

(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 104156940 A

(43) 申请公布日 2014. 11. 19

(21) 申请号 201410162145. 1

(22) 申请日 2014. 04. 22

(30) 优先权数据

2013-088963 2013. 04. 22 JP

2013-230466 2013. 11. 06 JP

(71) 申请人 GE 医疗系统环球技术有限公司

地址 美国威斯康星州

(72) 发明人 尾见康夫

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

代理人 何欣亭 汤春龙

(51) Int. Cl.

G06T 7/00 (2006. 01)

G06T 5/00 (2006. 01)

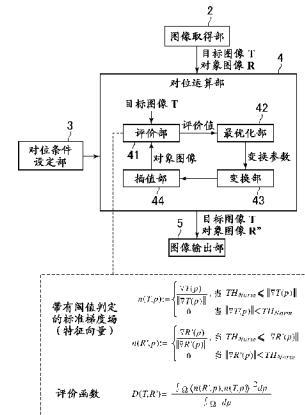
权利要求书2页 说明书11页 附图11页

(54) 发明名称

图像处理方法及装置以及程序

(57) 摘要

本发明为图像处理方法及装置以及程序，多次反复进行：第1工序，按第1及第2图像T、R上的每个坐标p决定像素值的梯度涉及的特征向量n，若坐标p的像素值的梯度向量T(p)、R'(p)大小为阈值TH_{Norm}以上，则将以该梯度向量的大小归一化该梯度向量后的值作为坐标p的特征向量n，若梯度向量小于该阈值则将0向量作为坐标p的特征向量n；第2工序，按第1及第2图像T、R'上的互相对应的每个坐标p算出将坐标p的特征向量彼此的内积的绝对值N次方而得的相关值，求出包含这些相关值的累计值的评价值D；和第3工序，变更第2图像R'以增大评价值D。从而包含同一对象的多个图像之间的对位中，有效抑制噪声对梯度的影响。



1. 一种图像处理方法,多次反复进行以下工序以进行第 1 及第 2 图像的对位:

第 1 工序,按照包含同一拍摄对象的所述第 1 及第 2 图像中的每个坐标,决定该坐标上的像素值的梯度所涉及的特征向量,其中当该坐标上的像素值的梯度向量的大小为既定阈值以上时,将以该梯度向量的大小对所述梯度向量进行归一化后的值决定为该坐标上的特征向量,当所述梯度向量的大小小于所述既定阈值时,将 0(零)向量决定为该坐标上的特征向量;

第 2 工序,按照所述第 1 及第 2 图像中互相对应的每个坐标,算出与计算该坐标上的特征向量彼此的内积的绝对值的 N(N 为自然数)次方而得的值相当的相关值,求出包含按每个所述坐标算出的相关值的累计值的评价值;以及

第 3 工序,以使所述评价值变得更大的方式变更所述第 2 图像。

2. 一种图像处理装置,其中包括:

决定单元,按照包含同一拍摄对象的第 1 及第 2 图像中的每个坐标,当该坐标上的像素值的梯度向量的大小为既定阈值以上时,将以该梯度向量的大小对所述梯度向量进行归一化后的值决定为该坐标上的特征向量,当所述梯度向量的大小小于所述既定阈值时,将 0(零)向量决定为该坐标上的特征向量;

算出单元,按照所述第 1 及第 2 图像中互相对应的每个坐标,算出与计算该坐标上的特征向量彼此的内积的绝对值的 N(N 为自然数)次方而得的值相当的相关值,求出包含按每个所述坐标算出的相关值的累计值的评价值;以及

变更单元,以使所述评价值变得更大的方式变更所述第 2 图像,

多次反复进行所述决定单元、算出单元及变更单元所进行的处理,进行所述第 1 及第 2 图像的对位。

3. 如权利要求 2 所述的图像处理装置,其中所述梯度向量为图像中各坐标轴向的 1 次偏微分。

4. 如权利要求 2 所述的图像处理装置,其中所述相关值是计算所述特征向量彼此的内积的平方而得的值。

5. 如权利要求 2 所述的图像处理装置,其中所述评价值是以所述第 1 或第 2 图像的大小对所述相关值的累计值进行归一化而得的值。

6. 如权利要求 2 所述的图像处理装置,其中所述变更包含平行移动、旋转及变形之中的至少一种。

7. 如权利要求 2 所述的图像处理装置,其中所述决定单元基于对所述第 1 及第 2 图像分别进行构造物强调滤波处理和 / 或噪声降低处理而得到的图像,求出所述梯度向量。

8. 如权利要求 2 所述的图像处理装置,其中所述第 1 及第 2 图像为医用图像。

9. 如权利要求 8 所述的图像处理装置,其中所述第 1 及第 2 图像中摄像模式互相不同。

10. 如权利要求 9 所述的图像处理装置,其中所述第 1 及第 2 图像的一个为超声波图像(US 图像)。

11. 如权利要求 2 所述的图像处理装置,其中反复进行所述决定单元、算出单元及变更单元所进行的处理,直至进行该处理的次数达到既定数,或直至所述评价值实质上收敛。

12. 如权利要求 2 所述的图像处理装置,其中还包括推定所述第 1 及第 2 图像的至少一个的对象区域中的噪声量,并基于该噪声量决定所述阈值的单元。

13. 如权利要求 12 所述的图像处理装置, 其中所述对象区域为所述第 1 图像与所述第 2 图像之间共同的解剖学特征点的周边区域。

14. 如权利要求 12 所述的图像处理装置, 其中所述对象区域为所述至少一个图像的中央区域。

15. 如权利要求 12 所述的图像处理装置, 其中所述对象区域为病变部的周边区域。

16. 如权利要求 12 所述的图像处理装置, 其中所述对象区域为全部图像区域。

17. 如权利要求 12 所述的图像处理装置, 其中所述决定阈值的单元求出所述对象区域中的各像素上的梯度强度, 并基于该梯度强度的直方图来决定所述阈值。

18. 如权利要求 12 所述的图像处理装置, 其中所述决定阈值的单元根据以下的(a) ~ (f) 式的任一个或多个的组合的平均值来算出噪声量 Nqt :

$$Nqt = M_{f_{max}} + \sigma \times HWHM_L \quad (a)$$

$$Nqt = M_{f_{max}} + \sigma \times HWHM_R \quad (b)$$

$$Nqt = M_{f_{max}} + \sigma \times (HWHM_L + HWHM_R) / 2 \quad (c)$$

$$Nqt = \sigma \times M_{f_{max}} \quad (d)$$

$$Nqt = \sigma \times M_{mom1} \quad (e)$$

$$Nqt = \sigma \times M_{mom2} \quad (f)$$

其中, $M_{f_{max}}$ 是在所述直方图分布上出现的峰值之中、梯度强度最低的峰值给出众数值的梯度强度;

$HWHM_L$ 是从所述直方图分布上的 $M_{f_{max}}$ 观看低值侧的半值半宽度;

$HWHM_R$ 是从所述直方图分布上的 $M_{f_{max}}$ 观看高值侧的半值半宽度;

$HWHM_{mom1}$ 是与所述直方图分布上的梯度强度从 0 到 $HWHM_R$ 的范围的重心相当的梯度强度;

$HWHM_{mom2}$ 是与所述直方图分布上的梯度强度从 $HWHM_L$ 到 $HWHM_R$ 的范围的重心相当的梯度强度。

19. 一种程序, 用于使计算机作为权利要求 2 所述的图像处理装置起作用。

20. 一种程序, 用于使计算机作为权利要求 12 所述的图像处理装置起作用。

图像处理方法及装置以及程序

技术领域

[0001] 本发明涉及包含同一对象的多个图像之间的对位技术。

背景技术

[0002] 一直以来,作为摄像装置,已知例如磁共振装置(MR)、放射线断层摄影装置(CT)、超声波装置(US)等。在这些摄像装置中,其各摄像模式(modality)分别存在优点 / 缺点,仅某一特定的摄像模式形成的图像存在诊断中的精度不足的情况。因此,近年来,不仅使用特定的摄像模式形成的图像,而使用多个不同摄像模式形成的图像进行诊断,从而谋求诊断精度的提高的尝试越来越多。

[0003] 在利用多个不同摄像模式形成的图像的诊断中,按各摄像模式而图像的坐标系有所不同。因此,校正这些坐标系的差异、起因于内脏器官的变动 / 变形的错位的技术、即图像间的对位(Registration)技术尤为重要。

[0004] 作为摄像模式彼此不同的多个图像间的对位手法,最普通的是采用相互信息量(Mutual Information)的手法(例如,参照非专利文献1等)。该手法广义上是基于图像的亮度值的手法(intensity based method)。即,利用相互信息量来进行对位时,对象图像间亮度值存在关联性成为前提。

[0005] 然而,在US图像中,产生声影(Acoustic shadow),高反射体的后方的亮度值比本来的值还下降。另外血管的亮度值也依据血管的走向而发生变化。因此,例如在MR图像与US图像的对位、或者CT图像与US图像的对位中,经常发生亮度值的关联性不足的状况。对于这样的图像,适合采用基于图像的特征的手法(feature based method),而不是基于如相互信息量这样的亮度值的手法。

[0006] 作为基于图像的特征的手法的代表例,提出采用标准梯度场(归一化梯度场,Normalized Gradient Field:NGF)的手法(例如,参照非专利文献2等)。标准梯度场,在算出图像上的坐标上各方向x、y、z的1次偏微分、即梯度向量(Gradient Vector)之后,以该梯度向量的长度(Vector Norm)对该梯度向量进行了归一化(normalized)。即,标准梯度场不依赖于像素值或者亮度值的大小或梯度的大小,而是仅表示梯度的方向的特征量。假设在某两个图像中互相对应的位置上产生相同方向的标准梯度场,则能将这两个图像的位置视为对齐。因此,该手法中,通过对标准梯度场所示的方向的对齐程度进行最优化,能够进行对位。

[0007] 标准梯度场n在数学上表述如下。

$$n(I, p) := \begin{cases} \frac{\nabla I(p)}{\|\nabla I(p)\|}, & \text{当 } \nabla I(p) \neq \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \text{其他} \end{cases} \quad (1)$$

[0008] (1)式中, $\nabla I(p)$ 表示图像I的坐标p上的梯度向量。另外, $\|\nabla I(p)\|$ 表示该梯度向量的长度(Norm)。坐标p由x、y、z的各分量构成。

[0009] 从(1)式能理解到,标准梯度场 n 单独不能分别起因于构造物的梯度和起因于噪声的梯度。因此,为了抑制起因于噪声(noise)的梯度的影响,非专利文献2中提出如下手法。

$$\mathbf{n}_\epsilon(\mathbf{I}, \mathbf{p}) := \frac{\nabla I(\mathbf{p})}{\|\nabla I(\mathbf{p})\|_\epsilon} \quad (2)$$

$$\|\nabla I(\mathbf{p})\|_\epsilon := \sqrt{\nabla I(\mathbf{p})^T \nabla I(\mathbf{p}) + \epsilon^2} \quad (3)$$

$$\epsilon = \eta \frac{\int_{\Omega} |\nabla I(\mathbf{p})| d\mathbf{p}}{\int_{\Omega} d\mathbf{p}} \quad (4)$$

[0010] 在此, ϵ 是按照图像的噪声量而任意选择的常数。现有的方法中,按照(4)式来设定噪声项 ϵ ,考虑噪声项而对梯度向量进行归一化。

[0011] 成为对位的指标的评价函数 D 以下式(任何一种都可)来定义。

$$D(T, R) = \int_{\Omega} \langle \mathbf{n}(R, \mathbf{p}), \mathbf{n}(T, \mathbf{p}) \rangle^2 d\mathbf{p} \quad (5)$$

$$D(T, R) = \int_{\Omega} \|\mathbf{n}(R, \mathbf{p}) \times \mathbf{n}(T, \mathbf{p})\|^2 d\mathbf{p} \quad (6)$$

[0012] 在(5)、(6)式中,“ T, R ”分别表示成为对位的对象的两个图像。(5)式算出两个标准梯度场 $n(R, p), n(T, p)$ 的内积的平方的累计值。(6)式算出两个标准梯度场 $n(R, p), n(T, p)$ 的外积的平方的累计值。

[0013] 现有技术文献

专利文献

非专利文献1: IEEE Trans. on Med. Imaging, 16:187—198, 1997;

非专利文献2: Proceeding of SPIE Vol. 7261, 72610G—1, 2009。

发明内容

[0014] 发明要解决的课题

上述的采用标准梯度场的图像的对位手法中,起因于噪声的向量在标准梯度场上取微小的值。然而,如(5)、(6)式这样的评价函数取所有坐标上的内积或外积的累计值,因此即使一个个都是微小的值,但是如果其绝对数较多就不能忽略对评价函数的影响。因此,存在不能充分地排除起因于噪声的梯度(gradient)的影响的情况。

[0015] 因为这样的情况,期待有包含同一拍摄对象的2个图像间的对位中,能够更加有效地抑制起因于噪声的梯度的影响的对位手法。

[0016] 用于解决课题的方案

第1观点的发明,提供一种图像处理方法,多次反复进行以下工序而进行第1及第2图像的对位:

第1工序,按照包含同一拍摄对象的所述第1及第2图像中的每个坐标,决定该坐标上的像素值的梯度所涉及的特征向量,其中当该坐标的像素值的梯度向量的大小为既定阈值

以上时,将以该梯度向量的大小对所述梯度向量进行归一化后的值决定为该坐标的特征向量,当所述梯度向量的大小小于所述既定阈值时,将 0(零)向量决定为该坐标的特征向量;

第 2 工序,按照所述第 1 及第 2 图像中互相对应的每个坐标,算出与计算该坐标的特征向量彼此的内积的绝对值的 N(N 为自然数) 次方而得的值相当的相关值,求出包含按每个所述坐标算出的相关值的累计值的评价值;以及

第 3 工序,以使所述评价值变得更大的方式变更所述第 2 图像。

[0017] 第 2 观点的发明提供一种图像处理装置,其中包括:

决定单元,按照包含同一拍摄对象的第 1 及第 2 图像中的每个坐标,当该坐标上的像素值的梯度向量的大小为既定阈值以上时,将以该梯度向量的大小对所述梯度向量进行归一化后的值决定为该坐标的特征向量,当所述梯度向量的大小小于所述既定阈值时,将 0(零)向量决定为该坐标的特征向量;

算出单元,按照所述第 1 及第 2 图像中互相对应的每个坐标,算出与计算该坐标的特征向量彼此的内积的绝对值的 N(N 为自然数) 次方而得的值相当的相关值,求出包含按每个所述坐标算出的相关值的累计值的评价值;以及

变更单元,以使所述评价值变得更大的方式变更所述第 2 图像,

多次反复进行所述决定单元、算出单元及变更单元所进行的处理,进行所述第 1 及第 2 图像的对位。

[0018] 第 3 观点的发明提供所述梯度向量为图像中各坐标轴向的 1 次偏微分的、上述第 2 观点的图像处理装置。

[0019] 第 4 观点的发明提供所述相关值为计算所述特征向量彼此的内积平方而得的值的、上述第 2 观点或第 3 观点的图像处理装置。

[0020] 第 5 观点的发明提供所述评价值为将所述相关值的累计值以所述第 1 或第 2 图像的大小进行归一化而得的值的、上述第 2 观点至第 4 观点的任一个观点的图像处理装置。

[0021] 第 6 观点的发明提供所述变更包含平行移动、旋转、及变形中的至少一种的、上述第 2 观点至第 5 观点的任一个观点的图像处理装置。

[0022] 第 7 观点的发明提供所述决定单元基于对所述第 1 及第 2 图像分别进行构造物强调滤波处理和 / 或噪声降低处理而得到的图像,求出所述梯度向量的、上述第 2 观点至第 6 观点的任一个观点的图像处理装置。

[0023] 第 8 观点的发明提供所述第 1 及第 2 图像为医用图像的、上述第 2 观点至第 7 观点的任一个观点的图像处理装置。

[0024] 第 9 观点的发明提供所述第 1 及第 2 图像其摄像模式互相不同的、上述第 8 观点的图像处理装置。

[0025] 第 10 观点的发明提供所述第 1 及第 2 图像的一个为超声波图像(US 图像)的、上述第 9 观点的图像处理装置。

[0026] 第 11 观点的发明提供所述决定单元反复进行算出单元及变更单元所进行的处理,直至进行该处理的次数达到既定数,或直至所述评价值实质上收敛的、上述第 2 观点至第 10 观点的任一个观点的图像处理装置。

[0027] 第 12 观点的发明提供还包括推定所述第 1 及第 2 图像的至少一个的对象区域中的噪声量,并基于该噪声量决定所述阈值的单元的、上述第 2 观点至第 11 观点的任一个观

点的图像处理装置。

[0028] 第 13 观点的发明提供所述对象区域为所述第 1 图像和所述第 2 图像之间共同的解剖学特征点的周边区域的、上述第 12 观点的图像处理装置。

[0029] 第 14 观点的发明提供所述对象区域为所述至少一个的图像的中央区域的、上述第 12 观点的图像处理装置。

[0030] 第 15 观点的发明提供所述对象区域为病变部的周边区域的、上述第 12 观点的图像处理装置。

[0031] 第 16 观点的发明提供所述对象区域为全部图像区域的、上述第 12 观点的图像处理装置。

[0032] 第 17 观点的发明提供所述决定阈值的单元求出所述对象区域中各像素上的梯度强度，并基于该梯度强度的直方图来决定所述阈值的、上述第 12 至第 16 观点的任一个观点的图像处理装置。

[0033] 第 18 观点的发明提供所述决定阈值的单元根据以下的(a)～(f)式的任一个，或多个的组合的平均值算出噪声量 N_{qt} 的、上述第 12 观点至第 16 观点的任一个观点的图像处理装置。

$$N_{qt} = M_{f_{max}} + \sigma \times HWHM_L \quad (a)$$

$$N_{qt} = M_{f_{max}} + \sigma \times HWHM_R \quad (b)$$

$$N_{qt} = M_{f_{max}} + \sigma \times (HWHM_L + HWHM_R) / 2 \quad (c)$$

$$N_{qt} = \sigma \times M_{f_{max}} \quad (d)$$

$$N_{qt} = \sigma \times M_{mom_1} \quad (e)$$

$$N_{qt} = \sigma \times M_{mom_2} \quad (f)$$

其中， $M_{f_{max}}$ 是在所述直方图分布上出现的峰值之中、梯度强度最低的峰值给出众数值的梯度强度；

$HWHM_L$ 是从所述直方图分布上的 $M_{f_{max}}$ 观看低值侧的半值半宽度；

$HWHM_R$ 是从所述直方图分布上的 $M_{f_{max}}$ 观看高值侧的半值半宽度；

$HWHM_{mom_1}$ 是与所述直方图分布上的梯度强度从 0 到 $HWHM_R$ 的范围的重心相当的梯度强度；

$HWHM_{mom_2}$ 是与所述直方图分布上的梯度强度从 $HWHM_L$ 到 $HWHM_R$ 的范围的重心相当的梯度强度。

[0035] 第 19 观点的发明提供一种程序(program)，用于使计算机(computer)作为上述第 2 观点至第 18 观点的任一个观点的图像处理装置起作用。

[0036] 第 20 观点的发明提供一种程序，用于使计算机作为上述第 12 观点的图像处理装置起作用。

[0037] 发明效果

依据上述观点的发明，当梯度向量的大小小于既定阈值时，特征向量成为 0 向量。因此，特征向量会成为仅由主要的构造物形成的分量构成。图像之间的对位的评价值包含计算每个坐标的特征向量彼此的内积的绝对值的 N 次方而得的相关值的累计值，因此能有效地抑制起因于噪声的梯度向量的影响。

附图说明

- [0038] 图 1 是概略地示出本实施方式所涉及的图像处理装置的结构的图；
图 2 是对位运算的概念图；
图 3 是示出按现有的方法进行的标准梯度场的例子的图；
图 4 是示出按本提案的方法进行的带有阈值判定的标准梯度场的例子的图；
图 5 是本实施方式所涉及的图像处理装置的图像对位处理的流程图；
图 6 是示出按现有的方法和本提案的方法进行的图像对位的例子的图；
图 7 是基于目标图像 T 及对象图像 R' 的至少一个来推定图像的噪声量的处理的流程图；
图 8 是示出梯度强度图像中梯度强度的直方图的例子的图；
图 9 是示出梯度强度的直方图中解析的特征量的第 1 图；
图 10 是示出梯度强度的直方图中解析的特征量的第 2 图；
图 11 示出按现有的方法进行的标准梯度场的例子和按本提案的方法(由噪声量的自动推定结果决定阈值 TH_{Norm})进行的带有阈值判定的标准梯度场的例子；
图 12 示出按现有的方法和本提案的方法(由噪声量的自动推定结果决定阈值 TH_{Norm})进行的图像对位的其他例子。

具体实施方式

- [0039] 以下,对发明的实施方式进行说明。此外,发明并不由这些限定。
[0040] 图 1 概略地示出本实施方式所涉及的图像处理装置 1 的结构。如该图所示,图像处理装置 1 包括图像取得部 2、对位条件设定部 3、对位运算部 4、和图像输出部 5。
[0041] 图像取得部 2 取得摄像模式彼此不同的两个图像。通常,根据用户的操作输入并取得这两个图像被。图像取得部 2 将这两个图像之中的一个,在对位处理中设定为固定的目标图像 T,将另一个,在对位处理中设定为变更的对象图像 R。此外,这里以 R 表示取得的原来的对象图像,以 R' 表示对位处理中的对象图像,以 R'' 表示对位处理后的对象图像。
[0042] 对位条件设定部 3 根据用户(user)的操作,设定作为对位运算的条件的最优化参数(parameter)。关于最优化参数的设定,随后进行详细说明。
[0043] 对位运算部 4 根据所设定的最优化参数进行对位运算。对位运算通过将对对象图像 R' 加入移动或变形等的微小变更的处理、和算出目标图像 T 与对象图像 R' 的对位的评价值的处理,沿其评价值改善的方向反复进行来完成。
[0044] 在本实施方式中,如图 1 所示,对位运算部 4 包括评价部(决定单元、算出单元)41、最优化部(变更单元)42、变换部(变更单元)43、和插值部(变更单元)44。此外,这是将对位运算部图式化时经常采用的结构图,评价部 41 也被称为“Cost Function (价值函数)”,最优化部 42 也被称为“Optimizer”,变换部 43 也被称为“Transformer”,插值部 44 也被称为“Image Interpolator (图形插值器)”。
[0045] 对位运算部 4 通过反复进行这些评价部 41 ~ 插值部 44 的处理来进行对位运算。此外,评价部 41 是发明中的决定单元及算出单元的一个例子。另外,最优化部 42、变换部 43 及插值部 44 是发明中的变更单元的一个例子。以下,一边参照图像一边详细说明这些评价部 41 ~ 插值部 44 的各部分的处理。

[0046] 图 2 示出对位运算的概念图。在图 2 中,作为成为对位的对象的目标图像 T 及对象图像 R 的例子,提示腹部(肝脏)的 US 图像及 MR 图像。

[0047] 对于目标图像 T 及对象图像 R' 的每一个,评价部 41 按每个坐标 p,算出 x、y、z 各方向的 1 次偏微分、即梯度向量。此时,在算出梯度向量之前,优选对于目标图像 T 及对象图像 R' 的每一个,进行强调血管等的构造物的滤波处理和降低噪声的滤波处理的至少一种处理。此外,作为这些滤波处理,除了一般的现有的构造物强调滤波处理、噪声降低滤波处理之外,特别是能够对 US 图像采用 US 图像特有的滤波处理。作为 US 图像特有的滤波处理,例如可以考虑非专利文献 3 即 Real - Time Speckle Reduction and Coherence Enhancement in Ultrasound Imaging via Nonlinear Anisotropic Diffusion, Khaled Z. Abd - Elmoniem, Student Member, IEEE, Abou - Bakr M. Youssef, and Yasser M. Kadah*, Member, IEEE (IEEE TRANSACTIONS ON BIO MEDICAL ENGINEERING, VOL. 49, NO. 9, SEPTEMBER 2002) 中公开的滤波处理等。

[0048] 接着,对于目标图像 T 及对象图像 R' 的每一个,按每个坐标 p,基于先求出的梯度向量 $\nabla T(p)$ 、 $\nabla R'(p)$,按照下式算出带有阈值判定的标准梯度场(特征向量) $n(T, p)$ 、 $n(R', p)$ 。

$$n(T, p) = \begin{cases} \frac{\nabla T(p)}{\|\nabla T(p)\|}, & \text{if } TH_{Norm} \leq \|\nabla T(p)\| \\ 0 & \text{if } \|\nabla T(p)\| < TH_{Norm} \end{cases} \quad (7)$$

$$n(R', p) = \begin{cases} \frac{\nabla R'(p)}{\|\nabla R'(p)\|}, & \text{if } TH_{Norm} \leq \|\nabla R'(p)\| \\ 0 & \text{if } \|\nabla R'(p)\| < TH_{Norm} \end{cases} \quad (8)$$

[0049] 在此 TH_{Norm} 是针对梯度向量的长度(Norm)的阈值。对于全部的梯度向量算出向量的 Norm,如果 Norm 小于阈值就视为起因于噪声的梯度向量,将带有阈值判定的标准梯度场设为 0 向量。由此带有阈值判定的标准梯度场中,仅提取起因于构造物的向量,换言之对位中提供有效的信息的向量。此外,阈值 TH_{Norm} 例如根据实验或经验来决定。另外,阈值 TH_{Norm} 既可为目标图像 T 与对象图像 R' 之间共同的值,也可为分别独立的值。

[0050] 图 3 示出按现有的方法形成的标准梯度场的例子。另一方面,图 4 示出按本提案的方法(经验决定阈值 TH_{Norm})形成的标准梯度场的例子。本提案的方法中,已知除去了起因于噪声的梯度场,只有起因于能成为对位的目标的内脏器官内的主要构造物的梯度场起支配作用。

[0051] 如果算出了特征向量,则按目标图像 T 及对象图像 R' 中互相对应的每个坐标 p,算出表示梯度场的对齐程度的评价函数 D (T, R') 的值(评价值)。评价函数 D 如下式定义。

$$D(T, R') = \frac{\int_{\Omega} (n(R', p) \cdot n(T, p))^2 dp}{\int_{\Omega} dp} \quad (9)$$

[0052] 即,评价函数 $D(T, R')$ 是将目标图像 T 及对象图像 R' 中的各坐标 p 上的“特征向量彼此的内积的平方”(相关值)的累计值、即加法值或者总和,以图像的大小、即图像的总像素数进行了归一化的函数。

[0053] 假设某两个向量平行则内积值取最大值,假设垂直则内积值取最小值。因此,如果以使(9)式的评价函数 D 取最大值的方式将两个图像的位置关系最优化,则该两个图像的梯度场会接近平行,达成对位。

[0054] 此外,评价部 41 进行的评价函数的值的算出是每次对象图像 R' 变更、更新时进行的。

[0055] 最优化部 42 根据所算出的评价函数的值,重复进行对象图像 R' 的变换参数的决定和变更,将变换参数最优化。该变换参数是规定对象图像 R' 的平行移动、旋转、变形等的变更方向和变更量的参数。变换参数的最优化的规则例如如下。

[0056] 首次是将变换参数移位(shift)到事先设定的方向。第 2 次以后,在评价函数 D 的值比前一次得到改善的情况下,将变换参数移位到与前一次相同的方向,在变差的情况下,将变换参数移位到相反方向。将变换参数移位时的步(step)宽从事先设定的“最大步宽”开始。而且,在将变换参数向相反方向移位时,将对该时点的步宽乘以事先设定的“驰豫系数”而得的步宽设为新的步宽。

[0057] 此外,作为最优化部 42 进行的变换参数的最优化的方法,可以采用例如梯度下降(Gradient Descent)法、共轭梯度(Conjugate gradient)法、LBFGS 法、高斯-牛顿(Gauss-Newton)法、列文伯格-麦夸特(Levenberg-Marquardt)法、Amoeba 法等。

[0058] 变换部 43 根据在最优化部 42 决定的变换参数,对对象图像 R' 进行变换处理。

[0059] 此外,作为变换部 43 进行的对对象图像 R' 的变换处理的方法,可以采用例如 Euler Transform(欧拉变换)、Affine Transform(仿射变换)、B-Spline Transform(B 样条插值变换)、Versor Transform(规范化四元数变换)、Quaternion Transform(四元数变换)等。

[0060] 插值部 44 对在变换部 43 中已进行变换处理的图像进行插值处理,算出各坐标上的像素的像素值。在对对象图像 R' 进行变换处理之后,除了 1 个像素宽度单位的平行移动等特殊的情况下,大多数情况下像素不会重叠到坐标的位置。因此,需要通过这样的插值处理来求出各坐标的像素值。若完成该插值处理,则对象图像 R' 会被更新。

[0061] 此外,作为插值部 44 进行的插值处理的方法,可以采用例如 Nearest Neighbor Interpolation(最邻近插值)、Linear Interpolation(线性插值)、B-Spline Interpolation(B 样条插值)等。

[0062] 对位运算部 4 多次反复进行评价部 41 ~ 插值部 44 的处理。而且,在评价函数的前一次的值与本次的值的差量成为事先设定的“容许误差(tolerance)”以下的情况下、步宽成为小于事先设定的“最小步宽”的情况下、或将变换参数移位的反复运算的次数达到事先设定的“反复运算上限次数”的情况下,结束该反复运算。

[0063] 作为对位运算条件,对位条件设定部 3 设定最优化部 42 进行的将变换参数移位的反复运算中的最优化参数。作为最优化参数,包含上述“最大步宽”、“最小步宽”、“反复运算上限次数”、“容许误差”及“驰豫系数”等。

[0064] 图像输出部 5 在对位运算结束后,输出目标图像 T 和对位的对象图像 R'' 。

[0065] 以下,对本实施方式所涉及的图像处理装置进行的图像对位处理的流程进行说明。图 5 是本实施方式所涉及的图像处理装置进行的图像对位处理的流程图。

[0066] 步骤 S1 中,图像取得部 2 取得对位的两个图像。而且,将取得的这两个图像的一个设定为目标图像 T,将另一个设定为对象图像 R。

[0067] 步骤 S2 中,对位条件设定部 3 设定最优化参数。作为最优化参数,包含最大步宽、最小步宽、反复运算的上限次数、对位的容许误差、驰豫系数等。

[0068] 步骤 S3 中,最优化部 42 决定对象图像 R' 的变换参数(平行移动、旋转移动、变形等)。在评价函数 D 的值比前一次得到改善的情况下,将变换参数移位到与前一次相同的方向。相反变差的情况下,将变换参数移位到相反方向。首次是决定适当的变换参数。

[0069] 步骤 S4 中,变换部 43 根据所决定的变换参数,对对象图像 R' 进行变换处理。

[0070] 步骤 S5 中,插值部 44 对对象图像 R' 进行插值处理。

[0071] 步骤 S6 中,评价部 41 算出评价函数 D (T, R') 的值,即评价值。

[0072] 步骤 S7 中,对位运算部 4 进行反复运算的结束判定。在反复次数达到既定数的情况下,或者评价函数的值实质上收敛的情况下(达到容许误差或达到小于变换参数的移位量最小步宽的情况下),结束反复运算,进入步骤 S8。除此之外的情况下,返回步骤 S3。

[0073] 步骤 S8 中,图像输出部 5 将最终的变换参数适用于对象图像,输出对位后图像。

[0074] 图 6 示出按现有的方法和本提案的方法(经验决定阈值 TH_{Norm})进行的图像对位的例子。在图 6 中,从左到右依次为轴向(Axial)、径向(Sagittal)、冠状方向(Coronal)的各截面,从上到下依次为目标图像(该例子为 US 图像)、对象图像(该例子为 MR 图像)、按现有的方法形成的对位图像、按本提案的方法形成的对位图像。图中的箭头示出现有的方法和本提案的方法中能显著地视觉辨认到对位精度的提高的部位。如图 6 所示,本提案的方法比现有的方法还提高对位的精度。另外,能容易判别对位的计算结果是否达到期望的精度。

[0075] (变形例)

上述阈值 TH_{Norm} 也可以根据基于目标图像 T 及对象图像 R' 的至少一个的噪声量的推定结果来决定。

[0076] 图 7 是根据目标图像 T 及对象图像 R' 的至少一个推定图像的噪声量的处理的流程图。

[0077] 步骤 T1 中,在目标图像 T 及对象图像 R' 的至少一个中,设定推定噪声量的对象区域。图像中不仅包含诊断对象的内脏器官,还包含其他的内脏器官,因此优选以排除这些的方式设定对象区域。另外,在内脏器官或者医用图像中,噪声量并非恒定而有随着图像位置而不同的情况,因此通过将推定噪声量的对象区域重点限定在想要诊断的范围(例如病变部的周边等),能够更加有效地推定噪声量。作为上述对象区域而切出的范围,可以设为例如位于图像中央的第一部分范围、位于病变部周边的第二部分范围、或者目标图像 T 与对象图像 R' 之间位于共同的解剖学特征点的周边的第三部分范围等。第一部分范围例如可以设为对应于 FOV 的范围之中面积相当于 FOV 整体的 $1/2 \sim 1/3$ 的图像中央的范围等。第二部分范围例如可以设为肿瘤等的病变部周边体积成为 $50 \sim 100\text{mm}^3$ 的范围等。另外,第三部分范围例如可以设为骨头形状、血管形状或血管分支等共同的解剖学特征点的周边体积成为 $50 \sim 100\text{mm}^3$ 的范围等。对象区域的设定,既可以手动设定也可以自动设定。在自动设定的情况下,根据需要,执行检测病变部或解剖学特征点的处理。此外,即便不执行本步骤,

也可以执行以后的处理,但是要推定正确的噪声量,优选执行本步骤。在不执行本步骤的情况下,上述对象区域设为图像整体的区域。

[0078] 步骤 T2 中,对于在步骤 T1 中设定的对象区域进行平滑(smoothing)处理。平滑处理为高斯滤波器(Gaussian Filter)等已知的滤波器。

[0079] 步骤 T3 中,对于在步骤 T2 中生成的平滑处理完成图像,算出各图像位置上的梯度强度(Gradient Magnitude),生成将对应于各图像位置的像素的像素值设为该图像位置上的梯度强度的梯度强度图像。如众所周知地,梯度强度能通过算出 x、y、z 各方向的 1 次偏微分、即梯度向量(Gradient Vector)的大小而获得。

[0080] 步骤 T4 中,对于在步骤 3 中生成的梯度强度图像,算出各图像位置上的梯度强度的直方图,解析直方图的特征量。图 8 示出梯度强度的直方图的例子。图 8 的直方图中,横轴表示梯度强度,纵轴表示频度的相对次数。在起因于噪声的梯度的情况下,该梯度强度为相对低值,其次数在直方图上集中在低值。另一方面,在起因于构造物的梯度的情况下,该梯度强度取相对中值 / 高值,其次数大范围分布。因而,图 8 的直方图中,在梯度强度较低的区域出现的波峰,可以认为对应于起因于噪声的梯度。

[0081] 在此解析的特征量如下(参照图 9、图 10) :

- 在直方图分布上出现的几个峰值之中、梯度强度最低的峰值给出众数值的梯度强度(图 9 的 $M_{f_{max}}$) ;
- 直方图分布上的从 $M_{f_{max}}$ 观看低值侧的半值半宽度(图 9 的 $HWHM_L$) ;
- 直方图分布上的从 $M_{f_{max}}$ 观看高值侧的半值半宽度(图 9 的 $HWHM_R$) ;
- 直方图分布上的与梯度强度从 0 到 $HWHM_R$ 的范围的重心相当的梯度强度(图 10 的 $HWHM_{mom1}$) ;
- 直方图分布上的与梯度强度从 $HWHM_L$ 到 $HWHM_R$ 的范围的重心相当的梯度强度(图 10 的 $HWHM_{mom2}$)。

[0082] 步骤 T5 中,算出噪声量。噪声量 Nqt 可由以下(a)~(f)式的任一个或多个组合的平均值算出。

$$Nqt = M_{f_{max}} + \sigma \times HWHM_L \quad (a)$$

$$Nqt = M_{f_{max}} + \sigma \times HWHM_R \quad (b)$$

$$Nqt = M_{f_{max}} + \sigma \times (HWHM_L + HWHM_R) / 2 \quad (c)$$

$$Nqt = \sigma \times M_{f_{max}} \quad (d)$$

$$Nqt = \sigma \times M_{mom1} \quad (e)$$

$$Nqt = \sigma \times M_{mom2} \quad (f)。$$

[0084] 在此, σ 为任意常数,优选为 2.0 ~ 3.0 左右的值。在进行后述的图像对位(Image Registration)的过程中,用户打算重点仅以较大的构造物进行对位的情况下,最好将 σ 设定为大一点的值,用户打算也包含较小的构造物而进行对位的情况下,优选将 σ 设定为小一点的值。

[0085] 阈值 TH_{Norm} 根据该推定的噪声量 Nqt 决定,但在本例中,将噪声量 Nqt 按照原样用作为阈值 TH_{Norm} 。

[0086] 此外,在目标图像 T 及对象图像 R' 共同使用阈值 TH_{Norm} 的情况下,通过(1)从目标图像 T 中的噪声量的推定结果决定阈值 TH_{Norm} ; (2)从目标图像 R' 中的噪声量的推定结果

决定阈值 TH_{Norm} ;(3)综合使用目标图像 T 中的噪声量的推定结果和目标图像 R' 中的噪声量的推定结果决定阈值 TH_{Norm} 等的方法来决定阈值。另外,在以目标图像 T 和对象图像 R' 分别决定阈值 TH_{Norm} 的情况下,从目标图像 T 中的噪声量的推定结果决定目标图像 T 用的阈值 TH_{Norm} ,从对象图像 R' 中的噪声量的推定结果决定对象图像 R' 用的阈值 TH_{Norm} 。

[0087] 图 11 示出按现有的方法形成的标准梯度场的例子和按本提案的方法(由噪声量的自动推定结果决定阈值 TH_{Norm})形成的带有阈值判定的标准梯度场的例子。该图中,示出算出左端的图像(腹部 US 图像)中的标准梯度场的例子。可由图 11 理解,在现有的方法中不仅包含源至构造物的梯度场而且包含源至噪声的梯度场,但是在本提案的方法中仅明确给出源至构造物的梯度场(参照图 11 的白线)。

[0088] 图 12 示出按现有的方法和本提案的方法(由噪声量的自动推定结果决定阈值 TH_{Norm})进行的图像对位的其他例子。图 12 中的图像分别显示目标图像(该例子中腹部 US 图像)、对象图像(该例子中腹部 MR 图像)、按现有的方法形成的对位图像、目标图像与按现有的方法形成的对位图像的融合(Fusion)显示、按本提案的方法形成的对位图像、目标图像与按本提案的方法形成的对位图像的融合(Fusion)显示。US 图像、MR 图像都是 3D 扫描后的图像,但在图 12 中,仅显示代表性的 1 个截面。在现有的方法的情况下以白线表示的血管稍微难以视觉辨认,但是在本提案的方法中能清楚地视觉辨认。另外,如图 12 中的白虚线所示,在现有的方法的情况下,能观察到目标图像与对位图像之间尚未校正完的位置偏移(misregistration),而在本提案的方法中,能几乎无位置偏移地达到对位。

[0089] 这样,依据本实施方式所涉及的图像处理装置,如以下所说明的那样,可以进行高精度的对位。

[0090] 在现有的方法中,起因于噪声的梯度向量在标准梯度场上取微小的值。然而,如(5)、(6)式那样,评价函数取所有坐标上的内积或外积的累计值。因此,即便内积或外积的一个个都为微小的值,在其绝对数较多的情况下不能忽略给出评价函数的影响。另一方面,本提案的方法中,当梯度向量的大小小于阈值 TH_{Norm} 时,带有阈值判定的标准梯度场成为 0 向量。因此,带有阈值判定的标准梯度场仅由主要的构造物形成的分量构成,能有效地抑制起因于噪声的梯度向量的影响。因而,本提案的方法能期待对位精度的提高。

[0091] 另外,现有的方法中,如(5)、(6)式那样,算出两个标准梯度场的内积或外积的平方的累计值,评价函数的值取决于图像的大小(总像素数)。因此,难以从评价函数的绝对值预测对位的精度。本提案的方法中,由于以图像的总像素数归一化评价函数,所以评价函数的绝对值和对位的精度具有相关性。假设对位的两个图像完全相同,则(8)式的评价函数 D 的值成为 1.0。另外,假设对位的两个图像中,50% 的像素相同,剩余 50% 的像素完全没有相似性,则(8)式的评价函数 D 的值成为 0.5。因此,如果预先指定用户所希望的对位精度,就能简单地判别对位的计算结果是否满足期望的精度。

[0092] 在用多模式的图像进行的诊断中两个图像不一定是同时期摄影的,还要考虑存在有意的时差的可能性。例如,可以设想到一个图像为手术前摄影,另一个图像为手术后摄影的状况。在该情况下,一个图像上存在的病变不一定在另一个图像中存在。因而仅在一个图像上存在起因于病变的梯度向量的情况下,优选将这样的梯度向量从评价函数的计算中排除。然而,现有的方法中,仅在一个图像上存在起因于病变的梯度向量的情况下,另一个图像上与该病变对应的坐标上,存在起因于噪声的梯度向量。因此,这些标准梯度场的内积

值会具有一些值,会影响评价函数。相对于此本提案的方法中,另一个图像上的对应于该病变的坐标上,存在 0 向量,因此内积值成为 0,对评价函数不产生影响。因而,本提案的方法能期待对位精度的提高。

[0093] 另外,作为进行对位的两个图像的组合,除了 MR 图像和 US 图像的组合外,还能适用 CT 图像和 US 图像、或 MR 图像和 CT 图像的组合等,所有的摄像模式的图像。但是,按采用标准梯度场的现有的方法进行的对位手法,尤其在对位对象的图像中包含 US 图像的情况下为有效的手法,因此按本提案的方法进行的对位手法也对包含 US 图像的对位特别有效。

[0094] 另外,如果如上述变形例那样想从噪声量的自动推定结果决定阈值 TH_{Norm} 时,能够按每个图像最优化阈值 TH_{Norm} ,能够期待更高精度的对位。

[0095] 此外,在本实施方式中,评价函数包含特征向量彼此的内积的平方,但是也可以包含特征向量彼此的内积的绝对值的 N 次方(N 为自然数)。

[0096] 另外,评价函数优选以图像的大小对特征向量彼此的内积的平方或内积的绝对值的 N 次方进行归一化,但是也可以不是归一化的函数。在对位的图像的大小、即图像的总像素数几乎不变的情况下,这样也能保持一定程度的对位精度。

[0097] 另外,本实施方式是将发明适用于摄像模式互相不同的图像彼此的对位的例子,但是摄像模式相同也能适用于摄像的时相互相不同的图像彼此的对位。作为这样的图像,例如可以考虑手术前后的图像或造影摄影中的早期相和后期相的图像等。另外,发明不仅适用于医用图像,还能适用于工业用的图像。

[0098] 另外,本实施方式为图像处理装置,但是令计算机起到这样的图像处理装置功能的程序也是发明的实施方式的另一个例子。

[0099] 附图标记说明

1 图像处理装置 ;2 图像取得部 ;3 对位控制条件设定部 ;4 对位运算部 ;41 评价部 ;42 最优化部 ;43 变换部 ;44 插值部 ;5 图像输出部。

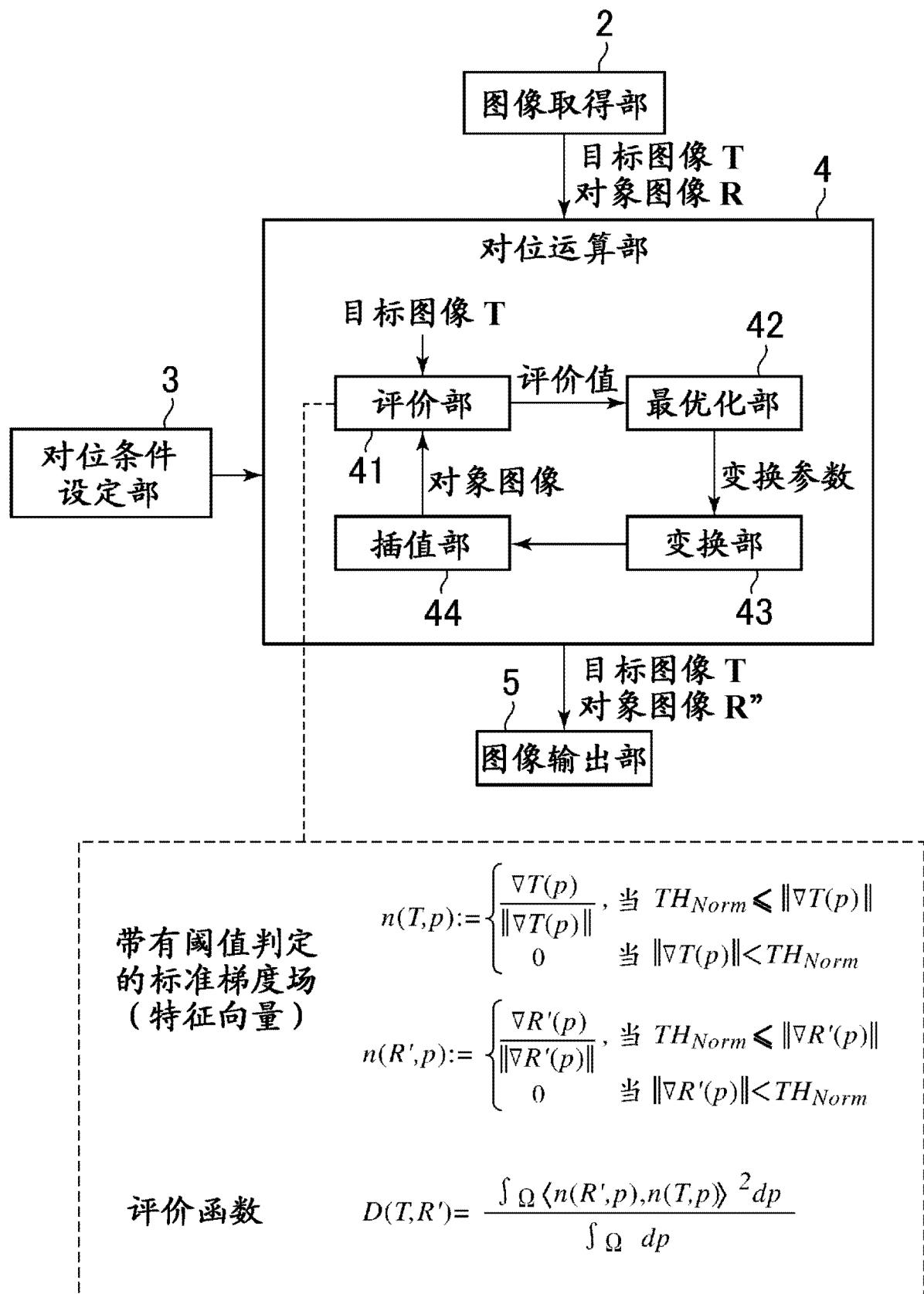


图 1

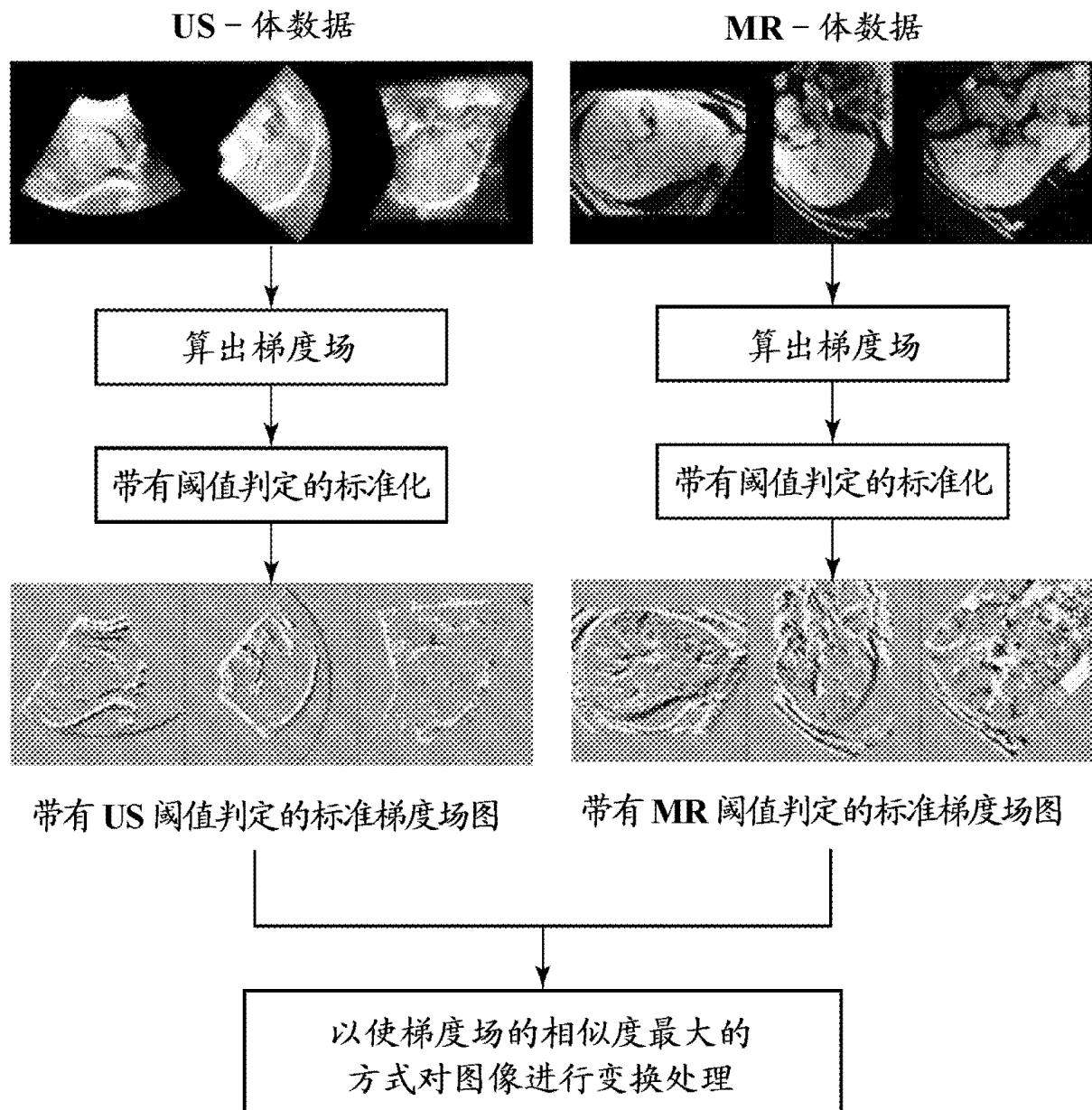


图 2

现有的标准梯度场

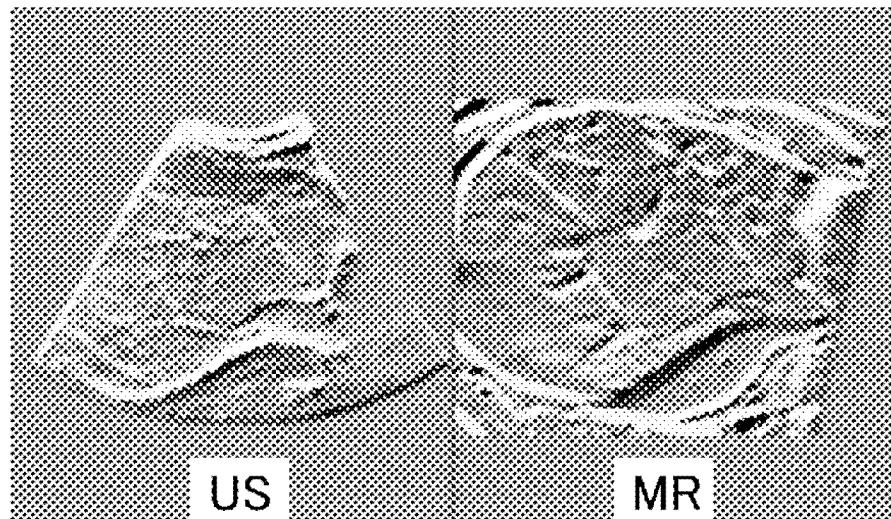


图 3

带有阈值判定的标准梯度场

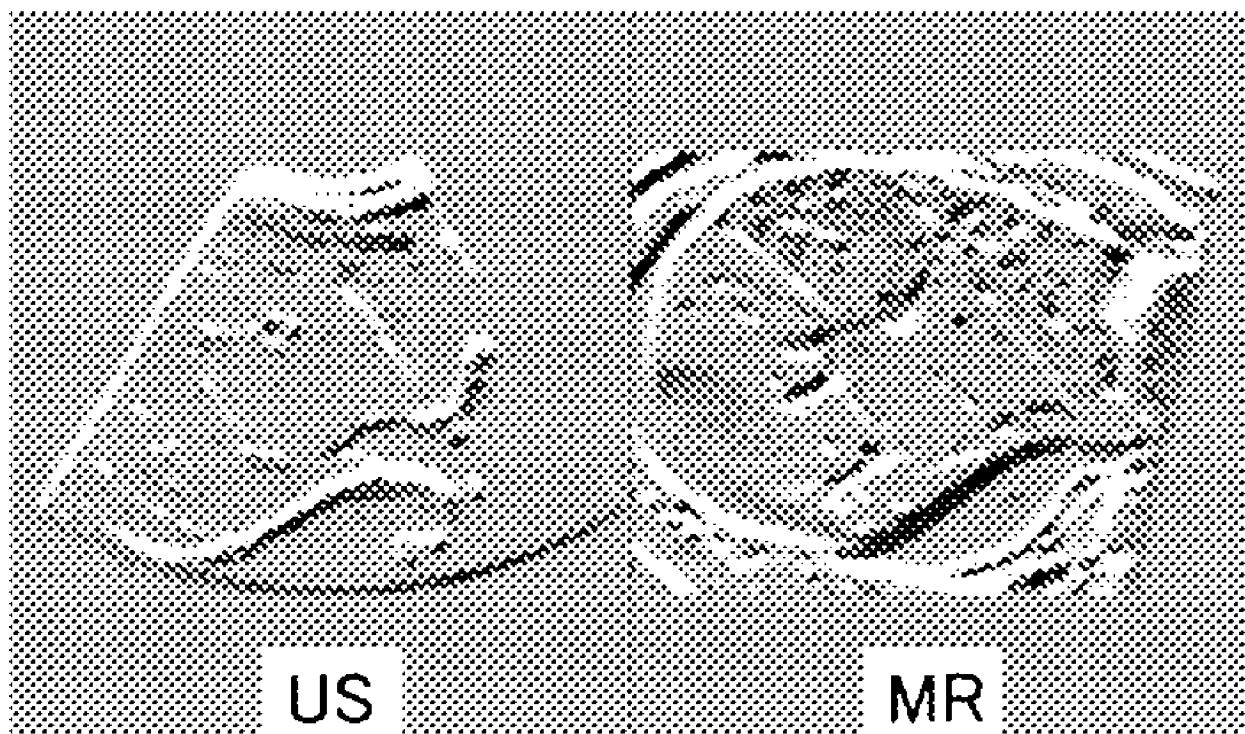


图 4

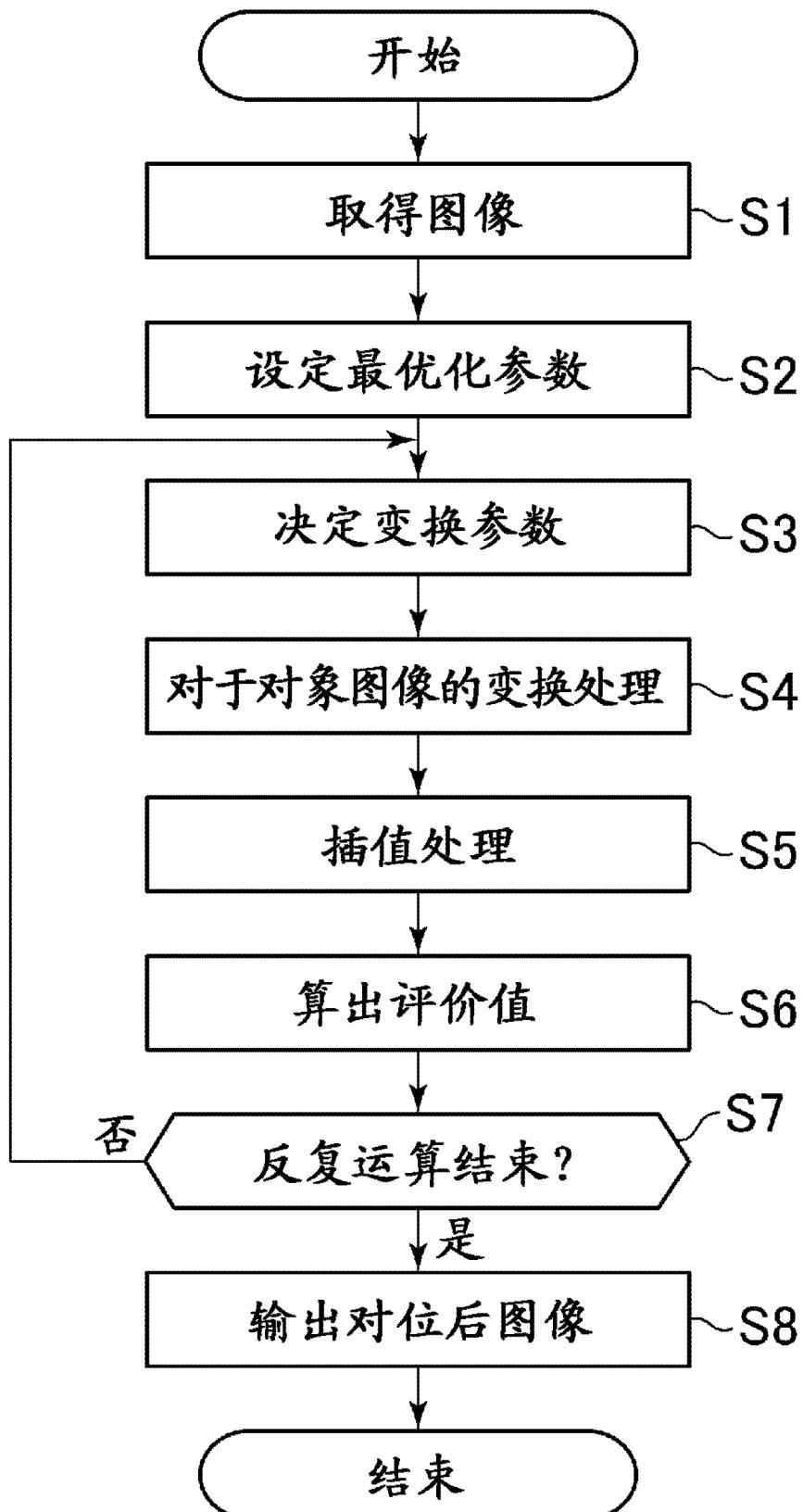


图 5

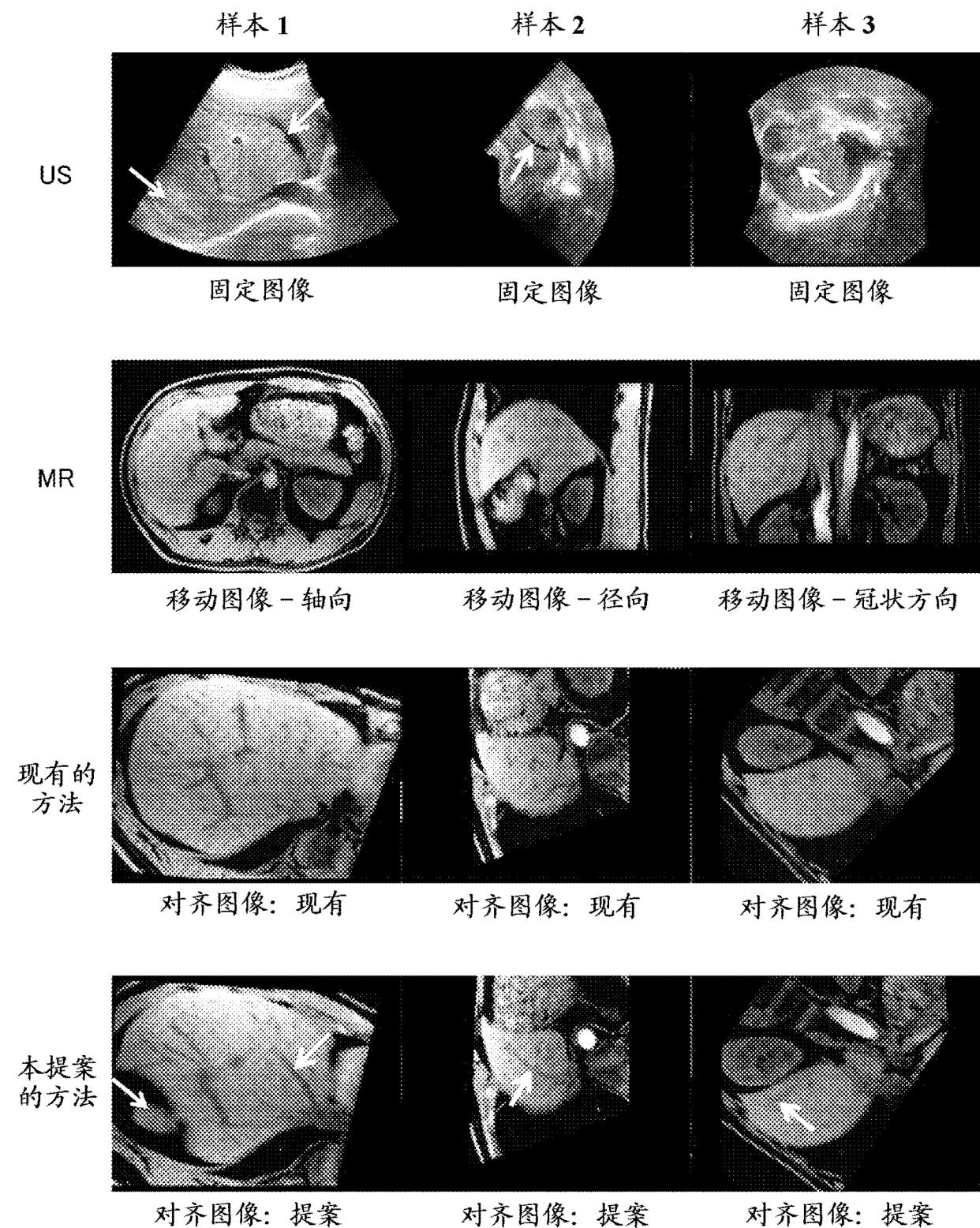


图 6

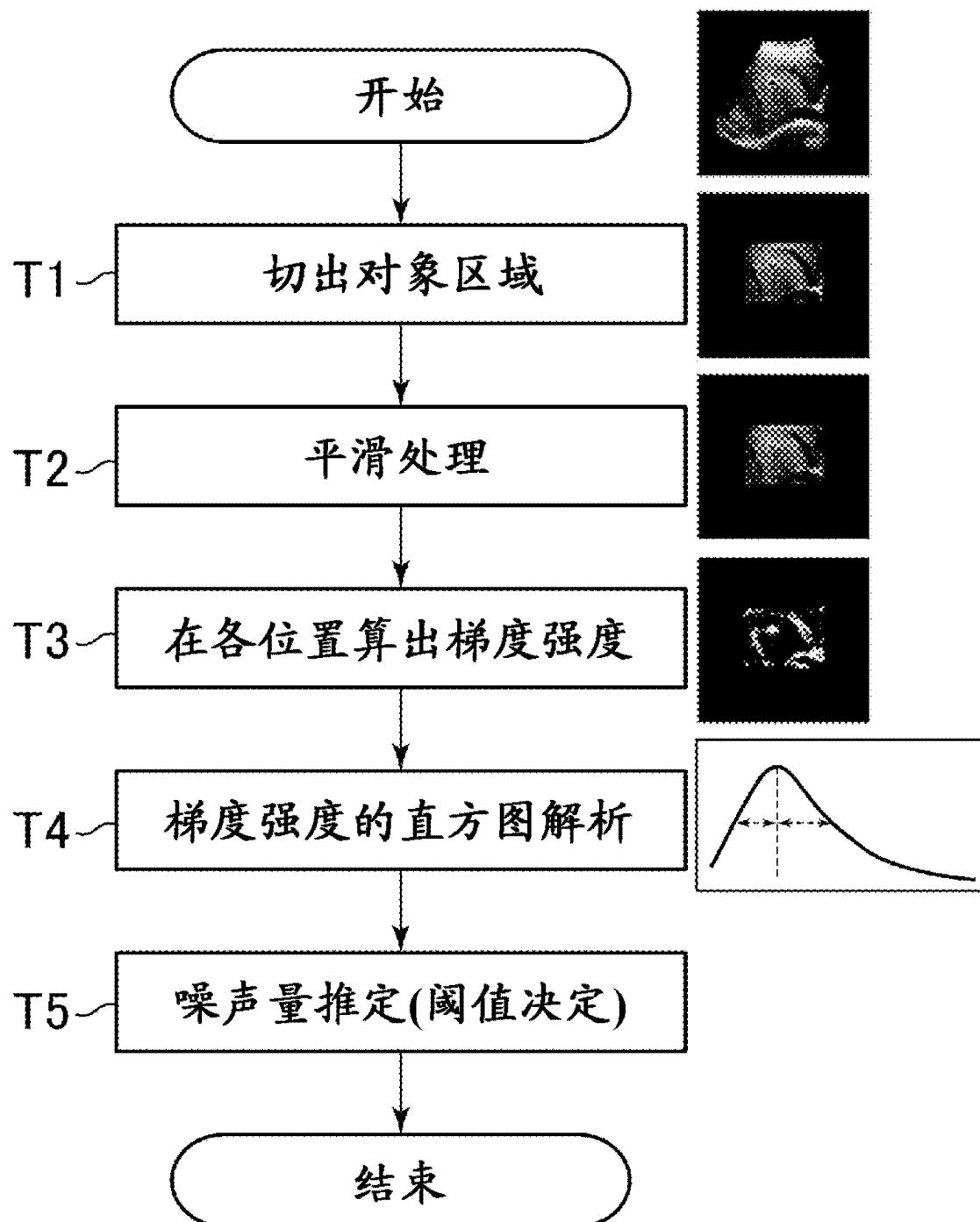


图 7

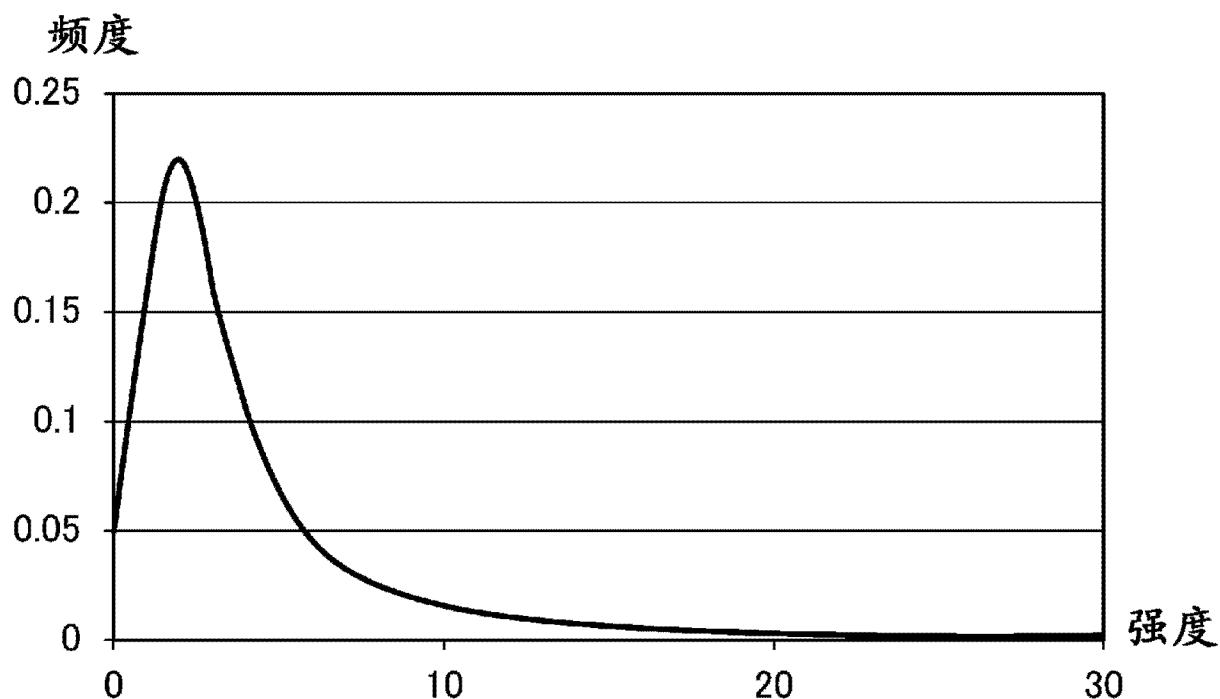


图 8

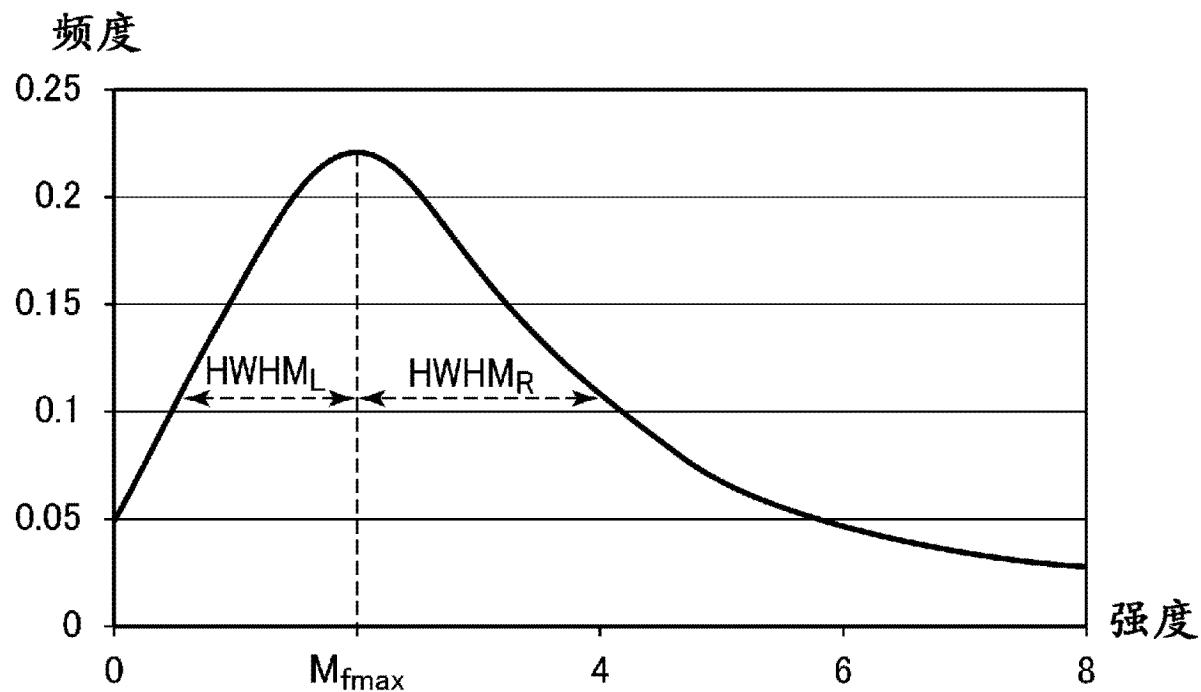


图 9

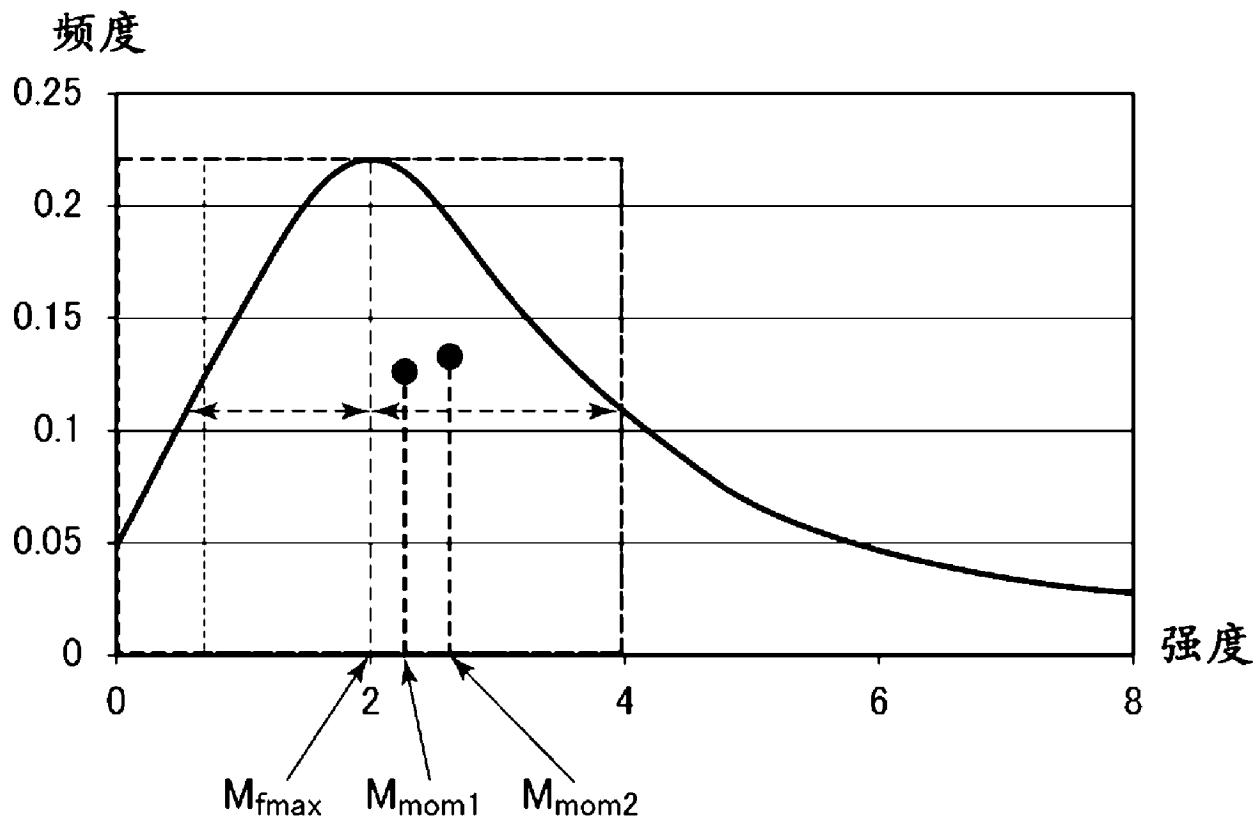


图 10

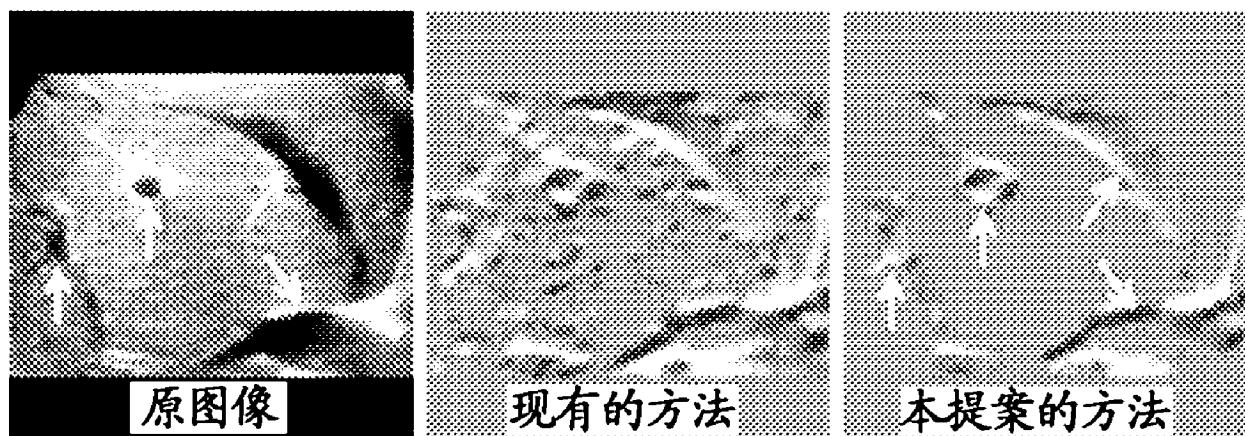


图 11

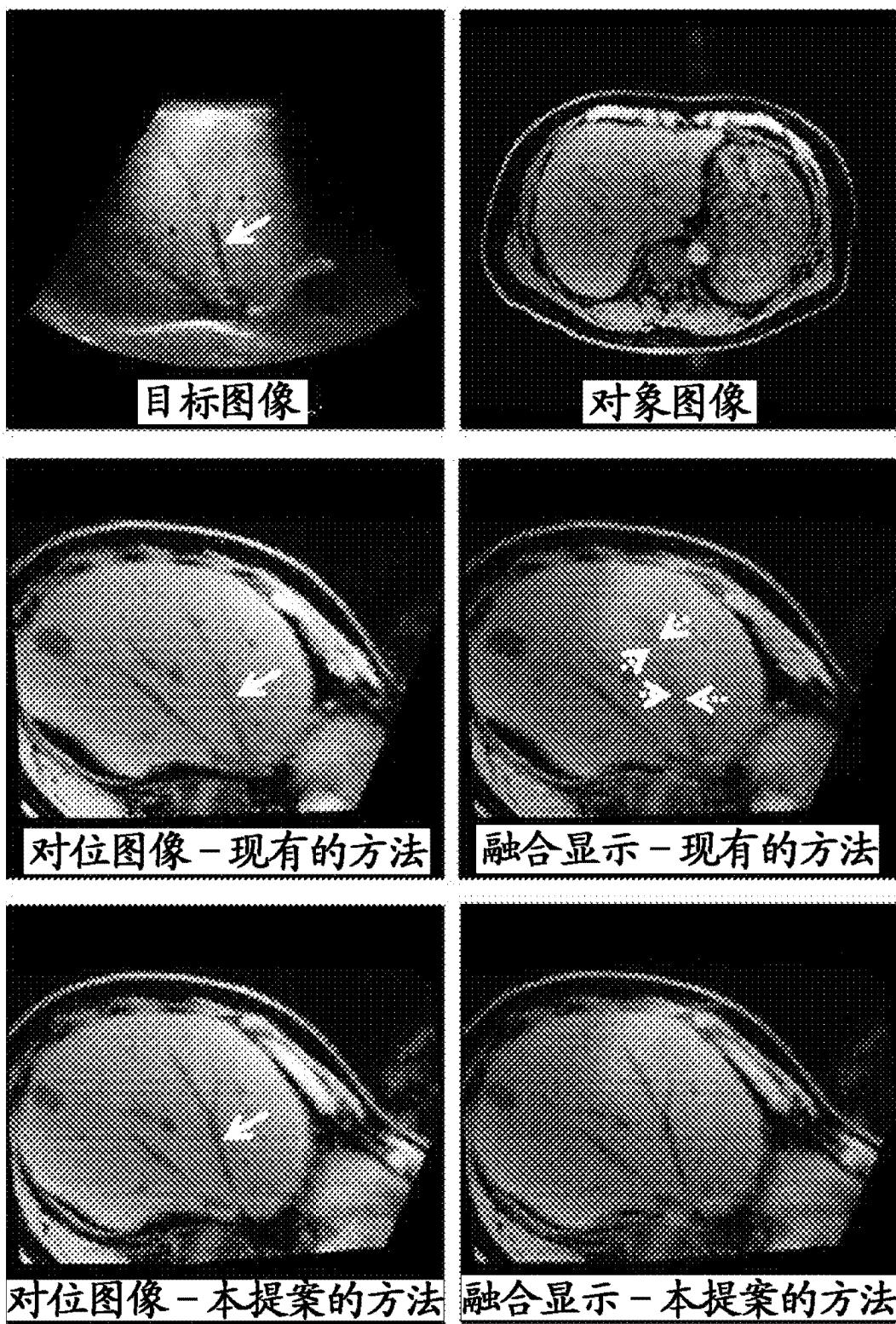


图 12