

基于改进活动窄带模型的冠状动脉CT血管造影图像分割

张梦璐¹, 杨孝平²

1.南京理工大学理学院,江苏 南京 210094;2.南京大学数学系,江苏 南京 210093

【摘要】冠状动脉分割与狭窄分级、斑块检测等密切相关,是血管病变研究中的重要步骤。针对血管灰度不均和对比度低等问题,提出了一种基于活动窄带和符号压力函数水平集的CT血管造影冠状动脉分割方法。首先对初始轮廓做形态学膨胀和腐蚀运算,以构建活动窄带限定轮廓曲线的演化区域;其次在活动窄带区域内构造局部符号压力函数,用水平集算法使初始轮廓收敛至准确轮廓;最后利用形态学闭运算平滑曲线。通过利用活动窄带将图像区域局部化,降低了计算复杂度,克服了灰度不均匀性,促进轮廓曲线演化到细小的血管末梢和狭窄区域。实验结果表明,与传统的分割方法相比,能够更加有效准确地分割出冠状动脉,为血管病变的研究提供支持。

【关键词】冠状动脉;血管分割;CT血管造影;活动窄带;符号压力函数;水平集

【中图分类号】 R312; TP391.41

【文献标志码】 A

【文章编号】 1005-202X(2017)02-0170-05

Segmentation of CT angiographic images of the coronary artery based on an improved active narrow band model

ZHANG Menglu¹, YANG Xiaoping²

1. School of Science, Nanjing University of Science & Technology, Nanjing 210094, China; 2. Department of Mathematics, Nanjing University, Nanjing 210093, China

Abstract: As an important step in vascular disease study, segmentation of the coronary artery images is closely associated with stenosis grading and plaque detection. Herein we propose a new method for segmentation of CT angiographic (CTA) coronary artery images by combining the active narrow band and sign pressure function (SPF) level set to solve the problems of gray scale heterogeneity and low contrast of the vessels. Morphological dilation and erosion operations were applied to the initial contour to establish an active narrow band to limit the contour evolution. A local SPF was then constructed in the active narrow band, and a level set algorithm was used to facilitate the convergence of the initial contour into the exact contour. Finally, a morphological closing operation was utilized to smooth the curve. With the use of active narrow band to localize the image region, the computational complexity and the gray scale heterogeneity of the images were reduced to promote the evolution of the contour curve to the tiny peripheral vessels and narrow areas. The experimental results showed that compared with the traditional segmentation method, the proposed method achieved more accurate segmentation of the coronary artery images to facilitate the diagnosis of the vascular lesions.

Keywords: coronary artery; vessel segmentation; CT angiography; active narrow band; sign pressure function; level set

前言

据世界卫生组织(WHO)统计,心血管疾病是全

球范围内致死、致残率最高的疾病^[1]。其成因是冠状动脉粥样硬化引起的血管管腔狭窄或阻塞^[2],因此分析冠状动脉的狭窄程度对于心血管疾病的早期诊断具有重要意义。CT血管造影(Computed Tomography Angiography, CTA)因其无创清晰等优点广泛应用于血管病变的研究中。其中血管分割算法扮演着极为重要的角色,为病灶定位识别、可视化和定量分析提供了强大的支持。但医学图像分割问题一直是图像

【收稿日期】 2016-10-20

【基金项目】 国家自然科学基金(91330101, 11531005)

【作者简介】 张梦璐,硕士研究生,主要研究方向:图像处理, E-mail: 466329416@qq.com

【通信作者】 杨孝平,男,教授,主要研究方向:偏微分方程及应用,图像处理, E-mail: yangxp@mail.njust.edu.cn

处理领域的难题,尤其是在CTA图像上分割结构复杂细小的冠状动脉,主要存在以下困难:(1)和周围组织对比度低;(2)冠状动脉灰度不均匀;(3)含有软斑和血管末梢部分边界较弱;(4)高钙化成分的干扰(如硬斑,骨骼等高密度组织)。

目前,许多国内外学者对基于CTA图像的血管分割开展研究,方法亦是多种多样。Shahzad等^[3]采用图割法和稳健核回归法进行冠状动脉的管腔分割。Santos等^[4]提出一种基于自适应区域生长的CT序列颈动脉分割方法,通过人工选取的种子点和生长准则逐步聚合。Wang^[5]提出一种全自动的冠状动脉分割及狭窄评估的框架,首先用阈值法分割整个心脏,然后利用Hessian矩阵进行血管增强,再用基于全局和局部统计信息的活动轮廓模型分割血管,最后给出狭窄评价方法。Cheng等^[6]通过加入形状和尺寸的约束改进活动轮廓蛇模型,以提取血管中心线,克服了血管不连续、不完整的问题。孙巧榆等^[7]利用模糊C均值(Fuzzy C-Means, FCM)法来判别血管片段的血管区域与背景区域,再结合精细化处理以实现血管分割。Cruz-Aceves等^[8]通过比较四种自然启发算法在高斯匹配过滤器(Gaussian Matched Filters, GMF)上的冠状动脉分割效率,得出差分演化算法的分割精度最高。本文根据CTA冠状动脉的图像显示特性,针对灰度不均和对比度低的弱边界问题,提出了一种新的冠状动脉分割方法。将活动窄带法与符号压力函数的水平集模型相结合,引入局部统计信息快速细化轮廓,加强对灰度不均匀的血管末梢的分割能力。本文详细阐述了模型建立和算法实现的过程,并在真实的CTA图像上进行实验给出结果展示和效果评价。

1 改进符号压力函数的活动窄带模型

1.1 模型建立

传统的水平集分割方法可分为基于区域信息和基于边缘信息的两类模型,分别以C-V (Chan&Vese)模型^[9]和GAC (Geodesic Active Contours)模型^[10]为代表。C-V模型通过轮廓曲线内外部区域的灰度信息和正则项约束使能量泛函极小,达到曲线演化到目标边界的目的,而GAC模型利用边界的梯度信息将分割问题转化为边缘检测问题,其能量泛函为:

$$E(c) = \int_0^1 g(|\nabla I(c(p))|) |c'(p)| dp \quad (1)$$

其中, g 是边界停止函数,通过变分法和水平集法可以得到Euler-Lagrange方程为:

$$\frac{\partial \phi}{\partial t} = g|\nabla \phi| \left(\operatorname{div} \left(\frac{\nabla \phi}{|\nabla \phi|} \right) + \alpha \right) + \nabla g \cdot \nabla \phi \quad (2)$$

Zhang等^[11]保持了C-V模型和GAC模型优点,提出了基于符号压力函数(Sign Pressure Function, SPF)的水平集模型,将可选择的二值水平集和高斯滤波正则化结合,利用图像的统计信息实现分割。本文将此简记为SPF模型。

SPF函数定义为:

$$\operatorname{SPF}(I(x)) = \frac{I(x) - \frac{c_1 + c_2}{2}}{\max \left(\left| I(x) - \frac{c_1 + c_2}{2} \right| \right)}, x \in \Omega \quad (3)$$

显然其值域为 $[-1, 1]$ 。其中, c_1, c_2 就是C-V模型中轮廓曲线内外区域的平均灰度。用SPF函数替代GAC模型中的边界停止函数,得到水平集演化方程为:

$$\frac{\partial \phi}{\partial t} = \operatorname{SPF}(I(x)) \left(\operatorname{div} \left(\frac{\nabla \phi}{|\nabla \phi|} \right) + \alpha \right) |\nabla \phi| + \nabla \operatorname{SPF}(I(x)) \cdot \nabla \phi \quad (4)$$

在文献[11]中每次迭代后,用高斯滤波正则化水平集函数而省略掉起相同作用的曲率项 $\operatorname{div} \left(\frac{\nabla \phi}{|\nabla \phi|} \right) |\nabla \phi|$, 又因为模型基于图像的统计信息,有更大的探测范围和弱边界防漏能力, $\nabla \operatorname{SPF}(I(x)) \cdot \nabla \phi$ 项也可以省略掉^[12]。最终的水平集模型简化为:

$$\frac{\partial \phi}{\partial t} = \operatorname{SPF}(I(x)) \cdot \alpha |\nabla \phi| \quad (5)$$

SPF模型舍掉了GAC模型的部分项并改进了边界停止函数,使得收敛速度大幅提升,同时对弱边界和边界缺失的情况也表现较好。但是该模型仅仅基于图像区域的全局统计信息,所以无法分割非同质的目标,即冠状动脉图像中血管末梢十分细小且灰度不均的部分。

为了克服冠状动脉与周围组织对比度低和血管末梢灰度不均的问题,我们构建活动窄带以限定轮廓曲线的演化区域,同时降低计算复杂度,实现准确的局部分割。定义窄带符号压力函数(Narrow Band Sign Pressure Function, NBSPF)为:

$$\operatorname{NBSPF}(I(x)) = \frac{I(x) - \frac{v_1 + v_2}{2}}{\max \left(\left| I(x) - \frac{v_1 + v_2}{2} \right| \right)}, x \in \Omega \quad (6)$$

v_1 和 v_2 分别表示为窄带范围内曲线C内部和外部的局部灰度均值,其定义为:

$$v_1 = \frac{\int_{\Omega} B(\phi, y) \cdot H(\phi(y)) \cdot I(y) dy}{\int_{\Omega} H(\phi(y)) dy} \quad (7)$$

$$v_2 = \frac{\int_{\Omega} B(\phi, y) (1 - H(\phi(y))) \cdot I(y) dy}{\int_{\Omega} (1 - H(\phi(y))) dy}$$

(8)

特征函数 $B(\phi, y)$ 用来标记局部区域, r 为结构元素半径, 限定窄带大小:

$$B(\phi, y) = \begin{cases} 1, & \|\phi - y\| < r \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases}$$

(9)

其相应的水平集演化方程为:

$$\frac{\partial \phi}{\partial t} = \text{NBSPF}(I(x)) \cdot \alpha |\nabla \phi|$$

(10)

结合活动窄带的符号压力函数 NBSPF 相比基于全局信息的符号压力函数 SPF, 通过活动窄带加强局部信息, 较好地反映冠状动脉的灰度变化, 正确提取灰度不均的血管区域, 同时保持了 SPF 模型的优点, 对弱边界或边界缺失的目标仍然有较好的分割结果。

1.2 算法实现

本文方法算法实现的具体步骤和流程图如下:

Step1: 将初始轮廓置于待分割的血管内部, 初始化水平集函数 ϕ 为二值函数:

$$\phi(x, t = 0) = \begin{cases} 1, & x \in \Omega_0 \\ -1, & x \in \Omega / \Omega_0 \end{cases}$$

(11)

其中, Ω_0 是图像定义域 Ω 的一个子集。

Step2: 用形态学算子构建窄带

通过对二值水平集做膨胀和腐蚀运算来构建活动窄带, 窄带的宽度和形状由预设的结构元素的大小和形状来确定, 结构元素的尺寸越小, 生成窄带的宽度越小, 局部分割捕捉的范围越小, 分割的精度越高。窄带的内边缘由腐蚀运算生成, 外边缘由膨胀运算生成, 内外边缘间的区域即为活动窄带区域, 如图 1 所示的灰色阴影带, 其中黑色实线为当前的零水平集 ϕ 。一般情况下取两种运算的结构元素大小、形状相同以便评价精度。按照上述方法构建的窄带灵活可控、稳定精确^[13]。

Step3: 在窄带区域内更新水平集函数

以腐蚀后的内边缘和零水平集间的区域作为轮廓内部区域 C_{in} , 根据公式(7)计算 v_1 , 以膨胀后的外边缘和零水平集间的区域作为轮廓外部区域 C_{out} , 根据公式(8)计算 v_2 ; 再利用公式(6)、(10)计算 NBSPF 函数, 迭代更新活动窄带内的水平集函数。本方法将轮廓曲线的演化约束在一个环状的活动窄带内进行, 能够缩小搜索范围, 不易受到周围对比度较低的其他组织的干扰, 提高了曲线演化效率和分割精度。

Step4: 对更新后窄带内的点做如下运算:

$$\phi = \begin{cases} 1, & \phi > 0 \\ -1, & \text{otherwise} \end{cases}$$

(12)

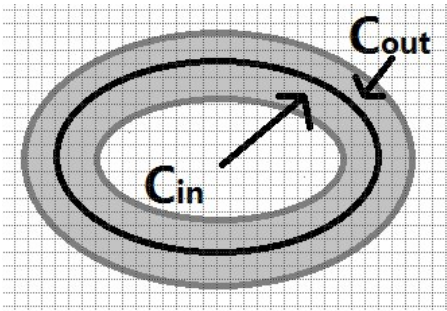


图 1 活动窄带构建示意图
Fig.1 Active narrow band building map

这是一个实现局部分割的必要性步骤。

Step5: 平滑曲线

本文使用形态学的闭运算来平滑曲线, 通过先膨胀再腐蚀来实现的, 闭运算能够弥合狭窄的间断, 填充小的孔洞, 促进曲线演化, 有利于保持水平集函数的二值性, 同时增加曲线的平滑性。相较于文献^[11]的高斯滤波, 当曲线演化精度要求过高时, 高斯滤波对曲线的向外扩张有一定的抑制作用, 而形态学滤波具有较好的结构滤波性质, 是严格的局部算子, 不存在抑制作用, 使其更加有利于实现图像的局部分割。

Step6: 检验水平集函数曲线演化是否收敛

若没有收敛, 则返回重复 step2~step6 直至收敛; 若收敛, 则停止曲线演化。

算法流程图见图 2。

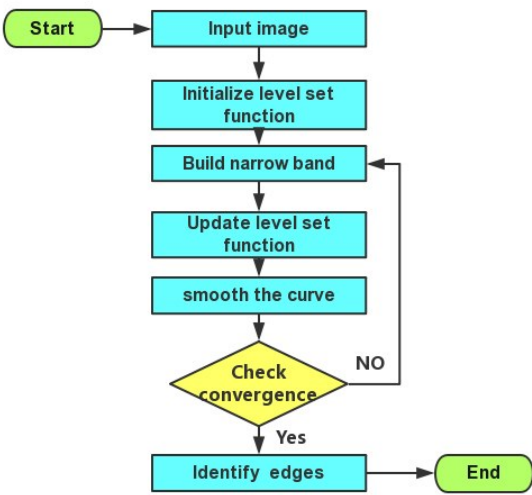


图 2 算法流程图
Fig.2 Flow chart of the algorithm of the narrow band sign pressure function (NBSPF)

2 实验结果与分析

实验环境为 Windows 10, Intel(R) Core(TM) i5-4210H CPU 2.90 GHz, 4.00 RAM PC, MATLAB

R2015a。实验数据来源于东南大学附属中大医院胸痛中心 64 排螺旋 CT 的心脏冠状动脉 CPR 图像^[14]。曲面重建技术(CPR)的原理是将多层面的轴位二维图像简单叠加成三维图像后以曲面截断容积数据,沿此曲面展开重新构成二维图像,它能够将走行迂曲和重叠的血管伸展拉直,完全展示在同一平面上。曲面重建是目前判断冠状动脉狭窄程度以及显示钙化灶和软斑的最具综合优势的常用方法^[15]。

图 3 是 GAC 模型、C-V 模型、SPF 模型和本文提出方法的分割结果对比图,它是某病人的左冠状动

脉,存在软斑块造成血管狭窄,且血管末梢边界较弱。与 GAC 模型相比,本文方法对初始化位置不敏感,只需在血管目标内部取一小块,且运算速度显著提高,而 GAC 模型依赖边界的梯度信息,对初始化位置敏感,初始轮廓必须包含整个血管且不能离目标太远;与 C-V 模型比较,本文方法能够将血管作为前景目标分割出来,而 C-V 模型将黑色区域作为背景,整个心脏局部结构作为前景目标分割出来;与 SPF 模型相比,本文方法促进轮廓曲线演化到灰度不均的十分细小的血管末梢,细节分割做的更好。

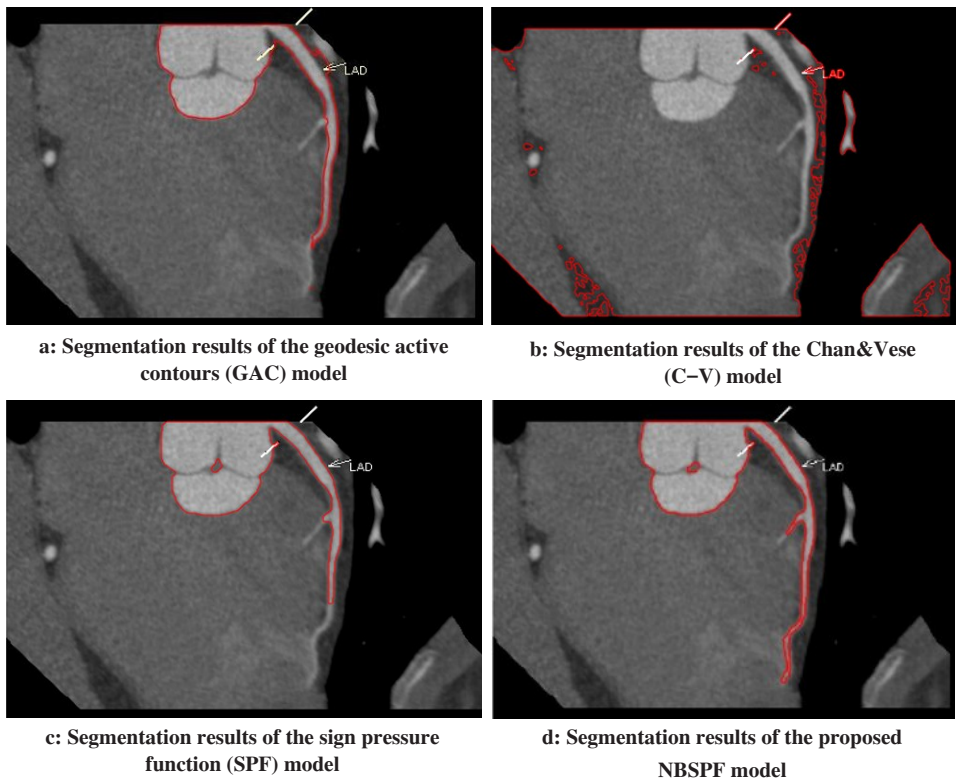


图 3 4 种模型分割冠状动脉结果对比图
Fig.3 Segmentation results of the coronary artery images in 4 models

图 4 Sample 1 是某病人的右冠状动脉,存在钙化斑点; Sample 2 是另一病人的右冠状动脉,与远端血管直径对比,发现血管正常不存在狭窄。两幅图像大小均为 512*512,形态学运算结构元素半径取 4, α 取 10,迭代次数取 500,迭代步长取 0.5。

3 结 论

由于冠状动脉形状的复杂性和医学图像降质的影响,传统的血管分割方法无法高效准确的分割出结构复杂的冠状动脉,尤其是血管末梢和含有斑块的边界较弱的部分。本文提出的新的冠状动脉分割方法将活动窄带法和符号压力函数的水平集模型相

结合,定义新的窄带符号压力函数,充分利用了灰度信息和局部区域信息,排除了周围复杂组织和钙化斑块的干扰,能够较好的分割血管末梢和含斑块的狭窄区域,提高运算速度,实现血管的快速准确分割。与 GAC 模型、C-V 模型和 SPF 模型相比,克服了灰度不均和对比度低的问题,具有准确率高、鲁棒性强和防止弱边界泄露等优点。

【参考文献】

[1] WHO. World health statistics 2016: monitoring health for the SDGs, sustainable development goals[R]. 2016: 60-62.
[2] 胡春松, 吴清华, 胡大一. 中国心血管现状:挑战与对策[J]. 中华高血压杂志, 2015, 23(7): 625-626.

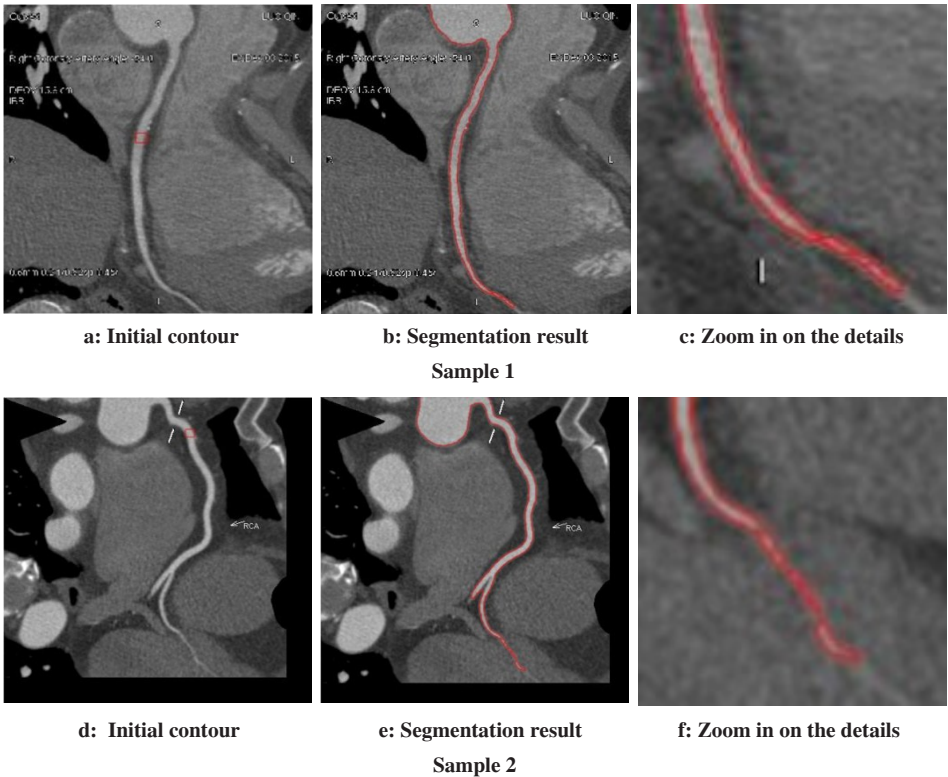


图4 本文方法分割结果

Fig.4 Image segmentation results with the proposed NBSPF model

HU C S, WU Q H, HU D Y. China cardiovascular status: challenge and countermeasure[J]. Chinese Journal of Hypertension, 2015, 23 (7): 625-626.

[3] SHAHZAD R, KIRIŞLI H, METZ C, et al. Automatic segmentation, detection and quantification of coronary artery stenoses on CTA [J]. Int J Cardiovasc Imaging, 2013, 29(8): 1847-1859.

[4] SANTOS F L C, JOUTSEN A, TERADA M, et al. A semi-automatic segmentation method for the structural analysis of carotid atherosclerotic plaques by computed tomography angiography[J]. J Atheroscler Thromb, 2014, 21(9): 930-940.

[5] WANG Y. Blood vessel segmentation and shape analysis for quantification of coronary artery stenosis in CT angiography[D]. London: City University London, 2011.

[6] CHENG Y, HU X, WANG J, et al. Accurate vessel segmentation with constrained B-snake[J]. IEEE Trans Image Process, 2015, 24 (8): 2440-2455.

[7] 孙巧榆, 杨冠羽, 舒华忠. 基于模糊C均值法的CTA图像冠状动脉狭窄量化[J]. 东南大学学报(自然科学版), 2016, 46(1): 30-34.

SUN Q Y, YANG G Y, SHU H Z. Stenosis quantification of coronary artery CTA images based on fuzzy C-means algorithm [J]. Journal of Southeast University (Natural Science Edition), 2016, 46(1): 30-34.

[8] CRUZ-ACEVES I, HERNANDEZ-AGUIRRE A, VALDEZ S I. On the performance of nature inspired algorithms for the automatic segmentation of coronary arteries using Gaussian matched filters [J]. Appl Soft Comput, 2016, 46: 665-676.

[9] CHAN T F, VESE L A. Active contours without edges [J]. IEEE Trans Image Process, 2001, 10(2): 266-277.

[10] CASELLES V, KIMMEL R, SAPIRO G. Geodesic active contours [J]. Int J Comput Vis, 1997, 22(1): 61-79.

[11] ZHANG K H, SONG H H, ZHANG L. Active contours driven by local image fitting energy[J]. Pattern Recognit, 2010, 43(4): 1199-1206.

[12] AKRAM F, KIM J H, LEE C G, et al. Segmentation of regions of interest using active contours with SPF function[J]. Comput Math Methods Med, 2015: 710326.

[13] KHDHAIR N, ABBADI E, HAMOOD E, et al. Blood vessels extraction using mathematical morphology [J]. J Comput Sci, 2013, 9(10): 1389.

[14] RAFF G L, ABIDOV A, ACHENBACH S, et al. SCCT guidelines for the interpretation and reporting of coronary computed tomographic angiography [J]. J Cardiovasc Comput Tomogr, 2009, 3 (2): 122-136.

[15] ZHOU C, CHAN H P, HADJIISKI L M, et al. Automated identification of best-quality coronary artery segments from multiple-phase coronary CT angiography (cCTA) for vessel analysis [C]. SPIE Medical Imaging. International Society for Optics and Photonics, 2016: 978503.

(编辑:薛泽玲)