



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104837525 A

(43) 申请公布日 2015. 08. 12

(21) 申请号 201380064436. 0

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(22) 申请日 2013. 11. 08

代理人 李光颖 王英

(30) 优先权数据

61/735, 669 2012. 12. 11 US

(51) Int. Cl.

A61N 5/10(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 8/08(2006. 01)

2015. 06. 10

G06T 5/50(2006. 01)

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2013/059989 2013. 11. 08

G06T 7/00(2006. 01)

A61B 19/00(2006. 01)

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/091330 EN 2014. 06. 19

(71) 申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 E·德赫甘马尔瓦斯特

A·M·塔赫玛塞比马拉古奥施

S·巴拉特 S·M·达拉尔

C·M·f·孔 J·克吕克尔

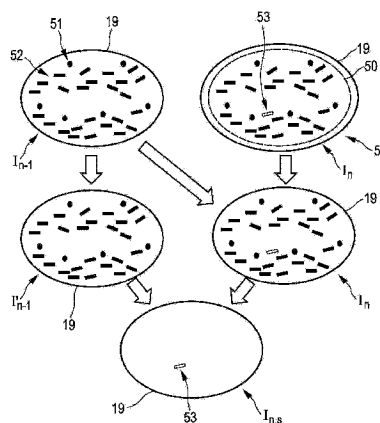
权利要求书2页 说明书12页 附图7页

(54) 发明名称

用于辅助执行近距离放射治疗的辅助装置

(57) 摘要

本发明涉及一种用于辅助执行近距离放射治疗的辅助装置。通过使用电磁跟踪来具体地跟踪如导管的引入元件 (17) 的位置, 同时一组种子被引入到活体中 (2)。这提供了关于在目标之内的所述种子的位置的粗略知识。依据所述引入元件的跟踪位置, 并且因此依据关于所述种子的所述位置的粗略知识来生成示出所述组的超声图像, 以便关于示出所引入的种子而优化超声可视化。基于该优化的超声可视化来确定所述组的种子的所述位置, 从而虑及对种子位置的改进的确定, 并且对应地虑及基于所确定的位置来执行改进的近距离放射治疗。



1. 一种用于辅助执行近距离放射治疗的辅助装置, 在所述近距离放射治疗期间, 包括至少一个近距离放射治疗种子 (24) 的近距离放射治疗种子组通过使用引入元件 (17) 而被引入到活体中 (2), 所述装置 (1) 包括:

- 跟踪单元 (6), 其用于在所述组到所述活体 (2) 中的所述引入期间跟踪所述引入元件 (17) 的位置,

- 超声单元 (7、15), 其用于生成所述活体 (2) 的超声图像, 其中, 所述超声图像示出在所述活体 (2) 之内的所述组, 其中, 所述超声图像的所述生成是依据所述引入元件 (17) 的跟踪位置来控制的, 以及

- 种子位置确定单元 (8), 其用于依据所生成的超声图像来确定所述组的近距离放射治疗种子 (24) 的位置。

2. 如权利要求 1 所述的辅助装置, 其中, 所述超声单元 (7、15) 适于在所述组被引入到所述活体 (2) 中之前生成超声图像, 并且在所述组已经被引入到所述活体 (2) 中之后生成实际超声图像, 其中, 所述种子位置确定单元 (8) 适于将所述超声图像相对于彼此进行配准, 以通过从彼此减去经配准的超声图像来生成减影图像, 并依据所生成的减影图像来确定所述组的近距离放射治疗种子 (24) 的位置。

3. 如权利要求 1 所述的辅助装置, 其中, 若干组近距离放射治疗种子通过使用所述引入元件 (17) 而被相继地引入到所述活体 (2) 中, 其中, 每组包括至少一个近距离放射治疗种子, 其中, 所述超声单元 (7、15) 适于在组已经被引入到所述活体 (2) 中之后生成实际超声图像, 其中, 所述种子位置确定单元 (8) 适于依据所生成的实际超声图像来确定已经被引入到所述活体 (2) 中的组的近距离放射治疗种子的位置, 以便虑及依据已经被引入的组的所述近距离放射治疗种子的位置来引入其他组。

4. 如权利要求 3 所述的辅助装置, 其中, 所述种子位置确定单元 (8) 适于:

- 将所述实际超声图像与先前的超声图像相对于彼此进行配准, 所述先前的超声图像在先前的组被引入之后且实际的组被引入之前被采集,

- 通过从彼此减去经配准的超声图像来生成减影图像,

- 依据所述减影图像来确定实际所引入的组的所述近距离放射治疗种子的所述位置,

- 在所述实际的组被引入之前提供已经被引入到所述活体 (2) 中的组的所述放射治疗种子的所述位置,

- 将实际所确定的位置与所提供的位置进行组合, 以用于确定已经被引入到所述活体 (2) 中的所有组的所述位置。

5. 如权利要求 3 所述的辅助装置, 其中, 所述装置还包括感兴趣区域确定单元 (9), 所述感兴趣区域确定单元用于依据所生成的实际超声图像来确定在所述活体 (2) 之内的要被处置的感兴趣区域, 以便虑及还依据所述感兴趣区域引入其他组, 所述感兴趣区域是依据所述实际超声图像来确定的。

6. 如权利要求 3 所述的辅助装置, 其中, 所述装置还包括:

- 处置计划提供单元 (10), 其用于提供定义在所述活体 (2) 之内的近距离放射治疗种子的空间布置的处置计划, 其中, 所述引入元件 (17) 适于根据所述处置计划来引入所述组,

- 处置计划更新单元 (11), 其用于基于已经被引入到所述活体 (2) 中的所述组的所述

近距离放射治疗种子的所确定的位置来更新所述处置计划,其中,所述引入元件(17)适于依据所更新的处置计划来引入其他组。

7. 如权利要求6所述的辅助装置,其中,所述装置包括感兴趣区域确定单元(9),所述感兴趣区域确定单元用于依据所生成的实际超声图像来确定在所述活体(2)之内的要被处置的感兴趣区域,其中,所述处置计划更新单元(11)适于还基于所确定的感兴趣区域来更新所述处置计划。

8. 如权利要求7所述的辅助装置,其中,所提供的处置计划依据感兴趣区域,所述感兴趣区域被示出在基础超声图像中并且要被所述近距离放射治疗种子处置,其中,所述基础超声图像在任何组被引入到所述活体(2)中之前被采集,其中,所述感兴趣区域确定单元(9)适于生成将所述基础超声图像与所述实际超声图像相对于彼此进行配准的配准变换,并且适于通过使用所述配准变换来更新所述基础超声图像中示出的所述感兴趣区域,其中,所述处置计划更新单元(11)适于基于已经被引入到所述活体(2)中的所述组的所述近距离放射治疗种子的所确定的位置并基于所更新的感兴趣区域来更新所述处置计划。

9. 如权利要求1所述的辅助装置,其中,所述超声单元(7、15)适于使用可操控的超声波束以用于生成所述超声图像,其中,所述超声波束是依据所述引入元件(17)的所述跟踪位置来控制的。

10. 如权利要求1所述的辅助装置,其中,所述超声单元(7、15)适于通过采集对应于不同超声波束方向的若干超声图像并通过组合所述若干超声图像来生成作为所述超声图像的复合超声图像。

11. 一种用于向活体(2)应用近距离放射治疗的近距离放射治疗系统,所述近距离放射治疗系统包括:

- 引入元件(17),其用于根据处置计划将若干组近距离放射治疗种子相继地引入到所述活体(2)中,以及
- 如权利要求1所述的用于辅助执行所述近距离放射治疗的辅助装置。

12. 一种用于辅助执行近距离放射治疗的辅助方法,在所述近距离放射治疗期间,包括至少一个近距离放射治疗种子(24)的近距离放射治疗种子组通过使用引入元件(17)而被引入到活体中(2),所述辅助方法包括:

- 在所述组到所述活体(2)中的所述引入期间由跟踪元件(6)跟踪所述引入元件(17)的位置,
- 由超声单元(7、15)生成所述活体(2)的超声图像,其中,所述超声图像示出在所述活体(2)之内的所述组,其中,所述超声图像的所述生成是依据所述引入元件(17)的跟踪位置来控制的,并且
- 由种子位置确定单元(8)依据所生成的超声图像来确定所述组的近距离放射治疗种子(24)的位置。

13. 一种用于辅助执行近距离放射治疗的辅助计算机程序,在所述近距离放射治疗期间,包括至少一个近距离放射治疗种子(24)的近距离放射治疗种子组通过使用引入元件(17)而被引入到活体中(2),所述辅助计算机程序包括程序代码单元,所述程序代码单元用于当所述计算机程序在控制如权利要求1所述的辅助装置的计算机上运行时令所述辅助装置执行如权利要求12所述的辅助方法。

用于辅助执行近距离放射治疗的辅助装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于辅助执行近距离放射治疗的辅助装置、辅助方法以及辅助计算机程序。本发明还涉及包括所述辅助装置的近距离放射治疗系统。

背景技术

[0002] US 2009/0198094A1 公开了一种用于确定靶体积中选定的治疗的分布的装置。所述装置包括用于捕捉来自靶体积的体积数据的三维超声换能器和用于接收所述体积数据的与所述三维超声换能器通信的计算设备。所述计算设备还适于使用所述体积数据来确定所述靶体积中的所述选定的治疗沿着一套规划的针轨迹的分布,其中,所述针轨迹中的至少一个对于所述规划的针轨迹中的至少一个其他的针轨迹是倾斜的。超声成像的质量可以被降低,这继而可以导致对靶体积中选定的治疗的分布的确定的准确降低。如果近距离放射治疗是基于这样的具有被降低的准确度的所确定的分布,则近距离放射治疗的质量也被降低。

发明内容

[0003] 本发明的目的是提供一种用于辅助执行近距离放射治疗的辅助装置、辅助方法以及辅助计算机程序,它们虑及近距离放射治疗的改进的质量。本发明的其他目的是提供一种用于对活体应用近距离放射治疗的近距离放射治疗系统,其中,所述近距离放射治疗系统包括所述辅助装置。

[0004] 在本发明的第一方面中,提出了一种用于辅助执行近距离放射治疗的辅助装置,在所述近距离放射治疗期间,包括至少一个近距离放射治疗种子的近距离放射治疗种子组通过使用引入元件而被引入到活体中,所述装置包括:

[0005] - 跟踪单元,其用于在所述组到所述活体中的所述引入期间跟踪所述引入元件的位置,

[0006] - 超声单元,其用于生成所述活体的超声图像,其中,所述超声图像示出在所述活体之内的所述组,其中,所述超声图像的所述生成是依据所述引入元件的跟踪位置来控制的,以及

[0007] - 种子位置确定单元,其用于依据所生成的超声图像来确定所述组的近距离放射治疗种子的位置。

[0008] 由于跟踪单元在所述组到活体的引入期间跟踪引入元件的位置,因此近距离放射治疗种子的各自的组被放置在活体之内的位置已经被粗略地知道。该关于种子在活体之内的位置的粗略知识能够被超声单元使用,以用于优化用于在活体的该粗略已知的区域中进行成像的超声成像,从而虑及超声可视化的改进。由于所述组的近距离放射治疗种子的位置是基于由改进的超声可视化获得的超声图像来确定的,因此也能够利用改进的准确度执行对近距离放射治疗种子的位置的确定。这继而虑及基于近距离放射治疗种子的所确定的位置的近距离放射治疗的改进的质量。

[0009] 至少一个近距离放射治疗种子的组能够包括一个或若干近距离放射治疗种子。活体优选为人类或动物。近距离放射治疗优选特别适于处置前列腺的低剂量率 (LDR) 近距离放射治疗。

[0010] 跟踪单元优选适于在所述组到活体的引入期间以电磁方式跟踪引入元件的位置。此外,跟踪单元能够用于全局性地或粗略地找到具有引入的种子的靶区域,其中,然后超声波束能够被指向该全局性或大致找到的靶区域。

[0011] 超声单元优选适于在所述组被引入到活体中之前生成超声图像,并且在所述组已经被引入到活体中之后生成实际超声图像,其中,种子位置确定单元适于将超声图像相对于彼此进行配准,以通过从彼此减去经配准的超声图像来生成减影图像,并依据所生成的减影图像来确定所述组的近距离放射治疗种子的位置。配准优选为可变形的配准。

[0012] 在所述组被引入到活体中之前生成的超声图像能够是在任何近距离放射治疗种子被引入到活体中之前生成的基础超声图像。在该情况中,能够直接从减影图像确定所有被引入到活体中的近距离放射治疗种子的位置。然而,如果若干组近距离放射治疗种子通过使用引入元件而被相继地引入到活体中,其中,每组包括至少一个近距离放射治疗种子,则对于每组近距离放射治疗种子,能够在各自的组已经被引入到活体中之后生成实际超声图像,并且能够在各自的组被引入到活体中之前且在先前的组的近距离放射治疗种子被引入到活体中之后生成先前的超声图像。成像的类别可以被称为“增量成像”。对于每组近距离放射治疗种子,能够通过从彼此减去各自的实际的超声图像和先前的超声图像来生成减影图像,其中,各自的减影图像能够用于确定各自的组的一个或若干近距离放射治疗种子的位置。由于该对近距离放射治疗种子的位置的确定是针对已经被引入到活体中的每个组来执行的,因此被引入到活体中的所有近距离放射治疗种子的位置能够由增量成像来确定。

[0013] 总体上,超声图像可以包括明亮的图像伪影,所述明亮的图像伪影能够是由活体中的微钙化引起的,并且可以被误分类为近距离放射治疗种子。这些明亮的图像伪影被假设存在于后续图像中,使得如果这些图像被从彼此减去,则结果得到的减影图像应当不包括这些明亮的图像伪影。通过基于减影图像来确定近距离放射治疗种子的位置,误分类的可能性(即,对实际上例如是微钙化位置的假设的种子位置的确定)能够因此被降低,从而进一步改进确定近距离放射治疗种子位置的质量,并且因此改进基于这些所确定的位置的近距离放射治疗的质量。

[0014] 进一步优选的是,若干组近距离放射治疗种子通过使用引入元件而被相继地引入到活体中,其中,每组包括至少一个近距离放射治疗种子,其中,超声单元适于在组已经被引入到活体中之后生成实际超声图像,其中,种子位置确定单元适于依据所生成的实际超声图像来确定被引入到活体中的组的近距离放射治疗种子的位置,以便虑及依据已经被引入的组的近距离放射治疗种子的位置来引入其他组。具体地,种子位置确定单元能够适于:

- 将实际的超声图像与先前的超声图像相对于彼此进行配准,所述先前的超声图像在先前的组被引入之后且实际的组被引入之前被采集;
- 通过从彼此减去经配准的超声图像来生成减影图像;
- 依据所述减影图像来确定实际引入的组的近距离放射治疗种子的位置;
- 在实际的组被引入之前提供已经被引入到活体中的组的放射治疗种子的位置,以及
- 将实际确定的位置和所提供的组合,以用于确定已经被引入到活体中的所有组的

位置。这允许考虑在已经被引入的近距离放射治疗种子的位置中的修正,其可以是由活体(例如,前列腺)的肿胀引起的,同时引入其他近距离放射治疗种子,从而虑及近距离放射治疗的其他改进的质量。

[0015] 在优选实施例中,所述装置还包括感兴趣区域确定单元,所述感兴趣区域确定单元用于依据所生成的实际超声图像来确定在活体之内要被处置的感兴趣区域,以便虑及还依据感兴趣区域来引入其他组,所述感兴趣区域是依据实际超声图像来确定的。在活体之内要被处置的感兴趣区域是例如前列腺或在前列腺之内如肿瘤区域的在前列腺之内的特定区域。感兴趣区域确定单元也能够适于基于实际超声图像来确定(即,分割)活体的其他元件,如血管、器官等。感兴趣区域(即,感兴趣区域的位置和/或形状)以及任选的其他经确定的元件可以在对若干组近距离放射治疗种子的引入期间改变。在引入若干组近距离放射治疗种子的同时考虑该可能的改变能够进一步提高确定近距离放射治疗种子位置的准确度,并且因此提高依据所确定的位置的所应用的近距离放射治疗的质量。

[0016] 所述装置优选地还包括:a) 处置计划提供单元,其用于提供定义在活体之内的近距离放射治疗种子的空间布置的处置计划,其中,引入元件适于根据处置计划引入所述组,以及 b) 处置计划更新单元,其用于基于已经被引入到活体中的组的近距离放射治疗种子的所确定的位置来更新处置计划,其中,引入元件适于依据所更新的处置计划来引入其他组。处置计划更新单元还可以适于也基于所确定的感兴趣区域和任选的活体的其他元件来更新处置计划,所述活体的其他元件可以是基于实际超声图像来确定的。

[0017] 所提供的处置计划优选依据在基础超声图像中示出的感兴趣区域和任选的活体的其他元件,如血管、器官等,其中,感兴趣区域应当由近距离放射治疗种子进行处置,其中,基础超声图像在任何一组近距离放射治疗种子被引入到活体中之前被采集,其中,感兴趣区域确定单元适于生成将基础超声图像与实际超声图像相对于彼此进行配准的配准变换,并且适于通过使用所述配准变换来更新基础超声图像中示出的感兴趣区域和任选的其他元件,并且其中,处置计划更新单元适于基于已经被引入到活体中的组的近距离放射治疗种子的所确定的位置、基于所更新的感兴趣区域、并且还任选地基于所更新的其他元件来更新处置计划。因此,不一定要求在每个可以是在增量成像期间采集的实际超声图像中分割感兴趣区域和任选的其他元件,这是因为实际的感兴趣区域(即,感兴趣区域的实际定位和/或形状)以及任选的实际的其他元件能够容易地通过向最初在基础超声图像中确定的感兴趣区域和任选的其他元件应用配准变换来确定。例如,在基础超声图像中,感兴趣区域以及活体的其他部分可以被分割,以用于确定它们在活体之内的定位和/或形状,其中,配准变换能够被应用于这些分割,以便提供能够用于更新处置计划的经更新的分割。

[0018] 实际超声图像与基础超声图像之间的配准能够是直接的配准,即,针对各自的组生成的每个实际超声图像能够与基础超声图像进行配准,以用于针对各自的组生成配准变换。然而,也能够使用增量配准,以用于最终获得基础超声图像与各自的组的实际超声图像之间的配准。这意味着基础超声图像能够与第一组的实际超声图像配准,第一组的实际超声图像能够与第二组的实际超声图像配准,第二组的实际超声图像能够与第三组的实际超声图像配准等,以便使每组的实际超声图像与基础超声图像配准。

[0019] 还优选的是,超声单元适于使用可操控的超声波束以用于生成超声图像,其中,依据引入元件的跟踪位置来控制超声波束。此外,优选的是,超声单元适于通过采集对应于不

同超声波束方向的若干超声图像并通过组合所述若干超声图像来生成作为超声图像的复合超声图像。这允许提供示出已经被引入到活体中的所有近距离放射治疗种子的超声图像,即使在特定超声波束方向上,一个或若干近距离放射治疗种子由于例如遮蔽效应是不可见的。这虑及确定在活体之内的近距离放射治疗种子的位置的进一步被改进的准确度,这继而导致基于所确定的位置来执行的近距离放射治疗的进一步被改进的质量。

[0020] 在本发明的其他方面中,提出了一种用于向活体应用近距离放射治疗的近距离放射治疗系统,其中,所述近距离放射治疗系统包括:

[0021] - 引入元件,其用于根据处置计划将若干组近距离放射治疗种子相继地引入所述活体,以及

[0022] - 如权利要求 1 所述的用于在执行所述近距离放射治疗中进行辅助的辅助装置。

[0023] 在本发明的其他方面中,提出了一种用于辅助执行近距离放射治疗的辅助方法,在所述近距离放射治疗期间,包括至少一个近距离放射治疗种子的近距离放射治疗种子组通过使用引入元件而被引入到活体中,其中,所述辅助方法包括:

[0024] - 在所述组到所述活体中的所述引入期间由跟踪元件跟踪所述引入元件的位置,

[0025] - 由超声单元生成所述活体的超声图像,其中,所述超声图像示出在所述活体之内的所述组,其中,所述超声图像的所述生成是依据所述引入元件的跟踪位置来控制的,以及

[0026] - 依据所生成的超声图像由种子位置确定单元确定所述组的近距离放射治疗种子的位置。

[0027] 在本发明的其他方面中,提出了一种用于辅助执行近距离放射治疗的辅助计算机程序,在所述近距离放射治疗期间,包括至少一个近距离放射治疗种子的近距离放射治疗种子组通过使用引入元件而被引入到活体中,所述辅助计算机程序包括程序代码单元,所述程序代码单元用于当所述计算机程序在控制如权利要求 1 所述的辅助装置的计算机上运行时令所述辅助装置执行如权利要求 12 所述的辅助方法。

[0028] 应当理解,如权利要求 1 所述的辅助装置、如权利要求 11 所述的近距离放射治疗系统、如权利要求 12 所述的辅助方法、以及如权利要求 13 所述的辅助计算机具有类似的和/或相同的具体如在从属权利要求中所述的优选实施例。

[0029] 应当理解,本发明的优选实施例还能够是从属权利要求或上述实施例与各自的独立权利要求的任何组合。

[0030] 参考下文描述的实施例,本发明的这些方面和其他方面将变得明显并且得到阐明。

附图说明

[0031] 在以下附图中:

[0032] 图 1 示意性且示范性地示出了用于向人体应用近距离放射治疗的近距离放射治疗系统的实施例,

[0033] 图 2 示意性且示范性地更加详细地示出了图 1 中示出的近距离放射治疗系统的元件,

[0034] 图 3 至图 6 图示了可以用于对在活体之内的近距离放射治疗种子以超声方式进行成像的不同的超声波束配置,

[0035] 图 7 图示了减影图像的生成,并且

[0036] 图 8 和图 9 示出了示范性图示用于向活体应用近距离放射治疗的近距离放射治疗方法的实施例的流程图。

具体实施方式

[0037] 图 1 示意性且示范性地示出了用于向躺在如桌子的支承单元 3 上的人体 2 应用近距离放射治疗的近距离放射治疗系统 14 的实施例。近距离放射治疗系统 14 适于执行 LDR 近距离放射治疗,其中,若干组近距离放射治疗种子通过使用放置单元 5 而被相继地引入到人体 2 中。在图 2 中更加详细地示意性和示范性地示出了放置单元 5。

[0038] 放置单元 5 包括引入元件 17,所述引入元件 17 用于根据处置计划将若干组近距离放射治疗种子相继引入到人体 2 中。在该实施例中,引入元件 17 是导管。若干组近距离放射治疗种子能够通过使用网格模板 13 而被手动引入到人体 2 中。在图 2 中,附图标记 18 指示通过使用导管 17 将近距离放射治疗种子引入到人体 2 中的如医生的操作者的手。放置单元 5 还包括被连接到超声控制单元 7 的超声探头 15,所述超声控制单元 7 用于生成人体 2 的超声图像。超声探头 15 和网格模板 13 都被附接到固持元件 16。超声探头 15 优选是经直肠超声 (TRUS) 探头。TRUS 探头 15 能够适于采集三维生命图像。所述 TRUS 探头 15 能够虑及自动采集整个体积而无须机械地移动 TRUS 探头 15。然而,超声探头也能够是二维超声探头,尤其是双平面二维 TRUS 探头,其中,在该情况中,优选平移和 / 或旋转超声探头来重建三维图像。具体地,超声探头和超声控制单元能够适于使用波束操控和空间复合,以用于形成三维图像。在下文中,将更加详细地示范性描述用于构建三维图像的不同技术。

[0039] 图 3 示意性且示范性地示出了被引入到人体 2 中的前列腺 19 的两个近距离放射治疗种子 20、21。图 3 中示出的超声探头 115 具有相对大尺寸的换能器,所述相对大尺寸的换能器结果得到完全覆盖前列腺 19 的视场 24、26。图 3 图示了两个采集方向,即,超声波束的两个方向:具有对应视场 24 的第一方向 23 和具有对应视场 26 的第二方向 25。在该范例中,通过复合利用不同的波束角度所采集的(即,在不同的采集方向上、不改变超声探头 115 的位置所采集的)图像来生成三维图像。通过不同的波束角度来询问在前列腺 19 的组织之内的每个近距离放射治疗种子 20、21。

[0040] 图 4a 和图 4b 示出了超声探头 215 的另一实施例,所述超声探头 215 具有较小的视场 28、30。换能器尺寸,以及因此的视场 28、30 不足以覆盖整个感兴趣区域,即,在该实施例中的完整的前列腺 19。然而,超声探头 215 也具有波束操控能力,并且超声探头 215 能够相对于前列腺 19 移动,使得能够经由从不同探头位置采集的不同图像的空间复合来构建三维图像。具体地,图 4a 图示了通过使用在超声探头 215 相对于前列腺 19 的第一位置处的第一采集方向 27 和对应视场 28 的对第一图像的采集,并且图 4b 图示了通过使用在超声探头 215 相对于前列腺 19 的第二位置处的对应视场 30 的第二采集方向 29 上对第二图像的采集。关于超声探头 215 相对于前列腺 19 的位置的差异在图 4a 中由双箭头 31 指示。

[0041] 在其他范例中,在采集超声图像期间,波束角度可以是固定的,使得每个近距离放射治疗种子仅由一个波束角度询问,其中,探头位置可以被改变,以便模拟波束操控的效果。能够通过操控用于生成超声图像的波束或通过模拟这样的波束操控来获得的期望的波束操控的效果将在下文中参考图 5 和图 6 进行描述。

[0042] 图 5 图示了通过使用超声探头 215 在第一方向 33 和第二方向 36 上对超声图像的采集。对应的视场在图 5 中分别由附图标记 38 和 37 指示。近距离放射治疗种子 32 主要反映由箭头 34 指示的方向上远离超声探头 215 的超声波。剩余的低强度回声总体上被所采集的图像中的背景斑点噪声所掩盖,并且不能够在图像中很好地被看到。然而,通过使用波束操控,采集方向能够被改变为基本上垂直于近距离放射治疗种子 32 的第二采集方向 35,使得超声波束基本上在图 5 中由附图标记 35 所指示的方向上被反射回超声探头 215。因此,通过使用波束操控,超声图像中的近距离放射治疗种子的可视性能够被增加。

[0043] 波束操控技术也能够用于解决可能存在的、由被定位在图 6 中示范性示出的另一近距离放射治疗种子 39 的阴影中的近距离放射治疗种子 40 引起的遮挡问题。在具有对应视场 38 的第一方向上采集的超声图像没有清楚地示出近距离放射治疗种子 40,这是因为它在另一近距离放射治疗种子 39 的阴影中。然而,在具有对应视场 37 的第二方向上采集的超声图像还示出在另一近距离放射治疗种子 39 后面的近距离放射治疗种子 40。因此,在另一近距离放射治疗种子 39 的阴影中的近距离放射治疗种子 40 在利用对应于图 6 中的具有视场 37 的采集方向的波束角度获得的超声图像中是清晰可见的。

[0044] 超声探头能够适于采集利用不同波束角度采集的二维超声图像或三维超声图像,其中,这些二维超声图像或三维超声图像能够被复合,以构建三维超声图像。然而,超声探头和超声控制单元还能够适于根据若干二维超声图像重建三维超声图像。具体地,超声探头和超声控制单元能够适于在无波束操控的情况下通过重建二维切片来构建三维图像。

[0045] 例如,超声探头和超声控制单元能够适于生成未被复合但用于重建三维超声图像的二维超声图像。此外,表示在被不同地定位和/或取向的人体 2 之内的不同平面的不同的二维超声图像能够被生成并被重建为三维超声图像。此外,超声探头和超声控制单元能够适于生成被重建为三维超声图像的不同的复合的二维超声图像,其中,二维复合的超声图像能够是从若干利用不同波束角度生成的二维超声图像复合的。不同的二维复合的超声图像能够表示在被不同地定位和/或取向的人体 2 之内的不同平面,其中,这些二维复合的超声图像能够用于重建三维超声图像。超声探头还能够是利用或不利用复合若干三维超声图像来直接生成三维超声图像的三维超声探头。如果若干三维超声图像被复合,则所述若干三维超声图像能够对应于不同的子孔径和/或能够被关联到不同的操控角度和/或能够被关联到三维超声探头的不同空间位置。在后一种情况中,三维超声探头可以介于个体体积采集中间被移动。

[0046] 再次参考图 1,近距离放射治疗系统 14 包括用于显示例如超声图像、在人体 2 之内的近距离放射治疗种子或其他元件的所确定的位置的显示器 12。此外,近距离放射治疗系统 14 包括电磁跟踪单元 6,所述电磁跟踪单元 6 用于在近距离放射治疗种子组到人体 2 的引入期间以电磁方式跟踪引入元件 17 的位置。导管 17(尤其是导管 17 的尖端)包括对应的电磁元件,所述对应的电磁元件能够被电磁跟踪单元 6 跟踪。

[0047] 超声控制单元 7 优选适于依据导管 17 的跟踪位置来控制超声图像的生成。具体地,如果超声探头包括用于生成超声图像的可操控的超声波束,则优选依据导管 17(尤其是导管 17 的尖端)的跟踪位置来控制超声波束。优选地,通过使用导管 17 实际引入到人体 2 中的近距离放射治疗种子的位置是根据在各自的沉积时间处导管 17 的跟踪位置来估计的。例如,近距离放射治疗种子相对于导管尖端处的电磁元件的位置的位置能够在沉积

时间处是已知的,并且能够与电磁元件的跟踪位置一起被使用,以用于估计实际沉积的近距离放射治疗种子的位置。该信息(即,实际上沉积的近距离放射治疗种子的大致位置)能够用于控制超声成像处理的波束操控,以精确地定位种子。优选在种子检测处理期间将远离大致位置的区排除在考虑之外。具体地,能够基于已经被引入到人体 2 中的近距离放射治疗种子的大致位置来操控超声波束,使得上述远离超声探头的反射的问题和在另一近距离放射治疗种子的阴影中的近距离放射治疗种子的问题被减少,尤其是被消除。例如,如果近距离放射治疗种子的大致位置指示如在图 6 中示意性和示范性示出的情况,则超声探头的超声波束能够被操控,使得被复合以用于形成三维图像的图像中的至少一幅对应于具有由附图标记 37 在图 6 中所指示的视场的采集方向。

[0048] 近距离放射治疗种子通过插入被填充有一个或若干近距离放射治疗种子的导管 17 以及任选的若干近距离放射治疗种子之间的间隔被沉积到人体中。一个或若干近距离放射治疗种子应当被布置在处置计划中所定义的人体 2 之内的位置处,所述处置计划也可以被视为是一个剂量计划。电磁跟踪单元 6 与在导管 17 尖端处的电磁元件一起能够在该引入步骤中通过将用户指向正确的位置来进行辅助,其中,在种子沉积的时间处的导管 17 的实际位置能够被记录并被提供给超声控制单元 7 作为对种子位置的估计,以用于允许超声控制单元 7 在对该估计的种子位置的考虑下执行超声成像。

[0049] 近距离放射治疗系统 14 还包括种子位置确定单元 8,所述种子位置确定单元 8 用于依据所生成的三维超声图像来确定近距离放射治疗种子的位置。优选地,由上述超声探头和超声控制单元 7 中的一个形成的超声单元适于在一组近距离放射治疗种子被引入到人体 2 中之前生成超声图像并在该组已经被引入到人体 2 中之后生成实际超声图像,其中,种子位置确定单元 8 适于将超声图像相对于彼此进行配准,以通过从彼此减去经配准的超声图像来生成减影图像,并依据所生成的减影图像来确定该组的近距离放射治疗种子的位置。配准优选是可变形的配准。优选使用该组的一个或若干近距离放射治疗种子的所确定的位置,以用于确定可以被引入到人体 2 中的其他组的近距离放射治疗种子的期望位置。

[0050] 具体地,为了确定所有已经被引入到人体 2 中的近距离放射治疗种子的位置,在先前的组被引入到人体 2 中之后且实际的组被引入到人体 2 中之前所采集的实际的超声图像和先前的超声图像相对于彼此被配准。因此,在实际的种子沉积之前采集的最后的体积图像 I_{n-1} 被与在实际的种子沉积之后采集的实际体积图像 I_n 进行配准,尤其是被弹性地和/或可变形地配准,即,配准变换 $T_{n-1 \rightarrow n}$ 被计算出来。为了执行该配准程序,能够使用已知的配准算法,如在例如由 X. Pennec 等人的文章“Understanding the ‘Demon’s Algorithm’: 3D Non-rigid Registration by Gradient Descent”(Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention-MICCAI’99,第 597 页至 606 页,1999 年)中所公开的“Demons”算法或该算法的变型,其在此通过引用被并入本文。经配准的图像然后可以从彼此减去,以用于生成减影图像。因此创建差值图像,在所述差值图像中,所有在两幅图像中都存在的特征被消除,从而增强了在两个图像采集之间被引入的那些特征,即,从而增强了在实际种子沉积期间被引入到人体 2 中的近距离放射治疗种子。然后能够通过使用例如已知的分割技术在减影图像中确定实际引入的组的近距离放射治疗种子的位置。图 7 中图示了用于检测最近被植入的近距离放射治疗种子的位置的增量成像的概念。

[0051] 在图 7 中,先前的图像 I_{n-1} 示出了已经被植入的近距离放射治疗种子 52 和在前列

腺 19 之内的微钙化 51。实际的图像 I_n 也示出了在先前的图像 I_{n-1} 中可见的近距离放射治疗种子 52 和微钙化 51。然而, 额外地, 实际的图像 I_n 还示出了被实际植入的近距离放射治疗种子 53。此外, 实际的图像 I_n 示出了前列腺的水肿, 所述前列腺从由虚线 50 指示的先前的尺寸生长为由实线 19 指示的实际尺寸。在该范例中, 通过配准先前的图像 I_{n-1} 与实际的图像 I_n , 先前的图像 I_{n-1} 被变形为经变形的先前的图像 I'_{n-1} 。所述经变形的先前的图像 I'_{n-1} 随后被从实际的图像 I_n 中减去以生成减影图像 $I_{n,s}$, 其中新引入的近距离放射治疗种子 53 以增强的方式可见。在另一范例中, 备选地或额外地, 先前的图像 I_{n-1} 也可以在配准处理期间被变形。

[0052] 增量成像该技术能够防止将微钙化和其他明亮的图像伪影错误分类为近距离放射治疗种子。任何在导管 17 被插入人体 2 之前首次采集的且可以被视为初始超声图像的基础超声图像中的种子状的伪影总体上在后续超声波图像中也是可见的, 所述后续超声图像是在导管 17 的每次插入之后采集的, 所述导管 17 用于将一个或多个近距离放射治疗种子形成的组引入到人体 2 中。由于每个后续的超声图像可变形地配准到先前的超声图像, 并且由于连续图像之间的减影图像被获得, 因此由例如微钙化引起的种子状的伪影能够被抵消, 并且不会被错误地识别为被插入的近距离放射治疗种子。此外, 该增量技术能够至少部分地抑制背景斑点噪声, 这将进一步增强当前植入的一个或若干近距离放射治疗种子的可视性。另外, 通过对在用于引入实际组的一个或若干近距离放射治疗种子的最后一次导管插入之前和之后采集的图像进行可变形地配准, 在距超声探头更大距离处的先前被植入的近距离放射治疗种子的位置能够被保留, 即使这些先前的种子被定位在可以更接近的、实际上新植入的近距离放射治疗种子的阴影中。因此, 涉及对近距离放射治疗种子位置的增量成像和增量确定的增量技术也能够用于解决参考图 6 的上述遮挡问题。

[0053] 为了确定被引入到人体 2 中的所有近距离放射治疗种子的位置, 种子位置确定单元 8 还适于在实际组被引入之前提供已经被引入到人体 2 中的组的近距离放射治疗种子的位置, 并且适于将实际确定的位置与所提供的位置进行组合, 以确定所有组 (即, 已经被引入到人体 2 中的所有组的所有近距离治疗种子) 的位置。例如, 能够存储新识别的种子 $S_{n,n}$ (即, 实际的图像 I_n 的坐标系中的第 n 组新种子), 其中, 这些新种子 $S_{n,n}$ 能够与先前的图像 I_{n-1} 中存在的所有之前的种子 $S_{总,n-1}$ 组合, 其中, 能够根据下面的公式向之前的种子 $S_{总,n-1}$ 的位置的坐标应用配准变换 $T_{n-1 \rightarrow n}$:

[0054] $S_{之前,n} = T_{n-1 \rightarrow n} \times S_{总,n-1}$ 以及 (1)

[0055] $S_{总,n} = S_{之前,n} \cup S_{n,n}$. (2)

[0056] 近距离放射治疗系统 14 还包括感兴趣区域确定单元 9, 所述感兴趣区域确定单元 9 用于依据所生成的实际超声图像来确定在人体 2 之内要被处置的感兴趣区域, 以便虑及也依据感兴趣区域的其它组的引入, 所述感兴趣区域基于实际超声图像而被确定。感兴趣区域是例如前列腺或前列腺的部分。具体地, 感兴趣区域可以是在前列腺之内的肿瘤区域。其能够基于实际超声图像通过已知的分割技术来确定。

[0057] 近距离放射治疗系统 14 还包括处置计划提供单元 10, 所述处置计划提供单元 10 用于提供定义在人体 2 之内的近距离放射治疗种子的空间布置的处置计划, 其中, 根据处置计划通过使用导管 17 将近距离放射治疗种子的组引入到人体 2 中。处置计划更新单元 11 基于已经被引入到人体 2 中的组的近距离放射治疗种子的所确定的位置、基于通过使用

实际超声图像确定的感兴趣区域（即，感兴趣区域的定位和 / 或形状）、以及任选地基于也可以基于实际超声图像来确定的、人体 2 的其他元件（如，血管、器官等）的定位和 / 或形状来更新处置计划。

[0058] 所提供的处置计划（即，初始处置计划）依据（除其他以外）在任何组被引入到人体 2 中之前采集的基础超声图像中所示的感兴趣区域。感兴趣区域确定单元 9 能够适于生成相对于彼此配准基础超声图像与实际超声图像的配准变换，并且适于通过使用配准变换来更新基础超声图像中示出的感兴趣区域，其中，处置计划更新单元 11 能够适于基于已经被引入到人体 2 中的组的近距离放射治疗种子的所确定的位置，并基于所述更新的感兴趣区域来更新处置计划。所述配准还能够用于更新在基础超声图像中示出的且可以用于确定初始处置计划的其他元件的定位和形状，其中，处置计划能够也基于所述更新的信息来进行更新。实际超声图像与基础超声图像的配准能够是直接配准，其中，实际超声图像与基础超声图像被直接配准，或者是间接配准或增量配准，其中，基础超声图像和后续相继采集的超声图像相对于彼此被成对智能配准，从而形成定义基础超声图像与实际超声图像之间的配准变换的增量配准的序列。也可以被视为剂量计划的处置计划定义近距离放射治疗种子应当被放置在哪个位置处。优选地，处置计划还定义各自的近距离放射治疗种子应当被应用到人体的辐射剂量。

[0059] 为了确定初始处置计划，优选对基础超声图像中示出的不同元件进行分割。例如，前列腺或前列腺中形成感兴趣区域的部分、直肠、尿道、膀胱等被分割，其中，优选确定初始处置计划，使得规定的靶剂量被应用于感兴趣区域，同时保持应用于其他结构的辐射剂量最少。分割程序和 / 或基于结果得到的分割对处置计划的确定能够手动、半自动或完全自动地进行。

[0060] 配准变换 $T_{n-1 \rightarrow n}$ 也能够用于更新分割，尤其是更新从先前的超声图像到实际的超声图像的所有分割的形状和位置，其中，基于这些更新的分割和已经被放置的近距离治疗种子 $S_{\text{总},n}$ 的所有位置，处置计划更新单元 11 能够更新处置计划。优选地，处置计划更新单元 11 考虑到已经被递送的辐射剂量，所述已经被递送的辐射剂量由已经被放置的近距离放射治疗种子的位置及其驻留时间以及规定的辐射剂量目标来定义。基于已经被递送的辐射剂量来确定仍然需要被递送以到达规定的辐射剂量目标的近距离放射治疗种子的位置。优选每次当增量超声图像 I_n 被采集时执行对处置计划的更新。实际的自适应更新的处置计划可以与先前的自适应更新的处置计划不同或相同。如果根据最近的处置计划需要更多的近距离放射治疗种子，则近距离放射治疗种子插入继续导管插入和成像的第 $(n+1)$ 次迭代。否则该程序结束。

[0061] 代替执行增量配准 $I_{n-1} \rightarrow I_n$ ，所有超声图像能够被配准回到基线超声图像 I_0 。或者，为了所有配准变换之间的增强的一致性，配准能够在 I_{n-1} 与 I_n 之间以及在 I_n 与 I_0 之间被共同地和同时地执行。考虑配准程序期间的基础超声图像 I_0 能够避免可以在连续增量图像配准中累积的错误。

[0062] 在下文中，将参考图 8 和图 9 中示出的流程图来示范性地描述近距离放射治疗方法的两个实施例。图 8 中图示的第一实施例使用增量图像配准，并且图 9 中图示的第二实施例使用与基础超声图像的配准，其中，所述配准用于在整个插入过程中及时了解分割（尤其是器官分割）和所有种子定位（即，所有种子位置）的动态。

[0063] 近距离放射治疗方法在步骤 301 中开始之后,在步骤 302 中,采集初始三维 TRUS 体积,即,基础超声图像 I_0 。在步骤 303 中,在基础超声图像 I_0 中创建分割,并且基于所创建的分割和规定的辐射剂量目标确定初始处置计划。在步骤 304 中,根据处置计划通过使用如导管或针的引入元件将包括一个或若干近距离放射治疗种子的第一组引入到人体 2 中,其中,在实际组到人体的引入期间以电磁方式跟踪引入元件的位置,尤其是在沉积实际组的一个或若干近距离放射治疗种子时。所述组被沉积之后,从人体撤回引入元件。然后,在步骤 305 中,采集第 n 个内部程序三维 TRUS 体积 I_n ,其中,在第一迭代期间, n 为 1。在对内部程序三维 TRUS 体积 I_n 的采集期间,依据在步骤 304 中跟踪的引入程序期间的引入元件的位置来控制超声图像生成。在步骤 306 中,在步骤 305 中采集的实际的图像 I_n 与先前的图像 I_{n-1} 配准,以用于生成配准变换 $T_{n-1 \rightarrow n}$ 。在步骤 307 中,经配准的图像被从彼此减去,以创建第 n 个减影图像 $I_{n,s}$ 。在步骤 308 中,在减影图像 $I_{n,s}$ 中检测新的近距离放射治疗种子。在步骤 309 中,配准变换 $T_{n-1 \rightarrow n}$ 用于为实际超声图像 I_n 更新之前的种子位置,其中,在步骤 310 中,在实际超声图像 I_n 的坐标系中组合新的近距离放射治疗种子和之前的近距离放射治疗种子,即,新的近距离放射治疗种子位置和之前的近距离放射治疗种子位置。在步骤 311 中,配准变换 $T_{n-1 \rightarrow n}$ 用于更新分割,并且在步骤 312 中,计算被递送的辐射剂量,即,由新的近距离放射治疗种子和之前的近距离放射治疗种子递送的辐射剂量。在步骤 313 中,更新用于放置剩余的近距离放射治疗种子的处置计划。在步骤 314 中,确定是否需要沉积其他近距离放射治疗种子。如果是该情况,则该方法继续进行到步骤 304。否则该方法以步骤 315 结束。

[0064] 图 9 中图示的近距离放射治疗方法的第二实施例的步骤 401 到 408 类似于参考图 8 的上述步骤 301 到 308。此外,在步骤 409 中,实际超声图像 I_n 与基础超声图像 I_0 配准,以用于找到配准变换 $T_{0 \rightarrow n}$ 。在步骤 410 中,变换 $T_{0 \rightarrow n}$ 用于将先前的种子位置从由 I_0 定义的坐标系带到由 I_n 定义的坐标系。在步骤 411 中,配准变换 $T_{0 \rightarrow n}$ 用于更新分割,并且在步骤 412 中,反向区域变换 $T_{n \rightarrow 0}$ 被计算并用于将新的种子位置变换到 I_0 的坐标系。剩余的步骤 413 到 416 对应于参考图 8 的上述步骤 312 到 315。

[0065] 参考图 8 和图 9 的上述近距离放射治疗方法的一些步骤能够被视为用于辅助执行近距离放射治疗的辅助方法的步骤。例如,在步骤 304 和 404 中以及步骤 305 到 315 以及步骤 405 到 416,引入元件的位置的电磁跟踪分别能够地被视为辅助方法的步骤。对应地,电磁跟踪单元 6、超声单元 7、超声单元 15、种子位置确定单元 8、感兴趣区域确定单元 9、处置计划提供单元 10、以及处置计划更新单元 11 可以被视为形成用于辅助执行近距离放射治疗的辅助装置 1,所述处置计划提供单元 10 可以仅是存储单元,所述存储单元存储已经确定的初始处置计划,并且提供所存储的处置计划和分割。

[0066] 通过更新分割,还能够在插入剩余的近距离放射治疗种子时考虑到引入元件被插入其中的目标(尤其是前列腺)的肿胀。具体地,作为由插入引入元件引起的创伤的结果,在处置程序期间前列腺的体积通常增加。对随时间推移采集的图像的可变形的配准使得近距离放射治疗系统能够测量前列腺肿胀并调整处置计划来补偿更大的前列腺体积。可变形的配准因此也能够用于检测和测量水肿。

[0067] LDR 近距离放射治疗能够用于处置早期前列腺癌并需要在前列腺内部永久放置放射性近距离放射治疗种子,以经由辐射杀死癌细胞。这些近距离放射治疗种子的位置在术

前被准确地规划,以确保对靶腺的足够覆盖,同时免于诸如尿道和直肠的器官处于危险中。近距离放射治疗种子的准确放置引起更好的处置结果以及较小的毒副作用。然而,在已知的近距离放射治疗系统中,归因于诸如前列腺运动和由针或导管插入引起的变形、前列腺水肿、针或导管弯曲等问题,通常存在从计划的偏离。由于前列腺的肿大未被考虑在初始处置计划中,因此由针或导管插入的创伤引起的前列腺肿胀是错误的主要来源。

[0068] 参考例如图 1 的上述近距离放射治疗系统因此优选地提供动态剂量测定和规划的技术,所述动态剂量测定和规划的技术需要对已经被植入的近距离治疗种子的准确和实时的定位以及对剩余的近距离放射治疗种子的规划的位置和数目的修正,以便覆盖受辐射区域下方并避免过度辐射器官的危险。近距离放射治疗系统尤其适于通过使用超声在种子检测中规避以下障碍:a) 通过高回声的种子对超声图像中的阴影的创建,所述高回声的种子能够遮挡在阴影区域中定位的其他种子,b) 通过远离超声探头的种子来分散进来的超声波,使得所述种子显现得较不明亮并且几乎不能从背景斑点中分辨,以及 c) 由例如前列腺中的微钙化引起的种子状图像伪影。为了规避这些障碍,近距离放射治疗系统优选适于执行与波束操控和弹性可变形的配准相组合的增量成像。由于近距离放射治疗种子被依次植入,因此实时剂量测量和规划的能够允许医生在手术中修正剩余的近距离放射治疗种子的位置和数目,以补偿可能的错误。

[0069] 当近距离放射治疗种子被依次植入时,优选使用增量成像来识别新植入的近距离放射治疗种子的位置。近距离放射治疗系统可以适于采取例如每次近距离放射治疗种子沉积之前和之后或在一个针或导管之内的所有近距离放射治疗种子沉积之前和之后的前列腺的三维图像。一组近距离放射治疗种子可以仅由单个近距离放射治疗种子定义,或者由若干近距离放射治疗种子定义,其中,若干近距离放射治疗种子可以是在针或导管之内的近距离放射治疗种子。在各自的近距离放射治疗种子沉积之前或之后采取的三维图像可以通过在空间上复合在不同波束角度上采集的若干二维图像或三维图像来产生。

[0070] 在沉积各自的近距离放射治疗种子时,引入元件(尤其是引入元件的尖端)的电磁跟踪引起对近距离放射治疗种子的估计位置。当在参考图 7 的如上所述的减影图像中识别近距离放射治疗种子时,该估计位置能够用于缩小搜索区。

[0071] 尽管在上述实施例中,近距离放射治疗主要应用于前列腺,但是近距离放射治疗也能够应用于人类或动物的其他部分,尤其是其他器官。

[0072] 尽管在上述实施例中,通过使用电磁跟踪来执行跟踪。但是跟踪单元还能够适于使用用于跟踪引入元件的位置的其他跟踪技术,如光纤形状感测跟踪。

[0073] 本领域技术人员通过研究附图、公开内容以及权利要求,在实践请求保护的发明时能够理解并实现对所公开的实施例的其他变型。

[0074] 在权利要求书中,“包括”一词不排除其他元件或步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。

[0075] 单个单元或设备可以实现在权利要求中记载的若干项的功能。尽管在互不相同的从属权利要求中记载了特定措施,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。。

[0076] 由一个或若干单元或设备执行的如对配准变换的确定的程序、分割程序、更新程序等能够由任何其他数目的单元或设备来执行。例如,步骤 306 到 313 以及步骤 406 到 414 能够由单个单元执行,或者由任何其他数目的不同单元来执行。程序和/或辅助装置根据

辅助方法的控制和 / 或近距离放射治疗系统根据近距离放射治疗方法的控制能够作为计算机程序的程序代码单元和 / 或作为专用硬件来实施。

[0077] 计算机程序可以被存储 / 分布在合适的介质上, 例如与其他硬件一起或作为其他硬件的部分供应的光学存储介质或固态介质, 但是也可以被以其他形式分布, 例如经由因特网或其他有线或无线的通信系统。

[0078] 权利要求中的任何附图标记都不应被解释为对范围的限制。

[0079] 本发明涉及一种用于辅助执行近距离放射治疗的辅助装置。通过使用电磁跟踪来具体地跟踪如导管的引入元件的位置, 同时一组种子被引入到活体中。这提供了关于在目标之内的种子位置的粗略知识。依据引入元件的跟踪位置, 并且因此依据关于种子位置的粗略知识来生成示出所述组的超声图像, 以便关于示出所引入的种子而优化超声可视化。基于该优化的超声可视化来确定所述组的种子的位置, 从而顾及对种子位置的改进的确定, 并且对应地顾及基于所确定的位置来执行改进的近距离放射治疗。

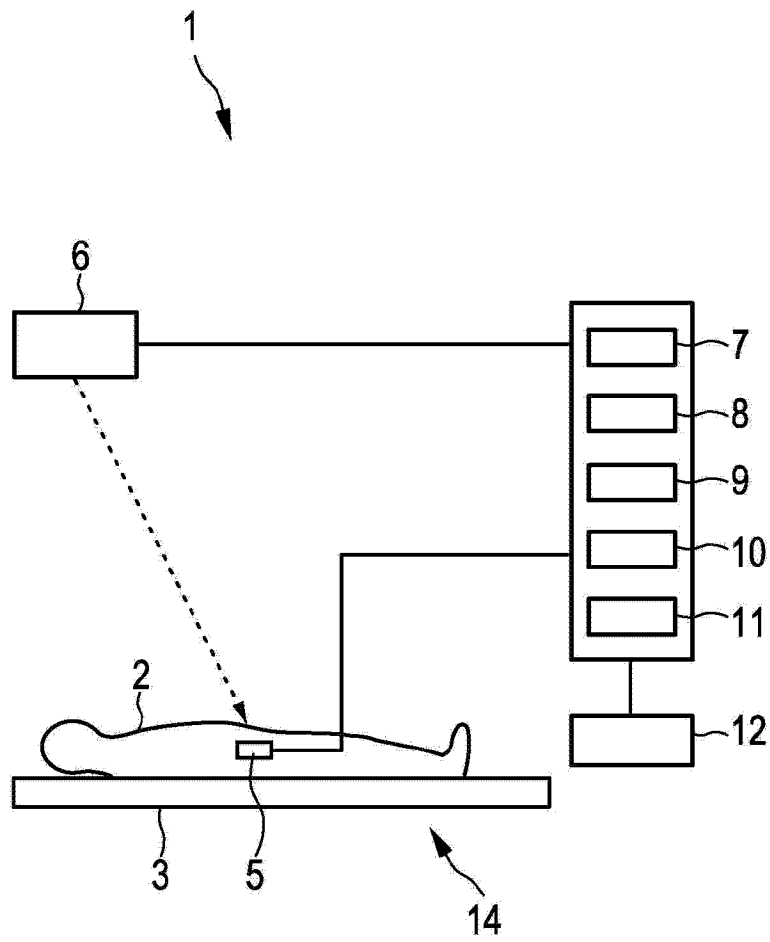


图 1

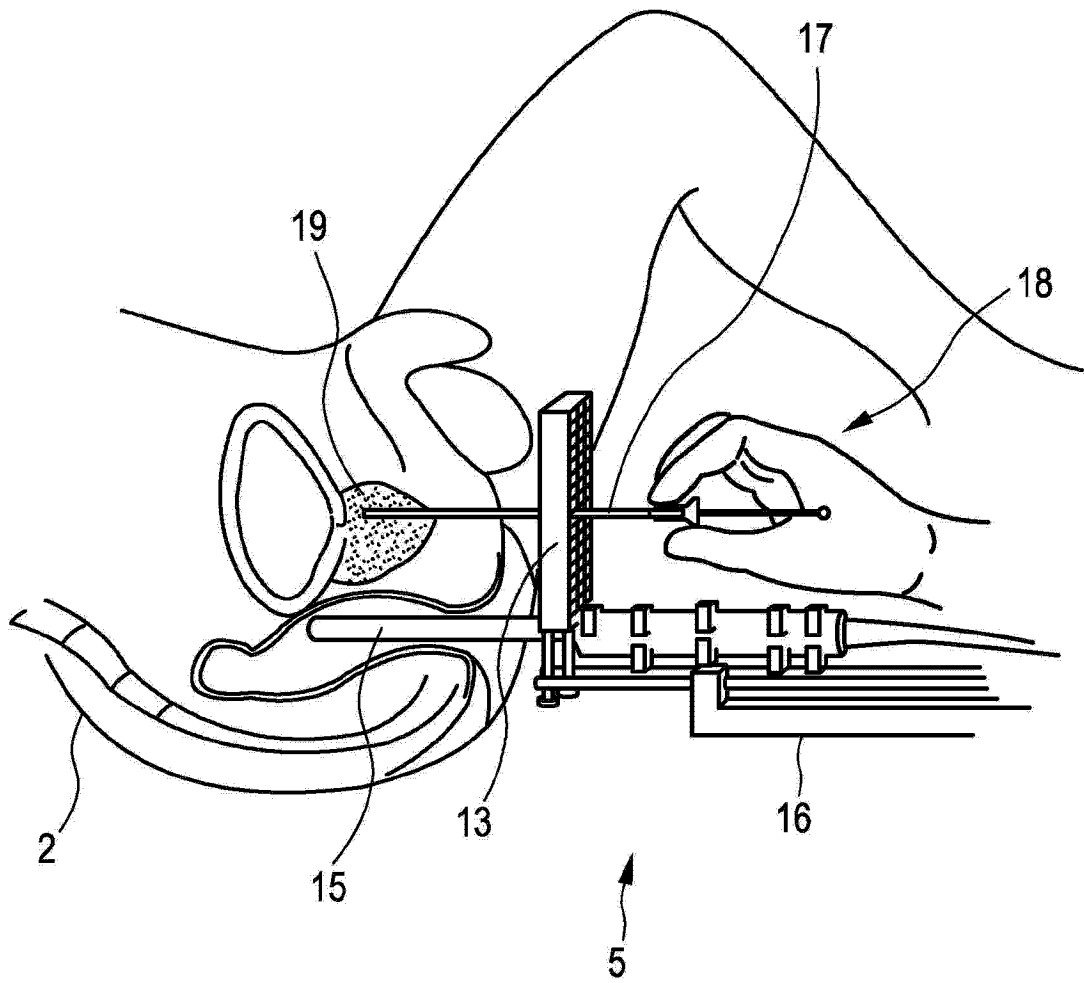


图 2

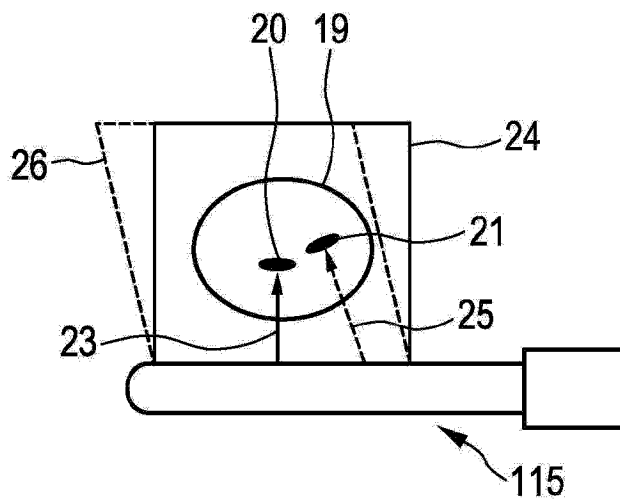
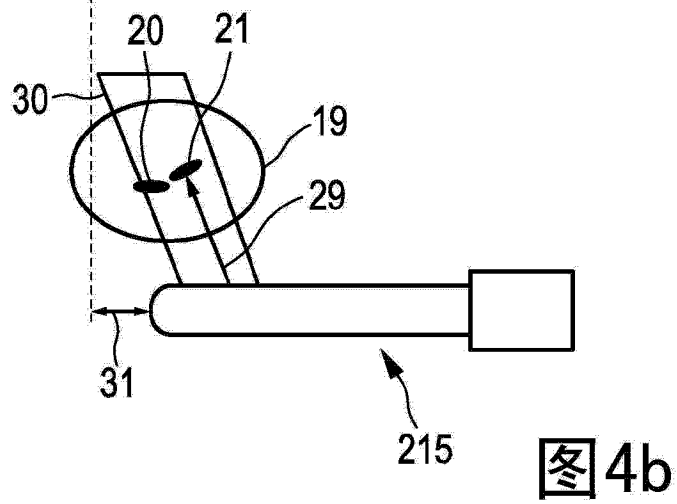
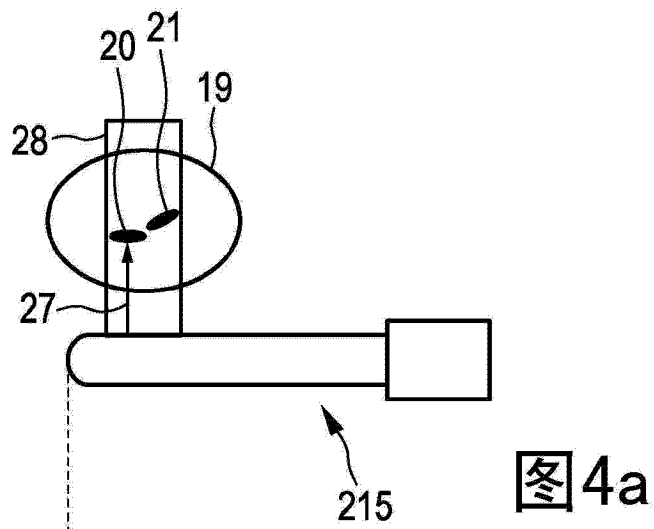


图 3



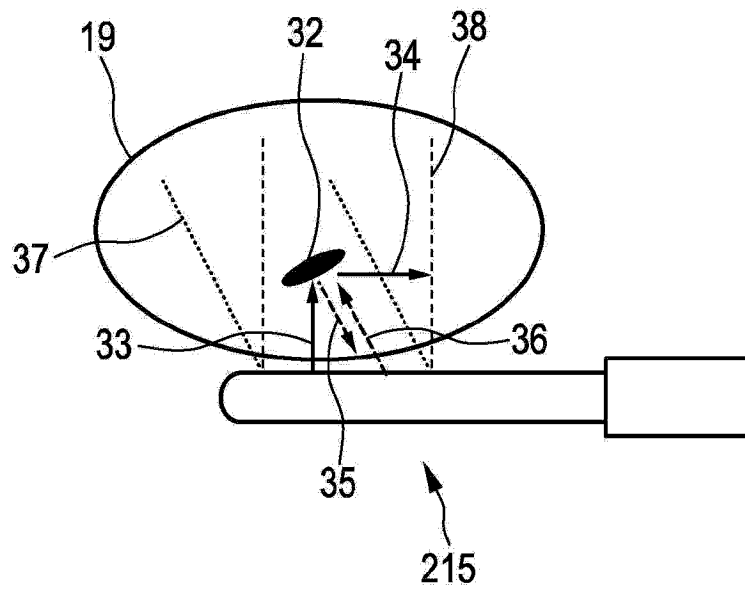


图 5

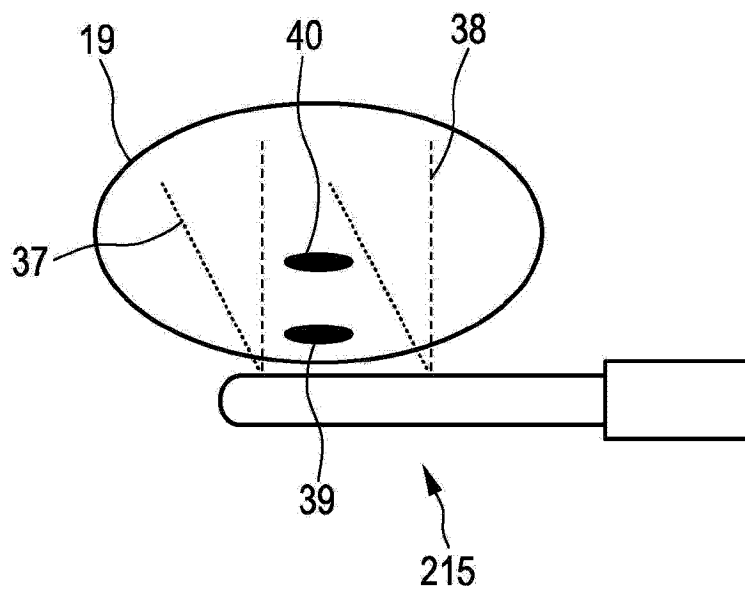


图 6

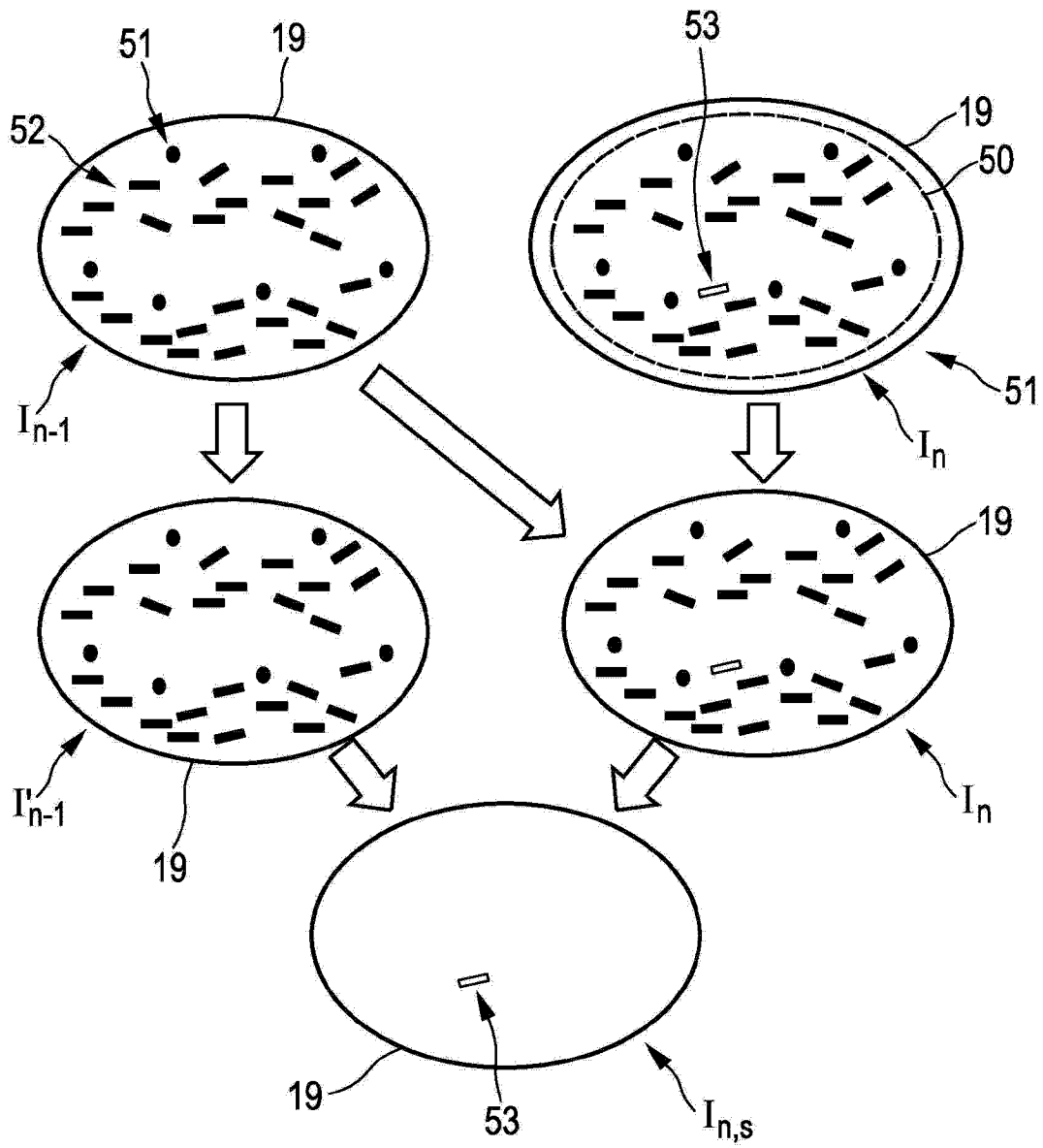


图 7

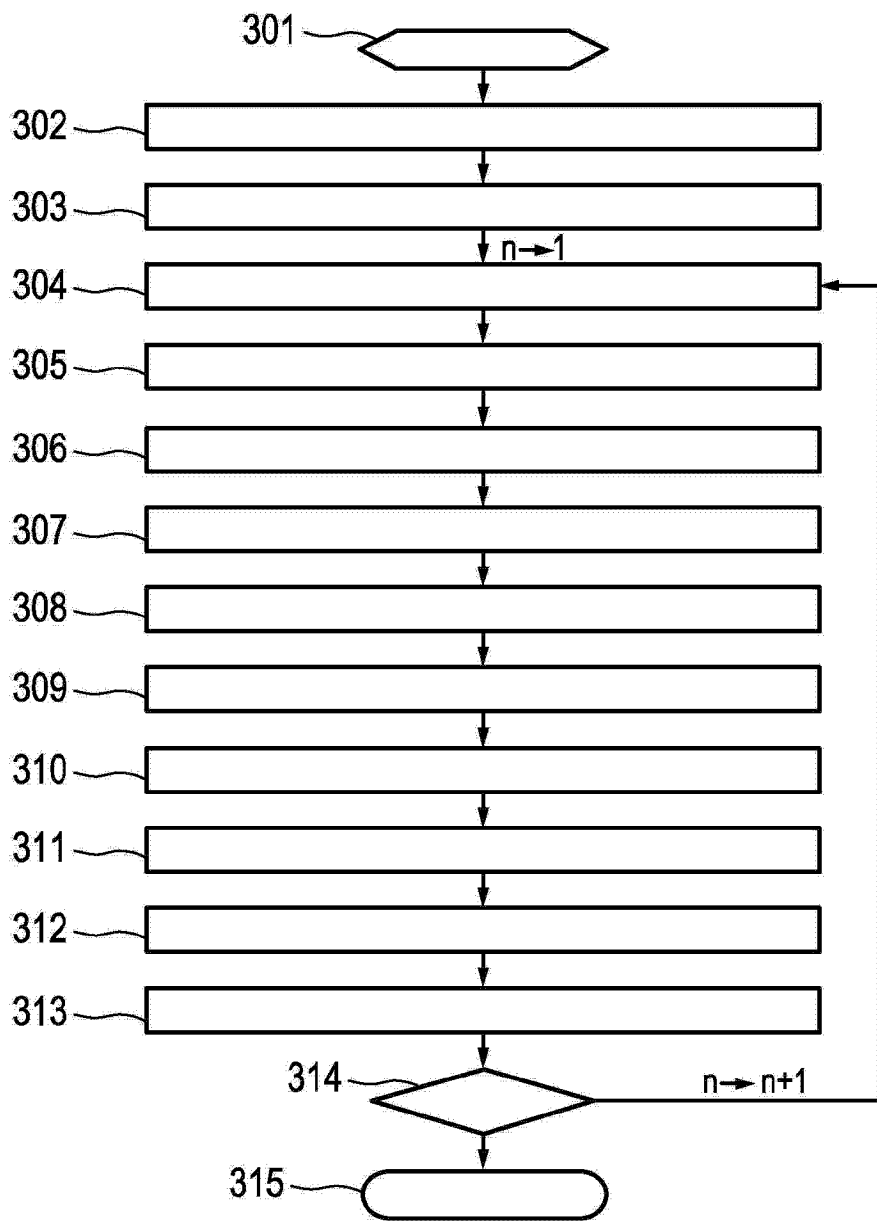


图 8

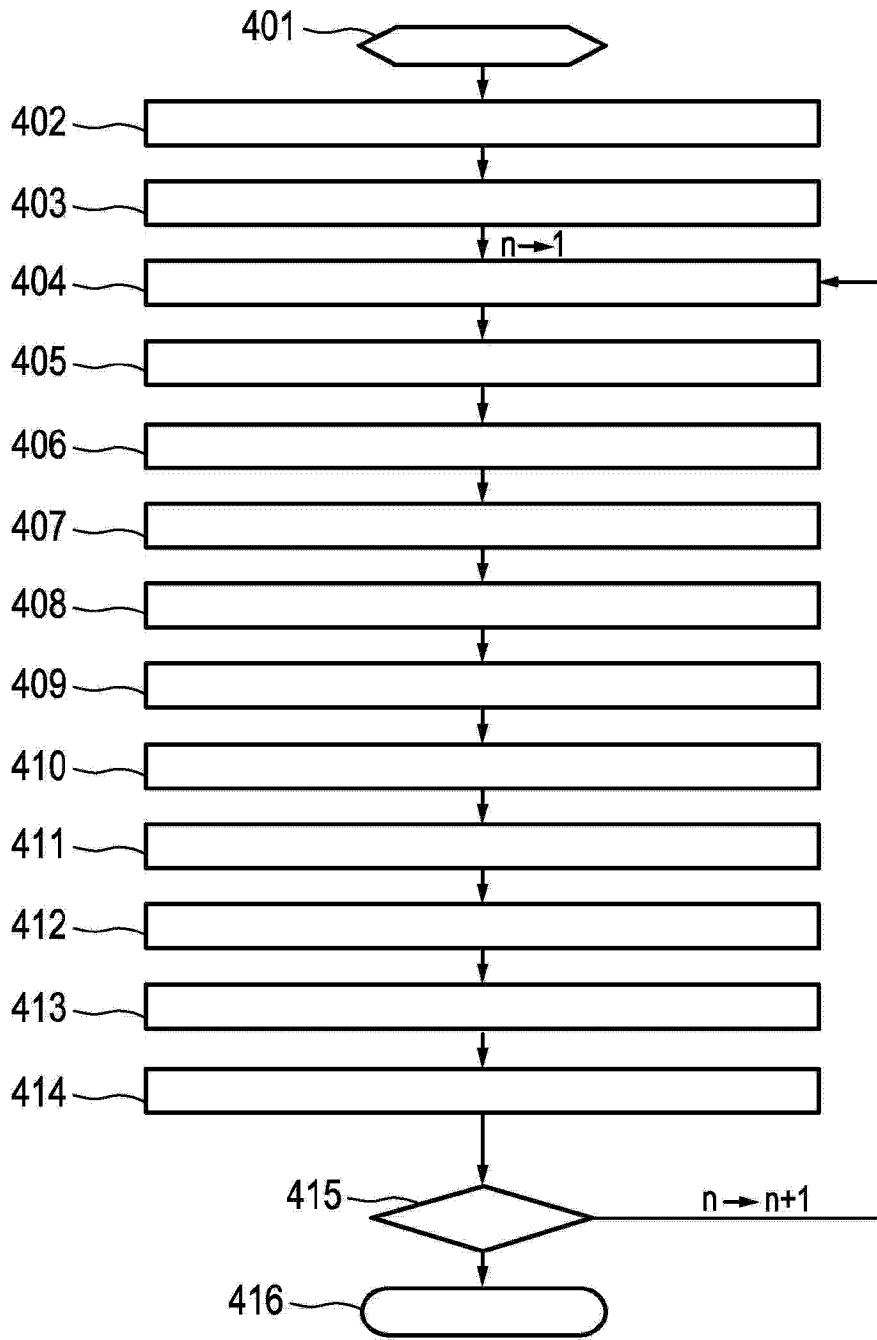


图 9

专利名称(译)	用于辅助执行近距离放射治疗的辅助装置		
公开(公告)号	CN104837525A	公开(公告)日	2015-08-12
申请号	CN201380064436.0	申请日	2013-11-08
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	E德赫甘马尔瓦斯特 AM塔赫玛塞比马拉古奥施 S巴拉特 SM达拉尔 CM F孔 J克吕克尔		
发明人	E·德赫甘马尔瓦斯特 A·M·塔赫玛塞比马拉古奥施 S·巴拉特 S·M·达拉尔 C·M·F·孔 J·克吕克尔		
IPC分类号	A61N5/10 A61B8/08 G06T5/50 G06T7/00 A61B19/00		
CPC分类号	A61N5/1027 A61B8/4245 A61N5/103 A61B8/0841 A61N5/1048 A61B8/5269 A61B2019/5251 A61B2019/504 A61B8/483 A61B2017/3411 A61B2019/5276 A61B2034/104 A61B2034/2051 A61B2090 /378 A61B8/0833 A61N5/1007 A61N5/1071 A61N2005/1012 A61N2005/1024 A61N2005/1074		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	61/735669 2012-12-11 US		
其他公开文献	CN104837525B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种用于辅助执行近距离放射治疗的辅助装置。通过使用电磁跟踪来具体地跟踪如导管的引入元件(17)的位置，同时一组种子被引入到活体中(2)。这提供了关于在目标之内的所述种子的位置的粗略知识。依据所述引入元件的跟踪位置，并且因此依据关于所述种子的所述位置的粗略知识来生成示出所述组的超声图像，以便关于示出所引入的种子而优化超声可视化。基于该优化的超声可视化来确定所述组的种子的所述位置，从而顾及对种子位置的改进的确定，并且对应地顾及基于所确定的位置来执行改进的近距离放射治疗。

