术当然不能够解决参照图 8 至图 11 说明的上述问题。

发明内容

本发明是鉴于上述情况而完成的，其目的在于提供一种超声波图像诊断装置以及程序，在通过合成处理制成的图像数据中，实现与该合成处理相关的图像数据彼此重复的区域与不重复的区域之间的边界不能观察成不连续、高亮度的伪像不被强调、以及即使在与该合成处理相关的图像数据中包含具有不清晰的区域的图像数据的情况下也不产生起因于此的不清晰的区域。

为了达成上述目的，本发明的第 1 方式的超声波诊断装置以使被检体中的同一区域至少一部分重复的方式进行多次超声波扫描，根据接收回波生成多个帧的图像，其特征在于，具备：分析部，对上述多个帧的图像，分别通过规定的变换处理进行多重分辨率分析；滤波运算部，对通过由上述分析部执行的多重分辨率分析取得的各分辨率的各系数的每一个，使用上述多个帧的图像间的对应的系数彼此分别进行滤波运算处理；以及图像生成部，对由上述滤波运算部执行的滤波运算处理结果，实施上述规定的变换处理的逆变换处理而生成 1 个帧的图像。

为了达成上述目的，本发明的第 2 方式的超声波诊断图像生成方法以使被检体中的同一区域至少一部分重复的方式进行多次超声波扫

描，根据接收回波生成多个帧的图像，其特征在于，具备：分析步骤，对上述多个帧的图像，分别通过规定的变换处理进行多重分辨率分析；滤波运算步骤，对通过由上述分析步骤执行的多重分辨率分析取得的各分辨率的各系数的每一个，使用上述多个帧的图像间的对应的系数彼此分别进行滤波运算处理；以及图像生成步骤，对由上述滤波运算步骤执行的滤波运算处理结果，实施上述规定的变换处理的逆变换处理而生成1个帧的图像。

根据本发明，可以提供一种超声波图像诊断装置以及程序，在通过合成处理制成的图像数据中，实现与该合成处理相关的图像数据彼此重复的区域与不重复的区域之间的边界不能观察成不连续、高亮度的伪像不被强调、以及即使在与该合成处理相关的图像数据中包含具有不清晰的区域的图像数据的情况下也不产生起因于此的不清晰的区域。

本发明的优点将在随后的描述中阐述，并且部分地将从所述描述显而易见，或者可通过本发明的实践而得知。可通过尤其是后面指出的手段和组合而实现和获得本发明的优点。

被并入说明书中并构成说明书一部分的附图示出本发明的实施例，并且与上面给出的一般描述以及下面给出的对实施例的详细描述一起用于解释本发明的原理。

附图说明

图1是示出本发明的一个实施方式的超声波诊断装置的结构例子的图。

图2是示出图像合成单元的输入输出的图。

图3是示出由图像合成单元进行的图像数据的合成处理的流程的图。

图4是示出本发明的一个实施方式中的图像数据的合成处理的原理的图。

图5是示出三维扫描的概念的图。

图 6 是示出插入散斑降低和强调边缘的滤波处理时的由图像合成单元进行的图像数据的合成处理的流程的图。

图 7 是示出 2 级组合聚焦法的概念的图。

图 8 是示出空间复合扫描的概念的图。

图 9 是示出全景图的概念的图。

图 10 是示出组合聚焦的概念的图。

图 11 是示出以往技术具有的问题点的图。

具体实施方式

以下，参照附图对本发明的一个实施方式进行说明。

图 1 是示出该实施方式的超声波诊断装置的结构例子的图。如该图所示，该实施方式的超声波诊断装置 1 具备超声波探测器 2、发送电路 4、接收电路 6、B 模式处理单元 8、彩色多普勒处理单元 10、坐标变换单元 12、图像合成单元 14、监视器 16、控制单元 18。

上述超声波探测器 2 是承担在与被检体之间照射、反射的超声波信号的发送接收波的设备（探触子），由作为电气/机械可逆性变换元件的压电陶瓷等压电元件形成。该超声波探测器 2 例如由在前端部具备阵列状地排列的多个压电元件的相控阵列类型的部件构成。由此，超声波探测器 2 将所供给的脉冲驱动电压转换成超声波脉冲信号而沿着被检体的扫描区域内的期望方向发送，并且将从被检体反射来的超声波信号转换成与其对应的电压的回波信号。

上述发送电路 4 根据基于上述控制单元 18 的控制信号，以针对每个发送通道附加了规定的发送延迟时间的定时，向上述超声波探测器 2 的各压电元件发送驱动信号。由此从上述超声波探测器 2 的各压电元件朝向被检体内发送超声波信号。

上述接收电路 6 将包括根据超声波信号的发送波在被检体内的声阻抗的失配而反射，而由组织内的散乱体散乱的分量等的超声波回波信号，经由上述超声波探测器 2 的各压电元件接收而作为与该信号对应的电压量的回波信号，对该回波信号实施接收延迟、加法处理而生

成接收信号并分别输出到上述 B 模式处理单元 8 以及彩色多普勒处理单元 10。

上述 B 模式处理单元 8 对来自上述接收电路 6 的输出信号进行包络线检波，将其检波出的信号作为承担被检体内的组织的形态信息的信号，输出到上述坐标变换单元 12。

上述彩色多普勒处理单元 10 根据来自上述接收电路 6 的输出信号对速度信息进行频率分析，将该分析结果作为承担被检体内的血流或组织的移动速度信息的信号，输出到上述坐标变换单元 12。

上述坐标变换单元 12 将来自上述 B 模式处理单元 8 以及上述彩色多普勒处理单元 10 的输出信号向显示坐标进行坐标变换后输出到上述图像合成单元 14。

上述图像合成单元 14 接收来自上述坐标变换单元 12 的信号，在控制单元 18 的控制下，进行与 B 模式像以及 CFM（彩色血流成像，Color Flow Mapping）像相关的各种图像处理以及合成处理（在后面详述），进而根据这些图像进行各种定量分析和测量后进行将表示其结果的信息附加到图像上等图像处理，将通过这些图像处理得到的图像信号转换成 TV 用的扫描信号而输出到监视器 16。

上述控制单元 18 具有作为具备与未图示的内部总线连接的 CPU（处理器）、存储器（RAM/ROM）、硬盘装置、可移动体介质（CD-ROM、软盘（注册商标）、存储卡等）的驱动装置、及其外围装置的计算机的功能。上述控制单元 18 按照在检查时预先编程的步骤对该超声波诊断装置 1 整体的动作进行控制。

通过以上说明的结构，在上述监视器 16 上，显示超声波图像（包括与 B 模式像以及 CFM 像相关的各种图像、与其测量、分析结果相关的信息等）。

另外，在空间复合扫描中，通常针对每个帧改变上述超声波探测器 2 的倾斜扫描的方向（角度）。但是，针对每个帧改变扫描仅设对 B 模式像，而 CFM 像中针对每个帧设为相同的扫描。即，此处仅对 B 模式进行空间复合扫描以及合成处理。以下，仅对 B 模式像的处理进

行详细说明。

以下，对作为本第 1 实施方式的超声波诊断装置 1 的主要特征之一的上述图像合成单元 14 所执行的合成处理进行详细说明。

首先，关于由上述图像合成单元 14 执行的合成处理的输入输出关系例如成为图 2 所示那样的输入输出关系。即，通过 N 帧（或大于等于 N 帧）的运算来合成图像，输出与输入相同帧数的图像数据。更具体而言，如图 2 所示合成图像数据 A1 与图像数据 B1 而生成图像数据 F1，合成图像数据 B1 与图像数据 A2 而生成图像数据 F2，合成图像数据 A2 与图像数据 B2 而生成图像数据 F3。

另外，图 2 所示的例子是进行 2 个方向的合成处理的例子，但当然也可以由本一个实施方式的超声波诊断装置进行 N 个方向的合成处理。

接下来，参照图 3 所示的流程图，对由上述图像合成单元 14 执行的合成处理的流程进行说明。此处，以对 (k + 1) 帧的图像数据进行合成处理的情况为例子进行说明。另外，参照图 4 在后面对各步骤中的处理进行详细说明。

首先，上述图像合成单元 14 如果被输入最新的图像数据（第 n 帧的图像）（步骤 S1），则进行 L 等级的离散二维小波变换（步骤 S2）。

接下来，上述图像合成单元 14 去除包括与合成处理相关的图像彼此重叠的区域中存在的边缘分量的边缘区域（步骤 S3）。通常，如果在图像的边缘部中进行小波变换，则在高频侧发生边缘分量。而且，在合成处理后的图像中，上述图像的边缘部当然早已并非边缘部。因此，无需上述边缘部中的边缘分量。因此，在步骤 S3 中去除边缘分量。

之后，上述图像合成单元 14 进行后述的规定的运算处理（针对 (k + 1) 张的帧的各小波变换系数的每一个进行运算的处理）（步骤 S4），对该运算处理结果进行二维离散逆小波变换（步骤 S5），得到合成处理后的图像数据、即 A (0)。

以下，参照图 4 对本一个实施方式中的图像数据的合成处理的原理进行详细说明。此处，以对图像 a 以及图像 b 这 2 个图像进行合成

处理的情况为例子进行说明。具体而言，上述图像合成单元 14 如下所述进行图像 a 以及图像 b 的多重分辨率分析（此处为等级 2 的二维离散小波变换）（步骤 S2）。

即、上述图像合成单元 14 首先通过等级 1 的二维离散小波变换，针对图像 a 以及图像 b，分解成 A1 (Approximation)、H1 (Horizontal detail)、V1 (Vertical detail)、D1 (Diagonal detail) 的小波系数。接下来，仅对上述 A1，进一步进行二维离散小波变换。由此，如图 4 所示，得到 A2、H2、V2、D2。针对图像 a 以及图像 b 这双方分别进行这些处理。

接下来，进行去除在图 4 中用椭圆形状 51 包围示出的区域、即边缘区域（将该边缘区域中的高频侧的系数设为 0）的处理（步骤 S3）。

另外，该边缘区域是在合成处理后的图像中不成为边缘部的边缘区域。换言之，该边缘区域对于合成处理前的某 1 张图像来说是该图像的边缘部，但在合成处理后的图像中是不成为边缘部的区域。另外，该区域在该合成处理前成为既知的区域。同样地，在进行了小波变换的情况下，该图像的边缘部造成影响的范围的区域也是在该合成处理前既知的区域。

根据以上说明的步骤 S1 至步骤 S3 的处理，当然，从相同图像可以得到相同结果。因此，通过依次保存当前的结果，无需每次再次运算，而可以得到在图 3 中用虚线包围的框内所示的 (n - k) 帧至 (n - 1) 帧的离散二维小波变换的值。

而且，上述步骤 S4 中的运算处理以及上述步骤 S5 中的二维离散逆小波变换例如是进行如下那样的运算的处理。

此处，用 `func (a1, a2, ..., aN, M, Level)` 表示运算函数，用 `idwt 2` 表示离散二维逆小波变换。其中，`a1, a2, ..., aN` 表示输入数据，`M = 0` 表示 Approximation，`M = 1` 表示 Horizontal detail，`M = 2` 表示 Vertical detail，`M = 3` 表示 Diagonal detail，`Level` 表示小波展开数。

$A(L) = \text{func}(A(L, n), A(L, n-1), \dots, A(L, n-k), 0, L)$
 $H(L) = \text{func}(H(L, n), H(L, n-1), \dots, H(L, n-k), 1, L)$
 $V(L) = \text{func}(V(L, n), V(L, n-1), \dots, V(L, n-k), 2, L)$
 $D(L) = \text{func}(D(L, n), D(L, n-1), \dots, D(L, n-k), 3, L)$
 $H(L-1) = \text{func}(H(L-1, n), H(L-1, n-1), \dots, H(L-1, n-k), 1, L-1)$
 $V(L-1) = \text{func}(V(L-1, n), V(L-1, n-1), \dots, V(L-1, n-k), 2, L-1)$
 $D(L-1) = \text{func}(D(L-1, n), D(L-1, n-1), \dots, D(L-1, n-k), 3, L-1)$
 $\dots \dots \dots$
 $H(1) = \text{func}(H(L, n), H(L, n-1), \dots, H(L, n-k), 1, 1)$
 $V(1) = \text{func}(V(L, n), V(L, n-1), \dots, V(L, n-k), 2, 1)$
 $D(1) = \text{func}(D(L, n), D(L, n-1), \dots, D(L, n-k), 3, 1)$
 $A(L-1) = \text{idwt2}(A(L), H(L), V(L), D(L))$
 $A(L-2) = \text{idwt2}(A(L-1), H(L-1), V(L-1), D(L-1))$
 $\dots \dots \dots$
 $A(0) = \text{idwt2}(A(1), H(1), V(1), D(1))$

此处，上述 $A(0)$ 是通过合成处理最终制成的图像数据。

另外，作为上述的运算函数的一个例子，在全部 Level 中，可以举出下式。

$\text{func}(a1, a2, \dots, aN, M, \text{Level}) = \text{Mean}(a1, a2, \dots, aN) \quad M=0$

$\text{func}(a1, a2, \dots, aN, M, \text{Level}) = \text{AbsMax}(a1, a2, \dots, aN) \quad M=1, 2, 3$

其中， $\text{Mean}(a, b)$ 是计算 a 与 b 的平均值的运算，是在 $a=0$ 的情况下输出 b 的值，在 $b=0$ 的情况下输出 a 的值的运算。另外， $\text{AbsMax}(a, b)$ 是输出 a 以及 b 中的绝对值大的一方的运算。

另外，更具体而言，在上述步骤 S4 中，例如进行下式那样的运算。

$A2 = \text{Mean}(A2a, A2b)$

$H2 = \text{AbsMax}(H2a, H2b)$

$V2 = \text{AbsMax}(V2a, V2b)$

$D2 = \text{AbsMax}(D2a, D2b)$

$H1 = \text{AbsMax}(H1a, H1b)$

$V1 = \text{AbsMax}(V1a, V1b)$

$D1 = \text{AbsMax}(D1a, D1b)$

然后，在进行了上述的运算之后，上述图像合成单元 14 针对上述的系数 $A2$ 、 $H2$ 、 $V2$ 、 $D2$ 进行二维离散逆小波变换而计算出 $A1$ ，针对 $A1$ 、 $H1$ 、 $V1$ 、 $D1$ 进行二维离散逆小波变换（步骤 S5），得到合成处理后的图像数据、即 $A(0)$ 。

以下，对通过进行上述步骤 S4 中的运算处理而得到的效果进行说明。

首先，通过针对上述 Approximation 的系数进行平均值运算，可以得到平均亮度不变化这样的效果、以及用与合成处理相关的各图像间的平均值来表示图像的大致构造这样的效果。

另外，通过对上述 H 、 V 、 D 的 detail 系数进行最大值运算，选择出与图像处理相关的各图像中的具有最大分辨率的图像，针对各像素的每一个自动地选择出具有最大的分辨率的图像。因此，作为整体，重合的边界也观察不到，而被观察成自然的重合，在各像素处显示出所重合的图像中的具有最大分辨率的图像。因此，可以得到分辨率高地进行观察这样的效果。

即、可以达成图像数据彼此重复的区域与不重复的区域之间的边界不被观察成不连续、高亮度的伪像不被强调、以及即使在图像数据中包含具有不清晰的区域的图像数据的情况下也不产生起因于此的不清晰的区域这样的目的。

通过这样的运算，达成在复合扫描中期待的通过镜面反射实现的图像的清晰化。此处，为了进一步得到散斑去除这样的效果，利用进行上述那样的小波变换的做法，对小波收缩（Wavelet Shrinkage）这

样的图像处理技术并用即可。等级低的 detail 系数多数情况下为噪声，所以通过进行小波收缩，可以降低或去除散斑。

另外，作为进行这样的处理时的上述 func 函数，例如可以举出下式的函数。

$$\text{func}(a1, a2, \dots, aN, M, \text{Level}) = \text{AbsMax}(a1, a2, \dots, aN) * c(M, \text{Level}) \quad M=1,2,3$$

此处， $c(M, \text{Level})$ 表示小波系数的权重，例如在 Level 为 1 那样小的情况下取近似 0 的值，在 Level 大的情况下取近似 1 的值。另外， $c(M, \text{Level})$ 的值也可以根据通过 M 指定的 Horizontal、Vertical、Diagonal，分别改变值。进而，为了强调组织的边缘等边缘， $c(M, \text{Level})$ 的值也可以设为比 1 大的值。

另外，以上说明的由上述图像合成单元 14 执行的处理例如也可以适用于图 5 所示那样的相互重复的通过多次三维扫描而取得的图像数据。

图 5 是示出一边进行三维扫描一边移动上述超声波探测器 2 而从不同的窗口观察同一组织的样子、即重复临时将上述超声波探测器 2 从被检体离开后放置到该被检体的其他位置而再次取得图像这样的步骤的样子的图。

根据该方法，对被检体中的同一区域，从不同的位置实施多次三维扫描，三维地进行通过那些扫描取得的图像的定位，从而可以得到完全同一断面或同一体素的数据。在该情况下，关于同一区域存在多个体素数据，对那些多个体素数据或所切出的多个二维图像数据进行合成处理。而且，即使在采用这样的方法的情况下，也当然可以应用由上述图像合成单元 14 执行的上述合成处理。

另外，由上述图像合成单元 14 执行的上述一连串的合成处理通过程序化或在程序化后将该程序读入存储介质，从而易于作为与超声波诊断装置 1 独立的软件产品单体来销售和发布，并且还可以将本一个实施方式涉及的技术利用在其他硬件上。

如上述说明，根据本一个实施方式，在通过合成处理制成的图像数据中，可以提供实现了如下目的的超声波图像诊断装置以及程序：

与该合成处理相关的图像数据彼此重复的区域与不重复的区域之间的边界不会被观察成不连续、高亮度的伪像不被强调、以及即使在与该合成处理相关的图像数据中包含具有不清晰的区域的图像数据的情况下也不产生起因于此的不清晰的区域。

另外，在通过上述的由上述图像合成单元 14 执行的合成处理而得到的图像数据中，该合成处理前的图像数据彼此重叠的区域与不重叠的区域之间的边界自然且分辨率提高。分辨率提高的理由为，该合成处理后的图像数据具有合成处理前的图像数据中的高频分量中的最大分量，所以在分辨率最高的状态下被合成处理。

以上，根据一个实施方式说明了本发明，但本发明不限于上述的实施方式，当然可以在本发明的要旨的范围内实现各种变形以及应用。

（第 1 变形例）

作为合成处理中的运算方法，除了上述的运算方法以外，例如也可以在所有情况下采用使用 Mean 运算的方法、或在所有情况下使用 AbsMax 运算的方法。

在所有的情况下使用 Mean 运算的方法是与不进行小波变换而仅取 Mean 的处理基本上等同的处理。但是，在本一个实施方式中，如上所述通过小波系数进行所重复的一侧的边缘区域去除处理，所以所重复的区域中的边界不会被看起来不连续。

在所有情况下使用 AbsMax 运算的方法与不进行小波变换而仅取 Max 的处理不同，针对各像素的每一个输出具有最大的分辨率的图像。但是，有时平均亮度上升，或残留高亮度的伪像。

（第 2 变形例）

在上述那样的合成处理的运算方法中，仅使用各像素的每一个的系数来进行了合成处理，但当然也可以使用该像素的附近的像素的系数来进行合成处理。

例如，作为 2 张图像的位置 (x, y) 处的通过 AbsMax 进行的计算方法，计算出第 1 张图像中的包括位置 (x, y) 的周围 5×5 点的平均值 a_1 ，并且计算出第 2 张图像中的包括位置 (x, y) 的周围 5×5 点

的平均值 a_2 ，将上述 a_1 以及上述 a_2 中的绝对值大的一方的值设为位置 (x, y) 处的输出值。通过该处理，可以降低噪声被强调而观察到的情况。

(第3变形例)

在上述的合成处理的运算方法中，在多重分辨率分析中使用了离散小波变换。在一般的离散小波变换中，对该图像数据实施 LPF (Low Pass Filter, 低通滤波) 和 HPF (High Pass Filter, 高通滤波)，将各输出欠采样成一半。因此，信息量在该变换前和变换后没有变化。

但是，如果在通过小波收缩处理了系数之后，进行逆小波变换，则有时在该图像上会观察到块状的伪像。为了防止该现象，也可以代替离散小波变换，而例如进行平稳 (stationary) 小波变换。

在平稳小波变换中不进行欠采样。因此，在对二维图像进行处理的情况下，信息量通过1次变换成为4倍。但是，即使在进行了小波收缩之后进行逆变换的情况下，也可以得到在该图像上不能观察到上述块状的伪像这样的效果。

(第4变形例)

在合成处理中的上述的运算方法中，在多重分辨率分析中使用了离散小波变换。但是，在多重分辨率变换中，也可以代替小波变换，而例如使用拉普拉斯 (Laplacian) 金字塔、RoL (Ratio of Low pass, 比率低通) 金字塔、或梯度 (Gradient) 金字塔这样的金字塔变换 (Pyramid transform)。

小波变换与金字塔变换之间的相异点在于，小波变换为正交变换，与其相对金字塔变换未必是正交变换。但是，对于小波变换以及金字塔变换这两方，在都可以通过那些变换进行多重分辨率分析的点上是共通的。

(第5变形例)

如图6所示，也可以将用于散斑降低和强调边缘的非线性扩散滤波处理 (步骤S11) 插入到上述步骤S4中的运算处理之前或上述步骤S4中的运算处理之后的任意一方或两方。另外，在图6中，为便于说

明, 示出成在上述步骤 S4 的前后双方插入了非线性扩散滤波处理(步骤 S11)。

即, 如例如特开 2006-116307 中公开的那样, 通过在合成处理之前插入将多重分辨率分析与非线性扩散滤波组合的处理, 可以得到散斑少且边缘被强调的易于观察的合成图像。在进行这样的处理的情况下, 由于已经进行了多重分辨率分析, 所以可以节省多重分辨率分析所需的时间。

(第 6 变形例)

在以上说明的例子中, 假设使用了复合扫描的情况, 但不限于复合扫描, 例如即使在一边进行全景图或三维扫描一边移动超声波探测器 2 而从不同的窗口观察同一组织的情况下也可以同样地应用上述一个实施方式。

另外, 在全景图的情况下, 有时需要从图像估计出移动量, 而使该图像并行移动和/或旋转移动。在上述特开平 8-280688 号公报中示出其详细内容。即使在从其他位置进行三维扫描的情况下, 通过三维地并行移动和/或旋转移动, 可以将断面定位到期望的断面。在这样操作而使断面一致之后, 可以进行在上述一个实施方式中说明的图像的合成处理。

(第 7 变形例)

也可以在通过组合聚焦法执行的合成处理中应用上述一个实施方式。在该情况下, 使与合成处理相关的图像的边界交叠, 进行在上述一个实施方式中说明的由图像合成单元 14 执行的合成处理。

图 7 是示出 2 级的组合聚焦法的概念的图。使通过近距离聚焦的超声波波束 111 取得的图像 51A 与通过远距离聚焦的超声波波束 53 取得的图像 53A 之间的边界交叠而制成交叠区域 55A, 针对该交叠区域 55A, 使用在上述一个实施方式中说明的合成处理方法。

由此, 可以期待提高合成处理后的图像中的分辨率且降低散斑。在该情况下, 也可以交换由上述图像合成单元 14 执行的处理与由上述坐标变换单元 12 执行的处理之间的顺序。

(第8变形例)

也可以在通过频率复合扫描执行的合成处理中应用上述一个实施方式。另外，基波图像与2次高次谐波图像之间的合成处理也是频率复合的一种。根据频率复合扫描，通常由于各扫描范围一致，所以可以与组合聚焦法同样地应用上述一个实施方式。

本领域的设计人员很容易想到附加的优点和修改。因此，从更广义的方面来说，本发明并不限于本文中所示出和描述的具体细节和代表性实施例。从而，在不脱离由所附权利要求及其等同形式所限定的总体发明构思的精神和范围的情况下可以进行各种修改。

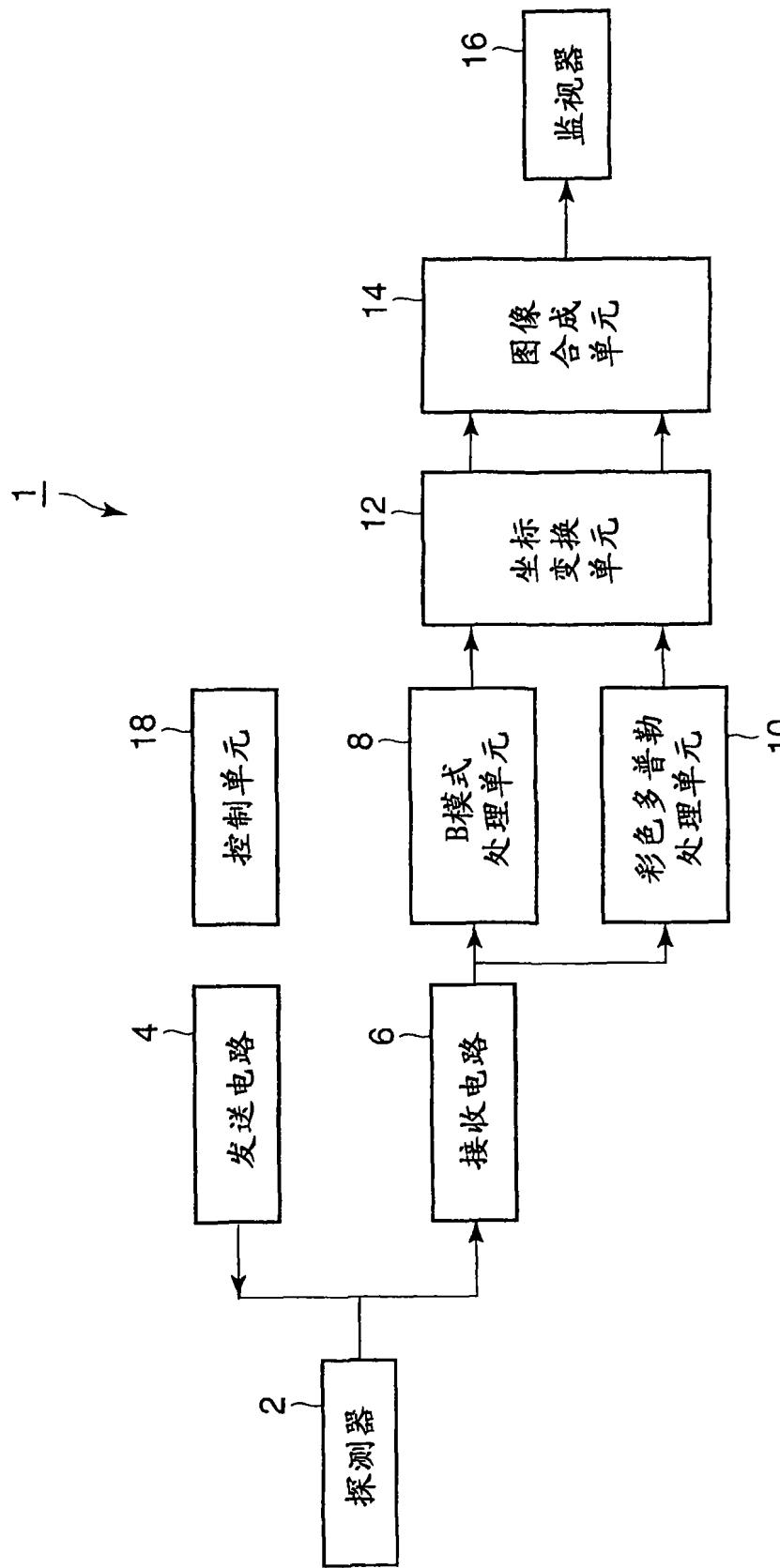


图1

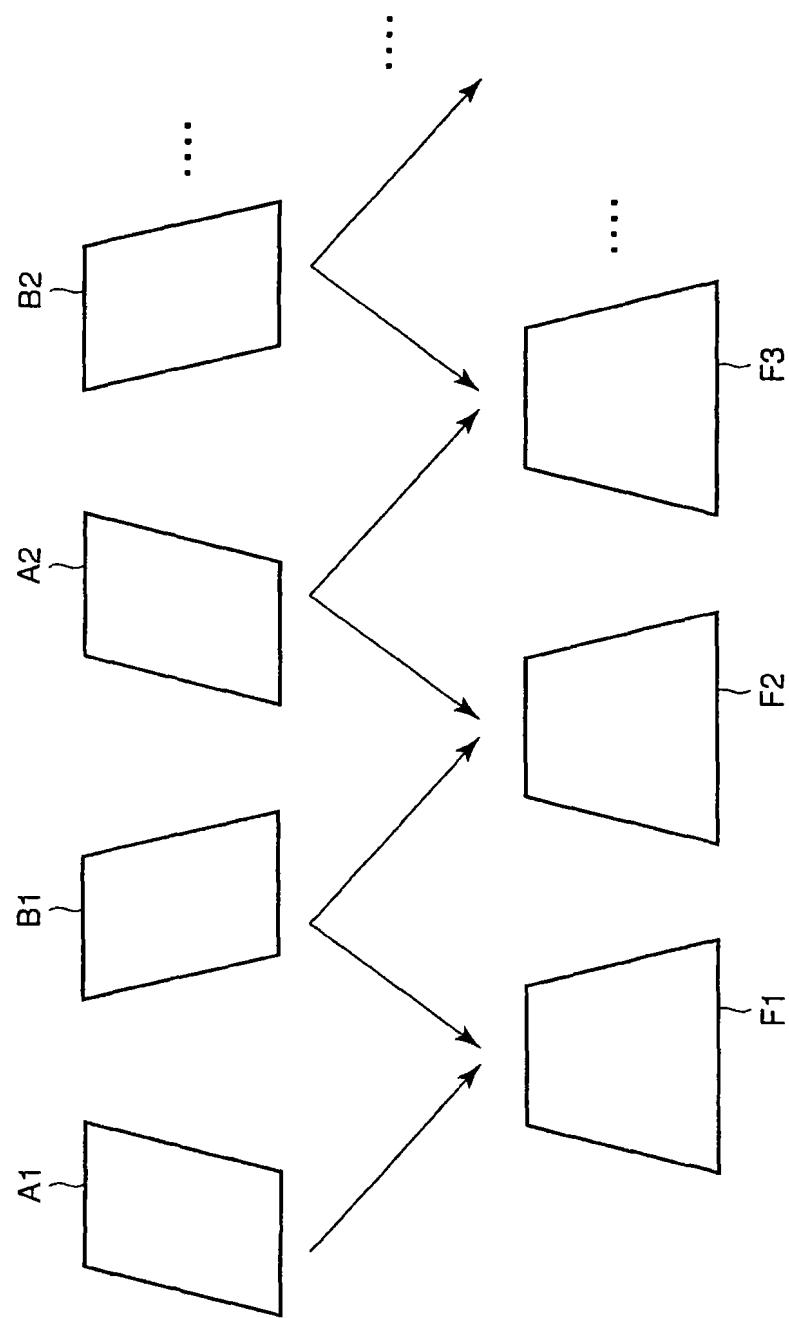


图 2

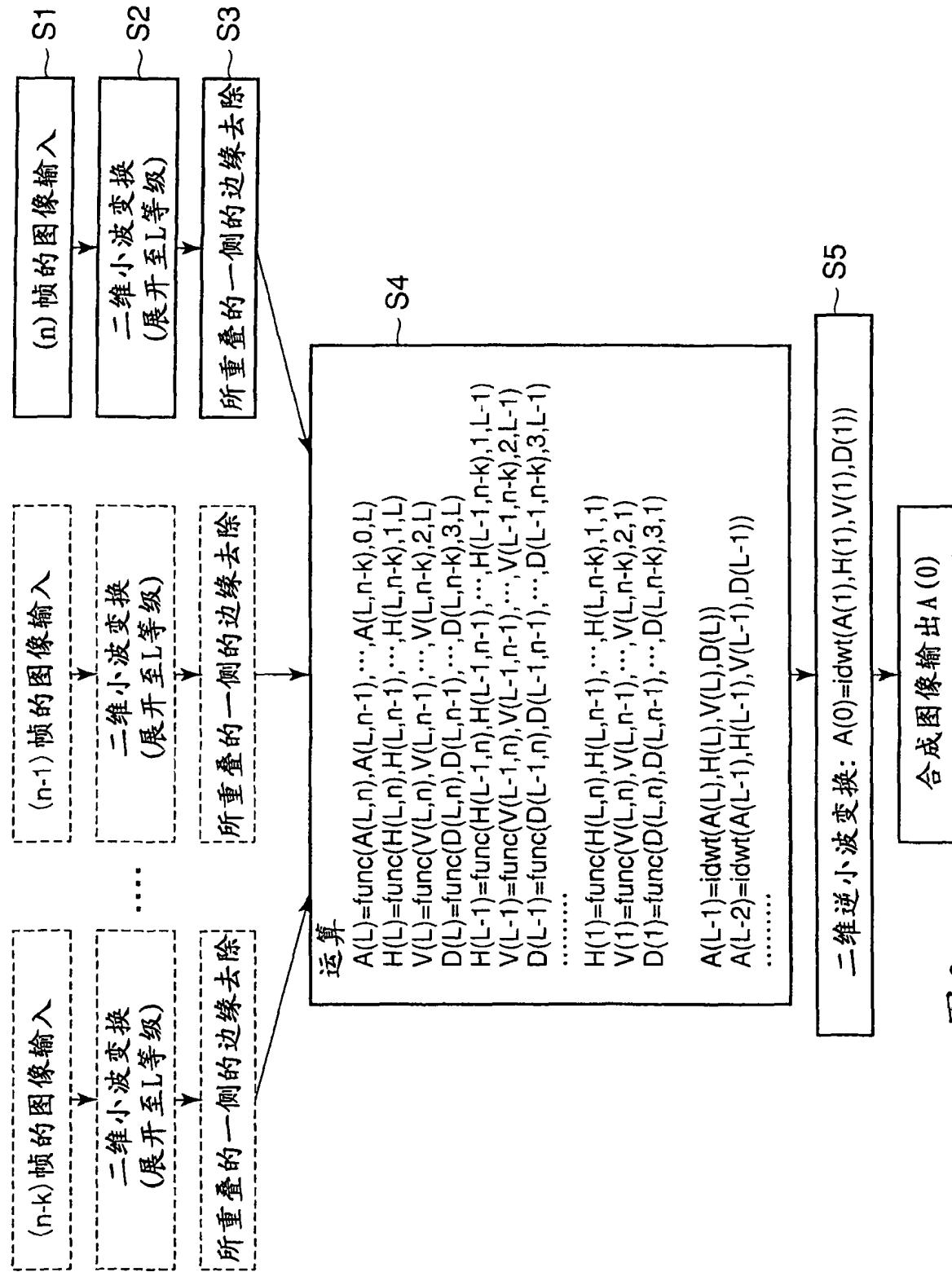
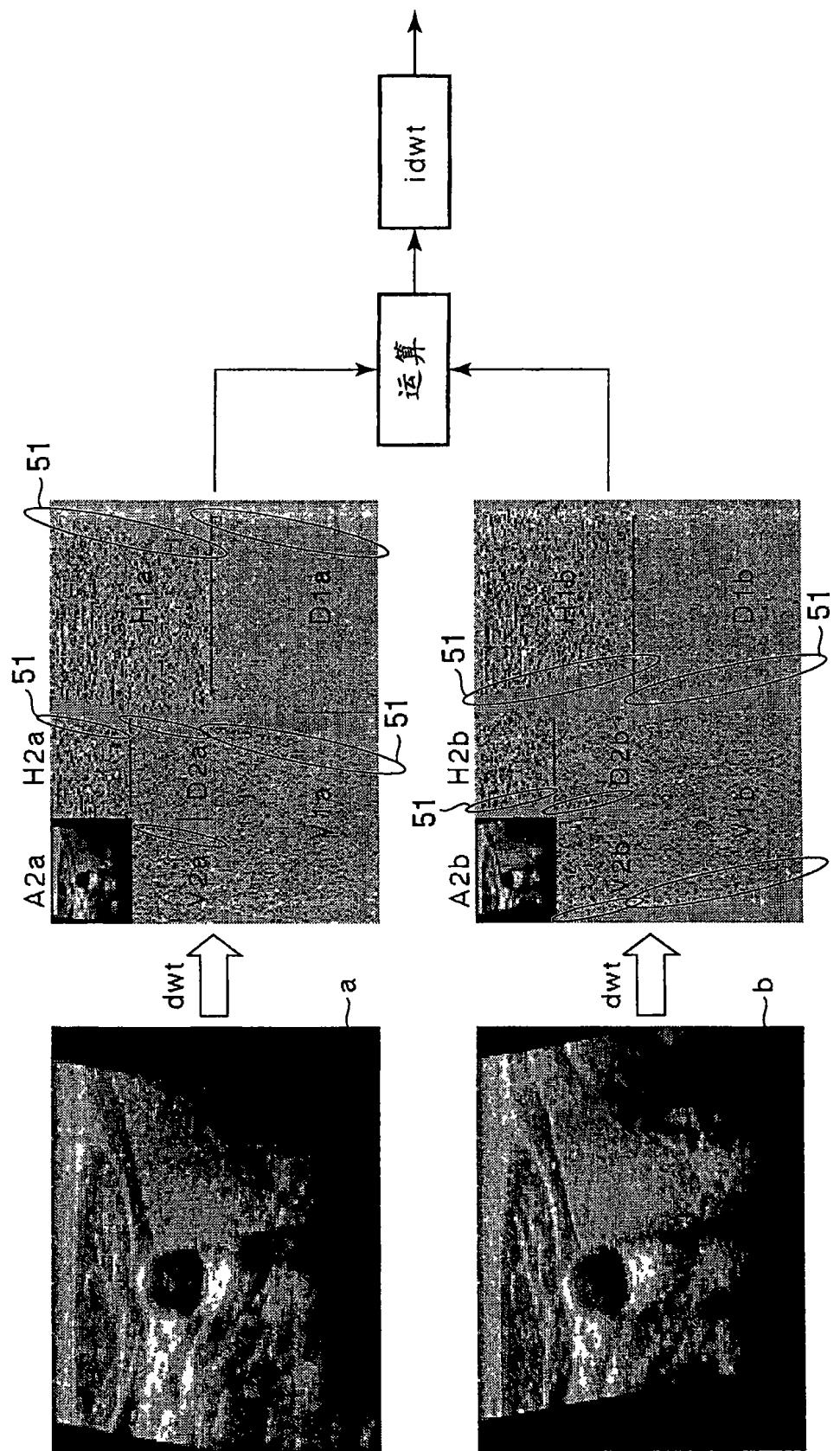


图 3

所重叠的一侧的边缘删除



4

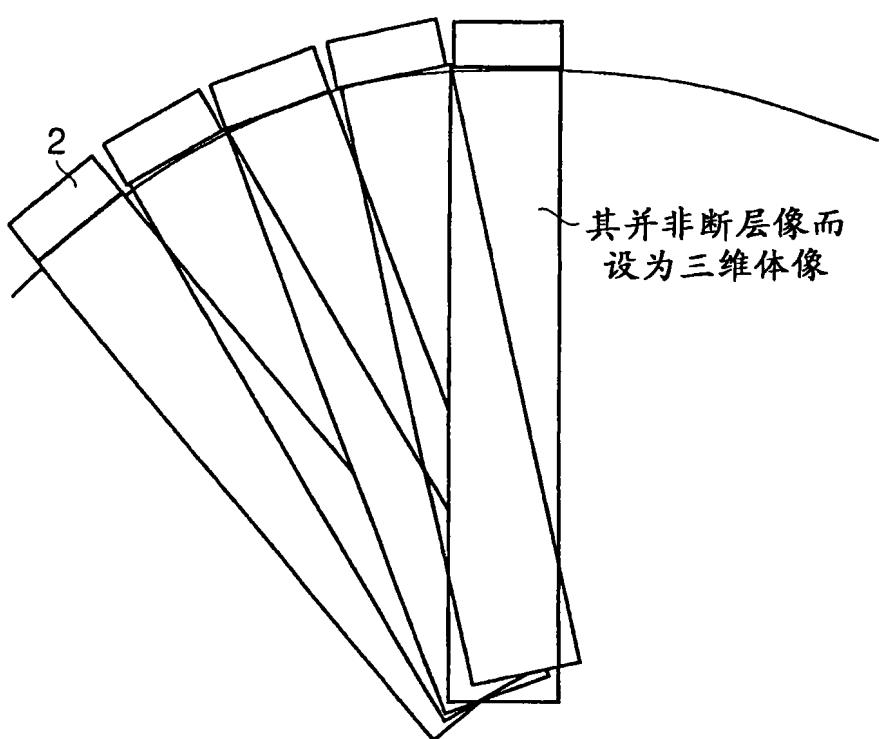


图 5

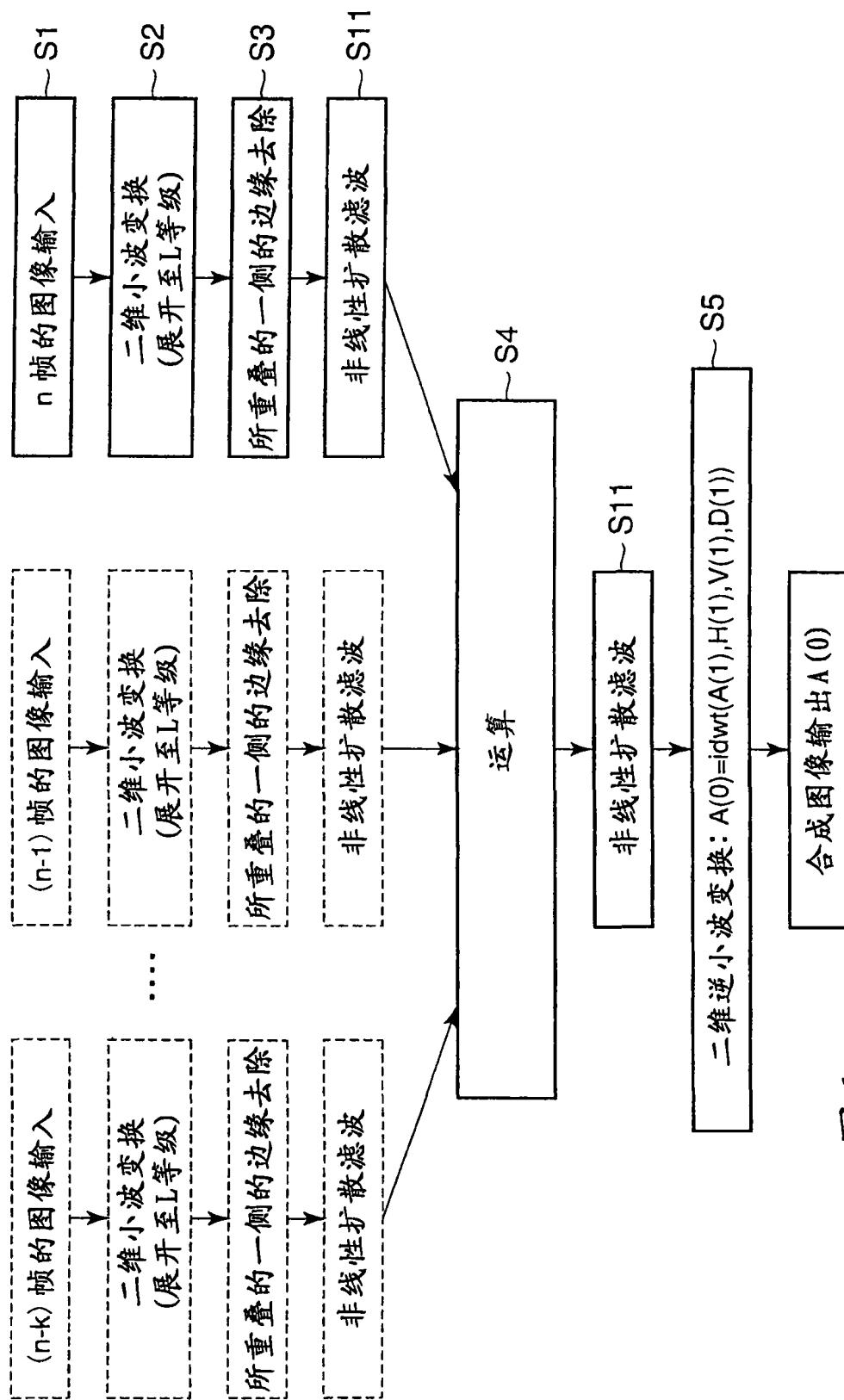


图 6

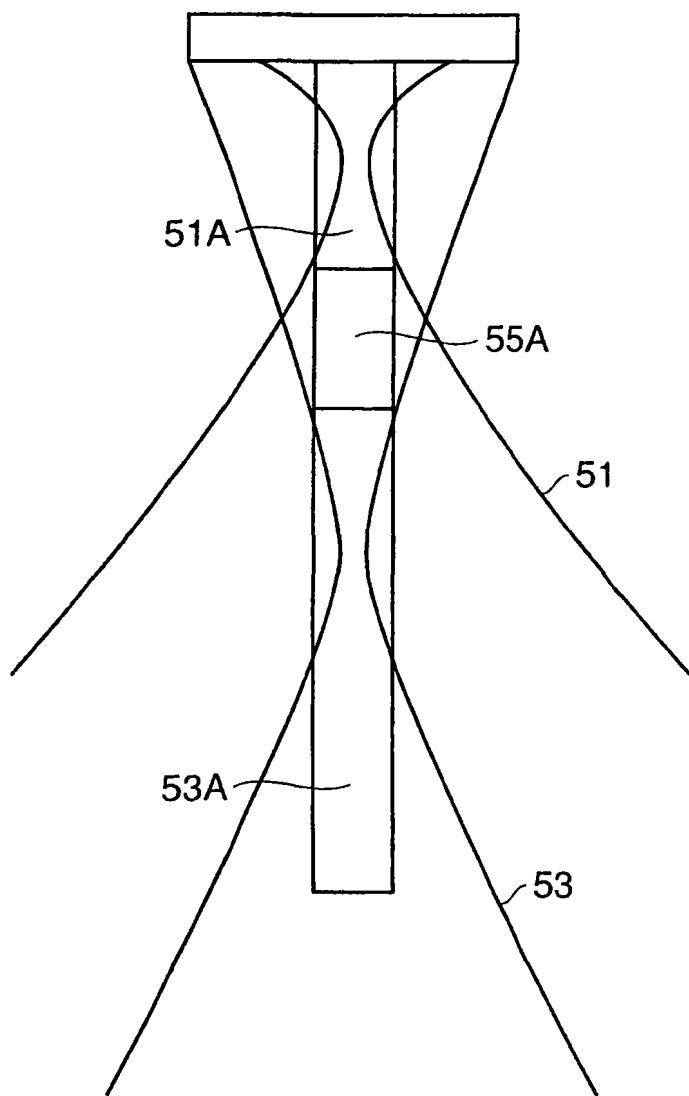


图 7

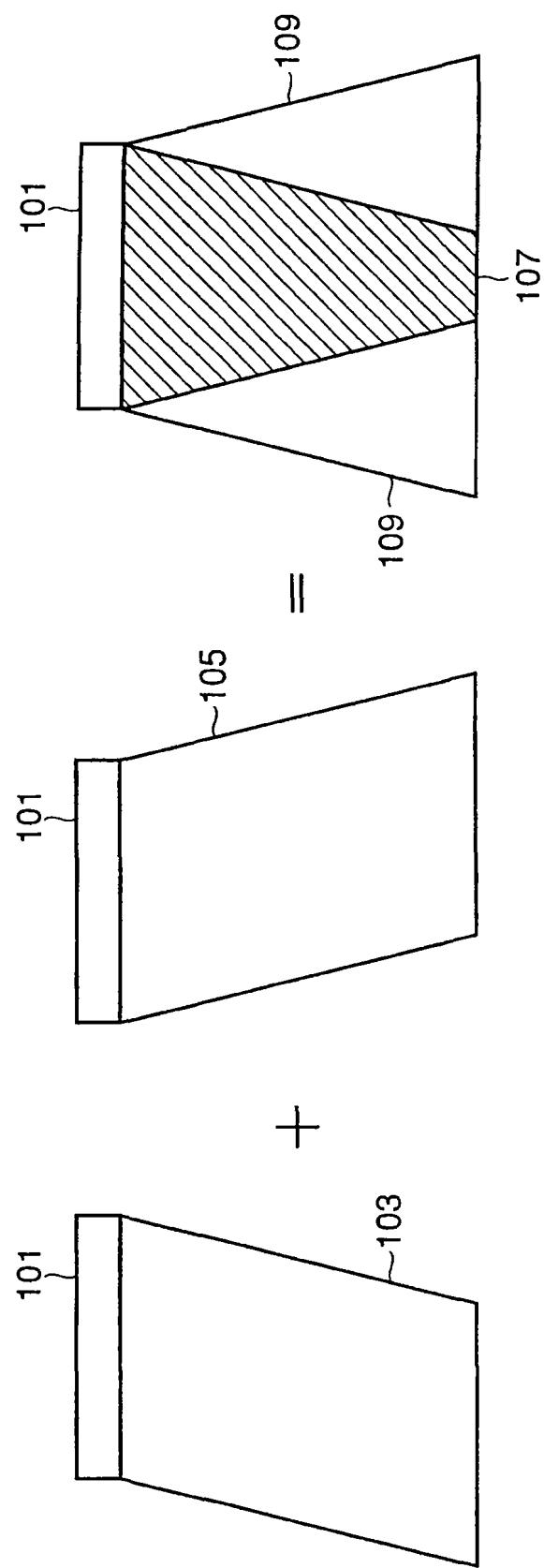


图8

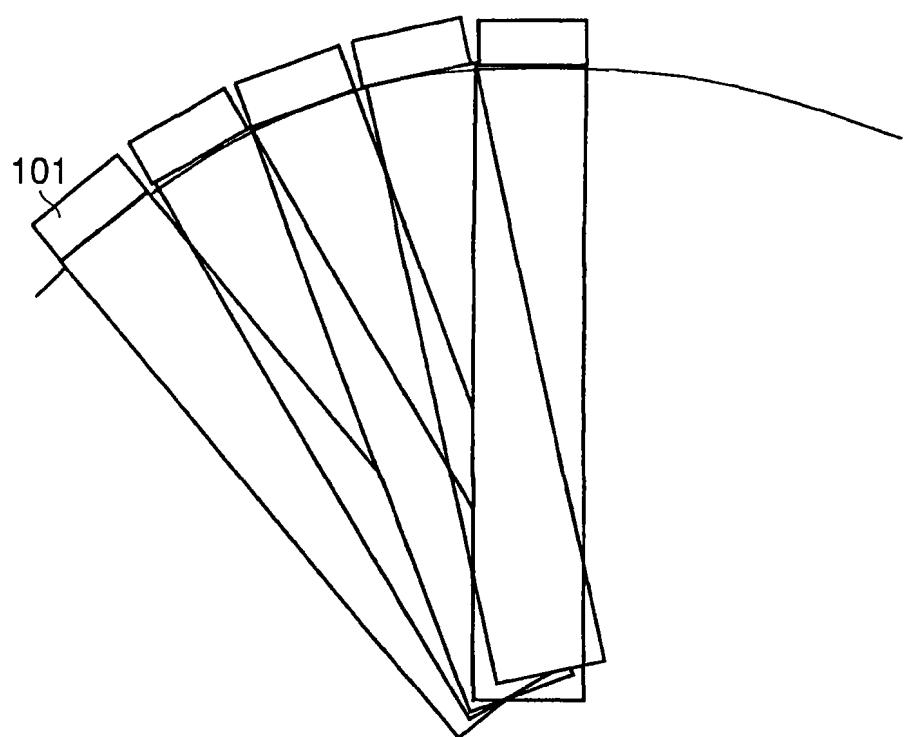


图9

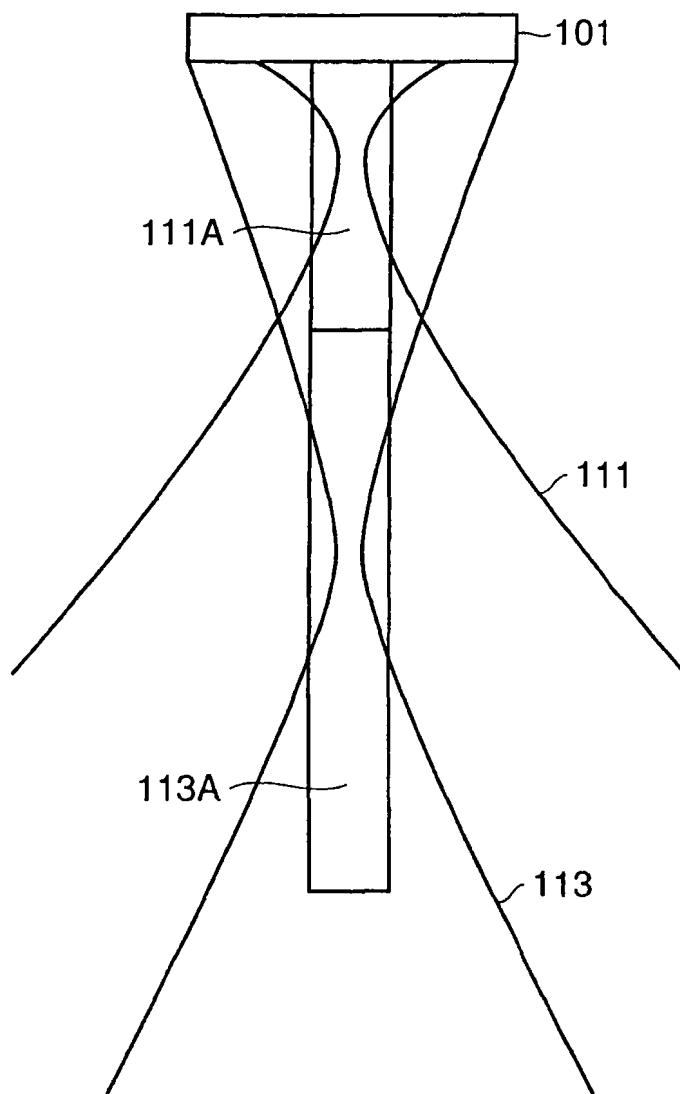
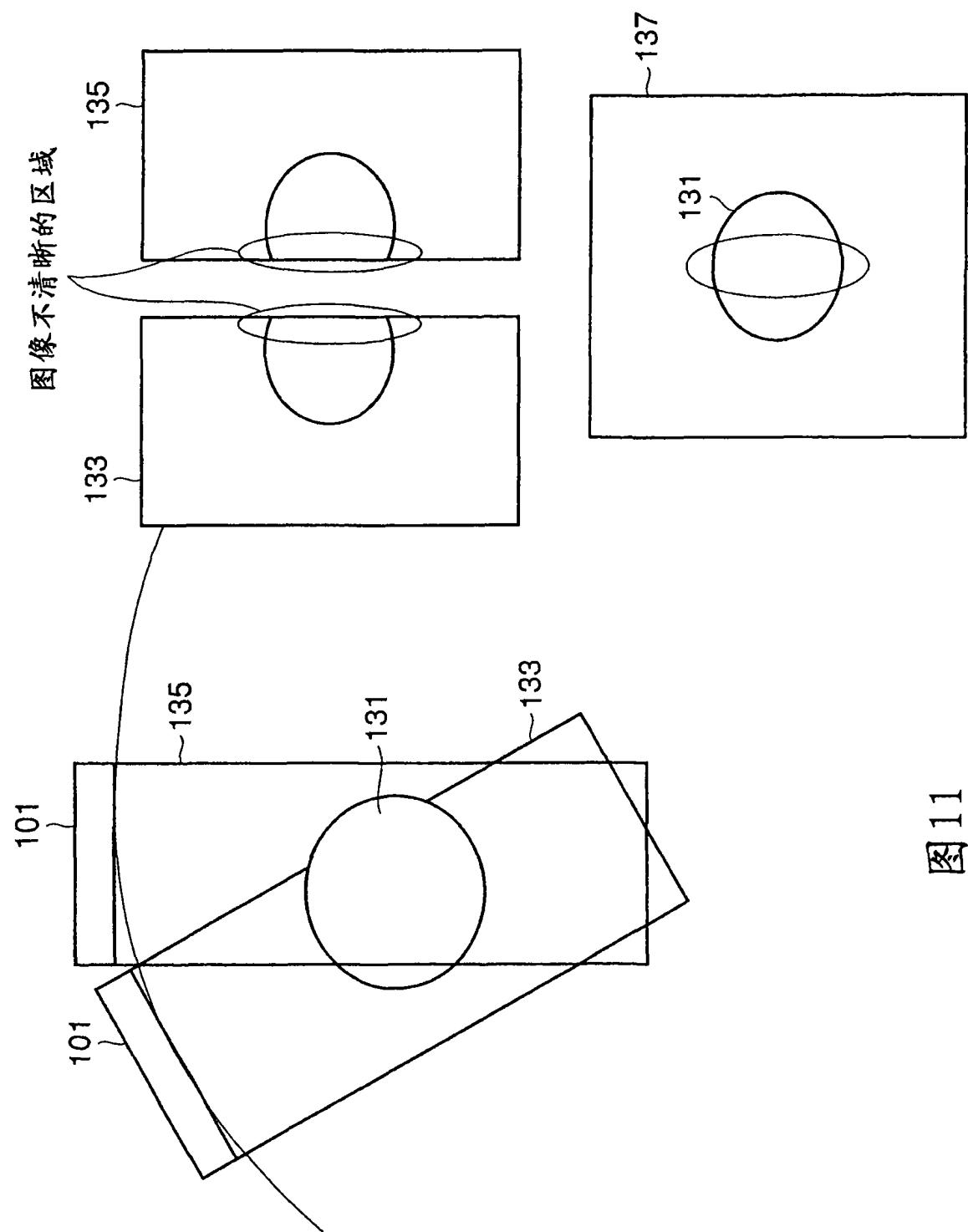


图 10



专利名称(译)	超声波诊断装置以及程序		
公开(公告)号	CN101396287A	公开(公告)日	2009-04-01
申请号	CN200810161771.3	申请日	2008-09-26
[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	佐藤武史 大住良太 今村智久		
发明人	佐藤武史 大住良太 今村智久		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	G06T2207/20064 A61B8/54 A61B8/13 G01S7/52065 A61B8/06 G01S7/52026 G06T2207/20016 G01S15/8995 G06T5/00		
代理人(译)	吴丽丽		
优先权	2007256338 2007-09-28 JP		
其他公开文献	CN101396287B		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

本发明提供一种超声波诊断装置以及程序。在超声波诊断装置中，具备进行如下处理的图像合成部(14)。即，图像合成部(14)对多个帧的图像，分别通过规定的变换处理进行多重分辨率分析，针对通过该多重分辨率分析取得的各分辨率的各系数的每一个，使用上述多个帧的图像间的对应的系数彼此分别进行滤波运算处理，对该滤波运算处理结果，实施上述规定的变换处理的逆变换处理而生成1个帧的图像。

