

## 鲁棒的超声多普勒肾动脉血流信号提取方法

王 杰<sup>1</sup> 杨 萌<sup>2</sup> 蔡 胜<sup>2</sup> 李建初<sup>2</sup> 唐 婷<sup>3</sup>

(北京师范大学数学科学学院 北京 100875)<sup>1</sup> (中国医学科学院北京协和医院超声医学科 北京 100730)<sup>2</sup>  
(中国科学院遥感应用研究所 北京 100101)<sup>3</sup>

**摘 要** 声多普勒肾动脉血流速度信号是进一步提取血流速度信号特征的前提。而超声多普勒肾动脉血流速度信号特征是肾动脉狭窄早期诊断的重要手段。因强烈的斑噪影响和其它信息干扰,从超声图像中准确提取肾动脉血流速度信号是比较困难的。提出了局部自适应的置信连接分割方法,该方法用于分离信号区域和背景,在灰度分布不均匀和强噪声条件下仍能实现有效分割;然后使用连通域标号的方法填补小空隙,以消除干扰信息的影响,通过局部统计特性修正提取的信号并使用 Mean Shift 方法为信号降噪,最终实现了鲁棒的肾动脉血流速度信号的提取。实验结果显示,该方法能准确提取肾动脉血流速度信号,鲁棒性强。

**关键词** 超声多普勒,图像,置信连接,分割,血流信号

中图法分类号 TP301

文献标识码 A

### Robust Renal Artery Flow Signal Extraction Method for Ultrasonic Doppler Images

WANG Jie<sup>1</sup> YANG Meng<sup>2</sup> CAI Sheng<sup>2</sup> LI Jian-chu<sup>2</sup> TANG Ping<sup>3</sup>

(School of Mathematical Sciences, Beijing Normal University, Beijing 100875, China)<sup>1</sup>

(Department of Ultrasound, Peking Union Medical College Hospital of the Chinese Academy of Medical Sciences, Beijing 100730, China)<sup>2</sup>

(Institute of Remote Sensing Applications, Chinese Academy of Sciences, Beijing 100101, China)<sup>3</sup>

**Abstract** Renal artery ultrasonic Doppler blood flow velocity signal extraction is a prerequisite for the feature extraction of blood flow velocity signals. And features of renal artery ultrasonic Doppler blood flow velocity signals are important means for early renal arterial stenosis (RAS) diagnosis. To extract signals from ultrasonic images the locally adaptive confidence connected segmentation method was proposed to separate the signal region and the background. The segmentation is impactful even with intensity inhomogeneity and strong noise. For the segmented image, the connected components labeling was used to fill small gaps and to eliminate the impact of interference information. The extracted signal was corrected according to its local statistics, and filtered for noise smoothing with Mean Shift. All these result in a robust signal sequence extraction of blood flow velocity in renal artery. The experimental results show that the signal sequence of blood flow velocity in renal artery can be extracted accurately and robustly with this method.

**Keywords** Ultrasonic doppler, Image, Confidence connected, Segmentation, Flow signals

肾动脉狭窄是继发性高血压常见病因之一,多普勒超声是其早期诊断的一个重要手段。相比其它诊断方式,多普勒超声具有无创、廉价、简便、无辐射、无毒害等优点,且能够实时反应血流动力学状况。数字超声多普勒设备中,血流信号序列大多以图像形式存在,或输出为图像形式<sup>[1]</sup>。图 1 是一个典型的肾动脉血流信号图像(为简便,去掉了纵轴速度标示和横轴时间标示),其中下方较亮区域的轮廓表达了血流速度信号。受设备特性和增益调节等影响,信号图像本身表现为灰度不均匀,且在图像顶部产生与信号区域类似的内容,形成干扰。图像中还常存在强烈的噪声。

在超声多普勒肾动脉狭窄诊断中,利用肾动脉血流速度信号的特征进行辅助诊断是一种常规诊断方法。但相关特征通常由医师目视测量计算获得,不方便也不准确。由计算机

自动提取相关特征、实现辅助诊断是医师们迫切希望解决的问题。但特征提取前,首要的问题是实现血流信号的自动提取,即从图像中提取出信号区域的包络线。如图 2 所示,信号区域上方的白色曲线可认为是血流速度信号。



图 1 有较强噪声的肾动脉血流信号图像 图 2 血流速度信号(轮廓线表示)

由于超声多普勒图像斑噪强且有干扰信息,很难直接使用边缘检测实现血流信号的提取。文献[2]使用形态学方法提取包络,在强噪声且图像中的前景区域灰度严重不均匀时,

到稿日期:2009-03-23 返修日期:2009-06-13 本文受国家自然科学基金项目(60671026)资助。

王 杰(1976—),男,博士生,主要研究方向为计算机视觉与图像处理,E-mail:sohuwangjie@163.com;杨 萌(1978—),女,硕士,主要研究方向为浅表器官及妇产科超声诊断;蔡 胜(1966—),女,学士,主任医师,主要研究方向为超声医学诊断与介入治疗;李建初(1965—),男,博士,教授,主要研究方向为血管超声检查;唐 婷(1968—),女,博士,研究员,博士生导师,主要研究方向为遥感图像处理、计算机视觉。

此种方法不易保证鲁棒性。本文首先通过改进现有的置信连接分割方法来实现前景信息和背景信息的分离,继而利用连通域标号的方法消除干扰信息,最后为信号降噪后提取信号区域的包络,实现了鲁棒的血流信号的自动提取。

## 1 分割方法

通过图像分割来分离前景和背景,常用的方法有阈值分割、分块阈值分割或其扩展方法<sup>[3,4]</sup>。这类方法主要利用灰度直方图的值分布来计算全局或局部的阈值,不考虑像素的位置关系,或没有充分使用对象像素间的邻接关系。因此当图像存在强烈斑点噪声、亮度不均匀或对对象本身灰度分布不均匀时,此类方法很难获得满意的分割。对此方法的一种改进是滞后阈值方法<sup>[5]</sup>,计算两个阈值,若像素值在两阈值之间,则要判断其邻域像素,以确定是否为前景对象。此方法在小范围内解决了灰度分布不均匀的问题,但是无法克服斑点噪声的影响。相比较这些方法,置信连接分割<sup>[6]</sup>算法既考虑了对象的灰度分布特点,又考虑了像素间的空间邻接关系,有一定的抗噪声能力,更适合超声多普勒血流信号图像的分割。

置信连接分割方法主要基于当前区域的简单统计特性:均值和标准差,形成了对象像素值的置信区间(具体表达见算法1)。置信区间能较好地反映对象像素的合理取值范围,文献[4]中使用该区间表达进行多层阈值计算,实验证实非常有效。置信连接分割方法就是在计算出置信区间后,反复将相邻像素中同样符合该统计特性的像素加入到当前区域。分割过程既考虑了对象的灰度分布,又充分考虑了空间邻接关系。整理文献[6]中的描述,形成算法如下。

### 算法 1

输入:图像  $I$ , 乘积因子  $f$ , 最大迭代次数  $n$ ,  $I(X)$  表示图像中  $X$  处的像素值

输出:分割结果

- (1) 选定初始种子区域。
- (2) 计算当前区域内所有像素的灰度值的均值  $m$  和标准差  $\sigma$ , 形成置信区间  $[m - f\sigma, m + f\sigma]$ 。
- (3) 对当前区域的所有邻域像素, 若像素值落入置信区间内, 即  $I(X) \in [m - f\sigma, m + f\sigma]$  则  $X$  处的像素添加到当前区域内, 直至不再有新像素加入(这是一个递归计算过程)。
- (4) 若(3)中当前区域未改变, 或迭代次数达到  $n$ , 则记当前区域为前景, 结束; 否则, 回到(2)。

该算法结果受 3 个因素影响: 种子区域、乘积因子  $f$ 、最大迭代次数  $n$ 。种子区域的灰度均值、标准差及乘积因子  $f$  决定了每次可加入当前区域内像素的值的范围(置信区间), 这种判断标准默认整个图像上灰度分布特点相同。当对象灰度非常不均匀时, 最大迭代次数越大, 可加入对象的像素就越多。总之, 算法对参数  $f$  比较敏感, 对灰度不均匀对象的分割效果较差。图 3 和图 4 所示为图 1 在算法 1 中取同一个种子区域、最大迭代 4 次、 $f$  分别取 1.7 和 1.8 时的结果。



图 3 算法 1 对图 1 的分割结果,  $f$  取 1.7      图 4 算法 1 对图 1 的分割结果,  $f$  取 1.8

从上图结果可以看出, 分割结果对乘积因子太过敏感。乘积因子小的扰动就会导致分割结果有大的变化, 不利于获

得准确的分割结果。因此需要对算法 1 进行改进, 以降低乘积因子的敏感性, 提高分割结果的准确性和稳定性。

本文提出一种局部自适应的置信连接分割算法。首先, 相对原始的置信连接分割, 不做迭代计算, 消除最大迭代次数的影响。其次, 超声多普勒肾动脉血流图像的特点是, 灰度值越大的像素越可能为前景。因此, 向当前区域添加邻域像素时, 只需要设定灰度值的下限。再次, 使局部的置信区间根据局部灰度分布特点自适应变化, 从而改善对灰度不均匀对象的分割效果, 降低对乘积因子  $f$  的值的敏感性; 计算当前局部的灰度均值与种子区域灰度均值之差, 并根据均值差异修正置信区间的值。

设种子区域内像素灰度均值为  $m_s$ , 当前局部灰度均值为  $m$ , 直接使用  $m_s - m$  平移置信下限, 显然不会得到满意的结果: 局部的置信下限与局部灰度均值是线性关系, 当对象和背景间的边界不清晰时, 无法区分对象和背景。因此, 要使用加权方式约束平移量。权值函数应在  $m_s - m$  为 0 时取最大值, 随  $m_s - m$  绝对值上升取值下降, 且能有效约束平移量的范围。高斯函数作为权值, 具有简单和可控的优点, 是一个好的选择。算法描述如下。

### 算法 2

输入: 图像  $I$ , 乘积因子  $f$ ,  $I(X)$  表示图像中  $X$  处的像素值

输出: 分割结果

- (1) 选定初始种子区域。
- (2) 计算当前区域内像素灰度值的均值  $m$  和标准差  $\sigma$ , 记  $T_{\min} = m - f\sigma$  为标准置信下限。
- (3) 用递归方式向当前区域中添加邻域像素, 直至不再有新像素被加入, 添加到当前区域的像素  $X$  符合:
  - a. 是当前区域中的某个“种子”像素  $S$  的 4 连通或 8 连通直接相邻像素;
  - b. 像素  $S$  的给定范围(如  $7 \times 7$ )的邻域均值为  $m_s$ ;
  - c.  $I(X) \geq T_{\min} + (m_s - m)e^{-\frac{(m_s - m)^2}{2t^2}}$ , 其中  $t$  为带宽参数。
- (4) 记当前区域内的像素为前景, 其余为背景, 结束。

上面算法第(3)步的条件 c 中, 函数  $f(x) = xe^{-\frac{x^2}{2t^2}}$ ,  $t > 0$  的形式如图 5 所示, 有极小值点在  $-t$  处, 极大值点在  $t$  处, 在  $[-t, t]$  内单调, 在  $[-t, t]$  外逐渐趋于 0。“种子”像素  $S$  的邻域均值与初始种子区域内的均值的差异体现了对象局部灰度分布的差异。带宽参数  $t$  约束了对这种差异的补偿限度, 在限度内, 差异越大补偿越多; 当差异超过限度时, 为背景的可能性变大, 开始减少补偿。即带宽参数  $t$  决定了对象内灰度分布差异的限度, 超过限度的区域更可能为背景。

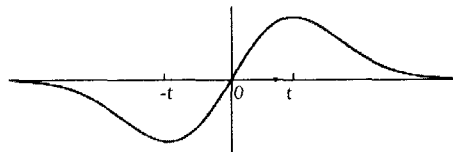


图 5 函数  $f(x) = xe^{-\frac{x^2}{2t^2}}$ , ( $t > 0$ ) 的形式

对同类图像, 带宽参数  $t$  可取固定的经验值, 如 32, 因此算法结果主要依赖种子区域的选取和参数  $f$  的值。由于算法根据局部灰度均值自适应修正了置信区间的值, 因此有效降低了对参数  $f$  的敏感性。在绝大部分实验图像中, 当参数  $f$  在一个合理区间内改变时, 分割结果变化不大。

种子区域的选取可采用用户交互选择的方式, 也可以自动选择。本文使用简单的自动选择方式: 对图像中的 3 个给定位置, 分别计算区域灰度均值, 取均值最大的区域为种子区

域。因为图像中信号区域的分布特点固定,这种方式必能选中信号中的区域为种子区域。

图6和图7显示了算法2对图1的分割结果,其中种子区域相同, $f$ 分别取为1.5和2.0。实验中,当 $f$ 取在 $[1,3]$ 内时,分割结果变化不大,且比原始算法更准确。

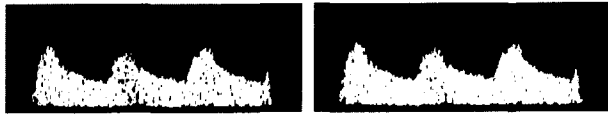


图6 算法2对图1的分割结果,  $f$ 取1.5 图7 算法2对图1的分割结果,  $f$ 取2.0

## 2 干扰信息消除与信号提取

由于信号区域的灰度不均匀,分割后的信号区域内会形成许多小的空隙。某些情况下,图像的顶部干扰信息会被分割为信号区域。图8所示为一个干扰信息较强的图像,其分割结果如图9所示。形态学方法能有效填补小空隙,但是空隙的大小变化较大时,效果不理想。本文使用连通域标号方法进行填补,既能有效填补大小各异的小空隙,同时又能一定程度上消除顶部干扰。



图8 一个干扰信息较大的图像 图9 图8的分割结果,  $f$ 取值2.2

记图像左上角为原点,纵坐标向下为正方向。用连通域标号方法填补空隙,消除干扰信息的步骤是:

- (1) 图像中所有纵坐标值大于种子区域纵坐标值的像素,标为信号。
- (2) 扫描整个图像,对所有不属于信号的区域,做连通域标号<sup>[7]</sup>,并统计各个连通域的像素数。
- (3) 若某连通域的像素数小于给定阈值,重标为信号。
- (4) 否则,若该连通域中像素纵坐标的均值落在图像的上半部分,则对当前连通域中的所有像素 $p$ 、与 $p$ 横坐标相同且纵坐标小于 $p$ 的信号像素重标为背景。
- (5) 所有标号不同于信号的像素,重新标为背景。

其中前3个步骤填补了信号曲线下的空隙,第(4)步消除图像顶部的干扰信息。图10为图9经连通域标号方法处理后的结果。

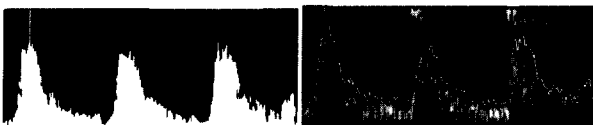


图10 图9经连通域标号方法处理的结果 图11 依据图10处理结果提取的信号值

经过如上处理,提取信号区域的顶部轮廓线,从各点的纵坐标计算出对应的血流速度信号。真实信号有较好的连续性,不应出现突变。但是由于噪声影响、灰度表达差异、分割结果影响等,提取的信号值会出现在某点的突然变化上。本文通过简单的统计特性判断并消除这种突变:对序列中每点,取其邻域并排序,去掉最大和最小值后计算均值,若当前点的值与均值差异大于给定阈值,则用均值代替当前值。图11中白色曲线为消除突变后的信号序列。如上提取的信号序列,

一般还需要平滑降噪。本文使用 Mean Shift 方法<sup>[8,9]</sup>对信号序列滤波,在平滑噪声的同时,能较好地保留真实信号信息。图12为图11中信号经 Mean Shift 平滑后的结果。



图12 经 Mean Shift 平滑后的信号

## 3 实验结果

实验使用临床超声多普勒肾动脉血流数据。仪器为 GE Logiq 9 和飞利浦医疗系统的 IU22 超声诊断仪,使用中心频率 3.5MHz 或 5MHz 的宽频凸阵探头,声束与血流方向间的夹角小于  $60^\circ$ ,取样门大小为  $1\sim 3\text{mm}$ 。排除那些干扰信息与信号关联过强、诊断时人工观察都无法辨别信号的样本,实验样本数量为 120 帧,通过人工检查的方法验证,判断提取的信号序列是否与诊断时观察结果一致。直接对分割算法中的乘积因子  $f$  取值为 2.0 时,绝大部分图像直接得到满意的结果。有 12 帧出现小偏差,7 帧出现较大偏差,在调整乘积因子  $f$  的值后,均可正确提取信号。

**结束语** 超声多普勒肾动脉血流速度信号特征是肾动脉狭窄早期诊断的一个重要手段。本文提出了完整的肾动脉血流速度信号提取的流程和方法。首先利用本文提出的局部自适应的置信连接分割方法分离了信号区域和背景;然后,通过连通域标号的方法填补了小空隙,消除了干扰信息的影响;最后,通过局部统计特性修正提取的信号并使用 Mean Shift 方法为信号降噪,获得了肾动脉血流速度信号。而且经医师验证所提取信号的精度符合医师的要求,因此该方法可以进一步用来提取关键特征。大量的实验也显示本文方法几乎不需要调整参数,就能准确提取肾动脉血流速度信号,具有很强的鲁棒性,能够为后续研究中寻找新的诊断指标提供有效支持。

## 参考文献

- [1] 单华宁,王平立,王执铨,等. 多普勒超声频谱图像信息提取方法研究[J]. 中国图像图形学报,2004,9(10):1245-1248
- [2] 汪源源,吴晓峰,王威琪,等. 超声多普勒血流信号的非线性特征分析及应用[J]. 复旦学报:自然科学版,2001,40(3):268-272
- [3] Bazi Y, Bruzzone L, Melgani F. Image thresholding based on the EM algorithm and the generalized Gaussian distribution[J]. Pattern Recognition, 2007, 40(2):619-634
- [4] Arora S, Acharya J, Verma A, et al. Multilevel thresholding for image segmentation through a fast statistical recursive algorithm [J]. Pattern Recognition Letters, 2008, 29(2):119-125
- [5] Petrou M, Bosdogianni P. 数字图像处理疑难解析[M]. 赖剑煌,冯国灿,等译. 北京:机械工业出版社,2005:210-211
- [6] Ibanez L, Schroeder W, Ng L, et al. The ITK Software Guide, Second Edition [EB/OL]. <http://www.itk.org/ItkSoftwareGuide.pdf>, 2005
- [7] Shapiro L G, Stockman G C. 计算机视觉[M]. 赵清杰,钱芳,蔡利栋,译. 北京:机械工业出版社,2005:42-49
- [8] Comaniciu D, Meer P. Mean shift: A robust approach toward feature space analysis[J]. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 2002, 24(5):603-619
- [9] 王杰,王加银. Mean Shift 算法的收敛性讨论[J]. 北京师范大学学报:自然科学版,2008,44(5):23-26