



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102596050 B

(45) 授权公告日 2014. 08. 13

(21) 申请号 201080046798. 3

(22) 申请日 2010. 10. 26

(30) 优先权数据

2009-246734 2009. 10. 27 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2012. 04. 17

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2010/068988 2010. 10. 26

(87) PCT国际申请的公布数据

W02011/052602 JA 2011. 05. 05

(73) 专利权人 株式会社日立医疗器械

地址 日本东京都千代田区外神田四丁目 14
番 1 号

(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 张宝荣

(51) Int. Cl.

A61B 8/08 (2006. 01)

(56) 对比文件

JP 特开 2004-121834 A, 2004. 04. 22, 全文.

JP 特开 2004-121834 A, 2004. 04. 22, 全文.

JP 特开 2004-351050 A, 2004. 12. 16, 全文.

JP 特开 2004-351050 A, 2004. 12. 16, 全文.

JP 特开 2004-57275 A, 2004. 02. 26, 全文.

JP 特开 2002-222410 A, 2002. 08. 09, 全文.

CN 101378700 A, 2009. 03. 04, 全文.

JP 特开 2004-129773 A, 2004. 04. 30, 全文.

审查员 初博

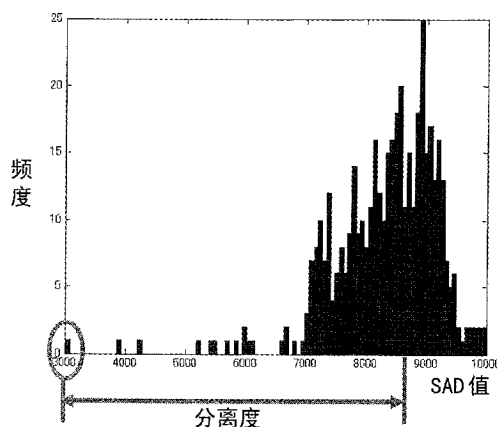
权利要求书2页 说明书11页 附图17页

(54) 发明名称

超声波成像装置及超声波成像方法

(57) 摘要

本发明提供一种超声波成像装置、超声波成像方法及超声波成像用程序。从处理接收信号而得到的 2 帧以上的图像中选择基准帧和比较帧。在基准帧中设定关心区域, 在比较帧中设定比关心区域宽的探索区域, 在探索区域内设定作为所述关心区域的移动目标的候补的多个候补区域, 按每个候补区域计算关心区域内和候补区域内的图像特征值的类似度, 求出整个探索区域内的类似度的分布。由此, 可基于类似度的分布来判别关心区域是否为噪声区域。例如, 采用在类似度的分布中求出将类似度的最小值和类似度的整体值进行比较的统计量的构成。通过比较统计量和阈值, 可判定关心区域的可靠度。从而, 提供可判别回波信号微弱的噪声区域的超声波成像装置。



1. 一种超声波成像装置,其特征在于,具有:

发送部,其向对象发送超声波;

接收部,其接收来自所述对象的超声波;和

处理部,其处理所述接收部的接收信号,生成 2 帧以上的图像,

所述处理部将所述生成的 2 帧以上的图像中的 1 帧作为基准帧,在预先确定的位置或从操作者接受的位置设定关心区域,将另外的 1 帧作为比较帧,在预先确定的位置或从操作者接受的位置设定比所述关心区域宽的探索区域,在所述探索区域内设定作为所述关心区域的移动目标的候补的多个候补区域,按每个所述候补区域计算所述关心区域内和所述候补区域内的图像特征值的类似度,求出整个所述探索区域内的所述类似度的分布,

所述处理部在所述类似度的分布中求出将所述类似度的最小值与所述类似度的整体值进行比较的统计量,根据该统计量判定所述关心区域的可靠度。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波成像装置,其特征在于,

所述处理部利用所述类似度的最小值、平均值及标准偏差求出所述统计量,通过比较求得的所述统计量和阈值来判定所述关心区域的可靠度。

3. 根据权利要求 2 所述的超声波成像装置,其特征在于,

所述处理部生成将所述比较帧中与所述关心区域对应的位置和所述类似度为最小的所述候补区域的位置进行连结的向量,对于被判定为所述可靠度低的所述关心区域,将所述向量置换为零或规定的向量。

4. 根据权利要求 1 所述的超声波成像装置,其特征在于,

所述处理部针对所述类似度分布而算出类似度的平均值、最小值及标准偏差,并求出将所述平均值与所述最小值之间的差分除以所述标准偏差而得到的分离度来作为所述统计量。

5. 根据权利要求 1 所述的超声波成像装置,其特征在于,

所述处理部针对所述类似度分布而算出类似度的平均值及标准偏差,并求出将所述标准偏差除以所述平均值而得到的变动系数来作为所述统计量。

6. 根据权利要求 2 所述的超声波成像装置,其特征在于,

所述处理部设定多个所述关心区域,对各关心区域求出所述统计量,并求出表示求得的统计量的值的频度的直方图分布,

作为所述阈值,使用所述直方图分布中的中位数、平均值、或者直方图分布呈多个山形状时山之间的谷的最小值的统计量。

7. 根据权利要求 1 所述的超声波成像装置,其特征在于,

所述处理部生成将所述类似度分布进行了平滑化处理的平滑化后类似度分布,并求出从平滑化处理前的所述类似度分布中减去所述平滑化后类似度分布而得到的差分类似度分布。

8. 根据权利要求 7 所述的超声波成像装置,其特征在于,

所述平滑化处理是下述处理,即:对于所述类似度分布,设定预先确定的大小的滤波器,并在使滤波器移动规定量的同时反复进行将该滤波器内的分布平滑化的处理,

所述处理部针对多个所述关心区域,生成将所述比较帧中与所述关心区域对应的位置和在所述平滑化处理前的类似度分布中所述类似度为最小的所述候补区域的位置进行连

结的向量,并将生成的向量之中最大的向量长度作为所述滤波器的大小。

9. 根据权利要求1所述的超声波成像装置,其特征在于,

所述处理部用拉普拉斯滤波器对所述类似度分布进行滤波处理来作成轮廓强调分布,通过提取所述轮廓强调分布中连续的轮廓线来求出所述对象的边界。

10. 根据权利要求1所述的超声波成像装置,其特征在于,

所述处理部具有:

第1处理单元,其针对在活体肿瘤边界附近设定的所述关心区域而求出所述类似度分布,生成以该类似度作为图像特征值的类似度分布图像,在该类似度分布图像上以所述关心区域所对应的位置为中心在多个不同方向上设定规定长度的一维区域;

第2处理单元,其按照设定的每个方向计算所述一维区域内的所述类似度的总和;

第3处理单元,其计算所述类似度总和最小的方向上的类似度总和与正交于该方向的方向上的一维区域的类似度总和之间的比率;和

第4处理单元,其基于所述比率来判定肿瘤的浸润度。

11. 根据权利要求10所述的超声波成像装置,其特征在于,

在所述第3处理单元计算出的所述比率小于预先设定的一定值的情况下,所述处理部判断该关心区域是构成边界线的点。

12. 一种超声波成像方法,其特征在于,

向对象发送超声波,对接收来自所述对象的超声波而得到的接收信号进行处理,生成2帧以上的图像,

从所述图像中选择基准帧和比较帧,

在所述基准帧中设定关心区域,

在所述比较帧中设定比所述关心区域宽的探索区域,在所述探索区域内设定作为所述关心区域的移动目标的候补的多个候补区域,

按每个所述候补区域计算所述关心区域内和所述候补区域内的图像特征值的类似度,求出整个所述探索区域内的所述类似度的分布,

在所述类似度的分布中求出将所述类似度的最小值与所述类似度的整体值进行比较的统计量,根据该统计量判定所述关心区域的可靠度。

超声波成像装置及超声波成像方法

技术领域

[0001] 本发明是涉及在通过超声波进行活体成像时可清楚地识别组织边界的超声波摄像方法及超声波摄像装置的技术。

背景技术

[0002] 在用于医疗图像诊断的超声波摄像装置中,例如,如专利文献 1 的记载所示,公知下述方法:基于诊断动态图像(B 模式图像)的小区域的变化量来推定组织的弹性系数分布,将硬度变换成彩色图进行显示。然而,例如在肿瘤的边缘部,有时相对于周围的组织而言声阻抗和弹性模量都没有太大不同,该情况下,无论在诊断动态图像中还是在弹性图像中都无法掌握肿瘤和周围的组织之间的边界。

[0003] 因此,在专利文献 2 记载的技术中提出了下述方法:通过根据诊断动态图像的运动向量直接作成标量场图像,由此可识别相对于周围而言声阻抗和弹性模量都没有太大不同的组织的边界。

[0004] 现有技术文献

[0005] 专利文献

[0006] 专利文献 1:日本特开 2004-135929 号公报

[0007] 专利文献 2:日本特开 2008-79792 号公报

发明内容

[0008] (发明要解决的课题)

[0009] 在现有的专利文献 2 所记载的技术中,通过对 2 个诊断图像数据进行块匹配处理来进行运动向量的推定,但是在进行推定处理时因图像数据的噪声的影像会产生错误向量。因而,存在着边界的识别度劣化的问题。尤其是,在回波信号微弱的穿透(penetration)界限区域中向量的推定精度会发生较大劣化。

[0010] 本发明的目的在于提供一种可判别回波信号微弱的噪声区域的超声波成像装置。

[0011] (用于解决课题的手段)

[0012] 为了达成上述目的,根据本发明的第 1 方式,提供一种如下的超声波成像装置。即,本发明的超声波成像装置具有:发送部,其向对象发送超声波;接收部,其接收来自对象的超声波;和处理部,其处理接收部的接收信号,生成 2 帧以上的图像。处理部将生成的 2 帧以上的图像中的 1 帧作为基准帧,在预先确定的位置或从操作者接受的位置设定关心区域。将另外的 1 帧作为比较帧,在预先确定的位置或从操作者接受的位置设定比关心区域宽的探索区域,在探索区域内设定作为所述关心区域的移动目标的候补的多个候补区域。按每个候补区域计算关心区域内和候补区域内的图像特征值的类似度,求出整个探索区域内的类似度的分布。由此,可基于类似度的分布来判别关心区域是否为噪声区域。

[0013] 例如采用下述构成:处理部在类似度的分布中求出将类似度的最小值和类似度的整体值进行比较的统计量,根据该统计量判定关心区域的可靠度。具体而言,例如处理部利

用类似度的最小值、平均值及标准偏差求出上述统计量,通过比较求得的统计量和阈值可判定关心区域的可靠度。

[0014] 例如,处理部能够生成将比较帧中与关心区域对应的位置和类似度为最小的候补区域的位置进行连结的向量,针对被判定为可靠度低的关心区域,将向量置换为零或者规定的向量。由此,能够去除错误向量等,从而能够提高向量的精度。

[0015] 例如,处理部能够针对类似度分布而算出类似度的平均值、最小值及标准偏差,将平均值与最小值之间的差分除以标准偏差而得到的分离度作为统计量来求出。另外,例如也可针对类似度分布而算出类似度的平均值及标准偏差,将标准偏差除以平均值而得到的变动系数用作统计量。

[0016] 与上述的统计量进行比较的阈值可如下求出。例如,设定多个关心区域,并针对每个区域求出统计量,求出表示求得的统计量的值的频度的直方图分布,作为阈值,使用直方图分布中的中位数、平均值、或者直方图分布呈多个山形状时山之间的谷的最小值的统计量。

[0017] 另外,可以生成将类似度分布进行了平滑化处理的平滑化后类似度分布,求出从平滑化处理前的所述类似度分布中减去平滑化后类似度分布后的差分类似度分布。由此,能够从类似度分布中去除因噪声引起的类似度的变动。

[0018] 上述平滑化处理例如采用下述方法:对于类似度分布设定预先规定的大小的滤波器,并在使滤波器移动规定量的同时反复进行将该滤波器内的分布平滑化的处理。滤波器的大小如下进行决定。针对多个关心区域而预先生成将比较帧中与关心区域对应的位置和在平滑化处理前的类似度分布中类似度为最小的候补区域的位置进行连结的向量。将生成的向量之中最大的向量长度作为滤波器的大小。

[0019] 也可用拉普拉斯滤波器对上述类似度分布进行滤波处理来作成轮廓强调分布,通过提取轮廓强调分布中连续的轮廓线来求出对象的边界。

[0020] 处理部通过采用如下构成,能够判定肿瘤的浸润度。即,处理部采用下述构成,具有:第1处理单元,其针对在活体肿瘤边界附近设定的关心区域而求出类似度分布,生成以该类似度作为图像特征值的类似度分布图像,在该类似度分布图像上以关心区域所对应的位置为中心在多个不同方向上设定规定长度的一维区域;第2处理单元,其按照设定的每个方向计算一维区域内的类似度的总和;第3处理单元,其计算类似度总和最小的方向上的类似度总和与正交于该方向的方向上的一维区域的类似度总和之间的比率;和第4处理单元,其基于比率来判定肿瘤的浸润度。

[0021] 在第3处理单元计算出的比率小于预先设定的一定值的情况下,判断出该关注像素是构成边界线的点,由此可以求出边界线。

[0022] 另外,根据本发明的第2方式,提供一种如下的超声波成像方法。即,在超声波成像方法中,向对象发送超声波,处理接收来自对象的超声波而得到的接收信号,并生成2帧以上的图像,从图像中选择基准帧和比较帧,在基准帧中设定关心区域,在比较帧中设定比所述关心区域宽的探索区域,在探索区域内设定作为所述关心区域的移动目标的候补的多个候补区域,按每个候补区域计算关心区域内和候补区域内的图像特征值的类似度,求出整个探索区域内的类似度的分布。

[0023] 另外,根据本发明的第3方式,提供一种如下的超声波成像用程序。即,本发明的

超声波成像用程序用于让计算机执行下述步骤:第1步骤,从2帧以上的超声波图像中选择基准帧和比较帧;第2步骤,在基准帧中设定关心区域;第3步骤,在比较帧中设定比关心区域宽的探索区域,在探索区域内设定作为关心区域的移动目标的候补的多个候补区域;和第4步骤,按每个候补区域计算关心区域内和候补区域内的图像特征值的类似度,求出整个探索区域内的类似度的分布。

[0024] (发明效果)

[0025] 根据本发明,能够基于类似度分布来判断关心区域是否为噪声多的区域。由此,可以抑制错误向量的发生,且即便在穿透界限区域中也可进行高精度的向量推定。能够提高根据推定的运动向量场而变换的标量场图像的精度,从而能够进行更适当的边界检测。

附图说明

[0026] 图1是表示实施方式1的超声波成像装置的系统构成例的框图。

[0027] 图2是表示实施方式1的超声波成像装置涉及的图像生成的处理顺序的流程图。

[0028] 图3是表示图2的步骤24的块匹配处理的详细的流程图。

[0029] 图4是以2层构造的仿真图(phantom)来说明图2的步骤24的块匹配处理的图。

[0030] 图5(a)是表示由实施方式1的超声波成像装置生成的B模式图像例的图,图5(b)是表示由实施方式1的超声波成像装置生成的运动向量分布图像例的图。

[0031] 图6(a)是表示在图5(b)的位置(3)处设定ROI而得到的SAD分布图像例的图,图6(b)是表示在图5(b)的位置(5)处设定ROI而得到的SAD分布图像例的图,图6(c)是图6(a)所示的SAD值的直方图,图6(d)是图6(b)所示的SAD值的直方图。

[0032] 图7是在SAD值的直方图上表示实施方式1中的分离度的定义的说明图。

[0033] 图8是表示在利用分离度进行图2的步骤25的处理的情况下的处理的详细的流程图。

[0034] 图9是表示将通过图8的处理求得的分离度的分布进行图像化的例子 的图。

[0035] 图10是表示在利用变动系数进行图2的步骤25的处理的情况下的处理的详细的流程图。

[0036] 图11是表示将通过图10的处理求得的变动系数的分布进行图像化的例子的图。

[0037] 图12(a)是表示通过图2的步骤24生成的运动向量分布图像例的图,图12(b)是表示通过图2的步骤25去除了错误向量后的向量分布图像例的图。

[0038] 图13是在运算实施方式2的SAD分布时去除噪声的处理的流程图。

[0039] 图14(a)是表示实施方式2的噪声去除前的SAD分布图像的例子 的图,图14(b)是表示将SAD分布图像进行平滑化(LPF)处理而得到的SAD分布图像的例子 的图,图14(c)是表示噪声去除后的SAD分布图像的例子 的图。

[0040] 图15是表示求出实施方式3的浸润度的处理的流程图。

[0041] 图16(a)~(h)是表示在图15的处理中用到的SAD分布的区域选择图案的说明图。

[0042] 图17(a)是表示在图5(b)的位置(1)处设定ROI而得到的SAD分布图像的图,图17(b)是表示在图5(b)的位置(2)处设定ROI而得到的SAD分布图像的图,图17(c)是表示对图17(a)所示的SAD值分布应用拉普拉斯滤波器后的图像的图,图17(d)是表示对图

17(b) 所示的 SAD 值分布应用拉普拉斯滤波器后的图像的图。

具体实施方式

[0043] 下面,说明本发明的一实施方式的超声波成像装置。

[0044] (实施方式 1)

[0045] 图 1 示出本实施方式的超声波成像装置的系统构成。本装置具备超声波边界检测功能。如图 1 所示,本装置构成为具备:超声波探头(探测器)1、用户接口 2、送波波束成形器 3、控制系统 4、送受切换开关 5、受波波束成形器 6、包络线检波部 7、扫描变换器 8、处理部 10、参数设定部 11、合成部 12 及显示部 13。

[0046] 超声波元件被一维排列而成的超声波探头 1,向活体发送超声波波束(超声波脉冲),并接收被活体反射的回波信号(受波信号)。在控制系统 4 的控制下,对焦于送波焦点的具有延迟时间的送波信号被送波波束成形器 3 输出,经由送受切换开关 5 而送至超声波探头 1。在活体内反射或者散射并返回到超声波探头 1 的超声波波束,通过超声波探头 1 被变换成电信号,并经由送受切换开关 5 而作为受波信号被送至受波波束成形器 6。

[0047] 受波波束成形器 6 是将相位相差 90 度的 2 个受波信号进行混合的复波束成形器,在控制系统 4 的控制下,进行根据接收定时来调整延迟时间的动态聚焦,并输出实部和虚部的 RF 信号。该 RF 信号被包络线检波部 7 检波之后被变换成影像信号,并将其输入至扫描变换器 8 而变换成图像数据(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。

[0048] 在本发明的装置中,通过处理部 10 实现超声波边界检测处理。处理部 10 具有 CPU10a 和存储器 10b, CPU10a 执行预先存储在存储器 10b 中的程序,由此进行以下的处理来检测被检者组织的边界。即,基于从扫描变换器 8 输出的 2 帧以上的图像数据,在处理部 10 中首先作成运动向量场。接着,将作成的运动向量场变换处理为标量场。然后,在通过合成部 12 对原始图像数据和与该原始图像数据对应的运动向量场或者标量场进行合成处理之后,由显示部 13 进行显示。

[0049] 在参数设定部 11 中,进行处理部 10 中的信号处理用的参数、合成部 12 中的显示图像的选择设定等。这些参数是由操作员(装置操作者)从用户接口 2 输入的。作为信号处理用的参数,例如可以从操作员接受期望帧 m 上的关心区域的设定、不同于帧 m 的帧 $m + \Delta$ 上的探索区域的设定。作为显示图像的选择设定,例如可以从操作者接受将原始图像和向量场图像(或标量图像)合成为 1 个图像而在显示器中进行显示、还是并排显示 2 个图像以上的动态图像这样的选择设定。

[0050] 图 2 示出本发明的处理部 10 及合成部 12 中的边界检测处理及图像处理的一例的流程图。处理部 10 首先从扫描变换器 8 中取得测量信号,然后对其实施通常的信号处理而作成 B 模式动态图像(步骤 21、22)。接着,从 B 模式动态图像中提取期望帧和与该期望帧的时间不同的帧这两帧(步骤 23)。例如,提取期望帧和下一帧这两帧。然后,根据这两个帧算出运动向量场(步骤 24)。运动向量场的算出是基于块匹配方法实施的。然后,对算出的运动向量场进行噪声去除处理(步骤 25),将进行了噪声去除的运动向量场变换成标量场(步骤 26)。然后,对标量场图像和运动向量场图像或 B 模式图像进行合成显示,结束 1 图像份的处理(步骤 27)。在步骤 23 中,作为期望帧,在时间序列上依次选择不同的帧,

反复进行上述步骤 21 ~ 27 的处理,并连续显示合成图像,由此可以显示合成图像的运动图像。

[0051] 图 3 是表示步骤 24 的详细处理的流程图,图 4 是说明步骤 24 的块匹配处理的图。利用图 3 及图 4,具体说明上述步骤 24 的运动向量场算出用的块匹配处理。在此,设在步骤 23 中选择了第 m 帧和第 $m+\Delta$ 帧。例如,设 $\Delta = 1$ 帧。首先,处理部 10 在帧 m 中如图 4 所示那样设定规定的像素数 N 的关心区域 ROI(region of interest:基准块)31(步骤 51)。将 ROI31 中包含的像素的亮度分布表示为 $P_m(i_0, j_0)$ 。 i_0, j_0 表示 ROI31 内的该像素的位置。然后,处理部 10 在第 $m+\Delta$ 帧中,在帧 m 的 ROI31 所对应的位置及其附近处设定规定的大小的探索区域 32(步骤 52)。在这里,关于 ROI31 的设定,说明了处理部 10 在帧 m 的整个图像中依次设定 ROI31,并设定以其作为中心的规定的的大小的探索区域 32 的构成,但是处理部 10 也可以设定预先规定的位置及大小的 ROI31 和在其附近预先规定的大小的探索区域 32,或者处理部 10 也可以在参数设定部 11 从操作员接受的关心区域 (ROI) 及探索区域内设定 ROI31 及探索区域 32。

[0052] 探索区域 32 被划分成与 ROI31 相等大小的多个移动候补区域 33。处理部 10 通过计算而求出相对于 ROI31 的亮度而言类似度最高的移动候补区域 33,选择为移动目标区域。作为表示类似度的指标,可采用差分绝对值和、均方根、互相关值等。在这里,以下作为一例而说明利用差分绝对值和的情况。

[0053] 将探索区域 32 内的移动候补区域 33 中包含的像素的亮度分布表示为 $P_{m+\Delta}(i, j)$ 。 i, j 表示移动候补区域 33 内的该像素的位置。处理部 10 计算 ROI31 的像素的亮度分布 $P_m(i_0, j_0)$ 和移动候补区域 33 的亮度分布 $P_{m+\Delta}(i, j)$ 之间的差分绝对值和 SAD(sum of absolute difference)(步骤 53)。在这里, SAD 由下式 (1) 进行定义。

[0054] [公式 1]

$$[0055] \quad SAD = \sum_{i,j} |p_m(i_0, j_0) - p_{m+\Delta}(i, j)| \quad \dots\dots (1)$$

[0056] 处理部 10 针对探索区域 32 的所有移动候补区域 33 求出与 ROI31 之间的 SAD 值,将在求得的 SAD 分布之中 SAD 值最小的移动候补区域 33 判定为移动目标区域,决定将 ROI31 的位置和最小 SAD 值的移动候补区域 33 的位置进行连结的运动向量(步骤 54)。

[0057] 之后,处理部 10 使 ROI31 在帧 m 的整个图像中移动的同时,反复进行上述处理,由此针对帧 m 的图像整体而决定运动向量(步骤 55)。通过生成例如用箭头表示所决定的向量的图像,由此得到运动向量场(运动向量分布图像)。

[0058] 图 5(a)、(b) 是通过上述处理得到的 B 模式图像例和运动向量分布图像例。图 5(a) 的 B 模式图像是将凝胶基材仿真图 41、42 叠加成 2 层,将超声波探测器固定于上侧的仿真图 41,在沿着横向移动的同时进行拍摄而得到的图像。将图 5(a) 的 B 模式图像作为帧 m ,通过与下一帧(帧 $m+\Delta$, $\Delta = 1$ 帧)之间的块匹配处理(步骤 24)而求得的运动向量为图 5(b)。

[0059] 如图 5(b) 所示,固定了超声波探测器 1 的上侧仿真图 41 所对应的上侧 1/3 左右的区域相对处于静止状态,下侧的仿真图 42 成为表示横向移动的向量场(朝向侧面的箭头)。然而,关于图 5(b) 的下侧仿真图 42 的下部 1/3 左右的区域,箭头指向斜上方,朝向不固定,发现运动向量紊乱的现象。该现象是由于距探测器 1 的距离越远检测灵敏度的 SN 比 (SNR)

越下降而引起的,表示了穿透界限。即,在远离探测器 1 的低 SNR 区域产生了错误向量。

[0060] 利用图 6,说明上述步骤 25 的运动向量场的噪声去除处理。

[0061] 图 6(a)、(b) 是将在图 5(b) 的位置 (3) 及 (5) 分别设定 ROI31 并通过步骤 24 求得的下一帧的探索区域 32 的各移动候补区域 33 的 SAD 值,分别表示为移动候补区域 33 的浓度的图 (SAD 分布图)。图 6(a)、(b) 的整体分别表示探索区域 32,探索区域 32 被划分成 21×21 个移动候补区域 33。设移动候补区域 33 的块尺寸为 30×30 像素,设探索区域 32 为 50×50 像素,并使移动候补区域 33 在探索区域 32 内按每次 1 像素地移动。探索区域 32 被设定成:ROI31 的位置所对应的移动候补区域 33 的位置位于探索区域 32 的中心。

[0062] 在图 6(a) 的 SAD 分布中,从探索区域 32 的中心偏向右侧旁边的位置的移动候补区域 33 的 SAD 值最小。由此可知,针对图 5(b) 的位置 (3),在步骤 24 中决定了朝右侧面的向量。由图 5(b) 可确认,位置 (3) 是 2 层仿真图 41、42 的边界的偏下侧 (仿真图 42 侧) 附近,显示了朝右侧面的向量。

[0063] 在这里,关注图 6(a) 的 SAD 值的空间分布可知,在 SAD 值为最小的移动候补区域 33 的周围,在横向即沿着 2 层仿真图 41、42 的边界的方向上,形成了 SAD 值小的区域 (SAD 值的谷)。如图 6(b) 所示,由该现象启示出:即便不使 ROI31 在帧 m 的整个区域移动并作成所有的运动向量场,也能够根据图 6(a) 的 SAD 分布直接检测出边界。

[0064] 另一方面,因为图 6(b) 的 SAD 值分布是图 5(b) 的运动向量紊乱的区域内的位置 (5) 处的 SAD 值分布,所以可知 SAD 值最小的移动候补区域 33 在噪声值变小的靠近探测器 1 的上部的较宽区域内均匀展宽,因此运动向量朝上,变得容易紊乱。另外,可知在 SAD 值最小的移动候补区域 33 的周围应该形成的 SAD 值小的区域 (SAD 值的谷) 也被整体的噪声变动淹没,因此无法识别出。

[0065] 在本发明中,如图 6(a) 所示,在噪声小的位置 (3) 处设定了 ROI31 的 SAD 分布图像中,由于 SAD 值最小的移动候补区域 33 采取明显小于周边区域的 SAD 值,所以能够清晰地识别出,相反,如图 6(b) 所示,在噪声多的位置 (5) 处设定了 ROI31 的探索区域 32 的 SAD 分布图像中,无法清晰地识别出 SAD 值最小的移动候补区域 33,利用上述现象来判别噪声多的 ROI31。对噪声多的 ROI31 进行去除所对应的运动向量的处理。

[0066] 处理部 10 为了进行上述判别,例如在图 2 的步骤 25 中,根据在规定的处设定了 ROI31 的情况下的图 6(a)、(b) 那样的探索区域 32 的 SAD 分布,如图 6(c) 及 (d) 所示那样作成表示 SAD 值的分布的直方图。在图 5(b) 的位置 (3) 处设定了 ROI31 的情况下的直方图如图 6(c) 所示, SAD 最小值与直方图分布中的频度大的 SAD 值充分地分离。即,最小的 SAD 值和频度大的 SAD 值的范围被充分地分离。另一方面,在图 5(b) 的位置 (5) 处设定了 ROI31 的情况下的直方图如图 6(d) 所示,因为相对于 SAD 值的分布而言频度的差并不大,因此直方图分布以宽幅扩展。因此, SAD 最小值包含在频度大的 SAD 值的范围内,最小的 SAD 值和频度大的 SAD 值的范围之间的分离不充分。

[0067] 根据这种特性,通过比较探索区域 32 的 SAD 分布的直方图的 SAD 最小值和频度大的 SAD 值,能够判别在该探索区域 32 中对应的 ROI31 的信号的可信度 (噪声的多少)、及在该探索区域 32 中决定的运动向量的可信度。由此,能够将可信度低的区域判别为低 SNR 区域,并且也能够判别所对应的运动向量的可信度。

[0068] 在本发明中,在 SAD 值分布的直方图中,为了判断 SAD 最小值与频度大的 SAD 值之

间的分离度而采用下述指标。首先,说明以分离度参数作为指标的情况下的处理方法。图 7 示出分离度的定义的概念。分离度是相当于直方图的分布平均值与最小值之间的距离的值,如下式 (2) 进行定义。

[0069] [公式 2]

[0070]

$$\text{分离度} \equiv \frac{\bar{s} - s_{\min}}{\sigma_s} \quad \dots\dots (2)$$

[0071] \bar{s} : SAD 值平均值

[0072] s_{\min} : 最小 SAD 值

[0073] σ_s : SAD 值标准偏差

[0074] 在式 (2) 中,为了避免因分布的差异而带来的影响,用标准偏差实施了规格化。

[0075] 图 8 示出判别以分离度作为指标的情况下的噪声较大的区域,并去除运动向量的处理的流程。该处理具体表示图 2 的步骤 25 的处理,针对图 3 的步骤 51 中在帧 m 中设定的所有 ROI31 进行。处理部 10 首先决定作为对象的 ROI31 (步骤 81),针对所决定的 ROI31,利用在图 3 的步骤 52、53 中设定及运算出的探索区域 32 的所有移动候补区域 33 的 SAD 值,根据统计处理的方式计算 SAD 值的平均值、最小值、标准偏差 (步骤 82)。然后,求出用上式 (2) 定义的分离度 (步骤 83)。针对所有 ROI31 反复进行该处理 (步骤 84)。关于通过步骤 84 求得的分离度低于规定值的 ROI31,因为是噪声大、且运动向量的可靠性低的区域,所以将通过图 3 的步骤 54 求得的运动向量置换为 0 (步骤 85)。由此,能够根据运动向量图像来判别可靠性低的区域,并去除向量 (错误向量)。

[0076] 在上述步骤 85 中,作为用于判定分离度是否低的规定值,能够利用预先规定的阈值、或者在步骤 84 中针对所有 ROI31 求得的分离度的分布的中位数。或者,生成求得的分离度的直方图,在形成有多个频度的山的情况下,作为阈值,可使用位于分离度最低的一侧的山与位于分离度比其高的一侧的山之间的谷的位置的分离度。

[0077] 使在步骤 83 中针对所有 ROI31 求得的分离度图像化之后的图像在图 9 中示出。在图 9 中,在帧 m 中设定 33×51 个 ROI31,各 ROI31 的分离度通过浓度进行表示。如图 9 可知,分离度在帧 m 的下部的低 SNR 区域变低,分离度反映出运动向量推定的可靠性。

[0078] 在上述图 8 的处理中,虽然利用了分离度,但是作为用于判断 SAD 最小值与频度大的 SAD 值之间的分离度的指标,也可使用其他指标。例如,可以使用变动系数。变动系数如下式进行定义,是用平均值对标准偏差进行规格化而得到的统计量,表示分布的偏差的大小 (即,最小值的分离难易度)。

[0079] [公式 3]

[0080]

$$\text{变动系数} \equiv \frac{\sigma_s}{\bar{s}} \quad \dots\dots (3)$$

[0081] 图 10 示出将以变动系数作为指标的情况下的噪声较大的区域的向量去除的处理的流程。该处理与图 8 的处理流程同样地,决定作为对象的 ROI31 (步骤 81),针对所决定的 ROI31,利用在图 3 的步骤 52、53 中设定及运算出的探索区域 32 的所有移动候补区域 33 的

SAD 值,根据统计处理的方式计算 SAD 值的平均值和标准偏差(步骤 101)。然后,求出由上式(3)定义的变动系数(步骤 102)。针对所有 ROI31 反复进行上述处理(步骤 84)。关于通过步骤 102 求得的变动系数大于规定值的 ROI31,将通过图 3 的步骤 54 求得的运动向量置换为 0(步骤 85)。由此,能够判别噪声大的 ROI31,从而能够根据运动向量图像判别可靠性低的区域,并去除向量(错误向量)。

[0082] 在上述步骤 85 中,作为用于判定变动系数是否高的规定值,能够利用预先规定的阈值、或者在步骤 84 中针对所有 ROI31 求得的变动系数的分布的中位数。或者,生成求得的变动系数的直方图,在频度呈两个山形的情况下,作为规定值而采用两个山之间的谷的最小值也是有效的。

[0083] 图 11 示出使在步骤 102 中针对所有 ROI31 求得的变动系数图像化之后的图像。在图 11 中,各 ROI31 的变动系数通过浓度进行表示。由图 11 可知,变动系数在帧 m 的下部的低 SNR 区域变大,变动系数反映出运动向量推定的可靠性。

[0084] 图 12(a)、(b) 示出错误向量去除前和去除后的运动向量分布图像的例子。图 12(a) 是与图 5(b) 相同的错误向量去除前的运动向量场,图 12(b) 是通过图 10 的处理,根据 SAD 分布求出变动系数分布,将变动系数分布的中位数作为阈值,将变动系数比该阈值大的 ROI 判定为可靠性低,并将运动向量设为 0(静止状态)的图。将图 12(a)、(b) 对比可知,关于运动向量紊乱的下侧的区域,其错误向量被明显地去除了,并置换成静止状态。即,能够将下侧的区域判定为未准确得到超声波回波的穿透区域(即可靠性低的区域)。

[0085] 在通过上述的图 8 及图 10 的处理去除了运动向量分布的错误向量之后,通过图 2 的步骤 26、27 将运动向量分布变换成标量分布,对标量分布图像和运动向量分布图像(或 B 模式图像)进行合成显示。

[0086] 此外,在图 8 及图 10 的处理中,去除了可靠性低的区域的运动向量并使之处于静止状态,但是本发明并不限于该处理方法。例如,也可取代将运动向量设定为静止状态的方式,而采用仍保持之前针对相同区域得到的运动向量的状态的处理方法。

[0087] (实施方式 2)

[0088] 在实施方式 1 中,在求出 SAD 分布之后,根据 SAD 分布判别 ROI31 是否为低 SNR 区域,并在为低 SNR 区域的情况下去除运动向量等,而在本实施方式中,在运算 SAD 分布时去除噪声,并利用噪声去除后的检测灵敏度高的 SAD 分布来求出可靠性高的运动向量。

[0089] 图 13 是在运算本实施方式 2 的 SAD 分布时去除噪声的处理流程。图 13 的处理,在实施方式 1 的图 3 的步骤 51 ~ 54 的 SAD 运算处理中追加了噪声去除处理(步骤 132、133)。图 14(a)、(b)、(c) 表示图 13 的各处理阶段的 SAD 分布的例子。

[0090] 如图 13 所示,处理部 10 首先进行与实施方式 1 的图 3 的步骤 51 ~ 53 相同的处理,求出 SAD 值分布。将求得的 SAD 分布图像的例子表示在图 14(a) 中。ROI31 是图 5(b) 的位置(4),虽然仿真图 42 原本沿着横向相对移动,但因噪声的影响使得上侧的移动候补区域 33 的 SAD 值最小,所以若直接这样决定运动向量,则会产生向量的误检测。为了避免这种误检测,处理部 10 对通过步骤 51 ~ 53 得到的 SAD 分布图像实施平滑化处理(低通滤波器 LPF(low pass filter) 处理)(步骤 132)。平滑化处理,例如将规定大小的滤波器施加于 SAD 分布图像,削减滤波器内的 SAD 分布的高频分量而进行平滑化。在使滤波器按规定量移动的同时反复进行该处理。这样,因为仿真图 42 的移动而带来的 SAD 值的变化急剧,

因此通过 SAD 值分布图像的平滑化能够去除,相对于此,因为噪声导致的 AD 值的变动缓慢,因此通过 SAD 值分布图像的平滑化能够进行提取。图 14(b) 示出通过平滑化处理而得到的 SAD 值分布图像。

[0091] 接着,求出步骤 53 的原始 SAD 值分布和步骤 132 的平滑化处理后的 SAD 值分布之间的差分(步骤 133)。由此,能够得到噪声导致的 SAD 值的变动被去除后的、因仿真图的移动而带来的原本的 SAD 值分布。图 14(c) 示出所得到的分布。利用所得到的 SAD 值分布来进行图 3 的步骤 54,将最小的 SAD 值的移动候补区域 33 判定为移动目标,决定运动向量。运动向量决定后,通过实施方式 1 的图 3 的步骤 56 的处理来生成运动向量分布图像。另外,通过实施方式 1 的图 2 的步骤 25 还可以进行去除运动向量分布的可靠性低的向量等的处理。

[0092] 如上述,通过本实施方式 2 的处理,能够利用因噪声导致的 SAD 值变动被去除后的 SAD 值分布来决定运动向量,因而能够提高运动向量的可靠性。

[0093] 此外,在上述平滑化处理中,虽然利用了 LPF,但是并不限于此,在因被检者(仿真图)的移动而带来的 SAD 值的分布的空间频率高(即更为复杂的形状)的情况下,应用带通滤波器也是有效的。

[0094] 在步骤 132 的滤波处理中用到的滤波器的一边的大小能够如下决定。即,对未进行平滑化处理的 SAD 分布预先进行图 3 的步骤 54 而作成运动向量场,求出该运动向量场的最大向量长度,将最大向量长度设定为低通滤波器或者带通滤波器的一边的大小。

[0095] (实施方式 3)

[0096] 下面,作为实施方式 3 而说明下述的处理方法:利用通过实施方式 1 的图 3 的步骤 53 求得的 SAD 值分布,直接求出组织的边界,并且判定活体肿瘤相对于正常组织的浸润度。其中,在本实施方式 3 中,将探索区域 32 的移动候补区域 33 简称为区域 33。另外,将 ROI31 也称作关注像素。

[0097] 由于沿着被检者的组织的边界的区域其组织的类似度高,所以在 B 模式图像中表现出相近的亮度。为此,SAD 的特征在于沿着被检者的组织的边界的区域 33 表现出比沿着边界的正交方向的区域 33 小的值。另一方面,若活体肿瘤的浸润扩展,则边界变得不清楚,所以沿着边界的区域 33 的 SAD 值变大。利用该特征来判定浸润度。

[0098] 图 15 表示本实施方式 3 的处理部 10 的处理流程。另外,图 16(a) ~ (h) 表示对象方向和与之对应地在 SAD 值分布图像上选择的区域 33 的 8 个图案。

[0099] 首先,处理部 10 在 B 模式图像的期望帧 m 中想要调查的组织的边界位置设定关注像素(ROI)31,在帧 $m+\Delta$ 中设定探索区域 32,求出探索区域 32 的 SAD 值分布(步骤 151)。帧的选择方法及 SAD 值分布的运算方法与实施方式 1 的图 2 的步骤 21 ~ 23 及图 3 的步骤 51 ~ 53 同样地进行。

[0100] 在该 SAD 值分布中,如图 16(a) 所示,选择通过探索区域 32 的中心且沿着规定的对象方向(水平方向)151 配置的区域 33(步骤 63),求出所选择的区域 33 的 SAD 值之和(步骤 64)。同样地,选择沿着对象方向 151 的正交方向(垂直方向)152 配置的区域 33,也求出所选择的区域 33 的 SAD 值之和。

[0101] 反复执行该步骤 63、64 的处理,直至对图 16(a) ~ (h) 的 8 个图案的所有图案执行完毕为止(步骤 62)。在图 16(b) 的图案中,求出沿着规定的对象方向(相对于水平方

向以逆时针旋转的方式倾斜了约 30° 的方向)151 配置的区域 33 的 SAD 值之和,求出沿着其正交方向 152 配置的区域 33 的 SAD 值之和。

[0102] 在图 16(c) ~ (h) 的图案中,分别求出沿着相对于水平方向以逆时针旋转的方式倾斜约 45° 、约 60° 、 90° 、约 120° 、约 135° 、约 150° 的对象方向 151 配置的区域 33 的 SAD 值之和、以及沿着其正交方向 152 配置的区域 33 的 SAD 值之和。

[0103] 选择求得的各对象方向 151 的 SAD 值之和最小的对象方向 151(步骤 65)。所选择的对象方向 151 的方向为组织的边界的方向。由此,能够不求出运动向量的情况下直接检测边界。

[0104] 接着,选择正交于所选择的对象方向 151 的方向 152(步骤 66)。算出所选择的对象方向 151 的 SAD 值之和、和与其正交的方向 152 的 SAD 值之和的比率(对象方向的 SAD 值之和 / 正交方向的 SAD 值之和)(步骤 67)。

[0105] 在浸润度低而边界明确的情况下,边界方向(所选择的对象方向 151)的 SAD 和变小、正交方向 152 的 SAD 和变大,所以作为比率会得到较小的值。另一方面,随着浸润度变大而边界变得不清楚,边界方向(所选择的对象方向 151)的 SAD 和也会增大,所以比率也逐渐增大。因此,能够将比率作为参数来评价浸润度。具体而言,例如将预先规定的多个基准值与比率进行对比来判定浸润的程度,并显示判定结果。

[0106] 此外,可以在比率小于预先设定的一定值的情况下,识别为该关注像素(ROI31)是构成边界线的点,并显示边界。

[0107] 此外,在求出各方向的 SAD 值之和时,能够利用依赖方向的滤波器。依赖方向的滤波器是具有在处理像素的滤波范围(探索区域 32)中判定一维方向的浓度变化最小的方向的功能的滤波器。

[0108] 在图 16(a) ~ (h) 中,为了易于图示,示出了由 5×5 的区域 33 构成的探索区域 32 中对象方向 151 及正交方向 152 的区域选择图案,但在实际处理中,对应于探索区域 32 的区域 33 的数量而设定区域选择图案。

[0109] (实施方式 4)

[0110] 作为实施方式 4,说明根据探索区域 32 的 SAD 值分布在不求出运动向量的情况下直接检测边界的其他方法。在这里,应用进行与 2 次微分对应的强调处理的拉普拉斯滤波器。

[0111] 在图 17(a) 及 (b) 中,在图 5(b) 的位置 (1) 和 (2) 处设定 ROI31,并示出探索区域 32 的 SAD 分布。位置 (1) 是相对于探测器 1 而言相对静止的仿真图 41 的内部的位置。位置 (2) 位于仿真图 41 与相对于该仿真图 41 相对横向移动的仿真图 42 之间的边界附近。求出位置 (1)、(2) 处的 SAD 分布的处理,与实施方式 1 的图 2 的步骤 21 ~ 23 及图 3 的步骤 51 ~ 53 同样地进行。若对得到的 SAD 分布图像(图 17(a) 及 (b))应用进行空间 2 次微分的拉普拉斯滤波器,则根据轮廓强调效果,可分别得到 SAD 值的变动大的部分被强调后的图 17(c) 及 (d) 的图像。

[0112] 在探索区域 32 中存在边界的情况下,如图 17(d) 所示,生成了沿着边界的 SAD 值的变动大的区域被强调并提取为条状的轮廓强调分布。由此,通过 2 值化处理对轮廓强调分布中连续的轮廓线的区域(移动候补区域 33)进行提取显示,由此能够根据 SAD 值的拉普拉斯图像检测边界。另一方面,在探索区域 32 中不存在边界的情况下,如图 17(c) 所示,

SAD 值的变动大的区域仅是中心区域（与 ROI31 的位置对应的移动候补区域 33），与周围孤立，不是连续的轮廓线。由此可知边界不位于该位置。

[0113] 根据上述处理，能够对 SAD 分布实施拉普拉斯处理而直接提取边界。由此，能够省略实施方式 1 的用于决定运动向量并使其图像化的图 3 的步骤 54、55、以及进行运动向量的噪声去除或向标量分布的变换来推定边界的图 2 的步骤 25 ~ 26，因此能大幅削减处理量。

[0114] （产业上的可利用性）

[0115] 本发明能够应用于医用超声波诊断和治疗装置、以及利用包含超声波的电磁波等来测量失真或偏差的所有装置。

[0116] 符号说明

[0117] 1- 超声波探头（探测器）；2- 用户接口；3- 送波波束成形器；4- 控制系统；5- 送受切换开关；6- 受波波束成形器；7- 包络线检波部；8- 扫描变换器；10- 处理部；10a-CPU；10b- 存储器；11- 参数设定部；12- 合成部；13- 显示部。

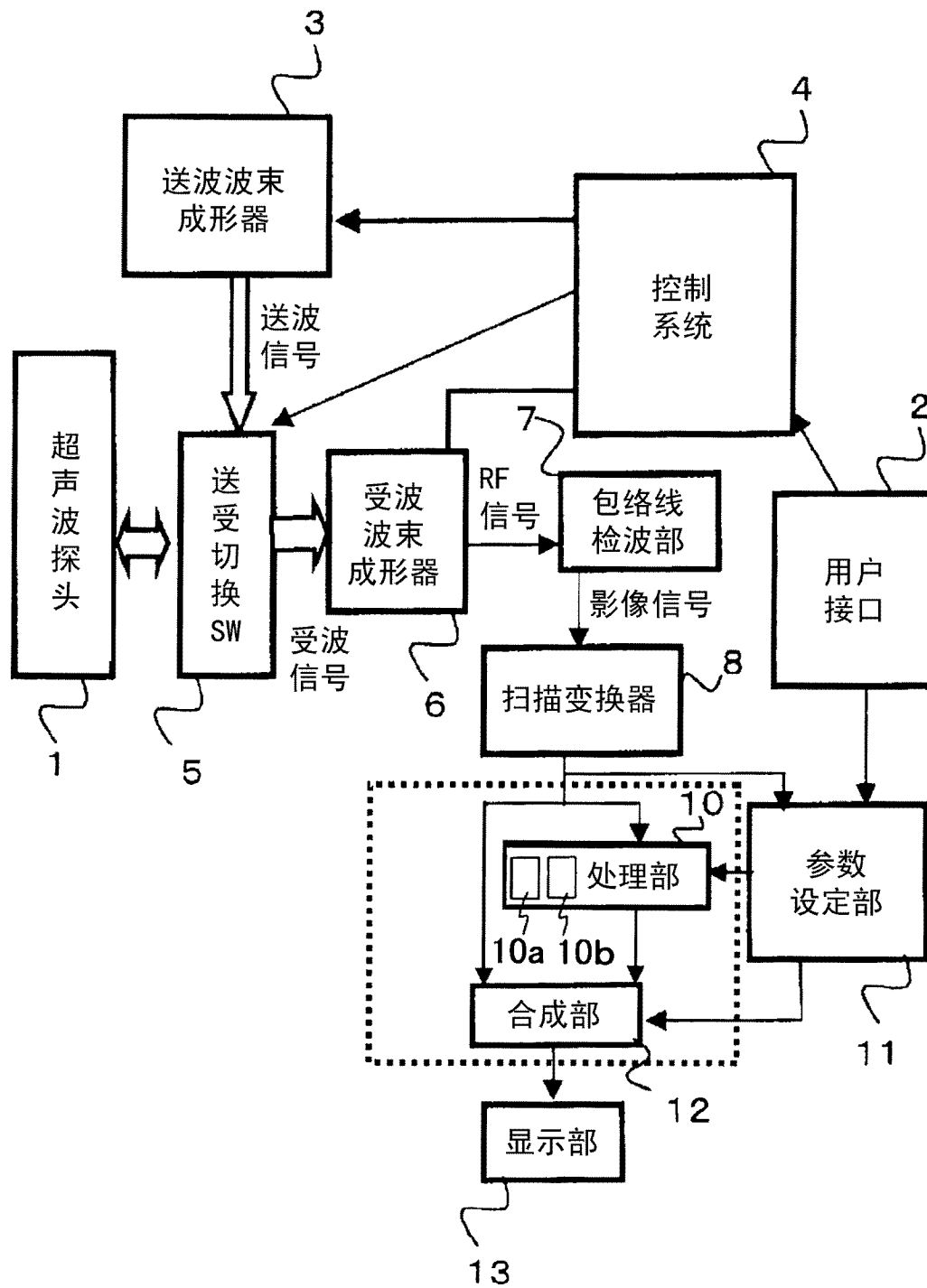


图 1

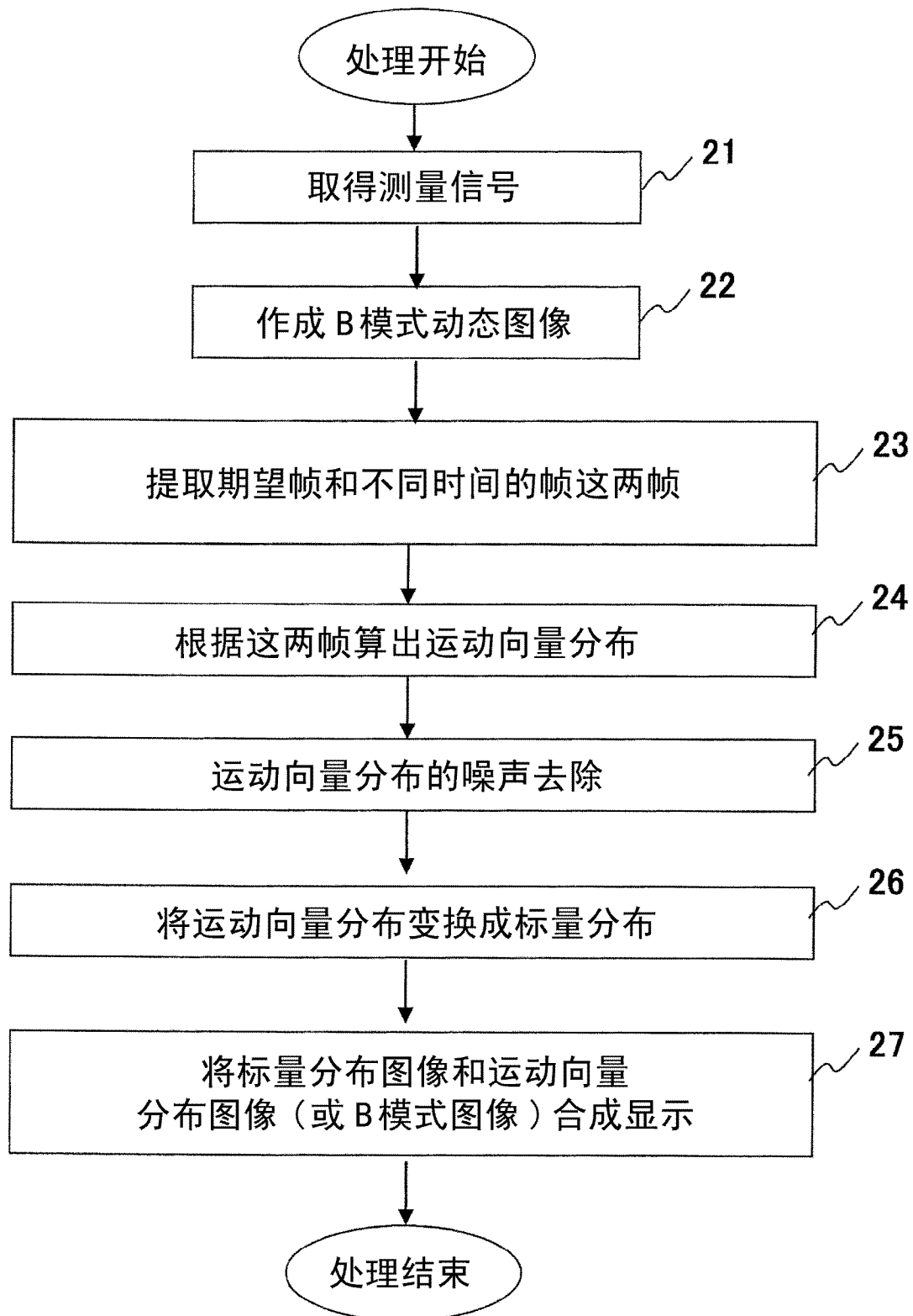


图 2

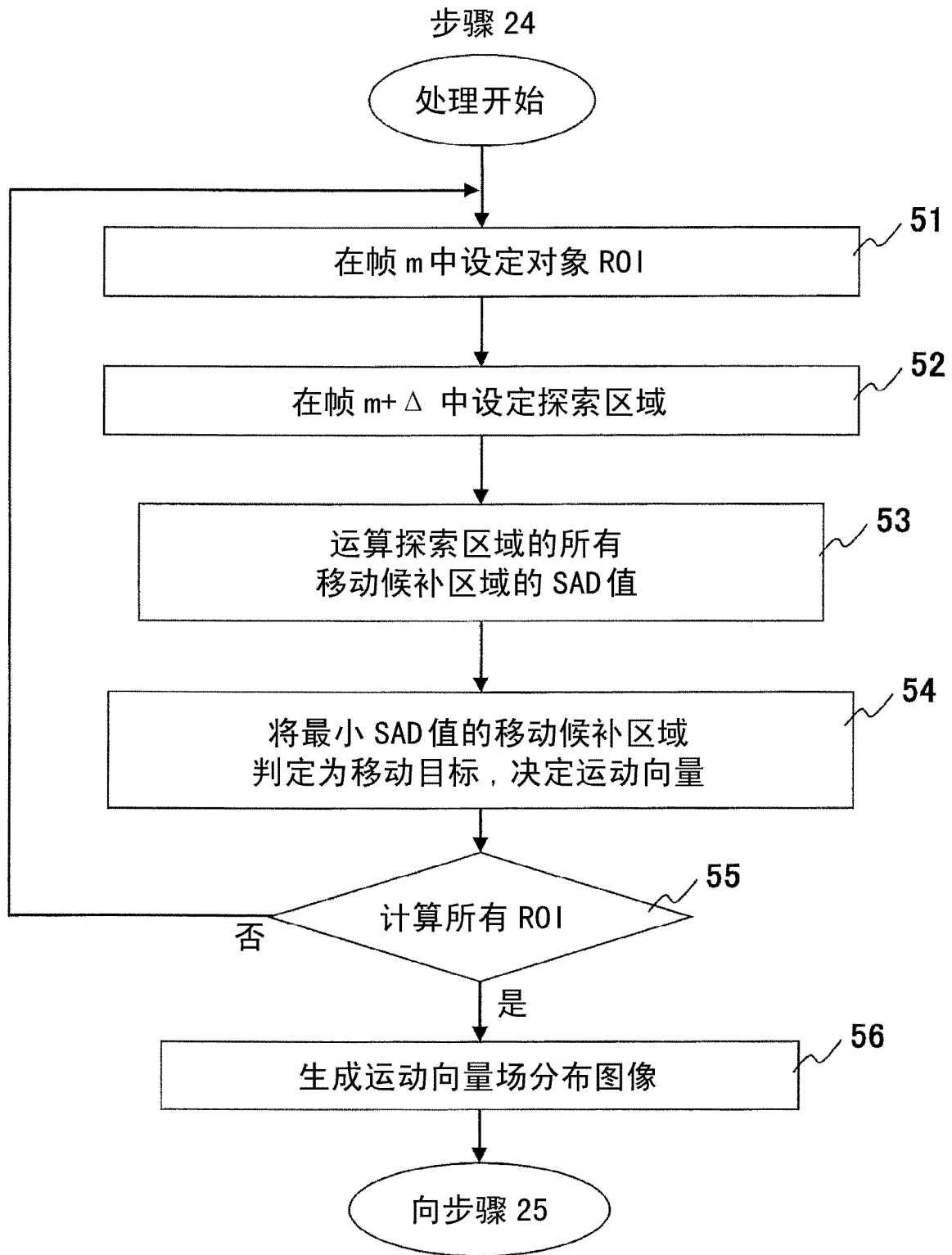


图 3

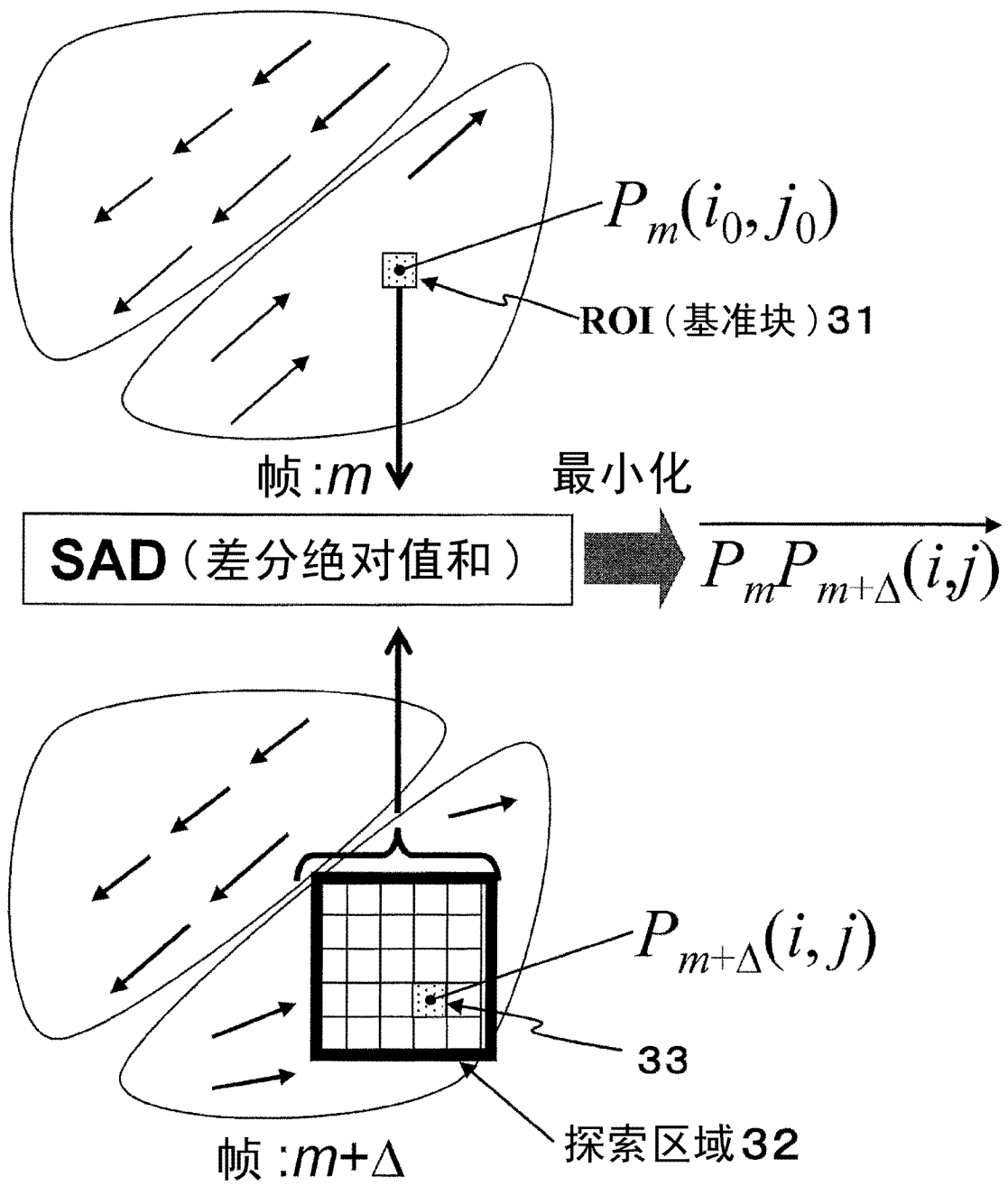


图 4

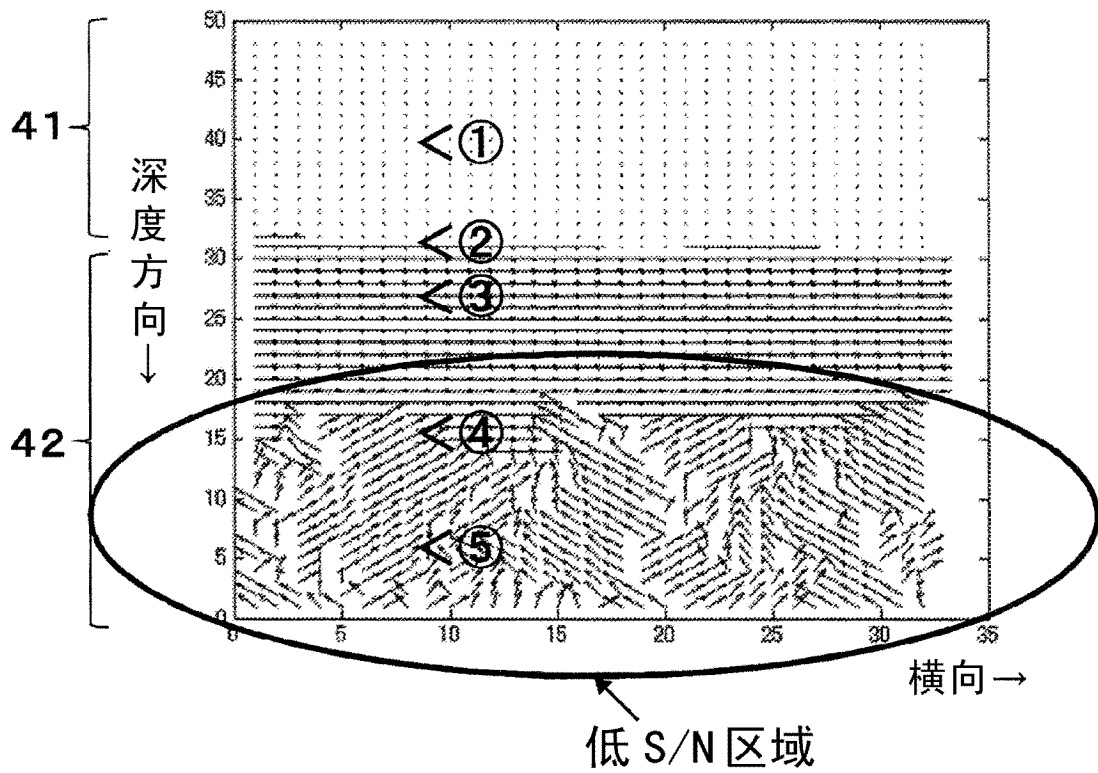
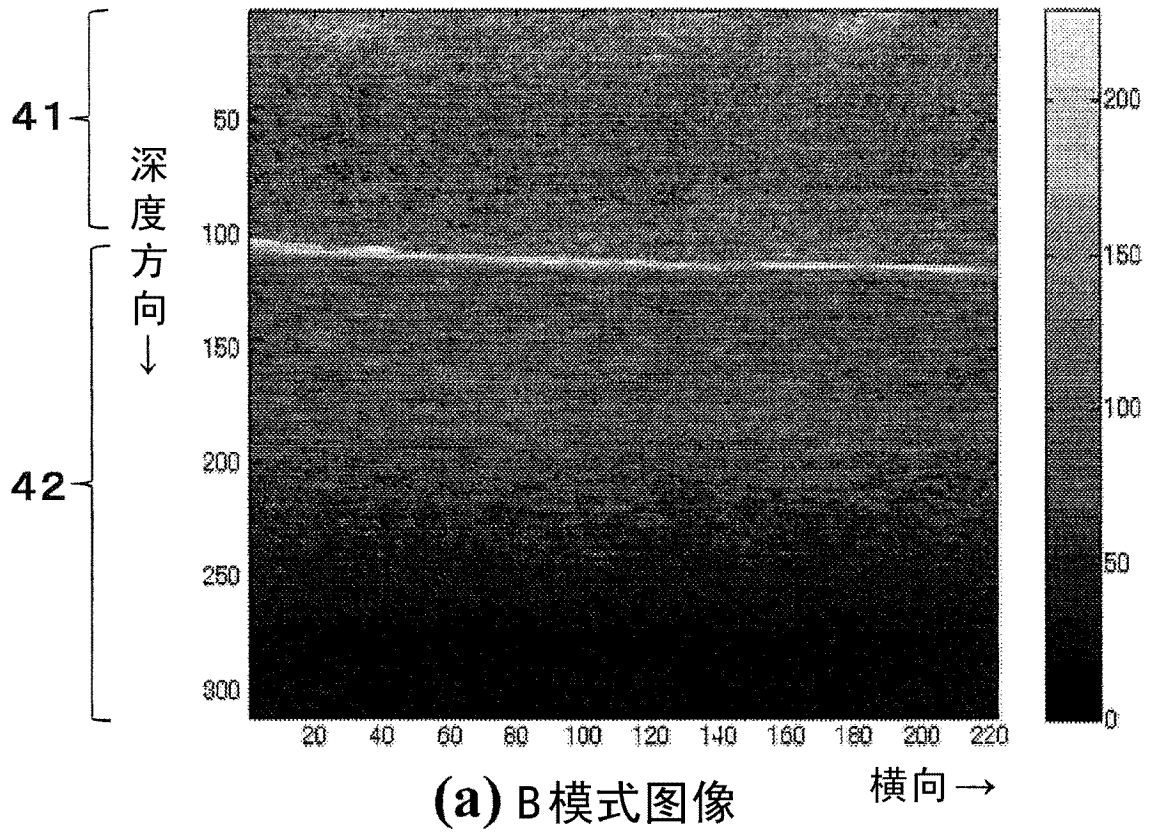


图 5

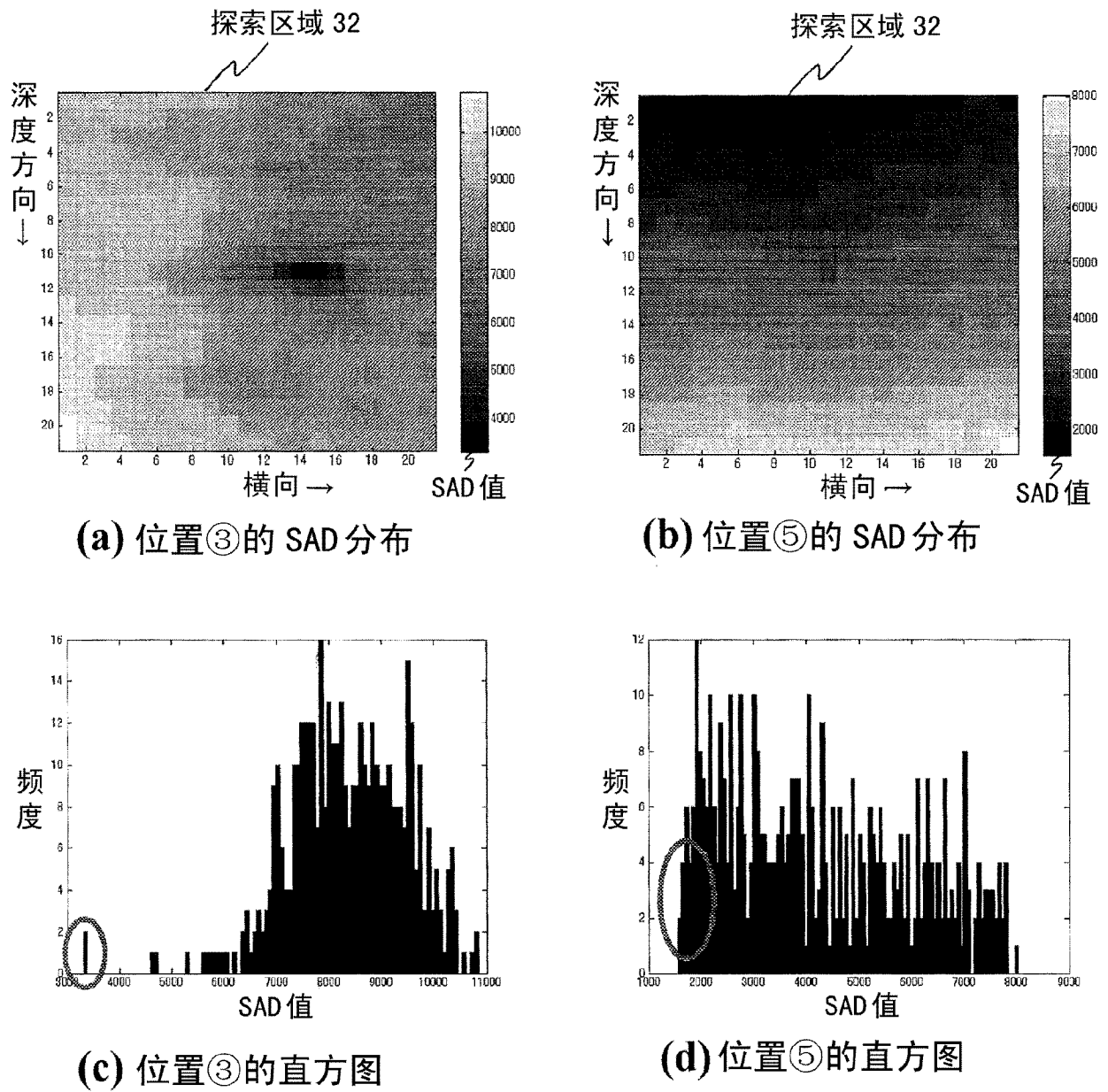


图 6

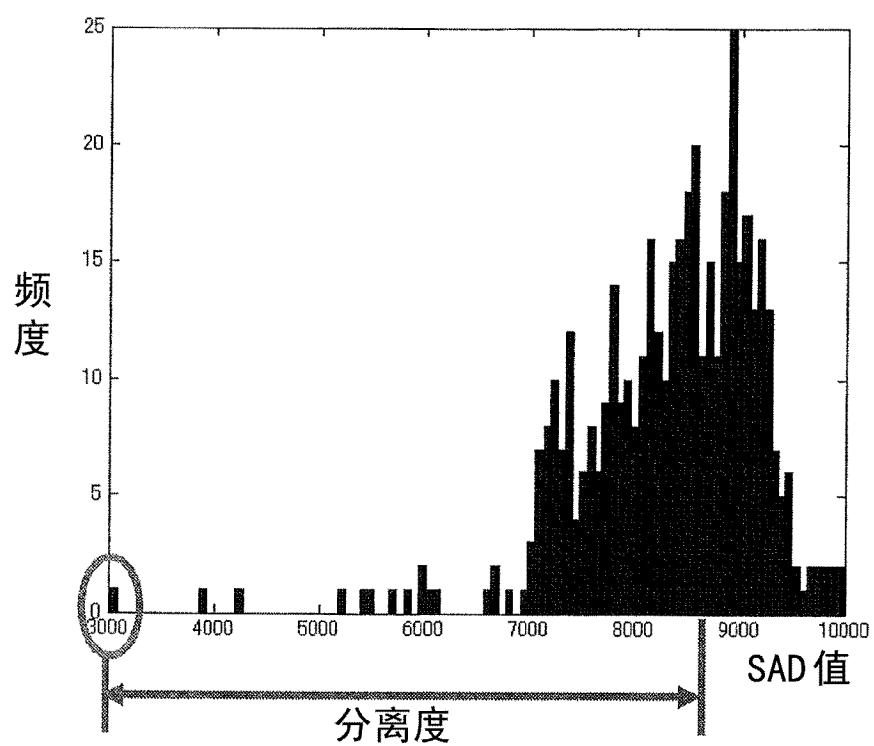


图 7

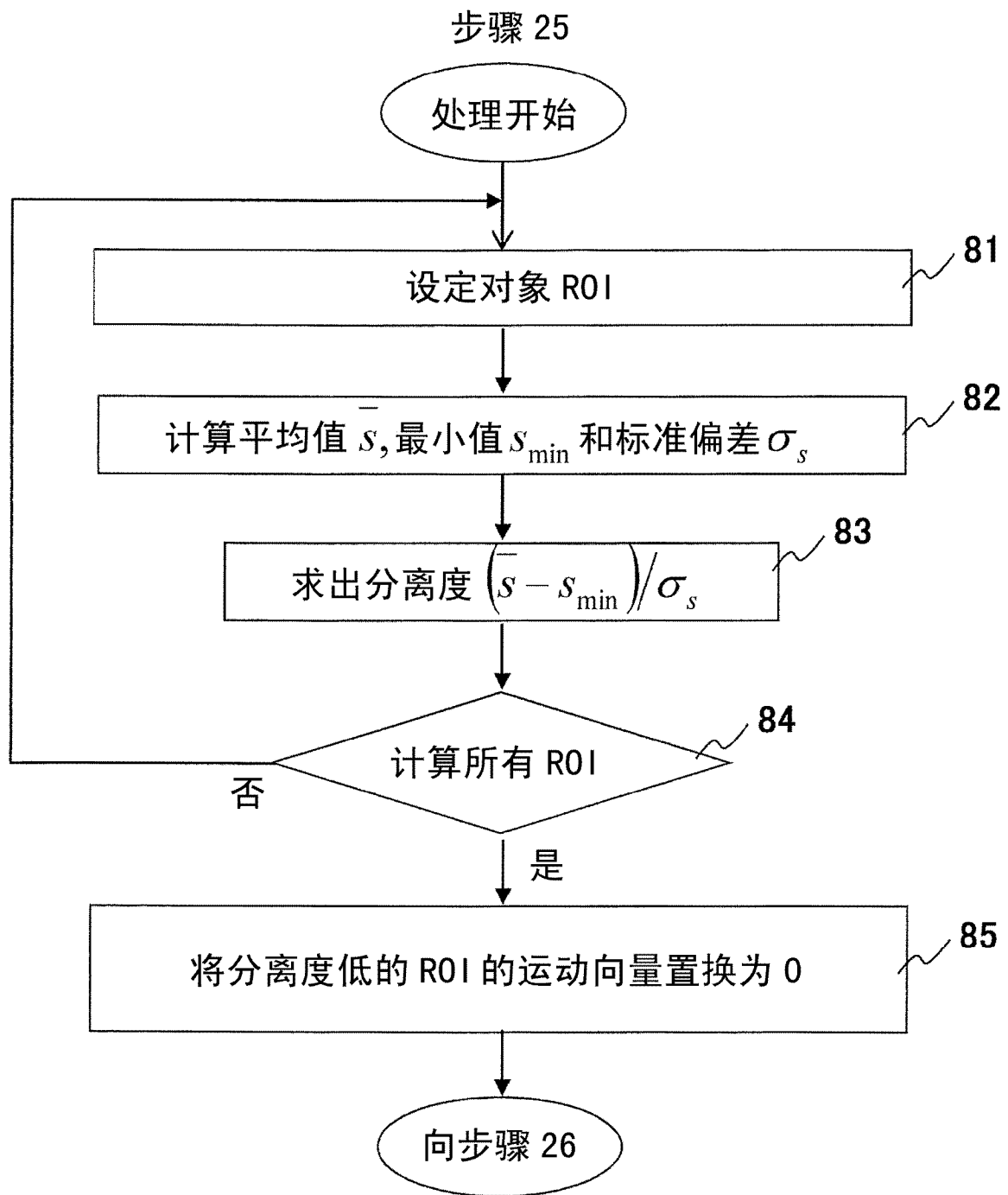


图 8

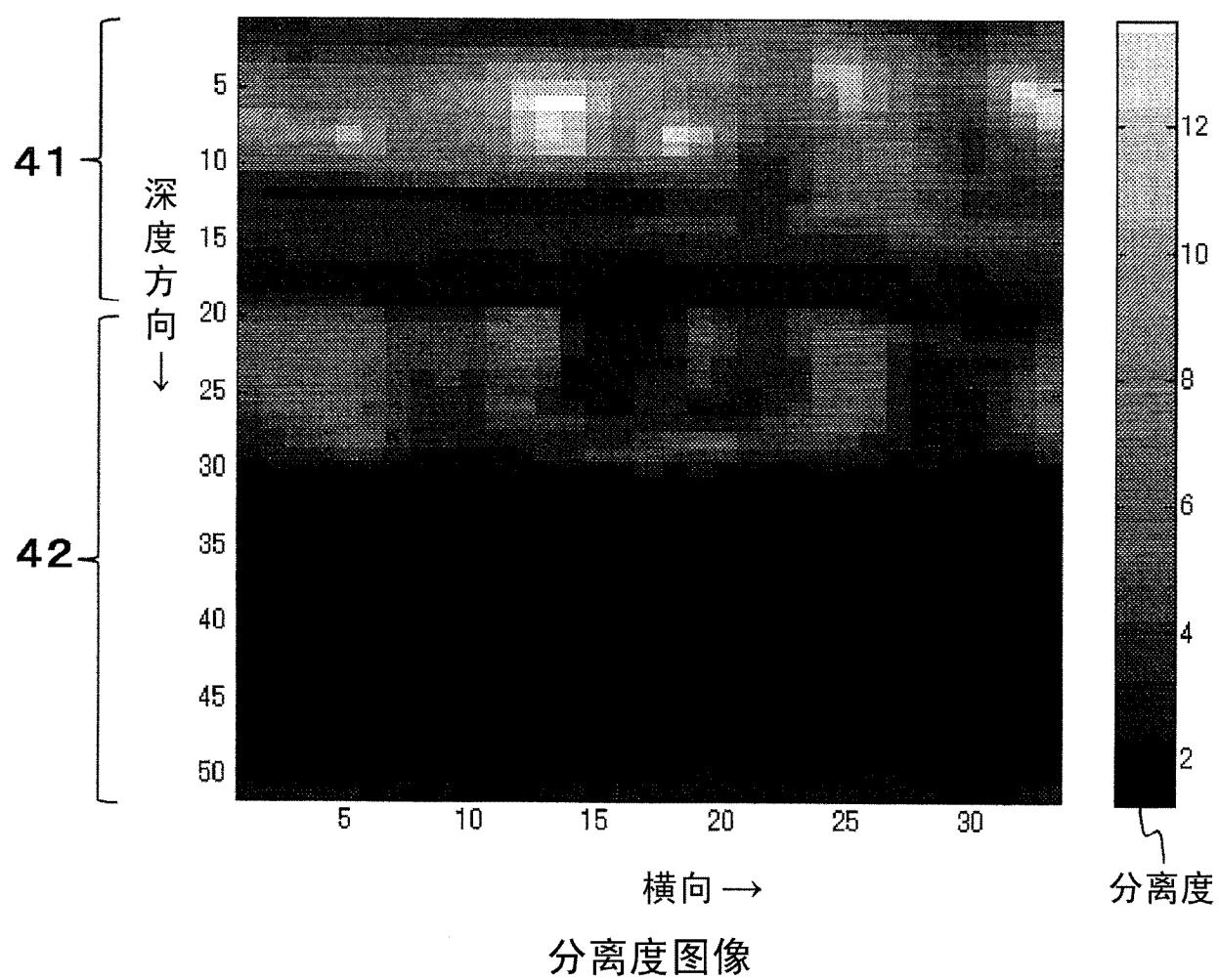


图 9

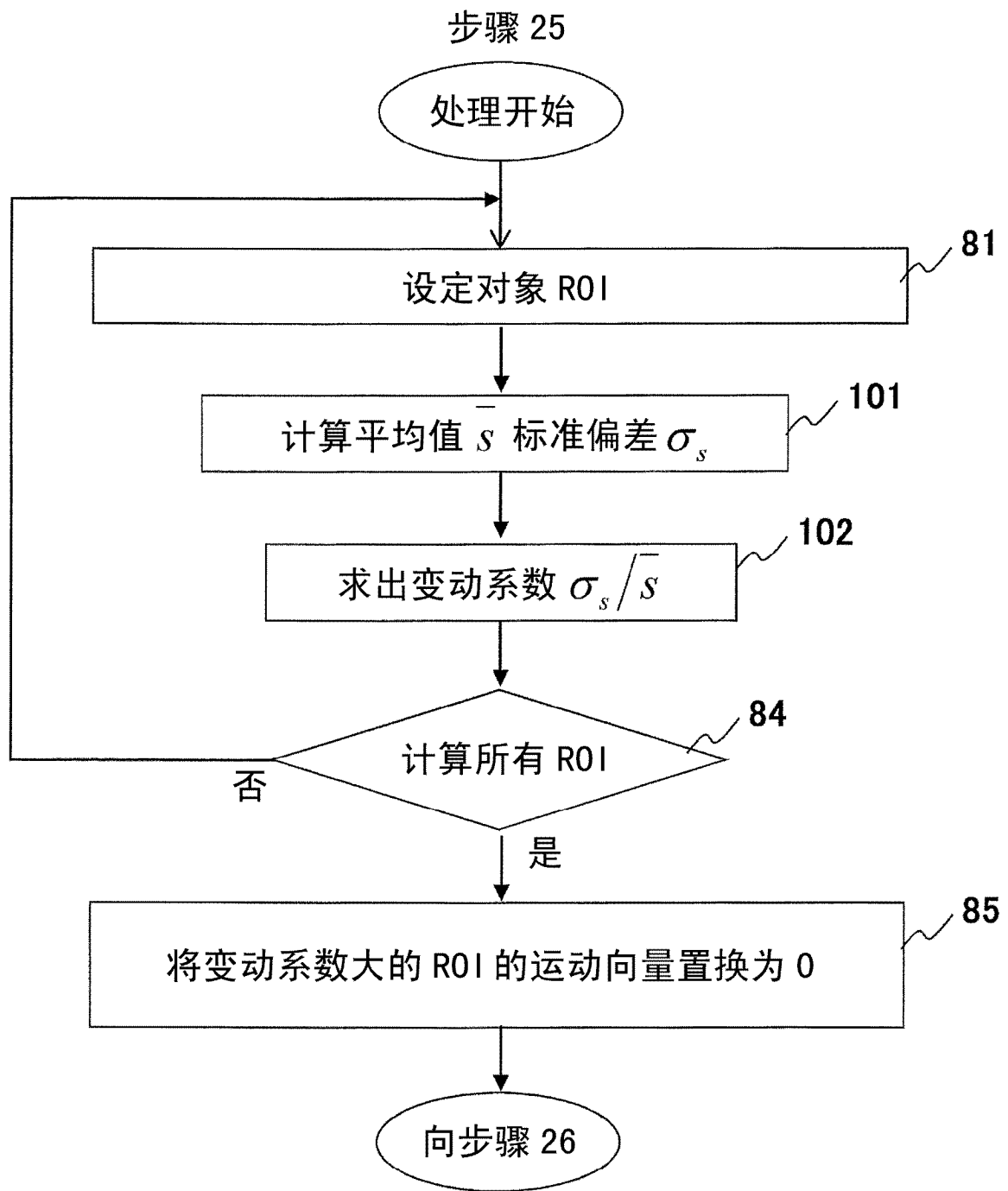


图 10

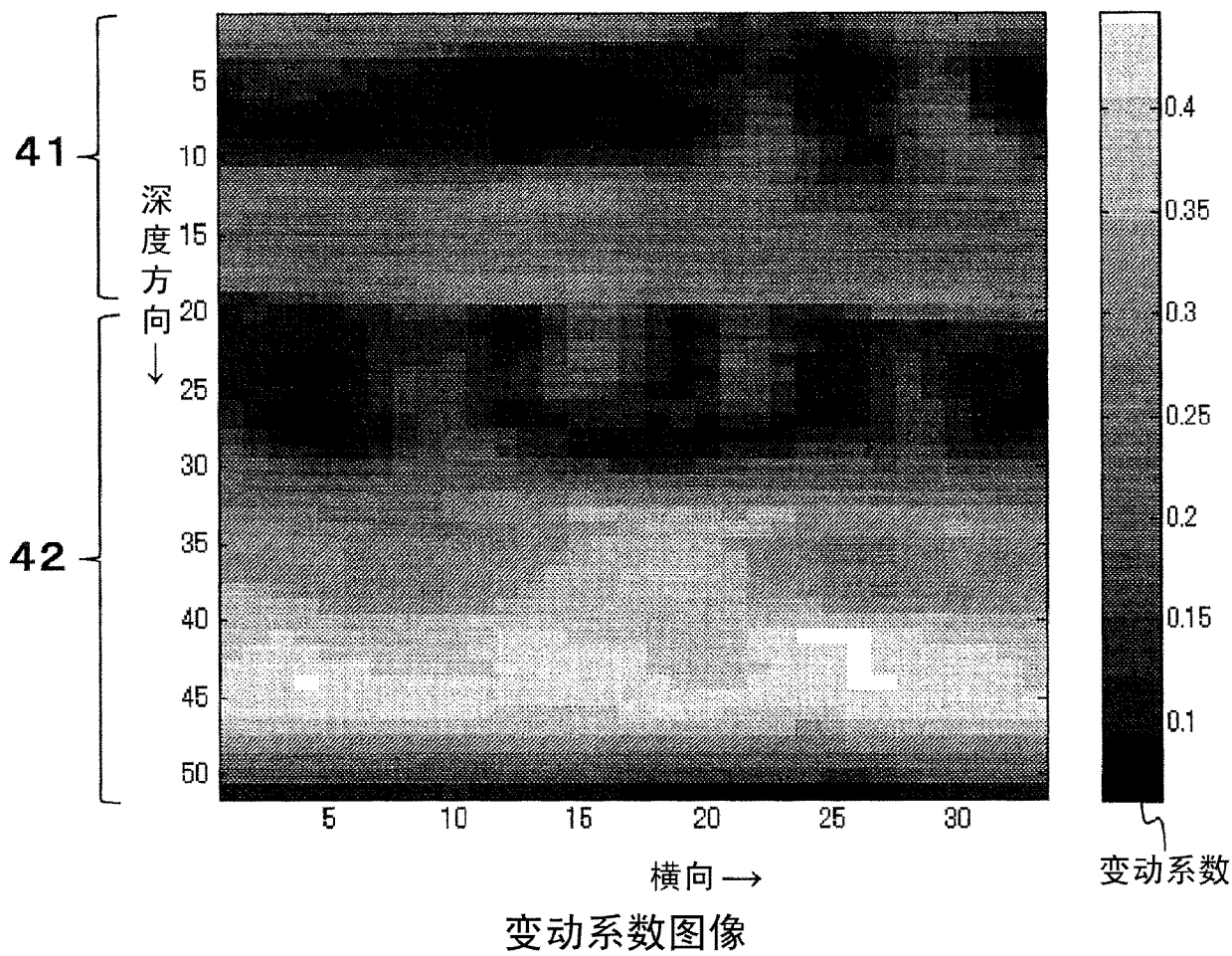
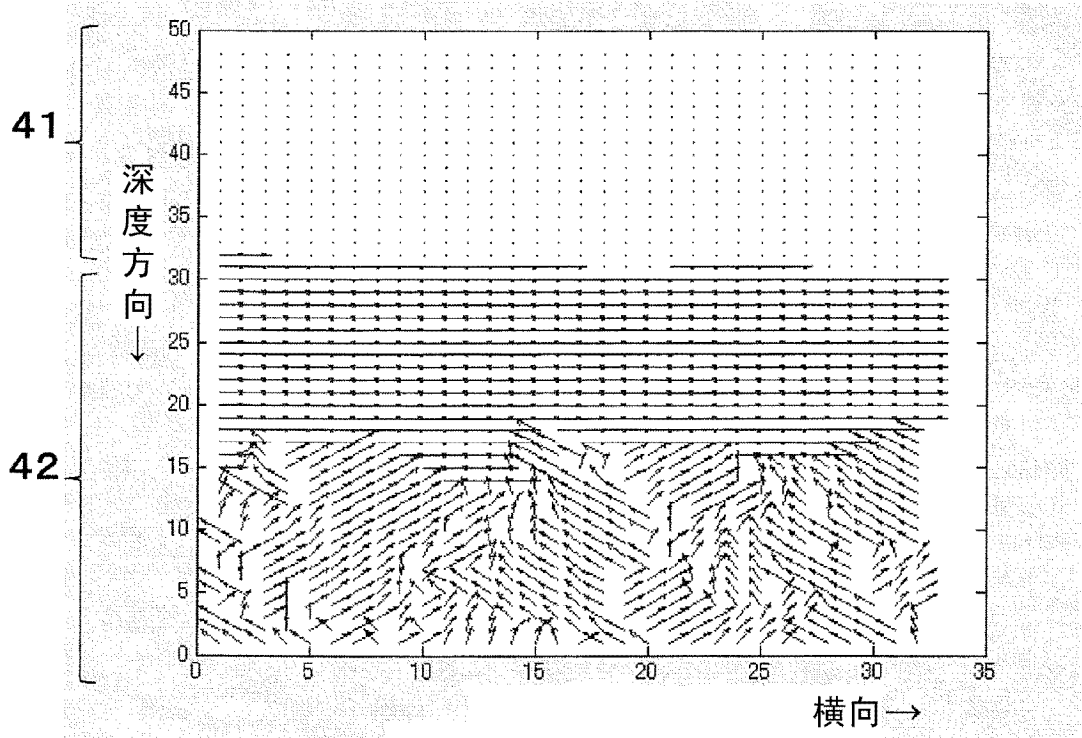
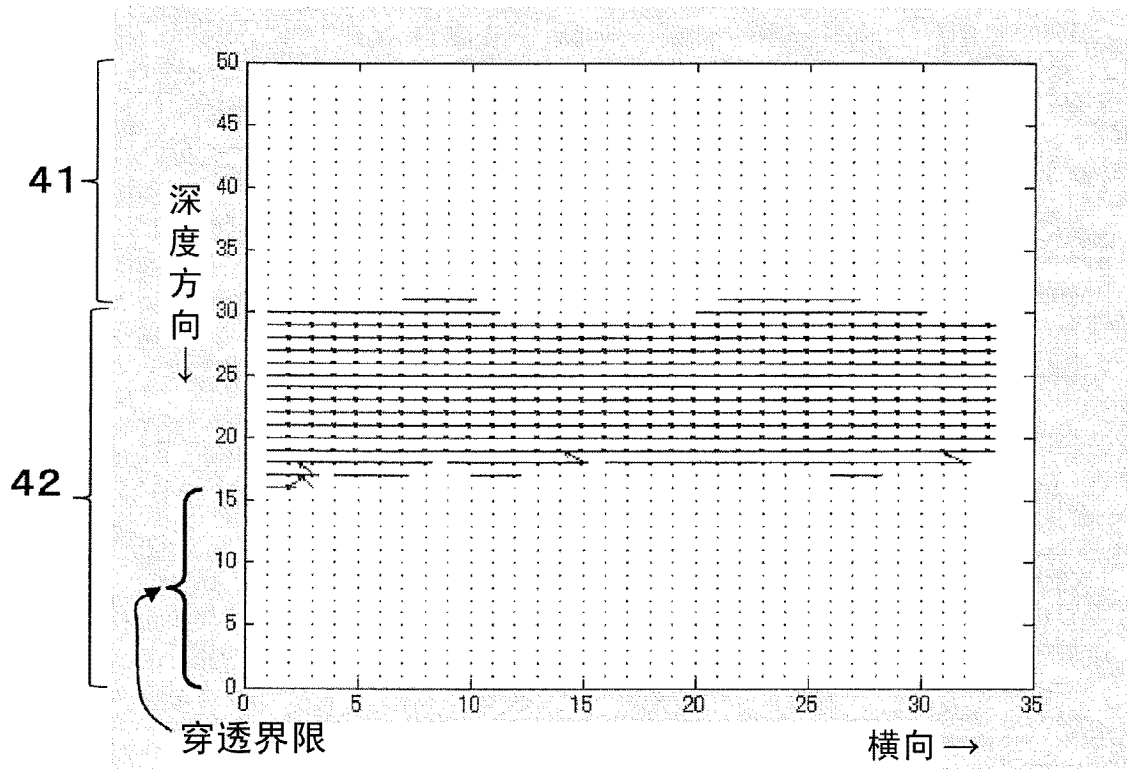


图 11



(a) 运动向量分布



(b) 错误向量的去除例

图 12

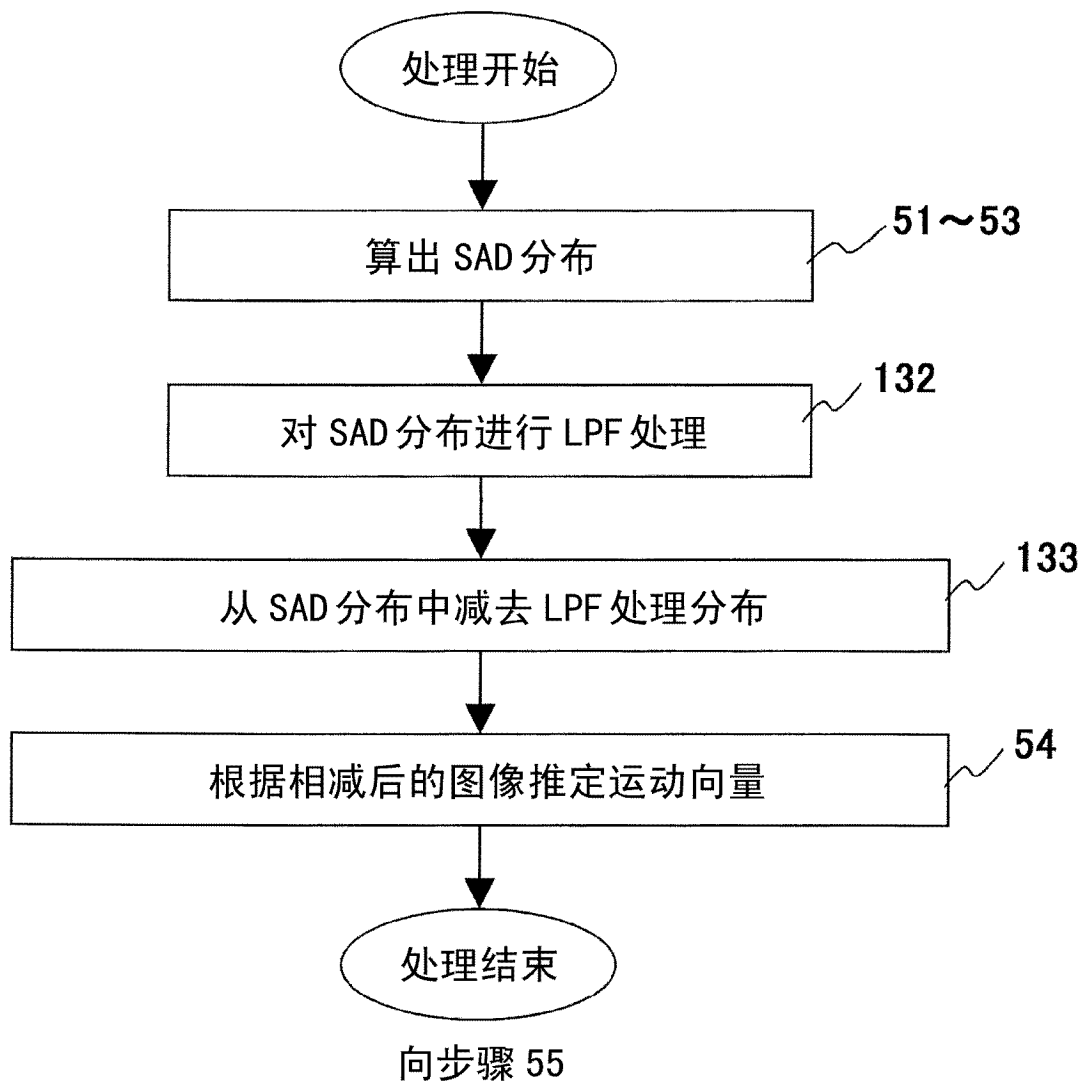


图 13

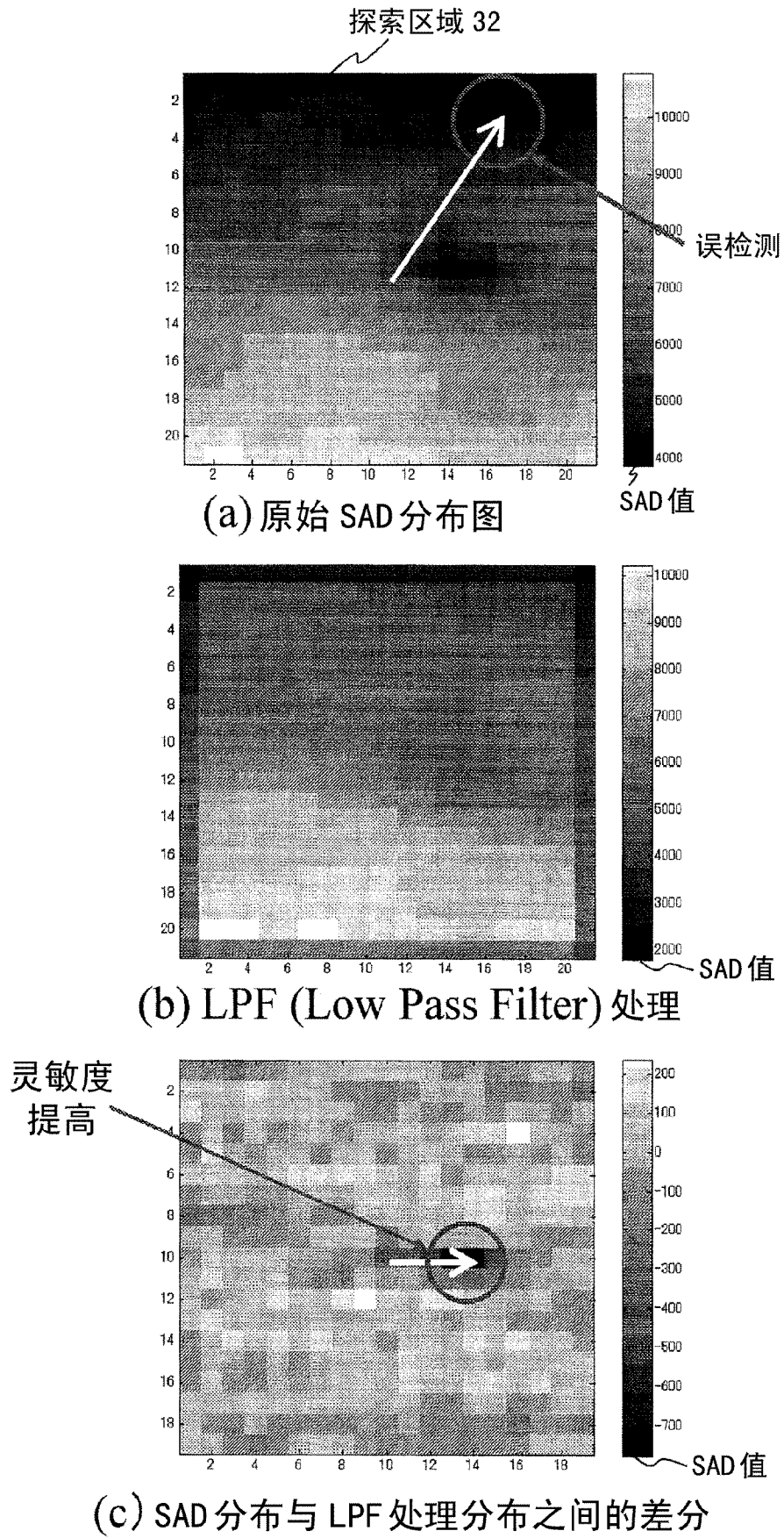


图 14

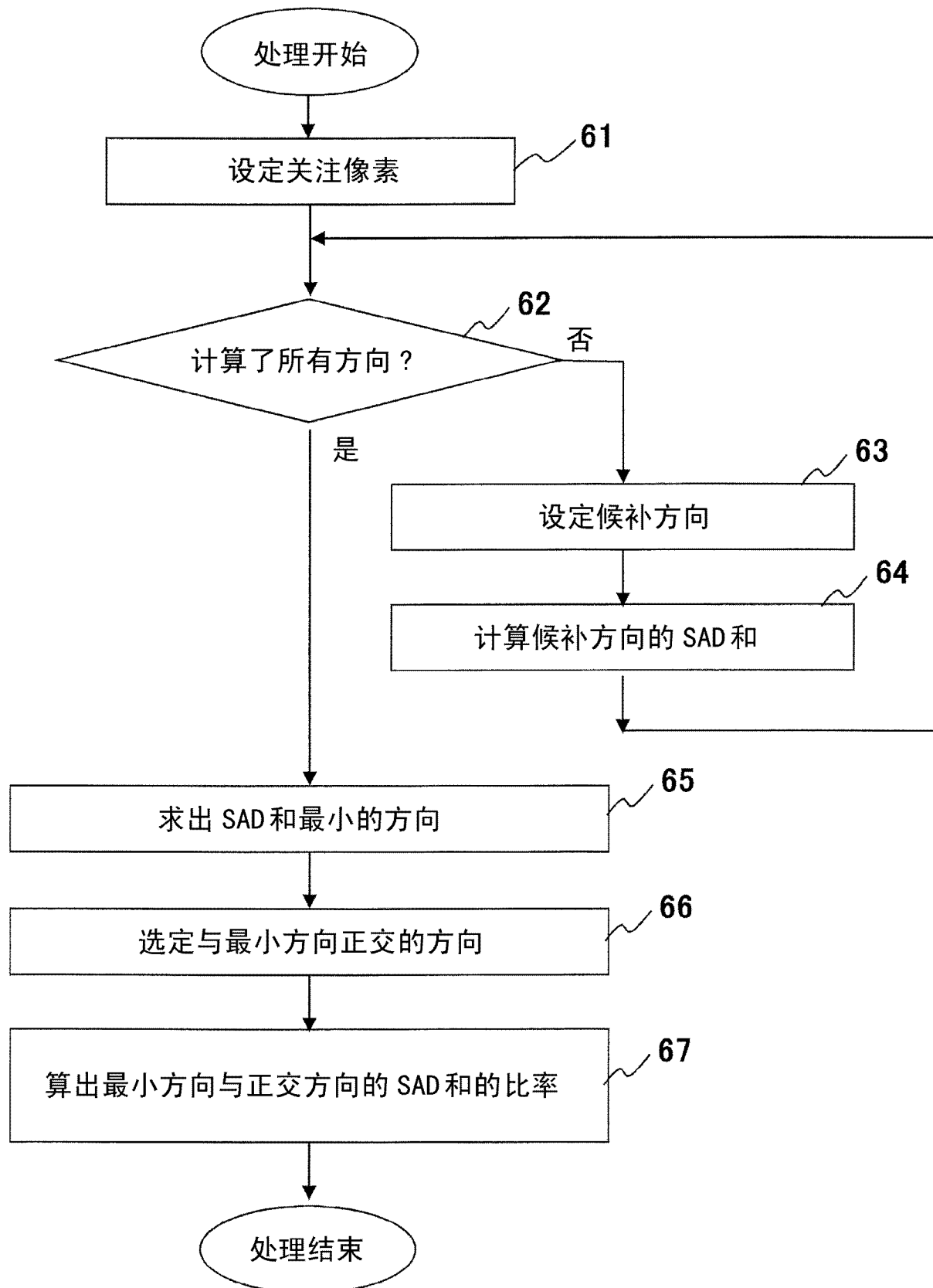


图 15

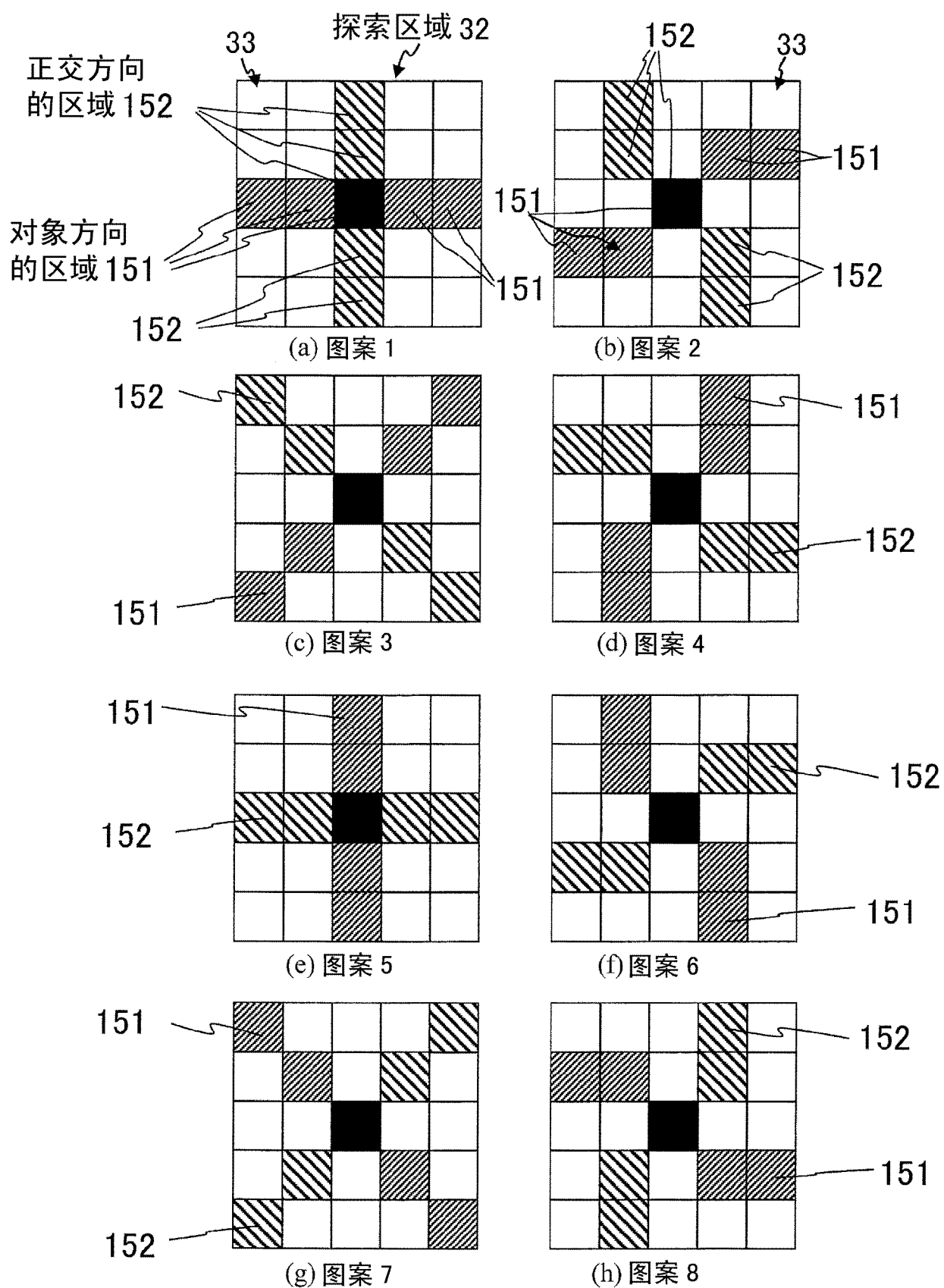


图 16

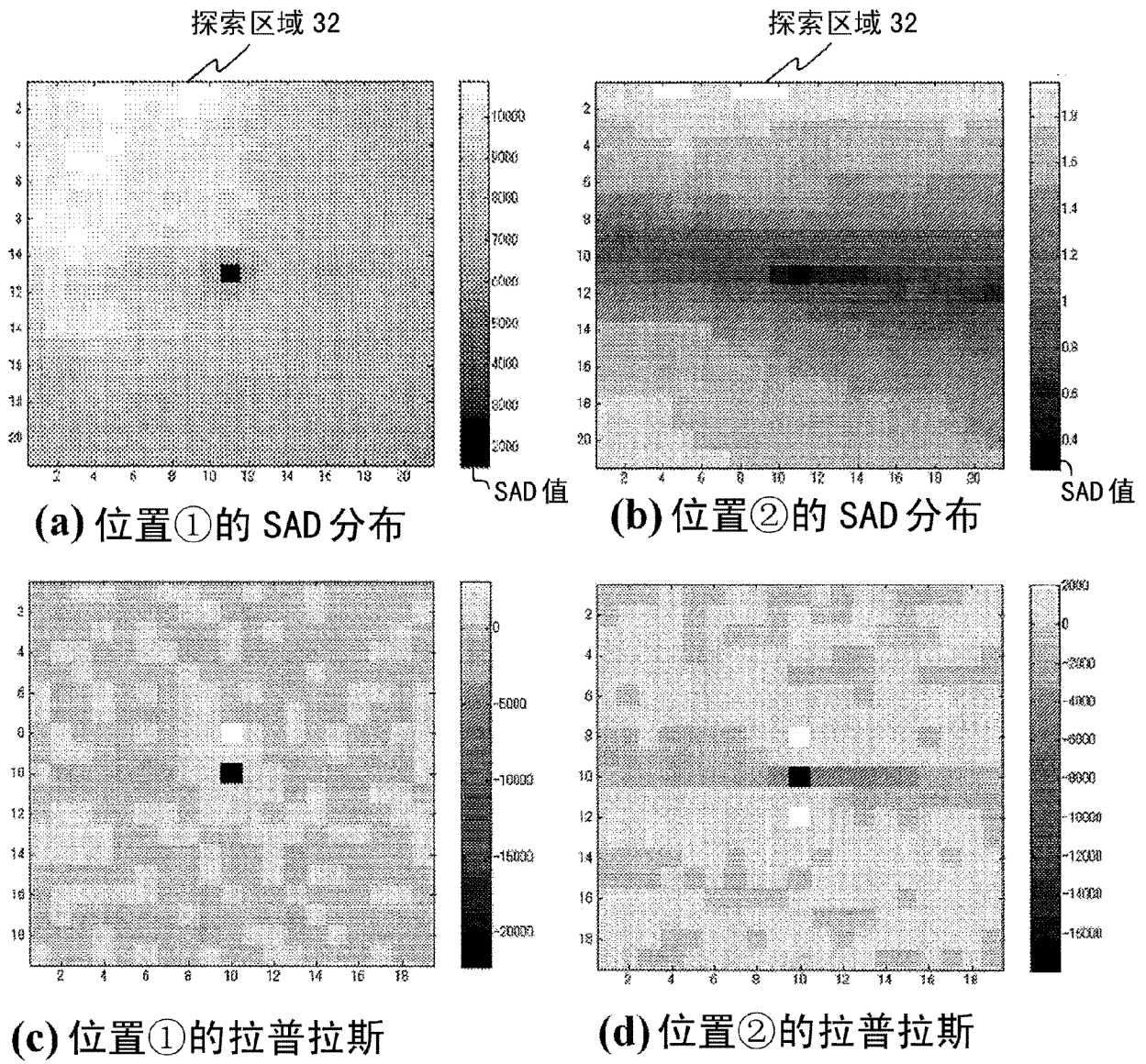


图 17

专利名称(译)	超声波成像装置及超声波成像方法		
公开(公告)号	CN102596050B	公开(公告)日	2014-08-13
申请号	CN201080046798.3	申请日	2010-10-26
[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	A61B8/5269 G06T2207/10132 G06K9/3233 G06T7/0014 G06T2207/30096 A61B8/085		
代理人(译)	张宝荣		
优先权	2009246734 2009-10-27 JP		
其他公开文献	CN102596050A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种超声波成像装置、超声波成像方法及超声波成像用程序。从处理接收信号而得到的2帧以上的图像中选择基准帧和比较帧。在基准帧中设定关心区域，在比较帧中设定比关心区域宽的探索区域，在探索区域内设定作为所述关心区域的移动目标的候补的多个候补区域，按每个候补区域计算关心区域内和候补区域内的图像特征值的类似度，求出整个探索区域内的类似度的分布。由此，可基于类似度的分布来判别关心区域是否为噪声区域。例如，采用在类似度的分布中求出将类似度的最小值和类似度的整体值进行比较的统计量的构成。通过比较统计量和阈值，可判定关心区域的可靠度。从而，提供可判别回波信号微弱的噪声区域的超声波成像装置。

