

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/08 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200680031274.0

[43] 公开日 2008 年 8 月 27 日

[11] 公开号 CN 101252886A

[22] 申请日 2006.6.29
[21] 申请号 200680031274.0
[30] 优先权
[32] 2005.6.29 [33] US [31] 11/172,097
[86] 国际申请 PCT/US2006/025793 2006.6.29
[87] 国际公布 WO2007/002926 英 2007.1.4
[85] 进入国家阶段日期 2008.2.26
[71] 申请人 艾可瑞公司
地址 美国加利福尼亚
[72] 发明人 付东山 G·库杜瓦利 J·阿利森

[74] 专利代理机构 北京润平知识产权代理有限公司
代理人 周建秋 王凤桐

权利要求书 11 页 说明书 23 页 附图 11 页

[54] 发明名称
不用基准标记而用超声波图像对软组织目标的动态跟踪

[57] 摘要
一种采用超声波图像而不用基准标记对软组织目标进行动态跟踪的设备和方法。

1. 一种方法，该方法包括：

将具有患者软组织目标的第一超声波图像与具有该患者软组织目标的第一形态的第一参考图像相配准；以及

基于所述第一超声波图像与所述第一参考图像的配准来确定所述软组织目标的第一偏移。

2. 根据权利要求 1 所述的方法，其中所述第一参考图像是核磁共振图像、电子计算机 X 射线断层扫描图像或正电子发射计算机断层扫描图像中的一者。

3. 根据权利要求 2 所述的方法，其中所述第一参考图像是在治疗计划时期获取的，并且其中所述第一超声波图像是在治疗传递时期获取的。

4. 根据权利要求 1 所述的方法，该方法还包括：

使用所述第一偏移在放射治疗系统中调整所述患者的位置以使该患者位于放射源的工作范围之内。

5. 根据权利要求 4 所述的方法，该方法还包括：

将所述软组织目标的第二超声波图像与所述软组织目标的第一超声波图像相配准，其中所述第二超声波图像在所述第一超声波图像之后被获取；以及

基于所述第二超声波图像与所述第一超声波图像的配准来确定所述软组织目标的第二偏移。

6. 根据权利要求 5 所述的方法，该方法还包括使用所述第二偏移来对

放射治疗传递系统的放射源的位置进行调整。

7. 根据权利要求 6 所述的方法，其中所述第二超声波图像与所述第一超声波图像的配准以及所述调整是在治疗传递期间执行的。

8. 根据权利要求 6 所述的方法，该方法还包括：

存储所述第二超声波图像以建立用于与一个或多个后续的超声波图像相配准的所述软组织目标的治疗传递参考位置；以及

将所述一个或多个后续的超声波图像与所述治疗传递参考位置相配准以确定相对于所述软组织目标的治疗传递参考位置的所述软组织目标的第三偏移。

9. 根据权利要求 8 所述的方法，该方法还包括使用所述第三偏移来调整所述放射源的位置。

10. 根据权利要求 1 所述的方法，该方法还包括使用超声波成像器来获取所述第一超声波图像。

11. 根据权利要求 8 所述的方法，该方法还包括使用超声波成像器来获取所述一个或多个后续的超声波图像。

12. 根据权利要求 8 所述的方法，该方法还包括使用一个或多个冗余的超声波成像器来获取所述一个或多个后续的超声波图像。

13. 根据权利要求 11 所述的方法，其中所述第一超声波图像和所述一个或多个后续的图像为三维图像。

14. 根据权利要求 1 所述的方法，该方法还包括：

使用所述一个或多个后续的超声波图像到所述治疗传递参考位置的配准来运算作为时间函数的所述软组织目标的位置；以及

基于运算出的所述软组织目标的位置来自动地调整放射治疗传递系统的放射源。

15. 根据权利要求 8 所述的方法，其中所述一个或多个后续的超声波图像是以第一速率获取的，并且其中确定所述第三偏移还包括：

通过以相对于固定坐标系的第二速率对一个或多个标记的感测来对被置于患者体外的所述一个或多个标记的第二运动进行跟踪；以及

基于对所述一个或多个标记的第二运动的跟踪使用关联模型来计算作为时间函数的所述软组织目标的预测位置。

16. 根据权利要求 15 所述的方法，其中所述第一速率约小于 60Hz，并且其中所述第二速率约大于 1Hz。

17. 根据权利要求 15 所述的方法，其中预测所述软组织目标的位置包括：

基于在所述固定坐标系中对所述第二运动的跟踪来确定作为时间函数的所述一个或多个标记的第二位置；以及

对所述一个或多个后续的超声波图像进行配准；以及

将该配准结果与所述一个或多个标记的位置相结合以实时运算所述软组织目标的位置。

18. 根据权利要求 17 所述的方法，其中一个或多个外部标记的位置被

及时地插入到与超声波图像相应的点或用于在多个超声波图像之间进行插入以产生与所述一个或多个外部标记位置相应的新图像。

19. 根据权利要求 15 所述的方法，该方法还包括确定在关联模型中的所述软组织目标的预测位置与所述第三偏移的偏离是否超过了特定的阈值，并且如果该软组织目标的预测位置与所述第三偏移的偏离超过了特定的阈值，则

比较先前连续的超声波图像的一致性；以及

将所述一个或多个标记的位置与关联模型预测位置相比较以证实所述一个或多个标记的位置。

20. 根据权利要求 1 所述的方法，其中所述第一形态为超声波且所述第一参考图像为传递参考超声波图像，并且其中所述方法还包括：

对被置于患者体外的一个或多个标记进行跟踪；

在所述一个或多个标记的运动和所述软组织目标的第一偏移之间建立关联模型；

使用所述关联模型来计算所述软组织目标的位置；以及

基于所述软组织目标的位置的计算来调整放射治疗传递系统中的放射源。

21. 根据权利要求 4 所述的方法，该方法还包括：

定义质量阈值；

确定所述第一超声波图像的质量度量；

将所述第一超声波图像的质量度量与所述质量阈值相比较；以及

如果所述被获取的超声波图像的质量度量小于所述质量阈值，则调整超

声波成像器的成像参数。

22. 根据权利要求 21 所述的方法，其中调整成像参数包括使用与所述超声波成像器耦合的机械臂对所述超声波成像器进行重置。

23. 根据权利要求 21 所述的方法，其中调整成像参数还包括调整所述超声波成像器的位置、所述超声波成像器的方向、由所述超声波成像器施加到患者身上的压力、发射频率、接收频率、增益、与深度相关的增益以及动态范围中的至少一者。

24. 根据权利要求 4 所述的方法，其中所述放射源为安装在机械臂上的直线加速器。

25. 根据权利要求 1 所述的方法，其中所述第一参考图像为参考超声波图像，并且所述第一超声波图像在所述参考超声波图像之后被获取，并且其中所述方法还包括使用所述参考超声波图像和所述第一超声波图像来自动跟踪所述软组织目标的移动。

26. 根据权利要求 26 所述的方法，其中对所述软组织目标的移动的自动跟踪包括：

将所述软组织目标的第一超声波图像与所述参考超声波图像相配准；

基于所述第一超声波图像与所述参考超声波图像的配准来确定所述软组织目标的第二偏移；以及

使用所述第二偏移在放射治疗传递系统中调整所述放射源。

27. 根据权利要求 25 所述的方法，该方法还包括：

将所述软组织目标的参考超声波图像与所述软组织目标的治疗前扫描相配准；

基于所述参考超声波图像与所述治疗前扫描的配准来确定所述软组织目标的第二偏移；以及

使用所述第二偏移在放射治疗系统中调整患者的位置以使该患者位于放射源的工作范围之内。

28. 根据权利要求 27 所述的方法，其中所述治疗前图像是核磁共振图像、电子计算机 X 射线断层扫描图像或正电子发射计算机断层扫描图像中的一者。

29. 根据权利要求 27 所述的方法，该方法还包括使用超声波成像器来获取所述参考超声波图像和所述第一超声波图像。

30. 根据权利要求 1 所述的方法，其中所述第一偏移是在遍布被配准的第一超声波图像的不同点处被确定的。

31. 根据权利要求 27 所述的方法，其中所述放射源为安装在机械臂上的直线加速器。

32. 一种设备，该设备包括：

超声波成像器；以及

使用所述超声波成像器而不使用被植入的基准标记来确定软组织目标的偏移的装置。

33. 根据权利要求 32 所述的设备，该设备还包括用于调整放射源的位

置以将一剂放射线传递到所述软组织目标的装置。

34. 根据权利要求 32 所述的设备，该设备还包括用于使用所述偏移在放射治疗系统中调整所述患者的位置以使该患者位于放射源的工作范围内的装置。

35. 根据权利要求 32 所述的设备，该设备还包括用于自动跟踪所述软组织目标的移动的装置。

36. 根据权利要求 35 所述的设备，其中用于自动跟踪的装置包括用于将所述软组织目标的第一超声波图像与所述软组织目标的治疗前图像相配准的装置。

37. 根据权利要求 36 所述的设备，其中用于自动跟踪的装置还包括用于将所述软组织目标的后续的超声波图像与所述第一超声波图像相配准以确定该软组织目标的位置的装置。

38. 根据权利要求 37 所述的设备，其中所述设备还包括放射源，并且其中用于自动跟踪的装置还包括：

用于对被置于患者体外的一个或多个标记的运动进行跟踪的装置；

用于在所述一个或多个标记的运动和所述软组织目标的位置之间建立关联模型的装置；

用于使用所述关联模型来计算所述软组织目标的预测位置的装置；以及

用于基于所述计算来调整所述放射源的位置以将放射线波束传递到所述软组织目标的装置。

39. 一种治疗传递设备，该设备包括：

超声波成像器，该超声波成像器用于生成具有软组织目标的第一超声波图像；以及

处理设备，该处理设备与所述超声波成像器耦合以接收第一超声波图像，该处理设备用于将所述第一超声波图像与第一参考图像相配准并基于该第一超声波图像与该第一参考图像的配准来确定所述软组织目标的偏移。

40. 根据权利要求 39 所述的设备，其中所述处理设备与放射源耦合以基于所述偏移来调整该放射源的位置。

41. 根据权利要求 39 所述的设备，其中所述第一参考图像为治疗前图像，并且其中所述设备还包括：

患者支撑系统，其中处理设备与该患者支撑系统耦合以调整所述患者以使该患者位于治疗传递设备的工作范围内。

42. 根据权利要求 39 所述的设备，该设备还包括动态跟踪设备，该动态跟踪设备与所述处理设备耦合以用于跟踪被置于患者系统外部的一个或多个标记的运动。

43. 根据权利要求 42 所述的设备，其中所述一个或多个标记为发光二极管。

44. 根据权利要求 43 所述的设备，其中所述发光二极管为可视的红色。

45. 根据权利要求 43 所述的设备，其中所述发光二极管为红外线的。

46. 根据权利要求 39 所述的设备，该设备还包括：

放射源，该放射源与处理设备耦合，该处理设备用于使用所述软组织目标的偏移在所述设备的工作范围内调整所述放射源的位置。

47. 根据权利要求 46 所述的设备，其中所述放射源被安装在机械臂上，并且其中所述处理设备被配置为使用所述机械臂来调整所述放射源的位置。

48. 根据权利要求 39 所述的设备，该设备还包括与所述处理设备耦合的一个或多个额外的超声波图像。

49. 根据权利要求 39 所述的设备，该设备还包括与所述超声波成像器相耦合的机械机构，其中所述处理设备被配置为使用所述机械机构来调整所述超声波图像。

50. 根据权利要求 42 所述的设备，该设备还包括放射源，并且其中所述处理设备被配置为在所述一个或多个标记的运动和所述软组织目标的第一偏移之间建立关联模型并使用该关联模型来计算所述软组织目标的位置，所述处理设备被配置为基于所述软组织目标的位置的计算来调整所述放射源的位置。

51. 根据权利要求 39 所述的设备，该设备还包括与所述超声波成像器相耦合的机械臂。

52. 根据权利要求 51 所述的设备，其中所述处理器与所述机械臂相耦合以基于所述第一超声波图像的质量度量来调整所述超声波成像器的位置。

53. 一种方法，该方法包括：

接收治疗传递参考超声波图像，该治疗传递参考超声波图像包括患者体内的软组织目标；

获取一个或多个后续的超声波图像，该后续的超声波图像包括所述软组织目标；

将所述一个或多个后续的超声波图像中的至少一个与所述治疗传递参考超声波图像相配准以确定所述软组织目标的运动；以及

调整放射源的位置以对所述软组织目标的运动进行补偿。

54. 根据权利要求 53 所述的方法，该方法还包括：

接收包括所述软组织目标的治疗前图像；

在患者设置阶段获取包括所述软组织目标的第一超声波图像；

将所述第一超声波图像与所述治疗前图像相配准以确定所述软组织目标的位置；

基于所述软组织的第一位置的确定来调整患者的位置以使该患者位于治疗传递系统的工作范围内。

55. 根据权利要求 54 所述的方法，其中所述治疗传递参考超声波图像为所述第一超声波图像。

56. 根据权利要求 55 所述的方法，该方法还包括在患者的位置被调整之后，获取包括所述软组织目标的第二超声波图像，并且其中所述治疗传递参考超声波图像为患者设置彻底完成之后的最新的超声波图像。

57. 根据权利要求 53 所述的方法，该方法还包括：

跟踪被置于所述患者体外的一个或多个标记的运动；
建立所述一个或多个标记的运动和所述软组织目标的运动之间的关联模型；
使用所述关联模型来计算所述软组织目标的位置；以及
其中所述放射源的位置是基于所述软组织目标的位置的计算而被调整的。

58. 根据权利要求 54 所述的方法，该方法还包括：
在所述患者的位置被调整之后，获取包括所述软组织目标的第二超声波图像，其中所述治疗传递参考超声波图像为所述第二超声波图像；
跟踪被置于患者体外的一个或多个标记的运动；
建立所述一个或多个标记的运动和所述软组织目标的运动之间的关联模型；
使用所述关联模型来计算所述软组织目标的位置；以及
其中所述放射源的位置是基于所述软组织目标的位置的计算而被调整的。

59. 根据权利要求 54 所述的方法，其中所述第一超声波图像是利用超声波成像器获取的，并且其中所述方法还包括：
基于所述第一超声波图像与所述治疗前图像的配准的质量来调整所述超声波成像器的位置。

不用基准标记而用超声波图像对软组织目标的动态跟踪

技术领域

本发明的实施方式涉及放射治疗领域，特别地，涉及在放射治疗期间使用超声波图像对目标的跟踪。

背景技术

肿瘤是由细胞的不可控的进行性繁殖而产生的组织的异常生长，该细胞的生长不具备生理机能。肿瘤可以是恶性的（癌变的）或良性的。恶性肿瘤通过血管和淋巴系统将癌细胞扩散到身体的其他部分（转移）。良性肿瘤不会转移，但如果该良性肿瘤侵犯到关键的身体结构，例如神经、血管和器官（特别是大脑），则仍然是致命的。

用于肿瘤治疗的非侵入性方法是外部波束放射治疗。在一类外部波束放射治疗中，使用外部放射源在肿瘤处以多角度施以一系列 X 射线束，调整患者位置以使肿瘤位于波束的旋转中心（标准中心）。由于放射源的角度被改变，每一波束均从肿瘤处经过，但在到达肿瘤的途中经过健康组织的不同区域。结果，在肿瘤处累积的放射线剂量高，而健康组织的平均放射线剂量低。术语放射线疗法是指一种过程，在该过程中，出于进行治疗而非使组织坏死的目的，将放射线应用于目标区域。在放射线疗法治疗期间所使用的放射线的数量与在放射外科手术期间使用的放射线的数量相比，通常小一个数量级。放射线疗法典型地以每次治疗的低剂量（例如，100-200 厘戈瑞（cGy））、治疗时间短（例如，每次治疗 10 至 30 分钟）、以及超分割（hyperfractionation）（例如，治疗 30 至 45 天）为特征。为了方便，除非放射线的量级另有注释，否则在此使用的术语“放射治疗”意为放射外科手术和/或放射线疗法。

外部波束放射治疗遇到的一个问题是病灶（pathological anatomy）（例如

肿瘤)在治疗期间可能会转移,该转移降低了目标定位的准确性(即,目标位置的准确跟踪)。尤其是,软组织目标在进行放射治疗期间会随着患者的呼吸一起转移。呼吸运动能够将胸腔或腹腔中的肿瘤移位例如大于 3 厘米(cm)。例如,在这样的呼吸运动面前,在避开周围健康组织的情况下,很难达到精确并正确地将放射剂量传送至目标的目的。在外部波束放射治疗中,为了达到在治疗计划阶段中所运算的放射波束的分配,将放射波束正确地传递至被治疗的病灶是非常关键的。

一种解决由于呼吸导致肿瘤移动的问题的传统方案是使用脉冲选通技术。脉冲选通技术不直接补偿呼吸运动,在放射波束直接作用于患者期间,该放射波束不被移动。当然,当认为肿瘤已经被从其基准位置移开时,放射波束被关闭。然而,使用脉冲选通技术的一个缺点是该技术显著地增加了传递放射治疗所需的时间。另一缺点是该方法可能由于在肿瘤位置所做出的假设而导致对肿瘤的不准确的治疗。

一种用于对目标的运动进行跟踪的传统方案是采用被置于患者体外(例如在皮肤上)的外部标记(例如红外线发射器)。使用光学(例如红外线)跟踪系统对外部标记进行自动跟踪。然而,外部标记不能充分地反映由呼吸运动导致的内部偏移。较大的外部患者运动会与非常小的内部运动一起发生。例如,内部目标可能比皮肤表面的移动慢得多。

另一种用于对目标的运动进行跟踪的传统方案包括使用植入的基准。典型地,在治疗前,垫内置基准标记(radiopaque fiducial marker)(例如金种子或不锈钢螺丝钉)被植入到目标器官中或接近目标器官的位置,并在治疗传递期间被用做参考点。在治疗期间使用立体 X 射线成像来运算这些基准标记的准确的空间位置(例如每 10 秒 1 次)。然而,单独的内部标记对于准确跟踪来说是不够的。目前另一传统方案是将内部基准标记的跟踪与外部标记的跟踪相结合,其中内部基准标记的 X 射线成像与外部标记的光学跟踪同

步。然而，这样的结合的跟踪方法仍然具有需要内部基准标记的跟踪的缺点。

对于患者来说，内部基准标记的跟踪是难以忍受的，因为需要使用骨骼植入基准标记来实现高准确率。将基准标记植入骨骼需要一个难以忍受且痛苦的侵入性的过程，特别是对于脊柱来说可能频繁地导致临床并发症。此外，骨骼植入基准标记的跟踪可能仍不能对软组织目标的移动或变形提供准确的结果。此外，无论基准标记是被植入到骨骼中还是通过活检针而被注入到处于电子计算机 X 射线断层扫描（CT）的监视下的目标区域附近的软组织中，患者在放射治疗前仍必须经历所述的侵入性的过程。

在 A. Schweikard、H Shiomi 和 J. Adler 发表在 2005 年 1 月的内部刊物《医用机器人技术和计算机辅助手术》的第 19 至 27 页上的《在放射外科手术中不采用基准进行呼吸跟踪》中描述了一种不使用植入的基准标记来跟踪肿瘤运动的传统技术。所描述的无基准跟踪技术利用根据 CT 数据集的变形算法，并结合数字重建放射图像（DRR）的记录和邻近骨性标志的内部治疗 X 射线图像（多数情况下肿瘤本身在 X 射线图像中可能并不明显），以获取关于肿瘤位置的断续的信息。之后将该目标位置信息与传统的相关技术相结合以实现实时跟踪。

上述所有传统方法的一个缺点在于，除了外部标记跟踪，这些方法都需要患者多次暴露于来自内部治疗 X 射线的非治疗性的放射线下，这些 X 射线用于获得关于基准或目标位置的断续的信息。

附图说明

在所附的附图中，本发明的实施方式以示例而非限定的形式进行说明，其中：

图 1 是示出了用于患者放射治疗的工作流程的一种实施方式的流程图，该放射治疗包括通过将实时超声波（US）与参考核磁共振（MR）图像（参

考 US) 配准来对软组织目标进行近实时跟踪;

图 2 是示出了用于患者放射治疗的工作流程的另一种实施方式的流程图, 该放射治疗包括通过将近实时 US-US 配准与皮肤表面附着的发光二极管(LED) 标记的实时跟踪相结合来对软组织目标进行实时跟踪;

图3是示出了将外部标记的位置与来自超声波图像的配准结果进行关联以作为用于确定软组织目标的运动的时间函数的一种实施方式的曲线图;

图 4 显示了治疗传递系统的一种实施方式的示意性框图, 该治疗传递系统包括用于在放射治疗期间对软组织目标的移动进行跟踪的动态跟踪系统;

图 5 显示了使用无框架、图像引导的基于机器人技术的直线加速器(LINAC) 系统和基于机器人技术的患者支撑系统的放射治疗系统的一种可效仿的实施方式。

图6显示了包括动态跟踪系统和超声波成像器的治疗传递系统的一种实施方式的功能性框图。

图 7 显示了用于确定软组织目标的偏移的方法的一种实施方式。

图8显示了在治疗传递期间用于确定软组织目标的偏移的方法的另一种实施方式。

图9显示了使用具有机械臂的超声波传感器对软组织目标进行动态跟踪的一种实施方式。

具体实施方式

在以下描述中, 多个特定细节, 例如特定组件、设备、方法等的实例被提出以提供对本发明的全面理解。然而, 对于本领域技术人员来说显而易见的是, 不需要这些特定细节即可实施本发明。在其他情况下, 公知的材料或方法没有进行详细说明以避免不必要地模糊本发明。

此处使用的术语“耦合”可意为直接耦合或通过一个或多个中间组件间

接耦合。此处描述的提供于不同总线上的任何信号都可以与其他信号分时复用并提供于一个或多个公共总线上。此外，电路组件或块之间的互连可以以总线或单一信号线显示。每一总线可选择地作为一个或多个单一信号线，并且每一单一信号线可选择地作为总线。此处使用的术语“第一”、“第二”、“第三”、“第四”等等意为区别不同像素的标号，并非根据它们的数字而具有排序的含义。

超声波成像中的术语“实时”指不具有可感知反应时间或闪烁的图像的同步探测和显示，例如，以大约大于1赫兹（Hz）的速度。术语“近实时”指比实时慢的时间比例，例如，比实时的时间比例少大约一个或多个数量级。举例来说，用于获取X射线图像的时间比例的范围可以从大约不足一秒钟到大约数秒钟，该范围可被认为是近实时。

除非特别指出与下文讨论的明显不同，否则应当理解为贯穿说明书，采用如“处理”或“运算”或“计算”或“确定”这样的术语的讨论涉及计算机系统的运动和处理，或类似的电子运算设备，该电子运算设备对代表在计算机系统内的寄存器和存储器中的物理（电子）量的数据进行操作并变换为同样代表在计算机系统内的存储器或寄存器或其他这样的信息存储、传输或显示设备中的物理量的其他数据。此处描述的方法的实施方式可以使用计算机软件来实现。被设计为实现所述方法的指令序列如果以符合认证标准的程序语言写出，则该指令序列可被编译为在多种硬件平台上执行，并可用于多种操作系统的界面。另外，本发明的实施方式不参考任何特定程序语言进行描述。应当理解的是，可使用多种程序语言来实现如此处所述的本发明的实施方式。

描述了一种动态跟踪方法和系统，该动态跟踪方法和系统用于对软组织目标的移动进行跟踪而不将基准标记植入到可能接受例如外部波束放射治疗的患者体内。该方法包括将在治疗传递期间获取的一个或多个超声波（US）

图像与治疗前的图像（例如，核磁共振成像（MRI），CT，或结合的 MRI/CT）进行配准，该治疗前的图像在治疗计划期间作为初始参考图像获取以在患者设置期间对初始的患者的移动进行确定和校正。该方法还可以包括将在治疗传递期间获取的 US 图像中的一个（例如在治疗传递期间最新拍摄的一个）用做传递阶段参考图像，并执行将一个或多个随后获取的 US 图像实时或近实时地与传递阶段参考图像配准以在患者治疗传递期间对患者的运动进行确认和校正。该方法可使用二维（2-D）或三维（3-D）超声波成像技术来实现。此处所描述的该方法的实施方式可促使采用实时超声波成像的快速的软组织跟踪的实现，在该实时超声波成像之后是 US 图像与参考 US 图像的近实时配准。

在另一种实施方式中，描述了一种用于实时软组织跟踪的动态跟踪方法和系统，其中实时 US 图像获取和 US-US 配准与被放置在患者上的一个或多个外部标记（例如 LED）的实时监视相结合。所述动态跟踪方法还可以包括建立将外部标记的被监视的运动与软组织的位置相联系的数学模型（例如关联模型），所述软组织的位置获取自实时超声波图像与治疗传递参考 US 图像的配准。

图 1 显示了患者放射疗法的工作流程的一种实施方式。应当注意的是，本发明的实施方式可能不需要在关于图 1 和图 2 的描述中的阶段内的一个或多个阶段和/或步骤，但进行描述以便为本发明的某些实施方式的讨论提供更好的前后关系。此外，在特定阶段内进行说明和讨论的一个或多个步骤可以在该阶段之外被执行。还应当注意的是，尽管此处所描述的实施方式涉及与放射治疗一起使用，但是此处所描述的实施方式也可以用于需要对软组织目标进行动态跟踪的其他应用。图 1 的工作流程 100 也可以不时地参考图 4 中的治疗计划系统 410 和治疗传递系统 420 进行讨论。

图 1 显示的工作流程 100 中，患者放射疗法包括治疗计划阶段 10、患者

设置阶段 20 以及治疗传递阶段 30。所述治疗计划阶段 10 可以包括使用第一成像形式来获取治疗前图像，所述第一成像形式例如，在包括软组织目标的患者身体中的感兴趣体积（VOI）的核磁共振（MR）成像，即步骤 101。可替换地，所述治疗前图像可以使用其他类型的成像形式来获取，例如，电子计算机 X 射线断层扫描（CT）、正电子发射计算机断层扫描（PET）、透视等等。所述治疗计划阶段 10 还可以包括定义在治疗前图像中的一个或多个参考点，在动态跟踪处理期间将出于治疗传递的目的根据所述参考点对软组织目标的位置进行跟踪（如下文中进一步所详细讨论的），即步骤 102。所述参考跟踪点可以为超声波和所述第一形式中的一个或多个可成像标志。在 MRI、CT 和 US 图像中，所述一个或多个可成像标志可以为轮廓、形状或器官的边缘、或肿瘤的图像内容。

在该阶段 10 中，可获得的其他图像（例如 CT）也可以用于执行治疗计划，即步骤 103a。其中，例如，在步骤 103a 中获取到 CT 图像，在步骤 103b 中，该 CT 图像可以与治疗前（例如 MR）图像结合以在逆向计划期间推动剂量计算。可替换地，剂量计划计算可仅使用在步骤 101 中获取的治疗前（例如 MR）图像来执行。应当注意的是所描述的用于治疗计划阶段 10 的步骤 103a 至 103c 并非必须实践为本发明以下所描述的实施方式。应当注意的是尽管所述工作流程在此处经常关于逆向计划来进行讨论，但是此处的方法也可以与正向计划或混合计划一起使用，在所述混合计划中，部分治疗剂量由使用正向计划放置的标准中心来生成，而部分治疗剂量由在逆向计划期间的单独波束来生成。

所述工作流程的下一个阶段是患者设置阶段 20。在步骤 104 中，在患者设置时期，可以获取软组织区域的超声波图像。在一种实施方式中，质量度量测量可被定义为测量所述配准的质量。对于 US 图像的质量度量，可以使用视觉判断。当 US 转换器以 US 图像在视觉上按照诸如器官轮廓和边缘的

图像特征与参考图像（MR 或 CT）相似的方式被调整时，所述 US 图像质量是满足配准要求的。超声波图像的质量度量可基于多种图像参数，例如，操控转换器（例如成像传感器）的技术、软组织和周围区域的性质、成像传感器的位置和方向、使用成像传感器所施加的压力量、传输频率、接收频率、增益、与深度相关的增益以及动态范围。超声波图像的质量度量还可以取决于在需要成像的组织 and 超声波成像器之间是否存在骨骼或空间干扰（air intervening）。可替换地，本领域普通技术人员公知的其他成像参数可用于确定用于配准目的的图像的质量度量。US 图像的质量度量和质量阈值可用作对超声波成像系统的反馈以调节成像参数，从而达到超声波图像所期望的质量。在一种实施方式中，超声波成像器（例如图 6 中的 620）可以被重置以达到最佳的图像质量。因此，在步骤 105 中，所述患者设置阶段 20 可以包括确定所获取的 US 图像的质量度量是否与用于配准的质量阈值相符合。如果 US 图像的质量度量不符合该质量阈值，则在步骤 106 中，可调整或重置超声波成像器 620，并返回步骤 104 以获取具有更好质量的 US 图像。

在步骤 107 中，将 US 图像与治疗前图像（例如 MR）相配准以确定关于在步骤 102 中确定的一个或多个参考点的软组织目标的位置或偏移。可以使用本领域普通技术人员公知的技术来执行配准，例如，在 1998 年由牛津大学出版社出版的由 Maintz 和 Viergever 合著的《A Survey of Medical Image Registration》中所描述的。因此，这里不提供对于配准的详细描述。所述配准的精确度和成功率可取决于在步骤 104 中获取的超声波图像的质量度量。应当注意的是，也可以使用一个或多个冗余的超声波成像器来提高将来自至少一个超声波成像器的输出与治疗前图像进行配准的机会。所述冗余的超声波成像器可以在同一转换器中的冗余的超声波成像阵列，或可替换地，可以在与身体耦合的单独的转换器中。

在一种实施方式中，为了有助于看清软组织结构和肿瘤边界，可使用

US 造影剂来增强高血供或低血供肿瘤的清晰度。US 造影剂施行于患者的血流之中以循环至遍布血管系统。US 造影剂增加了超声波的反射率，因而增强了来自造影剂泡沫相对于周围组织的回波的信噪比。在另一种实施方式中，通过使用以与目标肿瘤相关联的特定分子为目标的具有唯一的分子键联特性的 US 造影剂，可以实现对清晰度的进一步改善。这样的造影剂将与肿瘤中的目标分子键联以增加目标分子的浓度并实现更佳的 US 清晰度。这些造影剂还可以结合 X 射线对比特性来提高肿瘤在 X 射线下的清晰度。

在一种实施方式中，在步骤 108 中，由配准（步骤 107）所确定的软组织目标的偏移可用于调整患者位置，从而使该偏移被最小化于治疗传递系统 420 的工作范围之内。这促使放射波束源被控制以传递由治疗计划所指定的放射波束。在一种实施方式中，如果患者不在治疗传递系统的工作范围之内，所述方法可以包括对患者的位置进行调整，即步骤 109。应当注意的是如果患者被调整，则所述工作流程可返回到步骤 106，如果需要，则调整超声波成像器的位置。

可替换地，患者步骤阶段 20 可采用其他手段以利用治疗传递系统 420 的工作范围来对患者进行定位，例如，使用 X 射线/DRR 配准与在治疗计划阶段 10 期间获得的 CT 数据组的结合。这些传统方法的细节为本领域普通技术人员所公知，因此不包括在此处。

一旦完成了初始患者设置 20，所述工作流程移至治疗传递阶段 30。在步骤 110，在所述治疗传递阶段 30 中，最新的超声波图像可在治疗传递期间被记录并作为用于稍后的 US 与 US 配准的传递参考 US 图像。在患者设置阶段 20 期间，如果患者被很好地对准了，则可将在治疗前图像中定义的目标 VOI 的较小的感兴趣体积用于 US 图像以实现更快的配准。可替换地，可使用在治疗前图像中定义的相同的感兴趣的目标区域。在一种实施方式中，所述工作流程进行到自动跟踪模式中。

在自动跟踪模式中，在步骤 111，在实时或近实时成像速率下可以连续地获取 US 图像，其中所述图像在治疗传递阶段 30 期间被获取（即当在特定过程中对患者执行治疗计划时）。在一种实施方式中，例如，US 成像速率可以近似地为少于 60Hz。接着，在步骤 112 中，一个或多个所获取的 US 图像（例如最新或近期获取的 US 图像）可以与传递参考 US 图像（步骤 110 中的）或在治疗计划（步骤 101 中的）中获取的治疗前图像相配准。在该实施方式中，关于参考图像或参考 US 图像的参考点的软组织目标的动态运动可以以时间函数来运算。由于超声波成像是以充足的运算能力实时执行的，因此也可以近实时地运算在该过程中随后获取的 US 图像与传递参考 US 图像之间的配准。

也可以使用如上所述的一个或多个冗余的超声波成像器。在一种实施方式中，配准结果可以从超声波成像器中以最佳质量度量进行选择。可替换地，可以执行决定使用哪个超声波图像的其他公知的方法，例如，使用多数投票方法。

在一种实施方式中，在步骤 114 中，如果未完成根据治疗计划的剂量传递，则所述工作流程可返回至可以获取附加 US 图像的步骤 111。

在一种可替换的实施方式中，如图 2 所述，一旦完成初始患者设置，所述工作流程可包括使用外部动态跟踪系统来实现比可能情况更快的对软组织目标的跟踪，该可能情况为仅基于在如上所述的实时 US 图像和传递参考 US 图像之间的配准而执行跟踪。使用如下所述的关联模型将来自外部动态跟踪系统的结果与 US 配准结果相结合。

在该实施方式中，在步骤 210 中，一旦完成初始患者设置阶段 20，则最新的超声波图像可被记录并在患者治疗期间被作为用于后续的 US 与 US 配准的传递参考 US 图像。在图 2 的工作流程 200 的自动跟踪模式中，如图 1 的步骤 111 所描述的，超声波成像器可以以成像速率成像，然而，在步骤 211，

从超声波成像系统获取的超声波图像可及时地以与运算能力成比例的速率（例如采样速率）被欠采样，该运算能力可用于执行 US 与 US 的配准。在步骤 212 中，被采样的 US 图像可与最新的参考 US 图像或在治疗计划中获取的治疗前图像相配准。

动态跟踪系统 402 可以包括一个或多个与患者耦合的外部标记（例如可视的红色或红外 LED）以及安装在治疗室中的用于对所述一个或多个外部标记的位置进行跟踪的跟踪器。这些外部标记可被置于患者的外部，例如，被置于患者的皮肤上或患者所穿的衣服上。在步骤 213，动态跟踪器系统以固定的任意坐标框架来获得外部标记的位置。所述外部标记的位置以大于 US 成像器的速率的扫描速率来获取。在一种实施方式中，实时地获取所述外部标记的位置。在一种实施方式中，举例来说，所述扫描速率大约为大于 1Hz。可替换地，可使用其他扫描速率。

为了将来自外部动态跟踪系统 402 的结果与 US 配准结果相结合，在步骤 214，建立了一种关联模型。外部标记的运动在固定的坐标系中被确定，该固定的坐标系相对于用于 US 图像的坐标系来说是任意的，且该固定的坐标系被提供以作为关联引擎（由处理设备 401 实现）的输入。所述关联引擎还接收来自步骤 212 的 US 图像的配准结果作为输入。来自超声波图像配准以及动态跟踪器的结果通过数学模型（例如关联模型）被关联，用于给出实时测得的外部标记的运动与通过超声波成像系统 620 以采样速率测得的软组织目标的运动之间的数学关系。在一种实施方式中，两个 US 图像可以被配准以利用一个或多个外部标记的相应的运动来运算关联模型。因此，工作流程 200 还可包括，在步骤 214a，以成像速率对软组织目标进行超声波成像以获取额外的 US 图像。在步骤 214b，额外获取的 US 图像可与传递参考 US 图像或在治疗计划中获取的治疗前图像相配准。在步骤 214c，所述关联模型可随后基于来自步骤 214a 和 214b 的数据来进行更新。

一旦关联模型被建立或被更新,则形成动态跟踪系统 402 的外部标记的位置测量可被用于使用关联模型以所述扫描速率来运算软组织目标的相应位置,即步骤 215。在步骤 216,一旦所述软组织目标的位置被运算出,则所述方法可以包括对治疗传递系统的放射波束源位置进行调整以对软组织的动态运动进行补偿。所述治疗传递系统 620 可接着将一剂放射线传递至被跟踪的软组织目标。在一种实施方式中,在步骤 217,如果剂量的传递被确定为未完成,则之后治疗传递阶段 30 可返回到步骤 214a 以用于更新关联模型。在步骤 218,如果剂量的传递已完成,则该方法被完成。在另一种实施方式中,基于获取每一组新的 US 图像并将该每一组新的 US 图像与最新的 US 图像和/或治疗前图像(例如 MR 或 CT 图像)相配准,所述关联模型的精确度可被校验或调整。在一种实施方式中,如果关联模型预测偏离了 US 图像偏移值并超出了特定阈值,则偏离的源在进行之前被确定。在这种实施方式中,先前连续的 US 图像被用于一致性的比较(例如,US 成像器可能在身体表面上滑动从而得出错误的组织偏移),并且将标记位置与关联模型预测位置相比较以确认所述标记的位置。

应当注意的是,关于图 1 和图 2 的上述目标的偏移可以在不同点被确定,该不同点遍布被配准的 US 图像(2D 或 3D)或在感兴趣区域(ROI)或感兴趣体积(VOI)内。所述偏移值可在遍布被配准的 US 图像或 ROI 的范围内从点到点被改变。偏移值可针对软组织的特定区域(或体积)内的平均偏移在特定区域(或体积)内求平均值,或用于在 ROI(或 VOI)内确定平均肿瘤偏移。空间改变偏移值可被用于模拟软组织或肿瘤畸变以及局部化的偏移。

图 3 是示出了将外部标记的位置与来自超声波图像的配准结果进行关联以作为用于确定软组织目标的运动的时间函数的一种实施方式的曲线图。关联曲线图 300 包括位置,该位置与外部标记 301 的实际运动的时间以及软组织

织目标 303 的预测运动的时间有关，该软组织目标 303 的预测运动基于软组织目标的采样的 US 图像（例如软组织目标 302 的配准的、采样的 US 图像）的配准。所述配准的、采样的 US 图像 302 可及时地指示由 t_1 - t_8 示出的以采样速率 304（例如实时）采样的感兴趣的目标区域的一个或多个参考点的位置。应当注意的是，外部标记 301 的运动以及软组织目标 303 的预测运动以周期或正弦曲线示出，由此说明患者的呼吸运动。在另一实施方式中，所述运动可以不是周期或正弦曲线，而可以是不规则形状曲线。还应当注意的是，软组织目标 303 的预测运动的精确度可取决于采样速率 304。所述采样速率 304 越快，越多软组织目标 302 的配准的、采样的 US 图像可被连同外部标记 301 的实际运动一起用于计算软组织目标 303 的预测运动。然而，如上所述，所述采样速率 304 可由系统的运算能力限制。外部标记 301 的实际运动被图示为连续的曲线。在另一实施方式中，外部标记 301 的被检测到的运动也可以为离散值，该离散值是以高于用于计算软组织目标 303 的预测运动的 US 图像的采样速率的扫描速率来采样得到的。

在图 2 所描述的方法的一种可效仿的实施方式中，在时间 t_1 ，可获得通过超声波成像器获取的 US 图像的样本。采样的实时 US 图像之后可与治疗前扫描（例如 MR 图像）或最新传递参考 US 图像相配准。US 图像的配准结果可与被动态跟踪系统跟踪的外部标记的实时运动相结合，该实时运动比采样速率快。使用软组织目标 302 的配准的、采样的 US 图像和外部标记 301 的实际运动，所述系统可以计算软组织目标 303 的预测运动，以用于对软组织目标进行动态跟踪。

图 4 显示了治疗计划系统和治疗传递系统的一种实施方式的示意性框图。治疗计划系统 410 可用于实现上述关于治疗计划阶段 10 的步骤，例如，用于获取治疗前图像。所述治疗计划系统 410 可将其数据库（例如所存储的治疗前图像）与治疗传递系统 420 共享，从而不必在治疗传递之前从治疗计

划系统输出。所述治疗计划系统 410 还可包括 MIRIT（医学图像察看和输入系统）以支持医学数字成像和通信标准（DICOM）输入（从而可在不同的系统中结合图像并进行目标描述，且之后被输入到治疗计划系统中以用于进行计划和剂量计算），扩展图像结合性能，该性能允许用户以各种成像形式（例如 MRI、CT、PET 等）中的任何一种来制定治疗计划并察看等剂量分配。治疗计划系统为本领域技术人员所公知；因此，不再提供更详细的讨论。

治疗计划系统 410 提供治疗前（例如 MR，CT 等）图像到治疗传递系统 420 以作为随后采用由超声波成像器 620 获取的超声波图像来进行的配准的参考。如先前所讨论的，治疗前图像可直接用于放射治疗计划。可替换地，治疗前图像可与其他解剖学图像（例如 CT）相结合以实现治疗计划功能。治疗计划系统 410 被用于选择参考点，该参考点之后用于测量软组织目标的动态运动。所述参考点的位置与治疗前图像一同提供给治疗传递系统 420。

治疗传递系统 420 包括动态跟踪系统（DTS）402 和用于安置患者以进行治疗传递的患者支撑系统 403。所述治疗传递系统 420 还包括放射源 406，该放射源 406 用于达到在治疗计划中指定的空间位置并动态调整由动态跟踪系统 402 运算的软组织目标的运动。所述动态跟踪系统 402 对安置在患者身上的外部标记的运动进行动态跟踪。处理设备 401 代表一个或多个通用处理器（例如微处理器）、诸如数字信号处理器（DSP）的专用处理器或诸如处理设备或现场可编程门阵列（FPGA）的其他类型的设备、以及可位于系统 420 的一个或多个其他块的外部或内部的相关组件（例如存储器）。处理设备 401 可被配置为执行用于执行此处所讨论的操作和步骤的指令。特别地，处理设备 401 可被用于执行由超声波成像器 620 获取的超声波图像和治疗前图像间的配准，并运算使外部标记的运动与软组织的运动相关联的关联模型。所述治疗传递系统 420 仅代表系统的一个实施例，该系统可具有多种不同的配置和架构且可以与本发明一起应用。

在一种实施方式中，治疗传递系统 420 可以是如下关于图 5 所讨论的基于无框架机器人技术的直线加速器（LINAC）放射外科手术系统（例如，由加利福尼亚的 Accuray 公司研发的射波刀（CyberKnife®）系统）。在该系统中，LINAC 被安装在机械臂的端部，该机械臂具有多（例如 5 个或更多）自由度以安置 LINAC，以便采用从环绕患者的工作体积（例如球体）中的多个角度传递出的波束来照射病灶。治疗可以包括具有单个标准中心、具有多个标准中心、或具有非标准中心路径（即，所述波束仅需要与病理目标体积交叉而不必汇聚在该目标之中的单一点或标准中心上）的波束通路。治疗可以以单疗程（单剂量（mono-fraction））或可在治疗计划期间所确定的少量疗程（高剂量（hypo-fractionation））进行传递。

可替换地，可使用另一类型的治疗传递系统 420，例如基于支架（标准中心）的强度调制放射疗法（IMRT）系统。在基于支架的系统中，放射源（例如 LINAC）被以在相应于患者的轴向切片的平面内旋转的方式而安装在所述支架上。放射线之后被从旋转的圆形平面上的多个位置进行传递。在 IMRT 中，放射波束的形状由多叶片准直仪定义，该多叶片准直仪允许波束的一部分被锁定，从而使患者身上所附的剩余波束具有预定义的形状。在 IMRT 计划中，最优算法选择主波束的子集并确定波束的子集应当被暴露的时间量，从而最好地满足剂量限制。

在另一实施方式中，还可使用其他类型的治疗传递系统 420，例如，定向框架系统，诸如瑞典的 Elekta 公司的伽马刀（GammaKnife®）。采用该系统，治疗计划的最优算法（也被称作球填充算法）确定选择并且剂量重量被分配给形成标准中心的一组波束以便最好地满足所规定的剂量限制。

图 5 示出了治疗传递系统的一种可效仿的实施方式。在该实施方式中，治疗传递系统 420 为包括基于机器人技术的 LINAC 系统 500 的基于无框架机器人技术的 LINAC 放射外科手术系统。该基于机器人技术的 LINAC 系统

500 可包括具有铰接的机械臂 501 的机器人；安装在铰接的机械臂 501 的远端的 LINAC 506（例如，放射源 406），该 LINAC 506 用于选择性地发射治疗的放射线；X 射线成像源 507；探测器 508；跟踪设备 509；以及处理设备 401（未示出）。在该实施方式中，患者支撑系统 403 为基于机器人技术的患者支撑系统 503。基于机器人技术的患者支撑系统 503 可具有耦合至患者治疗床 504 的机械臂 502。该机械臂 502 可具有五个旋转自由度和一个基本垂直的线性自由度。可替换地，机械臂 502 可具有六个旋转自由度和一个基本垂直的线性自由度或至少四个旋转自由度。所述机械臂 502 可与轨道 560 耦合，该轨道 560 与柱状结构 570 耦合。可替换地，所述机械臂可被垂直安装在壁上，水平安装在基座或地面上。所述柱状结构 570 可被安装在地面上或可替换地被安装在天花板上。还应当注意的是，虽然图 5 明确地描述了基于机器人技术的患者支撑系统 403 的一种可效仿的实施方式，但是所述患者支撑系统 403 也可以是被安装到其他机械机构的治疗台，所述机械机构诸如由加利福尼亚的 Accuray 公司研发的 Axum®治疗床。可替换地，患者支撑系统 403 可为本领域普通技术人员公知的其他传统治疗台，该传统治疗台例如为安装在架子或基座上的治疗台。

在该实施方式中，治疗传递系统 420 的成像系统 407 包括 X 射线成像源 507 和成像探测器 508。该 X 射线成像源 507 可生成软组织目标的图像数据，该图像数据显示了软组织目标在治疗坐标系或框架中的位置和方向。探测器 508 可生成患者的图像信息并将该图像信息发送到处理设备 401。处理设备 401 执行所有的成像计算以确定相对于参考治疗位置的患者的位置并对不同的自由度进行校正。该校正可被自动地应用于基于机器人技术的患者支撑系统 503 以自动地对准患者，并/或将该校正发送到处理设备 401 以自动地调整患者相对于基于机器人技术的 LINAC 系统 500 的放射源 506 的位置。

在一种实施方式中，处理设备 401 可被配置为使用机械臂将患者治疗床

沿着五个旋转自由度和一个基本垂直的线性自由度动态移动，并结合地，使用基于机器人技术的 LINAC 系统的机械臂将基于机器人技术的 LINAC 系统沿着至少五个自由度移动，用以动态协调患者治疗床 504 以及基于机器人技术的 LINAC 系统 500 的 LINAC 506 的方向和位置。在患者治疗床和治疗的放射源之间的移动的动态协调可以将患者安置在基于机器人技术的 LINAC 系统 500 的 LINAC 506 的工作范围（例如，跟踪范围）内。

在另一实施方式中，处理设备 401 可被配置为将患者治疗床 504 安置在基于机器人技术的 LINAC 系统 500 的 LINAC 506 的工作范围（例如，跟踪范围）内。可替换地，处理设备 401 可被配置为在基于机器人技术的 LINAC 系统 500 的 LINAC 506 的工作范围（例如，跟踪范围）内相对于在患者治疗床 504 上的患者而安置 LINAC 506。

处理设备 401 可执行治疗计划和治疗传递软件，所述治疗计划和治疗传递软件可响应于治疗前扫描数据（例如，CT MRI 数据、PET 数据和用户输入）以生成由一系列期望的波束通路组成的治疗计划，每一波束通路均具有在每一固定的治疗位置或节点组的相关联的量率和持续时间。为了响应处理设备的指令，机械臂 501 移动并定向 LINAC 506 逐次并顺序地通过每个节点，直到 LINAC 506 传递由处理设备 401 指示的需要的剂量。

在传递治疗计划之前，在固定坐标系或由成像系统 407 所建立的参考框架中的患者的位置和方向必须通过患者治疗床 504 进行调整以使该患者的位置和方向与在固定坐标系或治疗前（例如 CT、MRI、PET 等）成像器的参考框架中的患者的位置和方向相匹配，所述治疗前成像器提供用以进行治疗计划的图像。在一种可效仿的实施方式中，这种对准可在位置范围内进行，该位置范围可由机械臂 501 进行校正。

如上所述，诸如癌损伤的软组织目标相对于患者身体的骨骼结构来说可能是不固定的；因此，由于患者的运动，在治疗期间软组织目标的位置可能

会被移动，所述运动如呼吸运动、器官运动以及其他身体已知的运动。这意味着所述软组织目标可以是移动的目标。如上所述，此处所讨论的方法，即不采用植入的基准标记而对软组织目标进行跟踪，该方法允许放射治疗系统 400 跟踪内部移动并执行放射外科手术而不需要患者如采用某些传统的系统所需的那样屏住他/她的呼吸或在呼吸周期期间对 LINAC 506 进行开关操作。在一种实施方式中，具有用于跟踪软组织目标的 DTS 402 的治疗的放射治疗系统 400 可以包括跟踪设备 509 以及置于患者外部的一个或多个标记。如上所述，治疗前扫描和其他诊断成像可在治疗计划期间执行。如上所述，当患者呼吸时，所述诊断成像随后可用于模拟患者的软组织目标的形状和位置的改变，并将这些改变与置于患者外部的一个或多个标记的移动相关联。

在一种实施方式中，所述一个或多个外部标记可以是发光二极管(LED)。LED 可以为可视的红色或红外线的。可替换地，所述外部标记可以为本领域普通技术人员公知的其他标记，例如激光信标。在一种实施方式中，DTS 402 的跟踪设备 509 可以被安装在治疗室的天花板上。可替换地，跟踪设备 509 可以被安装在本领域普通技术人员公知的其他位置，例如治疗室的地板上或墙壁上。

在一种实施方式中，在患者设置阶段 10 期间，患者可以穿着包括三个激光信标的适形弹性衣。所述激光信标以及相应的纤维光缆可以是射线可透过的，并且因此不干扰成像或治疗过程。这些激光信标的位置可由跟踪设备 509 进行跟踪。跟踪设备 509 可以是以例如 32 帧每秒的扫描速率对治疗室进行扫描的线性的、三照像机阵列，并且可以对由此得到的图像进行处理以确定在固定坐标系中的激光信标的空间坐标。对一个或多个标记的扫描可以在治疗计划和/或治疗传递期间执行。如以上关于图 1-3 的描述，由跟踪设备 509 跟踪的一个或多个标记的运动可以与 US 图像的配准结果相结合以预测软组织目标的运动。可替换地，跟踪设备 509 可以为本领域普通技术人员公

知的其他跟踪设备。

在一种实施方式中，DTS 402 可以耦合至（或包括）处理设备 401，这在图 7 中进行了详细描述。处理设备 401 可以计算所述一个或多个标记的位置和移动并且执行如以上图 1-3 中所描述的配准和关联功能。所述处理设备还可以将在配准期间运算出的软组织的偏移转化或变换为传达给机械臂 501 的位置信息，该位置信息利用基于机器人技术的 LINAC 系统 500 的 LINAC 506 的校正移动来跟踪软组织目标的内部移动。

图 6 显示了包括动态跟踪系统和超声波成像器的治疗传递系统的一种实施方式的功能性框图。治疗传递系统 420 可以包括用于跟踪软组织目标的 DTS 402、用于获取软组织目标的超声波图像的超声波成像器 620、用于安置进行治疗的患者的患者支撑系统 403 以及用于将一剂放射线传递至患者身上的治疗目标的放射源 406。DTS 402 可以包括处理设备 401、跟踪设备 509 以及外部标记 720。跟踪设备 509 可以动态跟踪外部标记 720 的运动。外部标记 720 可以是一个或多个外置的可视的红色或红外线的 LED。可替换地，外部标记 720 可以是本领域普通技术人员公知的其他外部标记。

处理设备 401 可以包括配准块 630、机器人运动控制块 640 以及运动跟踪块 710。治疗计划系统 610 的配准块 630 可以从成像器 610 接收所述第一形态的治疗前扫描，该第一形态的治疗前扫描在治疗计划期间获取。同样地，配准块 630 可以从超声波成像器 620 接收超声波图像，该超声波图像在治疗传递期间获取。超声波成像器 620 代表一个或多个可用于上述过程的超声波成像器。当使用一个或多个超声波成像器时，可以对从相应的成像器接收到的每一图像执行配准，并且可以从上述的超声波成像器中的一者中选择配准结果。

所述一个或多个超声波成像器 620 可以被以在初始患者设置之后不需要手动调整的方式来进行安装，从而可以不需要人的干涉而执行治疗传递。在

一种实施方式中，所述一个或多个超声波成像器可以使用捆扎在患者身上的可调节支撑物来进行安装。可替换地，所述一个或多个超声波成像器可以与固定于患者身上的系带或绑带合为一体。可以手动完成传感器的这种形式的初始调整。可替换地，可以手动完成该初始调整，但需要来自动态跟踪系统 402 的协助。在另一实施方式中，如关于图 1 和图 2 所述，DTS 402 的处理设备 401 可以连续地执行在所获取的超声波图像和治疗前图像之间的配准，并为该配准反馈质量度量。结果可以表示为正确/不正确并反馈给操作人员。操作人员可以对所述一个或多个超声波成像器进行调整，直至该操作人员从 DTS 402 的处理设备 401 得到结果为“正确”的反馈。

处理设备 401 的配准块 630 可以执行治疗前扫描和超声波图像的配准。可替换地，配准块 630 可以执行在治疗传递期间从超声波成像器 620 接收的两个超声波图像的配准。运动跟踪块 710 从跟踪设备 509 接收外部标记 720 的位置信息，并且可使用该位置信息来运算数学模型（例如，关联模型），该数学模型将外部标记 720（例如，一个或多个 LED 标记）的运动和在由配准块 630 执行的配准期间所确定的软组织目标的配准结果的运动相联系。

如先前所述，处理设备 401 还可以将在配准期间所计算出的软组织的偏移转化或变换为传送给机器臂 501 的位置信息，该位置信息利用基于机器人技术的 LINAC 系统 500 的 LINAC 506 的校正移动来跟踪软组织目标（例如，肿瘤或损伤）的内部移动。这些转化或变换可在机器人运动控制块 640 中执行。

在一种实施方式中，处理设备 401 的机器人运动控制块 640 可以从配准块 630 接收配准结果并将这些信息变换为放射源 406 的校正运动。在一种实施方式中，机器人运动控制块 640 可以将校正运动信息发送至基于机器人技术的 LINAC 系统 500 的机械臂 501 以利用 LINAC 506 的位置和方向来跟踪软组织目标的移动，以用于传递放射线剂量或用于利用 LINAC 506 的工作

范围来安置患者。所述 LINAC 506 可被安装到机器臂 501 以到达在治疗计划期间规定的空间位置，且该 LINAC 506 对在治疗传递期间由 DTS 402 运算出的软组织目标的运动进行动态调整。在另一实施方式中，机器人运动控制块 640 可将校正运动信息发送到基于机器人技术的患者支撑系统 403 的机械臂 502 以利用患者治疗床 504 的位置和方向来跟踪软组织的移动，从而以放射源 406 的工作范围来安置患者。患者治疗床 504 可以安装到机械臂 502 以到达在治疗计划期间规定的空间位置，且患者治疗床 504 对在治疗传递期间由 DTS 402 运算出的软组织目标的运动进行动态调整。如先前提及的，DTS 402 的处理设备 401 可在处理设备 401 中实现。

图 7 显示了一种用于确定软组织目标的偏移的方法的实施方式。在一种实施方式中，方法 800 的步骤可代表在以下使用附加的实施例加以描述的患者提升阶段 20 中执行的步骤。在该实施方式中，方法 800 包括接收具有患者的软组织目标的第一形态的第一图像（例如，来自治疗计划阶段 10 的步骤 101 的治疗前图像），即步骤 801；以及接收具有患者的软组织目标的第一超声波（US）图像（例如，来自步骤 104、110 或 210 的超声波成像器 620 的传递参考 US 图像），即步骤 802。在该实施方式中，所述方法 800 还包括将具有患者的软组织目标的第一超声波图像（例如，来自步骤 104、110 或 210 的超声波成像器 620 的传递参考 US 图像）与具有患者的软组织目标的第一形态的第一参考图像（例如，来自治疗计划阶段 10 的步骤 101 的治疗前图像）相配准，即步骤 803。在该实施方式中，所述方法还包括基于对第一 US 图像（例如，来自步骤 104、110 或 210 的超声波成像器 620 的传递参考 US 图像）与第一参考图像的配准来确定软组织目标的第一偏移，即步骤 804。在该实施方式中，可以执行确定偏移的步骤 804 以确定患者是否位于治疗传递系统的工作范围内（例如，步骤 108）。

对于该实施方式，当步骤 803 的偏移被确定以调整患者的位置以使该患

者位于治疗传递系统的工作范围内时，所述方法可如图 8 中所示的继续动态跟踪外部标记并在治疗传递阶段 30 期间将所述结果与后续的实时 US 图像相结合。为了实现上述过程，方法 800 还包括获取传递参考超声波图像（例如，步骤 104、110 或 210 的图像中的一者），即步骤 805。接着，在步骤 806，软组织目标的第一 US 图像被与参考 US 图像相配准。在步骤 807，基于第一 US 图像与参考 US 图像的配准的软组织目标的第二偏移被确定。步骤 807 还可以包括步骤 213-215 中的一个或多个以用于将对外部标记的动态跟踪的结果与超声波配准的结果相结合，用以运算软组织目标的实时动态位置。接着，在步骤 808，可使用所述第二偏移调整患者的位置以使该患者位于治疗传递系统 420 的工作范围内。

再次参考图 7，在另一实施方式中，方法 800 的步骤可代表在以下使用附加的实施例加以描述的治疗传递阶段 30 中执行的步骤。在该实施方式中，步骤 801 的第一形态的第一图像可以为在治疗计划阶段 10 中获取的治疗前图像或来自步骤 104、110 或 210 的超声波成像器 620 的传递参考 US 图像。步骤 802 的第一超声波图像是在患者传递阶段 30 期间在步骤 111/211 中获得的后续的超声波图像。因此，在该实施方式中，步骤 803 的配准是软组织目标的后续（例如，第二）US 图像与软组织目标的参考 US 图像的配准。也可以执行图 2 的用于将外部标记的动态跟踪结果与步骤 803 的超声波配准结果（未在图 7 中示出）相结合以运算软组织目标的实时动态位置的一个或多个步骤 213-215。确定步骤 803 的偏移以调整波束位置（步骤 113/216）以在治疗传递期间对软组织目标的动态运动进行补偿。

图 9 显示了使用具有机械臂的超声波传感器对软组织目标进行动态跟踪的一种实施方式。在该实施方式中，超声波成像器或传感器可耦合到机械臂 910。该机械臂 910 可以具有多个（例如，5 个或更多）自由度。该机械臂 910 可以在较少的递增的步骤中操作超声波传感器 620。在每一步骤中，所

获得的超声波图像与治疗前图像（例如，MR 图像）相配准，即步骤 107，且如上文关于图 1 和图 2 所述来运算质量度量。在块 950，可以使用公知的最优化技术来运算由机械臂 910 所作出的调整（传感器重置），从而使质量度量关于超声波传感器位置而被最优化。举例来说，使用最陡梯度搜索方法，改善了质量度量的超声波传感器 620 调整的方向由在来自两个连续测量的度量之间的梯度差来确定，并且所述调整是在改善质量度量的方向上作出的。可以重复所述过程直至获得可接受的图像配准质量。

可替换地，超声波传感器 620 可被手动安置或与本领域公知的机械安置机构耦合。在一种实施方式中，可以使用超声波传感器 620 的手动与超声波传感器 620 的自动化安置的结合。利用操作员的协助来完成对超声波传感器 620 的初始过程调整，接着是使用机器人技术和最优化计算进行的改进。

虽然图 9 的机械臂 910 和超声波传感器 620 是以基于机器人技术的直线加速器（LINAC）放射外科手术系统进行说明的，但应当注意的是，超声波传感器 620 的自动定位也可以与如上所述的另一类型的治疗传递系统 420 一并使用。

在以上描述中，本发明的实施方式的描述是参考特定的可效仿的实施方式进行的。然而，显而易见的是在不偏离如在权利要求中提出的本发明更广泛的精神和范围的情况下，可以对本发明的实施方式做出各种修改和变化。因此，说明书和附图均被视为用于说明而非限制目的。

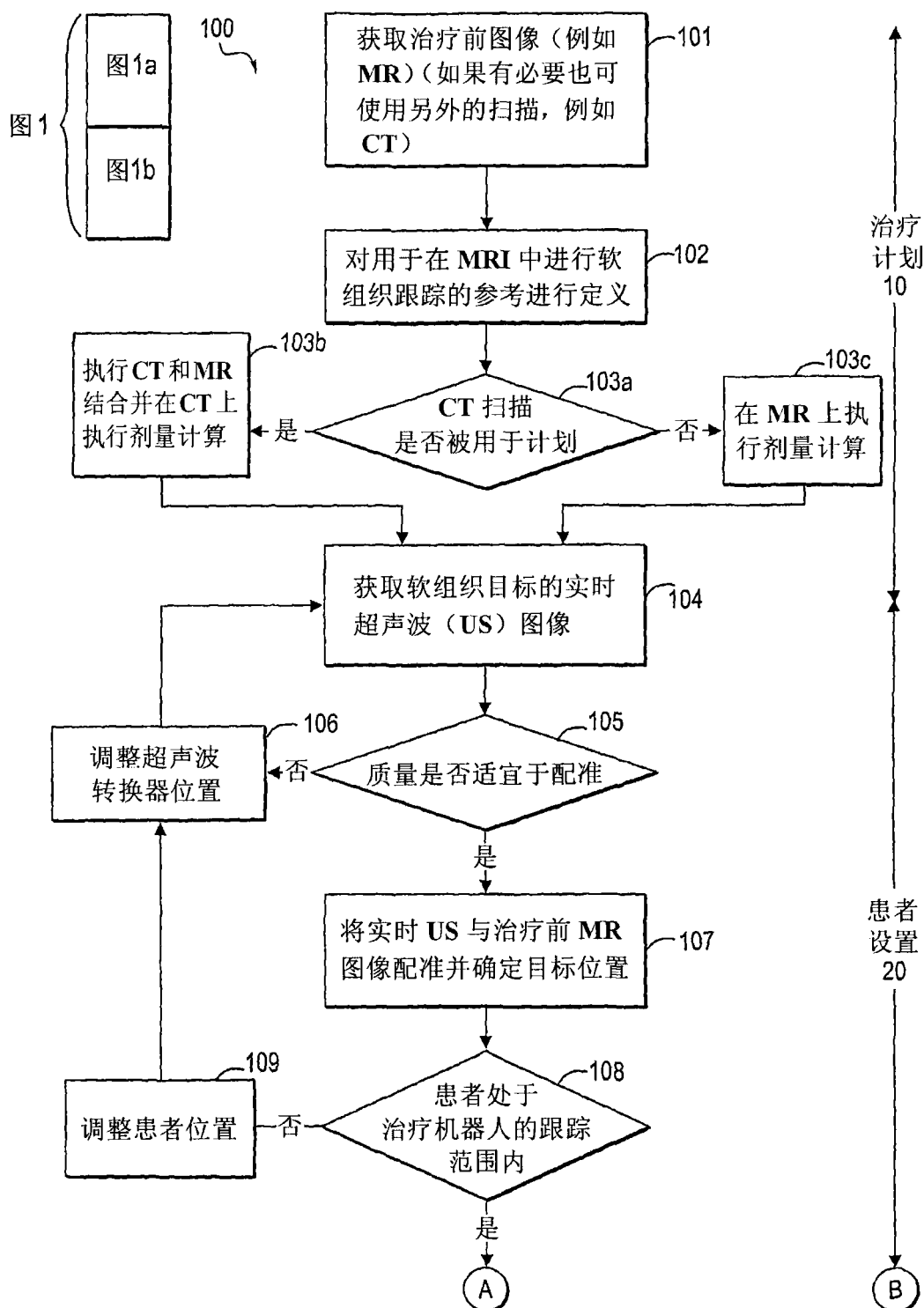


图1a

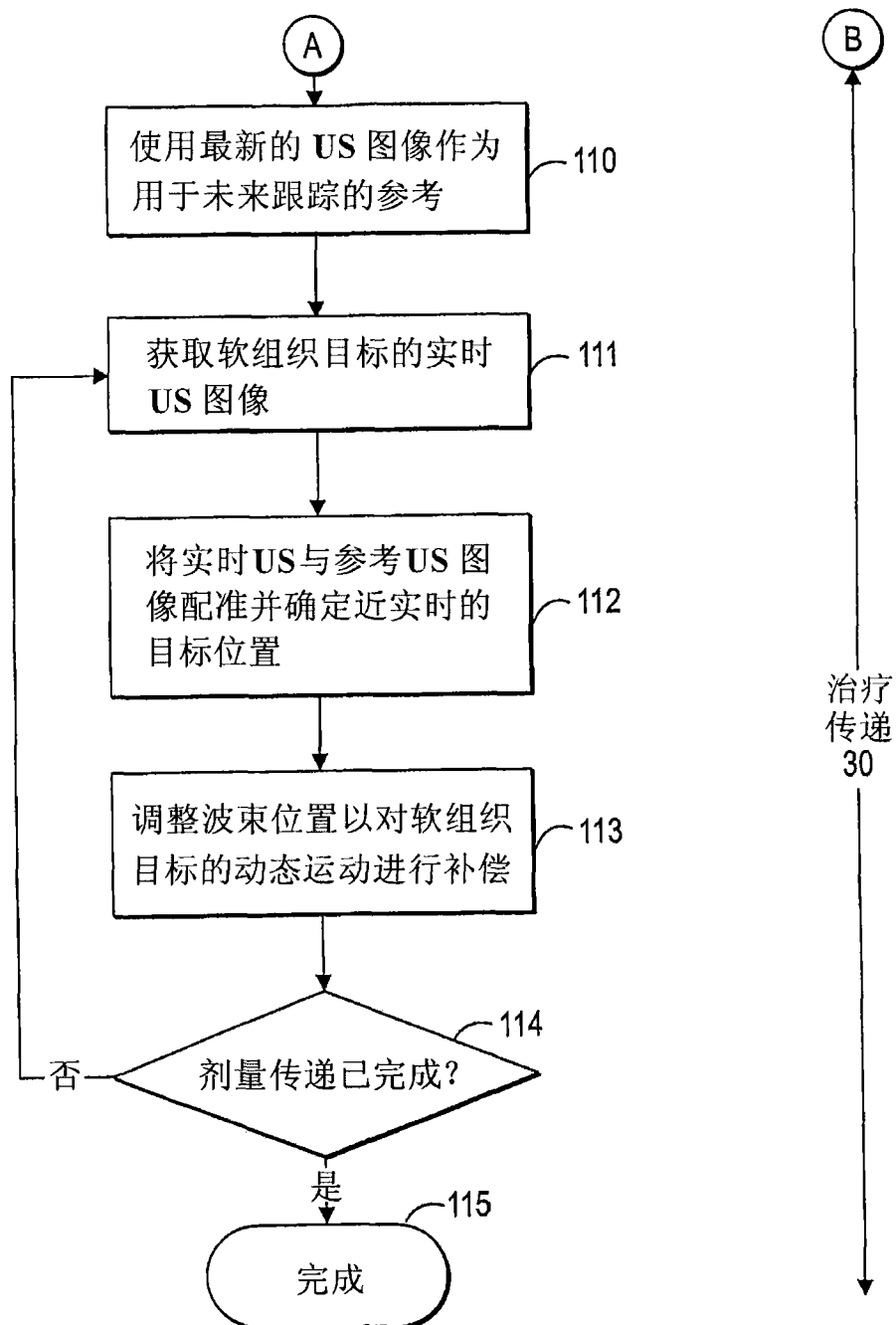


图 1b

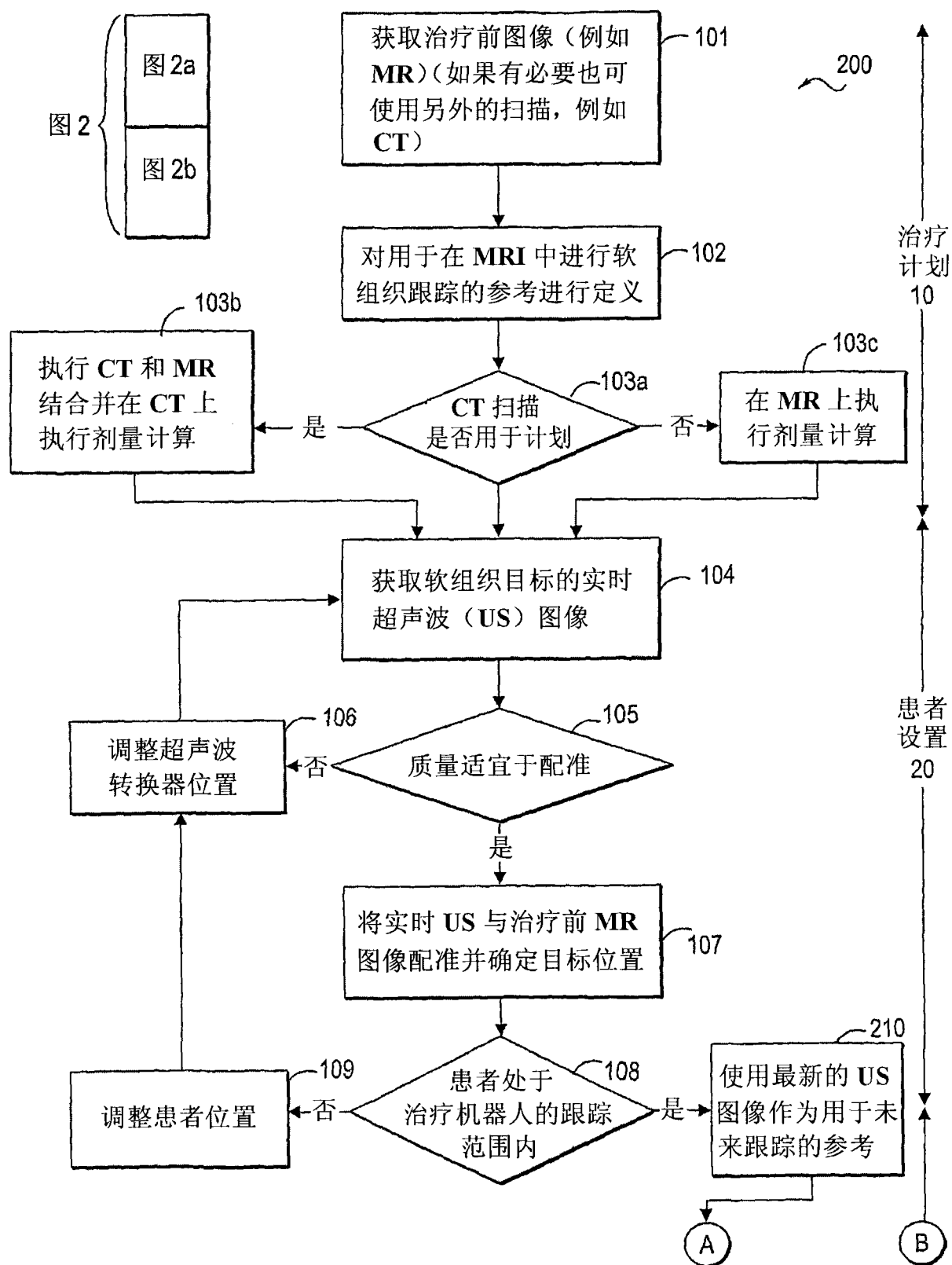


图 2a

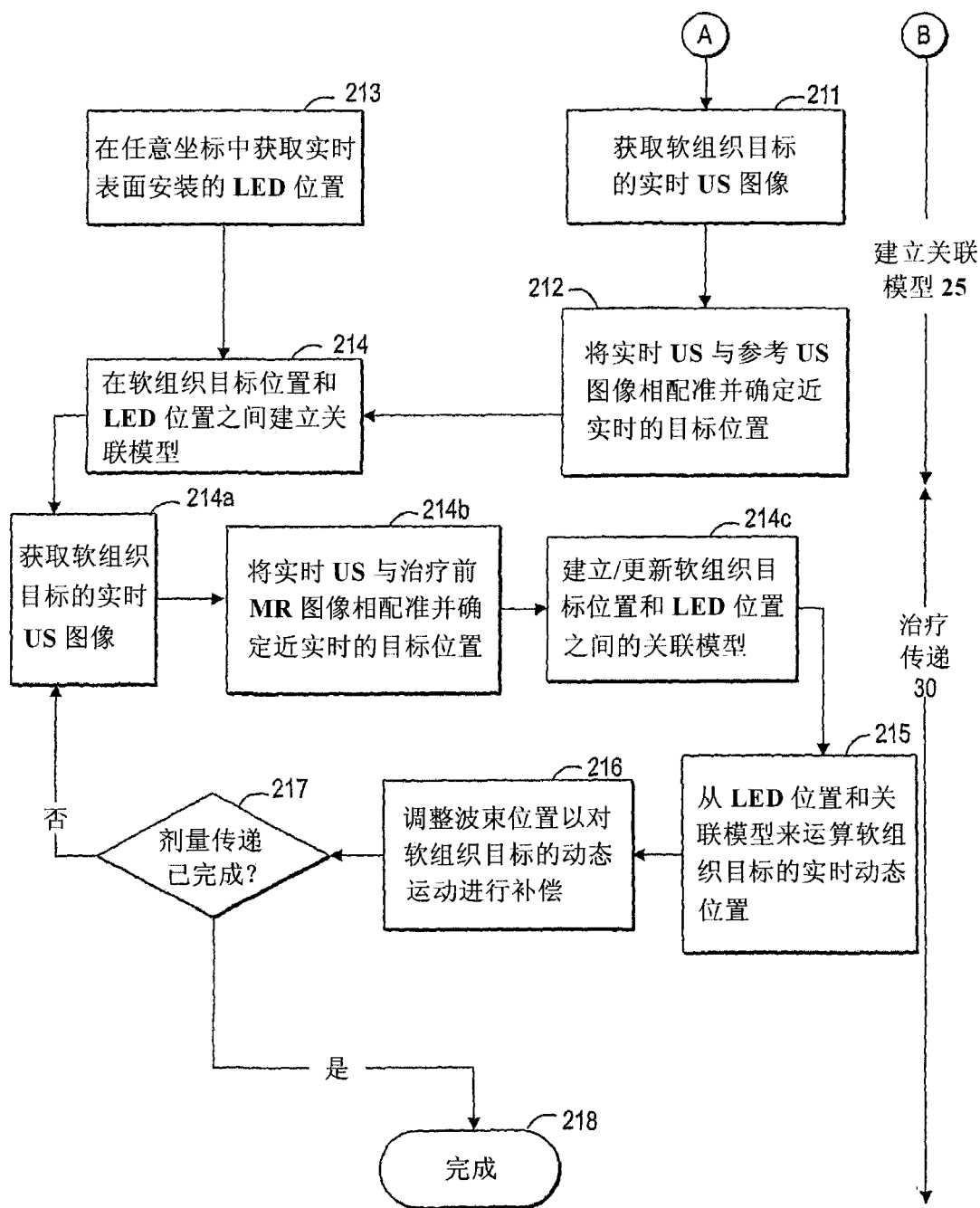


图 2b

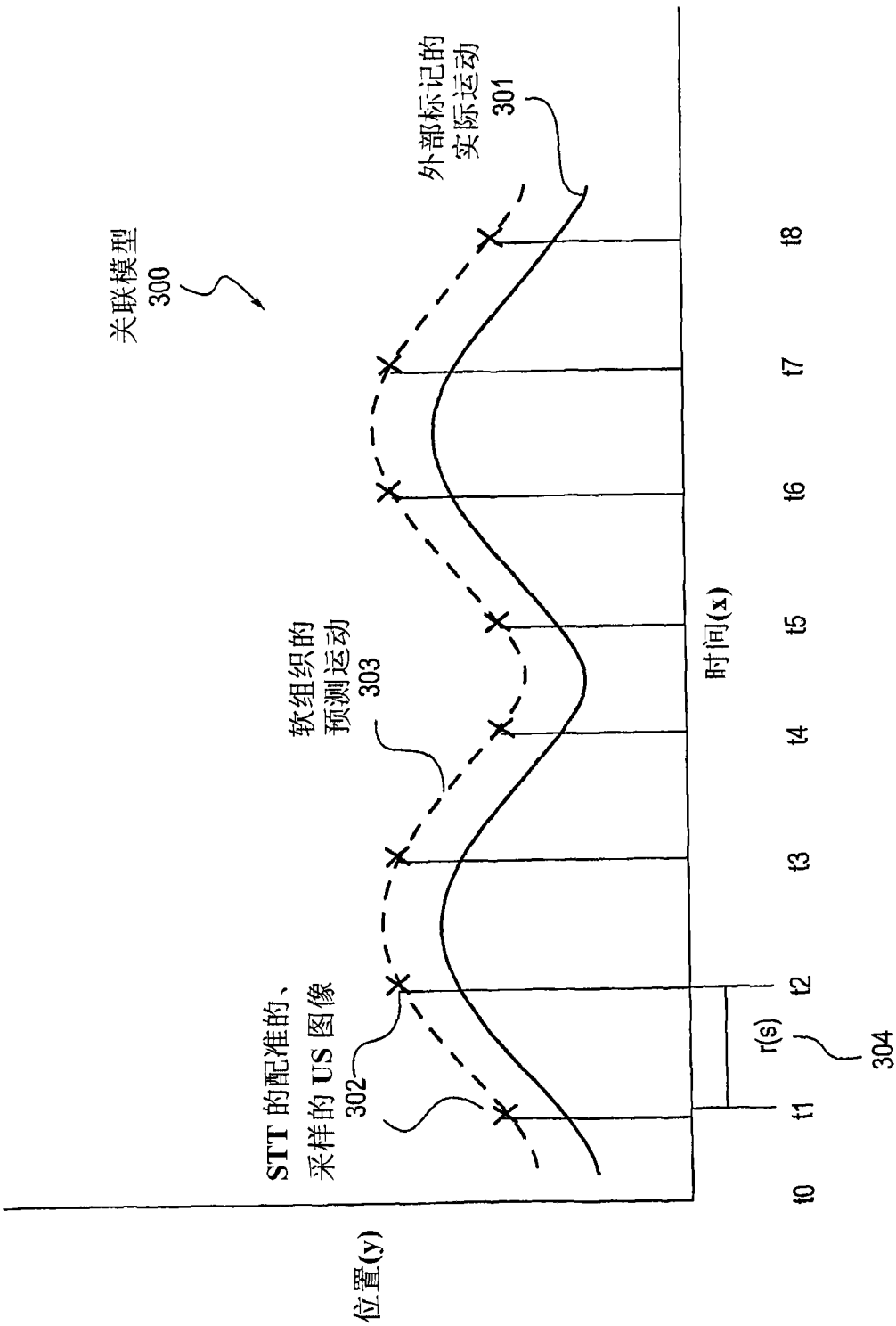


图 3

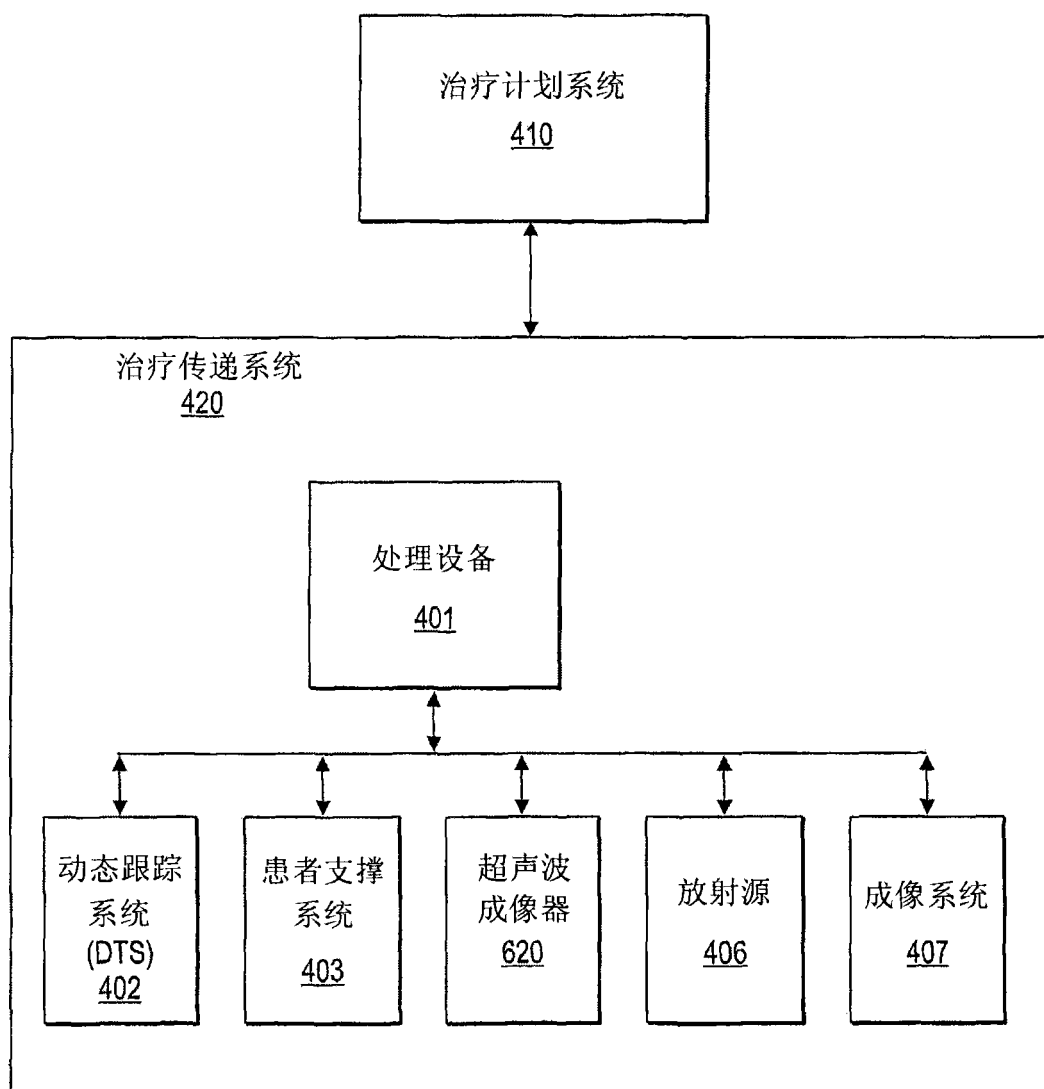


图 4

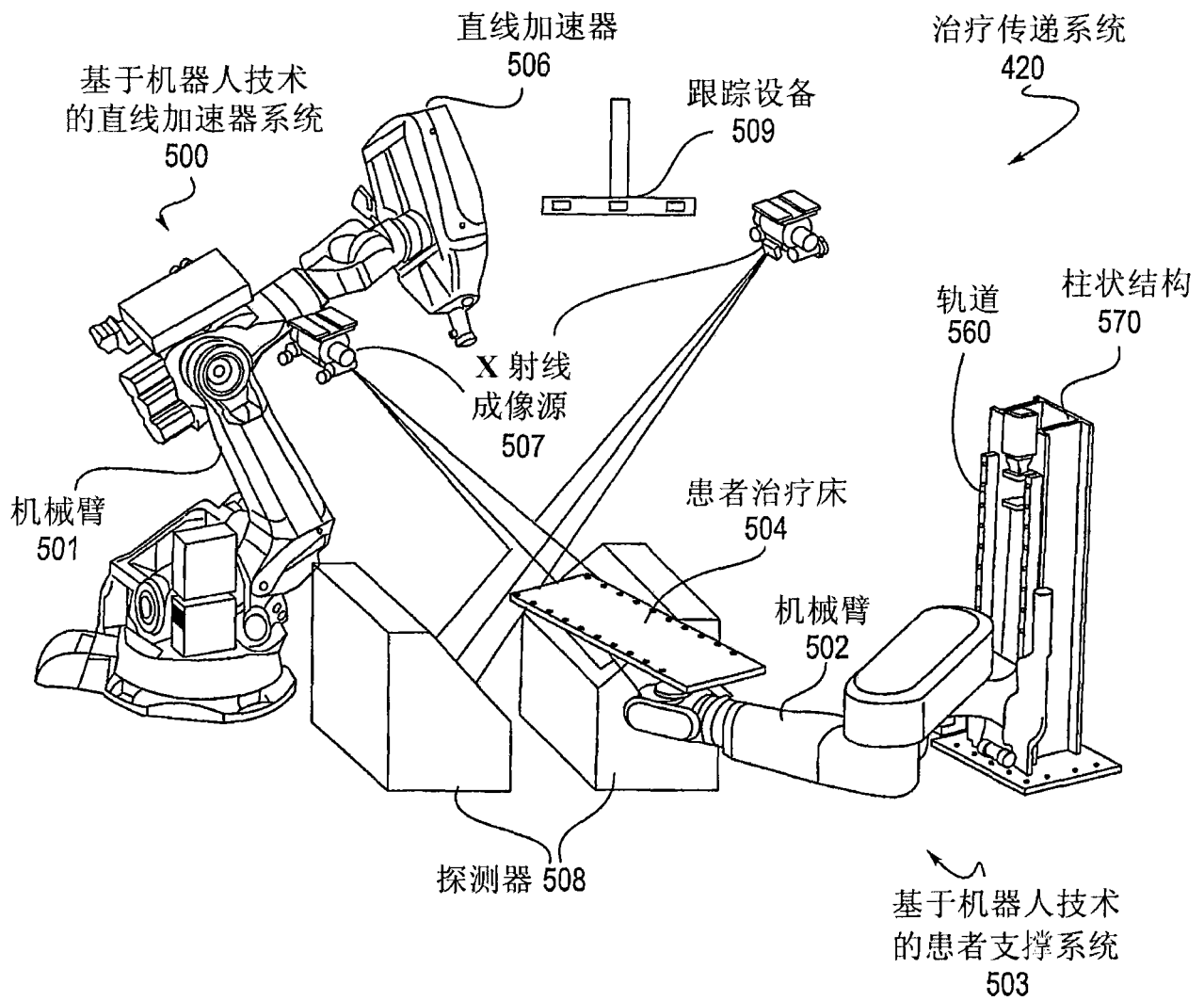


图 5

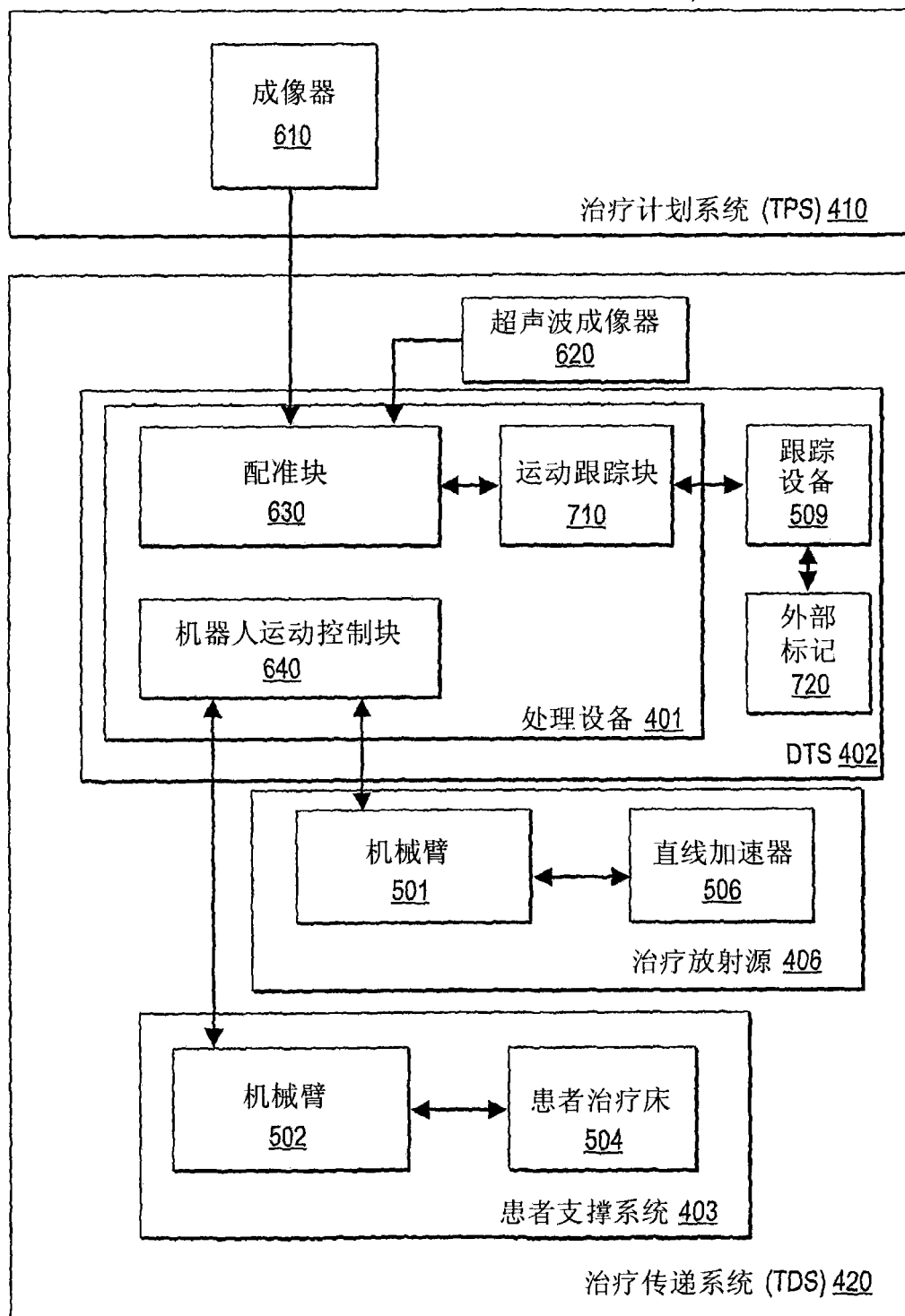


图 6

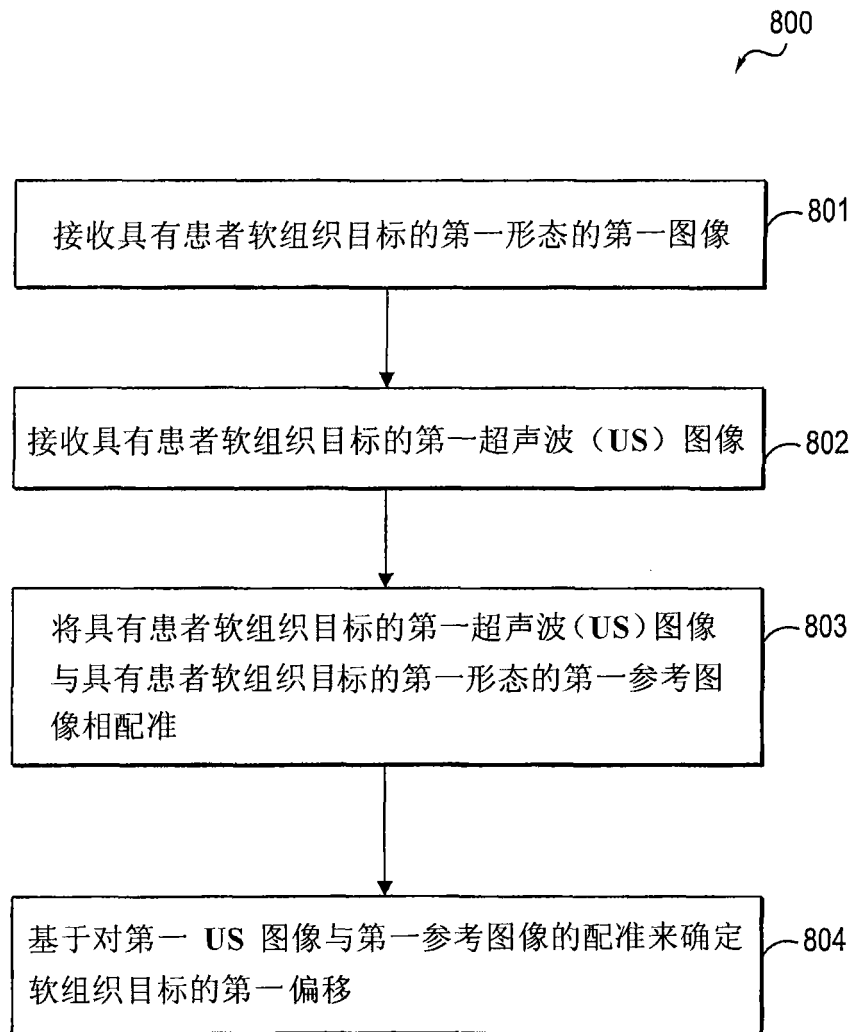


图 7

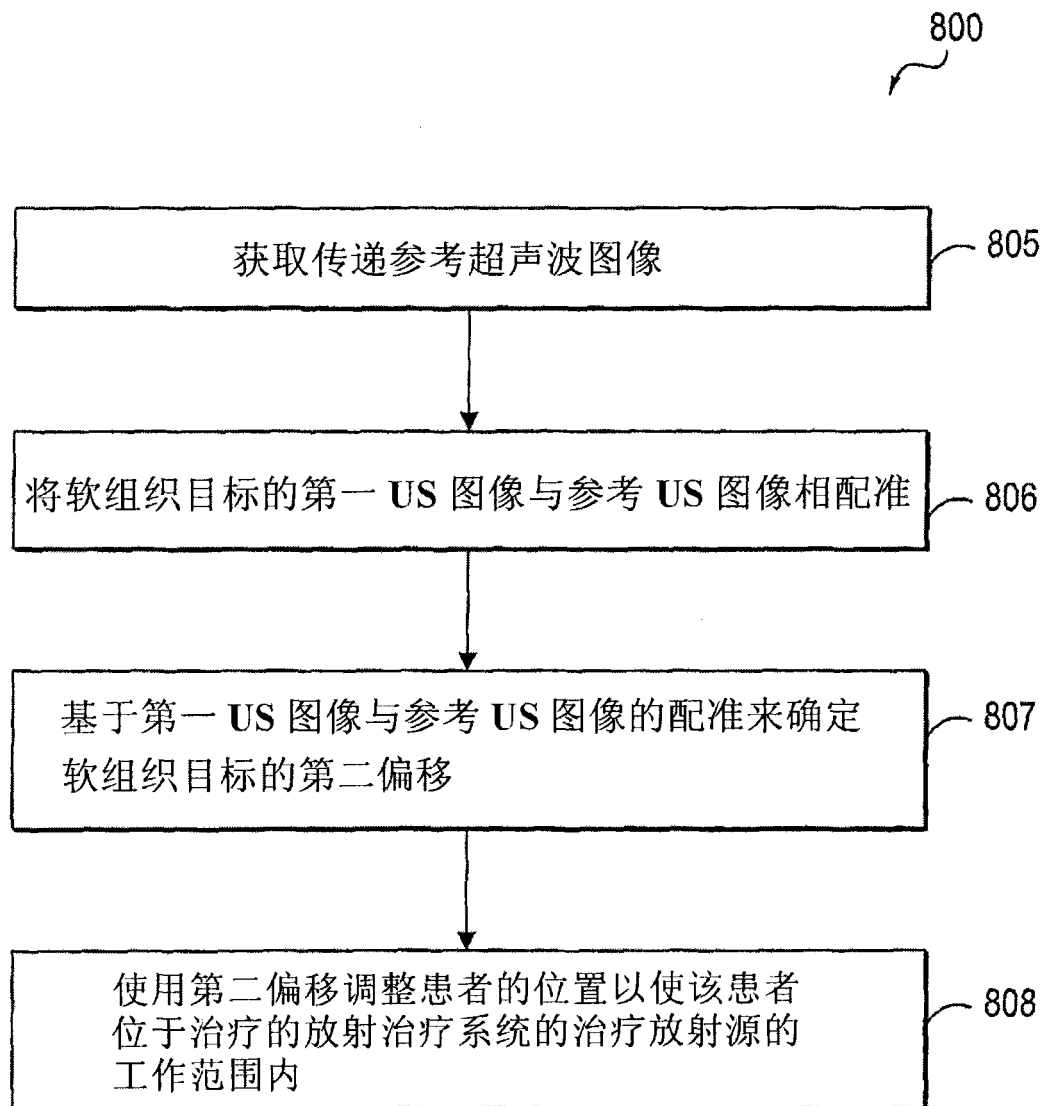


图 8

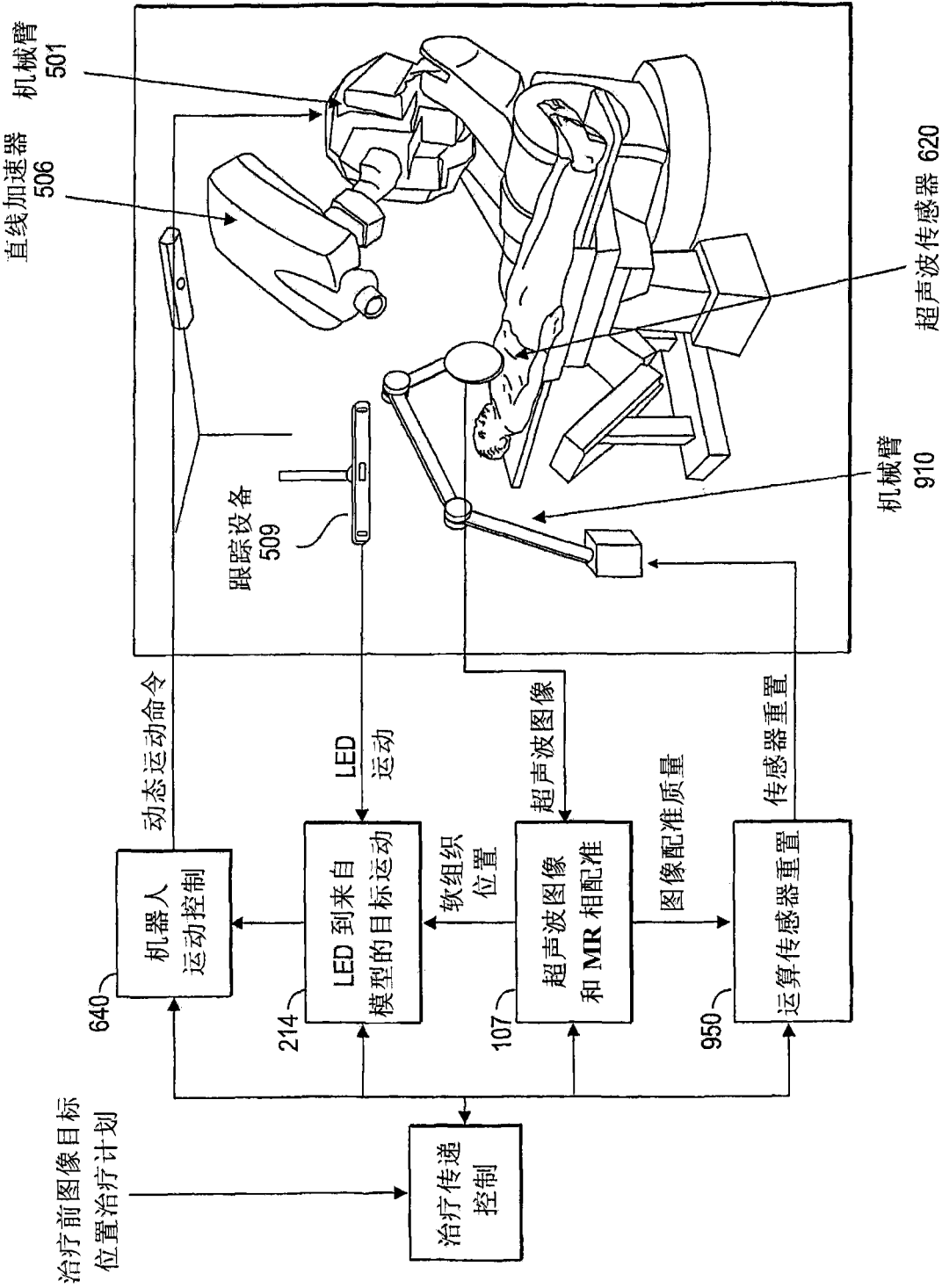


图 9

专利名称(译)	不用基准标记而用超声波图像对软组织目标的动态跟踪		
公开(公告)号	CN101252886A	公开(公告)日	2008-08-27
申请号	CN200680031274.0	申请日	2006-06-29
[标]申请(专利权)人(译)	艾可瑞公司		
申请(专利权)人(译)	艾可瑞公司		
当前申请(专利权)人(译)	艾可瑞公司		
[标]发明人	付东山 G库杜瓦利 J阿利森		
发明人	付东山 G·库杜瓦利 J·阿利森		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61N5/1049 A61B8/08 A61N5/1067 A61N5/107 A61N2005/1052 A61N2005/1055 A61N2005/1058 A61N2005/1061 A61N2005/1062		
代理人(译)	周建秋 王凤桐		
优先权	11/172097 2005-06-29 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种采用超声波图像而不用基准标记对软组织目标进行动态跟踪的设备和方法。

