

# 基于多层螺旋 CT 血管分析的感兴趣冠脉段 最佳造影角度计算

张朝霞<sup>1</sup> 陈晓冬<sup>1\*</sup> 单建丰<sup>1</sup> 汪毅<sup>1</sup> 李伟锋<sup>1</sup> 郁道银<sup>1</sup> 贾忠伟<sup>2</sup> 浦奎<sup>2</sup> 王星<sup>2</sup>

(<sup>1</sup> 天津大学精密仪器与光电子工程学院 光电信息技术教育部重点实验室, 天津 300072)

<sup>2</sup> 中国人民解放军第二五四医院心血管内科, 天津 300142

**摘要** 多层螺旋计算机层析(MSCT)相对于传统的冠状动脉造影(CAG)具有无创、三维成像的特点。提出了一种基于 MSCT 血管分析的 CAG 感兴趣血管段的最佳造影角度计算方法。首先,应用最佳方向性梯度通量局部血管增强和自适应性区域生长将冠脉血管分割出来,构造三维血管树,并进行细化及 B 样条拟合,对感兴趣血管段在计算机中根据 CT 数据采集及冠脉造影时的系统参数,模拟造影过程,应用最小投影缩短和最小遮盖原则,计算最佳造影角度。实验结果表明,计算出的最佳角度下,血管的缩短比小于 1%,优于实际工作角度。研究结果可用于冠心病的介入手术规划。

**关键词** 图像处理;冠状动脉造影;最佳角度;多层螺旋计算机层析;三维血管分割

中图分类号 TP391 文献标识码 A doi: 10.3788/CJL201138.1104003

## Calculation of Optimal Angiographic Angle for Segment of Interest Based on Multislice Computed Tomography Vessel Analysis

Zhang Zhaoxia<sup>1</sup> Chen Xiaodong<sup>1</sup> Shan Jianfeng<sup>1</sup> Wang Yi<sup>1</sup>

Li Weifeng<sup>1</sup> Yu Daoyin<sup>1</sup> Jia Zhongwei<sup>2</sup> Pu Kui<sup>2</sup> Wang Xing<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Key Laboratory of Opto-Electronics Information Technology, Ministry of Education,

College of Precision Instrument and Opto-Electronic Engineering, Tianjin University, Tianjin 300072, China

<sup>2</sup> Department of Cardiovascular Medicine, People's Liberation Army 254 Hospital, Tianjin 300142, China

**Abstract** Multislice computed tomography (MSCT) is noninvasive and 3D imaging compared with the traditional coronary angiography (CAG). An optimal CAG viewing angle algorithm based on MSCT vessel analysis is proposed. First, a local vessel enhancement based on optimal oriented flux and locally adaptive threshold region growing is applied to extract the 3D coronary arteries model and then 3D thinning is performed and segment of interest is selected. According to the parameters during CT and CAG data acquisition, a perspective projection is performed to simulate the CAG procedure and the optimal viewing angle is calculated with the minimum foreshortening and minimum overlapping principle. Experimental results illustrate that the foreshortening percent is less than 1% in the obtained angle, which is close but superior to the working view angle. Therefore it can be applied to coronary artery disease intervention planning.

**Key words** image processing; coronary angiography; optimal viewing angle; multislice computed tomography; three dimensional vessel segmentation

**OCIS codes** 170.6960; 110.6880; 170.6900; 170.1470

## 1 引 言

冠心病是威胁我国公众健康的重要疾病<sup>[1]</sup>,目

前临床普遍采用的治疗手段是以 X 射线冠状动脉造影(CAG)为基础的经皮冠状动脉介入治疗术

收稿日期: 2011-06-13; 收到修改稿日期: 2011-08-15

作者简介: 张朝霞(1984—),女,博士研究生,主要从事医学图像处理方面的研究。E-mail: sunglow@tju.edu.cn

导师简介: 郁道银(1945—),男,教授,博士生导师,主要从事光电医学仪器、医学图像处理及生物光子学等方面的研究。

E-mail: dyu@tju.edu.cn

\* 通信联系人。E-mail: xdchen@tju.edu.cn

(PCI)。CAG 图像具有较高的时空分辨率,是诊断冠心病的“金标准”,但二维投影的成像方式容易造成血管长度的缩短与相互间的重叠,使得病变不能很好地识别,影响了 PCI 术的顺利执行,因此确定 PCI 术中的最佳造影角度具有重要的意义<sup>[2,3]</sup>。

胡春红等<sup>[4]</sup>利用两幅不同角度的 CAG 图像重建出三维冠脉树,分析最佳造影角度,该方法在一定程度上简化了手术过程中的角度寻找,但需要在手术之前,先进行一次造影,采集三维重建所需的 CAG 图像,增加了造影次数与放射剂量,由于 CAG 为有创检测方式,多次造影,存在一定风险。同时在采集两幅不同的二维图像时,平台不可避免地发生移动,对三维血管的重建引入了误差<sup>[5]</sup>。近年来,多层螺旋计算机层析成像(MSCT)技术发展迅速<sup>[6~9]</sup>,特别在冠心病诊治中,计算机层析成像冠脉造影(CTA)作为一种无创、三维成像的检查方式,应用日益广泛,在评价冠脉狭窄方面与 CAG 具有很高的一致性<sup>[10,11]</sup>,对于检测超过 50% 的严重狭窄的特异性与敏感性均超过 95%,因此利用 MSCT 数据分析感兴趣病变血管段,计算 CAG 最佳造影角度,具有非常重要的实用价值。Otsuka 等<sup>[12]</sup>将 MSCT 心脏数据在各个角度下进行最大密度投影(MIP),以获得“血管造影显示”,模拟 CAG 时的图像,通过观察各个角度下的狭窄段投影,确定最佳投影角度,该方法可获得视觉上较为满意的角度,但无法进行定量分析。本文采用局部血管增强和自适应性区域生长方法将冠脉血管分割出来,重建出三维血管模型。随后进行定量分析,根据计算机层析(CT)系统参数与冠脉造影时的系统参数,应用最小投影缩短原则与最小遮盖原则,计算满足条件的最佳造影角度,指导 PCI 手术。

## 2 基于 MSCT 的三维冠脉模型

冠脉 CT 图像中,由于造影剂的作用,血管的灰度通常会大于周围的组织,表现为较为明亮的管状体,图像的梯度通量较好地反映了这一结构特点<sup>[13]</sup>。假设球心位于血管内部,变化半径,当球面与血管壁接触时,球面的梯度通量具有极值,血管方向为其特征方向,特征值符合 Frangi 等<sup>[14]</sup>提出的典型管状物体的特征值分布规律,即假定 3 个特征值分别为  $\lambda_1, \lambda_2$  与  $\lambda_3, \lambda_3 \approx 0$ ,且特征值之和的绝对值具有最大值。本文利用这一特征,采用了基于最佳方向性梯度通量(OOF)局部血管增强和自适应性区

域生长的方法进行冠状动脉血管的分割。首先选择一个特定大小的感兴趣区域(ROI),作为起始位置,计算该区域内梯度通量的最佳方向与特征值,利用特征值之和构造血管增强滤波函数,抑制非血管结构,对增强后的数据采用自适应阈值方法进行区域生长,阈值确定过程为:以血管内的点为种子点,逐次降低阈值,进行预分割,统计分割出的区域体积,当阈值低到一定程度时,分割出的结果会泄漏到血管周围区域,引起一个比较大的体积突变,则上一次的阈值为最佳阈值。根据上一次 ROI 的局部分割结果,利用质心法找到新的种子点并根据其方向选定新的 ROI,重复分割过程。每一次分割的局部结果及时进行全局融合,最终得到完整的冠状脉树。分割过程中,ROI 选择过大,区域内的灰度不均匀性增加,自适应性区域生长确定阈值时容易出现偏差;ROI 选择过小,则单个 ROI 内不能包括完整的血管段,也就无法进行 OOF 增强及后续的分割。经过多次实验发现,选择边长为 31 体素的立方体 ROI,能取得较为满意的效果。

分割后的冠脉采用基于数学形态学的三维细化算法,对血管数据从三维空间六个方向上不断进行迭代,删除满足条件的“简化点”,直至得到 26 连通的单体素曲线,随之进行后处理,消除非中轴线毛刺,获得保持原血管树拓扑结构及连通特性的骨架线<sup>[15]</sup>。

## 3 感兴趣血管段的最佳造影角度计算

典型的单面造影系统的几何模型如图 1 所示。其中 XYZO 为世界坐标系,原点 O 为造影系统的中心点,xyzs 为 X 射线源坐标系,原点 s 为 X 射线源的位置。UVO 为投影面坐标系,相当于探测器的接

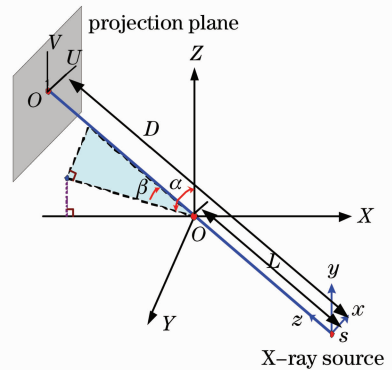


图 1 X 射线单面造影系统几何模型  
Fig. 1 Geometric model of X-ray single-plane imaging system

收平面。 $\alpha$  与  $\beta$  分别为系统绕中心旋转的左右角度 ( $\theta_{\text{LAO}}/\theta_{\text{RAO}}$ ) 与前后角度 ( $\theta_{\text{CARN}}/\theta_{\text{CAUD}}$ ), 规定  $\theta_{\text{RAO}} > 0$ ,  $\theta_{\text{CARN}} > 0$ 。L 为 X 射线源到系统中心的距离, D 为 X 射线源与探测器的位置。一般地, 最佳造影角度满足两个原则: 1) 在造影图像中, 投影方向垂直于感兴趣血管段, 即满足最小投影缩短; 2) 感兴趣血管段没有被其他血管遮盖, 即满足最小遮盖<sup>[2]</sup>。

根据 CT 采集参数, 将三维冠脉及骨架体数据, 还原到世界坐标系中。假设体数据大小为  $V_x \times V_y \times V_z$ , 各方向的分辨率 ( $S_x, S_y, S_z$ ), 将体数据中心移动到系统的旋转中心, 则体数据  $[x', y', z', 1]$  到世界坐标系, 需要经过一次平移  $T_1$ 、一次缩放  $S_1$ 。

$$T_1 S_1 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ -V_x/2 & -V_y/2 & -V_z/2 & 1 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} S_x & 0 & 0 & 0 \\ 0 & S_y & 0 & 0 \\ 0 & 0 & S_z & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (1)$$

### 3.1 投影缩短计算

对感兴趣血管段的离散骨架点进行三次均匀 B 样条拟合,

$$C(t) = \sum_{i=0}^n d_i N_{i,3}(t), \quad (2)$$

式中  $t \in [0, 1]$ ,  $d_i (i = 0, 1, \dots, n)$  为控制顶点,  $N_{i,3}$  为三次 B 样条基函数。则  $C(t_j) (j = 1, 2, \dots, m)$  表示以  $t_j$  为参数的  $m$  个点组成的血管段。该段在某角度下的投影缩短比为

$$F_f(\alpha, \beta) = \frac{\sum_{j=1}^m |\mathbf{v}_j| (1 - \sin \theta_j)}{\sum_{j=1}^m |\mathbf{v}_j|} \times 100\%, \quad (3)$$

式中  $\beta \in [-45^\circ, 45^\circ]$ ,  $\alpha \in [-90^\circ, 90^\circ]$ ,  $\mathbf{v}_j$  为血管中心线在  $t_j$  处的切向量。

投影向量  $\mathbf{z}_p = (-\cos \beta \sin \alpha, \sin \beta, \cos \beta \cos \alpha)$ 。 $\mathbf{v}_j$  与  $\mathbf{z}_p$  的夹角  $\theta_j = \arccos(\mathbf{v}_j \mathbf{z}_p) / (\|\mathbf{v}_j\| \times \|\mathbf{z}_p\|)$  ( $\theta_j \in [0^\circ, 90^\circ]$ )。

求解  $\min F_f(\alpha, \beta)$  获得最小缩短比对应的角度, 等价于求解有约束最优化问题, 利用序列二次规划法 (SQP), 得到唯一的全局最优解<sup>[16]</sup>。实际应用中, 也可以指定允许的缩短比 (如 2%), 进行全局搜索, 求解满足此条件的角度范围, 获得多个角度。

### 3.2 投影遮盖计算

感兴趣血管段的投影图像  $S_k$  与其他血管段的投影图像  $S_i (i \neq k, i = 1, 2, \dots, n)$  之间的遮盖程度定义为

$$F_o(\alpha, \beta) = \frac{\prod_{\alpha, \beta} [S_k \cap (\bigcup_{i=1, i \neq k}^n S_i)]}{\prod_{\alpha, \beta} S_k} \times 100\%, \quad (4)$$

式中  $\prod_{\alpha, \beta} S_k$  与  $\prod_{\alpha, \beta} S_i$  分别表示  $S_k$  和  $S_i$  的像素点。

因为 X 射线造影的实质为透视投影, 本文应用计算机图形学中的“渲染”方法, 对三维血管模型进行指定角度下的透视投影绘制, 计算投影图像中的遮盖情况。使用 MITK (Medial Imaging Toolkit) 开发包<sup>[17]</sup>, 对血管进行二维投影。

具体实现方法为:

- 1) 将整体血管树划分为感兴趣血管段与剩余血管树, 分别生成两个 Model, 记为  $M_{\text{ROI}}$  与  $M_{\text{other}}$ ;
- 2) 建立图 1 所示的坐标系, 将相机安放于 X 射线源的位置;
- 3) 按照给定的角度范围, 对  $M_{\text{ROI}}$  进行旋转, 并进行透视投影。分别记录每次投影时, 在显示区中的像素点个数  $m_{\alpha, \beta}$  及位置  $(x_i, y_i) (i = 1, 2, \dots, m)$ ;
- 4) 按照与 3) 相同的步骤, 对  $M_{\text{other}}$  进行旋转、投影成像。记录位于  $M_{\text{ROI}}$  投影区内部的像素点个数  $n_{\alpha, \beta}$  及位置  $(x_k, y_k) (k = 1, 2, \dots, n)$ ;
- 5) 计算  $F_o(\alpha, \beta) = n_{\alpha, \beta} / m_{\alpha, \beta}$ , 若  $F_o(\alpha, \beta)$  等于 0, 记录下此角度  $(\alpha, \beta)$ 。

## 4 实验结果与分析

数据来源为 GE LightSpeed 64 层螺旋 CT 机扫描图像, 数据集大小为  $512 \text{ voxel} \times 512 \text{ voxel} \times 211 \text{ voxel}$ , 层厚 0.625 mm, 每层分辨率为  $0.43 \text{ mm} \times 0.43 \text{ mm}$ 。图 2 是分割出的左冠脉及细化后的骨架。

从图 2(a) 可以看到, 在回旋支上, 存在一处狭窄, 将此狭窄段作为感兴趣段, 计算满足最小投影缩短和最小遮盖的造影角度。图 3 是各角度下的投影缩短百分比, 图 4 是满足缩短比小于 2% 且无遮盖的角度。

图 5 是三维血管树在各典型情况下的二维投影。图 5(a) 中的角度为 ( $\theta_{\text{RAO}} = 10^\circ, \theta_{\text{CARN}} = 5^\circ$ ), 不满足规定的投影缩短比, 完全观察不到狭窄的血管段; 图 5(b) 中的角度为 ( $\theta_{\text{LAO}} = 12^\circ, \theta_{\text{CAUD}} = 25^\circ$ ), 满

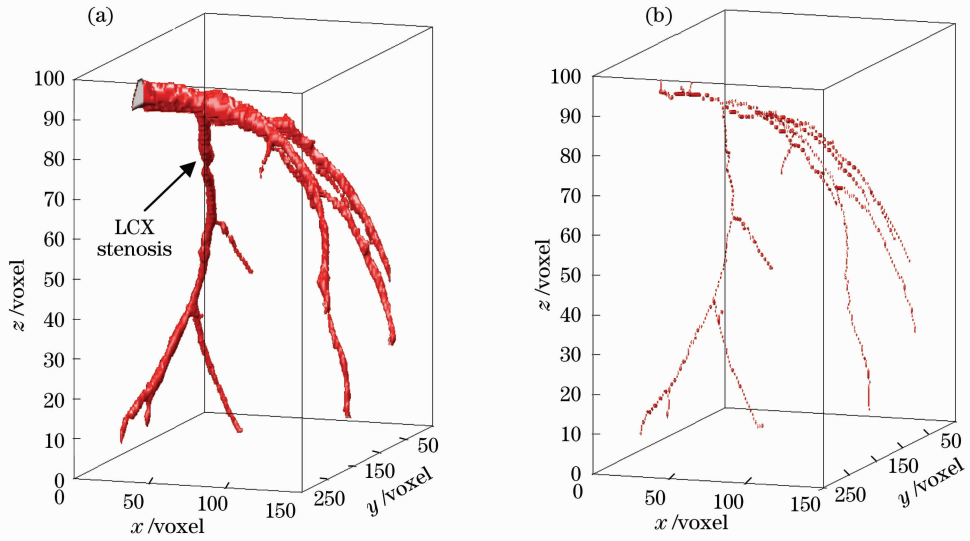


图 2 分割出的左冠脉及其骨架。(a)左冠脉血管;(b)左冠脉骨架

Fig. 2 Left coronary artery and its skeleton. (a) Left coronary artery; (b) skeleton

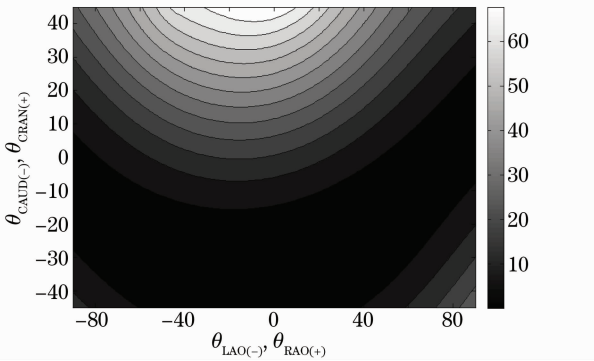


图 3 各角度下的投影缩短百分比

Fig. 3 Foreshortening percent in different angles

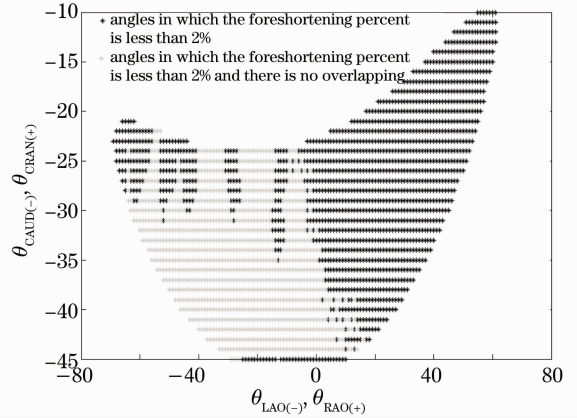


图 4 同时满足最小投影缩短和最小遮盖的角度  
Fig. 4 Angles satisfying the combined criterion of minimum foreshortening and minimum overlapping

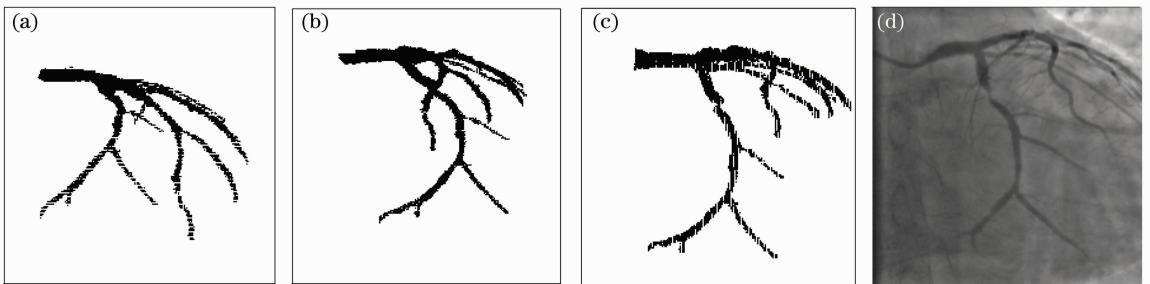


图 5 各角度下的投影与真实造影。(a)二维投影图( $\theta_{RAO} = 10^\circ, \theta_{CARN} = 5^\circ$ );(b)二维投影图( $\theta_{LAO} = 12^\circ, \theta_{CAUD} = 25^\circ$ );(c)二维投影图( $\theta_{LAO} = 0.07^\circ, \theta_{CAUD} = 34.46^\circ$ );(d)造影图( $\theta_{LAO} = 2.9^\circ, \theta_{CAUD} = 30.7^\circ$ )

Fig. 5 Projection and real angiogram in different angles. (a) Projection ( $\theta_{RAO} = 10^\circ, \theta_{CARN} = 5^\circ$ ); (b) projection ( $\theta_{LAO} = 12^\circ, \theta_{CAUD} = 25^\circ$ ); (c) projection ( $\theta_{LAO} = 0.07^\circ, \theta_{CAUD} = 34.46^\circ$ ); (d) angiogram ( $\theta_{LAO} = 2.9^\circ, \theta_{CAUD} = 30.7^\circ$ )

足规定的投影缩短比,但不满足最小遮盖,狭窄的血管部分被其他分支遮盖,图 5(c)中的角度为( $\theta_{LAO} = 0.07^\circ, \theta_{CAUD} = 34.46^\circ$ ),同时满足两个条件,且在该

角度下投影缩短比为  $4.9123 \times 10^{-7}$ , 小于 1%, 为最佳角度;图 5(d)是同一病人 PCI 手术时的实际工作角度( $\theta_{LAO} = 2.9^\circ, \theta_{CAUD} = 30.7^\circ$ )下的 CAG 图像,与

计算得到的最佳角度下显示较为一致,在 MSCT 血管模型中,该角度下投影缩短比为 1.8%,同样满足 2%的约束范围。

## 5 结 论

利用 MSCT 数据重建三维冠脉模型,分析感兴趣病变血管段,根据最小投影缩短与最小遮盖原则,计算 CAG 最佳造影角度,并与实际的工作角度相对比,证明了方案的可行性,可为 PCI 术前规划提供辅助,以提高手术成功率。由于 MSCT 数据的分辨率比 CAG 数据低,且数据采集时为单期相,对重建出的三维血管进行投影,其形态与处于多个期相的 CAG 图像并不完全一致,因此下一步的工作包括研究基于动态心脏 CT 序列的 4D 冠脉模型及分析冠脉运动对于最佳角度的影响。

## 参 考 文 献

- Jia Baohui, Liu Chao, Fu Li *et al.*. Effect of the combined use of transmyocardial laser revascularization and implantation of endothelial progenitor cells on canine ischemic heart[J]. *Chinese J. Lasers*, 2010, **37**(6): 1654~1658  
贾宝辉,刘超,付莉等.激光心肌血运重建联合血管内皮祖细胞移植治疗缺血性心脏病[J].中国激光,2010,**37**(6): 1654~1658
- J. Christiaens, R. V. Walle, P. Gheeraert *et al.*. Determination of optimal angiographic viewing angles for QCA [J]. *International Congress Series*, 2001, **1230**: 909~915
- S. J. Chen, J. D. Carroll. 3-D reconstruction of coronary arterial tree to optimize angiographic visualization [J]. *IEEE Trans. Med. Imaging*, 2000, **19**(4): 318~336
- Hu Chunhong, Yu Daoyin, Sun Zheng *et al.*. Study on optimal angiographic viewing angles of coronary angiograms [J]. *J. Engineering Graphics*, 2006, **27**(3): 102~107  
胡春红,郁道银,孙正等.冠脉造影图像最佳造影角度的研究[J].工程图学学报,2006,**27**(3): 102~107
- Hu Chunhong, Yu Daoyin, Sun Zheng *et al.*. Optimization improvement for 3D reconstruction of coronary arterial tree [J]. *Chinese J. Sensors and Actuators*, 2007, **20**(4): 723~727  
胡春红,郁道银,孙正等.冠脉树三维重建优化方法的改进[J].传感技术学报,2007,**20**(4): 723~727
- C. M. Jones, T. Athanasiou, N. Dunne *et al.*. Multi-slice computed tomography in coronary artery disease[J]. *European J. Cardio-Thoracic Surgery*, 2006, **30**(3): 443~450
- R. S. Ander, B. Haasian, W. Jorg *et al.*. High-resolution 64-slice helical-computer-assisted-tomographical angiography as a diagnostic tool before CABG surgery; the dawn of a new area[J]. *European J. Cardio-Thoracic Surgery*, 2007, **32**(6): 896~901
- Lu Xiaoqiang, Sun Yi. Limited angle computed tomography reconstruction algorithm based on multiplicative regularization method[J]. *Acta Optica Sinica*, 2010, **30**(5): 1285~1290  
卢孝强,孙怡.基于乘性正则化的有限角度 CT 重建算法[J].光学学报,2010,**30**(5): 1285~1290
- Li Jing, Liu Wenjie, Zhu Peiping *et al.*. Reconstruction algorithm of fan-beam helical X-ray computer tomography based on grating imaging [J]. *Acta Optica Sinica*, 2010, **30**(2): 421~427  
李镜,刘文杰,朱佩平等.基于光栅相衬成像的扇束螺旋 CT 重建算法[J].光学学报,2010,**30**(2): 421~427
- D. Andreini, G. Pontone, S. Mushtaq *et al.*. Multidetector computed tomography coronary angiography for the assessment of coronary in-stent restenosis[J]. *American J. Cardiology*, 2010, **105**(5): 645~655
- S. Haraldsdottir, T. Gudnason, A. F. Sigurdsson *et al.*. Diagnostic accuracy of 64-slice multidetector CT for detection of in-stent restenosis in an unselected, consecutive patient population[J]. *European J. Radiology*, 2010, **76**(2): 188~194
- M. Otsuka, S. Sugahara, M. Nakamura *et al.*. Novel method of displaying coronary CT angiography: angiographicview [J]. *International J. Cardiology*, 2007, **118**(3): 94~96
- M. W. K. Law, A. C. S. Chung. Three dimensional curvilinear structure detection using optimally oriented flux [C]. *Lecture Notes in Computer Science*, 2008, **5305**: 368~382
- A. F. Frangi, W. J. Niessen, K. L. Vincken *et al.*. Multiscale vessel enhancement filtering [C]. W. M. Wells, A. Colchester, S. Delp, 15th Medical Imaging and Computer-Assisted Intervention 98, Berlin, Germany: Springer, 1998, **1496**: 130~137
- K. Palágyi, E. Balogh, A. Kuba *et al.*. A sequential 3D thinning algorithm and its medical applications [C]. *Information Processing in Medical Imaging*, 2001, **2082**: 409~415
- Zhang Guangcheng. *Computational Methods for Nonlinear Optimization* [M]. Beijing: Higher Education Press, 2005. 311~313  
张光澄.非线性最优化计算方法[M]北京:高等教育出版社,2005. 311~313
- Tian Jie, Xue Jian, Dai Yakang *et al.*. A novel software platform for medical image processing and analyzing [J]. *IEEE Trans. Infor. Technol. Biomed.*, 2008, **16**(6): 800~812

栏目编辑:韩峰