



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102076378 B

(45) 授权公告日 2014. 10. 08

(21) 申请号 200980124240. X

G01R 33/54 (2006. 01)

(22) 申请日 2009. 06. 12

G01R 33/56 (2006. 01)

(30) 优先权数据

A61N 7/00 (2006. 01)

61/075, 483 2008. 06. 25 US

A61B 6/03 (2006. 01)

A61B 8/00 (2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 8/13 (2006. 01)

2010. 12. 24

(86) PCT国际申请的申请数据

(56) 对比文件

PCT/IB2009/052522 2009. 06. 12

WO 2008045812 A1, 2008. 04. 17, 摘要, 说明书第 5 页, 第 17-18 页, 图 2, 图 6.

(87) PCT国际申请的公布数据

US 2007232882 A1, 2007. 10. 04, 全文.

W02009/156893 EN 2009. 12. 30

审查员 张行素

(73) 专利权人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 L·F·古铁雷斯 G·谢克特

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 王英 刘炳胜

(51) Int. Cl.

A61B 19/00 (2006. 01)

A61N 5/10 (2006. 01)

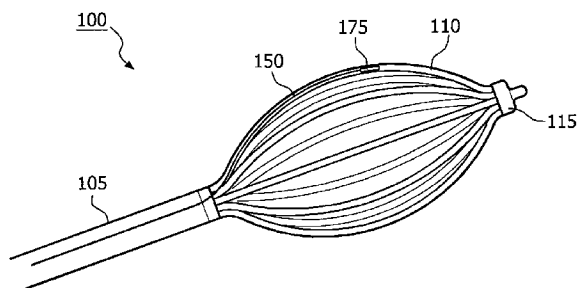
权利要求书2页 说明书7页 附图4页

(54) 发明名称

用于近距离放射治疗的方法和系统

(57) 摘要

一种用于目标区域 (200) 的近距离放射治疗系统可以包括具有多根中空管道 (110) 的施予器 (100)、跟踪装置 (175)、生成由跟踪装置接收的信号的跟踪信号发生器 (180)、以及处理器 (550), 其中, 施予器被植入目标区域中。跟踪装置可以具有将要通过多根管道的至少一部分前进和后退的大小和形状。处理器可以基于跟踪装置的移动确定多根管道中的一根或多根的位置。处理器可以基于来自跟踪装置的位置测量结果确定多根管道在图像中的位置。



1. 一种用于目标区域 (200) 的近距离放射治疗设备, 所述设备包括:

用于基于跟踪装置 (175) 的移动获得施予器 (100) 的多根中空管道 (110) 中的一根或多根关于所述目标区域 (200) 的位置的模块, 所述施予器被放置在所述目标区域中, 移动所述跟踪装置通过所述多根管道中的所述一根或多根, 其中, 所述跟踪装置的移动是基于由所述跟踪装置接收的来自跟踪信号发生器的信号的信号特性而确定的; 以及

用于基于所述多根管道中的所述一根或多根的所述位置生成用于给予辐射剂量的近距离放射治疗计划的至少一部分的模块。

2. 如权利要求 1 所述的设备, 还包括用于利用电磁信号获得所述多根管道 (110) 中的所述一根或多根的所述位置的模块, 其中, 所述管道是可扩张的管道。

3. 如权利要求 1 所述的设备, 还包括用于部分基于连接到所述目标区域的外部部分的一个或多个标记对所述多根中空管道 (110) 中的所述一根或多根的所述位置进行定位的模块。

4. 如权利要求 3 所述的设备, 还包括:

用于采集在其中具有所述一个或多个标记 (400) 的所述目标区域 (200) 的图像的模块; 以及

用于至少部分基于所述一个或多个标记配准所述多根管道 (110) 中的所述一根或多根的所述位置的模块。

5. 如权利要求 4 所述的设备, 还包括用于执行计算机断层摄影、磁共振成像以及超声成像中的至少一种以采集所述目标区域 (200) 的所述图像的模块。

6. 如权利要求 4 所述的设备, 还包括用于显示所述图像的模块, 所述图像上叠加有表示所述多根管道 (110) 中的所述一根或多根的几何结构。

7. 一种用于目标区域 (200) 的近距离放射治疗系统 (10), 所述系统包括:

具有多根管道 (110) 的施予器 (100), 所述多根管道为中空的和可扩张的, 所述施予器被植入所述目标区域中;

跟踪装置 (175);

生成由所述跟踪装置接收的信号的跟踪信号发生器 (180); 以及

处理器 (550);

其中, 所述系统被布置成从成像装置 (500) 接收所述目标区域的图像;

其中, 所述跟踪装置的大小和形状被设计成通过所述多根管道中的至少一部分前进和后退;

其中, 所述处理器基于所述跟踪装置的移动确定所述多根管道中的一根或多根的位置;

其中, 所述跟踪装置的移动是基于所接收的信号的信号特性而确定的; 并且

其中, 所述处理器至少部分基于来自所述跟踪装置的位置测量结果确定所述多根管道中的所述一根或多根在所述图像中的位置。

8. 如权利要求 7 所述的系统, 还包括与所述跟踪信号发生器 (180) 通信并且能够安装在所述目标区域的外部部分上的一个或多个基准标记 (400), 其中, 所述处理器 (550) 部分地基于所述一个或多个基准标记确定所述多根管道中的所述一根或多根在所述图像中的所述位置。

9. 如权利要求 7 所述的系统,其中,所述跟踪装置 (175) 包括放置在金属线 (150) 端部的电磁传感器,并且其中,所述近距离放射治疗计划包括放射性种子关于所述多根管道 (110) 之一的种子位置以及在所述种子位置处的持续时间。

10. 如权利要求 8 所述的系统,还包括成像装置,所述成像装置采集在其中具有所述一个或多个基准标记 (400) 的、所述目标区域 (200) 的所述图像,其中,所述处理器 (550) 至少部分基于所述一个或多个基准标记配准所述多根管道 (110) 中的所述一根或多根的所述位置,其中,所述成像装置执行计算机断层摄影、磁共振成像以及超声成像中的至少一种来采集所述图像。

11. 如权利要求 7 所述的系统,其中,所述处理器部分地基于利用所述图像中所示的一个或多个特征的图像相关算法来确定所述多根管道中的所述一根或多根在所述图像中的位置。

12. 一种用于目标区域 (200) 的近距离放射治疗系统 (10),所述系统包括:

具有多根管道 (110) 的施予器 (100),所述多根管道为中空的和可扩张的,所述施予器被植入所述目标区域中;

跟踪装置 (175);

生成由所述跟踪装置接收的信号的跟踪信号发生器 (180);以及

处理器 (550);

其中,所述系统被布置成从成像装置 (500) 接收所述目标区域的图像;

其中,所述跟踪装置的大小和形状被设计成通过所述多根管道中的至少一部分前进和后退,并且其中,所述跟踪装置具有不同取向的线圈或天线;

其中,所述处理器基于所述跟踪装置的移动确定所述多根管道中的一根或多根的位置;

其中,所述跟踪装置的移动是基于所接收的信号的信号特性而确定的;并且

其中,所述处理器至少部分基于来自所述跟踪装置的位置测量结果确定所述多根管道中的所述一根或多根在所述图像中的位置。

13. 如权利要求 12 所述的系统,还包括与所述跟踪信号发生器 (180) 通信并且能够安装在所述目标区域的外部部分上的一个或多个基准标记 (400),其中,所述处理器 (550) 部分地基于所述一个或多个基准标记确定所述多根管道中的所述一根或多根在所述图像中的所述位置,并且其中,所述跟踪信号发生器 (180) 具有不同取向的多个天线。

14. 如权利要求 13 所述的系统,还包括成像装置,所述成像装置采集在其中具有所述一个或多个基准标记 (400) 的、所述目标区域 (200) 的所述图像,其中,所述处理器 (550) 至少部分基于所述一个或多个基准标记配准所述多根管道 (110) 中的所述一根或多根的所述位置,其中,所述成像装置执行计算机断层摄影、磁共振成像以及超声成像中的至少一种来采集所述图像。

15. 如权利要求 12 所述的系统,其中,所述处理器部分地基于利用所述图像中所示的一个或多个特征的图像相关算法来确定所述多根管道中的所述一根或多根在所述图像中的所述位置。

用于近距离放射治疗的方法和系统

技术领域

[0001] 本申请涉及治疗领域,尤其与高剂量率(HDR)近距离放射治疗相结合,并且将特别参考其进行描述。然而,将意识到,本发明还将与诸如低剂量近距离放射治疗、脉冲剂量近距离放射治疗、射频消融、冷冻消融、微波消融、激光消融、定位其它处置源等的其它治疗处置相结合来应用。

背景技术

[0002] 通常采用诸如外科手术、化疗、放疗等疗法的组合来处置癌症。例如,通常用外科手术方式切除肿瘤,之后采用化疗或放疗杀死任何未切除的癌细胞来对患者进行处置。在一次放射处置中,来自线性加速器的X射线束定向穿过目标区域。与之相比,在近距离放射治疗中,将放射性源或种子插入到目标区域内从其内照射目标区域。

[0003] 在HDR近距离放射治疗中,将施予器放置在患者内,延伸通过待照射的目标区域。施予器可以是一根导管、许多可分离的管道、包含若干管道的装置、一个或多个针、或者器官专用设计。诸如铱-192球或种子的高剂量率源移动通过金属线端部的施予器,并且停留于一个或多个位置一段计划好的时间。典型地,在几天的周期内每天一次或者两次重复该处置。

[0004] 在处置乳房肿瘤的例子中,在乳房肿瘤切除术之后,用外科手术方式将施予器植入待照射的目标区域内。引导CT扫描以生成目标区域中施予器和组织的高分辨率图像。该图像用于近距离放射治疗规划会话以计划沿着施予器的哪个位置放置源以及放置多长时间。

[0005] 随后,每天一次或者两次实施所计划的近距离放射治疗处置持续几天。特别地,对于诸如乳房的软组织,有可能施予器可以相对于所处置的组织移动。为了确保施予器在正确的位置并且正在施予所计划的处置,在每次近距离放射治疗会话之前执行CT扫描和伴随的施予器在图像中的分割。这可能是耗时并且费力的过程。

发明内容

[0006] 提供符合37C.F.R. § 1.73的概要,该条款中规定需要简要指出本发明的本质和实质的本发明的概要。应该理解,提交该概要,并不将其用于解释或限制权利要求的范围或含义。

[0007] 根据示例性实施例的一个方面,一种近距离放射治疗的方法可以包括:将施予器放置在目标区域中,其中,施予器具有多根中空管道;移动跟踪装置通过多根管道的至少一部分;基于跟踪装置的移动获得多根管道中的一根或多根的位置;并且生成用于基于所述多根管道中的一根或多根的位置给予辐射剂量的近距离放射治疗计划。

[0008] 根据示例性实施例的另一个方面,一种计算机可读存储介质可以包括存储在其中的计算机可执行代码,其中,配置计算机可执行代码使得在加载有计算机可读存储介质的计算机装置中执行下列步骤:基于跟踪装置获得施予器的多根管道中的一根或多根关于目

标区域的位置,其中,施予器被放置在目标区域内,其中,移动跟踪装置移动通过多根管道中的一根或多根,并且基于多根导管中的一根或多根的位置生成用于给予辐射剂量的近距离放射治疗计划的至少一部分。

[0009] 根据示例性实施例的另一个方面,一种用于目标区域的近距离放射治疗设备,所述设备包括:用于至少部分基于跟踪装置获得施予器的多根中空管道中的一根或多根关于目标区域的位置的模块,所述施予器被放置在所述目标区域中,移动所述跟踪装置通过所述多根管道中的所述一根或多根,其中,所述跟踪装置的移动是基于由所述跟踪装置接收的来自跟踪信号发生器的信号的信号特性而确定的;以及用于基于所述多根管道中的所述一根或多根的所述位置生成用于给予辐射剂量的近距离放射治疗计划的至少一部分的模块。

[0010] 根据示例性实施例的另一个方面,一种用于目标区域的近距离放射治疗系统可以包括具有多根中空管道的施予器、跟踪装置、生成由跟踪装置所接收的信号的跟踪信号发生器、以及处理器。所述系统被布置成从成像装置接收所述目标区域的图像。跟踪装置的大小和形状被设计成通过所述多根管道中的至少一部分前进和后退。处理器可以基于跟踪装置的运动确定多根管道中的一根或多根的位置。所述跟踪装置的移动是基于所接收的信号的信号特性而确定的。所述处理器至少部分基于来自所述跟踪装置的位置测量结果确定所述多根管道中的一根或多根在所述图像中的位置。

[0011] 根据示例性实施例的另一个方面,一种用于目标区域的近距离放射治疗系统,所述系统包括:具有多根管道的施予器,所述多根管道为中空的和可扩张的,所述施予器被植入所述目标区域中;跟踪装置;生成由所述跟踪装置接收的信号的跟踪信号发生器;以及处理器;其中,所述系统被布置成从成像装置接收所述目标区域的图像;其中,所述跟踪装置的大小和形状被设计成通过所述多根管道中的至少一部分前进和后退,并且其中,所述跟踪装置具有不同取向的线圈或天线;其中,所述处理器基于所述跟踪装置的移动确定所述多根管道中的一根或多根的位置;其中,所述跟踪装置的移动是基于所接收的信号的信号特性而确定的;并且其中,所述处理器至少部分基于来自所述跟踪装置的位置测量结果确定所述多根管道中的一根或多根在图像中的位置。

[0012] 这里所描述的示例性实施例与同期系统和过程相比具有许多优点,包括减少辐射曝光和确保所计划的近距离放射治疗的精确性。另外,这里所描述的系统和方法可以被改装以适应现存施予器,并且不需要制造成将跟踪系统合并在其中。对于本领域的普通技术人员来说,一旦阅读和理解了下列详细说明,其他优点和益处将变得显而易见。

[0013] 从下列详细说明、附图和所附权利要求中,本领域的技术人员将意识到并且理解本公开的上述以及其它特征和优点。

附图说明

[0014] 图 1 是与一个示例性实施例的近距离放射治疗系统一起使用的施予器的示意性图示说明;

[0015] 图 2 描绘了植入目标解剖结构内的图 1 的近距离放射治疗施予器的第一视图;

[0016] 图 3 描绘了植入目标解剖结构内的图 1 的近距离放射治疗施予器的第二视图;

[0017] 图 4 是作为目标的解剖结构的示意性图示说明,在其上放置有近距离放射治疗系

统的一部分；

[0018] 图 5 是近距离放射治疗系统的示意性图示说明；以及

[0019] 图 6 是可以由图 1-5 的系统使用来执行近距离放射治疗的方法。

具体实施方式

[0020] 关于人类的高剂量率 (HDR) 近距离放射治疗描述了本公开的示例性实施例。本领域的普通技术人员应该理解,可以将本公开的示例性实施例应用于其它类型的近距离放射治疗以及人类或者动物的身体的其它部分。使用本公开的示例性实施例的方法和系统可以适合于应用到其它类型的施予器。使用本公开的示例性实施例的方法和系统可以适合于应用到其它类型的疗法,这些疗法包括但不限于射频消融、冷冻消融、微波消融、以及激光消融。

[0021] 参考附图,并且特别参考图 1-5,近距离放射治疗系统 10 可以具有施予器 100,该施予器 100 具有多根从施予器的放射种子接收端 105 延伸到施予器另一端处的闭合尖端 115 的中空管道或者套管 110。本领域的普通技术人员应该理解,管道 110 的特定形状可以改变,并且可以是支杆、导管、管或者允许沿着其引导放射性种子的其它结构。可以将旋转把手 120 或者其它致动器可操作连接到中空管道 110,使得管道可以有选择地径向扩张(例如,弓弯(bowing))。例如,管道 110 可以通过使用旋转把手 120 轴向压缩、导致管道径向地向向外变形的软管。

[0022] 可以经致动器 120 操作诸如拉杆的扩张机构来扩张施予器 100 插入的头部,从而带动尖端 115 和收缩环 125 朝向彼此,造成头部中的管道向外弯曲。可以将管道扩张到合适的球形构造,从而使由中空管道定义的种子递送路径邻近待照射的组织或者其它目标解剖结构。用于该处置的一种该具有柔性的、可变形管道的施予器是从加利福尼亚州 Cianna Medical of Aliso Viejo 可获得的 Cianna SAVI™ HDR 施予器。如稍后所描述的,向外变形允许施予器 10 填充目标解剖结构中的空间,以便对其进行有效处置。

[0023] 近距离放射治疗系统 10 可以包括可移动的跟踪传感器 175。传感器 175 可以是接收由场发生器 180 等所产生的 EM 信号的电磁传感器。在一个实施例中,可以将 EM 传感器 175 连接到金属线或者允许经推和拉力使传感器移动经过每根管道 110 的其它半硬电缆 150。可以利用各种类型的 EM 跟踪系统。

[0024] 在一个实施例中,场发生器 180 可以具有在不同取向的多个天线。传感器 175 可以沿着管道 110 的各个位置在不同取向上从天线获得信号。可以从它们的相对信号特性确定传感器 175 相对于天线的位置,该相对信号特性诸如相对信号强度、相对相位等。在另一个实施例中,传感器 175 可以具有不同取向的接收线圈或者天线。在一个实施例中,传感器 175 可以通过延伸经过或者沿着施予器 100(诸如沿着金属线 150)的金属线与成像系统 500 的处理器 550 进行通信。在另一个实施例中,可以使用无线通信路径。其它类型的施予器以及其它类型的跟踪系统也是预期的。

[0025] 在一个实施例中,跟踪系统可以使用各种跟踪部件,例如可从 Traxtal 有限公司或者 Northern Digital 有限公司获得的那些。作为另一个例子,可移动跟踪传感器 175 可以利用光学跟踪技术和部件,其例如可从 Northern Digital Optotrak Certus Motion Capture System 获得。可以使用包括超声技术和部件的其它技术和部件作为位置传感器或

发射器以及位置监控器或接收器。

[0026] 另外参考图 6, 通过参考数字 600 大体图示说明了近距离放射治疗的方法。可以采用方法 600 在各种类型的过程之后进行放射治疗, 例如, 在执行乳房肿瘤切除手术从所示位于病床或者其它平台 520 的目标解剖结构 200 中切除癌肿块或可能癌肿块或其它不期望的组织之后进行放射治疗。在外科手术之后, 在步骤 602 中, 可以通过目标解剖结构的切口或者其它进入点, 包括通过导管 450 等, 将施予器 100 以其收缩状态插入。施予器 100 的收缩状态包括每根中空管道 110 彼此平行并且接近地延伸以便最小化施予器的横截面。在一个实施例中, 可以使用超声引导系统放置施予器 100, 以便将施予器放置在所选择的位置中, 典型地, 使其头部在肿块所空出的体积内。还可以利用包括其它成像技术的其它引导系统。使用致动器 220 或者某些其它扩张机构, 可以使施予器 100 的管道 110 扩张到适当的球形结构, 从而使由中空管道定义的种子递送路径邻近待照射的组织。

[0027] 在施予器插入和扩张之后, 在步骤 604 中, 可以将诸如一个标记或多个标记的多个标记或者基准 400 安装在接近所植入的施予器 100 的作为目标解剖结构 200 上。每个标记 400 可以包括电磁传感器单元, 并且可以被诸如 CT 扫描器 500 的高分辨率成像模式所成像。

[0028] 在步骤 606 中, 可以通过 CT 扫描器 500 生成包括施予器 100 和周围组织的目标区域 200 的高分辨率图像, 并且将该高分辨率图像存储在 CT 图像存储器中。在图 5 中为了说明性目的示出了关闭的 CT 扫描装置 510, 但是本公开预期使用包括移动 C 形臂装置或者 MRI 的各种成像装置。

[0029] 在步骤 608 中, 使用诸如 EM 跟踪系统和场发生器 180 的跟踪系统获得每个标记 400 的位置和取向。例如, 可以通过场发生器 180 生成 EM 信号, 并且通过安装到目标解剖结构 200 的标记 400 接收该 EM 信号。处理器 550 可以从所采集的 EM 数据确定标记 400 的位置和取向。如上所述, 在利用诸如超声或者光学的其它跟踪技术的情况下, 则跟踪系统可以使用那些模式进行标记 400 的位置和取向的测量。

[0030] 在步骤 610 中, 当采集 EM 或者其它跟踪测量时, 可以将 EM 传感器 175 或者其它可移动跟踪装置放置在管道 110 之一中并且沿其前进。可以对于每根管道 110 重复该过程, 并且可以通过传感器 175 的前进和 / 或后退 (诸如通过使用金属线 150) 执行该过程。可以手动使金属线 150 通过管道 110 前进和后退。然而, 本公开预期致动器或者其它可操作连接到金属线用于使金属线 150 前进和后退的动力, 该金属线 150 可以在受控速度下前进和 / 或后退。

[0031] 方法 600 可以利用 EM 数据用于 CT 图像的分割。在步骤 612 中, 用户可以识别 CT 图像中受 EM 跟踪的标记 400, 并且使用该信息将 EM 测量结果配准到 CT 图像的参考帧。可以利用所得到的配准将管道 110 位置的 EM 测量结果从 EM 参考帧变换到 CT 图像参考帧。在另一个实施例中, 系统 10 可以诸如通过使用金属线 150 的受控速度的移动, 无用户干预地将 EM 测量结果配准到 CT 图像的参考帧。在步骤 614 中, 系统 10 可以诸如通过使用显示器 570, 用图形显示叠加到 CT 图像上的 EM 测得的几何结构。用户随后可以接受、拒绝或者编辑经配准的支杆位置的 EM 测量结果作为精确分割, 并且随后继续进行放射疗法计划。

[0032] 应该理解, 使用标记 400 是一种用于部分基于跟踪测量信息对图像中的管道 110 进行定位的技术。本公开预期利用除了标记 400 之外或者作为标记 400 的替代的其它技术。

例如, 示例性实施例可以利用图像相关或者用于定位的处理算法。例如, 可以通过图像相关算法利用出现在图像中并且具有已知位置的一个或多个特征, 例如施予器 100 的各部分。

[0033] 在一个实施例中, 对于沿着管道 110 的各个位置, 处理器 550 可以确定传感器 175 相对于患者所安装标记 400 的相对位置, 并且可以生成传感器图。在标记 400 也在 CT 图像中成像的情况下, 传感器 175 沿着管道 110 相对于标记的位置在 CT 扫描器的坐标系以及它生成的 CT 图像中也可以是已知的。在另一个实施例中, 可以将来自传感器图的、当传感器 175 通过管道 110 行进时其各个位置或地点叠加到 CT 图像上, 从而生成组合图像, 可以将该组合图像存储在计划会话存储器中。

[0034] 在一个实施例中, 可以在近距离放射治疗计划会话中利用从成像和 EM 跟踪所获得的诸如组合图像的信息来计划近距离放射治疗。该计划会话可以包含确定将放射性种子放置在哪个管道中; 沿着支杆放置种子的位置; 以及种子将保持在该位置多长时间。例如, 每个放射性种子可以在围绕种子的多个大体球形区域的每个中生成已知的每单位时间剂量。通过在不同时期将放射线种子放置在沿着管道 110 的不同位置中, 可以确定周围组织区域 200 中的总辐射剂量。在计划会话中, 可以通过治疗肿瘤医师确定将要在一个或多个指定的周围组织区域的每个中递送的期望剂量, 并且为了使所递送的剂量分布与所期望的剂量分布匹配, 可以计算种子的位置和持续时间。在一个实施例中, 可以通过处理器 550 执行计算, 对该处理器 550 进行适当编程从而诸如基于输入到处理器的图形用户接口的由肿瘤医师所选择的剂量分布来生成处置计划并且优化种子放置。

[0035] 随后, 可以基于通过使用系统 10 开发的放射疗法计划采用各种近距离放射治疗方法。例如, 可以对后加载器编程以所计划的治疗会话, 给后加载器加载合适的放射性种子并且将其附着到施予器 100 的加载端。在一个实施例中, 每个种子可以携带其自己的 EM 传感器或者其它跟踪装置以确认该种子的放置。后加载器可以使种子沿着管道移动通过每个所选择的管道 110 到每个所计算的位置或者地点持续每段所计算的持续时间。在另一个实施例中, 可以使用其它装置和以及诸如对可操作连接到种子的移动装置的测量结果 (例如, 金属线已延伸到施予器内的长度) 的其它信息将种子沿着管道移动就位。

[0036] 在几天中的一天期间, 可以多次给予近距离放射治疗会话, 施予器在这些会话期间保持植入。在一个实施例中, 可以重复方法 600 或者其部分, 从而确认施予器没有失准。在另一个实施例中, 处理器 550 可以将对准数据 (即, 最近获得的支杆位置) 与初始支杆位置进行比较, 以确定是否出现目标解剖结构 200 内的施予器 100 的失准。如果处理器 550 确定位置已经改变, 一个选择是当进行另外的 EM 传感器 175 测量时尝试对施予器 100 进行复位, 试图使施予器返回或者尽可能接近其初始位置和取向。

[0037] 如果施予器 100 不在治疗所计划的初始位置, 就可以通过处理器 550 确定相对于标记 400 和目标解剖结构 200 而言施予器的当前和初始位置之间的变换。处理器可以使用该变换以对诸如来自计划图像存储器的计划图像进行操作, 以根据该变换移动施予器 100 和目标区域 200 的相对位置来生成经变换的治疗计划图像。处理器 550 可以使用该移位信息生成新的近距离放射治疗计划。可以将新的近距离放射治疗计划加载到后加载器内, 并且可以开始下一个近距离放射治疗会话。

[0038] 在一个实施例中, 在剂量递送期间, 可以在剂量递送期间通过 EM 传感器或者耦合到种子的其它跟踪装置对管道 110 和种子的位置进行跟踪。例如, 可以将目标组织 200 分

成三维 (3D) 子区域。可以将 EM 跟踪的种子位置映射到 3D 子区域内, 并且可以基于时间和与源的距离连续或间歇更新或递增每个子区域中的累积剂量, 其允许通过处理器 550 和 / 或临床医师对所递送的剂量进行监控。如果检测到与近距离放射治疗计划的偏离, 可以基于偏离生成经更新的剂量计划 (例如, 改变种子在下一个位置的持续时间等), 并且 / 或者可以中断处置。在近距离放射治疗会话期间执行管道和种子的跟踪确保了在该会话期间不存在施予器运动, 并且如果出现了任何运动, 处置计划计算器可以实时重新计算近距离放射治疗计划。还可以使用来自耦合到种子的跟踪装置的种子位置反馈创建治疗计划的记录或者示出了每个会话期间实际递送的辐射的辐射图。

[0039] 在一个实施例中, 可以使用 MRI 或者超声 (例如, 3D US) 成像执行在外科手术之后施予器 100 放置的成像。本公开还预期使用 EM 跟踪基准标记 400 在图像 (CT、MRI 和 / 或 US) 中的自动识别。在一个实施例中, 系统 10 可以用图形显示叠加到图像 (CT、MRI 和 / 或 US) 上的 EM 测得的几何结构, 其中, 用户可以有选择地在 EM 几何结构和图像之间进行混合。在另一个实施例中, 系统 10 可以利用经配准的支杆位置的 EM 测量结果初始化分割过程的自动细化。

[0040] 虽然参考乳房进行了描述, 但是诸如前列腺、头、颈和妇产科的其它近距离放射治疗处置也是预期的。

[0041] 可以以硬件、软件、或者硬件和软件的组合来实现包括上述方法步骤的本发明。可以以在一个计算机系统集中方式、或者以不同要素分布在几个互相连接的计算机系统上的分布式方式实现本发明。适合于执行这里所描述的方法的任何类型的计算机系统或者其它设备是适合的。硬件和软件的典型组合可以是具有计算机程序的通用计算机系统, 当计算机程序被加载和执行时, 其控制计算机系统使其执行这里所描述的方法。

[0042] 可以将包括上述方法步骤的本发明嵌入在计算机程序产品中。计算机程序产品可以包含在其中嵌入计算机程序的计算机可读存储介质, 该计算机程序包含用于指示计算装置或者基于计算机的系统执行这里所描述的各个程序、过程和方法的计算机可执行代码。本上下文中的计算机程序意味着以任何语言、代码、或者符号形式的一组指令的任何表达, 该组指令旨在使具有信息处理能力的系统直接或者在下列情况之一或者二者之后执行特定功能 :a) 转换成另一种语言、代码或者符号 ;b) 以不同材料形式再现。

[0043] 这里所描述的实施例的图示说明旨在提供对各个实施例结构的一般理解, 并且它们不旨在作为对可能使用这里所描述的结构的所有要素和特征的完整描述。对于本领域的技术人员来说, 一旦查看了上述描述, 许多其它实施例将是显而易见的。可以根据其利用和得到其它实施例, 使得可以进行结构和逻辑替换和改变, 而不偏离本公开的范围。图也仅仅是代表性的, 并且可能不是按比例绘制的。其某些部分可能被放大, 而另一些部分可能被最小化。因此, 将说明书和附图视为示例性而不是限制性的。

[0044] 因此, 虽然这里已经对特定实施例进行了图示说明和描述, 但是应该意识到, 任何打算实现相同目的的布置都可以替代所示的特定实施例。本公开旨在覆盖各个实施例的任何和所有改变和变化。对于本领域的技术人员来说, 一旦查看了上述描述, 这里没有专门描述的上述实施例的组合、以及其它实施例将是显而易见的。因此, 本公开不旨在限制于作为预期实现本发明的最佳模式公开的特定实施例, 本发明将包括落在所附权利要求范围内的所有实施例。

[0045] 提供符合 37C.F.R. § 1.72(b) 的本公开的摘要,该条款规定需要允许读者快速确定技术公开的本质的摘要。应该这样理解所提交的摘要,即,将不使用摘要解释或者限制权利要求的范围或意义。

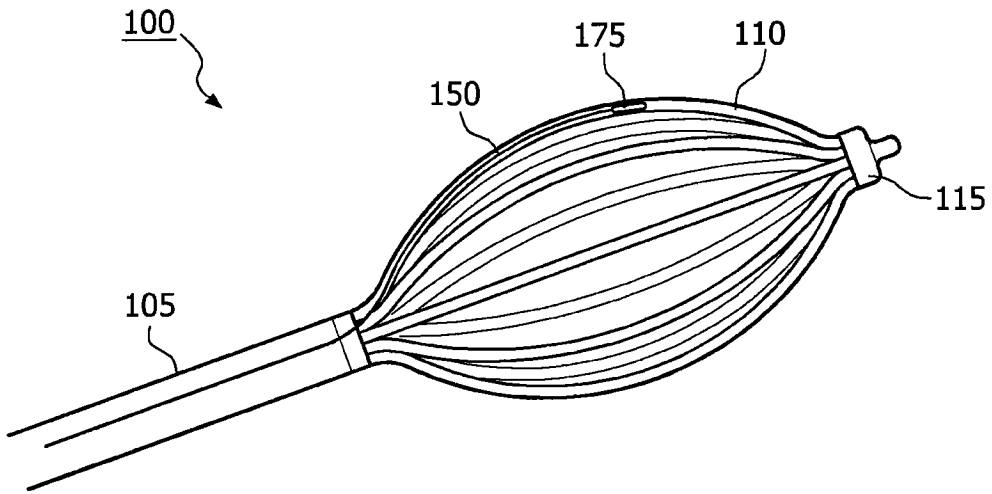


图 1

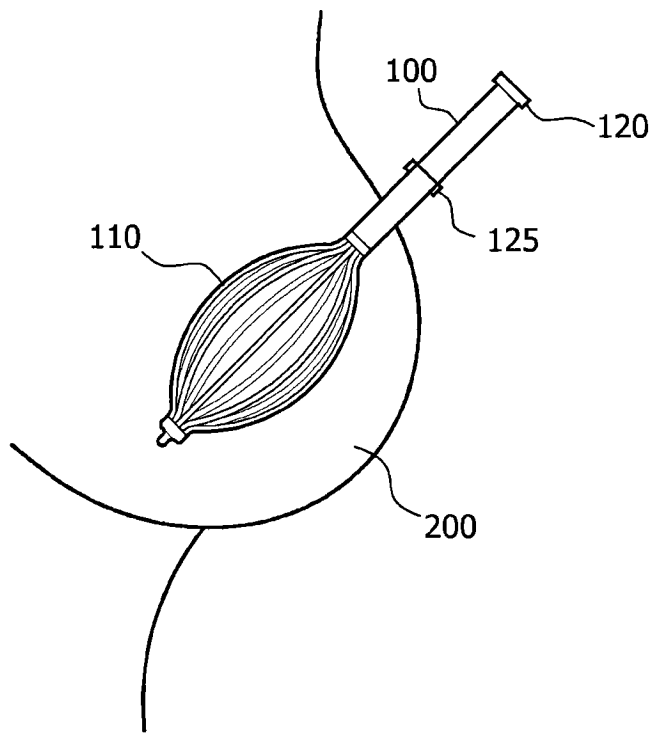


图 2

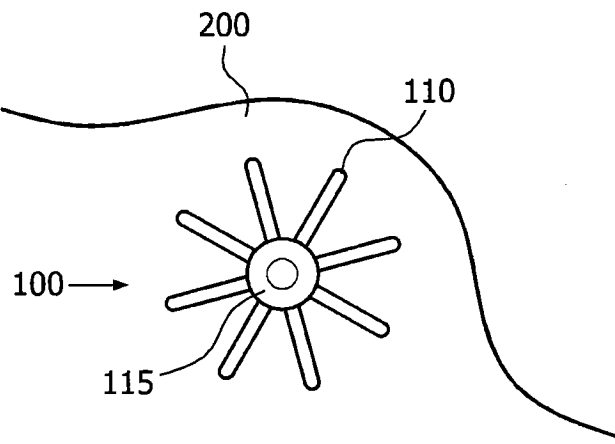


图 3

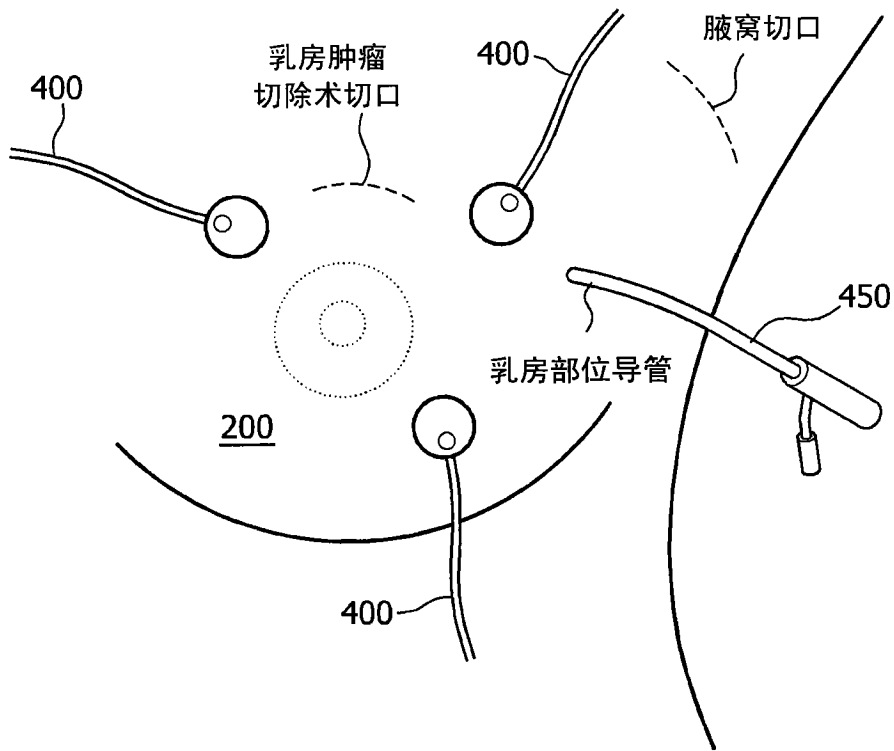


图 4

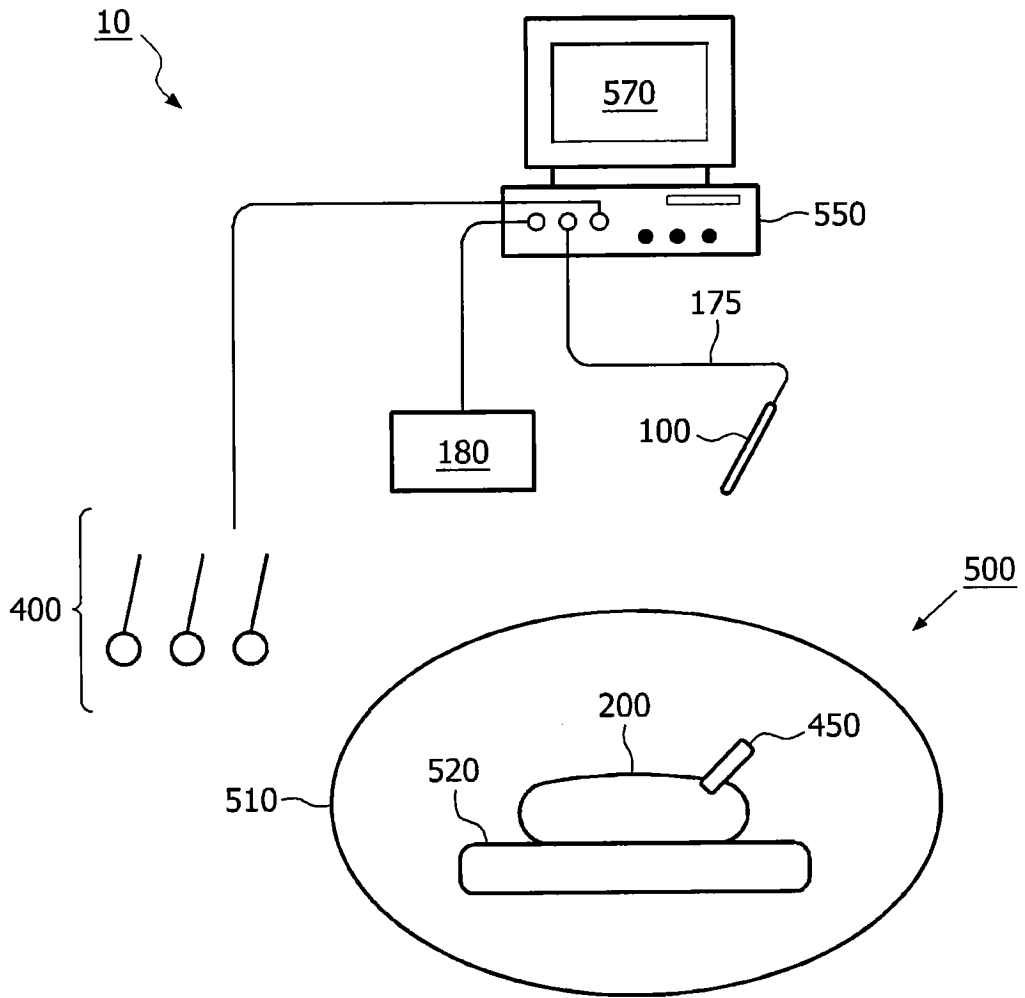


图 5

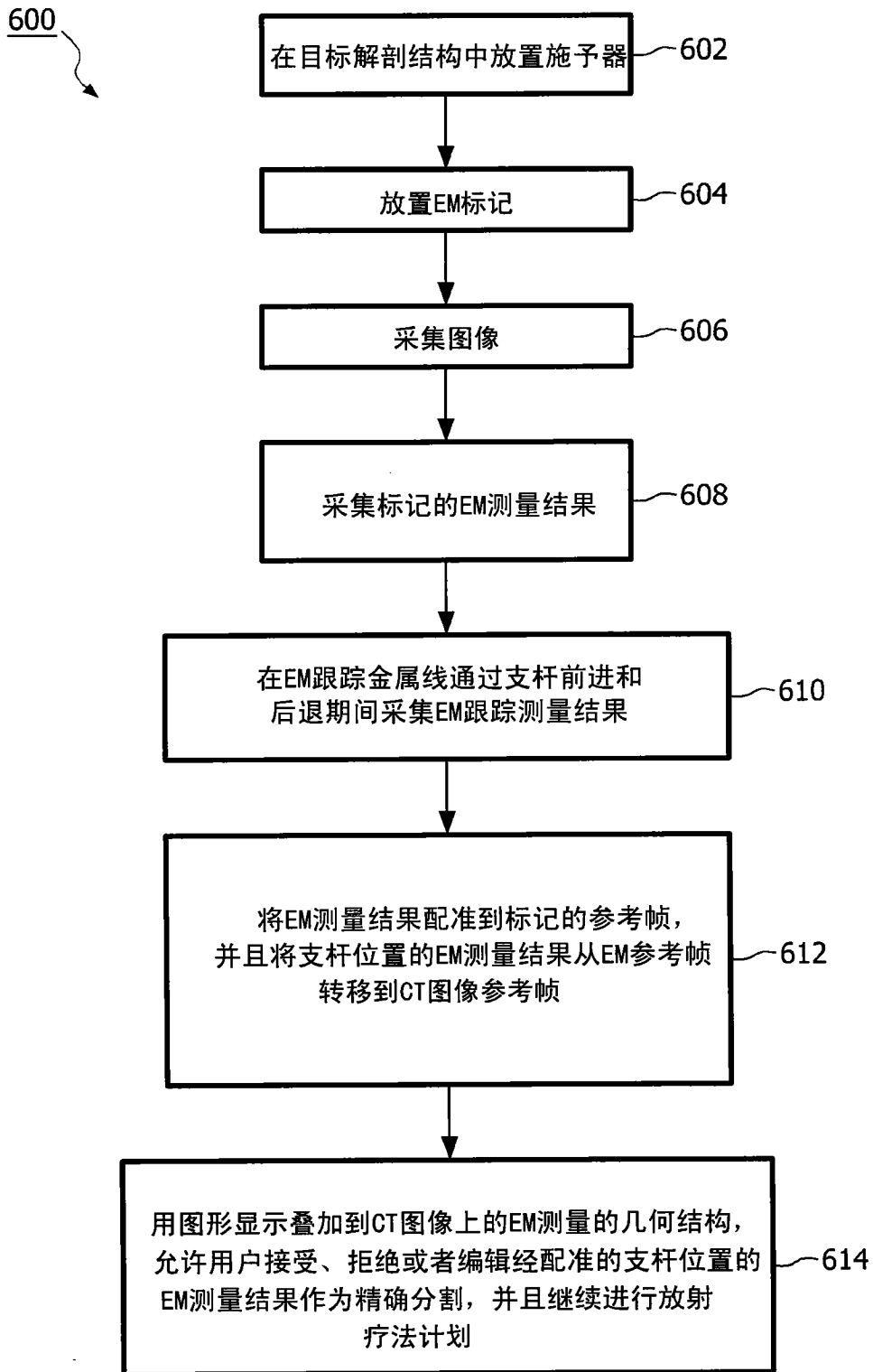


图 6