



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105101895 B

(45)授权公告日 2019.11.26

(21)申请号 201480018238.5

(73)专利权人 皇家飞利浦有限公司

(22)申请日 2014.03.25

地址 荷兰艾恩德霍芬

(65)同一申请的已公布的文献号

(72)发明人 E·德赫甘马尔瓦斯特

申请公布号 CN 105101895 A

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(43)申请公布日 2015.11.25

代理人 李光颖 王英

(30)优先权数据

61/805,965 2013.03.28 US

(51)Int.Cl.

A61N 5/10(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 17/00(2006.01)

2015.09.25

A61B 90/00(2016.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

A61B 17/34(2006.01)

PCT/IB2014/060130 2014.03.25

审查员 何煦佳

(87)PCT国际申请的公布数据

W02014/155285 EN 2014.10.02

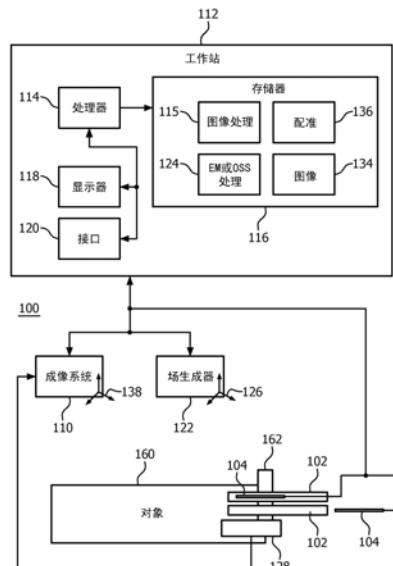
权利要求书1页 说明书6页 附图5页

(54)发明名称

经引导的高剂量率近距离放射治疗中的仪器定位

(57)摘要

一种用于对一个或多个医学仪器进行定位的系统包括引导网格(162)，所述引导网格被设置为与对象成操作关系，以用于在被部署时接收所述一个或多个医学仪器(102)。超声成像系统(110)被配置为对体积进行成像，所述一个或多个医学仪器被部署在所述体积中。程序模块(136)被配置为使用跟踪的位置信息和网格信息来将所述一个或多个医学仪器的位置配准到所述体积，使得能够在流程期间以视觉方式监测所述一个或多个医学仪器的所述位置。



1. 一种用于对一个或多个医学仪器进行定位的系统,包括:

引导网格(162),其被设置为与对象成操作关系,以用于在被部署时接收所述一个或多个医学仪器(102);

超声成像系统(110),其被配置为对体积进行成像,所述一个或多个医学仪器被部署在所述体积中;以及

程序模块(136),其被配置为将利用了被跟踪医学仪器的位置信息和网格信息的所述一个或多个医学仪器的位置配准到利用了超声图像数据的所述体积,使得在流程期间以视觉方式监测所述一个或多个医学仪器的所述位置。

2. 如权利要求1所述的系统,其中,所述一个或多个医学仪器是使用电磁跟踪系统和光学形状感测系统中的一项(104)而被跟踪的。

3. 如权利要求1所述的系统,其中,所述引导网格(162)被先验地校准到所述成像系统。

4. 如权利要求1所述的系统,其中,所述超声成像系统包括不被跟踪的探头(128)。

5. 如权利要求4所述的系统,其中,所述探头(128)包括经直肠探查超声(TRUS)探头。

6. 如权利要求1所述的系统,其中,所述一个或多个医学仪器(102)包括导管,所述导管在所述体积中呈现为亮区域,使得所述亮区域被用于配准由跟踪系统确定的所述位置。

7. 如权利要求6所述的系统,还包括图像处理模块(115),所述图像处理模块被配置为对图像进行阈值处理或滤波中的至少一项,以突出显示所述亮区域。

8. 如权利要求1所述的系统,其中,所述一个或多个医学仪器(102)被用于在近距离放射治疗流程期间递送处置。

9. 如权利要求1所述的系统,其中,一个或多个感兴趣区域与所述一个或多个医学仪器的所述位置一起在图像中被勾画出。

10. 一种用于对一个或多个医学仪器进行定位的系统,包括:

跟踪系统(104),其被配置为跟踪一个或多个医学仪器(102)的位置;

引导网格(162),其被配置为在被部署时接收所述一个或多个医学仪器;

超声成像系统(110),其被配置为对体积进行成像,所述一个或多个医学仪器被部署在所述体积中;以及

程序模块(136),其被配置为使用所述引导网格的坐标系和所述跟踪系统的坐标系来对所述一个或多个医学仪器的位置进行变换,以将所述一个或多个医学仪器的所述位置配准到所述体积以用于显示,使得所述一个或多个医学仪器的所述位置被叠加在所述体积上以允许使用所述成像系统来对所述一个或多个医学仪器进行视觉跟踪。

11. 如权利要求10所述的系统,其中,所述跟踪系统(104)包括电磁跟踪系统和光学形状感测系统中的一项。

12. 如权利要求10所述的系统,其中,所述超声成像系统(110)包括不被跟踪的探头(128)。

13. 如权利要求12所述的系统,其中,所述探头(128)包括经直肠探查超声(TRUS)探头。

14. 如权利要求10所述的系统,其中,所述一个或多个医学仪器(102)包括一个或多个导管,所述一个或多个导管在所述体积中呈现为一个或多个亮区域,使得所述一个或多个亮区域被用于配准由所述跟踪系统确定的位置。

经引导的高剂量率近距离放射治疗中的仪器定位

技术领域

[0001] 本公开涉及医学仪器,并且更具体地涉及用于使用基于图像的设备配准的高剂量率(HDR)近距离放射治疗的系统和方法。

背景技术

[0002] 高剂量率(HDR)近距离放射治疗是针对前列腺癌的处置,其中,一些放射性源通过若干中空的导管而被暂时地引入到前列腺中,以杀死癌性组织。在超声(US)引导的HDR近距离放射治疗中,基于计划,通过使所述导管经过引导网格来将中空的导管植入到前列腺的里面。然后,通过将经直肠超声(TRUS)探头从基部平移到顶点来生成三维(3D)US体积。在图像上对前列腺和导管进行分割,并且将导管的位置发送到计算机,所述计算机对导管里面的放射性源的位置(停留位置)以及所述放射性源应该在所述停留位置出现的时间的量(停留时间)进行优化。然后使用后载入器来执行计划。该方法的一个缺点是在US图像中的导管分割由于遮挡和钙化而是繁琐和困难的。

[0003] 已经提出了用电磁(EM)跟踪器来对导管进行定位。在该类型的系统中,利用EM跟踪器来跟踪探头,以通过将探头从前列腺基部缩回到顶点来创建3D超声体积。再者,在校准阶段中使用EM跟踪的指示器来使引导网格与超声体积相关。EM跟踪器与超声体积之间的关系在校准阶段之后已知。在插入导管之后,EM跟踪的导丝被通过导管插入以在超声体积中对导管进行定位。

[0004] 即使在仔细地校准之后,在使用EM跟踪所识别出的导管的位置与显现为超声体积中的亮区域的导管的真实位置之间仍存在一些误差。如果不被校正,则该误差能够造成对组织的显著的欠剂量或过剂量。该误差的原因能够是以下的结果:US图像与探头EM跟踪器之间的原始校准误差,以及还有由附近的金属物体引起的EM场生成器的磁场的变化,或者仅仅是由场生成器的不同的距离和/或取向引起的EM跟踪器的读出的变化。降低该误差的尝试包括对超声中的一些导管进行人工分割并且将它们配准到EM跟踪到的位置。当然,对导管的人工分割耗时、繁琐并且受到人为误差。WO公开No. 2006/089426和EP专利No.1932477公开了包括位置检测的医学系统。

发明内容

[0005] 根据本发明的原理,一种用于对一个或多个医学仪器进行定位的系统包括引导网格,所述引导网格被设置为与对象成操作关系,以用于在被部署时接收一个或多个医学仪器。超声成像系统被配置为对体积进行成像,其中,所述一个或多个医学仪器被部署在所述体积中。程序模块被配置为将利用了跟踪的位置信息和网格信息的一个或多个医学仪器的位置配准到利用了超声图像数据的所述体积,使得能够在流程期间以视觉方式监测所述一个或多个医学仪器的所述位置。

[0006] 用于对医学仪器进行定位的另一种系统包括跟踪系统,所述跟踪系统被配置为跟踪一个或多个医学仪器的位置。引导网格被配置为在被部署时接收所述一个或多个医学仪

器。超声成像系统被配置为对体积进行成像,其中,所述一个或多个医学仪器被部署在所述体积中。程序模块被配置为使用所述引导网格的坐标系和所述跟踪系统的坐标系来对所述一个或多个医学仪器的位置进行变换,以将所述一个或多个医学仪器的所述位置配准到所述体积以用于显示,使得所述一个或多个医学仪器的所述位置被叠加在所述体积上以允许使用所述成像系统来对所述一个或多个医学仪器进行视觉跟踪。

[0007] 一种用于对一个或多个医学仪器进行视觉定位的方法,其中,所述一个或多个医学仪器已经使用引导网格被植入到对象中,所述一个或多个医学仪器的位置已经使用跟踪系统被跟踪,图像体积中的所述一个或多个医学仪器已经以超声方式进行成像,所述一个或多个医学仪器被部署在所述图像体积中,所述方法包括:将所述一个或多个医学仪器的跟踪到的位置配准到所述一个或多个医学仪器的视觉位置;并且在流程期间在所述图像体积中以视觉方式更新由所述跟踪系统确定的位置变化。

[0008] 结合附图阅读对本公开的说明性实施例的以下详细说明,本公开的这些和其他目的、特征和优势将变得显而易见。

附图说明

[0009] 本公开将参考以下附图来详细呈现对优选实施例的以下说明,其中:

[0010] 图1是示出根据一个实施例的用于使用超声图像的仪器定位的系统的方框/流程图;

[0011] 图2是根据一个实施例的图1的系统的示意性透视图;

[0012] 图3是示出了根据说明性实施例的用于视觉仪器定位的方法的流程图;

[0013] 图4是示出了根据另一个说明性实施例的用于视觉仪器定位的另一方法的流程图;并且

[0014] 图5是描绘了根据一个说明性实施例的使用引导网格来植入用于近距离放射治疗的导管的图示。

具体实施方式

[0015] 根据本发明的原理,提供了用于对超声(US)中的医学仪器(例如导管或针)进行自动定位的系统和方法。采用基于图像的配准方法来将电磁(EM)场生成器坐标系中的导管的位置配准到超声坐标系。该方法通过将EM跟踪的导管直接配准到利用了US图像内容的US坐标系而排除了对EM网格配准的需要并且还校正了常规的误差。本发明的方法去除了使用EM跟踪的探头的限制,并且作为替代,可以采用光学跟踪的2D US探头或者非跟踪的3D探头。另外,本发明的实施例可以被用于将EM场生成器坐标系配准到超声坐标系,而无需使用EM跟踪的2D超声探头。在这种情况下,包括光学跟踪的超声探头的常规系统能够被用于简化应用。

[0016] 应当理解,将按照医学仪器来描述本发明;然而,本发明的教导要宽泛得多并且适用于任何超声跟踪系统。在一些实施例中,本发明的原理被用于跟踪或分析复杂的生物或机械系统。具体而言,本发明的原理适用于生物系统的内部跟踪流程、身体的所有区域(例如肺、胃肠道、排泄器官、血管、前列腺、肾脏等)中的流程。附图中描绘的元件可以被以硬件和软件的各种组合来实现,并且可以提供可以被组合在单个元件或多个元件中的功能。

[0017] 能够通过使用专用硬件以及能够与合适的软件相关联地运行软件的硬件来提供附图中示出的各个元件的功能。当由处理器来提供功能时,能够由单个专用处理器、由单个共享处理器或由其中一些能够被共享的多个独立处理器来提供功能。而且,对术语“处理器”或“控制器”的明确的使用不应被解释为排他地指代能够运行软件的硬件,并且能够暗含地包括但不限于,数字信号处理器(“DSP”)硬件、用于存储软件的只读存储器(“ROM”)、随机存取存储器(“RAM”)、非易失性存储器等。

[0018] 而且,本文中记载原理、方面和本发明的实施例及其具体范例的所有陈述旨在包括其结构等价方案和功能等价方案两者。此外,旨在使这样的等价方案包括目前已知的等价方案以及将来发展出的等价方案(即发展出的执行相同的功能的任何元件,而不论其结构如何)两者。因此,例如,本领域技术人员应当意识到本文中提出的方框图表示说明性系统部件的概念性视图和/或体现本发明的原理的电路图。类似地,应当意识到任何流程图表、流程图等表示各个过程,这些过程可以基本在计算机可读存储媒体中表示并且因此由计算机或处理器运行,不论是否明确示出了这样的计算机或处理器。

[0019] 另外,本发明的实施例可以采取能够从计算机可用或计算机可读存储介质访问的计算机程序产品的形式,所述计算机可用或计算机可读存储介质提供由计算机或任何指令执行系统使用或结合计算机或任何指令执行系统使用的程序代码。出于这种说明的目的,计算机可用或计算机可读存储介质能够是可以包括、存储、传送、传播或输送由指令执行系统、装置或设备使用或结合指令执行系统、装置或设备使用的程序的任何装置。所述介质可以是电子、磁性、光学、电磁、红外线或半导体系统(或装置或设备)或者传播介质。计算机可读介质的范例包括半导体或固态存储器、磁带、可移动计算机磁盘、随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、硬磁盘和光盘。光盘的当前的范例包括只读光盘(CD-ROM)、读/写光盘(CD-R/W)、蓝光盘TM和DVD。

[0020] 现在参考附图,在附图中相似的附图标记表示相同或相似的元件,并且首先参考图1,说明性地示出了根据一个实施例的用于使用通过超声图像的定位来引导一个或多个医学仪器的系统100。系统100可以包括工作站或控制台112,从所述工作站或控制台112来对流程进行监督和/或管理。工作站112优选地包括一个或多个处理器114以及用于存储程序和应用的存储器116。存储器116可以存储图像处理模块115,所述图像处理模块115被配置为对来自超声成像系统110的图像进行解释和比较。图像处理模块115被配置为使用超声(US)探头128来收集图像。超声探头128可以包括经直肠US(TRUS)探头,尽管将关于高剂量率(HDR)近距离放射治疗流程来说明性地描述本发明的原理。探头128可以采用光学跟踪的超声探头、EM跟踪的US探头或非跟踪的3D探头。

[0021] 在这样的流程期间,一个或多个医学仪器102(例如一个或多个导管和/或其他仪器)被插入到对象160(例如患者)中。在近距离放射治疗应用中,所述一个或多个仪器102被传送通过引导网格162。引导网格162可以在流程之前(即先验地)利用成像系统110的坐标系138而被校准/配准。一个或多个仪器102被配置为在其中包括或接收跟踪设备104,例如EM跟踪和/或光学形状感测设备/系统。例如,在HDR近距离放射治疗中,一个或多个导管102不具有嵌入到其中的跟踪设备104。为中空管的一个或多个导管102被插入到组织(对象160)中。然后,诸如EM跟踪的导丝和/或光学形状感测纤维的形状重建设备和/或跟踪设备104被插入到一个或多个导管102中并且被移除。事实上,一个EM跟踪的导丝或光学形状感

测(OSS)纤维能够被用于重建若干导管的形状。在其他实施例中,一个或多个导管102以及一个或多个形状重建传感器和/或跟踪设备104可以被集成到一起。

[0022] 对于EM跟踪,使用场生成器122和(例如针对EM跟踪的)跟踪系统处理模块124来跟踪一个或多个仪器102的位置。生成EM场,并且在EM坐标系126中跟踪仪器102的移动。对于OSS纤维跟踪,使用从光纤设备到(例如针对光学形状感测)跟踪系统处理模块124的反馈来跟踪一个或多个仪器102的位置。通过光纤设备的形状生成的背向反射光在它们自己的坐标系(例如坐标系126)中被跟踪。尽管仅需要单一的跟踪方法,但是可以一起采用全部两种系统,或者可以采用其他跟踪系统。

[0023] 根据一个实施例,一个或多个仪器102呈现为绘制在显示器118上的US体积中的一个或多个亮区域。能够使用基于图像的方法来使用配准模块136将来自EM处理模块124的EM跟踪的导管位置叠加或配准到图像处理模块115中的US体积上,并且因此在US体积中定位一个或多个导管102。在其他实施例中,可以利用模块124中的光学形状感测来代替EM处理,并且可以利用用于形状感测的光纤来代替EM跟踪设备104。采用EM信号弹或光学信号来确定一个或多个仪器102的位置。一个或多个仪器102优选地包括一个或多个导管,但是可以包括导丝、探头、内窥镜、其他医学部件等。

[0024] 在一个实施例中,工作站112包括用于查看对象(患者)160的内部图像的显示器118,并且可以包括作为另一图像或绘制的叠加的体积的图像134。显示器118还可以允许用户与工作站112及其部件和功能、或者系统100内的任何其他元件进行交互。这由接口120进一步促进,接口120可以包括键盘、鼠标、游戏杆、触觉设备或其他外围设备或控制,以允许用户从工作站112反馈并且与工作站112进行交互。

[0025] 参考图2,示意性的图示出了采用EM跟踪和US的系统设置。令 C_{US} 为US体积202的坐标系,而 C_{EM} 为EM场生成器122的坐标系,并且 C_G 为网格204的坐标系。网格204是被用来辅助对仪器102(例如导管、针等)的递送和定位的向导或引导网格。变换 $T_{US \rightarrow EM}$ 将坐标系从 C_{US} 变换到 C_{EM} ,并且 $T_{G \rightarrow EM}$ 将坐标系从 C_G 变换到 C_{EM} 。

[0026] 在一个实施例中,TRUS探头206被装备有EM跟踪器,因此,可以在校准过程期间识别 $T_{US \rightarrow EM}$ 和 $T_{G \rightarrow EM}$ 。该校准对于近距离放射治疗目的而言可能不够准确。然而,其可以被用作配准过程的初始位置。

[0027] 在另一个实施例中,不利用EM跟踪器来跟踪TRUS探头206。备选地,能够使用光学编码器或任何其他编码器208来跟踪探头206。在这种情况下, $T_{US \rightarrow EM}$ 是未知的并且需要根据本发明的原理来识别。在又一个实施例中,可以采用光学形状感测来检测导管(102)的形状。在这种情况下,应该识别 $T_{US \rightarrow op}$ 而不是 $T_{US \rightarrow EM}$ 。在再一个实施例中,针对该应用采用不必被跟踪的3D探头。

[0028] 在所有这些实施例中,能够使用水箱中的针(needle in a water tank)(这是临床方法)来识别 $T_{US \rightarrow G}$ 。该变换是相当稳定的并且不需要每次进行重复。

[0029] 参考图3同时继续参考图2,示出了根据说明性实施例的用于使用US对医学仪器的基于图像的跟踪的方法。在方框302中,确定是否需要对 $T_{US \rightarrow G}$ 的校准。如果是,则在方框304中对 $T_{US \rightarrow G}$ 进行校准。如果否,则访问方框306。校准可以包括使用水箱中的针或其他校准方法。

[0030] 在方框306中,针对导管或其他医学仪器的放置而发展出计划(p_G)。在方框308中,

基于计划将导管或其他医学仪器植入到组织里面。规划的导管位置在网格坐标系 C_G 中。能够通过 $p_{US} = (T_{US \rightarrow G})^{-1} \cdot p_G$ 将规划的位置 p_G 变换到 C_{US} 。

[0031] 在方框310中,位置传感器(例如EM导丝和/或光学形状传感器(OSS))被插入到仪器(例如导管)中以在EM场生成器坐标系(C_{EM})或OSS坐标系(C_{OSS})中创建导管的形状。将假设导管位置是 c_{TR} 。在方框312中,收集超声图像以在方框314中创建超声体积(优选地是3D的)。这可以是通过将跟踪的TRUS探头从基部缩回到顶点或者通过使用3D US探头来生成的。在方框315中,勾画超声体积内的感兴趣器官或感兴趣区域以用于图像查看。这可以是使用图像处理115来执行的(图1)。在方框324中,可以在规划中采用勾画或器官,并且在方框316中可以在对导管行进的可视化中采用勾画或器官。

[0032] 根据本发明的原理,能够在身体内以视觉方式跟踪一个或多个仪器。通过在同一图像中提供勾画出的器官,用户能够确切地辨认一个或多个仪器在哪里并且因此递送或将来要递送处置药剂。这能够被用于更加准确地执行计划并且针对可能遇到的任何误差实时做出校正。另外,实现了实时视觉反馈,这能够增加用户对正根据计划执行合适的处置的信心。利用对感兴趣器官(即前列腺)的实时可视化,用户能够立即评估仪器位置以保证它们被放置在器官的边界内并且过处置或欠处置的可能性较小。

[0033] 在方框316中,由图像处理模块(115,图1)处理US体积以对体积进行阈值处理,从而仅保留亮区域和/或使用高斯滤波器来使图像平滑。应当理解,可以采用不同的滤波器或图像处理技术来增强图像查看并发现图像特征或伪影以提高准确度。在方框318中,通过将跟踪到的导管点刚性配准到 p_{US} 来将所述导管点在 C_{US} 坐标系中初始化。假设经配准的导管位置为 c_{US}^0 ,使得 $c_{US}^0 = R^0 \cdot c_{TR} + T^0$ 。在方框320中,通过将US体积的强度在 c_{US}^0 处进行加和并且迭代地优化 $T_{US \rightarrow EM}$ (优化(R^i, T^i))以使交叠最大化来对 c_{US}^0 和经处理的US体积的交叠进行量化。换言之,优化跟踪的数据与图像数据之间的旋转(R)和平移(T),以发现它们之间的最佳拟合。

[0034] 在方框322中,计算US坐标系中的导管位置。该计算是实时进行的以允许在显示器上对US图像中的导管位置的视觉跟踪。这样,用户能够以视觉方式跟踪导管以确保服从计划。导管的位置按需要被重新计算并被以视觉方式更新,并且优选地为实时的或接近实时的。在方框324中,作为计划的部分或在流程期间的任意时间,可以使用在超声坐标系中的导管位置和对感兴趣器官的勾画两者来计算停留位置和停留时间,以更新计划。可以针对高剂量率(HDR)近距离放射治疗或任何其他流程来计算剂量和停留时间的量。在方框315中,应该在US体积中勾画感兴趣器官以用于剂量规划。EM-US或OSS-US配准方法的一个益处是在配准之后导管和器官轮廓两者在相同的坐标系中并且可以被用于跟踪。在方框326中,执行或者修改并执行计划以达到流程的目的。

[0035] 参考图4,说明性地描绘了用于对一个或多个医学仪器进行视觉定位的方法。在方框404中,引导网格被校准到成像系统以对一个或多个医学仪器以超声方式进行成像。在方框406中,使用所述引导网格将一个或多个医学仪器植入到对象中。图5中对此进行了说明性描绘,其中,医学仪器包括一个或多个导管502,并且医学仪器经过引导网格或模板504到对象506中。在这种情况下,植入用于对前列腺508的处置;然而,预期其他流程。在方框408中,使用跟踪系统来跟踪所述一个或多个医学仪器的位置。所述跟踪系统可以包括电磁跟踪系统、光学形状感测跟踪系统和/或其他跟踪设备或系统。

[0036] 在方框410中,在部署有一个或多个医学仪器的图像体积中对一个或多个医学仪器以超声方式进行成像。成像系统可以包括不被跟踪的超声探头以允许放置探头的灵活性。探头可以包括经直肠探查超声(TRUS)探头。

[0037] 在方框412中,所述一个或多个医学仪器的跟踪到的位置被配准以对一个或多个医学仪器进行视觉定位。所述一个或多个医学仪器优选地包括一个或多个导管,所述一个或多个导管在体积中呈现为一个或多个亮区域。在方框414中,通过找到亮区域与一个或多个医学仪器的跟踪到的位置之间的最佳拟合来对配准进行优化。这可以包括使图像与跟踪数据之间的旋转和平移最小化。在方框416中,图像体积可以被进一步处理以进行阈值处理和/或滤波,从而突出显示亮区域并突出显示器官边界,以用于流程的经改进的可视化。在方框418中,在流程期间,在图像体积中以视觉方式更新由跟踪系统确定的位置变化。一个或多个医学仪器被用于在例如近距离放射治疗流程期间递送处置。

[0038] 在解释权利要求时,应当理解:

[0039] a) 词语“包括”不排除给定的权利要求中列出的那些之外的其他元件或动作的存在;

[0040] b) 元件前的词语“一”或“一个”不排除存在多个这样的元件;

[0041] c) 权利要求中的任何附图标记均不限制它们的范围;

[0042] d) 可以由同一项目或硬件或软件实施结构或功能来表示若干“单元”;并且

[0043] e) 除非明确指出,否则不特意要求动作的具体顺序。

[0044] 已经描述了用于在经引导的高剂量率近距离放射治疗中对导管进行定位的优选实施例(所述优选实施例旨在是说明性的而不是限制性的),注意到本领域技术人员鉴于以上教导可以做出修改和变型。因此应当理解,可以在本文中如权利要求书概括的那样公开的实施例的范围内,对所公开的公开内容的特定实施例中做出变化。因此已经描述了专利法所要求的细节和特性,在权利要求书中阐述了由专利证书要求并且期望被保护的内容。

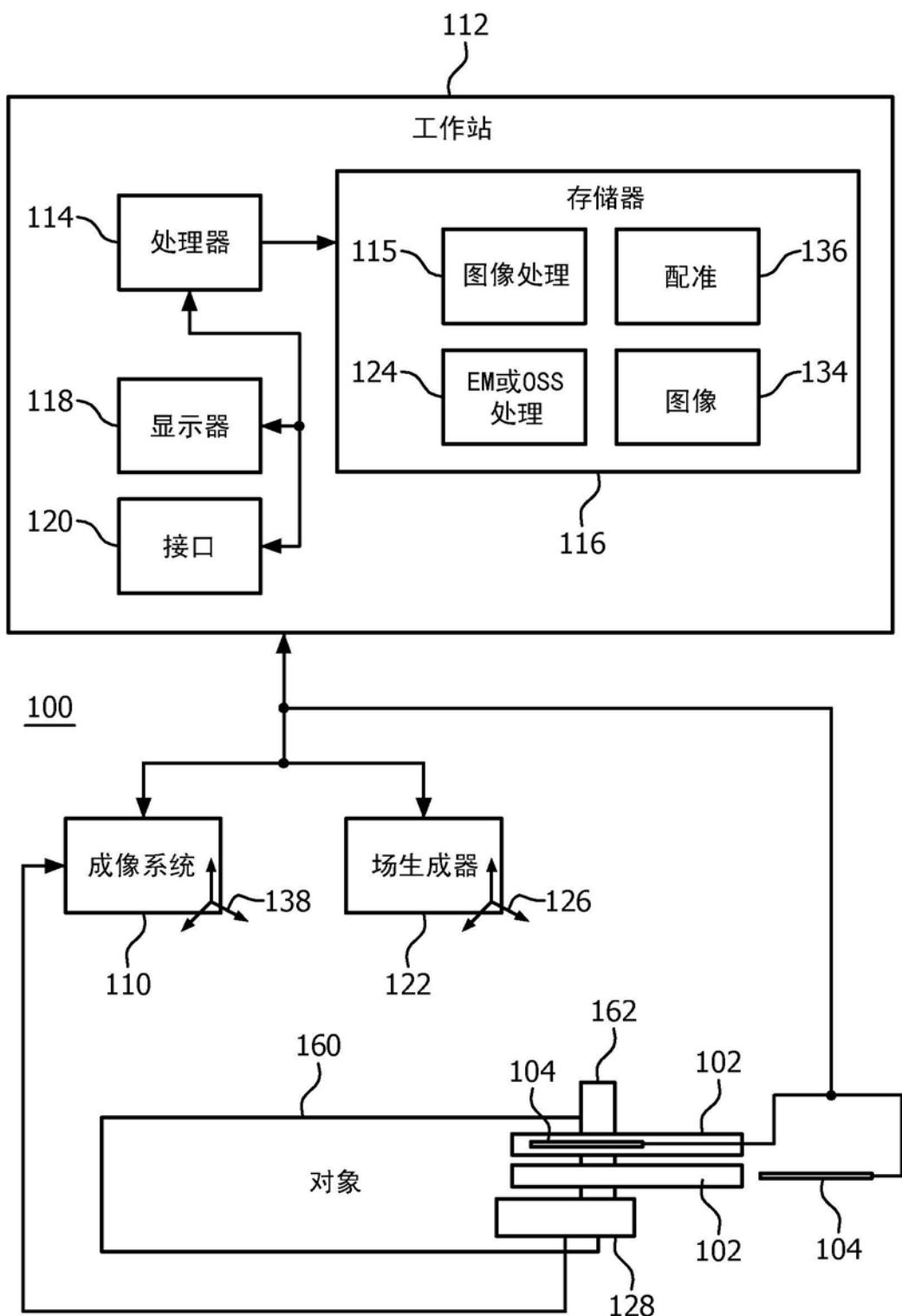


图1

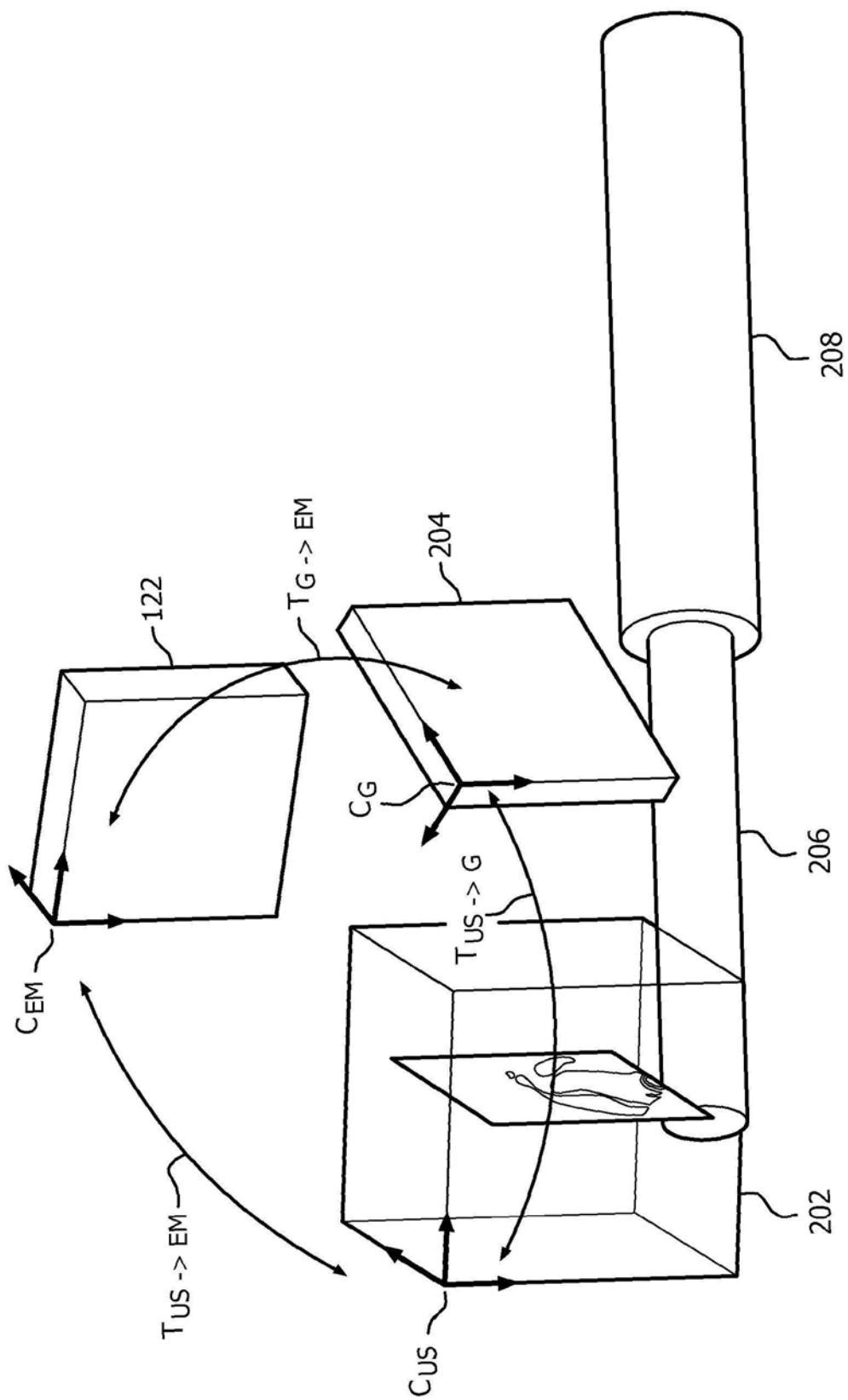


图2

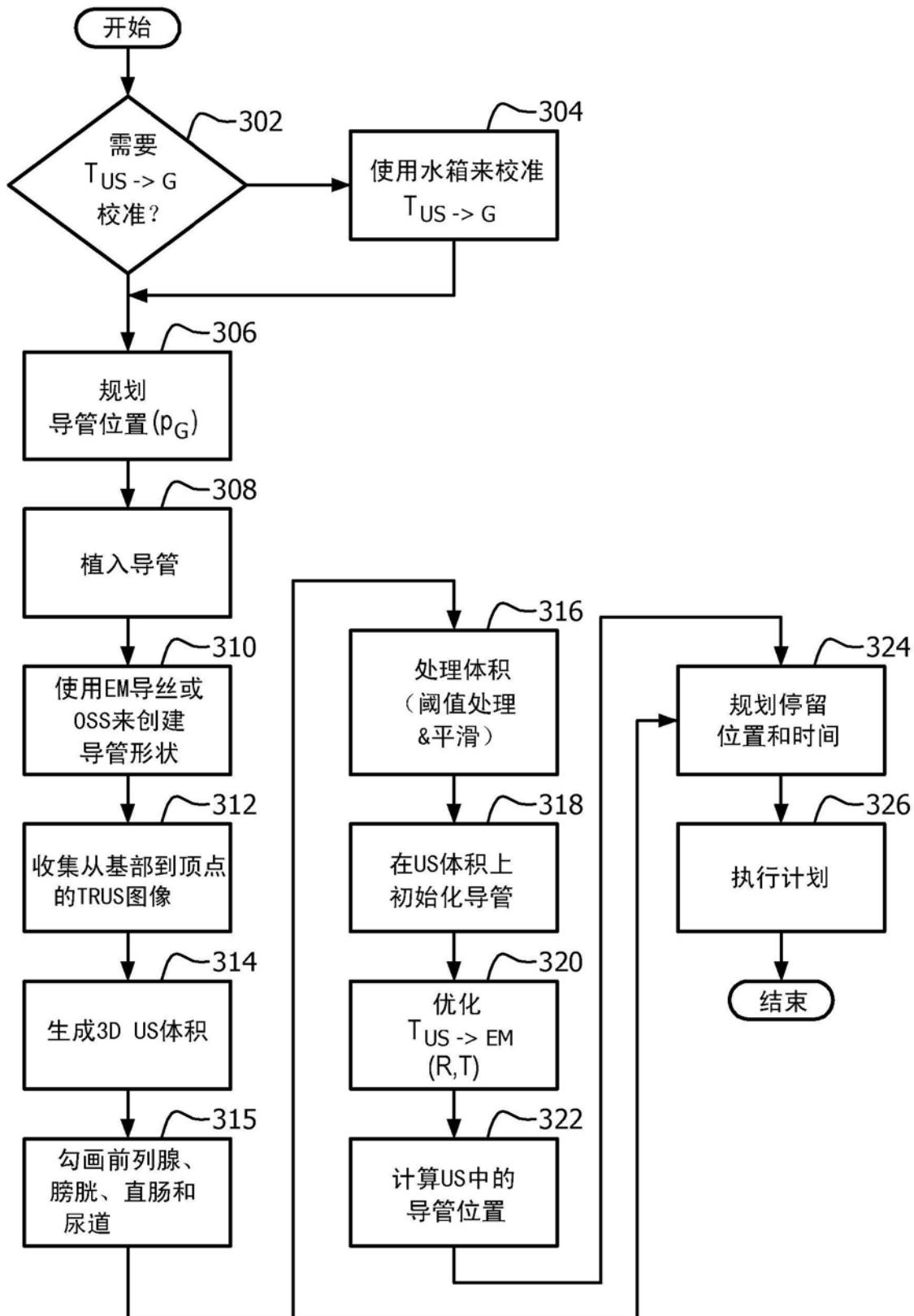


图3

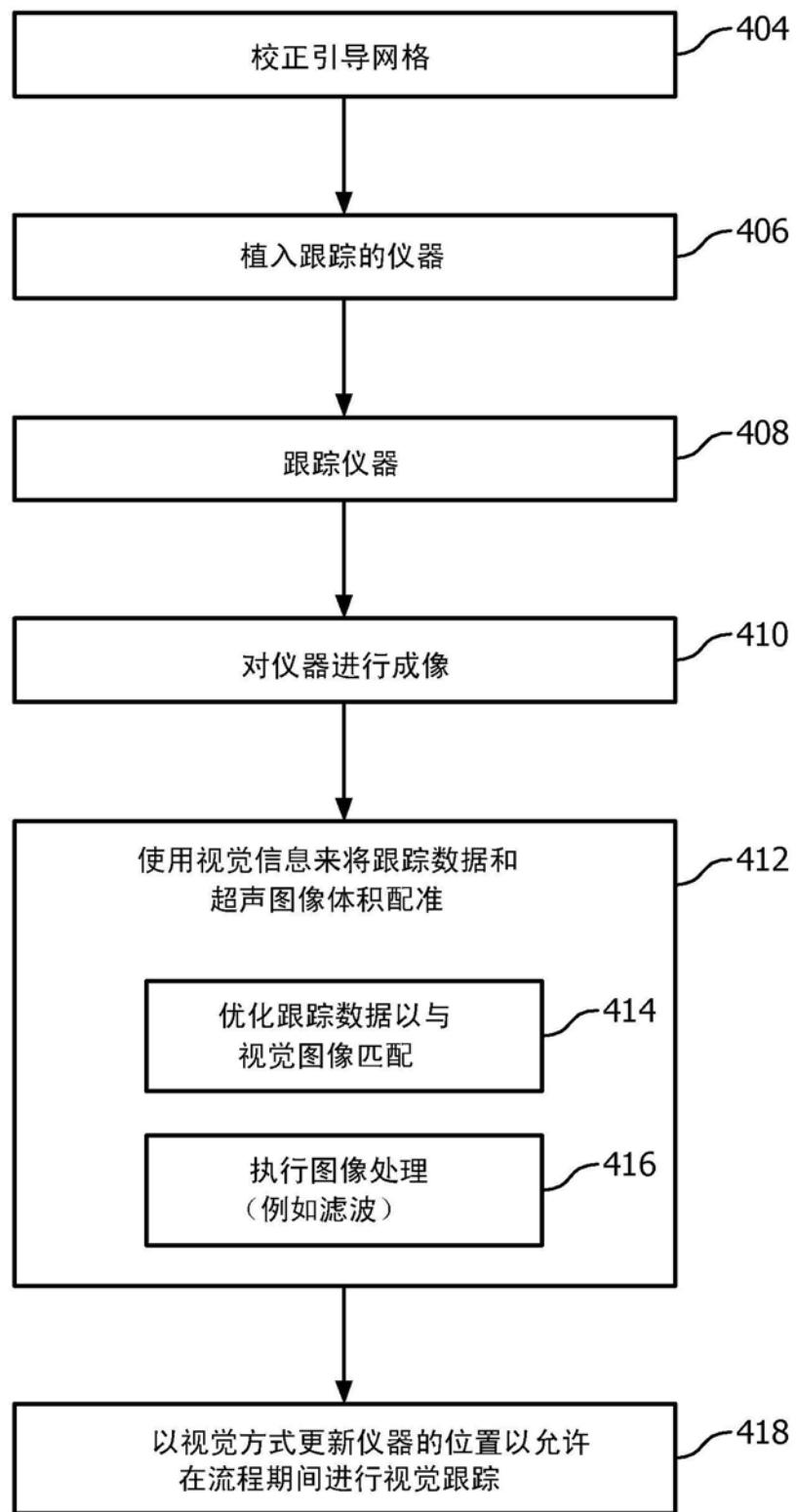


图4

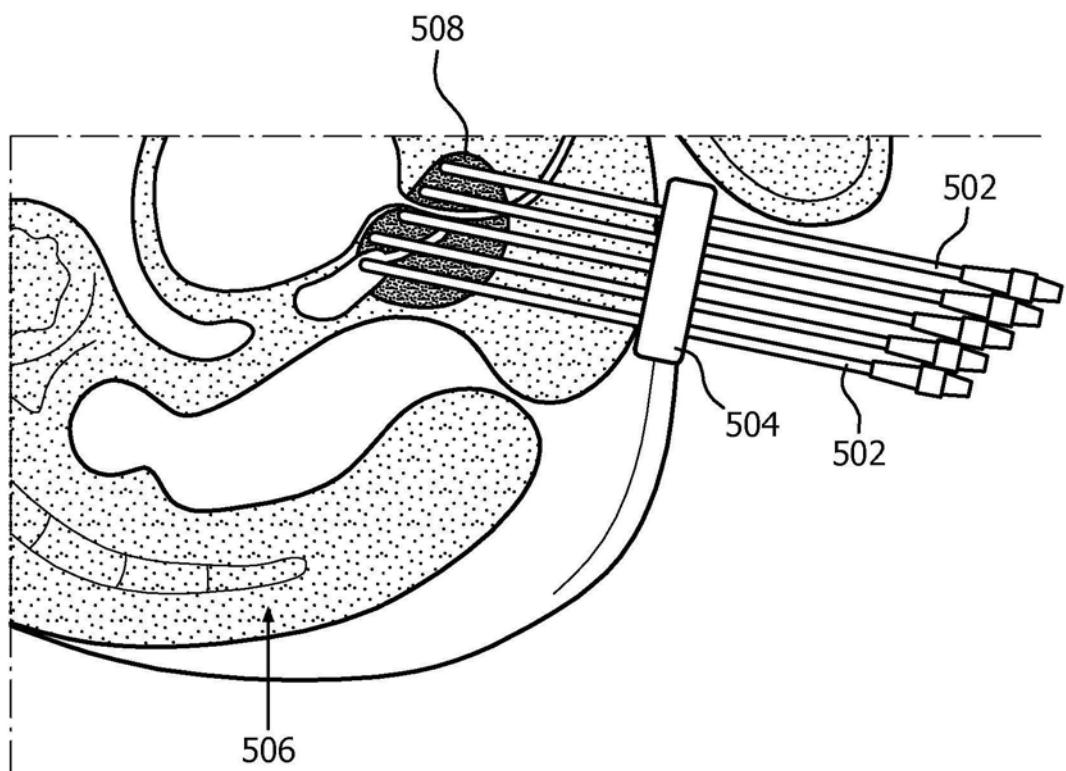


图5