

# 造影图像中冠状动脉的增强方法研究

李春林, 杨洁, 杨世兴

(西安科技大学 电气与控制工程学院, 陕西 西安 710054)

**摘要:** 冠状动脉的造影图像由于受各种因素的影响,其图像质量的效果不是很好,所以有必要对其进行增强处理,以便于后续的区域分割或者骨架线及血管边缘等血管信息的提取。为了解决这个问题,分别采用了 Gabor 滤波器和一维旋转高斯函数对造影图像进行了增强,使得造影图像中的冠状动脉比较凸显,有利于进一步对冠状动脉进行分割;为了进一步改进效果,使用一维旋转高斯函数增强后和原图像加影,实验结果表明,改进的算法能够很好地增强造影图像,对临床应用也具有一定的价值。

**关键词:** 冠脉造影; Gabor 滤波器; 高斯函数; 图像增强

中图分类号: TP391

文献标识码: A

文章编号: 1673-629X(2010)03-0188-03

## Study on Approach to Enhance Coronary Artery in Angiograms

LI Chun-lin, YANG Jie, YANG Shi-xing

(School of Electronic and Control, Xi'an University of Science and Technology, Xi'an 710054, China)

**Abstract:** Coronary angiography images usually are blurry, because of a lot of factors. In order to facilitate following processings - segmentation of regions, extraction skeleton line, edge of vessel and so on, it is necessary to enhance angiography image. To solve this problem, give two methods to enhance angiography image, Gabor filters and rotated one-dimensional Gaussian function, it makes coronary artery more highlight in angiography and it's beneficial to further segmentation of the coronary artery. It will be better result to add the angiography image enhanced by rotated one-dimensional Gaussian function to the original image. The experimental results show that this improved algorithm will enhance angiography image very well and it is valuable in clinical diagnosis.

**Key words:** coronary angiography; Gabor filters; Gaussian function; image enhanced

### 0 引言

冠状动脉(简称冠脉)是从心脏发出的大动脉的第一对分支动脉,分为左右两支,在心外膜表面行走,并且分出许多小分支进入心肌,之后形成丰富的毛细血管供应心肌血液。对于心血管的病变,心血管造影图像是临床诊断心血管疾病的常用手段,通常称为心血管疾病诊断的金标准。

鉴于心脏的周期运动的特点,对冠脉的临床检查通常不进行造影前后的减影处理<sup>[1]</sup>,而是直接利用造影图像观察和诊断心脏疾病。由于存在造影剂分布不均、衰减以及 X 射线曝光不均等各种复杂情况,由相关设备直接获取的造影图像经常不能清晰地显示血管树的局部和全局结构,从而影响了诊断的准确性。为了提高诊断的水平,研究如何从造影图像中将冠脉突出显示是非常重要的,同时,冠脉的增强也是血管分

割、测量和三维重建的重要前提。目前,国内外很多研究机构、大学都在做这方面的研究工作:

(1)Chen<sup>[2]</sup>和 Du<sup>[3]</sup>提出的方法是采用单一尺度在一系列方向上应用非线性有限微分算子;Orkisz<sup>[4]</sup>提出沿血管方向进行中值滤波。这两种方法只进行了单一尺度的操作,无法适应较大的尺度变化。

(2)Frangi<sup>[5]</sup>提出单尺度血管相似性函数和多尺度相似性测度,但是,对于函数里的比例因子的确定很难建立一个适当的选择依据,因此无法对后续结果进行准确评价。

(3)Eiho<sup>S[6]</sup>, Haris K<sup>[7]</sup>等利用血管像素灰度小于背景灰度的特性,采用形态学 Top-hat 算法对冠脉增强,然后利用模板均值滤波进行冠脉提取。Top-hat 方法虽然可以去除造影图像中的部分噪声,但是不能除去尺寸与血管相近或小于血管尺寸的噪声,特别是与血管相连的噪声,因此,提取的冠脉血管不准确。

(4)Chaudhuri<sup>S[8]</sup>利用血管的连续性和血管中心线垂线方向上血管像素灰度以高斯曲线形式分布的特点,采用二维高斯函数对血管进行匹配增强,这种方法

收稿日期:2009-07-04;修回日期:2009-10-22

作者简介:李春林(1985-),男,硕士研究生,研究方向为模式识别、图像处理等。

运算量很大,图像的处理速度比较慢。

笔者在研究冠状动脉特点以及几种增强方法的基础上,分别使用了 Gabor 滤波器和旋转高斯滤波器增强造影图像;由于 Gabor 函数的特性,可以达到增强造影图像的目的,并用自适应阈值分割和区域生长法,能够提取出冠状动脉。而旋转高斯法根据血管中心线垂直方向上像素的灰度近似高斯曲线分布,采用一维旋转高斯函数对心血管进行匹配增强,并把增强后的图像和原图像做相加(简称加影),然后采用自适应阈值分割,并用区域生长方法可以有效地提取出冠脉。

## 1 Gabor 滤波器增强图像

Gabor 函数<sup>[9]</sup>是由 Gabor 首先定义,然后由 Daugman 将其扩展到二维,是复指数调制的具有特定带宽、周期和方向的 2D Gauss 函数。从根本上说,Gabor 滤波器是带通滤波器,它的单位冲激响应函数(Gabor 函数)是高斯函数与复指数函数的乘积。它是达到时频测不准关系下界的函数,具有最好地兼顾信号在时频域的分辨能力。由于高斯函数的局部性特征,使得 Gabor 滤波器只在局部起作用,即具有良好的尺度特性和方向特性,被广泛应用在图像纹理分析和边缘轮廓检测领域。二维高斯函数经过复指数调制后得到 Gabor 函数:

$$f(x, y) = \left(\frac{1}{2\pi\sigma_x\sigma_y}\right) \exp\left[-\frac{1}{2}\left(\frac{x^2}{\sigma_x^2} + \frac{y^2}{\sigma_y^2}\right) + i \times 2\pi\omega x\right] \quad (1)$$

由上面的函数可以构造出 Gabor 掩膜:

$$G(\theta, \omega) = e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}} \cos(\omega x') \quad (2)$$

式中,  $x' = x \cos(\theta) + y \sin(\theta)$ ,  $\theta$  为 Gabor 滤波器探测方向,  $\omega$  为探测频率,取  $s$  为掩膜尺寸。为了让 Gabor 滤波器适应血管结构,有效探测血管方向,可取  $\omega = 2\pi/s$ ,  $\sigma = 2/\omega$ 。通过改变掩膜尺寸  $s$  和方向  $\theta$  随之产生了一系列 Gabor 掩膜。通过改变掩膜尺寸,在各尺寸下改变掩膜方向参数  $\theta$ ,将相应掩膜与图像的点求相关,也就是利用多尺度 Gabor 滤波,可以增强造影图像。

图 1 是冠脉造影原图;图 2 是 Gabor 函数增强图。



图 1 冠脉造影原图



图 2 Gabor 函数增强图

## 2 一维旋转高斯函数增强图像

在冠脉的造影图像中,血管中心线垂直方向上的像素灰度近似高斯曲线分布,Chaudhuri S 曾利用二维高斯函数实现了眼血管的增强,但是这种方法的计算量很大。所以现在采用一维旋转高斯函数对造影图像进行增强,其运算量明显减小。

这种算法的实现方法是:首先遍历造影图像的每一个像素,以每个像素为高斯函数的中心并旋转高斯函数<sup>[10]</sup>,每旋转到一个位置,在高斯函数中心点两侧分别取  $N$  个像素,然后将各点灰度与对应的高斯函数相乘并且求和,取高斯函数在不同角度下的求和的最大值为造影图像上的点,即为增强后的点。一维高斯函数的表达式:

$$G(x) = \exp\left(-\frac{x^2}{2\sigma^2}\right) \quad (3)$$

其中  $x$  为自变量,  $\sigma$  为高斯函数宽度。

由于高斯函数的和不为零,直接用高斯函数对图像处理只能起到平滑的作用,并且运算的结果与造影图像的背景灰度有关,因此达不到理想的增强效果。

现在对高斯函数进行调整:

$$GX_n = G(\rho_n) - \frac{1}{2N+1} \sum_{n=-N}^N G(\rho_n) \quad (4)$$

其中  $n$  为整数。

调整后的高斯函数的和为零,因此与平滑背景卷积结果为零,从而增强结果与背景强度无关。 $G(\rho_n)$  为对应第  $n$  点的修整前高斯函数值,  $GX_n$  为第  $n$  点经过修整的高斯函数值。上式中的  $\rho_n$  为图像选取点对应高斯函数中心点的距离,如:

$$\rho_n = \sqrt{(x_n - x_0)^2 + (y_n - y_0)^2} \quad (5)$$

其中  $x_0$  为高斯函数中心点横坐标;  $y_0$  为高斯函数中心点纵坐标;  $x_n$  为第  $n$  个选取像素横坐标;  $y_n$  为第  $n$  个选取像素纵坐标。坐标  $(x_n, y_n)$  可以由下式求得:

$$x_n = n \cos(\theta) + x_0 \quad (6)$$

$$y_n = n \sin(\theta) + y_0 \quad (7)$$

$x_n, y_n$  计算结果取整,整数  $n$  的取值范围是  $-N$  到  $N$ ,  $n$  作为选取的像素到高斯函数中心距离的估计值,  $\theta$  为高斯函数旋转角度,文中综合考虑了增强效果和计算量,取  $\theta$  为  $45^\circ$ ,  $n$  的符号代表了选取像素点位于高斯函数中心点的两侧。高斯函数中心点增强后的灰度值由下式求得:

$$R(x_0, y_0) = \begin{cases} \max, \max \left\{ \sum_{n=-N}^N GX_n \times L(x_n, y_n) \right\} \\ \theta = 0^\circ \sim 180^\circ \} > 0 \\ 0, \max \left\{ \sum_{n=-N}^N GX_n \times L(x_n, y_n) \right\} \\ \theta = 0^\circ \sim 180^\circ \} \leq 0 \end{cases} \quad (8)$$

$R(x_0, y_0)$  为中心点增强后的灰度;  $L(x_n, y_n)$  为点  $(x_n, y_n)$  的增强前灰度。如果旋转高斯函数在待增强点的某个位置上得到的增强灰度最大并且大于零, 则认为该点为血管上的点, 增强得到的灰度值为该最大增强值, 否则, 认为该点为非血管点, 增强灰度赋零, 作为背景。  $N$  大小的选择与冠脉血管增强结果有关, 对于半径为  $N$  的血管增强效果要比半径大于或者小于  $N$  的血管增强效果好。因此, 为了兼顾图像中血管主干和毛细血管,  $N$  的大小一般选为造影图像中最大血管半径的一半。

由于高斯函数具有很好的平滑作用, 可以去除很多噪声, 但是处理的结果背景比较暗, 而冠脉血管也比较暗, 为了提高冠脉血管的灰度值, 也为了下一步处理做准备, 把一维高斯函数旋转处理的图像和原图像相加(简称加影), 这样就可以得到比较亮的冠脉血管图像。图 3 和图 4 分别是旋转一维高斯函数增强图以及增强图和原图加影图像。

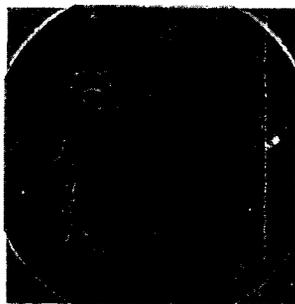


图 3 旋转一维高斯函数增强图

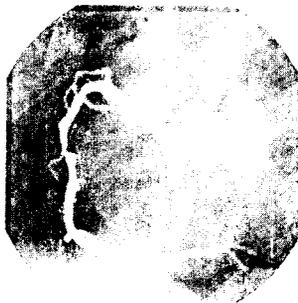


图 4 增强图和原图加影图像

### 3 自适应灰度阈值分割法

在原始的冠脉造影图像中, 血管区域灰度值要小于背景灰度值, 医生肉眼识别造影图像中的冠脉血管就是根据这一视觉特征。因此, 文中采用了局部自适应灰度阈值法进行冠脉区域的提取。该方法首先利用一个区域模板遍历图像, 然后在模板内以灰度均值作为阈值进行血管区域的提取。阈值处理后的像素灰度如下:

$$I(x, y) = \begin{cases} I(x, y), & I(x, y) < \frac{1}{N \times M} \sum_{n=1}^N \sum_{m=1}^M I(x-n, y-m) \\ 255, & I(x, y) \geq \frac{1}{N \times M} \sum_{n=1}^N \sum_{m=1}^M I(x-n, y-m) \end{cases} \quad (9)$$

其中  $n$  和  $m$  分别为图像的横坐标和纵坐标,  $N$  和  $M$  分别为自适应均值模板的高和宽,  $I(x, y)$  为像素灰度。将灰度大于等于模板均值的像素灰度值赋值

255, 作为背景, 否则保留该点灰度值。自适应阈值法是建立在造影图像视觉特征的基础上, 对结构噪声比较敏感。自适应分割方法虽然把冠脉分割出来, 但是并没能把冠脉和背景彻底分离, 所以可以在这个基础上, 运用区域生长的方法就可以进一步提取冠脉血管。图 5 和图 6 分别是 Gabor 法增强图像分割图和旋转法增强图像分割图。

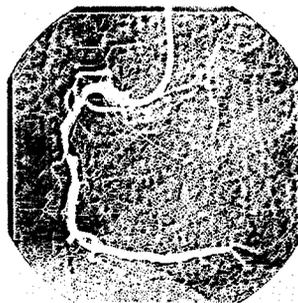


图 5 Gabor 法增强图像分割图

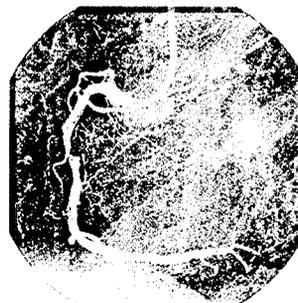


图 6 旋转法增强图像分割图

区域生长方法: 首先在冠脉血管上选取种子点, 然后从种子点开始, 将相邻的具有同样性质的像素归并到区域中, 从而逐步增长区域, 直到没有可以归并的点或其它小区域为止。因此, 可以用区域生长的方法对增强的图像进行冠脉血管的提取, 从而可以进行冠脉造影图像的其它处理。由于篇幅有限, 区域生长法不在此描述。

### 4 结束语

文中分别利用了 Gabor 滤波器的方法和一维高斯函数旋转的方法对冠脉造影图像进行增强, 并对旋转法的结果进行加影, 从而得到了比较好的效果。虽然这两种方法都能达到增强造影图像的目的, 但是 Gabor 滤波器方法用时比较长, 而旋转法处理速度比较快, 增强效果也很好, 具有一定的实用价值。由于文中的方法是针对冠脉造影图像中的血管增强, 在血管得到增强后, 就可以采用自适应阈值分割和区域生长法提取血管网络, 之后可以进一步地提取血管中心线, 检测血管的边缘和计算血管宽度等信息, 为三维重建和运动估计打下基础。

#### 参考文献:

[1] 李丽, 刘越, 王涌天, 等. 冠脉造影图像血管增强新方法研究[J]. 中国医学影像技术, 2007, 23(1): 129-132.  
 [2] Chen H, Hale J. An algorithm for MR angiography image enhancement[J]. MRM, 1995, 33(4): 534-540.  
 [3] Du Y P, Parker D L. Vessel enhancement filtering in three-dimensional MR angiograms using long range signal correlation

文本编辑器集成的错误报告机制。

3) AADL XML 浏览和编辑环境。

4) 语法敏感的 AADL 模型结构对象编辑器,以及 AADL 属性浏览器。

5) AADL XML 向文本 AADL 转换器。

6) AADL 向 MetaH 转换器。

7) 基于 Eclipse GEF 的图形 AADL 编辑器。

另外,OSATE 已经开发成功多个分析插件用于执行各种架构的一致性检查、可靠性分析、数据质量和安全分析以及资源调度等。

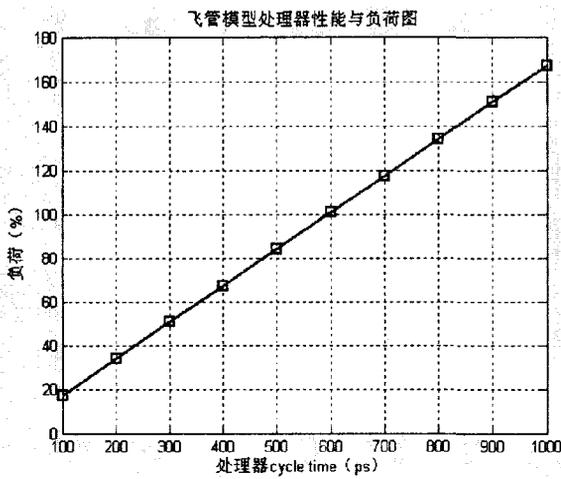


图 3 处理器性能与负荷图

图 3 显示了飞管 AADL 模型在速率单调度算法条件下,处理器性能与系统利用率之间的关系图,由图可以看出处理器性能与负荷之间为线性关系。根据该仿真结果,结合系统可调度性理论<sup>[8]</sup>,可以得出该飞行管理系统必须在处理器 cycle\_time < 450ps 的条件下,才能满足 6 任务可调度性要求,即利用率小于 73.4%。在有些安全关键的实时系统实现中,为了保证系统的可靠性和容错性,还需要保证一定的系统余量。以上基于飞管系统 AADL 模型的仿真分析为处理器选型、系统设计、软件设计与优化提供了依据,同

时可以在系统、软硬件实现成本之间达到最优。

### 3 结束语

文中主要论述了飞行管理系统 AADL 建模,系统单处理器、多处理器调度理论以及 AADL 模型的仿真分析。目前 AADL 还不支持对 ARINC653 规范中健康监控的建模,进一步将结合 FCOS 操作系统和飞行管理系统对健康监控的 AADL 建模进行研究。此外,根据实际应用,基于 AADL 模型的分级调度、空闲挪用调度等算法还需要进一步评估与分析,针对一些复杂的任务管理系统,多处理器系统的分析与建模所涉及的任务分派、迁移以及均衡等等问题也需要展开进一步的研究。

#### 参考文献:

- [1] SAE International. Architecture Analysis and Design Language(AADL)[M]. [s.l.]:[s.n.],2004.
- [2] Dissaux P. Using the AADL for mission critical software development[C]//2nd European Congress ERTS, Embedded real time software. Toulouse:[s.n.],2004.
- [3] Airlines electronic engineering committee. ARINC specification 653-2[M]. [s.l.]:Aeronautical radio,inc.,2005.
- [4] Sokolsky O, Lee I. Schedulability Analysis of AADL Models [M]. [s.l.]:IEEE,2006.
- [5] Liden S. The Evolution of Flight Management Systems[C]// Digital Avionics Systems Conference. Phoenix, AZ:[s.n.], 1994:157-169.
- [6] SAE International. Flight Management Systems Review[M]. [s.l.]:[s.n.],2007.
- [7] 王江云, 杨晓阳. 民航飞行管理系统建模与仿真实现[J]. 飞行力学,2008,26(2):56-59.
- [8] Singhoff F, Legrand J. Scheduling and Memory requirements analysis with AADL[C]// International ACM SIGADA Conference. Atlanta, USA:[s.n.],2005.

(上接第 190 页)

- [J]. JM-RI,1997,7(2):447-450.
- [4] Orkisz M M. Improved vessel visualization in MR angiography by nonlinear anisotropic filtering[J]. MRM,1997,37(6): 914-918.
- [5] Frangi A F, Niessen W J, Vincken K L, et al. Multiscale vessel enhancement filtering[J]. Lecture Notes in Computer Science, 1998,1496:130-137.
- [6] Eiho S, Qian Y. Detection of coronary artery tree using morphological operator[J]. Computers in Cardiology, 1997, 24: 525-528.
- [7] Haris K, Efstratiadis S N. Model-based morphological seg-

- mentation and labeling of coronary angiograms [J]. IEEE Trans Med Imag,1999,18(10):1003-1014.
- [8] Chaudhuri S, Chatterjee S, Katz N, et al. Detection of blood vessels in retinal images using two-dimensional matched filters[J]. IEEE Trans Med Imag,1989,8(3):263-269.
- [9] 李颖超,刘越,王涌天.基于多尺度 Hessian 矩阵和 Gabor 滤波的造影图像冠脉中心线提取[J]. 中国医学影像技术, 2007,23(1):133-136.
- [10] 徐智,郁道银,谢洪波,等.心血管造影图像中的心血管提取[J]. 中国生物医学工程学报,2003,22(1):6-11.