

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
G21K 5/10 (2006.01)
A61B 8/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200680036541.3

[43] 公开日 2008 年 10 月 1 日

[11] 公开号 CN 101278361A

[22] 申请日 2006.7.14
[21] 申请号 200680036541.3
[30] 优先权
[32] 2005. 8. 11 [33] US [31] 11/202,842
[86] 国际申请 PCT/US2006/027625 2006.7.14
[87] 国际公布 WO2007/021420 英 2007.2.22
[85] 进入国家阶段日期 2008.4.1
[71] 申请人 艾可瑞公司
地址 美国加利福尼亚
[72] 发明人 J·B·韦斯特 付东山

[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

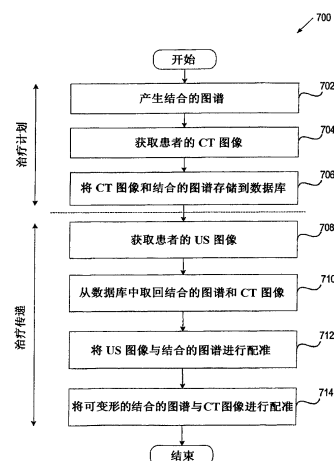
权利要求书 8 页 说明书 20 页 附图 7 页

[54] 发明名称

在放射疗法期间使用虚拟图像来瞄准肿瘤的方法和设备

[57] 摘要

一种用于在放射疗法或放射外科手术期间瞄准癌损伤或肿瘤的方法和设备。该方法包括手术前的步骤，即使用核磁共振成像、正电子发射计算机断层扫描或电子计算机 X 射线断层扫描中的一者来扫描手术位置以识别所述肿瘤并计划该手术；在手术中以超声波扫描所述手术位置，且将实况的超声波扫描重叠放置在手术前扫描的上面。使用图像变形来获取所述两个图像的配准以及一个平均水平的任意的正常患者的图像图谱。所述方法允许多重形式的图像的配准以用于在手术期间跟踪目标。



-
1. 一种计算机执行的方法，该方法包括：
获取第一成像形式的第一图像；以及
使用至少一个图像图谱将所述第一图像与第二成像形式的第二图像进行配准，所述第一和第二成像形式是不同的类型。
 2. 根据权利要求 1 所述的方法，其中所述第一和第二成像形式包括手术前成像形式和手术中成像形式。
 3. 根据权利要求 1 所述的方法，其中所述第一和第二图像中的一者为超声波图像，以及所述第一和第二图像中的另一者为电子计算机 X 射线断层扫描图像。
 4. 根据权利要求 1 所述的方法，其中所述第一和第二图像中的一者为核磁共振图像。
 5. 根据权利要求 1 所述的方法，其中所述第一和第二图像中的一者为正电子发射计算机断层扫描图像。
 6. 根据权利要求 1 所述的方法，其中所述第一和第二图像中的每一个为三维图像。
 7. 根据权利要求 1 所述的方法，该方法还包括基于将所述第一图像与所述第二图像进行配准来跟踪患者。
 8. 根据权利要求 1 所述的方法，其中至少一个图像图谱包括所述第一成像形式的第一图谱和所述第二成像形式的第二图谱。

9. 根据权利要求 8 所述的方法，该方法还包括使用所述第一图谱和第二图谱来产生结合的图谱。

10. 根据权利要求 9 所述的方法，其中产生所述结合的图谱包括：

将来自所述第二图谱的第二成像形式的数据映射到所述第一图谱中的第一成像形式的数据；以及

基于所述映射将所述第二成像形式的数据添加到所述第一图谱以产生结合的图谱。

11. 根据权利要求 9 所述的方法，其中产生所述结合的图谱包括：

将来自所述第一图谱的第一成像形式的数据映射到所述第二图谱中的第二成像形式的数据；以及

基于所述映射将所述第一成像形式的数据添加到所述第二图谱以产生结合的图谱。

12. 根据权利要求 9 所述的方法，其中所述结合的图谱先于所述第一图像与所述第二图像的配准而被产生。

13. 根据权利要求 10 所述的方法，其中将所述第一图像与所述第二图像进行配准包括：

使用所述结合的图谱中的第一成像形式的数据来执行所述第一图像和所述结合的图谱的可变形的配准；以及

使用所述结合的图谱中的第二成像形式的数据来将所述结合的图谱与所述第二图像进行配准。

14. 根据权利要求 13 所述的方法，其中：

所述结合的图谱先于治疗而被产生；

所述第一图像先于所述治疗而与所述第一图谱进行配准；以及

所述第一图谱在所述治疗期间与所述第二图像进行配准。

15. 根据权利要求 11 所述的方法，其中将所述第一图像与所述第二图像进行配准包括：

使用所述结合的图谱中的第一成像形式的数据来执行所述第一图像和所述结合的图谱的可变形的配准；以及

使用所述结合的图谱中的第二成像形式的数据来将所述结合的图谱与所述第二图像进行配准。

16. 根据权利要求 14 所述的方法，其中所述治疗是放射外科手术治疗。

17. 根据权利要求 1 所述的方法，其中至少一个图像图谱包括在结构的相对位置和形状上具有基本正常的解剖构造的任意患者的已有的图像。

18. 根据权利要求 1 所述的方法，其中至少一个图像图谱包括多个任意患者的平均的图像。

19. 根据权利要求 9 所述的方法，其中所述结合的图谱被产生以用于不同的患者。

20. 根据权利要求 9 所述的方法，其中为每一个患者产生所述结合的图谱。

21. 根据权利要求 9 所述的方法，其中为每一个治疗传递重新产生所述

结合的图谱。

22. 一种计算机执行的方法，该方法包括：

在治疗传递期间获取患者的超声波图像；以及

执行超声波图像与电子计算机 X 射线断层扫描图像的可变形的配准，该电子计算机 X 射线断层扫描图像先于所述治疗传递而为患者获取。

23. 根据权利要求 22 所述的方法，该方法还包括：

在所述治疗传递期间基于所述可变形的配准确定所述患者的位置。

24. 根据权利要求 22 所述的方法，其中所述超声波图像和所述电子计算机 X 射线断层扫描图像中的每一个均为三维图像。

25. 根据权利要求 22 所述的方法，其中执行所述超声波图像与所述电子计算机 X 射线断层扫描图像的可变形的配准包括：

使用所述结合的图谱上的电子计算机 X 射线断层扫描数据来执行所述电子计算机 X 射线断层扫描图像与结合的图谱的可变形的配准；以及

使用所述结合的图谱上的超声波数据来将所述电子计算机 X 射线断层扫描图谱与所述超声波图像进行配准。

26. 根据权利要求 25 所述的方法，其中：

所述电子计算机 X 射线断层扫描图像先于所述治疗传递而与所述结合的图谱进行配准；以及

所述结合的图谱在所述治疗传递期间与所述超声波图像进行配准。

27. 根据权利要求 22 所述的方法，其中所述治疗是放射外科手术治疗。

28. 根据权利要求 26 所述的方法, 其中所述结合的图谱是具有添加在该结合的图谱上的相应的超声波数据的电子计算机 X 射线断层扫描图谱。

29. 根据权利要求 26 所述的方法, 其中所述结合的图谱是具有添加在该结合的图谱上的相应的电子计算机 X 射线断层扫描数据的超声波图谱。

30. 一种设备, 该设备包括:

用于提供第一成像形式的第一图像的成像系统; 以及

患者跟踪模块, 该患者跟踪模块包括处理逻辑, 该处理逻辑用于使用至少一个图像图谱来将所述第一图像与第二成像形式的第二图像进行配准, 所述第一和第二成像形式属于不同的类型。

31. 根据权利要求 30 所述的设备, 其中所述第一和第二成像形式包括手术前成像形式和手术中成像形式。

32. 根据权利要求 30 所述的设备, 其中所述第一和第二图像中的一者是超声波图像, 以及所述第一和第二图像中的另一者是电子计算机 X 射线断层扫描图像。

33. 根据权利要求 30 所述的设备, 其中所述患者跟踪模块用于基于所述第一图像与所述第二图像的配准来跟踪患者。

34. 根据权利要求 33 所述的设备, 其中至少一个图像图谱包括所述第一成像形式的第一图谱和所述第二成像形式的第二图谱。

35. 根据权利要求 34 所述的设备, 该设备还包括图谱处理模块, 该图

谱处理模块用于使用所述第一图谱和所述第二图谱来产生结合的图谱。

36. 根据权利要求 35 所述的设备，其中：

所述图谱处理模块用于使用所述结合的图谱中的第一成像形式的数据来执行所述第一图像和所述结合的图谱的可变形的配准；以及

所述患者跟踪模块用于使用所述结合的图谱中的第二成像形式的数据来将该结合的图谱与所述第二图像进行配准。

37. 一种设备，该设备包括：

诊断成像系统，用于提供第一成像形式的手术前图像；以及

图谱处理模块，该图谱处理模块包括处理逻辑，该处理逻辑用于产生结合的图谱，该结合的图谱用于所述术前图像与第二成像形式的手术中图像的配准，所述结合的图谱具有第一成像形式的数据和相应的第二成像形式的数据。

38. 根据权利要求 37 所述的设备，其中所述第一和第二成像形式包括手术前成像形式和手术中成像形式。

39. 根据权利要求 37 所述的设备，其中所述第一和第二图像中的一者为超声波图像，以及所述第一和第二图像中的另一者为电子计算机 X 射线断层扫描图像。

40. 根据权利要求 37 所述的设备，该设备还包括：

患者跟踪模块，该患者跟踪模块包括处理逻辑，该处理逻辑用于使用所述结合的图谱来将所述术前图像与所述手术中图像进行配准，以及基于所述配准来跟踪患者。

41. 根据权利要求 40 所述的设备，其中：

所述图谱处理模块用于使用所述结合的图谱中的第一成像形式的数据来执行所述第一图像与所述结合的图谱的可变形的配准；以及

所述患者跟踪模块用于使用所述结合的图谱中的第二成像形式的数据来将该结合的图谱与所述第二图像进行配准。

42. 一种机器可读的介质，该介质包括指令，当处理系统执行该指令时，使得该处理系统执行一种方法，该方法包括：

获取第一成像形式的第一图像；以及

使用至少一个图像图谱将所述第一图像与第二成像形式的第二图像进行配准，所述第一和第二成像形式属于不同的类型。

43. 根据权利要求 42 所述的机器可读介质，其中所述第一和第二成像形式包括手术前成像形式和手术中成像形式。

44. 根据权利要求 42 所述的机器可读介质，其中所述第一和第二图像中的一者为超声波图像，以及所述第一和第二图像中的另一者为电子计算机 X 射线断层扫描图像。

45. 根据权利要求 42 所述的机器可读介质，其中：

至少一个图像图谱包括所述第一成像形式的第一图谱和所述第二成像形式的第二图谱；以及

该方法还包括使用所述第一图谱和第二图谱来产生结合的图谱。

46. 根据权利要求 45 所述的机器可读介质，其中将所述第一图像与所述第二图像进行配准包括：

使用所述结合的图谱中的第一成像形式的数据来执行所述第一图像和所述结合的图谱的可变形的配准；以及

使用所述结合的图谱中的第二成像形式的数据来将所述结合的图谱与所述第二图像进行配准。

47. 一种机器可读介质，该介质包括指令，当处理系统执行该指令时，使得该处理系统执行一种方法，该方法包括：

在治疗传递期间获取患者的超声波图像；以及

执行超声波图像与电子计算机 X 射线断层扫描图像的可变形的配准，该电子计算机 X 射线断层扫描图像先于所述治疗传递而为患者获取。

48. 根据权利要求 47 所述的机器可读介质，其中执行所述超声波图像与所述电子计算机 X 射线断层扫描图像的可变形的配准包括：

使用所述结合的图谱上的电子计算机 X 射线断层扫描数据来执行所述电子计算机 X 射线断层扫描图像与所述结合的图谱的可变形的配准；以及

使用所述结合的图谱上的超声波数据来将所述电子计算机 X 射线断层扫描图谱与所述超声波图像进行配准。

49. 根据权利要求 48 所述的机器可读介质，其中：

所述电子计算机 X 射线断层扫描图像先于所述治疗传递与所述结合的图谱进行配准；以及

在所述治疗传递期间，所述结合的图谱与所述超声波图像进行配准。

50. 根据权利要求 47 所述的机器可读介质，其中所述治疗是放射外科手术治疗。

在放射疗法期间使用虚拟图像来瞄准肿瘤的方法和设备

技术领域

本发明的实施方式涉及放射治疗领域，且特别地，涉及在放射治疗期间的患者跟踪。

背景技术

放射外科手术是最低限度的侵入性过程，该过程在单一的或低分割治疗中传递高剂量的电离放射线以破坏肿瘤或病变的焦点区域。该放射线剂量需要与肿瘤形状最优匹配，同时减少对旁边器官的破坏。定标性损伤的鉴定及其周围的重要组织通常在手术前的损伤鉴定阶段相对于患者的参考框架的三维（3D）空间中完成。在手术前的计划阶段中，在目标的周围采用适形（conformal）剂量体积塑型，同时最小化传递到临近的健康组织的剂量。这可以通过使用波束位置的组合来实现，与该波束位置相关的重量或剂量影响按比例被限定以从体积上定形该剂量。在已知的将来计划的模型中，用户手动指定所期望的各种波束的重量。逆向计划方法基于用户定义的所述目标和健康组织的剂量约束使用算法来自动计算波束和重量的最优结合。

另一种用于肿瘤治疗的方法是外部波束放射疗法。在一种类型的外部波束放射疗法中，使用外部放射源在肿瘤位置以多角度指引一连串的X射线波束，同时使患者定位以使得肿瘤位于波束的旋转中心（标准中心）。当放射源的角度改变时，每一束波束都通过肿瘤位置，但在到达肿瘤的途中，该波束通过健康组织的不同区域。因此，在肿瘤上累积的放射线剂量较高，且传递到健康组织中的平均放射线剂量较低。在放射疗法治疗环节使用的放射线总量通常比在放射外科手术环节中使用的放射线总量小一个数量级。放射疗法的特点通常是每次治疗的剂量低（例如，100-200 厘戈瑞（cGy）、治疗时

间短（例如，每次治疗 10-30 分钟）以及超分割（例如，治疗 30-45 天）。为了方便，除非表明放射线的数量级，否则在此使用的术语“放射治疗”意味着放射外科手术和/或放射疗法。

在放射治疗期间，患者可以改变他或她的位置或方向。此外，病灶（例如，肿瘤、机能损伤、血管畸形等）在治疗期间可能会转移，该转移降低了目标定位的精确性（即，目标位置的精确跟踪）。尤其是，软组织目标在进行放射外科治疗传递（delivery）环节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）。在放射治疗中，为了获得在治疗计划阶段中所计算的放射剂量的分配，将放射波束精确地传递至被治疗的病灶是非常关键的。

一种用于对目标运动进行跟踪的传统方法是采用被置于患者体外（例如在皮肤上）的外部标记物（例如红外线发射器）。使用光学（例如红外线）跟踪系统对该外部标记物进行自动跟踪。然而，外部标记物不能充分地反映由呼吸运动导致的内部移位。较大的外部患者的运动会与非常小的内部运动一起发生。例如，内部目标会比皮肤表面的移动慢得多。

另一种用于对目标运动进行跟踪的传统方法包括使用植入基准。典型地，在治疗前，不透射线基准标记物（radiopaque fiducial marker）（例如，金种子或不锈钢螺丝钉）被植入到接近目标器官的位置或被植入到目标器官内，并在治疗传递期间被用做参考点。在治疗期间使用立体 X 射线成像来计算这些基准标记物的精确的空间位置（例如，每 10 秒 1 次）。但是，单独的内部标记物还不足以用于精确跟踪。此外，因为要通过使用植入骨中的基准标记物来获取高精确性，因此内部基准标记物的跟踪对患者来说是很困难的。在骨中植入基准标记物需要一个难度很高且很痛苦的侵入性过程，特别是对频繁引起临床上的并发症的颈椎。此外，对于软组织目标的移动或变形，骨骼植入基准标记物的跟踪可能仍不能提供精确的结果。再者，无论基准标

记物是被植入到骨骼中还是通过活检针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然必须经历这样的侵入性过程。

A. Schweikard、H Shiomi 和 J. Adler 在 2005 年 1 月的内部期刊《Medical Robotics and Computer Assisted Surgery》的第 19 至 27 页上发表的《Respiration Tracking in Radiosurgery Without Fiducials》中描述了一种不使用植入的基准标记物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图像配准方法。这些方法可以因所涉及的变换的性质而异。特别地, 该变换可以是刚性的或可变形的。刚性变换 (例如, 对于头部图像) 通常仅允许平移和旋转, 可变形的变换需要解决明显更为复杂的问题。

图像配准方法还可划分为单峰 (或模内) 配准和多峰 (或模间) 配准。在单峰配准的应用中, 被配准的图像属于同一种形式, 且相反地, 在多峰应用中, 被配准的图像源自不同的形式。由于相同形式的图像间的高度的相似性, 解决单峰配准通常比多峰应用简单一个数量级, 尤其是在可变形的变换中。

一种现有的用于在放射治疗期间测量患者的位置和方向的方法包括将在治疗期间所获取的 X 射线的投影与治疗前的 CT 扫描进行配准。然而, 这种方法受到限制, 因为 X 射线必须在其被额外暴露给患者的情况下才能频繁地被获取。此外, 在不在目标区域附近植入基准标记物的情况下, 利用 X 射线跟踪软组织器官 (例如, 肺) 是很困难的。

附图说明

在所附的附图中, 对本发明的具体实施方式以实例而非限定的形式进行说明, 其中:

图 1 示出了系统的一种实施方式, 该系统可以用于执行可实现本发明的

特征的放射治疗；

图2示出了一种图像引导的、基于机器人的放射治疗系统的一种实施方式；

图3是用于配准不同形式类型的图像的过程的一种实施方式的流程图；

图4是用于执行图像配准的治疗计划阶段的过程的一种实施方式的流程图；

图5是用于执行图像配准的治疗传递阶段的过程的一种实施方式的流程图；

图6是用于配准不同形式类型的图像的过程的一种可替换的实施方式的流程图；

图7示出了用于可变形的配准过程的一种实施方式中的示例图像。

具体实施方式

在以下的描述中，为了提供对本发明的实施方式的全面的理解，提出了许多特定的细节，例如特定的组件、装置、方法等的示例。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的实施方式。

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。此处所描述的在不同总线上提供的任何信号都可以是与其他信号时间复用的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。每一总线可替换地作为一个或多个单一信号线，并且每一单一信号线可替换地作为总线。此处使用的术语“第一”、“第二”、“第三”、“第四”等等意为区别不同部件的标志，且并非根据它们的数字指定而具有排序的含义。

除非特别指出与下文论述中明显不同，否则应当理解的是通过说明书的描述，采用如“处理”或“运算”或“计算”或“确定”这样的术语的论述涉及计算机系统的运动和处理，或相似的电子计算装置，该电子计算装置对代表在计算机系统上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上的存储器或寄存器或其他这样的信息存储、传输或显示装置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用于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在此所述的本发明的实施方式。

描述了一种用于在放射治疗期间使用虚拟图像来跟踪患者的方法和系统。除非放射线的数量级另有注释，否则此处使用的术语“放射治疗”意为放射外科手术和/或放射疗法。此处使用的术语“虚拟图像”涉及图谱，即预先存在的具有基本的正常结构的患者的任意图像，该正常结构依据相关的结构的位置和形状或多个患者的平均后的图像。

在治疗计划期间，使用手术前的图像来确定所需的放射剂量（例如，电子计算机 X 射线断层扫描（CT）图像、核磁共振（MR）图像或结合的 MRI/CT）。在治疗传递期间，使用患者的手术中的图像（例如，超声波（US）图像、MR 图像等）来确定患者的当前位置。所述手术中的图像和手术前图像可以是两种不同的类型。例如，所述手术前图像可以是 CT 图像，而所述手术中的图像可以是 US 图像。这样所述不同的图像的可变形的配准产生了难题。本发明的实施方式通过使用图谱执行一系列可变形的配准来克服这些困难。该图谱可以例如是，在其上绘制有超声波信息的 CT 图谱，从而使得在 CT 图谱中的每个位置均具有相应的超声波强度。在一种实施方式中，手

术前的 CT 图像与手术中的 US 图像之间的配准可以执行为：首先使用在所述图谱中的 CT 数据来将 CT 图像与 CT 图谱进行配准，之后将该图谱上的超声波数据与 US 图像配准，由此跟踪该患者的位置。在一种可替换的实施方式中，所述配准可以执行为：首先使用图谱上的超声波数据将 US 图像与所述图谱进行配准，之后使用该图谱上的 CT 数据来将所述图谱与所述 CT 图像进行配准。

图 1 示出了系统的一种实施方式，该系统可以用于执行可实现本发明的特征的放射治疗。如下所述以及图 1 中所示，系统 100 可以包括诊断成像系统 110、治疗计划系统 120 以及治疗传递系统 140。

诊断成像系统 110 可以是任意的能够产生在患者身上的感兴趣体积（VOI）的医学诊断图像的系统，该医学诊断图像可以用于后续的医学诊断、治疗计划和/或治疗传递。例如，诊断成像系统 110 可以是电子计算机 X 射线断层扫描（CT）系统、核磁共振成像（MRI）系统、正电子发射计算机断层扫描（PET）系统、超声波系统等等。为了便于论述，将在以下涉及 CT 成像形式，对诊断成像系统 110 进行多次论述。但是，也可以使用其他的成像形式，例如上述的这些成像形式。

诊断成像系统 110 包括用于产生成像波束的成像源 112（例如，X 射线、超声波、射频波等）以及成像检测器 116，用于检测并接收由成像源 112 产生的波束，或通过来自成像源的波束激励的次级波束或发射（例如，在 MRI 或 PET 扫描中）。在一种实施方式中，诊断成像系统 110 可以包括两个或更多个诊断 X 射线源以及两个或更多个相应的成像检测器。例如，两个 X 射线源可以被放置在被成像的患者的周围，彼此相隔一定角度被固定（例如，90 度、45 度等）并且通过患者瞄准成像检测器，该成像检测器可以直接与 X 射线源相对。单个的大型成像检测器或多个成像检测器都可以被使用并将被各个 X 射线成像源照亮。可替换地，可以使用其他数量和配置的成像源和

成像检测器。

成像源 112 和成像检测器 116 被耦合到数字处理系统 114 以控制成像操作并处理图像数据。诊断成像系统 110 包括总线或用于在数字处理系统 114、成像源 112 和成像检测器 116 之间传送数据和命令的其他装置 102，数字处理系统 114 可以包括一个或多个通用处理器（例如，微处理器）、例如数字信号处理器（DSP）的专用处理器或其他类型的装置，例如控制器或现场可编程门阵列（FPGA）。数字处理系统 114 还可以包括其他组件（未示出），例如存储器、存储装置、网络适配器等。数字处理系统 114 可以用于产生标准格式的数字诊断图像，例如医学数字成像和通信标准（DICOM）格式。在其他实施方式中，数字处理系统 114 可以产生其他标准或非标准的数字图像格式。数字处理系统 114 可以通过数据链路 118 将诊断图像文档（例如前述的 DICOM 格式的文档）传送到治疗计划系统 120，该数据链路 118 可以例如是，直接链路、局域网（LAN）链路或广域网（WAN）链路例如因特网。此外，各系统间传送的信息可以通过与该系统连接的通信介质而被取出或推入，例如在远程诊断或治疗计划配置中。在远程诊断或治疗计划中，尽管在系统用户和患者之间存在物理上的分隔，但是用户仍可以使用本发明的实施方式来诊断或制定治疗计划。

治疗计划系统 120 包括用于接收和处理图像数据的处理装置 124。处理装置 124 可以表示为一个或多个通用处理器（例如，微处理器）、专用处理器例如数字信号处理器（DSP）或其他类型的装置，例如控制器或现场可编程门阵列（FPGA）。处理装置 124 可以用于执行实现此处所述的治疗计划操作的指令。

治疗计划系统 120 还可以包括系统存储器 122，该系统存储器 122 可以包括随机存取存储器（RAM）或其他通过总线 128 耦合到处理装置 124 的动态存储装置，以用于存储信息和由处理装置 124 执行的指令。系统存储器 122

还可以用于在处理装置 124 执行指令期间存储临时变量或其他介质信息。系统存储器 122 还可以包括只读存储器 (ROM) 和/或其他耦合到总线 128 的静态存储装置, 以用于存储静态信息和用于处理装置 124 的指令。

处理装置 124 还可以耦合到例如阴极射线管 (CRT) 或液晶显示器 (LCD) 的显示装置 130 以用于向用户显示信息 (例如, VOI 的二维 (2D) 或三维 (3D) 表示)。输入装置 132, 例如键盘, 可以被耦合到处理装置 124 以用于传送信息和/或给处理装置 124 的命令选择。也可以使用一个或多个其他的用户输入装置 (例如, 鼠标、轨迹球、或指针方向键) 来传送方向信息以选择用于处理装置 124 的命令以及控制指针在显示器 130 上移动。

治疗计划系统 120 还可以包括存储装置 126, 该存储装置 126 表示为一个或多个耦合到总线 128 用于存储信息和指令的存储装置 (例如磁盘驱动器或光盘驱动器)。存储装置 126 还可以用来存储用于实现此处所述的治疗计划操作的指令。

在一种实施方式中, 存储装置 126 包括数据库 152, 该数据库 152 存储在治疗前由诊断成像系统 110 获取的患者的 3D 图像。这些图像可以例如是, 患者的 CT 图像或患者的 MR 图像。所述治疗计划系统可以将这些图像用于放射剂量计算和/或此处所述的其他治疗计划操作。

在一种实施方式中, 治疗计划系统 120 包括用于准备一个或多个图谱的图谱处理模块 136, 该图谱用于将来在治疗的传递期间由治疗计划系统 120 使用, 以下将对此进行更详细的论述。在一种实施方式中, 图谱处理模块 136 位于存储器 122 中且该图谱处理模块 136 包括用于由处理装置 124 执行的处理逻辑。在另一种实施方式中, 图谱处理模块 136 包括处理逻辑, 该处理逻辑包括硬件, 例如电路、专用逻辑、可编程逻辑、微码等。在另一种实施方式中, 图谱处理模块 136 包括处理逻辑, 该处理逻辑包括软件和硬件的结合。

可以理解的是治疗计划系统 120 仅表示治疗计划系统的一个实施例, 该

治疗计划系统可以具有多种不同的配置和结构，可以包括比治疗计划系统 120 更多或更少的组件且可以与本发明一起被使用。例如，一些系统通常具有多个总线，例如外围总线、专用高速缓冲存储器总线等。治疗计划系统 120 还可以包括 MIRIT（医学图像察看和输入系统）以支持 DICOM 输入（从而可在不同的系统中结合图像并进行目标描绘，之后该图像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剂量分配。

治疗计划系统 120 可将其数据库 152 与例如治疗传递系统 140 的治疗传递系统共享，从而可以不必在治疗传递之前从治疗计划系统中输出。治疗计划系统 120 可以通过数据链路 134 与治疗传递系统 140 连接，该数据链路 134 可以是直接链路、LAN 链路或如上关于数据链路 118 所述的 WAN 链路。应该注意的是当数据链路 118 和 134 被实现为 LAN 或 WAN 连接时，诊断成像系统 110、治疗计划系统 120 和/或治疗传递系统 140 中的任何一个可以位于分散的位置从而使系统可以在物理位置上彼此远离。可替换地，诊断成像系统 110、治疗计划系统 120 和/或治疗传递系统 140 中的任何一个可以彼此集成在一个或多个系统中。

治疗传递系统 140 包括治疗的和/或外科手术的放射源 142，该放射源 142 用于管理根据治疗计划对目标体积规定的放射线剂量。治疗传递系统 140 还可以包括用于捕捉患者体积（包括目标体积）的内部治疗图像的成像系统 144，该内部治疗图像用于与上述诊断图像进行配准或用于校正该诊断图像以相对于放射源来安置患者。治疗传递系统 140 还可以包括用于控制放射源 142、成像系统 144 以及患者支撑装置的数字处理系统 146，所述患者支撑装置例如为治疗床 148。数字处理系统 146 可以包括一个或多个通用处理器（例如，微处理器）、例如数字信号处理器（DSP）的专用处理器或其他类型的

装置，例如控制器或现场可编程门阵列（FPGA）。数字处理系统 146 还可以包括其他组件（未示出），例如存储器、存储装置、网络适配器等。数字处理系统 146 可以通过总线 150 耦合到放射源 142、成像系统 144 以及治疗床 148 或其他类型的控制和通信接口。

在一种实施方式中，治疗传递系统 120 包括用于在治疗传递期间跟踪患者位置和方向的患者跟踪模块 154。如以下将要详细论述的，患者跟踪模块 154 可以使用一个或多个图谱来跟踪患者，该图谱由图谱处理模块 136 准备并存储在数据库 152 中。在一种实施方式中，患者跟踪模块 154 位于数字处理系统 146 的存储器中且该患者跟踪模块 154 包括在数字处理系统 146 上运行的处理逻辑。在另一种实施方式中，患者跟踪模块 154 包括处理逻辑，该处理逻辑包括硬件，例如电路、专用逻辑、可编程逻辑、微码等。在另一种实施方式中，患者跟踪模块 154 包括处理逻辑，该处理逻辑包括软件和硬件的结合。

在一种实施方式中，如图 2 所示，治疗传递系统 140 可以是图像引导的基于机器人的放射治疗系统 200（例如，用于执行放射外科手术），该放射治疗系统 200 例如为由加利福尼亚的 Accuray 公司研发的射波刀（CyberKnife®）系统。在图 2 中，放射源 142 可以由直线加速器（LINAC）202 表示，该直线加速器 202 安装在机械臂 204 的末端，该机械臂 204 具有多个（例如，5 个或更多）自由度以安置 LINAC 202，从而通过从患者周围的操作体积（例如为球状）中的多个角度传递出的波束来照射病灶（目标区域或体积）。治疗可以涉及具有单个标准中心（收敛点）的波束通路、具有多个标准中心的波束通路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个点或标准中心上）的波束通路。治疗可以以单疗程（单剂量（mono-fraction））或以在治疗计划期间所确定的少量疗程（低剂量（hypo-fractionation））进行传递。对于治疗传递系统

200, 在一种实施方式中, 放射波束可以根据治疗计划被传递而不需将患者固定到刚性的外部框架以将目标体积的手术中的位置与目标体积在手术前的治疗计划阶段期间的位置进行配准。

在图 2 中, 成像系统 144 可以由 X 射线源 206A 和 206B 以及 X 射线图像检测器 (成像器) 208A 和 208B 表示。在一种实施方式中, 例如, 两个 X 射线源 206A 和 206B 可以在形式上对准以从两个不同的角度位置 (例如, 相隔 90 度、45 度等) 投影成像 X 射线波束通过患者, 并且通过治疗床 148 上的患者瞄向各自的检测器 208A 和 208B。在另一种实施方式中, 可以使用被每个 X 射线成像源照射的单个的大型检测器。可替换地, 可以使用其他数量和配置的成像源和检测器。

数字处理系统 146 可以实现算法以将从成像系统 144 获取的图像与手术前治疗计划图像进行配准从而使治疗床 148 上的患者对准在治疗传递系统 200 内, 并且用以相对于目标体积来精确地安置所述放射源。

治疗床 148 可以耦合到另一个具有多个 (例如, 5 个或更多) 自由度的机械臂 (未示出)。该床臂可以具有五个旋转和平移自由度以及一个基本垂直的线性自由度。可替换地, 该床臂可具有六个旋转和平移自由度以及一个基本垂直的线性自由度或至少四个旋转和平移自由度。该床臂可以垂直地安装到柱状结构或壁上, 或水平地安装到基座、地板或天花板上。可替换地, 治疗床 148 也可以是其他机械机构的组件, 所述机械机构例如为由加利福尼亚的 Accuray 公司研发的 Axum® 治疗床, 或者可为本领域普通技术人员公知的其他传统类型的治疗台。

可替换地, 治疗传递系统 200 可以是其他类型的治疗传递系统, 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) 以在相应于患者的轴向切片的平面内旋转的方式而被安装在所述支架上。之后放射线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确定，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。由此得到的系统产生任意形状的在标准中心彼此交汇以传递剂量分配到所述目标的放射波束。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，从而最好地满足规定的剂量约束。

在另一实施方式中，还可使用其他类型的治疗传递系统 200，例如，定向框架系统，如瑞典 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）确定选择和分配给形成标准中心的一组波束的剂量重量以最好地满足规定的剂量约束。

应该注意的是此处所述的方法和装置不限于仅在医学诊断成像和治疗中使用。在一种可替换的实施方式中，此处所述的方法和装置可以应用在医学技术领域以外的领域，例如工业成像和材料的非破坏性测试（例如，汽车工业中的电机模块、航空工业中的机身、建筑业中的焊接以及石油工业中的岩芯）以及地震勘测。在这些应用中，例如，“治疗”一般可以涉及放射波束的应用。

再次参考图 1，如上所述，治疗计划系统 120 可以包括图谱处理模块 136，该图谱处理模块 136 用于准备将来由治疗传递系统 140 使用的一个或多个图谱。该图谱可以包括手术前成像形式的图谱（例如，CT 图谱）以及相应的手术中成像形式（例如，超声波图谱）的图谱。例如，所述 CT 和超声波图谱可以通过首先执行校准步骤而产生，在该校准步骤中，CT 扫描的坐标空间相对于超声波扫描被校准。一种用于执行这一操作的方法可以是执行体模的 CT 和超声波扫描，该体模包括在 CT 和超声波中均可见的已知的几何学的基准点。另一种方法可以是相对于 CT 扫描仪将超声波扫描仪安装到已知的方向和位置上。接下来，例如，诊断成像系统 110 可以执行任意患者的 CT 扫描以产生 CT 图谱，之后在不对患者进行任何移动的情况下执行该患

者的超声波扫描以产生超声波图谱。可替换地，诊断成像系统 110 可以执行任意患者的超声波扫描以产生超声波图谱，之后在不对患者进行任何移动的情况下执行该患者的 CT 扫描以产生 CT 图谱。在一种实施方式中，图谱处理模块 136 将所述超声波图谱和 CT 图谱存储到数据库 152 中用于将来由治疗传递系统 140 使用。

在另一种实施方式中，图谱处理模块 136 从上述的两个图谱中产生结合的图谱，并将该结合的图谱存储到数据库 152 中用于将来由治疗传递系统 140 使用。在一种实施方式中，图谱处理模块 136 通过将第一图谱与第二图谱相重叠而产生结合的图谱。例如，图谱处理模块 136 可以将来自超声波图谱上的超声波数据映射到 CT 图谱上的 CT 数据，之后基于该映射将超声波数据添加到 CT 图谱。可替换地，图谱处理模块 136 可以将来自 CT 图谱上的 CT 数据映射到超声波图谱上的超声波数据，之后基于该映射将 CT 数据添加到超声波图谱。在其他实施方式中，图谱处理模块 136 可以以其他方式产生结合的图谱，例如通过在同一空间中获取所述两个图谱（例如，使用 CT/超声波扫描仪）或通过使用本领域已知的技术来将第一图谱与第二图谱配准。

在另一种实施方式中，图谱处理模块 136 使用单个图谱以产生结合的图谱。例如，图谱处理模块 136 可以从存储在数据库 152 中的 CT 图像中选择 CT 图谱（例如，任意患者的 CT 图像）。之后，解剖学器官可以在 CT 图谱上被描绘出来。该描绘可以手动地执行，或者也可以借助自动的分割工具，例如基于强度的方法、基于形状的方法或同时借助该两种方法。之后，超声波强度可以被添加到所述图谱。每个器官的超声波强度可以由用户手动确定，或者可以从存储在所述数据库中的表格中提取，该表格给出了解剖学器官的典型的超声波强度分布。可替换地，图谱处理模块 136 可以从存储在所述数据库 152 中的超声波图像中选择超声波图谱（例如，任意患者的超声波

图像),使用上述方法确定相应的CT数据在所述超声波图谱中的位置,之后将这些相应的CT数据添加到所述超声波图谱。初始的图谱(例如,CT图谱或超声波图谱)可以基于用户提供的患者参数来选择(例如,在结构的相对位置和形状方面具有基本正常的身体的患者的参数)。可替换地,初始图谱可以通过选择多个患者的图像且将这些图像组成为关于平均水平的患者的单个图像来产生。

在一种实施方式中,结合的图谱被产生一次并被用于不同的患者。在另一种实施方式中,可以为每个患者产生所述结合的图谱。在另一种实施方式中,所述结合的图谱可以在每个治疗传递之前被再次生成。

如上所述,在一种实施方式中,图谱处理模块136将所述结合的图谱存储在数据库152中用于将来由治疗传递系统140使用。在一种可替换的实施方式中,图谱处理模块136执行关于所述结合的图谱附加的处理以在将来的治疗传递期间简化计算。特别地,在一种实施方式中,图谱处理模块136使用在所述结合的图谱上的手术前形式数据(例如,CT数据)来执行手术前形式图像(例如,用于放射线剂量计算的CT图像)与所述结合的图谱的可变形配准。在此配准中涉及的数据具有相同的形式,且因此,该配准的计算量不大。该配准的结果是所述结合的图谱被变形以使所述图谱上的手术前形式数据(例如,CT数据)与手术前形式图像(例如,CT图像)相匹配。图谱处理模块136之后在数据库152中存储所述变形的图谱用于将来由治疗传递系统140来使用。

如上所述,治疗传递系统140可以包括用于在治疗传递期间跟踪患者位置和方向的患者跟踪模块154。通过调节放射源的参数可以适应较小的改变。而当患者被重新放置,较大的改变可能需要暂停治疗。

患者跟踪模块154通过在治疗期间获取的图像与用于治疗计划的治疗前的图像(例如,手术前CT扫描)之间的配准来测量患者的位置和方向。所

述手术中图像通过成像系统 144 使用不需要患者额外地暴露给放射线的成像形式来获取。这样的形式可以例如是超声波扫描或核磁共振（MR）扫描。在一种实施方式中，手术前形式和手术中形式是两种不同的类型（例如，手术前 CT 扫描和手术中超声波扫描）。之后，可变形的配准可能出现难题。患者跟踪模块 154 使用虚拟图像来解决该问题。特别地，在一种实施方式中，患者跟踪模块 154 使用由治疗计划系统 120 处理的且存储在数据库 152 中的图谱。在一种实施方式中，该图谱是包括手术前形式的数据和手术中形式的数据的结合的图谱。该结合的图谱可以例如是具有绘制在其上的超声波信息的 CT 图谱，由此使得 CT 图谱中的每个位置均具有相应的超声波强度。可替换地，该结合的图谱可以是具有绘制在其上的相应的 CT 信息的超声波图谱。在另一种实施方式中，患者跟踪模块 154 从数据库 152 中重新得到两个图谱（例如，CT 图谱和超声波图谱）并以上述方式产生结合的图谱。

在一种实施方式中，患者跟踪模块 154 通过执行一系列可变形的配准将手术前图像与手术中图像进行配准。特别地，患者跟踪模块 154 首先使用所述图谱上的手术前数据来执行手术前图像与结合的图谱的可变形的配准，然后使用所述图谱上的手术中数据来执行结合的图谱与手术中图像的可变形的配准。这些可变形的配准是模内的配准，且因此，不涉及大量的计算。由此而产生的变形的手术中图像显示了与获取手术前图像时患者的位置和方向相比，患者在位置和方向上的改变。

在另一种实施方式中，手术前图像与结合的图谱的配准的执行先于由治疗计划系统 120 进行的治疗，如上所述，该治疗计划系统 120 在共享数据库 152 中存储了所产生的可变形的图谱。之后，患者跟踪模块 154 从数据库 152 中取回可变形的图谱，之后使用在该图谱上的手术中数据来将该图谱与手术中图像进行配准。

在另一种实施方式中，患者跟踪模块 154 以逆序执行一系列可变形的校

准，首先使用所述图谱上的手术中数据来将手术中图像与结合的图谱进行配准，之后将结合的图谱与手术前图像进行配准。然后，由此产生的可变形的术前图像显示在患者位置和方向上的改变。

图3是用于不同成像形式类型的可变形的配准图像的过程500的一种实施方式的流程图。该过程可以由图谱处理模块136的处理逻辑和/或患者跟踪模块154的处理逻辑来执行。处理逻辑可以包括硬件（例如，电路、专用逻辑、可编程逻辑、微码等）、软件（例如，在通用计算机系统或专用机器上运行）或两者的结合。

参考图3，处理逻辑以处理逻辑从两个不同形式的图谱（例如，CT图谱和超声波图谱）中产生结合的图谱开始（过程块502）。在一种实施方式中，处理逻辑通过将第一图谱中的数据映射到第二图谱中的数据来产生结合的图谱，之后使用所述映射将来自第一图谱的第一形式的数据添加在第二图谱上。例如，处理逻辑可以将来自超声波图谱的超声波数据映射到CT图谱上的CT数据，之后基于该映射添加超声波数据到CT图谱。可替换地，处理逻辑可以通过选择任意患者的第一形式图像、根据所述图像中的第一形式的数据来自动确定第二形式的数据并添加该第二形式的数据到第一形式的图像来产生结合的图谱。

在一种实施方式中，所述结合的图谱被产生一次并被用于所有患者。在另一种实施方式中，可以为每个患者产生所述结合的图谱。在再一种实施方式中，所述结合的图谱可以在每个治疗传递之前被再次生成。

在过程块504，处理逻辑获取患者的第一形式的图像（例如，CT图像）。在一种实施方式中，该第一形式的图像从数据库152中被取回以在治疗传递前开展治疗计划。

在过程块506，处理逻辑获取患者的第二形式的图像（例如，超声波图像）。所述第一和第二形式是两种不同的类型。在一种实施方式中，所述第

二形式的图像在治疗传递期间被获取。

之后，处理逻辑使用一系列可变形的配准将第一形式的图像与第二形式的图像进行配准。特别地，在过程块 508，处理逻辑使用所述结合的图谱上的第一形式的数据来执行第一形式的图像与该结合的图谱的可变形的配准。在一种实施方式中，该可变形的配准先于治疗传递被执行。可替换地，该可变形的配准可在治疗传递期间执行。

在过程块 510，处理逻辑执行所述结合的图谱的可变形的配准，该结合的图谱在过程块 508 结合第二形式的图像被变形。每个所述可变形的配准包括不需要密集计算的模内变换。由此产生的第二形式的图像被变形以便和结合的图谱进行匹配，该结合的图谱显示了患者在位置和方向上的改变。

在一种实施方式中，所述第一形式的图像是手术前 CT 图像，而所述第二形式的图像是手术中超声波图像，且配准过程被分为两个阶段：治疗计划阶段和治疗传递阶段。

图 4 是用于执行图像配准的治疗计划阶段的过程 600 的一种实施方式的流程图。该过程可以由图谱处理模块 136 的处理逻辑来执行。处理逻辑可以包括硬件（例如，电路、专用逻辑、可编程逻辑、微码等）、软件（例如，在通用计算机系统或专用机器上运行）或两者的结合。

参考图 4，过程 600 开始于处理逻辑产生具有 CT 数据和超声波数据的结合的图谱（过程块 602）。在一种实施方式中，所述结合的图谱是具有绘制在其上的超声波数据的 CT 图谱，由此使得 CT 图谱中的每个位置均具有相应的超声波强度。可替换地，所述结合的图谱是具有绘制在其上的相应的 CT 数据的超声波图谱。

在过程块 604，处理逻辑获取患者的 CT 图像。该 CT 图像可以被获取以识别目标并计算放射线剂量。

在过程块 606，处理逻辑使用所述图谱上的 CT 数据来执行 CT 图像与

所述结合的图谱的可变形的配准。

在过程块 608，处理逻辑将在过程块 606 变形的结合的图谱存储到数据库。

图 5 是用于执行图像配准的治疗传递阶段的过程 650 的一种实施方式的流程图。该过程可以由患者跟踪模块 154 的处理逻辑来执行。处理逻辑可以包括硬件（例如，电路、专用逻辑、可编程逻辑、微码等）、软件（例如，在通用计算机系统或专用机器上运行）或两者的结合。

参考图 5，过程 650 开始于处理逻辑在治疗传递期间获取患者的超声波图像（过程块 652）。

在过程块 654，处理逻辑从数据库中取回所述结合的图谱，该结合的图谱之前被变形以与手术前 CT 图像相匹配。

在过程块 656，处理逻辑使用所述图谱上的超声波数据来执行被取回的图谱与超声波图像的可变形的配准。该超声波图像被变形以与所述图谱上的超声波数据相匹配，该超声波图像显示了患者在位置和方向上的改变。

在一种可替换的实施方式中，可以按逆序执行一系列可变形的配准。图 6 是用于不同形式类型的图像的可变形的配准的过程 700 的一种可替换的实施方式的流程图。所述过程可以由图谱处理模块 136 的处理逻辑和患者跟踪模块 154 的处理逻辑来执行。处理逻辑可以包括硬件（例如，电路、专用逻辑、可编程逻辑、微码等）、软件（例如，在通用计算机系统或专用机器上运行）或两者的结合。在一种实施方式中，过程 700 由图 1 中的系统 100 来执行。

参考图 6，处理逻辑开始于处理逻辑产生结合的图谱（过程块 702）。在一种实施方式中，所述结合的图谱是具有绘制在其上的超声波数据的 CT 图谱，由此使得 CT 图谱中的每个位置具有相应的超声波强度。可替换地，所述结合的图谱是具有绘制在其上的相应的 CT 数据的超声波图谱。

之后，处理逻辑在治疗前获取患者的 CT 图像以在治疗计划中使用（过程块 704）且该处理逻辑将 CT 图像和所述结合的图谱存储到数据库。

在一种实施方式中，处理逻辑在治疗计划期间通过 706 执行块 702。

在过程块 708，处理逻辑在治疗传递期间获取患者的超声波图像。

在过程块 710，处理逻辑从数据库中取回所述结合的图谱和患者的手术前 CT 图像。

此外，处理逻辑首先使用所述图谱上的超声波数据来执行超声波图像与所述结合的图谱的可变形的配准（过程块 712），之后使用所述图谱上的 CT 数据来执行所述结合的图谱与 CT 图像的可变形的配准（过程块 714），由此将患者的手术前 CT 图像与患者的手术中超声波图像进行配准。

在一种实施方式中，处理逻辑在治疗传递期间通过 714 执行块 708。

图 7 显示了用于可变形的配准过程的一种实施方式中的示例图像。

参考图 7，图像 802 是手术前 CT 图像，该手术前 CT 图像包括解剖学结构 806。三角形 804 表示当前患者身体的形状。

图像 808 是 CT 图谱，该 CT 图谱包括解剖学结构 812。如上所述，所述 CT 图谱可以是该患者或其他患者已存在的 CT 图像。由于患者和/或患者位置与和 CT 图像有关的那个患者和/或患者位置不同，因此三角形 810 与三角形 804 不同。带箭头的曲线显示了 CT 图谱 808 的变形以与 CT 图像 802 上的数据相匹配。

图谱 814 表示具有绘制在其上的相应的超声波信息的 CT 图谱 808。如已知的，图谱 808 和 814 包括共同的数据（解剖学结构 812 和 818），还包括一些未在图谱 808（解剖学结构 816）中显示的特定的超声波数据。从图谱 808 指向图谱 814 的带箭头的曲线显示了在两个图谱间的数据的映射。

应该注意的是所述图谱 808 仅作为示例被显示且在配准过程中不是必须的。也就是说，CT 图像 802 可以直接与图谱 814 进行配准。

图像 822 是具有与图谱 814 相同的解剖学结构的手术中超声波图像。患者身体的形状由三角形 826 来表示。从图谱 814 指向超声波图像 822 的带箭头的曲线显示了图像 822 的变形以与图谱 814 上的数据相匹配。由此在超声波图像 822 上所产生的改变表示与手术前 CT 图像 802 上反映的患者位置和方向相比，患者在位置和方向上的改变。

在以上描述中，本发明的实施方式的描述是参考特定的示例性的实施方式进行的。然而，显而易见的是在不偏离权利要求中提出的本发明更广泛的实质和范围的情况下，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。

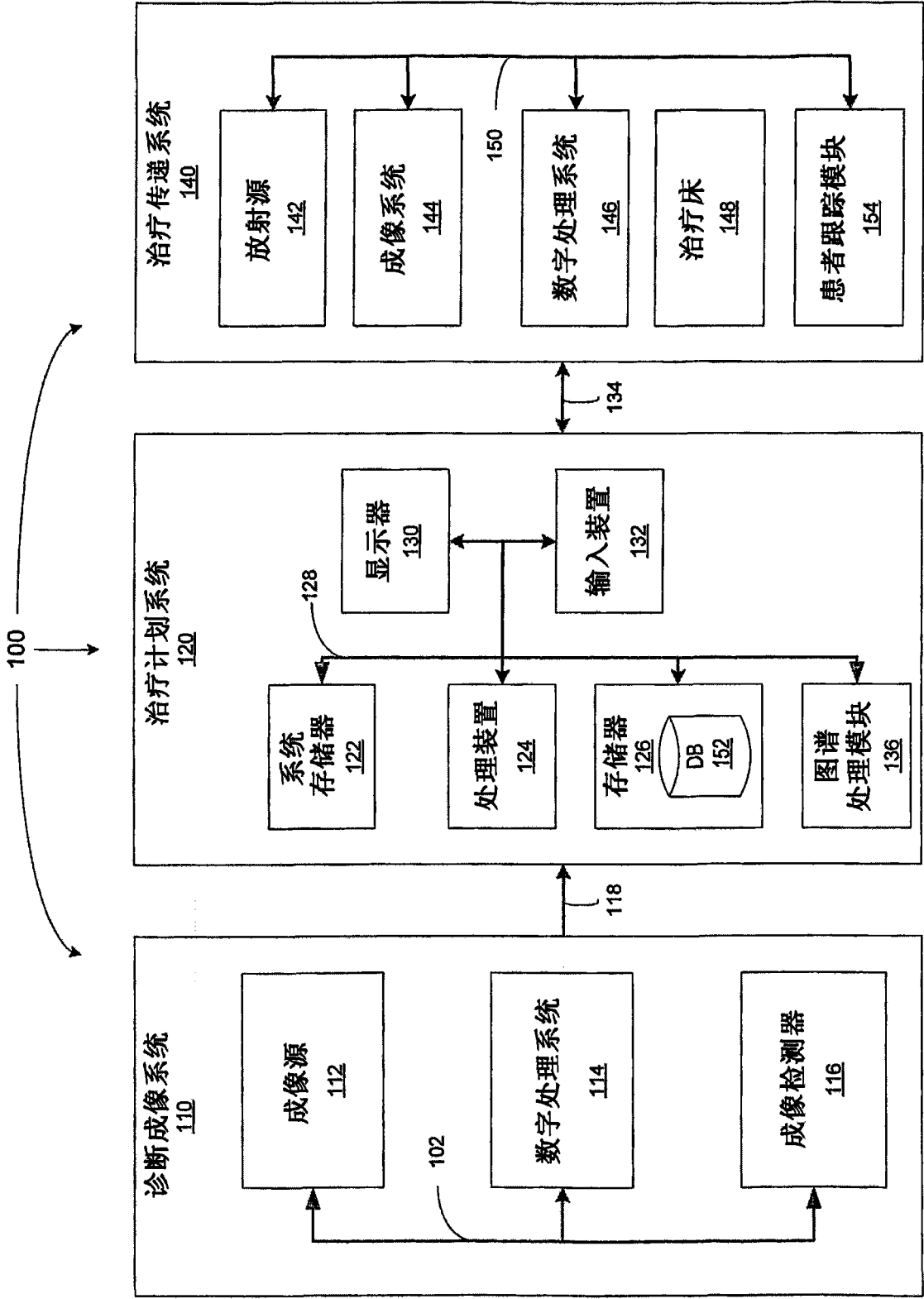


图 1

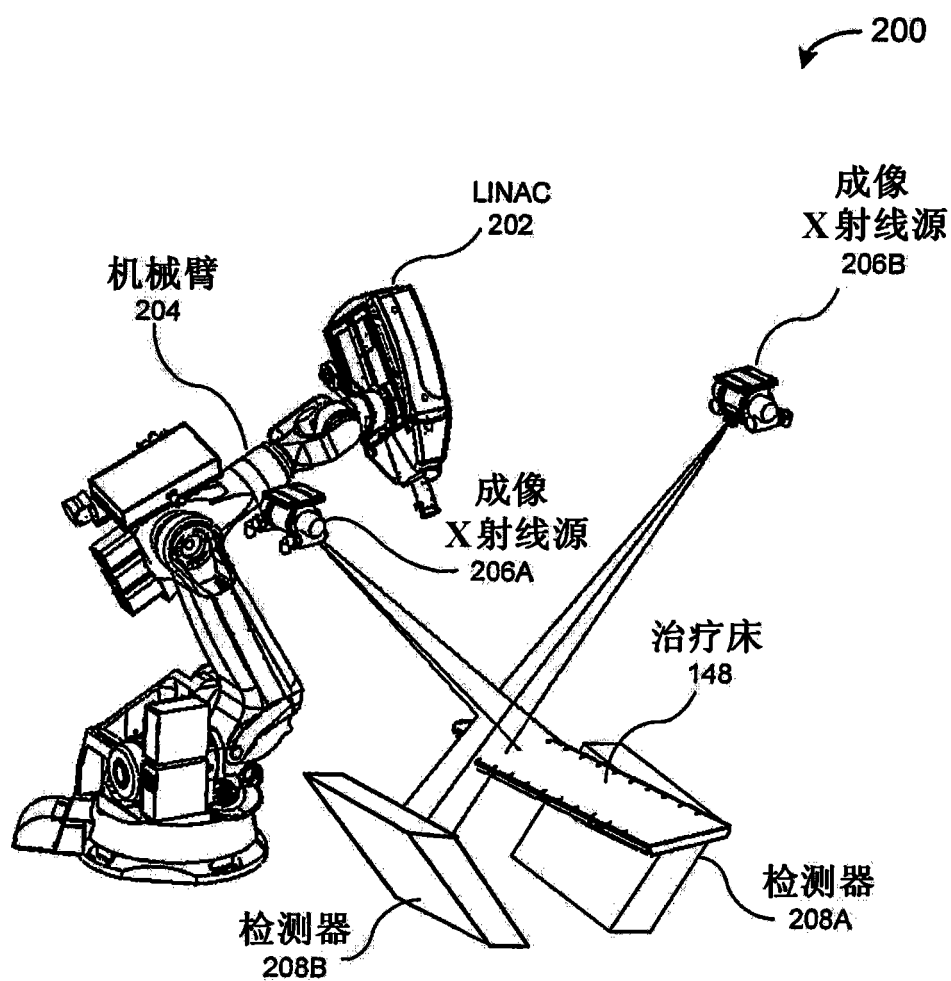


图 2

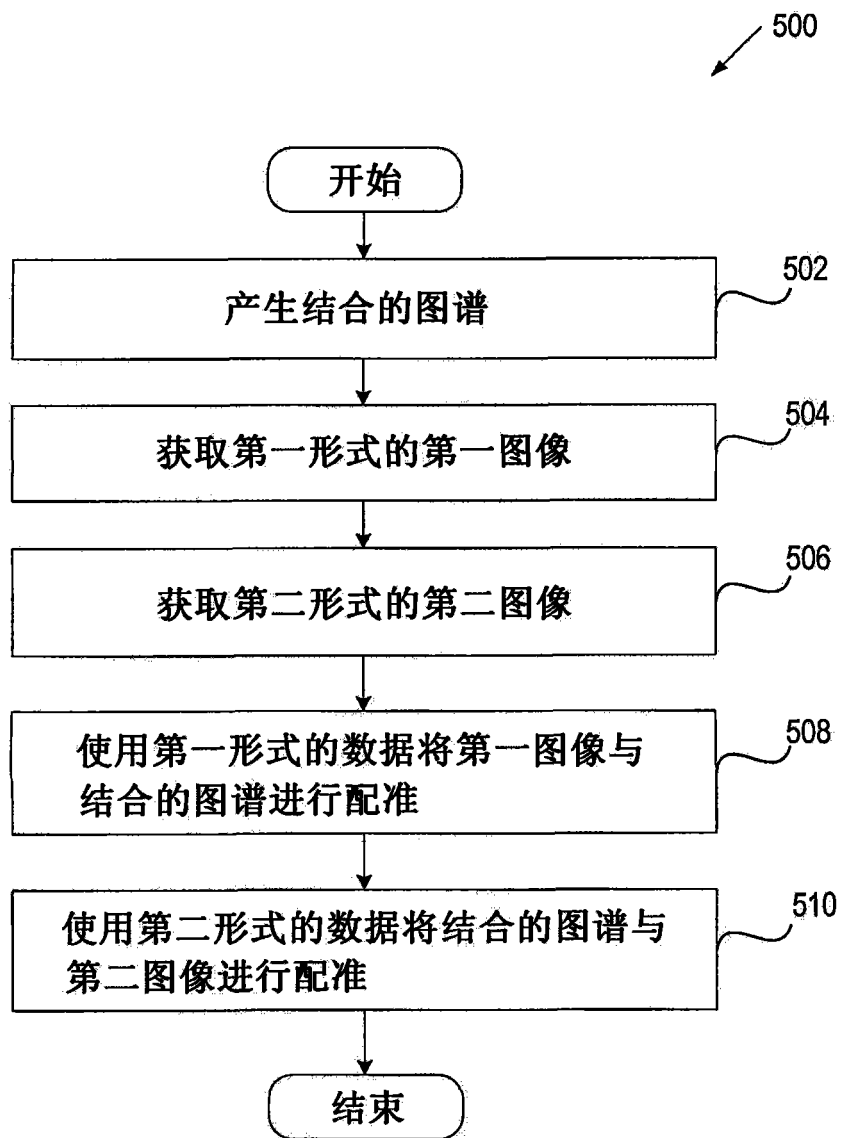


图 3

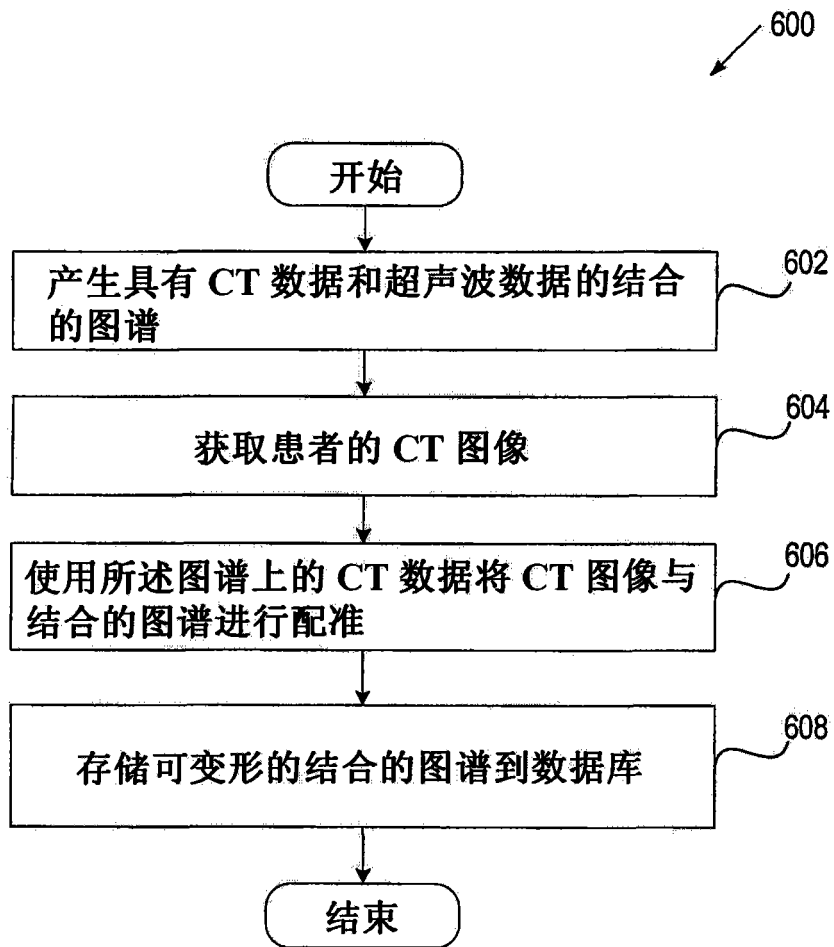


图 4

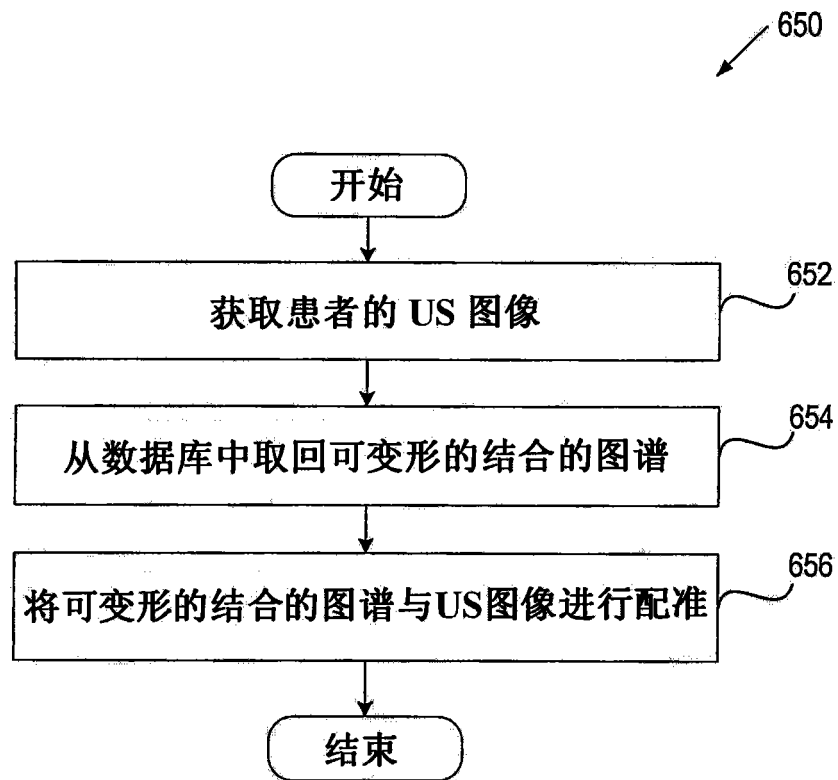


图 5

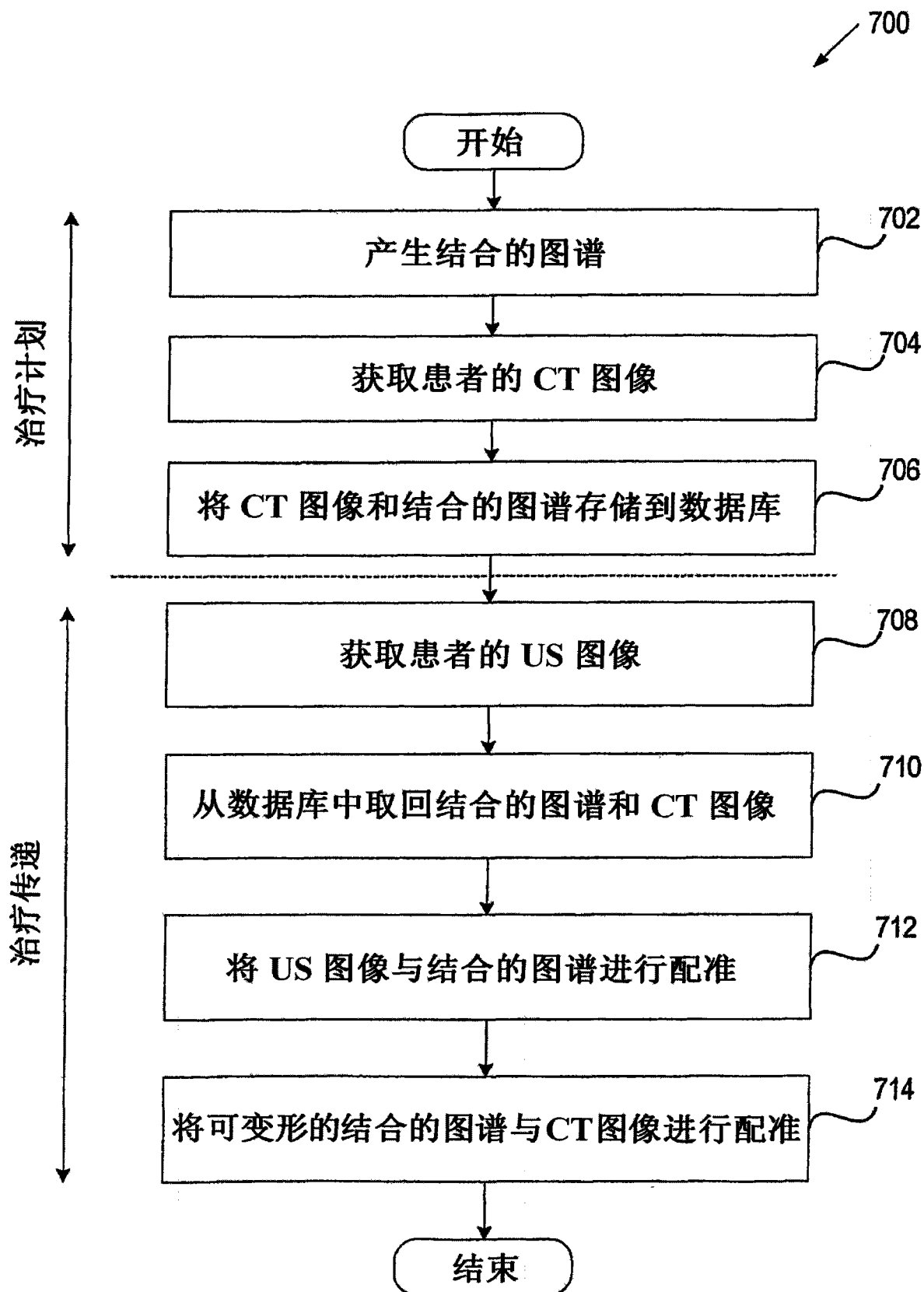


图 6

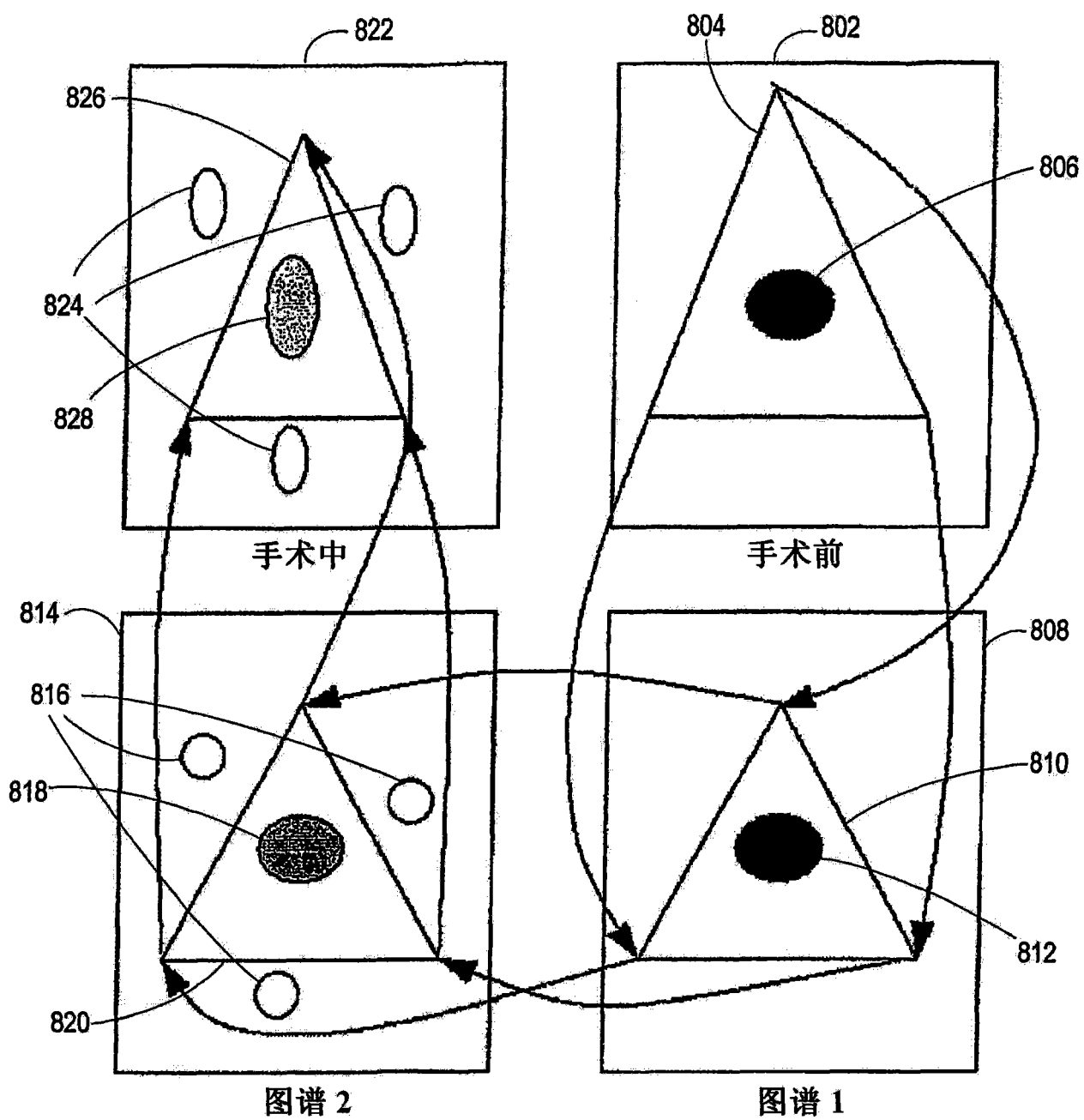


图 7

专利名称(译)	在放射疗法期间使用虚拟图像来瞄准肿瘤的方法和设备		
公开(公告)号	CN101278361A	公开(公告)日	2008-10-01
申请号	CN200680036541.3	申请日	2006-07-14
[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	JB韦斯特 付东山		
发明人	J·B·韦斯特 付东山		
IPC分类号	G21K5/10 A61B8/00		
CPC分类号	A61N2005/1058 A61B2019/5289 A61N5/1065 A61N5/1049 A61N2005/1061 A61B6/584 A61B19/52 A61B90/36 A61B2090/364		
代理人(译)	周建秋 王凤桐		
优先权	11/202842 2005-08-11 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用于在放射疗法或放射外科手术期间瞄准癌损伤或肿瘤的方法和设备。该方法包括手术前的步骤，即使用核磁共振成像、正电子发射计算机断层扫描或电子计算机X射线断层扫描中的一者来扫描手术位置以识别所述肿瘤并计划该手术；在手术中以超声波扫描所述手术位置，且将实况的超声波扫描重叠放置在手术前扫描的上面。使用图像变形来获取所述两个图像的配准以及一个平均水平的任意的正常患者的图像图谱。所述方法允许多重形式的图像的配准以用于在手术期间跟踪目标。

