



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110772280 A

(43)申请公布日 2020.02.11

(21)申请号 201810856451.3

(22)申请日 2018.07.31

(71)申请人 佳能医疗系统株式会社

地址 日本栃木县

(72)发明人 陈颀 唐喆 简伟健

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 房永峰

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

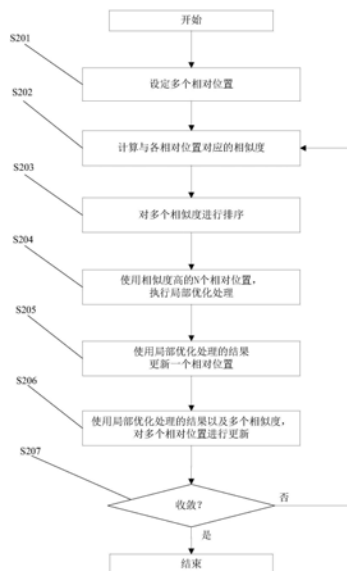
权利要求书2页 说明书9页 附图7页

(54)发明名称

超声波诊断装置和方法以及图像处理装置和方法

(57)摘要

一种能够使图像配准的操作变得容易的超声波诊断装置、超声波诊断方法、图像处理装置以及图像处理方法。本发明的超声波诊断装置具备：生成部，基于通过超声波的收发而得到的反射波信号来生成第一图像；取得部，取得第二图像，该第二图像是通过超声波诊断装置以外的医用图像诊断装置而生成的图像；配准部，对第一图像和第二图像进行配准；以及显示部，对配准后得到的图像进行显示，超声波诊断装置的特征在于，配准部在规定的范围内离散地设定多个第一图像与第二图像的相对位置，计算与多个相对位置分别对应的第一图像与第二图像的相似度，基于相似度的计算结果来更新多个相对位置，再次计算与更新后的多个相对位置分别对应的相似度。



1. 一种超声波诊断装置,具备:

生成部,基于通过超声波的收发而得到的反射波信号来生成第一图像;

取得部,取得通过医用图像诊断装置而生成的第二图像;

配准部,对上述第一图像和上述第二图像进行配准;以及

显示部,对配准后得到的图像进行显示,

上述超声波诊断装置的特征在于,

上述配准部在规定的范围内离散地设定多个上述第一图像与上述第二图像的相对位置,计算与上述多个相对位置分别对应的上述第一图像与上述第二图像的相似度,基于上述相似度的计算结果来更新上述多个相对位置,再次计算与更新后的多个相对位置分别对应的上述相似度。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述配准部根据上述第一图像中包含的部位或者上述第一图像的诊断目的,对上述规定的范围进行缩小,使用缩小后的范围进行上述配准。

3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述相对位置是上述第一图像相对于上述第二图像的旋转角以及移动距离中的至少一方。

4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述第一图像是二维图像、三维图像和动态图像中的任一种,第二图像是三维图像和动态图像中的任一种。

5. 根据权利要求1~4中任一项所述的超声波诊断装置,其特征在于,

作为计算上述相似度的预处理,上述配准部进行至少上述第一图像中所描绘出的结构物的增强处理。

6. 根据权利要求1~4中任一项所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述配准部使用上述相似度的计算结果中相似度高的一个以上的相对位置,计算出最优相似度以及与该最优相似度对应的最优相对位置,

上述配准部使用上述相似度的计算结果以及上述最优相似度的计算结果,更新上述多个相对位置。

7. 根据权利要求6所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述配准部使用全局优化算法来计算与上述多个相对位置分别对应的上述第一图像与上述第二图像的相似度,

上述配准部使用局部优化算法来计算出上述最优相似度以及上述最优相对位置,

上述配准部使用上述全局优化算法来更新上述第二图像的多个位置。

8. 根据权利要求7所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述全局优化算法是粒子群算法以及遗传算法中的任一种,

上述局部优化算法是下山单纯形算法、鲍威尔算法、梯度下降算法、共轭梯度算法、拟牛顿算法、以及列文伯格-马夸尔特算法中的任一种。

9. 根据权利要求1~4中任一项所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述配准部反复执行计算与上述多个相对位置分别对应的上述第一图像与上述第二图像的相似度,基于上述相似度的计算结果来更新上述多个相对位置,再次计算与更新后

的多个相对位置分别对应的上述相似度的处理,直到上述相似度达到规定程度为止。

10. 一种超声波诊断方法,具备:

生成步骤,基于通过超声波的收发而得到的反射波信号来生成第一图像;

取得步骤,取得通过医用图像诊断装置而生成的第二图像;

配准步骤,对上述第一图像和上述第二图像进行配准;以及

显示步骤,对配准后得到的图像进行显示,

上述超声波诊断方法的特征在于,

在上述配准步骤中,利用针对上述第二图像离散地设定的多个位置,一边使上述第一图像与上述第二图像之间的相对位置变动,一边计算与各个上述相对位置对应的上述第一图像与上述第二图像之间的相似度,基于上述相似度的计算结果来更新上述多个位置,利用更新后的多个位置再次计算上述相似度。

11. 一种图像处理装置,具备:

第一取得部,取得超声图像来作为第一图像;

第二取得部,取得通过医用图像诊断装置或上述图像处理装置而生成的第二图像;以及

配准部,对上述第一图像和上述第二图像进行配准,

上述图像处理装置的特征在于,

上述配准部利用针对上述第二图像离散地设定的多个位置,一边使上述第一图像与上述第二图像之间的相对位置变动,一边计算与各个上述相对位置对应的上述第一图像与上述第二图像之间的相似度,基于上述相似度的计算结果来更新上述多个位置,利用更新后的多个位置再次计算上述相似度。

12. 一种图像处理方法,具备:

第一取得步骤,取得超声图像来作为第一图像;

第二取得步骤,取得通过医用图像诊断装置或图像处理装置而生成的第二图像;以及

配准步骤,对上述第一图像和上述第二图像进行配准,

上述图像处理方法的特征在于,

上述配准步骤利用针对上述第二图像离散地设定的多个位置,一边使上述第一图像与上述第二图像之间的相对位置变动,一边计算与各个上述相对位置对应的上述第一图像与上述第二图像之间的相似度,基于上述相似度的计算结果来更新上述多个位置,利用更新后的多个位置再次计算上述相似度。

## 超声波诊断装置和方法以及图像处理装置和方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声波诊断装置、超声波诊断方法、图像处理装置以及图像处理方法。

### 背景技术

[0002] 在现有的超声波诊断装置或医用图像处理装置中,通过将超声图像(Ultrasound image)与CT(Computed Tomography:计算机断层扫描)图像、MRI(Magnetic resonance imaging:核磁共振成像)图像等的医用图像进行配准(registration),能够有效地帮助医生识别肿瘤等目标疾病。而且,由于超声图像具有实时性和方便性的特点,因此流行将超声波与MRI或CT图像融合(fusion)的图像处理方式。

[0003] 简单的说,超声图像与CT/MRI图像之间的配准是指通过搜索精确的图像旋转(Rotation)量和平移(Translation)量,从而将超声图像的位置与CT/MRI图像的位置对准。超声图像与CT/MRI图像之间的配准实际上是寻找超声图像空间到CT/MRI图像空间的最优映射的过程。

[0004] 通常,因超声扫描探头扫描范围有限,一个超声图像的数据可能从各种不同的扫描角度扫描而来,并且仅包含小视场(FOV:Field Of Vision),例如某个器官的一部分体积。所以,需要在较大的搜索范围内搜索图像的旋转量和平移量来进行超声图像与CT/MRI图像的配准。

[0005] 作为缩小配准时的图像搜索范围的技术,通常先对两个以上的目标图像进行特征提取,利用提取的特征进行初步的配准,然后再通过局部优化算法对目标图像进行进一步的局部范围内的配准。

[0006] 现有技术中的医用图像的特征提取通常包含血管分割和表面(例如器官的表面)分割。为了能够从超声图像中提取特征,最好能够获取这样两种超声图像,一种是能够看到尽可能多的血管树的视图的超声图像,以便进行血管分割和血管结构识别,另一种是具有尽可能大的扫描区域的超声图像,以便于表面分割。

[0007] 然而,实际上,对于进行超声波扫描的操作者而言,既扫描到目标区域(例如肿瘤区域)又扫描到血管或表面是困难的。为了保证特征提取的准确性需要获取大量的超声图像,而且对于获取超声图像的操作者的能力也有较高的要求。

[0008] 此外,在基于超声图像而进行的特征提取的准确性不高的情况下,初步的配准结果可能不准确,甚至可能将不同的特征错误地对准在了一起,在后面的配准优化处理的检索范围不大的情况下,最终的配准结果很可能是错误的。

### 发明内容

[0009] 为了解决上述问题,提出了一种能够使图像配准的操作变得容易的超声波诊断装置、超声波诊断方法、图像处理装置和图像处理方法。

[0010] 本发明的超声波诊断装置具备:生成部,基于通过超声波的收发而得到的反射波

信号来生成第一图像;取得部,取得第二图像,该第二图像是通过医用图像诊断装置而生成的图像;配准部,对上述第一图像和上述第二图像进行配准;以及显示部,对配准后得到的图像进行显示,上述超声波诊断装置的特征在于,上述配准部在规定的范围内离散地设定多个上述第一图像与上述第二图像的相对位置,计算与上述多个相对位置分别对应的上述第一图像与上述第二图像的相似度,基于上述相似度的计算结果来更新上述多个相对位置,再次计算与更新后的多个相对位置分别对应的上述相似度。

[0011] 本发明的超声波诊断方法,具备:生成步骤,基于通过超声波的收发而得到的反射波信号来生成第一图像;取得步骤,取得第二图像,该第二图像是通过医用图像诊断装置而生成的图像;配准步骤,对上述第一图像和上述第二图像进行配准;以及显示步骤,对配准后得到的图像进行显示,上述超声波诊断方法的特征在于,在上述配准步骤中,利用针对上述第二图像离散地设定的多个位置,一边使上述第一图像与上述第二图像之间的相对位置变动,一边计算与各个上述相对位置对应的上述第一图像与上述第二图像之间的相似度,基于上述相似度的计算结果来更新上述多个位置,利用更新后的多个位置再次计算上述相似度。

[0012] 本发明的图像处理装置,具备:第一取得部,取得超声图像来作为第一图像;第二取得部,取得通过医用图像诊断装置或上述图像处理装置而生成的第二图像;以及配准部,对上述第一图像和上述第二图像进行配准,上述图像处理装置的特征在于,上述配准部利用针对上述第二图像离散地设定的多个位置,一边使上述第一图像与上述第二图像之间的相对位置变动,一边计算与各个上述相对位置对应的上述第一图像与上述第二图像之间的相似度,基于上述相似度的计算结果来更新上述多个位置,利用更新后的多个位置再次计算上述相似度。

[0013] 本发明的图像处理方法,具备:第一取得步骤,取得超声图像来作为第一图像;第二取得步骤,取得通过医用图像诊断装置或上述图像处理装置而生成的第二图像;以及配准步骤,对上述第一图像和上述第二图像进行配准,上述图像处理方法的特征在于,上述配准步骤利用针对上述第二图像离散地设定的多个位置,一边使上述第一图像与上述第二图像之间的相对位置变动,一边计算与各个上述相对位置对应的上述第一图像与上述第二图像之间的相似度,基于上述相似度的计算结果来更新上述多个位置,利用更新后的多个位置再次计算上述相似度。

[0014] 发明效果

[0015] 本发明的超声波诊断装置或方法中,在规定的范围内离散地设定多个上述第一图像与上述第二图像的相对位置,针对多个相对位置分别计算第一图像与第二图像之间的相似度,并基于相似度的计算结果来更新多个相对位置。

[0016] 由此,与以往通过特征提取来进行初步配准的图像配准方法相比,降低了对图像中的血管、表面等的特征进行提取的依赖性,因此降低了对超声图像获取的数量、获取方式等的要求,使得图像配准处理变得更加容易。而且,避免了由于特征提取的准确性不高而导致最终配准失败的情况,提高了图像配准的准确性。

## 附图说明

[0017] 图1是表示第一实施方式的超声波诊断装置的结构框图。

- [0018] 图2是表示第一实施方式的超声波诊断装置进行图像配准的流程图。
- [0019] 图3是表示图2中的配准优化处理的流程图。
- [0020] 图4是表示图2中的配准优化处理的一个变形例的流程图。
- [0021] 图5是表示将超声图像和CT图像配准前后的一例的示意图。
- [0022] 图6是表示将超声图像和MRI图像配准前后的一例的示意图。
- [0023] 图7是表示第二实施方式的超声波诊断装置进行图像配准的流程图。

### 具体实施方式

[0024] 下面结合说明书附图详细说明本发明的超声波诊断装置的具体实施方式。本发明中所示出的实施方式只不过是例示,并不限定于实施方式所表示的构成。

[0025] (第一实施方式)

[0026] 图1是表示本发明的第一实施方式涉及的超声波诊断装置的结构框图。

[0027] 本发明的超声波诊断装置10包括生成部11、取得部12、配准部13和显示部14。

[0028] 生成部11通过超声波的收发而得到反射波信号,基于该反射波信号而生成作为第一图像的超声图像。更详细地讲,超声波诊断装置10还具有用于收发超声波的探头(未图示),该探头将接收到的反射波发送给生成部11,从而生成部11生成超声图像。本实施方式中的超声图像是三维的立体图像。

[0029] 取得部12取得第二图像。第二图像是通过超声波诊断装置、CT诊断装置、MRI诊断装置等医用图像诊断装置而生成的图像。本实施方式中的第二图像以由CT装置生成的CT图像或者由MRI装置生成的MRI图像为例进行说明。取得部12取得第二图像的方式例如可以是经由网络(互联网或局域网)从医用图像诊断装置取得。本实施方式中的第二图像是三维的立体图像。

[0030] 配准部13对由生成部11生成的第一图像和由取得部12取得的第二图像进行配准。关于配准的具体动作在后面详细说明。

[0031] 显示部14对配准后得到的图像进行显示。显示的方式可以显示第一图像和第二图像的融合图像,也可以将配准后的第一图像和第二图像并排显示。

[0032] 下面参照图2,对第一实施方式的超声波诊断装置10进行的图像配准动作进行说明。

[0033] 首先,在步骤S101中,超声波诊断装置10的取得部12取得作为第二图像的CT图像或MRI图像。

[0034] 然后,在步骤S102中,操作者对希望检查的器官的目标位置进行扫描。在扫描过程中,用户不需要考虑超声图像中的器官特征的扫描情况,只需将超声波扫描到目标位置即可。例如,在希望检查的器官的目标位置是整个肝脏或肝脏的某一区域的情况下,操作者只需要确保扫描到该目标位置即可,不需要确保肝脏的血管和表面等特征都被清晰地扫描到。另外,步骤S101和步骤S102的执行顺序是可以互换的。

[0035] 接着,在步骤S103中,配准部13对第一图像和第二图像进行增强处理。具体而言,对第一图像和第二图像中描绘出的结构物进行增强。增强处理包括噪声过滤处理、强度以及对比度的增强处理、以及血管增强处理。

[0036] 接着,在步骤S104中,配准部13对第一图像和第二图像进行初步的配准。

[0037] 如上所述,第一图像和第二图像都是三维的立体图像,所以对两者进行配准需要对至少其中一个图像进行旋转和/或平移。图像的转换参数包括旋转参数和平移参数等。旋转参数包括X轴的旋转角度,Y轴的旋转角度以及Z轴的旋转角度。平移参数包括沿X轴的移动距离,沿Y轴移动距离以及沿Z轴移动距离。

[0038] 由于后面的步骤S106中的配准优化算法的优化能力强,因此本步骤中的初步配准对配准精度的要求低,只需要将第一图像和第二图像简单配准即可。

[0039] 简单的配准可以仅将第一图像和第二图像的中心点对准(换言之,使超声图像的中心位于CT/MRI图像的中心),并且将X轴、Y轴和Z轴的旋转角度的初始值都设定成 $0^\circ$ ,将X轴、Y轴和Z轴移动距离的初始值都设为0mm。

[0040] 此外,还可以将转换参数(旋转角度和移动距离)的初始值设置成平均值。例如,根据以往的配准结果的平均值,来设定各个转换参数的初始值。

[0041] 接着,在步骤S105中,配准部13对配准的搜索范围进行设定。在本发明中,由于步骤S103中的初步配准的精度低,因此需要将配准的搜索范围设定成全局的搜索范围。全局的搜索范围意味着旋转角度定义成全局的角度范围,移动距离也定义成全局的平移范围。

[0042] 全局的搜索范围例如定义如下:

[0043] X轴旋转: $-180^\circ \sim +180^\circ$

[0044] Y轴旋转: $-180^\circ \sim +180^\circ$

[0045] Z轴旋转: $-180^\circ \sim +180^\circ$

[0046] X轴平移: $-W/2 \sim +W/2$

[0047] Y轴平移: $-H/2 \sim +H/2$

[0048] Z轴平移: $-D/2 \sim +D/2$

[0049] 其中,W是第一图像在X方向上的长度和第二图像在X方向上的长度中较大的一方,H是第一图像在Y方向上的长度和第二图像在Y方向上的长度中较大的一方,D为第一图像在Z方向上的长度和第二图像在Z方向上的长度中较大的一方。W、H和D的单位例如是像素或毫米。

[0050] 例如,假设W、H和D都等于200mm,则上述全局的搜索范围范围定义如下:

[0051] X轴旋转: $-180^\circ \sim +180^\circ$

[0052] Y轴旋转: $-180^\circ \sim +180^\circ$

[0053] Z轴旋转: $-180^\circ \sim +180^\circ$

[0054] X轴平移: $-100\text{mm} \sim +100\text{mm}$

[0055] Y轴平移: $-100\text{mm} \sim +100\text{mm}$

[0056] Z轴平移: $-100\text{mm} \sim +100\text{mm}$

[0057] 接着,在步骤S106中,配准部13进行第一图像和第二图像的配准优化处理。详细地讲,在规定的范围内离散地设定多个第一图像与第二图像的相对位置,计算与多个相对位置分别对应的第一图像与第二图像的相似度,基于该相似度的计算结果来更新多个相对位置,并再次计算与更新后的多个相对位置分别对应的相似度。当相似度达到规定的等级或者相对位置不再更新时,优化处理结束。

[0058] 这里的“第一图像与第二图像的相似度”的计算方式有多种,例如可以基于图像的梯度值、灰度值或者图像相关性等相似性度量值来计算。这里的“规定的范围”是指步骤

S105中设定的全局搜索范围。

[0059] 接着,在步骤S107中,显示部14显示配准结果。当配准优化处理收敛时,第一图像和/或第二图像搜索到了最优的旋转角度和移动距离。使用这些值作为变换矩阵(变换参数),对CT/MRI图像或者超声图像进行变换,并对配准后得到的图像进行显示。

[0060] 下面,参照图3,对步骤S106中的配准优化处理的详细动作进行说明。

[0061] 在本实施方式的配准优化处理中,目标函数的算法是使用梯度与灰度结合的度量值作为进行优化的相似度计算函数。优化方法的最终目标是找到目标函数的最大值。

[0062] 在步骤S201中,在规定的范围内离散地设定第一图像与第二图像的多个相对位置。

[0063] 接着,在步骤S202中,计算与多个相对位置分别对应的第一图像与第二图像的相似度。

[0064] 接着,在步骤S203中,对计算出的多个相似度进行排序。

[0065] 然后,在步骤S204中,使用步骤S202中计算出的多个相似度中相似度高的N个相对位置,执行局部优化处理。这里,例如N=7。

[0066] 本实施方式中的局部优化处理采用下山单纯形(Downhill simplex)算法。下山单纯形算法是一种针对输入参数数据在局部的小范围中进行优化的算法。关于下山单纯形算法的优化过程省略详细的说明。

[0067] 在步骤S204中,将多个相似度中相似度高的N个相对位置作为下山单纯形算法的输入参数数据来进行单纯形的初始化,由此计算出的下山单纯形算法的优化结果成为多个相对位置中的当前的最优相似度(群体最优值)以及与该最优相似度对应的最优相对位置。

[0068] 接着,在步骤S205中,使用局部优化处理的结果来更新上述多个相对位置中的任意一个相对位置。换言之,将多个相对位置中的任意一个相对位置替换成步骤S204中得到的与该最优相似度对应的最优相对位置。

[0069] 接着,在步骤S206中,配准部13使用步骤S202中计算出的多个相似度以及步骤S205中计算出的最优相似度,对多个相对位置中的每一个进行更新。

[0070] 例如,针对多个相对位置中的每一个相对位置,考虑该相对位置自身的历史最优值以及多个相对位置中的当前的最优值(即当前的最优相似度),对该相对位置进行优化(更新)。当然对多个相对位置进行优化(更新)的方式不仅限于此。

[0071] 接着,在步骤S207中判断优化结果是否收敛,换言之,判断相似度是否达到了规定程度。每个优化方法都包含一个目标函数,让函数值达到最大值是优化的目标,当继续优化找不到更大的目标值时,则可以判断此时的优化结果为收敛。这里的“相似度达到规定程度”是指相似度达到了预先规定的收敛程度。例如,在第M次更新相对位置后计算出的相似度与第M-1次更新相对位置后计算出的相似度的差别小于规定值(例如, $10^{-4}$ )的情况下,则认为相似度达到了预先规定的收敛程度。此外,在判断出相似度达到规定程度后,第一图像和第二图像的相对位置不再更新。

[0072] 在步骤S207中判断为“否”的情况下,返回至步骤S202,反复执行步骤S202~步骤S206。另一方面,在步骤S207中判断为“是”的情况下,则配准优化处理结束。

[0073] 下面对本实施方式的技术效果进行说明。

[0074] 本实施方式中的步骤S201、步骤S202、步骤S203、步骤S206和步骤S207采用了粒子

群算法 (PSO: Particle Swarm Optimization) 这一全局优化算法。步骤S204采用了下山单纯形算法这一局部优化算法。

[0075] 在粒子群算法中,上述实施方式中的每个相对位置也被称为一个粒子 (Particle),每个粒子是一种具有旋转和平移等属性的个体优化点,由优化函数决定其适应值,并由速度决定移动的方向和距离。粒子群算法首先初始化一群随机粒子,然后通过迭代找到最优解。在每一次迭代中,每个粒子通过跟踪个体历史最优值和整个种群到当前时刻找到全局最优值来更新自己以找到搜索空间中的最优粒子,并使用最优粒子的旋转和/或平移来作为最终的变换参数。

[0076] 本实施方式中,将全局优化算法中计算出的相似度高的一个以上的相对位置代入到了局部优化算法中(步骤S203),并且将求出的当前的最优相似度反馈到了全局优化算法中(步骤S205)。通过局部优化算法能够加快配准优化处理获得最优值的速度。

[0077] 通过将全局优化算法和局部优化算法组合的方式,同时提高了算法的全局优化能力和局部优化能力,因此在进行配准优化处理之前只需要将第一图像和第二图像简单配准即可。

[0078] 而且,将全局优化算法和局部优化算法组合的方式能够应对更大的搜索范围,并且能够避免因为配准优化处理的搜索范围小而导致配准结果不准确的情况发生。

[0079] 而且,本发明的图像配准方式降低了对图像中的血管、表面等的特征进行提取的依赖性,因此在进行超声波扫描的过程中,用户不需要考虑超声图像中的器官特征的扫描情况,只需将超声波扫描到目标位置即可。由此,降低了对超声图像获取的数量、获取方式等的要求,提高了超声波扫描操作的便利性。

[0080] 此外,步骤103中对图像进行增强处理能够提高相似度计算的准确度,进而能够提高步骤S106中的配准优化处理的精度。例如,在步骤S106中进行第一图像和第二图像的相似度计算时会使用梯度值,通过图像的增强处理从而增强了梯度,由此对于提高优化结果的准确性是有利的。

[0081] 当然,也可以采用梯度值、灰度值以外的其他相似性度量值。

[0082] (第一实施方式的变形例)

[0083] 在第一实施方式中,全局优化算法采用了粒子群算法,局部优化算法采用了下山单纯形算法,但实际上不仅限于此。

[0084] 全局优化算法还可以采用遗传算法 (Genetic algorithm) 等其他的算法,局部优化算法还可以采用鲍威尔 (Powell) 算法、梯度下降 (Gradient descent) 算法、共轭梯度 (Conjugate gradient) 算法、拟牛顿 (Quasi-Newton) 算法、以及列文伯格-马夸尔特 (Levenberg-Marquardt) 算法中的任一种算法。

[0085] 在下面的第一实施方式的变形例中示出了全局优化算法采用遗传算法,局部优化算法采用梯度下降算法的一个例子。该变形例仅配准优化处理(步骤S106)与第一实施方式不同,下面着重对区别点进行说明。

[0086] 图4是表示图2中的配准优化处理的一个变形例的流程图。

[0087] 在图4所示的各个步骤中,步骤S301~步骤S303、步骤S305与第一实施方式中的步骤S201~步骤S203、步骤S205是大致相同的,在此省略重复的说明。

[0088] 在步骤S304中,将多个相似度中相似度最高的1个相对位置作为梯度下降算法的

输入参数数据,由此计算出的梯度下降算法的优化结果成为多个相对位置中的当前的最优相似度以及与该最优相似度对应的最优相对位置。关于梯度下降算法的计算过程在此省略详细的说明。

[0089] 此外,在步骤S305之后,针对当前的多个相对位置,基于遗传算法的内容,进行选择(selection)、交叉(Crossing)和突变(Mutation)的处理,然后对于处理后得到的多个相对位置进行更新。

[0090] 同理,上述变形例也能够获得第一实施方式的技术效果。

[0091] 图5是表示将超声图像和CT图像配准前后的一例的示意图。图6是表示将超声图像和MRI图像配准前后的一例的示意图。

[0092] 图5中的(a)是在步骤S101中取得的CT图像,(b)是在步骤S102中取得的超声图像,(c)是在步骤107中显示配准结果的图像。

[0093] 当配准优化处理收敛之后,使用搜索到的最优的旋转角度和移动距离来作为变换矩阵(变换参数),对CT/MRI图像或者超声图像进行变换。此时,可以只对其中的一个图像进行变换,也可以同时对两个图像都进行变换。

[0094] 图5的(c)中为了更清楚地观察目标区域,即(a)中标注了×的区域,示出了对两个图像都进行了变换的例子。此外,图5的(c)中没有采用将两个图像融合显示的方式,而是采用了将配准后的第一图像和第二图像并排显示的方式。而且,在(c)的CT图像中还显示了与上方的超声图像的边界对应的扇形形状,由此能够更方便地对比观察两者。

[0095] 图6中的(a)是在步骤S101中取得的MRI图像,(b)是在步骤S102中取得的超声图像,(c)是在步骤107中显示配准结果的图像。

[0096] 与图5相同,图6的(c)中为了更清楚地观察目标区域,也示出了对两个图像都进行了变换的例子。此外,图6的(c)中也采用了将配准后的第一图像和第二图像并排显示的方式。而且,在图6的(c)的MRI图像中也显示了与上方的超声图像的边界对应的扇形形状。

[0097] (第二实施方式)

[0098] 下面,对于本发明的第二实施方式进行说明。

[0099] 在第二实施方式中,配准部13根据第一图像中包含的部位或者第一图像的诊断目的,对规定的范围(全局的搜索范围)进行缩小,使用缩小后的范围进行配准。而且,在第二实施方式中省略了图像增强的步骤。

[0100] 图7是表示第二实施方式的超声波诊断装置10进行图像配准的流程图。在图7所示的各个步骤中,除了步骤S403~步骤S405以外的步骤与第一实施方式中是相同的,在此省略重复的说明。

[0101] 在步骤S403中,在CT/MRI图像上决定目标位置。决定目标位置的过程可以由操作者来决定,例如,在CT/MRI图像上显示出肝脏的右下的一部分区域有肿瘤的情况下,操作者将肝脏的右下的一个部分区域决定为目标区域。

[0102] 此外,决定目标区域的动作也可以通过图像识别等技术自动进行。

[0103] 在步骤S404中,基于决定的目标位置来初步配准。与第一实施方式中的简单的配准不同,可以以目标位置或者接近目标位置的位置为中心,将第一图像和第二图像对准,并且将X轴、Y轴和Z轴的旋转角度的初始值都设定成容易对目标位置进行超声波扫描的角度。因为在容易对目标位置进行超声波扫描的角度下,获得清楚的目标位置图像的可能性大。

[0104] 在步骤S405中,基于目标位置来设定配准的搜索范围。与目标位置相对应地将全局的搜索范围缩小。例如,去除一些难以清楚地观察到目标范围的旋转角度及区域。

[0105] 在将肝脏的右下的一个部分区域决定为目标区域的情况下,例如可以将全局的搜索范围定义如下:

[0106] X轴旋转:  $-180^{\circ} \sim +180^{\circ}$

[0107] Y轴旋转:  $-180^{\circ} \sim +180^{\circ}$

[0108] Z轴旋转:  $-60^{\circ} \sim +180^{\circ}$

[0109] X轴平移:  $-W/2 \sim 0$

[0110] Y轴平移:  $-H/2 \sim +H/2$

[0111] Z轴平移:  $-D/2 \sim 0$

[0112] 其中,W是第一图像在X方向上的长度和第二图像在X方向上的长度中较大的一方,H是第一图像在Y方向上的长度和第二图像在Y方向上的长度中较大的一方,D为第一图像在Z方向上的长度和第二图像在Z方向上的长度中较大的一方。W、H和D的单位例如是像素或毫米。

[0113] 在第二实施方式中,基于目标位置对第一图像和第二图像进行初步的配准,能够提高初步配准的准确度。而且,基于目标位置来缩小配准优化处理的搜索范围,能够有效地减少运算量,减少配准优化处理所需的时间。

[0114] (其他变形例)

[0115] 以上说明了本发明的几个实施方式,但这些实施方式是作为例子而提出的,并不是想限定发明范围。这些实施方式可以以其他各种各样的方式实施,可以在不脱离发明主旨的范围内进行各种各样的省略、置换和变更。这些实施方式或其变形包含在发明范围或主旨内,并且也包含在权利要求范围中记载的发明及其均等的范围内。

[0116] 本发明的构思也可以应用于其他的图像处理装置中。例如,图像处理装置,具备:第一取得部,取得超声图像来作为第一图像;第二取得部,取得通过医用图像诊断装置或上述图像处理装置而生成的第二图像;以及配准部,对上述第一图像和上述第二图像进行配准,上述图像处理装置的特征在于,上述配准部利用针对上述第二图像离散地设定的多个位置,一边使上述第一图像与上述第二图像之间的相对位置变动,一边计算与各个上述相对位置对应的上述第一图像与上述第二图像之间的相似度,基于上述相似度的计算结果来更新上述多个位置,利用更新后的多个位置再次计算上述相似度。

[0117] 本发明的超声波诊断装置以及图像处理装置可以作为能够实现上述功能的电路安装在医用设备中,也可以作为能够使计算机或其他电子设备执行的程序,储存于磁盘(软盘(floppy, 登录商标)、硬盘等)、光盘(CD-ROM、DVD等)、光磁盘(MO)、半导体存储器等存储介质而发布,并经由计算机或电子设备的处理器来执行。

[0118] 在上述各实施方式中,对于第一图像和第二图像都是三维的立体图像的情况进行了说明,实际上,第一图像可以是二维图像、三维图像和动态图像中的任一种,第二图像可以是三维图像和动态图像中的任一种。此外,第二图像的种类也可以是由超声波装置生成的超声图像。

[0119] 此外,在步骤S103中,配准部13对第一图像和第二图像都进行了增强处理,实际上也可以根据实际需要仅对第一图像或第二图像进行增强处理,或者完全不进行增强处理。

[0120] 在各实施方式中,配准部13反复执行片配准优化处理,直到相似度达到规定程度为止。实际上,即使仅执行一次本发明的全局优化算法和局部优化算法组合的配准优化处理,也能够获得比现有技术更快且更准确的配准结果,并且能够避免因为配准优化处理的搜索范围小而导致配准结果不准确的情况发生。

[0121] 第二实施方式中记载了基于目标位置来缩小搜索范围的例子。除此之外,也可以使用肋骨等其他解剖结构来缩小搜索范围。

[0122] 例如,通常在没有限制的情况下,旋转角度的搜索范围是 $-180^{\circ}\sim+180^{\circ}$ ,但是如果我们有肋骨信息,旋转角度的搜索范围应该遵循肋骨结构,探头应位于2个肋骨之间。该情况下,排除掉不能扫描到目标区域的旋转角度,可以将旋转角度的搜索范围设定为小于 $360^{\circ}$ 的值。另外,肋骨的信息可以通过其他图像获得,因此基于肋骨信息来限制搜索范围的动作可以自动完成。

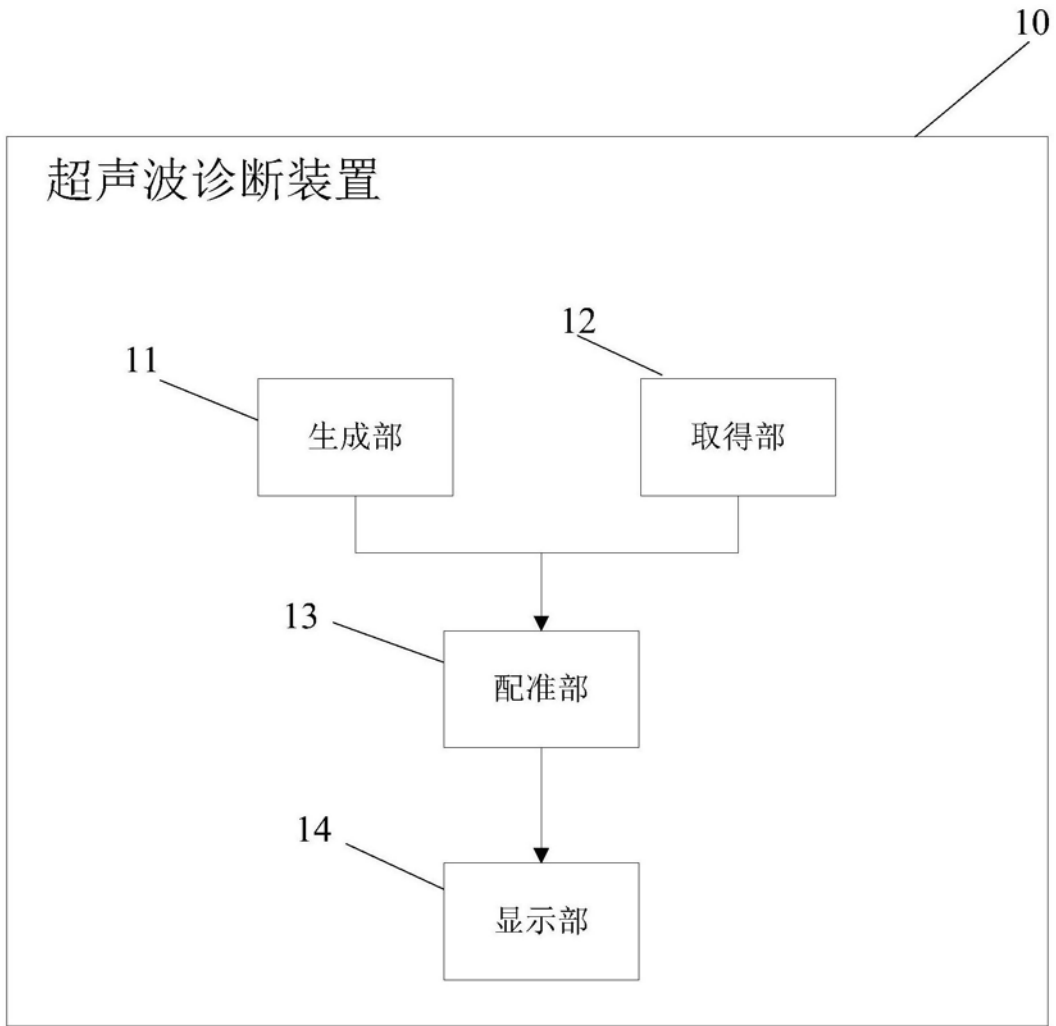


图1

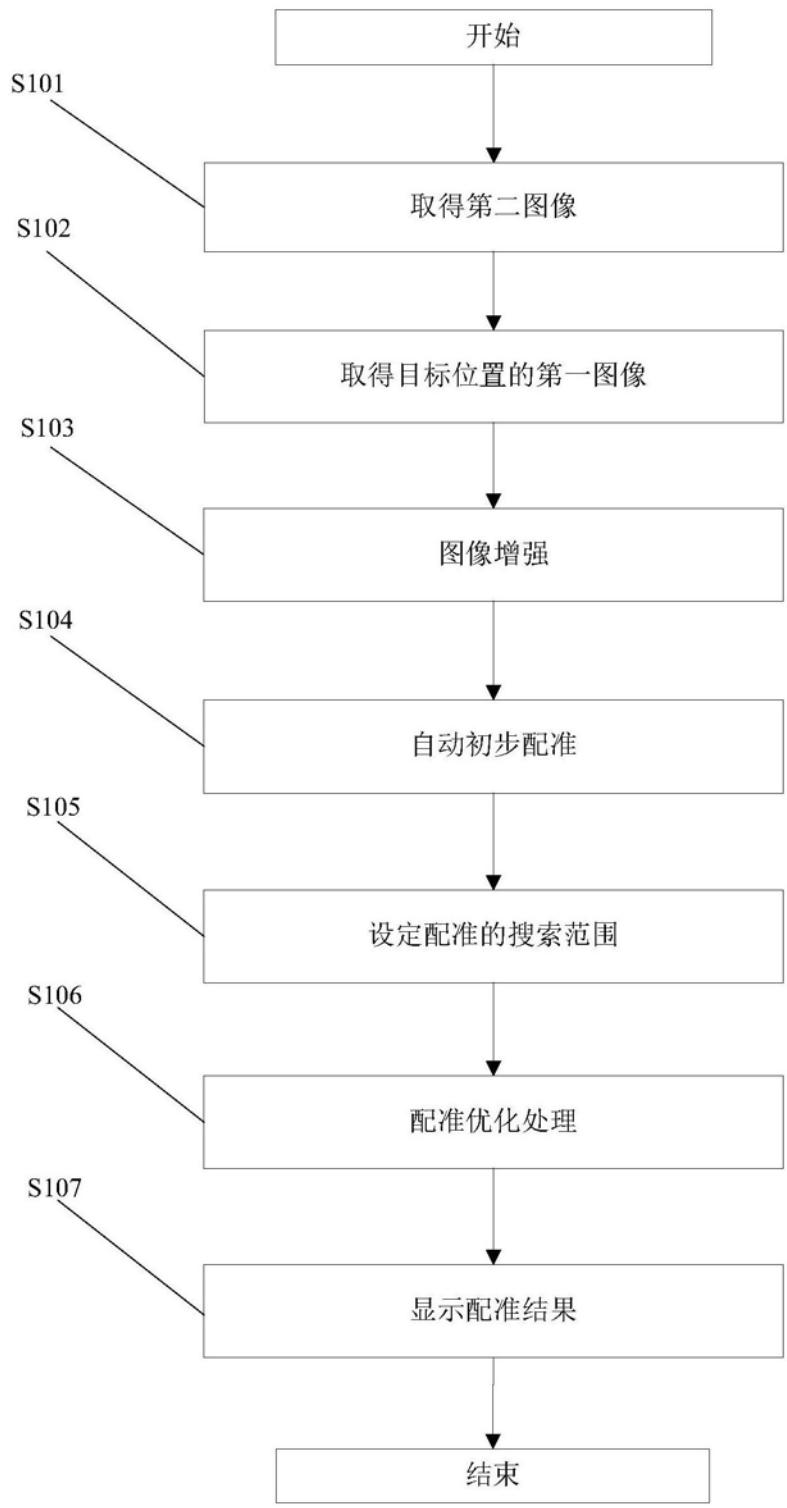


图2

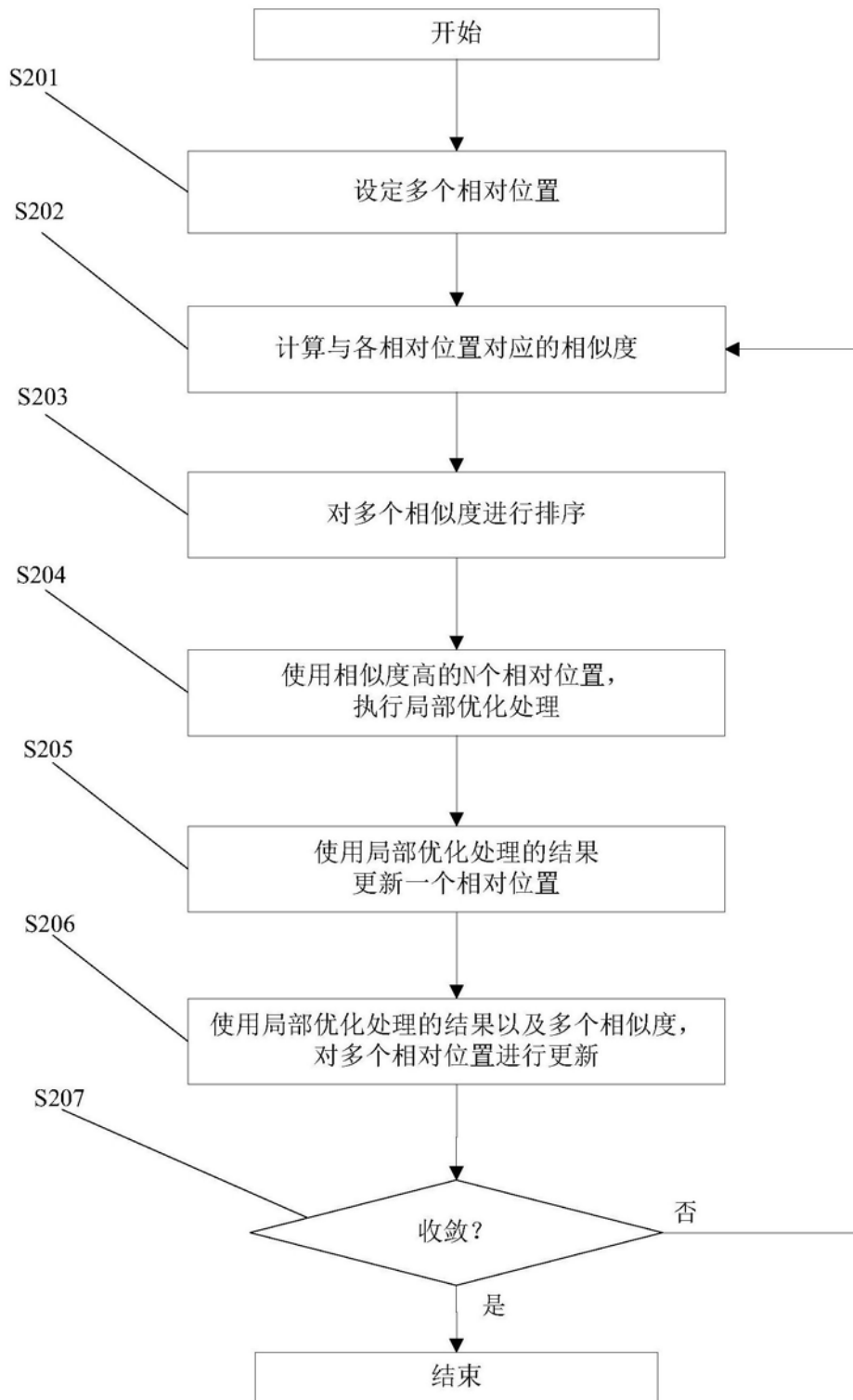


图3

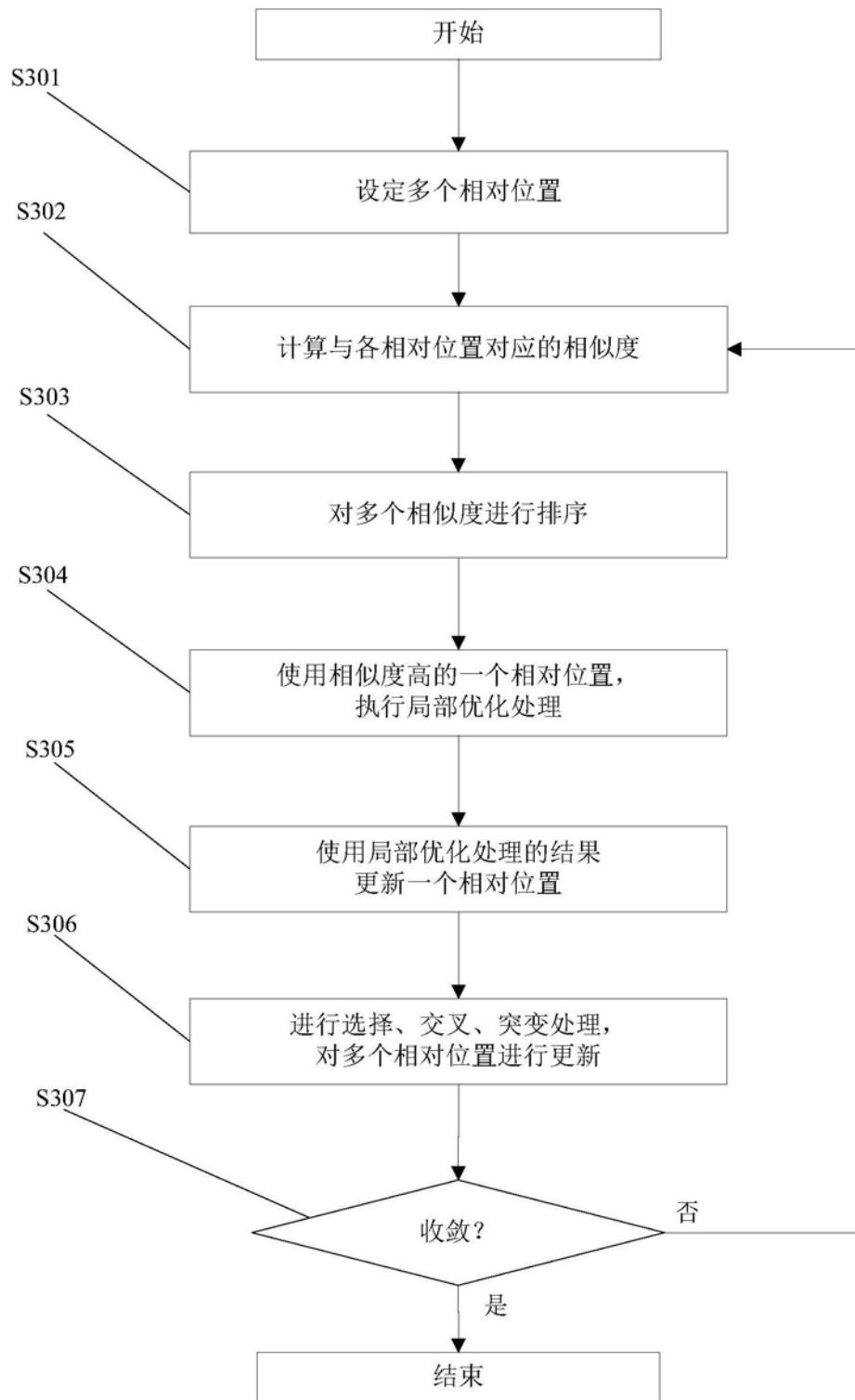


图4

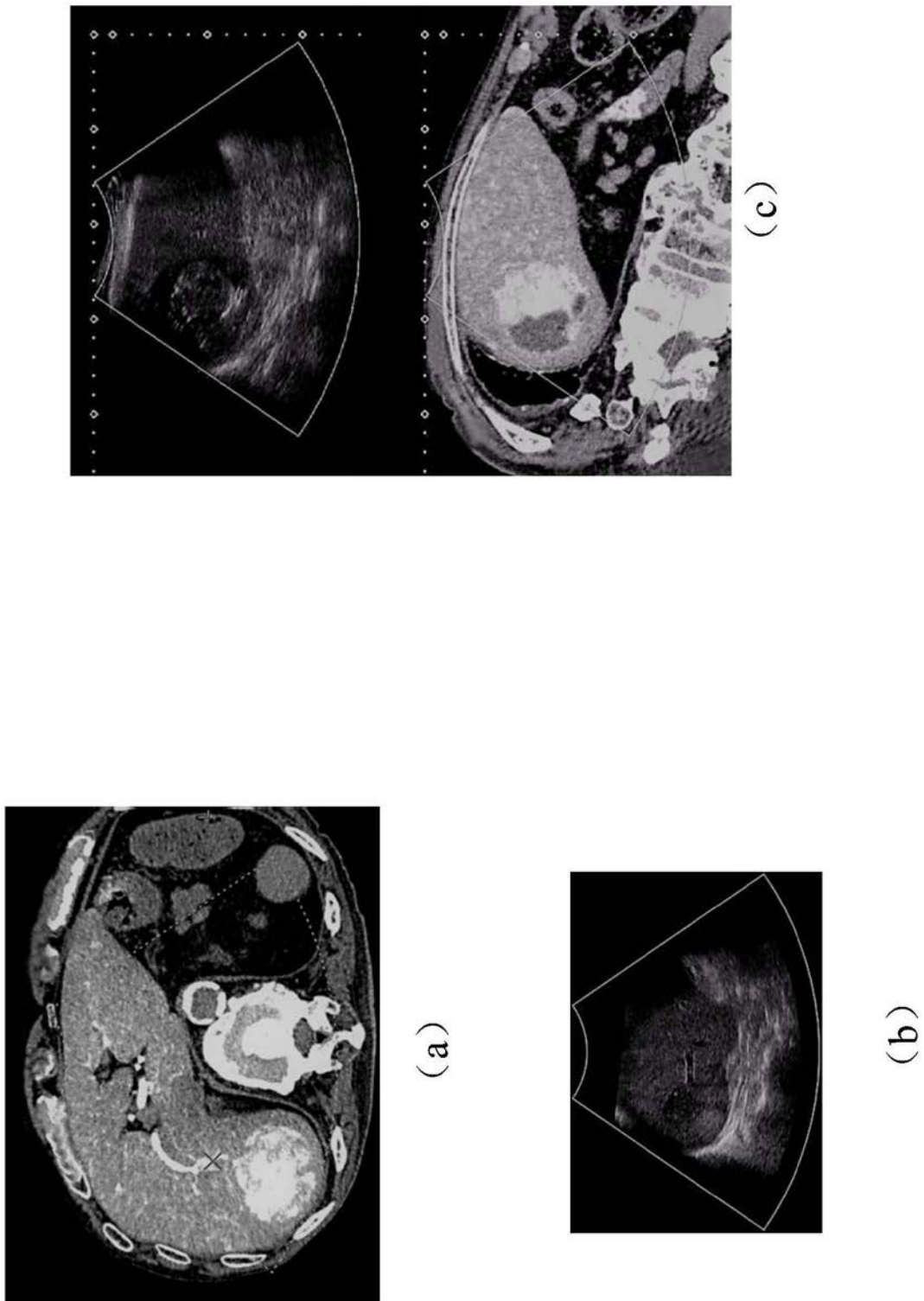
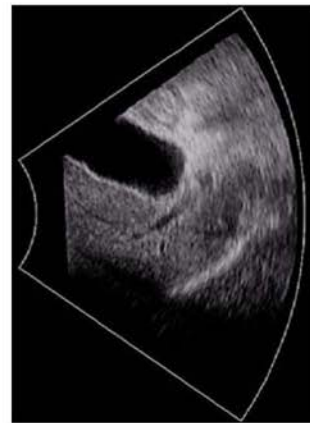
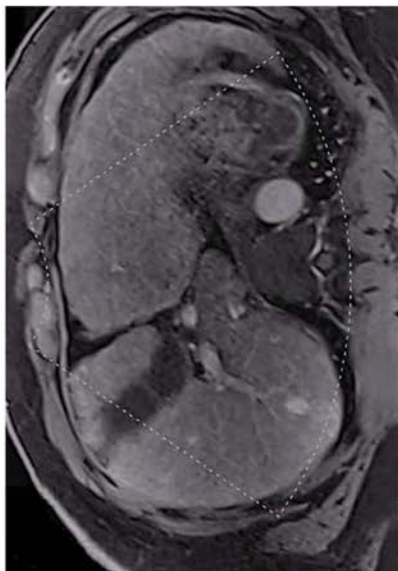
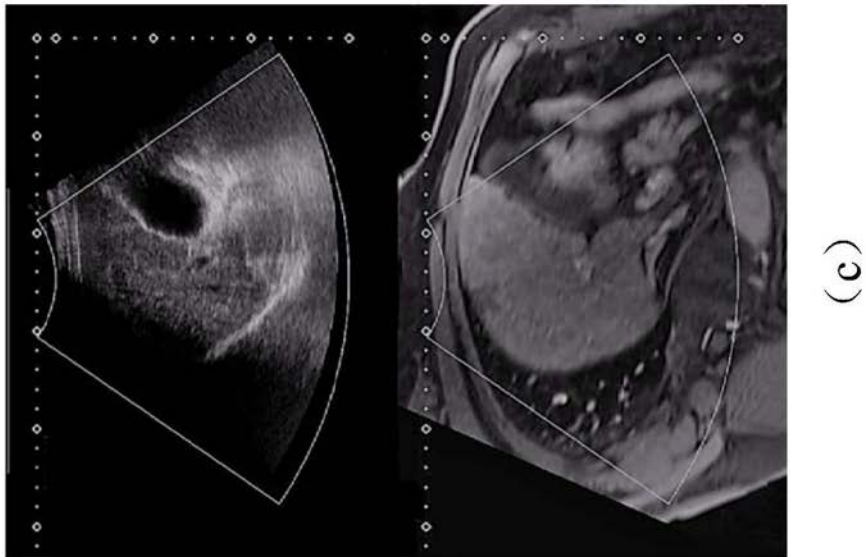


图5



(a)

(b)

图6

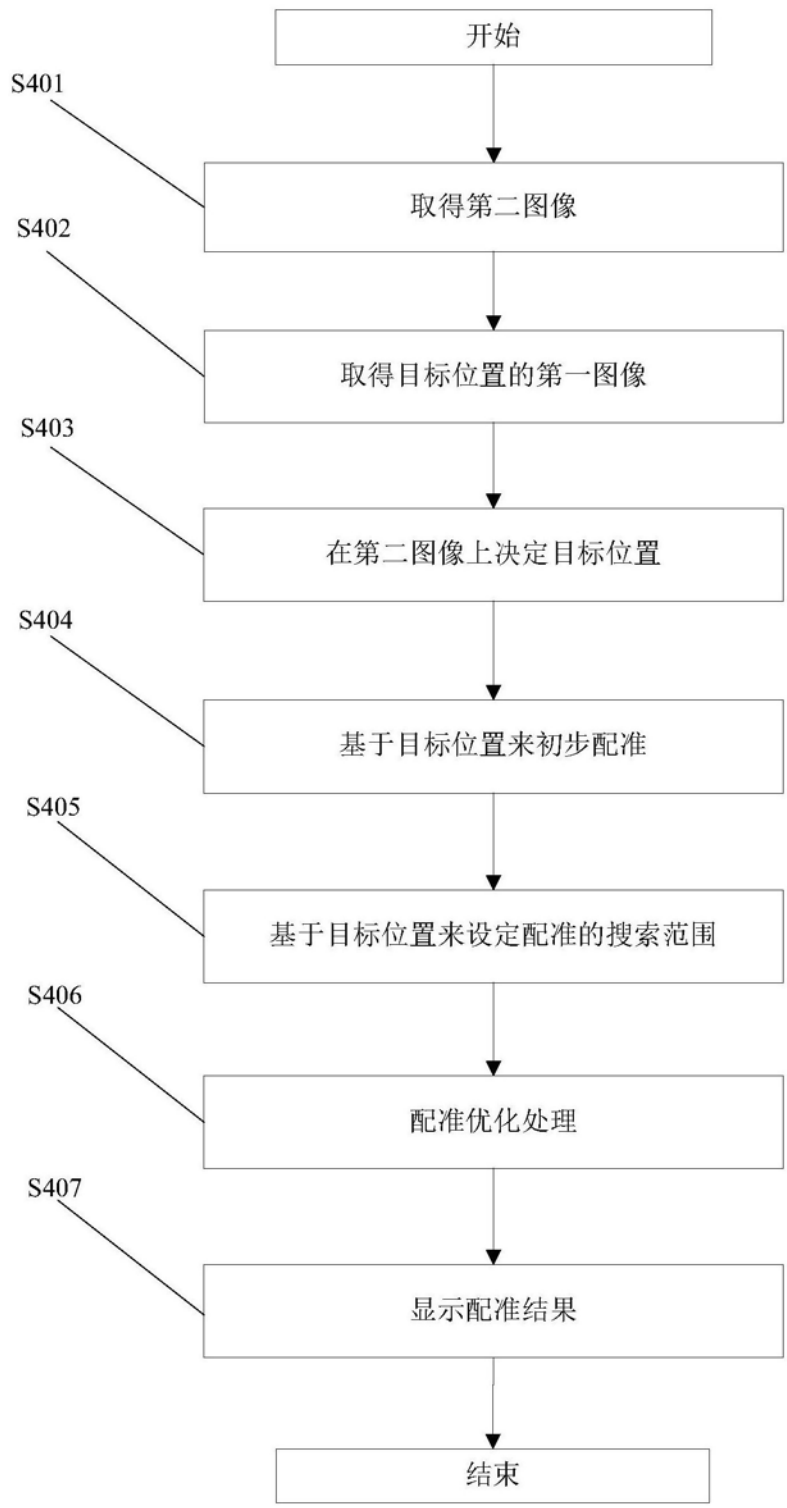


图7

专利名称(译)	超声波诊断装置和方法以及图像处理装置和方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN110772280A</a>	公开(公告)日	2020-02-11
申请号	CN201810856451.3	申请日	2018-07-31
[标]发明人	陈颀 唐喆 简伟健		
发明人	陈颀 唐喆 简伟健		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/5207 A61B8/0891 A61B5/055 A61B8/14 A61B8/5238 G06T7/30 G06T2207/10088 G06T2207/30056 G06T2207/30101		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

一种能够使图像配准的操作变得容易的超声波诊断装置、超声波诊断方法、图像处理装置以及图像处理方法。本发明的超声波诊断装置具备：生成部，基于通过超声波的收发而得到的反射波信号来生成第一图像；取得部，取得第二图像，该第二图像是通过超声波诊断装置以外的医用图像诊断装置而生成的图像；配准部，对第一图像和第二图像进行配准；以及显示部，对配准后得到的图像进行显示，超声波诊断装置的特征在于，配准部在规定的范围内离散地设定多个第一图像与第二图像的相对位置，计算与多个相对位置分别对应的第一图像与第二图像的相似度，基于相似度的计算结果来更新多个相对位置，再次计算与更新后的多个相对位置分别对应的相似度。

