

基于相位编组的三维直肠超声 导引图像中针检测算法研究

邱 武, 尉迟明, 张旭明, 赵四英, 丁明跃

(华中科技大学生命科学与技术学院, 图像信息处理与智能控制教育部重点实验室, 湖北武汉 430074)

摘 要: 本文针对三维直肠超声导引前列腺介入式治疗中, 针状手术器械定位难的问题, 提出了一种三维超声图像中基于三维相位编组的针检测算法. 该算法首先将体素按照梯度相位角进行分组, 在得到的分组中用最小二乘拟合方法进行针状物体轴线提取, 然后利用轴线体素的灰度统计特性进行端点定位. 提出的方法在三维模拟数据、Agar 和鸡肉假体数据, 以及三维直肠超声导引前列腺冷冻治疗中采集的病人数据进行试验, 获得了较高的定位精度以及鲁棒性. 与其他方法比较, 发现本文提出的方法从定位精度以及分割鲁棒性方面, 体现了其优越性. 试验结果证明本文方法可以适用于临床应用.

关键词: 针状物体检测; 相位分组; 三维超声; 三维直肠超声; 前列腺治疗

中图分类号: TP751 **文献标识码:** A **文章编号:** 0372-2112 (2011) 10-2295-05

Needle Detection Based on Phase Grouping in 3D Transrectal Ultrasound Images

QIU Wu, YUCHI Ming, ZHANG Xu-ming, ZHAO Si-ying, DING Ming-yue

(School of Life Science and Technology, Huazhong University of Science and Technology,

Key Laboratory of Image Processing and Intelligent Control of Education Ministry of China, Wuhan, Hubei 430074, China)

Abstract: This paper proposes a robust and efficient needle detection method, which is used to localize and track the needle in three-dimensional (3D) transrectal ultrasound (TRUS) guided prostate therapy. First, all voxels are grouped into different line support regions (LSR) based on the outer product of adjacent voxels' gradient vectors. The needle axis is extracted by least square fitting in LSR. The needle endpoint is localized by finding an intensity drop along the needle axis. Evaluation results in synthetic data, tissue-mimicking agar, chicken breast phantoms and 3D TRUS patient images obtained during the prostate cryotherapy show that the proposed methods is with a relatively higher robustness and accuracy. The result of the in-vivo test also shows that our method outperformed several alternative methods in needle endpoint localization accuracy and TP rate. It is concluded that the proposed method is suitable for 3D TRUS guided prostate transperineal therapy.

Key words: needle segmentation, phase grouping, 3D ultrasound images, 3D transrectal ultrasound, prostate therapy

1 引言

介入式手术相比一般外科手术, 因其对病人损害小、病人恢复快的优点得到了普遍的关注. 在大多数介入式治疗中, 往往需要将直线状介入式器械植入病人体内, 以达到去除病灶的目的. 如在前列腺近放射治疗手术中, 需用近放射治疗针将放射性粒子植入病人体内; 在乳腺、肝脏、前列腺活检手术中, 需将活检针植入病人的器官病变区域提取活检样品; 在肝癌、子宫肌瘤微创

治疗手术中, 需将射频消融电极植入病人体内, 以达到消融病灶目的^[1]. 在这些手术过程中, 对于介入式器械的导引与定位非常重要, 其定位的准确与否直接关系到手术成败.

三维超声由于其能提供空间信息而在手术导引中得到了广泛的研究. 作为治疗前列腺癌的一种有效临床手术手段, 三维直肠超声 (Three Dimensional Transrectal Ultrasound, 3D TRUS) 导引前列腺治疗得到了广泛应用^[2]. 在三维直肠超声导引图像中, 由于斑点噪声、伪

影、器械阴影的存在,以及手术针在图像中会出现不连续的现象,阻碍了医生对植入的手术针的准确定位.因此,需要一种基于图像的针检测算法对得到的三维超声图像进行处理,分割、定位出三维图像中的针的位置,增强显示图像中的手术针,辅助医生准确定位,从而提高手术的成功率.

现有的关于三维超声图像中针检测方法大多基于线状特征提取方法,在不同的应用中有不同的方法,没有通用的方法适合于所有的应用^[3~5].与本文研究内容相似也有相关文献报道,最具代表性的有 Uhercik^[6] 提出的模型拟合优化方法, Barva^[7] 提出的平行积分投影的方法以及 Qiu^[8] 提出的三维 Hough 变换.这类方法受二值化阈值影响较大,方法的鲁棒性、准确性需提高.本文针对三维直肠超声成像导引前列腺手术这一具体应用,提出了一种基于三维相位分组的方法来定位三维超声图像中的针状物体,该方法利用三维图像体素的梯度相位对体素进行分组,在分组之后的区域进行空间直线特征的提取.该方法将在模拟三维数据和真实病人的三维直肠超声导引图像中进行验证.

2 三维针检测算法

根据本文具体应用,本文中提取的针检测算法基于以下3个假设:(1)在三维直肠超声图像中有且仅有一根针状物体,该物体呈现的是长圆柱体形,轴长远大于其直径;(2)针状物体总是从三维图像的一个已知平面植入穿过三维数据体,并且没有弯曲;(3)针状物体的体素灰度值总是比背景体素的灰度值大.

2.1 三维超声图像裁剪

在三维超声图像中,针体素通常表现为高回声,在图像中显示为较高灰度,而在远离感兴趣区域的一些干扰及背景结构同样表现为高回声,干扰分割算法分割效率.为了去除这些干扰,同时加快分割定位算法的运行速度,在进行分割之前对原始三维超声数据体进行了裁剪的操作.裁剪的操作主要基于先验知识:针植入的方向以及植入点位置.在三维超声图像采集之前,这些可以提前获知.利用这两点先验知识进行手动裁剪,具体步骤见文献^[4],文中后面的算法都是基于裁剪后的数据体进行操作.

2.2 三维相位分组

传统的二维相位分组方法首先计算所有像素的梯度方向和幅值,根据梯度方向和一定的分组原则,将所有的像素分成不同的组(Line support region(LSR));然后在每一个分组中计算梯度平面和平均灰度平面的交线,从而达到提取直线的目的.这里平均灰度平面是指以分组中各像素的灰度值为高度拟合的平面^[9].本文三维相位分组算法主要也是遵循这两个步骤.

首先,用三维 Sobel 算子^[10]计算三维数据体素的三维梯度,三维梯度向量用 (G_x, G_y, G_z) 表示.对梯度幅值设置固定门限来去除噪声影响,以及去除一部分梯度幅值比较小的点,该部分点处于灰度比较平坦区域,对提取直线的贡献度不大.在得到体素的三维梯度后,如何确定分组原则是三维相位分组算法的关键,其具体描述如下:

(1) 分组原则

在三维超声图像中,针状物体呈现为圆柱体状,其边缘灰度渐变.因此可以把待提取的三维直线模拟为长圆柱体,如图1所示,灰色渐变长圆柱体即为三维超声图像中的直线柱体.取任意平截面(如图1中点A、B、C所在平面)与长圆柱体相交,截面上的各体素的梯度方向向量成辐射状.以图1中的截面上的任意点A点为例,A的梯度方向向量 \mathbf{a} 垂直于圆柱体该点的切面 α ,而该切面 α 与长圆柱体的轴向方向向量 \mathbf{L} 平行,故而A的梯度方向向量 \mathbf{a} 垂直于 \mathbf{L} .同理可知,圆柱体上的体素的梯度方向向量都垂直于直线上的“直线柱体”的轴向方向向量 \mathbf{L} .由上可知,现取截面上邻近的两点A和B,求其外积即可获得与圆柱体的轴向方向向量 \mathbf{L} 平行的方向向量,外积的计算通过计算 \mathbf{a} 、 \mathbf{b} 叉乘即可获得都垂直于 \mathbf{a} 、 \mathbf{b} 的外积向量 \mathbf{AB} .即为:

$$\mathbf{AB}:(\mathbf{l}, \mathbf{m}, \mathbf{n}) = n_A(x_A, y_A, z_A) \times n_B(x_B, y_B, z_B) \quad (1)$$

其中为 $n_A(x_A, y_A, z_A)$ 表示体素A: (x_A, y_A, z_A) 的梯度方向向量,即可表示为 $G_{x_A}, G_{y_A}, G_{z_A}$.同理, $n_B(x_B, y_B, z_B)$ 为该体素的相邻体素B: (x_B, y_B, z_B) 的梯度方向向量,即可表示为 $(G_{x_B}, G_{y_B}, G_{z_B})$.所以,式(1)可以演变为:

$$\mathbf{AB}:(\mathbf{l}, \mathbf{m}, \mathbf{n}) = \left(\left| \begin{array}{cc} G_{y_A} & G_{z_A} \\ G_{y_B} & G_{z_B} \end{array} \right|, \left| \begin{array}{cc} G_{z_A} & G_{x_A} \\ G_{z_B} & G_{x_B} \end{array} \right|, \left| \begin{array}{cc} G_{x_A} & G_{y_A} \\ G_{x_B} & G_{y_B} \end{array} \right| \right) \quad (2)$$

通过式(1)和(2)分别求取 \mathbf{AB} 、 \mathbf{BC} 的外积向量,其中 \mathbf{AB} 为邻近点A和B的外积向量, \mathbf{BC} 为邻近点B和C

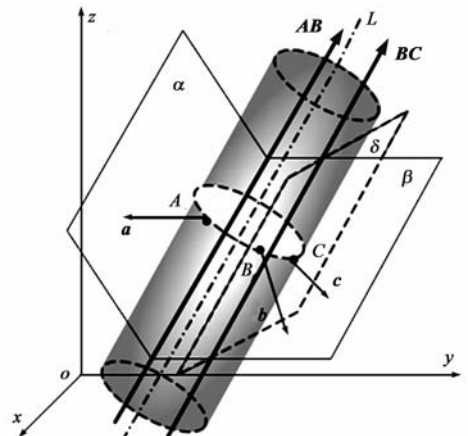


图1 体素分组原则示意图

的外积向量.由此可知,圆柱上相邻点的外积向量都与圆柱体的轴向向量 L 平行,可以得知 $AB//BC//L$. 外积向量化成单位向量之后,即可认为积向量具有相同的单位向量 (e_1, e_2, e_3) . 这一点可作为直线上的点的分组共性. 现在考虑如何确定一个点的相邻体素. 考虑超声图像噪声的影响以及对于梯度值过小的点不予考虑两个因素,我们采用该点 (x, y, z) 的三维 26 邻域内梯度值最大的点作为与其共同计算外积向量的相邻点.

(2) 分组方法

为了减少参数数量,利于进行相位分组,方便程序实现,本文在三维空间中采用球面坐标体系对向量进行表示. 坐标系的转换是进行三维相位分组的第一步. 依照球面坐标系,前述相邻外积向量 (l, m, n) 化作球面坐标系下单位向量可以表示成 $(1, \varphi, \theta)$. φ, θ 即为向量分组的直接依据. 确定分组依据之后,可以对体素进行分组. 在球面坐标系中, $0 \leq \varphi \leq \pi, 0 \leq \theta \leq 2\pi$; 以 $\pi/4$ 以间隔进行分组,可得 $4 \times 8(32)$ 个组,分组方式以前 4 组为例,如图 2 所示. 基于以上三维模型,根据相邻体素的梯度向量的外积向量进行分组,可将感兴趣直线上的点分入同一组,因此又可将三维相位编组算法叫做三维外积向量编组.

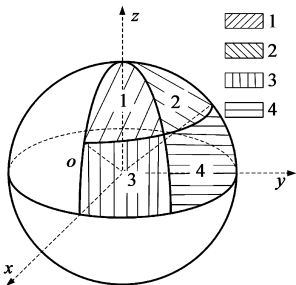


图2 三维相位分组示意图

2.3 直线支持区域中针轴线检测方法

边缘支持区域有效点的提取对于提高后面步骤中的直线拟合精度有着至关重要的联系. 非有效点越少,提取直线精度越高. 由于三维超声图像噪声块的影响,分组后所得的最大边缘支持区域往往存在很多非集中的小块或者孤立体素点. 在该算法中,首先进行孤立点去除,即判断该体素 26 邻域内是否存在同组体素,如果不存在则将该点去除;其次采用三维形态学腐蚀算子去除非集中的小块区域. 由于本文的目标对象只有一个,因此,分组中有效体素最多的被认为是针状物体所在的目标区域,我们将在该分组中确定针状物体轴线及端点位置. 拟采用最小二乘法对针状物体轴线进行拟合. 已知空间直线射影式方程为:

$$\begin{cases} x = \frac{l}{n}(z - z_0) + x_0 = a_1z + a_2 \\ y = \frac{m}{n}(z - z_0) + y_0 = b_1z + b_2 \end{cases} \quad (3)$$

其中 (x_0, y_0, z_0) 为直线上一点, $a_1 = l/n, a_2 = x_0 - lz_0/n, b_1 = m/n, b_2 = y_0 - mz_0/n$. 对这两个方程进行拟合即可得到平面相交的直线. 按照最小二乘法的原理,真实值与理论值之间误差的平方分别表示为:

$$\begin{cases} D_x = \sum_{i=1}^N [x_i - (a_1z_i + a_2)]^2 \\ D_y = \sum_{i=1}^N [y_i - (b_1z_i + b_2)]^2 \end{cases} \quad (4)$$

当 D 取最小值时, a_1, a_2, b_1, b_2 的值即为式(3)的系数,即为:

$$\frac{dD_x}{da_1} = 0, \frac{dD_x}{da_2} = 0, \frac{dD_y}{db_1} = 0, \frac{dD_y}{db_2} = 0 \quad (5)$$

求解式(5)即可求得 a_1, a_2, b_1, b_2 .

2.4 局部优化

通过最小二乘法可以得到直线支持区域针状物体轴线的大致位置后,将采用局部优化的办法进一步精确定位轴线位置. 在得到的轴线参数 (x_0, y_0, z_0, l, m, n) 的邻域内变化,将得到不同的直线参数,局部优化目标是使直线支持区域中,特征点 $P_i(x_i, y_i, z_i)$ 到待检测轴线距离最小.

2.5 针轴线端点定位

由于针植入过程中总是从三维数据体外通过三维数据体,针的植入起始点可以由轴线方程和三维数据体的一个平面方程得到,得到起始点后,将沿着轴线方向搜寻端点位置. 在已知的一幅三维图像中,沿着轴线的灰度分布如图 3 所示,在端点位置有明显的灰度下降,通过确认该位置可以确定针状物体的端点位置. 通过预设门限值 T 来确定端点位置,同时用形态学操作来去除由斑点噪声产生的针状物体在图像中的不连续性所带来的端点定位误差. 门限值 T 主要计算两个预估先验概率获得:针状物体体素分布概率 $P(t|I)$ 和背景体素分布概率 $P(bg|I)$, I 为体素灰度值. 门限值 T 通过计算 $P(t|T) = P(bg|T)$ 获得. 概率分布可以通过在已知端点位置的训练数据中得到.

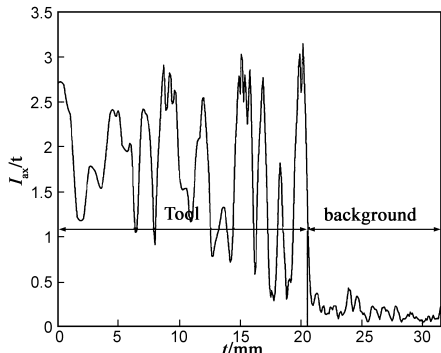


图3 三维超声图像中沿针状物体轴线的灰度分布示意图

3 实验方法

本文采用人工分割结果为评价算法定位准确性的“金标准”,将人工分割结果与算法定位结果进行比较,评估算法定位准确性. 具体用人工定位的端点和算法

定位的针状物体端点之间的欧式距离 ξ 以及识别准确率 $ACC(\%)$ 两个标准评估算法的有效性. 同时为了验证算法对噪声敏感性以及鲁棒性, 本文提出的算法将在三维模拟数据、Agar 假体数据、鸡肉假体数据以及真实病人数据进行验证.

3.1 模拟实验方法

三维模拟数据由 Matlab 产生, 三维数据体大小为 $100 \times 100 \times 100$. 均值为 0, 方差为 0.04 的斑点噪声随机分布在每个三维数据中. 每个三维图像中含有一个或多个理想的圆柱体, 用来模拟针状物体, 为验证算法的有效性, 圆柱体表面灰度渐变, 为了简便, 在模拟试验中, 算法仅对圆柱体轴线进行检测, 没有对端点进行检测, 端点算法的验证将在后面的假体数据中进行验证.

3.2 三维超声数据采集

本文的三维超声系统是基于 Phipips HDI 5000 二维超声机外加机械扫描的直肠探头. 探头采用的是 Philips 直肠探头, 中心频率为 7.5MHz, 三维扫描方式为扇形扫描, 扇形扫描角度为 120° , 单张二维切片之间的间距为 0.5° . 二维超声视频数据由 Matrox Metro II MC 8 位数据采集卡数字化后, 采集至 PC, 采样频率为 30Hz. 利用三维重建及三维可视化软件进行数据的三维重建及显示. 获得的三维数据大小为 $264 \times 376 \times 630$, 分辨率为 $0.2\text{mm} \times 0.2\text{mm} \times 0.22\text{mm}$. 整套三维超声系统由加拿大 Robarts 医学影像研究所开发.

4 实验结果

4.1 模拟实验结果

图 4 为算法检测结果, 图中高亮的线段为检测的结果. 从实验结果来看, 本文提出的算法可以准确地提取出噪声环境中的不同方向理想圆柱体的轴线. 不仅能提取单条轴线, 而且还可以同时提取多条轴线(图 4(b)). 我们还改变噪声的均值和方差检验算法的鲁棒性, 结果发现本文算法具有良好的抗噪性能.

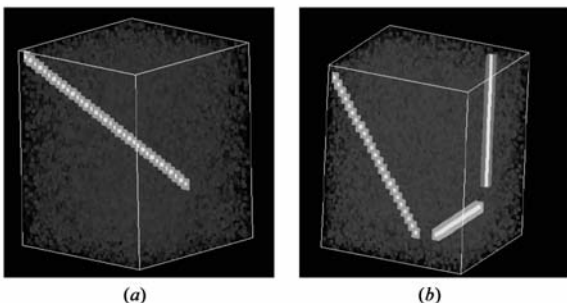


图4 三维模拟数据中的实验结果

4.2 三维超声图像中实验结果

为了更好的模拟实际手术环境, 我们自制了 Agar 假体和鸡肉组织假体, 将直径为 1.2mm 的不锈钢棒 (Galil Medical) 插入假体中, 然后采集相应的三维超声

数据. 然后用本文提出的检测算法对其中的钢棒进行定位. Agar 假体和鸡肉假体三维数据各采集了 60 幅, 我们还在临床三维直肠超声导引前列腺冷冻治疗手术所采集的三维超声数据对本文提出的方法进行验证, 总共采集了 5 个病人 50 幅三维直肠超声图像. 裁剪后的图像大小均为 $120 \times 200 \times 250$. 图 5 为算法处理部分实验结果, 图 5(a)(b)(c) 为本文算法在 Agar 假体数据中的检测结果; 图 5(d)(e)(f) 为在一个鸡肉假体中的检测结果; 图 5(g)(h)(i) 为一个人体数据检测结果. 其中 (a)(d)(g) 为冠状面视图, (b)(e)(h) 矢状面视图, (c)(f)(i) 横断面视图. 图中高亮的线段为算法检测出的结果, 可以看出本文提出的算法不仅可以准确定位出图像中的针状物体轴线, 而且还能准确定位出端点位置. 在 Agar 假体、鸡肉假体以及人体数据的分割结果的识别准确率分别为 95%、90%、88%, 可以看出本文提出的算法具有较强的鲁棒性. 在分割准确的图像中, 我们通过“金标准”来对端点定位准确性进行评估, 图 6 为端点误差分析结果, 从结果可以看出, 在 Agar 假体中, 本文算法的端点定位准确度为 $0.8 \pm 0.35\text{mm}$; 在鸡肉假体中, 本文算法的端点定位准确度为 $0.95 \pm 0.35\text{mm}$; 在真实人体数据中, 本文算法的端点定位准确度为 $1.2 \pm 0.36\text{mm}$. 根据文献[11], 端点定位误差小于 2mm 可以应用于临床试验. 因此, 本文提取的算法可以满足临床手术要求.

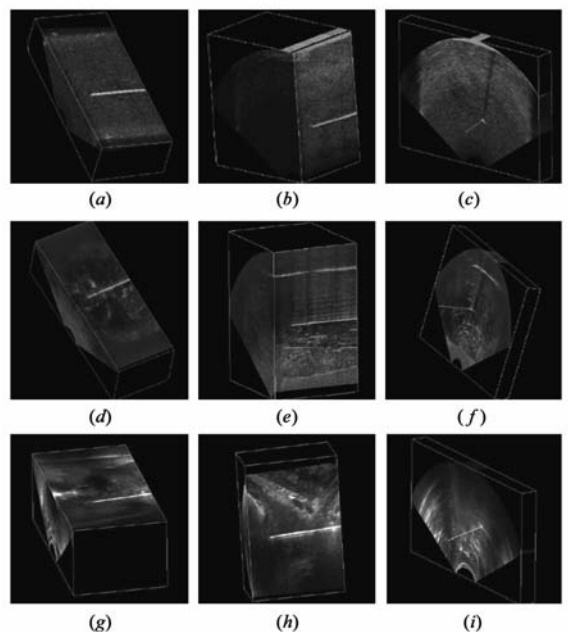


图5 真实直肠三维超声实验结果

4.3 与其他方法比较结果

将本文提出的方法(PG)与 DING^[4]、RNS + Axshp^[6]、PIP^[7]和 3DHT^[8]的方法, 从端点定位误差和识别准确率进行比较, 用采集到的病人数据实验比较结果如表 1 所

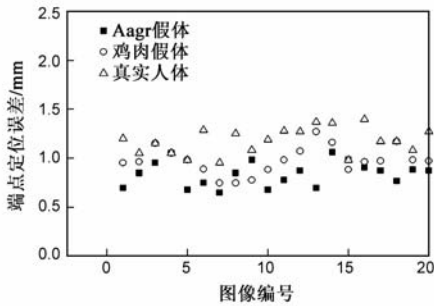


图6 端点误差分析结果

表 1 与其他方法比较结果

方法	ξ (mm)	ACC(%)	Time(s)
PG	1.2 ± 0.36	88	2.53
3DHT	1.25 ± 0.27	75	55
PIP	3.05 ± 0.43	40	633
RNS + Axshp	2.19 ± 0.34	80	1.25
DING	4.3 ± 0.47	30	106

示.从结果可以看出,本文提出的方法在真实病人数据试验中,从检测准确率和定位精度上体现其优越性,与RNS + Axshp方法相比计算时间稍长,加快算法速度将会是下一步准备做的工作.另外,在实际的人体数据中的识别准确率还需提高.

5 结束语

本文针对三维直肠超声导引前列腺介入式治疗中,针状手术器械定位难的问题,提出了一种三维超声图像中基于三维相位编组的针检测算法.该算法首先将体素进行相位分组,在分组中用最小二乘拟合方法进行针状物体轴线提取,然后利用轴线体素的灰度统计特性进行端点定位.在三维模拟数据、Agar和鸡肉假体数据,以及三维直肠超声导引前列腺冷冻治疗中采集的病人数据的实验验证中,本文方法获得了较高的定位精度以及鲁棒性.与其他方法比较,发现本文提出的方法从定位精度以及分割鲁棒性方面,体现了其优越性.试验结果证明本文方法可以适用于临床应用.但本文方法还需在真实病人数据处理中的运行效率及鲁棒性方面进一步提高.

参考文献

- [1] Fenster A, Surrya K, Smitha W, Gilla J, Downey D B. 3D Ultrasound imaging: Applications in image-guided therapy and biopsy[J]. Computers & Graphics, 2002, 26(4): 557 - 568.
- [2] Cool D, Sherebrin S, Izawa J, Chin J, Fenster A. Design and evaluation of a 3D transrectal ultrasound prostate biopsy system [J]. Med Phys, 2008, 35(10): 4695 - 4707.
- [3] Novotny P M, Stoll J A, Pedro E, Nido J D. Gpu based real-time instrument tracking with three-dimensional ultrasound[J]. Medical Image Analysis, 2007, 11(5): 458 - 464.

- [4] Ding M, Cardinal H, Fenster A. Automatic needle segmentation in three-dimensional ultrasound images using two orthogonal two dimensional image projections[J]. Med Phys 2003, 30(2): 222 - 234.
- [5] Wei Z, Gardi L, Downey D, Fenster A. Oblique needle segmentation and tracking for 3D TRUS guided prostate brachytherapy [J]. Med Phys, 2005, 32(9): 2928 - 2941.
- [6] Uhcerik M, Kybic J, Liebgott H, Cachard C. Model Fitting Using RANSAC for Surgical Tool Localization in 3-D Ultrasound Images [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2010, 57(8): 1907 - 1916.
- [7] Barva M, Uhcerik M, Mari J M, Kybic J. Parallel integral projection transform for straight electrode localization in 3-d ultrasound images [J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, 2008, 55(7): 1559 - 1569.
- [8] Qiu W, Ding M, Yuchi M. Needle segmentation using 3d quick randomized hough transform[A]. IEEE Conference on Intelligent Networks and Intelligent Systems[C]. IEEE Xplore, 2008. 449 - 452.
- [9] 王程,王润生. SAR 图像直线提取[J]. 电子学报, 2003, 31(6): 816 - 821.
Wang Cheng, Wang Run-sheng. Line Extraction for SAR Image [J]. Acta Electronica Sinica, 2003, 31(6): 816-821. (in Chinese)
- [10] Kahn P, Kitchen L, Riseman E M. A fast line finder for vision-guided robot navigation[J]. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligent, 1990, 12(11): 1098 - 1102.
- [11] Chalasani V, Gardi L, Martinez C H, Downey D B, et al. Contemporary technique of intraoperative 3-dimensional ultrasonography guided transperineal prostate cryotherapy [J]. Canadian Urological Association Journal, 2009, 3(2): 136 - 141.

作者简介



邱 武 男, 1981 年生于湖南岳阳. 华中科技大学大学生命科学与技术学院博士后. 研究方向为三维超声应用、医学图像处理.
E-mail: kyobati@gmail.com



丁明跃(通信作者) 男, 1961 年生. 华中科技大学大学生命科学与技术院教授、博导. 研究方向为三维超声应用、图像处理、人工智能等.
E-mail: myding@mail.hust.edu.cn