

基于距离变换的肝脏栓塞治疗仿真

骆龙玲, 夏勇兴, 程 明

(厦门大学 计算机科学系, 福建 厦门 361005)

摘 要: 栓塞治疗是非手术肿瘤治疗方法的首选方案, 血管栓塞后的肝癌大部分瘤体组织因缺血、缺氧而逐步坏死, 而正常肝组织的供血受影响不大, 且能形成侧支循环, 不会导致明显的肝功能障碍。假定肝实质组织由距离其最近的血管供血, 提出一种肝脏血管栓塞治疗的计算机仿真方法, 选用一种精确的欧氏距离变换算法, 在改进算法步骤之后, 使得该算法支持多背景点。实验结果表明, 该方法可以将血管栓塞的结果, 映射到肝实质组织中, 达到肝实质的栓塞显示效果, 能够帮助医生直观地观察栓塞后肝脏组织的供血状况, 评估栓塞效果。

关键词: 距离变换; 肝脏血管; 栓塞仿真

中图分类号: TP391.9

文献标识码: A

文章编号: 1673- 629X(2010)03- 0214- 04

Distance Transformation- Based Liver Embolization Treatment Simulation

LUO Long-ling, XIA Yong-xing, CHENG Ming

(Department of Computer Science, Xiamen University, Xiamen 361005, China)

Abstract: Embolization treatment is a kind of knubbly and non- operative treatment method. It's recommended as the best method in various kinds of non- operative treatments. The embolization treatment stops the hepatic artery from providing blood. As a result, the tumors will die from lacking of blood and oxygen, but the blood supply of normal liver tissue wouldn't be significantly affected. Assume the liver parenchyma is supplied by its recent organization blood vessels, and propose a kind of computer simulation method of liver vein embolization treatment, choose a precise Euclidean distance transformation algorithm. After improving the algorithm, it can support not only single background. Experiment shows that this method can get results of embolization map to the liver parenchyma organization, achieving the embolization display of liver parenchyma. So it can help the doctor intuitively observe the blood- supply condition after embolization, and then evaluate the effect of the embolization treatment.

Key words: distance transformation; liver vein; embolization simulation

0 引 言

肝癌号称“癌中之王”, 是严重威胁人类生命健康的恶性肿瘤, 它是我国最为常见的恶性肿瘤之一, 尤其在 40~ 50 岁的壮年男性发病较多, 在各种肿瘤中它的恶性程度很高, 已成为仅次于肺癌居恶性肿瘤死亡率的第二位, 严重危害人类的健康。虽然各种诊疗手段在不断提高, 但仅约 20% 的患者于确诊时能手术切除, 且术后仍有 30%~ 70% 的复发率。栓塞治疗是 20 世纪 80 年代发展的一种非手术的肿瘤治疗方法, 对肝癌有很好疗效, 甚至被推荐为非手术疗法中的首选方案^[1]。一般认为, 栓塞治疗可以控制肿瘤出血, 缓解肿

瘤所致的顽固性疼痛, 瘤体血供减少, 瘤体缩小利于手术切除, 减少肿瘤产生的异常激素, 使肿瘤缺血坏死, 提高治愈率, 延长生存期^[2]。栓塞后的肝癌大部分瘤体组织因缺血、缺氧而逐步坏死, 而正常肝组织的血供受影响不大, 且能形成侧支循环, 不会导致明显的肝功能障碍。肝脏血管栓塞仿真的研究, 就是对肝实质及其管道进行三维重建, 并对主要的管道进行立体显示, 同时将血管栓塞的结果, 映射到肝实质组织中, 帮助外科医生在实际的栓塞治疗中, 对栓塞结果进行直观观察, 并对治疗效果作出初步预测。

文中提出一种肝脏血管栓塞治疗的计算机仿真方法。假定肝实质由距离其最近的血管供血, 以血管为背景, 以肝实质为前景进行距离变换。对于肝实质中的某个点, 若其最近背景点位于被栓塞的血管分支内, 则认为该点在栓塞后将缺血坏死。利用这种方法, 就可以确定栓塞影响的肝实质的范围和体积, 进而评估

收稿日期: 2009- 06- 16; 修回日期: 2009- 09- 10

基金项目: 国家自然科学基金项目(60701022)

作者简介: 骆龙玲(1984-), 女, 硕士研究生, 研究方向为医学图像处理; 程 明, 副教授, 硕士生导师, 主要研究方向为医学图像处理。

治疗效果。

1 符号和定义

为了阐述的方便, 只考虑三维图像, 但文中算法可以推广到任意维图像。

设 $F = \{f_{ijk}\}$ 是三维图像, 其中 $1 \leq i \leq L, 1 \leq j \leq M, 1 \leq k \leq N$ (如图 1 所示), f_{ijk} 的取值只有 0 和 1 两种, 其中 0 体素称为背景, 1 体素称为前景, 两个体素 (i, j, k) 、 (p, q, r) 间的距离用 $d_t((i, j, k), (p, q, r))$ 来表示。

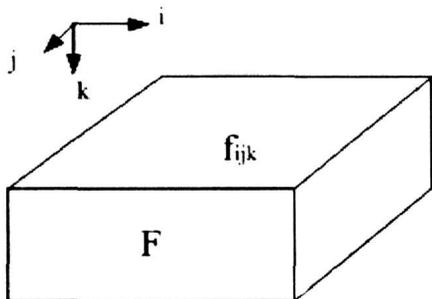


图 1 三维图像 F

定义 1: 将某体素值转化为该点到达最近的背景点的距离称为欧氏距离变换(EDT)^[3, 4]。

定义 2: 记 $D = \{d_{ijk}\}, S = \{s_{ijk}\}$ 分别为二值图像 $F = \{f_{ijk}\}$ 的 EDT 和 EDT 的平方, 其中 d_{ijk} 代表体素 (i, j, k) 到最近背景点的最短距离, 也就是

$$s_{ijk} = \min_{(p,q,r)} \{d_t((i, j, k), (p, q, r))^2; f_{pqr} = 0, 1 \leq p \leq L, 1 \leq q \leq M, 1 \leq r \leq N\}$$

$$= \min_{(p,q,r)} \{(i-p)^2 + (j-q)^2 + (k-r)^2; f_{pqr} = 0, 1 \leq p \leq L, 1 \leq q \leq M, 1 \leq r \leq N\} \quad (1)$$

$$d_{ijk} = \min_{(p,q,r)} \{d_t((i, j, k), (p, q, r)); f_{pqr} = 0, 1 \leq p \leq L, 1 \leq q \leq M, 1 \leq r \leq N\}$$

$$= \sqrt{s_{ijk}} \quad (2)$$

对于非欧氏测度也可以用于等式(1)中, 一些数字图像的距离测度的例子^[5]如表 1 所示。

表 1 非欧氏距离测度例子

		$d((i, j), (p, q))$ 或 $d((i, j, k), (p, q, r))$	
		名称	定义
二维	4-邻域		$ i-p + j-q $
	8-邻域		$\max\{ i-p , j-q \}$
三维	6-邻域		$ i-p + j-q + k-r $
	18-邻域		$\max\{\max\{ i-p , j-q , k-r \}, \text{int}((i-p + j-q + k-r + 1)/2)\}$
	26-邻域		$\text{Max}\{ i-p , j-q , k-r \}$

2 支持多背景的距离变换算法描述

将血管视为背景点, 肝实质视为前景点, 而为了区

分最近背景点是否位于被栓塞的血管分支内, 要将背景点分为若干种, 即所谓支持多背景的距离变换。文献[6]中提到的精确距离变换只能处理单一背景的距离变换, 而通过改进算法, 可实现多种背景的距离变换。算法的基本思路, 主要是以下三点:

- 1) 用最小欧氏距离的平方代替变换中的精确距离;
- 2) 把变换分解成一系列一维变换来进行;
- 3) 记录其最近背景点种类信息, 实现支持多背景的距离变换。

算法 1 为改进文献[6]的算法后, 可支持多种背景的欧氏距离变换算法。

算法 1: 多背景欧氏距离变换。

输入: 多背景二值图像 $F = \{f_{ijk}, t_{ijk}\} (1 \leq i \leq L, 1 \leq j \leq M, 1 \leq k \leq N)$, 如图 2 所示。

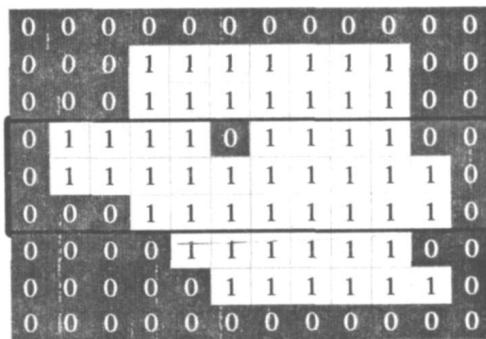


图 2 二值化后的图像

变换 1: 对于图像 F, 沿着 i 轴方向变换, 同时记录背景类型, 得到 $G = \{g_{ijk}, t_{ijk}\}$, 对图 2 进行变换后得到的部分结果如图 3 所示。

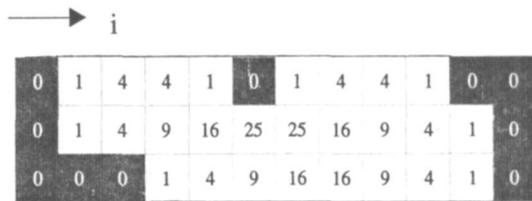


图 3 变换 1 的例子

$$(g_{ijk}, t_{ijk}) = (\min_x \{(i-x)^2\}, t_{xjk}); f_{xjk} = 0, 1 \leq x \leq L \quad (3)$$

变换 2: 对 G 沿着 j 轴方向变换, 同时记录背景类型, 得到 $H = \{h_{ijk}, t_{ijk}\}$ 。

$$(h_{ijk}, t_{ijk}) = (\min_y \{g_{iyk} + (j-y)^2\}, t_{iyk}); 1 \leq y \leq M \quad (4)$$

在变换 1 的基础上, 要计算某个特定体素 (i, j, k) 的 h_{ijk} 值, 首先选择一列对应于该体素 (i, j, k) 的 g_{iyk} , 然后把该列中的每一个值与权值 $(j-y)^2$ 相加, 最后查找该列相加后的最小值, 即得到 h_{ijk} , 对图 3 进行变

换2 后得到的结果如图4 所示。

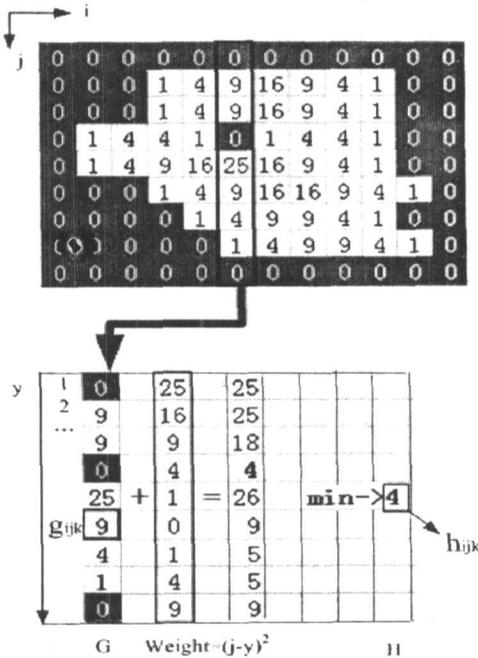


图4 变换2的例子

变换3: 对 H 沿着 k 轴方向变换, 同时记录背景类型, 得到 $S = \{s_{ijk}, t_{ijk}\}$:

$$(s_{ijk}, t_{ijk}) = (\min_z \{h_{ijz} + (k-z)^2\}, t_{ijz}); 1 \leq z \leq N$$

下面证明算法1 中的变换3得到的 $\{s_{ijk}\}$ 就是图像 F 的 EDT 的平方。

证明: 为了叙述的方便, 暂时把记录背景的 t_{ijk} 忽略。

首先由等式(3) 可以得到

$$g_{ijk} = \min_x \{(i-x)^2; f_{xjk} = 0, 1 \leq x \leq L\}$$

= 与体素 (i, j, k) 同一行中距离其最近的0 体素间的距离平方 (6)

然后把等式(6) 代入等式(4) 进行变换, 得到以下等式(7):

$$h_{ijk} = \min_y \{ \min_x \{(i-x)^2; f_{xyk} = 0, 1 \leq x \leq L\} + (j-y)^2; 1 \leq y \leq M \}$$

$$= \min_y \{ \min_x \{(i-x)^2 + (j-y)^2; f_{xyk} = 0, 1 \leq x \leq L; 1 \leq y \leq M \}$$

$$= \min_{(x,y)} \{(i-x)^2 + (j-y)^2; f_{xyk} = 0, 1 \leq x \leq L, 1 \leq y \leq M \}$$

= 与体素 (i, j, k) 同一层中距离其最近的0 体素间的距离平方 (7)

最后把等式(7) 代入等式(5) 进行变换, 得到以下等式(8):

$$s_{ijk} = \min_z \{ (\min_{(x,y)} \{(i-x)^2 + (j-y)^2; f_{xyz} = 0, 1 \leq x \leq L, 1 \leq y \leq M\}) + (k-z)^2; 1 \leq z \leq N \}$$

$$= \min_z \{ (\min_{(x,y)} \{(i-x)^2 + (j-y)^2 + (k-z)^2; f_{xyz} = 0, 1 \leq x \leq L, 1 \leq y \leq M; 1 \leq z \leq N \}$$

$$= \min_{(x,y,z)} \{(i-x)^2 + (j-y)^2 + (k-z)^2; f_{xyz} = 0, 1 \leq x \leq L, 1 \leq y \leq M, 1 \leq z \leq N \}$$
 (8)

通过上述过程, 证明了算法1 是正确的, 也就是说三维图像的距离变换可以通过三次一维距离变换来实现, 由此算法也可以应用于任意维的图像中。

该算法的特征主要有:

- 1) 对于任意的二值图像总能得到精确的欧氏距离变换。
- 2) 它适用于一般的 n 维二值图像, 且无需对图像进行变换。
- 3) 算法稍作修改就可适用于在每一坐标轴上用不同采样间隔采样得到的数字图像, 如人体的三维 CT 图像中, 切片间隔经常都大于切片中的像素大小, 而该算法可以很容易应用于此类型的图像中。
- 4) 内存需求小, 只要一个 n 维数组来执行 n 维欧氏距离变换。
- 5) 算法是逐次迭代的, 用较快算法处理 n 维图像时, 其全局扫描次数是 $2n$, 所涉及的局部运算都是一维的。
- 6) 计算耗时很小, 大体地讲, 其计算时间与一张图像的平均界限和输入图像的体素总数成正比例。

3 算法在模拟肝脏血管栓塞中的应用

将被栓塞的血管视为一种背景点, 正常的血管视为另一种背景点, 肝实质视为前景点。在距离变换过程中, 额外开辟一个与图像大小一致的空间, 用来存储各个背景点的所属种类信息, 计算前景点离背景点最近距离的同时, 记录下最近距离的背景点的种类, 这样, 就可以得到为肝实质供血的血管信息。

在 CT 数据的肝脏及其管道可视化与虚拟手术的研究中, 使用灌注 CT 数据集提取肝脏管道的骨骼线, 建立起抽象的管道树模型。之后, 将其和实际的管道表面模型的信息相结合, 从而实现对肝脏管道结构的有效分析, 实验室已能够从灌注 CT 数据集中, 提取肝脏管道骨骼线, 经过细化、分级等处理之后, 直观地展现肝脏管道结构^[7], 在此研究基础上, 利用算法1, 得到了肝实质供血信息, 根据该信息, 可以清楚地知道肝实质是否被栓塞。假定肝实质由距离最近的血管供血, 若肝实质供血的血管是正常血管, 那么肝实质不受影响; 若肝实质供血的血管是被栓塞血管, 那么肝实质失去供血, 其后萎缩坏死, 达到栓塞治疗的目的, 图5 为实验效果图。

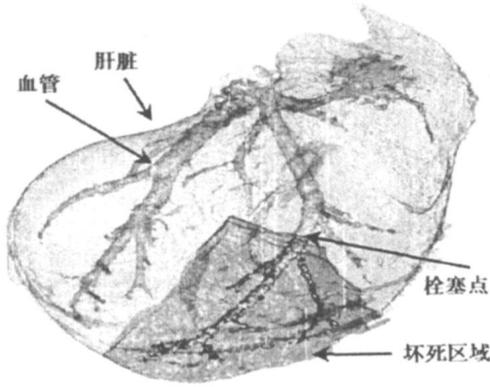


图5 带有肝实质的栓塞效果

在栓塞手术前无创地估算保留肝体积并选择合适的栓塞方案, 尽可能彻底地切断肿瘤组织供血, 同时确保栓塞手术后病人拥有足够维持生命的肝脏功能, 是手术方案指定的重要原则。据临床研究, 正常人肝脏可耐受 70% 组织损失而不影响生理需要, 理论上栓塞后保留 30% ~ 40% 的肝体积就能满足基本生命需要^[8]。根据栓塞仿真的结果, 可以知道 CT 数据对应的肝实质点是否被栓塞。而在 CT 数据中, 每个数据点代表一块体积, 在实验中, 每个体素为 $0.683 \times 0.683 \times 1.0$ 立方毫米的小长方体。模拟栓塞结果中, 坏死肝脏的体积是 195 立方厘米, 占肝脏总体积的 17%。坏死区域内的肿瘤细胞将失去供血而“饿死”, 肝脏损失 17% 的体积后不会影响病人生理需要。

4 结束语

文中提出一种肝脏血管栓塞治疗的计算机仿真方

法, 用精确距离变换算法, 把血管栓塞后的肝实质分为两部分: 一部分为坏死区域, 一部分为正常区域。利用该算法实验得到的效果图, 可以清晰看到经栓塞后肝实质的坏死区域, 从而可以为医生的栓塞治疗提供很好的参考评估。不过文中的理论基础是基于假定肝实质由距离最近的血管供血, 而实际上肿瘤组织可能并非由单一血管供血, 而是由多支血管供血的^[2], 因此, 在以后的研究中, 文中的理论基础需要进一步深化。

参考文献:

- [1] 叶胜龙. 重视原发性肝癌的规范化治疗[J]. 中华肝脏病杂志, 2004, 12(8): 449- 450.
- [2] 胡国栋. 肝癌的栓塞治疗及其超选择插管技术[J]. 生物医学工程与临床, 2001, 5(2): 118- 119.
- [3] Rosenfeld A, Pfaltz J L. Sequential operations in digital picture processing[J]. Journal of ACM, 1966, 13(4): 471- 494.
- [4] 刘相滨, 邹北骥, 王胜春. 一种新的完全欧氏距离变换算法[J]. 计算机工程与应用, 2005(13): 44- 45.
- [5] Okabe N, Toriwaki J, Fukumura T. Paths and distance function on three-dimensional digitized pictures[J]. Pattern Recognition Lett., 1983, 1(4): 205- 212.
- [6] Saito T, Toriwaki J I. New Algorithms for Euclidean Distance Transformation of An n-Dimensional Digitized Picture with Applications[J]. Pattern Recognition, 1994, 27(11): 1551- 1565.
- [7] 程明, 黄晓阳, 王博亮. 医学图像中微细管道结构的提取[J]. 计算机工程与应用, 2007, 43(33): 221- 223.
- [8] 黎一鸣, 吕凡, 白芝兰, 等. 国人正常肝脏体积计算公式的研究及意义[J]. 陕西医学杂志, 2002, 31(7): 634- 636.
- [9] 丁晟春, 顾德访. Ontology 及其在信息检索中的应用研究[J]. 情报理论与实践, 2006, 29(1): 101- 104.
- [10] 闫伟, 曹宝香, 张永红, 等. 基于本体的构件功能检索的设计与实现[J]. 计算机技术与发展, 2009, 19(5): 114- 118.
- [11] Studer R, Benjamins V R, Fensel D. Knowledge Engineering, Principles and Methods[J]. Data and Knowledge Engineering, 1998, 25(1- 2): 161- 197.
- [12] Perez A G, Benjamins V R. Overview of knowledge sharing and reuse components: Ontologies and Problem Solving Methods[C]//Proceeding of the IJCAI'99 workshop on Ontologies and Problem Solving Methods (KRR5). Stockholm, Sweden: [s. n.], 1999.
- [13] 邓志鸿, 唐世渭, 张铭, 等. Ontology 研究综述[J]. 北京大学学报: 自然科学版, 2002, 38(5): 730- 737.
- [14] The SHOE Team. SHOE[EB/OL]. 2005. <http://www.cs.umd.edu/projects/plus/SHOE/>.
- [15] Karp P D, Chaudhri V K, Thomere J. XOL ontology exchange language[EB/OL]. 1999. <http://www.ai.sri.com/pkarp/xol/>.
- [16] W3C Working Group. RDF primer[EB/OL]. 2004- 04- 10. <http://www.w3.org/TR/rdf-primer/>.
- [17] Bechhofer S, Broekstra J, Decker S, et al. An informal description of standard OIL and instance OIL[EB/OL]. 2000. <http://www.ontoknowledge.org/oil/>.
- [18] McGuinness D L, van Harmelen F. OWL web ontology language overview[EB/OL]. 2004. <http://www.w3.org/TR/2004/REC-owl-features-20040210/>.
- [19] Gruber T R. Towards Principles for the Design of Ontologies Used for Knowledge Sharing[J]. International Journal of Human-Computer Studies, 1995, 43: 907- 928.

(上接第 213 页)