

基于多尺度滤波的肝门静脉 CT 图像增强方法

刘晶晶^{1),2)} 张智¹⁾ 世碧波¹⁾ 宋恩民²⁾ 谢庆国¹⁾
胡道予³⁾ 李震³⁾ 胡学梅³⁾

¹⁾ (华中科技大学生命科学与技术学院 生物医学成像中心 PET 实验室, 武汉 430074)

²⁾ (华中科技大学计算机科学与技术学院 图像信息处理与智能控制教育部重点试验室, 武汉 430074)

³⁾ (华中科技大学同济医学院附属同济医院放射科, 武汉 430030)

摘要 为解决由于各种原因导致的肝门静脉造影图像质量较差而给后续血管分割及分析带来的影响, 在研究了基于 Hessian 矩阵的多尺度滤波方法的基础上, 提出了一种利用新的相似性函数来增强肝门静脉的方法。该方法首先根据肝门静脉造影图像的特点, 自动确定感兴趣的灰度范围; 然后在此范围内利用多尺度下 Hessian 矩阵的特征值性质和造影图像的灰度信息来对肝门静脉造影图像进行增强。实验结果表明, 改进的基于 Hessian 矩阵的多尺度滤波方法能很好地增强肝门静脉螺旋 CT 造影图像。

关键词 螺旋 CT 造影 肝门静脉 Hessian 矩阵 多尺度

中图分类号: TP391.41 文献标识码: A 文章编号: 1006-8961(2008)11-2117-06

Multi-scale Based Image Enhancement Algorithm for Hepatic Portal Vein with Multi-slice Spiral CT Angiography

LIU Jing-jing^{1),2)}, ZHANG Zhi¹⁾, SHI Bi-bo¹⁾, SONG En-min²⁾, XIE Qing-guo¹⁾
HU Dao-yu³⁾, LI Zhen³⁾, HU Xue-mei³⁾

¹⁾ (College of Life Science and Technology, Huazhong University of Science and Technology, Wuhan 430074)

²⁾ (College of Computer Science and Technology, Huazhong University of Science and Technology, Wuhan 430074)

³⁾ (Department of Radiology, Tongji Hospital, Tongji Medical College, Huazhong University of Science and Technology, Wuhan 430030)

Abstract To improve the precision of vessel segmentation and analysis affected by the quality of portal vein angiography images, a new function of comparability is presented in this paper to enhance the contrast between hepatic portal vein and other tissues such as liver parenchyma, which is based on a thorough analysis of the Hessian-matrix-based multi-scale filter. An automated definition of interested grey range was achieved by analyzing the characteristics of portal vein angiography images. Then in which range a function of comparability, combined the multi-scale Hessian matrix's eigenvalue characteristics and original angiography's intensity information, is used to enhance the portal vein angiography images. And the results show that the improved Hessian-matrix based multi-scale filter can significantly enhance the portal vein with multi-slice spiral CT angiography.

Keywords multi-slice spiral CT angiography, hepatic portal vein, Hessian matrix, multi-scale

基金项目: 国家高技术研究发展计划(863)项目(2006AA02Z333); 教育部科学技术研究重点项目(107073)

收稿日期: 2008-01-30; **改回日期:** 2008-06-12

第一作者简介: 刘晶晶(1982 ~), 女。华中科技大学计算机科学与技术学院博士研究生。研究方向为医学图像处理与分析、计算机视觉。E-mail: ljingjing2001@gmail.com

通讯作者简介: 张智(1968 ~), 男。华中科技大学生命科学与技术学院, 讲师, 硕士生导师。研究方向为医学图像处理与分析、PET 图像重建。E-mail: zhizhangl@ gmail.com

1 引言

肝门静脉的走行与分支在原发性肝癌的诊断和手术中具有重要意义^[1-3]。目前,对肝门静脉的分析主要采用螺旋 X-射线计算机断层成像(CT)的肝门静脉成像^[4](multi-slice spiral CT angiography, MSCTA),MSCTA 虽可清晰立体地显示肝内门静脉树及其走行,然而,由于存在造影剂注射速率及剂量选择不当、扫描时间把握不准等^[5]复杂情况,致使由相应设备直接获取的 MSCTA 图像往往不能清晰地显示肝门静脉血管树的全局结构,特别是对于较细的血管和末梢的血管,其与周围肝脏软组织难以区分,从而影响了诊断的精确度。因此,必须对血管进行增强,以突出显示血管的结构。

目前,虽有多种滤波方法可以较大幅度地提高信噪比,但同时也滤掉了许多有用的信息,而这些有用信息的保留往往比简单地提高信噪比要重要得多^[6]。Koller 等人首先于 1995 年提出一种利用 Hessian 矩阵特征值的多尺度增强方法^[7],可用于检测 2 维和 3 维图像中的血管(亮管状结构,后面所指血管均默认为亮管状结构)。Frangi 等人通过分析管状、球状和片状结构在一定尺度下的 Hessian 矩阵特征值的性质,构造出了用于血管增强的多参数相似性函数^[8]。Sato 等人将血管的 Hessian 矩阵特征值之间的关系式分解为若干等价表达式,并依此构造出相应的多参数相似性函数^[9,10]。Li 等人使用灵敏度与特异度两个概念,指出 Koller、Frangi 等人所采用的方法在增强血管的同时,还增强了球状结构,且没有很好的特异性,进而根据这一思想提出了一种相似性函数^[11],其能够在对血管进行增强的同时,抑制其他结构,并指出 Sato 等人提出的相似性函数较复杂,并且有两个参数需要根据经验设定,其针对某一特定的应用较难获取最优的参数。然而, Li 等人提出的方法对血管的交叉位置仍然增强不够,从而导致增强后的血管不连续^[12]。

本文在研究了基于 Hessian 矩阵的多尺度滤波方法,并分析了肝门静脉的 MSCTA 图像特点之后,提出了一种适应肝脏 MSCTA 图像的肝门静脉增强方法。该方法首先对事先分割好的肝脏图像通过调节窗宽窗位进行归一化;然后通过分析肝脏

图像的灰度直方图确定感兴趣的灰度范围,并针对肝脏图像的特点,结合血管的结构特征构造一新的相似性函数,同时对感兴趣范围内的体素在多尺度下计算血管的相似性函数值,进而得到最后的增强图像。

2 增强方法

由于肝脏外部的其他组织或器官,如肋骨、脾、肾等会对肝门静脉的分割产生影响,所以需首先得到肝脏模型,并利用肝脏模型得到肝脏图像,然后在肝脏内部对肝门静脉进行处理和分析。

2.1 灰度归一化

由于 CT 图像为 12bits DICOM 格式,数据量很大,因此为提高处理速度,需在不降低图像质量的基础上进行压缩处理。根据临床经验,选择合适的窗宽和窗位,并利用线性变换将之归一化到 8 bits 的灰度图像。其计算公式如下:

$$y(\mathbf{r}) = \begin{cases} T_{\min} = C - W/2 & \\ T_{\max} = C + W/2 & \\ 0 & f(\mathbf{r}) < T_{\min} \\ \frac{255}{T_{\max} - T_{\min}}(f(\mathbf{r}) - T_{\min}) & T_{\min} \leq f(\mathbf{r}) \leq T_{\max} \\ 255 & f(\mathbf{r}) > T_{\max} \end{cases} \quad (1)$$

其中, C 为窗位, W 为窗宽, T_{\min} 、 T_{\max} 分别是肝脏模型中 CT 的最低值和最高值, $f(\mathbf{r})$ 为归一化前图像上点 \mathbf{r} 的 CT 值, $y(\mathbf{r})$ 为归一化之后点 \mathbf{r} 的灰度值。

2.2 确定感兴趣范围

在螺旋 CT 多期扫描过程中,原发性肝癌在门静脉期表现为低密度(灰度值较低),但这并不代表肿瘤未增强,而是“阳性门静脉伪装”效应^[13]。由于有大量造影剂汇入门静脉而进入肝脏,致使肝脏的密度迅速增加,从而使得门静脉在动脉期呈现高密度(灰度值较高)的肝癌也成为相对低密度的肿块;然而门静脉主干明显强化,肝内门静脉细小分支显影,即病变肝实质在门静脉期呈低密度,而门静脉呈高密度。但是,部分较细血管,特别是末梢血管与正常肝的实质密度相近。

对归一化后的肝脏 MSCTA 图像灰度统计直

方图如图 1 所示,峰值所对应的灰度值记为 y_{peak} , 逆向第 1 个波谷记为 y_{trough} 。其中,区间 B 多数为血管,含少量肝实质,区间 A 中多数是肝实质,少量为血管,而血管末梢往往处于这个区间,并与肝实质的灰度区分度不大。因此,确定感兴趣的组织,即血管的灰度应大于 y_{peak} ,范围区间为 $A + B$, 即 $(y_{peak}, 255]$, 小于 y_{peak} 的,则被认为是病变组织和正常肝实质组织。

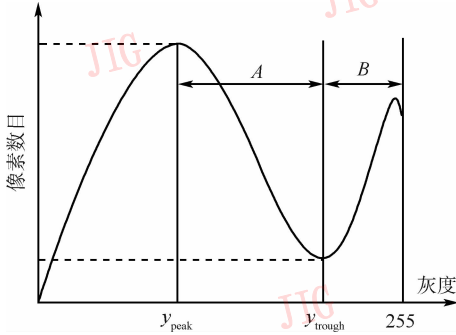


图 1 肝脏图像灰度直方图

Fig. 1 Histogram of 3D liver image

2.3 多尺度滤波

为了判断图像 I 上一点 r 是否属于血管,必须对该点进行局部分析。通常分析某点的局部特性是采用该点的某个邻域内的泰勒级数展开式。点 r 的二阶泰勒级数展开式为

$$I(r + \Delta r) \approx I(r) + \Delta r^T \nabla I(r) + \Delta r^T H(r) \Delta r \quad (2)$$

其中, $\nabla I(r)$ 为点 r 的梯度矢量, $H(r)$ 为点 r 的 Hessian 矩阵,其由点 r 的二阶导数构成。

由于 n 维图像的 Hessian 矩阵为 $n \times n$ 大小的实对称矩阵,因此具有 n 个实特征值。对于 3 维图像 I , 在尺度 σ 下,其 Hessian 矩阵如下:

$$H_\sigma(r) = \begin{bmatrix} I_{xx}(r) & I_{xy}(r) & I_{xz}(r) \\ I_{yx}(r) & I_{yy}(r) & I_{yz}(r) \\ I_{zx}(r) & I_{zy}(r) & I_{zz}(r) \end{bmatrix} \quad (3)$$

其中

$$I_{xx}(r) = \frac{\partial^2}{\partial x^2} G(r) * I(r)$$

$$G(r) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} \exp\left(-\frac{\|r\|^2}{2\sigma^2}\right)$$

其他以此类推。

各种结构的 Hessian 矩阵的特征值性质如表 1 所示^[8]。其中, λ_1 、 λ_2 和 λ_3 分别是在尺度为 σ 下,

点 r 处的 Hessian 矩阵的 3 个特征值。

表 1 一定尺度下各结构的 Hessian 矩阵特征值的特性

Tab. 1 The Hessian matrix's eigenvalue's characteristics of various structures in certain scale

结构性质	2 维	3 维
亮管状结构	$\lambda_1 \ll \lambda_2 \approx 0$	$\lambda_1 \approx \lambda_2 \ll \lambda_3 \approx 0$
暗管状结构	$\lambda_2 \approx 0 \ll \lambda_1$	$\lambda_3 \approx 0 \ll \lambda_2 \approx \lambda_1$
亮球状结构	$\lambda_1 \approx \lambda_2 \ll 0$	$\lambda_1 \approx \lambda_2 \approx \lambda_3 \ll 0$
暗球状结构	$0 \ll \lambda_1 \approx \lambda_2$	$0 \ll \lambda_1 \approx \lambda_2 \approx \lambda_3$
亮片状结构	—	$\lambda_1 \ll \lambda_2 \approx \lambda_3 \approx 0$
暗片状结构	—	$\lambda_3 \approx \lambda_2 \approx 0 \ll \lambda_1$

对于 3 维图像来说,在 Hessian 矩阵的 3 个实特征值中,与绝对值最大的特征值对应的特征向量的方向代表点 r 处曲率最大的方向,也即与血管方向垂直的方向,而与绝对值最小的特征值对应的特征向量的方向则代表了血管的方向。

文献[9]和文献[11]中的相似性函数仅仅只利用了结构信息,本文根据肝脏图像的特点,提出了如下一种结合特征值性质和原始图像灰度信息的新的血管相似性函数:

$$v(r, \sigma) = \begin{cases} |\lambda_2| \times \left(1 - \exp\left(-\frac{y(r)}{225}\right)\right) \times \sigma^2 & \lambda_1 \leq \lambda_2 < 0, \\ & y(r) \geq y_{peak} \\ 0 & \text{其他} \end{cases} \quad (4)$$

$v(r, \sigma)$ 函数值的大小决定了该点 r 属于血管上的点的可能性大小,若该值越大,则属于血管的可能性越大。对整个图像 I 进行此操作,即可得到增强后的图像。

由于血管的直径不一,单一尺度并不能很好地表达血管,因此,需要计算多个尺度下点 r 的相似性函数值,并将各尺度下的计算结果进行了比较。最后,采用的多尺度相似性函数如下:

$$v(r) = \max_{\sigma_{min} \leq \sigma \leq \sigma_{max}} v(r, \sigma) \quad (5)$$

其中, $v(r, \sigma)$ 中的 σ 采用如式(6)所示函数^[11] 进行计算。尺度 σ 的取值范围为 $[\sigma_{min}, \sigma_{max}]$, 其对应的血管直径范围为 $[d_{min}, d_{max}]$, 两者满足关系 $\sigma = \frac{d}{4}$ 。若将之离散化,并设定步长为 N ,则离散化后的尺度取值采用如式(6)所示的等比序列:

$$\sigma_n = \left(\frac{d_{max}}{d_{min}}\right)^{\frac{n}{N-1}} \frac{d_{min}}{4} \quad n = 0, 1, \dots, N-1 \quad (6)$$

综上所述,算法流程图如图 2 所示。

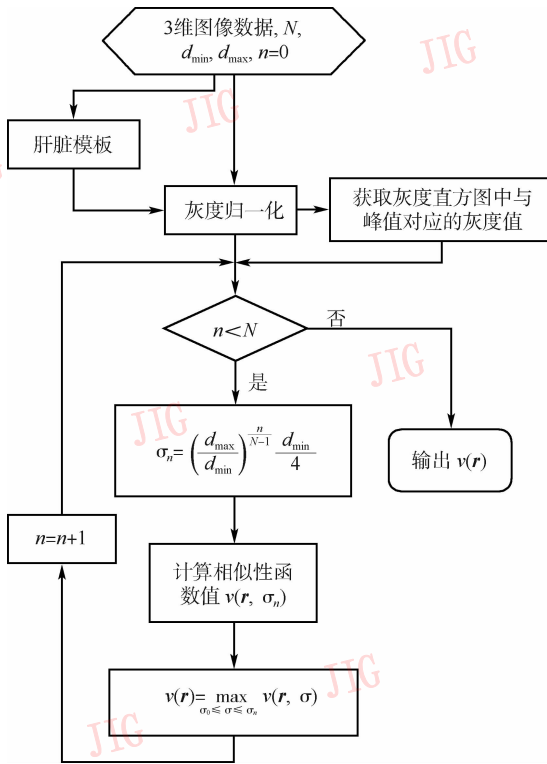


图 2 算法流程图

Fig. 2 The algorithm flow chart

比各种算法的增强效果,还对文献[9]和文献[11]的增强方法进行了增强对比实验。文献[9]方法需要设定 γ_{12}, γ_{23} 和 α 3 个参数,根据该文所设计的方法,本实验选择设定其参数为: $\gamma_{12} = \gamma_{23} = 1, \alpha = 0.25$ 。

图 3 是一病人肝脏图像的灰度统计直方图,因其峰值 $y_{peak} = 193$,故血管的有效灰度范围为 $(193, 255]$ 。

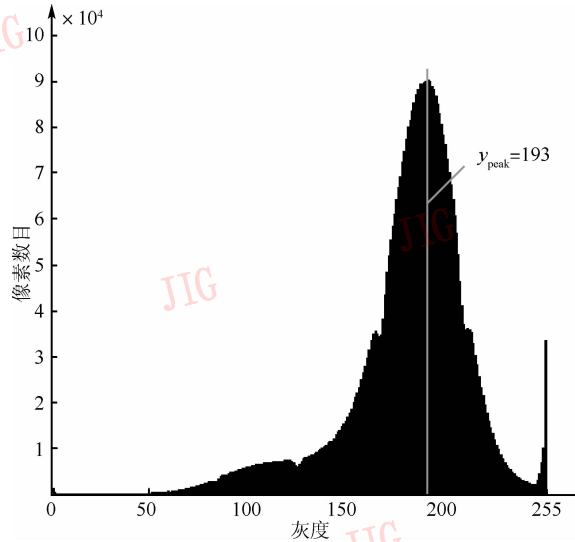


图 3 肝脏图像灰度直方图

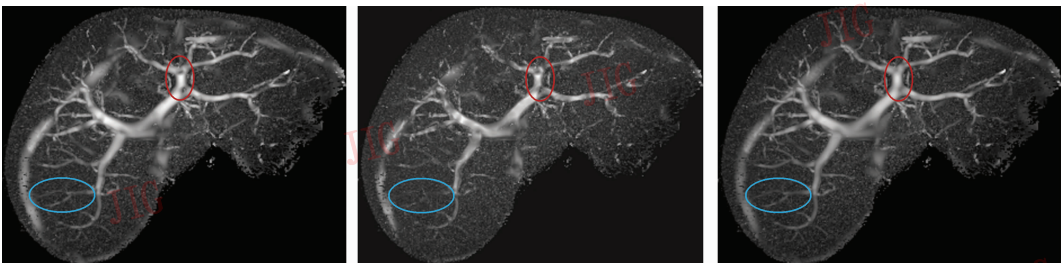
Fig. 3 Histogram of a sample 3D liver image

3 实验结果与分析

为验证本文算法的增强效果,选用华中科技大学同济医学院附属同济医院提供的 16 层螺旋肝脏 CT 造影图像作为实验数据进行了增强实验。由于图像的层间间距为 1.25mm,层内间距为 0.703 125mm,故在增强前采用了双线性方法对 CT 数据进行了插值,首先得到层间和层内间距均为 0.703 125mm 的 CT 图像。

在对血管进行 3 维增强的时候,用到的参数有:窗位 $C = 40$,窗宽 $W = 250$ ^[14],肝门静脉直径范围 $[d_{min}, d_{max}] = [2\text{mm}, 20\text{mm}]$,迭代次数 $N = 5$ 。为对

图 4 是肝门静脉增强后的横断面最大密度投影效果图。从图中可以看出,文献[9]和本文方法增强的血管相对文献[11]方法增强的血管更光滑,并且部分血管在文献[9]和本文方法中有明显增强,而在文献[11]方法增强的图像中并无明显的增强效果(如图 4 蓝色椭圆标示的区域)。本文方法与文献[9]方法相比,主要改善了其在血管交叉处未能显著增强的不足(如图 4 红色椭圆所标示的区域),文献[9]方法增强的图像在两个血管分支处都存在不连续的暗斑(文献[11]方法也存在同样的情况),从横断面的增强效果图可以看到更清晰的对比效果(如图 5 所示)。



(a)文献[9]算法的增强结果

(b)文献[11]算法的增强结果

(c)本文算法的增强结果

图 4 肝脏 MSCTA 图像横断面 MIP 效果图

Fig. 4 Transverse MIP results of liver MSCTA

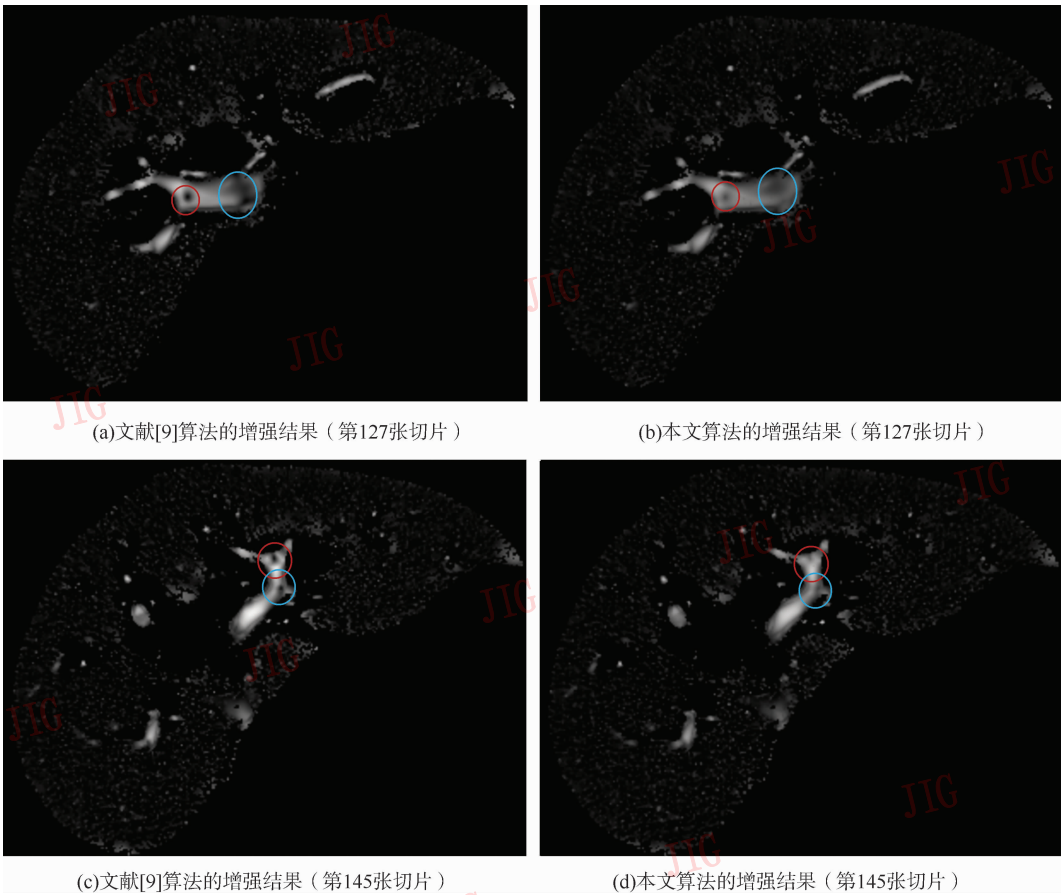


图 5 文献[9]和本文方法的增强结果在横断面上的差别

Fig. 5 The transverse difference between Ref. [9] and our algorithm

图 5(a)、(c)是用文献[9]方法对第 127 张和第 145 张切片图进行增强的效果图,图 5(b)和图 5(d)分别是这两张图用本文方法进行增强的效果图。图中红色和蓝色椭圆处标示出了两种方法增强效果的主要区别之处。从标记处两种方法的增强效果可以看出,本文方法能够改善文献[9]方法在血管交叉处增强不足的缺陷,并能连续增强血管。

4 结 论

本文通过分析 MSCTA 图像的特点,在对基于 Hessian 矩阵的多尺度滤波方法进行研究的基础上,提出了一种新的相似性函数,用来对肝门静脉进行增强的方法。该方法首先根据 MSCTA 图像的特点自动确定感兴趣的灰度范围,然后在该范围内利用结合了 Hessian 矩阵特征值和灰度信息的相似性函数来对肝门静脉进行多尺度增强。

实验结果表明,利用该方法不仅能够连续地增

强肝门静脉,而且可清晰地反映肝门静脉的分支。

参考文献 (References)

- 1 He Qiang, Huang Jin-rong, Zhang Yu-lan, *et al.* Investigation on portal venous radiological manifestation in primary hepatic carcinoma [J]. *Tumour Journal of the World*, 2006, 5(4): 253 ~ 256. [何强, 黄金荣, 张玉兰等. 原发性肝癌的肝门静脉影像学特征研究[J]. 世界肿瘤杂志, 2006, 5(4): 253 ~ 256.]
- 2 Liu Wen-guo, Chu Guo-liang, He Hong-wen, *et al.* The morphological observation of embranchment of the hepatic portal vein within liver [J]. *Journal of Regional Anatomy and Operative Surgery*, 2005, 14(4): 225 ~ 226. [刘文国, 初国良, 何宏文等. 肝门静脉肝内分支的形态观测及临床意义[J]. 局解手术学杂志, 2005, 14(4): 225 ~ 226.]
- 3 Yang Lin, Zhang Shao-xiang, Chen Jin, *et al.* Three dimensional reconstruction and real time display of hepatic portal vein of first Chinese digitized visible human [J]. *Chinese Journal of Anatomy*, 2005, 28(6): 685 ~ 687. [杨琳, 张绍祥, 陈锦等. 首例中国数字化可视人体肝门静脉系的三维重建与实时显示[J]. 解剖学杂志, 2005, 28(6): 685 ~ 687.]
- 4 Liu Xue-jing, Wu Le-bin, Liu Cheng, *et al.* Clinical value of multi-

- slice CT portography [J]. Chinese Journal of Clinical Anatomy, 2004, **22**(5): 478 ~ 480, 484. [刘学静, 武乐斌, 柳澄等. 多层螺旋 CT 肝门静脉成像及其临床应用价值[J]. 断层影像解剖学, 2004, **22**(5): 478 ~ 480, 484.]
- 5 Chen Qing-hua, Liu Cheng. Spiral CT angiography in abdomen [J]. Chinese Journal of Medical Imaging Technology, 2004, **20**(4): 641 ~ 644. [陈青华, 柳澄. 腹部螺旋 CT 血管成像技术[J]. 中国医学影像技术, 2004, **20**(4): 641 ~ 644.]
- 6 Luo Shu-qian, Zhou Guo-hong. Medical Image Processing and Analysis [M]. Beijing: Science Press, 2003: 38 ~ 53. [罗述谦, 周果宏. 医学图像处理与分析[M]. 北京: 科学出版社, 2003: 38 ~ 53.]
- 7 Koller T M, Gerig G, Szekely G, *et al.* Multiscale detection of curvilinear structures in 2-D and 3-D image data [A]. In: Proceedings of the 5th International Conference on Computer Vision '95 [C], Los Alamitos, CA, USA, 1995: 864 ~ 869.
- 8 Frangi A F, Niessen W J, Vincken K L, *et al.* Multiscale vessel enhancement filtering [A]. In: Wells W M, Colchester A, Delp S L, (Eds.): Proceedings Number 1496 in Lecture Notes in Computer Science on Medical Image Computing and Computer-assisted Intervention (MICCAI) [C], Berlin, German: Springer-Verlag, 1998: 130 ~ 137.
- 9 Sato Y, Nakajima S, Shiraga N, *et al.* Three-dimensional multi-scale line filter for segmentation and visualization of curvilinear structures in medical images [J]. Medical Image Analysis, 1998, **2**(2): 143 ~ 168.
- 10 Sato Y, Westin C F, Bhalerao A, *et al.* Tissue classification based on 3D local intensity structures for volume rendering [J]. IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics, 2000, **6**(2): 160 ~ 180.
- 11 Li Q, Sone S, Doi K. Selective enhancement filters for nodules, vessels, and airway walls in two- and three-dimensional CT scans [J]. Medical Physical, 2003, **30**(8): 2040 ~ 2051.
- 12 Agam G, Armato S G, Wu C. Vessel tree reconstruction in thoracic CT scans with application to nodule detection [J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2005, **24**(4): 486 ~ 499.
- 13 Zhu Xi-xu, Fang You-wen, Chen Jun-kun, *et al.* Multiphase spiral CT scan in primary hepatic carcinoma [J]. World Chinese Journal of Digestology, 2004, **12**(9): 2251 ~ 2253. [朱锡旭, 方有文, 陈君坤等. 原发性肝癌三期 CT 增强扫描[J]. 世界华人消化杂志, 2004, **12**(9): 2251 ~ 2253.]
- 14 Chinese Medical Association. Clinical Technical Specifications · Imaging Technology [M]. Beijing: People's Military Surgeon Press, 2004: 182 ~ 184. [中华医学会. 临床技术操作规范·影像技术分册[M]. 北京: 人民军医出版社, 2004: 182 ~ 184.]