(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 102202580 A
(43)申请公布日 2011.09.28

(21)申请号 200980143779.X

(22)申请日 2009.10.29

(30)优先权数据
2008-287290 2008.11.10 JP

(85)PCT申请进入国家阶段日
2011.05.03

(86)PCT申请的申请数据
PCT/JP2009/005750 2009.10.29

(87)PCT申请的公布数据
WO2010/052868 JA 2010.05.14

(71)申请人 株式会社日立医疗器械
地址 日本东京都

(72)发明人 增井裕也 东隆

(74)专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司 11021

代理人 张远

(51)Int.Cl.
A61B 8/08(2006.01)

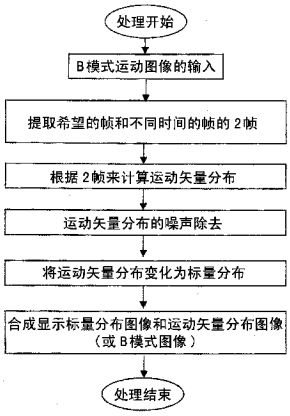
权利要求书 3 页 说明书 6 页 附图 14 页

(54)发明名称

超声波图像处理方法及装置、超声波图像处理程序

(57)摘要

本发明提供一种能够与由于部位、诊断或治疗目的不同而不同的分析方法相对应的超声波图像处理方法以及装置、超声波图像处理程序。本发明的超声波图像处理方法具有：图像数据生成步骤，用照射部对被检测体照射超声波，将来自被检测体的超声波信号通过检测部检测出并存储检测结果，根据存储的检测结果来生成检测时刻不同的至少2帧的图像数据；运动矢量分布像生成步骤，对所述图像数据使用多帧，并根据规定的运动矢量分析处理来生成运动矢量分布像；和变换步骤，根据设定的多个关注区域(ROI)，从矢量分布像变换为标量分布像。



CN 102202580 A

1. 一种超声波图像处理方法，其特征在于，具有：

图像数据生成步骤，通过照射部对被检测体照射超声波，存储由检测部检测出来自所述被检测体的超声波信号的检测结果，根据所存储的检测结果来生成检测时刻不同的至少2帧的图像数据；

运动矢量分布像生成步骤，使用多帧所述图像数据，并根据规定的运动矢量分析处理来形成运动矢量分布像；和

变换步骤，根据所设定的作为多个关注区域的ROI，用选择的方法，从所述运动矢量分布像变换为标量分布像。

2. 根据权利要求1所述的超声波图像处理方法，其特征在于，

所述变换步骤，

在所述运动矢量分布内的多个ROI中，实施从第1处理步骤到第3处理步骤，来生成标量分布像，其中，所述第1处理步骤到第3处理步骤为：

第1处理步骤，在所述运动矢量分布内设定关注的小区域ROI，将ROI内的波束方向分量和方位方向分量置换为实数分量和虚数分量，从而变换为复数矩阵；

第2处理步骤，对所述复数矩阵进行本征值展开处理，从而求取本征值矩阵；和

第3处理步骤，根据所述本征值矩阵来求取各本征值的绝对值的最大值或各本征值的绝对值的总和，从而确定1个标量值。

3. 根据权利要求1所述的超声波图像处理方法，其特征在于，

所述变换步骤，

在所述运动矢量分布内的多个ROI中，实施从第1处理步骤到第4处理步骤，来生成标量分布像，其中，所述第1处理步骤到第4处理步骤为：

第1处理步骤，在所述运动矢量分布内设定关注的小区域ROI，在所述ROI内针对沿着波束轴的波束方向和与其正交的方位方向的每一个方向实施空间一次微分滤波，从而计算微分值信息；

第2处理步骤，将ROI内的所述波束方向微分值和所述方位方向微分值置换为实数分量和虚数分量，从而变换为复数矩阵；

第3处理步骤，对所述复数矩阵进行本征值展开处理，从而求取本征值；和

第4处理步骤，确定1个标量值，所述1个标量值是根据所述本征值矩阵，使用各本征值的绝对值的最大值、或各本征值的绝对值的总和、或各本征值而计算的。

4. 根据权利要求1所述的超声波图像处理方法，其特征在于，

所述变换步骤，

在所述运动矢量分布内设定关注的小区域ROI，并将ROI内的波束方向分量和方位方向分量置换为实数分量和虚数分量，从而变换为复数矩阵，

在所设定的所述ROI中，针对沿着波束轴的波束方向和与其正交的方位方向的每一个方向实施空间一次微分滤波，以计算微分值信息，且根据所述微分值信息来实施散度运算，从而确定标量值，

根据在所述运动矢量分布内的多个ROI中确定的标量值，生成标量分布。

5. 根据权利要求1所述的超声波图像处理方法，其特征在于，

所述变换步骤，

在所述运动矢量分布内设定关注的小区域 ROI，将 ROI 内的波束方向分量和方位方向分量置换为实数分量和虚数分量，从而变换为复数矩阵，

在所设定的所述 ROI 中，针对波束方向和方位方向的每一个方向，实施空间一次微分滤波，以计算微分值信息，且根据所述微分值信息来实施旋度运算，从而确定标量值，

根据在所述运动矢量分布内的多个 ROI 中确定的标量值，生成标量分布。

6. 根据权利要求 2 所述的超声波图像处理方法，其特征在于，

所述第 3 处理步骤，

在所设定的所述 ROI 中，在波束方向上和方位方向上实施空间一次微分滤波，以计算微分值信息，且根据所述微分值信息来实施求取应变张量的运算，从而确定标量值。

7. 根据权利要求 2 所述的超声波图像处理方法，其特征在于，

所述第 3 处理步骤，

在所设定的所述 ROI 中，按照每 2 个在波束方向或方位方向上相邻的矢量进行内积计算，从而确定标量值，

根据在所述运动矢量分布内的多个 ROI 中确定的标量值，生成标量分布。

8. 根据权利要求 2 所述的超声波图像处理方法，其特征在于，

所述第 3 处理步骤，

在所设定的所述 ROI 中，按照每 2 个在波束方向或方位方向上相邻的矢量进行外积计算，以求取张量值，且根据张量值或其绝对值来确定标量值。

9. 根据权利要求 2 所述的超声波图像处理方法，其特征在于，

所述第 3 处理步骤，

在所设定的所述 ROI 中，将矢量分布分解为波束方向分量标量分布和方位方向分量标量分布，按照每个所述各方向的标量分布来应用相似度滤波，然后根据应用结果的各标量分布来构成平滑化后的矢量分布，且针对所述平滑化后的矢量分布，将 ROI 内的波束方向分量和方位方向分量置换为实数分量和虚数分量，从而变换为复数矩阵，并确定标量值。

10. 根据权利要求 2 所述的超声波图像处理方法，其特征在于，

在使用二维阵列状超声波探头来取得追加了与波束方向以及方位方向正交的切片方向的三维图像信息的情况下，

所述第 3 处理步骤，

在所设定的所述 ROI 中，将矢量分布分解为波束方向分量标量分布、方位方向分量标量分布和切片方向分量标量分布，按照每个所述各方向的标量分布来应用相似度滤波，从而根据应用结果的各标量分布来构成平滑化后的矢量分布，并确定标量值。

11. 一种超声波图像处理装置，其特征在于，具有：

照射部，其对被检测体照射超声波；

检测部，其检测来自所述被检测体的超声波信号；

图像数据生成部，其根据所述检测单元的检测结果，生成检测时刻不同的至少 2 帧的图像数据；

运动矢量分布像生成部，其使用多帧所述图像数据，且根据规定的运动矢量分析处理来生成矢量分布像；

选择部，其选择将所述运动矢量分布像变换为标量分布像的变换方法；和

变换部，其根据所选择出的所述变换方法，从所述运动矢量分布像变换为标量分布像。

12. 根据权利要求 11 所述的超声波图像处理装置，其特征在于，

所述变换部，

在所述运动矢量分布内的多个 ROI 中，实施第 1 处理方法到第 3 处理方法来生成标量分布像，其中，所述第 1 处理方法到所述第 3 处理方法为：

第 1 处理方法，在所述运动矢量分布内设定关注的小区域 ROI，将 ROI 内的波束方向分量和方位方向分量置换为实数分量和虚数分量，从而变换为复数矩阵；

第 2 处理方法，对所述复数矩阵进行本征值展开处理，从而求取本征值矩阵；和

第 3 处理方法，根据所述本征值矩阵来求取各本征值的绝对值的最大值或各本征值的绝对值的总和，从而确定 1 个标量值。

13. 根据权利要求 11 所述的超声波图像处理装置，其特征在于，

所述变换部，

在所述运动矢量分布内的多个 ROI 中，实施从第 1 处理到第 4 处理，来生成标量分布像，其中所述第 1 处理到第 4 处理为：

第 1 处理，在所述运动矢量分布内设定关注的小区域 ROI，在所述 ROI 内针对沿着波束轴的波束方向和与其正交的方位方向的每一个方向实施空间一次微分滤波，并计算微分值信息；

第 2 处理，将 ROI 内的所述波束方向微分值和所述方位方向微分值置换为实数分量和虚数分量，从而变换为复数矩阵；

第 3 处理，对所述复数矩阵进行本征值展开处理并求取本征值；和

第 4 处理，确定 1 个标量值，所述 1 个标量值是根据所述本征值矩阵，使用各本征值的绝对值的最大值、或各本征值的绝对值的总和、或各本征值而计算的。

14. 根据权利要求 12 所述的超声波图像处理装置，其特征在于，

所述变换部，在由所述第 1 处理方法设定的 ROI 中，针对沿着波束轴的波束方向和与其正交的方位方向的每一个方向实施空间一次微分滤波，以计算微分值信息，且根据所述微分值信息来实施散度运算，从而确定标量值，

所述变换部具有根据在所述运动矢量分布内的多个 ROI 中确定的标量值来生成标量分布像的单元。

15. 一种超声波图像处理程序，其特征在于，

使计算机作为权利要求 1 ～ 9 任一项所述的超声波图像处理方法来发挥功能。

超声波图像处理方法及装置、超声波图像处理程序

技术领域

[0001] 本发明涉及一种能够在通过超声波进行生物体的成像时清楚地识别组织边界的超声波图像处理方法及装置、超声波图像处理程序的技术。

背景技术

[0002] 在医疗图像诊断中所使用的超声波图像处理装置中，例如，如专利文献 1 所记载那样，公开了根据诊断运动图像的小区域的变化量来估计组织的弹性系数分布，从而将硬度变换为彩色图 (color map) 来进行显示的方法。但是，若为了进行弹性系数的处理而对组织边界进行关注，则清晰度就会劣化。因此，如专利文献 2 所记载那样，存在根据诊断运动图像的运动矢量来生成直接标量分布图像，从而提高组织边界的识别度的方法。

[0003] 另外，为了除去矢量分布中的噪声，例如，如专利文献 3 所记载那样，应用了进行均匀平滑的带通滤波。另一方面，在 B 模式图像（亮度的标量分布）中，在专利文献 3 中发明了除去噪声且保持边缘的清晰度的相似滤波。

[0004] 【专利文献】

[0005] 【专利文献 1】JP 特开 2004-135929 号公报

[0006] 【专利文献 2】JP 特愿 2008-079792 号公报

[0007] 【专利文献 3】JP 特开 2004-1297773 号公报

[0008] 作为现有方法，例如在专利文献 2 中，根据运动矢量，求取相对于 x 方向分量、或 y 方向分量、或矢量长度、或基准方向的矢量角度，并用该值来生成标量值分布。因此，存在以不缩减全部矢量信息的方式通过对象图像能正确反映矢量分布的情况和不能正确反映矢量分布的情况。

[0009] 另外，在作为预处理而用均匀平滑型的带通滤波来除去运动矢量分布中的误差矢量时，存在边界的清晰度可能劣化的未解决的问题。

[0010] 另外，由于没有进行与部位、诊断或治疗目的相应的分析方法的选择，因此不能对应由于部位、诊断或治疗目的不同而不同的分析方法。

发明内容

[0011] 本发明的目的在于提供一种超声波图像处理方法及装置、超声波图像处理程序，能够对应由于部位、诊断或治疗目的不同而不同的分析方法。

[0012] 在本发明中，具有根据选择的方法而将运动矢量变换为标量分布的单元。

[0013] 另外，在本发明中，根据设定的多个关注区域 (ROI)，从所述运动矢量分布像变换为标量分布像。

[0014] 另外，在本发明中，通过在将运动矢量分布变换为复数矩阵后实施本征值展开，能够将混杂的变化模式分解为本征值，并加入矢量的振幅和相位来进行提取，因此能够明确地识别边界。另外，按照运动矢量的每个分量构筑标量分布，从而将能够兼顾噪声除去和边缘保存的相似滤波应用于各标量分布中，并根据应用结果构筑矢量分布，由此能够不使边

界的清晰度劣化而除去噪声。

[0015] （发明的效果）

[0016] 根据本发明，能够提供一种可与由于部位、诊断或治疗目的不同而不同的分析方法相对应的超声波图像处理方法及装置、超声波图像处理程序。

附图说明

[0017] 图 1 是表示本发明的超声波图像处理方法的系统构成例的图。

[0018] 图 2 是表示本发明的超声波边界检测方法的处理的顺序的图。

[0019] 图 3 是表示本发明中的运动矢量分布的例子的图。

[0020] 图 4 是表示本发明的本征值展开的处理顺序的图。

[0021] 图 5 是表示本发明中的渗透性肿瘤的运动矢量的提取例的图。

[0022] 图 6 是表示基于本发明的本征值展开的超声波边界检测的效果的图。

[0023] 图 7 是表示本发明中的肱二头肌的运动矢量的提取例的图。

[0024] 图 8 是表示基于本发明的 div 和 rot 的超声波边界检测的效果的图。

[0025] 图 9 是表示本发明的运动矢量相似度滤波的效果的图。

[0026] 图 10 是表示本发明的运动矢量相似度滤波的处理顺序的图。

[0027] 图 11 是表示本发明的运动矢量相似度滤波的权重函数例的图。

[0028] 图 12 是表示本发明的合成显示方法的处理顺序的图。

[0029] 图 13 是表示本发明的合成显示方法的显示例的图。

[0030] 图 14 是记载了数学式等的图。

具体实施方式

[0031] 图 1 中示出本发明的超声波边界检测方法的系统构成例。一维地配置有超声波元件的超声波探头（探针）1 对生物体发送超声波束（超声波脉冲），并接收从生物体反射回来的回波信号（接收波信号）。在控制系统 4 的控制下，通过发射波束成型器 3 输出具有与发射波焦点相对应的延迟时间的发射波信号，经由收发切换开关 5 被送到超声波探头 1。在生物体内被反射或被散射而返回超声波探头 1 的超声波束通过超声波探头被变换为电信号，并经由收发切换开关 5 作为接收波信号被送到接收波束成型器。接收波束成型器 6 是将错开 90 度相位的 2 个接收波信号进行混合的复合波束成型器，在控制系统 4 的控制下，按照接收定时进行调整延迟时间的动态聚焦 (dynamic focus)，并输出实部和虚部的 RF 信号。将该 RF 信号通过包络线检波部 7 检波后变换为视频信号，输入到扫描变换器 8 中，变换为图像数据 (B 模式图像数据）。以上说明的构成与公知的超声波成像装置的构成相同。

[0032] 在本发明的装置中，根据从扫描变换器 8 输出的 2 帧以上的图像数据，在处理部 10 中首先生成运动矢量分布。接着，将生成的运动矢量分布变换处理成标量分布。接着，在用合成部 12 对原始的图像数据和对应的运动矢量分布或标量分布进行合成处理之后，显示于显示部 13。

[0033] 在参数设定部 11 中，进行用于在处理部 10 的信号处理的参数或在合成部 12 的显示图像的选择设定等。由操作者（诊断机操作者）将这些参数从用户界面 2 输入。运动图像显示方法是：例如将原始图像和矢量分布图像（或标量图像）合成为 1 个图像并显示于

显示器、或将 2 个图像以上的运动图像并排显示。

[0034] 在图 2 示出本发明的处理部 11 以及合成部 12 中的超声波图像处理方法的处理例。首先，输入 B 模式运动图像。接下来，提取希望的帧和与该帧不同时间的帧这 2 帧。然后，根据这 2 帧计算运动矢量分布。运动矢量分布的计算方法，例如根据专利文献 2 所记载的块匹配方法来实施。对计算出的运动矢量分布进行噪声除去处理，将除去噪声的运动矢量分布变换为标量分布。然后将标量分布图像、和运动矢量分布或 B 模式图像进行合成显示，并结束 1 个图像的处理。能够显示使希望的帧在时间序列上变化来连续显示合成图像而合成的运动图像。在此，在计算运动矢量分布的块匹配处理中，在计算的匹配误差为事先设定的阈值以上的情况下，不更新运动图像，由此不显示可靠性低的图像，从而能够抑制运动图像偏差。或通过将对应于匹配误差的指标和图像一起显示，从而能够由诊断机操作者来判断显示图像的可靠性。

[0035] 图 3 中示出本发明中的运动矢量分布的例子。作为关注区域 ROI(region of interest)，例如设定矢量为 m×n 构成的范围。在本发明中，在矢量分布中，通过将各矢量的 x 方向分量和 y 方向分量置换为各个实数部和虚数部，从而变换为 m 行 n 列的复数矩阵来实施处理。

[0036] 作为将变换后的 m 行 n 列的复数矩阵变换为标量值的处理方法，首先说明基于本征值展开的方法。在图 4 中示出基于本征值展开的处理顺序。首先，将二维矢量分布变换为数学式 1 中所示的复数矩阵。另外，关于数学式 1，记载在图 14 中。接下来，对于变换后的 m 行 n 列的复数矩阵，根据数值计算来进行数学式 2 所示的本征值展开，并求取 m 行 1 列的本征值矩阵，从而根据本征值矩阵来确定标量值。

[0037] 标量值的确定方式是利用本征值的绝对值最大或绝对值合计等，在 ROI 内的较大的变化被反映为标量值。

[0038] 在图 5 中示出老鼠的 VX2 型肿瘤的症状中的基于本发明的运动矢量提取例。图 5(a) 是 B 模式图像，图 5(b) 是基于块匹配，并根据图 5(a) 的 B 模式图像和其后 1 帧的图像而生成的运动矢量分布。

[0039] 对于该运动矢量分布，以 ROI 尺寸 3×3 在各 ROI 实施本征值展开，从而计算本征值矩阵，并求取本征值矩阵的绝对值最大值的分布，其结果为图 6(b)。另一方面，在相同的帧，应用将专利文献 2 所记载的矢量长度换算为标量分布的方法的结果为图 6(a)。若比较两者，可知：虽然占据上半部分的肿瘤部位的边界同等地被检测出，但在下半部分的周边组织内的变化是本发明的图 6(b) 更清楚地进行了显示。虽然在此示出了肿瘤的病症例，但本发明能够应用于各种的对象，例如在监控插入体内的治疗用针头位置的用途中也能够应用。另外，虽然作为 ROI 形状使用了 3×3 的正方形矩阵来实施了本征值展开，但例如，由于在使用 3×5 的非正方形的 ROI 的情况下不能应用本征值展开，因此实施与非正方形对应的同等的特异值分解，且代替本征值而使用特异值。

[0040] 除了本征值展开以外，还有多个计算标量值的方法。为了表示这些方法的效果，在图 7 中，作为其它例子而示出肱二头肌的运动矢量。图 7(a) 是 B 模式图像，图 7(b) 是例如基于块匹配，并根据图 7(a) 的 B 模式图像和其后 1 帧的图像而生成的运动矢量分布。图 5 的渗透性肿瘤是将正常组织和肿瘤的硬度差异反映到运动矢量中，在肱二头肌中，运动矢量表示不同的肌肉组织（图中用 areaA、areaB 以及 areaC 来表示）的偏离。

[0041] 作为标量化的一个方法，能够应用数学式 3 所表示的散度 (divergence，简称为 div)。div 能够解释为反映单位面积中的矢量的发散量。计算方法是：对于矢量的 x 分量 A_x 实施 x 方向的偏微分，对于 y 分量 A_y 实施 y 方向的偏微分，并求它们的和。另外，超声波图像中的测定误差，由于装置的构成，因而 y 方向（波束方向）比 x 方向（方位方向）精度要高，因此，若应用对 A_y 的偏积分值附加大的权重（例如 0.7)，对 A_x 的偏微分值附加小的权重（例如 0.3) 的加权 div，则能够谋求更高精度。偏微分的具体计算方法是：按每个 ROI 应用空间一次微分滤波（例如一般的图像处理中使用的索贝尔滤波）。在 ROI 尺寸 3×3 的 y 方向的索贝尔滤波，如数学式 4 所示。

[0042] 图 8 表示应用 div 的结果。可知，清楚地显示了 areaA 与 areaB 的边界以及 areaB 与 areaC 的边界。在此，虽表示了对于肱二头肌的偏离的效果，但由于 div 对应于发散量，因此在如下用途中特别有效：在HIFU(HighIntensity Focused Ultrasound，高强度聚焦超声波）治疗中，在治疗中测量被检测体组织的热膨胀程度的监控控制、或治疗后的组织变性的确认；或者在手术中使用经食道用探头来实时监控心脏的伸缩动作的用途等。

[0043] 作为其它的标量化的方法，也能够应用数学式 5 所示的旋度 (rotation，简称为 rot)。rot 反映单位面积中的矢量的旋转量。具体的计算方法是：对于 y 分量计算 x 方向的空间一次微分，对于 x 分量计算 y 方向的空间一次微分，并求取它们的差。获得的值被称为张量。在图 8(b) 中表示应用 rot 处理的结果。在显示中使用张量的绝对值。从图中可知以下特性，即；与边界位置为 div 的情况相比，能够更清晰地进行提取。

[0044] 标量化的方法并非限定于以上所述，也能够为应用反映 2 点间的变化的应变张量 (strain tensor)（数学式 (6) 所示）、矢量的内积值或外积值的方法。在操作面板上具备切换开关，以便按照诊断机操作者的希望关注的特征来切换这些方法。

[0045] 在提取出的运动矢量分布中，包含在例如低 S/N 区域的块匹配处理中易于产生的误差矢量。因此，为了除去误差，通常应用带通滤波来谋求平滑化。但是，存在由于带通滤波处理而使边界的清晰度劣化的问题。因此，在本发明中，使用能够在除去误差的同时保持边界信息的相似度滤波。

[0046] 在图 9 中示出运动矢量相似度滤波的效果例。假定 ROI 尺寸 3×3，对于关注矢量 I_0，假设相同方向的朝向右上的矢量为 4 个，不同的朝向右下的矢量为 4 个的情况。在应用平滑滤波来作为低通滤波的情况下，由于除了关注矢量以外而朝向右上的矢量和朝向右下的矢量数目相同，因此，进行了平滑化处理后的关注矢量成为中间的朝向右。

[0047] 专利文献 3 所记载的相似度滤波是通过在与关注像素相比亮度接近的 ROI 内以如像素般大的权重加入到权重平均，从而能够兼顾二维亮度图像的噪声除去和边缘保存的方式。在本发明中，将二维矢量分布分解为 x 分量（方位方向）分布和 y 分量（波束方向）分布，来按每个分布应用相似度滤波，由此根据应用后的 x 分量分布和 y 分量分布来构成平滑化矢量图像。在此，若将 x 分量看作实数分量，y 分量看作虚数分量，则用式 (7) 来表示复数。若将 ROI 内波束轴方向为第 i、正交的方位方向为第 j 的矢量 I_{ij} 的 x 分量 A_{xij} 与实数分量对应，将 y 分量 A_{yij} 与虚数分量对应，则能够用数学式 7 来表现。相似度滤波的处理如数学式 8 所示那样，用对应于与关注矢量 I_0 的差的权重 W_{ij} 来计算 I_{ij} 的权重乘积和，通过用负载值的总和进行归一化，来求取被平均化的关注矢量 I_0'。通过这样的处理，如图 9 所示，能够避免关注矢量 I_0 的边缘信息劣化。

[0048] 本发明的相似度滤波能够扩展至三维测量。三维测量的作法是，例如使用二维排列型的阵列振子，在与波束方向以及方位方向正交的切片方向上，高速地获取多个断层图像数据，从而再构成为长方体的三维构造。若设三维数据的切片方向的矢量分量为 A_{zijk}，则关注矢量 I_{ijk} 用数学式 9 来表示。这种情况下的基于相似度滤波的更新式，使用三维分布的权重 W_{ijk}，由数学式 10 来表示。

[0049] 在确定三维矢量分布之后，与二维矢量分布同样，用本征值展开等方法变换为标量分布，例如分割为多个二维截面来进行显示处理。

[0050] 图 10 表示本发明的运动矢量相似度滤波的 ROI 中的处理顺序。首先输入矢量分布。然后，设定 ROI 尺寸、权重分布的半值幅度，以作为处理参数。在此，作为权重分布使用例如图 11 所示的高斯分布的单侧分布。横轴是关注矢量 I_0 与 ROI 内的其它矢量 I_{ij} 之差的绝对值，差值越大，权重越小。分布形状根据半值幅度而变化。参数设定后，将各二维矢量复数化。然后，按照式 (8) 计算新的矢量并结束处理。在矢量分布中，通过预先进行滤波处理来除去噪声分量，能够提高变换为标量分布后的精度。

[0051] 在专利文献 2 中，进行 B 模式运动图像和弹性成像 (elastography) 运动图像的并排显示。在运动矢量分布信息中，由于不包含弹性成像图像的非线性要素，因此表示了正确的举动。但是，以单独的矢量分布图像不能与组织位置建立对应。因此，若在 B 模式图像上重合矢量分布图像来进行合成显示，则能够提供可视性高的诊断图像。其处理顺序在图 12(a) 中示出。首先，输入 B 模式原始图像。接下来，计算矢量分布，然后据此对原始图像和对应的矢量分布进行合成显示。

[0052] 图 13 表示合成图像的例子（肿瘤病症例）。通过重合矢量分布，能够容易地掌握变化的大小和方向。另一方面，作为提高可视性的方法，也能够对 B 模式图像和标量分布图像进行合成显示。在图 12(b) 示出其处理顺序。其与图 12(a) 的不同在于，在计算了矢量分布后将其变换为标量分布，并对原始图像和标量分布进行合成显示。通过合成标量分布图像，能够与专利文献 1 所示的着色弹性图像同样，变得易于分辨组织边界，具有能够清楚地看到轮廓的效果。虽然在图 12 中对于图像合成的情况进行了说明，但也可以代替合成显示为一个图像，而分为两个图像来同时并排显示。而且以下方法也有效：对弹性成像图像和运动矢量图像进行合成显示、或并排显示的方法；还有对弹性成像图像、B 模式图像和运动矢量图像这 3 幅图像进行并排显示的方法。

[0053] 以上所示的各种显示方法能够是装置操作者用装置面板上具备的切换开关来选择的装置结构。作为在电源启动时的默认的易于看到的显示形态，考虑为 2 个画面上并排显示合成了 B 模式图像和矢量分布的画面和仅有标量分布的画面。作为此时的标量分布图像的生成方式，预先根据诊断目的（肿瘤类别、治疗监控）、或对象病症例，来预先设定适当的生成处理方式 (rot 处理、div 处理、本征值处理等)，使其具备与各项目对应的切换开关，由此能够实现由装置操作者来选择各项目的方式。或者，作为标量分布的图像，将 ROT 处理图像、DIV 处理图像以及本征值处理图像这三种全部进行显示，且与合成图像 (B 模式和矢量分布）一起，并排显示 4 个画面的形态，也是有效的。

[0054] （产业上的利用可能性）

[0055] 本发明除了医用超声波诊断 / 治疗装置以外，还能整体用于使用超声波来测量应变、偏离的装置。

[0056] 符号说明：

[0057] 1 超声波探头

[0058] 2 用户界面

[0059] 3 发射波束成型器

[0060] 4 控制系统

[0061] 5 收发切换开关

[0062] 6 接收波束成型器

[0063] 7 包络线检波部

[0064] 8 扫描变换器

[0065] 10 处理部

[0066] 11 参数设定部

[0067] 12 合成部

[0068] 13 显示部

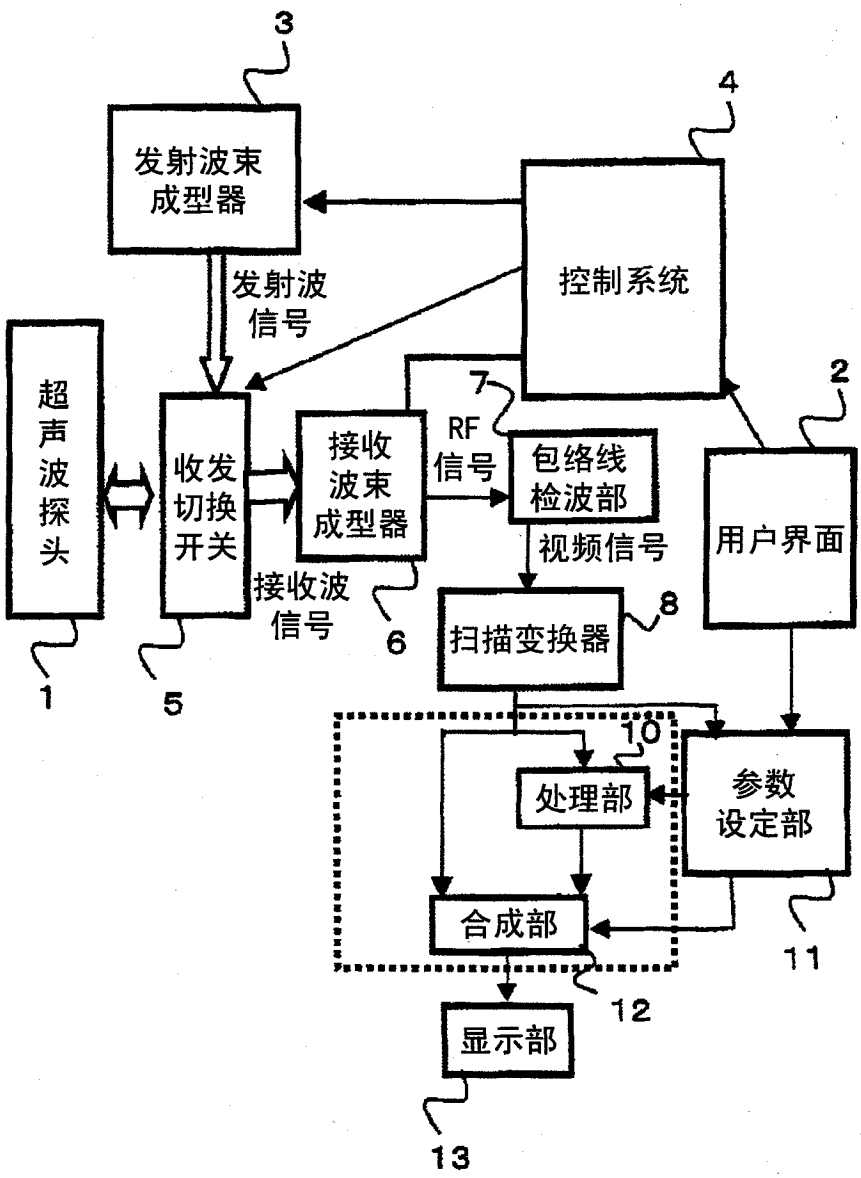

3
发射波束成型器
4
控制系统
发射波信号
超声波探头
收发切换开关
接收波束成型器
7
RF信号
包络线检波部
2
用户界面
视频信号
接收波信号
6
扫描变换器
8
1
5
10
处理部
参数设定部
合成部
11
12
显示部
13

图 1

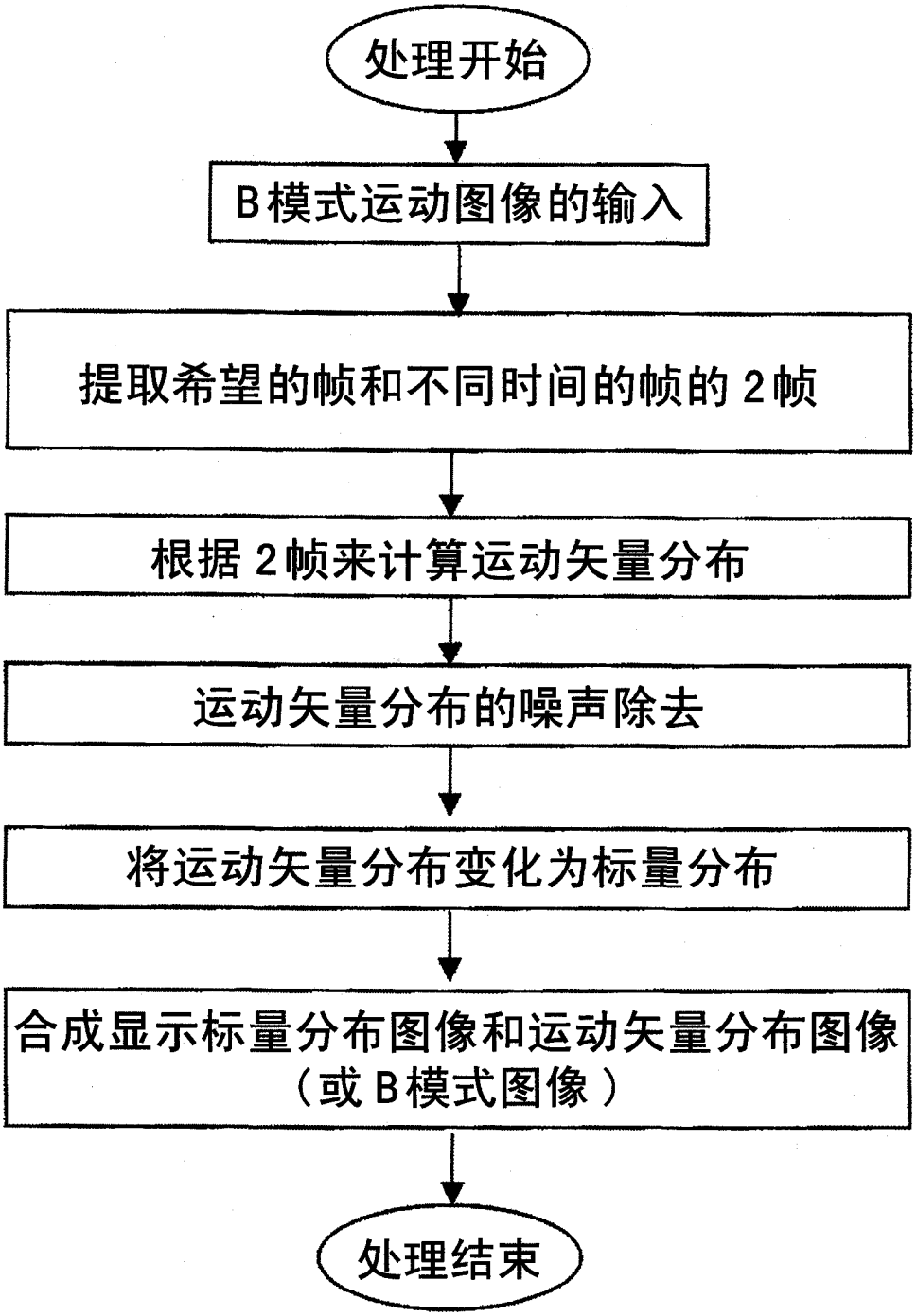

处理开始
B模式运动图像的输入
提取希望的帧和不同时间的帧的2帧
根据2帧来计算运动矢量分布
运动矢量分布的噪声除去
将运动矢量分布变化为标量分布
合成显示标量分布图像和运动矢量分布图像
（或B模式图像）
处理结束

图 2

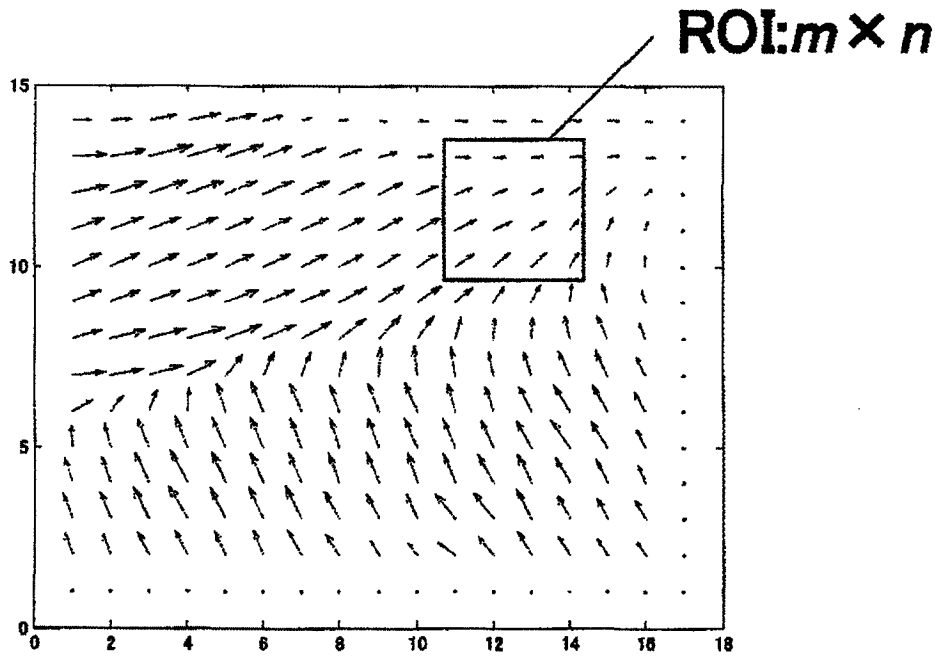


图 3

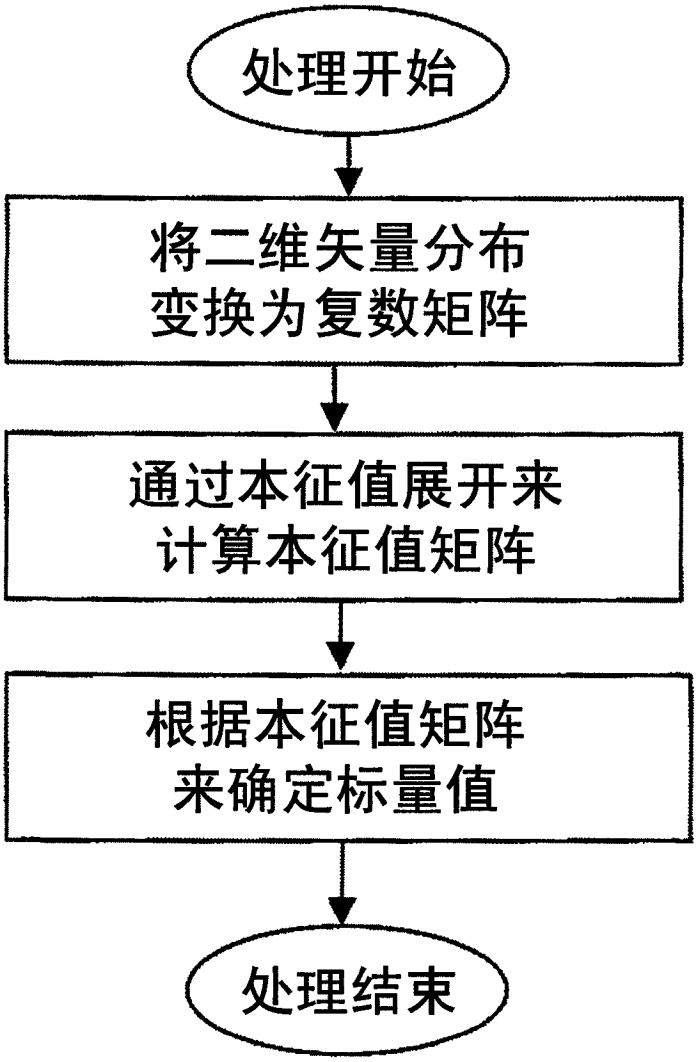
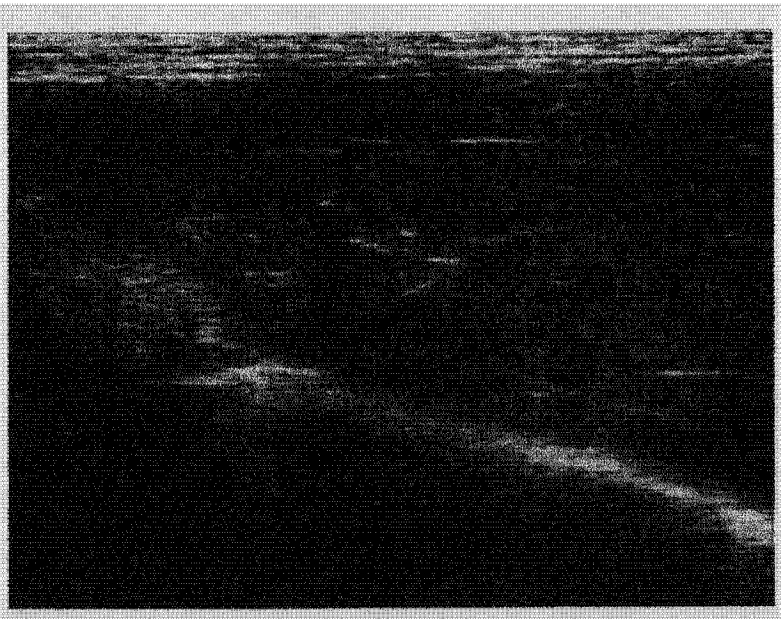
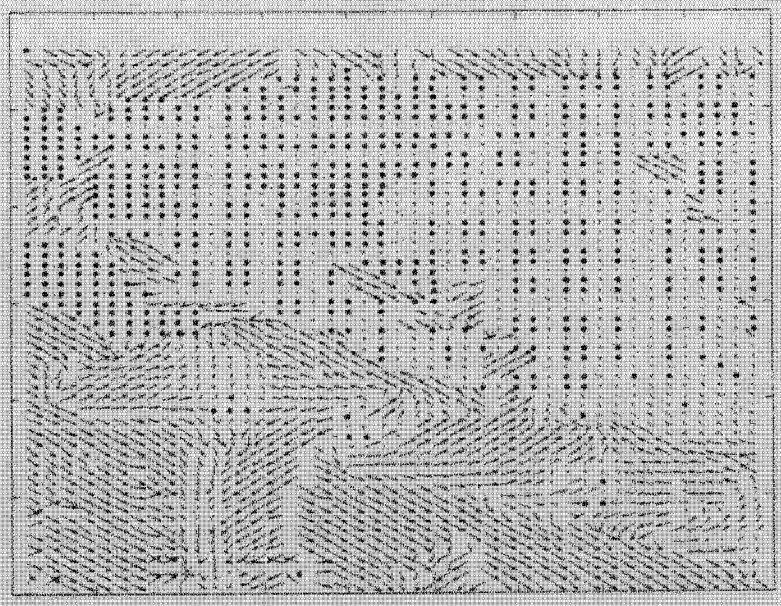

处理开始
将二维矢量分布
变换为复数矩阵
通过本征值展开来
计算本征值矩阵
根据本征值矩阵
来确定标量值
处理结束

图 4



(a)B 模式图像



(b)运动矢量分布

图 5

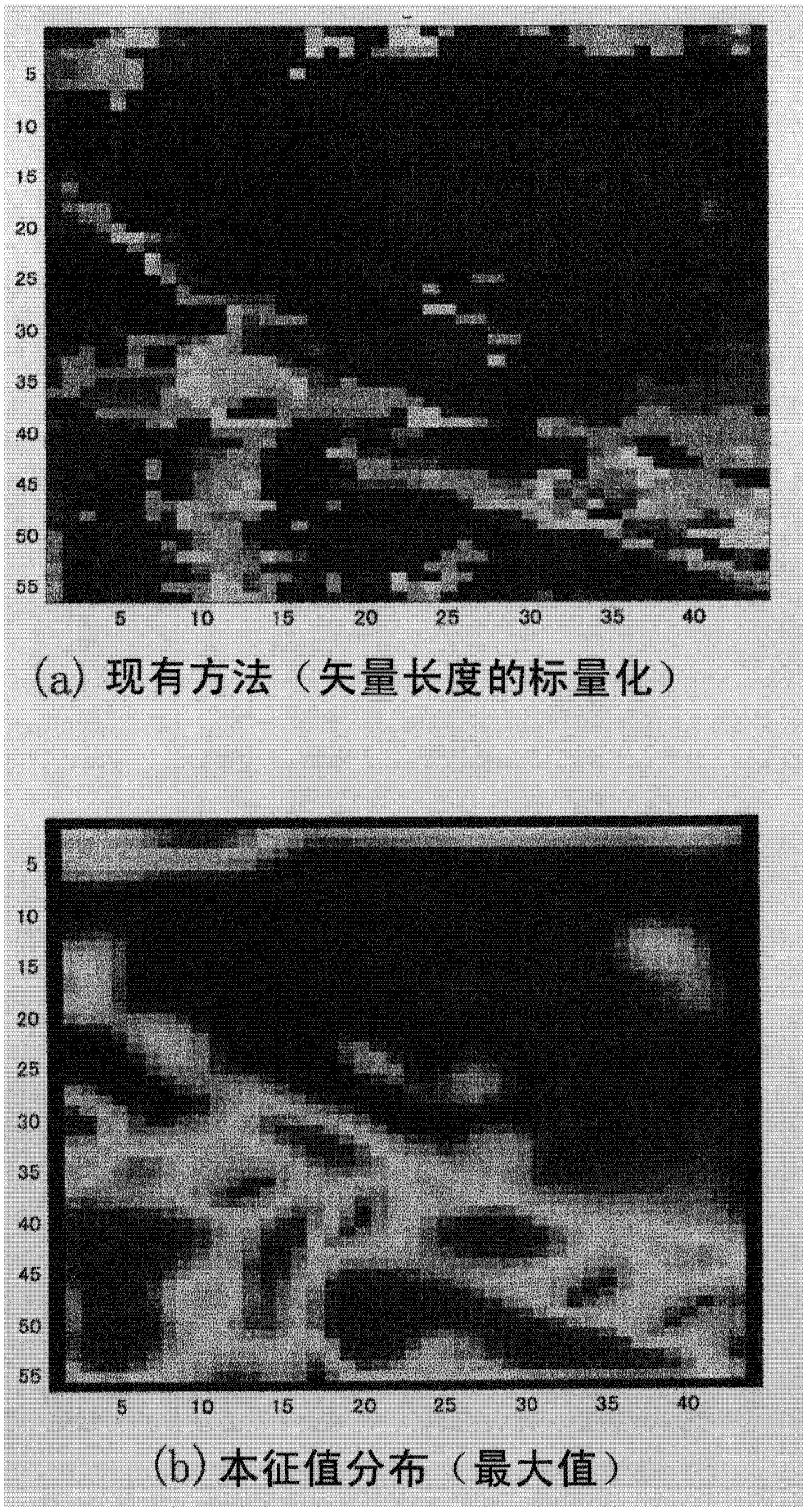

5
10
15
20
25
30
35
40
45
50
55
5 10 15 20 25 30 35 40
(a) 现有方法（矢量长度的标量化）
5
10
15
20
25
30
35
40
45
50
55
5 10 15 20 25 30 35 40
(b) 本征值分布（最大值）

图 6

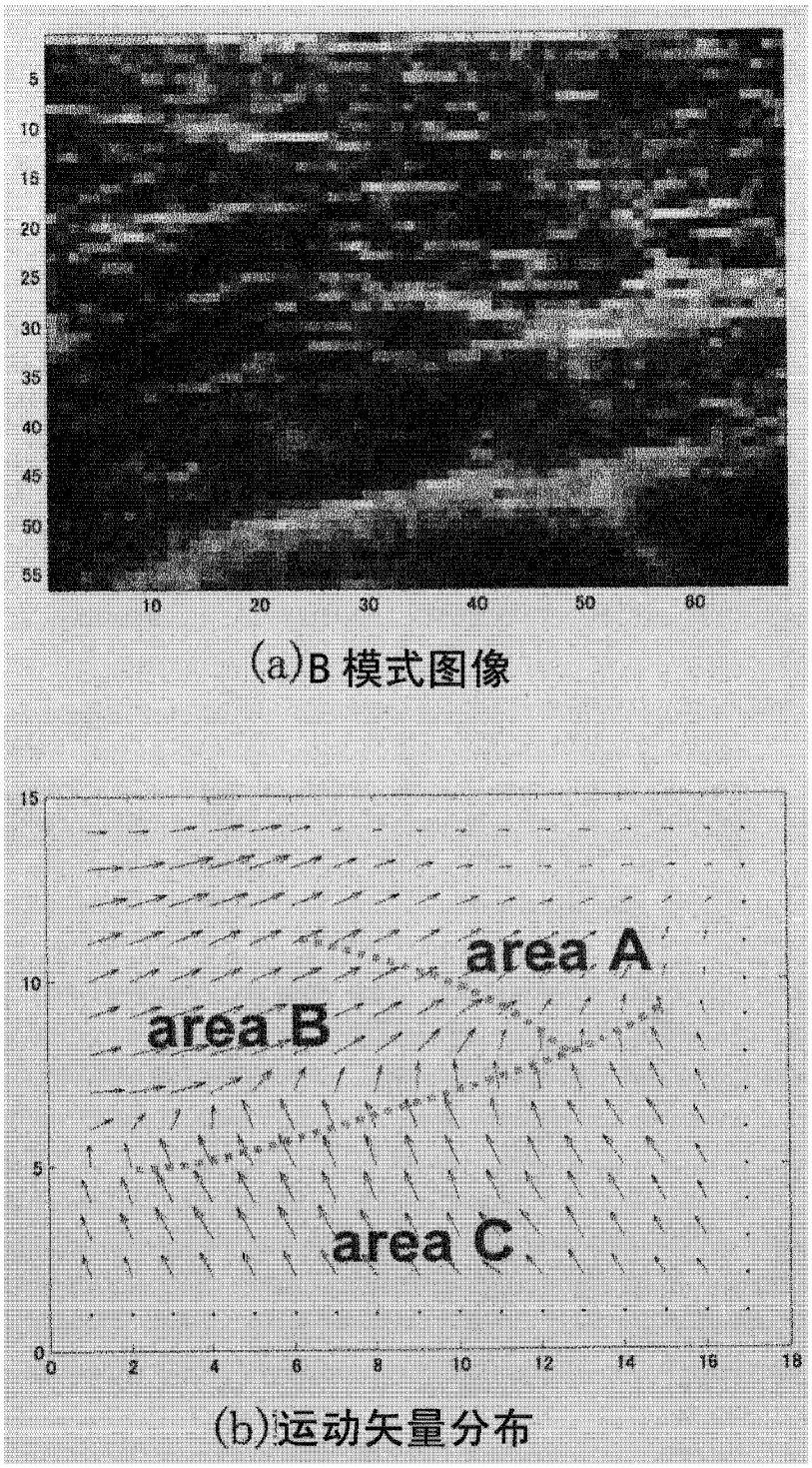

5
10
15
20
25
30
35
40
45
50
55
10
20
30
40
50
60
(a)B 模式图像
15
10
5
0
0
2
4
6
8
10
12
14
16
18
area A
area B
area C
(b)运动矢量分布

图 7

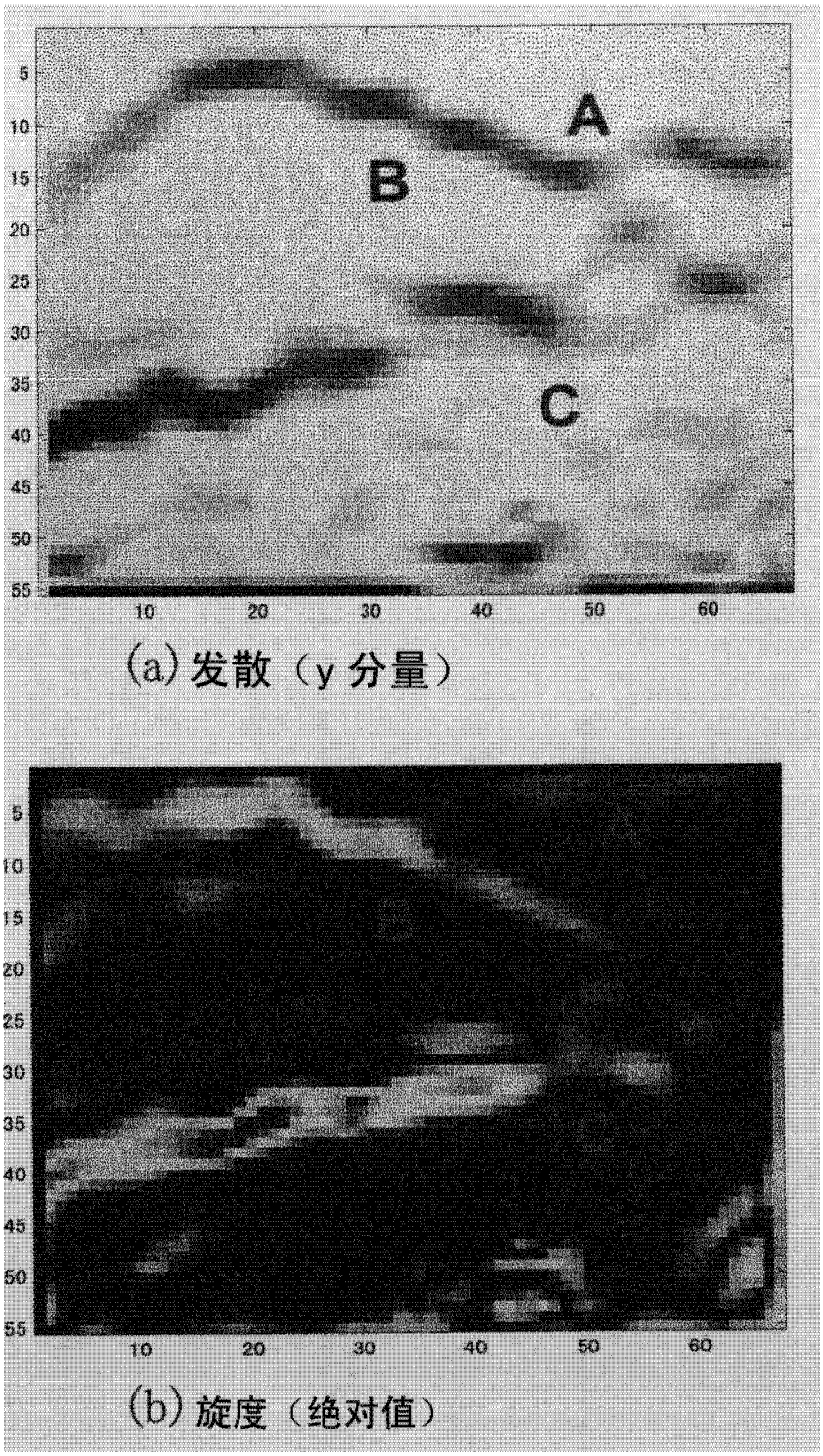


图 8

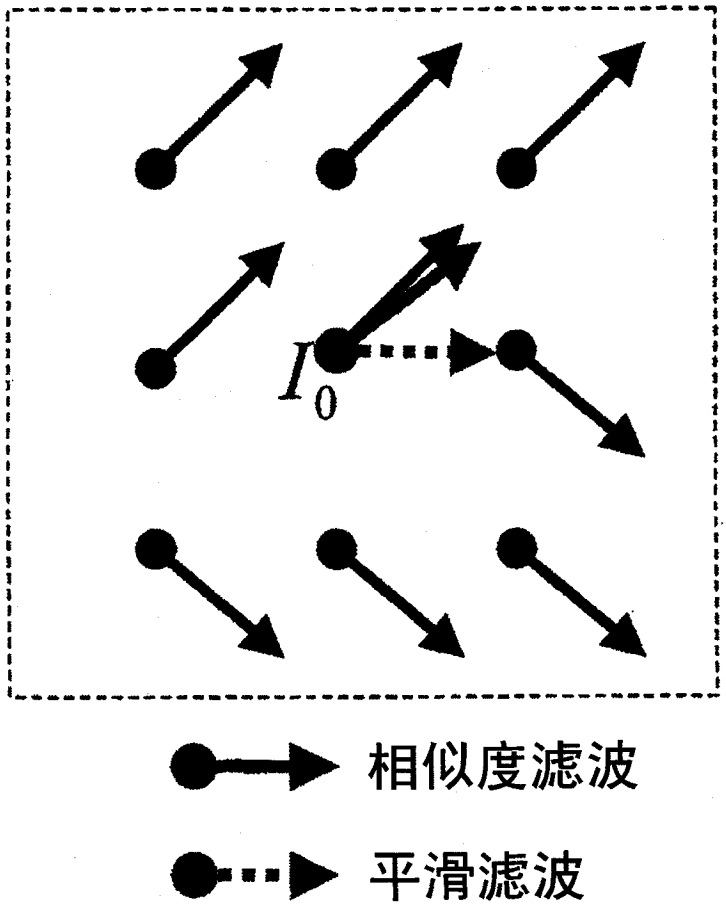


图 9

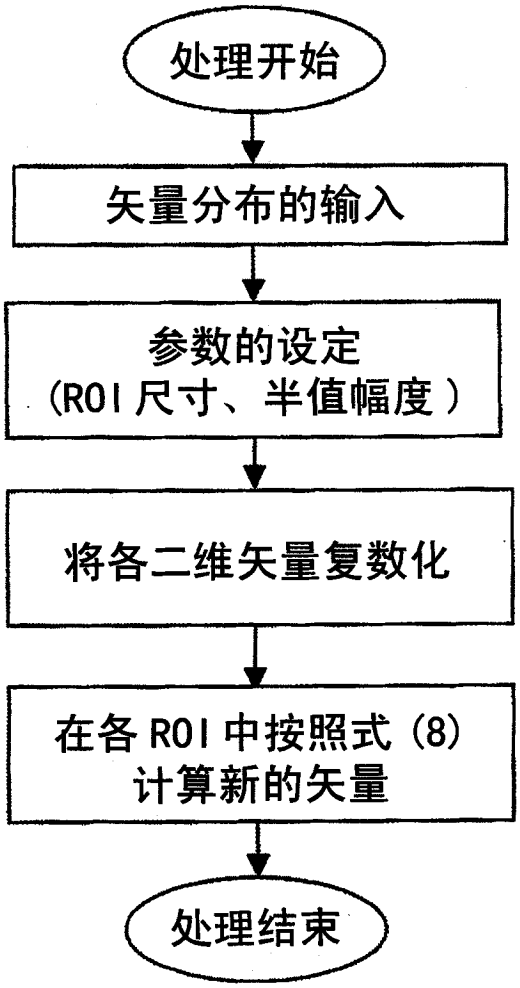
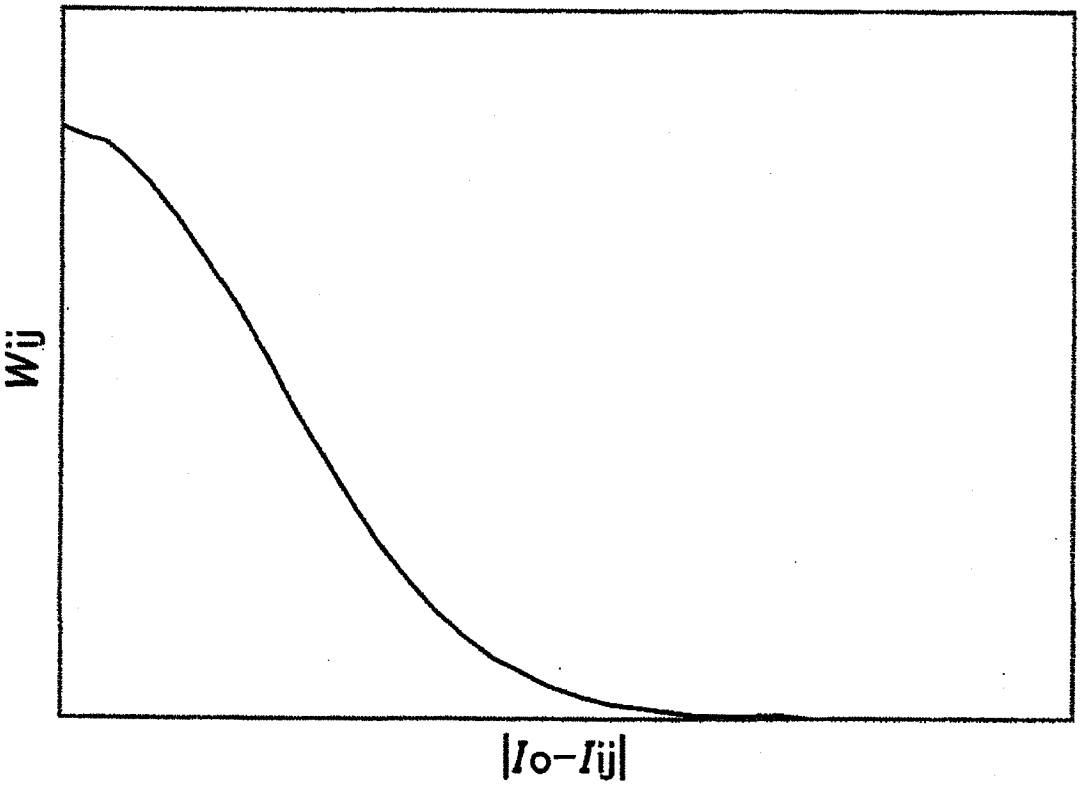
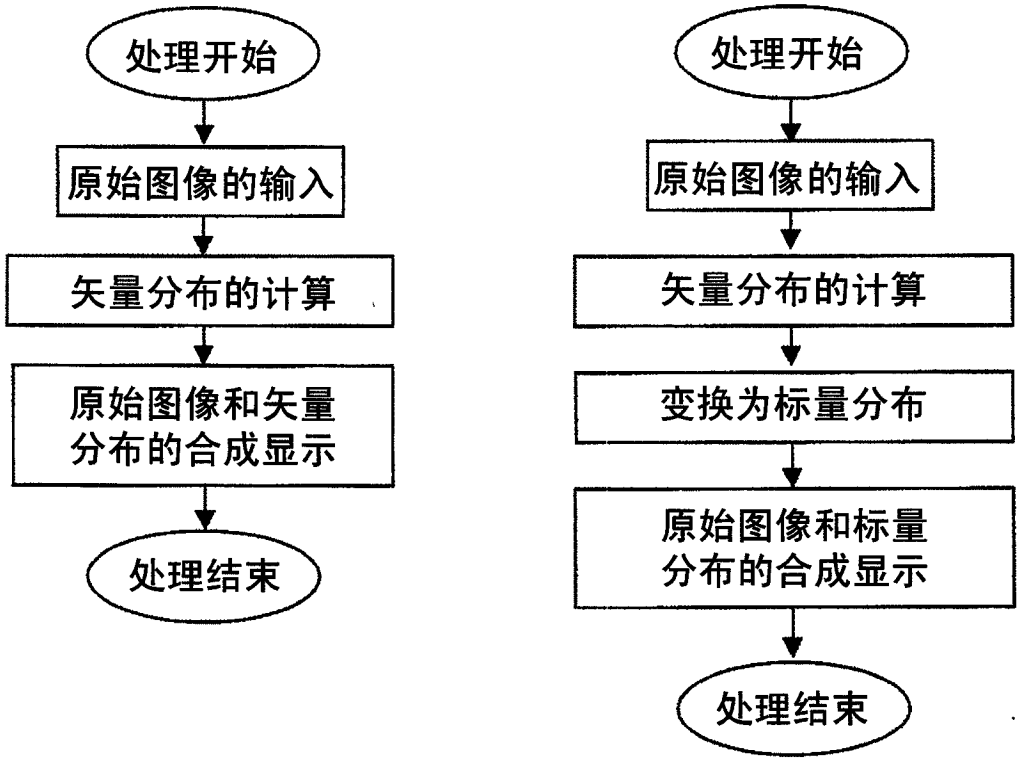

处理开始
矢量分布的输入
参数的设定
(ROI 尺寸、半值幅度)
将各二维矢量复数化
在各 ROI 中按照式 (8)
计算新的矢量
处理结束

图 10



（单侧高斯分布的例子）

图 11



(a) 与矢量分布的合成　　(b) 与标量分布的合成

图 12

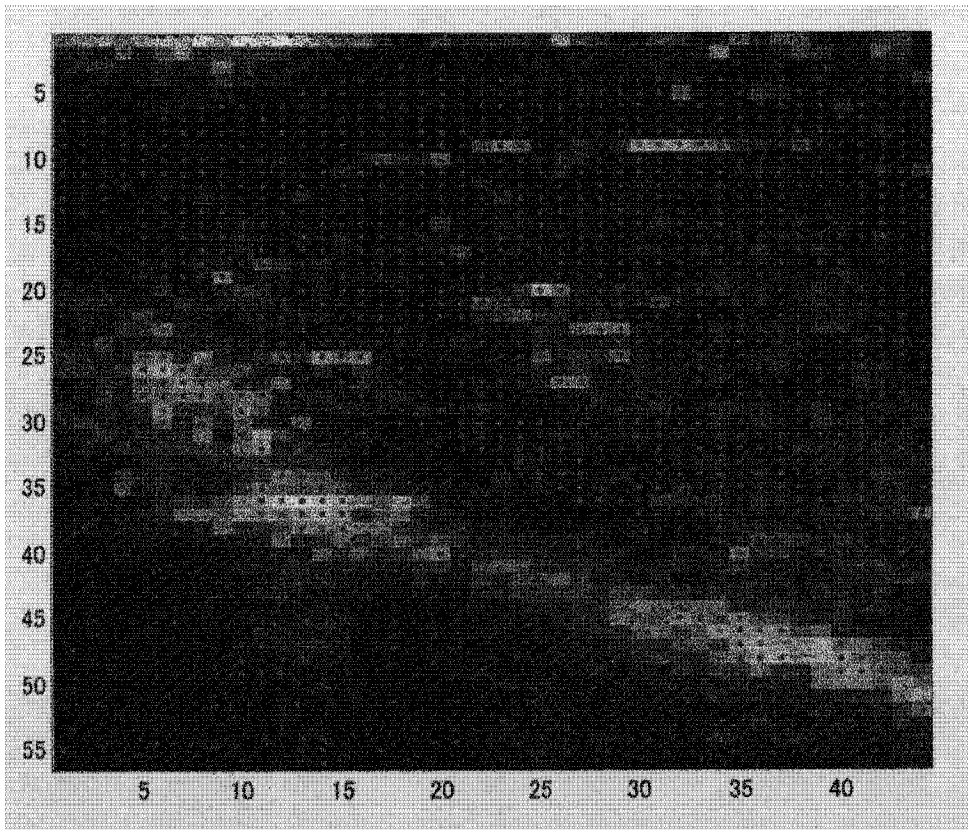


图 13

【数学式 1】

$$\mathbf{A}=\begin{pmatrix} A_{11X}+iA_{11Y} & A_{12X}+iA_{12Y} & \cdots & A_{1mX}+iA_{1mY} \\ A_{21X}+iA_{21Y} & \cdots & \cdots & A_{2mX}+iA_{2mY} \\ \cdots & \cdots & \cdots & \cdots \\ A_{m1X}+iA_{m1Y} & \cdots & \cdots & A_{mmX}+iA_{mmY} \end{pmatrix}$$

【数学式 2】

$$\mathbf{A}\mathbf{p}_k=\mathbf{A}\lambda_k\left(k\le m\right)$$

λ_k：本征值（复数）

$\mathbf{p}_k$：本征矢量（m行 1 列）

【数学式 3】

$$div\mathbf{A}=\nabla\bullet\mathbf{A}=\frac{\partial A_x}{\partial x}+\frac{\partial A_y}{\partial y}$$

【数学式 4】

$$\begin{pmatrix} -1 & -2 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 2 & 1 \end{pmatrix}$$

【数学式 5】

$$rot\mathbf{A}=\nabla\times\mathbf{A}=\frac{\partial A_y}{\partial x}-\frac{\partial A_x}{\partial y}$$

【数学式 6】

$$S_{xy}=\frac{1}{2}\left(\frac{\partial A_x}{\partial x}+\frac{\partial A_y}{\partial y}\right)$$

【数学式 7】

$$I_{ij}=A_{Xij}+iA_{Yij}$$

【数学式 8】

$$I_0'=\frac{\sum I_{ij}W_{ij}}{\sum W_{ij}}$$

【数学式 9】

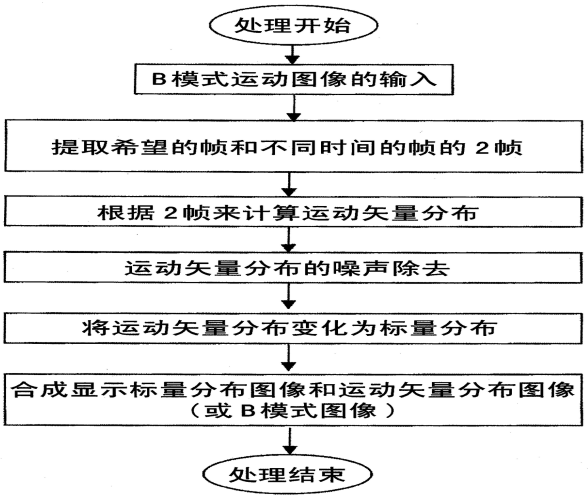
$$I_{ijk}=\left(A_{Xijk},A_{Yijk},A_{Zijk}\right)$$

【数学式 10】

$$I_0'=\frac{\sum I_{ijk}W_{ijk}}{\sum W_{ijk}}$$

图 14

专利名称(译)	超声波图像处理方法及装置、超声波图像处理程序		
公开(公告)号	CN102202580A	公开(公告)日	2011-09-28
申请号	CN200980143779.X	申请日	2009-10-29
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立医疗器械		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立医疗器械		
[标]发明人	增井裕也 东隆		
发明人	增井裕也 东隆		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/463 A61B8/469 G06T7/2006 G06T2207/10132 G09G2320/106 A61B8/5276 A61B8/08 A61B8/5246 A61B8/483 G06T7/215		
代理人(译)	张远		
优先权	2008287290 2008-11-10 JP		
其他公开文献	CN102202580B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种能够与由于部位、诊断或治疗目的不同而不同的分析方法相对应的超声波图像处理方法以及装置、超声波图像处理程序。本发明的超声波图像处理方法具有：图像数据生成步骤，用照射部对被检测体照射超声波，将来自被检测体的超声波信号通过检测部检测出并存储检测结果，根据存储的检测结果来生成检测时刻不同的至少2帧的图像数据；运动矢量分布像生成步骤，对所述图像数据使用多帧，并根据规定的运动矢量分析处理来生成运动矢量分布像；和变换步骤，根据设定的多个关注区域(ROI)，从矢量分布像变换为标量分布像。