



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105433977 A

(43) 申请公布日 2016. 03. 30

(21) 申请号 201410374101. 5

(22) 申请日 2014. 07. 31

(71) 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

申请人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 廖育华 李广

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司 11227

代理人 杜诚 李春晖

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

A61B 19/00(2006. 01)

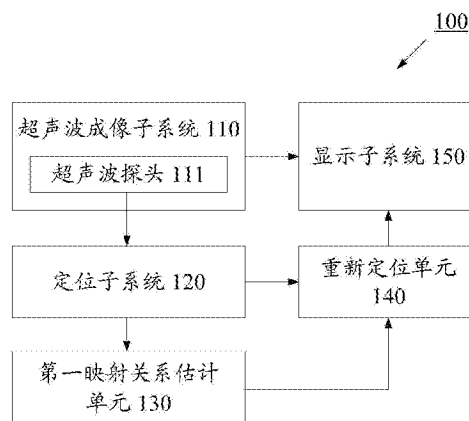
权利要求书2页 说明书9页 附图6页

(54) 发明名称

医学成像系统、手术导引系统以及医学成像方法

(57) 摘要

本公开涉及医学成像系统、手术导引系统和医学成像方法。医学成像系统包括：超声波探头，其发射和接收超声波；定位子系统，其附着至超声波探头并检测超声波探头的位置；第一映射关系估计单元，其在处于被检对象的第一位置状态和第二位置状态时分别录入超声波探头的位置，根据第一位置状态和第二位置状态下超声波探头的位置估计第一映射关系；体图像获得单元，其获得体图像，并将处于第一位置状态时超声波探头的位置与体图像的位置关系估计为第二映射关系；重新定位单元，其根据第一映射关系和第二映射关系确定与在第二位置状态下超声波探头的位置相对应的体图像的目标位置；以及显示子系统，其根据体图像获得目标位置的图像，并显示所获得的图像。



1. 一种医学成像系统,包括:

超声波探头,被配置为发射和接收超声波;

定位子系统,其附着至所述超声波探头并检测所述超声波探头的位置;

第一映射关系估计单元,被配置为在处于被检对象的第一位置状态和第二位置状态时分别录入所述超声波探头的位置,根据所述第一位置状态以及第二位置状态下所述超声波探头的位置,估计第一映射关系;

体图像获得单元,被配置为获得体图像,并将处于所述第一位置状态时所述超声波探头的位置与所述体图像的位置关系估计为第二映射关系;

重新定位单元,被配置为根据所述第一映射关系以及第二映射关系,确定与在所述第二位置状态下所述超声波探头的位置相对应的所述体图像的目标位置;以及

显示子系统,被配置为根据所述体图像获得所述目标位置的图像,以及显示所获得的图像。

2. 根据权利要求1所述的医学成像系统,还包括:

第三映射关系估计单元,被配置为根据在所述被检对象的所述第一位置状态和所述第二位置状态下对所述被检对象的参考部位进行成像得到的超声波图像之间的配准偏差,估计第三映射关系,其中所述第三映射关系与所述第一映射关系的组合把所述超声波探头的第三位置映射到所述第一位置,使得在所述第一位置状态下处于所述第一位置的所述超声波探头和在所述第二位置状态下处于所述第三位置的所述超声波探头对所述被检对象的成像结果一致,并且

所述重新定位单元被配置为根据所述第一映射关系、所述第二映射关系和所述第三映射关系来确定与在所述第二位置状态下所述超声波探头的位置相对应的所述体图像的目标位置。

3. 根据权利要求2所述的医学成像系统,其中,所述第三映射关系估计单元被配置为基于表示所述超声波图像中的像素值的局部方差的方差图来确定所述配准偏差。

4. 根据权利要求1-3中任一项所述的医学成像系统,其中,所述参考部位包括所述被检对象的受呼吸运动的影响低于预定水平的部位。

5. 根据权利要求1-3中任一项所述的医学成像系统,其中,所述显示子系统被配置为将根据所述体图像获得的所述图像与由所述超声波探头获得的超声波图像同步地显示。

6. 根据权利要求1-3中任一项所述的医学成像系统,其中,所述第二映射关系是通过将所述第一位置状态下的所述被检对象的超声波图像与根据所述体图像获得的相应位置的图像进行配准而得出的。

7. 根据权利要求1-3中任一项所述的医学成像系统,其中,所述定位子系统包括固定在所述超声波探头上的磁定位传感器。

8. 根据权利要求1-3中任一项所述的医学成像系统,其中,所述体图像包括磁共振图像、计算机断层扫描图像或者正电子发射断层扫描图像中的至少之一。

9. 根据权利要求1-3中任一项所述的医学成像系统,其中,所述超声波探头包括用于获得二维图像、三维图像或动态图像的超声波成像系统中的至少之一。

10. 一种手术导引系统,其包括根据权利要求1-9中任一项所述的医学成像系统。

11. 一种医学成像方法,包括以下步骤:

利用超声波探头发射和接收超声波；

检测所述超声波探头的位置；

在处于被检对象的第一位置状态和第二位置状态时分别录入所述超声波探头的位置，根据所述第一位置状态以及第二位置状态下所述超声波探头的位置，估计第一映射关系；

获得体图像，并将处于所述第一位置状态时所述超声波探头的位置与所述体图像的位置关系估计为第二映射关系；

根据所述第一映射关系以及第二映射关系，确定与在所述第二位置状态下所述超声波探头的位置相对应的所述体图像的目标位置；以及

根据所述体图像获得所述目标位置的图像，以及显示所获得的图像。

医学成像系统、手术导引系统以及医学成像方法

技术领域

[0001] 本申请一般涉及医学成像,更具体地,涉及利用具有超声波探头的超声波成像子系统的医学成像系统和医学成像方法,以及包括该医学成像系统的手术导引系统。

背景技术

[0002] 存在如下医学成像技术:其通过将实时获得的超声波图像与预先获得的其他医学图像例如磁共振(MR)图像、计算机断层扫描(CT)图像等进行配准,来获得超声波探头的位置与该预先获得的医学图像中的目标位置之间的映射关系,并且利用该映射关系在通过超声波成像设备对成像对象进行成像的同时,根据超声波探头的位置来呈现其他医学图像以作为参考图像。

[0003] 在上述技术中,可以通过以下方式获得该映射关系:通过超声波探头对成像对象的某个参考部位进行成像,然后将该参考部位的超声波图像与该成像对象的CT或MR图像中的例如手动选取的相应位置的图像进行配准,来获得上述映射关系。

发明内容

[0004] 然而,超声波探头的位置与该预先获得的医学图像中的目标位置之间的上述映射关系仅在成像对象的位置保持不变的情况下有效。一旦成像对象的位置发生了变化,例如当作为成像对象的患者的身体发生了移动的情况下,需要重复进行上面描述的包含图像选取和图像配准的过程来更新该映射关系。这种重新确定映射关系的操作是较为繁琐和耗时的。尤其在例如介入式手术的应用场景下,由于操作过程相对较长,其间成像对象有可能出现多次移动,这会进一步加大处理负荷和时间消耗。

[0005] 在下文中给出了关于本发明的简要概述,以便提供关于本发明的某些方面的基本理解。应当理解,这个概述并不是关于本发明的穷举性概述。它并不是意图确定本发明的关键或重要部分,也不是意图限定本发明的范围。其目的仅仅是以简化的形式给出某些概念,以此作为稍后论述的更详细描述的前序。

[0006] 需要指出,在本文中,除非另外指明,否则当提及某个对象(例如成像对象、超声波探头等)的“位置”时,该“位置”应被理解为包含该对象的坐标位置(例如,该对象的诸如质心等基准点的坐标)以及该对象的取向(例如,该对象的基准轴的方向角以及绕该基准轴的旋转角等)。

[0007] 根据本申请的一个方面,提供一种医学成像系统,包括:超声波探头,被配置为发射和接收超声波;定位子系统,其附着至超声波探头并检测超声波探头的位置;第一映射关系估计单元,被配置为在处于被检对象的第一位置状态和第二位置状态时分别录入超声波探头的位置,根据第一位置状态以及第二位置状态下超声波探头的位置,估计第一映射关系;体图像获得单元,被配置为获得体图像,并将处于第一位置状态时超声波探头的位置与体图像的位置关系估计为第二映射关系;重新定位单元,被配置为根据第一映射关系以及第二映射关系,确定与在第二位置状态下超声波探头的位置相对应的体图像的目标位

置；以及显示子系统，被配置为根据体图像获得目标位置的图像，以及显示所获得的图像。

[0008] 根据一个实施例，一种医学成像系统包括：超声波成像子系统，包括超声波探头；定位子系统，被配置为确定超声波探头的位置；第一映射关系估计单元，被配置为根据在被检对象的第一位置状态和第二位置状态下对被检对象的同一参考部位进行成像的超声波探头的位置，估计第一映射关系，其中第一映射关系把超声波探头的第二位置映射到第一位置，使得在第一位置状态下处于第一位置的超声波探头和在第二位置状态下处于第二位置的超声波探头对被检对象的同一部位成像；重新定位单元，被配置为根据第一映射关系以及在第一位置状态下超声波探头的位置与体图像中位置的第二映射关系，确定与在第二位置状态下超声波探头的位置相对应的体图像的目标位置；以及显示子系统，被配置为根据体图像获得目标位置的图像，以及显示所获得的图像。

[0009] 根据本申请的另一个方面，提供一种手术导引系统，其包括根据本申请实施例的医学成像系统。

[0010] 根据本申请的再一个方面，提供一种医学成像方法，包括以下步骤：利用超声波探头发射和接收超声波；检测超声波探头的位置；在处于被检对象的第一位置状态和第二位置状态时分别录入超声波探头的位置，根据第一位置状态以及第二位置状态下超声波探头的位置，估计第一映射关系；获得体图像，并将处于第一位置状态时超声波探头的位置与体图像的位置关系估计为第二映射关系；根据第一映射关系以及第二映射关系，确定与在第二位置状态下超声波探头的位置相对应的体图像的目标位置；以及根据体图像获得目标位置的图像，以及显示所获得的图像。

[0011] 根据一个实施例，一种利用包括超声波探头的超声波成像系统的医学成像方法包括以下步骤：根据在被检对象的第一位置状态和第二位置状态下对被检对象的同一参考部位进行成像的超声波探头的位置，估计第一映射关系，其中第一映射关系把超声波探头的第二位置映射到第一位置，使得在第一位置状态下处于第一位置的超声波探头和在第二位置状态下处于第二位置的超声波探头对被检对象的同一部位成像；根据第一映射关系以及在第一位置状态下超声波探头的位置与体图像中位置的第二映射关系，确定与在第二位置状态下超声波探头的位置相对应的体图像的目标位置；以及根据体图像获得目标位置的图像，并显示所获得的图像。

[0012] 根据本申请的另一个方面，提供一种存储有机器可读取的指令代码的程序产品。在由计算机读取并执行该指令代码时，使得计算机能够执行上述根据本申请实施例的医学成像方法。

[0013] 根据本申请的又一个方面，提供一种承载有上述存储有机器可读取的指令代码的程序产品的存储介质。

[0014] 通过根据本申请的实施例的设备和方法，能够降低在成像对象发生了置变化时更新超声波探头的位置与预先获得的医学图像中的目标位置之间的映射关系所需的处理负荷。

附图说明

[0015] 本发明可以通过参考下文中结合附图所给出的描述而得到更好的理解，其中在所有附图中使用了相同或相似的附图标记来表示相同或者相似的部件。所述附图连同下面的

详细说明一起包含在本说明书中并且形成本说明书的一部分,而且用来进一步举例说明本发明的优选实施例和解释本发明的原理和优点。在附图中:

- [0016] 图 1 是示出根据本申请一个实施例的医学成像系统的配置示例的框图;
- [0017] 图 2 是示出根据本申请另一个实施例的医学成像系统的配置示例的框图;
- [0018] 图 3 是用于图解根据本申请实施例的医学成像系统进行的医学成像过程的说明图;
- [0019] 图 4 是示出根据本申请一个实施例的手术导引系统的配置示例的框图;
- [0020] 图 5 是示出根据本申请一个实施例的医学成像方法的过程示例的流程图;
- [0021] 图 6 是示出根据本申请另一个实施例的医学成像方法的过程示例的流程图;以及
- [0022] 图 7 是示出可以用于实现本申请的方法和设备的计算机的示例性结构的框图。

具体实施方式

[0023] 下面将参照附图来说明本发明的实施例。在本发明的一个附图或一种实施方式中描述的元素和特征可以与一个或更多个其它附图或实施方式中示出的元素和特征相结合。应当注意,为了清楚的目的,附图和说明中省略了与本发明无关的、本领域普通技术人员已知的部件和处理的表示和描述。

[0024] 如图 1 所示,根据本申请一个实施例的医学成像系统 100 包括超声波成像子系统 110、定位子系统 120、第一映射关系估计单元 130、重新定位单元 140 以及显示子系统 150。

[0025] 超声波成像子系统 110 包括超声波探头 111。如本领域已知的,超声波探头 111 可以被置于成像对象的目标部位并且发射和接收超声波。超声波成像子系统 110 可以根据超声波探头 111 所获得的信号生成目标部位的超声波图像。超声波成像子系统 110 可以包括用于获得二维图像、三维图像或动态图像的超声波成像系统。超声波成像子系统 110 的具体配置以及其可能包括的其他部件是本领域所熟知的,在此不具体示出和说明。

[0026] 定位子系统 120 被配置为确定超声波探头 111 的位置(包括坐标位置以及取向)。定位子系统 120 例如可以包括磁定位系统,磁定位系统可以包括被固定在超声波探头 111 上的磁定位传感器。然而,定位子系统 120 不限于磁定位系统,也可以采用其他定位方式,例如光学定位、超声定位等,或者可以采用上述定位方式的组合。

[0027] 第一映射关系估计单元 130 被配置为估计如下映射关系:在被检对象的位置发生移动的情况下,即,在被检对象从第一位置状态变化为第二位置状态的情况下,该映射关系能够把超声波探头 111 的第二位置映射到第一位置,其中,当超声波探头 111 在第二位置对第二位置状态下的被检对象成像时,其成像部位与超声波探头 111 在第一位置对第一位置状态下的被检对象成像时的成像部位相同。换句话说,在被检对象的位置发生了变化的情况下,利用该映射关系,能够将对第二位置状态下的被检对象成像时超声波探头 111 的位置对应到对第一位置状态下的被检对象的同一部位成像时超声波探头 111 的位置。为了便于区分,下文中将此映射关系成为第一映射关系。在具体应用中,该映射关系例如可以具有变换矩阵的形式。

[0028] 第一映射关系估计单元 130 可以根据在被检对象的第一位置状态和第二位置状态下对被检对象的同一参考部位进行成像的超声波探头 111 的位置来估计第一映射关系。

[0029] 下面进一步参照图 3 的示意图进行说明。如图 3 所示,在被检对象 303 处于位置

状态 A 时,例如由操作者将超声波探头 301 置于被检对象 303 的参考部位,系统可以记录由定位子系统确定的超声波探头 301 此时的位置,例如图 3 中所示的位置 1。当被检对象发生移动并转变为位置状态 B 时,可以由操作者将超声波探头 301 置于被检对象的同样的参考部位,并且系统记录由定位子系统确定的超声波探头 301 此时的位置,例如图 3 中所示的位置 2。根据位置 2 与位置 1 之间的相对位置关系,第一映射关系估计单元 130 可以确定上述第一映射关系。

[0030] 需要指出,被检对象的第一位置状态和第二位置状态之间的差别可以包含坐标位置平移成分以及方位角旋转成分。

[0031] 此外,参考部位可以是成像操作的成像目标部位本身,也可以是专门为了进行上述映射关系估计而选择的特定部位。

[0032] 返回参照图 1,重新定位单元 140 被配置为根据第一映射关系估计单元 130 所估计的第一映射关系以及第二映射关系,确定与在第二位置状态下超声波探头 111 的位置相对应的体图像的目标位置。其中,体图像是指该被检对象的预先获得的医学图像,例如 CT 图像、MR 图像、PET(正电子发射断层成像)图像等,并且可以通过指定目标位置(可以包括坐标和截取角度等)来根据体图像得到用于呈现的图像。第二映射关系是预先得到的在第一位置状态下超声波探头 111 的位置与体图像中位置的映射关系,即,在第一位置状态下用来将超声波探头 111 的位置对应到体图像中的目标位置的映射关系。换句话说,在被检对象的位置状态保持在位置状态 1 不变的情况下,可以基于第二映射关系来根据超声波探头位置来确定体图像中的目标位置。

[0033] 例如,可以通过以下方式得到第二映射关系:在被检对象处于第一位置状态的情况下,将被检对象的超声波图像与根据体图像获得的相应位置的图像进行配准,以将体图像中的位置与超声波探头的位置相对应。具体地,例如,操作者可以将超声波探头置于被检对象的某个部位并获得超声波图像,并且由操作者选取体图像的目标位置(例如根据超声波探头的放置部位和取向来选择体图像中的坐标和截取角度),以根据体图像得到与超声波图像大致相对应的图像,然后进行图像配准。在图像配准过程中,例如可以通过在超声波图像中以及在从体图像得到的相应图像中指定对应于被检对象的同一位置的特征点,以用于进行上述配准。

[0034] 如前所述,超声波图像可以包括二维图像和三维图像,并且可以采用相应的配准方法来进行超声波图像与体图像的配准。例如,可以参见以下文献:“Registration of freehand 3D ultrasound and magnetic resonance liver images”Penney GP 等人, Med Image Anal. 2004 Mar;8(1):81-91;“Rigid Registration of Freehand 3D Ultrasound and CT-Scan Kidney Images”Antoine Leroy 等人, Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention MICCAI 2004 Lecture Notes in Computer Science Volume 3216, 2004, pp 837-844。

[0035] 具体地,在上述映射关系具有变换矩阵的形式的情况下,假设以 P_{prob} 表示超声波探头的位置、 P_{target} 表示体图像中的目标位置、 $T_{\text{prob prob}}$ 表示上述第一映射关系、以 $T_{\text{prob target}}$ 表示上述第二映射关系,则在被检对象处于第一位置状态的情况下,可以通过下式确定目标位置:

[0036]
$$P_{\text{target}} = T_{\text{prob target}} * P_{\text{prob}}$$

[0037] 在被检对象从第一位置状态变化至第二位置状态的情况下,例如可以通过下式确定目标位置:

$$[0038] \quad P_{\text{target}} = T_{\text{prob target}} * T_{\text{prob prob}} * P_{\text{prob}}$$

[0039] 显示子系统 150 被配置为根据体图像获得由重新定位单元 140 确定的目标位置的图像,以及显示所获得的图像。

[0040] 根据一个实施例,显示子系统 150 被配置为将根据体图像获得的图像与由超声波成像子系统 110 获得的超声波图像同步地显示。从而,能够在对被检对象进行超声波成像的同时呈现预先获得的其他医学图像作为参考图像。

[0041] 通过上述配置,在被检对象的位置发生变化的情况下,不需要重新进行超声波探头与体图像中的目标位置的上述第二映射关系 ($T_{\text{prob target}}$) 的确定过程,而只需要通过相对简单的操作来确定第二位置状态下超声波探头位置与第一位置状态下超声波探头位置的上述第一映射关系 ($T_{\text{prob prob}}$),即可继续进行参考图像的呈现。

[0042] 对于操作者而言,只需要进行如下简单操作即可得到用来估计上述第一映射关系的信息:当被检对象处于第一位置状态的情况下,将超声波探头置于对被检对象的参考部位成像的位置,并记录此时超声波探头的位置;当被检对象移动至第二位置状态时,再次将超声波探头置于对该参考部位成像的位置,并记录此时超声波探头的位置。因此,通过本申请的上述实施例,能够降低在被检对象发生了位置变化时更新映射关系的处理负荷。

[0043] 此外,当被检对象的位置发生多次变化的情况下,每次发生位置变化之后,可以根据当前位置状态下得到的位置信息和第一位置状态(初始位置状态)下得到的位置信息来估计上述第一映射关系,而不使用中间位置状态下得到的位置信息和映射关系,从而避免误差的累积。

[0044] 在上述实施例中,第一映射关系估计单元根据在被检对象的第一位置状态和第二位置状态下对被检对象的同一参考部位进行成像的超声波探头的位置来估计第一映射关系。理想的情况是,每次都应将超声波探头放置成与被检对象具有相同的相对位置。然而,如果例如由于操作者手动操作的偏差导致上述两次放置时超声波探头与被检对象的相对位置有差别,则会导致重新定位单元 140 基于如此估计出的第一映射关系而确定的目标位置有所偏差。其造成的结果有可能是:根据体图像得到的参考图像的成像部位虽然与超声波探头当前的成像部位大致相同,但可能存在一定的平移和/或旋转偏差。

[0045] 再次参照图 3 示出的示例,假设在位置状态 A 的情况下将超声波探头置于位置 1,在位置状态 B 的情况下将超声波探头置于位置 2,并根据位置 1 和位置 2 来估计第一映射关系。如图所示,由于手动操作的偏差,位置 1 的超声波探头与位置状态 A 的被检对象之间的相对位置与位置 2 的超声波探头与位置状态 B 的被检对象之间的相对位置之间存在偏差 Δ 。其中,实际位置(位置 2)与理想位置(位置 3)之间的偏差例如可以包括以下方面的分量:超声波探头的平移偏差、超声波探头轴线的方向角的偏差、以及超声波探头绕其轴线的旋转角的偏差等。

[0046] 因此,接下来要说明的本申请的实施例的一个目的在于缓解由于手动操作的偏差造成的影响,以进一步提高所确定的体图像中目标位置的准确度。

[0047] 如图 2 所示,根据本申请另一个实施例的医学成像系统 200 包括超声波成像子系统 210(其包括超声波探头 211)、定位子系统 220、第一映射关系估计单元 230、重新定位单

元 240、显示子系统 250 以及第三映射关系估计单元 260。

[0048] 超声波成像子系统 210、定位子系统 220、第一映射关系估计单元 230 以及显示子系统 250 的配置与前面参照图 1 说明的超声波成像子系统 110、定位子系统 120、第一映射关系估计单元 130 以及显示子系统 150 类似。

[0049] 第三映射关系估计单元 260 被配置为估计第三映射关系,其中,第三映射关系与第一映射关系的组合(例如,在以变换矩阵表示映射关系的情况下,可以将第一映射关系的变换矩阵与第三映射关系的变换矩阵的乘积作为该组合)把超声波探头 211 的第三位置映射到第一位置,使得在第一位置状态下处于该第一位置的超声波探头和在第二位置状态下处于该第三位置的超声波探头对被检对象的成像结果一致。换句话说,第三映射关系用于抵消例如由于操作者手动操作的偏差导致的超声波探头与被检对象的相对位置的差别,例如图 3 中所示的偏差 Δ 。

[0050] 第三映射关系估计单元 260 根据在被检对象的第一位置状态和第二位置状态下对被检对象的参考部位进行成像得到的超声波图像之间的配准偏差来估计第三映射关系。可以采用多种已有方法来确定超声波图像之间的配准偏差。例如参见以下文献:两种基于灰度相似性测度的超声波图像配准方法的比较(A Comparison of Two Similarity Measures in Intensity-based Ultrasound Image Registration),高爽等人,中国图象图形学报(JOURNAL OF IMAGE AND GRAPHICS),2006,11(3)。

[0051] 根据一个实施例,可以计算超声波图像的亮度值的局部方差,并基于将该局部方差映射到图像上的方差图来确定上述配准偏差。即,比较摄像的超声波图像的方差图和成为配准对象的方差图,并将其偏移量最小的位置确定为配准偏差。此外,作为另一种方法,通过将提取了基于图像的对配准贡献度较高的高频区域的高频图像彼此比较来进行配准,能够进一步提高处理效率。

[0052] 基于在第一位置状态和第二位置状态下对参考部位进行成像而得到的超声波图像来估计第三映射关系的配置具有以下优点:由于所要比较的图像均为超声波图像,避免了由不同成像方式造成的图像差别,使得有可能在不需要通过例如手动选取特征点等操作的情况下进行配准;另外,由于所要比较的图像大致针对同一部位,所以不需要搜索或者手动选取所要比较的图像区域。因此,可以在无需操作者介入的情况下自动进行上述配准偏差的确定,从而减小操作者的操作负担。

[0053] 与参照图 1 说明的本申请的实施例类似,通过根据参照图 2 说明的本实施例的医学成像系统,在被检对象的位置发生变化的情况下,只需要进行如下简单操作即可得到用来估计上述第一映射关系和第三映射关系的信息:当被检对象处于第一位置状态的情况下,将超声波探头置于对被检对象的参考部位成像的位置并对参考部位成像,记录此时超声波探头的位置以及所获得的超声波图像;当被检对象移动至第二位置状态时,再次将超声波探头置于对该参考部位成像的位置并进行成像,并记录此时超声波探头的位置以及所获得的超声波图像。换句话说,与参照图 1 说明的实施例相比,在本实施例中仅增加了对参考部位进行超声波成像的处理,对于操作者而言,实际的操作负荷基本相同。

[0054] 另外,根据一个实施例,可以将参考部位选择为受被检对象的受呼吸运动的影响低于预定水平的部位,例如颈部、下腹部等,以降低使被检对象本身的呼吸运动对上述配准偏差的影响,从而有利于更准确地根据上述配准偏差估计第三映射关系。然而,本申请不限

于如上选择参考部位,例如,在参考部位受呼吸作用影响较大时,可以基于在呼吸周期中的特定阶段(例如呼气末、吸气末)获得的超声波图像来估计第三映射关系,从而降低呼吸运动造成的影响。

[0055] 此外,如前所述,根据本申请实施例的超声波成像子系统得到的超声波图像可以包括二维图像、三维图像或动态图像。对于二维图像和三维图像,可以分别采用针对二维图像和三维图像的方法来确定超声波图像之间的配准偏差。例如可以参照以下文献:“Elastic registration of 3D ultrasound images”Foroughi P等人.Med Image Comput Assist Interv.2005 ;8 (Pt 1):83-90)。另外,对于动态图像,例如可以基于图像的帧来确定上述配准偏差。需要指出,配准偏差可以包含平移分量和旋转分量。

[0056] 相应地,重新定位单元 240 被配置为根据第一映射关系估计单元 230 估计的第一映射关系、预先得到的在第一位置状态下超声波探头 211 的位置与体图像中位置之间的第二映射关系、以及由第三映射关系估计单元 260 估计的第三映射关系,来确定与在第二位置状态下超声波探头的位置相对应的体图像的目标位置。

[0057] 具体地,在上述映射关系具有变换矩阵的形式的情况下,假设以 P_{prob} 表示超声波探头的位置、 P_{target} 表示体图像中的目标位置、 $T_{\text{prob prob}}$ 表示第一映射关系、以 $T_{\text{prob target}}$ 表示第二映射关系、以 $T_{\text{ultra ultra}}$ 表示第三映射关系,则在被检对象从第一位置状态变化至第二位置状态的情况下,例如可以通过下式确定目标位置:

$$[0058] \quad P_{\text{target}} = T_{\text{prob target}} * T_{\text{ultra ultra}} * T_{\text{prob prob}} * P_{\text{prob}}$$

[0059] 通过根据本实施例的医学成像系统,能够降低操作者放置超声波探头时的位置误差的影响,从而以更高的准确度确定与超声波探头位置相对应的图像的目标位置。并且,实质上并未增加操作者的操作负荷。

[0060] 根据本申请实施例的医学成像系统可以用于手术导引系统。如图 4 所示,根据本申请的一个实施例的手术导引系统 400 包括医学成像系统 410。手术导引系统 400 可以包括例如用于介入式手术的导引系统。

[0061] 医学成像系统 410 可以具有以上说明的根据本申请各种实施例的配置,并且可以用于在术前、术中(尤其是介入式手术)和术后进行成像,从而提高手术的安全性,以及进行效果评估。

[0062] 医学成像系统 410 可以在提供实时的超声波图像的同时,与该超声波图像的成像位置相对应地呈现其他医学图像,例如 CT 图像、MR 图像、PET 图像等,从而提供更多的参考信息。

[0063] 并且,当手术对象在手术过程中发生移动的情况下,通过较为简单的操作更新用于重新定位目标位置的映射关系,从而能够降低操作者的操作负荷,并且有利于减小手术时间。

[0064] 在上文对实施方式中的医学成像系统的描述过程中,显然还公开了一些处理或方法。下文中,在不重复上文中已经讨论过的某些细节的情况下给出这些方法的概述。

[0065] 图 5 示出了根据本申请一个实施例的利用包括超声波探头的超声波成像系统的医学成像方法。

[0066] 在步骤 S510,根据在被检对象的第一位置状态和第二位置状态下对被检对象的同一参考部位进行成像的超声波探头的位置,估计第一映射关系。其中,第一映射关系把超声

波探头的第二位置映射到第一位置,使得在第一位置状态下处于第一位置的所述超声波探头和在第二位置状态下处于第二位置的超声波探头对被检对象的同一部位成像。

[0067] 根据一个具体实施例,通过固定在超声波探头上的磁定位传感器来确定超声波探头的位置。然而本申请不限于此,也可以采用其他定位方式,如光学定位或超声定位等。

[0068] 在步骤 S520,根据第一映射关系以及在第一位置状态下超声波探头的位置与体图像中位置的第二映射关系,确定与在第二位置状态下超声波探头的位置相对应的体图像的目标位置。

[0069] 第二映射关系例如是通过将第一位置状态下的被检对象的超声波图像与根据体图像获得的相应位置的图像进行配准而得出的。超声波图像可以包括二维图像、三维图像或动态图像。体图像可以包括 CT 图像、MR 图像或 PET 图像等。

[0070] 在步骤 S530,根据体图像获得目标位置的图像,并显示所获得的图像。

[0071] 根据一个实施例,可以将根据体图像获得的图像(作为参考图像)与由超声波成像系统获得的超声波图像同步地显示。

[0072] 在如图 6 所示的根据本申请另一个实施例的医学成像方法中,步骤 S610 与步骤 S630 与以上参照图 5 说明的步骤 S510 和步骤 S530 类似。

[0073] 在步骤 S612,根据在被检对象的第一位置状态和第二位置状态下对被检对象的参考部位进行成像得到的超声波图像之间的配准偏差,估计第三映射关系。

[0074] 其中,第三映射关系与第一映射关系的组合(例如,变换矩阵的乘积)把超声波探头的第三位置映射到第一位置,使得在第一位置状态下处于第一位置的超声波探头和在第二位置状态下处于第三位置的超声波探头对被检对象的成像结果一致。

[0075] 根据一个实施例,基于超声波图像的方差图来确定用于估计第三映射关系的配准偏差。

[0076] 对于二维超声波图像和三维超声波图像,可以分别采用相应的图像处理方式获得上述配准偏差。

[0077] 根据一个实施例,从被检对象的受呼吸运动的影响低于预定水平的部位中选择上述参考部位。但本申请不限于此,例如,也可以基于在呼吸周期中的特定阶段获得的超声波图像来估计第三映射关系,从而降低呼吸运动造成的影响。

[0078] 在步骤 S620,根据第一映射关系、第二映射关系和第三映射关系(例如,利用变换矩阵的乘积)来确定与在第二位置状态下超声波探头的位置相对应的体图像的目标位置。

[0079] 作为一个示例,上述图像处理方法的各个步骤以及上述图像处理装置的各个组成模块和/或单元可以实施为软件、固件、硬件或其组合。在通过软件或固件实现的情况下,可以从存储介质或网络向具有专用硬件结构的计算机(例如图 7 所示的通用计算机 700)安装构成用于实施上述方法的软件的程序,该计算机在安装各种程序时,能够执行各种功能等。

[0080] 在图 7 中,运算处理单元(即 CPU)701 根据只读存储器 (ROM) 702 中存储的程序或从存储部分 708 加载到随机存取存储器 (RAM) 703 的程序执行各种处理。在 RAM 703 中,也根据需要存储当 CPU 701 执行各种处理等等时所需的数据。CPU 701、ROM 702 和 RAM 703 经由总线 704 彼此链路。输入/输出接口 705 也链路到总线 704。

[0081] 下述部件链路到输入/输出接口 705:输入部分 706(包括键盘、鼠标等等)、输出

部分 707 (包括显示器,比如阴极射线管 (CRT)、液晶显示器 (LCD) 等,和扬声器等)、存储部分 708 (包括硬盘等)、通信部分 709 (包括网络接口卡比如 LAN 卡、调制解调器等)。通信部分 709 经由网络比如因特网执行通信处理。根据需要,驱动器 710 也可链路到输入 / 输出接口 705。可拆卸介质 711 比如磁盘、光盘、磁光盘、半导体存储器等等根据需要被安装在驱动器 710 上,使得从中读出的计算机程序根据需要被安装到存储部分 708 中。

[0082] 在通过软件实现上述系列处理的情况下,从网络比如因特网或存储介质比如可拆卸介质 711 安装构成软件的程序。

[0083] 本领域的技术人员应当理解,这种存储介质不局限于图 7 所示的其中存储有程序、与设备相分离地分发以向用户提供程序的可拆卸介质 711。可拆卸介质 711 的例子包含磁盘 (包含软盘 (注册商标))、光盘 (包含光盘只读存储器 (CD-ROM) 和数字通用盘 (DVD))、磁光盘 (包含迷你盘 (MD) (注册商标)) 和半导体存储器。或者,存储介质可以是 ROM 702、存储部分 708 中包含的硬盘等等,其中存有程序,并且与包含它们的设备一起被分发给用户。

[0084] 本发明还提出一种存储有机器可读的指令代码的程序产品。所述指令代码由机器读取并执行时,可执行上述根据本发明实施例的图像处理方法。

[0085] 相应地,用于承载上述存储有机器可读的指令代码的程序产品的存储介质也包括在本发明的公开中。所述存储介质包括但不限于软盘、光盘、磁光盘、存储卡、存储棒等等。

[0086] 在上面对本发明具体实施例的描述中,针对一种实施方式描述和 / 或示出的特征可以用相同或类似的方式在一个或多个其它实施方式中使用,与其它实施方式中的特征相组合,或替代其它实施方式中的特征。

[0087] 应该强调,术语“包括 / 包含”在本文使用时指特征、要素、步骤或组件的存在,但并不排除一个或多个其它特征、要素、步骤或组件的存在或附加。

[0088] 在上述实施例和示例中,采用了数字组成的附图标记来表示各个步骤和 / 或单元。本领域的普通技术人员应理解,这些附图标记只是为了便于叙述和绘图,而并非表示其顺序或任何其他限定。

[0089] 此外,本发明的方法不限于按照说明书中描述的时间顺序来执行,也可以按照其他的时间顺序地、并行地或独立地执行。因此,本说明书中描述的方法的执行顺序不对本发明的技术范围构成限制。

[0090] 尽管上面已经通过对本发明的具体实施例的描述对本发明进行了披露,但是,应该理解,上述的所有实施例和示例均是示例性的,而非限制性的。本领域的技术人员可在所附权利要求的精神和范围内设计对本发明的各种修改、改进或者等同物。这些修改、改进或者等同物也应当被认为包括在本发明的保护范围内。

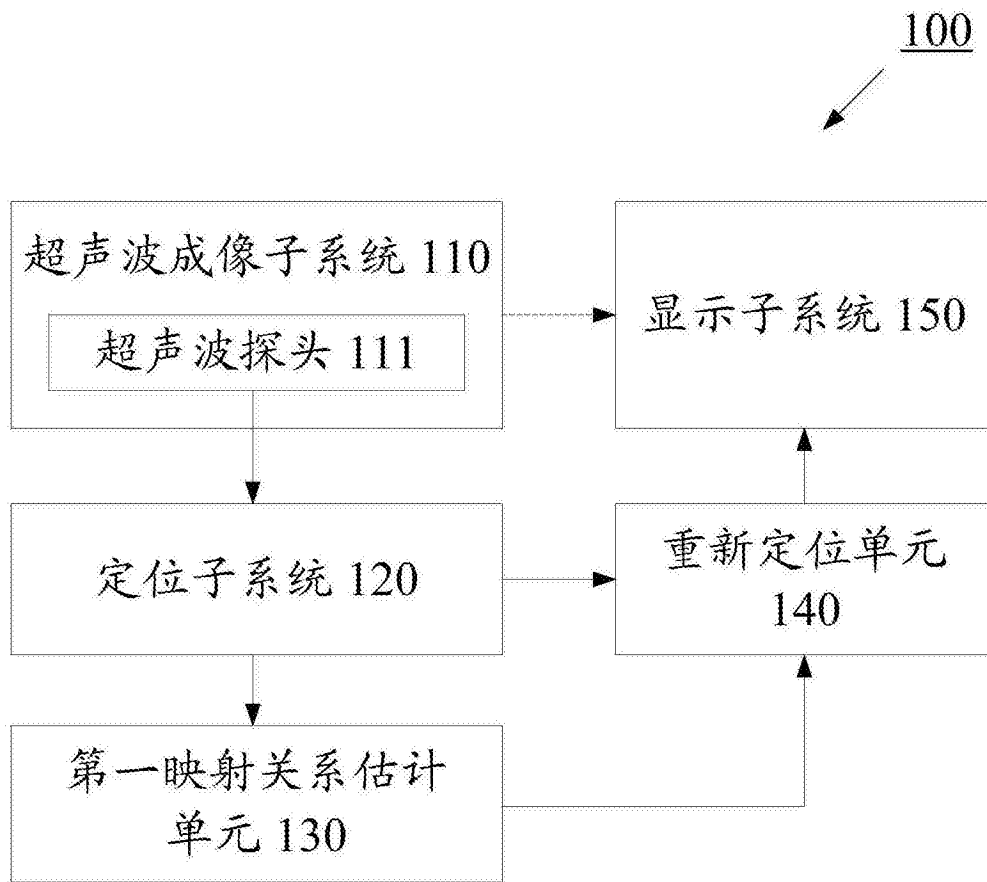


图 1

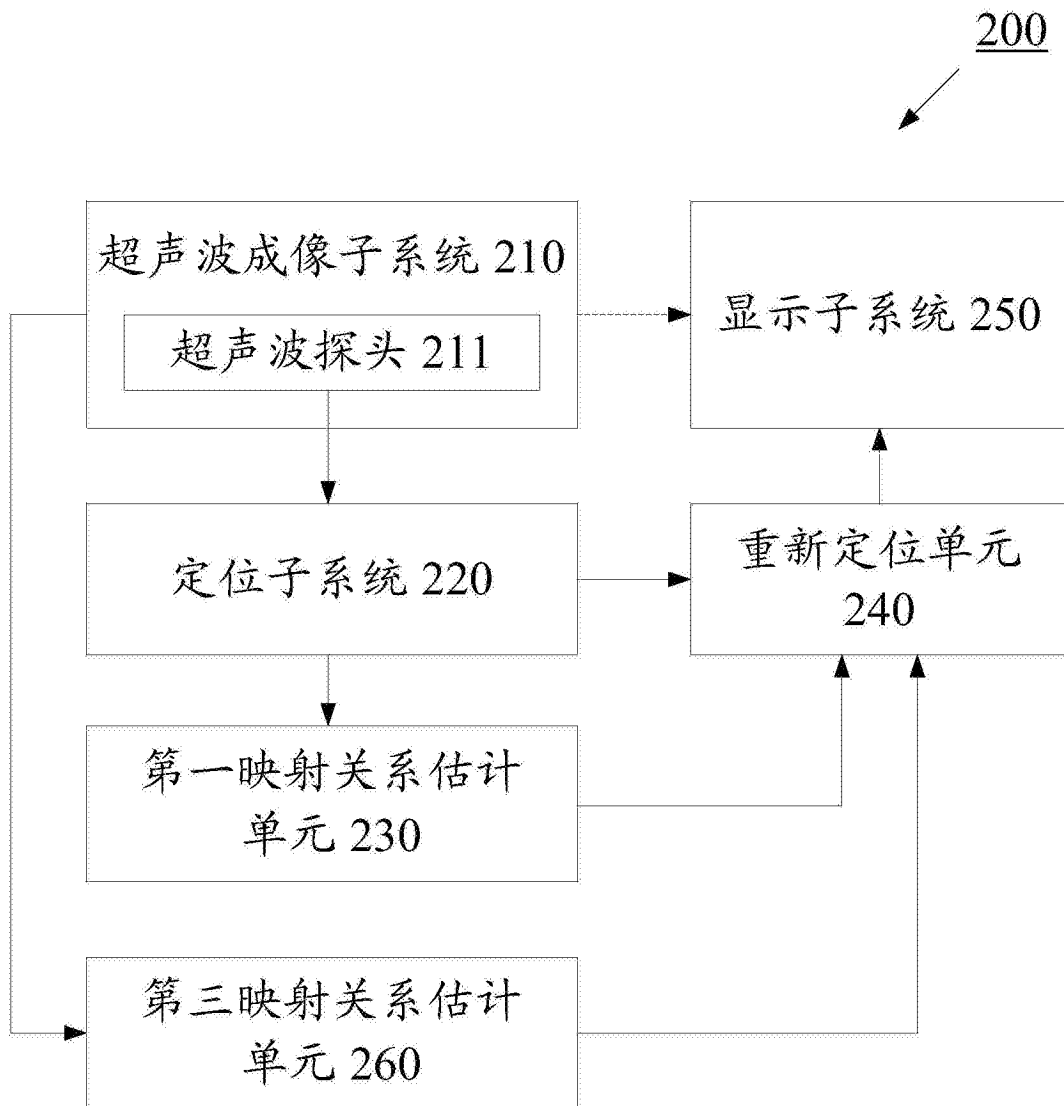


图 2

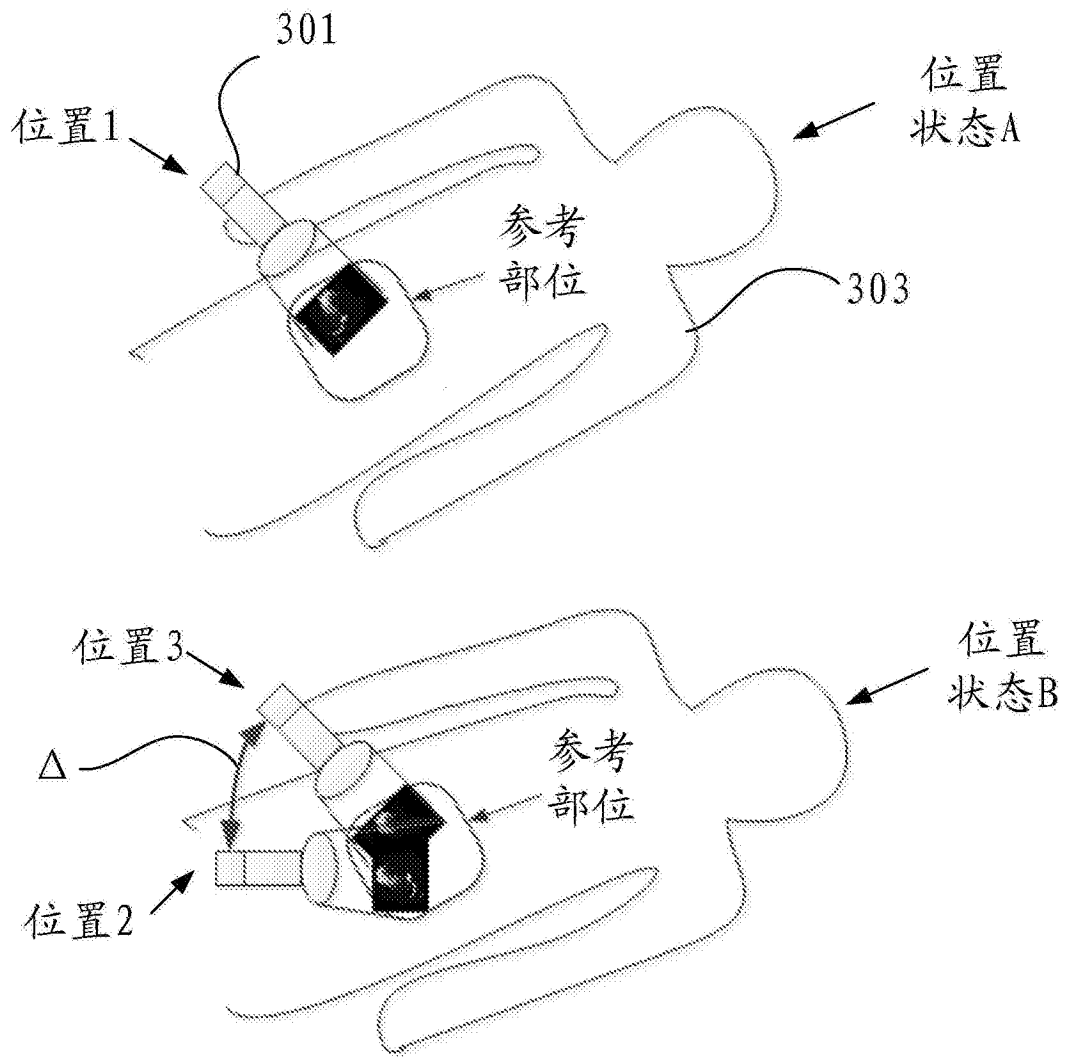


图 3



图 4

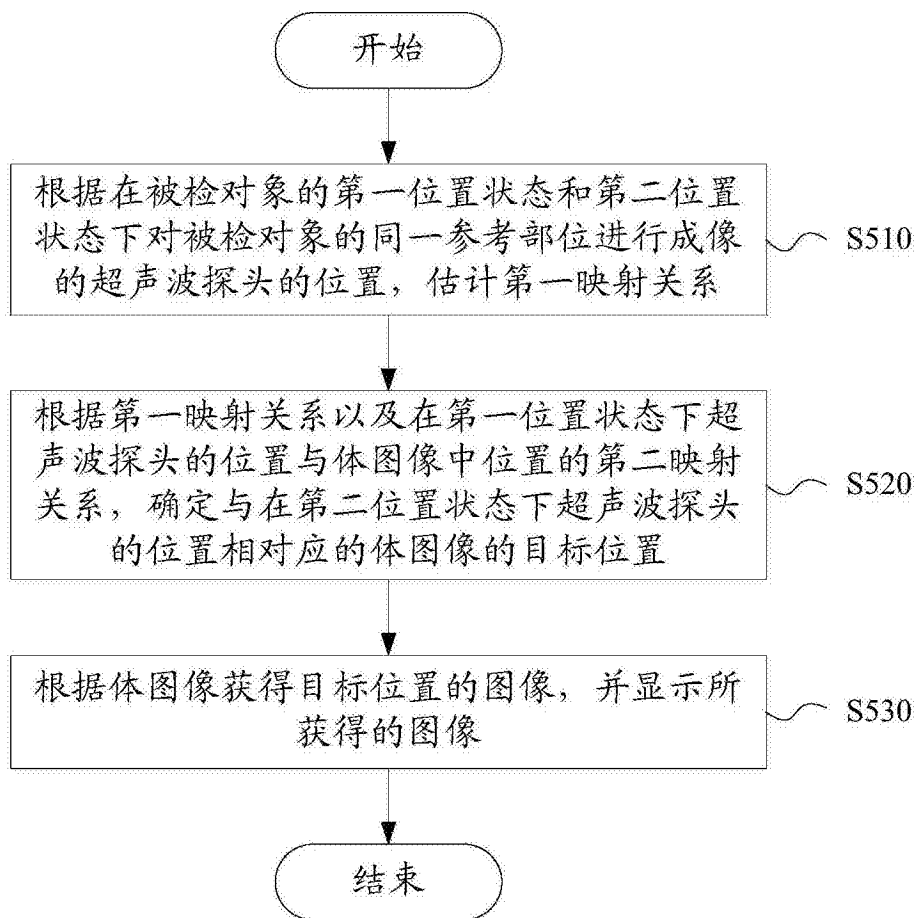


图 5

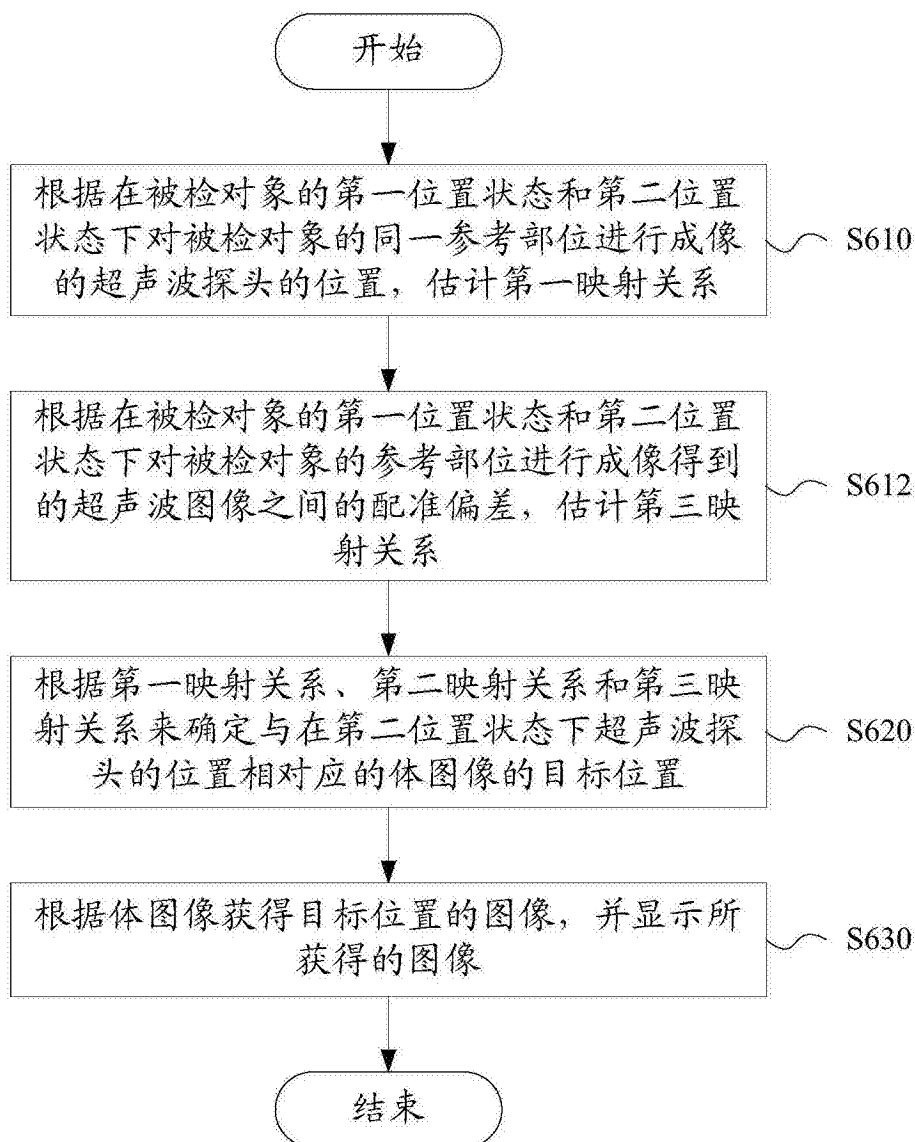


图 6

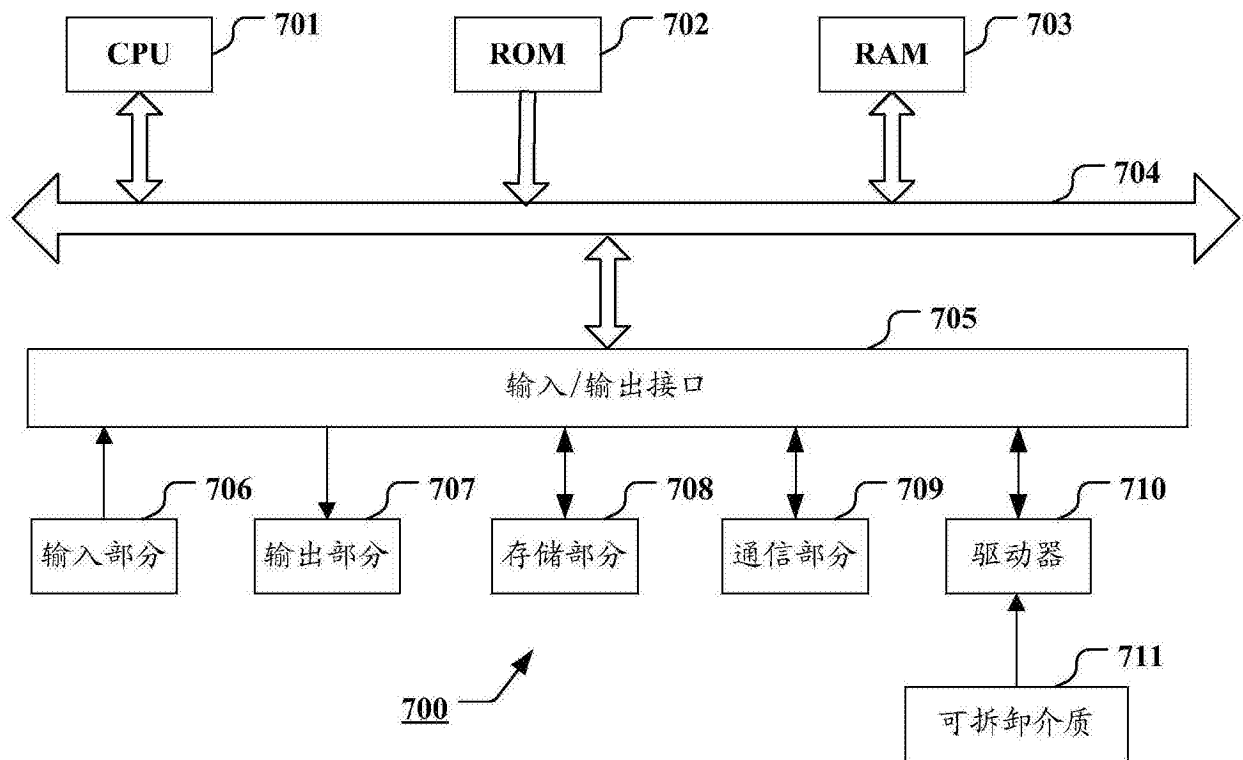


图 7

专利名称(译)	医学成像系统、手术导引系统以及医学成像方法		
公开(公告)号	CN105433977A	公开(公告)日	2016-03-30
申请号	CN201410374101.5	申请日	2014-07-31
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
[标]发明人	廖育华 李广		
发明人	廖育华 李广		
IPC分类号	A61B8/00 A61B19/00		
CPC分类号	A61B5/0035 A61B5/055 A61B6/032 A61B6/037 A61B8/4254 A61B8/4444 A61B8/461 A61B8/5215 A61B8/5261 G16H50/20		
代理人(译)	杜诚 李春晖		
其他公开文献	CN105433977B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本公开涉及医学成像系统、手术导引系统和医学成像方法。医学成像系统包括：超声波探头，其发射和接收超声波；定位子系统，其附着至超声波探头并检测超声波探头的位置；第一映射关系估计单元，其在处于被检对象的第一位置状态和第二位置状态时分别录入超声波探头的位置，根据第一位置状态和第二位置状态下超声波探头的位置估计第一映射关系；体图像获得单元，其获得体图像，并将处于第一位置状态时超声波探头的位置与体图像的位置关系估计为第二映射关系；重新定位单元，其根据第一映射关系和第二映射关系确定与在第二位置状态下超声波探头的位置相对应的体图像的目标位置；以及显示子系统，其根据体图像获得目标位置的图像，并显示所获得的图像。

