



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 106133790 B
(45) 授权公告日 2020. 09. 29

(21) 申请号 201580016590.X
(22) 申请日 2015.03.19
(65) 同一申请的已公布的文献号
 申请公布号 CN 106133790 A
(43) 申请公布日 2016.11.16
(30) 优先权数据
 14162319.9 2014.03.28 EP
(85) PCT国际申请进入国家阶段日
 2016.09.27
(86) PCT国际申请的申请数据
 PCT/EP2015/055738 2015.03.19
(87) PCT国际申请的公布数据
 W02015/144540 EN 2015.10.01
(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 H·舒尔茨
 M·G·赫勒 S·雷尼施
(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

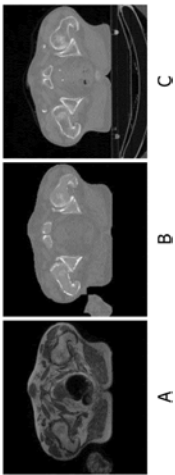
(51) Int.Cl.
 G06T 7/11 (2017.01) (续)
(56) 对比文件
 Peter B Greer.A magnetic resonance
 imaging-based workflow for planning
 radiation therapy for prostate cancer.
 《Medical Journal of Australia》.2011,
 Peter B Greer.A magnetic resonance
 imaging-based workflow for planning
 radiation therapy for prostate cancer.
 《Medical Journal of Australia》.2011,
 Jason A Dowling.An Atlas-Based
 Electron Density Mapping Method for
 Magnetic Resonance Imaging (MRI)-Alone
 Treatment Planning and Adaptive MRI-Based
 Prostate Radiation Therapy.《Int Radiat
 Oncol Biol Phys》.2012, (续)
 审查员 陈雨杉

权利要求书2页 说明书9页 附图3页

(54) 发明名称
 用于在组织种类分离的帮助下基于磁共振
 图像生成一幅或多幅计算机断层摄影图像的方法和设备
(57) 摘要

 本发明涉及一种用于根据MR图像生成一幅或多幅模拟CT图像的方法,包括:检索针对生命体的一个或多个身体部分的MR图像数据(14),所述MR图像数据(14)包括多个像素和/或体素;分析所述MR图像数据(14)以识别针对所述多个像素和/或体素中的一个或多个的一个或多个组织和/或材料类型;将一个或多个参考数据集配准到所识别的一个或多个组织和/或材料类型,所述参考数据集对应于所识别的组织和/或材料类型的特定的一个,所述参考数据集包括参考值;

并且通过将所述参考值分配给对应于所识别的一个或多个组织和/或材料类型了计算一幅或多幅模拟CT图像。



CN 106133790 B

[接上页]

(51) Int.Cl.

G06T 7/33 (2017.01)

G06T 11/00 (2006.01)

G16H 50/50 (2018.01)

A61B 5/00 (2006.01)

A61B 6/03 (2006.01)

A61N 5/10 (2006.01)

A61B 5/055 (2006.01)

G01R 33/48 (2006.01)

G06T 5/00 (2006.01)

A61B 6/00 (2006.01)

(56) 对比文件

Hofmann M. MRI-based attenuation correction for whole-body PET/MRI: quantitative evaluation of segmentation- and atlas-based methods.《Journal of Nuclear Medicine》.2011,

Rank. MRI-based treatment plan simulation and adaptation for ion radiotherapy using a classification-based approach.《Radiation Oncology》.2013,

1. 一种用于根据MR图像生成一幅或多幅模拟CT图像的方法,包括:
 - 检索表示一个或多个解剖区域的MR图像数据(14),所述MR图像数据(14)包括多个像素和/或体素;
 - 分析所述MR图像数据(14)以识别针对所述多个像素和/或体素中的一个或多个的一个或多个组织和/或材料类型;
 - 将一个或多个参考数据集配准到所识别的一个或多个组织和/或材料类型,所述参考数据集包括参考值,其中,所述一个或多个参考数据集包括基于CT的图集,所述参考值包括亨氏单位(HU)值;并且
 - 通过将所述参考值分配到对应于所识别的一个或多个组织和/或材料类型的所述像素和/或体素来计算一幅或多幅模拟CT图像,其特征在于,所述参考数据集对应于所识别的组织和/或材料类型中的特定的一个,并且其特征在于,所述配准是在所述组织和/或材料类型中的每个上分离地执行的。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中,根据多幅CT图像对所述基于CT的图集进行平均。
3. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述基于CT的图集是位置特异性的和/或是组织和/或材料类型特异性的。
4. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述配准包括应用至少一个刚性配准和/或至少一个非刚性配准。
5. 根据权利要求4所述的方法,其中,所述至少一个非刚性配准包括可变形配准。
6. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述组织和/或材料类型是互不相交的。
7. 根据权利要求1所述的方法,其中,根据所述MR图像对所识别的组织和/或材料类型的所述分配是互不相交的。
8. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述分析包括以下中的至少一种:分割、重建、应用体提取算法、应用涉及MR采集的同相图像到MR图像数据(14)的DIXON重建的方法。
9. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述MR图像数据(14)包括盆骨MR图像数据(14),所述一个或多个组织和/或材料类型包括空气、脂肪、水、骨髓和/或密质骨。
10. 根据权利要求1-9中的任一项所述的方法,其中,所述解剖区域是生命体的身体部分。
11. 一种用于根据MR图像生成一幅或多幅模拟CT图像的设备(10),包括:
 - 数据检索器(12),其用于检索表示一个或多个解剖区域的MR图像数据(14),所述MR图像数据(14)包括多个像素和/或体素;
 - 分析单元(18),其用于分析所述MR图像数据(14)以识别针对所述多个像素和/或体素中的一个或多个的一个或多个组织和/或材料类型,
 - 配准单元(22),其用于将一个或多个参考数据集配准到所识别的一个或多个组织和/或材料类型,所述参考数据集中的每个包括参考值,其中,所述一个或多个参考数据集包括基于CT的图集,所述参考值包括亨氏单位(HU)值;以及
 - 处理单元(24),其用于通过将所述参考值分配到对应于所识别的一个或多个组织和/或材料类型的所述像素和/或体素来计算一幅或多幅模拟CT图像,其特征在于,所述参考数据集对应于所识别的组织和/或材料类型中的特定的一个,并且其特征在于,所述配准是在所述组织和/或材料类型中的每个上分离地执行的。

12. 一种用于辐射治疗处置和/或规划的系统(28), 包括:

根据权利要求11所述的设备(10), 其用于根据MR图像生成一幅或多幅模拟CT图像; 以及

规划单元(32), 其被配置为通过基于所生成的一幅或多幅模拟CT图像生成剂量学程序来设置辐射治疗计划。

13. 根据权利要求12所述的系统(28), 还包括磁共振成像(MRI)单元(30), 所述磁共振成像单元被配置为生成表示一个或多个解剖区域的MR图像数据(14)。

14. 根据权利要求12所述的系统(28), 其中, 所述剂量学程序包括衰减图和/或密度图。

15. 一种包括程序代码单元的计算机可读介质, 所述程序代码单元用于当所述程序代码单元在计算机上执行时, 令计算机执行根据权利要求1所述的方法的步骤。

用于在组织种类分离的帮助下基于磁共振图像生成一幅或多幅计算机断层摄影图像的方法和设备

技术领域

[0001] 本发明涉及辐射治疗(RT),尤其涉及用于基于磁共振(MR)图像生成一幅或多幅模拟计算机断层摄影(CT)的方法和设备。本发明应用于辐射治疗(RT)处置和/或规划。具体而言,本发明结合磁共振成像(MRI)技术应用。然而,应当理解,本发明也适用于其他领域并且不一定限于前述应用。

背景技术

[0002] 在医学成像中,针对临床目的和/或医学科学,技术和过程被用于创建生命体的一个或多个身体部分(即,解剖区域,例如,人体的那些解剖区域)的图像。具体而言,能够对患者的内部解剖结构进行成像来确定特定疾病已经如何发展,从而手术人员能够在患者内的感染组织与健康组织之间进行区分。在辐射治疗中,这样的图像能够被用于确定施加到患者的辐射剂量,从而能够对治疗进行规划,使得患者接收的辐射的量最小化,同时仍然实现治疗的目标。

[0003] 一般而言,CT图像被用于RT剂量学。包括体素灰度值的CT图像通常以亨氏单位(HU)度量,其能够被直接转换为电子密度或衰减系数。因此,能够将所测量的HU值直接计算为辐射剂量。然而,常常越来越多地在RT处置规划之前针对诊断目的或器官描绘而采集MR图像。仅基于MR图像的剂量计算被视为高度有益的,因为这将消除对于针对剂量计算生成额外CT图像的需要并且因此简化工作流并且降低施加到患者的辐射量。

[0004] 迄今为止,存在从文献获知的方法,其被用于根据MR图像创建估计的密度图或衰减图以用于RT规划。由于图像采集的物理学,MR强度不唯一地对应于电子密度或衰减系数。因此,通过简单的查看操作不能够如从CT图像导出这些图那样从MR图像导出前述的图。至此,所提出的解决方案存在一系列缺点。例如,基于CT的密度图集与MR图像的配准可以有助于其中图集值被限制并且可靠的区域,例如大脑。然而,在高度可解剖学区域(诸如骨盆区)中,配准可能不能够覆盖患者之间的解剖学变异,例如膀胱/肠容量或运动、结构(例如,肾、肝部分)的切除或病理变化。

[0005] US 8588498 B2公开了一种用于分割MR图像上的骨骼的方法,包括检索MR图像并且对所述MR图像执行增强过程来生成骨骼增强的MR图像。骨骼增强的MR图像然后被配准到基于CT的骨骼图集。通过使用基于CT的骨骼图集作为掩膜分割骨骼增强的MR图像来生成具有骨骼分割的MR图像。

[0006] Peter B.Greer等人于2011年1月1日在Medical Journal of Australia上的“A magnetic resonance imaging-based workflow for planning radiation therapy for prostate cancer”一文公开了一种根据MRI扫描创建伪CT扫描的方法,其中,该方法包括:检索患者的MRI扫描;定义前列腺和器官轮廓;通过将电子密度映射到组织来将CT电子密度图集配准到多个组织;得到具有被映射到患者的MRI扫描的电子密度的伪CT扫描。

[0007] JASON A.DOWNLING等人于2012年5月1日在International Journal of

Radiation Oncology上的“An Atlas-Based Electron Density Mapping Method for Magnetic Resonance Imaging (MRI)-Alone Treatment Planning and Adaptive MRI-Based Prostate Radiation Therapy”一文公开了一种针对前列腺辐射治疗根据MRI扫描生成现实电子密度信息(伪CT)的自动方法。

[0008] M.HOFMANN等人于2011年9月1日在THE JOURNAL OF NUCLEAR MEDICINE,第52卷,第9号上的“MRI-Based Attenuation Correction for Whole-Body PET/MRI: Quantitative Evaluation of Segmentation-and Atlas-Based Methods”一文中公开了用于基于全身MRI的AC (MRAC) 的算法,包括基本MR图像分割算法和基于图集配准和模式识别(AT&PR)的方法。

发明内容

[0009] 本发明的目标是一种允许以增加的准确度和降低的工作量根据MR图像获得更好地模拟CT图像的方法和设备,其尤其能够用于RT处置和/或规划和/或用于剂量计算。

[0010] 在本发明的第一方面中,提出了一种用于根据MR图像生成一幅或多幅模拟CT图像的方法,包括:检索针对生命体的一个或多个身体部分(即,解剖区域)的MR图像数据,所述MR图像数据包括多个像素和/或体素;分析所述MR图像数据以识别针对所述多个像素和/或体素中的一个或多个的一个或多个组织和/或材料类型;将一个或多个参考数据集配准到所识别的一个或多个组织和/或材料类型,所述参考数据集对应于所识别的组织和/或材料类型中的特定一个,所述参考数据集包括参考值;并且通过将所述参考值分配给对应于所识别的一个或多个组织和/或材料类型的所述像素和/或体素来计算一个或多个模拟CT图像,其中,分离地对所述组织和/或材料类型中的每个执行所述配准。

[0011] 因此,本发明解决仅基于MR图像的组织和患者解剖结构的模糊性,同时仍考虑如在平均CT图像中所观察到的位置特异性密度变化。因此,本发明组合MR和CT成像技术两者的优点。具体而言,通过利用根据本发明的方法,与从现有技术已知的方法(其中,RT规划基于实时CT图像)相比较,能够降低施加到患者的辐射量。同时地,通过识别所述MR图像数据中的一个或多个组织和/或材料类型,考虑如在常规CT图像中所观察到的位置特异性密度变化。本发明的另一优点存在于MR图像的优良的子组织对比度。范例是对前列腺癌的处置,其中,例行MR图像被用于靶和风险结构化描绘,同时仅针对剂量计算采集额外的CT图像。此外,能够避免额外地采集的CT图像,并且还能够减少被连接到CT-MR配准的问题。组织和/或材料类型特异性参考数据集的使用增加了甚至针对具有高度可解剖结构的身体部分(诸如所述骨盆)的参考值的分配的可靠性。

[0012] 根据前述现有技术(US 8588598 B2)的方法具有若干缺点。根据其中所公开的方法,针对RT处置和/或规划创建具有骨骼分割的MR图像,其中,该骨骼分割通过分析MR信号强度并且然后将骨骼图集作为掩模以移除来自该方法的伪影来完成。这样的方法依赖于以下事实:每组织种类分配平均衰减值是足够的,忽略区域变化,只要其在给定组织种类内。相反,本发明的方法生成模拟CT图像,其重新呈现了所述衰减中的典型局部变化,同时仍使用可用的MR信息,例如组织种类分离。

[0013] 在优选实施例中,所述一个或多个参考数据集包括基于CT的图集,所述参考值包括亨氏单位(HU)值。

[0014] 有利地,通过每组织种类不仅分配一个值,而是从组织种类特异性CT值图集导出真实CT值,来生成模拟CT图像。在更为特异性的实施例中,所述图集包括针对要在所述MR图像中识别的所述一个或多个组织和/或材料类型中的每个的CT值预测。在已经在来自数据库的CT图像中分离所述一个或多个组织和/或材料类型之后,能够生成具有HU值的基于CT的图集,被称为基于CT的HU图集。该图集生成是准备步骤,其不要求根据其进行MR的所述患者的知识并且可以较早地执行。在一个实施例中,通过将针对来自训练的CT图像中的每个的该组织种类特异性的分离的HU值信息配准到公共参考系,针对所述组织种类和/或材料类型中的每个,来执行图集生成。这使能对相同组织和/或材料类型的像素和/或体素内的平均HU值的计算。这样的平均HU值是可靠的,因为其在均匀设置中计算的。

[0015] 对于患者MR而言,然后通过分离所述参考数据或图集中表示的相同组织和/或材料种类来装配模拟CT图像。对于那些种类中的每个而言,所述对应的特异性参考数据或图集能够被配准并且所述HU值被分配给所述MR体素。在优选实施例中,具体针对每个种类完成所述配准,使得其是可靠的,即使在高度不同的解剖学邻域的上下文中。

[0016] 利用该方法,融合来自MR图像的分类信息和来自种类特异性参考数据的HU值信息。在此之后,HU值与辐射强度和/或衰减系数之间的相关性是直接的,其使能衰减图和/或密度图的容易的生成。

[0017] 在另一优选实施例中,根据多个CT图像对所述基于CT的图集进行平均。这增加了基于CT的图集的可靠性。

[0018] 在另一优选实施例中,所述基于CT的图集是位置特异性的和/或组织和/或材料类型特异性的。由于能够增加基于CT的图集和因此所述模拟CT图像的可靠性,因而这是有利的。优选地,这是通过利用位置和患者特异性的一个或多个组织和/或材料类型来实现的,其在从所述患者的MR图像数据导出之后是直接的。然而,由于其反映一组患者,因而相同位置可以保持针对所述组织和/或材料类型中的每个的HU值,而那些HU值对于所述组织和/或材料类型是特异性的。不同的结构可以存在于不同患者的相同位置中,从而甚至作为现有技术的单独的完美图集配准对于准确和安全RT规划而言可能不是足够的。然而,利用位置和患者特异性组织和/或材料类型以及位置和组织和/或材料类型特异性HU值的该组合,HU值的分配甚至对于高度可变解剖学结构而言是可靠的。

[0019] 配准被用于基于组织类型特异性参考来根据MR生成模拟CT以及在先前描述的实施例中用于将所述组织类型特异性参考生成为图集两者。在一个优选实施例中,所述配准包括应用至少一个刚性配准和/或至少一个非刚性(特别是可变形)配准。所述刚性配准将所述参考数据集(特别是基于CT的图集)平移和旋转到所检索的MR图像数据。所述非刚性(特别是可变形)配准被用于解释解剖结构中的变化,从而例如能够恢复由所检索的MR图像上的固有差异所产生的两个图像采集之间的显著的非线性运动。

[0020] 在另一优选实施例中,分离地对所述组织和/或材料类型中的每个执行所述配准。利用该方法,所述配准很可能在当前考虑的所述组织和/或材料类型内是更准确的,并且产生模拟CT的HU值到MR体素的分配是更可靠的。

[0021] 在另一优选实施例中,所述组织和/或材料类型是互不相交的。例如,当任何解剖组织能够被唯一地分配到所述组织和/或材料类型中的至多一个时,就是这种情况。

[0022] 在另一优选实施例中,根据MR图像对组织和/或材料类型的分配是互不相交的。例

如,当MR图像数据的一个体素将不被分配两个或更多个组织和/或材料类型时,就是这种情况。例如,当所述组织和/或材料类型互不相交并且每个体素属于确切地一个类型时,就是这种情况。这样,由于例如中间值能够被归因于相邻组织和/或材料类型的变异性,因而针对每个组织和/或材料类型的参考数据集(特别是基于CT的图集)的配准是特别容易的。

[0023] 在另一优选实施例中,所述组织和/或材料类型不相交并且每个解剖组织和/或每个MR体素能够被分配到超过一个组织和/或材料类型。由于基于参考数据的HU值的分配是组织和/或材料特异性的,因而这可以导致超过一个HU值被分配到一个MR体素。在一个优选实施例中,可以内插该分配以获得针对一个MR体素的一个HU值。由于所述MR体素可以包含这两个组织类型的部分并且模拟CT图像可以示出对每个组织类型的HU值的中间HU值,因而这是解剖学有利的。

[0024] 在另一优选实施例中,对MR图像的分析包括:分割、和/或重建、和/或应用体提取算法、和/或应用涉及MR采集值的同相(inphase)图像到MR图像数据的DIXON重建的方法。这样,所检索的MR图像数据能够特别高效并且可靠地分离为不同的组织和/或材料类型。不同的组织和/或材料类型在其分离中具有不同的要求,从而本发明使能对分析所检索的MR图像数据的优化。

[0025] 在另一优选实施例中,所述MR图像数据包括骨盆MR图像数据,所述一个或多个组织和/或材料类型包括空气、脂肪、水、骨髓和/或密质骨。所述骨盆区域属于人体的高度可变解剖学区域,其中,所述参考数据集(特别是基于CT的图集)到所检索的MR图像数据的配准已知是困难的。例如,如果覆盖患者之间或相同患者的不同扫描之间的解剖学变异(例如,膀胱的容量或肠的当前定位)是完全可能的,则其不是直接的。相反,本发明仅使能所述组织和/或材料类型到对应的特异性参考数据集(特别是基于CT的图集)的可靠配准。因此,参考值(特别是HU值)到所检索的MR图像数据的一个或多个像素和/或体素的分配是更可靠的,因为所述配准是更好的并且HU值的分配是组织种类特异性地执行的。因此,使用根据本发明所生成的模拟CT图像,容易并且可靠的RT规划是可能的。

[0026] 在本发明的另一方面中,提出了一种根据MR图像生成一幅或多幅模拟CT图像的设备,包括:数据检索器,其用于检索针对生命体的一个或多个身体部分(即,解剖区域,诸如患者的那些身体部分)的MR图像数据,所述MR图像数据包括多个像素和/或体素;分析单元,其用于分析所述MR图像数据以识别针对所述多个像素和/或体素中的一个或多个的一个或多个组织和/或材料类型;配准单元,其用于将一个或多个参考数据集配准到所识别的一个或多个组织和/或材料类型,所述参考数据集对应于所识别的组织和/或材料类型中的特定的一个,所述参考数据集各自包括参考值;以及处理单元,其用于通过将所述参考值分配到对应于所识别的一个或多个组织和/或材料类型的所述像素和/或体素来计算一幅或多幅模拟CT图像。

[0027] 在本发明的另一方面中,提出了一种用于辐射治疗和/或规划的系统,包括:如本文所公开的设备,其用于根据MR图像生成一幅或多幅模拟CT图像;以及规划单元,其被配置为通过基于所生成的一幅或多幅模拟CT图像生成剂量学程序,来设置辐射治疗计划。

[0028] 有利地,由于根据本发明的系统组合了使用MR图像和来自不同患者的CT图像的先验信息的优点,根据本发明的所述系统使能可靠并且容易的RT处置和/或规划。具体而言,其利用CT图像的HU值与剂量学程序的衰减系数和/或辐射密度之间的直接相关性的优点。

同时地,其考虑例如患者之间和/或位置之间的解剖学结构的变异性。

[0029] 在优选实施例中,所述系统还包括MR成像(MRI)单元,其被配置为生成针对生命体的一个或多个身体部分(即,解剖区域,诸如患者的那些)的MR图像数据。该实施例具有如下优点:其使能同时地基于所述MR图像数据生成MR图像数据和模拟CT图像的系统。此外,这样的系统能够在RT处置和/或规划中独立地辅助诸如放射科医师的手术人员。这样的系统还能够被用于实现集成MR-Liac和/或PET/MR系统,其中,能够生成衰减图和/或辐射图,并且因此能够进行对应的治疗。优选地,所述剂量学程序包括衰减图和/或密度图,其使能容易的RT处置和/或规划,因为这样的图为用户提供可以针对每位患者单独地配置的剂量学的直接指令。

[0030] 在本发明的又一方面中,提出了一种计算机程序,其包括用于当所述计算机程序在计算机上执行时使得计算机执行本文所公开的方法的步骤的程序代码单元。

[0031] 在从属权利要求中限定了本发明的优选实施例。应当理解,所主张的设备、系统、介质和计算机程序具有与所主张的方法和与从属权利要求中所限定的类似和/或相同的优选实施例。

附图说明

[0032] 本发明的这些和其他方面将从下文所描述的(一个或多个)实施例而显而易见并且参考下文所描述的(一个或多个)实施例得以阐述。在以下附图中:

[0033] 图1示出了根据实施例的用于从MR图像生成一幅或多幅模拟CT图像的设备的示意性框图;

[0034] 图2示出了根据实施例的用于辐射治疗(RT)处置和/或规划的系统的示意性框图;

[0035] 图3示出了根据实施例的用于基于MR图像生成一幅或多幅医学图像的方法;

[0036] 图4示出了根据实施例的用于生成基于CT的图集的方法;并且

[0037] 图5中的图像A示出了MR图像;

[0038] 图5中的图像B示出了使用根据实施例的方法的模拟CT图像;并且

[0039] 图5中的图像C示出了直接从CT成像生成的CT图像。

具体实施方式

[0040] 参考图1,示出了用于根据实施例根据MR图像生成一幅或多幅模拟CT图像的设备10的示意性框图。设备10包括数据检索器12,其被配置为接收针对生命体的一个或多个身体部分(即,解剖区域,诸如那些人类、哺乳动物或鸟)的MR图像数据14。数据检索器12可以包括一个或多个数据输入接口16(未示出),其用于从一个或多个外部数据库接收MR图像数据14,所述外部数据库包括医院内联网、因特网和其他通信网络以及个人计算机、移动设备、云系统。一个或多个数据输入接口16可以包括直接有线链路或光纤连接或无线通信链路等。MR图像数据包括多个像素和/或体素并且能够由磁共振成像(MRI)单元生成。备选地,可以通过计算机仿真来生成MR图像数据。MR图像数据优选被空间地编码,由此2D和/或3D空间解码可以是可能的。MR图像数据优选包括诸如强度和/或幅度和/或相位和/或弛豫时间和/或磁化传递等的参数,可以根据其确定一个或多个。进一步优选地,前述参数中的一个或多个可以包括实部和/或虚部,其能够被用于导出相位和/或幅度信息。MR图像数据可以

对应于一个或多个生命体的一个或多个身体部分(即,解剖区域,诸如患者的那些)的一幅或多幅图像。一个或多个身体部分(即,解剖区域)可以包括人体或动物身体的头部、大脑、骨盆区、膀胱、肠、肾脏、肝部分和其他已知身体部分。

[0041] 设备10还包括分析单元18,其被配置为分析MR图像数据14以识别针对多个像素和/或体素的一个或多个组织和/或材料类型。一个或多个组织和/或材料类型可以包括水组织、脂肪组织、空气组织、骨骼组织和其他组织和/或在医学成像和/或解剖结构的领域中已知的材料。具体而言,骨骼组织可以包括密质骨组织、骨髓组织和医学成像和/或解剖结构的领域中已知的其他骨骼组织。分析单元18可以使用:分割、重建、体提取算法、MR采集方法的同相图像的DIXON重建和识别组织和/或材料类型的医学成像的领域中已知的其他算法。此外,分析单元18可以分析包含在MR图像数据中的相位和/或强度和/或其他参数,诸如T1、T2、T2*、Te。在优选实施例中,分析单元18经由Dixon重建导出水组织和脂肪组织,同时其可以使用体提取算法导出空气组织。可以利用如在Christian Buerger、Jochen Peters等人发表的基于模型的方法(来自混合全身PET/MR的MR Dixon的多模型脊椎分割,关于脊柱成像的计算方法和临床医用的MICCI 2013专题讨论会的记录)对骨骼组织进行分割。在骨骼组织内,基于具有噪声阈值的MR采集的同相图像的DIXON重建,可以实现密质骨组织和骨髓组织的分离。

[0042] 在另一优选实施例中,分析单元18可以识别针对MR图像数据14的单个像素和/或单个体素的一个或多个组织和/或材料类型。每个单个像素和/或每个单个体素可以被分析以确定能和/或不能包含在其中的一个或多个组织和/或材料类型或者每个像素和/或每个体素包含两个或更多个组织和/或材料类型中的每个的概率。优选地,分析单元18被配置为访问用于在不同的组织和/或材料类型之间进行区分的一个或多个MR图像数据集。所述一个或多个MR图像数据集可以被存储在存储器单元20中,其可以集成在设备10或布置在设备10的外部。存储器单元20可以经由本领域中已知的通信链路连接到分析单元18。

[0043] 设备10包括配准单元22,配准单元22被配置为在由数据检索器12检索之后,将一个或多个参考数据集配准到MR图像数据14。一个或多个参考数据集包括每个参考值,其能够被分配给MR图像数据14。具体而言,在检索之后,参考值能够被分配给MR图像数据14的一个或多个像素和/或体素。参考数据集中的每个对于由分析单元18所识别的组织和/或材料类型中的不同一个是特异性的。例如,一个参考数据集可以对于骨组织是特异性的,而另一参考数据集可以对于脂肪组织是特异性的。在优选实施例中,一个或多个参考数据集每个包括基于CT的图集。所述图集可以包含其中已经分割感兴趣结构的参考图像。能够通过手或者通过计算机执行分割。图集还可以包含仅基于感兴趣组织类型的位置特异性平均CT值。

[0044] 基于CT的图集是根据一幅或多幅CT图像生成的图集。参考图4详细描述了生成这样的基于CT的图集的流程。优选地,配准单元22被配置为从存储器单元(更优选地,存储器单元20)检索一个或多个参考数据集。在优选实施例中,配准单元22经由本领域中已知的通信链路被连接到存储器单元20。在优选实施例中,一个或多个基于CT的图集的参考值包括亨氏单位(HU)值。HU值是根据HU标度的值,其是将原始线性衰减系数测量结果线性变换为其中标准压力和温度(STP)处的蒸馏水的径向密度被定义为0HU,同时STP处的空气的径向密度被定义为-1000HU的一个。因此,这样的基于CT的图集可以被用于RT规划。

[0045] 为了将基于CT的图集配准到MR图像数据14,配准单元22优选应用刚性配准或非刚性配准或者两者。在刚性配准期间,针对特定组织和/或材料类型的基于CT的图集(例如,基于CT的骨骼图集)可以平移和/或旋转到MR图像,MR图像对应于由数据检索器12所检索的MR图像数据14。在一个实施例中,刚性配准将Mattes交互信息(MMI)用作度量并且将规则阶梯辐射下降(RSRD)用作优化器。在另一实施例中,配准单元22通过应用仿射配准来捕获基于CT的图集和MR图像之间的位置中的差异。非刚性配准被用于补偿基于CT的图集与MR图像之间的正常解剖学变异性。在优选实施例中,配准单元22利用基于所提取的表面的可变形配准(基于身体轮廓或所提取的骨骼的刚性配准)。更优选地,配准单元22被配置为将不同的配准应用到组织和/或材料类型中的每个。在另一实施例中,配准仅考虑感兴趣组织和/或材料类型来计算针对该组织和/或材料类型的参考数据集的最佳刚性或非刚性配准。例如,对于骨组织而言,可以利用基于所提取的表面的可变形配准,同时对于其他组织(诸如空气、脂肪和水)而言,可以利用基于MR图像之一上的身体轮廓或所提取的骨骼或交互信息的刚性配准。

[0046] 设备10还包括处理单元24,其被配置为计算一幅或多幅模拟计算机断层摄影(CT)图像。处理单元22可以包括本领域中已知的任何处理器,其被配置为根据所识别的组织和/或材料类型将参考值分配给MR图像数据14的多个像素和/或体素。在优选实施例中,处理单元24被配置为将位置特异性HU值分配给其中骨组织类型已经由分析单元18识别的多个体素。优选地,处理单元24被连接到显示单元26(未示出),其被配置为显示由处理单元24计算的一个或多个模拟CT图像。显示单元26可以被集成到设备10中或者被配置为分离的单元,例如,嵌入到移动通信设备(诸如智能电话)中的显示单元。

[0047] 参考图2,示出了根据实施例的用于辐射治疗(RT)处置和/或规划的系统28的示意性框图。系统28包括用于根据MR图像生成一幅或多幅模拟CT图像的设备,优选为图1中所示的设备10。设备10从MR成像(MRI)单元30检索MR图像数据14,所述MR成像(MRI)单元30优选被集成到系统28中。备选地,MRI单元30可以是经由本领域中已知的通信链路连接到系统28和/或设备10的外部MRI单元。此外,备选地,设备10从存储器单元(特别是与如参考图1详细描述的设备10协作的前述存储器单元20)检索MR图像数据14。系统28还可以包括规划单元32,其被配置为通过基于所生成的一幅或多幅模拟CT图像生成剂量学程序34来设置RT计划。剂量学程序34可以包括被用于校正剂量计算的一个或多个衰减图和/或密度图。

[0048] 系统28可以是适于特别仅基于MR图像的RT处置和/或规划的任何成像系统。可能的范例包括,但不限于,CT成像系统、MRI系统、X射线成像系统或核医学成像系统,诸如正电子发射断层摄影(PET)和单光子发射计算机断层摄影(SPECT)。还可以设想组合的CT-MR或PET-MR或SPECT-MR或X射线MR系统。系统28可以包括已知待结合前述范例(诸如远程或有线操作者控制台)中的一个或多个使用的任何额外部件。

[0049] 参考图3,示出了根据实施例用于基于MR图像生成一幅或多幅医学图像的方法的示意性框图。

[0050] 在步骤101中,通过数据检索器12检索包括多个像素和/或体素的MR图像数据14。MR图像数据14可以对应于一幅单个MR图像或者一系列MR图像。MR图像数据14可以优选对应于人体的MR图像。

[0051] 在步骤102中,MR图像数据14由分析单元18进行分析以便识别针对多个像素和/或

体素中的一个或多个的一个或多个组织和/或材料类型。在优选实施例中,可以通过分析单元18针对多个体素中的一个或多个来识别组织类型:水、脂肪、空气、骨髓和/或密质骨。在另一优选实施例中,通过Dixon重建针对MR图像数据中的多个体素识别和分离组织类型:水和脂肪。在另一优选实施例中,通过分割对应于MR图像数据14的MR图像来分离多个组织类型。在另一优选实施例中,步骤102还包括基于对MR采集和噪声阈值的同相图像的DIXON重建对骨髓和密质骨组织类型的分离。

[0052] 在步骤103中,通过配准单元22对一个或多个参考数据集进行配准。在优选实施例中,参考数据集是针对感兴趣的组织和/或材料类型中的每个的基于CT的HU值图集。在另一优选实施例中,基于CT的图集被配准到MR图像数据14的至少一个区段,其中,至少一个区段对应于其中骨组织类型已经由分析单元18识别的多个体素。基于CT的图集对应于所识别的骨组织类型。在另一优选实施例中,多个基于CT的图集各自对应于组织类型中的不同的一个:空气、脂肪、水、骨髓和密质骨。在优选实施例中,步骤103包括刚性配准或非刚性配准或者这两者的应用,其中,配准针对每个组织类型可以是不同的。例如,对于骨组织类型而言,可以利用基于所提取的表面的可变形配准,同时对于其他组织类型而言,可以利用基于身体轮廓或所提取的骨骼或者基于MR图像与参考CT图像之间的交互信息的刚性配准。在另一优选实施例中,配准基于先前分离的多个组织类型和组织类型流行的图集。

[0053] 在步骤104中,根据所识别的组织和/或材料类型,通过将参考值分配给像素和/或体素,来计算一幅或多幅模拟计算机断层摄影(CT)图像。在优选实施例中,位置特异性HU值可以被分配给其中骨组织类型已经由分析单元18识别的MR图像数据14的多个像素。在另一优选实施例中,根据体素中所识别的组织和/或材料类型,多个基于CT的图集的位置特异性HU值被分配给MR图像数据14的多个体素。

[0054] 参考图4,示出了根据实施例的用于生成基于CT的图集的方法的示意性框图。

[0055] 在步骤201中,检索多幅CT图像。CT图像可以由CT成像单元生成,其可以优选经由本领域中已知的通信链路与设备10协作或连接到设备10。备选地,可以通过计算机模拟来生成CT图像。还可以优选针对生命体的一个或多个身体部分(即,解剖区域,诸如患者的那些)生成CT图像。例如,CT图像可以包含针对人体的骨盆区域的那些。

[0056] 在步骤202中,从多幅CT图像导出一个或多个组织和/或材料类型。在优选实施例中,从例如针对患者的骨盆区域的多幅CT图像导出组织类型中的一个或多个:水、脂肪、空气、骨髓和密质骨。能够通过使用重叠的灰度值范围建立前述组织类型,使得中间值归因于两个相邻组织类型的变异性。后续图像处理可以被用于移除来自组织分数的不可能的体素。在另一优选实施例中,可以通过分割多幅CT图像来导出对应于一个或多个身体部分的特定结构(即,解剖区域)的位置特异性组织和/或材料类型。

[0057] 在步骤203中,从多幅CT图像导出的一个或多个组织/或材料类型被配准到彼此之上。在优选实施例中,步骤203涉及刚性配准和/或非刚性配准。可以将不同的配准应用到不同的组织和/或材料类型,这取决于其特定解剖性质,诸如位置和/或患者变异性、材料组成和相容性。

[0058] 在步骤204中,根据从多幅CT图像导出的特定组织和/或材料类型的多个HU值,生成图集HU值和/或其他图集值。在优选实施例中,步骤204包括对来自该位置处的给定组织类型的所有HU值上的每个位置的HU值进行平均。在另一优选实施例中,特定组织和/或材料

类型包括通过考虑来自对应于骨骼的多幅CT图像的多个像素的区段已经在步骤202中导出的骨骼组织类型。在优选实施例中,可以通过图1的设备10或者结合图1的设备10执行图1中所图示的步骤中的至少一个。

[0059] 参考图5中的图像A-C,针对股骨头区域相应地示出了由MR成像所生成的MR图像、根据实施例所生成的模拟CT图像以及由CT成像生成的CT图像。

[0060] 在图5中的图像A中,针对包括直肠的股骨头区域示范性地示出了MR同相图像。通过MR成像生成了MR同相图像。MR同相图像与MR强度图像相比较在信噪比(SNR)方面是优良的,这导致针对其中期望低信号强度的组织和/或材料类型的经改进的图像对比度。在图5中的图像B中,示出了基于图5中的图像A中的MR同相图像生成的模拟CT图像。在生成模拟CT图像之前,已经从MR同相图像导出包括水、脂肪和骨骼的多个组织类型。通过基于CT的图集对骨骼强度变化进行建模,同时根据MR采集的DIXON重建来推断水和脂肪部分。图5中的图像C示出了由针对图5中的图像A-B中所示的相同区域的CT成像生成的CT图像。图5中的图像B和图5中的图像C中的模拟图像与“真实”CT图像之间的紧密可比较性指示为了基于MR图像生成模拟CT图像而应用组织特异性的基于CT的图集的明显的优点。

[0061] 设备10和/或系统28可以优选结合携带软件的一个或多个非瞬态计算机可读介质使用,所述软件控制一个或多个设备和/或系统来执行参考图3和/或图4所描述的方法。计算机可读介质可以包括以用于诸如计算机可读指令、数据结构、程序模块和其他数据形式的信息的存储的任何方法或技术实现的易失性和非易失性、可移除和不可移除的介质。计算机可读介质还包括,但不限于,随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、相变存储器(PCM)、闪速存储器、磁性存储器和其他存储器形式。计算机可读介质还优选地是由因特网、内联网、云系统和本领域中已知的其他通信系统可访问的。

[0062] 尽管在附图和前述描述中已经详细说明和描述了本发明,但是这样的说明和描述将被认为是说明性或示范性而非限制性的;本发明不限于所公开的实施例。通过研究附图、说明书和随附的权利要求书,本领域的技术人员在实践所主张的本发明时可以理解和实现所公开的实施例的其他变型。

[0063] 在权利要求中,词语“包括”不排除其他元件或者步骤,并且不定冠词“一”或“一个”不排除多个。单个处理器或其他单元可以实现权利要求中记载的若干项目的功能。互不相同的从属权利要求中记载了特定措施的仅有事实并不指示不能有利地使用这些这些措施的组合。

[0064] 计算机程序可以存储/分布在诸如连同其他硬件或者作为其一部分提供的光学存储介质或者固态介质的适合的介质上,而且可以以诸如经由因特网或其他有线或无线电信系统的其他形式分布。

[0065] 权利要求中的附图标记不得被解释为对范围的限制。

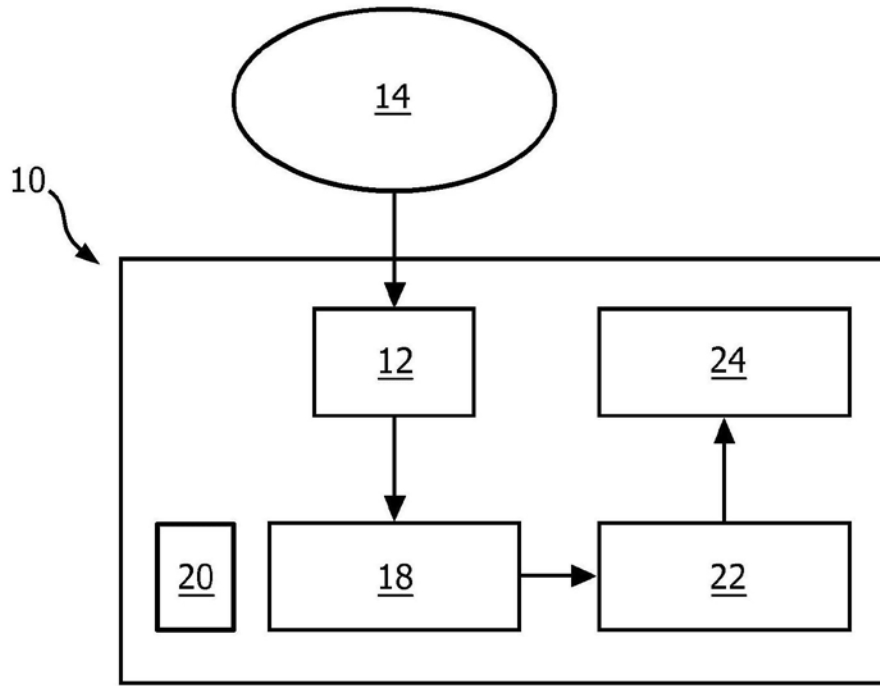


图1

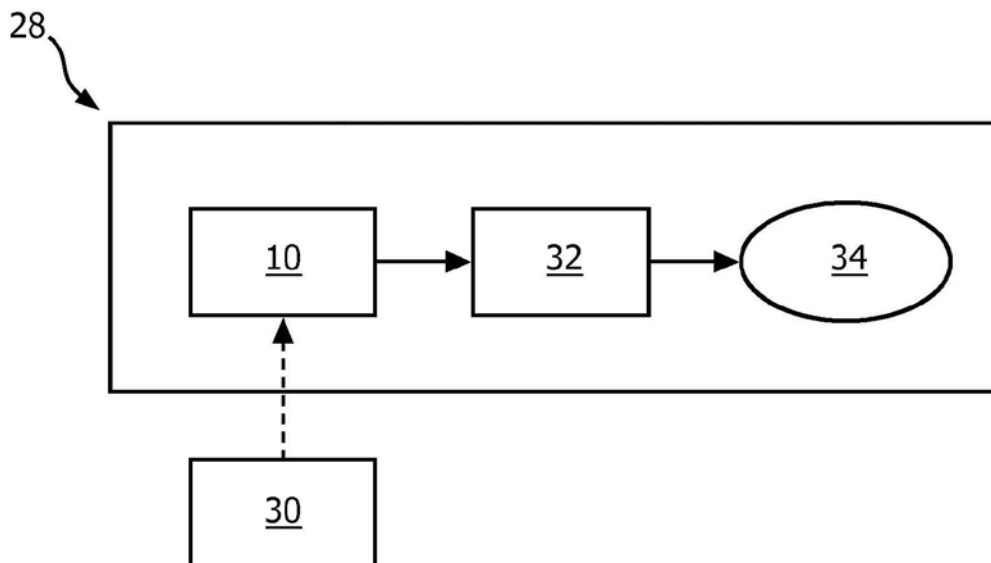


图2

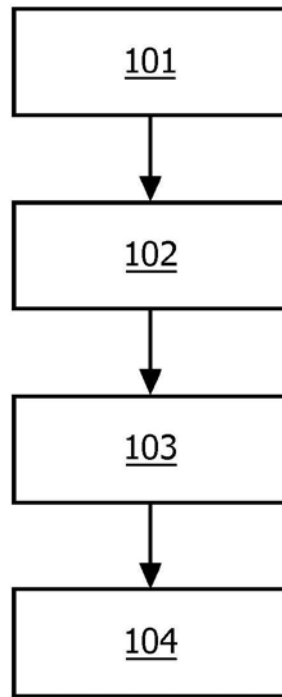


图3

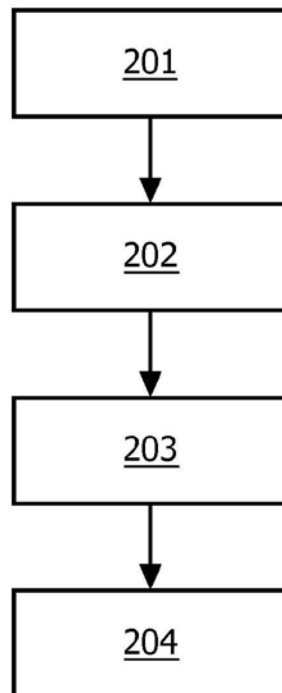


图4

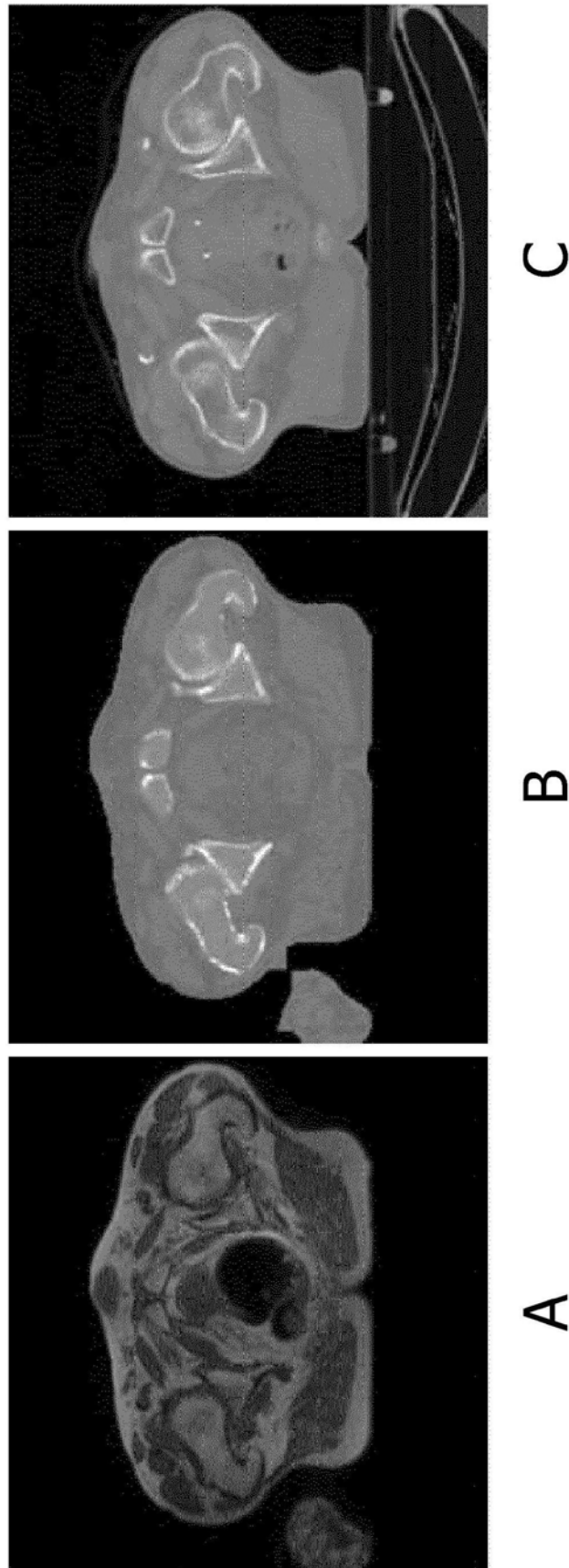


图5