



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 112669449 A  
(43) 申请公布日 2021.04.16

(21) 申请号 202011633284.X

(22) 申请日 2020.12.31

(71) 申请人 浙江理工大学

地址 310018 浙江省杭州市经济技术开发  
区白杨街道2号大街928号

(72) 发明人 童基均 李越 朱明伟 夏张涛  
许昊

(74) 专利代理机构 杭州天勤知识产权代理有限  
公司 33224

代理人 米志鹏

(51) Int. Cl.

G06T 17/00 (2006.01)

G06T 7/10 (2017.01)

G16H 30/00 (2018.01)

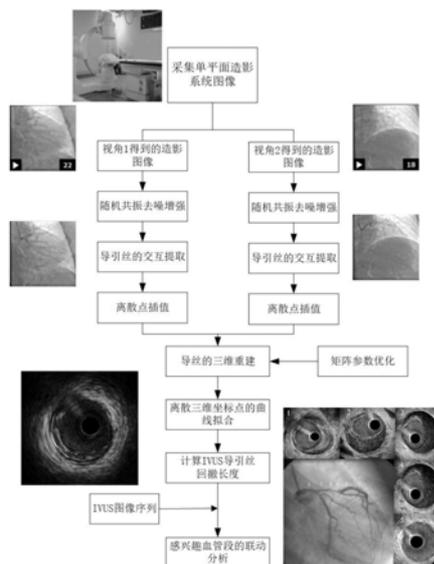
权利要求书2页 说明书5页 附图3页

(54) 发明名称

基于3D重建技术的CAG和IVUS精准联动分析方法及系统

(57) 摘要

本发明公开一种基于3D重建技术的CAG和IVUS精准联动分析方法及系统,包括:在两个不同造影视角下的造影图像序列中,分别选择IVUS导引丝轨迹清晰的单张造影图像,并进行图像预处理;对预处理后的单张造影图像中的IVUS导引丝进行交互式分割提取,分别从两张图像中提取出IVUS导引丝的二维轨迹坐标;对提取的两组二维轨迹坐标,作离散点插值,得到相同数量的离散点后进行三维重建;对三维重建得到的坐标点进行曲线拟合,计算IVUS导引丝回撤的轨迹长度,建立导引丝长度和IVUS序列之间的映射关系,实现造影图像和血管内超声图像之间的联动分析。本发明通过结合CAG和IVUS的优点,精准地实现心两种图像序列及其纵截面三者之间的联动分析,提高相关疾病的诊断效率。



1. 一种基于3D重建技术的CAG和IVUS精准联动分析方法,其特征在于,包括步骤:

1) 在两个不同造影视角下的造影图像序列中,分别选择IVUS导引丝轨迹清晰的单张造影图像,并进行图像预处理;

2) 对预处理后的单张造影图像中的IVUS导引丝进行交互式分割提取,分别从两张图像中提取出IVUS导引丝的二维轨迹坐标;

3) 对提取的两组二维轨迹坐标,作离散点插值,得到相同数量的离散点后进行三维重建;

4) 对三维重建得到的坐标点进行曲线拟合,计算IVUS导引丝回撤的轨迹长度,建立导引丝长度和IVUS序列之间的映射关系,实现造影图像和血管内超声图像之间的联动分析。

2. 根据权利要求1所述的基于3D重建技术的CAG和IVUS精准联动分析方法,其特征在于,所述步骤1)的图像预处理方法为:基于随机共振的图像去噪与增强。

3. 根据权利要求1所述的基于3D重建技术的CAG和IVUS精准联动分析方法,其特征在于,分割造影图像中IVUS导引丝的步骤包括:选取种子点、生成路径和触发分割结束事件;

在种子点选取位置效果不佳时可以撤销上一个种子点,重新生成新的种子点。

4. 根据权利要求3所述的基于3D重建技术的CAG和IVUS精准联动分析方法,其特征在于,所述步骤2)中采用智能剪刀算法对图像进行交互式分割提取:将图像看作一张加权有向图,图像中的每一个像素点都是有向图中的一个节点,其确定边权重的表示式为:

$$l(p, q) = w_C g f_C(q) + w_S g f_S(q) + w_G g f_G(q) + w_{Gpq} g f_{Gpq}(p, q) + w_H g f_H(q)$$

其中, $p$ 是图中的像素点, $q$ 是其邻接像素点, $l(p, q)$ 是像素点 $p$ 和像素点 $q$ 所连接边的边权重, $w_C, w_S, w_G, w_{Gpq}$ 和 $w_H$ 分别是权重系数, $f_C(q), f_S(q), f_G(q), f_{Gpq}(p, q)$ 和 $f_H(q)$ 分别是基于不同图像特征的图像特征值成本函数。

5. 根据权利要求3所述的基于3D重建技术的CAG和IVUS精准联动分析方法,其特征在于,根据所述的种子点,采用Dijkstra寻路算法生成路径。

6. 根据权利要求1所述的基于3D重建技术的CAG和IVUS精准联动分析方法,其特征在于,所述步骤3)进行三维重建时,采用阻尼最小二乘Levenberg-Marquard算法优化系统矩阵。

7. 根据权利要求1所述的基于3D重建技术的CAG和IVUS精准联动分析方法,其特征在于,进行联动分析确定两种图像之间的对应关系是通过IVUS当前序列和反投影在造影图像上相关点移动的距离之间的映射关系决定的,其计算距有三种计方式,如下所示:

$$\text{距离}(mm) = \frac{\text{IVUS当前帧}}{\text{IVUS总帧数}} \times \text{导引丝总长度}(mm)$$

$$\text{距离}(mm) = \frac{\text{IVUS总帧数}}{\text{IVUS帧速率}} \times \text{IVUS回撤速率}$$

$$\text{距离}(mm) = \text{回撤时间} \times \text{IVUS回撤速率}$$

根据距离计算公式即可确定造影图像中IVUS导引丝上每一个点所对应的IVUS序列帧,当感兴趣观测点在造影图像上移动时,其对应位置的IVUS序列帧及其所在的纵截面也会发生移动;当IVUS序列帧发生变化时,其对应的造影图像上的对应点也会随之发生变化。

8. 根据权利要求1所述的基于3D重建技术的CAG和IVUS精准联动分析系统,其特征在于,包括:

存储器,存储计算机相关可执行指令、计算机相关程序以及联动分析过程中所需要的各类数据;

处理器,根据所述存储器内的数据,执行如权利要求1-7任一项中所述的CAG和IVUS精准联动分析方法。

## 基于3D重建技术的CAG和IVUS精准联动分析方法及系统

### 技术领域

[0001] 本发明涉及医学图像处理领域以及医疗设备领域,具体涉及一种基于3D重建技术的CAG和IVUS精准联动分析方法及系统。

### 背景技术

[0002] 心血管相关疾病已成为危害人体健康和居民死亡的主要原因。随着人口老龄化程度加深,我国心血管疾病的患病率也逐年攀升。在心血管病变初期检测出冠状动脉是否发生粥样硬化或者狭窄等冠脉病变对于冠心病的早期治疗以及干预控制具有重大意义。

[0003] 目前冠心病早期诊断方式主要有两种:冠状动脉造影(Coronary angiography, CAG)和血管内超声(Intravascular Ultrasound, IVUS)。其中,冠状动脉造影能较明确地揭示冠状动脉的解剖畸形及其阻塞性病变的位置、程度与范围,是目前唯一能直接观察冠状动脉形态的论断方法,被誉为“金标准”。

[0004] 然而在临床实际应用中,由于造影剂充盈和投照角度的影响,冠状动脉造影通常不能对开口或分叉部位的病变做出正确判断,并且对于一些临界病变没有办法做出诊断。这种情况下使用血管内超声IVUS进行辅助检查,IVUS不受投照位置的影响,成像过程中IVUS导管可以分别送到不同的分支血管,不仅可以观察管腔的形态,还可以观察管壁的结构或病变,准确地判断病变累积的程度和范围,检出不稳定性斑块,自发夹层和壁内血肿等。然而IVUS在成像后虽可以通过序列帧能检测出横截面的病变情况,有利于对病情做出较为准确的判断,却无法知晓病变的空间位置信息,因此对于诊断后的介入治疗仍然需要冠状动脉造影进行辅助。

[0005] 现有技术中,有将心血管图像(CAG)和心血管内超声图像(IVUS)融合起来进行冠状动脉三维重建的相关研究,如公布号为CN107392994A的中国专利文献公开的冠脉血管的三维重建方法、装置、设备及存储介质,包括:对冠状动脉造影(CAG)图像进行预处理、血管边缘轮廓与二维导引丝的提取,对血管内超声图像(IVUS)进行内外膜分割;将分别位于第一造影平面、第二造影平面的CAG图像中的二维导引丝平移至同一起点,构建垂直相交曲面,将交线设置为三维导引丝;在三维导引丝上将每帧IVUS图像等间隔排列、并旋转至与相应位置的切矢量垂直;在切矢量垂直平面旋转IVUS图像,并反投影于CAG图像,根据反投影和血管边缘轮廓到三维导引丝的距离,确定最佳定向角度,最后重建血管表面。

[0006] 但是现有的相关研究基本采用的方法是利用血管中心线来代替IVUS导引丝。由于心脏跳动的影响,采集到的造影图像中的血管也会跟着运动,而IVUS导引丝属于刚性结构,其在血管中的轨迹与血管中心线并不重合,即血管中心线并不能代表IVUS导引丝的轨迹。所以为了提高两种图像的融合质量,需要尽可能地还原IVUS图像成像所需的超声换能器的回撤轨迹。超声换能器是沿着IVUS导引丝进行回撤的,所以在进行三维重建操作时,还原IVUS导引丝的轨迹可以提高两个图像融合的准确度,进而辅助临床诊断。

## 发明内容

[0007] 本发明提供一种基于3D重建技术的心血管图像(CAG)和心血管内超声图像(IVUS)精准联动分析方法及系统,能够结合两种不同的图像对于诊断的优点,快速准确地得到血管病变情况并进行精准定位和病情评估,整个操作流程只需操作者少量干预即可完成。

[0008] 为实现上述发明目的,采用如下技术方案:

[0009] 一种基于3D重建技术的CAG和IVUS精准联动分析方法,包括步骤:

[0010] 1) 在两个不同造影视角下的造影图像序列中,分别选择IVUS导引丝轨迹清晰的单张造影图像,并进行图像预处理;

[0011] 2) 对预处理后的单张造影图像中的IVUS导引丝进行交互式分割提取,分别从两张图像中提取出IVUS导引丝的二维轨迹坐标;

[0012] 3) 对提取的两组二维轨迹坐标,作离散点插值,得到相同数量的离散点后进行三维重建;

[0013] 4) 对三维重建得到的坐标点进行曲线拟合,计算IVUS导引丝回撤的轨迹长度,建立导引丝长度和IVUS序列之间的映射关系,实现造影图像和血管内超声图像之间的联动分析。

[0014] 作为优选的,所述步骤1)的图像预处理方法为:基于随机共振的图像去噪与增强。

[0015] 作为优选的,分割造影图像中IVUS导引丝的步骤包括:选取种子点、生成路径和触发分割结束事件;在分割造影图像中导引丝的相关操作过程中,在种子点选取位置效果不佳时可以撤销上一个种子点,重新生成新的种子点,通过点击生成新的导引丝轨迹,以保证整体分割导引丝的效果。

[0016] 本发明中,分割造影图像中IVUS导引丝的相关操作优选全由操作者操作鼠标完成,设定种子点,移动鼠标,生成路径,触发分割结束事件等。不同的事件由鼠标移动、左键、右键单击或者双击等进行区分。在另一优选的实施方式中,分割造影图像中IVUS导引丝的相关操作也可以通过半自动或全自动实现。

[0017] 作为优选的,所述步骤2)中采用基于图论的智能算法对图像进行交互式分割提取,对在交互式分割中常用的智能剪刀算法中的成本函数进行了改进,选取了不同的图像特征构建成本函数:将图像看作一张加权有向图,图像中的每一个像素点都是有向图中的一个节点,其确定边权重的表示式为:

$$l(p, q) = w_c g f_c(q) + w_s g f_s(q) + w_g g f_g(q) + w_{G_{pq}} g f_{G_{pq}}(p, q) + w_H g f_H(q)$$

[0019] 其中, $p$ 是图中的像素点, $q$ 是其邻接像素点, $l(p, q)$ 是像素点 $p$ 和像素点 $q$ 所连接边的边权重, $w_c, w_s, w_g, w_{G_{pq}}$ 和 $w_H$ 分别是权重系数, $f_c(q), f_s(q), f_g(q), f_{G_{pq}}(p, q)$ 和 $f_H(q)$ 分别是基于不同图像特征的图像特征值成本函数。

[0020] 本发明中,为了提高寻找图像中最小成本路径的速度,作为优选的,根据所述的种子点,采用Dijkstra寻路算法生成路径。

[0021] 作为优选的,所述步骤3)进行三维重建时,采用阻尼最小二乘Levenberg-Marquard算法优化系统矩阵。该方法在解决非线性最小二乘问题出现局部收敛的问题时通过借鉴信赖域方法,得到具有全局收敛性的结果。另外,同时采用信赖域方法来确保优化结果不会陷入局部最优,保证三维重建的精度。

[0022] 作为优选的,进行联动分析确定两种图像之间的对应关系是通过IVUS当前序列和

反投影在造影图像上相关点移动的距离之间的映射关系决定的,其计算距有三种计方式,如下所示:

$$[0023] \quad \text{距离}(mm) = \frac{IVUS\text{当前帧}}{IVUS\text{总帧数}} \times \text{导引丝总长度}(mm)$$

$$[0024] \quad \text{距离}(mm) = \frac{IVUS\text{总帧数}}{IVUS\text{帧速率}} \times IVUS\text{回撤速率}$$

$$[0025] \quad \text{距离}(mm) = \text{回撤时间} \times IVUS\text{回撤速率}$$

[0026] 根据距离计算公式即可确定造影图像中IVUS导引丝上每一个点所对应的IVUS序列帧,当感兴趣观测点在造影图像上移动时,其对应位置的IVUS序列帧也会发生移动;当IVUS序列帧发生变化时,其对应的造影图像上的对应点也会随之发生变化。即造影图像中IVUS导引丝上的观测点、IVUS序列帧、IVUS纵截面的对应位置,三者中的任意一个发生变化,另外两者也会相应发生变化。

[0027] 本发明的联动分析不仅仅是心血管造影图像和心血管内超声图像这两者之间的对应联动分析操作,还可以进行心血管内超声图像纵截面和这两者之间的联动分析操作,其心血管内超声图像纵截面可从相关心血管内超声图像成像仪器中读取出来,共同完成联动分析,辅助相关疾病的诊断,快速精确定位疾病位置。

[0028] 本发明中还提供一种基于3D重建技术的CAG和IVUS精准联动分析系统,包括:

[0029] 存储器,存储计算机相关可执行指令、计算机相关程序以及联动分析过程中所需要的各类数据;

[0030] 处理器,根据所述存储器内的数据,按照步骤执行上述的CAG和IVUS精准联动分析方法。

[0031] 本发明中,系统在导入心血管内超声图像进行联动分析时,全部操作由鼠标完成,可以实现心血管造影图像和心血管内超声图像序列及其纵截面三者的联动分析,鼠标操作其中一个对象时,对应的另外两种图像也会同时发生变化,定位一个观测点,三类图像的信息都能对应显示出来。

[0032] 与现有技术相比,本发明的有益效果为:

[0033] 本发明的精准联动分析系统可以有效结合心血管造影图像和心血管内超声图像的优点,通过直接还原用于IVUS图像成像的超声换能器的运动轨迹,使用改良的智能剪刀算法进行交互式分割直接提取造影图像中的IVUS导引丝轨迹,而不是使用血管中心线或者生成血管中的曲线来对IVUS导引丝轨迹进行替代,改良之后的智能剪刀算法分割速度更快,且曲线边缘更加光顺锯齿更少。在进行三维重建中目标函数的求解时,采用信赖域方法,在迭代过程中根据实际下降量与预测下降量的比值对参数不断更新,使其具有全局收敛性,进而重建出三维的IVUS导引丝,最后依据导引丝长度和IVUS序列之间的映射关系,可精准地实现心血管造影图像和心血管内超声图像序列及其纵截面三者之间的联动分析,交互便捷,极大提高相关疾病的诊断效率。

## 附图说明

[0034] 图1为本发明实施例中基于3D重建技术的心血管图像(CAG)和心血管内超声图像(IVUS)精准联动分析原理示意图;

- [0035] 图2为本发明实施例中联动分析的技术路线流程图；  
 [0036] 图3为本发明实施例中操作造影图像的分割操作示意图；  
 [0037] 图4为本发明实施例中三维重建模块的原理图。

### 具体实施方式

[0038] 在下面的描述中阐述了很多具体细节以便于充分理解本发明,但是,本发明还可以采用其他不同于在此描述的方式来实施,因此,本发明并不限于下面公开的具体实施例的限制。

[0039] 参见图1至图4,本实施例中基于3D重建技术的CAG和IVUS精准联动分析方法的具体实现步骤如下:

[0040] 1) 导入两个不同造影视角下的单平面造影系统产生的心血管造影图像序列,分别选择其中IVUS导引丝轨迹清晰的单张造影图像,如图2所示。

[0041] 2) 进行图像的预处理操作,对造影图像进行随机共振去噪增强等操作,降低图像中的噪声,使得图像的兴趣部分更易于分割处理,如图2所示。

[0042] 3) 操作鼠标对图像中的IVUS导引丝轨迹进行交互式提取,分别提取出IVUS导引丝的二维轨迹坐标,如图2所示。沿着造影图像中导引丝轨迹的边缘部分,鼠标左键单击一个种子点,种子点会显示在图像上一个蓝色的点,然后移动鼠标,鼠标移动的路径会自动贴合在IVUS导引丝轨迹上,生成一条绿色的线,直至到完成整个导引丝轨迹的分割操作,如图3所示。

[0043] 4) 对于提取出的两组IVUS导引丝轨迹的坐标点,分别作离散点插值操作,插值成同样数量的离散点,如图2所示。

[0044] 5) 基于操作步骤4)得到的两组二维的坐标点,进行坐标点的三维重建。三维重建方法采用二维坐标点作为立体匹配和三维重建的基元,需要逐点进行匹配、重建。同时还需要进行系统的几何变换矩阵的参数优化操作。

[0045] 6) 对于操作步骤5)得到的三维坐标点,进行曲线拟合操作,使用计算机图形学中的B样条拟合方法拟合计算出整个IVUS导引丝回撤的路线长度,如图2所示。

[0046] 7) 根据操作步骤6)得出的回撤路径长度,导入相对应的IVUS图像序列,基于回撤路径总长度和IVUS序列之间的对应关系,实现造影图像(CAG)、血管内超声图像(IVUS)序列以及血管内超声图像(IVUS)纵截面三者之间的联动分析。得到预期的效果之后,退出系统。

[0047] 本实施例中,操作鼠标进行交互式分割操作的过程采用的是一种基于图论的智能算法,该算法对原始的智能剪刀算法中的成本函数进行了改进,新的成本函数由一系列新的图像特征值函数构建而成,最大限度地放大了边缘部分和非边缘部分之间的成本值差异,将图像看作一张加权有向图对图像上面每个像素点和其邻接像素点所构成的边设置权重,其表达式如下:

$$[0048] \quad l(p, q) = w_c g f_c(q) + w_s g f_s(q) + w_g g f_g(q) + w_{Gpq} g f_{Gpq}(p, q) + w_H g f_H(q)$$

[0049] 其中, $p$ 是图中的像素点, $q$ 是其邻接像素点, $l(p, q)$ 是像素点 $p$ 和像素点 $q$ 所连接边的边权重, $w_c, w_s, w_g, w_{Gpq}$ 和 $w_H$ 分别是权重系数, $f_c(q), f_s(q), f_g(q), f_{Gpq}(p, q)$ 和 $f_H(q)$ 分别是像素点 $q$ 基于Canny算子的图像特征值成本函数,像素点 $q$ 基于Schar算子的图像特征成本函数,像素点 $q$ 的梯度幅度值,像素点 $p$ 和像素点 $q$ 的梯度变换调整函数以及像素点 $q$ 的直

方图调整函数。

[0050] 如图3所示,通过计算图像上面每一个像素点和其周围像素点的各个权重值,可以确定整张加权有向图。用户通过鼠标操作设定的每一个种子点都是这张加权有向图中的点,利用最短路径的算法可以求取用户设定的种子点之间的最短路径。只要种子点的设定合理,求取的最短路径就是拥有最小成本的一条路径,即待分割的IVUS导引丝的回撤轨迹路径。

[0051] 此外,本实施例为了加快最短路径计算的速率,采用了一种快速Dijkstra寻路算法,能够使得鼠标在移动的时候快速寻找到满足最小成本的路径,作为IVUS导引丝的回撤轨迹路径。

[0052] 本实施例中,为了获得同一心动时刻的图像,使用ECG心电门控的方法采集数据。

[0053] 本实施例中,为了进行三维重建,需要获取造影设备的成像参数,包括发射源到像增强器之间的距离、发射源到目标的距离、视场、辐射放大率、像素宽度、左右角、前后角等。

[0054] 本实施例中,进行三维重建时,为保证三维重建中两个视角下点和点的对应,将对两个不同视角下交互提取得到的两组离散坐标点通过B样条插值的方法凑成同样数量的离散点,进而根据旋转矩阵求得待优化的目标函数,对目标函数进行求解。

[0055] 目标函数属于一个非线性最小二乘问题,本实施例采用阻尼最小二乘Levenberg-Marquardt法对其进行优化求解,并通过信赖域方法解决了其可能出现的局部收敛等问题,在迭代过程中根据实际下降量与预测下降量的比值对参数不断更新,使其具有全局收敛性,不会陷入局部最优,结果更加稳健,这是保证三维重建精度的关键。

[0056] 本实施例中,所有步骤中所需的各类参数及信息均可以心血管造影图像(CAG)和心血管内超声图像(IVUS)对应的DICOM序列中的Tag信息中获取到。

[0057] 在另一个实施例中,基于3D重建技术的心血管造影图像(CAG)和心血管内超声图像(IVUS)精准联动分析系统,包括:

[0058] 存储器,存储计算机相关可执行指令、计算机相关程序以及联动分析过程中所需要的各类数据;

[0059] 处理器,能够与存储器结合在一起使用,并能够运行系统程序,执行相关运算指令,按步骤完成上述的CAG和IVUS精准联动分析方法;

[0060] 输入输出设备,满足和用户的交互需要,包括鼠标、显示器或其他触摸式输入设备等。

[0061] 以上所述仅为本发明的较佳实施举例,并不用于限制本发明,凡在本发明精神和原则之内,所作的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

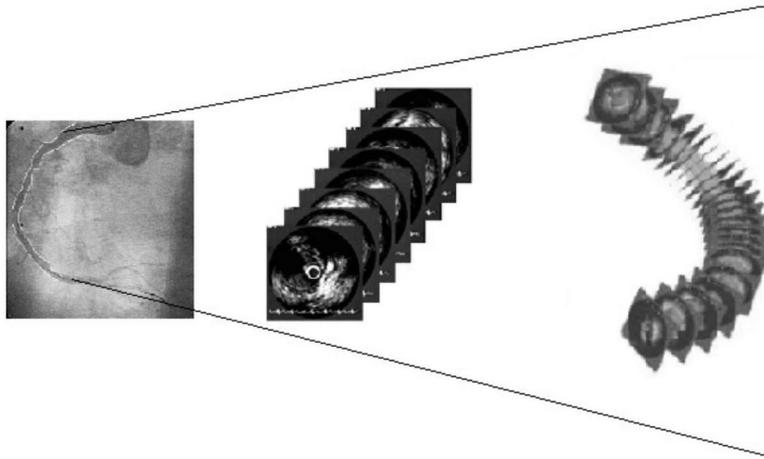


图1

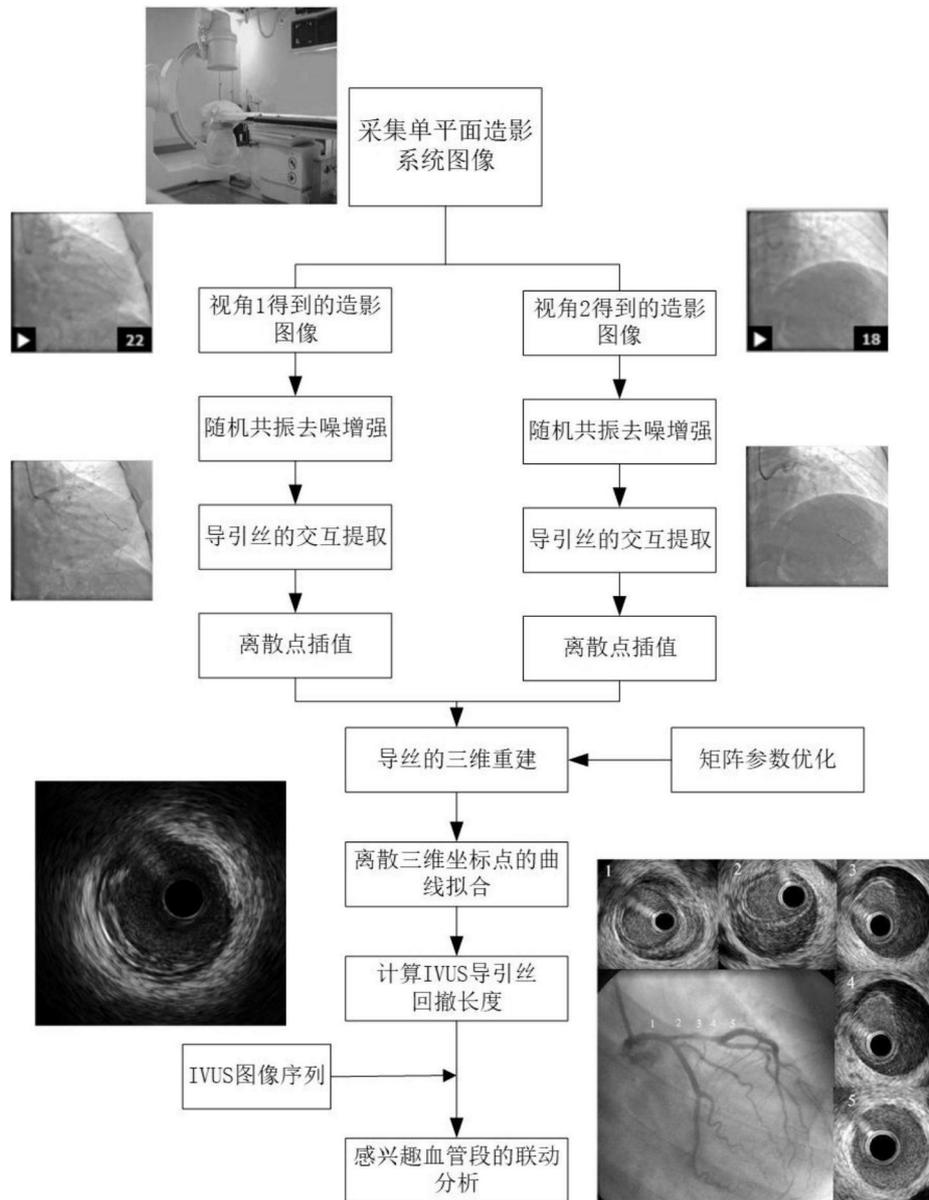


图2

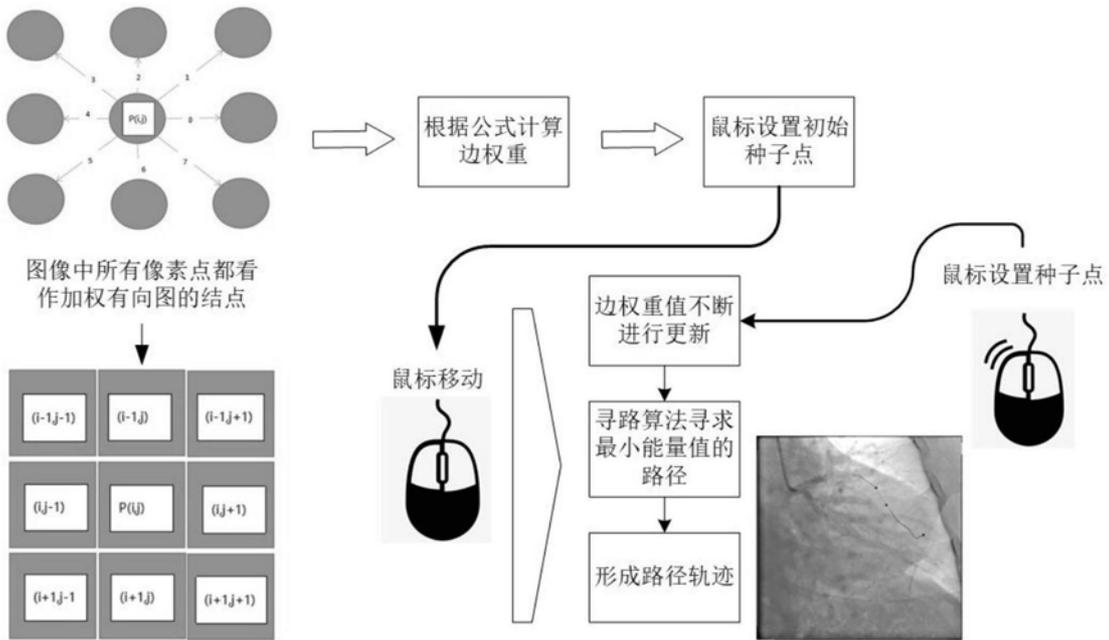


图3

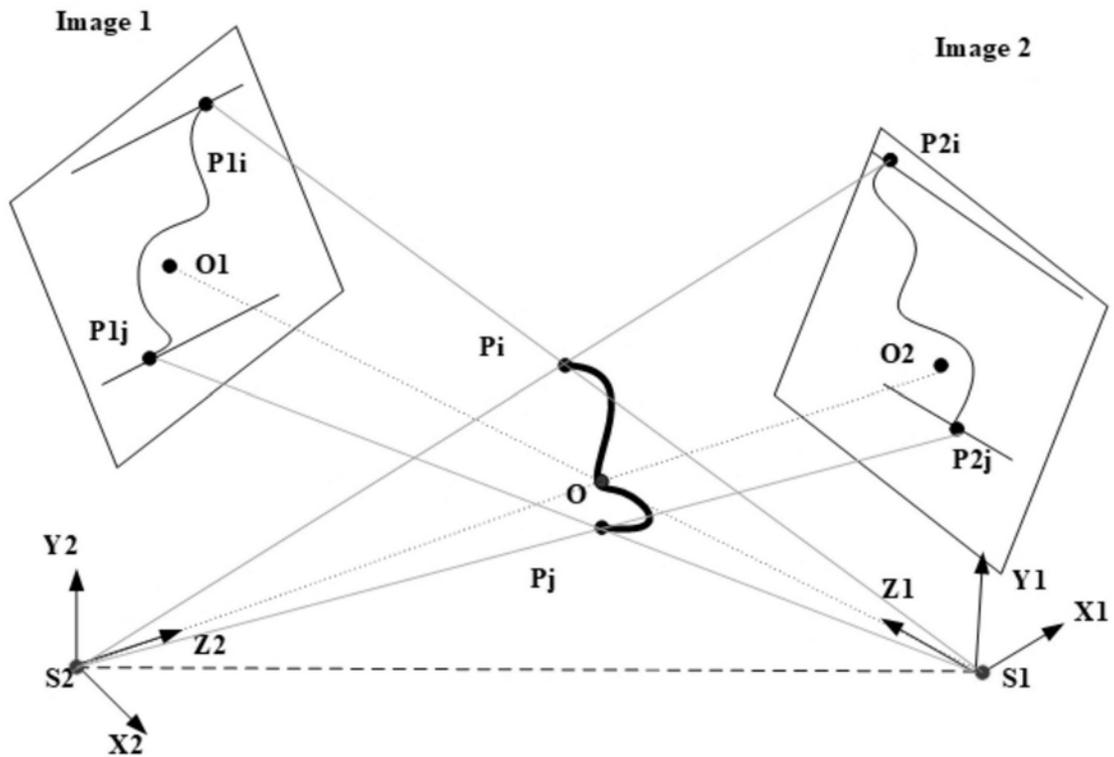


图4