

# 基于 3D 方向可控制滤波器的 MRA 脑血管检测

周卫平, 於文雪, 舒华忠

(东南大学计算机科学与工程系, 江苏南京 210096)

**摘 要:** 针对低信噪比的磁共振造影 (MRA) 图像, 本文提出了一种新的基于方向可控制滤波器的 3D 脑血管增强和检测方法. 我们把 3D 二进 B 样条小波作为基滤波器, 通过线性组合得到一个可旋转到任意角度的 3D 方向滤波器. 基于该滤波器响应的方向能量被用来检测血管的方向强度. 对多尺度变换下得到的局部能量最大值图像, 采用简单的阈值分割就能抽出完整的脑血管树. 我们对实际病人的 MRA 体数据进行了测试, 得到了比较满意的结果. 实验结果表明, 我们提出的方法简单、可靠, 并适合于其他管状结构如心血管、支气管树的检测和抽取.

**关键词:** 3D 方向可控制滤波器; 3D 二进小波变换; 立体 B 样条; 方向能量; 脑血管检测

**中图分类号:** TP391 **文献标识码:** A **文章编号:** 0372-2112 (2006) 07-1333-04

## Detection of Cerebral Vessels in MRA Based on 3D Steerable Filters

ZHOU Weiping YU Wen-xue, SHU Hua-zhong

(Department of Computer Science and Engineering, Southeast University, Nanjing, Jiangsu 210096, China)

**Abstract** A fully automatic method for enhancement and segmentation of three-dimensional cerebral vessels in low contrast MRA is presented. We obtain the 3D dyadic B-spline wavelets by extending the corresponding 1D wavelet. A 3D steerable filter is then developed based on 3D dyadic B-spline wavelets; it can be adapted to an arbitrary direction. The oriented energy of filter response is introduced for detecting orientation strength of vessels in that direction. The points with maximum of local oriented energy across multiple scales are detected and then cerebral vessel tree can be extracted by simple thresholding. This method was tested on real MRA data and promising results have been obtained. It could be suitable for other types of curvilinear structures such as cardiovascular vessels, bronchial tree.

**Key words** 3D steerable filter; 3D dyadic wavelet transform (DWT); cubic B-spline; oriented energy; vascular vessel detection

## 1 引言

人类的脑血管系统具有复杂的三维 (3D) 解剖结构. 随着 3D 医学成像技术的发展, 特别是 3D 血管造影技术如 DSA、CTA、MRA 等的出现, 使我们能较容易地从复杂的大脑中单独抽取出血管的结构. 在治疗计划、手术导航、以及对血管疾病如狭窄、肿瘤等的诊断中, 3D 血管结构信息可给医生提供非常重要的帮助.

由于 MRA 数据信噪比低, 背景中含有大量的脑组织和其他组织, 因此, 诸多学者致力于从 MRA 体数据中增强和抽取血管方法的研究. 虽然有大量关于血管提取和分割的方法<sup>[1]</sup>, 但大多数方法只适合于二维图像, 不能直接应用于三维. 因此, 对 3D 图像的处理方法仍然有待于进一步的研究. 一些常用的 3D 血管检测主要是基于 Hessian 矩阵

本征值的多尺度分析方法<sup>[2~4]</sup>, 即不同的本征值组合对应不同的特征. Krissian 等<sup>[5]</sup>利用沿梯度方向和主曲率方向各向异性扩散方法来增强血管. Prinet 等<sup>[6]</sup>则利用差分几何方法, 把 3D 图像看成 4D 超平面, 超平面的最大曲率点即对应血管的中心线. Yin 等<sup>[7]</sup>利用有序的区域增长法生成非循环图, 然后实行骨架化操作, 从 MRA 中抽出血管树. 上述方法中, 无论是 Hessian 矩阵或主曲率的计算, 都是基于高斯滤波器的, 且需要计算 3D 二阶导数, 计算复杂度非常高, 一般都在工作站上实现. 为了减少算法的复杂度, 本文中我们提出了一种新的基于 3D 二进 B 样条小波的方向可控制滤波器, 用来增强 MRA 图像, 然后用简单的阈值分割就能抽出脑血管.

作为一种通用的多精度分析工具, 小波变换已在图像处理领域得到了广泛的应用. 自从 Mallat 等<sup>[8]</sup>提出了具有

收稿日期: 2005-10-18 修回日期: 2006-2-27

基金项目: 教育部新世纪优秀人才支持计划 (Na NECT-04-0477)

移不变特性的二进小波变换 (dyadic wavelet transform), 不少研究者将这种小波变换应用到图像处理和图像分析中, 但大多数方法只是针对 2D 图像的边界检测与去噪<sup>[8-11]</sup>.

上述小波变换是  $x$ - $y$  可分离的, 即对图像中的行和列分别进行变换, 且对沿两个轴方向的特征特别敏感. 但是, 在实际的应用中, 除了水平和垂直两个方向外, 图像中的一些重要特征如线、边界、纹理等, 往往具有不同的方向性. 因此, 有必要使用一些对特殊方向敏感的滤波器如方向匹配滤波器 (matching filter) 等来获取那些更精确的方向信息. Freeman 和 Adelson<sup>[12]</sup> 在 1991 年提出了一种新的方向匹配滤波器, 称为方向可控制滤波器 (steerable filters). 由于这种滤波器可任意旋转, 因此可用来检测任意方向的特征信息<sup>[13, 14]</sup>.

Freeman 等<sup>[12]</sup> 利用局部方向能量实现了对 2D 图像中线性和轮廓等混合特征的检测. 局部方向能量为一对正交滤波器组响应的平方和. 该正交滤波器组由基于高斯导数的滤波器及其 Hilbert 变换组成. 然而, 对 3D 图像来说, 要获得 3D 高斯滤波器的 Hilbert 变换是非常麻烦的; 另外, 当计算三维 Hilbert 变换的滤波响应时, 计算量和存储空间将大大增加, 若用目前的 PC 机来实现, 运算的速度将是难以忍受的. 为此, 我们只用基于二进 B 样条小波的单个方向可控制滤波器的响应来构建局部方向能量, 对 MRA 体数据中的 3D 脑血管进行增强, 并检测各血管的边界. 实验结果表明, 我们提出的简单方法也可达到比较好的性能.

## 2 方法

我们首先通过扩展一维小波获得 3D 二进 B 样条小波 (dyadic B-spline wavelets), 然后将其一阶导数作为基滤波器, 通过线性组合得到一个可旋转到任意角度的 3D 方向滤波器. 基于该滤波器响应的方向能量被用来检测血管的方向强度. 在多尺度变换下得到的局部能量最大值的点对应血管的边界.

### 2.1 3D 二进 B 样条小波变换

当函数  $\phi(x)$  满足下列条件时, 被称为小波:

$$\int_{-\infty}^{+\infty} \phi(x) dx = 0 \quad (1)$$

一个信号  $f(x)$  在尺度为  $2^j$ 、位置为  $x$  的二进小波变换定义为<sup>[8]</sup>:

$$W_j f(x) = \int \phi_j(x) f(x) dx \quad (2)$$

其中  $\phi_j(x)$  是由母小波函数  $\phi(x)$  经二进伸缩得到:

$$\phi_j(x) = \frac{1}{2^j} \phi\left(\frac{x}{2^j}\right) \quad (3)$$

我们从一个平滑函数  $\theta(x)$  的一阶或二阶导数得到小波函数  $\phi(x)$ , 高斯函数常常被选作上述平滑函数. 本文中, 我们则选用立体 B 样条及其一阶导数作为平滑函数和母小波. B 样条小波具有许多诱人的特性, 如最优的空间、频率定位特性, 相邻解像度之间的函数具有递推关系等<sup>[15]</sup>.

因此, B 样条小波被广泛地用来对信号或图像进行快速有效的多精度分析.

我们选择一维情况下的立体 B 样条为<sup>[11]</sup>:

$$\theta(x) = \begin{cases} x^3/6 + x^2 + 2x + 4/3, & -2 \leq x \leq -1 \\ -x^3/2 - x^2 + 2/3, & -1 \leq x \leq 0 \\ \theta(-x), & 0 \leq x \leq 2 \\ 0, & |x| > 2 \end{cases} \quad (4)$$

相应的  $\phi(x)$  为其一阶导数.

通过张量积, 1D 的二进 B 样条可很容易地扩展到 3D 情况:

$$\theta(x, y, z) = \theta(x) \theta(y) \theta(z) \quad (5)$$

与之对应的 3D 小波, 沿三个轴方向则有三个分量:

$$\psi(x, y, z) = \psi^1(x, y, z) + \psi^2(x, y, z) + \psi^3(x, y, z) \quad (6)$$

其中

$$\begin{aligned} \psi^1(x, y, z) &= \phi(x) \theta(y) \theta(z), \\ \psi^2(x, y, z) &= \theta(x) \phi(y) \theta(z), \\ \psi^3(x, y, z) &= \theta(x) \theta(y) \phi(z) \end{aligned} \quad (7)$$

由此, 对一个 3D 信号  $f(x, y, z)$  来说, 它在尺度  $2^j$ 、位置为  $(x, y, z)$  时的 3D DWT 同样也有三个独立的分量:

$$\begin{aligned} W_j^1 f(x, y, z) &= \int \psi_j^1(x, y, z) f(x, y, z) dx dy dz \\ W_j^2 f(x, y, z) &= \int \psi_j^2(x, y, z) f(x, y, z) dx dy dz \\ W_j^3 f(x, y, z) &= \int \psi_j^3(x, y, z) f(x, y, z) dx dy dz \end{aligned} \quad (8)$$

在离散空间中, 利用二进 B 样条小波在相邻解像度之间的递推关系, 我们可实现多尺度的 3D 二进 B 样条小波变换的快速计算<sup>[11]</sup>:

$$\begin{aligned} S_{j+1} f + S_j f^* &= (h_j, h_j, h_j) \\ W_{j+1}^1 f &= S_j f^* (g_j, g_j, g_j) \\ W_{j+1}^2 f &= S_j f^* (g_j, g_j, g_j) \\ W_{j+1}^3 f &= S_j f^* (g_j, g_j, g_j) \end{aligned} \quad j = 0, 1, \dots, N \quad (9)$$

### 2.2 3D 方向可控制滤波器

关于 3D 方向可控制滤波器的定义, Freeman 在文献 [12] 中提出了一个总的框架:

$$L^R(x, y, z) = W(r) P_N(x') \quad (10)$$

其中  $L^R(x, y, z)$  是通过将原 3D 滤波器  $L(x, y, z)$  经过变换矩阵  $R$  旋转到方向余弦为  $(\alpha, \beta, \gamma)$  时得到;  $W(r)$  为球对称的窗口函数,  $r = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2}$ ;  $P_N(x')$  为方向变量  $x' = \alpha x + \beta y + \gamma z$  的  $N$  次多项式. 即

$$P_N(x') = (\alpha x + \beta y + \gamma z)^N \quad (11)$$

最典型的球对称窗口函数是高斯函数. 当  $N = 1$  时, 可得到一个非常简单的 3D 可控制滤波器. 由于 B 样条小波和高斯梯度有着许多相似的特性<sup>[8, 9, 11]</sup>, 因此, 本文用式 (7) 中的三个 B 样条小波作为基滤波器, 构成了一个新的方向可控制滤波器:

$$L^R(x, y, z) = \psi^1(x, y, z) \alpha + \psi^2(x, y, z) \beta + \psi^3(x, y, z) \gamma \quad (12)$$

根据实际需要, 我们可将这三个基滤波器旋转到任意的方

向,该方向是由方向余弦 $(\alpha, \beta, \gamma)$ 来表示的.

### 2.3 3D 脑血管的检测

方向分析在脑血管的抽取、建模及多模态配准中有着非常重要的意义. 由于各脑血管的宽度差异大, 它们的方向更是千变万化, 因此, 我们希望通过构建一个“方向能量”函数来测量各血管的方向强度.

Freeman 等<sup>[12]</sup>利用方向能量实现了对 2D 图像中的线和轮廓等混合特征的检测, 该方向能量需要一对正交滤波器组(高斯导数及其 Hilbert 变换). 但是, 在 3D 情况下, 要设计 3D 高斯滤波器的 Hilbert 变换是非常麻烦的; 而且, 当计算三维 Hilbert 变换的滤波响应时, 计算量和存储空间将大大地增加, 若用目前的 PC 机来实现, 运算的速度将是无法忍受的.

为了增强和检测 MRA 体数据中 3D 脑血管的边界, 我们在本文中只用基于二进 B 样条小波的单个 3D 方向可控制滤波器的响应, 来构建局部方向能量. 在尺度为 2, 沿方向余弦 $(\alpha, \beta, \gamma)$ 时的方向能量可简单地定义为:

$$\begin{aligned} E_j(\alpha, \beta, \gamma) &= |f(x, y, z) * L_j^R(x, y, z)|^2 \\ &= |f(x, y, z) * (\phi_j^1(x, y, z)\alpha + \phi_j^2(x, y, z)\beta + \phi_j^3(x, y, z)\gamma)|^2 \\ &= |Wf_j^1(x, y, z)\alpha + Wf_j^2(x, y, z)\beta + Wf_j^3(x, y, z)\gamma|^2 \end{aligned} \quad (13)$$

其中,  $f(x, y, z)$  为 3D 图像, 方向余弦  $\alpha$  和  $\gamma$  满足:

$$\begin{aligned} \alpha^2 + \beta^2 &= \sin^2 \phi \\ \beta/\alpha &= \tan \varphi \\ \alpha^2 + \beta^2 + \gamma^2 &= 1 \end{aligned} \quad (14)$$

其中,  $\phi$  为球坐标系中的方位角, 位于  $x-y$  平面内且与  $x$  轴的夹角;  $\varphi$  是与  $z$  轴的夹角. 血管的方向由这两个角度来决定, 其取值范围均在  $0 \sim 180^\circ$ .

对于体数据中的某一点  $p(x, y, z)$  来说, 若沿方向 $(\alpha, \beta, \gamma)$ 时的方向能量, 在其邻域内为局部最大, 则该点被认为是候补的血管点. 邻域的大小一般取三维 B 样条小波滤波器的窗口大小即可. 由于血管的方向是随意的, 为尽量精确地检测出各血管的方向, 我们以比较小的角度间隔  $15^\circ$  来旋转方向滤波器. 对于 3D 图像  $f(x, y, z)$  中的每一点, 执行上述过程, 得到尺度为  $2^j$  时的局部能量最大值图像  $M_j(x, y, z)$ . 然后, 比较各尺度下的  $M_j(x, y, z)$ , 返回的极大值为最后的候补血管图像  $M(x, y, z)$ , 即  $M(x, y, z) = \max(M_j(x, y, z))$ .

最后, 我们用 Canny 检测器中的非极大值抑制方法(nonmaximal suppression), 对方向能量的局部最大值图像  $M(x, y, z)$  进行简单的阈值分割, 就可抽出整个 3D 脑血管树.

### 3 实验结果

为了验证提出算法的性能, 我们对 MRA 体数据进行了滤波增强, 得到分割后的脑血管图像. 实验中用的 MRA 体数据由 112 层, 大小为  $512 \times 512$  的横轴位断层系列图

像组成, 每层像素大小为  $0.4 \times 0.4 \text{ mm}^2$ , 层厚为  $1.2 \text{ mm}$ . 在滤波前须进行一些必要的预处理. 比如, 在轴向进行立体 B 样条插值, 以获得各向同性的体素; 为减少计算量, 需裁减图像的大小, 选择中心感兴趣区域, 大小为  $256 \times 256$

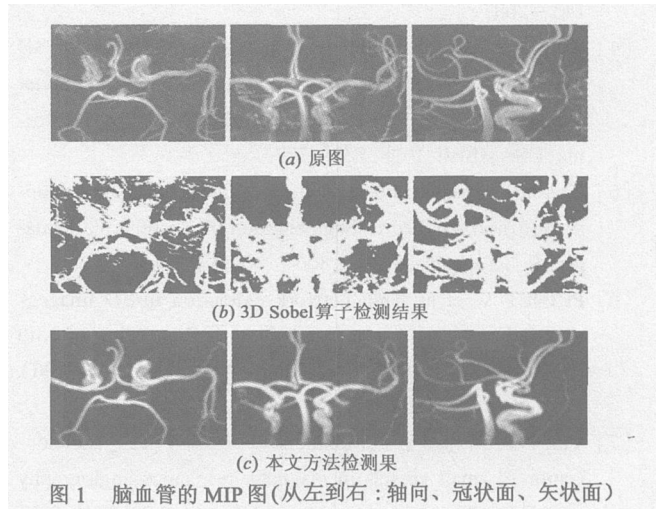


图 1 脑血管的 MIP 图(从左到右: 轴向、冠状面、矢状面)

我们用上述 3D 方向可控制滤波器, 对预处理后的体数据进行了多尺度滤波(选尺度  $j = 0 \sim 2$ ), 并对得到的  $M(x, y, z)$  图像进行了阈值分割. 检测的结果如图 1(c) 所示, 从左到右的图像分别是: 从轴向、冠状面、矢状面进行的最大密度投影 MIP(Maximal Intensity Projection). 为进行比较, 我们用经典的边界检测器—3D Sobel 算子对同一个 MRA 体数据进行增强, 结果如图 1(b) 所示. 从效果看, Sobel 算子在增强血管的同时也将背景大大增强了; 而我们提出的方向可控制滤波器, 由于加强了对方向的判断、检测, 且滤波器大小可调节, 因此, 在增强血管的同时滤除了大多数的背景噪音, 得到了比较满意的分割结果.

### 4 结论

用 3D 二进 B 样条小波代替常用的高斯导数作为基滤波器, 经线性组合得到一个可旋转到任意角度的 3D 方向滤波器. 基于该滤波器响应的方向能量被用来检测血管的方向强度. 在多尺度变换下得到的局部能量最大值的点对应血管的边界. 我们对实测的 MRA 体数据进行了增强和分割, 抽出的脑血管具有很好的平滑性. 实验结果表明, 我们提出的方法简单、可靠, 同样适合于其他管状结构如心血管、支气管树的检测和抽取.

### 参考文献:

- [1] Kibas C, Quek E. A Review of Vessel Extraction Techniques and Algorithms [R]. Technical Report VSLab, Wright State University, Dayton, Ohio, 2002.
- [2] Koller T M, et al. Multiscale detection of curvilinear structures in 2-D and 3-D image data [A]. Proceeding of 5th IEEE International Conference on Computer Vision [C].

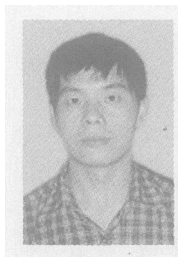
- Boston, USA: IEEE, 1995 864– 869.
- [3] Sato Y, et al Threedimensional multiscale line filter for segmentation and visualization of curvilinear structures in medical images[ J]. Medical Image Analysis 1998 2(2): 143– 268
- [4] Krissian K, et al Modelbased multiscale detection of 3D vessels[ A]. Proceeding of IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR 98) [ C]. California USA: IEEE, 1998 722– 727
- [5] Krissian K, Malandain G, Ayache N. Directional Anisotropic Diffusion Applied to Segmentation of Vessels in 3d Images[ R]. Technical Report 3064, INRIA, 1996
- [6] PRNET V, et al Thin network extraction in 3D images application to medical angiograms[ A]. Proceeding of 13th International Conference on Pattern Recognition (ICPR 96) [ C]. Vienna Austria IEEE 1996 386– 390
- [7] Yin P J, Choyke P L, Summers R M. Gray-scale skeletonization of small vessels in magnetic resonance angiography [ J]. IEEE Transaction on Medical Imaging 2000 19(6): 568– 576
- [8] Mallat S, Zhong S. Characterization of signals from multiscale edges[ J]. IEEE Transaction on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 1992 14(7): 710– 732
- [9] Mallat S, Hwang W L. Singularity detection and processing with wavelets[ J]. IEEE Transaction on Information Theory, 1992 38(2): 617– 643
- [10] Zhang L, Bao P. Edge detection by scale multiplication in wavelet domain[ J]. Pattern Recognition Letters 2002 23(14): 1771– 1784
- [11] Wang Y P, Cai Y L. Multiscale B-spline wavelet for edge detection[ J]. Science in China(A), 1995 38(4): 499– 512
- [12] Freeman W T, Adelson E H. The design and use of steerable filters[ J]. IEEE Transaction on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 1991 13(9): 891– 906
- [13] Simoncelli E P, Farid H. Steerable wedge filters for local orientation analysis[ J]. IEEE Transaction on Image Processing 1996 5(9): 1377– 1382
- [14] Wu Q, Schuize M, Castellan K. Steerable pyramid filters for selective image enhancement applications[ A]. Proceeding of 1998 IEEE International Symposium on Circuits and Systems (ISCAS 98) [ C]. California USA: IEEE, 1998 325– 328
- [15] Unser M. Ten good reasons for using spline wavelets[ A]. Proceeding of SPIE Conference on Wavelet Applications in Signal and Image Processing V [ C]. California USA: SPIE, 1997 422– 431

### 作者简介:



周卫平 女, 1967年生于江苏常熟, 1991年毕业于东南大学自动控制系, 获硕士学位, 现为东南大学副教授, 主要研究方向包括医学图像处理、模式识别与计算机视觉。

Email: zhouweipingcn@yahoo.com.cn



於文雪 男, 1969年生于山东微山, 2000年毕业于东南大学生医系, 获博士学位, 现为东南大学副教授, 研究方向包括计算机辅助诊断与治疗、图像处理、放射治疗、医学物理、生物力学等。

舒华忠 男, 1965年生于江西, 1992年毕业于法国雷恩第一大学, 获应用数学博士学位, 现为东南大学教授, 博士生导师, 主要从事图像处理、应用数学和医学物理等方面的研究工作, 在国际相关领域的核心杂志和会议上发表学术论文一百多篇。