

基于Hessian矩阵及余弦定理的肝门静脉血管检测

邓金城¹, 刘常春¹, 莫珍丽², 陈子杰¹, 吴江华¹

1. 深圳市医诺智能科技发展有限公司, 广东 深圳 518057; 2. 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司, 广东 深圳 518057

【摘要】目的:提出一种基于Hessian矩阵及余弦定理的血管检测方法,改善肝门静脉血管检测效果。**方法:**充分考虑肝脏内肝门静脉CT图像的灰度及结构特点,首先利用肝脏图像的低灰度阈值对CT图像进行预处理,然后提出由余弦定理构造新的血管相似性函数,并计算多尺度的函数响应值,最后利用肝门静脉图像的低灰度阈值和连通域提取方法提取最大连通域。**结果:**该方法能有效地检测肝门静脉血管,检测结果与IRCADb数据集中专家的人工分割结果更接近。**结论:**基于Hessian矩阵及余弦定理的肝门静脉血管检测方法为后续的分割和三维重建奠定了良好的基础。

【关键词】Hessian矩阵;余弦定理;肝门静脉;CT图像;图像增强;血管检测

【中图分类号】R445

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2017)05-0462-06

Vessel detection of the portal vein in computed tomography based on Hessian matrix and cosine law

DENG Jincheng¹, LIU Changchun¹, MO Zhenli², CHEN Zijie¹, WU Jianghua¹

1. Shenzhen Yino Intelligence Technology Co., Ltd., Shenzhen 518057, China; 2. Shenzhen Mindray Bio-medical Electronics Co., Ltd., Shenzhen 518057, China

Abstract: Objective To improve the detection of the portal vein on computed tomography (CT) images with a new vessel detection method based on Hessian matrix and the cosine law. **Methods** By fully considering the gray level and structural characteristics of the portal vein on CT images, we used a low gray threshold of the liver for preprocessing of the input CT images. We proposed a new vascular similarity function based on the cosine law to compute multi-scale function response, and utilized the low gray threshold of the portal vein image and the connected domain extraction method to extract the maximum connected domain. **Results** The proposed vessel detection method achieved the effective detection of the portal vein on CT images, and the detection results was closer to the manual results made by doctor in IRCADb database. **Conclusion** The vessel detection method based on Hessian matrix and cosine law can facilitate subsequent image segmentation and three-dimensional reconstruction.

Keywords: Hessian matrix; cosine law; hepatic portal vein; computed tomography image; image enhancement; vessel detection

前言

肝脏作为人体最重要的器官之一,其病变极大地影响了人类身体健康,而肝癌更成为导致人类死亡的最主要的疾病之一^[1]。目前,最有效的肝癌治疗方法主要是肝切除术,而结合了三维可视化技术的

精准肝切除被视为具有科技和人文关怀的新时代肝癌治疗方法^[2-4]。在二维CT或MRI数据基础上,对肝脏等器官和组织进行精确的三维重建,辅助医生在术前进行手术规划和虚拟肝切除,可以提高手术的成功率^[4-7]。其中,肝门静脉的作用非常重要,它的走行和各级分支是肝切除术必须考虑的关键因素^[8]。

对包括肝门静脉在内的器官和组织进行准确的分割是其三维重建的前提,而对肝门静脉进行分割极大依赖于肝门静脉血管检测。由于血管的树状结构和管状特性,可以利用Hessian矩阵特征值之间的关系来检测血管^[9-15],并且已经被证实是一种行之有效的管状检测方法。然而传统的Hessian矩阵增强存在血管分支不连续、血管壁不够圆润饱满等缺陷,使

【收稿日期】2017-01-15

【基金项目】深圳市高技术产业化扶持计划(股权资助)(S2016I65100017)

【作者简介】邓金城,硕士,工程师,研究方向:模式识别与数字图像处理,机器学习与人工智能等,E-mail:djc@szyino.com

【通信作者】刘常春,硕士,工程师,研究方向:计算机视觉、医学图像处理及三维可视化等,E-mail:jakinliu@qq.com

得管状检测效果不够理想。充分考虑肝脏内肝门静脉CT图像的灰度及结构特点,利用余弦定理构造新的血管相似性函数,以改善传统Hessian矩阵增强方法在肝门静脉血管检测中的应用效果。

1 资料与方法

1.1 资料与实验平台

采用来自法国 IRCAD (Research Institute against Digestive Cancer) 开放的医学影像数据集——3D-IRCADb-01 数据集中的CT图像数据进行算法实验,并将实验结果和该数据集的专家人工分割结果进行比较。实验参数设置要求为:肝脏低灰度阈值 F_{\min} 和肝门静脉低灰度阈值 P_{\min} 根据实验CT图像数据的实际灰度特性进行人工设置;对于基于余弦定理的血管相似性函数中的角度值 ε 和 ζ ,根据多组数据实验可设置为经验值 $\varepsilon=65^\circ$, $\zeta=74^\circ$;根据 IRCADb 数据集中肝门静脉血管的尺寸特性可以将尺度因子设置为经验值,其中 $N=6$, $\sigma_{\min}=1.5$, $\sigma_{\max}=3.0$ 。

算法实验采用的操作系统为 Windows 7,其中CPU的型号为 Intel Core i5-4200M,内存为 8 GB,所有实验均在 VC2010 平台进行。

1.2 理论与方法

1.2.1 Hessian 矩阵增强滤波 根据图像 I 的局部特性,即泰勒级数展开式,可以判断点 X 是否属于管状结构,其表达式如下:

$$I(X + \Delta X, \sigma) \approx I(X, \sigma) + \Delta X^T \nabla I(X, \sigma) + \frac{1}{2} \Delta X^T H(X, \sigma) \Delta X \quad (1)$$

式中 σ 为高斯平滑尺度因子, $H(X, \sigma)$ 为三维图像的Hessian矩阵:

$$H(X, \sigma) = \begin{bmatrix} \frac{\partial^2 I}{\partial x^2}(X, \sigma) & \frac{\partial^2 I}{\partial x \partial y}(X, \sigma) & \frac{\partial^2 I}{\partial x \partial z}(X, \sigma) \\ \frac{\partial^2 I}{\partial y \partial x}(X, \sigma) & \frac{\partial^2 I}{\partial y^2}(X, \sigma) & \frac{\partial^2 I}{\partial y \partial z}(X, \sigma) \\ \frac{\partial^2 I}{\partial z \partial x}(X, \sigma) & \frac{\partial^2 I}{\partial z \partial y}(X, \sigma) & \frac{\partial^2 I}{\partial z^2}(X, \sigma) \end{bmatrix} \quad (2)$$

其中

$$\begin{aligned} \frac{\partial^2 I}{\partial x^2}(X, \sigma) &= \sigma^2 \frac{\partial^2 G(X, \sigma)}{\partial x^2} \cdot I(X) \\ G(X, \sigma) &= \exp\left(-\frac{\|X\|^2}{2\sigma^2}\right) \end{aligned} \quad (3)$$

其他以此类推^[9]。

求取Hessian矩阵 $H(X, \sigma)$ 的特征值分别为 λ_1 、 λ_2 、 λ_3 ,且假设3者顺序为 $|\lambda_1| \leq |\lambda_2| \leq |\lambda_3|$,其中,不同的特征值特点对应于不同的几何结构,见表1。

盘状、管状和球状结构是三维图像中最重要的几何结构,而血管结构被认为是一种管状结构,理想

表1 不同特征值特点和几何结构

Tab.1 Geometric structure depending on different eigenvalues

3D			Geometric structure
λ_1	λ_2	λ_3	
N	N	N	Noisy
L	L	H-	Plate-like (bright)
L	L	H+	Plate-like (dark)
L	H-	H-	Tubular-like (bright)
L	H+	H+	Tubular-like (dark)
H-	H-	H-	Blob-like (bright)
H+	H+	H+	Blob-like (dark)

3D: Three dimensions; H: High; L: Low; N: Noise; +/- indicates the sign of the value.

的血管结构对应的特征值特点如式(4):

$$|\lambda_1| \approx 0; |\lambda_1| \ll |\lambda_2|; \lambda_2 \approx \lambda_3 \quad (4)$$

一般情况下,在CT图像中,血管为亮管状结构,背景为暗,即有 λ_2 和 λ_3 同为负值。根据式(4)所描述, $Li^{[10]}$ 定义了实现对血管进行检测的三维血管相似性函数:

$$v_o(\lambda, \sigma) = \begin{cases} \frac{|\lambda_2|(|\lambda_2| - |\lambda_1|)}{|\lambda_3|}, & \text{if } \lambda_2 < 0 \text{ and } \lambda_3 < 0 \\ 0, & \text{others} \end{cases} \quad (5)$$

由于血管结构的尺度大小不一,因此有必要进行多尺度增强滤波,实现多个尺度的血管检测^[9]。 $Li^{[10]}$ 认为,当空间尺度因子 σ 为 σ_0 时,直径 d 近似为 $4\sigma_0$ 的血管具有最大响应。因此依据实际血管尺寸来设置空间尺度因子 $[\sigma_{\min}, \sigma_{\max}]$,并将其等分离散化为 N 个尺度,记为 $\sigma_i(i=1,2,3)$,分别计算各尺度上的函数响应值,最终选择其中最大值作为输出响应 $v_o(\lambda)$:

$$v_o(\lambda) = \max_{\sigma_{\min} \leq \sigma \leq \sigma_{\max}} v_o(\sigma, \lambda) \quad (6)$$

1.2.2 肝门静脉的血管检测方法 (1)图像预处理:由于仅讨论肝门静脉的血管检测,因此仅对包含肝脏在内的感兴趣区域进行实验,这样可以减少对无关区域的计算。其中,感兴趣区域是根据原始CT图像中肝脏区域的坐标范围获取,即 $\text{Border}=[x_{\min}, x_{\max}, y_{\min}, y_{\max}, z_{\min}, z_{\max}]$ 。

因为肝门静脉期CT图像中,血管为最亮的部分,所以可以利用肝脏的低灰度阈值对CT图像进行灰度变换,增强血管的对比度,提高血管检测的精确度。假设输入CT图像为 $F(X)$,参数 F_{\min} 为肝脏的低灰度阈值,由原始CT图像的灰度特性获取,灰度变

换表达式如下:

$$I(X) = \begin{cases} F_{\min}, & F(X) < F_{\min} \\ F(X), & \text{others} \end{cases} \quad (7)$$

(2) 血管相似性函数设计: 设计一个三维坐标系上的一个三角形, 利用余弦定理构造新的血管相似性函数, 由此检测血管。如图1所示, 取z轴上点A(0,0, λ_1)、x轴上点B(λ_2 ,0,0)、y轴上点C(0, λ_3 ,0), 连接AB、BC和AC, 则有锐角三角形 $\triangle ABC$, 满足 $\angle A > \angle B > \angle C$, 且 $\angle A > 60^\circ$ 。

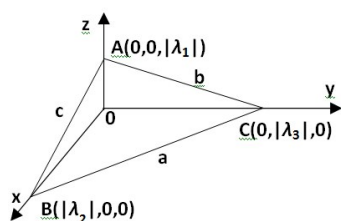


图1 Hessian矩阵特征值对应的边角关系

Fig.1 Relationship of the edges and corners corresponding to the eigenvalues of the Hessian matrix

对于潜在的亮血管, 有 $\lambda_2 < 0$ 、 $\lambda_3 < 0$ 成立。在 $\triangle ABC$ 中, 当满足如下不等式组(8)时, 则式(4)成立, 即符合理想的血管结构。

$$\begin{cases} \angle A \approx 90^\circ \\ \angle B \approx \angle C \approx 45^\circ \end{cases} \quad (8)$$

对于式(8), 当 $\angle A$ 趋向于 60° 时, 有 $\angle A \approx \angle B \approx \angle C \approx 60^\circ$ 成立, 即符合理想的球状结构; 当 $\angle B$ 趋向于 90° 时, 有 $\angle A \approx \angle B \approx 90^\circ$ 且 $\angle C \approx 0^\circ$ 成立, 即符合理想的盘状结构。因此, 可以取得合适的两个角度, $90^\circ > \varepsilon > 60^\circ$, $90^\circ > \zeta > 45^\circ$, 从而抑制球状结构和盘状结构, 同时对管状结构进行增强, 即有不等式组(9)成立:

$$\begin{cases} \angle A > \varepsilon \\ \angle B < \zeta \end{cases} \quad (9)$$

根据 $\triangle ABC$ 和余弦定理公式(10), 式(9)可以推导出式(11):

$$\cos A = \frac{b^2 + c^2 - a^2}{2bc} \quad (10)$$

$$\begin{aligned} \frac{\lambda_1^2}{\sqrt{(\lambda_1^2 + \lambda_3^2)(\lambda_1^2 + \lambda_2^2)}} &< \cos(\varepsilon) \\ \frac{\lambda_2^2}{\sqrt{(\lambda_2^2 + \lambda_3^2)(\lambda_1^2 + \lambda_2^2)}} &> \cos(\zeta) \end{aligned} \quad (11)$$

从而得到新的血管相似性函数符合式(12):

$$v_o(\lambda) = \begin{cases} 1, & \text{if } \lambda_2 < 0, \lambda_3 < 0, \text{且式(11)成立} \\ 0, & \text{others} \end{cases} \quad (12)$$

(3) 多尺度滤波算法。多尺度检测如下: ① 输入原始灰度图像 $F(X)$; ② 灰度变换得到图像 $I(X)$; ③ 对全部像素重复执行步骤④~⑧; ④ 对尺度因子 σ 以及函数响应 v_o 进行初始化; ⑤ 判断 σ 是否截止, 或 v_o 是否满足 $v_o=1$, 若满足其一则跳转到⑨; ⑥ 计算图像 $I(X)$ 的Hessian矩阵 $H(X)$; ⑦ 计算 $H(X)$ 的特征值, 并计算函数响应 v_o ; ⑧ 迭代 σ , 跳转到⑤; ⑨ 迭代截止并输出函数响应 v_o 。

定义 $V(X)$ 为血管相似性函数输出响应图像, 可知 $V(X)$ 为三维的二值图像, 背景为暗, 亮的前景表示该点为血管结构。

(4) 最大连通域提取

由于前述的多尺度检测的输出函数响应中, 包含了肝脏边界等伪管状结构的增强, 因此, 利用依据输入CT图像 $F(X)$ 的灰度特性获取肝门静脉的低灰度阈值 P_{\min} , 对响应图像 $V(X)$ 进行变换, 变换公式如式(13):

$$V(X) = \begin{cases} 0, & F(X) < P_{\min} \\ V(X), & \text{others} \end{cases} \quad (13)$$

对式(13)的输出响应 $V(X)$ 进行三维的26-邻域的连通域提取, 提取出其中的最大单连通域, 并进行一个像素的二值膨胀运算用于填补微小空洞, 即为最终的肝门静脉函数输出响应 $V_o(X)$ 。由此滤去部分对球状结构和盘状结构的增强和其他组织。

2 结果与分析

图2a、b和c分别是3D-IRCADb-01数据集中3DIRCADb1.10组CT图像数据所示第73张切片图所对应的感兴趣区域, 以及通过 $Li^{[10]}$ 方法和基于余弦定理的多尺度检测结果; 图2d、e分别对应于两种增强结果经过连通域检测之后获得的最大单连通域; 图2f对应专家人工分割结果。

图3的每一行对应于IRCADb数据集中某一组CT图像数据的算法实验, 其中左列和中列分别为 $Li^{[10]}$ 方法和基于余弦定理方法获得的检测数据通过移动立方体(Marching Cubes, MC)算法重建得到的三维血管图, 右列为IRCADb数据集中专家人工分割结果对应的三维血管图, 其中图3a和图3b对应于图2d和图2e的分割结果的三维血管图。

由图2b、c所示, $Li^{[10]}$ 算法增强的血管丢失了血管边缘的部分信息, 而基于余弦定理方法增强的血管非常圆润饱满; 同时, $Li^{[10]}$ 算法增强的血管内部出现了微小的空洞, 并且部分地方出现了断裂, 而基于余弦定理方法增强的血管比较完整且连续。综上所述, 且如图2d、e所示, 基于余弦定理的方法能更好地

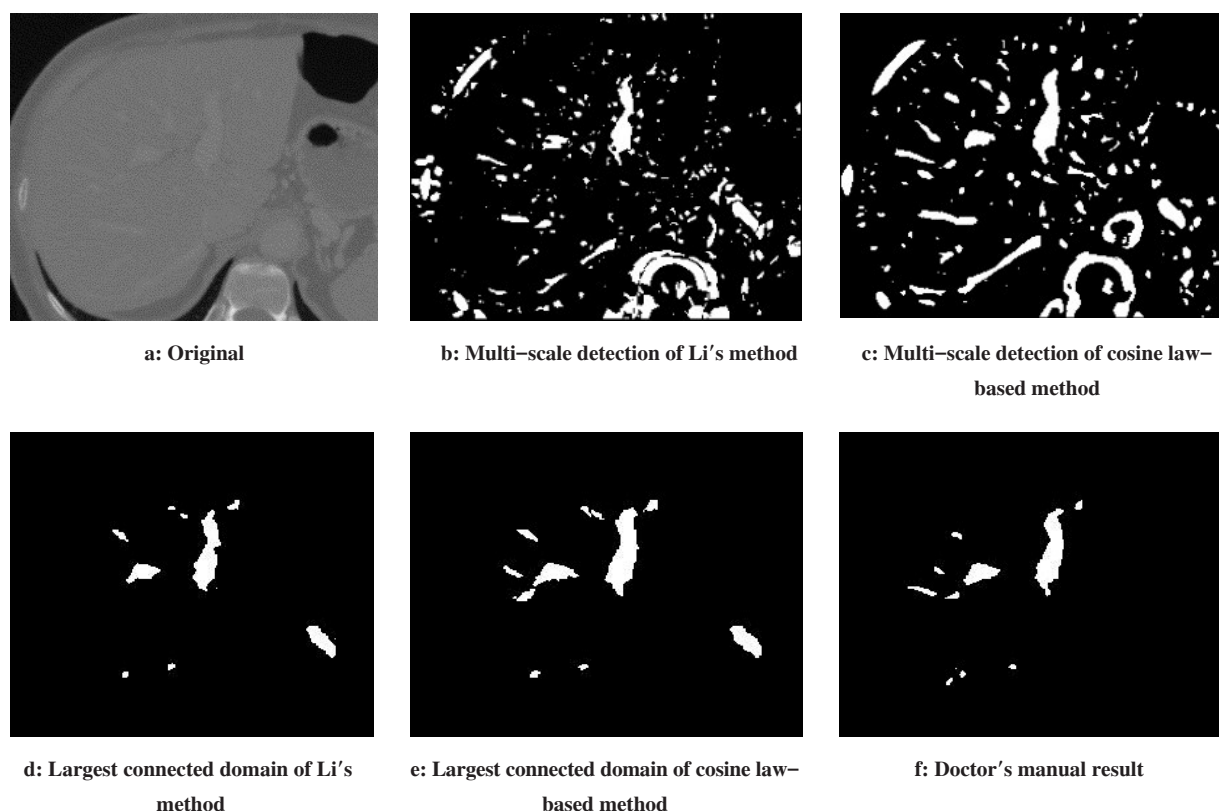


图2 Li方法与基于余弦定理方法的血管检测结果

Fig.2 Comparison of vessel detection result between Li's and cosine law-based methods

检测肝门静脉,检测到的血管更加圆润饱满且分支连续丰富。由图3所示,Li^[10]方法增强的血管出现了部分断裂,相较于Li^[10]方法,基于余弦定理方法检测的血管更加圆润饱满且分支丰富。同时,基于余弦定理方法检测的血管结果非常接近 IRCADb 数据集中专家的人工分割结果。

为了进一步分析不同算法所提取的血管与 IRCADb 数据集中专家的人工分割结果的差异,我们使用准确度 (Accuracy)、灵敏度 (Sensitivity) 和特异性 (Specificity) 3 个指标来衡量^[10],如表2所示。其中每个指标的值都是经过对 IRCADb 数据集中多组 CT 数据进行实验,并计算后取平均值得到。由对比数据可知,基于余弦定理方法检测的血管与 Li^[10]方法增强的血管相比,在准确度和特异性几乎无相差的情况下有更为优秀的灵敏度,表明基于余弦定理方法检测结果与 IRCADb 数据集中专家的人工分割结果更接近。

3 讨论

由于血管的树状结构和管状特性,已有研究人员利用 Hessian 矩阵特征值之间的关系来检测血管,并取得了较好的检测效果。然而,由于对特征点的

判别标准过于简单粗糙,导致传统的 Hessian 矩阵增强存在血管分支不连续、血管壁不够圆润饱满等缺陷,因而需要充分考虑肝脏内肝门静脉 CT 图像的灰度及结构特点,利用余弦定理构造新的血管相似性函数,以改善传统 Hessian 矩阵增强方法在肝门静脉血管检测中的应用效果。

通过对多组 CT 图像数据的算法实验,可以发现,基于 Hessian 矩阵的多尺度血管增强算法可以有效地检测肝门静脉血管,Li^[10]方法和基于余弦定理方法的实验结果均可说明。同时,根据 Li^[10]方法和基于余弦定理方法的实验结果对比,可以发现基于余弦定理方法能获得更优的血管检测结果,并且更为接近专家人工分割结果。

在获得较理想的肝门静脉血管的检测效果后,可以进一步对肝门静脉血管进行准确的分割,利用三维重建技术重建得到准确的三维肝门静脉血管。同样,在对肝脏、肝静脉和占位等器官和组织进行准确地分割和三维重建后,得到准确的三维面模型。在获得这些三维面模型后,结合相应的肝分段技术实现虚拟肝切除,辅助医生进行术前规划,从而提高手术成功率。

基于Hessian矩阵及余弦定理的肝门静脉血管检测

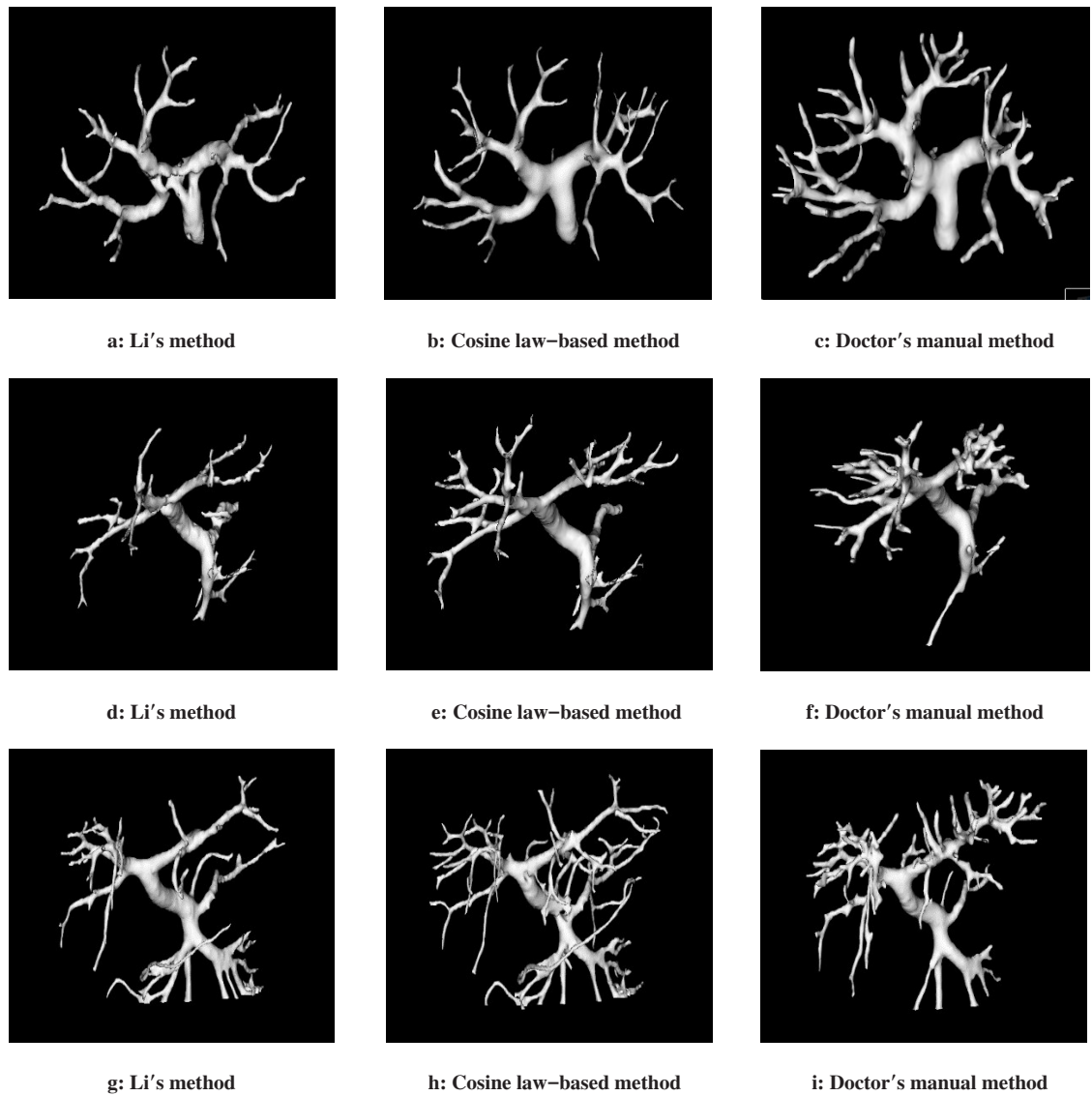


图3 不同方法对应的3组数据的三维血管图

Fig.3 3D vessel models constructed based on the data sets processed using 3 different methods

表2 不同方法对应的结果的差异

Tab.2 Difference in results obtained by different methods

Method	Accuracy	Sensitivity	Specificity
Li's method	0.995	0.663	0.996
Cosine law-based method	0.994	0.857	0.995

方法充分考虑了肝脏内CT血管的灰度及结构特点,在基于Hessian矩阵增强基础之上,利用余弦定理构造了新的血管相似性函数。实验表明,该方法能有效地检测肝门静脉血管,并且反映出了肝门静脉的圆润饱满和丰富的分支,为后续肝门静脉分割奠定了良好的基础,更为后续的肝门静脉三维重建提供了重要的支撑,为精准肝切除的可行性提供了信息技术方面的保障。

【参考文献】

[1] 张瑞, 闫军, 冯晓斌, 等. 射频辅助肝切除术与单纯性肝切除术治疗干细胞性肝癌的前瞻性随机对照研究[J]. 第三军医大学学报, 2015, 37(10): 1022-1025.
ZHANG F, YAN J, FENG X B, et al. Radiofrequency-assisted liver resection *versus* traditional liver resection for hepatocellular carcinoma: a randomized controlled trial[J]. Journal of Third Military Medical University, 2015, 37(10): 1022-1025.

[2] 何坤, 胡泽民, 余元龙, 等. 精准肝切除在原发性肝癌中的应用[J]. 中华肝脏外科手术学电子杂志, 2016, 5(2): 81-85.
HE K, HU Z M, YU Y L, et al. Application of precise hepatectomy in primary liver cancer [J]. Chinese Journal of Hepatic Surgery (Electronic Edition), 2016, 5(2): 81-85.

[3] HOFFMANN K, MULLER-BUTOW V, FRANZ C, et al. Factors predictive of survival after stapler hepatectomy of hepatocellular carcinoma: a multivariate, single-center analysis[J]. Anticancer Res, 2014, 34(2): 767-776.

[4] 王松平, 李建生, 马金良, 等. 三维重建技术在精准肝切除中的临床应用[J]. 世界华人消化杂志, 2014, 22(15): 2169-2174.

- WANG S P, LI J S, MA J L, et al. Clinical application of three-dimensional reconstruction in precise hepatectomy[J]. World Chinese Journal of Digestology, 2014, 22(15): 2169-2174.
- [5] 范应方, 项楠, 蔡伟, 等. 三维可视化技术在精准肝切除术规划中的应用[J]. 中华肝脏外科手术学电子杂志, 2014, 3(5): 8-11.
- FAN Y F, XIANG N, CAI W, et al. Three-Dimensional visualization technology in preoperative planning of precise hepatectomy[J]. Chinese Journal of Hepatic Surgery (Electronic Edition), 2014, 3(5): 8-11.
- [6] 方兆山, 雷其理, 刘星星, 等. 三维可视化技术辅助复杂性肝切除术的应用价值[J]. 中国医学物理学杂志, 2016, 33(8): 793-798.
- FANG Z S, LEI Q L, LIU X X, et al. Application value of three-dimension visualization technique in complex liver resection[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2016, 33(8): 793-798.
- [7] BEGIN A, MARTEL G, LAPOINTE R, et al. Accuracy of preoperative automatic measurement of the liver volume by CT-scan combined to a 3D virtual surgical planning software (3DVSP)[J]. Surg Endosc, 2014, 28(12): 3408-3412.
- [8] 何强, 黄金荣, 张玉兰, 等. 原发性肝癌的门静脉影像学特征研究[J]. 世界肿瘤杂志, 2006, 5(4): 253-256.
- HE Q, HUANG J R, ZHANG Y L, et al. Investigation on portal venous radiological manifestation in primary hepatic carcinoma[J]. Tumor Journal of the World, 2006, 5(4): 253-256.
- [9] FRANGI A F, NIESSEN W J, VINCKEN K L, et al. Multiscale vessel enhancement filtering[C]. Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention-MICCAI'98, 1998: 130-137.
- [10] LI Q, SONE S, DOI K. Selective enhancement filters for nodules, vessels, and airway walls in two-and three-dimensional CT scans[J]. Med Phys, 2003, 30(8): 2040-2051.
- [11] OLIVEIRA W S, REN T I, CAVALCANTI G D. Retinal vessel segmentation using average of synthetic exact filters and hessian matrix[C]. IEEE International Conference on: Image Processing (ICIP), 2012: 2017-2020.
- [12] SRINATH N, PATIL A, KUMAR V K, et al. Automated detection of choroid boundary and vessels in optical coherence tomography images[C]. 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society(EMBC), 2014: 166-169.
- [13] 于挥, 王小鹏. 基于HESSIAN增强和形态学尺度空间的视网膜血管分割[J]. 计算机应用与软件, 2016, 33(8): 200-205.
- YU H, WANG X P. Retinal vessels segmentation based on hessian enhancement and morphological scale space [J]. Computer Applications and Software, 2016, 33(8): 200-205.
- [14] 丘赞立, 蒋先刚, 熊娟. 基于Hessian算子的多尺度视网膜血管增强滤波方法[J]. 计算机应用与软件, 2014, 31(9): 201-205.
- QIU Y L, JIANG X G, XIONG J. A multi-scale retinal vessels enhancement filtering method based on hessian operator[J]. Computer Applications and Software, 2014, 31(9): 201-205.
- [15] 皮净锐, 房斌, 王翊, 等. 基于Hessian矩阵和GMM-EM算法的肝脏三维血管树提取[J]. 生物医学工程学杂志, 2013, 30(3): 486-492.
- PI J R, FANG B, WANG Y, et al. 3D liver vessel segmentation based on hessian matrix and GMM-EM algorithm[J]. Journal of Biomedical Engineering, 2013, 30(3): 486-492.

(编辑:薛泽玲)

(上接461页)

透亮环、血管影以及与周围组织的关系在各个分子亚型间无明显差异。我们将加大样本量,扩展观测点,期待寻找不同分子亚型的更多特点,指导临床进行术前判断,做好个性化诊疗方案。

【参考文献】

- [1] 郑星沪. 乳腺癌分子分型的临床意义[J]. 现代实用医学, 2014, 26(1): 51-52.
- ZHENG X L. Clinical significance of molecular typing of breast cancer[J]. Modern Practical Medicine, 2014, 26(1): 51-52.
- [2] PRAT A, CHEANG M C, MARTIN M, et al. Prognostic significance of progesterone receptor-positive tumor cells within immunohistochemically defined luminal a breast cancer[J]. J Clin Oncol, 2012, 31(2): 203-209.
- [3] DAWOOD S, HU R, MICHELLE D, et al. Defining breast cancer prognosis based on molecular phenotypes: results from a large cohort study[J]. Breast Cancer Res Treat, 2011, 126(1): 185-192.
- [4] YANAGAWA M, IKEMOTO K, KAWAUCHI S, et al. Luminal A and Luminal B (HER-2 negative) subtypes of breast cancer consist of a mixture of tumors with different genotype[J]. BMC Res Notes, 2012, 5: 376.
- [5] CANCELLO G, MAISONNEUVE P, ROTMENSZ N, et al. Progesterone receptor loss identifies Luminal breast cancer subgroups at higher risk of relapse[J]. Ann Oncol, 2012, 24(3): 661-668.
- [6] NISHIMURA R, OSAKO T, OKUMURA Y, et al. Ki-67 as a prognostic marker according to breast cancer subtype and a predictor of recurrence time in primary breast cancer[J]. Exp Ther Med, 2010, 1(1): 747-754.
- [7] PAVLAKIS K, VREKOUSIS T, TSIPOURA A, et al. HER-2 negative luminal breast carcinoma and Ki-67 evaluation[J]. Breast, 2012, 21(4): 529-533.
- [8] CAI S Q, YAN J X, CHEN Q S, et al. Significance and application of digital breast tomosynthesis for the BI-RADS classification in breast cancer[J]. Asian Pac J Cancer Prev, 2015, 16(9): 4109-4114.
- [9] PARTYKA L, LOURENCO A P, MAINIERO M B. Detection of mammographically occult architectural distortion on digital breast tomosynthesis screening: initial clinical experience [J]. Am J Roentgenol, 2014, 203(1): 216-222.
- [10] 卢简言. 乳腺疾病X线诊断[M]. 福州: 福建科学技术出版社, 2012.
- LU J Y. X-ray diagnosis of breast diseases[M]. Fuzhou: Fujian Science and Technology Press, 2012.
- [11] YANG W T, TSE G M. Sonographic, mammographic, and histopathologic correlation of symptomatic ductal carcinoma in situ [J]. Am J Roentgenol, 2004, 182(1): 101-110.
- [12] KO E S, LEE B H, KIM H A, et al. Triple-negative breast cancer: correlation between imaging and pathological findings[J]. Eur Radiol, 2010, 20(5): 1111-1117.
- [13] KIM S H, SEO B K, LEE J, et al. Correlation of ultrasound findings with histology, tumor grade, and biological markers in breast cancer [J]. Acta Oncol, 2008, 47(8): 1531-1538.

(编辑:薛泽玲)