



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103281968 B

(45)授权公告日 2017.04.12

(21)申请号 201180062596.2

(22)申请日 2011.12.21

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 103281968 A

(43)申请公布日 2013.09.04

(30)优先权数据
61/425,891 2010.12.22 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2013.06.24

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/US2011/066605 2011.12.21

(87)PCT国际申请的公布数据
W02012/088321 EN 2012.06.28

(73)专利权人 优瑞技术公司
地址 美国奥克伍德村

(72)发明人 詹姆士·F·登普西

(74)专利代理机构 北京派特恩知识产权代理有限公司 11270
代理人 武晨燕 迟姗

(51)Int.Cl.
A61B 8/14(2006.01)

(56)对比文件
US 2010/0312095 A1, 2010.12.09,
US 2003/0011451 A1, 2003.01.16,
CN 1946339 A, 2007.04.11,
US 2010/0056900 A1, 2010.03.04,
US 2007/0167801 A1, 2007.07.19,
审查员 方炜园

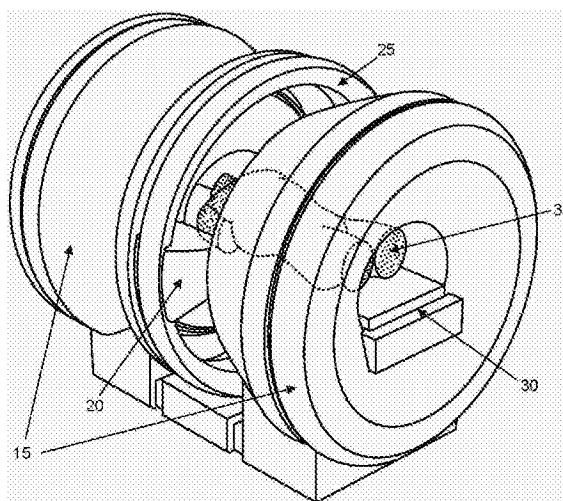
权利要求书2页 说明书20页 附图15页

(54)发明名称

用于在医疗过程中进行图像引导的系统和
方法

(57)摘要

本发明公开了一种手术导航系统,其可以在手术治疗中实时成像并且进行病人监测。该系统可包括MRI系统,用于在进行手术的同时产生病人的实时图像。在手术之前,采用计划接口产生手术计划。控制单元接收该实时图像数据以及该手术计划,并且根据包括在手术计划中的参数监测该图像数据。该控制单元在执行手术治疗的同时进行实时监测。该控制单元可检测出与手术计划的偏差和/或高危病人情况,并指示警告单元根据所检测的情况发出警告。



1. 一种手术导航系统,包括:

核磁共振成像 (MRI) 系统,构造成用于产生表示病人一部分的MRI数据;

计划接口,用于至少部分地基于和手术治疗的手术参数有关的术前图像和输入信息来产生手术计划,其中,手术参数包括:一个或多个手术路径或路线,以及用于手术治疗的器官周围的区域;

控制单元,用于基于手术治疗中获取的MRI数据来接收图像数据,并监测用于包括在手术计划的手术参数中的情形的图像数据;以及

警告单元,用于基于来自控制单元的指令发出警告;

其中该控制单元构造成基于检测到器官运动来指示警告单元发出警告。

2. 如权利要求1的手术导航系统,其中MRI包括由间隙隔开的第二和第三主磁体。

3. 如权利要求1的手术导航系统,其中MRI的构造使得基本在执行手术治疗的同时捕获图像。

4. 如权利要求3的手术导航系统,其中该控制单元构造成基本在执行手术治疗的同时采用图像数据用于监测病人对手术治疗的响应。

5. 如权利要求4的手术导航系统,其中监测病人对手术治疗的响应包括基本在执行手术治疗的同时监测病人解剖学变化。

6. 如权利要求5的手术导航系统,其中该控制单元构造成在手术治疗中基于检测到与病人解剖学变化相关的至少一种情形来指示警告单元发出警告。

7. 如权利要求1的手术导航系统,还包括跟踪单元,用于跟踪执行手术治疗所使用的手术仪器。

8. 如权利要求1的手术导航系统,还包括跟踪单元,用于跟踪执行手术治疗的手术机器人设备。

9. 如权利要求1的手术导航系统,其中警告单元构造成以视频信息和音频信息中的至少一种形式发出该警告。

10. 如权利要求1的手术导航系统,还包括图像处理单元,用于从MRI系统接收MRI数据,并基于该MRI数据产生图像数据。

11. 如权利要求10的手术导航系统,其中该MRI系统构造成用于:

在开始手术治疗之前获取表示第一质量图像的MRI数据;以及

在基本上同时的执行手术治疗期间获取表示第二质量图像的MRI数据,第二质量低于第一质量。

12. 如权利要求11的手术导航系统,其中图像处理单元构造成用于根据在获取表示第二质量图像的MRI数据期间产生的MRI数据产生表示容积图像的图像数据,并且

其中产生表示容积图像的图像数据包括采用可变形图像配准。

13. 如权利要求10的手术导航系统,其中该图像处理单元构造成用于基于从MRI系统接收到的MRI数据产生表示容积图像的图像数据。

14. 如权利要求13的手术导航系统,其中该图像处理单元构造成用于采用变形图像配准来产生表示容积图像的图像数据。

15. 一种手术导航系统,包括:

核磁共振成像 (MRI) 系统,构造成用于基本在对病人执行手术治疗的同时产生表示病

人一部分的MRI数据;

控制单元,用于基于在手术治疗期间获得的MRI数据接收表示容积图像的图像数据,并且用于监测预定情形的图像数据,所述预定情形与下述参数有关:一个或多个手术路径或路线,以及用于手术治疗的器官周围的区域;以及

警告单元,用于基于来自控制单元的指令发出警告;

其中该控制单元构造成基于检测到器官运动来指示警告单元发出警告。

16.如权利要求15的手术导航系统,还包括计划接口,用于接收预定情形中的至少一种。

17.如权利要求15的手术导航系统,其中该MRI的构造使得基本在执行手术治疗的同时捕获MRI数据。

18.如权利要求17的手术导航系统,其中该控制单元构造成基本在执行手术治疗的同时采用图像数据用于监测病人对手术治疗的响应。

19.如权利要求18的手术导航系统,其中监测病人对手术治疗的响应包括基本在执行手术治疗的同时监测病人解剖学变化。

20.如权利要求19的手术导航系统,其中该控制单元构造成在手术治疗中基于检测到与病人解剖学变化相关的至少一种情形来指示警告单元发出警告。

21.如权利要求15的手术导航系统,还包括图像处理单元,用于从MRI系统接收MRI数据,并基于该MRI数据产生表示容积图像的图像数据。

22.如权利要求21的手术导航系统,其中该MRI系统构造成:在开始手术治疗之前获取表示第一质量图像的MRI数据;以及

在基本上同时的执行手术治疗期间获取表示第二质量图像的MRI数据,第二质量低于第一质量。

23.如权利要求22的手术导航系统,其中图像处理单元构造成用于根据在获取表示第二质量图像的MRI数据期间产生的MRI数据产生表示容积图像的图像数据,并且

其中产生表示容积图像的图像数据包括采用可变形图像配准。

用于在医疗过程中进行图像引导的系统和方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求2010年12月22日提交的美国临时申请No.61/425,891的权利,通过引用将该申请结合在本文中。

技术领域

[0003] 本发明涉及医疗系统以及方法,具体地,涉及用于在医学治疗过程中对病人解剖学(anatomy)进行成像的系统和方法,尤其是其中所得的图像可用于改进医学治疗。

背景技术

[0004] 许多类型的医学治疗包括治疗前计划阶段。医学治疗的实施例可包括诸如药物治疗、物理治疗、放射疗法和/或手术治疗之类的这些情况。治疗前计划可包括病人解剖学的医学成像,例如x射线、计算机断层扫描(CT)和/或核磁共振成像(MRI)。这些图像然后可用于辅助医师决定治疗过程,并准备用于执行该医学治疗的详细计划。

[0005] 例如,在医学治疗包括手术治疗的情况下,手术计划通常早于执行实际的手术之前准备。在某些情况下,病人经历某些形式的术前医学成像,这样手术团队可以作为手术计划过程的一部分来检查病人解剖学图像。同样,在某些情况下,术前图像可在手术治疗中使用。图像引导手术(IGS)是手术治疗的所使用的通用术语,其中手术人员可采用跟踪手术仪器结合术前或术中计划图像以便间接导航该治疗。大多数的手术导航治疗是微创的。

[0006] 手术可包括,但不局限于下列治疗过程的任何一个或多个:

[0007] • 切开-在器官、肿瘤或其他组织中切割。

[0008] • 切除(excision)-切掉器官、肿瘤或其他组织。

[0009] • 切除术(resection)-局部去掉器官或其他身体结构。

[0010] • 器官、组织等的重新接驳,尤其是如果是割断的情况下。诸如肠等器官的切除术,典型地包括重新接驳。内部缝合或固定(stapling)可用于重新接驳。血管或其他管或中空结构之间的手术连接,例如肠回路的手术连接,称作吻合术。

[0011] • 结扎术-结扎血管、导管、或“管子”。

[0012] • 移植术-分离从同体(或者异体)切除的组织片段,或者仍然部分连接到身体上的组织皮瓣,但进行重新缝合,用于再组织或者重建身体中的问题区域。尽管移植术经常用于整容手术中,其也可用于其他手术中。移植术可提取病人身体的一个区域并插入到身体的另一区域中。实例是心脏搭桥手术,其中阻塞的血管采用从身体的另一部分的移植物来旁通。可替换地,移植物可来自于他人、尸体或动物。

[0013] • 假肢部件的插入。假肢部件的实例可包括设置并将骨头保持在一起的针(pin)或螺钉;假肢杆或者用于代替骨头部分的其他假肢部件;插入以代替头盖骨损坏区域的板;所谓的人造部件,例如人造臀部,用于代替受损的解剖;心脏起搏器或者阀;或者许多其他类型的公知假肢。

[0014] • 气孔的形成,其是身体中的永久性或半永久性开口。

[0015] • 器官或组织的移植术,其中供体器官(从捐赠者身体中取出)插入到受体身体中并且以全部必要的方式(血管、导管等)连接到受体上。

[0016] • 关节固定术-相邻骨头的手术连接,这样骨头可一起成长为一个。脊柱融合术是关节固定术的一个实例,其中相邻的脊椎骨进行连接,使得它们成长为一块。

[0017] • 组织修复,该组织例如用于减轻重量的减肥手术中的消化道。

[0018] • 瘘管、疝气、脱垂修复。

[0019] • 通过使用热、冷、电流、辐射或者其他细胞损伤导入技术而进行的组织切断或者毁坏。

[0020] • 血管成形术、内窥镜检查或者器官移植。

[0021] • 清除堵塞的管道、血管或者其他通道。

[0022] • 结石清除。

[0023] • 积液引流。

[0024] • 清创术,其包含死亡、受损或者疾病组织的去除。

[0025] • 有助于或者确定诊断的探查。

[0026] • 有助于或者确定诊断的组织取样。

[0027] • 组织或器官的截肢、再植或者复原。

[0028] 某些传统的IGS系统包括平面影像系统以及手持手术探针。该平面影像系统用于获取术前或术中病人解剖学“快照”,以便定位病人解剖学并且计划手术治疗。在手术过程中,某些IGS系统能够跟踪手术探针相对于该平面、静态图像的位置。在这些情况下,该IGS系统包括用于显示在表示手术探针图像内的静态图像。在某些IGS系统中,探针位置可在病人解剖学上显示,其中病人解剖学显示为三向正交时,平面图像切片在基于工作站的3D成像系统上。

[0029] IGS系统的一个实例是stealthstation®,其是由美敦力公司(Medtronic公司)提供的产品。美敦力stealthstation®IGS系统采用了电磁和光学跟踪技术,以在手术过程中确定手术仪器在病人中的位置。该系统采用先前准备的配准截面2D图像,其采用公知的算法进行组合,以产生3D图像。该系统然后将仪器在图像上的位置进行叠加,以便使得手术人员能够在手术过程中发现仪器的位置。这种IGS系统可采用各种不同的跟踪技术中的任何一种,这些跟踪技术包括机械的、光学的、紫外线的以及电磁的技术来跟踪探针相对于静态图像的位置。这种系统跟随这样的典范:其中病人解剖学假定为静态的、并且在手术过程中是不移动,焦点已经试图跟踪手术探针或仪器的“正确”位置。这种系统也假定手术人员在定位仪器的同时将观察图像,而不是病人。

[0030] 如上所述,对治疗进行参考也包括除了包括手术治疗之外的医学治疗。医学治疗的另一实例是放射疗法。例如,由增生性组织紊乱所导致的疾病(诸如癌症和冠状动脉再狭窄)某些时候采用放射疗法进行治疗,其中对已知为包含或怀疑包含疾病的病人部分进行照射。为此,放射疗法计划系统用于首先获取疾病部分以及周围区域的计划图像。

[0031] 放射疗法计划系统总体包括CT或者MRI仿真器。典型地,在开始治疗之前的某一天中进行CT或者MRI放射疗法,以获取多个配准截面的2D图像。这些截面图像采用公知的算法进行组合,以产生3D图像。显示这些3D仿真图像,然后进行分析,以识别怀疑将要进行治疗的疾病的区域位置,诸如怀疑微观疾病扩散的、放射学明显的肿瘤或者区域。这些将要治疗

的区域称作放疗靶区。

[0032] 为了试图解释器官运动,提出了裕度(margin)和计划靶体积(PTV)的概念以试图照射在大多数照射过程中有希望包括目标的体积。PTV包括解释病人几何结构或运动变化的几何裕度。同样,显示3D仿真图像,然后进行分析,以识别可能由辐射损坏的重要的正常骨骼和组织,诸如脊髓和肺,以便估算辐射在这些组织功能上的潜在影响。免受或免于过量辐射的这些区域称作处于危险之中的关键结构或器官,并且还可包括解释病人几何结构或运动的裕度。放射疗法的递送然后以辐射疗法靶区的单个静态模型以及从单组CT和/或MRI图像得到的关键结构上进行传统计划。

[0033] 由于公知技术并不允许同时的立体成像技术和治疗,因此病人和他们所有的内部器官需要进行精确地重新定位,用于精确的IGS或辐射剂量递送。然而,本领域已经公知,精确的重新定位病人由于几个因素是不可能的,这些因素包括:不能重新产生病人配置,即病人身体的几何结构以及对准;病人的生理变化,诸如体重减轻或者肿瘤生长或缩小;以及病人中的器官运动,这些器官运动包括但不局限于呼吸运动、心脏运动、直肠扩张、蠕动、膀胱充盈以及随意肌运动。注意,器官运动可以以快速的时间规格出现,这样变化可在单个剂量递送(例如,呼吸运动)中出现,这被称为“同一分次中(intra-fraction)”器官运动,或者他们可以较慢的时间规格出现,这样变化在剂量递送之间或手术治疗中出现,这被称为“不同分次间(inter-fraction)”器官运动。

[0034] 在手术和放射治疗两个领域中,病人设置错误、生理变化以及器官运动导致在手术或放射疗法过程继续的同时,所跟踪的手术或治疗光束相对于解剖学靶区和病人的关键结构的未对准率增加。

[0035] 例如,在放疗领域中,实践者已经采用放疗光束获取病人的硬拷贝影像很多年,技术上称作“射野影像”(port film),从而试图保证光束位置不会从原始计划明显改变。然而,所获取的射野影像总体来说仅仅是放疗过程中(典型地为1周)的某些预定时间段上获取的单个2D投影图像。射野影像不能解释器官运动。此外,射野影像不能采用任何明显的对比度来成像软组织解剖学,并且仅仅为病人的骨骼解剖学提供可靠的信息。因此,未对准信息仅仅在获取射野影像的瞬时提供,并且可被误导为骨骼解剖学,同时软组织解剖学对准不需要随着时间调整 and 改变。由于在所提供的射野影像中采用了合适的标注,可确定光束未对准,然后在某些有限的程度上被修正。

[0036] 最近,某些人已经披露了电子获取射野影像,其称作电子射野成像。这种成像技术采用了固态半导体、闪烁器或者液体电离室阵列技术,以采用线性加速器或者相关的千伏级X射线单元的X射线来捕获病人的X射线传输射线照片。因为采用了硬拷贝技术,未对准数据仅提供在射野图像获取的瞬时。电子射野影像中的另一最新进展包括采用植入式间质射线不透性标记物,以便成像软组织的位置。这些程序是侵入式的,并且承受标记物迁移。即使采用快速获取许多图像实现时,这些程序的结果仅仅是发现软组织内部由射线不透明标记物所标识的离散点运动,不能解释器官运动真正的复杂性以及它们将导致的剂量学误差。另一最新进展包括在放疗的日常递送之前或之后获取立体锥束X射线CT图像组或者螺旋断层放疗兆伏级X射线CT图像组,其中该图像组可用于从2D电子射野图像产生3D立体图像组。尽管该技术可负责某些病人设置误差,例如病人的几何结构和配准、病人的生理变化以及病人中的同一分次内器官运动,但它不能负责病人同一分次内器官运动。同一分次内

器官运动非常重要,包括但不限于呼吸运动、心脏运动、直肠气胀、蠕动、膀胱充盈以及随意肌运动。

[0037] 放疗在历史上已经传递到身体中包括靶区的大部分区域。尽管某些体积裕度要求负责微观疾病扩散的可能性,但是大多数裕度要求负责治疗计划和辐射传递中的不确定性。减小被照射的组织总体积是有益的,这是因为其减小了正常组织被照射的量,因而减小了病人从放疗得到的总毒性。此外,总治疗量的减小可以使得剂量增加到目标上,因而增加了肿瘤控制的可能性。

[0038] 临床钴 (^{60}Co 放射性同位素源) 治疗单元和MV线性加速器(或者直线加速器)在二十世纪五十年代早期几乎同时引入。最早的两个临床钴治疗单元在1951年七月几乎同时在萨斯卡通市、伦敦和安大略安装。单独用于临床使用的第一台MV线性加速器于1952年6月安装在英国伦敦的Hammersmith医院。第一个病人在1953年8月采用该机器进行治疗。这些设备很快广泛应用于癌症治疗中。深度穿刺电离电子束快速成为放疗的主要支柱,从而可以进行广泛的中晚期肿瘤的无创性治疗。X射线治疗的作用由于这些设备从主要的缓解性治疗到确定的治愈性治疗的出现而慢慢发生了变化。尽管类似,钴单元和直线加速器通常作为外部光束放疗中的竞争性技术出现。这种竞争导致直线加速器在美国和西欧的最终统治。

[0039] 钴单元非常简单,在技术上不能随着时间的变化明显改进。当然,钴单元的这种简单化是其一些吸引力的原因;钴单元非常可靠、精确、要求非常少的维护和技术专家来运行。在早期,这使得钴治疗成为外部光束治疗最广泛的形式。

[0040] 直线加速器是技术上更强的设备。直线加速器能加速电子的高电流到能量在4到25MeV之间,从而产生韧致辐射光子束或散射电子束。这样,直线加速器是更加通用的机器,其采用锐利的半影和更高的放射线剂量率可以实现更强的穿刺束。由于直线加速器更加可靠,其具有更多穿刺光束与额外的采用电子束来耦合的好处被视为是足够强的动力来替代现有的钴单元。

[0041] 钴治疗不会在没有任何一些抗议的情况下消失,这种讨论的本质在1986年由Laughlin、Mohan和Kutcher在著名的报纸中得到,其解释了钴单元和直线加速器的正反两方面。钴单元和直线加速器的正面已经列出。钴单元的反面被认为是:少量的穿刺深度剂量,由于源大小所导致的更大的半影,由于污染电子的能量低而导致对于大的区域需要大的表面剂量,以及强制性监管。直线加速器的反面随着其能量(因而其与低能量钴束的差别)的增加而增加,并且可被发现衰减增加,由于电子转移而使得半影增加,照射到骨头上的剂量增加(由于成对的产物而导致的剂量的增加),并且最重要的是光中子在10MV之上的加速电压上产生。

[0042] 在调强放疗(IMRT)之前的年代里,直线加速器保持着对钴治疗的一定优势。人们可生产与结合直线加速器的能力的采用4MV直线加速器加速电压的钴非常类似的光束以产生电子束或者更多的穿刺光束的事实使得直线加速器更加优选。当钴治疗的值相对直线加速器的值进行权衡时,辐射区域仅仅手动形成而不具有IMRT的优点。随着IMRT的发展,使用更高的兆伏(MV)级直线加速器加速电压束和电子束已经在很大程度上被社会所抛弃。这部分是因为对于IMRT所要求的光束导通施加增加所需的中子产物的关注增加(以及病人全身剂量增加)和优化电子束的复杂性增加,但最重要的是因为低MV光束IMRT能对所有类型的癌症治疗产生质量优良的治疗计划。

[0043] IMRT代表了改进3D剂量计算以及优化到我们已经对于静态物体实现高精度和高准确率的点上的那十年的高潮。然而,在剂量模型我们当前可接受的范例中存在一个基本的缺陷。该问题在于病人主要是动态可变的物体的事实,我们不能并且将不能优选地重新定位各分次的放疗。即使对于一个剂量的递送,同一分次内器官运动可导致明显的误差。尽管这个事实,放疗的递送传统地根据放疗目标和关键结构的静态模型来计划。实际的问题存在于这样的事实中:头盖骨放疗的外部(即,除了采用Stereotactic放疗的CNS疾病治疗之外)需要被分次,从而具有效果,即,其必须每日以单个1.8到2.2Gy放疗或者双1.2到1.5Gy放疗进行递送,并且传统地在工作周(周一到周五)进行递送,分别以2.0或1.8Gy花费7到8周来传输70到72Gy的有效治疗剂量。这日常的分次要求病人以及他们所有的内部器官为精确的剂量递送来精确地重新定位。这样对放疗增加了非常重要的问题:“如果目标和关键结构在实际治疗中到处移动的话,我们已经形成的所有的优良(elegant)剂量计算和优化有何用?”近些年来,器官运动研究的主要观点已经概括了至2001年的现有文献,已经示出两类最普遍的器官运动:病人设置误差以及器官运动。尽管病人明显的生理变化出现,例如,明显的头颈部癌症中肿瘤的缩小经常在临床中发现,但它们未被很好地研究。器官运动研究已经进一步分解成不同分次间和同一分次内的器官运动,已经知道这两种不能明显地分开,即,同一分次内的运动明显地混淆不同分次间运动的清楚监测。妇产科肿瘤、前列腺、膀胱和直肠不同分次间运动的数据已经被公开,同样,肝脏,隔膜,肾脏、胰腺、肺部肿瘤和前列腺的同一分次内的运动数据也被公开。许多同行评审公开物(公开之前的二十年间)已经示出不同分次间和同一分次内运器官运动在放疗计量学上具有明显的效果。这可以在这样的事实中发现:在小于50个病人的研究中普遍观察到了0.5到4.0cm之间的位移。器官运动的许多发现的平均位移较小,但是即使罕见但是较大的位移可明显改变病人所接收的生理有效剂量,这是被广泛接受的是:必须维持每分次正确的剂量,以有效地进行肿瘤控制。在近年来由Goitein(2004年1月的Radiation Oncology季刊;14(1):2-9)公开的同一分次内器官运动更为聚焦的观察中,处理与计量学误差相关的器官运动的重要性被简明地陈述:“不可否认的是:不可接受的、或者至少是不期望的大量的运动可出现在某些病人中.....”。Goitein还解释器官运动的问题一直是放疗中的关注点:“我们已经知道,由于辐射首先使用在癌症治疗中,病人运动和呼吸以及他们的心脏跳动和他们的肠蠕动。在不太遥远的十年中,我们在仿真器的荧光屏上监测所有的运动然后将区域边缘导线宽度设定为足以使得目标(从不考虑我们不能看到它)在该区域内的方案是简单的”。

[0044] 在一种查找强加到放疗上的极限值的方案中,该极限值由放疗的较长的星期中的病人设置误差、生理变化、以及器官运动上确定,影像系统已经被引入,其能在每个辐射传递之前或之后获取立体式CT“快照”。放疗单元和放射学影像设备的这种组合已经命名为图像引导放射治疗(IGRT),或者优选的为图像引导IMRT(IGIMRT)。IGIMRT技术具有去掉病人设置误差、检测缓慢的生理变化以及检测在放疗加长过程中出现的不同分次间器官运动的可能。然而,IGIMRT技术不能负责同一分次内器官运动,其是器官运动非常明显的形式。IGIMRT设备仅仅用于偏移大概的病人位置。IGIMRT设备不能捕获同一分次内器官运动,受到可进行的螺旋形或者锥形束CT成像的速度的限制。其次,但也许同样重要,CT成像增加了递送给病人的电离辐射剂量。我们已经公知次要致癌作用的发生出现在中低剂量区域中,整个身体剂量将由于许多CT图像研究的应用而增加。

[0045] CT成像和MRI单元在二十世纪70年代演示。CT成像在早期由于其本质上的空间完整性而作为放疗成像的“金标”采用，其从X射线衰减的物理过程中得到。尽管MRI中可能出现空间畸变，但是其作为放疗的成像模态仍然是非常有吸引力的。MRI与CT成像相比具有更好的软组织对比度，并且能够成像生理和代谢信息，诸如化学肿瘤信号或者氧化等级等等。影响数据空间完整性的MRI假象与电磁领域同质性中不期望的波动相关，可分为两种：1) 由于扫描仪所导致的假象，诸如磁场设计的磁场不均匀特性，以及由于渐变的切换所引入的涡流；以及2) 由于成像主体所导致的假象，即，病人的内在磁化率。现代化的MRI单元仔细进行定义，采用可有效消除由于扫描仪带来的假象的重建算法。在范围为1.0–3.0T高磁场强度，病人的磁化率可产生明显的畸变（其与磁场强度成比例），其经常可由首先获取的磁化成像数据来消除。近些年来，许多学术中心开始采用MRI来进行放疗治疗计划。不是以较高场强来处理与病人相关的假象，许多放疗中心而是采用0.2–0.3T的低场强MRI单元来进行放疗治疗计划，这是因为这些单元将病人磁化的空间畸变消除到不明显的程度。对于处理同一分次内器官运动，MRI是极度有利的，这是由于这样的事实：其足够快，从而能够实时跟踪病人运动，具有容易调节并且可定位的视野，并且不会递送任何其他电离辐射给病人，这些电离辐射可增加次要致癌作用的出现。呼吸控制并且肺量计门控的快速多切片CT近些年来已应用，以便由许多研究组来估算或建模同一分次内的呼吸运动。快速地，单切片MRI也应用于同一分次内运动的评估中，动态并行MRI能执行立体式同一分次内运动成像。由于CT成像需要递送增加的剂量给病人，因而MRI相对于CT在快速重复成像上具有一定优势。由于整个身体的剂量而导致次要致癌作用的增加的关注已经对于IMRT存在，并且在外加重复的CT成像的情况下变得更加恶化。

[0046] 两个研究组似乎同时想要开发与直线加速器集成的MRI单元。在2001年，美国专利No. 6,198,957已经授予给Green，其教导了一种集成的MRI和直线加速器设备。在2003年，荷兰乌德勒兹大学的一个团队发表了他们的用于集成的MRI和直线加速器设备的设计，并且后来报告了剂量计算，以测试他们设备的可行性。与CT成像单元相比，集成MRI单元和直线加速器的明显的困难在于MRI单元的磁场使得直线加速器不能工作。我们已经知道，在存在磁场 $\vec{B}$ 时，充电的颗粒以速度 $\vec{v}$ 运动，承受着由 $\vec{F} = q(\vec{v} \times \vec{B})$ 给出的洛伦兹力。由MRI单元所导致的洛伦兹力将使得电子不能由直线加速器来加速，这是因为它们不能在直线路径内行进，有效地切断了直线加速器。直线加速器的高射频频率(RF)发射也将与MRI单元的RF收发系统产生问题，损坏了图像重建所要求的信号并且可能损坏精密电路。直线加速器与MRI单元的集成是不朽的工程计划，以前并不能实现。

[0047] 调强放疗(IMRT)是一类外部束治疗，其能使辐射符合肿瘤的大小、形状和位置。IMRT是相较于其他传统放疗主要的改进。IMRT的放疗递送方法在放疗技术领域中公知，描述在Steve Webb的标题为“Intensity-Modulated Radiation Therapy”的书籍中(IOP出版，2001年，ISBN0750306998)。通过引用将Webb的该作品全文结合到本申请中，下文中称作“Webb2001”。传统放疗的效果受到肿瘤目标不完全以及辐射剂量不充分的限制。由于这些局限性，传统的辐射将过量的健康组织暴露于该辐射之下，因而导致负面效应或者并发症。采用IMRT，最佳3D剂量分布(如该领域公知的规则(诸如Webb2001所公开的那样)所限定的那样)被递送给肿瘤并且围绕健康组织的剂量最小化。

[0048] 在典型的IMRT治疗过程中，病人承受治疗计划的X射线CT成像仿真，可能还有MRI

仿真或者正电子发射X射线层析照相术(PET)研究,以获得疾病目标的代谢信息。当扫描发生时,病人以与治疗一致的方式被固定,这样采用最高精度来完成成像。辐射肿瘤医师或者其他相关的健康护理通常分析这些图像并且确定需要将要进行治疗的3D区域以及诸如关键结构之类的需要保留的3D区域,例如脊髓及其周围的器官。基于该分析,IMRT治疗计划采用大规模优化来开发。

[0049] IMRT依赖于两种先进的技术。第一个是逆向治疗计划。通过采用高速计算机的复杂算法,可采用优化过程来确定治疗计划。该治疗计划旨在递送预定的均匀剂量给肿瘤,同时对于周围健康组织的过量暴露最小化。在逆向计划中,包括辐射束的大量的(例如,几千个)笔形射束或者细光束单独地高精度命中到肿瘤或者其他靶区结构上。通过优化算法,单个细光束的非均匀强度分布确定为得到特定的专门临床目标。

[0050] IMRT所依赖的第二种技术包含所使用的多叶准直器(MLC)。MLC技术使得从逆向治疗计划系统中得到的治疗计划递送可以进行。单独的优化(称作叶序列)用于将该组细光束影响转换为等效组的叶运动指令或者具有相关影响的静态孔。MLC典型地由计算机控制的钨叶来组成,这些钨叶偏转,以形成特定的图案,因而根据治疗计划得到的强度形状来阻断辐射光束。作为MLC递送的替换实施例,也可将衰减滤波器设计为匹配细光束的影响。

[0051] 在形成治疗计划并且已经完成治疗控制检测之后,病人在治疗沙发上被固定和定位。病人的定位包括试图复制病人在最初的X射线CT或核磁共振图像过程中的位置。然后将辐射通过MLC指令或衰减滤波器递送到病人。该过程然后重复许多周,直到预定累积的剂量被认为已递送。

[0052] 核磁共振图像(MRI)是高级的诊断成像过程,其产生了内部身体结构详细的图像,而不采用在X射线或者兆伏级X射线CT成像中使用的电离辐射。MRI的该诊断成像方法在放射学和放疗领域中公知,由E.M.Haacke,R.W.Brown,M.R.Thompton,R.Venkatesan在标题为核磁共振成像:物理原理和序列设计(Magnetic Resonance Imaging:Physical Principles and Sequence Design)(John Wiley&Sons,1999,ISBN0-471-35128-8)的书籍以及由Z.-P.Liang和P.C.Lauterbur在标题为核磁共振成像原理:信号处理透视(Principles of Magnetic Resonance Imaging:A Signal Processing Perspective)(IEEE Press2000,ISBN0-7803-4723-4)的书籍中进行描述。通过引用将Haacke等人以及Liang和Lauterbur的这些著作全文结合在本文中,下文中分别称作“Haacke等人1999”和“Liang和Lauterbur2001”。MRI通过使用强大的主磁体、磁场渐变系统、射频(RF)收发系统以及图像重建计算机系统而产生详细的图像。开放式核磁共振成像(Open MRI)是MRI诊断成像的高级形式,采用了在成像过程中不能完全封闭病人的主磁体几何结构。MRI是放疗非常有吸引力的成像模型,这是因为与CT成像相比其具有好得多的软组织对比度并且能够成像生理和代谢信息,诸如光谱学化学肿瘤信号或氧化程度。用于MRI的许多示踪剂存在并处于发展中,以改进软组织对比度(例如,用于肾脏或肠改进的钆喷酸葡胺,用于通用对比的钆特酸葡甲胺)。现在,新颖的对比剂处于发展阶段,使得能够通过采用包含碳13、氮15或者类似的稳定同位素剂的任何一种超极化液体或者顺磁性泡囊进行肿瘤的代谢检测,与PET成像类似。所有的这些诊断MRI技术改进了疾病的精确目标,有助于在放疗中响应于治疗的评估。

[0053] IMRT治疗计划的CT扫描采用薄层(2-3mm)来进行,有时在含碘对比媒介无创注射

之后进行。CT扫描的好处在于更加广泛的应用,比核磁共振成像(MRI)便宜,并且可校准为产生用于治疗计划的电子强度信息。不能由MRI检查(由于幽闭恐惧症、心脏起搏器、动脉瘤夹等)的某些病人可由CT进行扫描。

[0054] 病人设置误差、生理变化、以及器官运动在各种医学治疗中的问题,这些医学治疗包括放疗和IGS,当前是具有极大兴趣和显著性的主题。例如,在放射学领域中,我们知道,适形放射治疗的精度极大地受下列因素变化的限制,这些因素为:在单剂量递送过程(同一分次内的变化,例如器官运动,诸如由于气体导致的直肠扩张、由于尿而导致的膀胱充盈、或者胸式呼吸运动),以及在日常剂量递送之间(不同分次间的变化,例如生理变化,诸如体重增加以及肿瘤增长或缩小,以及病人几何结构变化)的病人质量、位置、方位、关节连接的几何结构,以及不同分次间以及同一分次内器官运动(例如,在呼吸过程中)。之前并未知道单个有效的方法来解释在每个实际剂量递送中同时出现的所有这些偏差。当前现有技术的成像技术可以在医学治疗之前或之后采用病人的2D和3D兆伏或中电压X射线CT“快照”,或者可进行时间分辨的2D射线照片,这些照片在辐射递送过程中不具有软组织对比度。

[0055] 在许多医疗领域中已经形成了很大的好处,这些领域包括各种类型的医学治疗,包括适形放射治疗和IGS。然而,由于没有改进的实时成像导航和控制,因此它们真正的效果并未实现。

发明内容

[0056] 本发明包括实施方式的详细说明,其可以在各种医学治疗中对病人解剖学进行实时监测。例如,所披露的实施方式可包括用于在各种形式的医学治疗中对病人的解剖学和靶区组织执行高时空分辨率的核磁共振成像(MRI)的设备和/或方法,该各种形式的医学治疗包括例如放疗和/或各种类型的手术治疗。

[0057] 根据本发明的一个方面,一种手术导航系统可包括核磁共振成像系统,该系统构造成用于产生表示病人一部分的MRI数据;计划接口,该计划接口用于至少部分地基于和手术治疗的手术参数有关的术前图像和输入信息来产生手术计划;控制单元,该控制单元用于基于手术治疗中获得的MRI数据接收图像数据并且监测包括在手术计划的手术参数中的情形的图像数据;以及警告单元,该警告单元用于基于控制单元的指令发出警告,其中该控制单元构造成基于检测到包括在手术计划的手术参数中的至少一个情形来指示警告单元发出警告。

[0058] 该MRI可包括由间隙隔开的第一和第二主磁体。该MRI系统可构造成用于产生表示病人的该部分位于该间隙中的MRI数据。

[0059] 该MRI的构造可使得基本在进行手术治疗的同时捕获图像。该控制单元可构造成采用该图像数据用于基本在执行手术治疗的同时监测病人对手术治疗的响应。监测病人对手术治疗的响应可包括基本在执行手术治疗的同时监测病人解剖学上的变化。该控制单元可构造成根据监测的与病人解剖学变化相关的至少一种情形来指示警告单元在手术治疗中发出警告。

[0060] 该手术导航系统还可包括跟踪单元,用于跟踪执行手术治疗的手术仪器。

[0061] 该手术导航系统还可包括跟踪单元,用于跟踪执行手术治疗的手术机器人设备。

[0062] 该警告单元可构造成以视觉信息和听觉信息中的至少一种来发出警告。

[0063] 该手术导航系统还可包括图像处理单元,用于从MRI系统接收MRI数据,并且基于该MRI数据产生图像数据。该MRI系统可构造成用于在手术治疗开始之前获取表示第一质量图像的MRI数据,在基本上同时的执行手术期间获取表示第二质量图像的MRI数据,第二质量低于第一质量。该图像处理单元可构造成用于根据在获取表示第二质量图像的MRI数据期间所产生的MRI数据中产生表示容积图像的图像数据,其中该表示容积图像的图像数据的产生可包括采用可变形图像配准(deformable image registration)。

[0064] 该图像处理单元可构造成基于从MRI系统接收的MRI数据产生表示容积图像的图像数据。该图像处理单元可构造成用于采用可变形的图像配准来产生表示容积图像的图像数据。

[0065] 根据本发明的另一方面,一种手术导航系统可包括MRI系统,构造成用于基本与在病人上执行手术治疗的同时产生表示病人一部分的MRI数据。该手术导航系统还可包括控制单元,该控制单元用于基于在手术治疗期间获得的MRI数据接收表示容积图像的图像数据并且用于监测预定情形下的图像数据;以及警告单元,该警告单元用于基于控制单元的指令发出警告。该控制单元可构造成根据检测的至少一种预定情形来指示警告单元发出警告。

[0066] 该手术导航系统还可包括用于接收至少一种预定情形的计划接口。

[0067] 该MRI的构造可使得基本在执行手术治疗的同时捕获图像。该控制单元可构造成基本与执行手术治疗同时来采用图像数据来监测病人对手术治疗的响应。监测病人对手术治疗的响应可包括在基本与执行手术治疗同时监测病人解剖学变化。

[0068] 该控制单元可构造成在手术治疗中基于检测到与病人解剖学变化相关的至少一种情形来指示警告单元发出警告。

[0069] 该手术导航系统还可包括图像处理单元,用于从MRI系统接受MRI数据,并且根据该MRI数据产生表示容积图像的图像数据。该MRI系统可构造成在手术治疗开始之前获取表示第一质量图像的MRI数据,在基本上同时的手术治疗期间获取表示第二质量图像的MRI数据,该第二质量小于第一质量。该图像处理单元可构造成用于根据在获取表示第二质量图像的MRI数据期间所产生的MRI数据产生表示容积图像的图像数据,其中该表示容积图像的图像数据的产生可包括采用可变形图像配准。

[0070] 该图像处理单元可构造成用于采用可变形图像配准来产生表示容积图像的图像数据。

[0071] 根据本发明的再一方面,一种手术导航方法包括:产生表示病人的一部分的MRI数据;基于该MRI数据产生图像数据;至少部分地基于和手术治疗的手术参数有关的术前图像以及输入信息产生手术计划;监测包括在手术计划的手术参数中的情形的图像数据;以及根据检测到的包括在手术计划的手术参数中的至少一种情形发出警告。该图像数据可表示基于MRI数据的容积图像。

[0072] 这些和其他特征、方面以及实施方式将在下文中的“具体实施方式”部分中进行描述。

附图说明

[0073] 在附图中示出了当前设想的实施方式,然而,应该理解,本发明并不局限于所示出

的精确设置和手段。

[0074] 图1示出了根据本发明的放疗系统的示意图；

[0075] 图2示出了图1所示的放疗系统的另一示意图，其中辐射源和准直器从图1的位置进行了旋转；

[0076] 图3示出了图1所示的放疗系统的顶视图；

[0077] 图4示出了图1所示的放疗系统的侧视图；

[0078] 图5示出了图1所示的放疗系统的配准同位素辐射源的详细示意图；

[0079] 图6示出了图1所示的放疗系统的准直器的立体图；

[0080] 图7示出了图1所示的放疗系统的射线同位素源和准直器的射束方向视图 (beam-eye view)；

[0081] 图8示出了从采用委托的钴细光束计划的单个头颈部IMRT案例得到的共轴剂量分布；

[0082] 图9示出了从图8所示的单个头颈部IMRT情况得到的DVH数据；

[0083] 图10示出了具有或不具有0.3特斯拉磁场的情况下钴细光束剂量在水中的分布；

[0084] 图11示出了具有或不具有0.3特斯拉磁场的情况下钴细光束剂量在水中和肺部中的分布；

[0085] 图12示出了具有或不具有0.3特斯拉磁场的情况下钴细光束剂量在水中和空气中的分布；

[0086] 图13示出了根据本发明的手术导航系统的框图；

[0087] 图14示出了图13所示的手术导航系统的一个实施方式的立体图；以及

[0088] 图15示出了图13所示的手术导航系统的可替换实施方式的立体图。

具体实施方式

[0089] 本发明的各方面将在下面的实施例中更加特别描述，其中这些实施例仅旨在进行演示，这是因为其中大量的改进和变化对于本领域技术人员来说是明显的。如说明书和权利要求书中所用，除非上下文另有说明，单数形式“一个”可包括多个指示对象。

[0090] 本发明包括实施方式的详细描述，这些实施方式可以在各种医学治疗过程中对病人解剖学实时监测。例如，所披露的实施方式可包括用于在各种形式的医学治疗中对病人的解剖学和疾病执行高时空分辨率的核磁共振成像 (MRI) 的设备和/或方法。该各种形式的医学治疗包括例如放疗和/或各种类型的手术治疗。特别是，本文中所公开的非限定性的实施方式包括具有放疗系统的实施方式和包括手术导航系统的实施方式。

[0091] 因此，根据某些实施例，提供一种放疗设备和一种方法，用于在调强放疗 (IMRT) 过程中对病人的解剖学和疾病执行高时空分辨率MRI，以间接测量和控制递送给病人的高适形电离辐射剂量。在有益实施方式中，一种放疗系统包括可以采用IMRT辐射束轴向访问病人的开放式MRI，多叶准直器或者基于滤波器的补偿IMRT递送系统，以及单个配准和机架安装的系统中的一个或多个钴60放疗源。

[0092] 如上所述，在辐射光束冲击到病人的同时，现有的系统不能在递送放疗的过程中对人体的内部软组织解剖学进行实时的同时成像。相反，在现有的系统中，在辐射递送之前或之后产生图像，这些图像不能反映辐射递送过程中病人可能出现的任何运动和/或自然

变化。这样,如果,在拍摄初始图像之后,身体将要处理的部位在尺寸上自然地变化或者由于病人在治疗之前的偏移而在位置上变化,则未采用本文描述的设备的靶向辐射可能不成功;即,在病人解剖学的几何结构和配准上出现病人设置误差;病人生理变化,例如体重减轻或者肿瘤增长和缩小;以及病人的器官运动,包括,但不局限于呼吸运动、心脏运动、直肠扩张,蠕动,膀胱充盈,随意肌运动。

[0093] 本发明的各方面可以进行一种系统和方法,该系统和方法通过基本在辐射递送的同时对病人进行实时的MRI而有助于消除现有系统存在的问题。如果将要治疗的区域经历任何类型的剂量学误差,那么靶区辐射可进行重新调节,其中剂量学误差由病人设置误差、生理变化和/或不同分次间或同一分次内器官运动引起。可采取许多动作,包括但不限于:偏移病人位置以负责靶区和解剖学大小和/或位置上的变化;完全停止治疗,以在重新开始治疗之前允许将要确定的额外计算或者可以停止暂时的运动;添加额外的递送次数以增加肿瘤控制的可能性或者限制递送次数的数量以减小副作用的可能性;前述的任何有益方法实施方式;以及在多个时间标的上重新优化IMRT治疗计划,例如对于每次递送、每个光束或者IMRT计划中的每个片段进行重新优化。

[0094] 本文中所述的实时成像指的是重复性成像,其获取地足够快,以便进行捕获并解析任何同一分次内的器官运动,该器官运动可在医学治疗过程中出现并可导致病人几何结构上的明显变化,该医学治疗过程例如在辐射剂量正在递送的同时。由实时成像得到的数据可以确定病人的实际剂量沉积。这可通过应用可变形图像配准的公知技术和插值法以求和递送给移动的组织 and 靶区的剂量来实现。这种数据可在整个多部分放疗治疗过程中进行收集,其中数据在辐射光束冲击到病人并且递送该辐射剂量的同时进行累加,因而可以进行3D体内剂量学的量化确定。因此,本发明使得能够以一种有效的手段来评估和控制,或消除与剂量递送误差相关的器官运动。

[0095] 具体细节参考附图,其中相同的附图标记在几幅附图中表示相同或等效的元件,首先参考图1。

[0096] 在图1中,本发明的一个实施方式包括开放式MRI15以及IMRT钴治疗单元20。图1的系统还包括在IMRT钴治疗单元20中进行IMRT的装置(例如MLV或者补偿滤波器单元)以及机架25,机架25可用于在保持MRI15固定的同时旋转IMRT钴治疗单元20。病人35位于可调的固定沙发30上。

[0097] 图2示出了使用中的系统,其中机架25已经相对于图1中的位置顺时针旋转了大约90度。这样,IMRT钴治疗单元20正好治疗处于许多可选位置中的一种的病人35。图3示出了图1所示的系统的顶视图,图4示出了图1所示的系统的侧视图。

[0098] 图5示出了具有多叶准直器的配准同位素辐射源的详细示意图,其作为图1的IMRT钴治疗单元的一个实施例。放射性同位素源115示出为具有固定的初始准直器120,第二双发散式多叶准直器125,以及第三多叶准直器130,用于阻断来自于第二多叶准直器125的叶间泄露。图6示出了第二双发散式多叶准直器125以及第三多叶准直器130的立体图。如上所述,提供第三多叶准直器130用于阻断来自于第二多叶准直器125的叶间泄露。图7示出了放射性同位素源115,第二双发散式多叶准直器125以及第三多叶准直器130的射束方向视图。

[0099] 本发明的优选实施方式因此包括计算机控制的锥束钴治疗单元20,诸如钴60治疗单元,该治疗单元配有与垂直安装的“开放式”MRI单元15一起的安装在可旋转机架25上的

多叶准直器或自动补偿滤波器系统。IMRT钴单元20将其锥束几何结构辐射向下投射到轴向开放式MRI单元15的开口中心。IMRT钴单元15在机架25上绕着病人35轴向旋转(绕着病人的长度轴方向(头盖骨-尾椎))。可调节治疗沙发30可用于将病人35支撑在固定的位置,同时机架25旋转以改变光束角度。

[0100] 本实施例可使用钴技术作为放疗。尽管某些IMRT采用线性电子加速器来递送更多的穿刺放射治疗,但该加速器本身产生了治疗光束,该治疗光束相对于所发出的辐射程度而极大变化。这样,精确确定正使用在病人身上的辐射量并且协调IMRT递送的MLC的运动变得困难。伽马射线是由放射性同位素的衰变发出的电磁辐射,具有足够的能量而在物质中产生电离,典型地从约100keV到大大超过1MeV。我们发现,对于放射学目的,最有用的伽马发射放射性同位素是钴(Co60)、铱(Ir192)、铯(Cs137)、镱(Yb169)以及铥(Tm170)。这样,放射性同位素的衰变是公知的现象,因此,钴远距放射疗法发出的辐射更加一致,因此在为病人准备治疗方案方面更容易进行计算。

[0101] 本实施例的钴IMRT的启用已经通过计算分析进行演示。IMRT传输的仿真已经采用商用的钴治疗单元和MLC来执行。具有钴细光束模型的基于3D图像的放疗治疗计划系统被委托,并且采用从Theratronics的1000C钴治疗单元测量的辐射变色薄膜数据来进行验证。同位素 $4 \times 4 \times 4 \text{mm}^3$ 剂量体元网格(有效地是限制伽马射线IMRT源半影的Shannon-Nyquist)产生。这种细光束模型适合于公开的数据并且采用由Cerrobend block所形成并利用之前报道的方法测量的 $1 \times 1 \text{cm}^2$ 细光束的辐射变色薄膜测量值进行验证。然后对于相同的体元采用该结构的标准化三维射线追踪来确定计算深度。所计算的深度的密度比例被用于更好地解释剂量模型中的组织异质性。采用具有IMRT优化的液相色谱柱处理(dense column handling)的壁垒式内点方法的实现的CPLEX(ILOG Concert Technologies的工业优化过程)被用于解决最佳的IMRT计划。对于叶序列,细光束注量对于每个光束角度离散为5%的程度,以用于叶测序。所得的计划剂量分布和组织图通过将由所递送的离散/.强度进行加权而得的剂量值相加而进行计算。对于非零强度细光束,叶传输泄露强度保守估计为1.7%。最后,采用了探索式叶序列优化的标准化方法,以产生用于治疗计划的递送指令。我们采用了弗吉尼亚医学院同时补量(SIB)靶区剂量等级方案,这因为它在著作中提倡的是最大与最小临床处方剂量比最大,使得其成为最难满足的剂量处方方案。头颈部IMRT提供了测试IMRT优化的良好基础,这是因为下面的几个原因:1)很好地限定出保守唾液腺的治疗目标以及其他结构,同时维持了同类目标覆盖;2)试图实现这些目标的努力测试了优化为其技术极限的IMRT;以及3)大阶段I/II多机构试验,放射治疗肿瘤学组(RTOG)的用于口咽癌的保形调强辐射的阶段I/II研究(H-0022Phase I/II Study of Conformal and Intensity Modulated Irradiation for Oropharyngeal Cancer),已经限定了公用组的计划规则。所测试的情况采用7个均布的光束进行,这7个均布的光束具有0度、51度、103度、154度、206度、257度和309度的国际电工技术委员会(IEC)机架角度。治疗计划系统产生了1,289个细光束,以从七个光束角度来足够覆盖靶区,4mm同位素体元栅格产生了417,560个体元。图8和图9示出了治疗结果。注意我们的系统标准化了计划,以便确保高剂量靶区95%的覆盖率。图8示出了采用被委托的钴细光束计划的单个头颈部IMRT案例的轴向剂量分布。可以发现靶区覆盖率和组织保留性优良。图9示出了从叶序列得到的DVH数据以及采用4mm体元和1Gy剂量盒(dose bins)的泄露调节计划(即,递送计划)。基于钴源的IMRT对于头颈

部病人产生了优良了IMRT治疗计划。伽马射线IMRT能清楚地保留右腮腺(RPG),在时30Gy将左腮腺(LPG)和右颌下腺(RSMG)保持在50%体积下,同时采用处方剂量或者更高剂量覆盖靶区体积(CTV和GTV)的95%以上。所有其他的结构处于耐受性以下。未特指的组织(皮肤)保持在60Gy下,同时3%的体积在50Gy上。所采用的优化模型与Romeijin等人公开的相同,对于钴光束不进行修正。对于诸如前列腺和肺之类的深度更大的位置,本领域中已经知道额外光束或者等角点的增加可以产生采用钴IMRT的治疗计划,其可实现与基于直线加速器IMRT相同的临床质量规则。这样所进行的演示示出钴治疗单元能提供高质量IMRT。

[0102] 在存在磁场的情况下,本实施例对于钴IMRT的剂量计算的启用已经通过计算分析演示出。此外,通过采用钴技术,可根据MRI的磁场进行更好的计算。当病人固定在MRI中的同时执行放疗时,磁场将使得靶区辐射发生轻微的偏移。这样,用于确定治疗方案的计算需要考虑这个偏移。在存在磁场 $\vec{B}$ 的情况下,充电颗粒以速度 $\vec{v}$ 在真空中移动,承受由 $\vec{F} = q(\vec{v} \times \vec{B})$ 所给出的洛伦兹力。该力并非足够的明显到明显改变电离光子和电子与物质的物理相互作用;然而,其可以影响到整个电离电子的传输并因而影响到最终的剂量分布。磁场在二次电子传输上的影响已经在物理学著作中进行了很好的研究,其开始在50年以上之前。最近的研究已经采用Monte Carlo仿真和解析分析,试图采用局部化磁场来有助于聚焦或诱捕初始或二次电子,以增加病人体内的局部剂量沉积。所有的这些研究已经测试了磁场线路方向与光束轴方向的对准,以采用洛伦兹力横向界定了电子传输(称作“长度方向”的磁场,其中术语长度方向表示光束而不是病人)。对于高场强MRI,采用约1.5-3.0T的磁场是公知的,其初始转动半径相对于二次电子的大角度散射交互作用(韧致辐射、弹性散射以及硬碰撞)的MFP较小,这种情况的结果是使得电子进行期望的诱捕或聚焦。当电子损失能量时,该半径减小,这是因为半径与 $|\vec{v}|$ 成比例时,在没有大角度散射交互作用(CSDA)情况下,电子将采用减小的半径按螺旋状运行直到它们停止为止。尽管这种螺旋可改变电子的注量,但是应该知道其将不能产生任何明显的同步辐射。在当前实施例中,磁场优选的是与辐射光束正交,以便使得并行的MRI实时成像。最近的研究已经示出了与6MV直线加速器光束的光束轴垂直的1.5T磁场可显著扰乱畸变。为了避免这种剂量分布扭曲并且为了防止防止MRI假象,这些假象危害了成像数据的空间完整性,本发明的有益实施例采用低场强开放式MRI设计,使得磁场沿着病人的上下方向进行导向(见图1)。来自钴伽马射线的二次电子的转动率的简单估算显示,转动半径远远比用于电子的大角度散射交互作用的MFP大。由于洛伦兹力与磁场的幅值 $|\vec{B}|$ 成比例,转动半径与磁场成反比,因此这是容易理解的。我们已经采用板式人体模型结构对来自钴伽马射线源的光束进行了建模,采用验证较好的Integrated Tiger Series (ITS) Monte Carlo封装(package)及其用于磁场中传输的ACCEPTM子程序。对于这些仿真,我们采用0.1MeV电子以及0.01MeV光子传输能量截止器(cutoff)、标准浓缩历史能量栅格(ETRAN方案)、从Landau分布采样的能量偏置、基于Bethe理论的大碰撞停止源、默认电子传输分步骤大小、以及包括盲区效应的不相干散射。进行了三对仿真,其中包括的每对仿真具有和不具有平行于光束方向的0.3T磁场。2cm圆形钴伽马射线细光束以下面的几何结构进行建模:30×30×30cm³的水体模;在5cm深度具有10cm肺部密度(0.2g/cc)的水平板的30×30×30cm³的水体模;以及在5cm深度具有10cm空气密度(0.2g/cc)的水平板的30×30×30cm³的水体模。仿真以3千万到1亿个历史周期之间在P4.17GHz的PC上进行8到30

个小时,从而在被估算的剂量中得到小于一定量的标准偏差。结果在图10-12中示出。图10清楚地示出0.3T垂直均匀磁场,就像其在本发明的有益实施例中出现一样,将不会测量性地扰乱软组织或骨头中的剂量分布。对于本实施例非常适用的位置是肺和胸腔,其包含了身体中最显著的组织异质性。如图11所示,将12cm的肺密度(0.2g/cc)水平板添加到体模上,使得在高低密度区的界面上剂量中可检测的扰乱仍然非常小。这些扰乱小到足以使得不用进行调节就可以进行可接受的临床应用。在图12中,我们最终发现明显的扰乱,其大量地存在于低密度和界面区域中。这显示出气腔将为了精确的剂量而保持最大的挑战。然而,除了低密度媒介的界面之外,在软组织和骨头中不存在明显的扰乱(其中MFP缩短了更多的软组织)。这种数据显示出,在本发明的具有低(.2-.5特斯拉)场强的MRI的有益实施例中,除了气腔内部之外,剂量扰乱较小,这是因为由于没有组织而不要求精确的剂量。通过采用公知的辐射源,诸如钴治疗单元,如果MRI场的强度已知的话,那么偏移量容易被确定。然而,即使MRI场强已知,但是如果采用线性加速器,那么辐射中未知的能量光谱将使得计算更加困难。

[0103] 诸如质子、重离子以及中子之类的由于MRI单元的运行而不被明显干扰的辐射源的替代物也可包括在可替换实施例中,其中这些替代物由远离MRI单元的加速器或反应器产生并通过光束传输到病人上。

[0104] 此外,MRI场的强度将兼顾到计算中,并且,结果是:开放式MRI的使用提供了封闭式MRI没有的优点。在开放式MRI中,所产生的场强整体小于封闭式MRI的场强。这样,从开放式MRI得到的图像具有更多的噪声,并且不像场强更高的封闭式MRI得到的图像那样清楚和/或界定。然而,封闭式MRI的场强更高将使得其比开放式MRI的弱场强更加偏移放疗。因此,根据对给定治疗方案最有利的特性,封闭式MRI可替换地进行使用。然而,由于解除了计算和/或在治疗过程中足以调节最佳治疗方案的清楚性略差的图像的事实,图1示出的开放式MRI几何结构优选地与钴远距放射疗法一起使用,以消除明显的剂量扰乱,防止空间图像畸变,并且可以进行快速并行相阵式MRI。

[0105] 通过采用开放式MRI和钴远距放射疗法,可在放疗过程中实现病人的三维(3D)成像。这样,通过采用靶区的3D图像以及靶区的计划图像,可确定位移,其能根据放疗过程中接收到的连续3D图像来进行更新。采用了所得到的信息,病人然后可相对于治疗光束进行平移,以便减小辐射过程中的位移,例如如果所测量的位移位于预定极限之外时。辐射然后可在平移之后继续。可替换地,可移动治疗光束。该平移可在治疗过程中出现,或者可先停止治疗然后进行平移。

[0106] 通过采用治疗过程中的3D图像以及采用这些图像进行快速定位和/或在放疗过程中调整病人,治疗精度得到了实质上的改进。如果病人在施加辐射的过程中变为未对准,那么通过位置调节将该未对准程度减轻。除了可能的剂量增加之外,改进的位置精度使得肿瘤的治疗可以进行,目前这些肿瘤采用传统系统的辐射被认为是不能治疗的。例如,原发性脊髓肿瘤和脊髓转移通常不能被传统系统进行治疗,这是因为在这种重要的功能性解剖学区域治疗损害所需的精度高。在治疗过程中3D图像所提供的精度增加使得处理这类的肿瘤变得容易。改进还希望用于肺、上胸腔中的靶区以及其中我们知道采用放疗计量学会对不同分次间组织运动产生问题的其他区域。

[0107] 在可替换实施例中,单独的导航系统可用于跟踪病人位置。该导航系统可用于采

用在计划和放疗过程中得到的图像信息来调节病人的实际位置。通过在病人设置和治疗递送阶段提供可更新的图像调节和位置信息,这可显著地改进病人定位的易用性,即使在病人移动到了不垂直于治疗机器的坐标系统的位置上。在非共面治疗位置处监测病人位置的这种能力可能是对传统放疗系统的明显改进。在一个有益实施例中,该导航系统可包括可调节的床或沙发,用以把病人放置在上面。在可替换的有益实施例中,该导航系统可包括机架,其可使得MRI和钴治疗单元基本同时移动。某些有益实施例包括机架和可调节的床或沙发。

[0108] 初始辐射治疗和/或治疗方案的任何改变可根据计算机程序的使用来确定,这些计算机程序考虑了各种因素,包括但不限于将要被治疗的病人区域、辐射强度、MRI场强度、病人相对于辐射单元的位置、在治疗过程中病人的任何改变和/或治疗过程中病人和/或辐射单元任何必要的位置改变。所得的IMRT然后可进行编程,启动治疗。

[0109] 用于确定调强放疗(IMRT)的治疗计划的一个实施例包括将病人的三维体积分成剂量体元的栅格,其中每个剂量体元将从多个细光束中接收规定的辐射剂量,其中该多个细光束每个具有细光束强度,并且提供具有凸透镜物体功能的凸透镜编程模型来优化辐射递送。该模型解决成得到通用的优化注量地图,该注量地图包括该多个细光束中每个细光束的细光束强度。该方法更详细地描述在美国专利申请公开No. 2005/0207531中,其于2005年1月20日提交,标题为“采用内点方法和强度调节影响地图优化的凸透镜模型的放疗系统(RADIATION THERAPY SYSTEM USING INTERIOR-POINT METHODS AND CONVEX MODELS FOR INTENSITY MODULATED FLUENCE MAP OPTIMIZATION)”,通过引用将其结合到本文中。

[0110] 总的来说,在一个有益实施例中,用于确定治疗计划的方法是内点方法及其变体。由于其效率高并且所得计算时间整体比较短,因而该方法是有益的。内点方法描述在Steven J. Wright的书籍中,其标题为“原始对偶内点方法(Primal-Dual Interior-Point Methods)”(SIAM,公开物,1997,ISBN089871382)。原始对偶算法作为内点类最有益和有效的方法出现。Wright披露了线性编程的主要原始对偶算法,包括路径跟踪算法(短长步,预测校正)、电压减小算法以及不可行内点算法。

[0111] 一旦确定了治疗计划,临床医生能保证接下来进行治疗计划。将要治疗的病人设置在MRI中。获取将被治疗的区域图像,MRI继续发送该区域的3D图像。该治疗计划进入到钴放疗单元,开始治疗。在治疗过程中,发现正被治疗的连续图像。如果将要被治疗的区域位置发生变化,诸如如果病人移动或者将要被治疗的区域在尺寸上发生变化,那么重新计算治疗计划,和/或将病人或辐射单元进行不中断治疗的调节。可替换地,治疗可停止,然后治疗计划重新计算,然后病人位置和/或辐射单元可在再开始治疗之前进行再调节。

[0112] 多个方法实施方式可使用在改进病人治疗精度过程中。一方法实施例可包括获取MRI数据并且对于可变形图像配准和所递送的IMRT钴单元注量的剂量计算应用本领域已知的方法,以确定在每个递送分次中递送给靶区和关键结构的剂量。然后可进行病人治疗的调整,以分别增加或减小递送分次,从而改进肿瘤控制或减小了副作用。与剂量学评估一起,病人疾病的大小和行进也可以在日常基础上进行评估。

[0113] 第二方法实施例可包括在每个单次的辐射递送之前获取MRI数据并进行IMRT治疗计划的重新优化,从而改进治疗递送的精度。该过程与之前的过程进行组合,以评估每个递送分次中递送给靶区和关键结构的剂量。

[0114] 第三方法实施例可包括在单次辐射递送中的每个辐射光束的递送之前获取MRI数据并基于逐个光束 (beam-by-beam) 的基础执行IMRT治疗计划的重新优化,从而改进了治疗递送精度。该过程还包括在每个光束递送之前快速执行第一方法。

[0115] 第四方法实施例可包括在单个辐射递送的每个辐射光束的每个部分递送中获取MRI数据并且基于逐时刻 (moment-by-moment) 的基础来进行IMRT治疗计划的重新优化,从而改进治疗递送的精度。该方法还可包括采用辐射递送同时实时地进行第一方法。该方法可包括使用并行计算,其采用一个或多个通过低延时局域网或者广域网上的安全连接有效连接的计算机,从而大大改进了现有技术中MRI图像重建、可变形图像配准、剂量计算以及IMRT优化的算法速度。

[0116] 根据可替换实施例,提供一种手术导航设备和一种方法,用于在多种手术治疗中执行病人解剖学和疾病的时空分辨率MRI。上述的用于辐射治疗系统的成像系统还可应用于包含手术导航系统的下述实施例中。在有益实施例中,一种手术导航系统包括开放式MRI,其可以访问病人,用于执行手术治疗,其可通过手术人员或者自动化设备(例如手术机器人设备)来执行。

[0117] 参考图13,手术导航系统200的一个实施例包括MRI单元210,或者可替换的图像源,其优选地可以进行病人内部解剖学的非侵入以及非电离的基于辐射的图像。图13还示出了图像处理单元220,其可以可选地用于接收由MRI单元210产生的数据,提供实时图像处理,以将数据转换成用于检测病人解剖学的图像。由图像处理单元220产生的信息可提供给控制单元230。可替换地,直接从MRI单元210得到的数据,其在本文中称作“图像数据”,可采用本领域已知的方法直接进行解释或分析,从而在将数据发送给图像处理单元220之前或者在没有将数据发送给图像处理单元220的情况下检测解剖学上的运动或改变。该控制单元230可通过计划接口235从手术人员或者其他个人接收关于计划或即将进行的手术治疗信息。通过经由跟踪单元260接收关于可跟踪手术仪器240和/或自动手术机器人设备250的信息,控制单元230还可以可选地接收关于即将进行的手术治疗的信息。此外,可替换地,控制单元230可根据图像处理单元220提供的图像推断即将进行的手术治疗的信息。控制单元230可提供信息给通过警告单元270监测手术治疗的个人。通过警告单元270提供的信息可包括表示一个或多个预定情形的信息,并且该信息可以以多种不同形式中的一个或多个提供,该多种不同形式包括但不限于视频信息和/或音频信息。例如,视频信息可包括图像和/或文本信息。例如,音频信息可包括合成声音、录音和/或警报。

[0118] 图13所示以及本文中所述的单元其目的在于示出各种功能,这样各种单元不必表示分离的元件。例如,计算机或其他基于处理器的系统可用于执行本文所述的图像处理单元220、控制单元230、计划接口235、跟踪单元260和/或警告单元270中的一个或多个的工作。同样,图像处理单元220、控制单元230、计划接口235、跟踪单元260和/或警告单元270中的一个或多个可作为单个设备整体组合和/或与MRI单元210整体组合。

[0119] 本发明因此包括手术导航系统,其用于采用由MRI单元210或类似物的基于非侵入以及非电离辐射成像而监测和/或导航手术干涉。MRI单元210提供快速的容积成像。所得的图像可采用变形图像配准来进行处理,以便提供实时容积图像,举例来说,人们可以看见心脏跳动、肺部扩展和收缩、器官运动、动脉、血池相形成等等。实时成像然后可由计算机化的控制单元230进行检测,其可实时连续分析图像数据,确定是否存在手术计划的危险和/或

偏差,并且如果存在,通过警告单元270发出合适的警告或警报给手术人员和/或其他个人。

[0120] 如图14所示,MRI单元210可包括分裂式主磁体,其中每个主磁体安装在第一和第二主磁体壳体280a和280b中的各一个内。MRI单元210还可包括分裂式梯度线圈、分裂式RF屏蔽、分裂式T/R线圈和/或T/R平面线圈(未示出)。例如,MRI单元210可包括在共同未决美国专利申请No.12/951,976中公开的线圈和/或屏蔽,该申请在2010年11月22日提交,标题为“自屏蔽梯度线圈”,通过引用将其结合在本文中。

[0121] 分裂式磁体MRI单元210可成像病人的解剖学,尤其是位于第一和第二主磁体壳体280a和280b之间的缝隙中的病人解剖学部分。分裂式磁体MRI单元210还使得病人正被成像的区域(视图上为成像区域内部)同时进行未被阻塞地接近,从而执行手术治疗。这样在手术正在执行时,使得MRI单元210连续成像该病人,其中该图像是病人执行手术的区域。当进行手术治疗时,这样还使得手术导航系统200在手术治疗中成像病人,而不用重新定位病人和/或成像设备。

[0122] 使用手术导航系统200的非限定性实施例可包括手术导航系统200与手术治疗的结合。该过程可始于:在手术治疗开始之前对手术治疗进行计划和在有利于治疗的众多多个高分辨率成像设备(例如,PET-CT,SPECT,3或7TMRI,等等)以及在系统200上获取图像。这些图像设置值可通过可变形图像配准算法进行合并,从而形成初始计划图像组。

[0123] 计划接口235提供一种用于手术人员、临床医师或者准备手术计划的其他个人的装置。举例来说,该计划接口235可包括基于计算机或其他处理器的系统。在某些实施例中,计划接口235可包括已知的手术计划软件和/或手术计划功能。计划接口235可包括键盘、触摸屏、光标控制设备(例如跟踪球或鼠标)或者使得用户准备手术计划的其他这种装置。计划接口235然后可为手术导航系统200设置基于手术计划的手术参数。该手术计划因此优选地包括在手术治疗中由系统200监测的参数。这些参数可根据几个因素进行变化,并且可包括阈值,如果满足该阈值,可以使得系统200通过警告单元270发出警告。

[0124] 例如,采用计划接口235,手术人员可限定用于防护、切除、接合等的断层式解剖学。MRI单元210和图像处理单元220可产生由计划接口235显示的高质量计划扫描(planning scans)。临床医师可采用计划接口235与计划扫描交互,以产生用于断层式解剖学的计划、用于切除的设定靶区、计划解剖学过程,或者任何许多其他公知的手术治疗。同样,计划接口235可用于将手术路径限定为代表手术将要跟随手术仪器进入到病人身体的路径的区域。计划接口235可用于标记作为手术治疗靶区的器官(例如,肿瘤可进行标记用于切除)。计划接口235可用于标记用于手术治疗的器官周围的区域(例如,可用于切除的肿瘤周围进行标记)。计划接口235可用于限定可允许的器官穿透或穿刺的范围。计划接口235可用于标记用于由手术仪器侵入中维护的器官或区域。计划接口235可用于标记免于手术仪器侵入的器官或区域(包含主要静脉或动脉可标记为保存)。计划接口235可用于限定将要切除的组织体积,如果需要的话包括裕度。这些和其他手术计划参数中的任意一个可采用计划接口235进行限定,并且电存储为用于手术治疗的手术计划。应该知道,这些参数包括警告阈值,其可由手术人员、临床医师或其他个人采用计划接口235进行明确表示,和/或可包括根据计划信息由计划接口235推断的警告阈值,其中该计划信息由手术人员、临床医师或其他个人输入到计划接口235中。

[0125] 例如,手术计划可为手术病人形成以切除肿瘤,其可包括去除部分肾脏。围绕肿瘤

的区域的手术前图像可提供给计划接口235。手术人员可与计划接口235交互,以识别将要被去掉的部分肾脏,例如通过画圈、标记,或者其他方法来识别将要去掉的部分。手术人员还可发现潜在危险的区域,例如应该避开的附近动脉。手术人员然后可再次通过画圈、标记、或者其他方式采用计划接口235来识别动脉。手术人员还可采用计划接口235来识别手术人员并不想损坏的其他附近器官,例如肝脏或者肠。所有的这种信息然后可称为手术计划的一部分,其将由手术导航系统200在手术治疗中进行监测。在本实施例中,手术导航系统200将实时监测手术,如果手术在肝脏或者肠附近,或者如果手术在将要去掉的肾脏两的极限上或附近,那么将发出警告。手术导航系统200还可监测其他情形,诸如血池相、不规则心脏跳动或者不规则呼吸。同样,由于手术导航系统200可在手术治疗中实时采用立体式可变形图像配准成像来跟踪组织运动,因此在手术正在进行的过程中,控制单元230可跟踪与肿瘤相关的组织运动,以便使得手术人员继续停留在手术路径上并确保所有的肿瘤安全切除。

[0126] 因此,手术导航系统200可使得手术人员输入手术计划,然后实时跟踪手术,并且警告手术人员关于他们的进程,例如,如果他们将要或者刚刚已经验证了某些要求或安全界限的话。为了实现这个目的,采用计划接口235限定的参数可由控制单元230进行监测。同样,或者可替换地,控制单元230可监测预定的或者默认的参数,这些参数可不必通过计划接口235进行指定。例如,控制单元230可构造成监测不期望情形的手术治疗,例如过量运动、血池相和/或缺血。例如采用已知的算法,根据从MRI接收到的数据或从图像处理单元220接收的图像变化,控制单元230可跟踪器官运动和识别例如阻塞或血池相之类的情形,其中该已知算法用于检测和/或跟踪病人解剖学的图像密度和/或数据代表值的变量。

[0127] 在手术治疗中,控制单元230可连续接收表示由MRI单元210以及可选地由图像处理单元220产生的病人解剖学的实时图像的数据。在手术治疗中,控制单元230可采用所接收的图像数据和可变形图像配准来监测手术计划的参数,以便通过警告事件中的手术人员或其他个人一个或多个警告阈值已经遇见或超过(例如,手术工具位于限定裕度上或附近)而有助于手术人员执行安全且成功的手术治疗。

[0128] 因此,手术导航系统200可以在手术治疗中进行基于MRI的实时导航。手术导航系统200能够在手术治疗中执行快速的立体式和/或平面式成像。在手术治疗中,由图像处理单元220以能够跟踪病人组织运动和变形的时空分辨率来执行成像。在某些实施例中,MRI单元210可产生MRI数据,例如k空间数据,图像处理单元220可根据MRI单元210产生的MRI数据快速产生图像数据,该数据表示已经重建的图像。在某些实施例中,举例来说,图像处理单元220可包括基于计算机或其他处理器的系统。同样,在某些实施例中,图像处理单元220可包括成像系统和/或根据美国专利申请公开No. 2010/0322497披露的图像重建方法进行操作,该美国专利申请公开于2010年6月17日提交,标题为“执行层析成像图像获取和重建的系统和方法(SYSTEM AND METHOD FOR PERFORMING TOMOGRAPHIC IMAGE ACQUISITION AND RECONSTRUCTION)”,通过引用将其结合在本文中。立体式成像因此可以以这样的分辨率在病人身体的手术区域上应用,该分辨率可以采用由手术人员要求的分辨率来确定解剖学的空间位置。成像的时间更新率优选以人类反应和响应的速率获得,即在1秒的1/2和1/5之间。该速率降低或者增加,以捕获在病人中出现的较慢或较快的生理过程。解剖学跟踪和监测的成像与诊断成像相比信噪比和空间分辨率可以较低,可变形图像可应用于调节较高的分辨率、信噪比以及对比成像为实时跟踪图像。因此,在某些实施例中,MRI单元210产生

的用于形成手术计划的术前图像质量可以比手术治疗中由MRI单元210产生的用于实时跟踪的图像的质量高。

[0129] 断层式解剖学和区域可以可选地由图像处理单元220基于MRI单元210产生的MRI数据采用实时图像数据流的可变形图像配准来连续跟踪和自动成形。限定为对于免于损坏、切口或切除的解剖学可采用低延时进行监测,该低延时例如小于1秒,从而通过警告单元270采用音频和/或视频信号警告手术人员损坏关键结构的危险。如果检测出侵害或者推断出将要逼近侵害,那么可快速计算安全程序的规则,音频和视频信号可提供给手术人员或其他人员。如果要求或者有需求的话,可显示平面图像和指标以显示出手术人员或其他人员正在触发警报。在某些实施例中,警告单元可包括用于根据MRI单元210和图像处理单元220所产生的图像数据连续显示图像的显示装置,因而使得手术人员或其他人员监测手术治疗的进程。控制系统230和/或警告单元270可这样进行构造:警告特性可根据触发警告的情形类型和/或安全性进行改变。例如,由警告单元270发出的声音、记号、色彩或其他显示物可这样进行改变,使得警告单元发出的警告程度可随着问题器官的损害、穿刺或切除的程度来增加。

[0130] 如图13所示,手术导航系统200可包括跟踪单元260,构造成用于跟踪一个或多个手术仪器240。参考图14,应该知道,由于在手术治疗中出现的正运行的MRI成像而发生手术治疗的地方出现的磁场大。因此,在手术治疗中使用的任何手术仪器240应该由这样的材料形成:设置在外部的磁场对材料的影响非常弱,或者不明显,例如顺磁性材料。然而,在某些实施例中,手术仪器240可包括标记物或其他对MRI单元可见的装置。手术仪器240的位置然后可由控制单元230识别和跟踪,这可选地基于手术仪器240在由图像处理单元220产生的图像中的出现来实现。可替换地,手术仪器240的位置可根据诸如器官运动和/或变形,和/或由MRI单元210产生的图像中出现的解剖学结构的出现的其他变化之类的事情进行推断,其中这些变化表示手术干预。在某些实施例中,除了连续监测手术仪器240之外,控制系统230可检测手术路径的偏差并且计算新的轨道,然后可视化和/或声音传播给手术人员,其中该手术路径事先采用计划接口235进行限定。

[0131] 因此,应该注意,基于本发明,所公开的设备和方法能够通过实时成像为手术治疗中病人解剖学上的变形和运动负责。该能力是有益的,这是因为人体内大多数的器官本质上并且自然地连续经历运动。手术仪器在穿刺、切割、或者按压病人组织时,手术仪器本身也可使得器官变形和位移。所公开的设备和方法还具有提供警告给手术人员的能力,而不必要求手术人员定期监测显示图像。此外,点测设备不必发现显示过程的“正确”平面或投影。

[0132] 如图15所示,自动手术机器人设备250也可应用于执行手术治疗,其与手术人员一起使用或者替代手术人员。例如,手术机器人设备可用于执行手术治疗是公知的,其包括具有各种程度自动化的机器人设备。手术导航系统200在手术治疗中可提供上述的反馈给操作者和/或机器人设备250。如上所述,该反馈可包括根据手术计划输入通过计划接口235进行警告。该反馈还可包括用于控制机器人设备250的手术路径的数据。应该知道,手术机器人设备250可以是任何类型的医疗机器人,并且优选地应该为了执行或辅助图像导航干预而能够在核磁共振成像(MRI)扫描仪中操作。

[0133] 尽管本发明所示出的实施例已经在本文中参考附图和实施例进行了描述,但是应

该知道,本发明并不局限于这些精确的实施例,本领域的技术人员可影响其中的各种其他的改变和修正,而不脱离本发明的范围和精神。所有的这些改变和修正旨在包括在所附权利要求所限定的本发明的范围中。

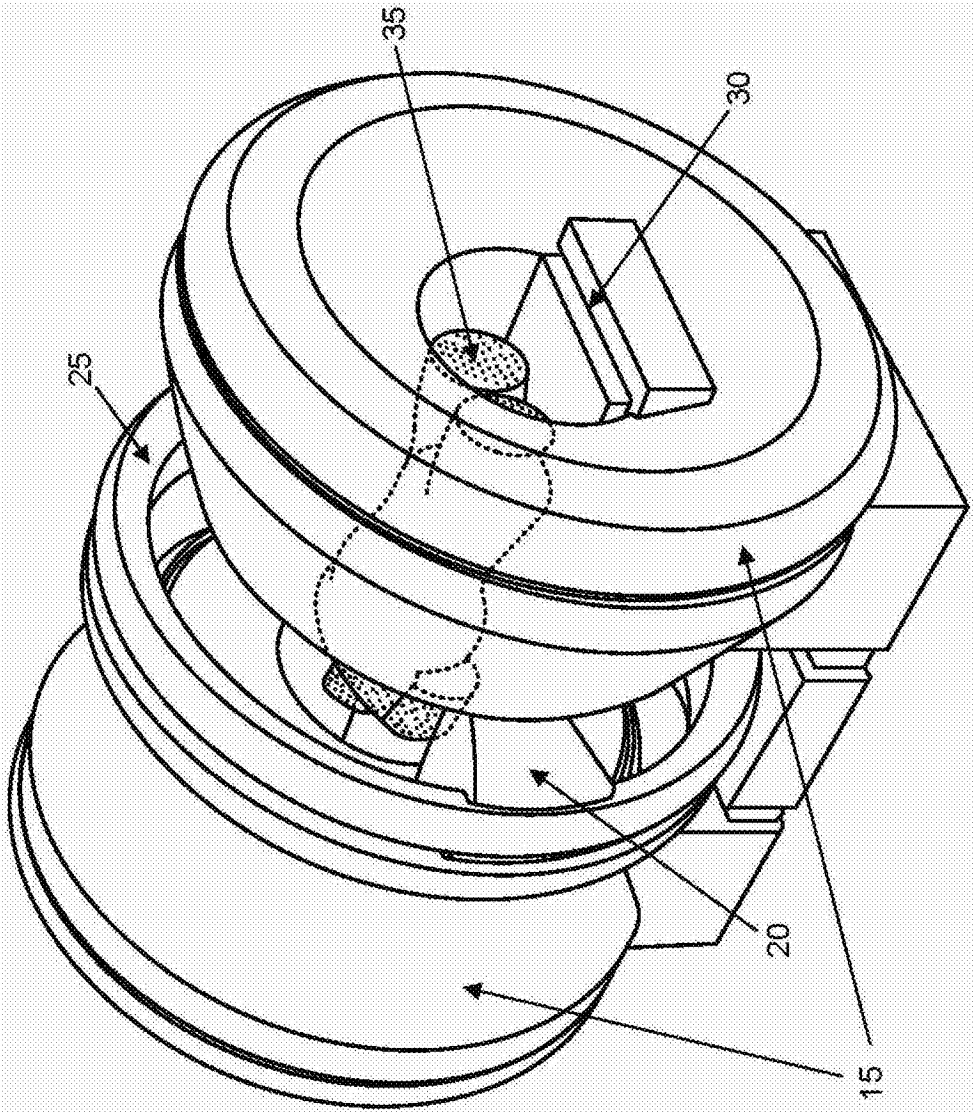


图1

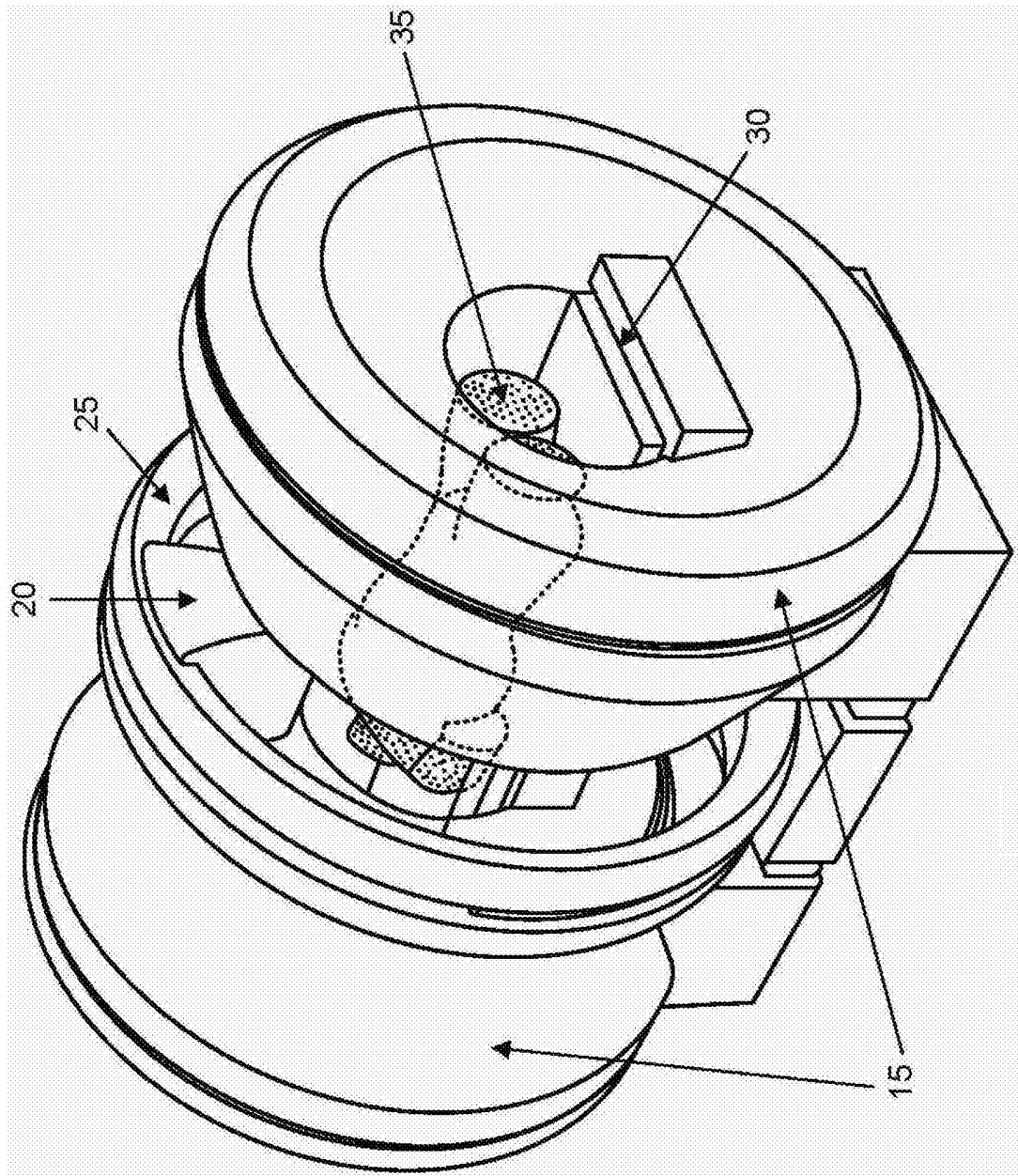


图2

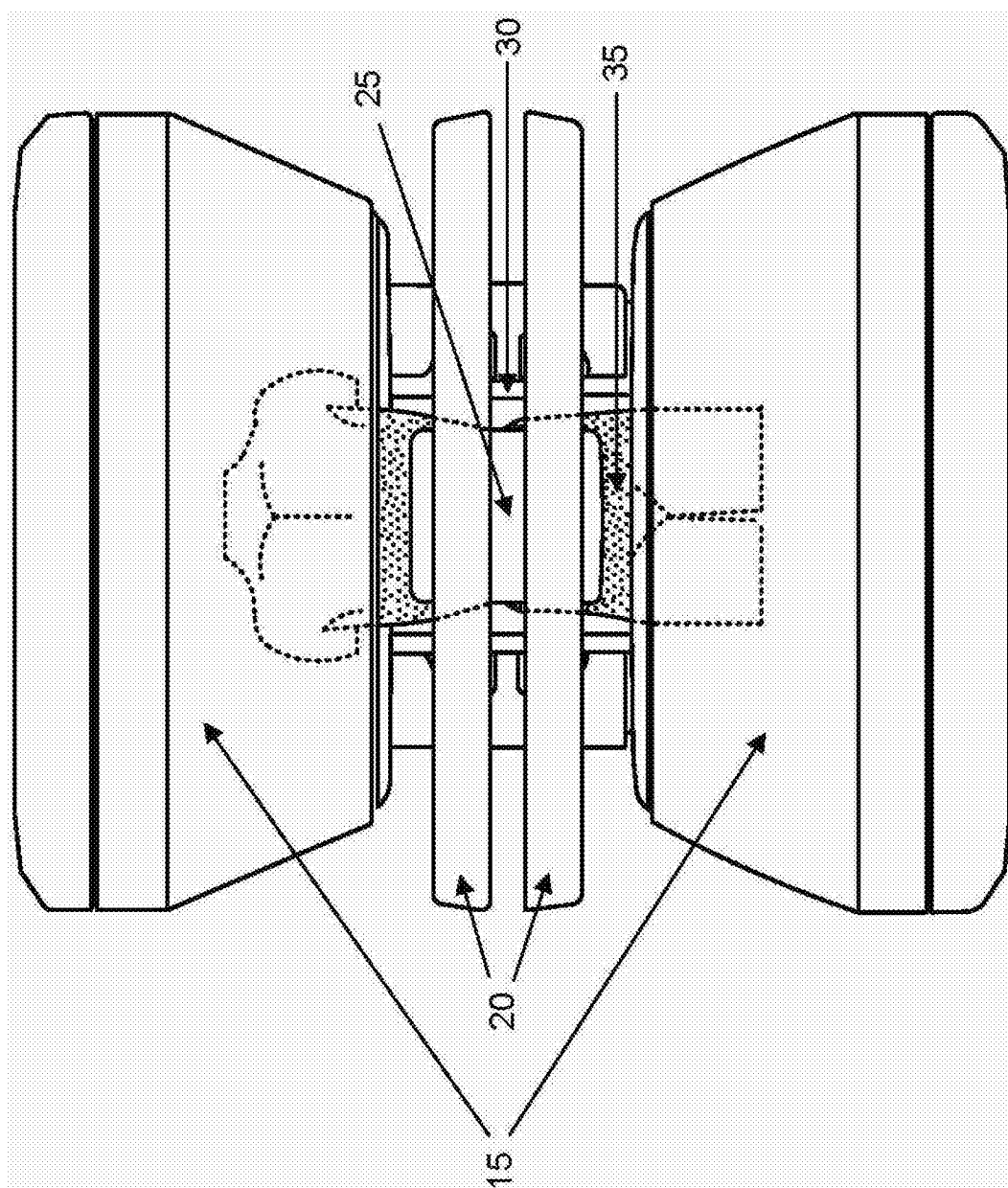


图3

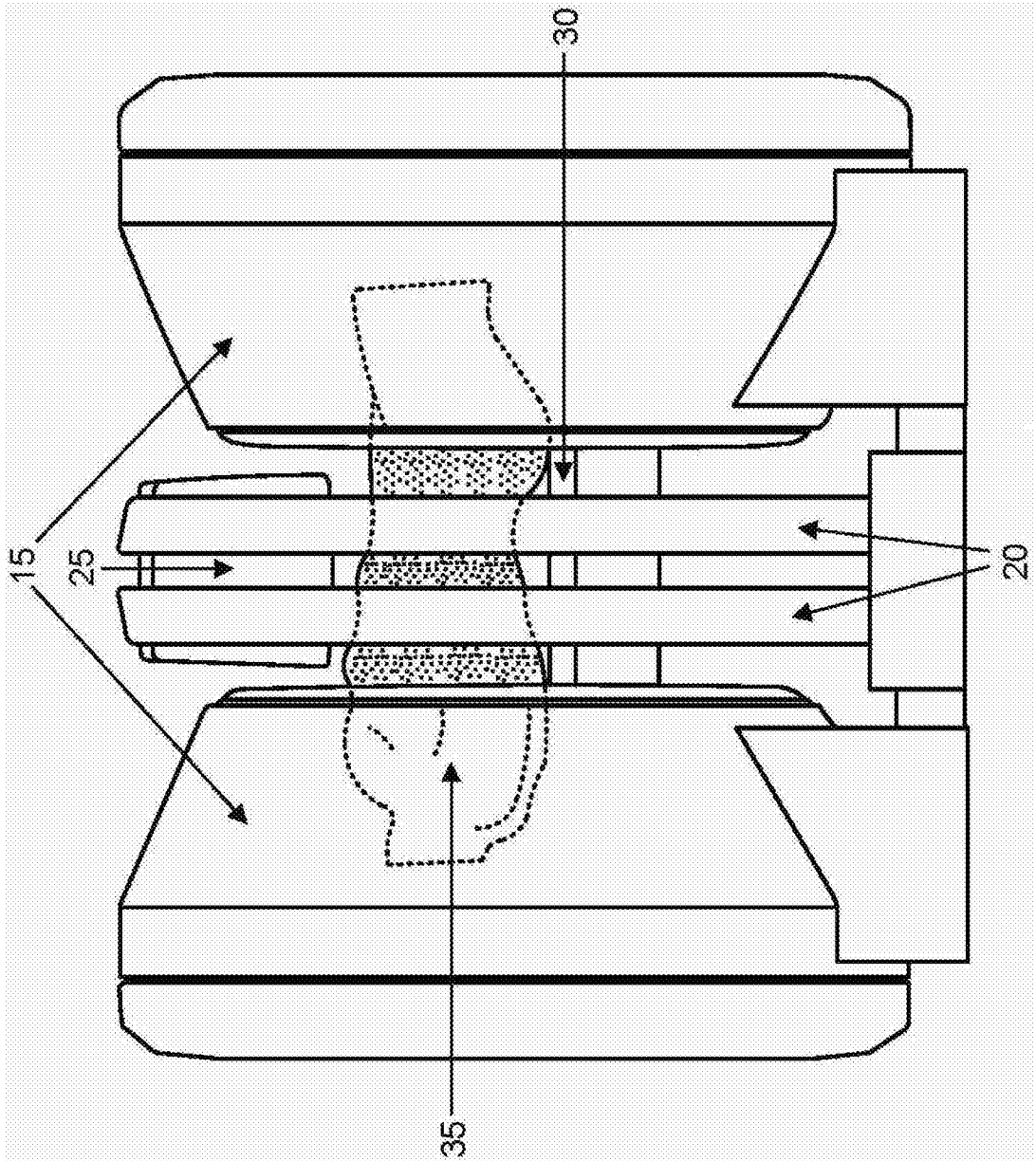


图4

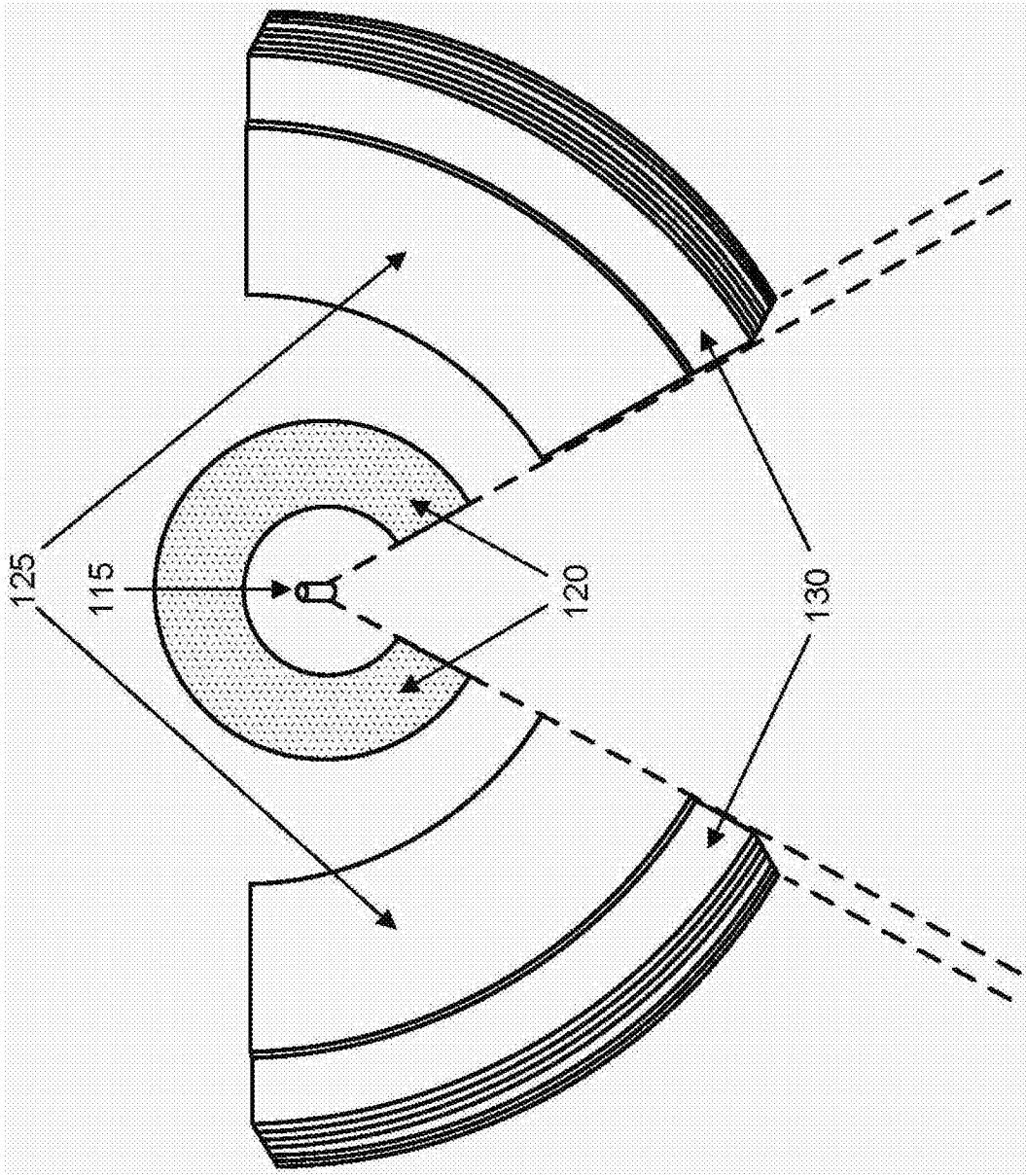


图5

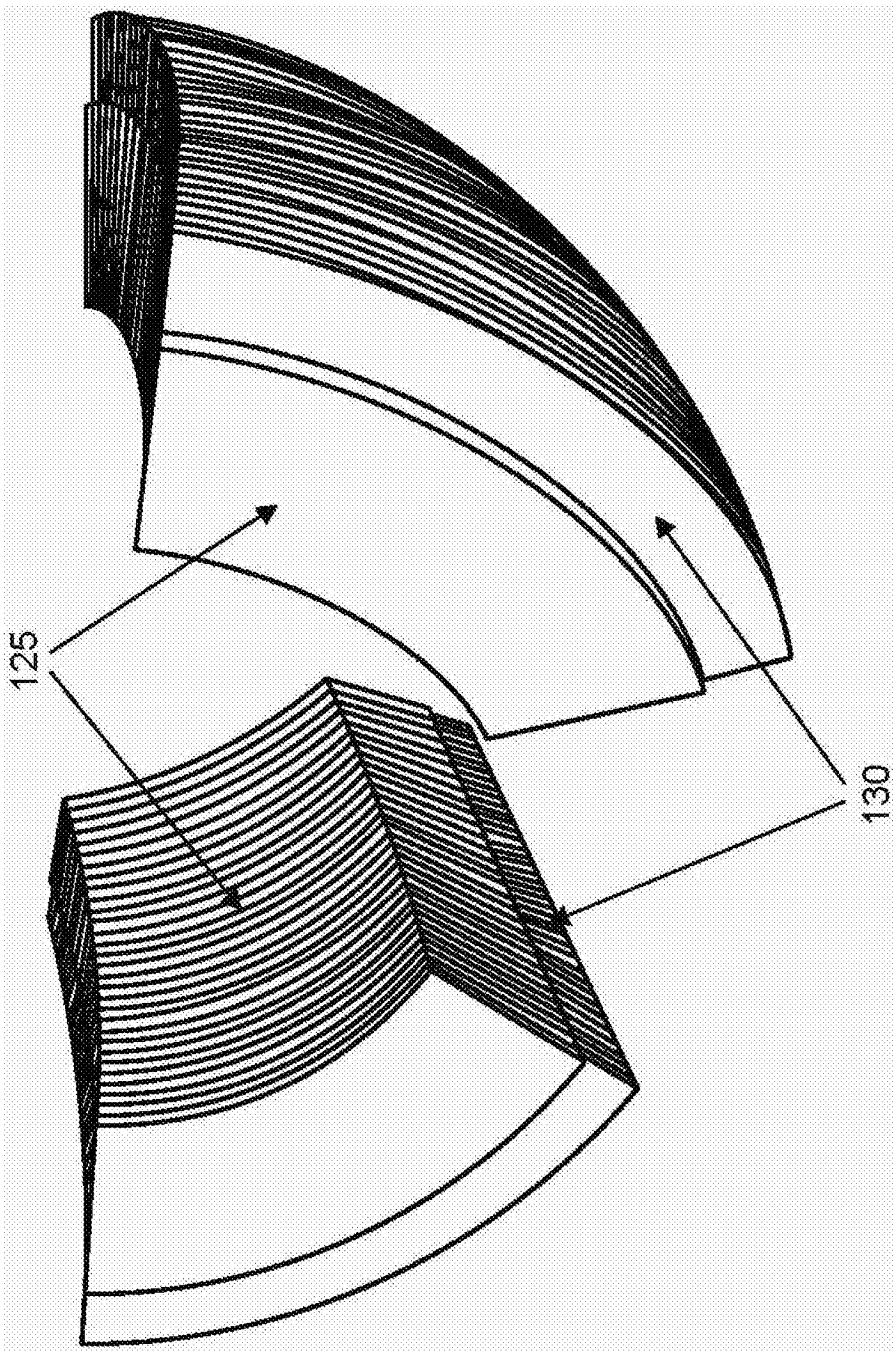


图6

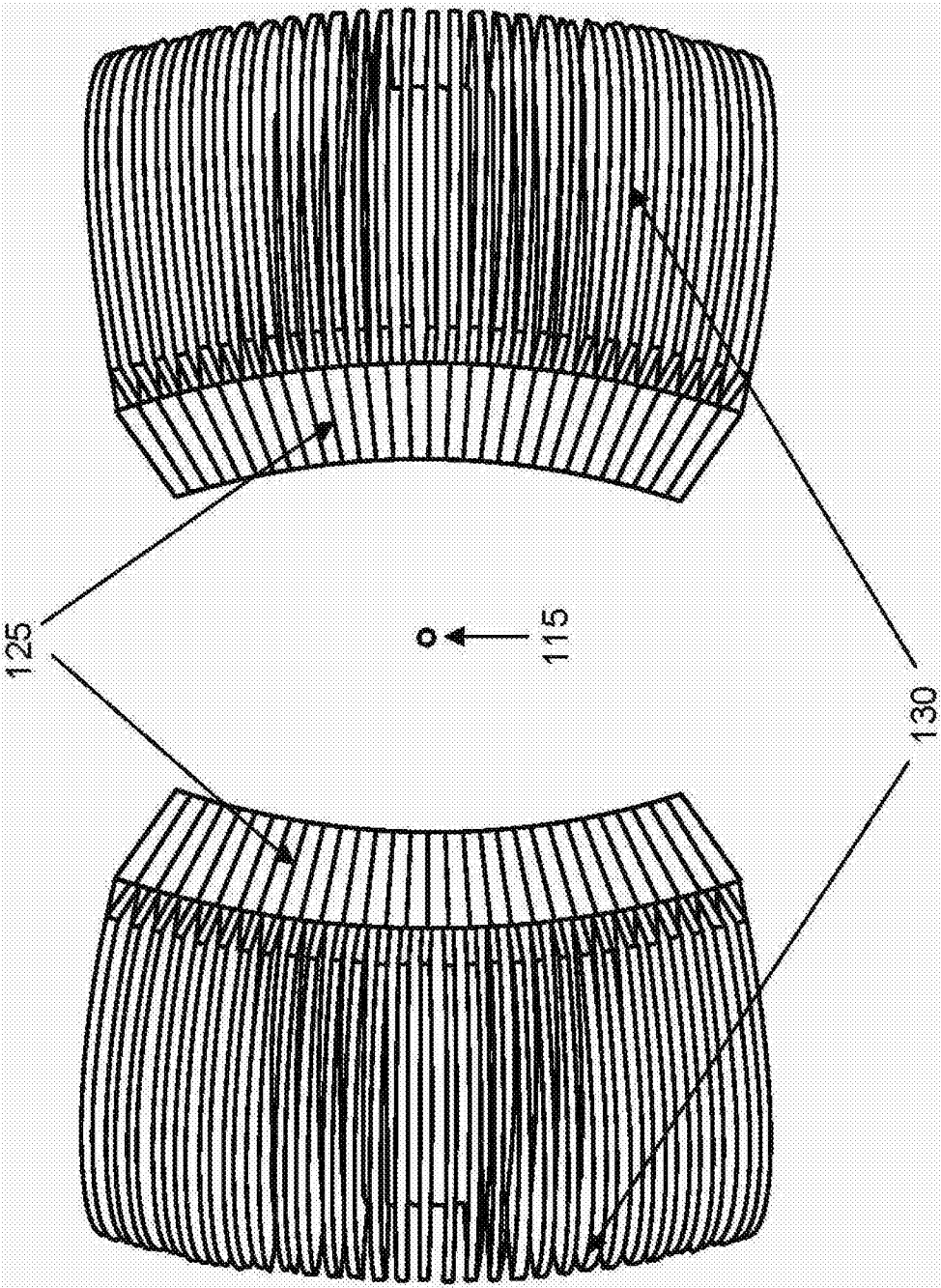


图7

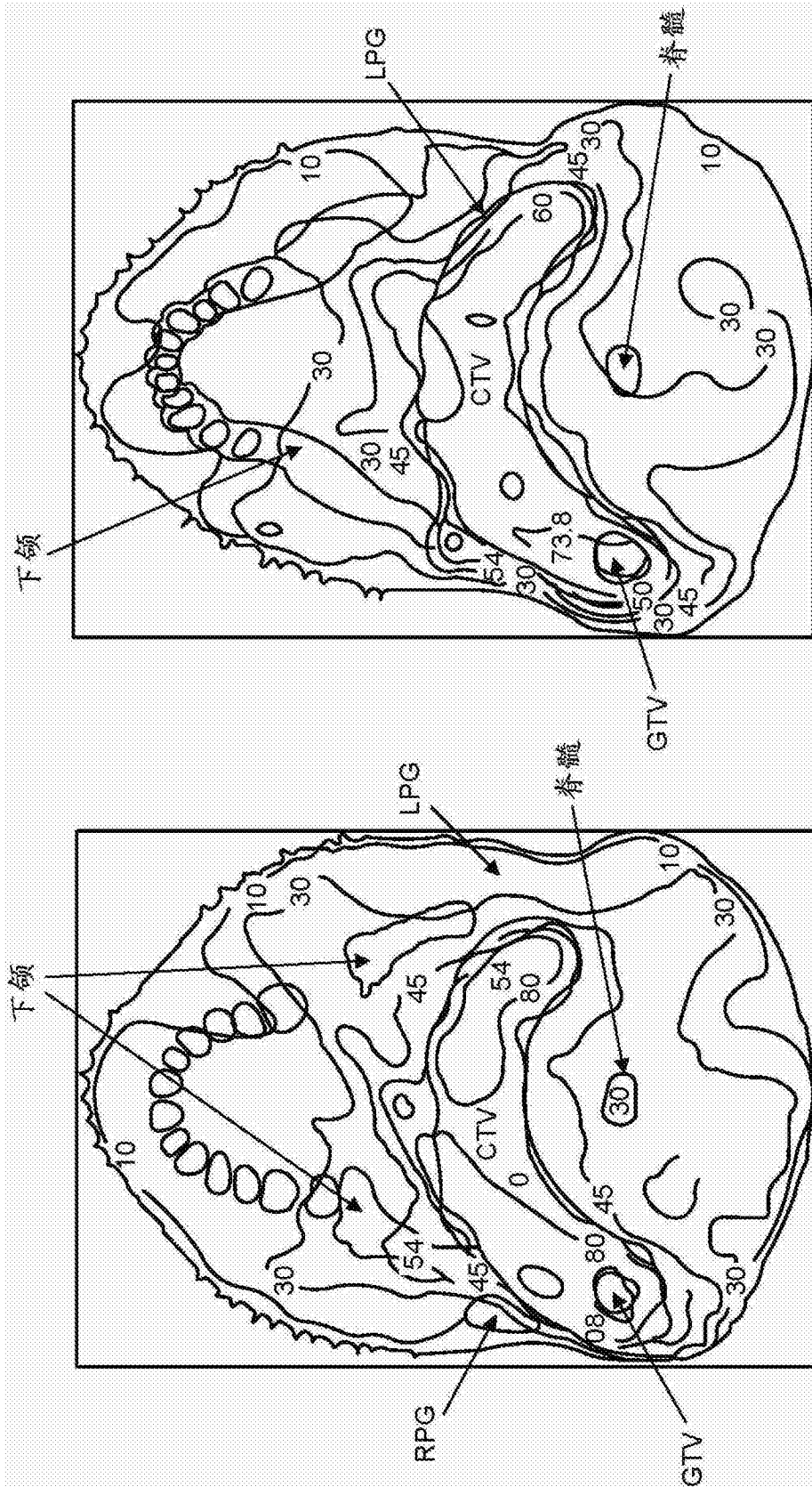


图8

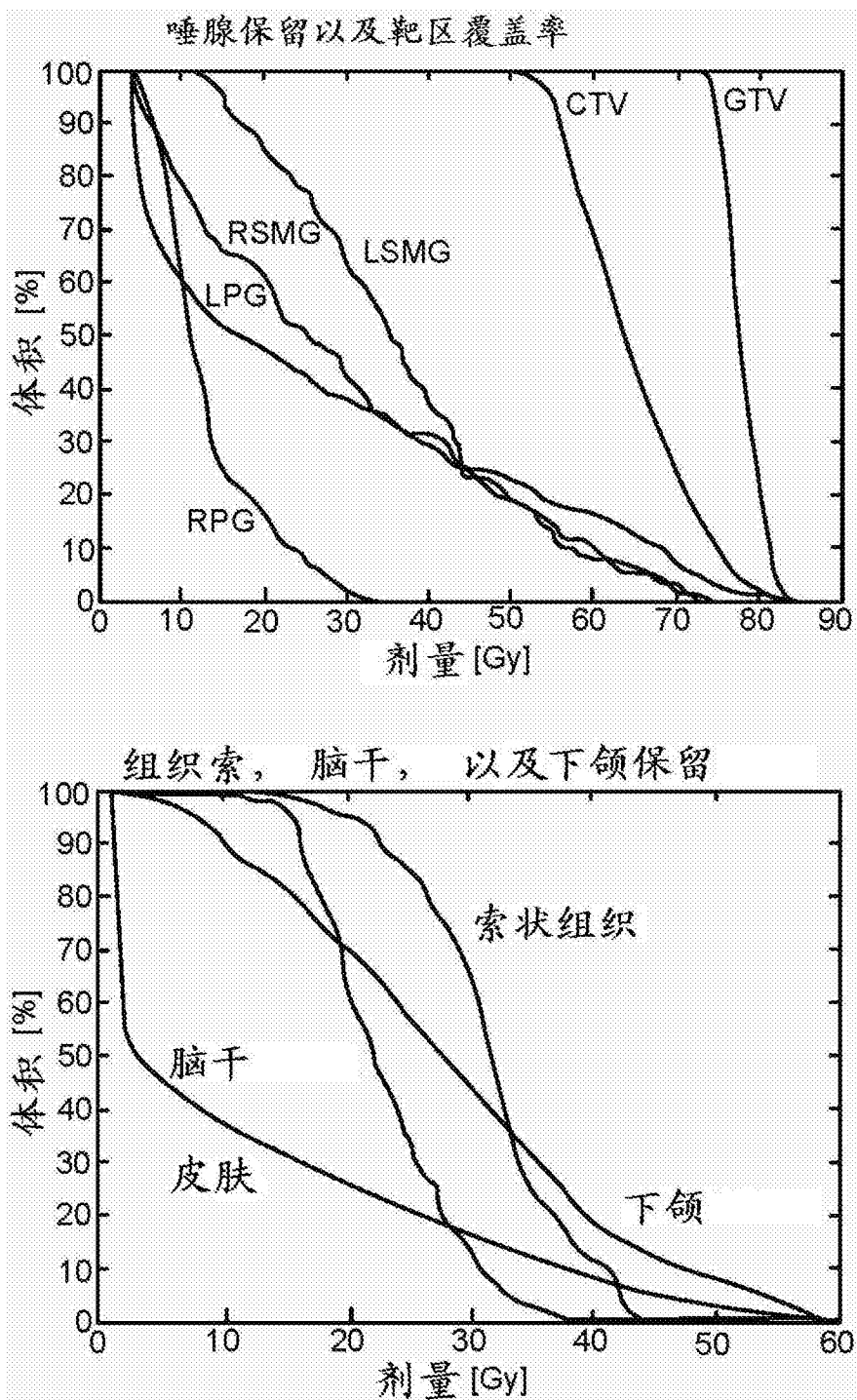


图9

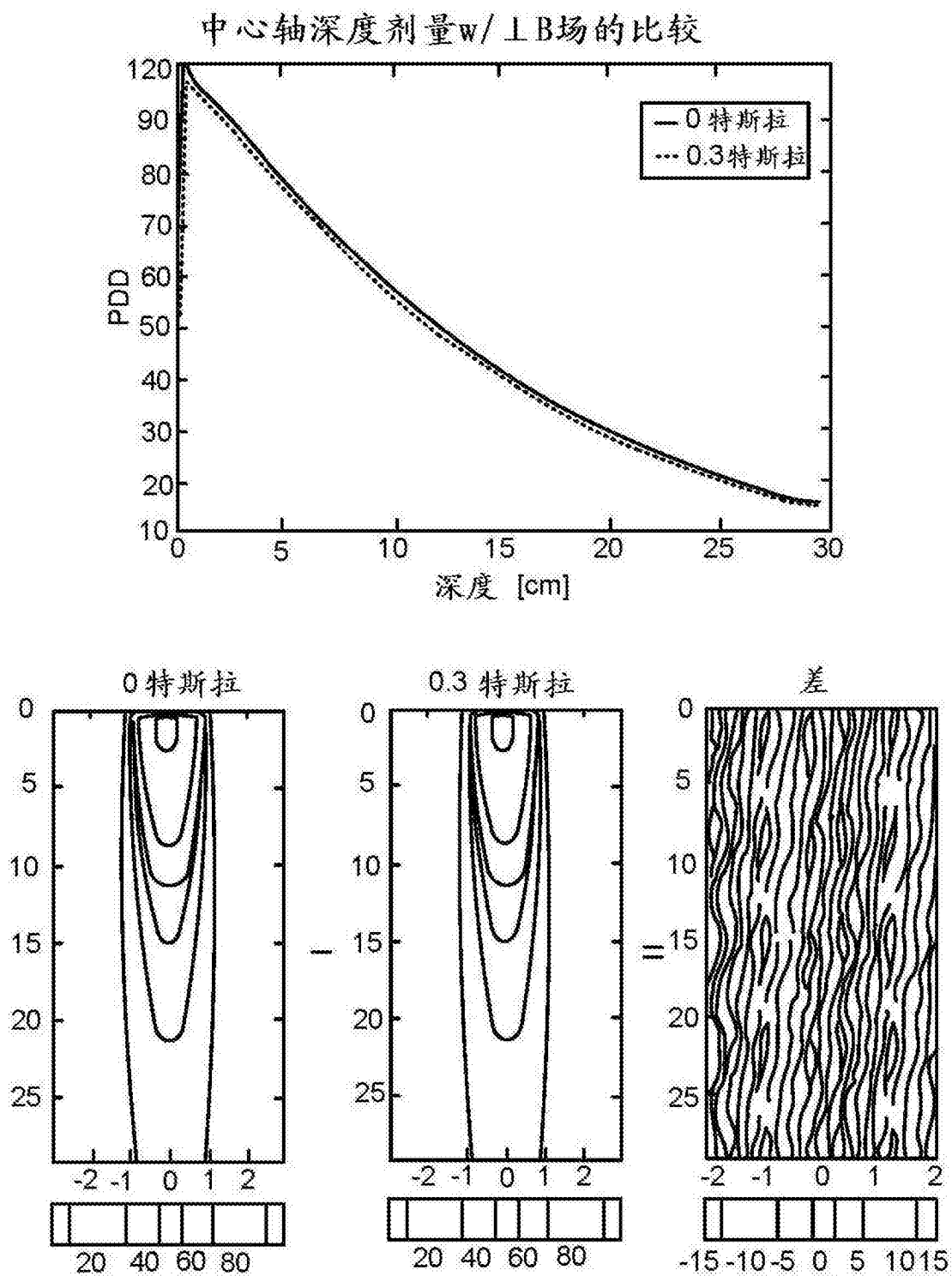


图10

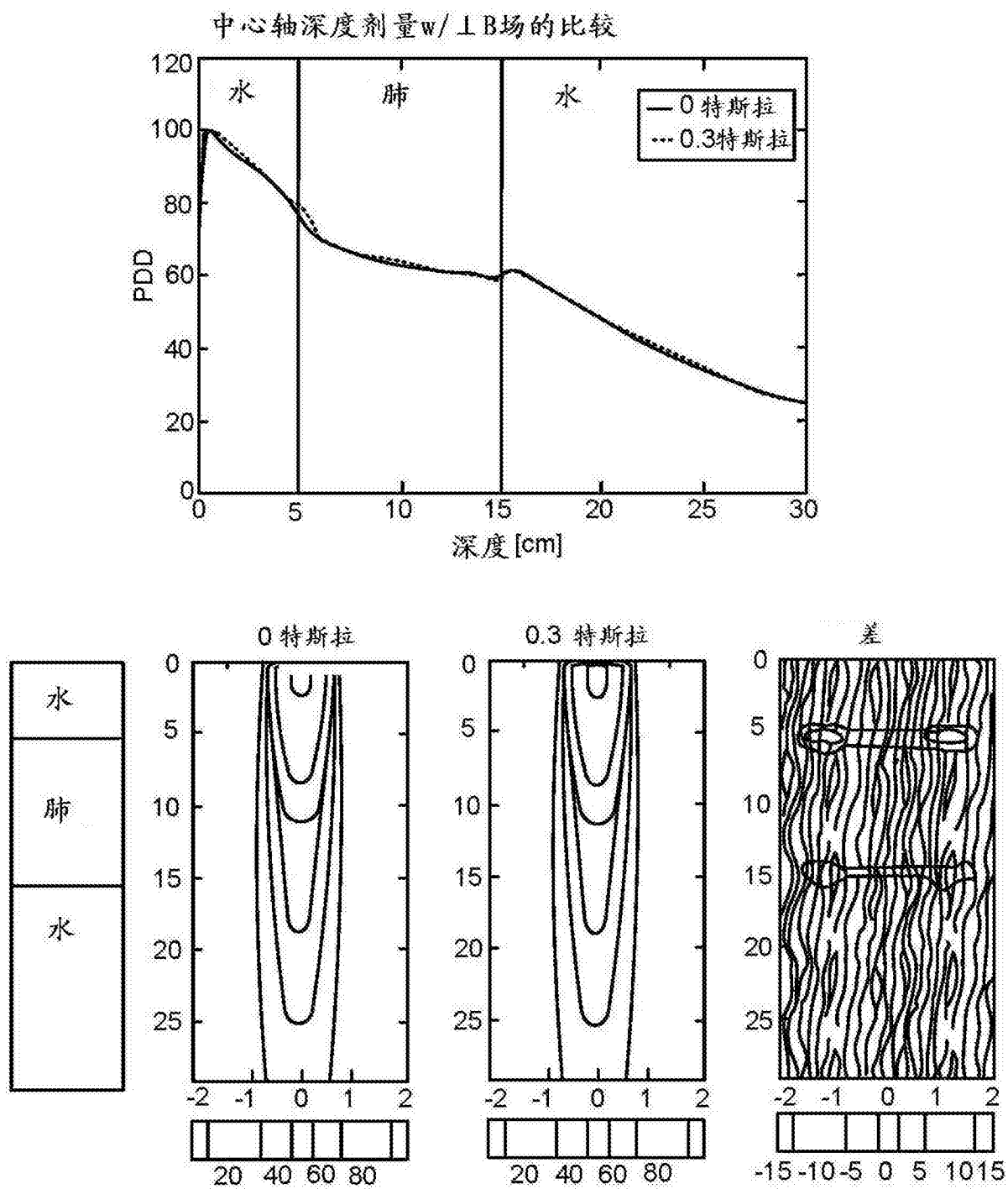


图11

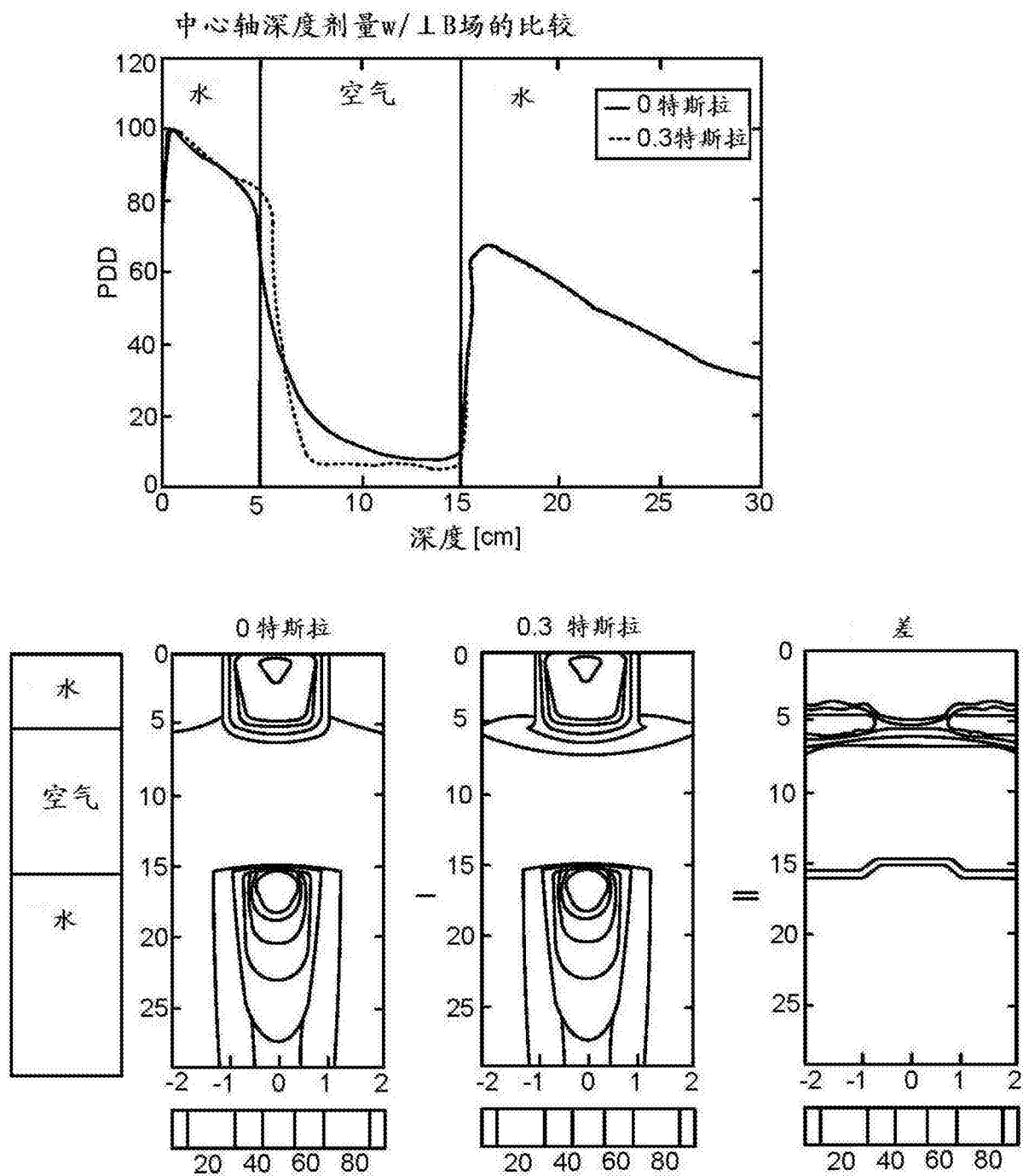


图12

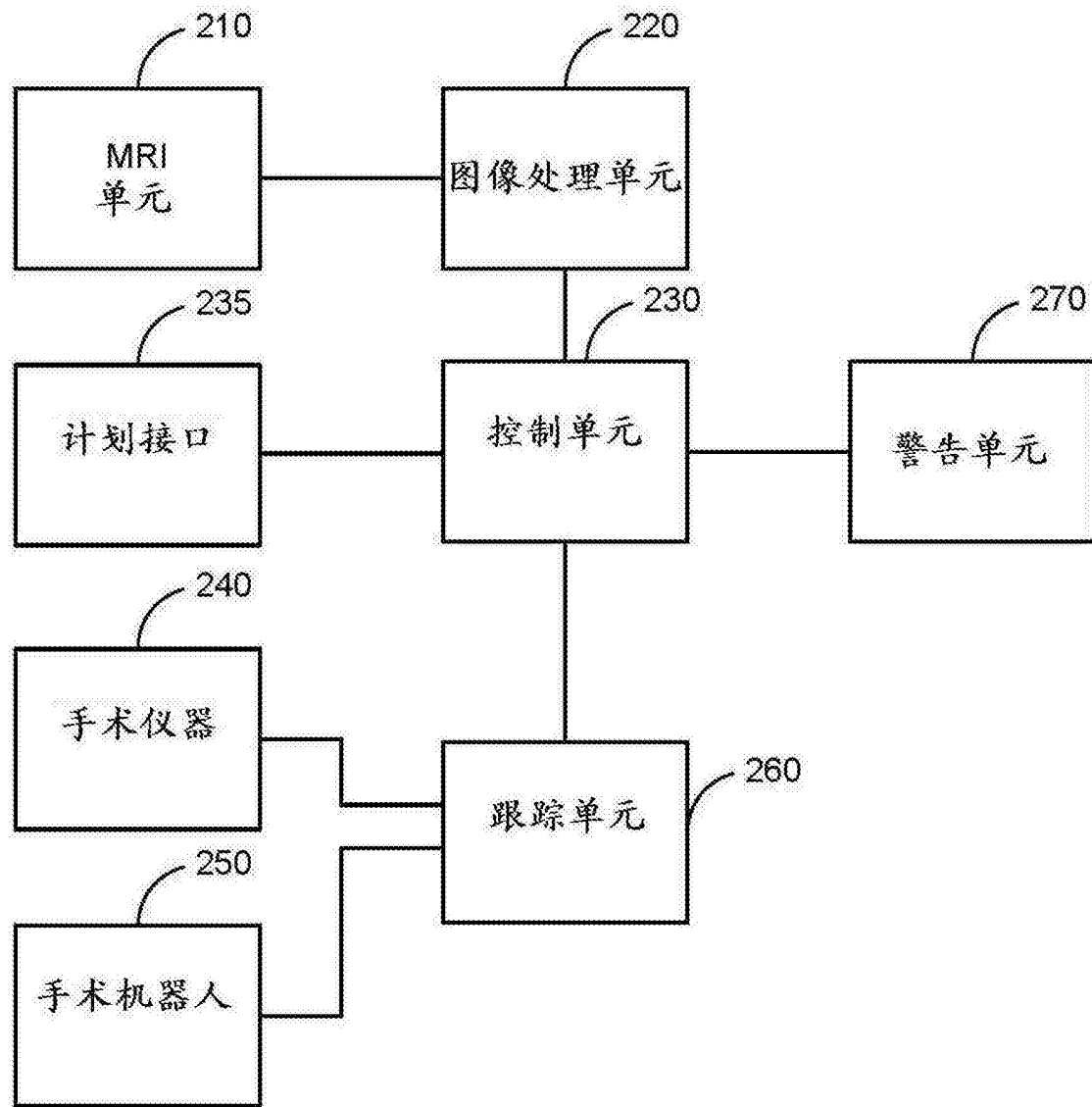


图13

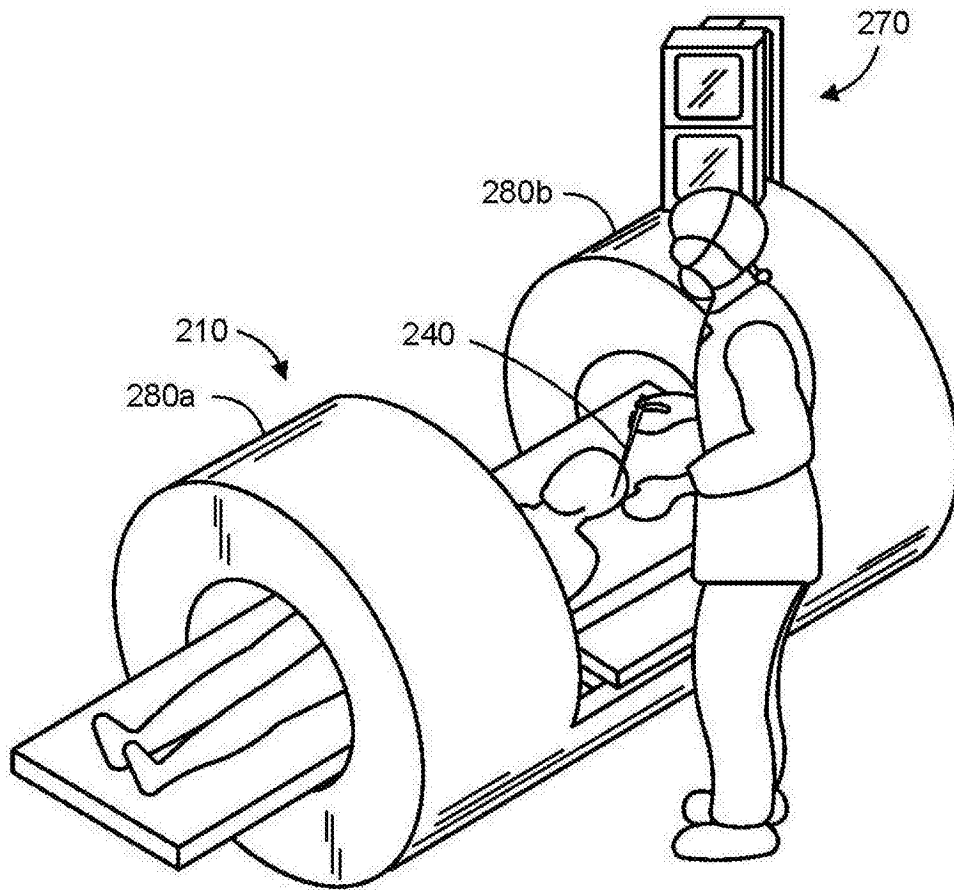


图14

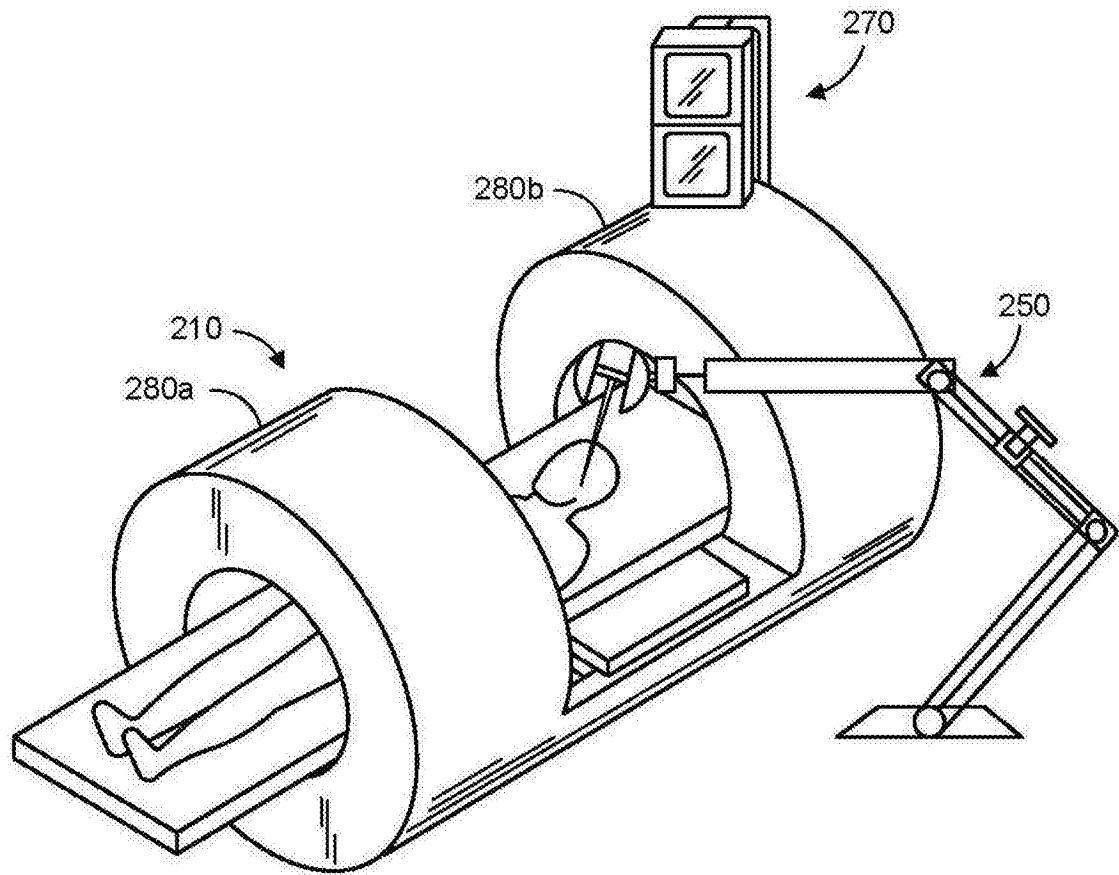


图15