



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 112055870 A

(43) 申请公布日 2020. 12. 08

(21) 申请号 201980029365.8

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(22) 申请日 2019.02.26

代理人 刘兆君

(30) 优先权数据

62/637,553 2018.03.02 US

62/677,334 2018.05.29 US

(51) Int.Cl.

G06T 7/30 (2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2020.10.30

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2019/054766 2019.02.26

(87) PCT国际申请的公布数据

W02019/166447 EN 2019.09.06

(71) 申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 闫平昆 J·克吕克尔

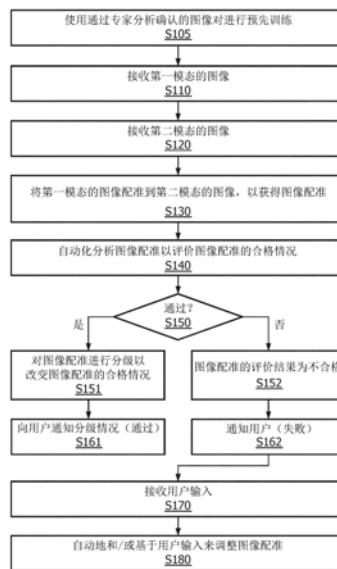
权利要求书3页 说明书12页 附图8页

(54) 发明名称

图像配准合格评价

(57) 摘要

一种用于评价图像配准的合格情况的控制器包括存储指令的存储器和运行所述指令的处理器。所述指令当由所述处理器运行时令所述控制器运行包括以下各项的过程：接收第一模态的第一图像；以及接收第二模态的第二图像。由所述控制器运行的所述过程还包括：将所述第一模态的所述第一图像配准到所述第二模态的所述第二图像，以获得图像配准。所述图像配准经受自动化分析，作为用于评价所述图像配准的合格情况的合格评价过程。当所述图像配准通过所述合格评价过程时可变地评价所述图像配准合格，并且当所述图像配准未通过所述合格评价过程时评价所述图像配准不合格。



1. 一种用于评价图像配准的合格情况的控制器,包括:
存储器,其存储指令;以及
处理器,其运行所述指令,
其中,所述指令当由所述处理器运行时令所述控制器运行包括以下各项的过程:
接收第一模态的第一图像;
接收第二模态的第二图像;
将所述第一模态的所述第一图像配准到所述第二模态的所述第二图像,以获得图像配准;以及
使所述图像配准经受自动化分析,作为用于评价所述图像配准的合格情况的合格评价过程,并且当所述图像配准通过所述合格评价过程时可变地评价所述图像配准合格,并且当所述图像配准未通过所述合格评价过程时评价所述图像配准不合格。
2. 根据权利要求1所述的控制器,
其中,所述自动化分析包括:在多个卷积层上进行卷积计算以提取所述第一图像和所述第二图像的共同图像特征以及各层的加权线性组合,然后进行非线性激活以对所提取的共同图像特征进行评分;并且
在加权中使用的权重是在训练阶段中学习的。
3. 根据权利要求1所述的控制器,其中,由所述处理器运行的所述过程还包括:
将所述图像配准与预定阈值进行比较,以可变地评价所述图像配准是否通过所述合格评价过程的合格情况。
4. 根据权利要求1所述的控制器,其中,由所述处理器运行的所述过程还包括:
控制输出系统以在所述图像配准未通过所述合格评价过程时提供警告并在所述图像配准通过所述合格评价过程时输出批准。
5. 根据权利要求4所述的控制器,
其中,所述输出系统包括显示器,并且
所述警告包括视觉警告,所述视觉警告基于所述图像配准未通过所述合格评价过程的程度而变化。
6. 根据权利要求5所述的控制器,
其中,所述警告包括对所述第一图像和/或所述第二图像中所述图像配准未通过所述合格评价过程的区域的视觉指示。
7. 根据权利要求4所述的控制器,
其中,所述输出系统包括扬声器,并且
所述警告包括听觉警告,所述听觉警告基于所述图像配准未通过所述合格评价过程的程度而变化。
8. 根据权利要求1所述的控制器,
其中,所述自动化分析基于所述第一模态和所述第二模态中的预先批准的图像对,包括未通过所述合格评价过程并用于训练所述控制器的至少一个预先批准的图像对。
9. 根据权利要求1所述的控制器,
其中,所述第一模态包括超声,并且所述第二模态包括磁共振成像(MRI)。
10. 根据权利要求1所述的控制器,其中,由所述处理器运行的所述过程还包括:

当所述图像配准未通过所述合格评价过程时,在评价所述图像配准不合格之后调整所述图像配准。

11.根据权利要求10所述的控制器,
其中,所述的调整所述图像配准基于在评价所述图像配准不合格之后从用户提示的输入。

12.根据权利要求10所述的控制器,
其中,在评价所述图像配准不合格之后,在没有来自用户的输入的情况下自动执行所述的调整所述图像配准。

13.根据权利要求1所述的控制器,
其中,所述自动化分析应用深度学习,在所述深度学习中,由所述处理器运行的指令用于从所述第一图像和所述第二图像中识别和提取图像特征并评价所述图像特征的对应关系。

14.根据权利要求1所述的控制器,
其中,所述自动化分析基于所述第一模态和所述第二模态中的用于训练所述自动化分析的过程的图像对。

15.根据权利要求1所述的控制器,
其中,可变地评价合格情况基于根据针对其生成所述第一图像和所述第二图像的医学流程的类型而变化的度量。

16.根据权利要求1所述的控制器,
其中,所述第一图像和所述第二图像中的至少一项是在医学流程期间被实时生成和接收的。

17.根据权利要求1所述的控制器,
其中,所述自动化分析包括:在多个卷积层处基于提取所述第一图像和所述第二图像的图像特征来进行卷积分析,并且基于在训练阶段中学习的权重对所述图像特征进行分类。

18.一种用于评价图像配准的合格情况的方法,包括:
接收第一模态的第一图像;
接收第二模态的第二图像;
由运行在控制器的存储器中存储的指令的所述控制器的处理器将所述第一模态的所述第一图像配准到所述第二模态的第二图像,以获得图像配准;以及
使所述图像配准经受自动化分析,作为用于评价所述图像配准的合格情况的合格评价过程,并且当所述图像配准通过所述合格评价过程时可变地评价所述图像配准合格,并且当所述图像配准未通过所述合格评价过程时评价所述图像配准不合格。

19.一种用于评价图像配准的合格情况的系统,包括:
超声探头,其生成第一模态的第二图像;
磁共振成像(MRI)系统,其生成第二模态的第一图像;
控制器,其包括存储指令的存储器和运行所述指令的处理器,其中,所述指令当由所述处理器运行时令所述控制器运行包括以下各项的过程:
接收第一模态的所述第一图像;

接收第二模态的所述第二图像；

由所述处理器将所述第一模态的所述第一图像配准到所述第二模态的所述第二图像，以获得图像配准；以及

使所述图像配准经受自动化分析，作为用于评价所述图像配准的合格情况的合格评价过程，并且当所述图像配准通过所述合格评价过程时可变地评价所述图像配准合格，并且当所述图像配准未通过所述合格评价过程时评价所述图像配准不合格。

图像配准合格评价

背景技术

[0001] 介入医学流程是在人体中使用工具的流程,并且这些类型的医学流程已经变得很普遍,这部分是由于对用于引导这样的介入医学流程的图像的使用大幅增加。来自多种来源的多种模式的图像融合在临床实践中已经变得越来越普遍,并且这也已经普遍用于介入医学流程。通常期望将携带互补信息的多幅图像整合到同一成像空间中,以引导活检、处置以及监测。例如,在图像引导的目标活检或局部治疗中,可以根据与实时成像模态不同的来源来识别人体中的目标位置。例如,可以根据先前的高分辨率诊断成像(例如,磁共振成像(MRI)或计算机断层摄影(CT))来识别目标,然后将该目标传输到像超声(US)这样的实时成像模态以进行引导。备选地,可以根据利用相同成像模态但具有不同体积空间的先前的活检或局部处置来识别目标。也能够将先前的活检位置从旧的MRI映射到新的MRI以供后续活检。

[0002] 图像配准是确保图像融合成功的关键过程。融合涉及将不同的图像融合到同一空间中。能够使用外部基准来创建图像配准,在这种情况下,可以容易评估图像配准中的误差。例如,一种被称为基准配准误差度量的工具被用于评估图像配准中的误差。然而,有时无法使用简单的配准误差度量(例如,外部基准),例如,当无法在两种成像模式中的一者或两者下捕获外部基准时就是这种情况。例如,在一些用于对准前列腺的MRI体积和超声体积的产品中,没有任何机制可以检查图像配准的质量并在进行介入医学流程之前向用户提供反馈。

[0003] 对于使用融合图像进行引导的医学介入,准确对准图像非常重要。由于MRI和超声的图像外观非常不同,因此判断配准是否良好会非常具有挑战性。如果没有良好的配准来获得准确的对准,则来自一幅图像的信息可能会被映射到另一图像的错误位置。如果发生这种情况而不是以正确的方式来引导流程,则融合的图像可能会对人产生误导,这要求执行引导的医学介入的医生在内心进行调整,以获得良好结果。然而,在执行这样的调整之前,医生必须认识到图像配准不是最优的,并且甚至认识到较差的配准可能取决于医生使用系统的经验水平以及他们对图像配准的理解。由于可能无法识别较差的配准,因此用户可能会进行导致不良临床结果的流程。此外,在一个人能够良好地对准MRI图像和超声图像的对之前,会有一条陡峭的学习曲线。

发明内容

[0004] 根据本公开内容的一个方面,一种用于评价图像配准的合格情况的控制器包括存储指令的存储器和运行所述指令的处理器。所述指令当由所述处理器运行时令所述控制器运行包括以下各项的过程:接收第一模态的第一图像;以及接收第二模态的第二图像。由所述控制器运行的所述过程还包括:将所述第一模态的所述第一图像配准到所述第二模态的所述第二图像,以获得图像配准。所述图像配准经受作为合格评价过程的自动化分析。当所述图像配准通过所述合格评价过程时可变地评价所述图像配准合格,并且当所述图像配准未通过所述合格评价过程时评价所述图像配准不合格。

[0005] 根据本公开内容的另一方面,一种用于评价图像配准的合格情况的方法包括:接收第一模态的第一图像;以及接收第二模态的第二图像。所述方法还包括:由运行在控制器的存储器中存储的指令的所述控制器的处理器将所述第一模态的所述第一图像配准到所述第二模态的所述第二图像,以获得图像配准。所述图像配准经受作为合格评价过程的自动化分析。当所述图像配准通过所述合格评价过程时可变地评价所述图像配准合格,并且当所述图像配准未通过所述合格评价过程时评价所述图像配准不合格。

[0006] 根据本公开内容的又一方面,一种用于评价图像配准的合格情况的系统包括磁共振成像(MRI)系统、超声探头以及控制器,所述控制器包括存储指令的存储器和运行所述指令的处理器。所述磁共振成像系统生成第一模态的第一图像。所述超声探头生成第二模态的第二图像。所述指令令所述控制器运行包括以下各项的过程:接收第一模态的所述第一图像;以及接收第二模态的所述第二图像。由所述控制器运行的所述过程还包括:由所述处理器将所述第一模态的所述第一图像配准到所述第二模态的所述第二图像,以获得图像配准。所述图像配准经受作为合格评价过程的自动化分析。当所述图像配准通过所述合格评价过程时可变地评价所述图像配准合格,并且当所述图像配准未通过所述合格评价过程时评价所述图像配准不合格。

附图说明

[0007] 当与附图一起阅读以下描述时,将最佳地理解示例性实施例。需要强调的是,各种特征不一定是按比例绘制的。实际上,为了讨论清楚,可以任意增大或减小尺寸。在任何适用和实用的地方,相同的附图标记指代相同的元件。

[0008] 图1图示了根据代表性实施例的用于图像配准合格评价的过程。

[0009] 图2图示了根据代表性实施例的用于图像配准合格评价的另一过程。

[0010] 图3图示了根据代表性实施例的用于图像配准合格评价的系统。

[0011] 图4图示了根据代表性实施例的能够在其上实施图像配准合格评价的方法的通用计算机系统。

[0012] 图5图示了根据代表性实施例的作为合格评价过程的基于用于图像配准合格评价的学习方法的自动化分析的实施方式。

[0013] 图6A图示了根据代表性实施例的经受图像配准合格评价的第一(不良)配准。

[0014] 图6B图示了根据代表性实施例的经受图像配准合格评价的第二(改善)配准。

[0015] 图6C图示了根据代表性实施例的经受图像配准合格评价的第三(良好)配准。

具体实施方式

[0016] 在下面的详细描述中,出于解释而非限制的目的,阐述了公开具体细节的代表性实施例,以便提供对根据本教导的实施例的透彻理解。可以省去对已知的系统、设备、材料、操作方法和制造方法的描述,以避免使得对代表性实施例的描述不清楚。尽管如此,在本领域普通技术人员的能力范围内的系统、设备、材料和方法均在本教导的范围内,并且可以根据代表性实施例来使用。应当理解,本文所使用的术语仅出于描述特定实施例的目的,而并非旨在进行限制。所定义的术语表示在本教导的技术领域中通常理解和接受的定义术语的科学技术含义之外的含义。

[0017] 应当理解,虽然在本文中可以使用术语第一、第二、第三等来描述各个元件或部件,但是这些元件或部件不应被这些术语所限制。这些术语仅用于区分一个元件或部件与另一元件或部件。因此,在不脱离本发明构思的教导的情况下,下面讨论的第一元件或部件也可以被称为第二元件或部件。

[0018] 本文所使用的术语仅出于描述特定实施例的目的,而并不旨在进行限制。如说明书和权利要求书中所使用的术语“一”、“一个”和“该”的单数形式旨在包括单数形式和复数形式,除非上下文另有明确指示。另外,当在本说明书中使用时,术语“包括”和/或“包含”和/或类似术语指定存在所陈述的特征、元件和/或部件,但并不排除存在或增加一个或多个其他特征、元件、部件和/或它们的组。如本文所使用的术语“和/或”包括列举的相关联的项目中的一个或多个项目的任何组合和所有组合。

[0019] 除非另有说明,否则当说元件或部件“连接到”、“耦合到”或“邻近”另一元件或部件时,应当理解,该元件或部件能够直接连接或耦合到另一元件或部件,可以存在中间元件或部件。也就是说,这些术语和类似术语涵盖可以采用一个或多个中间元件或部件来连接两个元件或部件的情况。然而,当说元件或部件“直接连接”到另一元件或部件时,这仅涵盖两个元件或部件彼此连接而没有任何中介或中间元件或部件的情况。

[0020] 鉴于前述内容,本公开内容因此旨在通过其各个方面、实施例和/或特定特征或子部件中的一个或多个而带来如下具体指出的一个或多个优点。为了解释而非限制的目的,阐述了公开具体细节的示例性实施例,以便提供对根据本教导的实施例的透彻理解。然而,与本文中公开的具体细节背离的与本公开内容一致的其他实施例仍在权利要求的范围内。此外,可以省去对众所周知的装置和方法的描述,以免使得对示例性实施例的描述不清楚。这样的方法和装置在本公开内容的范围内。

[0021] 如本文所述,通过自动评估多模态图像配准的质量并然后向用户提供反馈来避免因介入医学流程中使用的图像的配准不良而引起的问题。特别是如果图像配准的质量不可接受,则以下描述的图像配准合格评价会建议用户在继续操作之前先精细调谐配准。结果,能够减少用户误差,这能够进一步提高图像融合引导的介入系统的整体性能。

[0022] 本文所述的图像配准合格评价涉及在2018年3月2日提交的美国临时专利申请US 62/637553的主题,通过引用将其全部内容并入本文。

[0023] 图1图示了根据代表性实施例的用于图像配准合格评价的过程。

[0024] 如图1所示,该过程开始于在S105处使用通过专家分析确认的图像对的预先训练。因此,图像对是相同对象的预先批准的图像对。例如,可以配准来自同一主题的不同模态的图像对,并且专家用户能够手动评价图像配准的合格情况。不同的模态可能意味着图像来自不同的来源、不同的系统、基于在生成图像的过程中对人体组织的刺激方式而变化的不同类型的系统和/或基于对图像的捕获方式而变化的不同类型的系统。除非另有说明,否则本文描述的模态和模式不会仅基于单个系统或设备的不同设置或图像捕获的不同时间或图像中捕获的不同主题而不同。

[0025] 预先训练能够进行数十次、数百次甚至数千次,并且甚至能够包括使用质量差的图像配准。结果,能够将大量图像配准输入到用于图像配准合格评价的系统中并使其经受深度学习,使得该系统学习良好的图像配准和不良的图像配准的特性。深度学习是一种机器学习形式,它基于学习数据表示,而不是特定于任务的算法。稍后执行的自动化分析可以

基于许多预先批准的认为良好的图像对以及至少一个预先批准的认为不好的图像对。专家用户可以对图像对和结果得到的图像配准进行评分,例如以1到100或1到1000进行评分。另外,专家用户可以使用相同类型的数值评分方法对针对不同个体特性的图像对和结果得到的图像配准进行评分。另外,专家用户可以提供每个图像对的最优对准,并且自动化过程可以通过向每个图像对中的图像中的至少一幅图像引入随机的各种程度的旋转、平移和/或变形来创建图像对准的“劣化”版本。该过程还可以基于引入的变换的程度对未对准的图像对进行自动评分。

[0026] 在S110处,接收第一模态的图像。针对本公开内容的模态的示例包括磁共振成像、超声、X射线以及其他形式的医学成像。每种模态通过例如如何获得图像来区分。例如,超声使用声波来产生人体内部的图像。磁共振成像比超声稍微复杂一些,因此有必要对磁共振成像进行简要说明。磁共振成像使用磁体来对准和重新对准正在经受成像的对象(例如,人)中水分子中的氢核(质子)。施加强磁场以对准和重新对准质子“自旋”。然后,使用射频(RF)线圈在发射阶段中选择性地递送B1场。在接收阶段中,氢原子返回到初始位置(即,在选择性地递送B1场之前的位置)并发出微弱的射频信号,该微弱的射频信号能够被拾取并用于产生图像。

[0027] 在S120处,接收第二模态的图像。在第一模态是超声的示例中,第二模态可以是磁共振成像。在第一模态是磁共振成像的示例中,第二模态可以是超声。

[0028] 在S130处,将第一模态的图像配准到第二模态的图像,以获得图像配准。配准涉及将第一模态的图像和第二模态的图像对准到公共坐标系,使得将不同模态的图像中的同一特征对准相同的坐标。配准可以涉及将一个坐标系匹配到另一坐标系,将一种成像模态中的界标匹配到另一成像模态中的相同界标,调整一种成像模态的大小以匹配另一成像模态的大小,或者在两幅单独的同场景图像之间建立对准的其他已知形式。可以将来自一个模态的图像指定为参考图像或固定图像,并且能够对来自另一模态的另一图像应用几何变换或局部移位,使得对准来自两种成像模态的图像。

[0029] 在S140处,将作为合格评价过程的自动化分析应用于图像配准,以评价图像配准的合格情况。自动化分析基于对涉及预先批准的图像对的学习。因此,在S140处的自动化分析中找到的图像对应关系是通过训练一组图像来学习的,而不是手工设计的。在不失一般性的前提下,能够将磁共振成像和超声融合用于图像引导的目标前列腺活检。

[0030] “深度学习”策略能够用于一系列图像分析问题。根据本公开内容的一个方面,不同于用于对象检测(例如用于检测超声图像中的器官/特征)的深度学习的典型用途,这里使用的深度学习技术用于从给定的磁共振成像图像和超声图像的对中提取图像特征,以检查其匹配情况。本文描述的深度学习应用不是识别特定种类的图像特征来推断某个对象的存在,而是提取图像特征并然后基于该特征的对应关系来评价配准。下面描述的图5示出了这样的用于测量磁共振成像图像与超声图像的配准的质量的学习方法的实施方式。通过使用如图5所示的层网络,将通过算法来自动学习对应关系。为了使系统成功,必须满足两个关键因素。一个因素是强大的计算能力,这是已经由GPU(图形处理单元)计算来提供。另一因素是足够大的训练数据集。在图5所示的示例性网络中,将磁共振成像片块和(2D或3D形式的)超声片块的对给予层网络作为输入。层网络顶部的输出是配准分数。在层网络之间,使用一系列卷积层、最大池化层和完全连接层来提取图像特征并做出评分决策。有了足够

的训练数据,就可以训练网络的参数以生成有意义的分数。卷积层执行卷积分析。

[0031] 能够通过学习图像特征的对应关系来学习用于评价图像配准的质量的度量。此外,能够设计用于配准准确性的准则以将配准准确性归类为不同的等级。当认为误差过大时,能够允许用户自动或半自动(例如在自动辅助下)调整图像配准,并且能够向用户提供特定的质量指示。特定的指示的示例包括警告消息。

[0032] 一旦能够通过图5所示的层网络来测量图像配准的质量,就能够根据通过在S140处的自动化分析生成的分数对配准进行归类。能够使用阈值来进行归类并且能够根据训练数据来学习阈值。通过使用由医生精细调谐的配准作为真实(基线)情况,能够通过偏离真实情况来生成一组未对准的图像。故意未对准的图像对将作用于训练的负面样本。因此,能够实现用于对配准进行归类的分类器。

[0033] 在S150处,处理确定图像配准是否通过。例如,图1的过程可以将作为自动化过程的结果而生成的分数与预定阈值进行比较。预定阈值可以是多个可获得的阈值的选定阈值,这多个可获得的阈值基于第一模态和第二模态,基于图像对中的主题,基于输入(例如,来自操作者的选择)或者基于其他准则而变化。

[0034] 在S152处,确定图像配准的评价结果为不合格(S150=否)。例如,确定图像配准的评价结果为不合格可以基于由在S140处的自动化分析得出的分数。该分数可以高于要求分数为低的阈值,也可以低于要求分数为高的阈值。

[0035] 在S162处,通知用户图像配准的评价结果为不合格。通过输出系统(例如,显示器或扬声器)来通知用户。可以通过视觉警告来通知用户,该视觉警告基于图像配准未通过合格评价的程度而变化。例如,电子显示器的颜色或强度可以基于图像配准未通过的程度而变化。显示器还可以指示在图像内的检测到显著的未对准或最大的未对准的位置。警告还可以包括显示或突出显示出现显著的未对准或最严重的未对准的图像区域。备选地,可以通过来自扬声器的听觉警告来通知用户,该警告基于图像配准未通过合格评价的程度而变化。听觉警告可以例如通过音量、音调、声音的不同形式(例如,哔哔声)、声音(例如,哔哔声)的不同速度或会向用户通知警告的相对紧急程度的其他方式而变化。

[0036] 在S151处,图像配准通过(S150=是)并且被分级以改变图像配准的合格情况。图像配准可以通过满足阈值而通过,也可以被可变地分级以向用户通知图像配准的可信赖性和可靠性。通过的级别可以是数字(例如,1到10或1到100)或字母(例如,A到F或A到Z)或字母数字。

[0037] 在S161处,通知用户图像配准的评价结果为合格(通过)。可以以与在S162处通知用户图像配准失败的方式相同的方式以视觉或听觉方式通知用户。

[0038] 在S170处,在S162处通知用户图像配准失败之后,接收用户输入。这里,可以(例如通过将图像对中的一幅图像上的特定点对准到图像对中的另一图像上的特定点或者通过对准能够在视觉上确认为未对准的多个这样的点)提示用户提供用于调整图像配准的输入。还可以提示用户在诸如左或右或上或下之类的方向上完全调整图像对中的一幅图像。可以通过语音、光标、鼠标、触摸、键盘或用于向计算设备和/或通信设备提供用户输入的任何其他已知机制来提供用户输入。

[0039] 在S180处,自动和/或基于用户输入来调整图像配准。也就是说,可以基于在S170接收的用户输入来调整在S150处失败的图像配准。备选地或额外地,可以(例如通过根据在

S150处的失败而重新执行图像配准)自动调整图像配准。

[0040] 作为工作流程的部分,图像配准合格评价允许用户在S180处手动或半自动或自动地调整图像配准。该功能能够用在两个地方,包括获得用于学习图像配准质量评估的训练数据以及在实况流程期间改善图像配准。也就是说,在实况流程期间执行的自动化分析可以基于用于获得在自动化分析中使用的训练数据的预先批准的图像对。调整接口在图6A、图6B和图6C中被示为显示器上的软按钮,并且能够通过使用软按钮而被实施为控制单元(例如,按钮和滑动条)。允许(例如使用鼠标交互来实施平移和旋转)直接在图像对上进行交互。调整接口还可以通过遥控设备(例如,手势或语音命令)来实现。

[0041] 图2图示了根据代表性实施例的用于图像配准合格评价的另一过程。

[0042] 在图2中,该过程开始于在S205处决定进行下一步骤(例如,介入医学流程)。作为决定进行的结果,在S210处评估图像配准的质量。可以在下一步骤需要的范围内评估图像配准。在S220处,确定图像配准质量是否令人满意。如果在S220处图像配准质量令人满意,则处理进行到S230处的下一步骤,并且该处理在例如输出对图像配准质量的批准之后结束。该过程可以在输出系统输出批准而向用户通知图像配准质量令人满意之后结束。如本文所述,输出系统能够由控制器控制以输出批准和输出警告。

[0043] 如果在S220处图像配准质量不令人满意,则在S240处使用警告来提示用户。用户能够在S250处同意警告,以便在S260处调整图像配准,然后在S210处重新评估。备选地,用户能够在S250处忽略警告,并且在S230处进行下一步骤,使得处理结束。

[0044] 在图2的过程中,警告用户可能会对融合图像使用不准确的图像配准来进行流程引导。一旦用户想要移至从S205处开始的下一步骤,系统就将在S210处使用图5所示的早前学习的层网络来评估图像配准的质量。如果在S220处评估认为配准令人满意,则将建议移至S230处的下一步骤。否则,将在S240处向用户提示警告消息,表明配准可能不准确并且应当予以改善。用户可以有权忽略该消息并继续进行到下一步骤(S250=忽略)。或者用户接受该建议(S250=同意),并且通过使用本文在S260处所述的调整工具来改善配准,直到配准令人满意为止。

[0045] 图2中的警告消息不限于诸如字母消息、数字消息或字母数字消息之类的文本显示。警告也能够是视觉标志,例如,具有颜色的标志,其中,绿色指示配准良好,而红色指示需要进一步改善。警告消息也可以是具有某些声音的听觉信号,这些声音指示配准可能不准确。还可以通过触摸来感测警告,例如通过振动设备来警告用户。该警告还可以包括显示或突出显示发生严重的未对准或最严重的未对准的图像区域。

[0046] 图3图示了根据代表性实施例的用于图像配准合格评价的系统。

[0047] 在图3中,超声系统350包括具有处理器361和存储器362的中心站360、触摸面板363、监视器359以及通过数据连接358(例如,有线数据连接或无线数据连接)被连接到中心站360的超声成像探头356。虽然未示出,但是介入医学设备还可以经由另一数据连接(例如,有线数据连接或无线数据连接)被连接到中心站360,例如当在介入医学操作期间实时提供第一图像或第二图像时就是如此。

[0048] 磁共振成像系统372可以用于生成第一图像或第二图像。备选地,可以提供X射线发射器作为针对磁共振成像系统372或超声系统350的替代方案。第一图像或第二图像的其他来源也能够用作针对超声系统350和磁共振成像系统372的替代方案或互补方案。

[0049] 配准系统390包括处理器391和存储器392。配准系统390从磁共振成像系统372和中心站360接收数据。配准系统390通过例如运行存储器392中的指令的处理器391来执行本文描述的过程。然而，配准系统390也可以被实施在中心站360中或者由中心站360来实施，或者以任何其他适当的机制来实施。处理器391和存储器392的组合（无论是在配准系统390中还是在另一配置中都）可以被视为如本文所使用的术语“控制器”。

[0050] 由配准系统390对第一图像和第二图像的配准允许将来自超声成像探头356的要被示出的视图适当地叠加在来自磁共振成像系统372的视图上。在备选实施例中，在介入医学操作期间并不是“实况地”提供第一图像和/或第二图像，并且可以通过通信网络将第一图像和/或第二图像从远程位置远程提供给配准系统390。

[0051] 配准的示例用途是在医学流程期间将介入医学设备内部放入患者体内时的用途。图像配准合格评价能够基于根据医学流程的类型而变化的度量而变化。例如，针对一种类型的外科手术或其他介入，图像配准需要满足的阈值可能比针对另一类型的外科手术或其他介入的情况的阈值更高。

[0052] 配准能够用于示出例如在使用超声成像探头356生成的第一图像中看到的介入医学设备的位置，该第一图像被叠加和对准在如在使用磁共振成像系统372生成的第二图像中看到的组织、器官或骨骼上。准确的对准允许操作者相对于组织、器官或骨骼准确地看到介入医学设备。

[0053] 当配准未通过由配准系统390执行的自动化分析时，可以通知用户，因为这会意味着例如屏幕上示出的超声图像的空间位置并不可信。例如，第一图像或第二图像的轮廓可以被着色为白色或红色，或者可以闪烁。备选地，能够在监视器359上示出文本警告，或者可以从扬声器提供听觉警告，或者诸如超声成像探头356上的手柄之类的控件可以振动。然后，如图2中的S260和图1中的S180所述，用户可以选择调整图像配准。除了重新分析第一图像和第二图像中的一者或两者之外，还可以基于对失败配准的确定来采集新的图像。

[0054] 图4图示了根据代表性实施例的能够在其上实施图像配准合格评价的方法的通用计算机系统。

[0055] 计算机系统400能够包括一组指令，该组指令能够被运行以令计算机系统400执行本文公开的方法或基于计算机的功能中的任何一项或多项。计算机系统400可以作为独立设备来操作，或者可以例如使用网络401被连接到其他计算机系统或外围设备。

[0056] 在联网部署中，计算机系统400可以服务器的身份操作，或者在服务器-客户端用户网络环境中作为客户端用户计算机来操作，或者在对等（或分布式）网络环境中作为对等计算机系统来操作。计算机系统400还能够被实施为或被并入各种设备中，例如，固定计算机、移动计算机、个人计算机（PC）、膝上型计算机、平板计算机、超声系统、超声成像探头、中心站、配准系统或能够（顺序地或以其他方式）运行一组指令的其他机器，该组指令指定要由该机器执行的动作。计算机系统400能够被结合为设备或者被结合在设备中，该设备继而又被包括在包括额外设备的集成系统中。在一个实施例中，计算机系统400能够使用提供语音、视频或数据通信的电子设备来实施。另外，虽然计算机系统400被示出和图示为单个系统，但是术语“系统”也应被认为包括单独地或联合地运行一组或多组指令以执行一种或多种计算机功能的系统或子系统的任何集合。

[0057] 如图4所示，计算机系统400包括处理器410。用于计算机系统400的处理器是有形

且非瞬态的。如本文所使用的术语“非瞬态”不应被解读为永恒的状态特性，而应被解读为将持续一段时间的状态的特性。术语“非瞬态”特别否认短暂的特性，例如仅在任何时间任何地点瞬时存在的载波或信号或其他形式的特性。处理器是制品和/或机器部件。用于计算机系统400的处理器被配置为运行软件指令以执行如本文的各个实施例中描述的功能。用于计算机系统400的处理器可以是通用处理器，或者可以是专用集成电路(ASIC)的部分。用于计算机系统400的处理器还可以是微处理器、微型计算机、处理器芯片、控制器、微控制器、数字信号处理器(DSP)、状态机或可编程逻辑设备。用于计算机系统400的处理器还可以是逻辑电路(包括诸如现场可编程门阵列(FPGA)之类的可编程门阵列(PGA))或包括离散门和/或晶体管逻辑单元的另一类型的电路。用于计算机系统400的处理器可以是中央处理单元(CPU)、图形处理单元(GPU)或这两者。另外，本文描述的任何处理器可以包括多个处理器、并行处理器或这两者。多个处理器可以被包括在或者被耦合到单个设备或多个设备中。

[0058] 此外，计算机系统400包括能够经由总线408彼此通信的主存储器420和静态存储器430。本文所述的存储器是能够存储数据和可执行指令的有形存储介质，并且在将指令存储在其中的时间期间是非瞬态的。如本文所使用的术语“非瞬态”不应被解读为永恒的状态特性，而应被解读为将持续一段时间的状态的特性。术语“非瞬态”特别否认短暂的特性，例如仅在任何时间任何地点瞬时存在的载波或信号或其他形式的特性。本文所述的存储器是制品和/或机器部件。本文所述的存储器是计算机能够从中读取数据和可执行指令的计算机可读介质。本文所述的存储器可以是随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、闪存存储器、电可编程只读存储器(EPROM)、电可擦除可编程只读存储器(EEPROM)、寄存器、硬盘、可移动磁盘、磁带、压缩盘只读存储器(CD-ROM)、数字多功能盘(DVD)、软盘、光盘或本领域已知的任何其他形式的存储介质。存储器可以是易失性的或非易失性的，安全的和/或加密的，不安全的和/或未加密的。

[0059] 如图所示，计算机系统400还可以包括视频显示单元450处，例如，液晶显示器(LCD)、有机发光二极管(OLED)、平板显示器、固态显示器或阴极射线管(CRT)。另外，计算机系统400可以包括输入设备460(例如，键盘/虚拟键盘或触敏输入屏或具有语音识别的语音输入部)和光标控制设备470(例如，鼠标或触敏输入屏或垫)。计算机系统400还能够包括磁盘驱动器单元480、诸如扬声器或遥控器之类的信号生成设备490以及网络接口设备440。

[0060] 在一个实施例中，如图4所示，磁盘驱动器单元480可以包括计算机可读介质482，在计算机可读介质482中能够嵌入一组或多组指令484(例如，软件)。能够从计算机可读介质482读取一组指令484。另外，指令484在由处理器运行时能够用于执行本文描述的方法和过程中的一项或多项。在一个实施例中，指令484可以完全或至少部分地驻留在主存储器420、静态存储器430内和/或在由计算机系统400运行期间驻留在处理器410内。

[0061] 在备选实施例中，能够构造专用硬件实施方式(例如，专用集成电路(ASIC)、可编程逻辑阵列和其他硬件部件)来实施本文描述的方法中的一项或多项。本文描述的一个或多个实施例可以使用两个或更多个特定的互连硬件模块或设备来实现功能，该两个或更多个特定的互连硬件模块或设备具有能够在模块之间并通过模块进行通信的相关的控制和数据信号。因此，本公开内容涵盖软件、固件和硬件实施方式。本申请中的任何内容均不应被解读为是(能)仅利用软件而不是利用诸如有形非瞬态处理器和/或存储器之类的硬件来

实施的。

[0062] 根据本公开内容的各种实施例,可以使用运行软件程序的硬件计算机系统来实施本文描述的方法。另外,在示例性非限制性实施例中,实施方式能够包括分布式处理、部件/对象分布式处理以及并行处理。能够构造虚拟计算机系统处理来实施本文描述的方法或功能中的一项或多项,并且可以使用本文描述的处理器的支持来支持虚拟处理环境。

[0063] 本公开内容设想了一种计算机可读介质482,其包括指令484或者响应于传播的信号而接收并运行指令484;使得被连接到网络401的设备能够通过网络401来传输语音、视频或数据。另外,可以经由网络接口设备440在网络401上发送或接收指令484。

[0064] 图5图示了根据代表性实施例的作为合格评价过程的基于用于图像配准合格评价的学习方法的自动化分析的实施方式。

[0065] 在图5中,作为合格评价过程的自动化分析包括在多个卷积层处进行卷积计算,以提取第一图像和第二图像的共同图像特征。图5中的自动化分析还包括对层的加权线性组合,其后是用于对所提取的特征进行评分的非线性激活。在加权中使用的权重是在训练阶段中学习的。

[0066] 更详细地,图5中的自动化分析是为了评估图像配准的质量。由于器官在不同模态中的外观会非常不同,因此很难手动定义图像特征以将图像关联在一起。在图5中,在涉及一组训练图像的训练阶段中学习在不同模态中的相同特征的图像之间的相关性(对应关系)。训练阶段使用深度学习而不是手工设计。在图5的实施例中,在底部的输入包括来自MRI模态的图像和来自超声模态的图像。将在图5中用作输入的图像进行融合以用于图像引导的目标前列腺活检。

[0067] 深度学习策略最近已经成功用于一系列图像分析问题。对于图像配准合格评价,该深度学习不同于深度学习在对象检测中的典型用途。例如,当检测MRI图像和超声图像中的器官/特征时,采用图像配准合格评价中的深度学习技术从给定的MRI图像和超声图像的对中提取图像特征,以检查它们的匹配。图像配准合格评价中的深度学习应用不是识别特定种类的图像特征来推断某个对象的存在,而是学习提取图像特征并然后基于该特征的对应关系来评价配准。

[0068] 在图5中,自动化分析涉及多层分析以根据底部的输入图像得到顶部的输出分数。通过使用图5中的层网络,能够通过算法来自动学习对应关系。满足两个关键因素以使图5中的层网络工作。一个关键因素是强大的计算能力,这已经由图形处理单元(GPU)进行的计算来提供。另一关键因素是拥有和使用足够大的训练数据集。在图5的示例性层网络中,将MRI片块和(2D或3D形式的)超声片块的对给予层网络作为输入。层网络的顶部的输出是配准的分数。在层网络之间,使用一系列卷积层(即,第1层、第2层、第4层、第5层、第7层、第8层、第9层、第11层和第12层)、最大池化层(即,第3层和第6层)和完全连接层(即,第14层和第15层)来提取图像特征以做出评分决策。有了足够的训练数据,就可以训练网络的参数以生成有意义的分数。

[0069] 众所周知,卷积层将卷积运算应用于输入并将结果传递给下一层。最大池化层使用来自上一层的神经元集群中的每个神经元的最大值。例如,最大池化涉及用于减小输入数据集的大小的非线性功能。通常,在图5的过程期间,输入图像的代表从底部到顶部变得越来越粗糙,这是因为重复的卷积和最大池化将详细的逐像素信息组合成表示来自整个像

素邻域的信息的特征。还已知的是,就图5中的层网络而言,它减小了数据集的大小,甚至示出位于最顶层的第14层和第15层会下降到输入数据集的10% (.1) 的随机分数,这提高了网络抵御过度拟合的稳定性,即,网络学习特征的趋势,这些特征非常特定于训练数据集,但不能被推广到在训练期间未看到的新的数据。然而,由于在本文中该数量是任意的,因此下降到的分数并不限于10%,并且在第14层、第15层或类似的层中使用的实际分数可以大于或小于10%。

[0070] 一旦能够测量图像配准的质量,就能够根据分数对配准进行归类。还能够根据训练数据来学习用于归类的阈值。备选地,能够根据图像的类型和图像在医学流程中的预期用途来手动定义阈值。通过使用由专业人员精细调谐的配准来产生作为真实情况的训练数据集,能够通过偏离真实情况来生成一组未对准的图像。未对准的图像对将作用于训练的负面样本。由于自动化分析最终基于用作针对配准过程的输入的图像对,因此能够在训练中分析的预先批准的图像对用作针对通过训练阶段的自动化分析的基础。在训练中分析的预先批准的图像对能够包括至少一个充当负面样本的图像对。因此,能够实现用于对配准进行归类的分类器,并且训练数据集将具有被确认为产生正面结果(配准)的数据输入和被确认为产生负面结果(失败)的数据输入。

[0071] 在图5中,在任意两层之间施加加权线性组合。能够在任意层处施加非线性激活,以使不满足阈值的特定数据输入无效,从而能够忽略该数据。激活意味着当数据不满足阈值时将被设置(加权)为零。用于加权线性组合的权重是在训练阶段中学习的,并且在图5中的自动化分析基于权重,例如当确定因低加权而丢弃哪些数据时就是如此。

[0072] 如图5所示,自动化分析能够包括在多个卷积层处的卷积计算。卷积计算涉及提取第一图像和第二图像的共同图像特征,即,在第一图像和第二图像中都存在的特征。自动化分析还能够包括各层的加权线性组合,然后是非线性激活以用于对所提取的共同图像特征进行评分。能够在训练阶段中学习在加权中使用的权重。

[0073] 图6A图示了根据代表性实施例的经受图像配准合格评价的第一(不良)配准。

[0074] 在图6A的示例中,通过执行自动化分析的算法来估计大误差。如图所示,在视觉上突出显示消息“未被AI批准!”,并且估计误差为31.5697mm。指示输出是配准误差。在图6A中,还示出了各种输入设置,包括缩放设置和叠加设置。还示出了用于重置调整和确认调整的控件以及用于加载配准和保存配准的控件。大误差不限于31.5697mm,因为大误差可以更大或更小并且可以取决于执行自动化分析的背景而变化。因此,在实施例中,相对“大”的误差可以大于或小于31.5697mm。

[0075] 更特别地,在图6A中,六(6)个滑动条用于控制3D平移和旋转。当用户调整图像配准时,图6A中的左下角的反馈区中的红色标签就会随着对准的改善而变为黄色或绿色。以下在图6B和图6C中示出了经对准的改善结果。

[0076] 图6B图示了根据代表性实施例的经受图像配准合格评价的第二(改善)配准。

[0077] 在图6B的示例中,估计的误差小于在图6A的示例中的估计的误差。估计的误差由执行自动化分析的算法来估计。如图所示,(例如以与图6A中的消息的颜色(红色)不同的颜色(黄色))在视觉上突出显示消息“AI建议改善”。估计误差为5.6935mm。在图6B中,示出了与图6A相同的各种输入设置,包括缩放设置和叠加设置。还示出了用于重置调整和确认调整的控件以及用于加载配准和保存配准的控件。与图6A中的大误差将限于31.5697mm不同,

图6B中的误差不再限于5.6935mm,因为图6B图示出比图6A中存在的误差更小的误差所生成的结果与图6A的结果不同。引起任一种结果的误差的大小可以更大或更小,也可以取决于执行自动化分析的背景而变化。

[0078] 图6C图示了根据代表性实施例的经受图像配准合格评价的第三(良好)配准。

[0079] 在图6C的示例中,估计的误差小于图6A和图6B的示例中的误差并被认为是良好的。估计的误差由执行自动化分析的算法来估计。如图所示,(例如以与图6B中的消息的颜色(黄色)或图6A中的消息的颜色(红色)不同的颜色(绿色))在视觉上突出显示消息“AI助手同意”。估计误差为2.6935mm。在图6C中,示出了与图6A和图6B中的各种输入设置相同的各种输入设置,包括缩放设置和叠加设置。还示出了用于重置调整和确认调整的控件以及用于加载配准和保存配准的控件。图6C中的较小的估计的误差不限于2.6935mm,因为较小的估计的误差可以更大或更小,也可以取决于执行自动化分析的背景而变化。因此,在实施例中,相对“较小”的误差可以大于或小于2.6935mm。

[0080] 在图6A、图6B和图6C的示例中,可以例如通过允许用户调整初始配准或者通过自动调整初始配准来执行、重新执行和再次重新执行图像配准。

[0081] 因此,图像配准合格评价使得能够对不准确的和临床上不可接受的配准进行校正,否则不准确的和临床上不可接受的配准将会用于融合图像以引导介入流程。通过自动评估图像配准的质量并然后向用户给予反馈来启用校正。特别是如果图像配准的质量不可接受,则图像配准合格评价会建议用户在继续操作之前先精细调谐配准。结果,能够减小操作者误差,这还能够提高由图像融合引导的介入系统的整体性能。

[0082] 虽然已经参考若干示例性实施例描述了图像配准合格评价,但是应当理解,已经使用的词语是用于描述和说明的词语,而不是用于限制的词语。在不脱离图像配准合格评价在其各方面的范围和精神的情况下,可以在权利要求的范围内做出如当前记载和修改的改变。虽然已经参考特定的手段、材料和实施例描述了图像配准合格评价,但是图像配准合格评价并不旨在限于所公开的细节;相反,图像配准合格评价扩展到如在权利要求的范围内的所有功能上等效的结构、方法和用途。

[0083] 例如,主要在涉及磁共振成像和超声的配准的背景下描述了图像配准合格评价。然而,图像配准本身是使用来自各种成像模式的输入图像来执行的,即使仅在医学成像的背景下考虑也是如此。尽管如此,图像配准合格评价适用于许多或可能所有能够配准的成像模式,只要用作自动化分析的基础的深度学习方面适用于用于许多或可能所有成像模式的配准即可。结果,对于许多不同的成像模式和医学流程,能够减小操作者误差。

[0084] 在备选实施例中,能够通过使用从学习阶段导出的质量度量作为要在自动优化方案中优化的度量来自动执行对图像配准的调整。也就是说,学习的度量能够充当针对图像配准过程中的多模态相似性的度量。这类似于互信息(Mutual Information),但是高度专用于特定用例(例如,模态、器官、获得的视图等的特定对)。

[0085] 另外,虽然图1和图2的过程示出了图像配准合格评价的大部分或全部中心特征,但是这样的特征也可以被消除或者是补充性的。例如,每当检测到不良/不可接受的配准时就可以向用户提供反馈或警告,而不会强迫用户对警告作出反应。换句话说,能够将警告与正在进行的工作流程并行显示,这可以涉及对例如因患者/组织运动而造成的实时改变的配准。可以添加许多其他特征来补充所示出和描述的过程,并且可以在不脱离图像配准合

格评价的范围和精神的情况下更改或者消除所示出和描述的过程的个体步骤。

[0086] 在其他实施例中,训练阶段可以由特定操作者来提供,或者由操作者修改/补充,以便允许针对个体用户/机构的定制质量目标。这种定制为专家用户提供了工作流程以提供额外的或新的真实情况配准。另外,定制能够允许系统重新训练指示良好配准的特征。此外,定制能够允许系统修改真实情况配准以创建“不正确的”配准,以便学习表示不正确的配准的特征。

[0087] 图像配准合格评价也可以用作对使用图像融合进行介入引导的各种现有产品和系统的修改。能够被修改为包括图像配准合格评价的系统的示例包括各种超声成像和导航系统。

[0088] 本文描述的实施例的说明旨在提供对各种实施例的结构的一般理解。这些说明并不旨在充当对本文描述的公开内容的所有元件和特征的完整描述。在回顾了本公开内容之后,许多其他实施例对于本领域技术人员而言会是显而易见的。可以利用其他实施例并从本公开内容中导出其他实施例,使得可以在不脱离本公开内容的范围的情况下做出结构和逻辑上的替换和改变。另外,这些图示仅是代表性的,并且可能并没有按比例绘制。图示中的某些比例可能被放大,而其他比例可能被最小化。因此,本公开内容和附图应被认为是说明性而非限制性的。

[0089] 在本文中,仅出于方便的目的,可以用术语“发明”来单独和/或共同指代本公开内容中的一个或多个实施例,而无意将本申请的范围限制为任何特定的发明或发明构思。此外,虽然本文已经说明和描述了特定实施例,但是应当理解,针对所示的特定实施例,被设计为实现相同或相似目的的任何后续布置可以被代替。本公开内容旨在覆盖各种实施例的任何和所有后续的调整或变化。在阅读说明书之后,以上实施例的组合以及在本文中未具体描述的其他实施例对于本领域技术人员来说将是显而易见的。

[0090] 本公开内容的摘要被提供为符合37C.F.R. §1.72 (b),并且在提交时应被理解为不会将其用于解读或限制权利要求的范围或含义。另外,在前面的具体实施方式中,为了精简本公开内容的目的,可以将各种特征分组在一起或者在单个实施例中描述各种特征。本公开内容不应被解读为反映以下意图:所要求保护的实施例需要比每个权利要求中明确记载的特征更多的特征。相反,如权利要求所反映的,发明主题可以指向少于所公开的实施例中的任一个的所有特征。因此,权利要求被并入具体实施方式中,每个权利要求书独立定义单独要求保护的主体。

[0091] 所公开的实施例的前述描述被提供为使得本领域的任何技术人员都能够实践本公开内容中描述的构思。正因如此,以上公开的主题应被认为是说明性的,而不是限制性的,并且权利要求旨在覆盖落入本公开内容的真实精神和范围内的所有这样的修改、增强和其他实施例。因此,在法律允许的最大范围内,本公开内容的范围将由权利要求及其等同物的最广泛的允许解读内容来确定,并且不应由前述具体实施方式来限制。

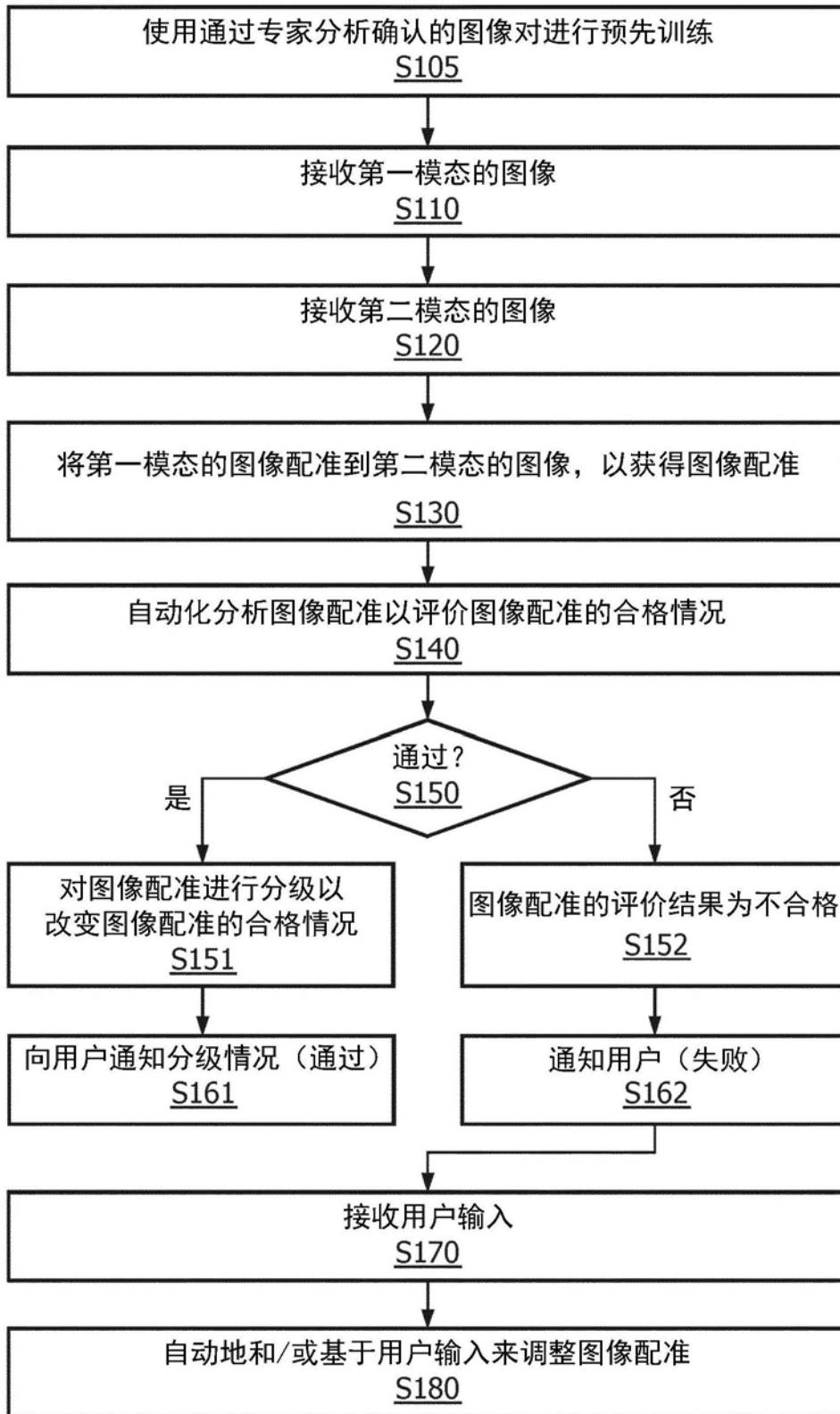


图1

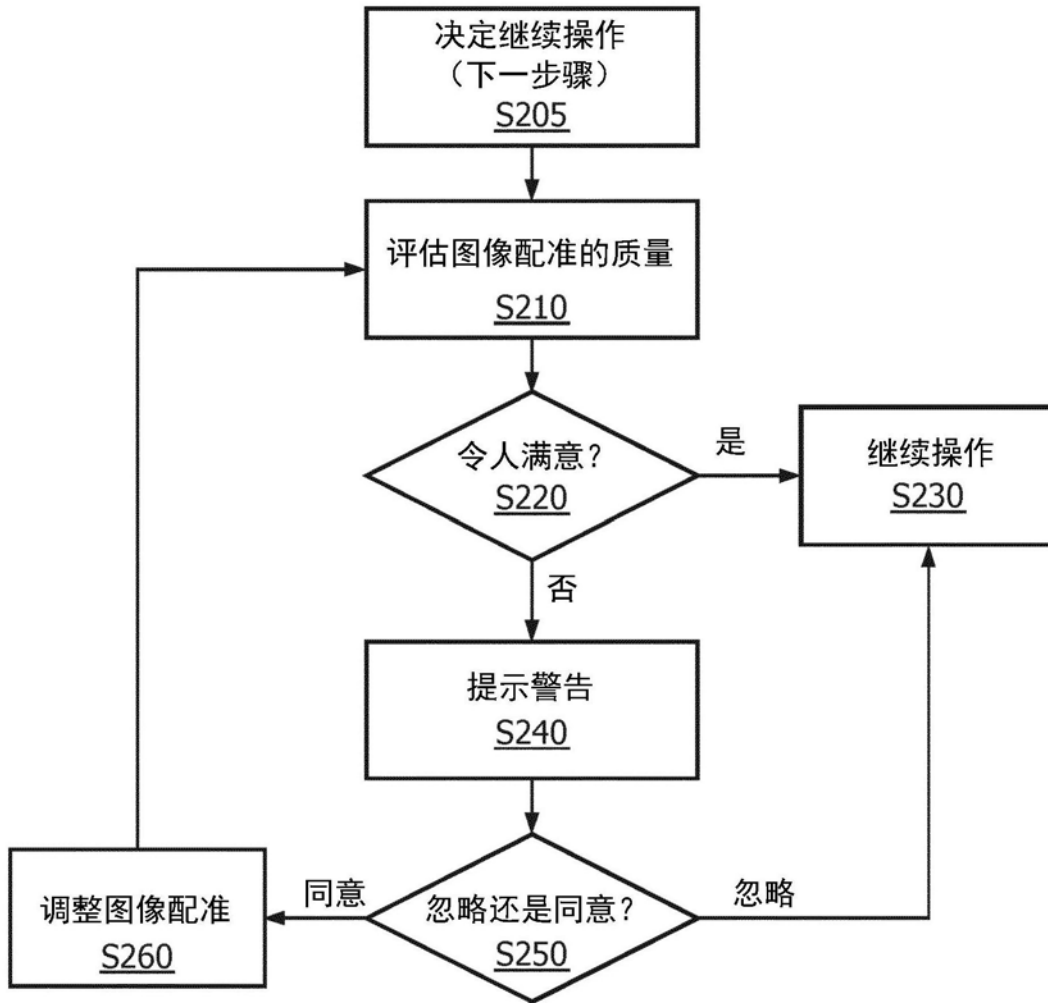


图2

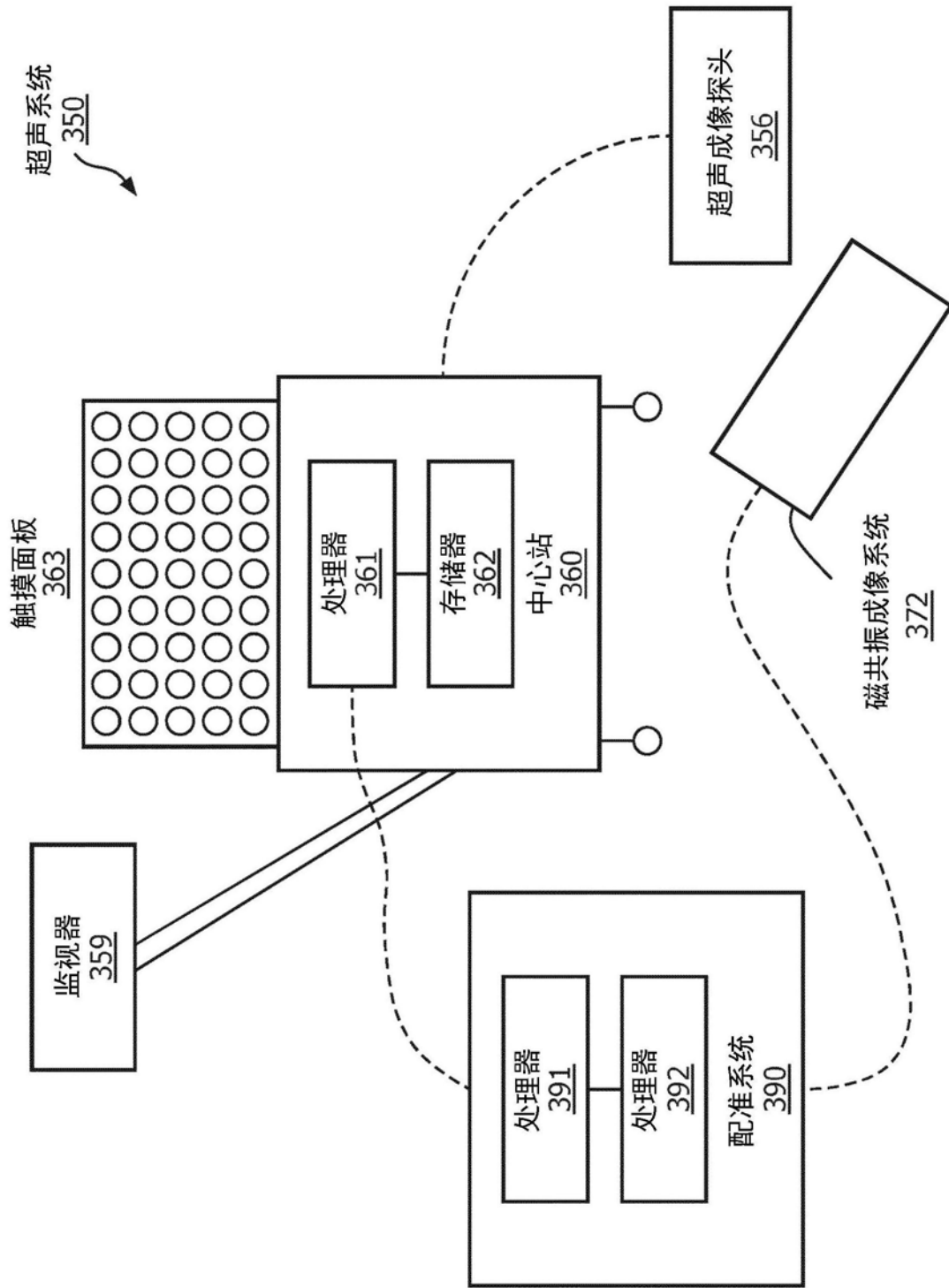


图3

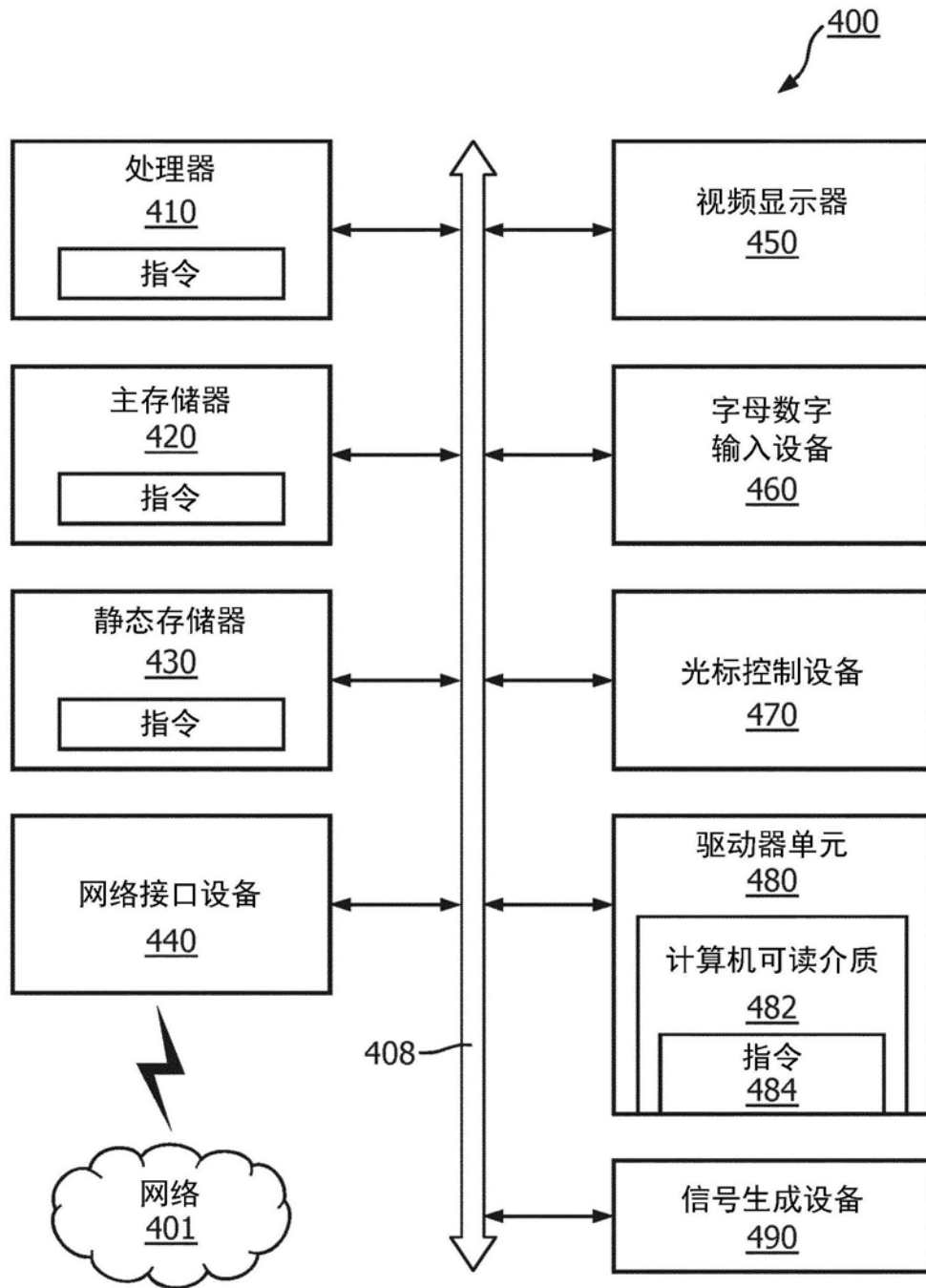


图4



图5

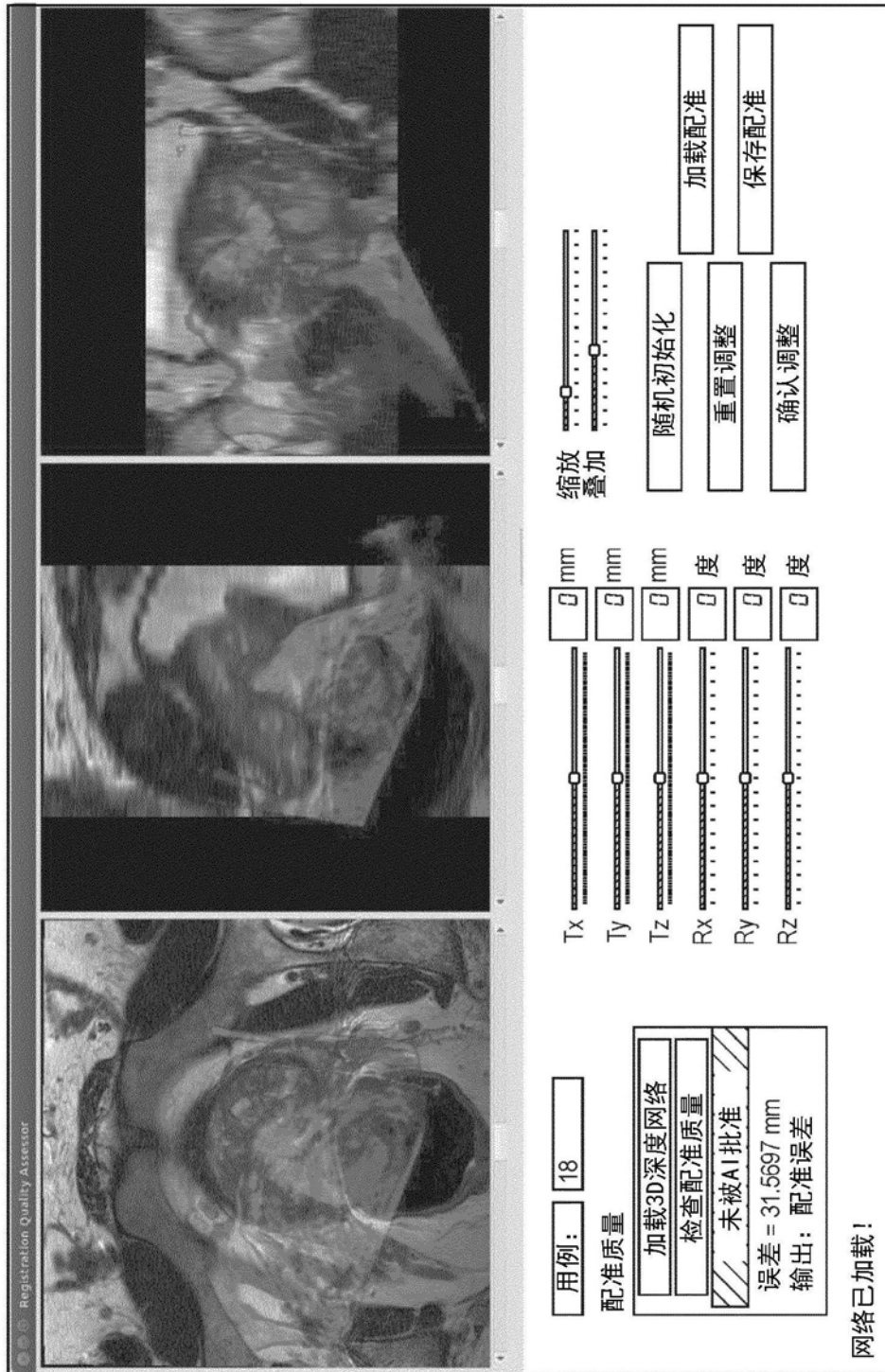


图6A

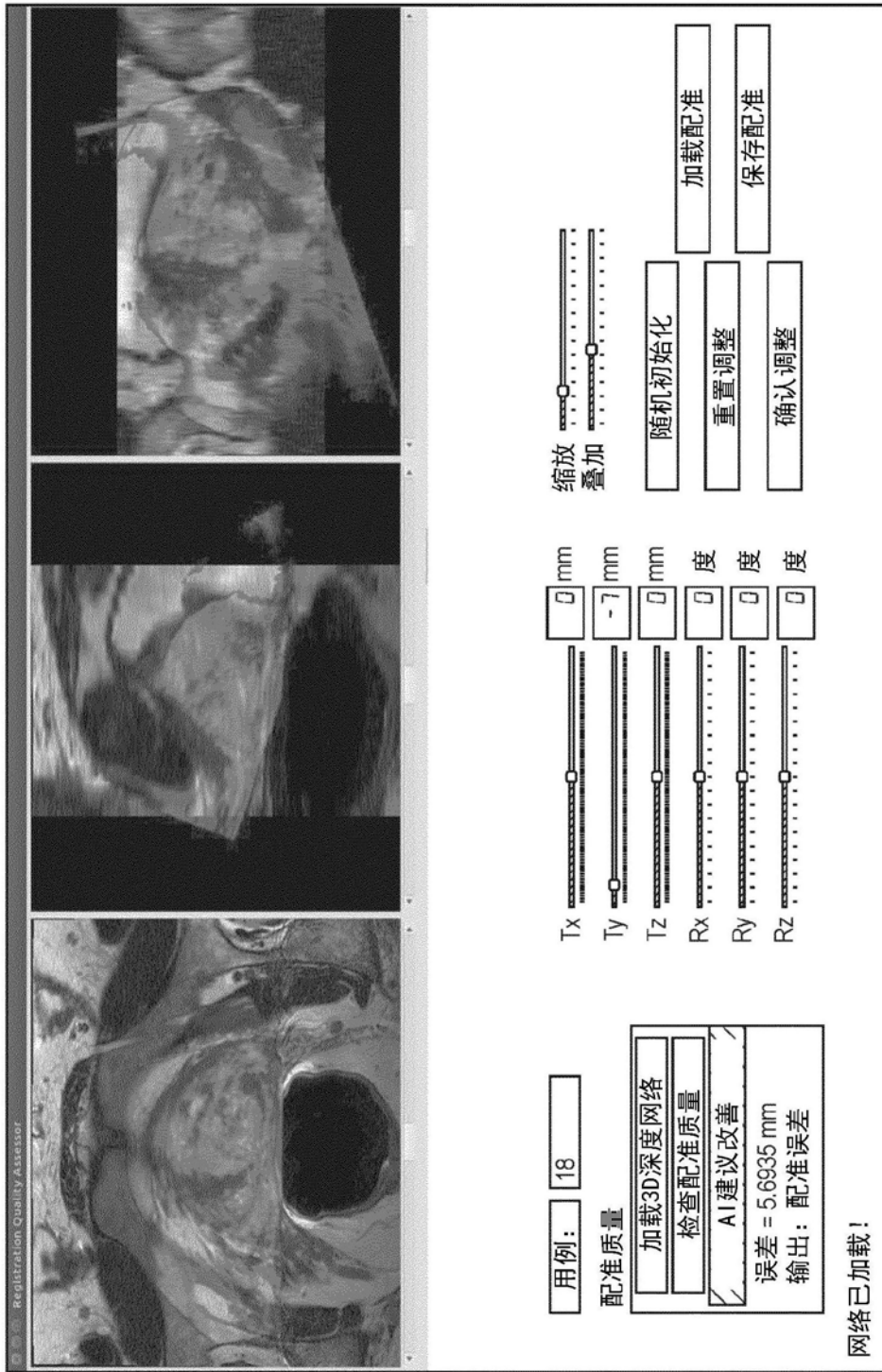


图6B

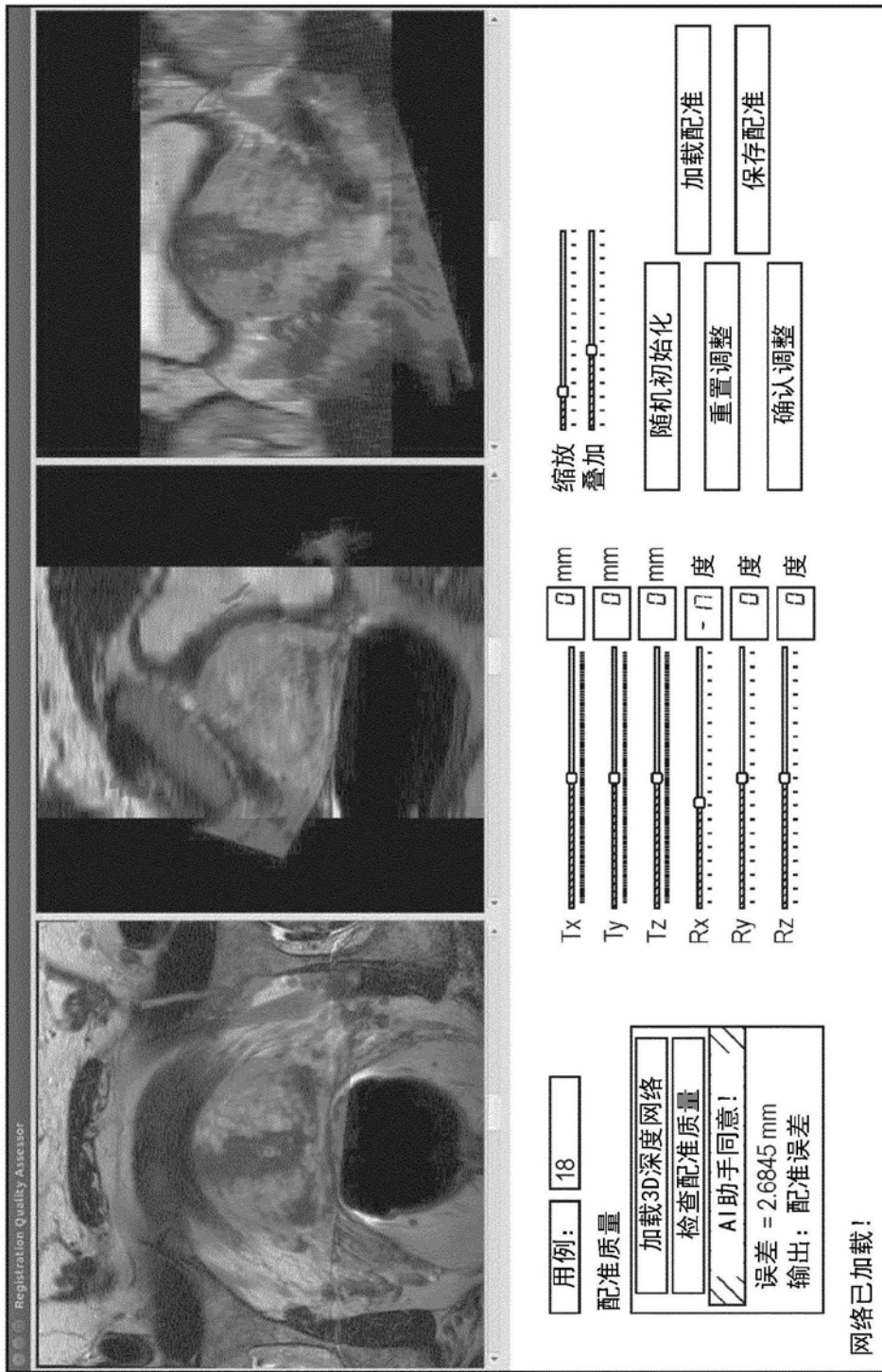


图6C