



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 110619946 B

(45) 授权公告日 2021.10.15

(21) 申请号 201910530548.X

G06T 5/30 (2006.01)

(22) 申请日 2019.06.19

G06T 5/00 (2006.01)

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 110619946 A

(56) 对比文件

CN 103536360 A, 2014.01.29

US 2011286649 A1, 2011.11.24

(43) 申请公布日 2019.12.27

SEONG-HOON KIM 等.X-RAY IMAGE

(30) 优先权数据
18178807.6 2018.06.20 EP

CLASSIFICATION USING RANDOM FORESTS WITH LOCAL BINARY PATTERNS.《Proceedings of the Ninth International Conference on Machine Learning and Cybernetics》.2010,

(73) 专利权人 西门子医疗有限公司
地址 德国埃朗根

王玉昆 等.计算机医用图象处理与识别-冠状动脉造影图象质量的改善以及血管直径的测试.《计算机应用》.1995,第15卷(第4期),

(72) 发明人 M.曼哈特

审查员 王静

(74) 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所
11105

代理人 刘畅

(51) Int. Cl.

G16H 30/20 (2018.01)

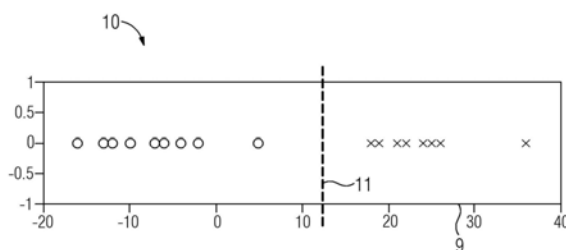
权利要求书2页 说明书9页 附图4页

(54) 发明名称

自动调整图像数据组的方法、数据存储器和X射线设备

(57) 摘要

本发明涉及一种自动调整图像数据组的方法、数据存储器和X射线设备。本发明涉及一种用于自动调整借助X射线设备获得的图像数据组的方法(1)、计算机程序、数据存储器和X射线设备。在所述方法中,针对图像数据组的单图像(2)产生二进制掩码,二进制掩码将成像的目标对象(3)的不同成分(4、5)彼此区分开。由此确定图像数据组的参考图像,参考图像包含一个成分的最大连续区域(4)。根据针对该区域(4)确定的平均值和预先给定的目标值,确定偏移,使得通过将偏移应用于确定平均值所使用的像素值来调整这些像素值,使得借助偏移调整后的像素值的平均值对应于预先给定的目标值。随后,将所确定的偏移应用于图像数据组的所有像素值。



1. 一种用于自动调整借助X射线设备获得的图像数据组的方法(1),所述图像数据组对目标对象进行成像,所述方法具有如下方法步骤:

-采集图像数据组,其中,图像数据组包括多个单图像(2),所述单图像对目标对象的不同层进行成像,

-对于每个单图像(2),根据至少一个预先给定的阈值,产生相应的二进制掩码,所述二进制掩码将单图像(2)中的目标对象的不同成分彼此区分开,

-根据所有二进制掩码,将单图像(2)中的包含所述成分中的一个的最大连续区域的单图像,确定为参考图像,

-确定属于所述最大连续区域的参考图像的所有像素值的平均值,

-根据所确定的平均值和预先给定的目标值,确定偏移,使得通过将所述偏移应用于确定所述平均值所使用的像素值来调整像素值,使得借助所述偏移调整后的像素值的平均值,对应于所述预先给定的目标值,

-为了调整图像数据组,将所确定的偏移应用于图像数据组的所有像素值。

2. 根据权利要求1所述的方法(1),其特征在于,为了确定参考图像,首先针对每个二进制掩码,单独确定相应的最大连续区域,之后将所确定的所有二进制掩码的相应的最大连续区域相互进行比较。

3. 根据权利要求1所述的方法(1),其特征在于,预先给定两个不同的CT数,作为用于产生二进制掩码的阈值,通过所述CT数,一方面区分空气与软组织,另一方面区分软组织与骨骼,其中,为了由单图像(2)产生二进制掩码,对于位于两个CT数之间的相应的单图像的像素的像素值,对二进制掩码分配第一值,并且对于位于两个CT数中的较小的CT数以下或者位于两个CT数中的较大的CT数以上的相应的单图像的像素的像素值,对二进制掩码分配第二值。

4. 根据权利要求1所述的方法(1),其特征在于,在产生二进制掩码之前,对图像数据组应用低通滤波器。

5. 根据权利要求1所述的方法(1),其特征在于,在产生二进制掩码之前,对图像数据组应用3D低通滤波器。

6. 根据权利要求1所述的方法(1),其特征在于,在确定参考图像之前,在产生二进制掩码之后,首先对二进制掩码应用腐蚀运算,其中,通过腐蚀运算,将每个二进制掩码中的孤立的像素的值,设置为相应的另一个二进制掩码值。

7. 根据权利要求1所述的方法(1),其特征在于,为了确定所述偏移,从所确定的平均值中减去所述预先给定的目标值,并且为了调整图像数据组,从图像数据组的所有像素值中减去所确定的偏移。

8. 根据权利要求1所述的方法(1),其特征在于,借助对象识别算法自动识别目标对象,并且根据识别出的目标对象,从针对不同的目标对象预先给定的多个目标值中,自动选择用于确定所述偏移的目标值。

9. 根据权利要求1至8中任一项所述的方法(1),其特征在于,根据调整后的图像数据组和至少一个同样对应地调整后的另外的图像数据组(7),自动确定区分阈值(11),所述区分阈值使得能够明确地区分目标对象的两个成分,所述调整后的图像数据组和所述调整后的另外的图像数据组对类似的目标对象进行成像。

10. 根据权利要求9所述的方法(1),其特征在于,图像数据组对作为目标对象的患者的头部(3)进行成像,并且将所述调整后的图像数据组和所述区分阈值(11)作为输入数据提供给图像处理算法,所述图像处理算法基于所述区分阈值(11),根据所述调整后的图像数据组,自动确定存在于头部(3)中的梗塞核心体积。

11. 一种用于X射线设备的控制设备的数据存储器,其中,在所述数据存储器中存储有程序代码,其中,所述程序代码包括至少一个计算机程序,所述计算机程序对根据权利要求1至10中任一项所述的方法的方法步骤进行编码,并且能够加载到X射线设备的控制设备的数据存储器中,以由所述X射线设备执行所述方法的方法步骤。

12. 一种X射线设备,具有用于采集目标对象的多个单图像(2)的采集装置,所述单图像对目标对象的不同的层进行成像并且共同形成图像数据组,并且具有用于自动处理图像数据组的数据处理装置,其中,所述X射线设备被配置为用于自动执行根据权利要求1至10中任一项所述的方法(1)。

自动调整图像数据组的方法、数据存储器和X射线设备

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于自动调整医学图像数据组的方法、对应的计算机程序、对应的数据存储器和对应地配置的X射线设备。

背景技术

[0002] 现今的方法和X射线设备使得能够以高质量对个体的目标对象或者患者进行成像。然而,可以观察到,在对多个不同的患者进行成像时,对于对应的X射线图像中的相同的组织类型,还是产生不同的像素值或者强度值。这例如可能是因为相应地使用的X射线设备的个体特性,例如不同或者不准确的校准或者所使用的X射线辐射的不同的频率或者频谱。如果在实践中,所使用的X射线辐射实际上不是单色的,则这可能导致射束硬化和/或最后可能影响获得的图像数据的其它非线性效果。由于借助不同的X射线设备对不同的患者进行的拍摄和/或对相同的患者进行的拍摄之间的这些差异,对所获得的X射线图像或者图像数据可靠并且一致地应用标准化的处理或者评估方法变得困难。

发明内容

[0003] 本发明要解决的技术问题在于,改善X射线图像数据的一致性和可用性。根据本发明,上述技术问题通过本发明的主题来解决。在说明书和附图中给出了本发明的有利的设计方案和扩展方案。

[0004] 根据本发明的方法用于自动调整借助X射线设备获得的对目标对象进行成像的图像数据组。在根据本发明的方法的一个方法步骤中,采集图像数据组。在此,图像数据组包括多个单图像(Einzelbild),单图像对目标对象的不同的层或者平面进行成像,或者对应于不同的层或者平面。图像数据组尤其是可以是或者表示利用已知方法重建的体积。采集图像数据组可以包括借助X射线设备对目标对象进行成像。采集图像数据组同样可以意为,例如从数据存储器和/或从图像数据组的数据存储器,并且由数据处理装置进行识别或者读取。最后,目标对象可以是任意的对象或者任意的物体,然而优选可以是患者或者患者的部分区域,例如特定的器官或者特定的组织区域。图像数据组尤其是对目标对象的特定的目标组织或者特定的目标组织类型、例如脑组织进行成像,为了对患者进行检查、评估或者诊断,相应地对目标对象特别感兴趣。

[0005] 在另一个方法步骤中,针对每个单图像,根据至少一个预先给定的阈值,产生相应的二进制掩码(binäre Maske),即相应的二进制掩码图像。这些二进制掩码将单图像中的目标对象的不同的成分相对于彼此进行区分。在此,这种意义上的二进制掩码是与相应的单图像相关联的图像,或者与相应的单图像相关联的、仅包括或者包含两个不同的值的数据集合。在此,相应的二进制掩码逐像素地或者以像素精度,针对相应的单图像,给出相应的像素是否对目标对象的特定的成分或者组织类型进行成像。为此,作为预先给定的阈值,例如可以预先给定Hounsfield标度上的、例如可以位于针对骨骼和针对软组织的一般

的值之间的值。然后,为了产生相应的二进制掩码,针对相应的单图像的每个像素,检查单图像的强度值或者亮度值在Hounsfield标度上、即以Hounsfield单位(HU),位于预先给定的阈值以上还是以下。然后,根据结果,针对相应的对应的像素,确定二进制掩码,即两个二进制值中的一个或者另一个(例如1或者0)。也就是说,通过二进制掩码,首先可以粗略地在目标对象的不同的成分或者材料类型之间进行区分。

[0006] 在另一个方法步骤中,根据所有这些二进制掩码,确定单图像中的包含一个成分、尤其是预先给定的成分的最大连续(zusammenhängende)区域的单图像。确定或者选择所确定的该单图像,作为另一种方法的参考图像。也就是说,参考图像是单图像中的如下单图像,在该单图像中,与相应的成分相关联或者对该成分进行成像的像素,形成最大连续区域或者复合结构(Verbund)。在此,这种意义上的连续区域是单图像中的相应的一个单图像的像素的组或者集合,其中,连续区域的所有像素具有位于用于产生二进制掩码的阈值同一侧的强度值或者Hounsfield值。此外,从连续区域的任意像素,可以到达如下连续区域的任意其它像素,在该连续区域中,根据需要经常跳跃到连续区域的直接相邻的像素。也就是说,连续区域的每个像素与连续区域的剩余部分通过连续区域的像素连接。对于二进制掩码中的相应的一个,对应地定义连续区域,其中,连续区域的所有像素具有掩码的两个二进制值中的同一个值。

[0007] 在根据本发明的方法的另一个方法步骤中,确定参考图像的属于最大连续区域的所有像素值的平均值。换言之,也就是说,计算形成所确定的最大连续区域的参考图像的像素的所有像素值、即强度值或者HU值的平均值。

[0008] 在根据本发明的方法的另一个方法步骤中,根据所确定的平均值和预先给定的目标值,确定或者计算偏移。确定偏移,使得通过将偏移应用于确定平均值所使用的像素值,即所确定的最大连续区域的像素,来调整这些像素,使得借助偏移调整后的这些像素的像素值的平均值,对应于预先给定的目标值。尤其是可以以相同的方式借助偏移来调整连续区域的所有像素或者像素值。在此,可以设置如何将偏移应用于像素或者像素值,例如以数学关系、联系或者函数的形式,或者根据预先给定的数学关系、联系或者函数,应用于像素或者像素值。目标值尤其是可以以特定于通过预先给定的阈值或者二进制掩码区分或者不同的成分中的至少一个的方式预先给定。作为目标值,尤其是可以预先给定特定的CT数或者特定的HU值、即Hounsfield标度上的特定的值。根据相应的成分的类型或者种类,目标值例如可以是经验值或者来自其它目标对象的先前的图像数据组的一般的值。

[0009] 在根据本发明的方法的另一个方法步骤中,将所确定的用于调整图像数据组的偏移,应用于图像数据组的所有像素值或者像素。换言之,也就是说,以相同的方式调整图像数据组的所有单图像的所有像素或者像素值。在此,根据在确定偏移时也基于的数学函数、相关性或者关系来进行这种调整。

[0010] 通过根据本发明的方法,可以自动调整或者校正图像数据组,使得可靠地产生目标对象的一致的成像或者显示。这能够通过动态和个体化地针对相应的图像数据组确定偏移,与利用哪个X射线设备对目标对象进行成像无关地实现。也就是说,通过根据本发明的方法,有效地实现图像数据组的强度值或者HU值的标准化。由此,尤其是当图像数据组对相同的成分、即目标组织或者目标组织类型进行成像时,可以将不同的目标对象的图像数据

组,以特别一致、可靠和有说服力的方式相互比较。也就是说,通过根据本发明的方法,调整图像数据组的绝对HU值,使得然后可以一致并且无错误地通过基于HU阈值或者通过预先给定或预先确定的阈值区分不同的成分或组织类型的其它算法或方法,自动对图像数据组进一步进行处理。在不使用根据本发明的方法的情况下,在不同的目标对象或者患者中和/或在不同的X射线设备或者校准中可以观察到的差异,可能在使用这种HU阈值方法或者算法时导致不一致或者错误。也就是说,通过根据本发明的方法,才使得能够以可靠的方式对图像数据组进行一致的自动处理。

[0011] 术语“像素”和“像素值”在本发明的意义上应当宽泛地解释,并且根据应用情况例如可能涉及2D像素或者3D体素。

[0012] 在本发明的有利的设计方案中,为了确定参考图像,首先针对每个二进制掩码,针对对应的成分,单独确定相应的最大连续区域,或者换言之,确定最大连续成分,之后将所有二进制掩码的所确定的这些相应的最大连续区域相互进行比较。为此,例如可以确定所有二进制掩码的各个最大连续区域的相应的数量的像素或者值,并且相互进行比较。也就是说,当连续区域包括更大数量的像素或者体素时,该连续区域大于其它连续区域。然后,也就是说,其结果是,确定二进制掩码中的一个二进制掩码,所有二进制掩码中的该一个二进制掩码具有两个二进制值中的特定的二进制值的最大连续区域。然后,参考图像是与所确定的该二进制掩码相关联的单图像中的一个,即单图像中的产生了所确定的相应的二进制掩码的单图像。因为二进制掩码相对于作为基础的单图像明显不太复杂,因此这种方法有利地是特别快速的,并且可以利用特别小的计算开销来应用。由此支持根据本发明的方法的实时应用。

[0013] 在本发明的另外的有利的设计方案中,将如下两个不同的CT数预先给定为用于产生二进制掩码的阈值,通过这两个不同的CT数,一方面区分空气与软组织,另一方面区分软组织与骨骼。为了根据单图像、即单图像的像素产生二进制掩码,对于位于两个预先给定的CT数之间的像素值,对二进制掩码分配第一值,并且对于位于两个预先给定的CT数中的更小的CT数以下或者在两个预先给定的CT数中的更大的CT数以上的像素值,对二进制掩码分配第二值。换言之,通过两个预先给定的CT数,即HU值或者X射线衰减系数,来区别或者区分目标对象的成分类别中的三个不同的成分。然而,在此,在二进制掩码中,对这些成分或者类别中的两个分配相同的值。由此,可以特别准确并且可靠地区分或者孤立软组织。根据定义,空气具有-1000HU的CT数,并且水具有0HU的CT数。脂肪组织例如可以具有-100HU的CT数,而骨骼根据密度例如可以具有500HU与1500HU之间的CT数。也就是说,优选两个预先给定的CT数中的较小的CT数例如可以位于-500HU至-150HU之间,并且两个预先给定的CT数中的较大的CT数例如可以位于50HU至400HU之间。由此有利地,尽管存在所描述的不同的目标对象和/或X射线设备之间的可能的差异,但是还是可以可靠地将软组织与空气和骨骼区域区别开、即区分开。

[0014] 在本发明的另外的有利的设计方案中,在产生二进制掩码之前,对所采集的图像数据组应用低通滤波器、尤其是3D低通滤波器。在此,低通滤波器的截止频率或者时间常数可以根据需求或者应用情况来预先给定或者自动或动态地确定。借助、即通过应用低通滤波器,可以实现图像数据组中的噪声减小。由此有利地,最后可以实现调整后的图像数据组的改善的图像质量。此外,必要时,通过二进制掩码,可以实现更可靠地区分目标对象的不

同的成分。

[0015] 在本发明的另外的有利的设计方案中,在确定参考图像之前,在产生二进制掩码之后,首先对二进制掩码应用腐蚀运算(Erosionsoperation)。通过腐蚀运算,将每个二进制掩码中的孤立的像素的值,设置为两个二进制值或者掩码值中的相应的另一个值。如果二进制掩码中的一个例如包括由具有二进制掩码值0的像素构成的连续区域,并且单个、即孤立的具有二进制掩码值1的像素位于该连续区域内,则通过腐蚀运算,将该单个孤立的像素的二进制掩码值从1设置为0。因此考虑到如下知识,即,这种孤立的像素通常是图像伪影,或者对于对目标对象的评估或者诊断来说不重要。

[0016] 在此,这种意义上的孤立的像素在此是如下像素,该像素在相应的二进制掩码内全面被具有两个二进制值中的相应的另一个二进制值的像素包围。在此,同样可以预先给定如下像素的数量或者集合的数量阈值,当这些像素全面被具有相应的另一个二进制值的像素包围时,将这些像素的值设置为相应的另一个值。在这种意义上,也就是说,如果具有相同的二进制值的两个或更多个相邻的像素,被具有相应的另一个二进制值的像素包围,则这些相邻的像素例如也可以被视为孤立的像素并且进行处理。

[0017] 也就是说,通过腐蚀运算,二进制值在相应的二进制掩码内的分布被平滑化。由此,可以有利地减小确定一个或多个最大连续区域时的计算和时间开销,因此使根据本发明的方法加速,而不会由此限制产生的调整后的图像数据组的说服力。在具体的应用中,特别的优点是:通过腐蚀运算,例如可以有利地区分脑组织与头皮和/或颈部组织。

[0018] 在根据本发明的方法的另外的有利的设计方案中,为了确定偏移,从所确定的平均值中减去预先给定的目标值。然后,为了调整图像数据组,从图像数据组的所有像素值中减去所确定的偏移。在此,偏移尤其是可以是有符号的,从而在负的偏移的情况下,减去实际上对应于所确定的偏移的绝对值与相应的像素值的相加。以这种方式,可以以特别简单、快速和容易理解的方式对图像数据组进行调整。通过以相同的方式将偏移应用于图像数据组的所有像素值,在调整后的图像数据组中,也有利地保持或者维持原始图像数据组的不同像素或者成分之间的关系、例如对比度。也就是说,因此,有利地不会由于调整图像数据组而丢失图像信息。

[0019] 在本发明的另外的有利的设计方案中,借助对象识别算法自动识别目标对象。然后,根据识别出的目标对象或者其类型或者种类,从针对不同的目标对象或者目标对象的不同类型预先给定的多个目标值中,自动选择用于确定偏移的目标值。也就是说,识别目标对象例如可以意为,借助对象识别算法,即通过自动处理图像数据组,来确定目标对象的类型或者种类等,即例如图像数据组对哪个头部部分或者哪个器官进行成像。由此,可以有利地可靠地自动确定或者选择相应的适当的目标值。在此,例如可以借助神经网络实施或者实现对象识别算法或者图像处理算法。通过自动识别目标对象,可以有利地使根据本发明的方法进一步自动化,由此例如可以通过避免操作或者输入错误来降低错误率。

[0020] 识别目标对象同样可以意为或者包括对目标对象的个体化的识别。因此,例如可以考虑已经提到的不同的目标对象、尤其是患者的个体化的差异。尤其是当多次对相应的目标对象、尤其是相应的患者进行检查或者成像时,这可以是有利的。同样可以有利地根据自动识别的目标对象或者其身份,来确定或者选择用于产生二进制掩码的阈值。由此可以特别可靠地相对于彼此区别或者区分单图像中的目标对象的不同成分,因为例如如所描

述的,可以考虑相应的目标对象的个体化的特性。

[0021] 在本发明的另外的有利的设计方案中,根据调整后的图像数据组和至少一个同样对应地调整后的另外的图像数据组,自动确定区分阈值,该区分阈值使得能够明确地区别或者区分目标对象的两个成分。在此,调整后的图像数据组和至少一个另外的图像数据组对类似的目标对象进行成像。换言之,也就是说,评估不同、但是类似的目标对象的多个图像数据组,来确定区分阈值。然后,该区分阈值可以一致并且可靠地由另外的自动图像处理或者图像评估算法或方法使用。然后,区分阈值尤其是也可以可靠地用于对应的目标对象的其它数据组,以便在目标对象中相对于彼此区分相应的成分。

[0022] 在这种意义上,在此,当目标对象例如对不同的目标对象或者患者的相同的身体部分或者相同的器官或者相同的组织类型进行成像时,目标对象是类似的。

[0023] 在本发明的有利的扩展方案中,图像数据组作为目标对象至少部分对患者的头部进行成像。然后,将调整后的图像数据组以及区分阈值,作为输入数据提供给图像处理算法。然后,该图像处理算法基于区分阈值,根据调整后的图像数据组,自动确定存在于头部中的梗塞核心体积。根据本发明的方法可以特别有利地在所谓的DynaCT拍摄中应用。为了自动确定梗塞核心体积,图像处理算法依赖于作为基础的调整后的图像数据组中的可靠的绝对HU值。通过根据本发明的方法,针对不同的目标对象,在X射线设备的不同的校准中,可靠且一致地设置这些HU值。也就是说,通过根据本发明的方法,不仅可以使目标对象的成像、即图像数据组的采集自动化,而且可以使对该图像数据组的评估自动化。由此,可以有利地特别快速、一致并且以降低的错误率进行该评估。

[0024] 本发明的另一方面是计算机程序,该计算机程序对根据本发明的用于自动调整借助X射线设备获得的图像数据组的方法的至少一个实施方式的方法步骤进行编码,或者表示这些方法步骤。根据本发明的用于通过X射线设备实施这些方法步骤或者所述方法的计算机程序,可以加载到X射线设备的控制设备的尤其是电子的数据存储器中。也就是说,根据本发明的计算机程序可以包括程序部件,以便当通过控制设备执行根据本发明的计算机程序时,实施根据本发明的方法。

[0025] 本发明的另一方面是用于X射线设备的控制设备的尤其是电子和/或电子可读的数据存储器或者数据载体。在根据本发明的数据存储器中存储有程序代码,程序代码包括至少一个根据本发明的计算机程序。此外,在根据本发明的数据存储器中,尤其是作为程序代码的一部分,可以存储用于控制设备和/或X射线设备的其它控制指令或者对其它控制指令进行编码。也就是说,存储在根据本发明的数据存储器上的程序代码尤其是被设计并且被配置为用于,在X射线设备的控制设备中使用数据存储器时,并且在通过控制设备、尤其是通过控制设备的微处理器和/或微控制器执行程序代码时,实现根据本发明的方法的至少一个实施方式。

[0026] 本发明的另一方面是X射线设备、尤其是计算机断层成像设备(CT设备),其具有用于采集目标对象的多个单图像的采集装置,单图像对目标对象的不同的层或者平面进行成像,并且共同形成图像数据组。此外,根据本发明的X射线设备具有用于自动处理所采集的图像数据组的数据处理装置,其中,根据本发明的X射线设备、尤其是其数据处理装置被配置为用于,自动执行根据本发明的用于自动调整借助X射线设备获得或者拍摄的图像数据组的方法的至少一个实施方式。换言之,根据本发明的X射线设备尤其是结合本发明的其它

方面提到的X射线设备。与此对应,也就是说,根据本发明的X射线设备可以具有结合本发明的其它方面描述的装置、构件和/或特性中的一些或者全部。这例如可以包括用于自动识别目标对象的采集装置。

[0027] 根据本发明的X射线设备的数据处理装置可以包括具有程序代码的数据存储器、尤其是根据本发明的数据存储器,程序代码对相应的方法的方法步骤进行编码或者表示相应的方法的方法步骤。该程序代码尤其是可以是根据本发明的计算机程序或者包括根据本发明的计算机程序。此外,数据处理装置尤其是包括与数据存储器连接的处理器装置、例如微处理器,处理器装置被布置并且被配置为用于,执行存储在数据存储器上的程序代码,因此执行对应的根据本发明的方法。特别优选根据本发明的X射线设备可以被构造并且被配置为用于执行或者拍摄血管造影。

[0028] 迄今为止和下面给出的根据本发明的方法的特性和扩展方案以及对应的优点,相应地同样可以转用于本发明的其它方面,和/或转用于用来或者可用来执行根据本发明的方法的构件和装置,反之亦然。也就是说,根据本发明的方法、根据本发明的计算机程序、根据本发明的数据存储器 and 根据本发明的X射线设备的如下扩展方案也属于本发明,这些扩展方案具有如下设计方案,在此为了避免不需要的冗余,仅针对本发明的这些方面中的一个,而没有明确地单独以任意组合针对本发明的所有方面,描述这些设计方案。

附图说明

[0029] 本发明的其它特征、细节和优点从下面对优选实施例的描述中以及根据附图得到。在此:

[0030] 图1示出了用于自动调整借助X射线设备获得的图像数据组的方法的示例性的示意性流程图;

[0031] 图2示出了调整图像数据组之前的图像数据组的示例性的单图像;

[0032] 图3示出了调整图像数据组之后的图2中的单图像;

[0033] 图4示例性地示出了与第一组织成分相关联的图像数据组的单图像的像素;

[0034] 图5示出了由未调整的图像数据组确定的、多个不同的患者的两个不同的组织类型的HU值的分布;以及

[0035] 图6示出了由调整后的图像数据组确定的、不同的患者的两个不同的组织类型的HU值的分布。

具体实施方式

[0036] 下面说明的实施例是本发明的优选实施方式。在这些实施例中,所描述的实施方式的部件分别是本发明的应当视为彼此独立的各个特征,这些特征也分别彼此独立地对本发明进行扩展,因此也应当单独或者在与所示出的组合不同的组合中视为本发明的组成部分。此外,所描述的实施方式也可以通过已经描述的本发明的特征中的其它特征来补充。

[0037] 在附图中,相同、功能相同或者彼此对应的元素相应地用相同的附图标记表示。

[0038] 图1示出了用于自动调整借助X射线设备获得的对目标对象进行成像的图像数据组的方法的示例性的示意性流程图1。下面,参考其它附图描述所述方法。

[0039] 在方法步骤S1中,所述方法开始。在此,例如可以激活对应的X射线设备,并且为了

采集图像数据组而对目标对象进行成像。在此,图像数据组包括多个单图像,单图像对应于目标对象的不同层。图2示例性地示出了图像数据组的这种单图像2,其中,作为目标对象,对患者的头部3进行成像。在此,对至少两个不同的组织类型或者成分进行成像。这作为第一成分4是大脑,并且作为第二成分5是颅骨或者骨组织。在此,单图像2是原始的、即未调整的图像数据组的一部分。

[0040] 通过当前的目前可使用的X射线设备、例如血管造影系统,例如可以以高的质量显示脑组织中的软组织和动态灌注。然而,在此可以观察到,例如与在借助已知的螺旋CT方法获得的X射线图像中相比,对应的照片或者图像的绝对强度值或者HU值是不太可靠的。因此,例如不同的患者的对应的图像中的例如脑脊髓液(CSF)或者脑白质的绝对HU值可能明显彼此不同。这尤其是在如下背景下是有问题的,即,当前可使用的例如用于自动计算灌注照片上的梗塞体积的软件,使用基于如下HU阈值的方法,根据这些阈值例如检测CSF,或者将其与其它组织类型区分开。然后,仅通过可靠的检测,才可以在计算梗塞体积时,实际上一致地丢弃或者忽略对CSF进行成像的图像区域。这些和类似的问题通过所描述的方法来解决。

[0041] 在图3中,以调整后的单图像6的形式,示出了借助下面将详细说明的方法调整图像数据组的结果。调整后的单图像6通过将所述方法应用于在图2中示出的单图像2产生。在调整后的单图像6中,同样、但是利用相对于单图像2调整后或者标准化的HU值、即亮度值或者强度值,显示具有两个成分4、5的头部3。

[0042] 为了从未调整的单图像2得到调整后的单图像6,首先,在方法步骤S2中,对所采集的未调整的图像数据组,应用用于进行初始噪声减小的3D低通滤波器。

[0043] 在方法步骤S3中,根据预先给定的阈值,从图像数据组的单图像中,提取或者产生相应的初始二进制掩码,其在单图像中区分软组织与空气和骨骼、在此即例如区分第一成分4与第二成分5。为此,根据相应的像素的HU值例如位于预先给定的阈值之间,还是位于预先给定的阈值之外、或者通过预先给定的阈值定义的间隔之外,对单图像的每个像素分配两个二进制值中的相应的一个,二进制掩码由该两个二进制值形成。也就是说,根据特定的单图像确定的二进制掩码,具有与相应的二进制掩码所基于的单图像相同的像素的数量和布置。因为相应的二进制掩码交替地或者以像素精度从相应的作为基础的单图像产生,因此在单图像的像素与从该单图像产生的相关联的二进制掩码的像素之间存在唯一的关联。

[0044] 因为图像数据组尤其是可以是重建的体积,因此像素同样可以对应地意为单图像或者图像数据组的体素。

[0045] 在方法步骤S4中,对二进制掩码应用腐蚀运算。由此,使二进制掩码中的孤立的像素匹配于周围的相应的像素,从而最后在二进制掩码中仅保留或者留下较大的连续区域。在此,可以通过预先给定的数量阈值,来确定哪些像素或者像素区域在此被处理为孤立的,并且对应地改变其值,数量阈值给出仍然被视为是孤立的连续像素的对应的最大数量。通过应用腐蚀运算,例如可以尤其是在小脑区域中,将对脑组织进行成像或者显示的像素或者图像区域,与对头皮或者颈部组织进行显示或者成像的像素或者图像区域分离或者区分开。

[0046] 在方法步骤S5中,针对每个二进制掩码,确定相应的最大连续图像和像素区域。通过作为基础的阈值和腐蚀运算,在相应的二进制掩码中具有相同的像素值或者二进制值的

像素,对应于患者的相同的成分。具有像素值或者二进制值1的二进制掩码中的一个的像素或者区域,例如对应于脑组织、即第一成分4,而具有像素值或者二进制值0的二进制掩码的像素或者区域对应于其它组织类型、例如第二成分5。也就是说,在方法步骤S5中,针对所有二进制掩码,针对预先给定的二进制值或者针对预先给定的成分,在此针对第一成分4,确定对应的最大连续像素或者图像区域,也就是说,其在相应的作为基础的单图像中对应于相应的成分或者组织类型的最大连续区域。

[0047] 在方法步骤S6中,根据二进制掩码,或者根据针对二进制掩码确定的最大连续区域,确定单图像中的如下单图像,在该单图像中,包含或者显示所有单图像中的预先给定的成分的最大连续区域。换言之,也就是说,确定所成像的层中的如下的层,该层具有属于对应的成分、在此例如属于脑组织的大多数像素或者体素。然后,将相关联的单图像确定或者认定为参考图像。

[0048] 在方法步骤S7中,确定与所确定的与参考图像相关联的二进制掩码的最大连续区域对应的参考图像的像素,并且计算其平均值,即其平均HU值。

[0049] 图4示例性地示出了为了确定平均值而选择的像素。对应地,在图4中仅示出了第一成分4,但是没有示出第二成分5。属于第一成分4的像素的像素值或者HU值的平均值在此例如是83HU。

[0050] 在方法步骤S8中,根据在方法步骤S7中计算的平均值以及这里针对第一成分4预先给定的目标值,计算偏移。为此,从所计算的平均值中减去预先给定的目标值。在此,确定或者计算偏移,使得在假想的减去偏移之后,于是得到的在方法步骤S6中使用、即在图4中示出的像素或者像素值的新的平均值,对应于预先给定的目标值(在此例如为30HU)。

[0051] 在方法步骤S9中,为了调整图像数据组,从整个未调整的图像数据组、即所有单图像的所有像素值或者体素值中,减去所确定的偏移。

[0052] 然后,将如此调整后的图像数据组,和至少一个对应地调整后的另外的图像数据组7一起,提供给数据处理装置。

[0053] 图5示例性地示出了根据对应的未调整的图像数据组确定的、多个不同的患者的两个不同的组织类型的HU值的分布8。在此,在x轴9上绘制了HU值。对于所示出的示例,使用CSF作为第一组织类型,并且使用脑组织作为第二组织类型。在此,属于CSF的值或者数据点通过“o”表示,并且属于脑组织的值或者数据点通过“x”表示、即示出。在此,各个值或者数据点,对应于不同患者的相应的类似的组织类型或者关注区域(ROI)中的HU平均值。在此,对于每个患者,绘制了由针对CSF的值和针对脑组织的值构成的值对。由于作为基础的图像数据组的拍摄条件和/或患者的个体化的差异,不能借助单个绝对阈值,来相对于彼此区分属于不同的组织类型、即成分的数据点。也就是说,不存在如下单个的HU值,通过该单个的HU值,将两个成分的数据点划分为两个统一的组,也就是说,对于该HU值适用:属于一个成分的所有数据点位于该HU值以上,并且属于另一个成分的所有数据点位于该HU值以下。

[0054] 在方法步骤S10中,数据处理装置根据所提供的图像数据组确定区分阈值11(参见图6),借助区分阈值11,可以基于调整后的图像数据组来明确地区分属于两个不同的组织类型的数据点。对此,在图6中示出了图5中的HU值的调整后的分布10。在此,通过对分布8所基于的图像数据组应用所描述的方法,即通过借助减去相应的个体化地确定的偏移来调整图像数据组,得到调整后的分布10。

[0055] 现在,通过根据所描述的方法来调整图像数据组,可以将调整后的分布10中的区分阈值11确定为绝对HU值,借助该HU值,可以将属于第一组织类型的数据点,与属于第二组织类型的数据点清楚地区分开或者分离。也就是说,调整后的分布10示出了将作为基础的图像数据组的HU值标准化之后的图5中的HU值的分布8。在当前的示例中,示例性地选择区分阈值11,使得区分阈值11居中地位于属于第一组织类型的值中的最大的值与属于第二组织类型的值中的最小的值之间,因此也就是说,在本示例中是12HU。

[0056] 在方法步骤S11中,数据处理装置使用区分阈值11,自动计算存在于调整后的图像数据组中的、即成像的梗塞核心体积。在此,忽略调整后或者标准化后的HU值小于区分阈值11的像素。

[0057] 总而言之,所描述的示例示出了如何能够实现一种新颖的、完全自动化的方法,用于可靠地校正X射线图像数据组或者X射线照片中的个体化的差异。在此,确定可靠的、即一致并且类似的绝对HU值,由此使得能够例如针对DynaCT、尤其是针对用于自动化地计算梗塞核心体积的软件,应用在软组织区域中使用HU阈值的算法。

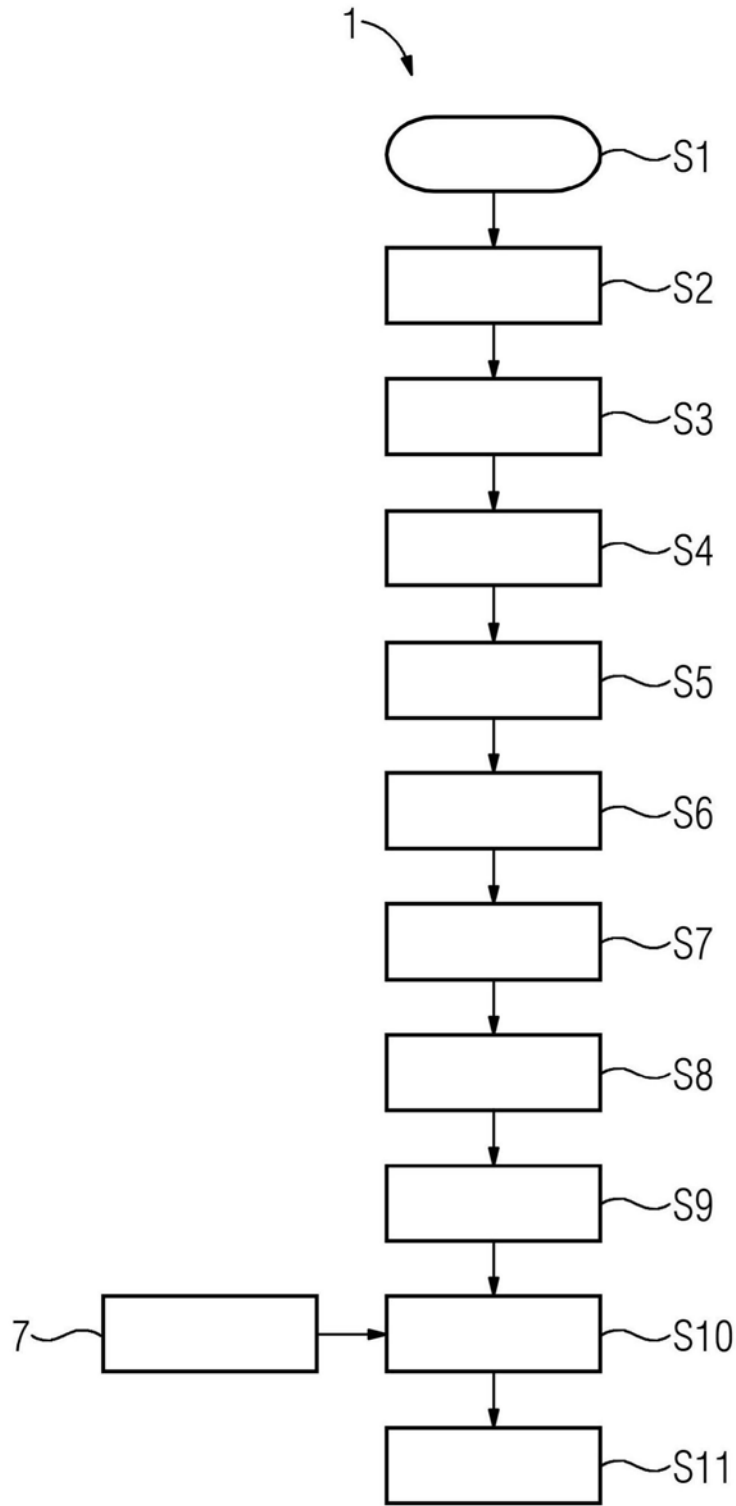


图1

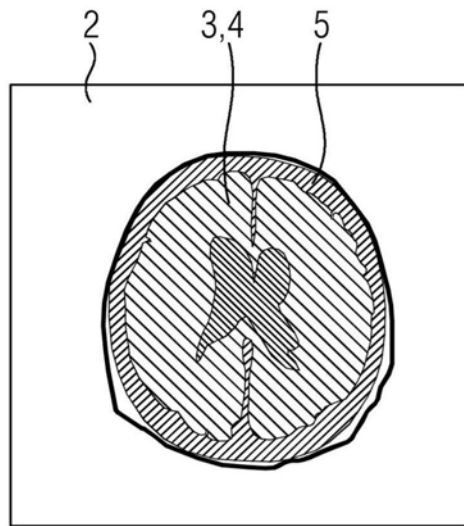


图2

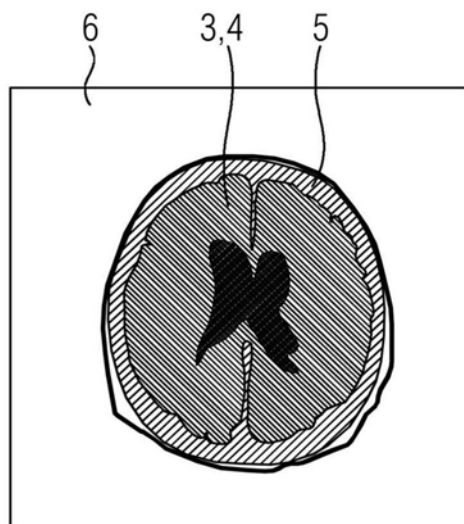


图3

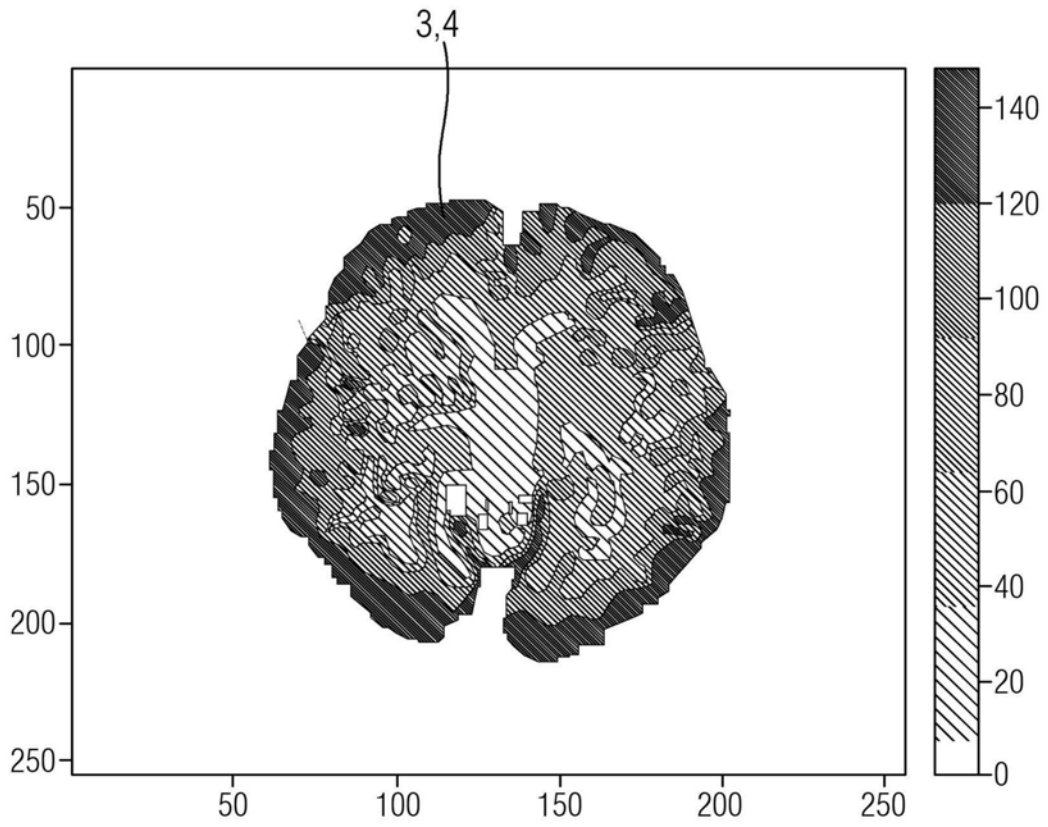


图4

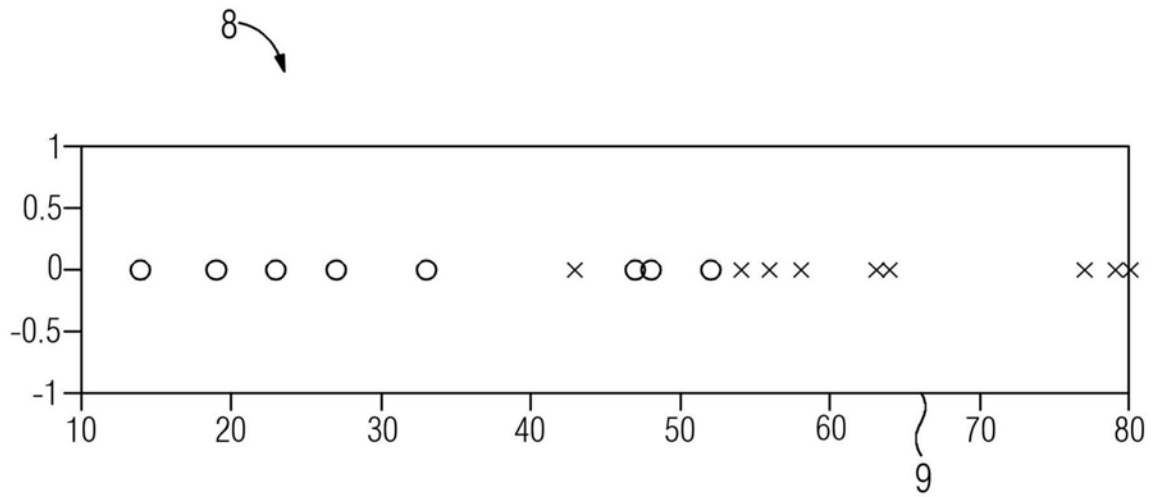


图5

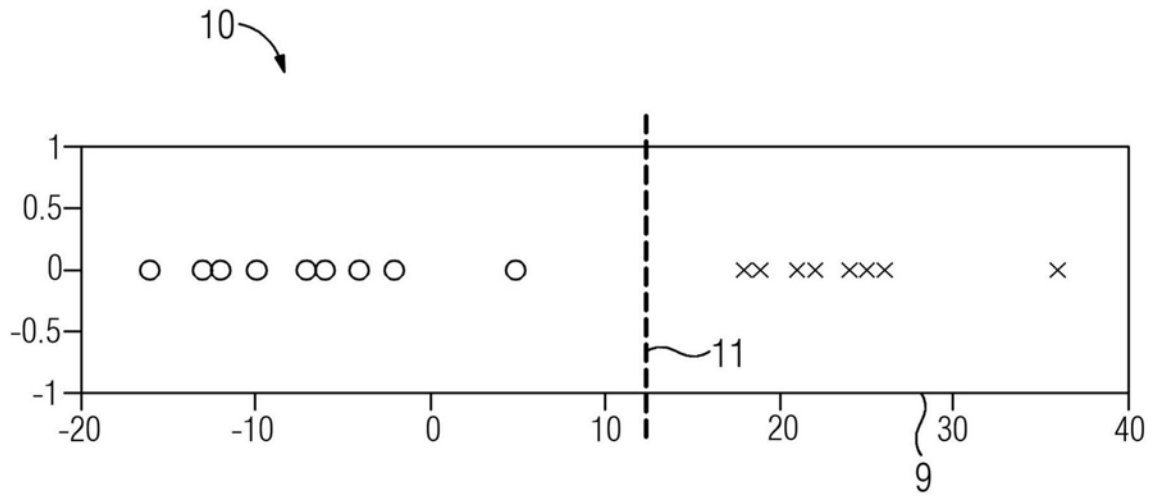


图6