



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101879073 B

(45) 授权公告日 2012.07.18

(21) 申请号 201010173203.2

US 5497777 A, 1996.03.12, 全文.

(22) 申请日 2010.05.07

JP 特开 2008-289632 A, 2008.12.04, 全文.

(30) 优先权数据

WO 2008/140043 A1, 2008.11.20, 全文.

2009-113667 2009.05.08 JP

US 2006/0084869 A1, 2006.04.20, 全文.

审查员 芦勤

(73) 专利权人 株式会社东芝

地址 日本东京都

专利权人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 大住良太

(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

代理人 孙蕾

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

(56) 对比文件

CN 101209210 A, 2008.07.02, 全文.

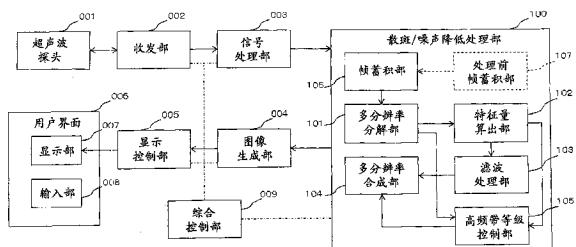
权利要求书 2 页 说明书 14 页 附图 9 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置

(57) 摘要

本发明提供一种超声波诊断装置。该超声波诊断装置具备：图像生成部件，通过执行超声波收发，从而以按时间序列的方式生成多个帧的超声波图像数据；多分辨率分解部件，按层次对上述超声波图像数据进行多分辨率分解，得到第1次～第n次的低频带分解图像数据以及第1次～第n次的高频带分解图像数据，其中，n为2以上的自然数；特征量算出部件，根据得到的上述低频带分解图像数据算出特征量；滤波处理部件，对算出的上述特征量实施滤波运算；以及多分辨率合成部件，使用上述低频带分解图像数据和上述高频带分解图像数据来执行多分辨率合成，从而生成合成图像。因此，能够有效地降低时间方向的散斑/噪声的变化，进行没有时间相位延迟的处理。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,该超声波诊断装置具备:

图像生成部件,通过执行超声波收发,从而以按时间序列的方式生成多个帧的超声波图像数据;

多分辨率分解部件,对于空间方向和时间方向按层次对上述超声波图像数据进行多分辨率分解,得到第1次~第n次的低频带分解图像数据以及第1次~第n次的高频带分解图像数据,其中,n为2以上的自然数;

特征量算出部件,根据得到的上述低频带分解图像数据算出特征量;

滤波处理部件,根据算出的上述特征量,对上述低频带分解图像数据施加非线性各向异性扩散滤波器;以及

多分辨率合成部件,使用上述低频带分解图像数据和上述高频带分解图像数据来执行多分辨率合成,从而生成合成图像。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

该超声波诊断装置还具备存储上述超声波图像数据的数据蓄积部件,

作为上述多个帧中的第t帧的超声波图像数据中的滤波处理,上述滤波处理部件使用存储在上述数据蓄积部件中的从第t-1帧到第预定帧之前的各帧的超声波图像数据中的同一位置的各像素的各像素值对扩散方程式进行数值解析,算出第t帧的超声波图像数据的上述同一位置的各像素的像素值。

3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

该超声波诊断装置还具备存储上述低频带分解图像数据的数据蓄积部件,

作为第t帧的超声波图像数据中的滤波处理,上述滤波处理部件使用存储在上述数据蓄积部件中的从第t-1帧到第预定帧之前的各帧的上述低频带分解图像数据中的同一位置的各像素的各像素值对扩散方程式进行数值解析,算出第t帧的处理后低频带分解图像数据的上述同一位置的各像素的像素值。

4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述滤波处理部件使用由非线性扩散方程式表示的滤波器,

在进行该非线性扩散方程式的数值解析的情况下,

作为空间方向的数值微分,使用

$$\partial I_i / \partial x = \{I_{i+1} - I_{i-1}\} / 2,$$

作为时间方向的数值微分,使用

$$\partial I_t / \partial t = \{3I_t - 4I_{t-1} + I_{t-2}\} / 2,$$

$I_i : x$  为 i 时的像素值,  $I_t : t$  时刻 t 的像素值。

5. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述特征量算出部件算出各像素的结构张量,并使用上述结构张量算出固有值和固有矢量,使用算出的上述固有值和固有矢量来算出特征量。

6. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述滤波处理部件为非线性各向异性扩散滤波器。

7. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

该超声波诊断装置还具备高频带等级控制部件,该高频带等级控制部件对上述高频带

分解图像数据进行强调边缘的滤波处理，并将该处理后的高频带分解图像数据输出给上述多分辨率合成部件。

8. 一种超声波诊断装置，其特征在于，该超声波诊断装置具备：

图像生成部件，通过执行超声波收发，从而以按时间序列的方式生成多个帧的超声波图像数据；

多分辨率分解部件，对于空间方向和时间方向按层次对上述超声波图像数据进行多分辨率分解，得到第1次～第n次的低频带分解图像数据以及第1次～第n次的高频带分解图像数据，其中，n为2以上的自然数；

多分辨率合成部件，使用上述低频带分解图像数据和上述高频带分解图像数据执行多分辨率合成，并生成合成图像；

特征量算出部件，根据得到的上述低频带分解图像数据算出特征量；

滤波处理部件，根据算出的上述特征量，对上述低频带分解图像数据施加非线性各向异性扩散滤波器；以及

高频带等级控制部，将从上述多分辨率分解部件得到的上述第1次～第n次的高频带分解图像数据利用对应的各次的特征量进行加权。

## 超声波诊断装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及对被检体发送超声波并基于来自被检体的反射波获得超声波图像的超声波诊断装置。

[0002] 更详细的是关于对生成的超声波图像进行校正处理的超声波诊断装置。

### 背景技术

[0003] 超声波诊断装置将从内置于超声波探头的振子产生的超声波发送给被检体。超声波诊断装置通过上述振子接收所发送的超声波的来自被检体组织的反射波，并根据接收到的反射波生成、显示被检体的超声波断层图像。

[0004] 但是，来自多个接近的被检体组织的接收信号各自的相位不同，因此会发生干扰。由于该干扰，在仅合成振幅的情况下造成视觉上的不同，生成斑纹状的图像图案。将这种图像图案称为散斑 (speckle)。该散斑对准确地观测被检体组织的边界的位置和形状造成妨碍。

[0005] 并且，由于噪声的产生，也妨碍准确的观测。这种散斑或噪声不仅在空间方向产生，还在时间方向上产生。

[0006] 以往，提出了用于降低散斑和噪声的各种处理方法。

[0007] 例如，提出了使用时间方向的 IIR (Infinite Impulse Response : 无限冲激响应) 滤波器的技术。该技术为这样的技术：当设在时间  $t$  获得的图像为  $I(t)$ 、通过滤波器进行处理得到的图像为  $J_t$  时，使用满足  $J_t = (1-a)I_t + aJ_{t-1}$  (其中， $a \leq 1$ ) 的关系的滤波器。通过该技术，能够降低在时间上变动的散斑和噪声。

[0008] 但是，该技术通过在当前的数据  $I_t$  的  $(1-a)$  的比例加上过去的数据  $J_{t-1}$  的  $a$  的比例，从而降低噪声。因此，在以横隔膜和心脏等动作剧烈的组织为对象的情况下，在重叠的图像中，动作剧烈的组织各自的图像如残留图像那样而残留，存在产生模糊等问题。

[0009] 另外，在针对作成一张断层像所需的数据的集合的单位即每一帧生成图像的情况下，根据过去的帧中各图像（例如脏器的图像）检测图像的运动矢量。

[0010] 进而，提出有这样的技术：使用该运动矢量预测下一帧中的图像的位置，对该预测的位置实施滤波处理等。

[0011] 若使用该技术，则能够进行包括因时间经过而产生的图像的位置偏移的图像处理。

[0012] 但是，如上所述，除了噪声降低处理之外还需要进行检测运动矢量的处理，因此存在处理缓慢的问题。

[0013] 并且，以往，为了明确组织部分，使用散斑 / 噪声降低滤波器。

[0014] 作为所述的散斑 / 噪声降低滤波器，使用利用了二维或三维的空间中的方向性特征量的滤波器。所谓方向性特征量是指边缘的大小或边缘的朝向。在这里，边缘是指组织的外侧等那样的亮度大幅变化的部分且指噪声以外的部分。

[0015] 进而，作为上述利用了方向性特征量的滤波器，可以使用使图像在边缘的朝向方

向上模糊的滤波器、或在与边缘的朝向正交的方向上加强图像的对比度的滤波器等。作为使图像在边缘的朝向方向上模糊的滤波器，例如可以使用取并列的点来求出平均值的滤波器等。

[0016] 并且，作为在与边缘的朝向正交的方向上加强对比度的滤波器，例如可以使用根据阈值使边缘的外侧部分的亮度降低、使边缘的内侧部分的亮度提高的滤波器等。

[0017] 通过使用在边缘的朝向方向上使图像模糊的滤波器，从而能够得到在边缘的朝向方向上浓淡平滑的图像。

[0018] 并且，通过使用在与边缘的朝向正交的方向上加强图像的对比度的滤波器，从而得到边缘明确且强调组织部分的图像。

[0019] 进而，提出了使用多分辨率分解作为求出上述方向性特征量的方法的技术。

[0020] 所谓多分辨率分解是指，将任意的影像信号分解为具有不同频带（空间频带）的多个影像的方法。

[0021] 作为多分辨率分解可以使用 Wablet 变换。该 Wablet 变换分解为输入影像的  $2^{-1}$  大小的低频成分的影像和高频成分的影像。

[0022] 基于进行了该 Wablet 变换后的影像，使用扩散滤波器检测空间频率为低频带的图像的边缘，并针对每个像素求出边缘的朝向。

[0023] 进而，提出了如下技术：在边缘的切线方向使用使图像模糊的滤波器来进行像素的平滑化，并在边缘的法线方向使用加强对比度的滤波器来进行像素的尖锐化（例如参照日本特开 2006-116307 号公报）。

[0024] 由此，能够明确低频成分的影像的组织部分。

[0025] 但是，日本特开 2006-116307 号公报所记载的多分辨率分解和基于各滤波器的图像处理是关于空间方向进行噪声降低处理。

[0026] 但是，在日本特开 2006-116307 号公报所记载的技术中，对于包括时间方向的图像，不进行这种多分辨率分解和基于各滤波器的图像处理。

[0027] 因此，在这种仅关于空间方向进行噪声降低处理的方法中，在相对于时间方向的图像中会产生噪声和散斑。

[0028] 并且，当直接应用针对空间的滤波处理时，会产生时间相位延迟，存在无法显示刚刚生成的图像（实时图像）的问题。

## 发明内容

[0029] 本发明针对包括时间方向的坐标（时间+空间），使用在空间方向进行的利用了方向性特征量的噪声降低处理。

[0030] 特别地，本发明的目的在于提供一种这样的技术：通过使用不会产生时间相位延迟的处理，从而在有关动作剧烈的组织的超声波图像中，降低时间方向的噪声和散斑，强调组织部分。

[0031] 本发明的第一方式的超声波诊断装置的特征在于，该超声波诊断装置具备：图像生成部件，通过执行超声波收发，从而以按时间序列的方式生成多个帧的超声波图像数据；多分辨率分解部件，按层次对上述超声波图像数据进行多分辨率分解，得到第 1 次～第 n 次的低频带分解图像数据以及第 1 次～第 n 次的高频带分解图像数据，其中，n 为 2 以上的自

然数；特征量算出部件，根据得到的上述低频带分解图像数据算出特征量；滤波处理部件，对算出的上述特征量实施滤波运算；以及多分辨率合成部件，使用上述低频带分解图像数据和上述高频带分解图像数据来执行多分辨率合成，从而生成合成图像。

[0032] 本发明的第二方式的超声波诊断装置的特征在于，该超声波诊断装置具备：图像生成部件，通过执行超声波收发，从而以按时间序列的方式生成多个帧的超声波图像数据；多分辨率分解部件，按层次对上述超声波图像数据进行多分辨率分解，得到第1次～第n次的低频带分解图像数据以及第1次～第n次的高频带分解图像数据，其中，n为2以上的自然数；多分辨率合成部件，使用上述低频带分解图像数据和上述高频带分解图像数据执行多分辨率合成，并生成合成图像；特征量算出部件，根据得到的上述低频带分解图像数据算出特征量；滤波处理部件，对算出的上述特征量实施滤波运算；以及高频带等级控制部，将从上述多分辨率分解部件得到的上述第1次～第n次的高频带分解图像数据利用对应的各次的特征量进行加权。

## 附图说明

[0033] 图1是表示本发明的超声波诊断装置的构成的框图。

[0034] 图2是表示本发明的散斑/噪声降低处理部的详细构成的图。

[0035] 图3是基于包括时间轴的三维小波变换进行的多分辨率分解的概念图。

[0036] 图4是表示在包括时间轴的三维小波变换中的各坐标轴方向使用的滤波器的使用模式的图。

[0037] 图5A是用于说明针对空间方向的数值微分的图。

[0038] 图5B是用于说明针对时间方向的数值微分的图。

[0039] 图6是表示三次的层次中的非线性各向异性扩散滤波器的滤波处理的处理步骤的流程图。

[0040] 图7是第一实施方式的超声波诊断装置的整体动作的流程图。

[0041] 图8是用于说明第二实施方式中的B模式数据的蓄积以及使用该蓄积的B模式数据的散斑/噪声降低处理的图。

[0042] 图9是用于说明实施例1中的B模式数据的蓄积以及使用该蓄积的B模式数据的散斑/噪声降低处理的图。

## 具体实施方式

[0043] (第一实施方式)

[0044] 下面，对本发明的第一实施方式的超声波诊断装置进行说明。

[0045] 图1是表示本实施方式的超声波诊断装置的功能的框图。

[0046] 如图1所示，本实施方式的超声波诊断装置具有超声波探头001、收发部002、信号处理部003、图像生成部004、散斑/噪声降低处理部100、显示控制部005以及用户界面006。而且，用户界面006具有监视器等显示部007和键盘或鼠标等输入部008。

[0047] 超声波探头001具有多个压电振子。超声波探头001使用压电振子将脉冲信号变换为超声波，并将变换后的超声波发送给被检体。从后述的收发部002输入脉冲信号。

[0048] 另外，超声波探头001利用压电元件接收从被检体反射来的超声波(超声波回

波)。而且,超声波回波被变换为电信号(以下称为“回波信号”)后输出给收发部002。在这里,将通过从各振子朝向被检体的一次超声波的收发得到的超声波回波的集合称为一帧。即,通过一帧能够生成一张超声波图像。进而,将单位时间的帧扫描次数称为帧频。另外,在本实施方式中,超声波探头001在预定的帧频下反复进行被检体的同一区域(扫描位置)的扫描。

[0049] 为了将从超声波探头001接收的超声波集束成波束状,收发部002使脉冲信号到达超声波探头001的各压电振子的时间延迟。即,越是超声波探头001的中心的压电振子,脉冲信号的到达时间越延迟。通过使脉冲信号到达各压电振子的时间延迟,从而各压电振子的驱动定时延迟,产生的超声波集束成波束状。

[0050] 在超声波回波的接收中,也利用收发部002对作为模拟信号的各振子的回波信号进行放大,然后,通过接收延迟电路等(未图示)使其延迟期望的延迟时间。

[0051] 然后,收发部002对回波信号进行A/D转换,然后,基于转换后的信号进行加法处理。进而,收发部002将进行加法处理后的信号输出给信号处理部003。

[0052] 信号处理部003具有B模式处理单元和多普勒信号处理单元。信号处理部003接收来自收发部002的信号。

[0053] B模式处理单元接收来自收发部002的信号。进而,B模式处理单元对接收信号实施对数压缩和包络线检波处理等。另外,B模式处理单元生成通过信号的强度表现亮度的B模式数据。

[0054] 多普勒处理单元根据来自收发部002的信号对速度信息进行频率解析。然后,多普勒处理单元提取基于多普勒效应的血流和组织、造影剂回波成分,并生成平均速度、分散、能量等血流信息的多普勒数据。

[0055] 信号处理部003将由B模式处理单元生成的B模式数据和由多普勒处理单元生成的多普勒数据的数据(以下称为“原始数据”)输出给散斑/噪声降低处理部100。

[0056] 超声波探头001、收发部002以及信号处理部003相当于本发明中的“图像生成部件”。

[0057] 散斑/噪声降低处理部100从信号处理部003被输入原始数据。然后,散斑/噪声降低处理部100对所输入的原始数据执行散斑和噪声的降低处理。对于该散斑和噪声的降低处理,在后面详细说明。进而,散斑/噪声降低处理部100将实施了散斑和噪声的降低处理后的原始数据输出给图像生成部004。

[0058] 图像生成部004具有DSC(Digital Scan Convertor:数字扫描变换器)。图像生成部004被输入由散斑/噪声降低处理部100实施了散斑和噪声的降低处理后的原始数据。

[0059] DSC将所输入的原始数据从与超声波扫描的扫描线对应的坐标系变换为用于显示在监视器等上的坐标系,并生成图像数据。

[0060] 图像生成部004具有存储器等存储区域。在该图像生成部004的存储区域中依次存储着由DSC生成的图像数据。该存储的图像数据在诊断后由医师或医学技师等操作者(以下仅称为“操作者”)使用用户界面006调出。调出的图像数据显示在显示部007上。图像生成部004将生成的图像数据输出给显示控制部005。

[0061] 显示控制部005从图像生成部004接受图像数据的输入。然后,显示控制部005基于输入的图像数据在显示部007上显示所谓B模式图像和多普勒图像这样的超声波图像。

下面,在不区分 B 模式图像和多普勒图像时,仅称为“超声波图像”。

[0062] 在这里,具有上述功能的图像生成部 004 和显示控制部 005 相当于本发明中的“显示控制部件”。

[0063] 综合控制部 009 进行各功能部的动作的定时的控制和各功能部之间的数据交接的控制。图 1 中的点划线表示控制命令的流程。

[0064] (散斑 / 噪声降低处理)

[0065] 接着,对通过散斑 / 噪声降低处理部 100 执行的散斑和噪声的降低处理进行说明。散斑 / 噪声降低处理部 100 对 B 模式数据和多普勒数据都能够执行散斑和噪声的降低处理。因此,在以下的说明中,以对 B 模式数据进行的散斑和噪声的降低处理为例进行说明。

[0066] 并且,在以下的说明中,为了容易理解说明,基于二维的超声波图像的数据对散斑 / 噪声降低处理进行说明。

[0067] 另外,在三维的超声波图像的情况下也能够进行散斑 / 噪声的降低处理。对于三维的超声波图像,当加入时间因素时为四维的,但计算上,以下说明的矩阵的计算仅增加一行一列。

[0068] 并且,在以下的说明中,将构成一张 B 模式图像的数据称为一帧的 B 模式数据。

[0069] 另外,将与 B 模式图像的张数对应的 B 模式数据的数量称为帧数。一帧的 B 模式数据相当于本发明中的“一张超声波图像数据”。

[0070] 图 2 是表示散斑 / 噪声降低处理部 100 的详细构成的图。如图 2 所示,为了从多分辨率分解进行多分辨率合成,如点划线所示,散斑 / 噪声降低处理部 100 具有由多个层次(一次~三次)构成的多重构造。在这里,在本实施方式中,为了容易理解说明,从多分辨率分解到多分辨率合成的最高次数为三次。从多分辨率分解到多分辨率合成只要在一次~n 次(其中,n 为 2 以上的自然数)的范围进行即可。

[0071] 并且,在本实施方式中,作为多分辨率分解使用小波变换。该小波变换是多分辨率分解的一例,也可以使用拉普拉斯金字塔方法或 Gabor 变换等其它多分辨率分解方法。

[0072] 另外,本实施方式中的小波变换 / 逆变换是指所谓的离散小波变换 / 逆变换。在以下的说明中,在图 2 中是指次数越多(即,图 2 中越靠下的位置)就越是高的层次。

[0073] 如图 2 所示,散斑 / 噪声降低处理部 100 针对每个层次具备:多分辨率分解部 101(101a、101b、101c);特征量算出部 102(102a、102b、102c);滤波处理部 103(103a、103b、103c);多分辨率合成部 104(104a、104b、104c);以及高频带等级控制部 105(105a、105b、105c)。

[0074] 另外,散斑 / 噪声降低处理部 100 具备帧蓄积部 106。

[0075] 帧蓄积部 106 具有硬盘和存储器等存储介质。帧蓄积部 106 从信号处理部 003 接受 B 模式数据的输入。然后,帧蓄积部 106 存储从开始获得的帧到最新的帧的预定帧数(张数)的 B 模式数据。B 模式数据伴随时间经过而依次生成,因此,在帧蓄积部 106 中相继地蓄积 B 模式数据。该各 B 模式数据分别是扫描同一被检体的区域得到的超声波图像的数据。而且,各帧的 B 模式数据的扫描时间不同。在这里,帧蓄积部 106 当被输入新的帧的 B 模式数据时,删除最旧的帧的 B 模式数据。但是,帧蓄积部 106 中的存储方法只要是能够存储必要帧数的 B 模式数据的方法,则也可以是其它方法,例如可以是不删除旧的帧的 B 模式数据、存储所有帧的 B 模式数据的方法。该帧蓄积部 106 相当于本发明中的“处理前数据蓄

积部件”。

[0076] 如图 2 所示,帧蓄积部 106 将所存储的预定帧数的 B 模式数据输出给多分辨率分解部 101。在以下的说明中,将预定帧数的 B 模式数据的集合称为集合 B 模式数据。

[0077] 多分辨率分解部 101 从帧蓄积部 106 接受预定的帧数的 B 模式数据(集合 B 模式数据)的输入。本实施方式的多分辨率分解部 101 对于空间方向和时间方向实施多分辨率分解。在这里,空间方向是指扫描被检体的区域中的方向。例如,若是二维断层像,则是指 X 和 Y 的二维方向。若是三维断层像,则是指 X、Y 和 Z 的三维方向。在本实施方式中,由于超声波图像为二维断层像,所以多分辨率分解部 101 对包括时间轴的三维坐标系(时空)进行多分辨率分解。多分辨率分解部 101 对输入的集合 B 模式数据进行三维的小波变换。将集合 B 模式数据分解为一种低频带分解图像数据和七种高频带分解图像数据。该多分辨率分解部 101 相当于本发明中的“多分辨率分解部件”。

[0078] 图 3 是通过包括时间轴的三维小波变换进行的多分辨率分解的概念图。

[0079] 图 4 是表示在包括时间轴的三维小波变换中的各坐标轴方向使用的滤波器的使用模式的图。如图 3 和图 4 所示,多分辨率分解部 101 对多分辨率分解前的具有空间(x、y) 和时间(t) 的集合 B 模式数据 300 针对每个 x、y、t 直角坐标轴的各坐标轴方向(各维) 分别使用一维的低频带(L) 滤波器和高频带(H) 滤波器,来对集合 B 模式数据 300 进行小波变换。通过该小波变换,集合 B 模式数据 300 分解为一种低频带分解图像数据 301 和七种高频带分解图像数据 302 ~ 308。低频带分解图像数据 301 包括多分辨率分解前的集合 B 模式数据 300 所具有的频率成分中的低频成分。

[0080] 并且,各高频带分解图像数据 302 ~ 308 包括多分辨率分解前的集合 B 模式数据 300 所具有的频率成分中的与至少一个坐标轴方向相关的高频成分。图 4 关于多分辨率分解后的低频带分解图像数据 301 和高频带分解图像数据 302 ~ 308 针对每个坐标轴示出低频带滤波器或高频带滤波器的使用状况。多分辨率分解后的低频带分解图像数据 301 和高频带分解图像数据 302 ~ 308 各自在各坐标轴的样本数缩小为多分辨率分解前的集合 B 模式数据 300 在各坐标轴的样本数的一半。

[0081] 多分辨率分解部 101 使多分辨率分解一次或多次反复直到到达最高层次。由此,如图 2 所示,被划分为层次(在本实施方式中为 3 个层次)。各层次以次数表示。在多次反复进行多分辨率分解的情况下,下一层级(在图 2 中表示于上一位置的层次)的低频带分解图像数据为相对于下一多分辨率分解的输入图像数据。具体而言,在多分辨率分解部 101 不属于最高层次(在本实施方式中,为三次的层次)的情况下,多分辨率分解部 101a 将生成的低频带分解图像数据供给到多分辨率分解部 101b。多分辨率分解部 101b 将生成的低频带分解图像数据供给到多分辨率分解部 101c。

[0082] 并且,属于最高层次(三次的层次)的多分辨率分解部 101c 将生成的低频带分解图像数据供给到同一层次(三次的层次)的特征量算出部 102c。

[0083] 并且,各层次的多分辨率分解部 101 将生成的高频带分解图像数据供给到属于同一层次的高频带等级控制部 105。

[0084] 特征量算出部 102 算出供给的低频带分解图像数据所包含的方向性特征量即边缘信息。在本实施方式中,算出边缘的大小的信息。具体而言,使用边缘的切线方向算出。特征量算出部 102 将算出的边缘的大小的信息供给到同一层次的高频带等级控制部 105 和

滤波处理部 103。

[0085] 另外,特征量算出部 102 将低频带分解图像数据输出给滤波处理部 103。该特征量算出部 102 相当于本发明中的“特征量算出部件”。

[0086] 滤波处理部 103 从特征量算出部 102 接受低频带分解图像数据和边缘的大小的信息的输入。滤波处理部 103 对供给的低频带分解图像数据使用三维的非线性各向异性扩散滤波器。所谓非线性各向异性扩散滤波器是指强调以非线性的方式进行各向异性扩散的成分的滤波器。低频带分解图像数据中的边缘成分以非线性的方式进行各向异性扩散。因此,对低频带分解图像数据使用非线性各向异性扩散滤波器时,边缘成分的亮度增大,非边缘成分降低。因此,通过使用非线性各向异性扩散滤波器,滤波处理部 103 强调低频带分解图像数据所包含的边缘成分,生成使非边缘成分变平滑的低频带分解图像数据。该滤波处理部 103 相当于本发明中的“滤波处理部件”。

[0087] 在这里,具体地说明特征量算出部 102 对方向性特征量即边缘信息(在本实施方式中为边缘的大小)的检测、以及滤波处理部 103 使用非线性各向异性扩散滤波器进行的滤波处理。在本实施方式中,方向性特征量的检测以及使用非线性各向异性扩散滤波器的滤波处理通过求出低频带分解图像数据的结构张量(structure tensor) 的固有值和固有矢量而达成。该结构张量的固有值和固有矢量分别表示低频带分解图像数据的边缘的朝向即大小。特别地,第一固有值和与其分别对应的固有矢量表示在空间·时间上具有平面的集合的低频带分解图像数据的特征。以下,假设对低频带分解图像数据 I 进行处理,在以下的说明中,将低频带分解图像数据 I 仅称为“图像 I”。

[0088] 图像 I 中的也包括像素的时间方向的结构张量如下进行定义。

[0089] (算式 1)

$$[0090] \quad S = J_\rho(\nabla I) = G_\rho * \begin{pmatrix} I_x^2 & I_x I_y & I_x I_t \\ I_x I_y & I_y^2 & I_y I_t \\ I_x I_t & I_y I_t & I_t^2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} s_{11} & s_{12} & s_{13} \\ s_{12} & s_{22} & s_{23} \\ s_{13} & s_{23} & s_{33} \end{pmatrix} = R \begin{pmatrix} \lambda_{s1} & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_{s2} & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_{s3} \end{pmatrix} R^T$$

[0091] 在此,  $I_x$  表示图像 I 的 x 方向的空间微分,  $I_y$  表示图像 I 的 y 方向的空间微分,  $I_t$  表示图像 I 的 t 方向(时间方向)的时间导数,  $G_\rho$  表示高斯函数, 操作符“\*”表示卷积。 $\lambda_{s1}$ 、 $\lambda_{s2}$ 、 $\lambda_{s3}$  是结构张量 S 的固有值, 其绝对值的大小关系为  $\lambda_{s1} \geq \lambda_{s2} \geq \lambda_{s3}$ 。该情况下,  $\lambda_{s1}$  为第一固有值。空间微分  $I_x$ 、 $I_y$  以及  $I_t$  的算出方法不限于上述算出方法。例如, 代替计算  $I_x$ 、 $I_y$  以及  $I_t$ , 也可以使用索贝尔滤波器(Sobel filter) 或多分辨率分解的高频带分解图像数据。

[0092] 求结构张量 S 的各要素 s 的情况下的固有值  $\lambda_{s1}$ 、 $\lambda_{s2}$ 、 $\lambda_{s3}$  和固有矢量 R、R<sup>T</sup> 能够通过线性代数中公知的方法算出。即,(算式 1) 中的  $3 \times 3$  矩阵的固有值  $\lambda_{s1}$ 、 $\lambda_{s2}$ 、 $\lambda_{s3}$  例如能够通过 cardano 的方法等实质上求解三次方程式而算出。并且,结构张量 S 是实对称矩阵,因此,固有值  $\lambda_{s1}$ 、 $\lambda_{s2}$ 、 $\lambda_{s3}$  为实数,固有矢量 R、R<sup>T</sup> 为实矢量。固有矢量 R 和 R<sup>T</sup> 相互正交。该结构张量 S 的固有值  $\lambda_{s1}$ 、 $\lambda_{s2}$ 、 $\lambda_{s3}$  表示边缘的的大小,固有矢量 R、R<sup>T</sup> 表示边缘的方向(边缘的切线方向)。

[0093] 在本实施方式中,基于方向性特征的滤波以下式所示的非线性扩散方程式(偏微分方程式)表示。

[0094] (算式 2)

[0095]  $\frac{\partial I}{\partial w} = \operatorname{div}[D\nabla I]$

[0096] 在这里, I 表示图像 I 的像素等级 (亮度值),  $\nabla I$  表示其梯度矢量 (gradient vector), w 表示物理上的扩散方程式中的时间因素。换言之, w 是与处理相关的时刻, 在实际的处理中表示该扩散方程式的处理次数。D 是扩散张量 (Diffusion Tensor), 如下表示。

[0097] (算式 3)

[0098]  $D = \begin{pmatrix} d_{11} & d_{12} & d_{13} \\ d_{12} & d_{22} & d_{23} \\ d_{13} & d_{23} & d_{33} \end{pmatrix} = R \begin{pmatrix} \lambda_{D1} & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_{D2} & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_{D3} \end{pmatrix} R^T$

[0099] 在这里, R 如下面的 (算式 4) 那样表示。

[0100] (算式 4)

[0101]  $R = (\omega_1 \omega_2 \omega_3)$

[0102] 在这里,  $\omega_1$ 、 $\omega_2$  和  $\omega_3$  是扩散张量 D 的固有矢量,  $\lambda_{D1}$ 、 $\lambda_{D2}$ 、 $\lambda_{D3}$  是扩散张量 D 的固有值。进而,  $R = (\omega_1, \omega_2, \omega_3)$  的  $\omega_1$  表示边缘的法线方向。

[0103] 扩散张量 D 的固有值  $\lambda_{D1}$  表示固有矢量  $\omega_1$  所示的方向的扩散强度。同样, 固有值  $\lambda_{D2}$  表示固有矢量  $\omega_2$  所示的方向的扩散强度, 固有值  $\lambda_{D3}$  表示固有矢量  $\omega_3$  所示的方向的扩散强度。进而, 通过针对每个像素控制固有值  $\lambda_{D1}$ 、 $\lambda_{D2}$ 、 $\lambda_{D3}$  的值, 从而控制非线性各向异性扩散滤波器的扩散的强度。另外, 固有矢量 R 与非线性各向异性扩散滤波器的滤波器方向意义相同。即, 通过适当设定固有矢量 R, 从而设定期望的非线性各向异性扩散滤波器的滤波方向。

[0104] 在这里, 扩散张量 D 的固有矢量  $\omega_1$ 、 $\omega_2$  和  $\omega_3$  与上述的图像 I 中的像素的结构张量 S 的未改变的固有矢量或调换了固有矢量的顺序得到的矢量相等。并且, 扩散张量 D 的固有值  $\lambda_{D1}$ 、 $\lambda_{D2}$ 、 $\lambda_{D3}$  取决于根据上述结构张量 S 的固有值  $\lambda_{S1}$ 、 $\lambda_{S2}$ 、 $\lambda_{S3}$  计算的边缘的大小。

[0105] 边缘信息 (edge) 使用作为第一固有值的固有值  $\lambda_{S1}$  和作为第三固有值的固有值  $\lambda_{S3}$  如下面 (算式 5) 那样表示。即, 边缘信息 (edge) 是使用特征量中的边缘的大小表示的值。

[0106] (算式 5)

[0107]  $edge = 1 - \exp\left(-\frac{(\lambda_{S1} - \lambda_{S3})^2}{k^2}\right)$

[0108] 在这里, 边缘具有“大小”和“朝向”。进而, 所谓“大小”是在图像的强度变化平稳时为“小的”边缘、在图像的强度的变化急剧时为“大的”边缘的参数。

[0109] 边缘信息是通过将边缘的大小标准化为从 0 到 1 的范围而算出的参数。边缘信息的值越接近 1 就越接近边缘成分、越接近 0 就越接近非边缘成分。参数 k 是表示边缘成分的提取程度的参数。即, 若减小参数 k, 则容易提取边缘成分。

[0110] 另外, 使用该边缘信息算出扩散张量 D 的固有值  $\lambda_{D1}$ 、 $\lambda_{D2}$ 、 $\lambda_{D3}$ 。固有值  $\lambda_{D1}$ 、 $\lambda_{D2}$ 、 $\lambda_{D3}$  分别用以下的 (算式 6)、(算式 7)、(算式 8) 表示。

[0111] (算式 6)

[0112]  $\lambda_{D1} = \beta_1 (1 - edge) + \beta_2 \cdot edge$

[0113] (算式 7)

$$[0114] \lambda_{D2} = \beta_3(1-\text{edge}) + \beta_4 \cdot \text{edge}$$

[0115] (算式 8)

$$[0116] \lambda_{D3} = \beta_5(1-\text{edge}) + \beta_6 \cdot \text{edge}$$

[0117] (算式 6)、(算式 7) 和 (算式 8) 中的  $\beta$  (1-edge) 的部分表示非边缘部分,  $\beta \cdot \text{edge}$  的部分表示边缘部分。该固有值  $\lambda_{D1}$ 、 $\lambda_{D2}$ 、 $\lambda_{D3}$  如上所述表示扩散的强度。进而, 需要使作为降低对象的散斑和噪声所属的非边缘成分不具有方向性。即, 必须使该非边缘成分与方向无关地扩散。因此, 设定为  $\beta_1 = \beta_3 = \beta_5 > 0$ 。

[0118] 另一方面, 对于作为强调对象的边缘成分, 必须更加强调其方向性。即, 需要使该边缘成分的垂直方向 (固有值  $\lambda_{D1}$  的固有矢量  $\omega_1$  所指的方向) 尖锐化, 并使除此之外的方向 (固有值  $\lambda_{D2}$  的固有矢量  $\omega_2$  所指的方向以及固有值  $\lambda_{D3}$  的固有矢量  $\omega_3$  所指的方向) 扩散。因此,  $\beta_2$  设定为近似 0 的值,  $\beta_4$  和  $\beta_6$  设定为比  $\beta_2$  大的预定值。

[0119] 如上所述, 能够算出扩散张量 D 的固有值  $\lambda_{D1}$ 、 $\lambda_{D2}$ 、 $\lambda_{D3}$  以及固有矢量  $\omega_1$ 、 $\omega_2$ 、 $\omega_3$ 。因此, 能够算出 (算式 3) 中的扩散张量 D 的各要素 d, 能够得到表示非线性各向异性扩散滤波器 (扩散方程式) 的 (算式 2)。

[0120] 另外, 该求得的非线性各向异性扩散滤波器 (算式 2) 自身的计算通过偏微分方程式的数值解析方法进行。即, 根据时刻 w 的某点处的像素和其周围的各点处的各像素等级 (像素的亮度值) 以及扩散张量 D 的各要素值, 求出时刻  $w + \Delta w$  处的该点的新的像素等级, 接着, 将  $w + \Delta w$  作为新的 w, 反复进行预定次数的同样的计算。

[0121] 在这里, 说明算式 2 的数值计算方法。首先说明对时间方向的数值微分的方法。图 5A 是用于说明针对空间方向的数值微分的图。图 5B 是用于说明针对时间方向的数值微分的图。

[0122] 图 5A、图 5B 的数据 501 具有一维的空间坐标和时间方向坐标这两个坐标。在图 5A 中, 空间方向的数值微分和滤波以当前的位置的数据 502 为处理中心, 使用附近的正负两侧的预定数量的像素的数据 503 来计算。以一次的数值微分为例, 当使用正负两侧的各附近的一个像素, 则一阶的数值微分的近似用下面的 (算式 9) 表示。这称为数值微分的三点公式。

[0123] (算式 9)

$$[0124] \frac{\partial I_i}{\partial x} \approx \frac{I_{i+1} - I_{i-1}}{2}$$

[0125] 对此, 在图 5B 中, 时间方向的数值微分和滤波以当前的数据 504 为处理中心。在图 5B 中, 无法将未来的时间用于处理。例如, 在将处理中心设定在过去、在计算式中使用与空间方向相同的系数的情况下, 处理结果在时间上比当前的帧延迟, 无法消除时间相位延迟。因此, 时间方向的数值微分和滤波必须以当前的数据 504 为处理中心、使用当前的数据 504 和过去的预定数量的像素的数据 505 进行计算。

[0126] 在这里, 当函数  $f(x)$  在区间  $[x_i, x_i+h]$  连续时, 表示为

[0127] (算式 10)

$$[0128] f'(x_i) = \frac{f(x_{i+1}) - f(x_i)}{h} - \frac{1}{h} \left\{ \frac{h^2}{2!} f''(x_i) + \frac{h^3}{3!} f'''(x_i) + \dots \right\}$$

[0129] 而且,  $R_{n+1}$  是在数值计算中成为截断误差的项, 若  $|h|$  充分小, 则  $R_{n+1} = 0$ 。

[0130] 进而, 通过(算式 10)求出以下的算式。

[0131] (算式 11)

$$[0132] f(x_{i-1}) = f(x_i) - hf'(x_i) + \frac{h^2}{2!} f''(x_i) - \frac{h^3}{3!} f'''(x_i) + \dots$$

[0133] (算式 12)

$$[0134] f(x_{i-2}) = f(x_i) - 2hf'(x_i) + \frac{4h^2}{2!} f''(x_i) - \frac{8h^3}{3!} f'''(x_i) + \dots$$

[0135] 进而, 通过(算式 11)和(算式 12)求出以下的算式。

[0136] (算式 13)

$$[0137] f'(x_i) = \frac{3f(x_i) - 4f(x_{i-1}) + f(x_{i-2})}{2h} - \left\{ \frac{4h^3}{3!} f'''(x_i) + \dots \right\}$$

[0138] 当将该(算式 13)的{}内视为误差省略时, 表示为

[0139] (算式 14)

$$[0140] f'(x_i) \approx \frac{3f(x_i) - 4f(x_{i-1}) + f(x_{i-2})}{2h}.$$

[0141] 如(算式 14)所示, 时间方向的一阶的数值微分的近似可以使用当前的数据和过去两帧的像素的数据来求出。通过使用该(算式 14), 能够利用(算式 2)的数值计算方法进行计算。

[0142] 具体而言, (算式 2)可以表示为以下的(算式 15)。

[0143] (算式 15)

$$[0144] \frac{\partial I}{\partial w} = \text{div}[D\nabla I] = \text{div} \left[ \begin{pmatrix} d_{11} & d_{12} & d_{13} \\ d_{12} & d_{22} & d_{23} \\ d_{13} & d_{23} & d_{33} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \frac{\partial I}{\partial x} & \frac{\partial I}{\partial y} & \frac{\partial I}{\partial t} \end{pmatrix}^T \right]$$

$$[0145] = \frac{\partial}{\partial x} \left( d_{11} \frac{\partial I}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial x} \left( d_{12} \frac{\partial I}{\partial y} \right) + \frac{\partial}{\partial x} \left( d_{13} \frac{\partial I}{\partial t} \right)$$

$$[0146] + \frac{\partial}{\partial y} \left( d_{12} \frac{\partial I}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left( d_{22} \frac{\partial I}{\partial y} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left( d_{23} \frac{\partial I}{\partial t} \right)$$

$$[0147] + \frac{\partial}{\partial t} \left( d_{13} \frac{\partial I}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial t} \left( d_{23} \frac{\partial I}{\partial y} \right) + \frac{\partial}{\partial z} \left( d_{33} \frac{\partial I}{\partial t} \right)$$

[0148] 为了计算该(算式 15)的各项的偏微分, 使用上述的(算式 9)和(算式 14)的近似值。

[0149] 在这里, 参照图 6 说明以上的非线性各向异性扩散滤波器的处理步骤。图 6 是表示三次的层次中的非线性各向异性扩散滤波器的滤波处理的处理步骤的流程图。在这里, 以三次的层次的滤波处理的处理步骤为例进行说明, 但在一次或二次的滤波处理中也进行同样的处理。

[0150] 步骤 S001 :多分辨率分解部 101c 从多分辨率分解部 101b 接受进行滤波处理的数据的输入。

[0151] 步骤 S002 :多分辨率分解部 101c 对输入的数据在各坐标轴方向 ( $I_x, I_y, I_t$ ) 微分

并生成低频带分解图像数据和高频带分解图像数据。

[0152] 步骤 S003 :特征量算出部 102c 对从多分辨率分解部 101c 输入的低频带分解图像数据的结构张量 S 的各要素进行计算。在该计算中,也包括计算结构张量 S 前的高斯函数  $G \rho$  的计算。

[0153] 步骤 S004 :特征量算出部 101c 根据结构张量 S 算出其固有值  $\lambda_{s1}$ 、 $\lambda_{s2}$ 、 $\lambda_{s3}$  以及固有矢量  $\omega_1$ 、 $\omega_2$ 、 $\omega_3$ 。

[0154] 步骤 S005 :特征量算出部 102c 根据结构张量 S 的固有值  $\lambda_{s1}$ 、 $\lambda_{s2}$ 、 $\lambda_{s3}$  求出边缘的大小,根据固有矢量  $\omega_1$ 、 $\omega_2$ 、 $\omega_3$  求出边缘的朝向。

[0155] 步骤 S006 :特征量算出部 102c 将求出的边缘的大小输出给同一层次的高频带等级控制部 105c。

[0156] 步骤 S007 :滤波处理部 103c 根据由特征量算出部 102c 求出的边缘的大小计算扩散的强度,另外,根据求出的扩散的强度和结构张量 S 的固有矢量  $\omega_1$ 、 $\omega_2$ 、 $\omega_3$  算出在非线性各向异性扩散滤波器的扩散方程式(算式 2)的数值解析中使用的各系数。

[0157] 步骤 S008 :滤波处理部 103c 进行扩散方程式的数值解析计算。

[0158] 步骤 S009 :滤波处理部 103c 判断是否进行了预定次数的扩散方程式的数值解析计算。在没有进行预定次数的情况下,返回到步骤 S008。在进行了预定次数的情况下,进入步骤 S010。

[0159] 步骤 S010 :滤波处理部 103c 将通过非线性各向异性扩散滤波器进行了滤波处理后的低频带分解图像数据输出给同一层次的多分辨率合成部 104c。

[0160] 高频带等级控制部 105 从同一层次的多分辨率分解部 101 接受八个高频带分解图像数据的输入。另外,高频带等级控制部 105 从特征量算出部 102 接受边缘的大小的输入。高频带等级控制部 105 使用边缘的信息(边缘的大小)对高频带分解图像数据进行强调边缘部分的处理。在本实施方式中,高频带等级控制部 105 取由扩散张量 D 的固有值计算出的边缘的大小和各高频带分解图像数据的每个像素的积。另外,该积的结果乘以各高频带分解图像数据的控制系数。通过这样取与边缘的大小的积,能够强调高频带分解图像数据中的边缘部分,能够抑制边缘以外的部分。

[0161] 作为使用其它的边缘的大小(边缘信息)的高频带分解图像数据的处理方法,具有边缘以外的区域乘以各高频图像的控制系数的方法。通过进行这种处理,在高频带分解图像数据中也能够强调边缘部分。高频带等级控制部 105 将实施了强调上述边缘部分的处理的高频带分解图像数据输出给同一层次的多分辨率合成部 104。该高频带等级控制部 105 相当于本发明中的“高频带等级控制部件”。

[0162] 多分辨率合成部 104 从滤波处理部 103 接受一个低频带分解图像数据的输入。

[0163] 并且,多分辨率合成部 104 从高频带等级控制部 105 接受七个高频带分解图像数据的输入。多分辨率合成部 104 对输入的一个低频带分解图像数据以及七个高频带分解图像数据进行合成并生成一个合成图像。生成合成图像时,多分辨率合成部 104 根据一个低频带分解图像数据和七个高频带分解图像数据进行小波逆变换。该生成的合成图像在各坐标轴的样本数为从滤波处理部 103 输入的图像的二倍。二次以上的层次中的多分辨率合成部 104(在本实施方式中,为多分辨率合成部 104b 或 104c。)将所形成的图像输出给下一层的特征量算出部 102。

[0164] 并且,一次的层次中的多分辨率合成部 104(在本实施方式中,为多分辨率合成部 104a。)将所形成的图像输出给图像生成部 004。该多分辨率合成部 104 相当于本发明中的“多分辨率合成部件”。

[0165] 在这里,参照图 7,对本实施方式的超声波诊断装置的整体动作的流程进行说明。图 7 是本实施方式的超声波诊断装置的整体动作的流程图。在这里,也以 B 模式图像为例进行说明。

[0166] 步骤 S101 :收发部 002 经由超声波探头 001 对被检体发送超声波,并接收基于该被检体反射来的超声波回波的回波信号。

[0167] 步骤 S102 :信号处理部 003 对从收发部 002 输入的回波信号进行对数压缩和包络线检波等信号处理。

[0168] 步骤 S103 :散斑 / 噪声降低处理部 100 将从信号处理部 003 输入的 B 模式数据针对每个帧存储于帧蓄积部 106。

[0169] 步骤 S104 :散斑 / 噪声降低处理部 100 根据存储在帧蓄积部 106 中的最新的 B 模式数据到预定帧数前的 B 模式数据,进行多分辨率分解、特征量算出、滤波处理、高频带等级控制以及多分辨率合成,并对最新的 B 模式数据进行散斑 / 噪声降低处理。

[0170] 步骤 S105 :图像生成部 004 对从散斑 / 噪声降低处理部 100 输入的进行了散斑 / 噪声降低处理的 B 模式数据进行坐标轴变换等,并生成 B 模式数据的超声波图像。

[0171] 步骤 S106 :显示控制部 005 将从图像生成部 004 输入的超声波图像显示于显示部 007。

[0172] 步骤 S107 :综合控制部 009 判断检查是否结束。在检查未结束的情况下,返回到步骤 S101。在检查结束了的情况下,停止超声波诊断装置的动作。

[0173] 以上,作为散斑 / 噪声降低处理的对象使用二维断层像进行了说明。作为散斑 / 噪声降低处理的对象也可以使用三维容积数据等三维断层像。为了对三维断层像进行散斑 / 噪声降低处理,只要使上述处理增加一维即可。具体而言,只要在边缘的大小的算出和滤波处理的计算中使矩阵增加一行一列进行计算即可。

[0174] 以上,散斑 / 噪声降低处理部 100 配置于信号处理部 003 之后。散斑 / 噪声降低处理部 100 也可以配置在图像生成部 004 之后。在散斑 / 噪声降低处理部 100 配置在图像生成部 004 之后的情况下,对进行了坐标轴变换的超声波图像进行散斑 / 噪声降低处理。在该情况下,超声波探头 001、收发部 002、信号处理部 003 以及图像生成部 004 相当于本发明中的“图像生成部件”,显示控制部 005 相当于本发明中的“显示控制部件”。

[0175] 如以上说明的那样,本实施方式的超声波诊断装置在 B 模式或多普勒模式的各模式中的原始数据的空间方向和时间方向进行多分辨率分解,算出方向性特征量。通过使用利用了该方向性特征量的滤波器,从而降低空间方向和时间方向的噪声和散斑的变化。由此,不仅在空间方向,在时间方向上也能够生成平滑且强调组织成分的图像。

[0176] 并且,本实施方式的超声波诊断装置是这样的构成:关于对时间方向的数值微分,使用当前和过去的多个帧的数据,通过与空间方向不同的算式和系数来进行计算。由此,能够进行没有时间相位延迟的滤波处理。

[0177] 并且,在本实施方式中,使用高频带等级控制部 105 对高频分解图像数据进行处理,强调高频带分解图像数据的边缘部分,由此,生成进一步强调边缘的图像。

[0178] 但是,也可以不使用高频带等级控制部 105,对高频带分解图像数据不进行处理,就那样直接使用高频带分解图像数据,在多分辨率合成部 104 中生成合成图像。在该情况下,与使用高频带等级控制部 105 的情况相比,组织成分的强调程度减弱,但能够针对时间方向生成平滑的图像。

[0179] 另外,多分辨率分解部 101、特征量算出部 102、滤波处理部 103、多分辨率合成部 104 以及高频带等级控制部 105 也可以针对各层次(图 2 中的一次~n 次的每次)进行配置。也可以通过一组的多分辨率分解部 101、特征量算出部 102、滤波处理部 103、多分辨率合成部 104 以及高频带等级控制部 105 依次进行各层次(各次)的处理。

[0180] [第二实施方式]

[0181] 下面,对本发明的第二实施方式的超声波诊断装置进行说明。本实施方式的超声波诊断装置与第一实施方式不同之处在于,是利用进行了散斑 / 噪声降低处理的 B 模式数据对下一帧进行散斑 / 噪声降低处理的构成。利用图 1 的框图示出本实施方式的超声波诊断装置的构成。在以下的说明中,附加了与第一实施方式相同的标号的功能部只要没有特别说明,则具有相同的功能。

[0182] 图 8 是用于说明本实施方式中的 B 模式数据的蓄积以及使用该蓄积的 B 模式数据的处理的图。为了容易理解说明,图 8 说明了空间轴和时间轴这二维。

[0183] 帧蓄积部 106 针对每个时间的经过依次存储从信号处理部 003 输入的 B 模式数据。在这里,将最新的 B 模式数据作为 B 模式数据 801。进而,散斑 / 噪声降低处理部 100 使用集合 B 模式数据 300 对 B 模式数据 801 进行散斑 / 噪声降低处理。集合 B 模式数据 300 是包括存储在帧蓄积部 106 中的 B 模式数据 801 在内的预定帧数的 B 模式数据的集合。

[0184] 而且,帧蓄积部 106 删除处理前的 B 模式数据 801,并将进行了处理的 B 模式数据 801(以下,称为处理后 B 模式数据 801)存储为最新的帧的 B 模式数据。然后,当从信号处理部 003 输入下一帧的 B 模式数据(将其称为 B 模式数据 802)时,将 B 模式数据 802 作为最新的帧存储在帧蓄积部 106 中。然后,散斑 / 噪声降低处理部 100 对 B 模式数据 802 进行散斑 / 噪声降低处理,帧蓄积部 106 存储处理后 B 模式数据 802。通过反复进行以上那样的处理,从而帧蓄积部 106 能够在时间方向蓄积过去的 B 模式数据的处理结果,并使用该蓄积的处理后的 B 模式数据进行最新的 B 模式数据的散斑 / 噪声降低处理。在这里,帧蓄积部 106 相当于本发明中的“处理后帧蓄积部件”。

[0185] 这样,本实施方式的超声波诊断装置为这样的构成:使用实施了散斑 / 噪声降低处理的过去的 B 模式数据进行最新的 B 模式数据的散斑 / 噪声降低处理。

[0186] 由此,能够使用在时间方向的散斑 / 噪声降低处理中已经实施了处理的平滑的 B 模式数据,因此,能够进一步有效地降低时间方向的散斑 / 噪声的变化,进行没有时间相位延迟的处理。

[0187] (变形例 1)

[0188] 接着,对本发明的超声波诊断装置的其它例进行说明。在本变形例中,蓄积处理前的 B 模式数据。在进行散斑 / 噪声降低处理时,将最新的处理前的帧输出给帧蓄积部 106。

[0189] 图 9 是用于说明本实施例中的 B 模式数据的蓄积以及使用该蓄积的 B 模式数据的处理的图。图 9 用空间轴和时间轴这二维进行表示。

[0190] 本发明的超声波诊断装置是如下的构成:在第二实施方式的超声波诊断装置中进

一步追加了用虚线表示的处理前帧蓄积部 107。

[0191] 处理前帧蓄积部 107 具有存储器和硬盘等存储介质。

[0192] 而且, 处理前帧蓄积部 107 与时间的经过对应地依次存储从信号处理部 003 输入的 B 模式数据。处理前帧蓄积部 107 可以存储所有帧的 B 模式数据, 也可以存储预先确定的帧数的 B 模式数据。

[0193] 在存储预先确定的帧数的 B 模式数据的构成中, 当输入新的处理前的 B 模式数据 901 时, 删 除 最 旧 的 处 理 前 的 B 模 式 数据。

[0194] 帧蓄积部 106 对处理前帧蓄积部 107 要求散斑 / 噪声降低处理前的 B 模式数据 901 的输入。处理前帧蓄积部 107 与该输入要求对应地向帧蓄积部 106 输入最新的处理前的 B 模式数据 901。

[0195] 帧蓄积部 106 存储预定数 -1 帧之前的进行了散斑 / 噪声降低处理的 B 模式数据 902。帧蓄积部 106 将从处理前帧蓄积部 107 复制的处理前的 B 模式数据 901 和存储的处理后的 B 模式数据 902 输出给多分辨率分解部 101。然后, 帧蓄积部 106 存储通过散斑 / 噪声降低处理部 100 进行了散斑 / 噪声降低处理的处理后的 B 模式数据。此时, 帧蓄积部 106 删 除 最 旧 的 处 理 后 B 模 式 数据。

[0196] 通过这样的构成, 还可以进一步有效地降低时间方向的散斑 / 噪声的变化, 进行没有时间相位延迟的处理。

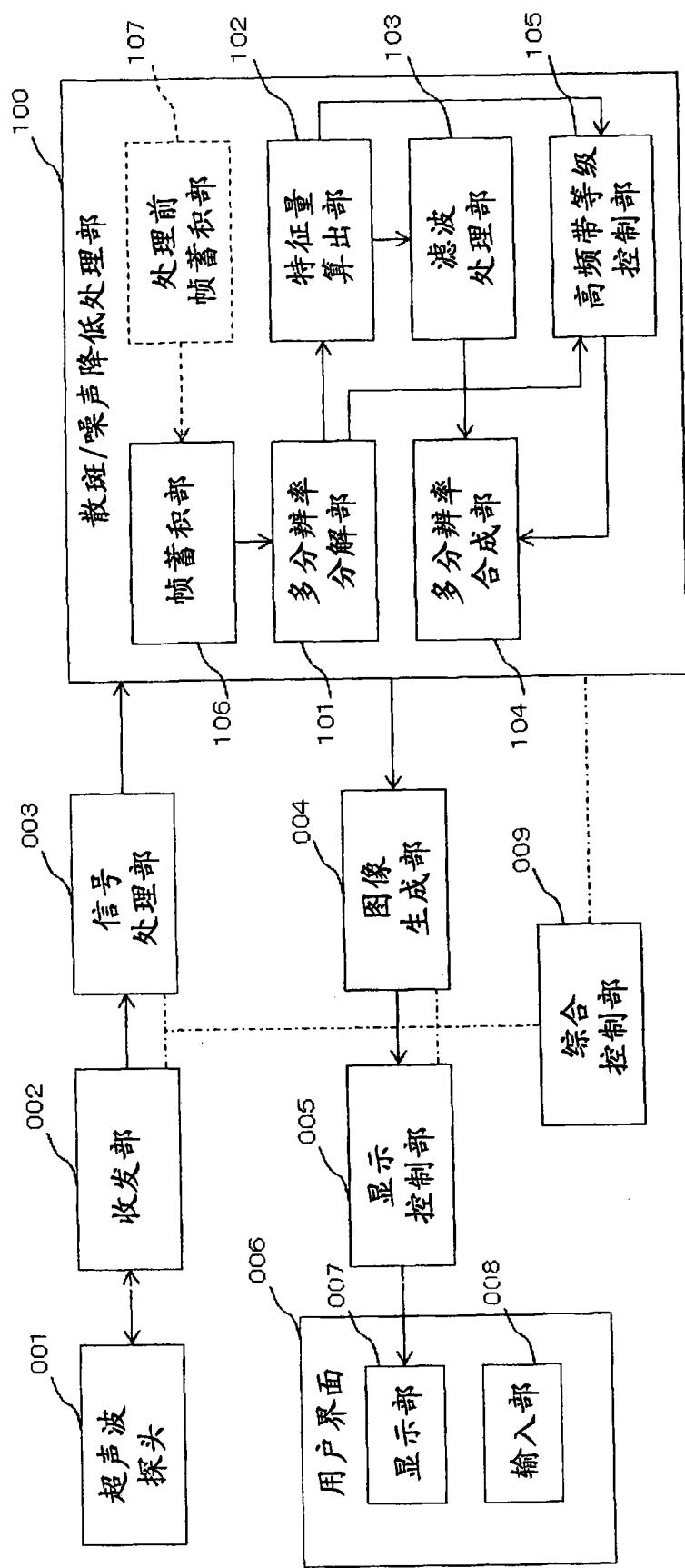


图 1

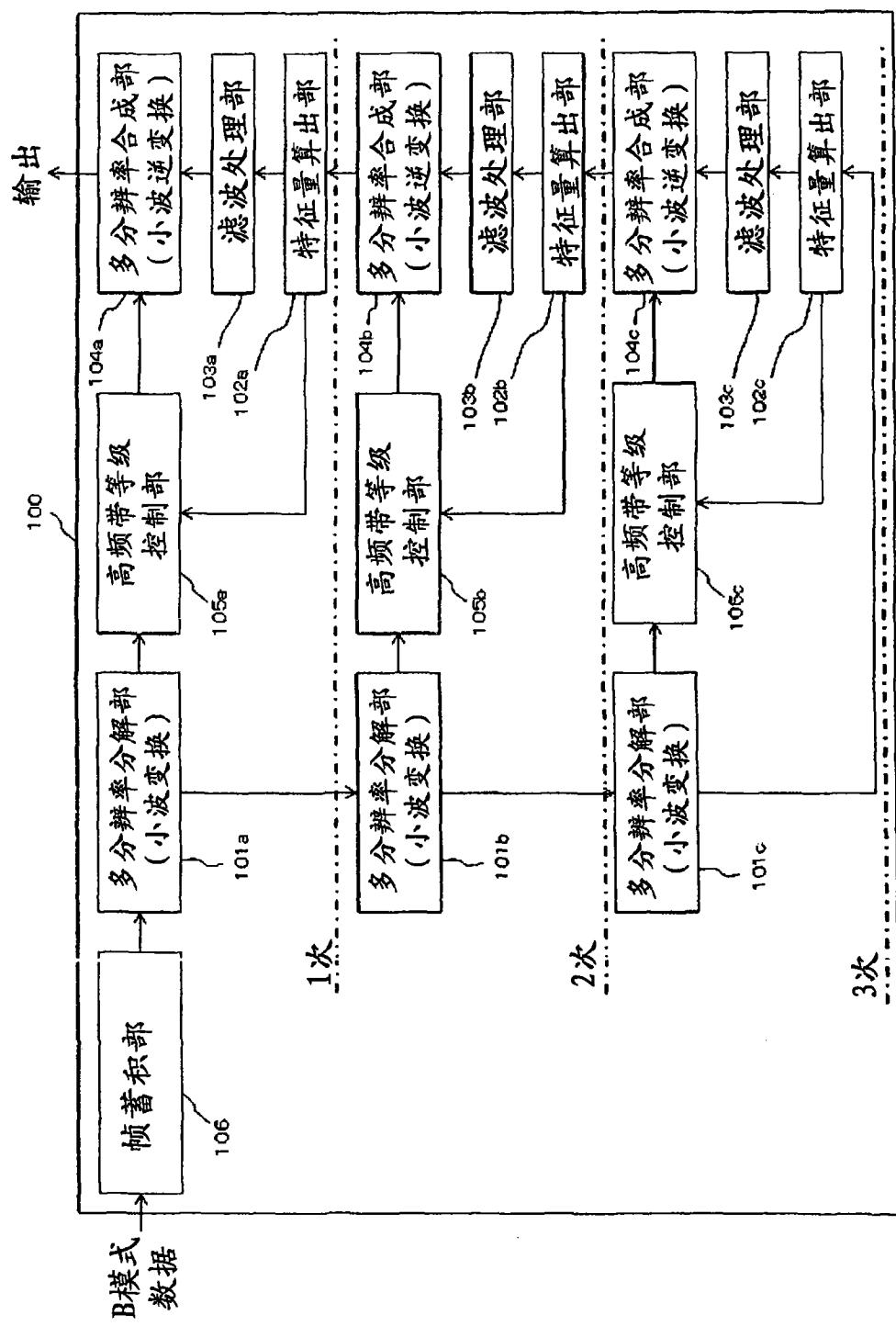


图 2

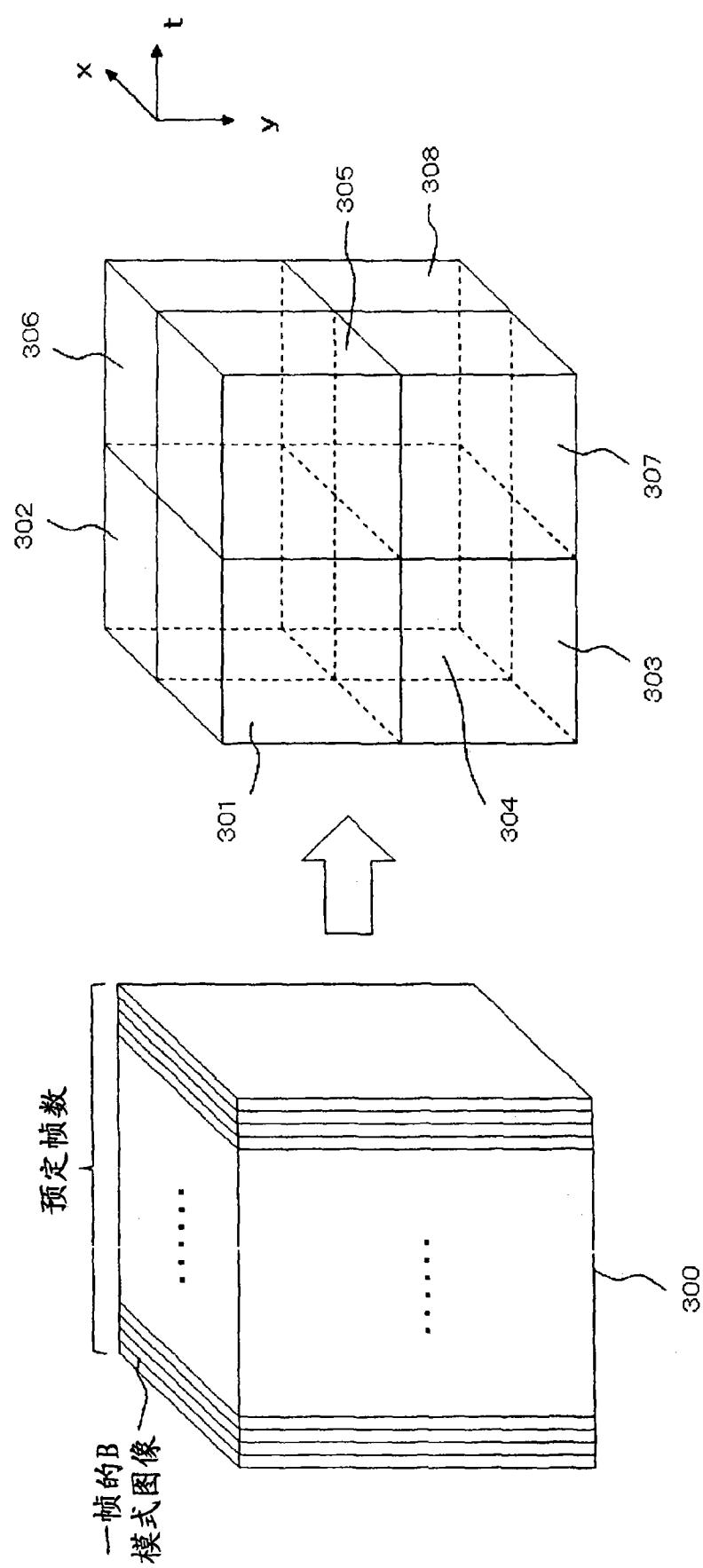


图 3

L:低频带  
H:高频带

	x方向	y方向	t方向
301	L	L	L
302	H	L	L
303	L	H	L
304	H	H	L
305	L	L	H
306	H	L	H
307	L	H	H
308	H	H	H

图 4

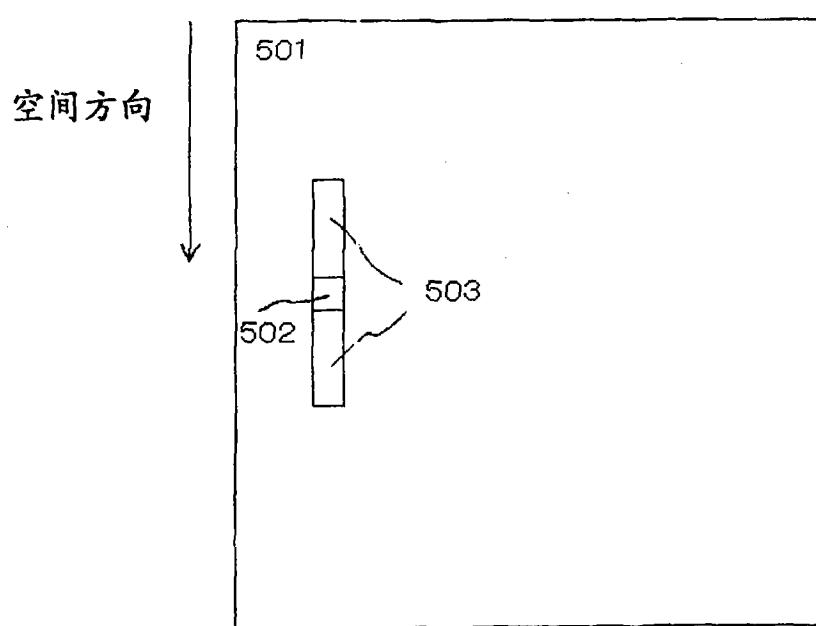


图 5A

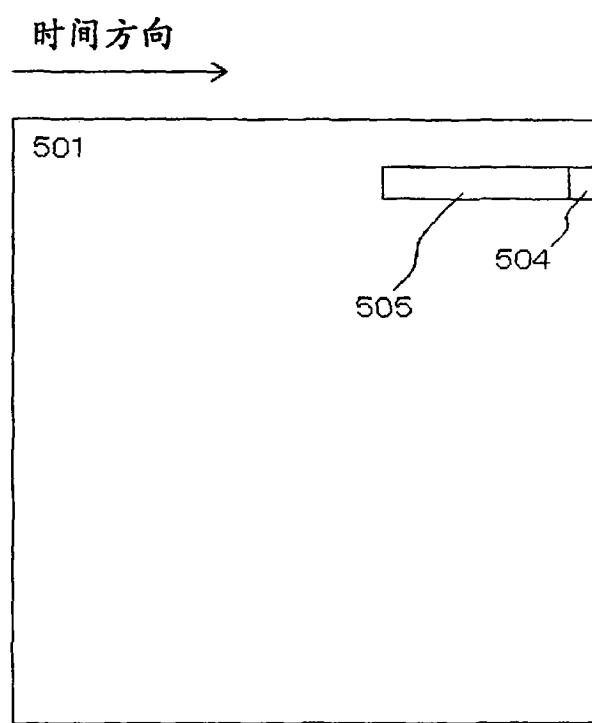


图 5B

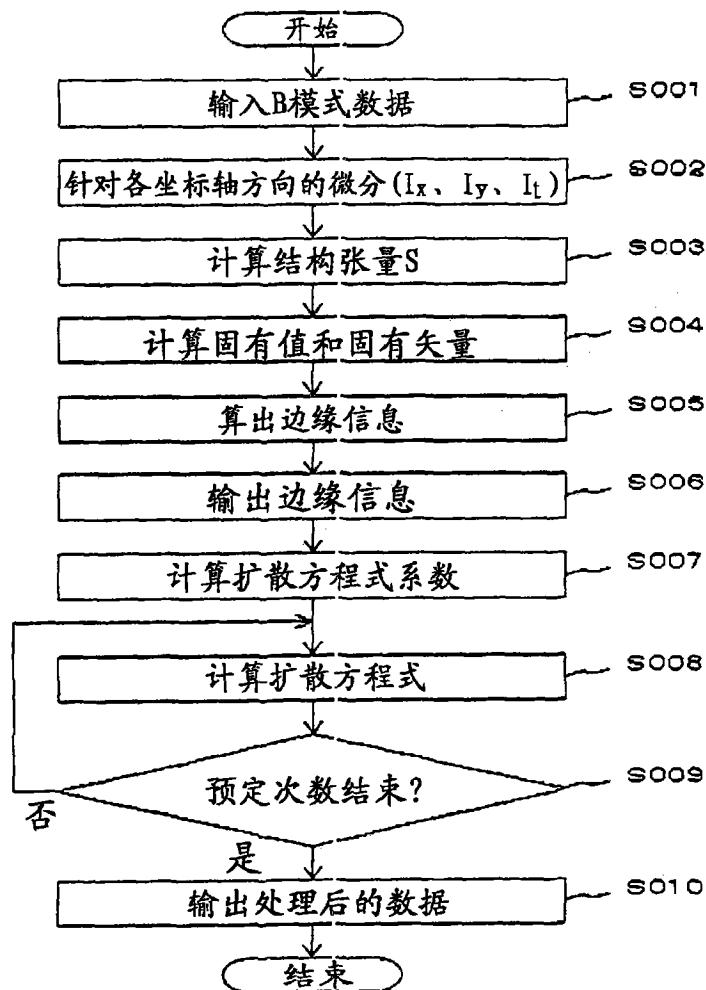


图 6

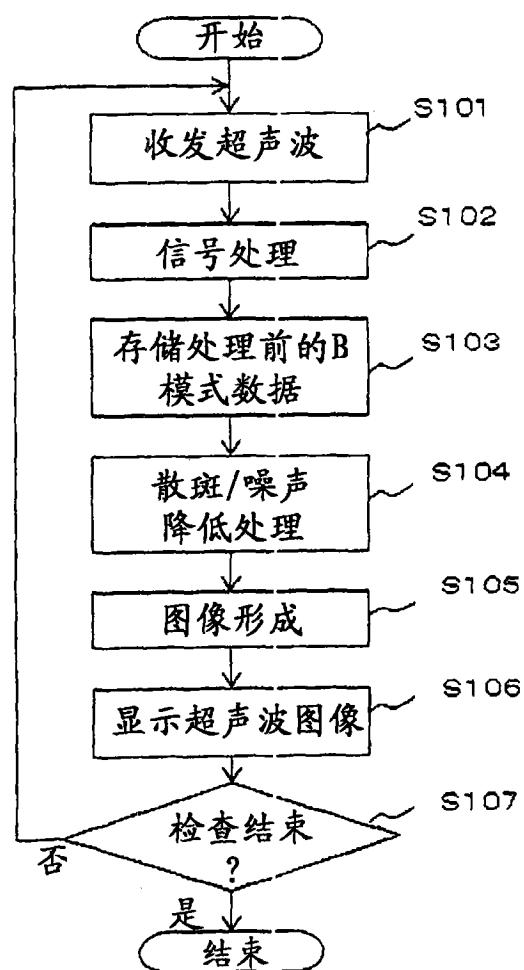


图 7

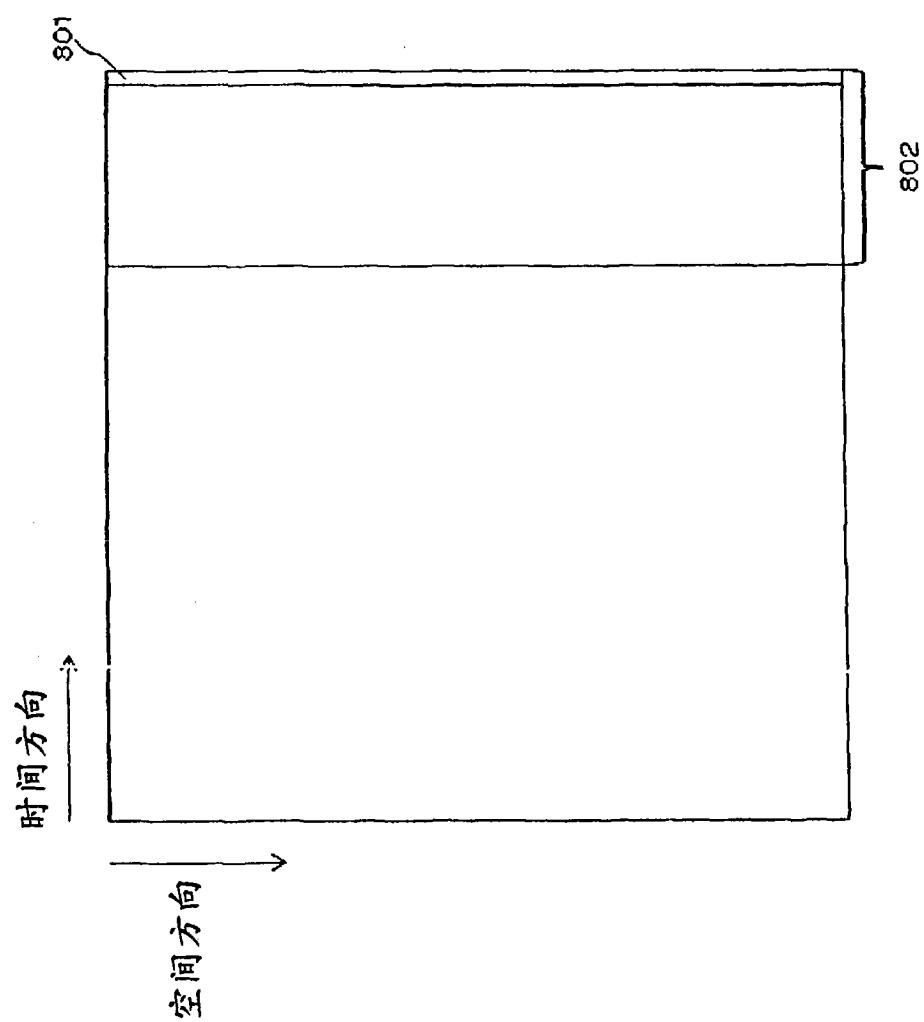


图 8

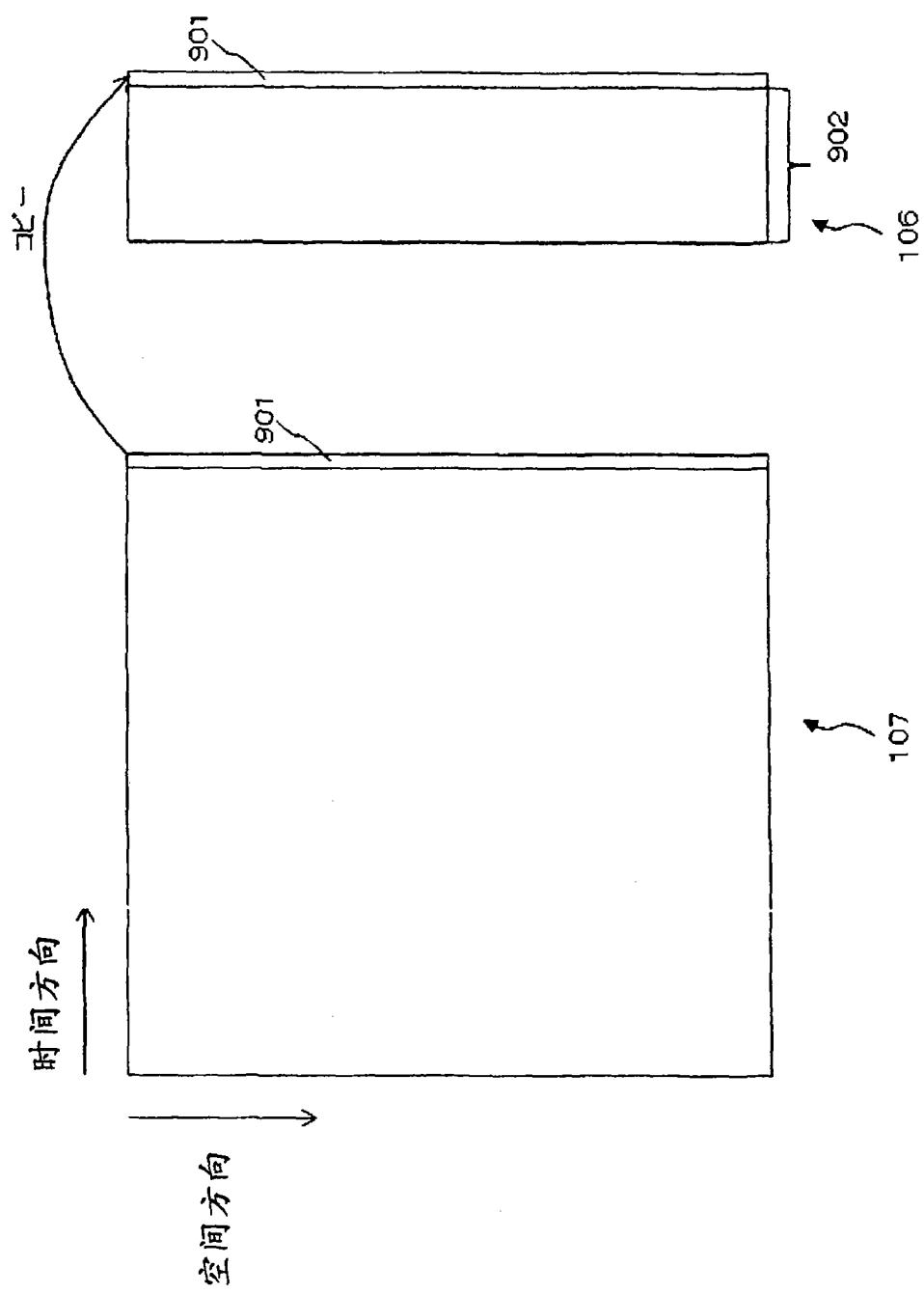


图 9

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN101879073B</a>	公开(公告)日	2012-07-18
申请号	CN201010173203.2	申请日	2010-05-07
[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	大住良太		
发明人	大住良太		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G06T5/002 G06T2207/20064 G06T2207/20182 G06T5/10 G06T2207/10136 G06T2207/10072 G06T2207/10132 G01S7/52077 G06T2207/30004 G06T2207/20016 A61B8/14 G06T2207/20192 G06T2207/10076		
代理人(译)	孙蕾		
优先权	2009113667 2009-05-08 JP		
其他公开文献	<a href="#">CN101879073A</a>		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">Sipo</a>		

### 摘要(译)

本发明提供一种超声波诊断装置。该超声波诊断装置具备：图像生成部件，通过执行超声波收发，从而以按时间序列的方式生成多个帧的超声波图像数据；多分辨率分解部件，按层次对上述超声波图像数据进行多分辨率分解，得到第1次～第n次的低频带分解图像数据以及第1次～第n次的高频带分解图像数据，其中，n为2以上的自然数；特征量算出部件，根据得到的上述低频带分解图像数据算出特征量；滤波处理部件，对算出的上述特征量实施滤波运算；以及多分辨率合成部件，使用上述低频带分解图像数据和上述高频带分解图像数据来执行多分辨率合成，从而生成合成图像。因此，能够有效地降低时间方向的散斑/噪声的变化，进行没有时间相位延迟的处理。

