



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106132484 A

(43)申请公布日 2016. 11. 16

(21)申请号 201580016897.X

J.F.L. 德贝克尔

(22)申请日 2015.05.28

(74)专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

(30)优先权数据

代理人 王珊珊

62/003,776 2014.05.28 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

(51)Int.Cl.

2016.09.27

A61N 5/10(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

A61B 8/08(2006.01)

PCT/IB2015/001375 2015.05.28

A61B 8/00(2006.01)

(87)PCT国际申请的公布数据

A61B 6/12(2006.01)

W02015/181632 EN 2015.12.03

A61B 6/00(2006.01)

(71)申请人 核通业务有限公司

地址 荷兰费嫩达尔

(72)发明人 N.内斯瓦西尔 C.基里西茨

R.波特 M.P.施密德 C.范德瓦特

P.C.H.M.克雷克廷

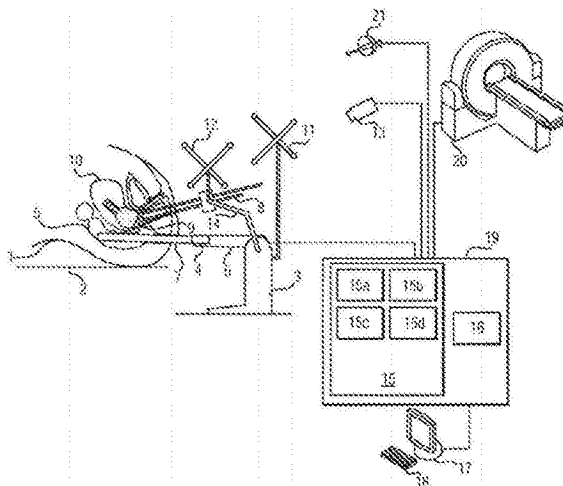
权利要求书3页 说明书12页 附图16页

(54)发明名称

用于基于成像数据的近距离放射治疗计划的方法和系统

(57)摘要

公开了用于通过使用超声图像产生放射疗法治疗计划的系统和方法。所述方法包括获得表示解剖区域的第一图像的第一组图像数据,所述解剖区域包括插入到所述解剖区域内的治疗施源器。所述方法还包括接收指示在第一组图像数据中表示的治疗施源器的位置的跟踪信息,获得表示所述解剖区域的第二图像的第二组图像数据,以及将第一组图像数据的至少一部分与第二组图像数据组合。第一组图像数据和第二组图像数据的一个被用于在所述解剖区域中识别目标组织部分。所述方法还包括基于组合的图像数据,产生用于治疗所述解剖区域中的所述目标组织部分的治疗计划信息。



1. 一种用于通过使用超声图像产生放射疗法治疗计划的方法,所述方法包括:
经由超声装置获得表示解剖区域的第一图像的第一组图像数据,其中所述解剖区域包括插入到所述解剖区域中的治疗施源器;
接收指示在所述第一组图像数据中表示的所述治疗施源器的位置的跟踪信息;
获得表示所述解剖区域的第二图像的第二组图像数据;
基于所述治疗施源器的位置,将所述第一组图像数据的至少一部分与所述第二组图像数据组合,其中,所述第一组图像数据和第二组图像数据之一被用于识别所述解剖区域中的目标组织部分;以及
基于组合的图像数据,产生用于治疗所述解剖区域中的所述目标组织部分的治疗计划信息。
2. 根据权利要求1所述的方法,还包括
接收所述第一图像中的界标特征的第一识别;
接收所述第二图像中的所述界标特征的第二识别;
将所述第一图像中的所述界标特征的第一识别与所述第二图像中的所述界标特征的第二识别对准,以使得在所述第一图像中表示的所述界标特征的位置与在所述第二图像中表示的所述界标特征的位置对准;以及
基于在所述第一图像和所述第二图像中的对准的界标特征,将所述第一组图像数据的至少一部分与所述第二组图像数据的至少一部分组合。
3. 根据权利要求2所述的方法,其中,所述界标特征包括所述治疗施源器。
4. 根据权利要求2所述的方法,其中,所述将所述第一组图像数据的至少一部分与所述第二组图像数据的至少一部分组合还包括:在所述第二图像数据中识别在所述第一图像中表示的所述目标组织部分的位置。
5. 根据权利要求1所述的方法,还包括在所述第一组图像数据的获得期间接收所述超声装置的位置的跟踪信息。
6. 根据权利要求5所述的方法,还包括在所述第一组图像数据的获得期间相对于参照固定所述超声装置和所述治疗施源器的定位。
7. 根据权利要求5所述的方法,还包括从光跟踪系统、磁跟踪系统、电磁跟踪系统或具有编码器的电机的至少一个接收所述跟踪信息。
8. 根据权利要求1所述的方法,还包括基于所述第一图像接收所述解剖区域中所述目标组织部分的边界的识别。
9. 根据权利要求8所述的方法,还包括:
经由显示装置显示所述第一图像;以及
接收在所述第一图像中识别所述目标组织部分的用户选择。
10. 根据权利要求9所述的方法,其中,所述用户选择指定识别的目标组织部分的图形边界。
11. 根据权利要求10所述的方法,其中,将所述第一组图像数据的所述部分与所述第二组图像数据组合还包括:根据所述治疗施源器的位置,将在所述第一图像中识别的所述目标组织部分的边界与所述第二组图像数据组合。
12. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述治疗施源器包括近距离放射治疗施源器。

13. 根据权利要求1所述的方法, 其中, 所述解剖区域包括子宫颈、前列腺或乳腺之一。

14. 一种用于通过使用超声图像产生放射疗法治疗计划的系统, 所述系统包括:

超声装置, 配置为产生表示解剖区域的第一图像的第一组图像数据, 其中所述解剖区域包括插入到所述解剖区域中的治疗施源器;

跟踪装置, 配置为产生指示在所述第一组图像数据中表示的所述治疗施源器的位置的跟踪信息; 以及

处理器, 配置为:

从所述超声装置获得所述第一组图像数据;

从所述跟踪装置接收所述跟踪信息;

从成像装置获得表示所述解剖区域的第二图像的第二组图像数据;

基于所述治疗施源器的位置, 将所述第一组图像数据的至少一部分与所述第二组图像数据组合, 其中, 组合的图像数据被用于识别所述解剖区域中的目标组织部分; 以及

基于所述组合的图像数据, 产生用于治疗所述解剖区域中的所述目标组织部分的治疗计划信息。

15. 根据权利要求14所述的系统, 还包括定位装置, 所述定位装置配置为当所述超声装置产生所述第一组图像数据时, 相对于参照保持所述治疗施源器的位置和所述超声装置的位置。

16. 根据权利要求15所述的系统, 其中, 所述治疗施源器被布置在患者的妇科区域中, 并且所述超声装置被布置在患者的经直肠位置、患者的经腹位置或其组合中。

17. 根据权利要求14所述的系统, 还包括:

显示装置, 配置为向用户显示所述第一图像;

用户输入装置, 配置为接收在所述第一图像中识别所述目标组织部分的用户输入。

18. 根据权利要求14所述的系统, 其中, 所述跟踪装置基于光信号、磁信号或电系统的至少一个产生所述跟踪信息。

19. 根据权利要求18所述的系统, 其中, 所述跟踪装置包括具有编码器的电机。

20. 根据权利要求19所述的系统, 其中:

所述电机与所述超声装置耦合, 并配置为旋转所述超声装置; 以及

所述编码器配置为当所述超声装置产生所述第一组图像数据时产生所述超声装置的旋转角的跟踪信息。

21. 根据权利要求14所述的系统, 其中, 所述超声装置包括三维矩阵探针。

22. 一种存储指令的非瞬时计算机可读介质, 所述指令在由处理器执行时, 使得所述处理器执行用于通过使用超声图像产生放射疗法治疗计划的方法, 所述方法包括:

经由超声装置获得表示解剖区域的第一图像的第一组图像数据, 其中所述解剖区域包括插入到所述解剖区域中的治疗施源器;

接收指示在所述第一组图像数据中表示的所述治疗施源器的位置的跟踪信息;

获得表示所述解剖区域的第二图像的第二组图像数据;

基于所述治疗施源器的位置, 将所述第一组图像数据的至少一部分与所述第二组图像数据组合, 其中, 所述组合的图像数据被用于识别所述解剖区域中的目标组织部分; 以及

基于组合的图像数据, 产生用于治疗所述解剖区域中的所述目标组织部分的治疗计划

信息。

23.一种用于通过使用超声图像产生放射疗法治疗计划的方法,所述方法包括:

经由超声装置获得表示解剖区域的第一图像的第一组图像数据,其中所述解剖区域包括插入到所述解剖区域中的治疗施源器并且并入了界标特征;

接收指示在所述第一组图像数据中表示的所述界标特征的位置的跟踪信息;

获得表示所述解剖区域的第二图像并且包括所述界标特征的第二位置的所述第二组图像数据;

基于在所述第一组图像数据中的所述界标特征的位置和在所述第二组图像数据中的所述界标特征的第二位置,将所述第一组图像数据的至少一部分与所述第二组图像数据组合,其中,所述第一组图像数据和所述第二组图像数据之一被用于识别所述解剖区域中的目标组织部分;以及

基于组合的图像数据,产生用于治疗所述解剖区域中的所述目标组织部分的治疗计划信息。

24.根据权利要求23所述的方法,还包括在所述第一组图像数据的获得期间接收所述超声装置的位置的跟踪信息。

25.根据权利要求24所述的方法,还包括在所述第一组图像数据的获得期间相对于参照固定所述超声装置和所述界标特征的定位。

26.根据权利要求23所述的方法,还包括接收基于所述第一图像的在所述解剖区域中的所述目标组织部分的边界的识别。

27.根据权利要求26所述的方法,还包括:

经由显示装置显示所述第一图像;以及

接收在所述第一图像中识别所述目标组织部分的用户选择。

28.根据权利要求27所述的方法,其中,所述用户选择指定识别的目标组织部分的图形边界。

29.根据权利要求28所述的方法,其中,将所述第一组图像数据的所述部分与所述第二组图像数据组合还包括:根据所述界标特征的所述位置和所述第二位置,将在所述第一图像中识别的目标组织部分的边界与所述第二组图像数据组合。

30.根据权利要求23所述的方法,其中,所述界标特征包括近距离放射治疗施源器。

用于基于成像数据的近距离放射治疗计划的方法和系统

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求基于2014年5月28日提交的美国临时专利申请No.62/003,776的优先权的权益,通过引用将其并入本文。

技术领域

[0003] 本公开一般涉及用于放射疗法治疗的方法,并且更具体地,涉及用于使用诸如超声和CT图像的成像数据的近距离放射治疗(brachytherapy)计划的方法。

背景技术

[0004] 近距离放射疗法治疗系统可以通过将中空治疗装置(又称“施源器(applicator)”)插入肿瘤所位于的患者的目标组织中或接近该目标组织来治疗患者,目标组织诸如前列腺、乳腺、子宫颈或者其他可及区域。治疗施源器在患者体外与具有辐射传递单元的后装(after-loading)装置连接,该辐射传递单元用于通过向患者的目标组织传递辐射的剂量的导管推进一个或多个能量发射源。

[0005] 成功的近距离放射疗法治疗可能需要仔细的计划,以确定患者体内的目标组织的定位和边界。此外,可能需要仔细地控制经由施源器施加到患者的辐射剂量以有效地治疗癌细胞,同时限制邻近组织或器官暴露于不期望的辐射水平。

[0006] 出于治疗计划的目的,常规的近距离放射治疗计划系统可以使用计算机断层扫描(CT)或磁共振成像(MRI),以使患者的目标组织和周围的器官可视化。例如,可以在施源器放置在患者体内后从该患者获取CT图像。CT图像可以用于确定施源器的位置相对于患者的解剖结构的定位,并用于勾画(delineate)有风险的器官和目标组织(例如,肿瘤勾画)。然而,由于差的软组织对比度,在CT图像上进行肿瘤勾画可能是困难的,因此在治疗计划中引入了不确定性。尽管MRI图像可以提供高对比度信息并且允许目标组织的容易的可视化,但是MRI设备和程序昂贵并且可能对许多患者不可用。

[0007] 因此,存在开发用于改进近距离放射治疗程序的质量、增加近距离放射治疗程序的可达性以及降低近距离放射治疗程序的成本的工具的需求。

发明内容

[0008] 本公开提供用于使用超声图像提供近距离放射治疗计划的改进的系统和方法。

[0009] 在示例实施例中,公开了用于通过使用超声图像产生放射疗法治疗计划的方法。所述方法包括经由超声装置获得表示解剖区域的第一图像的第一组图像数据。所述解剖区域包括插入到所述解剖区域中的治疗施源器。所述方法还包括接收指示在所述第一组图像数据中表示的所述治疗施源器的位置的跟踪信息,获得表示所述解剖区域的第二图像的第二组图像数据,以及基于所述治疗施源器的位置将所述第一组图像数据的至少一部分与所述第二组图像数据组合。第一组图像数据和第二组图像数据的一个被用于在所述解剖区域中识别目标组织部分。所述方法还包括基于组合的图像数据,产生用于治疗所述解剖区域

中的所述目标组织部分的治疗计划信息。

[0010] 在示例实施例中,公开了用于通过使用超声图像产生放射疗法治疗计划的系统。所述系统包括超声装置、跟踪装置和处理器。所述超声装置配置为产生表示解剖区域的第一图像的第一组图像数据。所述解剖区域包括插入到所述解剖区域中的治疗施源器。所述跟踪装置配置为产生指示在所述第一组图像数据中表示的所述治疗施源器的位置的跟踪信息。所述处理器配置为从所述超声装置获得所述第一组图像数据,从所述跟踪装置接收所述跟踪信息,从成像装置获得表示所述解剖区域的第二图像的第二组图像数据,以及基于所述治疗施源器的位置,将所述第一组图像数据的至少一部分与所述第二组图像数据组合。组合的图像数据被用于在所述解剖区域中识别目标组织部分。所述处理器还配置为基于所述组合的图像数据产生用于治疗所述解剖区域中的所述目标组织部分的治疗计划信息。

[0011] 在示例实施例中,公开了非瞬时计算机可读介质。所述计算机可读介质存储指令,所述指令在由处理器执行时,使得所述处理器执行用于通过使用超声图像产生放射疗法治疗计划的方法。所述方法包括经由超声装置获得表示解剖区域的第一图像的第一组图像数据。所述解剖区域包括插入到所述解剖区域中的治疗施源器。所述方法还包括接收指示在所述第一组图像数据中表示的所述治疗施源器的位置的跟踪信息,获得表示所述解剖区域的第二图像的第二组图像数据,以及基于所述治疗施源器的位置将所述第一组图像数据的至少一部分与所述第二组图像数据组合。所述第一组图像数据和所述第二组图像数据的一个被用于在所述解剖区域中识别目标组织部分。所述第一组图像数据和所述第二组图像数据的一个被用于识别有风险的器官。所述治疗施源器可以在所述第一组图像数据和所述第二组图像数据的每个中至少部分地被识别,以使能在所述第一组图像数据和所述第二组图像数据的每个中的治疗施源器重建。所述方法还包括基于组合的图像数据,产生用于治疗所述解剖区域中的所述目标组织部分的治疗计划信息。

附图说明

[0012] 合并入本说明书并构成本说明书的一部分的附图示出了本公开的若干实施例,并且与描述一起用于说明所公开的实施例的原理。

[0013] 图1描绘了根据实施例的包括放射疗法治疗计划系统的示例的放射疗法系统;

[0014] 图2描绘了根据实施例的可以应用到图1的系统的用于放射疗法治疗计划的示例处理的流程图;

[0015] 图3描绘了根据实施例的获取用于近距离放射治疗计划的超声图像数据的示例处理的流程图;

[0016] 图4描绘了根据实施例的用于将超声图像数据与CT图像数据组合以用于近距离放射治疗计划的示例处理的流程图;

[0017] 图5A-5F描绘了根据一些实施例的在近距离放射治疗计划期间应用到图1的系统的示例操作步骤的示意图;

[0018] 图6描绘了根据实施例的由图1的系统获取的示例超声图像数据;

[0019] 图7描绘了根据实施例的从患者移除超声装置之后获取的示例CT图像数据;

[0020] 图8描绘了根据实施例的在超声图像数据中治疗施源器的识别;

[0021] 图9描绘了根据实施例的在超声图像数据中目标组织和治疗施源器的识别；

[0022] 图10描绘了根据实施例的在CT图像数据中治疗施源器的识别；

[0023] 图11描绘了根据实施例的基于治疗施源器的配准将超声图像数据与CT图像数据组合的示例处理；

[0024] 图12描绘了根据实施例的包括目标组织的图形边界到CT图像数据的投射的、超声数据和CT图像数据的示例组合；

[0025] 图13描绘了根据实施例的基于超声图像数据与CT图像数据的组合产生的、包括有风险的器官的轮廓的示例治疗计划信息；以及

[0026] 图14描绘了根据实施例的基于超声图像数据与CT图像数据的组合产生的示例治疗计划信息。

具体实施方式

[0027] 现将详细参考示例实施例，其示例在附图中示出。在任何可能的情况下，在整个附图中将使用相同的参考标号来指代相同或相似的部分。

[0028] 符合所公开的实施例的系统可以使用诸如超声图像数据的第一组患者图像数据来确定患者体内的目标组织(也称为目标体积)的定位和边界。符合本发明的实施例还可以将所述第一组患者图像数据与随后从该患者获取的第二组患者图像数据组合，以便提供用于诸如近距离放射治疗的放射治疗的治疗计划信息。

[0029] 根据本公开的示例性实施例，成像装置获取第一组患者图像数据，该第一组患者图像数据包括示出插入患者体内或插在患者上的诸如近距离放射治疗施源器、针或其他植入装置的治疗施源器的患者的解剖区域的超声图像。本文的患者可以是人或其他动物。在超声图像数据的获取期间跟踪治疗施源器的三维位置，以便可以确定治疗施源器在超声图像数据中的定位。此后，另一成像装置可以获取该患者的治疗施源器保留在其中的区域的第二组患者图像数据，比如CT图像数据。因此，符合本发明的系统可以允许基于第二组患者图像数据中的治疗施源器的识别、例如基于操作者输入来确定第二组患者图像数据中的治疗施源器的定位。

[0030] 然后可以通过将第一图像数据中的治疗施源器的图形表示与第二图像数据中的治疗施源器的图形表示对准(align)，将第一图像数据与第二图像数据组合。以这种方式，符合本发明的系统使能基于组合的图像数据产生治疗计划信息。与常规的治疗计划技术相比，本文公开的系统可以提供目标组织的改进的可视化。通过使用超声图像，所公开的系统可以提供用于检查患者和计划放射疗法治疗的方便、易达到、低成本的方法，同时还向医生提供用于勾画目标轮廓的额外的信息。

[0031] 图1示出根据实施例的放射疗法治疗计划系统的例示图。示出了患者1被放置在工作台2上。还示出了用于操纵和固定探针、治疗施源器和/或跟踪器(例如，标记器)的基座3，将如下进一步详细描述。尽管在图1中示出基座3安装在地面上，但是基座3可以被安装到该系统的其他部分，比如使基座3安装在工作台2顶部、推车上、天花板上或三维空间中的其它点或结构上。在任一情况下，工作台2和/或基座3可以是可调节的，以使得患者1和基座3之间的相对位置可以由用户设置。工作台2和基座3可以手动地调节或通过其中包括的驱动装置来调节。

[0032] 诸如超声装置的成像装置7可以通过延伸臂6安装到基座3。延伸臂6可以通过旋转接合(joint)耦合到基座3,该旋转接合允许成像装置7相对于基座3在任何所期望的方向上被调节。成像装置7可以是当从患者获取图像数据时可以插入或放置在患者的诸如直肠5的内腔中的经直肠超声装置。成像装置7也可以是从患者获取图像数据时放置在患者的腹部上的经腹超声装置。成像装置7可以获得包括患者的超声图像的第一组患者图像数据。该超声图像可以在显示装置上呈现,并提供足够的软组织对比度,以使得目标组织可以在视觉地或自动地与周围的组织和器官区分。

[0033] 该系统还可以包括用于向患者传递辐射源的治疗施源器9,比如近距离放射治疗施源器、针或其它植入装置。如本领域已知的,施源器9可以包括一个或多个针或导管8,其可以从后装系统(未示出)接收该辐射源。辐射源可以包括例如可以通过施源器9传递并放置在患者体内的放射性源。用于治疗的施源器9的具体类型可以取决于治疗的癌症的类型和目标肿瘤的特性。例如,对于宫颈癌,该系统可以使用串联卵形(tandem-and-ovoid)施源器,其包括放置在患者的子宫内以提供治疗的圆形空心支架(holder)。可替换地,该系统对于宫颈癌可以使用串联环形(tandem-and-ring)施源器。然而,该系统可以使用本领域中已知的其它类型的施源器用于治疗其它类型的癌症。

[0034] 在治疗计划期间,可以将施源器9通过例如阴道插入患者1体内并且放置在患者的子宫10内。然后通过例如纱布填塞、缝合或夹紧将施源器9固定到该患者。还可以通过支撑结构14(其可以是臂或支柱)将施源器9固定到基座3或工作台2。支撑结构14为施源器9提供结构支撑,并在超声图像数据的获取期间保持装置7和施源器9之间的固定的空间关系。

[0035] 该系统还可以包括用于在获取诸如超声图像数据的第一组患者图像数据期间跟踪超声装置7和治疗施源器9的位置的跟踪装置或子系统。例如,该跟踪装置可以跟踪装置7和装置9相对于彼此的位置。可替换地,该跟踪装置可以跟踪装置7和装置9相对于参照的位置,该参照可以是诸如手术室的绝对参照、或诸如工作台或基座的相对参照。装置7和装置9的位置可以允许子系统19进一步确定装置7和装置9的相对位置。该跟踪装置可以包括附连到超声装置7、延伸臂6或基座3的标记器11。该跟踪装置还可以包括附连到施源器9或导管8的标记器12。

[0036] 标记器11和12可以包括可以用来指示装置7和施源器9的三维位置的物理特征。在一个实施例中,摄像机13可以产生标记器11和12的图像或视频数据。可替换地,标记器11和12可以发射光、电或磁信号等,其可被信号接收器21接收,该信号接收器21基于这些信号产生位置数据。子系统19可以从摄像机13或接收器21接收包括该图像、视频或位置数据的跟踪信息,并跟踪装置7和施源器9的三维位置。

[0037] 此外,该超声装置可以连接到具有编码器的电机4,该电机4配置为在超声图像数据的获取期间驱动装置7以旋转。电机4和该编码器可布置在延伸臂6内,并提供装置7的位置或旋转角的跟踪信息。编码器位置还可以与获取的二维超声数据组合使用,以引导从二维超声数据重建三维超声数据。

[0038] 可替换地,成像装置7可以包括布置在其上的标记器或信号发射器。该标记器或信号发射器可以由摄像机或信号接收器21跟踪,该摄像机或信号接收器21向子系统19提供跟踪信息以确定成像装置7的位置或旋转角。也可以使用其它已知技术来提供跟踪信息以跟

踪装置7和施源器9的三维位置和装置7的旋转角。

[0039] 仍可替换地,成像装置7可以是配置为无需该电机而产生三维超声图像数据的三维(3D)超声装置或矩阵装置。在本实施例中,图像装置7可以包括配置为向子系统19提供跟踪信息以确定在三维超声图像数据中的特定成像平面的位置的内部跟踪系统。

[0040] 该系统还可以包括治疗处理子系统19,其与装置7和跟踪装置通信。子系统19可以从成像装置7接收表示患者的超声图像的第一组患者图像数据。子系统19然后将第一图像数据存储在存储器15中,使用处理器16分析该第一图像数据,并且通过显示装置17向用户呈现该超声图像。

[0041] 子系统19可从跟踪装置接收表示装置7和施源器9的对应的位置的跟踪信息。子系统19可以分析该跟踪信息并自动地确定装置7和施源器9的三维位置和装置7的旋转角。基于装置7和施源器9的位置、以及装置7的旋转角,子系统19还可以定义与施源器9相关联的三维坐标系统,并基于该坐标系统计算每个图像数据点相对于施源器9的三维坐标(例如,x、y和z)。

[0042] 子系统19还可以从输入装置18接收表示超声图像数据中的图像特征的选择或指示的用户输入。例如,输入设备18可以允许用户通过在呈现在显示装置17上的超声图像中描绘目标组织的边界的轮廓,来在该超声图像数据中识别目标组织。输入装置18还可以允许在超声图像数据中的施源器9的定位的自动识别之后通过在显示装置17上选择一个或多个数据点的用户修改。

[0043] 子系统19还可以从诸如CT装置、MRI装置、X射线装置等的成像装置20接收第二组患者图像数据。如下面进一步描述的,子系统19可以将通过装置7获取的第一组患者图像数据与通过成像装置20获取的第二组患者图像数据组合,然后基于组合的患者图像数据产生治疗计划信息。

[0044] 在一些实施例中,子系统19可以包括一个或多个可以被或可以不被共同定位在单个治疗区域或房间中的装置或系统。例如,在一个实施例中,超声图像获取可以发生插入了治疗施源器的手术室中,但图像处理或勾画轮廓(例如,目标勾画,施源器重建等)可以在诸如治疗计划室的单独的房间进行。事实上,目前构思的实施例包括各种配置,不限于子系统19的所有组件位于单个区域或房间中。

[0045] 成像装置20和成像装置7可以位于不同的设施中,以使得在成像装置7(例如,超声系统)和装置20(例如,CT系统)之间运送患者以便获取第一组患者图像数据和第二组患者图像数据。可替换地,成像装置20和成像装置7可以共同定位,使得可以无需运送患者而在单个定位处获取第一组患者图像数据和第二组患者图像数据。例如,成像装置7可以附连到CT装置或X射线机的工作台,以便可以将患者放置在工作台上以获取这两组患者图像数据。这样,可以省去在设施之间运送患者。

[0046] 根据一个实施例,子系统19的存储器15可以是本领域中已知的存储介质,包括易失性或非易失性存储器,比如ROM、RAM、闪存驱动器、硬盘驱动器、CD-ROM、DVD-ROM、寄存器等。存储器15可以存储包括与放射治疗计划有关的计算机可执行指令的计算机代码。处理器16可以是本领域中已知的中央处理单元(CPU),比如INTEL处理器或AMD处理器。在一个实施例中,CPU可以是通用处理器。处理器16可以取回并执行来自存储介质15的计算机可执行指令,这些指令可以使得处理器16执行本文所公开的处理和操作。

[0047] 存储在存储器15中的计算机代码可以包括多个程序模块,比如图像获取处理模块15a、跟踪模块15b、图像配准(registration)模块15c和治疗计划模块15d。该程序模块可以按照或者通过已知技术和诸如C#、JAVA、C++、HTML、XML或HTML的编程语言进行设计。

[0048] 图像获取处理模块15a可以配置为获取并处理来自成像装置7和成像装置20的图像数据。模块15a可以处理该图像数据以识别患者图像数据中的目标组织、周围的器官和治疗施源器,并确定它们的定位和边界。可替换地,模块15a还可以通过用户输入设备18与用户交互并接收识别诸如目标组织、周围器官和治疗施源器的边界的各种图像特性的用户输入。模块15a可以应用诸如图像滤波、边缘检测、特征识别等已知的技术以处理该图像数据。

[0049] 跟踪模块15b可以配置为从跟踪装置接收跟踪信息,并确定成像装置7和治疗施源器9的位置。例如,跟踪信息可以包括从摄像机13接收的、指示分别与装置7和治疗施源器9相关联的标记器11和12的位置的视频数据。通过分析标记器11和12的视频数据,模块15b可确定装置7和治疗施源器9的三维位置。作为另一示例,可以基于从信号接收器21接收的光信号、磁信号、声信号、电信号等来提供跟踪信息。通过分析这些信号,模块15b可以确定装置7和治疗施源器9的位置。基于该跟踪信息,模块15b还可以确定装置7和治疗施源器9之间的相对位置。

[0050] 此外,跟踪信息可以表示从电机14的编码器接收到的旋转信号。基于来自编码器的跟踪信息,模块15b可以确定成像装置7的旋转角。另外,可以基于从摄像机13或信号接收器21接收的跟踪信息来确定成像装置7的旋转角。例如,可以从摄像机13接收表示与成像装置7的外表面相关联的标记器的图像的视频数据。通过分析来自摄像机13的视频数据,模块15b可以确定成像装置7的旋转角。作为另一示例,可以从信号接收器21接收包括光信号、电信号、声学信号、磁信号等的信号。模块15b可以分析这些信号以确定成像装置7的旋转角。

[0051] 图像配准模块15c可配置为确定治疗施源器9在从装置7接收的第一组患者图像数据中和在从装置20接收的第二组患者图像数据中的定位。更具体地,模块15c可以定义与治疗施源器9相关联的坐标系统。基于装置7和治疗施源器9的位置和由跟踪模块15b提供的装置7的旋转角,模块15c可以计算在与治疗施源器9相关联的坐标系统中的每个图像元素(例如,每个像素,体素等)的坐标。

[0052] 类似地,模块15c可以基于治疗施源器9的识别来确定从装置20获取的第二组患者图像数据中的每个图像元素的坐标。可替换地,装置20可以通过其自己的跟踪系统或固有配置提供关于各个图像元素的坐标的信息。

[0053] 基于治疗施源器9的定位,模块15c可以配置为将第一组患者图像数据与第二组患者图像数据组合。例如,模块15c可以首先将第一组患者图像数据中的治疗施源器9的图形表示与第二组患者图像数据中的治疗施源器9的图形表示对准。这可以通过本领域中已知的图像处理技术实现。例如,模块15c可以在各个图像中选择与治疗施源器9对应的多个特征点。模块15c然后可以通过对准这些特征点来配准治疗施源器9的图形表示。

[0054] 一旦第一组患者图像数据和第二组患者图像数据中的治疗施源器9的图形表示被彼此配准,模块15c然后可以将图像元素的坐标从第一组患者图像数据转换到第二组患者图像数据,或反之亦可。模块15c然后可以基于治疗施源器9的配准在相同的坐标系统中将第一组患者图像数据或其一部分与第二组患者图像数据组合。

[0055] 治疗计划模块15d可以配置为基于组合的图像数据产生治疗计划信息。例如,模块

15d可以使得显示装置17向诸如医生的用户显示伴随着治疗计划信息的组合的图像数据。该治疗计划信息可以指示目标组织和周围的器官的定位以及它们与治疗施源器9的空间关系。该治疗计划信息还可以包括要由治疗施源器9传递的辐射的空间分布的图形表示。该图形表示可以提供可视信息,以帮助医生评估放射治疗的效果并相应地对该治疗进行计划。由模块15d产生的治疗计划信息将在下面进一步讨论。

[0056] 图2示出了根据一个实施例的用于放射治疗计划的示例处理200的流程图。处理200可以应用或实现在图1的放射疗法治疗计划系统中,具体地,通过执行存储在子系统系统19中的程序模块而应用或实现。

[0057] 根据处理200,在步骤202,由子系统19通过超声装置7获得第一组图像数据。通常,第一组患者图像数据可以提供改进的软组织可视化并且反映目标组织的高对比度图像。例如,第一组图像数据可以表示患者的诸如子宫颈区域、前列腺区域或乳腺区域的目标区域的超声图像。患者的目标区域可以包括例如对其应用诸如近距离放射治疗的放射治疗的目标组织,比如子宫颈癌、前列腺癌、乳腺癌等。患者的目标区域可以包括位于准备放射治疗的患者的解剖腔中的治疗施源器,比如近距离放射治疗施源器或导管。

[0058] 第一组图像数据可以包括二维图像数据或三维图像数据。第一组图像数据可以包括多个诸如像素或体素的图像元素,每个图像元素包括表示该图像元素内的患者的物理属性的值。在一个实施例中,可以通过超声装置(例如,装置7)在经直肠位置(例如,直肠内)处获取第一组图像数据。可替换地,该超声装置可以放置在患者体内或体外的其它位置处。图6示出通过经直肠超声装置获取的、示出了患者的子宫颈区域的三个视图(冠状视图、轴向视图和矢状视图)的示例三维超声图像数据。图6的超声图像数据包括目标组织的高对比度图像,其允许患者的子宫颈区域内的目标组织的改进的可视化。

[0059] 可以在获取期间旋转该超声装置以基本上覆盖患者的整个目标区域。例如,可以通过电机4驱动该超声装置,其中电机4以步进方式递增地旋转该超声装置。

[0060] 在第一图像数据的获取期间,治疗施源器和超声装置7可以被固定或紧固到基座3,以使得它们的三维位置保持不变。超声装置7可以通过延伸臂6附连和固定到基座3,同时被电机4旋转。治疗施源器可以通过诸如臂、支柱或杆的支撑装置固定到基座3。

[0061] 在步骤204,在第一组图像数据的获取期间跟踪治疗施源器的三维位置。如上结合图1所讨论的,可以通过跟踪装置使用与治疗施源器相关联的标记器12来跟踪治疗施源器的位置。跟踪装置可以包括摄像机,该摄像机拍摄标记器12的照片或视频的摄像机,并将包括该照片或视频的跟踪信息发送到子系统19用于分析。可替换地,跟踪装置可以包括信号接收机21,该信号接收机21从标记器12接收信号,并将基于该信号产生的跟踪信息发送到子系统19用于分析。子系统19然后可以分析该跟踪信息并确定治疗施源器的三维位置。

[0062] 此外,在示出的实施例中,在步骤204,在第一图像数据的获取期间还可以跟踪超声装置的三维位置。然而,应注意在其他实施例中,可以在步骤202获得第一组图像数据之前或之后接收关于治疗施源器的位置的跟踪信息。类似地,可以通过跟踪装置使用标记器11跟踪超声装置7。子系统19可以分析来自跟踪装置的跟踪信息,并确定超声装置的三维位置。

[0063] 另外,在步骤204,可以在第一图像数据的获取期间跟踪超声装置的旋转角。用于旋转超声装置12的电机4可以包括产生指示超声装置的旋转角的信号的编码器。子系统19

可以从电机4接收包括该信号的跟踪信息,并分析该信号以确定超声装置的旋转角。

[0064] 在步骤206,通过子系统19从诸如CT、MRI、X射线、超声装置等的第二成像装置获得第二组图像数据。通常,第二图像数据可以提供在目标组织周围的组织或器官的高对比度图像、但目标组织本身的相对差的对比度图像。例如,第二组图像数据可以包括允许直肠、骨骼、膀胱等的更好的可视化的CT图像数据。另外,第二组图像数据还可以包括治疗施源器的高对比度图像,使得子系统19可以通过分析第二图像数据确定治疗施源器的定位。图7示出了基于第二组图像数据产生的患者的子宫颈区域的示例CT图像。图7的CT图像示出包括对应于患者的骨骼、直肠和膀胱的高对比度图像特征的子宫颈区域的三个视图。另外,该CT图像还示出置于子宫颈区域中的近距离放射治疗施源器的高对比度图像。然而,由于差的软组织可视化,这些CT图像中没有清楚地反映出子宫颈区域中的目标组织。

[0065] 在步骤208,可以基于治疗施源器的配准将第一图像数据和第二图像数据组合。根据一个实施例,步骤208可以以多个子步骤执行。首先,可以通过子系统19基于步骤204中确定的治疗施源器的三维位置、超声装置的三维位置以及超声装置的旋转角,计算治疗施源器相对于第一组图像数据的定位。

[0066] 基于治疗施源器相对于第一组图像数据的定位,可以将治疗施源器的图形表示投射(project)到第一组图像数据。图8示出具有投射到第一图像数据的治疗施源器的图形表示802的第一图像数据的示例实施例。治疗施源器的图形表示可以是先前为治疗施源器9产生的并存储在子系统19中的标准图形模板。图8示出了治疗施源器的图形表示及其相对于患者的子宫颈区域的空间关系的三个视图。根据另一实施例,子系统19可以允许用户从存储在其中的多个图形表示中选择治疗施源器9的图形表示。子系统19可以产生图形表示的列表,并提示用户根据将在放射疗法治疗中使用的治疗施源器从该列表中选择一个图形表示。

[0067] 其次,可以手动或自动分析第一组图像数据,以确定目标组织和/或有风险的器官、比如直肠、膀胱、骨骼等的定位和边界。在一个实施例中,可以通过子系统19自动确定目标组织的定位和边界,该子系统19将标准图像分析和识别技术应用到第一组图像数据。可替换地,子系统19可以通过显示装置17向用户显示第一组图像数据,并提示用户提供识别目标组织的定位和边界的输入。例如,子系统19可以通过鼠标来接收在显示装置17上描绘目标组织的边界的轮廓或勾画目标组织的边界的用户输入。显示装置17还可以包括触摸屏,并且允许用户直接在其上绘制目标组织的边界。如果第一组图像数据的是患者的三维数据组,则子系统19可以逐片(slide-by-slide)呈现三维数据组,并允许用户在所有的或一部分的片(slide)中识别目标组织。

[0068] 图9例示了示出模块15a基于第一图像数据识别的目标组织的图形边界902的示例实施例。图9还示出了目标组织的边界902与治疗施源器的图形表示802之间的空间关系。例如,超声图像数据的三个视图示出治疗施源器的图形表示802和由模块15a识别的目标组织的图形边界902两者。

[0069] 第三,可以确定治疗施源器相对于第二组图像数据的定位。子系统19可以通过应用标准图像分析和处理技术自动地确定治疗施源器在第二组图像数据中的定位。

[0070] 可替换地,子系统19可通过显示装置17向用户呈现第二组图像数据,并提示用户在第二组图像数据中识别治疗施源器或描绘治疗施源器的轮廓。用户可以通过鼠标、触摸

屏等提供指定治疗施源器的定位和边界的输入。例如,子系统19可以在显示装置17上向用户显示第二图像数据,并且允许用户通过使用鼠标在其上描绘治疗施源器的轮廓。子系统19然后可以基于用户输入确定治疗施源器的定位并将治疗施源器的图形表示投射到第二图像数据。图10例示了示出具有投射到第二组图像数据的治疗施源器的图形表示的第二组图像数据的三个视图的示例实施例。可替换地,子系统19可以允许用户从在其上存储的列表中选择图形表示用于治疗施源器并将选择的图形表示投射到显示的第二图像数据。

[0071] 接下来,在步骤208,将第一组图像数据和第二组图像数据中的治疗施源器的图形表示彼此对准或配准。子系统19可通过使用可以将治疗施源器的图形表示对准的标准图像配准技术自动地进行此操作。子系统19可以基于治疗施源器上的各个特征点自动地对准治疗施源器的图形表示。例如,子系统19可以在第一和第二图像数据的每个视图上识别治疗施源器的特征点,然后通过将治疗施源器的对应的特征点对准或匹配,自动对准这些相应的图像以创建组合的图像数据。根据一个实施例,子系统19可以使用三个特征来对准治疗施源器的图形表示。

[0072] 可替换地,子系统19可以通过显示装置17向用户呈现第一组图像数据和第二组图像数据,并提示用户提供对准治疗施源器的图形表示的用户输入。图11示出了向用户呈现第一组图像数据(例如,超声数据组)的两个视图和第二组图像数据(例如,CT数据组)的两个视图的示例实施例。用户然后可以使用鼠标或触摸屏来调节该数据组之一或两者,使得治疗施源器的图形表示被对准。子系统19还可以呈现治疗施源器的特征点,并提示用户在第一组图像数据和第二组图像数据中对准治疗施源器的特征点。

[0073] 最后,在步骤208,基于以上讨论的治疗施源器的配准将第一组图像数据与第二组图像数据组合。子系统19可以通过将第一组图像数据投射到第二组图像数据来组合图像数据组,或反之亦可。可替换地,子系统19可以通过仅将第一组图像数据的一部分、比如以上基于第一组图像数据识别的目标组织的边界投射到第二组图像数据来组合图像数据组。

[0074] 仍可替换地,子系统19可定义包括与治疗施源器相关联的x、y和z轴的坐标系统。子系统19然后可以计算第一组图像数据中每个图像元素(例如,每个像素或体素)相对于该治疗施源器的坐标。在治疗施源器的图像被对准后,子系统19然后可以基于由配准引起的治疗施源器的图形表示的旋转和平移,重新计算第一组图像数据中的图像元素的坐标。

[0075] 图12示出图像数据组的组合的示例实施例。图12示出该组合的两个视图,其中,基于第一组图像数据确定的目标组织的边界被投射到第二组图像数据上。如图12中所示,由于差的软组织对比度而难以在第二组图像数据中可视化的目标组织的边界在第二组图像数据中被勾画出。因此,组合的图像数据提供目标组织与周围的组织和器官之间的空间关系的改进的可视化。

[0076] 在步骤210,可基于以上讨论的第一组图像数据与第二组图像数据的组合来产生治疗计划信息。子系统19可以首先识别由于其接近于放置在目标组织中的放射性源而在随后的放射治疗期间有潜在风险的、在目标组织周围的器官组。这些器官称为有风险的器官。取决于哪个器官相对更容易识别,子系统19可以通过分析第一组图像数据和/或第二组图像数据来识别有风险的器官的边界。子系统19还可以通过显示装置17向用户呈现第一组图像数据和第二组图像数据,并提示用户提供识别有风险的器官的边界的输入。

[0077] 此外,子系统19可以将有风险的器官的边界投射到图像数据组的组合上。图13示

出各种有风险的器官的边界被投射到其上的组合的图像数据的示例实施例。图13还示出了目标组织的边界和治疗施源器的图形表示,以提供关于目标组织和有风险的器官之间的空间关系的可视信息。

[0078] 另外,子系统19可以确定在计划的放射治疗期间在目标组织周围的辐射的空间分布。子系统19然后将指示该空间的图形模型投射到组合的图像数据。图14例示了示出具有图形模型被投射到其上的组合的图像数据的两个视图的示例实施例。该图形模型可以包括同心曲线,其每个指示表示辐射源周围的辐射的等剂量线的辐射的空间分布。

[0079] 根据可替换的实施例,子系统19可以在图形模型、比如图14中所示的曲线中使用颜色代码,以示出对应于等剂量线的不同的辐射暴露。例如,相对更远离放射性中心的等剂量线可以被分配指示相对低的辐射暴露的蓝色,而相对靠近放射性中心的等剂量线可以被分配指示相对较高的辐射暴露的红色。

[0080] 因此,基于组合的图像数据和由子系统19产生的治疗计划信息,治疗计划系统允许用户在视觉上确定计划的放射治疗的有效性。治疗计划系统还可以允许用户评估在放射性源放置在目标组织中之后对周围的器官的潜在不利影响。治疗计划系统可以提供允许用户调节诸如将被放置在目标组织中的放射性源的定位、方向或剂量的放射治疗的参数的信息。

[0081] 图3和图4示出了根据另外的实施例的用于使用超声图像数据的放射治疗计划的示例处理300和400的流程图。处理300和400可以结合图1的放射治疗计划系统执行。处理300和400可以单独地执行或作为处理300先于处理400的组合处理来执行。

[0082] 根据处理300,在步骤302,将超声装置插入到患者体内。使用该超声装置进行对患者的初始检查。该初始检查允许医生确定患者体内的解剖构造、目标区域和/或病理,并设计用于插入诸如近距离放射治疗施源器、导管、针或其它植入装置的治疗施源器的合适的过程。

[0083] 在步骤304,施源器可以被放置在患者的目标区域中。例如,如图5A中所示,在子宫颈癌的患者体内,可以使用标准近距离放射治疗技术通过皮肤或通过阴道将近距离放射治疗施源器插入患者体内。该施源器可以是放置在患者的子宫颈腔10中的串联卵形或串联环形的施源器,并通过例如纱布填塞被稳固(secure)到患者。可以拍摄诸如超声图像或X射线图像的初始图像502以监视施源器的串联的放置。

[0084] 在步骤306,在治疗施源器被恰当地放置在患者的目标区域中后,如果在步骤302还未放置超声装置,则在患者体内放置或在患者体外固定该超声装置。如图5A所示,对于子宫颈癌的患者,可将超声装置插入患者的直肠5中。再次,可以获取初始图像502以确保超声装置恰当地放置在患者体内。

[0085] 在步骤308,可以将超声装置固定和稳固到基座3。超声装置可以通过诸如螺栓、螺钉、夹具或其它机构的紧固件而固定,以将其稳固到延伸臂4,如以上所讨论的。在示出的实施例中,在步骤310,可以通过基座3或其他支撑结构相对于超声装置紧固治疗施源器。然而,在其他实施例中,可以省略步骤310。

[0086] 图5B示出了在超声装置和施源器被固定和紧固到基座3之后的系统的示例实施例。固定超声装置和施源器的结构不限于上述讨论的那些。可以采用在超声图像的获取期间可以保持超声装置和施源器的位置的任何支撑结构。

[0087] 在步骤312,通过旋转超声装置获取一组超声图像。此外,就在超声图像的获取之前和/或在超声图像的获取期间跟踪施源器和超声装置的位置。如图5C中所示,可以通过放置在延伸臂中的电机来旋转超声装置。可以通过跟踪与施源器和超声装置相关联的标记器的跟踪装置来跟踪施源器和超声装置。此外,可以通过驱动超声装置的电机的编码器或通过放置在超声装置的外表面上的标记器来跟踪超声装置的旋转角。图5D示出了形成由超声装置产生的三维数据组的一组超声图像片(slide)和它们与施源器的空间关系。

[0088] 在步骤314,在超声图像中识别目标组织(也称为目标体积)的边界。可以执行类似于图9中示出的处理来识别包括目标组织的感兴趣的体积。该目标体积也称为高风险临床肿瘤体积(HR-CTV)。此外,可以基于由跟踪装置提供的跟踪信息来确定超声图像中施源器的定位。如图8所示,施源器的图形表示可以被投射到超声数据上。

[0089] 在步骤316,从患者移除超声装置。如图5E中所示,从施源器拆下标记器。然后将该超声装置与患者断开。此后,可以将该患者运送并连接到第二成像设备,诸如CT装置或X射线机,以使得执行处理400。

[0090] 根据处理400,在步骤402,从CT装置获取一组CT图像。在步骤404,通过分析CT图像识别诸如有风险的器官的关键结构。在步骤406,通过分析CT图像识别施源器或另一界标(landmark)特征(例如,位于患者体内的另一装置)。在这里所包含的描述中,描述了其中使用施源器来配准的实施例。然而,当前构思的实施例包括使用其他界标特征用于图像配准,比如在给定的过程中使用的其他医疗装置、在患者的解剖结构(例如,患者的臀部)上或内部的标记器、手术室中的参考坐标系统或图像数据组中任何其他可识别的点。

[0091] 可以将关键结构的图形边界和施源器的图形表示投射到CT图像上。步骤402、404和406可以作为图2中的步骤206的部分执行或作为分开的步骤执行。例如,可以在步骤206获得第二组图像数据后执行步骤404和步骤406。步骤404和406可以在用于获得第二图像数据组的相同的成像系统或装置上执行,或在诸如图1的子系统19的不同的治疗计划系统上执行。

[0092] 在步骤408,可以基于施源器配准或另一界标特征的配准,将包括在超声图像中识别的目标组织的感兴趣的体积与CT图像组合。施源器配准可以通过子系统19自动地执行或基于对子系统19的用户输入而执行。在超声图像数据中的施源器的图形表示与CT图像数据被对准后,可以将超声图像数据中感兴趣的体积投射到CT图像数据上或CT图像数据中。图5F示出了将目标组织的图形边界投射到包括关键结构的图形边界的CT图像上的示例性处理。如图5F中所示,得到的组合包括关键结构和目标组织二者的图形表示。

[0093] 在步骤410,基于组合的图像数据和对于各个器官的剂量限制来进行治疗计划。可以基于组合的图像数据和治疗参数来产生类似于图14中所示的治疗计划信息。医生然后可以基于该治疗计划信息确定治疗过程和参数。在步骤412,然后基于该治疗计划信息实行治疗。

[0094] 根据可替换的实施例,处理400中的CT图像数据可以由X射线图像数据代替。可以通过诸如C型臂机的常规X射线装置获取X射线图像数据。X射线图像数据可以包括多个以正交、半正交或可变角度拍摄的患者的目标区域的X射线图像。X射线图像数据然后被子系统19处理,以识别施源器的图形表示和具有相对高的对比度的其他解剖结构。在X射线图像数据中识别的解剖结构可以包括例如膀胱囊(bladder balloon)、阴道填塞、插入到器官中

的标记装置、造影剂、施源器、骨骼结构和其他有风险的器官。

[0095] 然后可以将处理300中投射在超声图像数据中的施源器的图形表示与在X射线图像数据中识别的施源器的图形表示进行配准。一旦施源器的图像被对准,则可以使用以上讨论的技术将处理300中产生的包括目标组织的图形边界的超声图像数据投射到X射线图像数据。因此,组合的图像数据可以包括识别基于超声图像数据确定的目标组织的图形边界、以及识别基于X射线图像数据确定的周围器官的图形边界。然后,组合的图像数据可以被用于使用上述公开的类似技术的放射疗法治疗计划。

[0096] 通过用X射线图像数据替代CT图像数据,此实施例可以进一步减少用于进行放射疗法治疗过程的系统的费用。由于许多发展中国家或不发达地区只能使用常规的X射线机,因此可以在这些国家或地区广泛地采用本实施例用于放射疗法治疗计划。

[0097] 此外,尽管本文中已描述了说明性实施例,但是如本领域技术人员基于本公开将理解的,其范围包括具有等效的要素、修改、省略、组合(例如,跨各个实施例的方面的组合)、改编和/或变更的任何和所有的实施例。例如,可以修改示例系统中所示的组件的数量和方向。此外,对于在附图中示出的示例的方法,可以修改步骤的顺序和序列,并且可以添加或删除步骤。例如,在步骤314中在超声图像数据中识别感兴趣的体积可以不以图3中所示的顺序执行,并可在步骤408中基于施源器配准来组合图像之前的任意点执行。

[0098] 权利要求将基于在权利要求书中使用的语言而宽泛地解释,并且不限于本说明书中描述的示例,这些示例应被理解为非排他的。此外,所公开的方法的步骤可以以任何方式修改,包括通过对步骤重新排序和/或插入或删除步骤。

[0099] 因此,意图说明书和示例仅被视为是示例性的。另外的实施例在本公开的范围之内。

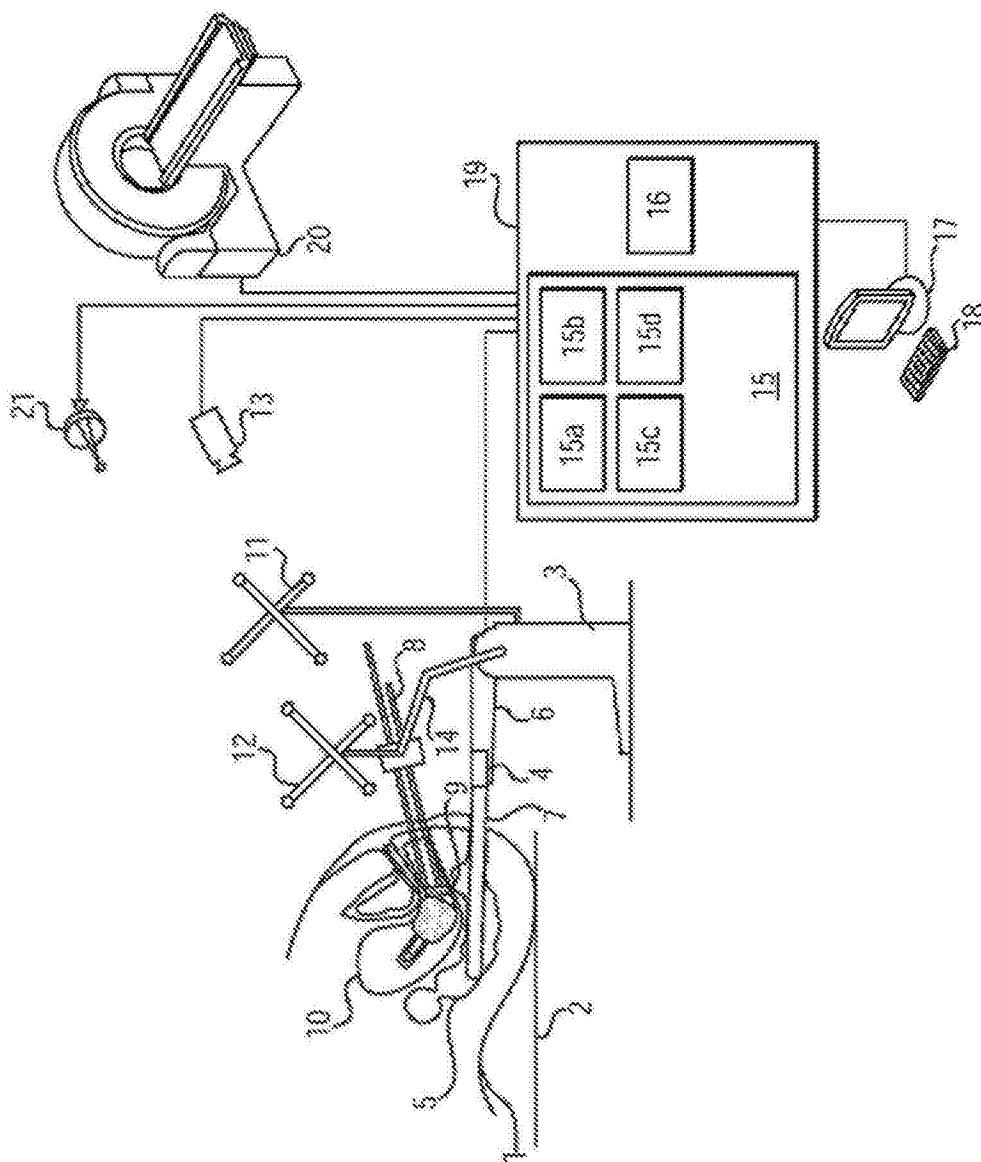


图1

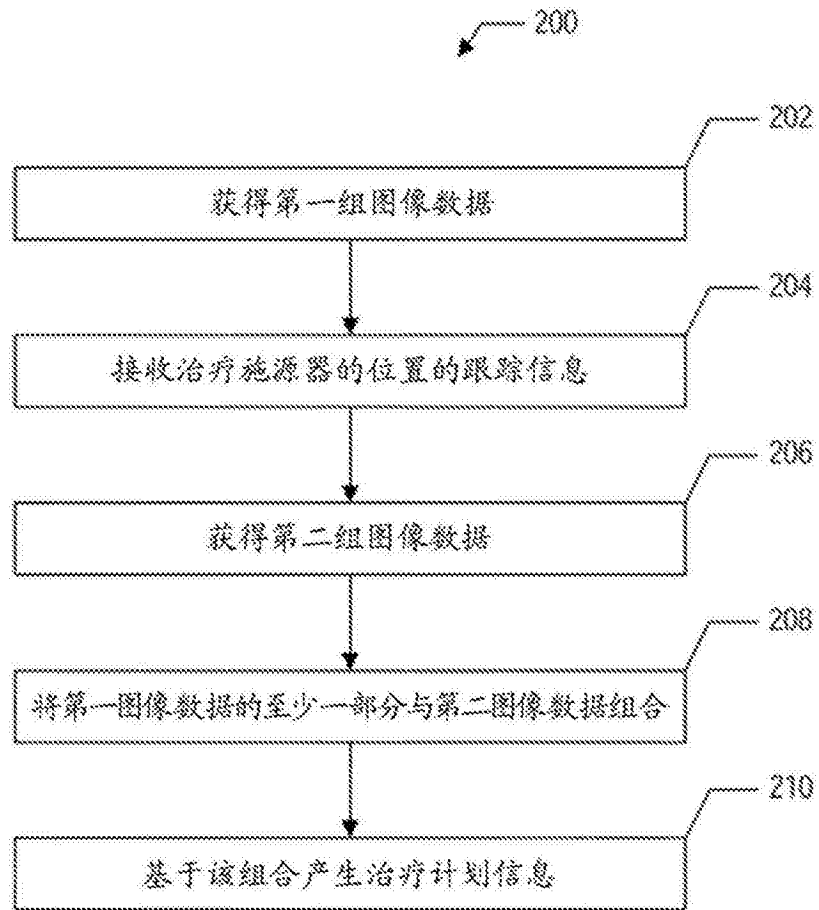


图2

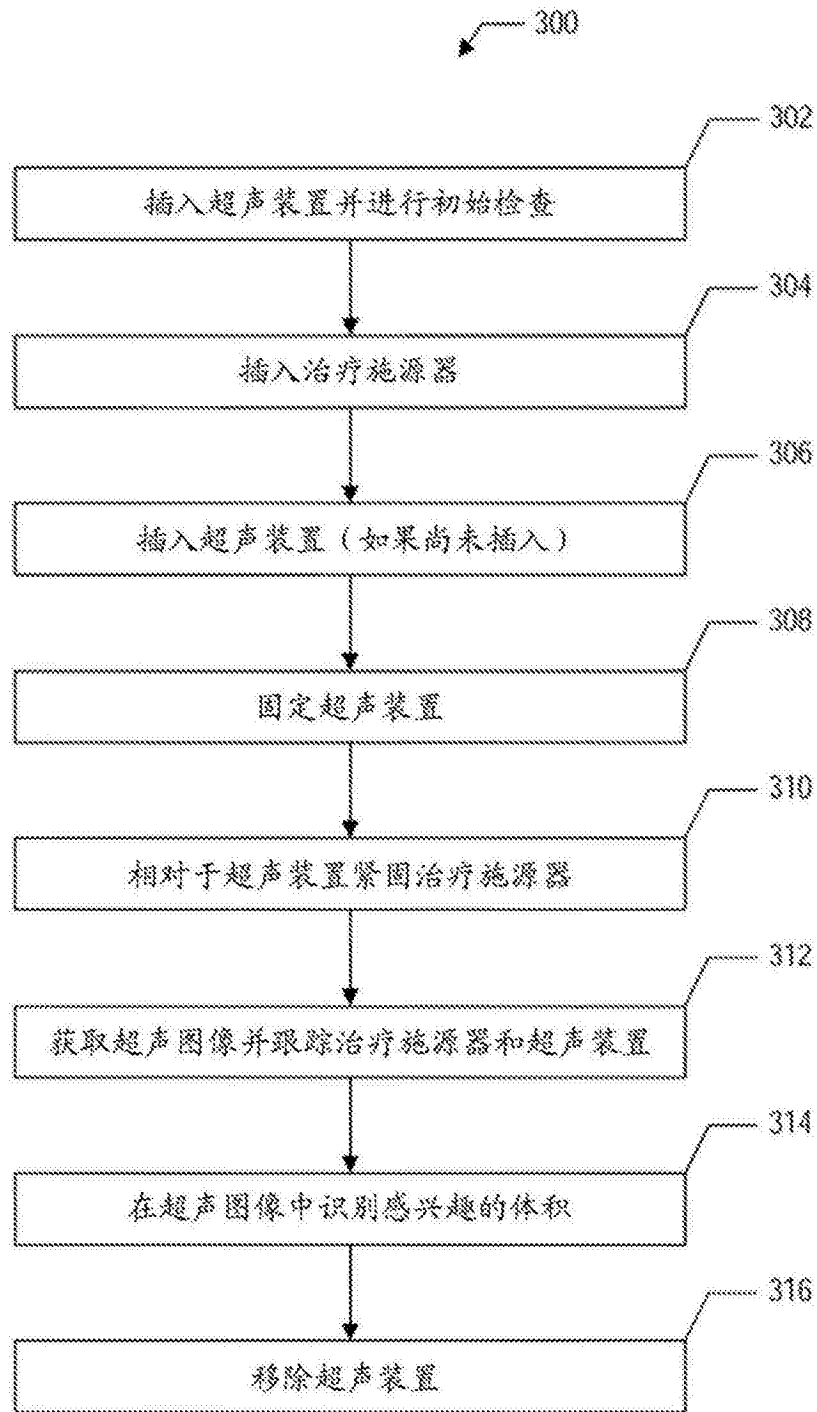


图3

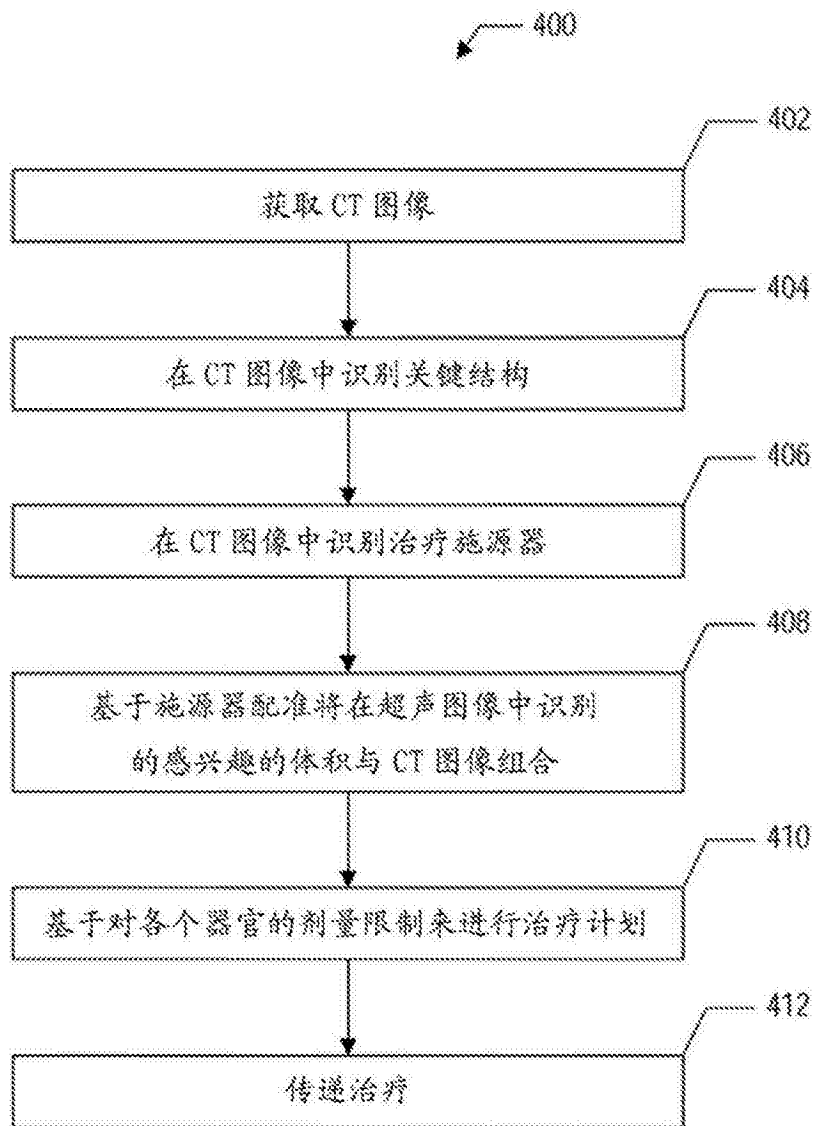


图4

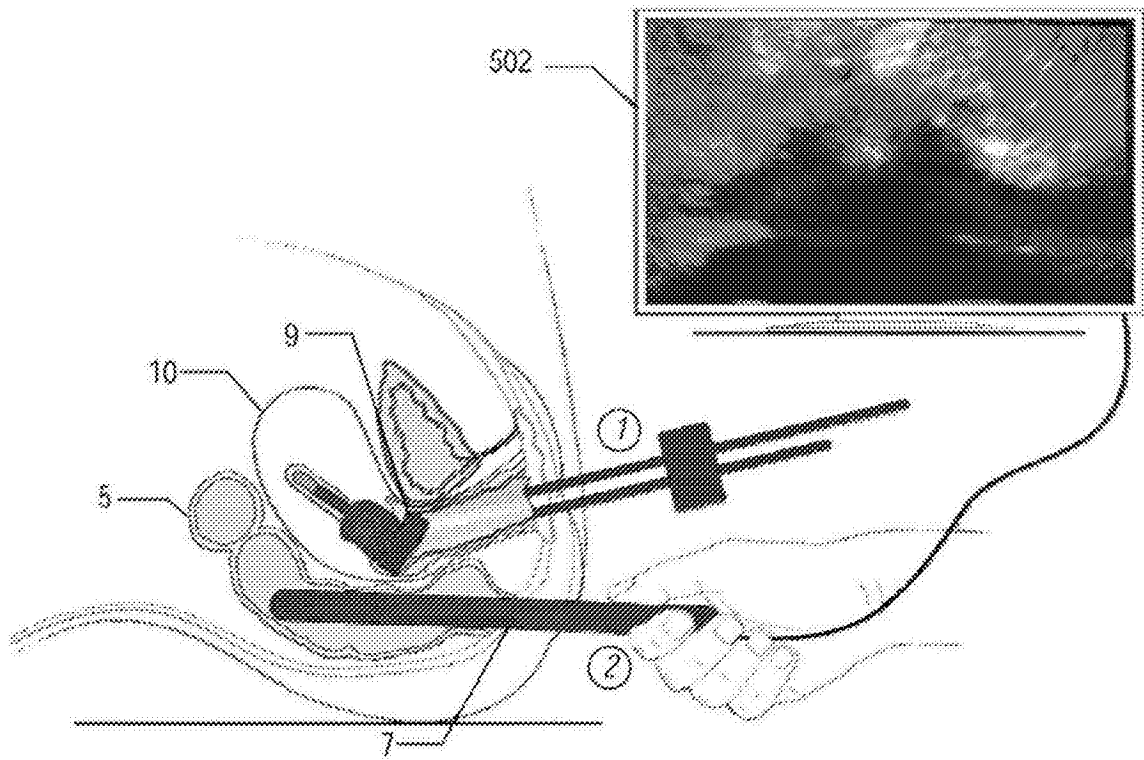


图5A

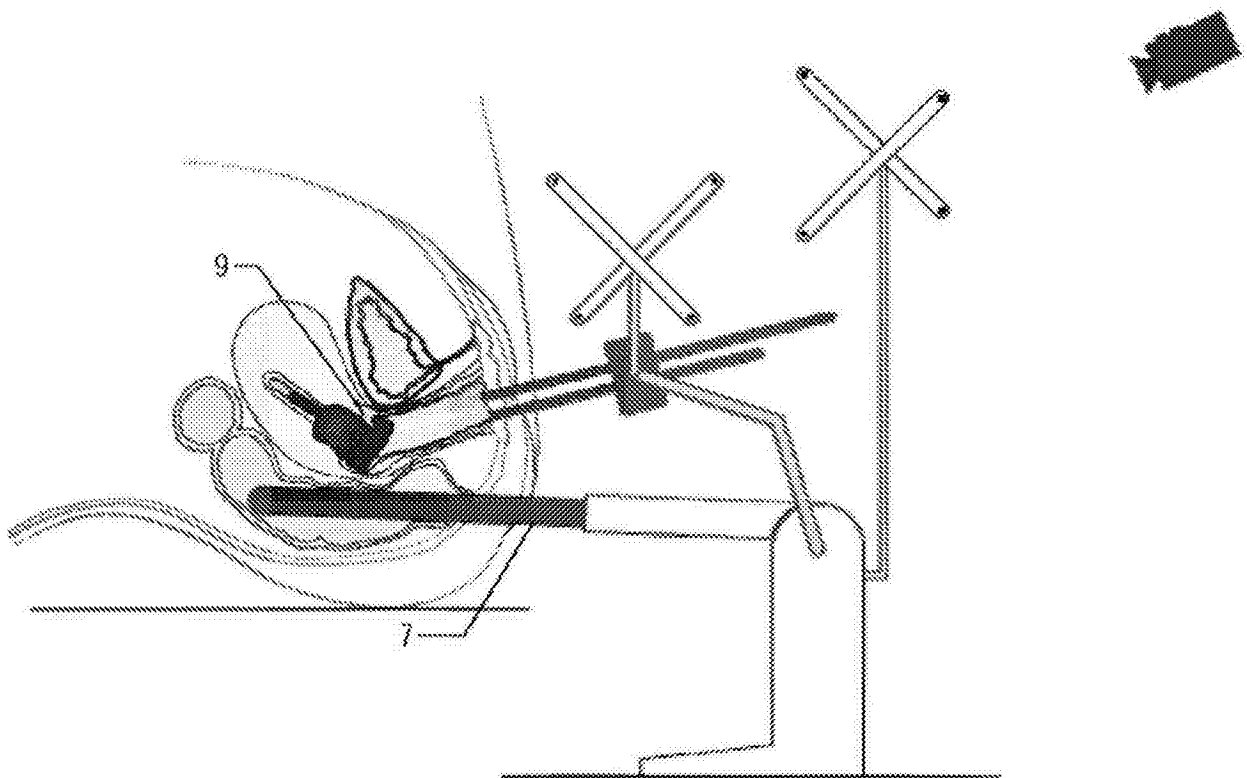


图5B

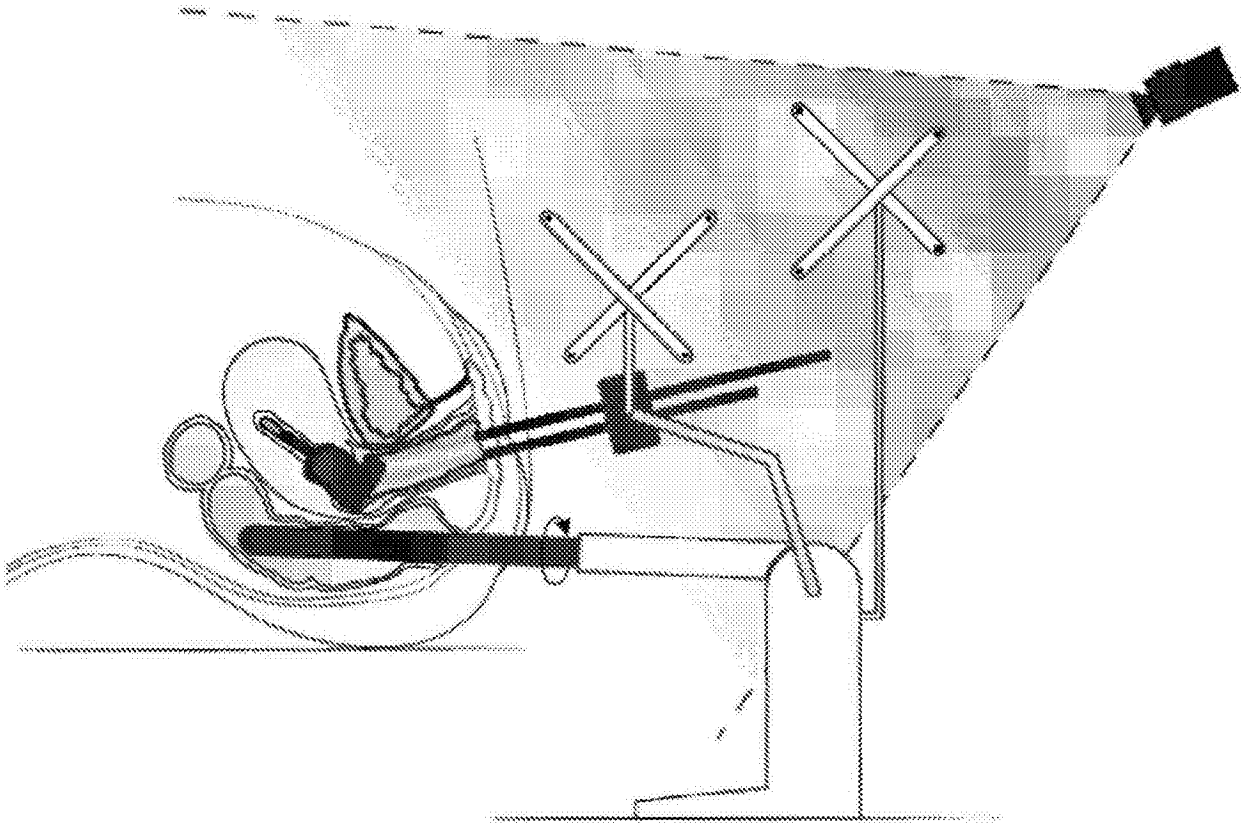


图5C

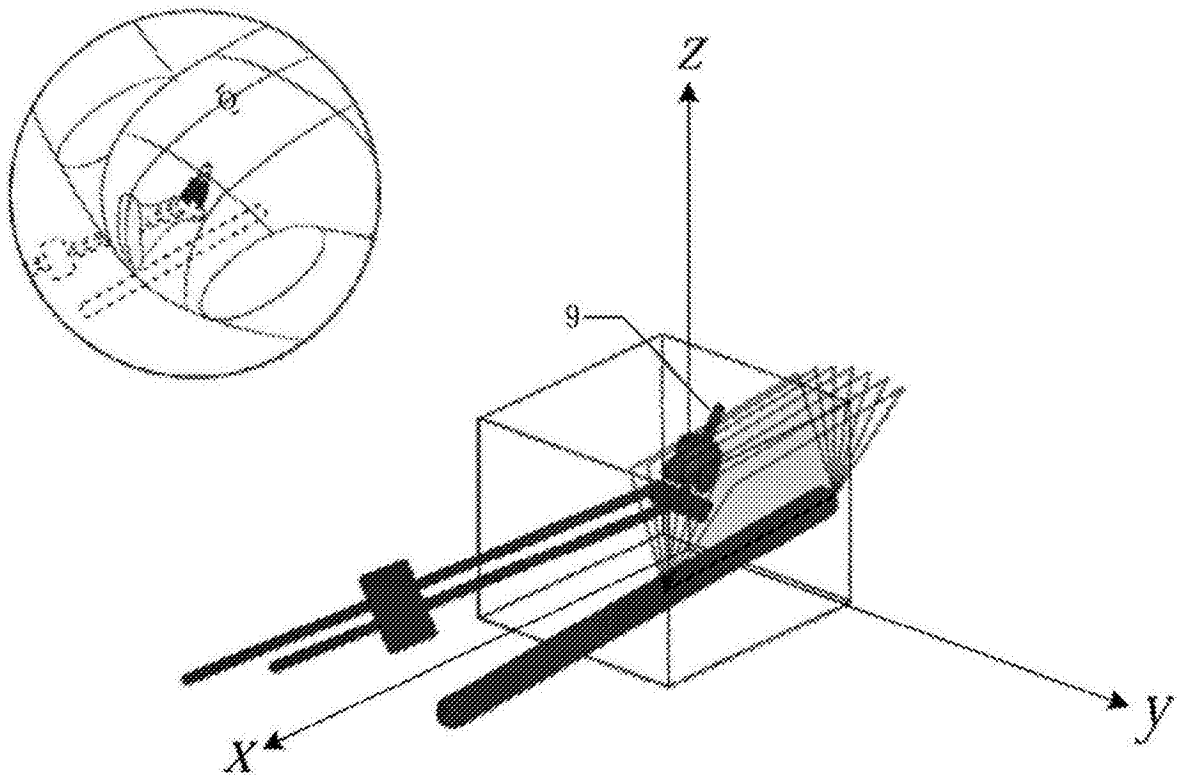


图5D

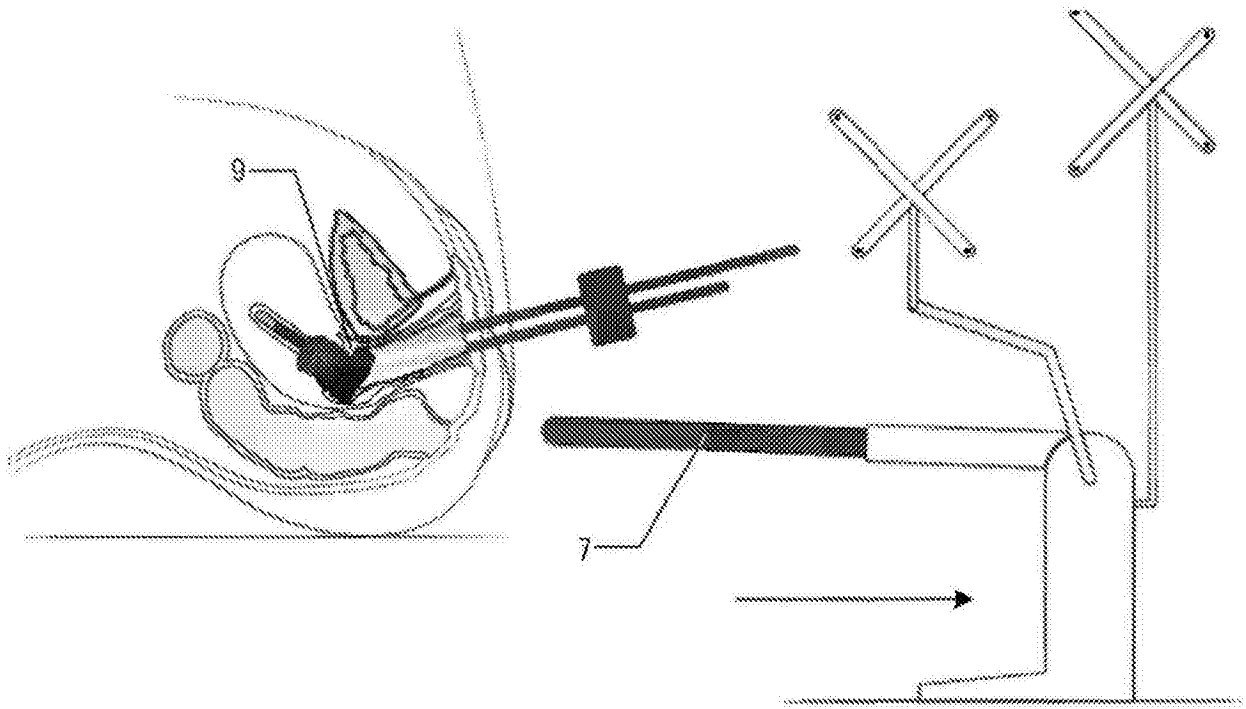


图5E

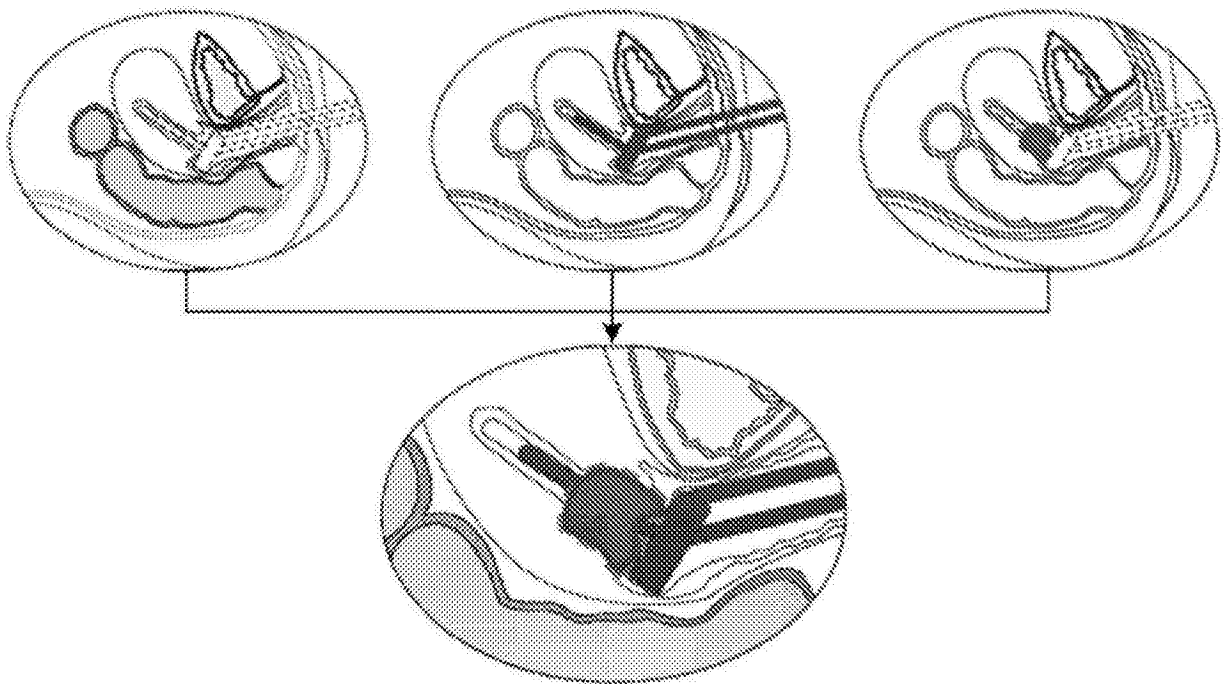


图5F

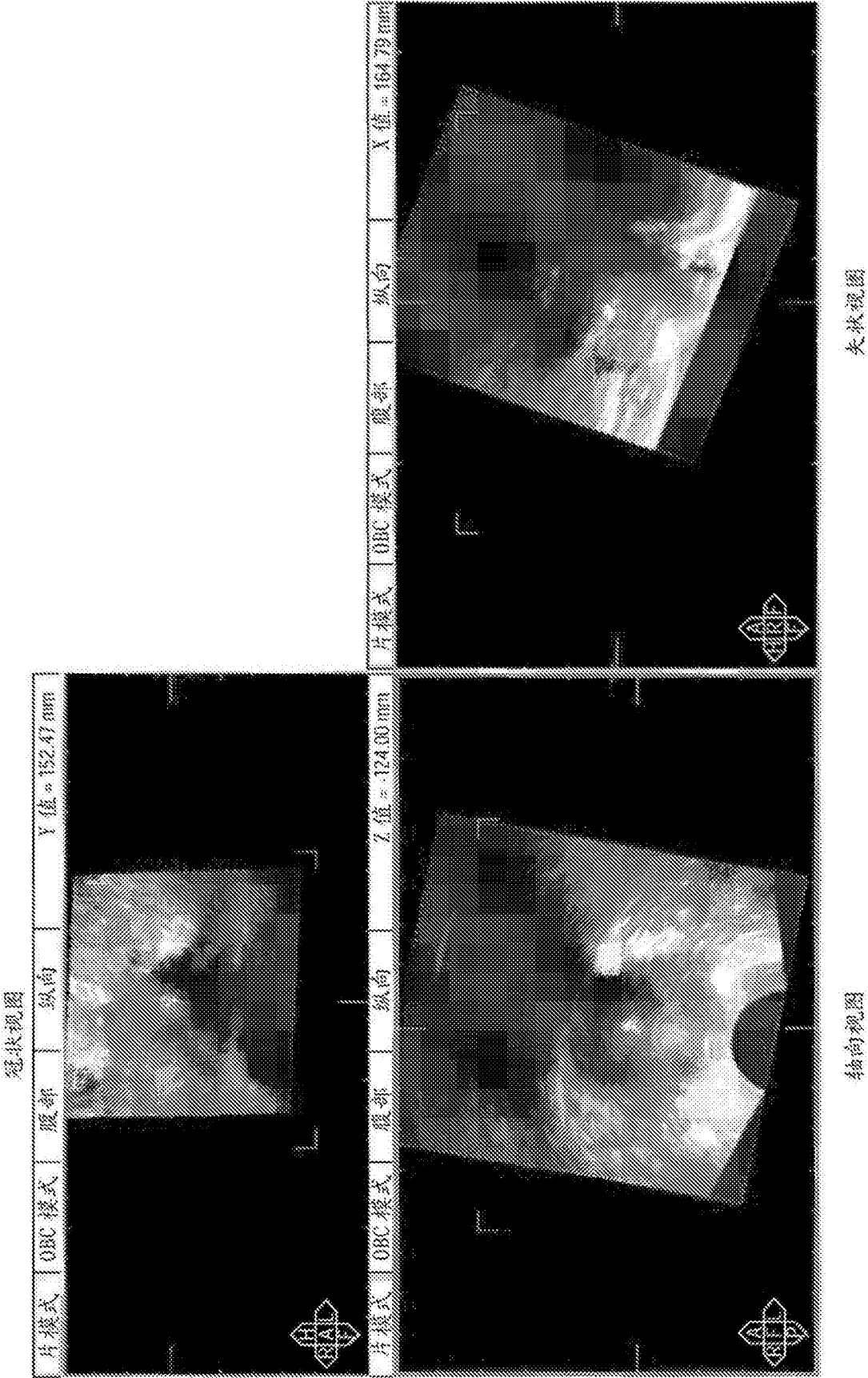


图6

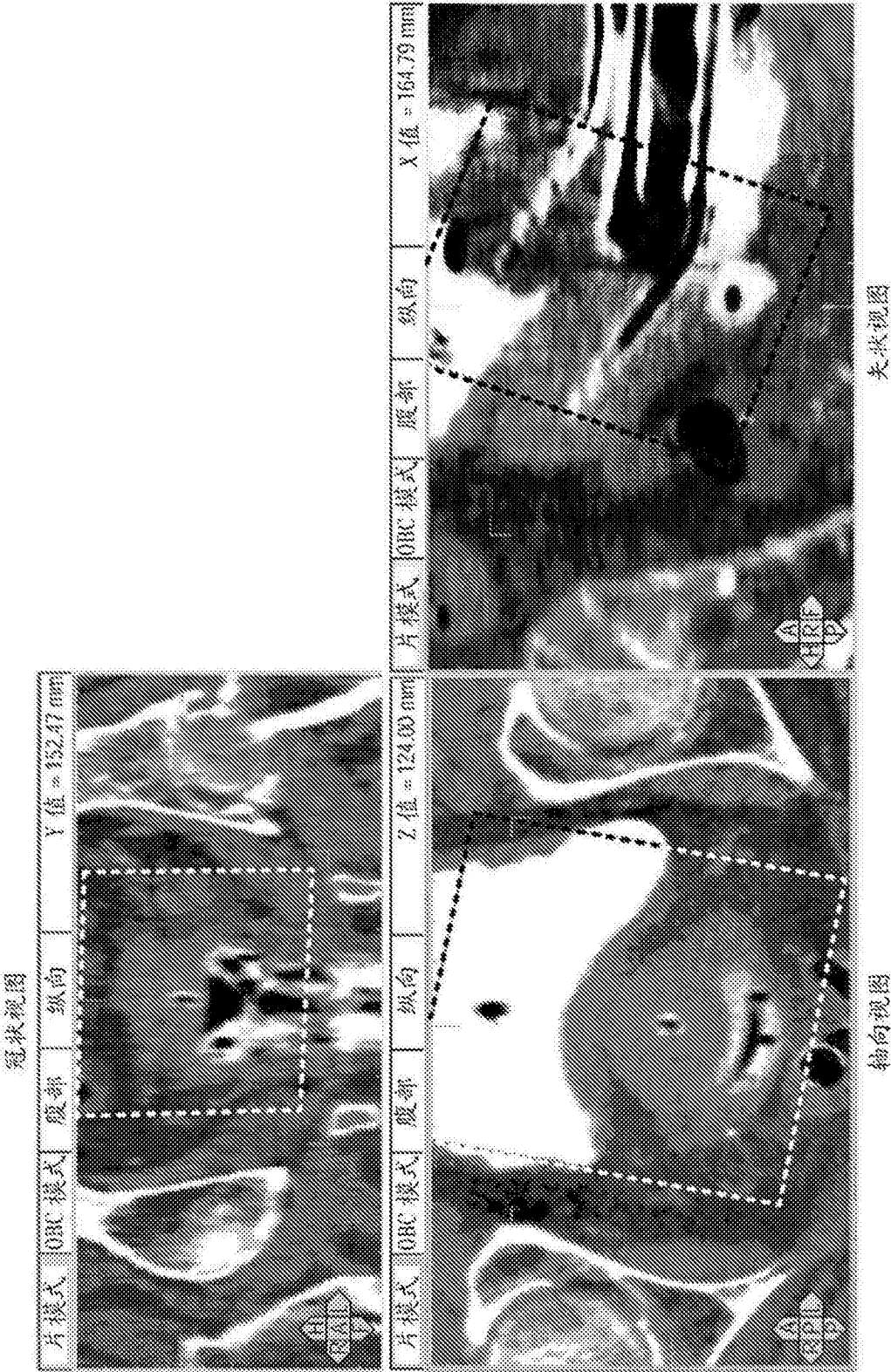


图7

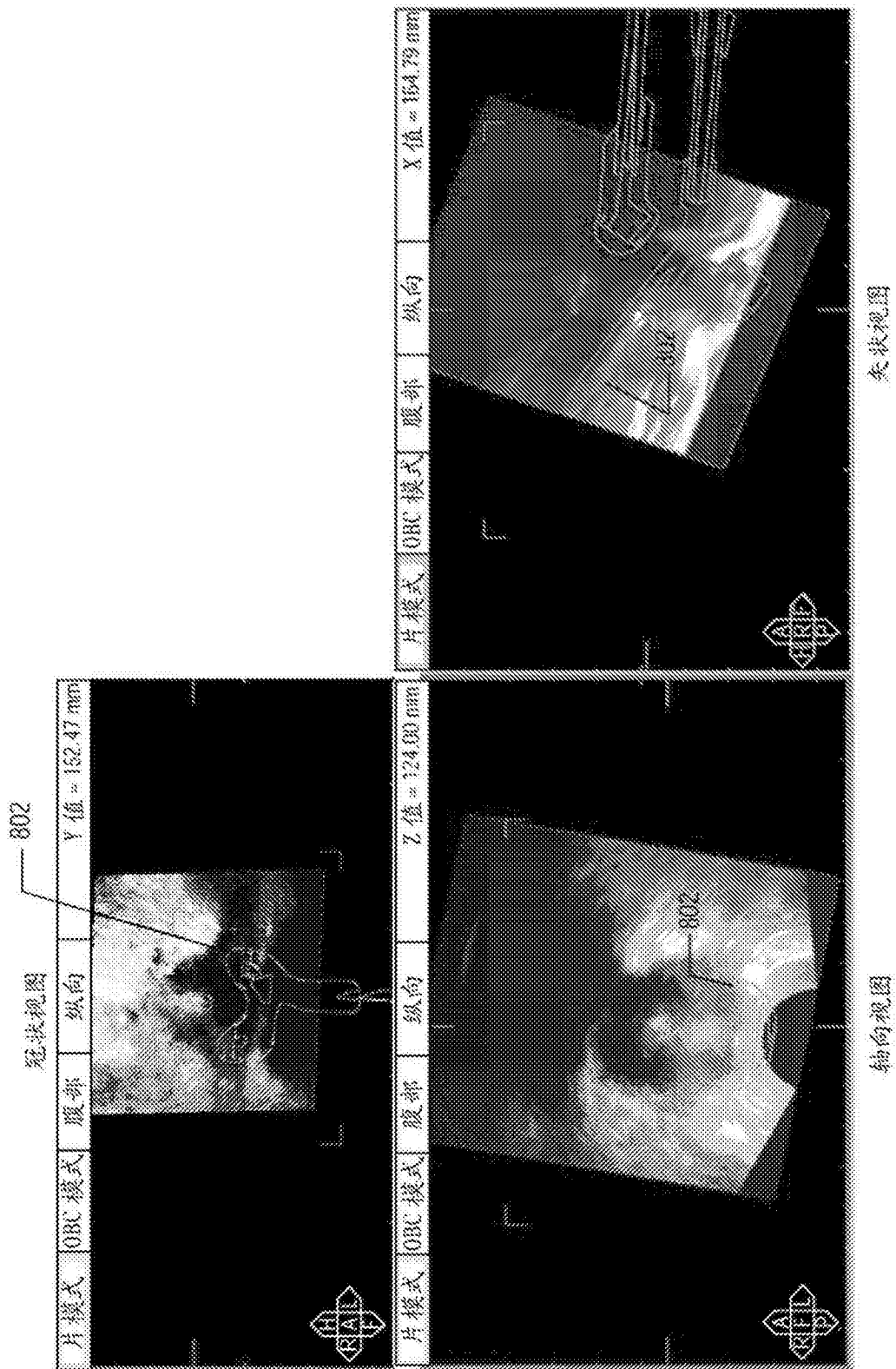


图8

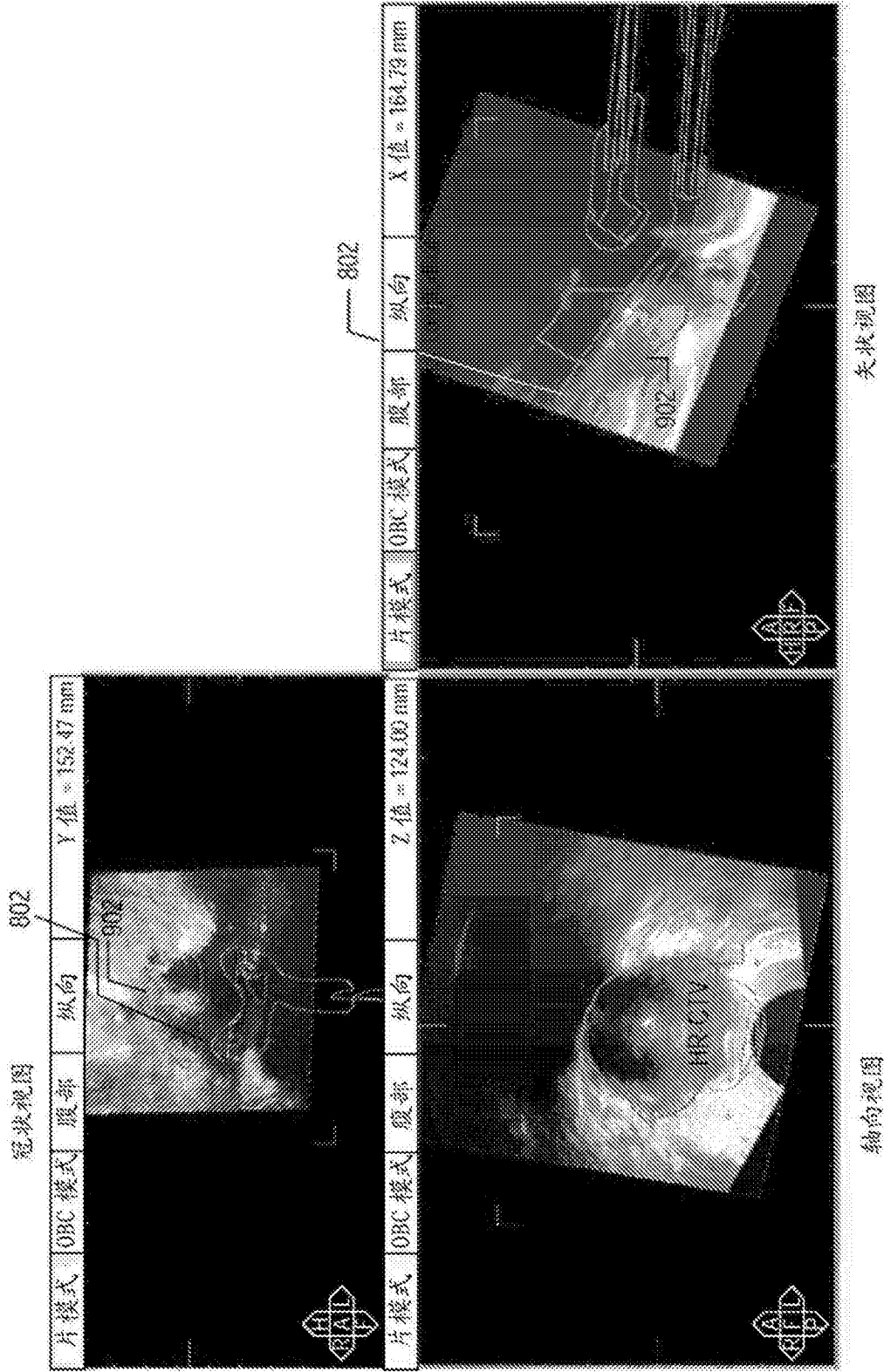


图9

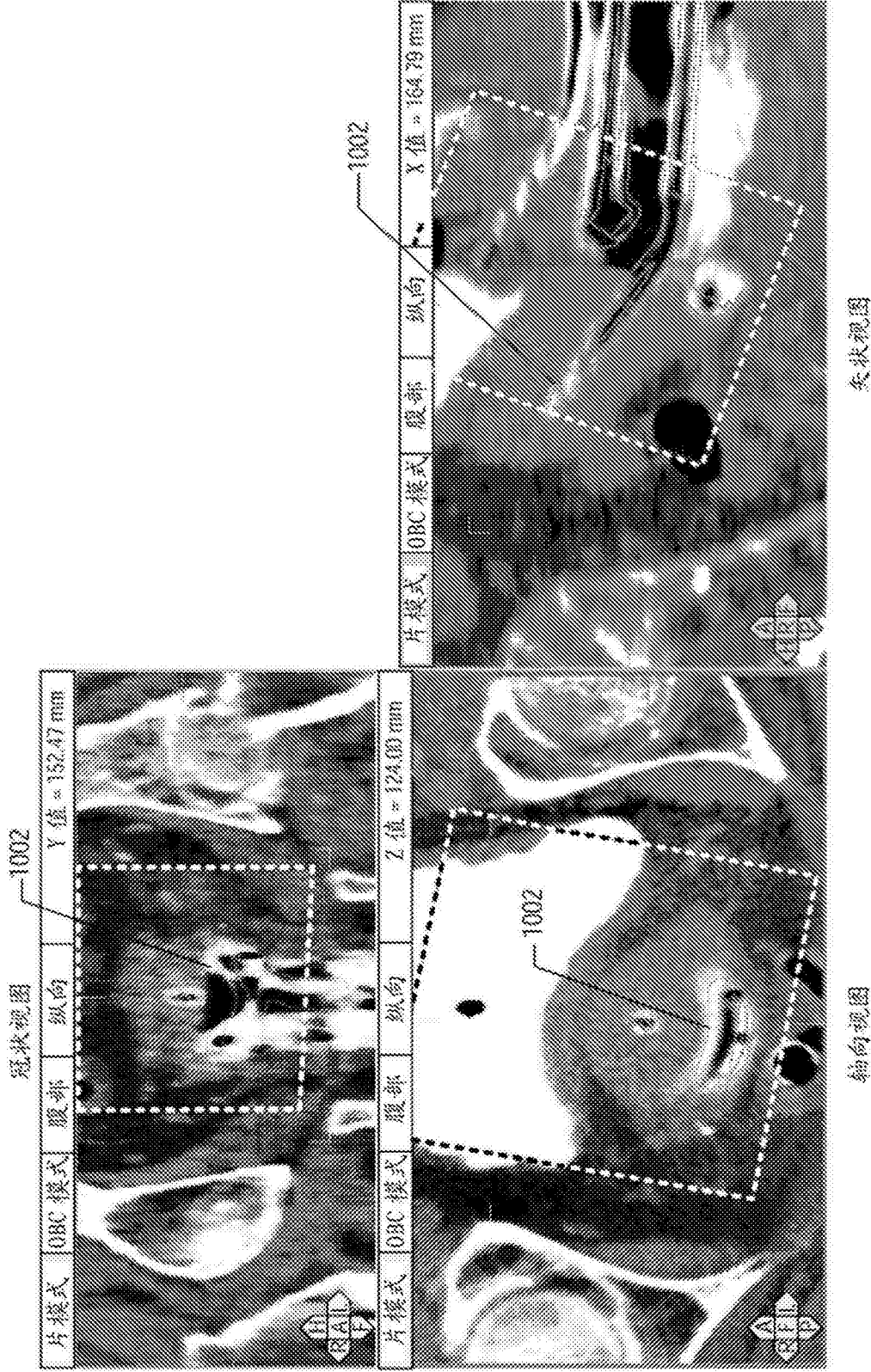


图10

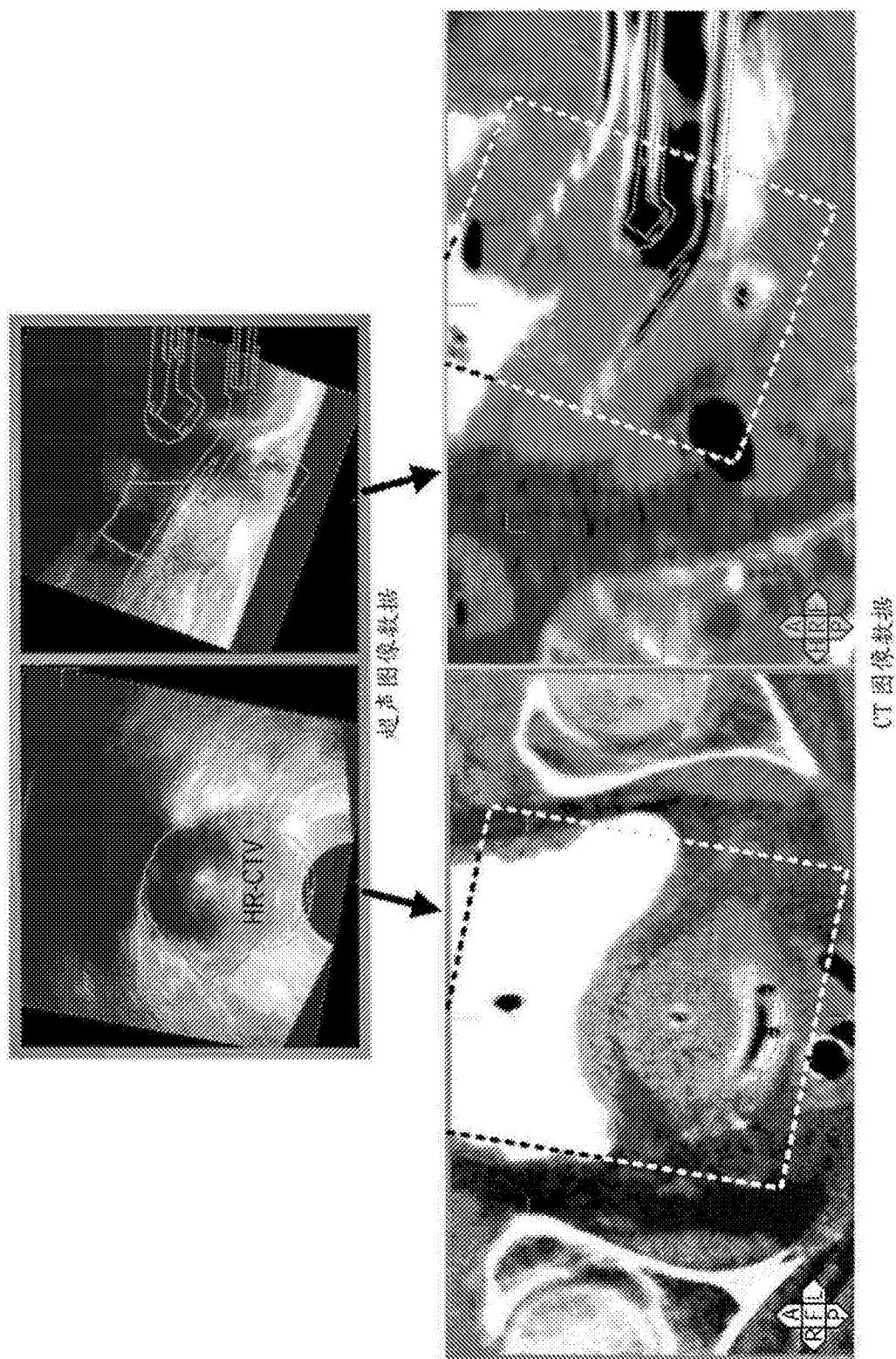


图11

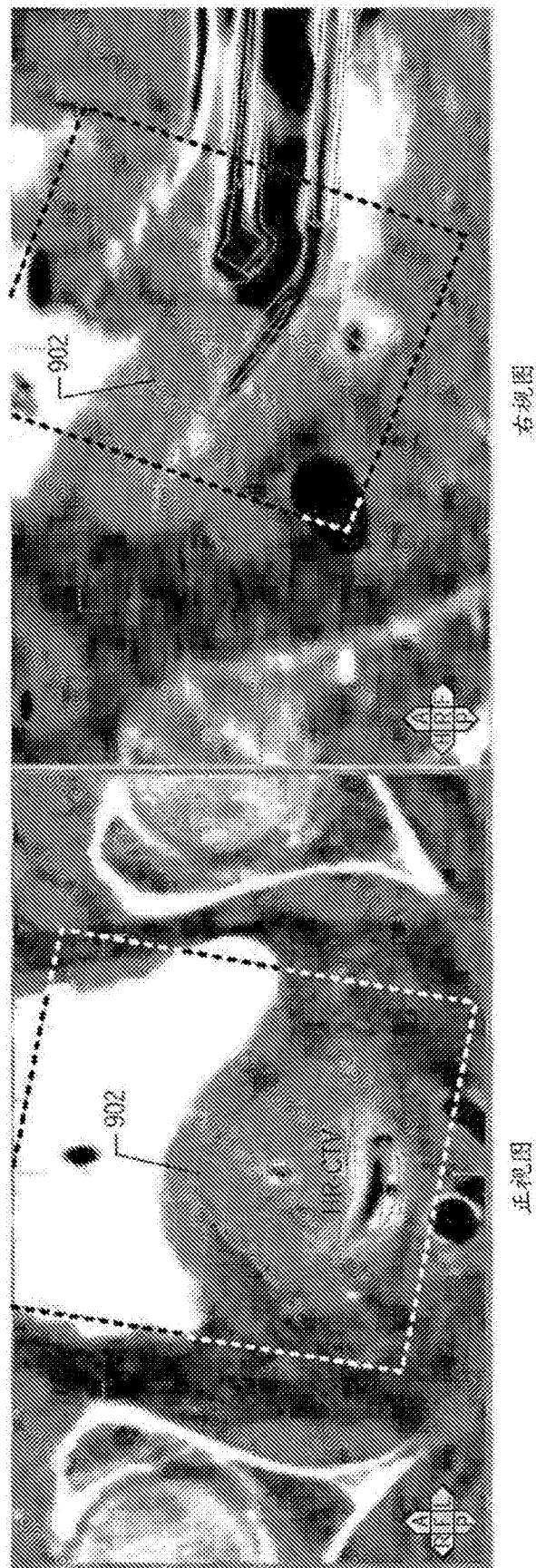


图12

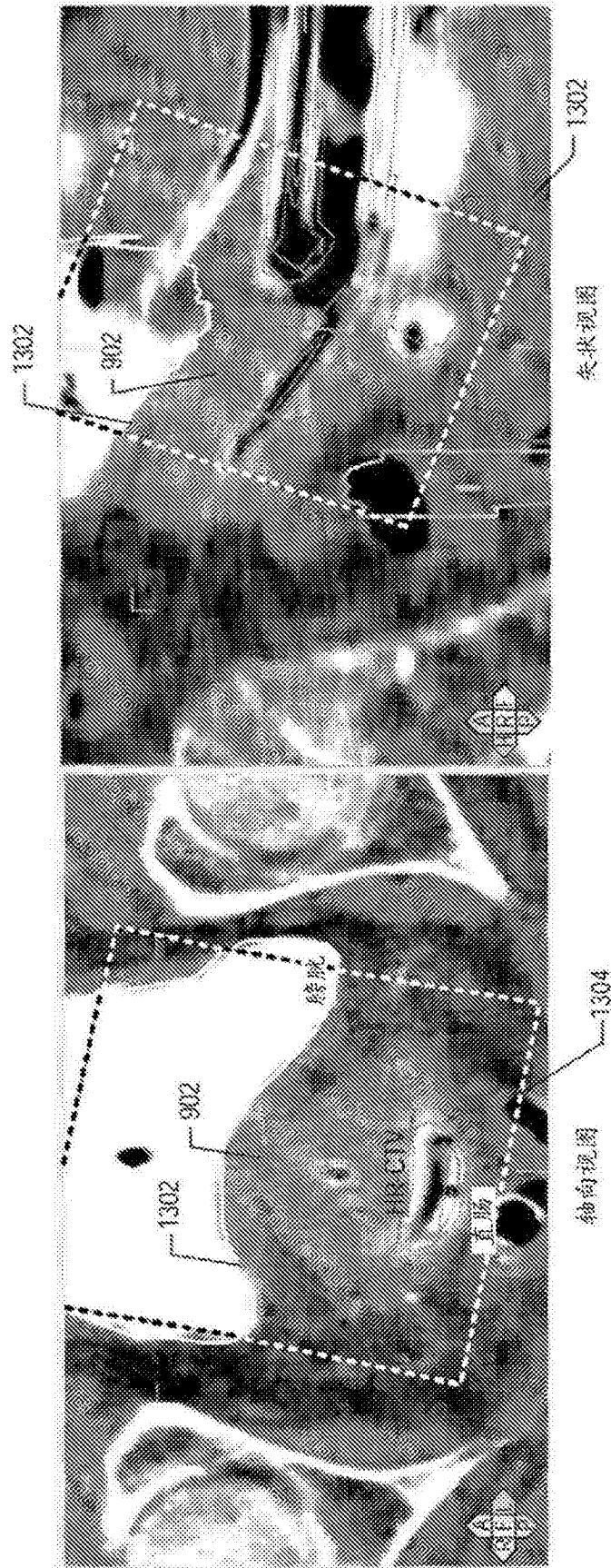


图13

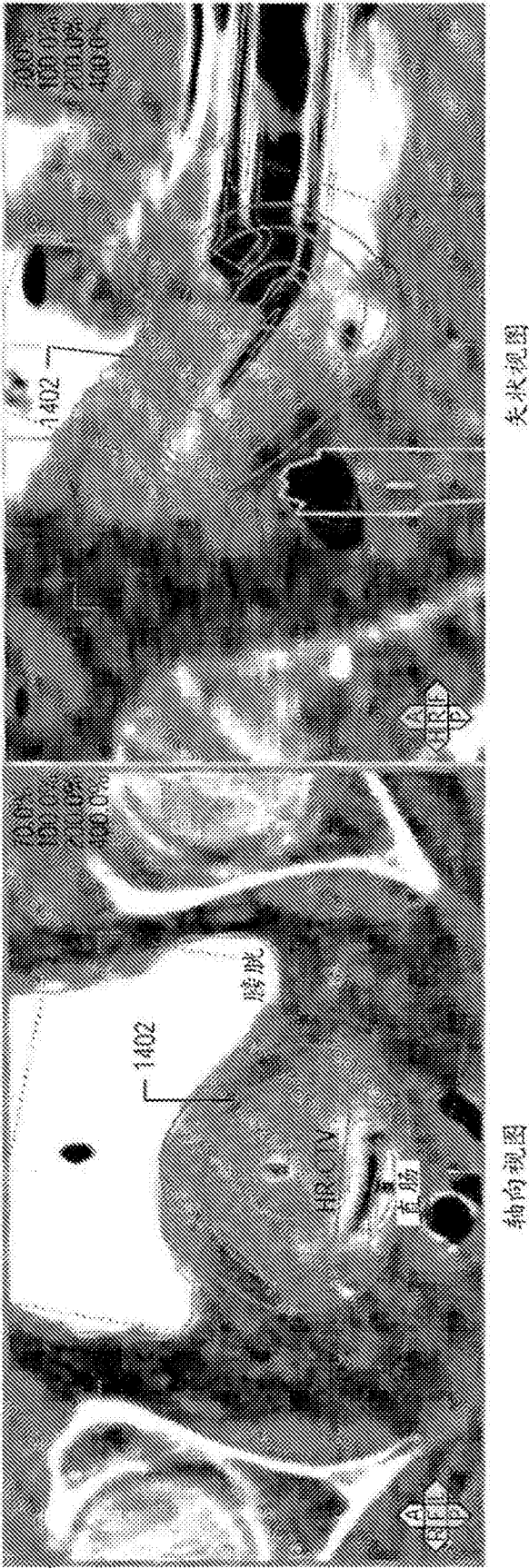


图14

专利名称(译)	用于基于成像数据的近距离放射治疗计划的方法和系统		
公开(公告)号	CN106132484A	公开(公告)日	2016-11-16
申请号	CN201580016897.X	申请日	2015-05-28
[标]申请(专利权)人(译)	核通业务有限公司		
申请(专利权)人(译)	核通业务有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	核通业务有限公司		
[标]发明人	N 内斯瓦西尔 C 基里西茨 R 波特 M P 施密德 C 范德瓦特 P C H M 克雷克廷 J F L 德贝克尔		
发明人	N.内斯瓦西尔 C.基里西茨 R.波特 M.P.施密德 C.范德瓦特 P.C.H.M.克雷克廷 J.F.L.德贝克尔		
IPC分类号	A61N5/10 A61B8/08 A61B8/00 A61B6/12 A61B6/00		
代理人(译)	王珊珊		
优先权	62/003776 2014-05-28 US		
其他公开文献	CN106132484B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

公开了用于通过使用超声图像产生放射疗法治疗计划的系统和方法。所述方法包括获得表示解剖区域的第一图像的第一组图像数据，所述解剖区域包括插入到所述解剖区域内的治疗施源器。所述方法还包括接收指示在第一组图像数据中表示的治疗施源器的位置的跟踪信息，获得表示所述解剖区域的第二图像的第二组图像数据，以及将第一组图像数据的至少一部分与第二组图像数据组合。第一组图像数据和第二组图像数据的一个被用于在所述解剖区域中识别目标组织部分。所述方法还包括基于组合的图像数据，产生用于治疗所述解剖区域中的所述目标组织部分的治疗计划信息。

