



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110893108 A

(43)申请公布日 2020.03.20

(21)申请号 201811066755.6

(22)申请日 2018.09.13

(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 陈宇

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 刘英华

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

A61B 5/055(2006.01)

A61B 6/03(2006.01)

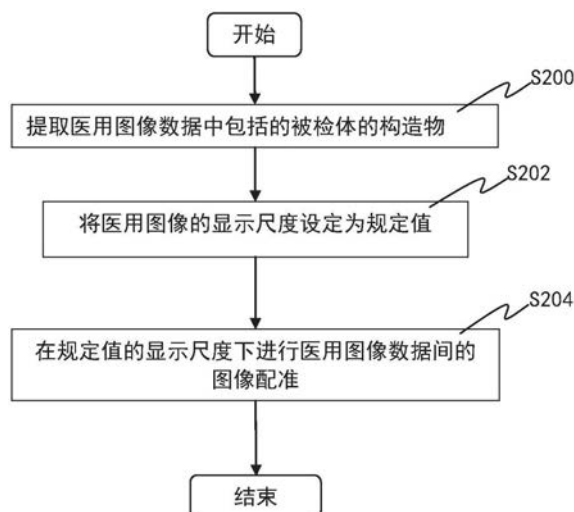
权利要求书1页 说明书11页 附图9页

(54)发明名称

医用图像诊断装置、医用图像诊断及超声波诊断装置

(57)摘要

本发明提供用于图像配准的医用图像诊断装置、医用图像诊断及超声波诊断装置。本发明的医用图像诊断装置,进行被检体的医用图像数据间的图像配准,其特征在于,具有:提取部,提取上述医用图像数据中包括的被检体的构造物;尺度设定部,将上述构造物的显示尺度设定为规定值;以及图像配准部,在上述规定值的显示尺度下进行上述医用图像数据间的图像配准。



1. 一种医用图像诊断装置,进行医用图像数据间的图像配准,其特征在于,具有:
提取部,提取上述医用图像数据中包括的被检体的构造物;
尺度设定部,将上述医用图像的显示尺度设定为规定值;以及
图像配准部,在上述规定值的显示尺度下进行上述医用图像数据间的图像配准。
2. 如权利要求1所述的医用图像诊断装置,其特征在于,
上述构造物是血管或表面轮廓。
3. 如权利要求1所述的医用图像诊断装置,其特征在于,
上述图像配准部,
在第一规定值的显示尺度下进行上述医用图像数据间的预配准,
然后,在一个以上的小于上述第一规定值的第二规定值的显示尺度下进行正式图像配准。
4. 如权利要求3所述的医用图像诊断装置,其特征在于,
上述图像配准部,
在上述第一规定值的显示尺度下,根据上述提取部所提取到的上述构造物,进行上述医用图像数据间的预配准,生成预配准图像,
在一个以上的上述第二规定值的显示尺度下,根据上述提取部所提取到的上述构造物和上述医用图像中包括的图像信息,对上述预配准图像进行正式图像配准,生成配准图像。
5. 如权利要求4所述的医用图像诊断装置,其特征在于,
上述图像信息是图像的灰度或梯度中的至少一种。
6. 如权利要求1~5中任一项所述的医用图像诊断装置,其特征在于,还具有:
尺度调整部,调整显示尺度,
在上述图像配准时,上述尺度调整部使上述尺度设定部所设定的规定值逐渐减小。
7. 如权利要求1~5中任一项所述的医用图像诊断装置,其特征在于,还具有:
输入部,至少供操作者输入校正指示,
在上述图像配准部的配准不良的情况下,受理操作者进行的校正指示。
8. 如权利要求7所述的医用图像诊断装置,其特征在于,
上述输入部的校正指示是一方的上述医用图像数据的旋转及/或平移、或者双方的上述医用图像数据中的点指定。
9. 一种医用图像诊断方法,进行医用图像数据间的图像配准,其特征在于,具有:
提取步骤,提取上述医用图像数据中包括的被检体的构造物;
尺度设定步骤,将上述医用图像的显示尺度设定为规定值;以及
图像配准步骤,在上述规定值的显示尺度下进行上述医用图像数据间的图像配准。
10. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具有:
权利要求1~8所述的医用图像诊断装置。

医用图像诊断装置、医用图像诊断及超声波诊断装置

技术领域

[0001] 本发明涉及医用图像诊断装置、医用图像诊断及超声波诊断装置,尤其涉及与图像配准有关的医用图像诊断装置、医用图像诊断及超声波诊断装置。

背景技术

[0002] 目前,在医疗相关领域,超声波诊断装置、CT(计算机断层扫描图像)成像装置、MR(磁共振)成像装置广泛应用。另外,超声波诊断装置具有对被检体无辐射、实时性好、费用低的优点,CT成像装置及MR成像装置相比于超声波诊断装置,能够成像出更高分辨率的图像,但是实时性差,费用高,而且会对被检体带来辐射。

[0003] 因而,在临床研究及应用中,期望有将超声图像与CT图像/MR图像的优点结合起来的技术,因为这将有助于准确地诊断、定位被检体的病变,对于疾病的诊断以及处置都非常有价值。

[0004] 当前,图像配准为实现此技术提供了可能。图像配准是指,将不同时间、不同传感器(成像设备)或不同条件下(天候、照度、摄像位置和角度等)获取的两幅或多幅图像进行匹配、叠加的过程,目前被广泛地应用于遥感数据分析、计算机视觉、图像处理等领域中。

[0005] 现在,存在将超声图像与CT图像/MR图像配准的研究和应用。通常,首先,对超声图像和CT图像/MR图像进行例如去噪、上/下采样等的预处理,之后对预处理过的图像进行特征提取,用户手动在要进行配准的两方图像即超声图像与CT图像/MR图像中输入点或面,之后依据用户所输入的点或者面,基于所提取到的特征进行图像配准,将配准后的图像(也称融合图像)予以显示,用户可确认配准后的图像是否满足需求,如果满足需求,可进行疾病诊断或处置,如果不满足需求,用户再次手动输入点或面,之后再次进行配准,直到配准后的图像满足需求为止。

[0006] 但是,由于超声图像为二维图像,而CT图像为三维图像,所以对于用户而言,在三维的CT图像中选择适当的用于与超声图像配准的初始位置(例如面)非常困难。

[0007] 另外,在用户手动进行初始输入后,基于所提取到的特征进行的图像配准需要遍历整幅图像,因此这样的超声图像与CT图像/MR图像的配准,一个严重的问题是非常耗时。

[0008] 另外,用户在每次完成配准后确认配准结果是否满足需求,不满足需求时需要重新进行输入,这样一来,一方面,用户可能需要进行多次的较困难的输入操作,另一方面,需要等待非常耗时的配准过程完成后才能确认配准结果。因此,要想获得满足需求的配准结果,需要用户多次输入,耗费较长时间。

[0009] 另外,图像配准的精度高度依赖于特征提取的准确度,如果特征提取的准确度差,即使用户反复多次进行输入,也无法实现超声图像与CT图像/MR图像的配准,配准精度难以保证。

[0010] 因此,迫切需要能够解决上述问题的医用图像诊断装置及方法。

发明内容

[0011] 本发明是为了解决上述现有技术中存在的问题而做出的,目的在于,提供一种医用图像诊断装置、医用图像诊断及超声波诊断装置,能够实现配准精度高、减少用户操作、易于用户操作、耗时短、实时性好。

[0012] 为了达成上述目的,本发明提供的医用图像诊断装置,进行医用图像数据间的图像配准,其特征在于,具有:提取部,提取上述医用图像数据中包括的被检体的构造物;尺度设定部,将上述医用图像的显示尺度设定为规定值;以及图像配准部,在上述规定值的显示尺度下进行上述医用图像数据间的图像配准。

[0013] 另外,本发明提供的医用图像诊断装置,其特征在于,上述构造物是血管或表面轮廓。

[0014] 另外,本发明提供的医用图像诊断装置,其特征在于,上述图像配准部,在第一规定值的显示尺度下进行上述医用图像数据间的预配准,然后,在一个以上的小于上述第一规定值的第二规定值的显示尺度下进行正式图像配准。

[0015] 另外,本发明提供的医用图像诊断装置,其特征在于,上述图像配准部,在上述第一规定值的显示尺度下,根据上述提取部所提取到的上述构造物,进行上述医用图像数据间的预配准,生成预配准图像,在一个以上的上述第二规定值的显示尺度下,根据上述提取部所提取到的上述构造物和上述医用图像中包括的图像信息,对上述预配准图像进行正式图像配准,生成配准图像。

[0016] 另外,本发明提供的医用图像诊断装置,其特征在于,上述图像信息是图像的灰度或梯度中的至少一种。

[0017] 另外,本发明提供的医用图像诊断装置,其特征在于,还具有:尺度调整部,调整显示尺度,在上述图像配准时,上述尺度调整部使上述尺度设定部所设定的规定值逐渐减小。

[0018] 另外,本发明提供的医用图像诊断装置,其特征在于,还具有:输入部,至少供操作者输入校正指示,在上述图像配准部的配准不良的情况下,受理操作者进行的校正指示。

[0019] 另外,本发明提供的医用图像诊断装置,其特征在于,上述输入部的校正指示是一方的上述医用图像数据的旋转及/或平移、或者双方的上述医用图像数据中的点指定。

[0020] 另外,本发明提供的医用图像诊断方法,进行医用图像数据间的图像配准,其特征在于,具有:提取步骤,提取上述医用图像数据中包括的被检体的构造物;尺度设定步骤,将上述医用图像的显示尺度设定为规定值;以及图像配准步骤,在上述规定值的显示尺度下进行上述医用图像数据间的图像配准。

[0021] 另外,本发明提供的一种超声波诊断装置,其特征在于,具有:如上所述的医用图像诊断装置。

[0022] 发明的效果

[0023] 根据本发明提供的医用图像诊断装置、医用图像诊断及超声波诊断装置,能够实现配准精度高、减少用户操作、易于用户操作、耗时短、实时性好。

附图说明

[0024] 图1是本发明的第一实施方式的医用图像诊断装置的构成的示意图。

[0025] 图2是本发明的第一实施方式的医用图像诊断装置的动作流程图。

- [0026] 图3是本发明的第一实施方式的实施例1的医用图像诊断装置的动作流程图。
- [0027] 图4是本发明的第一实施方式的实施例2的医用图像诊断装置的动作流程图。
- [0028] 图5是本发明的第一实施方式的实施例2的医用图像诊断装置的显示例的示意图。
- [0029] 图6是本发明的第二实施方式的医用图像诊断装置的构成的示意图。
- [0030] 图7是本发明的第二实施方式的医用图像诊断装置的动作流程图。
- [0031] 图8A和图8B是本发明的第二实施方式的医用图像诊断装置的显示例的示意图。
- [0032] 图9是本发明的第三实施方式的医用图像诊断装置的构成的示意图。
- [0033] 图10是本发明的第三实施方式的医用图像诊断装置的动作流程图。
- [0034] 图11是本发明的第三实施方式的医用图像诊断装置的显示例的示意图。

具体实施方式

[0035] 以下,参照附图对本发明的医用图像诊断装置、医用图像诊断及超声波诊断装置进行说明。

[0036] (第一实施方式)

[0037] ※医用图像诊断装置100的构成

[0038] 首先,参照图1,对本发明的第一实施方式的医用图像诊断装置100的构成进行说明。

[0039] 另外,医用图像诊断装置包括各种部件,图1中仅示出了与本发明的技术思想有关的部件,而省略了其他部件。例如,医用图像诊断装置可以具备显示部,显示部由例如CRT (Cathode Ray Tube) 显示器、液晶显示器、触摸屏等构成,具备显示功能,用于显示包括作为进行图像配准的图像的超声图像、CT图像、MR图像、预配准图像、配准图像等各种图像,还能够提示各种信息。

[0040] 本发明的医用图像诊断装置100,进行被检体的医用图像数据间的图像配准。这里,被检体通常为患部,例如为肝脏、心脏、肺等器官。医用图像诊断装置100进行图像配准的图像为两幅或两幅以上,并且,进行图像配准的图像可以是医用图像,例如进行图像配准的图像中,一方为超声图像,另一方为CT图像即计算机断层扫描图像或MR图像即磁共振图像等。

[0041] 另外,作为进行图像配准的图像的超声图像、CT图像、MR图像,可以通过公知的设备和方法预先获取,并提供给本发明的医用图像诊断装置100,这里省略关于进行图像配准的图像的获取的说明。

[0042] 如图1所示,本发明的医用图像诊断装置100,具备:提取部101、尺度设定部102及图像配准部103。

[0043] 提取部101,提取进行图像配准的医用图像数据中包括的被检体的构造物。这里,构造物可以是血管或表面轮廓中的至少一种。关于提取部101提取构造物的方法,根据构造物的不同,例如可以是公知的血管轮廓/中心线的提取/分割方法,也可以是作为被检体的器官的表面轮廓/边缘的提取/分割方法,这里不予赘述。

[0044] 尺度设定部102,将医用图像的显示尺度设定为规定值。这里,尺度设定部102例如可以是鼠标、键盘、操纵杆、跟踪球、触摸屏、光笔、语言控制器等能够进行输入操作而进行设定的硬件设备。另外,也可以通过接收上述硬件设备的输入,而通过软件实现尺度设定部

102。另外,在本发明中设为,显示尺度越大,则构造物被显示得越大,而显示尺度越小,则画面中构造物显示得越多。另外,在本实施方式中设为,尺度设定部102设定的规定值的显示尺度相对较大,即构造物显示的大,细节信息更多。

[0045] 图像配准部103,在规定值的显示尺度下进行医用图像数据间的图像配准。图像配准的方法,例如为匹配的方法等。

[0046] 另外,上述的提取部101、尺度设定部102及图像配准部103,为不同的部件或模块,但它们中的一部分或全部可以整合成一个部件或模块。

[0047] 另外,上述医用图像诊断装置100中虽未示出,但医用图像诊断装置100也可以具备对医用图像诊断装置100整体的动作进行控制的控制部件,上述提取部101、尺度设定部102及图像配准部103可以在该控制部件的控制下,协作完成图像配准功能。

[0048] ※医用图像诊断装置100的动作

[0049] 下面,基于动作流程图对本发明的第一实施方式的医用图像诊断装置100及其应用的医用图像诊断方法进行说明。

[0050] 图2是本发明的第一实施方式的医用图像诊断装置100的动作流程图。

[0051] 如图2所示,在步骤S200中,医用图像诊断装置100通过提取部101提取进行图像配准的医用图像数据中包括的被检体的构造物,之后进入到步骤S202。

[0052] 在步骤S202中,医用图像诊断装置100通过尺度设定部102将医用图像的显示尺度设定为规定值,之后进入到步骤S204。这里,将显示尺度设定得比较大。

[0053] 在步骤S204中,医用图像诊断装置100通过图像配准部103,在规定值的显示尺度下进行医用图像数据间的图像配准,之后结束处理。

[0054] 根据第一实施方式的医用图像诊断装置100,提取部101从图像中提取相对宏观的构造物,并将显示尺度设定得比较大,利用相对宏观的构造物,通过例如匹配的方法进行配准,由此能够缩短配准处理的时间,能够降低所获取的图像的画质要求,能够降低对特征提取的依赖程度,能够很大程度避免出现无法实现图像配准的情况,另外在大尺度下,能够更容易且准确地提取构造物,有利于实现高配准精度。

[0055] (实施例1)

[0056] 下面,对第一实施方式的实施例1的医用图像诊断装置100进行说明。

[0057] ※实施例1的医用图像诊断装置100的构成

[0058] 实施例1的医用图像诊断装置100的构成如图1所示,这里省略重复说明。

[0059] 另外,在本实施例1中,图像配准部103在第一规定值的显示尺度(有时记为第一显示尺度)下进行医用图像数据间的预配准,然后,在一个以上的小于第一规定值的第二规定值的显示尺度下(有时记为第二显示尺度)进行正式图像配准。

[0060] 另外,这里第一显示尺度和第二显示尺度例如可以是提取部101提取图像中的构造物时的尺度。

[0061] ※实施例1的医用图像诊断装置100的动作

[0062] 图3是本发明的第一实施方式的实施例1的医用图像诊断装置100的动作流程图。

[0063] 如图3所示,在步骤S200中,医用图像诊断装置100通过提取部101提取进行图像配准的医用图像数据中包括的被检体的构造物,之后进入到步骤S202。

[0064] 在步骤S202中,医用图像诊断装置100通过尺度设定部102将医用图像的显示尺度

设定为规定值,之后进入到步骤S304。这里,将显示尺度设定得比较大。

[0065] 在步骤S304中,医用图像诊断装置100通过图像配准部103,在第一规定值的显示尺度下进行医用图像数据间的预配准,然后在一个以上的小于第一规定值的第二规定值的显示尺度下进行正式图像配准,之后结束处理。

[0066] 根据第一实施方式的实施例1的医用图像诊断装置100,具备第一实施方式的技术效果,此外,图像配准部103在第一规定值的显示尺度下进行医用图像数据间的预配准,然后在一个以上的小于第一规定值的第二规定值的显示尺度下进行正式图像配准,即用相对宏观的构造物,通过例如匹配的方法,进行图像大致的、局部的配准,之后在小于第一规定值的第二规定值的显示尺度下,考虑图像中相对微观的图像信息,进行更为细化的配准,实现精细的、全局的图像配准。由此,将局部配准与全局配准相结合,能够实现从粗糙到精细的自动配准。

[0067] (实施例2)

[0068] 下面,对第一实施方式的实施例2的医用图像诊断装置100进行说明。

[0069] ※实施例2的医用图像诊断装置100的构成

[0070] 实施例2的医用图像诊断装置100的构成如图1所示,这里省略重复说明。

[0071] 另外,在本实施例2中,图像配准部103在第一规定值的显示尺度下,根据提取部101所提取到的构造物,进行医用图像数据间的预配准,生成预配准图像,在一个以上的第二规定值的显示尺度下,根据提取部101所提取到的构造物和医用图像中包括的图像信息,对预配准图像进行正式图像配准,生成配准图像。

[0072] ※实施例2的医用图像诊断装置100的动作

[0073] 图4是本发明的第一实施方式的实施例2的医用图像诊断装置100的动作流程图。

[0074] 如图4所示,在步骤S200中,医用图像诊断装置100通过提取部101提取进行图像配准的医用图像数据中包括的被检体的构造物,之后进入到步骤S202。

[0075] 在步骤S202中,医用图像诊断装置100通过尺度设定部102将医用图像的显示尺度设定为规定值,之后进入到步骤S404。这里,将显示尺度设定得比较大。

[0076] 在步骤S404中,医用图像诊断装置100通过图像配准部103,在第一规定值的显示尺度下,根据提取部101所提取到的构造物,进行医用图像数据间的预配准,生成预配准图像,在一个以上的第二规定值的显示尺度下,根据提取部101所提取到的构造物和医用图像中包括的图像信息,对预配准图像进行正式图像配准,生成配准图像之后结束处理。

[0077] 下面,举出具体例对本实施方式的实施例2的医用图像诊断装置100进行说明。

[0078] 在本实施方式的实施例2中,设为对图5(a)的作为被检体的肝脏的超声图像和图5(b)所示的同一被检体的肝脏的CT图像进行配准。

[0079] 首先,医用图像诊断装置100通过提取部101提取进行图像配准的医用图像数据中包括的被检体的构造物,这里设为被检体的表面轮廓(步骤S202)。例如,在超声图像中提取到图5(c)中以实线示出的曲线,在CT图像中提取到图5(d)中以虚线示出的曲线。

[0080] 接着,医用图像诊断装置100通过尺度设定部102将医用图像的显示尺度设定为规定值(步骤S202)。这里,例如设为第一显示尺度。

[0081] 之后,医用图像诊断装置100通过图像配准部103根据提取部101所提取到的构造物(图5(c)中以实线示出的曲线及图5(d)中以虚线示出的曲线),通过例如图像匹配等方

法,在第一显示尺度下进行医用图像数据间的预配准,生成预配准图像,之后,医用图像诊断装置100通过图像配准部103,根据提取部101所提取到的构造物和图像中包括的例如灰度或梯度等的图像信息,在小于第一显示尺度的第二显示尺度下对预配准图像进行正式图像配准,生成配准图像(步骤S404)。

[0082] 这里,预配准图像如图5(e)所示,由超声图像即图5(c)中以实线示出的局部的曲线与CT图像即5(d)中以虚线示出的局部的曲线大致重合的方式叠加而生成。另外,配准图像可以如图5(f)所示,由超声图像即图5(c)中以实线示出的曲线与CT图像即图5(d)中以虚线示出的曲线比如图5(e)所示的预校准图像更多地重合的方式叠加而生成。另外,配准图像可以如图5(g)所示那样,显示出超声图像与CT图像配准后叠加的图像,而未明示出构造物的匹配情况,之后结束处理。

[0083] 根据第一实施方式的实施例2的医用图像诊断装置100,同样具备上述第一实施方式的技术效果,此外,提取部101从图像中提取到相对宏观的构造物,利用相对宏观的构造物,通过例如匹配的方法,进行医学图像数据的大致的、局部的配准,之后,除了根据提取部101所提取到的构造物以外,还考虑医学图像数据中包括的例如灰度、梯度等的相对微观的图像信息,对经局部配准的预配准图像进行更为细化的配准,实现精细的、全局的正式图像配准。这样,首先利用相对宏观的构造物的信息进行图像的大致的局部的配准,再根据相对宏观的构造物及图像中包括的例如灰度、梯度等的相对微观的图像信息,对经局部配准的预配准图像进行更为细化的配准。由此,将局部配准与全局配准相结合,能够实现从粗糙到精细的自动配准。而且,在局部的预配准中,仅利用较为宏观的、局部的信息,能够缩短配准处理的时间,能够降低所获取的图像的画质要求,能够降低对特征提取的依赖程度,能够很大程度避免出现无法实现图像配准的情况。而且,配准图像生成部103还根据相对宏观的构造物及图像中包括的相对微观的图像信息,对经局部配准的预配准图像进行更为细化的配准,从而能够确保图像配准的高准确度,能够实现精细的全局的图像配准。此外,图像配准部103在第一显示尺度下进行医用图像数据间的预配准,进而在一个以上的小于第一显示尺度的第二显示尺度下进行正式图像配准,从而可有效实现缩短图像配准花费的时间与全局精细配准的两立。

[0084] (第二实施方式)

[0085] 下面,对第二实施方式的医用图像诊断装置100A进行说明。

[0086] ※医用图像诊断装置100A的构成

[0087] 图6是本发明的第二实施方式的医用图像诊断装置100A的构成的示意图。在图6中,对与第一实施方式的医用图像诊断装置100的结构示意图即图1中相同的构件标注相同的符号并省略说明。

[0088] 第二实施方式的医用图像诊断装置100A与第一实施方式的医用图像诊断装置100的不同点在于,第二实施方式的医用图像诊断装置100B具备尺度调整部104。

[0089] 该尺度调整部104,调整医用图像的显示尺度。尺度调整部104调整图像的显示尺度的方式,可以按照事先规定的方式,以规定的时间间隔,使显示尺度等幅度地变化,当然也可以通过接受用户的手动操作来调整。另外,尺度调整部104调整图像的显示尺度的时机,既可以是图像配准部103进行图像预配准的过程中,也可以预配准之后且正式图像配准之前,还可以是正式图像配准的过程中。

[0090] 并且,在本实施方式中,图像配准部103进行正式图像配准时,上述尺度调整部使显示尺度逐渐减小。

[0091] ※医用图像诊断装置100A的动作

[0092] 图7是本发明的第二实施方式的医用图像诊断装置100A的动作流程图。在图7所示的动作流程图中,步骤S704涉及预配准,步骤S706~步骤S716为涉及正式图像配准的一个具体例的实现流程。

[0093] 如图7所示,在步骤S700中,医用图像诊断装置100A通过提取部101提取进行图像配准的医用图像数据中包括的被检体的构造物,之后进入到步骤S702。

[0094] 在步骤S702中,医用图像诊断装置100A通过尺度设定部102将医用图像的显示尺度设定为规定值,之后进入到步骤S704。例如设定为第一规定值的显示尺度。

[0095] 在步骤S704中,医用图像诊断装置100A通过图像配准部103根据提取部101所提取到的构造物,通过例如图像匹配等方法,在第一显示尺度下进行医用图像数据间的预配准,生成预配准图像,之后进入到步骤S706。

[0096] 在步骤S706中,医用图像诊断装置100A通过尺度调整部104调整显示尺度为小于第一显示尺度的第二显示尺度,另外,这里也可以根据需要通过未图示的部件调整构造物及图像信息在目标函数中的权重,之后进入到步骤S708。

[0097] 在步骤S708中,医用图像诊断装置100A的图像配准部103,在小于第一显示尺度的第二显示尺度下,通过提取部101提取进行图像配准的医用图像数据中包括的被检体的构造物,并根据提取部101所提取到的构造物,在第二显示尺度下对预配准图像中的构造物进一步进行匹配,之后进入到步骤S710。

[0098] 在步骤S710中,医用图像诊断装置100A的图像配准部103,对尺度进行优化,之后进入到步骤S712。

[0099] 在步骤S712中,医用图像诊断装置100A的图像配准部103,使目标函数最大化,之后进入到步骤S714。

[0100] 在步骤S714中,医用图像诊断装置100A通过图像配准部103判断目标函数是否收敛,当判断为未收敛的情况下(步骤S714中为否),返回到步骤S706,重复执行步骤S706到步骤S714的过程(迭代),直到目标函数收敛为止;另一方面,当判断为收敛的情况下(步骤S714中为是),进入到步骤S716。

[0101] 在步骤S716中,医用图像诊断装置100A通过图像配准部103,在目标函数收敛的时刻,完成正式图像配准而生成配准图像,之后结束处理。

[0102] 下面,举出具体例对本实施方式的医用图像诊断装置100A进行说明。

[0103] 在本实施方式中,设为对图8A(a)的作为被检体的肝脏的超声图像和图8A(b)所示的同一被检体的肝脏的CT图像进行配准。

[0104] 首先,医用图像诊断装置100A通过提取部101提取进行图像配准的医用图像数据中包括的被检体的构造物,这里设为被检体的血管(步骤S700)。例如,在超声图像中提取到图8A(c)中以实线示出的点及线状的被检体的血管,在CT图像中提取到图8A(d)中以虚线示出的线状的被检体的血管。

[0105] 之后,医用图像诊断装置100A通过尺度设定部102将医用图像的显示尺度设定为规定值(步骤S702),这里设为,设定为第一规定值。

[0106] 之后,医用图像诊断装置100A通过图像配准部103根据提取部101所提取到的构造物(图8A(c)中以实线示出的曲线及图8A(d)中以虚线示出的曲线),通过例如图像匹配(例如为血管树匹配;且设为第一显示尺度 $\sigma_1=3\text{mm}$,血管树距离的权重 $\omega_v=1$)等方法,在第一显示尺度下进行医用图像数据间的预配准,生成预配准图像(步骤S704)。预配准图像如图8A(e)所示,由超声图像即图8A(c)中以实线示出的局部的曲线与CT图像即图8A(d)中以虚线示出的局部的曲线大致重合的方式叠加而生成。

[0107] 之后,医用图像诊断装置100A通过尺度调整部104调整显示尺度为小于第一显示尺度的第二显示尺度,即如图8B所示,从左侧图(即图8A(e))的第一显示尺度 σ_1 调整为中间图的第二显示尺度 σ_2 (例如 $\sigma_2=2\text{mm}$)。

[0108] 此外,这里,设正式图像配准中使用的目标函数为式(1)。

[0109] $\omega_g * S_g - \omega_v * S_v$ 式(1)

[0110] 其中, S_g :全局相似度,例如为式(2)所示;

$$S(I_1, I_2) = \frac{1}{|\Omega|} \int_{\Omega} \left\langle \overrightarrow{G(I_1(x))}, \overrightarrow{G(I_2(x))} \right\rangle d\Omega + \frac{1}{|\Omega|} |\Phi|_{I_1(x) \in I_e, I_2(x) \in I_e}$$

式(2)

[0112] 式(2)中的参数例如为以下式(3)所示;

$$\overrightarrow{G(I(x))} = \frac{\overrightarrow{f(x)}}{\|f(x)\|}, f(i) = \frac{1}{|P|} \sum_{j \in P} \frac{1}{\|i-j\|} (I(i) - I(j)) * (\vec{i} - \vec{j})$$

式(3)

[0114] ω_g :全局相似度的权重;

[0115] S_v :基于图像配准部103的图像配准所用的预校准图像中血管树距离;

[0116] ω_v :血管树距离的权重。

[0117] 这里,在将显示尺度从 σ_1 调整为 σ_2 的同时,还减小血管树距离的权重,例如使 $\omega_v=0.75$,并增大全局相似度的权重 ω_g ,使 $\omega_g=2$ (设 ω_g 初始值为1)(步骤S706)。

[0118] 之后,医用图像诊断装置100A在小于第一显示尺度 σ_1 的第二显示尺度 σ_2 下,通过提取部101提取进行图像配准的医用图像数据中包括的被检体的构造物(血管),并根据提取部101所提取到的构造物,在第二显示尺度下对预配准图像中的构造物(血管树)进一步进行匹配,这里,如图8B中间图所示,由于显示尺度和相关参数的调整,血管树在长大,相对于如图8B左侧图,添加了更多的更小尺度下的数据,使得正式图像配准进一步细化(步骤S708)。

[0119] 之后,对尺度进行优化(步骤S710),这里优化方法可以是公知的任何优化方法,这里省略叙述。

[0120] 之后,使目标函数最大化(步骤S712)。

[0121] 之后,医用图像诊断装置100A通过图像配准部103判断目标函数是否收敛,这里设为未收敛(步骤S714中为否),因此处理返回到步骤S706,重复执行步骤S706到步骤S714的过程(迭代)。具体地,例如可以是,医用图像诊断装置100A通过尺度调整部104调整显示尺度为第三显示尺度,即如图8B所示,从中间图的第二显示尺度 σ_2 调整为右侧图的第三显示

尺度 σ_3 (例如 $\sigma_3=1\text{mm}$)。同时,减小血管树距离的权重,例如使 $\omega_v=0.5$,并增大全局相似度的权重 ω_g ,使 $\omega_g=3$ (步骤S706)。

[0122] 之后执行迭代的过程 (步骤S706~步骤S712),设为在此次迭代中判断为目标函数收敛 (步骤S714中为是)。

[0123] 从而,医用图像诊断装置100A通过图像配准部103完成正式图像配准而生成配准图像,该配准图像可以如图8A(f)所示,由超声图像即图8A(c)中以实线示出的曲线与CT图像即8A(d)中以虚线示出的曲线比如图8A(e)所示的预校准图像更多地重合的方式叠加而生成。另外,配准图像可以如图8A(g)所示那样,显示出超声图像与CT图像配准后叠加的图像,而未明示出构造物的匹配情况,之后结束处理。

[0124] 根据第二实施方式的医用图像诊断装置100A,具备上述第一实施方式及其各实施例的技术效果,这里不再赘述。

[0125] (第三实施方式)

[0126] 下面,对第三实施方式的医用图像诊断装置100B进行说明。

[0127] ※医用图像诊断装置100B的构成

[0128] 图9是本发明的第三实施方式的医用图像诊断装置100B的构成的示意图。在图9中,对与第一实施方式的医用图像诊断装置100的结构的示意图即图1中相同的构件标注相同的符号并省略说明。

[0129] 第三实施方式的医用图像诊断装置100B与第一实施方式的医用图像诊断装置100的不同点在于,第三实施方式的医用图像诊断装置100B具备输入部106。

[0130] 输入部106供用户输入校正指示,该输入部106例如可以是鼠标、键盘、操纵杆、跟踪球、触摸屏、光笔、语言控制器等能够进行输入的设备。

[0131] 另外,在本实施方式中,在预配准图像的预配准不良的情况下,用户通过输入部106输入校正指示。这里,校正指示是一方的上述医用图像数据的旋转及/或平移、或者双方的上述医用图像数据中的点指定。

[0132] ※医用图像诊断装置100B的动作

[0133] 图10是本发明的第三实施方式的医用图像诊断装置100B的动作流程图。

[0134] 如图10所示,在步骤S1000中,医用图像诊断装置100B通过提取部101提取进行图像配准的医用图像数据中包括的被检体的构造物,之后进入到步骤S1002。

[0135] 在步骤S1002中,医用图像诊断装置100B通过尺度设定部102将医用图像的显示尺度设定为规定值,之后进入到步骤S1004。这里,例如设定为第一显示尺度。

[0136] 在步骤S1004中,医用图像诊断装置100B通过图像配准部103根据提取部101所提取到的构造物,通过例如图像匹配等方法,在第一显示尺度下进行医用图像数据间的预配准,生成预配准图像,之后进入到步骤S1006。

[0137] 在步骤S1006中,用户根据被显示的预配准图像判断预配准图像是否存在预配准不良,在判断为存在预配准不良的情况下 (步骤S1006中为是),进入到步骤S1008,在步骤S1008中用户通过输入部106输入校正指示,并再次执行步骤S1006,另一方面,在判断为不存在预配准不良的情况下 (步骤S1006中为否),进入到步骤S1010。

[0138] 在步骤S1010中,医用图像诊断装置100B通过图像配准部103,根据提取部101所提取到的构造物和图像中包括的例如灰度或梯度等的图像信息,对预配准图像进行正式图像

配准,生成配准图像,之后结束处理。

[0139] 下面,举出具体例对本实施方式的医用图像诊断装置100B进行说明。

[0140] 在本实施方式中,设为对图11(a)的作为被检体的肝脏的超声图像和图11(b)所示的同一被检体的肝脏的CT图像进行配准。

[0141] 首先,医用图像诊断装置100B通过提取部101提取进行图像配准的医用图像数据中包括的被检体的构造物,这里设为被检体的血管(步骤S1000)。例如,在超声图像中提取到图5(c)中以实线示出的曲线,在CT图像中提取到图5(d)中以虚线示出的曲线。

[0142] 之后,医用图像诊断装置100B通过尺度设定部102将医用图像的显示尺度设定为规定值(步骤S1002)。

[0143] 之后,医用图像诊断装置100B通过图像配准部103根据提取部101所提取到的血管(图11(c)中以实线示出的点或线及图11(d)中以虚线示出的线),通过例如图像匹配等方法,进行医用图像数据间的预配准,生成预配准图像(步骤S1004)。

[0144] 这里,预配准图像如图11(e)所示,由超声图像即图11(c)中以实线示出的曲线与CT图像即11(d)中以虚线示出的曲线大致重合的方式叠加而生成。

[0145] 之后,用户可以根据所显示的预配准图像判断预配准图像是否存在预配准不良,从而,用户通过输入部106输入校正指示,这里设为输入了旋转和平移,并再次执行步骤S1006的判断,判断结果为不存在预配准不良(步骤S1006、步骤S1008)

[0146] 之后,医用图像诊断装置100B通过图像配准部103,根据提取部101所提取到的构造物和图像中包括的例如灰度或梯度等的图像信息,对预配准图像进行正式图像配准,生成配准图像(步骤S1010),之后结束处理。这里,配准图像可以如图11(f)所示,由超声图像即图11(c)中以实线示出的曲线与CT图像即11(d)中以虚线示出的曲线,比如图11(e)所示的预校准图像更多地重合的方式叠加而生成。另外,配准图像可以如图11(g)所示那样,显示出超声图像与CT正式图像配准后叠加的图像,而未明示出构造物的匹配情况。

[0147] 根据第三实施方式的医用图像诊断装置100B,同样具备上述第一实施方式和第二实施方式的技术效果,此外,由于具有输入部105,并且在基于图像配准部103的图像预配准之后,用户就可以判断预配准是否存在不良,在存在预配准不良的情况下,用户可以手动进行调整,尽可能消除预配准不良。由此,不需要如现有技术那样,用户在非常耗时的图像配准完成之后才能确认配准结果,在不耗时的预配准之后用户就能够确认,并能够进行有效的调整,从而能够进一步缩短图像配准需要的时间,实现了图像配准时间耗时短、实时性好;并且用户通过一方图像数据的旋转及/或平移、或者双方的医用图像数据中的点指定等操作,就能够简单并直观地进行调整,用户用较少的操作,就能够尽可能消除预配准不良,从而减少用户操作,易于用户操作,能够提供用户交互的恰当的时机和方式,提高了医用图像诊断装置的操作舒适度。

[0148] (变形例)

[0149] 上述对各实施方式进行了说明,但本发明并不限于上述实施方式及变形例。例如,本领域技术人员对于上述的各实施方式、实施例及变形例适当进行了结构要素的追加、删除、设计变更的方式、将各实施方式或变形例的特征适当组合后的方式,只要符合本发明的技术思想,都包含于本发明的范围。

[0150] 例如,在第三实施方式中,可以在图像校准的过程中进行尺度调整,例如可以调整

特征提取的尺度和/或图像显示尺度。

[0151] 另外,在第二实施方式的步骤S714中,设为图像配准部103判断目标函数是否收敛,当然可以单独设置一个判断部件来判断目标函数是否收敛,另外,在存在对医用图像诊断装置100B整体动作进行控制的控制部的情况下,也可以由控制部来完成目标函数是否收敛这一判断。

[0152] 另外,在上述实施方式中,对在预校准出现不良时用户输入校正指示的情况进行了说明,但这是较优选的实施方式,并不限于此,用户输入校正指示也可以在图像校准过程中的任一阶段进行。

[0153] 另外,在上述实施方式中,先通过提取部提取医用图像数据中的被检体的构造物,之后通过尺度设定部设定医用图像的显示尺度,但是并不限于此,也可以是先通过尺度设定部设定医用图像的显示尺度,再通过提取部提取医用图像数据中的被检体的构造物。

[0154] 另外,上述的各实施方式中,以超声图像与CT图像之间的图像配准为例进行了说明,但上述的实施方式当然也能够应用于超声图像与MR图像的配准中。

[0155] 另外,上述配准后的图像以二维的MPR图像的方式显示,但不限于此,例如也可以用三维的SVR图像的方式显示。

[0156] 另外,本发明中,可以仅显示配准图像,也可以将实施方式的显示例涉及的各图的全部或一部分同时显示。

[0157] 另外,本发明详细叙述了医用图像诊断装置以及其执行的医用图像诊断方法的具体表现形态,但本发明的具体表现形态不限于此,也可以以包括该医用图像诊断装置的超声波诊断装置、集成电路、程序及记录有程序的介质等各种形态表现出来。

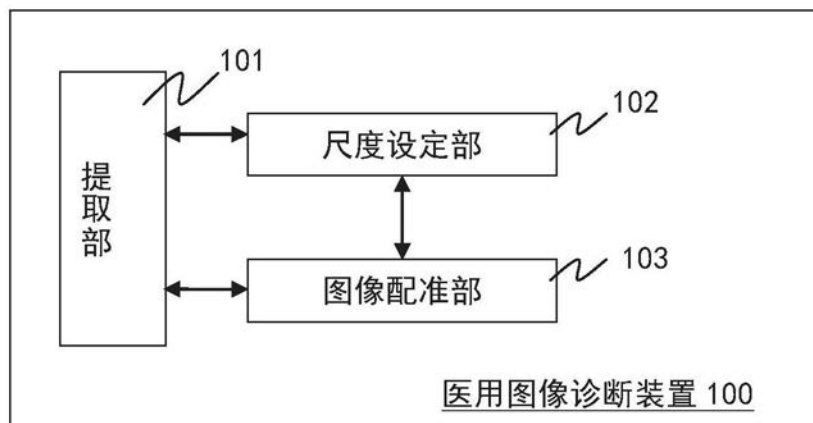


图1

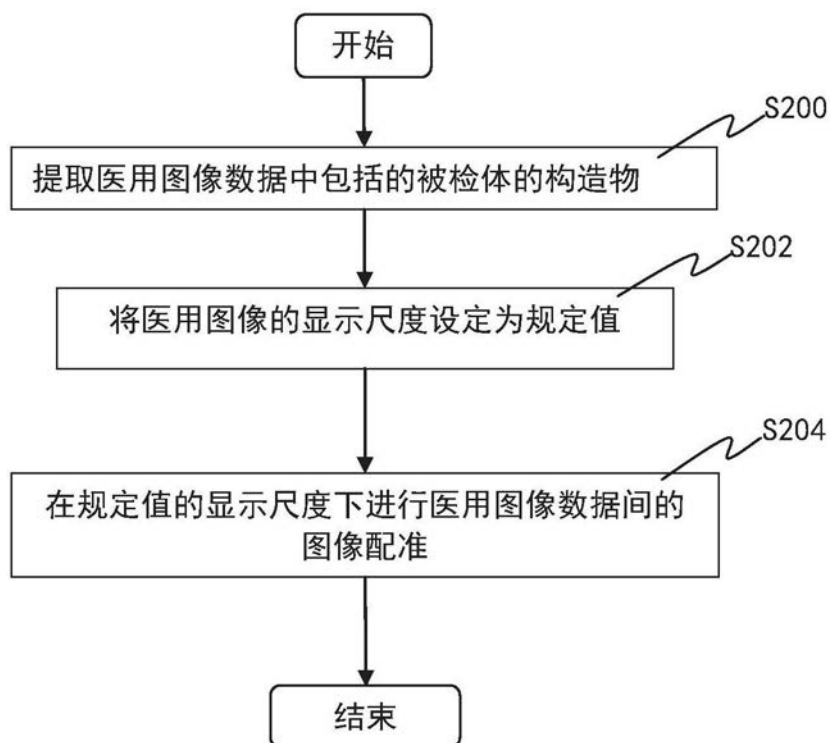


图2

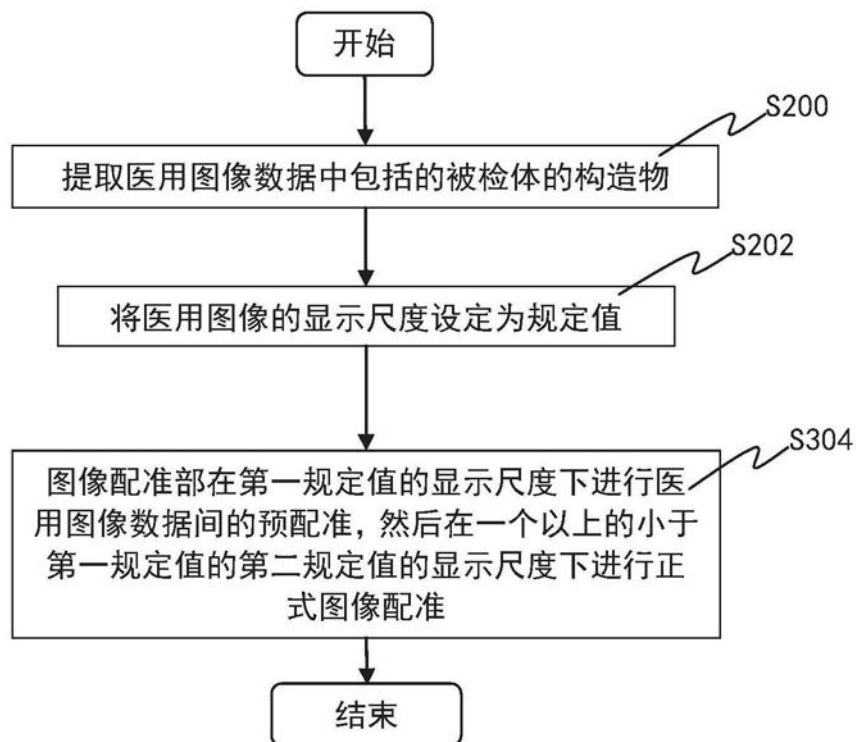


图3

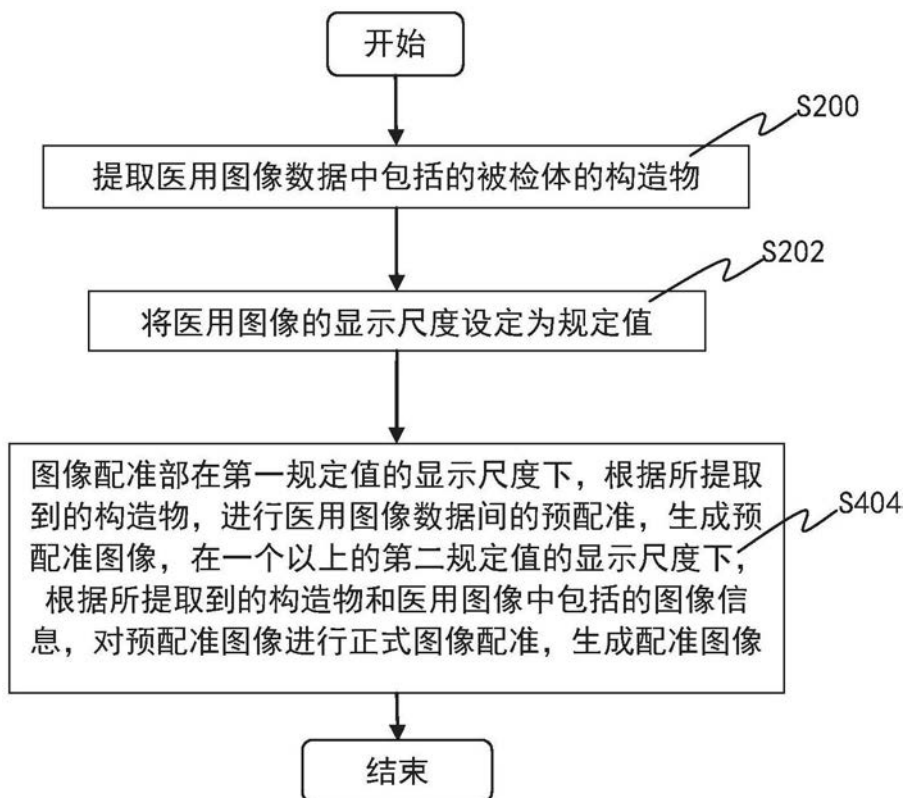
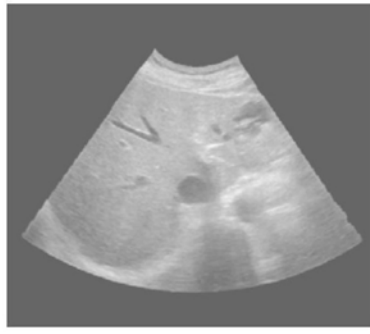
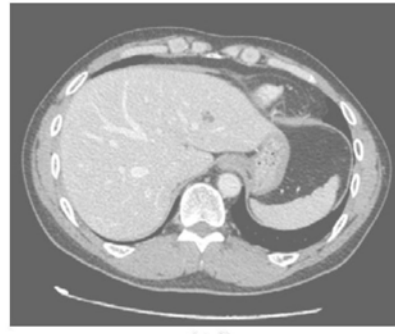


图4



(a)



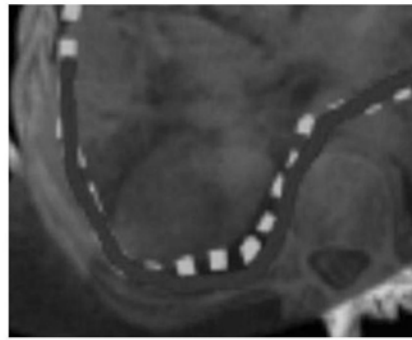
(b)



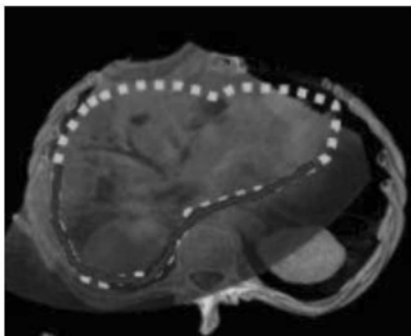
(c)



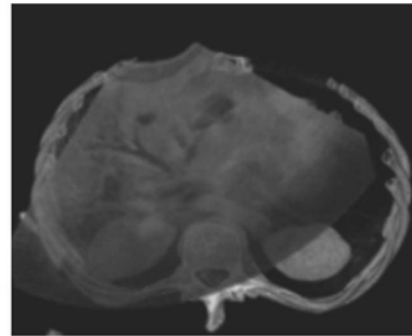
(d)



(e)



(f)



(g)

图5

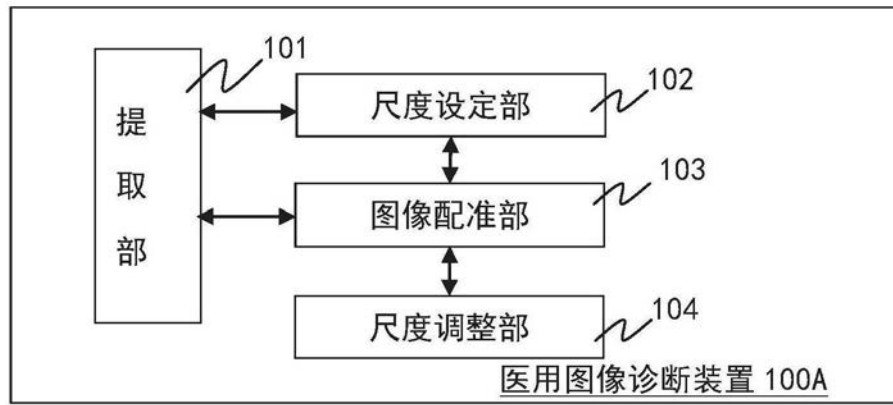


图6

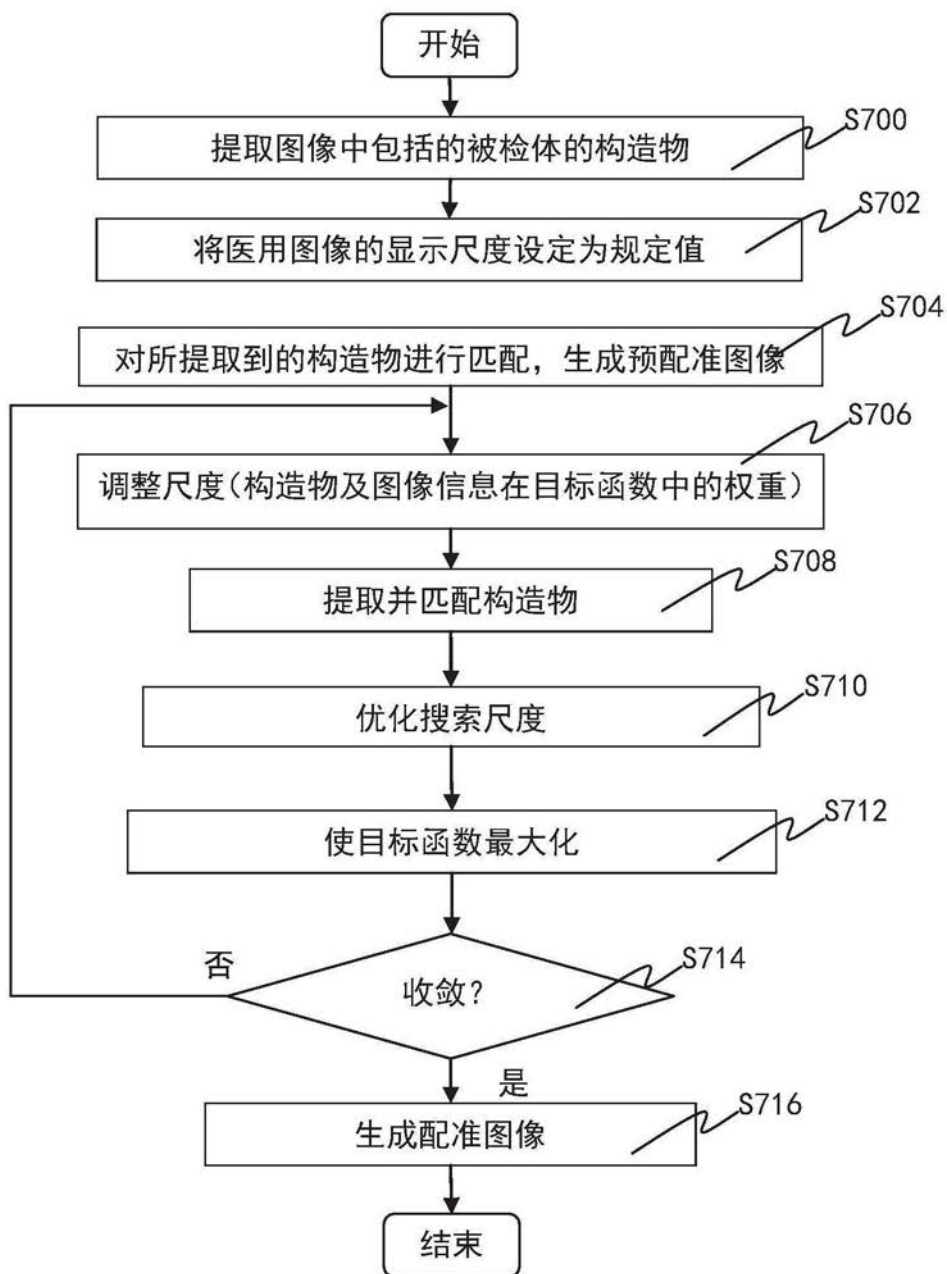


图7

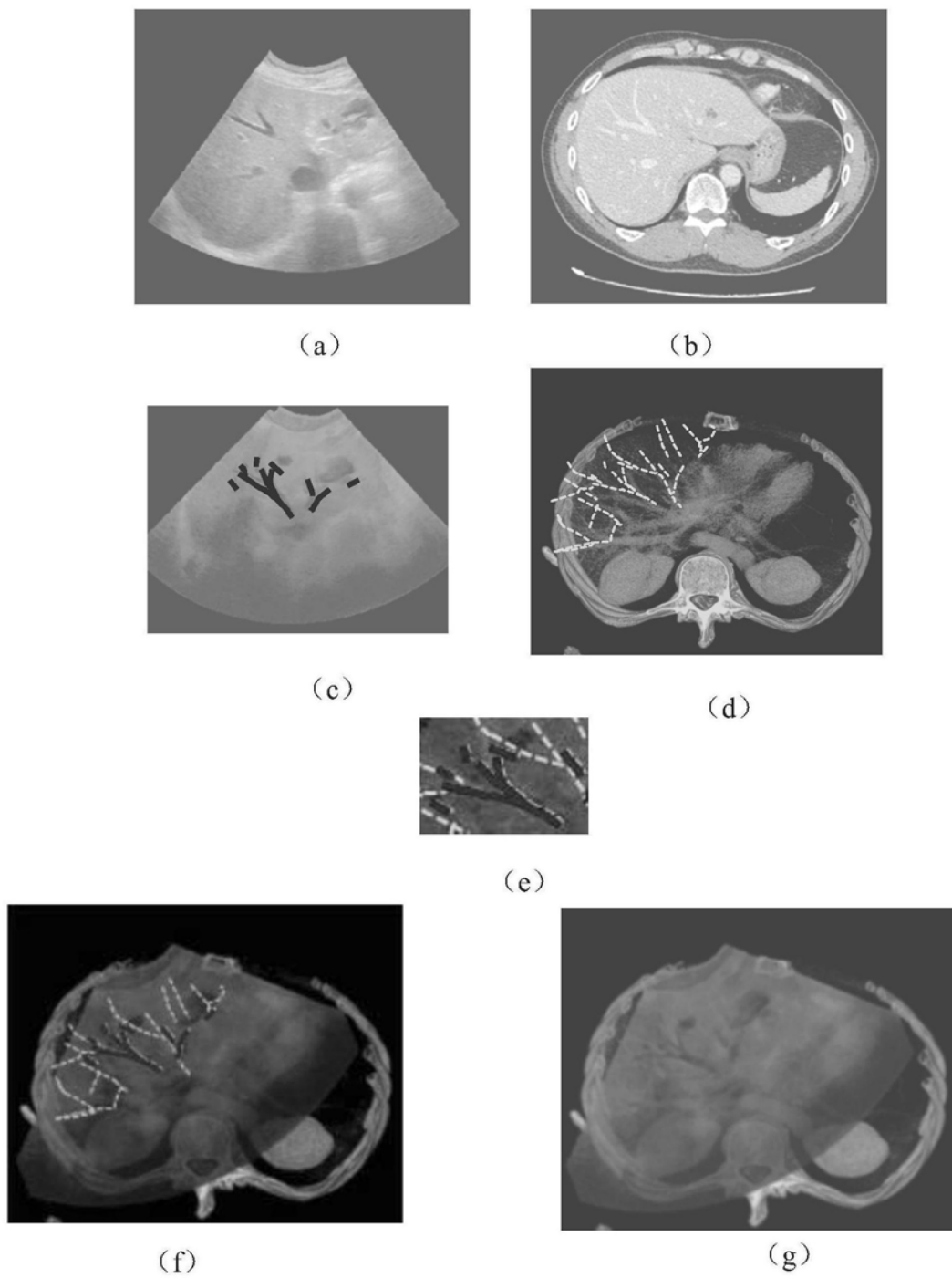


图8A

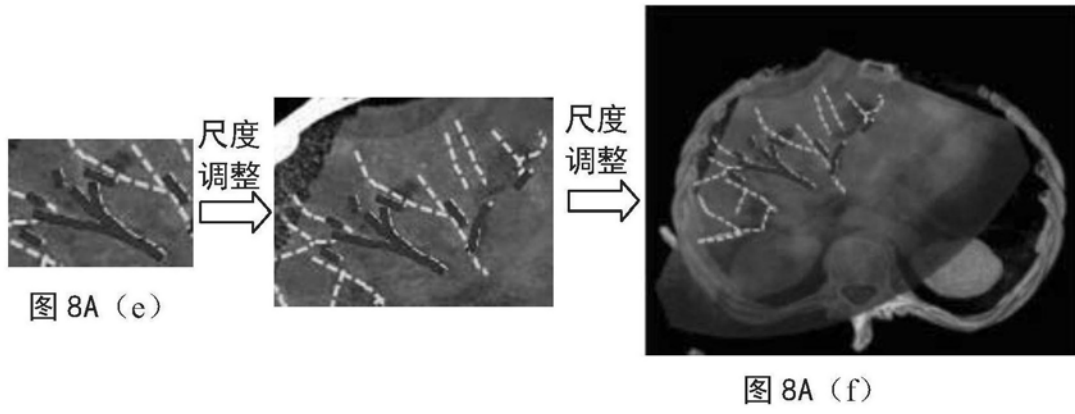


图8B

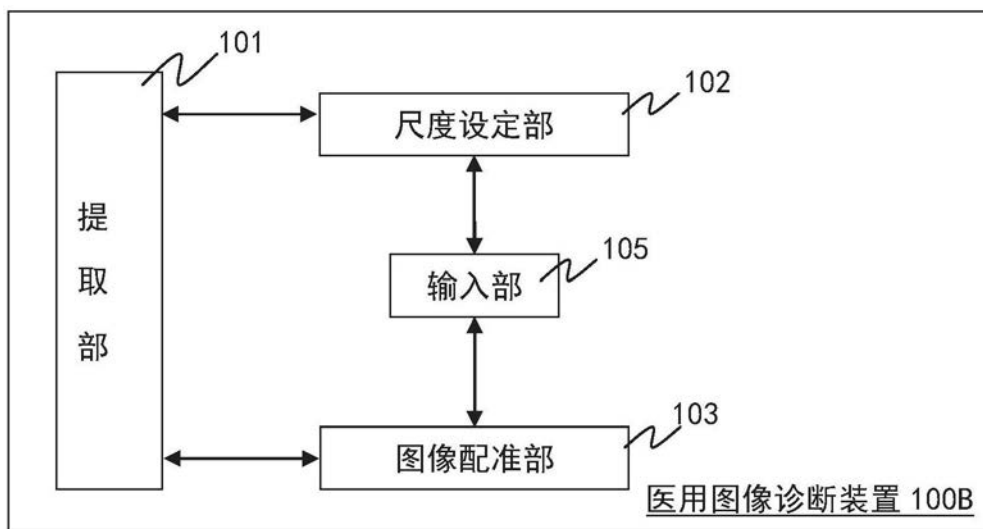


图9

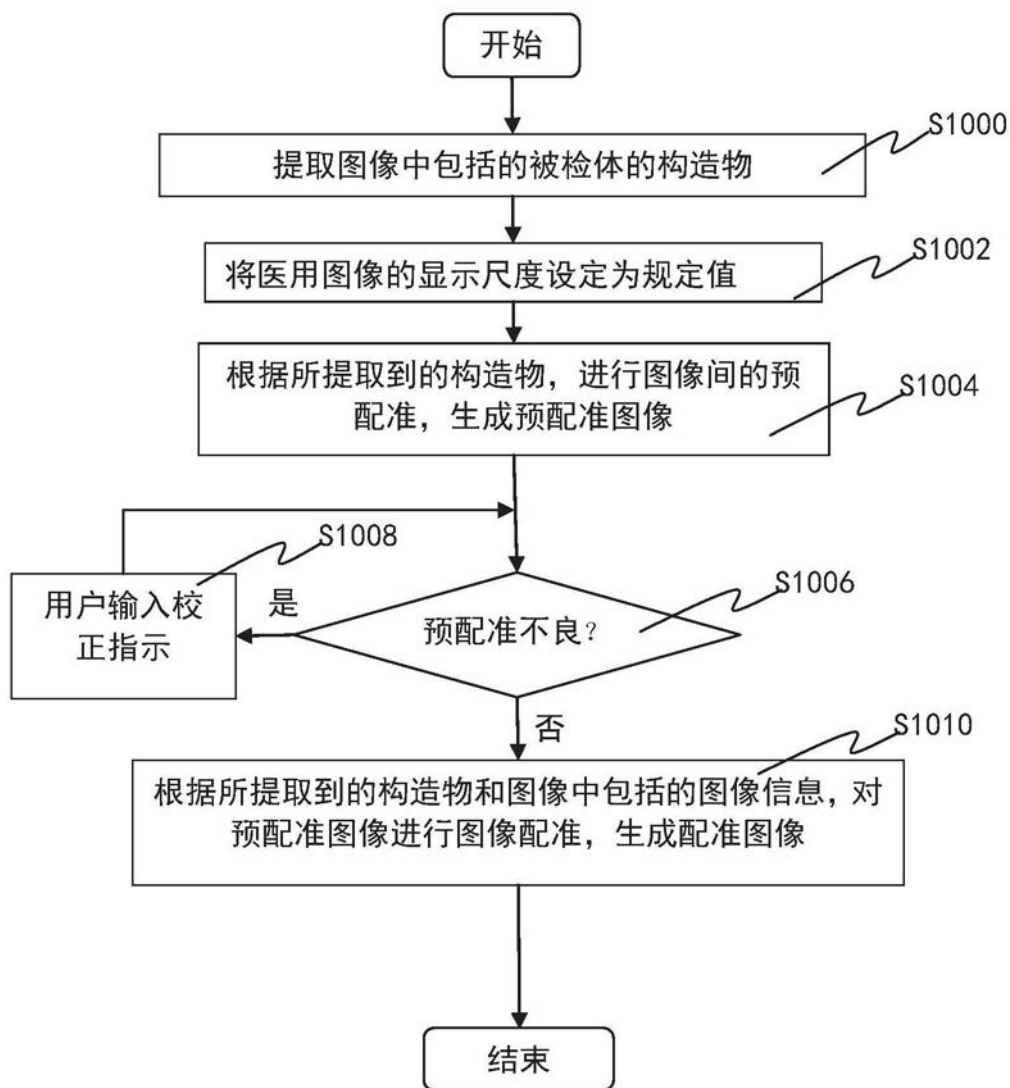
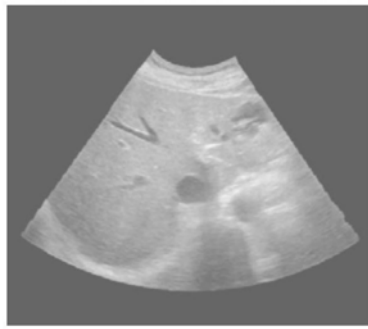
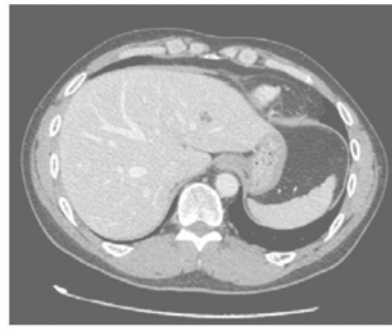


图10



(a)



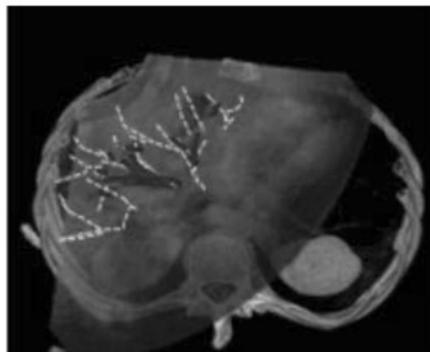
(b)



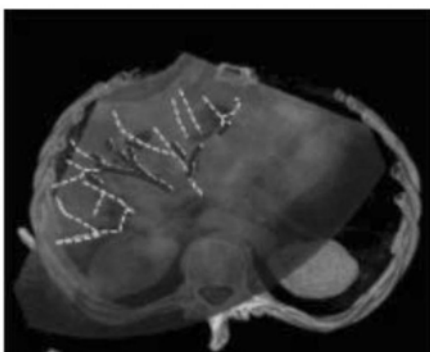
(c)



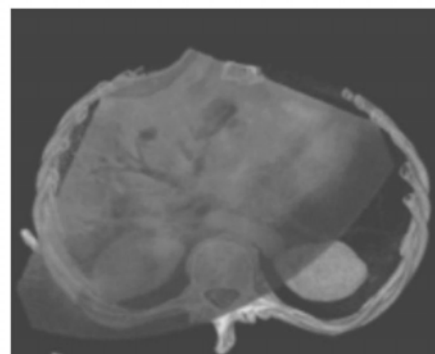
(d)



(e)



(f)



(g)

图11

专利名称(译)	医用图像诊断装置、医用图像诊断及超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN110893108A	公开(公告)日	2020-03-20
申请号	CN201811066755.6	申请日	2018-09-13
[标]发明人	陈颀 唐喆 简伟健 陈宇		
发明人	陈颀 唐喆 简伟健 陈宇		
IPC分类号	A61B8/08 A61B5/055 A61B6/03		
CPC分类号	A61B5/0044 A61B5/055 A61B6/032 A61B6/503 A61B8/085 A61B8/0891 A61B8/5261 G06T7/33 G06T2207/10081 G06T2207/10088 G06T2207/10132 G06T2207/30056 A61B8/5207 G06T3/0075 G06T3/40 G06T2207/30101		
代理人(译)	刘英华		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供用于图像配准的医用图像诊断装置、医用图像诊断及超声波诊断装置。本发明的医用图像诊断装置，进行被检体的医用图像数据间的图像配准，其特征在于，具有：提取部，提取上述医用图像数据中包括的被检体的构造物；尺度设定部，将上述构造物的显示尺度设定为规定值；以及图像配准部，在上述规定值的显示尺度下进行上述医用图像数据间的图像配准。

