



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 113269733 B

(45) 授权公告日 2024.04.16

(21) 申请号 202110529858.7

G06T 7/66 (2017.01)

(22) 申请日 2021.05.14

G06T 11/00 (2006.01)

G06V 10/762 (2022.01)

(65) 同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 113269733 A

(56) 对比文件

CN 106886982 A, 2017.06.23

CN 108369745 A, 2018.08.03

CN 109978790 A, 2019.07.05

US 2008273780 A1, 2008.11.06

US 2009310746 A1, 2009.12.17

US 2014056500 A1, 2014.02.27

US 2016078647 A1, 2016.03.17

(43) 申请公布日 2021.08.17

(73) 专利权人 成都真实维度科技有限公司

地址 610000 四川省成都市武侯区武侯新城管委会武兴四路166号西部智谷D区6栋一单元8楼801号

奚卫东;余晓镔;赵明.一种基于边缘检测的环状伪影定位算法.医疗卫生装备.2010,(第01期),

(72) 发明人 张翔 官辉 乔晓飞 曲飞寰 毛博石

审查员 姚川

(74) 专利代理机构 四川德韬专利代理事务所(普通合伙) 51386

专利代理师 赢雨径

(51) Int. Cl.

G06T 7/00 (2017.01)

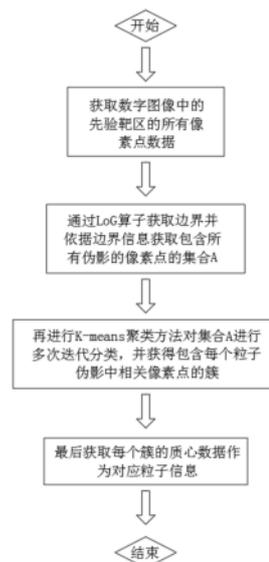
权利要求书1页 说明书6页 附图1页

(54) 发明名称

一种断层扫描图像中放射粒子的伪影检测方法

(57) 摘要

本发明属于数字图像处理技术领域,公开了一种断层扫描图像中放射粒子的伪影检测方法,针对数字断层扫描图像已获取的先验靶区进行处理,首先通过图像特征提取算法获取所有先验靶区中的有效点形成集合A,对集合A采用聚类方法确定属于每个放射粒子的像素点的簇,并由簇内像素点计算质心,该质心的坐标数据即为对应放射粒子的位置信息.本发明的算法可以有效的检测出区域内的粒子所呈现的伪影,同时对这些伪影进行后处理以判断每一颗粒子的具体位置.



1. 一种断层扫描图像中放射粒子的伪影检测方法, 针对数字断层扫描图像已获取的先验靶区进行处理, 其特征在于: 首先通过图像特征提取算法获取所有先验靶区中的有效点形成集合A, 对集合A采用聚类方法确定属于每个放射粒子的像素点的簇, 并由簇内像素点计算质心, 该质心的坐标数据即为对应放射粒子的位置信息;

所述采用聚类方法处理时, 设定有阈值A, 当完成第一次聚类后, 所得到的簇中像素点数量高于阈值A的进行第二次聚类;

所述聚类方法采用K均值聚类算法;

还设有阈值B, 在第二次聚类处理后获得的簇的像素点小于阈值B时判定为需要去除的噪声点;

所述图像特征提取算法中采用LoG或DoG算子进行斑点检测。

2. 根据权利要求1所述的一种断层扫描图像中放射粒子的伪影检测方法, 其特征在于: 所述数字断层扫描图像包括二维图像和以多张二维图像所建立的三维模型。

一种断层扫描图像中放射粒子的伪影检测方法

技术领域

[0001] 本发明属于图像处理技术领域,具体涉及一种断层扫描图像中放射粒子的伪影检测方法。

背景技术

[0002] 图像处理用计算机对图像进行分析,以达到所需结果的技术,一般指数字图像处理。数字图像是指用工业相机、摄像机、扫描仪等设备经过拍摄得到的一个大的二维数组,该数组的元素称为像素,该像素中包含有坐标数据和灰度值数据,通过软件对其中的灰度值数据进行处理,从而达到编码、压缩、增强复原等效果。

[0003] 在对于断层扫描图像的处理过程中,会遇到伪影的情况。伪影是指原本被扫描物体并不存在而在图像上却出现的各种形态的影像,这种局部的异常阴影会影响该处的对象显现,给后续的工作带来影响。而伪影大致分为与患者有关或与机器有关的两类,根据出现伪影的原因进行对应处置,从而通过消除噪声源而解决伪影问题是现有解决手段。

[0004] 但针对于采用粒子植入处置的人或物进行断层扫描,由于粒子具有放射性,则由放射引起的伪影无法通过源头进行消除。现有技术中存在通过宝石能谱CT扫描的方式,获取140KVp混合能量图像、不同keV下的单能量图像和应用金属伪影去除序列获得的能够图像,从而减少放射粒子金属伪影。但这种方法前置条件较高,能谱成像技术对于设备要求较高,普通CT设备无法满足。

发明内容

[0005] 为了解决现有技术存在的问题,本发明提供一种伪影检测定位方法,旨在对现有的数字扫描图像或依据断层扫描图像构建的三维模型进行数字化处理,从而能够精准快速的获取到伪影区域和其质心位置,从而可依据已知条件确定粒子位置从而达到消除伪影的效果。

[0006] 本发明所采用的技术方案为:

[0007] 第一方面,本发明提供一种断层扫描图像中放射粒子的伪影检测方法,针对数字断层扫描图像已获取的先验靶区进行处理,首先通过图像特征提取算法获取所有先验靶区中的有效点形成集合A,对集合A采用聚类方法确定属于每个放射粒子的像素点的簇,并由簇内像素点计算质心,该质心的坐标数据即为对应放射粒子的位置信息。

[0008] 首先,断层扫描图像是指通过特殊设备对生物体或设备进行断层精确扫描所获得的图像信息,且该图像信息是包含该生物体或设备的整个扫描区域内所有的像素点数据。每个像素点数据包含色彩数据和坐标数据,色彩数据用于确定是否属于有效点,而坐标数据用于获取粒子的空间位置。

[0009] 其中,坐标数据是以确定的唯一坐标轴为标准所获取到的数据信息,每个粒子的位置信息在断层扫描图像中以多个像素点进行表示,而本发明中以每个像素点计算坐标均值从而获取到质心坐标,以该质心的坐标数据作为放射粒子的位置信息。

[0010] 而所谓的伪影,是指原本被扫描物体并不存在而在图像上却出现的各种形态的影像,伪影大致分为与生物体有关和与机器有关的两类。一般要消除此类伪影,需根据图像伪影的形状、密度变化值及扫描参数等进行具体问题具体分析,上述背景技术中就对此进行详细说明。而本申请中的伪影主要是指由放射粒子本身的辐射特性而在造影过程中出现特征范围大于实际粒子范围的情况,则为了克服该伪影影响粒子本身位置定位的问题,通过两步主要的计算步骤进行图像数据化处理。

[0011] 与现有技术中针对图像色彩处理、造影设备调试等手段不同的是,本申请所针对的处理对象是数字图像,旨在通过软件优化的方式可对造影设备输出的图像数据处理,从而快速获取到处理后的预览图像,便于观察判断。而所谓的先验靶区是由造影设备自动筛分处理后的所确定的粗过滤区域,也就是属于现有技术的初级筛分步骤。

[0012] 然后本申请中主要通过两个步骤实现区域的确定,首先将属于先验靶区的所有像素点采用图像特征提取算法来进行进一步筛分,获取到具有有效像素点的集合A。其中,图像特征提取算法是指在数字图像中找出和周围区域特性不同的区域,这些特性包括光照或颜色等。一般图像中特定区域的像素特性相似甚至相同,某种程度而言,所有提取的特征像素点是相似的。这种算法主要目的则是通过灰度值的对比来确定边缘,获取到相较于先验靶区更为精确的边缘数据后,再将属于该边缘范围外的所有像素点剔除,从而形成集合A。

[0013] 由于该集合A包含所有粒子的伪影范围的有效点,为了确定每个粒子的具体位置,则通过聚类算法快速分类定位,通过机器学习的方式多次迭代优化从而在不确定类型和数量的样本中确定多个簇,迭代完成的条件则是每个簇的中心点的坐标变化范围小于设定的阈值,则将该距离中心点间距小于另一阈值的像素点所构成的点云作为一个簇范围,每个簇也就代表了每个粒子所在范围像素点集合。

[0014] 上述步骤均是为了从造影数字图像中精确获取到每个粒子伪影的所有像素点数据,然后分类并对应每个粒子位置。再根据每个簇的像素点计算出质心,可将质心看作是粒子的所在位置,系统则能够根据像素点以及已知条件(粒子实际大小和影像比例尺)来进一步剔除伪影,从而还原真实的粒子位置。

[0015] 结合第一方面,本发明提供第一方面的第一种实施方式,所述数字断层扫描图像包括二维图像和以多张二维图像所建立的三维模型。

[0016] 值得说明的是,断层扫描图像一般是断层扫描图像,一次断层扫描包含有多张二维断层扫描图。若图像中存在粒子的伪影,则可以直接通过该算法对伪影区域进行定位。但由于现有技术中通常会建立三维坐标系,并由多张连续的断层扫描图像获取到的像素点数据建模形成三维模型,即为一组点云数据,本申请中的检测方法主要是对三维图像数据进行处理,所涉及到的伪影和粒子等均为三维像素点集合。

[0017] 结合第一方面及其第一种实施方式,本发明提供第一方面的第二种实施方式,所述采用聚类方法处理时,设定有阈值A,当完成第一次聚类后,所得到的簇中像素点数量高于阈值A的进行第二次聚类。

[0018] 值得说明的是,粒子在植入的位置和相对间距固定,但由于粒子辐射效应会使周围的组织变化而产生不确定的位移,则在植入之后对其进行断层扫描时在先的位置数据不再具有较大参考意义,需要重新定位,故本申请中的方法旨在解决上述情况所带来的粒子定位问题。正是由于粒子的不确定位移,可能导致原本间距较近的两个或多个粒子相互聚

扰,其伪影部分出现空间重叠现象。

[0019] 由于聚类方法是通过随机选取多个中心点并计算像素点到中心点之间的间距,将间距小于某一阈值的像素点归为同一个簇内。而一旦出现重叠,势必导致分类确定的单个簇内存在应当属于其他粒子伪影的像素点,从而在计算质心时会带来误差。则设定一个阈值,该阈值根据单个普通粒子在当前时间节点上可能出现的最大伪影范围值,在本申请中即为代表像素点数量的阈值A,将大于阈值A的簇确定为具有重叠区域,则重新对该簇进行第二次聚类处理,从而解决重影问题。

[0020] 结合第一方面的第二种实施方式,本发明提供第一方面的第三种实施方式,还设有阈值B,在第二次聚类处理后获得的簇的像素点小于阈值B时判定为需要去除的噪声点。

[0021] 由于重影的情况包含多种,其中则可能存在重影部分较小,这种情况的簇在通过第二次聚类处理后,得到的二级簇所包含的像素点较少,其伪影范围明显不符合单个粒子所具有的伪影面积,则判定该二级簇中的像素点属于其他粒子的噪声点,所获取到的质心与实际粒子位置具有较大误差,需要去掉。

[0022] 结合第一方面的第三种实施方式,本发明提供第一方面的第四种实施方式,所述图像特征提取算法中采用LoG或DoG算子进行斑点检测。

[0023] 斑点检测是图像处理和计算机视觉中的基本问题,斑点检测的目的是标识数字图像中亮度变化明显的点。图像属性中的显著变化通常反映了属性的重要事件和变化,这些包括深度上的不连续、表面方向不连续、物质属性变化和场景照明变化。图像斑点检测大幅度地减少了数据量,并且剔除了可以认为不相关的信息,保留了图像重要的结构属性。有多种可用于斑点检测的算法,主要划分为两类:基于查找一类和基于零穿越的一类;基于查找的方法通过寻找图像一阶导数中的最大和最小值来检测边界,通常是将边界定位在梯度最大的方向。基于零穿越的方法通过寻找图像二阶导数零穿越来寻找边界,通常是Laplacian过零点或者非线性差分表示的过零点。

[0024] 本发明中则采用基于零穿越的方法,先通过高斯平滑处理,再与Laplacian算子进行卷积。

[0025] 结合第一方面的第三种实施方式,本发明提供第一方面的第五种实施方式,所述聚合方法采用K均值聚类算法。

[0026] 所谓的k均值聚类算法(k-means)是一种迭代求解的聚类分析算法,预将数据分为K组,随机选取K个对象作为初始的聚类中心,然后计算每个对象与各个子聚类中心之间的距离,把每个对象分配给距离它最近的聚类中心。聚类中心以及分配给它们的对象就代表一个聚类。每分配一个样本,聚类的聚类中心会根据聚类中现有的对象被重新计算。这个过程将不断重复直到满足某个终止条件。终止条件可以是没有(或最小数目)对象被重新分配给不同的聚类,没有(或最小数目)聚类中心再发生变化,误差平方和局部最小。

[0027] 值得说明的是,本发明是一种针对断层扫描的数字图像进行处理的方法,其旨在对图像中的伪影进行定位,并未包含有任何关于诊断和治疗的过程,也并未直接以有生命的人体或动物体为直接实施对象。其中,所谓的伪影是指放射粒子本身的特定影像,未与病灶关联,本方法并未包含任何进行识别、确定或消除病因或病灶的过程,而是属于对生物体或其他非生命物体断层扫描所获取的数字图像进行处理,且获取的也是作为中检结果的信息,并不能直接获取到关于诊断或治疗的任何直接结论。

[0028] 本发明的有益效果为：

[0029] 本发明中通过特征提取算法能够快速获取到每个伪影的准确相关像素点，并将其抓取后作为集合A进行聚类分类处理，从而快速对每个粒子伪影进行定位，通过获取到的簇的质心坐标来对每个粒子进行定位。

附图说明

[0030] 图1是本发明方法的流程图。

具体实施方式

[0031] 下面结合附图及具体实施例对本发明做进一步阐释。

[0032] 以下对在附图中提供的本申请的实施例的详细描述并非旨在限制要求保护的本申请的范围，而是仅仅表示本申请的选定实施例。基于本申请中的实施例，本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例，都属于本申请保护的范围。

[0033] 实施例1：

[0034] 本实施例公开一种针对CT断层扫描的二维或三维模型进行图像处理的方法，旨在定位其中属于粒子伪影的像素点集合，并根据像素点集合确定质心，其质心作为粒子所在位置从新划定真实影像范围后进行处理，做到消除伪影的效果。

[0035] 首先，确定分析处理对象，本实施例中的对象为通过多张CT断层扫描图所构建的三维模型，图为植入粒子的局部人体躯干三维图，即以固定三维坐标轴确定的多个像素点数据集合。

[0036] 第一步：

[0037] 采用LoG斑点检测算法进行斑点检测，该方法是一种先进行高斯平滑去除噪声再用拉普拉斯算子进行检测的极值点提取算法。

[0038] 其中，Laplace算子通过对图像求取二阶导数的零交叉点来进行斑点检测，其计算公式如下：

$$[0039] \quad \nabla^2 f(x, y) = \frac{\partial^2 f}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 f}{\partial y^2}$$

[0040] 由于微分运算对噪声比较敏感，先对图像进行高斯平滑滤波，再使用Laplace算子进行斑点检测，以降低噪声的影响。由此便形成了用于极值点检测的LoG算子。常用的二维高斯函数如下：

$$[0041] \quad G_{\sigma}(x, y) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma^2}} \exp\left(-\frac{x^2 + y^2}{2\sigma^2}\right)$$

[0042] 原图像与高斯核函数卷积后再做laplace运算；

$$[0043] \quad LoG = \Delta G_{\sigma}(x, y) = \frac{\partial^2 G_{\sigma}(x, y)}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 G_{\sigma}(x, y)}{\partial y^2} = \frac{x^2 + y^2 - 2\sigma^2}{\sigma^4} e^{-\frac{x^2 + y^2}{2\sigma^2}}$$

[0044] 将该算子在将要进行检测的区域内进行卷积，从而得到属于粒子伪影的像素点，即像素点集合A。

[0045] 第二步:采用K-means聚类方法对集合A中的像素点进行分类

[0046] k-means算法的逻辑思路较为简单,假设要把数据分成K个类,具体分为以下几个步骤:

[0047] (1) 随机选取k个点,作为聚类中心;

[0048] (2) 计算每个点分别到k个聚类中心的聚类,然后将该点分到最近的聚类中心,从而行成了k个簇;

[0049] (3) 再重新计算每个簇的质心(均值);

[0050] (4) 重复以上(2)、(3)步,直到质心的位置不再发生变化或者达到设定的迭代次数。

[0051] Kmeans的原理:

[0052] 假定给定数据样本X,包含了n个对象 $X = \{X_1, X_2, X_3, \dots, X_n\}$,其中每个对象都具有m个维度的属性。Kmeans算法的目标是将n个对象依据对象间的相似性聚集到指定的k个类簇中,每个对象属于且仅属于一个类簇中且该对象到对应类簇中心的距离最小。对于Kmeans,首先需要初始化k个聚类中心 $\{C_1, C_2, C_3, \dots, C_n\}$, $1 < k \leq n$,然后通过计算每一个对象到每一个聚类中心的欧式距离,如下式所示:

$$[0053] \quad dis(X_i, C_j) = \sqrt{\sum_{t=1}^m (X_{it} - C_{jt})^2}$$

[0054] 上式中, X_i 表示第i个对象 $1 \leq i \leq n_1$, C_j 表示第j个聚类中心的 $1 \leq j \leq k$, X_{it} 表示第i个对象的第t个属性, $1 \leq t \leq m$, C_{jt} 表示第j个聚类中心的第t个属性。

[0055] 依次比较每一个对象到每一个聚类中心的距离,将对象分配到距离最近的聚类中心的类簇中,得到k个类簇 $\{S_1, S_2, S_3, \dots, S_k\}$ 。

[0056] K-means算法用中心定义了类簇的原型,类簇中心就是类簇内所有对象在各个维度的均值,其计算公式如下:

$$[0057] \quad C_t = \frac{\sum_{X_i \in S_t} X_i}{|S_t|}$$

[0058] 式中, C_1 表示第1个聚类的中心, $1 \leq 1 \leq k$ 表示第1个类簇中对象的个数, X_i 表示第1个类簇中第i个对象, $1 \leq i \leq |S_1|$ 。

[0059] 最终得到的结果,是K个聚类中心以及对应的每个类别的点的坐标。

[0060] Kmeans结果的后处理:

[0061] 值得说明的是,本实施例中通过一次K-means分类后,可能会出现重影的情况。所谓重影,是指粒子之间的伪影范围出现空间重叠的现象,则在多张断层扫面的二维图像上可以看到多个类似花生或葫芦状的亮色光斑。由于这种粒子间距较近,则采用K-means分类时会将该重影区域下的两个或多个粒子伪影像素点分为同个簇,并且该簇在确定质心时是以平均三维坐标进行定位,则理论上该质心并不反应任何粒子位置,从而造成误差。

[0062] 则为了解决该问题,本实施例中会对上面得到的结果,也就是每个类别的点的集合进行一个数目的统计,当某个类别的点的数目大于某个值(设定的阈值A)时,则认为该聚

类结果有误,认为这实际上是两个点重合部分过多造成的过多的伪影,将其再进行 $K=2$ 的聚类取得两个中心;当某个点集的数目小于某个值(设定的阈值B)时,则认为这些点只是其他粒子的噪声点,将这个点删除,以此来进行最终结果的补偿。

[0063] 在实际操作中,会根据粒子类型和具体的植入时长来确定两个阈值,而伪影像素数量大致都在25-35区间内,则本实施例中一般将阈值A设定为45,而对下的阈值B则设定为10。

[0064] 本发明不局限于上述可选的实施方式,任何人在本发明的启示下都可得出其他各种形式的产品。上述具体实施方式不应理解成对本发明的保护范围的限制,本发明的保护范围应当以权利要求书中界定的为准,并且说明书可以用于解释权利要求书。

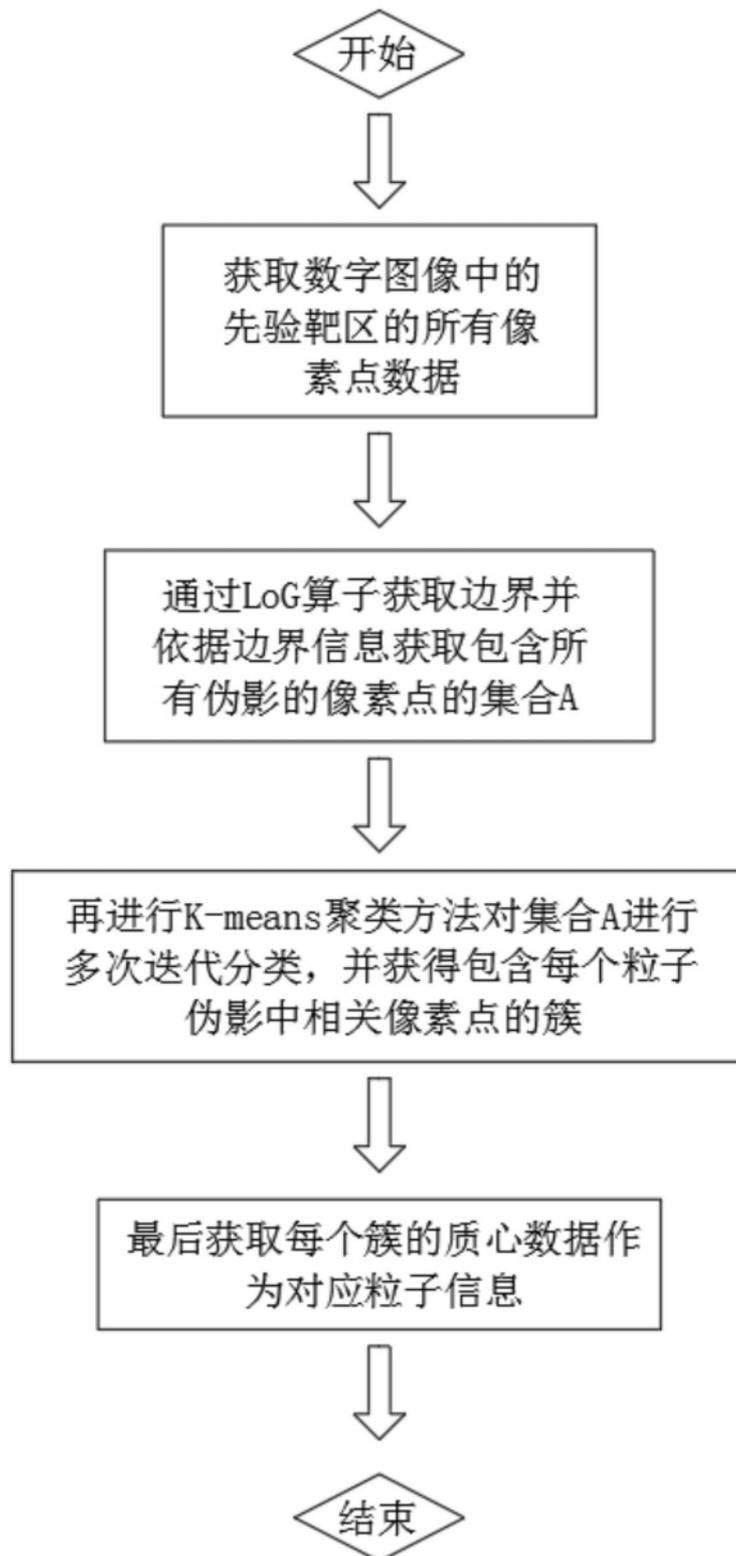


图1