

DOI: 10.13382/j.jemi.B2003730

改进的基于特征融合 MOSSE 冠脉目标追踪算法^{*}

王 霞 王光磊 李 艳 王洪瑞
(河北大学 电子信息工程学院 保定 071002)

摘 要:CT 血管造影(computed tomography angiography, CTA)作为一种无创、检测精确较高的辅助诊断方法,尚急需能有效消除冠脉目标附近干扰噪声并寻求可全自动快速准确追踪目标的新算法以大幅减轻医生阅片压力、辅助其进行可靠诊断与治疗。提出了一种特征融合的误差最小平方和(minimum output sum of squared error, MOSSE)冠脉目标追踪新算法,通过提取冠脉血管多个特征,将其融合加入现有的 MOSSE 追踪方法,实现全自动准确快速追踪冠脉目标。使用河北大学附属医院 9 位患者(5 男 4 女,均龄 65 岁,其中 6 位有冠心病史)的 CTA 数据进行了算法验证,并与文献已报道基于中心线提取和基于区域生长的现有冠脉目标提取算法进行了处理结果对比分析。结果表明,新算法处理追踪一例患者切片数据仅需耗时 0.02 s,多个病例的平均准确度达 94.30%,性能优于上述现有冠脉目标提取算法,能实现全自动准确高效追踪到形态变化剧烈的冠脉目标,可为冠心病的临床诊治起到更为高效的辅助作用。

关键词:特征融合;MOSSE;冠脉目标;目标追踪;CT 血管造影

中图分类号: TN20 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 310.61

Improved MOSSE coronary target tracking algorithm based on feature fusion

Wang Xia Wang Guanglei Li Yan Wang Hongrui
(College of Electronic and Information Engineering, Hebei University, Baoding 071002, China)

Abstract:Computed tomography angiography(CTA), as a non-invasive detection with higher accuracy auxiliary diagnostic method, now is urgently needed to effectively eliminate the interference noise near the coronary artery target and to find a new algorithm that can fully automatic, fast and accurate tracking the target, so as to greatly reduce the pressure on doctors to read the film and assist them in reliable diagnosis and treatment. A new minimum output sum of squared error (MOSSE) algorithm was proposed to achieve automatic accurate and fast tracking of coronary targets by extracting multiple features of coronary arteries and incorporating them into the existing MOSSE tracking method. CTA data from 9 patients (5 males and 4 females, average age 65, 6 with atherosclerosis) in Affiliated Hospital of Hebei University were used to verify the algorithm, and the results were compared with existing coronary target extraction algorithms based on centerline and regional growth. Results show that the new algorithm processing track patient frame data only takes 0.02 s, the average accuracy of multiple cases was 94.30%, and the performance is better than the existing coronary target extraction algorithm, it realizes automatic accurate efficient tracking to form severe coronary target change, and provides more efficient assistance to the clinical diagnosis and treatment of coronary heart disease (CHD).

Keywords:feature-fusion; MOSSE; coronary artery; target tracking; CTA

0 引 言

近几年我国心血管疾病(cardiovascular disease,

CVD)患病人数持续上升,CVD 危险因素个体暴露显著,死亡率位居首位^[1]。现在运用较为广泛和成熟的是 CT 血管造影(computed tomographic angiography, CTA)技术,不仅可以判断冠脉狭窄程度,冠脉畸形及后天变异情况,

并且可以准确地给予冠脉介入手术术前指导以及判定术后疗效情况,大幅度地提高了临床时效性,为患者及时选择适宜的治疗方法^[2]。但是现有的 CTA 技术受冠脉目标附近噪声严重干扰,使之难以发挥效用;且因 CT 成像方式导致血管拓扑结构变化剧烈难以准确追踪;此两个问题使冠脉目标自动追踪技术难以高效实施、不能快速满足辅助医生进行精准直观诊断要求。因此,根据患者 CTA 图像序列快速准确提取患者冠脉目标,辅助医生进行诊断治疗就显得尤为重要。

为了准确高效地提取出冠脉目标,一系列的冠脉目标提取方法被提出。Sukanya 等^[3]提出的基于区域生长的改进血管增强函数的冠脉分割方法,该方法需要先找出冠脉在升主动脉进行分叉的两个口的位置才能进行种子点的确定,再使用区域生长方法将冠脉目标分割出来,十分依赖于冠脉目标与升主动脉连接的突起位置,具有一定局限性;文献[4-5]提出的基于 snake 模型分割冠脉目标,其使用阈值法分割升主动脉易受到周围灰度值相近噪声的干扰;王瑞琛等^[6]提出的基于三维体素的冠脉分割方法是一种半自动分割方法,尚难达到理想分割效果。

由上述提到的冠脉目标追踪过程中存在的问题可知,准确高效提取出冠脉目标进行辅助诊断需要解决的是半自动以及目标准确识别^[7]的问题。因此,本文提出了一种基于特征融合的误差最小平方和(minimum output sum of squared error, MOSSE)追踪算法,该方法通过冠脉血管特征融合自动确定追踪目标,实现冠脉目标的全自动追踪;在使用 MOSSE 方法追踪过程中再通过特征融合的方法实现冠脉目标重定位,以实现冠脉目标的快速准确追踪。本文方法不仅保持了传统 MOSSE 方法的追踪效率,同时也解决了其需要人机交互确定待追踪目标、追踪目标单一、无法追踪形态变化剧烈目标的问题,能够减轻医生阅片压力,辅助医生进行诊断治疗。

1 改进的 MOSSE 追踪算法

本文算法主要包括 3 个部分:1)通过图像预处理提取感兴趣区域;2)利用血管特征融合改进 MOSSE 追踪算法,以快速准确地追踪冠脉目标;3)使用模糊 C 均值(fuzzy C-means, FCM)方法分割得到冠脉目标。

1.1 图像预处理

患者原始 CTA 图像中包含彩色文字标注以及大量的除心脏区域之外的其他组织器官的干扰,如图 1(a)所示。图 1(a)不仅包含了冠脉所在的心脏区域,也包含了标注信息、骨骼以及腹腔软组织部分,这些多余的信息极大地影响了冠脉目标的识别与追踪,所以在进行冠脉目标识别追踪之前需要进行预处理操作,去除掉无用的干

扰信息,以便于更准确地定位追踪冠脉目标。

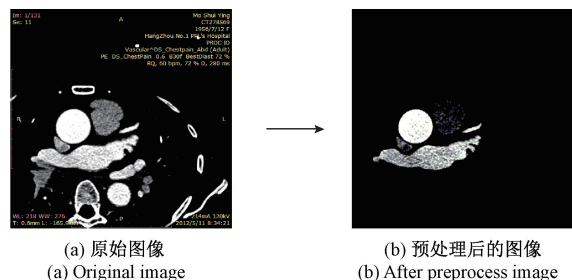


图 1 图像预处理效果

Fig. 1 Image preprocessing renderings

本文的预处理包含两部分内容:1)由于冠脉血管都位于心脏区域,包围着心脏为心脏供血,因此准确提取冠脉的第一步就是准确提取冠脉所在区域,降低其他组织器官的干扰,根据解剖学信息,本文使用了一种心脏区域分割技术^[8],利用心脏与腹腔其他器官的位置关系分割心脏区域,去除骨骼信息;2)设置合适的窗宽窗位,让感兴趣区域与其他部分的对比度更明显,再对图像进行阈值分割,去除掉大部分的组织器官、软组织区域。经过预处理后的效果如图 1(b)所示,经过两部分的预处理操作,数据图像去除了标注信息以及骨骼、腹腔组织等无用信息,实现了数据图像的净化,便于后续处理。

1.2 血管特征融合

1) 血管相似特征

本文采用 Frangi 滤波器^[9],根据图像局部结构特征对血管进行增强,滤波器可以很好地增强血管区域,血管相似函数如式(1)所示。

$$V(\sigma) = \begin{cases} 0, & \lambda_2 > 0 \\ \exp\left(-\frac{R_b^2}{2\beta^2}\right)\left(1 - \exp\left(-\frac{s^2}{2c^2}\right)\right), & \text{其他} \end{cases} \quad (1)$$

其中:

$$R_b = \frac{\lambda_1}{\lambda_2} \quad (2)$$

$$S = \|\mathbf{H}\|_F = \sqrt{\lambda_1^2 + \lambda_2^2} \quad (3)$$

式中: λ_1, λ_2 是图像 Hessian 矩阵的特征值,计算该特征值并使其满足 $|\lambda_1| < |\lambda_2|$ ^[10]; $V(\sigma)$ 是在尺度 σ 下进行血管增强的度量,尺度 σ 是血管相关结构的尺度信息,覆盖了血管宽度范围,当 σ 的大小与血管宽度最为相近时可以得到最好的增强效果。在本文实验过程中选取尺度组合为 $\{0.5, 1, 1.5, 2, 2.5, 3\}$,设定 σ 初始值为 0.5;通过计算 R_b 能够区分二维图像序列中类似块状的结构, S 是衡量血管结构相对明暗的度量,可以区分血管及心肌区域; β 和 c 是用来控制 R_b 与 S 灵敏度的参数。根据实验,本文中 β 设置为 0.5^[11]; c 的大小取决于图像的灰度尺度

范围, c 的值为某尺度下图像各点 Hessian 矩阵范数最大值的一半。

2) 血管几何特征

从几何角度来说, 血管区域与非血管区域之间、升主动脉与冠脉血管之间都有很大的不同^[12]。冠脉血管的横截面积以及轴向半径与非血管区域或者升主动脉之间都有所区别。因此, 可以在大小、形状、面积、周长等特征方面区分冠脉血管及非冠脉血管区域, 将预处理后的图像如图 2(a) 所示, 各部分分离出来得到的各部分区域图如图 2(b) 所示。其中区域 A 是升主动脉的截面区域; 区域 B 属于冠脉血管的一部分, 区域 C 是腹腔的软组织部分。

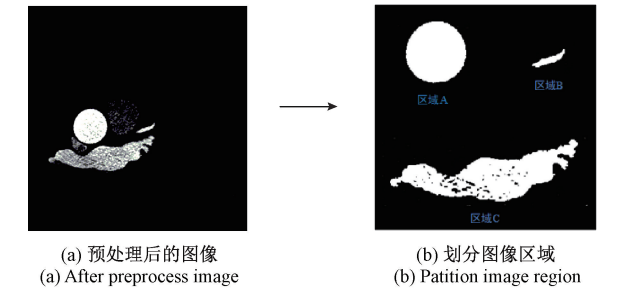


图 2 图像各区域提取

Fig. 2 Image region extraction

对图 2(b) 提取出来的各部分区域求解其周长 T_L 和面积特征 T_A , 得出结果数据如表 1 所示。区域 A 是升主动脉, 拥有心脏区域血管中最大的横截面面积; 区域 B 属于冠脉目标的一部分; 区域 C 是腹腔软组织部分, 拥有最大的面积和周长值。

表 1 图像各区域几何特征参数列表

Table 1 Geometric feature parameter list for each region of the image

提取的区域	T_A/cm^2	T_L/cm
A	0.421 8	196.84
B	0.161 4	13.16
C	1.046 2	333.20

分析表 1 的数据可知, 区域 A、B、C 面积周长之比分别为 0.002 1、0.012 3、0.003 1, 当区域属于冠脉的一部分时其面积周长比要明显大于不属于冠脉目标区域的比值, 因此, 引入冠脉血管几何特征 $T_{\text{几何特征}}$, 其计算方法如下所示:

$$T_{\text{几何特征}} = \frac{T_A}{T_L} \tag{4}$$

1.3 MOSSE 追踪方法

本文采用 Bolme 等^[13]提出来的基于相关滤波的

(MOSSE) 算法来进行目标追踪。它通过在视频或者图像序列的初始帧确定目标, 即可通过互相关建立稳定的相关滤波器进行目标追踪, 追踪方法如下所示:

$$g = f \otimes h \tag{5}$$

式中: g 为目标输出图像; f 为输入的待检测图像; h 为相关滤波器模板。由公式可知, 要想获得相对准确的输出, 那么只需要确定滤波器模板即可。但是由于在时域内求解响应图运算量巨大, 因此利用卷积操作将运算转移到频域, 用相应的大写字母表示进行傅里叶变换后的结果, 式(5)即变成:

$$G = F \cdot H^* \tag{6}$$

追踪的任务就是找到滤波器 H^* , 再根据滤波器模板确定下一张图像与上一张图像中的相关性最大的部分即为待确定目标区域, 则根据期望输出以及输入图像可以求得滤波器如下:

$$H^* = \frac{G}{F} \tag{7}$$

最小平方误差输出和 MOSSE 算法引入了最小二乘法求解最优化问题, 最小化卷积的实际输出与期望输出的平方误差之和, 从而求得滤波器模板, 其模板计算如下所示:

$$\min \sum_i |F_i \otimes H^* - G_i|^2 \tag{8}$$

要求得最小值即求得上式极值点所在位置, 通过求偏导为零, 即可求得极值点所在位置, 最终结果如下所示:

$$H^* = \frac{\sum_i G_i \cdot F_i^*}{\sum_i F_i \cdot F_i^*} \tag{9}$$

为了让滤波器具有较好的鲁棒性, 采取了式(10)~(12)更新策略。

$$H_i^* = \frac{A_i}{B_i} \tag{10}$$

$$A_i = \eta G_i \cdot F_i + (1 - \eta) A_{i-1} \tag{11}$$

$$B_i = \eta F_i \cdot F_i^* + (1 - \eta) B_{i-1} \tag{12}$$

式中: η 为学习效率, A_i 、 B_i 为当前切片的分子、分母, A_{i-1} 、 B_{i-1} 为上一切片的分子、分母, 选择合适的 η 因子, 使训练的滤波器更具鲁棒性, 防止过拟合现象。

使用传统的 MOSSE 追踪方法, 当目标位置发生剧烈偏移时会发生目标追踪失败, 如图 3 所示, 其中, 图 3(a) 表示使用传统 MOSSE 追踪方法在上一张切片还能追踪到冠脉目标, 而在下一张切片时追踪到的目标就不再是冠脉目标而是升主动脉的一部分如图 3(b) 所示, 因此只使用传统 MOSSE 追踪方法不能准确追踪到形态变化剧烈的冠脉目标。

针对上述问题, 本文将融合的血管相似特征以及血管几何特征加入到传统的 MOSSE 追踪方法中, 通过血管

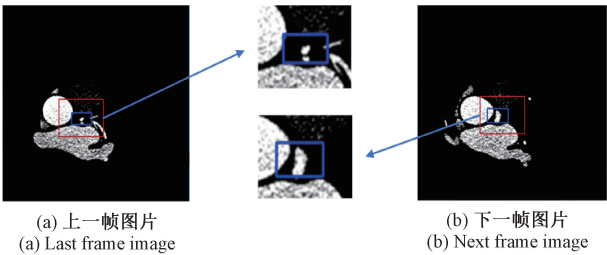


图 3 传统 MOSSE 追踪效果

Fig. 3 Traditional MOSSE tracking renderings

相似特征找到类似血管区域进行增强,抑制非血管区域,再根据得到的类似血管区域找到符合冠脉几何特征的区域,进行冠脉目标定位再追踪,以快速准确追踪到冠脉目标。血管特征融合方式如下:

$$T_{融合特征} = \{几何特征\} \cap \{相似特征\} = T_{几何特征} \cap V(\sigma) \tag{13}$$

本文通过冠脉血管特征融合实现图像序列首张切片冠脉目标的自动定位,解决传统 MOSSE 追踪方法需要人机交互的半自动问题,实现自动追踪冠脉目标;再利用融合的血管特征进行冠脉目标的重新定位,使随后的跟踪过程防止因为目标的个数或者形态发生剧烈变化导致追踪失败的问题,保证了冠脉目标的追踪精度。

改进后的 MOSSE 算法追踪效果如图 4 所示。其中图 4(a)表示的是追踪的上一张图片,图 4(b)表示下一张图片,由图 4 可知,原始图像中前后切片冠脉目标发生剧烈形变,而通过本文算法实现了当目标形态发生剧烈变化时冠脉目标的准确追踪,如图 4(b)所示。

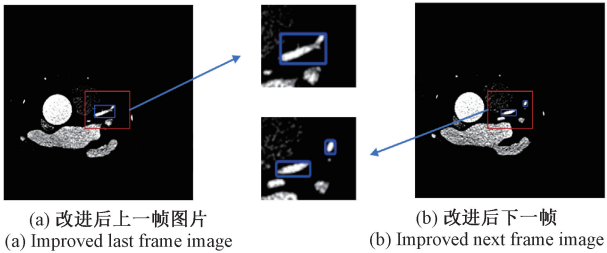


图 4 改进后 MOSSE 追踪效果

Fig. 4 Improved MOSSE tracking renderings

1.4 FCM 方法分割

对追踪到的目标区域使用 FCM 方法分割冠脉目标,其使用隶属度判断图像中每个数据与找寻到的聚类中心的隶属程度,通过优化目标函数值,实现图像分割。目标函数用 J_m 表示,其计算方法如下:

$$J_m = \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^C u_{ji}^m \|x_i - v_j\|^2 \tag{14}$$

其中,

$$u_{ji} = \frac{1}{\sum_{k=1}^C \left(\frac{\|x_i - v_j\|}{\|x_i - v_k\|} \right)^{\frac{2}{m-1}}} \tag{15}$$

$$v_j = \frac{\sum_{i=1}^N u_{ji}^m x_i}{\sum_{i=1}^N u_{ji}^m} \tag{16}$$

式中: x_i 是样本数据点的集合, i 的取值范围为 $1, 2, \dots, N$, N 为数据点总个数; u_{ji} 表示样本点 x_i 对第 j 类的隶属度; m 为模糊度指数,表示隶属度 u 的模糊程度; v_j 表示样本的聚类中心, j 的取值范围为 $1, 2, \dots, C$, C 是分割类数目;像素点 x_i 与分割类中心 v_j 的相似程度用欧氏距离表示即 $\|x_i - v_j\|^2$ 。

得到的分割结果如图 5 所示,通过 FCM 方法将追踪到的结果与其他区域区分开来,进而得到冠脉目标。

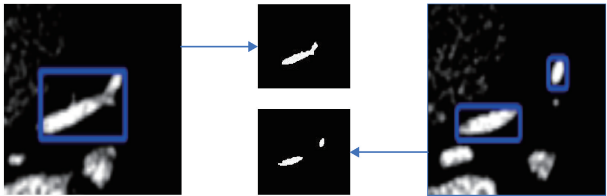


图 5 FCM 方法分割结果

Fig. 5 The segmentation result of FCM method

2 实验与结果分析

2.1 实验数据及环境

本文使用了河北大学附属医院的 9 位不同患者的 1 350 张 CTA 切片数据进行了实验,患者信息如表 2 所示。本文实验硬件环境为 Intel(R) Core(TM) i5-8500 CPU,主频 3.0 GHz,内存 8.0 GB。软件环境为 Window10 操作系统以及 MATLAB R2016a 开发平台。

表 2 九名患者的临床信息					
Table 2 Clinical information of nine patients					
患者信息	年龄	性别	血脂水平	吸烟史	冠心病史
患者 1	57	男	0.204 2	有	无
患者 2	63	男	0.389 6	有	有
患者 3	72	女	0.402 7	无	有
患者 4	65	男	0.410 2	有	有
患者 5	58	女	0.161 2	无	无
患者 6	66	男	0.312 6	无	有
患者 7	78	女	0.369 4	无	有
患者 8	56	女	0.203 0	有	无
患者 9	84	男	0.501 4	无	有

2.2 实验结果与对比分析

1) 实验结果

为了更直观的显示分割效果,本文从 9 名患者中任

选 3 名选择具有代表性的 CTA 图像用本文方法与改进前方法的分割结果进行对比,结果如图 6 所示。由图 6 可知,改进后的特征融合的 MOSSE 方法可以有效追踪形态变化剧烈的多个冠脉目标,解决传统 MOSSE 方法追踪目标单一、无法追踪形态变化剧烈目标的问题。

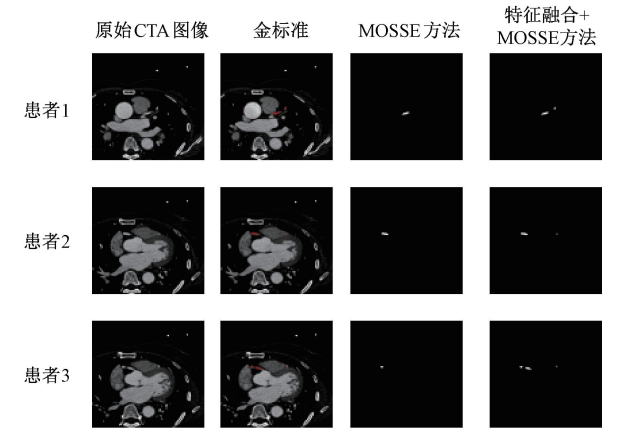


图 6 CTA 图像分割结果

Fig. 6 CTA image segmentation result

2) 对比分析

本文从以下两个方面入手评估本文算法对冠脉目标追踪的效果。一方面,从患者冠脉目标的追踪精度来看,分析患者图像序列单张切片中追踪到的冠脉目标的几何中心误差^[14]进行准确度分析,另一方面,记录传统的 MOSSE 追踪方法与改进后的特征融合的 MOSSE 追踪算

法在每张切片中消耗的时间进行对比,分析算法运行效率。实验数据是来自医院的 9 个真实病例,对每个病例的 CTA 图像序列都取 150 张切片图像,进行对比分析。

表 3 为患者 1 的几何中心误差数据,将本文特征融合的 MOSSE 追踪算法与传统的 MOSSE 追踪方法以及添加单个血管相似特征的 MOSSE 追踪方法对比,计算几何中心误差分析进而分析算法追踪的准确度。其中几何中心误差记为 d ,表示追踪中心与目标真实中心之间的欧氏距离,如下所示:

$$d = \sqrt{(x_c - x_t)^2 + (y_c - y_t)^2}$$

(17)

式中: x_c 、 x_t 、 y_c 、 y_t 分别表示追踪到的目标中心与真实中心的横纵坐标。

由表 3 可知,传统的 MOSSE 追踪方法因为无法追踪形态变化剧烈的目标,所以当冠脉目标发生形变时会导致追踪失败,所以其准确度只有 28.5%;加入血管相似特征以后精度略有提高,是因为血管相似特征会排除一些非血管组织的干扰,可以提高一定的准确度,但是只加入血管相似函数会导致一些软组织的边界无法去除干净,所以精度只有 42.1%,这些精度远远达不到医学诊断所需的精度值。本文提出的基于特征融合的追踪方法不仅可以解决传统 MOSSE 方法无法追踪形态变化剧烈目标的问题,还可以解决血管相似特征无法去除边界干扰的问题,能够很好地定位追踪到冠脉目标,追踪准确度高达 94.4%,具有明显优势。

表 3 患者 1 的几何中心误差分析
Table 3 Geometric center error analysis of patient 1

切片数	真实中心	追踪到的中心			误差 $d/\%$		
		MOSSE	MOSSE+相似特征	MOSSE+融合特征	MOSSE	MOSSE+相似特征	MOSSE+融合特征
1	(278,278)	(275,278)	(274,276)	(276,280)	3.0	4.5	2.8
20	(300,245)	(213,229)	(301,236)	(303,246)	88.5	9.1	3.2
40	(305,230)	(221,198)	(236,195)	(315,233)	89.9	77.4	10.4
60	(133,222)	(200,166)	(188,188)	(138,220)	87.3	64.7	5.4
80	(150,224)	(176,143)	(204,185)	(139,220)	85.1	66.6	11.7
100	(122,240)	(163,180)	(181,186)	(127,241)	72.7	80.0	5.1
120	(170,289)	(140,245)	(212,230)	(169,287)	53.3	72.4	2.2
140	(358,212)	(314,131)	(271,195)	(354,211)	92.2	88.6	4.1
准确度	-	-	-	-	28.5	42.1	94.4

将本文基于追踪的算法与基于中心线提取的方法^[15]以及基于区域生长的方法^[16]进行比较。其中,基于中心线的方法是先通过形态学操作进行腐蚀,最终只剩下骨线完成中心线的提取之后再行血管提取;基于区

域生长的方法关键在于种子点及生长、终止规则的确立,基于追踪的方法关键在于寻找相近层的连接关系进行目标追踪提取,将其优缺点及适用范围总结如表 4 所示。

表 4 不同方法对比
Table 4 Comparison of different methods

	优点	缺点	适用范围
基于中心线提取方法	提取准确度较高	时间开销大,准确易受图像质量影响	拓扑结构变化小,无模糊断裂的图像
基于区域生长的方法	思想简单;能将具有相同特征的联通区域分割出来。	空间和时间开销大;噪声和灰度不均易导致空洞和过分割	边界清晰,对比度明显的图像
本文基于追踪的方法	追踪速度快,追踪准确度较高	追踪目标单一	追踪连续的视频帧或者图像序列

上述3种方法得到的冠脉目标准确度对比如图7所示。

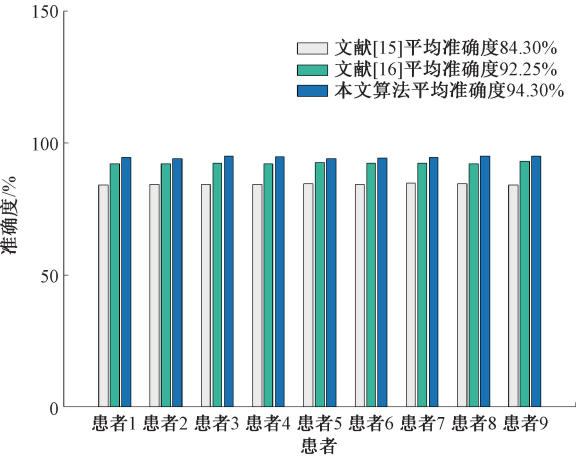


图7 本文算法与传统基于区域生长方法以及中心线提取方法准确度对比分析

Fig. 7 The accuracy of the algorithm compared with the traditional method based on regional growth and centerline extraction

由图7可知,与传统的提取中心线的准确度为84.30%以及基于区域生长的方法准确度为92.25%相比,本文算法平均准确度可达94.30%,由此可知通过血管特征融合可以不依赖于冠脉口的选择而进行目标的定位追踪,还可以有效排除腹腔其他组织的干扰,具有一定优势。

在实验过程中,同步记录了传统相关滤波 MOSSE 算法以及本文改进的特征融合的 MOSSE 追踪方法在每张切片中消耗的时间,随机选取病例图像中40~100张切片的耗时进行记录,对比结果如图8所示,图像序列在第40、60、80和100张切片时由于特征重定位消耗的时间成本较大,出现耗时峰,其他切片的运行效率与传统 MOSSE 追踪方法相近。本文改进的基于特征融合的 MOSSE 追踪方法在保证耗时少的前提下提高了目标追踪精度。

3 结 论

本文提出了一种基于特征融合的改进 MOSSE 追踪的方法。通过对冠脉血管的几何特征以及血管的相似特征进行融合,确定冠脉血管区域,能自动确定待追踪目标,解决了传统 MOSSE 追踪方法需要人机交互的确定追踪目标的问题,实现 MOSSE 追踪方法自动追踪目标。本文在使用传统 MOSSE 方法追踪目标的同时,又利用血管特征融合对冠脉目标进行重定位后再追踪,既保留了传统 MOSSE 追踪方法的高效性,同时也解决了其追踪目标

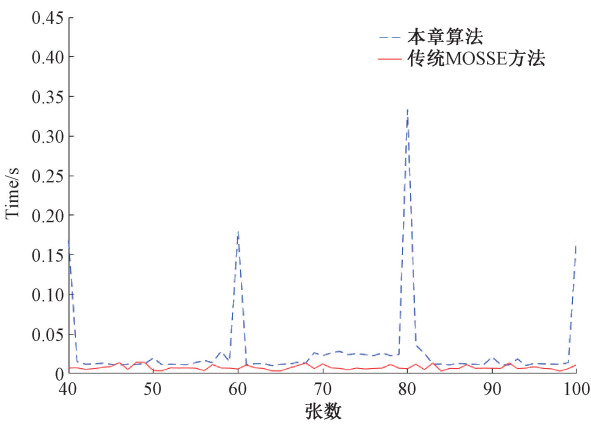


图8 本文与传统 MOSSE 追踪方法图像40~100张切片耗时对比

Fig. 8 Paper compares the 40~100 slices of image with the traditional MOSSE tracking method

单一、无法追踪形态变化剧烈目标的问题,实现了冠脉目标的自动、准确、快速追踪,可以有效地辅助医生进行疾病诊断,提高其效率,也为冠脉的物理建模和仿真打下基础。

参考文献

[1] 陈璐,秦明照,王宁. 老年人群心血管疾病的健康管理及预防[J]. 中华老年多器官疾病杂志,2018,17(12): 956-960.
CHEN L, QIN M ZH, WANG N. Health management and prevention of cardiovascular disease in the elderly [J]. Chinese Journal of Multiple Organ Diseases in the Elderly, 2018, 17(12): 956-960.

[2] 伊旭,刘沛国,韩燕,等. 冠状动脉 CTA 技术在诊断冠脉病变中的最新进展[J]. 中国医疗设备, 2018, 33(1): 116-119.
YI X, LIU P G, HAN Y, et al. Latest development of coronary artery CTA technique in diagnosis of coronary artery disease [J]. China Medical Devices, 2018, 33(1): 116-119.

[3] SUKANYA A, RAJESWARI R, MURUGAN K S. Region based coronary artery segmentation using modified Frangi's vesselness measure[J]. International Journal of Imaging Systems and Technology, 2020, 30 (3): 716-730.

[4] LI W, ZHAO C, WANG L. Automatic recognition and segmentation of coronary artery lumen based on snake model in CTA data [C]. 2017 IEEE 2nd Information Technology, Networking, Electronic and Automation Control Conference (ITNEC), 2017.

[5] 张梦璐,杨孝平. 基于改进活动窄带模型的冠状动脉 CT 血管造影图像分割[J]. 中国医学物理学杂志,

- 2017, 34(2): 170-174.
- ZHANG M L, YANG X P. Segmentation of CT angiographic images of the coronary artery based on an improved active narrow band model[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2017, 34(2): 170-174.
- [6] 王瑞琛, 陈方, 徐良鹏, 等. 基于三维冠状动脉 CTA 图像的半自动血管分割方法[J]. 北京生物医学工程, 2016, 35(6): 632-638.
- WANG R CH, CHEN F, XU L P, et al. Semi-automatic vessel segmentation of 3D medical images applied to coronary vessel segmentation [J]. Beijing Biomedical Engineering, 2016, 35(6): 632-638.
- [7] FEI X. Improved MOSSE tracking algorithm based on dimensional analysis [J]. Advances in Social Sciences, 2018.
- [8] WANG Y. Blood vessel segmentation and shape analysis for quantification of coronary artery stenosis in CT angiography [D]. London: City University London, 2011.
- [9] FRANGI A F, NIESSEN W J, VINSCKEN K L, et al. Multiscale vessel enhancement filtering [C]. International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, 1998.
- [10] BOLME D S, LUI Y M, DRAPER B A, et al. Simple real-time human detection using a single correlation filter[C]. Twelfth IEEE International Workshop on Performance Evaluation of Tracking and Surveillance (PETS-Winter), 2010.
- [11] 潘烁, 张煜, 王凯, 等. 基于血管增强分割的三维肺结节自动检测[J]. 计算机应用与软件, 2014, 31(5): 206-209, 275.
- PAN SH, ZHANG Y, WANG K, et al. Automatic 3D lung nodule detection based on enhanced vessel segmentation[J]. Computer Applications and Software, 2014, 31(5): 206-209, 275.
- [12] HAN D, DOAN N T, SHIM H, et al. A fast seed detection using local geometrical feature for automatic tracking of coronary arteries in CTA [J]. Computer Methods and Programs in Biomedicine, 2014, 117(2): 179-188.
- [13] BOLME D S, BEVERIDGE J R, DRAPER B A, et al. Visual object tracking using adaptive correlation filters[C]. The Twenty-Third IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, CVPR 2010.
- [14] 赵洲, 黄攀峰, 陈路. 一种融合卡尔曼滤波的改进时空上下文跟踪算法[J]. 航空学报, 2017, 38(2): 320306.
- ZHAO ZH, HUANG P F, CHEN L. Tracking algorithm of improved spatiotemporal context with Kalman filter [J]. Acta Aeronautica ET Astronautica Sinica, 2017, 38(2): 320306.
- [15] HAN D, HACKJOON S, BYUNGHWAN J, et al. Automatic coronary artery segmentation using active search for branches and seemingly disconnected vessel segments from coronary CT angiography[J]. PLoS ONE, 2016, 11(8): 1-24.
- [16] 王光磊, 苑昊, 魏帅, 等. 基于区域生长和聚类的主动脉 CTA 图像序列分割算法[J]. 河北大学学报(自然科学版), 2015, 35(6): 644-650.
- WANG G L, YUAN H, WEI SH, et al. A novel sequence aorta CTA image segmentation algorithm based on region growing and clustering[J]. Journal of Hebei University (Natural Science Edition), 2015, 35(6): 644-650.

作者简介



王霞, 现为河北大学硕士研究生, 主要研究方向为医学影像处理。

E-mail: 1351319199@qq.com

Wang Xia is a M. Sc. candidate of Hebei University. Her main research includes medical image processing.



李艳(通信作者), 2009 年于瑞典查尔姆斯理工大学获得硕士学位, 2013 年于罗马尼亚克鲁日理工大学获得博士学位, 现为河北大学讲师, 主要研究方向为图像处理。

E-mail: 94004864@qq.com

Li Yan (Corresponding author) received her M. Sc. degree from Chalmers University of Technology in 2009, Ph. D. degree from Kruzh Institute of Technology, Romania in 2013. Now she is a lecturer at Hebei University. Her main research interest includes image processing.