



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 110741411 B

(45) 授权公告日 2024. 02. 23

(21) 申请号 201880038719.0

(22) 申请日 2018.05.07

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 110741411 A

(43) 申请公布日 2020.01.31

(30) 优先权数据
62/504,571 2017.05.11 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2019.12.11

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2018/061636 2018.05.07

(87) PCT国际申请的公布数据
W02018/206473 EN 2018.11.15

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司
地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 J·克吕克尔

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002
专利代理师 刘兆君

(51) Int.Cl.
G06T 7/30 (2006.01)

(56) 对比文件
WO 2016178198 A1, 2016.11.10
EP 2131326 A2, 2009.12.09
CN 101836236 A, 2010.09.15
CN 105025803 A, 2015.11.04
CN 103108586 A, 2013.05.15
CN 104739410 A, 2015.07.01
US 2013060474 A1, 2013.03.07
US 2008255456 A1, 2008.10.16

审查员 张阿真

权利要求书3页 说明书10页 附图4页

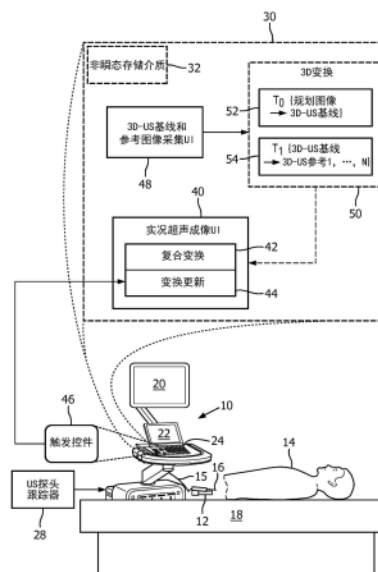
(54) 发明名称

用于超声流程中的运动补偿的工作流程、系统和方法

(57) 摘要

一种具有超声探头(12)的超声成像设备(10)采集实况超声图像,所述实况超声图像和使用复合变换(42)与所述实况超声图像配准的轮廓图像(62)或参考图像(60)被一起显示。为了更新所述复合变换,所述超声成像设备采集基线三维超声(3D-US)图像(66)和一幅或多幅参考3D-US图像(70),所述基线3D-US图像被标记有由探头跟踪器测量的所述超声探头的对应基线取向,每幅参考3D-US图像被标记有对应参考取向。计算变换(54)以将每幅参考3D-US图像与所述基线3D-US图像进行空间配准。确定最接近的参考3D-US图像,所述最接近的参考3D-US图像的对应取向最接近由所述探头跟踪器测量的所述超声探头的当前取向。更新所述复合变换以包括用于将所述最接近的参考3D-US图像空间配准到所述基线3D-US图像的变换。

CN 110741411 B



1. 一种介入成像设备,包括:

超声探头 (12);

超声成像设备 (10),其与所述超声探头操作性地连接,以使用所述超声探头来执行超声成像;

显示器 (20、22);

探头跟踪器 (28),其操作用于跟踪所述超声探头的取向;

电子处理器 (30),其与所述超声成像设备、所述探头跟踪器以及所述显示器操作性地连接;以及

非瞬态存储介质 (32),其存储能由所述电子处理器读取并运行以执行以下操作的指令:操作所述超声成像设备以采集实况超声图像,并且操作所述显示器以将所述实况超声图像和使用复合变换 (42) 与所述实况超声图像配准的轮廓图像 (62) 或参考图像 (60) 一起显示,所述复合变换是两个或更多个变换的乘积,并且执行包括以下各项的操作:

操作所述超声成像设备以采集基线三维超声图像 (66),所述基线三维超声图像被标记有由所述探头跟踪器针对所述基线三维超声图像测量的所述超声探头的对应基线取向;

操作所述超声成像设备以采集多幅参考三维超声图像 (70),每幅参考三维超声图像被标记有由所述探头跟踪器针对所述参考三维超声图像测量的所述超声探头的对应参考取向;

计算变换 (54) 以将每幅参考三维超声图像与所述基线三维超声图像进行空间配准;

确定最接近的参考三维超声图像,所述最接近的参考三维超声图像的对应取向最接近由所述探头跟踪器测量的所述超声探头的当前取向;并且

更新复合变换以包括用于将所述最接近的参考三维超声图像空间配准到所述基线三维超声图像的变换。

2. 根据权利要求1所述的介入成像设备,其中:

计算变换 (54) 以将每幅参考三维超声图像与所述基线三维超声图像进行空间配准的操作计算一组变换 $\{T_{1,i}\}_{i=1,\dots,N}$,其中,N是参考三维超声图像的数量,并且所述变换 $T_{1,i}$ 将由 i 索引的所述参考三维超声图像与所述基线三维超声图像进行空间配准;并且

所述复合变换 (42) 的所述更新包括将所述复合变换更新为变换 $T_{1,k}$ 与变换 $T_{2,k}$ 的乘积,其中,k对所确定的最接近的参考三维超声图像进行索引,并且变换 $T_{2,k}$ 将所确定的最接近的参考三维超声图像与所述实况超声图像进行空间配准。

3. 根据权利要求1所述的介入成像设备,其中:

计算变换 (54) 以将每幅参考三维超声图像与所述基线三维超声图像进行空间配准的操作计算一组变换 $\{T_{1,i}\}_{i=1,\dots,N}$,其中,N是参考三维超声图像的数量,并且所述变换 $T_{1,i}$ 将由 i 索引的所述参考三维超声图像与所述基线三维超声图像进行空间配准;并且

所述复合变换 (42) 的所述更新包括将所述复合变换更新为变换 T_0 与所述变换 $T_{1,k}$ 和所述变换 $T_{2,k}$ 的乘积,其中,k对所确定的最接近的参考三维超声图像进行索引,并且变换 $T_{2,k}$ 将所确定的最接近的参考三维超声图像与所述实况超声图像进行空间配准,并且其中,所述变换 T_0 将通过不同于超声的第二成像模态采集的三维规划图像 (60) 与所述基线三维超声图像进行空间配准;并且

所述复合变换的所述更新不更新所述变换 T_0 。

4. 根据权利要求3所述的介入成像设备,其中,所述三维规划图像(60)包括三维磁共振图像或三维计算机断层摄影图像。

5. 根据权利要求3-4中的任一项所述的介入成像设备,其中,与所述实况超声图像一起显示的所述轮廓图像(62)或所述参考图像(60)包括在所述规划图像中限定的并使用所述变换 T_0 与所述基线三维超声图像配准的轮廓(62)。

6. 根据权利要求2-3中的任一项所述的介入成像设备,其中,所述电子处理器(30)操作所述超声成像设备(10)以采集实况超声图像的时间序列并将所述实况超声图像的所述时间序列和使用所述复合变换(42)与所述实况超声图像配准的所述轮廓图像(62)或所述参考图像(60)一起显示,并且其中:

通过将所确定的用k索引的最接近的参考三维超声图像与所述实况超声图像进行空间配准来生成针对在对所述复合变换的所述更新之后采集的所述实况超声图像的经更新的复合变换的变换 $T_{2,k}$ 。

7. 根据权利要求1-3中的任一项所述的介入成像设备,其中,通过检测用户对触发控件(46)的激活来触发对所述复合变换(42)的所述更新。

8. 一种非瞬态存储介质(32),其存储能由电子处理器(30)读取并运行的指令,所述电子处理器与超声成像设备(10)操作性地通信,所述超声成像设备具有超声探头(12),并且具有显示器(20、22),并且具有操作性地跟踪所述超声探头的取向的探头跟踪器(28),所述指令能由所述电子处理器读取并运行以执行包括以下各项的实时成像方法:

操作所述超声成像设备以采集实况超声图像;

使用复合变换(42)将轮廓图像(62)或参考图像(60)与所述实况超声图像进行空间配准;

在所述显示器上将所述实况超声图像与经空间配准的轮廓图像或参考图像一起显示;并且

通过包括以下各项的操作来调整所述复合变换:

操作所述超声成像设备以采集基线三维超声图像(66),所述基线三维超声图像被标记有由所述探头跟踪器针对所述基线三维超声图像测量的所述超声探头的对应基线取向;

操作所述超声成像设备以采集多幅参考三维超声图像(70),每幅参考三维超声图像被标记有由所述探头跟踪器针对所述参考三维超声图像测量的所述超声探头的对应参考取向;

计算一组变换 $\{T_{1,i}\}_{i=1,\dots,N}$ (54),以将所述参考三维超声图像与所述基线三维超声图像进行空间配准,其中,N是参考三维超声图像的数量,并且所述变换 $T_{1,i}$ 将由i索引的所述参考三维超声图像与所述基线三维超声图像进行空间配准;

确定最接近的参考取向,所述最接近的参考取向最接近由所述探头跟踪器测量的所述超声探头的当前取向;并且

将所述复合变换更新为至少变换 $T_{1,k}$ 与变换 $T_{2,k}$ 的乘积,其中,k对所确定的最接近的参考三维超声图像进行索引,从而所述变换 $T_{1,k}$ 将用k索引的所确定的最接近的参考三维超声图像与所述基线三维超声图像进行空间配准,并且所述变换 $T_{2,k}$ 将所确定的最接近的参考三维超声图像与所述实况超声图像进行空间配准。

9. 根据权利要求8所述的非瞬态存储介质(32),其中:

所述更新还将所述复合变换(42)更新为变换 T_0 与所述变换 $T_{1,k}$ 和所述变换 $T_{2,k}$ 的乘积,其中,所述变换 T_0 将通过不同于超声的第二成像模态采集的三维规划图像(60)与所述基线三维超声图像(66)进行空间配准;并且

与所述实况超声图像一起显示的所述轮廓图像(62)或所述参考图像(60)是所述规划图像或在所述规划图像中限定的轮廓。

10. 根据权利要求8-9中的任一项所述的非瞬态存储介质(32),其中,迭代地重复以下操作以采集实况超声图像的时间序列并将所述实况超声图像的所述时间序列与使用所述复合变换(42)与所述实况超声图像配准的所述轮廓图像或所述参考图像一起显示:操作所述超声成像设备(10)以采集所述实况超声图像,从而将所述轮廓图像(62)或所述参考图像(60)与所述实况超声图像进行空间配准并将所述实况超声图像与经空间配准的轮廓图像或参考图像一起显示。

11. 根据权利要求10所述的非瞬态存储介质(32),其中,在对实况超声图像的所述时间序列的所述采集和所述显示之前执行以下操作:操作所述超声成像设备(10)以采集所述基线三维超声图像(66),从而操作所述超声成像设备以采集所述多幅参考三维超声图像并计算所述一组变换 $\{T_{1,i}\} i=1, \dots, N$ (54)。

12. 根据权利要求11所述的非瞬态存储介质(32),其中,通过还包括以下各项的操作对所述复合变换(42)进行所述更新:

中断对实况超声图像的所述时间序列的所述采集和所述显示,以操作所述超声成像设备(10)以采集被标记有所述对应参考取向的新参考三维超声图像;并且计算将所述新参考三维超声图像与所述基线三维超声图像(66)进行空间配准的新变换 $T_{1,N+1}$;

其中,如果所确定的最接近的参考取向对应于所述新参考三维超声图像,则将所述复合变换更新为所述变换 $T_{1,N+1}$ 与变换 $T_{2,N+1}$ 的乘积,所述变换 $T_{2,N+1}$ 将所述新参考三维超声图像与所述实况超声图像进行空间配准。

13. 根据权利要求12所述的非瞬态存储介质(32),其中,所述超声成像设备(10)采集所述新参考三维超声图像的操作包括:提示用户在对所述新参考三维超声图像的所述采集期间手动操纵所述超声探头(12)以执行对所述超声探头的指定扫频。

14. 根据权利要求8-9中的任一项所述的非瞬态存储介质(32),其中,通过检测用户对触发控件(46)的激活来触发对所述复合变换(42)的所述调整。

15. 根据权利要求8-9中的任一项所述的非瞬态存储介质(32),其中,所述超声成像设备(10)采集所述实况超声图像的操作包括:

操作所述超声成像设备以采集包括二维超声图像的所述实况超声图像。

用于超声流程中的运动补偿的工作流程、系统和方法

技术领域

[0001] 下文总体上涉及诸如活检领域、近距离放射治疗领域等的成像引导的外科手术领域,涉及在这种外科手术流程中被执行以提供成像引导的超声成像等。

背景技术

[0002] 成像引导的外科手术流程用于各种各样的目的,例如,组织样本提取(即,活检)流程、靶向激光消融流程以及近距离放射治疗流程(其中将放射性种子递送到靶向位置)。超声(US)成像是一种用于对外科手术流程(例如,直肠前列腺活检流程或近距离放射治疗流程)的图像引导的常用模态。在这些流程中,采用直肠US探头并且可以使用网格将活检针或其他介入器械进行对准。为了获得(接近)实时成像,通常采用二维(2D)US成像(通常被称为“实况”2D-US成像)。如果成像速度足够快,则也可以采用3D-US实况成像。为了在空间中配准实况US图像,可以例如通过电磁(EM)跟踪、光学跟踪(如果探头在患者体外的话)等对US探头进行跟踪。另外,采集术前三维(3D)US基线图像以提供在3D空间中对前列腺或(一个或多个)其他感兴趣的解剖特征的轮廓绘制。在一些流程中,通过另一种模态(例如,磁共振成像(MRI)或计算机断层摄影(CT))来采集三维(3D)规划图像,在规划图像中完成轮廓绘制,并且将3D US基线图像用作中介物以将规划图像(或在规划图像中限定的轮廓)配准到实况2D-US图像。在后一种情况下,通常在图像引导的外科手术流程之前采集规划图像,以提供用于识别肿瘤或其他活检目标的信息,从而绘制前列腺器官的轮廓。

[0003] 在Xu等人的美国专利US 8885897中公开了一些说明性方法。在一种这样的说明性方法中,将术前基线3D-US图像与3D诊断图像(例如,3D-MRI)进行比较,以确定将基线3D-US与3D-MRI体积图像进行配准的基线变换。在外科手术流程中,采集实况2D(或3D)US图像。将一幅或一组实况US图像与基线3D-US图像进行比较,以确定运动校正变换。利用基线变换和运动校正变换对3D-MRI图像进行图像调整,以生成经运动校正的3D-MRI图像,该3D-MRI图像与实况US图像的显示一起进行显示(例如,与实况US图像融合而一起显示)。以这种方式,补偿了在采集3D-MRI图像与随后的实况US成像之间可能已经发生的组织运动(即,变形或改变)。

[0004] 下文公开了新的且改进的系统和方法。

发明内容

[0005] 在一个公开的方面中,一种介入成像设备包括:超声探头;超声成像设备,其与所述超声探头操作性地连接,以使用所述超声探头来执行超声成像;显示器;以及探头跟踪器(28),其操作用于跟踪所述超声探头的取向。所述设备还包括:电子处理器,其与所述超声成像设备、所述探头跟踪器以及所述显示器操作性地连接;以及非瞬态存储介质,其存储能由所述电子数据处理单元读取并运行以执行以下操作的指令:操作所述超声成像设备以采集实况超声图像,并且操作所述显示器以将所述实况超声图像和使用复合变换与所述实况超声图像配准的轮廓图像或参考图像一起显示,并且执行包括以下各项的另外的操作:操作

所述超声成像设备以采集基线三维超声 (3D-US) 图像,所述基线3D-US图像被标记有由所述探头跟踪器针对所述基线3D-US图像测量的所述超声探头的对应基线取向;操作所述超声成像设备以采集一幅或多幅参考3D-US图像,每幅参考3D-US图像被标记有由所述探头跟踪器针对所述参考3D-US图像测量的所述超声探头的对应参考取向;计算变换以将每幅参考3D-US图像与所述基线3D-US图像进行空间配准;确定最接近的参考3D-US图像,所述最接近的参考3D-US图像的对应取向最接近由所述探头跟踪器测量的所述超声探头的当前取向;并且更新复合变换以包括用于将所述最接近的参考3D-US图像空间配准到所述基线3D-US图像的变换。

[0006] 在另一公开的方面中,一种非瞬态存储介质存储能由电子处理器读取并运行的指令,所述电子处理器与超声成像设备操作性地通信,所述超声成像设备具有超声探头,并且具有显示器,并且具有操作性地跟踪所述超声探头的取向的探头跟踪器,所述指令能由所述电子处理器读取并运行以执行包括以下各项的实时成像方法:操作所述超声成像设备以采集实况超声图像;使用复合变换将轮廓图像或参考图像与所述实况超声图像进行空间配准;在所述显示器上将所述实况超声图像与经空间配准的轮廓图像或参考图像一起显示;并且通过包括以下各项的操作来调整所述复合变换:操作所述超声成像设备以采集基线三维超声 (3D-US) 图像,所述基线3D-US图像被标记有由所述探头跟踪器针对所述基线3D-US图像测量的所述超声探头的对应基线取向;操作所述超声成像设备以采集一幅或多幅参考3D-US图像,每幅参考3D-US图像被标记有由所述探头跟踪器针对所述参考3D-US图像测量的所述超声探头的对应参考取向;计算一组变换 $\{T_{1,i}\}_{i=1,\dots,N}$,以将所述参考3D-US图像与所述基线3D-US图像进行空间配准,其中,N是参考3D-US图像的数量,并且所述变换 $T_{1,i}$ 将由 i 索引的所述参考3D-US图像与所述基线3D-US图像进行空间配准;确定最接近的参考取向,所述最接近的参考取向最接近由所述探头跟踪器测量的所述超声探头的当前取向;并且将所述复合变换更新为至少变换 $T_{1,k}$ 与变换 $T_{2,k}$ 的乘积,其中,k对所确定的最接近的参考3D-US图像进行索引,从而所述变换 $T_{1,k}$ 将用 k 索引的所确定的最接近的参考3D-US图像与所述基线3D-US图像进行空间配准,并且所述变换 $T_{2,k}$ 将所确定的最接近的参考3D-US图像与所述实况超声图像进行空间配准。

[0007] 在另一公开的方面中,公开了一种实况超声成像方法。操作超声成像设备以使用超声探头来采集实况超声图像的时间序列;使用复合变换将轮廓图像或参考图像与实况超声图像的所述时间序列进行空间配准;将实况超声图像的所述时间序列与经空间配准的轮廓图像或参考图像一起显示;并且通过包括以下各项的操作来调整所述复合变换:操作所述超声成像设备以采集基线三维超声 (3D-US) 图像,所述基线3D-US图像被标记有由探头跟踪器针对所述基线3D-US图像测量的所述超声探头的对应基线取向;操作所述超声成像设备以采集一幅或多幅参考3D-US图像,每幅参考3D-US图像被标记有由所述探头跟踪器针对所述参考3D-US图像测量的所述超声探头的对应参考取向;计算一组变换 $\{T_{1,i}\}_{i=1,\dots,N}$,以将所述参考3D-US图像与所述基线3D-US图像进行空间配准,其中,N是参考3D-US图像的数量,并且所述变换 $T_{1,i}$ 将由 i 索引的所述参考3D-US图像与所述基线3D-US图像进行空间配准;确定最接近的参考取向,所述最接近的参考取向最接近由所述探头跟踪器测量的所述超声探头的当前取向;并且将所述复合变换更新为至少变换 $T_{1,k}$ 与变换 $T_{2,k}$ 的乘积,其中,k对所确定的最接近的参考3D-US图像进行索引,从而所述变换 $T_{1,k}$ 将用 k 索引的所确定的最接近的

参考3D-US图像与所述基线3D-US图像进行空间配准,并且所述变换 $T_{2,k}$ 将所确定的最接近的参考3D-US图像与所述实况超声图像进行空间配准。经更新的复合变换用于所述轮廓图像或所述参考图像与在当前实况超声图像之后采集的实况超声图像的所述时间序列的实况超声图像的所述空间配准。

[0008] 一个优点在于提供了在基线3D-US图像和/或较早采集的3D-MRI图像或其他规划图像的背景下的实况超声(US)成像,其改善了针对可能在图像引导的外科手术流程之前或期间发生的组织运动对基线3D-US图像或3D-MRI图像的校正。

[0009] 另一个优点在于提供了在基线3D-US图像和/或较早采集的3D-MRI图像或其他规划图像中描画的一个或多个器官轮廓或其他图像特征的背景下的实况US成像,其改善了针对可能在图像引导的外科手术流程之前或期间发生的组织运动对(一个或多个)图像特征的校正。

[0010] 另一个优点在于提供了针对图像引导的外科手术流程具有抵御因超声探头的重新定位而产生的组织变形的提高的鲁棒性的实况US成像引导。

[0011] 另一个优点在于提供了当将US探头移动到不同的取向以为外科手术流程的可视化提供最优观察视角时针对图像引导的外科手术流程具有提高的准确度的实况US成像引导。

[0012] 另一个优点在于提供了针对图像引导的外科手术流程的伴随有快速实况US成像并因此伴随有改善的实况图像引导的一个或多个前述益处。

[0013] 给定的实施例可以提供前述优点中的零个、一个、两个、更多个或所有优点,并且/或者可以提供在本领域普通技术人员在阅读和理解了本公开内容后变得明显的其他优点。

附图说明

[0014] 本发明可以采用各种部件和各种部件的布置,以及各个步骤和各个步骤的安排的形式。附图仅出于图示优选实施例的目的,并且不应被解释为对本发明的限制。

[0015] 图1示意性地示出了说明性超声(US)引导的前列腺活检系统。

[0016] 图2示出了由图1的US引导的前列腺活检系统的US引导部分适当产生的具有组织运动校正的代表性图像。

[0017] 图3示意性地示出了由图1的US引导的前列腺活检系统执行的对3D基线和参考US图像的采集和处理。

[0018] 图4示意性地示出了由图1的US引导的前列腺活检系统的US引导部分执行的支持前列腺活检外科手术流程的实况US成像。

具体实施方式

[0019] 基于图像配准的运动补偿的准确度和鲁棒性取决于经配准的图像的相似性。在一些由US引导的外科手术流程中,外科医生可能在该流程期间调整US探头的取向,以提供用于观察外科手术的优选有利位置。这样会创建与基线US图像相比明显不同的组织变形,由此使不相似的实况US图像与以不同的探头取向获得的基线3D-US图像之间的配准具有挑战性。在实况2D-US图像的情况下,这种配准特别困难,这是因为在2D-US图像中配准所基于的图像信息减少了。

[0020] 在认识到该问题后,本文公开的方法提供了以不同的超声探头取向采集的多幅参考3D-US图像。这多幅参考3D-US图像中的一幅参考3D-US图像被指定为基线3D-US图像。每幅参考3D-US图像和基线3D-US图像都被标记有其探头取向(也就是说被标记有在采集3D-US参考图像或3D-US基线图像时超声探头的取向)。将每幅参考3D-US图像与基线3D-US图像进行空间配准。如果还提供了不同模态的规划图像(例如,3D-MRI图像或3D-CT图像),则使用跨模态的空间图像配准将该不同模态的规划图像与指定的基线图像进行空间配准。随着介入(即,外科手术)流程的进行,使用超声成像设备对介入流程进行监测,该超声成像设备以足以提供前列腺或其他外科手术区的(接近)实时成像的速率来采集实况US图像。通常,实况US图像是二维(2D)图像,但是如果3D-US采集速度足够快(例如如果采用3D-US探头的话),则可以想到3D实况US图像。

[0021] 最初,基线3D-US图像用于叠加(一条或多条)外科手术相关轮廓(例如,前列腺轮廓)并且/或者将实况US图像与规划图像或背景3D-US图像进行融合。替代地,当跟踪系统在实况US成像期间跟踪US探头的取向时,该取向能够用于初始选择最接近的参考或基线3D-US图像。如果选择了参考3D-US图像,则(一条或多条)相关轮廓和/或融合3D图像的叠加需要使用实况US图像与最接近的参考3D-US图像之间的变换以及最接近的参考3D-US图像与基线3D-US图像之间的最初生成的变换这两者来进行空间变换。

[0022] 随着介入流程的进行,这种具有轮廓叠加和/或3D图像融合的实况跟踪继续进行。然而,如果外科医生将US探头的定位调整得足够大,则所采用的变换将变得越来越不准确,这是因为用于采集实况US图像的US探头取向与用于采集最接近的参考或基线3D-US图像的US探头取向之间的假定相似性将变得越来越不相似。随着这种情况的继续,可以预期外科医生会注意到实况US图像与(一条或多条)经叠加的轮廓和/或融合3D图像之间的对准程度越来越差。此时,外科医生可以按下触发按钮或其他用户输入来触发对空间配准的更新。在该更新流程中,跟踪系统确定针对实况US成像的当前US探头取向并将该取向与基线和参考3D-US图像的标记的US探头取向进行比较,以选择最接近的3D-US图像。相应地更新变换(例如,选择新的最接近的参考3D-US图像,选择新的最接近的参考3D-US图像与基线3D-US图像之间的变换以供后续使用),在此之后,将实况US图像配准到新的最接近的参考3D-US图像。

[0023] 以这种方式,可以更准确地考虑因外科医生重新定位US探头而引起的运动(例如,有差异的组织变形)。这是通过高效计算的方式完成的,因为不会重新计算规划图像(例如,3D-MRI图像或3D-CT图像)与基线3D-US图像之间的计算昂贵的跨模态配准,同样,也不会重新计算参考3D-US图像与基线3D-US图像之间的计算量不太昂贵(但计算量仍然有些昂贵)的变换。

[0024] 在一些变型实施例中,与最后一点优点相反,可以具有选择(例如能由外科医生选择或者由空间配准质量度量的不可接受值自动触发)来采集一幅或多幅额外的参考3D-US图像和/或重新采集先前采集的参考3D-US图像并计算(或重新计算)(一幅或多幅)新采集的参考3D-US图像与基线3D-US图像之间的(一个或多个)变换。如果采用这种变型方法,则通过更新(一幅或多幅)参考3D-US图像而提供了一种机制来校正较大的运动(例如,较大的组织变形)或对将US探头重新定位到远离参考3D-US图像的任何取向进行校正。

[0025] 参考图1,示出了适合于实施前述内容的说明性介入成像设备。超声(US)成像设备10可以是例如可从荷兰阿姆斯特丹的皇家飞利浦公司获得的EPIQ™超声成像系统,或者也

可以是另一商用或定制的超声成像系统。超声成像设备10与US探头12操作性地连接,以使用超声探头12来执行超声成像。说明性US探头是直肠超声探头12,该直肠超声探头12被插入到患者14的直肠中。(在示意性的图1中将患者的下半部分切除,以显示插入的探头12(否则其在该视野中将被遮挡。通常,患者侧躺或面朝上躺着,抬起腿并将其固定在桌台延伸板上。)直肠US探头12的说明性选择是用于US监测前列腺流程的常规选择;更一般地,所公开的介入成像方法可以与其他类型的US探头一起使用并且/或者可以用于监测其他类型的介入外科手术流程,例如,US探头可以是用于监测肝脏或乳房流程的经皮US探头。示例性超声探头12经由线缆连接15与超声成像系统10连接。用于前列腺流程的说明性直肠超声探头12包括用于收集活检样本的集成的活检针组件16。更一般地,可以采用任何类型的图像引导的活检技术,例如,如图所示的使用一体式探头12、16进行的经直肠超声引导的活检,其中超声探头被插入到直肠中并经由直肠壁进入前列腺;或者经会阴活检等,其中超声探头穿过直肠,但活检针穿过会阴而进入前列腺(任选地,使用立体定向网格板等)。在一些介入流程中,活检针或(一个或多个)其他介入器械可能未与US探头连接。对于说明性经直肠前列腺活检流程,患者14侧躺(如图1示意性地指示)在具有合适的枕头或其他支撑物(未示出)的示意性指示的患者病床或支撑物18上。说明性超声成像系统10包括用于显示超声图像的显示器20以及一个或多个用户接口连接部件,例如,用户接口显示器22和用户控制面板24,该一个或多个用户接口连接部件包括用户输入设备(例如,键盘、专用按钮、轨迹球或鼠标)或其他定点设备等。代替定点设备或者除了定点设备以外,显示部件20、22中的一者或两者可以是触摸屏显示器,该触摸屏显示器使得能够通过按下显示器20上的位置来进行用户输入。

[0026] 继续参考图1,介入成像设备还包括探头跟踪器28,探头跟踪器28操作性地跟踪US探头的取向。探头跟踪器28可以例如包括电磁(EM)跟踪器,例如,可从(加拿大安大略省的NDI)北方数字公司获得的Aurora®EM跟踪系统。EM跟踪器在跟踪的部件上采用EM传感器,例如,一个或多个EM传感器(未示出)被适当地安装在US探头12上或US探头12中,以使得能够跟踪其位置和取向。在其他实施例中,探头跟踪器可以包括陀螺仪传感器、坐标测量机(CMM)(其一端被附接到US探头并且底座被紧固到参考点)等。在其中US探头可见的其他想到的实施例(例如被设置在患者体外的经皮US探头)中,探头跟踪器28可以利用使用被安装在US探头12或测距相机上的光学反射镜等的光学跟踪。也可以使用光纤形状感测和定位,其中使用光纤布拉格光栅、瑞利散射等来确定光纤的形状、位置或取向,并且根据该数据可以得到超声探头的位置或取向。这些仅仅是说明性示例。在本文所述的说明性示例中,探头跟踪器28被假定为EM跟踪器。

[0027] 继续参考图1,介入成像设备还包括电子处理器30,该电子处理器30与US成像设备10和显示器20、22以及非瞬态存储介质32操作性地连接,该非瞬态存储介质32存储能由电子数据处理器30读取并运行以操作超声成像设备10来执行本文所公开的操作的指令。电子处理器30可以被实施为US成像设备10的(如图1中示意性指示的)微处理器或微控制器和/或可以被实施为计算机或其他单独的电子数据处理设备的微处理器或微控制器等。作为非限制性说明,非瞬态存储介质32可以包括硬盘驱动器或其他磁性存储介质、闪存存储器、只读存储器(ROM)或其他电子存储介质、光盘或其他光学存储介质、其各种组合等。

[0028] 图1还示意性地描绘了由电子处理器30运行从非瞬态存储介质32读取的指令而执

行的实况超声成像过程的操作。该过程包括提供实况超声成像用户接口 (UI) 40, 其中使用超声成像设备10和US探头12来采集实况超声图像。实况超声图像被显示在显示器20上。为了提供背景, 将实况超声图像和使用复合变换42与实况超声图像配准的轮廓图像或参考图像一起显示。例如, 为了提供支持前列腺活检流程的介入成像, 背景可以是前列腺的规划3D-MRI (或3D-CT图像等), 或者可以是在这种3D-MRI中绘制的前列腺的轮廓。有时可以通过变换更新过程44来更新复合变换42, 在本文中的其他地方将对此进行详细说明。在一些实施例中, 变换更新过程44由能由外科医生或其他用户操作的触发控件46来触发。例如, 用户控制面板24或一些其他用户输入控件可以操作为触发控件46以用于触发对空间配准42的更新, 该更新用于将 (一条或多条) 解剖轮廓和/或融合3D参考图像空间配准到实况超声图像。应当理解, 触发控件46可以采用各种形式, 例如, 与超声成像系统10进行无线电或红外接触的手持式遥控器、用户接口显示器22中示出的软键 (其在这种情况下为触敏式软键)、控制面板24上的专用触发键等。

[0029] 通常, 由电子处理器30实施的UI 40操作超声成像设备10, 以采集实况超声图像的时间序列并将实况超声图像的时间序列和使用复合变换与每幅实况超声图像配准的叠加轮廓图像或融合参考图像一起显示。优选以足够快的速率 (即, 类似于视频显示的“帧速率”) 采集时间序列的实况超声图像, 使得实况成像UI 40为外科医生提供穿透前列腺或其他外科手术目标的活检针或其他介入器械的接近实时的视图。在一些超声成像设备中, 实况超声图像是使用具有一维超声换能器阵列的US探头12采集的二维 (2D) 实况超声图像。在采用具有能够快速采集3D-US图像的2D超声换能器阵列的US探头的其他实施例中, 可以将实况超声图像设想为3D实况超声图像。

[0030] 为了提供背景, 由电子处理器30实施的实况成像UI 40还将轮廓图像或参考图像与实况超声图像一起显示。例如, 可以将前列腺的轮廓叠加在所显示的描绘前列腺的实况超声图像上, 并且/或者可以例如使用 α 混合等将3D-MRI规划图像与实况超声图像融合。然而, 3D-MRI规划图像、3D-CT规划图像或其他非超声规划图像与实况超声图像的跨模态空间配准是一个计算量敏感的过程。此外, 在2D实况超声图像的情况下, 这种空间配准的准确度可能会受到由2D实况超声图像捕获的空间信息的限制 (2D实况超声图像的空间信息受到空间中的平面的限制)。为了减轻这些困难, 使用3D-US图像采集用户接口 (UI) 48来采集基线三维超声 (3D-US) 图像。3D-US图像采集UI 48的操作取决于所采用的US探头12的特定类型。如果US探头12包括2D超声换能器阵列, 则它能够直接采集3D-US图像。如果US探头12仅包括线性超声换能器阵列, 则3D-US图像采集UI 48可以用指令指示用户将US探头12扫频通过空间距离, 以提供三维超声回波数据, 从而用于生成3D-US图像。如本文在其他地方所描述的, 3D-US图像采集UI 48用于以用于采集各种基线和参考3D-US图像的US探头12的不同取向来采集基线3D-US图像和一幅或多幅参考3D-US图像。

[0031] 应当理解, US探头跟踪器28被提供为例如EM探头跟踪器, 通过测量被设置在US探头12上或US探头12中的一个或多个EM传感器的空间位置的方式, EM探头跟踪器跟踪US探头12的位置和取向。每幅实况超声图像都被标记有由探头跟踪器28针对该实况超声图像测量的US探头12的对应取向。同样, 每幅基线3D-US图像或参考3D-US图像分别被标记有由探头跟踪器28针对该基线或参考3D-US图像测量的US探头12的对应基线或参考取向。与US图像相对应的US探头12的取向是由探头跟踪器28针对US图像测量的US探头12的取向。该对应取

向是由探头跟踪器28针对US图像测量的,例如在US图像的采集期间或在US图像的采集之前或之后不久测量的,而US探头12的取向保持为采集US图像时所使用的取向。每幅US图像都被标记有由探头跟踪器28针对US图像测量的US探头12的对应取向。术语“标记”表示由探头跟踪器28针对US图像测量的对应取向与数据存储设备中的US图像相关联,使得运行非瞬态存储介质32的指令的电子处理器30能够检索对应取向并将该对应取向识别为采集对应US图像时使用的US探头12的取向。标记可以例如是直接图像标记,例如,取向可以被存储为在US图像数据文件的标头中包含的元数据,或者标记也可以是间接图像标记,例如,在表格、电子表格程序等中存储的、对US图像进行索引并包括存储由探头跟踪器28针对每幅US图像测量的对应取向的列、字段等的标记。

[0032] 3D-US图像采集UI 48用于以US探头12的不同取向采集3D-US图像,这些3D-US图像用于生成用于(部分)构建复合变换42的一组3D变换50。更具体地,3D-US图像采集UI 48用于采集被标记有由探头跟踪器28针对基线3D-US图像测量的对应基线取向的基线3D-US图像。然后,应用跨模态空间图像配准过程以生成3D变换52(在不失一般性的前提下,在本文中将其表示为 T_0),该变换 T_0 52将3D规划图像(例如,3D-MRI图像、3D-CT图像、3D-正电子发射断层摄影图像等)与基线3D-US图像进行配准。这种跨模态图像配准是计算昂贵的,并且/或者,这种跨模态图像配准任选地可能需要接收用户输入,例如,分别指定规划图像和基线3D-US图像中的对应界标的用户输入,或分别绘制规划图像和基线3D-US图像中的对应特征的轮廓的用户输入。然而,跨模态图像配准通常只针对给定的外科手术流程执行一次。

[0033] 如果在整个外科手术流程中将US探头12保持在固定位置中,则足以采集单个基线3D-US图像并生成将3D规划图像与基线3D-US图像进行配准的变换 T_0 52。然后,复合变换42将是变换 T_0 和将基线3D-US图像与实况超声图像进行配准的第二变换的乘积。(请注意,在本文中使用的术语“乘积”表示 T_0 与第二变换的功能组合。这可以以各种方式来实施,例如通过将 T_0 应用于图像并然后将第二变换应用于图像来实施。

[0034] 然而,在外科手术流程期间,外科医生可能会选择重新放置US探头12,以获得用于对介入器械和目标器官的实况超声成像的不同优势(例如,在前列腺活检流程的情况下,活检针穿透前列腺)。这样做时,经重新定位的US探头会产生运动,例如,因US探头12产生的组织变形的变化。通常,基线3D-US图像无法准确考虑这种运动(即,与US探头12的基线取向相比不同的组织变形)。

[0035] 为了解决该问题,在所公开的方法中,额外地使用3D-US图像采集UI48来采集一幅或多幅参考3D-US图像,每幅参考3D-US图像都被标记有由探头跟踪器28针对该参考3D-US图像测量的对应参考取向。在不失一般性的前提下,所采集的参考3D-US图像的数量在本文中被表示为 N ,其中, N 是大于或等于1的整数。然后应用空间图像配准过程以生成一组3D变换54,在不失一般性的前提下,在本文中将其表示为 $\{T_{1,i}\}_{i=1,\dots,N}$,其中, N 再次是参考3D-US图像的数量,并且变换 $T_{1,i}$ 将由 i 索引的参考3D-US图像与基线3D-US图像进行配准。(请注意,在适当索引明显的地方,所采用的变换可以被表示为速记符 T_1)。由于这是相同模态(超声-超声)空间配准,因此它的计算成本相对较低,并且在一些实施例中使用自动特征检测过程(例如,拐角检测器或其他图像梯度分割方法)来执行,以分别识别参考和基线3D-US图像中的对应特征,使得能够以完全自动化的方式实施图像配准。替代地,可以采用用户输入,例如,描画对应特征和/或对应轮廓的用户输入。

[0036] 然后,复合变换42包括至少变换 $T_{1,k}$ 与变换 $T_{2,k}$ 的乘积。(同样,在本文中使用的术语“乘积”在该背景下表示 $T_{1,k}$ 与 $T_{2,k}$ 的功能组合,例如通过将 $T_{1,k}$ 应用于基线3D-US图像,然后在 $T_{1,k}$ 进行的变换之后将 $T_{2,k}$ 应用于基线3D-US图像)。例如,这可以以各种方式来实施,例如通过将 T_0 应用于图像并然后将第二变换应用于图像来实施)。这里,索引k对其对应参考取向应当接近于用于采集当前实况超声图像的US探头12的当前取向的参考3D-US图像进行索引。因此, $T_{1,k}$ 将基线3D-US图像空间配准到由k索引的参考3D-US图像。变换 $T_{2,k}$ 将由k索引的参考3D-US图像与实况超声图像进行空间配准。因此,变换 $T_{1,k}$ 与 $T_{2,k}$ 的乘积操作为将基线3D-US图像空间配准到当前的实况超声图像。如果要与实况超声图像一起显示的轮廓图像或参考图像是3D规划图像或在3D规划图像中绘制的轮廓,则复合变换42还包括变换 T_0 ,即,复合变换42包括变换 T_0 、变换 $T_{1,k}$ 和变换 $T_{2,k}$ 的乘积。(再次地,本文中使用的术语“乘积”在该背景下表示 T_0 、 $T_{1,k}$ 和 $T_{2,k}$ 的功能组合,例如通过将 T_0 应用于规划图像或在规划图像中绘制的轮廓以变换到基线3D-US图像的空间框架并然后应用 $T_{1,k}$ 以变换到由k索引的参考3D-US图像的空间框架并然后应用 $T_{2,k}$ 以变换到实况超声图像的空间框架)。

[0037] (在一些实施例中,可以想到要与实况超声图像一起显示的参考轮廓图像或参考图像可以是基线3D-US图像或在基线3D-US图像中绘制的轮廓。在这种情况下,复合变换42将不包括 T_0 ,并且实际上在这样的实施例中,可能没有通过除了超声以外的模态采集的3D规划图像。)

[0038] 利用上面参考图1所述的框架,更新复合变换42以考虑US探头12的重新定位,这需要确定与由探头跟踪器28测量的US探头12的当前取向最接近的US探头12的参考取向。在复合变换42中,通过将k设置为等于具有最接近的参考取向的参考3D-US图像的索引来更新 $T_{1,k}$ 。为了在该更新之后显示实况图像,构造 $T_{2,k}$ 以将由k索引的经更新的参考3D-US图像与实况超声图像进行空间配准。该更新不修改变换 T_0 (如果采用的话),因此有利地避免了重新计算变换 T_0 的计算成本。

[0039] 参考图2,示出了这种更新的效果。图2的左边图像描绘了具有轮廓叠加的前列腺的基线3D-US图像。在该说明性示例中,轮廓被绘制在基线3D-US图像中,但是,轮廓也可以替代地被绘制在3D规划图像(例如,3D-MRI)中并且使用变换 T_0 被变换为基线3D-US图像的空间框架。图2的中间图像描绘了具有图1的轮廓的2D实况超声图像,该2D实况超声图像通过变换 $T_{1,k}$ 和 $T_{2,k}$ 被变换到2D实况超声图像的空间框架。然而,如图2所示,在2D实况超声图像中的前列腺的轮廓与边界之间存在很大的不匹配(如图2中的箭头所指示的)。图2的右边图像示出了具有更新轮廓的同一2D实况超声图像,该更新轮廓通过更新复合变换以采用变换 $T_{1,k}$ (其中,k被更新为最接近的参考3D-US图像)而得到更新。图2还指示了适合于实施包括变换 T_0 、 T_1 和 T_2 的乘积的复合变换的变换 T_0 、 T_1 和 T_2 的连续应用。

[0040] 可以注意到,在极限情况下,与US探头12的当前取向最接近的参考取向可能实际上是与基线3D-US图像相对应的基线取向,而不是与参考3D-US图像中的任一幅参考3D-US图像相对应的基线取向。在这种情况下,可以省略变换 T_1 ,或者,从替代角度出发,可以将变换 T_1 设置为单位变换,使得将单位变换 T_1 应用于基线3D-US图像在无需修改的情况下即可输出相同的基线3D-US图像。

[0041] 优选将基线取向选择为在执行外科手术流程中最常用的取向。例如,在前列腺活检的情况下,基线取向可以优选是轴向取向。在与基线3D-US图像相同的感兴趣区域中获得

了额外的参考体积(参考3D-US图像),但是该额外的参考体积具有不同的探头取向,这可能会引起不同的组织变形,从而引起不同的图像外观。将参考体积配准到基线体积,以将参考体积中的图像体素映射到基线体积中的图像体素。由于这些都是体积配准,因此能够有利地使用大量图像信息来进行配准,尽管变形会引起体积之间的差异,这种配准也使得能够准确且鲁棒地确定变换 $\{T_{1,i}\}_{i=1,\dots,N}$ 54。

[0042] 继续参考图1并且进一步参考图3,描述了由电子处理器30执行从非瞬态存储介质32读取的指令以适当执行过程来生成3D变换50。该过程接收3D规划图像60,并且任选地还接收在规划图像60中绘制的一条或多条特征轮廓62(如果这样的轮廓要叠加到实况超声图像上)。由3D-US图像采集UI 48执行的操作64采集被标记有由探头跟踪器28针对基线3D-US图像66测量的US探头12的对应基线取向的基线3D-US图像66。由3D-US图像采集UI 48执行的操作68采集一幅或多幅参考3D-US图像70(即,N幅这样的图像),每幅参考3D-US图像都被标记有由探头跟踪器28针对该参考3D-US图像测量的US探头12的对应参考取向。(应当理解,可以以各种顺序来执行操作64、68)。操作72应用跨模态图像配准以将规划图像60(以及因此轮廓62,如果被绘制在规划图像62中的话)与基线3D-US图像66进行配准。这样会生成变换 T_0 52。操作74应用相同模态(超声-超声)图像配准以将基线3D-US图像66与一幅或多幅参考3D-US图像70中的每幅参考3D-US图像进行配准。这样会生成一组变换 $\{T_{1,i}\}_{i=1,\dots,N}$ 54。

[0043] 继续参考图1并且进一步参考图4,描述了由电子处理器30运行从非瞬态存储介质32读取的指令以适当执行过程来响应于触发控件46的激活而执行包括复合变换42的更新44的实况超声成像。在图4的示例中,假定实况超声图像是2D实况超声图像。在操作80中,采集初始2D实况超声图像并对其标记US探头12的对应取向。在操作82中,将2D实况超声图像与最接近的参考(或基线)3D-US图像进行空间配准以生成变换 T_2 84,并且在操作86中将2D实况超声图像与轮廓图像或参考图像一起显示。在此之后,通过迭代步骤82、84、86、88来生成2D实况图像的时间序列。在执行该时间序列实况成像时,用户可能选择重新定位US探头12,导致最初选择的最接近的3D-US图像不再足够准确(如图2的中间图像所示)。当用户认识到这种降低的准确度时,用户可以激活在操作90中检测到的更新触发器46。在操作92中,将由探头跟踪器28测量的US探头12的当前取向与参考取向和基线取向进行比较,并且选择最接近的参考取向(在不失一般性的前提下,在本文中用k来索引)。然后,工作流程返回到操作82,以使用用k索引的经更新的最接近的3D-US参考图像来继续进行实况超声成像(即,将变换 T_1 更新到索引k并通过将2D实况图像与用k索引的经更新的最接近的参考3D-US图像进行配准来将变换 T_2 更新到 $T_{2,k}$)。

[0044] 虽然未在图4中示出,但是任选地,如果需要在设置过程中未采集的额外的参考取向(图3),则可以中断实况超声成像时间序列的产生(即,操作82、84、86、88的迭代),并且可以根据图3的操作68、74来采集具有额外的参考取向的一幅或多幅额外的参考3D-US图像并将其与基线3D-US图像进行配准。如果初始的一组变换为 $\{T_{1,i}\}_{i=1,\dots,N}$ 54,则用于额外的参考取向的新变换可以被适当地表示为 $T_{1,N+1}$ 。例如,如果在操作92中US探头12的最接近的参考取向与US探头12的当前取向的差异超过阈值量,则可以触发这种新参考3D-US图像采集。如前所述,如果US探头12仅具有超声换能器的线性阵列,则操作超声成像设备以采集新参考3D-US图像可以包括提示用户在新参考3D-US图像的采集期间手动操纵US探头12以执行

US探头12的指定扫频。

[0045] 在说明性实施例(例如,图1)中,通过用户操作触发控件46来手动触发变换更新44。在替代实施例中,可以想到在检测到触发条件时自动触发变换更新44。例如,如果在操作82中针对经空间配准的图像的拟合质量度量指示空间配准的准确度较低,则可以触发更新。

[0046] 在变换更新44的说明性实施方式中,将单幅实况超声图像作为当前实况超声图像。在替代实施例中,当前实况超声图像可以包括以相同的当前取向采集的实况超声图像的时间序列的多幅实况超声图像。因此,例如,配准操作82可以以多幅实况超声图像上平均最佳准确度最优地配准多幅实况超声图像。由于具有实质性噪声或(一个或多个)其他图像伪影的异常2D实况超声图像,这种方法能够提高准确度并减少错误结果的可能性。

[0047] 已经参考优选实施例描述了本发明。他人在阅读和理解前面的具体描述的情况下可以想到修改和替代。本文旨在将本发明解释为包括所有这样的修改和替代,只要它们落入权利要求书及其等价方案的范围内。

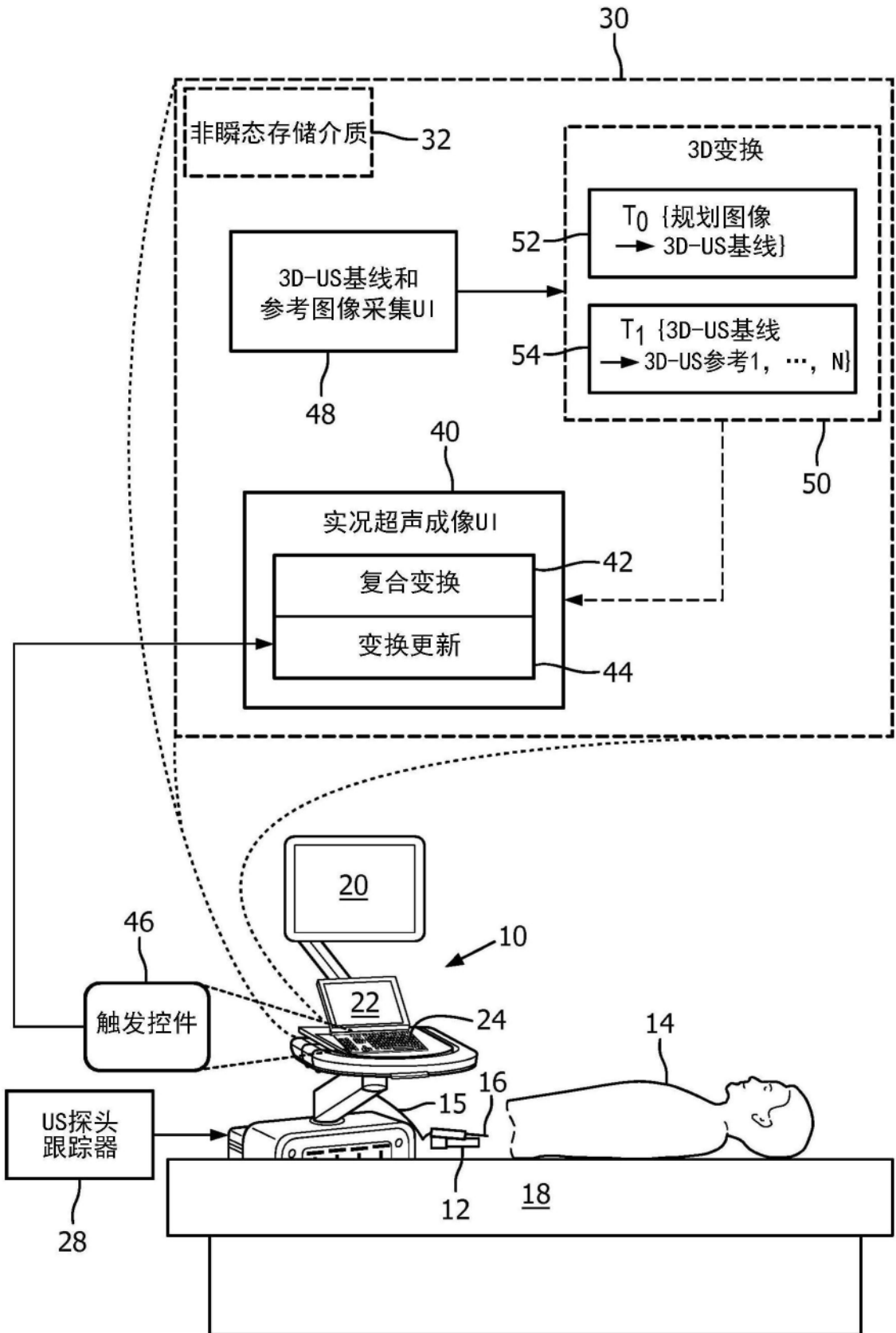


图1

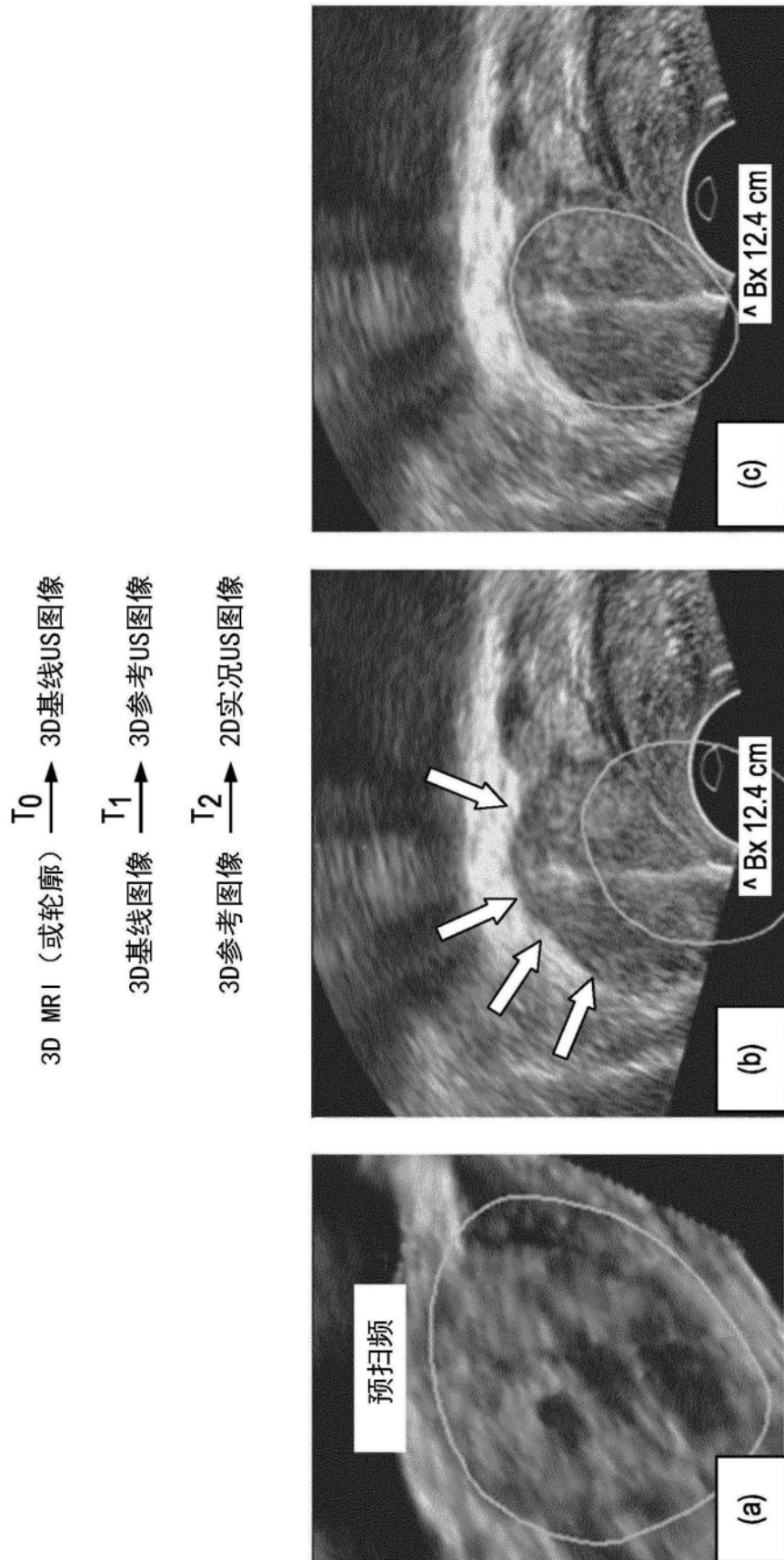


图2

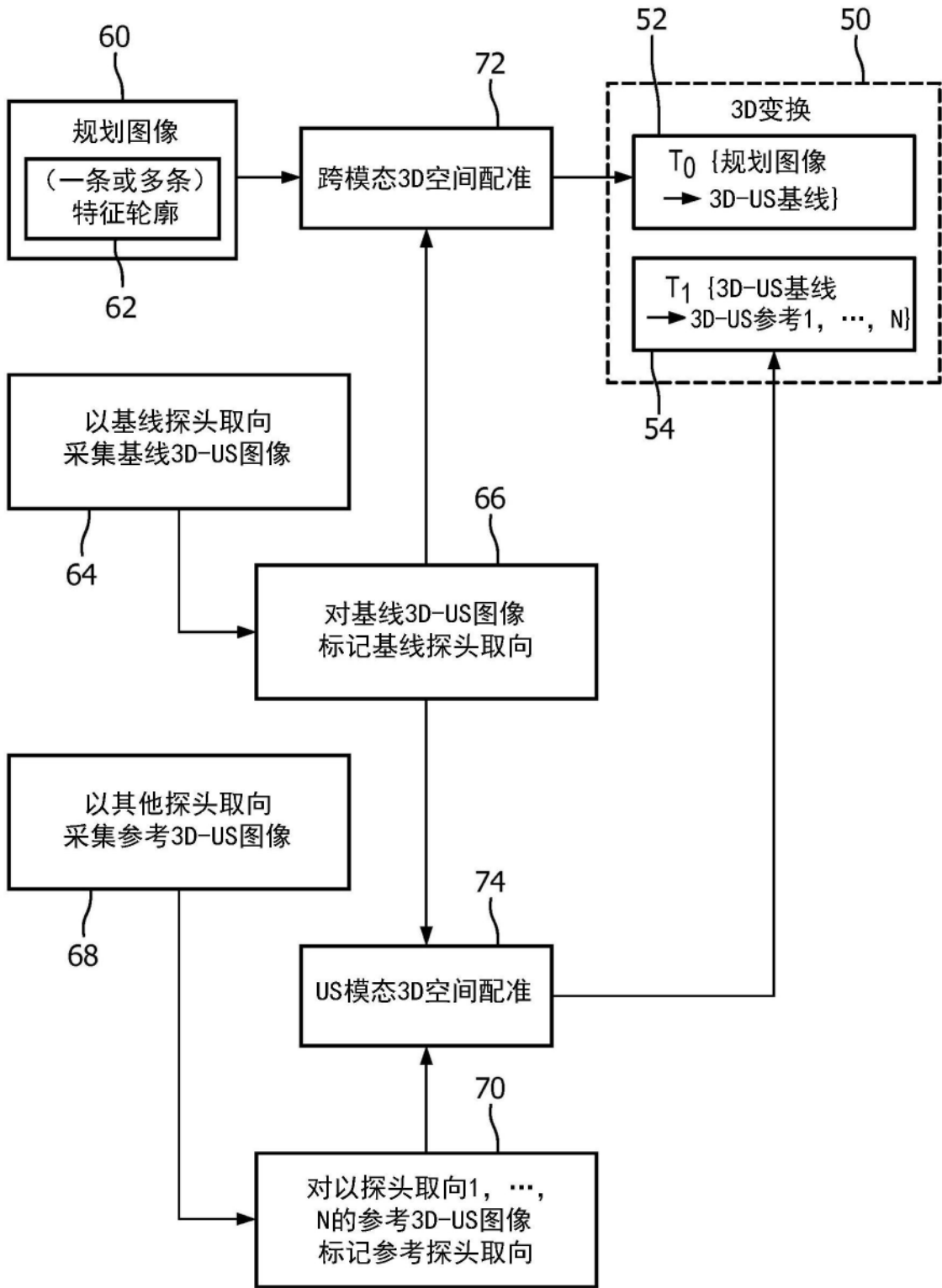


图3

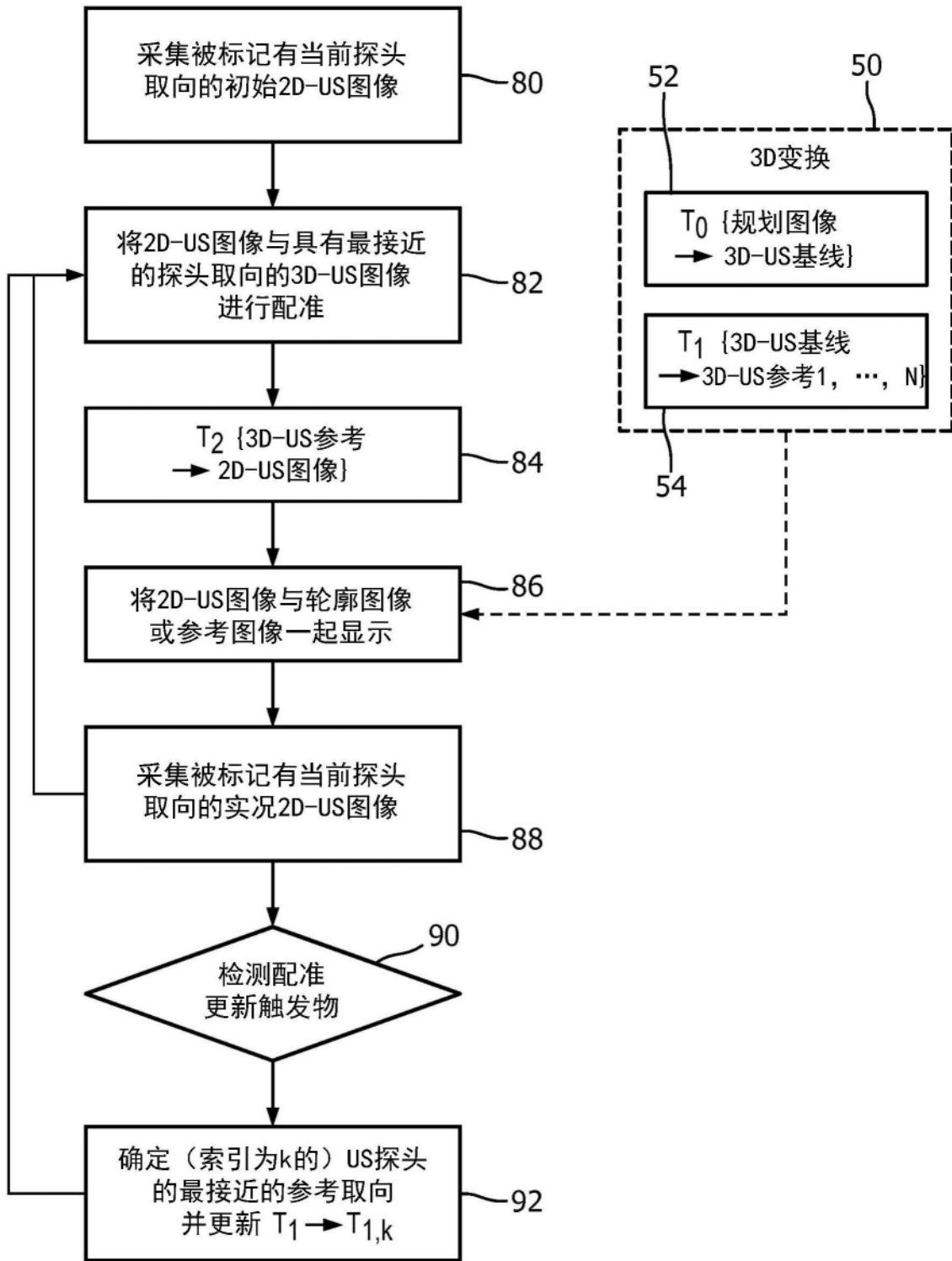


图4