



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 117689552 B

(45) 授权公告日 2024. 04. 05

(21) 申请号 202410147298.2

G06T 7/187 (2017.01)

(22) 申请日 2024.02.02

G06V 10/54 (2022.01)

G06V 10/762 (2022.01)

(65) 同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 117689552 A

(43) 申请公布日 2024.03.12

(73) 专利权人 科普云医疗软件(深圳)有限公司

地址 518000 广东省深圳市龙岗区横岗街  
道龙岗大道8288号大运软件小镇7栋2  
层

专利权人 河南省人民医院

(72) 发明人 余海佳

(74) 专利代理机构 洛阳东都知识产权代理事务  
所(普通合伙) 33495

专利代理师 齐玉巧

(51) Int. Cl.

G06T 5/00 (2024.01)

(56) 对比文件

CN 110211078 A, 2019.09.06

CN 117237591 A, 2023.12.15

CN 117351008 A, 2024.01.05

CN 116091499 A, 2023.05.09

CN 117218368 A, 2023.12.12

CN 116029941 A, 2023.04.28

CN 107248161 A, 2017.10.13

US 2015235351 A1, 2015.08.20

US 2019295223 A1, 2019.09.26

邱璇等. 结合图像增强的心血管内超声中-  
外膜边缘检测. 中国图象图形学报. 2012, 第17卷  
(第4期), 第537-545页.

审查员 李富贵

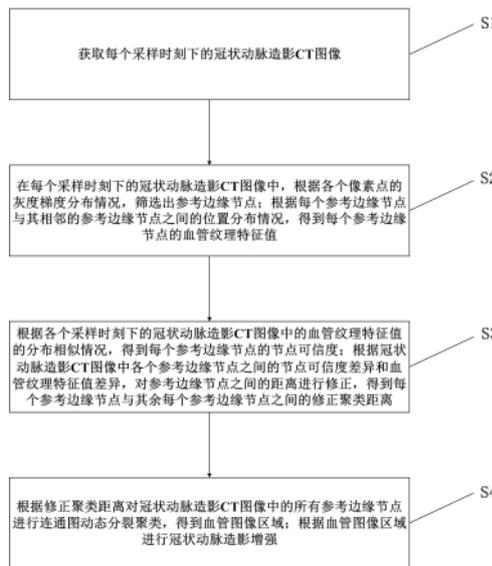
权利要求书2页 说明书11页 附图1页

(54) 发明名称

一种心内科介入治疗用冠状动脉造影增强  
方法

(57) 摘要

本发明涉及图像增强技术领域,具体涉及一  
种心内科介入治疗用冠状动脉造影增强方法,该  
方法根据冠状动脉造影CT图像中灰度梯度分布,  
得到参考边缘节点;进一步地根据参考边缘节点  
的局部位置分布,得到血管纹理特征值;根据血  
管纹理特征值的分布相似情况得到节点可信度;  
并根据血管纹理特征值和节点可信度,对参考边  
缘节点之间的距离,使得根据修正聚类距离对冠  
状动脉造影CT图像中的参考边缘节点进行连通  
图动态分裂聚类,所得到的血管图像区域更加准  
确,从而根据得到血管图像区域进行图像增强,  
使得对冠状动脉造影增强的效果更好。



1. 一种心内科介入治疗用冠状动脉造影增强方法,其特征在于,所述方法包括:  
获取每个采样时刻下的冠状动脉造影CT图像;

在每个采样时刻下的冠状动脉造影CT图像中,根据各个像素点的灰度梯度分布情况,筛选出参考边缘节点;根据每个参考边缘节点与其相邻的参考边缘节点之间的位置分布情况,得到每个参考边缘节点的血管纹理特征值;

根据各个采样时刻下的冠状动脉造影CT图像中的血管纹理特征值的分布相似情况,得到每个参考边缘节点的节点可信度;根据所述冠状动脉造影CT图像中各个参考边缘节点之间的节点可信度差异和血管纹理特征值差异,对参考边缘节点之间的距离进行修正,得到每个参考边缘节点与其余每个参考边缘节点之间的修正聚类距离;

根据所述修正聚类距离对所述冠状动脉造影CT图像中的所有参考边缘节点进行连通图动态分裂聚类,得到血管图像区域;根据血管图像区域进行冠状动脉造影增强;

所述血管纹理特征值的获取方法包括:

依次将每个采样时刻下的冠状动脉造影CT图像中的每个参考边缘节点,作为目标边缘节点;将与目标边缘节点相距最近的预设邻域数量个参考边缘节点,作为目标边缘节点的邻域边缘节点;

将每个邻域边缘节点与目标边缘节点之间的连线,作为每个邻域边缘节点的邻域参考线;将目标边缘节点的梯度方向与所述邻域参考线的夹角,作为每个邻域边缘节点的参考夹角;

将每个邻域边缘节点与目标边缘节点之间的欧氏距离,作为每个邻域边缘节点的参考距离;将所述参考夹角的余弦值与所述参考距离的乘积,作为每个邻域边缘节点的参考度量值;

将目标边缘节点对应的任意两个邻域边缘节点组合,得到所有的邻域边缘节点二元组;将每个邻域边缘节点二元组中的两个邻域边缘节点的参考度量值差异,作为每个邻域边缘节点二元组的特征平滑性;将目标边缘节点对应的所有邻域边缘节点二元组中的最小的特征平滑性,作为目标边缘节点的血管纹理特征值;

所述节点可信度的获取方法包括:

将目标边缘节点对应的最小的特征平滑性的邻域边缘节点二元组中的参考边缘节点,作为目标边缘节点的对比边缘节点;将所述对比边缘节点的血管纹理特征值与目标边缘节点的血管纹理特征值之间的差异,作为每个对比边缘节点的对比特征差异;将目标边缘节点对应的两个对比边缘节点的对比特征差异之间的差异,作为目标边缘节点的平滑结构特征值;

将目标边缘节点所处冠状动脉造影CT图像对应的采样时刻,作为目标采样时刻;将目标采样时刻外的其他采样时刻,作为对比采样时刻;在每个对比采样时刻的冠状动脉造影CT图像的所有参考边缘节点中,将对应的平滑结构特征值与目标边缘节点的平滑结构特征值之间差异最小的参考边缘节点,作为每个对比采样时刻的对比结构特征点;

将所述对比结构特征点的平滑结构特征值与目标边缘节点的平滑结构特征值之间的差异的负相关映射值,作为每个对比采样时刻的平滑结构相似性;将所有对比采样时刻的平滑结构相似性的正相关映射值的均值,作为目标边缘节点的节点可信度;

所述修正聚类距离的获取方法包括:

将所述血管纹理特征值与所述节点可信度之间的乘积,作为每个参考边缘节点的稳定特征值;

在每个采样时刻下的冠状动脉造影CT图像中,计算每个参考边缘节点与其余每个参考边缘节点之间的欧氏距离;计算每个参考边缘节点与其余每个参考边缘节点的稳定特征值之间的稳定特征值差异;

根据所述稳定特征值差异和所述欧氏距离,得到每个参考边缘节点与其余每个参考边缘节点之间的修正聚类距离;所述稳定特征值差异与所述修正聚类距离呈负相关关系,所述欧氏距离与所述修正聚类距离呈正相关关系;

所述血管图像区域的获取方法包括:

在每个采样时刻下的冠状动脉造影CT图像中,基于连通图动态分裂聚类算法根据所有修正聚类距离进行连通图构建,得到至少两个初始连通图;根据所有初始连通图通过连通图动态分裂聚类算法进行连通图动态分裂,得到至少两个分裂连通图;将每个分裂连通图的外边缘点组成区域的周长与每个分裂连通域的外边缘点组成区域的面积之间的比值,作为每个分裂连通图的血管形状特征值;将每个分裂连通图的所有的邻接的外边缘点之间的欧氏距离的方差的负相关映射值,作为每个分裂连通图的距离稳定性;

根据所述血管形状特征值与所述距离稳定性,得到每个分裂连通图的血管区域概率,所述血管形状特征值与所述距离稳定性均与所述血管区域概率呈正相关关系;将血管区域概率大于预设血管阈值的分裂连通图对应的连通区域,作为血管图像区域。

2. 根据权利要求1所述的一种心内科介入治疗用冠状动脉造影增强方法,其特征在于,所述根据血管图像区域进行冠状动脉造影增强的方法包括:

在每个采样时刻下的冠状动脉造影CT图像中,通过伽马变换方法处理所有血管图像区域并对所有非血管图像区域进行高斯滤波增强处理,得到冠状动脉造影增强图像。

3. 根据权利要求1所述的一种心内科介入治疗用冠状动脉造影增强方法,其特征在于,所述根据所述稳定特征值差异和所述欧氏距离,得到每个参考边缘节点与其余每个参考边缘节点之间的修正聚类距离的方法包括:

将所述稳定特征值差异的负相关映射值与所述欧氏距离的乘积,作为每个参考边缘节点与其余每个参考边缘节点之间的修正聚类距离。

4. 根据权利要求1所述的一种心内科介入治疗用冠状动脉造影增强方法,其特征在于,所述血管区域概率的获取方法包括:

将所述血管形状特征值与所述距离稳定性之间乘积的归一化值,作为每个分裂连通图的血管区域概率。

5. 根据权利要求4所述的一种心内科介入治疗用冠状动脉造影增强方法,其特征在于,所述预设血管阈值设置为0.7。

6. 根据权利要求1所述的一种心内科介入治疗用冠状动脉造影增强方法,其特征在于,所述参考边缘节点的获取方法包括:

将灰度梯度值不为0且预设邻域范围内的像素点灰度梯度值不全为0的像素点,作为参考边缘节点。

## 一种心内科介入治疗用冠状动脉造影增强方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及图像增强技术领域,具体涉及一种心内科介入治疗用冠状动脉造影增强方法。

### 背景技术

[0002] 冠状动脉造影技术是一种常见的心内科检查技术,通过在血管中注射造影剂后通过CT拍摄注射造影剂后的血管影像;由于CT图像的成像原理导致所获取的图像数据较为模糊,因此会影响利用模糊的冠状动脉造影CT图像进行心内科相关教学的准确性;因此需要对冠状动脉造影CT图像进行图像增强,提高冠状动脉造影CT图像中血管区域的清晰度。

[0003] 增强冠状动脉造影CT图像的目的是使得血管区域更加清晰,因此可通过对血管所在的血管图像区域进行局部增强,从而使得血管区域更加清晰和显著;所以需要获取冠状动脉造影CT图像中的血管图像区域。现有技术通常通过连通图动态分裂聚类算法对冠状动脉造影CT图像进行聚类处理,从而得到表征血管图像区域对应的聚类簇。但是连通图动态分裂聚类算法进行聚类处理的原理是聚类节点之间的欧氏距离,而血管区域的形状较为细长,仅根据节点之间的欧氏距离进行聚类分析可能会导致聚类后血管区域的边缘节点的簇类分布混乱,使得得到的血管图像区域不够准确,从而使得现有技术直接通过连通图动态分裂聚类算法对冠状动脉造影CT图像进行处理得到的血管图像区域,对冠状动脉造影增强的效果较差。

### 发明内容

[0004] 为了解决现有技术直接通过连通图动态分裂聚类算法对冠状动脉造影CT图像进行处理得到的血管图像区域,对冠状动脉造影增强的效果较差的技术问题,本发明的目的在于提供一种心内科介入治疗用冠状动脉造影增强方法,所采用的技术方案具体如下:

[0005] 本发明提出了一种心内科介入治疗用冠状动脉造影增强方法,所述方法包括:

[0006] 获取每个采样时刻下的冠状动脉造影CT图像;

[0007] 在每个采样时刻下的冠状动脉造影CT图像中,根据各个像素点的灰度梯度分布情况,筛选出参考边缘节点;根据每个参考边缘节点与其相邻的参考边缘节点之间的位置分布情况,得到每个参考边缘节点的血管纹理特征值;

[0008] 根据各个采样时刻下的冠状动脉造影CT图像中的血管纹理特征值的分布相似情况,得到每个参考边缘节点的节点可信度;根据所述冠状动脉造影CT图像中各个参考边缘节点之间的节点可信度差异和血管纹理特征值差异,对参考边缘节点之间的距离进行修正,得到每个参考边缘节点与其余每个参考边缘节点之间的修正聚类距离;

[0009] 根据所述修正聚类距离对所述冠状动脉造影CT图像中的所有参考边缘节点进行连通图动态分裂聚类,得到血管图像区域;根据血管图像区域进行冠状动脉造影增强。

[0010] 进一步地,所述血管纹理特征值的获取方法包括:

[0011] 依次将每个采样时刻下的冠状动脉造影CT图像中的每个参考边缘节点,作为目标

边缘节点;将与目标边缘节点相距最近的预设邻域数量个参考边缘节点,作为目标边缘节点的邻域边缘节点;

[0012] 将每个邻域边缘节点与目标边缘节点之间的连线,作为每个邻域边缘节点的邻域参考线;将目标边缘节点的梯度方向与所述邻域参考线的夹角,作为每个邻域边缘节点的参考夹角;

[0013] 将每个邻域边缘节点与目标边缘节点之间的欧氏距离,作为每个邻域边缘节点的参考距离;将所述参考夹角的余弦值与所述参考距离的乘积,作为每个邻域边缘节点的参考度量值;

[0014] 将目标边缘节点对应的任意两个邻域边缘节点组合,得到所有的邻域边缘节点二元组;将每个邻域边缘节点二元组中的两个邻域边缘节点的参考度量值差异,作为每个邻域边缘节点二元组的特征平滑性;将目标边缘节点对应的所有邻域边缘节点二元组中的最小的特征平滑性,作为目标边缘节点的血管纹理特征值。

[0015] 进一步地,所述节点可信度的获取方法包括:

[0016] 将目标边缘节点对应的最小的特征平滑性的邻域边缘节点二元组中的参考边缘节点,作为目标边缘节点的对比边缘节点;将所述对比边缘节点的血管纹理特征值与目标边缘节点的血管纹理特征值之间的差异,作为每个对比边缘节点的对比特征差异;将目标边缘节点对应的两个对比边缘节点的对比特征差异之间的差异,作为目标边缘节点的平滑结构特征值;

[0017] 将目标边缘节点所处冠状动脉造影CT图像对应的采样时刻,作为目标采样时刻;将目标采样时刻外的其他采样时刻,作为对比采样时刻;在每个对比采样时刻的冠状动脉造影CT图像的所有参考边缘节点中,将对应的平滑结构特征值与目标边缘节点的平滑结构特征值之间差异最小的参考边缘节点,作为每个对比采样时刻的对比结构特征点;

[0018] 将所述对比结构特征点的平滑结构特征值与目标边缘节点的平滑结构特征值之间的差异的负相关映射值,作为每个对比采样时刻的平滑结构相似性;将所有对比采样时刻的平滑结构相似性的正相关映射值的均值,作为目标边缘节点的节点可信度。

[0019] 进一步地,所述修正聚类距离的获取方法包括:

[0020] 将所述血管纹理特征值与所述节点可信度之间的乘积,作为每个参考边缘节点的稳定特征值;

[0021] 在每个采样时刻下的冠状动脉造影CT图像中,计算每个参考边缘节点与其余每个参考边缘节点之间的欧氏距离;计算每个参考边缘节点与其余每个参考边缘节点的稳定特征值之间的稳定特征值差异;

[0022] 根据所述稳定特征值差异和所述欧氏距离,得到每个参考边缘节点与其余每个参考边缘节点之间的修正聚类距离;所述稳定特征值差异与所述修正聚类距离呈负相关关系,所述欧氏距离与所述修正聚类距离呈正相关关系。

[0023] 进一步地,所述血管图像区域的获取方法包括:

[0024] 在每个采样时刻下的冠状动脉造影CT图像中,基于连通图动态分裂聚类算法根据所有修正聚类距离进行连通图构建,得到至少两个初始连通图;根据所有初始连通图通过连通图动态分裂聚类算法进行连通图动态分裂,得到至少两个分裂连通图;将每个分裂连通图的外边缘点组成区域的周长与每个分裂连通域的外边缘点组成区域的面积之间的比

值,作为每个分裂连通图的血管形状特征值;将每个分裂连通图的所有的邻接的外边缘点之间的欧氏距离的方差的负相关映射值,作为每个分裂连通图的距离稳定性;

[0025] 根据所述血管形状特征值与所述距离稳定性,得到每个分裂连通图的血管区域概率,所述血管形状特征值与所述距离稳定性均与所述血管区域概率呈正相关关系;将血管区域概率大于预设血管阈值的分裂连通图对应的连通区域,作为血管图像区域。

[0026] 进一步地,所述根据血管图像区域进行冠状动脉造影增强的方法包括:

[0027] 在每个采样时刻下的冠状动脉造影CT图像中,通过伽马变换方法处理所有血管图像区域并对所有非血管图像区域进行高斯滤波增强处理,得到冠状动脉造影增强图像。

[0028] 进一步地,所述根据所述稳定特征值差异和所述欧氏距离,得到每个参考边缘节点与其余每个参考边缘节点之间的修正聚类距离的方法包括:

[0029] 将所述稳定特征值差异的负相关映射值与所述欧氏距离的乘积,作为每个参考边缘节点与其余每个参考边缘节点之间的修正聚类距离。

[0030] 进一步地,所述血管区域概率的获取方法包括:

[0031] 将所述血管形状特征值与所述距离稳定性之间乘积的归一化值,作为每个分裂连通图的血管区域概率。

[0032] 进一步地,所述预设血管阈值设置为0.7。

[0033] 进一步地,所述参考边缘节点的获取方法包括:

[0034] 将灰度梯度值不为0且预设邻域范围内的像素点灰度梯度值不全为0的像素点,作为参考边缘节点。

[0035] 本发明具有如下有益效果:

[0036] 直接通过连通图动态分裂聚类算法对冠状动脉造影CT图像进行处理得到的血管图像区域不准确的原因在于,血管区域的边缘是细长分布的,仅基于距离进行聚类,会导致同一血管区域的边缘节点被划分到不同的聚类簇,从而使得获取的血管图像区域不够准确;因此若需要基于连通图动态分裂聚类算法,获取准确的血管区域图像;就需要尽可能的将同一血管区域的边缘节点划分到同一个聚类簇中,因此仅基于距离进行分析的方法无法实现。考虑到连通图动态分裂聚类算法是基于欧氏距离,因此若基于血管区域的边缘节点位置分布特征,对同一个血管区域中的两个边缘节点之间的欧氏距离进行加权修正,使得修正后的用于聚类的欧氏距离也即修正聚类距离能够结合血管区域的特征,就能够使得连通图动态分裂聚类算法得到的连通图结构更加符合血管的分布情况,使得聚类处理后得到的血管图像区域更加清晰,因此本发明需要结合血管区域的特征对连通图动态分裂聚类过程中节点之间的距离进行修正。

[0037] 考虑到通过获取血管区域的边界也即边缘,即可获取血管图像区域,因此本发明基于灰度梯度获取参考边缘节点,并基于参考边缘节点进行分析。考虑到血管的形状分布呈现长条树杈状,因此如果参考边缘节点的邻域内节点的分布越平滑也即越符合血管的形状分布,对应的参考边缘节点越符合血管纹理的特征,因此本发明根据每个参考边缘节点与其相邻的参考边缘节点之间的位置分布情况,得到每个参考边缘节点的血管纹理特征值,通过血管纹理特征值表征每个参考边缘节点为血管纹理的符合情况。

[0038] 血管纹理特征值能够表征每个参考边缘节点的局部邻域的血管纹理特征,但是血管纹理特征值只是通过一个采样时刻对应的冠状动脉造影CT图像得到,可能会受到外界环

境的影响,例如噪声等导致出现偶然性的偏差计算;考虑到血管在心脏中的分布结构信息变化不明显,因此为了避免偶然性的影响,可通过对每个参考边缘节点的血管纹理特征值与其余各个采样时刻的冠状动脉造影CT图像中的血管纹理特征值进行对比分析,从而得到每个采样参考边缘节点对应的血管纹理特征值的可信度,也即节点可信度;因此本发明根据各个采样时刻下的冠状动脉造影CT图像中的血管纹理特征值的分布相似情况,得到每个参考边缘节点的节点可信度,通过结合节点可信度使得对血管纹理特征的特征更加准确。

[0039] 血管纹理特征值和节点可信度均能够表征参考边缘节点的血管纹理对应的特征,而参考边缘节点之间的血管纹理特征值和节点可信度越相近,对应的血管纹理特征相似度就越高,也即越可能属于一个血管图像区域,因此本发明根据所述冠状动脉造影CT图像中各个参考边缘节点之间的节点可信度差异和血管纹理特征值差异,对参考边缘节点之间的距离进行修正,根据修正后的修正聚类距离能够使得血管纹理特征接近的参考边缘节点更能被聚类到同一个聚类簇中,使得得到的血管图像区域更加准确。最后对得到血管图像区域进行图像增强,使得冠状动脉造影增强的效果更好。

## 附图说明

[0040] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案和优点,下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单的介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其它附图。

[0041] 图1为本发明一个实施例所提供的一种心内科介入治疗用冠状动脉造影增强方法流程图。

## 具体实施方式

[0042] 为了更进一步阐述本发明为达成预定发明目的所采取的技术手段及功效,以下结合附图及较佳实施例,对依据本发明提出的一种心内科介入治疗用冠状动脉造影增强方法,其具体实施方式、结构、特征及其功效,详细说明如下。在下述说明中,不同的“一个实施例”或“另一个实施例”指的不一定是同一实施例。此外,一或多个实施例中的特定特征、结构或特点可由任何合适形式组合。

[0043] 除非另有定义,本文所使用的所有的技术和科学术语与属于本发明的技术领域的技术人员通常理解的含义相同。

[0044] 下面结合附图具体的说明本发明所提供的一种心内科介入治疗用冠状动脉造影增强方法的具体方案。

[0045] 请参阅图1,其示出了本发明一个实施例提供的一种心内科介入治疗用冠状动脉造影增强方法流程图,该方法包括:

[0046] 步骤S1:获取每个采样时刻下的冠状动脉造影CT图像。

[0047] 本发明实施例旨在提供一种心内科介入治疗用冠状动脉造影增强方法,用于根据冠状动脉造影图像中参考边缘节点对应的血管纹理特征,对连通图动态分裂聚类中的聚类距离进行修正,使得聚类后得到的血管图像区域更加准确,从而使得根据血管图像区域进行冠状动脉造影增强的效果更好。

[0048] 因此本发明实施例首先获取每个采样时刻下的冠状动脉造影CT图像,具体地,通过CT拍摄冠状动脉造影的CT图像,从而获取不同采样时刻下的冠状动脉造影图像。在本发明实施例中,采样频率设置为每秒采集一次,采样时间长度设置为1分钟,实施者可根据具体实施环境自行调整采样频率和采样时间长度,在此不做进一步赘述。

[0049] 步骤S2:在每个采样时刻下的冠状动脉造影CT图像中,根据各个像素点的灰度梯度分布情况,筛选出参考边缘节点;根据每个参考边缘节点与其相邻的参考边缘节点之间的位置分布情况,得到每个参考边缘节点的血管纹理特征值。

[0050] 直接通过连通图动态分裂聚类算法对冠状动脉造影CT图像进行处理得到的血管图像区域不准确的原因在于,血管区域的边缘是细长分布的,仅基于距离进行聚类,会导致同一血管区域的边缘节点被划分到不同的聚类簇,从而使得获取的血管图像区域不够准确;因此若需要基于连通图动态分裂聚类算法,获取准确的血管区域图像;就需要尽可能的将同一血管区域的边缘节点划分到同一个聚类簇中,因此仅基于距离进行分析的方法无法实现。考虑到连通图动态分裂聚类算法是基于欧氏距离,因此若基于血管区域的边缘节点位置分布特征,对同一个血管区域中的两个边缘节点之间的欧氏距离进行加权修正,使得修正后的用于聚类的欧氏距离也即修正聚类距离能够结合血管区域的特征,就能够使得连通图动态分裂聚类算法得到的连通图结构更加符合血管的分布情况,使得聚类处理后得到的血管图像区域更加清晰,因此本发明需要结合血管区域的特征对连通图动态分裂聚类过程中节点之间的距离进行修正。

[0051] 考虑到通过获取血管区域的边界也即边缘,即可获取血管图像区域,因此基于灰度梯度获取参考边缘节点,并基于参考边缘节点进行分析。本发明实施例在每个采样时刻下的冠状动脉造影CT图像中,根据各个像素点的灰度梯度分布情况,筛选出参考边缘节点。

[0052] 优选地,参考边缘节点的获取方法包括:

[0053] 将灰度梯度值不为0且预设邻域范围内的像素点灰度梯度值不全为0的像素点,作为参考边缘节点。血管边缘上的像素点的梯度分布是连续的,因此血管边缘对应的边缘像素点对应的灰度梯度值存在,且邻域内存在灰度梯度值不为0的像素点,也即参考边缘节点,并基于参考边缘节点进行后续分析,从而得到准确的血管图像区域。

[0054] 考虑到血管的形状分布呈现长条树杈状,因此如果参考边缘节点的邻域内节点的分布越平滑也即越符合血管的形状分布,对应的参考边缘节点越符合血管纹理的特征,也即需要结合参考边缘节点的位置信息进行分析,因此本发明实施例根据每个参考边缘节点与其相邻的参考边缘节点之间的位置分布情况,得到每个参考边缘节点的血管纹理特征值,通过血管纹理特征值表征每个参考边缘节点为血管纹理的符合情况。

[0055] 优选地,血管纹理特征值的获取方法包括:

[0056] 依次将每个采样时刻下的冠状动脉造影CT图像中的每个参考边缘节点,作为目标边缘节点;将与目标边缘节点相距最近的预设邻域数量个参考边缘节点,作为目标边缘节点的邻域边缘节点。在本发明实施例中,预设邻域数量设置为10,也即以目标边缘节点距离最近的10个参考边缘节点,作为对应的邻域边缘节点,实施者可根据具体实施环境自行调整预设邻域数量的大小,在此不做进一步赘述。考虑到一个节点无法进行血管纹理的表征,因此本发明实施例通过获取目标边缘节点对应的邻域边缘节点共同表征对应的血管纹理。

[0057] 将每个邻域边缘节点与目标边缘节点之间的连线,作为每个邻域边缘节点的邻域

参考线;将目标边缘节点的梯度方向与邻域参考线的夹角,作为每个邻域边缘节点的参考夹角。将每个邻域边缘节点与目标边缘节点之间的欧氏距离,作为每个邻域边缘节点的参考距离;将参考夹角的余弦值与参考距离的乘积,作为每个邻域边缘节点的参考度量值。考虑到血管的形状,在目标边缘节点符合血管纹理的前提下,当目标边缘节点与邻域边缘节点处于同一侧血管边缘上时,对应的参考度量值通常较小且趋近于0,因为血管的形状为长条趋势分布,因此处于同侧时,对应的参考夹角趋近于90度,导致对应的参考度量值趋近于0。当目标边缘节点与邻域边缘节点处于另一侧血管边缘上时,目标边缘节点的梯度方向同侧垂直于血管,因此通过参考夹角余弦值对参考距离进行加权后,对应的参考度量值表征目标边缘节点处血管的宽度。因此当目标边缘节点符合血管区域的纹理特征时,其对应的各个邻域边缘节点中,必然存在参考度量值差异趋近于0或较小的两个邻域边缘节点,且对应的参考度量值差异越小,越符合血管纹理特征。

[0058] 因此本发明实施例进一步地将目标边缘节点对应的任意两个邻域边缘节点组合,得到所有的邻域边缘节点二元组;将每个邻域边缘节点二元组中的两个邻域边缘节点的参考度量值差异,作为每个邻域边缘节点二元组的特征平滑性,特征平滑性越小,说明对应的邻域边缘节点组合中的两个邻域边缘节点与目标边缘节点对应的位置分布越符合血管纹理;考虑到需要分析的是目标边缘节点的血管纹理特征,因此进一步地对所有邻域边缘节点二元组进行筛选,将目标边缘节点对应的所有邻域边缘节点二元组中的最小的特征平滑性,作为目标边缘节点的血管纹理特征值。

[0059] 在本发明实施例中,依次将目标边缘节点的每个邻域边缘节点二元组作为第 $k$ 个邻域边缘节点二元组,则目标边缘节点的第 $k$ 个邻域边缘节点二元组的特征平滑性的获取方法在公式上表现为:

$$[0060] \quad P_k = |l_{k1} \times \cos(\theta_{k1}) - l_{k2} \times \cos(\theta_{k1})|$$

[0061] 其中, $P_k$ 为第 $k$ 个邻域边缘节点二元组的特征平滑性, $l_{k1}$ 为第 $k$ 个邻域边缘节点二元组中第一个邻域边缘节点的参考距离, $\theta_{k1}$ 为第 $k$ 个邻域边缘节点二元组中第一个邻域边缘节点的参考夹角, $l_{k1} \times \cos \theta_{k1}$ 为 $k$ 个邻域边缘节点二元组中第一个邻域边缘节点的参考度量值; $l_{k2}$ 为第 $k$ 个邻域边缘节点二元组中第二个邻域边缘节点的参考距离, $\theta_{k1}$ 为第 $k$ 个邻域边缘节点二元组中第二个邻域边缘节点的参考夹角, $l_{k2} \times \cos \theta_{k1}$ 为 $k$ 个邻域边缘节点二元组中第二个邻域边缘节点的参考度量值;||为绝对值符号, $\cos()$ 为余弦函数;进一步地筛选出目标边缘节点对应的所有邻域边缘节点二元组中最小的特征平滑性,作为目标边缘节点的血管纹理特征值。

[0062] 步骤S3:根据各个采样时刻下的冠状动脉造影CT图像中的血管纹理特征值的分布相似情况,得到每个参考边缘节点的节点可信度;根据冠状动脉造影CT图像中各个参考边缘节点之间的节点可信度差异和血管纹理特征值差异,对参考边缘节点之间的距离进行修

正,得到每个参考边缘节点与其余每个参考边缘节点之间的修正聚类距离。

[0063] 血管纹理特征值能够表征每个参考边缘节点的局部邻域的血管纹理特征,但是血管纹理特征值只是通过一个采样时刻对应的冠状动脉造影CT图像得到,可能会受到外界环境的影响,例如噪声等导致出现偶然性的偏差计算;考虑到血管在心脏中的分布结构信息变化不明显,因此为了避免偶然性的影响,可通过对每个参考边缘节点的血管纹理特征值与其余各个采样时刻的冠状动脉造影CT图像中的血管纹理特征值进行对比分析,从而得到每个采样参考边缘节点对应的血管纹理特征值的可信度,也即节点可信度;因此本发明实施例根据各个采样时刻下的冠状动脉造影CT图像中的血管纹理特征值的分布相似情况,得到每个参考边缘节点的节点可信度,通过结合节点可信度使得对血管纹理特征的表征更加准确。

[0064] 优选地,节点可信度的获取方法包括:

[0065] 将目标边缘节点对应的最小的特征平滑性的邻域边缘节点二元组中的参考边缘节点,作为目标边缘节点的对比边缘节点;将对比边缘节点的血管纹理特征值与目标边缘节点的血管纹理特征值之间的差异,作为每个对比边缘节点的对比特征差异;将目标边缘节点对应的两个对比边缘节点的对比特征差异之间的差异,作为目标边缘节点的平滑结构特征值。血管纹理特征值表征每个参考边缘节点的局部邻域的血管纹理特征,若目标边缘节点对应的两个对比边缘节点之间的血管纹理特征值越接近,说明目标边缘节点与对应的邻域边缘节点二元组越可能属于同一纹理特征,即对应的目标边缘节点越稳定,出现偶然性的概率越低,也即对应的平滑结构特征值之间的差异越小时,对应的目标边缘节点的可信度越高。

[0066] 进一步地,由于血管在心脏中的分布结构信息变化不明显,因此若目标边缘节点对应的纹理特征在其他采样时刻的冠状动脉造影CT图像中也能存在相同或是相近的纹理时,说明目标边缘节点的节点可信度越高。因此本发明实施例将目标边缘节点所处冠状动脉造影CT图像对应的采样时刻,作为目标采样时刻;将目标采样时刻外的其他采样时刻,作为对比采样时刻。由于只要存在相同或是相近的纹理特征即可,因此在每个对比采样时刻的冠状动脉造影CT图像的所有参考边缘节点中,将对应的平滑结构特征值与目标边缘节点的平滑结构特征值之间差异最小的参考边缘节点,作为每个对比采样时刻的对比结构特征点。将对比结构特征点的平滑结构特征值与目标边缘节点的平滑结构特征值之间的差异的负相关映射值,作为每个对比采样时刻的平滑结构相似性。平滑结构相似性即每个采样时刻的冠状动脉造影CT图像中与目标边缘节点局部纹理对应的最相似的局部纹理的相似程度,平滑结构相似性越大,说明目标边缘节点的纹理特征越可信;进一步地可结合所有对比采样时刻的平滑结构相似性整体,对目标边缘节点的纹理特征可信程度进行评价,使得对应的节点可信度更加准确。因此本发明实施例将所有对比采样时刻的平滑结构相似性的正相关映射值的均值,作为目标边缘节点的节点可信度。

[0067] 在本发明实施例中,依次将每个采样时刻的冠状动脉造影CT图像中的每个参考边缘节点作为第 $h$ 个参考边缘节点,则第 $h$ 个参考边缘节点的平滑结构特征值的获取方法在公式上表现为:

$$[0068] \quad C_h = \left| |P_h - P_h^1| - |P_h - P_h^2| \right|$$

[0069] 其中,  $C_h$  为第  $h$  个参考边缘节点的平滑结构特征值,  $P_h$  为第  $h$  个参考边缘节点的血管纹理特征值;  $P_h^1$  为第  $h$  个参考边缘节点的第一个对比边缘节点的平滑结构特征值;  $P_h^2$  为第  $h$  个参考边缘节点的第二个对比边缘节点的平滑结构特征值;  $|P_h - P_h^1|$  为第  $h$  个参考边缘节点的第一个对比边缘节点的对比特征差异;  $| |$  为第  $h$  个参考边缘节点的第二个对比边缘节点的对比特征差异;  $| |$  为绝对值符号。

[0070] 在本发明实施例中, 目标边缘节点  $t$  的节点可信度的获取方法在公式上表现为:

$$[0071] \quad W_t = \frac{1}{M_t} \times \sum_{z=1}^{M_t} (\exp(-|C_t - C_z|))$$

[0072] 其中,  $W_t$  为目标边缘节点  $t$  的节点可信度,  $M_t$  为目标边缘节点  $t$  对应的目标采样时刻外其他采样时刻的数量, 由于本发明实施例采样时刻的数量为 60, 因此取值 59;  $C_t$  为目标边缘节点  $t$  对应的平滑结构特征值;  $C_z$  为目标边缘节点  $t$  对应的第  $z$  个对比采样时刻的对比结构特征点的平滑结构特征值;  $\exp()$  为以自然常数为底的指数函数,  $| |$  为绝对值符号。

[0073] 血管纹理特征值和节点可信度均能够表征参考边缘节点的血管纹理对应的特征, 而参考边缘节点之间的血管纹理特征值和节点可信度越相近, 对应的血管纹理特征相似度就越高, 也即越可能属于一个血管图像区域, 因此本发明实施例根据冠状动脉造影 CT 图像中各个参考边缘节点之间的节点可信度差异和血管纹理特征值差异, 对参考边缘节点之间的距离进行修正, 得到每个参考边缘节点与其余每个参考边缘节点之间的修正聚类距离。

[0074] 优选地, 修正聚类距离的获取方法包括:

[0075] 将血管纹理特征值与节点可信度之间的乘积, 作为每个参考边缘节点的稳定特征值, 也即通过节点可信度加权后的血管纹理特征值, 对应的两个参考边缘节点的稳定特征值越接近, 说明两个参考边缘节点越可能属于同一个纹理。因此在同一个冠状动脉造影 CT 图像中, 计算每个参考边缘节点与其余每个参考边缘节点的稳定特征值之间的稳定特征值差异; 对应的稳定特征值差异越小, 说明越可能属于同一个纹理, 对应的两个参考边缘节点在进行聚类时的聚类距离越小。

[0076] 进一步地在每个采样时刻下的冠状动脉造影 CT 图像中, 计算每个参考边缘节点与其余每个参考边缘节点之间的欧氏距离, 也即在不进行加权情况下, 参考边缘节点之间的聚类距离。由于稳定特征值差异越小时, 对应的两个参考边缘节点在进行聚类时的聚类距离越小, 因此可通过稳定特征值差异对欧氏距离进行修正。因此本发明实施例根据稳定特征值差异和欧氏距离, 得到每个参考边缘节点与其余每个参考边缘节点之间的修正聚类距

离;稳定特征值差异与修正聚类距离呈负相关关系,欧氏距离与修正聚类距离呈正相关关系。

[0077] 优选地,根据稳定特征值差异和欧氏距离,得到每个参考边缘节点与其余每个参考边缘节点之间的修正聚类距离的方法包括:

[0078] 将稳定特征值差异的负相关映射值与欧氏距离的乘积,作为每个参考边缘节点与其余每个参考边缘节点之间的修正聚类距离。

[0079] 在本发明实施例中,第 $h$ 个参考边缘节点与对应的其余第 $r$ 个参考边缘节点的修正聚类距离的获取方法在公式上表现为:

$$[0080] \quad L'_{h,r} = \exp(-|W_h \times P_h - W_r \times P_r|) \times L_{h,r}$$

[0081] 其中, $L'_{h,r}$ 为第 $h$ 个参考边缘节点与对应的其余第 $r$ 个参考边缘节点的修正聚类距离, $L_{h,r}$ 为第 $h$ 个参考边缘节点与对应的其余第 $r$ 个参考边缘节点的欧氏距离, $W_h$ 为第 $h$ 个参考边缘节点的节点可信度; $P_h$ 为第 $h$ 个参考边缘节点的血管纹理特征值; $W_r$ 为第 $r$ 个参考边缘节点的节点可信度; $P_r$ 为第 $r$ 个参考边缘节点的血管纹理特征值; $W_h \times P_h$ 为第 $h$ 个参考边缘节点的稳定特征值; $W_r \times P_r$ 为第 $r$ 个参考边缘节点的稳定特征值; $|W_h \times P_h - W_r \times P_r|$ 为第 $h$ 个参考边缘节点与对应的其余第 $r$ 个参考边缘节点之间的稳定特征值差异; $\exp()$ 为以自然常数为底的指数函数, $|$ 为绝对值符号。

[0082] 步骤S4:根据修正聚类距离对冠状动脉造影CT图像中的所有参考边缘节点进行连通图动态分裂聚类,得到血管图像区域;根据血管图像区域进行冠状动脉造影增强。

[0083] 在得到各个参考边缘节点之间的修正后的聚类距离后,进一步地根据修正聚类距离对冠状动脉造影CT图像中的所有参考边缘节点进行连通图动态分裂聚类,得到血管图像区域;对应的修正聚类距离结合了血管形状的特征,因此通过连通图动态分裂聚类后得到的血管图像区域更加准确。

[0084] 优选地,血管图像区域的获取方法包括:

[0085] 在每个采样时刻下的冠状动脉造影CT图像中,基于连通图动态分裂聚类算法根据所有修正聚类距离进行连通图构建,得到至少两个初始连通图;根据所有初始连通图通过连通图动态分裂聚类算法进行连通图动态分裂,得到至少两个分裂连通图;将每个分裂连通图的外边缘点组成区域的周长与每个分裂连通域的外边缘点组成区域的面积之间的比值,作为每个分裂连通图的血管形状特征值。血管的形状特征为细长延伸的,因此分裂连通图的外边缘点组成的区域的周长与面积之间的比值越大,说明对应的外边缘点组成的区域越细长,也即越可能为血管。进一步地为了避免混乱分布导致仅根据周长和面积的比值得到的血管形状特征值,进行血管区域的表征不够准确的偶然性影响,将每个分裂连通图的所有邻接的外边缘点之间的欧氏距离的方差的负相关映射值,作为每个分裂连通图的距离稳定性,对应的方差越小,说明对应的分裂连通图的边缘点距离分布越稳定,越可能为血

管两个边界组成的区域。也即对应的距离稳定性越大,血管形状特征值越大,越符合血管区域的特征,对应的血管区域概率也就越大。因此进一步地根据血管形状特征值与距离稳定性,得到每个分裂连通图的血管区域概率,血管形状特征值与距离稳定性均与血管区域概率呈正相关关系。需要说明的是,基于连通图动态分裂聚类算法为本领域技术人员所熟知的现有技术,在此不做进一步赘述。

[0086] 优选地,血管区域概率的获取方法包括:

[0087] 将血管形状特征值与距离稳定性之间乘积的归一化值,作为每个分裂连通图的血管区域概率;通过乘积的形式将两个正相关关系的参数结合,并进行归一化,使得后续的阈值划分具有适应性。

[0088] 在本发明实施例中,依次将每个分裂连通图作为第 $x$ 个分裂连通图,则第 $x$ 个分裂连通图的血管区域概率的获取方法在公式上表现为:

$$[0089] \quad g_x = \text{Norm} \left( \frac{d_x}{s_x} \times \exp(-\varepsilon_x) \right)$$

[0090] 其中, $g_x$ 为第 $x$ 个分裂连通图的血管区域概率, $d_x$ 为第 $x$ 个分裂连通图的外边缘点组成区域的周长; $s_x$ 为第 $x$ 个分裂连通图的外边缘点组成区域的面积; $\varepsilon_x$ 为第 $x$ 个分裂连通图的所有的邻接的外边缘点之间的欧氏距离的方差; $\exp(-\varepsilon_x)$ 为第 $x$ 个分裂连通图的距离稳定性; $\exp()$ 为以自然常数为底的指数函数。 $\text{Norm}()$ 为归一化函数,本发明实施例中的所有归一化函数均采用线性归一化,实施者可根据具体实施环境自行调整归一化方法。

[0091] 进一步地根据血管区域概率进行筛选,由于血管区域概率越大,越可能对应血管区域,因此本发明实施例将血管区域概率大于预设血管阈值的分裂连通图对应的连通区域,作为血管图像区域。优选地,预设血管阈值设置为0.7。需要说明的是,实施者可根据具体实施环境自行调整预设血管阈值的大小,在此不做进一步赘述。

[0092] 最后对血管图像区域进行局部增强,从而对每个采样时刻下的冠状动脉造影CT图像进行图像增强,本发明实施例根据血管图像区域进行冠状动脉造影增强。

[0093] 优选地,根据血管图像区域进行冠状动脉造影增强的方法包括:

[0094] 在每个采样时刻下的冠状动脉造影CT图像中,通过伽马变换方法处理所有血管图像区域并对所有非血管图像区域进行高斯滤波增强处理,得到冠状动脉造影增强图像。需要说明的是,实施者也可通过其他方法对血管图像区域进行局部图像增强,例如直方图均衡化等;对于所有非血管图像区域,也可不进行处理;在此不做进一步赘述。

[0095] 综上所述,本发明根据冠状动脉造影CT图像中灰度梯度分布,得到参考边缘节点;进一步地根据参考边缘节点的局部位置分布,得到血管纹理特征值;根据血管纹理特征值的分布相似情况得到节点可信度;并根据血管纹理特征值和节点可信度,对参考边缘节点之间的距离,使得根据修正聚类距离对冠状动脉造影CT图像中的参考边缘节点进行连通图动态分裂聚类,所得到的血管图像区域更加准确,从而根据得到血管图像区域进行图像增强,使得对冠状动脉造影增强的效果更好。

[0096] 需要说明的是:上述本发明实施例先后顺序仅仅为了描述,不代表实施例的优劣。在附图中描绘的过程不一定要求示出的特定顺序或者连续顺序才能实现期望的结果。在某些实施方式中,多任务处理和并行处理也是可以的或者可能是有利的。

[0097] 本说明书中的各个实施例均采用递进的方式描述,各个实施例之间相同相似的部分互相参见即可,每个实施例重点说明的都是与其他实施例的不同之处。

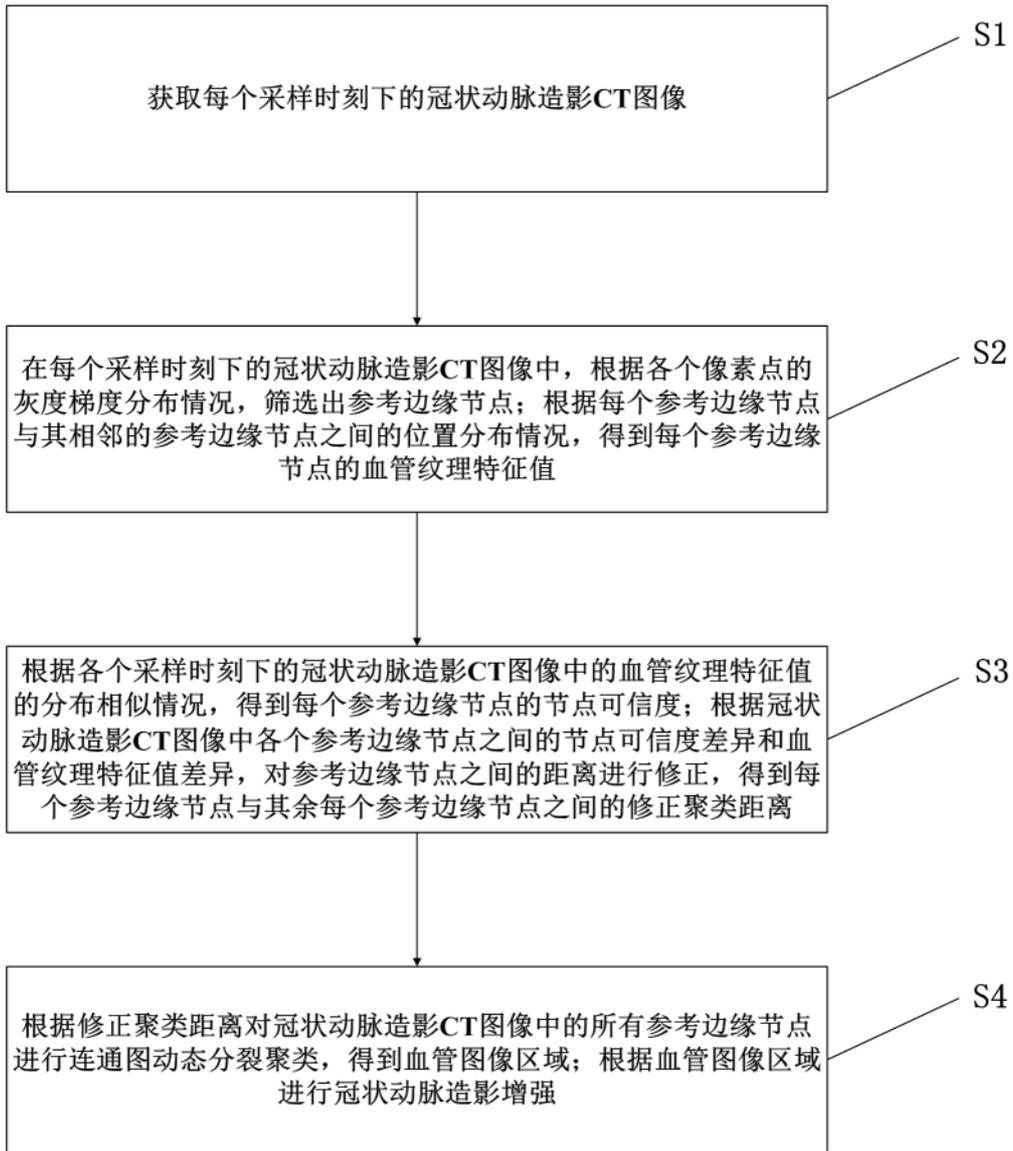


图 1