



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 108430578 B

(45) 授权公告日 2020.12.01

(21) 申请号 201680073391.7

(22) 申请日 2016.12.16

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 108430578 A

(43) 申请公布日 2018.08.21

(30) 优先权数据
15201291.0 2015.12.18 EP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2018.06.14

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2016/081620 2016.12.16

(87) PCT国际申请的公布数据
WO2017/103237 EN 2017.06.22

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司
地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 N·沙德瓦尔特 J·彼得斯

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 孟杰雄 王英

(51) Int.Cl.
A61B 5/055 (2006.01)

(56) 对比文件
CN 102656607 A, 2012.09.05
CN 101820827 A, 2010.09.01
CN 104349817 A, 2015.02.11
WO 2005030330 A1, 2005.04.07
US 2012271094 A1, 2012.10.25
WO 2005030330 A1, 2005.04.07
US 2007291895 A1, 2007.12.20

审查员 张晓丹

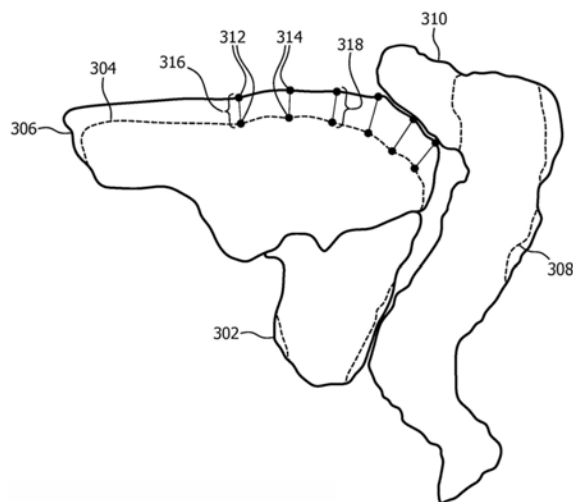
权利要求书2页 说明书5页 附图5页

(54) 发明名称

用于确定患者特异性局部变化边界的方法

(57) 摘要

本发明的目的是提供改进的辐射处置。根据本发明的第一方面,这一目的是通过如下方法来实现的,该方法用于确定处置靶标和/或危及器官的患者特异性局部变化边界,以便补偿将在分次放疗时间间隔内递送的分次放疗期间预期的局部单次照射内运动。患者特异性局部变化边界基于关于处置靶标和/或危及器官的至少第一区位和第二区位的位移和/或位移估计来确定。该方法包括以下步骤:采集处置靶标和/或危及器官的第一医学图像并采集处置靶标和/或危及器官的第二医学图像,其中,所述第一医学图像和所述第二医学图像的采集之间的时间类似于分次放疗时间间隔;并且在所述第一医学图像中和所述第二医学图像中确定所述第一区位和所述第二区位的位置并且使用所确定的位置来确定围绕所述处置靶标和/或危及器官的患者特异性局部变化边界。



1. 一种用于确定关于处置靶标和/或危及器官的患者特异性局部变化边界以便补偿将要在分次放疗时间间隔内递送的分次放疗期间预期的局部单次照射内运动的方法,其中,所述患者特异性局部变化边界是基于关于所述处置靶标和/或危及器官的至少第一区位和第二区位的位移和/或所述位移的估计来确定的,其中,所述方法包括以下步骤:

采集所述处置靶标和/或所述危及器官的第一医学图像,其中,所述第一医学图像是适合用于生成所述处置靶标的伪CT图像的MRI图像,并且

采集所述处置靶标和/或所述危及器官的第二医学图像,其中,所述第一医学图像和所述第二医学图像的采集之间的时间类似于所述分次放疗时间间隔,并且

在所述第一医学图像中和所述第二医学图像中确定所述第一区位和所述第二区位的位置,并且

使用所确定的位置来确定围绕所述处置靶标和/或危及器官的所述患者特异性局部变化边界。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述患者特异性局部变化边界是基于在所述第一医学图像中定义出围绕所述处置靶标或危及器官的第一轮廓并在所述第二医学图像中定义出围绕所述处置靶标或危及器官的第二轮廓的多个区位来确定的。

3. 根据权利要求1或2所述的方法,还包括使用所述患者特异性局部变化边界来计算放疗计划的步骤。

4. 根据权利要求3所述的方法,其中,多个边界被确定,使得在所述分次放疗期间能够使用时间依赖的边界,并且其中,在计算所述放疗计划时考虑所述多个边界。

5. 根据权利要求1或2所述的方法,其中,所述第二医学图像是适合用于分割所述处置靶标的图像。

6. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述第一医学图像是T1-DIXON图像、UTE-DIXON图像中的一个。

7. 根据权利要求5所述的方法,其中,所述第二医学图像是T2w图像。

8. 根据权利要求1或2所述的方法,还包括以下步骤:向用户显示在所述第一医学图像的采集和所述第二医学图像的采集之间所述第一区位的位移和所述第二区位的位移。

9. 根据权利要求5所述的方法,还包括以下步骤:计算所述第一区位和所述第二区位的内插位置和/或外推位置并向用户显示所述内插位置和/或外推位置。

10. 根据权利要求1或2所述的方法,其中,所述第一区位和第二区位的位置是基于所述处置靶标的分割来确定的。

11. 一种存储有计算机程序的计算机可读介质,所述计算机程序被配置用于确定围绕处置靶标和/或危及器官的患者特异性局部变化边界,其中,所述计算机程序包括用于使计算机执行以下方法的步骤的程序代码模块:

在第一医学图像中和第二医学图像中确定关于处置靶标和/或危及器官的第一区位和第二区位的位置,其中,所述第一医学图像是适合用于生成所述处置靶标的伪CT图像的MRI图像,并且

使用所确定的位置来确定围绕所述处置靶标和/或危及器官的所述患者特异性局部变化边界。

12. 根据权利要求11所述的计算机可读介质,还包括用于使计算机执行以下方法的步

骤的程序代码模块：

采集所述处置靶标和/或危及器官的所述第一医学图像，并且

采集所述处置靶标和/或危及器官的所述第二医学图像，其中，所述第一医学图像和所述第二医学图像的采集之间的时间类似于分次放疗时间间隔。

13. 根据权利要求12所述的计算机可读介质，还包括用于使计算机执行根据权利要求2-10中任一项所述的方法的步骤的程序代码模块。

14. 一种医学成像系统，其包括处理器，其中，所述处理器包括根据权利要求11-13中任一项所述的计算机可读介质。

用于确定患者特异性局部变化边界的方法

技术领域

[0001] 本发明涉及辐射治疗领域。

背景技术

[0002] 辐射治疗规划是一个复杂的过程,包括四个步骤:

[0003] 1、在给定的患者图像上,(手动或通过(半)自动方法)描绘出处置靶标和一个或多个危及器官。

[0004] 2、添加针对照射不准确度、患者运动或可见肿瘤外的亚临床癌细胞的若干边界。

[0005] 3、然后,为处置靶标和一个或多个危及器官配备多个辐射目标,例如最大/最小剂量。

[0006] 4、然后,计算机程序优化射束参数以尽可能接近这些目标。

[0007] 整个过程中的挑战是向癌细胞分配高剂量,而向健康细胞、特别是向敏感的危及器官分配低剂量。为此,必须估计多个未知参数,例如,肿瘤扩散、患者运动和定位不准确度。这一估计必须在给处置靶标足够剂量与保持危及器官低于最大可耐受剂量之间达到良好平衡。

[0008] 通常情况下,患者运动通过完全围绕特定结构(处置靶标或危及器官)的边界或处置边界得到补偿。有人努力量化系统误差并将其纳入放疗规划中,例如通过呼吸相位重建的4D CT延长肺中的靶标体积。此外,某些运动不确定性正在通过严格的行为规程得到补偿,例如前列腺患者的饮食规定,以实现照射过程中一致的膀胱和直肠充盈。

[0009] Steiner,E.等人的“Prostate and Patient Intrafraction Motion:Impact on Treatment Time-Dependent Planning Margins for Patients With Endorectal Balloon”(IJROBP,第86卷,第4期,第755-761页,2013年)描述了在处置期间确定患者组的运动。

[0010] US 20140073833A1描述了涉及确定个性化处置规划边界的方法、系统和计算机可读介质。所述方法可以包括处理一个或多个时期内从至少一个标志获得的靶标的运动数据。每个时期可以包括多个时间间隔。所述处理可以包括处理所述运动数据以确定每个时间间隔内沿着至少一个运动轴的等中心。所述轴可以包括x轴、y轴和/或z轴。所述方法可以包括确定针对至少一个所述轴中的每个的运动预测数据,并且基于所述运动预测数据确定针对至少一个所述轴中的每个的处置规划边界。

发明内容

[0011] 本发明的目的是提供改进的辐射处置。根据本发明的第一方面,这一目的是通过根据下面段落所述的方法来实现的。

[0012] 放疗期间患者的一些运动非常不均匀,并且在个体之间差异极大。例子是在前列腺照射期间膀胱的充盈或直肠的移动。目前,该运动通过围绕处置靶标和/或危及器官的一般边界进行补偿。

[0013] 发明人认识到,尽管一些运动在个体之间差异很大,但对于给定个体来说它是非常特异性的且可重复。而且,运动量化能够是区位(location)特异性的:处置靶标和/或危及器官可能存在不会因外力而移动的区域:例如,由于骨骼限制。

[0014] 发明人进一步认识到,患者特异性局部变化边界的使用因此可以更好地适合个体患者的情况。通过使用这样的边界,可以在给处置靶标足够剂量与保持危及器官低于最大可耐受剂量之间达到更好的平衡。通过让两幅医学图像在采集第一医学图像与第二医学图像之间的时间间隔类似于分次放疗(radiotherapy fraction)时间间隔,可以确定代表分次放疗期间处置靶标和/或危及器官的患者和区位特异性位移的患者特异性局部变化边界。由此,可以改善辐射处置。此应用专注于补偿单次照射内(intrafraction)运动的边界。本领域技术人员可能希望进一步扩大这些边界以例如附加地补偿亚临床癌细胞或设置错误。

[0015] 第一和第二区位可能是解剖界标,但也可能是植入的标志。

[0016] 根据本发明的实施例,在采集时间间隔内采集2幅以上的医学图像。基于对所述第一和第二区位的位置变化的测度来确定患者特异性局部变化边界。例如,该测度可以是最大变化或最大变化的某个百分比(例如95%)。

[0017] 除了补偿单次照射,患者特异性局部变化边界还可以用于补偿分次照射间(interfraction)运动,即几天内的运动。这可以通过在实际处置开始之前多天采集图像、优选MRI图像来实现。另一种选择是使用MRI引导的放疗系统,并以更大的边界开始处置以补偿分次照射间运动。每个分次处置MRI图像都可以从患者身上采集。然后可以使用这些图像来计算将用于补偿分次照射间运动/变化的患者特异性局部变化边界。

[0018] 根据本发明一方面所述的方法包括采集第一医学图像和第二医学图像的步骤。优选地,所述第一和第二医学图像是CT图像,更优选地,所述第一和第二医学图像是MRI图像。

[0019] 根据本发明的实施例,基于在所述第一医学图像中定义出围绕处置靶标或危及器官的第一轮廓并在所述第二医学图像中定义出围绕处置靶标或危及器官的第二轮廓的多个区位来确定患者特异性边界。这是有利的,因为用来确定所述局部变化边界的区位越多,所述边界越可以适应局部情况和移动。优选地,所述边界围绕处置靶标和/或危及器官连续变化。该实施例也是有利的,因为它允许通过分割处置靶标和/或危及器官来确定患者特异性局部变化边界。

[0020] 根据本发明的另外的实施例,所述方法还包括使用患者特异性局部变化边界来计算放疗计划的步骤。这是有利的,因为它可以得到改进的放疗计划。

[0021] 根据本发明的另外的实施例,确定多个边界,使得在分次放疗期间可以使用时间依赖的边界。计算放疗计划时考虑多个边界。这是有利的,因为在辐射处置期间,处置靶标和/或危及器官可以(缓慢地)移动到不同的位置和/或可以(缓慢地)改变形状,使得在分次处置开始时使用的边界不能最佳地适合于分次处置期间稍后阶段的情况。这种运动或形状改变的例子可以是分次处置期间患者的膀胱充盈、肠道运动或整体松弛。

[0022] 根据本发明的另外的实施例,所述第一医学图像是适合用于生成处置靶标的伪CT图像的MRI图像。这可以是例如T1-DIXON或UTE-DIXON图像。该实施例是有利的,因为以这种方式,基于MRI的放疗工作流程中无论如何都需要采集的图像可以另外地用于确定患者特异性局部变化边界。

[0023] 根据本发明的另外的实施例,所述第二医学图像是适用于分割处置靶标的图像。这可以是例如T2w图像。该实施例是有利的,因为以这种方式,为了描绘处置靶标而无论如何都需要采集的图像可以另外地用于确定所述患者特异性局部变化边界。当所述第二医学图像是MRI图像时并且当所述第一医学图像是适合用于生成处置靶标的伪CT图像的MRI图像时,该实施例甚至更为有利。这更加有利,因为以这种方式,为支持基于MRI的放疗规划而无论如何都需要采集的图像可以另外地用于确定所述患者特异性局部变化边界。通过这种方式,患者特异性局部变化边界所基于的信息可以几乎或完全免费获得,因为不需要额外的时间进行图像采集。

[0024] 根据本发明的另外的实施例,所述方法还包括以下步骤:向用户显示在所述第一医学图像的采集和所述第二医学图像的采集之间所述第一区位的位移和所述第二区位的位移。这是有利的,因为它对负责辐射处置的临床医生来说可能更有见地。

[0025] 根据本发明的另外的实施例,所述方法还包括以下步骤:计算所述第一区位和所述第二区位的内插位置和/或外推位置并向所述用户显示所述内插位置和/或所述外推位置。该实施例是有利的,因为它为临床医生提供了如何应用边界的更多自由度。由所述第一医学图像确定的位置可以假定为0%。由所述第二医学图像确定的位置可以假定为100%。如果临床医生想要某一结构安全,他可能希望在外推位置或轮廓(例如,120%)上应用边界。通过这种方式,他更确定这个结构的目标将在实践中得到满足。另一方面,关于一个结构的保守边界可能会让满足其他结构的目标更加复杂。因此,临床医生也可能想要为某些结构选择内插边界。

[0026] 根据本发明的另外的实施例,所述第一和第二区位的位置是基于处置靶标和/或危及器官的分割来确定的。这是有利的,因为这种方法相对容易实现自动化,并由此产生更可重复的结果。分割并不是如何确定位置的唯一方式。本领域技术人员已知替代解决方案,例如,他可以决定寻找所述第一医学图像和第二医学图像中个别界标的位移。

[0027] 根据本发明的另一方面,该目的还根据本发明另一方面所述的计算机程序产品来实现。该计算机程序产品被配置用于图像分析。这是有利的,因为以这种方式,图像分析也可以在独立工作站上执行。根据另外的实施例,所述计算机程序产品还包括程序代码模块,所述程序代码模块用于使计算机执行如下方法步骤:采集处置靶标和/或危及器官的第一医学图像,并且采集处置靶标和/或危及器官的第二医学图像,其中,采集所述第一医学图像和所述第二医学图像之间的时间类似于分次放疗时间间隔。当该计算机程序产品安装在医学成像系统上时,这个实施例特别有利。通过这种方式,所述医学图像系统可以在采集后直接分析图像。根据本发明的另外的实施例,该计算机程序产品被配置为执行上述任何方法步骤。

[0028] 根据本发明的另一方面,该目的通过根据本发明又一方面所述的医学成像系统来实现。所述医学成像系统可以被配置使得其适于执行上述任何方法。

[0029] 参考下文描述的实施例,本发明的这些和其他方面将变得显而易见并得以阐明。

附图说明

[0030] 图1图解说明了医学成像系统,以及

[0031] 图2图解说明了根据本发明的方法,以及

[0032] 图3图解说明了基于第一医学图像和第二医学图像对处置靶标和危及器官的分割,以及

[0033] 图4图解说明了如何向用户显示第一区位、第二区位和任选的其他区位的位移的几个例子,以及

[0034] 图5图解说明了如何向用户显示轮廓的内插和外推的例子。

具体实施方式

[0035] 图1图解说明了医学成像系统,在这种情况下本发明使用的是磁共振成像(MRI)系统。该MRI系统包括在检查区14内产生稳定的均匀主磁场的主磁体10。该主磁场使得待检查对象中的自旋的部分取向沿着所述主磁场的场线。RF系统配备有一个或多个RF天线12以发射RF激励电磁场进入检查区14以激发待检查对象体内的自旋。弛豫的自旋发射RF范围内的磁共振信号,这些磁共振信号由RF天线12(特别是以RF接收线圈的形式)拾取。此外,提供梯度线圈16以产生临时(temporary)磁梯度场,特别是读取梯度脉冲和相位编码梯度。这些梯度场通常在相互正交的方向上取向,并对所述磁共振信号施加空间编码。提供梯度放大器(GradAmp(x,y,z))18以激活梯度线圈16以产生磁梯度编码场。由RF接收器天线12拾取的磁共振信号被施加到包括波谱仪的MRI数据采集(MRIacq)系统19。MRI数据采集系统将数据提供给主计算机(HC)20,主计算机又将数据提供给重建器(Recon)22,该重建器根据数据重建图像。主计算机还将来自重建器的重建图像提供给显示器17。主计算机还可以包括计算机程序产品,该计算机程序产品将被配置为执行如下所述的方法步骤。

[0036] 图2图解说明了根据本发明的方法。图2是流程图。该方法通过图3所示的例子进一步说明。图3图解说明了基于第一医学图像和第二医学图像对处置靶标和危及器官的分割。

[0037] 根据本发明实施例的方法是一种用于确定关于处置靶标302(图3)和/或危及器官304、308(图3)的患者特异性局部变化边界以补偿将要在分次放疗时间间隔内递送的分次放疗期间预期的局部单次照射内运动的方法。放疗时间间隔取决于待处置的器官以及放疗计划的复杂程度。待处置的器官是事先已知的,并且临床医生可以事先决定所述计划的期望的复杂性(例如适形调强放射治疗、VMAT)。因此,放疗时间间隔在实际制定放疗计划之前是可预测的。对于前列腺癌处置,放疗时间间隔现在最常见的是在5-15分钟之间。患者特异性局部变化边界是基于关于处置靶标和/或危及器官的至少第一区位312(图3)和第二区位314(图3)的位移和/或位移的估计来确定的。确定患者特异性局部变化边界的方法包括以下步骤:

[0038] 采集处置靶标和/或危及器官的第一医学图像201。所述第一医学图像可以是例如UTE-DIXON MRI或T1-DIXON图像。该UTE-DIXON图像可以在步骤208中用于生成伪CT或衰减图。进而,伪CT或衰减图可以用作计算放疗计划的输入208。

[0039] 采集处置靶标和/或危及器官的第二医学图像202,其中,在第一医学图像和第二医学图像的采集之间的时间类似于分次放疗时间间隔。在前列腺情况下,第一医学图像和第二医学图像的采集之间的时间约为5-15分钟。第二医学图像可以是T2w MRI图像。该T2w图像可以由临床医生用来描绘处置靶标体积209。处置目标将针对处置靶标设定。所描绘的处置靶标及其处置目标将作为计算放疗计划的输入207。

[0040] 在所述第一医学图像中和所述第二医学图像中确定第一区位312(图3)和第二区

位314(图3)的位置203。第一区位和第二区位可以位于围绕感兴趣结构的轮廓线304(图3)上,但也可以是个体界标。优选地,对一个或多个感兴趣结构的分割被用于识别第一区位、第二区位和其他区位,如图3所示,其中,基于第一医学图像分割膀胱304、前列腺302和直肠308。图3中的轮廓306和310分别表示基于膀胱和肠在第二医学图像中的位置和形状对膀胱和肠的分割。

[0041] 使用所确定的位置来确定围绕处置靶标和/或危及器官的患者特异性局部变化边界316、318,204。这例如可以是第一轮廓和第二轮廓之间的距离或者第一轮廓和第二轮廓的内插或外推版本。同样,患者特异性局部变化边界可以是包括第一区位和第二区位的第一壳体(hull)与包括第一和第二区位的第二壳体之间的距离。在给定的示例中,所述边界是在三角形表面网格的锚点上定义的,并且实际上围绕所述结构连续变化。

[0042] 使用患者特异性局部变化边界来计算放疗计划207。

[0043] 所述第一区位、第二区位和任选的其他区位的位移可以以许多不同的方式显示给用户。图4示出了如何向用户显示所述第一区位、第二区位和任选的其他区位的位移的几个示例。例如,位移可以通过两个分割的重叠来显示402。或者,可以向用户显示位移矢量404。而且,线宽可以变化以指示位移的程度406。

[0044] 图5图解说明了如何向用户显示轮廓502、506的内插和外推的例子。在这个例子中,提供了滑块501,通过该滑块501,用户可以指示他希望看到的内插或外推轮廓。在50%处的滑块位置504显示轮廓502。在120%处的滑块位置508显示轮廓506。用户可以使用这些信息来决定在处置过程中他希望使用哪些边界以补偿单次照射内运动。而且,他可以决定在单次照射期间使用多个边界。例如,他可以开始于补偿比0%轮廓稍大的单次照射内运动的边界,稍后在分次照射中,补偿单次照射内运动的边界可以设置为略大于50%,并且接近分次照射的结尾边界可以设定为略大于100%。这些值纯粹是示例性的,也可以选择其他值。这些多个边界可以纳入放疗计划中。

[0045] 虽然已经在附图和前面的描述中详细说明并描述了本发明,但是这样的说明和描述被认为是说明性的或示例性的而非限制性的;本发明不限于所公开的实施例。

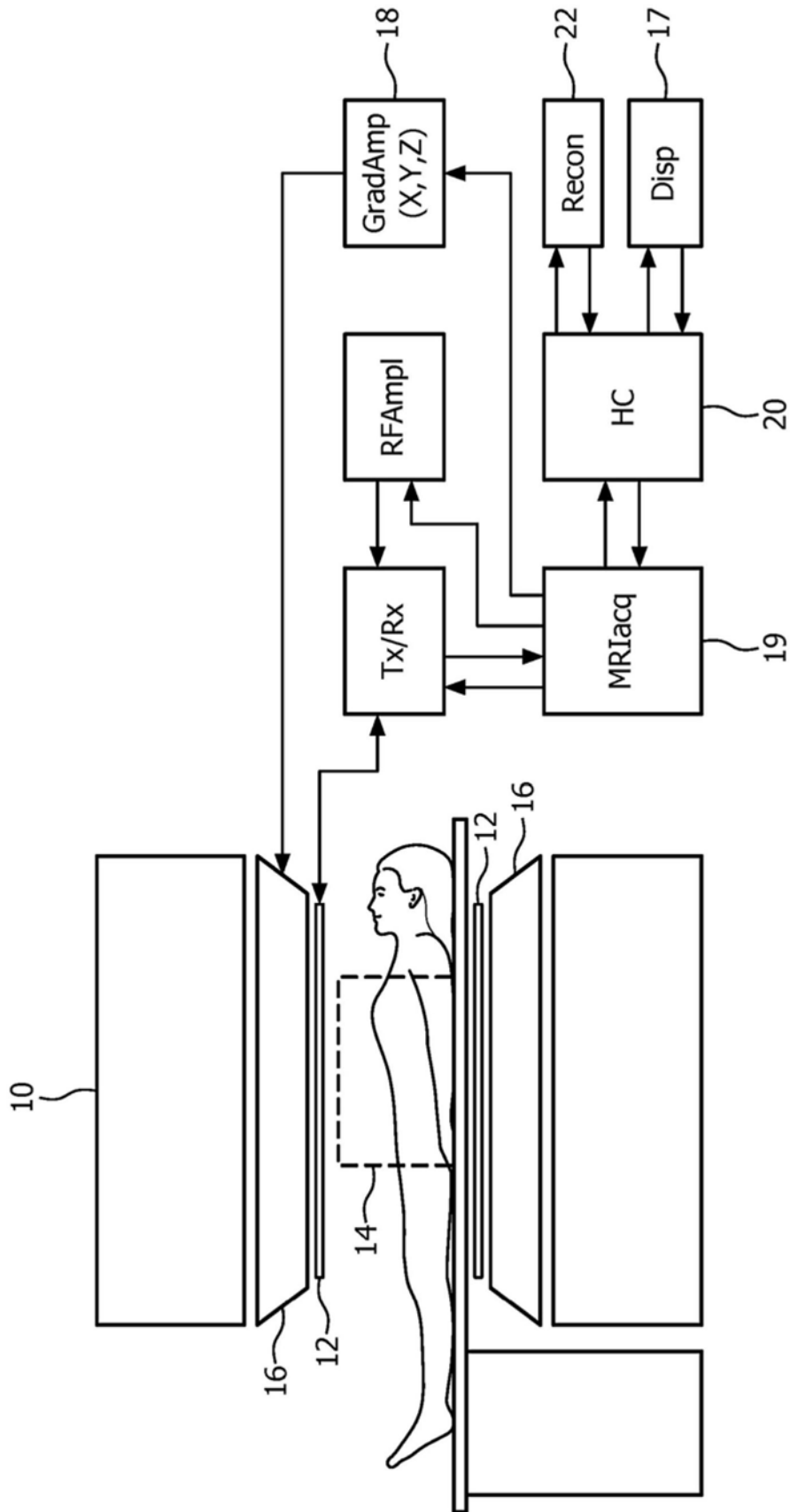


图1

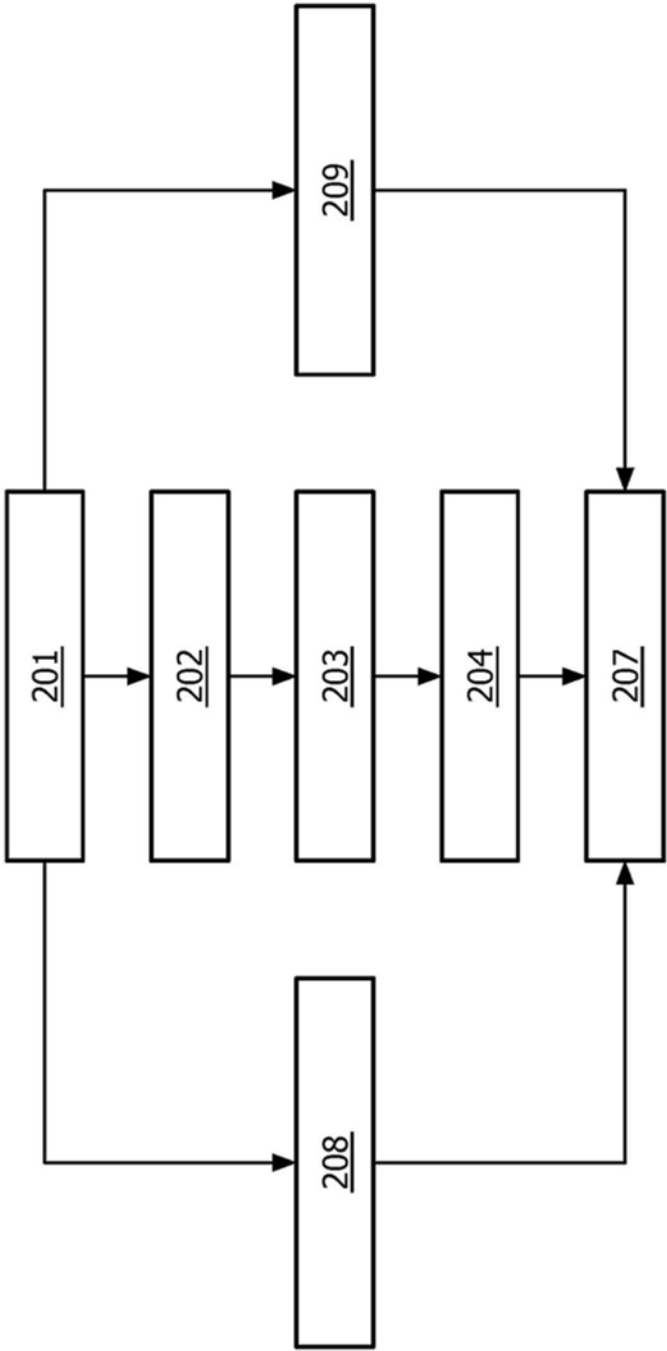


图2

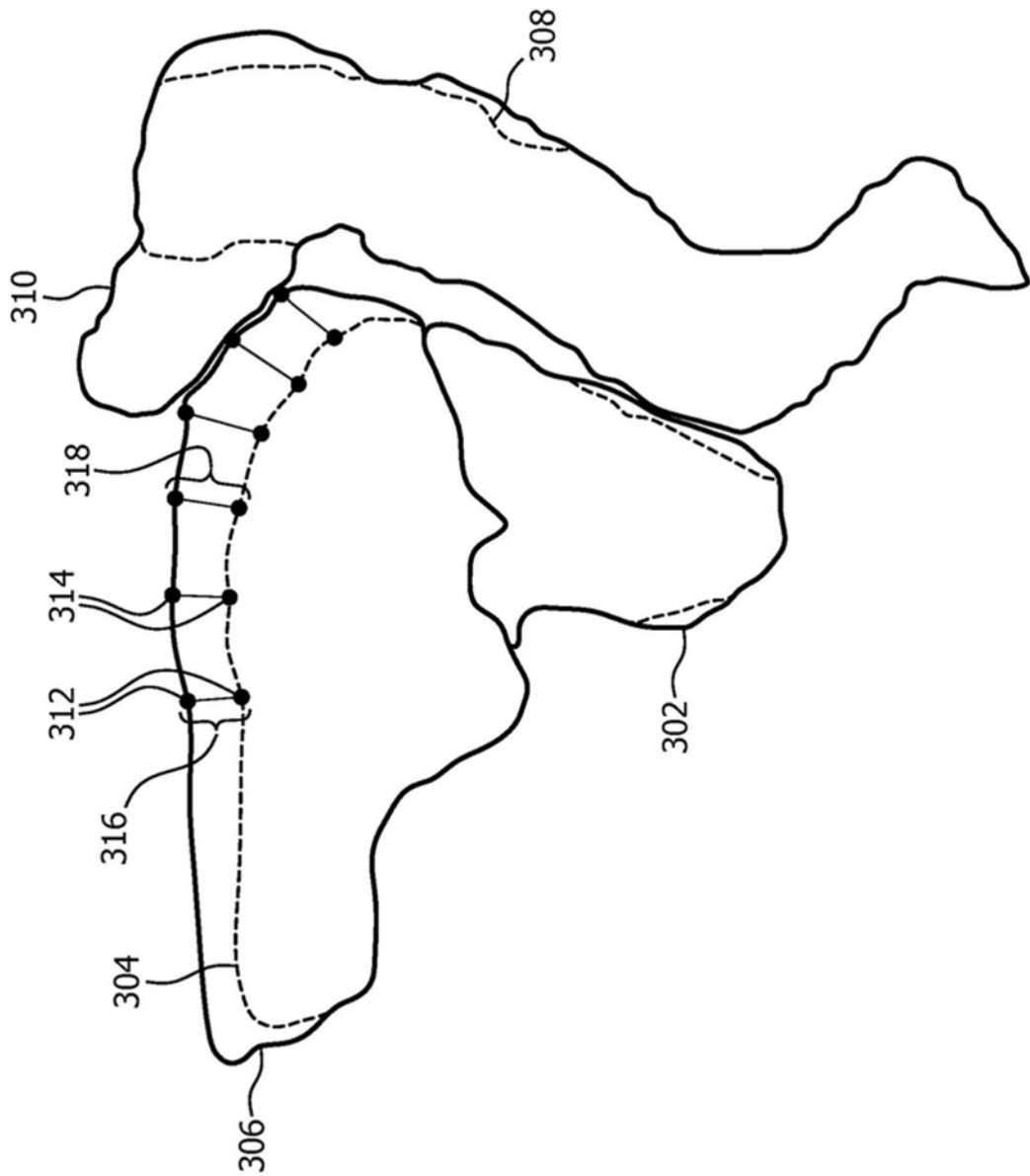


图3

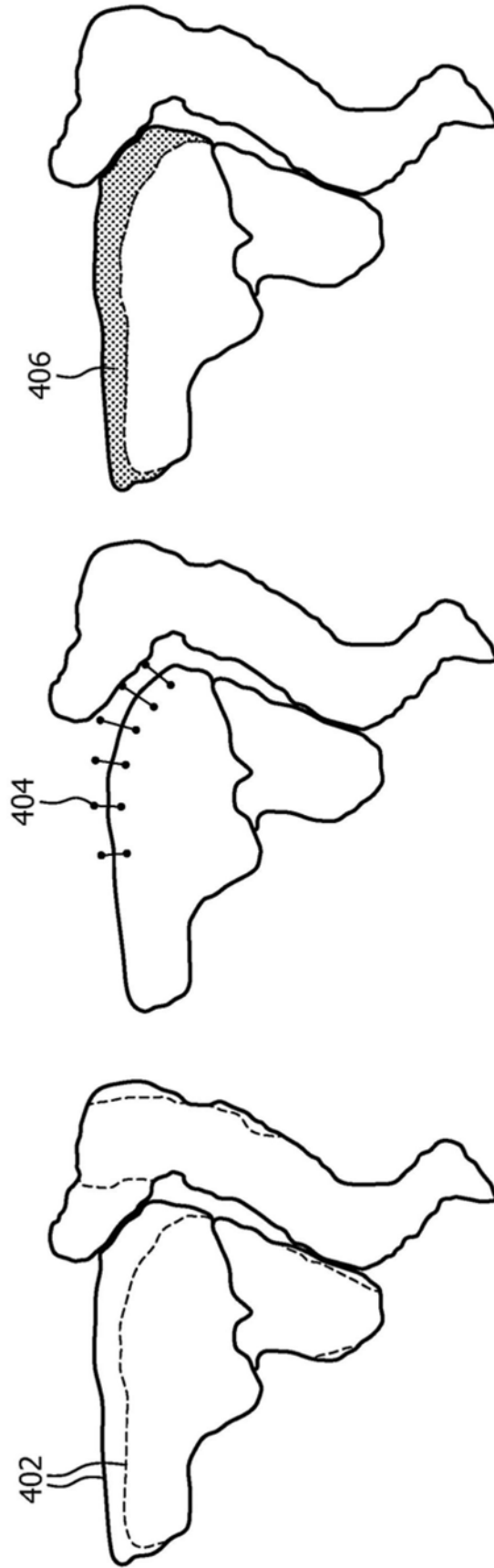


图4

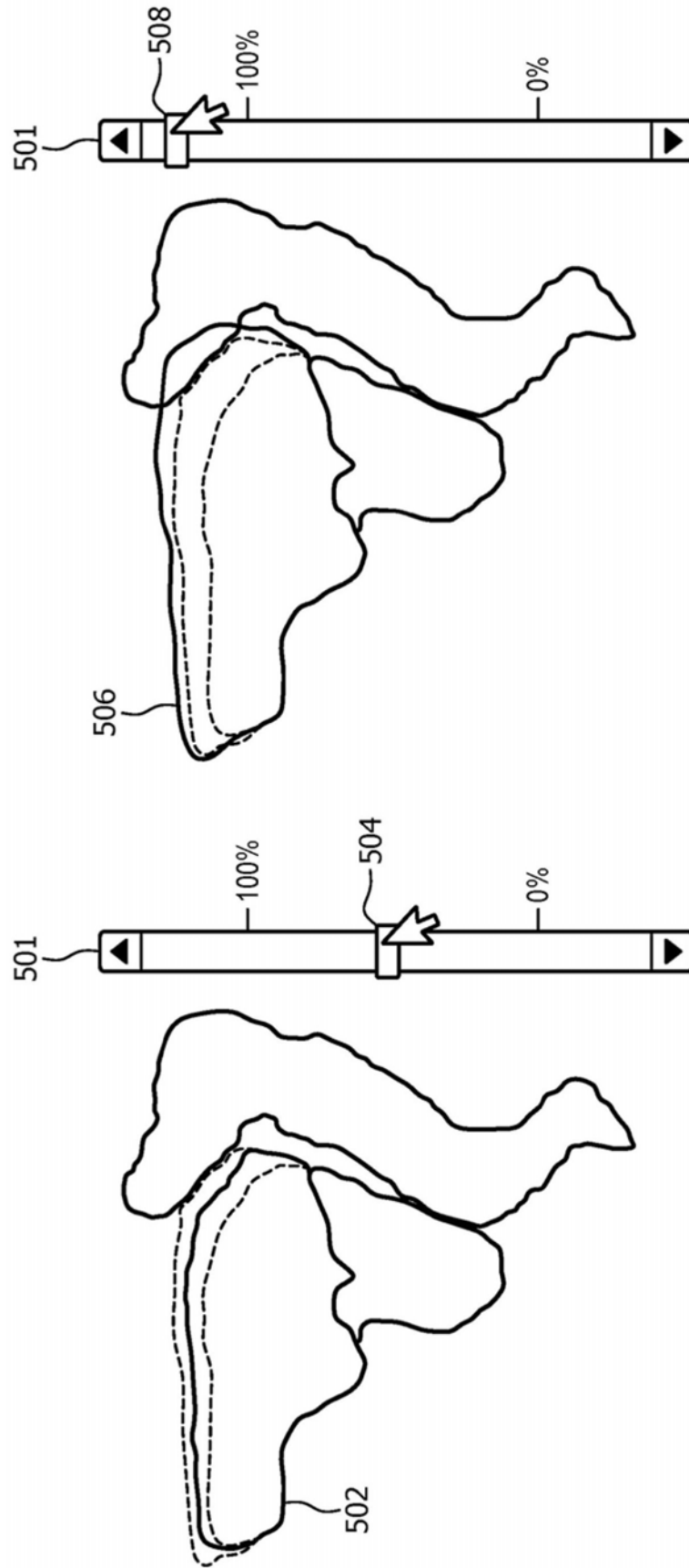


图5