



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103906473 B

(45) 授权公告日 2016. 01. 06

(21) 申请号 201280053070. 2

代理人 樊建中

(22) 申请日 2012. 07. 27

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61B 8/00(2006. 01)

2011-237670 2011. 10. 28 JP

审查员 熊狮

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 04. 28

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2012/069244 2012. 07. 27

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/061664 JA 2013. 05. 02

(73) 专利权人 日立阿洛卡医疗株式会社

地址 日本国东京都

(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

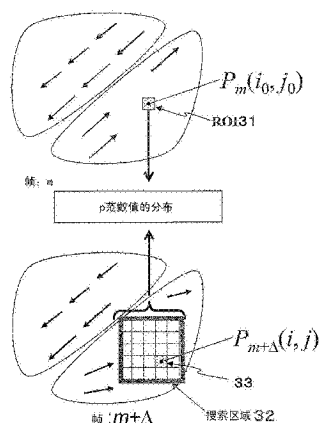
权利要求书3页 说明书15页 附图20页

(54) 发明名称

超声波成像装置、超声波成像方法

(57) 摘要

本发明提供一种无需求出运动矢量就能够直接生成标量场图像来掌握组织的边界的超声波成像装置。对接收信号进行处理来生成2帧以上的图像,从图像中选择2帧,对一个帧设定多个关心区域,对另一个帧按多个关心区域的每一个关心区域设定比关心区域大的搜索区域。在搜索区域内设定多个与关心区域对应的大小的候补区域。通过按多个候补区域的每一个候补区域求得关心区域的像素值与候补区域内的像素值之间的范数,从而求得搜索区域内的范数的分布。将表示范数的分布状态的值作为与搜索区域对应的关心区域的像素值来生成图像。



1. 一种超声波成像装置,其特征在于,具有:

发送部,其朝向对象发送超声波;

接收部,其接收从上述对象到来的超声波;和

处理部,其对上述接收部的接收信号进行处理并生成2帧以上的图像,

上述处理部对所生成的上述2帧以上的图像中的一个帧设定多个关心区域,对另一个帧按上述多个关心区域的每一个关心区域设定比上述关心区域大的搜索区域,在上述搜索区域内设定多个与上述关心区域对应的大小的候补区域,通过按上述多个候补区域的每一个候补区域求得上述关心区域的亮度分布与上述候补区域内的亮度分布之间的范数,从而求得上述搜索区域内的范数的分布,将表示该范数的分布状态的值作为与上述搜索区域对应的上述关心区域的亮度分布来生成图像,

上述范数为由下述式(1)所表示的p范数,

[数学式1]

$$p \text{ 范数} = \left(\sum_{ij} |P_m(i_0, j_0) - P_{m+\Delta}(i, j)|^p \right)^{1/p} \quad \cdots (1)$$

其中, $P_m(i_0, j_0)$ 为位于上述关心区域内的位置 (i_0, j_0) 上的像素的亮度分布, $P_{m+\Delta}(i, j)$ 为位于上述候补区域内的位置 (i, j) 上的像素的亮度分布, p 为预先确定的实数。

2. 根据权利要求1所述的超声波成像装置,其特征在于,

上述 p 为大于1的实数。

3. 根据权利要求1所述的超声波成像装置,其特征在于,

表示上述范数的分布状态的值为该分布的统计量。

4. 根据权利要求3所述的超声波成像装置,其特征在于,

上述统计量为通过上述搜索区域内的范数分布的范数值的最小值与范数值的平均值之差来定义的偏离度。

5. 根据权利要求3所述的超声波成像装置,其特征在于,

上述统计量为上述搜索区域内的范数分布的范数值的标准偏差除以平均值而得到的变动系数。

6. 根据权利要求1所述的超声波成像装置,其特征在于,

上述处理部分别求得以上述搜索区域内设定的关注区域作为中心的多个方向中位于沿着该方向的位置上的上述候补区域的范数值的平均变为最小的第1方向、和经过上述关注区域而与上述第1方向正交的第2方向,将沿着上述第1方向的上述候补区域的上述范数值的平均与沿着上述第2方向的上述候补区域的上述范数值的平均的比率值或者差分值用作表示针对与上述搜索区域对应的上述关心区域的上述范数的分布状态的值。

7. 根据权利要求1所述的超声波成像装置,其特征在于,

上述处理部在上述候补区域内的中心设定中心像素,设定以上述中心像素作为中心的多个方向,求得上述中心像素的亮度分布与位于上述方向的位置上的多个像素的亮度分布之间的范数值,求得所求出的范数值除以上述方向的像素数后得到的范数值的平均,将与针对位于范数值的平均变为最小的第1方向的位置上和经过上述中心像素且与上述第1方向正交的第2方向的位置上的多个像素和上述中心像素求得的范数值的平均的比率值或

者差分值用作上述候补区域的中心像素的值。

8. 根据权利要求 6 所述的超声波成像装置,其特征在于,

上述处理部预先通过拉普拉斯滤波对上述搜索区域内的范数的分布进行增强处理,针对增强处理后的分布求得上述比率值或者差分值。

9. 根据权利要求 7 所述的超声波成像装置,其特征在于,

上述处理部预先通过拉普拉斯滤波对上述候补区域内的亮度分布进行增强处理,对增强处理后的亮度分布求得上述比率值或者差分值。

10. 根据权利要求 1 所述的超声波成像装置,其特征在于,

上述处理部生成表示上述搜索区域内的范数的分布的矩阵,对该矩阵实施特征值分解处理来求得特征值,将该特征值用作表示针对与上述搜索区域对应的上述关心区域的上述范数的分布状态的值。

11. 根据权利要求 1 所述的超声波成像装置,其特征在于,

上述处理部将在上述搜索区域中上述范数值变为最小的候补区域选择为上述关心区域的移动目的地,求得连结上述关心区域的位置与上述选择出的候补区域的位置的运动矢量,通过针对多个上述关心区域分别生成上述运动矢量,从而生成运动矢量场,

上述处理部针对在上述运动矢量场中设定的多个关注区域分别求得与 x 分量相关的 y 方向微分的平方值、和与 y 分量相关的 x 方向微分的平方值的总和作为边界范数值,并将该边界范数值作为上述关注区域的亮度分布来生成图像。

12. 根据权利要求 1 所述的超声波成像装置,其特征在于,

上述处理部按照将上述多个关心区域重复一部分的方式进行设定,将对一个关心区域计算范数时针对上述重复的区域求得的值保存于存储区域的查找表中,在针对其他关心区域计算范数时从上述查找表中读出并使用所保存的值。

13. 根据权利要求 1 所述的超声波成像装置,其特征在于,

上述处理部按照将上述多个候补区域重复一部分的方式进行设定,将在对一个候补区域计算范数时针对上述重复的区域求得的值保存于存储区域的查找表中,在针对其他候补区域计算范数时从上述查找表中读出并使用所保存的值。

14. 根据权利要求 1 所述的超声波成像装置,其特征在于,

上述处理部按时间序列生成多个帧的将表示上述范数的分布状态的值作为亮度分布来生成的图像,按每个该帧计算出信息熵量,

在上述信息熵量为预先设定的阈值以上的情况下,上述处理部显示该帧。

15. 根据权利要求 1 所述的超声波成像装置,其特征在于,

上述处理部生成提取表示上述范数的分布状态的值在规定值以上的像素而得到的提取图像,与 B 模式图像重叠地显示该提取图像。

16. 根据权利要求 15 所述的超声波成像装置,其特征在于,

上述处理部针对将表示上述范数的分布状态的值作为亮度分布而生成的图像,生成表示上述范数的分布状态的值和其频度的直方图,

上述处理部搜索上述直方图的山形状分布,将山形状分布的最小值用作上述规定值。

17. 一种超声波成像方法,其特征在于,

朝向对象发送超声波,对接收从上述对象到来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，

从上述图像中选择 2 帧，

对一个帧设定多个关心区域，

对另一个帧按上述多个关心区域的每一个关心区域设定比上述关心区域大的搜索区域，在上述搜索区域内设定多个与上述关心区域对应的大小的候补区域，

通过按上述多个候补区域的每一个候补区域求得上述关心区域的亮度分布与上述候补区域内的亮度分布之间的范数，从而求得上述搜索区域内的范数的分布，

将表示该范数的分布状态的值作为与上述搜索区域对应的上述关心区域的亮度分布来生成图像。

18. 一种超声波成像装置，其特征在于，具有：

发送部，其朝向对象发送超声波；

接收部，其接收从上述对象到来的超声波；和

处理部，其对上述接收部的接收信号进行处理来生成 2 帧以上的图像，

上述处理部对与接收的上述 2 帧以上的图像对应的接收信号中、相当于 1 个帧的接收信号分布设定多个关心区域，对相当于另一个帧的接收信号分布按上述多个关心区域的每一个关心区域设定比上述关心区域大的搜索区域，在上述搜索区域内设定多个与上述关心区域对应的大小的候补区域，通过按上述多个候补区域的每一个候补区域求得上述关心区域的振幅分布或者相位分布与上述候补区域内的振幅分布或者相位分布之间的范数，从而求得上述搜索区域内的范数的分布，将表示该范数的分布状态的值作为与上述搜索区域对应的上述关心区域的亮度分布来生成图像。

超声波成像装置、超声波成像方法

技术领域

[0001] 本发明涉及在通过超声波进行生物体的成像时能明确地识别组织边界的超声波成像方法以及超声波成像装置的技术。

背景技术

[0002] 在用于医疗图像诊断中的超声波摄像装置中,公知基于诊断运动图像(B模式图像)的小区域的变化量来推测组织的弹性系数分布,将硬度变换为彩色图来显示的方法。但是,若是肿瘤的边缘部,则相对于周围的组织而言,声阻抗、弹性率都没有较大的不同,在这种情况下,无论是在诊断运动图像中还是在弹性图像中都不能掌握肿瘤与周围组织之间的边界。

[0003] 因此,存在以下方法:针对时间序列不同的两个诊断图像数据通过块匹配处理来求得诊断图像的各区域的运动矢量,根据运动矢量生成标量场图像。由此,能够识别声阻抗和弹性率与周围相比都没有较大不同的组织的边界。

[0004] 但是,在如回波信号变得微弱的穿透界限区域等图像数据中噪声较多的区域中,在求出运动矢量时由于噪声的影响,会产生错误矢量,边界的识别度降低。因此,在专利文献1中,在求得运动矢量时,求得作为关心区域的移动目的地的候补的多个区域与关心区域之间的图像数据的类似度,根据类似度分布来判定针对该关心区域求得的运动矢量的可靠度。在运动矢量的可靠度低的情况下,能够除去该运动矢量等,因此能够提高边界的识别度。

[0005] 现有技术文献

[0006] 专利文献

[0007] 专利文献1:国际公开 W02011/052602 号

发明内容

[0008] 发明要解决的问题

[0009] 在现有的专利文献1等中记载的求得运动矢量来识别组织的边界的方法需要通过块匹配处理来求得图像上的各区域的运动矢量、将该运动矢量变换为标量来生成标量场图像这样的两个步骤。

[0010] 本发明的目的在于提供一种不求出运动矢量而是能够直接生成标量场图像来掌握被检测体的边界的超声波成像装置。

[0011] 用于解决问题的手段

[0012] 为了达到上述目的,根据本发明的第1方式,提供如下的超声波成像装置。即,具有:朝向对象发送超声波的发送部;接收从上述对象到来的超声波的接收部;和处理接收部的接收信号来生成2帧以上的图像的处理部。处理部对所生成的2帧以上的图像中的一个帧设定多个关心区域,对另一帧按上述多个关心区域的每一个关心区域设定比上述关心区域大的搜索区域,在搜索区域内设定多个与关心区域对应的大小的候补区域,通过按多

个候补区域的每一个候补区域求得关心区域的像素值与上述候补区域内的像素值之间的范数,从而求得搜索区域内的范数的分布,将表示范数的分布状态的值(标量值)作为与搜索区域对应的关心区域的像素值来生成图像。

[0013] 发明效果

[0014] 根据本发明,求得表示搜索区域的范数的分布状态的值。范数若有边界,则表示沿着边界较低的值。因此,由于将表示范数的分布状态的值(标量值)作为与搜索区域对应的关心区域的像素值来生成图像,因此无需生成矢量场就能够生成表示被检测体的边界的图像。

附图说明

[0015] 图1为表示第1实施方式的超声波成像装置的系统结构例的框图。

[0016] 图2为表示第1实施方式的超声波成像装置所进行的图像生成的处理顺序的流程图。

[0017] 图3为表示图2的步骤24的详细情况的流程图。

[0018] 图4为采用两层构造的被检测体(人体模型)来说明图2的步骤24的处理的图。

[0019] 图5(a)为表示关心区域位于静止部分时的、搜索区域的 p 范数分布的分布图,(b)为(a)的 p 范数分布的直方图,(c)为表示第1实施方式的关心区域位于边界部时的搜索区域的 p 范数分布的分布图、(d)为(c)的 p 范数分布的直方图。

[0020] 图6(a)为第1实施方式的B模式像,(b)为第1实施方式的标量场图像,(c)为现有技术的矢量场图像,(d)为现有技术的矢量场图像的应变张量图像。

[0021] 图7(a)为表示第1实施方式的标量场图像与B模式图像的叠加图像的说明图,(b)为表示第1实施方式的标量场图像、B模式图像、矢量场图像的叠加图像的说明图。

[0022] 图8为表示第1实施方式的超声波成像装置所进行的图像生成的处理顺序的流程图。

[0023] 图9(a)为表示在标量场图像中产生了虚像的例子的图像,(b)为第2实施方式的 p 范数值的平均值与频度的直方图,(c)为在第2实施方式中将低可靠部置换为暗色显示的标量场图像。

[0024] 图10为表示第2实施方式的图像的处理顺序的流程图。

[0025] 图11为表示第3实施方式的图像的生成顺序的流程图。

[0026] 图12(a)~(h)为表示在第3实施方式的搜索区域中设定的8个方向的模型的说明图。

[0027] 图13(a)~(c)为表示第6实施方式的边界的朝向与矢量场的图案例的说明图。

[0028] 图14为表示求得第6实施方式的边界范数的顺序的流程图。

[0029] 图15为表示在第7实施方式中一部分重复设定的ROI的说明图。

[0030] 图16为表示采用第7实施方式的查找表的用于减少运算量的处理顺序的流程图。

[0031] 图17为表示在第8实施方式中针对连续帧求出的信息熵的图表。

[0032] 图18为表示采用第8实施方式的信息熵的图像显示的处理顺序的流程图。

[0033] 图19(a)为表示第9实施方式提取出的标量场图像、矢量场图像和B模式图像的叠加图像的说明图,(b)为标量场图像的标量值与频度的直方图。

[0034] 图 20 为表示生成第 9 实施方式提取出的标量场图像的处理顺序的流程图。

具体实施方式

[0035] 本发明的超声波成像装置具有：发送部，其朝向对象发送超声波；接收部，其接收从对象到来的超声波；和处理部，其对接收部的接收信号进行处理并生成 2 帧以上的图像。处理部对所生成的 2 帧以上的图像中的一个帧设定多个关心区域，对另一个帧按多个关心区域的每一个关心区域设定比关心区域大的搜索区域。在搜索区域内设定多个与关心区域对应的大小的候补区域。处理部通过按多个候补区域的每一个候补区域求得关心区域的像素值与候补区域内的像素值之间的范数，从而求得搜索区域内的范数的分布，将表示范数的分布状态的值（标量值）作为与搜索区域对应的关心区域的像素值来生成图像。在此，也可在关心区域中代替像素值而直接采用接收信号的振幅值或者相位值来计算出范数。由于像素值被实施了对数压缩处理，因此原始接收信号一方的线性变化被正确地反映，从而可实现高分辨率。

[0036] 若有边界，则范数表示沿着边界较小的值，因此通过将表示范数的分布状态的值（标量值）作为与搜索区域相对应的关心区域的像素值来生成图像，从而本发明的超声波成像装置能够在不生成矢量场的情况下生成表示被检测体的边界的图像。

[0037] 范数可使用由下述式 (1) 表示的 p 范数（也称作幂乘范数）。

[0038] [数学式 1]

[0039]

$$p \text{ 范数} = \left(\sum_{i,j} |p_m(i_0, j_0) - p_{m+\Delta}(i, j)|^p \right)^{1/p} \quad \dots (1)$$

[0040] 其中， $P_m(i_0, j_0)$ 为位于上述关心区域内的规定位置 (i_0, j_0) （例如中心位置）处的像素的像素值， $P_{m+\Delta}(i, j)$ 为位于上述候补区域内的位置 (i, j) 处的像素的像素值， p 为预先确定的实数。

[0041] 上述 p 优选为比 1 大的实数。

[0042] 作为表示范数的分布状态的值（标量值），例如采用范数分布的统计量。例如，作为统计量，可采用根据搜索区域内的范数分布的范数值的最小值与范数值的平均值之差定义的偏离度。此外，例如能够采用搜索区域内的范数分布的范数值的标准偏差除以平均值所得到的变动系数作为统计量。

[0043] 作为表示范数的分布状态的值（标量值），也可采用统计量以外的值。例如，分别求得在搜索区域内设定的关注区域作为中心的多个方向中位于沿着该方向的位置上的候补区域的范数值的平均值变得最小的第 1 方向、和经过关注区域与第 1 方向正交的第 2 方向，能将沿着第 1 方向的候补区域的范数值的平均值与沿着第 2 方向的候补区域的范数值的平均值的比率值或者差分值用作表示针对与搜索区域相对应的关心区域的范数的分布状态的值。此时，也可预先通过拉普拉斯滤波对搜索区域内的范数的分布进行增强处理，针对增强处理后的分布求得比率值或者差分值。

[0044] 此外，生成表示搜索区域内的范数的分布的矩阵，通过对矩阵实施特征值分解处理来求得特征值，也可将该特征值用作表示针对与搜索区域相对应的关心区域的范数的分

布状态的值（标量值）。

[0045] 此外,处理部也可以是进一步求得运动矢量的结构。例如,处理部将搜索区域中范数值变得最小的候补区域选择为关心区域的移动目的地,并求得将关心区域的位置与所选择的候补区域的位置连结的运动矢量。通过对多个关心区域分别生成运动矢量,从而生成运动矢量场。另外,处理部针对在运动矢量场中设定的多个关注区域分别求得关于 x 分量的 y 方向微分的平方值和关于 y 分量的 x 方向微分的平方值的总和作为边界范数值,也可将该边界范数值作为关注区域的像素值来生成图像。

[0046] 此外,处理部也可以是以下结构:在设定成将多个关心区域重复一部分的情况下,将针对关于一个关心区域计算范数时所重复的区域求得的值保存到存储区域的查找表中,对其他关心区域计算范数时从查找表中读出并采用该值。同样地,在设定成将多个候补区域重复一部分的情况下,也可将针对重复的区域所求得的值保存于存储区域的查找表中,针对其他候补区域计算范数时从查找表中读出并采用该值。由此,能够减少运算量。

[0047] 此外,处理部针对将表示范数的分布状态的值作为像素值而生成的图像,以时间序列生成多帧,按每个帧计算出信息熵量,若信息熵量比预先设定的阈值小,则也可不使用为显示帧的图像。由此,能够排除信息熵量小的异常图像,能显示视觉辨认性良好的连续图像。

[0048] 此外,生成提取了表示范数的分布状态的值的规定值以上的像素的提取图像,也能与 B 模式图像重叠显示。表示范数的分布状态的值的规定值以上的像素是表示边界部的像素,因此只能在 B 模式像的边界部显示提取图像。为了确定上述规定值,针对作为像素值而生成了表示范数的分布状态的值图像,生成表示范数的分布状态的值及其频度的直方图,搜索直方图的山形状分布,还能将山形状分布的最小值用作上述规定值。

[0049] 此外,本发明的另一方式的超声波成像装置具有:发送部,其朝向对象发送超声波;接收部,其接收从上述对象到来的超声波;和处理部,其对上述接收部的接收信号进行处理并生成 2 帧以上的图像。处理部对与所接收的 2 帧以上的图像对应的接收信号中、相当于 1 帧的接收信号分布设定多个关心区域,对相当于另一帧的接收信号分布按多个关心区域的每一个关心区域设定比关心区域大的搜索区域,在搜索区域内设定多个与关心区域对应的大小的候补区域,通过按多个候补区域的每一个候补区域求得关心区域的振幅分布或者相位分布与候补区域内的振幅分布或者相位分布之间的范数,从而求得搜索区域内的范数的分布,将表示该范数的分布状态的值作为与搜索区域对应的关心区域的像素值来生成图像。

[0050] 此外,通过本发明,提供超声波成像方法。即朝向对象发送超声波,对接收从上述对象来的超声波所得到的接收信号进行处理而生成 2 帧以上的图像。从图像中选择 2 帧,在一个帧中设定多个关心区域,在另一帧中按多个关心区域的每一个关心区域设定比关心区域大的搜索区域。在搜索区域内设定多个与关心区域对应的大小的候补区域。通过按多个候补区域的每一个候补区域求得关心区域的像素值与候补区域内的像素值之间的范数,从而求得搜索区域内的范数的分布。将表示范数的分布状态的值作为与搜索区域对应的上述关心区域的像素值来生成图像。

[0051] 此外,通过本发明提供超声波用成像程序。即,是用于使计算机执行以下步骤的超声波成像用程序:第 1 步骤,从 2 帧以上的超声波图像中选择 2 个帧;第 2 步骤,对一个帧设

定多个关心区域；第3步骤，对另一个帧按多个关心区域的每一个关心区域设定比上述关心区域大的搜索区域，在搜索区域内设定多个与上述关心区域对应的大小的候补区域；第4步骤，通过按上述多个候补区域的每一个候补区域求得关心区域的像素值与上述候补区域内的像素值之间的范数，从而求得搜索区域内的范数的分布；第5步骤，将表示范数的分布状态的值作为与搜索区域对应的关心区域的像素值来生成图像。

[0052] 以下具体说明本发明的一实施方式的超声波成像装置。

[0053] （第1实施方式）

[0054] 图1表示本实施方式的超声波成像装置的系统结构。本装置具备超声波边界检测功能。如图1所示，本装置具备超声波探头（探针）1、用户界面2、发送波波束形成器3、控制系统4、收发切换开关5、接收波波束形成器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以及显示部13。

[0055] 一维地排列了超声波元件的超声波探头1是向生物体发送超声波束（超声波脉冲）的发送部，并且是接收从生物体反射的回波信号（接收波信号）的接收部。在控制系统4的控制下，由发送波波束形成器3输出具有与发送波焦点一致的延迟时间的发送波信号，经由收发切换开关5而发送到超声波探头1。在生物体内被反射或者散射后返回到超声波探头1的超声波束通过超声波探头1被变换为电信号，经由收发切换开关5作为接收波信号而发送到接收波波束形成器6。

[0056] 接收波波束形成器6为对错开了90度相位的两个接收波信号进行混频的多个波束形成装置，在控制系统4的控制下，按照接收时刻进行调整延迟时间的动态聚焦，输出实部与虚部的RF信号。该RF信号被包络线检波部7检波后被变换为视频信号，输入到扫描变换器8而被变换为图像数据（B模式图像数据）。以上所说明的结构与公知的超声波成像装置的结构相同。另外，在本发明中，通过直接处理RF信号的结构也能实施超声波边界检测。

[0057] 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，通过CPU10a执行预先在存储器10b中保存的程序，从而生成能检测被检测体组织的边界的标量场图像。关于标量场图像的生成处理将利用图2等在后面进行详细说明。合成部12对标量场图像和B模式图像进行合成处理之后，在显示部13中进行显示。

[0058] 在参数设定部11中，进行处理部10的用于信号处理中的参数或合成部12的显示图像的选择设定等。由操作者（装置操作者）从用户界面2输入这些参数。作为用于信号处理中的参数，可从操作者受理例如期望的帧 m 上的关心区域的设定、与帧 m 不同的帧 $m+\Delta$ 上的搜索区域的设定。作为显示图像的选择设定，例如，可从操作者受理将原始图像和矢量场图像（或者标量图像）合成为一个图像后显示于显示器、或者排列两个图像以上的运动图像来进行显示的选择设定。

[0059] 图2为表示本发明的处理部10以及合成部12中的图像的生成以及合成处理的动作的流程图。处理部10首先从扫描变换器8取得测量信号，实施通常的信号处理来生成B模式运动图像（步骤21、22）。接下来，从B模式运动图像中提取期望的帧 m 和与期望的帧 m 不同的时间的帧 $m+\Delta$ 这两个帧（步骤23）。例如 $\Delta=1$ 帧，提取期望帧 m 和接下来的帧 $m+1$ 这两个帧。也可经由参数设定部11从操作者受理这两个帧的提取，也可以是处理部10自动选择的结构。

[0060] 处理部 10 根据所提取的两个帧计算出 p 范数分布,生成标量场图像(步骤 24)。生成将所求得的标量场图像与 B 模式图像重叠而得到的合成图像,并在显示部 13 中进行显示(步骤 27)。步骤 23 中,作为期望帧,选择按时间序列依次不同的帧并反复进行上述步骤 21 ~ 27 的处理,通过连续显示合成图像,从而也能显示合成图像的运动图像。

[0061] 图 3 为表示上述步骤 24 的标量场图像的生成动作的详细处理的流程图。首先,处理部 10 如图 4 那样在步骤 23 提取的帧 m 中设定规定的像素数 N 的关心区域 ROI(region of interest:关心区域) 31(步骤 51)。将 ROI31 所包括的像素的像素值例如亮度的分布表示为 $P_m(i_0, j_0)$ 。 i_0, j_0 表示 ROI31 内的相应像素的位置。

[0062] 接下来,处理部 10 如图 4 那样在步骤 23 提取的帧 $m+\Delta$ 中设定规定大小的搜索区域 32(步骤 52)。搜索区域 32 包括帧 m 的 ROI31 的位置。例如,设定为搜索区域 32 与 ROI31 的中心位置一致。搜索区域 32 的大小 被设为比 ROI31 大的规定的尺寸。在此,说明对横跨帧 m 的图像整体依次设定 ROI31、设定以此为中心的规定大小的搜索区域 32 的结构,但也可只对参数设定部 11 中从操作者受理到的帧 m 的规定范围依次设定 ROI31。

[0063] 处理部 10 在搜索区域 32 内如图 4 那样设定与 ROI31 相等大小的多个候补区域 33。图 4 中,将搜索区域 32 按照与 ROI31 相等的大小划分为矩阵状,设定候补区域 33,但也可设定成相邻的候补区域 33 一部分重合。将候补区域 33 所包括的像素的像素值、例如亮度的分布表示为 $P_{m+\Delta}(i, j)$ 。 i, j 表示候补区域 33 内的相应像素的位置。

[0064] 处理部 10 采用候补区域 33 的像素的亮度分布 $P_{m+\Delta}(i, j)$ 和 ROI31 的亮度分布 $P_m(i_0, j_0)$,通过上述的式 (1) 计算 p 范数,将该 p 范数作为该候补区域 33 的 p 范数值。上述式 (1) 的 p 范数是,求得 ROI31 的位置 (i_0, j_0) 的像素的亮度 $P_m(i_0, j_0)$ 和位于与候补区域 33 内的位置 i_0, j_0 相对应的位置 (i, j) 处的像素的亮度 $P_{m+\Delta}(i, j)$ 之差的绝对值的 p 次幂,对候补区域 33 的所有的像素相加后进行了 $1/p$ 幂的值。 p 值采用预先确定的实数、或者经由参数设定部 11 从操作者受理到的值。 p 值不限于整数,也可作为小数。

[0065] 如上述式 (1) 那样设定幂数为 p 的 p 范数是相当于距离概念的值,表示 ROI31 的亮度分布 $P_m(i_0, j_0)$ 与候补区域 33 的亮度分布 $P_{m+\Delta}(i, j)$ 的相似度。即,若 ROI31 的亮度分布 $P_m(i_0, j_0)$ 与候补区域 33 的亮度分布 $P_{m+\Delta}(i, j)$ 相同,则 p 范数为零。此外,若两者的亮度分布不同,则差异越大就表示越大的值。

[0066] 处理部 10 针对搜索区域 32 的所有候补区域 33 求得 p 范数值(步骤 53)。由此,能够求得与 ROI31 相对应的搜索区域 32 内的 p 范数分布。所求得的 p 范数值保存在处理部 10 内的存储器 10b 中。

[0067] 图 5(a)、(c) 表示本发明的 p 范数分布的例子。图 5(a) 为 ROI31 及其搜索区域 32 均位于被检测体的静止部分时的搜索区域 32 的范数分布。图 5(c) 是作为被检测体使凝胶基材的人体模型 41 与人体模型 42 上下重叠并且在下侧人体模型相对于上侧人体模型 41 可在水平方向上相对滑动的边界上配置了 ROI31 时的搜索区域 32 的范数分布。另外,图 5(a)、(c) 中搜索区域 32 被划分为 21×21 个候补区域 33。候补区域 33 的块尺寸为 30×30 像素、搜索区域 32 为 50×50 像素,使候补区域 33 在搜索区域 32 内每次移动一个像素。即,相邻的候补区域 33 重叠了 29 像素。搜索区域 32 的中心与 ROI31 的位置对应。

[0068] 如图 5(a) 所示,在 ROI31 位于静止部分的情况下, p 范数分布中与 ROI31 的位置相对应的中心位置为最小范数值。另一方面,如图 5(c) 所示,在滑动的被检测体的边界上配

置 ROI31 的情况下,对于范数分布而言,不仅搜索区域 32 的中心位置成为最小范数值,而且在沿着搜索区域 32 内的被检测体的边界的方向上形成 p 范数值小的区域 (p 范数的波谷)。

[0069] 如上那样,在本发明中利用根据 ROI31 位于被检测体的静止部分还是位于滑动的边界而用图像来表示搜索区域 32 的 p 范数的分布不同的情况。具体地来说,求得表示搜索区域 32 的 p 范数的分布的统计量,成为与该搜索区域 32 相对应的 ROI31 的标量值 (步骤 54)。作为统计量,只要是能表示静止部分与边界部分的 p 范数分布的差的值即可。在此,采用由式 (2) 求得的偏离度作为统计量。

[0070] [数学式 2]

[0071]

$$\text{偏离度} \equiv \bar{s} - s_{\min} \quad \cdot \cdot \cdot (2)$$

[0072] $\bar{s}$: p 范数值平均

[0073] $s_{\min}$: 最小 p 范数值

[0074] 即,处理部 10 根据搜索区域 32 的所有 p 范数值求得最小值和平均值,根据式 (2) 运算偏离度。

[0075] 采用图 5(b)、(d) 的直方图表示式 (2) 的偏离度。图 5(b)、(d) 分别为图 5(a)、(c) 的搜索区域 32 内的 p 范数值的直方图。如图 5(a) 所示在 ROI31 位于静止部分的情况下,搜索区域 32 的 p 范数分布中,与 ROI31 的位置对应的中心位置为最小范数值,其周边的 p 范数值大,因此发现 p 范数值的最小值与分布的平均离地足够远的特征。因此,偏离度变大。另一方面,如图 5(c) 所示,在 ROI31 位于边界部的情况下,与 ROI31 对应的中心位置的 p 范数值成为最小值,但沿着其周边的边界的区域也存在 p 范数值变小的误差,因此直方图整体的分布呈现扩展的样子。因此, p 范数的最小值与分布的平均值之差变小,偏离度也变小。

[0076] 如上所述,在步骤 54 中,通过求得 p 范数分布的偏离度 (标量值),从而能够采用标量值表示该 ROI31 位于被检测体的静止部分还是位于滑动的边界。

[0077] 反复上述步骤 51 ~ 54 直到针对所有 ROI31 进行计算为止 (步骤 55)。生成将针对所有 ROI31 求得的偏离度 (标量值) 变换为图像的像素值 (例如亮度值) 的图像 (标量场图像) (步骤 56)。通过以上的步骤 51 ~ 56 生成步骤 24 的标量场图像。

[0078] 在图 6(a) 中表示由上述步骤 22 求得的 B 模式图像,在图 6(b) 中表示由上述步骤 24 求得的标量场图像的具体例子。图 6(a) 的 B 模式图像为将凝胶基材人体模型 41、42 重叠两层并在上侧的人体模型 41 上固定超声波探针并使该超声波探针在横向上移动的同时拍摄到的图像。固定了超声波探针的上侧相对处于静止状态,另一方面,下侧的人体模型 42 成为表示横向移动的矢量场。另外,图 6(b) 中取 $p = 2$ 进行了计算。

[0079] 如图 6(b) 所示,可知将本发明的 p 范数分布的偏离度 (标量值) 作为像素值的标量场图像中人体模型 41、42 的滑动边界部的偏离度变大,能够明确地以图像表示滑动边界部。因此,在步骤 26 中,通过单独或者与 B 模式图像重叠地显示标量场图像,从而能够采用标量场图像明确地显示很难在 B 模式图像中显示边界的边界,例如能够明确地显示声阻抗和弹性率与周围没有较大差别的组织的边界。

[0080] 此外,可知图 6(b) 的标量场图像在穿透界限附近的深部区域中也不会产生虚像,能够抑制虚像。

[0081] 作为比较例,在图 6(c) 中表示通过现有技术的块匹配处理求得的矢量场图像。该图像是,将图 6(a) 的 B 模式图像设为帧 m ,通过与下一帧(帧 $m+\Delta$ 、 $\Delta=1$ 帧)的块匹配处理(步骤 24)来求得 ROI 的移动位置,用矢量(箭头)表示了移动的方向以及大小的矢量场图像。图 6(c) 中,在下部(深部)的区域发现了运动矢量散乱的现象。这是由于距设置于上部的探针的距离越远,检测灵敏度的 SN 比就越小从而电噪声等的影响增大的情况引起的,表示穿透界限。图 6(d) 表示了求得图 6(c) 的矢量场的应变张量,并将应变张量作为像素值(例如亮度值)而进行了图像化的情况。在图 6(c) 中,也发现了由于错误矢量的影响而在深部产生了虚像的现象。

[0082] 如上所述,与现有的图 6(c)、(d) 的矢量场和基于矢量场的应变张量场图像相比,根据本实施方式的 p 范数求得的张量场图像(图 6(b))能够抑制虚像,能明确地表示滑动边界部。

[0083] 如图 7(a) 所示,将由本发明所求得的标量场图像和 B 模式图像重叠在一起进行显示。由此,在 B 模式像的边界不清楚的情况下,也能通过标量场图像掌握边界。

[0084] 此外,本实施方式中,还生成矢量场图像,也能将矢量场图像与标量场图像以及 B 模式图像重叠在一起进行显示。在这种情况下,如图 8 所示,在步骤 24 之后进行步骤 25。在步骤 25 中,在通过步骤 24 计算出的搜索区域 32 内的所有候补区域 33 的 p 范数值中搜索最小值,将最小值的候补区域 33 判定为 ROI31 的移动目的地区域,决定将 ROI31 的位置 (i_0, j_0) 与移动目的地的候补区域的位置 $(i_{\min}, j_{\min})$ 连结的运动矢量。通过对所有的 ROI31 执行该步骤,从而得到矢量场。生成用箭头表示各矢量的图像,并能得到矢量场图像。

[0085] 将所得到的矢量场图像与标量场图像以及 B 模式图像重叠在一起进行显示(步骤 26)。在图 7(b) 中表示叠加图像的例子。通过重叠显示矢量场图像,夹持采用标量场图像确认的边界,能够明确地掌握被检测体朝向哪个方向移动。

[0086] 在本实施方式中,式(1)的 p 范数的 p 值只要是实数即可,最佳的 p 值可设定为例如对评价对象的典型样品采用适当的变化幅度进行 p 值的参数调查而得到虚像最少的清晰的图像的值。此外, p 值优选为比 1 大的实数。图 9(a) 表示设定 $p=1$ 并针对图 6(a) 的 2 层滑动人体模型的 B 模式像执行图 2 以及图 3 的流程而得到标量场图像时的图像例。可知图 9(a) 中,在图像下部(深部)中,与图 6(b) 的 $p=2$ 的情况相同,抑制了虚像。但是在比边界线更靠近上部的静止区域中,发现了新的虚像。推测这是因为 $p=1$ 的范数容易受到稀疏性的影响。由此,由于抑制静止部分的虚像,因此期望将 p 设定为比 1 大的值。另外,也能进行用于排除虚像的图像处理。关于这一点将在第 2 实施方式中进行说明。

[0087] 此外,上述说明中,求得偏离度作为表示了搜索区域 32 的 p 范数的分布状态的统计量,并根据该值生成了标量场图像,但也可采用偏离度以外的其他参数。例如,可使用变动系数。由下式定义变动系数,是利用平均归一化了标准偏差的统计量,表示分布的偏差的大小(即最小值的分离难度)。

[0088] [数学式 3]

[0089]

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

[0090] σ_s :标准偏差

[0091] $\bar{p}$:p 范数值平均

[0092] (第 2 实施方式)

[0093] 在第 2 实施方式中,当在通过第 1 实施方式求得的标量场图像中产生虚像时,除去虚像等。即,识别图像区域的可靠度,通过除去可靠度低的区域,从而除去虚像,提高图像整体的可靠度。利用图 9 以及图 10 来说明这一点。

[0094] 图 9(a) 为如第 1 实施方式中所述的那样在式 (1) 中设 $p = 1$ 而求得的标量场图像,在边界部产生了虚像。图 9(b) 为在图像区域的可靠度的识别中采用的直方图,图 9(c) 为将可靠度低的图像区域的亮度置换为暗色的标量场图像。图 10 为表示用于除去虚像的处理部 10 的动作的流程图。

[0095] 首先,若处理部 10 从操作者受理到了除去虚像的指示,则通过读取并执行用于除去虚像的程序,从而如图 10 的流程那样工作。首先,选择在图 3 的流程的步骤 51 中设定的多个 ROI31 中的一个(步骤 102),从处理部 10 内的存储器 10b 中读出针对与该 ROI31 对应的搜索区域 32 内的多个候补区域 33 所求得的 p 范数值,计算出其平均,并设为与该 ROI31 对应的 p 范数值的平均值(步骤 103)。针对所有的 ROI31 反复进行该步骤 102、103(步骤 101)。

[0096] 根据针对所有的 ROI31 求得的 p 范数值的平均值及其频度来生成图 9(b) 那样的直方图(步骤 104)。p 范数值的平均值越大就评价为可靠度 越低的 ROI,若在直方图中 p 范数值的平均值大的区域内生成了低峰值的山状分布,则将该部分判定为低可靠度区域 91。即,将位于 p 范数值的平均值小的区域的峰值大的山状分布判定为高可靠部 90,相比之下,将位于 p 范数值的平均值大的区域的低峰值的山状分布判定为低可靠部 91。而且,求得低可靠部 91 与高可靠部 90 之间的波谷(频度最小值)93 的位置(步骤 105)。将 p 范数值的平均值比波谷 93 大的范围(低可靠度区域 91)的 ROI31 设定为低可靠度区域(步骤 106)。针对该 ROI31 除去图 3 的步骤 54 中所求得的标量值(偏离度或变动系数)后生成标量场图像(步骤 107)。例如,如图 9(c) 所示,针对低可靠度区域的 ROI31,将亮度置换为预先确定的规定暗色来进行显示。此外,也可将低可靠度区域的 ROI31 的亮度置换为规定的明亮色或者置换为与周边的亮度相同的亮度来进行显示。

[0097] 通过第 2 实施方式,能够除去虚像,因此可提供能够更明确地识别被检测体的边界的标量场图像。

[0098] (第 3 实施方式)

[0099] 在第 1 实施方式中,求得 p 范数分布的统计量(偏离度或变动系数)来生成了图像,但在第 3 实施方式中,采用其他方法根据 p 范数分布来生成能够识别组织的边界的图像。采用图 11 以及图 12 来说明该处理方法。

[0100] 在搜索区域 32 的 p 范数值的分布中,如第 1 实施方式所述那样,沿着被检测体的边界的候补区域 33 形成 p 范数值沿着边界而变小的区域(p 范数值的波谷)。因此,p 范数值的分布具有沿着边界的候补区域 33 的值表示比沿着与边界正交的方向的候补区域 33 小的值的特征。在本实施方式中利用该特征来生成图像。

[0101] 图 11 表示本实施方式的处理部 10 的处理流程。此外,图 12(a) ~ (h) 表示在搜索区域 32 的 p 范数值的分布上选择的候补区域 33 的 8 个图案。另外,图 12(a) ~ (h) 为了便于图示而图示了在搜索区域 32 内以 5×5 矩阵状配置候补区域 33 的例子,但候补区域

33 的实际的配置是在步骤 52 中设定的配置。

[0102] 首先,处理部 10 执行第 1 实施方式的图 2 的步骤 21 ~ 23 以及图 3 的步骤 51 ~ 53,针对与多个 ROI31 对应的搜索区域 32 求得 p 范数值的分布。接下来,选择 ROI31(步骤 111),在与该 ROI31 对应的搜索区域 32 的范数值分布中,如图 12(a) 所示那样设定通过搜索区域 32 的中心的规定的方向 151。例如,在图 12(a) 的情况下,规定方向 151 为水平方向。选择沿着所设定的方向 151 坐落的多个候补区域 33,求得这些候补区域 33 的范数值的平均(步骤 114)。

[0103] 针对图 12(a) ~ (h) 的 8 个图案所示的 8 个方向 151 都进行该步骤 113、114 的处理(步骤 112)。图 12(b) 的图案中,规定方向 151 为相对于水平方向以逆时针方向倾斜了约 30° 的方向。图 12(c) ~ (h) 的图案中,规定方向 151 为分别相对于水平方向以逆时针方向倾斜了约 45° 、约 60° 、 90° 、约 120° 、约 135° 、约 150° 的方向。

[0104] 选择 8 个规定方向 151 中 p 范数值的平均成为最小值的方向 151(步骤 115)。接下来,设定与所选择的方向 151 正交的方向 152,求得沿着该方向 152 坐落的候补区域 33 的 p 范数值的平均(步骤 116)。与 8 个方向 151 正交的方向 152 如图 12(a) ~ (h) 所示。计算出在步骤 115 中选择出的 p 范数值的平均值最小的方向 151 的 p 范数值的平均、和与在步骤 116 中所求得的所选择的方向 151 正交的方向 152 的 p 范数值的平均的比率(=正交方向 152 的 p 范数值的平均 / 最小方向 151 的 p 范数值的平均)。将该比率设为对象 ROI31 的像素值(例如亮度值)。通过针对所有的 ROI31 执行该处理来生成图像(步骤 117)。

[0105] 沿着搜索区域 32 的被检测体的边界的候补区域其 p 范数值小(波谷),因此在步骤 117 中所求得的比率在位于边界上的 ROI31 中时,与不位于边界上的 ROI31 相比,更大。因此,通过设比率为像素值,从而能够生成可明确地识别边界的图像。

[0106] 另外,在本实施方式中,采用了 p 范数值的平均的比率,但并不限于此,也能采用最小方向 151 的 p 范数值的平均与正交方向 152 的 p 范数值的平均的差分值等其他函数值。

[0107] 在上述说明中,如图 12(a) ~ (h) 所示,是从排列在搜索区域 32 内的候补区域 33 的 p 范数值的分布的波谷求得被检测体的边界的结构,但本发明并不限于此,也能采用相同的方法,根据一个候补区域 33 内的像素值的分布求得被检测体的边界。具体地说,在图 12(a) ~ (h) 中考虑将搜索区域 32 置换为候补区域 33、将搜索区域 32 内的候补区域 33 置换为像素。此时,在图 12(a) ~ (h) 的例子中,一个候补区域 33 由 5×5 像素构成。在候补区域 33 内,设定经过候补区域 33 的中心像素的 8 个方向 151 和与该方向 151 正交的方向 152。8 个方向 151 以及与其正交的 8 个方向 152 分别由 5 像素构成。设各方向的 5 像素的像素值为 $P_{m+\Delta}(i, j)$ 、5 像素的中心像素的像素值为 $P_m(i_0, j_0)$,根据第 1 实施方式的式 (1) 计算该方向的 5 像素的 p 范数。求出如上那样得到的 p 范数的值除以像素数(5 像素的情况下为 5)后得到的 p 范数平均值。针对图 12(a)、(b) 的 8 个方向 151 分别求得该 p 范数平均值,选定 p 范数平均值成为最小值的方向 151。计算出成为最小值的方向 151 和与其正交的方向 152 的 p 范数平均值的比率。

[0108] 在位于被检测体的边界部分的候补区域 33 中,沿着边界的方向(p 范数平均值变最小的方向 151)的像素的 p 范数平均值变小、其正交方向 152 的 p 范数平均值变大,因此两者的比率成为大的值。另一方面,在位于被检测体的边界以外的普通区域的候补区域 33 中,方向 151 的 p 范数平均值和其正交方向 152 的 p 范数平均值相同,因此两者的比率接近

于 1。因此,若针对对象帧的图像整体的候补区域 33 计算出上述比率,则比率大的候补区域 33 的像素相当于边界部分,因此将上述比率作为候补区域 33 的中心像素的像素值来生成图像,从而能够生成可采用像素单位推测边界线的图像。也可代替比率而采用成为最小值的方向 151 的 p 范数平均值和其正交方向 152 的 p 范数平均值的差分值等其他函数值。

[0109] (第 4 实施方式)

[0110] 对第 4 实施方式进行说明。

[0111] 在第 4 实施方式中,在第 3 实施方式中处理部 10 在对搜索区域 32 的 p 范数分布实施图 11 的处理之前,对 p 范数分布应用拉普拉斯滤波,对 p 范数分布实施增强处理。通过对 p 范数分布实施增强处理,从而可增强沿着边界方向的 p 范数值的波谷,因此之后进行第 3 实施方式的图 11 的处理的话,能够根据所得到的比率值等获得在边界部和不是边界部的区域中对比度大的图像。

[0112] 具体地来说,执行第 1 实施方式的图 2 的步骤 21 ~ 23 以及图 3 的步骤 51 ~ 53,针对与多个 ROI31 对应的搜索区域 32 求得 p 范数值的分布。对所求得的 p 范数值的分布实施空间 2 次微分处理(拉普拉斯滤波),生成沿着边界方向的 p 范数值的波谷被增强的轮廓的 p 范数值分布。对应用拉普拉斯滤波后的 p 范数值分布实施第 3 实施方式的图 11 的处理来生成图像。

[0113] 同样地,当根据在第 3 实施方式的后半部分中所说明的候补区域 33 内的像素值的分布求得被检测体的边界时,对像素值的分布应用拉普拉斯滤波,实施增强处理,之后也能求得 p 范数平均值和比率。

[0114] (第 5 实施方式)

[0115] 作为第 5 实施方式,说明采用特征值分解处理来生成可根据 p 范数分布识别组织边界的图像的处理方法。

[0116] 首先,处理部 10 执行第 1 实施方式的图 2 的步骤 21 ~ 23 以及图 3 的步骤 51 ~ 53,针对与多个 ROI31 对应的搜索区域 32 求得 p 范数值的分布。采用所求得的搜索区域 32 内的候补区域 33 的 p 范数值 (N_{mn}) 来生成矩阵 A。将矩阵 A 代入到下述式 (4) 的固有方程式中,求得特征值 λ_n 、 λ_{n-1} 、 $\dots$ λ_1 。将特征值中的最大特征值或者特征值的线性结合设为与该搜索区域 32 对应的 ROI31 的标量值。在此,所谓特征值的线性结合是,例如采用最大特征值 λ_n 和第二个特征值 λ_{n-1} 这两个来将该函数例如 $\lambda_n - \lambda_{n-1}$ 设为标量值。

[0117] [数学式 4]

[0118] $Av = \lambda_i v \quad (i = 1, \dots, n) \dots (4)$

[0119]
$$A = \begin{bmatrix} N_{11} & \dots & N_{1n} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ N_{m1} & \dots & N_{mn} \end{bmatrix}$$

[0120] $\lambda_i = \{ \lambda_n, \lambda_{n-1}, \dots, \lambda_1 \}$

[0121] 其中, N_{mn} 是针对搜索区域 32 内的候补区域 33 利用式 (1) 求得的 p 范数值, m 以及 n 表示搜索区域 32 内的候补区域 33 的位置。

[0122] 针对所有的 ROI31,求得最大特征值或者特征值的线性结合作为标量值,与图 3 的步骤 56 相同地生成将标量值设为像素值(亮度值等)的标量场图像。

[0123] 如上所述,在本发明中能够利用特征值来生成标量场图像。

[0124] 在本实施方式中利用了特征值中的最大特征值或者特征值的线性结合,但不限于此,也可利用其他一个以上的特征值。

[0125] (第 6 实施方式)

[0126] 作为第 6 实施方式,说明当在第 1 实施方式中进行图 8 的步骤 25 而生成了运动矢量场图像时基于矢量场来生成可提取边界的标量场图像的处理方法。

[0127] 假设通过图 8 的步骤 25 求出的运动矢量场为图 13(a)、(b)、(c) 那样的模型。图 13(a) 的模型为被检测体的边界的方向经过中心的 ROI(关注像素)131 且呈水平方向的例子,图 13(b) 的模型为边界的方向是垂直方向的例子,图 13(c) 的模型为边界的方向是倾斜 45 度方向的例子。假设被检测体的夹着边界的区域分别在相反方向上以大小 c 的运动矢量进行移动。

[0128] 关于这种模型的矢量场,首先说明求得现有的应变张量并将其变换为标量场的情况。求得应变张量的数学式为专利文献 2 所记载的公知的式子,由下式进行定义。

[0129] [数学式 5]

[0130]

$$\text{应变张量} \equiv \frac{1}{2} \left(\frac{\partial Y}{\partial x} + \frac{\partial X}{\partial y} \right) \quad \dots (5)$$

[0131] 式 (5) 中,将运动矢量的 x 分量设为 X,将 y 分量设为 Y。

[0132] 可作为例如 ROI131 的两侧的各矢量分量的差分平均来计算式 (5) 所表示的偏微分值。具体地来说,在图 13(a)、(b)、(c) 的各模型中,求得式 (6)。

[0133] [数学式 6]

$$[0134] \left(\frac{\partial Y}{\partial x}, \frac{\partial X}{\partial y} \right) \quad \dots (6)$$

[0135] 例如,在图 13(a) 的矢量场中是 (0, C),在图 13(b) 的矢量场中是 (-C, 0),在图 13(c) 的矢量场中是 $(-C/\sqrt{2}, C/\sqrt{2})$ 。因此,即使是夹着边界、两侧的矢量场的大小为 C 且朝向相反这样的相同的条件,也如图 13(c) 所示,在边界为倾斜方向的情况下,如图 13(a)、(b) 所示,应变张量成为水平或垂直的边界时的应变张量的 C/2,因此若通过应变张量将矢量场变换为标量场并将应变张量作为 ROI131 的像素值进行图像化,则倾斜方向的边界与水平或垂直的图像相比变得不清晰。因此,倾斜方向的边界的检测能力下降。

[0136] 因此,在本发明中,采用由下式 (7) 定义的标量值,将运动矢量场变换为标量场。式 (7) 为包括与式 (1) 相同的幂以及次方根的形式,因此在此称作边界范数。

[0137] [数学式 7]

[0138]

$$\text{边界范数} \equiv \left(\left(\frac{\partial Y}{\partial x} \right)^2 + \left(\frac{\partial X}{\partial y} \right)^2 \right)^{\frac{1}{2}} \quad \dots (7)$$

[0139] 在图 13(a)、(b)、(c) 的各模型中,若求得上述边界范数,则任一个模型的边界范数值都成为 C。因此,与矢量的方向无关地,能够将矢量场等同地变换为标量场。因此通过本发明的边界范数,将矢量场变换为标量场,通过生成将标量值(边界范数值)设为 ROI131 的像素值的图像,从而能进行相对于方向而稳健性高的边界检测。

[0140] 图 14 表示采用了本实施方式的边界范数的标量场图像的生成顺序。首先,执行第 1 实施方式的图 8 的步骤 21 ~ 25,并生成矢量场图像。对所生成的矢量场图像执行图 14 的处理。首先,在矢量场图像上设定多个 ROI131(步骤 142)。接下来,对一个 ROI131 在 x 方向以及 y 方向上进行矢量的偏微分,采用进行了偏微分所得到的值来计算式 (7) 的边界范数(步骤 143)。将所得到的边界范数值设为该 ROI131 的标量值。对所有 ROI131 反复这些处理(步骤 141)。然后,将边界范数值变换为 ROI131 的像素值(例如亮度值)来生成标量值图像。

[0141] (第 7 实施方式)

[0142] 对第 7 实施方式进行说明。

[0143] 在第 7 实施方式中,在第 1 实施方式的图 3 的步骤 51 中设定多个 ROI31 时,如图 15 那样为了提高分辨率而配置成 ROI31 的一部分重叠的情况下,在步骤 53 中,将重复区域 151 的运算结果保存在设置于处理部 10 的存储器 10b 内的查找表中,削减运算量。其他结构与第 1 实施方式相同。

[0144] 图 16 表示本实施方式的步骤 53 的处理顺序。另外,在图 16 的流程中对与图 3 的流程相同的步骤赋予相同的符号。

[0145] 最初,在图 2 的步骤 51 中所设定的多个 ROI31 中如图 15 那样存在重复区域 151-1、151-2 的情况下,在处理部 10 的存储器 10b 内登记用于将该重复区域的像素的后述的式 (8) 的 p 范数和按步骤 52 的每个候补区域 33 进行记录的存储器区域,从而生成查找表(步骤 161)。

[0146] 接下来,选择对象 ROI31-1(步骤 163),进而选择与对象 ROI31-1 对应的搜索区域 32 内的候补区域 33。针对 ROI31-1 的像素中在查找表中没有保存 p 范数和的像素(即不是重复区域 151-1 的像素),通过作为式 (1) 的 p 次方根中的式、即下式 (8),计算 p 范数和(步骤 165)。另外,在步骤 165 中,在查找表中未记录重复区域 151-1 的 p 范数和数据的情况下,针对重复区域 151-1 的像素也计算 p 范数和。

[0147] [数学式 8]

[0148]

$$p \text{ 范数和} = \left(\sum_{i,j} |p_m(i_0, j_0) - p_{m+\Delta}(i, j)|^p \right)^{1/p} \quad \dots (8)$$

[0149] 接下来,参照查找表,保存有该 ROI31-1 的重复区域 151-1 的像素的 p 范数和数据的情况下,读出该数据,与在步骤 165 中求出的 p 范数和进行相加,通过计算出加法运算结果的 p 次方根来求得式 (1) 的 p 范数(步骤 166)。由此,能够求得针对该 ROI31-1 的相应候补区域的 p 范数值。所求得的 p 范数值保存在存储器 10b 中。

[0150] 在由步骤 166 计算出的 p 范数和中,在查找表中包括未记录的重复区域 151-1 的数据的情况下,将该重复区域 151-1 的 p 范数和记录于查找表中(步骤 167)。针对与 ROI31-1 对应的搜索区域 32 内的所有候补区域反复进行。由此,能够求得 ROI31-1 的 p 范数值分布(步骤 168)。若求得针对该 ROI31-1 的 p 范数值分布,则通过步骤 54 求得偏离度,并设为对象 ROI31-1 的标量值。

[0151] 接下来,选择下一个 ROI31-2(步骤 162、163),并选择候补区域(步骤 164)。针

对 ROI31-2 的像素中的 p 范数和未被保存在查找表中的像素（即不是重复区域 151-1 的像素），通过式 (1) 的 p 次方根中的式、即下式 (8)，计算 p 范数和（步骤 165）。该 ROI31-2 的重复区域 151-1 的像素的 p 范数和数据已被保存于查找表中，因此读出该数据，并与在步骤 165 中所求出的 p 范数和进行相加，通过计算出加法运算结果的 p 次方根来求得式 (1) 的 p 范数（步骤 166）。由此，无需进行重复区域 151-1 的 p 范数和的运算，能够以较少的运算量求得针对该 ROI31-2 的相应候补区域的 p 范数值。

[0152] 所求得的 p 范数值保存于存储器 10b。此外，将在步骤 165 中进行计算时所求得的重复区域 151-2 的 p 范数和记录于查找表中（步骤 167）。

[0153] 通过针对所有 ROI 反复上述步骤 163 ~ 168，能够求得 p 范数值分布（步骤 55）。由此，不需要重复区域 151 中的再次计算，能削减运算量。

[0154] 另外，在本实施方式中，说明了针对相邻的 ROI31 的一部分重叠的情况设定重复区域并将 p 范数和保存于查找表中的结构，但对于在搜索区域 32 内相邻的候补区域 33 的一部分重叠的情况，也能够设定重复区域，将该区域的 p 范数和保存于查找表中，从而削减运算量。

[0155] （第 8 实施方式）

[0156] 对第 8 实施方式进行说明。

[0157] 通过针对连续的帧执行上述第 1 ~ 第 7 实施方式中的任一个实施方式，从而能够生成根据范数分布生成的标量场的连续图像和矢量场的连续图像，能够以时间序列显示这些图像。此时，由于某种原因，有时会产生没能适当地生成图像的异常帧。在第 8 实施方式中，除去异常帧，以使能够显示适当的连续图像。

[0158] 异常帧具有描绘出区域变得极少的特征，因此通过对该特征进行判别，能够判别是异常帧还是正常帧。在本实施方式中，根据信息熵的大小来判别描绘出区域多还是少。由下式 (9) 定义矢量场图像的信息熵。

[0159] [数学式 9]

[0160]
$$H = -\sum P_x \log P_x - \sum P_y \log P_y \cdots (9)$$

[0161] 在此， P_x 为矢量的 x 分量的产生概率， P_y 为矢量的 y 分量的产生概率。通过该式求得的信息熵 H 为 x 分量和 y 分量的结合熵，表示帧全体的平均信息量。

[0162] 在通过第 1 ~ 第 7 实施方式针对根据 p 范数分布等求得的标量场图像求出信息熵的情况下，在式 (9) 的右边变量只有 1 个。

[0163] 图 17 表示针对时间序列的连续帧的一例通过上述式 (9) 求得信息熵的结果。图 18 针对连续的 10 帧表示信息熵的历时变化。图 17 表示本实施方式的图像帧的显示处理顺序。信息熵小的帧是信息量少的异常帧，因此不显示信息熵小于规定的阈值的帧，对前面的帧进行保持显示的处理。

[0164] 具体地来说，通过图 18 的步骤 181 设定阈值，选择最初的帧，计算信息熵，在该信息熵小于所设定的阈值的情况下，代替计算出了信息熵的当前帧（该帧）而显示前面的帧，在信息熵为阈值以上的情况下，显示当前帧。对所有帧反复上述处理。通过该处理，可除去异常帧，并能显示视觉辨认性良好的连续图像。另外，作为阈值，例如，也可设为预先确定的值，也可采用规定数的帧的平均值。

[0165] （第 9 实施方式）

[0166] 对第 9 实施方式进行说明。

[0167] 在第 1 实施方式中,如图 7(a) 那样重叠地显示了根据 p 范数分布所求得的标准值图像和 B 模式图像,在图 7(b) 中,在这些图像上进一步重叠矢量场图像后进行了显示。在第 9 实施方式中,如图 19(a) 那样对于重叠的标准场图像只提取边界部分,通过在 B 模式图像等上重叠来提高视觉辨认性。

[0168] 图 20 表示本实施方式的图像合成的处理顺序。首先,如图 19(b) 所示那样生成在第 1 实施方式等中所生成的标准场图像的标准值的直方图(步骤 201)。搜索标准值大的区域的山形状分布,并搜索其最小值(分布的波谷)191(步骤 202)。然后,将最小值 191 设定为阈值,在标准场图像中提取比阈值大的标准值的像素,生成所提取的标准场图像(步骤 203)。所提取的标准场图像描绘了标准值大的边界部分。通过将该提取出的标准场图像与 B 模式图像(以及矢量场图像)进行重叠后显示,从而能够明确地识别边界部,除了边界部以外,还能够显示通过 B 模式图像和矢量场图像能容易确认的视觉辨认性高的图像(步骤 204)。

[0169] 本发明能应用于医用超声波诊断、治疗装置以及采用普通的包括超声波的电磁波来测量变形或偏差的装置的全部。

[0170] 符号说明

[0171] 1:超声波探头(探针)、2:用户界面、3:发送波波束形成器、4:控制系统、5:收发切换开关、6:接收波波束形成器、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。

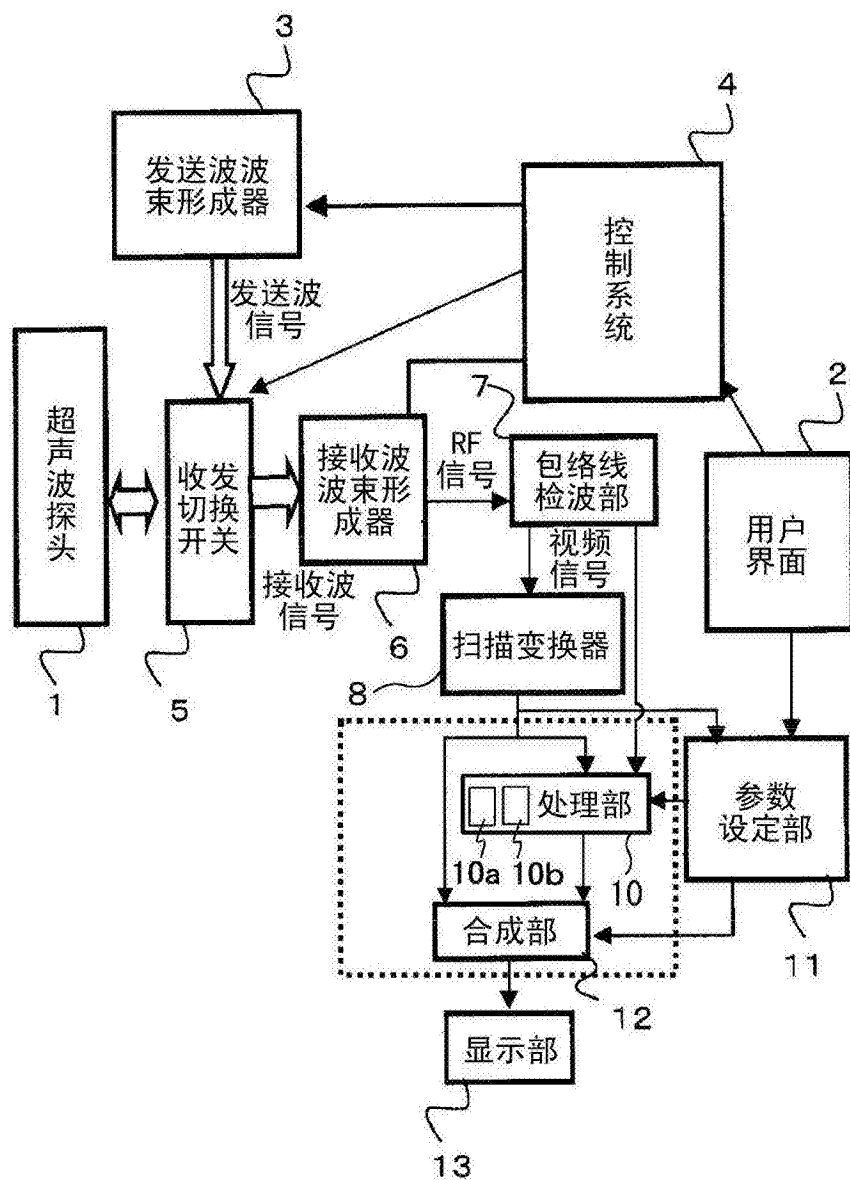


图 1

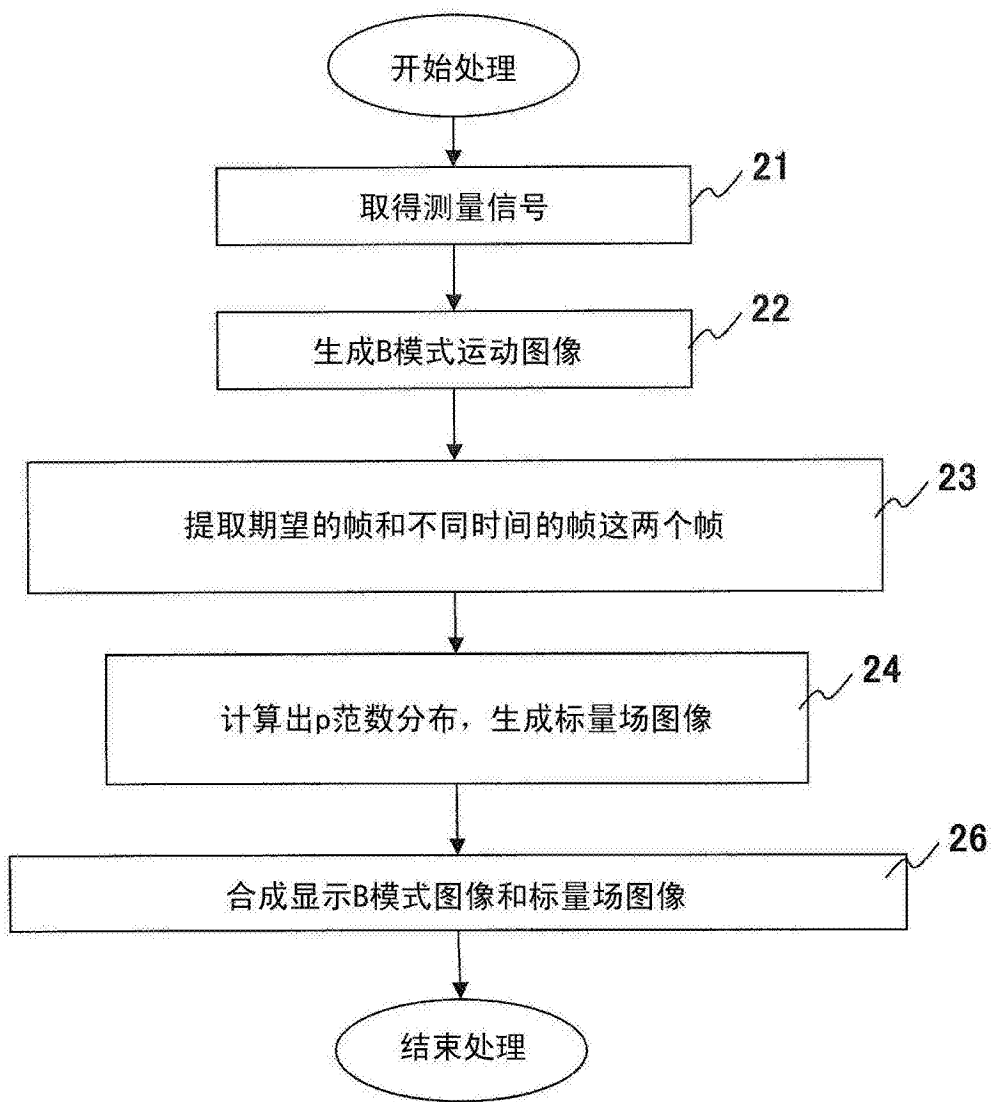


图 2

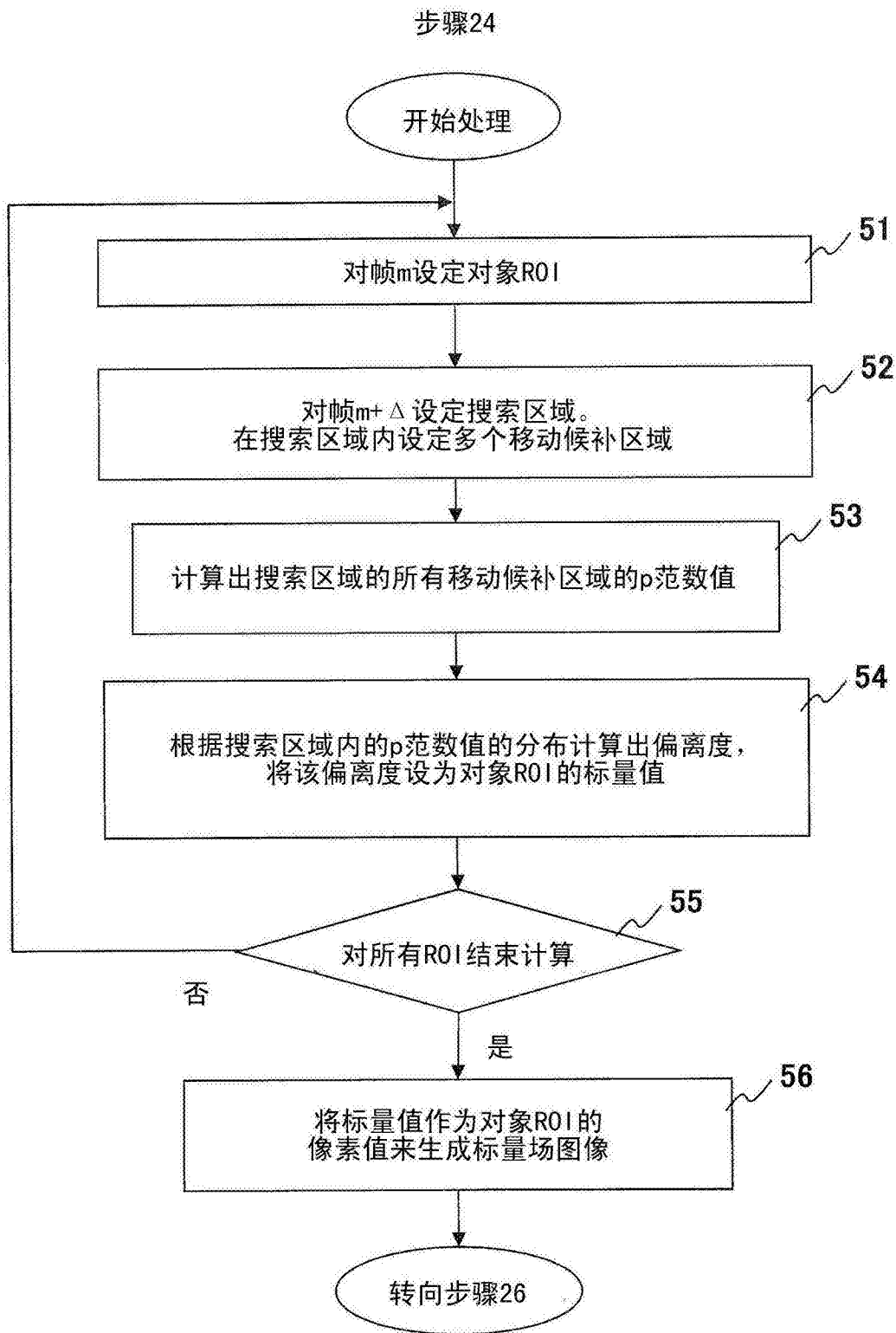


图 3

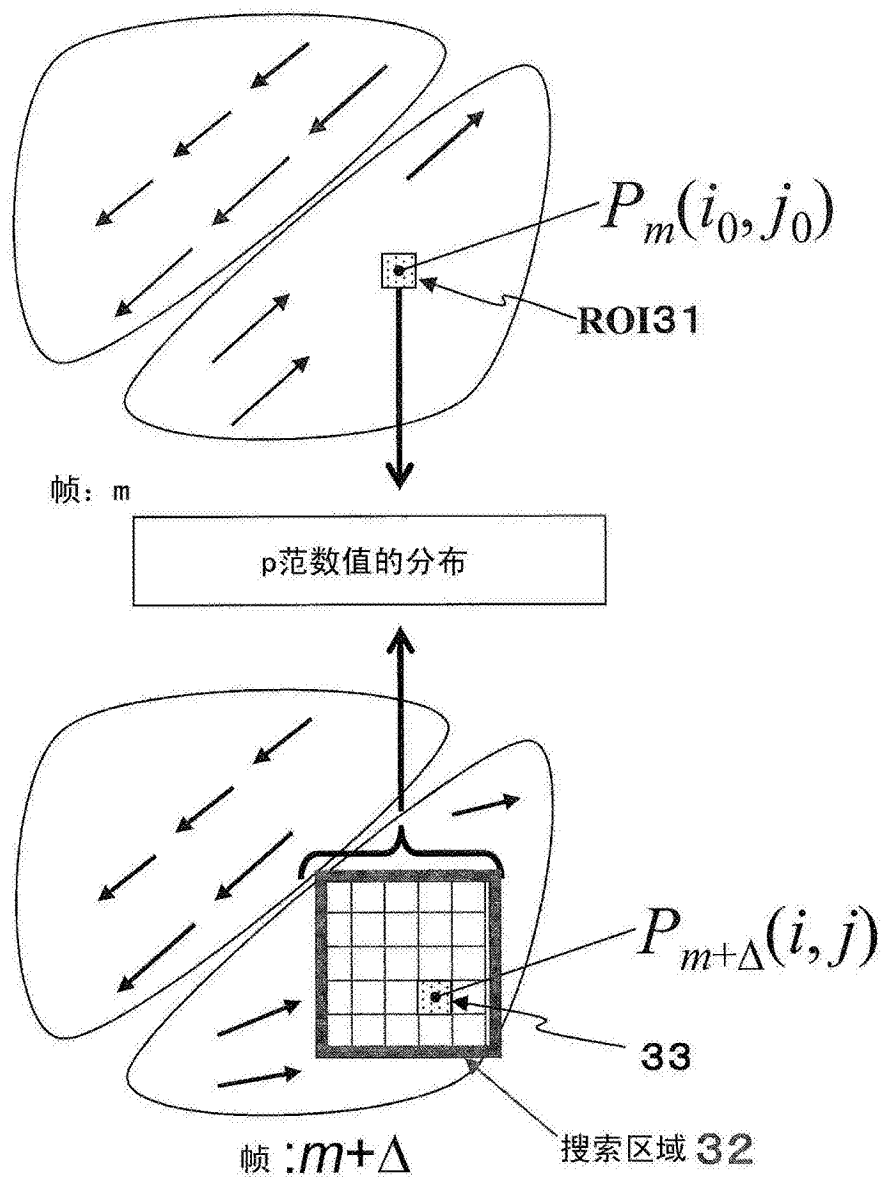


图 4

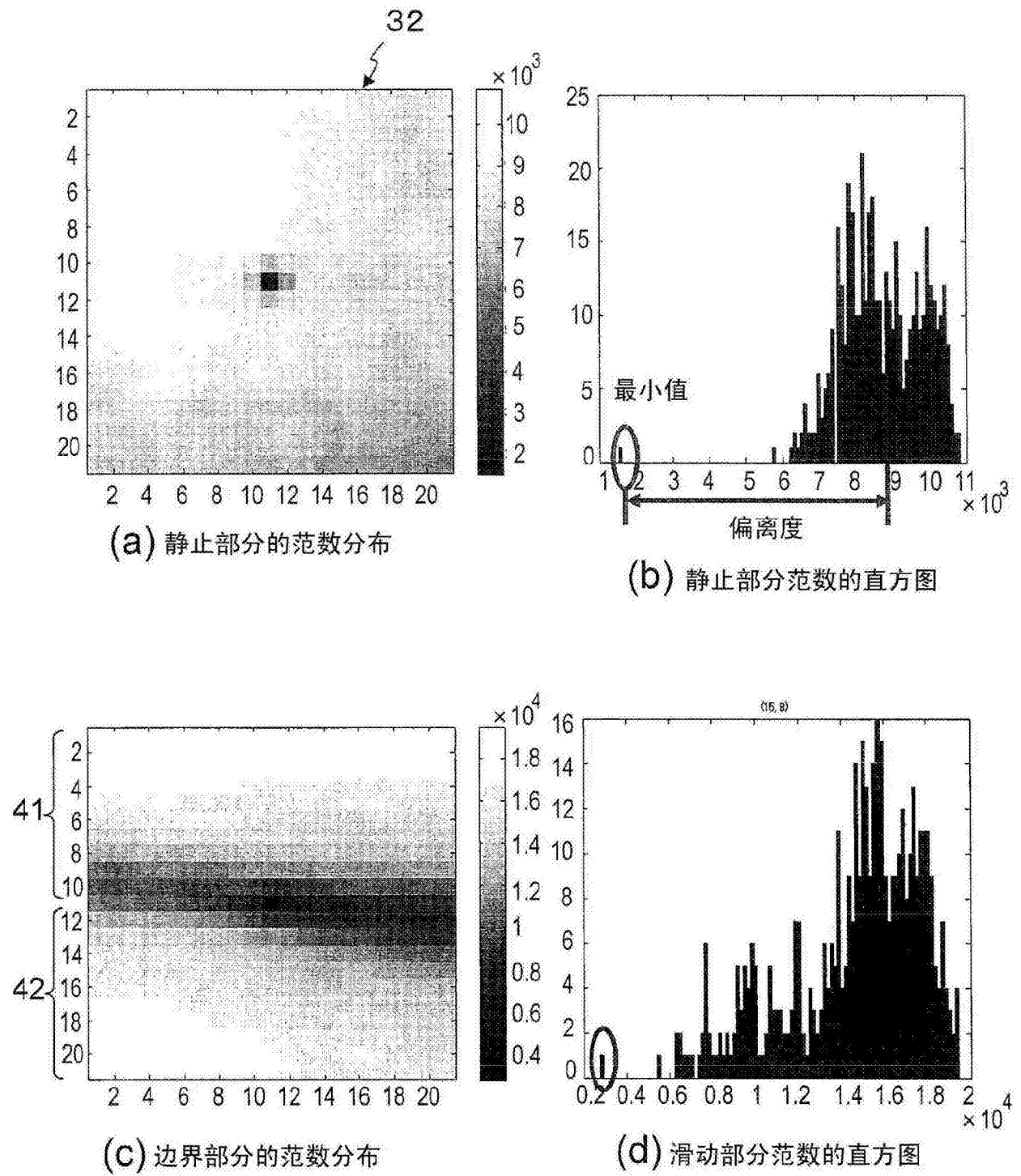


图 5

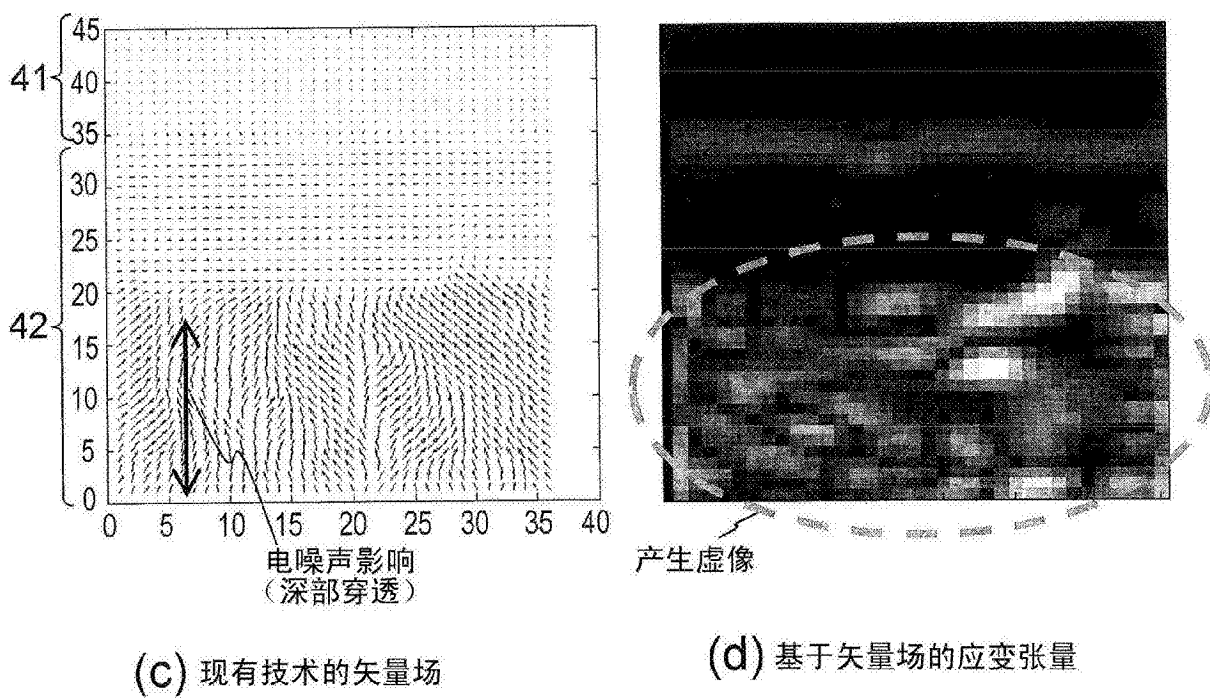
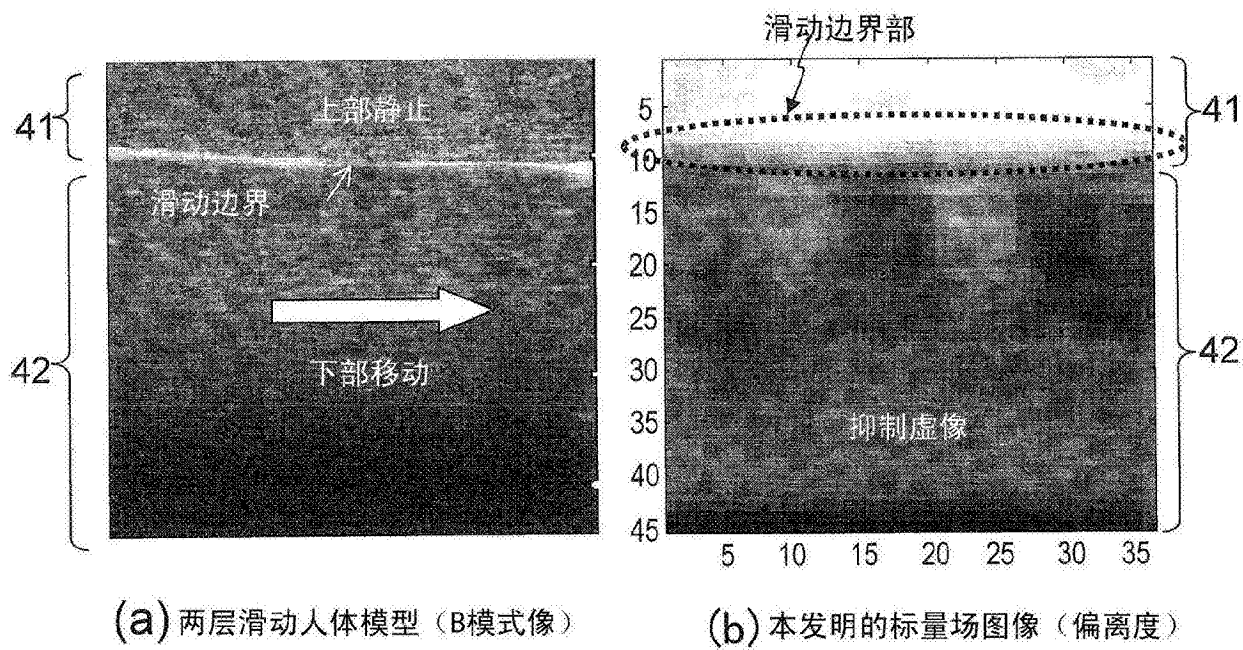


图 6

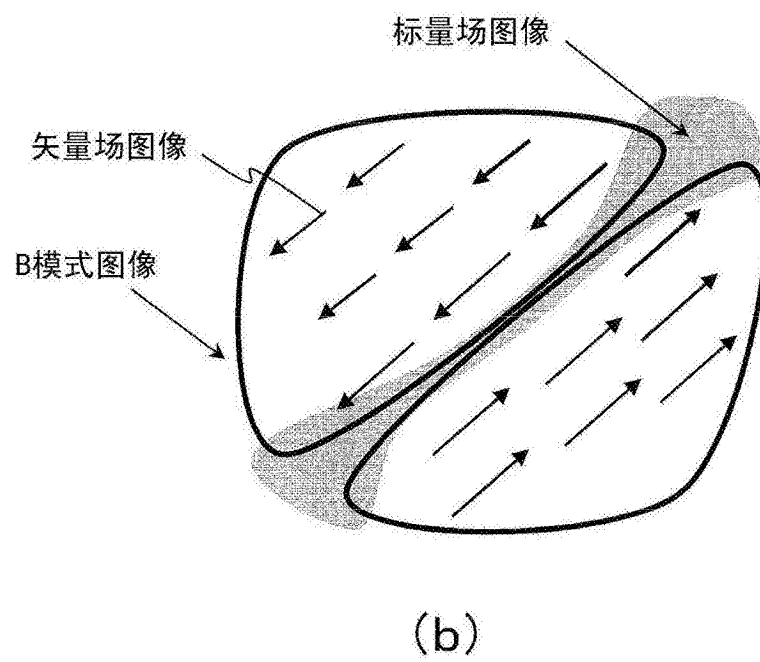
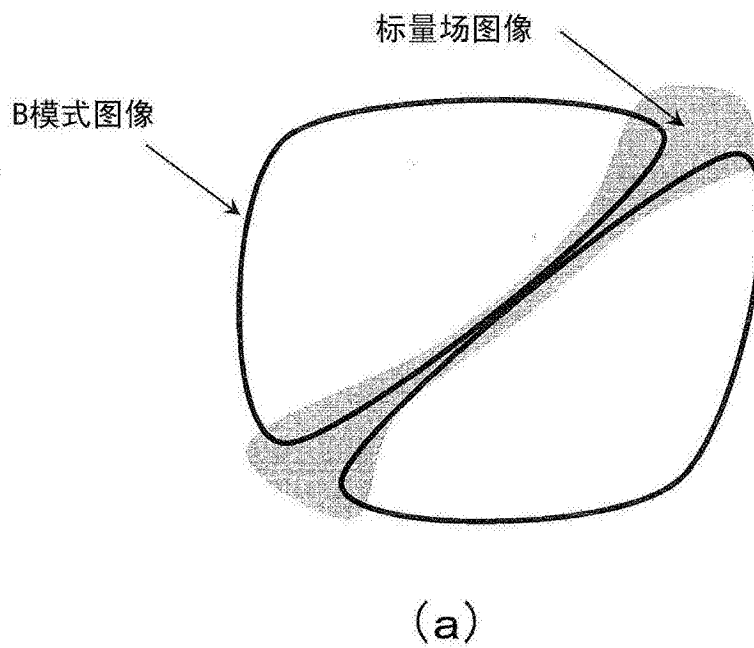


图 7

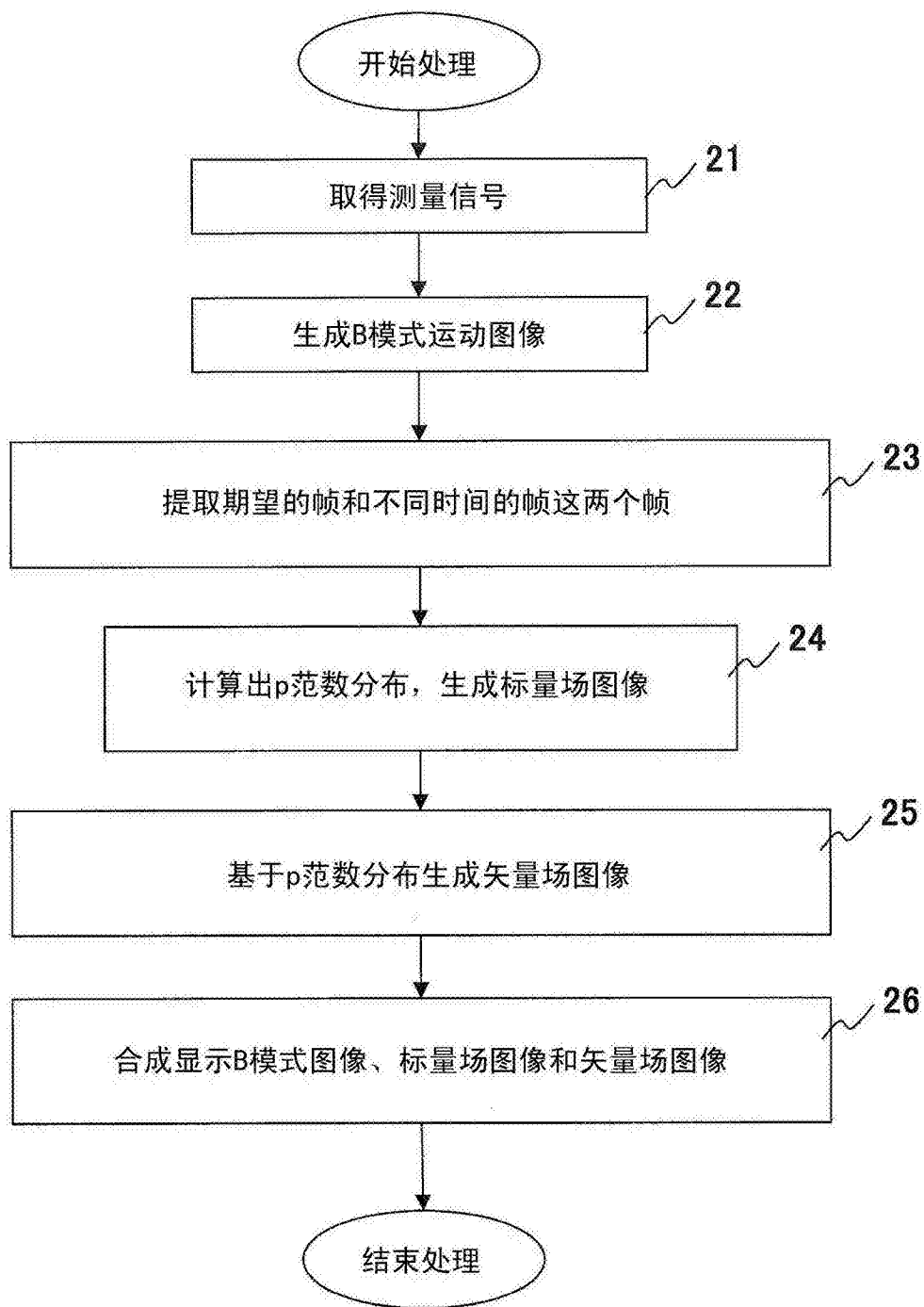


图 8

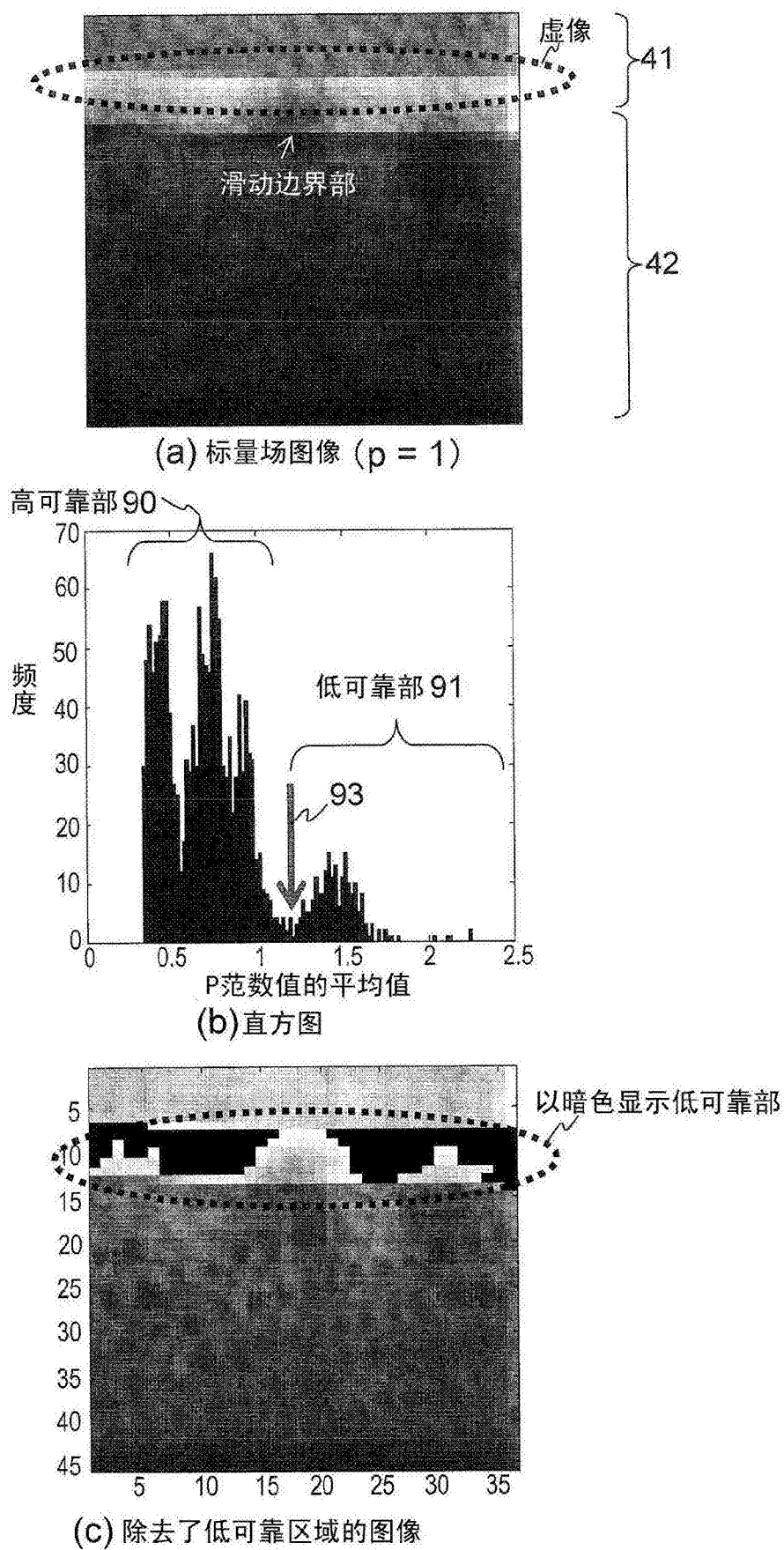


图 9

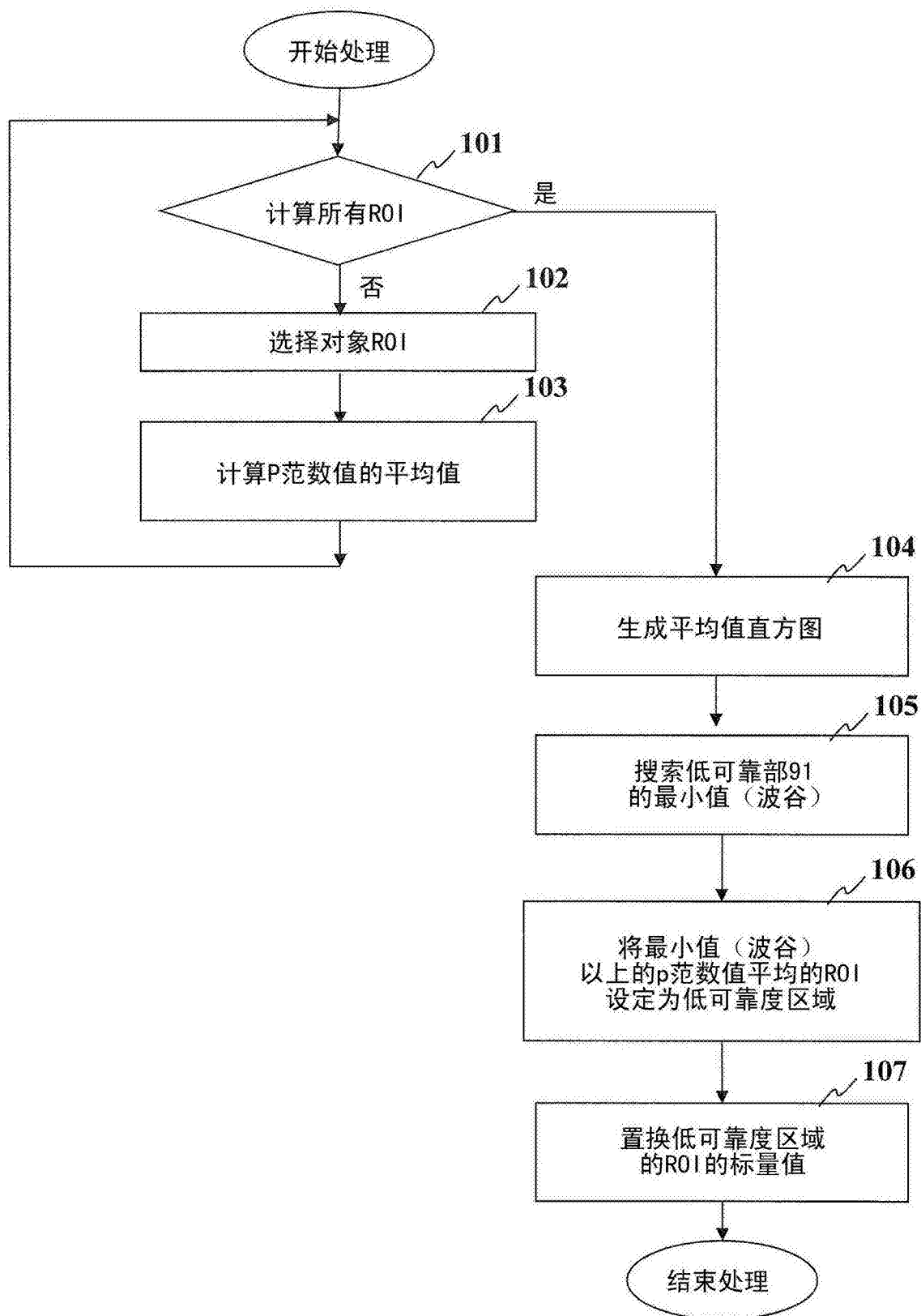


图 10

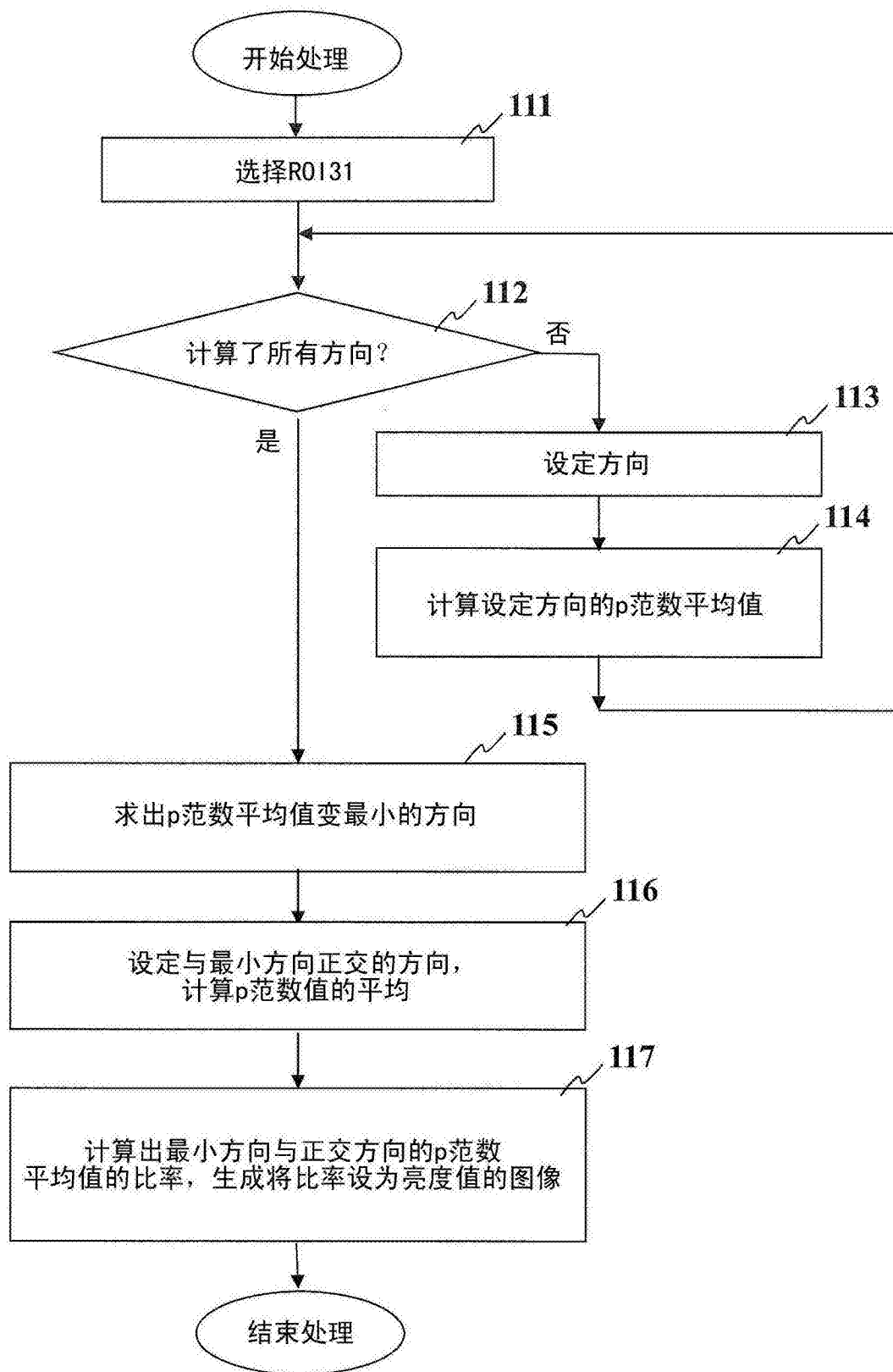


图 11

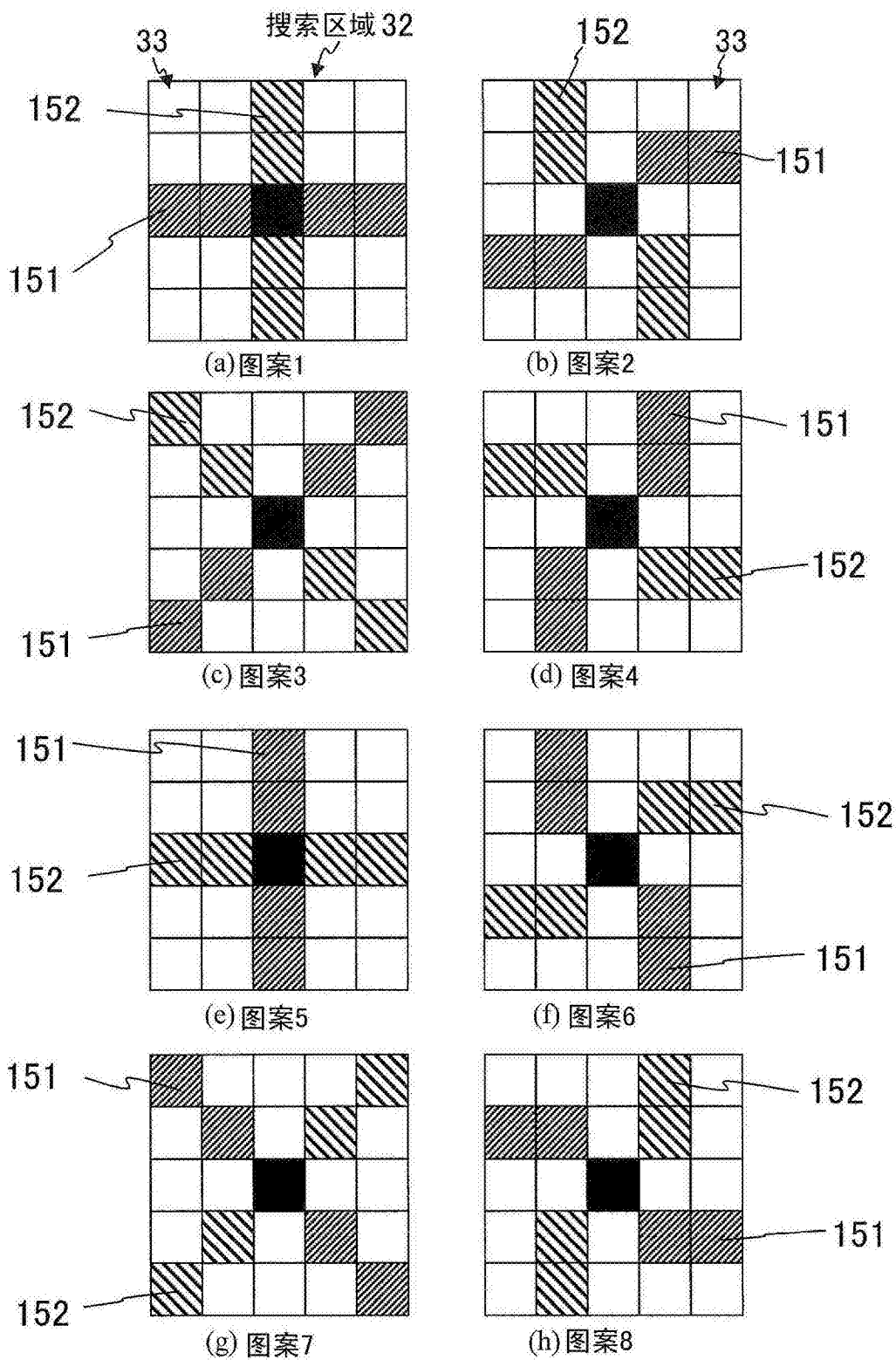
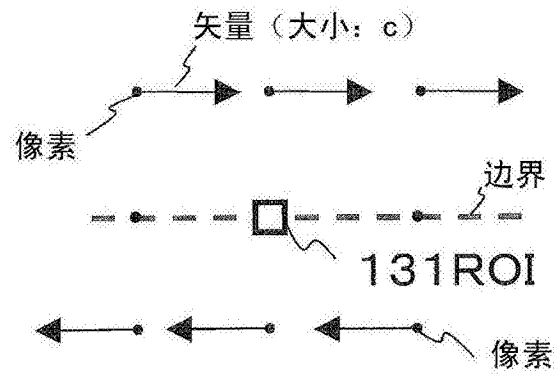
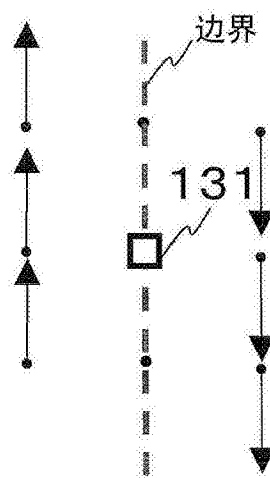


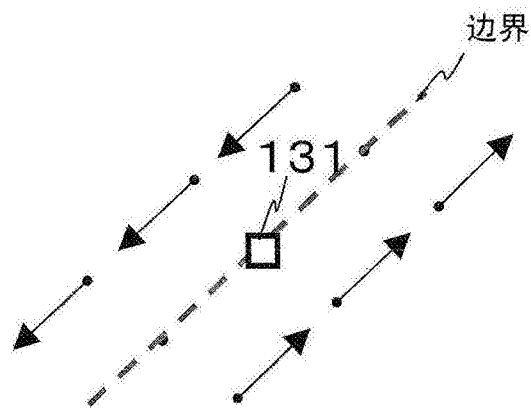
图 12



(a)



(b)



(c)

图 13

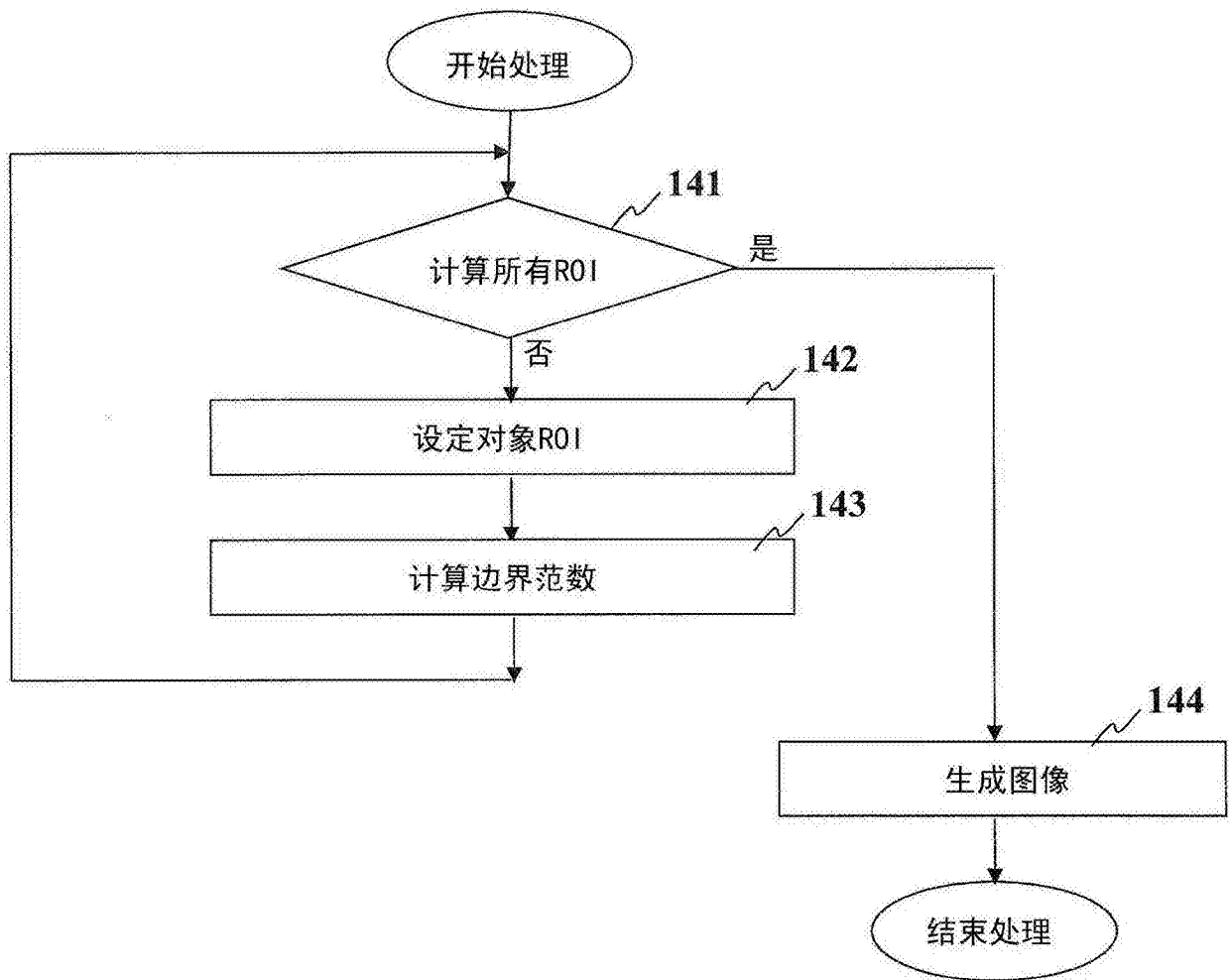


图 14

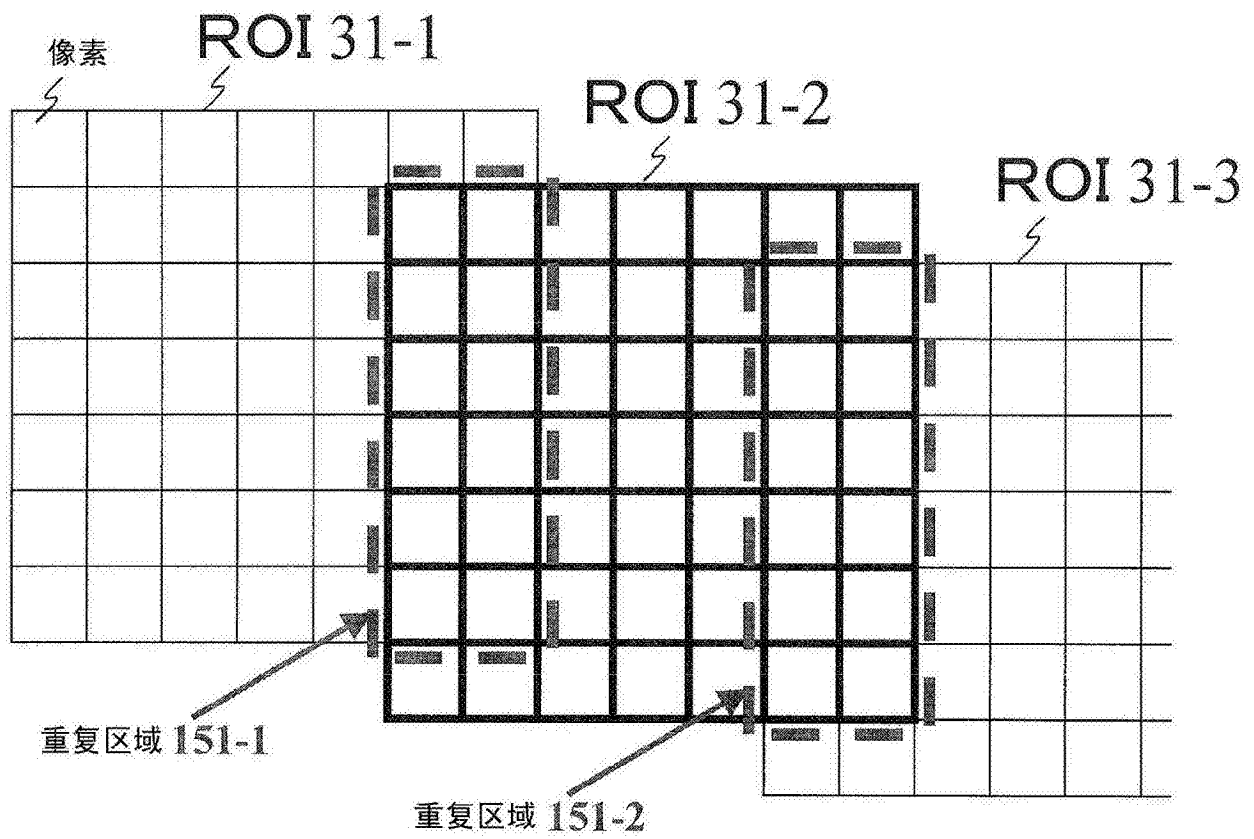


图 15

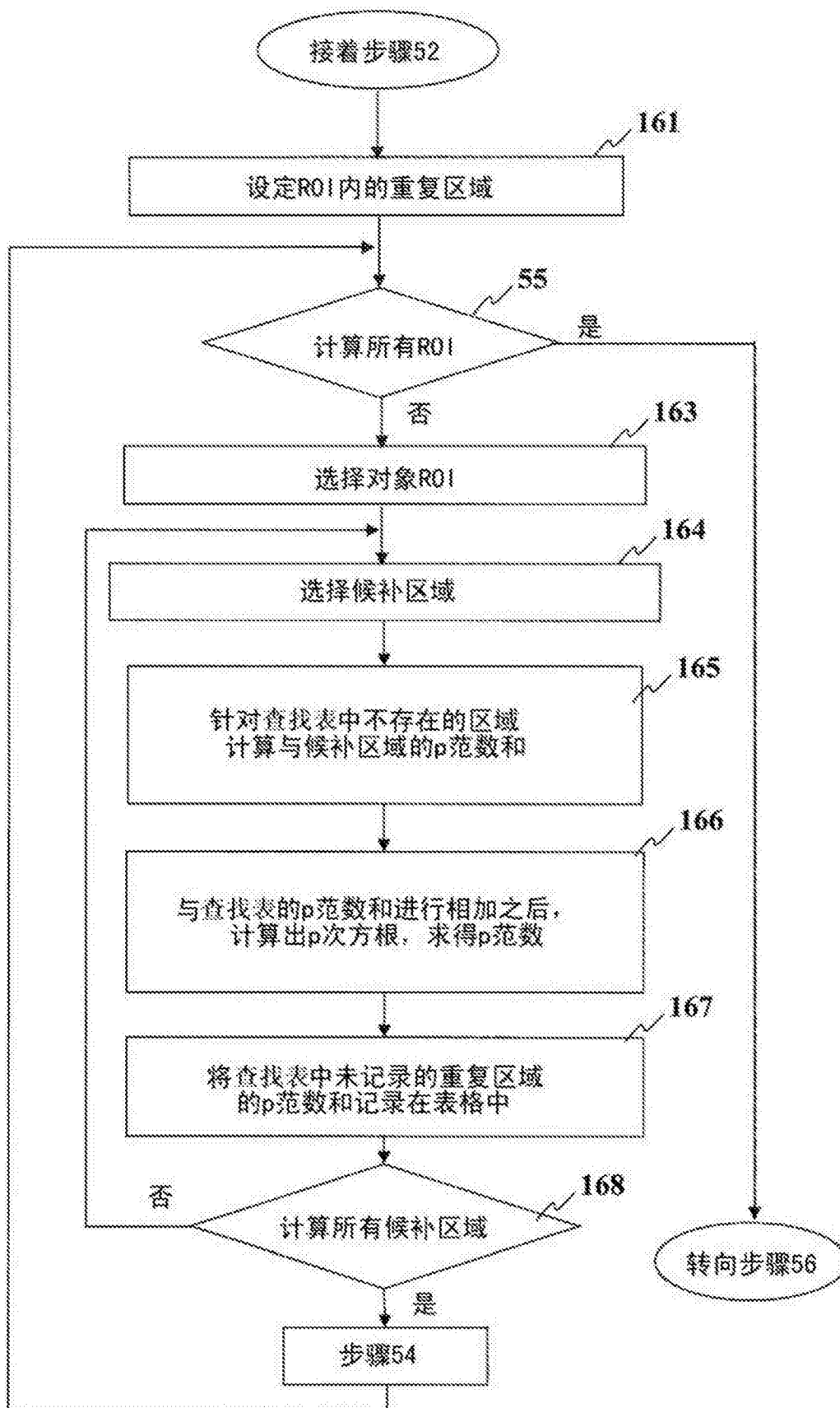


图 16

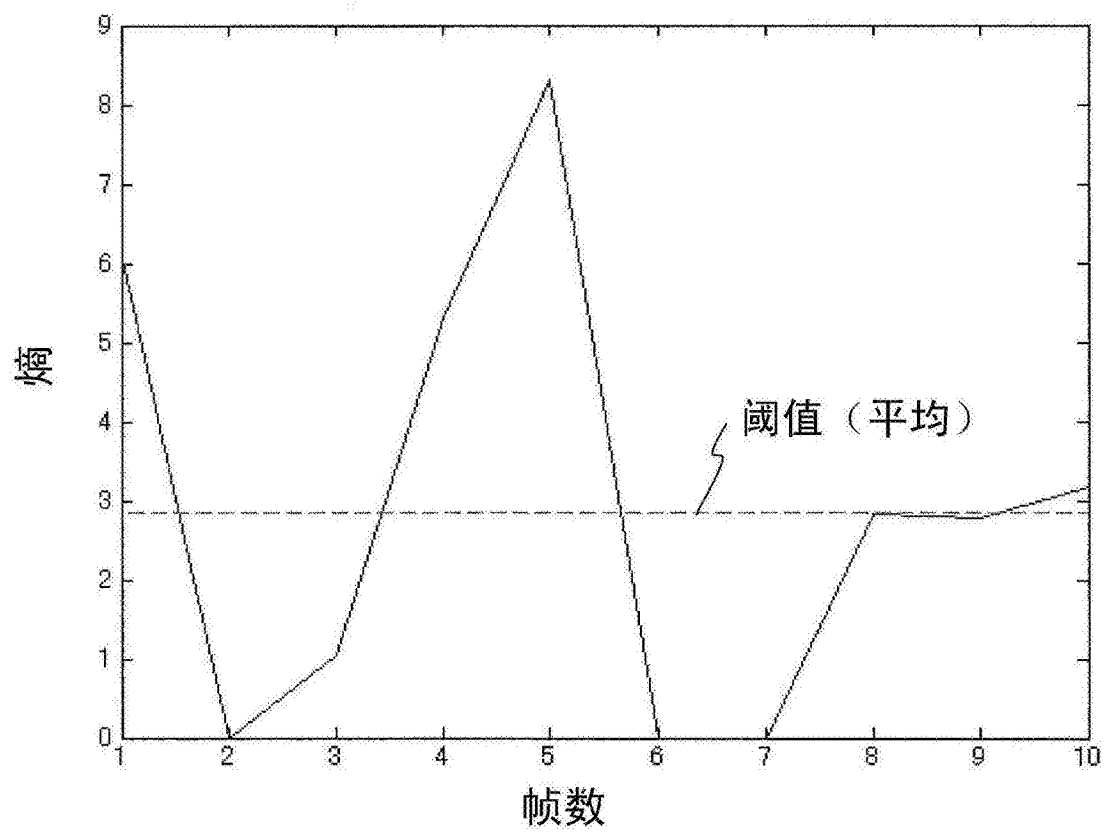


图 17

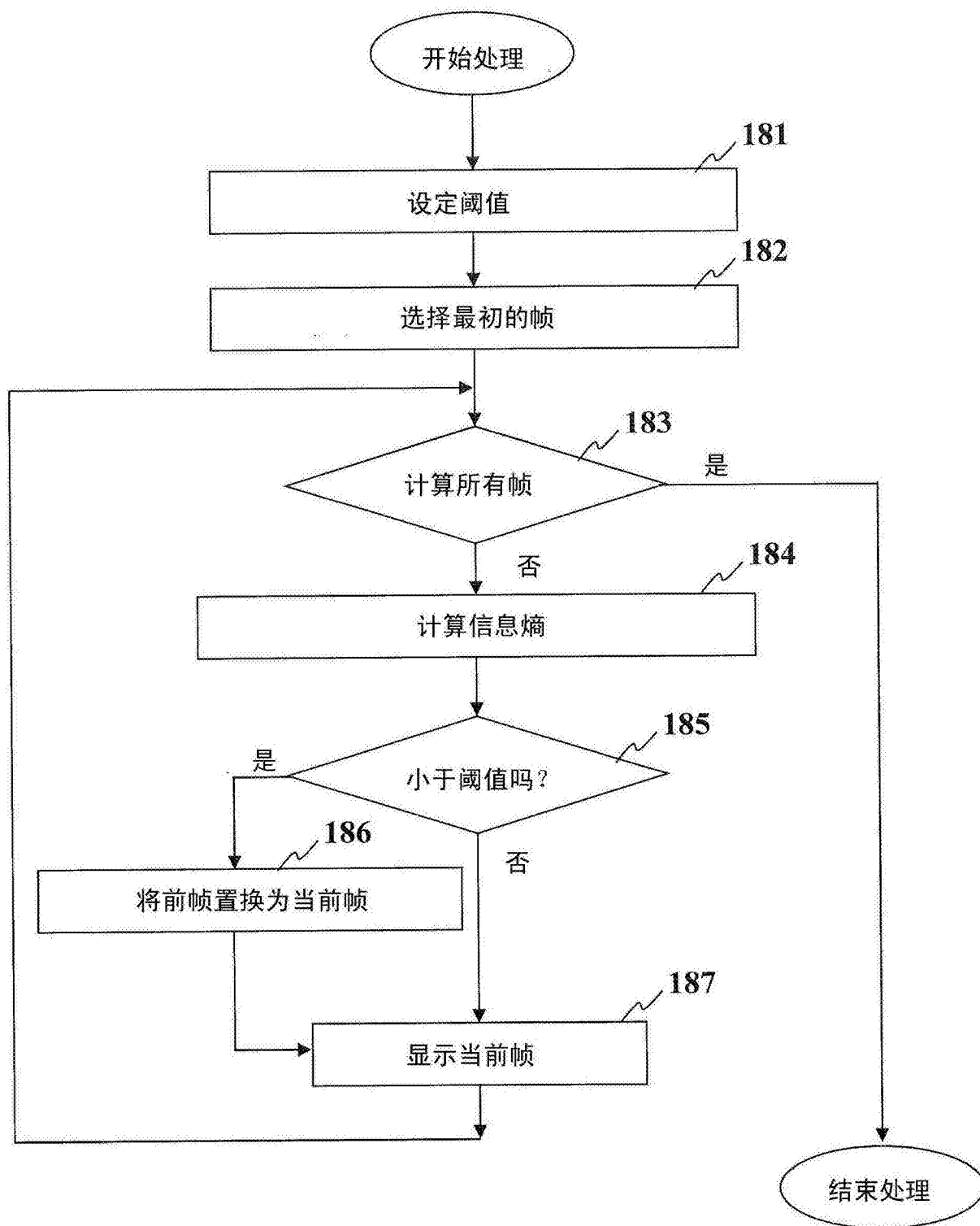
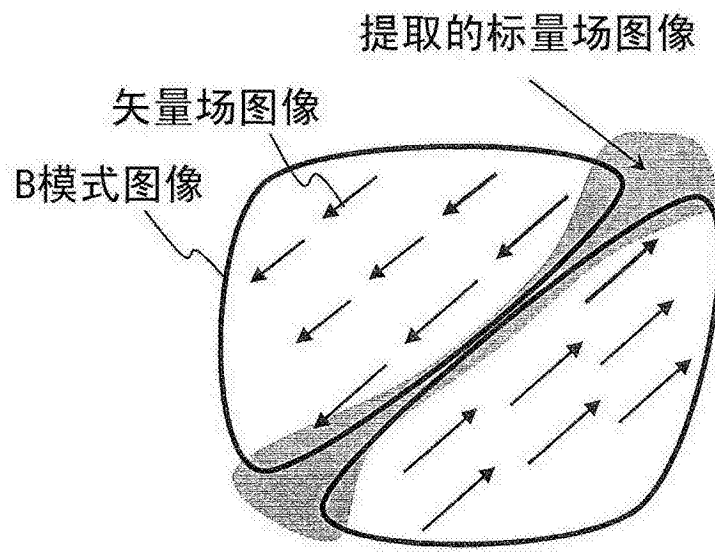
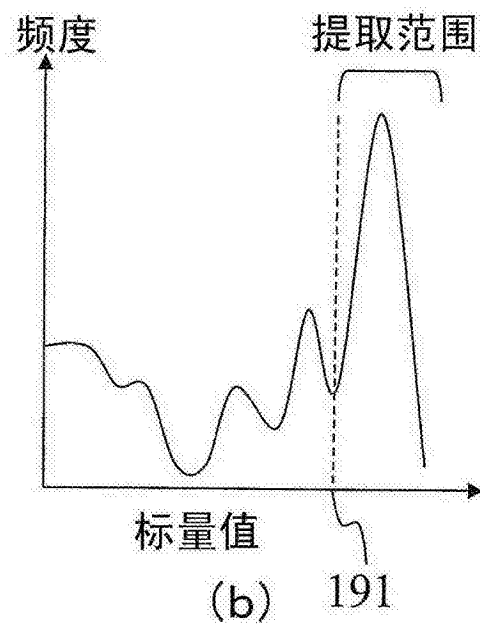


图 18



(a)



(b)

图 19

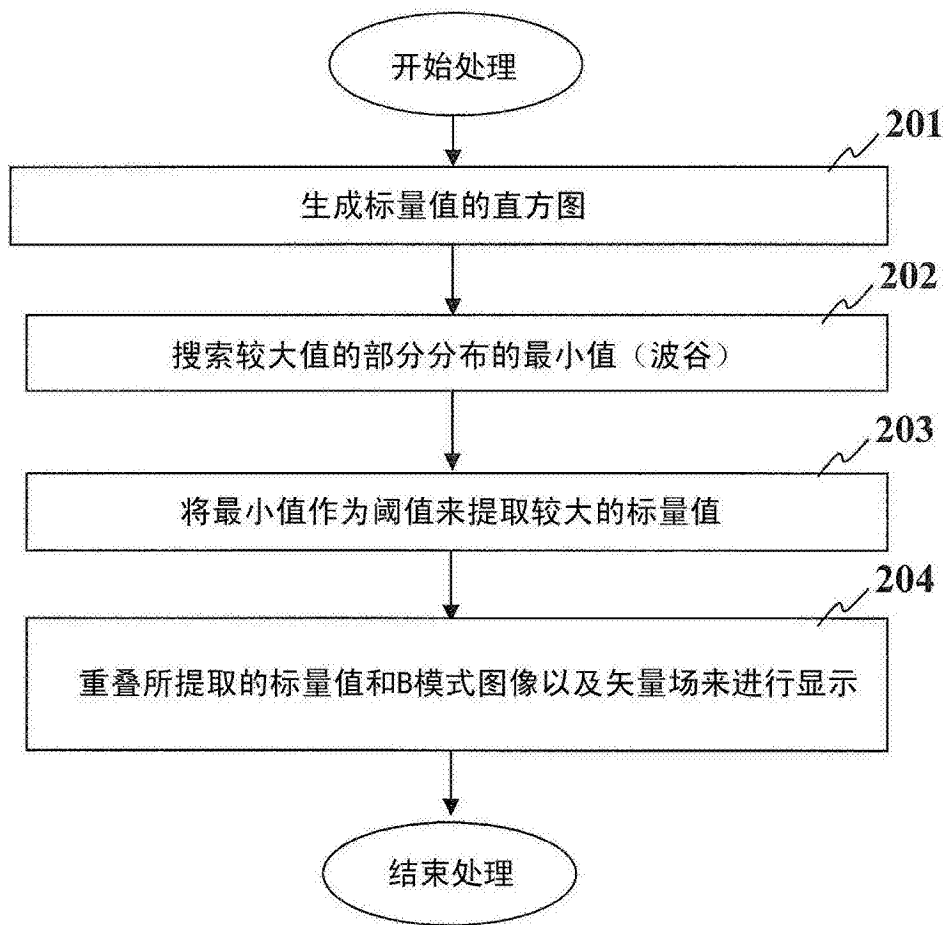


图 20

专利名称(译)	超声波成像装置、超声波成像方法		
公开(公告)号	CN103906473B	公开(公告)日	2016-01-06
申请号	CN201280053070.2	申请日	2012-07-27
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
[标]发明人	增井裕也 东隆		
发明人	增井裕也 东隆		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0858 A61B8/461 A61B8/467 A61B8/469 A61B8/485 A61B8/5215 A61B8/5223 G01S7/52036 G01S7/52071 G16H50/20 G16H50/30 A61B8/14 A61B8/463 A61B8/5207 A61B8/5246		
代理人(译)	樊建中		
优先权	2011237670 2011-10-28 JP		
其他公开文献	CN103906473A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种无需求出运动矢量就能够直接生成标量场图像来掌握组织的边界的超声波成像装置。对接收信号进行处理来生成2帧以上的图像，从图像中选择2帧，对一个帧设定多个关心区域，对另一个帧按多个关心区域的每一个关心区域设定比关心区域大的搜索区域。在搜索区域内设定多个与关心区域对应的大小的候补区域。通过按多个候补区域的每一个候补区域求得关心区域的像素值与候补区域内的像素值之间的范数，从而求得搜索区域内的范数的分布。将表示范数的分布状态的值作为与搜索区域对应的关心区域的像素值来生成图像。

